Biomechanical Study on the Tumor Knee Prosthesis

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/8037

金沢大学十全医学会雑誌　第97巻　第3号　530－542（1988）

腫瘍用人工膝関節置換に関する生体力学的研究

金沢大学医学部整形外科学講座（主任：野村　進教授）
赤　川　節　二
（昭和63年4月8日受付）

大腿骨遠位部悪性骨腫瘍に対して腫瘍用人工膝関節を用いて患肢温存術を行った場合の術後合併症として，人工関節の髄内ステム部の折損やゆるみ，大腿骨骨折などがある．これらの術後合併症を防止するには髄内ステムと大腿骨に生ずる応力を生理的応力分布に近い状態にし，局所的応力集中を避けることが必要である．本研究では，荷重時の人屍体骨での表面ひずみ測定，人大腿骨と等しい材料特性を有する大腿骨模型の作製，髄内ステムを挿入した状態での大腿骨模型の表面ひずみ測定を行った．さらに，2次元有限要素法を用いた数値解析により，人工膝関節置換後の大腿骨に生ずる応力を評価し，髄内ステムの長さと材質について検討した．大腿骨模型に髄内ステムを挿入し荷重時の表面ひずみを測定すると，髄内ステムが存在する部分での骨の stress-shielding を認めたが明らかな応力集中は認めなかった．数値解析では，大腿骨表面と大腿骨内部について，座標方向応力および Mises の相当応力について解析した．その結果，大腿骨表面または座標方向応力の解析では，髄内ステムによる stress-shielding を認めたが明らかな応力集中は認めなかった．大腿骨内部の Mises の相当応力の解析では髄内ステム先端部の骨への応力集中を認め，その程度はステム先端位置が大腿骨の小転子と大転子の間にあるときに最小となった．髄内ステムの材質としては，チタンのほうがバイタリウムに比べ骨の応力分布に対する影響が少なかった．

Key words limb salvage, tumor, prosthesis, biomechanics, finite element method (FEM)

四肢悪性骨腫瘍の治療は従来，切断術が主に行われてきた．しかし近年，化学療法などの補助療法の進歩，Enneking らの Surgical staging system の考え方の導入，バイタリウム，チタン，セラミックス，ハイドロキシアパタイトなどの新素材[1)~3)]の開発などにより患肢温存が試みられるようになってきた．骨腫瘍切除後，患肢の支持性を回復させる骨の再建方法としては，主として腫瘍用人工関節が用いられている[4)~7)]．しかしいかに手術そのものが完全に行われて救命しえても，人工関節の髄内ステムの折損やゆるみ，人工関節置換を行った骨の骨折などの問題が生じ長期成績は安定しない[5)6)8)~14)]．これらの術後合併症を防止するには髄内ステムと骨に生ずる応力の局所的集中を避け，生理的応力分布に近い状態にすることが必要である．当教室ではすでに，大腿骨遠位部悪性骨腫瘍の患肢温存術に際して使用する腫瘍用人工膝関節の髄内ステムについて，折損をきたさないデザインを検討報告してきたので[6)]，本研究では髄内ステムの長さと材質について検討した．屍体骨を用いての力学的比較実験は，材料特性の個体差が非常に大きく困難である[15)~20)]ため，人大腿骨と等しい材料特性を有する大腿骨模型を新たに作製した．人屍体大腿骨でのひずみ測定と曲げ剛性の測定，大腿骨模型の作製とひずみ測定，髄内ステムを挿入した大腿骨模型でのひずみ測定を行い，さらに2次元有限要素法（finite element method, FEM）を用いた数値解析により，腫瘍用人工膝関節置換後の大腿骨と髄内ステムに生ずる応力について比較検討した．

材料および方法

Ⅰ．人大腿骨でのひずみ測定と曲げ剛性の測定

1．人大腿骨でのひずみ測定法

ホルマリン固定した人屍体大腿骨1本を用い荷重時の表面ひずみを測定した[15)17)]．大腿骨顆間窩より近位50 mm までをレジンモルタルを用いて固定した．荷重は静的片脚起立時を想定し，骨頭反力＝150 kgf，外転

Abbreviations: CT, computerized tomography; FEM, finite element method.

筋力＝100 kgf の各々の 1/10, すなわち 15 kgf, 10 kgf を面荷重した[21)~26)]. 骨頭反力は, 骨頭中心を通り大腿骨軸に対し 25 度をなす線上の骨頭表面に, 骨頭の半分を覆う圧縮面荷重とした. 外転筋力は, 大腿骨軸に対し 35 度の角度をなす大転子表面の引張面荷重とした. 荷重は, 万能試験機（島津オートグラフ 2000C）を用いて骨頭に圧縮荷重を, 重垂を用いて大転子に引張荷重を加えた（図 1）. 測定は, ひずみゲージ（5 mm 単軸型, 共和電業, KFC-5-Cl-11 L300）を大腿骨顆間窩より 50 mm の位置から 45 mm 間隔で内外側 8 カ所ずつ貼付し, 測定器（共和電業, データロギングシステム UCAM-10A）により測定を行った（図 2）.

2．人大腿骨の曲げ剛性の測定法

人屍体大腿骨 1 本を用い, CT スキャン（横河社, CT-9000）により大腿骨軸に対し垂直な断面をとり曲げ剛性を測定した. デジタイザー（グラフテック社, KD-4030）にて皮質骨, 海綿骨それぞれの断面 2 次モーメントを求め, 皮質骨, 海綿骨のヤング率をそれぞれ 1,500 kgf/mm², 100 kgf/mm² として[3)]大腿骨の曲げ剛性を算出した.

II．大腿骨模型の作製とひずみ測定法

1．材料試験

海綿骨としてエポキシ樹脂, 皮質骨としてレジンモルタルを下記の組成にて作製し材料試験を行った.

エポキシ樹脂は, エピコート #828（コニシ）：チオコール LP-3（東レチオコール）：ジエチレントリアミン（片山化学工業）＝100：60：8（重量比）の組成を用いた.

レジンモルタルは, エピコート：チオコール：ジエチレントリアミン＝100：15：8（重量比）のエポキシ樹脂を作製し, 標準砂（アメリカ標準フルイ No.50 297 μm, 豊浦硅石鉱業）：エポキシ樹脂＝7：3（重量比）とした. 試験片を各 10 本ずつ作製し, 試験片中央に表裏 1 枚ずつひずみゲージを貼付した. 万能試験機にて引張試験（クロスヘッドスピード 1 mm/min）を行った. ひずみゲージは引張試験およびレジンモルタルの応力－ひずみ曲線の場合は 5 mm 直交 2 軸型（共和電業, KFC-5-D16-11 L300）, エポキシ樹脂の応力－ひずみ曲線の場合は超大ひずみゲージ（共和電

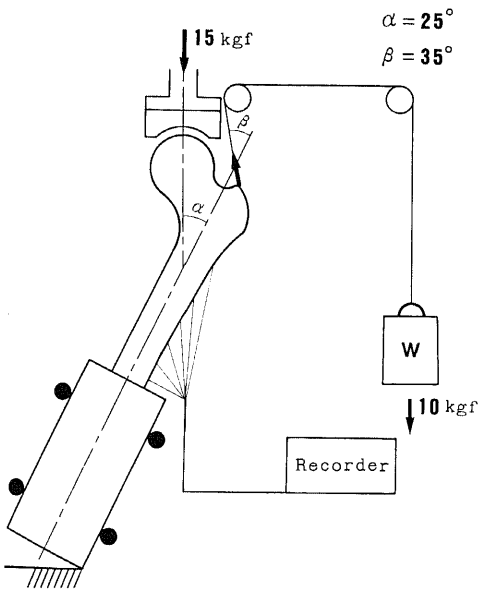


Fig. 1. Experimental schema of the loading test. Fifteen kilogram force was applied to the femoral head as a joint reaction force by the loading machine. Ten kilogram force was applied to the greater trochanter as an abduction force by the weight. Joint reaction force passed through the center of the femoral head and had an inclination of 25 degrees to the femoral shaft axis. Abduction force had an inclination of 35 degrees to the femoral shaft axis.

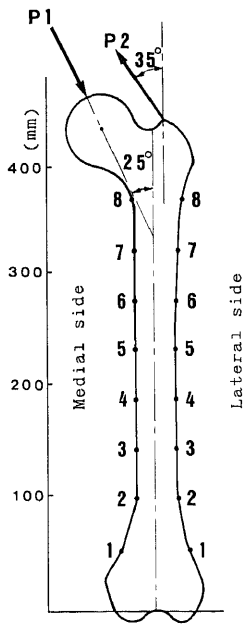


Fig. 2. Loading condition and measured points of strains.
The numbers represent locations of strain gages. Gage number 1 was fifty milimeters away from the intercondylar notch. Strain gages at intervals of fortyfive milimeters were attached to the medial and the lateral surface.
P_1 is a joint reaction force of the hip joint.
P_2 is an abduction force.

業，KLM 超大ひずみゲージ）を用い，測定器により測定を行った．

2．大腿骨模型の作製法

材料試験の結果より皮質骨としてレジンモルタル，海綿骨としてエポキシ樹脂を用いて大腿骨模型を作製した．まずシリコンゴム（信越化学，信越シリコーン KE-12）を用いて大腿骨全体と海綿骨の母型をそれぞれに作製した．エポキシ樹脂で海綿骨のみの模型を作製し，レジンモルタルを充塡した大腿骨全体の母型にはさみこむことにより，大腿骨の2層構造を再現した．髄内ステムを挿入した模型を作製する場合には，まずステムを厚さ1mmの骨セメントで被い，このステムを海綿骨母型に挿入して海綿骨模型を作製し，レジンモルタルを充塡した大腿骨全体の母型にはさみこむことにより模型を作製した．

3．大腿骨模型の荷重時のひずみ測定法

大腿骨模型の荷重時の表面ひずみ測定法は，人屍体骨の場合と同様にした．

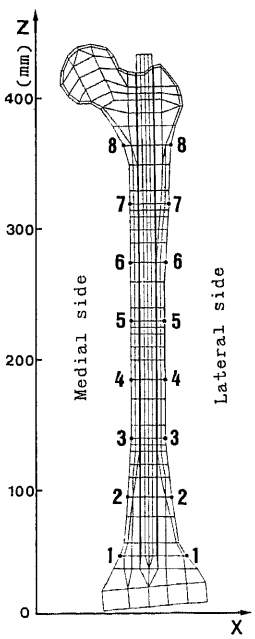


Fig. 3. Analytical model for two-dimensional finite element method.
The model was devided into 424 elements with 452 nodes. A stem with bone cement 1 mm thick was inserted into the medullary canal. The black line indicates the bone cement layer. The numbers indicate measuring points and abscissa indicates the distance from the intercondylar notch.

III．髄内ステムを挿入した状態での大腿骨模型のひずみ測定

1．大腿骨模型のひずみ測定法

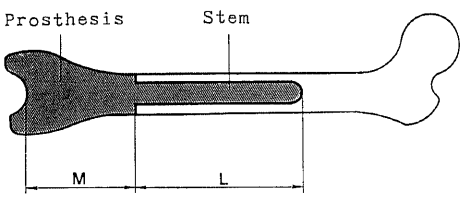
大腿骨顆間窩より50mmで切除し，髄内ステム（以下，ステムと略す）の長さが180mm（ステム先端が骨幹部にある）および270mm（ステム先端が転子下部にある）の場合の表面ひずみを測定した．ステムは曲率半径を2,000mmとし，先端は半球状に加工した．切除レベルでステム根部を固定し，荷重条件，測定法は人屍体骨の場合と同様にした．

2．ステムの材料特性の違いによるひずみ測定法

ステムの材料特性の違いによる応力分布への影響を検討するためにステムをチタン（ヤング率＝11,500 kgf/mm²）製とバイタリウム（ヤング率＝19,600 kgf/mm²）製とした場合について測定した．

IV．数値解析

2次元有限要素法による応力の解析を行った．人大腿骨のレントゲン線前後像を用い解析モデルを作成した[27]（図3）．モデルは大腿骨髄内に，厚さ1mmの骨セメント層を伴い，先端部が半球状の髄内ステムを挿入した場合を基本モデルとした．各材料特性を表1に示す．板厚は単位幅（1cm）とし平面ひずみ状態で解析した．要素数424，節点数452である．解析モデルは大腿骨顆間窩よりの距離Mで切除レベルを示し，それぞれ50，140，230mmとし，髄内ステムの長さをLとしそれぞれ0，90，180，270，360，390mmのモデルを設定した（図4）（以下，モデルの名称は表に示したMとLの組み合わせとする）．荷重は片脚起立時を想定し，骨頭反力＝15kgfを骨頭中心を通り大腿骨軸に



	L＝0mm	90mm	180mm	270mm	360mm	390mm
M＝50mm	0500	0509	0518	0527	0536	0539
140		1409	1418	1427	1436	
230		2309	2318	2327		

Fig. 4. Analytical model for two-dimensional finite element method.
M represents the resected level of the femur.
L represents the length of the stem.
The models are named with the combination of M and L.

対し25度をなす線上の骨頭表面に圧縮集中荷重，外転筋力＝10 kgf を大腿骨軸に35度をなす大転子先端の引張集中荷重とした（図1）．拘束条件は人工膝関節大腿骨顆部の完全固定とした．境界条件はステム－骨セメント－海綿骨－皮質骨間の完全結合状態とした．

ステムの材料特性の違いによる影響を検討するために，ステムをチタン製とバイタリウム製とした場合について解析した（表1）．

計算機は富士通 FACOM M360 AP，プログラムは汎用2次元有限要素法プログラムを用い，座標方向応力と Mises の相当応力について解析した．

成　　績

I．人屍体大腿骨におけるひずみと曲げ剛性の検討

1．人大腿骨でのひずみ測定

大腿骨内側の皮質骨表面では骨幹部から近位部にかけて最大220 μstrain の圧縮ひずみが生じ，外側では骨幹部で最大200 μstrain の引張ひずみが生じた．ひずみ量は連続性を示しており部分的な応力集中は認めなかった（図5）．

Table 1. Mechanical properties of each materials

Materials	Young's modulus (kgf/mm²)	Poisson's ratio
Cortical bone	1,500	0.3
Trabecular bone	100	0.3
Resin mortar	1,484	0.29
Epoxy resin	109	0.43
Vitallium	19,600	0.3
Titanium	11,500	0.3
Bone cement	200	0.4

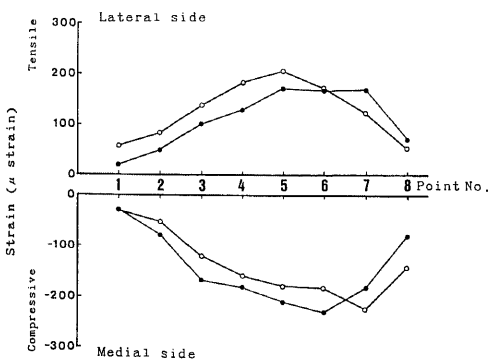


Fig. 5. Surface strain of the human cadaveric femur and the model under the same loading condition.
○, human cadaveric femur ; ●, model.

2．大腿骨の曲げ剛性

大腿骨骨幹部では曲げ剛性は小さく 0.3×10^8 kgf・mm² 程度でほぼ一定であるが，遠位および近位部では 1.5×10^8 kgf・mm² 程度と大きくなっていた．曲げ剛性は連続的に変化していた（図6）．

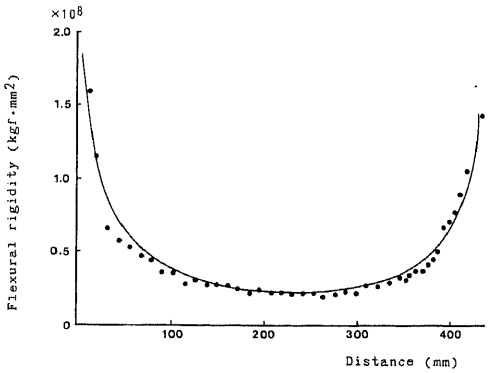


Fig. 6. Flexural rigidity of the femur.
Flexural rigidity was calculated on each cross-sections. Abscissa indicates the distance from the intercondylar notch.

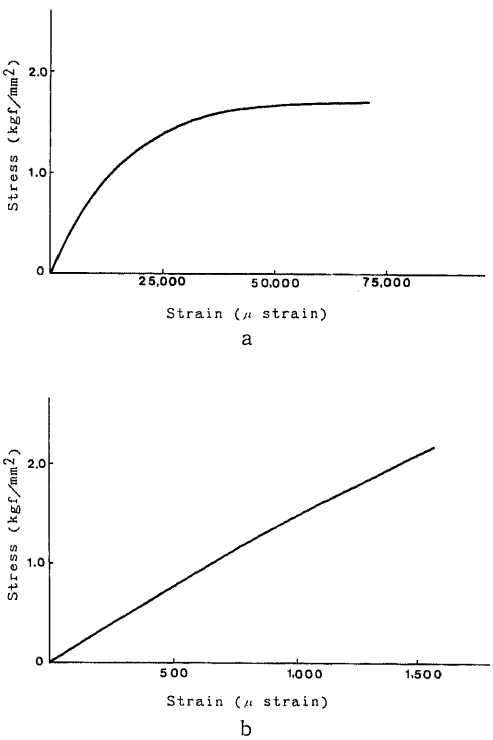


Fig. 7. Stress-strain curve.
a ; Stress-strain curve for epoxy resin.
b ; Stress-strain curve for resin mortar.

II．大腿骨模型の作製とひずみ測定

1．材料試験

エポキシ樹脂のヤング率は平均 109±9.6 kgf/mm², ポアソン比は 0.43±0.018 であった（表1）.応力ーひずみ曲線は延性を示し，引張破壊強さは 1.70 kgf/mm² であった（図7-a）.

レジンモルタルのヤング率は平均1,484±183kgf/mm², ポアソン比は 0.29±0.038 であった（表1）. 応力ーひずみ曲線は脆性を示し，引張破壊強さは 2.25 kgf/mm² であった（図7-b）.

2．荷重時のひずみ測定

ステムのない状態での荷重時の大腿骨模型表面に生ずるひずみは，大腿骨内側では骨幹部で最大 220 μstrain の圧縮ひずみ，大腿骨外側では骨幹部で最大 180 μstrain の引張ひずみが生じた．ひずみ量は比較的連続性を示しており部分的な応力集中は認めなかった（図5）.

3．髄内ステムを挿入した状態での大腿骨模型のひずみ測定

ステムがチタンとバイタリウムの場合の測定値を示した（図8）. また対照として 0500（切除レベル 50 mm, ステムなし）の測定値を示した.

1）切除レベル 50 mm, ステム長さ 180 mm のモデル（0518）の場合

内外側ともステムの存在する部分ではステムのない状態に比べ表面のひずみが減少した．その減少程度はバイタリウムに比し，チタンのほうが少なかった．測定点5から8までのステムの存在しない部分での表面ひずみはステムのない状態と比較して明らかな差はみ

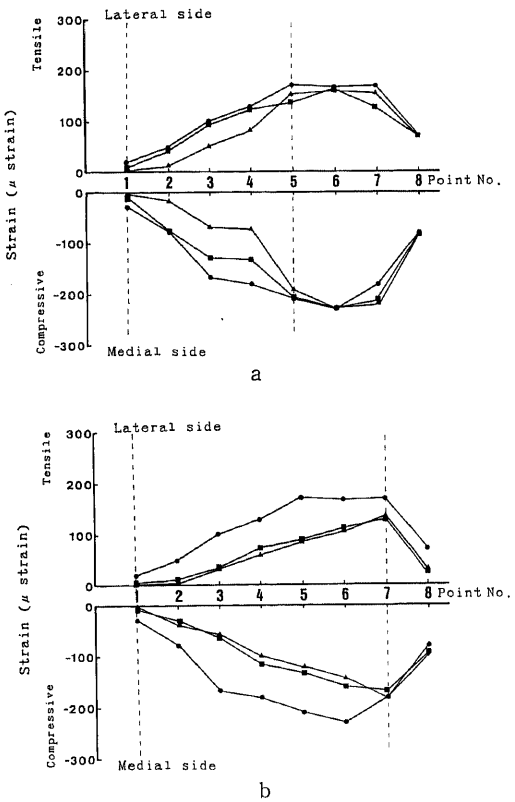


Fig. 8. Surface strain of the model of femur with intramedullary stem.
a ; 0518 model (resected level was 50 mm, stem length was 180 mm.)
Left dashed line indicates resected level, and right dashed line indicates the tip of the stem.
b ; 0527 model (resected level was 50 mm, and stem length was 270 mm.)
●, without stem (0500) ; ■, titanium stem ; ▲, vitallium stem.

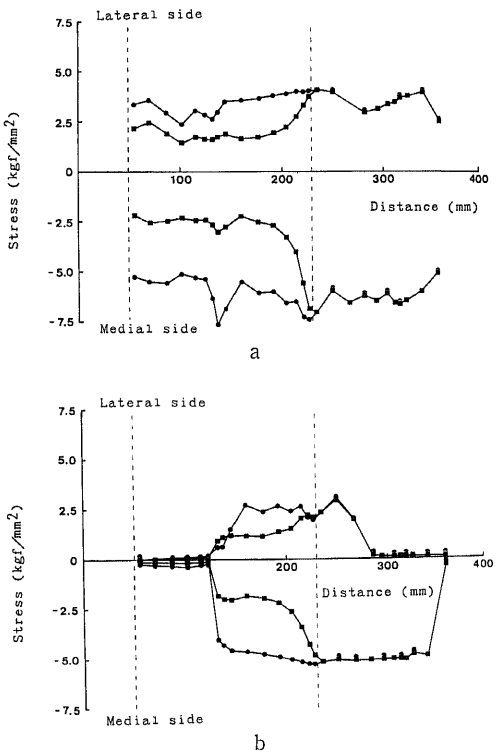


Fig. 9. Normal stress distribution.
a ; Normal stress distribution on the bony surface of the femur (FEM analysis, 0518 model). Left dashed line indicates the resected level and right dashed line indicates the tip of the stem.
b ; Stress distribution of the bone in the bone-cement interface (FEM analysis, 0518 model).
●, stress distribution without stem ; ■, stress distribution with the titanium stem.

られなかった．また大腿骨表面では明らかな応力集中はみられなかった（図 8-a）．

2）切除レベル 50 mm，ステム長さ 270 mm のモデル（0527）の場合

0518 モデルと同様に内外側ともステムの存在する部分ではステムのない状態に比べ表面ひずみが減少した．その減少程度はバイタリウムに比し，チタンのほうが少なかった．また，測定点 7 から 8 までのステムの存在しない部分での表面ひずみはステムのない状態と比較して明らかな差はみられず，大腿骨表面での明らかな応力集中もみられなかった（図 8-b）．

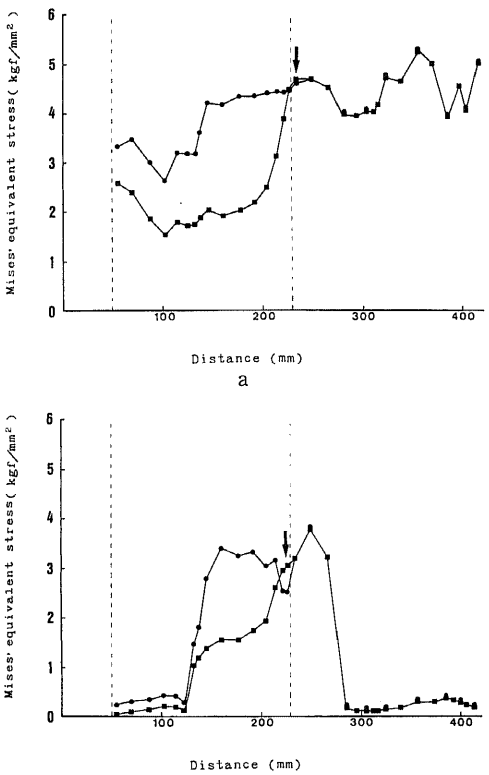


Fig. 10. Mises' equivalent stress distribution.
a ; Mises' equivalent stress distribution on the lateral surface of the femur (FEM analysis, 0518 model).
Left dashed line indicates the resected level and right dashed line indicates the tip of the stem. Minimal stress concentration was observed at the tip of the stem (indicated by an arrow).
b ; Stress distribution of the bone in the bone-cement interface (FEM analysis, 0518 model).
Distinct stress concentration was observed at the tip of the stem (arrow).
●, stress distribution without stem ; ■, stress distribution with the titanium stem.

III．数値解析

1．座標方向応力（Z 座標方向）

1）大腿骨表面の応力分布

図 9-a に 0518 モデル（切除レベル 50 mm，チタン製ステム長さ 180 mm）の解析結果を示した．大腿骨外側では引張応力，内側では圧縮応力が発生した．ステムを挿入することによりステムの存在する部分では内外側とも骨表面の応力は減少した．ステムの存在しない部分での応力分布はステムのない状態と等しく，明らかな応力集中は認めなかった．すべての解析モデルで切除レベル，ステム長さに関係なく同様の結果を認

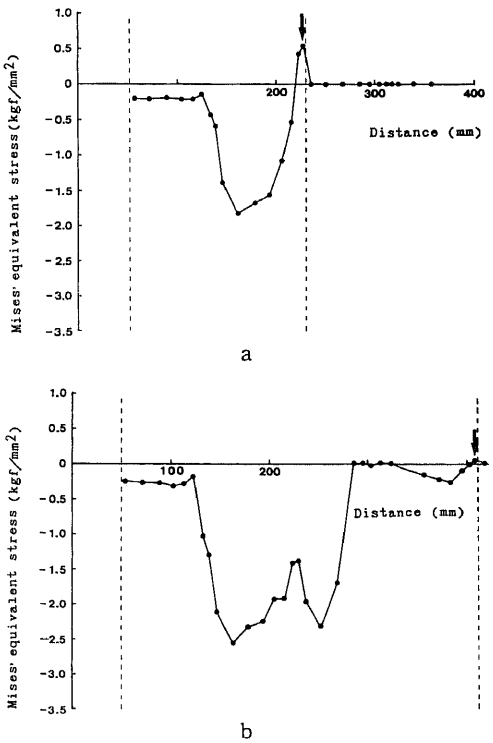


Fig. 11. Mises' equivalent stress distribution in the bone-cement inteface of the femur (FEM analysis).
a ; Balance of Mises' equivalent stress for 0518 model.
The Mises' equivalent stress without stem was subtracted from Mises' equivalent stress with intramedullary stem. Left dashed line indicates the resected level and right dashed line indicates the tip of the stem.
Stress concentration was observed at the tip of the stem (arrow).
b ; Balance of Mises' equivalent stress for 0536 model. Definite stress concentration was observed at the tip of the stem (arrow).

めた．

2）大腿骨内部の骨セメントとの境界面での骨の応力分布

図 9-b に 0518 モデル（チタン製ステム）の解析結果を示した．この部位では大腿骨顆間窩より 120～280 mm の骨幹部では骨セメント周囲に皮質骨が存在し，これ以外の部位では骨セメント周囲に海綿骨が存在する．骨幹部の皮質骨部分では骨幹端部の海綿骨部分に比較し大きい応力が生じていた．骨セメントとの境界面でも大腿骨表面と同様にステムの存在する部分での骨の応力の減少がみられ，ステムの存在しない部分での応力には変化を認めなかった．ステムのない状態に比べて明らかな応力集中は認めなかった．すべての解析モデルで切除レベル，ステム長さに関係なく同様の結果を認めた．

2．Mises の相当応力

1）大腿骨表面の応力分布

図 10-a に 0518 モデル（チタン製ステム）の大腿骨外側表面の解析結果を示した．大腿骨外側表面の Mises の相当応力は，座標方向応力の場合と同様に，ステムの存在する部分での骨の応力の減少を認めるが，ステムの存在しない部分での応力の変化は認めなかった．すべての解析モデルにおいて，同様の結果が得られた．ステム先端部では応力集中を認めたが，その程度は，ステムのない状態に比べわずかであった．大腿骨内側ではステムの存在する部分での応力の減少を認めるが応力集中は認めなかった．

2）大腿骨内部の骨セメントとの境界面での骨の応力分布

図 10-b に 0518 モデル（チタン製ステム）の大腿骨外側内部の解析結果を示した．大腿骨表面と同様に，骨幹部皮質骨の応力は骨幹端部海綿骨より大きく，ステムの存在する部分での応力の減少を認めたが，ステムの存在しない部分での応力には変化を認めなかった．ステム先端の外側の骨には，ステムのない状態に

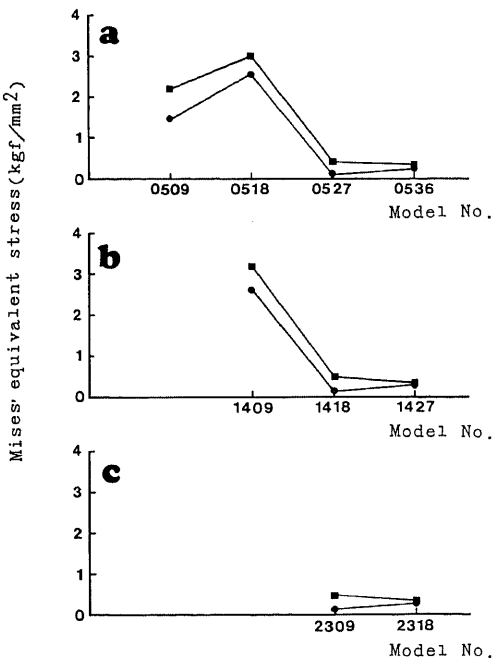


Fig. 12. Maximum Mises' equivalent stress at the tip of the stem with various resected levels and stem lengths.
a ; resected level was 50 mm.
b ; resected level was 140 mm.
c ; resected level was 230 mm.
●, stress distribution without stem ; ■, stress distribution with the titanium stem.

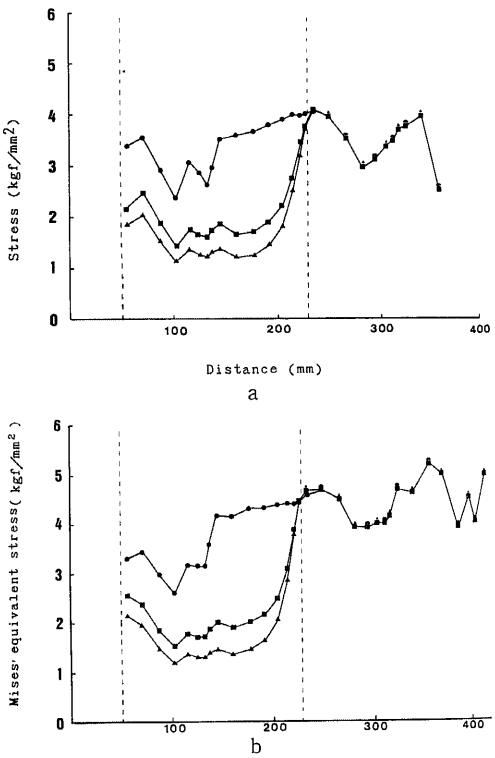


Fig. 13. Stress distribution on the lateral surface of the femur with the stem made of titanium alloy and vitallium (FEM analysis).
a ; normal stress, 0518 model.
b ; Mises' equivalent stress, 0518 model.
●, stress distribution without stem ; ■, stress distribution with the titanium stem ; ▲, stress distribution with the vitallium stem.

比べて明らかな応力集中を認めた．大腿骨内側ではステムの存在する部分での応力の減少を認めるが応力集中は認めなかった．すべての解析モデルで同様の結果が得られた．

次に，大腿骨外側内部の骨セメントとの境界面で起こる応力集中の状態を詳しく検討するために，Misesの相当応力のステムのない状態との差を求めた．図11-aに0518モデル（切除レベル50 mm，チタン製ステム長さ180 mm），図11-bに0536モデル（切除レベル50 mm，チタン製ステム長さ360 mm）の場合を示した．ステムの存在する部分では骨の応力の減少を認め，ステム先端付近では明らかな応力集中を認めた．ステムが存在しない部分での応力には変化を認めなかった．また応力集中が最大値を示すのは，ステム先端より少し根部に近い部分であった．さらに大腿骨切除レベルおよびステムの長さと応力集中の関係を明らかにするために，解析モデルの同一切除レベルにおける各ステムの長さでのステム先端部のMisesの相当応力の最大応力と，ステムのない状態での応力を求めた（図12）．応力の絶対値は，ステムが短く先端が骨幹部にあるとき（0509，0518の場合）に比べ，ステムが長く先端が大腿骨近位にきたとき（0527，0536の場合）には小さくなった．ステムのない状態に対する応力の相対比率をみると，0527モデル（切除レベル50 mm，ステム長さ270 mm，ステム先端位置320 mm）では絶対値は小さいが相対比率としては370%と最大を示した．0536モデル（切除レベル50 mm，ステム長さ360 mm，ステム先端位置410 mm）では応力の絶対値が小さく，相対比率も120%と最小を示した（表2）．応力集中の程度は，切除レベルやステムの長さよりもステム先端の位置によって大きな影響を受けていた．

3）ステムの材料特性の違いによる影響

図13に0518モデルの大腿骨表面での解析結果を座標方向とMisesの相当応力について示した．チタンおよびバイタリウム製のステムを挿入した状態での大腿骨表面の応力分布では，ステムを挿入することによる骨の応力の減少は両者ともに認めるが，その程度はチタンでは少なかった（図13-a, b）．大腿骨内部のステム先端部での応力集中は両者ともに認めた．すべての解析モデルにおいて同様の結果が得られた．ステム先端部の骨の応力集中の程度はバイタリウムのほうが軽度大きくなっていた．

考　　察

人屍体骨は年令，性別，身長，体重，骨密度，全身疾患の有無などによりヤング率で数倍程度，エネルギー吸収能で最大30倍程度の個体差，左右差があり力学的比較実験には適さない[5)15)~20)]．これまでも皮質骨と海綿骨の2層構造を有する大腿骨模型はあったが，その材料特性は全く考慮されておらず，力学的比較実験には適さなかった[28)]．今回，皮質骨と海綿骨の2層構造を有し，材料特性も近似した大腿骨模型の作製を試みた．一般に，材料特性は主にヤング率に代表され，人大腿骨の皮質骨部分で約1,000～1,500 kgf/mm²，海綿骨部分で約100～500 kgf/mm²である[3)]．今回の材料試験の結果よりレジンモルタルはヤング率が1,484 kgf/mm²，エポキシ樹脂は109 kgf/mm²であり，それぞれ人大腿骨の皮質骨と海綿骨のヤング率の範囲内にあった．また，作製した大腿骨模型は皮質骨と海綿骨の2層構造を忠実に再現していた．

Huiskes[29)]によれば応力分布は，1）荷重条件，2）形状，3）ヤング率を主とした材料特性，4）境界面における結合状態の4つの条件によって決定される．今回作製した大腿骨模型は形状，ヤング率を忠実に再現している．境界面の結合状態は，人大腿骨では皮質骨が海綿骨に徐々に移行しているのでほぼ完全に結合している．大腿骨模型では皮質骨としてレジンモルタル，海綿骨としてエポキシ樹脂を用いたが，レジンモルタルもエポキシ樹脂を30%含むため両者の結合状態はほぼ完全で人大腿骨と近似している．このように今回作製した大腿骨模型は応力分布を決定する条件を

Table 2. Stress-concentration ratio (%)

Resected level (mm)	Stress-concentration ratio (%)			
	Stem tip 140	230	320	410 (mm)
50	152	122	370	124
140		128	370	124
230			370	123

The ratio of the Mises' equivalent stress in the bone-cement interface with the titanium stem compared with the stress without stem.

すべて満足していると考えられる．大腿骨模型と人屍体骨の荷重時のひずみ分布は，定性的にはほぼ一致するが定量的には一部で20～30％の差を認めた．これは今回の模型は等方性，均一な材料であるが，骨は異方性材料であり，また部位による材料特性の不均一性を有するためである．しかし，人屍体骨の固体差が非常に大きいことを考えれば比較実験の材料としての本模型の有用性はきわめて高い[15)17)]．

本研究では人屍体骨を用いたひずみ測定と曲げ剛性の測定は各々1本の大腿骨についてのみ行った．これは多数の屍体骨のひずみ測定を行っても各骨の材料特性の違いが大きいためひずみの絶対量を比較することは困難で，ひずみの分布傾向のみが一致するにすぎないからである．また曲げ剛性についても同様のことが言える．この点で今回作製した大腿骨模型を用いて比較実験を行うほうがより正確である．

片脚起立時には，骨頭反力は体重の3倍，外転筋力は体重の2倍とされている[21)～26)]．ひずみ測定での荷重条件は片脚起立時の1/10に設定した．荷重時に大腿骨模型で最大200 μstrain程度のひずみを生じているが，これは材料試験の応力－ひずみ曲線の線形領域内であり，骨頭反力＝150 kgf，外転筋力＝100 kgfの場合と定量的に比例関係にあると思われる．荷重条件としては骨頭反力と外転筋力のみを考慮した．腸脛靱帯は大腿骨腫瘍の広範囲切除に際しては通常温存しえないので考慮しなかったが，腸脛靱帯のない状態は大腿骨や髄内ステムには厳しい荷重条件である[26)30)31)]．

大腿骨模型にステムを挿入した状態での表面ひずみ測定では，ステムのない状態に比べて，ステムの存在する部分での骨の応力の減少を認め，ステムの長さが骨の応力分布に大きな影響を与えると考えられる．ひずみゲージによる測定精度は高いにもかかわらず，大腿骨表面で明らかな応力集中を認めなかったことから，大腿骨表面には応力集中が生じていないと判断される．これらの結果はステムがチタン製，バイタリウム製の両者について認めたが，ステムの存在する部分での骨の応力の減少程度はチタン製ステムのほうが少なかった．

2次元FEMの解析結果は，ステムのない状態の大腿骨表面では，内側で圧縮応力，外側で引張応力を示し，ステムを挿入した状態ではステムの存在する部分での骨の応力の減少を認め，その減少程度に対するステムの材料特性の影響も前述の実験結果と定性的に一致していた．2次元FEMは平面ひずみ状態での解析であり，実験結果と定量的に比較することは困難であるが，ひずみ測定結果と2次元FEM解析結果は定性的によく一致しており，今回の数値解析の妥当性が証明された[29)]．数値解析によって，大腿骨模型表面では測定不可能な大腿骨内部の応力分布が解析可能と考えられる．座標方向応力の解析では大腿骨表面ではステムの存在する部分での骨の応力の減少のみを認め，明らかな応力集中は認めなかった．大腿骨内部の骨セメントとの境界面でも明らかな応力集中は認めなかった．

材料の破壊には最大主応力説，八面体剪断応力説（Misesの降伏条件），最大剪断応力説（Trescaの降伏条件）などがある[32)]．一般によく用いられている最大主応力説は脆性材料で単純な応力下ではよく一致するが，骨のような延性材料で複雑な荷重条件下では適当ではなく，八面体剪断応力説がよく一致すると考えられる[32)]．今回の解析でも最大主応力説に基づく座標方向応力の解析では明らかな応力集中を認めず，腫瘍用人工膝関節置換後の大腿骨骨折は生じないことになる．このためMisesの降伏条件によるMisesの相当応力の解析を行った．

Misesの相当応力の分布では，大腿骨表面で，ステム先端部に応力集中を認めたがわずかであった．大腿骨内部の骨セメントとの境界面では，ステム先端の外側の骨に明らかな応力集中を認めた．その大きさは，解析モデルにより異なるが，ステムのない状態に比べて120～370％程度であった（図12，表2）．荷重は静的片脚起立時を想定して骨頭反力を体重の3倍としたが，歩行時には骨頭反力は体重の5～7倍であることから，ステム先端での骨への応力集中はさらに大きくなると推定される[26)]．

大腿骨表面では応力集中をあまり認めず，骨セメントとの境界面で大きな応力集中を認めることから，腫瘍用人工膝関節置換後に生ずるステム先端部での大腿骨骨折は大腿骨外側の内部より発生すると考えられる．一般に曲げによる破壊は，骨折も含めて，引張応力の最大となる外側表面より発生するので，この点が通常の骨折とは大きく異なっている[31)]．

Misesの相当応力は3次元方向すべての主応力と剪断応力を考慮したものであり，表面ひずみゲージ測定では内部の主応力と剪断応力が測定不可能なので，実験的に測定することはできない．また，大腿骨表面での測定は大腿骨内部の応力集中に対しては鈍感であり，実験的に大腿骨表面から内部のステム先端での応力集中をとらえることは不可能であった．

大腿骨内部のステム先端部の骨に集中する応力の絶対値は，同じ切除レベルで比較した場合，ステムが短く骨幹部にある場合（0509，0518）に比べ，ステムが長く先端が大腿骨近位に近づいた場合（0527，0536）には小さくなった．これは大腿骨遠位および近位部では海綿骨がステム先端部の骨セメントと接し，骨幹部

では皮質骨が接しているというステム先端部周囲の組織の違いに主な原因があると思われる．ステムのない状態の応力分布では皮質骨の応力は海綿骨に比し極端に大きくなっていた．これは海綿骨に比べヤング率の大きい皮質骨がより多くの応力を負担するからである．このヤング率の違いにより，ステム先端周囲が皮質骨である0509および0518モデルと，先端周囲が海綿骨である0527および0536モデルとでは，ステム先端での応力に大きな差を生ずるものと思われる．皮質骨の応力は海綿骨より大きいが，皮質骨は大きい応力にも耐えることができるので，ステムを挿入した状態の応力の絶対値の比較だけでは適当ではなく，ステムのない状態に対する相対比率で比較するのが適当であろう．ステムのない状態に対する応力の相対比率をみると，ステム先端が骨幹部にあるとき（ステム先端位置230）と大転子近くにある場合（ステム先端位置410）には120%程度と比較的小さな応力集中であるが，先端が小転子より少し遠位の場合（ステム先端位置320）では370%と大きな応力集中を示した．切除レベルとステム長さが異なってもステム先端位置が等しい場合，例えば0518と1409の場合は共にステム先端は230 mmの位置にあるが，応力集中の程度には明らかな差を認めなかった．これらよりステム先端での骨への応力集中の程度は切除レベルやステムの長さにあまり影響されず，ステム先端の位置によって大きな影響を受けると考えられる．すなわち．ステム先端の骨に集中する応力の絶対値，相対比率の両方を最小に抑えるためには，ステム先端が小転子を超えて大転子近くにあればよい．しかし，ステムを長くして大腿骨近位部の皮質骨を貫通した場合には，かえって周囲には異常な応力集中を招くことになるので，皮質骨を破壊することは極力避けるべきである[23)24)]．

Huiskesは近似的2次元梁理論を用いて，ステムの長さは応力集中の程度に影響せず，ステムの中央部は応力を受け持たないのでステムが長くなっても応力を受け持たない部分が長くなるだけで，ある程度（約10 cm)の長さがあればよいとしている[7)29)33)]．Huiskesは非常に単純化したモデルを近似的梁理論で解析し，しかも最大主応力説による座標方向応力の解析のみを行ったために我々とは異なる結論を得たと思われる．我々の解析でも座標方向応力の解析だけでは明らかな応力集中を認めずHuiskesの結論に近いが，八面体剪断応力説によるMisesの相当応力を求めることによりステム先端での骨の応力集中を明らかにすることができた．CTスキャンを用いて求めた大腿骨の曲げ剛性が骨幹部で最小値，近位および遠位部で最大値をとるという形状特性から，近似的2次元梁理論での解析には無理があり，実際にはステム先端の位置によって応力集中の程度が異なるのである．

ステムを挿入することにより，大腿骨の内外側ともにステムが存在する部分での骨の応力は減少した．これは皮質骨や海綿骨に比べ，ヤング率の大きい金属ステムが応力を負担するからである．この現象はstress-shieldingと呼ばれている[29)33)]．骨に加わる応力が減少しすぎると骨吸収や皮質骨の海綿質化が生ずる[14)24)33)34)]．骨吸収や皮質骨の海綿質化が起こると骨のヤング率が低下し，大腿骨が本来持っていた曲げ剛性が減少するので骨折を招きやすくなる．具体的にどの位の応力減少によって骨吸収や海綿質化が生ずるかは不明であるが，より生理的応力分布に近いほうが良いと言える[35)]．stress-shieldingの程度に関してはバイタリウムよりチタンのほうが小さかった．すなわちチタンのほうが骨の応力分布に対する影響が少なく，優れていると言える．ステムの材料の違いによる応力集中への影響をみると，大きさで軽度バイタリウムのほうがチタンに比べて大きかった．チタンはバイタリウムに比べヤング率が1/2程度であるが，皮質骨とは8倍，海綿骨とは100倍と有意に大きいため，軽度の差しか生じないのである．

以上より髄内ステムの先端位置は小転子を超えて大転子に近い場合が最も応力集中をおこしにくく，材料ではバイタリウムよりチタンのほうが優れていると言える．

結　　論

腫瘍用人工膝関節置換後の大腿骨に生ずる応力分布について，実験および数値解析により検討し，至適なステムの長さ，材質について以下の結論を得た．

1．屍体骨の材料特性は個体差が大きく力学的比較実験には適さないため，人大腿骨と等しいヤング率と皮質骨，海綿骨の2層構造をもつ大腿骨模型を作製した．この大腿骨模型は人屍体骨と荷重時の力学的挙動が定性的，定量的に近似していた．

2．大腿骨模型にステムを挿入した際の大腿骨表面のひずみ測定では，ステムを挿入することによるstress-shieldingを認めたが，明らかな応力集中は認めなかった．

3．2次元有限要素法による大腿骨表面の座標方向応力の分布は，大腿骨模型でのひずみ測定での応力分布とよく一致しており，数値解析の妥当性が証明された．座標方向応力の解析ではstress-shieldingは認めたが応力集中は認めなかった．Misesの相当応力を解析することにより大腿骨内部のステム先端外側での骨への応力集中が明らかとなった．

4．ステム先端での骨への応力集中の程度は，大腿骨切除レベルやステムの長さによる影響は少なく，ステム先端の位置による影響が大きかった．応力集中を最小にするステム先端位置は，小転子を超えて大転子に近い位置であった．

5．ステムの材料特性の違いは，応力集中にはあまり影響を与えなかった．しかしチタンのほうがバイタリウムに比し，骨の応力分布に対する影響が少なく，stress-shielding の程度も小さく，より優れていると考えられた．

謝　　辞

稿を終えるに臨み，御懇篤な御指導と御校閲を賜りました恩師野村進教授に衰心より深甚の謝意を表します．また本研究遂行に際し直接御指導いただいた金沢大学医学部整形外科富田勝郎助教授，沢口毅助手，御助言いただいた金沢大学工学部機械システム工学科尾田十八教授，御助力いただいた金沢大学工学部機械システム工学科多加充彦，小久保直樹の各氏，さらに貴重な人骨標本を提供していただいた金沢大学医学部第2解剖学山田致知名誉教授，金属材料を提供していただいた京セラ柚木博行氏に衰心より深謝の意を表します．

文　　献

1) **Enneking, W. F., Spanier, S. S. & Goodman, M. A.**: A system for surgical staging of musculoskeletal sarcoma. Clin. Orthop., **153**, 106-120 (1980).

2) **Holmes, R. E., Bucholz, R. W. & Mooney, V.**: Porous hydroxyapatite as a bone-graft substitute in metaphyseal defects. J. Bone Joint Surg., **68**, 904-911 (1986).

3) **立石哲也，宮永　豊**：生体組織の物理・機械的特性．バイオメカニクス資料集成（立石哲也，宮永豊編），第1版，93-157頁，朝日サイエンス社，大阪，1978.

4) **赤川節二，富田勝郎，沢口　毅，片山　元，野村進，尾田十八，山崎光悦**：Tumor prosthesis 折損例の検討．整形外科，**39**, 265-270 (1988).

5) **赤川節二，富田勝郎，山内茂樹，沢口　毅，井上昭，野村　進，野村忠雄**：下肢悪性骨腫瘍における患肢温存の機能評価．中部整災誌，**30**, 149-151 (1987).

6) **沢口　毅，富田勝郎，尾田十八，山崎光悦**：特殊人工膝関節（腫瘍用）の破壊強度の検討．整形外科バイオメカニクス，8, 125-130 (1986).

7) **Chao, E. Y. & Sim, F. H.**: Tumor prosthesis desing. *In* Chao E. Y. & Lvins J. C. (eds.), Prosthesis for Bone and Joint Reconstruction, 1st ed., p335-360, Thieme-Stratton Inc., New York, 1983.

8) **Enneking, W. F.**: Functional evaluation of reconstruction after tumor resection. Proceeding of 2 nd International Workshop on the Design and Application of Tumor Prosthesis for Bone and Joint Reconstruction, p5-10, Vienna, 1983.

9) **八木知徳，Enneking, W. F.**：骨・軟部腫瘍手術後の機能評価法．整形外科，**36**, 1342-1349 (1985).

10) **Rand, J. A. & Conventry, M. B.**: Stress fractures after total knee arthroplasty. J. Bone Joint Surg., **62**, 226-233 (1980).

11) **Johansson, J. E., McBroom, R., Barrington, T. W. & Hunter, G. A.**: Fracture of the ipsilateral femur in patients with total hip replacement. J. Bone Joint Surg., **63**, 1435-1442 (1981).

12) **Hui, F. C. & Fitzgerald, R. H.**: Hinged total knee arthroplasty. J. Bone Joint. Surg., **62**, 513-519 (1980).

13) **Collis, D. K.**: Femoral stem failure in total hip replacement. J. Bone Joint Surg., **59**, 1033-1041 (1977).

14) **Pazzaglia, U. & Byers, P. D.**: Fractured femoral shaft through an osteolytic lesion resulting from the reaction to a prosthesis. J. Bone Joint Surg., **66**, 337-339 (1984).

15) **McElhaney, J., Fogle, J., Byars, E. & Weaver, G.**: Effect of embalming on the mechanical properties of beef bone. J. Appl. Physiol., **19**, 1234-1236 (1964).

16) **Dickenson, R. P., Hutton, W. C. & Stott, J. R. R.**: The mechanical properties of bone in osteoporosis. J. Bone Joint Surg., **63**, 233-238 (1981).

17) **Smith, J. W. & Walmsley, R.**: Factors affecting the elasticity of bone. J. Anat., **93**, 504-523 (1959).

18) **Leichter, I., Margulies, J. Y., Weinreb, A., Mizrahi, J., Robin, G. C., Conforty, B., Makin, M. & Bloch, B.**: The relationship between bone density, mineral content, and mechanical strength in the femoral neck. Clin. Orthop., **163**, 272-281 (1982).

19) **Ruff, C. B. & Hayes, W. C.**: Bone-mineral content in the lower limb; Relationship to cross-sectional geometry. J. Bone Joint Surg., 1024-1031 (1984).

20) **Clark, C. R., Morgan, C., Sonstegrad, D. A. & Matthews, L. S.**: The effect of biopsy-hole shape and size on bone strength. J. Bone Joint Surg., **59**, 213-217 (1977).

21) **Crowninshield, R. D., Brand, R. A., Johnston, R. C. & Milroy, J. C.**: An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. J. Bone Joint Surg., **62**, 68-78 (1980).

22) **Rohlman, A., Mossner, U., Bergmann, G. & Kolbel, R.**: Finite-element-analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis. J. Biomechanics, **16**, 727-742 (1983).

23) **Indong, O. & Harris, W. H.**: Proximal strain distribution in the loaded femur. J. Bone Joint Surg., **60**, 75-85 (1978).

24) **Lewis, J. L., Askew, M. J., Wixon, R. L., Kramer, G. M. & Tarr, R. R.**: The influence of prosthetic stem stiffness and of a calcar collar on stresses in the proximal end of the femur with a cemented femoral component. J. Bone Joint Surg., **66**, 280-286 (1984).

25) **Lanyon, L. E., Paul, I. L., Rubin, C. T., Thrasher, E. L., DeLaura, R., Rose, R. M. & Radin, E, L.**: In vivo strain measurement from bone and prosthesis following total hip replacement. J. Bone Joint Surg., **63**, 989-1000 (1981).

26)**Frankel, V. H. & Nordin, M.**: Basic biomechanics of the skeletal system, *In* V. H. Frankel & Nordin (eds.), p149-177, Lea & Febiger, Philadelphia, 1980.

27) **Smith, H. W., De Smet, A. A. & Levine, E.**: Measurement of cortical thickness in a human cadaver femur. Clin. Orthop., **169**, 269-274 (1982).

28) **Mckellop, H., Glousman, R., Clarke, I. & Sarmiento, A.**: A plastic model for the evaluation of femoral fracture fixation. Second World Congress Biomaterials 10th Annual Meeting of the Society for Biomaterials, p240, Washington, D. C., 1984.

29) **Huiskes, R.**, Principles and methods of solid biomechanics. *In* P. Ducheyne & G. W. Hastings (eds.), Functional behavior of orthopedic biomaterials, 1st ed., **1**, p51-97, CRC Press, Florida, 1984.

30) **Frits, M. K., Heeten, G. J., Pedersen, D. R., Brand, R. A. & Crowninshield, R. D.**: Prediction of muscle and joint loads after segmental femur replacement for osteosarcoma. Clin. Orthop., **198**, 273-283 (1985).

31) **Mcleish, R. D. & Charnley, J.**: Abduction forces in the one-legged stance. J. Biomechanics, **3**, 191-209 (1970).

32) **室田忠雄, 益田森治**: 塑性変形開始の条件. 工業塑性力学（室田忠雄, 益田森治編), 第7版, 77-107頁, 養賢堂, 東京, 1985.

33) **Huiskes, R.**: Design, fixation, and stress analysis of permanent orthopedic implants: The hip joint. *In* P. Ducheyne & G. W. Hastings (eds.), Functional behavior of orthopedic biomaterials, 1st ed., **2**, p121-162, CRC Press, Florida, 1984.

34) **渡部 良, 岡 政典, 笠原吉孝, 中根康雄, 宮田慶男**: AOIによる圧迫骨接合術の問題点. 臨整外, **7**, 101-113 (1972).

35) **Frost, H. M.**: A determinant of bone architecture. Clin. Orthop., **175**, 286-292 (1983).

Biomechanical Study on the Tumor Knee Prosthesis

Setsuji Akagawa, Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920

—J. Juzen Med. Soc., **97**, 530—542 (1988)

Key words: limb salvage, tumor, prosthesis, biomechanics, finite element method (FEM)

Abstract

The major post-operative complications after limb salvage procedure with tumor prosthesis for malignant bone tumor of the distal part of the femur are fracture and loosening of the intramedullary stem and fracture of the femur. In order to prevent these complications, it is nessesary to reduce stress-concentration of the bone and intramedullary stem. The three subjects of this study included strain measurement of the human cadaveric bone under loading, development of a new femoral bone model whose mechanical properties are similar to that of human bone, and strain measurement of the model with intramedullary stem under loading. Furthermore, a two-dimensional finite element method was employed for computer analysis. The appropriate length and material for intramedullary stem was estimated by studying the stress distribution of the femur after implantation of the tumor knee prosthesis. Strain measurement of the model of femur with the stem revealed so called "stress-shielding" which was the reduction of stress of the bone where the stem existed, but no stress-concentration was observed. Normal stress and Mises' equivalent stress on the bony surface and in the bone-cement interface were analysed by the two-dimensional finite element method. As a result, stress-shielding was observed on the bony surface, but no stress-concentration was found on the bony surface. The same results were obtained in normal stress analysis. Stress-concentration was observed in the bone-cement interface at the tip of the stem by Mises' equivalent stress analysis. The magnitude of the stress-concentration at the tip of the stem was smallest when the tip of the stem existed between the lesser trochanter and the greater trochanter. The magnitude of stress-shielding caused by the titanium stem was smaller than that caused by the vitallium stem. The titanium stem seemed to have less adverse effect on the host femoral bone.