

3. コンピュータ・シミュレーション

3-1. 金属製人工股関節システムの力学的強度評価のためのコンピュータ・シミュレーション（有限要素解析）の意義

京都大学 再生医科学研究所 ナノ再生医工学研究センター
シミュレーション医工学領域 堤 定美

現在、人工股関節を始めとする外科用インプラントの力学的安定性は主に実験的手法によって評価されており、ISO や ASTM でも素材やインプラントを対象とした実験による評価を基本として規格化がなされている。インプラントの強度を測定するには、内部応力や歪みによる定量的な評価が科学的には必須であるが、現在の規格では体重を基本とした絶対的な外力負荷量を決めて、その荷重下での変形や破断の有無を観察するに留まっており、欧米人種 Caucasian を対象にした ISO や ASTM の基準で設計・製作すると、日本人の小柄な体格には適合しないインプラントとなってしまう場合も生じている。

日本のみならず、中国や韓国など Mongolian の人々に適する人工関節を設計・製作するためには、科学的な相対比較と吟味ができる応力や歪で強度を評価しする必要がある。しかし、実験的手段では歪みゲージ等のセンサーを使用したとしても、センサーを付けた表面局所の測定だけであり、インプラント全体の歪分布は分からず、ましてやインプラント内部の応力分布を求めることは困難である。

従って、有限要素解析（FEA: Finite Element Analysis）などによるコンピュータ・シミュレーションを使用すれば、解析対象との等価性が比較的得やすく、対象物全体の応力分布が正確に把握できるだけでなく、形状や材料特性などの各設計因子の影響を詳しく効率よく吟味することができる

人工股関節置換手術後の問題

ゆるみ, 脱臼, 動揺

ステムの破損

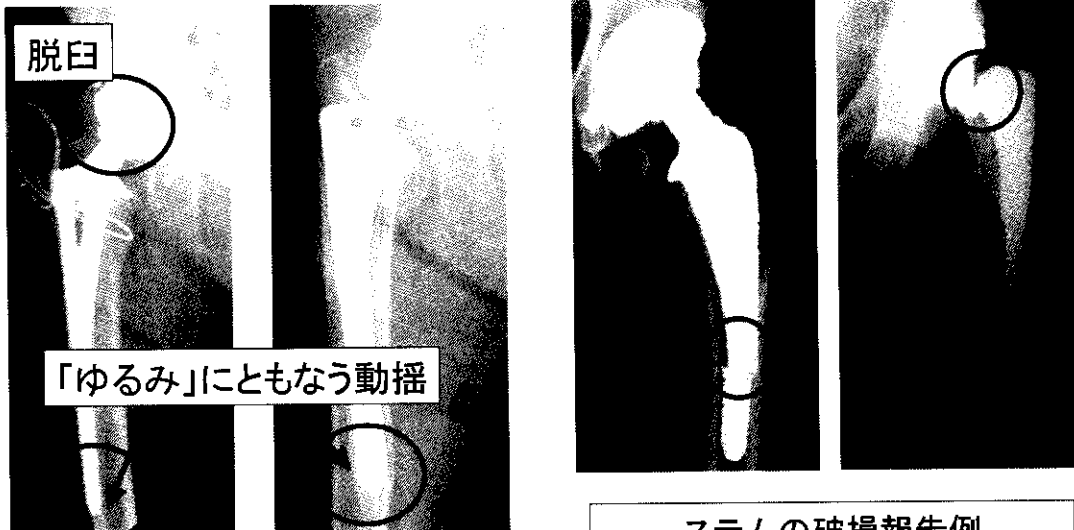
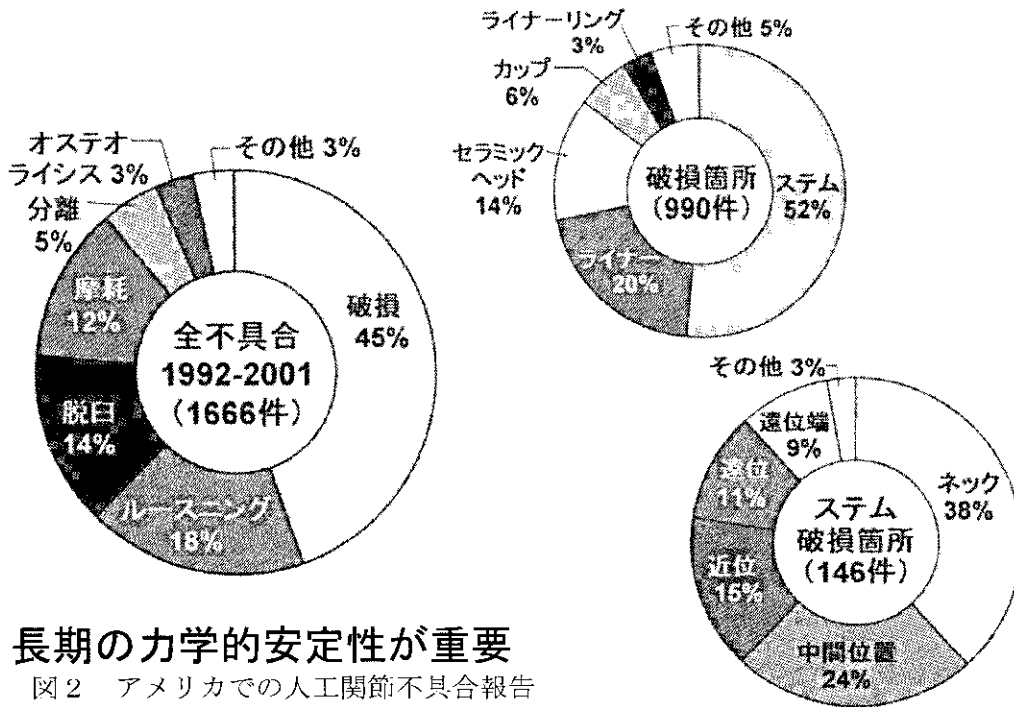


図1. 人工股関節手術後の問題例

ステムの破損報告例
日本;4件('06年・厚労省)

不具合の報告例：アメリカ(FDA)



長期の力学的安定性が重要

図2 アメリカでの人工関節不具合報告

米国材料試験協会(ASTM: American Society for Testing and Materials)ではFEAを規格の中に取り込もうとする動きが最近になって増えており、医療機器を扱う ASTM/Technical Committee F04 on Medical and Surgical Materials and Devicesでも整形外科用コンピュータ支援システム(CAOS: Computer Assisted Orthopaedic Surgical Systems)や関節形成術(Arthroplasty Subcommittee)に関する小委員会F04.22が2006年5月以来、F04.22.24としてFinite Element Analysis (FEA) Best Practiceの作業班を設けるなど、シミュレーションに関わる新規規格が検討され始めている。この小委員会の座長はFDAの役人が務めるなど、医療用具の許認可にシミュレーションの評価を積極的に取り入れようとする、新しい方向性が出てきている。

生体という複雑系に埋め込まれたインプラントの長期経過後に生じる破折やルーズニング、それに伴うインプラントの移動現象は、再手術を要する重要な不具合問題(図1, 2)であるが、現在のところ実験的手法だけでは評価し難い。これは、骨吸収などのいわゆるリモデリング現象が、生体の経時的な変化であるため、長期の生体実験によってしか再

長期耐久性の評価法

実験的手法による疲労寿命の評価

・評価の規格:ISO 7206

判断基準

:荷重2.3kNで500万回以上

実験的手法の問題点

- ・実験時間が長い(2日~58日)
- ・費用が高い
- ・デザイン変更ごとに実験が必要

図3 疲労試験の例

実験の様様



現できないからである。骨吸収の発生メカニズムに関しては様々な説があるが、骨の生体力学的適応原理を応用したリモデリング・シミュレーションによって、インプラント周辺骨における骨のリモデリング現象を再現できるだけでなく、インプラントの設計パラメータが及ぼす影響についても評価できる。

さらに術後長期経過した時に生じる問題として、インプラントが受ける動的な繰り返し荷重による疲労破壊がある。疲労強度も骨のリモデリングによってインプラントの固定条件が変化するので、大きな影響を受ける。これまで、疲労強度は実験による評価法のみが規格化されているが、実験に要する時間が長く、再現性の問題やデザイン変更に伴う再評価によってコストは更にかかる(図3)。コンピュータ・シミュレーションを用いた疲労強度の評価技術が確立されれば、こうした問題を解決できるだけでなく、様々な条件下におけるシミュレーションから、疲労強度に影響を及ぼす設計パラメータを吟味することで、長期耐久性に優れた最適デザインの提案が可能となる。つまり、既存設計の因子が及ぼす影響の評価と同時に、形状や荷重状態・材料特性などを未知として解析を行えば、生体とインプラントの力学的適合性を満足する最適形状を創造する力学的最適設計への応用が可能となる。将来的には、患者個人の特性や環境なども考慮し、さらなる国民のQOLの向上に貢献できるシミュレーション技術の確立が期待される。

われわれの研究室では、ISOの疲労強度試験(図4, 5, 6)とそれを模したシミュレーションの両者を実施して以下のように実験と解析との良い等価性を示す結果を得た。

ステム材料の疲労強度特性は材料の回転曲げ疲労試験から得られたデータ(図7)を解析に用いた。

ISO7206/4ではステム周囲の大腿骨が骨セメントの破壊もしくはリモデリング(ルーズニング、ゆるみによって固定条件がステム先端へ移行した状態を仮定している(図4上の条件)。

1998年版の規格ではステム上部から80mmの部位で固定するが、試料に用いた小型人工

疲労実験 臨床で使われているステムの疲労強度を評価

評価ステム: HS32-2M(日本メディカルマテリアル社製)
⇒破壊の報告例

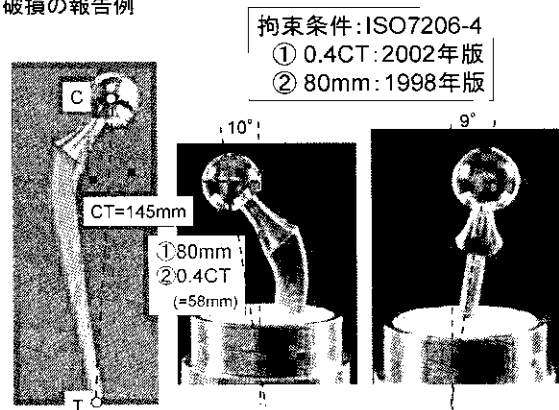


図4 ISO7206/4のステム固定条件

疲労実験の結果—0.4CT拘束

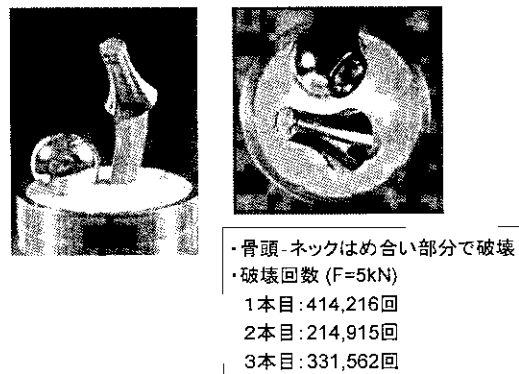


図5 ステム上部固定では頸部で破壊した

疲労実験の結果—80mm拘束

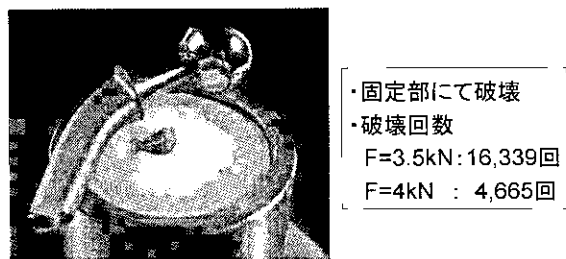


図6 ステム下部固定では固定部で破壊した

股関節モデルではステム下方の固定となっており、そのステム固定部で破壊が起こり、応力も同部に集中していた。

2002 版の規格ではステム骨頭中心 (C) とステム先端 (T) を結ぶ CT 距離の上から 0.4 の部位で固定することになっており、その固定条件では、ステムの骨頭頸部の骨頭ボールとの嵌め合い部で応力が最大に集中して、やはり同部で実際に疲労破壊が生じた。

シミュレーションに使用した材料特性

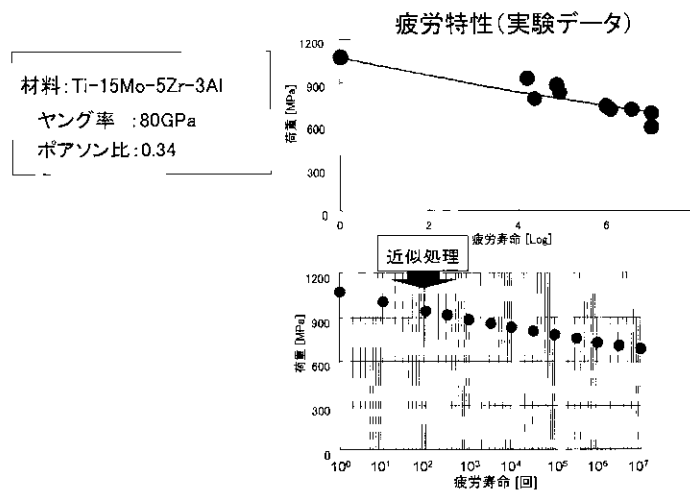


図7 解析に用いた材料の疲労特性データ

シミュレーションの結果: 80mm固定, 荷重5kN

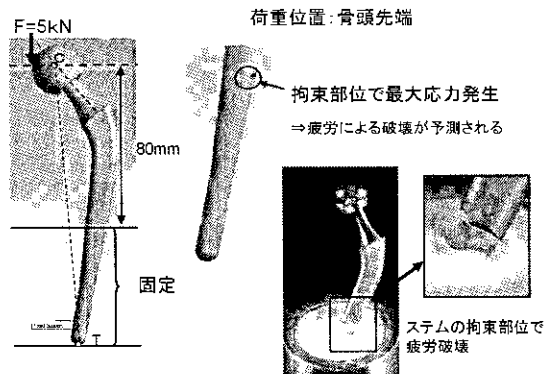


図8 ステム下部固定では固定部で応力が最大 SO7206/4 のステム固定条件

シミュレーションの結果: 0.4CT固定, 荷重5kN

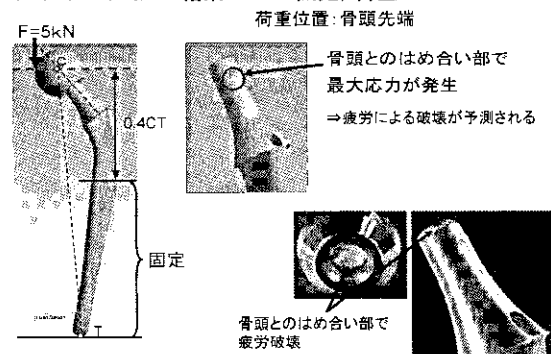


図9 ステム上部固定では頸部で応力が最大 SO7206/4 のステム固定条件

このように、シミュレーションがインプラントの疲労破壊の推定など強度評価に有効である示唆を基にして、今回シミュレーションに関する作業部会2 (Task Force 2) が設けられた。その構成委員メンバーや作業内容の詳細については、別添の報告書に纏めるが、作業概要を以下に示す;

1. コンピュータ・シミュレーションの作業実施ガイドラインの骨格について検討した。
 1. 1. 金属製人工関節ステムの疲労強度を推測するためのコンピュータ・シミュレーション (力学的シミュレーション、もしくは有限要素解析: 以後、解析と称す) の指針を示す。
 1. 2. 実験結果との対応を調べるために、従来 of 疲労試験規格である ISO7206/4 試験 (図5) をシミュレーションする。

1. 3. インプラントの加工プロセス（熱処理や微細組織構造、レーザ文字刻印、微細溝など）の影響因子はとりあえず省略する。
2. 有限要素解析ソフトの解析精度を保証するための bench mark test 法を見出した。
有限要素解析の普及に努める国際機関が発行している The Standard NAFEMS Benchmarks (The international association for the engineering analysis community) を採用する。
3. 解析モデルの解析精度を検証するための推奨モデル2種について検討した。
 3. 1. ASTM F04.22.24 の round robin model (以下、USA モデル)
ASTM のメンバーとして合同で評価する。
 3. 2. 本 TF 2 選定の round robin model (以下、Japan モデル)
USA モデルは ISO7206/4 を忠実にモデル化していないので、改良した。
4. モデルの分割要素の適正サイズや高次要素の採用などについて、種々検討を行い、推奨条件を絞り込んだ。適正要素を用いた場合には、複数の調査機関での多種ソフトによる解析結果の全てが殆ど等しく、実験値の標準偏差と比較しても優位な信頼性が明らかになった。

3-2. 人工股関節のコンピュータシミュレーション I

京都大学 再生医科学研究所 ナノ再生医工学研究センター
シミュレーション医工学領域 姜 有峯、堤 定美

(1) はじめに

有限要素解析では、有限要素モデルの精度によって解析結果が異なる。これは強度評価の信頼性に関わる大変重要な問題である。人工股関節の強度評価において、有限要素モデルの精度が及ぼす影響について検討した。

まず、ASTM で開始された FEA Round Robin で用いられている人工股関節ステムの有限要素モデル (USA Model) によって、要素精度の影響について検討した。

次に、日本版ラウンドロビンモデルとして作成された JAPAN Model を用いた検討を行った。

(2) USA Model の解析

ASTM F04.22 Arthroplasty Subcommittee における FEA ラウンドロビンテストの FEA ガイドラインに沿って解析を行った。USA Model を Fig.1 に示す。要素は 10 節点 4 面体要素として、要素の分割精度が解析結果に及ぼす影響について検討した。要素分割精度による節点数及び要素数を Table.1 に示す。Fig.2 に要素分割モデルの一例を示す。

結果の評価として、ガイドラインに従い、ステムネック周辺、スクリューホール周辺および下部端面より 10mm 上部 (80mm 部) の三か所における最大主応力および相当応力の最大値を比較した。Fig.3 に応力評価位置を示す。モデルの材料特性値は人工股関節用材料として一般的に用いられている Ti-6Al-4V を想定し、 $E=113\text{GPa}$ 、 $\nu=0.3$ とした。モデルの要素分割及び数値計算には、ANSYS Workbench 10.0 SPI (ANSYS Inc., USA) を使用した。

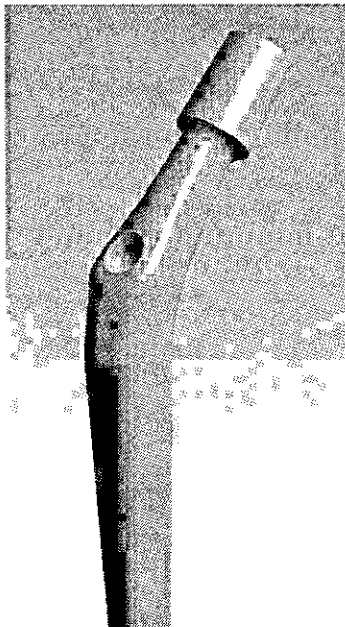


Fig.1 USA Model

Table.1 USA Model における有限要素モデルの
節点数と要素数

要素サイズ [mm]	節点数	要素数
2.6		
2.4	2328	1370
2.2	21173	13818
2.0	26744	17645
1.8	34305	22853
1.7	40271	26891
1.6	53289	36228
1.5	63269	43220

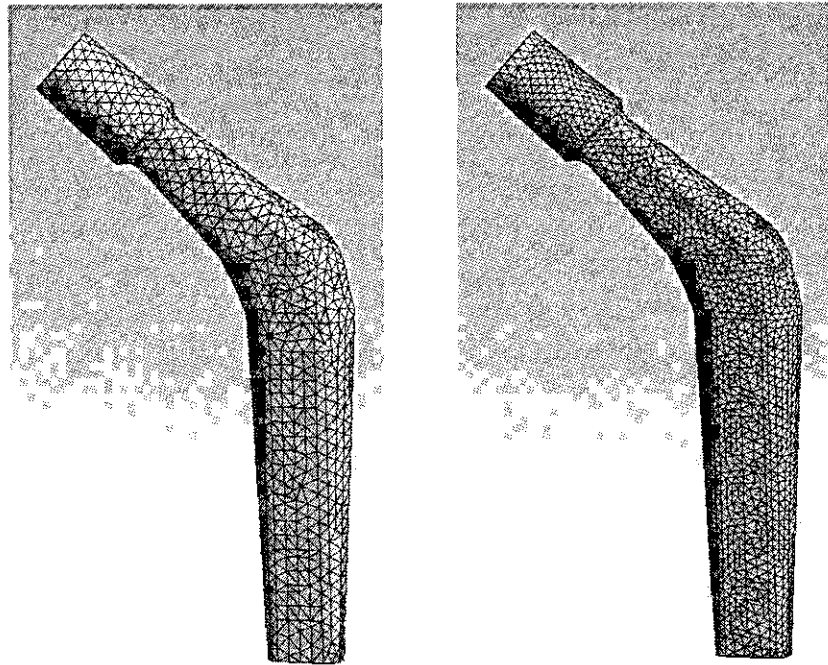


Fig.2 USA Model の有限要素モデルの一例
 (左) 2.2mm 要素サイズ (右) 1.5mm 要素サイズ

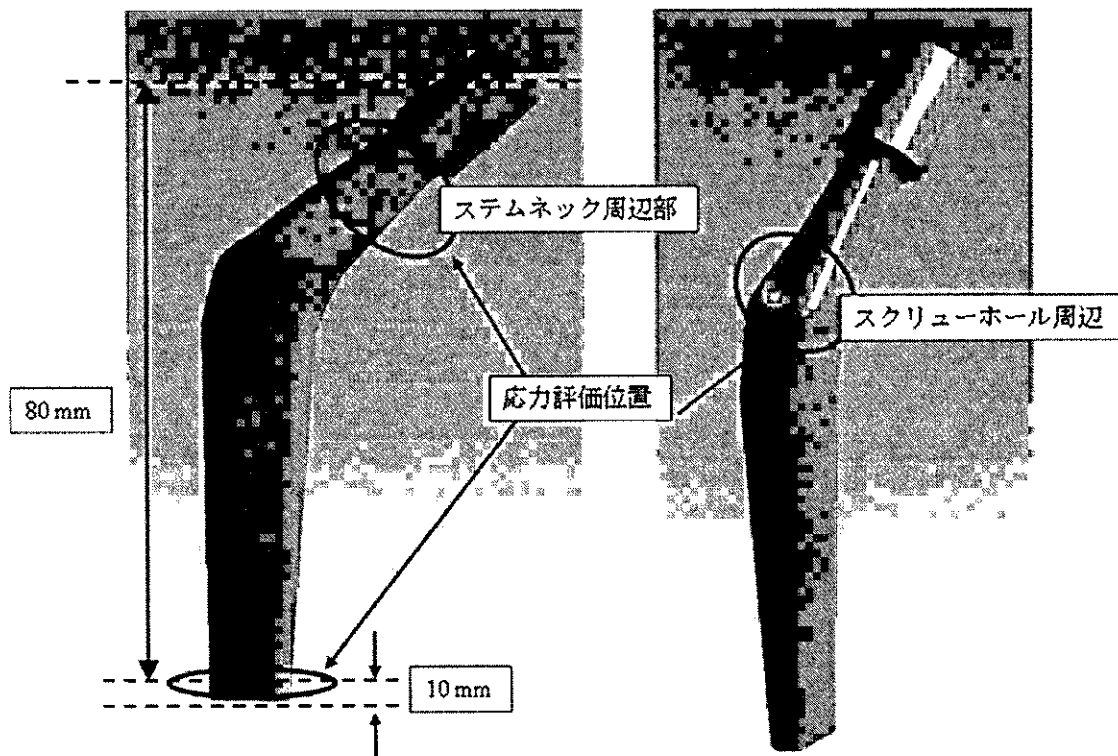


Fig.3 USA Model における応力評価位置

Fig.4 に要素精度に対する評価部位の最大主応力結果を、Table.2 に最大主応力値を示す。

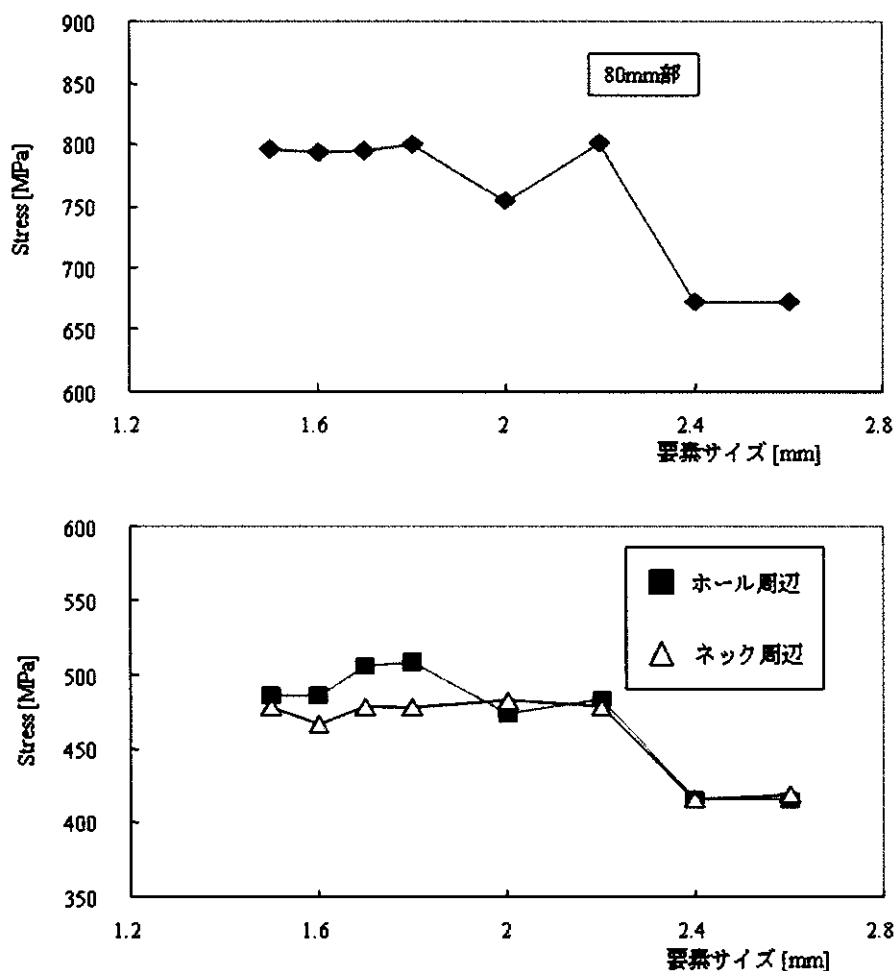


Fig.4 要素精度ごとの最大主応力解析結果
 (上) 80mm部 (下) スクリューホール周辺部及びステムネック周辺部

Table.2 要素サイズに対する各評価部位の最大主応力値

要素サイズ [mm]	80mm部 [MPa]	スクリューホール周辺 [MPa]	ステムネック周辺 [MPa]
1.5	796	486	478
1.6	794	486	466
1.7	795	506	479
1.8	800	509	478
2.0	755	474	483
2.2	801	484	479
2.4	672	416	416
2.6	672	415	419

次に, Fig.5 に要素精度に対する評価部位の相当応力結果を, Table.2 に相当応力値を示す.

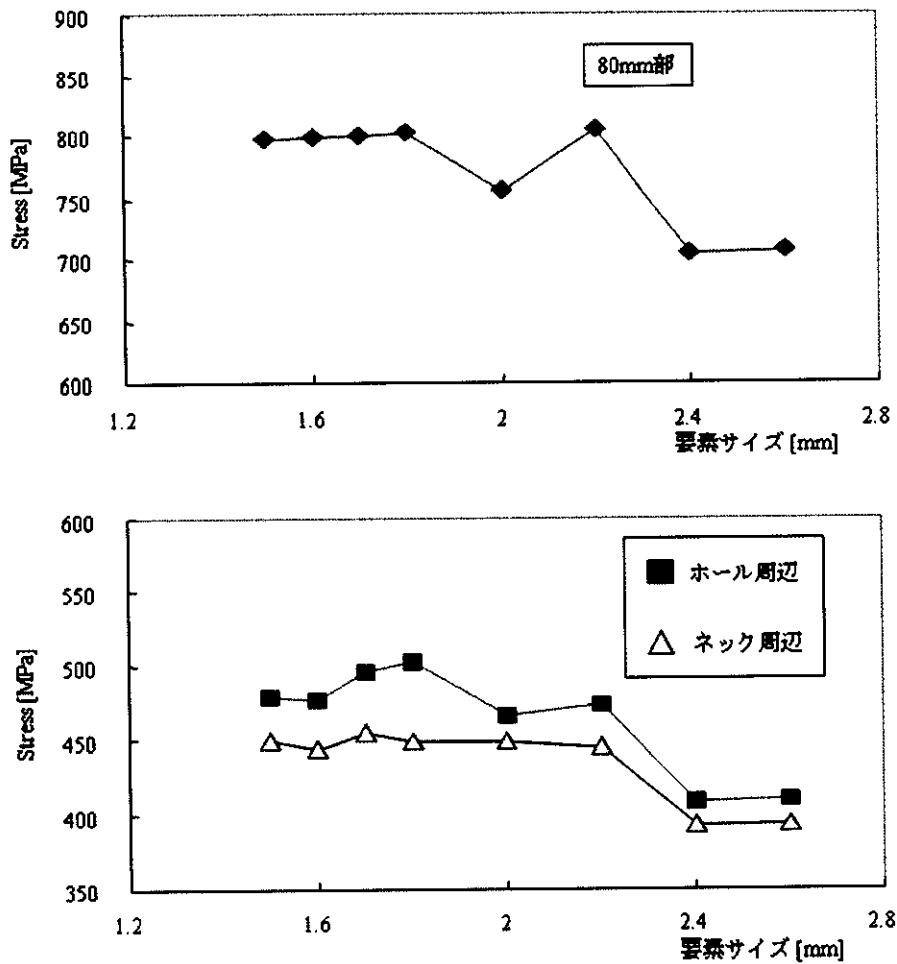


Fig.5 要素精度ごとの相当応力解析結果

(上) 80mm部 (下) スクリューホール周辺部及びステムネック周辺部

Table.3 要素サイズに対する各評価部位の相当応力値

要素サイズ [mm]	80mm部 [MPa]	スクリューホール周辺 [MPa]	ステムネック周辺 [MPa]
1.5	797	478	450
1.6	799	477	444
1.7	800	496	455
1.8	802	502	449
2	756	466	449
2.2	805	473	445
2.4	705	408	392
2.6	707	410	393

解析の結果, 最大主応力, 相当応力ともに要素サイズが2mmよりも細かくなると一定値に収束する傾向を示した. また, これらの結果は, ASTMにおけるRound Robinの解析結果 (Table.4) と比べるとネック周辺で若干低い値であるが, 比較的良く一致していた.

Table.4 ASTM Round Robin 解析結果

Company	80mm 部 [MPa]	スクリーホール 周辺 [MPa]	ステムネック周辺 [MPa]
S&N	826	506	527
Stryker	794	492	497
Zimmer	797	500	487
Depuy	835	556	555
Wright	792	502	475
Biomat	869	528	545
Average	819	514	514
S.D	31	24	33

(3) JAPAN Model の解析

JAPAN Model として、ステム単体モデル（以下 Stem Model）と骨頭付ステムモデル（以下 Ball-Stem Model）の二種類が用意された。Fig.6 に JAPAN Model を示す。JAPAN Model の解析条件として、Fig.7 に示すように ISO7206-4 に基づいた拘束条件及び過重条件を与えた。JAPAN Model の解析では、要素を一次要素（4 節点 4 面体）とした場合と二次要素（10 節点 4 面体）とした場合において、要素の分割精度が解析結果に及ぼす影響を調べた。結果の評価として、ネック周辺と固定位置から 10mm 上部における最大主応力および相当応力の最大値を比較した。Table.2 に要素分割精度ごとの節点数および要素数を示す。材料特性値は USA Model と同様、 $E=113\text{GPa}$ 、 $\nu=0.3$ とした。荷重は Stem Model の場合、ステム端面の中心節点への集中荷重、Ball-Stem Model の場合は、骨頭最頂点の節点への集中荷重

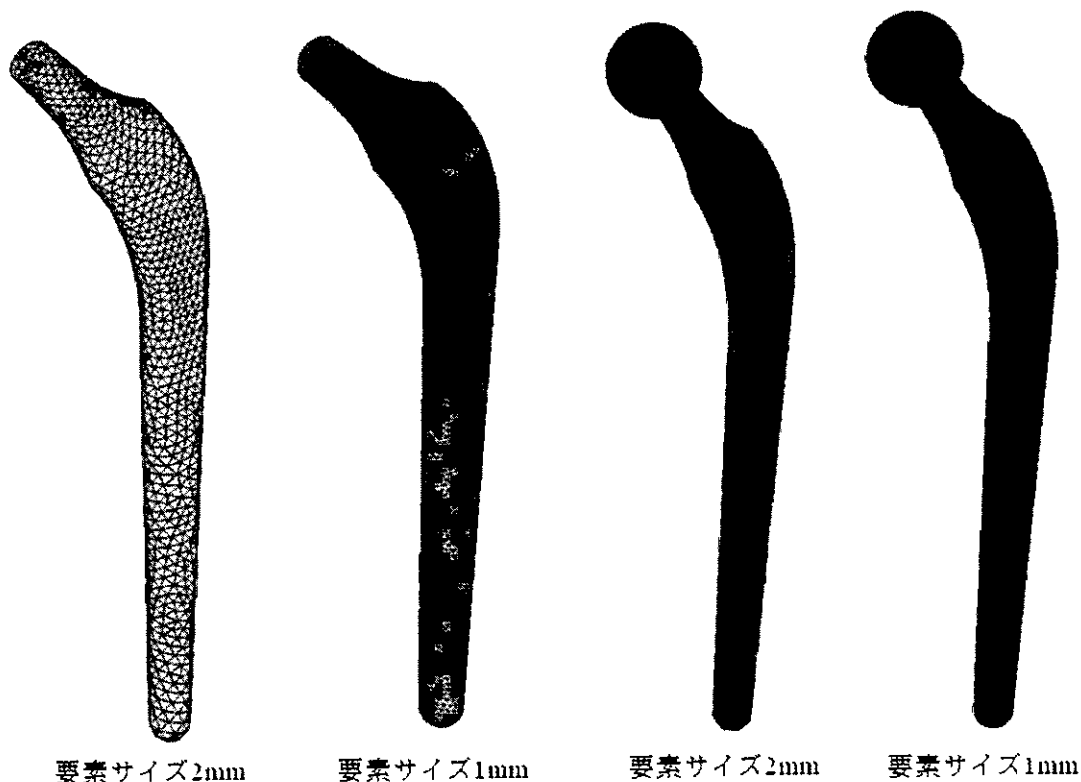


Fig.6 JAPAN Model

(左) ステム単体モデル (右) 骨頭付

として2.3kNを与えた。JAPAN Modelの要素分割にはHyper Mesh 8.0 (Altair Engineering, JAPAN), 数値計算にはANSYS 10.0 SP1 (ANSYS Inc., USA)を用いた。

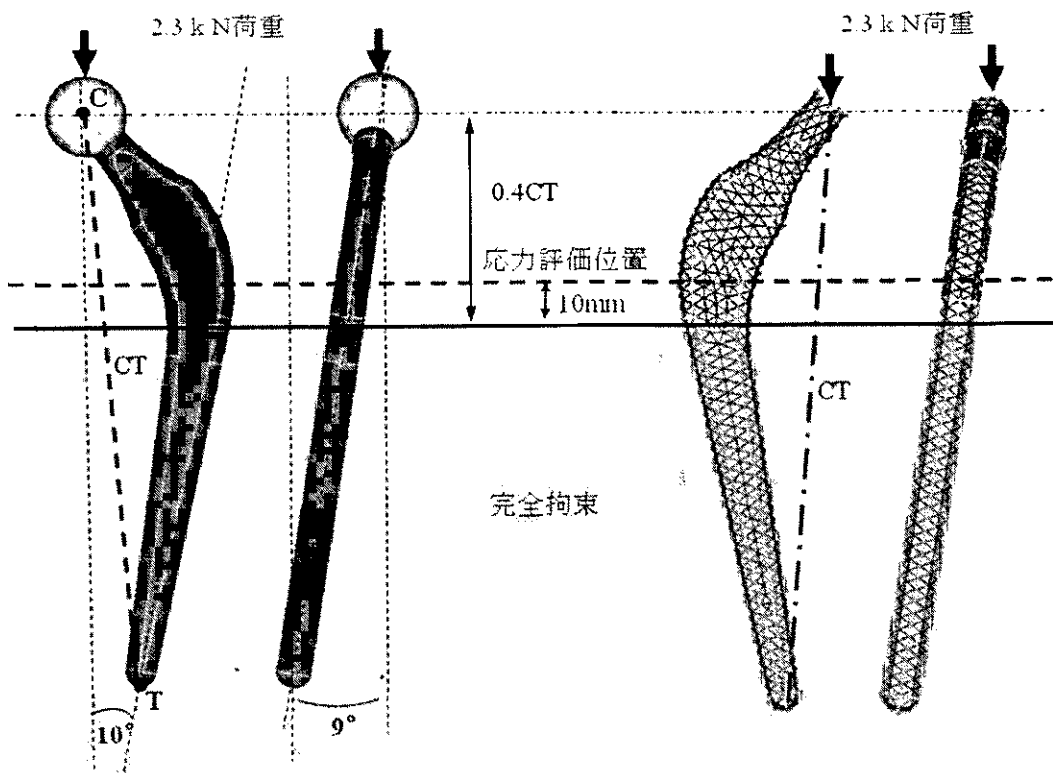


Fig.7 JAPAN Model 解析の拘束条件および荷重条件

Table.5 JAPAN Model における有限要素モデルの節点数と要素数

モデル	要素精度 [mm]	節点数		要素数
		一次要素	二次要素	
Stem	2.0	2,196	24,230	8,781
	1.5	5,444	51,066	24,230
	1.2	10,807	76,919	51,066
	1.0	15,795	113,779	76,571
Ball-Stem	2.0	3,167	21,447	13,465
	1.5	5,284	36,502	23,423
	1.2	8,298	58,446	38,423
	1.0	13,427	96,330	64,550

Fig.9 に Stem Model の応力解析結果を示す。

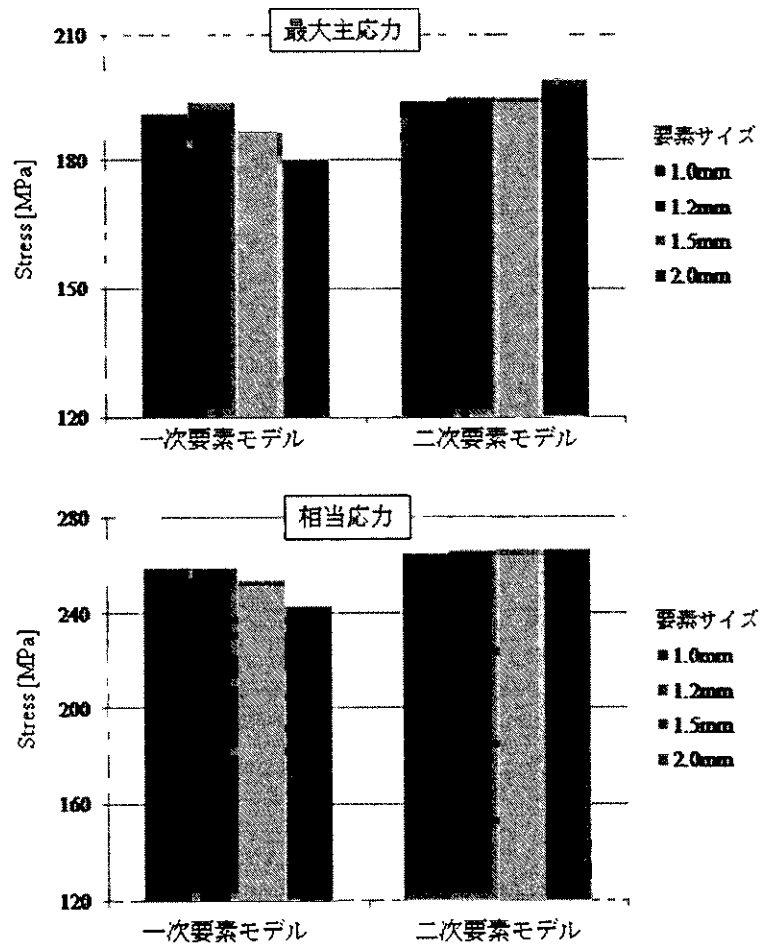


Fig.9 Stem Model の要素サイズに対する応力解析結果
 (上) 最大主応力 (下) 相当応力

Table.6 Stem Model の応力値

要素サイズ [mm]	最大主応力 [MPa]		相当応力 [MPa]	
	一次要素	二次要素	一次要素	二次要素
1.0	191	194	259	265
1.2	194	195	259	266
1.5	187	195	254	267
2.0	180	199	243	267

応力解析の結果、最大主応力、相当応力ともに一次要素を用いた場合、値にばらつきが見られたが、二次要素ではほぼ一定の値が得られた。

次に、Ball-Stem の応力解析結果を Fig.10 に示す。

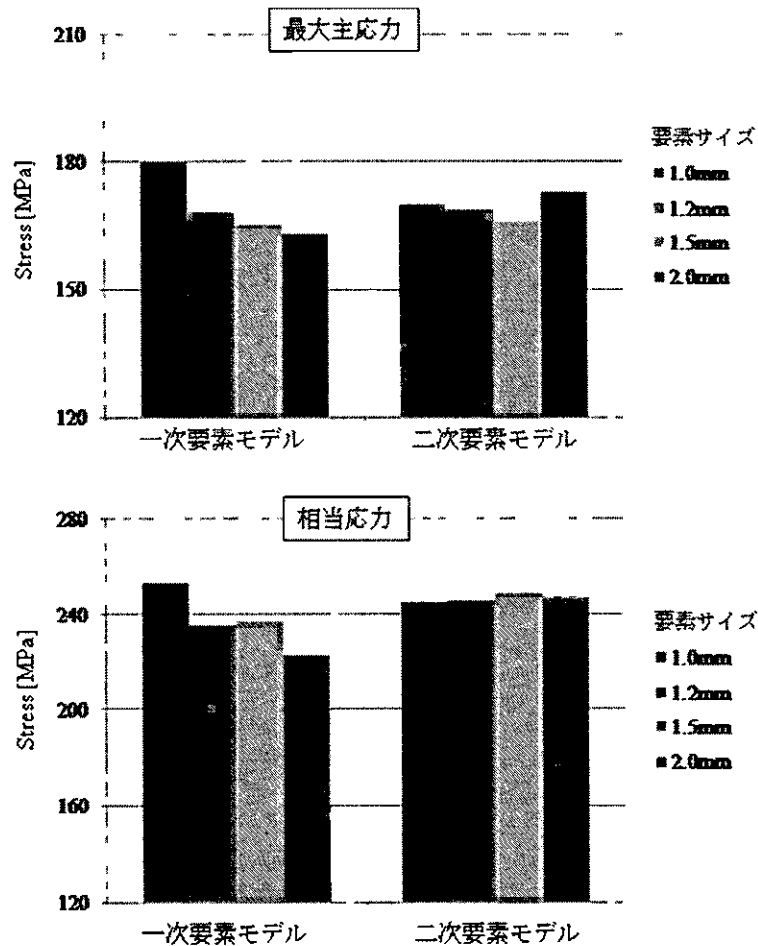


Fig.10 Ball-Stem Model の要素サイズに対する応力解析結果
(上) 最大主応力 (下) 相当応力

Table.7 Ball-Stem Model の応力値

要素サイズ [mm]	最大主応力 [MPa]		相当応力 [MPa]	
	一次要素	二次要素	一次要素	二次要素
1.0	180	170	253	245
1.2	168	169	235	246
1.5	165	166	237	249
2.0	163	173	223	247

応力解析の結果、Ball-Stem Model においても一次要素に比べて二次要素を用いた場合のばらつきが小さかった。

(4) 結論

有限要素解析を用いて人工股関節の力学的強度評価を行うために、ASTM Round Robin における USA Model, JAPAN Model を用いて要素の精度が解析結果に及ぼす影響について調べた結果、モデルを均等に要素分割した場合、要素サイズがある精度以上であれば（本解析では 2mm よりも細かいサイズ）、一定の応力解析値が得られた。この際、使用する要素は節点数の多い二次要素を用いることが必要である。

3-2 静解析に基づく疲労破損安全率の推定

日本工業大学工学部機械工学科 玉木 保

1. 最大主応力及び相当応力

静的破損条件に用いる応力の評価パラメータとして、最大主応力及び相当応力が用いられている。これらの値の誘導について述べる。

1.1 主応力

3次元での応力は 垂直応力 $(\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z)$ 、せん断応力 $(\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx})$ (ただし $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{zx} = \tau_{xz}$)で表される。あるいは

$$\begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix}$$

である。(図1)

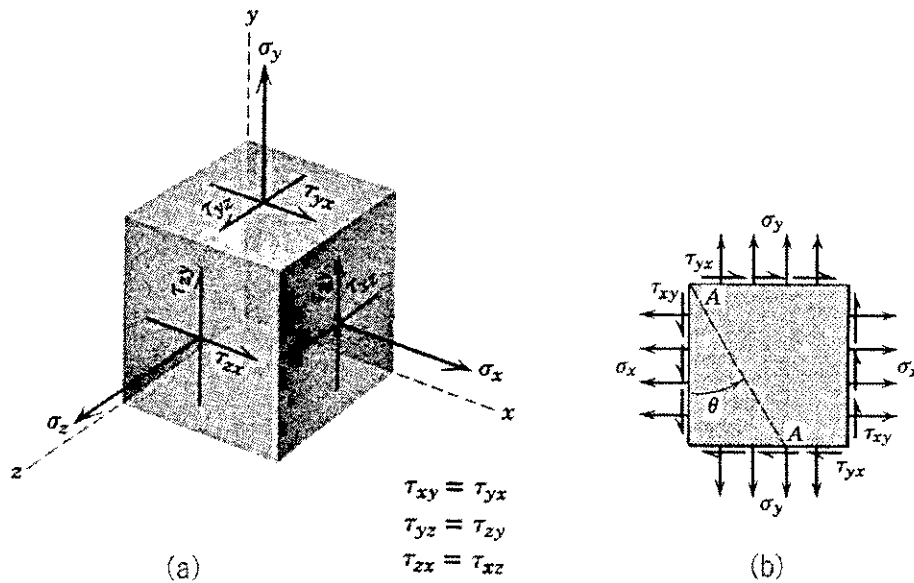


図1 3次元応力状態

任意の点で、せん断応力成分がゼロとなり、垂直応力成分のみが働く面が必ず3つ存在し、それらは互いに直交している。この面を主応力面、このときの垂直応力成分を主応力という。この3つの主応力を σ_1 、 σ_2 、 σ_3 とする。これらは次式のSの3次式の根である。

$$S^3 - (\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z)S^2 + (\sigma_x\sigma_y + \sigma_y\sigma_z + \sigma_z\sigma_x - \tau_{yz}^2 - \tau_{zx}^2 - \tau_{xy}^2)S - (\sigma_x\sigma_y\sigma_z + 2\tau_{yz}\tau_{zx}\tau_{xy} - \sigma_x\tau_{yz}^2 - \sigma_y\tau_{zx}^2 - \sigma_z\tau_{xy}^2) = 0$$

ここで $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ とし、最大主応力(σ_1)、中間主応力(σ_2)、最小主応力(σ_3)と呼んでいる。

これらの値を破損基準とすることは、垂直応力を破損基準とすることである。従って脆性材料あるいは脆性的性質問題とする時に用いる。

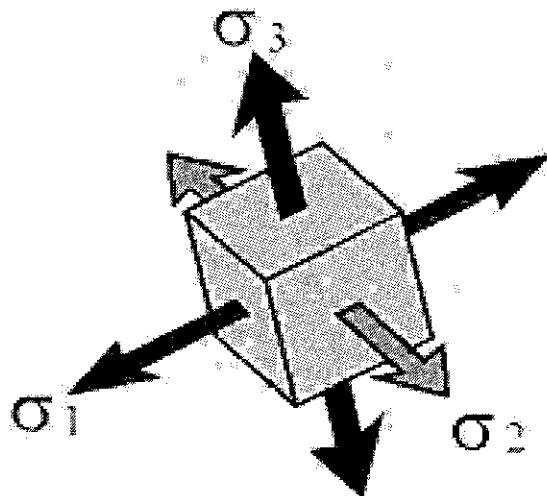


図2 任意の点に生じる主応力の3成分（互いに直交している）
（参照：AnsysWorkBench マニュアル）

1. 2 相当応力

相当応力はミーゼス(Von Mises)応力とも呼ばれる。任意の点でのせん断応力の最大値に相当する正のスカラ量で、せん断破損を検討する時に用いる。従って延性材料の破損予測に適している。相当応力 σ_e は主応力 (σ_1 , σ_2 , σ_3) から次式によって計算される。

$$\sigma_e = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

2. 疲労破損の条件

疲労解析を前提にした静解析とする。用いる条件は簡便なものとする。疲労負荷（図3）時の作用応力（または荷重）を平均応力 σ_a 、応力振幅 σ_r で表す。この場合の簡便な方法は、縦軸を応力振幅 σ_r 、横軸を平均応力 σ_a とするグラフを作成する。これは縦軸を振動成分（動的成分）、横軸を静的成分と表したことになる。こうすると、疲労限 (Endurance Limit) σ_E は縦軸上、降伏応力 (Yield Stress) σ_Y 及び極限強さ (Ultimate Strength) σ_U は横軸上に表される。

σ_E と σ_Y を結ぶ線を Soderberg の条件、 σ_E と σ_U を結ぶ線を Goodman の条件と呼んでいる。（図4）

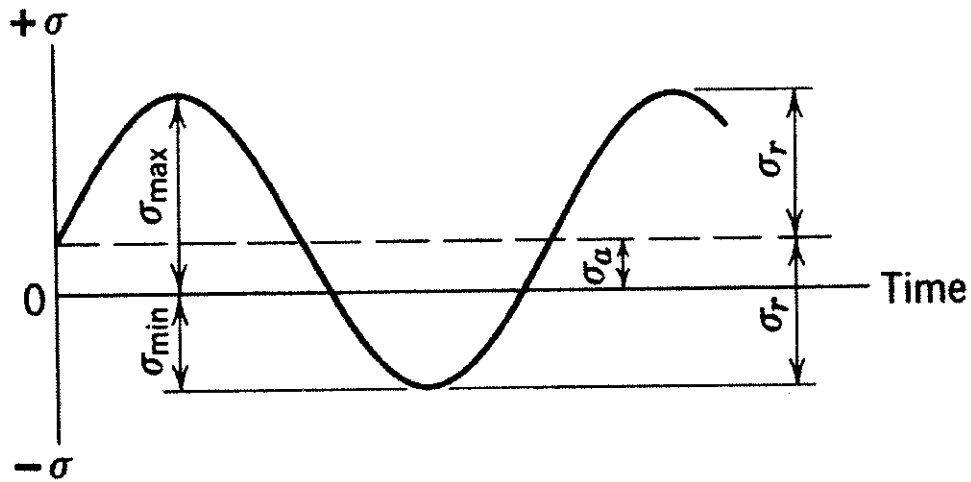


図3 疲労負荷

今この図の点A (σ_a , σ_r) の応力が作用するとすると、原点と点A を通る直線と疲労破損限界条件の直線との交点 (C_S あるいは C_G) がこの作用応力状態での限界応力であり、作用応力に対する限界応力の比率が安全率である。この図の場合作用応力 (A 点) は2つの破損条件の破損限界を超えており、安全率は1以下となる。

最大主応力基準の場合静的成分の限界値を引張り強さ σ_T 、最大相当応力基準の場合静的成分の限界値をせん断強さ σ_S として、それぞれ動的成分 σ_E に向けて直線を引く。これを作用応力の限界値とする。(図5) この時図に示す様に、作用応力 (A 点) と原点を結ぶ直線との交点をそれぞれ、 C_T (最大主応力基準) あるいは C_S (最大相当応力基準) とする。

ところで、生体埋め込み整形外科デバイスへの負荷は歩行に伴うものと考えられる。その場合無負荷状態 (最小応力 $\sigma_{min}=0$) の状態と最大負荷状態 (最大応力 σ_{max}) を繰り返す疲労負荷と考えられる。この場合次式が成立する。(図6)

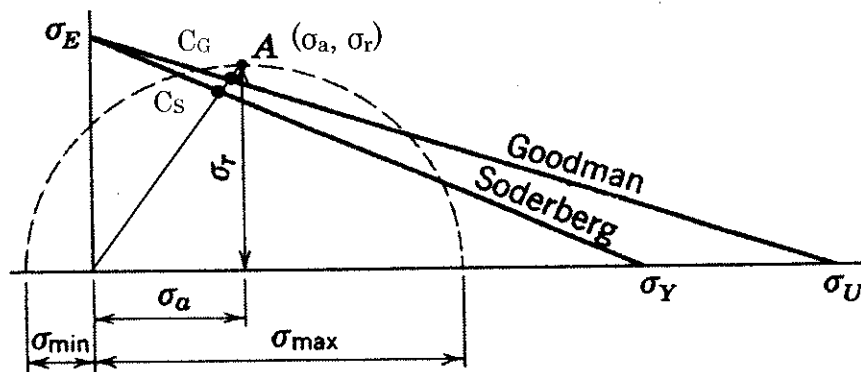


図4 疲労破損の判定条件

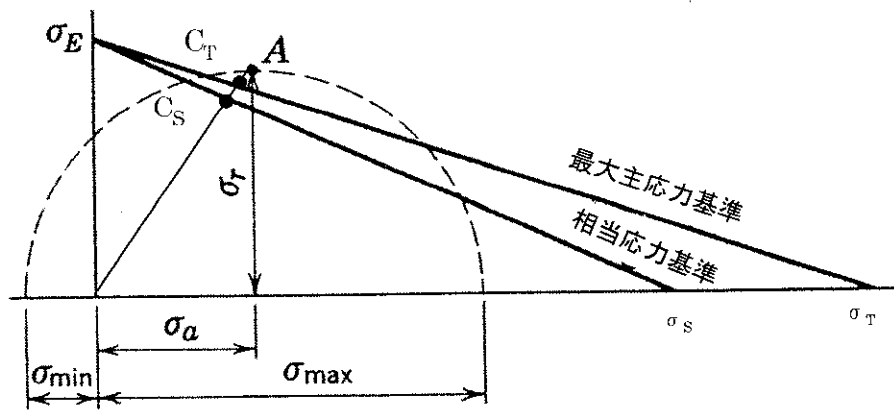


図5 最大主応力基準（引張強さ σ_T ）及び相当応力基準（せん断強さ σ_S ）の疲労破損の判定条件

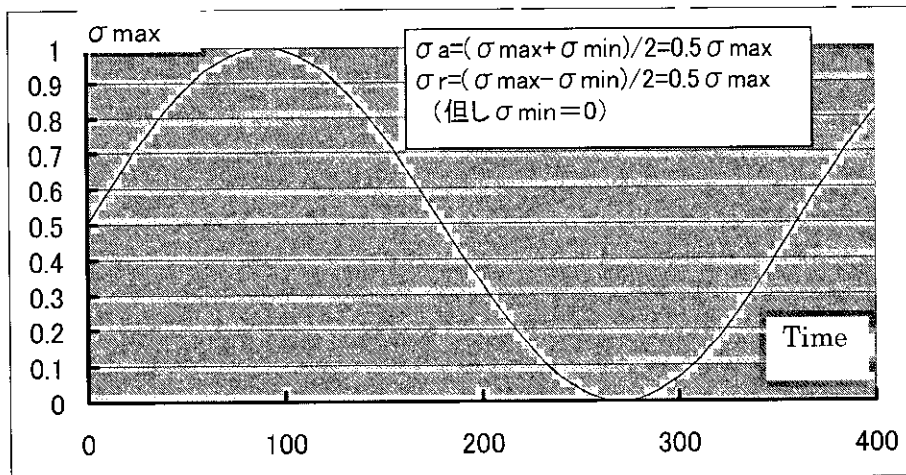


図6 歩行時の負荷応力

$$\begin{aligned}\sigma_a &= (\sigma_{\max} + \sigma_{\min}) / 2 = (\sigma_{\max} + 0) / 2 = \sigma_{\max} / 2 \\ \sigma_r &= (\sigma_{\max} - \sigma_{\min}) / 2 = (\sigma_{\max} - 0) / 2 = \sigma_{\max} / 2 \\ \therefore \sigma_a &= \sigma_r = \sigma_{\max} / 2\end{aligned}$$

最大主応力基準の破損条件式は

$$\frac{\sigma_r}{\sigma_E} + \frac{\sigma_a}{\sigma_T} = 1$$

と表される。一方作用応力 σ_a 及び σ_r は

$$\sigma_r = \sigma_a$$

であるので、最大主応力基準の限界応力（安全率1の場合の応力） σ_{aC} あるいは σ_{rC} は

$$\sigma_{aC} = \sigma_{rC} = \frac{\sigma_E \sigma_T}{\sigma_E + \sigma_T}$$

で表される。同様な方法で最大相当応力基準の限界応力 σ_{ac} あるいは σ_{rc} は

$$\sigma_{ac} = \sigma_{rc} = \frac{\sigma_E \sigma_S}{\sigma_E + \sigma_S}$$

となる。

3. 安全率

安全率 k は限界応力 (σ_{ac} あるいは σ_{rc}) に対する作用応力 (σ_a あるいは σ_r) であるので、

$$k = \frac{\sigma_{ac}}{\sigma_a} = \frac{\sigma_{rc}}{\sigma_r}$$

となる。

例として、この度、東藤 Report で示された作用静的応力の解析結果 (表 5/表 6, 要素数 52365 の結果)について計算すると次の表になる。

表 1 東藤 Report (表 5/表 6, 要素数 52365)の場合の安全率

材料	ヤング率 (GPa)	ポアソン比 (ν)	静的強度 (MPa)	疲労限 (MPa)	許容される平均 応力 σ_a 又は応 力振幅 σ_r (MPa)	主応力基準		相当応力基準		
						Neck	Potting Level	Neck	Potting Level	
						(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	
Ti-6Al-4V	113	0.34	971	560	355	作用静的応力 (解析結果) 東藤Report表5/ 表6, 要素数 52365の結果の 場合	176	197	208	272
						平均応力(静応 力) σ_a あるいは 応力振幅 σ_r	88	99	104	136
						安全率 k	4.0	3.6	3.4	2.8

3-4. 人工股関節のコンピュータシミュレーション II

九州大学 応用力学研究所 基礎力学部門 東藤 貢
上智大学理工学部 機械工学科 長嶋 利夫

(1) はじめに

有限要素解析 (FEA) による人工股関節ステムの 3 次元応力解析の再現性を示すために、代表的汎用 FEA コードのひとつである Msc.MARC を用いて、ASTM における FEA ラウンドロビンで使用されたモデル (USA モデル) を米国と同じ境界条件で解析を行い、結果を比較検討した。また、異なる FEA コード間での結果の再現性を調べるため、MARC と ABAQUS を用いて、標準的ステム形状を模擬して新たに作成したモデル (JAPAN モデル; Stem モデル) とそのステムに球形骨頭を装着したモデル (JAPAN モデル; Ball-Stem モデル) について同じ FEA モデル、境界条件で解析を行い、結果を比較検討した。

なお、MARC による解析は九州大学応用力学研究所で行われ、ABAQUS による解析は上智大学理工学部で実施された。

(2) USA モデルの解析

ASTM F04.22 Arthroplasty Subcommittee における FEA ラウンドロビンで使用されたモデルを入手し、米国で採用された境界条件と同じ条件 (拘束条件と荷重条件) で応力解析を行い、得られた結果を米国の人工股関節メーカ 6 社が実施した解析結果と比較検討した。米国から送られてきたモデルの CAD データを、FEA プリプロセッサの FEMAP で要素分割を行った。用いた要素は 10 節点 4 面体要素である。図 1 に境界条件を示す。上面に与えた分布荷重の方向および荷重値は ISO7260-4 に準拠している。図 2 に最大主応力を評価した箇所を示す。主応力の評価は、ASTM のラウンドロビン解析と同様に、Neck 部、Driver hole の周辺、底面の拘束部より 10mm 上部の 3 箇所主応力を評価した。要素分割図を図 3 に示す。用いた要素は 10 節点 4 面体要素であり、3 種類の要素数 (約 1 万, 5 万, 8 万) を採用した。材料は Ti-4Al-6V を想定し、 $E=113\text{GPa}$, $\nu=0.34$ とした。解析には汎用 FEA コードの Msc.MARC を用いた。また、ポストプロセッサには MENTAT を使用した。なお、解析の種類は線形弾性解析である。

図 4 に要素数が 1 万と 8 万の場合の、最大主応力の分布状態を示す。両者の応力分布状態は類似しており、底面の拘束部近傍での応力集中が最も高く、Neck 部や Driver hole 周辺でも応力集中が生じていることが理解できる。表 1 に各応力評価箇所での最大主応力値を示す。また、表 2 に ASTM でのラウンドロビン解析の結果を示す。要素数 1 万の Driver hole stress を除いて良い一致を示している。要素数 1 万の場合は Driver hole の周辺での要素分割が粗くなるため、応力集中が精度良く表現できずに最大主応力も低い値を示すと考えられる。

以上のように、高次要素である 10 節点 4 面体要素を用いて、要素数が 5 万以上であれば、MARC による USA モデルの数値解析結果は、ASTM で行われたラウンドロビン解析の結果と良い一致を示していた。このように要素の種類と分割数を正しく選択することで、FEA による解析結果は、異なる解析コード、あるいは異なる解析者の間でも高精度で一致することが示された。

(3) JAPAN Stem モデルの解析

JAPAN モデルは標準的な人工股関節ステムを想定して作成されたものであり、(株)日本メディカルマテリアルズの協力により CAD データが準備された。2 種類の JAPAN モデルを図 5 に示す。図(a)はステムのみの Stem モデルであり、図(b)はステムにボールを取り付けた Ball-stem モデルである。今回のラウンドロビン解析では、ISO7260-4 で規定されている人工股関節の試験条件と ASTM のラウンドロビンモデル (上述の USA モデル) の境界条件を参考にして、境界条件を設定した。図 6 に Stem モデルの荷重条件と拘束条件、図 7 に設置条

件と応力評価箇所を示す。解析モデルは図 5 (a)に示したモデルの下方の 2 分の 1 を切除しており、図 5 (a)の状態から、図 7 に示すように ISO7260-4 の規定に基づいて傾けた状態で水平に切除している。図 8 に要素分割図を示す。要素分割にはプリプロセッサ FEMAP を使用した。使用した要素は 10 節点 4 面体要素である。要素数は 9645 と 49607 の 2 種類とした。材料定数は USA モデルと同様に Ti-4Al-6V を想定し、 $E=113\text{GPa}$, $n=0.34$ とした。解析には汎用コードの Msc.MARC を用いた。また、応力分布図の作成や応力値の算出にはポストプロセッサの MENTAT を利用した。

図 9 に主応力分布図を示す。底面の拘束箇所で最大の応力集中が生じており、また、Neck 部でも応力集中が見られる。図 10 にミーゼス相当応力の分布図を示す。応力集中箇所は主応力と同様である。主応力と相当応力ともに要素数が分布状態に影響を及ぼしているものの、分布の傾向は類似である。表 3 と表 4 に各応力評価箇所での最大主応力と最大相当応力を示す。Neck stress と Potting level stress に要素数が及ぼす影響は小さいが、最大応力値には要素数の影響が出ており、要素数が増加すると最大応力値も上昇している。

(4) JAPAN Ball-stem モデルの解析

図 11 に Ball-stem モデルの境界条件を、図 12 に設置条件と応力評価箇所を示す。Ball-stem モデルでは図 11 に示すように、分布荷重はボールの上半分に与えた。要素分割図を図 13 に示す。要素数としては 9929 と 52365 の 2 種類を選択した。要素分割に使用したソフトウェアは FEMAP である。材料定数は Ti-6Al-4V を想定しており、 $E=113\text{GPa}$, $n=0.34$ とした。

図 14 に主応力分布図を、図 15 に相当応力分布図を示す。両応力とも要素数の違いが応力分布状態に若干の影響を及ぼしていることがわかる。また、応力集中箇所は、Stem モデルと同様に、底面拘束箇所と Neck 部である。表 5 と表 6 に最大主応力と最大相当応力を示す。Neck stress と Potting level stress に要素数が及ぼす影響は小さいが、最大応力値には要素数の影響が出ており、要素数が増加すると最大応力値も上昇している。

(5) ABAQUS による JAPAN モデルの解析

上述の応力解析にはすべて汎用 FEA コードである Msc.MARC を用いたが、異なる汎用コードでの解析結果との整合性を調べるために、Stem モデルと Ball-stem モデルの両方について、MARC で解析したモデルと同じ要素（10 節点 4 面体要素）を用いて要素分割状態も等しくした解析モデルを用いて、代表的 FEA コードのひとつである ABAQUS により解析を行った。図 16 に 2 種類の JAPAN モデルの要素分割図を示す。境界条件は図 6 と図 11 に示した通りであり、荷重は図 17 に拡大図を示した上面および半球面上のすべての節点に合計が 2.3kN となるように分布させた。

図 18 に Stem モデルの相当応力分布図を示す。左図は各要素での平均値として評価したものであり、右図は節点での平均値として評価した結果である。MARC での解析結果と同様に、拘束部近傍と Neck 部で応力集中が生じていることがわかる。図 19 に Potting level（底面拘束部より 10mm 上部）での最大相当応力値を示す。節点で評価した値の方が要素評価よりも値が高くなっている。

図 20 に Ball-stem モデルの相当応力分布図を、図 21 に Potting level での最大応力値を示す。応力分布状態の傾向は Stem モデルやあるいは MARC で得られた結果と類似であり、また、Potting level での最大応力値は Stem モデルと Ball-stem モデルでの差は小さい。

表 7 に ABAQUS と MARC での Potting level stress の最大値の解析結果を示す。ここで要素の種類、要素数、分割状態はすべて同じであり、結果も良い一致を示している。このように、ことなる 2 種類の汎用 FEA コードで同じモデルの解析を行った結果、両者の結果は整合性を示していた。

(6) まとめ

ASTM におけるラウンドロビンテストモデルについて、汎用コード MARC で解析を行っ

た結果、要素数 1 万程度では、Driver hole のような応力集中箇所の応力値に関しては、米国での解析結果と差が生じていた。要素数を 5 万以上にするとすべての応力値についてよい一致を示していた。また、MARC と ABAQUS を用いて、新たに作成した JAPAN モデルについて解析を行った結果、両 FEA コードの結果はよい一致を示していた。

以上の結果より、要素の種類と要素数を正しく選択することで、汎用 FEA コードによる 3 次元システムモデルの応力解析結果は、線形弾性解析の範囲内でよい再現性を示すことがわかった。

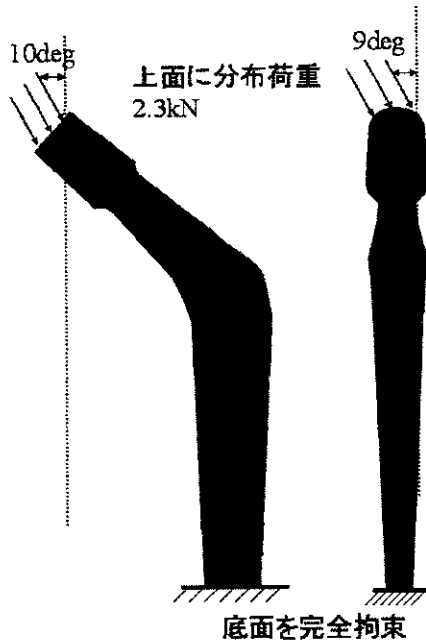


図 1 USA モデルの境界条件

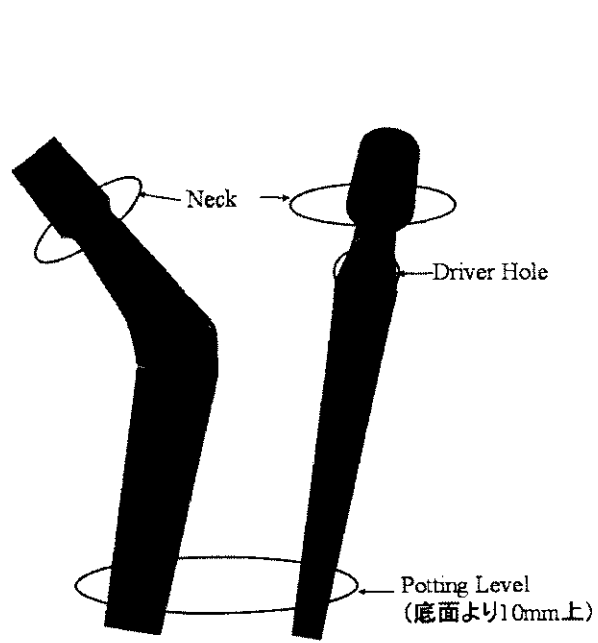


図 2 主応力の評価箇所

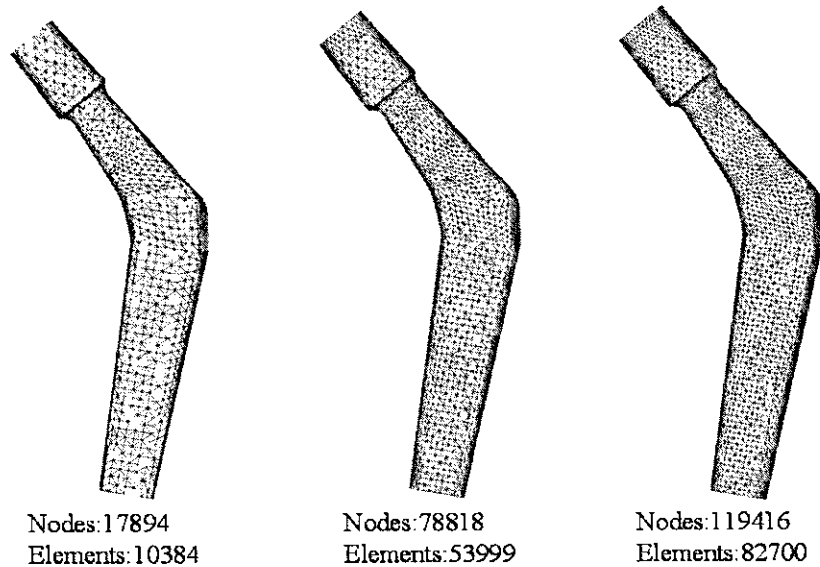
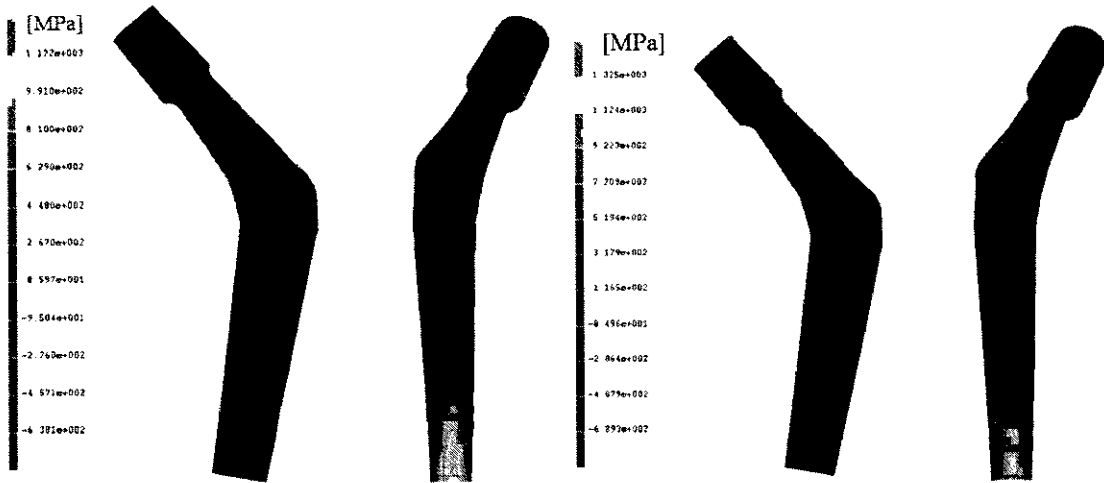


図 3 USA モデルの解析に用いた 3 種類の要素分割



(a) 要素数 10384

(b)要素数 82700

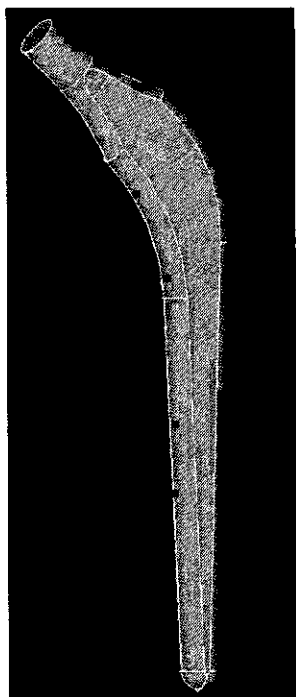
図4 最大主応力の分布状態

表1 各応力評価箇所での最大主応力

Elements No.	Neck stress (MPa)	Driver hole stress (MPa)	Potting level stress (MPa)
10384	491	438	814
53999	489	508	789
82700	508	508	793

表2 ASTM ラウンドロビンテストの結果

Company	Neck stress (MPa)	Driver hole stress (MPa)	Potting level stress (MPa)
S&N	526	506	825
Stryker	497	492	793
Zimmer	487	500	796
DePuy	555	555	834
Wright	475	502	791
Biomet	544	528	869
Ave.	514	514	818
S.D.	33	24	31



(a) Stem モデル



(b) Ball-stem モデル

図5 JAPAN モデル



図6 Stem モデルの境界条件

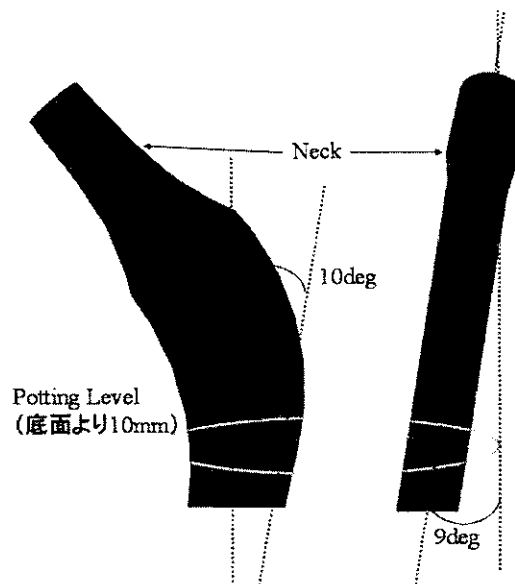


図7 設置条件と応力の評価箇所

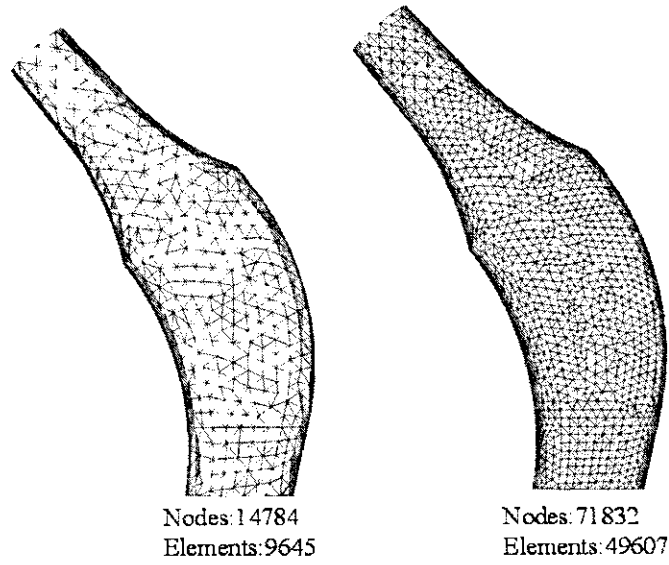


図8 JAPANモデル (Stemモデル) の要素分割図

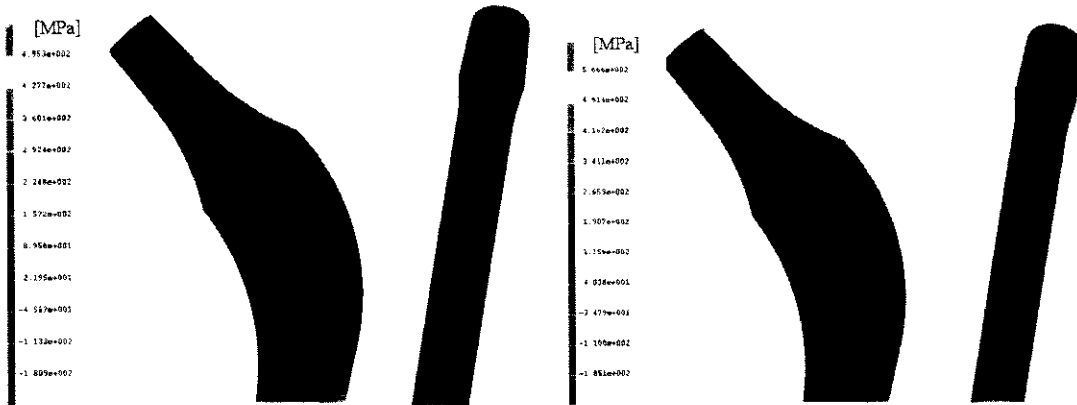


図9 主応力分布図 (Stemモデル)

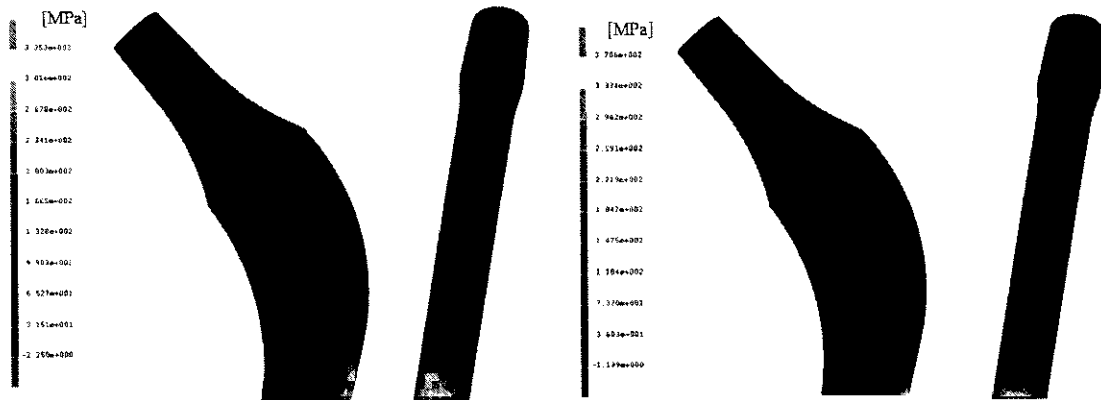


図10 ミーゼス相当応力分布図 (Stemモデル)

表 3 各応力評価箇所での最大主応力値 (Stem モデル)

Elements No.	Neck stress (MPa)	Potting level stress (MPa)	Maximum stress (MPa)
9645	166	195	495
49607	158	196	567

表 4 各応力評価箇所での最大相当応力値 (Stem モデル)

Elements No.	Neck stress (MPa)	Potting level stress (MPa)	Maximum stress (MPa)
9645	199	270	335
49607	192	266	371

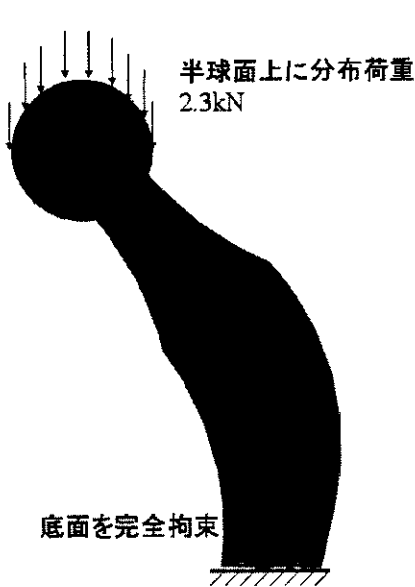


図 1 1 Ball-Stem モデルの境界条件

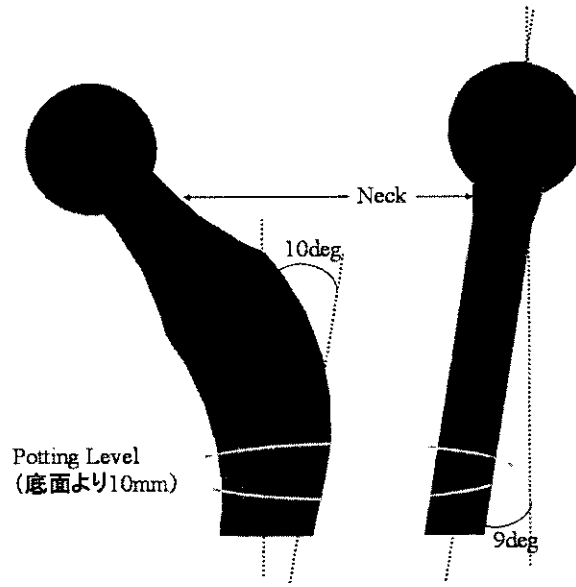


図 1 2 設置条件と応力の評価箇所

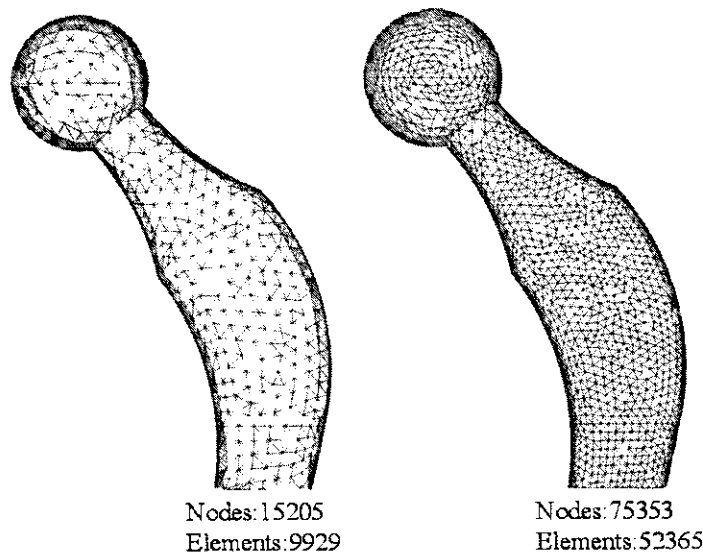


図 1 3 JAPAN モデル (Ball-Stem モデル) の要素分割図

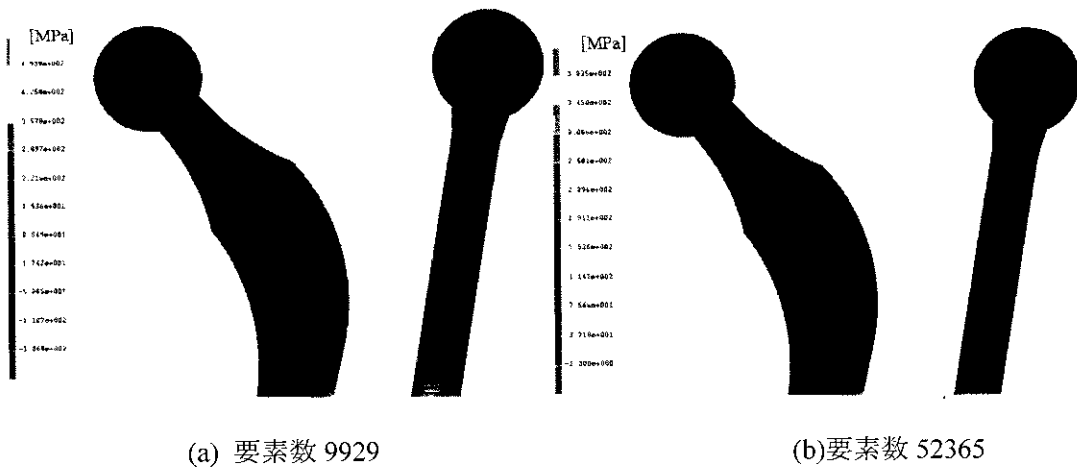


図 1 4 主応力分布図 (Ball-Stem モデル)

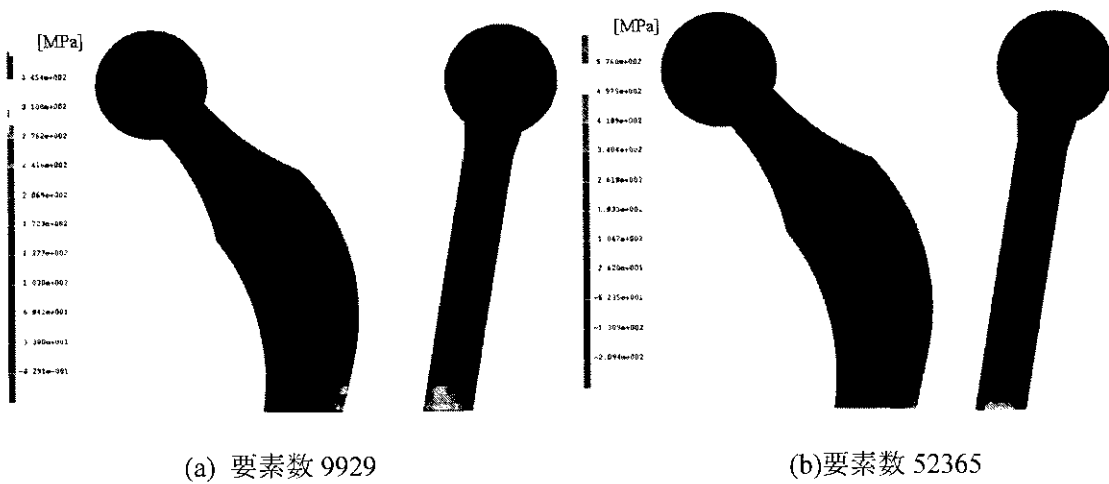


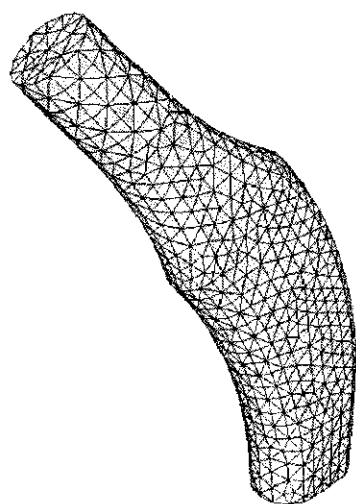
図 1 5 相当応力分布図 (Ball-Stem モデル)

表 5 各応力評価箇所での最大主応力値 (Ball-Stem モデル)

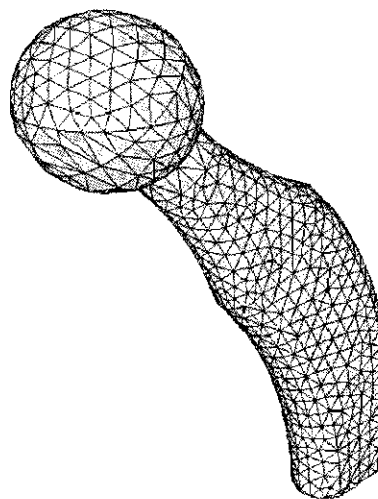
Elements No.	Neck stress (MPa)	Potting level stress (MPa)	Maximum stress (MPa)
9929	179	201	494
52365	176	197	576

表 6 各応力評価箇所での最大相当応力値 (Ball-Stem モデル)

Elements No.	Neck stress (MPa)	Potting level stress (MPa)	Maximum stress (MPa)
9929	212	276	345
52365	208	272	384

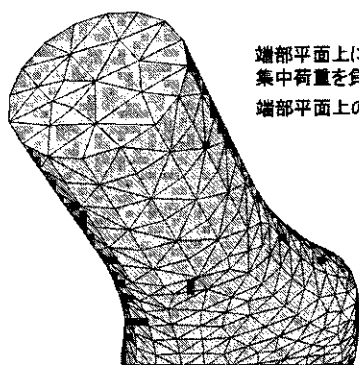


Nodes: 14,784
Elements: 9,645

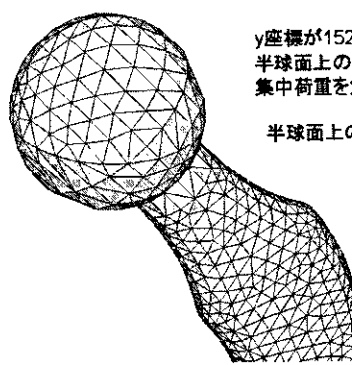


Nodes: 15,205
Elements: 9,929

図 1 6 JAPAN モデルの要素分割図 (ABAQUS)



端部平面上にある節点に
 集中荷重を負荷
 端部平面上の節点: 89個



y座標が152.253mmより上の
 半球面上の節点に
 集中荷重を負荷
 半球面上の節点: 199個

図 1 7 荷重分布箇所の詳細 (ABAQUS)

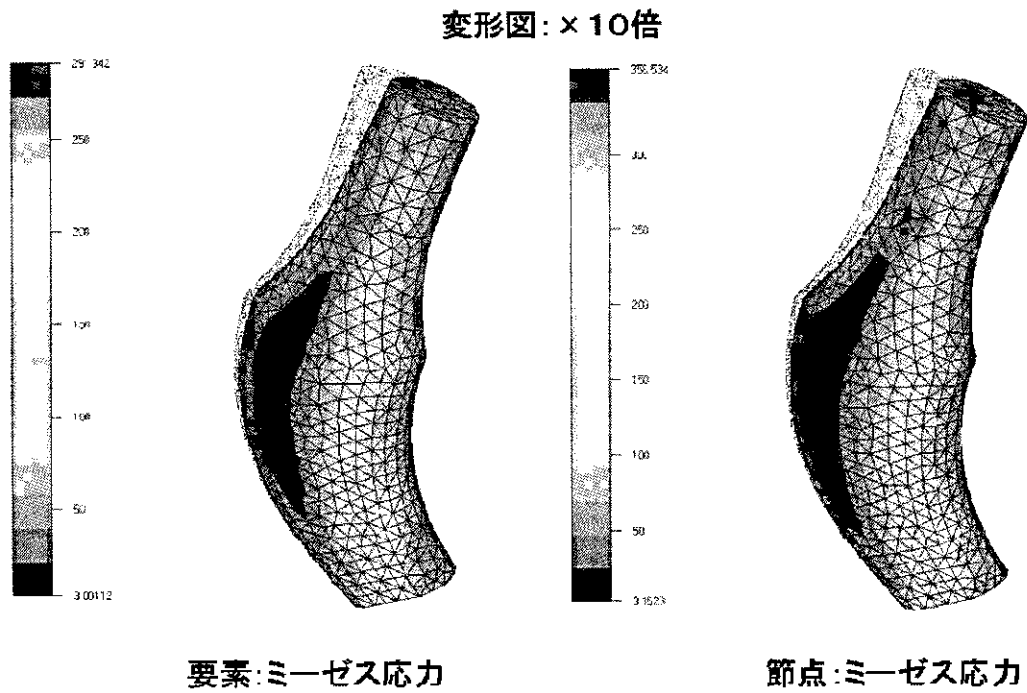


図 1 8 ミーゼス相当応力分布図 (Stem モデル, ABAQUS 使用)

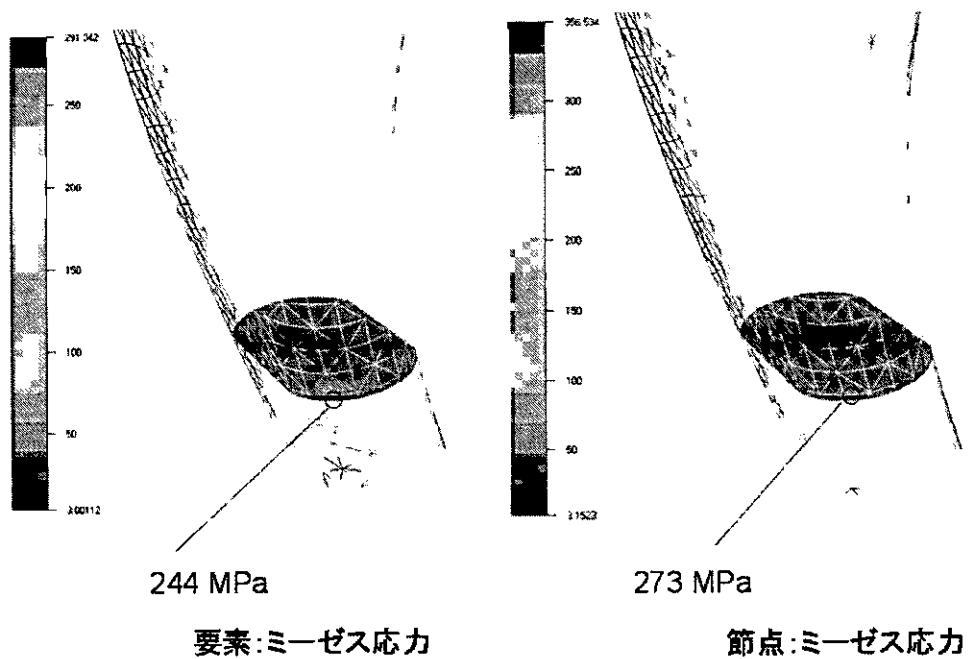
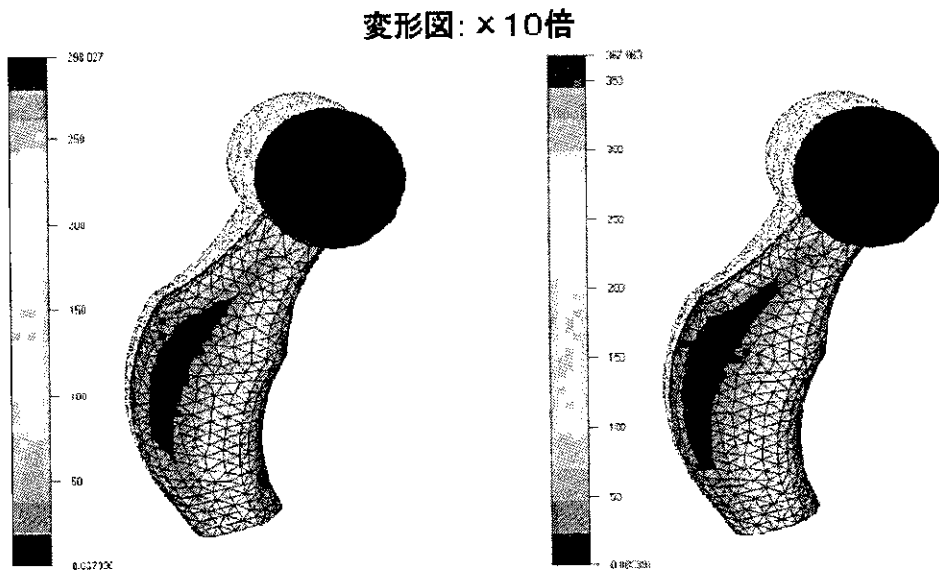


図 1 9 Potting level での応力の最大値 (Stem モデル, ABAQUS 使用)



要素:ミーゼス応力

節点:ミーゼス応力

図 2 0 相当応力分布状態 (Ball-Stem モデル, ABAQUS 使用)

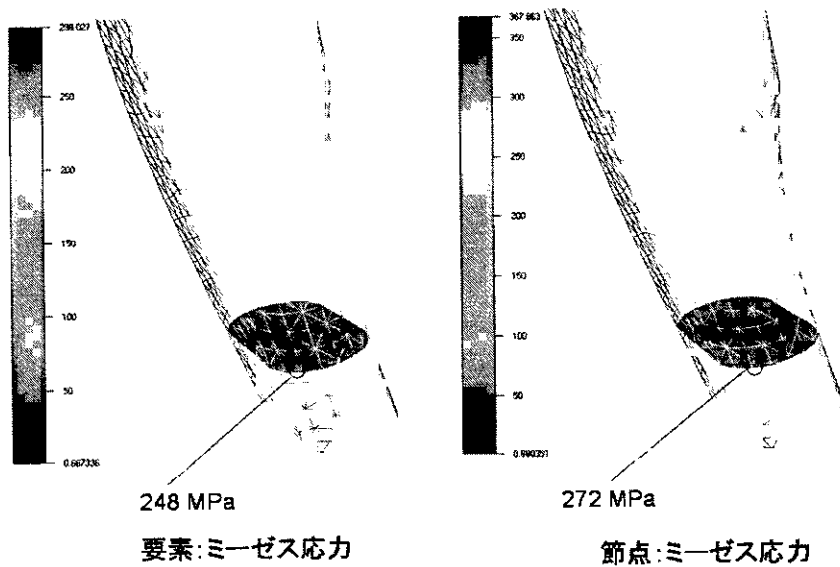


図 2 1 Potting level での応力の最大値 (Ball-Stem モデル, ABAQUS 使用)

表 7 ABAQUS と MARC の比較 (Potting level stress)

Model	Max principal stress (MPa)		Mises equivalent stress (MPa)	
	ABAQUS	MARC	ABAQUS	MARC
Stem model	195	195	273	270
Ball-Stem model	196	201	272	276

3-5. 人工股関節のコンピュータシミュレーション III

近畿大学工学部 知能機械工学科 村瀬 晃平

1. ラウンドロビン解析にあたって

FEM解析を審査用に利用する場合、注目領域のみを細分割し、解析にかかるコスト、計算時間を削減することが考えられる。しかし、本タスクフォースでは、解析結果評価用モデルを多数の研究者が同じデータを使いラウンドロビンすることを踏まえ、本調査では敢えて USA, JAPAN, JAPAN-ball の3種とも全モデル領域の要素がなるべく均等サイズに分割されるようにした。

メッシュ化にあたっては特殊な方法を避け、汎用プリプロセッサ(今回は Altair 社製 HyperMesh8.0 を使用)の自動メッシュ機能を使い、4面体要素に分割した。このとき、全要素のアスペクト比がほぼ均等になるように留意した。

※ アスペクト比 : 図1に示すように、本調査では要素の最短辺と最長辺の比を指す。0~1の範囲で、1に近づくほど、正4面体に近い。

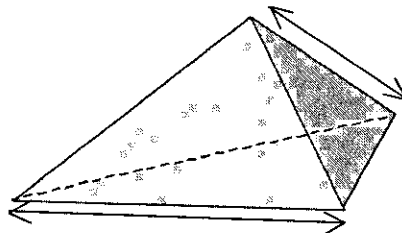


図1 四面体要素のアスペクト比

2. 要素数と節点数の関係

本評価解析で作成した USA, JAPAN, JAPAN-ball のアスペクト比を図 2.1 に示す。3 モデルとも全領域を同サイズの要素で分割した。それぞれ、評価対象となる領域にてアスペクト比を計測した。

図中のエラーバーは各領域での標準偏差を示す。要素サイズ変更により要素数が増加しても、本調査に使用した解析モデルではアスペクト比の有意差は認められなかった。

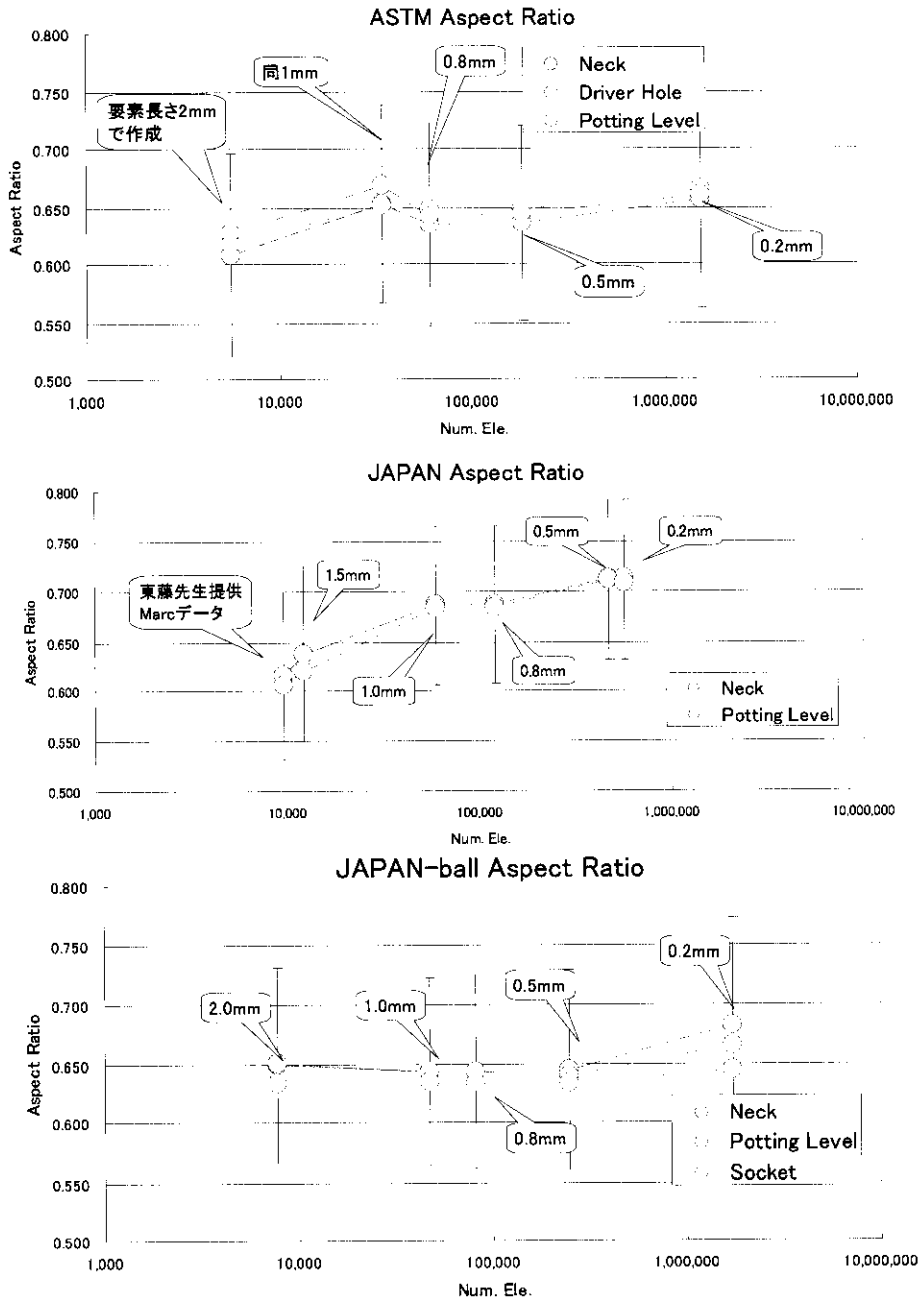


図 2.1 USA, JAPAN, JAPAN-ball モデルのメッシュアスペクト比

図 2.2 に、一次要素モデルと二次要素モデルにおける要素数と節点数の関係を示す。メッシュアスペクト比を一定にしていることから、一次要素モデル群と二次要素モデル群はほぼ同じ相関を示す。

以上より、本調査では横軸に要素数を対数表示し、以降の解析結果を比較することとした。

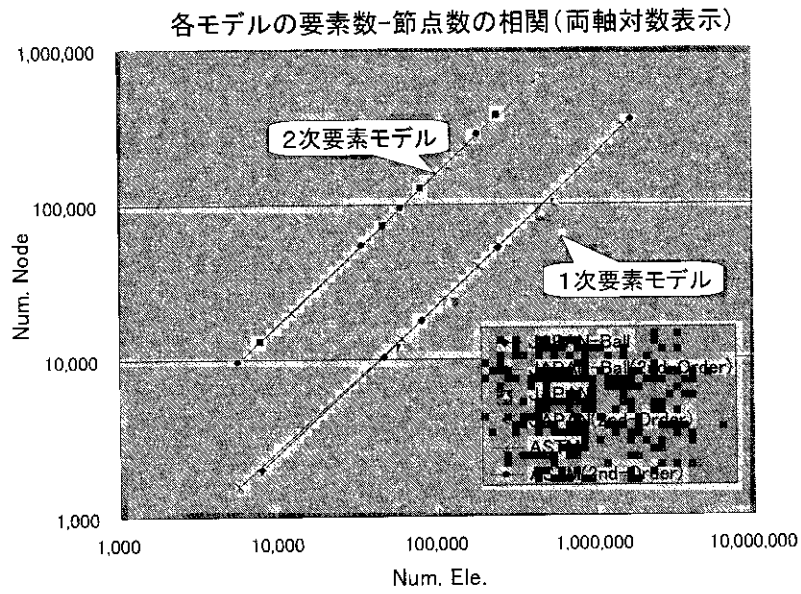
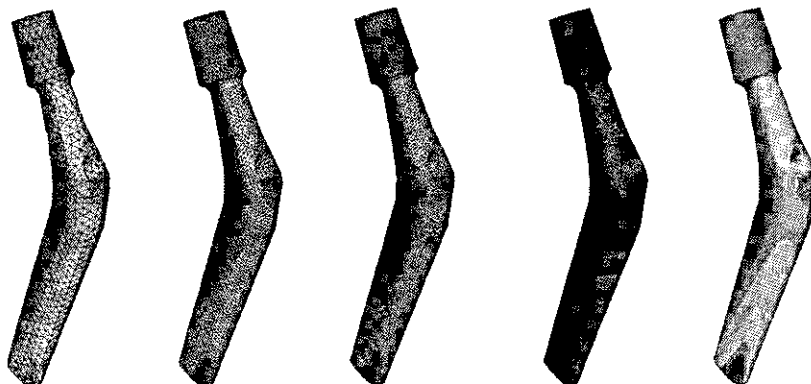


図 2.2 各モデルの要素数と節点数の相関

3. USA モデルの作成と解析条件

ASTM F04.22 Arthroplasty Subcommittee における FEA ラウンドロビンで使用された CAD データを使用し、一次要素モデル 5 種、二次要素モデル 4 種を作成した。それぞれのモデルの節点数、要素数、要素長さおよびモデル体積は図 3.1 のとおりである。



要素数		5,637	34,084	60,233	184,264	1,551,412
要素長さ		2.0mm	1.0mm	0.8mm	0.5mm	0.2mm
節点数	1次要素時	1,567	8,005	13,625	39,671	314,261
	2次要素時	9,771	54,430	94,222	280,572	----(*1)
モデル体積 [mm ³]		9729.789	9852.380	9865.853	9882.378	9891.487

(*1) プリプロセッサデータエラーのため作成せず

図 3.1 本調査で作成した USA モデル

解析条件は ISO7260-4 に準拠し、インプラントとして、近位端面に 2.3kN を分布荷重として与えた。モデル遠位端は完全拘束し、ASTM のラウンドロビン解析と同様、Neck 部、Driver hole の周辺、Potting Level と呼ばれる底面の拘束部より 10mm 上部の 3 箇所まで最大主応力を評価した。

解析ソルバーには、サイバネットシステム社の ANSYS ver.8.0、およびデジタルソリューション社の NEiNASTRAN ver.9.0.2 を使用した。本タスクフォースでは ANSYS による詳細な解析結果が他機関から多数報告されていることから、本章では付記しない限り、NEiNASTRAN の結果を使用する。なお、ソルバーの違いについては後述する。インプラントの材料定数は Ti-4Al-6V を想定し、 $E=113,000(\text{MPa})$ 、 $\nu=0.34$ とした。

これら USA モデルの解析条件を図 3.2 に示す。

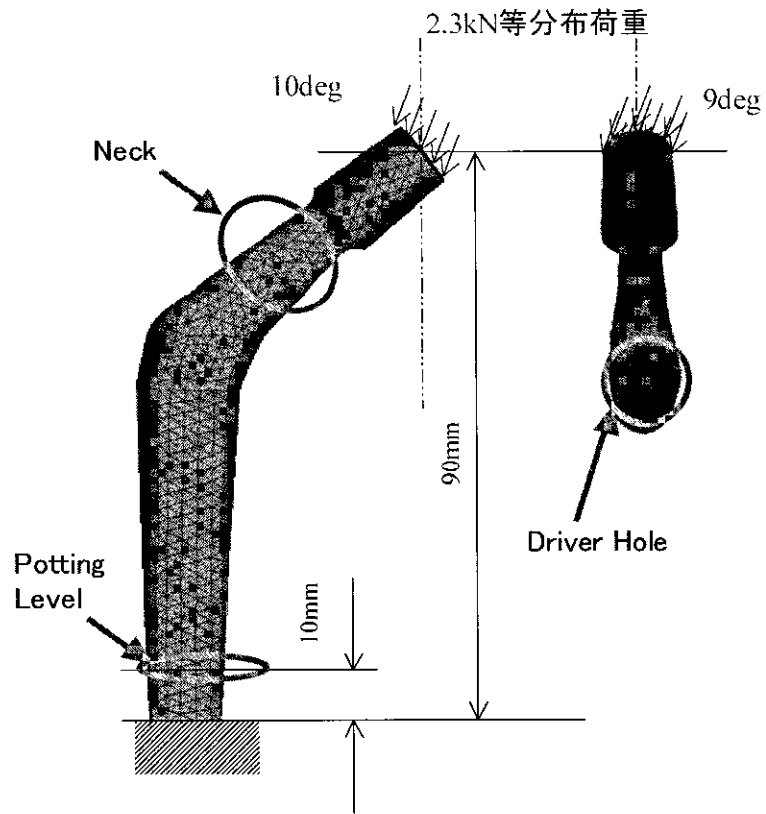


図 3.2 USA モデル解析条件

4. USA モデル解析結果

図 4.1 にモデル体積の変化を、図 4.2 に Neck, Driver Hole, Potting Level 各領域の最大主応力値を、それぞれ横軸を要素数にとり推移を調査した結果を示す。

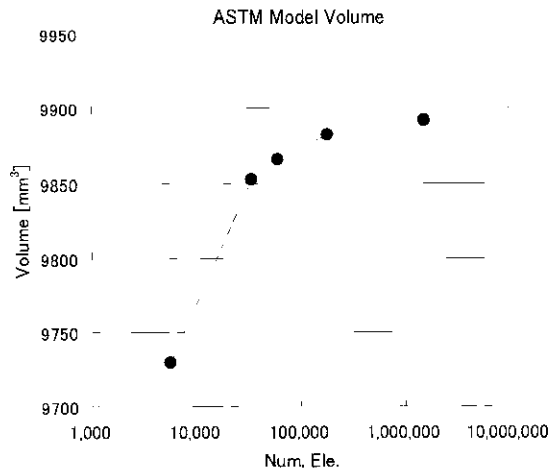


図 4.1 USA モデル体積

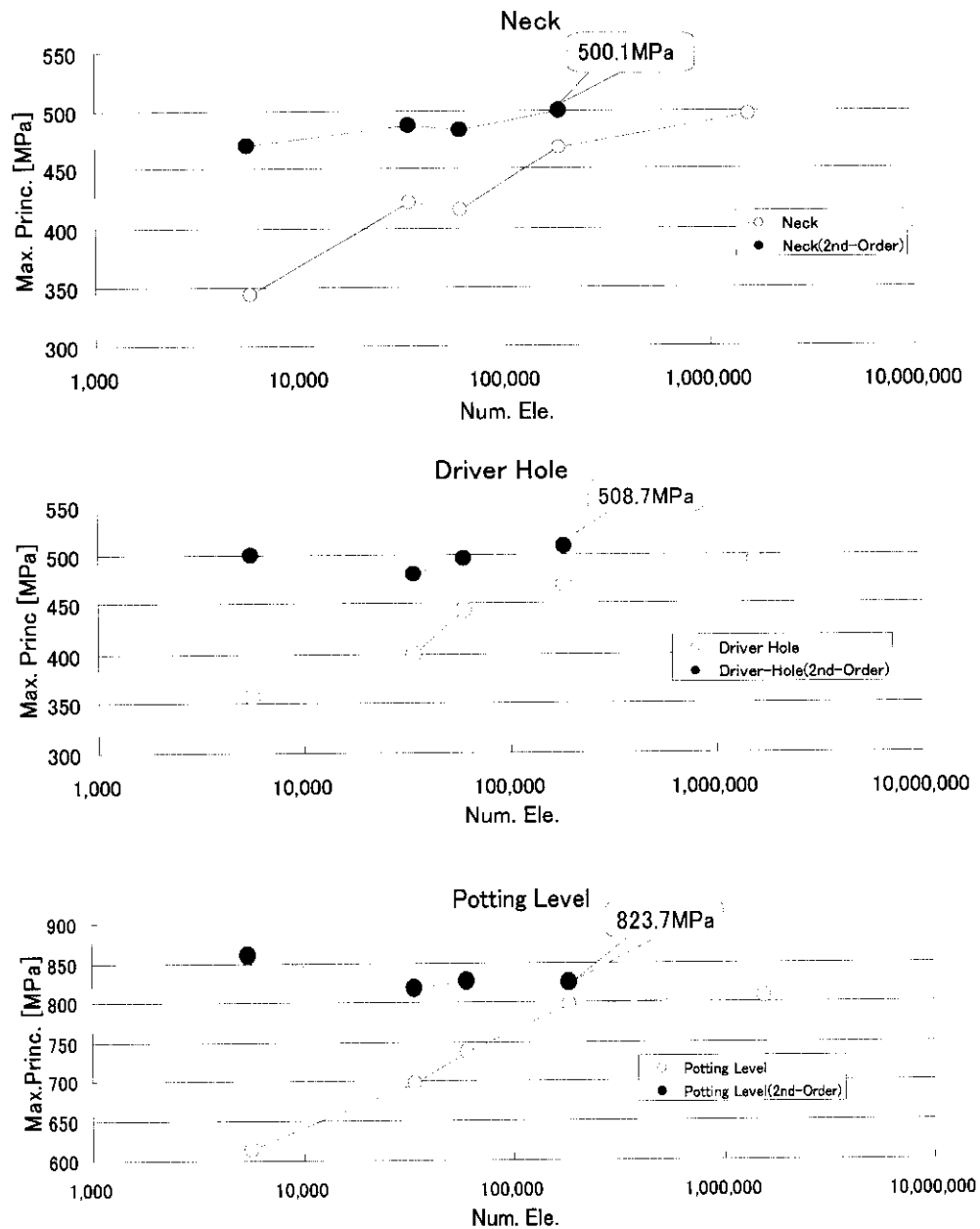


図 4.2 USA モデル解析結果(最大主応力)

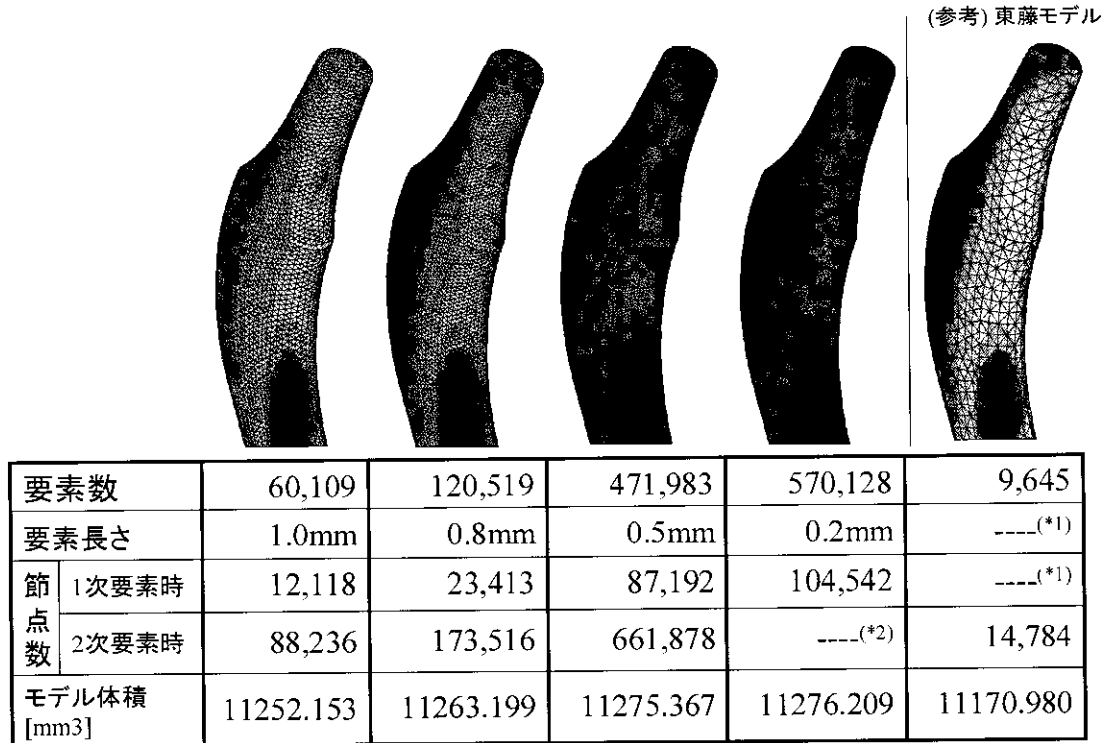
解析の結果、二次要素モデルでは要素数(=要素長さ)による解析結果の変化が少ないことが認められる。本調査では Neck, Driver Hole, Potting Level 各領域の応力値およびモデル体積が安定した、要素数 100,000 近辺を解析結果として採用することにし、今回は要素長さ 0.5mm(18 万要素)モデルの結果を報告値とした。本報告値と ASTM による報告値、および本タスクフォース他機関の結果と比較したところ、図 4.3 のようになった。

ASTM-Round Robin Model						
Company	Maximum Principle Stress [ksi]			Maximum Principle Stress [MPa]		
	Neck	Hole	Potting	Neck	Hole	Potting
S&N	76.4	73.4	119.8	526.8	506.1	826.0
Stryker	72.1	71.4	115.1	497.1	492.3	793.6
Zimmer	70.7	72.5	115.6	487.5	499.9	797.1
Depuy	80.5	80.6	121.1	555.0	555.7	835.0
Wright	68.9	72.8	114.8	475.1	502.0	791.5
Biomat	79.0	76.6	126.1	544.7	528.2	869.5
Average	74.6	74.6	118.8	514.4	514.0	818.8
Standard Deviation	4.7	3.4	4.5	32.5	23.7	30.8
Japanese Group	Maximum Principle Stress [ksi]			Maximum Principle Stress [MPa]		
	Neck	Hole	Potting	Neck	Hole	Potting
Kyoto Univ.	71.2	75.0	124.1	491	517	856
Kyusyu Univ.	74.5	74.5	118.6	514	514	818
Cybernet Systems	70.1	73.0	116.8	483	503	805
Kinki Univ.	72.5	73.8	119.5	500	509	824

図 4.3 USA モデル解析結果比較

5. JAPAN モデルの作成と解析条件

ISO7206-4:2002 年版に準拠したモデルレイアウト CAD データを使用し、一次要素モデル 4 種、二次要素モデル 3 種を作成した。それぞれのモデルの節点数、要素数、要素長さおよびモデル体積は図 5.1 のとおりである。



(*1) 九州大 東藤先生のMARC解析データをANSYS,NEiNASTRAN形式に変換して解析
(*2) プリプロセッサデータエラーのため作成せず

図 5.1 本調査で作成した JAPAN モデル

ISO7206-4 : 2002 年版のインプラント全領域は図 5.2 のようになるが、これらすべてをメッシュ分割しても完全拘束されてしまう領域が多く効率的でない。そこで本章では、図中右のように完全固定端から上部のみ(=0.4CT)をモデル化し、遠位端を完全拘束した。

荷重および材料定数などは USA モデルと同様とし、インプラント近位面に 2.3kN を分布荷重として与えた。応力値評価領域は遠位端上部 10mm(Potting Level)および Neck 部分とし、それぞれ最大主応力、Mises 相当応力を計測した。

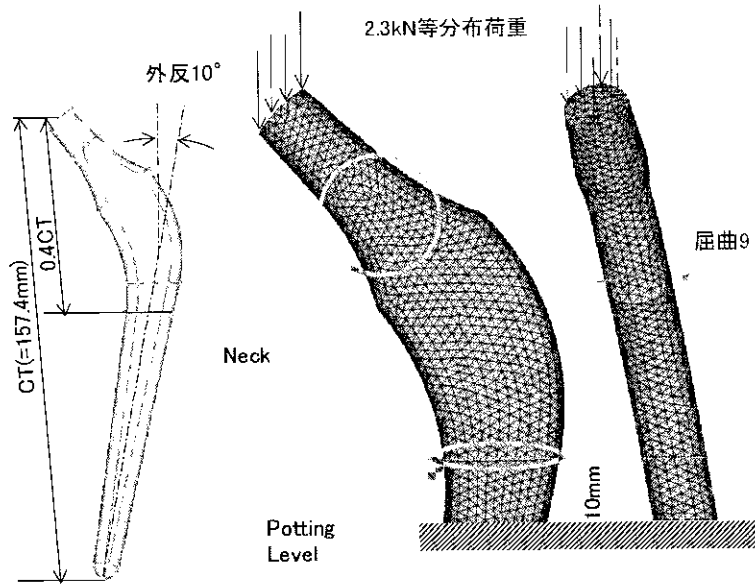


図 5.2 JAPAN モデル解析条件

6. JAPAN モデル解析結果

図 6.1 にモデル体積の変化を、図 6.2 に Neck, Potting Level 各領域の最大主応力および Mises 応力値の結果を示す。

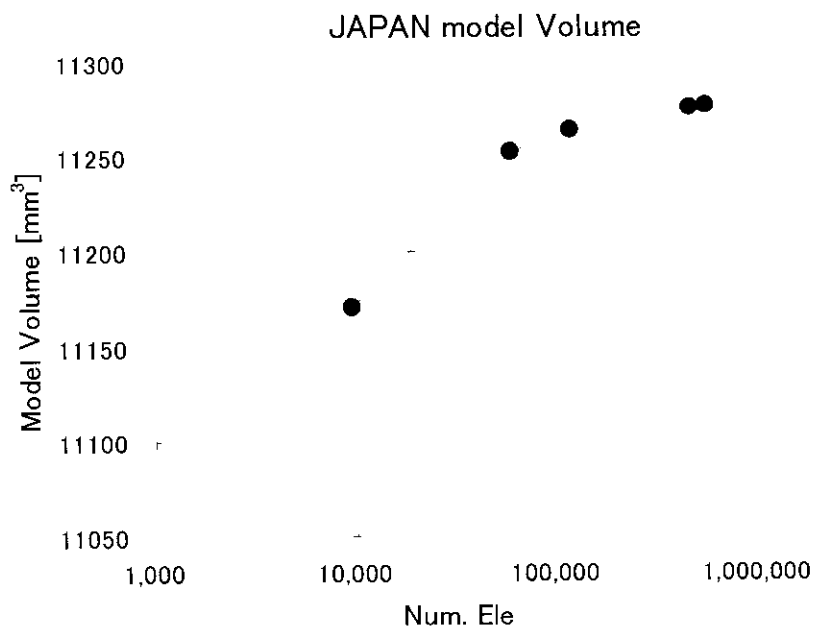


図 6.1 JAPAN モデルのモデル体積推移(0.4CT 以上部分)

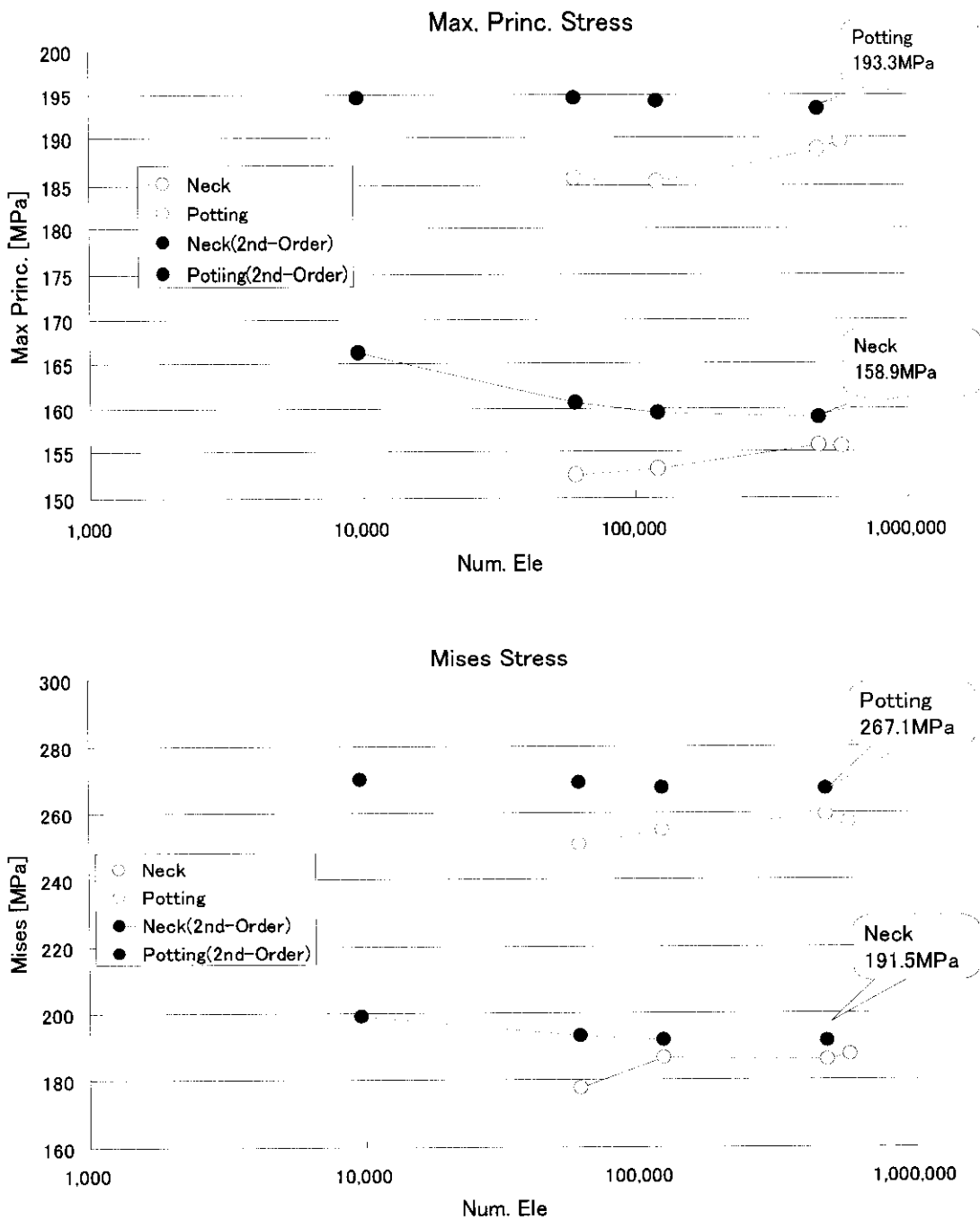


図 6.2 JAPAN モデルの最大主応力値および Mises 応力値の推移

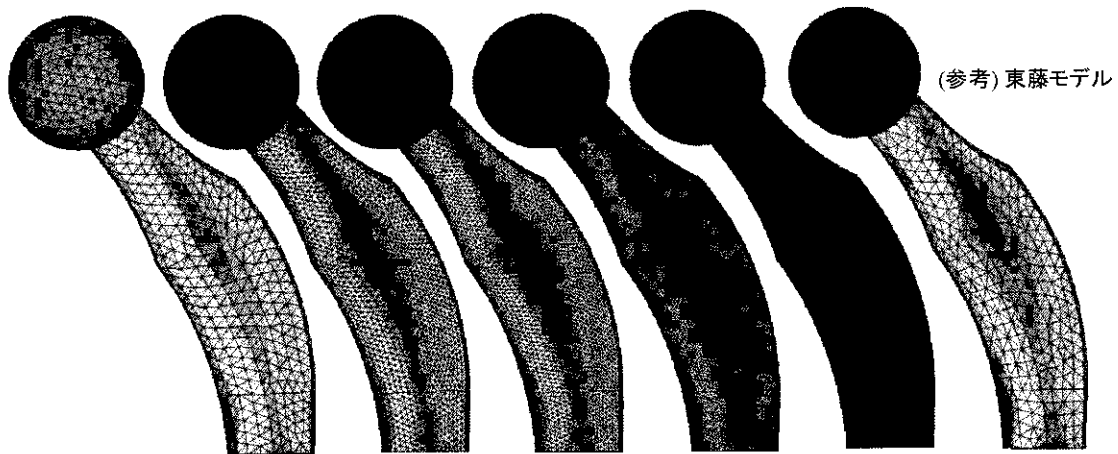
USA モデルと同様、二次要素使用モデルでは、要素数の違いによる応力値の変化が少ない。要素数が 100,000 を越えると、モデル体積、応力値がほぼ一定になることから、要素数 471,983 のモデル(=要素長さ 0.5mm)の結果を報告値とした。解析結果を他機関の報告結果と比較したものを図 6.3 に示す。

Stem-model				
Affiliation	Maximum Principle Stress [ksi]		Maximum Principle Stress [MPa]	
	Neck	Potting	Neck	Potting
Kyoto Univ.	23.8	28.1	164	194
Kyusyu Univ.	22.9	28.4	158.2	195.9
Sophia Univ.	0.0	28.2		194.7
Kinki Univ.	23.0	28.0	158.9	193.3
Affiliation	von Mises [ksi]		von Mises [MPa]	
	Neck	Potting	Neck	Potting
Kyoto Univ.	28.4	38.4	196	265
Kyusyu Univ.	27.9	38.6	192.4	265.9
Sophia Univ.	0.0	39.2		270
Kinki Univ.	27.8	38.7	191.5	267.1

図 6.3 JAPAN モデル解析結果比較

7. JAPAN-ball モデル

ボール無し JAPAN モデルと同様に、ISO7206-4:2002 年版に準拠したモデルレイアウト CAD データを使用し、インプラント先端に直径 22mm の骨頭を装着した JAPAN-ball モデルを作成し、一次要素モデル 5 種、二次要素モデル 4 種を準備した。それぞれのモデルの節点数、要素数、要素長さおよびモデル体積は図 7.1 のとおりである。



要素数	7,717	46,859	81,594	246,200	1,715,154	9,929	
要素長さ	2.0mm	1.0mm	0.8mm	0.5mm	0.2mm	----(*1)	
節点数	1次要素時	1,983	10,524	17,830	51,617	346,802	----(*1)
	2次要素時	12,918	72,973	125,205	369,470	----(*2)	15,205
モデル体積 [mm ³]	15558.833	15696.576	15712.625	15729.672	15738.827	15831.278	

(*1) 九州大 東藤先生のMARC解析データをANSYS,NEI,NASTRAN形式に変換して解析 (*2) プリプロセッサデータエラーのため作成せず

図 7.1 JAPAN-ball モデル

ボール無しモデルと同様、モデルレイアウトは ISO7206-4:2002 年版に準拠し、完全固定端より上部のみ(=0.4CT)をモデル化した。

本モデルでは荷重条件を骨頭最上部に 2.3kN の集中荷重として設定している。材料定数および拘束条件は USA、JAPAN モデルと同様である。

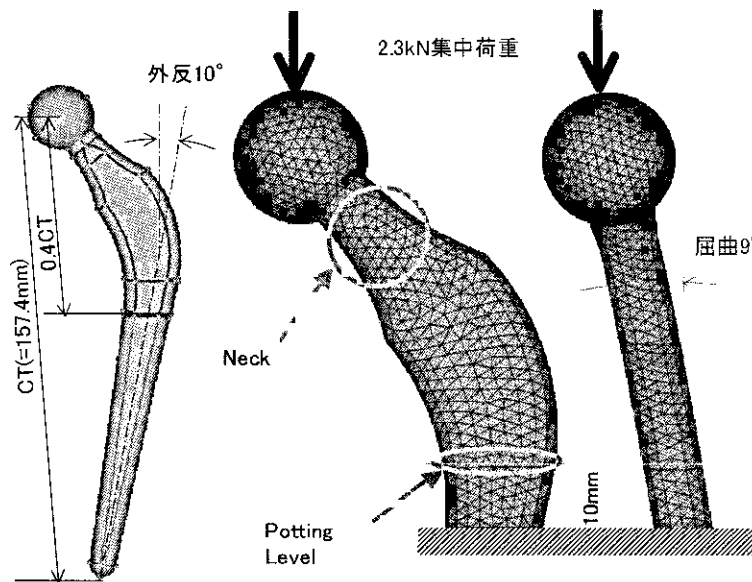


図 7.2 JAPAN-ball モデル解析条件

ボールなしモデルと同様、応力値は遠位端上部 10mm(Potting Level)および Neck 部分にて、最大主応力、Mises 相当応力を計測した。さらに、いくつかの解析結果コンター図では図 7.3 に示すようにボール端とネックとの境界面でも高い応力を示すことから、「socket」部の応力値も追加計測した。

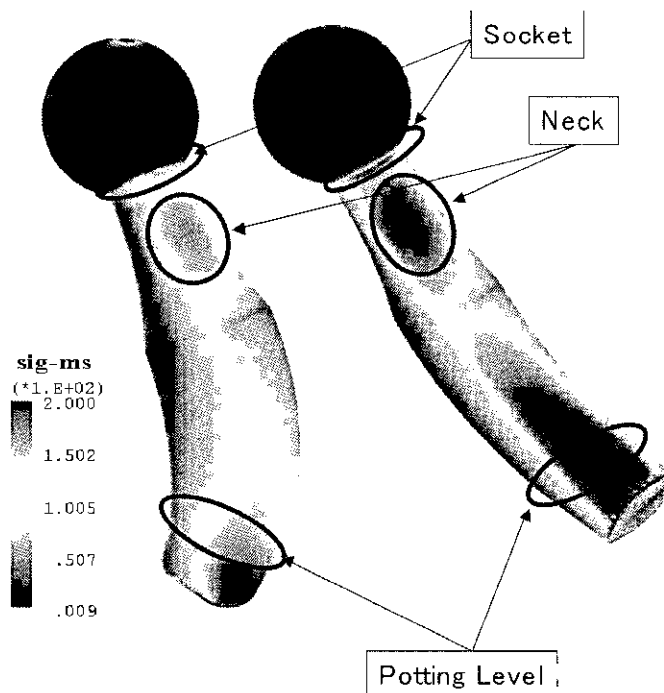


図 7.3 JAPAN-ball モデルにおける Socket, Neck, Potting Level 応力評価領域

8. JAPAN-ball モデル解析結果

JAPAN-ball モデルの最大主応力、Mises 応力値計測結果を図 8.1 に示す。Neck、Potting Level 部分については他 2 種のモデルと同様、2 次要素モデルは要素数の影響が少なく、1 次要素モデルに比べて高い応力値が計測された。

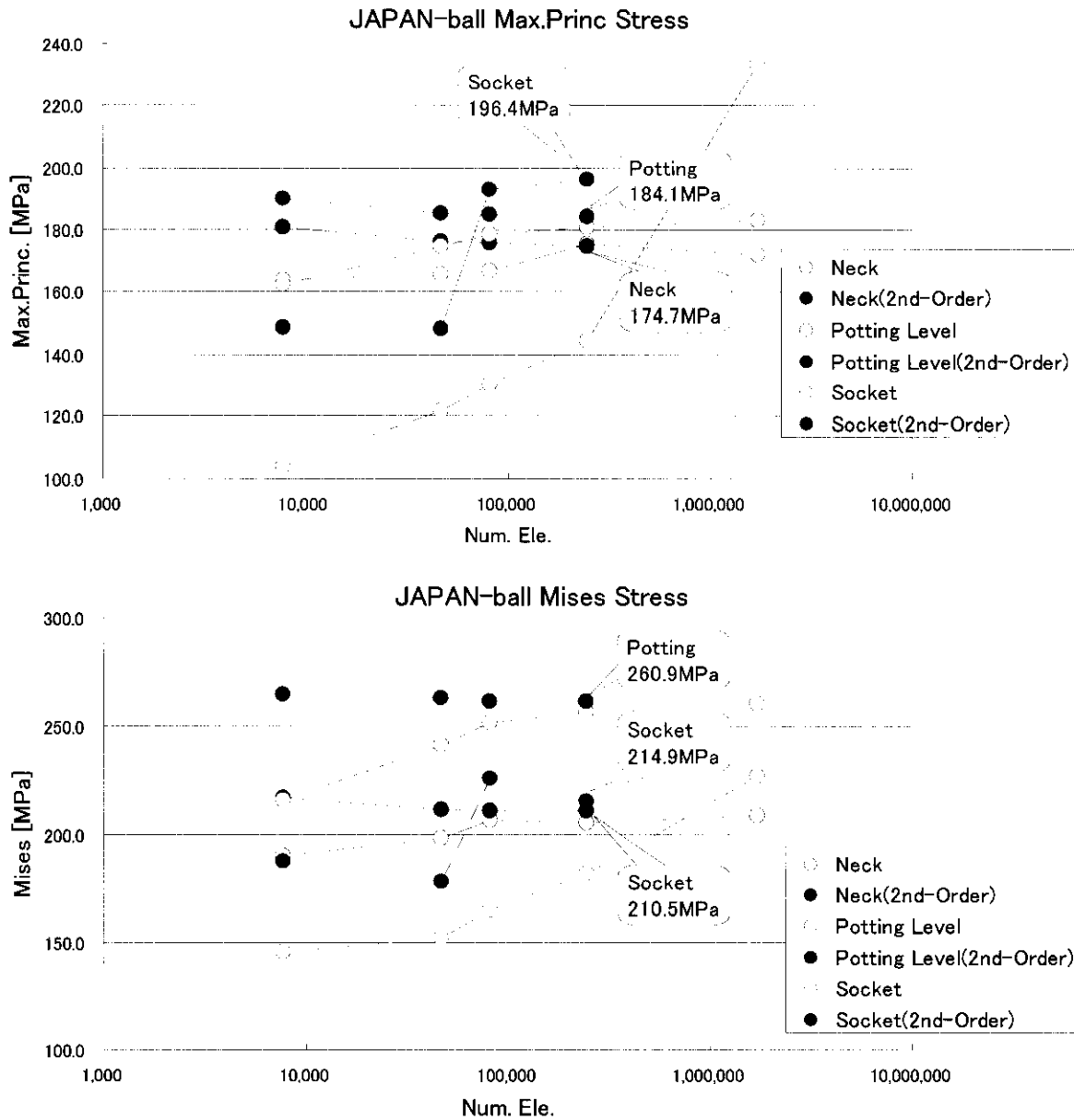


図 8.1 JAPAN-ball モデルの最大主応力値および Mises 応力値の推移

要素数 10,000 付近(=要素長さ 0.8mm)から、Socket 部応力値が大幅に増加する。この部分はモデル内で最も急激に形状が変化しており、強いせん断力の作用が要素の2次化・細分化により応力値の変化が大きく現れたと考えられる。図 8.2 に一次要素および二次要素モデルにおける Socket 部 Mises 応力分布を示す。二次要素モデルでは Socket 部の応力集中が顕著である。

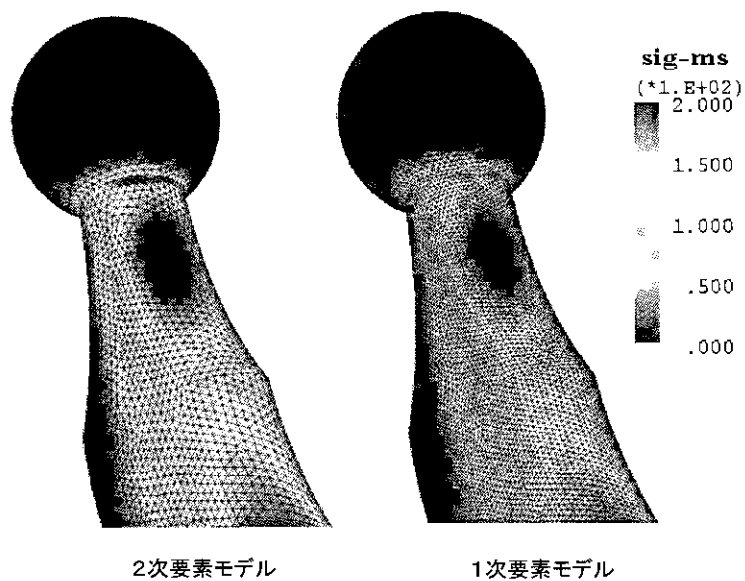


図 8.2 JAPAN-ball モデルの Socket 部 Mises 応力分布

図 8.3 にモデル体積の推移を示す。USA, JAPAN モデルと同様、要素数が 100,000 を越えると、体積はほぼ一定値となる。これらの結果から、要素数 246,200(要素長さ 0.5mm)の二次要素モデルの解析結果を報告値とした。図 8.4 に他機関の報告値と比較した結果を示す。

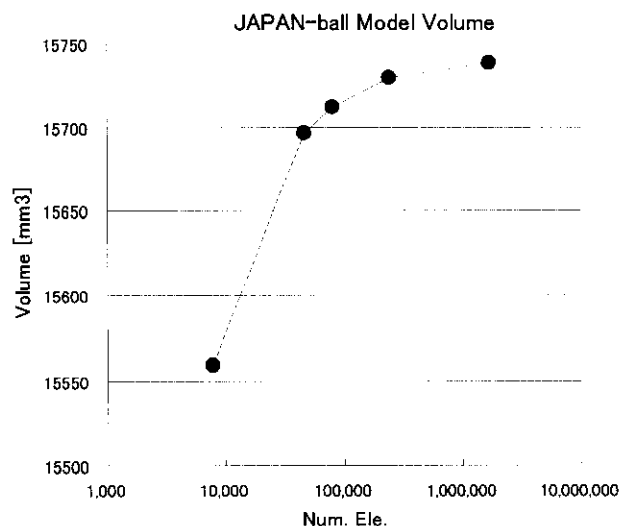


図 8.3 JAPAN-ball モデルの体積推移

Stem&Ball-model				
Affiliation	Maximum Principle Stress [ksi]		Maximum Principle Stress [MPa]	
	Neck	Potting	Neck	Potting
Kyoto Univ.	24.2	24.7	167	170
Kyusyu Univ.	25.5	28.6	175.7	197.3
Sophia Univ.		28.5		196.3
Cybernet Systems	25.5	29.4	175.6	203
Kinki Univ.	25.3	26.7	174.7	184.1
Affiliation	von Mises [ksi]		von Mises [MPa]	
	Neck	Potting	Neck	Potting
Kyoto Univ.	28.3	35.5	195	245
Kyusyu Univ.	30.2	39.4	207.9	272
Sophia Univ.		39.3		271.3
Cybernet Systems	30.2	40.7	208.5	280.6
Kinki Univ.	30.5	37.8	210.5	260.9

図 8.4 JAPAN-ball モデル解析結果比較

9. 考察：解析ソルバーによる比較

解析ソルバーによる有限要素解析の結果の違いを検討するため、九州大学 東藤研究室で行なわれた MARC 解析モデルデータを提供してもらい、JAPAN モデル、JAPAN-ball モデルについて ANSYS、MARC、NEiNASTRAN にて解析をおこなった。各モデルは4面体2次要素で構成されており、それぞれの節点座標、要素数、骨頭へ2300Nの荷重条件はすべて同一である。

解析結果を図 9.1 に示す。JAPAN モデル、JAPAN-ball モデルのどちらにおいても、得られた応力値は3つのソルバーでほぼ一致していた。このことより、市販の汎用有限要素解析ソルバーの違いによる解析結果への影響はほぼ無いと良い

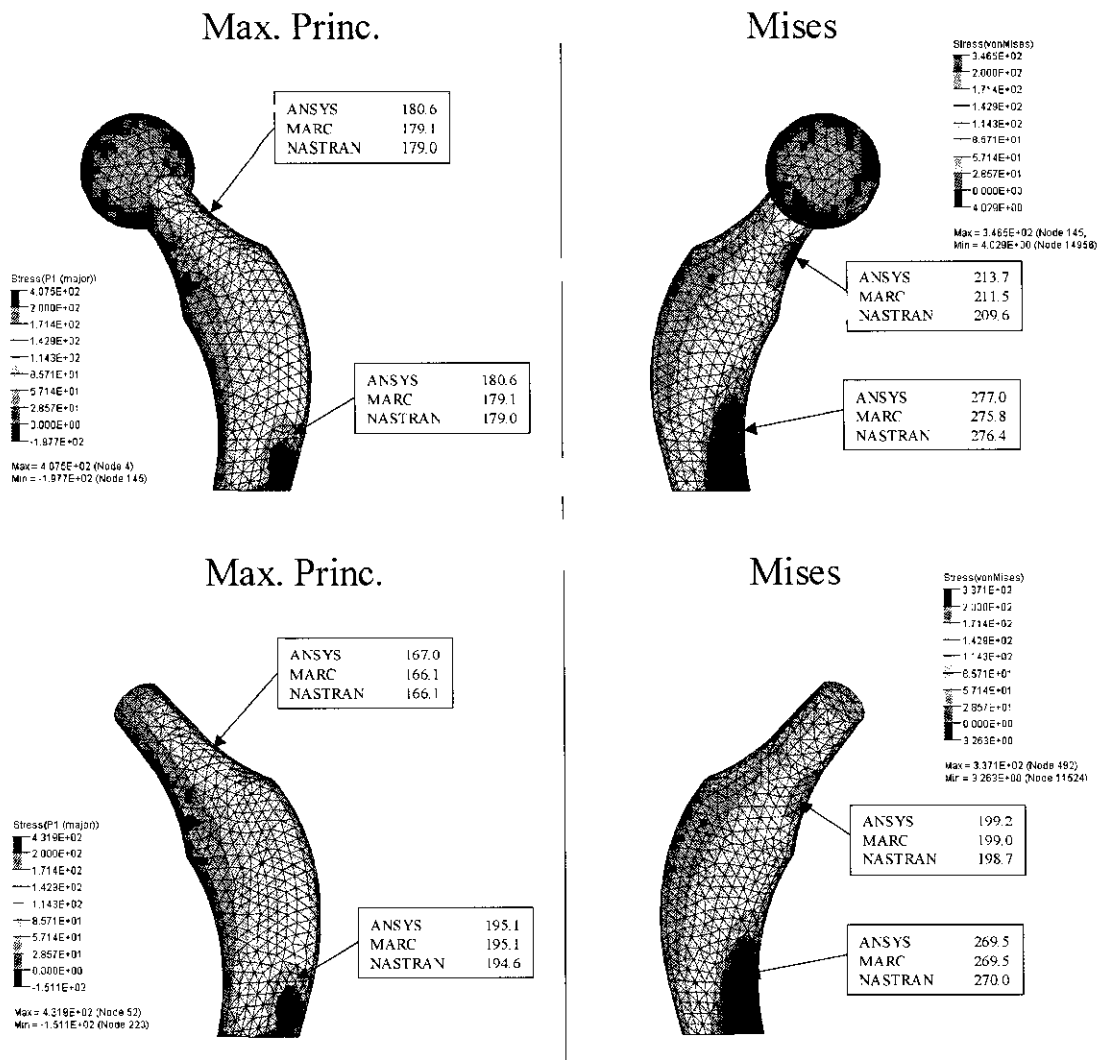


図 9.1 ANSYS、MARC、NeiNASTRAN による解析結果比較

10. 本章のまとめ

- 次世代医療器具審査にFEMシミュレーションを用いるにあたり、モデルを4面体要素で分割する場合には、2次要素を使用すべきである。
- 応力値評価において、市販の有力汎用有限要素解析ソルバーの違いによる影響は無視できるレベルである。
- JAPAN-ball モデルでは骨頭ソケット部での応力集中が見られる。この応力値は、要素長さの影響を受けるため、直下にあるネック部分の応力値を評価する際には留意する必要がある。
- 4面体要素を使って、より危険度の高い(応力値の高い)状態を再現する場合、応力値注目領域の要素長さを0.8mm以下にすることが望ましい