

超音波を利用した人工股関節の接触メカニズム評価

Ultrasonic Technique for Contact Mechanism Estimation of an Artificial Hip Joint

尾田 雅文(正会員)*, 関口 行雄(正会員)*, 原 利昭(非会員)**
Masafumi ODA*, Yukio SEKIGUCHI*, Toshiaki HARA**

Abstract

An ultrasonic technique was developed to study the characteristics for contact mechanics of an artificial hip joint. Total Hip Replacement model was used to determine contact pressure distribution on an artificial acetabular cup subjected to compressive load ranged from 196N to 588N in four femur positions. The contact pressure was found to be nonuniform and less than 6MPa. It was shown that the tendency of the pressure distribution is in agreement with that obtained by the computer simulation. Some preliminary results were also presented to illustrate the effect of the direction and the magnitude of the load applied to a stem on the contact pressure distribution on the acetabular cup and to evaluate the contact mechanism of the artificial hip joint.

Keywords

Experimental Stress Analysis, Finite Element Method, Contact Pressure, Super Sonic Waves,
Artificial Hip Joint

1. 緒 言

歩行障害等の股関節機能障害を有する変形性股関節症, 外傷, 慢性関節リウマチ及び骨頭壊死等の関節疾患の患者に対し, 除痛, 可動性及び支持性が同時に得られる外科的治療法の一つとして, 全人工股関節置換術 (Total Hip Replacement: 以下THRと略す)が, 考慮されている。しかしながら, 術後成績は全例で良好であるわけではなく, THR 後においてステム及び寛骨臼カップの破損, 緩み¹⁾や摩耗等²⁾が

1998年3月27日受付

1998年5月22日受理

*職業能力開発大学校福祉工学科

神奈川県相模原市橋本台 4-1-1(〒229-1196)

**新潟大学工学部機械システム工学科

新潟県新潟市五十嵐 2 の町 8050(〒950-1181)

*Department of Rehabilitation Engineering,
Polytechnic University

4-1-1, Hashimotodai, Sagami-hara, Kanagawa 229-1196,
Japan

**Faculty of Engineering, Niigata University

8050, 2-nocho Igarashi, Niigata 950-1181, Japan

原因で, 再置換を要する例もしばしば報告されている。これらの問題を解決するために従来から数多くの研究が行われており, 例えば, 有限要素法や弾性解析を適用した人工股関節コンポーネントの変形や応力を解析した例³⁾⁻⁵⁾が見られる。一方, 実験的手法を用いて変形や応力状態を直接測定することは, 数値シミュレーションにおける基本的な知見を提供し, より現実的で生理学的な結果を期待する上で重要であり, 種々の研究⁶⁾⁻⁸⁾が臨床的観点から行われている。しかしながら, 接触面間にセンサを埋入する等, 実際に股関節コンポーネントが使用されている状態での測定を行っていないこと及びセンサの設置数に制限があることから, 十分な結果は得られてはいないようである。

そこで本研究では, 人工股関節の接触メカニズムを評価するための基礎的研究⁹⁾⁻¹¹⁾の一環として, 生理学的歩行条件を想定した負荷が, 人工股関節コンポーネントに作用する場合の, ステムヘッドと寛骨臼カップ間に生ずる接触圧力及び寛骨臼カップの厚さ方向の歪み量を, 超音波法¹¹⁾²⁾を利用して非侵襲的に測定した。さらに, 得られた測定結果を境界条件に考慮した

有限要素解析を寛骨臼カップの 3 次元モデルを対象に行い、解析結果と実測値を比較することにより、超音波法による評価方法の有効性を検討した。また、同解析結果を利用することで寛骨臼カップ作用する応力が推定可能であることから、生理学的歩行条件下で寛骨臼カップの外周面すなわち寛骨臼との接触面に作用する応力を明らかにし、寛骨臼カップの緩みのメカニズムに関する検討・考察を行った。

2. THR モデルの接触メカニズム評価

2.1 測定システム

THR における寛骨臼カップの取り付け角度は、両足立脚時において外開き角 40 度、前開き角 10 度であることが最適とされる¹³⁾ことを考慮し、図 1 に示す THR モデルを製作した。人工股関節は、コバルト含有オステナイト系ステンレス合金製のステム及びステムヘッド(直径 22mm)と超高分子量ポリエチレン(以下、UHMWPE とする)製の寛骨臼カップ(外径 44mm、内径 22mm)から構成される。寛骨臼カップは SS400 製カップホルダーに取り付け、これを固定用のブロックに設置することで、最適な取り付け角度を得た。

術後の歩行時において片脚時の大腿部の屈曲・伸展角度は、ほぼ屈曲 20 度から伸展 10 度の範囲内にある。そこで、骨セメ

ントを用いてステムを固定したステムホルダ下端固定部をテーブル上で平行移動させ、この時のステム取り付け角度をステムホルダの下端固定部に取り付けられたポテンシオメータにより検出することで、屈曲 20 度、10 度、立位(0 度)及び伸展 10 度のステム傾斜角を得た。なお、荷重軸は寛骨臼カップ中心及び立位状態にあるステムホルダ下端固定部の中心を通過する。600N の体重の人間が準静的に歩行している場合の片足立脚時を想定したことから、人工股関節コンポーネントへの最大負荷値は 588N を考慮し、インストロン型材料試験機を用いて静的に与え、押し付け荷重値をロードセルにより検出した。

実験に用いた測定システムを図 2 に示す。公称周波数 10MHz、振動子直径 6.4mm の超音波探触子(縦波・垂直型)を図 3 中に示す寛骨臼カップ外周面の 49 箇所の格子点位置に設置し、寛骨臼カップとステムヘッド間の接触面から得られる第 1 エコーを測定した。なお、寛骨臼カップと探触子を確実に接触させるために、両者の間には UHMWPE で作成したアタッチメントを挿入した。

図 4 に超音波探傷器 A スコープ上の測定波形の一例を示す。同図中 A で示す波形は入射波を、B は寛骨臼カップとステムヘッドの接触界面からの第 1 エコー波形をそれぞれ示している。圧縮荷重による寛骨臼カップの変形に対応して、第 1 エコーの検出位置は僅かながら前方に移動する。パルス反射法による音速測定を行った結果、寛骨臼カップの材料である

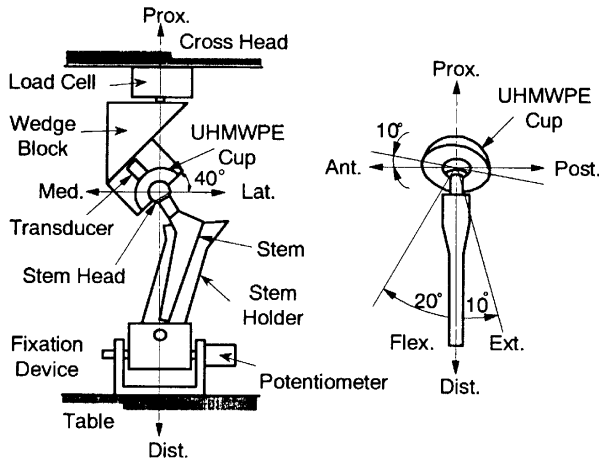


Fig.1 Geometry of THR model

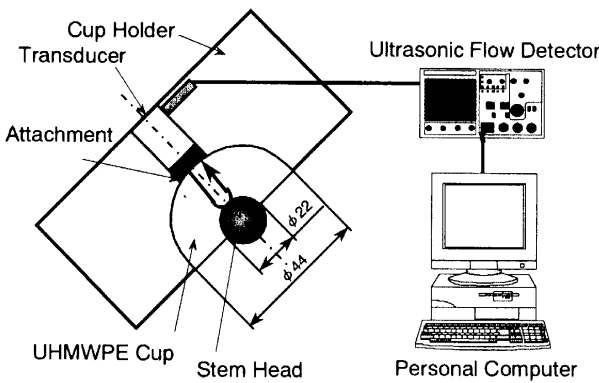


Fig.2 Experimental setup

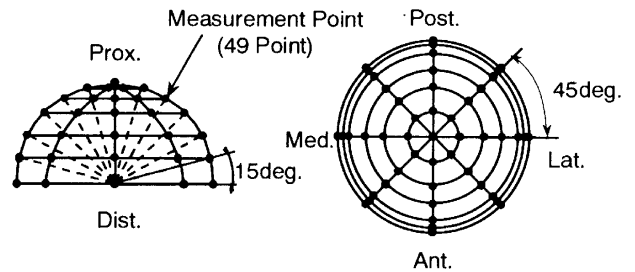


Fig.3 Measurement point

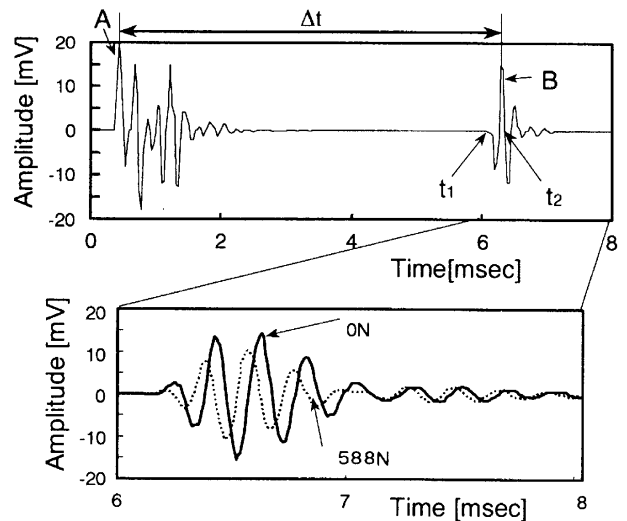


Fig.4 Typical wave on displayed A-scope

UHMWPE の無負荷時における縦波音速 V_U が 2253m/s であることを考慮し、次式を利用して入射波及び反射波の振幅が最大値を示す時間差 Δt から、寛骨臼カップの厚さ L を求め、寛骨臼カップ厚さ方向の歪み量を決定した。

$$L = V_U \cdot \Delta t \quad \dots(1)$$

音弾性の影響により、寛骨臼カップに圧縮応力が作用した時の寛骨臼カップ内を伝播する音波の速度は、非線形に変化する。しかしながら、無負荷時における音速からの差は、測定の結果、本研究で考慮する応力の範囲内では図 5 に示すように最大 0.8m/s 程度であることから、十分に無視し得る。

一方、接触面に作用する荷重の増加に伴い、第 1 エコーの振幅は減少する。現在の加工技術では完全に表面粗さを除去することが、極めて困難であることから、2 物体の接触面においては真実接触部と空隙部が存在する。接触面における真実接触面積と接触圧力の関係は、接触部近傍が弾・塑性的な場合はほぼ比例する。¹²⁾ よって、超音波による接触圧力測定法では、真実接触面積の変化を反射波音圧の変化として検出する。なお、第 1 エコーの反射波音圧は測定時における探触子の傾き、接触媒質の厚さにより変化することから、これによる測定誤差への影響を出来るだけ小さくするために、負荷時と無負荷時に得られる反射波音圧の比を利用するとともに、接触圧力との関係を予め明らかにすることで、超音波法による定量的な接触圧力測定は可能である。

一方、寛骨臼カップーステムヘッド間の接触面は近距離音場にあることから、図 6 に示すように半径 a 、速度振幅 w_0 の振動子が周波数 f でピストン運動し、密度 σ 、音速 c の媒質内を音波が伝播している時、任意の時刻 t において接触面上の任意の点 (x, z) の音圧 P は、次式で示す Lommel の近似式¹⁴⁾で与えられる。

$$p(x, z) = \sigma c w_0 e^{i(\omega t - kz)} \left[1 - e^{-ik \frac{a^2 + x^2}{2x}} \sum_{n=0}^{\infty} \left(i \frac{x}{a} \right)^n J_n \left(\frac{kax}{z} \right) \right] \quad x \leq a$$

$$= \sigma c w_0 e^{i(\omega t - kz)} \cdot e^{-ik \frac{a^2 + x^2}{2x}} \sum_{n=0}^{\infty} \left(i \frac{x}{a} \right)^n J_n \left(\frac{kax}{z} \right) \quad x \geq a$$

.....(2)

ここで、 J_n は第 1 種 Bessel 関数であり波長定数 k と角振動数 ω は、それぞれ

$$k = \omega / c, \quad \omega = 2\pi f$$

で示される。

図 7 は式(2)を考慮して得られた寛骨臼カップとステムヘッドの接触面での音圧分布である。横軸は音源中心軸からの水平方向距離 x 、縦軸は最大音圧 P_{max} で無次元化した音圧比 P/P_{max} をそれぞれ示している。図に示すように寛骨臼カップーステムヘッド間の接触面において、超音波は比較的広い領域に分布することが推測される。しかしながら、距離 x が大きくなるに従い、同図中に示すように音波の伝播距離 L_t も増加す

ることから、このような領域からのエコーは中心軸付近からのエコーに比べ、A スコープ上では後方に検出される。よって、第 1 エコーの一波目の検出時間、すなわち図 4 中の $t_1 < t < t_2$ におけるエコー電圧より接触圧力を評価することで、伝播距離 L_t と中心軸上での電波距離 L_{t0} の差が超音波の一波長よりも短

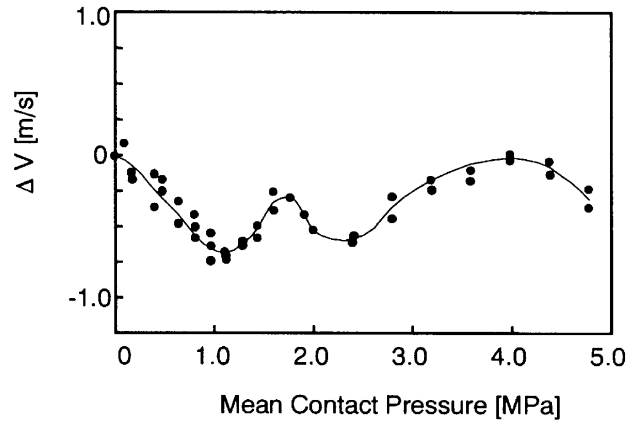


Fig.5 Relationship between mean contact pressure and ΔV

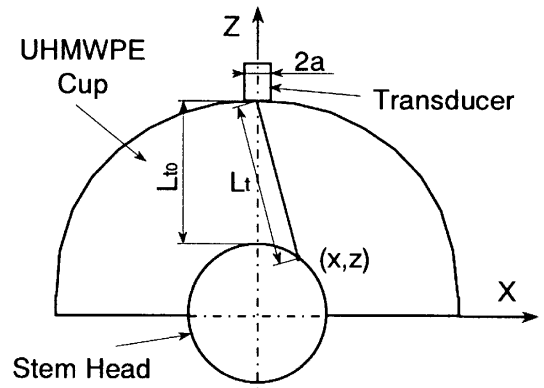


Fig.6 Geometry of Ultrasonic wave propagation

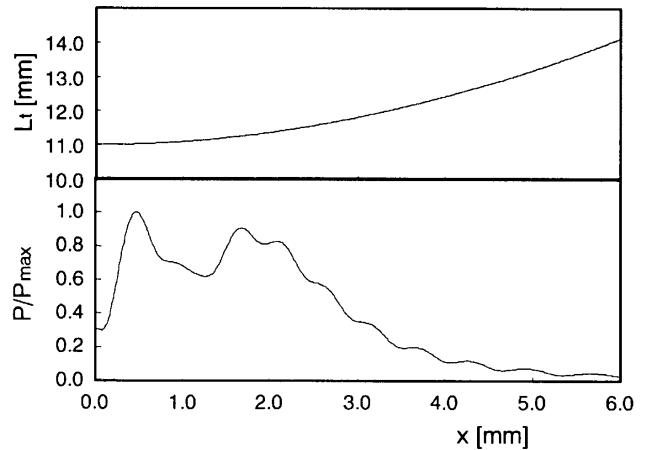


Fig.7 Ultrasonic distribution calculated by eq.(2) and L_t

い領域, すなわち半径 0.5mm 程度の円形領域の測定が可能となり, 測定時の水平解像度の向上が期待される. 以上のことから, 負荷時のエコー電圧 $v(t)$ 及び無負荷時におけるエコー電圧 $v_0(t)$ の実効値電圧を考慮し, 次式を用いて無次元化した反射特性値 ER^* を考慮し, 接触圧力を決定した.

$$ER^* = 1 - \frac{\sqrt{\int_{t_1}^{t_2} v(t)^2 dt}}{\sqrt{\int_{t_1}^{t_2} v_0(t)^2 dt}} \quad \dots(3)$$

2.2 実験結果及び考察

立位状態を想定したステム傾斜角度に設定した THR モデルの人工股関節コンポーネントに, 196, 392, 588N の静的荷重を負荷した場合の寛骨臼カップ厚さ方向の歪み量分布と寛骨臼カップ-ステムヘッド間の接触圧力分布を図 8 及び図 9 にそれぞれ示す. 外開き角 40 度, 前開き角 10 度で寛骨臼カップを設置したことから, 歪み量分布及び接触圧力分布はそれ

ぞれ外側後方にやや偏った傾向が見られる. また, 押し付け荷重が増加するに従い接触圧力も増加し, 588N 負荷時には 6MPa 以上の接触圧力が作用する領域が生じる.

図 10 は内外側方向中心線上にある測定点で得られた接触圧力と押し付け荷重の関係を示している. 横軸は寛骨臼カップ中心位置から測定位置までの水平方向距離 L を, 縦軸は接触圧力 P を押し付け荷重 F で除して求めた P/F 値, 奥行きは押し付け荷重値をそれぞれ示した. 押し付け荷重が増加するに伴って, 寛骨臼カップ中央部での P/F 値は増加するが, 接触域端部近傍においては, 内側では 196~392N の押し付け荷重に対して P/F 値は増加し, 392~588N に対しては減少する傾向が見られた. さらに, 外側においては荷重が 196~588N で減少する傾向が見られる. これらのことから, 押し付け荷重が増加するに従って, 寛骨臼カップ中央部に作用荷重が集中することがわかる.

図 11 及び図 12 はステム角度を屈曲 20 度から伸展 10 度に変化させた THR モデルの股関節コンポーネントに 588N の押し付け荷重を負荷した場合の測定結果を示している. 図 11 は, 寛骨臼カップの厚さ方向の歪み量分布を示しており, 図よ

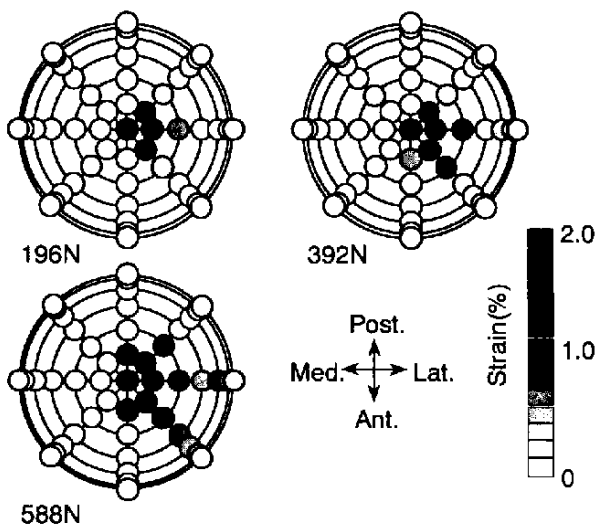


Fig.8 Strain distribution during standing position

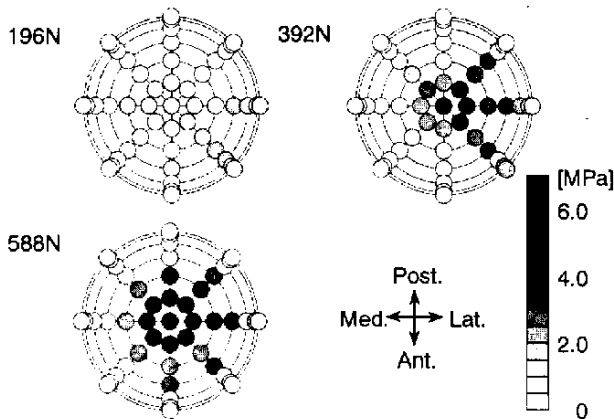


Fig.9 Contact Pressure Distributions during Standing Position

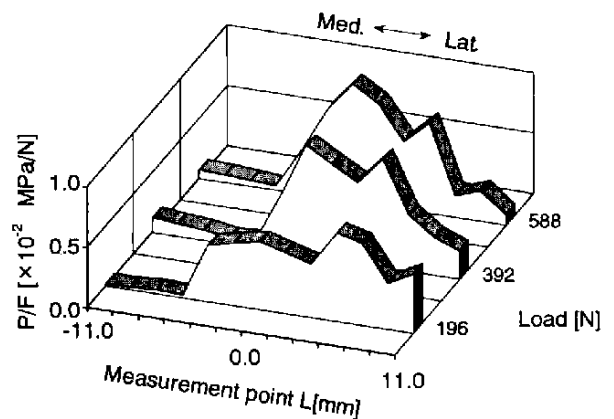


Fig.10 Variation of contact pressure distribution with load

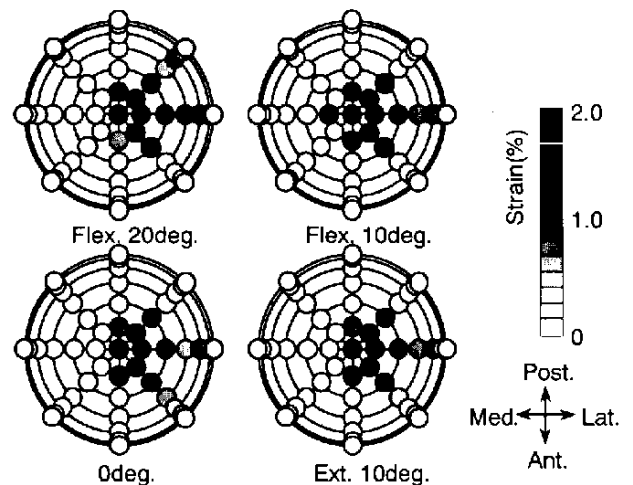


Fig.11 Strain distribution under 588N loading

りステム角度が屈曲から伸展に移行するに従い、比較的大きな歪み量を示す領域が外側後方から外側前方に移動することがわかる。押し付け荷重は寛骨臼カップ頂点から外側に 40 度、前方に 10 度の位置を中心に鉛直方向に作用することから、この位置で最大歪みを生ずることも予想されたが、ステムの前捻角度及び形状等の影響により、この領域では最大歪みを生じなかった。一方、図 12 は寛骨臼カップ-ステムヘッド間に作用する接触圧力の測定結果を示している。ステム角度が屈曲から伸展に移行するに従って、比較的大きな接触圧力を生ずる領域が後方から前方に移動しており、歪み量の測定結果に対応した傾向が見られる。

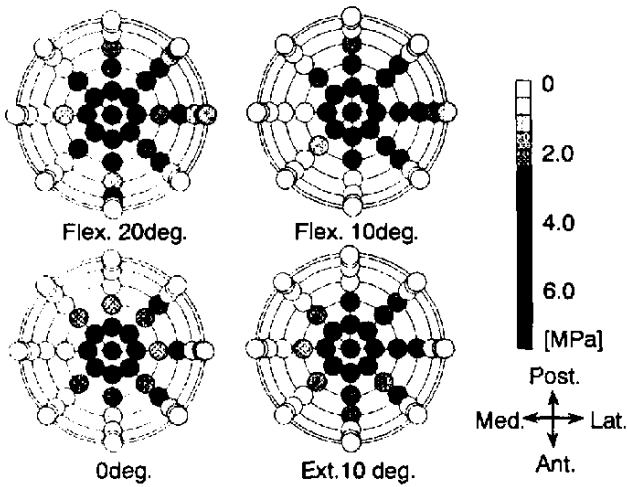


Fig.12 Contact pressure distribution under 588N loading

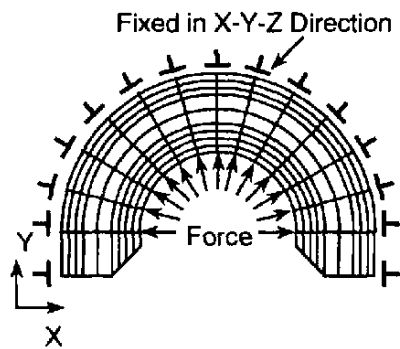


Fig.13 Model for FEM analysis and condition in computation

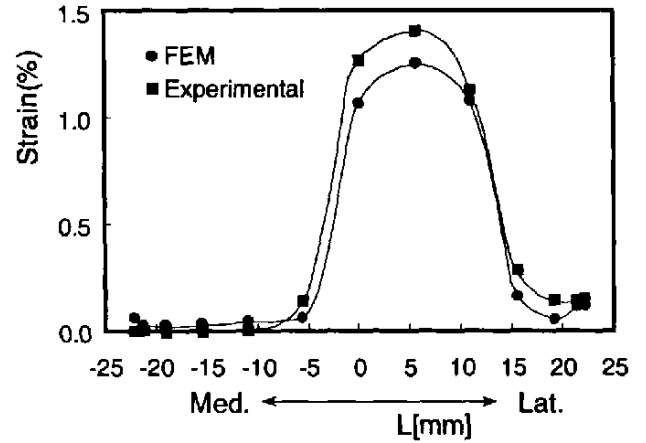
Table 1 Mechanical properties

Element	512
Node	855
Material	UHMWPE
Young's Modulus	899MPa
Poisson's Ratio	0.36

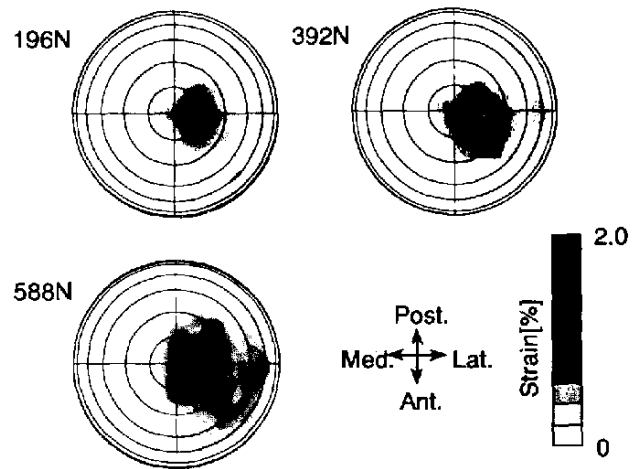
3. 有限要素法による解析

3.1 解析モデル

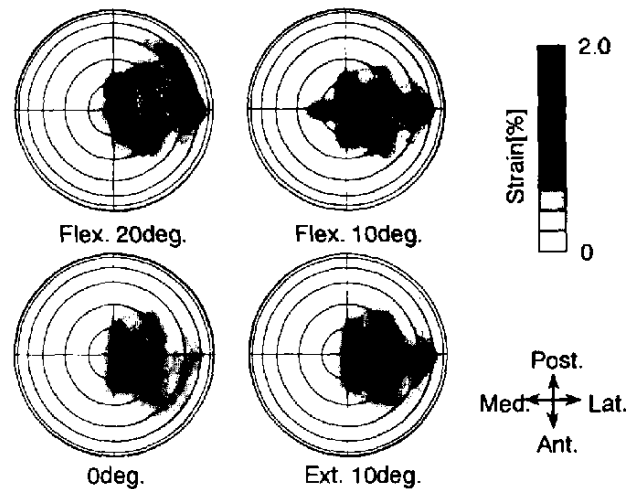
3次元有限要素解析に際し、寛骨臼カップを対象とした3次元



(a) Relationship between L and Strain



(b) Strain distribution during standing position



(c) Strain distribution under 588N loading
Fig.14 Strain distribution by FEM analysis

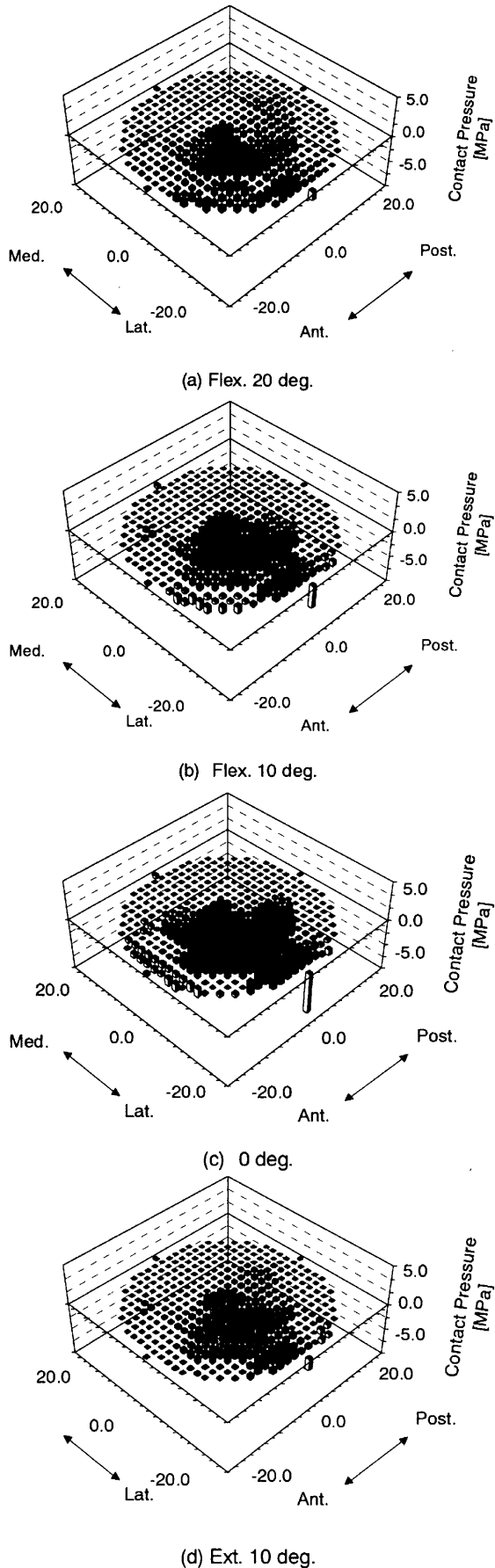


Fig.15 Normal stress distribution under 588N loading

元モデルを構築した。なお、図 13 に示すように寛骨臼カップの外周面は寛骨臼に、内周面はステムヘッドにそれぞれ接触することから、以下に示す境界条件を考慮した。

- (1)寛骨臼カップ外周面上の節点は XYZ 方向の変位を拘束する。
- (2)寛骨臼カップ内周面上の節点に作用する荷重は、超音波法で測定した接触圧力を考慮し設定する。

なお、有限要素モデルは、節点数 1152 個、要素数 840 個の 3 次元 8 節点要素で構成し、寛骨臼カップの材料である UHMWPE の物性値は表 1 に示す値を考慮した。

3.2 解析結果及び検討

図 14 は FEM 解析により得られた寛骨臼カップ厚さ方向の歪み量分布を示している。同図中(a)は内外側方向中心線上の歪み分布を示しており、解析に際し立位を想定したステム角度で、588N の押し付け荷重を股関節コンポーネントに作用させた場合の接触圧力の実測値を境界条件に考慮した。横軸は寛骨臼カップ中心からの水平方向距離 L、縦軸は寛骨臼カップ厚さ方向の歪み量をそれぞれ示している。また、同図中に超音波法による同条件での実測値を合わせて示した。FEM 解析結果ならびに超音波法で求めた歪み量は、ともに寛骨臼カップ中心から外側へ 5mm の位置で最大値を示しており、定性的に良く一致している。同図中(b)は図 9 に示す接触圧力の実測値を、同図中(c)は図 12 に示す接触圧力の実測値を、それぞれ境界条件に考慮した FEM 解析で得られた歪み分布を示している。得られた解析結果と図 8 及び図 11 に示す実測値を比較すると、いずれのステム角度、作用荷重においても両者の歪み量の差は最大で 0.2%程度であり、ほぼ一致することから、THR モデルを対象とした接触圧力・歪み評価に対し超音波法が十分適用可能であるとともに、本 FEM 解析で得られた解析結果は実際の寛骨臼カップにおける応力状態を十分に精度良く再現可能であると思われる。

図 15 は 588N の押し付け荷重に対して、ステム傾斜角度を屈曲 20 度から伸展 10 度に変化させた場合に対応する寛骨臼カップ外周面に作用する垂直応力分布を示している。図 12 に示す寛骨臼カップ-ステムヘッド間の接触圧力分布では、ステム傾斜角度が屈曲から伸展に移行するに従って、比較的大きな接触圧力を生ずる領域が、後方から前方に移動する傾向が見られたのに対し、寛骨臼カップ外周面に作用する垂直応力は、顕著な変化は見られず、いずれも外側前方に偏った分布傾向を示す。寛骨臼カップ-ステムヘッド間の接触圧力が比較的大きな値を示す領域は、図 11 に示すようにカップ厚さ方向の歪み量が大きな値を示す領域とほぼ一致することから、寛骨臼カップが変形することにより、カップ外周面に作用する応力の顕著な変化を緩和する効果を示したものと考えられる。

図 16 は、立位を想定したステム傾斜角で 196、392 及び 588N の押し付け荷重が作用した場合の寛骨臼カップ外周面に作用する垂直応力分布を示している。いずれの押し付け荷重においても、垂直応力分布は外側前方にやや偏った傾向が見られる。また、押し付け荷重が 196N の場合、寛骨臼カップ中央

部においては引張応力が、その周辺部に圧縮応力がそれぞれ作用している。一方、392N以上の押し付け荷重では、寛骨臼カップ中央部において作用する応力は圧縮応力に変化するとともに、押し付け荷重の増加に伴いこの領域に作用荷重が集中する傾向が見られる。一方、外側前方の寛骨臼カップ端部の一部領域に、引張応力が作用する。

このような結果が得られた理由としては、寛骨臼カップ材料である UHMWPE が、ステムヘッドに比べ極めて軟らかい材料であるとともに、図 17 に示すように使用したステムヘッドの直径

が 22.3mm であるのに対し、寛骨臼カップ凹部の直径は 22.2mm であり、僅かながら小さいことから、寛骨臼カップ端部において荷重の増加に伴う変形が顕著であったためと考えられる。

図 18 は立位を想定したステム傾斜角で股関節コンポーネントに 196,392,588N で押し付け荷重を作用させた場合に寛骨臼カップ外周面すなわち寛骨臼との接触面に作用するせん断応力分布を示している。図 16 に示す垂直応力分布と同様に外側前方に偏った分布傾向を示している。588N 負荷時において、外側端部で 2MPa 程度のせん断応力が作用している。この領域は、5MPa 程度の引張応力が作用する領域と一致しており、この領域より緩みを生ずる可能性が極めて高いことを示唆している。このような領域の垂直応力及びせん断応力を減少させるためには、カップ外周面に作用する応力を出来る限り一様に分布させることが極めて重要であり、ステムヘッド-寛骨臼カップ間に作用する接触圧力の実測値を境界条件に考慮した本有限要素解析手法は、前述の問題を解決する上で、有効な手段になるものと考えられる。

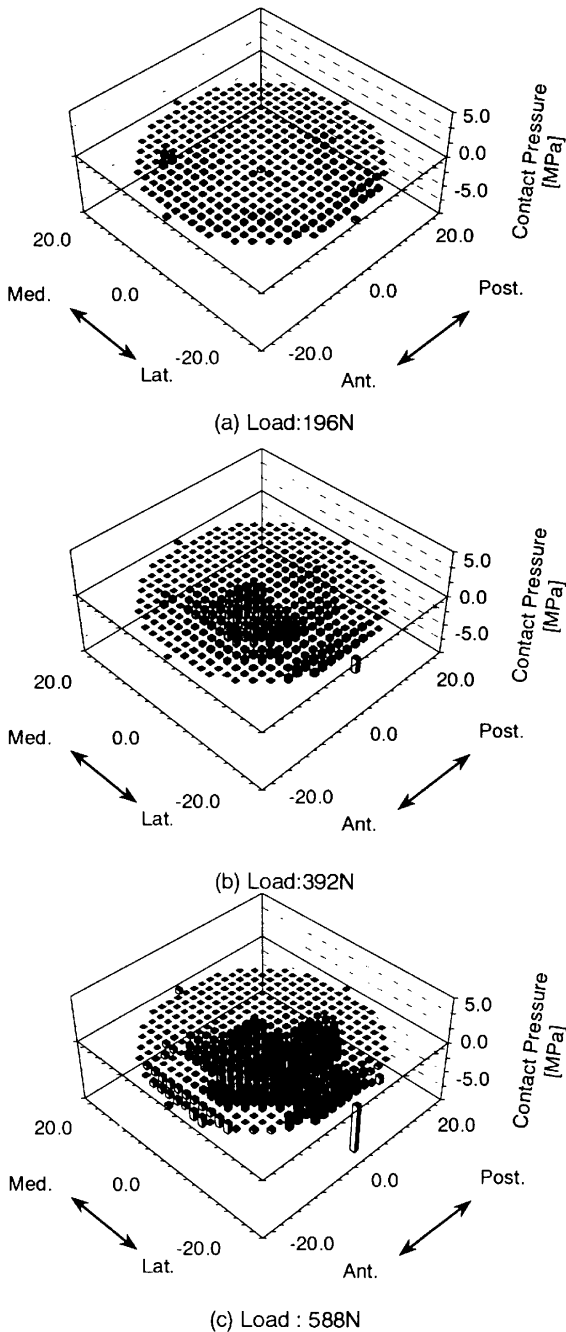


Fig.16 Normal stress distribution during standing position

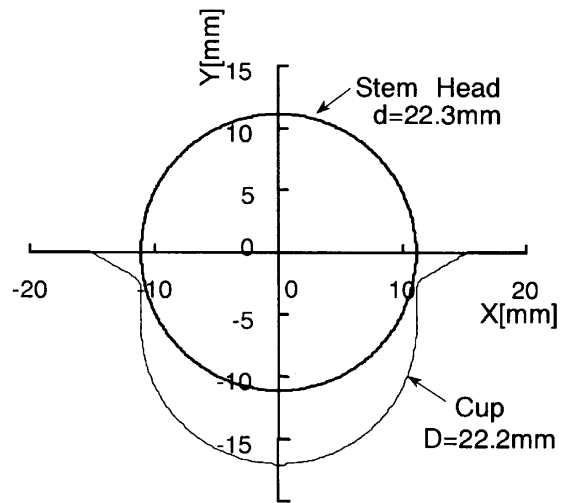


Fig.17 Profile of stem head and UHMWPE cup

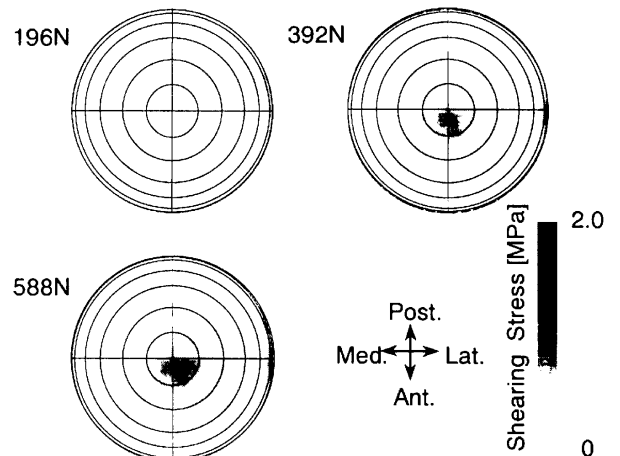


Fig.18 Shearing stress distribution during standing position

4. 結 言

本研究では THR モデルを製作するとともに、超音波法を利用して静的荷重作用下における寛骨臼カップとステムヘッド間に作用する接触圧力及び寛骨臼カップの厚さ方向の歪み量を測定した。得られた測定結果を境界条件に考慮した有限要素解析を寛骨臼カップの 3 次元モデルを対象に行い、解析結果と実測値を比較することにより、超音波法による評価方法の有効性を示した。また、同解析結果を利用することで寛骨臼カップ作用する応力が推定可能であることから、生理学的歩行条件下で寛骨臼カップの外周面に作用する応力を明らかにし、寛骨臼カップの緩みのメカニズムに関する検討・考察を行った結果、以下に示す知見を得た。

- (1)作用荷重の増加に伴い、寛骨臼カップ-ステムヘッド間に作用する接触圧力は寛骨臼カップ中央部に集中して作用する。特に、588N 負荷時においては 6MPa 以上の接触圧力が作用する領域が存在する。
- (2)超音波法による測定結果より、ステム角度が屈曲から伸展に変化するに従って、比較的大きな接触圧力及び歪み量を示す領域が後方から前方に移動することがわかる。一方、有限要素法解析結果より、寛骨臼カップ外周面に作用する垂直応力は、ステム傾斜角度の変化の影響をほとんど受けず、いずれの傾斜角度においても外側後方に偏った分布傾向が見られる。
- (3)有限要素法解析結果より、196N 負荷時においては寛骨臼カップ中央部に、392N, 588N 負荷時においては、接触域周辺部に引張応力が作用することが示された。よって、寛骨臼カップの緩みを検討する上で、両振りの繰返し応力が寛骨臼カップ外周面上に作用していることを考慮する必要がある。

参考文献

- 1)水口義久, 他 3 名, 超音波による人工股関節ソケットの変形測定, 機講論 No.95-1, 260-261,1995.
- 2)Van C. Mow, Gerard A.Ateshian, Robert L. Spilker, Biomechanics of Diarthrodial Joints : A Review of Twenty Years of Progress, J. Biomec. Eng., 115, 460-467,1993.
- 3)D.L.Bartel, A.H.Burstein, M.D.Toda, D.L. Edwards, The Effect of Conformity and Plastic Thickness on Contact Stresses in Metal-Backed Plastic Implants, J. Biomech. Eng., 107, 193-199,1985.
- 4)E. Dragoni, A. O. Andrisano, Structural Evaluation of Ceramic Femoral Heads : Effect of Taper Friction, Support Conditions and Trunnion Compliance, J. Biomech. Eng., 117, 293-299,1995.
- 5)但野 茂, 他 3 名, 正常大腿骨と人工股関節置換大腿骨の三次元応力解析,機論 A, Vol.60, No.569, 278-284,1994.
- 6)W. A. Hodge, R. S. Fijan, K. L. Carlson, R. G. Burgess, W. H. Harris, R.W. Mann, Contact pressures in the human hip joint measured *in vivo*, Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 83, 2879-2883,1986.
- 7)P.D.Rushfeldt, R.W.Mann, W.H.Harris, Improved techniques for measuring *in vitro* the Geometry and pressure distribution in the human acetabulum II, J. Biomechanics, Vol.14, No.5, 315-323,1981.
- 8)Thomas Macirowski, Slobodan Tepic, Rebert W. Mann, Cartilage Stresses in the Human Hip Joint, J. Biomech. Eng., 116, 10-18, 1994.
- 9)夏目 実, 他 5 名, 超音波を利用した人工股関節の接触メカニズム評価, 機講論 No.96-1, 546-547, 1996.
- 10)尾田雅文, 他 2 名, 超音波による利用した人工股関節の接触メカニズム評価, 機構論 No.96-20, 272 -275, 1996.
- 11)尾田雅文, 他 2 名, 超音波を利用した人工股関節の接触メカニズム評価法の検討, 第 13 回 LST 学会抄録,78,1997.
- 12)益子正己, 伊東 諠, すべり案内面の圧力分布に関する研究, 機論, Vol.34, No.257, 191-198, 1968.
- 13)例えば,機械技術研究所報告, No.139, P.45.
- 14)超音波技術便覧, 日刊工業新聞社, 1408, 1985.