

دراسة التوزيع الميكانيكي للإجهاد والانفعال في الزرعات السنية المصنوعة من PEEK مقارنة بزرعات التيتانيوم باستخدام طريقة العناصر المحدودة.

الملخص

أ.د. ثائر عثمان*، د. سامر سليمان*

م. باسم عمار**

تقييم هذه الدراسة التأثيرات البيوميكانيكية والتوزيع الميكانيكي لأنواع الزرعات المصنوعة من مادة (PEEK) البولي ايثر ايثر كيتون، ومقارنتها بزرعة التيتانيوم باستخدام تحليل العناصر المحدودة (FEA) حيث تم تحليل توزع إجهادات فوم ميسر الأعظمي ، وقيم الانفعال ، داخل الزرعة، إضافة إلى مؤشرات السلامة البنيوية المرتبطة بمقاومة الخضوع، كما شمل التقييم البيولوجي تحليل سلوك النسيج العظمي المحيط بالزرعة عبر دراسة الانفعال الأعظمي و الإجهاد الأعظمي ، بوصفها مؤشرات مباشرة على التحفيز الميكانيكي للعظم وإمكانية حدوث الامتصاص العظمي، تحت ظروف التحميل المائل.

تشير النتائج إلى أن اختلاف معامل المرونة والصلابة بين التيتانيوم و (PEEK)، يؤثر بشكل مباشر على نمط توزيع الإجهاد ومعامل الأمان، إذ تؤدي الصلابة العالية للتيتانيوم إلى تركيزات إجهاد أكبر موضعياً تحت التحميل المائل، بينما توفر المواد البوليميرية (PEEK) توزيعاً إجهادياً أكثر انتظاماً وإن كان ذلك على حساب انخفاض

مقاومة الخضوع الكلية مقارنة بالتيتانيوم، كما أن اختلاف معامل المرونة بين المواد لا يؤثر فقط في قيم الإجهاد داخل الزرعة، بل ينعكس مباشرةً على مقدار الانفعال المتولد في العظم المحيط، حيث تؤدي المواد الأقل صلابة إلى زيادة التحفيز الميكانيكي للعظم، في حين تسهم المواد الأعلى صلابة في الحد من التشوهات، مع اختلاف واضح في مستوى الاستجابة العظمية المتوقعة تحت الأحمال المرتفعة.

أن هذه الدراسة تبرز أهمية تحسين الزرعات السنية من خلال استخدام المواد البوليميرية ، التي تحسن من الخواص الميكانيكية والسلوك البيوميكانيكي لهذه الزرعات، وعلى رغم من وجود بعض قيود التحميل واستخدام القوى الساكنة فإن هذه النتائج تقدم رؤى قيمة حول الأداء البيوميكانيكي والتوزيع الميكانيكي للزرعات PEEK ، مما يدعم التطبيقات السريرية والبحوث المستقبلية.

الكلمات المفتاحية: زرعة سنية – التحليل البيوميكانيكي – PEEK – FEA

Finite Element Analysis of Mechanical Stress and Strain Distribution in PEEK Versus Titanium Dental Implants

ABSTRACT

Dr. Thaer Osman* , Dr. samer suliman*

Eng. Basem Ammar**

This study evaluates the biomechanical effects and mechanical distribution of various PEEK-based implant types, comparing them with titanium implants using finite element analysis (FEA). The analysis examined the maximum Von Mises Stress distribution and Total Deformation values within the implant, in addition to structural safety indicators related to yield strength. The biological assessment included analyzing the behavior of the peri-implant bone tissue by studying Maximum Principal Strain and Maximum Principal Stress as direct indicators of bone mechanical stimulation and the potential for bone resorption under oblique loading conditions.

The results indicate that the difference in the modulus of elasticity and stiffness between titanium and PEEK directly influences the pattern of stress distribution and the safety factor. The high stiffness of titanium leads to greater localized stress concentrations under oblique loading, whereas polymeric materials (PEEK) provide a more uniform stress distribution, albeit at the expense of a lower overall yield strength compared to titanium. Furthermore, the difference in the modulus of elasticity between the materials not only affects the stress values within the implant but is also directly reflected in the amount of strain generated in the surrounding bone. Less stiff materials lead to increased bone mechanical stimulation, while stiffer materials

contribute to reduced deformations, with a distinct difference in the expected bone response level under high loads.

This study highlights the importance of advancing dental implants through the use of polymeric materials, which enhance the mechanical properties and biomechanical behavior of these implants. Despite certain limitations regarding loading or the use of static forces, these findings provide valuable insights into the biomechanical performance and mechanical distribution of PEEK implants, thereby supporting clinical applications and future research endeavors.

Keywords: Dental implant – Biomechanical analysis – PEEK – FEA.

المقدمة

يُعدّ الحفاظ على الاستقرار العظمي حول الزرعات السنية حجر الأساس في نجاحها طويل الأمد، ويعتمد ذلك بصورة مباشرة على نمط انتقال الحمل الميكانيكي عبر واجهة العظم-الزرعة. إن سوء توزيع الإجهادات، ولا سيما في العظم القشري العنقي، قد يؤدي إلى ارتشاف عظمي

هامشي أو فشل ميكانيكي تدريجي. وقد أوضح Brunski JB أن استجابة العظم لا تتحدد فقط بمقدار الحمل المطبق، بل بنمط توزيعه وخصائص المادة الزرعية، مؤكداً أن التوازن بين التحفيز الميكانيكي والحماية من فرط الإجهاد شرط أساسي للاستقرار الحيوي [1]. كما يوفر نموذج الmechanostat الذي طرحه Frost HM إطاراً نظرياً لفهم حدود التحفيز الفيزيولوجي للعظم، حيث تقع إعادة التشكيل البتءة ضمن نطاق محدد من الانفعال، بينما يرتبط تجاوزه بحدوث ضرر نسيجي أو إعادة امتصاص [2].

أصبح تحليل العناصر المحددة (Finite Element Analysis) أداة معيارية في تقييم الأداء البيوميكانيكي للزرعات، خاصة تحت ظروف التحميل غير المحوري التي تمثل السيناريو السريري الأكثر إجهاداً. وقد بينت مراجعة Geng JP أن معامل مرونة المادة يُعد من أهم العوامل المؤثرة في مقدار الإجهاد المنقول إلى العظم القشري [3]. كما أظهرت دراسة HimmlováL أن التحميل المائل يضاعف تركّز الإجهاد في المنطقة العنقية للزرعة، مما يجعلها منطقة حرجة من الناحية السريرية [4].

رغم أن التيتانيوم يُعد المعيار الذهبي بفضل توافقه الحيوي وخصائصه الميكانيكية الممتازة، فإن الفارق الكبير في معامل المرونة بينه وبين العظم القشري قد يؤدي إلى ظاهرة الحجب الإجهادي (stress shielding). وقد أكدت مراجعات حديثة حول سبائك التيتانيوم الحيوية أن تقليل

الفارق في معامل المرونة يمثل اتجاهًا بحثيًا لتقليل فقدان العظم الهامشي وتحسين التكامل العظمي طويل الأمد [5]، [6].

في المقابل، برزت مادة البولي إيثير إيثير كيتون (PEEK) كمادة بديلة واحدة نظرًا لامتلاكها معامل مرونة أقرب إلى العظم الطبيعي. وقد أشار Schwitalla AD و Müller WD إلى أن PEEK يُظهر نمط توزيع إجهاد مختلف عن التيتانيوم، مع إمكانية تحسين الاستجابة البيوميكانيكية عبر تعديل خواصه الميكانيكية [7]. كما أوضحت مراجعات أحدث أن PEEK النقي قد يرفع الإجهادات الشدية القصوى في العظم تحت الأحمال العالية نتيجة انخفاض صلابته، مما يستدعي استراتيجيات تدعيم ميكانيكي [8].

أحد الاتجاهات البحثية الحديثة يتمثل في تدعيم PEEK بجسيمات خزفية مثل كربيد السيلكون (SiC) أو ألياف الكربون لرفع معامل المرونة وتحسين مقاومة الإجهاد دون الوصول إلى صلابة المعادن. وقد أظهرت دراسات تجريبية وعددية حديثة أن تدعيم PEEK يُحسن توزيع الحمل ويخفض القيم القصوى للإجهاد العظمي مقارنة بالمادة غير المدعمة، مع الحفاظ على مزاياه الحيوية والوزنية [9، 10]. ومع ذلك، ما تزال الدراسات التي تقارن بصورة مباشرة بين التيتانيوم و PEEK ومركباته المدعمة تحت تحميل مائل وتحلل الإجهاد الرئيسي الأعظمي في العظم القشري محدودة، الأمر الذي يبرز أهمية البحث الحالي.

بناءً على ما تقدم، يهدف هذا البحث إلى إجراء تحليل عددي مقارنة لتقييم تأثير نوع مادة الزرعة تيتانيوم، و PEEK على توزيع الإجهاد والانفعال في العظم القشري تحت تحميل مائل يحاكي الظروف السريرية. إن تحديد المادة التي تحقق التوازن الأمثل بين تقليل الإجهادات الشدية القصوى والحفاظ على تحفيز ميكانيكي فسيولوجي يمثل خطوة أساسية نحو تطوير زراعات أكثر توافقاً ميكانيكياً وحيوياً على المدى الطويل.

أهمية البحث وأهدافه

تكمن أهمية البحث في دراسة الخواص الميكانيكية، لكل من زرعة التيتانيوم و زرعة PEEK، بالإضافة إلى تقييم التأثيرات البيوميكانيكية، من خلال تحليل توزيع إجهاد فون ميسز الأعظمي ، وقيم التشوه الكلي، داخل الزرعة، إضافة إلى مؤشرات السلامة البنيوية المرتبطة بمقاومة الخضوع، كما شمل التقييم البيولوجي تحليل سلوك النسيج العظمي المحيط بالزرعة عبر دراسة الانفعال الأعظمي و الأجهاد الأعظمي، بوصفها مؤشرات مباشرة على التحفيز الميكانيكي للعظم وإمكانية حدوث الامتصاص العظمي، تحت ظروف التحميل المائل باستخدام تحليل العناصر المحدودة (FEA).

يهدف هذا البحث إلى الاستفادة من التطبيقات الهندسية العملاقة لدراسة الزرعات السنية، وتأثيرها على النسيج العظمي المحيط بها، بهدف المقارنة بين أنواع الزرعات المختلفة استناداً إلى مادة الزرعة.

طرائق البحث ومواده

تهدف الدراسة إلى تحديد السلوك البيوميكانيكي، والخواص الميكانيكية للزرعات السنية والعظم المحيط من خلال إجراء دراسة باستخدام تحليل العناصر المحدودة (FEA) من أجل بناء نموذج ثلاثي البعد لزرعة سنية ذات أبعاد قياسية مستخدمة سريرياً ثلاثي الأبعاد باستخدام برنامج (SOLIDWORKS (2019، ومن خلال استخدام برنامج تحليل العناصر المحدودة (Ansys 2020) (Canonsburg, PA, USA) تم استيراد النموذج الذي سيتم تحليله، والذي يمثل الزرعة السنية مع الدعامة والضررس بالإضافة إلى النسيج العظمي المحيط بالزرعة وذلك بهدف تقييم سلوك الزرعة من خلال المقارنة بين مجموعة من المواد المختلفة التي تصنع منها الزرعات ، بالإضافة إلى تحديد تأثير كل مادة من هذه المواد على الامتصاص العظمي المحيط بالزرعة، حيث ستم الدراسة تحت تأثير قوى مائلة بزاوية 45 درجة وبمقادير تتراوح بين 100 و 900 نيوتن. إن تحديد المادة التي تحقق التوازن الأمثل بين تقليل الإجهادات الشدية القصوى والحفاظ على تحفيز ميكانيكي فيزيولوجي للعظم يمثل خطوة أساسية نحو تطوير زرعات أكثر توافقاً ميكانيكياً حيويّاً على المدى الطويل.

نموذج الدراسة (الموديل الرقمي):

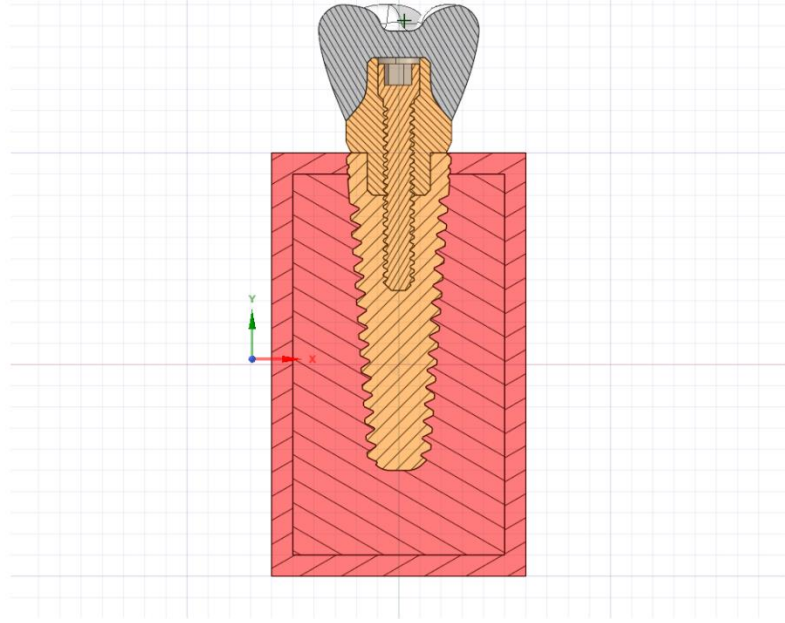
تم في هذه الدراسة بناء نموذج لزراعة سنية ذات أبعاد قياسية مستخدمة سريريًا ثلاثي الأبعاد باستخدام برنامج (SOLIDWORKS 2019) ، وزُرع داخل نموذج يمثل عظم الفك، مكوّن من طبقتين مميزتين هما العظم القشري والعظم الإسفنجي، حيث تم تصميم نموذج حقيقي متكامل للزراعة السنية (تمثل تصميم كلاً من الضرس، الدعامة، برغي التثبيت، بالإضافة إلى الزراعة السنية والنسيج العظمي المحيط بها) وذلك وفق توصيات الدراسات المرجعية السابقة، وبهدف إجراء محاكاة رقمية دقيقة تحاكي الحالة الحقيقية لعمل الزراعة السنية وتحديد القوى المؤثرة عليها وتفاعل النسيج العظمي المحيط بها.

تم تصميم النموذج بحيث كانت أبعاد مقطع النسيج العظمي المدروس (14mm,20mm)، وكانت سماكة النسيج العظمي القشري (1mm)، في حين كان ارتفاع الضرس الأعظمي (5.5mm)، وقطر الزراعة السنية العلوي (5mm)، والقطر السفلي (2.9mm)، في حين كان ارتفاع الزراعة (15mm) وبزاوية (0°).

لضمان توحيد التصميم سيتم استخدام هذه النموذج من دون أي تعديلات تصميمية عند جميع الحالات المدروسة أثناء إجراء المحاكاة الرقمية، وتم مراجعته من قبل أطباء الأسنان ذوي الخبرة والتخصص، حيث سيتم فقط تغيير المادة المصنوعة منها الزراعة السنية، مع الاحتفاظ بجميع شروط التحميل.

دراسة التوزيع الميكانيكي للإجهاد والانفعال في الزرعات السنية المصنوعة من PEEK مقارنة بزرعات التيتانيوم باستخدام طريقة العناصر المحدودة.

وأخيراً تم تصدير هذه النموذج إلى برنامج (ANSYS 2020-R1)، بهدف إجراء النمذجة والمحاكاة



الرقمية باستخدام طريقة العناصر المحدودة (FEA).

الشكل 1: يوضح مقطع عرضي يمثل نموذج الزرعة مع الدعامة والبرغي بالإضافة للنسيج العظمي

المستخدم للدراسة

الشروط والحدود:

من خلال استخدام برنامج تحليل العناصر المحدودة (Ansys 2020) (Canonsburg, PA, USA)،
Ansys Workbench تم استيراد النموذج التي سيتم تحليله، والذي يمثل الزرعة السنية مع الدعامة
والضرس بالإضافة إلى النسيج العظمي المحيط بالزرعة وذلك بهدف تقييم سلوك الزرعة من خلال
المقارنة بين مجموعة من المواد المختلفة التي تصنع منها الزرعات والموضحة في الجدول 1، بالإضافة
إلى تحديد تأثير كل مادة من هذه المواد على الامتصاص العظمي المحيط بالزرعة.

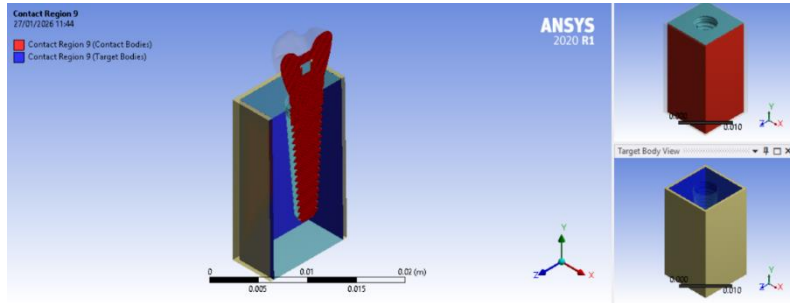
لإجراء التحليل الميكانيكي الساكن ثلاثي الأبعاد (D Static Structural Analysis3) في برنامج
ANSYS Workbench 2020، تم ضبط إعدادات الحل (Analysis Settings) لضمان تحقيق
التقارب العددي (Convergence) والاستقرار الميكانيكي الأمثل للنموذج. وبسبب وجود أسطح تماس
احتكاكية (Frictional Contacts) بين مكونات الزرعة، تم تفعيل خيار التحكم الزمني التلقائي (Auto
Time Stepping) وتحديد عدد خطوات فرعية ابتدائية ودنيا (Initial and Minimum Substeps)
بمقدار 10 خطوات، وتصل إلى 100 خطوة كحد أقصى (Maximum Substeps)؛ وذلك لإدخال
القوى التصاعدية تدريجياً ومنع فشل الحل الرياضي. نظراً لأن الإجهادات تقع ضمن النطاق المرن
الخطي الصغير للعظام والزرعات، فقد تم إيقاف خيار التشوهات الهندسية الكبيرة (Large Deflection)
On (= لتسريع عملية الحساب دون التأثير على دقة النتائج الميكانيكية. علاوة على ذلك، تم إيقاف
تفعيل اليايات الضعيفة (Weak Springs = Off) نظراً لتثبيت قاعدة وجوانب قطاع عظم الفك تشبثاً
سكونياً كاملاً ومحكماً (Fixed Support)، بينما تُترك خيار نوع الحل (Solver Type) تحت إدارة

دراسة التوزيع الميكانيكي للإجهاد والانفعال في الزرعات السنية المصنوعة من PEEK مقارنة بزرعات التيتانيوم باستخدام طريقة العناصر المحدودة.

البرنامج التلقائي (Program Controlled) ليتلاءم بكفاءة مع حجم الشبكة الحسابية الكثيفة المستخدمة في الدراسة.

وقد تم تعريف شروط الحدود على أنهل متطابقة عند جميع الزرعات، وتمت محاكاة الهياكل المصممة بروابط محكمة، واعتبرت الواجهة بين العظم القشري والعظم الاسفنجي ملتصقة بالأضافة للضرس والدعامة لتمكين التركيز الأساسي على تأثيرات التحميل على مكونات الزرعة، مع مراعاة تأثيرات الاحتكاك داخل كل مكون من مكونات النموذج حيث استخدمنا معامل احتكاك مقداره 0.3 وافترضنا عملية اندماج عظمي كاملة بين الزرعة والعظم (Perfect Bonding) لتمثيل حالة الالتحام العظمي الكامل (Osseointegration).

حيث تم افتراض أن جميع الهياكل الصلبة متجانسة ومتساوية الخواص ومرنة خطياً، مع خصائص مادية مثل معامل المرونة (معامل يونغ)، ونسبة بواسون والمحددة في الجدول 1.



Component	Young's Modulus (GPa)	Poisson's Ratio	Yield Strength/Mpa
Cortical bone	13.4 [11]	0.3	–
Cancellous bone	1.37 [11]	0.3	–
Y-TZP Zirconia (Molar)	210	0.3	–
Ti-6Al-4V alloy (screw, Abutments)	110 [12]	0.330	795
Titanium (Implant)	115 [13]	0.350	680
PEEK (Implant)	3.85 [14]	0.395	100

الشكل 2: يوضح النموذج ضمن برنامج ANSYS، ونقاط الاتصال

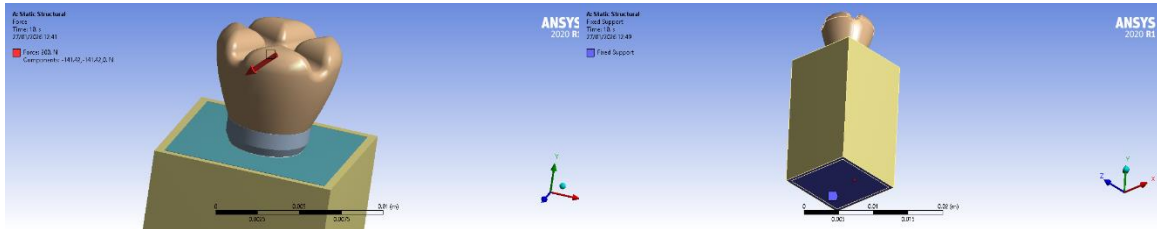
وبهدف تمثيل أقصى تحميل على الضرس البشري، سيتم تطبيق قوة مائلة بزاوية (45°) في منتصف الضرس، ومقدارها موضح في الجدول 2.

دراسة التوزيع الميكانيكي للإجهاد والانفعال في الزرعات السنية المصنوعة من PEEK مقارنة بزرعات التيتانيوم باستخدام طريقة العناصر المحدودة.

رقم الحالة	قوة الضغط (N)	التفسير الوظيفي
1	100	مضغ خفيف جداً
2	150	مضغ اعتيادي أمامي
3	200	مضغ طبيعي
4	250	مضغ متوسط
5	300	مضغ قوي
6	400	مضغ خلفي اعتيادي
7	500	مضغ خلفي قوي
8	600	طحن قوي
9	750	طحن أقصى شبه سريري
10	900	أقصى تحميل فيزيولوجي محتمل

وذلك لضمان تحليل كل الحالات الممكنة كلاً منها على حدى، سيتم دراسة كل من زرعة (Titanium,)

(PEEK) عند كل قيمة قوة من قيم القوى الممتصة في جدول 2،



الشكل 3: يوضح نقاط التثبيت، والقوى المطبقة على نموذج الزرعة المدروس

تحليل نموذج العناصر المحدودة:

بعد استيراد النموذج إلى برنامج (ANSYS-2020) لإجراء تحليل ثابت ثلاثي الأبعاد، استخدمت عناصر رباعية الأوجه من الدرجة الأولى لإنشاء بنية الشبكة الحسابية، حيث تم تعميم الشبكة في المنطقة المحددة بين الزرعة والنسيج العظمي، بهدف التقاط أكبر عدد من العقد لتمثل إنفعال النسيج العظمي نتيجة انتقال القوى عبر الزرعة، وقد تم تلخيص قيم انحراف الشبكة وعدد العناصر للزرعة والنموذج كاملاً وفق الجدول 3، مما يضمن موثوقية ودقة حسابات نماذج العناصر المحدودة المستخدمة في الدراسة.

رقم الشبكة	حجم الشبكة	عدد العقد	عدد العناصر	قيمة الانحراف
1	0.3mm	3621197	2596996	الافتراضية
2	0.1mm	7123991	4976290	0.21
3	0.5mm	1848491	1311404	0.28
4	0.2mm	4151036	2958507	0.21

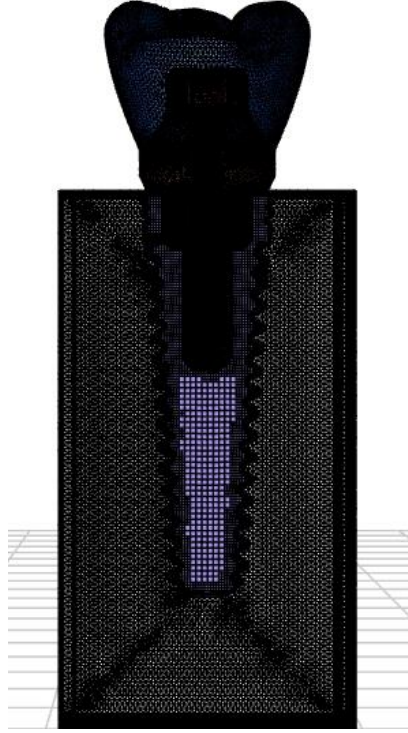
أثناء تشكيل الشبكة الحسابية تم التركيز على منطقة التماس بين الزرعة والنسيج لذلك بداية تم تحديد حجم عنصر الشبكة في هذه المنطقة 0.08mm، ومتوسط حجم الشبكة الكلي 0.3mm، ولتحليل

حساسية الشبكة تم تقليل متوسط حجم الشبكة أولاً إلى 0.1mm، مما أدى إلى تشكيل 4976290 عنصراً، وقيمة الانحراف 0.21.

تم زيادة متوسط حجم الشبكة إلى 0.5mm، فانخفض عدد العناصر إلى 1311404 ، في حين بلغت قيمة الانحراف 0.28.

لذلك تم الاعتماد متوسط حجم شبكة كلي 0.2mm، فكان عدد العناصر 2958507 عنصراً، وقيمة الانحراف 0.21. باعتبارها تحقق القيمة المثالية والتي تحقق الشبكة الحدية النمذجية، بالإضافة إلى ذلك أجري اختبار تقارب عددي بين الشبكة (1) والشبكة (4) بمقارنة القيم القصوى لإجهاد فون ميس الأعظمي في الزرعة، والانفعال في العظم، حيث كان الانحراف النسبي أقل من 1%، مما يؤكد استقلال النتائج عن الشبكة الحسابية وأن الشبكة (4) المستخدمة تعطي أدق نتائج رقمية عند أقل زمن حسابي

الشكل (4)



الشكل 4: يوضح الشبكة الحسابية رقم (4) من الجدول (3) المستخدمة للدراسة.

النتائج والمناقشة:

ندرس في هذا الدراسة التحليل العددي للعناصر المحدودة للزراعات السنية المصنوعة من التيتانيوم ومواد ال PEEK النقي، تحت تأثير قوى مضغية مائلة بزاوية 45° ، وبمقادير تراوحت بين 100 و 900 نيوتن كما هو موضح في الجدول 2، كما تم تقييم الاستجابة الميكانيكية للزراعات من خلال توزيع اجهاد فون ميسرالأعظمي والوسطي، وقيم التشوه الكلي، إضافة إلى مؤشرات السلامة البنيوية المرتبطة بمقاومة الخضوع، كما شمل التقييم البيولوجي تحليل سلوك النسيج العظمي المحيط بالزرعة عبر دراسة

الاجهاد الاعظمي و الانفعال الاعظمي ، بوصفها مؤشرات مباشرة على التحفيز الميكانيكي للعظم وإمكانية حدوث الامتصاص العظمي، جرى عرض النتائج بصورة كمية ومقارنة منهجية بين المواد المختلفة، مع إبراز تأثير زيادة الحمل المطبق ونوع مادة الزرعة على كل من الأداء البنيوي للزرعة والاستجابة البيولوجية للعظم المحيط.

3-1 النتائج الميكانيكية للزرعة

• اجهاد فون ميسز داخل الزرعة

يعتبر تقييم اجهاد فون ميسز داخل الزرعة أحد المؤشرات الأساسية لتحليل الأداء الميكانيكي للزرعات تحت أحمال المضغ المختلفة، يمثل هذا المؤشر قدرة الزرعة على تحمل الأحمال دون الوصول إلى مرحلة الخضوع أو الفشل الميكانيكي، ويعكس توزيع الإجهادات داخل جسم الزرعة، والمكونات المرتبطة بها، مثل الدعامة والبرغي.

تشر الدراسات الحديثة إلى أن نوع مادة الزرعة يؤثر بشكل واضح على تركيز الإجهاد حيث أن الزرعات الصلبة مثل التيتانيوم تميل إلى اظهار قيم اجهاد فون ميسز أعلى داخل جسم الزرعة بينما تسمح المواد البولوميرية المركبة مثل CF-PEEK و SIC-PEEK، بنقل أكبر للحمل إلى العظم المحيط بطريقة أكثر تجانساً مما يقلل تركيز الإجهادات داخل الزرعة نفسها [15].

علاوة على ذلك تؤثر زاوية التحميل على توزيع الإجهادات بشكل كبير حيث أن الأحمال المائلة تزيد القيم القصوى لإجهاد فون ميسز مقارنة بالأحمال المحورية مما يجعلها حالة محاكاة واقعية لتقييم الأداء الميكانيكي للزرعة في الظروف الفيزيولوجية ومن هذا المنطلق يعد تحليل إجهاد فون ميسز، تحت أحمال مائلة أداة فعالة للمقارنة بين المواد المختلفة للزرعات وتقدير أمان التصميم الميكانيكي قبل التطبيق السريري.

أظهر تحليل العناصر المنتهية لسلوك إجهاد فون ميسز تحت تحميل مائل بزاوية 45° ، وعلى مدى القوى المحددة في جدول 2، اتجاهًا واضحًا بزيادة قيم الإجهاد مع تصاعد القوى المطبقة في جميع أنواع الزرعات المدروسة، حيث سجلت زرعة التيتانيوم أعلى تركيزات إجهاد حيث بلغ الإجهاد الأعظمي 132.69 MPa عند 100N ، وارتفع تدريجيًا إلى 1237.2 Mpa عند 900N بالمقابل أظهرت زرعات PEEK ومركباتها قيمًا أقل بكثير، إذ تراوحت القيم العظمى بين 45.7 MPa عند 100N لل PEEK النقي، وصولاً إلى القيمة 416.25 Mpa عند 900N ، بالنظر إلى قيم إجهاد فون ميسز الأعظمية الموضحة في الجدول 3.

أما القيم المتوسطة ل إجهاد فون ميسز فكانت أقل بكثير من القيم العظمى في الزرعات، حيث كانت الإجهادات متركزة بشكل رئيسي عند عنق الزرعة وفي اللفات الأولى منها، وهو نمط متوافق مع الدراسات الحديثة التي أشارت إلى أن الزرعات تحت الأحمال المائلة تظهر تركيزات إجهاد أعلى في مناطق العنق ومواضع الاتصال بين المكونات.

تحليل معامل الأمان (Factor of Safety) أظهر أن زرعات التيتانيوم عند افتراض مقاومة خضوع تقارب 680–795Mpa، تمتلك معاملات أمان مرتفعة عند الأحمال المنخفضة (أكبر من 2 عند 100N إلى 250N)، وتنخفض تدريجياً مع زيادة الحمل لتقترب من الواحد الصحيح عند 500N (≈ 1.02)، ثم تهبط دون الواحد عند الأحمال الأعلى مما يشير إلى دخول نظري في نطاق الخضوع عند الأحمال المرتفعة جداً، بالنسبة لل PEEK وباعتبار مقاومة الخضوع تقريباً بحدود 100Mpa، أظهرت النتائج معاملات أمان مقبولة فقط عند الأحمال المنخفضة مع انخفاضها إلى مادون الواحد عند الأحمال المتوسطة والعالية كما هو موضح في الجدول 4.

تشير هذه النتائج إلى أن اختلاف معامل المرونة والصلابة بين التيتانيوم و PEEK ، يؤثر بشكل مباشر على نمط توزيع الإجهاد ومعامل الأمان، إذ تؤدي الصلابة العالية للتيتانيوم إلى تركيزات إجهاد أكبر موضعياً تحت التحميل المائل، بينما توفر PEEK توزيعاً إجهادياً أكثر انتظاماً وإن كان ذلك على حساب انخفاض مقاومة الخضوع الكلية مقارنة بالتيتانيوم، وهو ما يتوافق مع الأدبيات الحديثة حول تأثير زاوية التحميل وخصائص المواد على السلوك الميكانيكي للزرعات.

الجدول 3 يوضح قيم اجهاد فون ميسز الأعظمية بوحدة Mpa عند كل قيمة من قيم القوى المؤثرة وعلى كل زرعة من الزرعات المستخدمة.

النسبة المئوية للفرق	PEEK	Titanium	Force
65.56%	45.70	132.69	100[N]
63.93%	70.10	194.33	150[N]
62.69%	95.00	254.61	200[N]
62.69%	119.68	320.74	250[N]
63.05%	143.93	389.48	300[N]
63.65%	192.19	528.66	400[N]
64.24%	238.94	668.22	500[N]
65.25%	280.76	808.01	600[N]
65.55%	351.39	1020.00	750[N]
66.36%	416.25	1237.20	900[N]

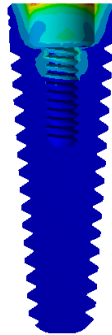
دراسة التوزيع الميكانيكي للإجهاد والانفعال في الزرعات السنية المصنوعة من PEEK مقارنة بزرعات التيتانيوم باستخدام طريقة العناصر المحدودة.

الجدول 4 يوضح قيم معامل الأمان (FOS) عند كل قيمة من قيم القوى المؤثرة وعلى كل زرعة من الزرعات المستخدمة.

النسبة المئوية للفرق	PEEK	Titanium	Force
57.30%	2.33	5.12	100[N]
59.23%	1.51	3.50	150[N]
60.59%	1.11	2.67	200[N]
60.59%	0.88	2.12	250[N]
60.21%	0.72	1.75	300[N]
59.55%	0.53	1.29	400[N]
58.87%	0.42	1.02	500[N]
57.68%	0.35	0.84	600[N]
57.31%	0.27	0.67	750[N]
56.29%	0.23	0.55	900[N]

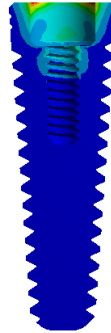
A: Static Structural
Equivalent Stress (Von Mises)
Type: Equivalent (non-Mises) Stress
Unit: Pa
Time: 10
28/01/2026 19:21

1.3269e8 Max
1.1797e8
1.0325e8
8.8525e7
7.3002e7
5.909e7
4.4357e7
2.9634e7
1.4911e7
1.8822e5 Min



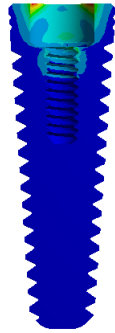
A: Static Structural
Equivalent Stress (Von Mises)
Type: Equivalent (non-Mises) Stress
Unit: Pa
Time: 10
28/01/2026 19:24

3.8948e8 Max
3.4623e8
3.0299e8
2.5974e8
2.1649e8
1.7325e8
1.3e8
8.6755e7
4.3509e7
2.6253e5 Min



A: Static Structural
Equivalent Stress (Von Mises)
Type: Equivalent (non-Mises) Stress
Unit: Pa
Time: 10
28/01/2026 19:28

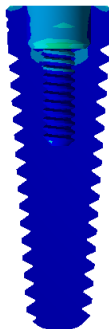
1.2372e9 Max
1.0999e9
9.6257e8
8.2524e8
6.879e8
5.5057e8
4.1323e8
2.759e8
1.3856e8
1.2288e6 Min



الشكل 5: قيم *Von Mises Stress* الأعظمية لزراعة التيتانيوم عند (100, 300, 900N) من اليسار إلى اليمين على التوالي

A: Static Structural
Equivalent Stress (Von Mises)
Type: Equivalent (non-Mises) Stress
Unit: Pa
Time: 10
28/01/2026 18:23

4.5696e7 Max
4.0628e7
3.5559e7
3.0491e7
2.5422e7
2.0354e7
1.5285e7
1.0216e7
5.1479e6
79366 Min



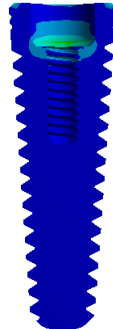
A: Static Structural
Equivalent Stress (Von Mises)
Type: Equivalent (non-Mises) Stress
Unit: Pa
Time: 10
28/01/2026 18:29

1.4993e8 Max
1.2796e8
1.1159e8
9.6027e7
8.0059e7
6.4091e7
4.8123e7
3.2155e7
1.6187e7
2.1912e5 Min



A: Static Structural
Equivalent Stress (Von Mises)
Type: Equivalent (non-Mises) Stress
Unit: Pa
Time: 10
28/01/2026 18:39

4.1625e8 Max
3.7009e8
3.2393e8
2.7776e8
2.3166e8
1.8544e8
1.3928e8
9.3114e7
4.6951e7
7.8884e5 Min



الشكل 6: قيم *Von Mises Stress* الأعظمية لزراعة PEEK عند (100, 300, 900N) من اليسار إلى اليمين على التوالي

الإزاحة الكلية (Total Deformation) داخل الزرعة

تُعد دراسة الإزاحة العظمى في تحليل العناصر المنتهية من المؤشرات الميكانيكية الأساسية لتقييم سلوك الزرعة تحت الأحمال الإطباقية، إذ تعكس مقدار التشوه الكلي الناتج عن التحميل وتُستخدم للاستدلال على الاستقرار الميكانيكي الأولي واحتمالية حدوث انزياح ميكروي عند منطقة الاتصال العظمي-الزرعي. كما تسمح بمقارنة تأثير اختلاف المواد وخواصها المرنة على أداء الزرعة تحت ظروف تحميل متماثلة.

أظهرت النتائج تحت تحميل مائل بزاوية 45° زيادة منتظمة في الإزاحة العظمى مع ازدياد القوة المطبقة من 100 إلى 900N لجميع المواد، مما يشير إلى سلوك مرن خطي ضمن مجال التحليل العددي، حيث سجلت زرعة التيتانيوم أقل قيم انحراف، حيث تراوحت الإزاحة بين 26.57µm عند 100N إلى 241.28µm عند 900N، مما يعكس صلابتها العالية الناتجة عن معامل المرونة المرتفع.

في المقابل، أظهر PEEK أعلى قيم إزاحة ميكانيكية بين المواد المدروسة، إذ بلغت 38.38µm عند 100N وارتفعت إلى 364.11µm عند 900N، وهو ما يُعزى إلى انخفاض معامل المرونة مقارنة بالتيتانيوم، مما يؤدي إلى زيادة التشوه تحت التحميل المائل.

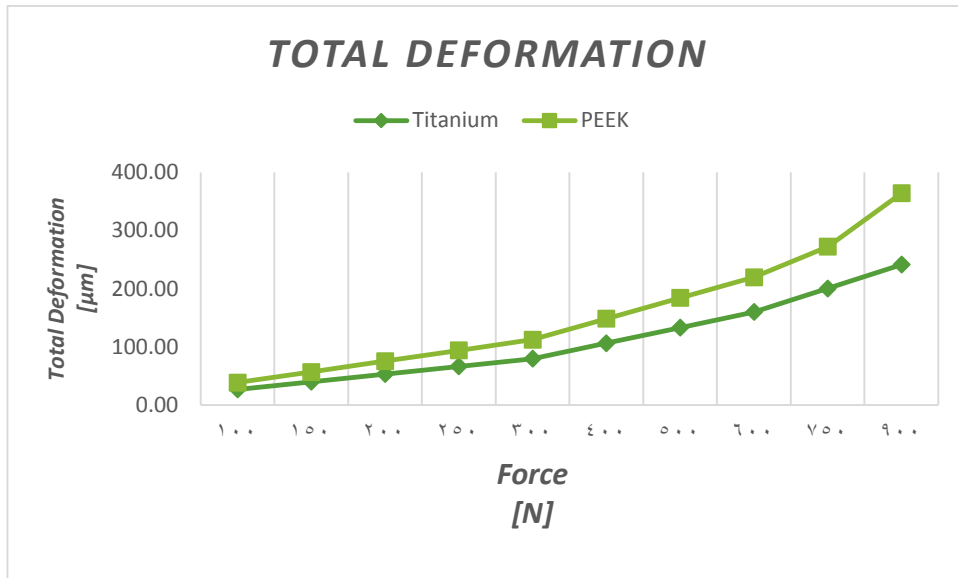
وعند الأحمال الفسيولوجية (100–300N)، بقيت قيم الإزاحة لجميع المواد ضمن نطاق أقل من 150µm، بينما تجاوزت هذا الحد عند الأحمال المرتفعة (600–900N)، وهو ما يتوافق مع طبيعة التحميل المائل وشدته العالية، كما هو موضح في الجدول 5.

الجدول 5 يمثل قيم الأزاحة الأعظمية بوحدة µm للزرعات المدروسة عند الأحمال الموضحة في الجدول 2.

النسبة المئوية للفرق	PEEK	Titanium	Force
– 44.48%	38.38	26.57	100[N]
– 42.62%	56.77	39.80	150[N]
– 41.98%	75.31	53.05	200[N]
– 41.52%	93.83	66.30	250[N]

دراسة التوزيع الميكانيكي للإجهاد والانفعال في الزرعات السنية المصنوعة من PEEK مقارنة بزرعات التيتانيوم باستخدام طريقة العناصر المحدودة.

300[N]	79.58	112.30	– 41.11%
400[N]	106.29	148.41	– 39.63%
500[N]	132.99	184.04	– 38.39%
600[N]	159.87	219.48	– 37.29%
750[N]	200.42	272.30	– 35.86%
900[N]	241.28	364.11	– 50.91%



2 الاستجابة البيولوجية للنسيج العظمي

• الانفعال الاعظمي في العظم

في سياق تقييم الاستجابة البيولوجية للنسيج العظمي حول الزرعات، يُعدّ تحليل الانفعال الرئيسي الأعظمي (Maximum Principal Strain) أحد المتغيرات الميكانيكية الحيوية الأساسية، حيث يوفر مؤشراً مباشراً على مستوى التحفيز الميكانيكي الذي تتعرض له النسيج العظمية تحت الأحمال الوظيفية، وفقاً لنموذج Frost's Mechanostat Hypothesis، تُحفّز الانفعالات ضمن نطاق معيّن ($1000-3000 \mu\epsilon$) نشاط إعادة تشكيل العظم، بينما تؤدي

الانفعالات الأعلى إلى خطر التحميل الزائد والامتصاص المفرط للنسيج العظمي، وقد يصل تأثيرها إلى ما يتجاوز قدرة العظم على التصحيح الذاتي واستعادة البنية الطبيعية، مما قد يسرع استجابة الامتصاص العظمي بدلاً من تعزيز النمو العظمي الفسيولوجي [16].

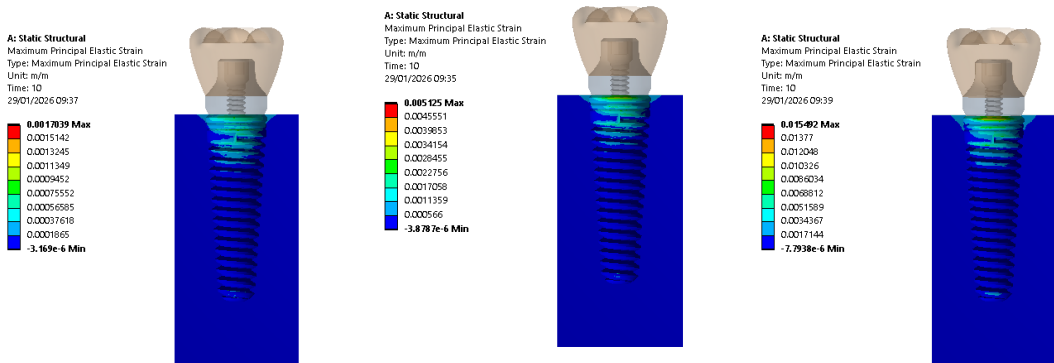
وقد أكدت الدراسات العددية الحديثة التي وظّفت تحليل العناصر المحددة (FEA) في نماذج زرعات الأسنان على أهمية الانفعال كمتغير أكثر تعبيراً عن التحفيز البيولوجي للنسيج العظمي مقارنة بمؤشرات إجهاد مكافئة فقط، خصوصاً عند اختلاف خصائص المواد المستخدمة في تصنيع الزرعات أو الدعامات وزاوية التحميل ومجال القوى المطبقة، على سبيل المثال، أظهرت الدراسات أن المواد البوليمرية مثل PEEK الواقعي تولّد انفعالات أعلى في العظم القشري مقارنة بمادة التيتانيوم الصلبة، مما يشير إلى انتقال حمل ميكانيكي أكثر فسيولوجية وتقليل تأثير حجب الإجهاد (stress shielding) الذي غالباً ما يُلاحظ مع التيتانيوم عالي الصلابة، وهو ما يؤثر بدوره في ديناميكية الاستجابة العظمية المحيطة بالزرعة [17].

انطلاقاً من ذلك، فإن تقدير الانفعال الرئيسي الأعظمي في هذه الدراسة تحت تحميل مائل بزاوية 45° وضمن مجال قوى يتراوح بين للمواد المستخدمة (تيتانيوم، PEEK) يوفر إطاراً دقيقاً لربط النتائج العددية بسلوك الاستجابة البيولوجية للعظم، إذ يمكن هذا التقييم من تحديد مدى قرب الانفعالات المسجلة في العظم القشري من نطاقات التحفيز الفسيولوجي أو تجاوزها نحو حدود التحميل الزائد، وذلك بنظر الاعتبار الاختلاف في معامل المرونة بين المواد ودوره في توزيع

الحمل عبر واجهة الزرعة-العظم، وهو ما يساعد في تفسير احتمالات إعادة التشكيل العظمي أو الامتصاص العظمي المفرط في المواقع الحرجة تحت الأحمال السريرية.

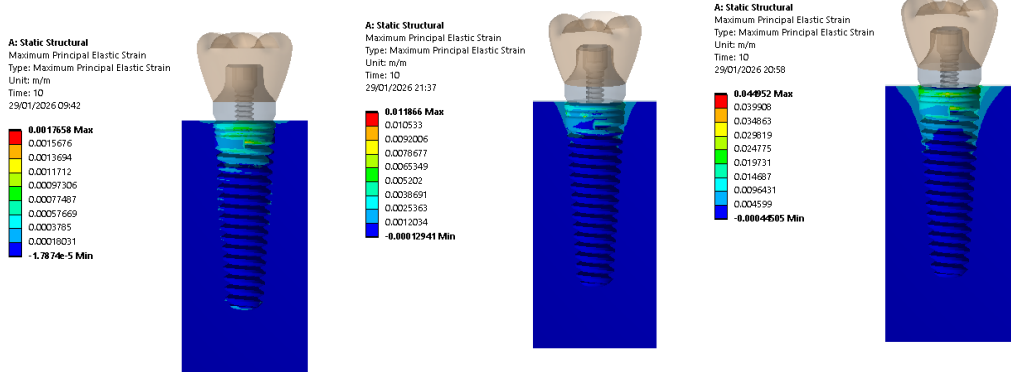
أظهر تحليل العناصر المحددة لسلوك الانفعال الرئيسي الأعظمي (Maximum Principal Strain) في العظم المحيط بالزرعات تحت تحميل مائل بزاوية 45° وضمن مجال القوى الموضح في الجدول 2، زيادة تدريجية واضحة في قيم الانفعال مع ارتفاع الحمل في جميع النماذج المدروسة، مع الحفاظ على علاقة شبه خطية بين مقدار القوة المطبقة وقيمة الانفعال المسجل، حيث سجلت زرعة التيتانيوم أدنى قيم انفعال عبر جميع مستويات التحميل، إذ تراوحت القيم بين $755.52\mu\epsilon$ عند $100N$ و $8603.4\mu\epsilon$ عند $900N$ ، وفي المقابل أظهر PEEK النقي أعلى القيم بشكل واضح، حيث كانت قيمة الانفعال الرئيسي الأعظمي $1171.2\mu\epsilon$ عند $100N$ وارتفعت تدريجياً لتصل إلى $22239\mu\epsilon$ عند $900N$ كما هو موضح في الجدول 6.

لوحظ أن القيم العظمى للانفعال تركزت موضعياً في منطقة العظم القشري المحيط بعنق الزرعة واللفات الأولى من القلاووظ، بينما انخفضت القيم تدريجياً باتجاه المناطق الأبعد عن مستوى



الشكل 7: قيم *Maximum Principal Strain* الأعظمية لزرعة PEEK عند (100, 300, 900N) من اليسار إلى اليمين على التوالي

العنق، وهو نمط يتماشى مع مناطق انتقال الاحمال القصوى تحت التحميل المائل، وتشير هذه النتائج إلى أن اختلاف معامل المرونة بين المواد لا يؤثر فقط في قيم الإجهاد داخل الزرعة، بل ينعكس مباشرةً على مقدار الانفعال المتولد في العظم المحيط، حيث تؤدي المواد الأقل صلابة إلى زيادة التحفيز الميكانيكي للعظم، في حين تسهم المواد الأعلى صلابة في الحد من التشوهات، مع اختلاف واضح في مستوى الاستجابة العظمية المتوقعة تحت الأحمال المرتفعة.



الشكل 8: قيم *Maximum Principal Strain* الأعظمية لزراعة PEEK عند (100, 300, 900N) من اليسار إلى اليمين على التوالي

النسبة المئوية للفرق	Force	Titanium	PEEK
-55.02%	100[N]	755.52	1171.20
-50.41%	150[N]	1134.30	1706.10
-83.04%	200[N]	1513.90	2771.10
-	250[N]	1894.40	3863.90
103.96%			

دراسة التوزيع الميكانيكي للإجهاد والانفعال في الزرعات السننية المصنوعة من PEEK مقارنة بزرعات التيتانيوم باستخدام طريقة العناصر المحدودة.

300[N]	2275.60	5050.40	- 121.94%
400[N]	3037.60	7451.60	- 145.31%
500[N]	3800.90	9978.30	- 162.52%
600[N]	4567.00	13674.00	- 199.41%
750[N]	5721.40	17318.00	- 202.69%
900[N]	8603.40	22239.00	- 158.49%

الجدول 6 يوضح قيم الانفعال الاعظمي الرئيسي الأعظمية بوحدة $\mu\epsilon$ عند كل قيمة من قيم القوى

المؤثرة وعلى كل زرعة من الزرعات المستخدمة.

الإجهاد الأعظمي الرئيسي في العظم

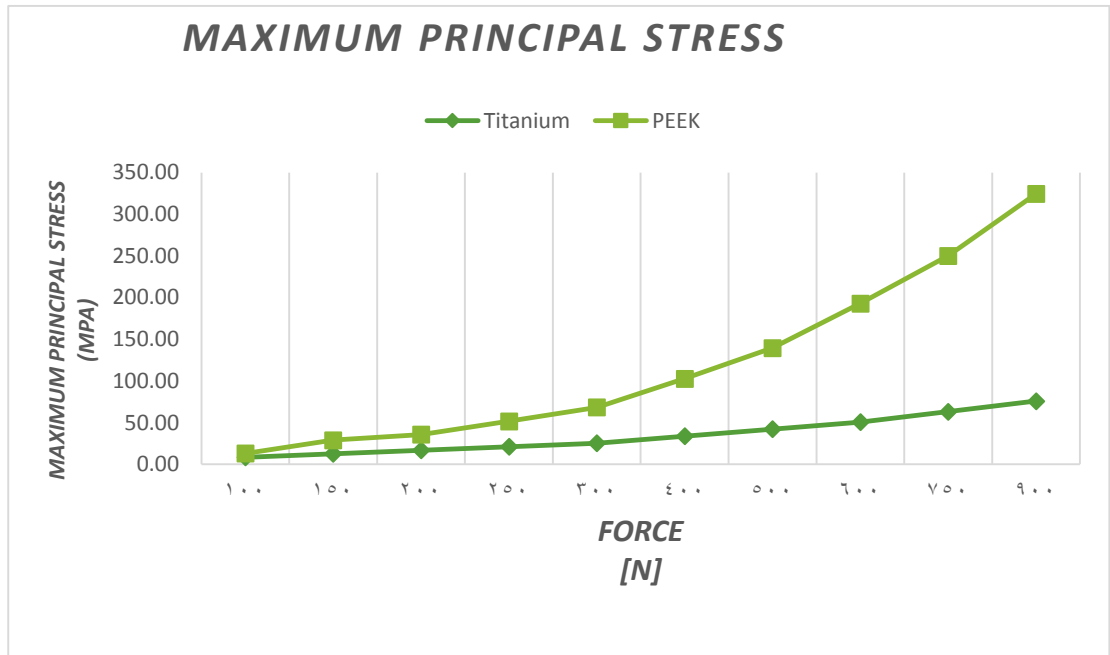
يُعدّ تحليل الإجهاد الرئيسي الأعظمي (Maximum Principal Stress) في العظم المحيط بالزرعة مؤشراً ميكانيكياً مباشراً لتقييم سلوك النسيج العظمي تحت تأثير الأحمال غير المحورية، إذ يعكس أعلى قيمة شدّ أو ضغط يتعرض لها العظم في نقطة معينة، ونظراً لأن العظم مادة هشة نسبياً وأكثر حساسية لإجهادات الشد مقارنة بالقص، فإن دراسة الإجهاد الرئيسي الأعظمي تُعد أكثر ملاءمة لتفسير احتمالية بدء التشققات المجهرية أو تحفيز عمليات إعادة التشكيل العظمي في المناطق ذات التركّزات الإجهادية المرتفعة، لا سيما في العظم القشري العنقي.

أظهر تحليل الإجهاد الرئيسي الأعظمي تحت تحميل مائل بزاوية 45° وضمن مجال قوى يتراوح بين (900N-100) زيادةً تدريجية منتظمة في جميع النماذج المدروسة، سجّل نموذج التيتانيوم أدنى قيم إجهاد عبر مختلف مستويات التحميل، إذ تراوحت القيم بين 8.45MPa عند 100N و 75.87MPa عند 900، مما يدل على تقليل انتقال الإجهادات الشدية إلى العظم نتيجة الصلابة المرتفعة للمادة.

في المقابل، أظهر PEEK النقي أعلى القيم المسجلة، حيث ارتفع الإجهاد الرئيسي الأعظمي من 13.08MPa عند 100 نيوتن إلى 324.48MPa عند 900N، ما يشير إلى انتقال حمل أكبر إلى العظم القشري مع زيادة القوة المطبقة.

دراسة التوزيع الميكانيكي للإجهاد والانفعال في الزرعات السنية المصنوعة من PEEK مقارنة بزرعات التيتانيوم باستخدام طريقة العناصر المحدودة.

تركزت القيم العظمى للإجهاد الرئيسي في منطقة العظم القشري المحيط بعنق الزرعة واللفات الأولى من القلاووظ، مع تناقص تدريجي باتجاه المناطق الأبعد، وهو نمط يتماشى مع آلية انتقال الحمل تحت التحميل المائل. كما كانت القيم المتوسطة أقل بكثير من القيم العظمى، مما يدل على أن تركّز الإجهاد كان موضعياً، وتشير النتائج إلى أن انخفاض معامل المرونة في المواد البوليمرية



يزيد من مقدار الإجهاد الشدي المنقول إلى العظم.

الاستنتاجات:

تم إجراء هذه الدراسة بطريقة رقمية ثلاثية البعد بهدف مواكبة التطور التكنولوجي الحاصل في العالم والاستناد إلى بيانات برمجية موثوقة من حيث النتائج ويمكن استخلاص الاستنتاجات التالية:

- 1- أظهرت النتائج أن معامل مرونة المادة الزرعية يُعد العامل الحاسم في تحديد مقدار الإجهاد الرئيسي الأعظمي والانفعال المنقول إلى العظم القشري، حيث سجّل التيتانيوم أدنى القيم المطلقة، في حين ارتفعت القيم بشكل ملحوظ مع PEEK النقي.
- 2- تجاوزت قيم الإجهاد الرئيسي الأعظمي في PEEK النقي الحدود التقريبية لتحمل العظم القشري لإجهاد الشد عند الأحمال المرتفعة، مما يشير إلى احتمال زيادة مخاطر فرط التحميل الموضوعي مقارنة بالتيتانيوم.
- 3- تركزت القيم العظمي للإجهاد الرئيسي في العظم القشري المحيط بعنق الزرعة واللفات الأولى، مما يؤكد أن التحميل المائل يمثل السيناريو الأكثر حرجاً ميكانيكياً، ويستدعي اختيار مادة تحقق توازناً بين تقليل الإجهادات الشدية ومنع الحجب الإجهادي طويل الأمد.

التوصيات:

- 1- استخدام الزرعات البوليميرية كبداية عن زرعات التيتانيوم في مستقبل الزرعات الحديثة
- 2- مقارنة نتائج الدراسة مع نتائج مخبرية.
- 3- دراسة تأثير تدعيم زرعات PEEK في تحسين خواصه الميكانيكية.

المراجع

- 1– Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone–dental implant interface. Clin Mater. 1992;10(3):153–201. doi:10.1016/0267-6605(92)90049-Y
- 2– Frost HM. Bone “mass” and the mechanostat: A proposal. Anat Rec. 1987;219(1):1–9. doi:10.1002/ar.1092190104
- 3– Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585–598. doi:10.1067/mpr.2001.115251
- 4– Himmlová L, Dostálová T, Kácvský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. J Prosthet Dent. 2004;91(1):20–25. doi:10.1016/j.prosdent.2003.10.003

- 5- Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys.
Mater Sci Eng C. 2008;28(1):1–9. doi:10.1016/j.msec.2006.12.002
- 6- Geetha M, Singh AK, Asokamani R, Gogia AK. Ti based
biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review.
Prog Mater Sci. 2009;54(3):397–425.
doi:10.1016/j.pmatsci.2008.06.004
- 7- Schwitalla AD, Müller WD. PEEK dental implants: A review of the
literature. J Oral Implantol. 2013;39(6):743–749.
doi:10.1563/AAID-JOI-D-11-00002
- 8- Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK.
Int J Mol Sci. 2014;15(4):5426–5445. doi:10.3390/ijms15045426
- 9- Akca, K.; Iplikcioglu, H. Finite element stress analysis of the influence
of staggered versus straight placement of dental implants. Int. J. Oral
Maxillofac. Implants 2001, 16, 722–730. [PubMed].
- 10- Teixeira, E.R.; Sato, Y.; Akagawa, Y.; Shindoi, N. A
comparative evaluation of mandibular finite element models with
different lengths and elements for implant biomechanics. J. Oral
Rehabil. 1998, 25, 299–303. [CrossRef].

- 11- Pierrisnard, L.; Hure, G.; Barquins, M.; Chappard, D. Two dental implants designed for immediate loading: A finite element analysis. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2002, 17, 353–362. [PubMed]
- 12- Kumar, s, et al, (2019), "Effect of nano-sic dispersion on the fracture toughness and impact strenght of PEEK composites"
- 13- E. Menacho-Mendoza a, R. Cedamano-Cuenca b, "Stress analysis and factor of safety in three dental implant systems by finite element analysis" Production and hosting by Elsevier B.V. on behalf of King Saud University. This is an open access article under theCCBY-NC-NDlicense (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).
- 14- Andrii Kondratiev 1,2,* , Vladislav Demenko" Evaluation of Bone Turnover around Short Finned Implants in Atrophic Posterior Maxilla: A Finite Element Study" Prosthesis 2024, 6, 1170–1188. <https://doi.org/10.3390/prosthesis6050084>
<https://www.mdpi.com/journal/prosthesis>

-
- 15- Ivan gialain et all, 2022, "Peri-implant bone resorption risk of anterior maxilla narrow single implants", VOL9, BIOMATERIAL INVESTIGATIONS IN DENTISTRY.
- 16- Geetha M, Singh AK, Asokamani R, Gogia AK. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. Prog Mater Sci. 2009;54(3):397–425.
- 17- Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. Mater Sci Eng A. 1998;243(1-2):231–236.

