تأثير المخللات على فترة صلاحية أسلاك تقويم الأسنان

أ.د. منى خضير عباس م. محمد عبد اللطيف أحمد
هندسة الإنتاج والمعادن / الجامعة التكنولوجية / بغداد / العراق

الخلاصة :

يتلخص البحث بتحديد أطول فترة صلاحية لأسلاك تقويم الأسنان في ثلاثة أجواء أكالة ، الأول جو مماثل لفم الإنسان تقريبا " من حيث الوسط الأكال (اللعاب الصناعي) (Artificial Saliva) ودرجة الحرارة والحامضية والتهوية ، ومقارنتها بالأسلاك العاملة في محلول حامض ألخليك (CH_3COO) فقط وبنفس التهوية و درجة الحرارة السابقة كجو أكال ثاني، ثم الأسلاك المتواجدة في اللعاب الصناعي ومضافا " له حامض ألخليك (CH_3COO) كجو أكال ثالث وبدرجة حرارة جسم الأنسان وله نفس التهوية أيضا " . وتمت الدراسة باستخدام منظومة مصممة و مصنعة محليا " حسب المواصفة القياسية الأميركية المعدلة (ASTM G٣١) ، وأسلاك تقويم الأسنان المستخدمة من نوع الفولاذ المقاوم للصدأ الأوستنايتي (AISI ٣٠١) . وبعد إجراء اختبارات التآكل الثلاث أعلاه و لفترة زمنية مقدارها ستة أشهر متتالية وباستخدام قانون معدل تغلغل أومعدل نفاذ تنقر التآكل ((Corrosion Penetration Rate (CPR) وبالطرق الرياضية التقليدية ومن الصور المجهرية للعينات قبل وبعد حالات التآكل وجد بأن الأسلاك تكون بفترة صلاحية أطول عند جو مماثل لفم الأنسان (yr. ٦٥.٣٢٤) وتليها الأسلاك العاملة في حامض ألخليك فقط وبدرجة حرارة وتهوية مماثلة للفم (yr. ٣٢.٩٨٢) ثم تليها الأسلاك العاملة في اللعاب الصناعي مضافا " له حامض ألخليك عند درجة حرارة وتهوية مماثلة للفم(yr. ١٥.٨٦٣). أي إن أطول فترة خدمة تكون في الحالة الأولى لأن تآكلها يقل بنسبة (٥٠%) عن الحالة الثانية وبنسبة (٨٦%) عن الحالة الثالثة.

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

Effect of Pickles on the Validity Period of Orthodentic Wires

Prof. Dr. Muna Khudhair Abbass *Lecturer. Mohammed Abdulateef Ahmed*
**Dept. of Production and metallurgy University of Technology*
Mukea٢٠٠٥@yahoo.com *metal_metal٤٨@yahoo.com*
Mobile ٠٧٧٠٩٢٣١٤٠٢

Abstract :

The summery of this research is to determine the longest validity period of the orthodentic wires used in three corrosive media. The first was similar to human mouth such as corrosive medium (artificial saliva), human temperature, aeration and acidity (pH), in comparison with the second corrosive medium was Khelic acid solution (CH_3COO) only at same temperature and aeration above. The final comparison with the third corrosive

medium was mixture of artificial saliva with khelic acid solution at same human temperature and aeration too. This study was achieved by using corrosion system was locally designed and made according to modified American standard (ASTM G٣١) .The orthodentic wires in this research type (AISI ٣٠١). By using the Corrosion Penetration Rate formula (CPR), traditional mathematical methods after three corrosion tests mentioned for six months in sequent and by using microstructures of samples before and after those tests. It was found the longest validity period of orthodentic wires was in medium which similar to human mouth (٦٥.٣٢٤ yr.) then wires in khelic acid solution only at same human temperature and aeration (٣٢.٩٨٢ yr.), and shortest validity period of wires was in third medium (mixture of artificial saliva and khelic acid solution at same human temperature and aeration) (١٥.٨٦٣ yr.).The longest validity period was in the first state because in which corrosion less (٥٠%) than the second state and less (٨٦%) than the third state.

Key words : Khelic acid , Orthodentic , Bio materials , Stainless steel, Austenitic steel ,Artificial saliva .

١. المقــدمة

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 الكلوراید (-Cl) ومحاليل ألكتروليتية أخرى مثل البيكاربونات و مقادير قليلة من البوتاسيوم و الكالسيوم والمغنسيوم و الفوسفات والكبريت والأحماض الأمينية والبروتينات والبلازما والسوائل اللمفية وغيرها[١,٢,٣].

من المعروف إن اللعاب يحوي على محلول كلوريد الصوديوم والذي يعتبر من الأوساط المؤثرة على الفولاذ المقاوم للصدأ لأحتواءه على هالوجين أو هاليد (Cl^-) والذي يعتبر من الأيونات الأساسية المولدة للتآكل التنقري . ومن المعروف بأن أيون الكلوراید (Cl^-) يسبب تآكل أسرع من أيونات البروميد (Br^-) والفلوراید (F^-) واليوديد(I^-) بسبب حجم الأيون و الترتيب الألكتروني وحركة الأيونات و ألفتها الكيميائية ولهذا يعتبر أيون الكلوراید (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].

إن المخللات تدخل من ضمن الوجبات اليومية لمختلف شعوب العالم والمخللات لا يمكن أن تتكون إلا بوجود حامض الخليك ولهذا فلا بد من دراسة تأثيرها على أسلاك تقويم الأسنان كونها ذات تأثير مباشر وسريع على تآكل أسلاك تقويم الأسنان كذلك الحال معى الحشوات الدائمية والأماكن المخفية من الأسنان، حيث يخفض من قيمة الحامضية داخل الفم مولدة" نواة أو بداية لحصول التسوس في الأسنان والتآكل في الحشوات الدائمية وأسلاك تقويم الأسنان [٦,٧,٨].

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 الكلوراید (Cl^-) المحفز لتوليد التآكل التنقري في الفولاذ المقاوم للصدأ[١,٥].

ولهذا سندرس حالات من التآكل في لعاب صناعي وفي محلول حامض ألخليك وفي اللعاب الصناعي ومضافا" له حامض الخليك وجميعها عند درجة حرارة الجسم وبوجود التهوية.

وتقويم الأسنان هو فرع تخصصي من علوم طب الأسنان الذي ينصب اهتمامه 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 والابتسامة مما يعزز ثقة المريض بنفسه و بناءا" عليه يمكن تلخيص فوائد المعالجة 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[٢،١].

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 [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[٥،٤].

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[٨،٧،٦].

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[١٢،١١،١٠،٩].

٢. الجانب النظري

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

$$CPR\ (\mu m\ /\ yr.) = (KW\ /\ \rho\ A\ t) * 10^{3} \quad \ldots\ldots\ldots(١)$$

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 بدون وحدات.

W مقدار فرق الوزن (mg).

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

t زمن التعرض لوسط التآكل (hr) .

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

$$A = 2\pi(d/2)h \qquad \text{.....(٢)}$$

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)** :-

$$PD(\mu m) = CPR(\mu m / yr.) * t (yr.) \qquad \text{.....(٣)}$$

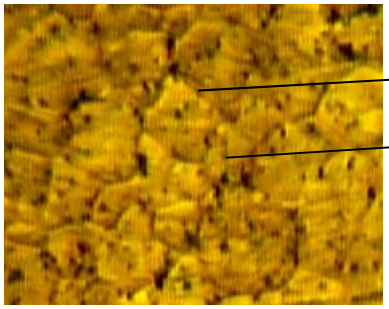
ولتخمين العمر التقريبي الكلي (أو فترة الصلاحية التقريبية) (Piece Life) لسلك تقويم الأسنان في أي وسط من أوساط الأختبار الأربعة يتم بالضرب الرياضي لمقلوب معدل عمق التنقر(١/CPR) بحاصل طرح عمق التنقر (PD) من قطر السلك الكلي (d) ، أي قطر السلك مطروحا" منه عمق التنقر أو عمق الأختراق و مقسوم على معدل أختراق 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:-

$$PL(yr.) = [d - PD(\mu m)] / CPR(\mu m / yr.) \qquad \text{.....(٤)}$$

٣. الجانب العملي

١.٣ تحضير العينات

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



الشكل (١) البنية المجهرية لأسلاك تقويم الأسنان المستخدمة ومن نوع (AISI٣٠١) فولاذ أوستنايتي مقاوم للصدأ وبقوة تكبير (٥٠٠X).

جدول (١) يبين التركيب الكيميائي للفولاذ الأوستنايتي (AISI ٣٠١) المستخدم كأسلاك لتقويم الأسنان.

العناصر Elements	C	Cr	Ni	Mn	V	W	Si	Fe
نسبته المئوية Wt%	٠.١٣٥	١٦.٣٨	٦.٤٤	١.٧٥	٠.٠٠٩	٠.٠٠٢	٠.٠٥	Rem.

جدول (٢) الخواص الميكانيكية للفولاذ الأوستنايتي (AISI ٣٠١) [٩].

التصليد	الحالة	مقاومة الشدMpa	مقاومة الخضوع Mpa (٠.٢%)	النسبة المئوية للأستطالة L_o=٢.٥mm	الصلادة بـ (روكويل)	الصلادة بـ (برينيل)
بالأنفعال	مشكل على البارد بدرجة (١/٢)	١٠٥٠	٧٧٠	١٥	C٣٢	٣٢٠

٢.٣ تحضير المحاليل

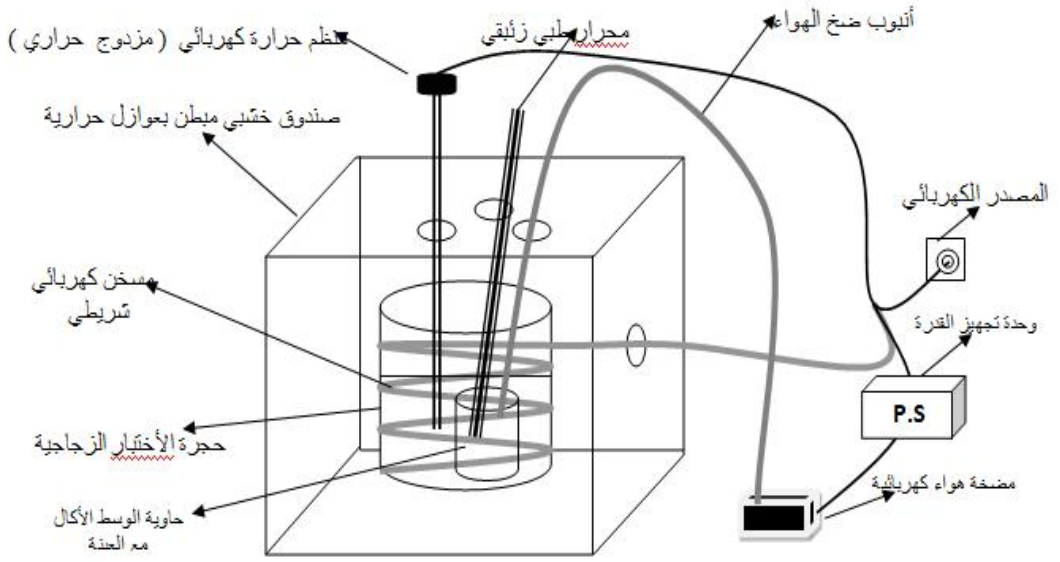
يتم تهيئة و تحضير مادة اللعاب الصناعي (Artificial Saliva) والذي له تركيب كيميائي مبين في **جدول (٣)** ويعتبر وسط أكال ، وهو متعادل الحامضية (pH=٧) وكذلك تهيئة المحلول الأكال الآخر وهو حامض الخليك (CH_3COO) ذو الحامضية (pH=٥.٣) لأختبار الفولاذ المقاوم للصدأ.

جدول (٣) 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.

٣.٣ تصنيع منظومة الاختبار

تتكون المنظومة من حاويتين بلاستيكيتين سعة كل واحدة منها (٢٠ml.) توضع فيها العينات مع المحاليل الأكالة (اللعاب الصناعي ،محلول حامض الخليك أو أو محلول حامض الخليك واللعاب الصناعي معا") 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(٢a,٢b,٢c) حيث إن (٢a) يعطي الشكل التخطيطي للمنظومة والشكل (٢b) صورة فوتغرافية لمنظومة الأختبار وهي منصوبة و مغلقة ، أما الشكل(٢c) 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) (Input٢٢٠V (Maxima Model ١٢٠٠VA) (Output ٢٢٠V AC ٥٠Hz. & AC ٥٠Hz.) صيني المنشأ للحيلولة دون أنقطاع تجهيز المنظومة بالأوكسجين لحين توفير مصدر كهربائي جديد.



شكل (٢a) مخطط لمنظومة الأختبار المستعملة (المصممة والمصنعة محليا").

شكل (٢b) صورة فوتغرافية لمنظومة أختبار منصوبة.

شكل (٢c) صورة فوتغرافية لمنظومة أختبار مفتوحة.

شكل (٢) منظومة الأختبار المصممة والمصنعة محليا" حسب المواصفة الأميركية المعدلة (ASTM G ٣١) .

٤. أختبارات التـــآكــل

بعد تحضير عينات من سلك تقويم الأسنان المذكور و أيجاد وزنها الأبتدائي، نقوم بغمر العينات في محاليل التآكل لحالات التآكل الثلاثة المذكورة، أي بثلاثة 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 محلول حامض الخليك وبحامضية (pH=٥.٣) و داخل حاوبة أخرى ضمن المنضومة ويضخ لها الهواء الجوي وبنفس درجة الحرارة أيضا" .

المجموعة الثالثة : العينات في محلول حامض الخليك واللعاب الصناعي معا" وبحامضية (pH=٤.٧) 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 للثلاثة مجاميع ونجد فرق الوزن الحاصل بها ؛ أي تكرر عملية أيجاد فرق الوزن ستة مرات متتالية لكل حالة من الحالات الثلاثة المذكورة أعلاه. وبعدها أيجاد ***(CPR , PD ,and PL)*** باستخدام الصيغ الرياضية السابقة الذكر وكذلك دراسة البنيات المجهرية لكل حالة من الحالات التآكل الثلاثة .

٥. النتائج والمناقشة

من نتائج التجارب و معرفة فرق الوزن للعينات ، و بعد أنقضاء ستة أشهر نحصل على **الجدول (٤)** . ومنه يتبين بأن الأسلاك تكون بفترة صلاحية أطول عند جو مماثل لفم الأنسان حيث يكون معدل نفاذية التآكل وعمق التنقر منخفض مقارنة" بالحالتين الأخرتين 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 والأسلاك المتآكلة[٣,٢]. ولهذا كان تآكل السلك في هذا الوسط أقل من الحالتين الأخرتين أي فترة صلاحية السلك هنا أطول من الحالتين الأخريتين لاحظ **الشكل (٣a)** .

وتليها الأسلاك التي تعمل في محلول حامض الخليك فقط وبنفس التهوية وعند درجة حرارة الجسم الطبيعية ، فتكون فترة صلاحيتها أقصر من الحالة الأولى والسبب يعود الى إن مقدار الحامضية يعجل من التآكل و لا يولد طبقة خمودية مثالية تعيق تبادل الأيونات بشكل كافي كما في الحالة السابقة[٨,٥] . وبذلك سيكون معدل نفاذية التآكل وعمق التنقر أكبر من الحالة السابقة وهذا ما يولد فترة صلاحية أقصر من الحالة الأولى **والشكل (٣b)** قد أكد ذلك .

و يعقبها الأسلاك العاملة في مزيج اللعاب الصناعي ومحلول حامض الخليك وبنفس التهوية و درجة حرارة السابقة حيث يعطي هذا الوسط معدل تغلغل للتنقر و عمق تنقر أكبر من الحالتين السابقتين وهذا يعود لدور الأس الهيدروجيني المنخفض بسبب المزج بين اللعاب الصناعي ومحلول حامض الخليك و المحفز للتآكل التنقري ومن ثم تنقرات كثيرة وعميقة تقلل من فترة صلاحية السلك أكثر من الحالتين السابقتين لعدم تكوين طبقة خمودية جيدة وواقية حيث تكون طبقة الخمودية هنا ضعيفة جدا" وسريعة التكسر و الأنهيار وهذا موضح بالشكل (٣c) [١٣,١١,١٠].

إن الأختلاف بين الحالات الثلاث من حيث الصور المجهرية **(٣a,b,c)** هو أن قطر فتحة التنقر يكون أكبر ما يمكن في الحالة الثالثة **(٣c)** والحالة الثانية **(٣b)** تكون أصغر منها قطرا" أما الحالة الأولى **(٣a)** فتكون الأصغر قطرا" وهذا يعود للأسباب المذكورة أعلاه.

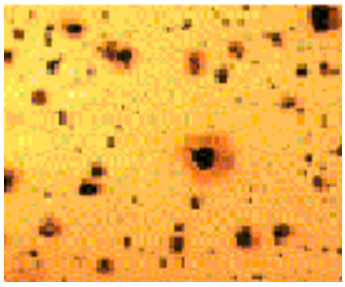
أما **الجدول (٥)** فقد بين النسب المئوية بين حالات التآكل الثلاثة و الفرق فيما بينها ، حيث تبين بأن أعلى نسبة مئوية للتآكل (بعد ستة أشهر من الأختبارات) تكون في الحالة الثالثة وتبلغ مقدار (٣.٦٦%) و تليها بشدة النسبة المئوية للتآكل عند الحالة الثانية وتبلغ أعلى قيمة لها (١.٠٢%) أما الحالة الأولى فتبلغ أعلى نسبة مئوية لها بمقدار (٠.٥١%) أي هي ألأقل شدة ، ومن تلك النسب يتبين بأن أعلى معدل للتآكل يحدث في الحالة الثالثة وبمقدار(٩.٢١µm/yr.) عند الشهر السادس ، أي أقصر فترة خدمة (١٥.٨٦٣ yr.) مقارنة" بالحالة الثانية التي يكون معدل تآكلها أقل من الحالة الثالثة و مقداره (٣.٢٢µm/yr.)وبفترة خدمة أطول (٣٢.٩٨٢ yr.) وعند الشهر السادس أيضا" ، أما الحالة الأولى فتعتبر أفضل حالة في مقاومة التآكل وبعد الستة أشهر من الأختبارات ، حيث كان أعلى معدل لها للتآكل بمقدار (١.٥٣µm/yr.) وهو أقل من الحالتين السابقتين الثالثة والثانية مما تعطي فترة خدمة أطول من تلك الحالتين ومقدارها (٦٥.٣٢٤ yr.) . وعلى كل حال فجميع الحالات الثلاثة تقع ضمن الحد المسموح به للخدمة وهو(CPR< ٠.٥ mm/yr.). **والأشكال (٨-٣)** توضح ما قد ذكر أعلاه.

جدول (٤) المقارنة بين حالات التآكل الثلاثة من حيث معدل نفاذية التآكل وعمق التنقر وفترة صلاحية السلك .

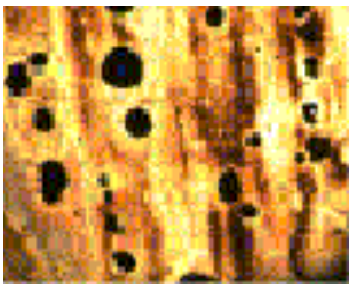
ت	الحالة	CPR (µm/yr.)	PD (µm.)	PL (yr.)
١	جو مماثل لفم الأنسان	CPR١=١.٥٣	PD١=٠.٧٣٢	PL١= ٦٥.٣٢٤
٢	محلول حامض الخليك	CPR٢= ٣.٢٢	PD٢=١.٤٦٤	PL٢= ٣٢.٩٨٢
٣	مزيج اللعاب الصناعي ومحلول حامض الخليك	CPR٣=٩.٢١	PD٣=٢.٩٢٨	PL٣=١٥.٨٦٣

جدول (٥) النسبة المئوية للتآكل **للحالات الثلاثة.**

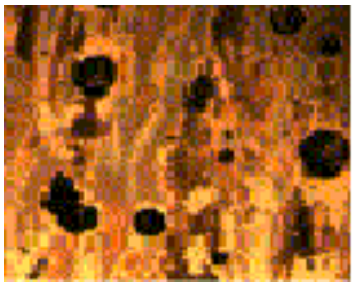
الزمن	الحالة الأولى	الحالة الثانية	الحالة الثالثة
الشهر الأول	٠%	٠.١٧%	٠.٦١%
الشهر الثاني	٠.١٧%	٠.٣٤%	١.٢٢%
الشهر الثالث	٠.٣٤%	٠.٥١%	١.٨٣%
الشهر الرابع	٠.٣٤%	٠.٦٨%	٢.٤٤%
الشهر الخامس	٠.٥١%	٠.٨٥%	٣.٠٥%
الشهر السادس	٠.٥١%	١.٠٢%	٣.٦٦%



شكل (٣a) التآكل التنقري لأسلاك تقويم الأسنان عند الحالة الأولى (في اللعاب الصناعي فقط) بعد ستة أشهر من الأختبار وبقوة تكبير (٥٠٠X) .

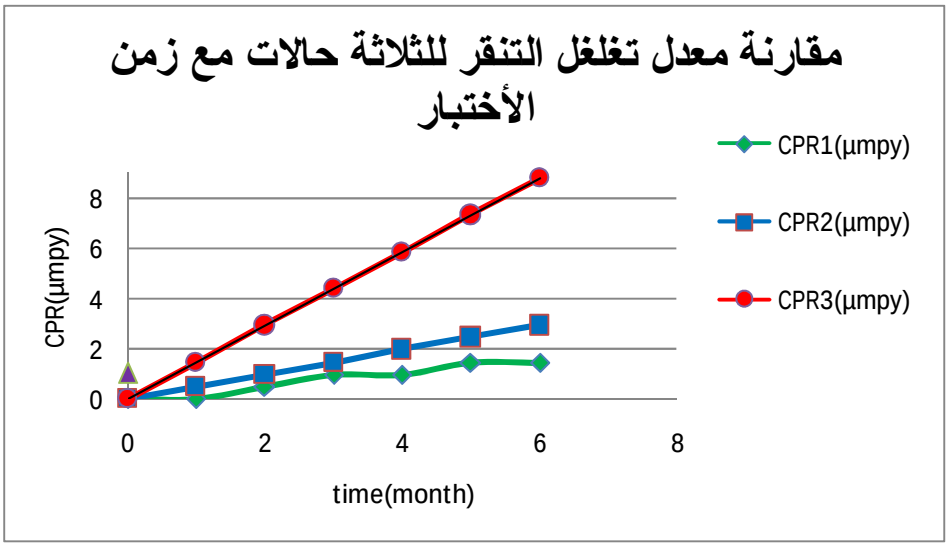


شكل (٣b) التآكل التنقري لأسلاك تقويم الأسنان عند الحالة الثانية(في حامض الخليك فقط) بعد ستة أشهر من الأختبار وبقوة تكبير (٥٠٠X) .

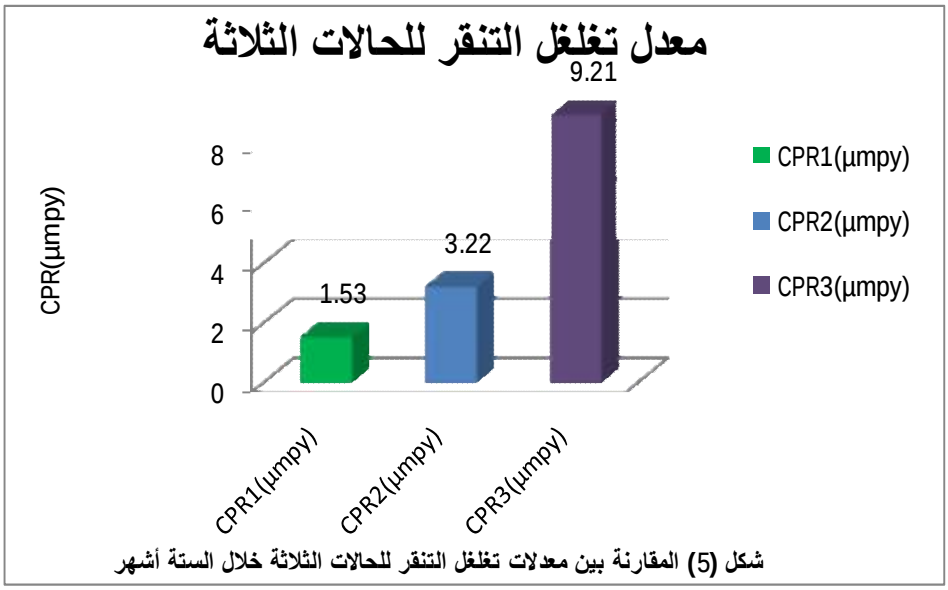


شكل (٣c) التآكل التنقري لأسلاك تقويم الأسنان عند الحالة الثالثة (في مزيج اللعاب الصناعي ومحلول حامض الخليك) بعد ستة أشهر من الأختبار وبقوة تكبير (٥٠٠X) .

شكل (٣) صور مجهرية لأسلاك تقويم الأسنان بعد ستة أشهر من حالات التآكل الثلاثة.

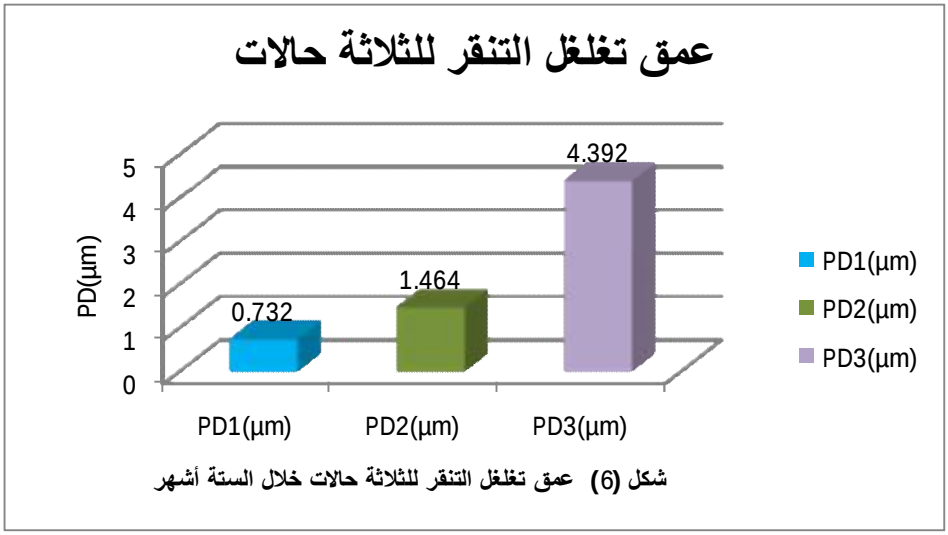


شكل (٤) معدل تغلغل التآكل التنقري في الثلاثة حالات بعد مرور ستة أشهر .



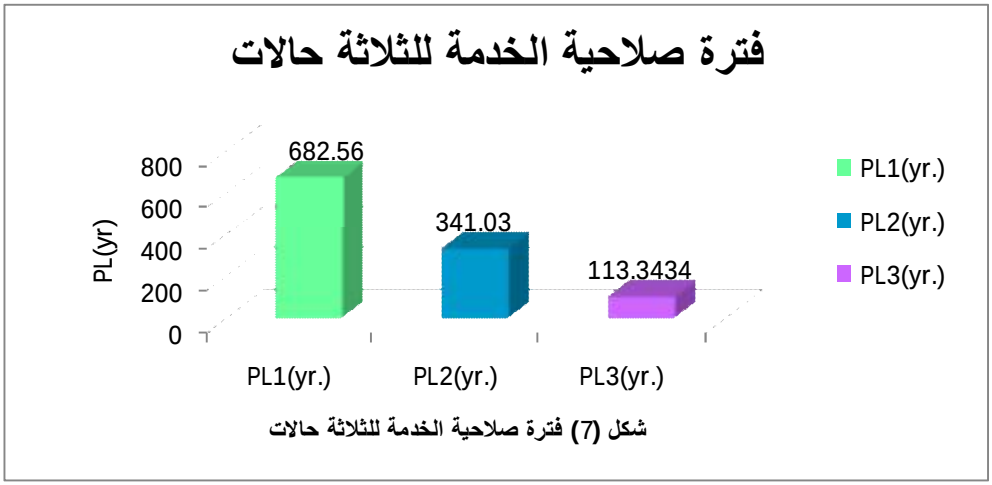
شكل (5) المقارنة بين معدلات تغلغل التنقر للحالات الثلاثة خلال الستة أشهر

شكل (٥) المقارنة بين معدلات تغلغل التنقر للحالات الثلاثة خلال الستة اشهر



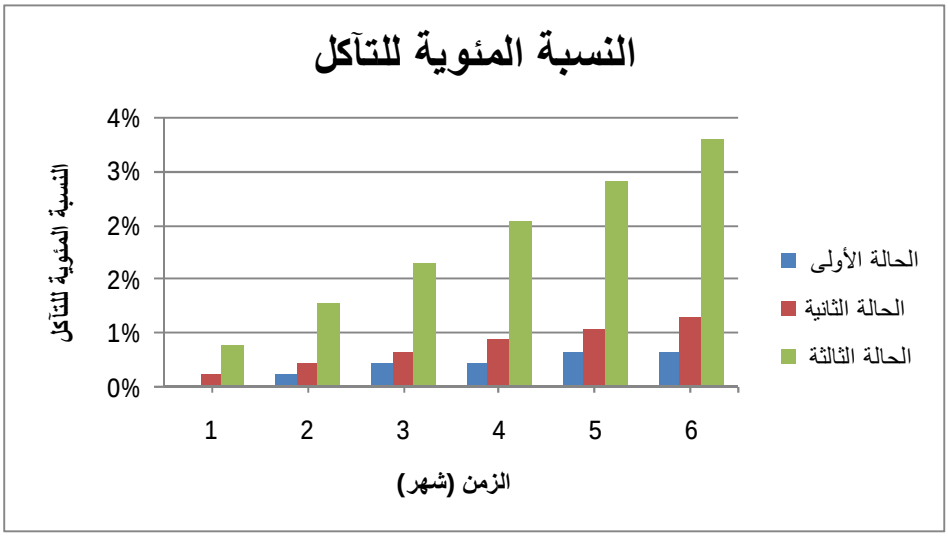
شكل (6) عمق تغلغل التنقر للثلاثة حالات خلال الستة أشهر

شكل(٦) عمق تغلغل التنقر للثلاثة حالات خلال الستة اشهر



شكل (7) فترة صلاحية الخدمة للثلاثة حالات

شكل (٧) فترة صلاحية الخدمة للثلاثة حالات



شكل (٨) قيم النسب المئوية لتآكل الحالات الثلاثة بعد الشهور الستة من الأختبار .

٦. الاستنتاجات

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 محلول حامض الخليك وبنفس التهوية و درجة حرارة الجسم الطبيعية ثم تليها الأسلاك العاملة في مزيج اللعاب الصناعي ومحلول كلوريد الصوديوم وبنفس التهوية و درجة حرارة الجسم أيضا" و هي أقل فترة صلاحية تكون للأسلاك ولهذا لا يجوز أستخدام هذا النوع من الأسلاك لفترات طويلة وبوجود مزيج من اللعاب الصناعي ومحلول حامض الخليك الموجود في الأطعمة وخصوصا" المخللات .

٢. من خلال الصور المجهرية تبين بأن التآكل يكون تنقري في الحالات الثلاثة ولكن هناك تباين بالشدة ويكون أشد ما يمكن عندما الأسلاك تعمل في مزيج محلول حامض الخليك واللعاب الصناعي وعند درجة حرارة جسم الأنسان وبوجود الهواء الجوي ، والأقل منها شدة الأسلاك العاملة في اللعاب الصناعي وبنفس درجة الحرارة السابقة والتهوية، أما الأسلاك العاملة في حامض الخليك فقط وعند درجة الحرارة والتهوية السابقة فتكون ذات شدة محصورة بين الحالتين السابقتين.

٣. وبعد أنتهاء ستة أشهر من الأختبارات تبين بأن أفضل حالة للأسلاك تقاوم فيها التآكل هي الحالة الأولى حيث تكون فيها نسبة التآكل بمقدار (٠.٥١%) أما الحالة الثانية فتكون مقاومة التآكل فيها أقل ونسبة التآكل قد تصل الى (١.٠٢%) ، أما نسبة التآكل في الحالة الثالثة والأخيرة فهي أعلى من الحالتين السابقتين وتصل لمقدار (٣.٦٦%). أي إن أطول فترة خدمة تكون في الحالة الأولى لأن تآكلها يقل بنسبة (٥٠%) عن الحالة الثانية وبنسبة (٨٦%) عن الحالة الثالثة.

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,١May٢٠٠٥, Pages١٩٦-٢٠٢.

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) .