

# カスタムメイド人工膝関節設計のための有限要素摩耗シミュレーターの開発

東京大学工学部機械工学科 杉田研究室 所属 ○橋本 将, 舒 利明 ◎杉田 直彦 教授

## 要旨

人工膝関節の寿命は摩耗の進行度合いによって決まる。しかし in-vivo における摩耗試験は現実的でなく、in-vitro のシミュレーターも信頼性に欠けるため、人工関節の設計開発には用いることができない。本研究では開発した膝関節のシミュレーターにより再現された関節動作の正確性を評価した後、摩耗を推定するためのアルゴリズムをシミュレーターに組み込んで摩耗量を推定した。本成果により人工膝関節の設計を最適化することが可能となる。

## 1 緒言

人工膝関節置換術は関節リウマチや変形性膝関節症などによる関節の損傷に対して痛みを軽減し、日常動作と QOL (Quality of life) の改善を目的として行われている。

人工膝関節には製品寿命が存在し、それを決定する主な要因となっているのが関節接触面の摩耗 (Fig.1) であるため、摩耗の少ない

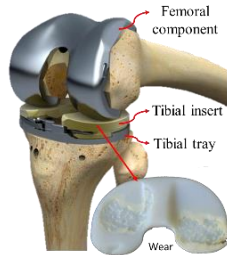


Fig.1 Implant

人工膝関節の設計が重要である。一方で多くの人工膝関節は規格品であるために患者の膝と合わず再置換となるケースが存在する。後者については本研究室で患者の解剖学的データを用いたカスタムメイド人工膝関節の設計の研究がなされているが、これは摩耗については考慮していない。そのためカスタムメイド人工膝関節の設計に摩耗を低減する関節面の設計の過程を入れる必要がある。その前段階として関節面の摩耗を推定する枠組みが必要である。しかしながら、in-vivo における摩耗試験は現実的ではなく、in-vitro の摩耗シミュレーターも効率性、経済性に欠ける。そのためコンピューターシミュレーションの重要性は高い。人工膝関節の関節面の摩耗推定の研究として、Archard の摩耗モデルを用いた摩耗推定[1]や cross-shear ratio を考慮に入れた摩耗推定の研究[2]がある。しかしながら、摩耗推定の際の入力値はすべて ISO Standard に基づいており、患者固有の歩き方に対する摩耗を考慮しているものはない。そこで本研究では Archard の摩耗モデルに用いた摩耗シミュレーターを作成し、実験による結果と比較する。また、ISO Standard の運動力学と患者固有の運動力学による摩耗を比較することを目的とする。

## 2 摩耗推定の方法

### 2.1 Archard の摩耗モデル

Archard の摩耗モデル[3]において摩耗深さは接触応力、摺動距離に基づいて計算される。本研究では層間剥離やピッチングを考慮に入れるために摩擦係数 $\mu$ を用いた修正 Archard 摩耗モデルを使用する。摩耗係数は  $1.83 \times 10^{-11} [\text{mm}^3/\text{N} \cdot \text{mm}]$  とし、摩擦係数は一定値で 0.03 とした。

### 2.2 ISO Standard と患者固有の力学的入力値

本研究では力学的入力値として ISO Standard によって定義された値の他に、患者固有のデータとして Grand

Challenge Database における値[4]を採用した (Fig.2)。

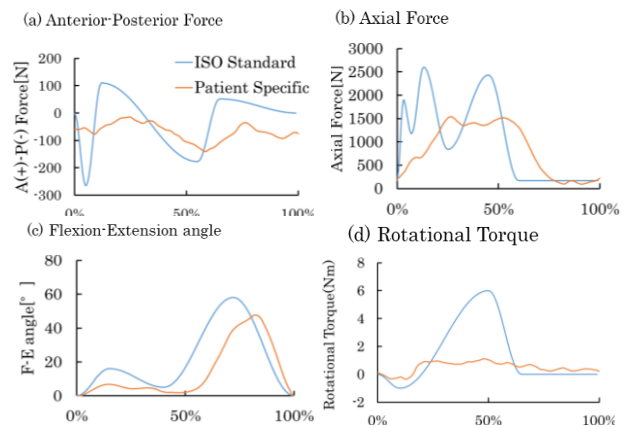


Fig.2 ISO Standard and patient-specific loading and motion profiles for wear testing

## 3 摩耗シミュレーターの評価

### 3.1 摩耗試験

摩耗試験には EndoLab knee simulator を使用した (Fig.3 (a),(b))。試験に用いた人工膝関節は GENUS Fixed Bearing (FB) Cruciate Ligament Retaining (CR) Total Knee Replacement (TKR) System である。各コンポーネントの接触面を人間の滑液を模した液体で満たし、ISO Standard によって定義された軸力、前後力、トルク、回転角をそれぞれかけた。



(a) Knee wear simulator

(b) Chamber

Fig.3 EndoLab knee simulator

摩耗量に関しては 500,000 サイクル、1,000,000 サイクル、その後は 1,000,000 サイクル毎に試験を停止し、部品をすべて洗浄後、高精度の秤 (Sartorius BP211D) を用いてインサートの質量測定を行った。実験では 3 つの人工膝関節を用いて行った。

### 3.2 人工膝関節の有限要素モデル

上で実施した摩耗試験との比較のために人工膝関節の有限要素モデルを作成し、実験と同じく ISO Standard で定

義された荷重をかけた。解析には Abaqus/Standard を使用し、ユーザサブルーチン UMESHMOTION によって節点の移動を定義した。解析の枠組みは Fig.3 のようになる。

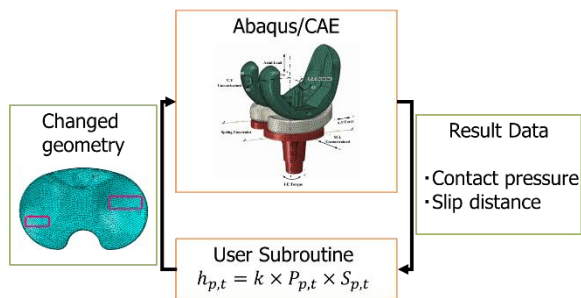


Fig.4 Computational framework of the wear simulator

### 3.3 実験結果とシミュレーション結果の比較

まず、実験とシミュレーションにおけるインサートの前後変位と回転変位を比較する。実験では 400 万-500 万サイクルの間で安定している 1 サイクルにおける値を採用し、シミュレーションについては 400 万サイクル後のジオメトリを更新した直後の 1 サイクルの値を採用した。Fig.5 を見ると回転変位については良い一致が見られたが、前後変位では傾向に違いが見られた。解析に用いたモデルのメッシュは大きく、サーフェスの形状を再現しきれなかったためと考えられる。しかしながら、変位の違いは前後変位は 1mm 程度と小さく、十分再現できているといえる。

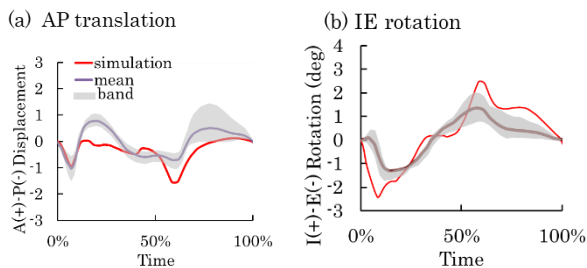


Fig.5 Comparison of A-P translation (a) and I-E rotation (b) between experiment and simulation

接触面積については Fig.6 のように摩耗後の方が摩耗前よりもわずかに大きくなった。これは摩耗が進むにつれて大腿骨コンポーネントの表面とインサートの表面の一致性が増したためである。

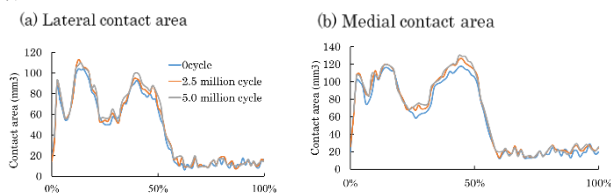


Fig.6 Contact area at 0, 2.5, 5.0 million cycle

また、実験における摩耗位置とシミュレーションにおける摩耗位置は以下ようになる。これを見ると摩耗の位置は実験とシミュレーションで良い一致を見せている。また、摩耗量については下図に示すように実験値より 2 倍程度小さいという結果になった。

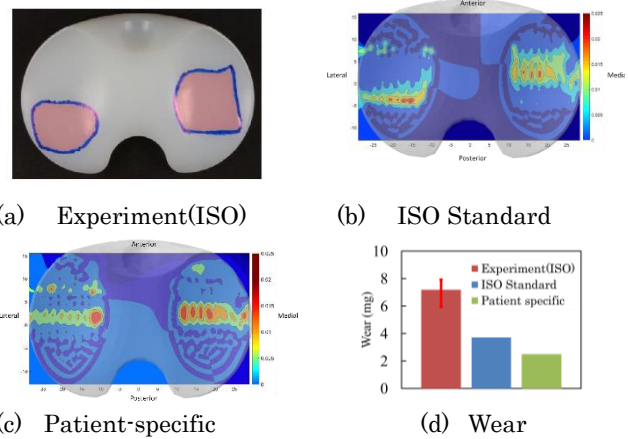


Fig.7 Comparison of wear between simulations and experiment

## 4 患者固有の歩き方に基づく摩耗推定

ISO Standard の運動と患者固有の運動による摩耗を比較する。それぞれの摩耗領域と摩耗量は Fig.7 のようになった。摩耗領域に関して、外側で摩耗の領域が異なっている。また、内側では摩耗領域の場所は似ているものの領域の広さが異なっている。また、摩耗量は ISO Standard に基づく摩耗より患者固有の歩き方に基づく摩耗の方が小さかった。これは Fig.2 に示すように軸力が小さいためである。このように摩耗位置と摩耗量はそれぞれ患者の歩き方、体重の影響を受けることがわかる。

## 5 まとめと今後の展望

Archard の摩耗理論を用いた人工膝関節の摩耗シミュレーターを作成、評価をし、ISO Standard と患者固有の運動に基づく摩耗の比較をした。摩耗係数は接触応力に依存することや、疲労摩耗、クリープを考慮していないため、正確性に疑問がある結果になったが、このような摩耗推定の枠組みを、摩耗量を目的変数とした関節面形状の最適化の過程に組み込むことで、摩耗低減を目的としたカスタムメイド人工膝関節の設計が可能になると考えられる。

### 参考文献

- [1] L. A. Knight *et al.*, "Comparison of long-term numerical and experimental total knee replacement wear during simulated gait loading," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 7, pp. 1550-1558, 2007.
- [2] J. Zhang, Z. Chen, L. Wang, D. Li, and Z. Jin, "A patient-specific wear prediction framework for an artificial knee joint with coupled musculoskeletal multibody-dynamics and finite element analysis," *Tribol. Int.*, vol. 109, no. October 2016, pp. 382-389, 2017.
- [3] J.F.Archard and W.Hirst, "The wear of metals under unlubricated conditions," no. Proc R Soc Lond Ser, pp. 397-410, 1956.
- [4] Fregly, B.J., Besier, T.F., Lloyd, D.G., Delp, S.L., Banks, S.A., Pandy, M.G., D'Lima, D.D., 2012. Grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *J. Orthop. Res.* 30, 503-513