

学位申請論文

# 橈骨短縮術，有頭骨短縮術による月状骨への減圧効果

—三次元有限要素法による解析—

獨協医科大学 整形外科

益崎浩一郎

**要 旨** キーンベック病に対する手術方法に関しては未だに意見が分かれており，様々な手術が行われている．本研究では比較的多く行われている橈骨短縮術，有頭骨短縮術による月状骨への応力変化について，同一モデルを用いて有限要素法により解析した．健康成人男性の右手関節部CT画像を基に三次元手関節有限要素モデルを作製し，橈骨短縮モデルを短縮量の違いで6種，有頭骨短縮モデルには短縮量および有頭骨-有鉤骨間固定施行の有無で6種の計12種作製した．有限要素解析では中手骨に対し前腕長軸方向に100Nの荷重を加え，12の骨短縮モデルにおける月状骨の表面および内部の応力分布を解析，比較検討した．その結果，橈骨短縮モデルでは月状骨内部への応力は短縮量に応じて減少するも2mm以上の短縮では減圧効果に乏しかった．また，月状骨全体にかかる応力には殆ど変化が見られなかった．有頭骨短縮モデルでは有頭骨-有鉤骨間固定を行うと月状骨への内部応力は逆に増大し，固定なしでは月状骨全体にかかる応力の減少が認められた．このことは月状骨の形態（有鉤骨への関節面を持つものと持たないもの）が関与していると考えられた．

**Key Words** : キーンベック病，有限要素法，橈骨短縮術，有頭骨短縮術，バイオメカニクス

## 緒 言

キーンベック病（月状骨軟化症）に対する手術的治療には橈骨短縮術，有頭骨短縮術（有頭骨-有鉤骨間固定を行う場合と行わない場合がある），血管柄付き骨移植術など様々な方法がある．その中でも橈骨短縮術，有頭骨短縮術は，月状骨への減圧を目的として一般的に行われている方法である．橈骨短縮術，有頭骨短縮術についての生体力学的研究は過去に数多く行われているが，多くは新鮮屍体を用い，月状骨外表面に歪みゲージを貼り付けて月状骨にかかる応力を測定したものか<sup>1)</sup>，橈骨-月状骨関節面に感圧フィルムを挿入し月状骨関節面にかかる圧力を測定したものである<sup>2)</sup>．そのため月状骨内部にかかる応力の分布については明らかにされていない．また，近年のコンピュータ技術の進歩により剛体ばねモデルや有限要素法を用いたコンピュータシミュレーションによる解析も行われているが，ほとんどが二次元での解析もしくは三次元剛体ばねモデルであり<sup>3~9)</sup>，三次元有限要素法を用いた報告は著者が渉猟し得た範囲ではない．そこで，今回われわれは月状骨内部の応力分布を求められる三次元有限要素法を用いて，橈骨短縮術，有頭骨短縮術（有頭骨-有鉤骨間固定を行ったものと行わないもの）における月状骨への減圧効果（月状骨内部応力の分布およびその変化）を解析したので報告する．

## 方 法

### 1. 三次元骨モデル作製

外傷歴のないUlnar Variance (UV) 0mmの26歳男性の右手関節部CT像(SIEMENS, Co., Ltd., Munchen Germany)をスライス厚1.2mmで撮影した．得られたCT画像より三次元構築ソフト(Forge<sup>®</sup>, Studio PON, Co., Ltd., Margarita, CA, USA)を用いて三次元骨モデルを作製した(図1)．

### 2. 三次元有限要素モデル作製

#### 1) UV 0mmモデル

三次元骨モデルを元に有限要素解析ソフトのANSYS STRUCTURAL<sup>®</sup> (ANSYS Inc, Canonsburg PA, USA)内にて骨間に要素を作製し，三次元骨モデルには存在しない骨間の軟骨と三角繊維軟骨(triangular fibrocartilage : TFC)を追加作製した．また，有限要素解析を可

平成19年10月31日受付，平成19年11月28日受理

別刷請求先：益崎浩一郎

〒321-0293 栃木県下都賀郡壬生町北小林880

獨協医科大学 整形外科

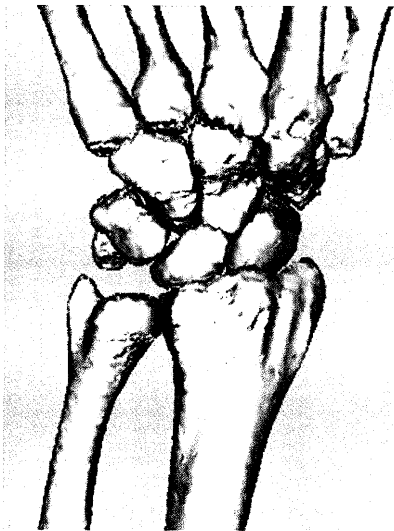
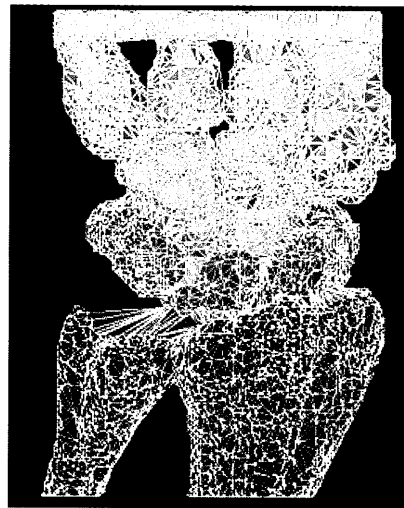
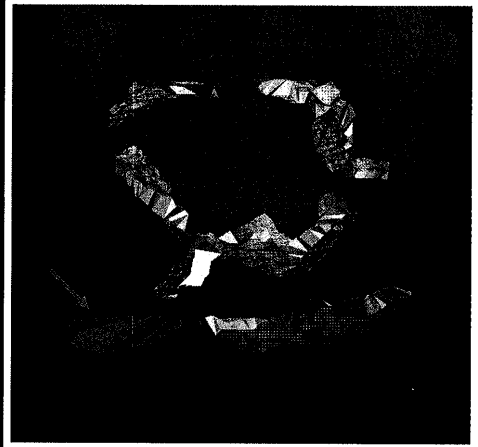


図1 三次元骨モデル



a



b

図2 三次元有限要素モデル (Ulnar Variance 0mm)

a: 全体図

b: 赤矢印: 作製した軟骨, 紫矢印: 作製したtriangular fibrocartilage

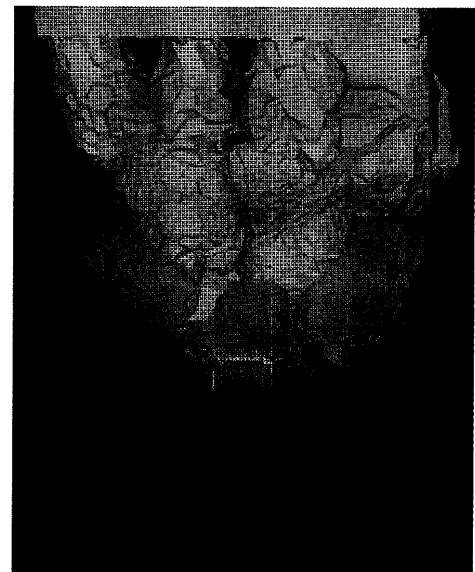
能にするために過去の新鮮屍体を用いた研究<sup>1,10)</sup>を参考に中手骨全体を一塊とした(図2)。さらに、有限要素解析のデータ処理の簡略化を図るため第2中手骨と大、小菱形骨は一体とした。

## 2) 橈骨短縮術モデル

作製した基本となるUV 0mmモデルの橈骨を橈骨長軸近位方向に0.5mmずつ移動させ橈骨短縮術モデルを作製した。各橈骨短縮術モデルにおいて橈骨を移動させたことにより手根骨近位関節面と橈骨との間に間隙が生じ、そのままでは要素間の連続性が断たれ有限要素解析に支障を来すため、間隙に要素を作製した。新たに作製した要素にはゲルの物性値を適用した(図3)。橈骨短縮術モデルは、0.5mmモデル、1.0mmモデル、1.5mmモデル、2.0mmモデル、2.5mmモデル、3.0mmモデルの6種類作製した(図4)。

## 3) 有頭骨短縮術モデル

UV 0mmモデルを元にAlmquist<sup>11,12)</sup>の有頭骨短縮術と同様に有頭骨waist部で骨切りし、それぞれ1.0mm, 2.0mm, 3.0mm有頭骨短縮させた短縮有頭骨を作製した。このモデルにおいても、有頭骨を短縮したことにより生じた有頭骨-月状骨、舟状骨間の間隙にもゲル要素を作製、挿入した(図5)。有頭骨短縮術には有頭骨-有鈎骨間固定を行う場合と行わない場合があり、両方のモデルを作製した。有頭骨-有鈎骨間固定モデルでは骨間を連結させることで骨間固定を表現した。

図3 橈骨短縮術モデル内の新規に作成した要素  
(図は橈骨短縮術2.0mmモデル)

矢印が新規に作成したゲル要素

骨、軟骨、TFCの各物性値はRoggeら<sup>13)</sup>、沼本ら<sup>7)</sup>の値を参考とした(表1)。要素分割は四面体10節点要素で行った。完成した有限要素モデルの要素数は約20万、節点数は約30万であった。骨、軟骨、TFCなど異種材料の界面は接触しているものとした。

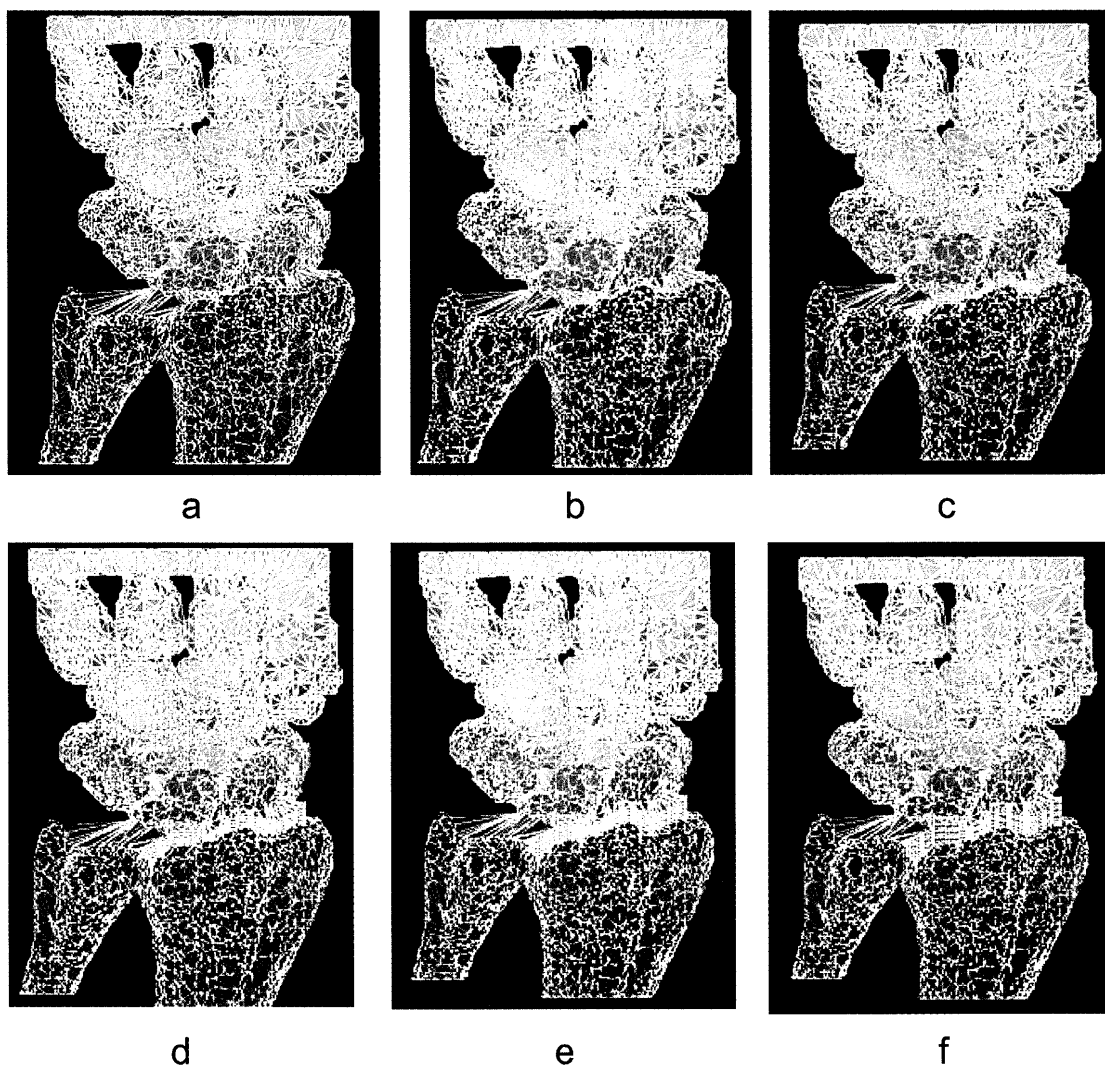


図4 橈骨短縮術モデル

a : 0.5mm モデル   b : 1.0mm モデル   c : 1.5mm モデル  
 d : 2.0mm モデル   e : 2.5mm モデル   f : 3.0mm モデル

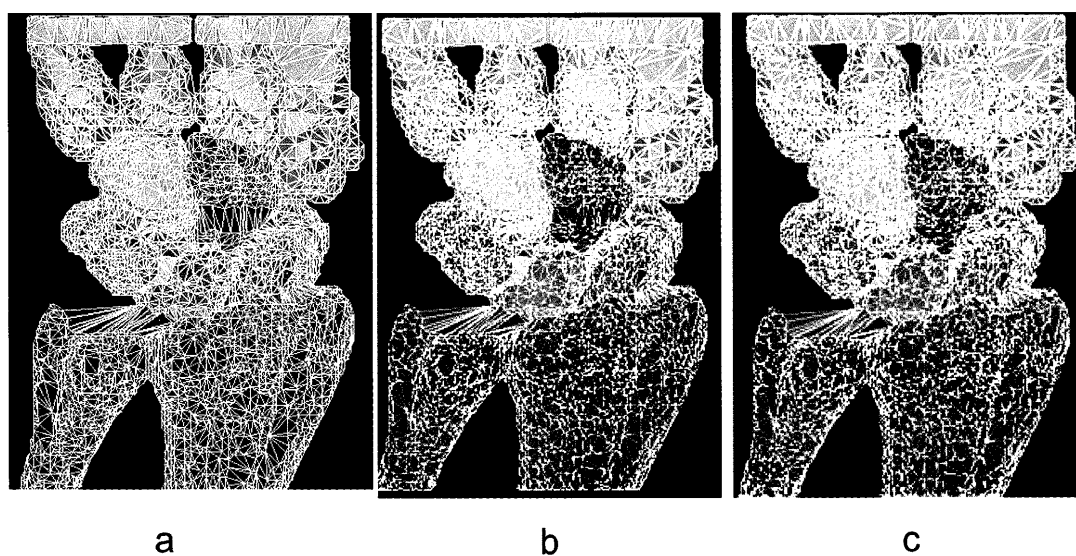


図5 有頭骨短縮術モデル

a : 1.0mm モデル   b : 2.0mm モデル   c : 3.0mm モデル

表1 骨, 軟骨, triangular fibrocartilage (TFC), ゲル要素の物性値

	Young's modules	Poisson's ratio
皮質骨	17GPa※	0.3
軟骨	10000Pa	0.3
TFC	2000Pa	0.46
ゲル	200Pa	0.49

GPa : Giga Pascal

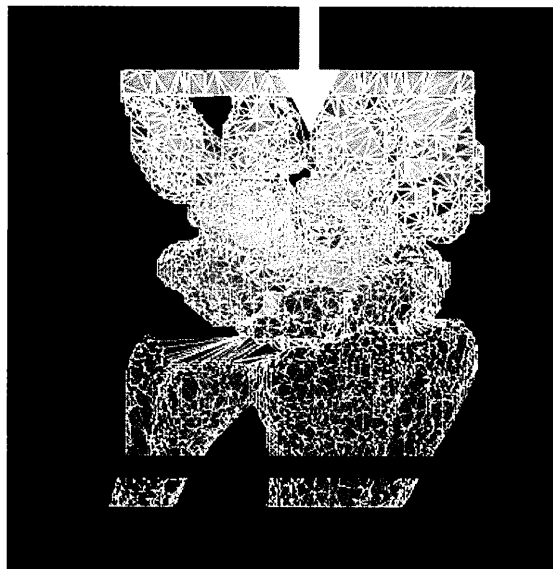


図6 有限要素解析モデル

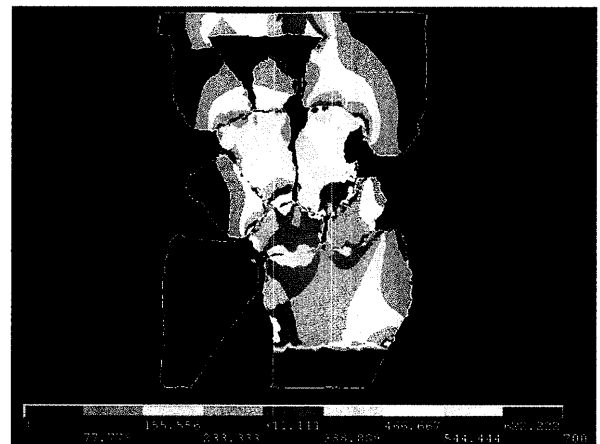
前腕骨近位部を全方向に拘束し、一塊とした中手骨に前腕長軸方向に100Nの荷重をかける

### 3. 三次元有限要素解析

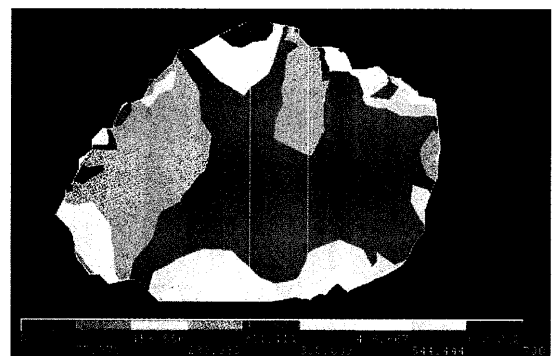
有限要素解析にはANSYS STRUCTURAL<sup>®</sup>を使用し、線形、弾性解析を行った。解析方法はTrumbleら<sup>1)</sup>の報告を参考に前腕骨近位部を全方向に拘束し、次いで一塊とした中手骨に前腕骨長軸近位方向に100Nの力をかけて、月状骨およびその周囲骨のミーゼス相当応力を求めた(図6)。応力解は、月状骨、舟状骨、有頭骨、有鉤骨それぞれの骨全体および内部応力とその分布について求めた。また、本研究の妥当性を確認するために、Trumbleら<sup>1)</sup>が行った歪みゲージの貼り付け位置(月状骨の背側面から手掌側にかけての月状骨中央部)約700節点についても抽出し解析した。この節点については平均値で比較するため、各短縮術モデルで節点位置および節点数は完全に同一のものとした。

## 結 果

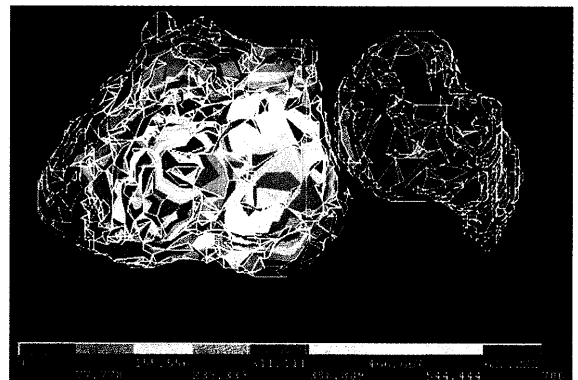
UV 0mmモデルの相当応力の冠状断図は図7のようになった(コンター図の単位は $\times 10^{-3}$ MPa (Mega Pas-



a



b



c

図7 UV 0mmモデルでの有限要素解析結果(コンター図 単位:  $10^{-3}$ MPa)

a: 有限要素モデル全体の冠状断図

b: 月状骨のみを拡大した冠状断図(図上側が遠位, 下側が近位, 左側が尺側, 右側が橈側)

c: 前腕骨関節面(図上側が背側)

cal)であり, 以下のすべてのコンター図で同じ配分となっている)。

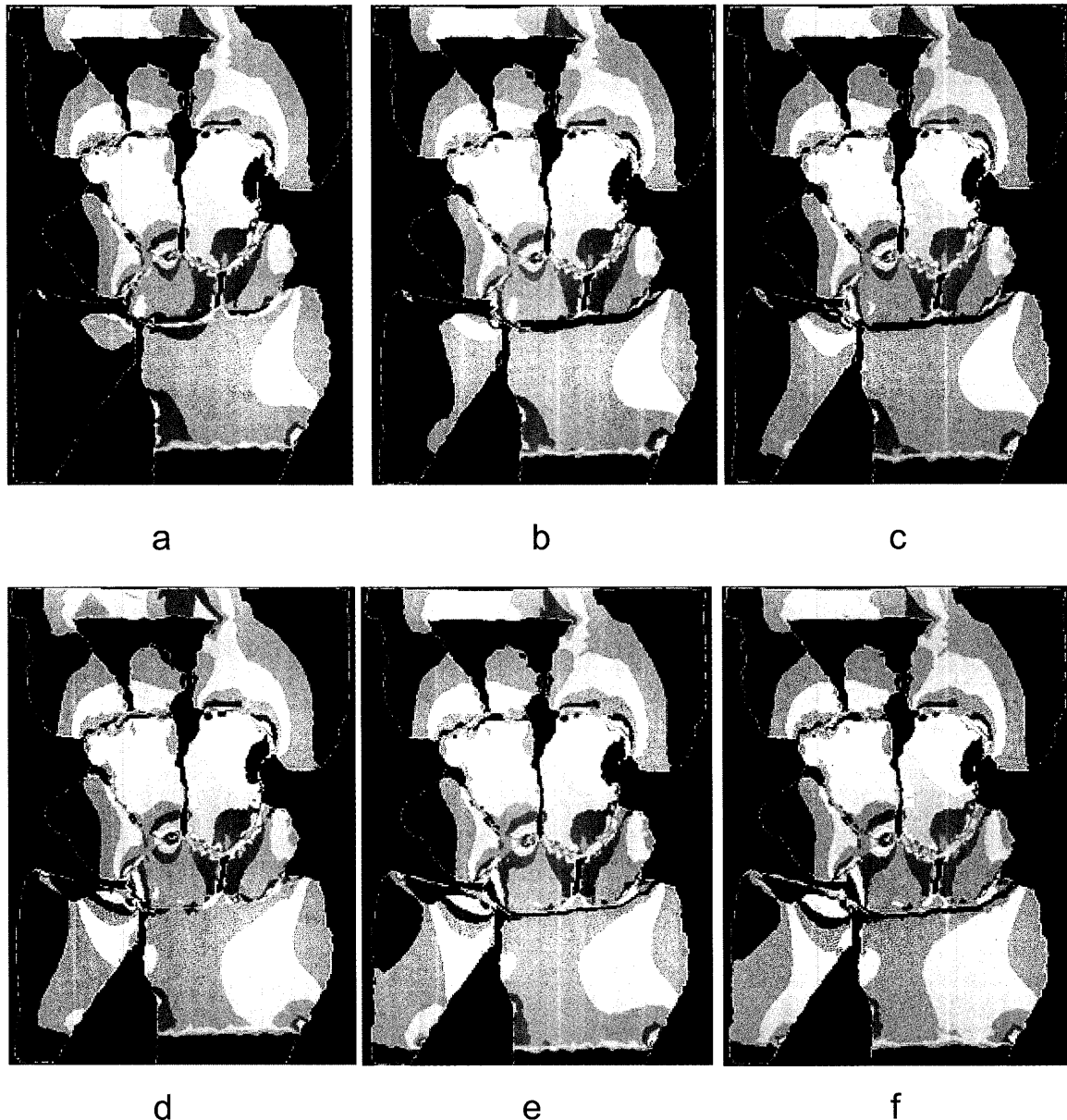


図8 橈骨短縮術モデルでの有限要素解析結果の冠状断図  
 a: 0.5 mm モデル b: 1.0 mm モデル c: 1.5 mm モデル  
 d: 2.0 mm モデル e: 2.5 mm モデル f: 3.0 mm モデル

### 1. 橈骨短縮術モデル

有限要素解析にて求められたモデルの相当応力の冠状断図は図8, 9のようになった。比較のため抽出した節点における平均相当応力は、UV 0 mm モデルと比較して各橈骨短縮量において図10のようになった。月状骨内部の応力分布についてはUV 0 mm モデルの結果と比べて短縮量が大きくなるほど応力は尺側（TFC側）に変位していた（図9）前腕骨関節面での応力分布も、橈骨短縮量に応じて尺側に変位していた（図11）。また、各手根骨全体にかかる節点相当応力の平均値をUV 0 mmでの値を100%として表すと表2のようになった。月状骨全体に

かかる応力については表2の通り橈骨短縮による変化がほとんど認められなかった。しかし、前腕骨関節面でみると橈骨短縮2.0 mmまでは関節面にかかる応力が減少していき、それ以上では2.0 mmと比べて変化がわずかであった（図11）。

### 2. 有頭骨短縮術モデル

有限要素解析にて求められたモデルの相当応力の冠状断図は図12, 13のようになった。

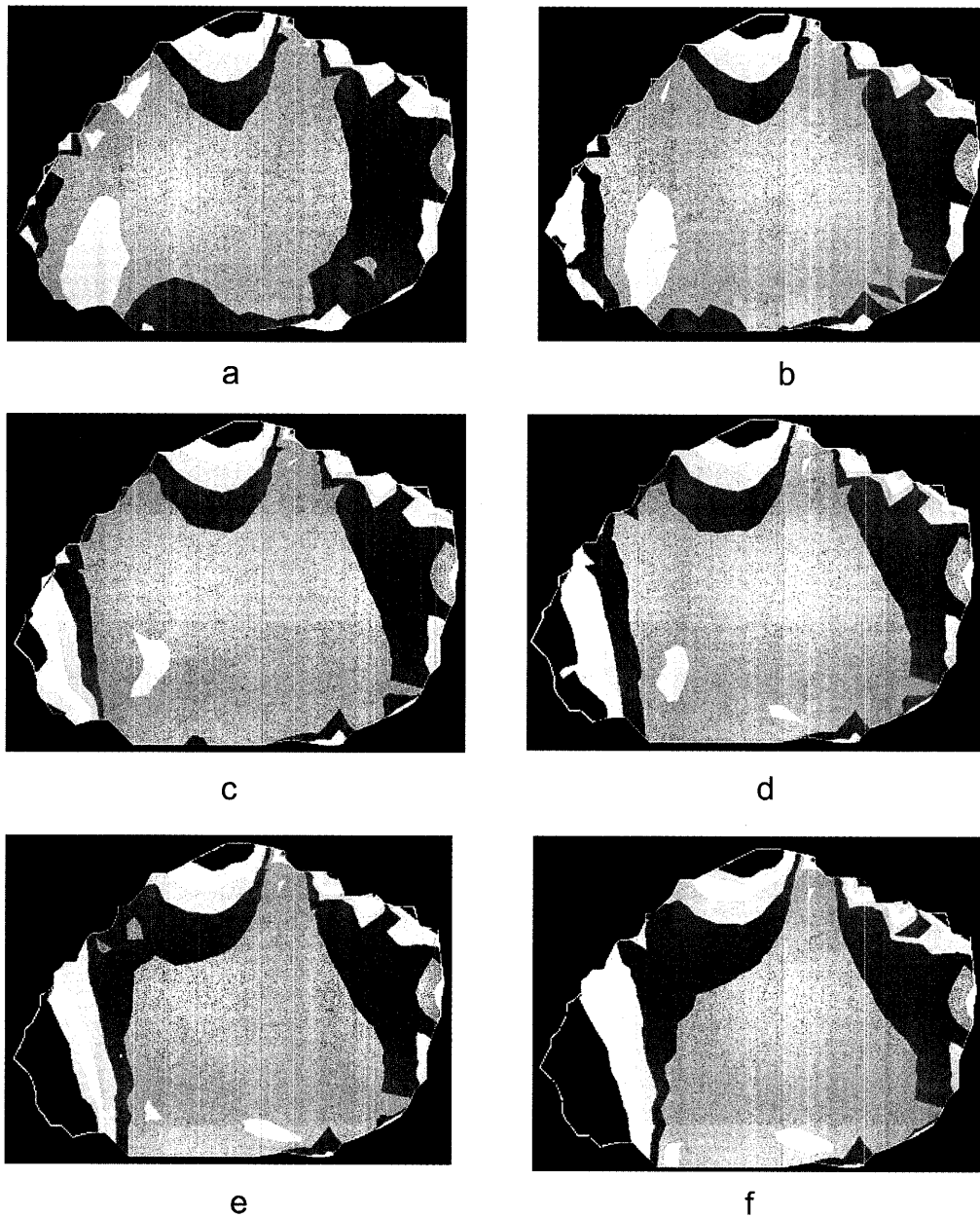


図9 橈骨短縮術モデルでの有限要素解析結果の断面図（月状骨のみを拡大した図）

図上側が遠位，下側が近位，左側が尺側，右側が橈側

a : 0.5mmモデル b : 1.0mmモデル c : 1.5mmモデル

d : 2.0mmモデル e : 2.5mmモデル f : 3.0mmモデル

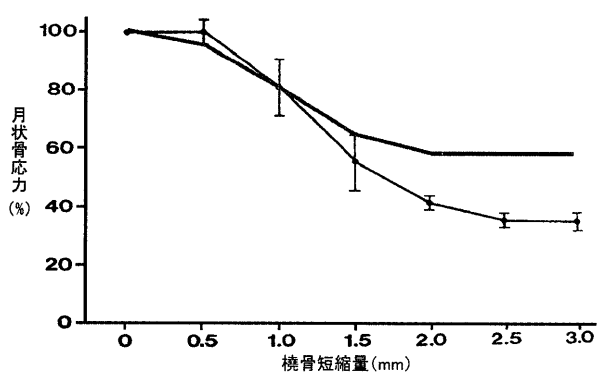


図10 抽出した月状骨節点における平均相当応力値（UV 0mmでの結果を100%としたときの値）

赤線が有限要素解析での結果

黒線はTrumbleらの結果（3体での平均値とその標準偏差）

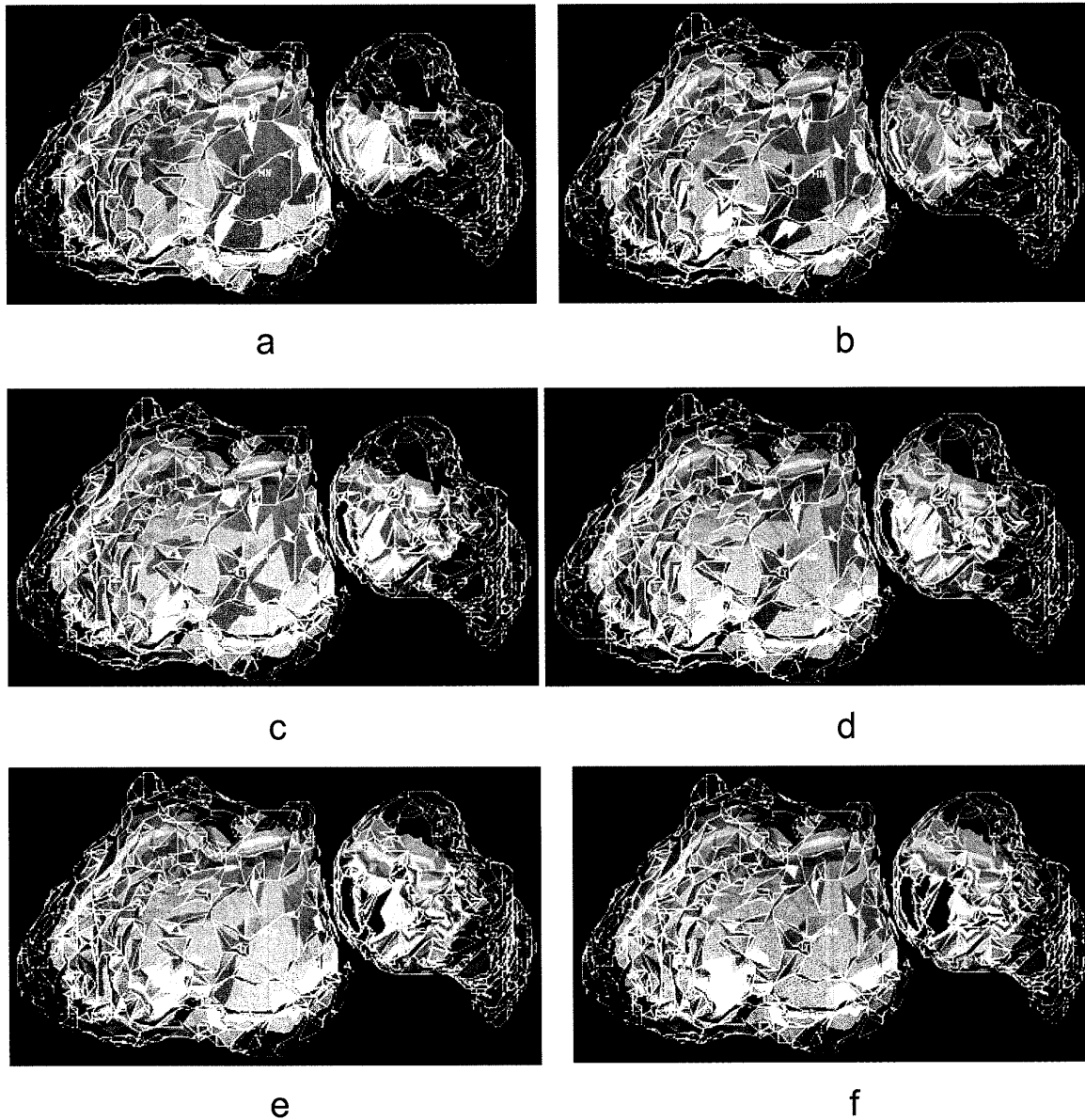


図 11 橈骨短縮術モデルの有限要素解析結果の前腕骨関節面  
図上側が背側，下面が掌側

a : 0.5 mm モデル   b : 1.0 mm モデル   c : 1.5 mm モデル  
d : 2.0 mm モデル   e : 2.5 mm モデル   f : 3.0 mm モデル

表 2 橈骨短縮術モデルでの有限要素解析結果 (単位: %)

	0.5 mm	1.0 mm	1.5 mm	2.0 mm	2.5 mm	3.0 mm
月状骨	99.6	100	102	101.8	102.1	102
舟状骨	105	106.7	106.5	104	106	105.2
有頭骨	100.8	100.6	100.6	99.8	100.5	100.5

各手根骨全体にかかる節点相当応力の平均値を，UV 0 mm モデルでの解を 100 % として表したもの





図 12 有頭骨短縮術モデルでの有限要素解析結果の冠状断面図（有頭骨-有鉤骨間固定なし）  
a : 1.0 mm モデル b : 2.0 mm モデル c : 3.0 mm モデル



図 13 有頭骨短縮術モデルでの有限要素解析結果の冠状断面図（有頭骨-有鉤骨間固定あり）  
a : 1.0 mm モデル b : 2.0 mm モデル c : 3.0 mm モデル

表 3 有頭骨短縮術モデルでの有限要素解析結果（単位：％）

a				b			
	1.0 mm	2.0 mm	3.0 mm		1.0 mm	2.0 mm	3.0 mm
月状骨	93.7	86.4	79.8	月状骨	155.7	155.8	151.5
舟状骨	201.5	217.3	226.3	舟状骨	143.3	140.8	145.8
有頭骨	20.3	12.2	8.8	有頭骨	54.2	53.5	53.3

各手根骨全体にかかる節点相当応力の平均値を、UV 0 mm モデルでの解を 100 % として表したもの

a : 有頭骨-有鉤骨間固定なしのモデル b : 有頭骨-有鉤骨間固定ありのモデル



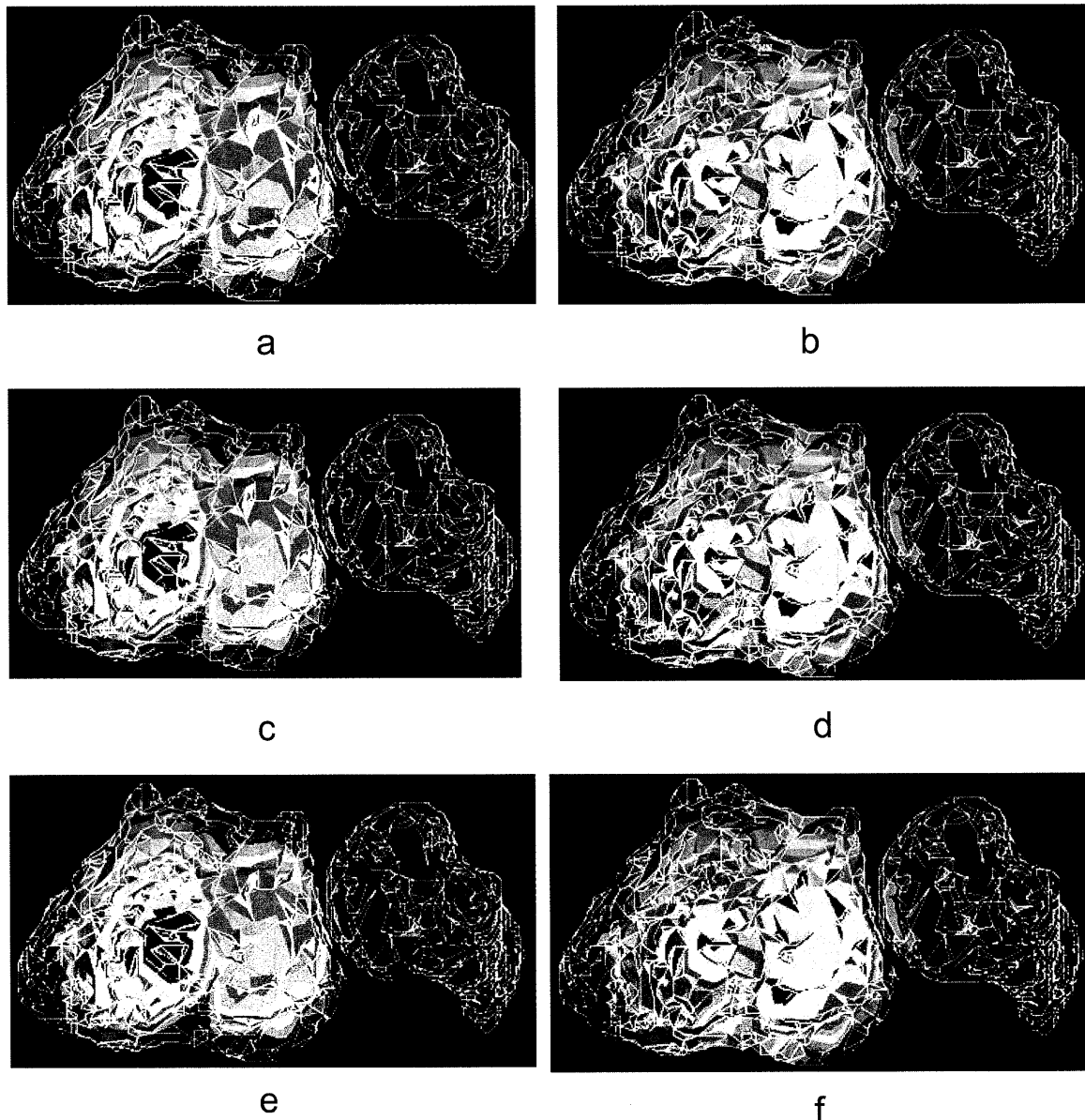


図14 有頭骨短縮術モデルでの有限要素解析結果の前腕骨関節面図

図上側が背側、下面が掌側

- a : 1.0 mm モデル有頭骨-有鉤骨間固定なし    b : 1.0 mm 有頭骨-有鉤骨間固定あり  
 c : 2.0 mm モデル有頭骨-有鉤骨間固定なし    d : 2.0 mm 有頭骨-有鉤骨間固定あり  
 e : 3.0 mm モデル有頭骨-有鉤骨間固定なし    f : 3.0 mm 有頭骨-有鉤骨間固定あり

#### 1) 有頭骨-有鉤骨間固定なしのモデル

各短縮量における相当応力の冠状断面図は図12のようになった。

有頭骨短縮術モデルでの月状骨全体にかかる応力は、UV 0 mm モデルと比較して短縮1.0 mm モデルで93 %、2.0 mm モデルで86 %、3.0 mm モデルで79 %となり、短縮量にしたがって月状骨への応力は減少していた。しかし、舟状骨にかかる応力は、2.0 mm で217 %と増加を認めた(表3-a)。前腕骨関節面でみると、橈骨-舟状骨関節面への応力は増大していたが、月状骨面では減少して

いた(図14-a, c, e)。

#### 2) 有頭骨-有鉤骨間固定ありのモデル

各短縮量における相当応力の冠状断面図は図13のようになった。

有頭骨-有鉤骨間固定を行ったモデルでは有頭骨短縮により月状骨への応力は増大した(表3-b)。また、舟状骨への応力は増大しているものの骨間固定なしのモデルと比較して増加量は少なかった(表3-b)。前腕骨関節面では、月状骨面で増大していた(図14-b, d, f)。

## 考 察

本邦では多数の新鮮屍体を用いた生体力学的研究はほとんど不可能である。そのため生体に近似させたモデルによるコンピュータシミュレーションが必要と考えられる。有限要素法は解析の自由度が大きく、精度の高い解析結果が得られ、また材料内部の応力やひずみ分布を求めることができるため非常に有用と考えられる。しかし、その反面欠点として計算に時間がかかり解析データの記憶容量も膨大となる。そのため過去には有限要素法による生体力学的研究は行われなかったが、1990年代後半よりパーソナルコンピュータの性能の向上や普及により徐々に研究されるようになった<sup>3~9)</sup>。しかしコンピュータ性能の限界もあり手関節分野では解析は二次元モデルにとどまっていた<sup>3~8)</sup>。2000年代になって手関節分野での三次元有限要素法を用いた研究が徐々に報告されてきているが<sup>13~19)</sup>、橈骨遠位端骨折に対する報告が多く、橈骨短縮術、有頭骨短縮術の報告は著者が渉猟し得た範囲では未だない。そこで生体により近似させた三次元モデルによる有限要素解析を試みた。

有限要素解析を実施するにあたり、その解析の妥当性を確認するため、新鮮屍体を用いた研究<sup>1)</sup>を有限要素法で再現した。Trumbleら<sup>1)</sup>は新鮮屍体を用いて実験を行い、図10の結果を報告している。本研究をTrumbleらの結果と比較したところ、抽出した節点における相当応力の変化はTrumbleらの報告と類似しており、著者の解析結果は妥当であると考えた(図10)。

橈骨短縮術モデルにおいて、橈骨短縮量によって月状骨全体にかかる応力には変化がないが(表2)、その分布には変化があり、短縮量が大きくなるとより尺側へと応力が変位していた(図8, 9)。月状骨尺側での応力の増加にもかかわらず前腕骨関節面での応力が減少している理由については、月状骨にかかる応力を軟骨よりやわらかいTFCが受け止めているためと考えられた。しかしTFCの厚さは決まっているため、橈骨短縮量があまり大きくなるとTFCで支えることが可能な範囲を超えてしまい、2.0mmより大きい短縮量では月状骨への減圧効果が少なくなったと考えられた。橈骨短縮術モデルでは、月状骨以外の手根骨における応力変化は軽微であり、月状骨全体にかかる応力は変化せず、TFCで受け止める形となっている。

有頭骨短縮術モデルにおいては、月状骨にかかる応力自体が減少し、月状骨への負担を軽減していると考えられた(表3-a)。しかし、月状骨に本来かかるべき応力を他の手根骨(舟状骨、有鉤骨)で受けているため舟状骨、有鉤骨への応力の増大が発生したと考えられた(図12)。

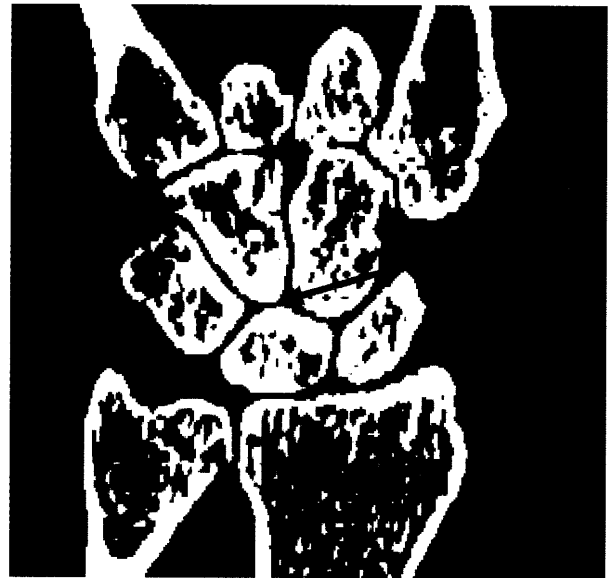


図15 CT冠状断像

赤矢印：月状骨-有鉤骨関節面を有している

また、有頭骨-有鉤骨間固定を行ったモデルと行わないモデルでの違いは、月状骨の形態に起因するものと考えられた。Viegasら<sup>20)</sup>は、165体の屍体を用いた研究で、月状骨-有鉤骨関節面の形態に2つのタイプがあることを示唆し、両骨間に関節面がないものをtype I、関節面を持つものをtype IIとしてそれぞれに生体力学的特徴が異なると指摘している。頻度はtype Iが34%、type IIが66%であったとしている。今回われわれがモデルを作製した月状骨はtype IIであり、月状骨-有鉤骨関節面を持っていた(図15)。そのため有頭骨-有鉤骨間固定を行うと、舟状骨へと応力を逃がす手術目的は達せられず、逆に応力は有頭骨から骨間固定を介して有鉤骨へと伝わり、さらにその応力は月状骨-有鉤骨関節面を介して月状骨に伝わったと考えられる。そのため有頭骨短縮術モデルの骨間固定ありのモデルでは逆に月状骨への応力は増大したと考えられる。今回のようなtype II月状骨では有頭骨短縮術の際、有頭骨-有鉤骨間固定を行わないほうがよいと考えられた。

本研究の問題点として、今回の解析ではCTからのデータを元にモデル作製を行っているため、骨以外の軟骨、TFCおよび手関節周辺の軟部組織はCT画像上は描出されない。そこで文献や解剖学的位置から軟部組織の要素を作製した。今後は、MRI画像を用いることにより、軟骨、TFC、靱帯なども直接作製できるのではないと思われる。もう1つの問題点として、実際の手関節では各短縮術施行後は短縮量に応じて手根骨の位置や傾きの変化が起きていると思われるが、今回の解析ではそこまでの細かな表現は不可能であった。これらの点が本研究

の限界ではあるが, 今回の解析により今まで推測されていたが明らかにできなかった月状骨内部の応力変化を解析し, その傾向を示すことができたと言える. 今後はモデル作製の効率化, 時間の短縮をはかり, コンピュータ技術がさらに発展すれば, より生体に近い, 複雑な解析が可能になると考える.

## 結 論

1: 橈骨短縮術モデルでは, 短縮量の増大に伴って月状骨全体にかかる応力に変化はないが, 遠位関節面への応力は減少し, 月状骨内部の応力分布は尺側へ変位した.

2: 有頭骨短縮術モデルでは, 有頭骨-有鈎骨間固定なしのモデルでは月状骨全体にかかる応力が減少し, 有頭骨-有鈎骨間固定ありのモデルでは月状骨全体にかかる応力が増加した.

**謝 辞** 稿を終えるにあたり, 本研究に対し終始ご指導を賜りました獨協医科大学早乙女紘一名誉教授, 整形外科野原裕教授, また, 直接ご指導ご高見を賜りました玉井和哉教授, 長田伝重准教授, ご協力頂きました整形外科教室の皆様に深謝いたします.

## 文 献

- 1) Trumble T, Glisson RR, Seaber A, et al.: A biomechanical comparison of the methods for treating Kienbock's disease. *J Hand Surg*, **11A**: 88-93, 1986.
- 2) Viola RW, Kiser PK, Bach W, et al.: Biomechanical analysis of capitate shortening with capitate hamate fusion in the treatment of Kienbock's disease. *J Hand Surg*, **23A**: 395-401, 1998.
- 3) 津村弘, 姫野信吉, 川井忠彦, 他: 手関節のバイオメカニクス—Kienbock病を中心として—. 整形・災害外科, **26**, **1**: 123-128, 1983.
- 4) Horii E, Garcia-Elias M, An KN, et al.: Effect on force transmission across the carpus in procedures used to treat Kienbock's disease. *J Hand Surg*, **15A**: 393-399, 1990.
- 5) 沼本秀樹, 山内裕雄, 中村蓼吾, 他: Kienbock病における橈骨楔状骨切り術の効果について—Ulnar Varianceとの関連性について—. 日本手の外科学会雑誌, **11**: 797-802, 1995.
- 6) 沼本秀樹, 山内裕雄, 中村蓼吾, 他: Kienbock病における橈骨楔状骨切り術の効果について—骨切り後の橈骨傾斜角との関連性について—. 日本手の外科学会雑誌, **12**: 891-895, 1996.
- 7) 沼本秀樹, 山内裕雄, 中村蓼吾, 他: Kienbock病における橈骨楔状骨切り術の効果について—剛体ばねモデルを利用して—. 日本手の外科学会雑誌, **13**: 84-88, 1997.
- 8) 三浦裕正, 福岡真二, 窪田秀明, 他: キーンベック病に対する橈骨楔状骨切り術についての生体力学的再考. 日本手の外科学会雑誌, **13**: 117-121, 1997.
- 9) 岩崎倫政, 三浪明男, 元田英一, 他: Kienbock病に対する部分的手関節固定術の力学的評価—3次元剛体ばねモデルを用いて—. 日本手の外科学会雑誌, **13**: 961-964, 1997.
- 10) Osada D, Viegas SF, Shah MA, et al.: Comparison of different distal radius dorsal and volar fracture fixation plates: a biomechanical study. *J Hand Surg*, **28A**: 94-104, 2003.
- 11) Almquist EE.: Kienbock's Disease. *Clin Orthop Rel Res*, **202**: 68-78, 1986.
- 12) Almquist EE.: Capitate shortening in the treatment of Kienbock's disease. *Hand Clin*, **9**: 505-512, 1993.
- 13) Rogge RD, Adams BD, Goel VK.: An analysis of bone stresses and fixation stability using a finite element model of simulated distal radius fractures. *J Hand Surg*, **27A**: 86-92, 2002.
- 14) 益崎浩一郎, 長田伝重, 富沢一生, 他: 橈骨遠位部三次元骨モデルを用いた有限要素法の試み. 日本手の外科学会雑誌, **21**, **2**: 21-24, 2004.
- 15) Anderson DD, Desphande BR, Daniel TE, et al.: A three-dimensional finite element model of the radio-carpal joint: distal radius fracture step-off and stress transfer. *Iowa Orthop J*, **25**: 108-117, 2005.
- 16) 富沢一生, 長田伝重, 益崎浩一郎, 他: 3次元有限要素法による橈骨遠位掌側ロッキングプレートの遠位ピン最適挿入位置の検討. 日本臨床バイオメカニクス学会誌, **26**: 159-164, 2005.
- 17) 富沢一生, 長田伝重, 益崎浩一郎, 他: 橈骨遠位端骨折発生メカニズム—有限要素法による解析—. 日本臨床バイオメカニクス学会誌, **27**: 123-126, 2006.
- 18) 富沢一生, 長田伝重, 益崎浩一郎, 他: 3次元有限要素法による橈骨遠位端骨折発生メカニズムの解析—骨粗鬆症の有無による骨折発生様式の違い—. 日本手の外科学会雑誌, **23**, **2**: 14-18, 2006.
- 19) Lin CL, Lin YH, Chen CY.: Buttressing angle of the double-plating fixation of a distal radius fracture: a finite element study. *Med Bio Eng*, **44**: 665-673, 2006.
- 20) Viegas SF, Wanger K, Patterson R, et al.: Medial (hamate) facet of the lunate. *J Hand Surg*, **15A**, **4**: 564-571, 1990.