

A Biomechanical understanding of mandible Fractures: a Finite Element Study.

Dr. Abdul Karim Khalil ^{*}
Dr. Khodor Khafef ^{**}
Amjad Atieh ^{***}

(Received 28 / 11 / 2018. Accepted 4 / 4 / 2019)

□ ABSTRACT □

The aim of this study is to develop a new approach to the biomechanical behavior of the mandible when sustaining a single impact.

Using MIMICS software, we built a 3D model of 32 years old man`s mandible. We obtained CT scan data necessary for the build from Tishreen university hospital. Then, The 3d model was exported to 3-MATIC software for meshing. Then, the mesh was exported to ANSYS software for analyzing using finite element method. Virtual loads were applied at three sites in the mandible: symphysis, parasymphysis and the body.

The results showed concentrations of stress at the mandible neck in the first two case. In third body case, the stress concentrations were along the body.

This study showed the mandible neck is an inherited weak point and a biomechanical defense mechanism which absorb the applied forces, protecting the brain in the medium cranial fossa.

Keywords: Biomechanics, Finite element method, The mandible.

* Professor at Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Tishreen University, Lattakia, Syria.

**Lecturer at Department of Design and production, Faculty of Mechanical & Electrical Engineering, Tishreen University, Lattakia, Syria.

***PHD Student, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Tishreen University, Lattakia, Syria.

دراسة تحليلية ميكانيكية حيوية بطريقة العناصر المنتهية لكسور الفك السفلي.

* الدكتور عبد الكريم خليل

** الدكتور خضر خفيف

*** أمجد عطية

(تاريخ الإيداع 28 / 11 / 2018. قَبْلُ للنشر في 4 / 4 / 2019)

□ ملخص □

تهدف هذه الدراسة إلى مقارنة الأداء الميكانيكي الحيوي لعظم الفك السفلي عند تعرضه لصدمات مفردة وتحليل اتجاه وتوزع وامتداد الإجهادات الناتجة، وذلك باستخدام طريقة التحليل بالعناصر المنتهية. جرى بناء نموذج ثلاثي الأبعاد لفك سفلي لشاب يبلغ من العمر 32 عاماً اعتماداً على ملفات التصوير الطبقي المحوسب المجري في مشفى تشرين الجامعي باللاذقية، وذلك باستخدام برنامج MIMICS . تم تصدير النموذج إلى برنامج 3-matic من أجل تشبيكه. ثم جرى إدخال الملف إلى برنامج Ansys من أجل التحليل بطريقة العناصر المنتهية حيث جرى تطبيق قوى إفتراضية في ثلاثة مواقع من الفك السفلي: ارتفاق الذقن، جانب ارتفاق الذقن، جسم الفك السفلي.

أظهرت النتائج تركز الإجهادات في منطقة عنق اللقمة بشكل أكبر في حالة ارتفاق الذقن من جانب ارتفاق الذقن بينما تركزت الإجهادات في حالة جسم الفك السفلي في الجسم نفسه. أظهرت الدراسة وجود نقاط ضعف متأصلة في البنية الهندسية للفك السفلي، وأن وجود عنق اللقمة في الفك السفلي هو آلية دفاعية ميكانيكية حيوية لتخميد الإجهادات المطبقة ومنع وصولها إلى الدماغ في الحفرة القحفية الوسطى.

الكلمات المفتاحية: الميكانيك الحيوي، طريقة العناصر المنتهية، الفك السفلي.

* أستاذ في قسم جراحة الفم و الفكين - كلية طب الأسنان - جامعة تشرين -اللاذقية - سوريا .

** مدرس في قسم التصميم والإنتاج - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة تشرين -اللاذقية - سوريا .

*** طالب دكتوراه في قسم جراحة الفم والفكين - كلية طب الأسنان - جامعة تشرين -اللاذقية - سوريا .

مقدمة

تُعتبر كسور الفك السفلي من أكثر الأنبيات الوجهية شيوعاً. أهم أسبابها هي حوادث العربرات الموتورية (السيارات والدراجات النارية)، العنف بين الأشخاص، السقوط، الرياضة وحوادث العمل. حيث تختلف نسب وانتشار هذه الكسور وأسبابها بحسب المنطقة الجغرافية، الوضع الإقتصادي والإجتماعي، الثقافة والعمر [1].

المناطق الأساسية الأكثر تعرضاً لتأثير حديثة الرض في الفك السفلي هي ارتفاق الذقن Symphysis ، جانب ارتفاق الذقن Parasymphysis وجسم الفك السفلي وزاوية الفك السفلي [2].

من المنطقي أن تكون الأبحاث المُجرّاة على النسيج الحية In Vivo هي المقاربة الأفضل لتسجيل وفهم الخصائص الميكانيكية الحيوية للفك السفلي، إلا أن الاعتبارات الأخلاقية في إجراء التجارب على البشر والصعوبات التقنية في وضع أجهزة قياس متعددة على هذا العظم يحد من قدرة هذه المقاربة على الحصول على المعلومات اللازمة عنه [3].

كذلك فإن استخدام الجمامج البشرية المحفوظة يُقدم طريقة جيدة لفهم خصائص هذا العظم، إلا أن صعوبة الحصول على عينات كافية من الجمامج المحفوظة جيداً، والتعقيدات الموجودة في قياس الحملات والإجهادات وصعوبة وضع أنواع مختلفة من المقاييس على هذه الجمامج تحدّ من قدرة الباحثين على تحقيق نتائج مرضية [4].

كما يمكن استخدام النمذجة الحاسوبية Computer Modeling لتقييم وفهم الخصائص الميكانيكية الحيوية [5]. إن تطوير نماذج مقبولة تجريبياً من العناصر المنتهية يمثل طريقة مهمة لتشكيل حقل معلومات شاملة عن المركب القحفي الوجهي تحت حالات مختلفة من الحملات الفيزيولوجية وغير الفيزيولوجية، كما تقدم نظرة موضوعية عن السلوك الميكانيكي الحيوي لعظم الفك السفلي، والذي يُعد ضرورياً من أجل تحديد المتطلبات الميكانيكية اللازمة لإصلاح وإعادة بناء البنى العظمية المتأذية [4].

أظهرت نماذج العناصر المنتهية درجة عالية من النجاح في توقع السلوك الميكانيكي الحيوي للبنى العظمية مثل العظام الطويلة والعظم الحرقفي [6] [7]. في عام 1969، كان Friendenberg أول من أدخل طريقة العناصر المنتهية في البحث الطبي وابتدأ بذلك عهداً جديداً بتطبيق هذه الطريقة في المجال الطبي [8]. في عام 1973، استخدم Thresher & Satio [9] طريقة العناصر المنتهية في دراسات ميكانيكية حيوية في مجال طب الفم. وبعد ما يقارب 40 سنة من التطوير، أصبحت طريقة العناصر المنتهية أداة تحليلية فعالة في البحث الميكانيكي الحيوي واستخدمت بشكل واسع في مجالات مختلفة من طب الفم.

إن طريقة العناصر المنتهية هي طريقة رقمية تقدم حلاً تقريبياً لمشاكل معقدة، تعتمد هذه التقنية على استبدال المعادلات التفاضلية المعقدة للأشكال غير المنتظمة بنظام المعادلات الجبرية والتي تمثل مدخلات هندسية صغيرة يمكن حلها بالكومبيوتر [10]. في هذه الطريقة، يتم نمذجة البنية المطلوبة إلى شبكة mesh من رباعيات الأسطح tetrahedral (العناصر المنتهية) والتي تتلاقى في عقد nodes. يتم تلقين خصائص المادة لهذه العناصر، ويتم تثبيت عدد من هذه العناصر وتطبيق قوى معروفة ومن ثم يتم حساب الإجهادات والإنفعالات عند كل عقدة وفي كل عنصر [11].

بعض من المفاهيم الفيزيائية الضرورية [12] :

لدراسة وتحليل نموذج مادي ما نحتاج إلى مجموعة من المفاهيم والتعابير الفيزيائية والميكانيكية. الإجهاد stress : هو مقدار الكثافة الموضعية للقوة المطبقة على المادة، ويُعرف بأنه نسبة القوة المطبقة إلى

مساحة المقطع العرضي (وحدة الإجهاد N/mm^2). ويرمز له إما σ أو τ ، حيث σ للإجهادات النازمية التي تتعادم أشعتها مع سطح المقطع العرضي (إجهاد شد وضغط وإجهاد انحناء). و τ للإجهادات المماسية التي توجد أشعتها في مستوى المقطع العرضي (إجهاد قص وإجهاد فتل). للإجهاد خمسة أنواع (الشكل 2):

$$\sigma_c = \frac{N}{A} \quad \text{إجهاد الضغط واحدته } (N/mm^2) \text{ ويعرف بالعلاقة} \quad -1$$

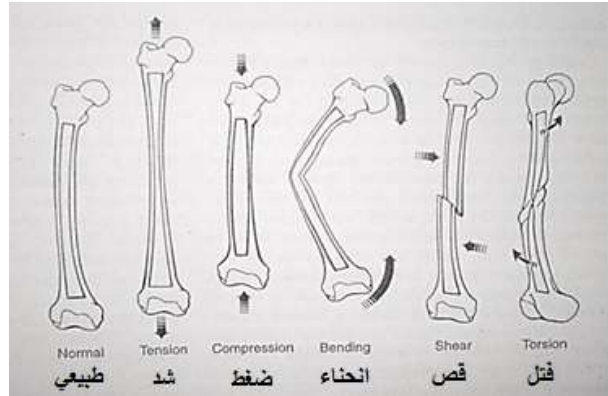
$$\sigma_t = \frac{N}{A} \quad \text{إجهاد الشد واحدته } (N/mm^2) \text{ ويعرف بالعلاقة} \quad -2$$

$$\sigma_b = \frac{Mb}{\omega b} \quad \text{إجهاد الانحناء واحدته } (N/mm^2) \text{ ويعرف بالعلاقة} \quad -3$$

$$\tau_t = \frac{T}{\omega p} \quad \text{إجهاد الفتل واحدته } (N/mm^2) \text{ ويعرف بالعلاقة} \quad -4$$

$$\tau_a = \frac{Q}{A} \quad \text{إجهاد القص واحدته } (N/mm^2) \text{ ويعرف بالعلاقة} \quad -5$$

حيث N هو القوة المطبقة بالنيوتن، A مساحة السطح المطبقة عليه القوة، Mb هو عزم الانحناء، ωb هو عزم مقاومة المقطع على الانحناء، T هو عزم الفتل، ωp هو عزم مقاومة المقطع على الفتل، Q هي قوة القص. إن 1 ميغاباسكال Mpa يساوي 1 N/mm^2 .



الشكل رقم (1): صورة توضح أنماط الإجهادات التي يتعرض لها العظم [13].

لتحقيق شرط المتانة لجسم عند تعرضه لقوة خارجية يجب أن يكون:

الإجهاد المطبق على الجسم \geq الإجهاد المسموح به لمادة الجسم، حيث أن الإجهاد المسموح به هو ناتج قسمة قيمة مخبرية موجودة في جداول خاصة بخواص المواد على قيمة معامل الأمان والذي تتراوح قيمته بين 1.1 و 3 بحسب ظروف ومكان العمل.

الإنفعال Strain : هو مقدار التشوه في الجسم الذي تسببه القوة المطبقة وبالتالي الإجهاد المطبق، وهو يساوي التغير في طول الجسم مقسوماً على الطول الأصلي.

يكون الإنفعال موجباً عند شد المادة (انفعال شد) tensile strain، ويكون الإنفعال سالباً عندما تنضغط المادة (انفعال ضغط) compressive strain. يقسم الإنفعال إلى نوعين: انفعال خطي (ناظمي) وانفعال زاوي (مماسي).

يشير الإنفعال الخطي (ϵ) إلى حالة المادة عندما لا يؤدي التغير في حجمها إلى تغير في شكلها (لا يحدث تغير في الزوايا). في المقابل الإنفعال الزاوي (γ) يسبب تغيراً في زوايا المادة أي تغير الشكل دون تغير الحجم.

يرتبط الإجهاد والإنفعال الخطيين (الناظمين) بمعامل المرونة وفق قانون هوك :

$$\sigma = E \cdot \epsilon$$

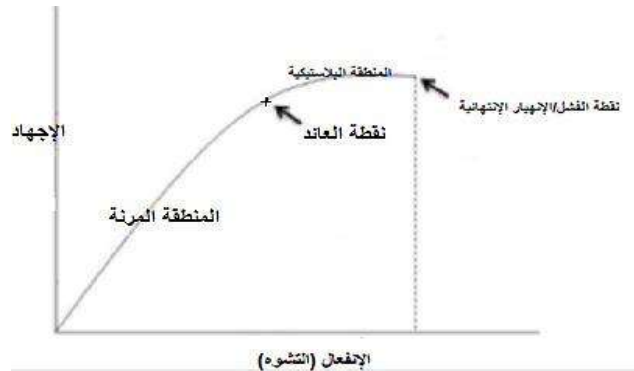
حيث E هو معامل المرونة الأول أو معامل يونغ.

بشكل مشابه يرتبط الإجهاد والإنفعال المماسيين (الزاويين) بمعامل القص أو معامل المرونة الثاني:

$$\tau = G \cdot \gamma$$

حيث G معامل المرونة الثاني.

المرونة Elasticity: هي قدرة المادة على العودة إلى وضعها السابق بعد زوال الحمولة المطبقة. و يشار إليها عادة بمعامل المرونة أو **معامل يونغ Young's modulus** : والذي يستخدم لتحديد العلاقة بين الإجهاد والإنفعال في الجزء الخطي المرن من منحنى هوك ويكون دائماً تحت الحد الأدنى من الإجهاد المطلوب من أجل عدم إحداث تشوه دائم.



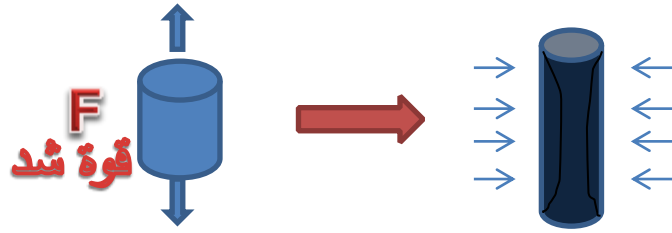
الشكل رقم (2): صورة توضح منحنى هوك للعلاقة بين الإجهاد والإنفعال.

يُدعى الجزء البدئي المستقيم من المنحنى بالمنحنى بالمنطقة المرنة elastic region، توفر هذه المنطقة معلومات عن قدرة الجسم على العودة إلى شكله الأساسي بعد زوال الحمل. مع ازدياد الحمل، يصل الجسم إلى نقطة الإنسياب (المطاوعة) yield point والتي تمثل حد المرونة للجسم [14]. عندما يزيد الحمل عن هذا الحد، يدخل المنحنى المنطقة البلاستيكية plastic region حيث يكون التشوه دائم ولا يستطيع الجسم إستعادة أبعاده السابقة بعد زوال الحمل. استمرار الحمل في الإزدياد سوف يؤدي إلى الإنكسار/الفشل والذي تمثله على المنحنى نقطة الفشل الإنتهائي failure point ultimate.

مُعامل بواسان poisson ratio: إن تطبيق قوة ضغط على مادة يؤدي إلى تقلص المادة في إتجاه تطبيق القوة، و تتمدها في الإتجاه المقابل. تدعى هذه الظاهرة بتأثير بواسان poisson effect أو معامل بواسان (ν) وهو ثابت لكل مادة ويستخدم لتحديد العلاقة بين الإنفعالات في الأبعاد الثلاثة.

عندما تتعرض مادة ما إلى شد فإنها تتمدد بإتجاه بينما تصبح أرق في الإتجاهين الباقيين يدعى هذا تأثير

بواسان.



الشكل رقم (3): توضح تأثير بواسان، حيث يؤدي تطبيق قوى شد على جسم إلى إنضغاطه في الإتجاهين المقابلين.

أي أن مُعامل بواسان: هو التغير العرضي للمادة منسوباً إلى التغير الطولي.

البنية الأيزوتروبية للمادة: تشير إلى أن تغيرات المادة بالإتجاهات كافة تكون واحدة، وهذا مرتبط بتجانس المادة. تعتبر العظام مادة لا أيزوتروبية anisotropic كونها غير متجانسة (أي أن التغيرات في كل الإتجاهات غير متساوية للمادة) ولذلك تتغير الخصائص الفيزيائية والميكانيكية للعظم بحسب موقعه من الجسم وإتجاه القوى الفيزيولوجية التي يتعرض لها [15].

الكثافة Density: وهي مقدار انضغاط جزيئات المادة في بنيتها المجهرية، وهي مؤشر على قوة المادة وتؤثر بشكل مباشر أو غير مباشر على خواص المادة الأخرى.

الخواص الفيزيائية الحيوية للعظم:

يعتبر العظم مادة صلبة solid، ومادة لا أيزوتروبية. العظم هو مادة مركبة تتألف من قالب عضوي يتقوى بالمعادن غير العضوية. يتألف الجزء العضوي من 90% كولاجين، بشكل أساسي النمط 1 وتكون النسبة المتبقية (10%) بروتينات غير كولاجينية. يشكل الجزء اللاعضوي 65% تقريباً من بنية العظم ويتألف بشكل أساسي من الهيدروكسي أباتيت بالإضافة إلى الماغنيسيوم، البوتاسيوم، الكلور، الحديد والكربونات [16] [17].

تختلف الخصائص الميكانيكية للعظم باختلاف الإختبار الميكانيكي المطبق. تراوحت قيم معامل يونغ Young modulus لعينات من العظم القشري بين 7.1-28.2 Gpa في إختبارات قوى الشد، وبين 14.7-34.3 Gpa في إختبارات الضغط [18].

كما وجدت بعض الدراسات بأن معاملات المرونة Elastic moduli للعظم تراوحت بين 9.1-15.6 Gpa في الفك العلوي وبين 16.4-19.6 Gpa في العظم الوجني [19] [20].

$$1 \text{ Gpa} = 10^3 \text{ Mpa} = 10^3 \text{ N/mm}^2$$

عندما يحدث كسر في العظم تحت تأثير قوة خارجية، فإن هذا الكسر يحدث على السطح الذي يتعرض لأكبر إجهاد [21] [22].

إن الفهم الأفضل للميكانيك الحيوي لرضوض الفك السفلي يمكن أن يُحسن من التخطيط المسبق للمعالجة، ويجنب المريض إجراءات باضعة غير ضرورية. كما أن محاكاة وقوع الكسور في الفك السفلي بالتمذجة الحاسوبية يساعد في تحقيق الفهم الأفضل ويحسن بروتوكولات الجراحة الحالية لمعالجة الكسور.

أهمية البحث وأهدافه

تأتي أهمية البحث من الحاجة إلى الفهم الجيد للميكانيك الحيوي للفك السفلي والعلاقة بين البنية المورفولوجية له وبين استجابته للرضوض مما يساهم في تطوير طرق المعالجة وتحسين نتائج هذه المعالجة.

يهدف البحث إلى دراسة الأداء الميكانيكي الحيوي لعظم الفك السفلي عند تعرضه لصددمات مفردة وتحليل اتجاه وتوزع وامتداد الإجهادات الناتجة، وذلك باستخدام طريقة التحليل بالعناصر المنتهية.

طرائق البحث ومواده

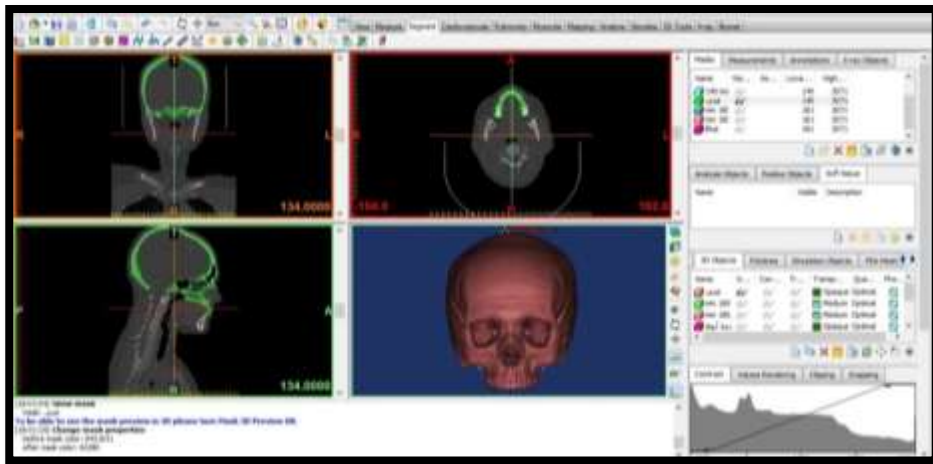
إن الفكرة الأساسية للتحليل بطريقة العناصر المنتهية هي وصف السلوك الميكانيكي لأي جسم، وذلك بتجزئته إلى أجزاء صغيرة وحساب القوى والإجهادات المؤثرة على كل جزء بشكل منفصل.

خطوات العمل:

1- الحصول على ملفات Dicom للتصوير الطبقي المحوسب لمريض ذكر صحيح يبلغ من العمر 32 عام ، وذلك لأن أغلب المتعرضين للرضوض الفكجية هم ذكور من هذا المجال العمري [23]. تم الحصول عليها من قسم الأشعة في مشفى تشرين الجامعي-اللاذقية.

2- إدخال ملفات ال Dicom إلى برنامج MIMICS (Materialise, inc, Belgium) [24] وذلك من أجل (الشكل 4):

- عزل النسيج العظمية باستخدام خوارزمية التعتيب Tresholding.
- فصل الفك السفلي عن الجمجمة .
- بناء نموذج ثلاثي الأبعاد للفك السفلي.

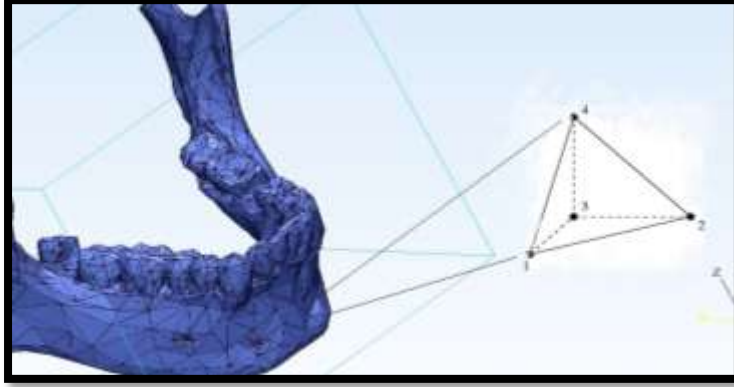


الشكل رقم (4): واجهة برنامج MIMICS المستخدم في إنشاء النموذج ثلاثي الأبعاد.

3- تصدير النموذج ثلاثي الأبعاد إلى برنامج 3-MATIC (Materialise, inc, Belgium) [25] من أجل:

- فحص جودة عناصر الشبكة مثلثية الشكل وتصحيح أي خطأ أو شذوذ فيها.
- تحديد منطقة سطحية من الجسم دائرية الشكل مساحتها 1 سم³، حيث تُطبق الحمولات Loads عليها بالإضافة إلى مناطق التثبيت fixed Constraint والتي هي السطح العلوي والوحشي للقمي الفك السفلي.

- c. تشبيك سطح النموذج Meshing (الشكل 5) حيث يتم تقسيم السطح إلى عناصر على شكل مثلثات تتصل مع بعضها بعقد . ومن ثم القيام بإنشاء شبكة حجمية Volume mesh وذلك إنطلاقاً من التشبيك السطحي، حيث يُقسم الجسم إلى عناصر رباعية الأسطح Tetrahedron تلتقي مع بعضها بالرؤوس التي تسمى عقد.
- d. تحويل العناصر رباعية الأسطح ذات 4 عقد إلى عناصر رباعية الأسطح ذات 10 عقد.



الشكل رقم (5): تشبيك سطح الفك السفلي مع تكبير لعنصر رباعي الأسطح.

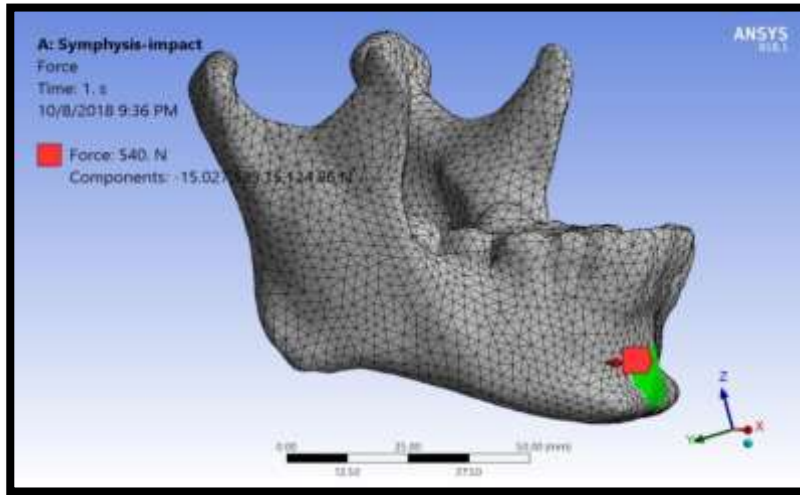
- 4- إعادة النموذج إلى برنامج MIMICS من أجل تحديد الخواص المادية للعظم Material Properties، والذي يعتمد على معادلات خاصة من أجل حساب الكثافة ومعامل المرونة في كل عقدة.
- 5- إدخال ملف 3-matic إلى برنامج ANSYS (Ansys inc, USA) [26] من أجل إجراء تحليل العناصر المنتهية.
- 6- قمنا باختبار ثلاث حالات للدراسة:
1. صدمة على منطقة ارتفاق الذقن.
 2. صدمة على منطقة جانب ارتفاق الذقن.
 3. صدمة على منطقة جسم الفك السفلي.
- 7- من أجل محاكاة الصدمة تم تطبيق قوة افتراضية استاتيكية في الحالات الثلاثة باتجاه المحور Y الناظمي على السطح الذي طُبقت عليه الحمولة. تمت زيادة القوة بشكل تدريجي بمقدار 10 نيوتن في كل مرة وذلك حتى نصل إلى قيمة إجهاد حسب von mises تقارب أو تتجاوز 153 MPa، حيث افترضنا أن بأن إجهادات Von Mises عند مقدار 153 MPa هي المعيار التي يحدث عندها الفشل وبالتالي الكسر في عظام الجمجمة وذلك وفق دراسة Nagasao [27]، حيث أن قيمة الإجهاد هذه يتم عندها تغير للمادة العظمية من الحالة المرنة elastic إلى الحالة اللدنة plastic وهنا يبدأ الفشل وصولاً إلى التخطم (الإنكسار) بعدها.
- 8- عند تجاوز الإجهادات للقيمة المعيارية المعتمدة 153 Mpa تم تسجيل القوة المسببة في كل حالة.
- 9- لم يتم نمذجة العظم القشري والإسفنجي للفك السفلي بشكل منفصل وذلك لأن تعيين الخواص المادية بحسب كل منطقة تأخذ بعين الاعتبار هذه البنى عبر اعتماد قيم خاصة لكل منطقة.

النتائج والمناقشة

النتائج:

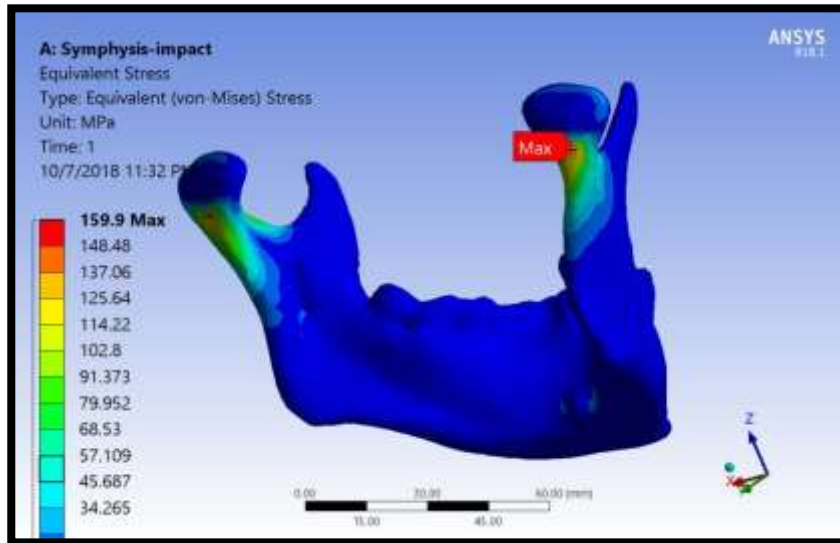
الحالة الأولى: تطبيق الحمل الرضية على ارتفاع الذقن:

يظهر الشكل رقم (6) مكان وإتجاه تطبيق الحمل الرضية الافتراضية، حيث قمنا بزيادة الحمل الرضية بمقدار 10 نيوتن في كل مرة حتى الوصول إلى إجهادات أعلى من 153 ميغاباسكال. حصلنا على قيمة إجهادات ذات قيمة قصوى 159 ميغاباسكال وذلك عند تطبيق قوة مقدارها 540 نيوتن على منطقة ارتفاع الذقن وفق المحور Y الناظمي على المساحة المحددة مسبقاً والتي هي دائرة مساحتها 1 سم².



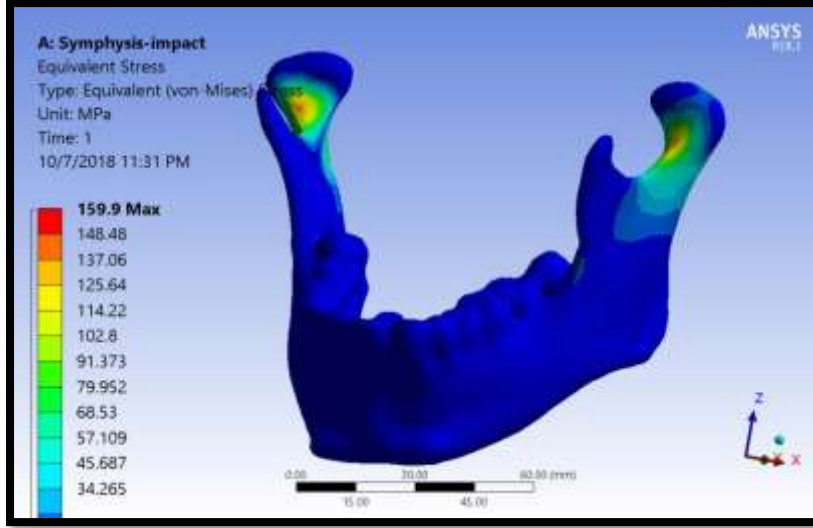
الشكل رقم (6): يوضح منطقة تطبيق القوة (الدائرة الخضراء) على ارتفاع الذقن واتجاهها (السهم).

يُظهر الشكل رقم (7) تركيز الإجهادات في منطقة عنق اللقمة في الجانبين الأيمن والأيسر حيث تظهر تمركزات من اللون الأحمر التي تشير إلى اقتراب الإجهادات من عتبة 153 Mpa أو تجاوزها مما يعني توقع حدوث انهيار (كسر) في هذه المنطقة من عظم الفك السفلي.



الشكل رقم (7): يوضح أماكن توزع الإجهادات عند عنق اللقمة ومنطقة الإجهاد الأعظمي Max.

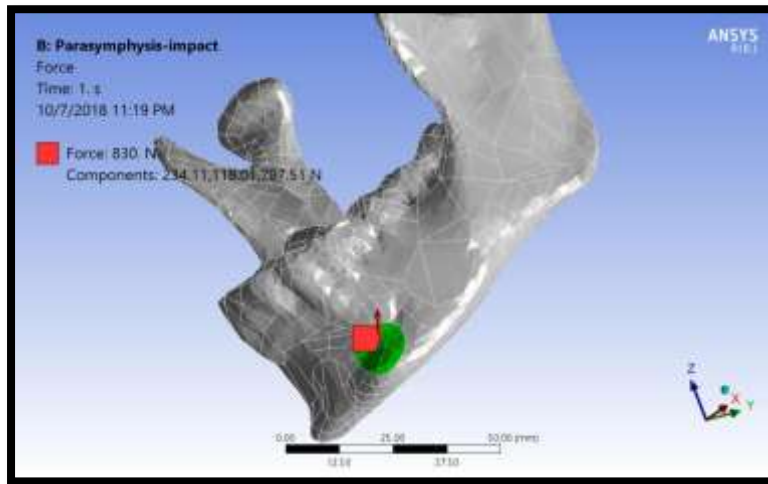
يُظهر الشكل (8) أن الحملات الرضية على منطقة ارتفاق الذقن سببت إجهادات منخفضة في منطقة الثقبة الذقنية. أدت الحملات الرضية على منطقة الزاوية والتلث السفلي من رَأد الفك السفلي (الجزء الخلفي) إلى قيم إجهادات منخفضة أيضاً.



الشكل رقم (8): يوضح تركز الإجهادات في منطقة عنق اللقمة في الجانبين.

الحالة الثانية: تطبيق الحملات الرضية على منطقة جانب ارتفاق الذقن.

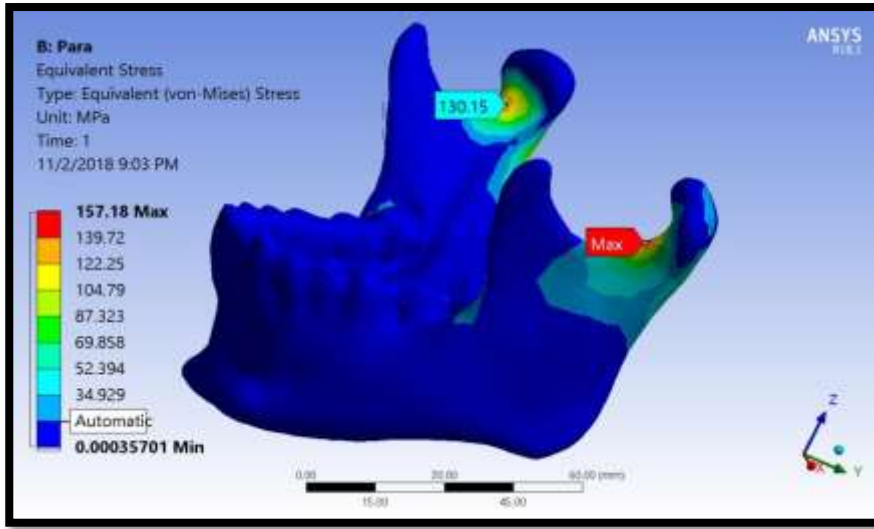
يُظهر الشكل رقم (9) مكان وإتجاه تطبيق الحملات الرضية الافتراضية، حيث قمنا بزيادة الحملات الرضية بمقدار 10 نيوتن في كل مرة حتى الوصول إلى إجهادات أعلى من 153 ميغاباسكال. وصلنا إلى إجهادات ذات قيمة قصوى تجاوزت 157 ميغاباسكال وذلك عند تطبيق قوة مقدارها 830 نيوتن على منطقة جانب ارتفاق الذقن عكس المحور X والذي يعامد المساحة المحددة مسبقاً والتي هي دائرة مساحتها 1 سم².



الشكل رقم (9): يُظهر مكان تطبيق القوة (الدائرة الخضراء) على منطقة ارتفاق الذقن واتجاه هذه القوة (السهم).

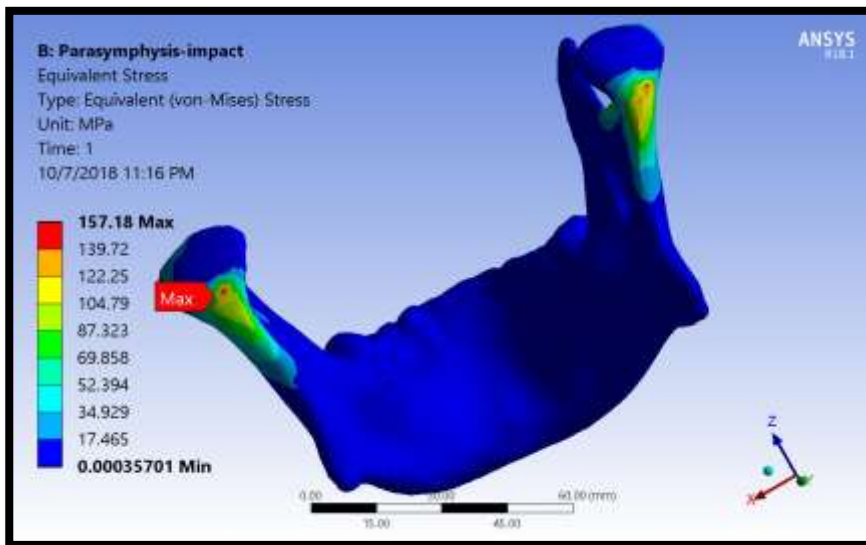
يُظهر الشكل رقم (10) تركز الإجهادات في عنق اللقمة في الجانبين بشكل مشابه لما هو مشاهد في حالة الصدمة على ارتفاق الذقن، إلا أن هذه الإجهادات كانت أعظمية Max في الجانب الأيسر الموافق لجهة تطبيق القوة وقد تجاوزت عتبة 153 ميغاباسكال. أما في الجانب المقابل لم تتجاوز الإجهادات العتبة (130 ميغاباسكال) كما في

الشكل (10) لذلك يمكن القول بأن الكسر في هذا السيناريو في عنق اللقمة الموافق لجهة تطبيق القوة. إلا أن زيادة الحمولة المطبقة سوف تؤدي إلى كسر في عنق اللقمة في الجانبين.



الشكل رقم (10): يظهر تركز الإجهاد الأعظمي في الجانب الأيسر الموافق لجهة تطبيق القوة.

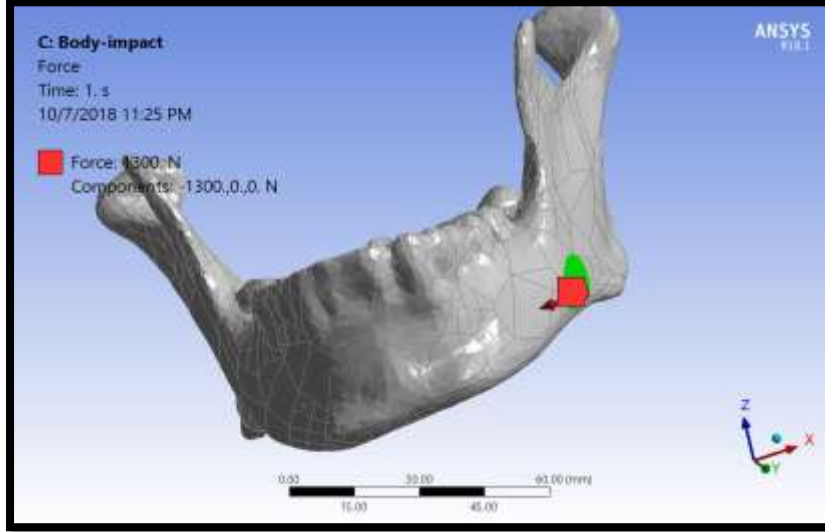
يظهر الشكل رقم (11) تركز الإجهادات في منطقة عنق اللقمة في الجهة اليسرى الموافقة لجهة تطبيق الحمولة حيث يظهر توضع الإجهاد الأقصى على السطح الوحشي لعنق اللقمة الموافق، وبشكل أقل في منطقة عنق اللقمة في الجهة المقابلة.



الشكل رقم (11): يظهر تركز الإجهادات على السطح الوحشي لعنق اللقمة في الجانبين.

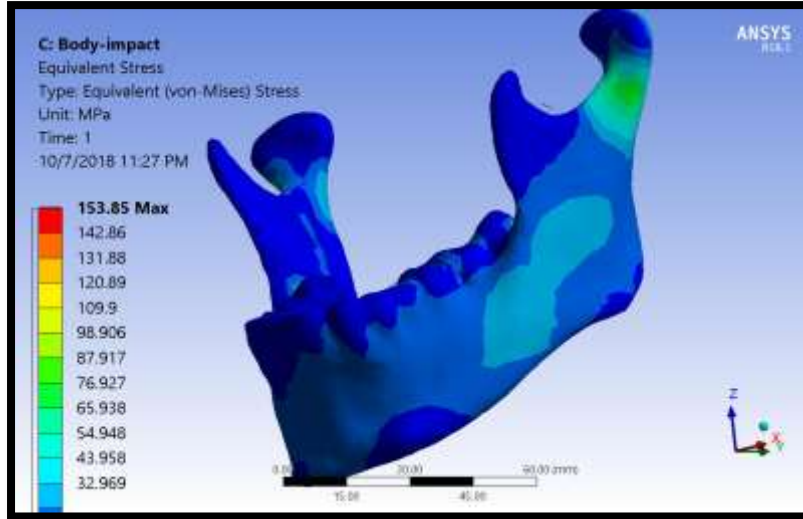
الحالة الثالثة: تطبيق الحمولة الرضية على منطقة جسم الفك السفلي.

في الحالة الثالثة حصلنا على قيمة إجهادات ذات قيمة قصوى تجاوزت 157 ميغاباسكال وذلك عند تطبيق قوة مقدارها 1300 نيوتن على منطقة جانب ارتفاع الذقن عكس المحور X والذي يعامد المساحة المحددة مسبقاً والتي هي دائرة مساحتها 1 سم² (الشكل 12).



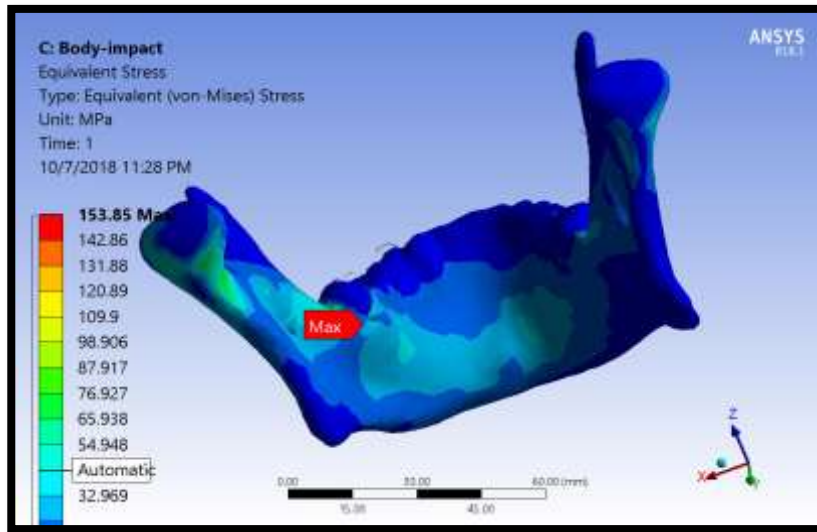
الشكل رقم (12): يظهر مكان تطبيق القوة (الدائرة الخضراء) واتجاهها (السهم) في الحالة الثالثة.

عند تطبيق حمولات رضية على جسم الفك السفلي تركزت الإجهادات في زاوية الفك السفلي والجسم والرأد في الجهة الموافقة. سُجلت مستويات إجهاد مرتفعة في عنق اللقمة في نفس جهة تطبيق الحمولة الرضية. سُجلت مستويات منخفضة من الإجهاد في منطقة عنق اللقمة في الجهة المقابلة (شكل 13).



الشكل رقم (13): يظهر توزع الإجهادات في منطقة زاوية الفك السفلي والجسم والرأد في جهة تطبيق القوة.

تمركزت الإجهادات القصوى في الجانب اللساني من المثالث خلف الرحوي في الجهة الموافقة، مما يعني توقع حدوث كسر في منطقة زاوية الفك السفلي الموافقة لجهة الرض شكل رقم (14).



الشكل رقم (14): يظهر تركز الإجهادات الأعظمية في منطقة المثلك خلف الرحوي.

المناقشة:

من الضروري معرفة السلوك الميكانيكي الحيوي للفك السفلي في مختلف الظروف السريرية وذلك من أجل فهم أفضل لآلية حدوث الكسور وبالرغم من أن النماذج الرياضية قد لا تكون واقعية تماماً إلا أنها تقدم نظرة موضوعية وواضحة عن هذا السلوك [4].

تنجم كسور الفك السفلي إما عن صدمة مباشرة على المنطقة التي ستكسر أو عن إجهادات محرضة ومتمركزة في مناطق معينة. قمنا بتحليل توزيع الإجهادات في الفك السفلي باستخدام النمذجة والتحليل بطريقة العناصر المنتهية. في هذه الدراسة، جرى تمثيل الإجهادات بشكل رقمي أو على شكل طيف لوني على سطح جسم الفك السفلي. نتجت هذه الإجهادات عن تدفق الطاقة على طول الجسم حيث كانت الإجهادات تعبر عن احتمال حدوث انهيار (كسر) في المنطقة وذلك عند تجاوز قيمة الإجهادات 153 Mpa وذلك في الحالات الثلاثة المدروسة.

بحسب دراسة Viano وزملاؤه [28] فإن الرض على كل من منطقة الإرتفاق، جانب الإرتفاق، جسم الفك السفلي تُنتج خطوط انتشار للقوى على طول جسم الفك السفلي. أظهرت الدلائل السريرية بأن الإجهاد يُحفز نضوج العظم في منطقة الكسر وهو أمر ضروري لشفاء الكسر.

وفي دراسة من قبل Gallas Torreira وزميله عام 2004 [22] أُجريت محاكاة لآلية حدوث رض على الفك السفلي في منطقتين هما ارتفاق الذقن والجزء الخلفي من جسم الفك السفلي وذلك لتقييم نماذج الإجهادات المتولدة عن هذه الرضوض، إلا أنهم لم يُحددوا في دراستهم القوة المطلوبة لإحداث الكسر ولا الإجهاد الأقصى كما في دراستنا وقد أوصوا بإجراء دراسات مشابهة على عظام الوجه الأخرى باستخدام طريقة العناصر المنتهية.

وفي دراسة من قبل Mello Santos وزملاؤه عام 2014 [29] جرى تطبيق قوة افتراضية في عدة مناطق على نموذج ثلاثي الأبعاد لفك سفلي أدرج يعود لمريض مُسن وذلك لتقييم توزيع الإجهادات في الفك السفلي بغياب الأسنان، حيث طبقوا قوة ثابتة (700 نيوتن) واعتبروا عظم الفك مادة متجانسة ذات خواص مادية موحدة. وقد وجدوا كذلك تركزاً للإجهادات في منطقة عنق اللقمة.

أجريت العديد من الدراسات التجريبية على جماجم بشرية محفوظة من أجل اختبار قدرة العظام الوجهية على تحمل الصدمات وبالرغم من كونها طريقة جيدة لدراسة السلوك الميكانيكي الحيوي للفك السفلي إلا أنها تعاني من بعض السلبات. أجرى Nahum وزملاؤه [30] عام 1975 دراسة تجريبية على الجثث جرى فيها صدم الفك السفلي بالإتجاه الأمامي الخلفي بوساطة صادم دائري مساحة سطحه 1 انش مربع، وقد تراوحت القيمة العظمى المطبقة بين 1890-4000 نيوتن. كذلك أجرى Cesari وزملاؤه [31] عام 1989 دراسة تجريبية قاموا فيها بصدم الفك السفلي بصادم اسطواني الشكل وقد تراوحت قيم القوى المؤدية لكسر الفك السفلي بين 315-1860 نيوتن.

إن هذا التفاوت الكبير في القوة المطلوبة تجريبياً لإحداث الكسر يمكن تفسيرها باختلاف ظروف التجربة وشكل ومساحة الصادم واتجاه وزاوية حامل القوة المطبقة مع الفك السفلي.

وجدنا في هذه الدراسة بأن الحمولات الرضية على منطقة ارتفاق الذقن تسبب مستويات من الإجهاد أعلى من تلك التي تسببها الحمولات على منطقة جانب ارتفاق الذقن. تشير هذه النتائج إلى أن مستويات الإجهاد تعتمد على موقع الرض (ارتفاق الذقن، جانب ارتفاق الذقن وجسم الفك السفلي) وعلى شدة الرض.

تقدم هذه الدراسة معلومات حول توزع الإجهادات والتي يمكن توظيفها أثناء وضع خطة المعالجة لإصلاح كسور الفك السفلي. إن تطور طرق المعالجة الجراحية يتطلب تحديد انتشار الإجهادات، حيث أن تقنيات التثبيت قد تكون ضعيفة أو قوية مما يؤثر في توزع الإجهادات ويسبب شفاء غير كامل [32].

احتوى نموذج الفك السفلي المستخدم في الدراسة والمصمم بمساعدة الحاسب على اختلافات في ثخانة العظم القشري، ثخانة العظم الإسفنجي، والعرض الخدي اللساني في الفك السفلي. تحدد هذه المعايير أهمية البنية الهندسية للفك السفلي والتي تؤثر بشكل كبير على أدائه الميكانيكي تحت الحمولات الرضية [33].

أخذنا بعين الاعتبار البنية الهندسية للفك السفلي ومورفولوجيته أثناء قراءة وتأويل توزيعات إجهادات Von Mises، حيث أن البنية الهندسية للفك السفلي واختلافات العظم البنيوية تُساهم في تركيز الإجهادات الناجمة عن الحمولات الرضية على مناطق ارتفاق الذقن وجانب ارتفاق الذقن والتي انتشرت إلى منطقة عنق اللقمة والمناطق المجاورة (شكل رقم 8، 10).

تتعلق الإستجابة الميكانيكية للفك السفلي بقوة العظم والخواص الميكانيكية مثل: الثخانة، الكثافة، والقساوة حيث تتغير قيم هذه المتغيرات على طول الفك السفلي. بحسب دراسة Schwartz وزملاؤه [34] فإن العظم يكون أقل عرضاً في منطقة عنق الفك السفلي لذلك فإن العظم في هذه المنطقة أقل قوة وذو ميل أكبر للإتكسار. إن تصميم عنق اللقمة يساهم في منع الحمولات الرضية من الوصول إلى الدماغ في الحفرة القحفية الوسطى، حيث ينكسر عنق اللقمة قبل وصول الحمولة الرضية إلى الشدة التي تسمح للقمة باختراق الحفرة المفصالية في العظم الصدغي.

لاحظنا في دراستنا بأن هناك علاقة بين القوى الرضية المطبقة والإستجابات الميكانيكية المشاهدة في الحالات الثلاث، حيث أن الإستجابة الميكانيكية للحمولات الرضية على جسم الفك السفلي والتي يُعبر عنها توزع الإجهادات حسب Von Mises قد حدثت في الأجزاء التي يكون فيها العظم أكثر قوة وسماكة وكثافة بشكل مشابه لما وجدته كل من Kruger وزملاؤه [35] و Viano و زملاؤه [28] و Schwartz وزملاؤه [34].

إن أي دراسة لسلوك الفك السفلي سوف تكون غير كاملة عند تجاهل تأثير النسخ الرخوة بما فيها تأثير وجود السمحاق وارتباطه الصممي بالعظم حيث تحتاج إلى قوة حاسوبية غير متوفرة لدى الباحث حالياً.

الاستنتاجات والتوصيات

الاستنتاجات:

1. إن التحليل بطريقة العناصر المنتهية هي طريقة مفيدة في فهم توزيعات الإجهاد في الفك السفلي.
2. أظهرت الدراسة وجود نقاط ضعف متأصلة في البنية الهندسية للفك السفلي وذلك خلال الحالات الثلاث المدروسة.
3. إن وجود عنق اللقمة الفكسية السفلية هو آلية دفاعية ميكانيكية حيوية لتخميد الإجهادات المطبقة ومنع وصولها إلى الدماغ في الحفرة القحفية الوسطى.

التوصيات:

1. دراسة تأثير النسيج الرخوة على توزيع الإجهادات في عظم الفك السفلي.
2. إجراء دراسات لمحاكاة الرضوض على أجزاء المركب القحفي الوجهي الأخرى.
3. زيادة عدد العناصر في الجسم المدروس وما يتطلبه ذلك من وجود حواسيب حديثة.

المراجع:

1. SCHWAB, C. W, KAUDER, D. R. *Trauma in the geriatric patient*. Arch Surg. Vol.6, N^o. 107, 1992, 701-706.
2. MOTAMEDI, M. H. *An assessment of maxillofacial fractures: a 5-year study of 237 patients*. J Oral Maxillofac Surg. Vol. 61, 2003, 61-64.
3. ROSS, C. F, HYLANDER, W. L. *In vivo and in vitro bone strain in the owl monkey circumorbital region and the function of the postorbital septum*. Am J Phys Anthropol. 1996, Vol. 101, 183-215.
4. PROVATIDIS, C. et. al. *In vitro validated finite element method model for a human skull and related craniofacial effects during rapid maxillary expansion*. Proc Inst Mech Eng H, Vol. 220, 2006, 897-907.
5. CURTIS, N. *Craniofacial biomechanics: An overview of recent multibody modelling studies*. J Anat. Vol. 218, 2011, 16-25.
6. RAMOS, A. SIMOES, J. A. *Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur*. Med Eng Phys. Vol. 28, 2006, 916-924.
7. ANDERSON, A. E, et. al. *Subject-specific finite element model of the pelvis: Development, validation and sensitivity studies*. J Biomech Eng. Vol. 127, 2005, 364-373.
8. FRIEDENBERG, R. *Direct analysis or finite element analysis in biology: a new computer approach*. Curr Mod Biol. Vol. 2, 1969, 89-94.
9. THRESHER, S. W, SAITO, G. E. *The stress analysis of human teeth*. J Biomech. Vol. 5, N^o. 6, 1973, 443-449.
10. OTTOSEN, N. S, PETERSSON, H. *Introduction to the Finite Element Method*. New York : Prentice Hall, 1992, 322.
11. MALOUL, A, et. al. *Biomechanical Characterization of Complex Thin Bone structures in The Human Craniofacial Skeleton*. University of Toronto. 2012, PHD.
12. خفيف، خضر. مقاومة المواد 2، كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية-جامعة تشرين. اللاذقية. 2010-2011. هندسة التصميم والإنتاج-سنة ثالثة.
13. FONSIKA, R, et. al. *Oral and Maxillofacial Trauma*. 3rd, ed. Elsevier, Missouri, 2005, 645.
14. NIGG, B. M. Herzog, W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. 3rd, ed. John Wiley & Sons, Chichester, England, 2007, 534.

15. SUNDAR, S, NANDLAL, B, SAIKRISHNA, D. *Finite Element Analysis: A Maxillofacial Surgeon's Perspective*. J Maxillofac Oral Surg. Vol. 2, 2012, 206–211.
16. PREIN, J. *Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton: Techniques Recommended by the AOASIF-Maxillofacial Group*. Springer, Berlin, 1998.
17. BILEZIKIAN, J. P, RAISZ, L. G, MARTIN, T. G. *Principles of bone biology*. Curr Mod Biol. Vol. 12, 2008. 312-322.
18. AN, Y. H, DRAUGHN, R. A. *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*. Boca Raton, CRC Press, 2000.
19. PETERSON, J, DECHOW, P. C. *Material properties of the human cranial vault and zygoma*. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol. Vol. 274, 2003, 785-797.
20. PETERSON, J, WANG, Q, DECHOW, P. C. *Material properties of the dentate maxilla*. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol. Vol. 288, 2006, 962-972.
21. HUELKE, D. F, HARGER, J. H. *Maxillofacial injuries: their nature and mechanisms of production*. J Oral Surg. Vol. 27, 1969, 451-455.
22. GALLAS-TORREIRA, M, FERNANDEZ, J. R. *A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations*. J Craniomaxillofac Surg. Vol. 32, 2004, 303-307.
23. ELHAMMALI, N, BREMERICH, A, RUSTEMEYER, J. *Demographical and clinical aspects of sports-related maxillofacial and skull base fractures in hospitalized patients*. Int J Oral Maxillofac Surg. Vol. 39, 2010, 857-862.
24. Materialise *MIMICS*. [Online] 10 2016. <http://biomedical.materialise.com/mimics>.
25. Materialise *3-MATIC*. [Online] Materialise, 2016. <http://biomedical.materialise.com/3-matic>.
26. ANSYS. [Online] ANSYS, 2016. <http://www.ansys.com/>.
27. NAGASAO, T, MIYAMOTO, J. *The effect of striking angle on the buckling mechanism in blowout fracture*. Plast Reconstr Surg. Vol. 117, 2006, 2373-2381.
28. VIAÑO, J. M, BURGUERA, M, FDEZ-GARCIA, J. R. *A 3D FEM simulation of highest stress lines in mandible fractures by elastic impact*. Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. Vol. 3, 2000, 273-285.
29. SANTOS, M, SORIANO, L, et, al. *Finite-Element Analysis of 3 Situations of Trauma in the Human Edentulous Mandible*. J oral maxillofac Surg. Vol. 4, 2014, 73-78.
30. NAHUM, A. M. *The Biomechanics of Facial Bone Fracture*. Laryngoscope. Vol. 1, N°. 85, 1975, 140-156.
31. . CESARI, D, RAMET, M, WELBOURNE, E. *Experimental Evaluation of Human Facial Tolerance to Injuries*. IRCOB, Stockholm, 1989, 421.
32. RUDDERMAN, R. H, MULLEN, R. L, PHILLIPS, J. H. *The Biophysics of Mandibular Fractures: An Evolution toward Understanding*. Plast Reconstr Surg. Vol. 121, 2008, 596-607.
33. WROE, S, et al. *The craniomandibular mechanics of being human*. Proc Biol Sci. Vol. 277, 2010, 3579-3586.
34. SCHWARTZ-DABNEY, C. L, DECHOW, P. C. *Variations in Cortical Material Properties Throughout the Human Dentate Mandible*. Am J Phys Anthropol. Vol. 120, 2003, 252-277.
35. KRÜGER, E. *Mandibular fractures I. Classification, diagnosis, and fundamentals of treatment*. Oral and Maxillofacial Traumatology. Quintessence, Chicago, 1986, 451.