

原著 肘頭のヤング率分布有限要素モデルに基づいた 関節内骨折の至適内固定法の研究

昭和大学医学部整形外科学講座

白井 勇樹* 西川 洋生 新妻 学
池田 純 稲垣 克記

東京工業大学大学院工学院機械系

松本 一磨 木村 仁 伊能 教夫

抄録：肘関節内骨折の手術法について有限要素解析を行い、インプラントの設置を検討した報告はない。本研究ではプレートからのスクリューを尺骨軸と水平に髓内に挿入したモデルと軟骨下骨を通るように打ち上げて挿入したモデルの有限要素解析を行い、固定性を比較・検討した。肘関節CTから尺骨近位のヤング率分布有限要素モデルを作成した。また、プレートとスクリューのモデルも作成し、組み合わせてプレート設置モデルを作成した。プレートの近位1本のスクリューのみの挿入角度を変化させ①尺骨軸と水平に髓内に挿入したスクリューのモデル②軟骨下骨を通るように打ち上げたスクリューのモデルを作製した。2通りのモデルについて筋骨格モデリングシミュレーションと有限要素解析を組み合わせて行い、肘屈曲20度、40度、90度、150度での応力分布と関節面の骨折部の転位量を求めた。肘関節屈曲20度、40度ではモデル間の差は認められなかったが、関節反力が近位骨片に作用する肘関節屈曲90、150度において、①では近位3本のスクリューとプレートにも同様に高い応力が認められたのに対して、②では打ち上げたスクリューにのみ高い応力が認められプレートには応力の変化は認められなかった。関節面の転位は最も差が認められた肘屈曲150度において①0.292 mm、②0.007 mmとなった。骨折部を超える長いスクリューを関節面直下の軟骨下骨に挿入し関節面を支持することで、固定力を向上させることができると考えた。

キーワード：肘頭骨折、プレート、有限要素法、生体力学

緒言

肘頭骨折は若年者から高齢者まで幅広い年齢で生じる骨折で肘関節周囲骨折の中で約10%の割合を占める¹⁾。受傷機転は直達外力または介達外力によって発生する。その大部分は肘頭を打撃する直達外力によって生じ粉碎骨折となりやすい。介達外力によるものは肘関節屈曲位で上腕三頭筋の牽引力により骨折し、通常横骨折や斜骨折となる^{2,3)}。高齢者に限っては保存療法で良好な成績を得たという報告⁴⁻⁶⁾もあるが、肘頭骨折の多くは関節内骨折に分類され、転位があるほとんどの場合で手術療法が検討される。手術療法においては関節面の解剖学的整復と維持、早期からの可動域訓練のための強固な初

期固定を得ることが必要である。そのために関節内骨折では、軟骨下骨のインプラントによる支持の重要性が指摘されている。しかしながら、肘頭骨折の有限要素解析によるインプラント負荷に関して、軟骨下骨にスクリューを挿入した場合と、海綿骨にスクリューを挿入した場合での直接比較した検討はない。そこでわれわれは、研究の第一段階として、肘関節CTからヤング率分布有限要素モデルを作成し、解剖学的に尺骨近位の軟骨下骨の分布を明らかにし、第二段階として、そのモデルから、プレートのスクリューを軟骨下骨を支持するように挿入したモデルと髓腔内の海綿骨に挿入したモデルを作成し、比較することとした。われわれの研究仮説は、軟骨下骨にスクリューを挿入したモデルが、髓腔の海綿

*責任著者

骨に挿入したモデルに比較して、関節面の転位量が少ないとした。

研究方法

本研究は当施設の倫理委員会の承認のもとに行われた。

1. 対象

本研究の主旨を説明し、同意を得られた30歳の健康男性の協力者1名を対象として、利き手の肘関節CTを撮影した。条件としてCT機種（SOMATOM Sensation 64；シーメンス株式会社）、1.0 mm スライス、管電圧を140 kVとした。

2. 肘頭モデルの作成

CTのDICOMデータをオープンソースソフトウェアである3D Slicerを利用して、尺骨近位の輪郭抽出および表面メッシュモデルの作成を行った。まず、使用する画像全てに対して閾値処理により骨部分を大まかに抽出し、関節周囲部分などの複数の骨が写っている部分や閾値処理が不十分な箇所においては手作業で抽出を行った。尺骨近位部のみを抽出した後は、三角メッシュ作成機能を利用して表面メッシュモデルを作成した。これらをメッシングソフトであるHyperMesh（Altair社）を利用して、メッシュサイズ0.7 mmの四面体要素のソリッドメッシュモデルを作成した（Fig. 1）。

3. ヤング率の算出および作成したモデルへの割り振り

ヤング率はCarterらによるヤング率 E と骨密度 ρ の関係式を参考に推定して求めた⁷⁻⁹⁾。

$$E = c \cdot \dot{\epsilon}^{0.06} \cdot \rho^3 \quad (1)$$

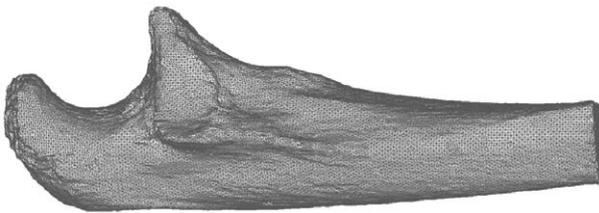


Fig. 1 尺骨近位のソリッドメッシュモデル
CDデータからメッシュサイズ0.7 mmの四面体メッシュモデルを作成した。

$\dot{\epsilon}$ はひずみ速度であり、本研究では1として扱った。Carterらは比例定数 $c = 3,790 \text{ MN/m}^2 \cdot (\text{cm}^3/\text{g})^3$ を提案している。

CT値 C_T と骨密度 ρ には次式の比例関係があり、式中の a および b は骨塩ファントム（ $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_{10}$ ）を同時に撮影することにより決定される。

$$\rho = a \cdot C_T + b \quad (2)$$

撮影手技の簡便化のため本研究では骨塩ファントムの撮影を同時に行っていない。そこで式(1)、(2)から導かれるCT値 C_T とヤング率 E の関係式から直接ヤング率を導出した。

$$E \propto C_T^3 \quad (3)$$

式(3)からさらに基準となるCT値の上限 C_{Tmax} および下限 C_{Tmin} とそれらに対応するヤング率 E_{max} 、 E_{min} を用いることで相対的に導出できる。

$$E = E_{min} + (E_{max} - E_{min}) \left(\frac{C_T - C_{Tmin}}{C_{Tmax} - C_{Tmin}} \right)^3 \quad (4)$$

骨塩ファントムの撮影は行わなかったが、準備が容易であることから水を入れた注射用シリンジを共通の資材として被験者の腕の近くに置いて撮影を行ったところ、いずれの画像でも水のCT値は996となった。一般にCT撮影装置では、空気のCT値を0、水のCT値を1,000とするようにキャリブレーションが行われることを考慮し、先に得られた水のCT値が1,000となるように線形補正を行った。また、 C_{Tmin} に対応するヤング率 E_{min} は適当な低いヤング率として1 MPaと設定した。 C_{Tmax} はFig. 2に示すようにCT値の累積相対度数が95%となる値を累積相対度数が95%となる値に設定した。そして C_{Tmax} に対応するヤング率は皮質骨のヤング率と見なして先行研究を参考に16 GPaと設定した¹⁰⁾。以上の条件をまとめると次式となった。

$$E = E_{water} + (E_{max} - E_{water}) \left(\frac{C_T - C_{Twater}}{C_{Tmax} - C_{Twater}} \right)^3 \quad (5)$$

$(C_{Twater} < C_T < C_{Tmax})$

$$E = E_{water} \quad (C_T < C_{Twater}) \quad (6)$$

$$E = E_{max} \quad (C_T > C_{Tmax}) \quad (7)$$

式(5)～(7)を利用してヤング率を有限要素モデルに設定した（Fig. 3）。有限要素解析のプリポス

ト処理には Femap with NX Nastran (株式会社 エヌ・エス・ティ) を利用した。算出されるヤング率は設定した基準となる2つのCT値 C_{Tmax} , C_{Tmin} に対応するヤング率 E_{max} , E_{min} から導いた相対的な値であるため、本研究の個別別モデルおよびこれを用いた解析結果についての考察は定性的比較の範囲に留めた。なお、骨のポアソン比は全て0.3とした。

4. 検討する範囲の抜粋

作成したヤング率分布有限要素モデルから、関節面の最下点を中心に半径3.0 mmの円柱を背側皮質骨までを円柱状に抜粋した。抜粋した円柱を関節面

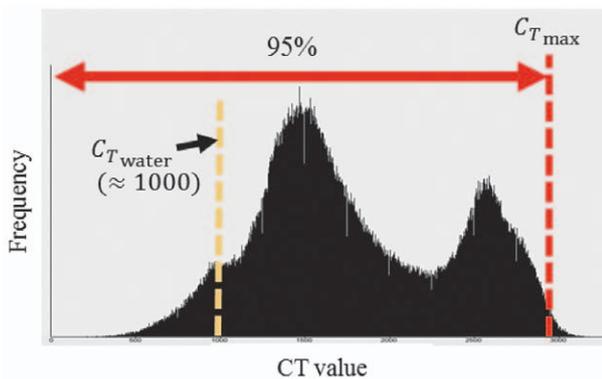


Fig. 2 CT値のヒストグラム

水のCT値は1,000となるように線形補正している。 C_{Tmax} はCT値の累積相対度数が95%となる値を設定した。 C_{Tmax} に対応するヤング率は皮質骨のヤング率と見なして16 GPaと設定した。

の距離を百分率として示し、10%ずつ区切り、ヤング率分布を算出した (Fig. 4A, B, C)。

5. プレート・スクリューモデルの作成

スクリュー・プレートモデルは近位2穴目の挿入角度を変更し、髓内スクリューモデルと軟骨下骨スクリューモデルの2通りのComputer-aided design(以下CAD)モデルをPTC Creo (PTC社)利用して作成した。メッシュモデルの作成は肘頭モデルと同様にHyperMesh (Altair社)を利用した。VA-LCPプロキシマルオレクラノンプレート2穴 (DePuy-Synthes社)のプレート形状、スクリュー径を参考にした。髓内スクリューモデルは髓腔と水平にスクリューを作成し (Fig. 5A), 軟骨下骨スクリューモデルは軟骨下骨を通るように上方に角度をつけて作成した (Fig. 5B)。スクリュー・プレートモデルの

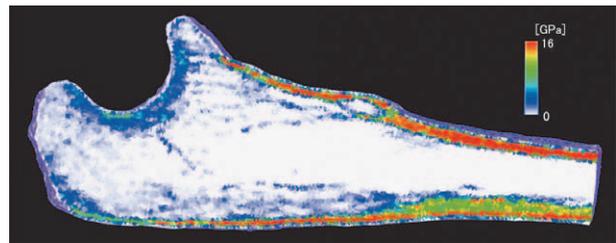


Fig. 3 尺骨近位のヤング率分布有限要素モデルの断面コンター図

コンター図からは軟骨下骨、皮質骨、海綿骨でヤング率が大きく異なっていることがわかる。

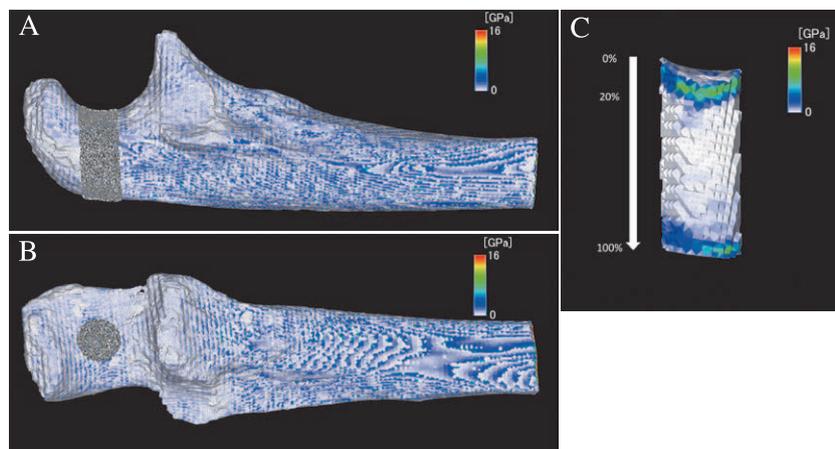


Fig. 4

- A: 尺骨近位のヤング率分布有限要素モデルの側面。
- B: 尺骨近位のヤング率分布有限要素モデルの正面。
- C: 尺骨近位のヤング率分布有限要素モデルから抜粋した半径3 mm円柱。関節面の最下点を中心に半径3.0 mmの円柱を背側皮質骨までを円柱状に抜粋した。抜粋した円柱を関節面の距離を百分率として示し、ヤング率分布を算出した。

肘頭骨折の内固定の比較：有限要素解析

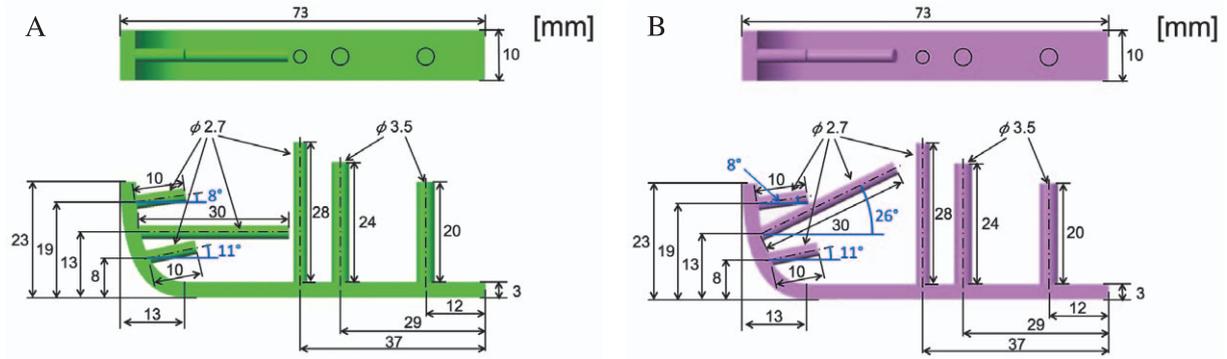


Fig. 5

A：髄内スクリューモデル. 近位から2穴目のスクリューを髄腔と水平にスクリューを挿入したモデルを作成した.
 B：軟骨下骨スクリューモデル. 軟骨下骨を通るように上方に角度をつけてスクリューを挿入したモデルを作成した.

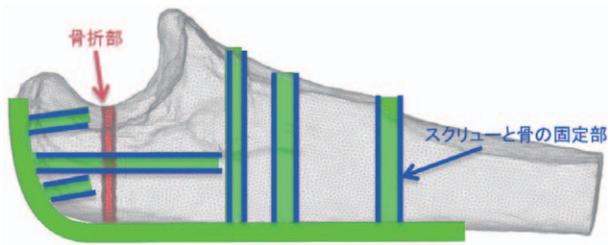


Fig. 6 プレート・スクリュー装着モデル

肘頭モデルとプレート・スクリューモデルをブーリアン操作により、スクリュー・プレート装着モデルを作成した. スクリュー固定部と尺骨を剛体結合として接触条件を設定した (青線). 骨折部のヤング率を 1 MPa と設定した.

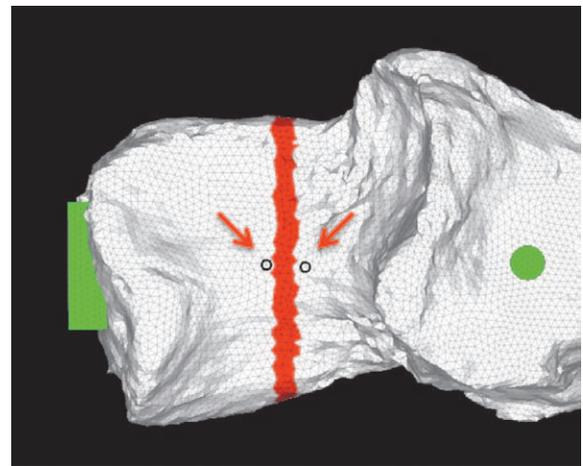


Fig. 8 関節面に設定したノード2点
 関節面の転位量を測定するために関節面にノード2点を設定し、その2点間の距離を測定した.

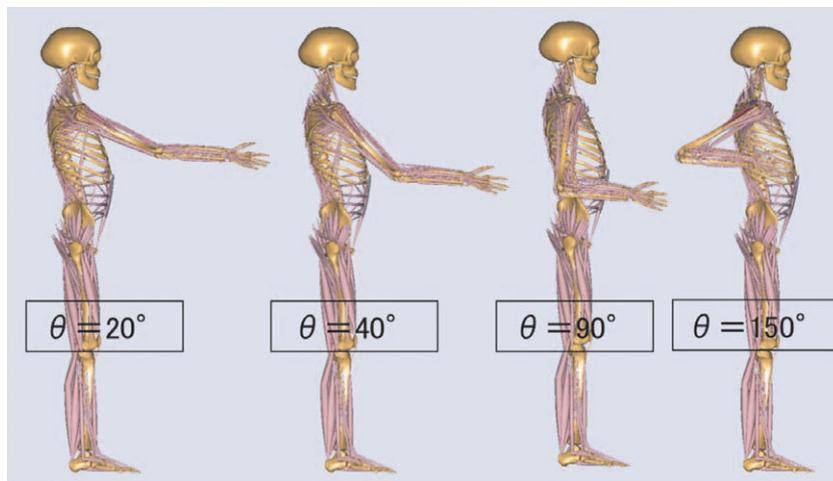


Fig. 7 肘関節の屈曲角度 θ

肘関節の屈曲角度 θ を 20 度, 40 度, 90 度, 150 度の 4 通りのステップでの解析を行った.

ヤング率はチタン合金として 113 GPa と設定した。

6. スクリュー・プレート装着モデルの作成

肘頭モデルとプレート・スクリューモデルを HyperMesh (Altair 社) を利用して、ブーリアン操作を行い、スクリュー・プレート装着モデルを作成した。スクリュー固定部と尺骨を剛体結合として接触条件を設定した。また、骨折部を骨と比較して十分に低いヤング率である 1 MPa に設定し骨折部を定義した (Fig. 6)。

7. 解析

筋力と関節反力の算出には筋骨格モデリングシミュレーションソフト The AnyBody Modeling System (テラバイト社；以下 AnyBody) を利用した。今回は 1 kg の物を持つ動作を想定して、手先に重力方向へ 10 N の荷重を加える荷重設定での筋力と関節反力を算出した。遠位の端面を完全拘束して境界条件を設定し、AnyBody から算出した筋力、関節反力を力学条件として設定した。この荷重条件下で Fig. 7 のように肘関節の屈曲角度 θ を 20 度、40 度、90 度、150 度の 4 通りのステップでの解析を行った。転位量は関節面の骨折部にノード 2 点を設定し、そのノード間距離の変化を調査した (Fig. 8)。

結 果

肘頭モデルの Fig. 3 のコンター図から軟骨下骨、海綿骨、皮質骨でそれぞれヤング率が大きく異なっていることが分かる。表層のヤング率の低い部位は部分堆積効果によるものと考えられる¹⁰⁾。抜粋した部位のヤング率分布は Table 1 のように 0-10%、10-20%、80-90%、90-100% でヤング率の平均値が高値となった (Fig. 9)。

プレート・スクリュー装着モデルの解析では関節反力が近位骨片に作用しない $\theta = 20$ 度 (Fig. 10A)、40 度 (Fig. 10B) では軟骨下骨スクリューモデル、髓内スクリューモデルにおいてミーゼス応力の断面コンター図で応力分布の違いは認められなかった。関節反力が近位骨片に作用する $\theta = 90$ 度 (Fig. 10C) では髓内スクリューモデルにおいてプレートに高い応力が加わり、軟骨下骨スクリューモデルとの違いが認められた。関節反力が近位骨片により作用する $\theta = 150$ 度 (Fig. 10D) では髓内スクリューモデルにおいてプレートにより高い応力が加わっていた。一方で軟骨下骨スクリューモデルではスクリューには高い応力を認めるが、プレートに加わる応力に違

いは生じなかった (Fig. 10D)。

関節面の転位量は $\theta = 20$ 度、40 度では差は認められなかったが、 $\theta = 90$ 度では転位量の差が認められ、 $\theta = 150$ 度では軟骨下骨スクリューモデルで 0.007 mm、髓内スクリューモデルで 0.292 mm とより顕著に転位量の差が認められた (Fig. 11, Table 2)。

考 察

本研究では肘頭骨折でのスクリューにおける軟骨下骨支持の重要性を検討することを目的とし、有限要素解析と筋骨格シミュレーションを組み合わせ、応力分布と関節面の転位量を比較検討した。ヤング率分布有限要素モデルでは関節面直下の 20% までのヤング率が高値であり、尺骨近位部の軟骨下骨の領域が解剖学的に明らかになった。プレート・スクリュー装着モデルでの応力解析では関節反力が近位骨片に作用する $\theta = 90$ 度、150 度において、軟骨下骨領域にスクリューを挿入した軟骨下骨スクリューモデルではスクリューに高い応力が認められたが、プレートの応力の変化は認められなかった。一方で髓内スクリューモデルでは髓内スクリューに加え、プレートにも高い応力が認められた。また、軟骨下骨スクリューモデルでは髓内スクリューモデルと比較して、関節面の転位量が小さい結果となった。

肘頭骨折の手術は tension band wiring 法 (以下 TBW 法) による固定法とプレートによる固定法があるが、どちらにおいても良好な術後成績が報告されている¹¹⁻¹³⁾。歴史的には TBW 法が肘頭骨折に対する手術の標準であったが、粉碎骨折や斜骨折には適応されないことが多く、現在ではプレート固定が適応されることが増えてきている。粉碎骨折に対してはプレート固定を施行し、良好な術後成績が報告されている¹⁴⁻¹⁶⁾。このように、良好な成績が報告されているが、プレート固定法にも合併症として偽関節や整復位の損失例は存在する^{13, 16)}。

これまでに肘頭骨折に対するプレート固定で有限要素法を用いて解析した報告はないが、臨床研究では 3.5 mm スクリューを「home run screw」として近位骨片から骨質の良い鈎状突起に向けて挿入することで良好な成績の報告^{13, 14)} や、ロッキングプレートの近位から髓内スクリューを長く挿入することで良好な成績の報告¹⁵⁾ がある。また、屍体標本を用いたバイオメカニクスの研究¹⁷⁾ では後方プレート

Table 1 距離とヤング率（平均，標準偏差）の関係

距離 (%)	平均 (MPa)	標準偏差 (MPa)
0-10%	3,900.05	3,080.57
10-20%	1,416.65	1,756.29
20-30%	300.22	299.69
30-40%	200.55	252.02
40-50%	219.23	193.75
50-60%	372.72	333.11
60-70%	498.23	362.08
70-80%	958.71	767.30
80-90%	2,340.8	1,897.14
90-100%	3,591.39	2,353.70

ヤング率分布

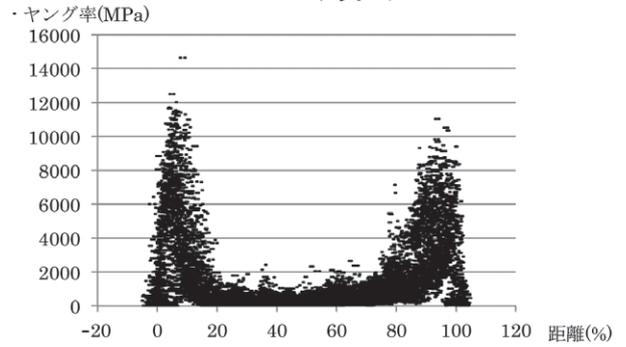


Fig. 9 関節面からの距離 (%) とヤング率 (MPa) 分布の散布図

ヤング率の散布図では0-10%, 10-20%, 80-90%, 90-100%の付近のヤング率が高値に分布している傾向があった。

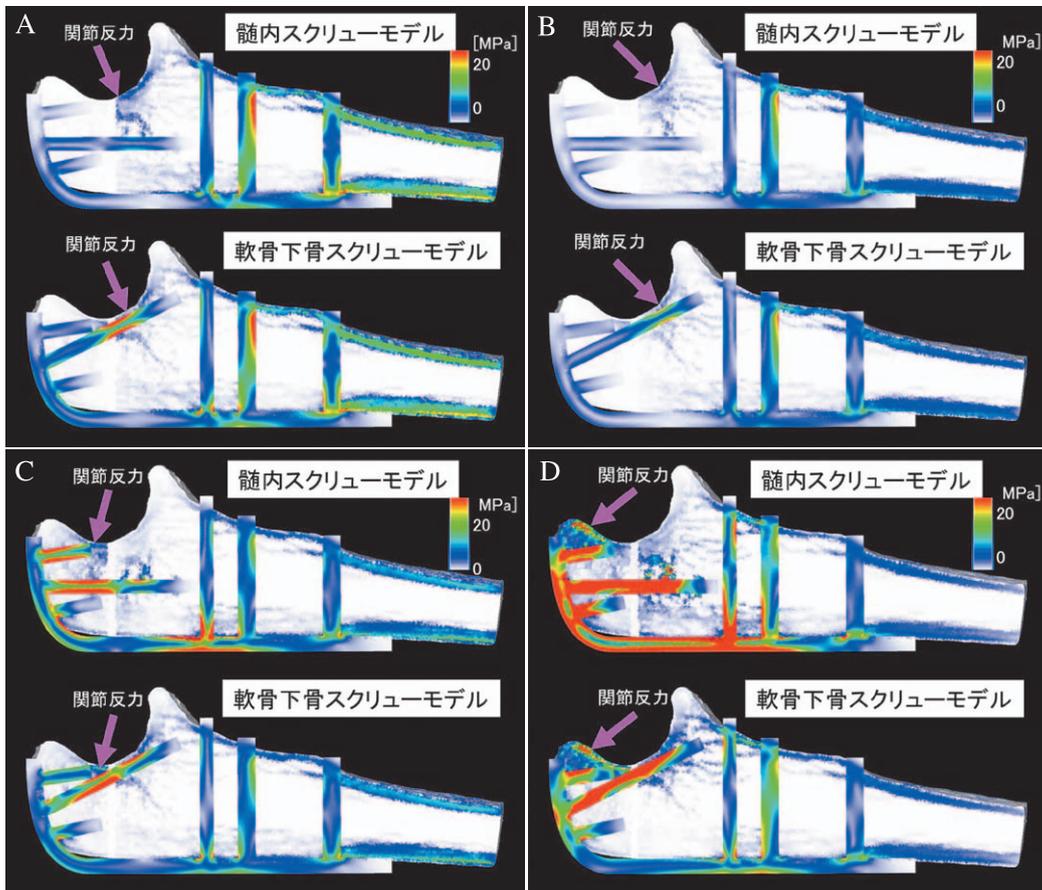


Fig. 10

- A: $\theta = 20^\circ$ でのミーゼス応力分布. 関節反力が近位骨片に作用しない $\theta = 20$ 度, 40 度では関節反力が近位骨片に作用しておらず, 軟骨下骨スクリューモデル, 髓内スクリューモデルにおいてミーゼス応力の断面コンター図で応力分布の違いは認められなかった.
- B: $\theta = 40^\circ$ でのミーゼス応力分布. $\theta = 20$ 度, 40 度では関節反力が近位骨片に作用しておらず, 軟骨下骨スクリューモデル, 髓内スクリューモデルにおいてミーゼス応力の断面コンター図で応力分布の違いは認められなかった.
- C: $\theta = 90^\circ$ でのミーゼス応力分布. $\theta = 90$ 度では関節反力が近位骨片に作用し, 髓内スクリューモデルにおいてプレートに高い応力が加わり, 軟骨下骨スクリューモデルとの違いが認められた.
- D: $\theta = 150^\circ$ でのミーゼス応力分布. $\theta = 150$ 度では近位骨片に関節反力がより大きく作用し, 髓内スクリューモデルにおいてプレートにより高い応力が加わっていた. 一方で軟骨下骨スクリューモデルでは大きな変化は認められなかった.

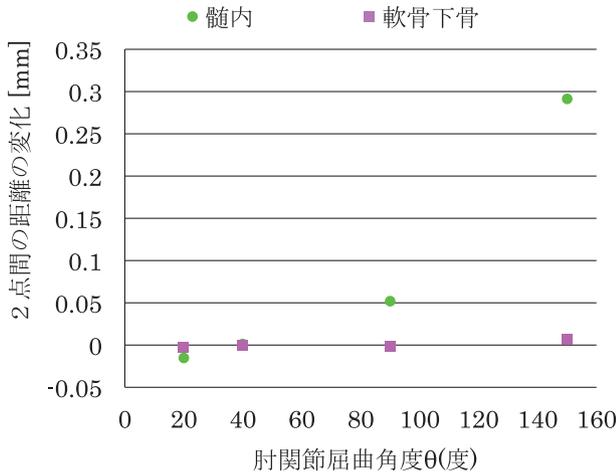


Fig. 11 肘関節屈曲角度θ (度)における関節面の転位量 (mm) の比較
 関節面の転位量はθ = 20度, 40度では差は認められなかったが, θ = 90度では転位量の差が認められ, θ = 150度では軟骨下骨スクリューモデルで0.007 mm, 髓内スクリューモデルで0.292 mmとより顕著に転位量の差が認められた.

Table 2 肘関節屈曲角度における関節面の転位量

	2点間の距離 (mm)			
	θ = 20°	θ = 40°	θ = 90°	θ = 150°
髓内モデル	-0.015	0.001	0.051	0.292
軟骨下骨モデル	-0.002	0	-0.002	0.007

に髓内スクリューを組み合わせた固定が内外側のダブルプレートよりも固定力が有意に強いと報告している。本研究での軟骨下骨スクリューは「home run screw」と同義と考えられるため、コンピューターシミュレーション上で「home run screw」の固定力を立証したことになった。

本研究での軟骨下骨スクリューモデルの固定力向上の要因は2つ考えられる。まず、一つ目は関節面直下にスクリューが挿入されていることである。関節反力に対して骨折部から近い位置で支持できているためと考えられる。二つ目はヤング率の高い領域にスクリューが挿入されていることである。骨密度の高い領域では低い領域よりもスクリューの引き抜き強度は有意に良好であったという報告¹⁸⁾もあり、軟骨下骨領域へのスクリュー挿入の重要性は以前より指摘されている。

本研究の限界は比較したモデルで転位量の差は認

められたが, 0.15 mm から 0.34 mm のマイクロモーションは骨癒合を促進するという報告¹⁹⁾もあり, 転位量の差があることは立証できたが, それが偽関節や整復の損失に繋がるかは立証できていない。また, 本研究は設定された条件下でのコンピューターシミュレーションであり, その妥当性を実験的に立証することはできなかった。CT値を利用することで実構造に近い骨構造の数値のモデルを作成することは可能であり²⁰⁾, 応力解析を行うことで定量的評価が可能となる。解析結果を臨床結果や実験との比較することで, コンピューターシミュレーションとの整合性を示すことができる。この方法が確立できれば, CTデータから個別別モデルを作成し, あらゆる骨折に対して術前のシミュレーションが行える可能性がある。

肘頭骨折術後の機能予後を予測する因子として受傷時の骨折形態と肘関節不安定性が挙げられる²¹⁾。粉碎骨折や脱臼骨折などの不安定性を伴う骨折に対してはプレート固定を選択し, 本研究で示したようにスクリュー挿入位置を意識することで固定力の改善を期待できると考えた。

利益相反

本研究に関連し, 開示すべき利益相反関係にある企業等はない。

文 献

- 1) Baecher N, Edwards S. Olecranon fractures. *J Hand Surg Am.* 2013;38:593-604.
- 2) 岩部昌平. 肘頭骨折. 富士川恭輔, 鳥巢岳彦編. 骨折・脱臼. 改訂3版. 東京: 南山堂; 2012. pp 445-452.
- 3) Sahajpal D, Wright TW. Proximal ulna fractures. *J Hand Surg Am.* 2009;34:357-362.
- 4) Gallucci GL, Piuze NS, Stullitel PA, et al. Non-surgical functional treatment for displaced olecranon fractures in the elderly. *Bone Joint J.* 2014;96-B:530-534.
- 5) Duckworth AD, Bugler KE, Clement ND, et al. Nonoperative management of displaced olecranon fractures in low-demand elderly patients. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96:67-72.
- 6) Duckworth AD, Clement ND, McEachan JE, et al. Prospective randomized trial of non-operative versus operative management of olecranon fractures in the elderly. *Bone Joint J.* 2017;99-B:964-972.
- 7) Carter DR, Hayes WC. The compressive be-

- havior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am.* 1977;59:954-962.
- 8) Vivanco JF, Burgers TA, Garcia-Rodriguez S, *et al.* Estimating the density of femoral head trabecular bone from hip fracture patients using computed tomography scan data. *Proc Inst Mech Eng H.* 2014;228:616-626.
 - 9) Helgason B, Perilli E, Schileo E, *et al.* Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23:135-146.
 - 10) 伊能教夫, 小関道彦, 榎 宏太郎. X線CT画像に基づく骨体の個別別モデリング手法に関する研究：部分体積効果のモデリングへの影響. 日本機械学会論文集 (A編). 2003;69:109-114.
 - 11) Chalidis BE, Sachinis NC, Samoladas EP, *et al.* Is tension band wiring technique the “gold standard” for the treatment of olecranon fractures? A long term functional outcome study. *J Orthop Surg Res (Internet).* 2008;3:9. (accessed 2017年3月5日) <https://josr-online.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/1749-799X-3-9?site=josr-online.biomedcentral.com>
 - 12) De Giacomo AF, Tornetta P 3rd, Sinicrope BJ, *et al.* Outcomes after plating of olecranon fractures: a multicenter evaluation. *Injury.* 2016;47:1466-1471.
 - 13) Anderson ML, Larson AN, Merten SM, *et al.* Congruent elbow plate fixation of olecranon fractures. *J Orthop Trauma.* 2007;21:386-393.
 - 14) von Ruden C, Woltmann A, Hierholzer C, *et al.* The pivotal role of the intermediate fragment in initial operative treatment of olecranon fractures. *J Orthop Surg Res (Internet).* 2011;6:9. (accessed 2017年9月3日) <https://josr-online.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/1749-799X-6-9?site=josr-online.biomedcentral.com>
 - 15) Buijze G, Kloen P. Clinical evaluation of locking compression plate fixation for comminuted olecranon fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:2416-2420.
 - 16) Siebenlist S, Torsiglieri T, Kraus T, *et al.* Comminuted fractures of the proximal ulna-Preliminary results with an anatomically preshaped locking compression plate (LCP) system. *Injury.* 2010;41:1306-1311.
 - 17) Gordon MJ, Budoff JE, Yeh ML, *et al.* Comminuted olecranon fractures: a comparison of plating methods. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15:94-99.
 - 18) 山田光子, 山路哲生, 山田治基. 上腕骨頭内の骨密度と screw 固定力の関係. 骨折. 2012;34:255-258.
 - 19) Claes LE, Wilke HJ, Augat P, *et al.* Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1995;10:227-234.
 - 20) Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, *et al.* Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *J Biomech.* 2007;40:1745-1753.
 - 21) Rommens PM, Kuchle R, Schneider RU, *et al.* Olecranon fractures in adults: factors influencing outcome. *Injury.* 2004;35:1149-1157.

PLATING FOR INTRA-ARTICULAR OLECRANON FRACTURE BASED ON A YOUNG'S MODULUS DISTRIBUTION FINITE ELEMENT MODEL

Yuki USUI, Hiroki NISHIKAWA, Gaku NIITSUMA,
Jun IKEDA and Katsunori INAGAKI

Department of Orthopedic Surgery, Showa University School of Medicine

Kazuma MATSUMOTO, Hitoshi KIMURA and Norio INOU

Department of Mechanical Engineering, Tokyo Institute of Technology

Abstract — We investigated the rational placement of implants analyzing the stress based on a plate placement olecranon fracture using a finite element model. The intramedullary screw and subchondral screw models were compared to assess which achieved less postoperative displacement. Based on elbow joint CT scans, we prepared an olecranon fracture model and a plate placement model to serve as the finite element model. By changing the angle and length of one of the screws near the plate, we prepared two types of models that have: 1) a screw inserted parallel to the ulnar axis in the medullary cavity, and 2) an upward-facing screw passing through the subchondral bone. The stress distribution and displacement in the fractured part in the articular surface were obtained by combining the musculoskeletal modeling simulation and finite element analysis. At 150 degrees in elbow flexion where the joint reaction force near the olecranon becomes the strongest, high stress was exerted only on the upward-facing screw in the case of 2, whereas in the case 1, similar high stresses were also exerted on the three proximal screws and the plate. The magnitude of displacement on the articular surface was 0.292 mm in case 1 and 0.007 mm in case 2. Fixation force can be improved by inserting a screw to the fractured part through the subchondral bone near the articular surface.

Key words: olecranon fracture, fixation plate, finite element analysis, biomechanics

[受付：9月11日，受理：9月28日，2017]