

## 日本機械学会 2017 年度年次大会 に参加して

内賀嶋 勇 紀

Yuki UCHIGASHIMA

機械システム工学専攻修士課程 2年

### 1. はじめに

私は、2017年9月3日から6日に埼玉大学で開催された日本機械学会 2017 年度年次大会に参加し、「マクロな骨密度に対応したミクロな骨梁形態の予測のための骨リモデリングシミュレーション」という題目で発表を行った。以下に、発表内容について示す。

### 2. 緒言

骨粗鬆症の骨折の危険性予測には、マクロな骨密度に加え、ミクロな骨梁形態などの骨質の評価が必要である。患者の X 線 CT 画像から得られる骨密度をモデル化した骨の力学解析は盛んに行われているが、被曝量の観点から患者の骨梁形態の取得は困難であり、骨密度に対応した骨梁形態の予測が望まれる。骨梁形態の予測方法の1つに骨リモデリング計算手法があるが、特定の骨密度に対応した骨梁形態の取得はできておらず、その実現が望まれる。また、計算手法の妥当性の検討のため、骨リモデリング計算における初期骨梁形態と骨梁形態変化、力学特性の関連を評価しておく必要がある。本研究では、まず、異なる初期骨梁形態を用いた骨リモデリング計算を行い、初期骨梁形態と骨リモデリング過程の関連を評価した。次に、骨リモデリング計算手法を基に、骨密度に対応した骨梁形態の予測手法を提案するとともに、手法の妥当性を検討し、考察した。

### 3. 解析手法

#### 3.1 骨リモデリング則と閾値変動則

まず、骨梁表面の任意の点  $x_c$  の力学刺激量を

$\sigma_c$ 、点  $x_c$  を中心とする半径  $l_L$  近傍円内の代表力学刺激量を  $\sigma_d$  とし、骨梁表面の力学刺激量の不均一性  $\Gamma$  を  $\Gamma = \ln(\sigma_c/\sigma_d)$  と定義する。骨リモデリングの駆動力、骨形成と骨吸収の開始閾値をそれぞれ、 $\dot{m}$ 、 $\Gamma_u$ 、 $\Gamma_l$  とし、繰り返しの FEM において  $\Gamma$  の評価を都度行い、骨梁形態変化を行う。次に、特定の骨密度に収束する骨梁形態変化の実現のため、図 1 に示すように、 $\Gamma_u$  と  $\Gamma_l$  を変化させるための変動量  $\Gamma_a$  を導入した。1 回の骨梁形態変化を 1 step とし、図 2 のように、閾値更新の基本となるリモデリング間隔  $m$  step を定義した。目標の骨密度を  $\rho_{target}$ 、 $m$  step 間における最初と  $m$  step 後の骨密度をそれぞれ  $\rho_0$ 、 $\rho_m$  とし、 $\Gamma_a = \Gamma_u + \Gamma_l$  と定義した。ここで、力学刺激量の不均一性  $\Gamma$  と骨密度  $\rho$  の関係式を  $\Gamma = \Gamma(\rho)$  と仮定した。 $\Gamma_c$  は目標骨密度と現在の骨密度の差を基に補正する項であり、 $\Gamma_c = \rho_0 - \rho_{target}$  と定義した。また、 $\Gamma_d$  は、 $m$  step 内の骨密度の変化量を基に補正する項であり、 $\Gamma_d = \rho_m - \rho_0$  とした。このように決定する  $\Gamma_a$  を骨形成と骨吸収の開始閾

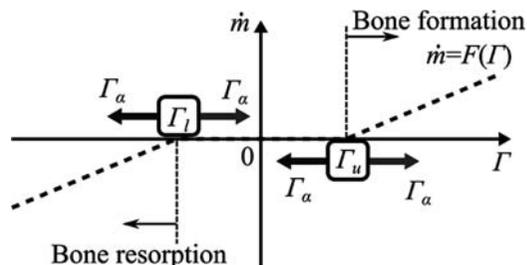


図 1 Schematic representation of bone remodeling simulation using the  $\Gamma_a$

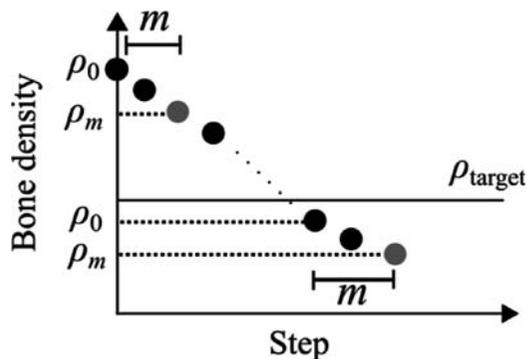


図 2 Schematic representation of  $m$

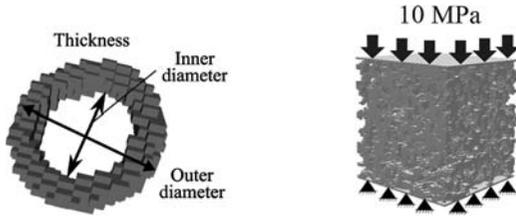


図3 Cancellous bone model for remodeling simulation

表1 Size of the trabecular bone

Model	A	B	C
Inner diameter (mm)	0.512	0.640	0.768
Outer diameter (mm)	0.896	1.152	1.408
Thickness (mm)	0.192	0.192	0.192

値に対し、 $\Gamma_u + \Gamma_a$ ,  $\Gamma_l + \Gamma_a$  として与えた。なお、骨梁形態変化の更新が収束する条件として  $-0.01 < \Gamma_a < 0.01$  を設けた。

### 3.2 初期骨梁形態の力学的特性への影響の検討

初期骨梁形態の力学的特性への影響を評価するため、図3の円環状の骨梁サイズを表1のように変化させ、モデル全体がほぼ同一の骨密度になるようにランダムに配置した簡易海綿骨モデルを3種類用意した。これらのモデルに対し、自重方向への10 MPaの圧縮荷重の付与下で骨リモデリング計算を行い、ほぼ同一の骨密度に収束したモデルに対し、均質化解析を行い、マクロ剛性を計算した。

### 3.3 目標の骨密度への骨梁形態変化

提案した計算手法の骨梁形態の予測可能範囲を評価するため、表1のモデルAの簡易海綿骨モデルを用いた。3.2節と同様の解析条件を用い、閾値変動則に基づき閾値更新間隔  $m = 5$ 、目標骨密度  $\rho_{\text{target}} = 0.1, 0.2, 0.3, 0.7$  とし、骨リモデリング計算を行った。

## 4. 解析結果と考察

### 4.1 初期骨梁形態の力学的特性への影響の検討

骨リモデリング計算により、ほぼ同一の骨密度に

表2 Calculated macro-scale stiffness (GPa)

Direction	x	y	z
Model A	2.05	1.90	3.54
Model B	1.85	1.63	3.36
Model C	1.63	1.77	3.25

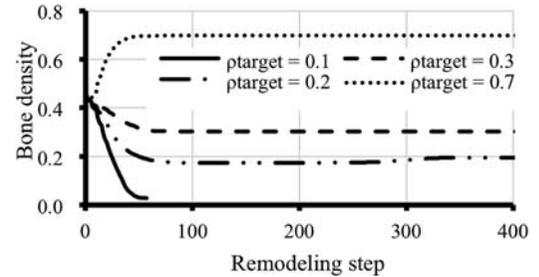


図4 Morphological change to the target bone density

骨梁形態変化したモデルに対し、均質化解析を行った結果を表2に示す。表2より、いずれのモデルも各方向のマクロ剛性が異なった。これは、骨リモデリング後に得られた骨梁形態とその力学特性が初期骨梁形態に依存することを示している。

### 4.2 目標骨密度への骨梁形態変化

目標の骨密度を目指した骨梁形態変化の結果として、骨密度変化を図4に示す。図4より、目標の骨密度を  $\rho_{\text{target}} = 0.2, 0.3, 0.7$  とした例では、目標の骨密度に収束するように骨梁形態変化が進行した。以上より、提案手法が実骨梁形態と同一の骨密度に対応した骨梁形態の予測に有用であると考えられる。また、実骨梁形態との比較には、マクロ剛性が初期骨梁形態に依存することから、マクロ剛性のばらつきを考慮する必要があると考えられる。

## 5. おわりに

今回、初めて学会発表に参加し、良い緊張感の中で自身の研究について発表することができました。ご指導いただいた田原大輔先生、辻上哲也先生にお礼申し上げます。