

محاكاة رقمية لاستخدام مادة resin ضمن طبقات محفظة الأطراف الاصطناعية السفلية مع مواد الطباعة ثلاثية الأبعاد

- د. م. حسام حنا *
د. فراس صالح **
م. ابراهيم اسماعيل ***

تاريخ الإيداع 2020/ 10/22. قُبل للنشر في 2020/11/ 16

□ ملخص □

تعتبر الأطراف الاصطناعية والأجهزة التقويمية حاجة ماسة للعديد من المرضى الذين تعرضوا لعمليات بتر للأطراف أو تشوهات بنيوية، ونتيجة ما تعانيه سوريا من حريها ضد الارهاب وما خلفته هذه الحرب من اصابات جسدية وحالات عجز، فقد أصبح من المهم تحسين تقنيات تصنيع الأطراف الاصطناعية والأجهزة التقويمية. في هذا البحث، تم اقتراح منهجية تصميم جديدة في مجال CAD/CAM بما يخص محفظة الأطراف الاصطناعية (القميص Socket) بما يضمن زيادة متانة وديمومة المحفظة. تعتمد منهجية البحث المقترحة على تصميم محفظة طرف سفلي حيث تتكون من ثلاث طبقات تكون الطبقة الداخلية والخارجية منها تمثل طبقة الطباعة حيث تم استخدام مادتي polylactic acid ومادة polycarbonate، والطبقة المتوسطة هي مادة resin يتم تعبئتها بشكل يدوي بعد تنفيذ النموذج. بعد القيام بمحاكاة رقمية لتطبيق ضغط موزع على سطح المحفظة الداخلي، أظهرت النتائج كفاءة استخدام هذه الطريقة في تحسين كفاءة المحفظة وديمومة عملها مع المريض بالرغم من الاجتهادات المتكررة عليها وقد أبدت مادة polycarbonate أفضل أداء في حال استخدام طبقة resin معها.

الكلمات المفتاحية: طرف اصطناعي - محفظة طرف اصطناعي - طباعة ثلاثية الأبعاد - مادة acrylic resin.

* مدرس - كلية الهندسة الطبية - جامعة الأندلس للعلوم الطبية - سورية.

** مدرس - كلية الهندسة الطبية - جامعة الأندلس للعلوم الطبية - سورية.

*** طالب دراسات عليا (ماجستير) - هندسة حيوية - كلية تكنولوجيا المعلومات والنظم الحيوية - جامعة بزمانى بيتر كاتوليك - هنغاريا.

Numerical simulation of resin use within the layers of the lower prosthesis socket with 3D-printed materials

Dr. Hussam Hanna*

Dr. Feras Saleh**

Eng. Ebrahim Ismaiel***

(Received 22/10/2020. Accepted 16/ 11/2020)

□ ABSTRACT □

Prostheses and orthotic devices are an urgent need for many patients who have undergone amputations or structural abnormalities, and as a result of what Syria is suffering because of its war against terrorism, and the physical injuries and disabilities that this war has left behind, it becomes important to improve the techniques of prosthetic limbs and orthotic devices manufacturing. In this paper, a new design methodology in the field of CAD / CAM is proposed for the prosthesis socket to ensure the increased durability of it. The proposed research methodology is based on designing a below-knee socket, as it consists of three layers, the inner and outer layer of which represent the printing layer, where polylactic acid and polycarbonate were used, and the middle layer is a resin that is manually filled after the model is implemented. After performing a digital simulation of applying distributed pressure to the internal surface of the socket, the results showed the efficiency of using this method in improving the efficiency of the socket and the durability of its work with the patient despite repeated stresses on it, and Polycarbonate showed the best performance with the resin layer.

Keywords: Prosthesis – prosthetic socket - 3D printing - acrylic resin.

* Lecturer, Faculty of Biomedical Engineering, Al-Andalus University – Syria.

** Lecturer, Faculty of Biomedical Engineering, Al-Andalus University – Syria.

*** Info-Bionics M.Sc. student, Faculty of Information Technology and Bionics - Pázmány Péter Catholic University – Hungary .

مقدمة:

الطرف الاصطناعي prosthesis هو جهاز اصطناعي يساعد المبتور في استعادة الوظائف الجزئية للأطراف المفقودة. تتنوع الأطراف الاصطناعية بين الأطراف التعويضية العلوية (الذراع الكاملة، ساعد اليد) والسفلية (الساق بالكامل والقدم). بالنسبة للطرف الاصطناعي السفلي الذي يقع تحت الركبة (BK) below-knee، فإن العملية اليدوية لإنتاج محفظة (قميص socket) جديدة تتضمن أخذ طبعة لشكل الطرف المتبقي باستخدام قالب جبس وتعديل شكل قالب الجبس لتلبية قدرة تحمل الأحمال من وزن الجسم وتوزيع الاجهاد على الجذمور. يصبح قالب الجبس المعدل بعد ذلك أساس المحفظة المراد تصنيعها، يمكن تصنيع المحفظة إما من مادة اللدائن الحرارية الصفحية sheet thermoplastic material، مثل البولي بروبيلين polypropylene (PP) أو طريقة التصفيح التقليدية، مثل infiltrating unsaturated polyester resin (UPR) على الجوارب القطنية. تقوم العملية التقليدية القائمة على الجبس بتصنيع محفظات ذات حجم مناسب للجذمور بحيث تكون سهلة الارتداء والخلع. ينتج عن التصنيع اليدوي لقميص الطرف الاصطناعي أيضاً نماذج سيئة من حالة إلى أخرى، مما يؤدي إلى عدم رضا المريض عن الطرف الاصطناعي. للتغلب على عيوب الطريقة اليدوية، استخدم الباحثون CAD / CAM، وتقنيات النماذج الأولية السريعة rapid prototyping technologies لتصنيع محفظات الأطراف الاصطناعية ومن أهمها الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing [1].

حالياً، أكثر التقنيات استخداماً في مجال الطباعة ثلاثية الأبعاد هي Fused Deposition Modeling FDM و SLS stereolithography. يتم استخدام أنواع مختلفة من المواد اعتماداً على تقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد، من خيوط البلاستيك الحراري thermo plastic filament إلى المعدن، وكذلك المواد الحيوية. وأصبح من الممكن الآن إجراء طباعة متعددة الألوان والمواد، وإضافة المواد بعد التصنيع للحصول على وظائف أعلى وخصائص محسنة [2]. بالرغم من تطور تقنيات الطباعة ثلاثية الأبعاد والمواد المستخدمة، كان لا بد من الاستعانة ببعض المواد البوليميرية ذات القساوة العالية من أجل زيادة متانة وتحمل الاجهادات والديمومة على محفظة الطرف الصناعي ولكن بما يضمن الإبقاء على دقة التصنيع المبرمج باستخدام تقنيات CAD/CAM. بعض الأبحاث استعانت بإضافة طبقة من مادة الريزين على السطح الخارجي للمحفظة المنفذة بالطباعة ثلاثية الأبعاد وقد أبدت كفاءة عالية وحافطة على دقة السطح الداخلي للمحفظة [3].

استخدمت بعض الأبحاث الطباعة ثلاثية الأبعاد من ألياف الكربون لتصنيع هياكل منضدة sandwich (SS) structures بأشكال قرص العسل honeycomb، والمعين rhombus، والمستطيل rectangle، والدائرة circle كقطعة واحدة. تم تحديد الخصائص الوظيفية لهياكل SS من خلال تقييمات الشكل واختبارات الانحناء ثلاثية النقاط Three-point bending tests. أظهرت اختبارات الانحناء ثلاثية النقاط زيادة الحمل الأقصى ومعامل الانحناء مع زيادة الكثافة الفعالة لجميع الأشكال، لكن شكل المعين كان الأقوى. نظراً لأن الخصائص الميكانيكية تعتمد على الشكل الأساسي، يمكن استخدام طباعات ثلاثية الأبعاد من ألياف الكربون لتصميم الأشكال الأساسية بمرونة والتي تلي القوة والصلابة المطلوبة [4].

تم تطوير حلول منهجية للمنتجات والخدمات التعويضية من خلال الجمع بين المركبات الحيوية باستخدام المشتقات القائمة على المواد المستخلصة من الأشجار مع تقنيات Additive Manufacturing (AM). تم تطوير المواد المركبة المصنوعة من مادة البولي بروبيلين polypropylene (PP) المقواة بالسليولوز الميكروفيبري

(MFC) microfibrillated cellulose. تم وضع نسب محتويات من MFC (20% و 30% و 40% بالوزن) بشكل موحد في مصفوفة البوليمر PP، بينت النتائج أن إضافة MFC حسنت الأداء الميكانيكي للمواد بشكل كبير. عند النسبة 30% بالوزن من MFC، حيث أن قيم مقاومة الشد ومعامل يونغ ازدادت بمقدار الضعف عن قيمتها في PP عند إجراء التشكيل بالحقن [5].injection molding

من خلال ما تم مراجعته من أبحاث اهتمت بمجال تحسين كفاءة محفظة الأطراف السفلية المنفذة بالطباعة ثلاثية الأبعاد بما يضمن بقاء دقة الشكل الداخلي والحفاظ على راحة ورضى المريض وتوزيع الأحمال بشكل صحيح هذا من ناحية ومن ناحية أخرى يضمن الحصول على محفظة ذات متانة عالية وخصائص ميكانيكية جيدة تضمن الديمومة لها. تم في هذا البحث اقتراح ادخال طبقة من الريزين بين طبقتي الطباعة ثلاثية الأبعاد بما يضمن الحفاظ على الشكل الداخلي والخارجي ولكن مع جدار وسطي يضمن مقاومة اجهاد عالية. وقد تم تنفيذ البحث من خلال الخطوات الرئيسية التالية:

1. مقدمة نظرية عن مفهوم الطباعة ثلاثية الأبعاد والمواد المستخدمة.
2. تصميم محفظة طرف سفلي باستخدام برنامج Solidworks
3. تحديد اربعة نماذج مختلفة للمحاكاة تعتمد على اختلاف سماكة الجدران و مواد الطباعة.
4. تنفيذ المحاكاة للسيناريوهات السابقة ومناقشة النتائج
5. الاستنتاجات والتوصيات.

مشكلة البحث

لا تزال العديد من الأبحاث تعمل على تحسين تصنيع الأطراف الاصطناعية والأجهزة التقويمية باستخدام الطباعة ثلاثية الأبعاد لما توفره من دقة في التصنيع وتوزيع الأحمال، ولكن نقطة الضعف الأقوى في تقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد هي المواد البلاستيكية المستخدمة في التصنيع حيث لا يمكنها تحمل الاجهادات العالية والاستخدام المستمر.

أهمية البحث

إن الأطراف الاصطناعية والأجهزة التقويمية هي حاجة ماسة للعديد من المرضى الذين تعرضوا لعمليات بتر للأطراف أو تشوهات بنيوية، وفي الجمهورية العربية السورية كان التوجه الأكبر في الأبحاث الأكاديمية لتحسين تقنيات تصنيع الأطراف الاصطناعية والأجهزة التقويمية التقليدية منها والالكترونية. هذا البحث قد يفتح مجال جديد للباحثين المهتمين في مجال تحسين تصنيع الأطراف السفلية سواء المحفظة أو الأجزاء الأخرى من خلال المنهجية ذاتها.

أولاً: الطباعة ثلاثية الأبعاد في تصنيع الأطراف الاصطناعية

ان التقدم الحالي في التصنيع الحديث للأطراف الاصطناعية باستخدام الطباعة ثلاثية الأبعاد قد خفف من المشكلات التي لوحظت في طرق التصنيع التقليدية. تشمل هذه التقنية على مجموعة متنوعة من طرق الطباعة المختلفة ؛ ومع ذلك ، فإن الأكثر فاعلية هو النماذج الأولية السريعة rapid prototyping باستخدام عملية التصنيع بالإضافة additive manufacturing [8]. تتضمن هذه العملية تسخين وإخراج ودمج المادة طبقة تلو طبقة ببطء أثناء بناء الجسم [9]. وهذا يختلف عن التصنيع التقليدي للأطراف الاصطناعية ، والذي يستخدم في المقام الأول قالباً من الجبس لإنشاء قالب للمحفظة، والذي يتم تشكيله بعد ذلك يدوياً لإنشاء مقاس مخصص للمريض [6,7]. تتطلب عملية الطباعة أن يتم إجراء مسح للأطراف من زوايا متعددة [10] ، والتي يمكن أن تؤخذ عن طريق الأشعة السينية والتصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) والتصوير المقطعي المحوسب (CT) أو بواسطة ماسح ضوئي محمول باليد hand-held scanner [11]. ثم يتم معالجة الصور الملتقطة لإنشاء نموذج محوسب يمكن بدوره طباعته باستخدام 3D-printer. الطباعة ثلاثية الأبعاد تقوم بإنتاج أي تصميم أو شكل ضروري بسرعات مختلفة مهما كان تعقيد النموذج المطلوب [11].

يمكن تصميم هذه الملفات ثلاثية الأبعاد وطباعتها باستخدام مجموعة متنوعة من المواد مثل أسلاك (filament) عديد حمض اللبنيك (PLA) polylactic acid والنايلون nylon والبلاستيك الحراري thermoplastic وأسلاك كحول البولي فينيل (PVA) polyvinyl alcohol وما إلى ذلك حيث يقصد بالأسلاك filament الخيط البلاستيكي المستخدم كمادة أولية في الطباعة ثلاثية الأبعاد. تختلف هذه المواد في القوة الميكانيكية والمرونة والتوافق الحيوي. يحدد اختيار المادة مقدار الضغط الذي يمكن أن يمارس على الطرف الاصطناعي، التكاليف، بالرغم من وزن هذه الأطراف الاصطناعية المطبوعة ثلاثية الأبعاد، لكن التكاليف أقل بكثير من الأطراف الصناعية التقليدية [11]. ويرجع ذلك إلى نوع المواد المستخدمة بالإضافة إلى انخفاض اليد العاملة وتكاليف التصنيع [11]. بشكل عام، توفر الطباعة ثلاثية الأبعاد طريقة سريعة وقابلة للتخصيص ومنخفضة التكلفة وخفيفة الوزن لتصنيع الأجهزة التعويضية [10]. بالنظر إلى هذه السمات، أصبحت الطباعة ثلاثية الأبعاد مصدراً لتحسين إمكانية الوصول إلى الأطراف الصناعية في البلدان النامية [10].

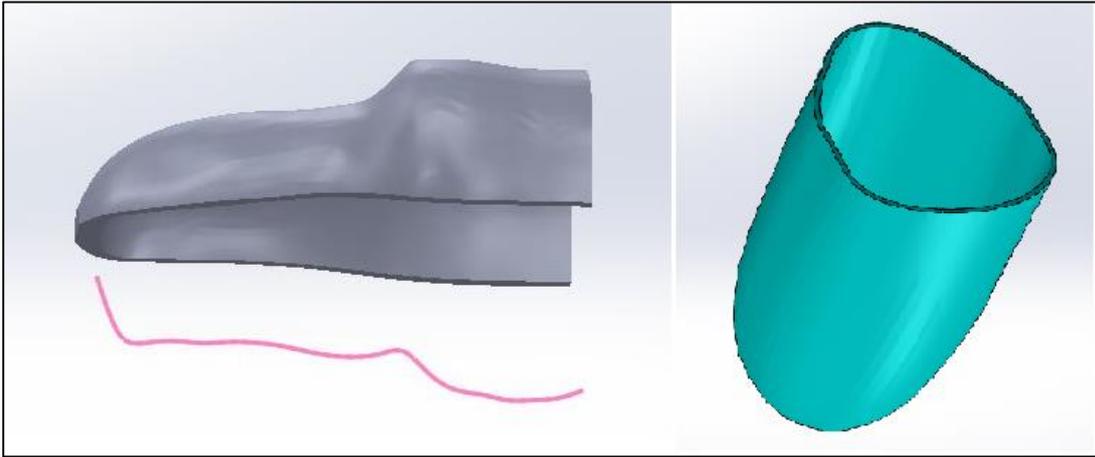
ثانياً: تصميم المحفظة باستخدام Solidworks

تم استحصا ل قياسات جذمور لأحد مبتوري الأطراف ومجسم ثلاثي الأبعاد 3d الشكل (1) لمنطقة البتر من خلال المركز السوري للتقويم والتعويض العظمي في محافظة طرطوس . الحالة تمثل بتر تحت الركبة لأحد المصابين وقد تم تركيب طرف له بشكل تقليدي ولكن بالاستفادة من اعادة بناء ثلاثي الابعاد لمنطقة الجذمور من أجل دقة التصور .



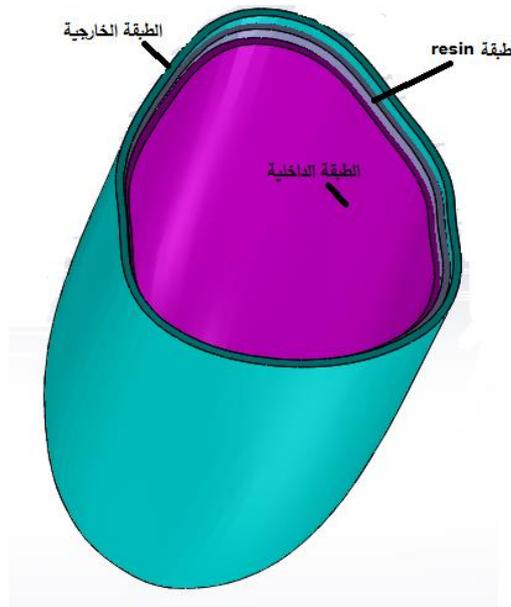
الشكل (1): نموذج 3d لمنطقة الجذور تحت الركبة

من خلال الاستفادة من النموذج السابق تمكنا ببعض الأدوات المتقدمة ضمن برنامج Solidworks من تصميم شكل المحفظة التقريبي المراد تنفيذها الشكل (2) مثل أدوات shell و scale.



الشكل (2): نموذج المحفظة المصممة باستخدام برنامج Solidworks.

تم إجراء محاكاة لتحديد امكانية استخدام طبقة ريزين متوسطة ضمن تصميم المحفظة من خلال تكرار تصميم المحفظة ثلاث مرات الشكل (3) بحيث تمثل كلاً من المحفظتين الأولى والثالثة مادة الطباعة وأما الطبقة المتوسطة (الثانية) تمثل طبقة الريزين حيث يتم تعبئتها بشكل يدوي بعد الطباعة.



الشكل (3): نموذج المحفظة متعددة الطبقات.

ثالثاً: المواد المستخدمة في البحث

1- مادة poly(lactic acid) (PLA)

تم اكتشاف PLA لأول مرة في القرن الثامن عشر بواسطة الكيميائي السويدي Scheele. كان أول استخدام له في التطبيقات الطبية لإصلاح كسور الفك السفلي في الكلاب [8]. PLA هو بوليستر أليفاتي كاره للماء وله مصدر متجدد ، مما يجعله ميسور التكلفة ومتاحاً للتطبيقات الطبية الحيوية [9]. يوجد شكلين من PLA هما d-PLA و l-lactide. يمكن تنظيم الخواص الفيزيائية وقابلية التحلل البيولوجي لـ PLA من خلال استخدام مونومر مشترك لحمض الهيدروكسيل أو عن طريق ترسيم الأيزومرين d و l [10]. يتم الحصول على بوليمر شبه بلوري من بولي لاكتيد (PLLA) من l-lactide وهو بوليمر شفاف صلب بقوة شد (45-70MPa). بولي (DL-lactide) (PDLA) هو بوليمر غير متبلور مع عدم وجود نقطة انصهار وقوة شد أقل بكثير [10]. معدل تحلل PLA يعتمد على درجة التبلور. يمكن تكييف التحلل البيولوجي لمادة PLA عن طريق التطعيم grafting. البولي إيثيلين جلايكول Polyethylene glycol (PEG) هو البوليمر المحب للماء الأكثر شيوعاً لتعديل السطح وقد تم استخدامه لتعديل PLA الكاره للماء لتكوين بوليمر مشترك PLA-PEG amphiphilic copolymer [11]. خاصية أخرى مفيدة لـ PLA هي أنها قابلة للتشكيل moldable، مما يسمح لتطبيقاتها بأخذ أشكال عديدة، بما في ذلك السقالات scaffolds، والخيوط، والقضبان، والجسيمات النانوية، والمذيلات [12].

2- مادة Polycarbonate (PC)

يتشكل البولي كربونات PC من تفاعل ثنائي الفينول أ bis-phenol A (ينتج من خلال تكثيف الفينول مع الأسيتون تحت ظروف حمضية) مع كلوريد الكربونيل في عملية بينية. ينتمي PC إلى عائلة البوليستر polyester من البلاستيك.

البولي كربونات هي لدائن حرارية هندسية قوية وصلبة وشفافة يمكنها الحفاظ على صلابة ضمن درجة حرارة تصل إلى 140 C ودرجة تجمد تصل إلى 20 C- أو درجات خاصة أقل. المادة غير متبلورة (وبالتالي تظهر خصائص ميكانيكية ممتازة وثبات أبعاد عالي)، ومقاومة حراريًا حتى 135 C وتم تصنيفها على أنها ذات احتراق بطيء. [13]

3- مادة Acrylic resins

راتجات الأكريليك Acrylic resins عبارة عن بلاستيك خفيف الوزن يتمتع بخصائص ترطيب ممتازة وقوة متأصلة جيدة، مما يجعل أجهزة تقويم والأطراف الاصطناعية المنفذة به رقيقة للغاية وخفيفة الوزن. لتحقيق القوة والمتانة القصوى للأكريليك، يجب أن يتبع التفاعل الكيميائي للراتج نمطاً محدداً حيث يتم وضعه ضمن قالب وتدفنته بعدها ليتحول من الحالة السائلة الى اللدوجة ثم التصلب الكامل خلال مدة 12 - 30 دقيقة. الراتجات الاصطناعية هي مزيج من ميثيل ميثاكريلات Methymethacrylate وحمض الستريك citric acid. سيؤدي الفشل في خلط الأكريليك جيداً قبل الاستخدام إلى تغيير نسبة المواد الكيميائية التي يتم سكبها في القالب، مما يؤدي إلى نتائج متفاوتة وغير مرضية في العادة (على سبيل المثال ، تقوب الهواء والمآخذ الهشة ، والمآخذ المرنة ، والبقع اللينة ، وخطوط صبغة اللون). [14]

الجدول (1): يوضح الخصائص الميكانيكية للمواد السابقة والتي سيتم استخدامها لاحقاً ضمن المحاكاة الرقمية.

Property	Unit	PLA [15]	PC [16]	Resin [17]	الخاصية
Elastic Modulus	GPa	3.5	13.5	3	عامل المرونة
Poisson's Ratio		0.36	0.37	0.4	نسبة بواسون
Shear Modulus	MPa	1287	5000	122	معامل القص
Mass Density	gm/cm ³	1.24	1.2	1.185	الكثافة الكتلية
Tensile Strength	MPa	58	124	60	معامل الشد
Compressive Strength	MPa	75	80	78	معامل الضغط
Yield Strength	MPa	70	72	65	معامل الانحناء

رابعاً: نماذج المحاكاة المقترحة

تم اقتراح أربعة نماذج تصميمية متشابهة من حيث توزع ثلاث طبقات متتالية للمحفظة من الداخل الى الخارج، حيث الطبقة الخارجية والداخلية تمثل طبقة الطباعة، والطبقة المتوسطة هي مادة Acrylic resin. الاختلاف في النماذج سيتمثل بنوع مادة الطباعة المستخدمة ونسبة سماكة جدران طبقة الطباعة الى نسبة سماكة جدار مادة resin، ويتم توضيح تفاصيل النماذج المقترحة في الجدول (2).

الجدول (2): النماذج المستخدمة في المحاكاة وخصائصها

النموذج	سماكة الطبقات	مادة الطباعة
الأول	كلاً من الطبقة الخارجية والداخلية تساوي الى 2.5mm طبقة resin تساوي الى 2.5mm	مادة PLA
الثاني	كلاً من الطبقة الخارجية والداخلية تساوي الى 2.5mm طبقة resin تساوي الى 2.5mm	مادة PC
الثالث	كلاً من الطبقة الخارجية والداخلية تساوي الى 2.5mm طبقة resin تساوي الى 3.5mm	مادة PLA
الرابع	كلاً من الطبقة الخارجية والداخلية تساوي الى 2.5mm طبقة resin تساوي الى 3.5mm	مادة PC

خامساً: النتائج والمناقشة

قمنا في البداية التقليل من تفاصيل المحفظة المصممة (تفاصيل الشكل الخارجي الدقيق للجزء من نموذج Solidworks) من أجل سهولة المحاكاة دون التأثير على نوعية المحفظة.

تم تطبيق قوى ضغط موزعة ضمن المحفظة بقيمة ضغط أعظمي 8.7 KPa [18] بالرغم أن هذه القيمة تتمركز بمناطق محددة ولكن تم أخذ الحالة الأسوأ بحيث تم تطبيقها على كامل السطح الداخلي للمحفظة. وتم تثبيت المحفظة في المنطقة المخصصة للتركيب مع ملحقات الطرف (ميكانيزم المعايير adapter والساق المتصلة مع القدم الاصطناعية).

بعد تطبيق الشروط الحدية للمحاكاة وهي منطقة تطبيق الضغط ، ومنطقة التثبيت أسفل المحفظة، ونوع المواد المستخدمة لكل نموذج كما هو موضح في الجدول (1)، وتنفيذ المحاكاة الستاتيكية للنموذج مع مراعاة وجود أسطح مشتركة بين الطبقات، تم توضيح نتائج المحاكاة للنماذج الأربعة ضمن الجدول (3). حيث توضح النتائج ما يلي:

1. في حالة النموذج الأول والثاني الجدول (3) بسماكة طبقة resin مساوية لقيمة 2.5mm يتبين بشكل واضح أن مادة PC أبدت ازاحة أقل بقيمة 0.26mm ومقاومة أعلى لما لها من معامل صلابة وتماسك عالي. في حين أن مادة PLA أبدت ازاحة أعظمية أعلى 1.034mm وبالتالي سيكون انعكاسه واضح على المحفظة المنفذة واقعياً وعلى رضى المريض بسبب توسع المحفظة واختلال نظام التسامت وتوزع القوى. وبالتالي انهيار المحفظة قبل الوقت المتوقع لها.
2. في حالة النموذج الثالث والرابع وبعد زيادة سماكة طبقة resin الى 3.5mm أبدت أداء نسبي أفضل من الحالات السابقة بسبب زيادة سماكة الطبقة الأكثر قساوة ضمن المحفظة.

الجدول (3): نتائج تطبيق المحاكاة وفق شروط حدية معينة على النماذج الأربعة

النموذج	الازاحة (mm)	الاجهاد (N/m^2)
الأول		
الثاني		
الثالث		
الرابع		

3. وفي دراسة التعب fatigue للحالات الأربع الجدول (4) يتبين لدينا ما يلي

- a. أفضل أداء وديمومة للمحفظة قد ظهر في النموذج الرابع أثناء استخدام PC مع سماكة 3.5mm resin.
- b. إن استخدام مادة PC في طباعة محفظة الأطراف سيوفر متانة وديمومة أعلى.
- c. تظهر الدراسة بالرغم من استخدام طبقة resin مع مادة PLA إلا أن المحفظة لا تزال تظهر قلة كفاءة ومتانة أقل في بعض مناطق الضغط.

الجدول (4): نتائج محاكاة التعب fatigue على النماذج الأربعة بدلالة مواد الطباعة المستخدمة وسماكة الجدران

مادة PC	مادة PLA	
		كلاً من الطبقة الخارجية والداخلية تساوي الى 2.5mm طبقة resin تساوي الى 2.5mm
		كلاً من الطبقة الخارجية والداخلية تساوي الى 2.5mm طبقة resin تساوي الى 3.5mm

الاستنتاجات

- استخدام مادة PC أفضل من PLA من ناحية ثبات المحفظة.
- أبدت مادة PC مقاومة وتماسك أعلى من PLA.
- استخدام مادة الريزين بسماكة 3.5mm أعطت نتائج جيدة حيث أزادت القساوة .
- استخدام مادة PC في طباعة المحفظة سيعطي متانه وديمومه أعلى.

التوصيات:

- لا تعتبر المحاكاة السابقة محاكاة واقعية بشكل مثالي كون أثناء الطباعة يوجد معدل تفرغ وسماكة طبقات للطباعة ولكي نحصل مع محاكاة بدقة أعلى يجب العمل على تفرغ الطبقة الداخلية والخارجية بما يحاكي النموذج المطبوع.
- امكانية دراسة تقليل السماكات للطبقات بما يحافظ على ديمومة وأداء عالي.

المراجع

1. Ibrahim, F.G., Abu El-Majd, A.E., Abu El-ezz, R.S. *Using CAD–CAM Technology in The Design of Prosthetic Devices*. International Design Journal. 2020 Oct 1;10(4):385-92.
2. Nguyen, K.T., Benabou, L., Alfayad, S. *Systematic Review of Prosthetic Socket Fabrication using 3D printing*. In Proceedings of the 2018 4th International Conference on Mechatronics and Robotics Engineering 2018 Feb 7 (pp. 137-141) .
3. Hsu, L.H., Huang, G.F., Lu, C.T., Hong, D.Y., Liu, S.H. *The development of a rapid prototyping prosthetic socket coated with a resin layer for transtibial amputees*. Prosthetics and orthotics international. 2010 Mar;34(1):37-45.
4. Sugiyama, K., Matsuzaki, R., Ueda, M., Todoroki, A., Hirano, Y. *3D printing of composite sandwich structures using continuous carbon fiber and fiber tension. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*. 2018 Oct 1;113:114-21.
5. Stenvall, E., Flodberg, G., Pettersson, H, Hellberg, K, Hermansson, L, Wallin, M., Yang, L. *Additive Manufacturing of Prostheses Using Forest-Based Composites*. Bioengineering. 2020 Sep;7(3):103.
6. Biddiss, E., Chau, T. *Upper-limb prosthetics: critical factors in device abandonment*. *Am J Phys Med Rehabil*. 2007;86: 977–987.
7. Dillingham, T.R., Pezzin LE, MacKenzie EJ, et al. *Use and satisfaction with prosthetic devices among persons with trauma-related amputations: a long-term outcome study*. *Am J Phys Med Rehabil*. 2001;80:563–571.
8. Herbert, N., Simpson, D., Spence, W.D., et al. *A preliminary investigation into the development of 3-D printing of prosthetic sockets*. *J Rehabil Res Dev*. 2005;42:141–146.
9. Chimento, J., Highsmith, M.J., Crane, N. *3D printed tooling for thermoforming of medical devices*. *Rapid Prototyp J*. 2011; 17:387–392.
10. Ibrahim, A.M.S., Jose, R.R., Rabie, A.N., et al. *Three-dimensional printing in developing countries*. *Plast Reconstr Surg Glob Open*. 2015;3:e443.
11. Ventola, C.L. *Medical applications for 3D printing: current and projected uses*. *P T*. 2014;39(10):704–711.
12. Tyler, B., Gullotti, D., Mangraviti, A., Utsuki, T., Brem, H. *Polylactic acid (PLA) controlled delivery carriers for biomedical applications*. *Advanced Drug Delivery Reviews*. 2016 Dec 15;107:163-75.
13. Masood, S.H., Mau, K., Song, W.Q. *Tensile properties of processed FDM polycarbonate material*. In Materials Science Forum 2010 (Vol. 654, pp. 2556-2559). *Trans Tech Publications Ltd*.
14. Hu, J., Ma J., Deng, W. *Properties of acrylic resin/nano-SiO2 leather finishing agent prepared via emulsifier-free emulsion polymerization*. *Materials Letters*. 2008 Jun 30;62(17-18):2931-4.

15. Torres, J., Coteló, J., Karl, J., Gordon, A.P. *Mechanical property optimization of FDM PLA in shear with multiple objectives*. Jom. 2015 May 1;67(5):1183-93.
16. Cantrell, J.T., Rohde, S., Damiani, D., Gurnani, R., DiSandro, L., Anton, J., Young, A., Jerez A., Steinbach D., Kroese C., Ifju P.G. *Experimental characterization of the mechanical properties of 3D-printed ABS and polycarbonate parts*. Rapid Prototyping Journal. 2017 Jun 20.
17. Oleiwi, J.K., Hamad, Q.A., Rahman, H.J. *Studying the Effect of Natural Bamboo And Rice Husk Powders On Compressive Strength And Hardness Of Acrylic Resin*. The Iraqi Journal for Mechanical and Materials Engineering. 2019 Mar 8;19(1):105-13.
18. Sanders, J. *Stump-socket interface conditions*. In Pressure ulcer research 2005 (pp. 129-147). Springer, Berlin, Heidelberg.