

## التصميم والتحليل الرقمي ثلاثي الأبعاد لبديل القرص الكلي دراسة حالة مرضية

د.م. محمد أيهم درويش<sup>(1)</sup> د.م. ميساء شاش<sup>(2)</sup> م. كاترين ابراهيم<sup>(3)</sup>

### الملخص

يقدم هذا البحث منهج عمل متكامل للتصميم والتحليل الرقمي لنوعين من الأقراص الصناعية القطنية. تقدم تقنيات التصميم ثلاثي الأبعاد والنمذجة العكسية أدوات واعدة في تحسين طرق التصميم الحالية. في هذه الدراسة، تم تصميم نموذجين للأقراص الفخرية الصناعية الكروية القطنية (CHARITE´-ProDisc-L)، حيث تم اقتراح بروتوكول هندسي لتصميم القرص الصناعي وتقييم الخصائص الميكانيكية ضمن منطقة السطح البيئي ما بين مكونات القرص وذلك بهدف تقييم كفاءة القرص.

تم إنتاج التصميم الرقمي للقرصين بالاعتماد على القيم المقاسة من الصور الشعاعية المذكورة في الدراسات السابقة. تم تقييم أداء القرصين من خلال مراقبة توزيع قيم الإجهادات المكافئة على الصفائح العلوية والسفلية والنواة وذلك باستخدام طريقة العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد المعتمدة على برنامج Ansys v19.2.

مكن المنهج الهندسي المقترح من إنتاج نماذج رقمية شخصية لكل مريض وفقاً لمستوي الزرع المطلوب، كما أشارت قيم الإجهادات المقاسة إلى مناطق الضغوط الأعظمية التي يتعرض لها كل من القرصين، والتي تستوجب إجراء بعض التعديلات التصميمية للحصول على الأداء الأمثل للقرص الصناعي.

**الكلمات المفتاحية:** القرص الصناعي القطني، بديل القرص الكلي القطني، التحليل بالعناصر المنتهية.

(1) أستاذ مساعد، كلية الهندسة التقنية، جامعة طرطوس.

(2) أستاذ مساعد، كلية الهندسة التقنية، جامعة طرطوس.

(3) طالبة دراسات عليا ماجستير، كلية الهندسة التقنية، جامعة طرطوس.

## 3D Numerical Design and Analysis of Total Disc Replacement A Case Study

Dr. Eng. Mohamad Ayham Darwich<sup>(1)</sup>

Dr. Eng. Maysaa Shash<sup>(2)</sup>

katreen Ebrahem<sup>(3)</sup>

### Abstract

This research presents an integrated approach to the design and numerical analysis of two types of artificial lumbar discs. 3D design and reverse modeling techniques offer promising tools for improving current design methods. In this study, two models were designed for ball-on-socket lumbar intervertebral discs (CHARITE´-ProDisc-L). An engineering protocol was proposed for designing the artificial disc and evaluating the mechanical properties within the interface area between the disc components. This is done with the aim of evaluating disc efficiency..

The numerical model of the two discs was produced based on the measured values from the radiographs mentioned in the previous studies. The performance of the two discs was evaluated by observing the distribution of equivalent stress values on the upper and lower endplates and the core, using 3D finite element method based on ansys v19.2.

The proposed engineering approach enabled the production of personal numerical models for each patient according to the level of required implantation. The measured stresses values also indicated the areas with maximum pressure to which each disc is subjected, which requires some design modifications to obtain the optimum performance of the Artificial disc.

**Keywords:** Artificial Lumbar Disc, Lumbar Total Disc Replacement (LTDR), Finite Elements Analysis(FEA).

---

(1)Associate Professor, Faculty of Technical Engineering, University of Tartus.

(2)Associate Professor, Faculty of Technical Engineering, University of Tartus

(3)Master Higher studies student, Faculty of Technical Engineering, University of Tartus

## 1- المقدمة

ترتبط آلام أسفل الظهر غالباً بمرض القرص الانحلالي (Degenration Disc Disease) في المنطقة القطنية ورغم أن العلاج الجراحي هو إجراء مفضل لكن لايزال دمج الفقرات واستبدال القرص بالكامل من الخيارات الجراحية المطبقة [1]، والمؤشر الأول لإجراء استبدال القرص الكلي (Total Disc Replacement (TDR)) هو عدم استجابة القرص المتكس المسبب للألم للعناية الجراحية على الأقل لمدة 6 أشهر [2] (ما يقارب 1-5% من المرضى لا يستجيبون للعلاج الغير جراحي [3]).

وتعتبر عملية الاستبدال أفضل من الدمج ذلك لأن الدمج العظمي يقيد من حرية حركة الفقرات كما يسبب مضاعفات بمرور الوقت مرتبطة بتكس الأقراص المجاورة فضلاً عن كلفته المرتفعة. [1]

يعدّ تصميم القرص الصناعي تحدياً حرجاً يواجه خبراء الأطراف الصناعية، حيث أن أي خطأ تصميمي قد يؤدي إلى انهيار الأداة وانحلال العظم وحدوث استجابات التهابية نتيجة توليد بقايا الاهتراء، كما قد يسبب التصميم الغير مناسب زيادة تحميل المفاصل السطحية للفقرات وخاصة عند حركات الثني الجانبي والدوران المحوري الأمر الذي قد يؤدي إلى كسور إجهاد في المناطق المجاورة [1].

إن تصميم القرص الصناعي والمواد الحيوية يؤثران بشكل كبير على عملية اهتراء القرص وتوليد بقايا الاهتراء ضمن الجسم وردود أفعال في الأنسجة المحيطة [4].

يمكن تصنيف تصاميم بديل القرص الكلي (TDR) المتوفرة حالياً إلى التصاميم الكروية (BOS) وتنقسم إلى تصاميم بمحامل ثابتة ، وتصاميم بمحامل متحركة. وتشتمل التصاميم الأكثر استخداماً على نهايات لوحية معدنية مثبتة في الأجسام الفقرية المجاورة وواحد أو أكثر من التمثصلات التي تتضمن إما محمل سطح (معدن-معدن) أو محمل

سطح (معدن-بوليمير). بالإضافة إلى التصاميم السابقة هناك صنف آخر هو تصميم القطعة الواحدة (IP) ويخضع حالياً للفحص السريري وبهذا فإن مجال (TDR) يتضمن مجموعة واسعة من التصاميم والمواد الحيوية في المنطقة القطنية. [4].

تعتبر عملية تصنيع بدائل الأقراص الصناعية عملاً صناعياً وتقوم به الشركات مثل (Depuy spine , Aesculap ,LDR Medical, Spineart, Pioneer, Spinal Kinetics)

يعتمد تصميم القرص الصناعي والأبعاد التصنيعية له بالدرجة الأولى على الأبعاد الدقيقة لمكان الزرع [4]. وتعتمد أبعاد الزرعات المتوفرة على القياسات الهندسية المنشورة للنهيات اللوحية الفقرية والتي تعود في معظمها لدراسات الجثث ، وإن عملية ملائمة القرص البديل للحيز بين الفقرات هو أمر هام للغاية ويجب على كل من الجراحين والمصنعين أن يدركوا احتمالية عدم تطابق القياس للبدائل المتوفرة لأن الزرع الأقل من القياس قد يقود لهبوط البديل والانهيار بسبب القوى النابذة الناتجة عن عدم انطباقية مراكز ثقل البدائل لمراكز دورانها. لذلك يتم قياس أبعاد الفقرات بالاعتماد على عدة تقنيات من أبرزها التصوير المقطعي المحوسب (CT). [5]

## 2- خلفية البحث :

### 2-1 الدراسات المرجعية

تشمل التقييمات السريرية للقرص الصناعي : الفحص الفيزيائي، مقياس التناظر البصري لآلام الظهر (VAS) (visual analog scale) ودليل عجز Oswestry (ODI)، بينما تشمل التقييمات الإشعاعية الأشعة السينية ، التصوير المقطعي والتصوير بالرنين المغناطيسي. [6] البارامترات الشعاعية لارتفاع القرص الفقري (IDH) [7] ، مدى الحركة (ROM) ، القوس القطني وموقع البديل. [8]

وتقييم القرص الصناعي المخصص للمنطقة القطنية وذلك باستخدام المعطيات الميكانيكية التصميمية المستحصلة بواسطة التصوير المقطعي المحوسب (CT) وبرامج التصميم الميكانيكي ثلاثي الأبعاد، كما سيتم تطبيق طريقة العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد لتحليل التصميم الناتج وأخذ أثر خصائص مواد تصنيع القرص بعين الاعتبار، وبذلك تصبح عملية تصميم القرص مستندة إلى المعايير العلمية وإلى التقنيات الدقيقة وهو ما يؤمل في تعزيز استثمارها في المجال السريري.

### 3-الطرائق المستخدمة:

#### 3-1 عينة الدراسة :

تمت الدراسة على عينة من المرضى الذين يعانون من آلام أسفل الظهر ودرجات مختلفة من تنكس القرص وتتراوح أعمارهم ما بين (80-22) سنة ، ويخضعون للعلاج وفقاً للعيادات الشوكية في ( Hammersmith Hospital NHS Trust). [17]

تم تسجيل كل القياسات لكافة الأبعاد الفقرية والشكل الهندسي بما في ذلك ارتفاع الفقرة وارتفاع القرص الفقري بتقنية التصوير المقطعي المحوسب (CT).

تم استثناء حالات المرضى مع أجسام فقرية غير طبيعية ، أمراض شوكية متقدمة ( انزلاق الفقرات - هبوط القرص) والمرضى الخاضعين لجراحة شوكية.

نتيجة للدراسات السابقة عن أنواع الأقراص الصناعية، تم التوصل وفي ما يخص الأقراص الصناعية القطنية إلى اعتماد تصميم القرص CHARITE للموقع (L4-L5) [18] وتصميم القرص ProDisc-L للموقع (L3-L4) وقد تم تصميم ودراسة كل قرص على حدى وتتبع هذه الأقراص إلى صنف التصاميم الكروية كما في الجدول(1):

تستخدم عدة تقنيات تصنيعية ضمن مجال التصميم والتصنيع المحوسب مثل التصميم باستخدام برامج التصميم ثلاثي الأبعاد والتصنيع (CNC)، وتقنيات الطباعة ثلاثية الأبعاد لإنتاج القرص النهائي. [9]

تم استخدام عدة تقنيات تصوير ضمن مجال التصميم المحوسب للقرص الصناعي، حيث تم الاعتماد على التصوير الشعاعي للحصول على شكل السطح الخارجي للنهايات اللوحية الفقرية واستخدام تقنية الماسح الضوئي الليزري (Laser Scanner) لتحديد أقطارها والشكل الهندسي لها بدقة [10]، كما استخدمت تقنية التصوير المقطعي المحوسب(Computed Tomography Scanner)[11]

بنفس السياق، استخدمت طرق التحليل الرقمية المعتمدة على العناصر المنتهية لتقييم الاستجابة الميكانيكية وتوزيع الإجهادات والتشوهات للأقراص الصناعية القطنية في حالات الحمولة الساكنة [9] وحالة التحميل خلال الحركات الطبيعية للعمود الفقري المتمثلة بالدوران المحوري، الانحناء/التمدد، الثني الجانبي والتحميل المحوري [12] [13] وتأثير موقع البديل على القوى الواقعة على المفاصل السطحية وانفعالات أجسام الفقرات [14]، كما تم استخدام التحليل بالعناصر المنتهية لدراسة التصميم الأمثل لنواة الأقراص الفقرية القطنية [15] وكذلك تمت دراسة التأثيرات الميكانيكية الحيوية للشكل الهندسي للقرص الصناعي الكروي على القسم القطني [16].

بالمقابل، نلاحظ عدم استخدام هذه الطرق التصميمية والتحليلية في تصميم واختبار الأقراص الصناعية لحالات تنكس الأقراص القطنية.

#### 2-2 أهمية البحث وأهدافه

تندرج الدراسة الحالية ضمن سياق التصميم والتقييم الحاسوبي ثلاثي الأبعاد وهي تقدم منهجية متكاملة للتصميم

وكانت أقطار الفقرات المقاسة الحقيقية للموقع (L4-L5) كالتالي [17]:

$$AP = 38 \text{ mm}, ML = 56 \text{ mm}$$

والقياسات المتوفرة للنهايات اللوحية للبدليل كالتالي:

#### جدول (2) القياسات المستخدمة للقرص CHARITE' [5]

CHARITE'	Size 1	Size 2	Size 3	Size 4	Size 5
AP(mm)	23	25	27	29	31
ML(mm)	28.5	31.5	35.5	38.5	42.5

#### 18]. Charite القياسات المتاحة للنهايات اللوحية للبدليل القرص

ويتوفر كل قياس بأربع زوايا ( $0^\circ, 5^\circ, 7.5^\circ, 10^\circ$ ) [18].  
تم تصميم القرص البدليل ليكون ارتفاعه الكامل مساوياً لارتفاع القرص الطبيعي في الموقع (L4-L5) وهو (11.5 mm) وزاوية ميله ( $10^\circ$ ).

إن القياس المناسب هو القياس الأقرب للقياسات الحقيقية الناتجة وعليه فإن القياس الموافق للنهايات اللوحية هو (Size5) بحيث تكون النهاية اللوحية العلوية أفقية بينما النهاية اللوحية السفلية مائلة بمقدار ( $10^\circ$ ).

القرص (ProDisc-L):

بنفس الأسلوب السابق كانت أقطار الفقرات المقاسة الحقيقية للموقع (L3-L4) كالتالي [17]:

$$AP = 34 \text{ mm}, ML = 39.9 \cong 40 \text{ mm}.$$

ويتوفر القرص ProDisc-L بالقياسات التالية [5], الشكل 2:

#### جدول (3) القياسات المستخدمة للقرص ProDisc-L

Prodisc L	Size M	Size L
AP(mm)	27	30
ML(mm)	34.5	39

القياسات المتاحة للنهايات اللوحية للبدليل القرص ProDisc-L

وكل قياس متوفر بارتفاعات مختلفة (10, 12, 14 mm) وبأربع زوايا ( $3^\circ, 6^\circ, 9^\circ, 11^\circ$ ).

#### جدول (1) الأصناف التصميمية المستخدمة في الدراسة.

تصميم المحمل	المواد	التصنيف	المصنع	القرص
mobile	CoCr UHMWPE	MoP	Depuy Synthes Spine	Charitte
fixed	CoCrMo UHMWPE	MoP	Depuy Synthes Spine	ProDisc-L

يعتمد تصميم هذه الأقراص على القياسات المتوفرة للبدليل محلياً وشكل وقياسات أبعاد الحيز بين الفقرات وأبعاد النهايات الفقرية المأخوذة من الصور الطبية الرقمية.

#### 3-2-3 تصميم القرص باستخدام برنامج (Solidworks)

استناداً للصور الطبية المقطعية الخاصة بالمرضى تم بناء تصميم القرصين بطريقتين بما يتناسب مع التعديلات المناسبة وذلك كالتالي:

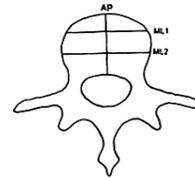
#### 3-2-1 تصميم النهايات اللوحية للقرص البدليل:

#### 3-1-2-3 الطريقة الأولى (طريقة القياسات المتوفرة للبدليل):

تم اعتماد هذه الطريقة في هذه الدراسة.

القرص (CHARITE'):

تم أخذ القياسات من الصور الشعاعية وباستخدام نظام قياس رقمي تم تحديد كل من القطر الجانبي المتوسط (ML) (Mediolateral Diameter) والقطر الأمامي الخلفي (AP) (Anteroposterior Diameter) للنهايات العلوية والسفلية للفقرات المحددة. الشكل (1)



الشكل (1) الأقطار الجانبية المتوسطة والأمامية الخلفية للنهايات الفقرية.

$$AP = 34 \text{ mm}, ML = 30 \text{ mm}$$

و قطر النواة الموافقة : 34 mm

3-2-2 تصميم النواة (للطريقة الأولى) :

نواة القرص (CHARITE') :

إن قطر نواة القرص البديل يساوي القطر الأمامي الخلفي (AP) , تتوفر أنوية القرص (CHARITE') بالقياسات التالية (21):

جدول (4) القياسات المستخدمة لنواة

القرص CHARITE' [21]

القياس	القطر (mm)	الارتفاع المتاح (mm)
1	23	7.5,8.5,9.5,10.5,11.5
2	25	7.5,8.5,9.5,10.5,11.5
3	27	7.5,8.5,9.5,10.5,11.5
4	29	8.5,9.5,10.5,11.5
5	31	8.5,9.5,10.5,11.5

وعليه فإن قطر النواة المناسبة (31mm) وارتفاع (8.5mm).

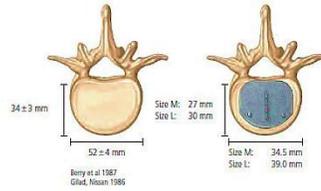
نواة القرص (ProDisc-L):

إن قطر النواة يساوي القطر الأمامي الخلفي (AP) (30mm), وارتفاعها (6.75mm). إن نواة كل من البديلين مصنعة من البولي إيثيلن عالي الوزن الجزيئي (UHMWPE).

3-2-3 تصميم وسيلة الربط :

يتضمن تصميم القرص وسيلة الربط مع أجسام الفقرات المجاورة في مكان الزرع ووسيلة الربط في القرص (CHARITE') عبارة عن ستة أسنان موزعة بشكل متناظر على كل سطح من سطوح النهايات اللوحية العلوية والسفلية (18).

بينما تكون وسيلة الربط في القرص (ProDisc-L) عبارة عن عارضة على سطح كل من النهايات اللوحية العلوية السفلية في المستوي السهمي (سماكة كل عارضة 2mm, طولها 17.1mm, ارتفاعها 6.5mm) لتثبيت القرص



الشكل (2) أبعاد الأقطار الجانبية المتوسطة والأمامية الخلفية

للنهايات اللوحية المتوفرة للبديل ProDisc-L. [19] [20]

تم تصميم القرص البديل ليكون ارتفاعه الكامل مساوياً لارتفاع القرص الطبيعي في الموقع (L3-L4) (10mm) مائل بزاوية (6°) وعليه يكون القياس الموافق هو (Size L) , بحيث تكون النهاية اللوحية السفلية أفقية بينما تكون النهاية العلوية مائلة بمقدار (6°).

إن كلاً من النهايات اللوحية العلوية والسفلية لكلا القرصين مصنعة من سبيكة كوبالت كروم (CoCr Alloy).

3-2-1-2 الطريقة الثانية (طريقة أبعاد البديل

المناسبة للفقرات):

إن ملاءمة البديل الصناعي للحيز بين الفقرات أمر هام للغاية لأن الزرع الغير موافق لقياس الفقرات قد يؤدي لهبوط الزرع والانهار الميكانيكي الحيوي بسبب مركز الدوران غير الصحيح كما خلصت الدراسة (5) وأن الربط الأمثل يتحقق عندما يكون قياس الزرع للبديل بالشكل التالي : القطر الأمامي الخلفي (AP) للنهايات اللوحية للبديل مساوياً ل (AP) للفقرات المقاسة الحقيقية بينما يكون القطر الجانبي المتوسط (ML) للنهايات اللوحية للبديل أقل من القطر الجانبي المتوسط (ML) للفقرات المقاسة الحقيقية بمقدار (1 cm).

وفقاً لهذه الطريقة تصبح أبعاد النهايات اللوحية للبديلين

كالتالي:

القرص (CHARITE') :

$$AP = 38 \text{ mm}, ML = 46 \text{ mm}$$

وقطر النواة الموافقة : 38 mm

و للقرص (ProDisc-L):

### 3-3- التحليل الرقمي ثلاثي الأبعاد باستخدام

البرنامج (ANSYS):

تم اعتبار النهايات اللوحية (العلوية والسفلية) والنواة للقرص (CHARITE') كعناصر تصميمية منفصلة، حيث تم افتراض وجود تلامس كامل ما بينها، وكذلك الأمر بالنسبة للقرص (ProDisc-L) بالنسبة لتلامس النهاية اللوحية العلوية والنواة بينما تكون قاعدة النواة مثبتة مع النهاية اللوحية السفلية.

تم إنجاز عملية التقطيع باختيار حجم وشكل العناصر والتي تم اختيارها بشكل هرمي. من أهم الخطوات في النمذجة بالعناصر المنتهية هو التأكد بأن كثافة وشكل عناصر الشبكة كافية لتحقيق تقارب للحل، حيث أن قطع الشبكة العريضة سينتج قيمة غير دقيقة وستترافق بوجود عناصر تحليل صغيرة عند الحواف والمعالم التشريحية الضيقة وهذا ما يزيد من المتطلبات الحاسوبية للتحليل.

تعتمد النتائج التجريبية على الخصائص الفيزيائية والميكانيكية والحرارية للمواد المستخدمة في تصنيع القرص وأهمها مادتي البولي إيثيلين عالي الوزن الجزيئي (UHMWPE) وسبيكة الكوبالت - كروم (CoCr Alloy).

يبين الجدول (5) خصائص هاتين المادتين والتي تم تحديد خصائصهما بالاستناد إلى الدراسات السابقة [22] [23]

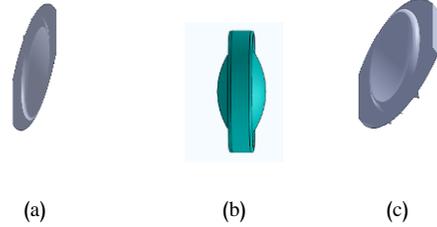
جدول (5) الخصائص الميكانيكية للمواد المستخدمة

اسم المادة	معامل بواسون	معامل يونغ [MPa]	الكثافة [g/cm <sup>3</sup> ]
CoCr Alloy	0.3	210000	8.9
UHMWPE	0.46	1200	0.94

تم تنفيذ التحليل بتطبيق قوة ضاغطة بشكل عمودي على الصفيحة العلوية لكل قرص مقدارها (1750 N) والتي تمثل الحمولة المحورية الأعظمية الأولية التي يتعرض لها القسم القطني من العمود الفقري [22] وذلك مع تثبيت الصفيحة السفلية بشكل كامل.

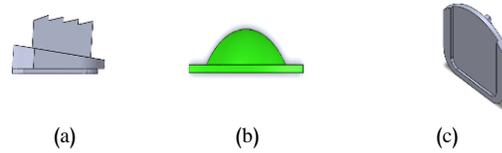
في الحيز ما بين الفقرات وبالتالي تأمين الربط اللازم للحركات الوظيفية.

تم إنشاء النماذج ثلاثية الأبعاد لكلا القرصين باستخدام برنامج (Solidworks 2019).



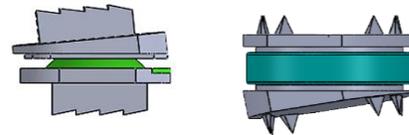
الشكل (3) مكونات القرص (CHARITE') ثلاثية

الأبعاد: (a) النهاية اللوحية العلوية (b) النواة (c) النهاية اللوحية السفلية.



الشكل (4) مكونات القرص (ProDisc-L) ثلاثية

الأبعاد: (a) النهاية اللوحية العلوية (b) النواة (c) النهاية اللوحية السفلية.



ProDisc-L

CHARITE'

الشكل (5) النموذج النهائي للأقرص الصناعية.

### 3-2-4- تنعيم الحواف:

تم تنعيم حواف منطقة التماس ما بين النواة وسطوح النهايات اللوحية العلوية والسفلية بالنسبة للقرص (CHARITE') وبين النواة والسطح العلوي بالنسبة للقرص (ProDisc-L) وذلك تجنباً لتشكّل أي حواف حادة قد تكون سبباً في تركيز الإجهادات.

1606-448 [24]. أي أن الصفيحة لن تتفعل بشكل لدن في شروط التحميل المطبقة. من جانب آخر، ظهرت القيم الأصغرية للإجهادات المكافئة على الصفيحة السفلية، ويبدو ذلك منطقياً أيضاً بسبب تثبيتها مع الفقرة القطنية الخامسة.

فيما يخص القرص (ProDisc-L):

تمت ملاحظة قيم الإجهادات العظمى على حواف النواة حيث الاتصال مع الصفيحة السفلية، حيث أظهرت المادة المستخدمة قيمةً أعظمية للإجهاد المكافئ بحدود MPa 145، وقد أظهرت التجارب أن متانة الضغط الأعظمية للبطانة هي 7225N [9] أي أن النواة ستتحمل الحمولة المطبقة، من ناحية أخرى ومع تكرار التحميل سيؤدي ذلك إلى ضرر نواة البولي إيثيلين لانخفاض قدرتها على تحمل الأحمال بسبب كون قيمة إجهاد الخضوع لمادة النواة (UHMWPE) تتراوح ما بين 21-28 Mpa [25]، إلا أنه وبسبب مفهوم مشاركة الحمولة مع المفاصل السطحية (أي أن جزءاً من الحمولة المطبقة سوف تتحملة هذه المفاصل) يمكن اعتبار التصميم آمناً ستاتيكيًا.

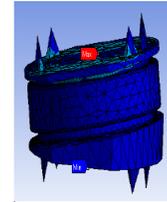
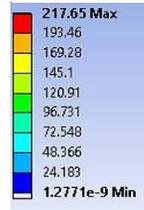
#### 5-الخلاصة:

قدمت هذه الدراسة منهجاً متكاملًا لتصميم القرص الصناعي لمرضى تنكس القرص في القسم القطني وذلك اعتماداً على برامج التصميم والتحليل ثلاثي الأبعاد. تتيح برامج التصميم ثلاثي الأبعاد إمكانية تعديل التصميم المقترح (تصاميم ذات محامل كروية/حرة- نصف مقيدة) وتغيير الأبعاد (سماكات وأبعاد النهايات اللوحية، سماكة وارتفاع ونصف قطر النواة،.....الخ) لملاءمة الحالة المدروسة والحيز ما بين الفقرات لتقليل الإجهادات الأعظمية التي يتعرض لها القرص الصناعي بما يحقق مدة زرع أطول وكفاءة وظيفية أكبر وذلك من خلال منع انهيار القرص

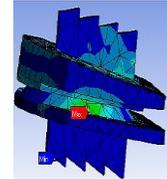
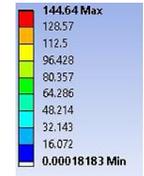
تم تنفيذ تحليل سكوني وذلك بافتراض اتصال مثالي بين النماذج والاعتماد على الإجهادات المكافئة، وذلك لكشف مناطق الضعف والتأكد من انتقال الحمولة الميكانيكية بشكل متجانس ما بين مكونات القرصين.

#### 4-النتائج والمناقشة:

يبين الشكلان (6) و(7) توزيع الإجهادات المكافئة الناتجة عن التحليل السكوني المنفذ، حيث يتم إظهار مناطق التحميل الأعظمية والأصغرية لكلا القرصين وهو ما يمثل مناطق الضعف للنموذجين.



الشكل (6) توزيع الإجهادات المكافئة للقرص CHARITE



الشكل (7) توزيع الإجهادات المكافئة للقرص ProDisc-L

فيما يخص القرص (CHARITE):

تمت ملاحظة قيم الإجهادات العظمى على النهاية اللوحية العلوية، حيث أظهرت المادة المستخدمة قيمةً أعظمية للإجهاد المكافئ بحدود MPa 217، ويبدو ذلك منطقياً، حيث تتعرض هذه المنطقة لإجهادات عالية ممثلة للحمولة الضاغطة المنقلة عبر القسم القطني والتي تنتج بسبب ضغط التلامس المطبق مع النواة والذي يتعلق بدوره بوزن المريض.

إن التصميم آمن وذلك بسبب كون قيمة إجهاد الخضوع لمادة الصفيحة (CoCr Alloy) تتراوح ما بين MPa

## References

## 6- المراجع

- [1] Reeks, John & Liang, Hong.(2015). Materials and Their Failure Mechanisms in Total Disc Replacement. *Lubricants*, 3, 346-364.
- [2] Janz, Karin, D., Richard, & D., Donna.(2014). Indications for Lumbar Total Disc Replacement: Selecting the Right Patient with the Right Indication for the Right Total Disc. *International journal of Spine Surgery.*, 12(8).
- [3] Formica, Matteo, Divano, Stefano, Cavagnaro, Luca, Basso, Marco, Zanirato, Andrea & et al.(2017). Lumbar total disc arthroplasty: outdated surgery or here to stay procedure? A systematic review of current literature. *J Orthop Traumatol*, 18, 197-215.
- [4] Y., Sai, J., Marla, Toth, Jeffrey, D., Dominik & M., Steven.(2014). Which Design and Biomaterial Factors Affect Clinical Wear Performance of Total Disc Replacements? A Systematic Review. *Clinical Orthopaedics and Related Research* , 472, 3759-3769.
- [5] Michaela, Gstoettner, Denise, Heider, Liebensteiner, Michael, & Michael, Bach.(2008). Footprint mismatch in lumbar total disc arthroplasty. *Eur Spine J*, 17, 1470-1475.
- [6] PIMENTA, LUIZ, MARCHI, LUIS, OLIVEIRA, LEONARDO & et al.(2018). Elastomeric Lumbar Total Disc Replacement: Clinical and Radiological Results With Minimum 84 Months Follow-Up *International Journal of Spine Surgery*, 12(1), 49-57.
- [7] Lu, Shi-bao, Hai, Yong, Kong, Chao, Wang, Qing-yi, Su, Qingjun & et al.(2015). An 11-year minimum follow-up of the Charite III lumbar disc replacement for the treatment of symptomatic degenerative disc disease. *Eur Spine J*, 24, 2056-2064.
- [8] Wilke, Hans-Joachim, Schmidt, Rene', Richter, Marcus, Schmoelz, Werner, Reichel, Heiko & et al.(2012). The role of prosthesis design on segmental biomechanics. *Eur Spine J* , 21(5), S577-S584.
- [9] Himarosa, Rela & Suyitno.(2018). Design, Fabrication, and Testing of Prototype of Total Lumbar Disc Replacement. *Journal of Energy Mechanical Material and Manufacturing Engineering* , 3 (1).
- [10] Wang , Yue, C. , Michele & Videman, Tapio.(2012). A morphological study of lumbar vertebral endplates: radiographic, visual and

البديل، ويتيح كذلك التحليل الرقمي دراسة أثر المواد المستخدمة والتصميم على استقرار القرص وقدرتها على تحمل الضغوط والأحمال المطبقة على القرص باختلاف الحالة المدروسة بما في ذلك تحديد مناطق الضعف ووضع خطط التدعيم المحتملة وإمكانية تعديل مواد النموذج المقترح. توصي الدراسة باستخدام هذا المنهج في تصميم النماذج الرقمية الحيوية والأطراف الصناعية وذلك بغية تهيئتها للطباعة ثلاثية الأبعاد واختبار كفاءتها التصميمية والوظيفية عند أبعاد مختلفة خلال مرحلة ما قبل التصنيع. تشجع نتائج الدراسة على تعميم تجربة التصميم والتحليل الرقمي ثلاثي الأبعاد، لما في ذلك من دقة حيزية عالية ولتوفير الزمن والمواد وسهولة التعديل قبل عملية التصنيع، كما تساعد النماذج الرقمية على دراسة أثر المواد المختلفة على مناطق الاتصال ما بين عناصر النموذج.

- Spine, 11 (2), 154–157.
- [21] DePuy Spine, Inc.(2004). SUMMARY OF SAFETY AND EFFECTIVENESS , Prosthesis Intervertebral Disc: CHARITE Artificial Disc.
- [22] J.,Jeremy,P.,karan,Kirk.,donald&M.,Timothy (2007).Wear simulation of the ProDisc-L disc replacement using adaptive finite element analysis. J. Neurosurg: Spine,7,165–173.
- [23] S., Stojan.(2012). Biomedical Application. Modern Aspects of Electrochemistry , Springer, (55) , pp. 1-4.
- [24] Prasad, Karthika, Bazaka , Olha , Chua , Ming , Rochford , Madison, Fedrick , Liam,et al.(2017). Metallic Biomaterials: Current Challenges and Opportunities , Materials,10(884).
- [25] Hussain , Muzamil, Ali, Rizwan, Abbas, Naseem , Masood, Shahzad, Nawaz, Saad,et al.(2020). Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylene (UHMWPE) as a Promising Polymer Material for Biomedical Applications : A Concise Review, Polymers , 12(323).
- |                    |           |                  |
|--------------------|-----------|------------------|
| Received           | 2021/4/14 | إيداع البحث      |
| Accepted for Publ. | 2021/7/28 | قبول البحث للنشر |
- digital measurements. Eur Spine J ,21, 2316–2323.
- [11] D. , Joshua, M., Carrie , Hammond, Frank, T., Ehren, A. , Richard & et al.(2010). The effect of implant size and device keel on vertebral compression properties in lumbar total disc replacement. The Spine Journal,10, 333–340.
- [12] Kim, Ki-Tack, Lee, Sang-Hun, Suk, Kyung-Soo, Lee, Jung-Hee & Jeong, Bi-O.(2010). Biomechanical Changes of the Lumbar Segment after Total Disc Replacement : Charite®, Prodisc® Maverick® Using Finite Element Model Study. J Korean Neurosurg Soc, 47, 446-453.
- [13] Chen, Wen-Ming, Park, ChunKun, Lee, KwonYong & Lee , SungJae.(2009). In Situ Contact Analysis of the Prosthesis Components of Prodisc-L in Lumbar Spine Following Total Disc Replacement. SPINE , 34(20), E716–E723.
- [14] A. , Steven, D. , Joshua , A. , Richard & M. , Steven.(2008). Total Disc Replacement Positioning Affects Facet Contact Forces and Vertebral Body Strains. SPINE , 33(23) , 2510–2517.
- [15] Chen, Wen-Chuan, Liu, Yu-Liang, Lin, Kun-Jhih, McClean, Colin, Lai, Hung-Jen & et al.(2012). Concave polyethylene component improves biomechanical performance in lumbar total disc replacement-Modified compressive-shearing test by finite element analysis. Medical Engineering & Physics ,34, 498– 505.
- [16] Choi, Jisoo, Shin, Dong-Ah& Kim, Sohee.(2017). Biomechanical Effects of the Geometry of Ball-and-Socket Artificial Disc on Lumbar Spine. SPINE,42(6), pp E332–E339.
- [17] Zhou, S., McCarthy, I., McGregor, A., Coombs, R.& Hughes, S.(2000). Geometrical dimensions of the lower lumbar vertebrae – analysis of data from digitised CT images. Eur Spine J,9, 242–248.
- [18] H. , Fred. (2006). The CHARITE´ Artificial Disc: Design History, FDA IDE Study Results, and Surgical Technique. Clinical Neurosurgery , 53 , 223-228.
- [19] L. ,James , M.,James, S., William & D. , Arthur.(1987). A morphometric study of the human lumbar and selected thoracic vertebrae. Spine, 12 (4), 362–367.
- [20] Gilad , Issachar & Nissan , Moshe.(1986) A study of Vertebra and Disc Geometric Relations of the Human Cervical and Lumbar Spine.