

# A Biomechanical Study of the Acetabulum after Total Hip Replacement

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	<a href="http://hdl.handle.net/2297/8043">http://hdl.handle.net/2297/8043</a>

## 人工股関節置換後の臼蓋部の力学的検討

金沢大学医学部整形外科講座 (主任: 野村 進教授)

片 山 元

(昭和63年5月13日受付)

人工股関節置換後の臼蓋部, 特に骨/骨セメント境界面の力学的解析を行った。まず, エポキシ樹脂製骨盤モデルと屍体骨盤を用い, 臼蓋の骨/骨セメント境界面にひずみゲージを埋め込み荷重試験を行った。これにより, 従来測定されたことのない人工股関節置換後の臼蓋のひずみを直接測定した。その結果, モデル, 屍体骨盤ともに臼蓋荷重部に大きい引張ひずみ, 周辺に圧縮ひずみが生じた (屍体骨盤の方がひずみ量は数倍大きかった)。次に, 有限要素法による解析を行った。その結果, 荷重部には接線方向に引張応力, その周辺に圧縮応力が出現した。以上より, 人工股関節置換後の臼蓋では, 荷重によって臼蓋は深くなり卵円形のように変形すると推定された。また, 海綿骨と皮質骨よりなる骨盤の二層構造の影響を検討したところ, 骨盤が二層構造をとるため臼蓋荷重部に大きな引張応力が生じ, これがゆるみの原因になると考えられた。

---

**Key words** total hip replacement, acetabulum, finite element method, biomechanical study

---

近年, 人工股関節置換術は, 人工材料の進歩および手術の改善に伴って, 股関節機能の荒廃をきたした患者に対する一般的な治療法となっている。しかし, 人工股関節による恩恵は必ずしも永続的なものではなく, 人工関節の破壊・摩耗・ゆるみ等により再び疼痛や運動障害が出現することが少なくない。特に, 人工材料と骨との間のゆるみ (loosening) は最大の問題であり, 再置換が必要となる症例も多い。

ゆるみの原因としては, 力学的要因, 人工材料に対する異物・免疫反応, 細菌感染による骨壊死, 骨セメント (Polymethyl-methacrylate) の重合熱による骨壊死, 手術の拙劣さ等が挙げられている<sup>1)~4)</sup>。なかでも, 力学的な因子がゆるみの発生に最も重要で, 人工材料の材質と形状, 骨の力学的な特性 (年齢, 疾患などによる骨の材料強度の違い), 骨/骨セメント境界面の状態 (接着の具合, アンカーなど), 生体内での負荷状況 (患者の体重, 活動性) などがゆるみに関与していると考えられている<sup>1)~3)</sup>。これらの要因に関する研究は, 人工関節のゆるみを解決するために重要である。

骨セメントを用いて人工材料を生体に固定する場

合, ゆるみのほとんどが骨/骨セメント間に生ずる<sup>2)3)</sup>。本研究では, ひずみゲージ法および有限要素法を用い, 臼蓋部の骨/骨セメント境界面に関して力学的解析を行った。

臼蓋部のひずみを直接測定するために, まず, 本来材料の表面に接着し測定するひずみゲージを, 埋め込んで使用しても正確な測定が可能であるか否かを検討した。次に, エポキシ樹脂製骨盤モデルおよび屍体骨盤を用い, 臼蓋部の骨/骨セメント境界面に埋め込んだひずみゲージにより荷重時の臼蓋のひずみを測定した。さらに有限要素法による解析を行い, 実験の結果と合わせて人工股関節置換後の臼蓋の力学的挙動を検討した。

### 材料および方法

#### I. ひずみゲージの埋め込み実験

本来, 材料の表面に接着して表面ひずみを測定するひずみゲージを, 材料内に埋め込んで使用しても接着面のひずみを正確に測定できるか否かを検討した。

##### 1) 試験片

Abbreviations: FEM, finite element method.

溝部を有するアクリル樹脂試験片を作製し、4枚のひずみゲージ (KFC-1-C1-11, 共和電業製, 東京) を試験片の溝部の表裏にそれぞれ2枚ずつ接着した (図1)。表の縦方向に接着したゲージを CH.0, 横方向に接着したゲージを CH.1, 裏面の縦方向に接着した2枚のゲージを CH.2, CH.3 とした。4枚のゲージのうち CH.0, CH.1 はゲージ表面をセロテープでシールドし, リード線の埋め込み部分もビニールパイプでシールドした。また, CH.2 はゲージ表面のシールドのみ行い, リード線のシールドはほどこさなかった。CH.3 はゲージ表面・リード線ともシールドしなかった。次に, ゲージ表面の溝部をアクリル板と同じ厚さになるよう骨セメント (Polymethylmethacrylate: 商品名 Surgical-Simplex, Howmedica 社製, London) で均等に包埋した。

## 2. 荷重試験

セメント固定24時間後, 万能試験機 (AG2000C, 島津製作所製, 京都) により縦軸方向に 10kgf ずつ 200kgf まで引張荷重を加え, 各荷重量におけるひずみ量を自動デジタルひずみ測定器 (UCAM-10A, 共和電業製) により測定した。3個の試験片について繰り返し測定を行い再現性を確認した。また, 使用したアクリル樹脂と骨セメントのヤング率及びポア

ソン比は, 各々3個の試験片を作製し, これに引張荷重を加え2軸方向のひずみ量を測定することによって求めた。

## II. 骨盤モデルおよび屍体骨盤による実験 (臼蓋のひずみ測定)

人工股関節置換後の臼蓋部の力学的挙動を検討するため, エポキシ樹脂製骨盤モデルおよび屍体骨盤を用いて, 臼蓋部のひずみを以下の方法で測定した。

### 1. エポキシ樹脂製骨盤モデル

#### 1) モデルの作製

臼蓋を直径 52mm にリーミングした屍体の左側骨盤を陽性モデルとして, シリコンゴム製の陰性鑄型を作製した。エポキシ樹脂は, 本剤にエピコート (Epikote # 828, コニシ社製, 大阪), 軟化剤にチオコール (Thiokol LP-3, 東レチオコール社製, 大阪), 硬化剤にジエチレントリアミン (Diethylene-triamine, 片山化学工業社製, 大阪) を重量比で 100 : 15 : 8 に配合したもの<sup>9)</sup>を使用した。樹脂を真空ポンプで脱泡の後, 液体窒素で冷却した陰性鑄型に注型

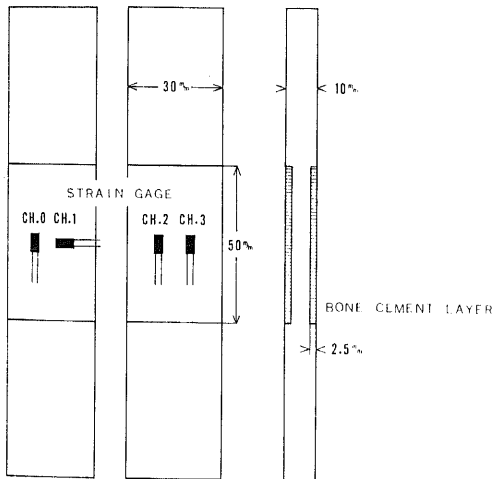


Fig. 1. Schematic drawing of the tested specimen.

Four strain gages are attached on the acrylic core and cement layer is added. CH.0, CH.1; the strain-gages and the lead wires are shielded respectively by cellophane-tapes and vinyl-pipes. CH.2; only the strain-gage is shielded by cellophane-tape. CH.3; neither the strain-gage nor the lead wire are shielded.

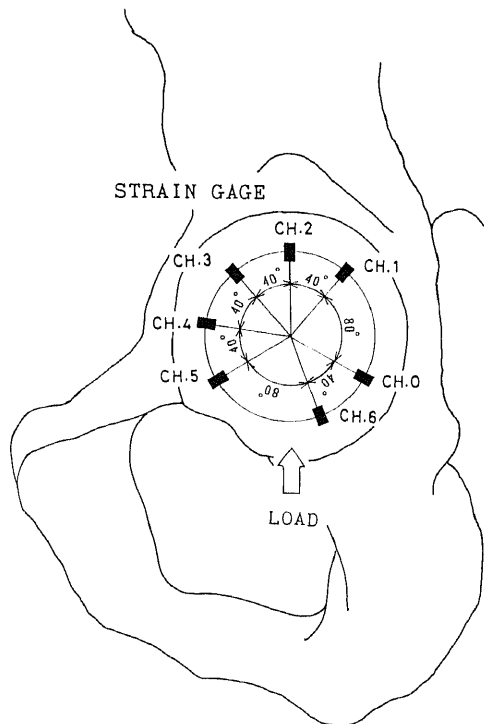


Fig. 2. Location of the strain gages on the acetabulum.

Seven strain-gages are attached to the acetabular surface 20 milli-meters apart from the acetabular edge at intervals of 40 degrees.

し、1日間室温に放置したのち離型した。さらにモデルをその機械的特性の安定する20日間以上室温にて放置したのち実験した。

## 2) ひずみゲージの配置

臼蓋部の7か所に1軸性ひずみゲージ (KFC-1-C-1-11-L30, 共和電業製) を半径方向又は円周方向に接着し、それぞれ CH.0~CH.6 とした (図2)。なお、各ゲージは臼蓋縁より 2cm の同心円上に中心より40度の間隔毎に配置し、荷重方向<sup>9)</sup>のゲージを CH.2, 坐骨部のゲージを CH.0 と CH.6, 恥骨部のゲージを CH.4 と CH.5 とした。また、実験1の結果よりゲージ表面とリード線にシールドを施した。半径方向および円周方向にゲージを接着したモデルをそれぞれにつき3個ずつ作製した。

## 3) モデルの設置

臼蓋ソケット (外径 46mm, 内径 28mm 超高分子ポリエチレン製ソケット, 瑞穂医科工業社製, 東京)

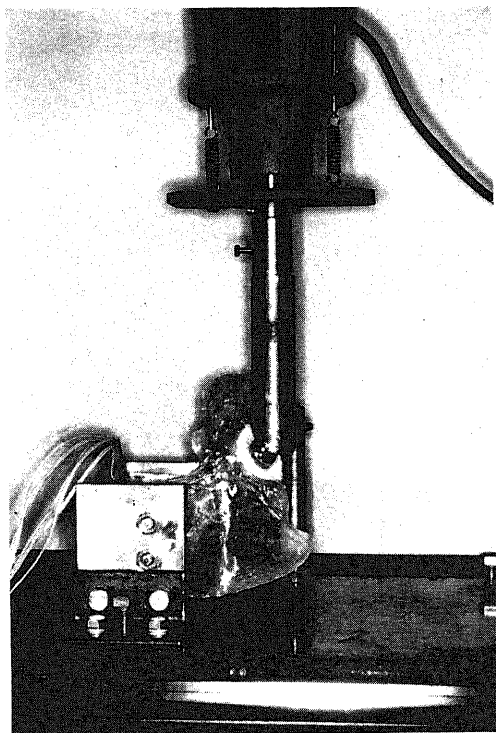


Fig. 3. Loading test.

Pelvic model is inversely set into fixtures in a position such that loading simulated the resultant joint force existing in a single-legged stance. A longitudinal load up to 130 kgf is applied on the acetabular component through the femoral component.

を骨セメントにより手圧にて固定した。なお、固定時にセメント層の厚さが 3mm と一定になるように、3mm のセメントのスペーサーを予めソケットに接着しておいた。セメント固定5日後、骨盤モデルを倒立位にて仙腸関節部で固定し、恥骨結合部を単純支持して荷重装置に設置した。

## 4) 荷重試験

片脚起立時を想定し、荷重方向が鉛直方向より内下方 $15^\circ$  となるようにモデルを $15^\circ$  傾斜させ固定した。荷重には、万能試験機を用い人口骨頭 (直径

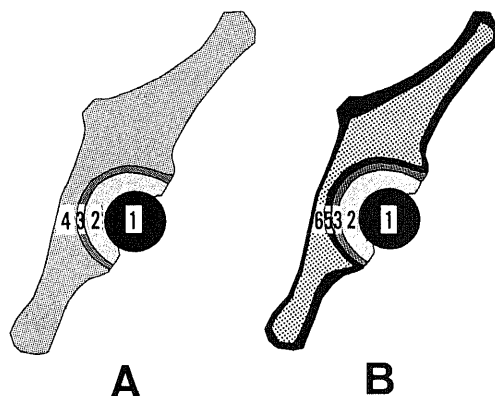


Fig. 4. Diagram of the epoxy model (A) and the bone model (B) for finite element method. The material properties for each numbered region are as indicated in Table 1.

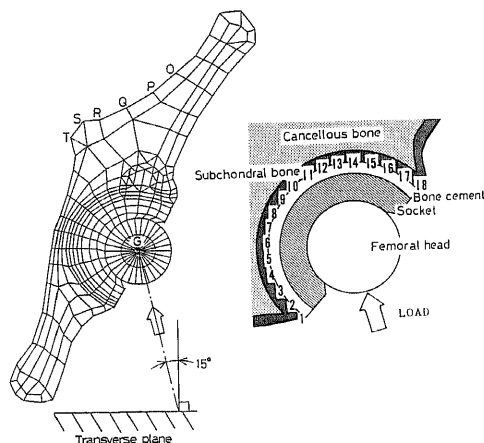


Fig. 5. Diagram of the element meshes and loading condition.

The model is divided into 296 elements with 304 nodes.

G, loaded point; O, P, Q, R, S, T, fixed points. Each numbered nodes (1-18) are located at the bone-cement interface.

28mm, ステンレススチール製骨頭) により 10kgf ずつ 130kgf まで負荷を加えた (図 3). 各荷重毎に, 接続した自動デジタルひずみ測定器 (ダミーゲージ法による温度補償を施した) により臼蓋側のひずみを測定した. なお, 各試験片につき 3 回以上の荷重試験を行い, 再現性を確認した.

## 2. 屍体骨盤

アルコール固定成人屍体骨盤を用い, 軟骨下骨を温存しつつ臼蓋を直径 52mm にリーミングした. 以下, エポキシ樹脂製骨盤モデルと同様に, ひずみゲージを接着した後, HDP ソケットを骨セメントで固定し, 仙腸関節部をエポキシ樹脂にて保持して試験台上に設置した. なお, 同一屍体の左右骨盤を用いて, 半径方向・円周方向の試験片を 1 個ずつ作製し, 同様の荷重試験を施行した.

## III. 有限要素法による検討

実験結果の検証と材料特性の異なる皮質骨と海綿骨の二層構造が臼蓋の挙動におよぼす影響を検討するために, 2次元有限要素法 (FEM. finite element method) による解析を行った.

### 1. 解析モデル

屍体骨盤の臼蓋中心を通る鉛直断面を CT スキャンより求めた. この断面図に 3mm の厚さの骨セメント層と外径 46mm・内径 28mm の HDP ソケットを臼蓋部に加えて標準骨盤解析モデル (図 4B) を作製した. これに直径 28mm の人口骨頭をソケットに接触固定し, モデルを節点数304個, 四角形要素240

個と三角形要素56個から成る296個の要素に分割した (図 5). なお, 解析モデルは板厚が全域 1mm の二次元モデルとして, O~T の各点 (仙腸関節部) を拘束点とした. 荷重条件は, 実際のソケット表面上の荷重分布が明確でないため, 骨頭中心に 100kgf (980N) を鉛直方向より 15° 内側に傾斜させて集中荷重した. また, 骨盤部をエポキシ樹脂単体で構成したエポキシ骨盤解析モデル (図 4A) についても検討した. 材料の特性値 (人工骨頭, ソケット, 骨セメント, 皮質及び海綿骨のヤング率とポアソン比) は, 表 1 のごとく与えた<sup>8)</sup>. さらに, 海綿骨と皮質骨のヤング率の比を 8 : 8, 4 : 8, 1 : 8 の割合とした二層構造解析モデル (表 2) についても検討した.

### 2. プログラム

汎用 2次元有限要素法プログラムを使用した.

### 3. 計算

大型電子計算機 (FACOM M360 AP, 富士通社製, 東京) を用いて計算し, 各要素と節点ごとに, 主応力およびその方向, 最大せん断応力, Mises の応力を求めた. さらに本研究では, 特に骨/骨セメント境界面に注目し, 臼蓋面 (骨/骨セメント境界面) に対する接線応力・垂直応力も求めた.

## 成 績

### I. ひずみゲージの埋め込み実験結果

いずれのゲージにおいてもひずみ量と荷重量の間には比例関係を認め, 再現性も認めた (図 6).

Table 1. Mechanical properties of each materials

Domain	Material	Young's modulus(MPa)	Poisson's ratio
1	Femoral head	$2.00 \times 10^5$	0.30
2	HDP socket	$6.90 \times 10^2$	0.35
3	Bone cement	$2.60 \times 10^3$	0.30
4	Epoxy resin	$3.23 \times 10^3$	0.35
5	Cortical hone	$1.70 \times 10^4$	0.30
6	Cancellous bone	$1.50 \times 10^3$	0.30

Femoral head: Stainless steel  
HDP: High density polyethylene

Table 2. Analyzed model for the double layered structure

Model	Young's modulus (MPa)		E <sub>1</sub> : E <sub>2</sub>
	Cancellous bone (E <sub>1</sub> )	Cortical bone (E <sub>2</sub> )	
TEST. 1	$1.70 \times 10^4$	$1.70 \times 10^4$	8 : 8
TEST. 2	$9.81 \times 10^3$	$1.70 \times 10^4$	4 : 8
TEST. 3	$2.45 \times 10^3$	$1.70 \times 10^4$	1 : 8

200kgf 引張荷重時におけるひずみ量は、それぞれ CH.0;  $1877 \pm 114 \mu$  strain (平均値), CH.2;  $2054 \pm 29 \mu$  strain, CH.3;  $2150 \pm 87 \mu$  strain, CH.1;  $606 \pm 43 \mu$  strain であった。

また、アクリル板と骨セメントのヤング率およびポアソン比は、得られたひずみ量の平均値から最小二乗近似法<sup>9)</sup>により求めた。その結果、アクリル板のヤング率は 3.38GPa, ポアソン比は 0.33, 骨セメントのヤング率は 2.60GPa, ポアソン比は 0.30 であった。

## II. 白蓋のひずみ測定結果

エポキシ樹脂製骨盤モデル、屍体骨盤ともに、荷重の増加に伴い白蓋のひずみ量の増加を認め、その測定値には再現性を認めた。また、エポキシ樹脂モデルの半径方向・円周方向のひずみ量は、試験片各々 3 個の間に同様の結果を認めた。

### 1. エポキシ樹脂モデル

#### 1) 半径方向のひずみ (図 7A)

130kgf 荷重時、荷重部中心に設置した CH.2 に  $207 \mu$  strain の大きな引張ひずみが生じ、その周辺の CH.1 CH.3 にはそれぞれ  $83 \mu$  strain,  $124 \mu$  strain の引張ひずみが生じた。また、恥骨部の CH.4 と CH.5 には  $45 \mu$  strain と  $52 \mu$  strain, 坐骨部の CH.0 と CH.6 にはそれぞれ  $5 \mu$  strain と  $10 \mu$  strain の小さな圧縮ひずみが生じた。

#### 2) 円周方向のひずみ (図 7B)

半径方向と同様に、130kgf 荷重時、荷重部中心である CH.2 に最も大きな引張ひずみ  $341 \mu$  strain が生じた。また、CH.3 には  $135 \mu$  strain の引張ひずみ、恥骨部の CH.4 と CH.5 には  $92 \mu$  strain と  $16 \mu$  strain の引張ひずみ、CH.1 には  $91 \mu$  strain の圧縮ひ

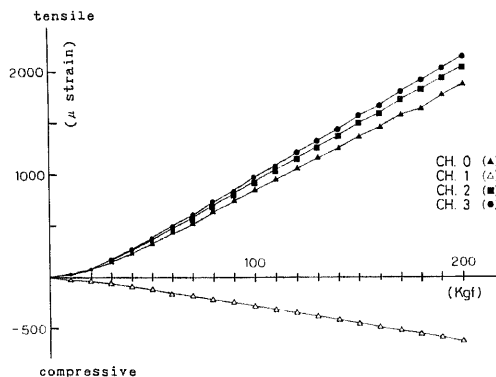


Fig. 6. Strain-stress curves.

The abscissa and the ordinate indicate the load and the strain monitored respectively. ▲, CH.0; △, CH.1; ■, CH.2; ●, CH.3.

ずみ、坐骨部の CH.0 と CH.6 にはそれぞれ  $42 \mu$  strain と  $52 \mu$  strain の小さな圧縮ひずみが生じた。

## 2. 屍体骨盤

### 1) 半径方向のひずみ (図 8A)

エポキシ樹脂モデルと同様に、荷重部中心の CH.2 に最も大きな引張ひずみが生じた。そのひずみ量はエポキシ樹脂モデルの約 3 倍の  $607 \mu$  strain (130kgf 荷重時) であった。CH.3 にも  $570 \mu$  strain の引張ひずみが生じた。また、CH.0, CH.1, CH.4 には、130kgf 荷重でそれぞれ  $151 \mu$  strain,  $48 \mu$  strain,  $110 \mu$  strain の引張ひずみ、CH.5 と CH.6 には  $78 \mu$  strain と  $103 \mu$  strain の圧縮ひずみが生じた。

### 2) 円周方向のひずみ (図 8B)

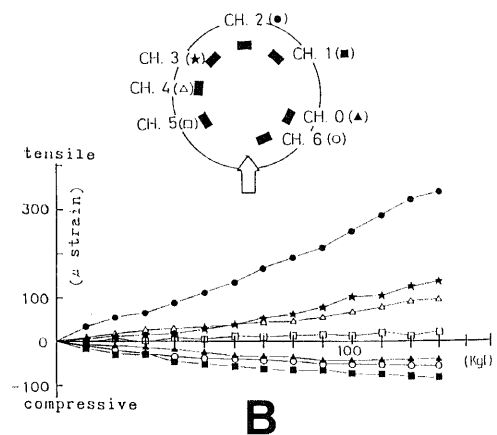
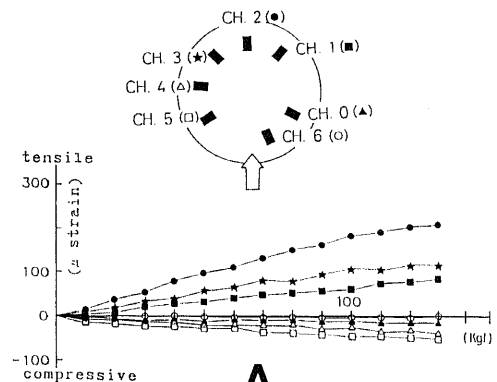


Fig. 7. Strain-stress curves for the epoxy model.

The abscissa and the ordinate the load and the strain monitored respectively. A, strain in radial direction; B, strain in circumferential direction. ▲, CH.0; ■, CH.1; ●, CH.2; ★, CH.3; △, CH.4; □, CH.5; ○, CH.6.

円周方向でも、CH.2 に 130kgf 荷重で780  $\mu$  strain と大きな引張ひずみが生じた。CH.2 以外では CH.5 に10  $\mu$  strain の微小な引張ひずみを認めたのみで、CH.1, CH.3, CH.4 では、それぞれ552  $\mu$  strain, は289  $\mu$  strain, 347  $\mu$  strain の大きな圧縮ひずみ、CH.0, CH.6 では11  $\mu$  strain, 50  $\mu$  strain の小

さな圧縮ひずみが生じた。

III. FEM 応力解析結果

1. 主応力分布

1) 引張応力

i) エポキシ骨盤解析モデル (図 9A)

臼蓋の上半球および内壁部に最大 14MPa の引張応力が生じた。

ii) 人骨盤解析モデル (図 9B)

荷重部を中心として軟骨下骨層に広く引張応力が生じた。その大きさはエポキシモデルの3倍以上に及び、荷重部には最高 60MPa の引張応力が生じた。その主応力方向は、荷重部において臼蓋の接線方向

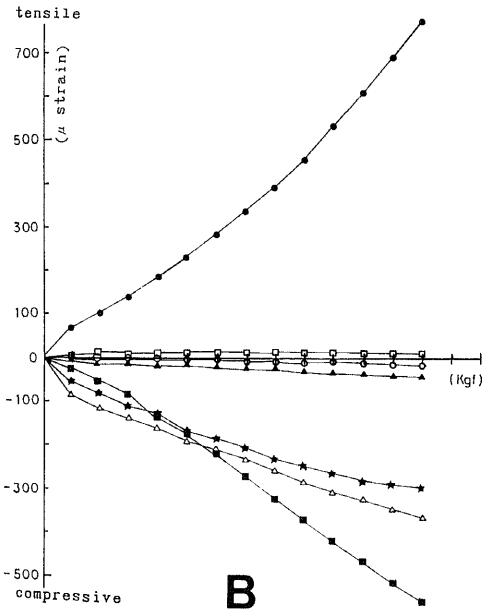
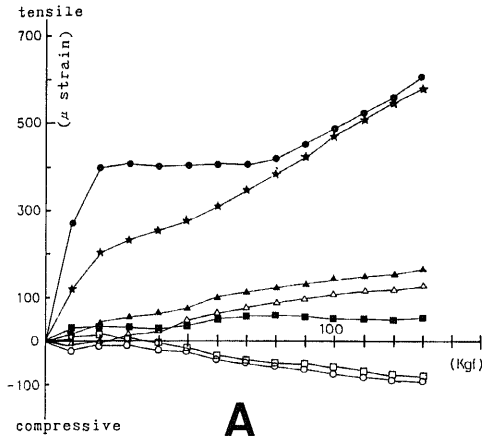


Fig.8. Strain-stress curves for the cadaveric hemipelvis.

The abscissa and the ordinate indicate the load and the strain monitored respectively. A, strain in radial direction; B, strain in circumferential direction.  $\blacktriangle$ , CH.0;  $\blacksquare$ , CH.1;  $\bullet$ , CH.2;  $\star$ , CH.3;  $\triangle$ , CH.4;  $\square$ , CH.5;  $\circ$ , CH.6.

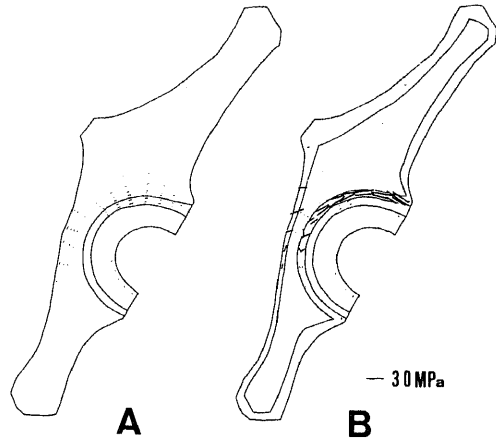


Fig.9. Principal tensile stress distributions after total hip replacement.

A, epoxy model; B, bone model.

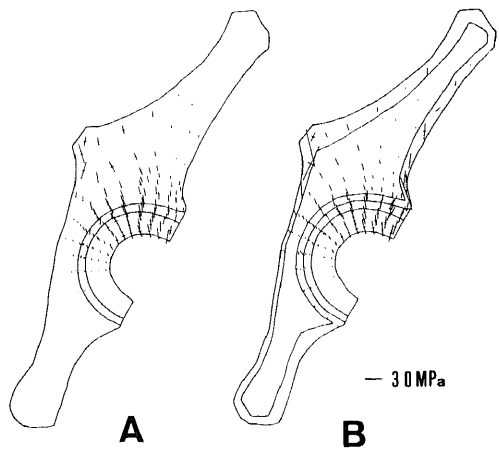


Fig.10. Principal compressive stress distributions after total hip replacement.

A, epoxy model; B, bone model.

に近かった。

## 2) 圧縮応力

### i) エポキシ骨盤解析モデル (図 10A)

臼蓋部に最大 35MPa の圧縮応力が生じた。

### ii) 人骨盤解析モデル (図 10B)

軟骨下骨には最大 46MPa, 皮質骨には最大 110MPa の圧縮応力が生じた。荷重部直上の海綿骨には、軟骨下骨より小さな圧縮応力(最大 23MPa)が生じた。荷重部における軟骨下骨と海綿骨の主応力方向は臼蓋面に対して垂直に近かった。

## 2. 骨/骨セメント境界部の応力

### 1) 接線応力 (図 11A)

#### i) エポキシ骨盤解析モデル

荷重部の節点12~14において引張応力(節点13で最大 5MPa), その周囲に圧縮応力(節点16で最大 12MPa)が生じた。

#### ii) 人骨盤解析モデル

荷重部に相当する節点10~14に引張応力(節点12

で最大 25MPa) その周囲に圧縮応力(節点15で最大 23MPa)が生じた。この応力分布の傾向は、エポキシ樹脂骨盤モデルの結果と同様であったが、定量的には両者間に大きな相違を認めた。特に、荷重部の接線方向での引張応力はエポキシ樹脂骨盤モデルに比べ最大値で5倍大きく、引張の応力場も広がった。

### 2) 垂直応力 (図 11B)

#### i) エポキシ骨盤解析モデル

荷重部に大きな圧縮応力(節点13で最大 25MPa)が生じた。荷重部以外にも臼蓋全域にわたって圧縮応力が生じた。

#### ii) 人骨盤解析モデル

荷重部に圧縮応力(節点13で最大 20MPa)が生じた。荷重部周辺に一部引張応力(節点9で最大 12MPa)が生じたが、その他の領域には圧縮応力が生じた。

## 3. 二層構造解析モデル

### 1) 主応力分布 (引張応力) (図12)

TEST.1 から TEST.3 へと海綿骨のヤング率の比が小さくなり、骨盤が生体本来の二層構造に近づくほど、軟骨下骨の引張応力は増加した。

### 2) 骨/骨セメント境界部の接線応力・垂直応力 (図13)

荷重部において、TEST.1 から TEST.3 と本来の二層構造に近くなるほど、接線方向の引張応力が大きくなり、荷重部における垂直方向の圧縮応力は逆に小さくなった。

## 考 察

骨セメントにより人工関節と骨とを結合する人工股関節は、1960年 Charnley<sup>2)</sup>により報告されて以来、諸外国のみならず本邦においても人工股関節手術の主流を占めている。しかし、術後数年間の成績は良好であるが、長期成績では、骨とセメントの間のゆるみ (loosening) をきたし再置換が必要となる症例が増加する。Morscher ら<sup>10)</sup>は、2,669症例に Charnley-Müller 型人工股関節置換を行い、平均5.4年にて141症例 (5.38%) に再置換が必要となり、特に経過期間が長い症例ほど再置換が行われることが多く、その原因として、術後3年から8年までは大腿骨側のゆるみが主体であるが、術後8年を境にして臼蓋側のゆるみが急増加すると述べている。Harris ら<sup>11)</sup>も術後12~15年の遠隔成績で、25%の症例にソケットのゆるみを認めたと報告し、Goldie<sup>12)</sup>は20年後には全症例の半数が臼蓋側のゆるみのために再置換が必要になるとしている。

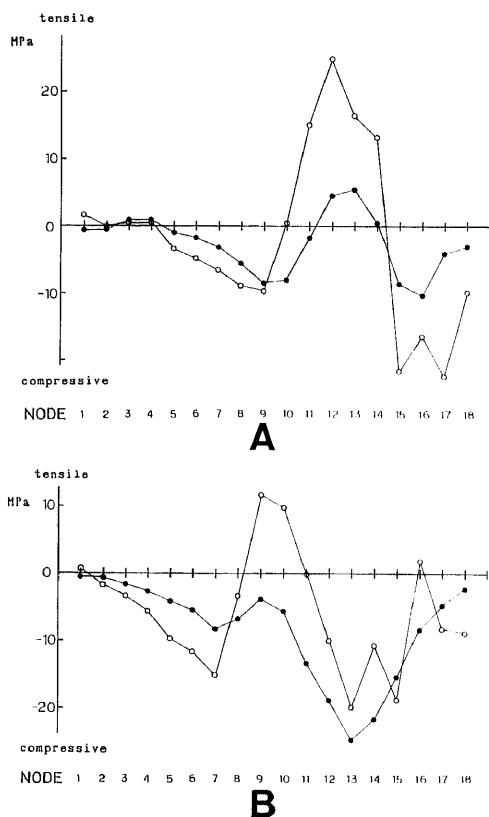


Fig.11. Tangential stresses (A) and perpendicular stresses (B) at the bone-cement interface.

●, epoxy model; ○, bone model.



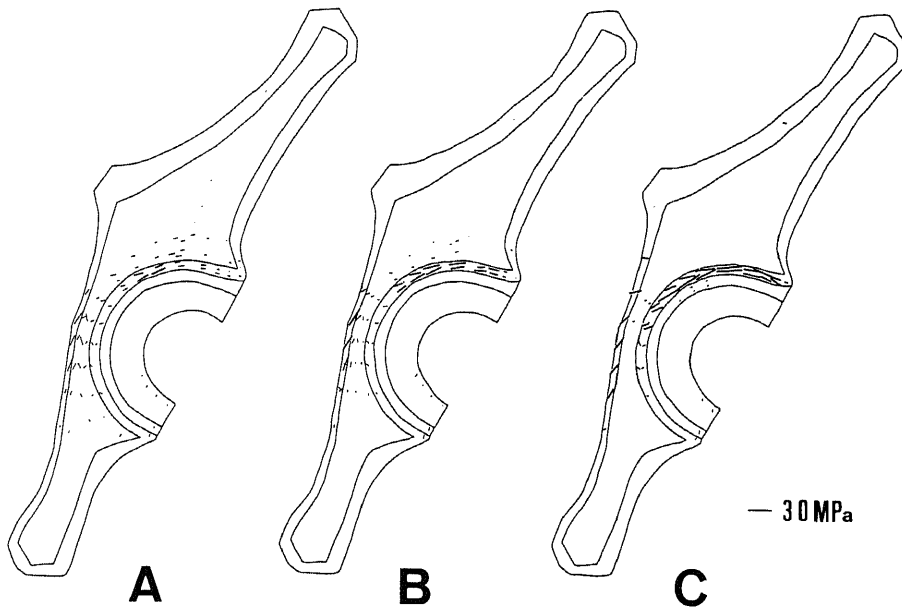


Fig.12. Principal tensile stress distributions after the total hip replacement for the double layered structure model. A, TEST.1; B, TEST.2; C, TEST.3.

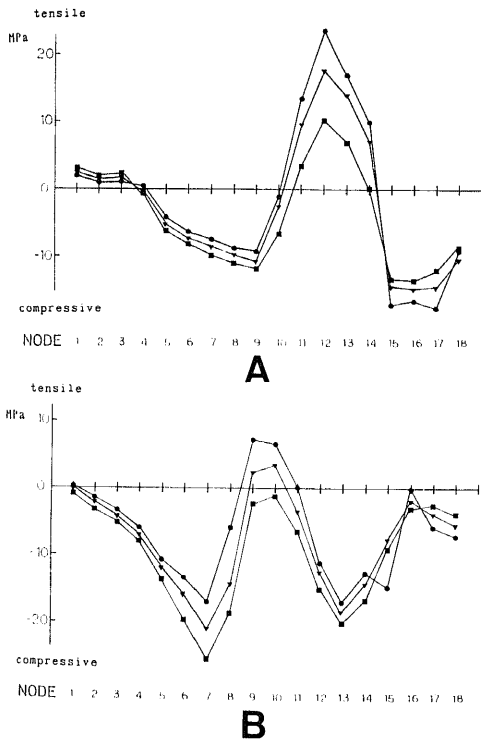


Fig.13. Tangential stresses (A) and perpendicular stresses (B) at bone-cement interface for the double layered structure model. ●, TEST.1; ▼, TEST.2; ■, TEST.3.

このため、人工股関節の成績を向上するためにはゆるみの問題を解決する必要がある。人工股関節の大腿骨側については既に多数の研究がなされている<sup>13-16)</sup>。しかし、長期成績で問題となる臼蓋側のゆるみに関する検討は少ない。人工股関節置換後の臼蓋の挙動に関して Bourne ら<sup>17)</sup>は、屍体骨盤の腸骨表面にひずみゲージを貼布して種々の置換術を比較検討したが、臼蓋の挙動を詳細に捉えることができず、臼蓋部のひずみを直接求める方法 (strain monitoring technique) が必要だとしている。

本研究では、臼蓋側のゆるみの解明のため臼蓋部の骨/骨セメント境界面の力学的挙動について検討を行った。その方法として、境界面に埋め込んだひずみゲージを用いて人工股関節置換後の臼蓋部の荷重によって生じるひずみを直接測定し、さらに有限要素法 (FEM) による解析を行った。

実験 I で用いたアクリル樹脂のヤング率 ( $E_1$ ) と骨セメントのヤング率 ( $E_2$ ) は、それぞれ 3.38GPa, 2.60GPa である。また、試験片溝部での体積分率は、アクリル樹脂 ( $V_1$ )、骨セメント ( $V_2$ ) とともに 50% である。試験片はアクリル樹脂と骨セメントの二層複合構造からなり、その縦軸方向のヤング率 ( $E$ ) は Voigt の式<sup>18)</sup>より、

$$E = E_1 \cdot V_1 / 100 + E_2 \cdot V_2 / 100 = 2.99 \text{GPa}$$

である。これより、200kgf 荷重時における試験片の縦ひずみは計算上1800 $\mu$  strain となる。この値は、シールドしたゲージ CH.0 の測定値 (1877 $\mu$  strain) にほぼ一致した。また、横ひずみはアクリル板において測定したポアソン比0.33より計算すると600 $\mu$  strain となり CH.1 の測定値 (606 $\mu$  strain) と一致した。このことから、ひずみゲージを埋め込んで使用しても貼付した物体のひずみ量を正確に測定できることがわかった。また、計算値がシールドしたゲージの測定値に最も近似したことより、ひずみゲージを埋め込んで使用する際にはゲージおよびリード線のシールドが必要である。この結果をふまえ、実験IIにおける測定を行った。

その結果、エポキシ樹脂製モデルでは、荷重部の中心と前方には半径・円周方向とも大きい引張ひずみが生じ、荷重部の後方には半径方向に小さな引張ひずみ、円周方向に小さな圧縮ひずみが生じた。また、坐骨部には半径・円周方向とも荷重部の1/5以下の小さな圧縮ひずみ、恥骨部には半径方向に小さな圧縮ひずみ、円周方向で小さな引張ひずみが生じた。屍体骨盤でも、荷重部に大きな引張ひずみ、その周辺に圧縮ひずみが生じ、エポキシ樹脂モデルのひずみの分布傾向と一致した。しかし、屍体骨盤における荷重部中心の引張ひずみ量はエポキシ樹脂モデルに比べ大きかった。

本研究では、さらに FEM を用いて実験結果の検証を行った。FEM は力学的解析法として有用であり、近年、整形外科領域でも利用されている<sup>11)18)~22)</sup>。本研究ではCT スキャンによる投影像を利用して2次元 FEM モデルを効率的に作成し、骨頭を介しての接触荷重を行った<sup>23)</sup>。その結果、エポキシ樹脂骨盤モデル、屍体骨盤モデルともに荷重部に相当する節点部で垂直方向に圧縮応力、接線方向に引張応力が生じ、その周囲では接線方向に圧縮応力が生じた。ただし、骨モデルの方が荷重部での引張応力場が広く、その値も大きかった。本研究で測定した半径方向のひずみは、FEM における接線応力に対応する。実験において半径方向では荷重部に大きい引張ひずみが生じ、坐骨部に小さい圧縮ひずみが生じたことは FEM でも同様であり、骨モデルの方がエポキシ樹脂モデルに比べ荷重部に大きい引張応力が生じることも FEM の解析結果と一致した。これより実験の測定結果の信頼性が FEM によって確かめられたといえる。

実験材料として人骨は、材料特性の個体差が著しく<sup>23)~25)</sup>、ひずみ量に対する影響が大きい結果の

再現性に乏しい。エポキシ樹脂モデルは、屍体骨盤とひずみの絶対値は異なるが、その分布傾向が一致し、また結果の正確な再現性があった。このことよりエポキシ樹脂骨盤モデルを用いた実験方法は、比較的信頼できるシュミレーション実験であるといえる。

人工股関節置換後の臼蓋の変形について、ひずみゲージによる測定では連続的に臼蓋全体の変形量を知ることはできない<sup>26)</sup>が、各測定点の結果を統合すれば臼蓋全体の荷重時の挙動を推定できる。各部位で測定された引張および圧縮ひずみより、人工股関節置換後、荷重によって臼蓋荷重部は深く広がり恥骨・坐骨部が狭まる結果、臼蓋は頭尾方向からやや前傾して卵円形に変形すると考えられる(図14)。このような人工股関節置換後の臼蓋の荷重による変形を実験的に測定した報告は少ない。大西<sup>27)</sup>は臼蓋縁の変形量をトランスジューサーを用いて測定し、人工股関節置換後の臼蓋は荷重によって頭尾方向に扁平化すると述べている。しかし、ドーム状の臼蓋の挙動をその外縁の変形から間接的に推定することは困難である。

一方、正常な生理的臼蓋の力学的挙動に関しては、ひずみゲージ法や光弾性法などを用いた解析が種々試みられている。Hügler ら<sup>28)29)</sup>は、エポキシ樹脂製の骨盤モデルを用い、荷重を受けた臼蓋は臼蓋縁から腸骨にかけて一体として外側にせり出し、臼蓋が深くなり球形に近くなるとしている。吉岡<sup>30)</sup>は、光弾性3次元応力凍結法により正常股関節の応力解析を行い、荷重により臼蓋は深くなり骨頭を包み込むようになると同時に、頭尾の方向に引き延ばされて楕円形になると報告している。さらに、両者とも臼蓋

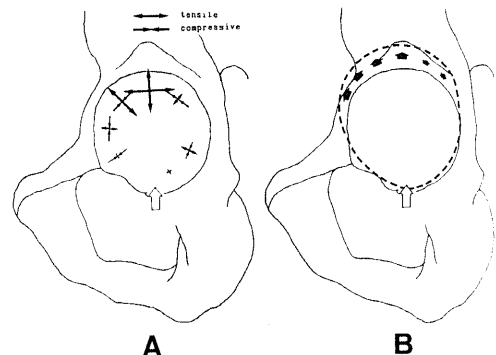


Fig.14 Illustration of the strains on the acetabulum (A) and the deformations of the acetabulum (B) under loading.

の荷重部に最も大きな引張応力が生じるとしている。

このように荷重によって臼蓋底が深く広がり荷重部に最も大きな引張応力が生じる現象は、本実験から人工股関節置換後の臼蓋でも同様に観察された。しかし、その引張応力の大きさを実際に測定した報告はなく、大西<sup>27,31</sup>や Carter ら<sup>19,20</sup>は FEM による解析から人工股関節で置換した臼蓋の荷重部では生理的臼蓋に比べて応力がより集中すると推測している。本研究では人工股関節置換後の臼蓋荷重部に、エポキシモデルで  $341\mu$  strain、屍体骨盤で  $780\mu$  strain (130kg 荷重時) の大きい引張ひずみが実測された。正常な生理的臼蓋における実測の報告はないので比較することはできないが、人工股関節置換後の臼蓋荷重部に大きい引張応力の生ずる原因としては、関節軟骨が介在しない、人工骨頭が生理的骨頭に比べ小さく硬い、臼蓋側が材料特性の全く異なるソケット・セメント・骨の 3 層構造から成り立つなどのため応力の集中をきたしやすいことが考えられる<sup>28,32</sup>。

臼蓋側の骨/骨セメント間のゆるみに関して、Anderson ら<sup>11</sup>や Volz ら<sup>33</sup>は、屍体骨盤を用いてセメント固定したソケットを直接捻り、骨セメント/臼蓋間の破断を起こす力を測定した。その結果、生体内で人工股関節に生じると考えられる最大摩擦力の 4 倍以上の力が破断を起こすのに必要であった。したがって、実際の生体内での負荷条件下では、人工関節の摩擦によってソケットのセメント固定部の破断は生じないことになる。このため、局所的な応力の集中による fatigue fracture がゆるみに関与していると推論している。また、Eftekhari<sup>34</sup>は、ゆるみのために摘出されたソケットの骨/骨セメント境界面の組織学的および組織化学的な検索を行い、骨セメントや金属の微小な摩擦片を含む炎症細胞が浸潤した膜組織がソケット周囲に存在し、コラゲナーゼなどのライソゾーム酵素の活性も高かったことより、ゆるみの原因として力学的な要因に細胞の組織反応を関連させた micro-motion 説を提唱している。これは、応力集中が存在する場合、局所の微小な動き (micro-motion) が増加することにより周囲に組織反応 (壊死, 吸収, 修復) が生じ、これが繰り返されることによって繊維組織が膜のような臼蓋全域に及び最終的にゆるみにいたるとするものである。

本研究では、骨/骨セメント間に埋め込んだひずみゲージにより臼蓋部のひずみ量を直接測定し、臼蓋部の力学的挙動を直接求めることができた。その結果、荷重によって臼蓋の荷重部に最も大きな引張ひずみが生じることがわかった。このひずみは

micro-motion の大きさと考えることができることから、人工股関節置換後の臼蓋荷重部には、負荷のたびに大きな micro-motion が繰り返して生じていることになる。前述の Eftekhari の micro-motion 説より、この臼蓋荷重部に生じる大きい引張ひずみがゆるみの原因になると考えられる。実際、臨床的にもゆるみは臼蓋荷重部の骨/骨セメント境界面に好発する<sup>21,35</sup>。人工股関節の臼蓋ソケットのゆるみを防止するには、この臼蓋荷重部に生じる引張ひずみを減少させることが最も重要である。

本研究で使用した測定法により種々の人工股関節置換術を力学的に評価することが可能である。例えば、セメンテングの方法<sup>36,37</sup>やソケットの形状、メタルバック<sup>19</sup>、等弾性 (isoelectric) な人工材料<sup>38</sup>を用いた条件下での臼蓋の micro-motion を求めることができ、その力学的評価・比較に応用可能であり、臼蓋荷重部の引張ひずみを減少させる方法の開発に有用であると考えられる。

屍体骨盤ではエポキシ樹脂モデルに比べ、臼蓋荷重部に大きい引張ひずみが出現した。軟骨下骨のヤング率はエポキシ樹脂に比べ大きい、つまり同一の応力下では軟骨下骨のひずみはエポキシ樹脂に比べ小さいにもかかわらず屍体骨盤に大きい引張ひずみが生じたことから、軟骨下骨にはより大きい引張応力が生じていると考えられる。また、FEM 骨モデルにおいて、荷重部の軟骨下骨の最大主応力 (引張応力) がその直上の海綿骨の主応力の数倍にもなり、主応力方向は臼蓋の接線方向に近かった。これらの現象には、骨盤の二層構造が影響していると考えられる。Jacob ら<sup>29</sup>は、皮質骨と海綿骨の二層構造を摸したエポキシ樹脂製骨盤モデルを用いて骨盤表面の応力分布を求め、骨盤が硬い皮質骨及び軟骨下骨と軟らかい海綿骨の二層構造から成るため、臼蓋荷重部への負荷力は主に軟骨下骨が受け、皮質骨へ伝達されると推定している。

本研究では、FEM を用いて骨盤の二層構造による力学的影響を検討した。その結果、海綿骨のヤング率が小さくなり、皮質骨とのヤング率の比が生体の状態に近づくほど荷重部軟骨下骨における主応力および接線方向の引張応力は大きくなった。これより、骨盤が海綿骨と皮質骨 (軟骨下骨) からなる二層構造を有するため、人工股関節置換後には臼蓋荷重部に大きな応力集中 (引張応力) が生じており、これがゆるみの原因にもなっていると考えられる。この荷重部の大きな引張応力を減少させることがゆるみの防止のためには最も重要である。今後、人工股関節

の設計においては、このような骨盤の二層構造および力学的挙動を考慮し、ゆるみの原因となる局所の応力集中を避けるため広い範囲に応力が分散されるような臼蓋ソケットの材料や形状を選択することが重要である。

## 結 論

人工股関節置換後の臼蓋部の力学的挙動を検討するため、エポキシ樹脂骨盤モデルおよび屍体骨盤を用い、骨/骨セメント境界面に埋め込んだひずみゲージによって荷重時の臼蓋のひずみを直接測定した。さらに有限要素法による解析を行い、次の結果を得た。

1. アクリル板と骨セメント層の境界面にひずみゲージを埋め込み、一軸方向に引張試験を行って測定した結果、測定値はアクリル樹脂と骨セメントのヤング率及びポアソン比から計算された値に一致した。これより、ひずみゲージを埋め込んで使用しても貼付した物体のひずみ量を正確に測定することが可能である。この方法により、臼蓋部のひずみを測定することは、人工股関節の力学的評価に有用な手段になる。

2. 人工股関節置換後のエポキシ樹脂製骨盤モデルおよび屍体骨盤の臼蓋部のひずみを測定した結果、ともに荷重部に大きい引張ひずみ、周辺に圧縮ひずみが生じた。これより、人工股関節置換後の臼蓋では、荷重によって臼蓋は深くなり卵円形のように変形すると考えられた。

3. 2次元有限要素法による解析の結果、人工股関節置換後の臼蓋の荷重部に大きい引張応力、周辺に圧縮応力が生じ、ひずみゲージ法の結果と同様の傾向を示した。

4. 骨盤が二層構造をとるため、臼蓋荷重部に大きな引張応力が生じる。この荷重部の大きな引張応力が、骨/骨セメント間の micro-motion を引き起こし、人工股関節臼蓋ソケットのゆるみの原因になると考えられる。臼蓋荷重部の引張応力を減少させることがゆるみの防止のために最も重要である。

## 謝 辞

稿を終えるにあたり、研究の御指導と御校閲を賜った恩師野村進教授に衷心より深謝の意を表します。さらに、本研究に際し御指導、御助言をいただいた金沢大学整形外科富田勝郎助教授、沢口毅助手、金沢大学工学部システム工学科尾田十八教授、御助力をいただいた金沢大学工学部システム工学科多加充彦、鈴木聡、山田和誠の各氏、また貴重な人骨標本を提供していただいた金沢大学第二解剖学山田致知名誉教

授に衷心より深謝の意を表します。

本論文の要旨は第67回中部日本整形災害外科学会および第2回日本整形外科学会基礎学術集会上において発表した。

## 文 献

- 1) Andersson, G. B. J., Freeman, M. A. R., & Swanson, S. A. V.: Loosening of the cemented acetabular cup in total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.*, **54-B**, 590-599 (1972).
- 2) Charnley, J.: The nine and ten year results of the low friction arthroplasty of the hip. *Clin. Orthop.*, **95**, 9-26 (1973).
- 3) Eftekhari, N. S., Doty, S. B., Johnston, A. D. & Paristien, M. V.: Prosthetic Synovitis. *The Hip*, p169-183, The C. V. Mosby Co., St. Louis, 1985.
- 4) Matthews, L. S.: Failed joint replacement. Caused and prevention -biomechanics. *Current Orthop.*, **1**, 27-33 (1986).
- 5) 尾田十八: 単一引張りパルス波によるき裂部材の破壊条件と動的拡大係数について. *日本機論*, **51**, 455-462 (1985).
- 6) 立石哲也, 宮永 豊: 整形外科バイオメカニクス資料集成. 第1版, 93-215頁, 朝日サイエンス社, 東京, 1978.
- 7) Rushfeld, P. D., Mann, R. W. & Harris, W. H.: Influence of cartilage geometry on the pressure distribution in the human hip joint. *Science.*, **204**, 413-415 (1986).
- 8) Vasu, R., Carter, D. R. & Harris, W. H.: Stress distributions in the acetabular region. Before and after total joint replacement. *J. Biomech.*, **15**, 155-164 (1982).
- 9) 石川 馨, 武田和久: 数学と統計学. 第1版, 305-324頁, 東京化学同人, 東京, 1973.
- 10) Morscher, E., & Schmassmann, A.: Failures of total hip arthroplasty and provable incidence of revision surgery in the future. *Arch. Orthop. and Trauma. Surg.*, **101**, 134-143 (1983).
- 11) Harris, W. H. & White, R. E.: Socket fixation using a metal-backed acetabular component for total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.*, **64-A**, 745-748 (1982).
- 12) Goldie, I.: Failed Joint Replacement. *Current Orthop.*, **1**, 3-5 (1986).
- 13) Andriachi, T. P., Galante, J. O., Belytsch-

- hko, T. B. & Hampton, S.: A stress analysis of the femoral stem in total hip prostheses. *J. Bone Joint Surg.*, 58-A, 618-624 (1976).
- 14) Markolf, K. L. & Amstutz, H. C.: In vitro measurement of bone-acrylic interface pressure during femoral component insertion. *Clin. Orthop.*, 121, 60-66 (1976).
- 15) Svensson, N. L., Vallppan, S. & Woods, R. D.: Stress analysis of human femur with implanted Charnley prosthesis. *J. Biomech.*, 10, 581-588 (1977).
- 16) 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-A, 68-73 (1980).
- 17) Bourne, R. V., Finlay, J. B., Rorabeck, C. H. & Landsberg, R. P.: The Effect of Endoprosthetic Mismatch and Metal- or Non-Metal-Backed Acetabular Components on In vitro Pelvic Stress. *The Hip*, p114-140, The C. V. Mosby Co., St. Louis, 1984.
- 18) Pedersen, D. R., Crowninshield, R. D. & Brand, R. A.: An axisymmetric model of acetabular components in total hip arthroplasty. *J. Biomech.*, 15, 305-315 (1982).
- 19) Carter, D. R., Vasu, R. & Harris, W. H.: Periacetabular stress distributions after joint replacement with subchondral bone retention. *Acta Orthop. Scand.*, 54, 29-35 (1983).
- 20) Carter, D. R.: Finite-Element Analysis of a Metal-Backed Acetabular Component. *The Hip*, p216-228, The C. V. Mosby Co., St. Louis, 1983.
- 21) Crowninshield, R. D., Pedersen, D. R., Brand, R. A. & Johnston, R. C.: Analytical Support for Acetabular Component Metal Backing. *The Hip*, p216-228, The C. V. Mosby Co., St. Louis, 1983.
- 22) Rapperport, D. J., Carter, D. R. & Schurman, D. J.: Contact finite element stress analysis of the hip joint and the acetabular region. In S. M. Perren & E. Schneider (eds), *Biomechanics - Current Interdisciplinary Research*, 1st ed., p427-432, Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht, 1985.
- 23) Smith, J. W. & Walmsley, R.: Factors affecting the elasticity of bone. *J. Anat.*, 93, 504-523 (1959).
- 24) Dickenson, R. P., Hutton, W. C. & Stott, J. R.: The mechanical properties of bone in osteoporosis. *J. Bone Joint Surg.*, 63-A, 233-238 (1981).
- 25) Ruff, C. B. & Hayes, W. C.: Bone-mineral content in the lower limb; Relationship to cross-sectional geometry. *J. Bone Joint Surg.*, 66-A, 1024-1031 (1984).
- 26) 新井永実: 股関節の生体工学的研究. 日整会誌, 52, 1813-1827 (1978).
- 27) 大西啓靖: 人工股関節のバイオメカニクス. 整形外科 MOOK, 45, 30-53 (1986).
- 28) Hügler, A. H.: Experimentelle untersuchungen uber des deformationsverhalten des huftazetablums unter belastung. *Z. Ortop.*, 112, 44-50 (1974).
- 29) Jacob, H. A. C., Hügler, A. H., Dietschi, C. & Schreiber, A.: Mechanical function of subchondral bone as experimentally determined on the acetabulum of human pelvis. *J. Biomech.*, 9, 625-627 (1976).
- 30) 吉岡裕樹: 3次元光弾性実験による骨盤の応力解析に関する研究. 日整会誌, 55, 209-222 (1981).
- 31) 大西啓靖: 正常及び人工股関節置換後におけるヒト骨盤の力学的解析. *バイオメカニクス*, 5, 56-67 (1980).
- 32) 末沢慶紀: 人工股関節ゆるみの生体力学的研究. 臨整外, 12, 232-237 (1977).
- 33) Volz, R. G. & Wilson, R. J.: Factors affecting the mechanical stability of the cemented acetabular component in total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.*, 59-A, 501-504 (1977).
- 34) Eftekhari, N. S. & Pawluk, R. J.: The Role of Surgical Preparation in Acetabular Cup Fixation. *The Hip*, p308-328, The C. V. Mosby Co., St. Louis, 1980.
- 35) Delee, J. G. & Charnley, J.: Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin. Orthop.*, 121, 20-32 (1976).
- 36) Cornell, C. N. & Ranawart, C. S.: The impact of modern cement techniques on acetabular fixation in cemented total hip replacement. *J. Arthroplasty*, 1, 197-202 (1986).
- 37) Oh, I.: A Comprehensive Analysis of the

Factors Affecting Acetabular Cup Fixation and Design in Total Hip Replacement Arthroplasty : A Series of Experimental and Clinical Studies.

The Hip, p216-228, The C. V. Mosby Co., St. Louis, 1983.

**A Biomechanical Study of the Acetabulum after Total Hip Replacement** Gen Katayama, Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920—J. Juzen Med. Soc., 97, 608—620 (1988)

**Key words :** total hip replacement, acetabulum, finite element method, biomechanics

#### **Abstract**

Mechanical behaviors of the acetabulum, especially of bone-cement interface after total hip replacement were analyzed. At first, conventional cemented total hip replacements were performed on the hemipelvic model of epoxy resin and the hemipelvis of the cadaveric bone. The strains of the acetabulum under load were monitored by strain-gauges embedded inside the bone-cement interface of the acetabulum. In both the model and the cadaveric bone, high tensile strains were observed at the weight-bearing areas (strains on cadaveric pelvis were greater), and compressive strains were observed at its surrounding areas. Secondly, computer analysis was undertaken by using the two-dimensional finite element method. Great tensile stresses in the tangential direction of the bone-cement interface were observed at the weight-bearing areas, and compressive stresses were observed at its surrounding areas. From this study, it is thought that the acetabulum after total hip replacement is deepened and transformed into oval hemisphere under the load. Because the pelvis consists of cortical bone and cancellous bone like the double layered structure, high tensile stresses were created at the weight-bearing areas of the subchondral bone after total hip replacement. The significant tensile stress was considered to be the cause of loosening of the acetabular component.