

التصميم والتحليل الرقمي ثلاثي الأبعاد لقميص مما فوق الركبة دراسة حالة مرضية

د.م. محمد أيهم درويش⁽¹⁾ ، م. تسنيم أبو لبادة⁽²⁾

الملخص

قَدَّمَ هذا البحث منهج عمل متكاملًا للتصميم والتحليل الرقمي لقميص طرف صناعي. تقدم تقنيات التصميم ثلاثي الأبعاد والنمذجة العكسية أدوات واعدة في تحسين طرائق التصميم الحالية. في هذه الدراسة، اُقْتَبِسَتْ صور شعاعية مقطعية من ذكر نشيط يعاني من بتر مزدوج، بوزن 70 كغ، إذ وقد اُقْتَرِحَ بروتوكول هندسي لتصميم قميص الطرف الصناعي، وقِيَمَتِ الخصائص الميكانيكية ضمن منطقة السطح البيني بين القميص والجزء؛ وذلك بهدف تقييم كفاءة القميص.

تم استحصال النموذج الرقمي للجزء بالاعتماد على تقنيات معالجة الصور الطبقيّة المحورية، كما تم إنتاج التصميم الرقمي للقميص بالاعتماد على القيم المقيسة من الصور الشعاعية؛ وذلك باستخدام برنامج 3D max. قِيَمَ أداء القميص من خلال مراقبة توزيع قيم الإجهادات المكافئة على الجزء والقميص الداخلي والخارجي؛ وذلك باستخدام تقنية العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد المعتمدة على برنامج Ansys v16.0.

مَكَّنَ المنهج الهندسي المقترح من إنتاج نماذج رقمية شخصية لكل مريض، كما أشارت قيم الإجهادات المقيسة إلى مناطق الضغوط الأعظمية التي يتعرض لها القميص، والتي تحتّم إجراء بعض التعديلات التصميمية للحصول على الأداء الأمثل للطرف.

الكلمات المفتاحية: التصميم ثلاثي الأبعاد للأطراف الصناعية، قميص الطرف الصناعي من فوق الركبة.

(1) استاذ مساعد، قسم هندسة الأتمتة الصناعية، كلية الهندسة التقنية، جامعة طرطوس.

(2) مهندسة وباحثة، كلية الهندسة الطبية، جامعة الأندلس الخاصة للعلوم الطبية.

3D Numerical Design and Analysis of Transfemoral Socket A Case Study

Dr. Eng. Mohamad Ayham Darwich⁽¹⁾, Tasneem Abulabadeh⁽²⁾

Abstract

This research presents an integrated approach to the design and numerical analysis of an artificial socket. 3D design and reverse modeling techniques offer promising tools for improving the existing design methods. In this study, a CT scan of a double-amputated young patient, weighing 70 kg, was used to produce 3D model of the stump. A design protocol for the design of the artificial limb socket and evaluation of the mechanical characteristics within the interface area between the socket and the stump were suggested.

The numerical model of the stump was obtained based on image processing techniques, and the numerical design of the socket was performed using the measured values of the radiological images using 3D max. The performance of the double-insert socket was evaluated by observing the distribution of equivalent stress values on the inner and outer socket using the Ansys v16.0.

The proposed engineering approach enables the production of personal numerical models for each patient. Measured stresses indicate the areas with maximum pressure of the socket, which require modifications to optimize the performance of the prosthesis.

Keywords: 3D prosthetic design, above-knee prosthetic socket, transfemoral amputation.

^{(1)*} Associate professor, Department of industrial automation, Technical faculty, University of Tartus.

^{(2)**} Engineer and Researcher, Faculty of biomedical engineering, Al-Andalus university for medical sciences.

1-المقدمة

يعدّ تصميم الطرف الصناعي تحدياً حرجاً يواجه خبراء الأطراف الصناعية، إذ إنّ أي خطأ تصميمي في الطرف يؤدي إلى عدم راحة المريض، وعزوفه عن استخدامه [1].
تحدد جودة تصميم القميص الصناعي وتصنيعه مقدار التأثير في الأنسجة الرخوة الملامسة له، وهو ما ينعكس على مشية المريض [2].

حالياً، تعدّ عملية تصنيع قميص الطرف الصناعي نشاطاً جزئياً معتمداً بالمقام الأول على خبرة مصنّع الأطراف الصناعية، وحتى مع تطور التصميم والتصنيع بمساعدة الحاسوب (CAD/CAM)، فإن خبراء الأطراف الصناعية غالباً ما يفضلون التصميم والتصنيع اليدوي، وهو ما يتطلب ساعات عمل كبيرة. من ناحية أخرى، نادراً ما يتم إنجاز التصميم المحوسب اعتماداً على الأبعاد الدقيقة لمنطقة التركيب، ومع أخذ الخصائص الميكانيكية للمواد والأنسجة الحية بالحسبان [3].

حالياً تُصنّف وتُنْتَجُ قمصان الأطراف الصناعية يدوياً إذ يتم الحصول على الشكل ثلاثي الأبعاد للجزء بواسطة غلاف مصبوب حول الجزء الذي يكون غالباً في وضع غير مُحمّل، وعندها يتم الحصول على النموذج الإيجابي للجزء بالاعتماد على القالب السلبي، وتُحدّد النقاط التشريحية المهمة في القالب الإيجابي، مع وجود مواد بطانة لتخفيف الضغط عند المناطق الحساسة وإزالة الضغط المتزايد على مواقع التحميل [4].

على التوازي، تطورت تقنيات التصميم والتصنيع الميكانيكي في المجال الطبي، لذلك نلاحظ تزايد تطبيقات التصميم والتصنيع المحوسب في مجال الأطراف الصناعية، إذ يتم استحصال شكل سطح الجزء بواسطة عملية مسح رقمية بشكل مباشر، أو بتوليد الشكل الإيجابي له، ومن ثم تُستخدَمُ أبعاد النموذج الرقمي في بناء تصور رقمي باستخدام برامج الرسم ثلاثي الأبعاد [5].

2- الدراسات المرجعية:

تستخدم تقنيات تصنيعية عدّة ضمن مجال التصميم والتصنيع المحوسب، مثل التصوير المجسم stereolithography [6]، وتكثيف الليزر الانتقائي [7]، وصهر وترسيب التصميم [8]، وتقنيات الطباعة ثلاثية الأبعاد لإنتاج القميص النهائي [9].

استُخدِمَت تقنيات عدّة تصوير ضمن مجال التصميم المحوسب للقميص الصناعي، إذ تم الاعتماد على الأمواج فوق الصوتية للحصول على شكل السطح الخارجي وتوزع الأنسجة الداخلية للجزء [10]، وصور الرنين المغناطيسي [11]، والتصوير الطبقي المحوري، وكذلك المسح الضوئي [12]، كما دُمِجَ ذلك مع طرائق التصميم ثلاثي الأبعاد للحصول على شكل القميص [13].

في السياق نفسه، استخدمت طرائق التحليل الرقمية المعتمدة على العناصر المنتهية لتقييم الاستجابة الميكانيكية وتوزع الإجهادات والتشوهات لقمصان مبتوري ما تحت الركبة في حالات الحمولة الساكنة [14]، وحالة التحميل خلال المشي الطبيعي [15]، كما استُخدم التحليل بالعناصر المنتهية لدراسة التصميم الأمثل للمناطق الحساسة في قمصان مبتوري تحت الركبة [16] وكذلك دُرِسَ أثر وضع المبطنات الإيلاستوميرية على توزع الضغوط على أنسجة الجزء [17].

بالمقابل، نلاحظ عدم استخدام هذه الطرائق التصميمية والتحليلية في تصميم قمصان الأطراف الصناعية واختبارها لمبتوري عبر الفخذ.

تتدرج الدراسة الحالية ضمن سياق التصميم والتقييم الحاسوبي ثلاثي الأبعاد، وهي تقدم منهجاً متكاملاً لتصميم وتقييم القميص وتقييمه لطرف صناعي مخصص للمبتورين ممّا فوق الركبة؛ وذلك باستخدام البيانات الميكانيكية الحيوية المستحصلة بواسطة التصوير الطبقي المحوسب وبرامج التصميم الميكانيكي ثلاثي الأبعاد، كما اقترحت تقنية

يعتمد تصميم القميص الداخلي على قياسات أبعاد الجذمور وشكله المأخوذة من الصور الطبية الرقمية لجذمور الشخص المراد تصنيع القميص له.

فيما يخص تعليق القميص، تعتمد تقنية Double insert على مبدأ تخلية الهواء بين القميص والجذمور، وهي الطريقة المفضلة والأكثر استقراراً في حالات البتر عبر الفخذ، وخصوصاً في حالة الجذمور القصير [18].

3-2 تصميم القميص الخارجي:

استناداً إلى الصور الطبية المقطعية الخاصة بالمريض وباستخدام برنامج 3Ds MAX، بُني القميص من نموذج Double insert بالشكل ثلاثي الأبعاد مع التعديلات المناسبة لقياسات المريض؛ وذلك باتباع الخطوات الآتية:

3-2-1 أخذ القياسات من الصور الشعاعية

قيست الأبعاد من الصورة الشعاعية باستخدام برنامج RadiAnt الذي فيه حُسِبَتْ فيه أبعاد المقاطع العرضية بوضعية المريض المستلقي، وهنا تجب الإشارة إلى أنه عُدَّتْ أنصاف الأقطار ودراسة تغيير شكل مسقط الفخذ على المقاطع لإزالة تشوه الفخذ الناتج عن استلقاء المريض [11].

3-2-2 تعديل التصميم حسب متطلبات الحالة

عُدَّتْ الانحناءات على المحور Z حسب الارتفاعات المطلوبة للجهة الإنسية والوحشية والأمامية والخلفية للقميص، إذ حُدِّدَتِ الدائرة التي تمثل المقطع الثاني وحُوِّلَتْ إلى شكل من نوع NURBS، وهي صيغة رقمية تعبر عن الشكل وفق تسلسل من النقاط القابلة للتعديل، إذ جرى في هذه المرحلة تعديل موقع عقد وانحناءات الدائرة لتكون متناسبة مع شكل المقطع العرضي للجذمور في الصورة الشعاعية.

3-2-3 إنتاج النموذج السطحي

أمكن إظهار التصور الافتراضي لتسلسل المقاطع البيئية من استنتاج النموذج السطحي للقميص، وهو ما يسمح بالحصول على الشكل ثلاثي الأبعاد للقميص المصمم، وقد

العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد لتحليل التصميم المنتج، وأخذ أثر خصائص مواد تصنيع القميص بالحسبان، وبذلك تصبح عملية تصميم القميص أكاديمية ومستندة إلى المعايير العلمية، وإلى التقنيات الدقيقة، وهو ما يؤمل في تعزيز استثمارها في المجال السريري.

3- الطرائق المستخدمة:

3-1 الاعتبارات التصميمية للحالة

أُجْرِبَتْ الدراسة على مريض ذكر، 25 عاماً، بوزن 70 كغ، لديه حالة بتر مزدوج للطرفين السفليين، الأول هو بتر من تحت الركبة للطرف السفلي الأيمن، ولديه طرف صناعي ذو تصميم تقليدي، والثاني هو بتر من فوق الركبة للطرف السفلي الأيسر ويحتاج إلى طرف صناعي.

نتيجة للدراسات السابقة عن أنواع القمصان الصناعية، تم التوصل وفي ما يخص القمصان الصناعية ممّا فوق الركبة إلى اعتماد طريقة تصميم Double insert، وهي طريقة تعتمد على وجود قميصين [18]، القميص الخارجي والقميص الداخلي، وقد صُمِّمَ ودُرِسَ كل قميص على حدة ومن ثمّ، فإنّ تصميم القميص الخارجي سيكون من النوع المحتوي على العظم الإسكي Ischial Containment Socket، وذلك لأسباب عدّة وهي:

1- الاستقرار الذي يحققه هذا النوع في حالات الجذمور القصير، وذلك نظراً إلى توضع العظم الإسكي ضمن القميص.

2- الدعم الذي يحققه هذا النوع للمشي؛ وذلك بسبب وجود العظم الحرقفي داخل القميص، وهو ما يشكّل قفلاً يحول دون خروج عظم الجذمور بالاتجاه الوحشي ويسهم إسهاماً كبيراً في رفع سرعة المبتور في أثناء المشي.

3- الراحة التي يحققها هذا النوع للمريض نظراً إلى توزّع الحمولة على كامل السطح الخارجي للجذمور.

4- الدعم الذي تقدمه الحافة الخلفية للقميص، وهو ما يساعد العظم الحرقفي على حمل النّقل.

القَميصين، كما تم إسناد سماكة (1 mm) لكلا القَميصين، وهي القيم المحددة في الدراسات السابقة [13][18].

أُنجزت عملية التقطيع باختيار حجم العناصر وشكلها التي اختيرت بشكل هرمي [14]، [15]. من أهم الخطوات في النمذجة بالعناصر المنتهية هو التأكد بأن كثافة عناصر الشبكة وشكلها كافية لتحقيق تقارب للحل، إذ أن قطع الشبكة العريضة سينتج قيماً غير دقيقة، وستترافق بوجود عناصر تحليل صغيرة عند الحافات والمعالم التشريحية الضيقة وهذا ما يزيد من المتطلبات الحاسوبية للتحليل [15]، [19].

تعتمد النتائج التجريبية على الخصائص الفيزيائية والميكانيكية والحرارية للمادة المستخدمة في تصنيع قَميص المبتور ما فوق الركبة، وأهمها مادة البولي إيثيلين.

يبين الجدول (1) خصائص هذه المادة التي حُدِدت خصائصها بالاستناد إلى الدراسات السابقة [20].

جدول (1) الخصائص الميكانيكية للمواد المستخدمة

إجهاد التمدد [MPa]	معامل يونغ [GPa]	معامل بواسون	اسم المادة
22	1.2	0.42	بولي إيثيلين

نُفذ التحليل بتطبيق ضغط بقيمة 0.1 Mpa على السطح الداخلي؛ للقَميص الداخلي وذلك مع تثبيت الجزء السفلي للقَميص الخارجي [21]، [17]، [3].

نُفذ تحليل سكوني؛ وذلك بافتراض اتصال مثالي بين النماذج والاعتماد على الإجهادات المكافئة، وذلك لكشف مناطق الضعف، والتأكد من انتقال الحمولة الميكانيكية بشكل متجانس بين القَميصين [5].

4-النتائج والمناقشة:

أُتاح برنامج RadiAnt إمكانية قياس القطرين الصغير والكبير للمجسم المعبر عن المقطع المدروس من الفخذ.

يبين الشكل (1) عملية إظهار المقاطع، وإجراء قياسات القطرين الصغير والكبير للمجسم الناتج الذي يعبر عن أبعاد منطقة الفخذ في المقطع المدروس.

طُبِّقَت تعليمة السحب (U loft) على المقاطع المرسومة؛ وذلك لإنتاج النموذج الرقمي السطحي الموافق لها.

3-2-4 تفرغ الحافات وتنعيمها

صُمِّمَ شكل الأسطوانة الأفقية الملامسة لسطح القَميص، وأجريت عملية الطرح الرقمي بين نموذج القَميص ونموذج الأسطوانة، وهو ما أنتج فتحة لخروج القَميص الداخلي. أيضاً عُدِّلت هذه الفتحة ونُعمِّت حافاتهما؛ وذلك تجنباً لتشكُّل أي حافات حادة عند نهاية القَميص.

3-3-3-تصميم القَميص الداخلي:

3-3-1-أخذ القياسات من الصور الشعاعية

أُنشِئت دوائر تمثل المقاطع المأخوذة من الصور الشعاعية وعُدِّلت أنصاف الاقطار المقاسة، كما عُدِّلت ارتفاعات الدوائر بما يتناسب مع التباعد بين المقاطع التي تم اختيارها ضمن جهاز التصوير (x=10 mm).

3-3-2 استحصال النموذج الرقمي

حُدِّدت الدوائر المرسومة وحُوِّلت إلى شكل من نوع NURBS، كما عُدِّلت عقد الدائرة وانحناءاتها لتكون متناسبة مع شكل المقطع العرضي للجذمور في الصورة الشعاعية، وذلك بالاعتماد على تصور افتراضي مسبق لتسلسل المقاطع البينية انتهاءً بالمقطع السفلي [11].

3-3-3 إنتاج النموذج السطحي

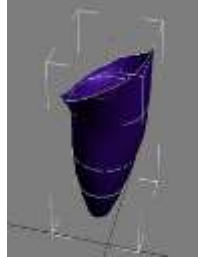
من التصور الافتراضي لتسلسل المقاطع، استُنْتِج النموذج السطحي للقَميص، وهو ما يمثل النموذج الرقمي ثلاثي الأبعاد للقَميص الذي سَيُسْتخدَمُ خلال عملية التحليل. لتنفيذ ذلك، حُدِّت أحد مقاطع التصميم، وبعدها طُبِّقَت تعليمة السحب (U loft) التي تعطي النموذج السطحي الموافق المقاطع المحددة.

3-4-التحليل الرقمي ثلاثي الأبعاد

تمت نمذجة العظام والأنسجة الرخوة كجسم هيكلي واحد، في حين عُدَّ القَميص الداخلي والخارجي كعناصر تصميمية منفصلة، إذ تم افتراض وجود تلامس كامل ما بين



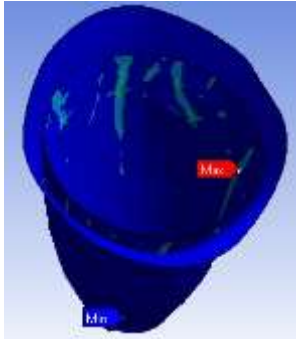
د



ج

الشكل (2) مراحل إنتاج النماذج الرقمية للقميصين الداخلي والخارجي:
أ- التوضع الأولي للمساقط، ب- منحنيات المقاطع بعد المحاذاة ج-
إنتاج النموذج السطحي، د- تفريغ القسم الإنسي وجمع النماذج مع بعضها

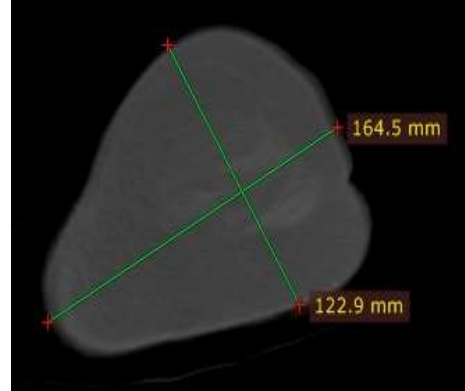
يبين الشكل (3) توزع الإجهادات المكافئة الناتجة عن التحليل السكوني المنفذ، إذ يتم إظهار مناطق التحميل الأعظمية والأصغرية للقميص المصمم، وهو ما يمثل مناطق الضعف للنموذج.



الشكل (3) توزع الإجهادات المكافئة للقميص المصمم

لُوحِظَتْ قيم الإجهادات العظمى في المنطقة الإنسية العلوية، إذ أظهرت المادة المستخدمة قيمة أعظمية للإجهاد المكافئ بحدود 7.44 MPa، ويبدو ذلك منطقياً، إذ تتعرض المنطقة الإنسية لإجهادات عالية تنتج في بداية طور التلامس قد تكون ناتجة عن القوى التي تسعى إلى تدوير الطرف إنسياً في المستوي الأمامي [2].

من جانب آخر، ظهرت القيم الأصغرية للإجهادات المكافئة في المنطقة السفلية الوسطى، و يبدو ذلك منطقياً أيضاً بسبب قرب هذه المنطقة من منطقة الرضفة التي تمثل مكان تثبيت النموذج [5].



الشكل (1) عملية إظهار أبعاد منطقة التركيب وقياسها ضمن

برنامج RadiAnt

من التصور الافتراضي لتسلسل المقاطع البيئية يمكننا استنتاج النموذج السطحي للقميص، وبذلك نكون قد حصلنا على الشكل ثلاثي الأبعاد للقميص المصمم (الشكل 2-أ).

يبين الشكل (2-ب) عملية تحويل الشكل الناتج إلى شكل كثير حدود قابل للتعديل editable poly، وهو ما أتاح إمكانية تحريك العقد وتعديل الشكل الناتج وتعظيم حافته؛ وذلك منعاً لتشكيل حافات حادة عند نهاية القميص. ساعدت أيضاً عملية تحديد العقد المتقاربة ودمجها على تجنب تشكيل شقوق طولانية في القميص، وإنتاج النموذج السطحي المناسب (الشكل 2-ج). جُمِعَتِ النماذج المعبرة عن القميص الخارجي والداخلي بالشكل النهائي الذي يتوافق مع حالة المريض (الشكل 2-د).



ب



أ

5-الخلاصة:

قدمت هذه الدراسة منهجاً متكاملًا لتصميم قميص الطرف الصناعي لمبتوري ما فوق الركبة؛ وذلك اعتماداً على تقنية التصوير الشعاعي، وبرامج الرسم والتحليل ثلاثي الأبعاد. أتاحت برامج التحليل الرقمي اختبار التصميم المقترح، وتحديد مناطق الضعف ووضع خطط التدعيم المحتملة، ودراسة أثر المواد المستخدمة، وتغيير الأبعاد على استقرار القميص وقدرته على تحمل الضغوط المطبقة عليه. توصي الدراسة باستخدام هذا المنهج في تصميم النماذج الرقمية الحيوية والأطراف الصناعية؛ وذلك بغية تهيئتها للطباعة ثلاثية الأبعاد، واختبار كفاءتها التصميمية والوظيفية عند سماكات مختلفة خلال مرحلة ما قبل التصنيع. تشجع نتائج الدراسة على تعميم تجربة التصميم والتحليل الرقمي ثلاثي الأبعاد، لما في ذلك من دقة حيوية عالية ولتوفير في الزمن والمواد وسهولة للتعديل قبل عملية التصنيع، كما تساعد النماذج الرقمية على دراسة أثر المواد المختلفة على نسج منطقة التركيب وعلى مناطق الاتصال ما بين عناصر النموذج.

subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics), 2013, vol. 8026 LNCS, no. PART 2, pp. 324–332.

- [12] Mehmood, W. Abd Razak, N. A. Lau, M. S. Chung, T. Y. Gholizadeh, H. and N. A. Abu Osman, “Comparative study of the circumferential and volumetric analysis between conventional casting and three-dimensional scanning methods for transtibial socket: A preliminary study,” Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2018.
- [13] Hsu, L. H. Huang, G. F. Lu, C. T. Hong, D. Y. and Liu, S. H. “The development of a rapid prototyping prosthetic socket coated with a resin layer for transtibial amputees,” Prosthet. Orthot. Int., vol. 34, no. 1, pp. 37–45, 2010.
- [14] Faustini, M. C. Neptune, R. R. and Crawford, R. H. “The quasi-static response of compliant prosthetic sockets for transtibial amputees using finite element methods,” Med. Eng. Phys., vol. 28, no. 2, pp. 114–121, 2006.
- [15] Abdullah, M. Q. Wasmi, H. R. and Saad, H. “The Modeling and Effect of FEM on Prosthetic limb,” Int. J. Cell Sci. Biotechnol. Int. J. Curr. Eng. Technol., vol. 77, no. 33, pp. 2320–7574, 2017.
- [16] Nehme G. and Ghalambor, S. “Optimization of important relief areas in prosthetic socket for below-knee amputees using design of experiment and finite element model,” J. Prosthetics Orthot., vol. 26, no. 4, pp. 194–204, 2014.
- [17] Cagle, J. C. Reinhall, P. G. Allyn, K. McLean, J. Hinrichs, P. Hafner, B. J. and Sanders, J. E. “A finite element model to assess transtibial prosthetic sockets with elastomeric liners,” Med. Biol. Eng. Comput., vol. 56, no. 7, pp. 1227–1240, 2018.
- [18] Gholizadeh, H. zua. N. A. Abu Osman, Eshraghi, A. and S. Ali, “Transfemoral prosthesis suspension systems: a systematic review of the literature,” American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists, vol. 93, no. 9, pp. 809–823, 2014.
- [19] Zachariah, S. G. Sanders, J. E. and Turkiyyah, G. M. “Automated hexahedral mesh generation from biomedical image data: Applications in limb prosthetics,” IEEE Trans. Rehabil. Eng., vol. 4, no. 2, pp. 91–102, 1996.
- [20] Salmah, H. Romisuhani, A. and Akmal, H. “Properties of low-density polyethylene/palm kernel shell composites: Effect of polyethylene co-acrylic acid,” J. Thermoplast. Compos.

REFERENCES

- [1] Paternò, L. Ibrahimi, M. E. Gruppioni, A. Menciassi, and L. Ricotti, “Sockets for limb prostheses: A review of existing technologies and open challenges,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 65, no. 9, pp. 1996–2010, 2018.
- [2] Laszczak, P. McGrath, M. J. Tang, J. Gao, L. Jiang, D. L. Bader, D. Moser, and S. Zahedi, “A pressure and shear sensor system for stress measurement at lower limb residuum/socket interface,” Med. Eng. Phys., vol. 38, no. 7, pp. 695–700, 2016.
- [3] P. G., A. O. N.A., E. A., A. S., G. H., and W. A. W.A.B., “Review of the socket design and interface pressure measurement for transtibial prosthesis,” Scientific World Journal, vol. 2014, 2014.
- [4] Comotti, C. Regazzoni, D. Rizzi, C. and A. Vitali, “Additive Manufacturing to Advance Functional Design: An Application in the Medical Field,” J. Comput. Inf. Sci. Eng., vol. 17, no. 3, p. 31006, 2017.
- [5] Eshraghi, A. Osman, N. A. A. Gholizadeh, H. Karimi, M. and Ali, S. “Pistoning assessment in lower limb prosthetic sockets,” Prosthetics and Orthotics International, vol. 36, no. 1, pp. 15–24, 2012.
- [6] Nayak, C. Singh, A. Chaudhary, H. and Tripathi, A. “A NOVEL APPROACH FOR CUSTOMIZED PROSTHETIC SOCKET DESIGN,” Biomed. Eng. Appl. Basis Commun., vol. 28, no. 3, p. 1650022, 2016.
- [7] J. T. Montgomery, M. R. Vaughan, and R. H. Crawford, “Design of an actively actuated prosthetic socket,” Rapid Prototyp. J., vol. 16, no. 3, pp. 194–201, 2010.
- [8] Tay, F. E. H. Manna, M. A. and Liu, L. X. “A CAD/CAM method for prosthetic socket fabrication using the FDM technology,” Rapid Prototyp. J., vol. 8, no. 4, pp. 258–262, 2002.
- [9] Herbert, N. Simpson, D. Spence, W. D. and W. Ion, “A preliminary investigation into the development of 3-D printing of prosthetic sockets,” J. Rehabil. Res. Dev., vol. 42, no. 2, p. 141, 2005.
- [10] Douglas, T. Solomonidis, S. Sandham, W. and Spence, W. “Ultrasound imaging in lower limb prosthetics,” IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 10, no. 1, pp. 11–21, 2002.
- [11] Colombo, G. Facoetti, G. Rizzi, C. Vitali, A. and Zanello, A. “Automatic 3D reconstruction of transfemoral residual limb from MRI images,” in Lecture Notes in Computer Science (including

Mater., vol. 26, no. 1, pp. 3–15, 2013.

- [21] Tanaka, M. Akazawa, Y. Nakagawa, A. and Kitayama, I. “Identification of pressure distribution at the socket interface of an above-knee prosthesis,” Adv. Eng. Softw., vol. 28, no. 6, pp. 379–384, 1997.

Received	7/7/2019	إيداع البحث
Accepted for Publ.	6/11/2019	قبول البحث للنشر