

دراسة تأثير مواد التعويض في تقنية All On 4 في توزيع الإجهادات بطريقة تحليل العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد "دراسة تحليلية عددية"

جودي سويدان*

علاء سلوم**

الملخص

خلفية البحث وهدفه: دراسة توزيع الإجهادات في تعويضات الفك السفلي باستخدام تقنية All on 4 في العظم والغرسات، وهيكل التعويض وذلك باختلاف مادة الهيكل باستخدام تحليل العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد. مواد وطرائق البحث: بُني نموذج رقمي ثلاثي الأبعاد لفك سفلي أردني؛ لتعويض كامل له اعتماداً على صورة شعاعية مقطعية محوسبة ذات حزمة مخروطية CBCT، ثم صممت نماذج الغرسات مع دعوماتها بتقنية All on 4 بإمالة غرسات وحشية 30°، وتصميم هيكل تعويضي، وأنشئت ثلاث مجموعات دراسة حسب مادة الهيكل: كروم، وكوبالت، وزركونيا، وPEEK. وطبقت قوة عمودية بين الثنيتين 100 نيوتن، وأجري تحليل العناصر المنتهية للحصول على توزيع الإجهادات في الغرسات والعظم المحيط بها وهيكل التعويض. النتائج: أظهر نمودجا الكروم كوبالت والزركونيا توزيعاً متماثلاً للإجهادات، وأظهر نمودج PEEK أقل إجهاد في الهيكل، وأعلى إجهاد في العظم القشري والغرسات. الاستنتاجات: يظهر استخدام هياكل الكروم كوبالت والزركونيا توزيعاً جيداً للإجهادات في تعويضات All on 4 في الفك السفلي بينما تزيد مادة الـ PEEK من الإجهادات في الغرسات والعظم المحيط بها، وتحتاج إلى مزيد من الدراسات لفهم السلوك الميكانيكي الحيوي عند استخدامها في صنع الهيكل. الكلمات المفتاحية: تقنية All on 4، تحليل العناصر المنتهية، إجهاد، تعويضات فوق الغرسات.

* طالبة ماجستير - قسم تعويضات الأسنان المتحركة - كلية طب الأسنان - جامعة دمشق
** الأستاذ المشرف - قسم تعويضات الأسنان المتحركة - كلية طب الأسنان - جامعة دمشق

Effect of Prosthetic Materials on Stress Distribution in All On 4 Technique by 3D Finite Elements Analysis

Judy Swaydan*

Alaa Salloum**

Abstract

Background & Aim: to study the stress distribution in All on 4 mandibular prosthesis in the bone, implants and prosthesis of different framework materials using three-dimensional finite element analysis.

Materials and methods: A 3D model of an edentulous mandible was constructed from a CBCT scan, then implants and abutments models were designed by All on 4 concept with a 30° posterior tilted implants using three materials: chromium cobalt, zirconia, and PEEK. An axial load of 100 N was applied between the centrals, and finite element analysis was performed to obtain the distribution of stresses in the implants, the peri-implant bone and the framework.

Results: The chromium-cobalt and zirconia models showed a similar stress distribution, and the PEEK model showed the lowest stress in the framework and the highest stress in the cortical bone and implants.

Conclusions: The use of chromium-cobalt and zirconia frameworks showed a good stress distribution in All on 4 mandibular prosthesis, while PEEK increases the stress in the implants and its surrounding bone and needs more studies to understand the biomechanical behavior when used as a framework.

Keywords: All on 4 concept, finite element analysis, stress, implants overdentures.

*Master student - Department of removable prosthodontics - faculty of dentistry - Damascus University.

** Professor - Department of removable prosthodontics - faculty of dentistry - Damascus University.

المقدمة:

ووجدت الدراسات أن معظم مشاكل التعويض في نظام All on 4 هي الكسور في التعويضات الإكريلية من دون هيكل، إذ إن وجود هيكل للتعويض ضروري لنجاح النظام العلاجي المستخدم، كما يشكل اختيار مادة الهيكل عاملاً مهماً في انقاص المشاكل والمضاعفات الميكانيكية الحيوية، وتؤثر في الإجهاد المنتشر في الغرسات والتعويضات والعظم حول الغرسات؛ إذ ينتج عن زيادة تحميل مادة الهيكل انتقال إجهاد أعلى للنظام المدعوم بالغرسات. وهناك معلومات محدودة حول السلوك الميكانيكي الحيوي للهيكل المصنوعة من المواد المختلفة في التعويضات فوق الغرسات، وتأثيرها المحتمل في توزيع الإجهاد في العظم حول الغرسات، وهو أمر بالغ الأهمية لتحقيق نجاح التعويض على المدى الطويل (Borie et al., 2015).

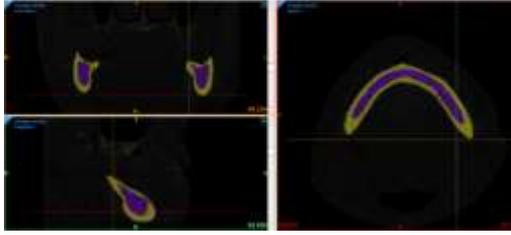
تستخدم الهياكل المعدنية بشكل شائع في مثل هذه الأنظمة لما تتمتع به من خواص ميكانيكية فيزيائية ممتازة وتوافق حيوي جيد مثل خلائط الكروم كوبالت التي استُعملت في المجال السني نظراً لتكلفتها المنخفضة، ومعامل مرونتها العالي ومقاومتها للسحل والتآكل، واستخدمت الزركونيا أيضاً كمادة لصنع الهيكل، فهي تقدم خياراً تجميلاً بديلاً للهياكل المعدنية بسبب خصائصها التجميلية الممتازة والخصائص الميكانيكية الفريدة، وإنقاص ردود الفعل الالتهابية بالنسج المحيطة بالغرسات، لكن كانت النتائج متضاربة في الدراسات التي تبحث في تأثير الزركونيا في توزيع الإجهاد (Abduo et al., 2012).

وطُرح مؤخراً استخدام مادة PEEK كبديل عن المواد المعدنية في التعويضات المختلفة، حيث تمتلك هذه المادة معامل مرونة قريباً للعظم، وهي تشكل مادة مناسبة لصنع الهيكل نظراً لمقاومتها العالية للكسر، حيث إنه بالمقارنة مع المعادن المستخدمة في طب الأسنان فإنها أكثر جمالاً وتوافقاً حيويًا واستقراراً وأقل جذباً لترسب القلح وذات درجة

يؤدي فقدان كامل الأسنان إلى حدوث العديد من المشاكل عند المرضى، وقد يكون تدبير هذه المشاكل باستعمال الأجهزة التعويضية الكاملة. إن استعمال الأجهزة الكاملة للفك السفلي أكثر صعوبة مقارنة مع الفك العلوي بسبب حركته ورقّة الغشاء المخاطي المغطي للحافة السنخية، وقلة مناطق الدعم، بينما يمتلك الفك العلوي أنسجة ليفية سميكة، ومناطق دعم أكبر مما يجعل الأجهزة التعويضية العلوية أكثر نجاحاً (Chee et al., 2006).

ويواجه مستخدمو الأجهزة الكاملة السفلية العديد من المشاكل منها عدم استقرار الجهاز الذي يؤدي إلى زيادة امتصاص العظم، ومن ثم صعوبة التحكم في حركة الجهاز خلال الوظيفة (Gul et al., 2018)، وهذا ما دفع إلى البحث عن خيارات علاجية أخرى، وقد قدمت التعويضات فوق الغرسات خياراً علاجياً جيداً يحسن من ثبات واستقرار ودعم الأجهزة السفلية (Misch, 2007)، لكن استمرار الامتصاص العظمي في الفك السفلي نتيجة العديد من العوامل التشريحية والحيوية يجعل خيار التعويض فوق الغرسات في بعض حالات مرضى الدرد الكامل شبه مستحيل دون الحاجة إلى إجراءات جراحية معقدة وفترات شفاء طويلة خلال عملية نقل العصب أو إجراءات التطعيم (Taruna et al., 2014)، لذا أُقترح استخدام الغرسات المائلة في مثل هذه الحالات مما يتيح الغرس في الناحية الأمامية من الفك السفلي الأكثر كثافة، والتعويض عن الأسنان الخلفية دون امتداد طويل للجناح، وطُورت هذه التقنية بتطبيق أربع غرسات فقط لإعادة تأهيل كامل الفك السفلي، فقد قدّم Paulo Malo مفهوم العلاج All on 4 الذي يؤمن تعويضاً كاملاً وفورياً على أربع غرسات بوضع غرسيتين أماميتين مستقيمتين وغرسيتين خلفيتين مائلتين أمام الثقب الذقنية في الفك الأدر (Ho, 2012).

امتصاص عظمي خلفي ثنائي الجانب، واستخدم برنامج معالجة الصور الشعاعية Mimics® من شركة (Materialies N.V., Leuven, Belgium) لتحديد الأنسجة المختلفة من عظم قشري وعظم إسفنجي على شكل أقنعة Masks في المقاطع الشعاعية ثنائية الأبعاد (الشكل 1).



الشكل (1): أقنعة كل من العظم القشري والعظم الإسفنجي

ثم جرى تحويل هذه الأقنعة إلى نماذج حاسوبية ثلاثية الأبعاد، وبالطريقة نفسها صُمم التعويض الأكريلي الخاص بالمرضى.

وَأُدخِلت نماذج غرسات ودعامات (مستقيمة ومائلة متعددة الوحدات) NobelSpeedy™ Replace ذات الاتصال الداخلي المأخوذة من شركة Nobel, Biocare الأمريكية، حيث وضعت الغرسات ضمن نموذج الفك بطول 11 ملم وقطر 4 ملم للغرسة (الغرسات الوحشيتان أمام النقبين الذقنيتين ب 7 ملم مكان الضواحك الأولى، والغرسات الأماميتان عموديتان وأبعد ما يمكن عن بعضهما بحيث تتوفر مسافة 5 ملم على الأقل بين الغرسات الأنسية والوحشية)، وصُمم الهيكل بما يتناسب مع التعويض بحيث كان ارتفاعه 6 ملم وعرضه 5 ملم باستخدام برنامج Solidworks®، وقد كان طول الجناح التعويضي في هذه الدراسة 10 ملم وبعد ذلك وضع الهيكل على دعومات الغرسات، وثبَّت بواسطة البراغي باستخدام أدوات هذا البرنامج أيضاً كما في الشكل (2).

تلون منخفضة، مما شجع على استخدامها كمادة لصنع الهيكل في التعويضات فوق الغرسات (Skirbutis et al., 2017).

ونظراً لقلّة الدراسات التي بحثت في السلوك الميكانيكي الحيوي لهذه المواد، وجدنا أنه من الضروري دراسة تأثير مواد الهيكل المختلفة في توزع الإجهادات عند استخدام نظام All on 4 في تعويضات الفك السفلي الأدرد وذلك باستخدام تحليل العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد، وقد أثبت هذا التحليل أنه أداة مفيدة عند تقييم الأنظمة المعقدة التي يصعب اختبارها بواسطة التجارب السريرية والمخبرية التقليدية، ويعد تحليل العناصر المنتهية وسيلة غير راضية لدراسة الأحداث الميكانيكية الحيوية المرافقة للتحميل الوظيفي، إذ لا تحتاج إلى العديد من العينات التي تحتاجه الدراسات المخبرية والسريرية، وتجنبنا الضرر المحتمل عند تطبيق مواد جديدة أو خطط علاج جديدة على المرضى (Gultekin et al., 2012).

الهدف من البحث:

دراسة توزع الإجهادات عند استخدام تقنية All on 4 للتعويض فوق الغرسات في الفك السفلي الأدرد في:
- الغرسات والعظم المحيط بها.
- مادة التعويض.

باختلاف مادة الهيكل بين كروم كوبالت وزيركونيا و PEEK باستخدام تحليل العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد.

مواد البحث وطرقه:

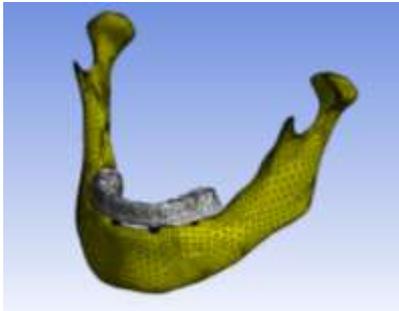
شملت عينة الدراسة نموذجاً حاسوبياً ثلاثي الأبعاد مأخوذاً من صورة مقطعية محوسبة بالحزمة المخروطية CBCT لفك سفلي أدرد لذكر يبلغ من العمر 65 عاماً يعاني من

والتعويض هي مواد مرنة خطياً، متجانسة، ومتماثلة الخواص، وعُرِّفَت المواد المذكورة في الجدول (1) من خلال معرفة قيم معامل المرونة Young's Modulus of Elasticity ونسبة بواسون Poisson's Ratio لكل مادة، وحُصِّلَ على القيم من دراسة (Dayan *et al.*, 2021).

الجدول (1): خصائص المواد

المادة	معامل المرونة	نسبة بواسون
العظم القشري	13 GPa	0.3
العظم الإسفنجي	1.4 GPa	0.3
التيتانيوم	102 GPa	0.35
الإكريل	2.7 GPa	0.35
الكروم كوبالت	220 GPa	0.3
الزركونيا	200 GPa	0.4
PEEK	4.2 GPa	0.36

3- جرى بعد ذلك تقسيم النموذج إلى عناصر Elements عن طريق عملية الربط الشبكي الحجمي Volumetric Meshing ، فقد قُسمَ النموذج إلى شبكة Mesh من العناصر ذات الشكل رباعي الوجوه Tetrahedral (Elements حيث بلغ عدد العناصر 125293 وعدد العقد 239040 كما في الشكل (4)).



الشكل (4): الربط الشبكي Mesh ضمن برنامج Ansys®



الشكل (2): الهيكل مع الدعامات والغرسات

تم تحويل مكونات نموذج الفك السفلي الأدرى الى نموذج صلب باستخدام برنامج PowerSHAPE وإضافة نماذج الغرسات والهيكل والتعويض الإكريلي لنموذج الفك السفلي كما يوضح الشكل (3).



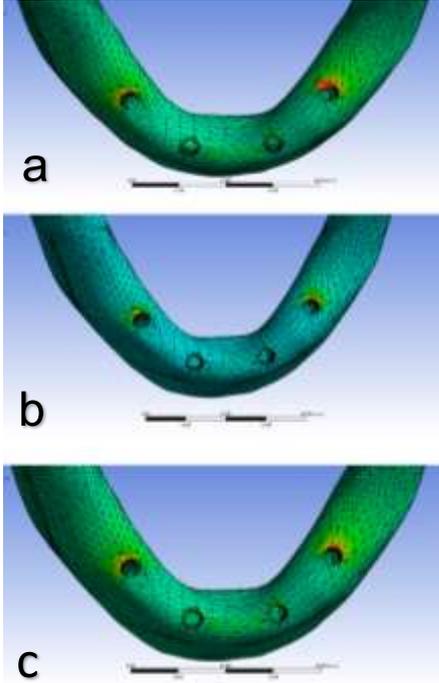
الشكل (3): نموذج الفك السفلي مع الغرسات والدعامات والتعويض ضمن برنامج PowerShape

بعد ذلك نقل النموذج الهندسي إلى برنامج تحليل العناصر المنتهية Ansys® Workbench™، وعُمِلَ العمل وفق الخطوات الآتية:

1- التأكد من سطوح التماس بين أجزاء النموذج وربطها على طول حدودها مع بعضها لضمان الاستمرارية أثناء الإزاحة أو التحميل.

2- تعريف خصائص المواد: يعد النسيج العظمي مادة غير متجانسة وغير متماثلة الخواص، ولكن نظراً لصعوبة تمثيل السلوك اللاخطي وعدم التجانس في بنية العظم افترضت هذه الدراسة أن كل من العظم والغرسات والدعامات والهيكل

دراسة قيم الإجهاد الأساسي الأعظمي في العظم: أظهرت جميع النماذج توزيعاً متماثلاً للإجهادات في العظم القشري والعظم الإسفنجي، فقد تركزت القيم العظمي للإجهادات وحشي الغرسات الخلفية في النماذج الثلاثة كما يبين الشكل (5) والشكل (6)، وأظهر نموذج الـ PEEK قيماً أعلى للإجهادات الأساسية الأعظمية في العظم القشري، بينما أظهر النموذجان Zr و Cr-Co قيماً أقل ومتماثلة تقريباً، ولم يكن الفرق ذا أهمية بين القيم العظمي للإجهادات في النماذج الثلاثة في العظم الإسفنجي.



الشكل (5): توزيع الإجهادات الأساسية الأعظمية في النماذج الثلاثة في العظم القشري a: Co-Cr، b: PEEK، c: Zr

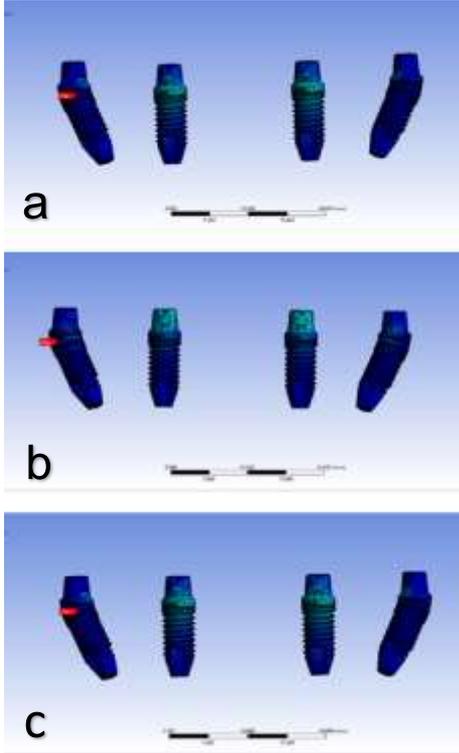
4- تعريف الشروط الحدية: تمت محاكاة قوة العض عن طريق منع الفك السفلي من الحركة بتثبيت كل من اللقمتين الفكيتين ومكان ارتكاز كل من العضلتين الماضغتين والجناحييتين الأنسيين، ، وقد حُصِلَ الحصول على مساحة ارتكاز العضلات الماضغة والجناحية الأنسية من (Snell, 2011)، وتم تطبيق قوة عمودية 100 نيوتن بين التثبيتين الأماميتين لمحاكاة قوة القطع. وانطلاقاً من هدف هذه الدراسة دُرِسَ الإجهاد الأساسي الأعظمي (إجهاد شد) في العظم القشري والعظم الإسفنجي والإجهاد المكافئ في الغرسات والهيكل كما في دراسات (Durkan et al., 2020; Haroun et al., 2021). وأنشئت ثلاثة مشاريع دراسة وتم تغيير مادة الهيكل بين المشاريع الثلاثة (Co-Cr, Zr, PEEK)، وتم إظهار النتائج بشكل توزيع لوني في النماذج.

النتائج:

يوضح الجدول (2) قيم الإجهادات في النماذج الثلاثة في كل من العظم القشري والإسفنجي والغرسات والهيكل.

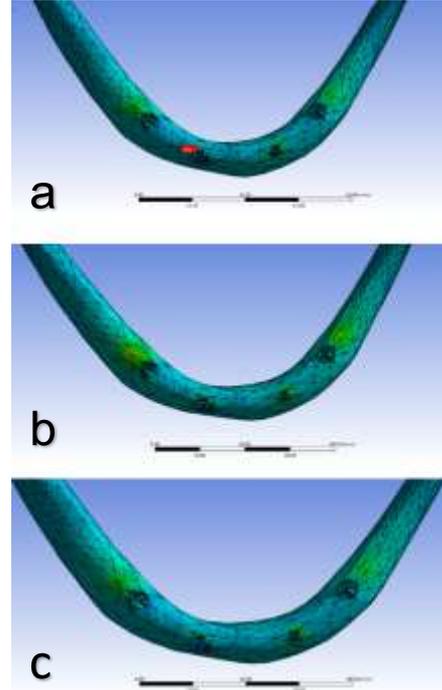
الجدول (2): قيم الإجهادات في النماذج الثلاثة في كل من العظم القشري والإسفنجي والغرسات والهيكل

	Chrome Cobalt	Zirconia	PEEK
Cortical (MPa) Max	5.4327	5.4631	8.0375
Cancellous (MPa) Max	0.51976	0.51949	0.45805
Implants (MPa) VM	52.172	52.107	80.345
Framework (MPa) VM	26.138	25.383	12.653



الشكل (7): توزيع الإجهاد المكافئ في الغرسات في النماذج الثلاثة
Zr :c ,PEEK :b ,Co-Cr :a

دراسة قيم الإجهاد المكافئ في الهيكل:
تركزت القيم الأعلى للإجهاد بقرب مكان اتصال الهيكل
عنقياً بدعامة الغرسة الأمامية كما يوضح الشكل (8).
وأظهر هيكل نموذج الـ PEEK أقل قيم إجهاد مكافئ، بينما
أظهر النموذجان Zr و Co-Cr قيماً أعلى ومتمثلة تقريباً.



الشكل (6): توزيع الإجهادات الأساسية الأخرى في النماذج الثلاثة
في العظم الإسفنجي a :Co-Cr ، b :PEEK ، c :Zr

دراسة قيم الإجهاد المكافئ في الغرسات:

تركزت القيم العظمى للإجهاد عند عنق الغرسة الخلفية في
كل نماذج الدراسة كما في الشكل (7). وأظهر نموذج الـ
PEEK أعلى قيم إجهاد، بينما أظهر النموذجان Zr و Co-
Cr قيماً أقل ومتمثلة تقريباً.

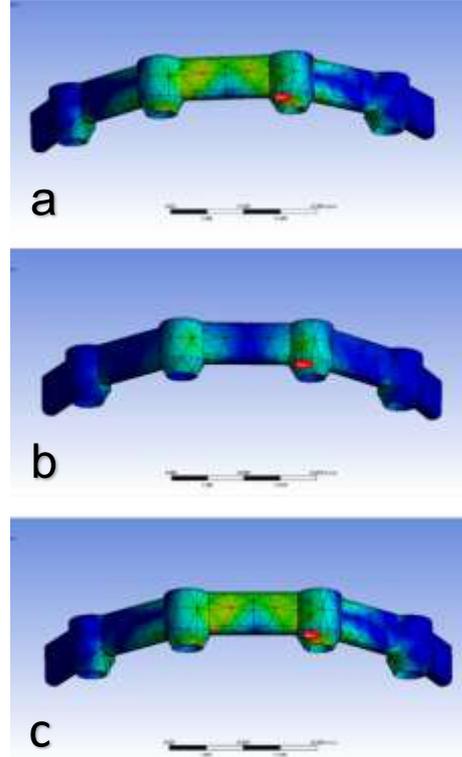
مناسبة دون إجراءات جراحية معقدة وفترات استشفاء طويلة، لكن طريقة وضع الغرسات تعدلت مع الوقت باستخدام 4 غرسات من أجل إعادة تأهيل كامل الفك السفلي الأدرد إذ قدّم مفهوم All on 4 طريقةً فعالةً لمعالجة الفك الضامر وذلك بإمالة الغرسات الخلفية وحشياً من أجل إنقاص طول الجناح والسماح بتعويض يحمل 12 سنّاً، ومن ثم تحسين الفعالية الماضغة (Maló et al., 2015)، وقد وجدت الدراسات أن وجود الجناح يزيد من الإجهاد على الغرسات الخلفية؛ لذا يجب الإنقاص من طول الجناح ما أمكن (Silva et al., 2010)، وقد كان طول الجناح التعويضي في هذه الدراسة 10 ملم، حيث يمكن السماح لطول جناح خلفي من 10-12 ملم في تعويضات الفك السفلي.

ووضعت الغرسات الوحشية في دراستنا الحالية بدرجة إمالة 30°؛ إذ وجدت الدراسات أن درجة الإمالة 30° هي الأنسب، وخفضت الإجهادات في العظم حول الغرسات، واستخدمت في العديد من الدراسات السابقة (Dayan et al., 2021; Maló et al., 2015).

ومن الضروري فهم المفاهيم الأساسية للميكانيك الحيوي لغرس الأسنان من أجل ضمان النجاح طويل الأمد للتعويضات فوق الغرسات؛ لتجنب التحميل الزائد على العظم وما يترتب عليه من فشل الغرسات.

وتتمثل وظيفة الهيكل في هذا النوع من العلاجات في تجبير الغرسات معاً من أجل الدعم مما يسمح بتوزيع متساوٍ للإجهاد من الهيكل للغرسات (Maló et al., 2015).

ومن المنظور التاريخي لمواد الهيكل فقد تطور استخدام معادن نبيلة مثل الذهب والفضة وخليط المعادن الأساسية مثل النيكل والكروم إلى التيتانيوم والزركونيا التي توفر تقبلاً حيوياً ومقاومةً للتآكل وإمكانية استخدام التصميم والتصنيع بمساعدة الحاسوب (CAD/CAM) وهو تحسن مهم



الشكل (8): توزيع الإجهاد المكافئ في الهيكل في النماذج الثلاثة a: Zr : c , PEEK : b , Co-Cr

المناقشة:

يواجه مستخدمو الأجهزة الكاملة التقليدية عدداً من المشكلات بشكل يومي مثل عدم استقرار الأجهزة، وعدم القدرة على مضغ الطعام، وانخفاض الثقة بالنفس وانخفاض جودة الحياة والتواصل الاجتماعي، وقد أحدثت التعويضات المدعومة بالغرسات ثورة في تعويض الدرد الكامل؛ إذ تساعد الغرسات السنية في تحسين وظيفة قاعدة الجهاز السني، وذلك بتحسين الدعم والاستقرار، وقد يؤثر الاستخدام الطويل للتعويضات الكاملة في الامتصاص العظمي ولاسيما في المنطقة الخلفية للفك السفلي الأدرد (Oh et al., 2020)

ويعقد الامتصاص الكبير للعظم في الناحية الخلفية من الفك السفلي خطة العلاج بسبب صعوبة تطبيق غرسات

واستخدمت مادة الأكريل للجهاز التعويضي في هذه الدراسة؛ إذ اقترح استخدام الراتنج الأكريلي كمادة للتعويض لتوفير امتصاص أكبر للصدمات من القوى المؤثرة في التعويض (Ciftçi et al., 2000).

الإجهاد الأساسي الأعظمي في العظم:

وجدت هذه الدراسة أن القيم العليا للإجهادات في العظم القشري بعيدة عن حد المتانة، على أنه يحدث التحميل الزائد عندما تتجاوز قيمة الإجهاد الأساسي الأعظمي 100-130 MPa، وسجل نموذج هيكل PEEK قيم إجهاد أعلى بنسبة 48% من قيم الإجهاد في النماذج الأخرى في العظم القشري، فتركزت الإجهادات وحشي الغرسات الخلفية حيث انتقلت إجهادات أعلى إلى المنطقة البعيدة عن منطقة تطبيق القوة بسبب زيادة إجهاد الشد، واتفقت هذه النتائج مع نتائج دراسة (Sirandoni et al., 2019) التي وجدت أن نموذج هيكل PEEK قد سجل قيمة أعلى للإجهادات في العظم حول الغرسات، ودراسة (Lee et al., 2017) التي أظهرت تسجيل قيمة أعلى للإجهادات في مناطق بعيدة عن مكان تطبيق القوة، حيث قارنت بين هياكل الـ Ti و Zr و PEKK وقد سجلت هذه الدراسة في نموذج هيكل PEKK أعلى إجهاد أساسي أعظمي في العظم مما يثبت فرضية أن المواد ذات معامل المرونة المنخفض تنقل إجهادات أعلى إلى العظم من المواد ذات معامل المرونة العالي صحيحة في هذه الحالة.

لم يتجاوز الفرق بين القيم العليا للإجهادات في العظم الإسفنجي بين النماذج الثلاثة 0.1 MPa، واتفقت هذه النتائج مع دراسة (Dayan et al., 2021) التي وجدت قيمة متماثلة للإجهاد الأساسي الأعظمي في العظم الإسفنجي، واختلفت مع دراسة (Sirandoni et al., 2019) التي وجدت أن نماذج هياكل PEEK و PEKK سجلت أعلى قيم للإجهاد الأساسي الأعظمي في العظم الإسفنجي، بينما

لتحقيق توافق أفضل بين الهيكل والغرسات (Drago et al., 2015; Maló et al., 2012)، ومن ثم اقترح الباحثون استبدال الهياكل التعويضية القاسية مثل الزركونيا والكروم كوبالت التي لديها معاملات مرونة عالية بالهياكل المصنوعة من البوليمير مثل البولي إيثير كيتون PEEK؛ لأن هذه المواد لها العديد من المزايا مثل انخفاض التكلفة، والوزن الخفيف، وامتصاص الصدمات (Wagner et al., 2018).

وتدعم العديد من الدراسات استخدام المواد القاسية ذات معامل المرونة العالي؛ لتحقيق توزيع أفضل للإجهاد وإنقاص الإجهاد في العظم حول الغرسات (Bacchi et al., 2013)، في حين أظهرت بعض الأبحاث أن استخدام هذه المواد غير البوليميرية ينقل المزيد من الإجهاد إلى الغرسات والعظم حولها (Castorina 2019).

ويمكن تخفيض المشاكل الميكانيكية التي لها علاقة بالتعويضات طويلة الأمد بالاختيار المناسب لمادة الهيكل (Durkan et al., 2020)، ويعد تحليل العناصر المنتهية أداة قوية لدراسة سلوكيات الميكانيك الحيوي للأشكال الهندسية المعقدة مثل الفك السفلي، وقد يوفر معلومات لاتزال غير متوفرة سريرياً، ولذلك في هذه الدراسة أختير تحليل العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد؛ لدراسة توزيع الإجهادات في العظم والغرسات ومادة التعويض عند تغيير مادة الهيكل بين الكروم كوبالت والزركونيا والـ PEEK في تعويضات الـ All on 4، حيث قد وجدت العديد من الدراسات أنه من الممكن إثبات أن مادة صنع التعويض يمكن أن تكون ذات علاقة بتوزيع الإجهادات في العظم حول الغرسات في مفهوم All on 4 ولكن هذا لا يمكن تأكيده بسبب الشروط غير المتجانسة للدراسات (Vaitiekūnas et al., 2020).

التعويض، ويمكننا افتراض أن المواد ذات معامل المرونة الأعلى مثل الزركونيا و Co-Cr تقاوم الالتواء بشكل أكبر، ومن ثم تميل إلى تبديد الإجهادات، وهذا يتفق مع دراسة (Dayan et al., 2021)، بينما أظهرت دراسة (Haroun et al., 2021) أقل قيم للإجهاد في هيكل PEEK عند مقارنته بالتيتانيوم، ولكن اختلفت هذه النتائج باختلاف المادة المغطية للهيكل واختلاف طبيعة الأسنان في الفك المقابل (أسنان طبيعية، وتعويضات ثابتة، وتعويضات فوق الغرسات، وتعويضات أكريلية بنظام All on 4).

الاستنتاجات:

ضمن حدود هذه الدراسة يمكن استنتاج الآتي:

- 1- أظهر استخدام مادتي الزركونيا والكروم كويال كمادة لصنع الهيكل في التعويضات بتقنية All on 4 في الفك السفلي توزعاً جيداً مماثلاً للإجهادات في العظم والغرسات والهيكل التعويضي.
- 2- أدى استخدام مادة الـ PEEK لصنع الهيكل إلى تخفيض الإجهادات ضمن الهيكل التعويضي، ولكنه نقل إجهادات أعلى إلى العظم والغرسات.
- 3- أظهرت نتائج هذه الدراسة أن الإجهادات في النماذج الثلاثة كانت ضمن الحدود الطبيعية، ولكن تحتاج مادة الـ PEEK إلى مزيد من الدراسات؛ لفهم السلوك الميكانيكي الحيوي لها عند استخدامها كمادة لصنع الهيكل في التعويضات فوق الغرسات.

سجلت نماذج Cr-Co و الزركونيا قيماً أدنى ومتماثلة، وقد يعود هذا الاختلاف إلى عدم استخدام مادة مغطية فوق الهيكل في هذه الدراسة التي قد يكون لها تأثير في انتقال الإجهادات إلى العظم.

الإجهاد المكافئ في الغرسات:

ينتقل الإجهاد من الغرسات السنية إلى العظم عبر سطح اتصال الغرسة بالعظم، وهذا ما ظهر في نتائج الدراسة الحالية، فقد توافقت أماكن أعلى قيم للإجهاد في الغرسات مع أعلى قيم للإجهاد في العظم المحيط بها.

وشهدت القيم العليا للإجهادات في المنطقة العنقية للغرسات الخلفية في النماذج الثلاثة، وهذا يتفق مع دراسة (Durkan et al., 2020)، ودراسة (Dayan et al., 2021)، وإن هذه النتائج تتوافق مع المشاهدات السريرية التي تُظهر الامتصاص العظمي أكثر حول الغرسات الخلفية من الغرسات الأمامية.

وأظهرت نماذج Cr-Co والزركونيا قيماً أقل بنسبة 52% من نموذج PEEK، وهذا قد يعود إلى أن مادة الـ PEEK عند استخدامها كمادة هيكل أدت إلى انحناء أكبر في التعويض تحت قوى التحميل الأمامية، ومن ثم ولدت قوى انحناء أكبر في الغرسات.

الإجهاد المكافئ في الهيكل:

أبدت النتائج تركّز القيم العليا للإجهادات في مادة الهيكل عند مكان اتصال الهيكل بالدعامة عنقياً، وهذا يتفق مع دراسة (Dayan et al., 2021).

وقد أظهر نموذج هيكل الـ PEEK أقل قيم للإجهاد المكافئ في الهيكل، لكنه قد ينقل إجهادات أكبر إلى بقية مكونات

References:

1. Abduo, J., & Swain, M. "Influence of vertical misfit of titanium and zirconia frameworks on peri-implant strain." *Int J Oral Maxillofac Implants*, (2012); 27(3): 529-536 .
2. Borie, E., Orsi, I. A., & de Araujo, C. P. (2015). The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontol Scand*, 73(5), 321-9.
3. Castorina, G. (2019). Carbon-Fiber Framework for Full-Arch Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Supporting Resin-Based Composite and Lithium Disilicate Ceramic Crowns: Case Report and Description of Features. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 39(2), 175–184.
4. Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Treatment planning of the edentulous mandible. *Br Dent J*, 201(6), 337-47.
5. Ciftçi, Y., & Canay, S. (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15(4), 571-82.
6. Dayan, S. C., & Geckili, O. (2021). The influence of framework material on stress distribution in maxillary complete-arch fixed prostheses supported by four dental implants: a three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 1-12.
7. Durkan, R., Oyar, P., & Deste, G. (2020). Effects of Cantilever Length and Implant Inclination on the Stress Distribution of Mandibular Prosthetic Restorations Constructed from Monolithic Zirconia Ceramic. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 35(1), 121-129.
8. Gul, M., Ghafoor, R., & Nazeer, M. R. (2018). Prosthetic rehabilitation of edentulous mandible with two-implant retained fixed hybrid prosthesis: A case report. *J Pak Med Assoc*, 68(12), 1828-1832.
9. Gultekin, B. A., Gultekin, P., & Yalcin, S. (2012). Application of finite element analysis in implant dentistry: INTECH Open Access Publisher, 13(3): 21-54 .
10. Haroun, F., & Ozan, O. (2021). Evaluation of Stresses on Implant, Bone, and Restorative Materials Caused by Different Opposing Arch Materials in Hybrid Prosthetic Restorations Using the All-on-4 Technique. *Materials (Basel)*, 14(15).
11. Ho, C. J. A. D. J. (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The all-on-4 immediate function concept. 23, 138-48.
12. Lee, K. S., Shin, S. W., Lee, S. P., Kim, J. E., Kim, J. H., & Lee, J. Y. (2017). Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *Int J Prosthodont*, 30(6), 581-585.
13. Maló, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Ferro, A., & Gravito, I. (2015). All-on-4@ Treatment Concept for the Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible: A 7-Year Clinical and 5-Year Radiographic Retrospective Case Series with Risk Assessment for Implant Failure and Marginal Bone Level. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17 Suppl 2, e531-41.
14. Silva, G. C., Mendonça, J. A., Lopes, L. R., & Landre, J., Jr. (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25(2), 239-46.
15. Sirandoni, D., Leal, E., Weber, B., Noritomi, P. Y., Fuentes, R., Borie, E. J. I. J. o. O., et al. (2019). Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. 34(6).
16. Skirbutis, G., Dzingutė, A., Masiliūnaitė, V., Šulcaitė, G., & Žilinskas, J. (2017). A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*, 19(1), 19-23.
17. Snell, R. S. (2011). *Clinical anatomy by regions*: Lippincott Williams & Wilkins.

18. Taruna, M., Chittaranjan, B., Sudheer, N., Tella, S., & Abusaad, M. (2014). Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *J Clin Diagn Res*, 8(10), Ze16-9. doi:10.7860/jcdr/2014/9648.5020
19. Vaitiekūnas, I., Klimenko, J., Ivanauskienė, E., & Žilinskas, J. (2020). Stress in the bone and prosthetic components due to "all-on-4" system with polyether-ether-ketone screwing prosthesis. Analysis using 3D finite element method. *Stomatologija*, 22(4), 125-128.
20. Wagner, F., Seemann, R., Marincola, M., & Ewers, R. (2018). Fiber-Reinforced Resin Fixed Protheses on 4 Short Implants in Severely Atrophic Maxillas: 1-Year Results of a Prospective Cohort Study. *J Oral Maxillofac Surg*, 76(6), 1194-1199.