

التوافق الحيوي لصفائح ترميم العظام (تيتانيوم _

زركون) المسامية

م. جيهان الاسطواني (1)

أ.م.د مهلب الداود (2)

د. فاتن عجيب (3)

الملخص

تتطلب الإصابات العظمية زرع مواد حيوية اصطناعية لتقويم وإصلاح العظم المتضرر. تستخدم خلائط التيتانيوم المسامية على نطاق واسع كزرعات في تطبيقات الجراحة التقويمية للعظام، يجب أن تكون الخصائص الميكانيكية لخلائط التيتانيوم المسامية مماثلة للخصائص الميكانيكية للعظم الطبيعي وذلك من أجل الحصول على عملية زرع مرضية وظيفياً، كما يجب أن تتمتع صفائح ترميم العظام المصنعة من خلائط التيتانيوم بمسامية أعلى من (40%). ومع ذلك لا يمكن لهذه الخلائط تحقيق الارتباط المباشر بالعظام و دعم عملية تكوين الأنسجة العظمية الجديدة دون زيادة النشاط الحيوي لأسطح خلائط التيتانيوم حيث يتم إجراء معالجات كيميائية للسطح ثم الغمر في السائل الحيوي (SBF) المحاكي لسائل جسم الإنسان. تم في هذا البحث إعداد صفائح ترميم العظام من خليطة (تيتانيوم _ زركون) وفق النسبة الوزنية (70%wtTi_30%wtZr) باستخدام طريقة ميتالورجيا المساحيق المعدنية، حُددت الخصائص الميكانيكية للعينات الناتجة باستخدام اختبار المقاومة على الانضغاط، تم حساب المسامية للعينات الناتجة للتأكد من الحصول على

(1) معيدة موفدة داخليا في قسم هندسة التصميم الميكانيكي - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق.

(2) أستاذ مساعد في قسم هندسة التصميم الميكانيكي - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق.

(3) مدرسة في قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق.

المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام، لزيادة النشاط الحيوي لسطح عينة أُجريت عليها المعالجة الكيميائية التالية: (معالجة قلوية بمحلول هيدروكسيد الصوديوم_ معالجة بمحلول كلوريد الكالسيوم_ معالجة حرارية_ معالجة بالماء الساخن) ثم غُمرت العينة المعالجة في السائل الحيوي (SBF) لمدة ثلاثة أيام، ثم حُدد التركيب الكيميائي لها لمقارنته بالتركيب الكيميائي لعينة غير مغمورة في السائل الحيوي (SBF) باستخدام جهاز تحديد العناصر الكيميائية بطريقة تشتت طاقة الأشعة السينية (EDX). بيّنت النتائج وجود الفوسفور في العينة المغمورة لمدة (3أيام) في السائل الحيوي (SBF)، أُجريت التجارب في المعهد العالي للعلوم التطبيقية والتكنولوجيا.

الكلمات المفتاحية: خلائط التيتانيوم، صفائح ترميم العظام، ميتالورجيا المساحيق المعدنية، التوافق الحيوي.

Biocompatibility of Porous (Ti-Zr) Scaffolds

Eng. Jehan AlEstwani⁽⁴⁾

Mohallab AlDawood⁽⁵⁾

Dr. Faten Ajeeb⁽⁶⁾

Abstract

Bone injuries often require the implantation of biomaterial to heal and recover the damaged bone, Porous Titanium alloys are widely used as implants in orthopedic applications, the mechanical properties of porous Titanium alloys should match those of natural bone in order to obtain a functionally satisfactory implant, and Titanium scaffolds must have a higher porosity from (40%). However, these alloys cannot achieve direct attachment to bone and support the formation of new bone tissue without increasing the bioactivity of the surfaces of titanium alloys, where chemical treatments are carried out on the surfaces followed by immersion in simulated body fluid (SBF). In this research, porous scaffolds were prepared from (70%wt Ti-30%wt Zr) by using Powder Metallurgy method, the mechanical properties of the sintered samples were determined by compressive test, the porosity of sintered samples was calculated to ensure that the required porosity of scaffolds was obtained. To modify the metal surface of a sample to bioactive it, The following chemical treatment was performed on this sample (alkali_ $CaCl_2$ _ heat and hot water) then the sample was immersed

⁽⁴⁾ Teaching Assistance at the Mechanical Engineering Department, Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Damascus University.

⁽⁵⁾ Assistant Professor at the Mechanical Engineering Department, Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Damascus University.

⁽⁶⁾ Teacher at the Biomedical Engineering Department, Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Damascus University.

in (SBF) for three days, then the chemical composition of the treated sample was determined to compare it with the chemical composition of a sample that wasn't immersed in (SBF) by (EDX) device (Energy Dispersive X-ray Fluorescence Spectrometer). The results showed the presence of phosphorous in the sample submerged for (3days) in simulated body fluid (SBF). The experiments were conducted at the Higher Institute of Applied Sciences and Technology.

Key words: Titanium alloys, Scaffolds, Powder Metallurgy, biocompatibility.

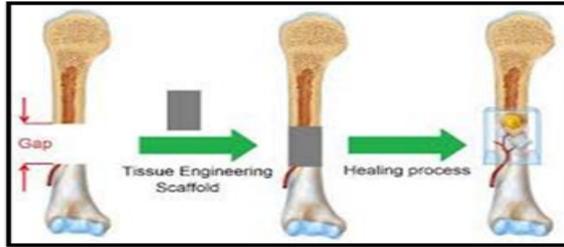
1-المقدمة:

تستخدم خلائط التيتانيوم على نطاق واسع في التطبيقات الطبية الحيوية نظراً لخصائصها الممتازة مثل: المتانة العالية، التوافق الحيوي، المقاومة الجيدة للتآكل، حيث تم استخدامها في تصنيع: مفصل الورك الاصطناعي، مفصل الركبة الاصطناعي، صفائح عظمية وبدائل العظام [1,2].

توسّع استخدام الزركون في التطبيقات الحيوية بسبب خصائصه الفيزيائية والبيولوجية الجيدة، ومقاومة الاهتراء حيث أظهرت بدائل الزركون في عظم الفخذ مقاومة عالية للاهتراء [3].

تعتبر خلائط (Ti-Zr) من المواد الحيوية المعدنية الممتازة النشطة بيولوجياً لأن هذه الخلائط ممكن أن تتشكل على سطحها في الجسم الحي طبقة أباتيت تشبه العظم مما يؤدي إلى حدوث الترابط بين المادة الحيوية المزروعة والعظم السليم [4,5].

حيث يتم تحفيز خلايا العظام الجديدة على النمو وبالتالي شفاء العيب بمساعدة صفائح ترميم العظام (Scaffolds)، يتم تصنيع هذه الصفائح مع بنية مسامية لأنّ المسامات تسمح بنمو الأنسجة العظمية الجديدة وبالتالي تقويم العظم المصاب [6]، ويبيّن الشكل (1) عملية زرع صفيحة ترميم العظام وشفاء العظم المصاب بعد نمو الأنسجة العظمية الجديدة في الهيكل المسامي لصفيحة ترميم العظام [7].



الشكل (1) صفيحة ترميم العظام [7].

وللبنية المسامية أيضاً دور في جعل معامل المرونة لصفيحة الترميم المزروعة قريب من معامل المرونة للأنسجة العظمية المضيفة وبالتالي منع حدوث ارتشاف للعظم والحصول على عملية زرع مرضية وظيفياً [8].

لذلك يجب أن تتمتع صفائح ترميم العظام بمسامية أعلى من (40%) [6] ، وأن تكون خصائصها الميكانيكية قريبة جداً من خصائص العظم الطبيعي:

1- معامل مرونة منخفض ($0.1 \div 30 \text{Gpa}$)

2- مقاومة على الانضغاط ($2 \div 200 \text{Mpa}$) [9] .

تعتبر تقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية طريقة فعالة لإنتاج المواد الحيوية المسامية، حيث تسمح هذه الطريقة بالحصول على المسامية المطلوبة من خلال التحكم بضغط التدميغ، بالإضافة إلى ذلك فإن استخدام طريقة ميتالورجيا المساحيق المعدنية للحصول على خلائط التيتانيوم تعطي تجانس كيميائي أكبر لأجزاء التيتانيوم المصنوعة من المساحيق [10] .

لزيادة النشاط الحيوي لأسطح خلائط التيتانيوم وبالتالي تحقيق الترابط بين صفيحة الترميم المزروعة والعظم المتضرر نقوم بإجراء معالجات كيميائية لأسطح هذه الخلائط، تشمل الطرق الكيميائية للمعالجة: التتميش بالحمض، الأكسدة باستخدام بيروكسيد الهيدروجين، معالجة (قلوية - حرارية)، معالجة (قلوية - حمضية)، الخ... [11] .

بعد المعالجات الكيميائية والحرارية تصبح أسطح خلائط التيتانيوم نشطة بيولوجياً باستخدام تقنية الطلاء الحيوي المحاكي لسائل الجسم البشري.

تستخدم تقنية الطلاء الحيوي محاليل مائية ذات تركيبة أيونية مماثلة لتلك الموجودة في البلازما البشرية (SBF)، فهي تسمح بترسيب بلورات الأباتيت على طبقة فوسفات الكالسيوم المتشكلة على السطح المعدني بعد إجراء المعالجات الكيميائية والحرارية عليه [12,13].

إنّ المعالجة القلوية بمحلول هيدروكسيد الصوديوم (NaOH) هي الطريقة الأكثر استخداماً لزيادة نشاط السطح المعالج، ومع ذلك أظهرت العديد من الدراسات قدرة أفضل على تشكيل الأباتيت عند إجراء المعالجة الحرارية [14,15]. أثناء المعالجة القلوية طبقة (TiO_2) الموجودة على سطح التيتانيوم تذوب جزئياً في المحلول القلوي بسبب هجوم مجموعات الهيدروكسيل، إضافة إلى ذلك ينتج عن هجوم الهيدروكسيل على (TiO_2) المُميّه هيدرات سالبة الشحنة على السطح المعالج، تتحد هذه الأنواع سالبة الشحنة مع

الأيونات القلوية في المحلول المائي لإنتاج طبقة هيدروجيل تيتانات قلوية ($Na_2 - XH_xTi_3O_7 \cdot nH_2O$) حيث X : عدد ذرات الهيدروجين الممكن أن تحل مكان ذرات الصوديوم في الصيغة) و (n : عدد جزيئات الماء المسببة للهيدروجيل) [16].
أثناء المعالجة الحرارية يتم تجفيف طبقة الهيدروجيل وتكثيفها لتشكيل طبقة تيتانات قلوية مستقرة متبلورة أو غير متبلورة [17]. إن مجموعات ($Ti-OH$) المتشكلة على سطح تيتانات الصوديوم بعد الغمر في السائل المحاكي لسائل الجسم البشري (SBF) تكون سالبة الشحنة، وبالتالي ستتحد بشكل انتقائي مع أيونات (Ca^{2+}) ذات الشحنة الموجبة في المحلول لتشكيل تيتانات الكالسيوم. مع تراكم أيونات الكالسيوم على السطح، يكتسب السطح تدريجياً شحنة موجبة، نتيجة لذلك يتحد السطح الموجب الشحنة مع أيونات الفوسفات سالبة الشحنة لتشكيل فوسفات الكالسيوم غير المتبلور.
يتحول فوسفات الكالسيوم تلقائياً إلى أباتيت في بيئة الجسم لأن الأباتيت هو الطور المستقر [18].

بين الباحث (Takashi Kizuki) وآخرون [19] أن أفضل معالجة للسطح المعدني والتي تتشكل من خلالها طبقة الأباتيت على السطح المعدني بعد غمره لمدة يوم واحد فقط في السائل الحيوي هي (معالجة قلوية بمحلول هيدروكسيد الصوديوم_ معالجة بمحلول كلوريد الكالسيوم_ معالجة حرارية_ معالجة بالماء الساخن)، حيث تُمكن هذه المعالجة من دمج عدد كبير نسبياً من الكالسيوم بسهولة على السطح المعدني المعالج بعد غمره في محلول هيدروكسيد الصوديوم ($NaOH$) ثم غمره في محلول كلوريد الكالسيوم ($CaCl_2$)، وذلك لأن تيتانات هيدروجين الصوديوم التي تشكلت على السطح المعدني خلال المعالجة بمحلول هيدروكسيد الصوديوم ($NaOH$) لها بنية ذات طبقات و يتم استبدال أيونات الصوديوم (Na^+) الموجودة فيها بسهولة بأيونات الكالسيوم (Ca^{2+}) بعد معالجة السطح بمحلول كلوريد الكالسيوم ($CaCl_2$).

في المعالجة الحرارية اللاحقة نحصل على حركية منخفضة لشوارد الكالسيوم (Ca^{2+}) في تيتانات الكالسيوم الناتجة عن تيتانات هيدروجين الكالسيوم. زادت قدرة تشكيل الأباتيت من التيتانيوم المعالج حرارياً بشكل ملحوظ عندما تمت معالجته فيما بعد بالماء

الساخن. لهذا قمنا في هذا البحث باعتماد الطريقة التالية لإجراء المعالجة المسبقة للسطح المعدني: (معالجة قلوية بمحلول هيدروكسيد الصوديوم_ معالجة بمحلول كلوريد الكالسيوم_ معالجة حرارية_ معالجة بالماء الساخن).

السائل الحيوي المحاكي لسائل الجسم البشري {Simulated Body Fluid (SBF)} : هو محلول يحتوي على أيونات غير عضوية بتراكيز مماثلة لتلك الموجودة في بلازما الدم البشري، ولكن لا يحتوي على أي خلايا أو بروتينات [20].

2- هدف البحث:

✓ تحضير صفائح ترميم عظام وفق النسب الوزنية:

(70% wt Ti-30%wt Zr) بطريقة ميتالورجيا المساحيق المعدنية بحيث تكون الخصائص الميكانيكية لهذه الصفائح قريبة جداً من خصائص العظم الطبيعي، ومساميتها أعلى من (40%).

✓ تقييم التوافق الحيوي لصفائح ترميم العظام (70% wt Ti-30%wt Zr) المنتجة بطريقة ميتالورجيا المساحيق المعدنية للتحقق من إمكانية استخدامها في الجراحة التقيومية للعظام.

3- الدراسات المرجعية:

3-1- الدراسة المرجعية الأولى: قام الباحثون:

(Marcio W.D. Mendes, Carola G. Agreda) وآخرون [21] بتوصيف خليطة (Ti-27Nb-13Zr) المُنتجة بتقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية، كما درس الباحثون تأثير زمن الطحن على عملية التليد، وحددوا الخصائص الميكانيكية للعينات (معامل يونغ _ القساوة الميكروية) وقيم الباحثون نتائج تقنية الطلاء الحيوي على العينات للتحقق من إمكانية استخدام هذه الخليطة في تطبيقات الجراحة التقيومية للعظام أو تطبيقات طب الأسنان.

تبيّن أن الأطوار المتشكلة في الخليطة هي (α, β) ويؤثر وقت الطحن على تشكيل هذه الأطوار، وأظهر تقييم تقنية طلاء المحاكاة الحيوية أنه من الممكن تشكل الأباتيت على جميع العينات المغمورة لمدة ثلاثة أيام أو أكثر في السائل الحيوي (SBF)، وبالتالي يمكن استخدام هذه الخليطة في تطبيقات الجراحة التقيومية للعظام أو في تطبيقات طب الأسنان.

3-2- الدراسة المرجعية الثانية: قام الباحثون:

(C.G. Agreda, M.W.D. Mendes) وآخرون [22] بمقارنة قابلية تشكل الأباتيت على عينات تيتانيوم أسطوانية محضرة باستخدام تقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية وعينات أخرى كانت على شكل صفائح من التيتانيوم، وذلك بعد غمر عينات التيتانيوم الصفائحية والعينات المحضرة باستخدام تقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية في السائل الحيوي (SBF). كما قام الباحثون بإجراء عدة أنواع من المعالجات الكيميائية لسطح العينات والمقارنة بين سماكة

طبقة الأباتيت المتشكلة على سطح العينات عند كل نوع من المعالجات الكيميائية المستخدمة. المعالجات الكيميائية المستخدمة: معالجة قلووية، (قلوية- معالجة حرارية)، (حمضية- قلووية)، (قلوية- كلوريد الكالسيوم- معالجة حرارية- معالجة بالماء الساخن). وتبين أن طبقة الأباتيت على عينات التيتانيوم المحضرة باستخدام تقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية تشكلت بعد غمر العينات لمدة يوم واحد فقط في السائل الحيوي (SBF)، بينما تشكلت طبقة الأباتيت على عينات التيتانيوم الصفائحية بعد غمر لمدة تسعة أيام في السائل الحيوي (SBF).

أكبر سماكة لطبقة الأباتيت على عينات التيتانيوم المحضرة باستخدام تقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية كانت باستخدام المعالجة الكيميائية (قلوية- كلوريد الكالسيوم- معالجة حرارية- معالجة بالماء الساخن) بعد غمر ليوم واحد فقط في السائل الحيوي (SBF). أما بالنسبة لعينات التيتانيوم الصفائحية كانت أكبر سماكة لطبقة الأباتيت عند إجراء معالجة (حمضية - قلووية) بعد غمر لمدة تسعة أيام في السائل الحيوي (SBF).

4- المواد والأجهزة المستخدمة:

4-1- المواد المستخدمة:

- ❖ مسحوق التيتانيوم: من إنتاج شركة Merck الألمانية، حبيبات صفيحية الشكل، حجم الحبيبات $(13.77\mu\text{m} \div 14.756\mu\text{m})$ ، النقاوة (98.8%).
- ❖ مسحوق الزركون: من إنتاج شركة Merck الألمانية، شكلها أقرب للكروي، حجم الحبيبات $(9.099\mu\text{m} \div 11.194\mu\text{m})$ ، النقاوة (96.4%).
- ❖ الكواشف الكيميائية التالية:

{NaCl, NaHCO₃, KCl, K₂HPO₄. 3H₂O, MgCl₂. H₂O, 1M HCl, CaCl₂, Na₂SO₄, Tris((CH₂OH)₃ CNH₂)}.

❖ محلول (5M) NaOH، M: تعني مول.

❖ محلول (100 mM) CaCl₂، mM: تعني ميلي مول.

4-2- الأجهزة المستخدمة: تم إجراء هذا البحث في المعهد العالي للعلوم التطبيقية والتكنولوجيا.

❖ خلاط لخلط المساحيق المعدنية المبين بالشكل (2)، من تصميم طلاب المعهد العالي للعلوم التطبيقية والتكنولوجيا، يتم تصنيعه بضم أسطوانتين متساويتي الطول على شكل حرف (V) بحيث يمكنه الدوران حول محوره الأفقي كما يبين الشكل (2)، يتم إدخال المواد المراد خلطها إلى داخل حجرة الخلط بحيث لا يُملأ أكثر من النصف للسماح للمساحيق المعدنية بحرية الحركة أثناء الخلط، ثم تتحرك حجرة الخلط كاملة وعندما يكون الخلاط معكوس يسقط المسحوق وينفصل إلى فرعين وفي كل فرع يحصل خلط مضطرب بالهواء المتحرك الصاعد. أقصى سرعة لمحرك الخلاط (90 r.p.m).



الشكل (2) الخلاط الميكانيكي.

❖ قالب معدني لكبس العينات المبين في الشكل (3)، وهو قالب لكبس عينات بقطر (10 mm) وضغط (5 Ton) كحد أقصى، مصنوع من الفولاذ المقاوم للصدأ المقسى لتحمل الضغوط العالية.



الشكل (3) قالب العينات الأسطوانية بقطر (10 mm).

أجزاء القالب: 1- أسطوانة جسم القالب السفلية.

2- أسطوانة جسم القالب العلوية.

3- أنبوب ممكن وصله بأسطوانة هواء لتطبيق ضغط من الطرفين.

4- وتد تطبيق الضغط.

5- قرصا الكبس العلوي والسفلي.

6- اللافظ.

❖ مكبس هيدروليكي يدوي المبين في الشكل (4)، تم استخدامه من أجل كبس

العينات الأسطوانية، وهو مكبس مصمم من أجل مجال واسع من تطبيقات

الكبس حتى حمل مقداره (15 Ton)، حيث يتم تطبيق الحمل عن طريق تحريك

ذراع تطبيق الضغط بشكل يدوي حتى الوصول إلى الحمل المطلوب، ويتم

تطبيق قوة الكبس من اتجاه واحد من الأسفل، وللجهاز غطاء حماية بلاستيكي

شفاف مع حساس حيث يتوقف الجهاز عن العمل في حال كون الغطاء مفتوحاً،

ويمكن استخدام عدد كبير من القوالب التي تتحمل ضغوط حتى (15 Ton) مع المكبس، دقة المكبس (1Ton).



الشكل (4) مكبس هيدروليكي يدوي.

❖ فرن المعالجة الحرارية الكتيم طراز (HT 1600 M) المبين في الشكل (5)، تم استخدامه لإجراء عملية التليد للعينات، وهو فرن مخصص لمختلف أنواع المعالجات الحرارية ولا سيما درجات الحرارة العالية، حيث يمكن الوصول إلى درجات حرارة حتى (1600°C).

يعتمد الفرن في التسخين على أربع وشائع موزعة على جانبي الفرن اثنتان على اليمين واثنتان على اليسار، ويتم التحكم بسير العمل بواسطة وحدة التحكم الموصولة مع الفرن عن طريق برمجة سرعة التسخين أو التبريد ودرجة الحرارة المطلوب الوصول إليها وزمن التثبيت في كل مرحلة، يعتمد الفرن في العزل على عدة طبقات من أكسيد الألمنيوم (Al_2O_3) تحيط الفرن من الوجوه الستة، ويحتوي باب الفرن على مانعة سيليكونية وعين زجاجية لرؤية العينة وهي داخل الفرن دون الحاجة لفتح الباب، وله مدخلان لإدخال الغازات حيث يتم التحكم بالتدفق عن طريق مقياس تدفق عند مدخل الفرن، مواصفات الفرن الفنية:

- درجة الحرارة العظمى التي يمكن الوصول إليها (1600°C).

- الاستطاعة العظمى للفرن (6 KVA)، الجهد (400 V)، تيار متناوب التردد (50-60 HZ)، ثلاثي الطور (3 phase).
- وزن الفرن مع وحدة التحكم (160 Kg).



الشكل (5) فرن المعالجة الحرارية الكتيم.

❖ جهاز الاختبارات العامة طراز (WDW-50) من شركة (JINAN) الشكل (6) تم استخدامه من أجل اختبار المقاومة على الانضغاط، وهو جهاز يُستخدم من أجل اختبارات الشد والضغط والانحناء ويمكن وصله بملحقات (راسمة، طابعة، حاسب) وهو موصول مع حاسب يمكن التحكم عن طريقه بمتغيرات التجربة المختلفة، يرسم المنحني الناتج ويعطي نتائج التجربة، ويتكون من فك ثابت وفك متحرك، حيث يتم تطبيق القوة بواسطة الفك المتحرك الذي يتحرك بواسطة

منصة متحركة وهذا الانزلاق الحر يؤمن إزاحة تامة للرأس المتحرك مهما يكن الحمل المطبق على العينة.



الشكل (6) جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة طراز (WDW-50).

❖ جهاز قياس الأس الهيدروجيني (PH Meter): المبين في الشكل (7)، من شركة (SARTORIUS) نموذج (PB-11).



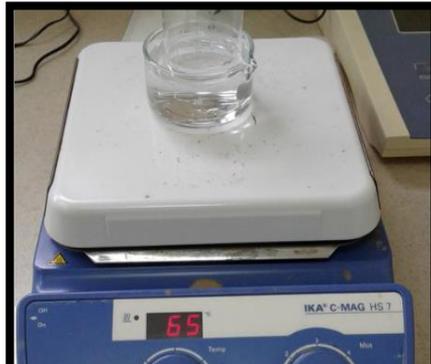
الشكل (7) جهاز قياس الأس الهيدروجيني (PH Meter).

❖ جهاز التنظيف بالأمواف فوق الصوتية: المبين في الشكل (8)، من شركة (ELMA)، نموذج (E 100 H)، تردد الأمواف فوق الصوتية (37 KHZ)، يمكن إجراء عملية التنظيف بزمان يتراوح من (0÷45 min)، كما يمكن أن تتوافق عملية التنظيف مع تسخين بدرجات حرارة تتراوح (0÷85 °C).
مبدأ عمل الجهاز: يتم تحويل الطاقة الكهربائية عالية التردد الناتجة عن مولد الأمواف فوق الصوتية إلى طاقة ميكانيكية بواسطة أنظمة محولات كهروضغطية ثم تنتقل هذه الطاقة الميكانيكية إلى حوض التنظيف. تنتج عن هذه العملية ملايين من الفقاعات الهوائية الصغيرة التي تتفجر بسبب اختلافات الضغط الناتجة عن النشاط الفوق صوتي، ينشأ تدفق عالي لتيارات سائل التنظيف تزيل هذه التيارات الأوساخ من على الأسطح المراد تنظيفها.



الشكل (8) جهاز التنظيف بالأمواف فوق الصوتية.

❖ جهاز تحريك مغناطيسي مع تسخين: المبين في الشكل (9)، من شركة (IKA) طراز (HS7). سرعة التحريك (100÷1500 r.p.m)، أعلى درجة حرارة



للتسخين

الشكل (9) المحرك المغناطيسي مع تسخين.

❖ فرن المعالجة الحرارية طراز (Lenton): المبيّن في الشكل (10)، يعتمد الفرن في التسخين على عشرة وشائع موزعة بانتظام على محيط حجرة التسخين ويتم التحكم بسير العمل بواسطة وحدة التحكم الموصولة مع الفرن. يعتمد الفرن في العزل الحراري على عدة طبقات من أوكسيد الألمنيوم (AL_2O_3) تحيط الفرن من الوجوه الستة ويتم رفع العينة وتنزيلها بواسطة مصعد موصول مع سيور وبكرات ويتم التحكم به عن طريق صمام كهربائي كذلك يمكن إنزال المصعد ورؤية العينة المعالجة في أي وقت من التجربة عند درجات حرارة معقولة.

المواصفات الفنية للفرن:

-درجة الحرارة العظمى التي يمكن الوصول إليها ($1700\text{ }^\circ\text{C}$).

-الاستطاعة العظمى للفرن (5000) واط.

-الجهد (240) فولت.

-شدة التيار الكهربائي (21) أمبير.

-أبعاد حجرة التسخين ($15*15*15\text{ Cm}$).



الشكل (10) فرن المعالجة الحرارية.

❖ جهاز تحديد العناصر الكيميائية بطريقة تشتت طاقة الأشعة السينية:
(Energy Dispersive X-ray Fluorescence Spectrometer (EDX)) المبيّن
في الشكل (11) ، من شركة (SHIMADZU) طراز (EDX-8000).
مبدأ عمل الجهاز:

- 1- تعريض العينة المدروسة إلى حزمة عالية من الطاقة.
- 2- تثير هذه الطاقة الكثرونات المدار K من ذرات العناصر المكونة للعينة، يخرج الكثران من المدار الداخلي تاركاً مكانه فجوة الكثرونية.

3- يملأ الكترون من المدار الأعلى هذه الفجوة، ويتم إطلاق الفرق في الطاقة بين المدار الأعلى والمدار الأدنى على شكل أشعة سينية لها طاقة مميزة لهذا العنصر .

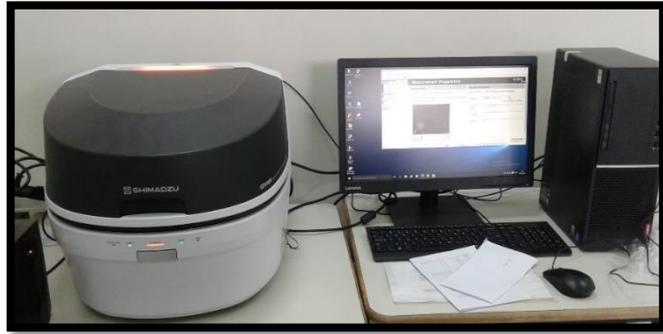
4- يقوم كاشف الجهاز بتفسير الطاقة المنطلقة حسب زمنها وشدتها على شكل عنصر معدني وذلك حسب برمجية خاصة بالاعتماد على أن الأشعة السينية لها طول موجي فريد وطاقة مميزة لكل عنصر .
مواصفات الجهاز:

-يكشف العناصر بدقة عالية من الصوديوم إلى اليورانيوم في الجدول الدوري للعناصر كشفاً دقيقاً .

-الشدّة العليا لطاقة الجهاز (50 Kev) كافية لتحريض العناصر من الصوديوم إلى اليورانيوم .

-يعمل الجهاز لكشف العناصر المعدنية في العينات الصلبة والسائلة والبودرة .

-يعمل الجهاز بجو محيط للعينة هواء أو تخلية .



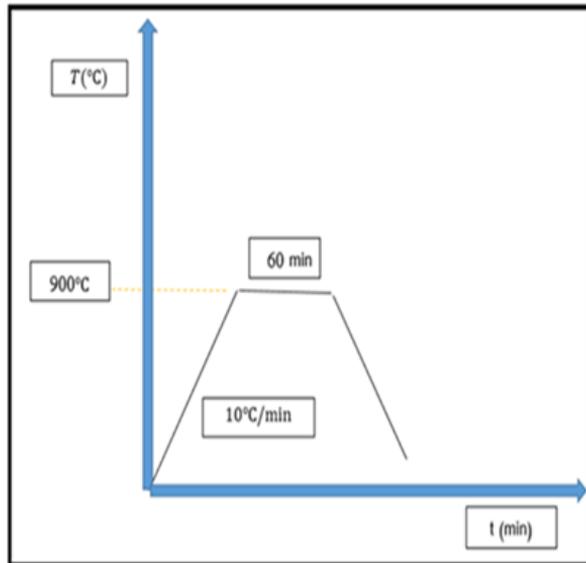
الشكل (11) جهاز تحديد العناصر الكيميائية بطريقة تشتت طاقة الأشعة السينية (EDX).

5- العمل التجريبي:

5-1- تحضير العينات:

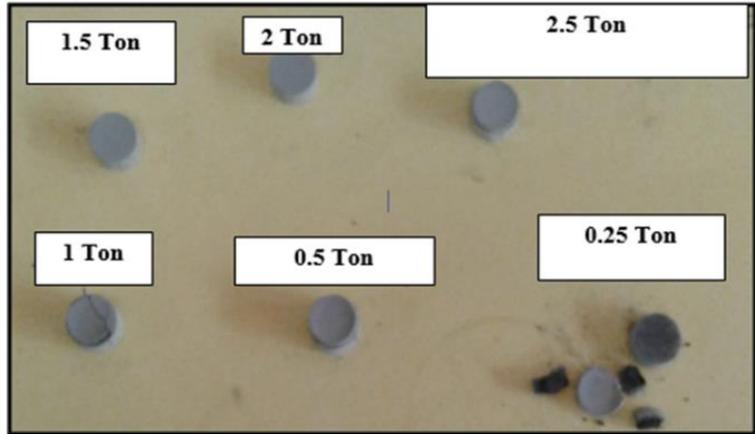
تم تحضير عينات أسطوانية الشكل وفق النسب الوزنية: (70%wt Ti- 30%wt Zr) كما يلي:

- 1- وزن (7.35 g) من بودرة التيتانيوم.
- 2- وزن (3.15 g) من بودرة الزركون.
- 3- خلط الأوزان السابقة باستخدام الخلاط الميكانيكي المبين في الشكل (2) بسرعة دوران (90 r.p.m) ، لمدة ساعة ونصف.
- 4- بعد ذلك تم تشكيل العينات بالكبس على البارد باستخدام قالب العينات الأسطوانية المبين في الشكل (3) ، وباستخدام المكبس الهيدروليكي اليدوي المبين في الشكل (4) وفق الخطوات التالية لكل عينة:
 - وزن (1.5 g) لكل عينة من المساحيق التي تم خلطها.
 - تنظيف القالب، ثم وضع الشحنة السابقة للكبس في القالب.
 - وضع القالب في المكبس الهيدروليكي اليدوي وتطبيق الضغط، عند قيم مختلفة لضغط الكبس:
(0.25, 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5 Ton) ، وذلك من أجل تحديد ضغط الكبس المناسب تجريبياً للحصول على المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام بعد التليد.
 - رفع القالب من المكبس وإخراج العينات.
- 5- تليد العينات عند درجة حرارة (900°C) لمدة (60 min) ، كما هو مبين في البرنامج الحراري للعينات الشكل (12)، باستخدام فرن المعالجة الحرارية الكتيم المبين في الشكل (5) مع استخدام غاز الأرجون كغاز للحماية حيث تم استخدام أسطوانة ارغون مخبرية وضبط التدفق على القيمة (168.9 Liter/hour) على الجهاز الموجود على الفرن، بمعدل تسخين (10°C/min).



الشكل (12) البرنامج الحراري لتلييد للعينات.

العينات الناتجة بعد التلييد مقبولة كما هو مبين في الشكل (13)، باستثناء العينات المدمجة عند قيم منخفضة لضغط الكبس: (0.25, 0.5, 1 Ton) لأن هذه القيم لضغط الكبس لم تعطي متانة خضراء كافية لتماسك العينات.



الشكل (13) العينات (70%wt Ti-30%wt Zr) الملبدة عند (900°C) لمدة (60 min).
قمنا بحساب الكثافة والمسامية للعينات الناتجة كما هو موضح في الجدول (1) وذلك لتحديد ضغط الكبس المناسب للحصول على المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام:

الجدول (1) الكثافة والمسامية لعينات التجربة السابقة بعد التليد:

ملاحظة على العينة	المسامية (%)	الكثافة (g/cm^3)	قطر العينة (mm)	ارتفاع العينة (mm)	وزن العينة (g)	ضغط الكبس (Mpa)	ضغط الكبس (Ton)
مرفوضة لأنها نقتت نتيجة ضغط الكبس المنخفض	62	1.97	11.35	9.33	1.864	31.830	0.25
فيها تشقق	59.2	2.02	11.34	9.12	1.861	63.661	0.5
فيها تشقق	56.07	2.18	11.29	8.455	1.845	127.323	1
مقبولة خالية من أي تشقق	53.14	2.32	11.44	7.703	1.8423	190.985	1.5
مقبولة خالية من أي تشقق	51.18	2.42	11.34	7.015	1.716	254.647	2
فيها تشقق	53.28	2.31	11.51	7.506	1.813	318.309	2.5

من نتائج الجدول (1): تبين أن ضغط الكبس المناسب للحصول على مسامية صفائح ترميم العظام المطلوبة (المسامية < 40%) هو [6] ($1.5\text{Ton}=190.98\text{Mpa}$).
 تُحسب الكثافة التجريبية للعينة من العلاقة:

$$\rho = \frac{m}{v} \text{ g/cm}^3$$

حيث: m: وزن العينة [g].

v: حجم العينة [cm^3].

تحسب المسامية للعينات من العلاقة التالية:

$$P\% = 1 - \frac{\rho}{\rho_{th}} \quad (*)$$

حيث: ρ : كثافة العينة (g/cm^3).

ρ_{th} : الكثافة النظرية للخليطة المدروسة (g/cm^3).

$$\rho_{th} = \frac{1}{\frac{x_{Ti}}{\rho_{Ti}} + \frac{x_{Zr}}{\rho_{Zr}}}$$

حيث: x_{Ti} : النسبة الوزنية للتيتانيوم في الخليطة (70%).

x_{Zr} : النسبة الوزنية للزركون في الخليطة (30%).

ρ_{Ti} : كثافة التيتانيوم في الحالة المصمتة (4.51 g/cm^3).

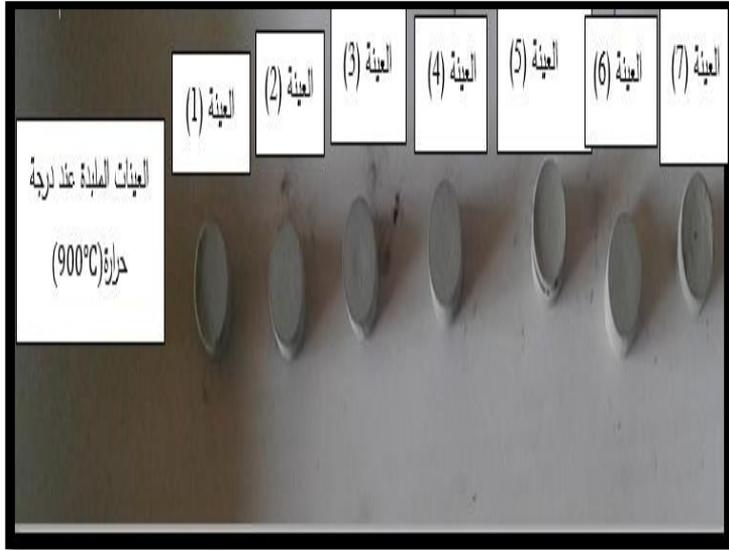
ρ_{Zr} : كثافة الزركون في الحالة المصمتة (6.49 g/cm^3).

بالتعويض نجد: $\rho_{th} = 4.964 \text{ g/cm}^3$

بعد تحديد قيمة ضغط الكبس المناسبة للحصول على مسامية مقبولة لصفائح ترميم

العظام بعد التليد عند درجة حرارة (900°C) لمدة (60 min) قمنا بتحضير (7

عينات)، يوضح الشكل (14) صورة للعينات المحضرة بعد عملية التليد.



الشكل (14) العينات المحضرة بعد عملية التليد.

وتم حساب المسامية لكل عينة باستخدام العلاقة (*) كما هو موضح في الجدول (2):

الجدول (2): مسامية العينات المحضرة باستخدام ضغط كبس (1.5 Ton) والتليد عند (900°C) لمدة (60 min):

رقم العينة	المسامية %
1	45.73
2	45.08
3	45.35
4	44.58

نلاحظ أنّ متوسط المسامية للعينات الناتجة موافقة للمسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام [6].

5-2- اختبار المقاومة على الانضغاط: لتحديد مقاومة العينات على الانضغاط و معامل يونغ للعينات ومقارنة القيم بالقيم المقبولة لصفائح ترميم العظام.
- تم إجراء الاختبار باستخدام جهاز الاختبارات العامة المبين في الشكل (6)، وذلك بعد اختيار ثلاث عينات من المجموعة وهي العينات (2,3,4).
- تم تعيين معامل يونغ والمقاومة على الانضغاط لكل عينة من العينات الثلاثة السابقة بعد وضع العينة بوضع متمركز مع قرص الجهاز (حيث ينطبق محور العينة مع محور تطبيق الضغط) كما هو مبين في الشكل (15)، ثم تطبيق الحمل بشكل تدريجي على العينة وبسرعة للرأس المتحرك (0.5 mm/min) من خلال الحاسب الموصول بالجهاز.



الشكل (15) وضع العينة بوضع متمركز مع قرص الجهاز في اختبار المقاومة على الانضغاط.

تُحسب المقاومة على الانضغاط لكل عينة باستخدام العلاقة التالية:

$$\sigma_{max} = \frac{F_{max}}{A} \text{ (Mpa)}$$

حيث: F_{max} [N]: القوة العظمى التي تحطمت عندها العينة، نحصل عليها من الجهاز.

A [mm^2]: مساحة مقطع العينة.

سنعوض قيم العينة (4):

القوة التي تحطمت عندها العينة (4) والتي حصلنا عليها من جهاز الاختبارات العامة (6):

$$F_{max} = 1.730 \text{ [KN]} = 1730 \text{ [N]}$$

مساحة مقطع العينة (4): $A = 97.525 \text{ mm}^2$

وبالتالي تكون المقاومة على الانضغاط للعينة (4) هي: $\sigma_{max} = 17.738 \text{ [Mpa]}$ يُحسب معامل يونغ من العلاقة:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \text{ [Gpa]}$$

حيث: σ [Mpa]: إجهاد المقاومة على الانضغاط عند قوة ضغط طبقت على العينة ضمن مجال المرونة.

ε : الانفعال النسبي للعينة المقابل للقوة التي حُسب عندها الاجهاد، يُحسب الانفعال من العلاقة:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$$

حيث: $\Delta L [mm]$: نحصل على قيمتها من الجهاز، يعطي الجهاز عند كل قيمة للقوة المطبقة قيمة لانتقال الرأس المتحرك وهي تمثل التغير الحاصل في طول (ارتفاع) العينة، وذلك عن طريق وجود عداد ضوئي كهربائي عالي الدقة لقياس انتقال الفك المتحرك أثناء تطبيق القوة في جهاز الاختبارات العامة، ($\pm 0.5\% \leq$ دقة قياس الانفعال).
 $L_0 [mm]$: الطول الأصلي للعينة (ارتفاع العينة).

سنحسب معامل يونغ للعينة (4): يُحسب معامل يونغ ضمن مجال المرونة للعينة وبالاعتماد على أن معامل يونغ يمثل ميل مستقيم مجال المرونة على اعتبار أن مجال المرونة للعينة شكله أقرب للخط المستقيم، أي يُحسب معامل يونغ بالاعتماد على قانون ميل المستقيم بين نقطتين وهو (الفرق بين إحداثيات النقطتين على المحور y / الفرق بين إحداثيات النقطتين على المحور x)، سنحسب معامل يونغ للعينة (4) عند القوتان (600N,800N) ضمن مجال المرونة:
 أولاً: نحسب الاجهادات عند القوى السابقة:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad , \quad \sigma_1(600N) = \frac{600}{97.525}$$

$$= 6.152246438 [Mpa], \sigma_2(800N) = \frac{800}{97.525}$$

$$= 8.20299525 [Mpa].$$

ثانياً: نحسب الانفعالات عند القوى السابقة:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad , \quad \varepsilon_1(600N) = \frac{0.1150}{7.6266} = 0.01507880314, \varepsilon_2(800N)$$

$$= \frac{0.136}{7.626} = 0.01787165972.$$

من الجهاز نعوض قيم (ΔL) : $\Delta L(600N) = 0.1150 \text{ mm}$, $\Delta L(800N) = 0.1363 \text{ mm}$

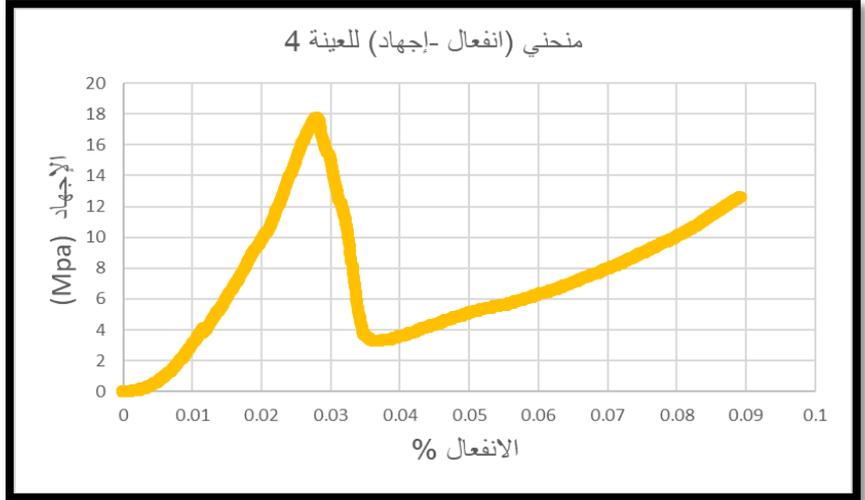
الطول الأصلي للعينة: $L_0 = 7.626 \text{ mm}$

ومنه نجد أن معامل يونغ للعينة (4):

$$E = \frac{\Delta \sigma}{\Delta \varepsilon} = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1} = \frac{8.20299525 - 6.152246438}{0.01787165972 - 0.01507880314}$$

$$= 734.283 [Mpa] = 0.734 [Gpa].$$

يبين الشكل (16) منحنى (انفعال-إجهاد) للعينة (4).



الشكل (16) منحنى (انفعال-إجهاد) للعينة (4).

بنفس الطريقة السابقة تم حساب المقاومة على الانضغاط ومعامل يونغ للعينات (2,3) ثم تم حساب المتوسط لقيم المقاومة على الانضغاط، ومعامل يونغ. حصلنا على النتائج التالية:

متوسط معامل يونغ للعينات الثلاثة [Gpa]	متوسط المقاومة على الانضغاط للعينات الثلاثة [Mpa]
0.71	14.03

نلاحظ أن قيمة المقاومة على الانضغاط (المتانة على الانضغاط)، وقيمة معامل يونغ للعينات ضمن المجال المطلوب لصفائح ترميم العظام المذكور في المرجع [9].

5-3- التوافق الحيوي للعينات:

5-3-1: إجراء المعالجة الكيميائية لزيادة النشاط الحيوي لسطح العينة قبل غمرها في السائل الحيوي (SBF):

قمنا بإجراء المعالجة الكيميائية الوارد ذكرها في المرجع [22] كأفضل معالجة كيميائية مقارنة بطرق كيميائية أخرى لزيادة النشاط الحيوي لسطح العينة قبل غمرها في السائل الحيوي (SBF):

1- غسل العينة (6) من العينات في الشكل (14) التي سيتم غمرها في السائل الحيوي وغسل عينة مرجعية لن يتم غمرها في السائل الحيوي (العينة 5 من العينات في الشكل 14) بالأسيتون وماء عالي النقاوة باستخدام جهاز التنظيف بالأمواج فوق الصوتية المبيّن في الشكل (8) لمدة (30 min).

2- غمر العينة (6) في محلول (NaOH 5M) عند (60 °C) باستخدام جهاز التحريك المغناطيسي المبيّن في الشكل (9) لضبط درجة الحرارة عند (60 °C)، لمدة (24 h)، كما يوضح الشكل (17).



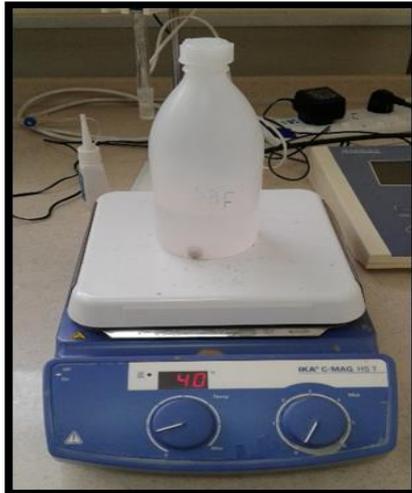
الشكل (17) غمر العينة (6) بمحلول (NaOH 5M).

3- غمر العينة (6) في محلول (Ca Cl₂ 100mM) عند درجة حرارة (40 °C) باستخدام جهاز التحريك المغناطيسي المبيّن في الشكل (9) لضبط درجة الحرارة عند (40 °C)، لمدة (43 h)، كما هو مبيّن في الشكل (18).



الشكل (18) غمر العينة بمحلول (Ca Cl₂ 100mM).

- 4- إجراء المعالجة الحرارية للعينة (6) بفرن المعالجة الحرارية المبيّن في الشكل (10) ، حيث تم تسخين العينة لدرجة حرارة (600 °C) بمعدل تسخين (5 °C/min) مع تثبيت عند درجة الحرارة (600 °C) لمدة (60 min).
- 5- غمر العينة (6) بماء عالي النقاوة عند درجة حرارة (60 °C) لمدة (24 h) ، باستخدام فرن المعالجة الحرارية المبيّن في الشكل (10).
- 6- غسل العينة (6) بشكل سريع بماء عالي النقاوة وتجفيفها عند درجة حرارة (40 °C) باستخدام فرن المعالجة الحرارية المبيّن في الشكل (10).
- 7- بعد الانتهاء من المعالجة الكيميائية السابقة تم غمر العينة (6) في السائل الحيوي (SBF) لمدة (3 أيام) عند درجة حرارة (40 °C) باستخدام جهاز التحريك المغناطيسي المبيّن في الشكل (9) لضبط درجة الحرارة عند (40 °C) ، لتكون درجة حرارة غمر العينة قريبة من درجة حرارة الجسم البشري، كما هو مبيّن في الشكل (19).



الشكل (19) غمر العينة في السائل الحيوي (SBF).

8- غسل العينة (6) بشكل سريع بماء عالي النقاوة وتجنيفها عند درجة حرارة (40 °C) باستخدام فرن المعالجة الحرارية المبين في الشكل (10) قبل إجراء الاختبار للكشف عن الفوسفات باستخدام جهاز تحديد العناصر الكيميائية بطريقة تشتت طاقة الأشعة السينية (EDX) المبين في الشكل (11).

5-3-2: طريقة تحضير السائل الحيوي (SBF):

يُحضّر السائل الحيوي المحاكي لسائل الجسم البشري {Simulated Body Fluid (SBF)} عن طريق الذوبان في الماء عالي النقاوة للكواشف التحليلية التالية المبينة في الجدول (3) كما وردت في المرجع [23].

الجدول (3): التركيب الكيميائي للسائل الحيوي (SBF):

الكمية بالغرام في (1000 mL)	الكاشف المستخدم
8.035	NaCl
0.355	NaHCO ₃
0.225	KCl
0.231	K ₂ HPO ₄ . 3H ₂ O
0.311	MgCl ₂ . H ₂ O
40 mL	1 M HCl
0.292	CaCl ₂
0.072	Na ₂ SO ₄
6.118	Tris ((CH ₂ OH) ₃ CNH ₂)
الكمية المناسبة لضبط الأس الهيدروجيني (PH 7.4)	1 M HCl

المحضّر وهي مطابقة
 قمنا بقياس قيمة الأس

الهيدروجيني باستخدام جهاز قياس الأس الهيدروجيني (PH Meter) المبين في الشكل (7):



الشكل (20) قيمة الأس الهيدروجيني للسائل الحيوي المحضّر.

يوضع السائل الحيوي بعد الانتهاء من تحضيره في وعاء مغلق من البولي إيثيلين.

3-3-5: اختبار تحديد العناصر الكيميائية بطريقة تشتت طاقة الأشعة السينية

باستخدام جهاز (EDX) المبين في الشكل (11):

قمنا بتحديد التركيب الكيميائي للعينة (5) غير المغمورة في السائل الحيوي.

- قمنا بتحديد التركيب الكيميائي للعينة (6) المغمورة في السائل الحيوي لمدة (3 أيام)،

يبين الشكل (21) مكان وضع العينات في جهاز (EDX):



الشكل (21) مكان توضع العينة في جهاز (EDX).

حصلنا على النتائج التالية للعينتان (5,6):

الجدول (4) نتائج التركيب الكيميائي للعيينة (5):

العنصر الكيميائي	النسبة المئوية
Ti	69.552%
Zr	22.836%
Cl	6.823%
Hf	0.584%
Fe	0.145%
Y	0.061%

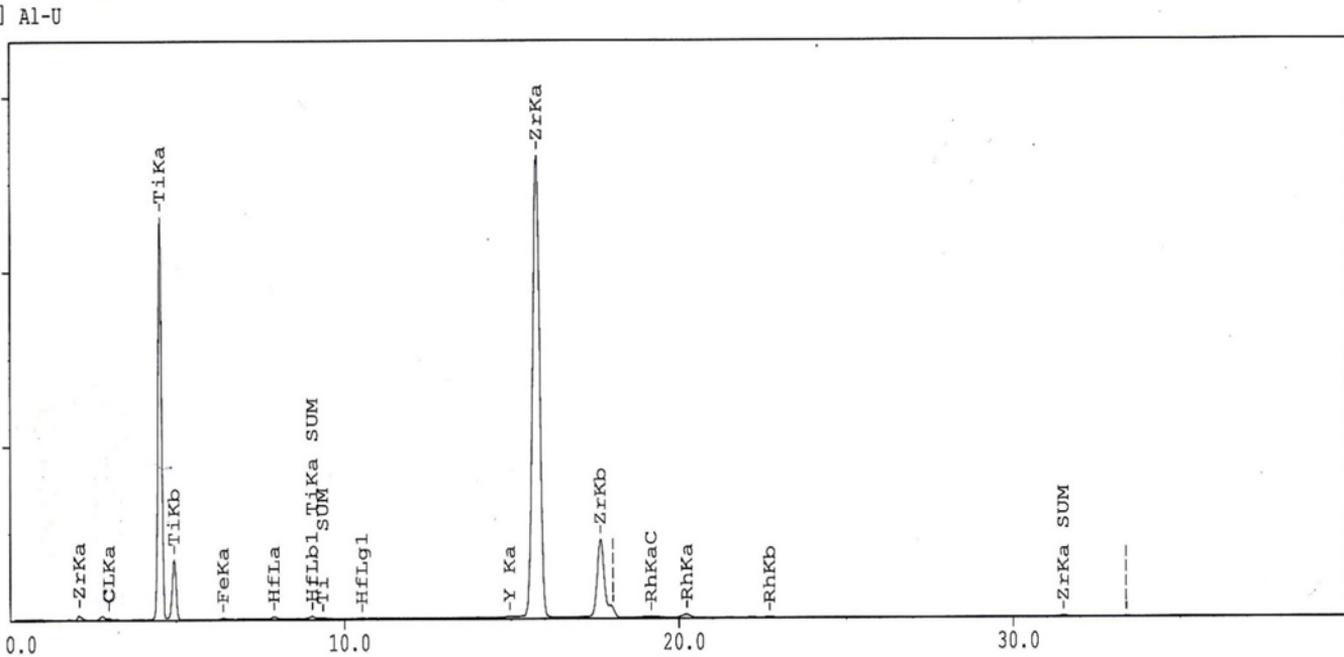
الجدول (5) نتائج التركيب الكيميائي للعيينة (6) المغمورة في السائل الحيوي:

العنصر الكيميائي	النسبة المئوية
Ti	68.803%
Zr	20.827%
P	9.129%
Hf	0.539%
S	0.203%

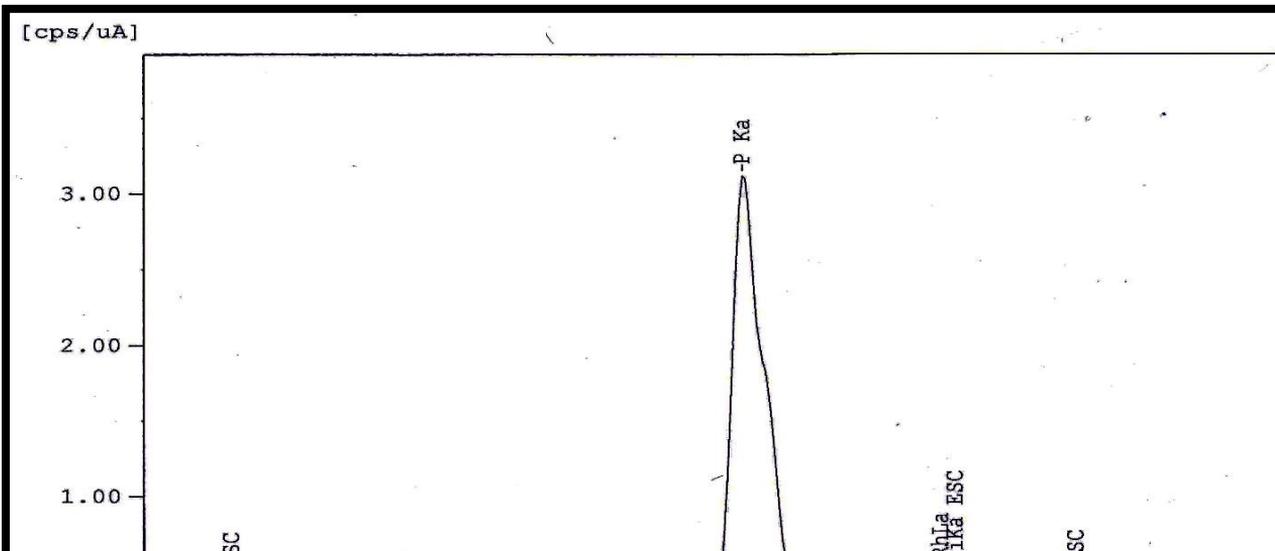
التوافق الحيوي لصفائح ترميم العظام (تيتانيوم _ زركون) المسامية

Ca	0.170%
Al	0.112%
Ag	0.085%
Fe	0.077%
Y	0.055%

تبيّن الأشكال (22)، (23) الطيف الناتج عن العينتان (5)، (6) على التوالي:



الشكل (22) طيف العينة (5) الغير مغمورة في السائل الحيوي.



الشكل (23) طيف العينة (6) المغمورة في السائل الحيوي.

نلاحظ من الشكل (22) عدم ظهور أي قيمة لعنصر الفوسفور في العينة (5) الغير مغمورة في السائل الحيوي، بينما نلاحظ من الشكل (23) ظهور قمتين لعنصر الفوسفور في العينة (6) التي تمت معالجتها كيميائياً ثم غمرها في السائل الحيوي. ظهرت القمة الأولى للفوسفور عند (0.30 Kev)، أما القمة الثانية للفوسفور ظهرت عند (2.04 Kev).

يدل وجود عنصر الفوسفور في العينة (6) المغمورة في السائل الحيوي كما لاحظنا من الجدول (5) والشكل (23) على تشكل فوسفات الكالسيوم على سطح العينة (6)، وبالتالي العينة متوافقة حيويًا وسيتحول فوسفات الكالسيوم المتكون على سطحها إلى أباتيت في بيئة الجسم كما ورد المرجع [19].

6- المناقشة:

تبيّن من التجارب السابقة أنه من الممكن الحصول على المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام (< 40%) باستخدام ضغط كبس قيمته (190.98 Mpa = 1.5 Ton)، حيث تم تحديد قيمة ضغط الكبس تجريبياً كما ورد في فقرة تحضير العينات، وكانت العينات الناتجة بعد التليد عند (900 °C) لمدة (60 min) خالية من أي تشقق ومتوسط المسامية للعينات السبعة (من الجدول (2) 45.58 %) وهذه القيمة متوافقة مع المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام (< 40%) كما ذكر في المرجع [6].

وبإجراء اختبار المقاومة على الانضغاط كانت القيمة الوسطية لمعامل يونغ للعينات الثلاثة المختبرة هي (0.71 Gpa)، والقيمة الوسطية للمقاومة على الانضغاط للعينات الثلاثة المختبرة هي (14.03 Mpa) وهي قيم متوافقة مع قيم الخصائص الميكانيكية للعظم الطبيعي كما ذكر في المرجع [9].

وبعد إجراء المعالجة الكيميائية التالية: (معالجة قلوية بمحلول هيدروكسيد الصوديوم_ معالجة بمحلول كلوريد الكالسيوم_ معالجة حرارية_ معالجة بالماء الساخن) الموصى بها في المرجع [22] باعتبارها أفضل معالجة كيميائية للسطح المعدني لتشكيل طبقة الأباتيت على العينة (6) وغمر العينة في السائل الحيوي (SBF) المحضّر لمدة (3 أيام) عند درجة حرارة (40 °C) أقرب درجة حرارة للجسم البشري يعطيها جهاز التحريك المغناطيسي المبيّن في الشكل (9)، تبيّن وجود عنصر الفوسفور في العينة (6) المغمورة في السائل الحيوي (SBF) بعد إجراء اختبار تحديد العناصر الكيميائية بطريقة تشتت طاقة الأشعة السينية باستخدام جهاز (EDX) المبيّن في الشكل (11). بلغت نسبة الفوسفور في العينة (6) (9.129 %) المبيّنة في الجدول (5)، ولم يلاحظ وجود عنصر الفوسفور في العينة (5) الغير مغمورة في السائل الحيوي (SBF) كما هو مبيّن في الجدول (4)، كما ظهرت قمتان للفوسفور في العينة (6) كما هو مبيّن في الشكل (23) وعدم وجود أي قمة للفوسفور في نتائج العينة (5) المبيّنة في الشكل (22). أي إن العينة (6) تتشكّل على سطحها فوسفات الكالسيوم.

وهذا يتوافق مع ما وجدته الباحثة (Marcio W.D. Mendes) وآخرون [21] حيث أكد الباحثون وجود قمم (PO_4^{-3}) لعينات (Ti-27-Nb-13Zr) تمت معالجتها معالجة قلوية فقط بمحلول هيدروكسيد الصوديوم ثم غمرها لمدة (15 , 3 يوم) في السائل الحيوي (SBF) باستخدام اختبار مطيافية الأشعة تحت الحمراء بعكسية الانتشار الذي يسمى ب:

(Diffuse Reflectance Infrared Fourier Transform spectroscopy):
(DRIFTS).

وبسبب عدم توفر جهاز يعمل بتقنية (DRIFTS) في كلية الهمة والمعهد العالي للعلوم التطبيقية والتكنولوجيا تم استخدام جهاز (EDX) المبيّن في الشكل (11) للكشف عن وجود عنصر الفوسفور في العينة المعالجة والمغمورة.

كما توافقت نتائج وجود عنصر الفوسفور في العينة (6) مع ما وجدته الباحث (C.G. Agreda) وآخرون [22] حيث بيّن الباحثون وجود قمع (PO_4^{-3}) في عينات التيتانيوم المحضّرة باستخدام تقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية بعد معالجتها كيميائياً كما يلي (معالجة قلووية بمحلول هيدروكسيد الصوديوم_ معالجة بمحلول كلوريد الكالسيوم_ معالجة حرارية_ معالجة بالماء الساخن) وغمر العينات لمدة يوم واحد في السائل الحيوي (SBF)، تم الكشف عن قمع (PO_4^{-3}) باستخدام تقنية (DRIFT).

7- الاستنتاجات:

1- حصلنا على صفائح ترميم عظام من خليطة:

(70%wt Ti-30%wt Zr) باستخدام تقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية بمسامية وخصائص ميكانيكية متوافقة مع القيم المطلوبة لصفائح الترميم باستخدام ضغط كبس (1.5 Ton) وبالتلبيد عند درجة حرارة (900 °C) لمدة (60 min) في جو من الأرجون بتدفق (168.9 Liter/hour).

2- أثبتت تجربة السائل الحيوي (SBF) أن العينة (6) المحضّرة والمعالجة كيميائياً والمغمورة في السائل الحيوي متوافقة حيوياً ولها القدرة على تشكيل الأباتيت عند زرعها في الجسم البشري.

8- التوصيات:

1- دراسة إمكانية الحصول على المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام باستخدام مواد تساعد على تشكيل المسامات.

2- إجراء معالجات كيميائية مختلفة على العينات الملبّدة وتحديد أفضل معالجة كيميائية تعطي أكبر سماكة لطبقة الأباتيت الناتجة عن الغمر في السائل الحيوي (SBF) باستخدام مجهر المسح الإلكتروني.

3- إجراء عملية الغمر في السائل الحيوي (SBF) بفترات زمنية مختلفة وتحديد أفضل فترة تعطي أكبر سماكة لطبقة الأباتيت الناتجة بعد الغمر في السائل الحيوي (SBF) باستخدام مجهر المسح الإلكتروني.

9- المراجع (References):

- 1-Geetha, M., Singh, A.K., Asokamani, R., Gogia, A.K. (2009, May). "Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopedic implants". Progress in Materials Science (Vol. 54, pp.397-425). India: Vellore Institute of Technology.
- 2-Niinomi, M., Nakai, M., Hieda, J. (2012, November). "Development of new metallic alloys for biomedical applications". Acta Biomaterialia (Vol. 8, pp. 3888-3903). Japan: Institute for Materials Research, Tohoku University.
- 3-Mehjabeen, A., song, T., Xu, W., Tang, H.P., Qian, M. (2018, June,22). "Zirconium alloys for orthopedic and dental applications". Advanced Engineering Materials (Vol. 20). Australia: Australian Research Council (ARC).
- 4- Uchida, M., Kim, H.M., Miyaji, F., Kokubo, T., Nakamura, T. (2002, January). "Apatite formation on zirconium metal treated with aqueous NaOH". Journal of Biomaterials (Vol. 23, pp. 313-317).
- 5- Kokubo, T., Kim, H.M., Kawashita, M. (2003, June). "Novel bioactive materials with different mechanical properties". Journal of Biomaterials (Vol. 24, pp.2161- 2175).

- 6-Yilmaz, E., Gokce, A., Findik, F., Gulsoy, H.O., Iyibilgin, O. (2018, November). "Mechanical properties and electrochemical behavior of porous Ti-Nb biomaterials". Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials (Vol. 87, pp.59-67).
- 7-Barati, D. (2016). "Biodegradable hybrid tissue engineering scaffolds for reconstruction of large bone defects". University of South Carolina, South Carolina.
- 8-Arifvianto, B., Zhou, J. (2014)." Fabrication of metallic biomedical scaffolds with the spacer holder method". Delft University of Technology, Netherland.
- 9-Evans, G. (1969). "The mechanical properties of bone", The University of Michigan.
- 10-Bratu, V., Vibu, R. (2017). "Porous metallic biomaterials processing (Review) part1: compaction, sintering behavior, properties and medical applications". The scientific Bulletin of Valahia university materials and mechanics (Vol. 15).
- 11-Feng, B., Chen, J Y., (2002, January, 23). "Carbonate apatite coating on titanium induced rapidly by precalcification". Journal of Biomaterials.
- 12-Kokubo, T., Takadama, H. (2006, May). "How useful in SBF in predicting in vivo bone bioactivity?". Journal of Biomaterials (Vol. 27, Issue 15, pp. 2907-2915).
- 13-Bohner, M., Lemaître, J. (2009, April). "Can bioactivity be tested in vitro with SBF solution?". Journal of Biomaterials.
- 14- Nishiguchi, S., Kato, H. (2001, September, 1)." Titanium metals form direct bonding to bone after alkali and heat treatments". Journal of Biomaterials.
- 15- Miyazaki, T., Miyaji, F., (2002). "Mechanism of bonelike apatite formation on Bioactive tantalum metal in a simulated body fluid". Journal of Biomaterials (Vol. 23, pp. 827-832).
- 16- Chen, Y., Zheng, X. (2007, December, 5). "Effect of Ti-OH formation on bioactivity of vacuum plasma sprayed titanium coating after chemical treatment". Journal of Surface and coatings Technology (Vol 202, pp 494-498).
- 17- Kokubo, T., (2005, April). "Design of bioactive bone substitutes based on bio mineralization process". Journal of Materials Science and Engineering.

- 18- Lotsari, A., Mats, H. (2018, October, 9). "Transformation of amorphous calcium phosphate to bone- like apatite". Journal of nature communications.
- 19- Kizuki, T., Takadama, H. (2010). "Preparation of bioactive Ti metal surface enriched with calcium ions by chemical treatment". Journal of Acta Biomaterialia.
- 20- Kamitakahara, M., Ohtsuki, C. (2007, November,2). "Coating of bone- like appetite for development of bioactive materials for bone reconstruction". Journal of Biomedical Materials.
- 21- W.D. Mendes, M., G. Agreda, C., (2016, June,1)." A new titanium based alloy Ti-27Nb-13Zr produced by powder metallurgy with biomimetic coating for use as a biomaterial". Journal of Materials Science and Engineering (Vol. 63, pp. 671-677).
- 22- Agreda, C.G., Mendes, M.W.D, (2013). "Apatite coating on titanium samples obtained by powder metallurgy". Journal of Advances in science and Technology (Vol. 86, pp. 28-33).
- 23- Sasikumar, Y., Ebenso, E., (2017, January). "Effect of surface treatment on the bioactivity and electrochemical behavior of magnesium alloys in simulated body fluid: Effect of surface treatment on the bioactivity". Journal of Materials and corrosion.