

動的荷重条件下における 人工股関節コンポーネントの歪み量評価

南伊勢職業能力開発促進センター 帆 足 雅 晃
職業能力開発総合大学校 尾 田 雅 文

Ultrasonic Technique for Strain Estimation of an Artificial Hip Joint

Masaaki HOASHI, Masafumi ODA

要約 変形性股関節症等の関節疾患により、股関節の機能回復が困難となった場合の外科的治療法の一つとして、全人工股関節置換術が行われている。しかしながら、術後成績は全例において良好であるわけではなく、術後において大腿骨の骨幹骨髓内に挿入する脚部、すなわちステムおよび寛骨臼カップの緩みや摩耗等が原因で、再置換を要する例もしばしば報告されている。

本研究では、これらの問題を解決するために、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の一環としてTHRモデルを作成し、跳躍運動を想定した動的負荷が人工股関節コンポーネントに作用する場合のカップ厚さ方向の歪み量を、同方向の超音波伝播時間を利用して非侵襲的に測定した。さらには、実験結果を境界条件に考慮した有限要素応力解析で得られたカップ外周面に作用する垂直応力ならびに剪断応力の解析結果に基づき、人工股関節コンポーネントが使用時に緩みを生ずる要因について検討した。

なお、本研究を遂行するために構築したシステムは、医療関連機器評価に関連する領域のみならず超音波計測の分野の他、パーソナルコンピュータを利用した計測・制御に関する職業能力開発への適用が期待される。

I 緒 言

種々の関節疾患、すなわち変形性股関節症、外傷、慢性関節リウマチおよび骨頭壊死等により、股関節の機能回復が困難となった場合の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 と記す。)が行われている。しかしながら、必ずしも術後成績は全例において良好ではなく、THR後において大腿骨の骨幹骨髓内に挿入する脚部、すなわちステムおよび寛骨臼カップ (以下、カップ) の緩み⁽¹⁾や摩耗等⁽²⁾が原因で、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

研究が行われている。例えば、有限要素法や弾性解析を適用し、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。但野等⁽⁵⁾は、X線写真を画像処理することで得た濃度分布に、大腿骨モデルの各要素の三次元配列を重ね合わせて各要素の弾性率を推定する方法を適用し、正常大腿骨の生理的応力状態や人工股関節置換大腿骨の大腿骨-ステム境界近傍に生じる三次元応力状態の解析結果を明示している。

一方、実験的手法を用いて直接的に変形や応力状態を測定することは、数値シミュレーションにおける基本的知見が得られることから、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⁾が臨床的観点から行われている。例えば、小型ロードセル

をカップ内の10箇所にもステムヘッドと接触するように埋入し、歩行中のそれらの出力値より各部位に作用する荷重を評価する研究例⁷⁾や、超音波センサをステムヘッド内に埋入し、関節内の軟骨の厚さを測定するとともに、有限要素法を利用して作用応力を推定する研究例⁸⁾も見られるが、測定方法にそれぞれ問題があることおよびセンサの設置数に制限があることから、十分な結果が得られているとは言えないようである。

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、跳躍運動条件を想定した動的負荷が、人工股関節コンポーネントに作用する場合のカップ厚さ方向の歪み量を、超音波法¹⁾を利用して非侵襲的に測定した。実験は、股関節の基本機能である体重の支持ならびに移動を考慮したTHRモデルを作成し、カップ変形量をカップの厚さ方向の超音波伝播時間を利用して求めた。さらには、超音波法により得られた結果を境界条件に考慮した有限要素法を適用することで応力解析を行い、カップ外周面に作用する応力を推定し、人工股関節コンポーネントの緩みに関する検討を行った。

II 画像解析による実験条件の決定

THRモデルに負荷する荷重等の測定条件を決定するために、図1に示すように被験者である体重646.8Nの成人男性に跳躍運動を行うことを指示し、その際の被験者をビデオカメラにより撮影した。得られた画像データはビデオキャプチャボードを介して、30frames/secのレートで、パーソナルコンピュータに入力した。その後、画像解析を行うことで左右の大腿骨の近位部ならびに遠位部近傍および上腕骨頭近傍の計測点の軌跡をコンピュータ画面上でデジタイズし、得られた2次元座標に基づき、各部位の移動に伴う加速度ならびに大腿骨の傾斜角を計測した。

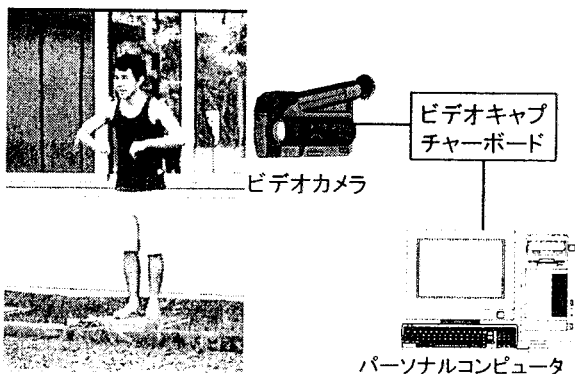


図1 ビデオカメラによる運動解析

図2は得られた大腿骨近位近傍の移動特性であり、移動量を破線で、加速度を実線でそれぞれ示している。グラフの横軸は時間を、縦軸は静止時を基準とした時の計測点の垂直方向移動距離および加速度をそれぞれ示している。運動解析においては、DLT法¹²⁾等のステレオ画像解析手法を利用して計測点座標の3次元再構築を行うことは、より詳細な移動特性に関するデータを得る上で有利であると考えられる。しかしながら、本実験はTHRモデルの測定条件を考慮する予備的実験であることから、一台のビデオカメラを用いて解析している。なお、同図より被験者が空中にある時の加速度が、重力加速度にほぼ等しく、実験条件を求める上で支障がないものと判断した。当然のことながら、跳躍および着地する瞬間に加速度は大きな値を示すことから、このときに股関節には多大な負荷が作用すると推測される。

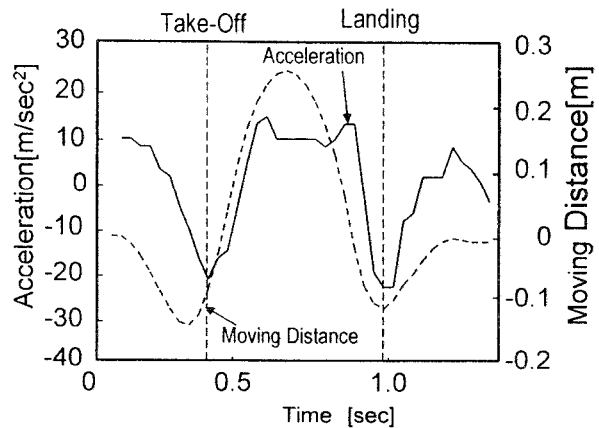


図2 跳躍運動解析結果

表1 各部位における重量配分

	質量比
頭	0.044
顎	0.029
胴	0.488
上腕	0.028
前腕	0.028
手	0.015
大腿	0.194
下腿	0.117
足	0.035

THRモデルに負荷する荷重条件を決定するために、表1に示す各部位における質量比¹³⁾を考慮し、大腿、下腿

および足を除いた被験者の体重の65.4%が股関節に作用すると仮定し、前述の加速度の測定結果に基づき、跳躍運動時の際に股関節に作用する荷重を推定した。その結果、股関節に加わる最大負荷は、781Nであることが明らかとなった。また、その際における大腿骨の前額面上の傾斜角度は、屈曲10度程度であった。

Ⅲ THR モデルによる接触メカニズム評価

1 測定システム

THRにおける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ことを考慮し、図3に示すTHRモデルを製作した。ここで、本THRモデルにおいて人工股関節コンポーネントは、実際に使用される状態に対し、倒立状態で取り付けられている。人工股関節は、コバルト含有オーステナイト系ステンレス合金製のステムおよびステムヘッド(直径22mm)と超高分子ポリエチレン(以下、UHMWPEと記す)製のカップ(外径44mm、内径22mm)から構成される。カップはJIS軟鋼板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、前述の最適取り付け角度を得た。一方、ステムはステムホルダーに固定した。下端固定部をテーブル上で平行移動させることにより、ステムに屈曲・伸展角度を与えることが可能である。ここで、荷重軸はカップ中心および立位状態にあるステムホルダーの下端固定部の中心を通過する。THRモデルに対する押し付け荷重はインストロン型材料試験機を用いて15.8N/secの増加率で負荷し、作用荷重値をロードセルにより検出した。なお、前述のビデオカメラによる実験結果を考慮して、ステムの傾斜角度を屈曲10度に設定するとともに、THRモデルに対する最大負荷を784Nとした。

実験に用いた測定システムを図4に示す。中心周波数5MHz、振動子直径6.4mmの超音波探触子(縦波・垂直型)を図5中に示すカップ外周面の49箇所の格子点位置に順次設置し、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、カップと探触子を確実に接触させるために、カップと探触子の間にはUHMWPEで作成したアタッチメントを挿入するとともに、接触媒質としてグリセリン溶液を用いた。

パーソナルコンピュータで動作させる計測プログラ

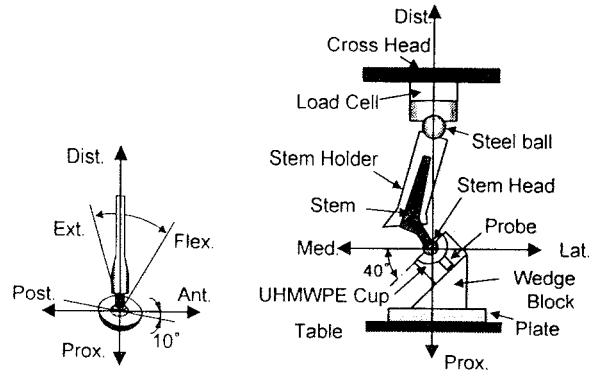


図3 THRモデルのジオメトリ

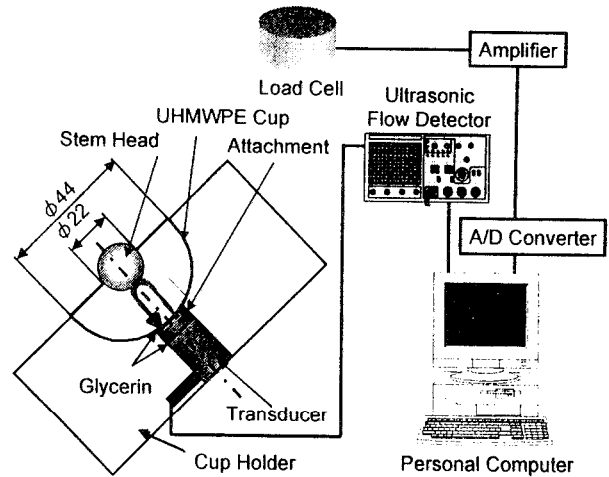


図4 計測システム

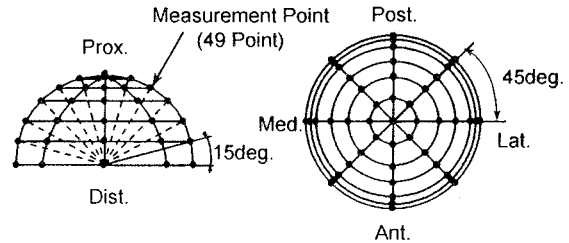


図5 UHMWPEカップ上の探触子設置位置

ムは、THRモデルに動的負荷を作用させることから、ロードセルおよび超音波探傷機からのデータをリアルタイムに計測する必要がある。そこで、パーソナルコンピュータ上で動作するオペレーションシステムは、シングルタスクOSのうちのひとつであるMS-DOS Ver.6を用いることとし、計測制御用アプリケーションソフトウェアは、MS-DOSバージョンのVisual Basicを利用して作成した。作成した計測用アプリケーションソフトウェアは、MS-DOS上で実行可能であることから、Windows等のマルチタスクOSに比べ、リアルタイム性を考慮した機器制御を行う上で有利で

ある。一方、Windows バージョンの Visual Basic と比べ、ほぼ同一なプログラム言語を使用しているとともに、タイマーイベントやマウスのクリック等のイベントに応じて、一つのタスクを実行するいわゆるイベントタスク型のアプリケーションソフトウェアを作成することが可能である。よって、Windows 環境下におけるアプリケーション開発の際の予備的知識を得る上でも、好都合な開発環境であると考えられる。

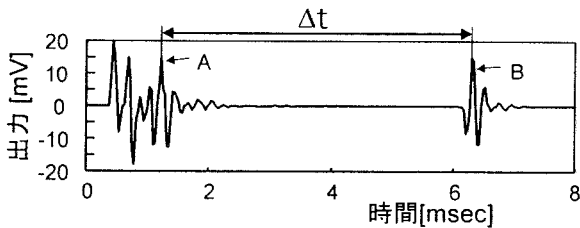


図6 A-スコープ画面上のエコー波形の一例

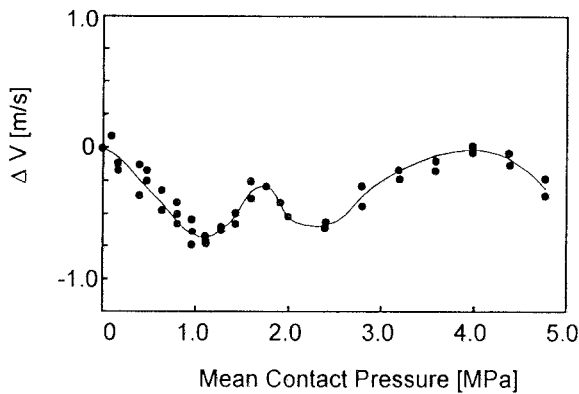


図7 UHMWPE の音弾性特性

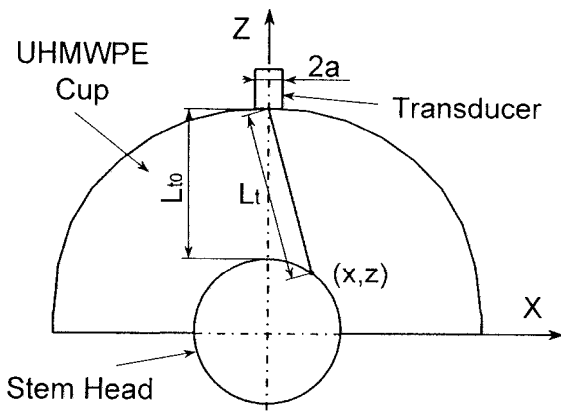


図8 超音波伝達経路模式図

パーソナルコンピュータと超音波探傷機は、RS-232C インタフェースを利用して接続されており、本インタフェースを介して、超音波探傷機に対して測定条件の設定や測定の開始・終了などを制御するとともに、計測データを受信する。一方、ロードセルはアンプおよび A/D 変換ボードを介して接続されており、

超音波探傷機のデータを受信した時の押し付け荷重をリアルタイムに測定することが可能である。

2 解析方法

図6に超音波探傷機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はカップとステムヘッドの接触界面からの第1エコーをそれぞれ示している。圧縮荷重によるカップの変形に対応して、第1エコーの検出位置はわずかながら前方に移動する。本研究では、第1エコーが検出される時刻よりカップの変形量を評価する。パルス反射法による簡易音速測定を行った結果、無負荷時におけるカップの材質である UHMWPE の縦波音速 V_U が 2253m/s であり、次式を利用して入射波および反射波の振幅が最大値を示す時間差 Δt に基づき、カップの厚さ L を求めた。なお、本システムを用いることで、変形量の測定は最小 0.01mm まで可能である。

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

一方、音弾性の影響によりカップに圧縮応力が作用した時のカップ内を伝播する音波の速度は、UHMWPE が粘弾性を有する材料であることから、図7に示すように非線形に変化する。しかしながら、無負荷時における音速からの差 ΔV は、スペクトル解析法に基づいた測定結果より、同図に示すように本研究で考慮する公称応力の範囲内では最大 0.8m/s 程度であり、歪み量の計測結果に及ぼす影響が 0.04% に満たないことから無視した。

カップ-ステムヘッド間の接触面は、近距離音場にあることから、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 において図8に示す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¹⁰⁾で与えられる。

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

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

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

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

で示される。

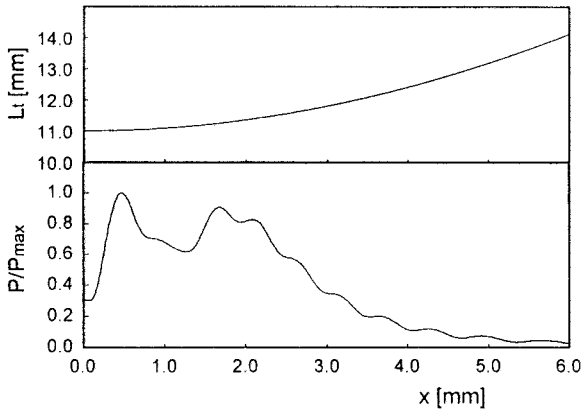


図9 カップ-ステムヘッド接触面の超音波音圧分布

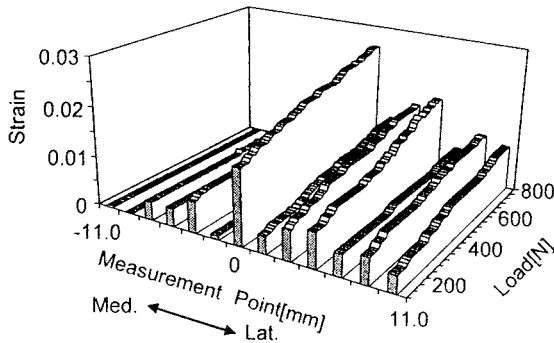


図10 内外側中心線上における歪み量の経時的変化

図9は式(2)を基にして得られたカップ-ステムヘッド接触面上の音圧分布である。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。図より超音波は、接触面上の比較的広い領域に分布していることがわかる。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。このような領域からのエコーは、Aスコープ上では中心軸付近からのエコーに比べ、後方に検出される。よって、図8を考慮すると、伝播距離 L_t と中心軸上での伝播距離 L_{t0} の差が音波の一波長よりも短い領域、すなわち半径0.5mm程度の円形領域における変形量を測定しているものと考えられる。

3 実験結果および考察

図10は、測定結果の一例を示しており、内外側中心線上の計測点で得られたカップ厚さ方向の歪み量の経時的変化を示している。比較的荷重が小さい場合において、歪み量の大きな値を示す領域は、外側にやや偏って分布している傾向が見られる。さらに、押し付け荷重の増加に伴い、外側における計測点での歪み量の増加が、内側に比べ顕著であることがわかる。

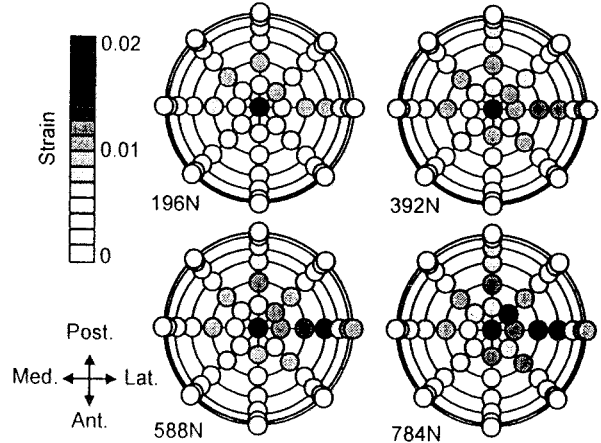


図11 UHMWPEカップの歪分布

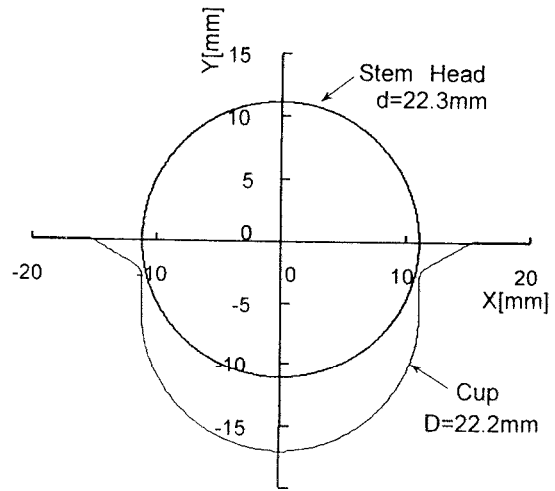


図12 ステムヘッドとカップの形状

図11は図10を基に196N、392N、588N および784N 負荷時において、それぞれカップに生じた厚さ方向の歪み量を示しており、色の濃淡によって歪みの大小に対応するように表示した。いずれの荷重においても歪み量は、接触域中央部でそれぞれ最大値を示す。荷重が増加するに従い、歪みが検出された測定領域は外側方向の接触域端部に拡大する傾向がみられる。また、588N 以上では外側方向と前-外側方向で比較的大きな歪みを生じる。なお、変形は弾性変形であり、除荷後のカップに厚さは負荷以前のものとの差はみられなかった。

荷重はカップ頂点から外側に40度、前方に10度の位置で鉛直方向に作用し、この位置で最大歪みを生ずることも予想されたが、

- (1) ステムの前捻り角度及びステムの曲線形状による影響
- (2) カップ材質である UHMWPE がステムヘッドに比べ、極めて軟らかい材料であること
- (3) 図12に示すように使用したステムヘッドの直径が

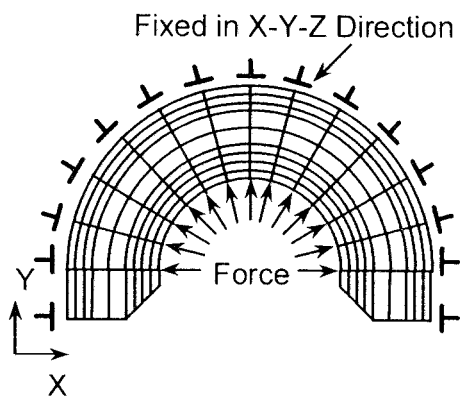


図13 有限要素解析モデルと境界条件

表2 UHMWPEの機械的特性

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

22.3mmであるのに対しカップ凹部の直径は22.2mmであり、わずかながら小さいことから、荷重の増加に伴いカップ端部での変形が顕著であるため

(4) カップ接触面の中央部において、曲率が一定ではない箇所が存在することから、この領域近傍の歪み量は複雑な分布傾向を示すため

により荷重の作用点では最大歪みを生じなかったと思われる。

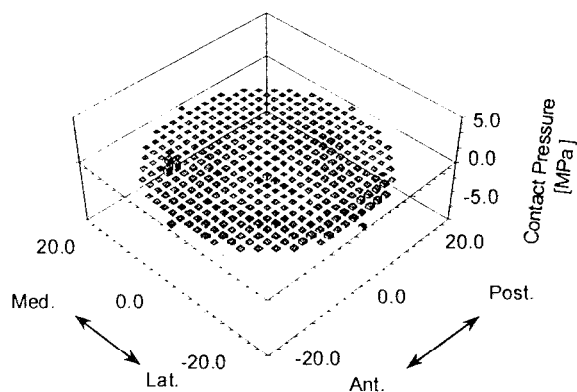
IV 有限要素法による応力解析

1 解析モデル

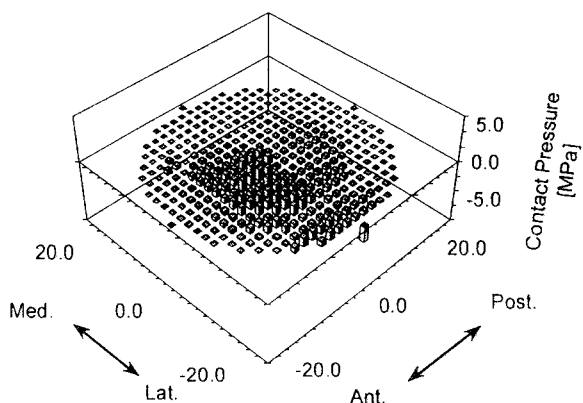
3次元有限要素解析に際し、寛骨臼カップを対象とした3次元モデルを構築した。なお、図13に示すように寛骨臼カップの外周面は寛骨臼に、内周面はステムヘッドにそれぞれ接触することから、以下に示す境界条件を考慮した。

- (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の変位量は、超音波法で測定した歪み量を考慮し設定する。

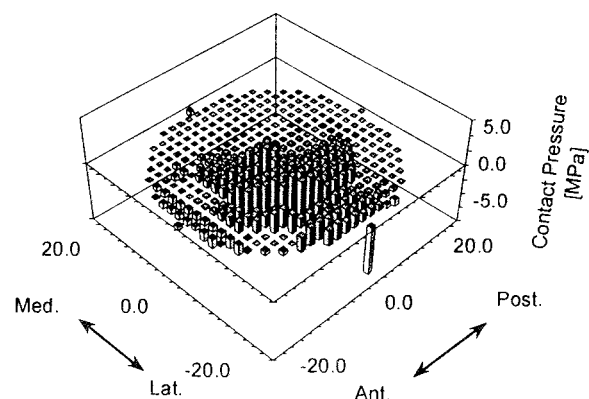
なお、有限要素モデルは、節点数1152個、要素数840個の3次元8節点要素で構成し、寛骨臼カップの材料であるUHMWPEの機械的特性は表2に示す値を考慮した。



(a) Load: 196N



(b) Load: 392N



(c) Load: 588N

図14 解析結果(垂直応力分布)

2 解析結果及び検討

図14は、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。

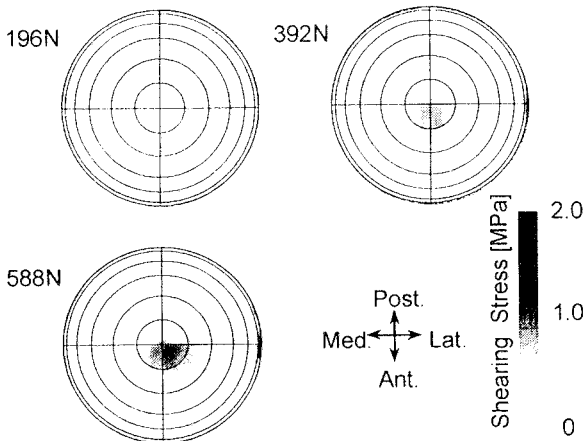


図15 UHMWPE カップ外周面の剪断応力分布

図15は同様に股関節コンポーネントに196,392および588Nで押し付け荷重を作用させた場合において、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14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2 MPa程度のせん断応力が作用している。この領域は、5 MPa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、寛骨臼カップの厚さ方向歪み量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。

V 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跳躍運動時を考慮した動的荷重作用下における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て、寛骨臼カップの3次元モデルの有限要素解析を行い、カップの外周面に作用する応力を明らかにし、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) 荷重はカップ頂点から外側に40度、前方に10度の位置で鉛直方向に作用し、この位置で最大歪みを生

ずることも予想されたが、ステムおよび寛骨臼カップの形状の理由等により、いずれの荷重においても歪み量は、接触域中央部でそれぞれ最大値を示す。荷重が増加するに従い、歪みが検出された測定領域は外側方向の接触域端部に拡大する傾向がみられる。また、588N 以上の押し付け荷重では、外側方向と前-外側方向で比較的大きな歪みを生じる。

(2) 有限要素法解析結果より、196N 負荷時には寛骨臼カップ中央部に、392N、588N 負荷時には、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, 1995年, P.260-261.
- (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, 1993年, P.460-467.
- (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, 1985年, P.193-199.
- (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, 1995年, P.293-299.
- (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編, Vol.60, No.569, 1994年, P.278-284.
- (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, 1986年, P.2879-2883.
- (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, 1981年, P.315-323.
- (8) Thomas Macirowski, Slobodan Tepic, Rebert W. Mann, Cartilage Stresses in the Human Hip Joint, J.

- Biomech. Eng., 116, 1994年, P.10-18.
- (9) 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, 機論 A 編, Vol.64, No.624, 1998年, P.2093-2099.
- (10) M. Oda, T. Kanomata, T. Hara, Ultrasonic Technique for Contact Mechanism Estimation of an Artificial Hip Joint, JSME International Journal Series C, Vol.42, No. 3, 1999年, P.560-567.
- (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, ライフサポート, Vol.10, No.3, 1998年, P.111-118.
- (12) 尾田雅文, 他 3 名, Direct Linear Transformation 法を利用した車椅子移動時の非接触視点位置検出法の検討, ライフサポート, Vol.11, No.3, 1999年, P.80-85.
- (13) 人間工学ハンドブック編集委員会編, 人間工学ハンドブック, 金原出版, 1966年, P.279.
- (14) 超音波技術便覧, 日刊工業新聞社, 1985年, P.1408.