مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية _ سلسلة العلوم الهندسية المجلد (38) العدد (3) 2016
Tishreen University Journal for Research and Scientific Studies - Engineering Sciences Series Vol. (38) No. (3) 2016

تصميم بديل معدني لعظم الفخذ المصاب بالسرطان باستخدام برامج CAD

الدكتور خضر خفيف*
الدكتور تمام سلوم**
غدير ابراهيم علي***

(تاريخ الإيداع 2 / 3 / 2016. قُبِل للنشر في 19/ 6 / 2016)

□ ملخّص □

يهدف هذا البحث إلى تحويل بياناتللطبقي المحوري المحوسب لعظم الفخذ المصاب بالسرطان إلى نموذج ثلاثي الأبعاد،وتصميم البديل المعدني للمنطقة المصابة وتحليله في برامج التحليل الميكانيكي، من أجل دراسة وثوقيته وملاءمته من حيث توزع الإجهادات والقوى تماماً كما لو كان في جسم المريض بعد التركيبوبالتعاون معطبيب الجراحة العظمية، يتم الاعتماد على برامج CADالخاصة بالعمل الميكانيكي الطبي المشترك حيث نستخدم برنامجMimicsلقراءة صورة الطبقي المحوري وبرنامج 3MATICمن أجل تحويل الصورة إلى نموذج رقمي ثلاثي الأبعاد بعد عملية توليد السطح والحجم للبديل العظمي، وتتم عملية تحليل الإجهادات والقوى التي ستتعرض لها منطقة التعويض في برنامج COMSOL، حيث تبين بعد التصميم والتحليل أن البديل ملائم ميكانيكياً ولا يحوي مناطق خطرة بعد تطبيق الحمل المتوقع.

الكلمات المفتاحية: التصميم بمساعدة الحاسوبCAD، الطبقي المحوري المحوسب، التحليل الميكانيكي.

*مدرس- قسم هندسة التصميم والانتاج- كلية الهندسة الميكانيكية و الكهربائية- جامعة تشرين- اللاذقية–سورية.
**مدرس- قسم الهندسة الصناعية - كلية الهندسة الميكانيكية - جامعة حلب – حلب – سورية.
***طالب دراسات عليا(ماجستير)- قسم هندسة التصميم والانتاج- كلية الهندسة الميكانيكية و الكهربائية- جامعة تشرين- اللاذقية–سورية.

مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية _ سلسلة العلوم الهندسية المجلد (38) العدد (3) 2016
Tishreen University Journal for Research and Scientific Studies - Engineering Sciences Series Vol. (38) No. (3) 2016

Implant Designing Of Hip Bone Whichsuffer From Cancer By Using Cad Programs

Dr. Khedir Khafif*
Dr. Tammam Salloum**
Ghader Ali***

(Received 2 / 3 / 2016. Accepted 19 / 6 / 2016)

□ ABSTRACT □

This research aims to convert CT data of hip bone that sufferining cancer to 3D model, and designing metal implant of the infected area on the mechanical analysis programs, to study operability and convenience in terms of distribution of stresses and forces just as in patient's body after installation and under the guidance of the bone surgeon.By depending on Mimics software to read the CT image and 3MATIC to convert the image to 3D digital model after generation the surface and the volume of the implant, the analysis process of stresess and forces in COMSOL software. Where after design and analysis the metal implant was appropriate mechanicaly and do not contain dangerousareas after the application of the expected forces.

Key words: Computer Aided Designing (CAD), Computer Tomography(CT), mechanical analysis

***Assistant Professor - Design and Production EngineeringDep–Mechanical & Electrical college - Tishreen University- Lattakia – Syria.**
****Assistant Professor –Industreal Engineering Dep - Mechanical college-University Of Aleppo - Aleppo- Syria.**
*****Postgraduate Student - Design and Production EngineeringDep - Mechanical & Electrical college- Tishreen University- Lattakia – Syria.**

مقدمة:

تم في هذا البحث تصميم بديل معدني لمنطقة من عظم الفخذ المصابببأذيه سرطانيه في منتصفه، بناء على تشخيص طبيب الجراحة العظمية، وأصبح بالإمكان تصميم البديل المعدني المناسب للمريض والمطابق للأصل تماماً، بعيداً عن النماذج الجاهزة في السوق والتي لا تتناسب شكلياً مع جميع الحالات، حيث يختلف المرضى من حيث العمر والجنس والبنية والحالة الصحية وحتى الكثافة العظمية، ولا يوجد في السوق طيف واسع من البدائل لتغطية هذا الإختلاف، ومن هنا نشأت فكرة التصميم والإنتاج اللاحق حسب الطلب لكل مريض، يتم الانطلاق من صورة الطبقي المحوري المحوسب(CT) للعظم المصاب ويتم اقتطاع المنطقة المصابة التي تحتاج إلى الاستبدال حاسوبياً مع الأخذ بعين الاعتبار مناطق الأمان مع الحواف حسب درجة خطورة السرطان ووفق تعليمات الطبيب المختص، وجعلها نموذجاً ثلاثي الأبعادودراسة المتانه والتصنيع اللاحق، والاستفادة من برامج التصميم بوساطة الحاسوب (CAD) وبرامج معالجة الصورة الطبية (Mimics103MATIC &) وهي برامج طبية تعمل على قراءة صورة الطبقي المحوري وإجراء التعديلات الشكلية والحاسوبية اللازمة على صورة الطبقي المحوري، وبرنامج تحليل القوى والإجهادات الميكانيكية(COMSOL) الذي يسمح بتطبيق القوى والحمولات المتوقعه وتحليل البديل المعدني من الناحيه الإجهادية ستاتيكياً والحكم على متانة هذا البديل،حيث تم وضع منهجية متتابعة من خلال مجموعة من البرامج الهندسية لتحقيق غاية البحث في تصميم بديل معدني وتعميم المنهجية لتشمل أي منطقة عظمية من جسم الإنسان بحاجة إلى المعالجة بالبدائل المعدنية دون الحاجةإلى الرسم اليدوي أو المعادلات الرياضية ومحددات الرسم، وتكمن صعوبة البحث في الخطوات البرامجية المتتالية والمرتبة والذي يشكل إغفال أي منها فشلاً في عملية التحليل برمتها، حيث يتم التعتيم على هذه الخطوات في الأبحاث الأجنبية المتعلقة بالموضوع وعدم إعطائها للمستخدم ليتمكن من استثمارها، وتم البحث مطولاً عن برامج تسمح بإمكانية تصدير للصيغ الحاسوبيه فيما بينها وإنشاء نوع من الترابط الميكانيكي الطبي حتى تم الاستقرار على البرامج الثلاثة المذكورة أعلاه،وأخيراً يجب الإنتباه وتحديد استراتيجية التصنيع المناسبة التي تعطي أفضل نتيجة ودقة للنموذج [1]، أو القيام بعملية الهندسة العكسية[2]، والتصنيع مباشرة في حال استجلاب الآلات المناسبة إلى سوريا.

يوفر هذا البحث نوعاً جديداً من التكامل الميكانيكي الحيوي، حيث عملت الدراسات في هذا المجال علىدراسة البدائل المعدنية لعظم الورك [3] عند الإنسان ببرامج مختلفة و نمذجة الفقرات القطنية وتحليل مسار براغي التثبيت السويقية[4]، ودراسة ونمذجة الأوعية الدموية بالإعتماد على برامج (CAD)[5]، لكن بحثنا هذا سوف يتوجه إلى نمذجة البديل المعدني لعظم الفخذ ومحاكاة القوى التي يتعرض لها في جسم المريض وتحليل هذه التركيبه النهائية فيبرنامج COMSOL، ومن الممكن تعميم الدراسة لتشمل أي منطقة عظمية بحاجه للاستبدال باتباع نفس المنهجية.

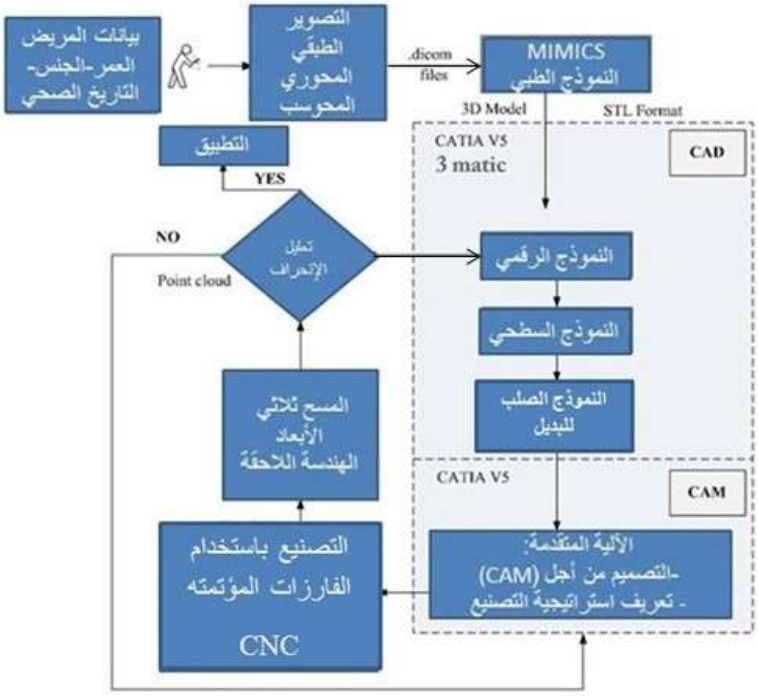
أهمية البحث وأهدافه:

النمذجة ثلاثية الأبعاد للبديل المعدنيللمنطقة المصابة، بوساطة برامج معالجة الصورة وبرامج التصميم بمساعدة الحاسوب CAD، وتحليل هذه البدائل من خلال تطبيق الحمولات المتوقعة في الحالات الستاتيكية،حيث يتم هذا التحليل باستخدام نظرية العناصر المنتهية (Finite Element Method) والتي تطبق في برنامج تحليل الإجهاداتCOMSOL، ومن المهم ذكره أن استثمار هذه البرامج في منهجية متتابعة للوصول إلى هذه الغاية لم تتم من قبل بشكل واضح وجلي للمستخدم، وأصبح بالإمكان تبديل المواد المستخدمة في البدائل المعدنية حاسوبياً من خلال

تغيير المواصفات الميكانيكية الخاصة بكل مادة موجودة في مكتبة البرنامج والمقارنة بين هذه الموادحاسوبياً لإعطاء أفضل النتائج وتحديد المادة الأنسب للاستخدام في عملية التعويض ، وبالتالي حل جميع مشاكل الفقدان العظمي والآفات السرطانية التي تحتاج للاستبدال وتجريب البديل حاسوبياً من خلال إخضاعه للقوى التي سوف يتعرض لها في جسم المريض للتأكد من متانته قبل التركيب.

منهجية البحث:

- الحصول على صورةالطبقي المحوري المحوسب لعظم الفخذ المحتوي على المنطقة المراد استبدالها.
- قراءة الصورة في البرنامج الطبي MIMICS 10، واقتطاع الجزء المصاب والذي يحتاج إلى التعويض بالبديل.
- الانتقال بالصورة إلى برنامج 3MATICو تحويلها إلى نموذج ثلاثي الأبعاد، من خلال تعليمات تلقائية متتابعة موجوده في البرنامج دون الحاجة إلى الرسم اليدوي أووضع المعادلات الحاكمة للسطوح والحجوم.
- الانتقال بالنموذج ثلاثي الأبعاد حاسوبياً إلى برنامج COMSOLمن أجل القيام بعملية التحليل الستاتيكي حسب الحمل المتوقع في منطقة التعويض، والحصول على البروتكول والرسومات والمخططات المعبره عن الإجهادات الناتجة ومدى متانتهاالستاتيكية في جسم المريض. الشكل(1) يبين شرحاً لهذه المنهجية



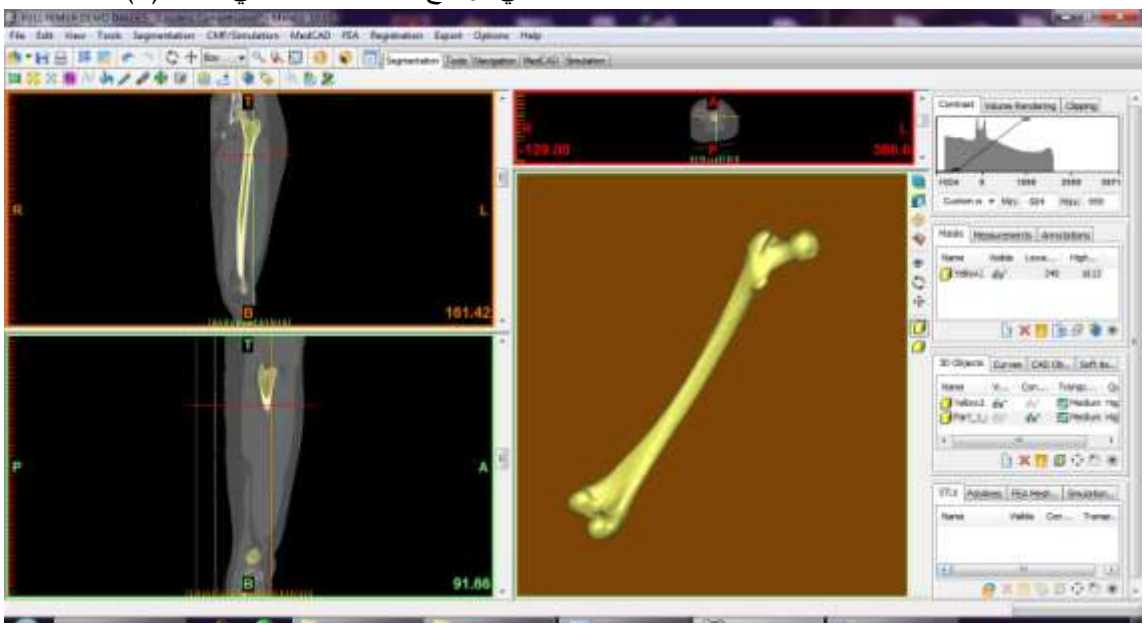
الشكل (1) المنهجية العلمية لتصميم وتصنيع بنى تشريحية معقدة[4]

4- تصميم وتحليل بديل معدني لعظم الفخذبمساعدة الحزم البرمجية واستخدام برامج(COMSOL،MIMICS,3MATIC):

نتبع الخطوات البرمجية التالية المرفقة بالصور التوضيحية لكل خطوة:

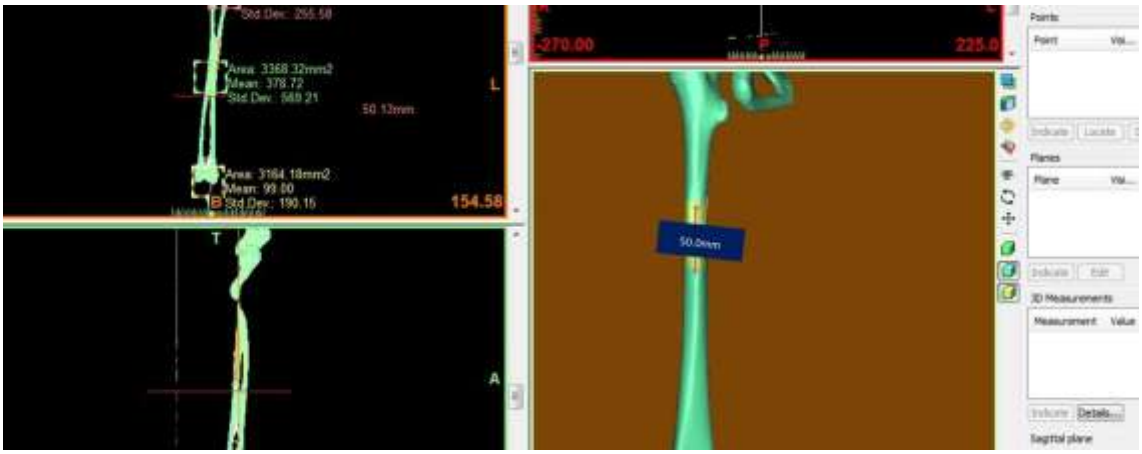
1 - استيراد صورة الطبقي المحوري إلى برنامج MIMICS.

2 - تحديد الكثافة العظمية لإظهار وتمييز منطقة العظم عن النسج الأخرى المحيطة بها، وذلك حسب واحدة هاونسفلد HU للكثافة التصويرية، باستخدام الخيارات التلقائية في البرنامج والذي يعرف أيضاًبعض النسج مع كثافاتها (نسيج عظمي، نسيجشحمي، ميناء الأسنان،نسيج جلدي....)، ثم
إجراءعمليةحسابللموديلثلاثيالأبعادللعظمباستخدامتعليمةCalculate 3dفي برنامج MIMICS كما في الشكل(2).



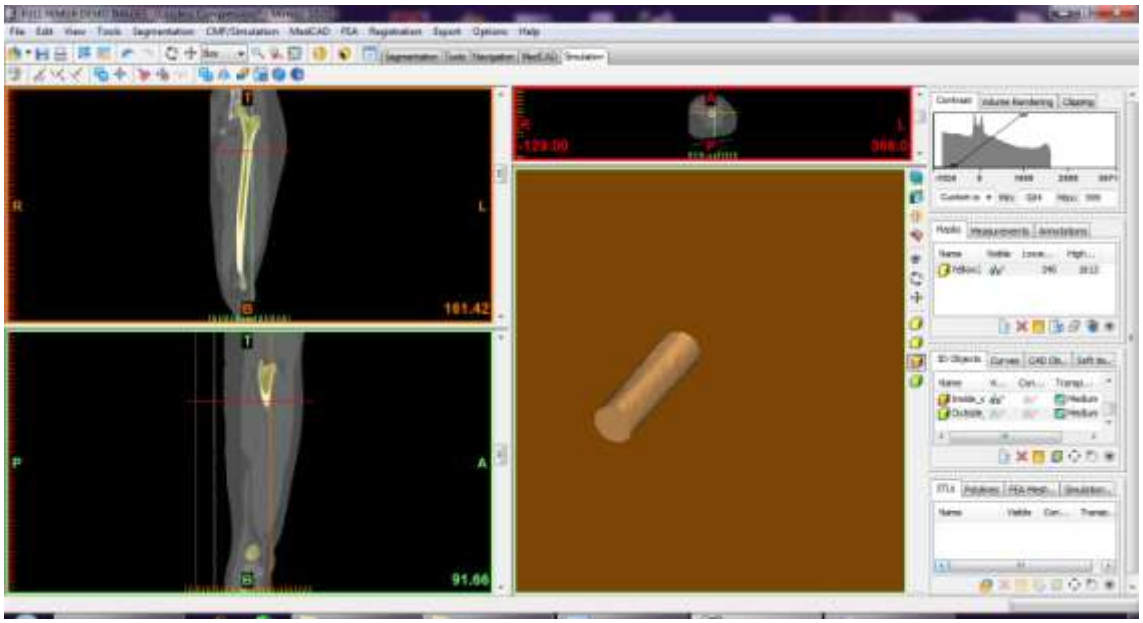
الشكل (2) العظم المصاب بالسرطان في منتصفه ضمن برنامج MIMICS

1 - القيام بعملية قطع للمنطقة المصابة بالأذية السرطانية مع ترك حواف للأمان يحددها طبيب الجراحة العظمية حسب خطورة ونوع السرطان من خلال التعليمة orthgonaltocutscreen، الأشكال (3,4) ، ومن الممكن الاعتماد على صورةالطبقيالمحوري CTللفخذ الثاني إذا كانت المنطقة مخربة بالكامل من خلال تعليمة التناظرMirrorمن برنامج 3MATIC[6]، ويتم استخدام طبقة (mask)جديدة من أجل المنطقة المصابة بالسرطان العظمي والذي يبلغ طولها 4Cm مع الأخذ بعين الاعتبار مناطق الأمان حسب درجة وخطورة السرطان التي يحددها طبيبالجراحة العظميةوهي 0.5Cm من كل جهة، ويصبح الطول الكلي للبديل المعدنيالمستبدل 5CM=0.5+0.5+4.

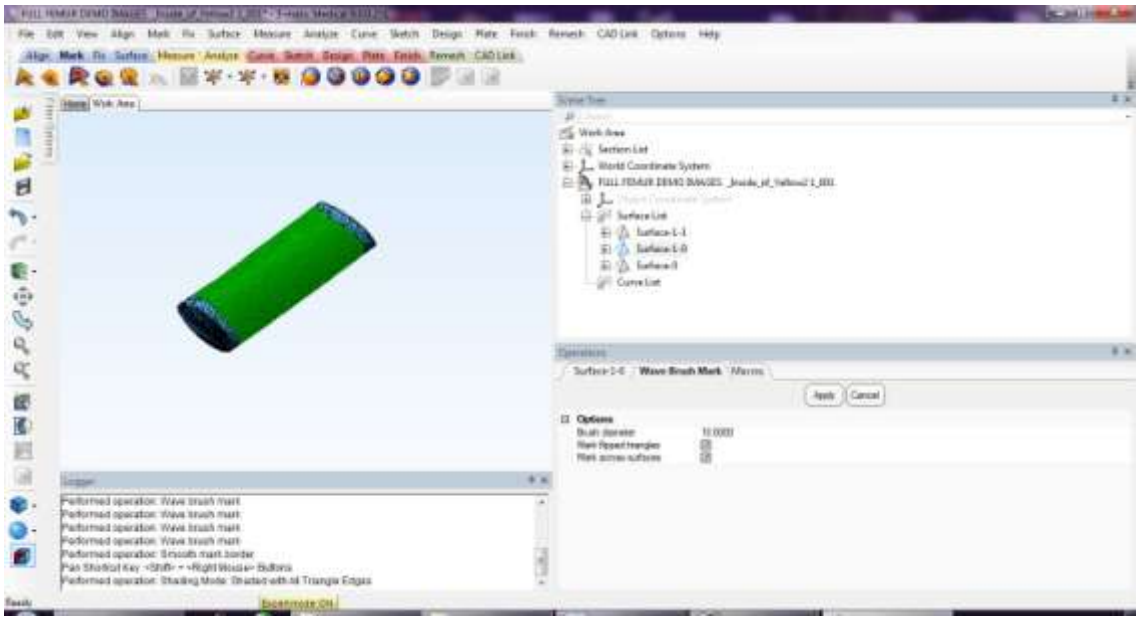


الشكل(3) تحديد المنطقة المصابة مع حواف الأمان حسب توجيهات جراح العظمية

2 - تصديرالصورةإلى برنامج3MATIC، والقيام بالعمليات اللازمة من أجل تقليل عدد المثلثات المحددة للسطح للحصول على أدق صورة ممكنة، والقيام بعملية توليد للسطح من خلال التعليمة auto mesh وحسابه دون الحاجه إلى معادلات رياضية تعريفيه للسطح، وهذه هي الغايه من المنهجية المتبعة في بحثنا حيث يتم توليد السطح تلقائياً وتحويل الصورة إلى سطح خارجي مكون من آلاف العناصر المنتهيه، وبعد توليد السطح يتم توليد النموذج الحجمي بشكل تلقائي دون الحاجة إلى معادلات ومحددات حاكمة للرسم أيضاً من خلال تعليمة volumemeshالشكل (5)، وبالتالي نكون قد حولنا الصورة تلقائياً إلى نموذج ثلاثي الأبعاد مشابه للأصل تماماً، ومن الضروري الالتزام بتراتبية التعليمات لأن إغفال أي منها يؤدي إلى فشل عملية تحويل الصورة.



الشكل (4) المنطقة العظمية المراد استبدالها



الشكل (5) تصدير البديل المعدني إلى برنامج 3MATIC و تحديد السطوح التي سوف تتحمل القوى وسطوح التثبيت

3 – تصدير النموذج إلى برنامج COMSOLمن أجل القيام بعملية التحليل الميكانيكي، ودراسة متانة البديل الإجهادية عند الحمولات الستاتيكية والحكم فيما إذا كان البديل بحاجة إلى تعديل للتصميم كما في الشكل (6)،وتحديد السطح الذي سيتعرض للقوة بعد التركيبوالناتجه عن وزن المريض (السطح العلوي)، ويتم تعريف السطح المقابل في الجهة الثانية للبديل والذي سوف يتم تثبيته أثناء التحليل وكأنه وثاقه أو مسند(السطح السفلي)،الشكل(7).

4 – تحديد نوع مادة البديل المتوافقة حيوياً مع الجسم ونختار خليطة (تيتانيوم، 6% ألمنيوم، 4% فناديوم) وهي مستخدمة بكثرة في التعويضات العظمية المعدنية [7] حيث تمتاز هذه الخليطة بالقدرة على تشكيل طبقة أوكسيدية لاصقة تندمج جيداً مع العظم.[8]

ومن أجل الفهم الجيد للخواصالميكانيكية للعظم نعمل على حساب معامل المرونة للعظم ومقارنته بمعادن الستانلس ستيل والتيتانيوم.

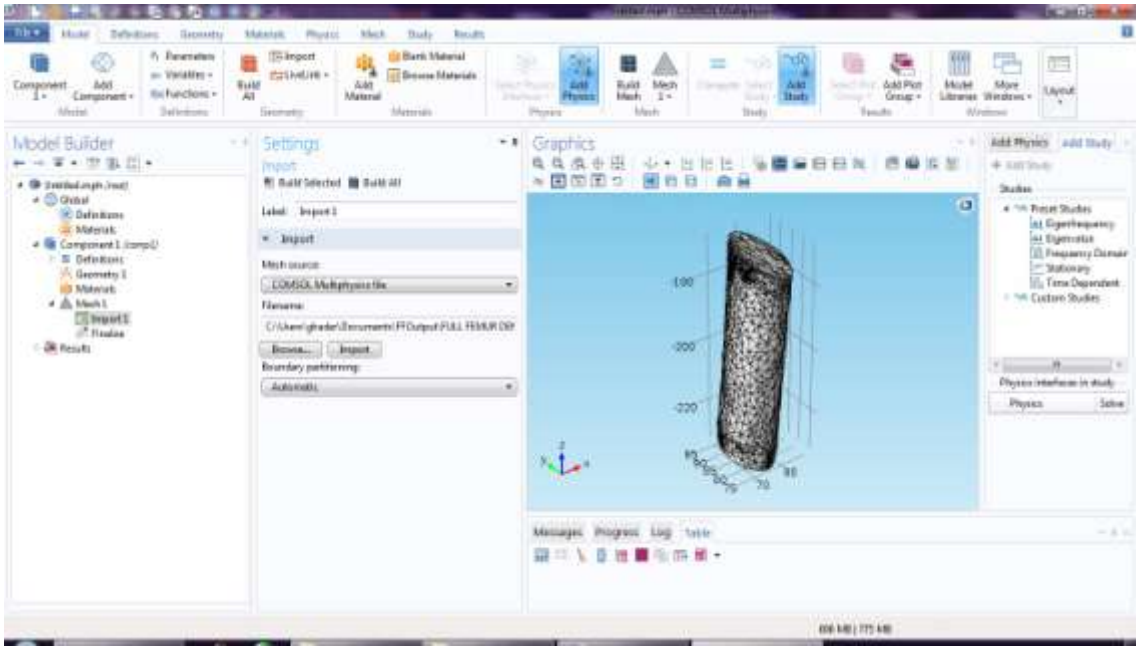
$E\ (Mpa)=105000.\rho^{2.75\pm0.04}$ معامل المرونة للعظم[9]

ومن أجل عظم لحائي كثافته تساوي 1.

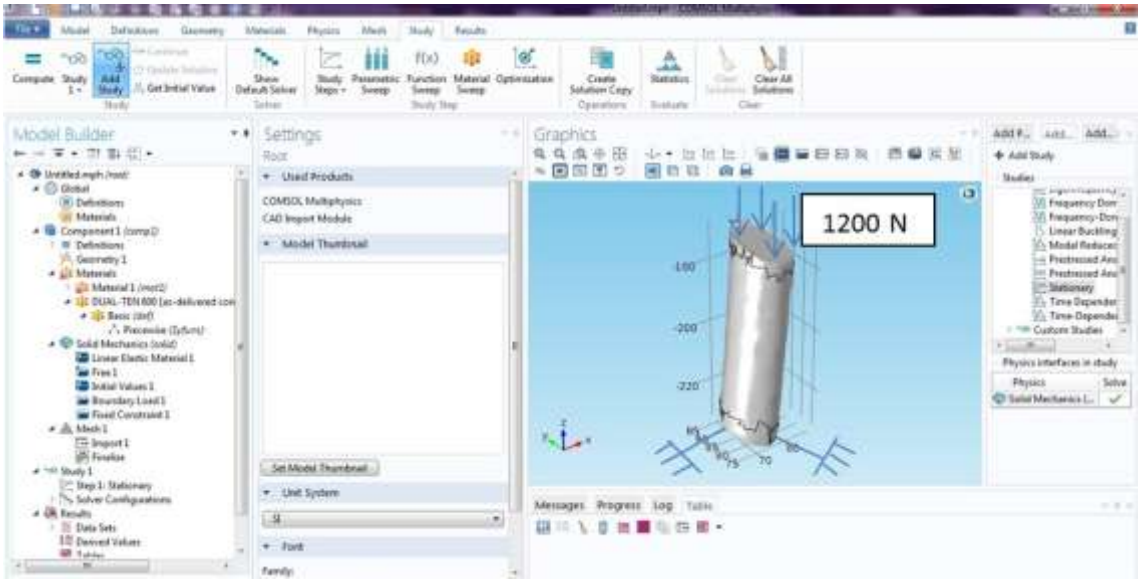
$E=105000*1^{2.75}=105000(Mpa)$

علماً أن معامل المرونة للستانلس ستيل:E=200 (Gpa)وللتيتانيوم: E=100(Gpa)

5 – تحليل البديل المعدني ستاتيكياً بعد محاكاة تركيبه في جسم المريض، وتعريضه لاجهادات ضغط واجهادات قص وذلك بتغيير محور التحميل X ليصبح Z، وبالتالي تتحول الاجهادات من ضغط إلى اجهادات قص وانعطاف حسب نوع الدراسة والحمولة المتوقعة.



الشكل (6) تصديرالبديل المعدني إلى برنامج COMSOL



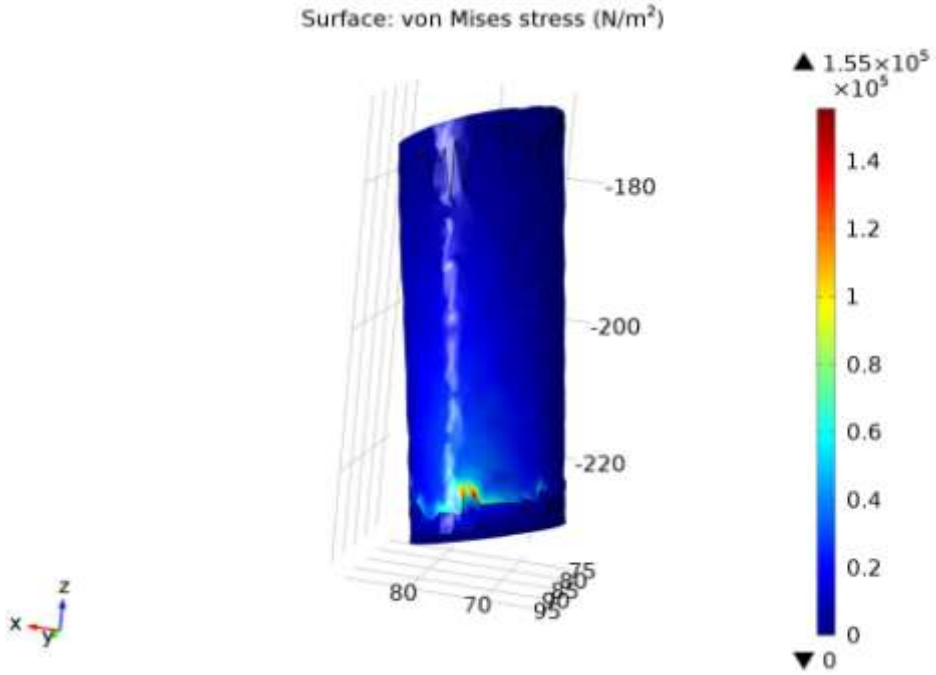
الشكل (7) تعريف المستويات التي ستتعرض للقوى وتحويل النموذج حاسوبياً إلى مجسم صلب

النتائج والمناقشة

كان وزن المريض في بحثنا مساوياً إلى70N0،وبفرض أن المريض يحمل وزناً مقداره 300N يكون الحملالكلي 1000N وبأخذ عامل أمان 20% يكون الحمل النهائي:

W= 1000+(20% . 1000) =1200N الحمل النهائي بعد إضافة عامل الأمان

يتم تطبيق هذه الحمولة على البديل بشكل قوى ضغط بعد اختيار نوع المادة من مكتبة البرنامج، وبعدها يتم تحليل البديل المعدني وتظهر لدينا مناطق توزع الاجهادات بالألوان حسب قيمتها بعد تحميل القوى الذي قمنا به، وذلك حسب اجهادات فون ميسس.



الشكل(8) تحليل الاجهادات فون ميسسفي البديل المعدني بعد التحميل

يظهر التحليل حسب اجهادات فون ميسس وجود مناطق ذات قيم إجهادية ملونة بالأحمر تصل إلى*0.15MPA*الشكل(8)، وهي لا تشكل خطراً على التركيبة من حيث المتانه واحتمالية الفشل حسب الإجهاد المقارن لخليطة (تيتانيوم–المنيوم– فاناديوم)، والذي يبلغ 795Mpa[10]، والبديل مستقر وهو قابل للإستمرارية من الناحية الستاتيكية بعد تطبيق الأحمال المتوقعة الناتجة عن توزع وزن المريض، إن الرقم المنخفض لقيم الإجهادات في البديل ناتج عن متانة خليطة التيتانيوم المستخدمة في التعويض وعن القيم المنخفضة نسبياً للحمولات، أما بالنسبه إلى الانتقالات والتشوهات يتم دراستها من خلال المثال التالي الذي يوضح مقدار الإنفعال للعظم اللحائي : لدينا عينة عظمية معرضة لقوة 1000N، ومساحة مقطعها 1cm2.

ومعامل يونغ (Mpa) 10500كما تم حسابه مسبقاً.

F=1000N

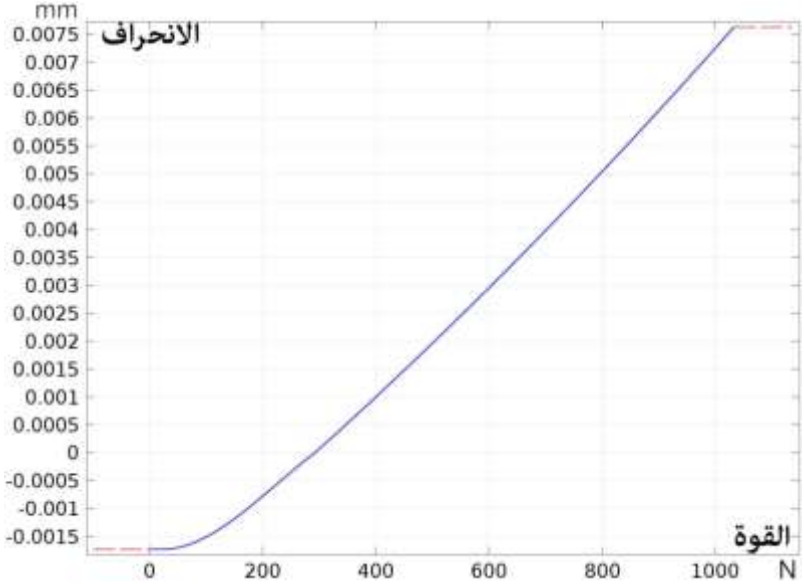
A=1cm2=100mm2

E=105000Mpa

105000Mpa=10Mpa/ε

E=σ/ε

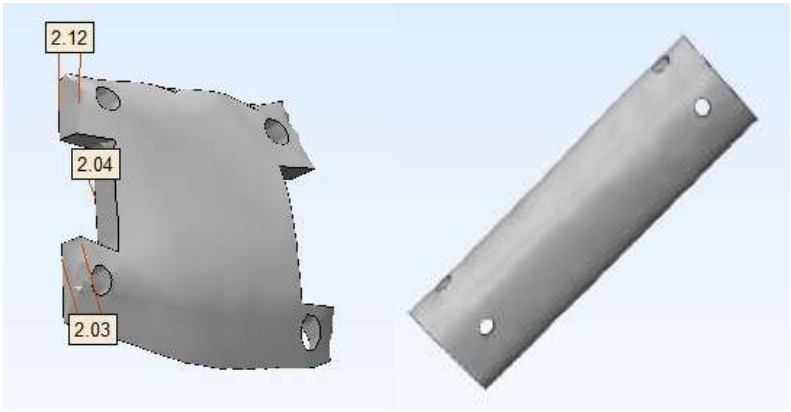
ε=10Mpa/105000Mpa=0.0001 الانفعال الحاصل في العظم



الشكل (9) مخطط(تحميل– انحراف) الذي يظهره برنامج COMSOL

نلاحظ أن التشوه الأقصى الحاصل عند تحميل 1200N يقارب 0.008mmالشكل (9) وهي قيمة منخفضة للتشوهلا تؤثر على ثباتية البديل عند دراسته على إجهادات الضغط مقارنة بالقيمة المحسوبة سابقاً للانتقالات (0.0001) ، ولا تشكل خطراً على استقرارية البديل وهي ضمن الحدود الطبيعية للإنحرافات و وتتم دراسة كافة الاجهادات المتبقية وتركيبها مع بعضها إذا لزم الأمر (شد، فتل،قص، انحناء....) بنفس الطريقة والمنهجية التي قمنا بوضعها وتحليل النتائج من خلال اجهادات فون ميسس [11]، ومخططات (تحميل– تشوه)، وبعد التأكد من متانة البديل يتم وضع استراتيجيات التثبيت التي يختارها طبيب الجراحة العظمية كإجراء الثقوب المحيطية أو إضافة جوانب

للتثبيت على البديل وتتم هذه العمليات في برامج التصميم بوساطة الحاسوب بمرونة كاملة للرسم طالما أن البديل المعقد تشريحياً تمت نمذجته وتصميمه طبقاً للأصل، ويفضل عدم الخروج عن أدوات التثبيت المتعارف عليها، وإجراء الثقوب لتناسب أقطار هذه المثبتات، الشكل (10) يبين إمكانيات التصميم المختلفة للتثبيت حيث يظهر في الشكل الأيسر بديل لعظم الفك مع زوائد التثبيت، ويظهر في الشكل الأيمن بديل عظم الفخذ الذي قمنا بنمذجته سابقاً بعد إجراء ثقوب التثبيت اللازمة مع العظم الأصلي.



الشكل (10) خيارات مختلفة لإمكانية تثبيت البديل مع العظم الأصلي

الاستنتاجات والتوصيات:

الاستنتاجات:

- تم في هذا البحث التعامل مع ثلاثة برامج حاسوبية غير مستخدمة في سوريا والتعرف على بيئة العمل فيها ووضع استراتيجية تصميم ونمذجة حاسوبية تلقائية لمحاكاة أشكال البدائل المعقدة تشريحياً والتي يصعب رسمها يدوياً.
- تصميم بديل معدني لمنطقة عظمية من الفخذ مصابة بالسرطان.
- لانتقال بين هذه البرامج المترابطة في الحقلين الطبي والميكانيكي لتحويل الصورة الشعاعية للطبقي المحوري إلى نموذج ثلاثي الأبعاد على شكل بديل معدني.
- تحليل البديل ستاتيكياً (فقط) في برنامج COMSOL بعد اخضاعه للقوى المحتملهومحاكاة القوى التي يخضع لها في جسم الإنسان.
- تقييم النتائج من خلال الرسوم البيانية التوضيحية أو من خلال نتائج تحليل إجهادات فون ميسس على الرسم مباشرة.
- تخطي الصعوبات في الأبحاث الأجنبية والتي تغفل الخطوات البرمجية المرتبة والمتتالية من أجل الانتقال المتتابع للحل، وعدم ادراجها في الأبحاث لاستثمارها من قبل المستخدم.

التوصيات:

- عدم الاقتصار على الحالة الستاتيكية و تعميم الدراسة لتشمل الحالات الديناميكية والتحكم بجميع أنواع وأنماط الحمولات (ضغط، شد، قص، فتل،انعطاف) والحصول على النتائج بسهولة من خلال التحليل الديناميكي، بعد أن قمنا بوضع منهجية الحل في هذا البحث.

- الاهتمام بهذا البحث وتطويره نظراً لكثرةالأذيات على مستوى العظام في البلاد مؤخراً من أجل العلاج الناجع لها قدر الإمكان، وإمكانية تصنيع هذه البدائل لاحقاً.
- تطوير البحث وإكماله للحصول على آلية تصنيع للبدائل العظمية مباشرة من خلال آلات CNCثلاثية أو خماسية المحاور التي تستقبل الملفات ذات اللاحقة stl،وهي الصيغه النهائية التي نقوم بتصديرها،أو بالاستفادة من الطابعات ثلاثية الأبعاد والتي تستورد كذلك ملفات stlواستثمارها في صناعة البديل مباشرة .

المراجع:

[1] POPESCU، D؛AMZA,C؛ GHEORGHE,A؛ DOREL,A؛CICIC,D.*Intelligint X-RAY Based Training System For Pedicle Screw Plancement In Lumbar Vertebrae*. ACADEMIC. JOURNAL OF MANUFACTURING ENGINEERING, VOL1/2011, ISSUE 1, 92-110.

[2] POPESCU,D؛ANANIA,D؛AMZA,C؛AMZA, GH؛CICIC,D.*Manufactoring Complix Anatomical Models In An Integrated Approach CT/CAD/CAM FromRigidPolyurethane Foam.*U.P.B. Sci. Bull. Series D, Vol. 73, Iss. 4, 2011 ISSN 1454-2358 ,195-202.

[3] DIANA,P؛PARPALA, R؛CONSTANTIN,C. *FEM Analysis Of Pedicle Screo-Bone Interfacefor Different Insertion Directions*. Annals of DAAAM for Proceedings of the 22nd International DAAAM Symposium. Volume 22, No. 1,2011. ISSN 1726-9679 .403-404.

[4]ELISABETTA,M؛ZANETTI,C.*Mock-up in hip arthroplasty pre-operative planning*، Acta of Bioengineering and Biomechanics. Vol. 15, No32013,123-128.

[5]ELSHEN, M؛ ANBURAJAN, M.*3D Modeling of Stenotic Internal Carotid Artery Treated with Stent: A CFD Analysis of Blood*. International Conference on Computer, Networks and Communication Engineering (ICCNCE 2013),148-152.

[6] ILAVARASI, P؛ U.ANBURAJAN؛M. *Design and Finite Element Analysis of Mandibular Prosthesis*.3rd International Conference on Electronics Computer Technology,(ICECT 2011).325-329.

[7] SALDAR,R؛JUAN, F, I؛VELEZ,S,M,C؛ POSADA,M,D؛ ADOLFO,C؛ HENAO,B ؛BEDOYA M,E؛CARLOS A,T.*Design and Manufacturing of a Custom Skull Implant*، American J. of Engineering and Applied Sciences 4 (1), 2011, 169-174.

[8] MICHAEL,W. *Principles Of Internal And External Fixation*. Chapman'sOrthopaedic Surgery,3rd Edition95817,2001,308-379.

[9] M, Doblare؛ J,M,Garcıa؛ M,J,Gomez.*Modelling bone tissue fracture and healing*Mechanical Engineering Department, Group of Structures and Material Modelling, Aragon Institute of Engineering Research (I3A), University of Zaragoza, 28 August 2003.143-146.

[10] Hendra,H؛ Dadan, R؛ Joy ,R؛ Djuansjah, P.*Metals for Biomedical Applications*،Faculty of Biomedical Engineering and Health Science, Universiti Teknologi Malaysia.2009,155-159.

[11]MARKO,V؛ NIKOLA,V؛ DALIBOR, S؛MIROSLAV, T؛ STONJANKA, A؛ JELENA,M, S.*Study on Creating Human Tibia Geometrical Models*. Proceedings of the 3rd International Conference on E-Health and Bioengineering - EHB. Iaşi, Romania, November 2011,195-198.