

原 著 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

昭和大学医学部整形外科科学講座

新妻 学\* 池田 純 西川 洋生  
白井 勇樹 稲垣 克記

東京工業大学大学院理工学研究科機械制御システム専攻

木村 仁 伊能 教夫

抄録：本研究の目的は表面置換型人工肘関節である Kudo-type 5 人工肘関節において、挿入された人工肘関節が、各肘関節角度において周囲の骨組織に与える負荷が変化するか生体工学的に調査すること、および有限要素法による応力解析によって人工肘関節の緩みが生じやすい部位をコンピュータシミュレーション計算により明らかにし、臨床に生かすことのできるための基礎的研究を確立することである。人工肘関節を設置し、1 kgw (≒10 N) のものを把持した状態で、肘関節角度を 30°, 50°, 70°, 90° と伸展から屈曲へ準静的に動作する場合をコンピュータ上で想定した。各角度の肢位保持に必要な筋力を設定した。上腕二頭筋を肘屈筋、上腕三頭筋、腕橈骨筋を拮抗筋とし、人工関節摺動面の関節反力を計算した。次に、その結果を用いて3次元有限要素モデルを作製し、上腕骨および尺骨骨組織の応力分布を自動解析ソフトで算出した。その結果、尺骨コンポーネントシステム先端周囲骨組織に肘関節角度 30° で 12.3 MPa, 50° で 10.5 MPa, 70° で 9.9 MPa, 90° で 9.8 MPa の応力が生じ、上腕骨コンポーネントシステム先端周囲骨組織に肘関節角度 30° で 1.50 MPa, 50° で 0.90 MPa, 70° で 0.68 MPa, 90° で 0.52 MPa の応力が生じた。尺骨に生じる応力が約 10 倍であった。Burr D.B らの報告では骨リモデリングは 20 MPa から生じるとあり、この値は臨床上骨リモデリングを生じるほどの応力ではなく、臨床長期成績の結果と同様、Kudo 人工肘関節の良好な成績を示す根拠となった。また、尺骨コンポーネントシステムの長さや形状については、設定変更し応力計算し適切なシステムの長さを示唆することができると考えられた。今後の課題として、コンポーネントの形状設定や把持する物体の重量設定を変更するなど、より様々な条件設定を行うことで、臨床における治療の指針となる研究を行う予定である。

キーワード：表面置換型人工肘関節, 有限要素法, 生体工学, コンピュータシミュレーション

人工肘関節置換術は、関節リウマチや外傷後の肘関節障害により関節面が破壊され日常生活に支障をきたした場合に用いられる<sup>1-5)</sup>。人工肘関節を構成する部品、すなわちコンポーネントは骨に挿入する金属製の尺骨ステム、上腕骨ステムから成る (Fig. 1)。そのデザインや肘関節への挿入方法は、これまでの臨床的経験に基づいて改良が重ねられたものである。

コンポーネントのデザインは大きく結合型と非結合型の2タイプに分類され、基礎疾患や年齢、骨質、骨欠損の程度、靭帯バランス、関節安定性等を評価し適切な機種を選択する<sup>6)</sup>。表面置換型人工肘

関節とは日本およびヨーロッパにおいて最もよく使用されている機種であり、肘関節の関節表面を人工関節に置き換え、関節面は連結しておらず非連結型に分類される。これまでの人工肘関節の歴史的背景として、1980年代後半から人工肘関節の運動学的解析を中心とした機種 of 安定性に関する研究が米国 Mayo Clinic を中心にさかんに行われるようになった<sup>7)</sup>。これらを基に臨床上人工肘関節が実際に使用されるようになり、安定した成績が得られるようになったのは1990年代からである。なかでも Kudo 人工肘関節はサドル型の関節面で回旋のねじりモー

\*責任著者

メントに対して安定しており、内外方向に自由度を有するバランスのとれたコンポーネントである (Fig. 1)<sup>8-11)</sup>。ステムのなかった type 1, 2 を改良し、ステムつきの type 3 (ステンレススチール製), type 4 (チタン製), 現行の type 5 (コバルトクロム製) と、材質とコンポーネントデザインの改良があり、現行の type 5 は関節摺動面が馬蹄形で滑車切痕のない形状となっている。Kudo 人工肘関節は、コンポーネント基部が肘関節顆部型であり回旋に耐えうる機構を有しているのが特徴であり、表面置換型人工肘関節のなかでも長期成績に優れているとの報告がある<sup>12-14)</sup>。しかし、コンポーネントが適切に設置されない場合、術後療法を誤ると短期でコンポーネントの緩みと人工肘関節尺骨部の関節摺動面を覆うポリエチレンの損傷を生じる危険がある<sup>15-17)</sup>。

人工肘関節を挿入した場合、日常生活において物体を把持し肘関節を屈曲・伸展することは想定される動作のなかで最も多い。しかし、これまでの研究では人工肘関節に単純に直接負荷をかけた場合のみの応力解析であり<sup>18, 19)</sup>、実際に肘関節を人体に挿入した状態で肘関節を動作させた場合の人工肘関節周囲に生じる応力を調査したものは未だ報告されていない。そこで本研究では、臨床長期間成績に優れた実績のある表面置換型人工肘関節である Kudo 人工肘関節を対象として<sup>20, 21)</sup>、肘関節を動作させた場合でのコンポーネント周囲骨組織に生じる応力をコンピュータシミュレーションにより算出し、肘関節角度での骨組織に生じる負担の違いが生じるかを調査することには意義があると考えた。

## 研究方法

手で 1 kgw (≒10 N) の物体を手掌に乗せて手関節を 15° で固定し、肘角度を変化させた場合をコンピュータシミュレーションにより想定した。コンポーネント挿入状態の肘関節周囲筋力を設定し、各肘角度において肢位保持に必要な筋力およびコンポーネント関節摺動面の反力と力学モデルをコンピュータで作製した。その結果を用いてコンポーネント周囲骨組織の応力を有限要素自動解析により算出した。

### 1. 力学モデルの設定と計算

物体を把持した場合の肘関節周囲の応力状態をコンピュータシミュレーションにより作製した。まず

上腕骨および前腕骨に作用する筋力を設定した。腕の肢位を保持するためには肩関節、肘関節にモーメントが生じないように筋力のバランスをとる必要がある。肘屈曲筋は上腕筋、上腕二頭筋、腕橈骨筋とし、肘伸展筋は上腕三頭筋とした。肩関節部に関しては肢位保持のため三角筋を設定した (Fig. 2)。力学モデルのパラメーターは一般成人男性 (身長 170 cm, 体重 65 kg) を想定し、上腕骨、尺骨長、腕自重、筋肉付着位置、各骨の太さを設定した (Table 1)<sup>22)</sup>。本研究では、方法論としての確立を目指したため、関節リウマチ患者のように体の小さい患者を想定せず、一般成人男性での設定とした。手で把持する荷重は人工肘関節置換術後の患者が無理なく出来るものとし、本稿では 1 kgw ≒ 10 N とした。手関節は 15° で固定とした。このモデルは鉛直平面内で筋力設定を行った。次に、コンポーネント関節摺動面に働く関節反力をコンピュータ上で求めた。以上の計算を、肘関節角度 30°, 50°, 70°, 90° と変化させた場合で計算した。上腕筋は上腕二頭筋と等しい設定とし、関節に働くモーメントの計算を行った<sup>23)</sup>。

### 2. 有限要素法による応力解析

以上の結果を用いて、コンポーネント周囲の骨組織に生じる応力解析を行った。3次元有限要素モデル作製ソフトの Pro ENGINEER を用いて有限要素モデルを作製した (Fig. 2)。Pro ENGINEER はパラメトリック・フィーチャー・ベース・モデリングを基本とする、3次元ソリッドモデリングを行うことができるコンピュータ支援設計ソフトである。ソリッドの外形形状データを寸法値と他のソリッドとの合致関係情報で保持しているため、寸法や関係の変更で容易に寸法を変更することができ、また形状の追加や削除も自由に行える特徴があるため、3次元コンピュータ支援設計モデル作成に際して臨床生体工学分野における静的応力解析の研究では一般的に使用されるソフトである<sup>24)</sup>。上腕骨、上腕骨用コンポーネント、尺骨、尺骨用コンポーネントに分けて4面体1次要素で構成されるモデルを作製した。人工肘関節モデルは Kudo type 5 short stem type とした。Kudo 人工肘関節コンポーネント、上腕骨および橈骨、尺骨3次元有限要素モデルは Kudo 人工肘関節の設計図より作製し、骨については一般成人男性を模倣した骨模型を参考に作製した。本研究

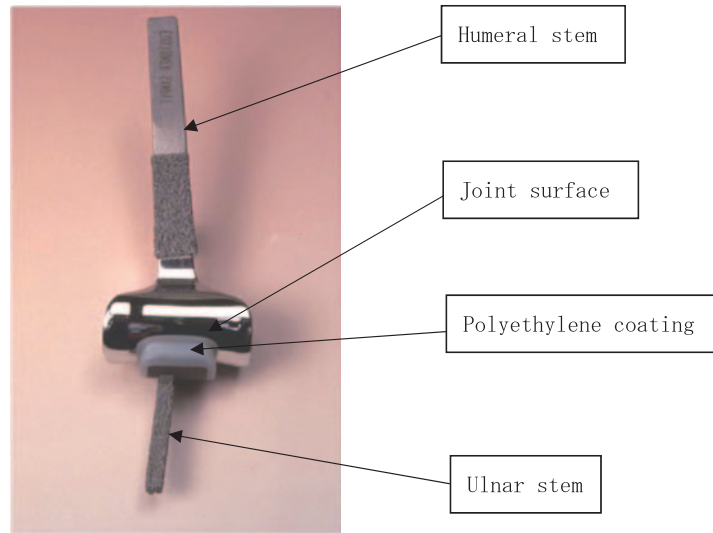


Fig. 1 Kudo type-5 total elbow component

The design is surface replacement type and the components are not linked. The design of the joint surface of Kudo type is composed of saddle-shaped components which distribute the axial loads from the forearm to soft tissue, ligaments, joint capsule, and muscles. The ulnar component has lateral to medial free motion on the joint surface, during elbow flexion and extension. However this unlinked implant is constrained for high rotational torque.

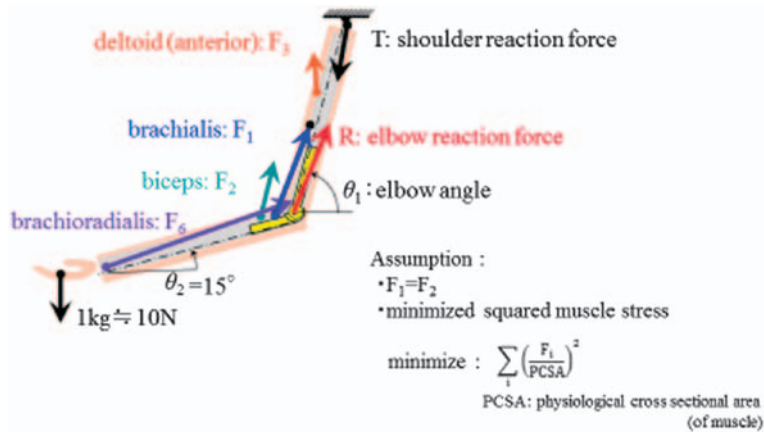


Fig. 2 Musculoskeletal model of the elbow

The elbow flexors are brachialis, biceps, and brachioradialis, and triceps is the elbow extensor. For the shoulder joint, deltoid was configured for the purpose of limb positioning. The musculoskeletal model parameters were configured for a typical adult male, including humerus thickness, ulna length, arm weight, and muscle attachment positions of each bone. The load held by the hand was one that a patient can comfortably hold after elbow arthroplasty. The wrist joint was fixed at  $\theta_2 = 15^\circ$ , and we set the muscle strength in vertical two dimensions.

では実在する人物の画像などは使用していない。

材料物性は外側皮質骨を 17.2 GPa, 内側海綿骨を 1.1 GPa のヤング率とした。ポアソン比は 0.3 とした。人工肘関節コンポーネントはヤング率 116 GPa,

ポアソン比は 0.32 と設定した<sup>25)</sup>。各有限要素モデルの節点数は上腕骨 5007, 尺骨 5629, 要素数は上腕骨 23134, 尺骨 24057 にコンピュータで設定した。今回の解析では尺骨のヤング率を緻密骨のみとして

Table 1 The parameter of musculoskeletal model of elbow

	distance from rotation center of elbow joint [mm]	PCSA [cm <sup>2</sup> ]
F1	104	6.2
F2	50	5.3
F3	35	4.5
F4	82	11.5
F5	47	2.8
F6	153	1.5

Geometrical and Mass-inertial Characteristics of the Upper Human Limb

	arm	forearm	hand
Mass [kg]	1.76	1.05	1.76
Length [mm]	240	230	1.73

The parameter of musculoskeletal model of elbow (in general human, male, height 170 cm, weight 65 kg)  
PCSA; Physiological Cross-Sectional Area

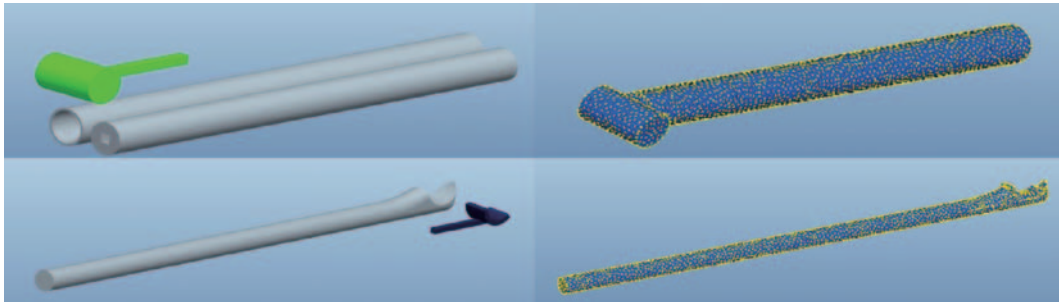


Fig. 3 3D-finite element models

A 3D-finite element model was created in accordance with a template of the Kudo elbow arthroplasty component. Additionally, the humeral, radial, and ulnar 3D-finite element models were created from bone models of human.

一様に与えているが、尺骨コンポーネントを挿入する際には海綿骨をほぼ削って挿入するため、コンポーネントのステム部と接する点は緻密骨のみとなると考えてそのような設定とした。また、実際のKudo人工肘関節は、尺骨コンポーネント表面がポリエチレンコーティングされており、臨床用コンポーネントステム部は骨セメントをコーティングするのが一般的であるが、本稿は骨組織の応力分布に主眼をおいており、それらに関して3次元コンピュータ支援設計ソフトによるモデル化は行わず、コンポーネント関節摺動面を上腕骨・尺骨コンポー

ネントともに金属面として設定している。

力学モデルから計算された各筋力とコンポーネント関節摺動面の関節反力を、自動解析型有限要素モデルソフトにより自動解析し算出した。応力分布はすべて von Mises 応力で示した。本研究では、東京工業大学大学院理工学研究科機械制御システム専攻研究室と共同研究を行っており、有限要素法の応力値を von Mises 応力によるスカラー値で表示することの妥当性を確認しており、また近年の有限要素法解析の報告からも表示方法として妥当であると考えられる<sup>24)</sup>。

## 結 果

## 1. 力学モデルにおける筋力および関節反力

姿勢保持に必要な筋力および関節摺動面の関節反力は、肘関節角度  $\theta_1 = 30^\circ$  の際に最大値となった。肘関節角度が大きくなると姿勢保持に必要な筋力および関節摺動面の関節反力は低下した。肘関節角度が小さくなると、肢位保持に必要な筋力および関節摺動面の関節反力は上昇した (Fig. 4)。

## 2. 有限要素法の応力解析結果

尺骨では、肘関節角度  $30^\circ$  で 12.3 MPa、 $50^\circ$  で 10.5 MPa、 $70^\circ$  で 9.9 MPa、 $90^\circ$  で 9.8 MPa の応力が尺骨コンポーネントステム遠位部周囲骨組織に生じた (Fig. 5)。上腕骨では、肘関節角度  $30^\circ$  で 1.50 MPa、 $50^\circ$  で 0.90 MPa、 $70^\circ$  で 0.68 MPa、 $90^\circ$  で 0.52 MPa の応力が上腕コンポーネントステム近位周囲骨組織に生じた (Fig. 6)。ともに解剖学的に肘関節関節面より離れた位置での応力分布であり、コンポーネント関節摺動面より最も離れた場所に応力が生じる結果となった。スカラー値は応力値を大まかに色別に示したものであり、Fig. 5 と Fig. 6 ではそれぞれの配色と対応する応力値が異なることに注意を要する。

## 考 察

今回のわれわれの研究の目的は、Kudo 人工肘関節の臨床上的の問題点を、生体工学的にコンピュータシミュレーションにより算出することで、コンポーネントの適切な設置位置やコンポーネントのデザインを明らかにし、また各肘関節角度における応力の変化を算出することで術後療法における肘関節可動域の許容範囲を明らかにすることである。

力学モデルの設定では、肘屈筋として上腕筋および上腕二頭筋を想定し、拮抗筋である上腕三頭筋も設定し肢位保持に必要な筋力および関節摺動面の関節反力を計算した。肘関節角度  $30^\circ$  で肢位保持に必要な筋力および関節反力が最大値となり、これは臨床的にも肘関節伸展位で物体を把持したほうが肘関節屈曲時と比較して必要な筋力が増大する結果と同様の結果となり<sup>26)</sup>、本研究の妥当性が認められた。本研究では、人工肘関節を挿入し肘角度が  $0^\circ$  まで行く場合は想定していない。なぜなら、人工肘関節挿入例で  $0^\circ$  まで伸展可能な例は、臨床学的に軟部組織を含め関節周囲が緩く、そのような挿入方法は通

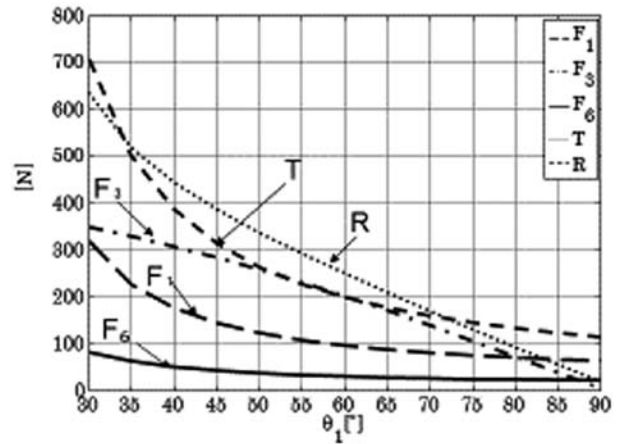


Fig. 4 Muscular strength and reaction force at each angle of elbow joint

The muscle strength required for maintaining position and reaction force of the joint frictional surface reached a maximum value at the elbow joint angle of  $\theta_1 = 30^\circ$ . As the elbow angle increased, the muscle strength required for maintaining the position and the reaction force of the joint frictional surface have declined. (F, T and R are corresponded Fig. 2)

常行わないことが多いためである。今後の課題として、リウマチ関節患者の日常生活における骨組織の応力を計算するために生理学的により臨床に則した詳細な筋力と筋付着点を設定することが求められる。

有限要素法による応力解析計算の結果、尺骨コンポーネント遠位部骨組織に約 10 MPa の応力が生じた。Burr D.B ら<sup>27, 28)</sup>の報告によると、骨リモデリングは  $2000 \mu\epsilon$  ( $\sigma = E\epsilon = 10 \text{ GPa} \times 2000 \mu\epsilon = 20 \text{ MPa}$ ) から生じるとある。本研究においては、各肘関節角度において骨組織のリモデリングを生じるほどの応力値は生じなかった。このことより、理想的な肘関節挿入設定条件においては、Kudo 人工肘関節はコンポーネント周囲骨組織に骨リモデリングを生じるような応力を生じることはなく、優れた長期成績を得ることができると考えられた。

また、各肘関節角度における応力値の差はほとんど認められず、理想的な肘関節挿入条件においては物体を把持した状態での肘関節角度の術後制限は必要ないということが言える。臨床的には人工肘関節置換術後、肘関節を伸展しての物体把持は 2 kg までと制限することが多く、1 kg の物体把持では肘関節角度の術後制限は必要ないことが明らかとなった。

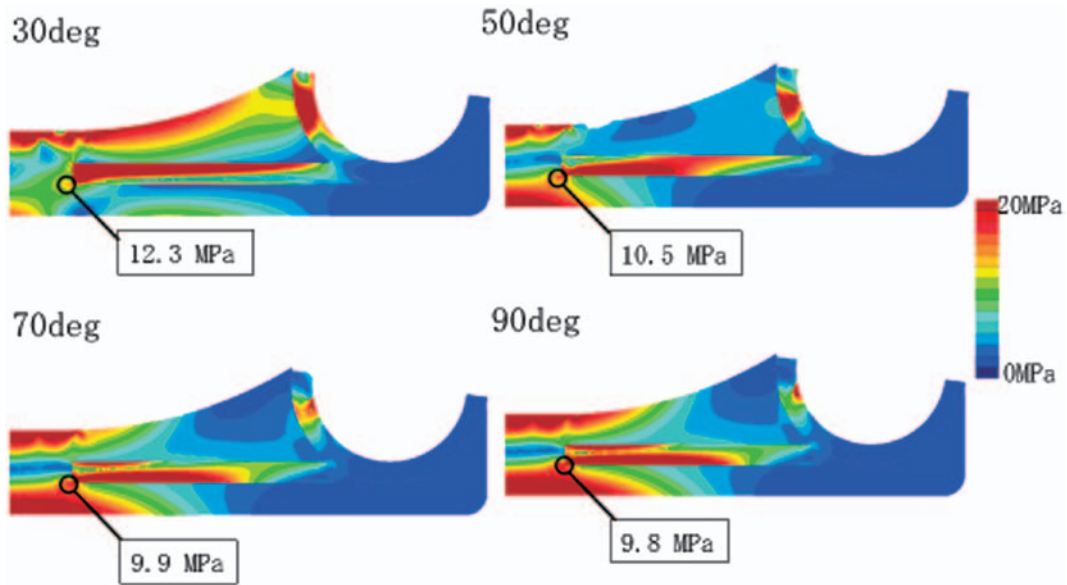


Fig. 5 The result of finite element method of the ulner site  
Ten MPa stress occurred in the bone tissue surrounding the distal end of the ulnar component (in circled area). This stress value was about ten times as much as the humerus bone.

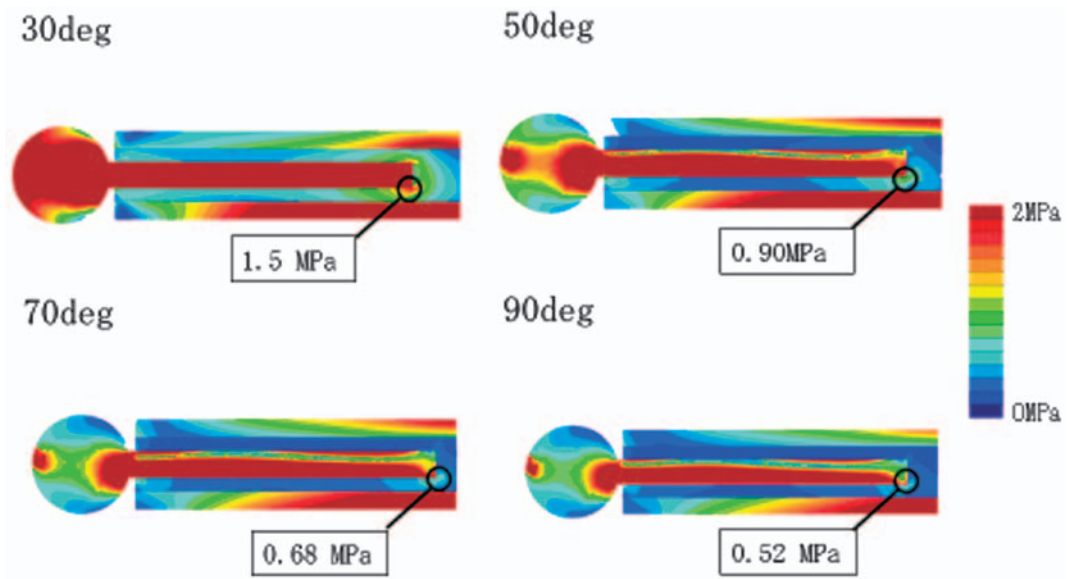


Fig. 6 The result of finite element method of humeral site  
Stress occurred in the bone tissue surrounding the distal end of the humerus component, but the stress was less than ulnar site (in circled area).

そして、尺骨コンポーネント周囲の骨組織には上腕骨コンポーネント周囲骨組織に生じた応力の約10倍の応力が生じたことから、尺骨コンポーネントのステムの長さや形状については、設定変更し応力計算することで適切なステムの長さを示唆するこ

とができると考えられた。

以上の結果より、本研究の設定においては骨リモデリングを生じるほどの応力は結果として生じなかったが、人工肘関節の理想的な挿入状態での設定であり、かつ一般成人男性での力学モデル設定であ

るため結果として応力が生じなかった可能性が考えられる。本手法を応用し、設定値を理想的な人工肘関節挿入条件からさまざまな条件に変更することで、人工肘関節の緩みを生じるような応力ならびに肘関節角度を算出し、臨床上術後に行ってはならない把持物体重量や肘関節角度を示唆でき得ると考えられた。

非連結型の Kudo 人工肘関節は理想的な挿入条件においては非常に優れた臨床成績を有するが、適切に設置されない場合は拘束性の低いコンポーネントであるため安定性に劣り、術後の人工肘関節の脱臼や偏心運動、そしてその結果として緩みが生じる危険がある。これまでの研究で、凍結新鮮屍体を用いて3次元電磁式追跡装置で人工肘関節挿入下に動作の追跡計測を行い、4軸方向機器を用いて4方向の軸方向にねじりモーメントを加えながら不安定性を計測することで、非連結型人工肘関節の運動学的特徴や安定性が明らかになった。その結果、非連結型は、肘関節の拘束性すなわち肘関節周囲軟部組織の緊張が強ければ、肘関節の自由度がないため人工肘関節面に負荷がかかりコンポーネントと骨の接触面に早期ゆるみが生じる率が高く、拘束性が小さければ肘関節の自由度が大きい分、人工肘関節の異常運動や脱臼の危険が生じる事になることが問題であることが明らかになっている<sup>29,30)</sup>。これらの問題は、肘関節屈曲・伸展のほかに、回旋運動における3次元的な問題を含んでいる。本研究においては肘関節屈曲・伸展の2次元評価であるため、回旋運動時を含めた3次元応力解析を現在行っている段階である。

本研究はいくつかの制限がある。1つ目は、力学モデルの設定において、筋力の値は健常成人男性を想定しており、関節リウマチ患者のような体の小さい患者を想定していないことが挙げられる。2つ目は、実際の Kudo 人工肘関節は尺骨コンポーネント表面がポリエチレンコーティングされており、臨床上コンポーネント埋入部すなわちステム部は骨セメントをコーティングするのが一般的である。しかし本研究では骨組織の応力分布に着目した研究であり、それらに関して3次元コンピュータ支援設計ソフトによるモデル化は本研究では行っていない。つまりコンポーネント関節摺動面は上腕骨・尺骨コンポーネントともに金属面として設定した。コンポーネントのステム部も金属が骨組織と共有節点を持つ

という設定となっていることが臨床と異なる点である。3つ目は、今回の解析では尺骨のヤング率を緻密骨のみとして一様に与えているが、尺骨コンポーネントを挿入する際には海綿骨をほぼ削って挿入するため、コンポーネントのステム部と接する点は緻密骨のみとなると考えてそのような設定とした。しかし実際の骨では内部のステム遠位先端部分が海綿骨と接していると考えられる。海綿骨は表面の緻密骨よりもヤング率が低く強度も弱いため、この部分でより大きな変形が生じ、骨変形が生じる可能性がある。ヤング率が減少すると応力も減少すると予想されるが、骨変形のダメージはこの部分が最も大きいと考えられる。今後はより詳細な設定により解剖学的により近い設定で応力解析を行う必要がある。これら3つの制限に関しては、今後のより詳細なシミュレーション設定により、臨床により近い設定で研究を行うことで解決できると考えられる。そして4つ目は、有限要素法による応力解析において von Mises 応力を使用した。本研究において算出された応力値は準静的に各肘関節角度での結果を算出しており、実際の臨床のように動的状態での解析ではないことが挙げられる。肘関節角度をより細分化したシミュレーションを行うことで動的状態に近い結果を得ることは可能と考えている。また、応力値の表示方法がスカラー値であり、要素数と接点数の設定によるメッシュサイズの限界があるため、色別表示における応力分布の表示について限界があること、von Mises 応力の特性として延性応力が塑性応力が区別できないことも研究限界であると考えられる。

本研究の成果をもとに、今後はコンポーネントの挿入角度やコンポーネントのステムの長さ、挿入部の骨切り量、把持する物体の重量や肘関節角度などを設定変更し、臨床により近い設定で解析し、本手法を応用することで詳細な人工肘関節の挿入に対する検討が可能となると考える。また、応力分布を計算し、今後の人工肘関節の適切なコンポーネントデザインやコンポーネント挿入方向の術前計画の検討、患者個別にCT画像データを利用して個人に対するオーダーメイドの術前計画を行うなど、さまざまな臨床応用が期待できると考えられる。よって本研究により、今後の臨床に生かすことができる基礎的研究としての方法を確立することができたと考えられた。

## 利益相反

本研究に関し開示すべき利益相反はない。

## 文 献

- 1) Dee R. Total replacement arthroplasty of the elbow for rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Br.* 1972;54:88-95.
- 2) Lowe LW, Miller AJ, Allum RL, *et al.* The development of an unconstrained elbow arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1984;66:243-247.
- 3) Levy RN, Volz RG, Kaufer H, *et al.* Progress in arthritis surgery. With special reference to the current status of total joint arthroplasty. *Clin Orthop.* 1985;200:299-321.
- 4) Ewald FC, Simmonds ED, Sullivan JA, *et al.* Capitellocondylar total elbow replacement in rheumatoid arthritis. Long-term result. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75:498-507.
- 5) Evans BG, Daniels AU, Serbousek JC. A comparison of the mechanical designs of articulating total elbow prosthesis. *Clin Materials.* 1988;3:235-248.
- 6) Inagaki K. Current concepts of elbow joint disorders and their treatment. *J Orthop Sci.* 2013;18:1-7.
- 7) An KN. Kinematics and constraint of total elbow arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1 Suppl):S168-173.
- 8) Kudo H, Iwano K, Watanabe S. Total replacement of the rheumatoid elbow with a hingeless prosthesis. *J Bone Joint Surg Am.* 1980;62:277-285.
- 9) 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.
- 10) Kudo H, Iwano K, Nishino J. Cementless or hybrid total elbow arthroplasty with titanium-alloy implants. A Study of interim clinical results and specific complications. *J Arthroplasty.* 1994; 9:269-278.
- 11) 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.
- 12) Mori T, Kudo H, Iwano K, *et al.* Kudo type-5 total elbow arthroplasty in mutilating rheumatoid arthritis - A 5-to-11 year follow up. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88:920-924.
- 13) Skyttä ET, Remes V, Nietosvaara Y, *et al.* Similar results with 21 Kudo and 21 Souter-Strathclyde total elbow arthroplasties in patients with rheumatoid arthritis. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128:1201-1208.
- 14) Dos Remedios C, Chantelot C, Giraud F, *et al.* Results with Kudo elbow prostheses in non-traumatic indications: a study of 36 cases. *Acta Orthop Belg.* 2005;71:273-288.
- 15) 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.
- 16) Brinkman JM, de Vos MJ, Eygendaal D. Failure mechanisms in uncemented Kudo type 5 elbow prosthesis in patients with rheumatoid arthritis: 7 of 49 ulnar components revised because of loosening after 2-10 years. *Acta Orthop.* 2007;78: 263-270.
- 17) van der Heide HJL, de Vos MJ, Brinkman JM, *et al.* Survivorship of the KUDO total elbow prosthesis - comparative study of cemented and uncemented ulnar components, 89 cases followed for an average of 6 years. *Acta Orthop.* 2007;78:258-262.
- 18) 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.
- 19) 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.* 2011;26: 990-997.
- 20) 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 Am.* 2005;87:2439-2448.
- 21) Tanaka N, Sakahashi H, Ishii S, *et al.* Comparison of two types of ulnar component in type 5 Kudo total elbow arthroplasty in patient with rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88:341-344.
- 22) 小川鼎三, 森 於菟, 森 富, ほか. 上肢骨. 分担解剖学 1. 第 11 版. 東京: 金原出版; 2002. pp130-135.
- 23) Inagaki K, O'Driscoll SW, Neal PG, *et al.* Importance of a radial head component in Sorbie unlinked total elbow arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;400:123-131.
- 24) Maki K, Inou N, Takanishi A, *et al.* Modeling of structure, quality, and function in the orthodontic patient. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6



- Suppl 1:52-58; discussion 179-182.
- 25) Currey JD. BONES: Structure and Mechanics. New ed. New Jersey: Princeton Univ Press; 2006. pp152.
- 26) Bernard FM, Joaquin SS. The Elbow and Its Disorders. 4th ed. Philadelphia: Saunders; 2008.
- 27) Burr DB. Orthopedic principles of skeletal growth, modeling and remodeling. Carlson DS, Goldstein SA, eds. In Bone biodynamics in orthodontic and orthopedic treatment. Ann Arbor: University of Michigan; 1992. pp15-50. (Craniofacial growth series; 27)
- 28) Vidyasagar L, Apse P. Biological Response to Dental implant Loading/Overloading. Implant Overloading: Empiricism or Science?, *Stomatologija*. 2003;5:83-89.
- 29) 稲垣克記, 宮岡英世, An KN, ほか. 表面置換型人工肘関節の Intrinsic Stability. 日肘関節会誌. 2004;11:9-10.
- 30) 稲垣克記. Kudo type 5 人工肘関節置換術. 落合直之編. 手関節と肘関節: 手術療法はどこまで進んだか. 東京: メジカルビュー社; 2004. pp78-83. (新 OS NOW; No. 23.)

## BIOMECHANICAL APPROACH OF UNLINKED TOTAL ELBOW ARTHROPLASTY AT EACH ANGLE OF THE ELBOW BY COMPUTER CALCULATION

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

Department of Orthopaedic Surgery, Showa University School of Medicine, Tokyo, Japan

Hitoshi KIMURA and Norio INOU

Department of Mechanical and Control Engineering, Tokyo Institute of Technology, Tokyo, Japan

**Abstract** — This study was aimed to evaluate the biomechanical stress distribution within the bone tissue surrounding an inserted total elbow prosthesis in resurfacing Kudo-type 5 total elbow arthroplasty using computer calculation. The elbow prosthesis was inserted and, while holding a 1-kg mass, scenarios in which the elbow joint angle (30°, 50°, 70°, 90°) was quasi-statically changed from an extended to a flexed position were generated on a computer. For each elbow angle, the minimal muscle strength needed for maintaining the limb position was established. Biceps muscle was assumed to be the elbow flexor, and calculations were performed. Furthermore, the reaction force on the frictional surface of the artificial joint was calculated. Using these results, a finite element model was created with 3D-finite element models, and stress distributions of the humeral and ulnar bone tissues were assessed. Our results revealed that about 10 MPa stress occurs in the distal surrounding bone tissue of the ulnar and humerus prosthesis. Ulnar bone stress was 12.3 MPa, 10.5 MPa, 9.9 MPa, and 9.8 MPa; humerus bone stress was 1.5 MPa, 0.9 MPa, 0.7 MPa, and 0.5 MPa on 30°, 50°, 70°, and 90°, respectively. The ulnar bone stress value was about 10-fold that of the humerus bone. A higher stress occurs in the distal surrounding bone tissue of the ulnar component, than the humeral component, which is about one-tenth in size. However, Burr reported that bone remodeling occurs at 20 MPa, so the ulnar and humerus bone stress values are not significantly high levels to influence clinical longevity. This study indicates that Kudo total elbow arthroplasty achieves excellent results clinically and biomechanically.

**Key words:** unlinked total elbow arthroplasty, finite element method, biomechanics, computer simulation

[受付: 12月8日, 2014, 受理: 1月8日, 2015]