

دراسة السلوك الميكانيكي الحيوي لكسور الحجاج باستخدام تحليل العناصر المنتهية

خلدون درويش*

محمد أيهم درويش**

الملخص

خلفية البحث وهدفه: لا تزال الآلية الميكانيكية الحيوية لحدوث كسور منطقة الحجاج تدرس، وهي نقطة نقاش وجدل مستمر لدى جراحي الوجه والفم والفكين. هدف هذا البحث إلى دراسة آليتين مفترضتين لحدوث هذا النمط من الكسور الوجهية باستخدام البرمجيات الحديثة وتقنية العناصر المنتهية .

مواد البحث وطرائقه: صممت نماذج رقمية افتراضية للجمجمة باستخدام صور مقطعية متعددة الشرائح، وأجريت محاكاة رقمية ثلاثية الأبعاد لتقييم فرضيتي انتقال القوى الصادمة بالطريقة الهيدروليكية، وبطريقة التحنيط .

النتائج: بينت الدراسة إمكانية استخدام البرمجيات الحديثة في تصميم نموذج حيوي رقمي عالي الدقة للجمجمة، كما أظهرت نتائج المحاكاة الرقمية لتوزع الإجهادات في الحالتين حدوث أشكال مختلفة من كسور الحجاج تنسجم مع الواقع السريري، وهو ما يشير إلى تشارك آليات عدة في انتقال القوى الصادمة، وهو ما يفسر وجود العديد من الأشكال السريرية لكسور الحجاج.

الاستنتاج: يمكن عدّ الاختبارات الميكانيكية الحيوية الرقمية عنصراً أساسياً في فهم رضوض الفكين والجمجمة .

كلمات مفتاحية: كسور الحجاج، الإجهادات الميكانيكية، تحليل العناصر المنتهية.

** أستاذ مساعد - قسم جراحة الفم والوجه والفكين - كلية طب الأسنان - جامعة دمشق.

* أستاذ مساعد - كلية الهندسة التقنية - جامعة طرطوس.

Study of the Biomechanical Behavior of Orbital Fractures Using Finite Element Analysis

Khaldoun Darwich*

M. Ayham Darwich**

Abstract

Aim of The Study : As the biomechanical mechanisms of orbital wall fractures are still under research, two different fracture mechanisms were tested in a finite element based investigation.

Material And Methods: Skull models were completed from Multi-sliced computed tomography (CT) images obtained under standard conditions. finer skeletal model and a transient dynamic simulation were used to test hydraulic, buckling force transmission

Results: designing an accurate three dimensional biomodel of the skull is possible using the new programs. Results showed that each set-up led to different orbital fracture patterns, which correlate well with clinical findings. Therefore the conclusion is that different mechanisms may act together explaining the variety of clinical fracture situations

Conclusion: Biomechanical testing has proven to be appropriate in answering questions regarding fracture mechanisms.

Keywords: orbital fracture; mechanical stress; Finite element analysis (FEA).

* Associate Professor – Oral and Maxillofacial Surgery Faculty of Dentistry – Damascus University.

** Lecturer in Technical Engineering – Faculty of Electrical Engineering – Teshrin University.

المقدمة:

المسؤولة عن حدوث هذا النوع من الكسور الوجهية. وعلى النقيض من دراسات العناصر المنتهية السابقة التي كانت تستخدم عينات الجمجمة الجافة لبناء نماذج العناصر المنتهية (Nagasao *et al.*, 2006, 2010) فإن هذه الدراسة اعتمدت على المعلومات المستقاة من الصور المقطعية لمرضى من الفئة العمرية المناسبة وهذا يحمل إيجابية عدم حصول تغيرات بعد الوفاة والتي تحصل في نماذج الجماجم الجافة، كما تحمل إيجابية أخرى هي وجود الأنسجة الرخوة المحيطة.

الهدف من هذه الدراسة هو إجراء محاكاة بيوميكانيكية تجريبية بالاستعانة بتطبيق تحليل العناصر المنتهية الحركي الآتي باستخدام نموذج حيوي للجمجمة، صمّم اعتماداً على معلومات الصور المقطعية لمرضى ذكر في الثلاثينيات من العمر، وفي هذا السياق فإن كلمة آني تعني إمكانية تحليل الاستجابة الحركية لجدران الحجاج العظمية بطريقة مرتبطة بالزمن. ولتحديد الآلية المسببة لكسور جدران الحجاج بني نموذجان: الأول يمثل نظرية التحنّب، والثاني يمثل النظرية الهيدروليكية.

ولتنفيذ النموذج الخاص بالنظرية الهيدروليكية صمّم نموذج يمثل كرة العين، وأدمج ضمن

نموذج الجمجمة، وفي الحالتين طبقت قوة على النموذج بشكل ضربة قبضة (Whiting *et al.*, 1988)

قيمت تأثيرات الضربة المطبقة في الجمجمة، وفي كرة العين بالاعتماد على القيم الموجودة في الدراسات السابقة (Nagasao *et al.*, 2010; Uchio *et al.*, 1999) 1999

الهدف من البحث:

هدفت هذه الدراسة إلى:

1- تصميم نموذج حيوي خاص بعظم الجمجمة باستخدام البرمجيات الحديثة الخاصة بمعالجة الصور الشعاعية، وتحليلها

كثيراً ما تتوافق كسور جدران الحجاج مع الكسور الانفجارية (Burm *et al.*, 1999; Pearl and Vistnes, 1978) بعد الرض الحاد حول الحجاج.

يعدّ Lang هو أول من قام بالتوصيف السريري الدقيق لكسور الحجاج الانفجارية عام 1889 (Lang, 1889). نوقشت آليتان مفترضتان لحدوث كسور الحجاج الانفجارية في الأدب الطبي (Ahmad *et al.*, 2006; Whiting *et al.*, 1988). آلية التحنّب (التحنّب فيزيائياً هو التواء الهيكل عرضانياً نتيجة تطبيق حمل شاقولي) وتفتّض كسر العظم القشري الرقيق عن طريق انتقال العظم، أما الآلية الهيدروليكية التي شرحت من قبل Lefort عام 1972 وPfeiffer عام 1943 فتعمل بطريقة ضغط الأنسجة الرخوة الذي يؤدي إلى كسر الأجزاء الأكثر رقة في جدران الحجاج .

وجدت العديد من الدراسات التجريبية أنّ الآلية الهيدروليكية هي المسبب الرئيس في تفسير الكسور الانفجارية للحجاج (Ahmad *et al.*, 2003, 2006; Waterhouse *et al.*, 1999)، ولكن مشكلة هذه الدراسات كانت في العمر الوسطي للجنث المشمولة في تلك الدراسات التي كانت بعمر أكبر من 80 عاماً. ومع أنّ العديد من الدراسات لم تعط أهمية كبيرة لتأثير عمر المرضى في قوة العظام الوجهية (Hampson, 1970; Yamada and Evans, 1995) إلا أنّ إحصائيات الحالات السريرية أظهرت وجود علاقة بين أعمار المرضى، ونسب حدوث كسور جدران الحجاج (Burm *et al.*, 1999). إذ لوحظ أنّ أكثر فئة عمرية تعرضاً لهذا النوع من الكسور هي المحصورة بين 30 و39 سنة (Ahmad *et al.*, 2003)

لذلك فإنّ المحاكاة البيوميكانيكية الحاسوبية ضمن العينة الصحيحة من المرضى يمكنها أن تساعد في تحديد الآلية

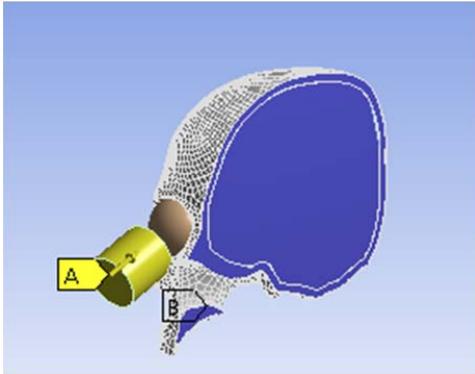
ومن ثم، نفذ في برنامج Ansys تحليل حركي ضمني لاخطي (nonlinear implicit dynamic analysis) لمحاكاة أثر التصادم بين جزء الصدم، والجمجمة، ومراقبة مسارات الكسور المحتملة في كل حالة من الحالات، وكانت الخصائص الميكانيكية للمواد المستخدمة، كما هو مبين في الجدول (1).

الجدول (1): الخصائص الميكانيكية المستخدمة لمحاكاة أثر التصادم

بين عنصر الصدم والجمجمة

المادة	معامل المرونة (Pa)	معامل بواسون
عظم الجمجمة	1.15×10^{10}	0.51
نسيج الدماغ	1.48×10^7	0.48
العين	5×10^6	0.48
عنصر الصدم	1.15×10^{10}	0.35

استخدمت إحدى خصائص التناظر التي يتيحها البرنامج، وذلك بتنفيذ التحليل على أحد نصفي الجمجمة وذلك مع الأخذ بالحسبان الوجود الافتراضي للنصف الآخر، ولذلك ثبتت النموذج عند سطوح التناظر، وأعطى عنصر الصدم سرعة محورية بمقدار 6 m/s باتجاه الحافة السفلية للعظم الحجاجي الأيمن (الشكل 1)، إذ تمثل هذه القيمة متوسط السرعة المستخدمة في الاختبارات الفيزيائية المنفذة على الجثث للغاية نفسها.



الشكل (1): مناطق تحميل نموذج الصدم الحجاجي وتشبيته بوجود العين والدماغ

بتقنية العناصر المنتهية، والتوصل إلى إمكانية استخراج نموذج تقريبي للدماغ.

2- إجراء التقييم الأولي وتنفيذه لتوزيع الإجهادات في عظم الجمجمة ضمن سيناريوهات وشروط مختلفة لمعرفة شكل الكسور وأسبابها في مناطق التصادم.

مواد البحث وطرقه:

تم الحصول على صور طبقية محورية للجمجمة تعود لمريض بالغ لا يعاني من أية أمراض. استقبلت الصور ضمن برنامج Mimics 17، ثم نفذت عملية التجزئة للمنطقة العظمية باستخدام تقنية التعريب الموائم.

أنتج النموذج ثلاثي الأبعاد للجمجمة باستخدام تقنية التوسيط interpolation، ثم نفذت مرحلة التقطيع السطحي في برنامج Mimics لإنتاج تمثيل للنموذج ثلاثي الأبعاد.

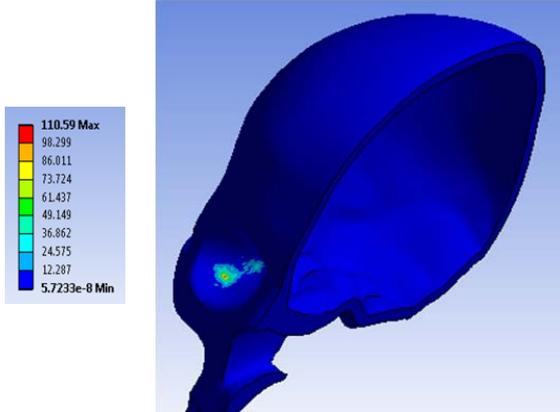
صدرت الشبكة السطحية الناتجة إلى برنامج النمذجة والمحاكاة Ansys 16.1، وأنتجت عناصر الشبكة الحجمية باستخدام العنصر الهرمي ذي القاعدة المثلثية Tetrahedral.

للحصول على نموذج تقريبي للدماغ أجريت مقارنة رقمية معتمدة على الطرح الرقمي لنموذج الدماغ من مكعب مصمت بالأبعاد نفسها، كما تم الحصول على نموذج كرة العين بالرسم المباشر ثلاثي الأبعاد بالاعتماد على البنية الهندسية لنموذج الجمجمة وذلك للحصول على نموذج لكرة العين المستقرة ضمن الجوف الحجاجي.

أجريت نمذجة جزء الصدم بالأبعاد والخصائص، كما هو موصى به في دراسة Ahmad 2006.

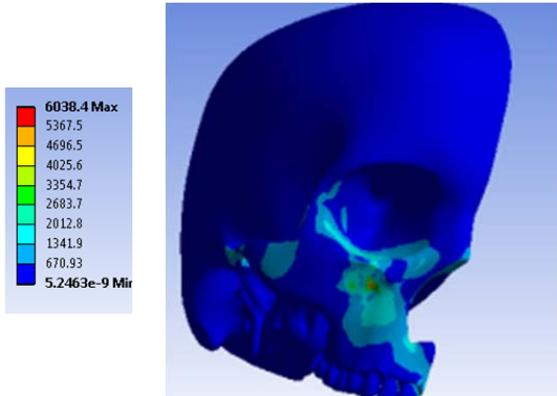
بعد ذلك، تمت محاكاة تأثير التصادم بين جزء الصدم والجمجمة في الحالات الآتية: 1- بوجود العين والدماغ (تصادم هيدروليكي)، 2- دون وجود الدماغ و العين (تصادم تخنيسي).

استخدمت علاقة اتصال لإحتكاكية بين النماذج المذكورة.



الشكل (2): توزيع الإجهادات المكافئة ضمن عظم الجمجمة في حالة التصادم الهيدروليكي مقدرة بوحدة ميغا باسكال الإجهاد المكافئ في حالة التصادم التحنبي:

أظهرت نتائج المحاكاة الرقمية لتوزيع الإجهادات المكافئة في حال التصادم التحنبي الذي لا يولي أهمية كبرى للنسج الرخوة في المنطقة الحاجبية مع إهمال وجود العين والدماغ، إذ تبين ظهور قيمة إجهاد أعظمية بقيمة 6038 ميغاباسكال مع وجود توزيع متسع الانتشار في المنطقة الوجيهة الأمامية والغريالية (الشكل 3)



الشكل (3): توزيع الإجهادات المكافئة ضمن عظم الجمجمة في حالة التصادم التحنبي مقدرة بوحدة ميغا باسكال

بعد استحصال نتائج التحليل، أظهرت وسجلت قيم الإجهادات المكافئة ضمن عظم الجمجمة وكذلك قيم الإجهادات الرئيسية في منطقة الحاجج، وقد جرى التعبير عن تلك القيم بوحدة MPa (الميغا باسكال) لكل حالة من الحالات المذكورة أعلاه، ثم قورن بين هذه الحالات وشرحت الآثار والأدوار المختلفة لكل عنصر من العناصر الداخلة في التحليل.

النتائج:

أتت نتائج الدراسة منسجمة مع الأهداف، إذ ساعد استخدام البرمجيات الحديثة المذكورة على اقتراح نموذج حيوي رقمي يمثل عظم الجمجمة بتفصيلاته التشريحية الدقيقة، كما أتاحت برمجيات الرسم ثلاثي الأبعاد إمكانية استنتاج نموذج تقريبي للدماغ، وذلك بتنفيذ الطرح الرقمي بين نموذج الدماغ المجوف ونموذج لمكعب مصمت.

ظهرت أيضاً إمكانية رسم نموذج لكرة العين، وذلك لإتاحة إمكانية تنفيذ التصادم الهيدروليكي الذي يظهر نتائج الكسر في حال وجود العين والدماغ.

الإجهاد المكافئ في حالة التصادم الهيدروليكي: أظهرت نتائج المحاكاة الرقمية لتوزيع الإجهادات المكافئة في حال التصادم الهيدروليكي الذي يأخذ تأثير وجود العين والدماغ بالحسبان، وذلك لمعرفة كيفية انتشار الكسر وإظهار المناطق ذات الاحتمالية القصوى لحدوث الكسر. أظهرت هذه الحالة وجود قيمة إجهاد أعظمية بقيمة 110 ميغاباسكال، مع وجود توزيع منخفض الاتساع في منطقة قاع الحاجج.

(الشكل 2).

المناقشة:

المعاملات، نستطيع القول أنّ الطريقة الرقمية المطروحة في هذا البحث لا تحتم أية حسابات إضافية. إلى أبعد من ذلك، من المعروف بأن الأنسجة والمواد الهيكلية تتعرض لقوى صدم أكبر في الحالة الحركية، وذلك بالمقارنة بالحالة السكونية التي تطبق فيها القوى المتعلقة بالمؤثرات الحركية (Schreiber,1998). يشير ذلك إلى أنّ استخدام المحاكاة الحركية الضمنية تنتج شروط تحميل أكثر واقعية من التحليل السكونية المنفذة اعتماداً على مطالات قوى الصدم. تتقاطع نتائج النموذج الممثل لنظرية الصدم التحيبي مع النتائج التجريبية لدراسات Waterhouse, 1999 (الشكل 3) التي تظهر نموذج كسر منتشر ضمن قاع الحجاج مع بؤرة مركزة على الحافة الأمامية السفلية للحجاج والعظم الغربالي. بالمقارنة بالنتائج الرقمية لدراسة Nasago et al.، يعدّ نموذج الكسر الناتج عن هذه الدراسة مماثلاً لنموذج الكسر المحسوب والمنتشر قاع الحجاج استجابةً لصدم الحافة تحت الحجاج، وحتى عند أوزان منخفضة لجزء الصدم. يشير ذلك إلى أنّ الكسر يحدث في منطقة قاع الحجاج تحديداً، وهو ما تؤكدته نتائج مجموعة Burm (1999). في النموذج الثاني الذي يتضمن تأثير النظرية الهيدروليكية للكسور التصادمية، يمكن عدّ نماذج الكسر وخطوطه صحيحة وواقعية (الشكل 2)، وذلك استناداً إلى آخر الدراسات النظرية والسريرية. يمكن مقارنة نموذج الكسر الذي توصلت إليه الدراسة الحالية بنتائج مجموعة Rohner التي تدعم أيضاً فرضيات هذه الشروط التصادمية، وذلك مع أنّ القوة في هذه الدراسة أكبر بعشر مرات من القوة المحددة في دراسة Roner, 2002، وهنا نؤكد مرة أخرى على اختلاف استجابة المواد بتأثير الأحمال الديناميكية بالمقارنة بالأحمال السكونية المتزايدة.

في هذه الدراسة قورنت الاستجابة الميكانيكية لنموذج جمجمة بنتائج الدراسات الأدبية المماثلة. يختلف نموذج الدراسة الحالية عن دراسة Nasago et al. التي جرّئ فيها نموذج الجمجمة إلى عدة أجزاء مثلثية الشكل ومختلفة السماكة، فيما كان النموذج في الدراسة الحالية معتمداً على صور طبقية محورية، وهذا ما أتاح إمكانية إظهار الحدود بدقة، وإنتاج سماكات المناطق المختلفة للجمجمة اظهاراً واقعيّاً. ووفقاً لحدود علم الباحثين، فإن الدراسة الحالية تمثل الدراسة الأولى المتبينة لهذا النموذج المستمر والمفصل. من جهة ثانية، وبشكل يختلف عن دراسة Nasago et al. التي كان فيها عدد من العناصر المنتهية ضمن نموذج الجمجمة 248000، كان عدد هذه العناصر في النموذج المدروس في هذا البحث يساوي 740000 عنصر، وهو من شأنه أن ينتج قيم إجهادات بدقة حيزية أكبر.

حدّد هذا العدد للعناصر استناداً إلى نتائج بحوث مجموعة Taddei التي قامت بإجراء مقارنة رقمية ما بين نتائج التحليل، وعدد العناصر المنتهية الداخلة فيه (Taddei et al., 2004). بالمقابل يجب تناول خصوصية الدقة العالية بشكل مختلف، إذ أنّ دقة المسح الطبقي المحوري ذا السماكة 1 مم يحتمّ تعديل تجزئة الصور يدوياً، وذلك للحصول على شكل صحيح ومستمر للعظم، وخصوصاً في منطقتي العظم الحجاجي والعظم الغربالي التي تكون فيها سماكة الجدار الحجاجي والصفیحة الغربالية تقارب 2.27 مم. باستخدام تحليل هيكل حركي ضمني، يمكن دراسة استجابة الجمجمة بتأثير جزء الصدم ببساطة، وهذا ما يشمل تغير محددات قوة الصدم وزمنه، وبشكل مختلف عن الطرائق الرياضية التقليدية المطروحة في الدراسات السابقة لتقييم هذه

الحجاج والحافة الحجاجية السفلية والعماد حول الأنفي. من جهة أخرى، تتوافق الكسور الظاهرة في الشكل (3) للكسور مع الصنف الثاني والثالث مع رضوض للحافة الحجاجية السفلية أو من دونها، إلا أنه لم تظهر لدينا كسور انسية للجدار الحجاجي في حالاتنا المدروسة، وهو ما يعزى إلى غياب الأنسجة الرخوة للقمع الحجاجي أو للاتجاهات المختلفة لقوى مؤثرات الصدم في مناطق التماس، وهنا يجب على الدراسات المستقبلية تبني نموذج ميكانيكي حيوي أكثر شمولية، بحيث يتضمن العضلات الحجاجية والأنسجة الشحمية وكذلك نموذجاً أكثر دقة للعين، إذ من المتوقع أن تؤدي هذه الأنسجة دوراً في حماية العظم والدقائق المحيطة، ومن ثم الحصول على نماذج كسر أكثر واقعية.

5- الخاتمة: يمكن عدّ الاختبارات الميكانيكية الحيوية الرقمية عنصراً أساسياً في فهم رضوض الفك والجمجمة. في الدراسات المستقبلية يؤمل أن تستخدم نتائج المحاكاة الرقمية في معالجة الكسور واستخدامها كمعلومات تساعد الجراح في أثناء العملية، وتجعله يتوقع المضاعفات ممكنة الحدوث. فضلاً عن ذلك يؤمل أن تساعد دراسات المحاكاة في الوقاية من الرضوض، وهذا ما يفتح باباً عريضاً أمام طرائق تقييم أجهزة الحماية المستخدمة في الألعاب الرياضية. يمكن أن تسهم نتائج هذه الدراسات أيضاً في العلوم الفضائية، وذلك في تحري الرضوض المختلفة، وتوقع أسبابها وآلية حدوثها.

في الواقع تم فيما سبق مراجعة أثر الاستجابة للزجة المرنة للعظم عند شروط التحميل الحركية، وذلك عند دراسة الأطراف العلوية دراسة تجريبية (Schreiber,1998) وهو ما يدعم استخدام المحاكاة الحركية الضمنية.

تظهر مقارنة نتائج النموذج الهيدروليكي لأثر تحجبي توديه الأنسجة الرخوة الحجاجية عند الحافة السفلية والعظم حول الأنفي، وهو ما يظهر جلياً من خلال الاختلاف في قيم الإجهادات المستحصلة في هذه المناطق.

يساعد نقل ذلك إلى الوضع السريري في فهم العلاقة بين اتجاه القوة المطبقة والكسر الناتج، وعليه يمكن أن تنتج الصدمات الموجهة من الأسفل لعدة رضوض حول حجاجية مع آثار أقل في الجهة الخلفية لقاع الحجاج.

تقود محاكاة الكسر الهيدروليكية إلى كسر معزول لقاع الحجاج مع انتشار في الاتجاهين الإنسي والوحشي، وهو ما يلاحظ أيضاً عند مرضى الرضوض.

من وجهة نظر سريرية، تحدث نماذج الكسر جميعها اعتيادياً عند مرضى الرضوض، ولذلك يمكن عدّ النتائج الميكانيكية الحيوية واقعية.

من الصعب عموماً إجراء الربط المباشر بين نماذج الكسر والتصنيفات السريرية المعروفة، إذ إنّ دراستنا الرقمية اقتصرت على المنطقة حول الأنفية والحافة الحجاجية فقط، إلا أنه ومع ذلك فإنه يبدو بأن نتائجنا تتفق مع التصنيف المذكور في Jaquiere,2007 إذ إنّ النتائج الظاهرة في الشكل (2) تندرج ضمن نماذج المجموعة الأولى مع رضوض مجاورة أو من دونها، إذ تلاحظ رضوض كسور في قاع

المراجع References

1. Ahmad F., Kirkpatrick W.N., Lyne J., Urdang M., Garey L.J., Waterhouse N. Strain gauge biomechanical evaluation of forces in orbital floor fractures. *Br J Plast Surg* 56: 3e9, 2003
2. Ahmad F., Kirkpatrick N.A., Lyne J., Urdang M., Waterhouse N. Buckling and hydraulic mechanisms in orbital blowout fractures: fact or fiction? *J Craniofac Surg* 17: 438e441, 2006
3. Becker A., Needleman A., Richmond O., Tvergaard V. Void growth and failure in notched bars. *J Mech Phys Solids* 36: 317e351, 1988
4. Burm J.S., Chung C.H., Oh S.J. Pure orbital blowout fracture: new concepts and importance of medial orbital blowout fracture. *Plast Reconstr Surg* 103: 839e1849, 1999
5. De Visscher J.G., van der Wal K.G. Medial orbital wall fracture with enophthalmos. *J Craniomaxillofac Surg* 16: 55e59, 1988
6. Dechow P.C., Nail G.A., Schwartz-Dabney C.L., Ashman R.B. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. *Am J Phys Anthropol* 90: 291e306, 1993
7. Fujino T. Experimental 'blowout' fracture of the orbit. *Plast Reconstr Surg* 54: 81e82, 1974
8. Grote K.H., Feldhusen J. *Dubbel: Taschenbuch fuer den Maschinenbau*, 22nd ed. Berlin: Springer-Verlag, 2007
9. Hampson D. Facial injury: a review of biomechanical studies and test procedures for facial injury assessments. *J Biomech* 28: 1e7, 1995
10. Huiskes R. Finite element analysis of acetabular reconstruction. *Acta Orthop* 58: 620e625, 1987
11. Jaquéri C, Aeppli C, Cornelius P, Palmowsky A, Kunz C, Hammer B: Reconstruction of orbital wall defects: critical review of 72 patients. *Int J Oral Maxillofac Surg* 39: 193e199, 2007
12. Kurzhals H.A. *Lexikon Lebensmitteltechnik L-Z*, vol. 2. Hamburg: Behr's Verlag, 2003
13. Lang W: Traumatic enophthalmos with retention of perfect acuity of vision. *Trans Ophthalmol Soc UK* 9: 41e45, 1889
14. Le Fort R. Experimental study of fractures of the upper jaw. In: Tessier P (ed.), *The classical reprints I and II. Plast Reconstr Surg*, vol. 50; 1972, p. 497e506; 600e607
15. Morgan E.F., Bayraktar H.H., Keaveny T.M. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *J Biomech* 36: 897e904, 2003
16. Nagasao T., Miyamoto J., Nagasao M., Ogata H., Kaneko T., Tamaki T, *et al.*, The effect of striking angle on the buckling mechanism in blowout fracture. *Plast Reconstr Surg* 117: 2373e2380, 2006
17. Nagasao T., Miyamoto J., Shimizu Y., Jiang H., Nakajima T. What happens between pure hydraulic and buckling mechanisms of blowout fractures? *J Craniomaxillofac Surg* 38: 306e313, 2010
18. Needleman A., Tvergaard V. An analysis of ductile rupture in notched bars. *J Mech Phys Solids* 32: 461e490, 1984
19. Pearl R.M., Vistnes L.M. Orbital blowout fractures: an approach to management. *Ann Plast Surg* 1: 267e270, 1978
20. Pfeiffer R.L. Traumatic enophthalmos. *Arch Ophthalmol* 30: 718e726, 1943
21. Rohner D., Tay A., Meng C.S., Hutmacher D.W., Hammer B. The sphenozygomatic suture as a key site for osteosynthesis of the orbitozygomatic complex in panfacial fractures: a biomechanical study in human cadavers based on clinical practice. *Plast Reconstr Surg* 110: 1463e1475, 2002
22. Schileo E., Taddei F., Malandrino A., Cristofolini L., Viceconti M. Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones. *J Biomech* 40: 2982e2989, 2007
23. Schreiber P., Crandall J., Hurwitz S., Nusholtz G.S. Static and dynamic bending strength of the leg. *Int J Crashworthiness* 3: 295e308, 1998
24. Sigloch H. *Technische Fluidmechanik*. Berlin: Springer-Verlag, 2009 Taddei F, Pancanti A, Viceconti M: An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. *Med Eng Phys* 26: 61e69, 2004
25. Taylor W.R., Roland E., Ploeg H., Hertig D., Klabunde .R, Warner M.D., *et al.* Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *J Biomech* 35: 767e773, 2002

26. Tensi H.M., Gese H., Ascherl R. Non-linear three-dimensional finite element analysis of a cementless hip endoprosthesis. Proc Inst Mech Eng H 203: 215e222, 1989
27. Uchio E., Ohno S., Kudoh J., Aoki K., Kisielwicz L.T. Simulation model of an eyeball based on finite element analysis on a supercomputer. Br J Ophthalmol 83: 1106e1111, 1999
28. Vecchio F.J. Nonlinear finite element analysis of reinforced concrete membranes. ACI Struct J 86: 26e35, 1989
29. Warwar R.E., Bullock J.D., Ballal D.R., Ballal R.D. Mechanisms of orbital floor fractures: a clinical, experimental, and theoretical study. Ophthal Plast Reconstr Surg 16: 188e200, 2000
30. Waterhouse N., Lyne J., Urdang M., Garey L. An investigation into the mechanism of orbital blowout fractures. Br J Plast Surg 52: 607e612, 1999
31. Whiting W.C., Gregor R.J., Finerman G.A. Kinematic analysis of human upper extremity movements in boxing. Am J Sports Med 16: 130e136, 1988
32. Yamada H., Evans F.G. Ratios for age changes in the mechanical properties of human organs and tissues. In: Strength of biological materials. Philadelphia: Williams & Wilkins, 255e280, 1970

تاريخ ورود البحث 2017/11/16.
تاريخ قبوله للنشر 2018/01/09 .