

Simulation of Biomechanical Behaviour of Polymeric Prosthetic Foot and Performace Improvent by Topology Optimization

Dr. Fadi Ali*

(Received 20 / 11 / 2019. Accepted 12 / 7 / 2020)

□ ABSTRACT □

Based on the importance of biomimetics in the design of prostheses, especially the foot, this study presents a numerical simulation of biomechanical behavior with the aim of improving the performance of polymeric prosthetic foot. The 3D model of prosthetic foot is created by capturing two-dimensional profiles of foot based on ordinary photographs. Dynamic B-Spline curves are used to plot accurately the two-dimensional sketches of trace of foot. Numerical analysis is carried out using the finite elements to test the performance of the foot made of polymeric materials in three different positions of walking. Numerical results show that the use of polymeric materials for prosthetic foot with biomimetics shape of real human foot leads to dynamic distribution of stresses corresponding to the different positions of the foot in walking, which improves the kinematic performance of prosthetic foot user. The addition of topology modifications to the design of prosthetic foot clearly leads to weight loss as well as improved energy storage in the foot by increasing the elastic deformability. On the other hand, the shape, dimensions and position of topological modifications should be carefully chosen to minimize the appearance of stress concentrations in the material.

Keywords: Biomechanical behaviour, prosthetic foot, polymers, finite element, topological modifications.

* Assistant Professor- Faculty of Technical Engineering- Tartus University- Tartous- Syria. E-mail: fadieskanderali@gmail.com

محاكاة السلوك البيوميكانيكي للقدم الصناعية البوليميرية و تحسين الأداء من خلال التعديلات الطبولوجية

د. فادي علي*

(تاريخ الإيداع 20 / 11 / 2019. قَبْلُ للنشر في 12 / 7 / 2020)

□ ملخّص □

انطلاقاً من أهمية المحاكاة البيولوجية عند تصميم الأطراف الصناعية و بخاصة القدم، تقدم هذه الدراسة محاكاة رقمية للسلوك البيوميكانيكي بهدف تحسين أداء القدم الصناعية المصنوعة من البوليميرات . يتم تشكيل النموذج ثلاثي الأبعاد للقدم الصناعية من خلال أخذ بروفائيلين ثنائيي الأبعاد للقدم (مخططات الأثر) بالاعتماد على صور فوتوغرافية عادية. يتم استخدام منحنيات B-Spline ذات الديناميكية العالية لرسم مخططات الأثر ثنائية الأبعاد بدقة للقدم. تم إجراء تحليل رقمي باستخدام العناصر المنتهية لاختبار السلوك البيوميكانيكي للقدم الصناعية البوليميرية في ثلاث وضعيات مختلفة عند المشي. بينت النتائج الرقمية أن استخدام المواد البوليميرية لصنع قدم صناعية ذات شكل بيولوجي يحاكي القدم الحقيقية للإنسان يؤدي لتوزيع ديناميكي للاجهادات يتناسب مع الوضعيات المختلفة للقدم عند المشي مما يساهم في تحسين الأداء الحركي لمستخدم القدم الصناعية. إضافة تعديلات طبولوجية (Topology) على تصميم القدم الصناعية يقود بشكل واضح لتخفيف الوزن و كذلك تحسين تخزين الطاقة في القدم من خلال زيادة قابلية الانفعال المرن تحت الحمل. من جهة أخرى، ينبغي اختيار شكل و أبعاد و موضع التعديلات الطبولوجية بعناية و حرص من أجل تقليل ظهور مناطق تركيز الاجهاد في المادة.

الكلمات المفتاحية: السلوك البيوميكانيكي، قدم صناعية، بوليميرات، العناصر المنتهية، تعديلات طبولوجية.

* مدرس - كلية الهندسة التقنية - جامعة طرطوس - طرطوس - سورية.

مقدمة:

الاختيار الصحيح لشكل و تصميم و مادة القدم يعتبر عامل أساسي لتحسين أداء و موثوقية القدم الصناعية لمبتوري الأطراف السفلية. من جهة أخرى، الاختيار المناسب للقدم الصناعية يعتبر أمر حيوي لأنه يحاول استعادة نمط المشي الطبيعي والحركة لمستخدميها مع ضرورة الأخذ بعين الاعتبار لتأثير العوامل المتعلقة بالعمر و الوزن و طبيعة الأعمال اليومية لكل حالة على انفراد [1]. توجد أنواع متعددة للقدم الصناعية كالقدم ذات الكاحل الصلب و الكعب المزود بوسادة مرنة (Solid Ankle Cushion Heel (SACH)) و لها خصائص ديناميكية غير ملائمة لذلك يقل استخدامها مع الوقت، و القدم المعروفة باسم (Jaipur) و هي قدم تعتمد على خلائط المطاط أو ألياف الكربون المركبة وتمتاز بأنها رخيصة التكلفة و مقاومة للماء [2]. كذلك تم تطوير قدم صناعية (Energy- Storing-and-Returning) و تعرف اختصاراً بـ(ESR) تعمل على تخزين الطاقة و إعادتها أثناء المشي من خلال النوابض ثم مؤخراً ظهر مفهوم القدم الصناعية (Bionic) ذات العناصر الآلية التي تحاكي قدم الانسان [3]. ركزت العديد من الدراسات على أهمية مواد الصنع للقدم كألياف الكربون (Carbon Fibers) التي تتمتع بالمرونة الكافية و خفة الوزن [4]. كذلك خلائط اللدائن المركبة (Polymer Composite) التي تتمتع بخواص ميكانيكية مرنة تم تقديمها على أنها بديل مناسب لصنع القدم الصناعية كما أن تكلفتها أقل بالمقارنة مع ألياف الكربون [5]. جرت العديد من الدراسات الرقمية و التجريبية لتطوير أداء القدم الصناعية من خلال تحسين التصميم الهندسي المتعلق بالشكل و الأبعاد الذي يؤثر بدوره على الثبات و التوازن أثناء الوقوف و المشي [6,7]. سيلفا جونيور و آخرون (Silva Júnior, et al.) استخدموا تقنيات التصميم بمعمونة الحاسب (CAD) لتحسين المواد المختارة والشكل للأجزاء الهيكلية للركبة والقدم الصناعية و أجري تحليل القوى الميكانيكية باستخدام طريقة العناصر المنتهية (FEM) [8]. ريجاني و آخرون (Reganni, et al) قاموا بتطوير نموذج خاص للعناصر المنتهية للتحقق من ضغط الاتصال و الاراحة للقدم الصناعية أثناء المشي [9]. أوزين و آخرون (Ozen, et al.) استخدموا النمذجة الحاسوبية لتحليل الاجهادات لكاحل القدم الصناعية [10]. بشكل عام، أداء القدم الصناعية يتعلق بخصائص التصميم الساتيكوي و الديناميكي و الهيكل العام للقدم و هو بالغ الأهمية لإعادة تأهيل مبتوري الأطراف بنجاح [11]. في نفس السياق، أكد الباحث هانسين و مجموعته البحثية (Hansen, et al) على أهمية المحاكاة البيولوجية (Biomimetics) عند عملية التصميم من أجل الوصول إلى قدم صناعية متكيفة مع كافة الظروف المختلفة (وقوف، مشي، انحناء) [12]. المحاكاة البيولوجية في التصميم تعني محاكاة التفاصيل الحقيقية للقدم كالانحناءات و التدوير للقدم كتدوير منطقة الكعب و الأخمص و غير ذلك من الخصائص البعدية و البرفابلات الجانبية، حيث أكد العديد من الباحثين مثلاً على أهمية الانحناء الأخمصي للقدم (Plantar Flexor) أثناء المشي [13,14]. في السنوات الأخيرة برز استخدام تقنيات الهندسة العكسية (Reverse Engineering) و النمذجة السريعة (Rapid Prototyping) لصناعة الأطراف الصناعية بشكل عام و لكن هذه التقنيات لاتزال مكلفة و تحتاج لتجهيزات معقدة و خبرات للعاملين عليها [15,16, 17].

تقدم هذه الدراسة طريقة مبتكرة لتصميم قدم صناعية باستخدام تقنيات التصميم بمساعدة الحاسب و تحاكي بدقة التفاصيل البيولوجية الهامة للقدم. تقدم هذه الدراسة أيضاً دراسة رقمية لاستخدام المواد البوليميرية في تصنيع القدم الصناعية ذات الشكل البيولوجي من أجل تحسين الأداء و معرفة مواقع الضعف في تصميم القدم. يتم تحسين التصميم من خلال إجراء تعديلات طبولوجية بهدف تحسين توزيع المادة داخل مساحة التصميم.

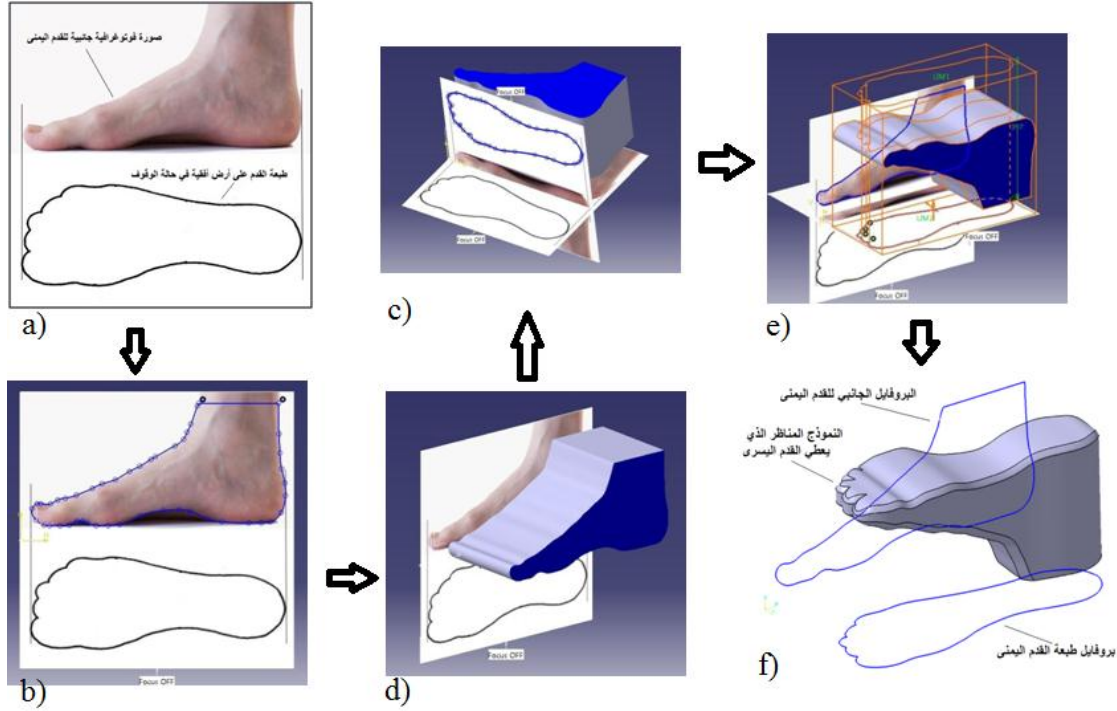
أهمية البحث وأهدافه:

يهدف البحث الى تحقيق نموذج ثلاثي الأبعاد للقدم الصناعية بالاعتماد على الشكل و الانحناءات للبروفائيل الجانبية و الرأسية للقدم و التي من المفترض أنها تشبه القدم المبتورة للإنسان. أيضاً تحقيق السرعة و الكفاءة و قلة التكلفة في تشكيل نموذج القدم الصناعية بالمقارنة مع الطرق التي تعتمد على الهندسة العكسية. يهدف البحث أيضاً لجعل نموذج القدم يحتوي على التفاصيل الدقيقة و الحقيقية كتدوير منطقة الكعب و تقوس أخمص القدم مما يؤدي لتحسين القدرة على المحاكاة البيولوجية لوظائف القدم الحقيقية للإنسان. كذلك يهدف البحث لتوضيح توزيع الاجهادات على القدم المنتجة بهذه الطريقة في حالتي الوقوف و المشي من خلال استخدام التحليل بطريقة العناصر المنتهية و إجراء تعديلات طبولوجية بهدف تحسين الأداء للتصميم.

طرائق البحث و مواده:

1. تشكيل النموذج ثلاثي الأبعاد للقدم الصناعية

تعتمد طريقة تشكيل النموذج ثلاثي الأبعاد للقدم الصناعية على أخذ المنظور الجانبي للقدم الحقيقية للإنسان من خلال صورة فوتوغرافية عادية تظهر البروفائيل الجانبي للقدم بوضوح. كما يمكن أخذ المسقط الرأسي الذي يمثل طبعة للقدم على مستوي أفقي عند الوقوف. الشكل (1) يبين البروفائيل الجانبي و طبعة القدم اليمنى لشخص مجهول الهوية. تم اعتبار الطول الحقيقي للقدم يساوي 245mm و العرض الأعظمي لطبعة القدم 98mm و ذلك في حالة الوقوف. من الضروري جدا ضبط حجم الصورة بحيث يكون طول القدم في الصورة الفوتوغرافية مساوي قدر الامكان لطول طبعة القدم من أجل الحصول على نموذج متجانس قريب للواقع. يتم بعد ذلك تحميل الصورة الى برنامج التصميم التفاعلي ثلاثي الأبعاد CATIA_V5 في واجهة مخطط الأثر (Scetch tracer) التي يوفرها البرنامج ضمن قائمة (Shape). يتم ضبط الأحداثيات في واجهة مخطط الأثر بحيث تاخذ القدم طولها الحقيقي و هو في هذه الحالة 245mm. نقوم بعد ذلك برسم البروفائيل الجانبي باستخدام المنحني الديناميكي B-Spline المبين باللون الأزرق كما هو مبين بالشكل (1). منحنيات B-Splines تعتبر وسيلة قياسية لتمثيل المنحنيات و السطوح في أنظمة ال CAD/CAM و من ضمنها نظام CATIA_V5 كونها تقدم تقريب ممتاز للأشكال المعقدة المختلفة. تمتاز هذه المنحنيات بتوفير ديناميكية الوصل بين مجموعة من النقاط في مستوي الأحداثيات باستيفاء ذو درجة كبيرة من الدقة مما يتيح امكانية تصميم أشكال هندسية ذات اشكال حرة (Free Form) و بالتالي الحصول على نماذج ثلاثية الأبعاد أكثر تعقيداً و نتائج أكثر دقة عند اجراء عملية التحليل للاجهادات و الازاحة للنموذج [18]. يتم بعد ذلك إجراء عملية بثق بعمق كافي أكبر من عرض طبعة القدم و هو 98mm كما هو مبين بالشكل (1). لرسم بروفائيل طبعة القدم نقوم بإعادة تحميل الصورة إلى واجهة مخطط الأثر في البرنامج و لكن في مستوي متعامد مع المستوي الذي رسمنا فيه البروفائيل الجانبي السابق. ثم تتم عملية رسم بروفائيل طبعة القدم باستخدام منحني B-Spline. قيل أن نقو بعملية التفرغ.



الشكل (1) مراحل تشكيل النموذج ثلاثي الأبعاد للقدم اليسرى بالاعتماد على بروفائلات القدم.

ثم نقوم باجراء عملية التفريغ لبروفائل طبعة القدم و الذي ينتج عنه نموذج أولي للقدم، بعد الانتهاء من عمليات البثق و التفريغ كان لابد من إضافة بعض المواصفات للنموذج من خلال التدوير للحواف الحادة من أجل زيادة انسيابية النموذج و جعله أقرب للواقع.

الخطوات السابقة التي تم إتباعها للحصول على نموذج ثلاثي الأبعاد للقدم اليسرى انطلاقاً من بروفائلات القدم اليمنى يمكن تلخيصها بالخطوات التالية:

- 1- أخذ صورة فوتوغرافية بدقة كافية توضح البروفائل الجانبية و طبعة القدم.
- 2- تحميل الصورة على واجهة برنامج تصميم باستخدام الحاسب يوفر واجهة لرسم مخطط الأثر (برنامج CATIA_V5 مثلاً).
- 3- رسم البروفائل الجانبية للقدم باستخدام منحنيات B-Spline و إجراء عملية البثق بعمق مناسب.
- 4- رسم بروفائل طبعة القدم باستخدام منحنيات B-Spline في مستوي متعامد مع مستوي البروفائل الجانبية.
- 5- إجراء عملية التفريغ من أجل الحصول على نموذج ثلاثي الأبعاد للقدم.
- 6- إضافة المواصفات اللازمة للنموذج كالتقريب و تدوير الحواف.

2. اختيار نوع المادة و طريقة التحليل بالعناصر المنتهية

تم اختبار نموذج القدم الصناعية على الأحمال المختلفة عند الوقوف و المشي باستخدام برنامج Ansys_15 للتحليل بطريقة العناصر المنتهية و لتحقيق ذلك تم تصدير نموذج القدم من برنامج CATIA_V5 الى برنامج Ansys_15 من خلال تحويل النموذج الى صيغة (IGS) IGS هي صيغة قياسية للتبادل المعلومات رقمياً بين برمجيات CAD المختلفة). من المعروف أن التحليل باستخدام العناصر المنتهية هو منهج رياضي للحل بمساعدة الحاسب للحصول على حلول رقمية دقيقة و تستخدم للتنبؤ باستجابة الأنظمة الفيزيائية التي تتعرض للإجهاد الخارجي. يتم وضع

خصائص المواد مثل معامل يونغ (Young's modulus) ونسبة بواسون (Poisson's ratio) عند إجراء التحليل بواسطة الحاسب لوصف السلوك الميكانيكي و الإجهادات المحرصة من الاحمال. في هذه الدراسة تم اختيار خلائط اللدائن المركبة كمادة أساسية للصنع كونها تتميز بالمرونة الديناميكية المناسبة للقدم الصناعية كما أنها رخيصة الثمن و سهلة التشكيل و التصنيع بالمقارنة مع غيرها من المواد المستخدمة بالإضافة لميزة خفة الوزن و مقاومة التآكل و الجمالية عند استخدامها لتصنيع القدم الصناعية وذلك بحسب المرجع [5]. الجدول (1) يبين أهم الخواص الميكانيكية لأنواع مختلفة من البوليمرات التي يمكن استخدامها كمادة أساسية لصنع القدم الصناعية مع العلم أنه يمكن تدعيم هذه المواد من خلال إضافة مركبات السيلكون أو الكربون لتحسين الخصائص الميكانيكية و زيادة مقاومة التعب. في هذه الدراسة تم اختيار مادة البولي إيثيلين عالي الكثافة (Polyethylene (High density)) من أجل التحليل بالعناصر المنتهية و بنفس الخواص الميكانيكية المبينة بالجدول (1).

الجدول (1): أهم الخواص الميكانيكية لأنواع مختلفة من البوليمرات المستخدمة في صناعة القدم الصناعية.

اسم المادة	Polyethylene (high density) بولي إيثيلين عالي الكثافة	Polypropylene بولي بروبيلين	Polyester (PET) بوليستر
الكثافة [Kg/m3]	950	910	1300
معامل يونغ [GPa]	1.1	1.55	2.8
نسبة بواسون %	0.42	0.4	0.36
حد الخضوع [MPa]	25	35	50

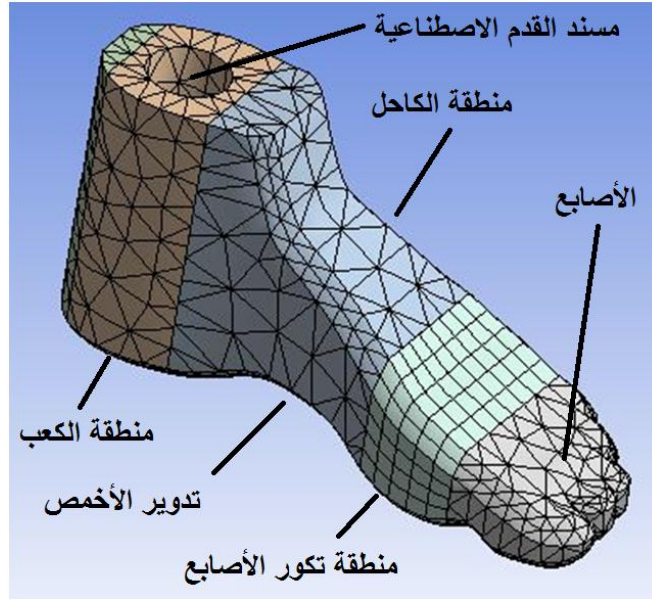
النتائج و المناقشة:

1. تحليل أداء القدم الصناعية باستخدام طريقة العناصر المنتهية

يتم تحليل أداء القدم بحسب منطقة توضع قوة رد الفعل في ثلاث وضعيات مختلفة للقدم الصناعية أثناء محاكاة عملية المشي و هي مبينة بحسب هانسن (Hansen, et al.) [19]. في الحالة (a) تضغط القدم الصناعية عند المشي على منطقة الكعب و تتعرض لقوة رد فعل ، في الحالة (b) تضغط القدم بكامل سطحها السفلي على سطح المشي، الحالة (c) تضغط القدم الصناعية بواسطة منطقة تكور الأصابع على سطح المشي. تتراوح زاوية ميل القدم الصناعية في الوضعيتين (a) و (b) بين 20-25 درجة.

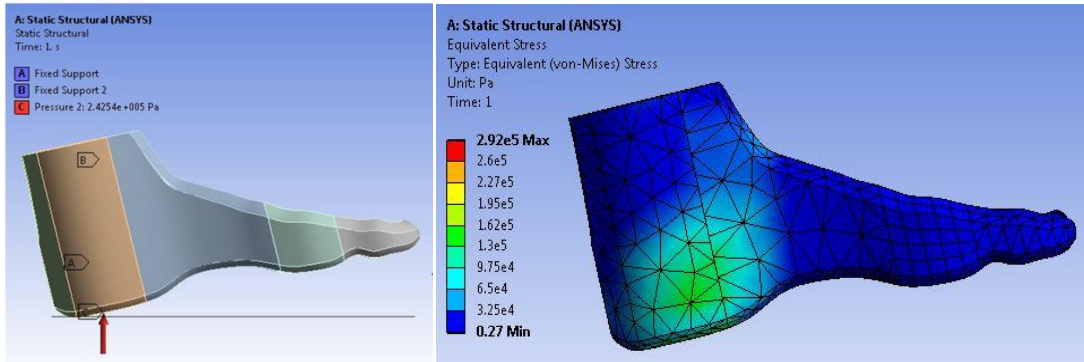
في الواقع تختلف قوة رد الفعل و الضغط المؤثرين على القدم بحسب وضعية المشي و سرعته و وزن الشخص ومساحة طبعة القدم. العديد من الدراسات بينت أهمية دراسة ضغط القدم على سطح المشي عند تصميم القدم الصناعية [20,21]. وافاي و آخرون (Wafai, Linah, et al.) [22] درسوا بشكل تجريبي من خلال استخدام الحساسات توزع ضغط القدم عند المشي العادي لشخص يبلغ وزنه حوالي 78Kg. بينت دراستهم أن القيمة الأعظمية للضغط لا تتجاوز 230KPa. في هذه الدراسة يتم تحليل القدم الصناعية عند الوضعيات الثلاث للمشي مع تطبيق ضغط موضعي بحوالي 240KPa. لتحقيق ذلك تم تصدير النموذج ثلاثي الأبعاد للقدم الصناعية إلى برنامج ANSYS_15 من خلال تحويل النموذج إلى صيغة IGS. تمت عملية تجزئة النموذج باستخدام خاصية التجزئة

(Partiation) المستخدمة في طريقة العناصر المنتهية لتقسيم الحقل المدروس إلى قطاعات مختلفة رغم اشتراكها بنفس السطح. كما هو مبين بالشكل (2)، تم تقسيم القدم إلى أربع قطاعات وهي: 1- منطقة الكعب و تحتوي على مسند القدم الصناعية 2- منطقة الكاحل و تحتوي على تدوير أخمص القدم 3- منطقة تكور الأصابع 4- منطقة الاصابع. يتيح هذا التقسيم امكانية تطبيق الضغط على كل منطقة بشكل منفرد. بعد ذلك تمت عملية التشبيك (Mesh) أي تقسيم كل منطقة إلى عناصر منتهية.

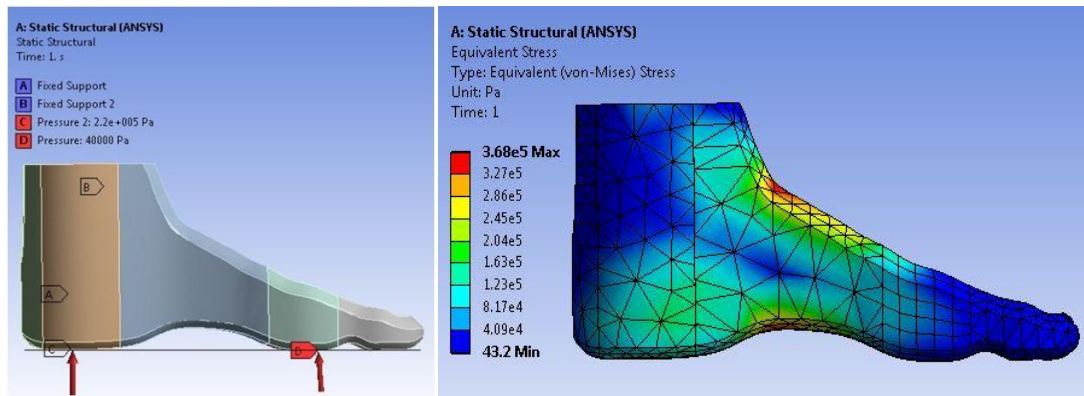


الشكل (2) تشبيك القدم الصناعية بعد تقسيمها لقطاعات.

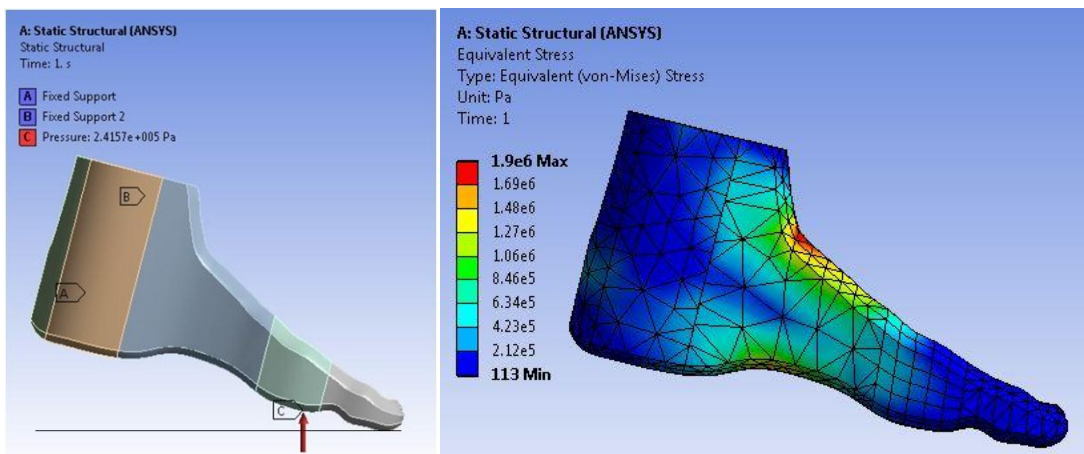
تظهر الأشكال (3) و (4) و (5) الحل الرقمي باستخدام العناصر المنتهية لقيم الاجهادات على القدم الصناعية عند تصنيعها من مادة البولي إيثيلين عالي الكثافة ((Polyethylene (High density)) المذكورة في الجدول (1). في كافة الحالات المبينة تم اعتبار أن القدم لها نقطة ارتكاز في المسند المبين بالشكل (6). تبين النتائج أن الاجهادات على القدم الصناعية في حالة الضغط على منطقة الكعب عند المشي تكون مركزة في منطقة الكعب بشكل أساسي و لا تتجاوز قيمتها 0.292MPa. كذلك في حالة الضغط على كامل سطح القدم لم تتجاوز قيمة الاجهادات 0.368MPa مع تركزها بشكل اساسي في منطقتي الكاحل و الأخمص مما يبين أهمية هذه المناطق عند الوقوف. في حالة الضغط على منطقة تكور الاصابع للقدم الصناعية نلاحظ أن الاجهادات تصبح كبيرة نسبياً عند منطقتي الكاحل و الأخمص للقدم و تصل إلى قيمة 1.9MPa (حد الخضوع 25MPa) مما يدل على أن القدم الصناعية تتعرض لأقصى ظروف الاجهاد في حالة الارتكاز على منطقة تكور الأصابع. النتيجة الأساسية لمحاكاة الاجهادات على القدم الصناعية المصنوعة من البوليمرات هي أن منطقة الكاحل و الأخمص تتحملان تركيز عالي للاجهادات و خصوصاً في حالة الارتكاز على منطقة تكور الأصابع عند المشي مما يعرضها للتعب بسرعة أكبر بالمقارنة مع بقية مناطق القدم.



الشكل (3) الاجهادات على القدم الصناعية عند المشي في حالة الضغط على منطقة الكعب بزاوية 20°.



الشكل (4) الاجهادات على القدم الصناعية عند المشي في حالة الضغط على كامل سطح القدم.

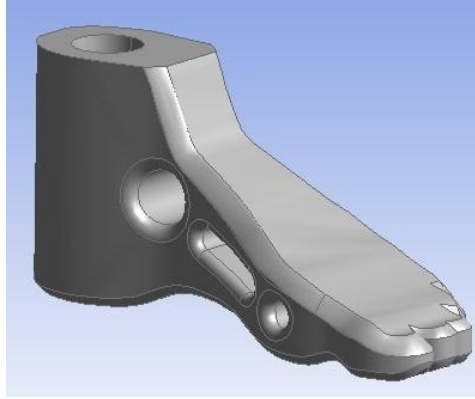


الشكل (5) الاجهادات على القدم الصناعية عند المشي في حالة الضغط على منطقة الأصابع بزاوية 25°.

2. تحسين أداء القدم الصناعية من خلال التعديلات الطبولوجية

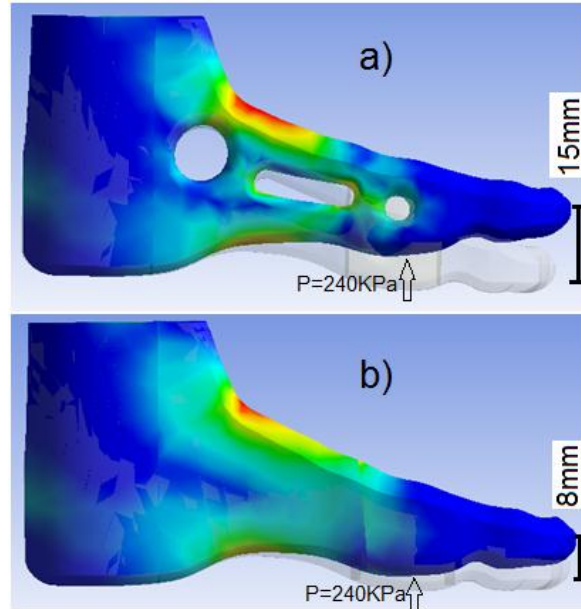
يتأثر ثبات القدم الصناعية و أدائها بقدرتها على امتصاص الطاقة و إعادتها عند المشي أي بالسلوك النابضي للقدم. من أهم الخواص التي تؤثر على السلوك النابضي للقدم الصناعية لدينا نوع المادة و الشكل و الكتلة و الصلابة. بشكل عام، تقليل الصلابة يؤدي لزيادة الانفعال تحت الحمل مما ينتج عنه ديناميكية أكبر في تخزين الطاقة و إطلاقها عند

المشي بالتالي الشعور براحة أكبر عند مستخدم القدم الصناعية [22]. تتأثر الصلابة و قابلية الانفعال للقدم بشكل أساسي بنوع المادة و بالشكل و بطريقة تطبيق الحمل. من أجل تحسين الخواص النابضية للقدم الصناعية المقدمة في هذه الدراسة تم إجراء تعديل على الشكل الداخلي للقدم دون أن يؤثر على البروفائلات الخارجية بإضافة انقطاعات للمادة ذات حواف مدورة لمنع تركيز الاجهادات كما هو مبين بالشكل (6).



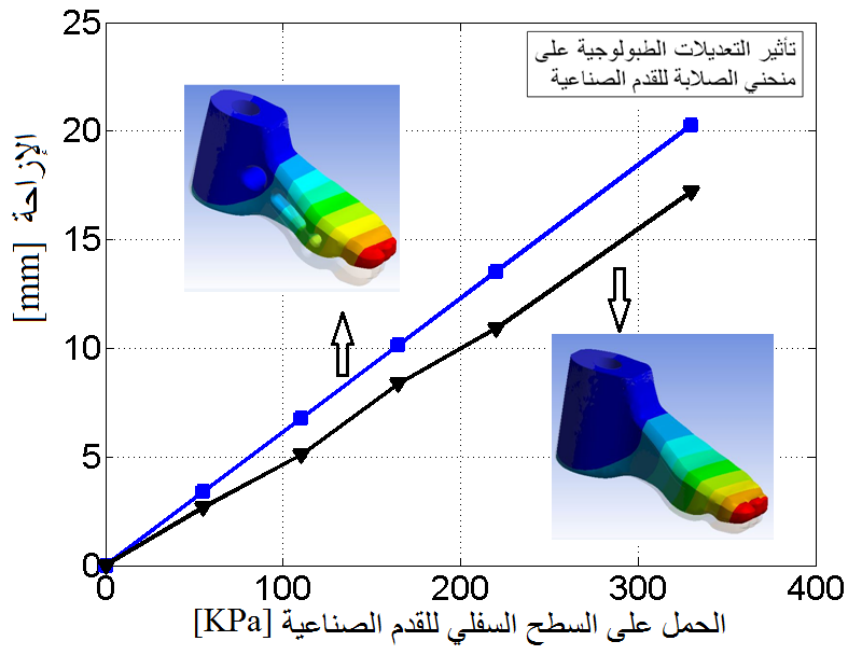
الشكل (6) إضافة تعديلات طبولوجية للشكل الداخلي للقدم لزيادة المرونة النبضية و تخفيف الوزن

هذه التعديلات الطبولوجية تقود بشكل واضح لتخفيف الوزن و كذلك تحسين تخزين الطاقة في القدم من خلال زيادة قابلية الانفعال. تأثير إضافة تعديلات للشكل الداخلي على الخواص النابضية للقدم البوليميرية مبين على الشكل (7). من الواضح أن وجود فراغات داخلية في المادة كما هو مبين بالشكل (7-a) يساهم بشكل كبير في زيادة قابلية القدم للانفعال تحت نفس الحمل تحت نفس الحمل (تم تطبيق حمل 240KPa على منطقة التكور خلف الأصابع) حيث بلغت قيمة الإزاحة لمقدمة القدم حوالي 15mm بعد أن كانت فقط 8mm للقدم بدون إضافة تعديلات على الشكل الداخلي كما هو مبين بالشكل (7-b).

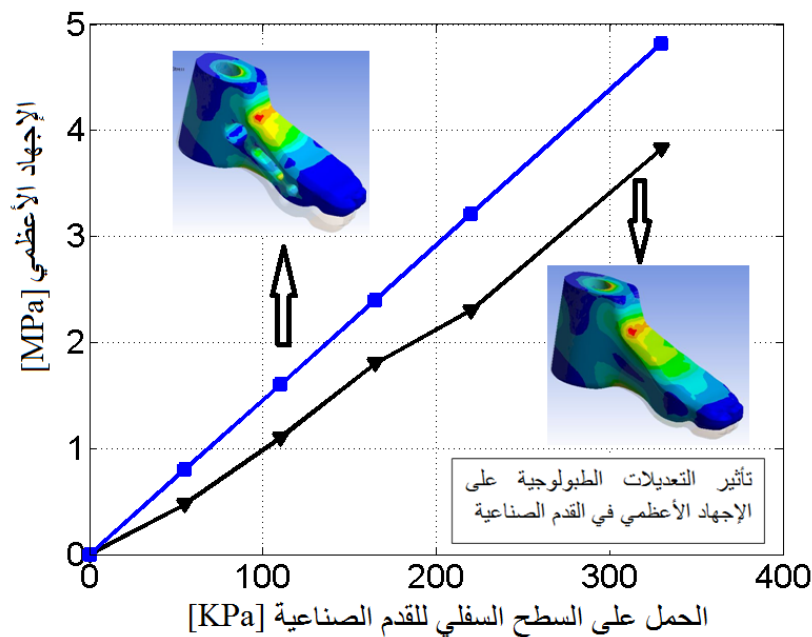


الشكل (7) مقدار الإزاحة لقدم صناعية بوليميرية عند تطبيق ضغط 240KPa عند منطقة التكور خلف الأصابع (a) قدم ذات تعديلات طبولوجية بالشكل الداخلي (b) قدم بدون تعديلات طبولوجية.

الشكلين (8) و (9) يبينان نتائج المحاكاة الرقمية لتأثير إضافة التعديلات الطبولوجية على مقدار الإزاحة و قيمة الاجهادات الأعظمية الموافقة على التوالي. نلاحظ من الشكل (8) تحسن في قابلية الانفعال (الازاحة) أي انخفاض الصلابة للقدم الصناعية البوليميرية ذات التعديلات الطبولوجية بالمقارنة مع القدم الصناعية التي تخلو من تعديلات طبولوجية. من ناحية أخرى، الشكل (9) يظهر تركيز أعلى للإجهادات في المادة عند إضافة التعديلات الطبولوجية، لذلك يجب اختيار شكل و أبعاد و موضع التعديلات الطبولوجية بعناية و بطريقة تعتمد على التكرار و الاختبار لتجنب الزيادة في تركيز الاجهادات التي قد ودي لظهور تعب المادة بشكل أسرع.



الشكل (8) تأثير التعديلات الطبولوجية على صلابة القدم الصناعية البوليميرية



الشكل (9) تأثير التعديلات الطبولوجية على تركيز الإجهادات الأعظمية للقدم الصناعية البوليميرية

كنتيجة أساسية يمكن القول أن إضافة التعديلات الطبولوجية للقدم الصناعية البوليميرية يؤدي إلى تحسين السلوك البيوميكانيكي للقدم من خلال زيادة لخاصية النابضية (أي القدرة على الانفعال) للقدم ، لكن يترافق هكذا تعديل بزيادة معينة في تركيز الإجهادات. يمكن الحفاظ على الزيادة في تركيز الاجهادات ضمن قيم مقبولة عند الاختيار الصحيح والمناسب للتعديلات الطبولوجية.

الاستنتاجات والتوصيات:

الاستنتاجات:

يمكن صياغة أهم الاستنتاجات التي تقدمها الدراسة بالنقاط التالية:

- (1) يتيح استخدام مخططات الأثر ثنائية الأبعاد للقدم التي يتم تشكيلها بمنحنيات B-Spline إمكانية تصميم القدم الصناعية حاسوبياً بشكل يحاكي بيولوجيا العديد من التفاصيل المهمة لأجزاء القدم بدقة بالغة مع السهولة والتكلفة المنخفضة للتصميم.
- (2) تصميم القدم بهذه الطريقة يمكن استخدامه بسهولة و كفاءة عالية من أجل عمليات التصنيع اللاحقة باستخدام النمذجة السريعة أو الطباعة ثلاثية الأبعاد دون الحاجة لاستخدام المسح بالهندسة العكسية مما يساهم أيضاً في اختصار الوقت و تقليل التكاليف.
- (3) بينت نتائج المحاكاة الرقمية أن تصميم القدم الصناعية باستخدام مخططات الأثر و تصنيعها من مواد بوليميرية يؤدي لتوزيع مختلف للاجهادات تبعاً لوضعية القدم أثناء المشي.
- (4) بشكل عام، تتعرض القدم الصناعية لأعلى قيمة للاجهادات في حالة الارتكاز على منطقة تكور الأصابع في منطقتي الكاحل و الأخمص للقدم الصناعية مما يزيد من قابلية التعب تحديداً في هذه المناطق.
- (5) اجراء تعديلات على الشكل الداخلي للقدم من خلال إضافة انقطاعات موضعية في المادة تساهم في تحسين الخواص النابضية للقدم و لكنها تترافق بزيادة في تركيز الإجهادات.

التوصيات:

- (1) نوصي باستخدام المواد البوليميرية ذات الكثافة المنخفضة لتصنيع القدم الصناعية مع ضرورة اجراء اختبارات تجريبية.
- (2) ضرورة العمل على تطوير و تحسين مقاومة المواد البوليميرية لظاهرة التعب تحت ظروف التحميل المتكرر من أجل الحصول على قدم صناعية بمواصفات عالية.

References:

- [1] Fraser, Ashley, et al. "A Highly Flexible Prosthetic Foot to Facilitate Kneeling for Transtibial Amputees." 2007.
- [2] Adalarasu, K., Mohan Jagannath, and M. K. Mathur. "Comparison on Jaipur, SACH and Madras foot." *Int J Adv Eng Sci Technol* 6 (2011): 187-92.
- [3] Versluys, Rino, et al. "Prosthetic feet: State-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics." *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 4.2 (2009): 65-75.
- [4] Evans, S. L., and P. J. Gregson. "Composite technology in load-bearing orthopaedic implants." *Biomaterials* 19.15 (1998): 1329-1342
- [5] Ramakrishna, S., et al. "Biomedical applications of polymer-composite materials: a review." *Composites science and technology* 61.9 (2001): 1189-1224.

- [6] Oleiwi, Jawad K., and Ahmed Namah Hadi. "Experimental and numerical investigation of lower limb prosthetic foot made from composite polymer blends." *International Journal of Mechanical and Production Engineering Research and Development* 8.02 (2018): 1319-1330.
- [7] Mizrahi, J., et al. "Alignment procedure for the optimal fitting of lower limb prostheses." *Medical Engineering and Physics* 8.3 (1986): 229-234.
- [8] Silva Júnior, Wilson Carlos da, Marco Aurélio Vinchi de Oliveira, and Jean-Jacques Bonvent. "Conception, design and development of a low-cost intelligent prosthesis for one-sided transfemoral amputees." *Research on Biomedical Engineering* 31.1 (2015): 62-69.
- [9] Reggiani, Barbara, et al. "Finite element analysis of a total ankle replacement during the stance phase of gait." *Journal of biomechanics* 39.8 (2006): 1435-1443.
- [10] Ozen, Mustafa, Onur Sayman, and Hasan Havitcioglu. "Modeling and stress analyses of a normal foot-ankle and a prosthetic foot-ankle complex." *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 15.3 (2013).
- [11] South, Brian J., et al. "Manufacture of energy storage and return prosthetic feet using selective laser sintering." *Journal of biomechanical engineering* 132.1 (2010): 015001.
- [12] Hansen, Andrew H., and Dudley S. Childress. "Investigations of roll-over shape: implications for design, alignment, and evaluation of ankle-foot prostheses and orthoses." *Disability and rehabilitation* 32.26 (2010): 2201-2209.
- [13] Meinders, Marjan, Andrew Gitter, and Joseph M. Czerniecki. "The role of ankle plantar flexor muscle work during walking." *Scandinavian journal of rehabilitation medicine* 30.1 (1998): 39-46.
- [14] Kepple, Thomas M., Karen Lohmann Siegel, and Steven J. Stanhope. "Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait." *Gait & Posture* 6.1 (1997): 1-8.
- [15] Yap, Jonathan, and Gianni Renda. "Low-cost 3D-printable prosthetic foot." *Proceedings of the 3rd European Conference on Design4Health, Sheffield, UK*. 2015.
- [16] Mavroidis, Constantinos, et al. "Patient specific ankle-foot orthoses using rapid prototyping." *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 8.1 (2011): 1.
- [17] Hsu, L. H., et al. "The application of rapid prototyping for the design and manufacturing of transtibial prosthetic socket." *Materials science forum*. Vol. 594. Trans Tech Publications, 2008.
- [18] Piegl, Leslie, and Wayne Tiller. "Curve and surface constructions using rational B-splines." *Computer-Aided Design* 19.9 (1987): 485-498.
- [19] Hansen, Andrew H., and Dudley S. Childress. "Effects of adding weight to the torso on roll-over characteristics of walking." *Journal of Rehabilitation Research & Development* 42.3 (2005).
- [20] Taha, Zahari, et al. "A Finite Element Analysis of a Human Foot Model to Simulate Neutral Standing on Ground." *Procedia engineering* 147 (2016): 240-245.
- [21] Wafai, Linah, et al. "Identification of foot pathologies based on plantar pressure asymmetry." *Sensors* 15.8 (2015): 20392-20408.
- [22] Van Jaarsveld, H. W. L., et al. "Stiffness and hysteresis properties of some prosthetic feet." *Prosthetics and Orthotics International* 14.3 (1990): 117-124.