248 骨梁表面再構築シミュレーションのインプラント設計への応用

Application of Trabecular Surface Remodeling Simulation to Design of Implant

○ 学 瀧谷 基 (神戸大・院)
正 安達 泰治 (神戸大・工, 理研)

正 坪田 健一 (神戸大・院, 理研)
正 富田 佳宏 (神戸大・工, 理研)

Motoi SHIBUTANI, Grad. Sch. Sci. & Tech., Kobe Univ., Nada, Kobe, Japan
Ken-ichi TSUBOTA, Grad. Sch. Sci. & Tech., Kobe Univ., Nada, Kobe, Japan, RIKEN
Taiji ADACHI, Dept. Mech. Eng., Fac. Eng., Kobe Univ., Nada, Kobe, Japan, RIKEN
Yoshihiro TOMITA, Dept. Mech. Eng., Fac. Eng., Kobe Univ., Nada, Kobe, Japan, RIKEN

Key Words : Biomechanics, Bone, Implant Design, Trabecular Surface Remodeling Simulation

1. はじめに

骨に装着する人工関節等のインプラントは、通常、実験的な検証に基づいて設計されており、その開発には多大な費用と時間を要する。それらのコストを軽減し、強度および固定性に優れたより良いインプラントを設計するためには、数値シミュレーションを援用した設計手法の確立が重要となる⁽¹⁾。本報では、骨梁表面再構築シミュレーション⁽²⁾を応用したインプラントの形状設計手法を提案し、長骨に挿入されたステムの形状設計を例に、その基本的な特性について検討する。

2. 長骨-ステムモデル

大腿骨への人工股関節ステムの挿入を想定し、Fig. 1(a)に示す長骨およびステムの単純 voxel モデルを作成した。voxel 要素の1辺の長さは1.0 mmとし、シミュレーション領域全体の要素分割数は、Fig. 1(a)に示すX, Y, Z方向をそれぞれ30, 30, 150要素とした。外径30 mm, 内径24 mm, 長さ140 mmの円筒状長骨に、直径24 mm, 長さ30 mmの円柱状ステムを、全長の2/3まで挿入した。なお、以降は、長骨下端における境界条件の影響の少ないモデル上部に着目した。骨部およびステム部は、等方な線形弾性体と仮定し、ヤング率 E およびポアソン比 ν は、それぞれ骨部で $E_b = 20 \text{ GPa}$, $\nu_b = 0.30$, ステム部で $E_s = 200 \text{ GPa}$, $\nu_s = 0.29$ とした。

境界条件として、長骨下端面は固着とし、ステム上端面には、Z方向に100 Nの圧縮力(Case Lc), およびX方向に100 Nのせん断力(Case Ls)の二通りの荷重を加えた。それぞれの荷重条件における相当応力の分布をFig. 1(b)に示す。Case LcおよびLsの両者において、相当応力はステム中央下部で低く、一方、荷重が伝達されるステム下端と長骨との接触部で高いことが分かる。

ステムの形状変化は、表面応力の一様化を目指す骨梁表面再構築則⁽²⁾を応用して行うものとし、形成側閾値を $\Gamma_u = 0.1$, 除去側閾値を $\Gamma_l = -1.0$, および感知半径を $l_L = 5.0 \text{ mm}$ とした。その際、設計領域については、Fig. 1(b)のA-A'で示される長骨上端面の下側領域とし、さらに、設計領域に長骨を含む場合(Model 1), および長骨を含まない場合(Model 2)の二通りを想定した。なお、Model 2では、長骨要素から引張力を受けるステム要素を除去することにより、長骨とステムの間に引張力が伝達されないと仮定した。

Fig. 1 Computational model of long bone and stem

3. シミュレーション結果

3.1 ステムの形状変化と相当応力分布

シミュレーションにより、荷重条件に応じてステム要素の形成・除去が繰り返されることで、設計領域全体のステム形状が変化した。30th stepにおける長骨およびステムの形状とその相当応力分布をFig. 2に示す。

Model 1では、Fig. 1(a)に示すように、Case LcおよびLsいずれの荷重条件においても、ステムは長骨と置換して下方に伸び、ステム下方は空洞を抱える釣り鐘状の形状となった。その際、Case Lcでは、周方向にほぼ均一な形状となったのに対し、Case Lsでは、Fig. 2(b)の○印に示すように、荷重方向に厚くなる形状となった。また、縦断面の相当応力分布に示されるように、Case LcおよびLs共にステム中央下部で応力値が低くなった。特に、Case Lsでは、ステム中央下部の応力が、周囲と比較して著しく低くなったために削られている。一方で、ステム先端部では応力値が高くなった。

Model 2では、設計領域上面から、Case Lcでは全周に渡って、Case Lsではせん断方向へ1本だけ下方に伸びたステム形状が得られた。これは、Model 2では、骨とステムの界面において引張力が伝達されないと仮定したため、荷重の方向に応じて、圧縮力を伝える部位のみ

にステム要素が形成されたためである。なお、Case Lc において、4 方向に分かれた形状となったのは、要素分割が粗いため、ボクセル分割の方向性の影響が現れた結果である。また、縦断面の相当応力分布に示されるように、Case Lc および Ls 共に、設計領域上面から、長骨内面との接触部にかけて、ステム部の応力値が高くなった。これは、ステム要素の除去量が形成量を上回ったことにより、その形状が細くなったためである。

3.2 長骨—ステム系の力学特性の変化

長骨—ステム系の全ひずみエネルギーの変化を Fig. 3 に示す。Case Lc における全ひずみエネルギーは、Fig. 3(a) に実線で示すように、Model 1 で単調減少した。これは、長骨がステムに次第に置換されることで、系全体の剛性が単調に増加したためである。Model 2 では、長骨およびステムのひずみエネルギーの変化が共に小さいため、同図に破線で示すように、系全体としてはほとんど変化が見られなかった。同様に、Case Ls における全ひずみエネルギーは、Fig. 3(b) に示すように、Case Lc とほぼ同様の増加傾向を示した。なお、Model 1 における減少速度の増加は、ステム中央下部が削られたことにより、ステム部のひずみエネルギーが減少したためである。

ステムに生じる最大相当応力の変化を Fig. 4 に示す。Case Lc における最大相当応力は、Fig. 4(a) に示すように、Model 1 では、初期に減少した後、ほぼ一定となった。これは、長骨がステムに置換される過程において、ステムが長骨に沿って一様の厚さで下方へ伸びたためである。一方、Model 2 では、最大相当応力が変動しながら徐々に増加した。この変動は、ステムと長骨の間に引張力が伝達されないと仮定したことで生じるステム要素の除去が、voxel 分割の粗さにより、必ずしも連続的ではないためである。要素分割を細かくすることにより、この変動は小さくなるものと考えられる。また、増加の要因は、ステム形状が細くなり、先端部の応力が増加したためである。Case Ls における最大相当応力は、Fig. 4(b) に示すように、Model 1 では、初期の減少後、単調増加した。この単調増加は、ステムが下方へ伸びるにつれ、せん断荷重による先端部のモーメントが増大し、結果として先端部に大きな応力が生じたためである。Model 2 については、Case Lc とほぼ同じ傾向を示した。

4. おわりに

長骨に挿入された人工股関節ステムを想定し、表面応力の様子の観点から、表面再構築側を応用してステムの形状設計を試みた。その結果、荷重条件および設計領域に応じて、それぞれ特徴的なステム形状が得られた。本報で用いた手法は、ステムおよび長骨の局所的な力学状態を考慮して、直接ステム形状を設計できることから、ステムに限らず、他のインプラントの形状設計にも有用な手法となり得る。今後、閾値および感知半径等のパラメータの検討だけでなく、さらに実的な制約の下で、実現可能な設計指針について検討を加える必要がある。

本研究に対して一部、文部省科学研究費補助金の援助を受けたことを記し、謝意を表す。

Fig. 2 Structural change and distribution of equivalent stress of long bone and stem at 30th step

Fig. 3 Change in total strain energy

Fig. 4 Change in maximum equivalent stress

参考文献

- (1) Prendergast, P. J., Finite Element Models in Tissue Mechanics and Orthopaedic Implant Design, *Clinical Biomech.*, **12**-6 (1997), 343-366.
- (2) 安達泰治・富田佳宏・坂上弘・田中正夫, 応力の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*, **63C**-607 (1997), 777-784.