

題名：人工肘関節周囲の骨に対する生体力学的計測の新しい手法～C T画像を用いた個別有限要素解析による力学状態の評価～

諸星 明湖(1) 西川 洋生 (1) 臼井 勇樹(1) 新妻 学(1) 池田 純(1) 川崎 恵吉 (1)  
稲垣 克記(1) 松本 一磨(2) 木村 仁(2) 伊能 教夫(2)

(1) 昭和大学医学部 整形外科科学講座

(2) 東京工業大学工学院 機械系

ランニングタイトル：人口肘関節の生体力学的計測の新手法

責任著者名：諸星明湖

責任著者名所属：昭和大学医学部 整形外科科学講座

抄録本文:

人工肘関節置換術は、肘関節の除痛及び機能再建に有用な手段のひとつである。Kudo人工肘関節は、日本及びに欧州で最も広く使用されている表面置換型人工肘関節であり良好な長期成績が報告されている。しかし、時として尺骨側コンポーネントにゆるみが生じ再手術が必要になる事がある。これは上腕骨側よりも尺骨側で骨に対する負荷が大きい可能性が示唆されるが、尺骨コンポーネント周囲の応力に関して生体力学的評価は十分にされていない。今回、術前計画、手術手技、患者の術後指導の参考とすることを目的に、Kudo人工肘関節を対象とし、CT画像に基づく個体別有限要素モデルを用いて人工肘関節の尺骨コンポーネント周囲の骨に生じる応力を有限要素法を用いて測定する新しい手法を用いて本研究を行った。患者のCT画像を元にコンピューター上で人工肘関節を挿入した3D CTモデルを作成し、そこに筋骨格モデルシミュレーションシステムを用いて算出した筋力及び関節反力を境界条件として有限要素解析を行った。尺骨鉤状突起内側にもっとも高い応力とひずみが生じた。人工肘関節術後に一般的に得られる可動域である肘屈曲30°から130°の範囲では3000 $\mu$ 以上のひずみを生じることはなかった。至適位置にインプラントを設置した場合、Kudo人工肘関節は生体力学的観点からも良好な結果が得られた。今後ステムの挿入角度など尺骨コンポーネント周囲の骨の応力に変化を生じさせ得る様々な要因についての解析・検証が必要と考えられた。

キーワード：人工肘関節，尺骨コンポーネント，有限要素法，生体力学

緒言：

人工肘関節置換術は関節リウマチ，加齢や外傷後の変性など肘関節の機能障害に対する治療の選択肢として除痛や支持性，可動域改善といった機能再建に有用な手段である<sup>1-5)</sup>。

Kudo人工肘関節は，国際的に広く使用されている表面置換型人工肘関節であり，良好な長期成績が得られている<sup>1,3-7)</sup>。上腕骨側は術後長期に経過してもゆるみの見地で問題なく推移し，臨床的に問題になることは少ない。しかし，ときに尺骨コンポーネント周囲にゆるみが生じ再手術が必要になる例が報告されている<sup>8-10)</sup>。人工関節の生体力学的研究は，荷重関節である股関節や膝関節については多く報告されている<sup>11-14)</sup>。これらは主に有限要素法を用いて人工関節が設置された周辺の骨組織の応力状態を議論している。一方，非荷重関節である肘関節は，骨組織の応力状態については報告例が少なく，人工肘関節に単純に荷重を加えるにとどまっており<sup>15)</sup>，尺骨コンポーネント周囲の骨の応力に関して，生体力学的評価はなされていない。そこで我々はKudo人工肘関節を対象とし，患者のCT画像に基づく個別別有限要素モデルを用いて，人工肘関節の尺骨コンポーネント周囲の骨に生じる応力を測定し術前計画，手術手技，患者の術後指導の参考とできないか検討した。

研究方法：

本研究は昭和大学医学部「人を対象とする研究等に関する倫理委員会」承認のもとに行われた（承認番号2276号）。

## 1. 対象

本研究の主旨を説明し，同意を得られた人工肘関節置換術施行予定の70歳男性を対象として，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. 尺骨モデルの作成

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描出し，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。その後，メッシングソフトである HyperMesh (Altair 社) を利用して，骨の輪郭形状データからメッシュサイズ 0.7 mm の四面体要素の有限要素モデルを作成した (Fig. 1)。尺骨は非荷重骨であり本研究でも 10N の負荷を想定しているため，体重以上の荷重がかかる大腿骨などと比較すると，有限要素法を用いた解析では誤差が大

きくなる懸念がある．したがってメッシュサイズを十分に小さく設定することとした．荷重が少ない下顎骨などでもすでに本研究のメッシュによる有限要素解析は行われており，臨床における長期成績とほぼ同等の結果が得られている<sup>16)</sup>．

### 3. ヤング率の算出および作成したモデルへの割り振り

一般に CT 画像の CT 値 $C_T$ と骨密度 $\rho$  のとの間には比例関係がある．また，骨密度 $\rho$ とヤング率 $E$ の関係については，いくつかの実験式<sup>17-19)</sup>が報告されている．本研究では Carter らが提案した実験式<sup>17)</sup>を用いて，ヤング率は骨密度の3乗に比例するとし，式(1)～(3)の関係式から骨体各部のヤング率 $E$ を算出し有限要素モデルに設定した (Fig.2)．なお，この処理には Femap with NX Nastran (株式会社 エヌ・エス・ティ) を利用した．

$$E = E_{\text{water}} + (E_{\text{max}} - E_{\text{water}}) \left( \frac{C_T - C_{T_{\text{water}}}}{C_{T_{\text{max}}} - C_{T_{\text{water}}}} \right)^3 \quad (1)$$

$$(C_{T_{\text{water}}} \leq C_T \leq C_{T_{\text{max}}})$$

$$E = E_{\text{max}} \quad (C_T > C_{T_{\text{max}}}) \quad (2)$$

$$E = E_{\text{min}} \quad (C_T < C_{T_{\text{water}}}) \quad (3)$$

ここで $C_{T_{\text{max}}}$ はCT値の上限値， $C_{T_{\text{water}}}$ は水のCT値である． $C_{T_{\text{max}}}$ は4名の若年男性の尺骨CT画像からCT値の累積相対度数が95%となる値を測定し，その平均値とした．実際に人工肘関節置換術の適応となるのは高齢者であるが，一般的に高齢者は若年男性と比較し，骨粗鬆症の罹患率が高く骨密度の個人差が大きいと考えられる．そこで $C_{T_{\text{max}}}$ の設定には若年男性のCT画像を使用した．ヤング率は， $C_{T_{\text{water}}} \leq C_T \leq C_{T_{\text{max}}}$ の範囲では式(1)で算出するが， $C_{T_{\text{max}}}$ と $C_{T_{\text{water}}}$ によって上限値 $E_{\text{max}}$ と下限値 $E_{\text{min}}$ を設定した．すなわち，CT値が $C_{T_{\text{max}}}$ 以上は皮質骨に相当する16GPaとした．また，CT値が $C_{T_{\text{water}}}$ 以下の場合には応力解析に影響を与えない値として，16GPaに比べて十分小さい1MPaを設定した．以上のように本研究では概算的なヤング率算出による解析であるため，解析結果の考察は定性的比較の範囲に留めることにした．

### 4. 人工肘関節設置モデルの構築

CAD ソフト PTC Creo (PTC 社) を利用して，尺骨コンポーネント，骨セメントの CAD

モデルを作製した。尺骨コンポーネント CAD モデル、骨セメント CAD モデルを有限要素メッシュに変換し、ブーリアン操作により尺骨の個体別有限要素モデルと組み合わせた (Fig.3)。これらの操作には HyperMesh (Altair 社) を利用した。最大メッシュサイズは骨セメント部で 0.4mm, コンポーネント部で 0.5mm, 尺骨部で 0.7mm として自動四面体メッシュングを行った。ただし、解析時間の短縮のためステムから十分離れた尺骨部の最大メッシュサイズを 2mm とした。

## 5. 筋骨格系シミュレーション

### 筋骨格系シミュレーションモデルの作成

本研究では前腕の骨に加わる筋力と関節反力を三次元的に算出するために、筋骨格系モデリングシミュレーションソフト“The AnyBody Modeling System” (以降は AnyBody と記す) を利用して解析を行った。AnyBody では複数の研究報告を元に構築された標準モデルを利用できる。本研究では、標準モデルのうち立位モデルを解析に利用した。ただし、上腕筋停止部はより解剖学的停止部に近づけるように、より外側にそして広範囲に付着するように変更した。人工肘関節を装着した状態を模擬するために、先行研究で作成した橈骨頭除去モデル<sup>20)</sup>を利用した。

個体別有限要素解析は、この橈骨頭除去モデルに被験者の骨形状を反映させて実施した。まず、被験者の身長・体重を用いてモデルのスケールングを行った。次に、骨の特徴点を利用して、AnyBody の骨モデルが個体別有限要素モデルと一致するように、形状変換した。この形状変換後のモデルで筋骨格系シミュレーションを実施することで、被験者の筋力・関節反力の推定が可能となった。

### 筋骨格系シミュレーションの解析条件

解析条件として、ADL として 1kg の荷重を保持する動作を想定し、手先に重力方向へ 10N の荷重を加える負荷を設定した。尺骨モデルの末梢側への完全拘束を拘束条件として設定し、橈骨頭除去モデルより得られた屈曲伸展動作時の筋力・関節反力を荷重条件として入力した。上記の条件を用いた筋骨格系シミュレーション結果の例として、身長 168cm, 体重 53kg の被験者の尺骨モデルを用いて形状変換を行うと、上腕筋と方形回内筋以外の筋肉は解析を行った姿勢の全範囲において 1 N 未満であった。また、方形回内筋の発揮筋力も上腕筋と比較すると十分に小さい値であることが示された (Sup Fig.1)。以上より、上腕筋以外の筋肉は発揮筋力が大変小さいため無視した。

また、腕の姿勢を Fig.4 に示すように設定した。水平方向からの上腕と前腕の角度をそれぞれ  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  と定義して、前腕の角度  $\theta_2$  を  $15^\circ$  に保ったまま上腕の角度を  $\theta_1 = 15^\circ \sim 150^\circ$  の範

囲で準静的に変化させ、21 ステップで解析した。

## 6. 注目領域

临床上、術後 20 年を経過すると尺骨コンポーネントと尺骨の間に Loosening（以下ゆるみ）を生じる頻度が高い。本研究においても高い応力とひずみが生じた鉤状突起外側、鉤状突起内側の 2 つの領域（Fig.5）に注目し、ミーゼス応力と最大主ひずみを算出した。このとき、CT 撮影時の部分体積効果によりヤング率が低い四面体要素を無視するために平均値を算出した。また、骨ではない要素（ヤング率 1MPa と定義している要素）は除外して評価した。

結果：

肘屈曲角度を変化させると、尺骨コンポーネント周辺の骨に生じる応力分布は大きく変化した。肘屈曲角度 $\theta_1$ を  $15^\circ$  から開始し  $150^\circ$  まで変化させると、ミーゼス応力、最大主ひずみともに徐々に低下し $\theta_1=60^\circ$  で最少となり、その後緩やかに上昇し $\theta_1=150^\circ$  で最大となった（Fig.6）。

部位による比較では尺骨鉤状突起内側にもっとも高い応力とひずみが生じ、その値はミーゼス応力 0.94MPa、最大主ひずみ  $3245.5\mu$  だった。

考察：

Kudo 人工肘関節は、関節リウマチなどの炎症により、高度の障害をきたした肘関節を対象に約 40 年前に開発された表面置換型人工肘関節である。その後幾回も改良が重ねられ現在は Type6 となっている。

本研究では表面置換型人工肘関節の術後成績の向上を目的とし、有限要素法を用いて、術後合併症の一つである脱臼のキーストーンであり、临床上ゆるみが生じる場所でもある鉤状突起部に生じる応力について調査した。これまで人工関節の生体力学的研究は荷重関節である股関節や膝関節に限られており<sup>11-14)</sup>、非荷重関節である肘関節については報告例が少ない。人工肘関節そのものにかかる応力を有限要素法で解析した報告は存在したが<sup>21,22)</sup>、人体に挿入された状態での解析はなかった。われわれの前研究では、実際に人工肘関節を人体に挿入した状態で関節を動作させた場合の、コンポーネント周囲組織に生じる応力を解析するという手法を初めて報告した<sup>23,24)</sup>。非荷重骨である尺骨においても、骨強度に最も影響を与える因子は骨密度である<sup>25)</sup>。今回我々は患者の CT 画像を元に骨密度の差をヤング率で表現した個体別有限要素モデルを作成し、人工肘関節が挿入された状態をより正確に再現し解析した。

鉤状突起でもっとも高い応力とひずみが生じたことより、鉤状突起部がもっともゆるみ

やすいと予想された。臨床でも鉤状突起部にゆるみが生じることは多く、臨床所見に矛盾が無い結果が得られた。鉤状突起下の海綿骨の骨密度は肘頭先端と比較して 45%低いとの報告もある<sup>26)</sup>。今回の解析でも鉤状突起下のヤング率が 11GPa、肘頭先端が 14GPa 程度と差が見られており、同部位への応力集中は特に注意が必要である。人工肘関節術後に生じ得る合併症の一つである肘関節脱臼は、肘伸展外反位で生じやすいと言われている。肘伸展位でも鉤状突起外側よりも内側に高い応力とひずみが生じていたが、これは肘伸展時に外反しないよう内側で堪えることができていない結果と捉えられる。Kudo 人工肘関節は橈骨頭を切除するが、外反 5°というインプラントのデザインが、橈骨頭を切除していない正常なキネマティクスに近いものを再現できたと考えられる。

骨に生じるひずみ量は、日常的な負荷では 50~3000 $\mu$  程度であり、それ以上のひずみが長期間に渡って生じると病的なリモデリングが生じると言われている<sup>27)</sup>。今回の解析結果では、 $\theta_1 = 150^\circ$  で 3000 $\mu$  以上のひずみ量が発生しているが、一般的に人工肘関節術後に患者が日常生活に困ることのない可動域（機能的可動域）は肘屈曲 30°から 130°と言われており<sup>28)</sup>、その範囲内では 3000 $\mu$  以上のひずみ量が生じることはなかった。以上のことから Kudo 人工肘関節は生体力学的観点からも良好な結果が得られることが示された。

本研究には数点の限界がある。第一に生理的内・外反は有限要素法の計算を大幅に煩雑にするため考慮していないこと、第二に回転トルクやインプラント設置の内・外反誤差や角度など、応力に影響を与え得るその他の要素については考慮していないことである。また、本研究は対象が一人のみであることも挙げられる。今後対象者数を増やし、それぞれの有限要素モデルについて解析をすることで、今回明らかになった鉤状突起内側に外側より大きな応力とひずみが生じたという結果が、個体差ではなく普遍的なことであり示す必要がある。ただし、人工肘関節置換術の適応となるのは高齢者に限られている。今回は人工肘関節置換術を施行予定の典型的な患者層である 70 歳男性を対象としたため、対象が 1 例である限界は最小限に抑えられたと考える。最後に本研究はコンピューター解析であり、その妥当性を実験的に立証することは今後の課題である。

計算機上の解析のみであるという制限はあるものの、本研究は人工肘関節を個体別のヒトに挿入した状態で、メッシュサイズ 0.7mm の四面体要素という独自の手法による有限要素法により解析を行い、尺骨鉤状突起への応力に着目した唯一の研究である。この手法をさらにブラッシュアップすることで、将来的に理想的なデザインとサイズのインプラントを、より確実に設置するための術中デバイスの開発やロボット手術など、人工肘関節置換術の術後成績を改善することが可能となるであろう。

利益相反：

本研究について，開示すべき利益相反はない．



## 文献

- 1) Bernard F. Morrey. THE ELBOW AND ITS DISORDERS. SAUNDERS ELSEVIER. 2006. pp705-881, 1025-1038.
- 2) 普天間朝上, 金城政樹, 堀切健士, ほか. 顆部欠損 RA 肘に対する人工肘関節の検討. 整形外科と災害外科. 2011;60;386-390.
- 3) Kudo H, Iwano K. Total elbow arthroplasty with a non-constrained surface replacement prosthesis in patients who have rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg Am 1990;72:355-362.
- 4) Kudo H, Iwano K, Nishino J. Cementless or hybrid total elbow arthroplasty with titanium-alloy implants. J Arthroplasty 1994;9:269-278.
- 5) Kudo H, Iwano K, Nishino J. Total elbow arthroplasty with use of a nonconstrained humeral component inserted without cement in patients who have rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg Am. 1999;81:1268-1280.
- 6) Little CP, Graham AJ, Karatzas G, *et al.* Outcomes of total elbow arthroplasty for rheumatoid arthritis: Comparative study of three implants. J Bone Joint Surg. 2005;87:2439-2448.
- 7) Qureshi F, Draviraj KP, Stanley D. The Kudo 5 total elbow replacement in the treatment of the rheumatoid elbow: results at a minimum of ten years. J Bone Joint Surg Br. 2010;92:1416-1421.
- 8) Potter D, Claydon P, Stanley D. Total elbow replacement using the Kudo prosthesis. Clinical and radiological review with five- to seven-year follow-up. J Bone Joint Surg Br. 2003;85:354-357.
- 9) Wolfe SW, Hotchkiss RN, Pederson WC, *et al.* Green's Operative Hand Surgery 7th Edition. Elsevier. 2016. pp905-20.
- 10) Van der Lugt JCT, Rozing PM. Systematic review of primary total elbow prostheses used for the rheumatoid elbow. Clin Rheumatol. 2004;23:291-298.
- 11) 勝原忠典, 廣川俊二, 坂口淳平. 三次元力学モデルを用いた人工膝関節の接触解析 : PS タイプ人工膝関節の平地歩行および階段上りにおける解析. 日本機械学会論文集. C 編. 2008;74:121-127.
- 12) 牟礼雄二, 中西賢二, 大西敏. 大腿骨の 3 次元モデル化と有限要素解析による人工股関節選定の一考察. 鹿児島県工業技術センター研究報告. 2001;15.
- 13) 酒井利奈, 糸満盛憲, 根武谷吾, ほか. 人工股関節ステムの最適応力分布 : 有限要素解析と応力分布測定による各種ステムの評価. バイオメカニズム学会誌. 2005;29:210-218.
- 14) 酒井利奈. 大腿部痛の予防を目的とした人工股関節固定性の定量的評価法の構築. 立石科学技術振興財団助成研究成果集. 2013;22.
- 15) Inagaki K, O'Driscoll SW, Neale PG, *et al.* Importance of a radial head component in Sorbie unlinked total elbow arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2002;400:123-131.
- 16) Onimaru M, Takahashi M, Shimazaki A, *et al.* Verification of mechanical load generated by functional orthodontic appliances. Journal of Biomechanics 2020;13: 110079
- 17) Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure.

J Bone Joint Surg Am. 1977;59:954-962.

18) Keyak, J. H., Lee, *et al.* Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1994;28:1329-1336.

19) Keller, T. S., Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of Biomechanics*. 1994;27:1159-1168.

20) 松本一磨, 木村仁, 伊能教夫, ほか. 人工肘関節のバイオニクス – 個体別モデルによるステム周辺の応力評価-. 第 27 回バイオフィロンティア講演会講演論文集. 2016;133-134.

21) Completo A, Pereira J, Fonseca F, *et al.* Biomechanical analysis of total elbow replacement with unlinked iBP prosthesis: an in vitro and finite element analysis. *Clin Biomech(Bristol, Avon)*. 2011;26:990-997.

22) Shih KS, Lu TW, Fu YC, *et al.* Biomechanical analysis of nonconstrained and semiconstrained total elbow replacements: a preliminary report. *J Mech*. 2008;24:103-110.

23) 新妻 学, 池田 純, 西川洋生, ほか. 表面置換型人工肘関節周囲骨組織に生じる各肘関節角度における生体工学的コンピュータ応力解析. 昭和学会誌. 2015;75:95-103.

24) 西川洋生, 池田 純, 新妻 学, ほか. 表面置換型人工肘関節のショート・ステムとロング・ステムの比較検討. 昭和学会誌. 2017;77(3):317-324.

25) NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. Osteoporosis prevention, diagnosis and therapy. *JAMA* 2001;285:785-95

26) Joseph A. Gil, Katia DaSilva, Eric Johnson, *et al.* Three-dimensional characterization of trabecular bone mineral density of the proximal ulna using quantitative computed tomography. *J Shoulder Elbow Surg*. 2020; 29: 755-760.

27) Burr DB. Orthopedic Principles of Skeletal Growth, Modeling and Remodeling, Bone Biodynamics in Orthodontic and Orthopedic Treatment. The University of Michigan. 1992. pp15-50.

28) B F Morrey, L J Askew, E Y Chao. A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Joint Surg Am*. 1981 Jul;63(6):872-7.

Fig. 1 尺骨 CT 画像の輪郭形状データから作製した尺骨の有限要素モデル

Fig.2 尺骨の個体別有限要素モデルのヤング率分布

Carter と Hayes らの骨密度とヤング率の実験式をもとに算出したヤング率を有限要素モデルに設定した。

Fig.3 人工肘関節設置モデル断面図

尺骨コンポーネント、骨セメントの CAD モデルを作成し、有限要素メッシュに変換後、ブーリアン操作により尺骨の個体別有限要素モデルと組み合わせた。

Fig.4 筋骨格系シミュレーションの解析条件における姿勢設定

Fig.5 注目領域

尺骨コンポーネント周囲で高い応力とひずみが生じた 2 つの領域を注目領域として設定した。

Fig.6 肘屈曲角度 $\theta_1$ を  $15^\circ$  から  $150^\circ$  まで変化させた際の注目領域におけるミーゼス応力と最大主ひずみの平均値

尺骨鉤状突起を内側と外側に分け 2 領域を注目領域と設定しコンポーネントと尺骨間の応力を評価した。

Sup. Fig.1 橈骨頭除去モデルにおける肘関節屈曲伸展時の筋力及び関節反力

ただし、解析を行った姿勢の全範囲において筋力が 1N 未 満であった筋肉については結果をグラフに掲載していない。

Fig.1

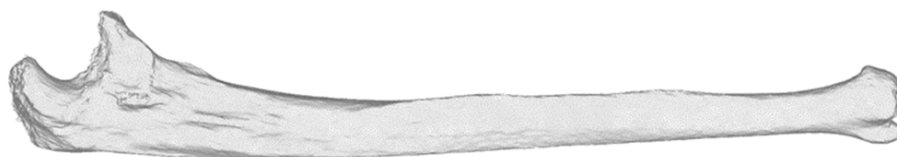


Fig.2

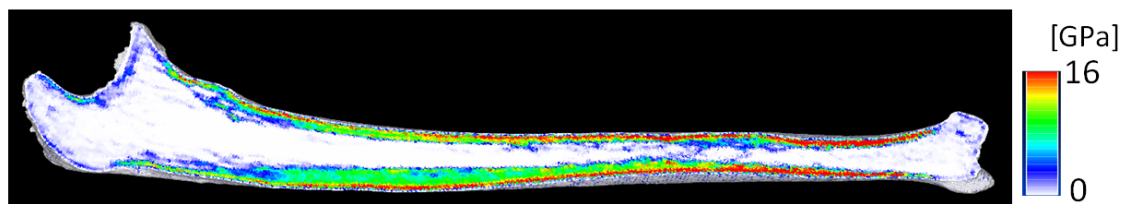


Fig.3



Fig.4

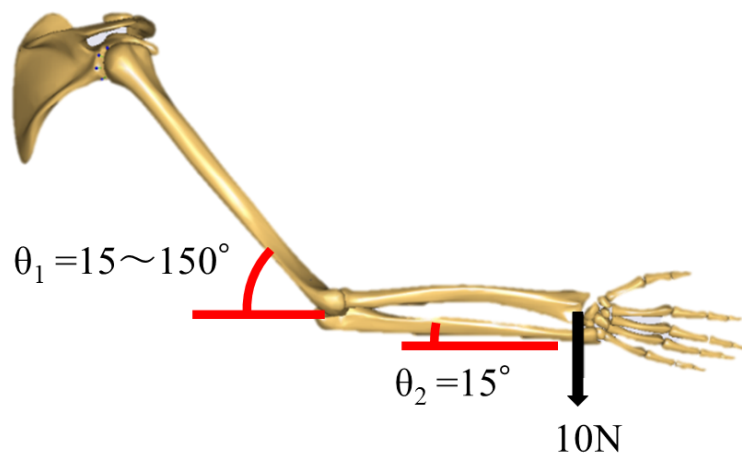


Fig.5

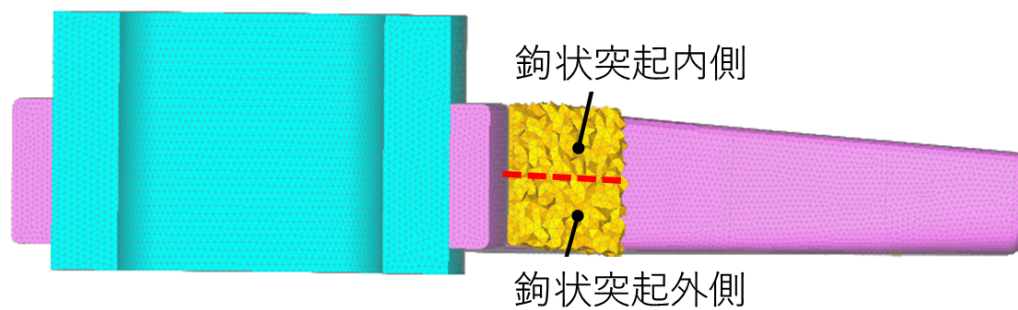
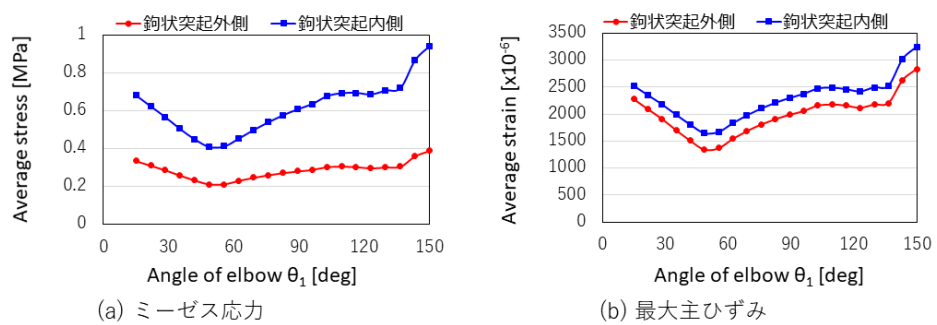
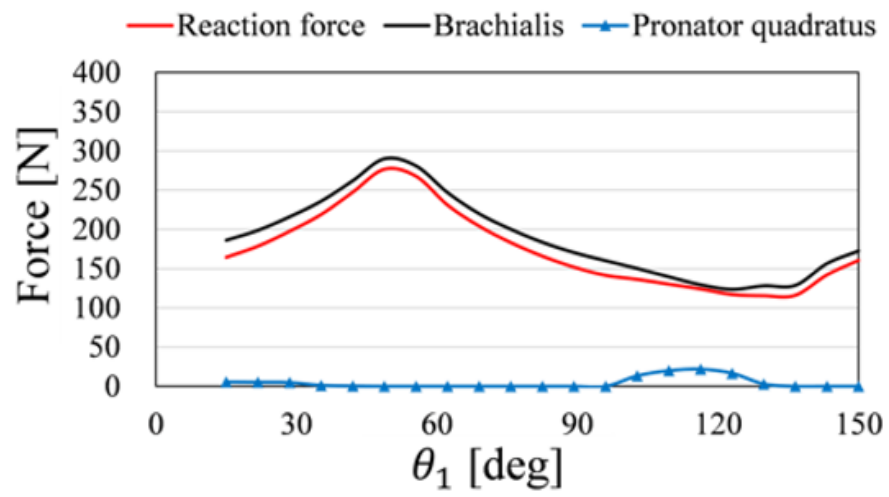


Fig.6



Sup. Fig.1



A novel method of biomechanical analysis of bone tissues around the ulnar component in  
unlinked total elbow arthroplasty

Running title : Novel biomechanical analysis of total elbow arthroplasty

Akiko MOROHOSHI, Hiroki NISHIKAWA, Yuki USUI, Gaku NIITSUMA, Jun IKEDA,  
Keikichi KAWASAKI, 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:

Total elbow arthroplasty is a useful tool for pain relief and functional reconstruction of the elbow joint. Resurfacing and Kudo total elbow arthroplasties yield good long-term results. The humeral components remain without displaying any long-term problems but loosening of the ulnar components still require revision surgery. However, few studies have undertaken a biomechanical analysis of the stress around the ulnar components. We created an individual finite element model based on CT images and measured the stress of the bone around the ulnar stem. We created individual finite element model based on CT images, and measured the stress of the bone around the ulnar stem. Based on the CT images, we



simulated a 3D CT model with artificial elbow joints inserted on a computer. We performed finite element analysis with muscle force and joint reaction force calculated using a musculoskeletal model simulation system as a boundary condition. The highest stress and strain occurred at the medial part of the coronoid process. In 30°–120° of elbow flexion, which is the range of motion generally obtained after elbow arthroplasty, strains of more than 3000  $\mu$  did not occur. When the implant was placed in the optimal position, the Kudo elbow prosthesis showed good results from a biomechanical viewpoint. In the future, it will be necessary to analyze and verify various factors that may cause changes in bone stress around the ulnar component, such as the insertion angle of the stem.

Key words: Total elbow arthroplasty, ulnar component, finite element analysis, biomechanics