人工股関節置換大腿骨と前方固定脊椎の
三次元リモデリングシミュレーション*但 野 茂^{*1}Three Dimensional Adaptive Bone Remodeling Simulation
on THR Femur and Anterior Fixed Vertebra

Shigeru TADANO

The adaptive bone remodeling phenomenon was analyzed using the three dimensional finite element method on two important clinical problem; a proximal femur after prosthetic total hip joint replacement (THR) and vertebral bodies fixed by the anterior spinal instrumentation (SI). On the THR simulation, a normal hip joint model which composed of the proximal femur and the pelvic bone including femoral head and acetabular was constructed three-dimensionally. On the simulation of spinal instrumentation, a normal lumbar spine model which composed three vertebral bodies and four intervertebral discs was constructed three-dimensionally. Each normal model was used to determine the bone density distribution in normal bone tissue using the adaptive bone remodeling theory proposed by Weinans et al. It was confirmed that the bone density distribution obtained from the simulation was almost similar to the physiological distribution. Subsequently, THR model was constructed by the insertion of a noncemented prosthesis of Harris Type into the normal hip joint model, and SI model was constructed by the insertion of Kaneda device into the normal lumbar spine model. As a result, the remodeling simulation showed that the bone density and the stress decreased significantly at cancellous bone around bone-implant interface.

Key Words: Biomechanics, Finite Element Method, Medical Engineering, Adaptive Bone Remodeling, Total Hip Replacement, Spinal Instrumentation

1. は じ め に

生体組織は、力学的環境に適応しその構造と形状を再構築する。この現象をリモデリング(Remodeling)と呼ぶ。最近、バイオメカニクスの分野でも、リモデリングへの関心が非常に高く、数多くの実験的研究や数値解析的・理論的研究が行われている。当然のことながら、リモデリングは生物特有の性質で、人工材料には見られない。新たな材料・構造挙動に対する数理解析への興味も手伝って、多くのリモデリング構成モデルが提案され、生体现象の数値解析法の開発も進んできた。骨組織に関するリモデリング解析の先駆的研究は、Cowinら^(1,2)らによってなされた。骨リモデリングを内部再構築と表面再構築に分類し、それぞれについて理論解析的に現象の整理とモデルの提案を行った。Carterら^(3,4)や Huiskesら^(5,6)は、Cowinらの研究を臨床問題に適用できるよう修正・発展させ、大腿骨骨梁構造の解析やインプラント置換に対する骨組織の力学的影響等を解析した。同様に、Adachi・Tanakaら^(7,8)は海綿骨再構築の格子連続体モデルを提案し、大腿骨骨梁の形態変化を二次元解析した。

本報告では、骨組織にインプラントを挿入した場合、骨リモデリングによって骨組織がどのように変化するかを探るため、骨リモデリングの三次元数値シミュレーション手法を検討した。解析対象には、特に臨床面で重要な課題となっている人工股関節全置換術後の大腿骨リモデリング現象と脊椎固定術後の椎体海綿骨リモデリング現象を選んだ。骨リモデリング則にはWeinansら⁽⁶⁾の骨適応モデルを採用し、それを汎用三次元有限要素パッケージに組み込んだシミュレーション手法を開発した。

2. 骨リモデリングシミュレーション手法

2.1 骨リモデリング則 本リモデリングシミュレーションには、内部再構築に関するWeinansら⁽⁶⁾の骨適応リモデリング則を採用した。この理論では、骨リモデリングを誘起する力学的刺激の変数に内部ひずみエネルギー密度(strain energy density: SED)を使用し、骨リモデリング評価関数を定義している。これは、ある荷重履歴を受ける間、単位骨質量当たりのひずみエネルギーが等しくなるように、骨組織がその密度を変化させるという仮定に基づく⁽⁹⁾。この場合、各骨要素の骨密度(ρ)とひずみエネルギー密度(Ua)の関係は、次式で記述される。

* 原稿受付 1997年9月16日。

*¹ 正員、北海道大学大学院工学研究科(☎060-8628 札幌市北区北13条西8丁目)。

$$\frac{d\rho}{dt} = A \left(\frac{U_a}{\rho} - k(1-s) \right)^3 \quad \frac{U_a}{\rho} \leq k(1-s) \quad (1)$$

$$\frac{d\rho}{dt} = A \left(\frac{U_a}{\rho} - k(1+s) \right)^2 \quad \frac{U_a}{\rho} \geq k(1+s) \quad (2)$$

$$\frac{d\rho}{dt} = 0 \quad k(1-s) < \frac{U_a}{\rho} < k(1+s) \quad (3)$$

ここで、 U_a は主方向の応力 σ_i とひずみ ε_i から次式で計算される。

$$U_a = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^3 \sigma_i \varepsilon_i \quad (4)$$

式 (1)-(3) の k は、リモデリング繰り返し過程における全骨組織の平均SEDであり、リモデリング参照刺激量となる。 ρ は見かけの骨密度を示す。本解析では、骨密度の選択範囲を 0.01 g/cm^3 から 1.74 g/cm^3 とした。この最大値は皮質骨のものである。

A は収束性に関する定数であり、位置や時間によらず一定値でなければならない。Weinans ら⁽⁶⁾は、 A の値を便宜的に 1.0 として解析している。彼らの値には汎用性がなく、モデルや解析条件によって収束性が著しく悪くなる場合もあることを本研究を通じて確認した。そのため本シミュレーションでは、以下のように定数 A を設定した。まず、 A_1 、 A_2 を次式より求める。

$$A_1 = \frac{\alpha}{(U_{\max} - k_0)^2}, \quad A_2 = \frac{\alpha}{(k_0 - U_{\min})^3} \quad (5)$$

ここで、 $U_{\max}$ 、 $U_{\min}$ は全骨組織要素の最大、最小SED、 k_0 は、第 1 回目の計算で得られる平均 SED である。最初の応力解析後に A_1 、 A_2 を計算し、大きい値をリモデリング繰り返し計算の定数 A とした。このように、 A の値に全要素SEDの初期分布系を考慮することによって、繰り返し計算の収束性が大きく向上した。この際、 α は 0.15 の一定値とした。また、式 (1)-(3) の s は不感帯幅であり、0.1 とした。

式 (1)-(3) 中 (U_a/ρ) の値は、骨細胞で検出された

Fig. 1 Relationship between U_a and dp/dt

リモデリング刺激量を示し、骨が形成するか吸収するかを決定する因子となる。 $\{(U_a/\rho) - k(1 \pm s)\}$ は、骨形成・吸収量を規定する駆動力 (driving force) と定義される。式 (1) は骨の吸収過程を、式 (2) は骨の形成過程を、式 (3) はリモデリングが生じない定常領域 (不感帯) を示す。図 1 に、これら各過程の U_a と $d\rho/dt$ の関係および各係数の関係を図示した。本リモデリング則では、骨吸収が骨形成よりも急激に生じる⁽⁶⁾。

式 (1)-(3) で得られた見かけの骨密度 ρ から弾性率 E (MPa) を推定する。この関係は、Carter ら⁽⁴⁾ による次式を使用した。

$$E = 3790 \left(\frac{d\rho}{dt} \right)^{0.06} \rho^3 \quad (6)$$

2.2 シミュレーション手法 図 2 にシミュレーションの手順を示す。各計算ステップで得られた骨要素の応力、ひずみの値から U_a を計算する。この値が骨組織にリモデリングを誘引する力学的刺激量となる。式 (1)-(3) のリモデリング則を用いて、現在の状態が骨形成か骨吸収かを判定し、各要素毎新しい骨密度に置き換える。この骨密度の値から式 (6) によって新しい弾性率を算出し、各要素に更新する。そして同一荷重条件で次のステップ計算を行う。このプロセスを平均 SED の k 値が変化しなくなるまで繰り返す。ここで、各要素の見かけ骨密度は、式 (1)-(3) を一定時間ステップ Δt における漸近オイラー積分法によって決定し、三次元有限要素パッケージ (ANSYS: Cybernet Systems Co.Ltd., Tokyo, Japan) に組み込んだ。後に示す大腿骨および脊椎の三次元有限要素モデルは、弾性連続体として繰り返し計算された。

本シミュレーションでは、まず正常骨組織の骨密度分布を推定するためのリモデリング解析を行った。ここで骨リモデリングは、股関節モデルでは、大腿骨の

Fig. 2 Adaptive bone remodeling simulation incorporated in FE analysis

骨組織（皮質骨、海綿骨）のみに生じるとした。また脊椎モデルでは、椎体海綿骨のみに生じるとした。いずれの場合も、リモデリング解析には適切な骨密度の初期値分布が必要である。このことは、すべての骨要素で一定の初期骨密度を設定すると、リモデリングの繰り返し計算が収束しないか、極端に収束性が悪くなったことによる。その対策のため本解析では、 0.01 g/cm^3 から 1.74 g/cm^3 の範囲で平均 1.1 g/cm^3 、標準偏差 0.2 の正規分布となる初期骨密度を、各リモデリング対象骨要素にランダムに与えた。これによって、繰り返し計算の収束性が著しく向上した。

3. 人工股関節置換大腿骨のリモデリングシミュレーション

3.1 置換大腿骨のルーズニング ヒトの最大荷重関節である股関節は、三次元的な自由運動を保証し、その多様な動態の中にも確実な安定性を維持する。慢性関節リウマチや変形性股関節症などの関節疾患によって寛骨臼や大腿骨骨頭部の形状に欠陥が生じると、股関節の運動機能に重大な障害を与える。機能回復が見込めない場合の有力な治療法には、人工股関節置換術がある。生体力学や医用工学の貢献によって、人工股関節は著しい発展を見せている。しかし現在、人工股関節の最大の課題は、骨組織とステム界面で生じるゆるみ（以下ルーズニングと呼ぶ、Loosening）の問題である⁽⁶⁾。著者らは、先に人工股関節置換後のステム周囲海綿骨に、Stress Shielding によ

る応力低下が生じることを三次元有限要素解析で示した⁽⁷⁾。この Stress Shielding が、骨リモデリングを誘発し、ステム-骨界面でルーズニングを引き起こす重大な要因となると予想される。Weinans ら⁽⁶⁾も、有限要素法を用いて骨リモデリングに及ぼす大腿ステムの固定性を調査している。しかしながら、彼等のシミュレーションは二次元でモデル形状も非常に単純であった。実際の状態を考えると、大腿骨の形状や構造は三次元的に複雑で、また外的荷重条件も単純ではない。

ここでは、前章で示した骨適応リモデリングの三次元有限要素シミュレーションにより、人工股関節全置換術後の骨リモデリング現象を検討した。解析モデルの作成は、前報⁽⁷⁾で示した方法を採用し、骨盤や大腿骨からなる股関節周辺部の複雑な形状をできるだけ忠実に三次元有限要素モデルを作った。また、応力解析

Fig. 3 Harris/Galante Porous Prosthesis

Fig. 4 3D FEM model of a total hip joint model in anterior and lateral view

Fig. 5 3D FEM model of a total hip replacement model with Harris Type Prosthesis in anterior and lateral view

に対する境界条件や荷重条件の影響を除外するため、外力を骨頭部に直接負荷するのではなく、臼蓋を含む骨盤形状もモデルに組み込み、仙骨中央部に外力を負荷した。

本解析では、まず正常股関節近位部のリモデリング解析を行い、正常大腿骨の骨密度分布を求めた。つぎに、そのモデルから Harris 型人工股関節 (Harris/Galante Porous Prothesis) を埋め込んだ置換大腿骨モデルを作成し、リモデリング解析を行った。さらに人工股関節のカラー (collar) のリモデリングに及ぼす影響も検討した。図3に Harris 型人工股関節を、表1にその材質を示す。ステム基部はチタン合金からなる。骨組織との親和性向上のため、側面には純チタンのメッシュパッドが埋め込まれている。

3.2 三次元形状モデリング 大腿骨の有限要素解析には、外的荷重条件が応力分布に大きな影響を与える⁹⁾。これまで報告された大腿骨の解析例では、骨頭の一点か数点に集中荷重を負荷したものであった。本解析では、解析による骨頭の境界条件や荷重条件の影響をできるだけ排除し、骨盤からの荷重伝達経路をモデル内に考慮するため、骨盤を含めた股関節周辺部の三次元モデルを作成した。この中には、臼蓋や骨頭が含まれている。モデル作成は、前報⁹⁾で提案した方法によった。まず、骨盤や大腿骨の形状を円柱状の軸対称プレモデルを作成した。10層以上を持つ同心円積層構造体で、大腿骨部内部の骨髓、海綿骨 (cancellous bone)、皮質骨 (cortical bone)、関節部の臼蓋や骨頭

(femoral head)、骨盤 (pelvis) を表現した。そして、このプレモデルを股関節 X 線写真と骨格標本を参考に、三次元的に変形させ、ヒト股関節近位部の三次元有限要素モデルを作成した。

図4と5に、作成した三次元有限要素モデルを示す。図4は、正常股関節近位部モデルの前額面形状 (左図) と矢状面形状 (右図) である。図5は、正常モデルから作成した人工股関節置換モデルである。正常モデルは、4670 要素、5147 節点を持つ。置換モデルは 4630 要素、5147 節点を持つ。両モデルとも、股関節部に臼蓋と骨頭がある。また、前捻角を 10 deg とした。置換モデルは、人工股関節ステムにカラーがある場合とない場合の 2 種類作成した。

ステム-骨界面の境界条件は、ギャップやすべりの

Table 1 Elastic constants of proximal femur model

Parts	Material	Young's Modulus	Poisson's Ratio
Skeletal Components:			
Pelvis (outer)	Cortical Bone	7 GPa	0.30
Pelvis (inner)	Cancellous Bone	1 GPa	0.30
Femur	Bone Tissue	Variable	0.30
Hip Joint	Cartilage	10 MPa	0.49
Muscle	Soft Tissue	40 KPa	0.30
THR Prosthesis:			
Femoral Stem	Titanium Alloy	115 GPa	0.28
Femoral Head	Titanium Alloy	115 GPa	0.20
Articular Cup	UHMWP	500 MPa	0.28
Acetabular	Titanium Alloy	115 GPa	0.28

Fig. 6 The bone density distribution of a normal femur obtained from the remodeling simulation.

Fig. 7 X-ray photograph of a human normal proximal femur

ない完全固定とした。これは、人工股関節置換術の術後が理想的な状態にあることを想定した。また、モデル大腿骨下面是鉛直方向固定、水平方向自由、骨盤中心線は水平方向固定とした。近位股関節を取り巻く13の主要筋を弾性ビーム要素とし、モデルに配置し、支持した。荷重条件は、骨盤中心線上に鉛直下方に400 Nを負荷した。また、大転子(greater trochanter)に、200 Nの引張り荷重を大殿筋(gluteus maximus muscle)の方向に負荷した。大腿骨骨部を除いた各要素の材料定数は、多くの文献を参照にして表1に示される値を用いた。

3.3 正常大腿骨の骨密度分布 図6に本シミュ

Fig. 8 Bone density and stress distribution in stem-bone interface at the lateral path after bone remodeling.

Fig. 9 Bone density and stress distribution in stem-bone interface at the medial path after bone remodeling.

レーションで得られた正常大腿骨の骨密度分布の結果を示す。これは全解析モデルから大腿骨のみを取り出して表示した。左図は長骨方向中央断面を、右図は前額面表面の分布を示す。シミュレーション結果は、50回の繰り返し計算によって得られた。また図7に健常男性(23歳)の股関節周辺部のX線写真図を示す。比較のため両図とも、骨密度がより高い領域は、明るい色を用いて示している。シミュレーション結果とX線写真を比較すると、シミュレーションで得られた骨密度分布は、正常大腿骨の骨密度分布の特徴を良く表わしていることがわかる。さらに、大腿骨長幹骨付近の骨組織は、皮質骨と海綿骨に分離された。

置換大腿骨モデル各要素の弾性率と骨密度の値は、図6の正常大腿骨モデルの結果を用いた。置換大腿骨モデルは、正常大腿骨の解析と同一条件で、100回まで繰り返し計算を行った。

3.4 人工股関節置換後のステム-骨界面で生じるリモデリング 図8と9に置換大腿骨のリモデリングシミュレーション結果を示す。図8は、ステム-骨界面内側の骨密度分布と相当応力分布を、図9はステム-骨界面外側の分布である。両図で点Bは挿入されたステムの先端位置を示し、点Cは、その先端から10cm下方の位置を示す。また、●、□、○、はそれぞれ、正常大腿骨、カラーの持つステムを挿入した大腿骨、カラーのないステムを挿入した置換大腿骨の結果である。これらの図から、置換大腿骨の骨密度および応力分布は、正常大腿骨にくらべて極端に低下していることがわかる。特に、ステム周囲では、リモデリング後応力がほとんどゼロとなった。これらのシミュレーション結果より、リモデリングによってステム-骨界面で急激な骨密度減少が生じ、ルーズニングが起きやすい力学的環境にあることが確認された。

また、カラーが接している領域をのぞけば、カラーの有無によって、ステム-骨界面の応力分布および骨密度分布には明らかな差は認められなかった。

4. 脊椎固定術のリモデリングシミュレーション

4.1 脊椎前方固定術による椎体骨組織への影響

脊柱の安定性を再建するため、脊椎間を金属デバイスで固定する脊椎固定術(spinal instrumentation)が広く用いられている。最近 Kaneda Device に代表される前方固定インスツルメントが開発された⁽¹¹⁾。図10にKaneda Deviceを示す。これは椎体にスクリューを挿入し、そのスクリュー間をロッドで確実に固定する。より固定性を得るためロッド間にはフィックスエーターを装着している。これらはすべてステンレス(SUS316L)からできている。このような前方固定術は、

開腹手術が必要で、手術の難易度は高いものの後方固定術に比べより強固な固定性が得られる。そのため、臨床成績も飛躍的に向上した⁽¹¹⁾。しかしながら、まだ解決を待つ問題も多い。椎体に挿入したスクリーが破損したり、強固な固定力のため周囲骨組織が変化し、ルーズニングも見受けられる。デバイス自体の最適設計のためにも、スクリー周囲骨のリモデリングの影響を把握しておくことが重要である。

本章では、脊椎固定術が椎体内部の海綿骨に及ぼすリモデリング現象を解明するため、椎間板を含めたヒト腰椎の三次元有限要素モデルを作成した。まず、椎体海綿骨部分が非生理的な密度分布を持つモデルの単軸圧縮と前方屈曲負荷時のリモデリングシミュレ

ーションを行い正常椎体における密度分布を推定した。そして、金属デバイスで2椎体を固定したモデルの骨リモデリングシミュレーションを行った。

4.2 ヒト腰椎の三次元形状モデリング 本解析では脊椎固定術の施行頻度の高い腰椎 L2-L4 をモデル化した(図 11)。その際、椎体・椎間板の前方要素が支配的に垂直方向荷重を支持するため、後方要素は省略した。作成したヒト腰椎(3椎体+4椎間板)の三次元有限要素モデルを図 11 に示す。モデルは 7920 個の三次元 8 節点要素からなる。上・下面にはエンドプレートを設置した。椎間板(intervertebral disc)には、周辺部に線維輪(annulus fibrosus)を、内部に髄核(nucleus pulposus)を配置し、その間に遷移領域(intermediate substance)⁽¹²⁾を設けた。椎体の応力状態は椎間板の物性に大きく影響を受けるため、線維輪には異方性を考慮した。その材料定数を表 2 に示す。L2 から L4 の椎体は全て同一形状とし、外層に皮質骨を内部に海綿骨を設定した。これらは線形等方弾性体とし、海綿骨をリ

Fig. 10 Kaneda device

Fig. 11 Human spine geometry and finite element models of normal lumbar spine and spinal fusion

Table 2: Elastic constants of fixed spine model

Parts	Material	Young's Modulus	Poisson's Ratio
Vertebra	Cortical Bone	7GPa	0.30
	Cancellous Bone	Variable	
Intervertebral Disc	Annulus Fibrosus	$E_1=1.4\text{MPa}$	$\nu_{12}=0.4$
		$E_2=E_3=0.95\text{MPa}$	$\nu_{23}=0.1$
		$G_{23}=0.432$	$\nu_{31}=0.4$
		$G_{12}=G_{31}=0.383\text{MPa}$	
	Nucleus Pulposus	0.013MPa	0.4999
	Intermediate Substance	0.5MPa	0.4
Kaneda Device	SUS316L	200GPa	0.28

Fig. 12 Bone density distribution at normal vertebra cross section and fixed vertebra L4

モデリングの対象とした。

Kaneda device による前方固定した腰椎モデルを図 11 の右図に示す。L2 椎体と L4 椎体にスクリューを 2 本ずつ挿入し、逆側の皮質骨まで貫通させた。上下スクリューヘッドをそれぞれロッドに結合し、さらに 2 本のロッドをフィクスエータで固定した。上下スクリュー間の距離調整による体軸方向の固定力（矯正力）は考慮しない。また実際には、椎体プレートを椎体に打ち込んでスクリューを挿入するが、本モデルでは椎体プレートを省略した。

荷重条件は、上面エンドプレートの鉛直方向に 400N の単純圧縮の場合と前方中央端部に 200N、後方端部に 0N の三角形状分布荷重負荷による前方屈曲の場合を行った。境界条件は、下端面の全節点を完全固定とした。生体内では、後方要素が形成する椎間関節や脊柱周囲を取り囲む多くの靱帯が存在するため境界条件は複雑である。しかし本解析では、直立による自重と前屈による椎体海綿骨のリモデリング効果を検討した。表 2 には、本解析で使用した材料定数を示す。

4.3 ヒト腰椎の骨リモデリング シミュレーション結果の一例として、L4 椎体断面の骨密度分布を図 12 に示す。これは単純圧縮の場合である。図 12 の左図は正常椎体の骨密度分布を、右図は固定椎体の骨密度分布である。両図を比較すると、スクリューが挿入されたことによって椎体海綿骨全域で骨密度減少が見られる。またスクリュー界面では、その傾向が顕著である。このように、脊椎固定術後の椎体は、リモデリングによって明らかに骨密度が低下する現象が本シミュレーションによって確認された。

5. ま と め

本報告では、骨組織にインプラントを挿入した場合、骨リモデリングによって骨組織がどのように変化するかを探るため、骨リモデリングの三次元数値シミュレーション手法を検討した。そして、人工股関節全置換術後の大腿骨海綿骨リモデリング現象と脊椎固定術後の椎体海綿骨リモデリング現象のシミュレーションを行った。本解析により、いずれの場合も生体にインプラントを挿入することで、周囲の骨組織の骨密度が急激に減少し、応力が低下することを確認した。このことは、インプラントと骨界面の固定性が、術後初期では良好でも、長期間経過すると骨組織のリモデリングによって、急激に低下してしまう臨床経験をシミュレーションで実証可能となったことを示している。骨組織のリモデリングが周囲の力学的環境に大きく依存するため、体内埋込み型インプラントは、生体の力学的機能や力学的環境の解明を十分行い、そして骨リモデリングの影響を十分配慮して設計されなければならない。

最後に、本研究遂行に当たって、北海道大学大学院修士課程学生、佐藤 晋君（現在住友電工(株)）および山口政嗣君（現在 NTT データ(株)）に多大なるご協力を頂いた。ここに感謝の意を表する。

なお、本研究の一部は、テルモ科学技術振興財団および文部省科学研究費補助金、基盤研究（一般）の補助によるものである。

文 献

- (1) Cowin, S.C., Continuum models of the adaptation of bone to stress, Mechanical Properties of Bone, ed., Cowin, S.C., ASME, New York, 193-210, 1981
- (2) Cowin, S.C. & Van Buskirk, W.C., Surface bone remodeling

- induced by a medullary pin, J. Biomech., 12(1979), 269-276
- (3) Carter, D.R., Orr, T.E. & Fyhrie, D.P., Relationships Between Loading History and Femoral Cancellous Bone Architecture, J. of Biomechanics, 22(1989), 231-236
- (4) Carter, D.R. & Hayes, W.C., The Behavior of Bone as a Two-Phase Porous Structure, J. Bone Joint Surg., 59A(1977), 954-960
- (5) Huiskes, R., Biomechanics of Artificial-Joint Fixation, Basic Orthopaedic Biomechanics (Mow, V.C. and Hayes, W.C., edited), Raven Press, 1991, 375-442
- (6) Weinans, H., Huiskes, R. & Grootenboer, H.J., Effects of Fit and Bonding Characteristics of Femoral Stems on Adaptive Bone Remodeling, ASME J. of Biomechanical Engineering, 116-11(1994), 394-400
- (7) Adachi, T., Tanaka, M. & Tomita, Y., Lattice continuum as computational model of bone with microstructure: mechanical characteristics and structural parameters, Computer Simulations in Biomedicine, ed., Power, H. & Hart, R.T., Computational Mechanics Publications, Southampton, 277-284, 1995
- (8) 安達・富田・坂上・田中、応力の局所不均一性による骨梁表面再構築モデルと形態変化シミュレーション、機論、63A-607(1997)、777-784
- (9) 但野・鶴飼・落合・佐々木、正常大腿骨と人工股関節置換大腿骨の三次元応力解析、機論、60A-569(1994)、278-284
- (10) Gibson, L.J. and Ashby, M.F., Cellular Solids - Structure & properties, Pergamon press, 1988, 319.
- (11) 金田・橋本、胸腰椎損傷における前方 Spinal Instrumentation (Kaneda device) の応用、脊椎インストルメンテーション、整形外科 MOOK, 60(1990), 67-80
- (12) Umehara, S, Tadano, S, et al., Effect of Degeneration on the Elastic Modulus Distribution in the Lumbar Intervertebral Disc, Spine, 21-7(1996), 811-819