

المحاكاة الرقمية للسلوك الميكانيكي لعظم الفخذ البشري

الدكتور محمد أيهم درويش*

(تاريخ الإيداع 24 / 3 / 2015. قُبل للنشر في 18 / 6 / 2015)

□ ملخص □

أهمية و أهداف البحث : يهتم علم الميكانيك الحيوي بدراسة وظيفة و حركة النسيج الحويبة اعتماداً على خصائصها الميكانيكية. يعد العظم من أهم النسيج الحويبة حيث يعطي للجسم قوامه و كذلك يؤمن استقراره أثناء الوقوف و الحركة. على وجه الخصوص، يؤمن عظم الفخذ استقرار الجسم أثناء الوقوف كما أنه له دوراً رئيسياً في تحقيق مشية طبيعية و في انتقال متجانس للقوى و العزوم.

يتمثل هدف هذا البحث في تصميم نموذج رقمي لعظم الفخذ البشري بدء من الصور الطبية التشريحية عالية الدقة، و ذلك بالاستفادة من البرامج الهندسية المختصة بمعالجة الصور الطبية و بالتصميم الهندسي في سعي لمحاكاة استجابته الميكانيكية. تتمثل فائدة ذلك في تقديم معلومات طبية هامة لأطباء الجراحة التقيومية حول نوع و توزيع الإجهادات الأعظمية مما يساعد في توقع مسارات و تفسير أسباب الكسور و التشوهات، كما يتيح إمكانية تقييم الاستقرار الميكانيكي لطرق التثبيت و التقويم الجراحي.

مواد و طرائق البحث: تم إنتاج نموذج رقمي ثلاثي الأبعاد لعظم الفخذ اعتماداً على صور طبقيّة محورية لمنطقة الورك و ذلك باستخدام برنامج DeVIDE v. 9.8 لمعالجة الصور الطبية. تم بعد ذلك بناء نموذج ثلاثي الأبعاد و إنجاز كل من التحليل الميكانيكي السكوني و تحليل التعب باستخدام البرنامج Ansys 14.5. النتائج والمناقشة: تم تحديد الخطوات اللازمة لتصميم النماذج الخاصة ثلاثية الأبعاد انطلاقاً من الصور الشعاعية. أظهرت النتائج لتوزيع الإجهادات و الانزياحات ضمن عظم الفخذ البشري الطبيعي عند شروط تحميل طبيعية، حيث بلغت قيمة الانزياح الأعظمي الإجمالي للنموذج 7.18 mm، في حين بلغت القيمة الأعظمية للإجهاد المكافئ للقيمة 26.21 ميغاباسكال. أظهرت نتائج التعب لقيمة حياة قدرها $1e6$ و قيمة دنيا لمعامل أمان تساوي 3.28.

الاستنتاجات و التوصيات: يوصى باعتماد البرمجيات وتقنيات التحليل الرقمية في نمذجة و محاكاة الأنسجة الحويبة بشكل ثلاثي الأبعاد و ذلك بغية استخدامها في التطبيقات الطبية المختلفة بما يخص الجراحة التقيومية أو تقييم الأطراف التعويضية الصناعية.

الكلمات المفتاحية : الميكانيك الحيوي، النمذجة و المحاكاة الرقمية، السلوك الميكانيكي لعظم الفخذ

* مدرس - قسم هندسة المكننة الزراعية - كلية الهندسة التقنية - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.

Numerical Simulation Of Human Femur Mechanical Behavior

Dr. Mohamad Ayham Darwich *

(Received 24 / 3 / 2015. Accepted 18 / 6 / 2015)

□ ABSTRACT □

Importance and aims of the research

Biomechanics science is interested in studying the dynamic function and the movement of vital tissues depending on their mechanical properties.

The main objective of this research is to design a digital model of the human femur using the engineering software specialized in medical image processing and engineering design in order to simulate the mechanical behavior. This would provide important medical information to orthopedic surgeons concerning the paths and the causes of bone fractures and deformities, and open a new perspectives in prosthetics efficiency enhancement.

Materials and methods

A three dimensional digital model of the femur was produced using the software DeVIDE v 9.8 for medical image processing. A surface triangular mesh was constructed and the mechanical response of the model has been simulated using Ansys 14.5.

Results and discussions

We have shown the steps necessary to design a computerized model of femur bone on the basis of three-dimensional X-ray images. The results showed the distribution of stresses and displacements of human femur at normal load conditions.

Conclusion and recommendations

It is recommended to adopt the specialized engineering software for the three-dimensional simulation which can be used in different medical applications.

Keywords: Biomechanics , Modelization and simulation , human femur modelisation

*Assistant Professor, department of agricultural mechanization - Technical Engineering faculty - Tishreen university, Lattakia, Syria

مقدمة:**الميكانيك الحيوي Biomechanics**

يعتمد علم الميكانيك الحيوي على تطبيق القوانين الميكانيكية على نسيج و أعضاء جسم الإنسان، و هذا ما يسمح بمحاكاة و دراسة استجاباتها الميكانيكية اعتماداً على قوانين التوازن و الحركة. يعد النسيج العظمي أحد أنواع النسيج الضامة و الكثيفة، و هو يقوم بمهمة المحافظة على شكل و قوام الجسم، كما يساعد في نقل قوى الحركة المنتجة من قبل العضلات [1]. يعد عظم الفخذ أهم عظام منطقة الورك، و هو يساعد الجسم على المشي. من وجهة نظر تشريحية، يعد عظم الفخذ أكثر عظام الجسم طولاً و عرضاً، كما أنه الأقوى في تحمل قوى الانضغاط المطبقة خلال المشي، و هو يقوم بتحمل النسبة العظمى من وزن الجسم خلال الوقوف و الحركة [2]. يتم فصل عظم الفخذ عند نهايته السفلية مع عظم الظنوب لتكوين مفصل الركبة، كما أنه يتم فصل مع العظم الحرقفي لتكوين مفصل الورك.

التحليل الرقمي في المجال الطبي Numerical analysis in medical field

التحليل بالعناصر المنتهية (Finite Elements Analysis (FEA) هو عبارة عن طريقة حسابية تسمح بتقدير قيم الاجهادات الميكانيكية و الانزياحات في أي هيكل أو نموذج مستوي، و ذلك بتقسيمه إلى عدد محدد من العناصر بواسطة خطوط وهمية تدعى الشبكة Mesh، و التي تعطي تقاطعاتها لنقاط ندعوها العقد. لقد تم اقتراح استخدام هذا النوع من التحليل في القطاع الطبي لمحاكاة الاستجابة الميكانيكية للأنسجة الحيوية المختلفة في حالة السكون و الحركة [3-6]، تقييم الاستقرار الميكانيكي لتقنيات التثبيت الجراحي [7]، تقييم استقرار المفاصل الصناعية [8] و كذلك تقييم فعالية أداء الأطراف التعويضية [9].

نمذجة النسيج الحيوية Biological tissues modelisation

يستوجب تنفيذ التحليل بالعناصر المنتهية تصميم نموذج حاسوبي ثلاثي الأبعاد للعضو أو النسيج المدروس، حيث يتم تحديد المواصفات الميكانيكية للمواد المصنّعة منها هذا النموذج، ثم يتم تحديد شروط التحميل و التثبيت. يتم في النهاية تقدير قيم الإجهادات و الانزياحات الحاصلة في النموذج على شكل توزيعات لونية. يتم عادة الحصول على النموذج ثلاثي الأبعاد باستخدام مسح ليزري للعظام المبردة [10]، أو بالتصوير الضوئي لعظام الجثث المجففة [11].

سمح التقدم في التصوير الطبي مثل التصوير المقطعي المحوسب و التصوير بالرنين المغناطيسي بإنتاج نموذج ثلاثي الأبعاد للنسج التشريحية في عدة تطبيقات طبية.

في هذا السياق، تتمتع طرق التصميم و التصنيع بمساعدة الحاسب بعدة إيجابيات، حيث أنها تلائم تماماً المنطقة التشريحية، كما أنها تسمح بتمثيل العضو المدروس أثناء وجوده في البيئة الحيوية، و هذا ما يتيح إمكانية إنتاج نماذج عند شروط فيزيولوجية طبيعية.

أهمية البحث وأهدافه:

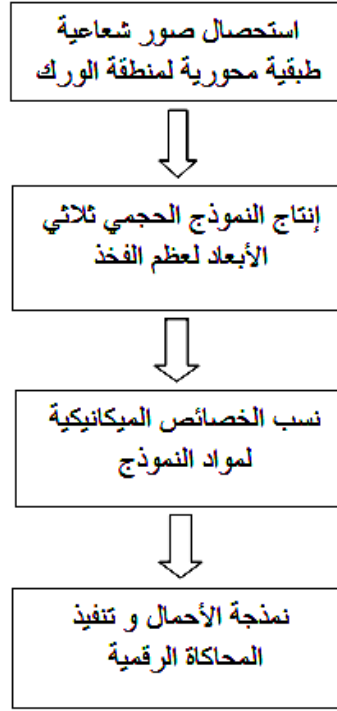
تهدف الدراسة الحالية إلى:

1- دراسة إمكانية تصميم نموذج رقمي ثلاثي الأبعاد لعظم الفخذ البشري بدء من الصور التشريحية الشعاعية و ذلك باستخدام البرمجيات الحديثة الخاصة بمعالجة الصور الطبية.

2-محاولة التوصيف الأولي للاستجابة الميكانيكية السكونية و الديناميكية لعظم الفخذ في الحالة الطبيعية و ذلك بغية استخدامها في تفسير أسباب و شكل الكسور و في تقييم فعالية الأطراف الصناعية و طرق التثبيت الجراحي.

طرائق البحث ومواده:

يبين الشكل (1) للخطوات الرئيسية و التي تم تنفيذها في سياق الدراسة الحالية:



الشكل 1: الخطوات الرئيسية لمحاكاة الاستجابة الميكانيكية لعظم الفخذ البشري

استحصال الصور المقطعية Images Acquisition

تم إجراء الدراسة على شخص طبيعي بعمر 27 سنة، حيث تم استحصال صور شعاعية مقطعية CT في أحد مراكز التصوير الشعاعي في الجمهورية العربية السورية. تم تركيز مجال الرؤية على منطقة الورك بسماكة شريحة 0.4 ملم و حجم مصفوفة 1024x1024، و بالتالي تم تمثيل عظم الفخذ على 900 صورة مقطعية تقريباً. في التصوير الشعاعي المقطعي المحوسب، يتم تمثيل النسيج وفق قيم تدرجات رمادية تعكس قيم معامل التخماد الخطي للأشعة، و هو ما يدعى بمقياس هاونسفيلد Hounsfield. يتم بالتالي نسب القيمة اللونية 1024- لمعامل التخماد الخطي للأشعة في الهواء، و القيمة 0 لهذا المعامل ضمن الماء، و بهذا تظهر النسيج الدسمة بقيمة تساوي - 110 تقريباً، و العضلات عند القيمة 40 . بالنسبة للعظم، فإن العظم القشري الكثيف Cortical يظهر عند القيمة 1600 تقريباً، في حين يظهر العظم الإسفنجي Trabecular الأقل كثافة ضمن المجال اللوني 300-100.

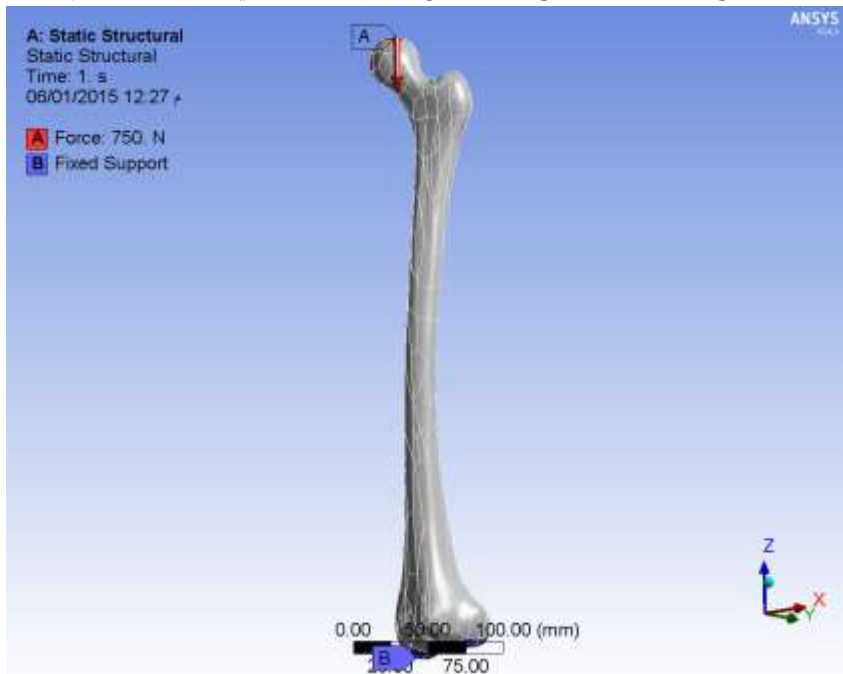
نمذجة عظم الفخذ Femur bone modeling

تم تحويل الصور المقطعية ذات النوع DICOM إلى نماذج ثلاثية الأبعاد وذلك باستخدام برنامج DeVIDE v 9.8 وفق الخطوات التالية:

- تطبيق خوارزمية تعتيب Thresholding على الصورة، حيث يتم تحديد مجال عتبة لونية و إعطاء قيمة صفر للعناصر ذات القيم اللونية خارج حدود العتبة و كذلك الإبقاء على النسيج التي تمتلك قيم لونية ضمن مجال العتبة. يسمح ذلك بعزل عظم الفخذ في الصورة، حيث تم استخدام المجال 1800-250 بغية عزل العظم القشري و الاسفنجي.
- بناء النموذج ثلاثي الأبعاد لعظم الفخذ حيث يتم استخدام خوارزمية توسيط رياضي Interpolation على المقاطع ثنائية الأبعاد و وصل النقاط المؤلفة للحدود بواسطة منحنى كثير حدود.
- تصدير النموذج ثلاثي الأبعاد إلى برنامج النمذجة و المحاكاة لنسب المواد و تطبيق الأحمال و مناطق التثبيت المناسبة.

المحاكاة الرقمية للاستجابة الميكانيكية Numerical simulation

- كان نموذج عظم الفخذ ثلاثي الأبعاد المنتج بواسطة برنامج Ansys مؤلفاً من 11048 عقدة و 6098 عنصر حجمي ذو الشكل الهرمي Tetrahedral و التي يتم استخدامها كفضاءات جزئية لتقدير الإجهادات و الانفعالات الجزئية للنموذج، و من ثم استخلاص الاستجابة الميكانيكية الإجمالية.
- تم تطبيق حمل ضاغط و مركز على منطقة رأس الفخذ بشدة 750 نيوتن و باتجاه معامد على سطح اللقمة الجانبية، كما تم تثبيت النموذج عند منطقة سطح التماس مع عظم الظنوب في الجهة السفلية (الشكل 2)



الشكل 2 : توضيح النموذج ثلاثي الأبعاد لعظم الفخذ و إظهار مناطق التحميل و التثبيت

تم تنفيذ تحليل ميكانيكي سكوني مع افتراض استجابة ميكانيكية مرنة و متناظرة و ذلك بتطبيق قيم معاملات المرونة و بواسون و الكثافة الخاصة بالعظم، حيث تم استخدام قيمة معامل يونغ بقيمة 13.7×10^9 باسكال و معامل بواسون 0.3 و كثافة 2000 كغ/م³.

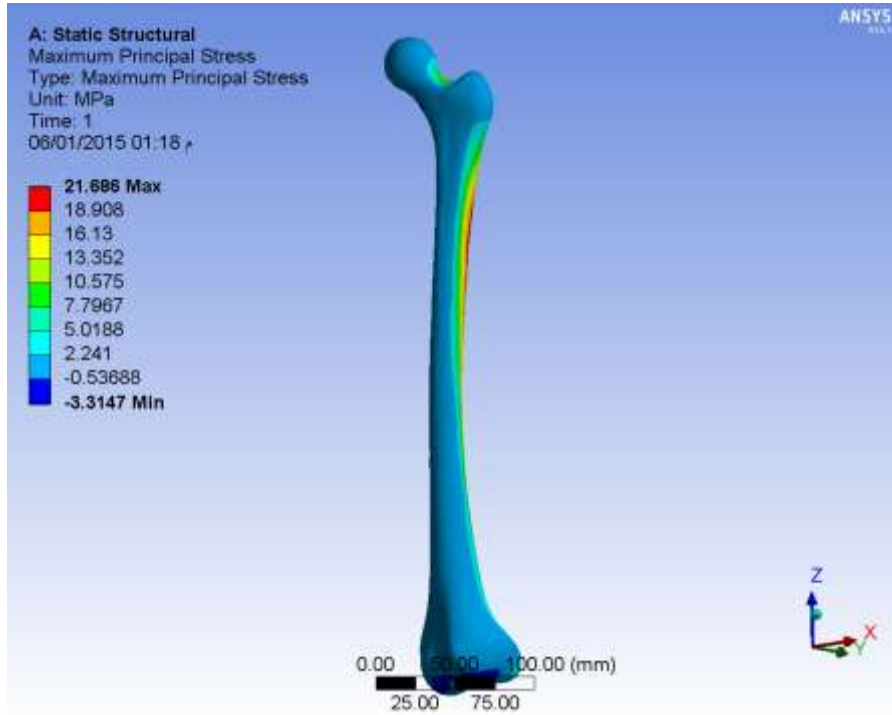
تم أيضاً تنفيذ تحليل التعب على النموذج المصمم و ذلك اعتماداً على نظرية Goodman لتقدير إجهاد التعب الواسطي، حيث تم تقييم مواصفات التعب لعظم الفخذ اعتماداً على قيم معامل الأمان safety و قيم الحياة Life.

النتائج و المناقشة

أنت نتائج الدراسة منسجمة مع الأهداف، حيث ساعد استخدام البرمجيات الحديثة المذكورة على انتاج نموذج رقمي ثلاثي الأبعاد للعظم المدروس، كما تم التوصل إلى طريقة رقمية لمحاكاة الاستجابة الميكانيكية لعظم الفخذ في الحالة السكونية و الديناميكية و التي نوردتها تباعاً.

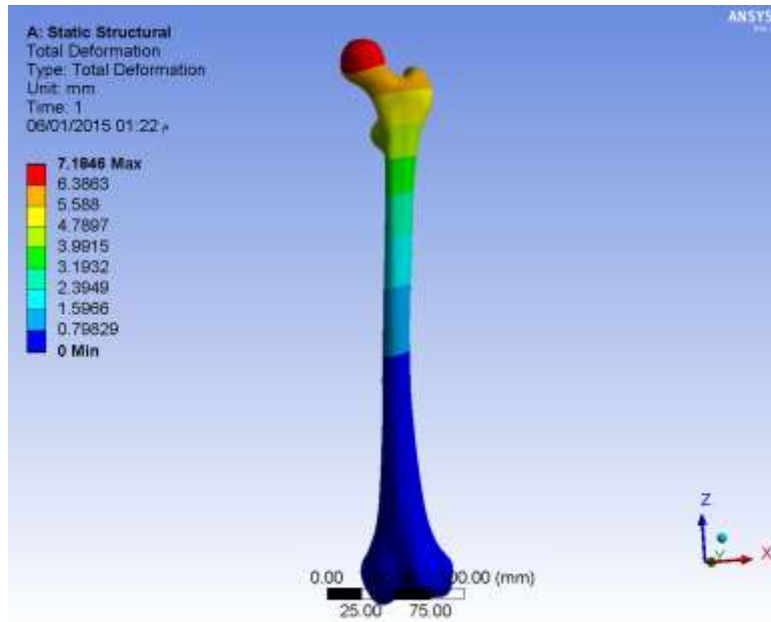
1 نتائج التحليل السكوني Static structural

بينت نتائج التحليل السكوني لنموذج عظم الفخذ البشري أن القيمة العظمى للإجهاد الرئيسي Principal stress قد بلغت 21.68 ميغاباسكال، في حين كانت القيمة الصغرى لهذا الإجهاد -3.31 ميغاباسكال، حيث ظهرت القيمة العظمى في الجهة الوحشية لعظم الفخذ بين النهايتين العلوية و السفلية و تحت منطقة العنق (الشكل 3).

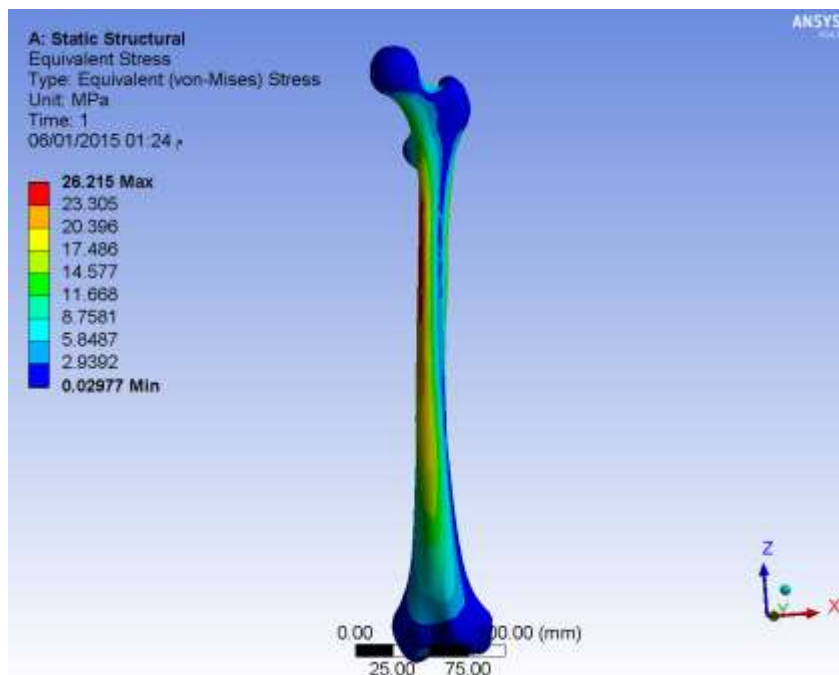


الشكل 3 : نتائج تقدير الإجهادات الرئيسية على نموذج العظم الفخذ البشري

أظهرت النتائج أيضاً لقيمة انزياح أعظمي للنموذج بقيمة تساوي 7.18 mm (الشكل 4). يبين الشكل أن هذه القيمة الأعظمية كانت متوضعة عند رأس الفخذ في منطقة مجاورة لمكان تطبيق الحمل، في حين ظهرت القيمة الصغرى لانزياح النموذج عند منطقة النهاية السفلى المجاورة لمنطقة تثبيت العظم.



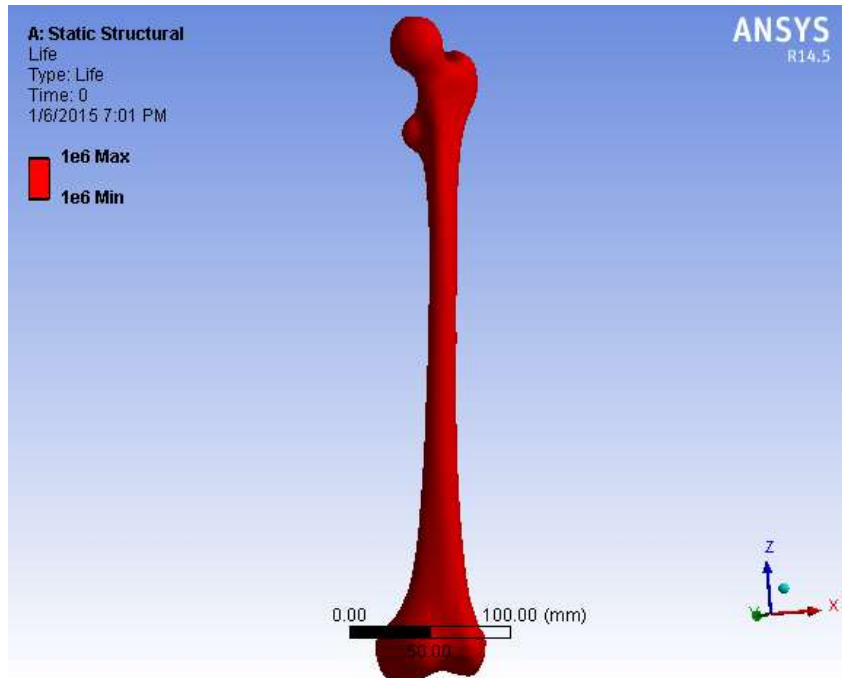
الشكل 4 : نتائج تقدير الانزياحات الإجمالية للنموذج وفق شروط التحميل المحددة
كانت القيمة الأعظمية للإجهاد المكافئ Von mises تساوي 26.21 ميغاباسكال (الشكل 5)



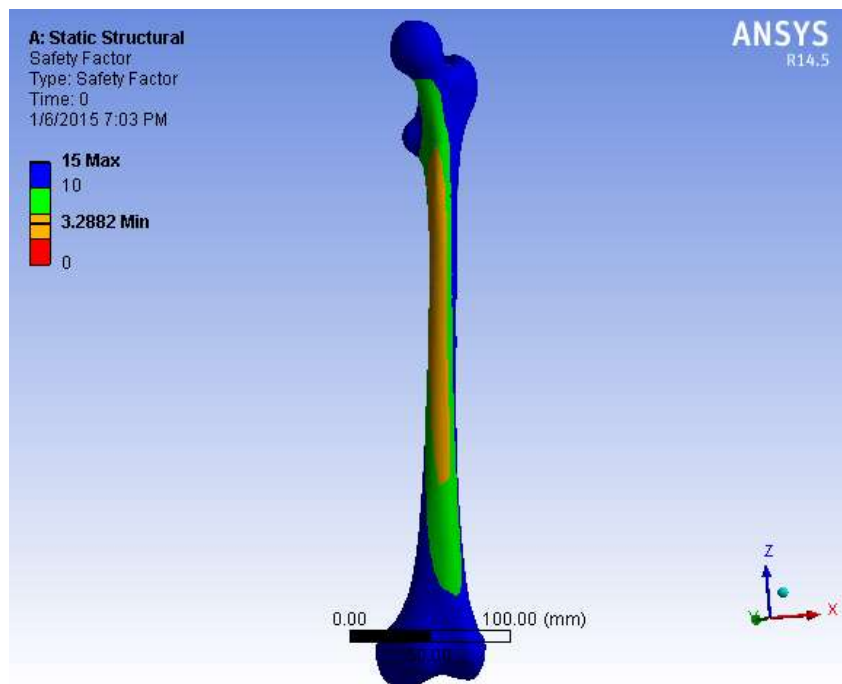
الشكل 5 : نتائج تقدير الإجهادات المكافئة على نموذج العظم الفخذ البشري

2 نتائج تحليل التعب Fatigue Analysis

يظهر كل من الشكل (6) و (7) لقيم الحياة و الأمان في حالة التحميل الديناميكي. نلاحظ أن قيمة حياة النموذج لشروط التحميل المدروسة تساوي $1e6$ ، في حين بلغت القيمة الدنيا لمعامل الأمان القيمة 3.28 و هي متواجدة في منطقة قريبة من منطقة توزع الإجهادات العالية، و هذا ما يشير إلى ضرورة أخذ خصائص التعب بعين الاعتبار لدى تقدير قابلية تحمل العظم للإجهادات الناتجة عن شروط التحميل المدروسة.



الشكل 6 : نتائج تقدير معامل الحياة على عظم الفخذ البشري



الشكل 7 : نتائج تقدير معامل الأمان على عظم الفخذ البشري

الاستنتاجات و التوصيات:

تكمن أهمية النموذج ثلاثي الأبعاد المنتج من الصور الطبقيّة المحورية في إتاحة إمكانية تخطيط التداخل الجراحي على بيئة حاسوبية، و هذا ما يسمح بالتصميم الأمثل لأجهزة التثبيت و للعناصر الترميمية المناسبة لشكل و توضع الكسر .

في الدراسة الحالية، تم تمثيل البنية التشريحية لعظم الفخذ بشبكة دقيقة، تم استحصالها آلياً و هذا ما يضمن الحصول على تمثيل صحيح و بأبعاد حقيقية خلال وقت قصير نسبياً.

تعد هذه الدراسة بمثابة خطوة أولية و غير مسبوقه في مجال استخدام تقنيات التحليل الرقمية و برمجيات النمذجة الحديثة في مجال الهندسة الطبية في الجمهورية العربية السورية، و تعد جزءاً من ورشة عمل أكبر تعمل على توسيع استخدامات و استطبابات هذه التقنيات في مجاليّ المعالجة و البحث العلمي في التخصصات الطبية المختلفة.

بتطبيق تقنية التجزئة و المحاكاة باستخدام البرامج المذكورة، تكون صور الطبقي المحوري قد أضافت إيجابيات بما يخص تصميم النماذج الحيوية المعتمد على الحاسوب. من جهة ثانية، تسمح نوعية هذه البرامج أن يمتلك الجراح رؤية أوسع حول توضع المنطقة الجراحية و هي تمكنه من التخطيط المسبق للجراحة و ذلك أفضل من أن يقوم بالمخاطرة و بالتخطيط للجراحة ضمن غرفة العمليات و أثناء وضع المريض تحت التخدير، و بهذا فإن الدمج المشترك بين كل من برنامجي DeVIDE و Ansys سيعمل على تقليص وقت التداخل الجراحي بشكل كبير كما أنه سيسمح بالتعامل مع صور طبية و هذا ما يحقق تفاعل مباشر بين الشكل الهندسي للنسيج المدروس و الخطة التشخيصية من جهة و بين نموذج محاكاة التداخل الجراحي و ذلك بأعلى دقة ممكنة قبل التنفيذ الفعلي لهذا التداخل من جهة أخرى.

يمكن توسيع العمل الحالي بإنتاج طباعة سريعة للنماذج التعويضية المستخدمة في الجراحة العظمية الترميمية، حيث يمكن الحصول في البداية على النموذج المصنوع على شكل قطعة بلاستيكية يتم معالجتها و قصها و ثقبها و ذلك لاختبار مدى ملائمة التصميم المقترح، من ثم يمكن إنتاج النموذج النهائي و تثبيته إلى منطقة التداخل الجراحي و ذلك بعد إضفاء التعديلات اللازمة على التصميم.

تظهر هذه الفكرة فعالية الطباعة التنفيذية السريعة Rapid prototyping و البرامج الهندسية الراجعة في تصنيع نماذج حاسوبية للنسج الحيوية و ذلك لاستخدامها في التطبيقات الطبية المختلفة و ذلك بدءاً من الصور التشريحية المقطعية و هو ما أوصى به Koo و زملاؤه الذين ناقشوا فعالية استخدام التصوير المقطعي و التصميم الحاسوبي لتصنيع النماذج التعويضية الغضروفية [12].

المراجع:

- [1] KIM, K., HSU, S., WOO, L. *Tensile properties of the medial patellofemoral ligament: The effect of specimen orientation*. J. Biomech. Vol. 21, N°4 , 2013, 92-98.
- [2] HAMBLLI, R., ALLAOUI, S. *A robust 3D finite element simulation of human proximal femur progressive fracture under stance load with experimental validation*. Ann Biomed Eng. Vol. 41, N°12, 2013, 2515-27.
- [3] HARRIS, M., ANDERSON, A., HENAK, C. *Finite Element Prediction of Cartilage contact stresses in normal human hips*, *Journal of Orthopedics Research*. Vol. 3, N°2, 2012, 1-7.

- [4] PANAGIOTOPOULOU, O., WILSHIN, S., RAYFIELD, E., SHEFELBINE, S., HUTCHINSON, J. *What makes an accurate and reliable subject-specific finite element mode.* J R Soc Interface. Vol. 9, N°67, 351-61.
- [5] TRABELSI, N., YOSIBASH, Z. *Patient-specific finite-element analyses of the proximal femur with orthotropic material properties validated by experiments.* J Biomech Eng. Vol. 133, N°6, 2011, 22-38.
- [6] AMIN, S., KOPPERDHAL, D., MELTON, L., ACHENBACH, S., THERNEAU, T., RIGGS, B., KEAVENY, T., KHOSLA, S. *Association of hip strength estimates by finite-element analysis with fractures in women and men.* J. Bone Miner Res. Vol. 26, N°7, 2011, 1593-600.
- [7] SISLJAGIC, V., JOVANOVIĆ, S., MIRCELA, T., RADI, R., SELTHOFER, R. *Numerical Analysis of Modified Osteosynthesis,* Journal of Anthropology, Vol. 34, N° 1, 2010, 83–87.
- [8] SHIM, V., PITTO, R., ANDERSON, I. *Quantative CT with finite element analysis: towards a predictive tool for bone remodeling around uncemented tapered stem.* International of orthopedics, Vol. 36, N° 6, 2012, 1363-1369.
- [9] NEWCOMBE, L., DEWAR, M., BLUNN, G., FROMME, P. *Effect of amputation level on the stress transferred to the femur by an artificial limb directly attached to the bone.* Med Eng Phys. Vol. 35, N°12, 1744-53.
- [10] ANSTEY, J., SMITH, E., RASQUINHA, B., RUDAN, J., ELLIS, R. *On the use of laser scans to validate reverse engineering of bony anatomy.* Stud. Health. Technol. Inform. Vol. 163, N°3, 2011, 18-24.
- [11] GRASSI, L., VAANANEN, S., YAVARI, S., WEINANS, H., JURVELIN, J., ZADPOOR, A., ISAKSSON, H. *Experimental validation of finite element model for proximal composite femur using optical measurements.* J. Mech. Behav. Biomed. Mater. Vol. 21, N°5, 2013, 86-94.
- [12] KOO, S., HARGREAVES, B., GOLD, C., DRAGOO, J. *Fabrication of Custom-Shaped Grafts for Cartilage Regeneration.* Int. J. Artif. Organs. Vol. 33, N°10, 2010, 731–737.