

PS型人工膝関節における繰り返し屈曲動作と 脛骨インサートの塑性変形の関係について

東藤 貢^{*1} 長嶺 隆二^{*2} 高橋 祐二^{*3}

Relationship between Repeated Flexional Motion and Plastic Deformation of
Tibial Insert in PS Type Knee Prosthesis.

Mitsugu TODO, PhD., Ryuji NAGAMINE, MD., Yuji TAKAHASHI

Abstract

A 3-D finite element model of a currently available PS-type knee prosthesis, Stryker Scorpio NRG model, was constructed using CAD data to analyze the stress and deformation states under deep flexional motion. The flexional motion analyzed was a combination of flexion, extension and flexion. Internal rotation of the tibial component and insert was also considered such that the angle increased up to 10 degrees until flexion proceeded up to 135 degrees. The results of the finite element analysis (FEA) exhibited that localized plastic deformations occur on the condylar and post surfaces during the first flexional motion. Residual stresses are then created in the vicinities of the plastically deformed regions. Therefore, stresses on the tibial insert are not completely released during extension because of residual stresses. These plastic deformations slightly increase during the second flexion. It is thus concluded that the risk of damage and failure of the tibial insert might increase due to the residual stress generation caused by localized plastic deformation under high stress conditions during deep flexional motion.

Key words : Total knee arthroplasty, UHMWPE insert, Deep flexion, Plastic deformation, Finite element analysis.

-
- ※1 九州大学応用力学研究所 基礎力学部門
〒816-8580 福岡県春日市春日公園6-1
 - ※2 吉塚林病院
〒812-0041 福岡県福岡市博多区吉塚7-6-29
 - ※3 九州大学大学院 総合理工学府物質理工学専攻
〒816-8580 福岡県春日市春日公園6-1

Corresponding Author : Mitsugu TODO, PhD.

Kyushu University, Research Institute for Applied Mechanics

6-1 Kasuga-koen, Kasuga City, 816-8580, Japan
Tel : 092-583-7762 Fax : 092-583-7763
E-mail address : todo@riam.kyushu-u.ac.jp

緒 言

人工膝関節全置換術 (total knee arthroplasty ; TKA) において, 前後十字靭帯を切除する場合には, PS型人工膝関節が使用される. この人工膝関節は, 十字靭帯の代わりとして関節安定性を保証するために, Post-Cam機構を有することをデザイン上の最大の特徴としている. ある程度の屈曲状態において, 超高分子量ポリエチレン (UHMWPE) 製の脛骨インサートのほぼ中央部に位置する突起状のPostに, 大腿骨コンポーネントの顆部をつなぐCamが接触することで安定性を付与するが, このときに過度の負荷がかかると, Postが剥離などの損傷や完全に破断することが報告されている^{1), 5), 6), 8)}. また, 脛骨インサートと大腿骨コンポーネントからなる摺動面でのポリエチレンの摩耗により, 骨溶解が生じることが知られている^{7), 10)}. これらの問題を解決し次世代の人工膝関節設計へ反映させるためには, 既存のモデルが実際の動作状態で力学的にどのような状態にあるのかを十分に把握することが重要であるが, その動きは屈曲, 内外旋, ロールバックなどの運動が複合的に生じているため, 力学状態を詳細に知ることは大変困難である.

我々は, この問題を解決するためのひとつの試みとして, 動的状態での接触解析に優れる陽解法有限要素法を用いてPS型人工膝関節の応力解析を進めてきており^{11)~14)}, 最近では, スクワットによるしゃがみ込み動作に対応する135degまでの深屈曲動作を模擬した解析モデルを考案している. さらに, この解析手法をStryker社製PS型人工膝関節の新旧2モデルに適用し, 脛骨インサートの応力状態と安全性に及ぼすデザインの影響について明らかにしている^{13), 14)}. この解析において, UHMWPE製脛骨

インサートには1回の深屈曲で降伏応力をはるかに超える応力が作用し, 塑性変形を生じることがわかった. このような塑性変形が2回目以降の屈曲動作において脛骨インサートの応力状態にどのような影響を及ぼすのかを知ることが, 次世代人工膝関節の設計においても重要な知見になると考えられる.

そこで本研究では, Stryker社のPS型人工膝関節の現行モデルであるScorpio NRGを対象として, 屈曲・伸展・屈曲の繰り返し動作を模擬した応力解析を行い, 応力と塑性ひずみの分布状態について検討した. さらに, 135degまでの屈曲のみの場合と内旋を伴う場合について解析を行い, 内旋が応力と塑性ひずみに及ぼす影響について考察した.

有限要素解析モデルの構築

今回解析で用いたPS型人工膝関節は, Stryker社のScorpio NRGである. 図1に示すCADデータを基に, 大腿骨コンポーネント, 脛骨インサート, および脛骨コンポーネントから構成される3次元解析モデルを構築した. ここで, 大腿骨コンポーネントにおいて, 顆部以外の微小な部分や, 脛骨コンポーネントのステムなどは, 解析結果に影響を与えないため, 取り除いて簡略化を行った. 用いた要素は4節点4面体要素であり, 節点数は28,254, 要素数は121,604である.

本解析ではUHMWPE製の脛骨インサートは弾塑性体とし, 実験より得られた応力-ひずみ関係を3直線近似したものを採用した^{4), 13), 14)}. Co-Cr合金製の大腿骨コンポーネントとTi合金製の脛骨コンポーネントはUHMWPEに比べて100倍以上のヤング率を有しているため剛体として解析を行った. また, 大腿骨コンポーネント, 脛骨インサート間の摩擦係数は0.04とした³⁾.

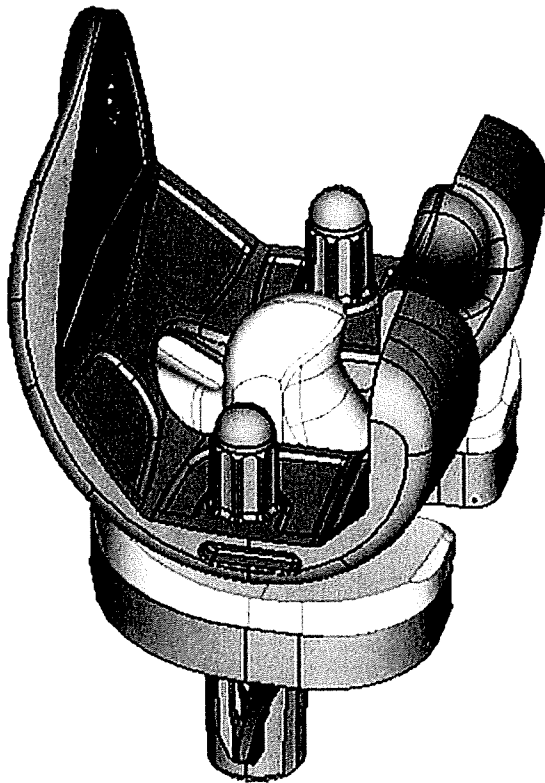


図1. CAD model of Stryker PS type knee prosthesis, Scorpio NRG.

PS型人工膝関節においては、屈曲が進むとPostとCamが接触し反力も生じるようになる。実際の人体膝では、関節の周囲に存在する軟部組織の張力とこれらの力がバランスし、たとえばロールバック等の動きが生じる。本研究で作成した簡易解析モデルでもこのような状況を再現するため、脛骨コンポーネントの前後に非線

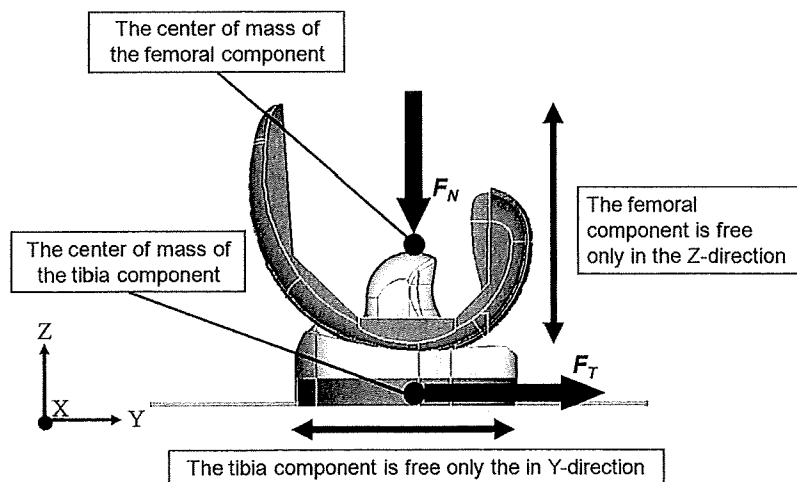
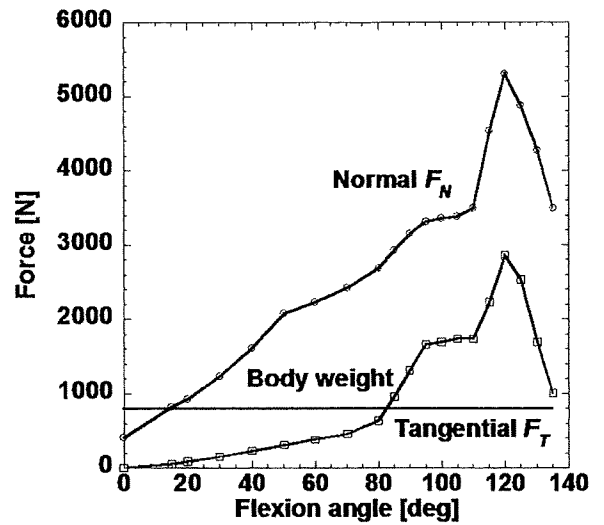
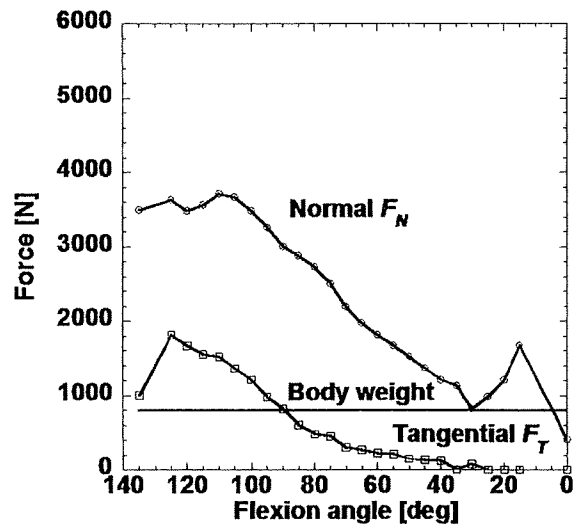


図2. Boundary conditions of the TKA model.



(a) Flexion



(b) Extension

図3. Force-flexion angle relations used as mechanical boundary condition.

形バネモデルを導入した⁹⁾。荷重に関しては、健常膝がスクワットを行う場合について、筋力を考慮した2次元モデルから求められた解析的荷重データを参考にした²⁾。図2に示すように、大腿骨コンポーネントには荷重FTを鉛直方向(Z方向)に、また、脛骨コンポーネントには荷重FNを水平方向(Y方向)に加えた。これらの荷重値を屈曲時と伸展時のそれぞれについて屈曲角度の関数として図3に

示す。なお、拘束条件については、大腿骨コンポーネントはZ方向以外の変位を固定し、脛骨コンポーネントはY方向以外の変位を固定した。

解析で再現する動作状態としては、屈曲・伸展と内旋運動を考慮した。屈曲・伸展方法としては、図4に示すように大腿骨コンポーネントの顆部表面の曲面に沿った円の中心を通る軸を設定し回転軸とした。また、内旋については、脛骨コンポーネントの中心を通り、屈曲軸と交差する軸を回転軸とした。

CADデータからの解析モデルの構築には有限要素解析用プリプロセッサFEMAPを使用し、ソルバーとしては陽解法汎用FEAコードであるLS-DYNAを用いた。また、応力や塑性ひずみ分布図の作成にはLS-DYNA用ポストプロセッサであるLS-POSTを使用した。

結果

図5に内旋を含まない屈曲解析より得られた1回目45deg屈曲と2回目45deg屈曲でのミーゼス相当応力と相当塑性ひずみの分布状態を示す。図5-(a)と図5-(b)を比較すると、明らかに2回目の屈曲時には応力集中の範囲が広がっていることがわかる。1回目の屈曲時の顆部での応力集中箇所は、丁度大腿骨顆部が接するところであり、2回目の屈曲時にも同位置に応力集中が生じていることがわかる。図5-(b)で見られる顆部後方とPost表面での応力集中箇所は、1回目の45deg屈曲時には存在しなかったものであり、1回目の屈曲時に生じた塑

性変形の影響により発生した残留応力である。図6に2回目の45deg屈曲での相当塑性ひずみの分布状態を示す。図5-(b)で新たに加わった応力集中箇所に対応する場所に塑性ひずみが分布していることがわかる。

図7に2回目の45deg屈曲と135deg屈曲での

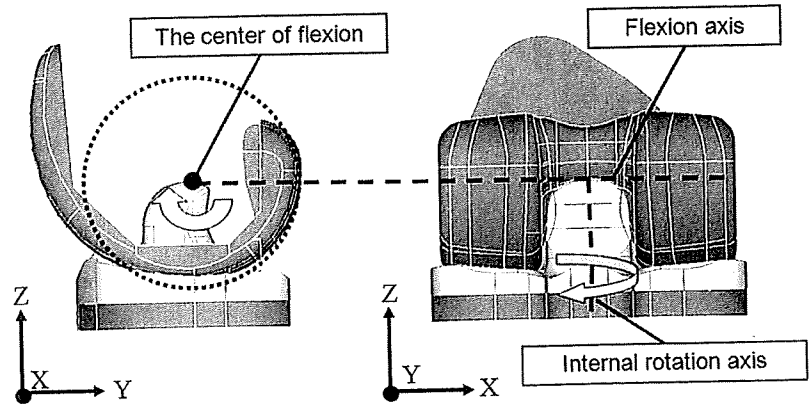


図4. Axes of flexion and internal rotation in the FEA model.

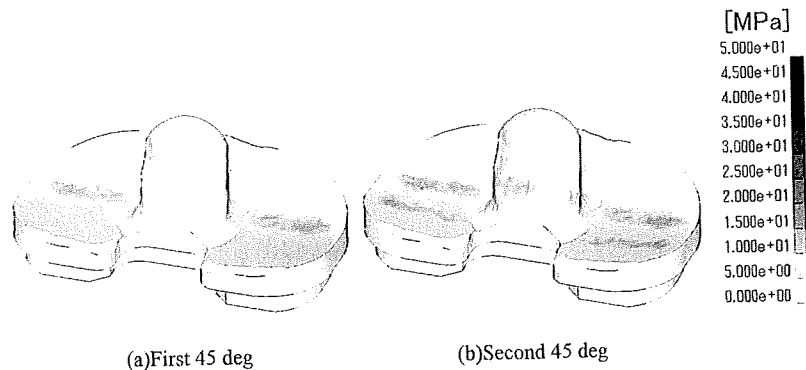


図5. Equivalent stress distribution at 45 deg of first and second flexion.

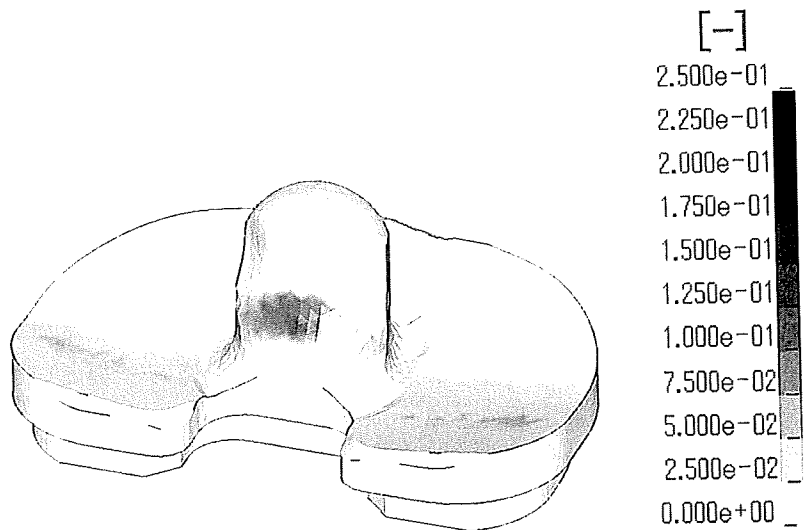


図6. Equivalent plastic strain distribution at 45 deg of second flexion.

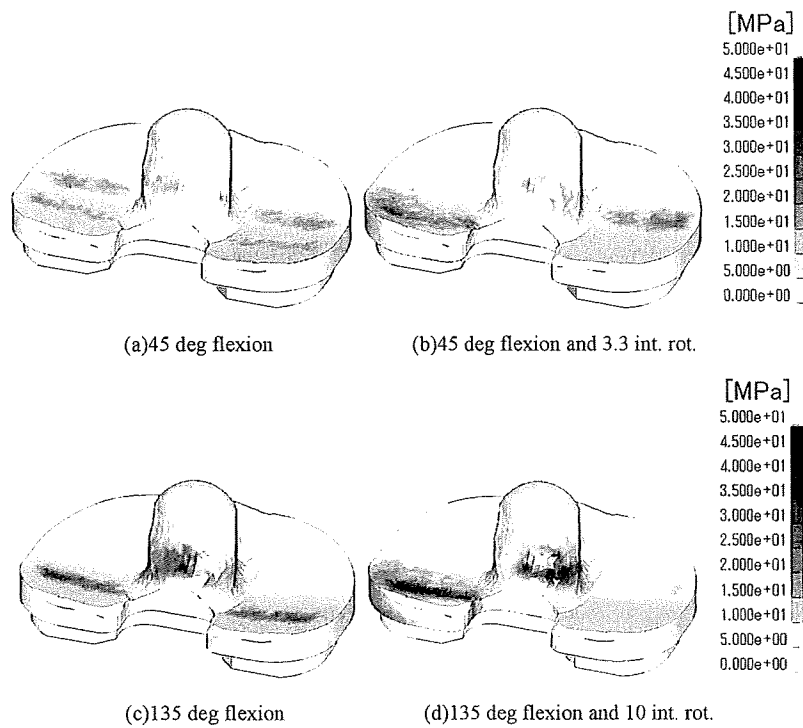


図7. Effect of internal rotation on equivalent stress distribution.

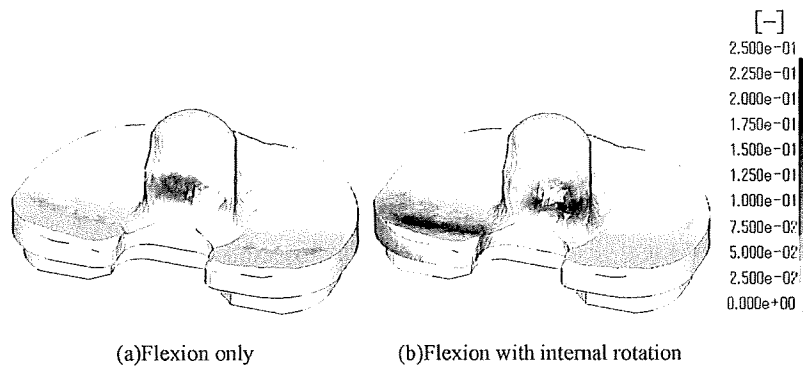


図8. Effect of internal rotation on equivalent plastic strain distribution at 135 deg.

相当応力の分布状態について、内旋の有無の影響を示す。なお、45deg屈曲での内旋角度は3.3degであり、135deg屈曲では10degである。内旋が加わると明らかに応力集中が増大し、また内旋に伴い顆部とPost部での応力集中箇所も移動する。図8に2回目の135deg屈曲での相当塑性ひずみ分布状態を示すが、内旋が加わると塑性ひずみも増大しており、図7に示した応力値の増大に対応している。

図9にPost部での最大相当応力と最大塑性ひずみの推移を、屈曲角度の関数として示す。図9-(a)より、最大応力は約65degあたりの屈

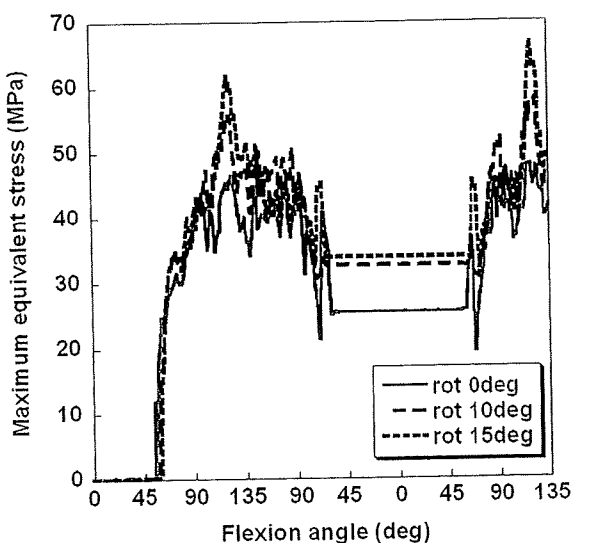
曲角度で急激に増加しており、この角度でPostとCamの接触が生じたことがわかる。また、内旋角度の増加とともに最大応力も増加している。1回目の135deg屈曲後の動作は伸展に対応し、約65degでPostとCamの接触がなくなるが、最大応力は低下せず一定の値を2回目の65deg屈曲まで保っている。これはPost部での塑性変形により生じた残留応力の存在を示しており、その値は内旋がない場合は13MPa程度であるが、15degの内旋で25MPaまで上昇する。図9-(b)より、Post部での塑性ひずみも約65degの屈曲時に急激に増大し、135degの屈曲以降はほぼ一定値を保つことがわかる。また、最大応力と同様に内旋角度の増加とともに最大塑性ひずみも増加している。

考 察

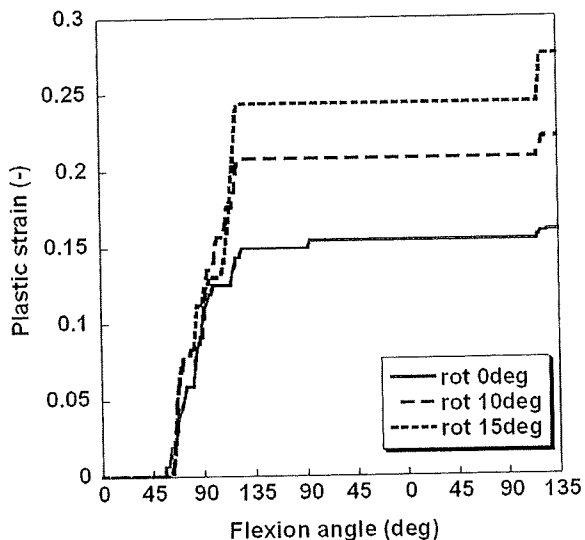
以上の解析結果より、今回の解析条件では1回目の屈曲動作においてUHMWPE製脛骨インサートの顆部とPost部において降伏応力を超える相当応力が働き、塑性ひずみが生じることが

わかった。また、屈曲動作に内旋が加わると相当応力値が増加するため、塑性ひずみも増加する。このような塑性ひずみ、すなわち永久ひずみは除荷後も弾性回復しないため、周辺の弾性変形領域との相互作用により塑性変形部に残留応力を発生させることになる。

本研究では、内旋を考慮した屈曲・伸展・屈曲という単純化した動作状態における応力状態とそれにとりなう塑性変形について解析したものである。一方、実際の人工膝関節は、in vivoにおいては様々なタイプの動作が複合化された動作状態にあり、さらに負荷速度も準静的なも



(a) Maximum equivalent stress



(b) Maximum plastic strain

図9. Maximum equivalent stress and plastic strain history on Post surface.

のから衝撃的なものまで様々であるため、応力の推移や変形状態は大変複雑である。このような実際の複雑な動作状態に対して今回の単純な動作状態を模擬した解析結果が示唆することは、以下の通りである。すなわち、たとえばスクワットのようなしゃがみ込み動作を行うと脛骨インサートには過度の応力が働き、その結果、塑性変形が生じる可能性があり、塑性変形箇所では周辺の弾性変形部により変形を拘束されるため残留応力が発生する。日常生活において過度の負荷が作用する複雑な動作が繰り返される

と、塑性変形箇所も次第に広がり、残留応力も増大していくであろう。このような残留応力の存在箇所に、過度の応力が瞬間的に作用するとUHMWPEの破壊強度を超えてしまう可能性もある。

脛骨インサートに塑性変形が生じないように設計を行おうとすると、インサートサイズは現行のものよりも大きくなるが、一方、膝関節内という限られた場所に収めるためには、インサートサイズは制限されることになる。したがって、サイズは現行のものをできる限り維持しながら、デザインの変更により応力集中の度合いを減少させる工夫が必要である。このような人工膝関節の設計においては、3次元実形状モデルを用いた有限要素法による動作状態での応力解析が有用な知見を与えることになると考えられる。

結 語

Stryker社の現行PS型人工膝関節であるScorpio NRGに対して3次元FEAモデルを構築し、135degまでの屈曲を考慮して屈曲・伸展・屈曲および内旋を含む状態での応力解析を行った。得られた結果は以下の通りである。

- (1) 最初の深屈曲動作で、顆部とPostにおいて降伏応力を超える相当応力が発生し、塑性変形が生じた。その結果、塑性変形部には残留応力が生じる結果となった。
- (2) 塑性変形部は、周囲の弾性変形部から変形を拘束されるため残留応力が発生する。
- (3) 今回の解析結果より、実際の複雑な動作状態が繰り返されると、塑性変形箇所が広がるとともに残留応力も増大し、その結果、脛骨インサートの破損の危険性も増加することが示唆された。

文 献

- 1) Banks SA, Harman MK, Hodge WA : Mechanism of anterior impingement damage in total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 84 : 37-42, 2002.
- 2) Dahlkvist NJ, Mayo P, Seedhom BB : Forces

- during squatting and rising from a deep squat. *Eng Med* 11 : 69-76, 1982.
- 3) Halloran JP, Anthony JP et al. : Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *J Biomech* 38 : 323-331, 2005.
 - 4) 小林公一, 柿木俊彦 他 : 超高分子量ポリエチレンの衝撃圧縮特性, *実験力学*, 3(4) : 225-229, 2003.
 - 5) Mauerhan DR : Fracture of the polyethylene tibial post in a posterior cruciate-Substituting total Knee arthroplasty mimicking patellar clunk syndrome. *J Arthroplasty* 18 : 942-945, 2003.
 - 6) Mestha P, Shenava Y, D'Arcy JC : Fracture of the polyethylene tibial post in posterior stabilized (Insall Burstein II) total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 15 : 814-815, 2000.
 - 7) Peters PC, Engh GA et al. : Osteolysis after total knee arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg* 74 : 864-876, 1992.
 - 8) Puloski SKT, McCalden RW et al. : Tibial post wear in posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 83 : 390-397, 2001.
 - 9) Sathasivam S, Walker PS : Computer model to predict subsurface damage in tibial inserts of total knees. *J Ortho Res* 16 : 564-571, 1998.
 - 10) Shanbhag AS, Bailey HO et al. : Quantitative analysis of ultrahigh molecular weight polyethylene (UHMWPE) wear debris associated with total knee replacement. *J Biomed Mater Res* 53 : 100-110, 2000.
 - 11) 東藤貢, 長嶺隆二 他 : 人工膝関節の3次元有限要素モデルの構築と計算効率に関する研究, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 27 : 231-237, 2006.
 - 12) 東藤貢, 長嶺隆二 他 : 人工膝関節のUHMWPEインサートの応力状態に及ぼす屈曲と回旋の影響, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 27 : 239-246, 2006.
 - 13) 東藤貢, 長嶺隆二 他 : PS型人工膝関節の動作状態における応力状態の解析, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 28 : 233-239, 2007.
 - 14) Todo M, Nagamine R et al. : Stress analysis of PS type knee prostheses under deep flexion. *J Biomech Sci Eng* 2 : 237-245, 2007.

PS型人工膝関節の動作状態における応力状態の解析

九州大学 応用力学研究所基礎力学部門

東藤 貢

吉塚林病院

長嶺 隆二

九州大学大学院 総合理工学府物質理工学専攻

山口 勝太

PS型人工膝関節の動作状態における応力状態の解析

東藤 貢^{*1} 長嶺 隆二^{*2} 山口 勝太^{*3}

Analysis of Stress States in PS Type Knee Prostheses under Dynamic Motion.

Mitsugu TODO, PhD., Ryuji NAGAMINE, MD., Shota YAMAGUCHI

Abstract

Using CAD data, 3-D finite element models of two kinds of PS-type knee prostheses, the first model and the second model, were constructed using a nonlinear spring model and analytical load data for deep squatting. The first model was previously used in TKA, and the second model is the most recent version with a modified design of the Post. Stress analysis was then performed by finite element analysis (FEA) under dynamic flexion motion from 0 to 135 degree. It was shown that only the condyle surfaces of the femoral component and the tibial insert contacted each other from 0 to 60 degrees of flexion for both models, and the stress concentration in the second model was a bit higher than that in the first model. The FEA results also exhibited that severe stress concentration was generated at the Post of the tibial UHMWPE insert due to the Post/Cam contact. This kind of stress concentration may result in the deformation and failure of the Post. It was shown that the design modification applied to the latter model effectively reduced the stress concentration of the Post.

Key words : Total knee arthroplasty, UHMWPE insert, deep flexion, finite element analysis.

※1 九州大学 応用力学研究所基礎力学部門
〒816-8580 福岡県春日市春日公園6-1

※2 吉塚林病院
〒812-0041 福岡県福岡市博多区吉塚7-6-29

※3 九州大学大学院 総合理工学府物質理工学専攻
〒816-8580 福岡県春日市春日公園6-1

Corresponding Author : Mitsugu TODO, PhD.

Kyushu University, Research Institute for Applied Mechanics

6-1 Kasuga-koen, Kasuga City, 816-8580, Japan

Tel : 092-583-7762 Fax : 092-583-7763

E-mail address : todo@riam.kyushu-u.ac.jp

緒 言

重度の変形性膝関節症の患者に対しては、人工膝関節全置換術 (total knee arthroplasty ; TKA) を行うことで患者のQOLが大幅に回復される。人工膝関節の高機能化のためにはTKAを施した膝関節の人体内での動作状態を詳細に把握し、設計へ反映させることが重要であるが、その動きは屈曲、内外旋、ロールバックなどの運動が複合的に生じており、完全には把握されていないのが現状である。そのため複合動作状態での過度の応力集中による脛骨インサートの疲労破壊や磨耗、またPost-Cam機構に特徴を持つPS型人工膝関節においては、脛骨インサートのPostの損傷などが重要な問題となっている。したがって、脛骨インサートにおける応力状態を知ることが重要であり、有限要素解析 (finite element analysis ; FEA) による動作状態における応力解析が有用な知見を与えると考えられる。しかし、これまでに行われたTKAの3次元FEAのほとんどは歩行解析を対象としており^{1), 2)~5), 8)}、一部深屈曲を考慮した解析は行われているものの⁹⁾、ある特定の屈曲角度に対して静的解析を行ったのみであり、連続的に立位から深屈曲までの動作を解析した例はほとんど行われていない。筆者らの研究グループは、これまでCADデータを用いた3次元FEAモデルの構築と、深屈曲や回旋を含む動作状態での応力解析について研究を進めてきた^{10), 11)}。なお、人工関節でみられるような高度の接触運動について陰解法FEAと陽解法FEAで解析し比較検討してきたが、陰解法では対応できないことが多く、陽解法の方が適応範囲が広いので、本解析でも陽解法汎用FEAコードの

LS-DYNAを用いて屈曲解析を行った。

本研究では、旧型と新型の2種類のPS型人工膝関節のCADデータより3次元FEAモデルを構築し、非線形スプリングモデルおよびスクワットの荷重データを利用することで、立位から深屈曲までにいたる動作状態での脛骨インサートの応力状態を解析した。得られた結果を用いて、広範囲での屈曲が脛骨インサートの顆部およびPostの応力状態に及ぼす影響を詳細に調べ、旧型と新型を比較することで応力状態に及ぼすデザインの影響ならびに深屈曲への適応性について考察した。

有限要素解析モデルの構築

今回解析で用いた2種類のPS型人工膝関節は、過去に使用されていたモデル (1stモデル)、および現在使用されているモデル (2ndモデル) である。2ndモデルは1stモデルの改良型とみなすことができ、特に脛骨インサートのPostならびに大腿骨コンポーネントのCamについて形状が変更されている。Postについては角部をなだらかにすることで丸みをもたせ、また、顆部とPostの境界部に溝を導入している。CamについてはPostと接触する面積をより大きくしており、これらの形状の変更により応力集中の低減を図っている。これら2機種のモデルのCADデータを基に、大腿骨コンポーネント、脛骨インサート、および脛骨コンポーネントから構成される3次元FEAモデルを構築した。ここで、大腿骨コンポーネントにおいて、脛骨インサートと接触する箇所 (顆部) 以外の微小な部分や、脛骨コンポーネントのステムなどは、解析結果にほとんど影響を与えないため、取り除いて簡略化を行った。簡略化した

モデルを図1に示す。FEA用プリプロセッサFEMAPを用いて要素分割を行ったモデルを図2に示す。用いた要素は4節点4面体要素であり、1stモデルの節点数は21,958、要素数は89,322、2ndモデルの節点数は28,254、要素数は121,604である。表1に解析で使用した材料定数を示す。本解析ではUHMWPE製の脛骨インサートは弾塑性体とし、図3に示すような3直線近似の応力-ひずみ曲線を採用した⁷⁾。Co-Cr合金製の大腿骨コンポーネントとTi合金製の脛骨コンポーネントはUHMWPEに比べて100倍以上のヤング率を有しており、解析時間の節約のため剛体として解析を行った。また、大腿骨コンポーネント、脛骨インサート間の摩擦係数は0.04とし⁹⁾、脛骨インサートと脛骨コンポーネント間は接合を仮定し、節点を共有さ

せた。

人工膝関節の屈曲運動をFEAで再現すると、大腿骨コンポーネントと脛骨インサートの顆部間に摩擦力が生じる。PS型人工膝関節においては、屈曲が進むとPostとCamが接触し反力も生じるようになる。実際の人体膝では、関節の周囲に存在する軟部組織の張力とこれらの力がバランスし、たとえばロールバック等の動きが生じる。本研究で作成した簡易FEAモデルでこのような状況を再現するため、非線形バネモデルを導入した⁸⁾。図4に示すように脛骨コンポーネントの前後に2本ずつ、合計4本の非線形バネ要素を取りつけた。このバネモデルにおいて力 F と変位 d の関係は次式で示される。

$$F=0.18667d^2+1.3313d\cdots\cdots\cdots(1)$$

なお、この非線形構成則は十字靭帯を切除した場合の膝の状態を想定したものである⁸⁾。

通常TKA膝の屈曲には内旋が同時に生じることが多く、たとえば、135degの屈曲では7 deg程度の内旋が生じることが報告されているが¹²⁾、本研究では、まずPost部への影響がより高く、またその影響を明確にするため屈曲運動のみを考慮して境界条件を設定した。屈曲方法としては大腿骨コンポーネントの顆部表面の曲面に沿った円の中心を通る軸を設定し回転軸とした。屈曲時の角速度については、予備解析として、1 deg/msと0.1deg/msの2種類について比較検討したが、1回の解析に前者で約10時間、後者で約100時間を要し、また応力状態については差は殆どなかったため、計算効率を考慮して1 deg/msを選択

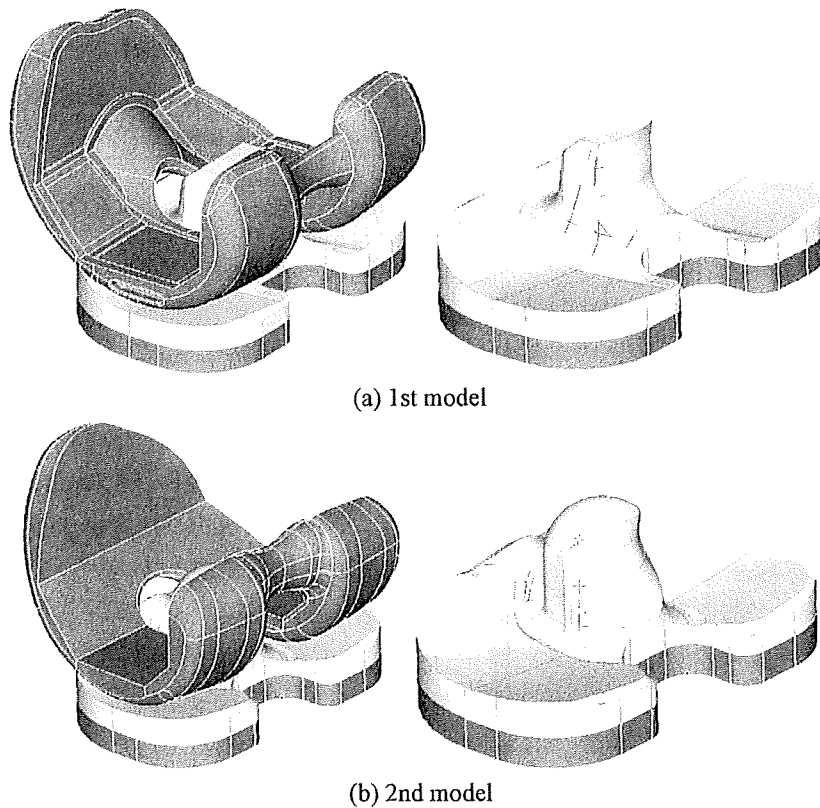
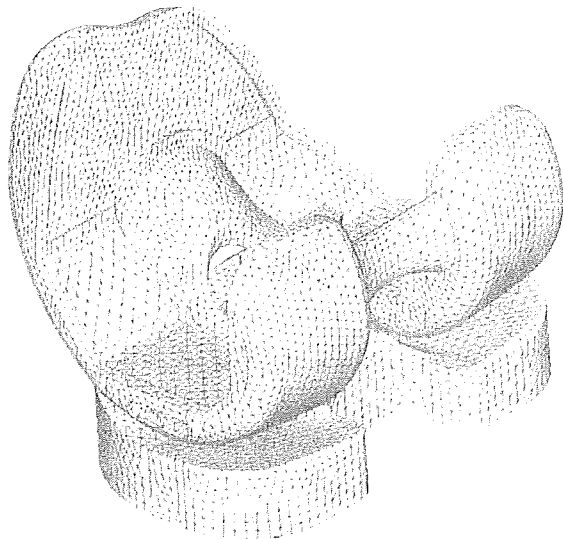


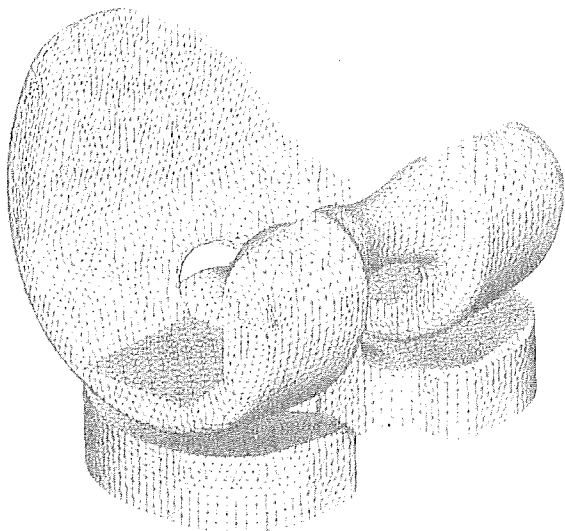
図1. FEA models of two kinds of PS type knee prostheses.
(a) 1st model (b) 2nd model

表1. Material constants for FEA.

Parts	Material	Density (kg/m ³)	E (MPa)	ν	σ_Y (MPa)
Tibial insert	UHMWPE	940	880	0.4	16



(a) 1st model



(b) 2nd model

図2. FEA mesh models of PS type knee prostheses.

(a) 1st model (b) 2nd model

した。荷重に関しては、健常膝がスクワットを行う場合について、筋力を考慮した2次元モデルから求められた解析的荷重データを参考にした²⁾。大腿骨コンポーネントには荷重 P_1 を鉛直方向(Z方向)に、また、脛骨コンポーネントには荷重 P_2 を水平方向(Y方向)に加えた。これらの荷重値を屈曲角度の関数として図5に示す。なお、拘束条件については、大腿骨コンポーネントはZ方向以外の変位を固定し、脛骨コンポーネントはY方向以外の変位を固定し

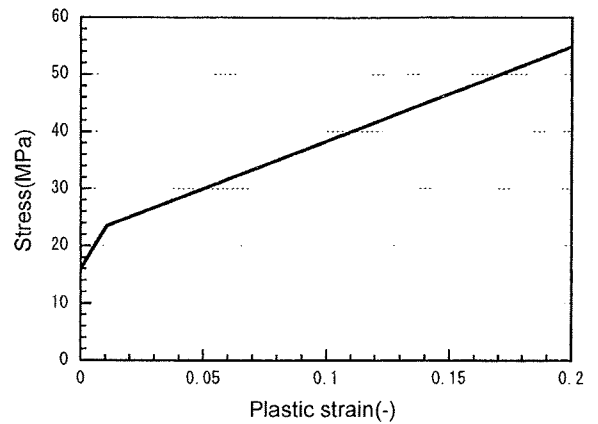


図3. Bi-linear relation of stress-plastic strain curve of UHMWPE.

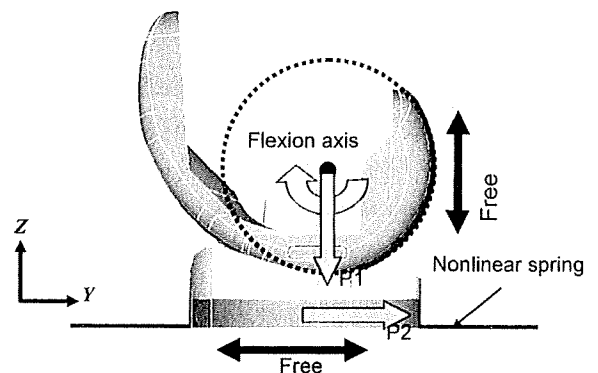


図4. Boundary conditions of the TKA model.

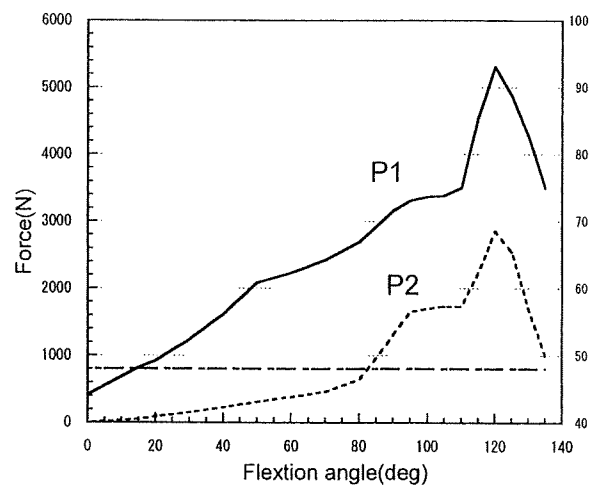


図5. Force-flexion angle relations used as mechanical boundary condition.

た。なお、応力解析に用いた陽解法汎用FEAコードはLS-DYNAである。

結 果

図6に応力解析から得られた45degと120deg

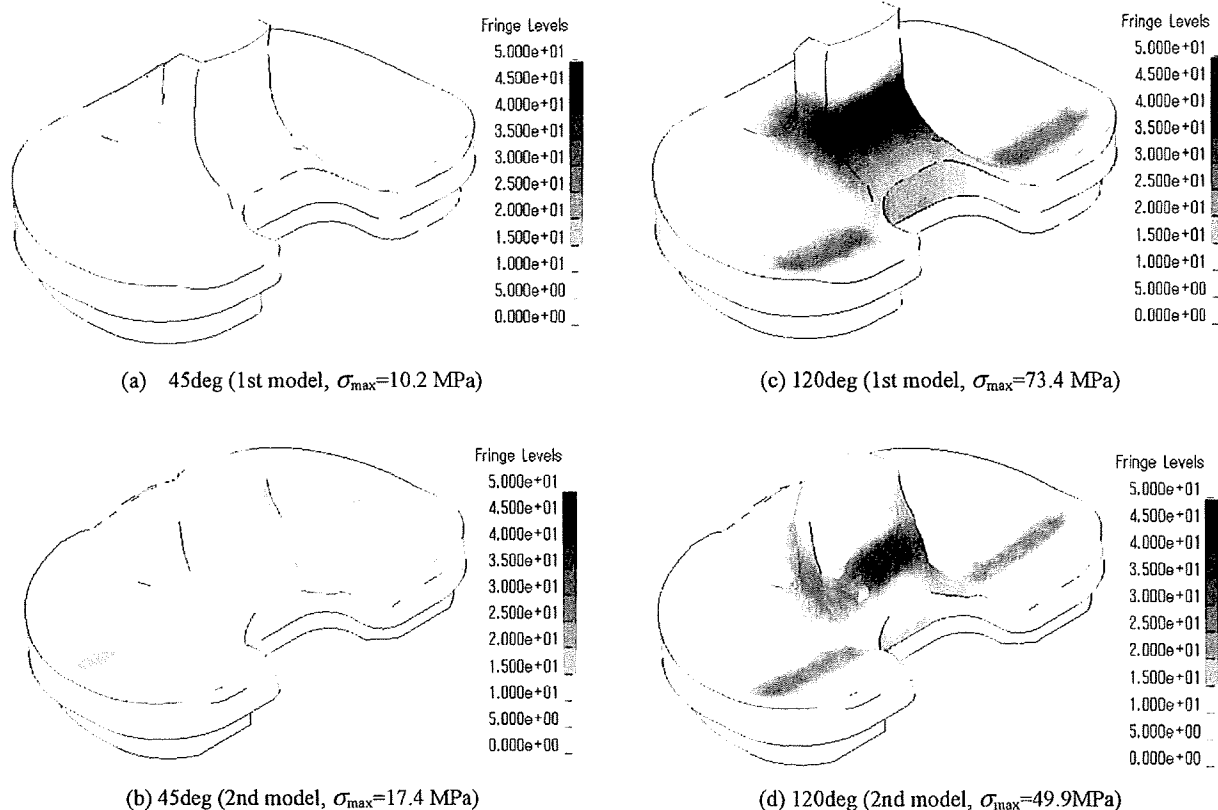


図 6. Equivalent stress distribution on the surface of tibial insert (unit : MPa).

- (a) 45deg (1st model, $\sigma_{\max} = 10.2$ MPa)
- (b) 45deg (2nd model, $\sigma_{\max} = 17.4$ MPa)
- (c) 120deg (1st model, $\sigma_{\max} = 73.4$ MPa)
- (d) 120deg (2nd model, $\sigma_{\max} = 49.9$ MPa)

でのミーゼス相当応力分布図を示す. 45deg の屈曲状態では応力集中は顆部表面のみで生じており, 1stモデルでの最大応力値は 10.2MPa, 2ndモデルでは17.4MPaであった. この角度ではまだPost-Camの接触は生じていなかった. 120degの屈曲状態では, 顆部表面に加えPost部分でも大きな応力集中が生じていることがわかった. 最大応力値は1stモデルでは73.4MPa, 2ndモデルでは49.9MPaとなっており, 1stモデルでは2ndモデルの1.5倍程度の応力集中が生じていた. また, 顆部表面の応力集中部は45degに比べると後方(Y方向)に移動しており, ロールバックが生じていることが分かった. 図7にバネモデルの変位量の屈曲角度依存性を示す(図4で-Y方向が正). 屈曲角度が60deg付近までは変位はほとんど生じていな

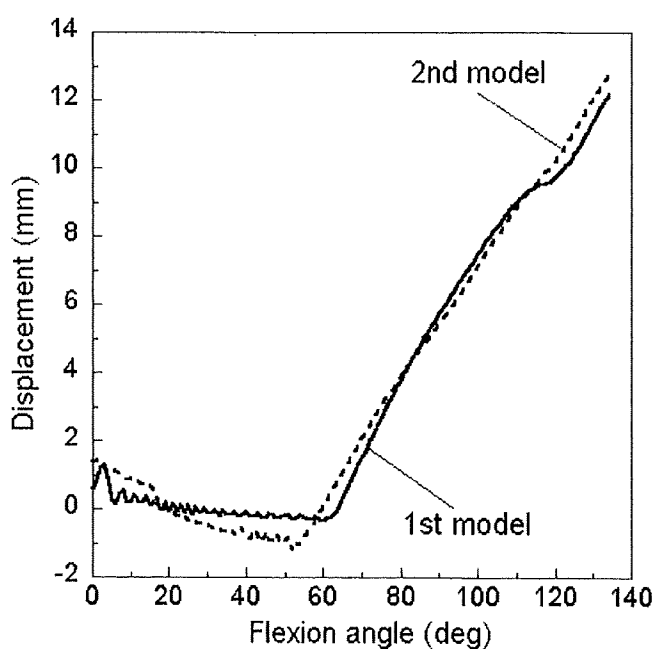


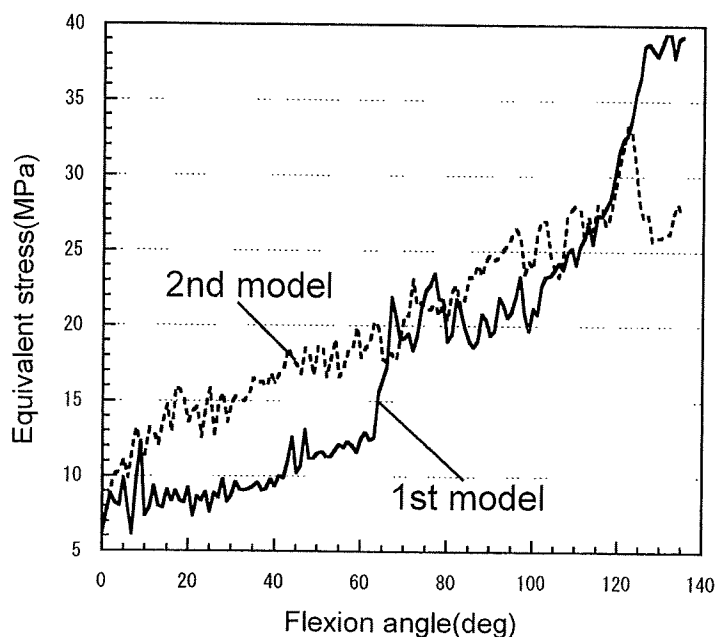
図 7. Dependence of flexion angle on displacement of spring model.

いが, 60deg以降は急激に増加し, 最終的に12mm程度の変位が生じている. なお, 2機種の間での差は殆どみられない. この60deg以降でみられるバネモデルの変位, すなわち脛骨コンポーネントの-Y方向への移動がロールバツ

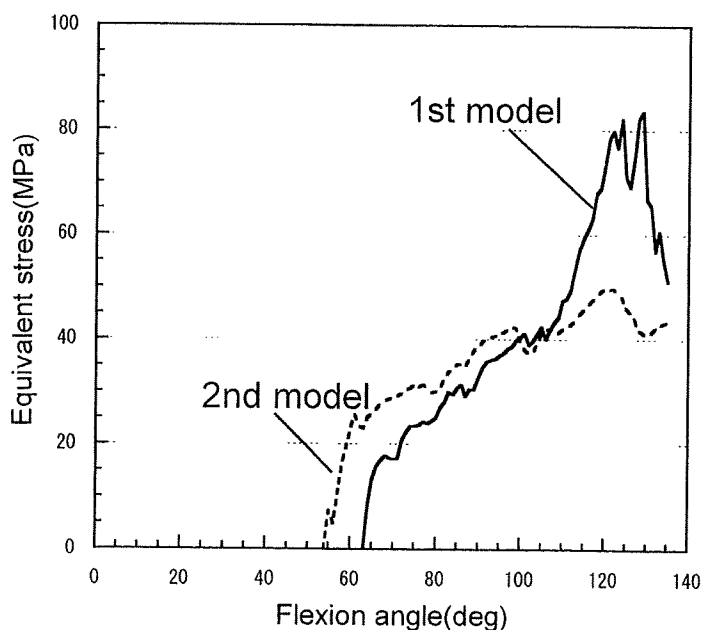
クに対応する.

図8に脛骨インサート顆部とPost部での最大相当応力の推移を示す. 顆部での応力(図-(a))を比較すると, 60deg以下では2ndモデルの方が1stモデルより大きく, 120deg以上に

なると1stモデルの方が大きな応力を示すが, 後述のPost部に比べると全体的にその差は小さかった. 2ndモデルの脛骨コンポーネントの前顆部の傾斜は, 1stモデルよりも若干緩やかであり, そのため60deg以下では, 大腿骨顆部との接触がより点接触に近くなり応力が高くなったと考えられる. 後顆部の傾斜は両機種でほとんど同じであるため応力の差も小さかった. 次にPost部での応力(図-(b))を比較すると, Post-Camの接触が1stモデルでは64degから始まっているのに対して, 2ndモデルでは54degから始まっていることが分かった. この差は2ndモデルのPost形状が1stモデルに比べて太くなっているためであると推測される. 100degまでは2ndモデルの方が1stモデルより高い応力を示すが, 100deg以上では, 1stモデルにおける応力集中が急激に増加し大小関係は逆転した. 1stモデルは2ndモデルに比べてPost/Camの接触面積が小さいためこのような急激な応力集中が起きていることが予想される. なお, 図-(a)において応力値が変動しているが, これはバネ要素を取り付けた頸骨コンポーネントの振動, 頸骨インサート中の応力波の反射などの動的効果の影響によるものと考えられる.



(a) condyle surface



(b) post surface

図8. Maximum equivalent stress history on the surface of tibial insert.

- (a) condyle surface
- (b) Post surface

考 察

以上の解析結果より, 1stモデルから2ndモデルに移行する際に考慮されたデザインは, Post部の応力集中を効果的に減じていることがわかった. このような応力集中の軽減は, 深屈曲時

にPostとCamの接触により生じる抵抗力 (Postの接触面に作用する応力の総和として表される反力) が低くなることに対応しており, このような抵抗力の低下は屈曲に対する抵抗の軽減を意味しているため, 2ndモデルは1stモデルに比べより深屈曲を容易にする人工膝関節であると考えられる. なお, 屈曲角が100deg以下では1stモデルの方が応力集中の状態が低かったことから, 低屈曲では1stモデルのデザインの方が2ndモデルよりも脛骨インサートの磨耗に対してはより効果的であると考えられる.

結 言

2種類のPS型人工膝関節のCADデータから3次元FEAモデルを構築し, 135degまでの広範囲の屈曲状態での応力解析を行った. 得られた結果は以下の通りである.

- (1) 大腿骨・脛骨コンポーネント, 脛骨インサート, および非線形バネモデルからなる簡易モデルに, スクワット解析から得られた荷重データを利用することで, 広範囲の屈曲状態での応力解析を可能とする3次元FEAモデルを考案した.
- (2) 深屈曲時においてPost/Camの接触によりPost部に高い応力集中が生じていることが確認できた. また, 非線形バネモデルの導入によりロールバックを再現することができた.
- (3) 2ndモデルで採用されたPost部のデザイン変更は, 効果的に深屈曲での応力集中を軽減しており, このことはPost/Cam接触により生じる抵抗力の低減に対応しているため, 2ndモデルは1stモデルに比べてより深屈曲を容易にする人工膝関節であると考えられる.

文 献

- 1) Ahir SP, Blunn GW et al. : Evaluation of a testing method for the fatigue performance of total knee tibial trays. *J Biomech* 32 : 1049-1057, 1999.
- 2) Dahlqvist NJ, Mayo P, Seedhom BB : Forces during squatting and rising from a deep squat. *Eng Med* 11 : 69-76. 1982.
- 3) Darryl D, D'Lima MD et al. : Impact of patellofemoral design on patellofemoral forces and polyethylene stresses. *J Bone Joint Surg* 85A: 85-93, 2003.
- 4) Godest AC, Beaugonin M et al. : Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis. *J Biomech* 35 : 267-275, 2002.
- 5) Halloran JP, Anthony JP et al. : Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *J Biomech* 38 : 323-331, 2005.
- 6) 金粕浩一 : TKAの機種と可動域—Scopio Superflex PSの臨床成績と可動域及び動態解析— 関節外科 23 : 49-57, 2004.
- 7) 小林公一, 柿木俊彦 他 : 超高分子量ポリエチレンの衝撃圧縮特性, 実験力学, 3 (4) : 225-229, 2003.
- 8) Sathasivam S, Walker PS : Computer model to predict subsurface damage in tibial inserts of total knees. *J Ortho Res* 16 : 564-571, 1998.
- 9) Morra EA, Greenwald AS : Polymer insert stress in total knee designs during high-flexion activities: a finite element study. *J Bone Joint Surg Am* 87 : 120-124, 2005.
- 10) 東藤貢, 長嶺隆二 他 : 人工膝関節の3次元有限要素モデルの構築と計算効率に関する研究, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 27 : 231-237, 2006.
- 11) 東藤貢, 長嶺隆二 他 : 人工膝関節のUHMWPEインサートの応力状態に及ぼす屈曲と回旋の影響, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 27 : 239-246, 2006.
- 12) Watanabe T, Yamazaki T et al. : In vivo kinematics of mobile-bearing knee arthroplasty in deep knee bending motion. *J Ortho Res* 22 : 1044-1049, 2004.

- 1) Ahir SP, Blunn GW et al. : Evaluation of a test-

Stress Analysis of Artificial Knee Joints under Flexion and Rotation

Mitsugu Todo^{1)*}, Yuji Takahashi²⁾ and Ryuji Nagamine³⁾

¹⁾Research Institute for Applied Mechanics, Kyushu University
6-1 Kasuga-koen, Kasuga, Fukuoka 816-8580, Japan

²⁾Graduate School, Kyushu University
6-1 Kasuga-koen, Kasuga, Fukuoka 816-8580, Japan

³⁾Yoshizuka Hayashi Hospital
7-6-29 Yoshizuka, Hakata, Fukuoka 812-0041, Japan

*Corresponding author: todo@riam.kyushu-u.ac.jp

(Manuscript received 12 May 2008; accepted 26 May 2008; published 15 June 2008)

3-D finite element models of two types of PS type knee prostheses were constructed using their CAD data with use of a nonlinear spring model and an analytical load data for deep squatting. PS-type1 model was formerly used in total knee arthroplasty, and PS-type2 model is the latest version with a modified design of post structure. Stress analysis was then performed by an explicit finite element method under continuous flexion motion from 0 to 135 degrees with internal rotation up to 10 degrees. It was shown that the post/cam contact starts at about 65 degrees of flexion, and the equivalent stress rapidly increases due to the contact. Severe stress concentration is also generated on the Post surface due to the post/cam contact. This kind of stress concentration may cause damage and failure of the post. It was clearly shown that the design modification applied to PS-type2 effectively reduced the stress concentration of the post.

Keywords: total knee arthroplasty, UHMWPE insert, deep flexion, finite element analysis

1. Introduction

Total knee arthroplasty (TKA) is applied to patients with severe osteoarthritis as a final treatment to recover the function of the injured knee. After TKA, in general, QOL of the patients is dramatically improved by obtaining knee movement without pain. Although the mobility of knee prosthesis is being improved through design modification, there are still some demands for knee prosthesis such as higher durability of tibial insert. It is therefore needed to understand the detail of movements of operated knee after TKA, and such information should be reflected to the design of knee prosthesis. It is however very difficult to understand the detail of TKA knee motion because of its complex movements characterized as a combination of flexion, rotation and roll-back. Fatigue fracture and severe wear of tibial inserts are sometimes reported, and they are thought to be strongly related to the stress states under such complex knee motions.

PS type knee prosthesis is known to be used in a typical type of TKA where anterior and posterior cruciate ligaments are removed. PS type prosthesis is characterized by the existence of post-cam structure to stabilize the knee movement through post-cam contact.

In this type of prosthesis, failure and wear of the post of the tibial insert are important problems and therefore, there is a demand for understanding the stress state of the tibial insert during knee motion. Under such circumstances, three-dimensional finite element method (FEM) has been utilized to characterize the 3D stress state of knee prosthesis.

In the previous studies of FEM simulations of TKA, most of them were aimed to analyze stress states under walking conditions with shallow flexions^{1,2-5,8)}, and a few attempts have been made to analyze stress state under deep flexion⁹⁻¹¹⁾. The author's group developed simplified 3D FEM models using CAD data of knee prosthesis clinically used, and investigated effects of deep knee flexion on the stress state of the tibial inserts^{10,11)}. In these studies, however, the movement of the tibial inserts of the FEM models was completely restricted and, for example, roll-back behavior in the PS type model was introduced compulsory by moving the femoral component. Recently, a FEM model was developed to reproduce more natural roll-back behavior of PS type knee prosthesis under deep flexional motion¹²⁾.

In the present study, the FEM model constructed in Ref.12 was extended so that flexional motion is accompanied by internal rotational motion. FEM

models of two different types of PS type knee prostheses with different post and cam design were developed in order to characterize the effects of the post/cam design on the stress states of the tibial inserts. Effects of internal rotation on the stress states of the tibial inserts were also discussed on the basis of the FEM results.

2. Development of finite element models

CAD models of two types of PS type knee prostheses are shown in Fig. 1. These were provided by Stryker's Co. PS-type2, which is clinically used currently, can be recognized as a modified version of PS-type1, and especially, the shape of the post and cam were redesigned to reduce stress concentration. The post of PS-type2 has more round shape than that of PS-type1, and the contact surface area of the cam to the post was modified to be larger in PS-type2 than in PS-type1. 3D-FEM models consisting of femoral component, tibial component and tibial insert were constructed from their CAD data.

Finite element meshed models are shown in Fig. 2. Tetrahedral elements were used, and the numbers of the nodes and the elements were 21958 and 89322 for PS-type1 and 28254 and 121604 for PS-type2, respectively. The material constants used in the analysis are shown in Table 1. The tibial insert originally made from a thermoplastic polymer UHMWPE was assumed to be an elastic-plastic material and to follow the von Mises yield criterion. The nonlinear stress-strain relationship experimentally obtained is shown in Fig. 3⁷⁾. The femoral component made from Co-Cr alloy and the tibial component made from Ti alloy are much stiffer than UHMWPE, and therefore, assumed to be rigid body in order to reduce computational time. The friction coefficient between the femoral component and the tibial insert was chosen to be 0.04⁵⁾. It was assumed that the back surface of the tibial insert was perfectly connected to the top surface of the tibial component and therefore, the both surfaces possessed the nodes in common.

In a PS type knee prosthesis attached in a real human knee, reaction and frictional force are generated on the condylar and the Post surfaces during motions. In this TKA knee, these forces are balanced with the tensions of the soft tissues existing around the knee; as a result, for example, roll-back motion occurs. In the present FEA models, a nonlinear spring model was utilized to express these motions in TKA⁸⁾. Two spring elements were attached in the front of the tibial component and the two in the back as shown in Fig. 4. The nonlinear force -displacement relation is given by

$$F = 0.18667d^2 + 1.3313d \quad (1)$$

where F and d are force and displacement, respectively. It is noted that this nonlinear relation was experimentally determined from a knee with removed anterior and posterior cruciate ligaments⁸⁾.

In the most of real knees, internal rotation tends to take place during flexion, and it was reported, for example, that 7 degrees of internal rotation occurs at a deep flexion angle of about 135 degrees¹³⁾. In the present study, internal rotation of 10 degrees was considered to analyze the effect of such rotation on the stress state of the tibial inserts. The axis of flexion was assumed to be located in the center of the circle which

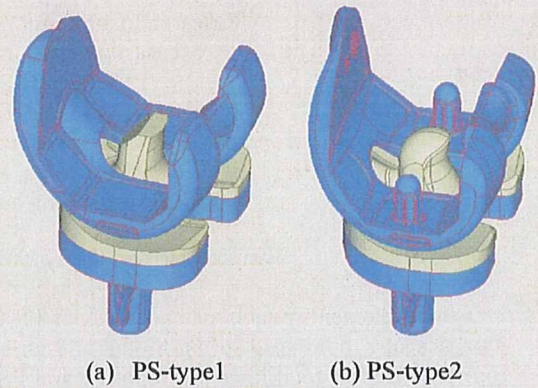


Fig. 1 Two kinds of PS type models

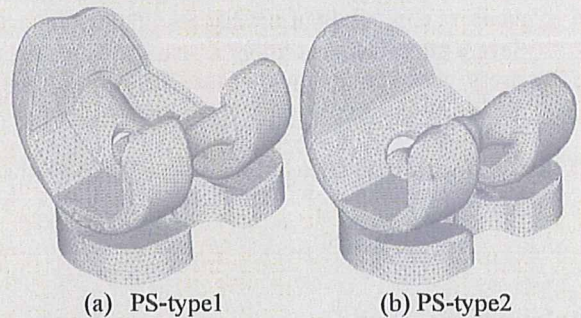


Fig. 2 Finite element meshes

Table 1 Material constants for FEA

Parts	Density (kg/m ³)	E (MPa)	ν	σ _y (MPa)
Tibial insert	940	880	0.4	16

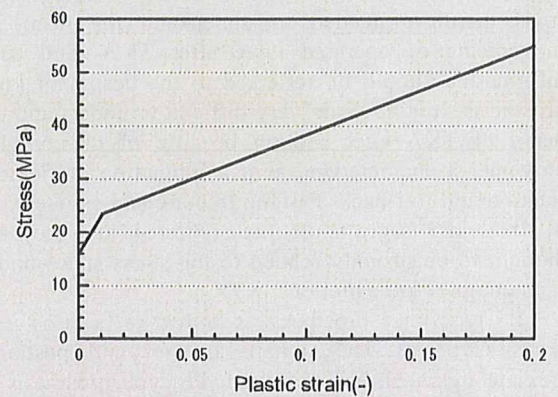


Fig. 3 Stress-plastic strain curve of UHMWPE

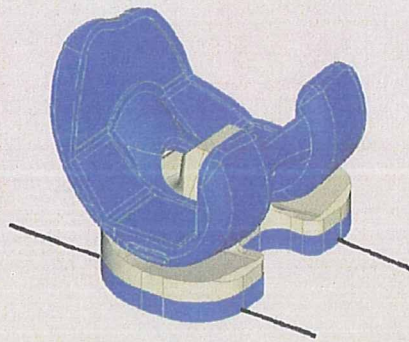


Fig. 4 Simplified model with spring models

coincides with the shape of the condylar surface of the femoral component as shown in Fig. 5. The axis of internal rotation was chosen so that it passes through the center of the tibial component and intersects the axis of flexion. For the femoral component, only the displacement in the Z-direction was free and the tibial component was able to move freely only in the Y-direction (see Fig. 6).

Load data used as the mechanical boundary condition was referred from Ref. 2 in which load data for rapid deep squatting was analytically obtained using 2 dimensional model of human knee considering muscular forces. The load F_N and F_T were applied to the femoral component in the vertical direction (Z-direction) and to the tibial component in the horizontal direction (Y-direction), respectively, as shown in Fig. 6. The relationship between the load data and the flexion angle were shown with the body force used in the analysis in Fig. 7.

A commercially available pre-processor FE-MAP was used to develop those 3D FEM models including solidification from the surface data, meshing and setting up of the boundary conditions. A commercial explicit finite element code LS-DYNA was then utilized as solver, and a post-processor LS-POST was used to analyze the FEM results.

3. Results and discussion

3.1. Mises equivalent stress distribution

Von Mises equivalent stress distributions on the surfaces of the tibial inserts at 135 degrees of flexion without internal rotation are shown in Fig. 8. For both models, severe stress concentrations are observed on both the condylar and the post surfaces. Stress is distributed evenly on the right and left condylar surfaces for both the models. It is obvious that the stress concentration on the post surface of PS-type1 is much higher than PS-type2 because the area of the post/cam contact in PS-type1 is smaller than in PS-type2.

Equivalent stress distributions at 135 degrees of flexion with internal rotation are shown in Fig. 9. It is clearly seen that the stress concentration on the left condylar surface is much higher and wider than in the right surface, indicating that internal rotation tends to

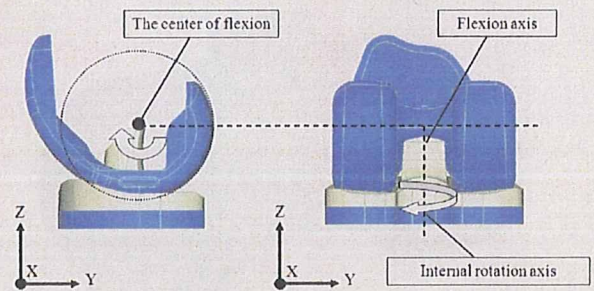


Fig. 5 Axes of flexion and internal rotation

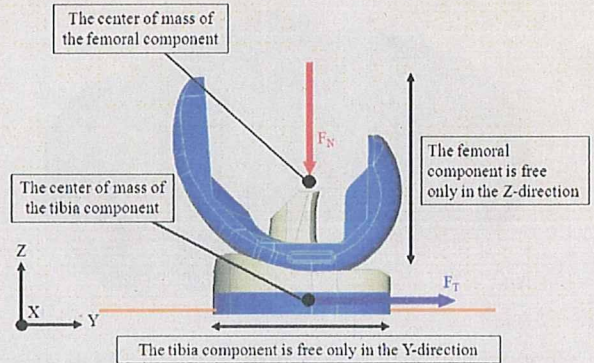


Fig. 6 Boundary conditions

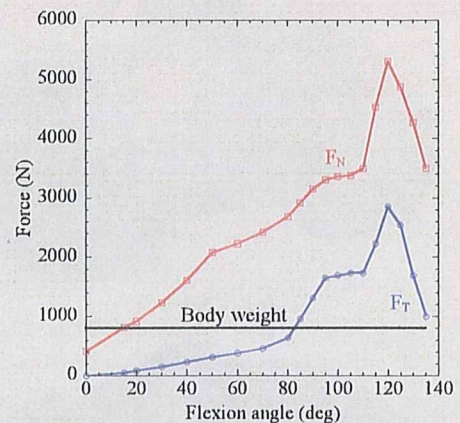
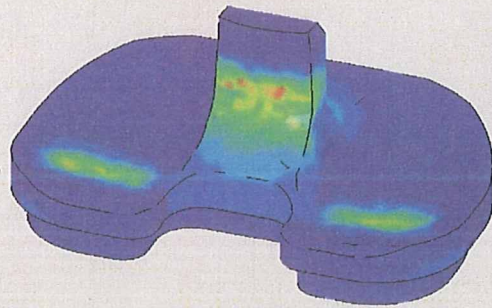


Fig. 7 Analytical force data

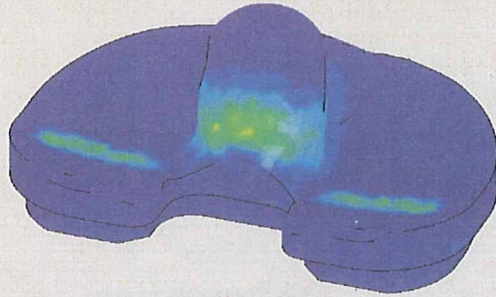
increase the stress concentration on the condylar surface and therefore the risk of damage occurrence such as wearing may also increase. The location of the stress concentration on the Post surface moves from the center to the right corner with increase of internal rotation angle. The stress concentration on the post surface of PS-type1 is much higher than PS-type2 because of the sharp edge of the post corner of PS-type1. It is thus concluded that the stress concentration was effectively reduced in PS-type2 at deep flexion angle due to design modification.

3.2. Dependence of maximum equivalent stress on flexion angle

Dependences of the maximum equivalent stress on flexion angle on the posts are shown in Fig. 10. The 'IR'

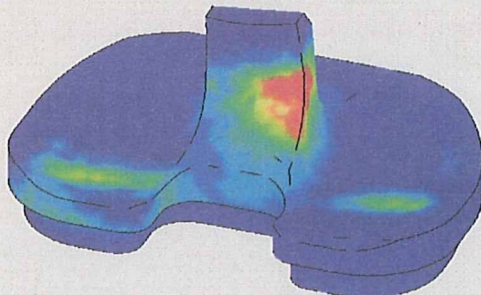


(a) PS-type1

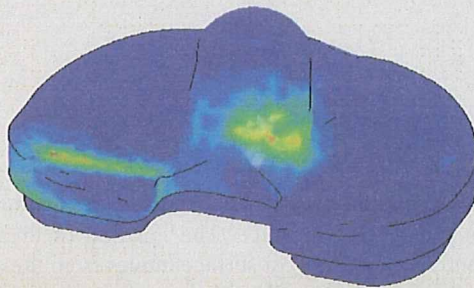


(b) PS-type2

Fig. 8 Equivalent stress concentration at 135 degrees of flexion without internal rotation



(a) PS-type1



(b) PS-type2

Fig. 9 Equivalent stress concentration at 135 degrees of flexion with 10 degrees of internal rotation

indicates that the flexional motion was accompanied by internal rotation of 10 degree. Since the maximum stress in the post is usually much higher than that in the condylar part and sometimes causes failure of the post, the post stress is only discussed here. It is obviously seen from Fig. 10 that the difference between PS-type1 and PS-type2 is clearly distinguished. It was found that

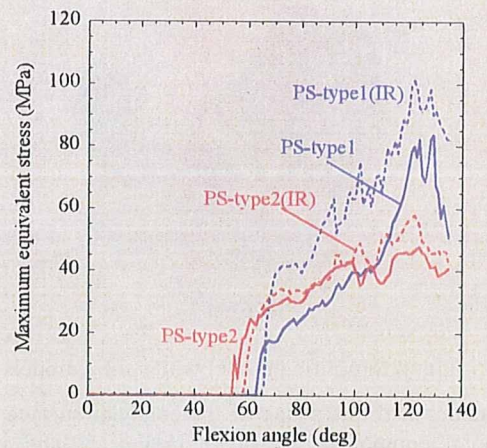


Fig. 10 Dependence of the maximum stresses of the posts on flexion angle

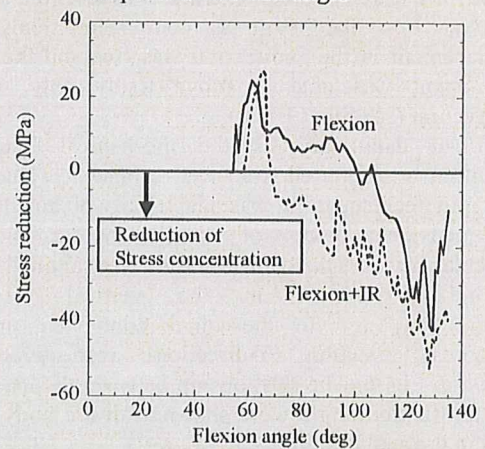


Fig. 11 Stress reduction due to design modification

the post/cam contact starts at about 55 degrees for both the models. The maximum stress in PS-type rapidly increases just after the post/cam contact occurs. The maximum stress reaches its peak at 120 degrees of flexion and the peak values are 100 and 80 MPa with and without internal rotation. It is noted that those stress values are much greater than the yield stress of UHMWPE (16 MPa). It is also important to note that internal rotation increases the maximum stress. Without internal rotation, the maximum stress of PS-type2 is lower than PS-type1 in the flexion range from 100 to 135 degree. For flexion with internal rotation, on the other hand, the maximum stress of PS-type2 is much lower than PS-type1 in the flexion angles larger than 70 degree. It should be noted that the effect of internal rotation is very small in PS-type2. It is thus concluded that the modified design of the post of PS-type2 effectively reduced the maximum stress compared to PS-type1.

Reduction of stress concentration due to the design modification for the post structure is shown in Fig. 11. For only flexion, the post stress tends to increase due to the modified design and is reduced at higher flexion angles than 100 degree. The maximum value of the

reduced stress is about 40 MPa. For flexion with internal rotation, the post stress is effectively reduced at flexion angles greater than 70 degree, and the maximum value of the reduced stress is about 50 MPa.

It was found from these analytical results discussed above that the design modification, especially for the post, applied in the model change from PS-type1 to PS-type2 effectively reduced stress concentration. This kind of reduction of stress concentration generally corresponds to reduction of the reaction force generated by the post/cam contact during deep flexion. Such reduction of the reaction force generally implies the decrease of resistance for deep flexion and therefore, PS-type2 is considered to be more suitable for deep flexion motion than PS-type1.

4. Conclusions

3D FEM models of two different types of PS type knee prostheses clinically used worldwide were constructed from their CAD data. Stress states of the two models were analyzed and compared under a condition of deep knee flexion with internal rotation by using the explicit finite element method. The conclusions are summarized as follows:

- (1) A simplified 3D-FEA model of PS type knee prosthesis for deep knee flexion analysis including internal rotation was developed by using nonlinear spring model and load data for deep squatting. High stress concentration due to the post-cam contact was reasonably expressed at deep flexion angles and furthermore, roll-back behavior was well simulated by introducing the nonlinear spring model.
- (2) Internal rotation tends to increase the stress concentration on both the condylar and the post surfaces, suggesting that the risk of damage formation such as wearing also increases due to existence of internal rotation.
- (3) The modification of the Post shape conducted in the designing process of PS-type2 effectively reduced the stress concentration at deep flexion angles. This kind of stress reduction is thought to correspond to the reduction of reaction force, indicating that the resistance to deep knee flexion is lower in PS-type2 than in PS-type1.

5. References

- [1] Ahir, S. P., Blunn, G. W., Haider, H. and Walker, P. S., "Evaluation of a Testing Method for the Fatigue Performance of Total Knee Tibial Trays," *J. Biomechanics*, 32, 1999, 1049-1057.
- [2] Dahlkvist, N. J., Mayo, P. and Seedhom, B. B., "Forces during Squatting and Rising from a Deep Squat," *Engineering in Medicine*, 11, 1982, 69-76.
- [3] D'Lima, D. D., Chen, P. C., Kester, M. A. and Colwell Jr, C. W., "Impact of Patellofemoral Design on Patellofemoral Forces and Polyethylene Stresses," *J. Bone and Joint Surgery*, 85A, 2003, 85-93.
- [4] Godest, A. C., Beaugonin, M., Haug, E., Taylor, M. and Gregson, P. J., "Simulation of a Knee Joint Replacement during a Gait Cycle Using Explicit Finite Element Analysis," *J. Biomechanics*, 35, 2002, 267-275.
- [5] Halloran, J. P., Anthony, J. P. and Rullkoetter, P. J., "Explicit Finite Element Modeling of Total Knee Replacement Mechanics," *J. Biomechanics*, 38, 2005, 323-331.
- [6] Kanekasu, K., "Scorpio Superflex Total Knee Arthroplasty-Design, Clinical Results and Kinematics," *J. Joint Surgery*, 23, 2004, 49-57.
- [7] Kobayashi, K., Kakinoki, T., Tanabe, Y. and Sakamoto, M., "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 Experimental Mech.*, 3, 2003, 225-229.
- [8] Sathasivam, S. and Walker, P. S., "Computer Model to Predict Subsurface Damage in Tibial Inserts of Total Knees," *J. Orthopaedic Res.*, 16, 1998, 564-571.
- [9] Morra, E. A. and Greenwald, A. S., "Polymer Insert Stress in Total Knee Designs during High-Flexion Activities: A Finite Element Study," *J. Bone and Joint Surg.*, Am 87, 2005, 120-124.
- [10] Todo, M., Nagamine, R., Kuwano, R., Hagihara, S. and Arakawa, K., "Development of 3D Finite Element Model of Total Knee Arthroplasty and Computational Efficiency," *Japanese J. Clinical Biomech.*, 27, 2006, 231-237.
- [11] Todo, M., Nagamine, R., Yamaguchi, S., Hagihara, S. and Arakawa, K., "Effect of Flexion and Rotation on the Stress State of UHMWPE Insert in TKA," *Japanese J. Clinical Biomech.*, 27, 2006, 239-246.
- [12] Todo, M., Nagamine, R. and Yamaguchi, S., "Stress Analysis of PS Type Knee Prostheses under Deep Flexion," *J. Biomech. Sci. Eng.*, 2, 2007, 237-245.
- [13] Watanabe, T., Yamazaki, T., Sugamoto, K., Tomita, T., Hashimoto, H., Maeda, D., Tamura, S., Ochi, T. and Yoshikawa, H., "In Vivo Kinematics of Mobile-Bearing Knee Arthroplasty in Deep Knee Bending Motion," *J. Orthopaedic Res.*, 22, 2004, 1044-1049.