Experimental study to investigate sutures influence on the mechanical properties of cranial bones

Dr. Abdul Karim Khalil [*]
Dr.-Ing. Khodor Khafef [**]
Amjad Atieh [***]

(Received 24 / 4 / 2019. Accepted 30 / 9 / 2019)

□ ABSTRACT □

Cranial sutures are essential components in the cranio-facial skeleton, so it is important to understand their general influence on the biomechanical behavior of this skeleton.
This study aims to compare between cranial bones containing sutures and those not containing sutures regarding bending stress, and study the relationship between bending stress and interdigitation index and compact bone ratio.
This study was conducted using bone samples taken from fresh skulls of male sheep. 67 bone samples were divided into three groups: bone samples not containing sutures, bone samples containing straight-edged sutures, bone samples containing interdigited sutures.
The bone samples were loaded in general test machine, found in materials strength laboratory, Tishreen University, Lattakia, Syria. The samples were loaded as beams in three point bending test to calculate the bending stress. We also calculated interdigitation index and compact bone ratio.
We found that mechanical properties of cranial sutures increase with interdigitation, and don`t correlate with compact bone ratio. Cranial bones containing high-interdigitated sutures have bending strength (bending stress) close to what pure cranial bones have.

Keywords: Cranial bones, bending stress, compact bone ratio, suture, interdigitation index.

[*] **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 تجريبية لتقصي تأثير الدروز على الخواص الميكانيكية للعظام القحفية

الدكتور عبد الكريم خليل [*]
الدكتور خضر خفيف [**]
أمجد عطية [***]

(تاريخ الإيداع 24 / 4 / 2019. قُبِل للنشر في 30 / 9 /2019)

□ ملخّص □

تعتبر الدروز القحفية من العناصر الأساسية في المركب القحفي الوجهي، لذلك من الضروري فهم التأثير العام لهذه الدروز على السلوك الميكانيكي الحيوي لهذا المركب.

يهدف هذا البحث إلى المقارنة بين القطع العظمية القحفية التي تحوي دروز وبين العظام القحفية الخالية من الدروز فيما يخص إجهاد الانحناء ودراسة العلاقة بين إجهاد الانحناء لهذه العينات وكل من مؤشر التشابك ونسبة العظم القشري فيها.

أجريت هذه الدراسة التجريبية على عينات عظمية مأخوذة من جماجم حديثة لذكور الخراف، حيث شملت 67 عينة عظمية قسمت إلى ثلاث مجموعات: عينات عظمية لا تحتوي دروز، عينات عظمية تحوي دروز مسطحة، وعينات عظمية تحوي دروز متشابكة.

جرى تحميل هذه العينات في آلة الاختبارات العامة في مخبر مقاومة المواد في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية، جامعة تشرين. استخدمت في اختبار الانحناء ثلاثي النقاط وذلك من أجل حساب إجهاد الانحناء. جرى كذلك حساب مؤشر التشابك ونسبة العظم القشري.

أظهرت نتائج الدراسة أن الخواص الميكانيكية للدروز القحفية تزداد بازدياد درجة التشابك بين طرفيها، ولا ترتبط بنسبة العظم القشري في العظم المحيط بها، وأن العظام القحفية التي تحتوي على دروز عالية التشابك تمتلك مقاومة للانحناء (إجهاد الانحناء) قريبة من العظام القحفية التي لا تحوي دروز.

الكلمات المفتاحية: العظام القحفية، إجهاد الانحناء، نسبة العظم القشري، الدرز، مؤشر التشابك.

[*] **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:

إن تواتر أذيات الرأس واختلاطاتها المرافقة في الجراحة القحفية الوجهية قد ألهمت العديد من الدراسات لمحاولة توصيف السلوك الميكانيكي الحيوي للهيكل القحفي الوجهي [1-3]، إلا أن معظم هذه الدراسات قد ركزت على دراسة وتحليل المركب القحفي الوجهي كبنية مستمرة بدون الأخذ بعين الاعتبار وجود بُنى حيوية هامة هي الدروز sutures .

إن الدروز القحفية هي عبارة عن تمفصلات بين عظام الجمجمة وهي تتألف من الحواف العظمية المتقابلة وألياف النسيج الضام الكولاجيني والتي تصل بين حافتي العظم معاً ليشكلوا مفاصل ليفية في الهيكل القحفي الوجهي [4].

تتشكل الدروز القحفية كشريط رقيق من نسيج غير متمايز يتوضع بين عظام الجمجمة، ثم يتحول تدريجياً إلى درز مستقيم مؤلف من ألياف الكولاجين ويبدأ بعد ذلك بأخذ شكل متموج، ثم في مرحلة تالية من النمو يتشكل درز مركب متشابك الحواف [5].

إن الوظيفة الأساسية للدروز هي جمع عظام الجمجمة معاً بينما تسمح بعبور الإجهاد الميكانيكي (الحُمولات الدورية الناجمة عن عمل العضلات الماضغة، والقوى الناجمة عن الأجهزة العلاجية والصدمات الرّضية)، كما تسمح بتغير أبعاد الجمجمة (النمو أثناء الطفولة) [2].

يمكن تصنيف الدروز إلى ثلاث أنواع اعتمادا على بنيتها الشكلية: 1- الدروز المسطحة النهايات 2- الدروز المتداخلة 3- الدروز المتشتابكة. تتغير بنية الدروز من دروز مسطحة بسيطة في بداية العمر وحتى دروز مع درجات مختلفة من التشابك في البلوغ [6].

يتعرض الهيكل القحفي الوجهي إلى ثلاثة أنواع رئيسية من الحُمولات: حُمولة شد tension load شبه ساكنة بسبب نمو الأعضاء الداخلية ويحدث بشكل أساسي في العقدين الأولين من العمر. حُمولات شد وضغط tension and compression loads بسبب قوى العض التي تُطبقها العضلات الماضغة [7]. حُمولات صدم impact loads والتي تكون حُمولات كبيرة (بسبب السقوط، الشجار، الأجسام الأجنبية وحوادث العربات المُوتورية). يؤثر وجود الدروز على الاستجابة الميكانيكية للجمجمة للحُمولات loads عن طريق تعديل الحمل المُنتقل بين العظام المتجاورة ، والذي قد يشمل نقل مباشر للحمل، تغيير اتجاه الحمل وتخميده [6، 8، 9] .

أجريت العديد من الدراسات المخبرية والسريرية من أجل محاولة فهم تأثير الدروز ودورها في نقل الاجهاد الميكانيكي:

Hubbard وزملاؤه عام 1971 [10] قالوا بأن الدروز القحفية لدى البشر كانت أكثر مطاوعة copmliant من العظم المحيط بها، على أية حال فإنهم لم يأخذوا بعين الاعتبار التغيرات في شكل الدروز وتأثير ذلك على وظيفتها الميكانيكية.

أجرى Herring وزملاؤه عام 2000 [7] دراسة تجريبية على الخنازير حيث قاموا بوضع مقاييس للانفعال strain gauges على دروز العظام بين الجبهية وبين الجدارية وقاموا بتسجيل قيم الانفعالات خلال حالات المضغ الطبيعي وحالات تم فيها تحفيز للعضلات القحفية بعد تخدير الحيوانات، وقد أكدوا بضرورة تحليل ودراسة الجمجمة بمحتواها من الدروز كمركب مؤلف من أجزاء مستقلة أكثر من كونها مركب واحد.

استخدمت طريقة العناصر المنتهية في العديد من الدراسات من أجل تقييم دور ووظيفة الدروز القحفية. في دراسة لـ Kupczek وزملاؤه عام 2007 [11] قام بمقارنة نموذج لجمجمة قرد الماكاو متضمنة الدرز الوجني مع بيانات

مقاييس الانفعال strain gauges المثبتة على الجمجمة، وقد وجدوا أنه من الأفضل نمذجة الدروز كمناطق من العناصر المرنة ثلاثية الأبعاد وتخصيصها بالخواص المادية المأخوذة من عينات من الجمجمة.

Reed وزملاؤه عام 2011 [12] وجدوا بأن تغيير درجة قساوة العناصر الممثلة للدروز في نماذج ثلاثية الأبعاد للفك السفلي للتمساح قد أثر بشكل كبير على نماذج انتشار الانفعال في النموذج المدروس، وبالتالي فإن التغيرات في مرونة الدروز يؤثر بشكل كبير على دورها الميكانيكي في الجمجمة.

من الضروري دراسة وتوصيف استجابة الدروز (بأشكالها المتعددة) لمختلف نماذج الحُمولات التي تتعرض لها وذلك من أجل فهم التأثير العام للدروز على السلوك الميكانيكي للمركب القحفي الوجهي، مما يتطلب إجراء المزيد من الدراسات لتقصي دور وتأثير الدروز كعناصر فاعلة من هذا المركب.

أهمية البحث وأهدافه:

تأتي أهمية البحث من ضرورة الحصول على معلومات كافية فيما يتعلق ببنية ووظيفة الدروز من أجل تحسين فهمنا لوظيفة الجمجمة واستجابتها للرضوض الميكانيكية.

يهدف هذا البحث إلى المقارنة بين العظام القحفية التي تحوي دروز وبين العظام القحفية التي لا تحوي دروز فيما يخص إجهاد الانحناء bending stress وذلك من أجل تقييم تأثير وجود الدروز في العظام القحفية ،ودراسة الفرضية القائلة بأن الخواص الميكانيكية للدروز القحفية (مقاومة الانحناء) تزداد مع ازدياد كل من درجة التشابك بينها ونسبة العظم القشري فيها.

طرائق البحث ومواده:

شملت هذه الدراسة التجريبية – عينات عظمية طازجة مأخوذة من 12 جمجمة لذكور الخراف.

أدوات البحث:

1. العينات العظمية.
2. آلة الاختبارات العامة universal testing machine في مخبر مقاومة المواد–كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية– جامعة تشرين (الموديل IBMU4–1000، الشركة المصنعة S.A.E.IBERTEST، اسبانيا).
3. جهاز لتحميل العينات وفق تصميم مُتناظر ثلاثي النقاط مُصنع محلياً، الشكل (1).
4. برنامج MIMICS (Materialise inc, Belgium) [13].

الشكل (1): جهاز تحميل العينات المُصنع محلياً، بحيث يكون البعد بين فكي الجهاز المثبتين للعينة العظمية محدد بـ 2سم.

أولا: **تحضير العينات:**

1- تم الحصول على جماجم حيوانية طازجة لذكور الخراف وذلك من أجل الحصول على عينات من العظام القحفية والدروز.

2- من أجل الحصول على العينات جرى نزع العظام الأنفية ومعظم الجزء الخلفي من الجمجمة والذي يحوي العظام الجبهية والجدارية.

3- جرى دراسة أربعة أنواع من العينات العظمية، الشكل(2):

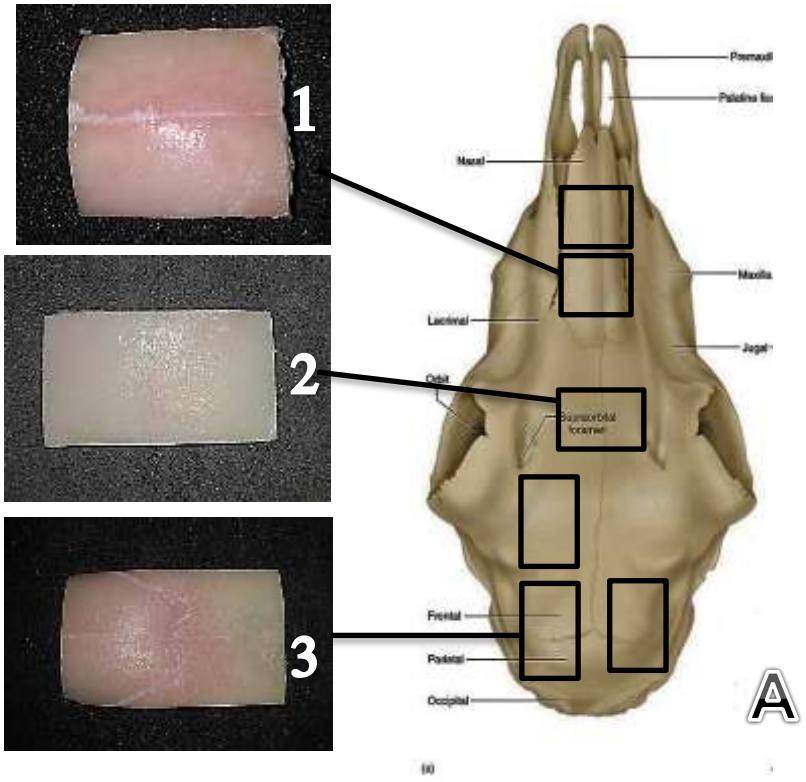
a. عينات عظمية قحفية صافية لا تحوي دروز.

b. عينات عظمية قحفية تحوي دروز مستقيمة الحواف (الدرز بين العظمين الأنفيين).

c. عينات عظمية قحفية تحوي دروز على درجة منخفضة من التشابك (الدرز بين العظمين الجبهيين).

d. عينات عظمية قحفية تحوي دروز على درجة عالية من التشابك (الدرز الجبهي–الجداري).

دمجنا المجموعتين الأخيرتين c, d في مجموعة واحدة هي العينات العظمية القحفية التي تحوي دروز متشابكة الحواف.



الشكل(2): صورة ترسيمية لجمجمة عظمية للخروف مع تحديد لأماكن أخذ العينات (يمين)، في اليسار صور لبعض العينات المستخرجة من الجماجم العظمية: 1- صورة لعينة عظمية تحوي درز مستقيم الحواف (الدرز بين العظمين الأنفيين)، 2- صورة لعينة تحوي درز منخفض التشابك (الدرز بين العظمين الجبهيين)،3- صورة لعينة عظمية تحوي درز عالي التشابك (الدرز الجبهي-الجداري).

4- جرى تسليخ السمحاق عن هذه الأجزاء من الجمجمة وتجميدها بدرجة حرارة تقارب -5 مئوية.

5- بعد ذلك جرى تشذيب هذه العينات وهي مجمدة باستخدام منشار وذلك للتقليل من سخونة العظم، حاولنا أن نوحد عرض العينات عند 3 سم.

6- كان حجم العينات التي تحوي الدرز الجبهي الجداري أو الدرز بين الجداري بعرض 3 سم تقريباً وبطول 4-5 سم.

7- العينات التي تحوي الدرز بين الأنفي كانت بعرض 3 سم تقريباً وبطول 2-3 سم.

8- تراوحت ثخانة العينات بين 2-5 مم وذلك بسبب أن معظم العينات ذات شكل غير منتظم.

ثانياً: إجراء الإختبارات:

قبل يوم التجربة جرى وضع العينات في المحلول الملحي Saline لمدة 12 ساعة في البراد بدرجة حرارة 5-10 مئوية تقريباً. في يوم التجربة جرى وضع العينات بدرجة حرارة الغرفة لمدة ساعة وهي مغمورة بالمحلول الملحي لكي لا تفقد رطوبتها. جرى تحميل العينات في جهاز تحميل العينات المصمم خصيصاً لهذه الدراسة والذي بدوره جرى تحميله في آلة الاختبارات العامة، الشكل(3).

الشكل (3): (أ) آلة الاختبارات العامة المستخدمة في إجراء الاختبارات. (ب) الجهاز المصنع محلياً وهو مُحمل بعينة عظمية.

جرى تثبيت سطح العظم في طرفي العينة وجرى تطبيق القوة على السطح الخارجي للدرز (الشكل،3 ب) لمحاكاة الحمولات الخارجية التي تتعرض لها دروز المركب القحفي–الوجهي، ثم جرى تحميل العينات حتى تسجيل عودة القوة المُطبقة إلى الصفر. كانت سرعة الانزياح displacement 0.2 مم/ثانية. جرى تسجيل القيمة العظمى التي انهارت عندها العينة العظمية.

ثالثاً: حساب نسبة العظم القشري:

جرى حساب نسبة العظم القشري في العينات العظمية في برنامج MIMICS كالتالي:

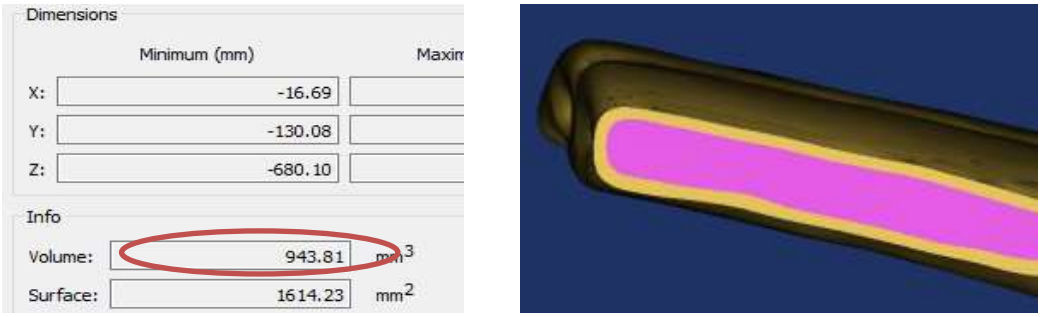
1- قمنا بتصوير العينات العظمية بواسطة جهاز التصوير الطبقي المحوسب الموجود في مشفى تشرين الجامعي (Siemens SOMATOM 128–slice) وذلك بثخانة شرائح 0.6 مم.

2- قمنا بإدخال ملفات التصوير الطبقي المحوسب (DICOM) إلى برنامج MIMICS، حيث قمنا بفصل العظم والعظم القشري بواسطة خوارزمية التعتيب tresholding، حيث يقوم البرنامج بفصل العناصر المختلفة وفقاً لأرقام Hounsfield (HU) الخاص بها حيث يتراوح المجال الخاص بالعظم بين 226 وحتى 1173 HU والمجال الخاص بالعظم القشري بين 662 وحتى 1173 HU.

3- قمنا بإنشاء نموذج ثلاثي الأبعاد لكل من العينة العظمية ككل والعظم القشري.

4- قمنا بقسمة حجم نموذج العظم القشري ثلاثي الأبعاد على الحجم الكلي لنموذج العينة العظمية للحصول على

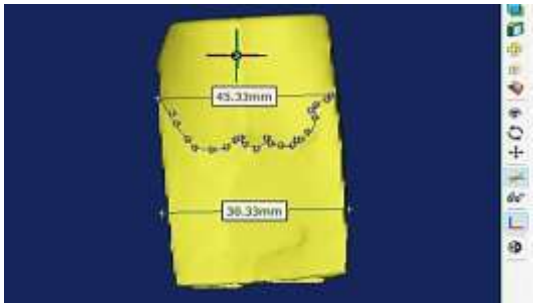
5- نسبة العظم القشري كما هو موضح بالشكل، حيث أن برنامج MIMICS يقوم تلقائياً بحساب حجم ومساحة كل نموذج يقوم بإنشائه، الشكل(4).



الشكل (4): صورة من برنامج MIMICS. (اليمين) نموذج ثلاثي الأبعاد لإحدى العينات العظمية يظهر فيه كل من العظم القشري (الأصفر) والعظم الأسفنجي (الزهري)، (اليسار) خواص النموذج ثلاثي الأبعاد حيث يُظهر حجم النموذج (مم)^3.

رابعاً: حساب مؤشر التشابك:

1. جرى حساب مؤشر التشابك لكل درز وذلك بقسمة كامل طول الدرز على المسافة المستقيمة الواصلة بين السطوح العظمية المجاورة للدرز [14].
2. بواسطة برنامج MIMICS أيضاً، قمنا بإنشاء مجسم ثلاثي الأبعاد لكل عينة.
3. طول الدرز جرى حسابه بتتبع انثناءات الدرز في برنامج MIMICS [13] وذلك باستخدام أداة قياس في البرنامج (measure distance over surface) حيث نقوم بوضع نقاط تتبع انثناءات الدرز و من ثم حساب المسافة الكلية بينهما كما هو موضح بالشكل (5).



الشكل (5): صورة من برنامجMIMICS توضح كيفية حساب درجة التشابك لكل عينة.

4. المسافة بين نهايتي الدرز أيضاً جرى قياسها في برنامج MIMICS باستخدام أداة قياس (measure distance) حيث نقوم بتحديد نقطة البداية والنهاية على طرفي العينة ومن ثم يقوم البرنامج بحسابها.
5. حاصل قسمة طول الدرز على المسافة بين نهايتي الدرز هو مؤشر التشابك Interdigitation index [14] وهو قيمة تتراوح بين 1 في العينات ذات الدرز المستقيم وحتى 3.3 في الدرز شديد التشابك كما وجدنا في دراستنا.

خامساً: حساب إجهاد الانحناء (مقاومة الانحناء) Bending stress:

جرى حساب إجهاد الانحناء وفق نظرية الجوائز المرنة elastic beams theory كالتالي [15]:

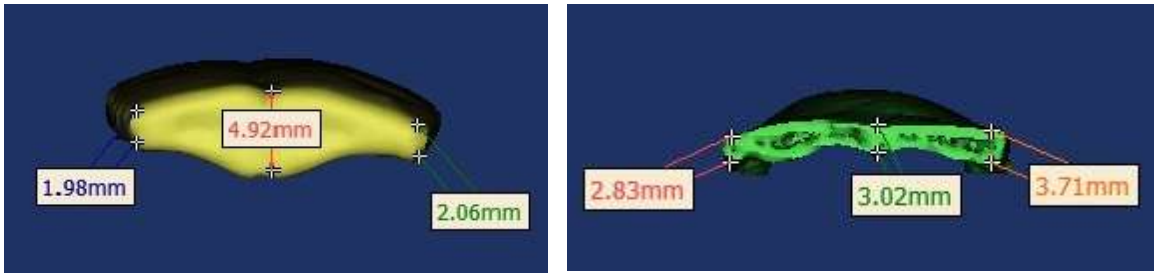
$\sigma_{max} = \frac{Mc}{I}$ حيث σ_{max} يمثل إجهاد الانحناء واحدتها باسكال.

M=Fd حيث M هي عزم الانحناء الأعظمي وتقاس بالنيوتن.

F تمثل أعظم قوة (نيوتن). تؤخذ من آلة الاختبارات العامة مباشرة.

d تمثل نصف طول المجال بين نقطتي التثبيت (متر)، في دراستنا كانت قيمتها 1 سم=0.01 م (صُمم الجهاز الذي حملنا العينات فيه بحيث يكون طول المجال بين نقطتي التثبيت 2 سم).

C تمثل نصف متوسط ثخانة العينة (متر)، حيث اختلفت باختلاف كل عينة وجرى حسابها في برنامج MIMICS بأخذ ثلاث قياسات لكل عينة في الطرفين وفي المنتصف ومن ثم حساب متوسط القيم الثلاثة، الشكل(6).

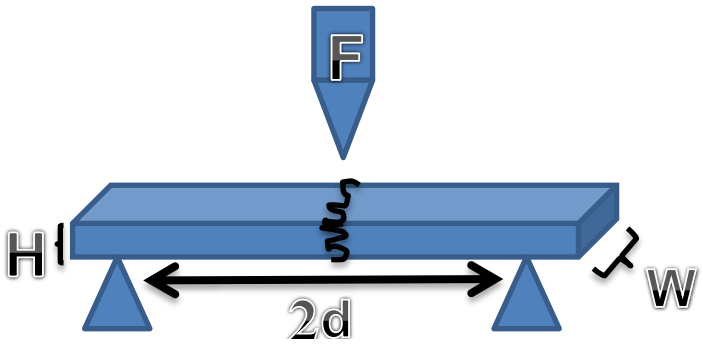


الشكل (6): صورة من برنامج MIMICS توضح كيفية حساب ثخانة العينة بأخذ ثلاث قياسات على الطرفين وفي المنتصف.

$I = (wh^3)/12$ حيث I عزم العطالة السطحي (متر)^4.

W يمثل عرض العينة (متر)، حاولنا الحفاظ على عرض عينة موحد عند 3 سم = 0.03 م في معظم العينات.

H متوسط ثخانة العينة (متر).



الشكل (7): شكل ترسيمي لاختبار الانحناء ثلاثي النقاط، حيث يمثل H متوسط ثخانة العينة، w عرض العينة، d نصف طول المجال بين نقطتي التثبيت، F يمثل القوة المطبقة.

النتائج والمناقشة:

النتائج:

أجريت هذه الدراسة التجريبية على عينات عظمية مأخوذة من الخراف باستخدام آلة الاختبارات العامة في مخبر مقاومة المواد في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية. جرى تحميل العينات حتى الفشل وتسجيل القوة العظمى المُطبقة بالنيوتن (N).

شملت الدراسة 67 عينة عظمية مأخوذة من جماجم 12 خروف موزعة كالتالي:

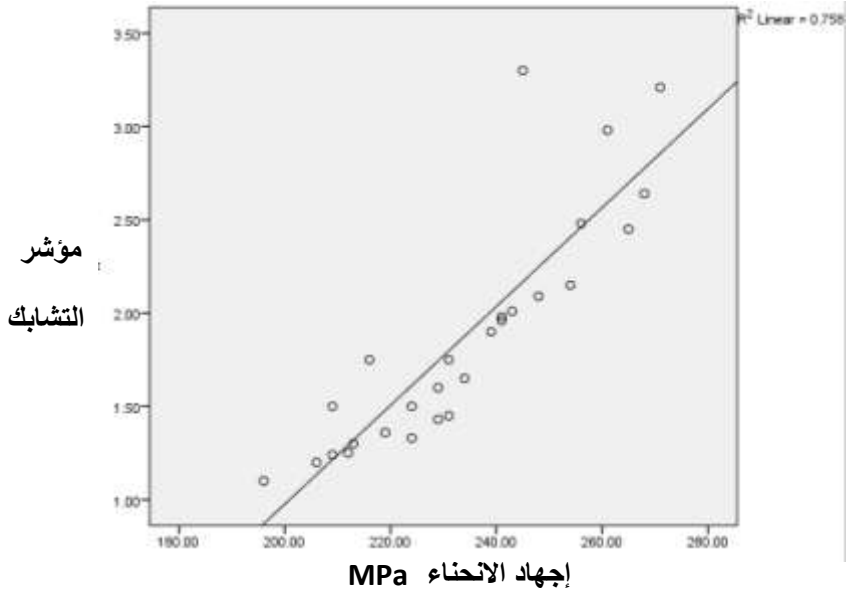
الجدول (1): توزع العينات العظمية المستخدمة في الدراسة.

نوع العينة	عينة عظمية (خالية من الدروز)	درز مستقيم الحواف (الدرز بين العظمين الأنفيين)	درز متشابك الحواف (الدرز بين العظمين الجبهيين، الدرز الجبهي–الجداري)
العدد	26	14	27
متوسط درجة التشابك	–	1	1.85
متوسط نسبة العظم القشري %	%37	–	–
متوسط إجهاد الانحناءMPa	262	208	233

كان متوسط إجهاد الانحناء للعينات العظمية غير المحتوية على دروز هو 262 ± 43، بينما كان متوسط إجهاد الانحناء عند العينات المحتوية على دروز هو 223 ± 54

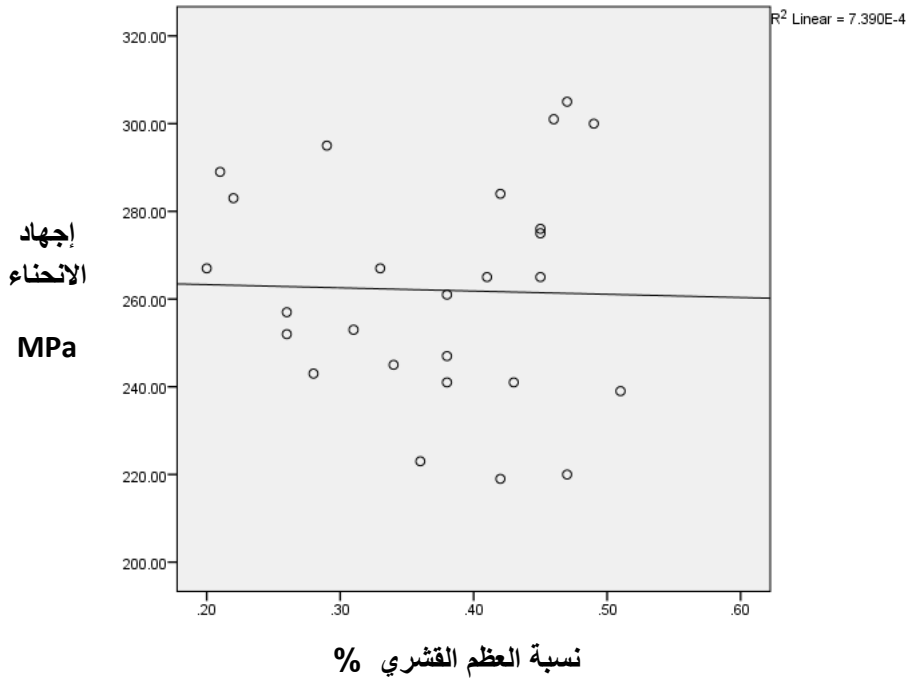
كذلك جرى حساب نسبة العظم القشري في مجموعة العينات العظمية غير المحتوية على دروز، حيث كان متوسط نسبة العظم القشري في هذه المجموعة هو %37 ± 17

استخدمنا تحليل معامل الارتباط لـ Pearson من أجل تحديد إذا ما كانت الخواص الميكانيكية للعظام المحتوية على الدروز (إجهاد الانحناء) مرتبطة بدرجة تشابك هذه الدروز وذلك في العظام المحتوية على دروز متشابكة (مؤشر التشابك >1). وقد أظهرت نتائج التحليل وجود ارتباط طردي قوي (R=0.87) وذو دلالة إحصائية (P<0.05) مما يشير إلى أن الخواص الميكانيكية للدروز (إجهاد الانحناء) تزداد بازدياد درجة التشابك فيها.



الشكل (8): قيم مؤشر التشابك في مقابل قيم إجهاد الانحناء، حيث يظهر الارتباط الطردي .

كذلك استخدمنا تحليل معامل الارتباط لـ Pearson من أجل تحديد ما إذا كانت الخواص الميكانيكية للعظام غير المحتوية على الدروز (إجهاد الانحناء) مرتبطة بنسبة العظم القشري في هذه العظام. أظهرت نتائج التحليل عدم وجود ارتباط بينهما ($R=-0.027$) ولا توجد دلالة إحصائية ($p>0.05$) مما يشير إلى أن قيم إجهاد الانحناء لا ترتبط بنسبة العظم القشري في العظام القحفية غير المحتوية على دروز. لم ندرس ارتباط إجهاد الانحناء مع نسبة العظم القشري في العينات العظمية المحتوية على دروز لكي لا يؤثر وجود الدروز وبالتالي مؤثر درجة التشابك على النتائج.



الشكل (9): قيم مؤشر التشابك مقابل نسبة العظم القشري.

استخدمنا تحليل Mann–Whitney U لتقييم حجم الفروقات في إجهاد الانحناء بين العينات العظمية المحتوية على دروز مستقيمة الحواف (الدرز بين العظمين الأنفيين) (14 عينة) وبين العينات العظمية غير المحتوية على دروز(26 عينة)، حيث وجدنا فروقاً ذات دلالة إحصائية ($p<0.05$) بين المجموعتين مما يدل إلى أن العينات العظمية تمتلك متانة وقوة أكبر من العينات المحتوية على دروز مستقيمة، أي أن وجود الدروز المستقيمة قد أضعف العينات العظمية.

كذلك استخدمنا نفس التحليل لتقييم الفروقات في إجهاد الانحناء بين العينات العظمية المحتوية على دروز متشابكة (الدرز بين العظمين الجبهيين والدرز الجبهي–الجداري) (27 عينة) وبين العينات العظمية غير المحتوية على دروز(26 عينة). لم نجد فروقاً ذات دلالة إحصائية بين المجموعتين، مما يشير إلى أنه لا يوجد فروق بين إجهاد الانحناء في المجموعتين، أي أن الدروز عالية التشابك استطاعت تحمل حُمولات مشابهة لتلك التي تحملتها العظام غير المحتوية على الدروز.

المناقشة:

تتعرض الدروز القحفية إلى حُمولات بسبب عوامل داخلية (مثل حركات المضغ)، وخارجية (مثل الرضوض). في الواقع، تتعرض هذه الدروز لحُمولات مركبة في إتجاهات متعددة ومع ذلك فإن المعلومات المتوافرة قليلة حول البيئة الميكانيكية التي تحدث فيها هذه الحُمولات.

اختبرنا في هذه الدراسة إجهاد الإنحناء كأحد أهم الخواص الميكانيكية للعظام القحفية التي تحوي والتي لا تحوي دروز، وقمنا بدراسة العلاقة بين إجهاد الإنحناء وبين كل من مؤشر التشابك ونسبة العظم القشري. كان متوسط إجهاد الانحناء للعينات العظمية غير المحتوية على دروز أكبر بـ 26% من العينات العظمية المحتوية على دروز مستقيمة، وأكبر بـ 12% من العينات العظمية المحتوية على دروز متشابكة. إلا أنه فيما وجدنا فروقاً ذات دلالة إحصائية في الحالة الأولى، لم تكن الفروقات في قيم إجهاد الإنحناء ذات دلالة إحصائية بين العينات العظمية الصافية وبين العينات العظمية المحتوية على دروز متشابكة.

إن هذه النتائج تشير إلى أن ازدياد درجة التشابك بين طرفي الدرز قد زاد من قوة ومتانة العينة العظمية إلى درجة تقارب قوة ومتانة العظم غير الحاوي على دروز. يمكن أن نعزو ذلك إلى ازدياد مساحة سطح التماس والاتصال بين طرفي الدرز العظميين، إضافة إلى ازدياد التداخل العظمي بين الطرفين وتشكيل نقاط تثبيت متعددة، الشكل (10). يضاف أيضاً الالتحام العظمي الذي يحدث مع العمر وبسبب الحُمولات الوظيفية التي تتعرض لها الدروز وأخيراً فإن ازدياد التشابك يعني زيادة عدد ألياف الكولاجين الموجودة في هذا الدرز مما يسمح بامتصاص كمية من الطاقة أكبر من تلك التي يمتصها الدرز البسيط قبل الانهيار.

لدى دراسة الارتباط بين قيم إجهاد الانحناء وبين نسبة العظم القشري في العظم المحيط بالدروز لم نجد فروقاً ذات دلالة إحصائية، أي أن التغيرات في نسبة العظم القشري لا تؤثر على مقاومة العظام القحفية للانحناء.

إن متوسط قيمة إجهاد الانحناء المُقاسة في هذه الدراسة يقارب القيم التي وجدتها الدراسات التي أجريت لمحاولة تقييم إجهاد الانحناء للعظام القحفية بدون الدروز لكل من البقر (247 ميغاباسكال في دراسة Currey عام 1979 [16]، 266 ميغاباسكال في دراسة Burstein وزملائه عام 1972 [17])، وعظام الإوز (263 ميغا باسكال في دراسة McAlister وزميله عام 1983 [18])، والجماجم البشرية (243 ميغا باسكال في دراسة Maloul عام 2014 [19]) حيث استخدمت طريقة العناصر المنتهية في قياس إجهاد الانحناء للعينات المأخوذة من جماجم بشرية محفوظة.

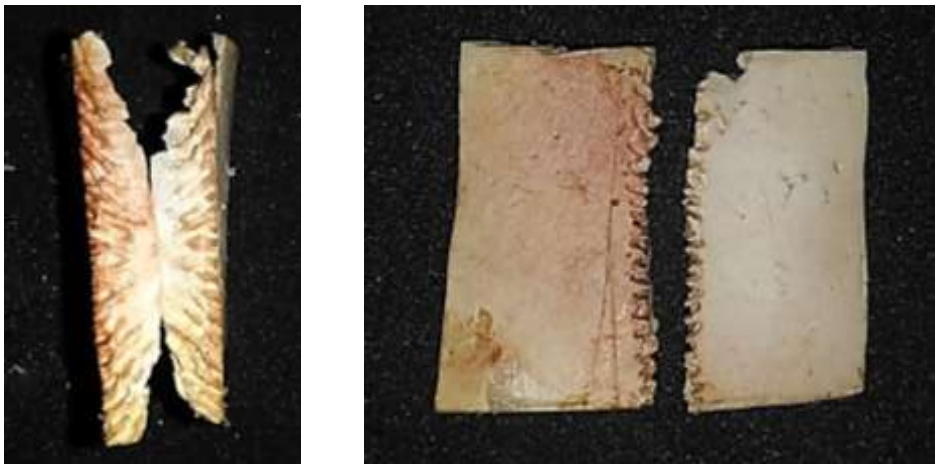
إن التقارب في قيم إجهاد الانحناء للعظام غير الحاوية على دروز بين الحيوانات والانسان يسمح لنا بإفتراض أن إجهاد الانحناء للعظام الحاوية على دروز متقارب أيضاً بين البشر والحيوانات وأي اختلاف يمكن إرجاعه بشكل أساسي إلى الفروق في البنية الشكلية للدروز بينها، حيث إن الفروق في ثخانة العظم المحيط بالدرز وكثافته ودرجة التشابك والتداخل بين طرفي الدرز هي العوامل التي تحدد مقاومة الدرز والعظم المحيط به للانحناء. يضاف إلى هذه العوامل الاختلافات الوظيفية (عادات المضغ ونمط الطعام وغيرها).

تحدث الكسور الوجهية بشكل أساسي بسبب الرضوض الخارجية، والتي هي غالباً مسببة عن إجهاد ضغط. لذلك يمكننا القول بأنه على الدروز القحفية أن تتكيف لتتحمل الرضوض الخارجية من خلال امتلاك دروزاً على درجة عالية من التشابك. عند البالغين، يتألف القحف من عظام ثخينة وظيفتها الأساسية هي حماية الدماغ حيث تتطلب قوة كبيرة لتتكسر، لذلك يمكننا القول بأن الدروز عالية التشابك تعزز هذه الوظيفة [20]. حيث عندما يتعرض درز قحفي إلى

حمولة load، تنتقل القوة على طول الدرز إما عبر السطوح العظمية أو ألياف الكولاجين التي تصل بين هذه السطوح [7]. مع تزايد التشابك بين طرفي الدرز تزداد مساحة السطوح العظمية المندمجة وبالتالي عدد ألياف الكولاجين الواصلة بين طرفي الدرز، كما أن الجزأين العظميين المتجاورين قد يتداخلان ويتراكبان. وهذا قد يفسر كون الأجزاء القحفية التي تملك دروزاً عالية التشابك أظهرت قوة انحناء أكبر من الدروز منخفضة التشابك. إلا أنه وبالرغم من إظهارها قوة انحناء عالية فإن العينات التي تمتلك دروزاً لم تكن بقوة العظام القحفية الصافية. يمكن أن يُعزى هذا الاختلاف في القوة إلى وجود الكولاجين في الدروز.

تحدثت Maloul وزملاؤها [21] عن كون الدروز الوجهية على درجة منخفضة من التشابك. بما أن الدروز الوجهية تتعرض بشكل رئيسي إلى حمولات موازية تنجم عن قوى المضغ وهي حمولات ضعيفة ولكنها متكررة، لذلك قد تكون هذه الدروز مجهزة لتلقي الحمولات في هذا الإتجاه بكونها على درجة منخفضة من التشابك.

Nahum وزملاؤه وجدوا بأن معظم عظام الوجه هشة نوعاً ما وقابلة لتتكسر وتتفتت بسهولة أكبر من العظام القحفية بسبب القوى الراضة، إلا أنها قادرة على تحمل قوى كبيرة موازية ناجمة عن قوى العضّ [22]. إن كون الدروز على درجة منخفضة من التشابك تحسن انتقال الحمولات عبرها عندما تكون الحمولات موازية. تعزز هذه النتائج فكرة كون بنية دروز العظام الوجهية مجهزة لتحمل انتقال الحمولات أثناء المضغ، بينما تكون الدروز القحفية مجهزة أكثر لامتصاص الصدمات الخارجية وتخميدها وبالتالي حماية البُنى العصبية الموجودة داخلها، حيث تستطيع الدروز المتشابكة امتصاص كمية أكبر من الطاقة التي تمتصها الدروز المستقيمة.



الشكل (10): الدرز الجبهي–الجداري عند الخروف (درز عالي التشابك) بعد تطبيق اختبار الانحناء عليه. تبدو التشابكات العظمية بين طرفي الدرز حيث أن هذه التشابكات معقدة ولا تقتصر على سطح الدرز وإنما تمتد في عمق سطح التماس بين جزأي العظم ولا تأخذ نموذجاً معيناً وتمتد على كامل ثخانة العظم.

عندما تتكسر الدروز (سواء تحت تأثير الشد أو الضغط)، فإن هذا الانكسار (الفشل) ينجم عن انكسار الأجزاء العظمية المتداخلة بالإضافة إلى تقطع ألياف الكولاجين الواصلة بينها. لذلك من غير الواضح كيف يؤثر فشل كل من العظم وألياف الكولاجين على بعضهما البعض، وبالتالي يجب إجراء المزيد من التجارب لدراسة حركة الدرز أثناء تعرضه للحُمولة وعند بداية الانهيار وهو ما سيسمح بفهم أفضل لسلوك المركب المؤلف من الدرز والعظم بشكل أفضل.

الاستنتاجات والتوصيات:

الاستنتاجات:

1. إن الخواص الميكانيكية (مقاومة الانحناء) للدروز القحفية تزداد بازدياد درجة التشابك بين طرفيها، ولا ترتبط بنسبة العظم القشري في العظم المحيط بها.
2. إن العظام القحفية التي تحتوي على دروز عالية التشابك تمتلك مقاومة للانحناء (إجهاد الانحناء) أعلى من تللك الموجودة في الدروز منخفضة التشابك ولدرجة قريبة من العظام القحفية التي لا تحوي دروز.
3. إن الترابط بين الخواص الميكانيكية للدروز وازدياد التشابك بينها قد يكون فعالاً في توضيح وتفسير كيف أن الجمجمة قد تكون مصممة من أجل القيام بوظائف محددة وذلك لدى العديد من الأنواع الحية.

التوصيات:

1- إجراء المزيد من الدراسات حول دور ووظيفة الدروز في السلوك الميكانيكي الحيوي للمركب القحفي–الوجهي.
2- إجراء دراسة تجريبية على عينات من الدروز العظمية مأخوذة من جماجم بشرية محفوظة.
3- إجراء دراسة تجريبية أشمل حول حركة الدروز ومرونتها أثناء تعرضها للحمولة والتغيرات التي تطرأ على الدرز والعظم المحيط به قبل الانهيار.

المراجع:

1. OYEN, O. J, TSAY, T. P. *A biomechanical analysis of craniofacial form and bite force*. Am J Orthod Dentofacial Orthop. Vol. 99, 1991, 298-309.
2. MAO, J, WANG, X, KOPHER, R. A. *Biomechanics of craniofacial sutures: Orthopedic implications*. Angle Orthod. Vol. 73, 2003, 128-135.
3. SZWEDOWSKI, T. D, WHYNE, C. M, FIALKOV, J. A. *Toward characterization of craniofacial biomechanics*. J Craniofac Surg.Vol. 21, 2010,. 202-207.
4. KOKICH, V G. The biology of sutures. [ed.] M M cohen. *Craniosynostosis: Diagnosis. Evaluation, and Management.* New York : Raven Press, 1986, 81-103.
5. WU, Y. D, CHIEN, C. H, CHAO, Y. G. *Fourier analysis of human sagittal sutures*. Cleft Palate Craniofac J.Vol. 44, 2007, 482-493.
6. JASLOW, C. R. *Mechanical properties of cranial sutures*. J Biomech. Vol. 23, 1990, 313-321.
7. HERRING, S. W, TENG, S. *Strain in the braincase and its sutures during function*. Am J Phys Anthropol. Vol. 112, 2000, 575-593.
8. BUCKLAND-WRIGHT, J. C. *Bone structure and the patterns of force transmission in the cat skull (felis catus)*. J Morphol. Vol. 155, 1978, 35-61.
9. RAYFIELD, E. J. *Cranial mechanics and feeding in tyrannosaurus rex*. Proc Biol Sci. Vol. 271, N^{o}. 14, 2004, 51-59.
10. HUBBARD, R. P. *Flexure of layered cranial bone.* J Biomochunics. Vol. 4, 1971, 251-263.
11. KUPCZIK, K, et. al. *Assessing mechanical function of the zygomatic region in macaques: validation and sensitivity testing of finite element models*. J Anat. Vol. 210, 2007, 41-53.

12. REED, D. A, et al. *The impact of bone and suture material properties on mandibular function in Alligator mississippiensis: testing theoretical phenotypes with finite element analysis*. J Anat. Vol. 218, 2011, 59-74.
13. Materialise *MIMICS.* [Online] 10 2016. http://biomedical.materialise.com/mimics.
14. RAFFERTY, K. L, HERRING, S. W. *Craniofacial sutures: Morphology, growth, and in vivo masticatory strains*. J Morphol. Vol. 242, 1999, 167-179.
15. خفيف ,خضر .مقاومة المواد 2 . اللاذقية : جامعة تشرين -كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية .2010-2011 , سنة ثالثة -هندسة التصميم والإنتاج.
16. CURREY, J. D. *Mechanical properties of bone tissues with greatly different functions*. J Biomechanics. Vol. 12, 1979, 313-319.
17. BURSTEIN, A. H, CURRCY, J. D, FRANKEL, V. H. *The ultimate properties of bone tissue: the effects of yielding*. J Biomechanics. Vol. 5, 1972, 35-44.
18. MCALISTER, G. B, MOYLE, D. D. *Some mechanical properties of goose femoral cortical bone*. J Biomechanics. Vol. 16, 1983, 577-589.
19. MALOUL, A, FIALKOV, J, WAGNER, D. *Characterization of craniofacial sutures using the finite element method*. J Biomech. Vol. 1, N^{o}. 47, 2014, 245-252.
20. RICE, D. P. *Developmental anatomy of craniofacial sutures*. Front Oral Biol. Vol. 12, 2008, 1-21.
21. MALOUL, A, FIALKOV, A, HOJJAT, S. P. *Technique for the quantification of the 3D connectivity of thin articulations in bony sutures*. J Biomech. Vol. 43, N^{o}. 12, 2010, 27-30.
22. NAHUM, A. M. *The biomechanics of maxillofacial trauma*. Clin Plast Surg. Vol. 2, 1975, 59-64.