成長ひずみ法による人工股関節ステムの形状最適化*

宮本進生^{*1}, 水口義久^{*2}, 平野彰一^{*3}Shape Optimization of a Hip Prosthesis Stem
Using Growth-Strain Method

Michio MIYAMOTO, Yoshihisa MINAKUCHI and Shouichi HIRANO

In order to restore damaged joint functions, the prosthesis has been widely implanted into the joint part in recent years. However, the biononconformance often occurs after the reimplantation. In this paper, the shape optimization of a hip prosthesis stem in the total hip replacement was investigated using growth-strain method. At first, growth criterion parameters of femur were sought by applying finite element method for the mechanical adaptive growth behavior of femur. By this analysis, the effect of stress shielding on femur inserted with the prosthesis stem was investigated. Then, the optimum shape of the prosthesis stem was created by growing the stem not so as to be occurred the bone resorption on femur. It was found that the stem shape had effects on the bone resorption of femur.

Key Words: Biomechanics, Optimum Design, Computational Mechanics, Growth-Strain Method, Finite Element Method, Total Hip Replacement, Hip Prosthesis Stem, Stress Shielding, Human Femur

1. 結 言

高齢化社会の到来により、関節疾患症例が増加している。中でも、関節に致命的な障害を持つ患者には、関節部分を人工物で代替する手術が多く行われている。しかし、その術後経過において生体的不適合の問題を生じる例がしばしば見受けられる。例えば、大腿骨に人工股関節ステムが挿入されたり⁽¹⁾ 頸に人工歯根が植立されたような場合、その力学的環境の変化にともない、骨吸収や骨の多孔性化が進行して人工代替物がゆるみ再置換が必要になることもある。そこで骨の力学的成長挙動を予測し、骨吸収や骨の多孔性化が起きにくいような人工代替物形状の最適設計が重要な課題となっている。

骨のリモデリングと構造最適化に関する研究⁽²⁾⁻⁽⁶⁾はこれまでに種々行われている。また人工代替物の設計に

ついては、それ自身の構造強度や骨との材料親和性が論じられることが多い。しかし人工代替物の形状が骨に与える力学的影響を考慮し、骨吸収が起きにくいような形状最適設計に関する研究はほとんど行われていないようである。

本論文では、大腿骨の成長と人工股関節ステムの形状最適化という異なる問題を統合的に解析するため、この問題に畔上ら⁽⁷⁾⁻⁽¹⁰⁾が提案した成長ひずみ法の原理を適用し、二次元モデルについて有限要素解析を行った。具体的には、実際の大腿骨を最適な形状と見なし、この大腿骨モデルが設定した荷重条件下でなるべく成長変形しないようなひずみエネルギー密度の評価基準値を選定した。次に、大腿骨に人工股関節ステムが挿入された解析モデルについて、選定されたひずみエネルギー密度の評価基準値を用いて大腿骨のみを成長変形させ、大腿骨の骨吸収現象を二次元的にシミュレートした。更に、大腿骨に人工股関節ステムが挿入された解析モデルについて、最大主応力の評価規準に従ってステムのみを成長変形させ、骨吸収ができるだけ起きにくいようなステムの平面応力条件における最適形状を求めた。そして、成長ひずみ法による人工股関節ステムの形状最適化の妥当性を検討した。

* 1997 年 1 月 22 日 第 9 回バイオエンジニアリング講演会において講演、原稿受付 1997 年 7 月 30 日。

*¹ (株)構造計画研究所(☎ 164-0012 東京都中野区本町 4-38-13)。

*² 正員、山梨大学工学部(☎ 400-8511 甲府市武田 4-3-11)。

*³ 三島製紙(株)(☎ 564-0033 吹田市東御旅町 11-46)。

2. 成長ひずみ法

2.1 成長原理 まず、畔上ら⁽⁷⁾⁻⁽¹⁰⁾が提案した成長ひずみ法の原理を概説する。図1に示すように、物体に外力Pが作用したとき、物体中の各要素に生じる応力またはひずみエネルギー密度などの評価パラメータ σ が目標とする評価パラメータの基準値 $\bar{\sigma}$ よりも低ければ収縮の体積ひずみを式(1)の成長則に従い発生させ、逆に高ければ膨張の体積ひずみを発生させる。そして、評価パラメータ σ 値が均一化されるまで繰り返し計算を行い、物体の形状最適化をする。

$$\varepsilon_{ij}^B = \frac{\sigma - \bar{\sigma}}{\bar{\sigma}} \delta_{ij} h \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 ε_{ij}^B は成長ひずみテンソル、 δ_{ij} はクロネッカのデルタ、 h は一回の成長変形の大きさを表す成長増分比である。

2.2 人工股関節ステムの成長ひずみ発生規準

人工股関節ステムは一般にチタン合金 (Ti-6Al-4V) が使用されている。そこで、脆性の性質を有する人工股関節ステムの二次元形状創生解析においては、最大主応力規準に従って成長ひずみが発生するとし、強度の最大化は主応力の均一化によって達成されると考えた。

この場合、微小体積に発生する応力テンソルの主軸系 x_i ($i=1, 2, 3$) において、平面応力状態で定義された主応力を σ_i ($i=1, 2$)、またその主軸が法線となる微小面積を dA_i^0 ($i=1, 2$) とすると、 σ_i は dA_i^0 が増加したときに減少する特性を持つ。そこで、主応力成分 σ_i を目標とする応力の評価基準値 $\bar{\sigma}$ に近づけるためには、次式のような面積変化を起こさせる。

$$\frac{dA_i^B - dA_i^0}{dA_i^0} = \frac{\sigma_i - \bar{\sigma}}{\bar{\sigma}} h \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 dA_i^0 、 dA_i^B は成長変形前後の微小面積である。一方、面積変化が微小な場合、平面応力状態での主ひ

ずみ ε_1^B と ε_2^B は、式(2)の左辺の面積変化率から導かれ次式で与えられる。

$$\varepsilon_1^B = \frac{1}{2} \frac{\sigma_2 - \sigma_1 - \bar{\sigma}}{\bar{\sigma}} h \quad \dots\dots\dots (3)$$

$$\varepsilon_2^B = \frac{1}{2} \frac{\sigma_1 - \sigma_2 - \bar{\sigma}}{\bar{\sigma}} h \quad \dots\dots\dots (4)$$

2.3 大腿骨の成長ひずみ発生規準

大腿骨の力学的適応成長解析には、式(1)における評価パラメータ σ として、一般的にひずみエネルギー密度や相当応力が用いられる。本解析では、解析対象に複数の材料領域を指定する必要があり、ヤング率やポアソン比も評価するために、ひずみエネルギー密度を採用した。この場合の剛性の最大化は大腿骨に生ずる全ひずみエネルギー密度の均一化で得られる⁽⁸⁾。

微小体積に発生するひずみエネルギー密度 Z は、主応力 σ_i を用いて次式で与えられる。

$$Z = \frac{1}{2E} \{ \sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_3\sigma_1) \} \quad \dots\dots\dots (5)$$

ここで、 E はヤング率、 ν はポアソン比である。ひずみエネルギー密度は座標変換に対して不変で、体積だけに依存し、それが増加したときに減少する性質を持つ。そこで、ひずみエネルギー密度 Z を目標とするひずみエネルギー密度の評価基準値 $\bar{Z}$ に近づけるためには、次式のような体積変化を起こさせる。

$$\frac{dV^B - dV^0}{dV^0} = \frac{Z - \bar{Z}}{\bar{Z}} h \quad \dots\dots\dots (6)$$

ここで、 dV^0 、 dV^B は成長変形前後の微小体積である。

また、体積ひずみ e と体積ひずみ成分 ε_{ij}^B の関係は式(7)で、 dV^B は式(8)で表される。

$$\varepsilon_{ij}^B = e \delta_{ij} \quad \dots\dots\dots (7)$$

$$dV^B = (1 + e)^3 dV^0 \quad \dots\dots\dots (8)$$

式(7)に式(6)、(8)を代入すると、 ε_{ij}^B は次式のようになる。

$$\varepsilon_{ij}^B = \left(\sqrt[3]{\frac{Z - \bar{Z}}{\bar{Z}} h + 1} - 1 \right) \delta_{ij} \quad \dots\dots\dots (9)$$

平面応力状態では、面内成長だけを考慮することから、式(9)は次のように書き換えられる。

$$\varepsilon_{ij}^B = \left(\sqrt{\frac{Z - \bar{Z}}{\bar{Z}} h + 1} - 1 \right) \delta_{ij} \quad \dots\dots\dots (10)$$

(a) Stress analysis (b) Growth analysis

Fig.1 Principle of growth-strain analysis.

ここで、式 (10) のひずみエネルギー密度 Z は、式 (5) において $\sigma_3 = 0$ であるので次式となる。

$$Z = \frac{1}{2E} (\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - 2\nu\sigma_1\sigma_2) \quad \dots\dots\dots (11)$$

成長増分比 h が微小であることを考慮すると、平面応力状態での ε_{ij}^B は次式で近似できる。

$$\varepsilon_{ij}^B \equiv \frac{1}{2} \frac{Z - \bar{Z}}{\bar{Z}} \delta_{ij} h \quad \dots\dots\dots (12)$$

2.4 成長ひずみ法の解析 図2は成長ひずみ法の解析手順を示す。まず対象物を有限要素モデルで作成し、境界条件とデータを入力する。そして有限要素法により応力解析を行い、各要素に発生する評価パラメータを計算する。この評価パラメータを評価パラメータの基準値と比較して、式(1)に従い各要素に発生させる成長ひずみを計算し、これを形状全体に重ね合わせて新たな成長形状を得る。成長により歪んだ要素を整形し、再び応力解析に戻る。ここで、計算された評価パラメータ値に変化がなくなれば、その形状は収束したものとする。収束しなければこの計算を繰り返す。

3. 解析手法

図3は股関節の機能を再建するための人工股関節全

Fig.2 Flow chart of growth-strain analysis.

Fig.3 Schematic diagram of total hip replacement.

置換術の模式図を示す。人工股関節は、骨頭部を切除して大腿骨髄腔内に挿入される人工股関節ステムと、骨盤に固定される臼蓋ソケットからなる。本問題は複雑な三次元モデルであるため、本解析では大腿骨に人工股関節ステムが挿入された問題を簡単化のため二次元モデルとして取り扱った。

3.1 大腿骨の成長評価基準値の選定 大腿骨の力学的適応成長解析には、成長ひずみ法を用いて大腿骨の成長評価基準値を選定する必要がある。

図4は解析に用いた正常大腿骨に作用する荷重条件と荷重の作用角度を示す⁽¹⁰⁾。荷重条件は体重約600 N の

$$\left. \begin{aligned} 600 \cos 76^\circ &= F_x - M_x \\ M_y &= M_x \tan 56^\circ \\ 600 \sin 76^\circ &= F_y - M_y \\ 600 \times 100 &= (55 + 57.5 + 60 + 62.5 + 65) M_y / 5 \end{aligned} \right\} \quad \dots\dots\dots (13)$$

Fig.4 Load conditions of normal femur.

Fig.5 Analytical models of normal femur.
(a) Finite-element subdivision and load conditions in stress analysis (b) Restraint conditions in growth analysis

$$\left. \begin{array}{l} M_y = 1000.0 \text{ N} \\ M_x = 674.5 \text{ N} \\ F_y = 1582.2 \text{ N} \\ F_x = 819.7 \text{ N} \end{array} \right\} \dots\dots\dots (14)$$

人が片足立ちした場合を想定し、骨盤中心に鉛直荷重 600 N が作用する場合の骨頭への圧縮荷重 F の成分 F_x , F_y および大転子の引張荷重 M の成分 M_x , M_y を式(13)の関係式より計算した。式(14)は得られた計算結果である。なお大転子部分には 2.5 mm 間隔で、 $M_x/5$ と $M_y/5$ の分布荷重が幅 10 mm の間に作用していると仮定した。

図 5 は作成した正常大腿骨の二次元有限要素モデルであり、図 5 (a) が応力解析のための荷重条件と領域分割条件を、図 5 (b) が成長解析の拘束条件を示す。この要素モデルの作成においては、図 4 に示した大腿骨の骨幹軸方向を y 軸方向として XY 座標を設定し、骨頭への圧縮荷重は骨頭表面上に $F_x = 819.7 \text{ N}$, $F_y = 1582.2 \text{ N}$ を作用させた。また大転子部分の引張荷重は、5 つの各要素節点のうち、外側の 2 節点には $M_x = 84.3 \text{ N}$, $M_y = 125 \text{ N}$ の荷重を、他の 3 節点には $M_x = 168.6 \text{ N}$, $M_y = 250 \text{ N}$ の荷重を分布させた。解析モデルは海綿骨と皮質骨の 2 領域を 3 節点の三角形定ひずみ要素で構成し、これらの厚さは 30 mm と仮定した。要素数は海綿骨領域が 176、皮質骨領域が 192 であり、各領域は均質・等方性であると仮定した。各領域における材料特性は表 1 に示す。

図 5 (a) の解析モデルは実際の大腿骨形状に相当しているもので、これを一つの最適形状と見なした。そこで、図 5 (b) に示したように、骨頭、大転子及び大腿骨遠位部分の成長を拘束し、大腿骨形状が設定した荷重条件に対してひずみエネルギー密度の評価基準値 $\bar{\epsilon}$ を種々変化させた場合について解析し、大腿骨形状がなるべく成長変形しないような $\bar{\epsilon}$ 値を選定した。具体的には、成長増分比 $h = 0.667\%$ と定め、皮質骨と海綿骨の各領域面積一定のもとで成長解析を行った。この時、海綿骨と皮質骨に生ずるひずみエネルギー密度の平均値が安定的に収束するまで、100 回の繰り返し計算を行った。なお、成長増分比 h は上述の解析においてメッシュ破壊を起こさない程度の小さな値を採用した。

Table 1 Mechanical properties.

Area	Young's modulus E (GPa)	Poisson's ratio ν
Cancellous bone	2	0.3
Cortical bone	18	0.3
Titanium alloy	124	0.33

3・2 人工股関節ステムが挿入された大腿骨の力学的適応成長

人工股関節全置換術を施すと、人工股関節ステムは大腿骨にかかるべき荷重の大部分を負担する。そのため、応力遮弊された大腿骨は力学的適応成長により骨吸収を始める。そこで、ステムの挿入が骨吸収にどのような影響を及ぼすかをシミュレートすることを試みた。

図 6 は、大腿骨に山科医大式 Y 2 型の人工股関節ステムを挿入した場合の荷重条件と荷重の作用角度を示す。大腿骨に人工股関節ステムを挿入した場合、ステム骨頭部と大転子の荷重点の距離は正常大腿骨に比較して短くなることを考慮して 50 mm に設定し、式(13)、(14)と同様な荷重計算を行った。その結果、骨頭への圧縮荷重 F の成分は $F_x = 881.9 \text{ N}$, $F_y = 1685 \text{ N}$, および大転子の

Fig. 6 Load conditions of femur inserted with a stem.

Fig. 7 Analytical models of femur inserted with a stem. (a) Finite-element subdivision and load conditions in stress analysis (b) Restraint conditions for analysis of the femur growth (c) Restraint conditions for analysis of the stem growth

引張荷重 M の成分は $M_x = 930$ N, $M_y = 1379$ N と得られた。

図7は図6の有限要素モデルであり、図7(a)が応力解析のための荷重条件と領域分割条件、図7(b), (c)が大腿骨と人工股関節ステムの成長解析のための拘束条件を示す。この有限要素分割は図5と同様である。解析モデルは海綿骨、皮質骨及びチタン合金からなる人工股関節ステムの3領域で構成されている。要素数は海綿骨領域が61, 皮質骨領域が228, ステム領域が123であり、各領域における材料特性は表1に示す。

ステムが挿入された大腿骨の成長変形を調べるために、図7(b)に示したように大転子及び大腿骨遠位部分の成長を拘束するばかりでなく、ステム外形状の成長を拘束し、大腿骨の成長解析を行った。具体的には、ステムの成長増分比を $h = 0\%$ 、大腿骨の成長増分比を $h = 0.667\%$ とし、皮質骨と海綿骨の各領域に3.1節の解析で得られた海綿骨と皮質骨のひずみエネルギー密度に関する成長評価基準値 $\bar{Z}$ を用い、ステム領域の面積一定のもとで大腿骨の成長変形を100回の繰り返し計算を行った。

3.3 人工股関節ステム形状の創生 人工股関節ステムが挿入された大腿骨において、応力遮蔽により骨吸収を起こさないようにするためには、正常大腿骨の応力状態を再現できるようなステム形状を創生する必要がある。そこで、ステムが挿入されたことにより正常大腿骨より減少した大腿骨への荷重負担を増やすために、ステム自身がその荷重をなるべく負担しないような形状を創生することを試みた。

ステム形状を創生するために、3.2節で取り扱った図7(a)の解析モデルを用い、図7(c)に示したように大腿骨の外形状の成長を拘束し、大腿骨の成長増分比を $h = 0\%$ としてステムのみの成長解析を行った。具体的には、

Fig.8 Change of mean strain energy density on normal femur.

ステム強度を保つために主応力規準の成長則を適用し、ステムの成長増分比を $h = 0.667\%$ としてステム領域面積一定のもとで100回の繰り返し計算を行った。

次に、上述の成長解析により得られた形状改善されたステムが正常大腿骨に挿入された場合について、図7(b)に示した拘束条件と同じように、大転子、大腿骨遠位部分及びステム外形状を成長拘束し、大腿骨の成長解析を行った。具体的な解析法は3.2節で行った方法と同じである。

4. 解析結果と考察

4.1 大腿骨の成長評価基準値の選定 図8は3.1節の解析結果であり、海綿骨と皮質骨に関するひずみエネルギー密度の平均値の推移を示す。これらの値は繰り返し回数が100回近くなると、海綿骨では0.975 kPa, 皮質骨では1.80 kPaでほぼ一定になった。従って、これらの値を各領域における成長評価基準値 $\bar{Z}$ として採用した。

図9(a)は正常大腿骨のひずみエネルギー密度分布であり、黒くなるにしたがってひずみエネルギー密度が大きくなることを示す。海綿骨領域では荷重点、大転子及び皮質骨との境界部分を除けば全体的に均一なひずみエネルギー密度分布となっていた。一方、皮質骨領域では海綿骨との境界部分、及び皮質骨の中間部分の特に右外側面に大きなひずみエネルギー密度が生じていた。

図9(b)は正常大腿骨の初期形状を破線で、成長解析後の最終形状を実線で示す。成長変形は図9(a)のひず

Fig.9 Growth analysis results of normal femur. (a) Distributions of the strain energy density (b) Bone remodeling shapes

みエネルギー密度分布が大きな値を示した部位で主に生じていた。大腿骨頭下部の変形については、皮質骨と海綿骨の境界に発生する複雑なひずみエネルギー密度の分布に起因するものと考えられる。骨幹部の成長は初期形状が応力勾配を緩和するように変形したものであ

Fig.10 Growth analysis results of normal femur inserted with an initial shape stem.
(a) Distributions of the strain energy density under an initial shape stem
(b) Bone remodeling shapes under an initial shape stem

る。これら以外の部分では成長変形も少ない結果が得られたことより、海綿骨と皮質骨に関するひずみエネルギー密度の成長評価基準値 $\bar{Z}$ は、それぞれ 0.975 kPa, 1.80 kPa を用いればほぼ妥当であると見なした。

4・2 人工股関節ステムが挿入された大腿骨の力学的適応成長 図 10 は 3.2 節の解析結果であり、図 10(a)は人工股関節ステムが挿入された大腿骨のひずみエネルギー密度分布を示す。図 10(a)の最大ひずみエネルギー密度は 2.9 kPa であるのに対し、図 9(a)の場合は 6.6 kPa であった。従って、人工股関節ステムが挿入された大腿骨は正常大腿骨に比べて大腿骨に発生するひずみエネルギー密度が減少しており、応力遮弊現象が顕著に現れていることがわかった。この場合、ステムは大腿骨に比べて非常に剛性が高いため、ひずみエネルギー密度はステムには生じず、主にステム先端付近の皮質骨の左右外側面及び大転子荷重部分に生じていた。

図 10(b)は人工股関節ステムが挿入された大腿骨の初期形状を破線で、成長解析後の最終形状を実線で示す。皮質骨と海綿骨は、特にそれらの境界部分及び大転子下部で大きな骨吸収現象を起こしていた。また、ステム先端付近の皮質骨は少し太くなっていた。

4・3 人工股関節ステム形状の創生 図 11, 12 は 3.3 節の解析結果である。図 11(a)は初期形状ステムが挿入された大腿骨の相当応力分布を示す。図より、相当応力はステムの中間部分から先端部分の大腿骨との境

Fig.11 Growth analysis results of normal femur inserted with an improved shape stem.
(a) Distributions of the equivalent stress under an initial shape stem
(b) Stem remodeling shapes under an initial shape bone

Fig.12 Growth analysis results of normal femur inserted with an improved shape stem.
(a) Distributions of the strain energy density under an improved shape stem
(b) Bone remodeling shapes under an improved shape stem

界付近, 及びステム先端付近の大腿骨の左右外側部分で大きくなっていった。

図 11(b)は大腿骨の外形状を拘束し, ステムのみを成長解析した時のステム最終形状を示す。成長解析によりステムの先端部分は縮小し, 先端から中間部分はステムがやや太くなり, 骨頭に近いステム部分は少し右方向に移動した形状になっていることがわかった。

図 12(a)は大腿骨の骨吸収が少なくなるように形状改善された人工股関節ステムが大腿骨に挿入された場合のひずみエネルギー密度の分布を示す。形状改善後の大腿骨の最大ひずみエネルギー密度は 3.6 MPa であった。この値は図 10(a)に示した形状改善前の 2.9 MPa に比べて大きくなった。従って, 図 12(a)に示したような形状改善されたステムを用いれば, ひずみエネルギー密度は高められることがわかった。しかしながら, この成長解析ではステム強度を保つためにステムの面積一定のもとで解析しているため, 大腿骨のひずみエネルギー密度値を正常大腿骨の場合の密度値 6.6 kPa まで引き上げることは困難であった。

図 12(b)は, 形状改善後の人工股関節ステムが挿入された正常大腿骨の外形状の成長を拘束した場合について, 成長解析した時の最終形状を実線で示す。破線は大腿骨の初期形状を示す。この結果は図 10(b)に示した初期形状ステムが大腿骨に挿入された場合に比べ, 大腿骨の骨吸収現象が少し減少していることがわかった。従って, 図 12(b)で示したような形状改善されたステムは, 初期形状ステムに比較してより適した形状であることがわかった。この場合, ひずみエネルギー密度が最大であった大腿骨部分は太くなるような形状最適化がなされた。

5. 結 言

大腿骨に人工股関節ステムが挿入された問題に対し, 大腿骨の成長と人工股関節ステムの形状最適化という異なる問題を統合的に検討した。本問題の解析には成長ひずみ法の原理を適用し, 二次元モデルについて有限要素解析した。以下に得られた結果を示す。

(1) 成長ひずみ法は, 大腿骨の成長解析と人工股関節ステムの形状最適化に有効な解析手法である。

(2) 大腿骨における海綿骨と皮質骨の成長評価基準値の選定法を示した。

(3) 海綿骨と皮質骨の成長評価基準値を用い, 人工股関節ステムが挿入された大腿骨の力学的適応成長による骨吸収現象をシミュレートできた。

(4) 人工股関節ステムの形状を最適化すれば, 大腿

骨の骨吸収を減少させることが予想される。

(5) 本解析モデルでは, 実際のステムと大腿骨との境界における接触条件や形状変化が単純化され, 三次元的な力学条件や荷重条件とも異なるため, 本解析結果の有効性を示すには今後それらの点を考慮した解析結果との比較が必要である。

最後に, 本研究を遂行するに当たり, 豊橋技術科学大学工学部の畔上秀幸助教授が開発された成長ひずみ法の原理を利用させて頂いたことに対し, 厚く感謝の意を表する。

文 献

- (1) Engh, C. A. and Bobyn, J. D., The Influence of Stem Size and Extent of Porous Coating on Femoral Bone Resorption after Primary Cementless Hip Arthroplasty, *Clin. Orthop.*, **231** (1988), 7-18.
- (2) Rietbergen, B. V., Huiskes, R., Weinans, H., Sumner, D. R., Turner, T. M. and Galante, J. O., The Mechanism of Bone Remodeling and Resorption Around Press-Fitted THA Stems, *J. Biomech.*, **26-4** (1993), 369-382.
- (3) Weinans, H., Huiskes, R., Sumner, D. R., Turner, T. M. and Galante, J. O., Adaptive Bone Remodeling Around Bonded Noncemented Total Hip Arthroplasty: A Comparison Between Animal Experiments and Computer Simulation, *J. Orthop. Res.*, **11-4** (1993), 500-513.
- (4) Weinans, H., Huiskes, R. and Grootenboer, H. J., Effects of Fit and Bonding Characteristics of Femoral Stems on Adaptive Bone Remodeling, *T. ASME, J. Biomech. Eng.*, **116-4** (1994), 393-400.
- (5) Harrigan, T. P. and Hamilton, J. J., Bone Remodeling and Structural Optimization, *J. Biomech.*, **27-3** (1994), 323-328.
- (6) 畔上秀幸, 成長の構成則を用いた形状最適化手法の提案 (静的弾性体の場合), *機論*, **54-508**, A (1988-12), 2167-2175.
- (7) 畔上秀幸・高見昭康, 逆変分原理に基礎をおく成長ひずみ法 (最大剛性形状へのアプローチ), *機論*, **56-530**, A (1990), 2162-2168.
- (8) 下田昌利・畔上秀幸・桜井俊明, 成長ひずみ法によるソリッド体の形状最適化 (体積, 応力制約のための P I D 制御の導入), *機論*, **60-571**, A (1994), 763-769.
- (9) 畔上秀幸・呉志強, 線形弾性問題における領域最適化解析 (力法によるアプローチ), *機論*, **60-578**, A (1994), 2312-2318.
- (10) 日本機械学会編, バイオメカニクス概説, (1993), 46-47, オーム社.