# تحديد محتوى كربونات هيدروجين الأمونيوم لصفائح ترميم العظام (تيتانيوم – زركون) المسامية

**م. جيهان الاسطواني [1]**

**أ.م.د مهلب الدّاود [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 المصنّعة من خلائط التيتانيوم بمسامية أعلى من (40%). تمّ في هذا البحث إعداد صفائح ترميم العظام من خليطة (تيتانيوم– زركون– كربونات هيدروجين الأمونيوم) باستخدام طريقة ميتالورجيا المساحيق المعدنية وبنسب وزنية مختلفة من مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم للحصول على المسامية المطلوبة. وبيّنت النتائج أن إضافة مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم بنسب وزنية (10%–20%–50%) تعطي عينات غير مقبولة إما مفتتة أو فيها تشققات كبيرة، كما بيّنت النتائج أنه يمكن الحصول على عينات متماسكة (70% Ti–30% Zr) ولها المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام من خلال تطبيق قيمة معينة لضغط الكبس (1.5 Ton= 190.985 Mpa)، حيث تم تحديد هذه القيمة تجريبياً، أُجريت التجارب في المعهد العالي للعلوم التطبيقية والتكنولوجيا.**

**الكلمات المفتاحية:** ميتالورجيا المساحيق المعدنية، صفائح ترميم العظام، المسامية، خلائط التيتانيوم، كربونات هيدروجين الأمونيوم.

[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.

# Determining of $NH_4HCO_3$ content of porous (Ti-Zr) Scaffolds

**Eng. Jehan AlEstwani** [(1)]

**Mohallab AlDawood** [(2)]

**Dr. Faten Ajeeb** [(3)]

## Abstract

**Bone injuries often require the inception of implant 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%). In this research, porous scaffolds were prepared from (Ti-Zr-$NH_4HCO_3$) by using Powder Metallurgy method and with different weight ratios from ammonium hydrogen carbonate to obtain the required porosity. The results showed that adding ammonium hydrogen carbonate in weight ratios (50%-20%-10%) gives unacceptable samples that are either crumbled or have large cracks, and the results also indicated that coherent samples can be obtained (70% Ti-30% Zr) and have the required porosity for scaffolds by a certain value of compacting pressure (1.5 Ton= 190.985 Mpa), as this value was determined experimentally. The experiments were conducted at the Higher Institute of Applied Sciences and Technology.**

**Key words:** Powder Metallurgy, Scaffolds, Porosity, Titanium alloys, $NH_4HCO_3$.

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

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

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

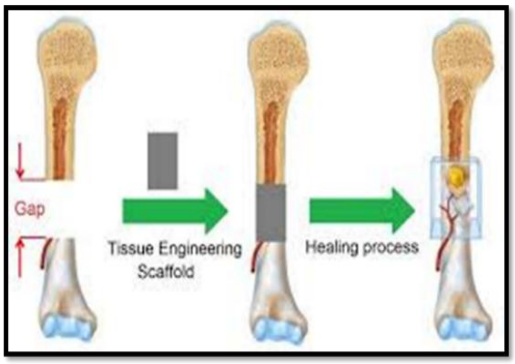
## 1-المقدمة:

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 ($0.1\div30\text{Gpa}$)

2-متانة انضغاط ($2 \div 200Mpa$)[9] .

تعتبر تقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية طريقة فعالة لإنتاج المواد الحيوية المسامية، حيث تسمح هذه الطريقة بالحصول على المسامية المطلوبة من خلال التحكم بضغط التدميج أو إضافة مواد تحقق المسامية مثل ($NH_4HCO_3$)، حيث يتم إزالة هذه المواد بسهولة عن طريق عملية التلبيد.

خطوات تصنيع صفائح ترميم العظام باستخدام مواد تشكيل المسامية:

1-خلط بودرة المعدن مع مادة تشكيل المسام.

2-ضغط أو كبس المواد الحبيبية.

3-إزالة مواد تشكيل المسامية.

4-تلبيدالصفيحة المسامية [8].

**طرق إزالة مواد تشكيل المسامية:**

1- إزالة مواد تشكيل المسامية عن طريق المعالجة الحرارية: مثل كربونات هيدروجين الأمونيوم، تتم إزالة مواد تشكيل المسامية عن طريق المعالجة الحرارية على أساس التحلل الحراري وتبخر مواد تشكيل المسامية، ويوضح الجدول (1) عدداً من مواد تشكيل المسامية المعروفة والمستخدمة ودرجات حرارة تحللها وإزالتها:

**الجدول (1) بعض من مواد تشكيل المسامية ودرجات حرارة تحللها[8] :**

| مادة تشكيل المسامية | درجة حرارة التحلل | درجة حرارة الإزالة |
|---|---|---|
| كربونات هيدروجين الأمونيوم | 60 °C | 150 – 175 °C |
| الكارباميد | 133 °C | > 600 °C |
| نشاء التابيوكا | ____ | 450 °C |

كما هو موضح من الجدول (1) تتم إزالة مواد تشكيل المسامية عند درجة حرارة أعلى من درجة حرارة التحلل لمادة تشكيل المسامية. عند درجة حرارة إزالة مادة تشكيل المسامية تتبخر مادة تشكيل المسامية ونحصل مكانها على الفراغات المطلوبة [8].

من الممكن أيضاً إزالة مادة ($NH_4HCO_3$) عند درجة حرارة (400°C) حيث يتم التثبيت عند هذه الدرجة لمدة (2-1 ساعة) لتتبخر وتترك مكانها الفراغات المطلوبة [10]. وتعتبر مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم مناسبة للحصول على مسامية صفائح ترميم العظام لأنها منخفضة التكلفة ويمكن إزالتها بسهولة خلال عملية التلبيد أثناء تصنيع صفائح ترميم العظام [11].

2- إزالة مواد تشكيل المسامية عن طريق الترشيح بسائل: يتم اختيار الماء كوسيلة ترشيح للعديد من مواد تشكيل المسامية مثل كلوريد الصوديوم [8].

## 2- الدراسات المرجعية:

**2-1-الدراسة المرجعية الأولى:** قام الباحث ( José Luis de Oliveira) وآخرون [12] بتحضير خليطة (Ti-Zr) بتقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية ووجد ما يلي:

- ❖ إن تحضير خلائط التيتانيوم بطريقة تعدين المساحيق توفر الكثير من الطاقة والوقت مقارنة بالطرق التقليدية، كما يتم الحصول على بنية مجهرية متجانسة أكثر من البنية المجهرية الناتجة عن الطرق التقليدية.
- ❖ تتمتع خلائط (Ti-Zr) بمقاومة عالية للتآكل وتوافق حيوي عالي.
- ❖ تم في هذا البحث تحضير خليطة (Ti-40%Zr) عند درجات حرارة تلبيد (800℃ ÷ 1600℃ ) لاستخدامها في الزرعات الجراحية.
- ❖ قيم قساوة فيكرز (275HV÷525HV).

**2-2-الدراسة المرجعية الثانية:** درس الباحثون: (X. Rao, C.L. chun, Y.Y. Zheng) [13] تأثير محتوى النوبيوم (Nb)على خليطة (Ti-Zr) المحضّرة بتقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية.

- ❖ الهدف من البحث: تحضير خلائط (Ti-Nb-Zr) مع مسامية مختلفة من (6.06%) إلى (62.8%) باستخدام طريقة ميتالورجيا المساحيق.
- ❖ تم استخدام مادة ($NH_4HCO_3$) كمادة للحصول على المسامية بنسب وزنية من (0÷50% wt).
- ❖ تم دراسة تأثير محتوى (Nb) على المسامية والخصائص الميكانيكية حيث تم تحضير خليطة (Ti-20Nb-15Zr)، وخليطة (Ti-35Nb-15Zr) مع بنية

مسامية مناسبة للتطبيقات الحيوية باستخدام طريقة تعدين المساحيق المعدنية.

- تتناقص قيم الخواص الميكانيكية مع زيادة المسامية، وزيادة محتوى (Nb) في الخليطة.
- أثبتت قيم الخواص الميكانيكية المختلفة لخلائط (Ti-Nb-Zr) المسامية المحضّرة في هذا البحث إمكانية استخدام هذه الخلائط في تطبيقات العظم البديل.

**2-3-الدراسة المرجعية الثالثة:** قام الباحث ( Chao Huang) وآخرون[14] بتحضير صفيحة ترميم للعظام من الخليطة (Ti35Zr28Nb) بتقانة ميتالورجيا المساحيق المعدنية وباستخدام مادة ($NH_4HCO_3$) بنسب حجمية مختلفة ضمن المجال (63%÷79% vol) لتحقيق المسامية المطلوبة لصفيحة ترميم العظام.

- واستنتج الباحثون أنه مع زيادة نسبة مادة ($NH_4HCO_3$) تناقصت قيم متانة الانضغاط ، وتناقصت قيم معامل يونغ لصفائح ترميم العظام المحضّرة.

**2-4-الدراسة المرجعية الرابعة:** قام الباحث (Muhammad Dilawer Hayatd) وآخرون[11] :

- بتصنيع صفائح ترميم العظام المسامية (Ti35Zr28Nb) بطريقة تعدين المساحيق وأظهرت العينة المصنعة مع مسامية (61.1%) خواص ميكانيكية مرغوبة لتطبيقات مواد زرع العظام، حيث بلغت قيمة معامل يونغ ($2.9 \pm 0.4\ Gpa$).
- بعد مدة ثمانية أسابيع من إجراء عملية زرع لهذه العينات في فخذ فأر تبين أن صفائح ترميم العظام المسامية (Ti35Zr28Nb) محاطة بأنسجة عظمية جديدة مع الملاحظات التالية: عدم حدوث أي نزيف أو انحلال في الدم، عادت أعداد خلايا الدم الحمراء والبيضاء إلى مستوياتها الطبيعية، مما يشير إلى أن مسامية صفائح ترميم العظام تمتلك قدرة جيدة على تحقيق الاندماج العظمي. من هنا استنتج الباحث أن صفائح ترميم العظام المسامية (Ti35Zr28Nb) والمصنّعة بطريقة ميتالورجيا المساحيق المعدنية والتي لها خواص ميكانيكية مرغوبة وتوافق حيوي ممتاز وقدرة على تحقيق الاندماج العظمي هي صفائح واعدة في تطبيقات هندسة الأنسجة العظمية في جراحة تقويم العظام.

## 3- المواد والأجهزة المستخدمة:

### 3-1- المواد المستخدمة:

- **مسحوق التيتانيوم:** من إنتاج شركة Merck الألمانية، حبيبات صفيحية الشكل، حجم الحبيبات (13.77µm÷14.756µm).
- **مسحوق الزركون:** من إنتاج شركة Merck الألمانية، شكلها أقرب للكروي، حجم الحبيبات (9.099µm÷11.194µm).

المواصفات الفنية لمسحوق التيتانيوم ومسحوق الزركون كما وردت من الشركة الألمانية (Merck):

**الجدول (2) المواصفات الفنية للمساحيق المعدنية المستخدمة:**

| المسحوق | الصيغة | الوزن الجزيئي $(g/mol)$ | الكثافة $(g/cm^3)$ | نقطة الانصهار (℃) |
|---|---|---|---|---|
| التيتانيوم | Ti | 47.90 | 4.5 | 1660 |
| الزركون | Zr | 91.224 | 6.49 | 1852 |

- **مسحوق كربونات هيدروجين الأمونيوم: من السوق المح**لية، حبيبات صفيحية الشكل.

**3-2- الأجهزة المستخدمة:** تم إجراء هذا البحث في المعهد العالي للعلوم التطبيقية والتكنولوجيا.

- قالب معدني لكبس العينات المبين في الشكل (2)، وهو قالب لكبس عينات بقطر (10 mm) وضغط ( 5

Ton) كحد أقصى، مصنوع من الفولاذ المقاوم للصدأ المقسى لتحمل الضغوط العالية.

**الشكل (2) 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 (3)، 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 (3) مكبس هيدروليكي يدوي.**

❖ فرن المعالجة الحرارية الكتيم طراز (HT 1600 M) المبين في الشكل (4)، تم استخدامه لإجراء عملية التلبيد للعينات، وهو فرن مخصص لمختلف أنواع المعالجات الحرارية ولا سيما درجات الحرارة العالية، حيث يمكن الوصول إلى درجات حرارة حتى (1600℃).

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 أوكسيد 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℃).

- 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 (4) فرن المعالجة الحرارية الكتيم.**

## 4- العمل التجريبي:

لتحديد النسبة الوزنية الواجب إضافتها من مادة ($NH_4HCO_3$) لتحقيق المسامية المطلوبة في صفائح ترميم العظام، ولتحديد ضغط التدميج المناسب قمنا بإجراء التجارب التالية:

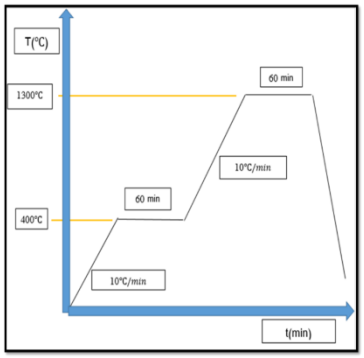
**التجربة الأولى:**

1- خلط (70%Ti-30%Zr-50%$NH_4HCO_3$) خلط يدوي لمدة (10min).

2- قمنا بوزن (1g) من المزيج السابق للعينة الواحدة.

3- كبس المزيج السابق في القالب المبين في الشكل (2) باستخدام مكبس هيدروليكي المبين في الشكل (3) عند قيم تجريبية مختلفة للضغط:( 1,1.5,2,2.5,3,3.5 Ton).

4-تلبيد العينات السابقة باستخدام فرن التلبيد المبين في الشكل (4)عند درجة حرارة (°C1300) لمدة (60min)، مع التثبيت عند درجة حرارة (°C400) لمدة (60min)، وذلك للتخلص من مادة تشكيل المسامية ($NH_4HCO_3$)، كما هو مبين في البرنامج الحراري لعينات التجربة الأولى الشكل (5) مع استخدام غاز الآرغون كغاز للحماية حيث تم استخدام أسطوانة آرغون مخبرية وضبط التدفق على القيمة (30%) على الجهاز الموجود على الفرن.




**الشكل (5) البرنامج الحراري لعينات التجربة الأولى.**

العينات الناتجة سيئة كما هو موضح في الشكل (6)، وبالتالي فإن نسبة (50%$NH_4HCO_3$) غير مناسبة.

**الشكل (6) عينات (70%Ti-30%Zr-50%$NH_4HCO_3$) بعد التلبيد عند (1300℃).**

**التجربة الثانية:**

قمنا بإضافة نسبة أقل من مادة ($NH_4HCO_3$) وكذلك التلبيد عند درجة حرارة أقل من (1300°C) مع إطالة الزمن التثبيت عند درجة حرارة إزالة ($NH_4HCO_3$) (200°C) من أجل تسهيل التخلص التام من هذه المادة:

1- خلط يدوي لمدة (10 min) للخلائط التالية:

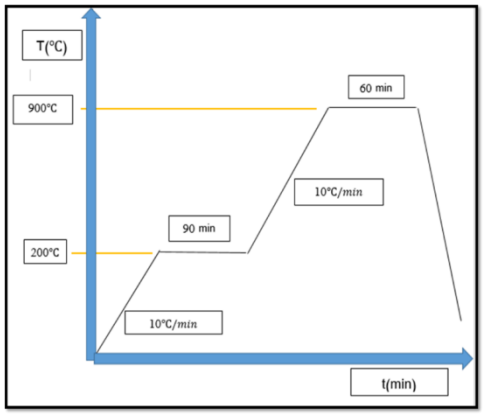
($70\%Ti\text{-}30\%Zr\text{-}20\%NH_4HCO_3$)،

($70\%Ti\text{-}30\%Zr\text{-}10\%NH_4HCO_3$)

2- قمنا بوزن (1g) من المزيج السابق للعينة الواحدة.

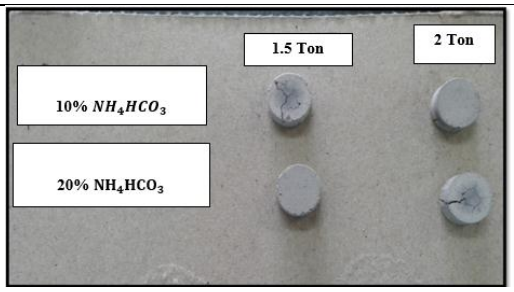
3- كبس المزيج السابق في القالب المبين في الشكل (2) باستخدام مكبس هيدروليكي المبين في الشكل (3) عند قيم مختلفة للضغط:(1.5, 2 Ton).

4- تلبيد العينات السابقة عند درجة حرارة (900°C) لمدة (60min)، مع التثبيت عند درجة حرارة (200°C) لمدة (90min) وذلك للتخلص من مادة تشكيل المسامية ($NH_4HCO_3$) كما هو مبين في البرنامج الحراري لعينات التجربة الأولى الشكل (7) باستخدام فرن التلبيد المبين في الشكل (4).




**الشكل (7) البرنامج الحراري لعينات التجربة الثانية.**

العينات الناتجة سيئة وفيها تشققات كما هو مبين بالشكل (8):




**الشكل (8) عينات**

**($70\%Ti\text{-}30\%Zr\text{-}20{,}10\%NH_4HCO_3$)**

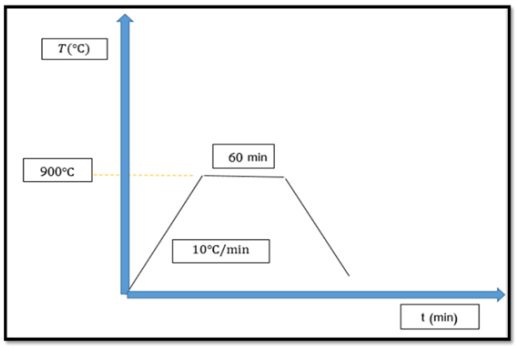
**الملبدة عند (900°C) لمدة (60 min).**

من التجربة الأولى والثانية نستنتج أن إضافة مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم ($NH_4HCO_3$) ستؤدي إلى تفتت العينة أو وجود تشققات فيها.

**التجربة الثالثة:**

لذلك قمنا بتحضير عينات ($70\%Ti\text{-}30\%Zr$) عند قيم مختلفة لضغط الكبس:

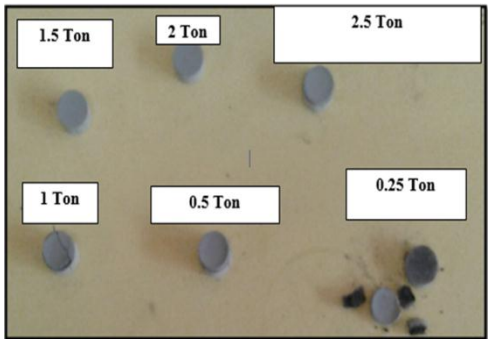
(0.25, 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5 Ton)، وذلك من أجل تحديد ضغط الكبس المناسب تجريبياً للحصول على المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام بعد التلبيد، وقمنا بتلبيد العينات عند (900°C) لمدة (60 min) كما هو مبين في البرنامج الحراري لعينات التجربة الثالثة الشكل (9):




**الشكل (9) البرنامج الحراري لعينات التجربة الثالثة.**

العينات الناتجة بعد التلبيد مقبولة كما هو مبين في الشكل (10)، 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 (10) العينات (70%Ti-30%Zr) الملبدة عند (900°C) لمدة (60 min).**

قمنا بحساب الكثافة والمسامية للعينات الناتجة كما هو موضح في الجدول (3) وذلك لتحديد ضغط الكبس المناسب للحصول على المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام:

**الجدول (3) الكثافة والمسامية لعينات التجربة الثالثة بعد التلبيد:**

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

من نتائج الجدول (3): تبيّن أن ضغط الكبس المناسب للحصول على مسامية صفائح ترميم العظام المطلوبة (المسامية < 40%) هو (1.5Ton=190.98Mpa).

تُحسب الكثافة التجريبية للعينة من العلاقة:

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

حيث: m: وزن العينة [g].

v: حجم العينة $[cm^3]$.

تحسب المسامية للعينات من العلاقة التالية:

$$P\% = 1 - \frac{\rho}{\rho_{th}}$$

حيث: ρ : كثافة العينة $(g/cm^3)$.

$\rho_{th}$ : 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%).

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

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

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

## 5-المناقشة:

أظهرت التجارب السابقة أن النسب الوزنية (50%-10%-20%) من مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم ($NH_4HCO_3$) المضافة إلى خليطة (70%Ti-30%Zr) تؤدي إلى تفتت العينات أو تشققها عند درجات حرارة تلبيد عالية مثل التجربة الأولى حيث تضمنت تلبيد العينات عند درجة حرارة (1300 °C)، وزمن تلبيد (60 min) مع التثبيت عند درجة حرارة (400 °C) لمدة (60 min)، وذلك للتخلص من مادة تشكيل المسامية ($NH_4HCO_3$). أو عند التلبيد عند درجات حرارة منخفضة مثل التجربة الثانية حيث تضمنت تلبيد العينات عند درجة حرارة (900 °C) زمن التلبيد (60 min)، مع التثبيت عند درجة حرارة (200 °C) وإطالة زمن التثبيت عند هذه الدرجة

مقارنة بالتجربة الأولى، حيث كان زمن التثبيت في التجربة الثانية (90 min) وذلك من أجل تسهيل التخلص التام من مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم.

وبالتالي لا يمكن الاعتماد على القيم الوزنية (-50% 20%-10%) من مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم ($NH_4HCO_3$) للحصول على المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام.

يُعزى ذلك إلى حدوث تفاعل بين مسحوق التيتانيوم ومخلفات تحلل مادة ($NH_4HCO_3$) عند درجات حرارة (300 °C – 600 °C)، أدّت إلى تأثير ضار وتدهور الخواص الميكانيكية في صفائح ترميم العظام الملبّدة بسبب الزيادات في محتويات الكربون والأوكسجين والنتروجين في العينات الناتجة[8] حيث ينتج عن تحلل مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم ما يلي:

$$NH_4HCO_3 \xrightarrow{\Delta} NH_3 + CO_2 + H_2O$$

وأيضاً ينحل الأوكسجين والنتروجين بسرعة في التيتانيوم عند درجات حرارة أعلى من (400 °C) [8]، بينما حصل الباحث (Xiaojian Wang) وآخرون [15] على المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام :

(42%-50%-59%-69%-74%) بإضافة مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم بنسب وزنية مختلفة:

(20%-30%-40%-50%-60%wt) إلى خليطة (TiNbZr) بسبب استخدام وسط مخلخل من الهواء في عملية التلبيد، حيث ساعد الوسط المخلخل من الهواء من التخلص من الأوكسجين الموجود في جو الفرن ومن نواتج تحلل مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم.

وكذلك يحدث تشوه وكسر لحبيبات مواد تشكيل المسامية عندما يتجاوز ضغط التدميج الإجهاد الحرج لهذه الحبيبات [8].

لذلك اعتمدنا على تطبيق ضغط تدميج مناسب للحصول على المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام (> 40%)، حيث تم تحديد قيمة الضغط المطلوب تجريبياً كما ورد في التجربة الثالثة وكانت القيمة المناسبة هي (1.5 Ton=190.98Mpa)، حيث كانت العينات المدمجة باستخدام ضغط (190.98 Mpa) بعد التلبيد خالية من التشققات ولها مسامية (53.14 %).

## 6-الاستنتاجات:

1- نلاحظ أن نسبة (50% wt) من مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم المضافة إلى (70%Ti-30%Zr) تؤدي إلى تفتيت العينات بعد تلبيدها عند درجة حرارة (1300 °C).

2- بتخفيض النسبة الوزنية لمادة كربونات هيدروجين الأمونيوم إلى (20%wt) أيضاً كانت العينات سيئة وفيها تشققات وذلك بعد التلبيد عند درجة حرارة أقل من التجربة الأولى، حيث كانت درجة حرارة التلبيد في التجربة الثانية : (900 °C).

3- بتخفيض النسبة الوزنية لمادة كربونات هيدروجين الأمونيوم إلى (10%wt) أيضاً كانت العينات سيئة وفيها تشققات وذلك بعد التلبيد عند درجة حرارة أقل من التجربة الأولى، حيث كانت درجة حرارة التلبيد في التجربة الثانية : (900 °C).

4- حصلنا على المسامية المطلوبة لصفائح ترميم العظام (> 40%) وتبيّن أن ضغط الكبس المطلوب هو (190.98 Mpa) حيث كانت العينات الناتجة بعد التلبيد خالية من التشققات ولها مسامية (53.14 %).

## 7- التوصيات:

1- تحضير عينات من خليطة (Ti-Zr) بإضافة مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم بنسب وزنية أقل من (10 % wt).

2- إجراء عملية التلبيد في وسط مخلخل من الهواء ،وذلك لضمان التخلص من مخلفات تحلل مادة كربونات هيدروجين الأمونيوم إلى خارج جو فرن التلبيد.

## REFERENCES المراجع


**Geetha, M., Singh, A.K., Asokamani, R., Gogia, . "Ti based biomaterials, the )A.K. (2009, May ultimate choice for orthopedic implants". Journal of Progress in Materials Science (Vol. 54, pp.397-425). India: Vellore Institute of Technology, University, Vellore 632014.**

1- **Niinomi, M., Nakai, M., Hieda, J. (2012, November). "Development of new metallic alloys for biomedical applications". Journal of Acta Biomaterialia (Vol. 8, pp. 38888-3903). Japan: Institute for Materials Research, Tohoku University.**
2- **Mehjabeen, A., song, T., Xu, W., Tang, H.P., Qian, M. (2018, 22, June). "Zirconium alloys for orthopedic and dental applications". Journal of Advanced Engineering Materials (Vol. 20). Australia: Australian Research Council (ARC).**
3- **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).**
4- **Kokubo, T., Kim, H.M., Kawashita, M. (2003, June). "Novel bioactive materials with different mechanical properties". Journal of Biomaterials (Vol. 24, pp.2161- 2175).**
5- **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).**
6- **Barati, D. (2016). "Biodegradable hybrid tissue engineering scaffolds for reconstruction of large bone defects". University of South Carolina, South Carolina.**
7- **Arifvianto, B., Zhou, J. (2014)." Fabrication of metallic biomedical scaffolds with the spacer holder method". Delft University of Technology, Netherland.**
8- **Evans, G. (1969). "The mechanical properties of bone", The University of Michigan.**
9- **Majeed, A. (2013). "Powder Metallurgy". Damascus University publications.**
10- **Xu, W., Tian, J., Liu, Z., Lu, X., Hayat, M.D., Yan, Y., Li, Z., Qu, X., Wen, C. (2019). "Novel porous Ti35Zr28Nb scaffolds fabricated by powder metallurgy with excellent osteointegration ability for bone-tissue engineering applications". Journal of Materials Science & Engineering C.**
11- **Oliveira, J. (2013). "Production of (Ti-Zr) by powder Metallurgy". SAE International Organization.**
12- **X. Rao, C.L. chun, Y.Y. Zheng. (2014, June). "Phase composition, microstructure, and mechanical properties of porous (Ti-Nb-Zr) alloys prepared by a two-step foaming Powder Metallurgy method". Journal of Mechanical behavior of Biomedical Materials.**
13- **Hayat. M, Huang. C, Chen. M, (2019). "Fabrication and properties of newly developed (Ti-35Zr-28Nb) Scaffold fabricated by Powder Metallurgy for bone tissue engineering". Journal of Materials Research and Technology (Vol. 8, pp. 3696- 3704).**
14- **Wang, X., Li, Y., Xiong, p., Wen, C. (2009, July). "Porous TiNbZr alloy scaffolds for biomedical applications". Acta Biomaterialia.**



| | | |
|---|---|---|
| Received | 2021/4/25 | إيداع البحث |
| Accepted for Publ. | 2021/6/16 | قبول البحث للنشر |