

A Biomechanical Study on the Posterior Stabilized Total 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/2297/8005

後方安定型人工膝関節の生体力学的研究

金沢大学医学部整形外科科学講座 (主任: 野村 進教授)

末 吉 泰 信

(昭和62年12月26日受付)

人工膝関節において、脛骨の後方すべりを防止するため脛骨コンポーネントに中央突起 (posterior stabilizer, PS) が付けられているものがあるが、この PS に作用する力により、脛骨コンポーネントの骨-骨セメント接合部には引張応力が働き、ゆるみ (loosening) の原因となるとの懸念がある。本実験では、この骨-骨セメント接合部の応力を脛骨コンポーネントの前面、後面において測定し、膝関節屈曲角度 (0°, 30°, 40°, 50°)、脛骨コンポーネントの厚さ (7.5 mm, 10 mm, 12.5 mm)、脛骨上端の矢状面における骨切り角度が、この応力に与える影響を検討した。ポリウレタン製脛骨模型および人脛骨標本を用い、PS 付き人工膝関節の脛骨コンポーネントを骨セメントで固定したのち、万能試験機により大腿骨コンポーネントを介し垂直荷重 (最大 200 kgf) を加えた。脛骨コンポーネントに生じる垂直方向にひずみをひずみゲージで測定し、各条件について比較した。さらに2次元有限要素法による検討を行なった。その結果、膝関節屈曲角度 20° 以上で、脛骨コンポーネント後面には引張応力が生じた。その大きさは前面に生じる圧縮応力に比し約 4 分の 1 以下であった。膝関節屈曲角度を増加させた場合、前面の圧縮応力、後面の引張応力は大きくなった。脛骨コンポーネントの厚さを増加させた場合には、前面の圧縮応力は大きくなったが、後面の引張応力の変化は少なかった。脛骨上端の骨切り角度を脛骨軸と垂直の面より前方へ 10° 傾けた場合、前面の圧縮応力、後面の引張応力は大きくなったが、後方へ 10° 傾けた場合には前面の圧縮応力、後面の引張応力の変化は少なかった。以上より、PS 付き人工膝関節の脛骨コンポーネント後面の骨-骨セメント接合部には、ゆるみの原因となる引張応力が生じ、これは膝関節屈曲角度、脛骨コンポーネントの厚さ、脛骨上端骨切り角度により影響をうけることがわかった。

Key words total knee replacement, biomechanics, loosening, stress analysis

人工膝関節置換術 (total knee replacement, TKR) は 1950 年代の Walldius¹⁾ や Shiers²⁾ による蝶番型の人工膝関節の開発以来、たびたび改良が加えられてきた³⁾。しかし蝶番型の人工膝関節では、大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントが蝶番によって拘束されるので、生理的膝関節屈伸運動の際に生じる回旋運動のために強いトルクが生じ、人工関節と骨との接触面でゆるみ (loosening) が生じた⁴⁾。その対策として 1971 年 Gunston⁵⁾ は金属対プラスチックの非蝶番型人工膝関節を考案し、その後、表面置換型 (total condylar type) が開発され、1979 年の Insall⁶⁾ の報告では、5 年成績で再手術率は 3% となるまでに TKR の成績は向上した。しかしながら現在でも TKR の最大の問題点はゆるみである。

表面置換型人工膝関節は、脛骨の大腿骨に対する後方すべりを防止するための後方制動がある型とない型に大別され、さらに後方制動がある型は後十字靭帯を残すものと脛骨コンポーネント (high density-polyethylene 製) に中央突起 (posterior stabilizer, PS) を有するものに細分される。慢性関節リウマチ等の関節破壊が高度で後十字靭帯が残っていない場合や、また、手術手技の困難さから後十字靭帯を残さない場合等は後方制動のないものか、PS を有するもののどちらかを選択する。当教室では、1980 年より TKR を開始し⁷⁾、PS を有するものとして I/B (Insall-Burstein) II 型人工膝関節 (Zimmer 社, ワルシャワ)⁸⁾ を用いてきた。

しかし、この型の人工膝関節では、脛骨の後方すべ

Abbreviations: FEM, finite element method; PS, posterior stabilizer; TKR, total knee replacement.

りをPSにより防止することを目的としているが、このPSに作用する力により、脛骨コンポーネントの骨-骨セメント接合部には引張応力が働き、ゆるみの原因となるとの懸念がある⁹⁾¹⁰⁾。Insallら⁸⁾¹¹⁾はPSに作用する力と、大腿脛骨関節に作用する力との合力は脛骨コンポーネントの骨-骨セメント接合部に圧縮応力のみを生じるとしているがその実験的証明はない。本実験ではPS付き人工膝関節において脛骨コンポーネントの骨-骨セメント接合部に生じる応力を検討し、また、膝関節屈曲角度、脛骨コンポーネントの厚さ、脛骨上端の矢状面における骨切り角度がこの骨-骨セメント接合部の応力に与える影響を検討した。

材料および方法

I. 材料試験

実験条件としては、生理的活動時における生体内測定が最も好ましいことはいうまでもないが、人体では

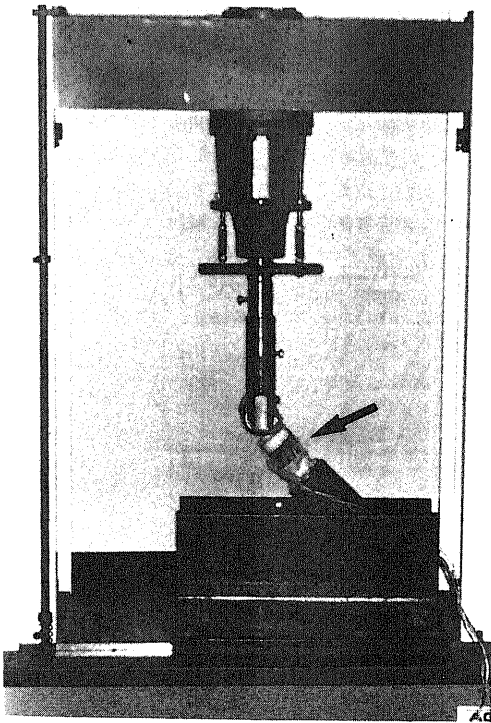


Fig. 1. Experimental system for loading test
A longitudinal load up to two hundred kilogram force is applied on the tibial component fixed to the tibial model or bone through femoral component fixed to the loading machine. The longitudinal strain on the tibial component is monitored. The arrow indicates polyurethan tibial model or bone.

実際には不可能である。また、骨の大きさ、力学的特性等のばらつきによる実験誤差を少なくし、実験結果の比較を容易にするため、材質がほぼ均一な脛骨模型 (Robert Mathys 社, ベトラッハ) を用いた。この模型は、外層ポリウレタン、内層ポリウレタンフォームよりなり実際の人骨の皮質および海綿骨の2層構造を反映している。

この材料特性を求めるため、引張試験を行なった。脛骨模型の外層ポリウレタン部分から $30 \times 90 \times 5$ mm の試験片を5個作成し、その表面に直交型ひずみゲージ (KFC-5-C1-11L300, 共和電業) を貼付した。万能試験機 (AG2000C, 島津製作所) により引張応力を加え、そのひずみを自動ひずみ測定器 (UCAM-10A, 共和電業) により計測し、ダミーゲージ法による温度補償を施したのち試験片の応力-ひずみ曲線をえた。この応力-ひずみ曲線より試験片のヤング率とポアソン比を求めた。

内層のポリウレタンフォーム部分は多孔質であり、ひずみゲージを貼付することが困難なため変位測定法によりヤング率を求めた。

II. 脛骨模型による実験

上記の脛骨模型を用いPS付き人工膝関節 (I/B-II型, Zimmer 社, ワルシャワ) の脛骨コンポーネント (regular サイズ) を通常の手術法に準じ骨セメント (polymethylmethacrylate, Surgical Simplex P®, Howmedica 社, ラザフォード) にて固定した。骨セメント層の厚さは1.5 mmとした。脛骨模型は図1のように固定台に設置した。

万能試験機のクロスヘッドの下端につけた大腿骨コンポーネントにより垂直荷重を10 kgf ずつ、最大200

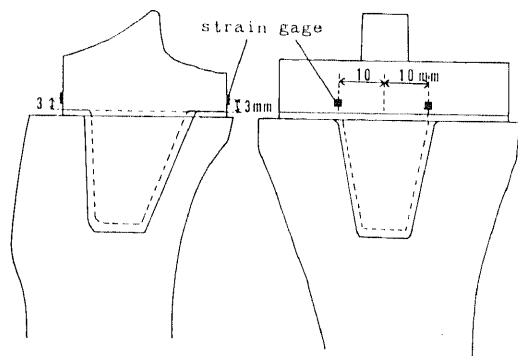


Fig. 2. Strain gages attached to the tibial component.

Two strain gages are attached to the anterior and posterior surface of the tibial component twenty millimeters apart and three millimeters from the under surface of the tibial component.

kgfまで加えた。最大荷重を200 kgfとしたのは片脚起立時に荷重脚の大腿脛骨関節に働く膝の合力が体重のほぼ3倍であり¹²⁾¹³⁾、体重65 kgの人では約200 kgfになるからである。

脛骨コンポーネント前面と後面に底面から3 mmの所で、正中より10 mmずつへだてて左右に2枚のひずみゲージ (KFC-1-C1-11, 共和電業) を垂直方向に貼付し (図2), 脛骨コンポーネント前面と後面に生じるひずみ量 (左右2枚のひずみゲージに生じるひずみ量の平均値) を測定し、各条件について比較した。なお、脛骨コンポーネント前面、後面の測定点における応力は次の式によって与えられる。

$$\sigma = \epsilon E$$

σ , 応力; ϵ , ひずみ; E , ヤング率

上の式より、応力は測定したひずみ量に比例している。後述する有限要素法の結果より骨-骨セメント接合部での応力は、測定点における応力の約2倍であり、それゆえ脛骨コンポーネント前面、後面の測定点におけるひずみ量を比較することにより、骨-骨セメント接合部の応力を推定することが可能である。ひずみは自動ひずみ測定器 (UCAM-10A, 共和電業) により、ダメージ法による温度補償を施した。それぞれの試験は1つの条件につき3回以上行ない再現性がえられることを確認した。

1. 膝関節屈曲角度の影響

膝関節屈曲角度の影響を検討するために、膝関節屈曲角度を、0°, 30°, 40°, 50°に設定し測定した。厚さ10 mmの脛骨コンポーネントを脛骨軸に対して垂直

に設置した。

2. 脛骨コンポーネントの厚さの影響

I/B-II型の人工膝関節では厚さ7.5 mm, 10 mm, 12.5 mm, 15 mmの4種類の脛骨コンポーネントが市販されているが、日常よく使用されるのは7.5 mm, 10 mm, 12.5 mmの3種類であるため、これら3種類について脛骨コンポーネントの厚さの影響を、膝関節屈曲角度40°にて検討した。脛骨コンポーネントは脛骨軸に対して垂直に設置した。

3. 脛骨上端の矢状面における骨切り角度の影響

脛骨軸に対し、図3のように、脛骨上端の矢状面において前方へ10°, 後方へ10°傾斜した骨切りを行ない、厚さ10 mmの脛骨コンポーネントを設置した。膝関節屈曲角度0°, 30°, 40°, 50°の各々について測定を行なった。

III. 人脛骨標本による実験

人脛骨標本を用いて同様の実験を行なった。

X線撮影にて骨梁がほぼ正常であり、骨病変がないことを確認したアルコール保存脛骨2個を脛骨軸に対して垂直に骨切りしI/B-II型 regular サイズ、厚さ10 mmの脛骨コンポーネントを骨セメントにて固定した。膝関節屈曲角度の影響を検討するために、脛骨模型による実験と同様の方法で膝関節屈曲角度0°, 30°, 40°, 50°にて荷重試験を行なった。荷重条件、ひずみゲージの貼付位置も全て上記IIと同じである。

IV. 2次元有限要素法による検討

前述の実験を検証するため、2次元有限要素法 (finite element method, FEM) による解析を行なっ

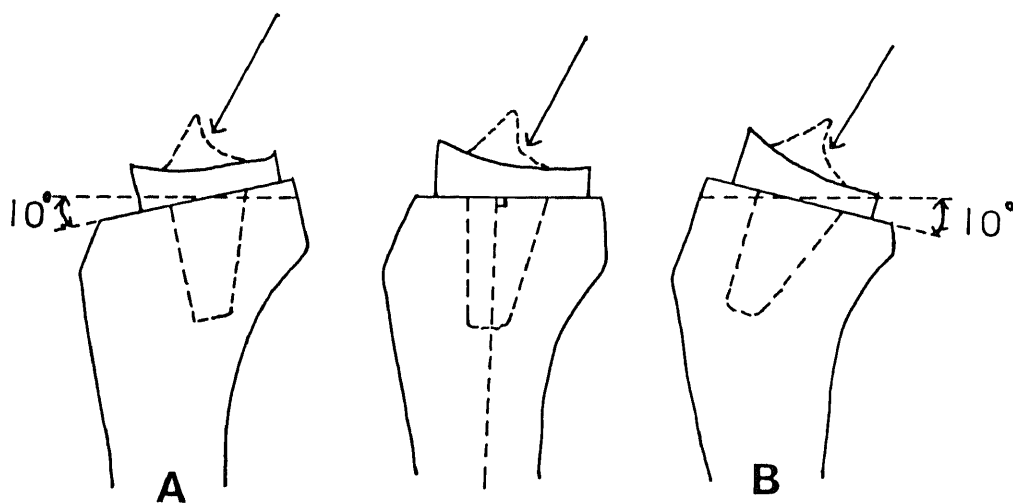


Fig. 3. Tilt of the proximal tibial osteotomy.

A, proximal tibial osteotomy with an anterior tilt of ten degrees; B, proximal tibial osteotomy with a posterior tilt of ten degrees. The arrow indicates the direction of load.

た。解析はTKRを行なった脛骨上部の正中中部での矢状面断面について行なった(図4)。このモデルでは、脛骨軸に対し垂直に骨切りし、脛骨コンポーネントの厚さを10 mm、骨セメントの厚さを1.5 mmとした。FEMとは、この断面を要素分割し、各要素ごとに力のつり合い方程式をたてコンピューターによる演算により、各要素における応力の作用方向と大きさを決定する方法である。なお、コンピューターにはFACOM・M360AP(富士通)を使用した。

1. プログラム

汎用2次元FEMプログラムを使用した。

2. 材料構成, 板厚

2次元FEMに3次元形状を反映させるため下記の方法を用いた。人工膝関節置換後の脛骨横断面では、各材料が層をなしている。これを図5のようにモデル化し横断面での各材料(1. 皮質骨, 2. 海綿骨, 3. 骨セメント, 4. 脛骨コンポーネント)の層の数を決定した。図5の横断面で示すように、最前端部(図5

のa)は皮質骨のみからなり、これに後続する部(図5のb)は皮質骨と海綿骨からなる。図5のa~gの各部について図5Aと図5Bとで各材料(上記1~4)の断面積が等しくなるように図5Bの各材料の厚さを決めた。ついでa~gの各部において各材料が横径(いわゆる板厚, 図4B)に対して占める割合(以下では断面積比と呼称)を計測した。ついで断面積比および材料の層の数がそれぞれ同じ値をとるように矢状面モデルを区分したところ、図4Aのように15の領域に区分された。各領域の断面積比を表1に示す。このように近似化しても、一般に2次元FEMでは板厚方向に対して材料定数を層に分けて入力することはできないので、図4Aの各材料構成の領域ごとに積層の材料を単一の材料とみなした等価ヤング率Eを、

$$E = \frac{\sum_{i=1}^n A_i E_i}{\sum_{i=1}^n A_i}$$

($A = \sum_{i=1}^n A_i$, ここで E_i , A_i は各材料のそれぞれヤング率と断面積, n は各領域の材料の層の数である)の複合

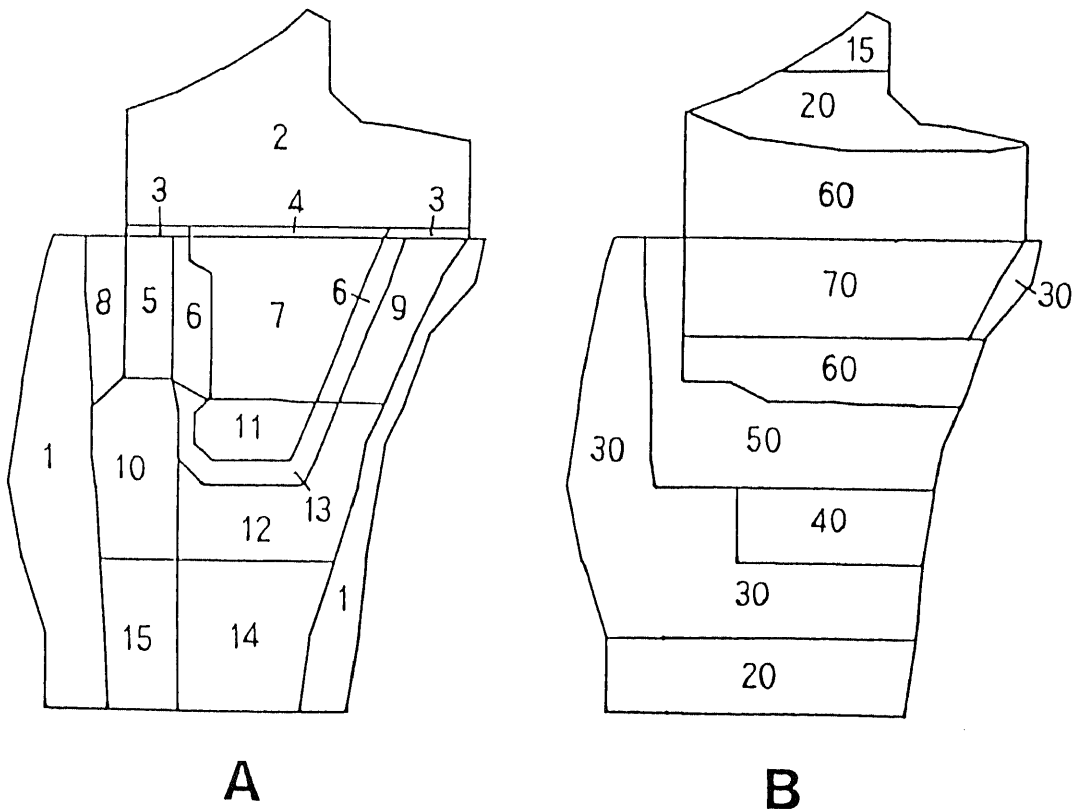


Fig. 4. Model for analysis with two-dimensional finite element method.

A, material construction domains. In order to include the influence of different material constituent of the experimental specimen, the model is divided into fifteen domains and numbered.; B, lateral thickness of the model (mm).

則を利用して算出した。また、計算に有効なポアソン比として表1から断面積比が最大の材料のものをを用いた。表2にこのモデルについての各材料の材料定数を示す。このうちポリウレタンおよびポリウレタンフォームでは上記Iの材料試験で求めた材料定数を示すが、それ以外では、他の報告における数値を用いた^{14)~16)}。解析は、ポリウレタン脛骨模型と人脛骨標本の二通りの場合について行なった。

3. 要素分割, 拘束条件

要素分割は要素数 178, 節点数 201 とした (図 6)。

拘束条件は, 実験での固定部位を考慮して脛骨モデルの底面とした。

4. 荷重条件

PS と大腿骨コンポーネントのカムとの接点 Q と大腿脛骨関節での接点を代表する点 P に荷重 200 kgf が 1 対 2 で分散して負荷されるとした (図 6)。これは

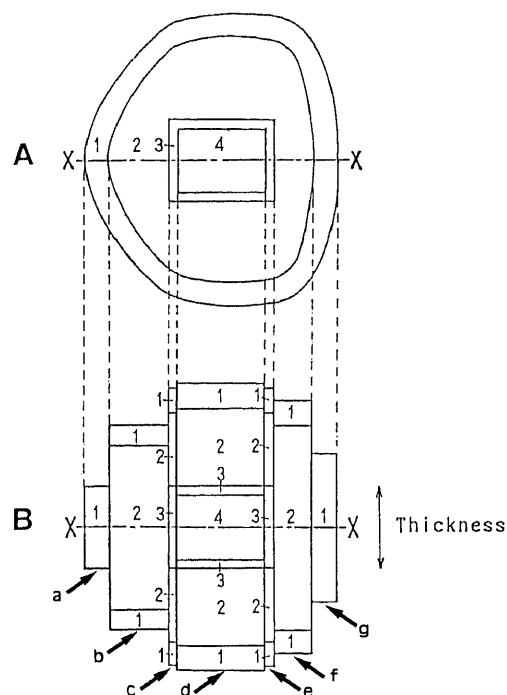


Fig. 5. Schematic presentation of a simplified method of measuring the lateral thickness of four different constituents (1, cortical bone; 2, cancellous bone; 3, bone cement; 4, tibial component of the knee prosthesis).

The upper schema (A) is a horizontal section of the upper end of the tibia to obtain the model with approximate thickness (B). X~X, sagittal plane used for FEM analysis; a~g, blocks consisted of each constituent with approximate thickness.

3 次的に考えた場合, 大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントは 3 点で接触しており 3 分の 1 ずつ荷重分散すると仮定すると P 点には大腿脛骨関節 2 点分の力が合力として負荷されるからである。膝関節屈曲角度 θ を 30° , 40° , 50° と変化させて, この際の脛骨コンポーネント前面 $A_1 \sim A_6$ と後面 $B_1 \sim B_6$ (図 6) における脛骨コンポーネントの垂直方向の応力を求めた。

成 績

I. 材料試験

脛骨模型の皮質骨部分に相当する外層ポリウレタン部分のヤング率およびポアソン比の実測値の平均値と標準偏差は, それぞれ 1601 ± 21 MPa および 0.363 ± 0.005 であり, 各模型間の材料のばらつきは少ないといえる。また, 海綿骨に相当する内層ポリウレタンフォーム部分のヤング率は 26.5 MPa であった。

II. 脛骨模型による実験

1. 膝関節屈曲角度による影響 (図 7)

膝関節屈曲角度 0° の場合, 脛骨コンポーネント前面, 後面共に圧縮ひずみが生じた。前面の圧縮ひずみは後面の圧縮ひずみの約 2 分の 1 であった。また, その大きさは 200 kgf 荷重下で前面 358μ strain, 後面 912μ strain であった。膝関節屈曲角度 0° の場合の前面の圧縮ひずみは, 膝関節屈曲角度 30° , 40° , 50° の場合の前面の圧縮ひずみの 3 分の 1 以下であった。膝関節屈曲角度が約 20° をこえると PS に大腿骨コンポーネントが接触した。これは PS の表面に貼付した感圧紙 (プレスケール, 富士写真フィルム) に圧力が加わり感圧紙の色が変化したことにより確認できた。この際, 脛骨コンポーネント前面には圧縮ひずみ, 後面には引張ひずみが生じた。その大きさは膝関節屈曲角度 30° , 40° , 50° と角度が増すにつれて 200 kgf 荷重下で前面で 1202, 1248, 1590 μ strain, 後面で -48 , -96 , -256μ strain と増加した。脛骨コンポーネントの後面での引張ひずみは膝関節屈曲角度 30° , 40° , 50° で前面の圧縮ひずみに比べ 200 kgf 荷重下でその大きさの絶対値は約 6 分の 1 以下であった。

2. 脛骨コンポーネントの厚さの影響 (図 8)

実験では脛骨コンポーネント前面の圧縮ひずみは膝関節屈曲角度 40° で脛骨コンポーネントの厚さが 7.5 mm の場合には 200 kgf 荷重下で 440μ strain であり, 脛骨コンポーネントの厚さが 10 mm, 12.5 mm と増すにつれそれぞれ 1270, 1822 μ strain と約 4 倍に増加した。後面の引張ひずみは 10 mm の場合で一番小さく (200 kgf 荷重下で -96μ strain), 7.5 mm, 12.5 mm では差がなく (-290 , -292μ strain) 厚さの影響は少なかった。

Table 1. Ratio of the area

Domain number	Material			
	Cortical bone	Cancellous bone	Bone cement	Tibial component
1	1.0000	—	—	—
2	—	—	—	1.0000
3	—	—	1.0000	—
4	—	—	0.7333	0.2667
5	0.2308	0.7692	—	—
6	0.1000	0.6500	0.2500	—
7	0.1000	0.6500	0.0500	0.2000
8	0.6216	0.3784	—	—
9	0.1000	0.9000	—	—
10	0.3438	0.6562	—	—
11	0.1600	0.4400	0.0800	0.3200
12	0.1600	0.8400	—	—
13	0.1600	0.4400	0.4000	—
14	0.2273	0.7727	—	—
15	0.4516	0.5484	—	—

The domain numbers are identical with the numbers in Figure 4A.

Table 2. Mechanical properties of each materials

Number	Material	Young's modulus(MPa)	Poisson's ratio
1	Cortical bone	1.50×10^4	0.30
	(Polyurethan)	1.60×10^3	0.36
2	Cancellous bone	9.80×10^2	0.20
	(Polyurethan foam)	2.65×10^1	0.40
3	Bone cement	2.00×10^3	0.40
4	Tibial component	5.00×10^2	0.40

The numbers are identical with the numbers in Figure 5.

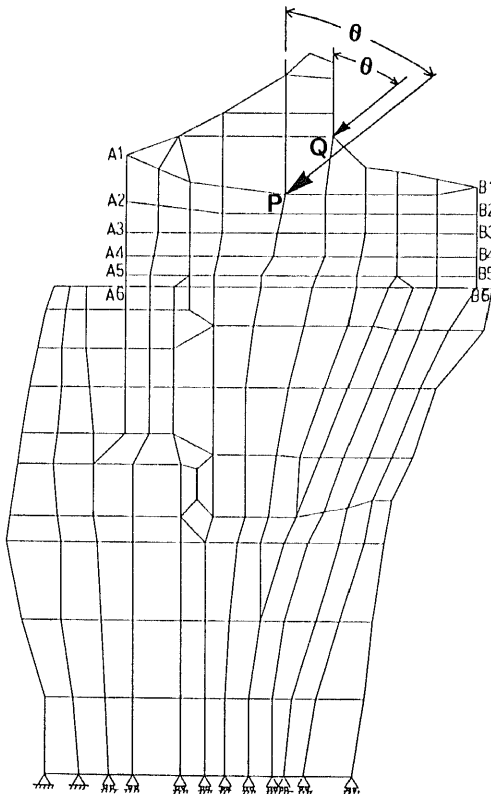


Fig. 6. Analysis model for two-dimensional finite element method.

The model is divided into 178 elements with 201 nodes. P, point arbitrarily selected for a contact point of the femoro-tibial joint; Q, contact point of the tibial spine and the transverse cam of the femoral component; θ , load direction; Δ , fixed point; $A_1 \sim A_6$, nodes of the anterior surface of the tibial component; $B_1 \sim B_6$, nodes of the posterior surface of the tibial component; A_4, B_4 , position of strain gage; A_6, B_6 , bone-cement interface.

3. 脛骨上端の矢状面における骨切り角度の影響

1) 骨切り面を前方へ10°傾斜させた場合(図9)

前方へ10°傾斜しているため、脛骨を30°, 40°, 50°と傾けていくと、脛骨コンポーネントは大腿骨コンポーネントに対し、それぞれ40°, 50°, 60°傾いていることになる。膝関節屈曲角度0°の場合では前面、後面共に圧縮ひずみが生じた。膝関節屈曲角度が30°以上では前面に圧縮ひずみ、後面に引張ひずみが生じ膝関節屈曲角度が増すごとに共に増大した。同じ膝関節屈曲角度において骨切り面を傾斜させてないもの(図7)と比較すると前方へ10°傾斜させた場合では、膝関節屈曲角度30°, 40°, 50°で200 kgf荷重下で前面の圧縮ひずみが、それぞれ1.4倍、1.5倍、2.0倍、後面の引張ひずみが3.7倍、2.3倍、3.1倍と増大した。

2) 骨切り面を後方へ10°傾斜させた場合(図10)

後方へ10°傾斜しているため、脛骨を30°, 40°, 50°と傾けていくと、脛骨コンポーネントは大腿骨コンポー

ネントに対し、それぞれ20°, 30°, 40°傾いていることになる。膝関節屈曲角度0°の場合では前面、後面共に圧縮ひずみが生じた。膝関節屈曲角度が30°以上では前面に圧縮ひずみ、後面に引張ひずみが生じ膝関節屈曲角度が増すごとに共に増大した。同じ膝関節屈曲角度において骨切り面を傾斜させてないもの(図7)と比較すると後方へ10°傾斜させた場合では、膝関節屈曲角度30°, 40°, 50°で200 kgf荷重下で前面の圧縮ひずみがそれぞれ0.8倍、0.9倍、1.0倍、後面の引張ひずみが0.7倍、0.8倍、1.4倍となり、前方へ10°傾斜させて骨切りした場合の影響(図9)に比較し変化が少なかった。

III. 人脛骨標本による実験

2個(それぞれをNo.1, No.2とする)の人脛骨標本の膝関節屈曲角度0°, 30°, 40°, 50°での実験結果を図11に示す。ポリウレタン脛骨模型の場合と同じく膝関節屈曲角度0°の場合では前面、後面共に圧縮ひずみ

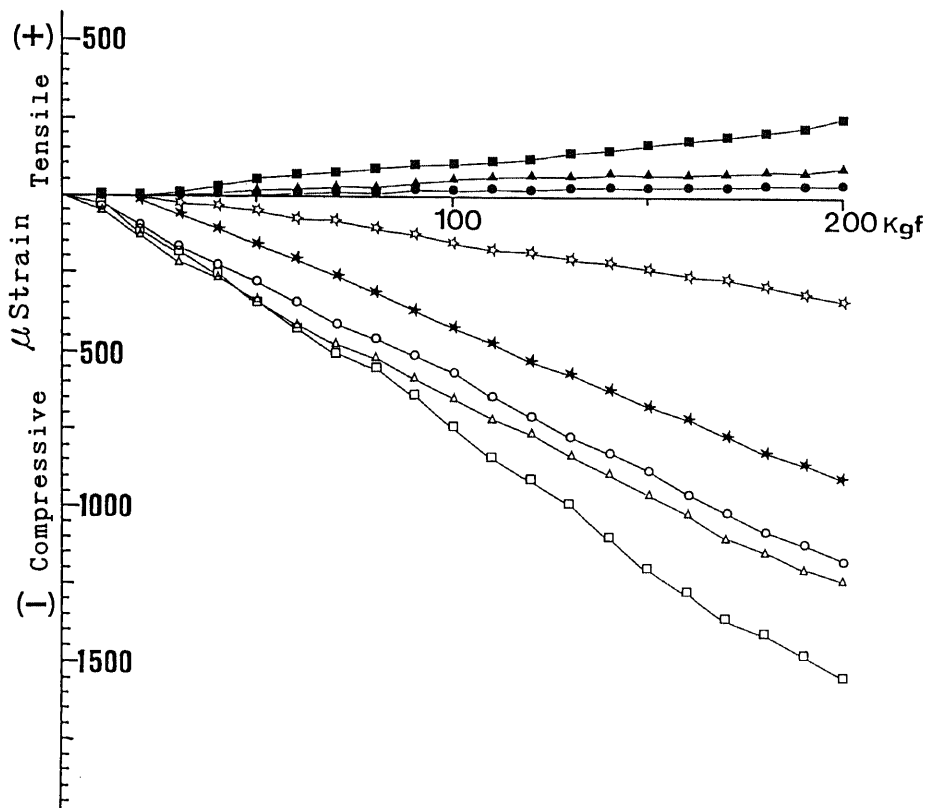


Fig. 7. Effect of knee flexion on tensile and compressive strains.

Abscissa and ordinate indicate respectively the load and the strain monitored. Knee flexion angle 0° (☆, ★), 30° (○, ●), 40° (△, ▲), 50° (□, ■). Open and closed symbols indicate respectively strain at the anterior surface and strain at the posterior surface. Data shown in Figures 7, 8, 9 and 10 were based on experiments with polyurethan tibial model.

が生じた。膝関節屈曲角度が 30° 以上では前面に圧縮ひずみ、後面に引張ひずみが生じ膝関節屈曲角度が増すごとに共に増大した。しかし、後面の引張ひずみは前面の圧縮ひずみに比べその大きさの絶対値が約 4 分の 1 であった。以上の結果はポリウレタン脛骨模型の場合 (図 7) と同様であった。しかし標本間のばらつきについては、膝関節屈曲角度 40° を例にとると 200 kgf 荷重下で前面の圧縮ひずみ、後面の引張ひずみは No.1 ではそれぞれ $1567, -350 \mu \text{ strain}$, No.2 では $2480, -612 \mu \text{ strain}$ とばらつきは大きかった。

人骨を使用した実験でえられた脛骨コンポーネント前面の圧縮ひずみと後面の引張ひずみの値は、それぞれポリウレタン脛骨模型実験 (図 7) の結果に比べて約 2 倍であった。しかし、後面の引張ひずみは前面の圧縮ひずみに比べその大きさの絶対値が約 4 分の 1 であった点はポリウレタン脛骨模型の場合と同様であった。

IV. FEM による応力解析結果 (図 12)

ポリウレタンモデル、人骨モデル共に、脛骨コンポーネント前面 $A_1 \sim A_6$ (図 6) では、脛骨コンポーネント上端 A_1 から下端 A_6 へと骨-骨セメント接合部に近づくにつれて徐々に圧縮応力が大きくなった。骨-骨セメント接合部である A_6 では、 A_5 とほぼ同等の圧縮応力が生じた。また、脛骨コンポーネント後面 $B_1 \sim B_6$ (図 6) では、脛骨コンポーネント上端 B_1 から下端 B_6 さらに骨-骨セメント接合部 B_6 へと近づくにつれ、引張応力が大きくなった。本研究で注目している骨-骨セメント接合部 A_6, B_6 の応力値はポリウレタンモデル、人骨モデルいずれも実験でひずみゲージを貼付した測定点に相当する A_4, B_4 の値の約 2 倍であった。また、脛骨コンポーネント前面、後面、骨-骨セメント接合部に生じる応力値は、ポリウレタンモデルと人骨モデルとでほぼ同じ値であった。

膝関節屈曲角度を $30^\circ, 40^\circ, 50^\circ$ と変化させた場合の

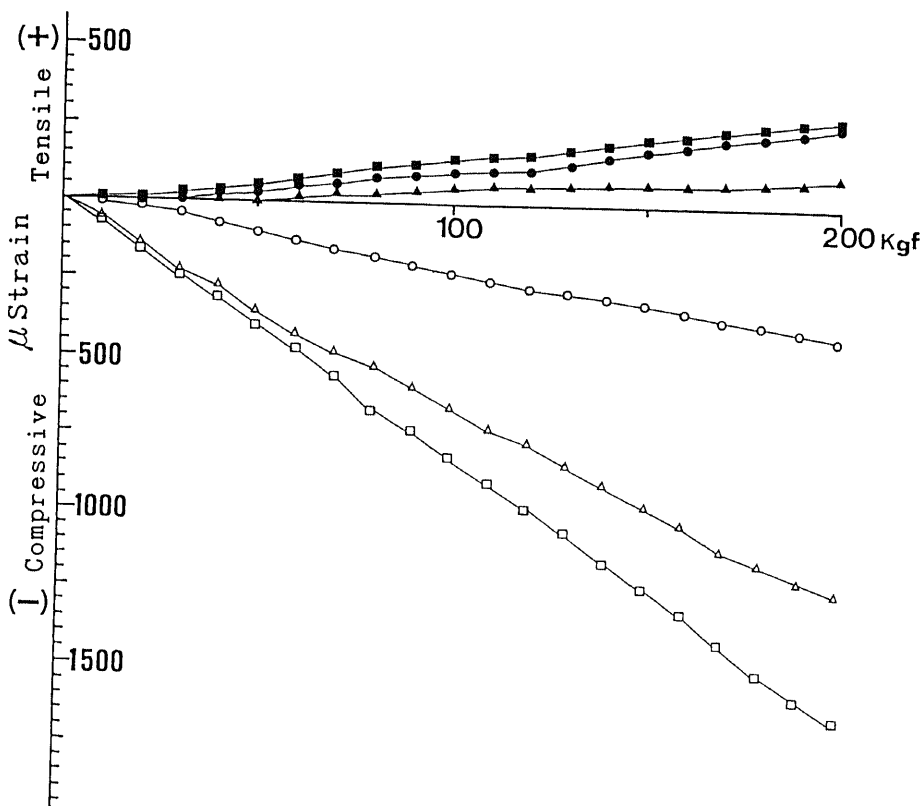


Fig. 8. Effect of the tibial component thickness on tensile and compressive strains. Abscissa and ordinate indicate respectively the load and the strain monitored. Tibial component thickness 7.5 mm (\circ, \bullet), 10.5 mm ($\triangle, \blacktriangle$), 12.5 mm (\square, \blacksquare). Open and closed symbols indicate respectively compressive strain at the anterior surface and tensile strain at the posterior surface.

FEMのA₄, B₄(ひずみゲージ貼付位置)での結果とポリウレタン模型の実験, 人骨の実験結果のひずみ値を応力に換算した値を図13に同時に示す。ポリウレタンモデルのFEMの結果に比べポリウレタン模型の実験値は約2分の1であったが, 脛骨コンポーネント前面の圧縮応力と後面の引張応力の大きさの絶対値の比は一致していた。また, 膝関節屈曲角度30°の場合に比べ40°, 50°の場合では前面の圧縮応力は, 実験ではそれぞれ1.1倍, 1.5倍となったが, FEMの結果では1.4倍, 1.7倍であった。後面の引張応力は, 実験では1.1倍, 1.5倍となったが, FEMの結果では1.2倍, 1.5倍であった。このように膝関節屈曲角度を増すごとに応力の絶対値が大きくなるという傾向も一致していた。人骨の実験結果(No.1とNo.2の平均値)と人骨モデルのFEMの結果を比較した場合も脛骨コンポーネント前面の圧縮応力, 後面の引張応力が膝関節屈曲角度を増すことにより増加する傾向と増加率は一

致していた。

考 察

人工膝関節置換術における最大の問題は, ゆるみ(loosening)である。ゆるみはほとんどが脛骨コンポーネントの骨-骨セメント接合部に生じるが²⁷⁾, その原因として, 手術手技, 人工関節のデザイン, 人工関節設置骨の性状などがあげられる²¹⁾¹⁸⁾。このうち人工膝関節のデザインは脛骨コンポーネントの骨-骨セメント接合部の応力に影響するため注意が必要である。

ゆるみの発生と進行については現在, 次のように考えられている。I/B-II型をはじめ, 現在使用されている多くの人工膝関節の脛骨コンポーネントの固定には, 骨セメントが使用されている。その場合, 固定力は骨セメントと海綿骨との機械的な微細結合(micro-interlocking)に依存している。しかし骨セメントは生体にとっては異物であるため, 同化することはない。

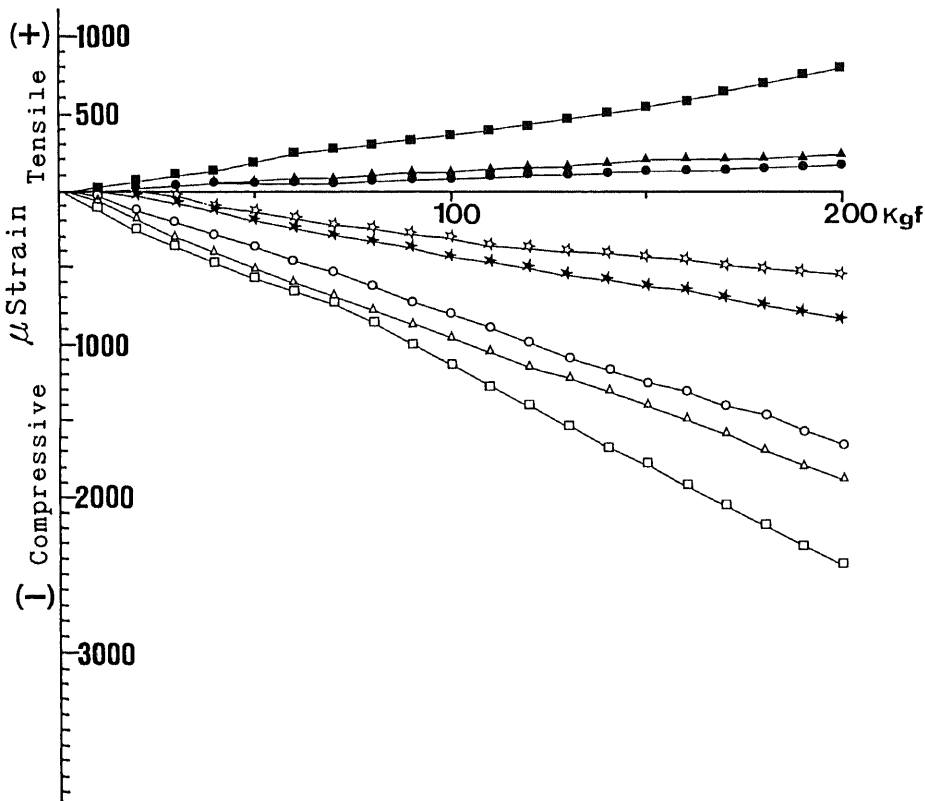


Fig. 9. Effect of the proximal tibial osteotomy with an anterior tilt of ten degrees on tensile and compressive strains.

Abscissa and ordinate indicate respectively the load and the strain monitored. Knee flexion angle 0° (☆, ★), 30° (○, ●), 40° (△, ▲), 50° (□, ■). Open and closed symbols indicate respectively strain at the anterior surface and strain at the posterior surface.

また、骨-骨セメント接合部には手術時の血液凝固物、骨セメントが固まる際や骨切りの際に発生する熱による組織壊死などにより、瘢痕組織が介在し固定力が低下している。歩行時の荷重によりこの骨-骨セメント接合部に、微細動揺 (micromovement) が持続的に起こり interlocking を機械的に破壊していく過程が、ゆるみを生じると考えられている¹⁹⁾²⁰⁾。

Lewis ら²¹⁾²²⁾によると、interlocking の機械的破壊をおこすのは常に引張応力と剪断応力であり、骨-骨セメント接合部における引張応力の存在は、脛骨コンポーネントのゆるみを促進する一因と考えられる。

Insall ら⁸⁾¹¹⁾は I/B-II 型において膝関節屈曲角度 75° 以下では PS に大腿骨コンポーネントが接触することはなく、また、75° 以上では脛骨コンポーネントには前面、後面共に圧縮応力が生じるとしている。Insall ら⁸⁾は、その理由として、大腿脛骨関節に作用する力と PS に作用する力の合力ベクトルは、脛骨コンポーネ

ントを圧縮する方向に作用していることをあげている。しかし、合力ベクトルの方向が圧縮であるということ、骨-骨セメント接合部に圧縮応力が生じることが同一ではない。材料の各部位において、力の作用点との位置関係により応力の分布が異なったり、さらには引張応力が生じることもある。

今回の実験結果より PS 付き人工膝関節では、膝関節屈曲角度 20° ですでに PS に大腿骨コンポーネントは接触し、脛骨コンポーネント後面には引張応力が発生することがわかった。その大きさの絶対値は前面の圧縮応力に比べると約 4 分の 1 以下ではあるが、Lewis ら²²⁾が述べるごとく、引張応力は骨-骨セメント接合部の interlocking の機械的破壊を起こし、ゆるみの原因となる可能性がある。PS を有しない人工膝関節である I/B-I 型 (Zimmer 社、ワルシャワ) の骨-骨セメント接合部における応力について Bartel ら¹¹⁾は FEM 解析を行ない、前面、後面共に圧縮応力が

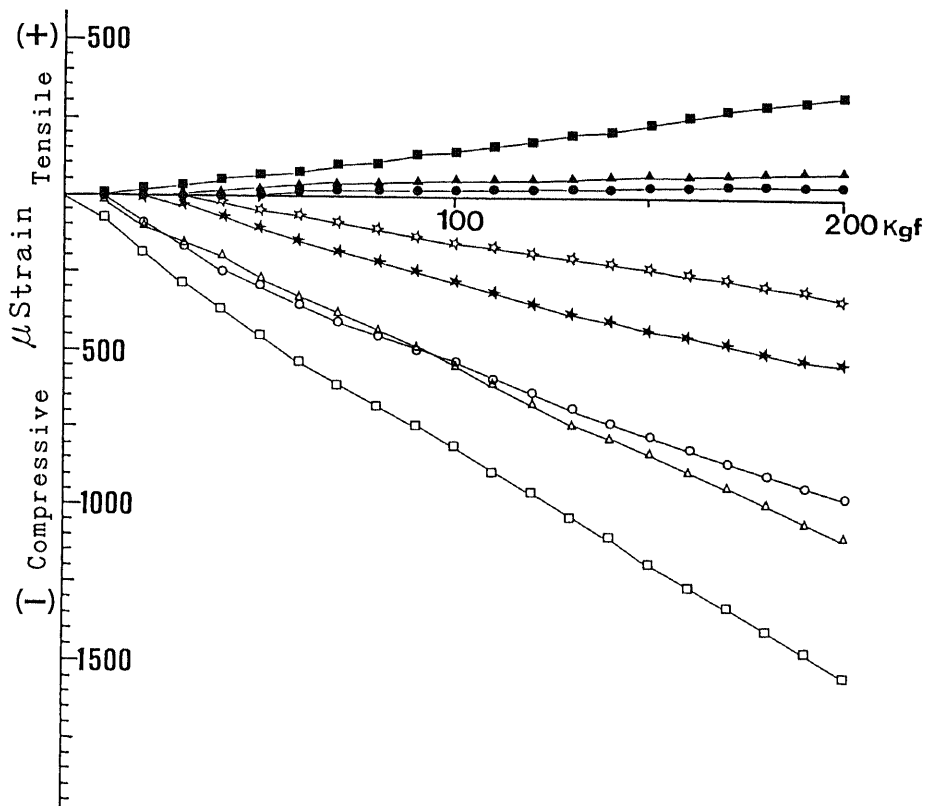


Fig. 10. Effect of the proximal tibial osteotomy with a posterior tilt of ten degrees on tensile and compressive strains.

Abscissa and ordinate indicate respectively the load and the strain monitored. Knee flexion angle 0° (☆, ★), 30° (○, ●), 40° (△, ▲), 50° (□, ■). Open and closed symbols indicate respectively strain at the anterior surface and strain at the posterior surface.

生じているとしている。この意味でPS付き人工膝関節は、PSを有することにより脛骨コンポーネント後面に引張応力を生じ、PSを有しない人工膝関節に比べゆるみの危険性は高いと考えられる。

今回は筋力をはじめとする軟部組織の要素はすべて除いて考えた。これら軟部組織（特に大腿四頭筋力や内側、外側側副靭帯）の作用は大腿骨コンポーネントの前方すべりを抑制し脛骨コンポーネントの骨-骨セメント接合部の応力を減少させる。本実験ではこれらの保護作用を除去し、最も過酷な状態で負荷を行なった。しかし、人工膝関節は何十年間の使用をめざすものであり、本実験の結果よりみてPS付き人工膝関節では長期間の経過によりゆるみをきたす可能性を否定できない。

膝関節屈曲角度の影響について、本実験では膝関節屈曲角度50°までの測定としたが、これは平地歩行の立脚期での膝関節屈曲角度がMurrayら²³⁾による電気

角度計を使った計測では5°~40°となっているからである。

膝関節屈曲角度を増すにつれ、前面の圧縮応力と後面の引張応力は増大した。後面の引張応力は、膝関節屈曲角度50°では30°の場合に比べ約3倍以上になり、すなわち膝関節屈曲により後面の引張応力は急激に増加した。活動性の高い人の場合や階段昇降時、椅子からの立ち上がりの際には、膝関節屈曲角度はさらに大きくなり、大きな引張応力が生じやすくゆるみの危険性は増大すると考えられる。

脛骨コンポーネントの厚さの影響については、脛骨コンポーネントの厚さが増すにつれ前面の圧縮応力は増大した。これは矢状面では脛骨コンポーネントが厚いと、骨-骨セメント接合部を支点としてPSの接点をモーメントの作用点とした場合のモーメントアームが長くなるためと考えられる。この点では厚さの薄いコンポーネントの方が有利と考えられる。しかし厚さ

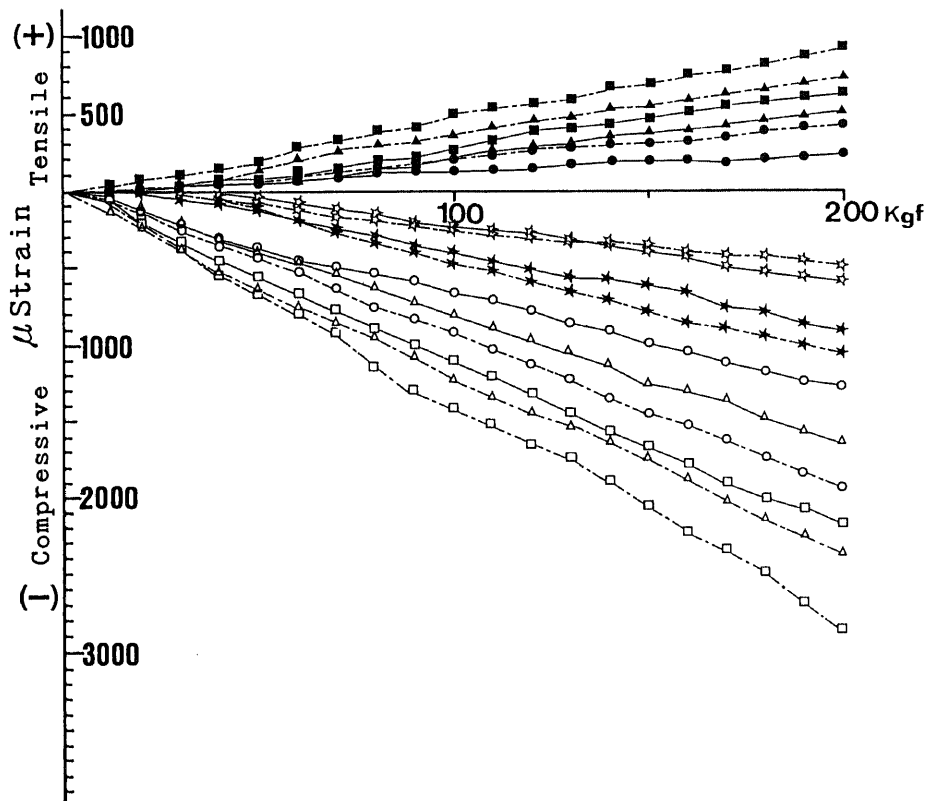


Fig. 11. Effect of knee flexion on tensile and compressive strains (cadaveric model). Abscissa and ordinate indicate respectively the load and the strain monitored. Knee flexion angle 0° (☆, ★), 30° (○, ●), 40° (△, ▲), 50° (□, ■). Open and closed symbols indicate respectively strain at the anterior surface and strain at the posterior surface. The solid line is the specimen No.1 and the broken line is the specimen No.2.

が薄いことによる脛骨コンポーネントの剛性の低下は前額面でのコンポーネントのたわみを大きくし応力の不均等を生じ、ゆるみの原因となる²⁴⁾。そこで薄い脛骨コンポーネントを使用し、モーメントアームを短くし、その際の剛性の低下を補うためには、脛骨コンポーネントの底面に剛性の高い金属による補強 (metal back) を施したものを使用することが望ましいと考えられる。

また、厚さの薄いコンポーネントでは骨切除が少な

くてすむ。軟骨下骨質から深部に向かうと脛骨の強度は力学的に急激に低下する²⁵⁾。ゆえに骨切除を少なくできることは、脛骨コンポーネントの固定性を高める点で有利であり、また、ゆるみをきたしてしまつた脛骨コンポーネントの再置換術の際にも残存骨の量が多い点で有利である。

脛骨上端の矢状面における骨切り角度については、Insall ら⁶⁾は脛骨軸に対して垂直としている。一方、脛骨軸に対して後傾させて脛骨コンポーネントを設定す

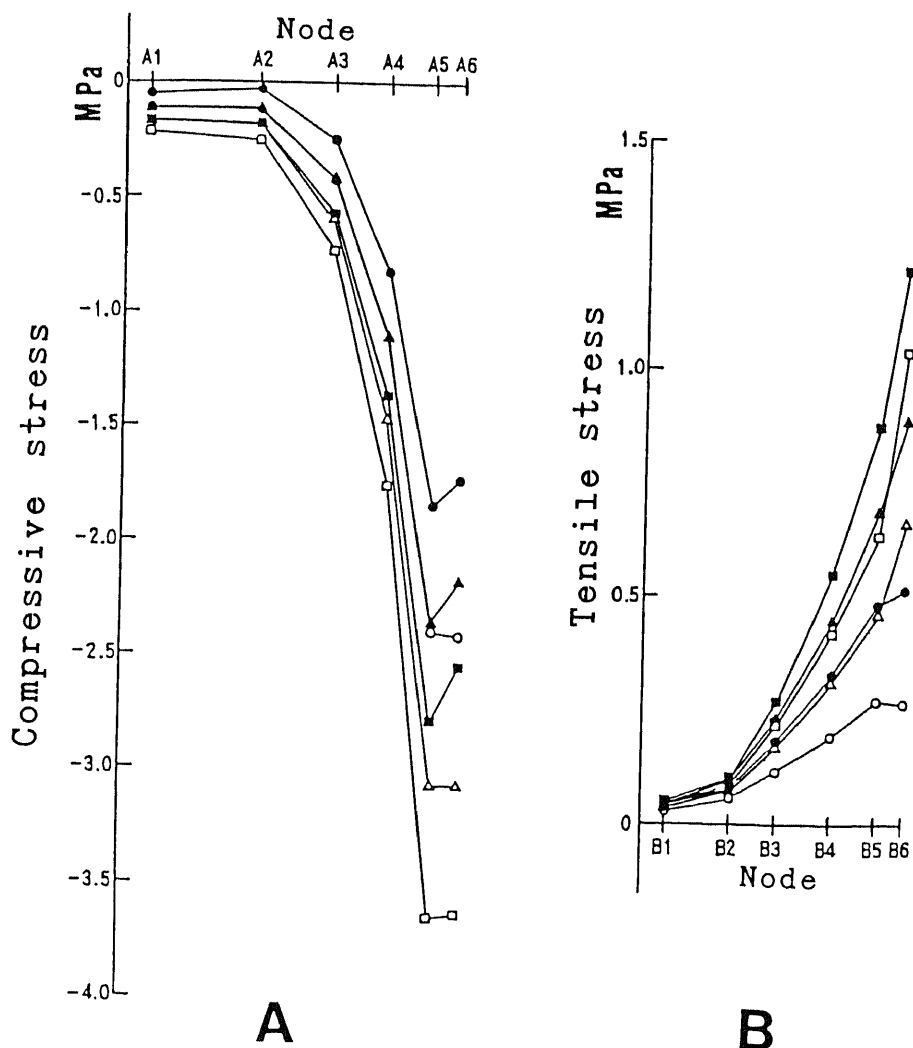


Fig. 12. Effect of knee flexion on tensile and compressive stresses (FEM analysis). Abscissa and ordinate indicate respectively nodes and the stress. $A_1 \sim A_6$, nodes of the anterior surface of the tibial component; $B_1 \sim B_6$, nodes of the posterior surface of the tibial component; A_4, B_4 , position of strain gage; A_6, B_6 , bone-cement interface. Knee flexion angle 30° (\circ, \bullet), 40° ($\triangle, \blacktriangle$), 50° (\square, \blacksquare). Open and closed symbols indicate respectively stress of the polyurethan model and that of the cadaveric model.

ることをすすめる者もある（岡本ら²⁶⁾ 5°, 並木ら²⁷⁾ 7°~8°, 丹羽²⁸⁾ 10°~14°）。この理由として並木ら²⁷⁾は歩行の立脚期で下腿が地面と垂直位で荷重される時間はごく短時間であり、むしろ膝関節軽度屈曲位で荷重される時間のほうが長いから、脛骨コンポーネントの設置が後傾しているほうが脛骨コンポーネントは地面に対して水平となり、剪力は作用し難いことになるからと述べている。しかし脛骨に対する骨切り角度については今まで詳細な実験的な検討はなされていなかった。今回の実験結果から、脛骨軸に対して後方へ10°傾斜させて骨切りしても、PSのある場合の後面の引張応力はあまり変化しないことがわかった。しかし、前方へ10°傾斜させて骨切りした場合には後面の引張

応力は増加することより、ゆるみの危険性は増大する。それゆえ、PS付き人工膝関節においては少なくとも脛骨軸に対して前方へ傾斜させる骨切りは避けるべきであるといえる。

脛骨コンポーネント前面の圧縮ひずみと後面の引張ひずみの値は、人骨を使用した実験ではポリウレタン脛骨模型実験の結果に比べて約2倍であった。この理由は、人骨ではポリウレタン脛骨模型に比べてヤング率が大きく剛性があるので、人骨では脛骨コンポーネントの変形が大きくなったためと考えられる。しかし脛骨コンポーネント前面の圧縮ひずみと後面の引張ひずみの大きさの絶対値の比と、膝関節屈曲角度の増加とともに値が大きくなるという傾向は人骨を使用した

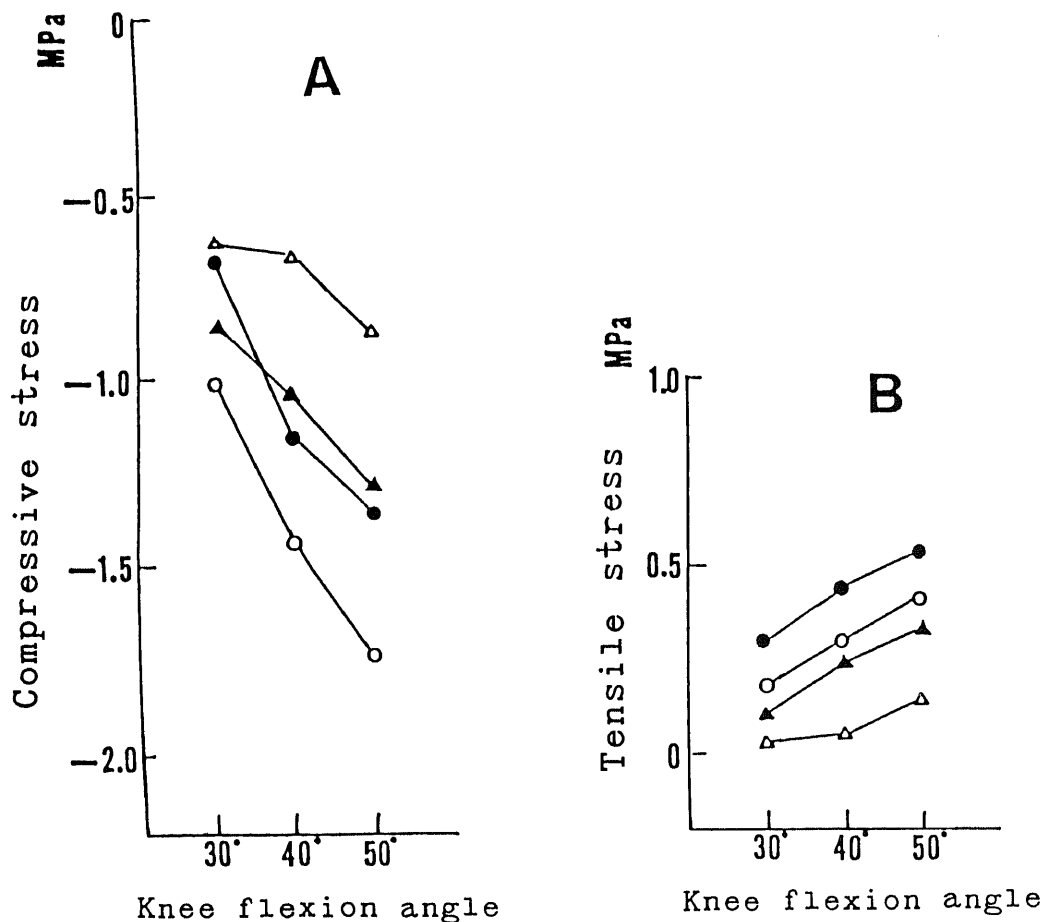


Fig. 13. Relationship between the stresses obtained by FEM analysis and loading test.

Abscissa and ordinate indicate respectively the knee flexion angle and the stress. Stresses obtained by FEM analysis (○, ●) and loading test (△, ▲). Open and closed symbols indicate respectively stress of the polyurethane model and that of the cadaveric model.

実験とポリウレタン脛骨模型実験とで一致していた。このことから、ポリウレタン脛骨模型を使用した本実験の妥当性が確かめられた。

FEMはバイオメカニクスにおいて、複雑な形状をもつ生体の力学的な解析が可能という点、また実測不可能な場所の応力解析が可能という点で有用であり、近年盛んに用いられるようになり、特に人工関節の応力解析にしばしば使用されている^{11)21)29)~31)}。しかし、3次元FEMは膨大な量の計算を必要とし実用的ではない。本研究では、2次元FEMを用いたが、3次元構造の解析に2次元FEMを適用し、その3次元の要素を反映させるため等価ヤング率、有効ポアソン比の考えを取り入れた。この方法により複雑な構造をもつ3次元構造を2次元で近似し解析することができた。その結果は実験結果と定性的にほぼ一致していた。

FEMの結果が実験と定性的にほぼ一致していたことにより実験の信頼性が示された。FEMの結果から、実測不可能な骨-骨セメント接合部の応力は実測可能な脛骨コンポーネントの測定値の約2倍程度であることがわかった。これにより骨-骨セメント接合部の応力状態を実験値から推定でき、各種比較実験が可能であった。

結 論

Posterior stabilizer (PS) 付き人工膝関節の脛骨コンポーネントの骨-骨セメント接合部には、ゆるみの原因となる引張応力が生じる危険性がある。本実験では、ポリウレタン製脛骨模型および人脛骨標本を用い、PS付き人工膝関節置換後の骨-骨セメント接合部の応力を測定し、膝関節屈曲角度、脛骨コンポーネントの厚さ、脛骨上端の矢状面における骨切り角度が、この応力に与える影響を検討した。さらに2次元有限要素法による検討を行い、次の結果をえた。

1. PS付き人工膝関節において脛骨コンポーネント前面には圧縮応力が生じたが、後面にはゆるみの原因となる引張応力が生じた。同様の所見は2次元FEMによってもえられた。このことよりPS付き人工膝関節脛骨コンポーネント後面においては、ゆるみを発生する危険性が高い。

2. 膝関節屈曲角度を増加させた場合には前面の圧縮応力、後面の引張応力が増大した。

3. 脛骨コンポーネントの厚さを増加させた場合には前面の圧縮応力は増大した。後面の引張応力の変化は少なかった。

4. 脛骨上端の骨切り角度を前方へ10°傾斜させた場合、前面の圧縮応力、後面の引張応力が増大した。脛骨上端の骨切り角度を後方へ10°傾斜させた場合、

前面の圧縮応力、後面の引張応力の変化は少なかった。

5. 2次元FEMにおいて等価ヤング率、有効ポアソン比の考えを取り入れることにより近似的に3次元物体の解析を行なうことができた。

謝 辞

稿を終えるにあたり、研究の御指導と御校閲を賜りました恩師野村進教授に衷心より深謝の意を表します。また、御指導、御助言を賜りました宗広忠平元講師、沢口毅助手、本学工学部機械システム工学科尾田十八教授に衷心より深謝の意を表します。本研究の遂行にあたり、御協力を戴きました本学工学部機械システム工学科北川和夫助教授、多加充彦氏、酒井忍氏、物質化学工学科隅田弘教授、元井正敏助教授、医学部文部技官田畑繁之氏、ならびに整形外科第4研究室の先生方に厚く御礼申し上げます。また、貴重な人骨標本を提供して戴きました本学第2解剖学教室山田致知名誉教授に深く感謝致します。

本論文の要旨は第68回中部日本整形外科災害外科学会において発表した。

文 献

- 1) Walldius, B.: Arthroplasty of the knee using an endprosthesis. *Acta Orthop. Scand., Suppl.* **24**, 1-112 (1957).
- 2) Watson, J. R., Wood, H. & Hill, R. C. J.: The Shiers arthroplasty of the knee. *J. Bone Joint Surg.*, **58-B**, 300-304 (1976).
- 3) 加藤哲也: 人工膝関節手術の適応と諸問題. *整形外科MOOK*, **29**, 230-247 (1983).
- 4) Deburge, A.: Guepar hinge prosthesis. *Clin. Orthop.*, **120**, 47-53 (1976).
- 5) Gunston, F. H.: Polycentric knee arthroplasty. prosthetic simulation of normal knee movement. *J. Bone Joint Surg.*, **53-B**, 272-277 (1971).
- 6) Insall, J., Tria, A. J. & Scott, W. N.: The total condylar knee prosthesis: the first 5 years. *Clin. Orthop.*, **145**, 68-77 (1979).
- 7) 宗広忠平, 野村 進, 野村忠雄, 松本忠美, 林 正岳, 手井喜久男, 樋口雅章: I/B posterior stabilized 人工膝関節-その短期臨床評価と posterior stabilizer の意義について-. *関節外科*, **4**, 777-785 (1985).
- 8) Insall, J. N., Lachiewicz P. F. & Burstein A. H.: The posterior stabilized condylar prosthesis: a modification of the total condylar design. *J. Bone Joint Surg.*, **64-A**, 1317-1323 (1982).
- 9) Cloutier, J. M.: Results of total knee arthroplasty with a non-constrained prosthesis. *J. Bone Joint Surg.*, **65-A**, 906-919 (1983).

- 10) 立石博臣, 丸岡 隆, 楊 鴻生, 高岩 均, 宮崎博史, 中野謙吾: 慢性関節リウマチにおける stabilizer 付き人工膝関節の経験. 日関外誌, 5, 521-524 (1986).
- 11) Bartel, D. L., Burstein, A. H., Santavicca, E. A. & Insall, J. N.: Performance of the tibial component in total knee replacement. *J. Bone Joint Surg.*, 64-A, 1026-1033 (1982).
- 12) Morrison, J. B.: Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *Biomedical Engineering*, 3, 164-170 (1968).
- 13) Maquet, P. G.: Biomechanics of the knee, p20-25, Springer-Verlag, Berlin, 1976.
- 14) 大西啓靖: GUEPAR ならびに他の hinge 型人工膝関節と cementless alumina ceramic 人工膝関節. 関節の外科, 9, 107-141 (1982).
- 15) 服部友一, 澤井一彦, 山崎節正, 三木春一郎, 大脇甲哉, 松田泰正, 丹羽滋郎: 二次元 F.E.M. による人工股関節置換術後の応力解析—大腿骨側について—, 整形外科バイオメカニクス, 7, 85-90 (1985).
- 16) Vasu, R., Carter, D. R., Schurman, D. J. & Beaupre, G. S.: Epiphyseal-based designs for tibial plateau components—I. stress analysis in the frontal plane. *J. Biomechanics*, 19, 647-662 (1986).
- 17) Insall, J. N.: Surgery of the knee, p655, Churchill Livingstone, New York, 1984.
- 18) Coventry, M.: Two-part total knee arthroplasty: evolution and present status. *Clin. Orthop.*, 145, 29-36 (1979).
- 19) Ryd, L.: Micromotion in knee arthroplasty. *Acta Orthop. Scand.*, Suppl. 220, 1-80 (1986).
- 20) Krause, W. R., Krug, W. & Miller, J.: Strength of the cement-bone interface. *Clin. Orthop.*, 163, 290-299 (1982).
- 21) Lewis, J. L., Askew, M. J. & Jaycox, D. P.: A comparative evaluation of tibial component designs of total knee prostheses. *J. Bone Joint Surg.*, 64-A, 129-135 (1982).
- 22) Lewis, J. L., Nicola, T., Keer, L. M., Clech, J. P., Steege, J. W. & Wixson, R. L.: Failure processes at the cancellous bone-PMMA interface. Proceedings of the 31st Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, 144 (abstract) (1985).
- 23) Murray, M. P., Drought, A. B. & Kory, R. C.: Walking patterns of normal men. *J. Bone Joint Surg.*, 46-A, 335-360 (1964).
- 24) Walker, P. S., Greene, D., Reilly, D., Thatcher, J., Ben-Dov, M. & Ewald, F. C.: Fixation of tibial components of knee prostheses. *J. Bone Joint Surg.*, 63-A, 258-267 (1981).
- 25) 柚木 脩: 膝関節の内部骨構築と力学的強度に関する研究. 日整会誌, 52, 537-549 (1978).
- 26) 岡本連三: リウマチ膝に対する人工膝関節全置換術とくに Kinematic 型について. 手術, 39, 175-183 (1985).
- 27) 並木 脩, 藤巻悦夫, 力丸 暘: 慢性関節リウマチに対するセメントレス人工膝関節置換術の成績と問題点. 日関外誌, 5, 391-398 (1986).
- 28) 丹羽滋郎: 人工膝関節 (岡大式を除く). 関節外科, 1, 19-29 (1982).
- 29) Chand, R., Haug, E. & Rim, K.: Stresses in the human knee joint. *J. Biomechanics*, 9, 417-422 (1976).
- 30) Murase, K., Crowninshield, R. D., Pedersen, D. R. & Chang, T. S.: An analysis of tibial component design in total knee arthroplasty. *J. Biomechanics*, 16, 13-22 (1983).
- 31) Beaupre, G. S., Vasu, R., Carter, D. R. & Schurman, D. J.: Epiphyseal-based designs for tibial plateau components—II. stress analysis in the sagittal plane. *J. Biomechanics*, 19, 663-673 (1986).

A Biomechanical Study on the Posterior Stabilized Total Knee Prosthesis
Yasunobu Sueyoshi, Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920—J. J. J. Med. Soc., **97**, 44—59 (1988)

Key words : total knee replacement, biomechanics, loosening, stress analysis

Abstract

The tibial component of the posterior stabilized total knee prosthesis has a central spine (posterior stabilizer) for preventing posterior dislocation of the tibia. However, it is suspected that this posterior stabilizer has adverse effects. That is, when force is exerted on the posterior stabilizer, it generates tensile stress at bone-cement interface and promotes tibial component loosening. In this study, the stresses at bone-cement interface of the anterior and posterior portion of the tibial component were measured to evaluate the influence of knee flexion, tibial component thickness and the tilt of proximal tibial osteotomy. Longitudinal load up to two hundred kilogram force was applied on the tibial component through the femoral component fixed to a loading machine. The tibial component was fixed either to polyurethan tibial model or cadaveric tibia with bone cement. The longitudinal strain on the tibial component was monitored by strain gages under several conditions. The two-dimensional finite element method was employed for computer analysis. With the knee flexed over twenty degrees, tensile stress was observed at the posterior surface of the tibial component while compressive stress was observed at the anterior surface. The magnitude of the tensile stress at the posterior surface was less than a quarter of the compressive stress at the anterior surface. These tensile and compressive stresses increased as the knee flexion angle increased. The increase of tibial component thickness definitely increased the tensile stress at the posterior surface, with a minimal change of the compressive stress at the anterior surface. When the proximal tibial osteotomy was performed with an anterior tilt of ten degrees, both the tensile stress at the anterior surface and the compressive stress at the posterior surface increased. However, a posterior tilt of ten degrees by osteotomy resulted in little change of stresses. The present study demonstrates tensile stress at the bone-cement interface in the posterior stabilized total knee prosthesis. This tensile stress, which would be a cause of loosening of the tibial component, was greatly influenced by the knee flexion angle, tibial component thickness and the tilt of proximal tibial osteotomy.