

大腿骨の3次元モデル化と有限要素解析による人工股関節選定の一考察

(株)鹿児島頭脳センター 牟禮雄二*, 中西賢二**, 大西敏之***

3 Dimensional Modeling of the Femur and Consideration of the Artificial Hip Joint Choice Using FEM Analysis

Yuji MURE, Kenji NAKANISHI and Toshiyuki ONISHI

This study suggests technique to make the 3D model of the femur having complicated shape for an individual patient easily. In addition, moment of inertia of the above 3D model and principal axes of any section were computed and principal axes distribution of 3D model were determined. It could be clear that the femur absorbed a shock by twisting the femur itself for external force. When a mechanical structure is designed, the above information provided in the living body becomes useful. Furthermore, elastic stress of the normal femur and the femur which was inserted in an artificial hip joint were analyzed by FEM. Then, some conditions to select the artificial hip joint were discussed.

Keyword : Biomechanics, Femur, Stem, Elastic Stress Analysis, FEM

1. 緒 言

鹿児島県の65歳以上の高齢者率は23.1%(平成13年)であり,他県と比較して(全国で5位)ハイスピードで高齢化社会を迎えており,医療福祉分野の需要が増加している。また,医療現場では手術の高度化や安全性向上などが求められている。以上の現状に鑑み,医学と工学の融合による術の先端化が必要と考える。先端化を達成するための技術としてバイオメカニクス¹⁾がある。バイオメカニクスは力学解析により生体構造を解明し,その知見を医療はもとより工学的な課題へ適用して新たな技術開発を行うための学問である。

バイオメカニクス適用分野として整形外科分野がある。例えば大腿骨では変形性関節症などの疾患によって大腿骨骨頭部などに欠陥が生じると,股関節の運動機能障害が発生する。股関節機能の回復が見込めない場合には,人工股関節置換術を行う必要がある。大腿骨骨頭などの切除手術においては,現在,科学的な根拠のないまま勘と経験に基づき骨切りを実施しており,執刀医の技量が治癒成績を左右する。手術の安全性向上や治癒成績向上のためには患部を定量的に把握し,術前に骨格の力学的応答を予測する必要がある。しかし,生体は形状や構造および特性が非常に複雑であり,人体そのものを実験対象とすることが困難なため生体現象を実験的に解明することは極めて難しい。

ところで,近年の計算機科学の発達によりパーソナルコンピュータの高性能化,高速化,大容量化あるいはソフトウェアの高度化が進み,三次元的に複雑な形状を対象とし

た生体現象の解明に数値解析の利用が可能となってきた。数値解析を行うためには臨床医学で用いられている各種の医用画像データから計算力学による生体シミュレーションで使用するためのモデルを構築する必要がある。X線CT(Computer Tomography)装置などの医用画像計測装置により計測された情報を利用すれば三次元モデルの構築と術前シミュレーションが可能となる。このため生体現象を対象としたモデル化^{1)~4)}や数値解析^{5)~10)}が研究対象として報告されつつある。しかし,既存のモデル化ソフトウェアはX線CT装置専用で,非常に高価である。また,計算力学による生体シミュレーションでは概略化したモデルを対象とするものが多く,一般化した知見しか得られていない。患者ごとに個体差のある生体に対して患部を細部まで忠実に再現したモデル化が重要な意味を持つ。すなわち,個体差に応じた生体現象の解明により,そこで得られた知見を個別患者の手術に反映することができる。

骨格のどの部位にどの程度の内部応力が生じるかを数値解析することは,大腿骨への人工股関節置換術を施術するうえで大変重要である。骨格は,硬組織であり,不均質で異方性を有するが,弾性変形の範囲においては線形性を有するため,力学的解析として金属材料などに適用されている線形有限要素解析法がそのまま使える。

本研究では,複雑形状を有する大腿骨を個別患者に応じて市販の3次元CADで容易にモデル化する手法を提案する。また,作成した3次元モデルの任意断面の断面二次モーメントと主軸を求め,モデルの3次元的主軸分布を明らかにした。さらに,正常大腿骨と人工股関節を挿入した置換大腿骨の3次元の弾性応力を有限要素法により比較解析し,人工股関節選定について考察したので報告する。

*企画情報部, **鹿児島大学工学部

***鹿児島大学医学部

(本研究は,執筆者が出向中に実施したものである)

2. 大腿骨の3次元モデル

2.1 モデリング手法

健常者の大腿骨をX線CT装置で撮影した。撮影間隔をFig. 1に示す。複雑な形状である大腿骨骨頭部付近(上端より90mm)および下部(下端より70mm)をそれぞれ3mm, 5mm間隔とし, 他の部位は10mm間隔とした。なお, 大腿骨のモデル化に要した画像は77枚である。撮影した大腿骨の断層画像から有限要素解析までの流れ図をFig. 2に示す。

まず, X線CT装置により得られた大腿骨の断層画像(ファイル形式はWindows Bitmap)から各断面ごとの大腿骨の輪郭を抽出(領域指示)する。抽出した全ての輪郭に対し断面特性を計算する。ここで, 新規に開発した大腿骨の輪郭を抽出するためのプログラムと断面ごとの断面特性を計算するプログラムの表示例をそれぞれFig. 3, Fig. 4に示す。輪郭抽出プログラムは, 画像の読み込み機能, 画像から実際の寸法を割り出すためのCalibration機能, 断面間隔の指示, その他の画像計測機能などを持つ。大腿骨の輪郭抽出においては, 医者の意志を反映させるべく, ポインティングデバイス(ここではマウスによる)を用いて, 外形輪郭と骨髓腔に相当する内形輪郭に分け連続的に領域指示する。ここで, 注意すべきは断面ごとの輪郭点の開始位置である。使用する3次元CADの制約から隣接する断面間の輪郭点開始位置は, 一致しないまでも隣接する必要がある。大腿骨のモデル化に不慣れなユーザ(医者)が, 容易な操作で3次元モデルを作成するためにはユーザ側に制約を意識させない必要がある。そこで, プログラムに隣接断面の輪郭点の開始点位置を自動的に近接させる機能を組み込んだ。断面特性を計算するプログラムでは, 輪郭を

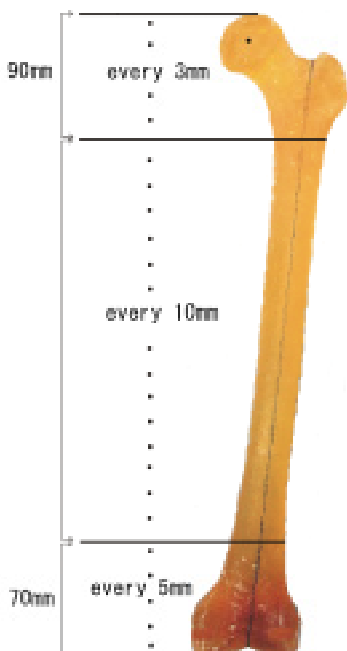


Fig. 1 Figure representing the interval that photographed the femur with X-ray CT

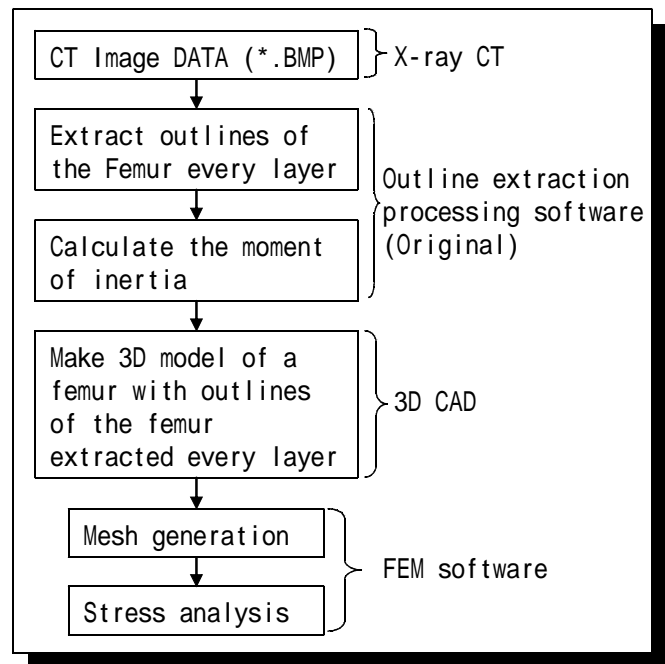


Fig. 2 Flow chart to practice the FEM analysis using images of the femur

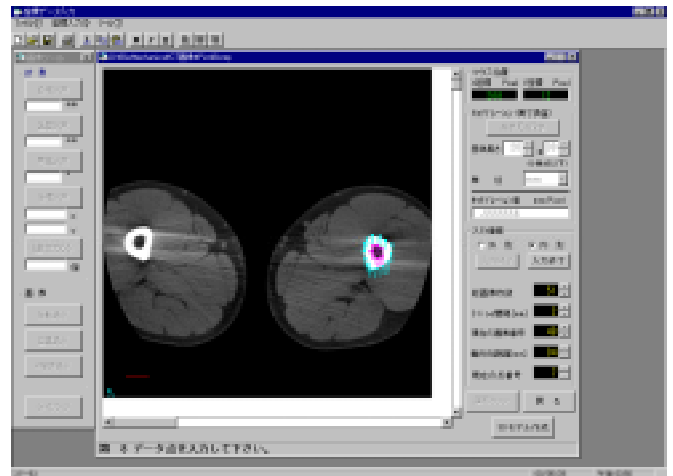


Fig. 3 Software to extract the outline of the femur that had developed in the present investigation

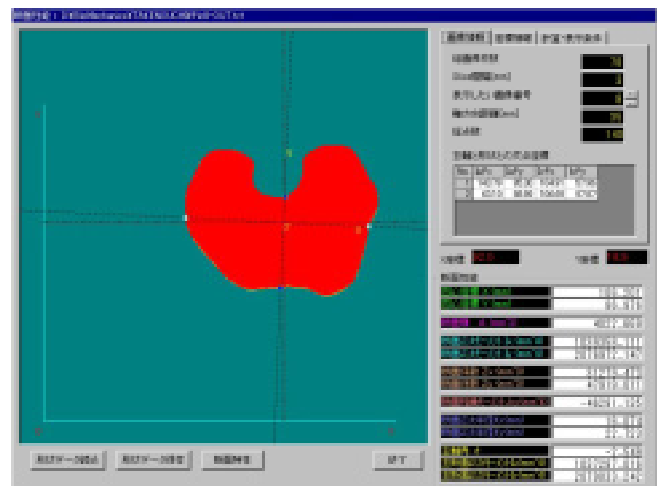


Fig. 4 Software to calculate the moment of inertia that had developed in the present investigation

抽出したデータを用いて断面ごとの断面二次モーメントと主軸を計算する。Fig. 4は、大腿骨下部付近の断面特性である。

次に、3次元CAD (SolidWorks, SolidWorks Corp.) の座標点カーブの読み込み機能を用いて各断面ごとに抽出した輪郭データを読み込む。全体のモデル化は一度に行うのではなく、大腿骨を複数のエレメントに分け、これらをCADのアセンブリ機能により結合させて全体をモデル化した。1つのエレメントは、複数の連続した輪郭データを結合して作成する。なお、隣り合うエレメントは同一輪郭を共有させた。ここで、エレメントに骨髓腔が存在する場合は、内形(中空)エレメントを定義し、外形エレメントから内形エレメントをカット演算することによりエレメントを作成した。以上から得られた大腿骨の3次元モデルをFig. 5に示す。正面図および左側面図はソリッド表示で背面図および右側面図はワイヤフレーム表示である。モデルは25個のエレメントで構成される。複雑形状である骨頭部付近を含めて明瞭にモデル化されていることがわかる。以上から市販の3次元CADが持つ基本機能のみにより容易にモデル化する手法を確立できた。また、3次元モデルの各エレメント断面に対して主軸を求め、モデル上に表現した結果をFig. 6に示す。図から明らかなように正面図において上端で左右方向を向いている主軸が、大腿骨中央部付近では(紙面の)前後方向を向き、下方では再び左右方向となっている。以上のことは側面図からもわかる。等角投影図では主軸が大腿骨の上方から下方に向かって円を描くように捩れた分布となっていることがわかる。

最後に、得られた大腿骨の3次元モデルに対してCADにリンクした弾性変形有限要素解析ソフト (DesignSpace, ANSYS INC.) を使用し、要素分割および条件設定後に応力解析を実施する。

2.2 Stemの挿入シミュレーション

作成した大腿骨の3次元モデルに対し、人工股関節置換手術を想定した術前置換シミュレーションを実施した。使用した人工股関節 (Stem) の寸法形状をFig. 7に示す。骨頭部球径が小さく全長が長いタイプ [Stem-A] と逆に球径が大きく全長が短いタイプ [Stem-B] の2種類である。いずれも手術で使用されているものである。3次元CAD上で大腿骨の骨頭付近を仮想的に骨切りし、Stem-Aを埋込む様子を正面図と右側面図に分けてFig. 8に示す。大腿骨は固定し、Stem軸が骨髓腔の中心に位置するようにStemをマウスで移動させた。設置後の大腿骨とStemの位置関係から前捻角は14°となった。すなわち、市販の3次元CADの基本機能であるアセンブリモードの部品移動機能を用いることで、容易に術前のStem挿入シミュレーションを実施できた。

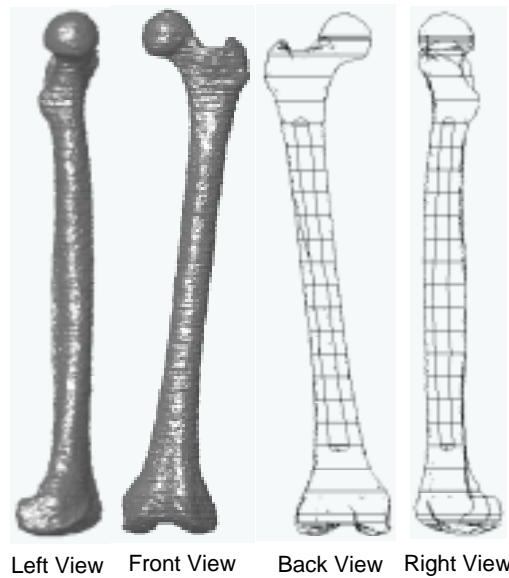


Fig. 5 Figures representing 3D models of the femur

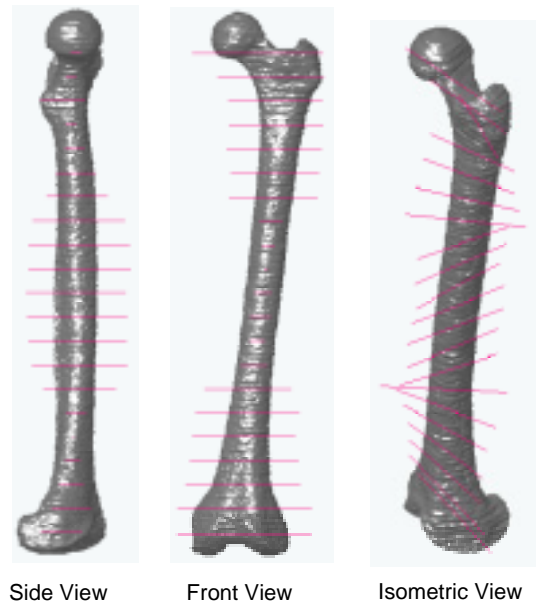


Fig. 6 Figures representing principal axes distribution for each section of the 3D model

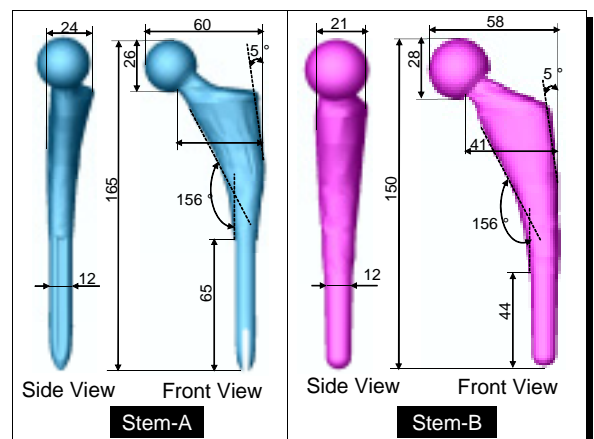


Fig. 7 Dimensions of the artificial hip joint used for the preoperative simulation

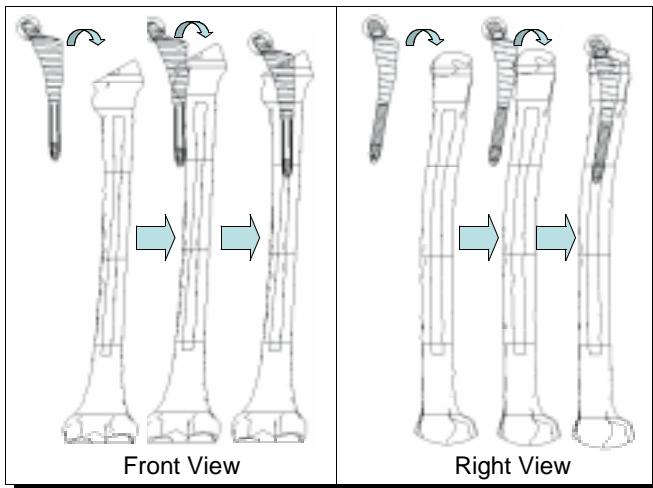


Fig. 8 Sequential figures representing preoperative simulation of the Stem mounting used for 3D CAD

3. 大腿骨の有限要素解析

正常大腿骨と人工股関節を挿入した置換大腿骨の3次元の弾性応力状態を有限要素法により比較解析した。また解析結果を用いて人工股関節選定について考察した。

3.1 有限要素モデルと解析条件

3次元弾性変形有限要素解析に使用した3次元モデルと荷重条件および拘束条件をFig. 9に示す。3次元モデルは前章で得られたモデルを使用する。解析対象は、正常大腿骨の場合は大腿骨、ベース、カップ、ソケットから構成される。また、人工股関節を置換した大腿骨の場合は、上述に加えてStemから構成される。

荷重条件は、体重750Nの人間が静止立位（両脚）している状態を仮定して、500Nをソケット上端面に鉛直下向きに負荷した。拘束条件は、ベース底面の3軸方向を完全固着とした。なお、Stemと大腿骨は術後の望ましい固定状態を想定し、面間で滑りも分離も許容しない完全固着として解析した。他の接触要素は接触面に沿ってのわずかな滑りを許容した。また、ソケットは円筒の半径方向を拘束し、負荷が鉛直下向きのみ作用するようにした。

有限要素解析ソフトウェアの自動要素分割機能を用いて要素分割した3次元モデルをFig.10に示す。要素は六面体と四面体要素が混在しており、要素数は正常大腿骨で約4万6千要素、Stem-Aの置換大腿骨で約5万7千要素、Stem-Bの置換大腿骨で約5万4千要素である。解析に使用した構成材料のヤング率とポアソン比をTable 1に示す。大腿骨とベースおよびソケットは皮質骨で均質等方性とした。また、カップは正常大腿骨においては関節軟骨とし、置換大腿骨においては合成樹脂とした。また、Stem-Aはチタン合金とし、Stem-Bはステンレスとした。以上の条件設定のもとで3種類の大腿骨に対して弾性有限要素解析を実施した。解析の出力項目は、相当応力と最大主応力である。

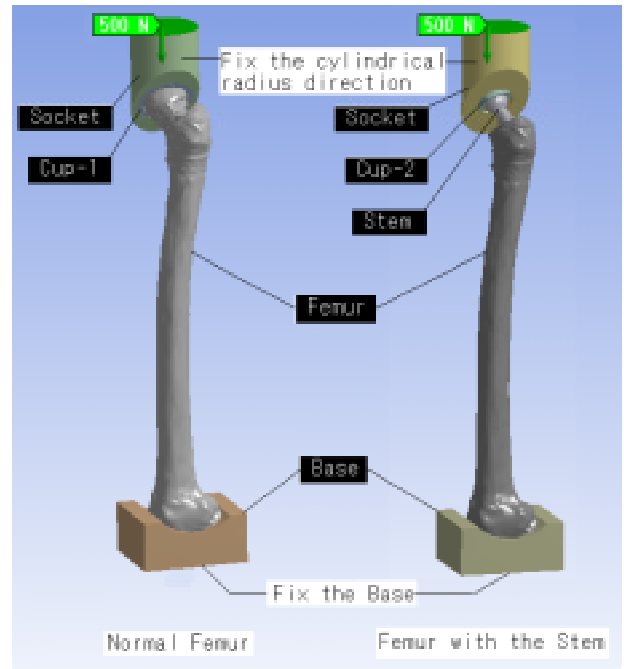


Fig. 9 Figures representing 3D models used for FEM, load conditions and restraint conditions

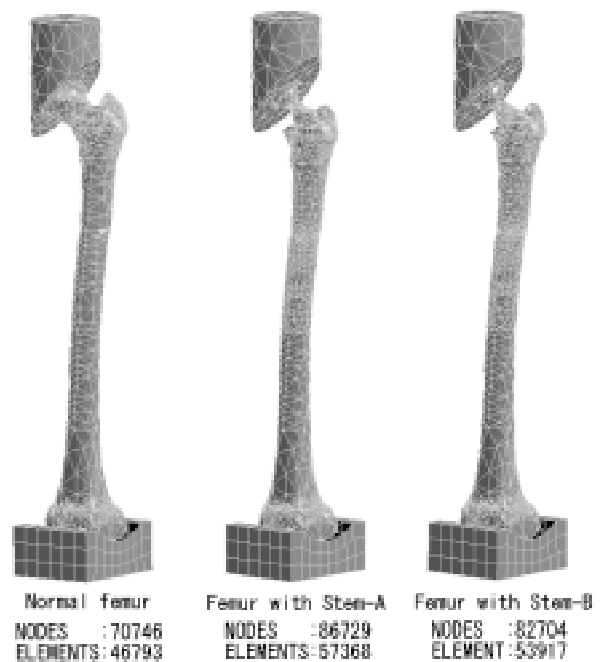


Fig.10 Models that were divided into elements by an automatic element division function of FEM software

Table 1 Material properties of the model¹⁾

Model	Young's modulus	Poisson's ratio
Femur	12GPa	0.30
Cup-1	1MPa	0.49
Cup-2	500MPa	0.20
Base	12GPa	0.30
Socket	12GPa	0.30
Stem-A	115GPa	0.28
Stem-B	205GPa	0.30

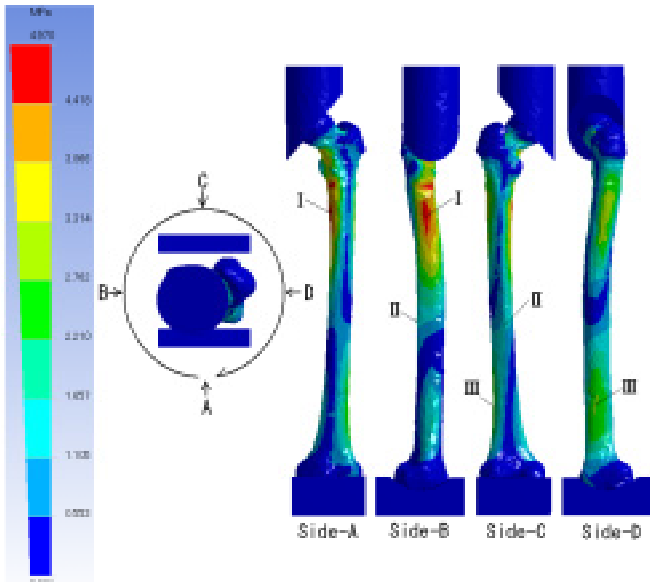


Fig.11 Figures representing effective stress distribution on the normal femur

3.2 解析結果

正常大腿骨の外表面に発生する相当応力分布をFig.11に示す。図は左から正面図(A方向), 左側面図(B方向), 背面図(C方向), 右側面図(D方向)を示している。図から明らかのようにSide-Bの骨頭下部において相当応力の最大値4.97MPaが出現している。ソケットに作用した外力により大腿骨中心部ではなく, 当該部が基点となり曲げモーメントが発生しているものと推測される。また, 1~ の引出し線の引出し部は, それぞれ隣り合う方向図のそれと一致している。図から比較的相当応力値が高い[2.2MPa以上]領域がSide-Aの を基点に円を描くように, あるいは抜れるように分布しており, Fig. 6で明らかにした主軸の向きと似た分布となっている。すなわち, 骨頭部で受けた外力に対して大腿骨全体を捻ることで衝撃を吸収する構造となっているのではないかと推測される。

正常大腿骨と置換大腿骨に発生した相当応力分布の比較をFig.12とFig.13に示す。Fig.12は外表面の応力分布であり, 左から正常大腿骨, Stem-Aによる置換大腿骨, Stem-Bによる置換大腿骨である。なお, 応力スケールは正常大腿骨を基準としてある。Fig.13は断面表示であり, 左側面の切断位置を図中に示した。また, 図の並びはFig.12と同様である。Fig.12から置換大腿骨のいずれにおいても上述の衝撃吸収構造を持っており, Stem挿入による応力バランスの崩壊は生じていない。しかし, 正常大腿骨の骨頭下部に現れた相当応力値4.97MPaが, 置換することにより同位置でStem-Aでは2.97MPaへ, Stem-Bでは2.25MPaへ低下する。これは, Stem挿入による大腿骨のStress Shielding(応力低下)現象であると考えられる。これは既存研究⁸⁾でも見られる現象である。このことで本研究におけるモデリング手法

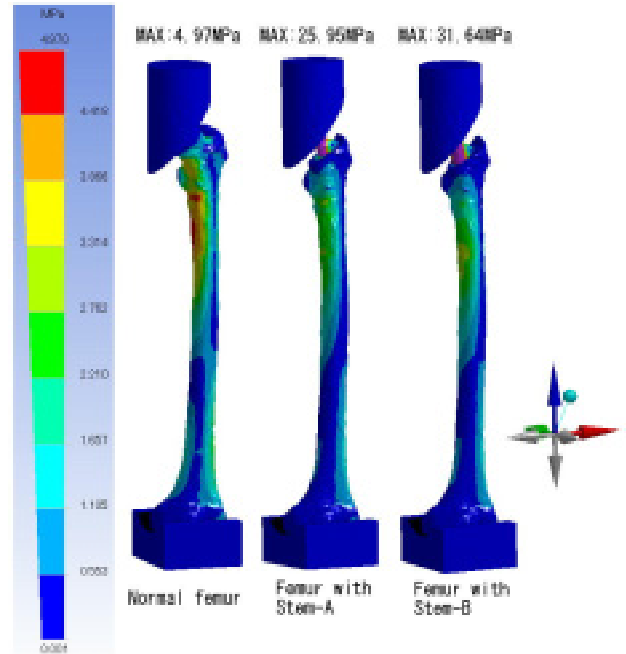


Fig.12 Figures representing effective stress distribution out side of the normal femur and the femur with a inserted stem

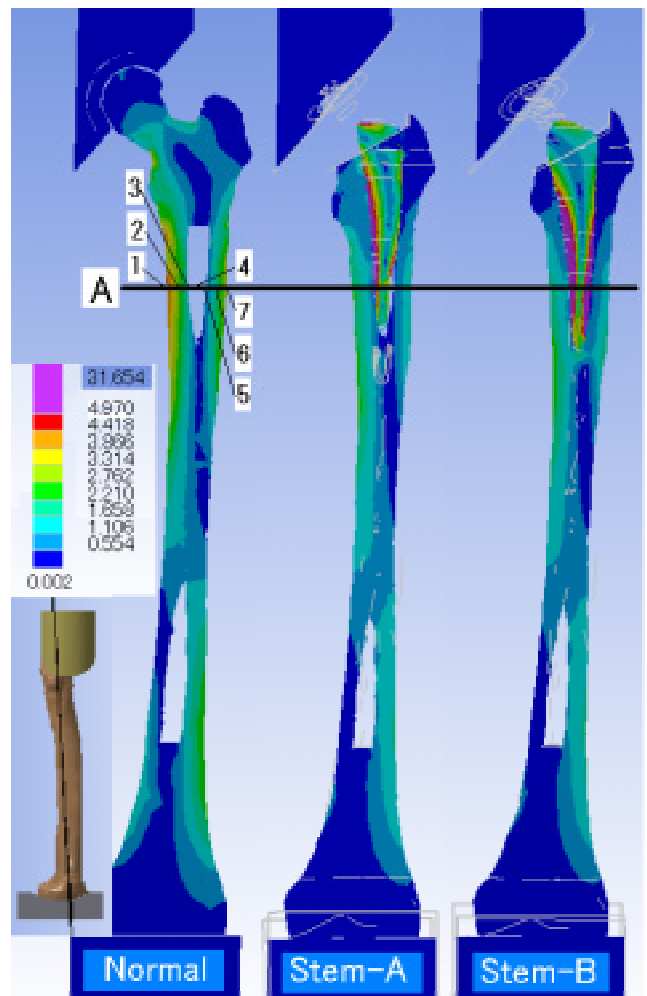


Fig.13 Figures representing effective stress distribution in a cross section of the normal femur and the femur with a inserted stem

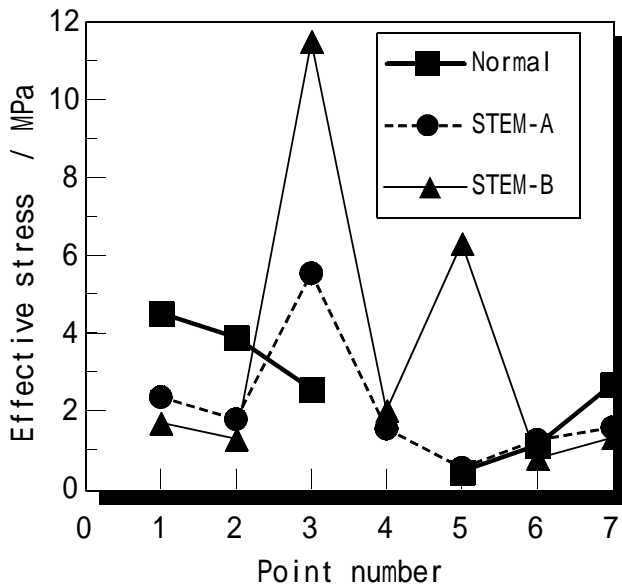


Fig.14 Effect of the Stem shape on effective stress calculated in a cross section of the femur

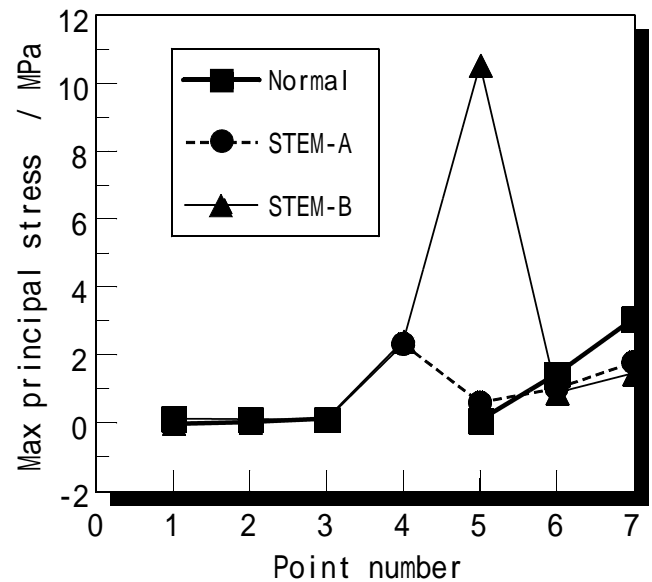


Fig.15 Effect of the Stem shape on max principal stress calculated in a cross section of the femur

の信頼性の高さがうかがえる。Fig.13から明らかなようにStemで置換した大腿骨の場合は、Stemと接している大腿骨内腔側の下端部領域に高い相当応力が生じている。その値は、Stem-Aの場合では最大値で25.95MPa、Stem-Bの場合では最大値で31.64MPaであった。このことから大腿骨のStem挿入部の応力状態に及ぼすStem形状の影響が大きいたことがわかった。すなわち、Stemと大腿骨境界面の相当応力状態が、人工股関節を選定するための力学的評価基準になると考える。最良のStemは、境界面の相当応力分布が正常大腿骨のそれと同様またはより近似する必要がある。

大腿骨の横断面における相当応力分布および最大主応力分布に及ぼすStem形状の影響をそれぞれFig.14、Fig.15に示す。断面位置は、Fig.13に示すA線上（正常大腿骨において相当応力が最大値を示した部位）であり、点番号の位置は図示のとおりである。いずれの図からも大腿骨の応力分布に及ぼすStem挿入の影響が著しい。相当応力分布においてはStemで置換した大腿骨において境界面付近でいずれのStemでも高い相当応力が発生している。特に、Stem-Bはピーク値が他と比較して著しく上昇している。すなわちStemと大腿骨の境界面に大きな応力勾配を生じ、点番号1と2ではStress Shieldingが現れる。こうしたStemと大腿骨の境界面における応力勾配とStress Shielding現象が、大腿骨置換手術後のStemの固定性能を低下させ、Looseningが生じると推測される。最大主応力分布においてもStem-Bで著しい応力勾配が見られる。

以上の結果から、本研究で作成した3次元モデルの正常大腿骨へ人工股関節置換手術を実施すると仮定した場合、2種類のStemのうち力学的に良好であるのはStem-Aであると結論付けられる。

4. 結 言

市販の3次元CADの基本機能のみで非常に複雑な形状を持つ大腿骨を容易にモデリングする手法を示した。作成した大腿骨3次元モデルの断面特性を計算し、主軸が大腿骨の図心線に沿って上方から下方に向かって円を描くように徐々に抜けた分布となっていることがわかった。すなわち、大腿骨は、骨頭部で受ける外力に対して、大腿骨自身を捻ることで衝撃を吸収する構造となっていると推測される。この知見は、機械構造物を設計する上での有益な情報となり得る。さらに弾性変形有限要素法を用いて、正常大腿骨と人工股関節置換大腿骨との比較解析を行った。その結果、シミュレーションでなければ得られない知見が得られ、人工股関節選定の有効な手法であることを確認した。

参 考 文 献

- 1)井口普敬, 田中信彦, 種田陽一, 川西利幸, 松井信夫: 日本臨床バイオメカニクス学会誌, **22**, 211(2001)
- 2)福田寛二, 丹彰浩, 松村文典: 関節外科, **18**, 14(1999)
- 3)吉田行雄, 川西利幸, 田中信彦, 種田陽一, 松井宣夫, 井口普敬: 関節外科, **18**, 23(1999)
- 4)元田英一, 高橋裕美子: 関節外科, **18**, 37(1999)
- 5)比嘉昌, 西村生哉: 精密工学会誌, **68**, 948(2002)
- 6)西井孝, 菅野信彦, 坂井孝司: 関節外科, **18**, 110(1999)
- 7)但野茂: "バイオメカニクス数値シミュレーション", コロナ社(1999)p.118
- 8)但野茂: 機論(A), **64**, 1744(1998)
- 9)R.J.Yang et.al.: J.Biomechanics, **17**, 849(1984)
- 10)津村弘, 家坂一穂, 園田広典, 園田恵子, 鳥巢岳彦: 関節外科, **18**, 30(1999)