

頬骨骨折発生時の衝撃力と動ひずみ計測

関根 真一

明海大学大学院 歯学研究科

歯学専攻

(指導：嶋田 淳 教授)

Measurement of Impact Force and Dynamic Strain on
Zygomatic Fracture
Shinichi SEKINE

Meikai University Graduate School of Dentistry

(Mentor : Prof. Jun SHIMADA)

要旨

頬骨の偏位方向や骨折様態との関連については、これまでに、衝撃エネルギー下での頬骨の動ひずみの発生状況については明らかになっていない。本研究ではこれらの点を明らかにする目的で、ヒト乾燥頭蓋骨を用いて衝撃荷重下での力学的実験を行った。衝撃力は種々の重量の分銅を乾燥頭蓋骨に自由落下させることにより発生させた。衝撃荷重点は頬骨体の前方、中央、後方、および弓部とした。衝撃ひずみ量の計測は、頬骨上顎縫合、頬骨前頭縫合、頬骨側頭縫合、頬骨体、頬骨弓部に設定し検出した。検出された動ひずみは、専用のデータ変換ソフトを用いて解析した。サンプリング周波数は10kHzとした。衝撃荷重量は分銅の重量と負荷の高さを変化させることにより増加させ、骨折発生時の衝撃エネルギーを計測した結果、頬骨の亀裂骨折が生じる衝撃力は65～100kgfということが明らかとなった。また中エネルギー骨折で頬骨の偏位骨折が生じる衝撃力は190kgfであることが明らかとなった。

索引用語： 頬骨骨折、動ひずみ、偏位骨折、衝撃力

欄外表題： 頬骨骨折発生時の衝撃力と動ひずみ計測

Abstract

To current date, the relationship between the applied impact force and zygomatic fracture development and displacement has not been clear. Therefore, in order to identify a rather clear relationship, we performed mechanical experiments using impact force and applying it to human dry skull. The Impact forces were produced by allowing various weights to free-fall from various heights. Those impact forces were applied to four different points; The front, center and rear of the zygomatic bone and the zygomatic arch. Dynamic strain gauges were placed at the zygomaticomaxillary suture, zygomaticofrontal suture, zygomaticotemporal suture, zygomatic bone and the zygomatic arch. Dynamic strains were recorded as voltage and the data was analyzed using a dedicated conversion software. The impact loading values were varied by using different weights at different free-fall heights. The sampling frequency was 10kHz and the maximum impact energies were measured at the point of fracture of the bones. From the study above the impact force developed Zygoma bone crack fracture became clear that 65~100kgf, and Impact force developed excursion fractures zygoma bone at medium energy fracture was revealed to be a 190kgf.

Key word : zygomatic fracture, dynamic strain, impact force

緒 言

頬骨骨折は、頭蓋顔面骨骨折のなかでは中顔面骨折に分類され、頬骨単独であるいは頬骨上顎骨複合骨折として、あるいは他の頭蓋顔面骨骨折と合併して発生する¹⁾。また骨折部位と骨折した頬骨体の偏位方向により6型に分類(Knightら²⁾)される。これらの骨折形態の分類はCT写真の導入により可能になったもので、頬骨骨折の治療に重要である整復法と骨片の固定方法の選択に役立っている¹⁾。

頬骨骨折は眼窩壁の骨折を伴うことが多く³⁾、さらに側頭骨や頭蓋底の骨折を併発している場合もあり⁴⁾、顔貌の変形のみでなく視力障害や脳損傷による致死的合併症の可能性もあるため、受傷時の状況、すなわち骨折を引き起こすに至った外力の方向や荷重位置、また負荷されたエネルギーの大きさを把握することが、それらの合併症の有無を推測する上で重要である⁵⁾。そのため近年では頬骨骨折は、骨折片の偏位破折様態により低エネルギー外傷(偏位の少ない骨折)、中エネルギー外傷(偏位の大きな骨折)、高エネルギー外傷(粉碎骨折)⁶⁻⁸⁾に分類されている。しかしエネルギーの大きさや衝撃力についての具体的報告はない。

頬骨は上顎骨、前頭骨、側頭骨と縫合により隣接し、また後方には頬骨弓、内部には上顎洞、上方には眼窩を含み、この脆弱な解剖学的要因が頬骨骨折の発生様態を複雑にしていると考えられる⁴⁾。しかし、その発生原因である外力の大きさおよび負荷部位と骨折による頬骨の偏位方向や骨折様態との関連については、これまでに静的荷重負荷状況で静ひずみにより検討された報告⁸⁾はあるが、衝撃エネルギー下での動ひずみの発生状況については明らかになっていない。また、頬骨骨折が生じる衝撃エネルギーの大きさと骨折様態の関連について実証した研究もない。

本研究では、ヒト乾燥頭蓋骨を用いて低エネルギー骨折と中エネルギー骨折を発生させる衝撃エネルギーとその際に生じる動ひずみの大きさ、および衝撃力を明らかにする目的で衝撃荷重下での力学的実験を行った。

材 料 と 方 法

1. 試験体と骨折状態の分類

実験に用いた材料は印欧系の乾燥頭蓋顔面骨（羽原骨骼標本研究） 30 個である。被験個体の性別や年齢は不詳である。衝撃荷重負荷により、頬骨上顎縫合、頬骨側頭縫合、頬骨前頭縫合、頬骨弓、あるいは眼窩壁に大きな偏位を伴わない骨折が生じた状態を低エネルギー骨折とした（Fig 1）。頬骨体が頬骨上顎縫合、頬骨側頭縫合、頬骨前頭縫合のすべての縫合で骨折し頬骨体が完全に偏位した場合を中エネルギー骨折とした（Fig 2）。頬骨弓部荷重負荷では頬骨弓の骨折偏位を生じた場合も中エネルギー骨折とした（Fig 3）。試験体 30 個の内、20 個 40 側を低エネルギー骨折試験に、10 個 10 側を中エネルギー骨折試験に使用した。

2. 衝撃荷重の発生と負荷

衝撃荷重の負荷は、分銅を垂直に位置づけした長さ 100 cm のポリカーボネート製のパイプ内を、分銅の重量と落下の高さを段階的に増加させながら、分銅の球形部分が衝突するように自由落下させることにより行った（Fig 4）。頭蓋骨は鉄板上に常温重合型アクリルレジンで硬化させて固定した。固定時、衝撃荷重が荷重点の骨面に垂直に作用するように荷重点ごとに頭蓋骨の位置を変化させた。

衝撃荷重の負荷部位は、頬骨体と頬骨弓の上下的中央を通る線上で、上顎骨頬骨突起（眼窩下縁の中央を通る線上）、頬骨体中央（最突出点）、頬骨側頭縫合（頬骨側頭突起部）、頬骨弓中央（最突出点）の 4 点とした（Fig 5）。

3. 動ひずみ量の計測

衝撃ひずみ量の計測は箔ひずみゲージ（KFR-1-120-C1-11, 共和電業）を専用の接着剤（ゲージセメント CC-35, 共和電業）を用いて頬骨上顎縫合、頬骨前頭縫合、頬骨

側頭縫合, 頬骨体, 頬骨弓部に接着し検出した (Fig 6). ゲージの呼称はそれぞれ①頬骨上顎縫合上部 (CH1), ②頬骨上顎縫合下部 (CH2), ③頬骨前頭縫合 (CH3), ④頬骨前頭突起基底部 (CH4), ⑤頬骨体下部 (CH5), ⑥頬骨側頭縫合部 (CH6), ⑦頬骨弓中央 (CH7), ⑧頬骨弓根部 (CH8) とした. ひずみゲージは貼付後測定までに 24 時間以上室温中に放置していわゆるエージングを施した.

動ひずみ量は, 衝撃荷重エネルギーを増大させながら繰り返し計測し, 低エネルギー骨折または中エネルギー骨折が生じた時点の引張ひずみと圧縮ひずみを計測した.

ひずみゲージにより電圧変化として検出された動ひずみは, リード線からブリッジボックス (DB-120T-8, 共和電業) を介してひずみ/電圧測定カード (CDV-40B, 共和電業) に入力させ, このインプットをユニバーサルレコーダー (EDX-100A, 共和電業) で収録し, 専用のデータ変換ソフト (DSC-100A, 共和電業) を用いて解析した. サンプルング周波数は 10kHz とした.

測定値の統計学的検定は one-way ANOVA で有意であった場合, Tukey's multiple comparisons test を行った. 2 群間の比較は Student's t-test を用いて行った. 統計ソフトは Graph Pad Prism 6 (GraphPad Software Inc., San Diego, CA) を使用した.

4. 衝撃荷重量の設定と Δt の計測

衝撃荷重量は分銅の重量と落下の高さを変化させることにより段階的に増加させた. 骨折発生時の衝撃エネルギー (E) は計算式,

$$E=1/2mv^2 \quad (\text{J})$$

から算出した. ただし m: 分銅の質量 (kg), $v=\sqrt{2gh}$, g: 重力加速度 m/sec^2 , h: 高さ (m), である.

また, 衝撃力 (F) は計算式¹⁰⁾

$$F=mv/\Delta t \quad \text{から算出した.}$$

ただし, Δt は分銅の衝突開始から終了までの時間とし, 10kHz で検出したひずみ量が

上昇開始から低下するまでの時間として計測した。すなわち Δt はユニバーサルレコーダーで検出された動ひずみ波形が衝撃エネルギーの負荷にともなって瞬間的に示したピーク値の時間を 1 万分の 1 秒単位で計測し算定した。

結 果

1. 低エネルギー骨折試験

1) 頬骨体中央部荷重

引張ひずみ (Fig 7) : 頬骨体中央荷重では頬骨上顎縫合部に最大の $10.0 \times 10^3 \mu\text{strain}$ を計測した. ついで頬骨側頭縫合部に $2.68 \times 10^3 \mu\text{strain}$ を計測した. 統計学的検定は one-way ANOVA で有意であり ($P < 0.05$), Tukey's multiple comparisons test を行ったところ CH1 と CH6 は他の計測部位と有意な大きなひずみ量であった. ($P < 0.05$)

圧縮ひずみ (Fig 8) : 圧縮ひずみは引張ひずみに比べ, 小さかった. CH3, CH6, および CH7 で $1.0 \times 10^3 \mu\text{strain}$ 程度の有意に大きな値が計測された.

衝撃エネルギー (Table 1) : 頬骨体中央荷重で低エネルギー骨折を発生させるのに必要な衝撃エネルギーは平均で $221 \times 10^{-3} \text{J}$ であった.

2) 頬骨側頭縫合部荷重

引張ひずみ (Fig 9) : 頬骨側頭縫合部荷重時の引張ひずみは CH1 と CH2, および CH6 で統計学的に他部位と有意に大きな値が計測された ($P < 0.05$). 最大値は頬骨側頭縫合部の $1.19 \times 10^3 \mu\text{strain}$ であった

圧縮ひずみ (Fig 10) : 頬骨側頭縫合部荷重時の圧縮ひずみは引張ひずみより小さく CH7 で最大 -1.02×10^3 であった.

衝撃エネルギー (Table 2) : 頬骨側頭縫合部荷重で低エネルギー骨折を生じさせるのに必要な衝撃エネルギーは平均で $210 \times 10^{-3} \text{J}$ であった.

3) 上顎骨頬骨突起部荷重

引張ひずみ (Fig 11) : 上顎骨頬骨突起部荷重時の引張ひずみは CH1 で最大 $1.23 \times 10^3 \mu\text{strain}$ を計測した. ついで CH2, CH6 で大きなひずみが計測された. 統計学的

にはこれらの3部位は他の計測点よりも有意に大きな値を示した($P<0.05$).

圧縮ひずみ(Fig 12): 上顎骨頬骨突起部荷重時の圧縮ひずみは引張ひずみよりも小さい値を示した. CH7 で最大でついで CH3 と CH6 が他部位の計測値と有意差を示した.

衝撃エネルギー(Table 3): 上顎骨頬骨突起部荷重で低エネルギー骨折を生じさせるのに必要な衝撃エネルギーは平均で 0.171J であった.

4) 頬骨弓部荷重

引張ひずみ(Fig 13): 頬骨弓部荷重時の引張ひずみは CH7 で最大で $13.3 \times 10^3 \mu\text{strain}$ であった. また CH8 では $12.8 \times 10^3 \mu\text{strain}$ を計測し頬骨弓部に大きなひずみが生じていた. ついで CH6 で $8.28 \times 10^3 \mu\text{strain}$ を計測した. これら3計測点のひずみ量は他の計測点の値と有意差を示した($P<0.05$).

圧縮ひずみ(Fig 14): 頬骨弓部荷重時の圧縮ひずみは CH7 で最大 $-2.22 \times 10^3 \mu\text{strain}$ であったが, 引張ひずみよりは小さな値であった.

衝撃エネルギー(Table 4): 頬骨弓荷重で低エネルギー骨折を生じさせるのに必要な衝撃エネルギーは平均で $135 \times 10^{-3} \text{J}$ であり, 4 荷重点中最少であった.

5) 低エネルギー骨折発生時の衝撃エネルギーの荷重点間での比較(Fig 15)

小骨折を生じさせるのに要した衝撃エネルギーを4荷重点で比較すると頬骨体中央部荷重が最大で $221 \times 10^{-3} \text{J}$ であった. ついで頬骨側頭縫合部荷重で $210 \times 10^{-3} \text{J}$, ついで上顎骨頬骨突起荷重の $171 \times 10^{-3} \text{J}$ であった. 頬骨弓荷重では 135×10^{-3} と最少であった. Tukey's multiple comparisons test では頬骨体中央荷重および頬骨側頭縫合部荷重と頬骨弓荷重間とで有意差があり, 頬骨弓荷重で小骨折を発生させるための衝撃エネルギーが有意に小さい($P<0.05$)ことが明らかとなった.

2. 中エネルギー骨折試験

以上の低エネルギー骨折を発生させる実験で最大の衝撃エネルギーを必要とした頬骨体中央部荷重による中エネルギー骨折実験を行った。10試験体での衝撃エネルギーの平均値は $414 \times 10^{-3} \text{J}$ であった (Table 5)。

頬骨体中央荷重で中エネルギー骨折が発生した際の動ひずみ量は引張ひずみが優位で (Fig16), CH1, CH2, CH3, CH6 の頬骨周囲の各縫合部で有意に大きく計測され ($P < 0.05$), 同部位での骨折が生じていた。最大のひずみは頬骨側頭縫合部で計測された $26.2 \times 10^3 \mu\text{strain}$ で、ついで頬骨上顎縫合下部で $22,713 \mu\text{strain}$, 頬骨上顎縫合上部で $22.2 \times 10^3 \mu\text{strain}$, 頬骨前頭縫部で $20.5 \times 10^3 \mu\text{strain}$ が計測された。これら4箇所の計測点のひずみ量は他の部位での値と比較して有意に大きかった ($P < 0.05$)。

3. 衝撃力

さらに、動ひずみ計測の経時的記録から算出した骨折発生時の Δt を用いて、衝撃力を求めた (Table 6, Fig 17)。

低エネルギー骨折を発生させた衝撃力は、頬骨体中央部荷重で $1.03 \times 10^3 \text{kgf}$ と大きく、ついで頬骨側頭縫合部荷重 $0.0982 \times 10^3 \text{kgf}$, 上顎骨頬骨突起部荷重 $0.0788 \times 10^3 \text{kgf}$ であり、頬骨弓部荷重 $0.0652 \times 10^3 \text{kgf}$ と最少であった。しかし、これら4荷重点間では統計学的に有意差はなかった。

頬骨体中央部荷重で中エネルギー骨折を発生させた衝撃力は $0.193 \text{k} \times 10^3 \text{gf}$ と低エネルギー骨折時の衝撃力の 1.87 倍であった。統計学的に有意差を認めた ($P < 0.05$)。

考 察

頬骨骨折は、中顔面骨折に区分され、単独であるいは頬骨上顎骨複合骨折として発生する¹⁾。顔面骨骨折の中では下顎骨骨折に次いで頻度が高い¹⁰⁾。頬骨骨折は上顎骨、前頭骨、側頭骨などと縫合により隣接しており、骨折は主にこれらのいわゆるバットレス部で生じるという特徴を有しているため、治療はそれらのバットレスを整復固定することが重要となる¹⁰⁾。そのため整復固定法と骨片の偏位状態を関連させた骨折の分類がなされている^{1, 2)}。一方で、整復固定が必要かどうか、あるいは整復固定を観血的に行うかどうかを選択する基準と関連させた報告がある。すなわち低エネルギー骨折（偏位の少ない骨折）、中エネルギー骨折（偏位の大きな骨折）、高エネルギー骨折（粉碎骨折）^{6, 8)}に分類されている。低エネルギー骨折に対して整復は不用であり、中エネルギー骨折では偏位したバットレス部の整復固定が必要となる⁶⁾。また高エネルギー骨折では上顎骨骨折を伴い、より広範で複雑な整復固定術が必要となる⁶⁾。したがってこのエネルギーの大きさによる分類は治療法を選択と関連した有用性の高い分類法と言えるが、その骨折発生のために負荷されたエネルギーの大きさについての具体的記述はない。また研究された報告はない。

頬骨骨折の発生機序を力学的に検討した研究は、静的荷重負荷下で頬骨弓と頬骨体の変形を静ひずみゲージで計測した研究⁹⁾があるが、骨折は通常衝撃力によって生じるため、十分な解析が行えているとはいえない。

遺体を用いた実験には Le Fort の報告¹¹⁾があり、遺体顔面をハンマーで槌打して顔面骨の骨折状況を LeFort I 型・II 型・III 型に分類した有名な論文であるが衝撃力の大きさについては記述がない。

顔面骨の骨折実験によって骨折荷重を明らかにした研究は遺体の顔面にインパクトを当て骨折が生じる平均荷重を測定した報告¹²⁾がある。骨折が生じるまで繰り返し荷重量を増加させる手法で骨折のしきい値が調査されており、頬骨の骨折荷重は

178kg と報告されている¹²⁾。本研究の結果と比較検討する意義のある研究である。しかし、骨折した頬骨の部位や生じたひずみ量などについては検討されていない。

本研究では乾燥頭蓋骨の頬骨骨折で骨折線が生じ易い部位に、これまで研究されたことのない動ひずみゲージを貼付して、また荷重点の位置を変化させて、骨折発生時の動ひずみ量を計測したことにより、衝撃荷重量と骨折発生時の頬骨と頬骨周囲の変形様態について詳細に研究を行うことができた。また動ひずみ測定時の時系列データから瞬間的に発生する衝撃力の開始時間から終了時間まで (Δt) を測定できたことにより、衝撃力がはじめて計測できた。

なお、今回の実験は乾燥頭蓋骨を試験材料として用いたが、Huelke ら¹³⁾は衝撃荷重下における乾燥骨と湿潤骨でのひずみ分布には差がほとんどなかったとしており、計測された衝撃ひずみ値は有用なデータであると考えられる。

実験では動ひずみの極性を圧縮・引張の両方向で測定したが、測定結果はいずれの荷重実験でも骨折発生時は引張ひずみが優位であり、引張ひずみの大きさを主に考察の対象とした。また骨は圧縮強度に比較して引張強度が低いとされており、骨破壊は引張側から生じる¹⁴⁾とされているため、引張ひずみの大きさを検討が可能であると考えられた。

中エネルギー骨折、すなわち偏位のない骨折発生時、荷重点と動ひずみの計測値の関連は、頬骨体中央部荷重で頬骨上顎縫合上部に最大 $10.0 \times 10^3 \mu \text{ strain}$ を、頬骨側頭縫合部荷重で頬骨側頭縫合部に $11.9 \times 10^3 \mu \text{ strain}$ 、頬骨上顎縫合上部に $11.7 \times 10^3 \mu \text{ strain}$ 、頬骨上顎縫合下部に $8.03 \times 10^3 \mu \text{ strain}$ を、上顎骨頬骨突起部荷重で頬骨上顎縫合上部に $12.3 \times 10^3 \mu \text{ strain}$ 、頬骨上顎縫合下部に $6.43 \times 10^3 \mu \text{ strain}$ を、頬骨弓部荷重で頬骨弓中央部に $13.3 \times 10^3 \mu \text{ strain}$ 、頬骨弓根部に $12.8 \times 10^3 \mu \text{ strain}$ 、頬骨側頭縫合部に $8.28 \times 10^3 \mu \text{ strain}$ を計測した。偏位のない骨折が発生した時の動ひずみ量は最大値で検討すると 8.03×10^3 から $13.3 \times 10^3 \mu \text{ strain}$ で、優位な差はなく、これらのひずみ量が亀裂骨折の発生する際の変形量の目安となると考えられた。ひずみは計測点の線分の長さが 0.1% 変形した場

合を $1.0 \times 10^3 \mu\text{strain}$ と定義されており、ひずみ測定値からは 1~1.3% の変形で亀裂が生じることが考えられた。

また、計測されたひずみ量の分布から、頬骨周囲のすべてのバットレスに骨折を生じやすい荷重点は頬骨側頭縫合部荷重であることが明らかとなった。臨床的には頬骨の外力の負荷部位ごとの骨折発生を調査した報告は散見されないが、骨折患者での外力の負荷部位と骨折線の発生部位とを推測する時の参考になる結果であると考えられる。頬骨弓荷重では頬骨の前後方にかけてひずみ量が大きく、頬骨弓骨折が単独でおこる臨床的事象¹⁰⁾と一致していた。

低エネルギー骨折を発生させる衝撃エネルギーは頬骨体中央部荷重で $221 \times 10^3 \text{J}$ 、頬骨側頭縫合部荷重で $210 \times 10^3 \text{J}$ と大きく、ついで上顎骨頬骨突起部荷重 $171 \times 10^3 \text{J}$ 、頬骨弓荷重 $135 \times 10^3 \text{J}$ であった。頬骨弓骨折が少ない衝撃エネルギーで生じていたおり、統計学的に有意差を認めたことから、頬骨弓骨折は頬骨体部骨折よりも軽度の外力で生じることが実験的にも証明された。

頬骨体中央部荷重で中エネルギー骨折、すなわち頬骨体か頬骨弓が偏位した骨折時の動ひずみ量は、頬骨上顎縫合上部で $22.2 \times 10^3 \mu\text{strain}$ 、頬骨上顎縫合下部で $22.7 \times 10^3 \mu\text{strain}$ 、頬骨前頭縫合部で $20.5 \times 10^3 \mu\text{strain}$ 、頬骨側頭縫合部で $26.2 \times 10^3 \mu\text{strain}$ であった。小エネルギー骨折発生時の 2 倍程度であり、骨折が発生する際のひずみ量を $25.0 \times 10^3 \mu\text{strain}$ としている報告¹⁵⁾と一致した値であった。この量はひずみの定義からすると 2.5% 以上の変形が生じていることになる。またひずみが大きく計測された頬骨体の周囲の骨との縫合部で骨折しており、高エネルギー骨折時に粉碎骨折を生じるとされる⁶⁾頬骨体下部や頬骨前頭突起基底部では大きなひずみは計測されなかった。また中エネルギー骨折と低エネルギー骨折発生に計測された衝撃力は $0.193 \times 10^3 \text{kgf}$ 対 $0.103 \times 10^3 \text{kgf}$ で約 1.88 倍であった。

今回の実験で Δt をはじめて実測できたことにより頬骨骨折発生に必要な衝撃力を算定することができた。低エネルギー骨折試験では頬骨体中央部荷重で 102.9 が最大で頬骨弓荷重で最小の $0.652 \times 10^3 \text{kgf}$ であった。荷重点間で統計学的に差はなかったが、頬骨の亀裂骨折が生じる衝撃力は 65.0~100.0kgf であることが明らかとなった。また

中エネルギー骨折発生時には頬骨体中央荷重で $0.193 \times 10^3 \text{kgf}$ の衝撃力を計測したが、森本らの論文¹²⁾に記載されている値とほぼ同程度であり、頬骨の偏位骨折が生じる衝撃力は 190kgf 程度であることが明らかとなった。

結 論

ヒト乾燥頭蓋骨を試験体として、衝撃荷重下で頬骨と隣接する上顎骨、前頭骨、側頭骨との縫合部および頬骨弓部の動ひずみならびに低エネルギー骨折、中エネルギー骨折が生じる衝撃エネルギーを計測し、またひずみ発生の経時記録から Δt を計測し骨折発生に必要な衝撃力を算出して、以下の結論を得た。

1. 骨折発生時の動ひずみは引張ひずみが主体であった。
2. 頬骨体中央荷重で頬骨上顎縫合部に最大の $10.0 \times 10^3 \mu\text{strain}$ を計測した。
3. 頬骨側頭縫合部荷重で頬骨側頭縫合部上部に最大値 $11.9 \times 10^3 \mu\text{strain}$ を計測した。
4. 上顎骨頬骨突起部荷重時で頬骨上顎縫合上部に最大 $12.3 \times 10^3 \mu\text{strain}$ を計測した。
5. 頬骨弓部荷重時で頬骨体中央に最大 $13.3 \times 10^3 \mu\text{strain}$ を計測した。
6. 低エネルギー骨折を発生させる衝撃エネルギーは頬骨体中央部荷重で $221 \times 10^3 \text{J}$ 、頬骨側頭縫合部荷重で $210 \times 10^3 \text{J}$ と大きく、ついで上顎骨頬骨突起部荷重 $171 \times 10^3 \text{J}$ 、頬骨弓荷重 $135 \times 10^3 \text{J}$ であった。
7. 頬骨体中央部荷重で中エネルギー骨折、すなわち頬骨体か頬骨弓が偏位した骨折時の動ひずみ量は、頬骨上顎縫合上部で $2.22 \times 10^3 \mu\text{strain}$ 、頬骨上顎縫合下部で $2.27 \times 10^3 \mu\text{strain}$ 、頬骨前頭縫合部で $2.05 \times 10^3 \mu\text{strain}$ 、頬骨側頭縫合部で $2.62 \times 10^3 \mu\text{strain}$ であった。
8. 低エネルギー骨折と中エネルギー骨折の発生に必要な衝撃エネルギーの大きさを両者間で比較したところ、統計学的に有意であった ($P < 0.05$)。
9. 頬骨の亀裂骨折が生じる衝撃力は $65.0 \sim 100 \text{kgf}$ ということが明らかとなった。
10. 中エネルギー骨折で頬骨の偏位骨折が生じる衝撃力は 190.0kgf 程度であることが明らかとなった。

謝 辞

稿を終えるにあたり, 終始ご懇切なるご指導, ご高閲を賜りました機能保存回復学講座歯科生体材料学分野 中寫 裕教授, 同 歯科補綴学分野 藤沢 政紀教授, 病態診断治療学講座歯科放射線分野 奥村泰彦教授に深く感謝の意を表します.

引用文献

- 1) Ochs MW and Tucker MR: Management of Facial Fractures. In: Contemporary oral and maxillofacial surgery. Hupp, JR, Ellis, E III and Tucker MR, Eds, Sixth ed, Elsevier, St Louis, pp491-518, 2014
- 2) Knight JS and North JF: The classification of malar fractures: an analysis of displacement as a guide to treatment. *BR J Plast Surg* **13**, 315-320, 1961
- 3) Karabekir HS and Gocmen-Mas N and Emel E and Karacayli U and Koymen R and Atar EK and Ozkan N: Ocular and periorbital injuries associated with an isolated orbital fracture depending on a blunt cranial trauma: anatomical and surgical aspects. *J Craniomaxillofac Surg* **40** 189-93, 2012
- 4) Salentijn EG and Peerdeman SM and Boffano P and van den Bergh B and Forouzanfar T: A ten-year analysis of the traumatic maxillofacial and brain injury patient in Amsterdam: incidence and aetiology. *J Craniomaxillofac Surg* **42**,705-10,2014
- 5) Jonathan SB: Management of Zygomatic complex Fractures. In: Peterson's Oral and Maxillofacial surgery Vol 1. Miloro M, Ghali GE, Larsen P, Waite P, Eds, 3rd ed, PM-PH USA, Shelton, pp465-482, 2012
- 6) Manson PN and Markowitz B and Mirvis S and Dunham M and Yaremchuk M: Toward CT-based facial fracture treatment. *Plast Reconstr Surg* **85**,202-12,1990
- 7) Zingg M and Laedrach K and Chen J and Chowdhury K and Vuillemin T and Sutter F and Raveh J: Classification and treatment of zygomatic fractures: a review of 1,025 cases. *J Oral Maxillofac Surg* **50**,778-90,1992
- 8) Perry M and Holmes S: Fractures of the Cheek: Zygomaticomaxillary complex. In: Atlas of operative maxillofacial trauma surgery, Perry M and Holmes S, Eds, Springer, London, pp277-358, 2014.
- 9) 豊田裕介,石川雅夫,高 徳松,阪本栄一,松田 清,嶋田 淳,山本美朗,角田豊作:頬骨骨折の実験的研究,城西歯科大学紀要 **9**, 223-229, 1980
- 10) Haggerty CJ and Demian N and Marchena JM: Zygomaticomaxillary complex fractures. In: Current therapy in oral and maxillofacial surgery Bagheri SC, Bell RB, Khan HA, Eds, Elsevier, Missouri, pp324-333, 2012
- 11) Le Fort R: Etude experimentale sur les fractures de la machoire superior. *Rev Chir* **23**, 208-227, 1901
- 12) 森本一史: 人体の衝突傷害耐性-顔面-, 豊田研究所 R&D レビュー, 27, 15-26, 1992
- 13) Huelke DF and Harger JH: Mechanics in the production of mandibular fractures: an experimental study. *J Oral Surg* **26**,86-91, 1968
- 14) 嶋田 淳: 下顎頸部骨折の発生機序に関する構造力学的研究. *日本口外誌* **32**,1372-1381,1986
- 15) 本田亜紀子: 運動と骨. In: 健康運動プログラムの基礎, 北川 薫編, 市村出版, 東京, pp47-55, 2005

脚注

§ 別刷請求先：嶋田 淳，〒350-0283 埼玉県坂戸市けやき台 1-1 明海大学歯学部病態診断治療学講座顎顔面外科学分野

Table 1 The impact energy and speed when the central of the zygomatic body applied force

	weight (g)	height (c m)	energy (J)	speed (m/s)	Δt
material 1	20	100	0.196	4.429	0.0012
material 2	30	70	0.206	3.705	0.0011
material 3	30	80	0.235	3.961	0.0010
material 4	20	90	0.177	4.201	0.0010
material 5	40	80	0.314	3.961	0.0010
material 6	20	70	0.137	3.705	0.0012
material 7	30	90	0.265	4.201	0.0012
material 8	30	70	0.206	3.705	0.0010
material 9	40	90	0.353	4.201	0.0011
Material10	20	60	0.118	3.430	0.0011
mean	28	80	0.221	3.950	0.00109

Table 2 The impact energy and speed when the zygomaticotemporal suture applied force

	weight (g)	height (cm)	energy(J)	speed (m/s)	Δt
material 1	20	70	0.137	3.705	0.0011
material 2	30	80	0.235	3.961	0.0011
material 3	20	70	0.137	3.705	0.0013
material 4	20	90	0.177	4.201	0.0010
material 5	20	70	0.137	3.705	0.0010
material 6	40	90	0.353	4.201	0.0011
material 7	30	90	0.265	4.201	0.0012
material 8	40	80	0.314	3.961	0.0010
material 9	20	70	0.137	3.705	0.0010
Material10	30	70	0.206	3.705	0.0011
mean	27	78	0.210	3.905	0.00109

Table3 The impact energy and speed when the zygomatic processus of maxilla applied force

	weight (g)	height (c m)	energy (J)	speed (m/s)	Δt
material 1	20	70	0.137	3.705	0.0010
material 2	30	70	0.206	3.705	0.0011
material 3	30	80	0.235	3.961	0.0012
material 4	20	90	0.177	4.201	0.0010
material 5	30	90	0.265	4.201	0.0012
material 6	20	70	0.137	3.705	0.0011
material 7	20	90	0.177	4.201	0.0012
material 8	20	60	0.118	3.430	0.0012
material 9	20	70	0.137	3.705	0.0012
Material10	20	60	0.118	3.430	0.0010
mean	23	75	0.171	3.825	0.00112

Table4 The impact energy and speed when the zygomatic arch applied force

	weight (g)	height (c m)	energy (J)	speed (m/s)	Δt
material 1	20	100	0.196	4.429	0.0012
material 2	20	60	0.118	3.430	0.0012
material 3	20	60	0.118	3.430	0.0013
maerial 4	20	90	0.177	4.201	0.0010
material 5	20	70	0.137	3.705	0.0011
material 6	20	70	0.137	3.705	0.0010
material 7	20	60	0.118	3.430	0.0010
material 8	20	60	0.118	3.430	0.0013
material 9	20	60	0.118	3.430	0.0013
material10	20	60	0.118	3.430	0.0010
Mean	20	69	0.135	3.662	0.00114

Table5 Impact energy that occurred middle energy fractures when the force was applied to the central of the zygomatic bone

	weight (g)	height (c m)	energy (J)	speed (m/s)	Δt
material 1	50	100	0.490	4.429	0.0010
material 2	40	100	0.392	4.429	0.0010
material 3	40	80	0.314	3.961	0.0011
material 4	80	90	0.530	4.201	0.0010
material 5	50	80	0.392	3.961	0.0011
material 6	50	70	0.343	3.705	0.0012
material 7	50	90	0.441	4.201	0.0011
material 8	50	80	0.392	3.961	0.0010
material 9	40	90	0.353	4.201	0.0011
Material10	50	100	0.490	4.429	0.0013
mean	50	88	0.414	4.148	0.0011

Table6 It is shown in table an impact force that causes the fracture at each site

	Low-energy fracture				kgf
	Zygomatic				Middle energy fracture
	The central of zygomatic body	Zygomaticotemporal suture	processus of the maxilla	Zygomatic arch	The central of zygomatic body
material 1	74	67	74	74	221
material 2	101	108	101	57	177
material 3	119	57	99	53	144
material 4	84	84	84	84	336
material 5	158	74	105	67	180
material 6	62	153	67	74	154
material 7	105	105	70	69	191
material 8	111	158	57	53	198
material 9	153	74	62	53	153
Material10	62	101	69	69	170
Mean	102.9	98.2	78.8	65.2	192.5

Fig1 Low-energy fractures that developed in zygomatic arch

Fig2 Medium-energy fractures in the zygoma body is deviated

Fig3 Medium-energy fractures in the zygoma arch is deviated

Fig4 The methods of fixing material and applied of impact force

Fig5 The point of applying impact force

① The processus of the zygomaticus maxillae (the line through the center of the infraorbital border)

② The center of the zygoma body(The most salient points)

③ zygomaticomaxillary suture (The zygomaticotemporal processus)

④ The center of the zygomatic arch (The most salient points)

Fig6 The measure point of dynamic strain

① Zygomaticomaxillary suture top : CH1

② Zygomaticomaxillary suture under : CH2

③ Zygomaticofrontal suture : CH3

④ Processus frontalis base of zygomatic : CH4

⑤ Zygoma body : CH5

⑥ Zygomaticotemporal suture: CH6

⑦ The center of zygoma arch: CH7

⑧ Zygomatic arch base:CH8

Fig7 Comparison of the tensile strain when the central of the zygomatic body applied force

a:b=significant($p<0.001$)

a,b:c=significant($p<0.0001$)

Fig8 Comparison of the tensile strain when the central of the zygomatic body applied force

a:b=significant($p<0.001$)

Fig9 Comparison of the tensile strain when the zygomaticotemporal suture applied force

a:b=significant($p<0.001$)

Fig10 Comparison of the compressive strain when the zygomaticotemporal suture applied force

a:b=significant($p<0.001$)

Fig11 Comparison of the tensile strain when the zygomatic processus of maxilla applied force

a:b=significant($p<0.001$)

a,b:c=significant($p<0.0001$)

Fig12 Comparison of the compressive strain when the zygomatic processus of maxilla applied force

a:b=significant($p<0.001$)

a,b:c=significant($p<0.0001$)

Fig13 Comparison of the tensile strain when the zygomatic processus of maxilla applied force

a:b=significant(p<0.001)

a,b:c=significant(p<0.0001)

Fig14 Comparison of the compressive strain when the zygomatic arch applied force

a:b=significant(p<0.001)

a,b:c=significant(p<0.0001)

Fig15 Impact energy when a low-energy fractures occurred

a:b=significant(p<0.05)

b:c=significant(p<0.05)

a:c=significant(p<0.001)

Fig16 Comparison of tensile strain of middle energy fracture that occurred to impact force applied to the central of the zygomatic body

a:b=significant(p<0.001)

a,b:c=significant(p<0.0001)

Fig17 To determine the impact force by using Δt during fracture calculated from chronological record of dynamic strain measurements

*:**=significant(p<0.001)



Fig1

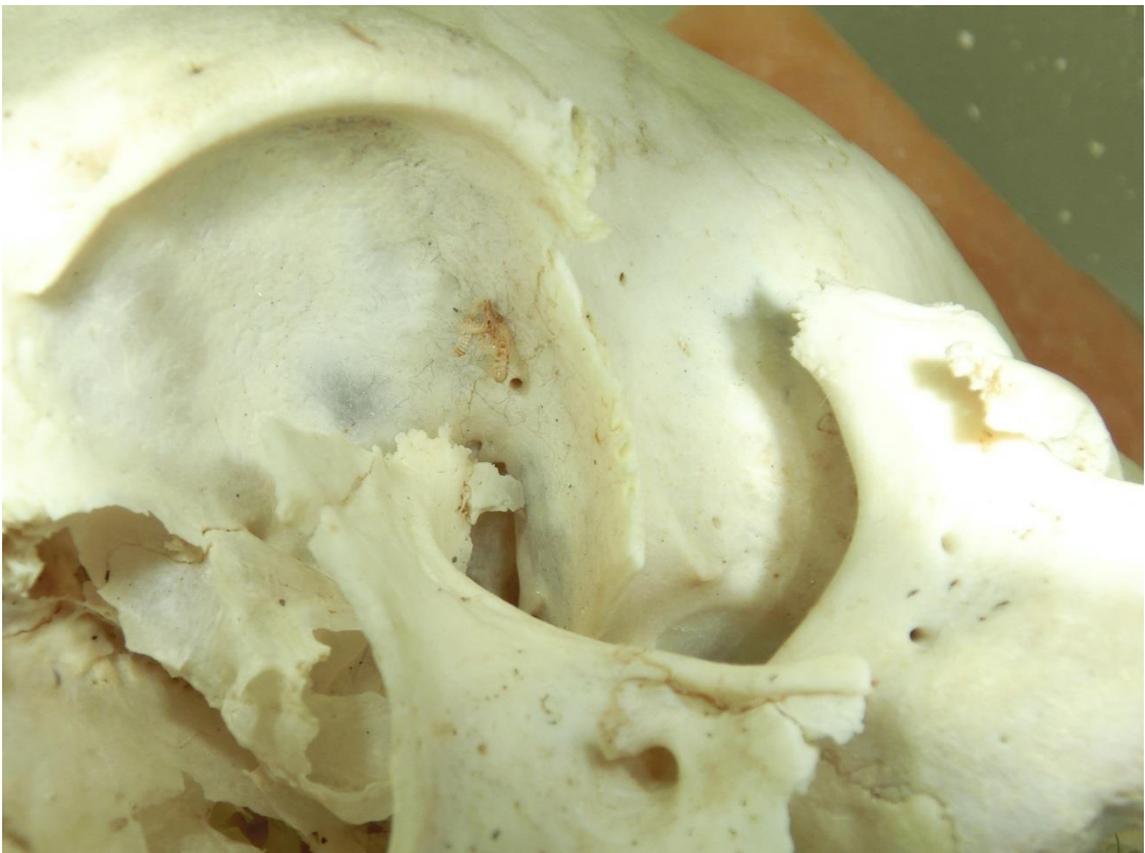


Fig2

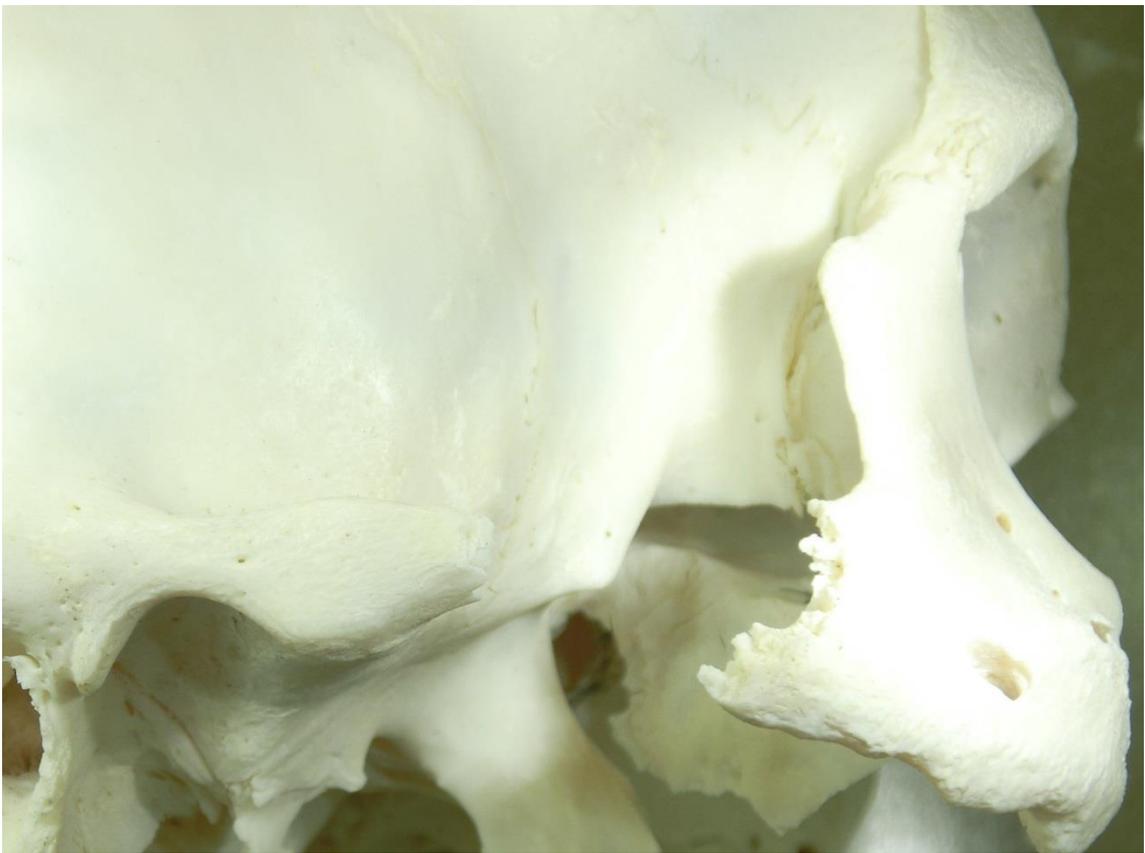


Fig3

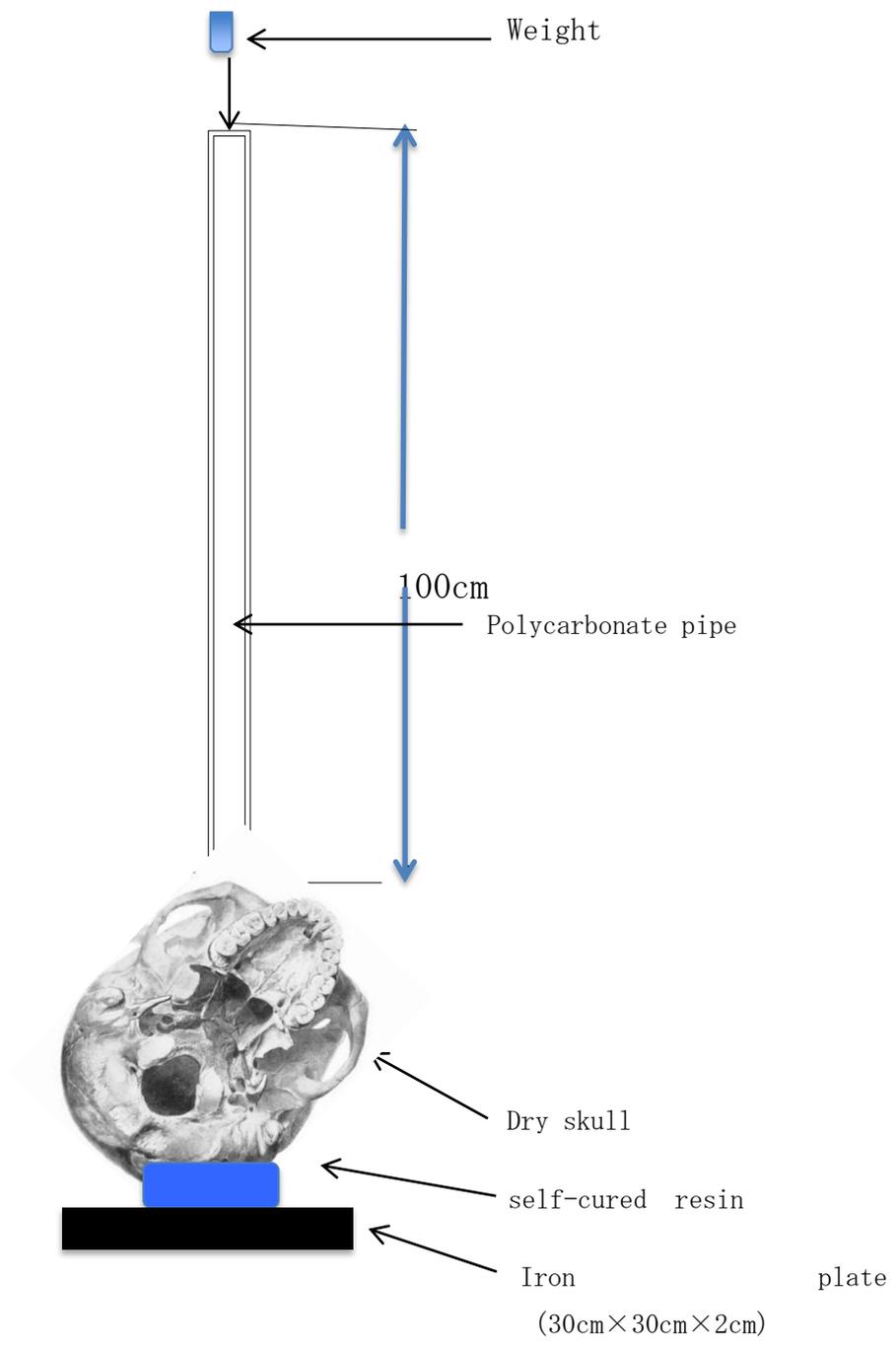


Fig4

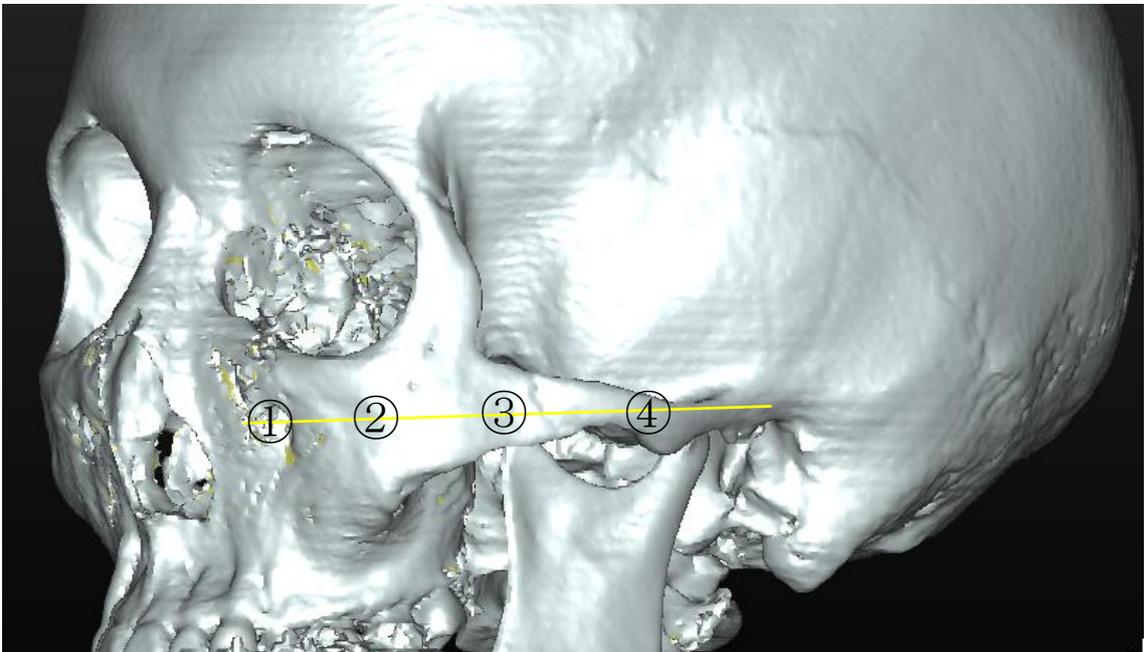


Fig5

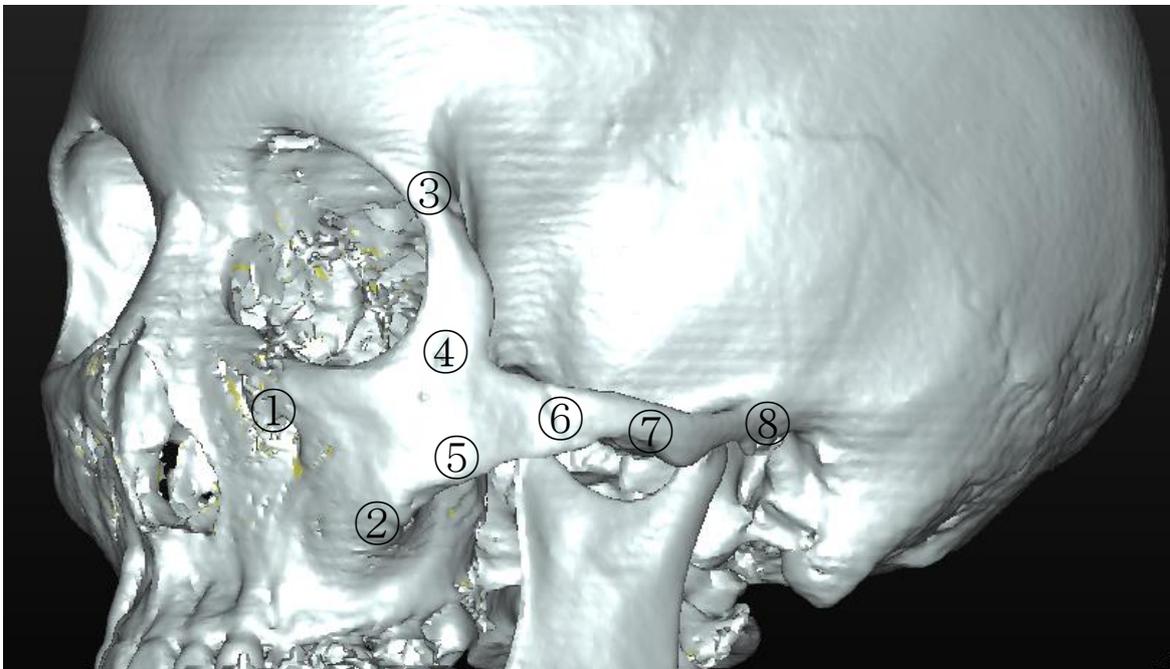


Fig6

Apply a force to the central of zygomatic bone

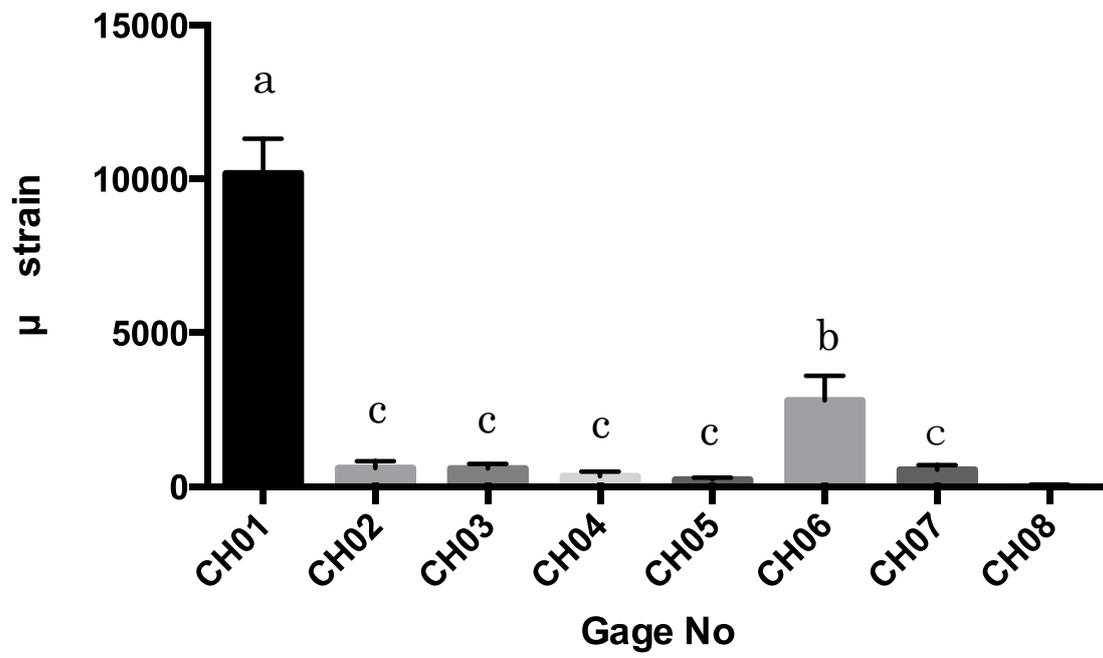


Fig7

Apply a force to the central of zygomatic bone

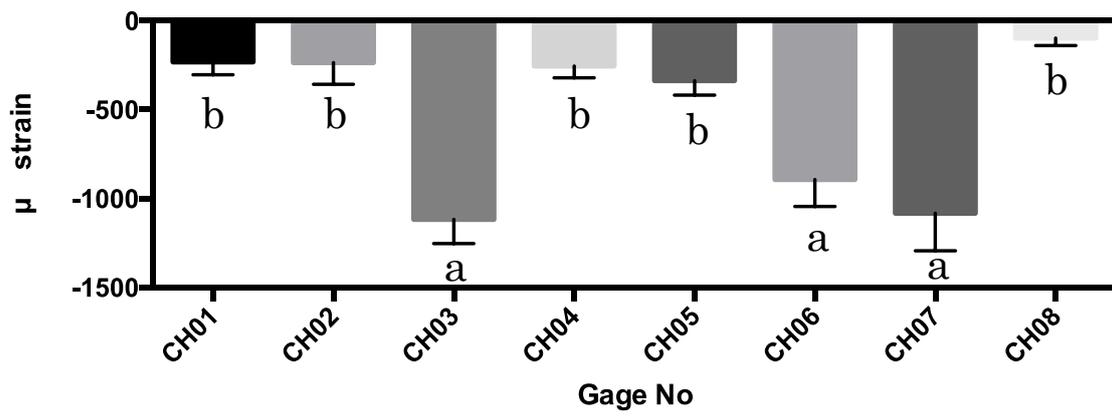


Fig8

Applied a force to the zygomaticotemporal suture

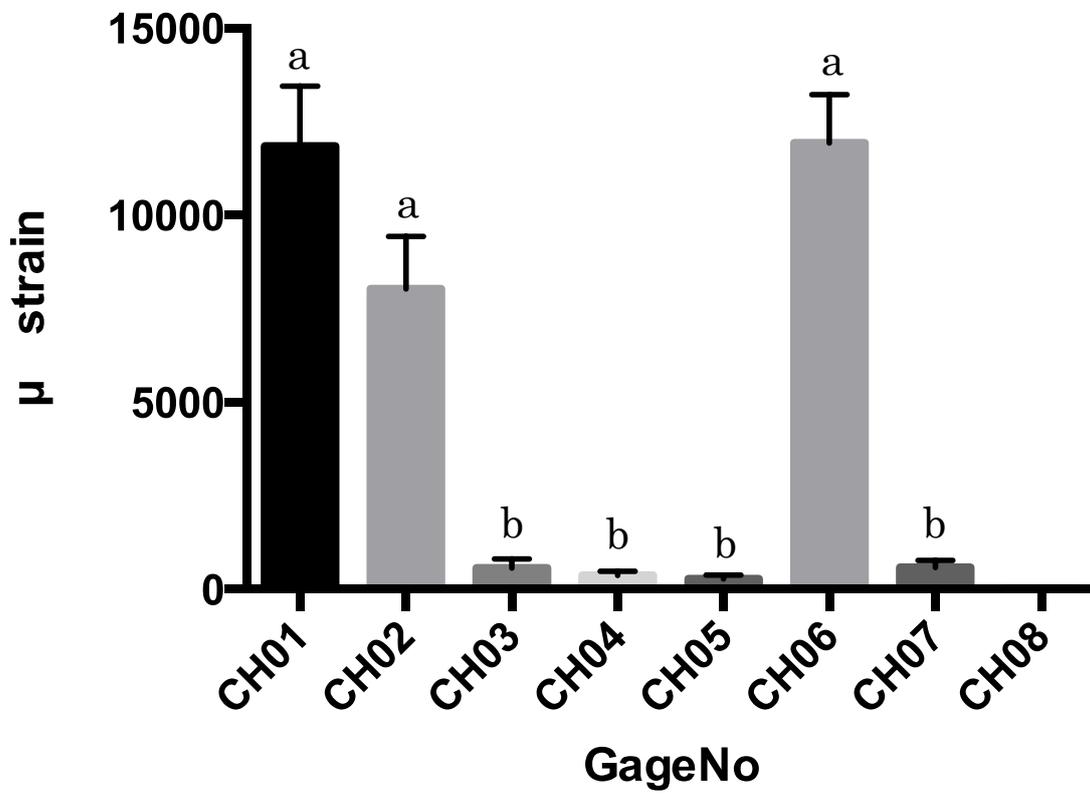


Fig9

Applied a force to the zygomaticotemporal suture

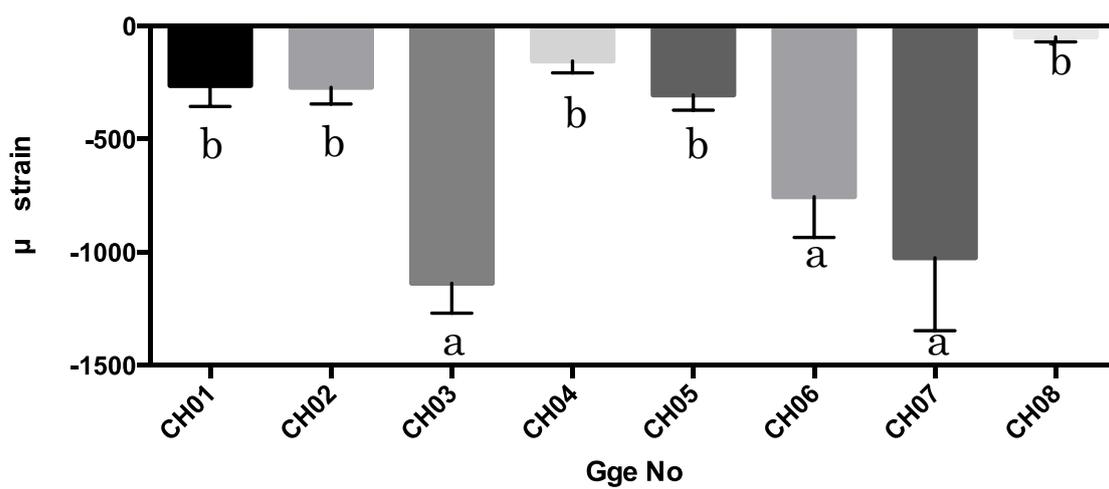


Fig10

Apply a force to the zygomatic process of maxilla

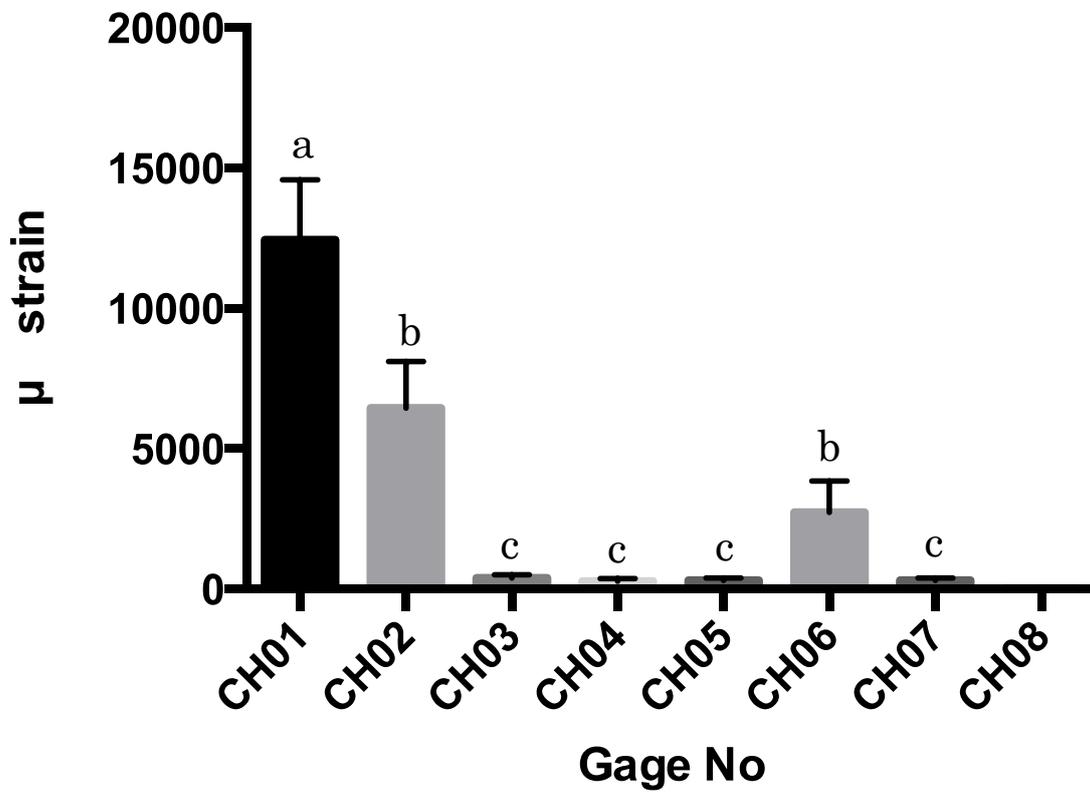


Fig11

Apply a force to the zygomatic process of maxilla

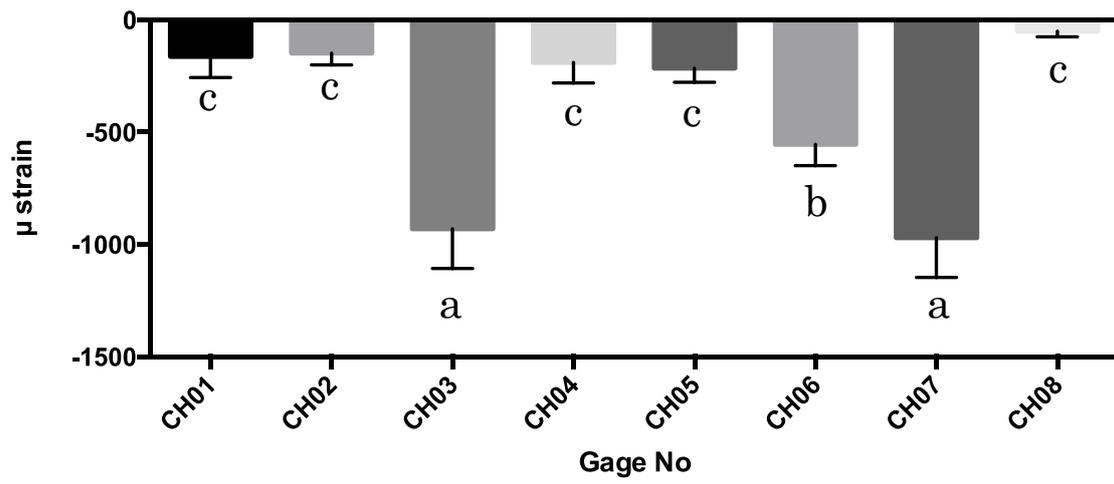


Fig12

Apply a force to the zygomatic arch

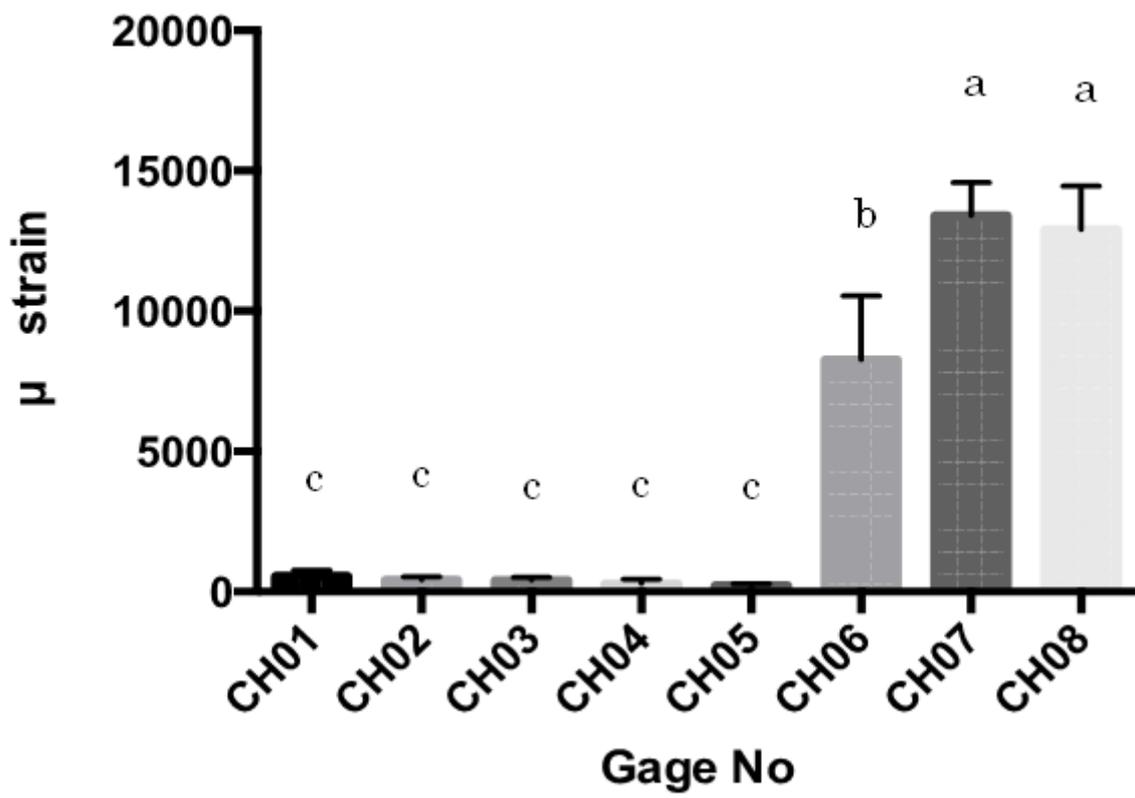


Fig13

Apply a force to the zygomatic arch

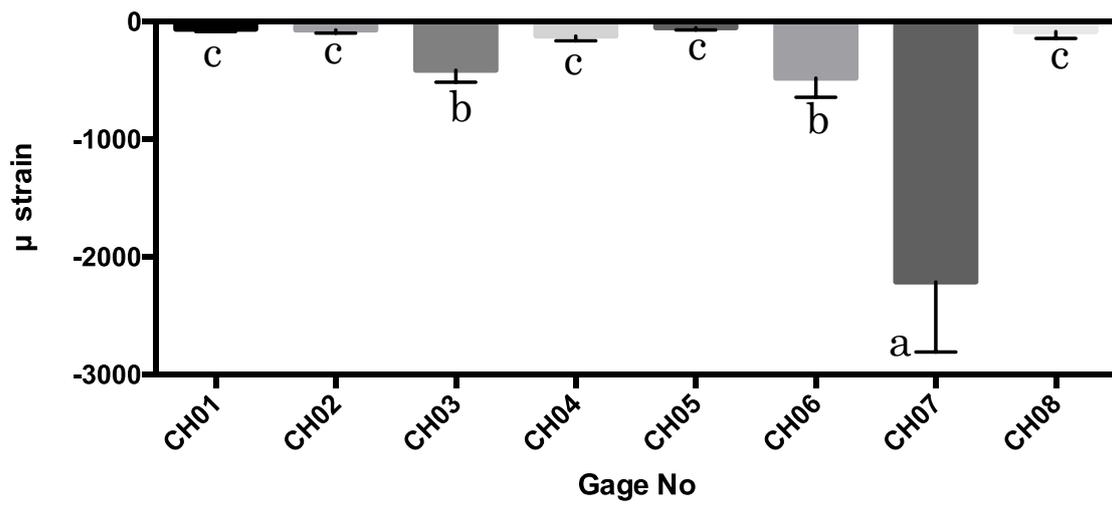


Fig14

Impact energy when a low-energy fractures occurred

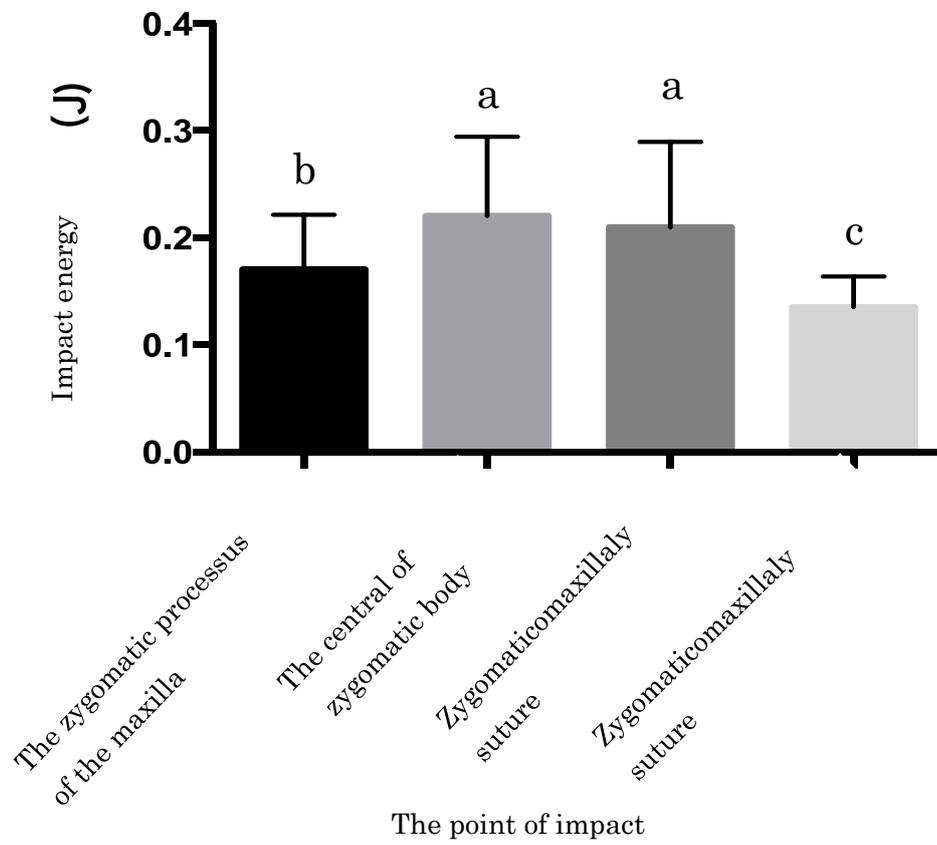


Fig15

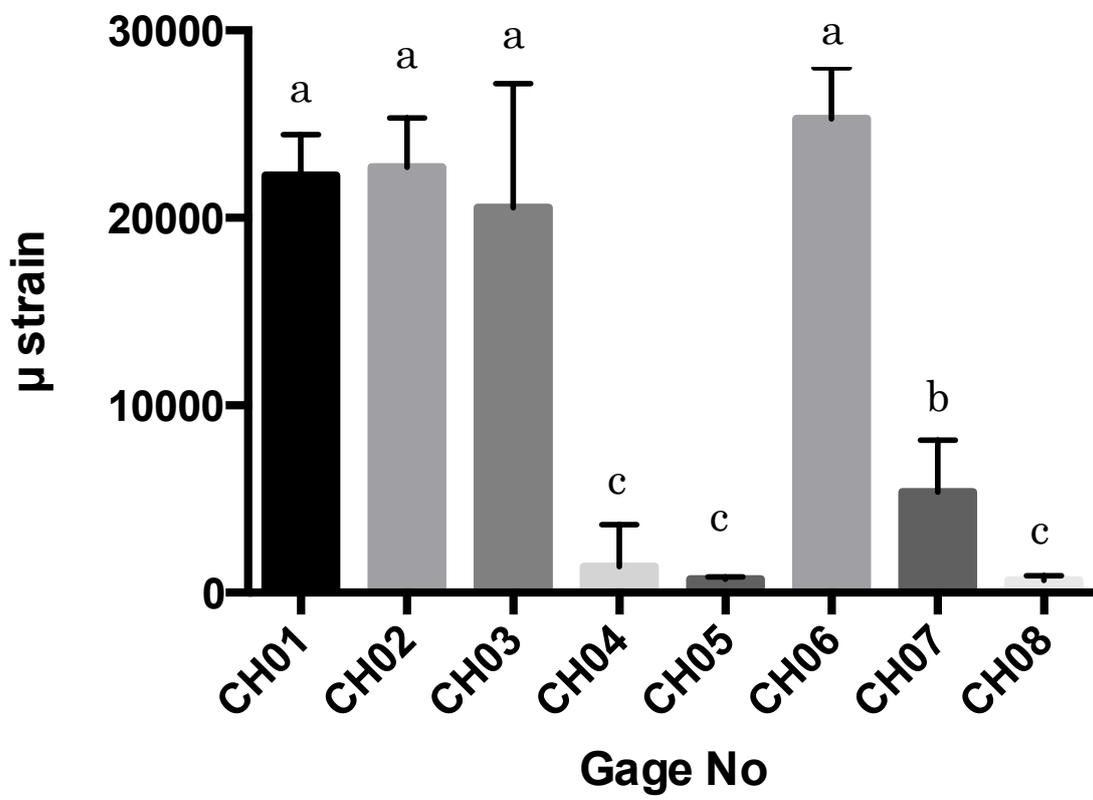


Fig16

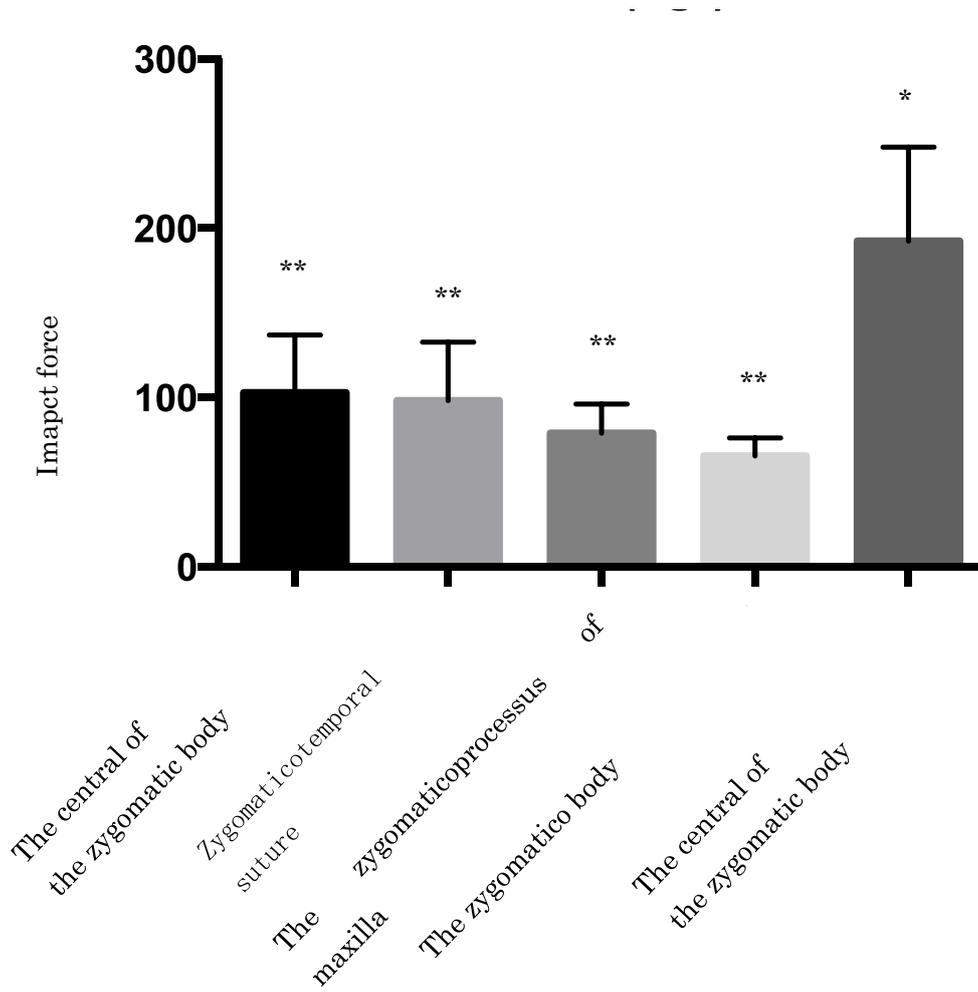


Fig17