解 説

3次元シミュレーションによるアルミナ-アルミナ摺動面をもつ人工股関節の破損解析

東藤 貢^{☆1}, 馬渡 正明^{☆2}, 佛淵 孝夫^{☆2}^{☆1}九州大学応用力学研究所, 〒816-8580 春日市春日公園 6-1.^{☆2}佐賀大学医学部整形外科, 〒849-8501 佐賀市鍋島 5-1-1.

Failure Analysis of Alumina-Alumina Hip Prosthesis by 3-Dimensional Simulation

Mitsugu Todo^{☆1}, Masaaki Mawatari^{☆2} and Takao Hotokebuchi^{☆2}^{☆1}Research Institute for Applied Mechanics, Kyushu University, 6-1 Kasuga-koen, Kasuga 816-8580, Japan.^{☆2}Department of Orthopedic Surgery, Saga University, 5-1-1 Nabeshima, Saga 849-8501, Japan.

Received January 10, 2008

SYNOPSIS

Kyocera ABS system, a ceramics-on-ceramics type hip prosthesis, has been prohibited due to consecutive accidents such as the dissociation of the UHMWPE liner and the fracture of the alumina inlay. It has been presumed that loosening of the locking system connecting the metal shell and the liner is the primary mechanism of the liner dissociation. In this study, the finite element analysis (FEA) of the ABS system was conducted to assess the loosening mechanism qualitatively and quantitatively. The FEA results showed that very high stress concentration was generated at the locking grooves of the liner, indicating severe damage was likely formed under high stress condition. The FEA including a damage model was also performed to simulate such damage formation at the locking grooves. The FEA result exhibited that the four grooves were severely damaged under tensile and compression loadings, resulting in the loosening of the locking system. It was thus confirmed that the dissociation of the liner was initiated by those damage formation at the grooves.

KEY WORDS

ceramics-on-ceramics hip prosthesis, UHMWPE liner, dissociation, finite element analysis, dynamic stress analysis

1 緒 言

人工股関節置換術(Total Hip Arthroplasty; THA)において使用される人工股関節の多くは, チタン合金などの金属, アルミナやジルコニアなどのセラミックおよび超高分子量ポリエチレン(UHMWPE)の高分子材料の3種類の材料から構成される。摺動面としては, UHMWPEとセラミックスや金属の組み合わせが多く用いられているが, UHMWPEの摩耗粉による骨溶解が問題となっているため, 耐摩耗性に優れるセラミックス/セラミックスの組み合わせを摺動面とする人工股関節が開発され実用化されている。そのような人工股関節の代表的なものに京セラ製ABS(Alumina Bearing Surface)カップがある。ABSカップの構造をFig.1に示す。チタン合金製のシェルの内側にUHMWPE製ライナーがはめ込まれており, ライナーの内部にはアルミナ製インレーが挿入してある。アルミナ製の骨頭を使用するため, 摺動面はアルミナ対アルミナで形成されている。ABSカップは耐摩耗性を向上させた

THAとして1998年1月より使用されていたが, アルミナインレーの破損やUHMWPEライナーの脱転が問題となり, 2000年7月より使用中止となった^{1,5,7)}。1例としてライナー脱転を示すレントゲン写真をFig.2に示す。

Fig.1 Cross-sectional view of ABS system.

Fig.2 X-ray image of failure of ABS system.

一方、人工股関節の3次元状態での応力状態を詳細に求める方法としては、3次元CADデータを利用した有限要素解析 (Finite Element Analysis; FEA) があり、これまで、主にステムの3次元応力解析にFEAが利用されている^{2,4,9-11)}。しかし、カップと骨頭から構成される摺動部については、凹面と凸面の接触が動作に伴って複雑に変化するため、陰解法FEAでは収束を得ることが難しい。一方、陽解法FEAは、複雑な接触解析でも比較的容易に収束が得られやすく、これまで、人工膝関節の動作解析に応用されており¹²⁾、人工股関節の摺動部の解析にも有用であると考えられる。

本研究では、脱転したセメントレスタイプTHAのABSライナーにおいて、チタン合金製メタルシェルとライナーのロッキング機構の破損が報告されていることから¹⁾、ロッキング機構における損傷発生と進展がライナー脱転において重要な役割を果たすと考え、陽解法FEAを応用してライナー脱転のメカニズムを力学的に明らかにすることを目的とした。ABSシステムの3D-CADデータより詳細な3D-FEAモデルを構築し、押し込み力と吸着力の2種類が作用する場合について損傷モデルを導入したFEAを行い、ロッキング機構の破損を再現しライナー脱転のメカニズムについて考察した。

2 実験と解析方法

2.1 吸着力の測定

ABSシステムでは、アルミナ対アルミナで構成される摺動面の隙間に水等の液体が存在すると吸着力が発生することが容易に確認できる。このことは、人体内で関節液等の影響により骨頭とインレーが吸着し、たとえば、階段を降りる時の脚伸長時や過度の屈曲状態の時などに UHMWPE ライナーに引張力が作用する可能性があることを示唆している。そこで、吸着力を定量的に評価することを目的とし、実験を試みた。試作した吸着力測定用の実験装置をFig.3に示す。アルミナインレーを固定する治具を作製し、油圧式試験機の可動部(図で下側)に取り付けた。また、ロードセルと連結されている固定部(図で上部)には、アルミナ骨頭が装着可能な人工股関節システム先端と同形状の治具が取り付けられている。インレー内

Fig.3 Test set-up for measurement of adhesive force.

Fig.4 Relationship between adhesive force and clearance.

部に3種類の液体(精製水、生理食塩水、ヒアルロン酸)を満たした後、骨頭を圧縮荷重が200 N (試験体に損傷を生じさせない程度の荷重値) になるまで接触させてから、引張試験を変位速度 1000 mm/min (本試験機で試験可能な最大変位速度) で実施し、荷重の時間変動を計測した。なお、骨頭とインレーのクリアランスは、5-100 μm の範囲内で6種類を選択した。

異なる3種類の液体が骨頭とインレー間に存在するとき生じる吸着力とクリアランスの関係をFig.4に示す。クリアランスが5 μm のとき、最も粘性が高いヒアルロン酸では1000 N 以上の大きな荷重が作用することがわかる。生理食塩水や精製水でも400 N 程度の吸着力が作用している。これらの吸着力はクリアランスが増加するにつれ低下していく。なお、ア

ルミナインレーを同形状の UHMWPE 製のカップで置き換えて測定したところ(このときのクリアランスは $100\mu\text{m}$), 吸着力は無視できるほど小さく, 通常のアルミナ対 UHMWPE 摺動面では, 吸着力はほとんど働かないことを確認した. 今回の実験結果より, FEA では吸着力として 400N を用いることとした.

2.2 解析モデルの構築

ABS システムの 3 次元 CAD データを利用して FEA モデルを作成した. 本研究ではシェルとライナーのロッキング機構, 特にライナーの応力状態の解析を目的としているため, シェル, ライナー, インレーおよび骨頭は CAD データを用いて詳細にモデル化し, ステムについては先端部だけ抽出した簡略化モデルを作成した. ABS の 3 次元解析モデルの断面図を Fig.1 に示す. 人工股関節が通常被る押し込み力を作用させるモデルには, これら 4 つの部分を用いており, 有限要素分割については, 四節点四面体要素を用いて分割し, 総節点数は 11222, 総要素数は 37905 とした. 要素分割図を Fig.5 に示す. Table 1 に解析に使用した材料定数と摩擦係数を示す. チタン合金シェル, アルミナインレー, アルミナ骨頭は線形弾性体とし, ステム(チタン合金製)は剛体を仮定した. UHMWPE ライナーは文献 3 を参考にし, 圧縮試験より得られた実際の弾塑性応力-ひずみ関係を 3 直線で近似したモデルを利用した (Fig.6 参照).

一方, 吸着力を想定したモデルでは, 骨頭とインレー間の

Fig.5 3-D finite element model of ABS system.

Table 1 Material constants for FEA.

	Material	E	ρ	ν	Friction coefficient
Shell	Ti-6Al-4V	110	4.42	0.29	0.2 0.15 0.05 0.1
Liner	UHMWPE	0.77	0.94	0.45	
Inlay	Al_2O_3	400	3.92	0.24	
Ball	Al_2O_3	400	3.92	0.24	
Stem	Rigid	—	—	—	

E : Young's modulus (GPa) ρ : Density (g/cm^3) ν : Poisson's ratio

吸着を FEA で表現するのが困難であるため, 骨頭とステムは省略し, インレーに対して直接引張力を作用させる簡易モデル(シェル, ライナーおよびインレーのみから構成)を作成した. 本解析では, シェルとライナーを結合するロッキング機構の解析が第一の目的であり, ロッキング部は詳細なモデル化を行っているため, このような簡易モデルでも基本的なロッキング機構損傷のメカニズムは十分再現可能だと考えられる. なお, このモデルではアルミナインレーのみを剛体と仮定している. 四節点四面体要素を用い, 総節点数は 10016, 総要素数は 33648 とした. 材料定数と摩擦係数を Table 1 に示す通りである. UHMWPE ライナーについては前述と同じく弾塑性応力-ひずみ関係を用いた.

解析の境界条件を Fig.7 に示す. 文献 6 と 8 の荷重データを参考にし, ステムの長さ方向に負荷速度 $360\text{N}/\text{ms}$ で最大 900N の負荷を加えた. なおメタルシェルの外表面は完全拘束とした. また, 吸着力モデルの場合には, 前述の実験結果を参照し, インレーに $160\text{N}/\text{ms}$ の負荷速度で最大 400N の負荷を与えた. シェルの外表面は完全拘束とした.

シェルとライナー間のロッキング機構の損傷は, 実質的にはメタルシェルと接触する UHMWPE ライナー表面に存在する溝部の損傷であるため, UHMWPE に対して損傷モデルを導入した. 用いた損傷条件は塑性ひずみを基準とするもので, UHMWPE ライナーのある要素において, 降伏応力 20MPa に達すると塑性変形が開始し, 要素の相当塑性ひずみが 1% に到達するとその要素が削除されるというものである. なお, 本解析では, ライナー溝部における損傷発生を前提としており, その発生状況を再現することを目的としているため, 1 回の解析で損傷が発生するように塑性ひずみの臨界値を決定している.

FEA モデルの構築にはプリプロセッサ FEMAP, 解析には汎用陽解法 FEA コード LS-DYNA, ポストプロセッシングには LS-POST を用いた.

3 結果と考察

Fig.8 に損傷モデルを導入していない解析から得られた UHMWPE ライナーのミーゼス相当応力分布図を示す. この

Fig.6 Tri-linear elastic-plastic model for UHMWPE.

Fig.7 Boundary conditions for damage analysis of locking system.
(a) Compressive loading (b) Tensile loading

Fig.8 Stress concentration at a locking groove under compressive loading.

図はライナーを正面から見た状態に対応している。メタルシェルには等間隔で合計4つの爪があり、それに対応してライナーには爪を受ける溝部が4箇所存在する。これらの溝部のうち正面の溝部で最も高い応力集中が生じていた。このことは、常時高応力状態にさらされる溝部が損傷し、シェルの爪を受けることができなくなるとロッキング機構が失われ、最終的にはライナーの脱転が引き起こる可能性があることを示唆している。

Fig.9に引張力が作用した場合の内側溝部での損傷解析結果を示す。Fig.9 (a)は開始前の溝部、Fig.9 (b)は損傷発生開始時、Fig.9 (c)は損傷発生後の状態を示しており、損傷開始時には溝部で応力集中が生じ、最終的には溝部で集中的に損傷が発生していることが理解できる。引張力の作用下では、正面側の溝部を除く3箇所の溝部で著しい損傷が確認された。一方、押し込み力の作用下では、損傷は正面と外側に主に生じてお

り、その量は引張力の作用下に比べると少なかった。以上の結果より、本解析で与えた境界条件の相反する2種類の荷重方向では、UHMWPE ライナー溝部での損傷箇所が異なっており、圧縮と引張の2種類の荷重が繰り返し作用することで、前後左右4箇所すべての溝部に損傷が生じ、最終的にはロッキング機構が完全に損失する可能性があることを示唆している。また、解析結果は、引張力作用下での著しい損傷発生に比べて、押し込み力による損傷は少ないことを示しており、このことは、押し込み力が主に作用し、引張力はわずかかほとんど作用しない摺動部がUHMWPEとセラミックスで構成されるシステムや、クリアランスが比較的大きなABSシステムでは、ライナーの脱転が報告されていないことに対応している。このように、インレーと骨頭の吸着により生じる引張力がライナー脱転の主因のひとつであることが理解できる。

人体内の実際の使用環境下では、人工股関節は様々な動作をとるため、その荷重状態は複雑であり、本解析で採用した2種類の単純な荷重状態は、その一部を再現しているにすぎない。しかし、本解析結果は、脱転の発生メカニズムにおいて、吸着力によりインレーに生じる引張力の重要性を十分示唆しており、3次元実構造を考慮した数値解析において初めてこのことが明らかになった。

4 結 言

セラミックス/セラミックス人工股関節の3次元CADデータより3次元FEAモデルを作成し、UHMWPE ライナーの弾塑性解析および損傷解析を行った。その結果、UHMWPE ライナー弾塑性解析において、UHMWPE ライナー溝部に大きな応力集中が生じており、ロッキング機構における損傷の発生が示唆された。また、UHMWPE ライナーに対して損傷モデルを導入し応力解析を行った結果、引張力と押し込み力が

(a)

(b)

(c)

Fig.9 Damage development and equivalent stress distribution at a locking groove under compressive loading.
(a) Before loading (b) Initiation of damage formation
(c) After damage formation

作用した場合、ライナー溝部での損傷箇所がそれぞれ異なることがわかった。人体内でこれらの負荷が繰り返し作用し続けることで前後左右すべてのライナー溝部で損傷が生じ、最終的にはロッキング機構が失われ、ライナーの脱転が生じるものと考えられる。

文 献

- 1) M.Hasegawa, A.Sudo and A.Uchida: "Complications of alumina-on-alumina hip joint with sandwich cup", Bone, Joint and Ligament, 16(2003)725-729.
- 2) T.Ishida, K.Yagihashi, et al.: "Stress analysis of PERFECTA IMC stem", Japanese J. Clinical Biomechanics, 26(2005)233-237.
- 3) K.Kobayashi, T.Kakinoki, Y.Tanabe and M.Sakamoto: "Mechanical properties of ultra high molecular weight polyethylene under impact compression -Property change with gamma irradiation and dynamic stress-strain analysis of artificial hip joint-", J. The Japanese Soc. for Exp. Mech., 3 (2003)225-229.
- 4) M.Lengsfeld, J.Kaminsky, et al.: "Sensitivity of femoral strain pattern analyses to resultant and muscle forces at the hip joint", Medical Engineering & Physics, 18(1996)70-78.
- 5) A.Masao, T.Nonaka, et al.: "Late Dissociation of an Alumina-on-Alumina Bearing Modular Acetabular Component", The Journal of Arthroplasty, 19(2004)647-651.
- 6) V.C.Mow and W.C.Hayes: "Definitions and basic concepts", Biomechanics in orthopaedics, 1-50, Raven Press, (1991).
- 7) M.Nagayama, A.Arakaki, et al.: "ABS liner dissociation in Kyocera cementless THA: A case report", Orthopedics & Traumatology, 51(2002)587-591.
- 8) F.Pauwels: Biomechanics of the Locomotor Apparatus, 76-105, Springer-Verlag, New York, (1980).
- 9) A.Rohmann, U.Mossner, et al.: "Finite element analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis", J. Biomechanics, 16(1983)727-742.
- 10) R.Sakai, N.Kanai, M.Itoman and K.Mabuchi: "Assessment of hip stems by the estimation of the fixation stiffness", Japanese J. Clinical Biomechanics, 26(2005)267-272.
- 11) R.Sakai, A.Iwama, M.Itoman and K.Mabuchi: "Micromotion of certin endoprosthetic stems applied torsion load by simulations", Japanese J. Clinical Biomechanics, 27(2006)267-273.
- 12) M.Todo, R.Nagamine, et al.: "Stress Analysis of PS Type Knee Prostheses under Deep Flexion", J. Biomechanical Science and Engineering, 2(2007)237-245.