

On Estimation Technique of Mechanical Behaviors of Living Hard Tissue using Dynamical Heat and Deformation Data on It's surface

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-05 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: Oda, Juhachi メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.24517/00034857

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



生体表面の動的熱・変位情報を用いた 生体硬組織の力学的挙動の推定法

(研究課題番号 07405007)

平成7年度～平成10年度科学研究費補助金〔基盤研究(A)(2) (一般)〕

研究成果報告書

平成11年3月

金沢大学附属図書館

尾田 十八



(工学部 教授)

8000-73552-0

生体表面の動的熱・変位情報を用いた
生体硬組織の力学的挙動の推定法

(研究課題番号 07405007)

平成7～10年度科学研究費補助金〔基盤研究(A)(2)(一般)〕研究成果報告書

平成11年3月

研究代表者 尾田 十八
(金沢大学工学部 教授)

はしがき

生体は基本的には骨を中心とする硬組織と、それ以外の軟組織からなる。そして腕、足等に見られるように、生体のほとんどが硬組織を中心として、軟組織がそれらを取り囲む構造となっている。しかし生体が運動するときの力のほとんどは硬組織が受け持っており、これの損傷は生体機能のみならず生命の維持すら困難にする。このような事から骨折等の損傷箇所にはセラミックスや特殊鋼製の人工骨を補填する事は今日常時行われている治療法である。しかしこれらの人工骨と生体骨との連結部で生じる再損傷例は多く、この種の問題を解決するには、人工骨そのものの設計法はもちろん、人工骨を挿入した人の適切なリハビリも不可欠で、そのため生体骨の運動中における力学的挙動を把握する必要がある。また今日、高齢者の骨そしょう症は重要な問題となって来ており、その進行状況の把握と、それに対応した適切なリハビリにも実時間的な骨の力学的挙動を把握するシステムが強く望まれている。本研究はこのような社会状況に対応し、実測される生体表面の動的変位や温度分布を基本データとし、これとFEM逆解析シミュレーションを組合せて骨に生ずる応力・ひずみ分布やそれら材料特性までも推定しようとするものである。

具体的な研究は生体に対するFEM逆解析シミュレーションの可能性の検討とそのシステム構築に重点が置かれた。本報告書では、まず1章で本研究の目的とその方法論を述べる。次に2章で複雑な形態と組織からなる生体の力学的解析手法の研究成果を述べる。さらに3章では逆解析シミュレーション法として必要不可欠な大規模問題に対する実用的最適化手法についての研究成果を述べる。最後の4章において、本研究の実際的な医学臨床応用例について記述することにする。

研究組織

研究代表者：尾田 十八（金沢大学工学部 教授）

研究分担者：富田 勝郎（金沢大学医学部 教授）

研究分担者：山崎 光悦（金沢大学工学部 教授）

研究分担者：坂本 二郎（金沢大学工学部 助手）

研究経費

平成 7年度	15,500 千円
平成 8年度	7,300 千円
平成 9年度	4,700 千円
平成10年度	3,400 千円
計	30,900 千円

研究発表

（1）学会誌等

- 1) 坂本二郎, 尾田十八, 青山和裕, 末吉泰信, 富田勝郎, 沢口 毅: 力学的適応骨再構築理論の一般化とその応用, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 16 巻, 1995-10.
- 2) 橋本勇雄, 坂本二郎, 尾田十八: Gamma Nail に対する F E M 解析による検討, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 16 巻, 1995-10.
- 3) 池淵公博, 川原範夫, 末吉泰信, 富田勝郎, 尾田十八, 坂本二郎: 脊椎全摘術後モデルの安定性に関する生体力学的検討, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 16 巻, 1995-10.
- 4) 池淵公博, 川原範夫, 末吉泰信, 富田勝郎, 尾田十八, 坂本二郎: 脊椎全摘術における脊椎再建に関する生体力学的検討, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 17 巻, 1996-10.
- 5) 尾田十八, 主税雅裕: 局所ルールによる大規模構造物の最適化について, 日本機械学会論文集(A編), 63 巻, 606 号, 1997-2.
- 6) 尾田十八, 坂本二郎, 剣持 悟, 富田勝郎, 川原範夫, 池淵公博, 末吉泰信: 脊椎全摘術におけるインストゥルメントの力学的評価, 日本機械学会論文集(A編), 63 巻, 607 号, 1997-3.

- 7) 尾田十八, 坂本二郎, 酒井卓巳, 末吉泰信, 富田勝郎: 創外固定された脛骨骨折部の力学的特性の推定法に関する研究, 日本機械学会論文集(A編), 64 巻, 624 号, 1998-8.
- 8) 兼氏 歩, 松本忠美, 西野 暢, 三浦利則, 杉森端三, 富田勝郎: 日本人変形性股関節症における大腿骨髓腔形態の三次元解析, 日整会誌, 72 巻, 8 号, 1998-8.
- 9) 三浦利則, 松本忠美, 西野 暢, 兼氏 歩, 富田勝郎: 日本人変形性股関節症の大腿骨形態計測, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 19 巻, 1998-10.
- 10) T. Miura, T. Matsumoto, M. Nishino, A. Kaneuji, T. Sugimori and K. Tomita: A New Technique for Morphologic Measurement of the Femur, Bulletin Hospital for Joints Diseases, Vol.57, No.4, 1998.

(2) 口頭発表

- 1) 山崎光悦, 尾田十八, 浜野道知: 生体硬組織の3次元荷重分布推定逆解析法, 日本機械学会第74期全国大会講演会, 1996-9.
- 2) 坂本二郎, 尾田十八: セルラオートマトンを用いた生体骨力学的適応再構築の模倣, 日本機械学会東海支部第46期総会講演会, 1997-3.
- 3) J.Oda, J.Sakamoto and T.Sakai: Fracture Healing Evaluation in Bone Fixed an External Fixator by using Inverse Analysis Technique, International Conference on New Frontiers in Biomechanical Engineering, 1997-7.
- 4) 酒井卓巳, 尾田十八, 坂本二郎, 末吉泰信, 富田勝郎: 創外固定された脛骨骨折部の力学的特性の推定法に関する研究, 日本機械学会創立100周年記念北陸信越支部記念式典・講演会, 1997-9.

(3) 出版物

- 1) J. Oda, J. Sakamoto, K. Aoyama, Y. Sueyoshi, K. Tomita and T. Sawaguchi: Mechanical Stresses and Bone Formation, Biomechanics(Functional Adaptation and Remodeling), Springer-Verlag Tokyo, 1996.
- 2) 尾田十八: 形と強さのひみつ, オーム社, 1997-5.

研究成果目次

1. 生体硬組織の力学的挙動の推定法	1
1. 1 生体と逆問題	1
1. 2 逆問題とその解法	3
2. 生体の3次元応力・ひずみ解析法	8
2. 1 生体外からの情報に基づくモデル の構築とその応用について	8
2. 2 人工骨頭置換後の大腿骨における 応力・ひずみ解析	9
2. 3 仙骨全摘術後再建モデルの応力・ ひずみ解析	36
3. 生体モデルの数値的逆解析法	70
3. 1 はじめに	70
3. 2 荷重分布推定逆解析法	70
3. 3 解析例と考察	72
4. 生体硬組織の力学的挙動の推定例	82
資料 発表論文等	96

1. 生体硬組織の力学的挙動の推定法

1. 1 生体と逆問題

人間に限らず、あらゆる生物の構造、組織はきわめて複雑で、それらから生み出されている機能も多種多様である。人間を対象とした場合、主としてその医学上の問題から、生体外でみられる各種の情報（体温、音、動き、変位、ひずみ等）が生体内のどのような構造・組織の変化状況に由来しているのかを明らかにすることが要望されている。このような外部情報から内部状況を明らかにしようとする方法は原因から結果（症状）を知る順問題解法と比較して、逆問題解法と呼ばれている（図1参照）。

たとえば心臓の異常を検出するために、心電図を用いる方法がある（図2参照）。これは、心臓が電氣的に興奮すると、これに伴って心活動電流が発生し、体の組織内に電流が流れ、電位が形成されるので、この電位の時間変化を体表面の数か所で測定するものである。このようにして得られた心電図診断では、その時間変化を用いた心臓に分類学的判定がなされている。

また近年注目されている脳死判定の1つに、脳活動の状況を推定する脳波測定法がある。これは脳が活動している時発生する電氣的信号に注目し、それを検出、記録するものである。脳には100~200億個の神経細胞があり、それらは相互にシナプスで連結されている。脳活動の基本単位はシナプスを通して神経細胞の間で電氣的信号が伝達されることであるが、この電氣的反応が連鎖的に起こり、神経細胞から神経細胞へと次々に信号が伝達されていく。この電氣的な信号伝達が、いつ、どこで、どの向きで生じたかを調べることは、脳の生死よりも、脳活動自身のメカニズムを明らかにする上できわめて重要であり、脳表面で測定される微弱な電位や磁界から、脳のどの位置でどの方向に電流が流れたかを推定する逆問題研究が多くなされている。この他X線CTやNMR等も生体に対する1種の逆問題解析手法の応用と言うことができる。

さて本研究で扱う問題は、生体表面の情報（変位、温度場等）から生体内硬組織、いわゆる各種の骨組織に作用している荷重条件はもとより、それらの応力・ひずみ場さらに骨組織の材料特性までも調べようとするものであるが、これも当然逆問題である。しかも生体が軟、硬組織と簡単に大別するよりもはるかに複雑な形態や組織であることから、これを解くことはきわめて難しいものとなるが、我々が考えた方法論について次節で説明したい。

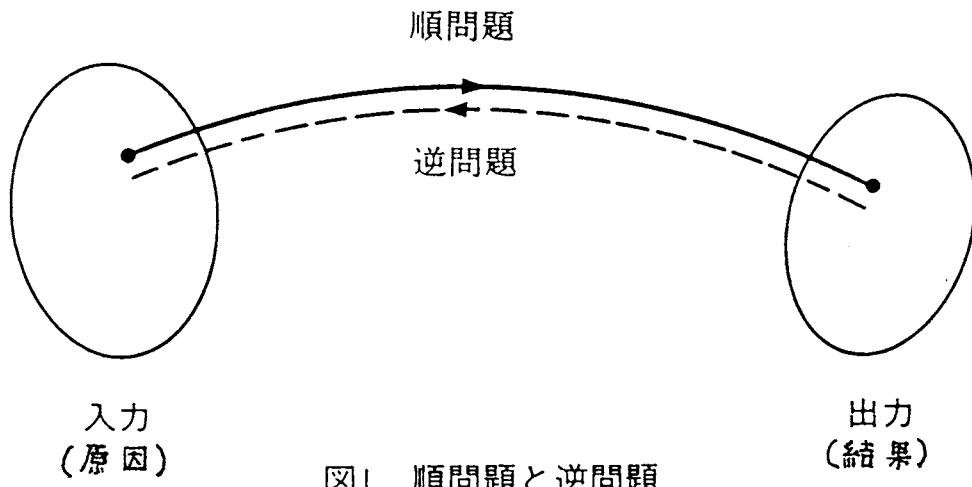


図1 順問題と逆問題

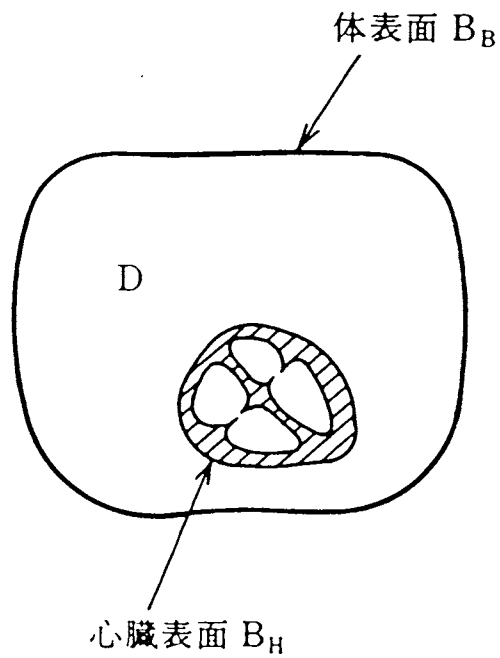


図2 心電図に関する逆問題

1. 2 逆問題とその解法

本研究の目的は、たとえば図3に示すように人間が種々の運動を行った時、身体各部を構成している骨格部（図4参照）に、どのような力が発生し、それによって各硬組織にどのような力学的変化が生じているのかを明らかにすることである。具体的には、それら硬組織における変形やひずみ分布を外部情報により求める逆問題を解くことである。

このような逆問題解法では図4（b）に示すように解明したい領域 Ω での次のような情報が必要となる。

(a) 領域 Ω の境界形状 Γ

Ω が図4（b）のように3つの材料組織で構成されている場合、それぞれの境界形状 Γ_1 , Γ_2 , Γ_3 が必要である。

(b) 求めたい物理量 ϕ （たとえば、応力・ひずみなど）に関する場 Ω での支配方程式

(c) ϕ に関する初期条件、境界条件

(d) Ω に作用している負荷 f

(e) (b)での支配方程式に含まれる材料特性の分布

図4（b）の場合、A, B, Cのヤング率、ポアソン比等の情報

つまり、以上の(a)～(e)の情報がすべて既知ならば、我々が求めたい硬組織内の応力・ひずみ分布は順解析的に一応求めることが可能となる。ところが、生体問題に関しては(a)～(e)のすべての情報がきわめて不明確である。たとえば(a)については今日X線CTによる画像情報によって、身体の目的とする部分の形態情報はある程度決定できる。しかし厳密には硬組織内部ですら皮質骨や海綿骨の区別の難しい部分が多い。またこれと対応して(e)の材料特性も厳密には均質、等方な部分はなく、その分布も未知である。さらに最も基本的な(b), (c), (d)の場の支配方程式とそれに関連する条件でも、生体は熱、流体、固体等のあらゆる力学に支配されていると考えられ、超複雑問題であることから、厳密にそれを規定することは不可能に近いと思われる。

生体が順解析問題としても、以上で述べたような複雑・難解なものであるが、本研究ではこれを次のようなものに単純化して取り扱うこととする。

(I) 解析対象としての領域 Ω の境界形状 Γ は与えられる。

たとえばX線CT画像等の利用によって

(II) 生体を構成している各種材料特性のすべて、あるいは少なくとも幾つかは既知である。

- (Ⅲ) 求めたい物理量は変位, 応力, ひずみ, あるいは弾性的特性値のみに限定する.
- (Ⅳ) 場は弾性力学に支配される範囲に限定する.

このような仮定によって, 生体表面の変形, ひずみ情報から, 内部硬組織に生ずる応力, ひずみを求める方法は, 弾性解析のFEM利用を前提として, 次のように行うことができる.

具体的には図5にその一例を示すように, まず生体解析モデルとしての生体構造(形状と材料組織)が与えられる. これに負荷されている力学的条件としての f_1, f_2 (f_1 : 硬組織に作用している力, f_2 : 軟組織に作用している力であるが, 一般に $f_1 \gg f_2$ なので $f_2 = 0$ としても良い)を未知とすると, 生体表面で生じ, かつ測定された各部の変位やひずみデータ(S_1, \dots, S_n)を用いて, f_1, f_2 を次のように求めることができる.

つまり f_1, f_2 をある値 f_1', f_2' に仮定して Ω の構造解析をFEMによって実施する. その結果生体表面での測定部で変位やひずみの解析値群(S_1', \dots, S_n')を求めることができる. よって

$$F = \sum_{i=1}^n (S_i' - S_i)^2 \rightarrow Min \quad (1)$$

を満足するように, f_1', f_2' を決めることができる.

このようにして f_1', f_2' が求まれば, それを利用して改めて順解析することによって, 生体硬組織Bの内部応力やひずみを求めることができる.

上の例では, f_1, f_2 が未知であり, 他のパラメータはすべて既知としたが, f_1, f_2 が既知でたとえば硬組織の材料特性が未知であっても, 式(1)と同様の式を定義し, これを求めることができる.

以上のように, 基本的には生体の逆解析問題の解法には, 複雑な構造としての生体を正確に力学解析する手法と, それから得られるデータを用いて式(1)のような目的関数を設定し, かつそれを最小化する手法としての有効な最適化手法が必要となる. そこで, 2章では生体の3次元応力, ひずみ解析法を3次元生体モデルの設定法から, そのFEM解析手法について具体例を通して説明する. そして3章ではそのような手法と最適化手法を用いて, 具体的な生体対応モデルに対する数値的逆解析法を説明する.

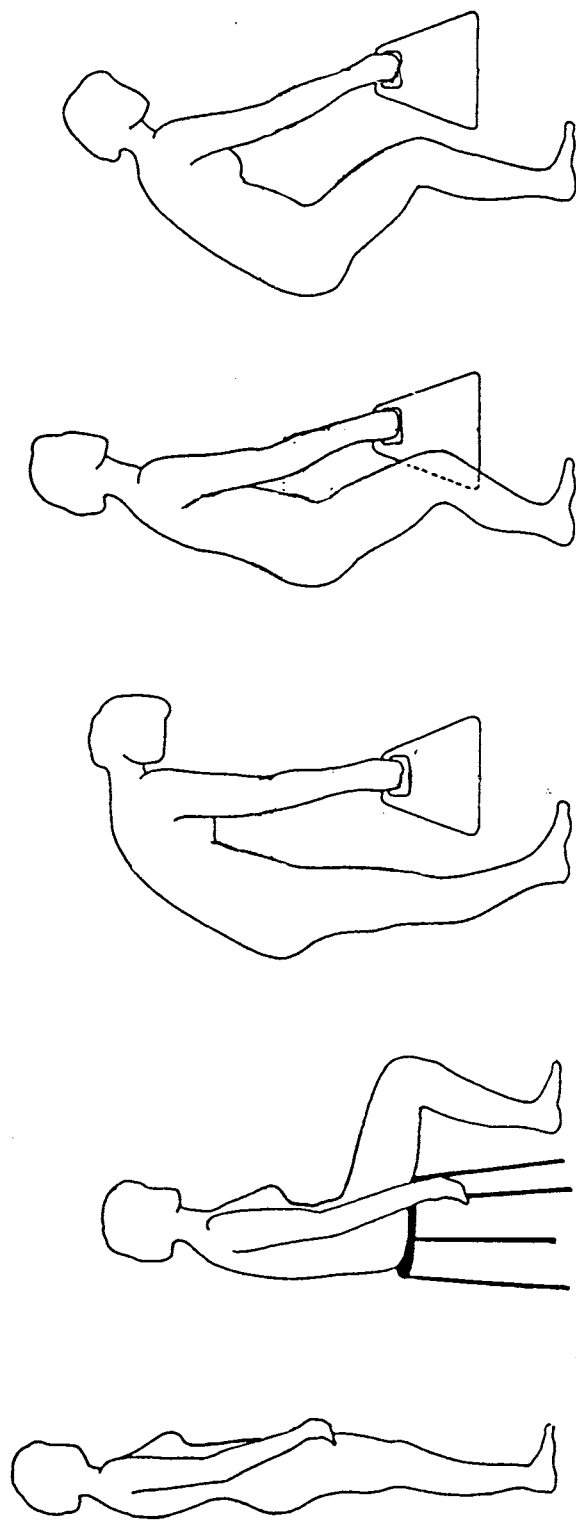
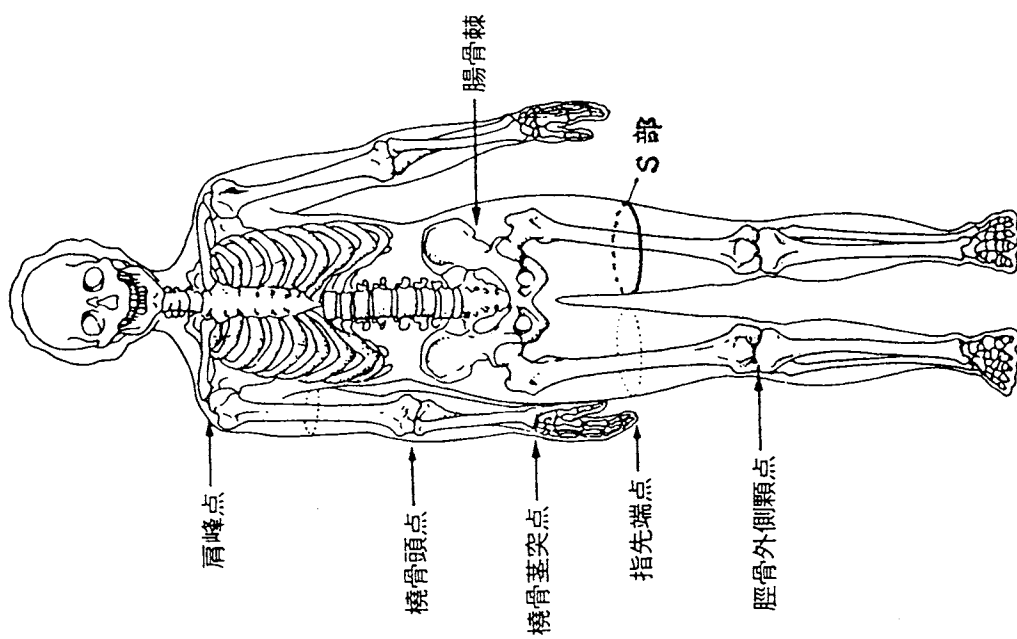
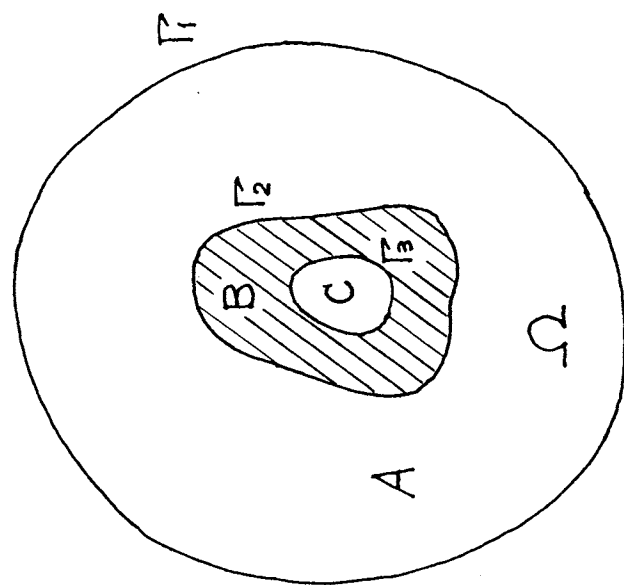


図3 生体の種々の動き



(a) 骨格構造



A: 軟組織, B: 硬組織, C: 空域

(b) S部断面

図4 生体骨格構造とその構造・組織

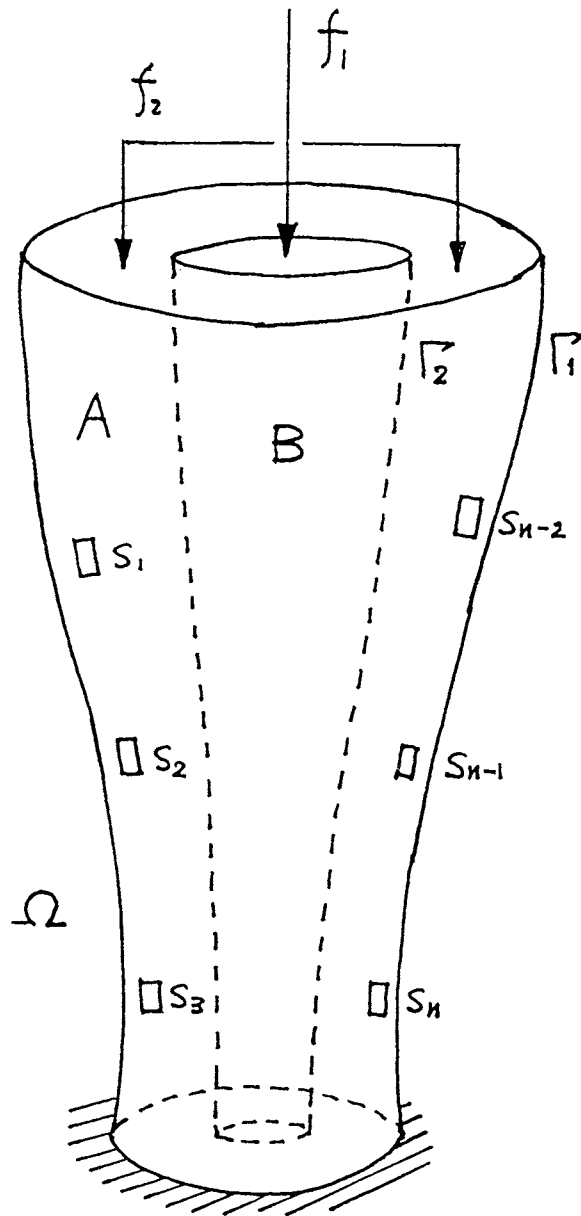


図5 生体硬組織の逆向題例

2. 生体の3次元応力・ひずみ解析法

2・1 生体外からの情報に基づくモデルの構築とその応用について

内骨格系の生物は骨組織を身体の内部に配置し、それらの周囲に筋肉を配することで、より高い運動機能を獲得している。また、進化の過程で、生体維持に必要なミネラルの貯蔵庫としての骨組織を身体を中心に置くことにより、運動機能のみならず代謝の観点からも効率の良いシステムを作り上げ、より大きな身体を維持することが可能になっている。その結果、骨は靭帯や筋肉、脂肪などの軟組織によって何重にも覆われることになり、その存在は生体外からは特定の関節部においてのみ認めうる程度である。このような骨組織の力学的挙動を、生体外より得られる情報から推定することが困難であるのは言うまでもない。

一方、医療技術、特にX線や磁気、超音波など生体内を透過する現象を応用した医療計測技術の発達に伴い、生体内器官の形状や材料、組織構成や構造などについては、かなり詳細なところまで生体外から明らかにすることが可能となっている。実際、X線CTやMRIなどは医療現場において、生体内器官の形状や状態を把握するために日常的に用いられ、治療に大きく貢献している⁽¹⁾。さらには、これらの医療計測技術が、高度な画像処理やコンピュータ技術と組み合わせられることによって、生体内に存在する器官と寸分違わない精密なモデルがコンピュータ上で構築可能になって来ている⁽²⁾。骨などの生体硬組織についても、X線CTや超音波診断などで、その組織・形態が計測され、治療に効果を発揮している。また、X線CTなどで得られた情報から骨のコンピュータモデルが作成され、それが人工関節の設計などにも利用されてきている⁽³⁾。

生体軟組織に幾重にも囲まれた骨組織の力学的挙動を直接的に求めることは困難には違いないが、一旦コンピュータ上に生体内の骨組織と同じ形態を有するシミュレーションモデルが構築されたならば、それに生体外から与えられる情報を境界条件として与えることで、力学的挙動を推定することは可能と考えられる。この章では、そのような解析手法の応用例として、人工骨頭置換後の大腿骨と仙骨摘出後の再構築を対象に、シミュレーションモデルの構築とその変形および応力の解析について述べることにする。ここで取り上げた2つの例は、いずれも関節症や腫瘍などの疾病により本来の骨組織が体重や運動の支持機能を失い、それを回復するために人工物によって構造を再建するというものである。生体骨の組織や構造は、それが受ける力学的負荷に対して適応し最

適性を有していると考えられているが、その最適性を人工物で置換した構造でも達成することは極めて困難である。しなやかで再生が可能な生体骨に対して、固くて再生が不可能な人工物（金属やセラミックス）が埋め込まれることによって力学的な環境は大きく異なるものとなり、局所的な負荷の集中やそれに伴う骨組織の再構築（リモデリング）が発生する。一旦構造が再建されても、このようなことが原因となり、再び体重や運動の支持機能が失われることが生体骨の人工物置換手術では常に懸念されている⁴⁾。従って、人工物置換手術後における骨の再構築の力学的挙動を把握することは、その手術の信頼性を確保するという意味において臨床的にも極めて重要であり、本研究の目的である生体外からの情報のみで生体内の力学的挙動を推定する方法の開発が最も期待されることでもある。ここで、やや特殊な例ではあるが、大腿骨の人工骨頭と仙骨再構築の例を取り上げたのは、上記の理由によるところが大きい。

以下の節では、これら2つの解析例において、その対象と方法および解析結果から得られる考察について具体的に述べることとする。

2・2 人工骨頭置換後の大腿骨における応力・ひずみ解析

2・2・1 背景と目的

整形外科における変形性股関節症の治療法として、人工股関節による置換手術が一般的に行われている。この手術では、変形を起こしている大腿骨骨頭を切除した後、大腿骨側にはボールヘッドを有するステムを挿入し、骨盤側にはボールソケットとなるカップを埋め込むことにより人工股関節の形成を行う。ステムには、大腿骨との固定に骨セメントを用いるセメントステムと、骨セメントを用いず直接ステムと大腿骨との結合を実現させるセメントレスステムがある。セメントステムは、骨セメントを用いて大腿骨とステムとの隙間を埋めて固定するため、手術後の初期の固定に優れる。しかし、セメント自体の強度が弱いことから、セメントにひびが入り、ステムのゆるみを進行させる危険性がある。セメントレスステムは、直接ステムと大腿骨とを結合させるため、セメントステムよりゆるみの起こる可能性が少なく、ステムの金属と骨の境界にひびが入っても、骨の修復機能が働くことにより、固定の永続性が期待できる。しかし、境界面に骨が形成されるのを待つことが必要で、そうなるまでの初期の固定力に問題がある。セメントステムを使用した場合、セメントの破損により、ステムにゆるみが生じてくると、再手術を行う必要があり患者に大きな負担をかけることになる。そのため、最近では人工股関節にはできる限りセ

メントレスシステムが望ましいと考えられている。一方、ステムの十分な固定性を維持するためにはステム周囲の応力状態を正常な骨再構築が行われるレベルに保つ必要がある。セメントレスシステムは直接骨と境界を接するため、その形状が周囲の応力分布に与える影響は大きく、設計上の重要な因子となっている。しかし、日本の臨床現場で用いられている人工股関節は主として欧米で開発されてきたため、日本人と欧米人との間の体格や大腿骨形状の違いが考慮されておらず、人工股関節の特にステムの形状や寸法については必ずしも日本人患者に適した設計となっていない。

ここでは、日本人に多い二次性変形性股関節症を対象として、CT画像をもとに大腿骨の3次元形状をCADを用いて作成する。そして、それら大腿骨からステム挿入後の大腿骨のFEMモデルを作成して解析を行い、日本人の大腿骨に適合したセメントレスシステムの設計について検討する。

2・2・2 変形性股関節症の特徴とその分類⁹⁾

股関節に愁訴を訴える変形性股関節症は、日本人の場合では幼児期の先天性股関節脱臼など他の股関節疾患（原疾患）により引き起こされる二次性変形性股関節症が多い。それに対して、欧米人の場合では原疾患が不明な一次性変形性股関節症が多い。変形性股関節症では大腿骨の骨頭が寛骨臼蓋の正常な位置からずれて、力学的環境の変化と骨の再構築反応が起き、その結果、大腿骨側、骨盤側ともに骨の組織や形状が大きく変化することが知られている。一般に、二次性変形性股関節症の方が大腿骨骨頭の変形はひどい。また、それらの変化を伴う骨頭面での圧力分布等の変化が軟骨表面の損傷を引き起こし、関節全体の機能を奪っていく。その最終的治療法として、人工股関節全置換術がある。現在、日本で一般に用いられているセメントレスシステムは欧米人の一次性股関節症の大腿骨を対象として開発されてきたため、形状や寸法に関して日本人の二次性変形性股関節症の大腿骨との適合性がよいとは言えず、髓腔皮質を大きく削らないと挿入が不可能な場合も数多くある。

以下では、金沢大学医学部整形外科において考案された大腿骨形態分類法にもとづいて、大腿骨形態の変形をいくつかのタイプに分類し、その大腿骨のタイプごとにそれぞれ適合する形状のステムを設計する。対象は、金沢大学医学部附属病院整形外科を受診した進行期から末期の患者群（以下OA群とする）113股と、股関節に愁訴のないボランティア群（以下N群とする）36股の計149股である。これらの対象に対し、以下の手順で大腿骨の3次元モデリングを行う。

- 1) 3次元CTスキャナを用いて、大腿骨の横断面画像を撮影する。
- 2) CT画像からの髓腔形状の抽出を行う。すなわち、CT画像をCT画像専用解析ソフトMedVision (Evergreen Technologies, Inc.) に取り込み、6mm間隔のスライスを対象に大腿骨皮質の輪郭線を抽出する。輪郭線のデータはCADの標準的なフォーマットであるIGESフォーマットでファイルに出力し保存する。
- 3) 大腿骨の3次元モデリングを行う。具体的には、大腿骨皮質の輪郭線のデータをCADソフトUnigraphics (Unigraphics Solutions, Inc.) に転送し、スプライン補間などを行って大腿骨のモデルを作成する。その際、大腿骨小転子の最も突き出た頂部のある横断面（以下小転子面とする）を基準面とし、モデルの基準軸となる骨軸は小転子面から遠位18mm以下の各スライスの重心からの距離が最短となる直線を最小自乗法により算出して求めた（図2・1）。

以上の手順によって作製された大腿骨の3次元モデルを用いて、正面（骨軸および骨頭中心を含む面）と側面（骨軸を含み正面に直行する縦断面）における髓腔形状の測定を行った。髓腔形状の測定方法として髓腔線を直線近似し、その直線化された髓腔線の骨軸に対する傾斜角度 θ を用いて評価した（図2・2）。髓腔線の傾斜角度の測定にもとづいて、髓腔形状を分類した結果を表2・1に示す。近位内側、近位後方をそれぞれ添字m, pで表し、正面では θ_m が22度以上をtype A, 22度未満をtype Bとした。側面では θ_p が-12度未満をtype I, -12度以上をtype IIとした。日本人の二次性股関節症を呈する大腿骨は、type A I, A II, B IIの3タイプに大部分が属している。

2・2・3 人工股関節ステム挿入モデルのFEM解析

本節では、大腿骨の各形状タイプにあわせた人工股関節ステムを設計し、それが各タイプの大腿骨に挿入されたFEMモデルを作成して解析を行う。得られた応力分布等の結果から、設計したステム形状の有効性について考察を行う。

(1) Type A II ステム挿入モデルの解析

(a) 解析モデル 前節で述べたように、OA群の中で占める割合が最も多いのはtype A II の大腿骨であった。そこでtype A II の髓腔形状にあわせたステムを設計し、A I, A II, B II の各タイプの大腿骨に、このtype A II ステムをCADソフトUnigraphics上で手術手技に準じて挿入した立体モデルを作成した。この際、ステムを挿入する大腿骨としては、大腿骨小転子面より遠位にお

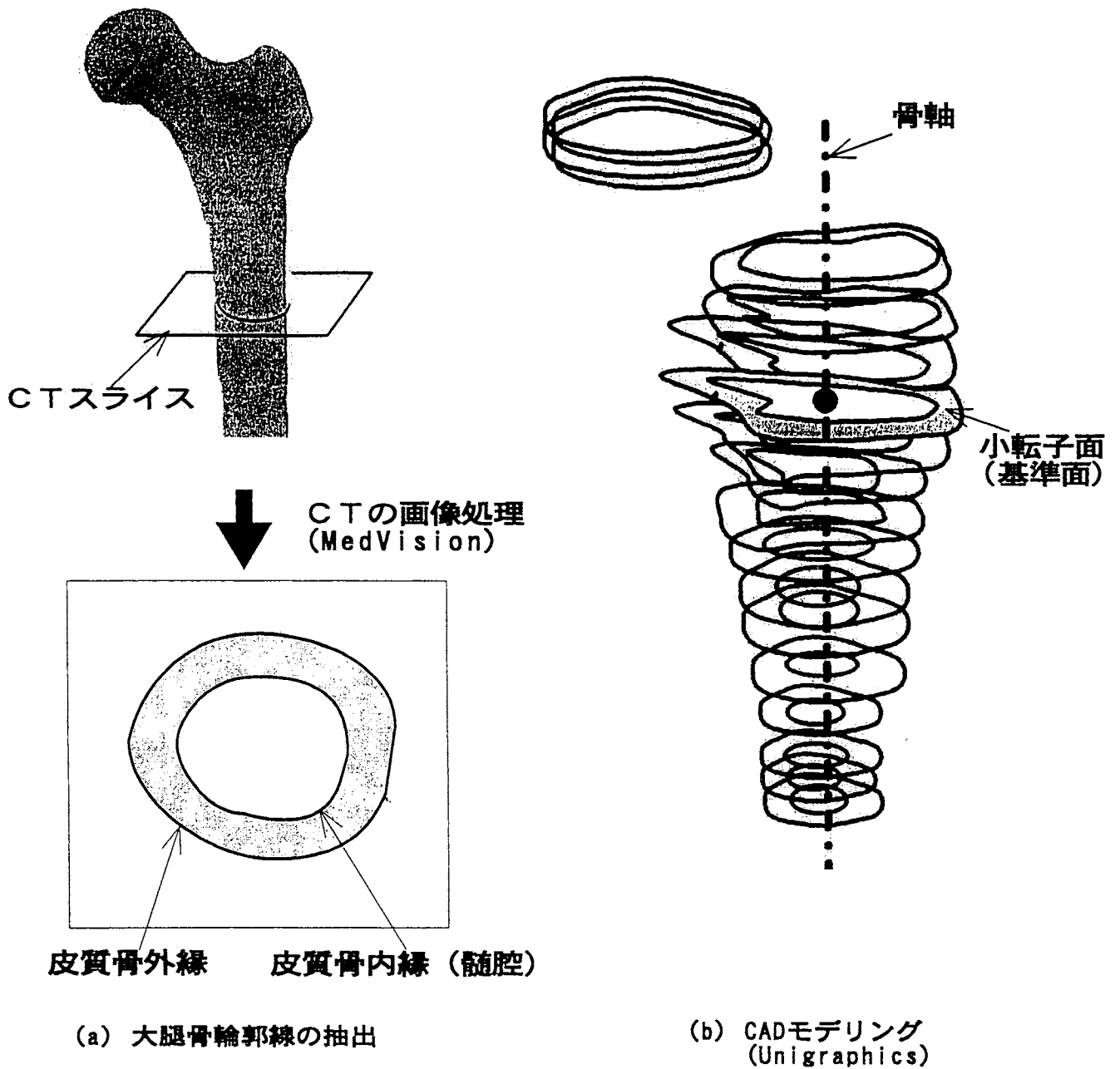


図2・1 大腿骨3次元モデルの作成

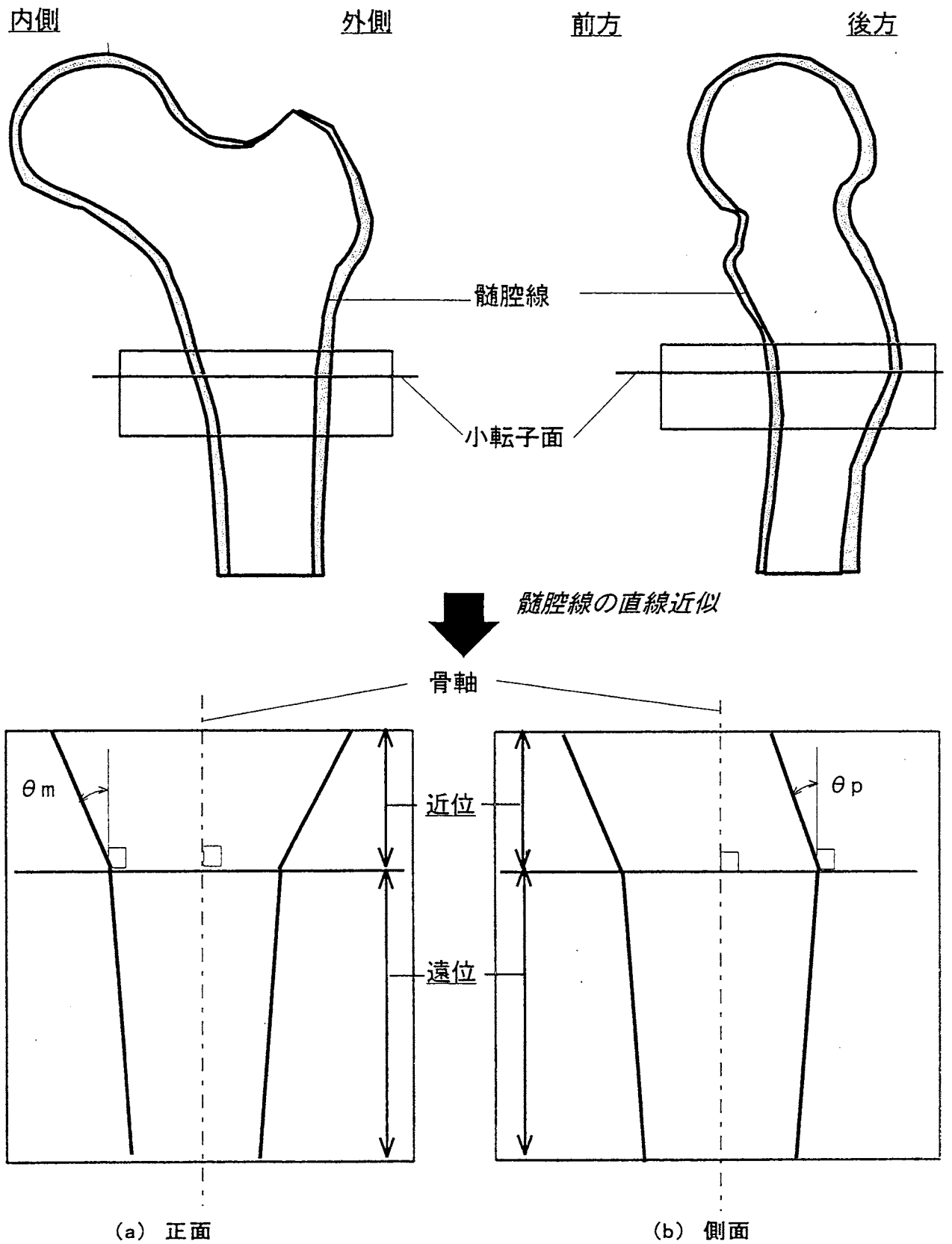


図2・2 髓腔線傾斜角度の定義

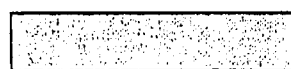
表2.1 髓腔線傾斜角度による大腿骨形態の分類

正面		側面	
		I $\theta_p < -12^\circ$	II $\theta_p \geq -12^\circ$
A $\theta_m \geq 22^\circ$	N	6	89
	OA	26	42
B $\theta_m < 22^\circ$	N	0	5
	OA	4	29

(Unit:%)



... Type A I



... Type A II



... Type B II

いて髓腔がもっとも狭くなる部分（髓腔峽部）での髓腔径が同じものを各タイプの中からそれぞれ選び、ステム径はその髓腔に合わせて決めた。図2・3にtype A I, A II, B IIのそれぞれの大腿骨にtype A IIステムを挿入した場合の縦断面図を示す。図中の破線は小転子面を一点鎖線は骨軸を示している。今後、例えば、type A Iの大腿骨にtype A IIのステムを挿入したモデルはtype A I - A IIという風に大腿骨 - ステムの順番で呼ぶことにする。図2・4にUnigraphics上で作成したtype A I - A IIの立体モデルを示す。従来型ステムに比べてtype A IIステムは、外側がふくらんでいること、前方において大腿骨の髓腔線に近い形状をしていることが特徴としてあげられる。これらの立体モデルにもとづいて、FEMモデルを作成し、解析を行う。type A I - A IIモデルでは近位部後方内側においてステムの皮質骨への食い込みや骨外への露出が見られた。また、type B II - A IIモデルでは近位部の内側と遠位部の前方外側においてステムが皮質骨に食い込んでいた。図2・5にステムの皮質骨への食い込み部分を示す。

(b) 解析条件 図2・6に作成したtype A I - A IIの解析モデル、図2・7にtype A I - A IIモデルにおけるtype A IIステムの正面から見た場合の要素分割図を示す。解析に用いた要素タイプは4節点四面体と6節点五面体である。図2・8にtype A I - A IIの解析モデルの正面における断面図を示す。ステム遠位端を $z=0$ として、ステムのテーパの起点である $z=74$ 付近から大腿骨最遠位端までは皮質骨とステムの境界に要素は設けなかった。著者らが行った予備計算では、ステム遠位における骨との接合条件はステム近位の応力分布にそれほど影響しないことがわかっており、他の研究でも確認されている⁽⁹⁾。従って、ここでは主として近位の応力分布について注目するため、ステム遠位における骨との接合を考えない最も単純なモデル化を選択した。この設定はすべてのタイプのモデルについて共通である。モデルに用いた材料はすべて等方弾性体とし、その材料特性値は文献値⁽⁷⁾⁻⁽⁹⁾を参考にステム、皮質骨、海綿骨のヤング率をそれぞれ124GPa, 7GPa, 1GPa, ポアソン比をそれぞれ0.27, 0.25, 0.30とした。また、各材料の境界部分は完全固着とした。すべてのタイプのモデルにおいて、片足での静止立位状態を想定して、ステム頭頂部に鉛直線より13度内側から1500N、大転子部の最上面で最外側の1節点に20度内側方向へ1000Nの荷重を与え、大腿骨最遠位端面上の全節点を完全拘束した⁽¹⁰⁾。以上の条件のもとで、有限要素解析コードANSYSを使用して解析を行った。

(c) 解析結果 各タイプの正面から見た断面におけるミーゼス応力の分布

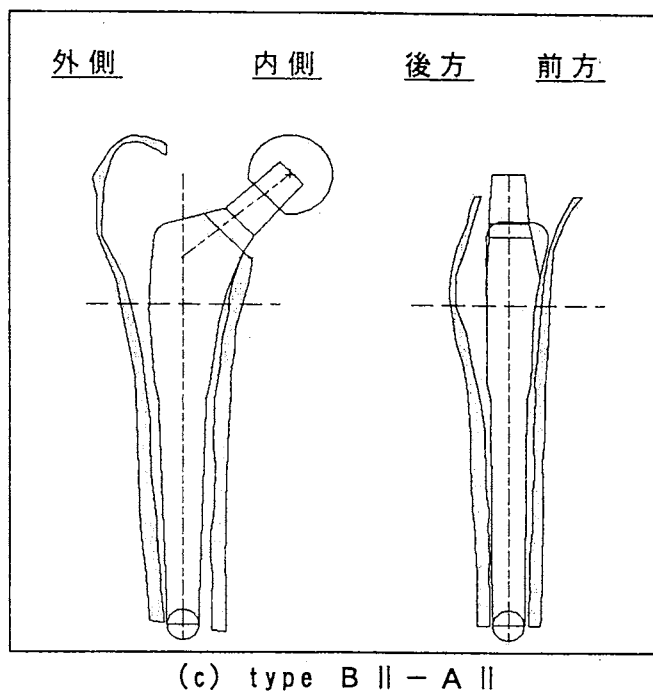
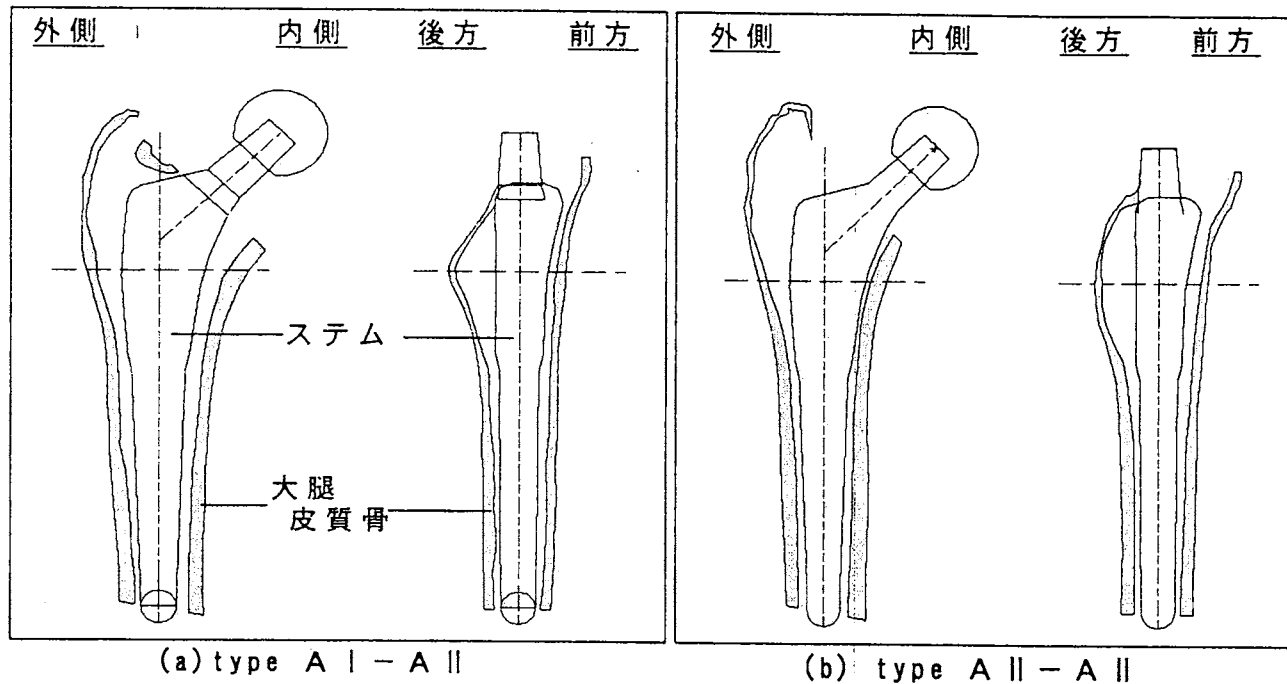


図2.3 type A IIステム挿入モデルの縦断面

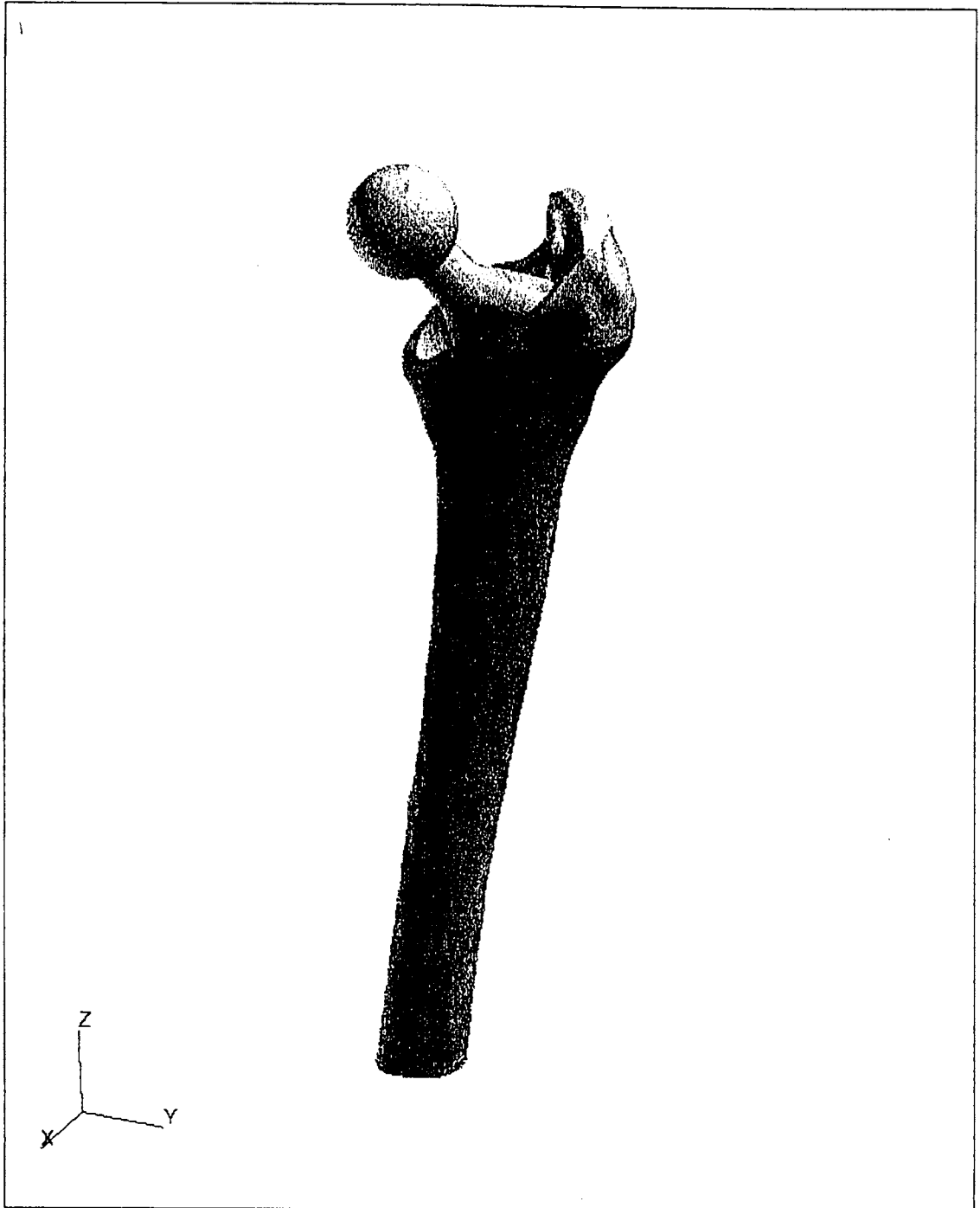
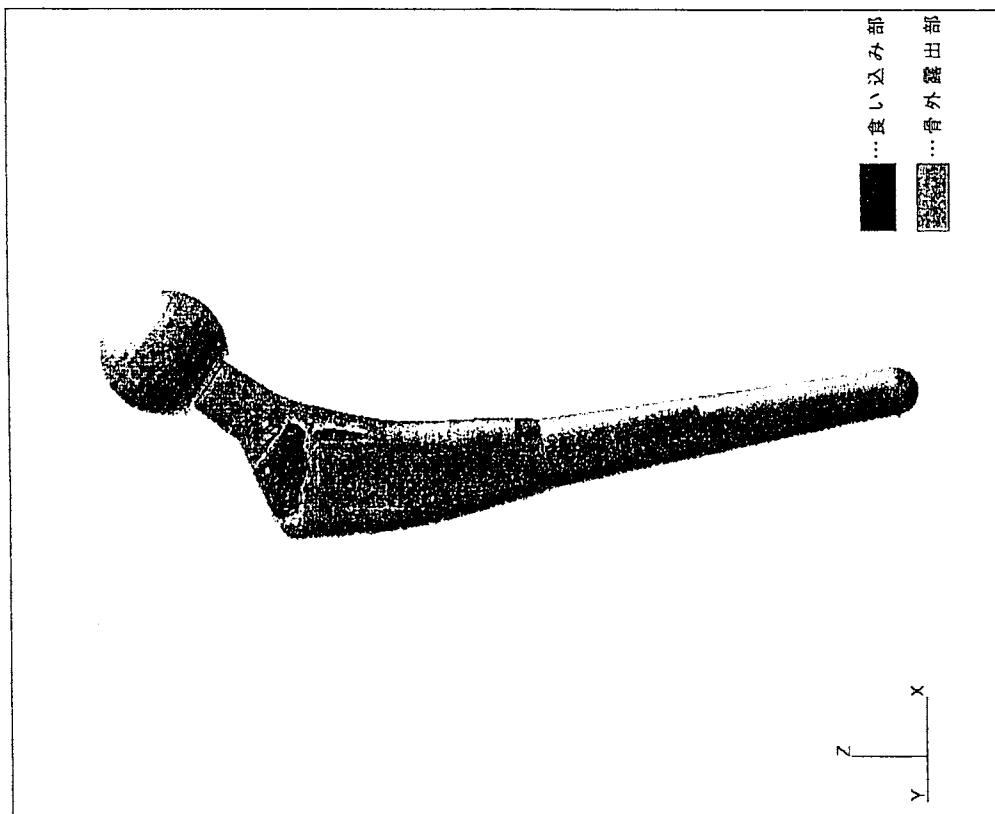
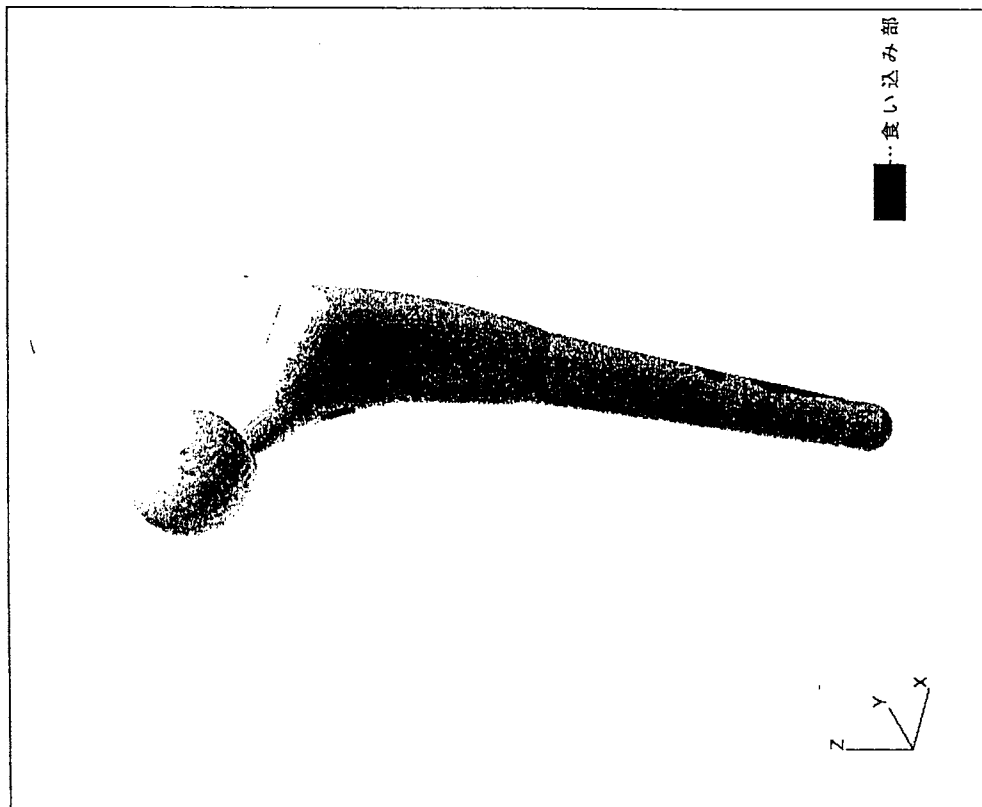


図2・4 作成した立体モデル (type A I - A II)



(a) Type A I - A II ステムの皮質骨への食い込み部分



(b) Type B II - A II ステムの皮質骨への食い込み部分

図2.5 ステムの皮質骨への食い込み部分

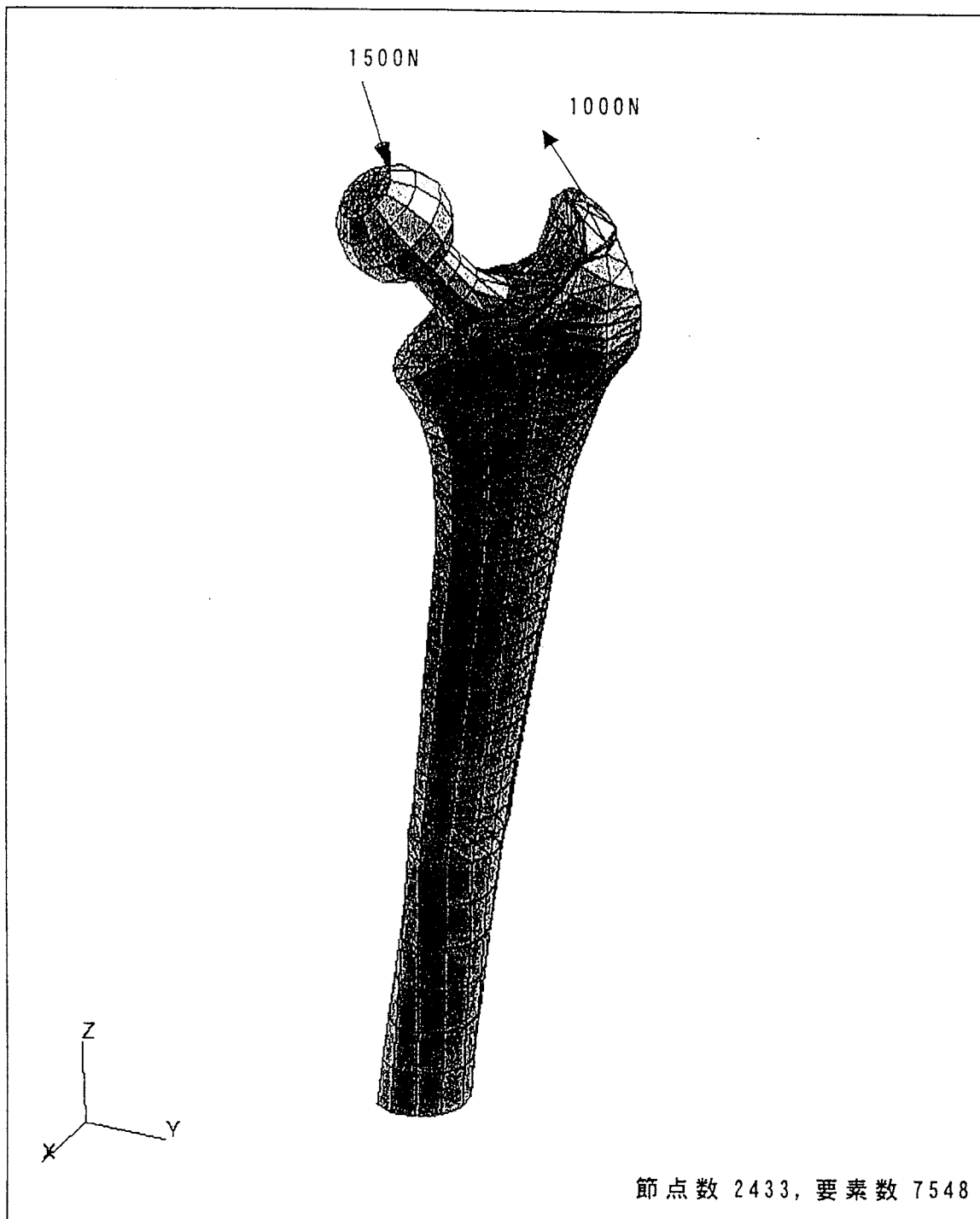


図2・6 解析モデル (type A I - A II)

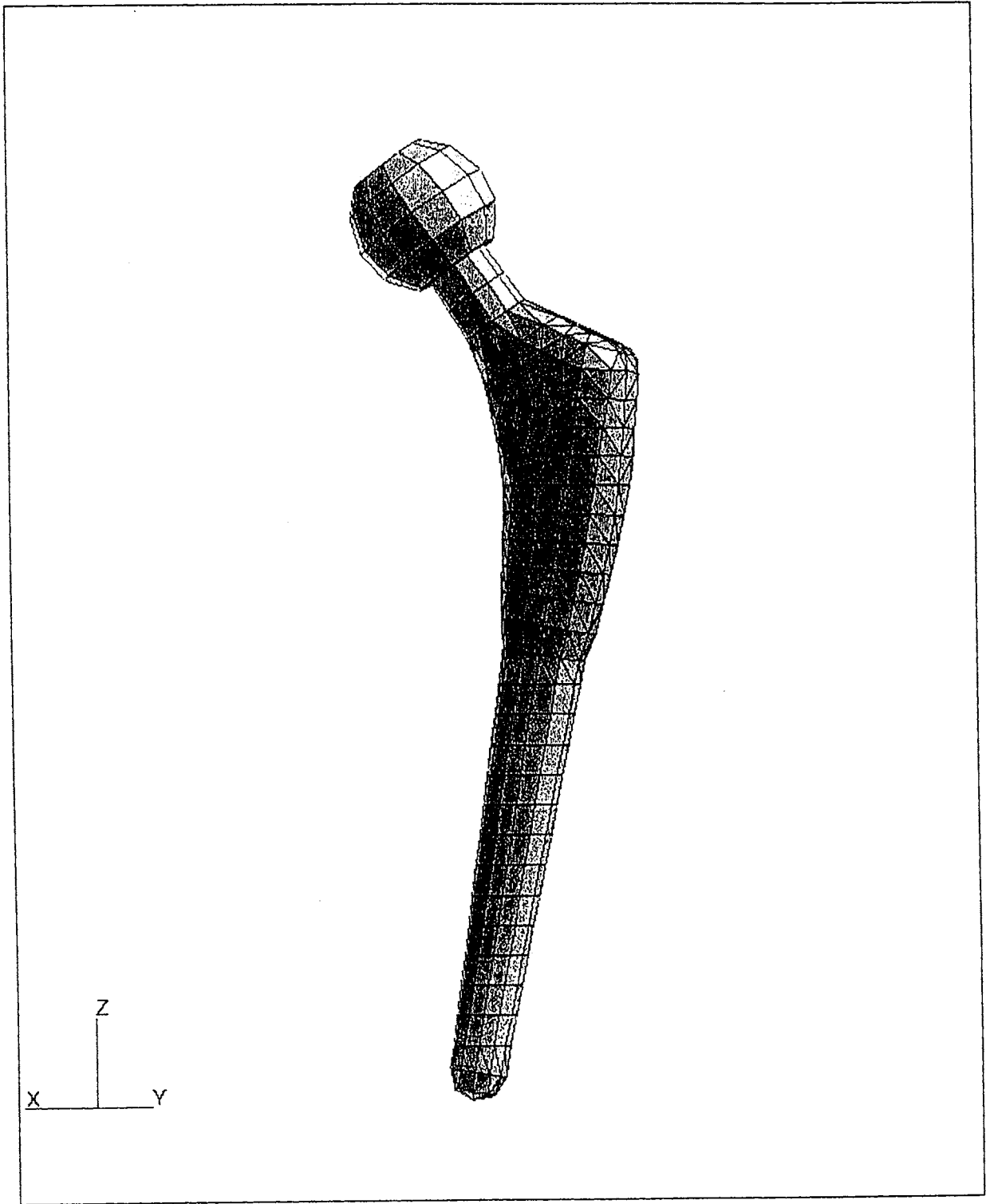


図2.7 type A I - A IIモデルにおけるステムの要素分割

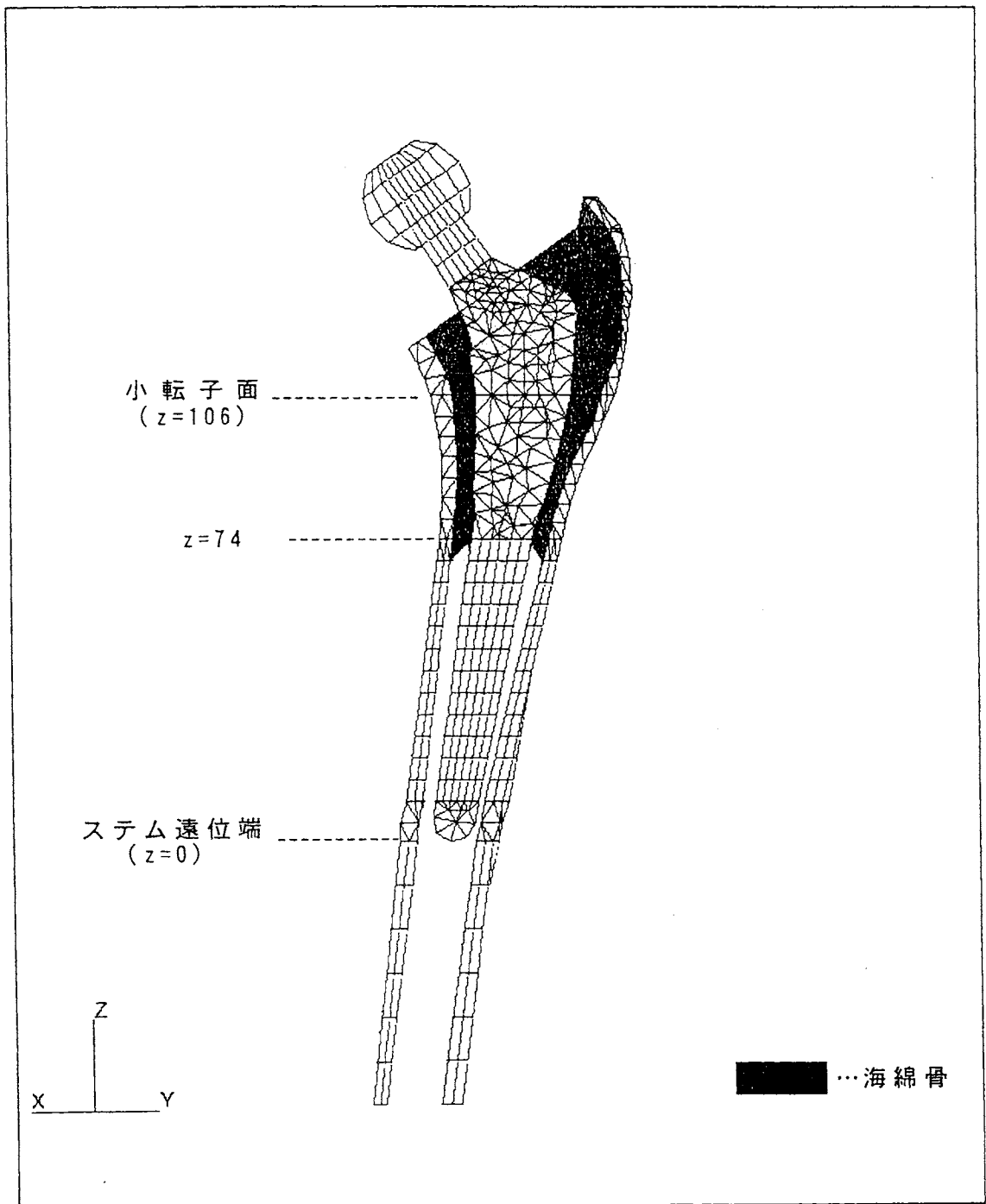


図2.8 解析モデルの断面 (type A I - A II)

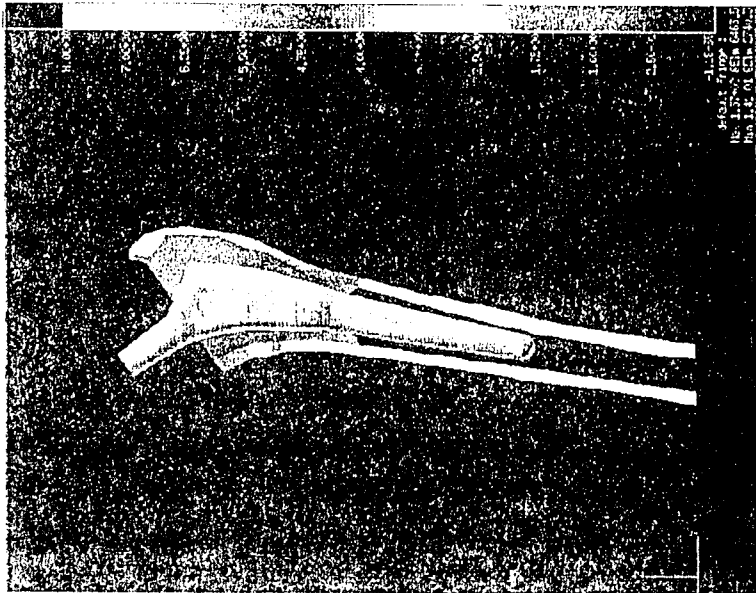
状態を図2・9に示す。曲げを受ける片持ちはりに近い状態にあることから、応力は大腿骨近位から遠位に向かって応力が大きくなる分布状態を示している。また、荷重はステムを通り、海綿骨、皮質骨へと伝達されているのが応力分布状態より見て取れる。これらの傾向はすべてのタイプにおいて共通していた。骨軸を通り骨頭中心を通る断面において、図2・10に示すような線上の応力分布を調べた。図2・11および図2・12に近位部におけるステムと境界を接する海綿骨（図2・10中のラインa, b）と髓腔皮質（図2・10中のラインc, d）のミーゼス応力の分布をそれぞれ示す。図中、横軸はステム遠位端からの距離をとってある。皮質骨外側で近位の応力が大きくなるのは、大転子の皮質骨に作用する荷重の影響と考えられる。また、type A I - A IIとB II - A IIの応力がtype A II - A IIに比べて低い理由としては、type A I - A IIとB II - A IIではステムが皮質骨に食い込んでいるために、ステムに作用する荷重が直接皮質骨の一部に伝達されるような構造となっており、モデル全体の剛性が高くなっていることが考えられる。

（d）考察 日本人に最も多い大腿骨形状に適合するように設計したtype A IIステムを各タイプの大腿骨に挿入すると、各大腿骨に発生する応力値に差が生じた。特に、type A I - A IIとB II - A IIではステムと皮質骨が直接接合している部分は応力が高くなるが、それ以外の部分では逆に応力が低くなっている。これは、過少応力による骨萎縮すなわちストレスシールドイングの原因になるとも考えられ、ステムの設計としては好ましいことではない。以上のように日本人に最も多い大腿骨形状に合わせてステムの設計を行っても、挿入する大腿骨のタイプが異なる場合には、問題となる可能性があると言える。

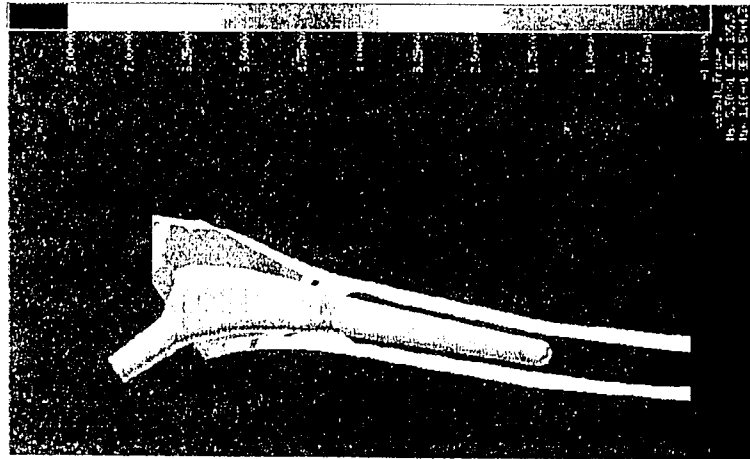
そこで次節では、新たにtype A I, B IIの大腿骨に適合するような形状を持つステムを設計した後、各タイプの大腿骨に合わせてそれらのステムを挿入したモデルを作成し、FEM解析を行う。

（2）適合型ステム挿入モデルの解析

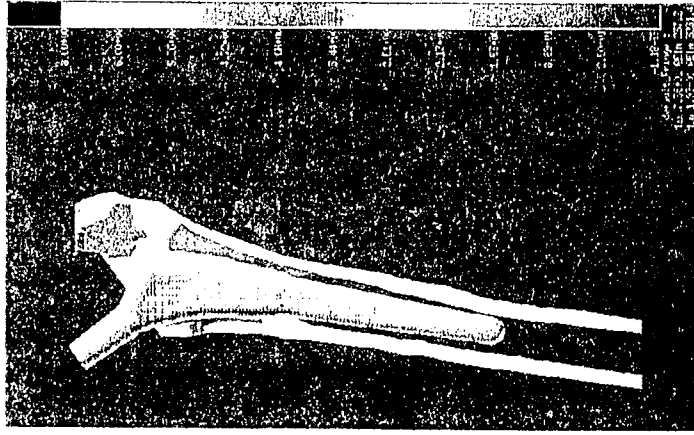
（a）解析モデルと解析条件 type A I, B IIの髓腔形状にあわせて設計したtype A I, B IIステムを、それぞれの大腿骨にUnigraphics上で手術手技に準じて挿入した場合の縦断面を図2・13に示す。ここでステムを挿入する大腿骨はそれぞれ前節で用いた大腿骨と同じである。type A Iステムは前方に傾いたような形状をしており、type B IIはtype A IIステムと比較して内側の傾斜が小さいことがそれぞれのステム形状の特徴としてあげられる。また、type A II



(a) AI-AII



(b) AII-AII



(c) BII-AII

図2・9 大腿骨縦断面におけるミーゼス応力分布

内側

外側

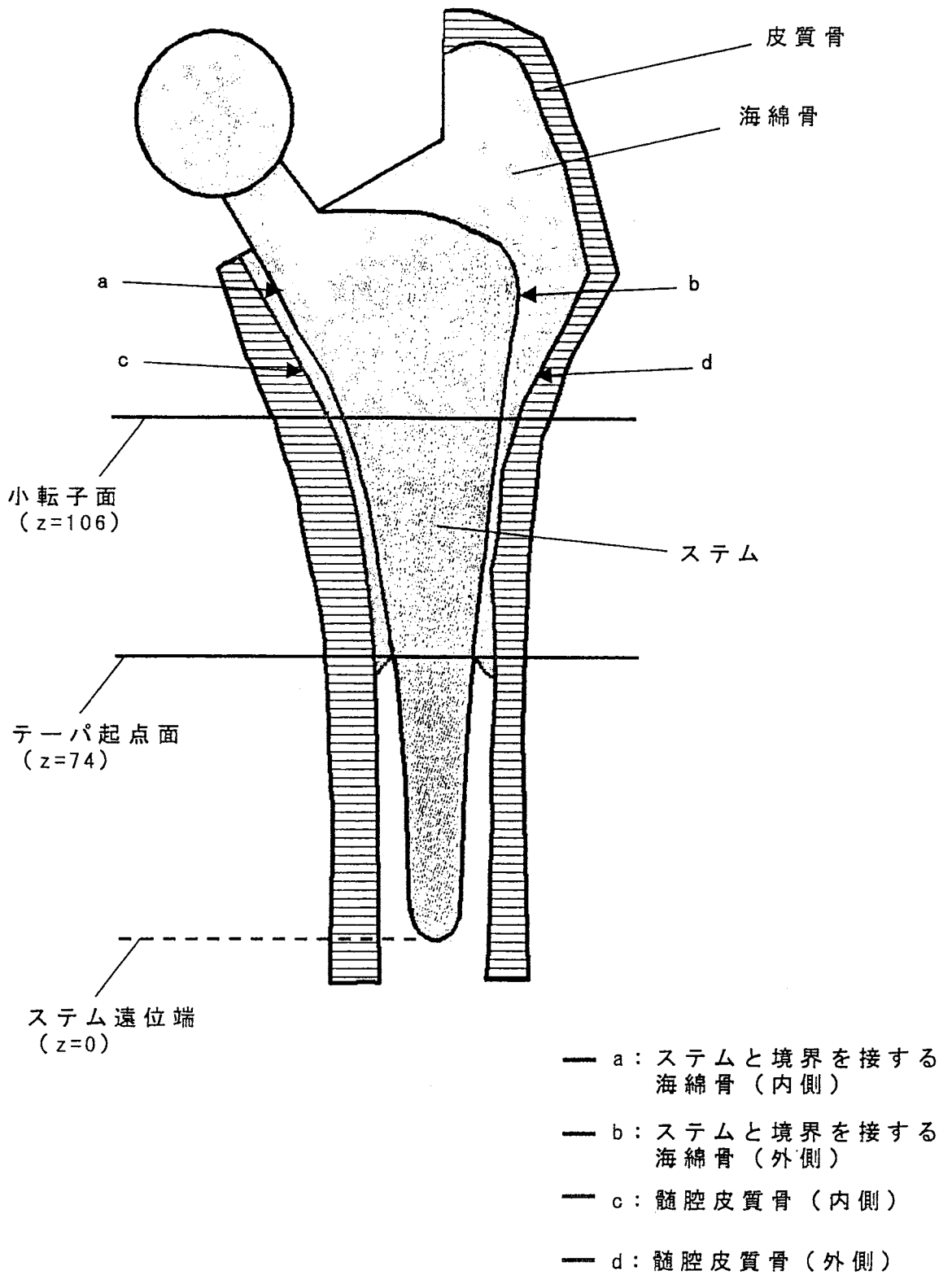
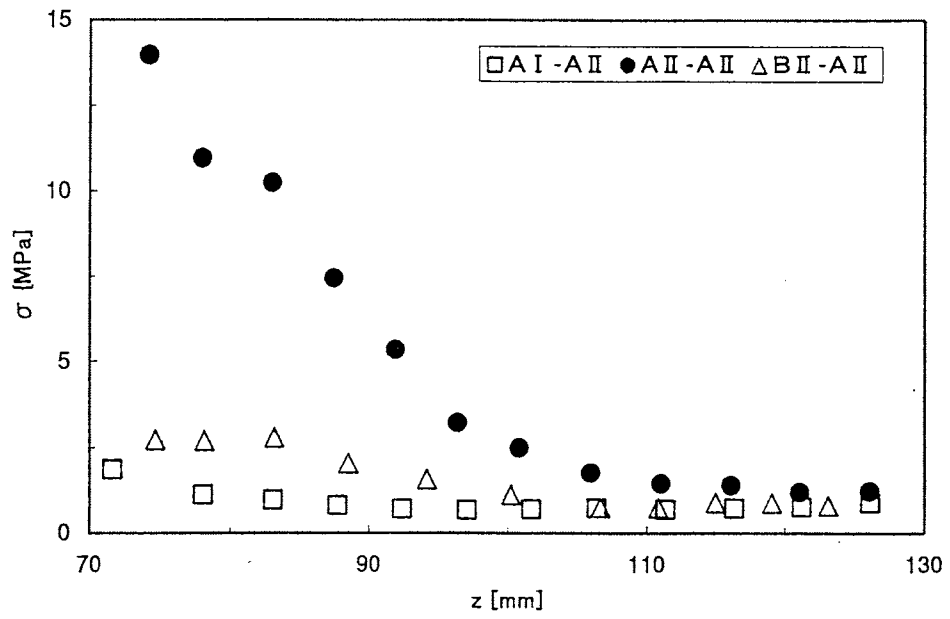
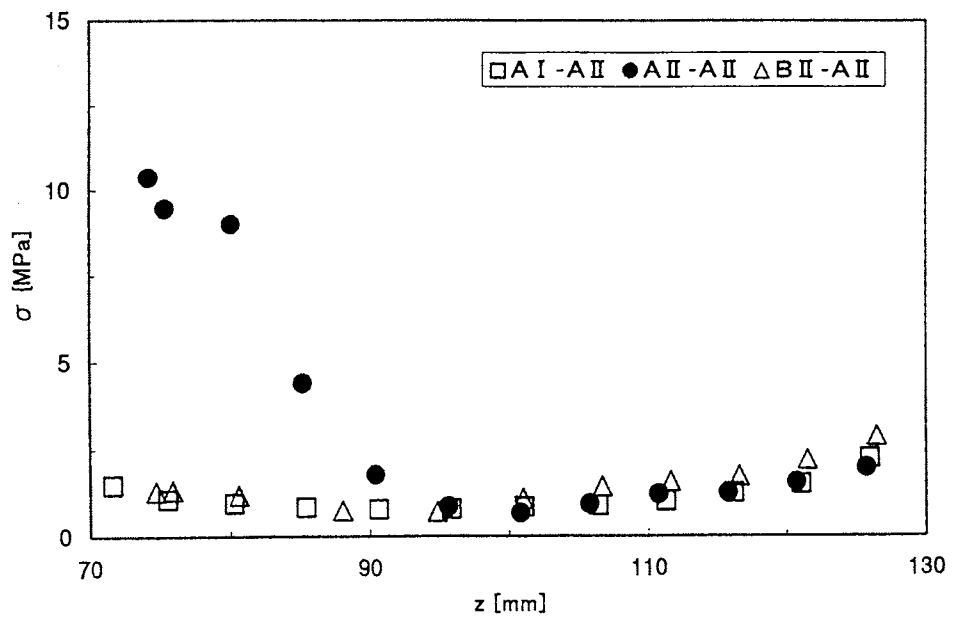


図2・10 応力分布を評価したラインの概略図

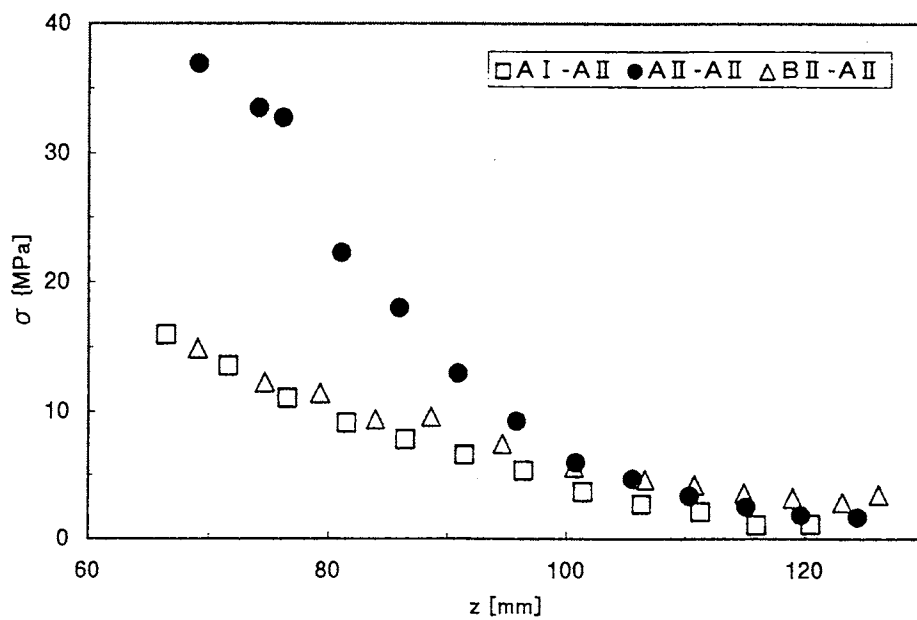


(a) 内側

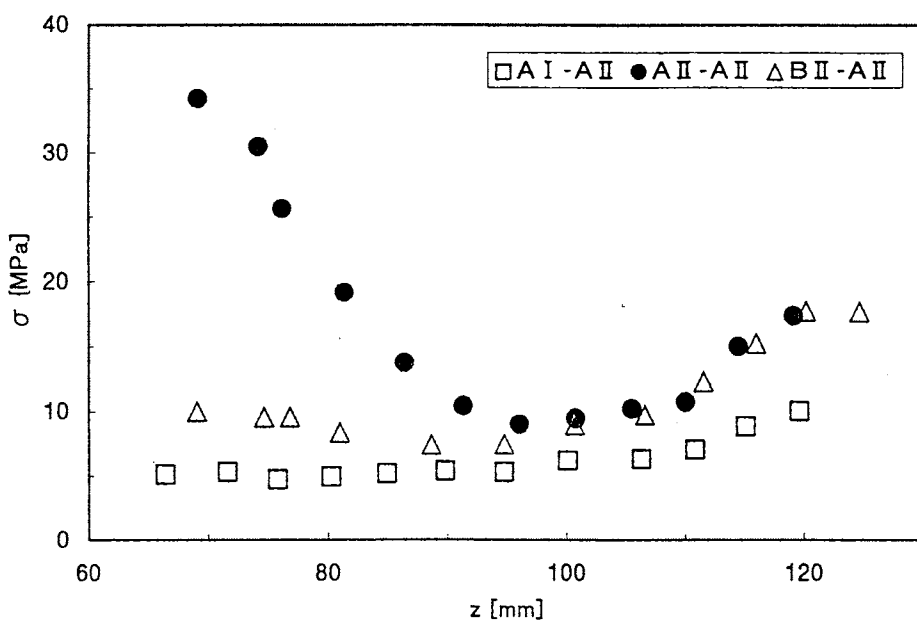


(b) 外側

☒ 2.11 海綿骨のステムとの境界におけるミーゼス応力



(a) 内側



(b) 外側

図2・12 髓腔皮質骨のミーゼス応力

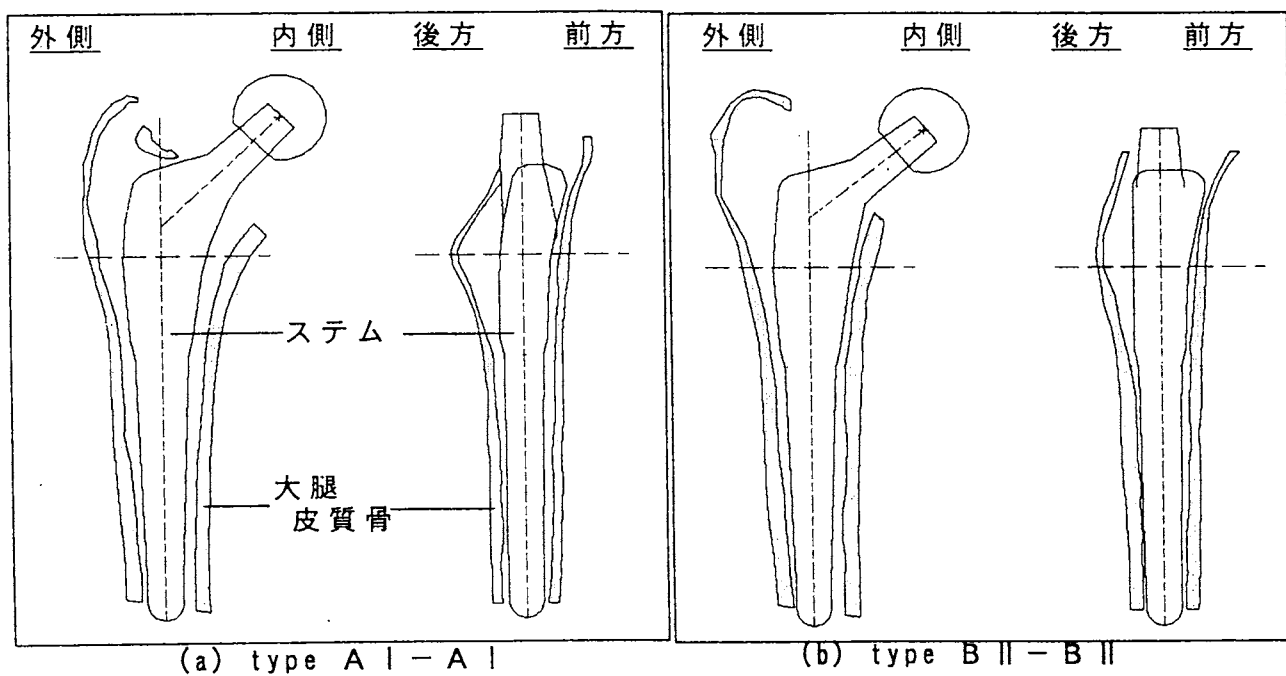


図2.13 適合ステム挿入モデルの縦断面

ステムに対してステム径が1mm小さいtype A II sステムを設計し、これをtype A IIの大腿骨に挿入してtype A II - A II sモデルを同様に作成した。これらの3次元モデルからFEMモデルを作成し、解析を行う。図2・14に作成したtype A I - A Iの解析モデルを1例として示す。先のA IIステム挿入モデルと同様にステムのテーパの起点から大腿骨最遠位端までは皮質骨とステムの境界に要素は存在しないものとした。モデルに用いた材料定数および負荷・境界条件も先と同様である。

(b) 解析結果 図2・15に各モデルの骨軸を通る断面を前方から見た場合のミーゼス応力の分布状態を示す。大腿骨type A I, B IIに適合ステムを挿入したモデルとtype A IIステムを挿入したモデルの近位部における応力分布を図2・16と図2・17に示す。応力分布はいずれも図2・10に示した線上のものである。海綿骨と皮質骨のいずれの場合においても適合ステムを挿入したモデルの方がtype A II を挿入したモデルより高い応力を示している。また、type A IIステム挿入モデルにおいてステムが皮質骨に食い込む部分での皮質骨に発生する応力を図2・18に示す。ただし、ここでの応力は適合ステム挿入モデルで得られた同じ位置での応力との比を表している。type A I大腿骨については近位部、type B II大腿骨については近位部と遠位部におけるミーゼス応力を比較した。ステムが皮質骨に食い込むtype A IIステム挿入モデルでは、適合ステムを挿入した場合に比べて、約1.5~2倍の応力が発生している。これは、ステムと皮質骨が接している狭い領域で局所的に大きな荷重伝達が行われ、それにより高い応力が発生するためと考えられる。大腿骨に適合するステムを挿入したtype A I - A I, A II - A II, A II - A II s, B II - B IIについて、近位部におけるステムと境界を接する海綿骨、および髓腔皮質のミーゼス応力分布を図2・19と図2・20にそれぞれ示す。図の縦軸にミーゼス応力を取り、横軸にはステム遠位端からの距離をとってある。小転子面はいずれのモデルにおいても $z=106$ に相当する。皮質骨外側で近位の応力が大きくなるのは、大転子の皮質骨に作用する荷重の影響と考えられる。応力分布の傾向を比較した場合、3者ともほぼ一致していると言える。応力の値に幾分差が認められるが、これは各モデルにおけるステムと皮質骨間の海綿骨層の厚さと、皮質骨そのものの厚さに依存していると考えられる。type A I - A Iモデルにおいて海綿骨内側の応力が他のタイプに比べて低いのは、ステムを挿入したときのステムと皮質骨間の海綿骨層の厚さが他のタイプよりも厚くなる特徴のためと考えられる。また、type A I - A Iモデルの小転子より近位において外側皮質骨の応力が最も低いのは、この領域での皮質骨の厚さが他のタイプに比べて厚い

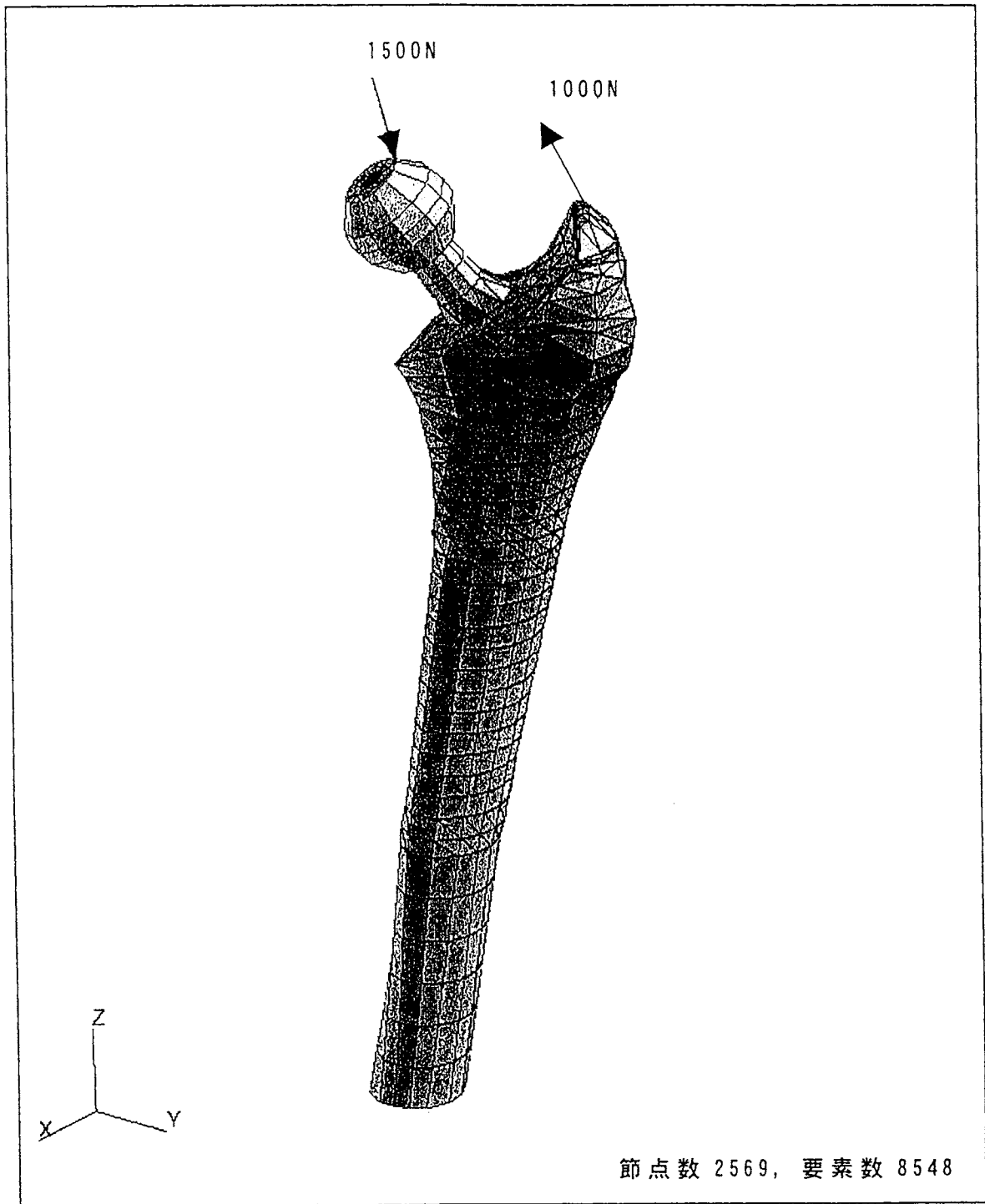
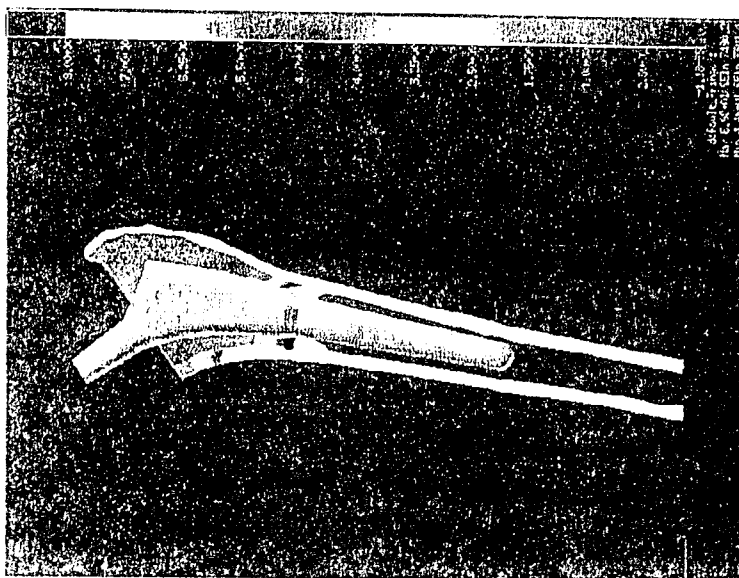
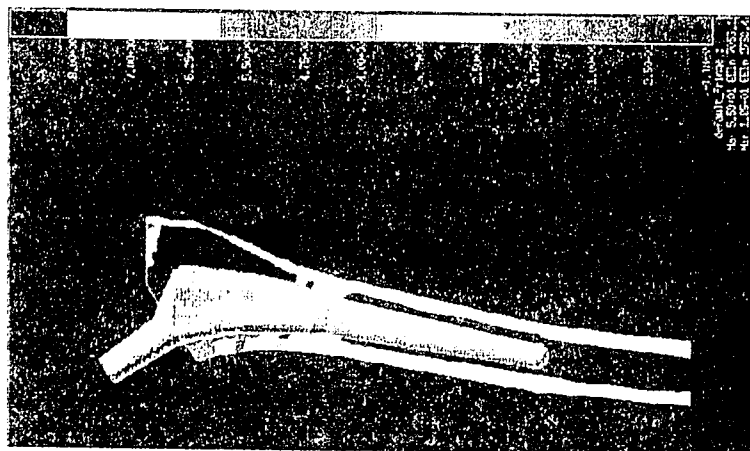


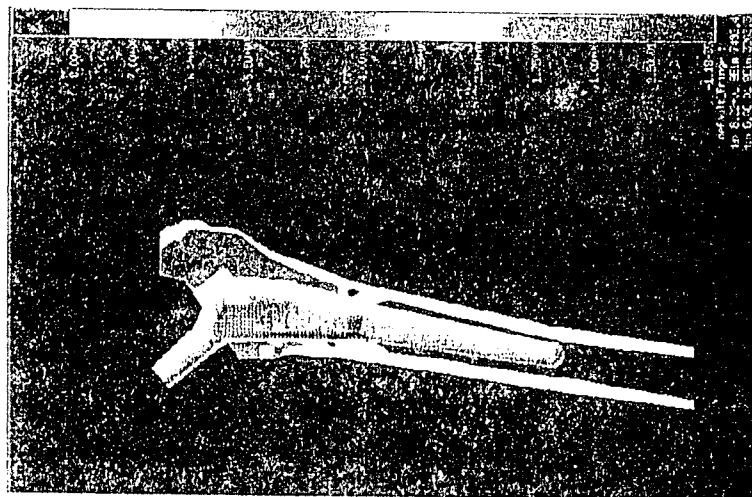
図2・14 解析モデル (typeA | - A |)



(a) AI-AI

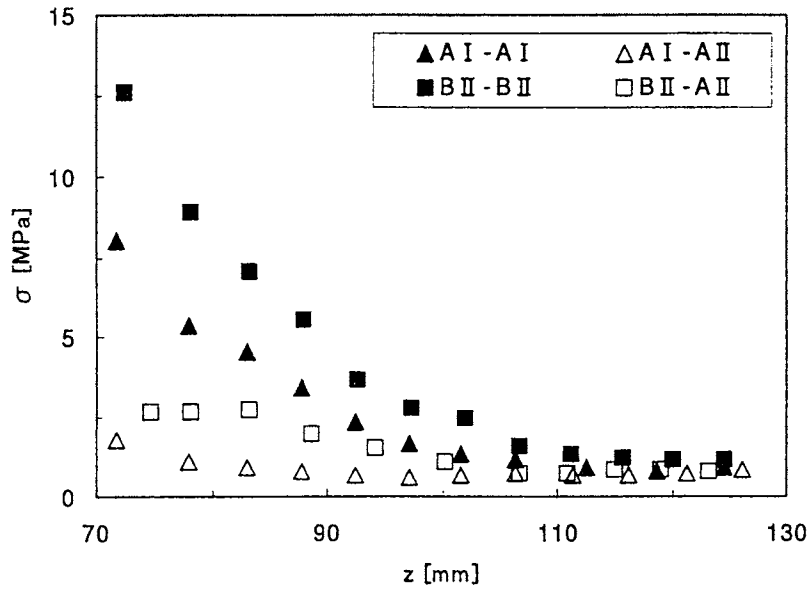


(b) AII-AII

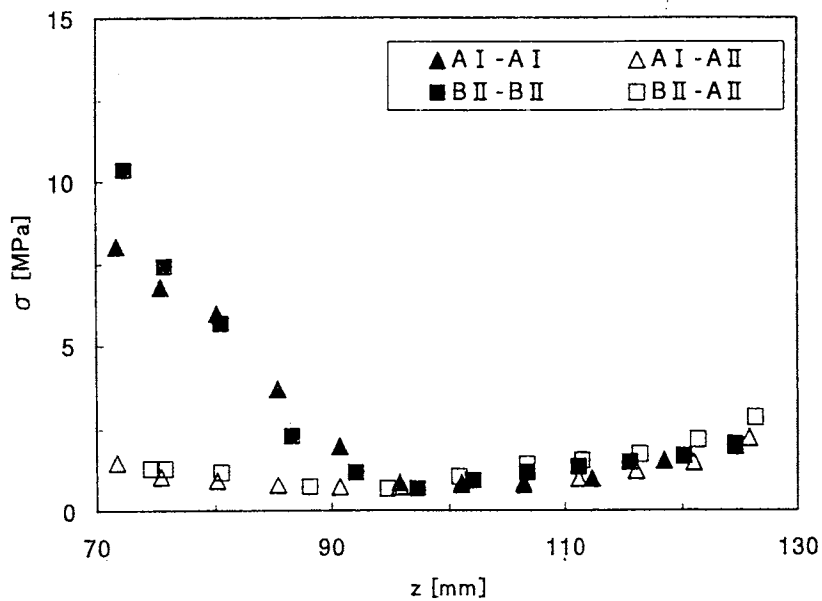


(c) BII-BII

図2・15 大腿骨縦断面におけるミーゼス応力分布

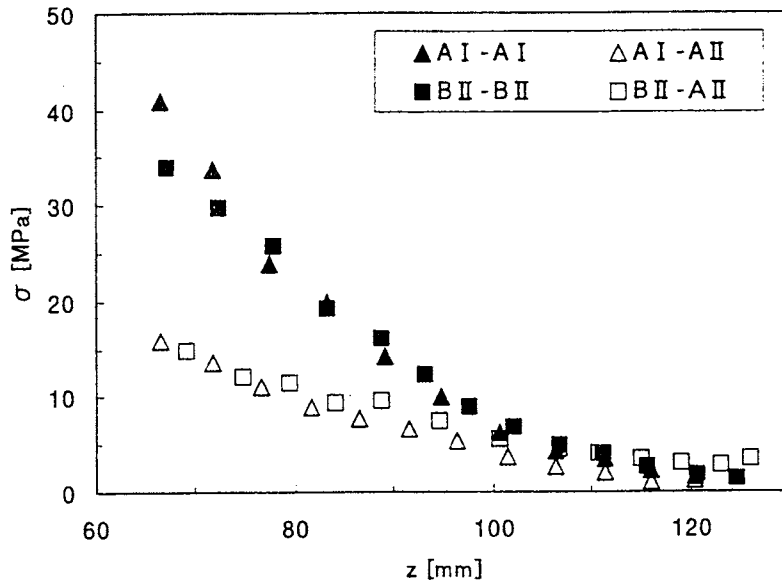


(a) 内側

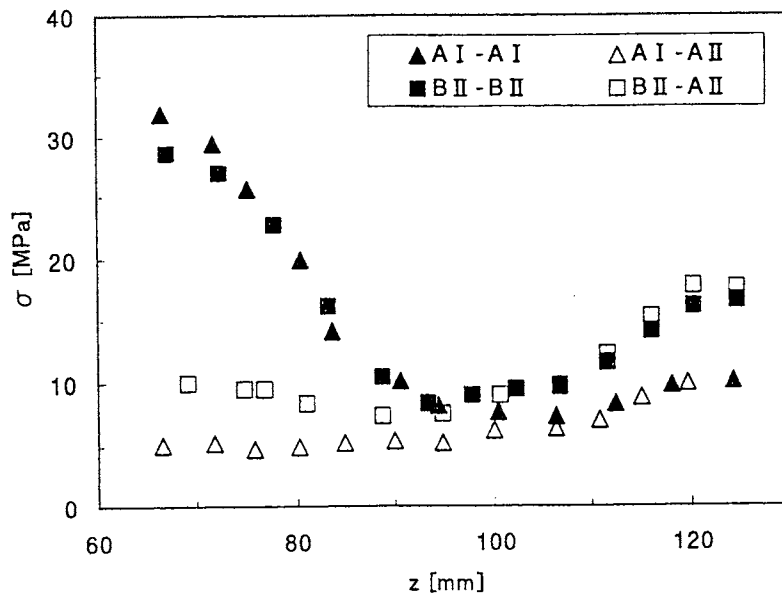


(b) 外側

図2.16 適合ステム挿入モデルと typeA IIステム挿入モデルにおける海綿骨のステムとの境界におけるミーゼス応力の比較



(a) 内側



(b) 外側

図2.17 適合ステム挿入モデルと typeA IIステム挿入モデルにおける髄腔皮質骨のミーゼス応力の比較

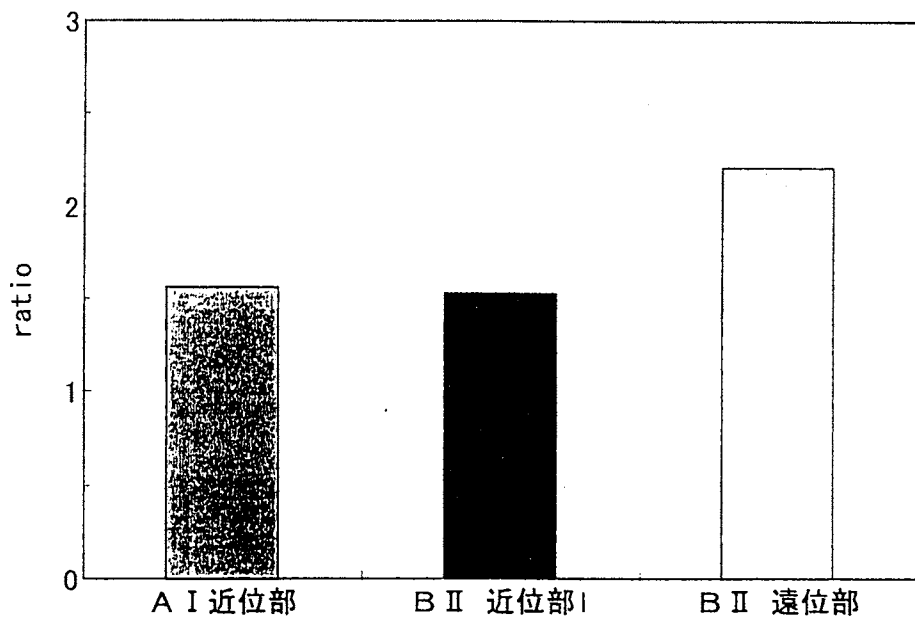
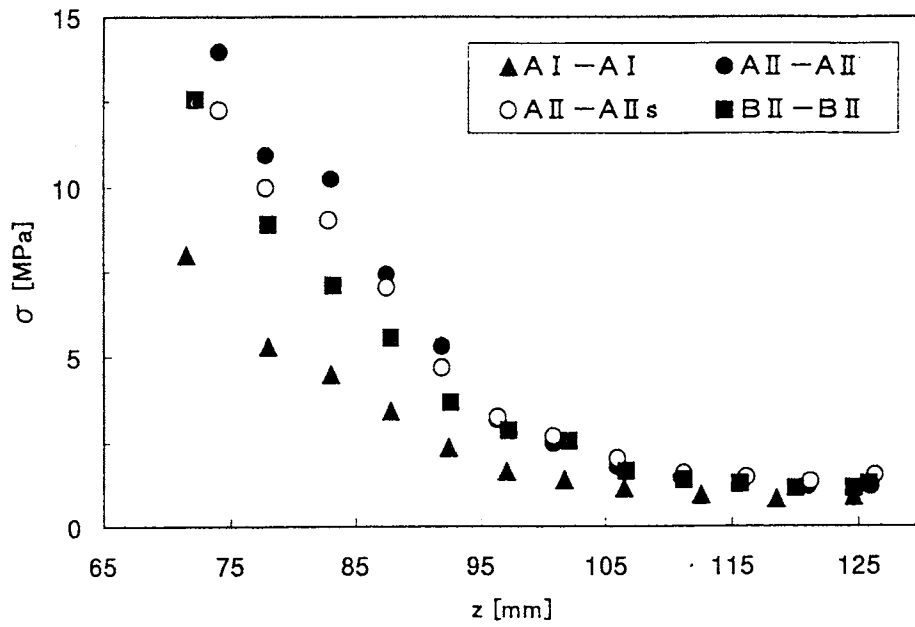
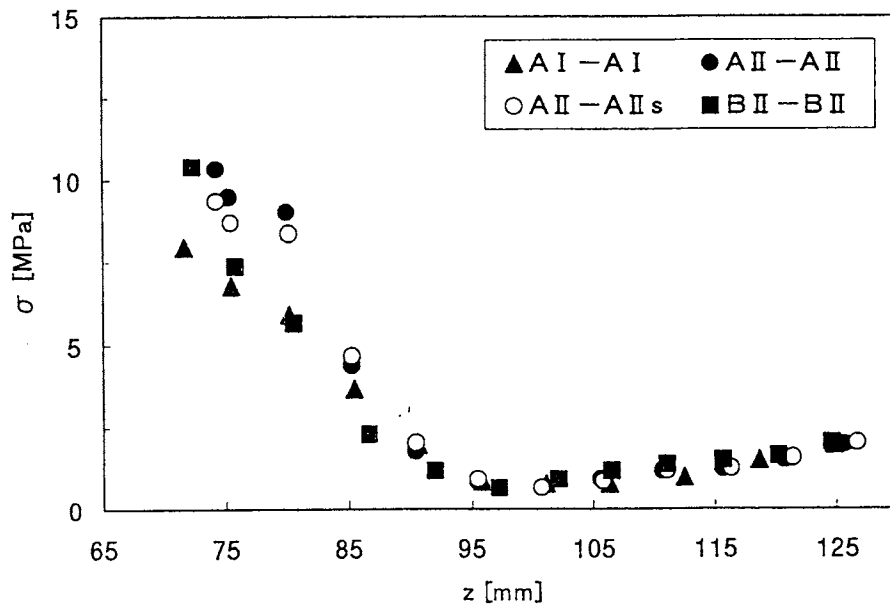


図2.18 適合ステム挿入モデルに対する typeA IIステム挿入モデルの
 ステムが食い込んだ部分の皮質骨のミーゼス応力の割合

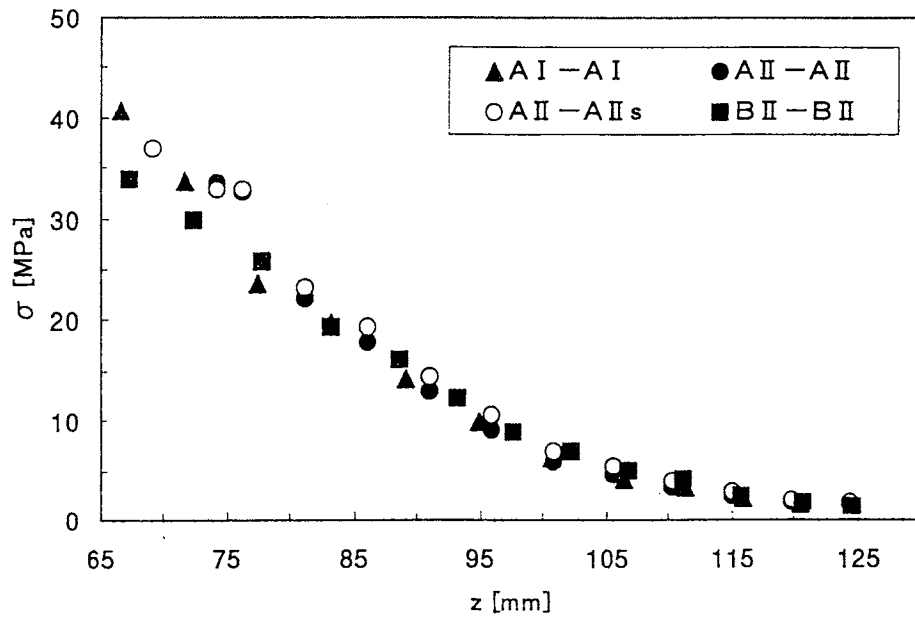


(a) 内側

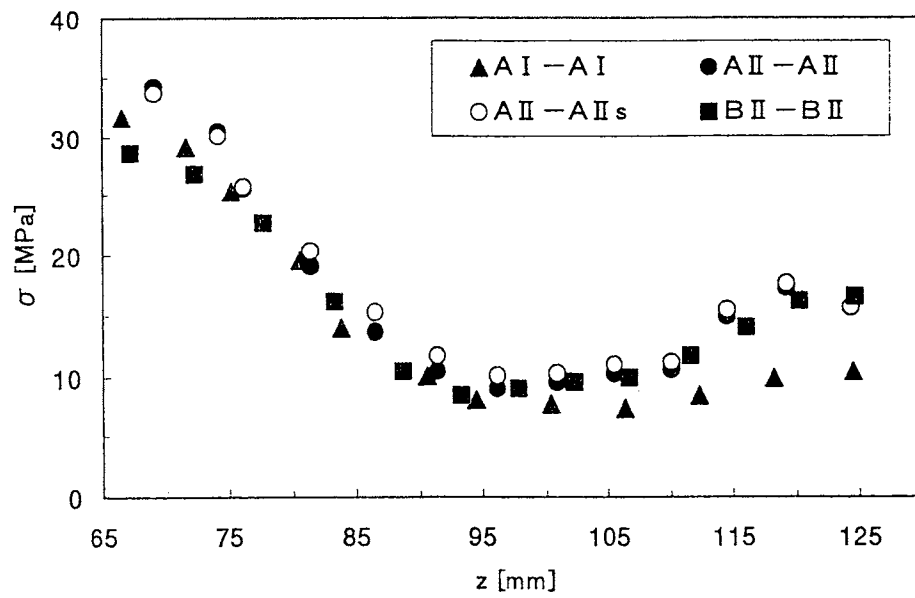


(b) 外側

図2.19 適合ステム挿入モデルにおけるステムと境界を接する海綿骨のミーゼス応力の比較



(a) 内側



(b) 外側

図2・20 適合ステム挿入モデルにおける髄腔皮質骨のミーゼス応力の比較

からと考えられる。

(c) 考察 大腿骨形状に適合したステムを挿入した場合、大腿骨形状とステム形状の両方に違いがあるにもかかわらず大腿骨に発生する応力分布に大きな違いは見られなかった。これは、大腿骨の髓腔形状に合わせてステムの形状を決めたため、髓腔皮質境界とステム表面との相対的な位置関係がいずれのタイプでも似かよったものになっていることが原因と考えられる。ここで設計したステムはあくまで現状で使用されているものを基本として、それが各大腿骨形状にフィットするように改良したものである。適応骨再構築を考えた場合、理想的にはステム周囲の骨組織がより一様な応力分布を保つことがより望ましいが、ここで設計したステムではそのような応力分布は得られていない。特にステム近位で応力が低くなっており、この部分での骨再構築に伴う骨吸収が懸念される。しかし、先の形状が適合していないステムを挿入した際に、ステムと皮質骨が直接接合している場所で応力が集中し、それ以外の箇所では全体的に応力が低下しているのと比較すると、適合型のステムでは、全てのタイプで骨との接合部の遠位境界において高い応力を保っており、より望ましい状態にあると言える。ここで設計した適合型ステムは最適なものとは言い難いが、大腿骨の髓腔形状に沿ってステムの形状設計をすることで、ステムと皮質骨部との部分的な接合を避け、極端な応力集中や応力減少を避けることができると考えられる。

2・3 仙骨全摘術後再建モデルの応力・ひずみ解析

2・3・1 背景と目的

仙骨腫瘍はその根治的切除の難しさから病巣内切除となって早晚再発をきたすことが少なくなかったが、現在では、富田らが定めた仙骨腫瘍タイプに応じた最適な骨切りラインとそれに基づくthreadwire sawを用いた手術により腫瘍学的な根治的治療も可能となっている⁽¹¹⁾⁽¹²⁾。しかし、腫瘍が第1仙椎にまで浸潤して仙骨の全摘出が避けられない場合、術後の骨盤輪と脊柱の再建が不可欠であるが、これには多くの困難を伴い、その再建方法はいまだ試行錯誤の状態である。すなわち、仙骨特有の形態と周囲の動静脈血管叢や骨盤内臓器などの存在による解剖学的複雑さから特殊な再建技術が要求されるだけでなく、術後感染を防ぐために最小の構造要素で上半身からの大きな荷重に耐えねばならないなど、その再建構造には極めて厳しい条件が課せられている。既に幾つかの再

建構造が提案されているものの⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾、これらはいずれも手術技法の観点から決められたもので力学的な検討は十分とは言えず⁽¹⁶⁾、その力学的信頼性は臨床において経験的に確認されているにすぎないのが現状である。

そこで本研究では、有効な再建法と考えられている Triangular Frame Reconstruction (TFR)⁽¹⁾ と Galveston法を応用した再建法 (Modified Galveston Reconstruction : MGR)⁽¹⁷⁾ の2つの再建法を対象として、その力学的評価から現在の仙骨全摘出後再建方法の問題点を明らかにすることを目的とした。具体的には脊柱-骨盤モデルを用いた荷重試験および有限要素解析を行い、初期固定時において各部に発生するひずみや応力を求め、それらの結果から両再建法の得失について比較検討を行った。

2・3・2 対象と方法

本研究で対象とするTFRおよびMGRによる仙骨再建構造の概略図を図2・21に示す。TFRでは、spinal instrumentationされた腰椎を骨盤に貫通させた2本のsacral rodで支持する。この際、後方のsacral rodはspinal rodにconnectorを用いて接続し、前方のsacral rodはL5腰椎に串刺し状に貫通させる。一方、MGRでは予め切除した骨盤後方に2対のiliac screwを挿入し、これを第3～5腰椎に設置したpedicle screwと共にspinal rodで連結し固定する。

荷重負荷試験においては、脊柱-骨盤模型 (Pacific Research Laboratories, Vashon, USA) に対し実際の手術術式に準じて上記の再建を行った実験モデルを作成し、各部に発生するひずみを計測した。TFRでは径5mmのspinal rod (DePuy, Cleveland, USA) と径6.4mm Harrington sacral rod (Zimmer, Warsaw, USA) を用いており、instrumentはいずれもステンレス鋼製である。MGRでは、instrumentはチタン合金 (Ti-6Al-4V) 製で、iliac screwとして径10mm×長さ95mmと径8mm×長さ40mmのINTEGRAL Open screw (Century Medical, Columbus, USA) をそれぞれ1対使用し、lateral connectorによって径6.35mmのrodと連結させている。また模型の骨盤と腰椎はポリウレタン、椎間板はポリエチレンからなる。これら2つの実験モデルに対して、骨盤の臼蓋より下を石膏により固定し、第3腰椎椎体上面に体軸方向に412Nの集中荷重を負荷した。この際、spinal rodとsacral rod各部に貼付した1mmのひずみゲージ (共和、東京) によりひずみを計測した。図2・22にTFRの場合の実験の様子を示す。

仙骨全摘出後の再建構造において各部に発生する応力をより詳細に検討するため、有限要素解析を行った。有限要素モデルは、28歳健康男性の第3腰椎から臼蓋までを撮影したCT画像を基に腰椎と骨盤の立体モデルをコンピュータ上

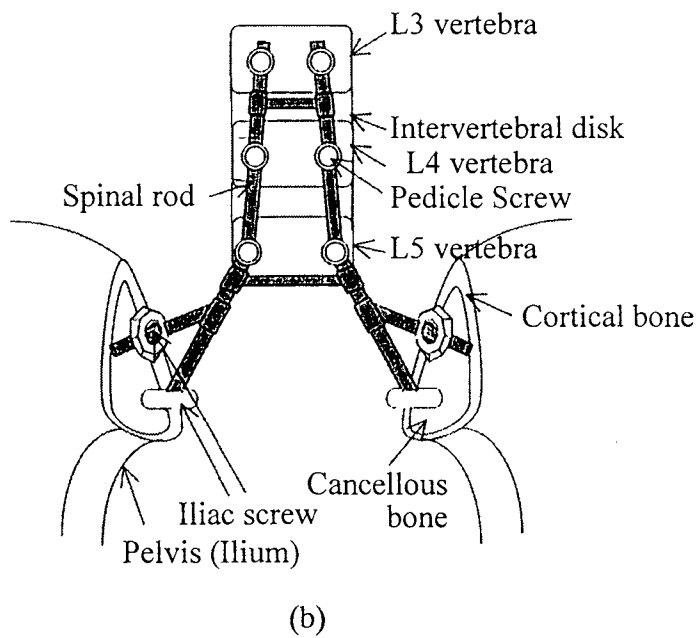
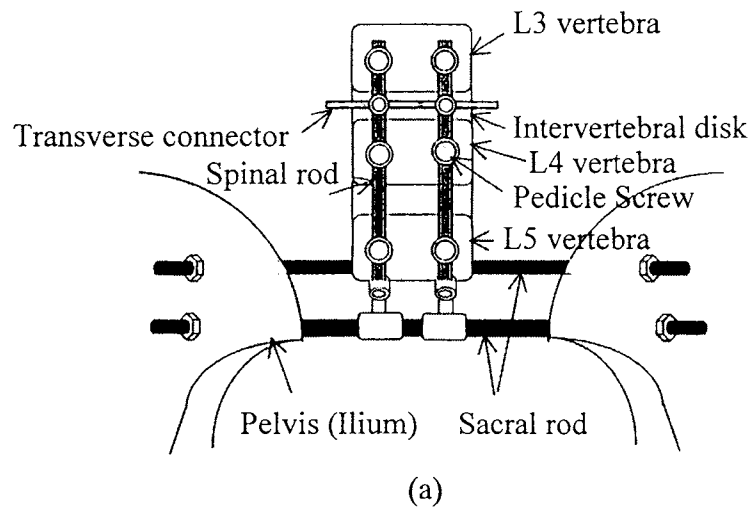


图 2 · 2 1 Schemata of the Triangular Frame Reconstruction (TFR) and the Modified Galveston Reconstruction (MGR) structures in total sacrectomy in posterior view. (a) the TFR structure. (b) the MGR structure.

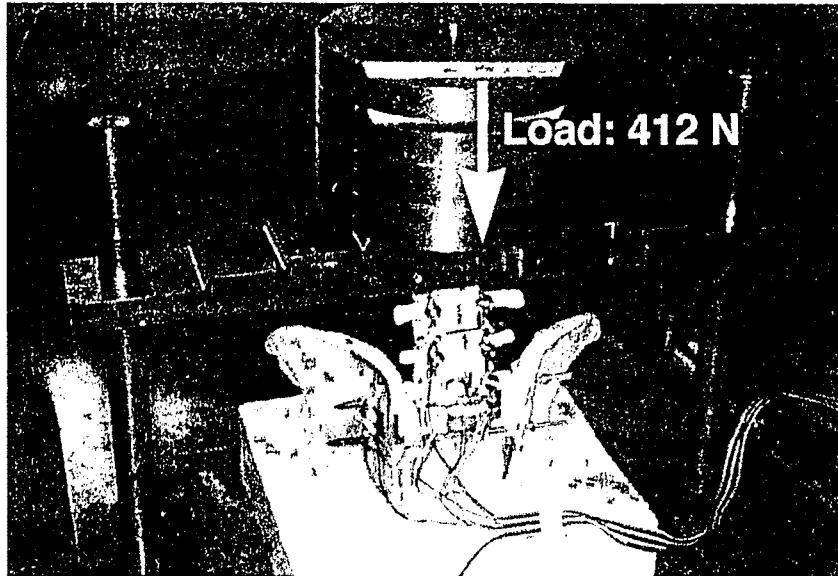


图 2 · 2 2 Strain measurement experiment of the reconstructing structure models. This picture shows the experiment of TFR model.

表 2 · 2 Material properties of the finite-element models of TFR and MGR

	Young's Modulus (MPa)	Poisson's Ratio
Cortical Bone	12000	0.30
Cancellous Bone	100	0.20
Bony Posterior Elements	3500	0.25
Cartilaginous Endplate	24	0.40
Annulus Fibrosus	4.2	0.45
Nucleus Pulposus	1670	0.48
Instruments	110000	0.30

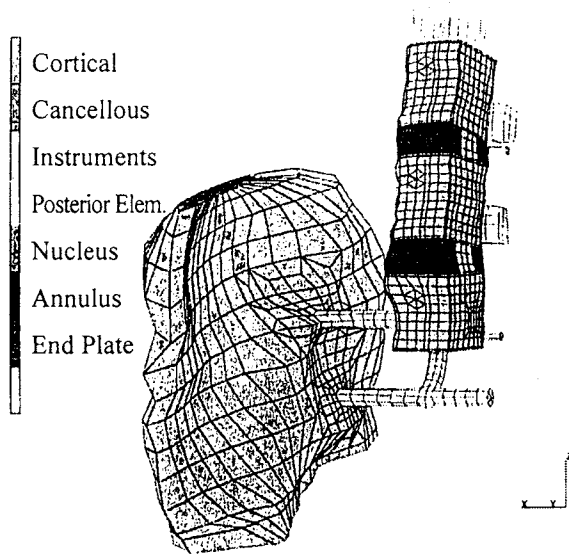
で再構成し、実際の手術術式に準じて仙骨部分を取り除いた後、各再建法において使用されるinstrumentを加えて作成した。解析で用いた有限要素モデルを図2・23に示す。ここではモデルの材料として、皮質骨、海綿骨、椎体の終端板と後方要素、椎間板の髓核と繊維輪、およびinstrumentの7つを考え、それぞれ固有の材料定数を与えた⁽¹⁸⁾⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾。再建構造の変形挙動は主とし高い剛性を持つinstrumentに支配されるため椎間板による材料非線形の影響は少ないものと考え、全ての材料を等方線形弾性体とした。またTFRとMGRの比較のため、ともにinstrumentはチタン合金とした。各部の材料定数を表2・2に示す。境界条件としては骨盤の臼蓋上方部を固定し、第3腰椎上面に一様分布の面荷重を与えた。荷重の合計値は体重70kgの人の座位の場合を考え960Nとした⁽²¹⁾。モデルの形状および境界条件の左右の対称性よりその1/2を解析対象としている。

(従って1/2モデルにおける荷重の合計値も半分の480Nとなる。)有限要素分割と解析および結果の処理にはMARC&MENTAT(日本マーク, 東京)を用いた。

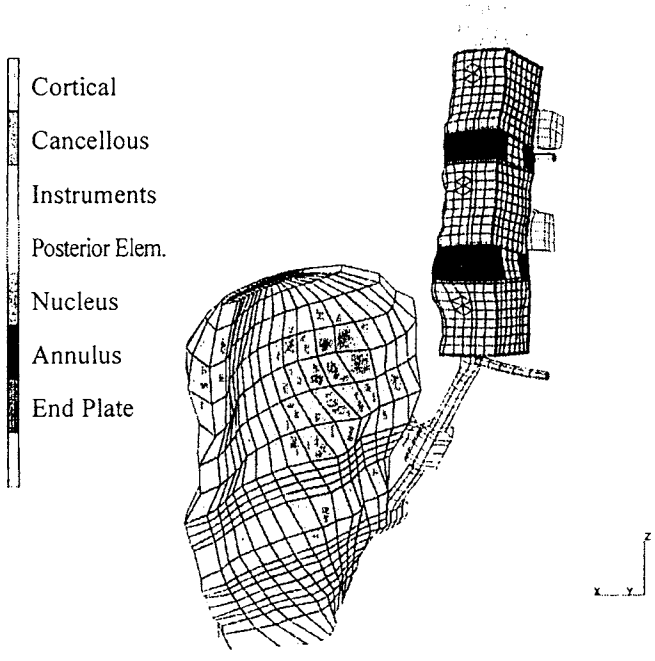
2・3・3 結 果

荷重負荷試験においてTFRのspinal rodに生じたひずみを図2・24に、MGRにおけるspinal rodおよびiliac screwのひずみを図2・25に示す。グラフ横軸はそれぞれ図中に示したひずみゲージ位置を表す。TFRではspinal rodの一番上のSR1でひずみが最も大きく、下へ行くほどひずみが小さくなっているのがわかる。これに対してMGRではspinal rod上部よりも下部で高いひずみが発生している。またMGRではiliac screwには大きなひずみは発生しておらず、spinal rodのひずみが顕著であった。

有限要素解析における応力の評価は全てMises応力にて行った。図2・26にTFRの全域と骨盤内側における応力分布を、図2・27にTFRのinstrumentsにおける応力分布を示す。図中で色調の暗い部分程応力が高いことを示している。骨に発生する応力に注目すると、L5椎体および骨盤のsacral rod刺入部での応力が高く、特に骨盤内側のsacral rod 前方刺入部で最大応力が発生している。これに対応してinstruments側でも腰椎および骨盤のsacral rod刺入部で高い応力を示し、最大応力は前方sacral rodのL5椎体に挿入された部分で発生している。MGRの全域と骨盤後方の遠位iliac screw刺入部における応力分布を図2・28に、MGRのinstrumentsにおける応力分布を図2・29に示す。腰椎においてはTFRと同様にL5椎体後方にやや高い応力が認められたが、その値はTFRの場合と比較すると大きくはない。骨側での最大応力は、遠位iliac screw刺入部近傍の



(a)



(b)

图 2 · 2 3 有限元网格的重建模型在总切除术后的前视图。右半模型进行了分析，因为对称性。(a) TFR 有限元模型。(b) MGR 有限元模型。

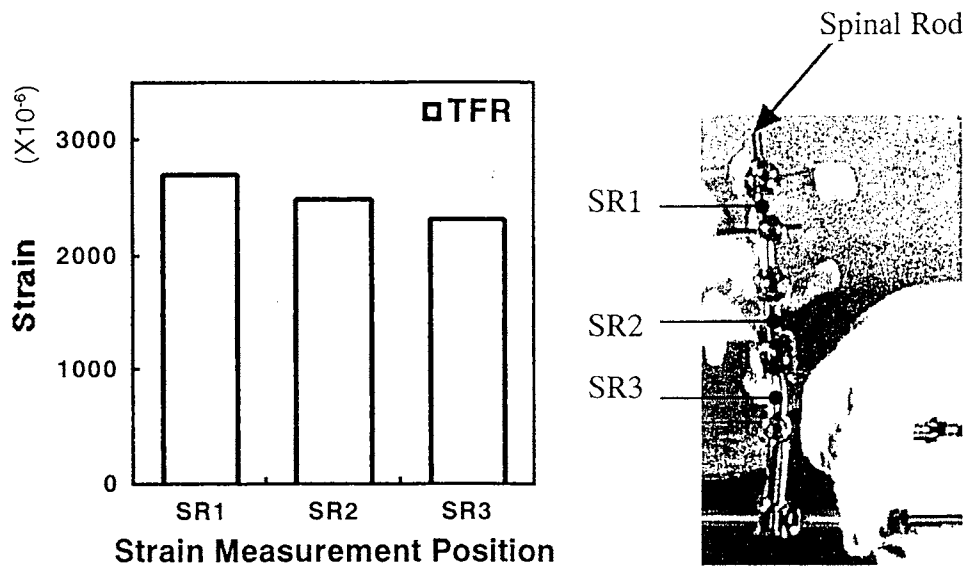


图 2 · 2 4 应变 measured in the spinal rod of TFR experimental model. SR1, SR2 and SR3 indicate strain measurement positions of the spinal rod.

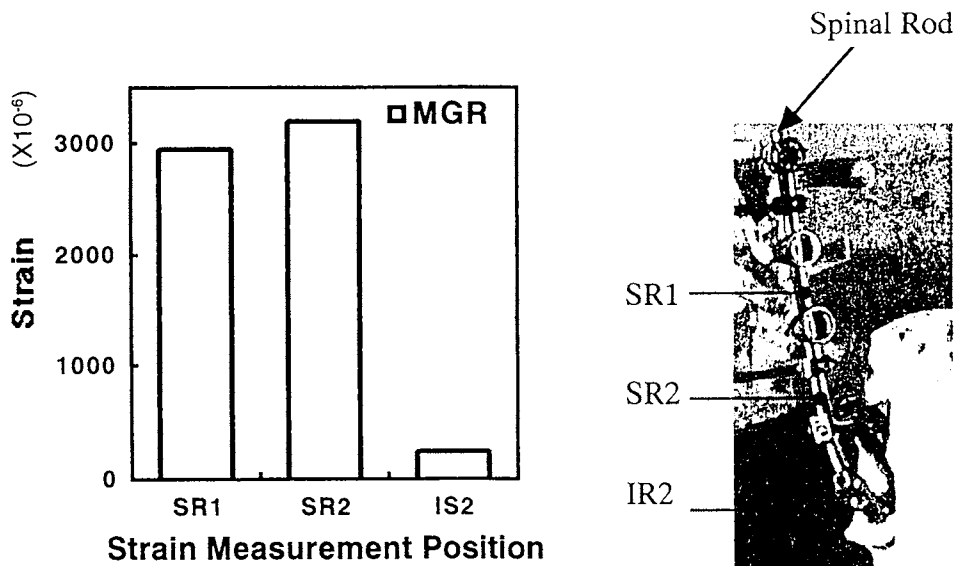


图 2 · 2 5 应变 measured in the spinal rod of MGR experimental model. SR1 and SR2 indicate strain measurement positions of the spinal rod, and IS2 indicates strain occurred at root of the distal iliac screw.

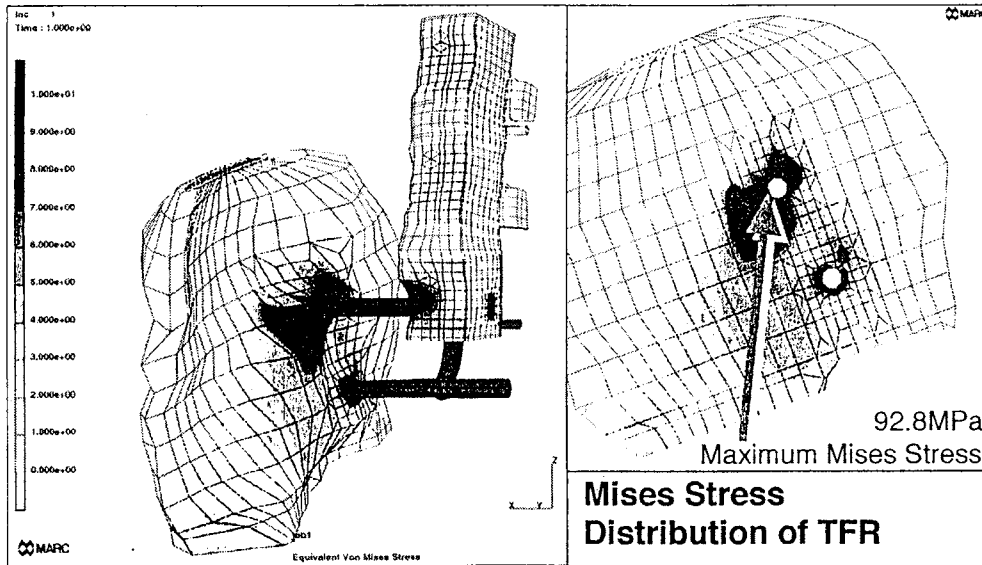


图 2 · 2 6 Mises stress distribution of the TFR model in finite-element analysis. High gray scale value corresponds to high Mises stress. Right side figure shows detail stress distribution in medial side of the pelvis.

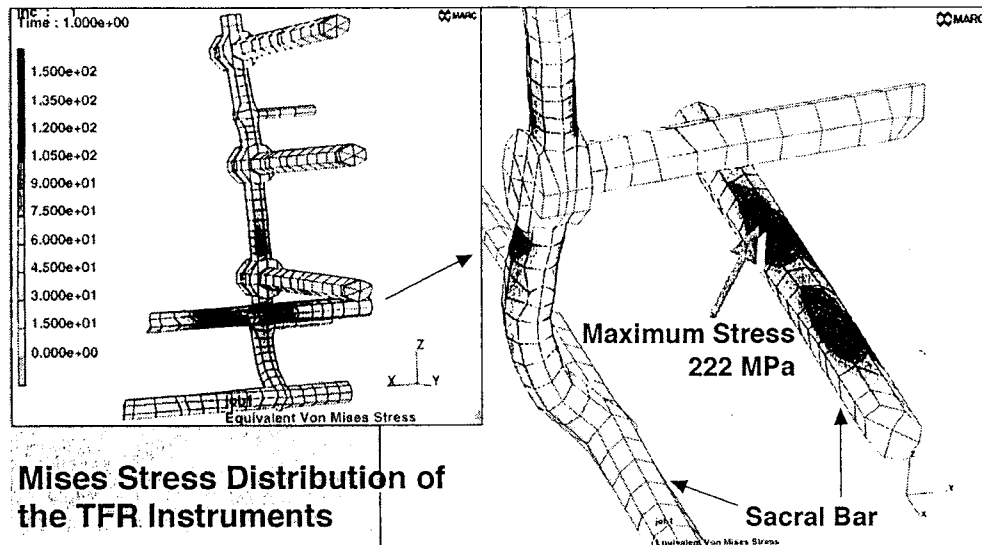


图 2 · 2 7 Mises stress distribution in the instruments of TFR model obtained by finite-element analysis. Right side figure shows detail stress distribution in the proximal sacral bar.

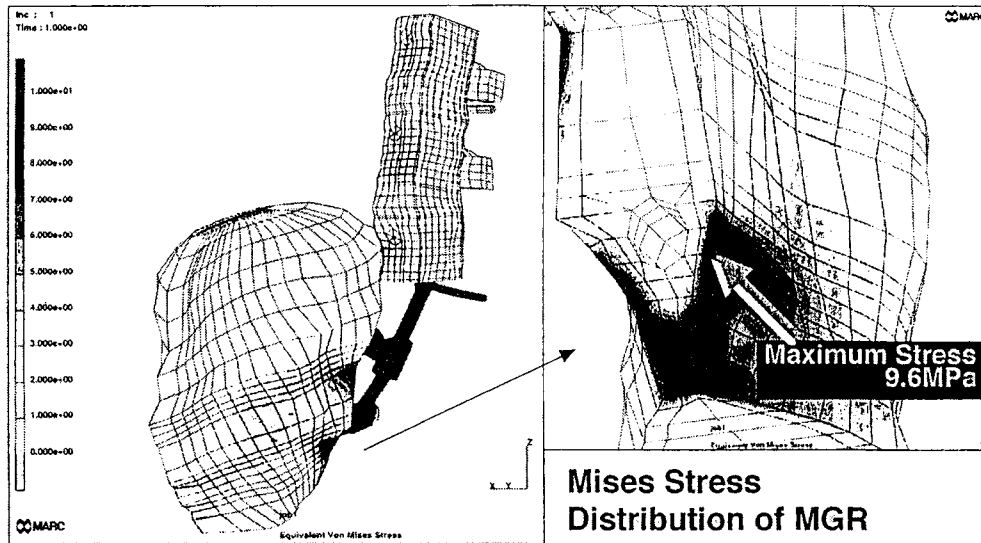


图 2 · 2 8 Mises stress distribution of the MGR model in finite-element analysis. Right side figure shows detail stress distribution around insertion position of the proximal iliac screw in the pelvis.

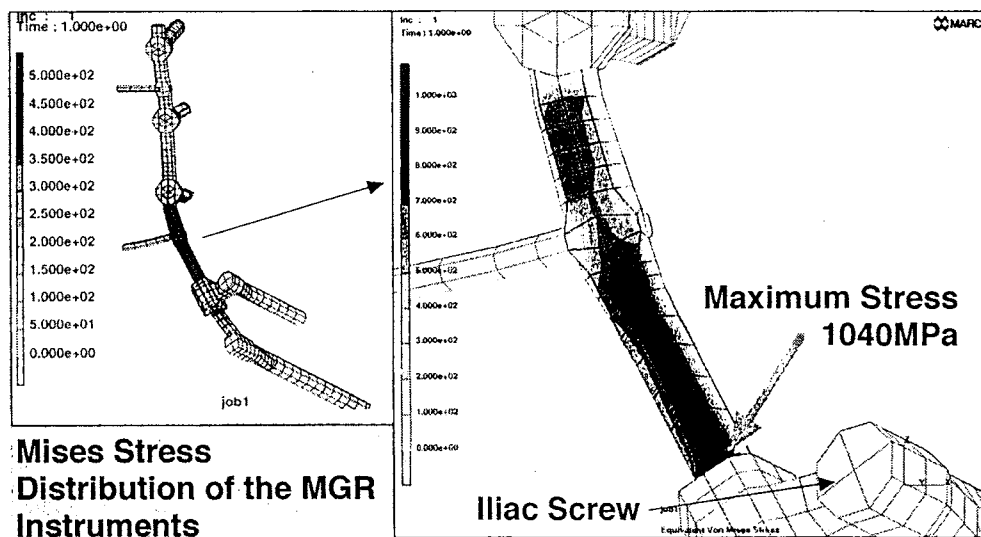


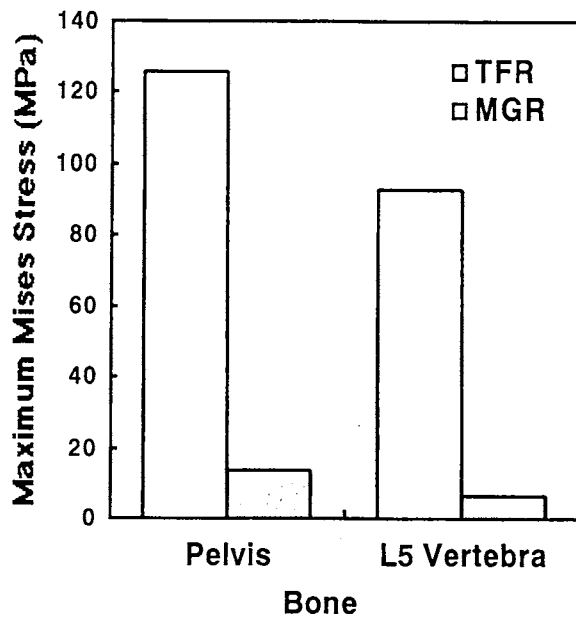
图 2 · 2 9 Mises stress distribution in the instruments of MGR model obtained by finite-element analysis. Right side figure shows detail stress distribution in the spinal rod between the pedicle screw of L5 vertebra and the proximal iliac screw.

骨盤外側皮質に発生していた。一方，instrumentsではL5椎体と骨盤を接続するrodの湾曲部全域で高い応力を示し，特に骨盤側の近位iliac screwとの接合部で最大応力が認められる。骨とinstrumentsで発生した最大応力をTFRとMGRで比較したものを図2・30に示す。図中にはチタン合金の降伏応力も併せて示した。TFRではinstrumentsでの応力は低いのに対し骨での応力は高くなっている。これに対しMGRでは骨での応力は低いもののrodでの応力が極めて高いものとなっている。

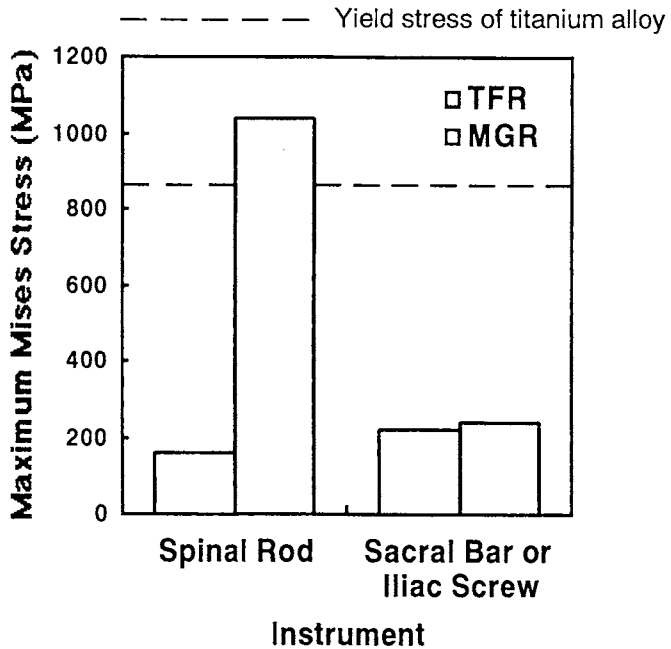
2・3・4 考 察

荷重負荷試験において，TFRのspinal rodに生じるひずみは後方のsacral rodとの接合部に近い程小さいものとなっているが，これは前方のsacral rodに荷重の多くが分担されることにより後方への負担が小さくなっているためと考えられる。逆にMGRではspinal rod下部で高いひずみが認められるが，これはrodのみで腰椎の荷重を骨盤に伝達するような構造になっているためその接続部に大きな負担がかかると考えられる。この傾向は，有限要素解析の結果においても同様に認められる。即ち，TFRにおいてはspinal rodや後方のsacral rodの応力がそれ程大きくないのに対し，MGRではL5椎体と骨盤を接続する部分でspinal rodの応力が著しいものとなっており，実験と同様な荷重分担の傾向を示している。

TFRではinstrumentに発生する最大応力はチタン合金の降伏応力を越えないため，そこでの破損の可能性は低いが，骨盤のsacral rod挿入部付近における最大応力は126MPaと通常の皮質骨の降伏応力を越える応力を示しており，sacral rodに緩みの生じる可能性が高いと考えられる。実際に，sacral rodの使用が長期にわたると腸骨との適合不良を起こしやすいとの報告もある⁽²²⁾。一方MGRモデルではinstrumentでの最大応力値がチタン合金の降伏応力を越えており，術直後より立位あるいは座位になった場合には，近位iliac screwとrodの接続部近傍で破損の危険性が高いことが示された。実際に臨床でもrodの破損が報告されているように，仙骨全摘出後再建の場合，一般の腰椎再建術をはるかに上まわる応力が発生していると考えられる。この理由は先にも述べたとおり，TFRにおいて腰椎に作用する荷重が2本のsacral rodを介し腸骨に分散して伝達されるのに対し，MGRにおいては腰椎から骨盤への荷重伝達経路がspinal rodのみであるため，荷重分担の大きいこの部分に極めて高い応力が発生するものと考えられる。



(a)



(b)

图 2 · 3 0 Maximum Mises stresses in finite-element analyses of the TFR and MGR models. (a) Maximum Mises stresses occurred in the pelvis and L5 vertebra. (b) Maximum Mises stresses occurred in the spinal rod and the sacral bar of TFR or the iliac screw of MGR.

2・4 まとめと今後の課題

この章では、生体外の情報から生体硬組織の力学的挙動の推定を行う方法の1つとして、CTスキャンによって得られた画像情報より生体内の硬組織の3次元モデルを作成し、有限要素法を用いて解析を行うことによって、その応力やひずみを得る方法について述べた。また、その具体的な適用例として、人工股関節ステム挿入後の大腿骨に発生する応力分布の解析、および仙骨全摘出術後の再建構造における解析について説明した。以下に、各々の問題ごとに得られた結果をまとめ、今後の課題を述べることとする。

2・2節では、日本人に多い二次性変形性股関節症を対象に、日本人の大腿骨に適合したセメントレスステムの設計について検討することを目的として、CT画像をもとにCADを用いて作成した大腿骨の3次元形状から髓腔形状の測定を行い、日本人の持つ大腿骨形状をタイプごとに分類した。また、この結果にもとづいて、日本人の大腿骨に適合するステムを設計し、これが大腿骨に挿入されたモデルについてFEM解析を行った。得られた結果は以下のようにまとめられる。

(1) 大腿骨の髓腔形状に適合しないステムを挿入したモデルの解析では、適合したステムを挿入したモデルと比較してステム近位部周囲の海綿骨の応力が低下し、ストレスシールディングの危険性がより大きくなる傾向が認められた。

(2) 各タイプの大腿骨に適合するように設計したステムを挿入したモデルの近位部における応力状態を比較すると、どのモデルにも似かよった応力分布が得られた。形状が適合しないステムと比較すると、ステムと骨が接合している部分での応力は全体的に高い値を示し、ストレスシールディングの観点からはより望ましいと考えられる。

ここで示した解析では、皮質骨や海綿骨の材料の非均質性や異方性が考慮されておらず、また固定初期において必要となるステムと骨との接触条件についても考えられていない。荷重条件も単純なものであり、そういう意味では最も単純な条件下での解析となっている。今後はそれらの条件を加味し、より現実的な解析へと改善していく必要があるものと考えられる。

2・3節では、現在行われている仙骨全摘出後の再建方法の問題点を明らかにする目的で、TFRとMGRの2つの再建構造に対して、CT画像を基に3次元モデルを作成して有限要素解析を行った。また比較のために荷重負荷実験も行う

た。それらの結果から各再建構造の得失について検討した。これをまとめると以下のようなになる。

(1) TFRではinstrumentでの応力が比較的lowく、その破損の危険性は低い。しかし、骨盤のsacral rod刺入部周囲での応力が大きく、この部位でrodの緩みが生じる危険性が考えられる。

(2) MGRでは再建構造が単純なため手術も比較的容易であるが、腰椎と骨盤を接続するrod湾曲部で著しい応力集中があり、これがrodの破損につながる危険性がある。

今後は、ここで明らかになった問題の解決をはかり、力学的により信頼性の高い再建構造の開発を行う必要があると考えられる。

上記の解析では、CTスキンの画像情報によって生体硬組織の幾何学的形状が非侵襲的に与えられているが、各部の材料特性や境界条件などは、過去の実験や文献をもとに与えられているに過ぎない。今後、それらの材料特性や境界条件なども生体外から求める方法を加えることにより、3次元のシミュレーションモデルを用いる応力・ひずみ解析法は、より有効な手法として定着するものと考えられる。本研究においても、生体外の情報から生体内硬組織の材料特性を得る方法が検討され、これについては4章で述べられる。

参考文献

- (1) バイオエンジニアリング, バイオエンジニアリング出版委員会編, 倍風館, 1992
- (2) Muller, R. and Ruegsegger, P. : Three-dimensional finite element modelling of non-invasively assessed trabecular bone structures. Med. Eng. Phys. ; 17-2 : 126-133, 1995.
- (3) Keaveny, T.M. and Bartel, D.L. : Effect of porous coating, with and without collar support, on early relative motion for a cementless hip prosthesis, Journal of Biomechanics ; 26 : 1355-1368, 1993
- (4) Weinans, H., Huiskes, R. and Grootenboer, H.J. : Effects of fit and bonding characteristics of femoral stem on adaptive bone remodeling. J. Biomech. Eng. ; 116 : 393-400, 1994.
- (5) 奥村康弘, 井村慎一, 竹谷英之, 坊昭彦 : 二次性変形性股関節症に適合するセメントレス人工股関節ステムのデザインに関する研究. 日本整形外科学会誌 ; 67:897-910, 1993.

- (6) Taylor, M. and Abel, E.W. : Finite element analysis of poor distal contact of the femoral component of a cementless hip endoprosthesis, *Proceedings of the Institution Mechanical Engineers* ; 207 : 255-261, 1993
- (7) 岡正典, 堤定美ほか : 生体関節と人工関節の負荷機構 (第4報) . 整形外科バイオメカニクス学会誌 ; 13, 343-348, 1991.
- (8) 金属便覧, 日本金属機械学会編, 丸善, 1962.
- (9) 新素材ハンドブック, 新素材ハンドブック編集委員会, 丸善, 1988.
- (10) 西井孝, 菅野伸彦ほか : セメントレス大腿骨ステムの不安定性モデルによる力学的特性の解析 - 骨密度計測値との比較検討 -. 日本臨床バイオメカニクス学会誌. ; 17 : 11-15, 1996.
- (11) 富田勝郎ほか : Sacral Amputationの適応と術式. *OS NOW* ; 22 : 188-197, 1996.
- (12) 畑雅彦ほか : 仙骨摘出術に対する新しい試み - T-sawを応用して -. 臨床整形外科; 32 : 499-505, 1997.
- (13) 梶原宗介ほか : 仙骨全摘出を施行した脊索腫の一例. 慈恵医大柏病医誌 ; 1 : 117-121, 1993.
- (14) Santi, M.D., Mitsunaga, M.M., Lockett, J.L. : Total sacrectomy for a giant sacral schwannoma. *Clin. Orthop.* ; 194 : 285-289, 1993.
- (15) 司馬立ほか : 仙骨全切除後の再建術. 臨床整形外科 ; 29 : 651-657, 1994.
- (16) Blatter, G., Halter, W.E.G., Rufin, G. et al : The problem of stabilization after sacrectomy. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* ; 114 : 40-42, 1994.
- (17) Gokaslan, Z.L. et al: Total sacrectomy and Galveston L-rod reconstruction for malignant neoplasms. *J. Neurosurg.* ; 87 : 781-787, 1997.
- (18) Shirazi-Adl, S.A., Ahmed, A.M. et al : Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine* ; 11 : 914-927, 1986.
- (19) 荒井良重ほか : 三次元有限要素法による腰椎の応力解析の試み. 整形外科バイオメカニクス ; 13 : 91-94, 1991.
- (20) Goel, V.K., Lim, T.H., Gilbertson, L.G. : Clinically Relevant Finite Element Models of a Ligamentous Lumbar Motion Segment. *Seminars in Spine Surgery* ; 5 : 29-41, 1993.
- (21) Nachemson, A., Elfstrom, G. : Intravital dynamic pressure measurements in lumbar disc. *Almqvist and Wiksell, Stockholm*, 1970
- (22) 鈴木信正 : 甲状腺癌仙骨転移に対する手術療法の適応と限界. 脊椎脊髄 ; 8 : 379-385, 1995.

3. 生体モデルの数値的逆解析法

3. 1 はじめに

骨や筋肉、皮膚など硬さのかなり異なる硬組織と軟組織で構成される生体は、荷重が負荷された際の荷重分布、負荷分担の把握が困難なことが多く、その内部応力の推定は典型的な境界値逆問題とみなすことができる。これらの境界値逆問題の解法として多くの手法がこれまでに提案されているが、これらを生体硬軟組織に適用しようとする、硬軟組織の剛性の大きな差に起因して正解とかけはなれた結果を得たり、推定が困難となることが多い。生体の負荷試験では総荷重やモーメントが正確に測定されることが多いことから、上記の点を解消するための試みとして、生体硬軟組織を対象に総負荷と境界変位が与えられる場合の硬軟組織にかかる荷重分布推定法を提案し、その有効性を検討した結果を以下に示す。

3. 2 荷重分布推定逆解析法

生体硬軟組織を図3-1に示すように材料定数の異なる幾つかの層から構成される複合体モデルと見なす。また与えられるデータは測定変位 \bar{d}_2 および荷重合計 \bar{P} のみとし、これらを満足する荷重分布 p を推定し、それより内部の変位、応力状態を求める。具体的には次のことを想定した問題設定を考える。

- 1) 荷重の合計値およびその負荷域（有限要素に離散化したモデルの要素、節点）は予め既知とする。
- 2) 分布荷重 p の作用方向は合計荷重 \bar{P} の作用方向と平行である。すなわち、作用方向は予め既知であるとする。
- 3) 測定変位 \bar{d}_2 は負荷節点の荷重方向および支持点の支持方向を除く、表面上の任意の領域の変位であり、その値は0ではないとする。

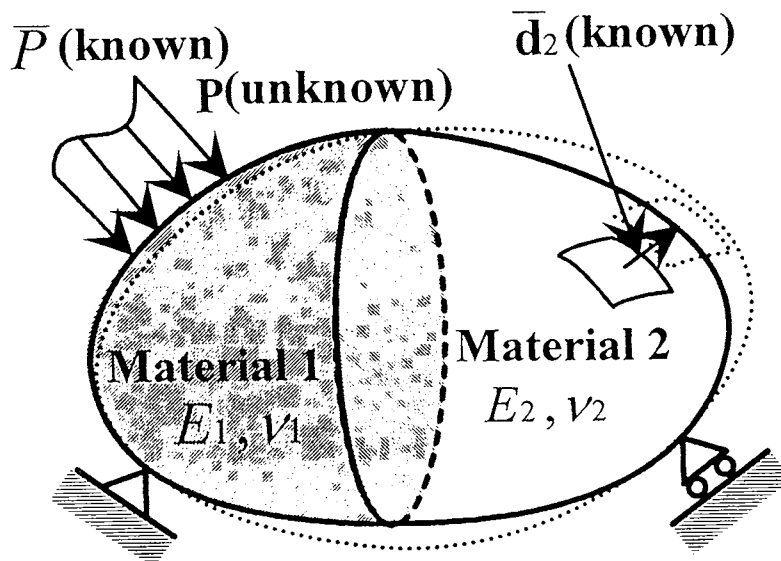


図3-1 生体硬軟組織の複合体モデル

このとき、合計荷重 \bar{P} を満足し、測定変位 $\bar{\mathbf{d}}_2$ と解析変位との誤差最小の荷重分布 \mathbf{p} を求め、これより未知変位や内部応力分布を推定する逆解析理論を考える。

三次元有限要素法の境界条件圧縮処理後の全体剛性方程式は一般に次式で表せる。

$$\begin{bmatrix} \mathbf{K}_{11} & \mathbf{K}_{12} \\ \mathbf{K}_{21} & \mathbf{K}_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{d}_1 \\ \mathbf{d}_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{F}_1 \\ \mathbf{F}_2 \end{Bmatrix} \quad (3.1)$$

ここに \mathbf{d}_1 は未知変位、 \mathbf{d}_2 は測定点に相当する節点変位ベクトルとする。これを変形することにより任意点の \mathbf{d}_2 は次式で表される。

$$\{\mathbf{d}_2\} = [\mathbf{K}_a^{-1}] \{\mathbf{F}\} \quad (3.2)$$

ここで $\{\mathbf{F}\}$ は等価節点力ベクトル、 $[\mathbf{K}_a^{-1}]$ は式(3.1)の $[\mathbf{K}]$ の逆行列成分を測定変位及び等価節点力に対応させて集めたものである。次に荷重負荷面節点の荷重分布ベクトルを $\{\mathbf{P}\}$ とすると $\{\mathbf{F}\}$ は次式で表される。

$$\{\mathbf{F}\} = [\mathbf{H}] [\mathbf{N}_2] \{\mathbf{P}\} \quad (3.3)$$

$[\mathbf{N}_2]$ は $\{\mathbf{P}\}$ から負荷面節点における等価節点力を作るマトリックスで、次式で計算される要素ごとの $[\mathbf{n}_2]$ を荷重面の全節点について加算したものである。

$$[\mathbf{n}_2] = \begin{bmatrix} n_{211} & \cdots & n_{218} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ n_{281} & \cdots & n_{288} \end{bmatrix}, \quad n_{2ij} = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 N_i(\xi, \eta) N_j(\xi, \eta) |\mathbf{J}| d\xi d\eta \quad (i, j = 1, \dots, 8)$$

ここに $N_i(\xi, \eta)$ は平面8節点二次要素の内挿関数で、 ξ, η は要素内の正規座標、 \mathbf{J} はヤコビ行列を表わす。一方、 $[\mathbf{H}]$ は座標変換マトリックスである。よって式(3.3)を式(3.2)に代入すると次式を得る。

$$\{\mathbf{d}_2\} = [\mathbf{K}_a^{-1}] [\mathbf{H}] [\mathbf{N}_2] \{\mathbf{P}\} = [\mathbf{C}] \{\mathbf{P}\} \quad (3.4)$$

また荷重面の合計荷重 \bar{P} は次式で表せる。

$$\bar{P} = \{\mathbf{N}^T\} \{\mathbf{P}\} \quad (3.5)$$

ここに $[\mathbf{N}]$ は $[\mathbf{N}_2]$ と同様、荷重分布を負荷面で次のような積分をして得られるマトリックス $\{\mathbf{n}\}$ を荷重面の全節点について加算したものである。

$$\{\mathbf{n}\} = \{n_1 \cdots n_8\}, \quad n_i = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 N_i(\xi, \eta) |\mathbf{J}| d\xi d\eta \quad (i = 1, \dots, 8)$$

\mathbf{d}_2 と実際に測定される変位 $\bar{\mathbf{d}}_2$ との誤差二乗和を目的関数とし、荷重の合計値がある値 \bar{P} であることを制約条件として誤差最小の荷重分布を求める。

$$\text{目的関数: } E(\mathbf{P}) = \|\mathbf{d}_2(\mathbf{P}) - \bar{\mathbf{d}}_2\| \rightarrow \min \quad (3.6)$$

$$\text{制約条件: } g(\mathbf{P}) = \{\mathbf{N}\}^T \{\mathbf{P}\} - \bar{P} = 0 \quad (3.7)$$

ラグランジュ乗数法，いわゆる最適性規準法により \mathbf{P} の停留条件を求めると次式を得る．

$$\begin{bmatrix} 2[\mathbf{C}]^T[\mathbf{C}] & [\mathbf{N}]^T \\ [\mathbf{N}] & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{P} \\ \lambda \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 2[\mathbf{C}]^T\{\bar{\mathbf{d}}_2\} \\ \bar{P} \end{Bmatrix} \quad (3.8)$$

ここに λ はラグランジュ乗数である．この連立一次方程式を解いて最適な荷重分布 \mathbf{P} を求め，それを用いた順解析により未知変位および内部応力の分布を求めることができる．

3. 3 解析例と考察

3. 3. 1 等分布荷重の推定

生体を念頭においた図3-2に示すような二層円柱モデルを解析した．材料1（層1）と材料2（層2）とのヤング率の比を2:1，および10:1の場合について検討した．円柱端面（ $z=120$ ）を軸方向に一様引張り変形（強制変位）させた場合の円柱側面のみの変位情報を測定変位として与えた．よって推定されるべき荷重分布は層1と層2の荷重比がヤング率と同じ2:1または10:1の等分布となるべきである．求められた結果の荷重分布をヤング率比2:1の場合を図3-3に，10:1の場合を図3-5にそれぞれ示す．円柱側面付近の分布は比較的適切に求まっているが，中心部になるにしたがって乱れが顕著となっていること，またその傾向はヤング率の差が大きいほど顕著であることが分かる．これは測定変位を円柱側面の変位のみに限定したことによるものと考えられる．またこの推定荷重分布をもとに得られた負荷面の z 応力分布をヤング率比2:1の場合について図3-4に，また10:1の場合を図3-6にそれぞれ示す．多少の乱れがみられるものの，負荷面から遠ざかるにしたがい正解の応力分布に近い分布が得られることが分かる．

3. 3. 2 傾斜分布荷重（モーメントと軸力）の推定

次に図3-2の2層円柱モデルの円柱端面に軸力とモーメントが作用する場合の荷重分布（傾斜分布荷重）の推定を試みた．求められた結果の推定分布を図3-7に示す．図3-3の分布と同様に内部になるにしたがい乱れが増大している．端面の z 応力分布を図3-8に示す．負荷面の中心部に乱れが見られるが，負荷面以外では精度良く推定できている．

以上の結果より，等分布荷重，傾斜分布荷重のいずれの場合も推定荷重分布は正確ではないにもかかわらず，応力分布がほぼ正確に求めることができることが判明した．これは推定荷重分布の乱れが有限要素法で作られた等価節点力ベクトルにさほど影響しない性質を有することが原因と考えられる．そこで，正解の等分布荷重から算出される等価節点力ベクトルと推定荷重分布から計算される等価節点力分布を，図3-9に示す領域の負荷面節点において比較したものの一例を表3-1（等分布負荷，ヤング率比10:1）に示す．特に顕著な違いはむしろ見られず，最大誤差は中心部の節点となっている．また傾斜分布荷重においても同様の結果が得られた．これは荷重分布と等価節点力ベクトルとの関係が一意的ではない（多対一の関係）ことによるものと考えられる．

これらの結果より，剛性の大きく異なる材料の複合体で構成される生体硬軟組織に負荷される外部荷重からその内部の詳細な応力分布を把握するためには，より詳細で多くの測定情報が必要なことが判明した．

要素数 90
節点数 556

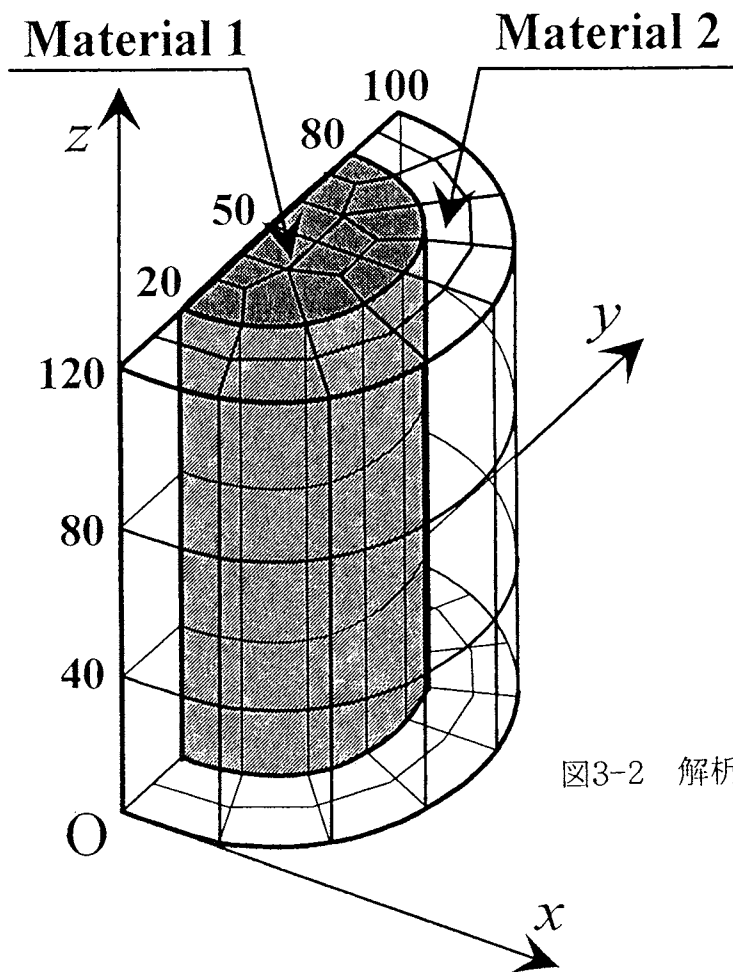


図3-2 解析モデルの要素分割

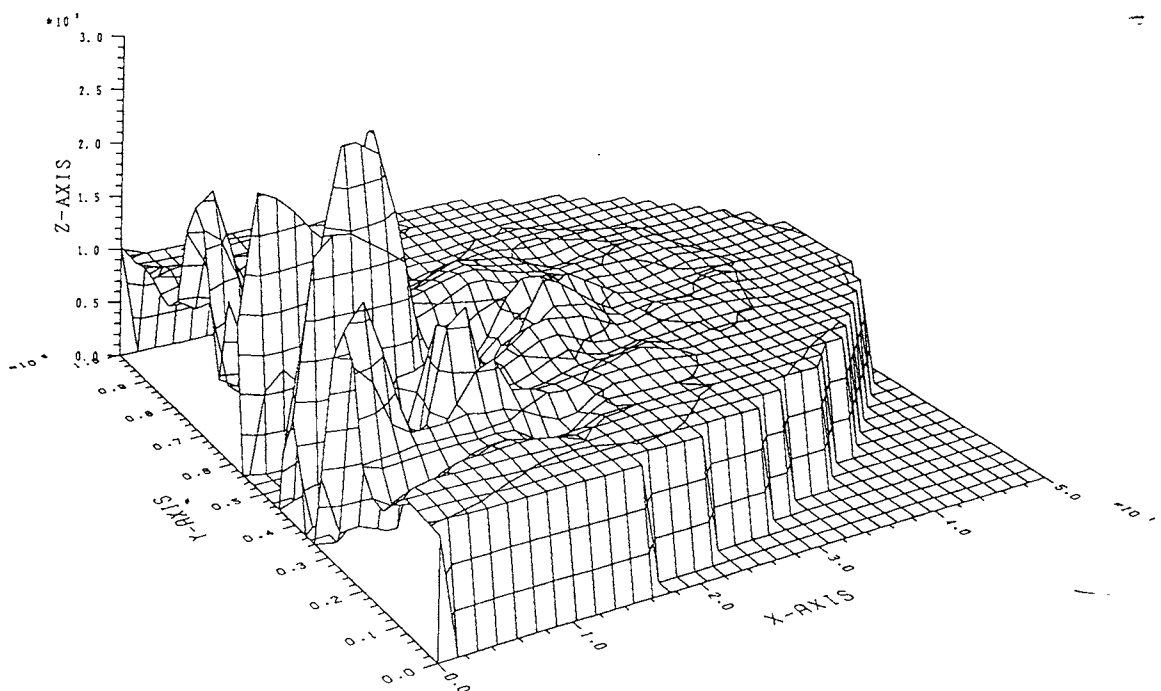
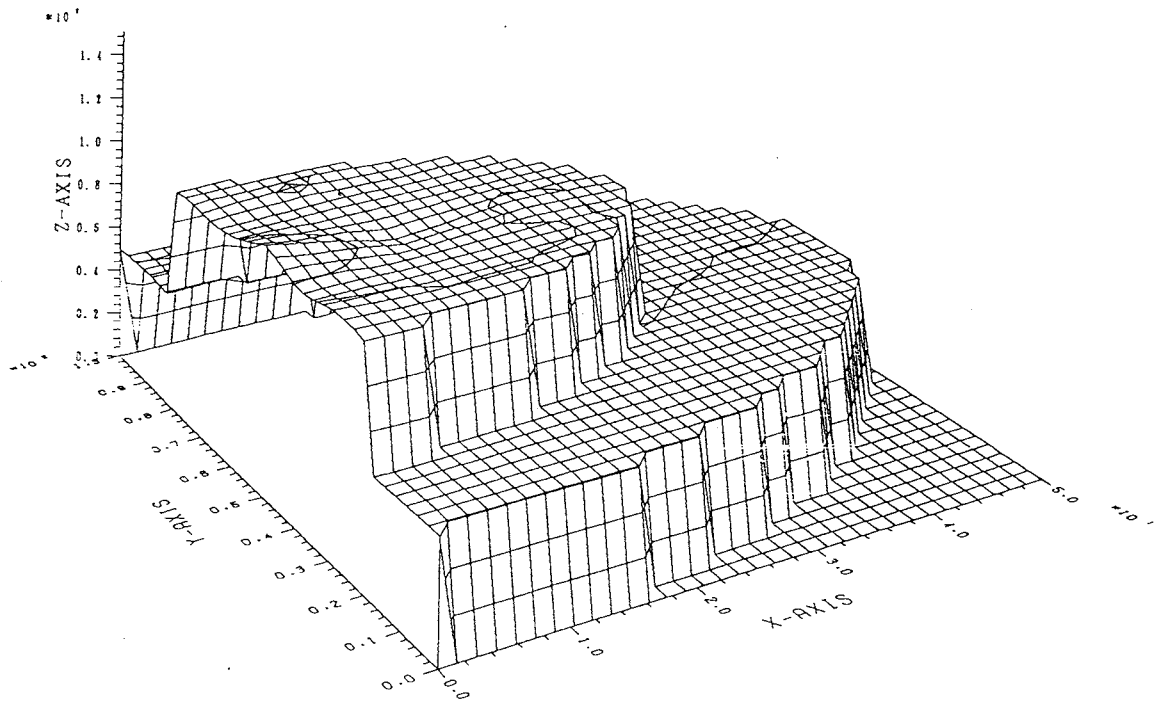
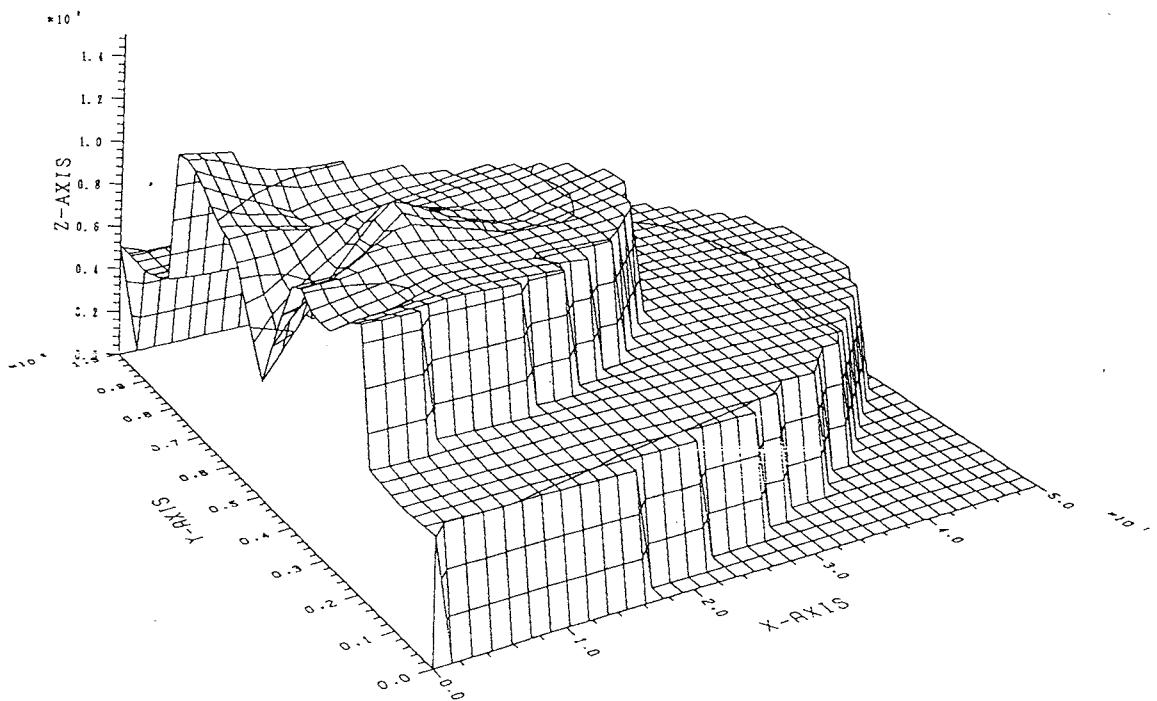


図3-3 等価節点力から算出した荷重分布 (等分布荷重, ヤング率比2:1)



(b) $z = 80$



(a) 荷重端面 ($z = 120$)

図3-4 軸方向応力分布 (等分布荷重, ヤング率比2:1)

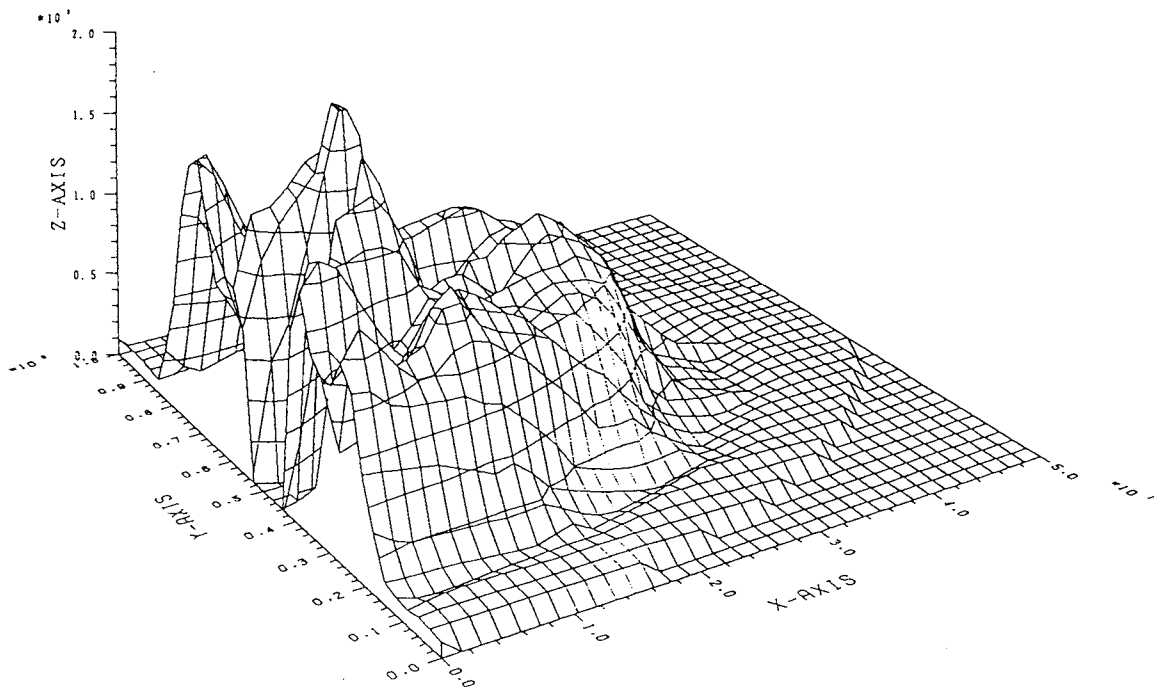
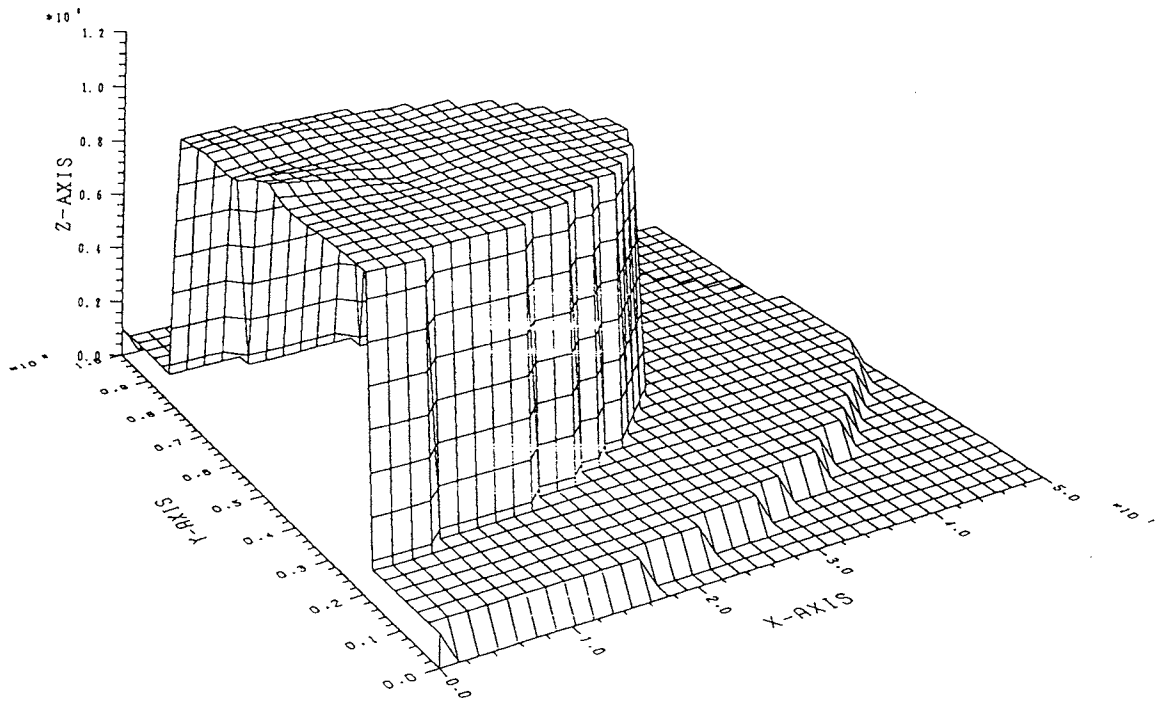
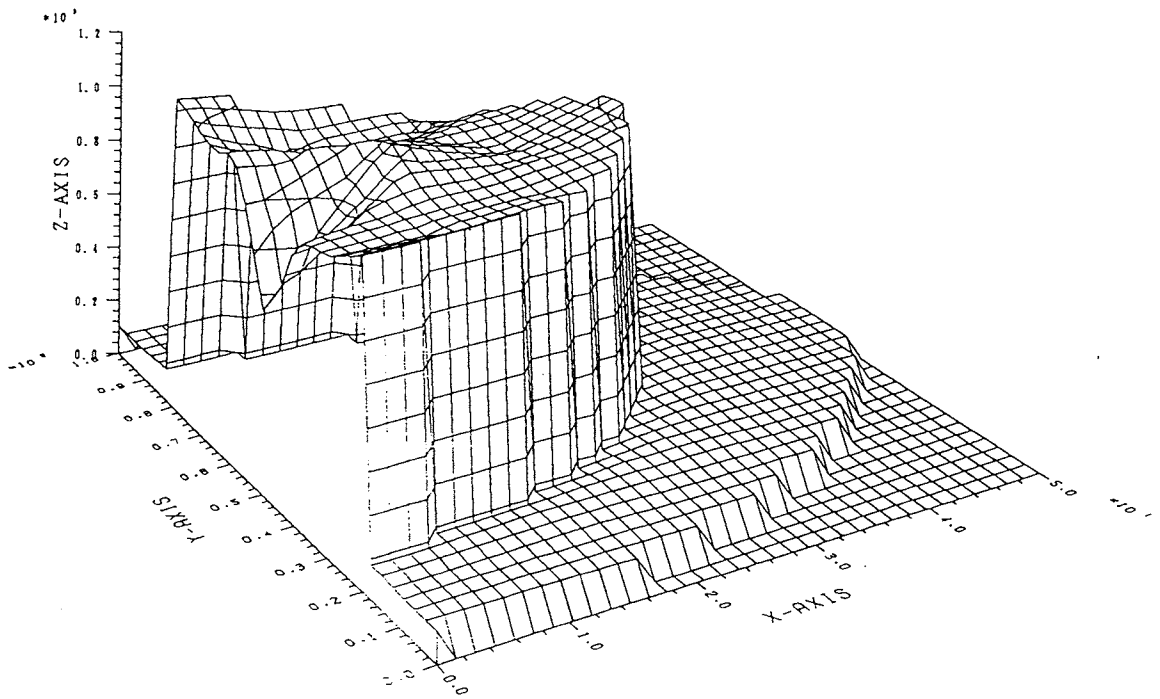


図3-5 等価節点力から算出した荷重分布（等分布荷重，ヤング率比10:1）



(b) $z=80$



(a) 荷重端面 ($z=120$)

図3-6 軸方向応力分布 (等分布荷重, ヤング率比10:1)

$$\bar{P} = 8624 N$$

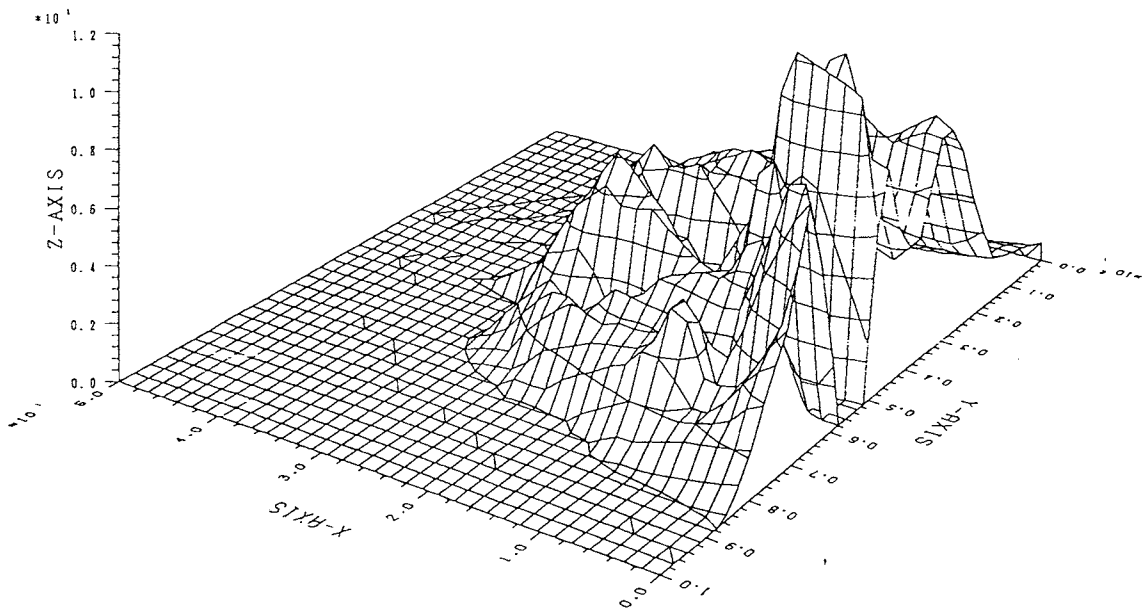
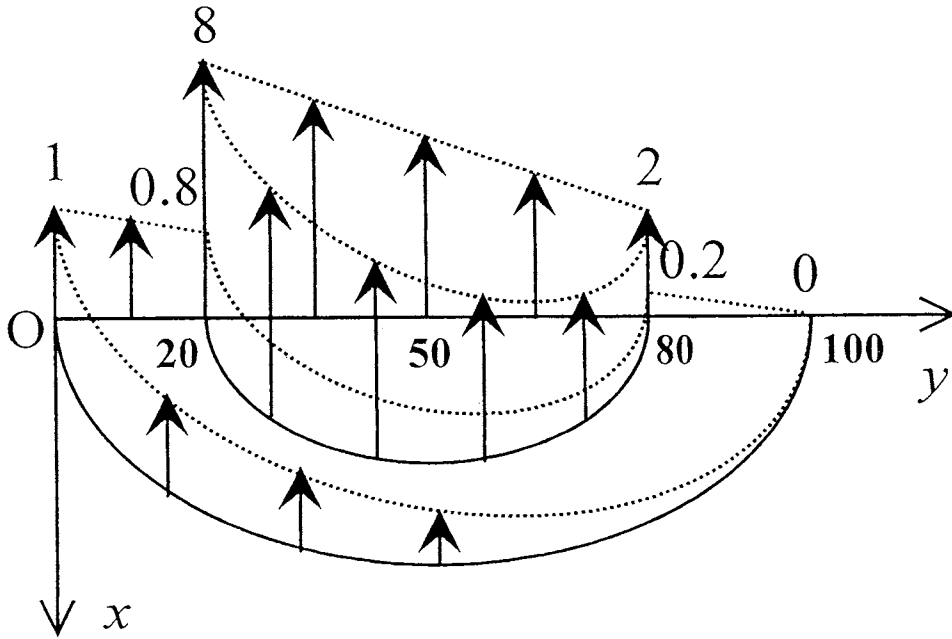
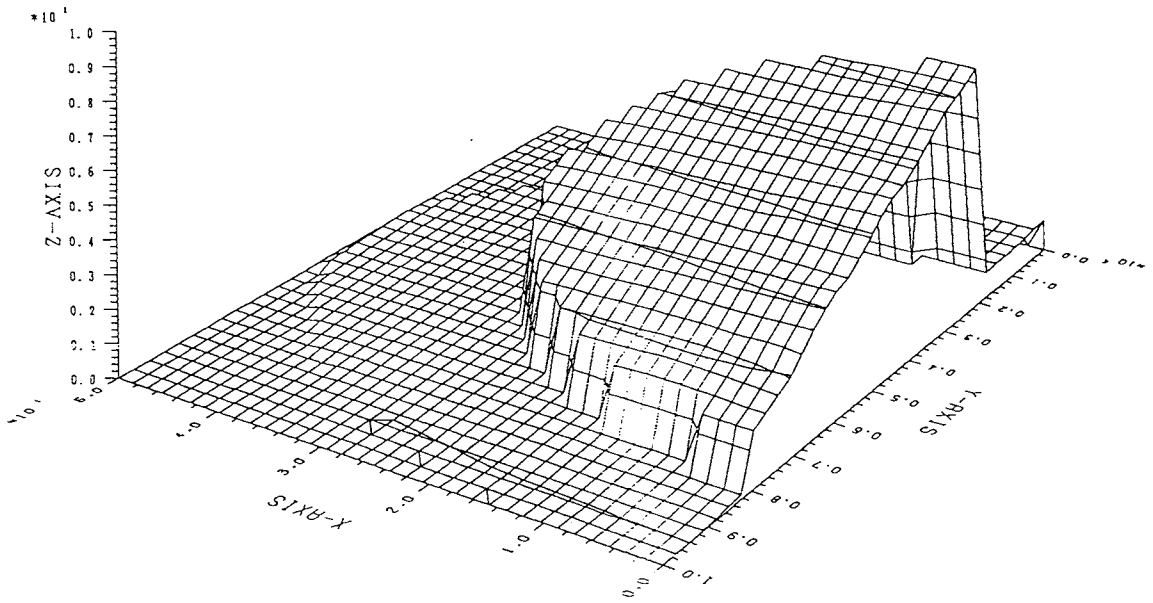
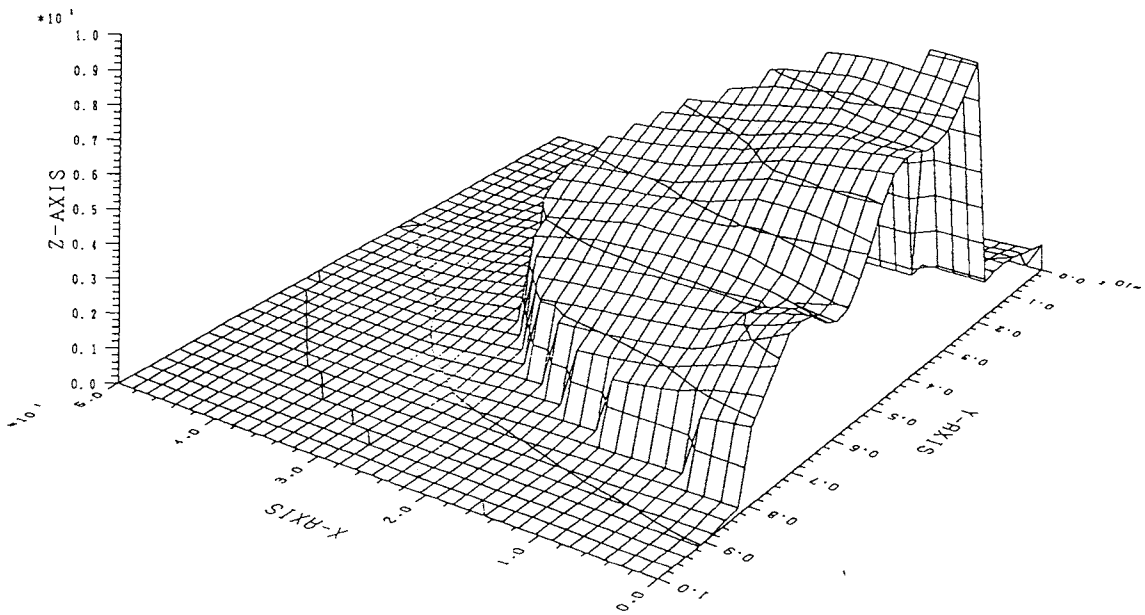


図3-7 等価節点力から算出した荷重分布（傾斜分布荷重）



(b) $z = 80$



(a) 荷重端面 ($z = 120$)

图3-8 轴方向应力分布 (倾斜分布荷重)

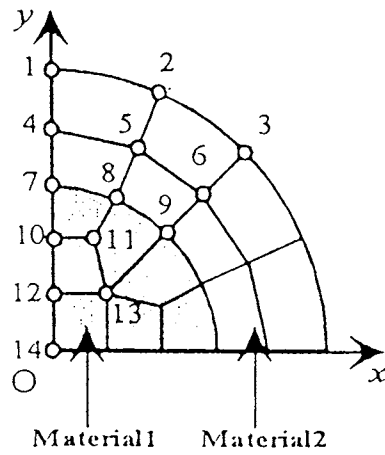


図3-9 節点荷重の比較領域

表3-1 逆解析による節点荷重の誤差

Node	Inverse FEM	Exact	Error
1	-11.16	-14.75	24%
2	-19.41	-29.61	34%
3	-24.19	-29.43	18%
4	-32.45	-26.24	24%
5	-65.13	-52.55	24%
6	-70.56	-52.46	35%
7	-79.78	-78.73	1%
8	-184.96	-204.26	9%
9	-183.99	-194.82	6%
10	-122.4	-155.67	21%
11	-234.24	-282.14	17%
12	-121.39	-152.78	21%
13	-371.47	-420.66	12%
14	-232.18	-166.67	39%

4. 生体硬組織の力学的挙動の推定例

ここでは、前章までで述べてきた生体表面で得られる情報を利用して生体硬組織、特に骨折部のその修復過程でみられる骨材料特性の推定を試みる。具体的には骨折部に直接器具を埋め込んで骨折を固定する創内固定と言われる手術法に対し、ピンのみを骨折部周辺に刺入し、それを介して体外から骨折を固定する創外固定（図1参照）といわれる方法に関連した推定例である。ところでこの創外固定は、骨折部を大きく切開する必要がなく、また体外から容易に骨折の修復ができると言った利点から、普及しつつある整形外科治療の一つである。ただこの治療法では、患者のリハビリ開始時期や創外固定器の取り外し時期をどうやって確定するかが重要であり、そのために骨折部の修復に伴う力学的特性の変化を把握することが必要とされる。

骨折部の力学的特性の把握は、患部への悪影響を考慮し、非侵襲的に行われることが望ましいが、現在のところ考え得る手法として、レントゲン写真やCTなどの画像情報に基づく手法やアコースティックエミッション(AE)法による手法などが挙げられる。臨床的には画像情報に基づいた骨折部の治癒評価が最も一般的である。この方法は、画像から求めた骨密度や骨塩量をもとに間接的に骨折部の治癒状況を推察するといったもので、医師の勤や経験に頼るところが多く、必ずしも定量的な評価とはなっていない。AE法は、骨折部の微視的破壊によって発生する弾性波を測定することにより骨折部の強度を推定するものであるが、骨折部が柔らかい状態の時には効果がないこと、また骨折部に微視的破壊を起こす危険性などから、必ずしも望ましい手法ではない。上記の手法は、骨折一般に対して、その治癒回復を評価するものであるが、対象を創外固定を用いた治療に限定した場合、創外固定器に発生するひずみによって骨折部の力学的特性を推定する方法が考えられる。西村らは死体骨を用いた実験により、その可能性を示唆している。先の二つの方法とこれらの方法を比較した場合、骨折部の力学的特性変化の影響を最も直接的に把握できるという観点から、創外固定器のひずみに基づく手法が最も望ましいと考えられる。

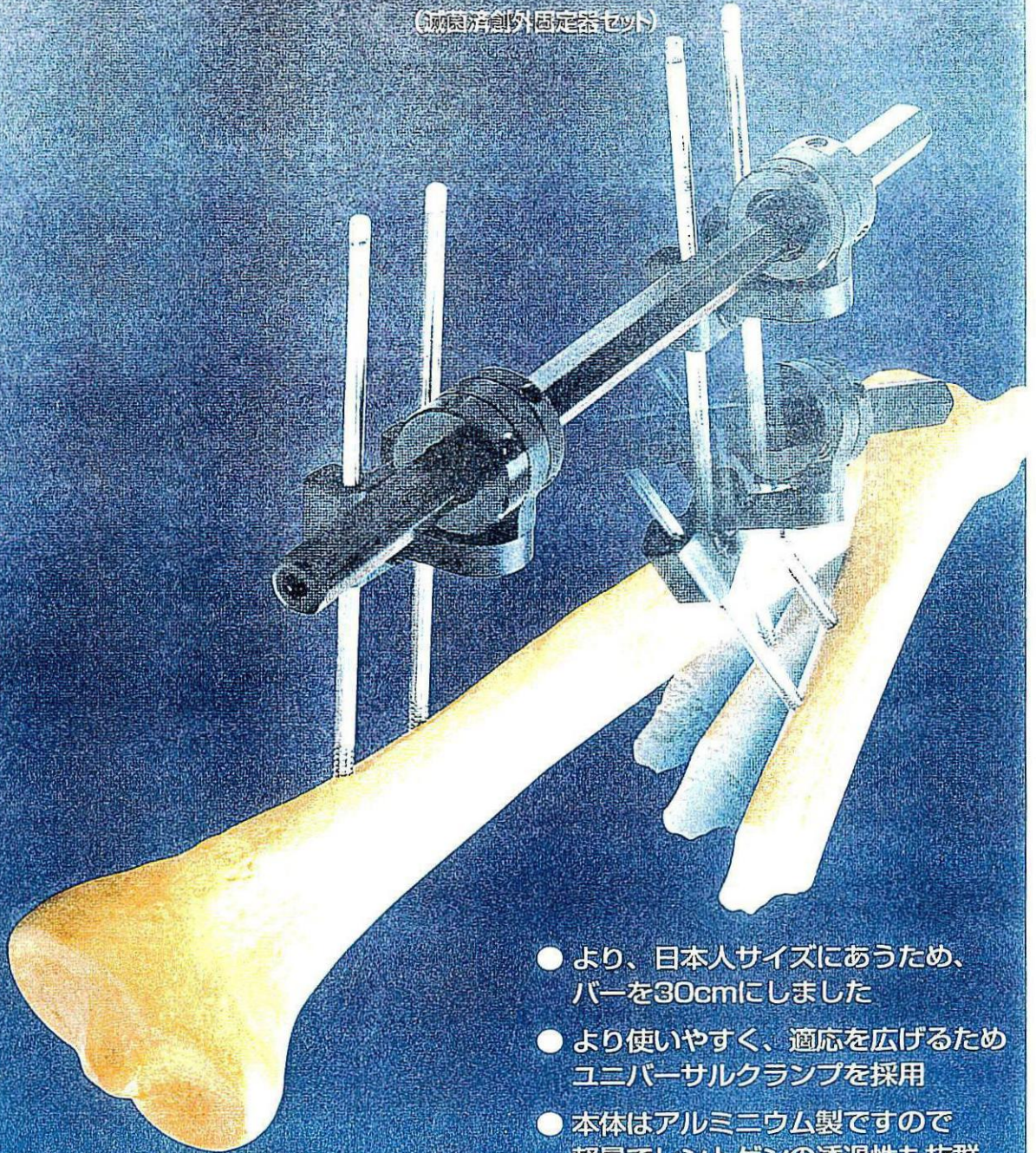
そこでここでは、創外固定器（図2参照）に発生するひずみを測定し、これをもとに骨折部の力学的特性を逆解析的に推定する方法について検討する。そして、まず創外固定された骨折モデルを考え、これに負荷が作用した場合の骨折部および創外固定器に発生する応力やひずみ状態を実験とFEM解析により求める。次に、実験とFEM解析のそれぞれについて荷重とひずみとの関係を求め、両者の結果の比較により、解析モデルと手法の妥当性を検討する。さらに、骨折部の材料特性を変化させた場合、それが創外

固定器に発生するひずみに及ぼす影響を評価することで、ここで想定している推定手法が有効かどうかを検討する。

UNIVERSAL IN A BOX

ユニバーサルインアボックス

(創外固定器セット)



- より、日本人サイズにあうため、バーを30cmにしました
- より使いやすく、適応を広げるためユニバーサルクランプを採用
- 本体はアルミニウム製ですので軽量でレントゲンの透過性も抜群
- 定価の約82%が保険請求可能！

Smith+Nephew
Leadership in Worldwide Healthcare

図 1 創外固定器

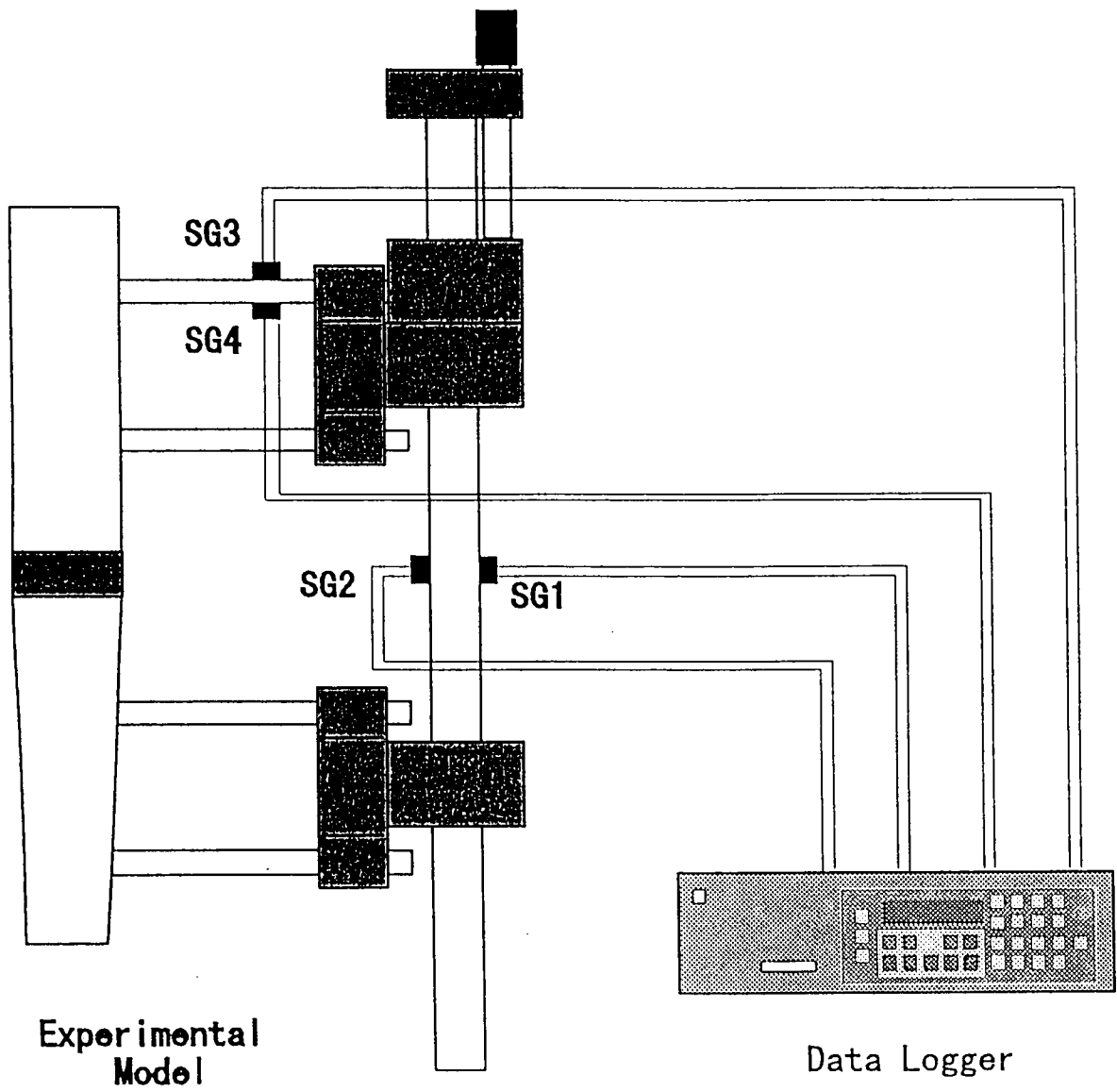


図 2. モデル実験概略図