

دراسة توزيع الإجهاد مع الأجهزة الفوقية السفلية المدعومة بالأسنان التقليدية أو ذات الوصلات التلسكوبية المرنة باستعمال طريقة تحليل العناصر المنتهية

نور محمد تحسين عجاج الكردي¹، أ. د. مهدي حسام السدي²

¹ ماجستير - قسم تعويضات الأسنان المتحركة - كلية طب الأسنان - جامعة دمشق.

² أستاذ دكتور - قسم تعويضات الأسنان المتحركة - كلية طب الأسنان - جامعة دمشق.

الملخص:

يعتمد النجاح طويل الأمد للأجهزة المتحركة الجزئية على المحافظة على سلامة البنى الداعمة وعلى توزيع القوى الوظيفية على كل من الدعامات السنية والحواف السنخية. الهدف: تهدف هذه الدراسة لتقييم توزيع الإجهاد مع الجهاز الفوقي السفلي المدعوم بنايبن التقليدي دون وصلات أو المثبت بوصلات تلسكوبية مرنة.

المواد والطرق: تم بناء نموذجين ثلاثي الأبعاد لتحليل العناصر المنتهية. تألف كل نموذج من عظم فك سفلي قشري، وعظم فك سفلي إسفنجي، ومخاطية فموية، ونايبن، ورباطين حول سنيين، وجهاز فوقي، وحشوات أملغم في نموذج الأجهزة التقليدية، ووصلات تلسكوبية مرنة في النموذج الآخر. صُدِّرَ النموذجان لبرنامج تحليل رياضي (Ansys, V15.0). عُدَّت جميع المواد متجانسة ومتماثلة الخواص وذات مرونة خطية. طُبِقَ حمل ثنائي الجانب بمقدار 120 نيوتن عمودي على الوهدة المركزية للأرحاء الأولى. تم حساب إجهاد فون ميسس للنايبن وللعظم القشري والإسفنجي.

النتائج: كانت القيمة العظمى لإجهاد فون ميسس في نموذج الجهاز الفوقي التقليدي هي (49.98، 9.14، 7.14، 1.55) ميغا باسكال لكل من الأنياب والعظم القشري حول الأنياب والعظم القشري عند النهاية الوحشية للجهاز والعظم الإسفنجي حول الأنياب على الترتيب. كانت القيمة العظمى لإجهاد فون ميسس في نموذج الجهاز الفوقي المثبت بالتيجان التلسكوبية المرنة هي (39.22، 4.74، 7.06، 1.05) ميغا باسكال لكل من الأنياب والعظم القشري حول الأنياب والعظم القشري عند النهاية الوحشية للجهاز والعظم الإسفنجي حول الأنياب على الترتيب.

الاستنتاجات: سبب الجهاز الفوقي التقليدي زيادة في الإجهادات المنتقلة للأنياب والعظم السنخي المحيط بها. عملت التيجان التلسكوبية المرنة على توزيع الإجهادات على كل من

تاريخ الإيداع: 2022/1/30

تاريخ القبول: 2022/6/13



حقوق النشر: جامعة دمشق -

سورية، يحتفظ المؤلفون بحقوق

النشر بموجب CC BY-NC-SA

الأنياب والعظم السنخي المحيط بها والارتفاع السنخي الداعم للجهاز. يفضل استعمال التيجان التلسكوبية المرنة كمثبتات للجهاز الفوقي في حال كان طول الجزء التاجي من الدعامات كافٍ.

الكلمات المفتاحية: تيجان تلسكوبية مرنة، جهاز فوقي، تحليل عناصر منتهية، توزع الإجهاد.

Finite element study of stress distribution with tooth-supported mandibular overdenture either traditional or retained by resilient telescopic crowns.

Nour M.T Ajaj AL-Kordy¹, Prof. Mohannad H AL-Saadi²

¹ MD. Department of Removable Prosthodontics – Faculty of Dentistry – Damascus University.

² Ph.D. Professor. Department of Removable Prosthodontics – Faculty of Dentistry – Damascus University.

Abstract:

Background: The removable partial denture must keep health of the remaining teeth and the supporting tissues through the distribution of chewing forces on the abutment teeth and alveolar process.

Aim of Research: This study aimed to evaluate stress distribution with canines supported mandibular overdentures, either traditional with no attachment, or retained by resilient telescopic crowns.

Materials and methods: Two 3-dimensional finite element models consisted of the cortical mandible bone, cancellous mandible bone, oral mucosa, canines, periodontal ligaments, amalgam restorations in traditional overdenture model, resilient telescopic crowns in the other model and overdenture were simulated. The models were imported into the mathematical analysis software Ansys Workbench V 15.0. All materials were considered to be homogeneous, isotropic and linearly elastic. A vertical bilateral load of 120 N was applied to the central fossa of the first molars. The von Mises stress was calculated for canines, cortical and cancellous bone.

Results: The maximum von Mises stress of the traditional overdenture model was 49.98, 9.14, 7.14, and 1.55 MPa for canines, cortical alveolar bone of canines, cortical alveolar bone at the distal end of the overdenture, and cancellous alveolar bone of canines, respectively. The maximum von Mises stress of the resilient telescopic crowns model was 39.22, 4.74, 7.06, and 1.05 MPa for canines, cortical alveolar bone of canines, cortical alveolar bone at the distal end of the overdenture, and cancellous alveolar bone of canines, respectively.

Conclusion: Traditional overdenture transfers more stress to the canines and alveolar bone of the canines. Resilient telescopic crowns distribute the stresses between canines, alveolar bone of canines and overdenture supporting alveolar bone. Resilient telescopic crowns are preferred when the abutment crowns height is sufficient.

Keywords: Resilient Telescopic Crowns, Overdenture, Finite Element Analysis, Distribution Of Stress.

Received: 30/1/2022

Accepted: 13/6/2022



Copyright: Damascus University- Syria, The authors retain the copyright under a **CC BY- NC-SA**

المقدمة:

أفضل مقارنة بالجهاز المتحرك الجزئي التقليدي ذي الضامات (Verma *et al*, 2013). تعمل الأجهزة الفوقية على تحسين الفعالية الماضية حيث يبدي مرضى الأجهزة الفوقية فعالية ماضغة مماثلة لما هي عليه عند مرضى الدرد الجزئي الطويل وأفضل مما هي عليه مع الأجهزة الفوقية المدعومة بالغرسات ومع الأجهزة الكاملة (Mercouriadis - Howald *et al*, 2018). وتزيد الأجهزة الفوقية من تقبل المرضى لأجهزتهم ورضاهم عنها (Dhir, 2005). قد تكون الوصلات المستخدمة مع هذه الأجهزة التعويضية الفوقية والمدعومة بالأسنان وصلات مستقلة لكل دعامة أو متصلة تربط الدعامة مع بعضها. كالوصلات العارضية والكروية ووصلات ERA والوصلات المغناطيسية (Schuch *et al*, 2013). يتعلق اختيار نظام الوصلات الأكثر ملاءمة بعوامل عديدة كعدد الأسنان المتبقية وموقعها وتباعدها وحالتها حول السنية (Sahin *et al*, 2012; Schuch *et al*, 2013).

تشتمل الأجهزة الفوقية ذات الوصلات التلسكوبية على تاج داخلي يلصق بإسمنت مناسب على الدعامة السنية ومن تاج خارجي يرتبط مع الجهاز المتحرك وينطبق على التاج الداخلي (Abbasi *et al*, 2020; Hakkoum & Wazir, 2018). تصنف التيجان التلسكوبية إلى مجموعتين رئيسيتين تيجان تلسكوبية صلبة وتيجان تلسكوبية مرنة ذات توافق خلوصي (clearance fit) (Seo *et al*, 2020; Sahin *et al*, 2012). التيجان التلسكوبية الصلبة إما أن تكون ذات جدران متوازية أو تيجان مخروطية ذات تصميم مستدق. يعتمد الثبات في الوصلات التلسكوبية ذات الجدران المتوازية على قوى الاحتكاك أثناء إدخال وإخراج الجهاز. أما في الوصلات التلسكوبية ذات الجدران المخروطية فيكون الاحتكاك بين التاجين فقط عندما يستقر الجهاز تماماً في مكانه وذلك بفعل الأثر الوتدي wedging effect. بينما في التيجان التلسكوبية المرنة فيُعمد إلى صنع (clearance fit) فراغ فيما بين التاجين الداخلي والخارجي (Sahin *et al*, 2012; Schwindling *et al*, 2014).

يوصى بالجهاز الفوقي عند المرضى المسنين ذوي الأسنان المتبقية القليلة العدد مع امتصاص شديد في الحافة السنخية (Kaur *et al*, 2019). حيث أنّ الجهاز الفوقي هو تعويض متحرك مدعوم بكلّ من الأسنان المثبتة والمخاطية والحافة العظمية السنخية (Jain *et al*, 2017). يستطب الجهاز الفوقي عندما لا يمكن الاستفادة من الأسنان الطبيعية المتبقية كدعامات لتعويض جزئي ثابت أو جزئي متحرك مثبت بالضامات، وذلك إما لتوزعها غير المناسب أو لفقدان الارتباط حول السني أو بسبب وجود متطلبات جمالية ووظيفية معقدة أو عند وجود سحل شديد (Mercouriadis-Howald *et al*, 2018).

حيث يجري تحضير هذه الدعامة وتقصيرها مما ينقص من حركتها ويحسن نسبة التاج إلى الجذر ويُنقص من قوى العتلة والإجهاد الأفقي، مما يطيل من بقاء هذه الدعامة (Dhir, 2005). حيث تعتبر المعالجة بالجهاز الفوقي معالجة وقائية تهدف للمحافظة على الأسنان المتبقية وعلى البنى الداعمة (Dhir, 2005). ويعتبر الجهاز الفوقي مرحلة انتقالية تسهل انتقال المرضى من حالة الدرد الجزئي إلى الدرد الكامل، لاسيما المرضى المسنين الذين يعانون من ضعف القدرة على التكيف. فإذا حصل فيما بعد فقدان للدعامة السنية يمكن بسهولة تحويل الجهاز الفوقي إلى جهاز كامل (Mercouriadis-Howald *et al*, 2018).

تمنع جذور الأسنان التي تستند إليها قاعدة الجهاز الفوقي من الامتصاص الكبير في الحافة السنخية وتحافظ على الإحساس حول السني العميق وتزيد من استقرار الجهاز (Kaur *et al*, 2019). وتساهم الدعامة السنية في نقل القوى الماضية مما يؤمن حماية للمخاطية والعظم السنخي الداعم للجهاز (Mercouriadis-Howald *et al*, 2018). كما أنّ استعمال القلنسوات والوصلات مع الأسنان المتبقية بعد معالجتها لبياً يزيد من ثبات الجهاز (Kaur *et al*, 2019). إضافة إلى أنّ تغطية الدعامة السنية بالجهاز المتحرك تحقق نواحي جمالية

إنّ التخطيط للجهاز الجزئي المتحرك يحتاج لفهم القوى المتولدة أثناء المضغ وتوزعها على البنى الداعمة. فإذا ما أثبتت المبادئ المحددة عند تخطيط وبناء العوض فإنّ القوى الناتجة أثناء استعماله ستكون آمنة وضمن قدرة النسيج على التّحمل، وهذا ما يجعله متلائماً مع سلامة النسيج حول السنينة (Jorge et al, 2012). تعرف الميكانيكا الحيوية (البيولوجية) بأنها تطبيق القوانين الميكانيكية في النسيج الحيّة، خصوصاً أنظمة الجسم الحركية. وتعرف الميكانيكا الحيوية السنينة بأنها العلاقة بين السلوك البيولوجي (الحيوي) للبنى الفموية والتأثير الفيزيائي لمرممة سنينة (السعدي، 2010).

تحليل العناصر المنتهية هو أداة مهمة لمحاكاة وتحليل الإجهادات والإزاحات والتشوهات في الغرسات والدعامات ولتقييم سلامة الارتفاع العظمي. يسمح تحليل العناصر المنتهية بتحليل المعلمات المترابطة وذلك من خلال تطوير نموذج هندسي يُمثل بنية للدراسة قريبة جداً من الواقع، وتقسيم هذا النموذج إلى عدد منتهي من العناصر، لكل منها خصائص فيزيائية معينة، ومن ثمّ تطبيق افتراضي للحمل بمقادير واتجاهات مختلفة على هذا النموذج (de Oliveira et al, 2020). أُستعمل تحليل العناصر المنتهية للتنبؤ بالسلوك الميكانيكي الحيوي للعديد من الأجسام التعويضية في البيئة الفموية مثل الغرسات السنينة، العوض الثابت والمتحرك، الجهاز الجزئي المرتبط بالغرسات، استقلاب العظم. حيث أنّ هذه الطريقة ملائمة إلى حد كبير لدراسة السلوك الميكانيكي الحيوي للنسيج التي يمكن بصعوبة اختبارها مخبرياً (Chen et al, 2019). إذ أثبتت أنّها أداة رائعة للغاية في معالجة مجال واسع من المشكلات الطبية الحيوية والتي كانت معضلة بالنسبة لكثير من الطرق التقليدية بسبب التعقيدات البنوية في المادة (Liliana et al, 2012). وهي تملك العديد من الميزات كتمثيل الأشكال الهندسية المعقدة، سهولة التعديلات على النموذج، تمثيل الحالة الكآبة للإجهاد والكميات الهندسية الأخرى

Seo et al, 2020; Verma et al, 2012; Wenz et al, 2001). لا يوجد احتكاك بين التاجين عند إدخال وإخراج الجهاز وإنما يتم تحقيق الثبات بإضافة وصلات إضافية كما في تيجان ماربورغ المضاعفة (Seo et al, 2020) أو بتحقيق الختم الوظيفي لحواف الجهاز الكامل (Sahin et al, 2012). تسمح التيجان التلسكوبية المرنة بالحركة العمودية أو الدورانية بين التاجين الداخلي والخارجي بما يحقق العلاقة المرنة بين الدعامة والجهاز المدعوم مخاطياً، فالأثر الفاصل للجهد مع هذه التصميمات يكون في الوصلة ذاتها، وهي بذلك تمنع إنتقال الجهود الضارة للدعامة السنينة وتطيل من بقاء الدعامة (Hakkoum & Wazir, 2018; Langer, 1980). وهكذا تعمل التيجان التلسكوبية المرنة على توجيه الجهاز ومنع انزياحه أفقياً دون نقل القوى الإطباقية بشكل مباشر للدعامات السنينة (Schwindling et al, 2014). تستطب هذه التيجان التلسكوبية المرنة مع الأجهزة الفوقية عند المرضى ذوي الأسنان المتبقية قليلة العدد. وعلى النقيض من الأنظمة التلسكوبية الأخرى فإنها تستعمل كمثبتات لكل من الأجهزة الجزئية المدعومة سنياً أو مخاطياً (Schwindling et al, 2014).

تُعدّ الإصابات حول السنينة والنخور السبب الرئيس لفقدان الدعامات السنينة للأجهزة الفوقية (Ettinger & Qian, 2004) ويعد انكسار الدعامة أحد أسباب فقدان دعامات الجهاز الفوقي، والذي يمكن أن يحدث نتيجة الأوتاد المصبوبة الطويلة أو التحضير غير الكافي للدعامات أو التحميل الزائد (Mercouriadis-Howald et al, 2018).

يُعدّ الرض الإطباق عاملاً مساهماً في تطور المرض حول السنينة (Varghese, 2020). حيث يغيّر الرض الإطباق من منحى التهاب اللثة ليتقدّم باتجاه الرباط حول السنينة بشكل أسرع منه باتجاه العظم، ويسبب فقداً للعظم السنخي وامتصاص في قمة العظم السنخي وعيوب عظمية شاقولية وجيوب حول سنينة (Chaware & Sachdev, 2019).

للغرسات. اختلف تحميل المنطقة الحاملة للجهاز باختلاف الوصلات المختلفة وذلك تبعاً لصلابة الوصلات وكانت القيم الأعلى مع الوصلات التلسكوبية المرنة.

أجرى Sahin وآخرون (2012) دراسة مخبرية لتأثير نوع وصلابة الوصلات وعدد الدعامات السنية في توزع القوى في حالة الأجهزة التلسكوبية. وذلك بمقارنة الانفعال حول الدعامات السنية والحواف السنية الداعمة للأجهزة التلسكوبية باستخدام تقنية مقياس الانفعال strain gauge .

استعمل الباحثون مثلاً لدرء علوي جزئي يحوي أربع دعائم سنية (13، 14، 23، 24) ويشار إليها بالحالة (1) يمكن تعديله للحالة (2) بثلاث دعائم سنية (13، 14، 23). ثم للحالة (3) بدعامتين (14، 13). في المجلد أربع هياكل معدنية لجهاز جزئي (اثتان بتصميم مرن واثتان بتصميم صلب) صنعت لتوافق الحالة (1) ومن ثم يتم تعديلها لتوافق الحالات الأخرى. وضمن كل تصميم مجموعتين مجموعة بوصلات تلسكوبية تقليدية وأخرى بوصلات تلسكوبية مع وصلات مثبتة إضافية (ARTR). فوجدوا أنّ الأجهزة الجزئية المتحركة من مجموعة ARTR سببت تشوهاً أكبر وحشي الدعامات السنية مما سببته RPDs مع المثبتات التلسكوبية التقليدية. كتنا المجموعتين مع التصميم الصلب سببت انفعالاً أكبر وحشي الدعامات السنية مما سببته الوصلات ذات التصميم المرن. سببت الأجهزة الجزئية المتحركة المدعومة بأربع وثلاث ودعامتين أحاديتي الجانب أنماطاً متشابهة من الانفعال. فخلصوا إلى أنّ الأجهزة المتحركة الجزئية بوصلات تلسكوبية تقليدية وأجهزة A-RTR مع التصميم الصلب سببت انفعالاً أكبر وحشي الدعامات السنية. إنّ استخدام أكثر من دعامتين سنيتين لم يُحسن من نماذج الانفعال للأجهزة الجزئية المختبرة. أكبر قيم للانفعال كانت على الحواف السنية الخلفية.

درس Kazokoğlu و Akaltan (2014) الانفعال المنتقل إلى الغرسات والحاافة السنية عبر تيجان ماريورغ التلسكوبية المرنة المثبتة لجهاز فوق سلفي مدعوم بأربع غرسات، ومقارنتها

(Abdelhamid et al, 2015)، ويستطيع توقّع فشل الكسر (Liliana et al, 2012).

درس Labaig وآخرون (1997) الجهود المنقلة مع أنواع وصلات مختلفة مثبتة لجهاز فوق سلفي مدعوم بنايين باستعمال تقنية المرونة الضوئية (photo elasticity). حيث شملت هذه الوصلات (وصلات تلسكوبية اسطوانية، وصلات Gerber، وصلة عارضية Dolder، وصلة Dalbo B، وصلات مغناطيسية، وضامات RPI). وبالنتيجة وجدوا أنّه مع الوصلات التلسكوبية الاسطوانية كان توزع الإجهاد قرب الأنياب أكبر منه في الحواف السنية الوحشية. مع وصلات Gerber كان توزع الإجهاد حول جذور الأنياب أعلى قليلاً منه عند الحواف السنية الوحشية. مع الوصلة العارضية مقدار قليل من الإجهاد تركز قرب جذور الأنياب وعملت هذه الوصلات كفاصلة إجهاد حيث انتقلت القوى المطبقة على السطح الإطباق للجهاز الفوقي إلى الحواف السنية الوحشية. مع وصلات Dalbo B كان توزع الإجهاد متساوٍ فيما بين الأنياب والحواف السنية الوحشية. مع الوصلات المغناطيسية كان توزع الإجهاد قرب الأنياب أصغرياً وانتقلت القوى الإطباقية إلى الحواف السنية الوحشية. مع ضامات RPI كان الإجهاد المنتقل لمنطقة الدرد الوحشية أعلى قليلاً منه عند الأنياب.

درس Heckman وآخرون (2001) تأثير الوصلات المختلفة المستعملة مع الجهاز الفوقي السفلي المدعوم بغرستين على القوى المنتقلة للغرسات والعظم السني الداعم للجهاز من حيث حجمها وصفاتها وذلك باستعمال تقنية مقياس الانفعال (strain gauge). حيث درست خمسة أنواع من الوصلات (وصلات كروية، مغناطيسية، تيجان تلسكوبية صلبة: التيجان التلسكوبية الاسطوانية، تيجان تلسكوبية غير صلبة : مرنة، الوصلة العارضية). فوجدوا أنّ التيجان التلسكوبية الصلبة أدت إلى تحميل أني للغرسة هو الأعلى، وكذلك أبدت الوصلة العارضية حمل لحظي عالي. أبدت التيجان التلسكوبية المرنة والوصلات الكروية والمغناطيسية مستوى منخفض من التحميل اللحظي

والعظم القشري والإسفنجي ومقارنتها بتوزيع الإجهاد مع الجهاز الفوقي السفلي المدعوم بنايين دون وصلات مثبتة باستعمال طريقة تحليل العناصر المنتهية ثلاثي الأبعاد.

المواد والطرق:

بُني نموذج ثلاثي الأبعاد لعظم الفك السفلي باستعمال بيانات التصوير المقطعي المحوسب ذو الحزمة المخروطية CBCT لمريض عمره (60) عاماً، لديه جهاز فوقي سفلي مدعوم بنايين ومثبت بتيجان تلسكوبية مرنة. أُجري مسح مقطعي محوسب لعظم الفك السفلي باستعمال جهاز (Sirona GmbH, Bensheim, Germany) وبشرايح بثخانة 0.25 ملم. صُدرت الصور الناتجة إلى برنامجين حاسوبيين لمعالجة الصور هما (Mimics 7.3, Materialise, Leuven, Belgium) و(3Matic 2, Materialise, Leuven, Belgium) وذلك بهدف بناء نموذج ثلاثي الأبعاد مناسب لتحليل العناصر المنتهية. بالاعتماد على تفاوت درجات اللون الرمادي تمّ تمييز العظم القشري للفك السفلي عن العظم الإسفنجي، وهكذا حصلنا على نموذج لعظم الفك السفلي (النموذج 1) مؤلف من عظم قشري وعظم إسفنجي وتاجي النابيين (الشكل 1).



الشكل(1): النموذج 1.

تمّ عمل نموذج للمخاطبة الفموية من خلال إجراء مسح ضوئي للمثال الرئيس للفك السفلي للمريض (Chen et al., 2019) سُجّلت طبعة للفك السفلي للمريض وذلك باستعمال جهازه الفوقي كطابع إفرادي وبمادة المطاط الرخو.

بالوصلات الكروية والوصلة العارضية وذلك باستعمال تقنية مقياس الانفعال. لم يجدا فروقاً دالة إحصائياً بين مجموعات الوصلات الثلاث من حيث الانفعالات المنقلة للغرسات والحافة السنخية.

درس Buyukkaplan و Turker (2020) توزيع الإجهادات على الغرسات السنخية ودعامات الغرسات العظم الناتجة عن أنواع مختلفة من الوصلات (كروية، وصلة ERA، Locator، O-Ring، Zest، مغناطيسية Dentium، مغناطيسية Dyna، مغناطيسية Titan) المثبتة لجهاز فوقي سفلي مدعوم بغرستين وتحت تأثير قوى المضع الوظيفية باستعمال طريقة تحليل العناصر المنتهية ثلاثي الأبعاد. ووجدوا أنّ أنواع الوصلات التي تسمح بالدوران وبزوايا تحمل مختلفة ولدت إجهاد أقل في العظم والغرسات السنخية والدعامات.

وهكذا يجب أن يعمل الجهاز الفوقي على نقل القوى وفق المحور الطولي للدعامات وعلى توزيع القوى على كلٍ من الدعامات والحافة السنخية. ويجب اختيار التصميم العلاجي الأمثل للدعامات السنخية الذي يحقّق هذا التوزيع الملائم للقوى بهدف الحفاظ على سلامة الدعامات والبنى العظمية والمخاطبية الداعمة للجهاز. ويجب معرفة ما إذا كان التحضير البسيط للدعامات وذلك بتقشير الدعامات فوق مستوى اللثة ب 2 ملم وجعلها بشكل مقبب سيكون أفضل من حيث توجيه وتوزيع القوى أم تحضير الدعامات وإضافة الوصلات كالوصلات التلسكوبية المرنة.

لم تتناول الدراسات توزيع الإجهاد مع التيجان التلسكوبية المرنة المثبتة لجهاز فوقي مدعوم بالأسنان، في حين وجدت منها دراسة لجهاز فوقي مدعوم بالأسنان مع التيجان الاسطوانية الصلبة استعملت تقنية المرونة الضوئية، وعدد من الدراسات درست توزيع الإجهاد مع التيجان التلسكوبية المرنة لجهاز فوقي مدعوم بالغرسات. هدفت هذه الدراسة لتحليل توزيع الإجهاد مع الجهاز الفوقي السفلي المدعوم بنايين والمثبت بوصلات تلسكوبية مرنة وذلك في كلّ من الأربطة حول السنخية للنابيين



الشكل(4): النموذج 4.

جرى تصميم نموذجي النابيين باستعمال برنامج Exocad، وحُضِرَ النابان بسطح إطباقى مقبب وارتفاع مناسب وجرى تحضير حفرة عليية عند فوهة قناتيهما لاستقبال حشوة أملغم وذلك في نموذج الجهاز الفوقي التقليدي (الشكل 5)، في حين حُضِرَ النابان لاستقبال التيجان التلسكوبية المرنة في النموذج الآخر (الشكل 6).



الشكل(5): نموذجا النابيين مع حشوات الأملغم.



الشكل(6): نموذجا النابيين مع الوصلات التلسكوبية المرنة.

أُدخل نموذجا النابيين ضمن عظم الفك السفلي ليحُلَّ محلَّ نابي المريض الذين تمَّت إزالتهم، وذلك في برنامج Exocad عن طريق إجراء الطرح باستعمال أداة (Boolean operations) تمَّ بناء نموذجين للرباطين حول السنين لأنياب بإضافة غمد بثخانة 0.25 ملم لسطح الاتصال بين نموذج عظم الفك السفلي وكلَّ من نموذجي النابيين، وجرى طرح ثخانة الغمد على حساب

صُبَّت الطبعة بالجبس الحجري للحصول على مثال رئيس للفك السفلي. جرى مسح المثال باستعمال الماسحة الضوئية المكتنية (3Shape D2000, Copenhagen, Denmark). صُدِّرت البيانات الناتجة لبرنامج CAD تصميم بالاستعانة بالحاسب (Exocad Dental-CAD, ver 3.0; exocad GmbH, Darmstadt, Germany) من أجل إعادة بناء سطح الجسم الناتج عن المسح. تمَّ الحصول على نموذج للمثال الرئيسي بسطح ناعمة (نموذج 2) (الشكل 2).



الشكل(2): النموذج 2.

في برنامج Exocad تمَّت محاذاة ومطابقة النموذجين (1 و 2) وذلك بإيجاد مجموعة النقاط المتطابقة في كلي النموذجين. ساعد تاجا النابيين في عملية المطابقة باعتبارهما نقاط مشتركة ومتطابقة فيما بين النموذجين (الشكل 3). تمَّ طرح النموذج 1 من النموذجين الذين تمَّت محاذاتهما ومطابقتهم، وتمَّت إزالة تاجي النابيين بحيث حصلنا على نموذج للمخاطية الفموية (النموذج 3). تمَّت إزالة تاجي النابيين من النموذج 1 بحيث حصلنا على نموذج نهائي لعظم الفك السفلي (النموذج 4) (الشكل 4).

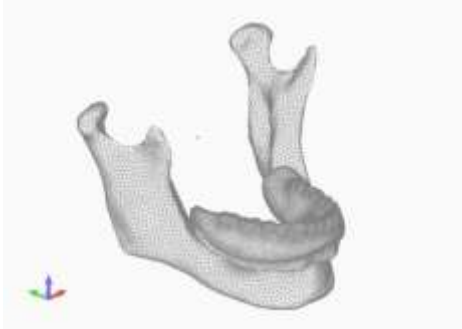


الشكل(3): محاذاة ومطابقة كل من النموذجين 1 و 2.



الشكل(8): النموذج النهائي في حالة الوصلات التلسكوبية المرنة.

جرى تحليل النموذجين باستعمال برنامج Ansys وذلك ببناء شبكة للنموذجين، وتحديد خواص المواد التي يتكون منها كل نموذج، وتطبيق كل من القيود والأحمال، وأخيراً إيجاد الحل الرياضي. تم اعتماد العنصر رباعي الوجوه ذي العقد العشر عند بناء الشبكة، والذي يوصى به للأشكال الهندسية المعقدة (Hussein et al., 2019) يظهر الشكل (9) نموذج تحليل العناصر المنتهية وقد تم بناء الشبكة الخاصة به.



الشكل(9): نموذج تحليل العناصر المنتهية بعد بناء الشبكة.

يوضح الجدول (1) عدد العناصر والعقد في كل نموذج من نموذجي تحليل العناصر المنتهية.

الجدول (1): عدد العقد والعناصر لكل من نموذجي تحليل العناصر المنتهية.

نموذج تحليل العناصر المنتهية	الجهاز الفوقي التقليدي (دون وصلات)	الجهاز الفوقي مع تيجان تلسكوبية مرنة
عدد العقد	142776	155602
عدد العناصر	736568	876449

العظم (Chen et al., 2019). باستعمال برنامج Exocad جرى تصميم حشوة أملغم بشكل يطابق شكل الحفرة العلية البسيطة التي جرى تحضيرها في كل من نموذجي النابيين. كما جرى تصميم التيجان التلسكوبية المرنة حيث صُمم التاج الداخلي بشكل مستدق وبزاوية 6° ، وبارتفاع 5 ملم. صُمم التاج الخارجي بحيث يُحقَّق وجود فراغ إطباق مقداره 0.4 ملم فيما بينه وبين التاج الداخلي إضافةً إلى فراغ محيطي دقيق بمقدار 0.04 ملم فيما بين التاجين، بحيث تتحقق حرية الحركة العمودية بين التاجين (Heckmann et al, 2004: Langer,) (1980). تم عمل نموذج للجهاز السفلي الفوقي (الذي عُدَّ مصنعاً من الراتنج الأكريلي) بالاعتماد على البيانات الناتجة عن إجراء مسح ضوئي لجهاز المريض الفوقي السفلي باستعمال المساحة الضوئية المكتبية، والتي جرى تصديرها ومعالجتها في برنامج Exocad.

صُدِّرت نماذج جميع البنى والأجزاء المختلفة إلى برنامج التحليل العددي (ANSYS Workbench v15.0; ANSYS Inc) حيث جرى جمعها إلى بعضها البعض لبناء النموذجين ثلاثي الأبعاد النهائيين والخاصين بتحليل العناصر المنتهية. حيث تألَّف كلا النموذجين من: عظم فك سفلي قشري، عظم فك سفلي إسفنجي، مخاطية فموية، نابيين، رباطين حول سنينين، جهاز فوقي، حشوتي أملغم في نموذج، تيجان تلسكوبية مرنة في النموذج الآخر. يوضح كلٌّ من (الشكل7 و8) نموذجي تحليل العناصر المنتهية النهائيين.



الشكل(7): النموذج النهائي في حالة الجهاز الفوقي التقليدي.

(2014). تُبَيِّن نموذجاً الفك السفلي من مناطق ارتباطه بالعضلات الجناحية الإنسية والجناحية الوحشية والماضغة والصدغية ومن المناطق التي يرتبط بها الناتئ اللقي بالمفصل الصدغي الفكي (Turker and Buyukkaplan, 2020). أُجْرِي تحليل خطي ثابت، تمَّ حساب إجهادات فون ميسس لكل من الأنياب والعظم القشري والعظم الإسفنجي.

النتائج:

تمَّ الحصول على قيم إجهاد فون ميسس على شكل مجالات إضافة إلى أماكن توزع هذه المجالات وذلك على شكل خرائط مرمزة بألوان.

كما يظهر في الشكل (10) توزعت إجهادات فون ميسس في الأنياب لكلِّ من النموذجين بشكل متشابه، حيث تركزت إجهادات فون ميسس في المنطقة العنقية الدهليزية من جذور الأنياب. كما هو موضَّح في الشكل (13) كانت القيمة العظمى لإجهاد فون ميسس في الأنياب لكل من نموذجي الجهاز الفوقي التقليدي والتيجان التلسكوبية المرنة هي 49.98 ميغاباسكال، 39.22 ميغاباسكال على الترتيب.

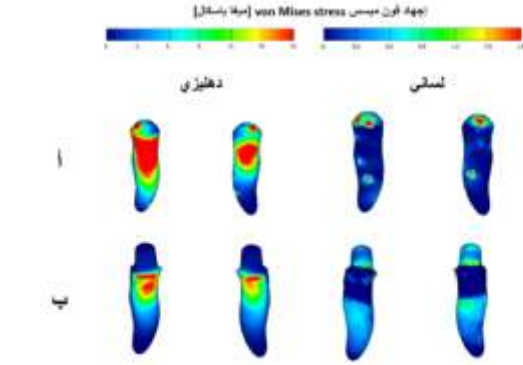
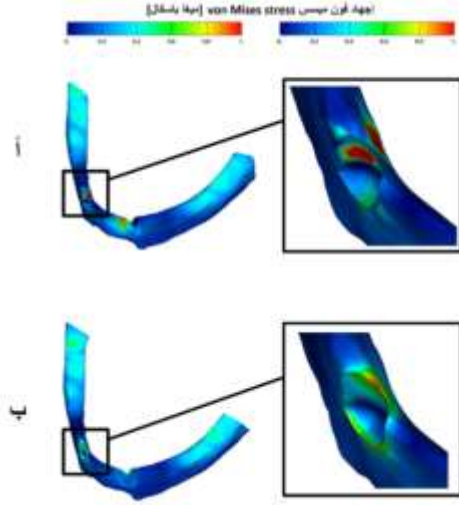
توزعت إجهادات فون ميسس في العظم القشري لكلِّ من النموذجين بشكل متشابه كما هو موضَّح في الشكل (11). حيث تركزت الإجهادات عند المنطقة العنقية الدهليزية من الارتفاع السنخي حول الأنياب وعند النهاية الوحشية للجهاز كما هو مبين في الشكل (13) كانت القيمة العظمى لإجهاد فون ميسس في العظم السنخي القشري حول الأنياب لكل من نموذجي الجهاز الفوقي التقليدي والتيجان التلسكوبية المرنة هي 9.14 ميغاباسكال، 4.74 ميغاباسكال على الترتيب. وكانت القيمة العظمى لإجهاد فون ميسس في العظم القشري عند النهاية الوحشية للجهاز لكل من نموذجي الجهاز الفوقي التقليدي والتيجان التلسكوبية المرنة هي 7.14 ميغاباسكال، 7.06 ميغاباسكال على الترتيب.

عُدَّت جميع المكونات التي تألَّف منها النموذجان متجانسة (في البنية) ومتماثلة (في الخواص الفيزيائية) وذات مرونة خطية. عُدَّت جميع المكونات التي تألَّف منها النموذجان متجانسة (في البنية) ومتماثلة (في الخواص الفيزيائية) وذات مرونة خطية. يبين الجدول (2) معامل المرونة ونسبة بواسون لكل مادة مضافة إلى المرجع الذي اعتمدت منه.

الجدول (2): خواص المواد

المكون	المادة	معامل مرونة (ميغاباسكال (MPa))	نسبة بواسون	المرجع
العظم القشري	العظم القشري	13700	0.30	Chen et al., 2019
العظم الإسفنجي	العظم الإسفنجي	1370	0.30	Chen et al., 2019
السن	العاج	18600	0.30	Chen et al., 2019
الرباط حول السني	الرباط حول السني	68.9	0.45	de Oliveira et al., 2020; Li et al., 2006
المخاطية الفموية	المخاطية الفموية	2.8	0.40	Turker and Buyukkaplan, 2020
الجهاز الفوقي	الراتنج الأكريلي	8300	0.28	Turker and Buyukkaplan, 2020
التيجان التلسكوبية	كروم كوبات	218000	0.33	Amaral et al., 2018
الأملغم	أملغم	20000	0.35	Sengul et al., 2014

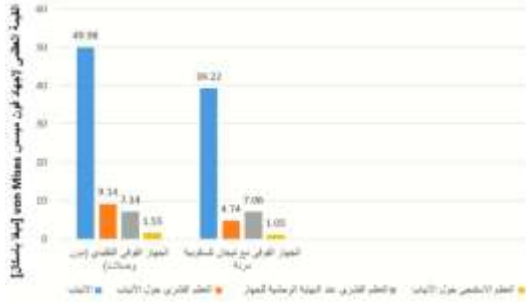
حُدِّد نوع التماس عند سطح التقاء الجهاز الفوقي والغشاء المخاطي على أنه تماس احتكاك (حيث معامل الاحتكاك 0.334) (Turker and Buyukkaplan, 2020)، وحدد نوع التماس بين التاجين التلسكوبيين الداخلي والخارجي (no separation) والذي يسمح بالانزلاق بين التاجين دون حدوث انفصال بينهما. في حين عُدَّت سطوح التماس بين جميع المكونات الأخرى على أنها سطوح مرتبطة. لمحاكاة القوى الماضغة تمَّ تطبيق حمل ثنائي الجانب بمقدار 120 نيوتن عمودي على الوهدة المركزية للأرجاء الأولى السفلية (Chen et al., 2019; Shahmiri et al.,)



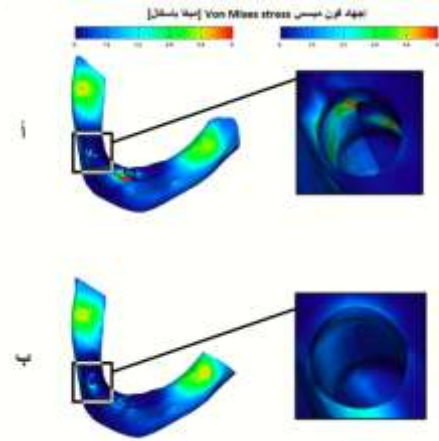
الشكل (10): توزيع إجهادات فون ميسس في الأنياب. أ: نموذج الجهاز الفوقي التقليدي، ب: نموذج التيجان التلسكوبية المرنة.

الشكل (12): توزيع إجهادات فون ميسس في العظم الإسفنجي. أ: نموذج الجهاز الفوقي التقليدي، ب: نموذج التيجان التلسكوبية المرنة.

كما يظهر في الشكل (12) توزعت إجهادات فون ميسس في العظم الإسفنجي لكل من النموذجين بشكل متشابه، حيث تركزت إجهادات فون ميسس حول الأنياب. كما هو مبين في الشكل (13) كانت القيمة العظمى لإجهاد فون ميسس في العظم السنخي القشري حول الأنياب لكل من نمذجي الجهاز الفوقي التقليدي والتيجان التلسكوبية المرنة هي 1.55 ميغاباسكال، 1.05 ميغاباسكال على الترتيب.



الشكل (13): القيمة العظمى لإجهاد فون ميسس في كل من الأنياب والعظم القشري والإسفنجي لكل من النموذجين عند تطبيق حمل عمودي ثنائي الجانب.



الشكل (11): توزيع إجهادات فون ميسس في العظم القشري. أ: نموذج الجهاز الفوقي التقليدي، ب: نموذج التيجان التلسكوبية المرنة.

المناقشة:

ينبغي أن يحقق تصميم الجهاز الجزئي المتحرك انتقال القوى وفق المحور الطولي للدعامة السننية (Labaig et al., 1997)، وإنّ التوزيع المناسب للقوى الوظيفية على كلٍ من الدعامات السننية والحافة سنخية هو أمرٌ على قدرٍ من الأهمية، وهو ما يصعب تحقيقه عند بقاء عدد قليل من الأسنان (Sahin et al, 2012).

طريقة FEA هي طريقة مفيدة لتحري وتحليل البنى المعقدة التي يصعب توحيد متغيراتها خلال الدراسات السريرية والمخبرية (Piccioni et al, 2013).

اعتمدت في هذه الدراسة طريقة دقيقة للحصول على نموذج للمخاطبة الفموية بثخانة ومعالم تشريحية دقيقة من خلال مطابقة بيانات تصوير CBCT لعظم الفك السفلي مع بيانات المسح الضوئي للمثال الرئيس السفلي لفم المريض (Chen et al, 2019). حيث جرت محاذاة النموذجين ومطابقتها على بعضهما بحيث تنطبق النقاط المتماثلة في كلا النموذجين على بعضهما، ثم جرى طرح نموذج عظم الفك السفلي منهما لينتج نموذج تشريحي دقيق للمخاطبة الفموية. لم يُعتمد على بيانات CBCT للفك السفلي لفم المريض في بناء نموذجي النايبين وذلك لعدم وجود فرق واضح في درجة اللون الرمادي بين جذري النايبين وعظم الفك السفلي، إضافة إلى ضرورة تحضير الجزء التاجي منهما بطريقتين مختلفتين وفقاً لكل نموذج، لذلك جرى تصميمهما باستعمال برنامج Exocad. عند اعتماد الخواص الميكانيكية للمواد عُدّ السن مؤلف من مادة واحدة وهي العاج (Shahmiri and Das, 2017). يتراوح مقدار الأحمال الماضغة المناسبة لدراسة الكفاءة الميكانيكية للجهاز المتحرك بين (20-90) نيوتن، ويمكن أن تصل القوة الماضغة كحد أقصى إلى 122 نيوتن (Idzior- Haufa et al., 2012). تعتبر قوى العض المباشرة هي النمط الأكثر أهمية مقارنة بنماذج الحمول الإطباقية الأخرى وذلك لأنّ مقدارها هو الأكبر (Chen et al, 2015). لذلك جرى تطبيق قوة ثنائية

الجانب مقدارها 120 نيوتن عمودية على الوهدة المركزية للأرجاء الأولى (Shahmiri et al, 2014; Chen et al, 2019). تركّز إجهاد فون ميسس الأعظمي للأنياب في المنطقة الدهليزية العنقية، وهذا يتفق مع ما وجدته Kumar وزملاؤه 2021 عندما قاموا بتحليل الإجهاد في الدعامات السننية لجهاز جزئي متحرك يعوض عن درد جزئي سفلي صنف أ. تركّز إجهاد فون ميسس الأعظمي للعظم القشري حول الأنياب عند المنطقة العنقية، وهذا يتفق مع ما وجدته Pan وزملاؤه 1999 و Tanka وزملاؤه 2006.

يؤدّي الحمل الزائد على العظم السنخي إلى امتصاصه، في حين أنّ عدم تطبيق أي قوة على العظم السنخي سيؤدي إلى ضمور وفقدان العظم (Cicciu et al, 2018). لم تحدّد الدراسات بشكل واضح مقدار الإجهاد المرتبط بامتصاص العظم (Daas et al, 2008). في حين ذُكر أنّ حدّ تحمّل الإجهاد للعظم القشري هو (170-190) ميغاباسكال القصوى Ultimate Strength للعظم القشري هو 90 ميغاباسكال (Chen et al, 2017). القيم التي حصلنا عليها في هذه الدراسة هي أقل بكثير من حدّ التحمّل وكذلك من المقاومة القصوى للعظم القشري. كانت قيم إجهاد فون ميسس العظمي للعظم القشري في كلي النموذجين أعلى بكثير منها للعظم الإسفنجي. يمكن أن يُعزى ذلك لكون معامل المرونة للعظم القشري أعلى منه للعظم الإسفنجي (Shishesaz et al, 2016). وتتفق هذه النتيجة مع ما وجدته Abbasi وزملاؤه 2020؛ Gul وزملاؤه 2014؛ Shishesaz وزملاؤه 2016. عمل الجهاز الفوقي التقليدي دون وصلات على نقل إجهادات أكبر لكل من الأنياب والعظم السنخي القشري والإسفنجي حول الأنياب بالمقارنة مع الجهاز الفوقي ذي التيجان التلسكوبية المرنة. في حين كانت الإجهادات المنتقلة للعظم القشري عند النهاية الوحشية للجهاز متقاربة مع كلّ من الجهازين الفوقيين.

السنخي المحيط بها وعملت على توزيع الإجهادات على الحافة السنخية الداعمة للجهاز.

الاستنتاجات:

حقّق الجهاز الفوقي مع التيجان التلسكوبية المرنة توزيعاً أفضل للإجهادات مقارنة بالجهاز الفوقي التقليدي، حيث عمل على إنقاص الإجهادات المنتقلة للأنياب والعظم السنخي المحيط بها، وتوزيع الإجهادات على الحافة السنخية الداعمة للجهاز. لذلك يُفضّل استعمال التيجان التلسكوبية المرنة مع الجهاز الفوقي على إبقاء الدعامة دون وصلات إذا كان ارتفاع الجزء التاجي المنبقي من الدعامة يسمح بذلك، وذلك للحفاظ على سلامة الدعامة والنسج الداعمة لها.

يتوزع الإجهاد المتولد عن أنظمة التثبيت بين الأسنان الداعمة والحافة السنخية تبعاً لصلابة هذه الأنظمة (Labaig et al, 1997; Sahin et al, 2011). فأنظمة التثبيت التي تسمح بالحركات الدورانية تُبدد معظم الإجهاد المنتقل للأسنان الداعمة والذي ينتقل إلى الحافات السنخية (Daas et al, 2008; Labiag et al, 1997). أما أنظمة التثبيت الأكثر صلابة فهي تُحدث إجهاداً أكبر في السن الداعمة وإجهاداً أقل في الحافة السنخية (Lee et al, 2008). إنّ العلاقة الصلبة بين الجهاز الفوقي التقليدي والأنياب سببت انتقال إجهادات أكبر للأنياب وبالتالي العظم السنخي المحيط بها. في حين أنّ المرونة العمودية للتيجان التلسكوبية المرنة عملت على إنقاص الإجهادات المنتقلة للأنياب وبالتالي العظم

التمويل: هذا البحث ممول من جامعة دمشق وفق رقم التمويل (501100020595).

References:

1. السعدي م ح. 2010. المعجم الشارح لمصطلحات التعويضات السنية، دار القدس للعلوم، الطبعة العربية الأولى، دمشق.
2. Abbasi, M.R.A., Vinnakota, D.N., Vijaya Sankar, V., Kamatham, R. (2020). Comparison of stress induced in mandible around an implant-supported overdenture with locator attachment and telescopic crowns—a finite element analysis. *Med. Pharm. Rep.* 93, 181-189.
3. Abdelhamid, A. M., Assaad N.K., and Neena A. F. (2015). "Three dimensional finite element analysis to evaluate stress distribution around implant retained mandibular overdenture using two different attachment systems." *J. Dent. Health. Oral. Disord. Ther.* 2(5), 171-178.
4. Amaral CF, Gomes RS, Rodrigues Garcia RCM, Del Bel Cury AA. (2018). Stress distribution of single-implant-retained overdenture reinforced with a framework: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 119(5), 791-796.
5. Chaware, S. H., & Sachdev, V. R. (2019). One-year follow-up study to evaluate the marginal bone resorption and attachment loss with customized post with stud attachment and prefabricated access post for mandibular overdenture. *J Indian Prosthodont Soc.* 19(3), 210-220.
6. Chen, J., Ahmad, R., Suenaga, H., Li, W., Sasaki, K., Swain, M., Li, Q. (2015). Shape optimization for additive manufacturing of removable partial dentures—a new paradigm for prosthetic CAD/CAM. *PloS one.* 10, 1-17.
7. Chen, X., Mao, B., Zhu, Z., Yu, J., Lu, Y., Zhang, Q., Yue, L., Yu, H. (2019). A three-dimensional finite element analysis of mechanical function for 4 removable partial denture designs with 3 framework materials: CoCr, Ti-6Al-4V alloy and PEEK. *Sci. Rep.* 9, 1-10.
8. Chen, Y., Wang, C., Huang, Y., Feng, T., Zou, H., & Fan, Y. (2017). Biomechanical evaluation of the natural abutment teeth in combined tooth-implant-supported telescopic prostheses: a three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 20(9), 967-979.
9. Ciccì, M., Cervino, G., Milone, D., & Risitano, G. (2018). FEM investigation of the stress distribution over mandibular bone due to screwed overdenture positioned on dental implants. *Materials (Basel).* 11(9), 1-17.
10. Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A. S., Lipinski, P., & Rignon-Bret, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys.* 30(2), 218-225.
11. de Oliveira, J.C., Sordi, M.B., da Cruz, A.C.C., Zanetti, R.V., Betiol, E.A.G., Vieira, S.R., Zanetti, A.L. (2020). Number of dental abutments influencing the biomechanical behavior of tooth-implant-supported fixed partial dentures: A finite element analysis. *J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospects.* 14, 228-234.
12. Dhir, R. C. (2005). Clinical assessment of the overdenture therapy. *J Indian Prosthodont Soc.* 5(4), 187.
13. Ettinger, R. L., & Qian, F. (2004). Abutment tooth loss in patients with overdentures. *J Am Dent Assoc.* 135(6), 739-746.
14. Gul, B. E., & Gazi, S. C. (2014). Finite Element Stress Analysis of Overdentures Supported by Angled Implants. *Merit Res J Med Med Sci.* 2(9). 196-206.
15. Hakkoum, M.A., Wazir, G. (2018). Telescopic denture. *Open. Dent. J.* 12, 246-254.
16. Heckmann, S. M., Wichmann, M. G., Winter, W., Meyer, M., & Weber, H. P. (2001). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin. Oral. Implants. Res.* 12(6), 640-647.
17. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures 10-year clinical and radiographical results. *Clin. Oral Impl. Res.* 15, 560-569.

18. Hussein, F.A., Salloomi, K.N., Abdulrahman, B.Y., Al-Zahawi, A.R., Sabri, L.A. (2019). Effect of thread depth and implant shape on stress distribution in anterior and posterior regions of mandible bone: A finite element analysis. *Den. Res. J.* 16, 200-207.
19. Idzior-Haufa, M., Pilarska, A.A., Hędzerek, W., Boniecki, P., Pilarski, K., Dorocka-Bobkowska, B. (2021). A Comparison of Biomechanical Properties of Implant-Retained Overdenture Based on Precision Attachment Type. *Materials (Basel)*. 14, 1-17.
20. Jain, H., Nagpal, M., Narayanan, S., Kumar, M., & Pawar, A. (2017). Conventional tooth supported overdenture with metal reinforced opposing complete denture: A Case report. *J. Dent. Specialities*. 5(1), 82-85.
21. Jorge, J.H., Quishida, C.C., Vergani, C.E., Machado, A.L., Pavarina, A.C., Giampaolo, E.T., (2012). Clinical evaluation of failures in removable partial dentures. *J. Oral. Sci.* 54, 337-342.
22. Kaur, H., Bhatia, V., Khurana, P. R., & Buragohain, A. (2019). Conventional tooth supported overdenture with copings—Can it ever be overlooked? .*J. Dent. Specialities*. 7, 45-48.
23. Kazokoğlu, F. Ş., & Akaltan, F. (2014). Strain characteristics of Marburg double crown-retained implant overdentures compared with bar and ball-retained implant overdentures, with and without a rigid major connector. *J. Prosthet. Dent.* 112(6), 1416-1424.
24. Kumar, N., Koli, D. K., Jain, V., & Nanda, A. (2021). Stress distribution and patient satisfaction in flexible and cast metal removable partial dentures: Finite element analysis and randomized pilot study. *J Oral Biol Craniofac Res.* 11(4), 478-485.
25. Labaig, C., Marco, R., Fons, A., & Selva, E. J. (1997). Biodynamics of attachments used in overdentures: Experimental analysis with photoelasticity. *Quintessence. Int.* 28(3). 183-190.
26. Langer, A. (1980). Telescope retainers and their clinical application. *J. Prosthet. Dent.* 44, 516-522.
27. Lee, H. E., Wu, J. H., Wang, C. H., Lan, T. H., & Du, J. K. (2008). Biomechanical analysis of distal extension removable partial dentures with different retainers. *J Dent Sci.* 3(3), 133-139.
28. Li, L.L., Wang, Z.Y., Bai, Z.C., Yong, M., Bo, G., Xin, H.T., Bing, Z., Yong, Z., Bing, L., 2006. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin. Med. J.* 119, 305-311.
29. Liliana, S., Florin, T., Sorin, P. (2012). Finite Element Study on Corono-Radicular Restored Teeth. *Inter. J. Model. Optim.* 2, 342-345.
30. Mercouriadis-Howald, A., Rollier, N., Tada, S., McKenna, G., Igarashi, K., & Schimmel, M. (2018). Loss of natural abutment teeth with cast copings retaining overdentures: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res.* 62(4), 407-415.
31. Pan, S., Yin, Y., & Feng, H. (1999). Three-dimensional finite element analysis and comparison of stress distribution in overdentures supported with bar attachments and telescopic crowns. *Chin J Dent Res: Off J Sci Sect Chin Stomatol Assoc (CSA)*. 2(1), 21–30.
32. Piccioni, M. A. R., Campos, E. A., Saad, J. R. C., de Andrade, M. F., Galvão, M. R., & Abi Rached, A. (2013). Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO (online)*. 10(4), 369-377.
33. Sahin, V., Akaltan, F., & Parnas, L. (2012). Effects of the type and rigidity of the retainer and the number of abutting teeth on stress distribution of telescopic-retained removable partial dentures. *J. Dent. Sci.* 7(1), 7-13.
34. Schuch C, Moraes A.P., Sarkis-Onofre R., Pereira-Cenci T., Boscato N. (2013). An alternative method for the fabrication of a root-supported overdenture: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.* 109(1):1-4.
35. Schwindling, F.S., Dittmann, B., Rammelsberg, P. (2014). Double-crown-retained removable dental prostheses: A retrospective study of survival and complications. *J. Prosthet. Dent.* 112, 488-493.

36. Sengul, F., Gurbuz, T., & Sengul, S. (2014). Finite element analysis of different restorative materials in primary teeth restorations. *Eur J Paediatr Dent.* 15(3), 317
37. Seo, J. G., & Cho, J. H. (2020). Clinical outcomes of rigid and non-rigid telescopic double-crown-retained removable dental prostheses: An analytical review. *J. Adv. Prosthodont.* 12(1), 38-48.
38. Shahmiri, R., Das, R., Aarts, J.M., Bennani, V. (2014). Finite element analysis of an implant-assisted removable partial denture during bilateral loading: occlusal rests position. *J. Prosthet. Dent.* 112, 1126-1133.
39. Shahmiri, R., Das, R. (2017). Finite element analysis of implant-assisted removable partial dentures: Framework design considerations. *J. Prosthet. Dent.* 118, 177-186.
40. Shishesaz, M., Ahmadzadeh, A., & Baharan, A. (2016). Finite element study of three different treatment designs of a mandibular three implant-retained overdenture. *Lat Am J Solids Struct.* 13, 3126-3144.
41. Tanaka, T., Wakabayashi, N., Maezawa, N., Ona, M., & Ohyama, T. (2006). Finite element stress analysis of overdenture abutment as a function of crown-to-root ratio. *Prosthodont Res Prac.* 5(4), 224-230.
42. Turker, N., Buyukkaplan, U.S. (2020). Effects of overdenture attachment systems with different working principles on stress transmission: A three-dimensional finite element study. *J. Adv. Prosthodont.* 12, 351-360.
43. Varghese, S. S. (2020). Influence of angles occlusion in periodontal diseases. *Bioinformation.* 16(12), 983-989.
44. Verma, R., Joda, T., Brägger, U., Wittneben, J.G. (2013). A systematic review of the clinical performance of tooth-retained and implant-retained double crown prostheses with a follow-up of ≥ 3 years. *J. Prosthodont.* 22, 2-12.
45. Wenz, H.J., Hertrampf, K., Lehmann, K.M. (2001). Clinical longevity of removable partial dentures retained by telescopic crowns: outcome of the double crown with clearance fit. *Int. J. Prosthodont.* 14, 207-213.