

## 骨折メカニズム解明のための有限要素法解析モデルの検討 A Study of Finite Element Analysis Model for Fracture Mechanism Elucidation

○平佐知暉<sup>1</sup>, 首藤玲奈<sup>2</sup>, 久留隆史<sup>3</sup>, 内木場文男<sup>4</sup>, 金子美泉<sup>4</sup>

\*Tomoki Hirasu<sup>1</sup>, Reina Shudo<sup>2</sup>, Takashi Hisatome<sup>3</sup>, Fumio Uchikoba<sup>4</sup>, Minami Kaneko<sup>4</sup>

**Abstract:** One of the postoperative complications of total hip replacement is a fracture around the implant. This fracture was analyzed using the finite element method, but models created did not divide the internal structure of the femur. Thus, the objective is to create the femur model divided by internal structure for appropriate analysis. Therefore, a finite element analysis was performed by creating a model with 5 mm and 10 mm slopes installed at the connection. The results showed that the model with a 10 mm slope installed was more effective than the model without a divided internal structure.

### 1. 緒言

整形外科手術の一つとして、人工股関節全置換術 (Total Hip Arthroplasty : THA) が挙げられる。THA は変形性股関節症および大腿骨頭壊死症などの疾患により、股関節全体が損傷した際に股関節を人工物に置き換える手術である。大腿骨には人工股関節の一つであるステムを挿入する。THA は医療技術の向上や高齢化社会、平均寿命の引き上げを背景に、2004 年から手術件数が増加し続けており、今後ニーズが高くなると予測されている<sup>[1]</sup>。一方、THA の手術を受けた患者の中には、転倒などの外的要因により、大腿骨のステム周辺部において骨折が生じる事例が報告されており、ステム周辺骨折と称されている。以上よりステム周辺骨折が生じる原因・メカニズムの解明が求められている。

ステム周辺骨折の解析には、有限要素法が主に用いられている。この有限要素法を用いた解析は複雑な形状である人体の部位を用いた解析が可能のため、医療分野への応用が社会的に注目されている。しかしステム周辺骨折ではモデルに対して単純な荷重をかけ荷重の値を検討した研究はされているが、人間の実動作を適用した研究は少ない<sup>[2]</sup>。そこで、我々はこれまでステムを挿入した大腿骨モデルを作成し、人間の実動作を適用した解析を行った<sup>[3]</sup>。大腿骨は内側に海綿骨、外側に皮質骨と呼ばれる 2 種類の骨で形成されている。3D モデルでは 2 種類の異なる厚さ(1mm・4mm)の皮質骨のモデルを繋ぎ合わせることで、実際の大腿骨の内部構造を表現した。本研究では、皮質骨の接続部を実際の大腿骨の構造に近づけるため、接続部に高さの異なる勾配を設置し比較することを目的とした。

### 2. シミュレーションモデルと解析方法

厚さを変えた皮質骨の接続部に 5mm の勾配を設置

した 5mm 勾配モデルと 10mm の勾配を設置した 10mm 勾配モデルの 2 種類で検討する。実際の大腿骨における皮質骨は、上部・下部の薄い皮質骨から中間部の厚い皮質骨へ滑らかに厚くなる。この形状を表現するため、勾配を皮質骨の接続部に設置した。Figure 1 には実際のモデルの断面図を示す。作成したモデルには人工股関節の一つであるステムを挿入した。

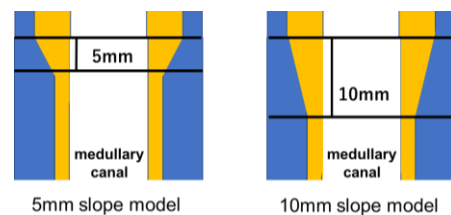


Figure 1. Model schematic diagram

有限要素解析のソフトには、Mechanical (ver 2023 R2, Ansys Inc, USA) を用い、歩行時・転倒時を表現した外力をそれぞれに加え結果を比較した。Figure 2 にモデルへの外力を示す。起立時はステムの上部に荷重とモーメントをかけることで表現した。転倒時は、起立時の外力に加えて、大腿骨の上部に位置する大転子の部分に地面と平行な力をかけることで表現した。物性値であるヤング率・ポワソン比は先行研究<sup>[2][4]</sup>を参考に付与した。

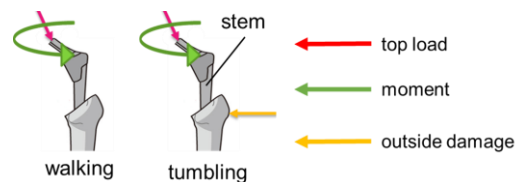


Figure 2. Four types of analysis schematic diagrams

### 3. 解析結果

Figure 3・Figure 4 に 5mm 勾配モデル並びに 10mm 勾

配モデルの応力分布図, Table 1 に 5mm 勾配モデルと 10mm 勾配モデルそれぞれの応力値を示す.

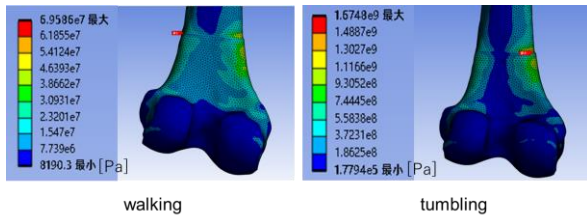


Figure 3. 5mm slope model stress distribution map

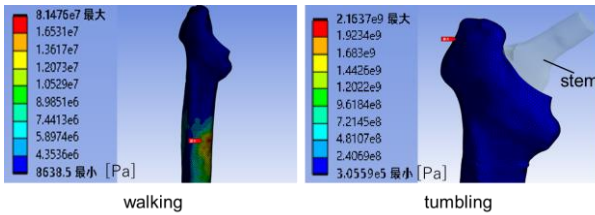


Figure 4. 10mm slope model stress distribution map

Table 1. Stress result

Kind of stress [MPa]	Walking (5mm)	Tumbling (5mm)	Walking (10mm)	Tumbling (10mm)
Average stress	6.2	113.1	3.5	68.7
Maximum stress	69.5	1674.8	81.5	2163.7

応力分布図の赤色で示している箇所は, モデルの中で最も応力が生じている箇所である. 5mm 勾配モデルにおける最大応力は, 歩行時・転倒時どちらも皮質骨の接続部に応力集中が確認された. 10mm 勾配モデルでは, 歩行時ではステム先端部付近で, 転倒時では大腿骨上部の大転子にそれぞれ最大応力が確認された. それぞれのモデルにおける応力値では, 歩行時を表現した解析では平均応力・最大応力が抑制され, 転倒時を表現した解析では平均応力・最大応力が上昇した.

4. 考察

本解析において最大応力が見られる箇所は, 骨折が生じる可能性が高い箇所と考えられる. 特に転倒時を表現した解析では, 5mm 勾配モデル・10mm 勾配モデルどちらも最大応力値が上昇しているため, 骨折する可能性が高い. よって, 5mm 勾配モデルにおいては歩行時・転倒時どちらも勾配を設置した部分に, 10mm

勾配モデルにおいてはステム周辺部に骨折が生じる可能性がある(Figure 5).

また内部構造で分割し, 骨の種類ごとに物性値を付与していても, 設置する勾配の高さによって解析結果が変化することが分かった. 5mm 勾配モデルでは勾配の高さが足りず, 皮質骨の接続部が影響しておりステム周辺部に応力が確認されなかった. 一方 10mm 勾配モデルでは, 皮質骨の接続部の影響は確認されず, ステム周辺骨折の場所に最大応力が確認された. よって, 10mm 勾配モデルは実際の大腿骨の構造に近づいたと考えられる.

また, 現在の解析では転倒時の外力の表現が歩行時の外力に強い力を加えた簡易的なものである. 転倒時の骨折は, 筋肉や靭帯などの影響や力のかかる加速度や時間の影響など様々な要因が考えられる. よって, 解析精度向上のため転倒時の力の表現や荷重の値の根拠を含めて解析を行う必要がある.

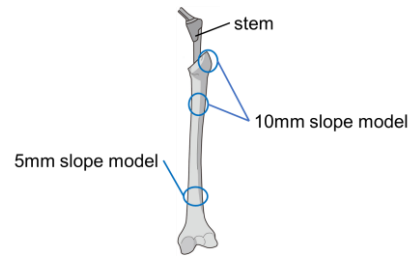


Figure 5. Slope models maximum stress areas comparison

5. 結論

本論文では大腿骨モデルを内部構造で分割し, 5mm と 10mm の勾配を設置した 2 種のモデルを作成した. 人間の実動作を適用した有限要素解析の結果, 10mm の勾配を設置したモデルは実際の大腿骨の表現に近づいた. 今後は転倒時の解析を筋肉や靭帯などの影響や力の加速度を踏まえて行う.

6. 参考文献

[1] 加畑多文:「人工関節置換術の基本知識—有効なリハビリテーションのために—」, p698-703, 2017.  
 [2] 坂上敦・久留隆史:「前傾位設置と中間位設置における THA ステム周囲の応力解析」, Hip Joint, 45, 553-558, 2019.  
 [3] 平佐知暉:「大腿骨モデル変化の有限要素解析結果に対する影響」, 2023 年度秋季大会研究発表講演会講演論文集, 日本設計工学会, p159-162.  
 [4] 手塚大地:「大腿骨頸部骨折治療におけるインプラント周囲の応力場の解析」, 日本機械学会, 第 24 回バイオフィロンティア講演会講演論文集, 2013.