

人工膝関節動作シミュレータの開発

櫻本 逸男^{*1} 竹本 充志^{*2}

Development of Knee Joint Simulator for Measuring Reaction Forces on UHMWPE Inserts

Itsuo SAKURAMOTO^{*1} and Atsushi TAKEMOTO^{*2}

Abstract

The goal of this study is the development of Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) inserts which have high resistance for damages by wear and delamination. To investigate the mechanism of delamination, stress analyses on the UHMWPE tibial insert of the artificial knee joint have been done using Finite Element Methods (FEM). To apply FEM to the stress analysis of the UHMWPE, it is necessary to determine the parameters of the mechanical model of the UHMWPE and obtain input load data. A knee simulator machine controlled by four AC servo motors was designed and built to measure contact stresses at the surface of insert during a gate cycle of patients. The machine have four degrees of freedom: flexion and extension, inward and outward rotation, anterior and posterior translation, and upward and downward translation of femur.

Key Words : UHMWPE, Knee Simulator, Artificial Knee Joint.

1. 緒言

人工関節は、関節に応じて様々な種類が考案されており、その種別に応じて人工股関節、人工膝関節、人工足関節、人工肩関節、人工肘関節、人工指関節などが存在する。しかし、歩行能力の回復という観点から、股関節と膝関節の使用数が大半を占めている。例えば、人工膝関節は、金属あるいはセラミック製の大腿骨、脛骨コンポーネントおよび関節軟骨の役割をする超高分子量ポリエチレン(UHMWPE)製インサートから構成されている。ところが、UHMWPEの摩耗や層状剥離等の問題点から、現在の人工関節は10～20年が限界であり、特に、摩耗がひどい場合には数年で再手術に至る例も少なくない。今後の高齢化社会の進展を考慮すると、より長寿命の人工関節、特にUHMWPEインサートの開発が必要である。

最終的な研究目標は、表面摩耗や剥離による損傷に対する耐性の高いUHMWPEインサートを開発する

ことである。そのための基礎的な研究として、過去に以下の内容を実施した。まず、最高速度10⁴mm/minの高分子材料用高速引張り試験機を製作し、UHMWPEの機械的性質を広範囲の速度で測定した¹⁾。次に、剥離現象の解明やインサートの効率的な設計のために、UHMWPE材料の構成式を構築し、インサートの変形や応力解析に使用する粘弾性・粘塑性有限要素法の定式化を行った²⁾。さらに、成形雰囲気(空気、真空)や添加物の条件を変え、酸化劣化に対する機械的性質の変化に関する調査を行い、耐酸化性の高いUHMWPEの開発のためのデータを得るとともに、数値解析のための基礎的データを得た^{3,4)}。

しかしながら、実際にインサートの応力解析を行うためには、有限要素法への入力データである関節置換患者の運動時における接触荷重のデータが必要である。

そこで、インサート内の応力状態を有限要素法で解析するための荷重データの取得および種々のインサートの接触圧力を比較するために、3次元における膝の

^{*1} 機械電気工学科

^{*2} 豊橋技術科学大学

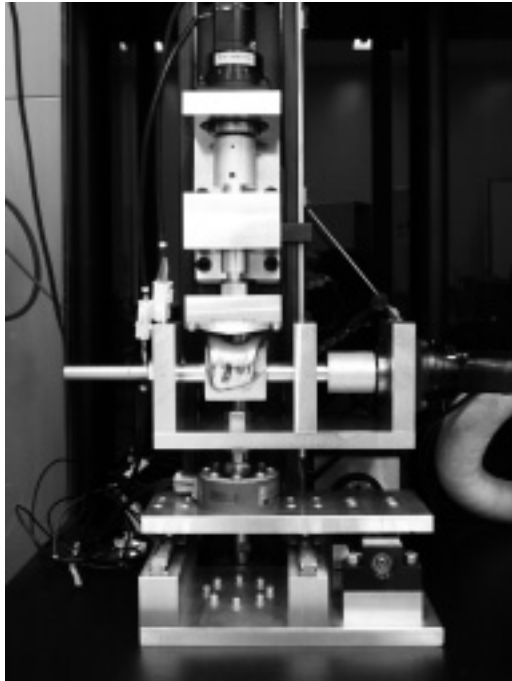


図1 人工膝関節シミュレータの機構部の写真

運動を再現できるサーボモータで制御された人工膝関節シミュレータの製作を行った。図1に製作したシミュレータの写真を示す。

2. 人工膝関節動作シミュレータの概要

2.1 全体概略

空間の自由度は全部で6自由度であるが、本研究で製作した人工膝関節動作シミュレータは、以下に示すように、関節運動のうち主要な4自由度を再現している。屈曲・伸展の回転運動、前後方向の滑り運動を念頭においた並進運動、内外旋のねじり運動を念頭においた回転運動、および上下方向に荷重を加える並進運動である。また、図1に示すように、すべての運動にACサーボモータを使用し、並進運動にはリニアガイドを使用した。これにより、大腿骨コンポーネントや脛骨コンポーネントを任意の回転角度や水平移動量で運動を行わせることができ、かつ高精度な位置決めが可能となった。

製作した膝シミュレータは、UHMWPE インサートを固定した脛骨コンポーネントを回転させることでねじり運動を再現し、大腿骨コンポーネントを回転させることで屈曲・伸展運動を再現した。また、大腿骨コン

ポーネント固定治具全体を前後に水平移動させることで滑り運動を再現した。最後に、脛骨コンポーネント固定治具全体をサーボモータで上下させることで複雑な変動荷重を再現した。

2.2 荷重制御部

図2に、装置の荷重制御部のブロック図を示す。荷重制御用に、サーボコントローラ(YASKAWA, SGDA-04AS)およびサーボモータ(YASKAWA, SGM-04A3G24B)を使用した。また、自作の上位コントローラのCPUには、PIC16F877を使用した。

まず、パソコンから送られた荷重データは、上位コントローラ内のメモリに記憶される。その荷重データは、DA変換器によりアナログ電圧へ変換され、比較用のオペアンプに送られる。なお、荷重データの更新周期は2.5msである。一方、ロードセル(KYOWA, LUK-500KBS, 定格荷重500kgf)から得られたひずみデータは、動ひずみ計(KYOWA, DPM-713B)により電圧データに変換され、ローパスフィルタによりノイズを除去された後に比較用のオペアンプに送られる。荷重データとフィードバックされたデータが一緒になるまで比較動作は繰り返されるが、実際にはこの動作は瞬時に行われる。図中の(A)と(B)のアナログ電圧データは、AD変換器でデジタルデータに変換され、パソコンへ取り込まれ、モニタされる。

2.3 変位制御部

図3に装置の変位制御部のブロック図を示す。一例として、屈曲伸展の回転運動の制御方法について説明する。まず、サーボモータ(YASKAWA, SGM-A5B3G46)の制御に必要な速度および距離のデータ(図中A)が、パソコンからコントローラのメモリに書き込まれる。ここで、サーボコントローラ(YASKAWA, SGDA-A5BP)の入力はパルスデータ方式であるため、パソコンから送られた速度と距離のデータは、コントローラ内で対応するパルスに変換され、サーボコントローラに送られる。一方、サーボモータの軸に直結されているロータリーエンコーダから得られたパルスデータは、パルスカウンターでパソコンへ取り込まれ、モニタされる(図中B)。

同様の制御を、回旋のねじり運動および前後運動においても行う。なお、ねじり運動の制御には、サーボモータ(YASKAWA, SGM-A5B3G46)とサーボコントローラ(YASKAWA, SGDA-A5BP)、前後運動の制御には、サーボモータ(YASKAWA, SGM-01B3G16)とサーボコントローラ(YASKAWA, SGDA-01BP)を使用した。

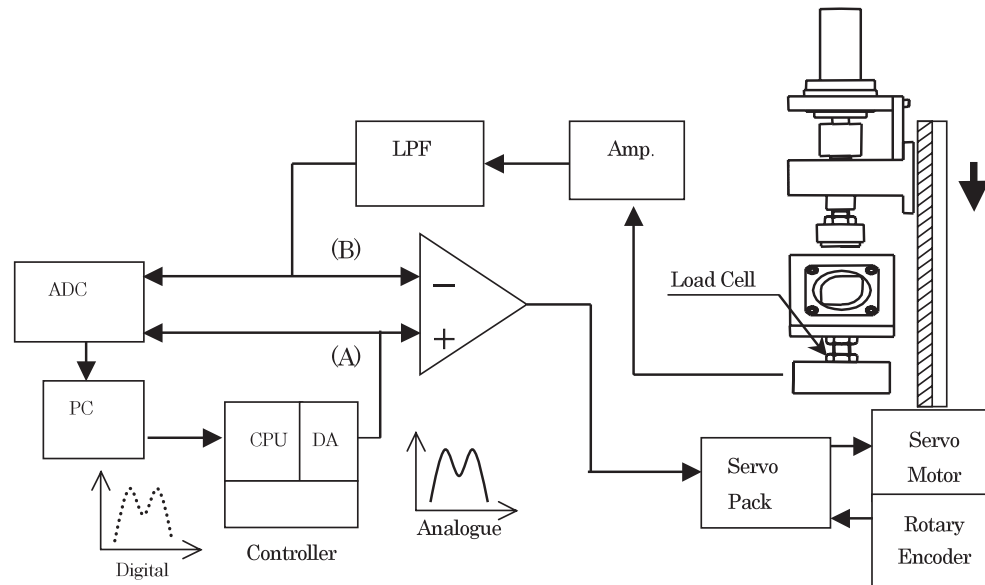


図2 荷重制御部のブロック図

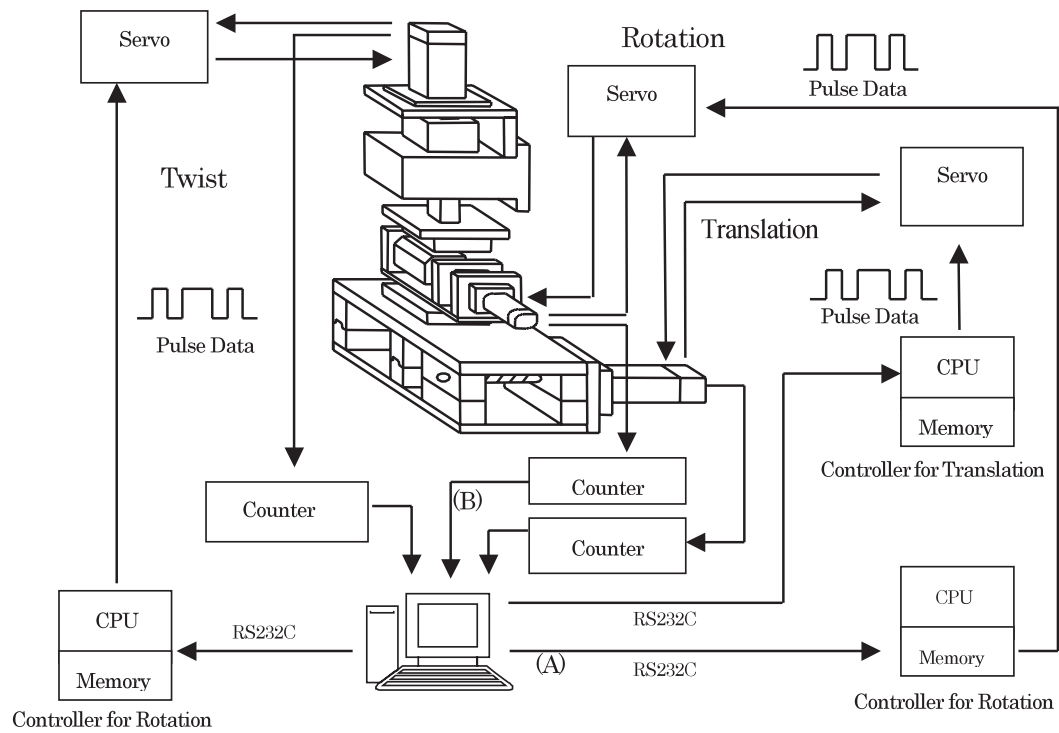


図3 変位制御部のブロック図

表1 サーボコントローラの仕様

型番	電圧 (V)	最大適用モータ容量 (W)
SGDA-04AS	200	400
SGDA-01BP	100	100
SGDA-A5BP	100	50

表2 サーボモータの仕様

型番	出力 (W)	減速比	定格回転数 (r/min)
SGM-04A3G24B	400	1/11	273
SGM-01B3G16	100	1/5	600
SGM-A5B3G46	50	1/33	91

表1にサーボコントローラの仕様、表2にサーボモータの仕様をまとめて示す。

また、シミュレータの制御と計測を同時に行うことができるプログラムを Visual Basic で作成した。4自由度の動きは、すべてパソコンからの同期信号により同時に開始される。

3. 人工膝関節動作シミュレータの評価

3.1 評価方法

製作した人工膝関節動作シミュレータの入力データに対する再現性の評価を行った。

評価に使用した UHMWPE インサートと大腿骨コンポーネント^③は、ナカシマプロペラ(株)メディカル事業部製のものを使用した。その詳細な寸法、および形状を図4および図5に示す。

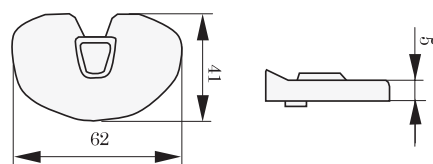


図4 UHMWPE インサートの形状および寸法

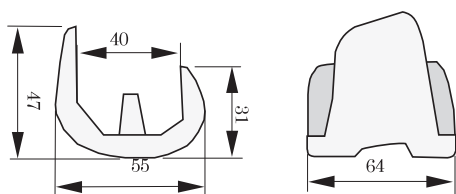


図5 大腿骨コンポーネントの形状および寸法

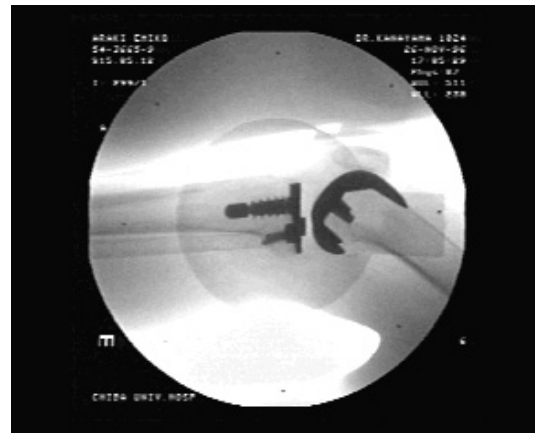


図6 患者のX線撮影写真

評価用の荷重データは、ISOで規定されている歩行時における変動荷重のデータ^④を使用した。荷重制御部において、歩行時における変動荷重のデータを用い、荷重制御のみを行った場合における制御性について検討した。具体的には図2において、入力電圧データ(A)と動ひずみ計から得られる電圧データ(B)を比較し、シミュレータの追従性を検討した。

次に、変位制御部においては、千葉大学医学部提供の図6に示す患者の左足によるX線撮影の階段昇降データを図7に示す Knee Track 動作解析プログラムに通し、得られた結果を入力データとした。その階段昇降データを用い、無負荷の場合におけるパソコンからの変位データ(A)と膝の屈伸、ねじり、および前後の変位データ(B)を比較し、シミュレータの追従性を検討した。なお、制御部における計測サンプリング周期は5msである。



図7 Knee Track による動作解析

3.2 荷重制御部の評価

図 8 に変位制御部を動かさず、荷重のみ与えたときの目標値(図 2(A), ●印)と実測値(図 2(B), ○印)の比較を示す。歩行時においては、体重の約 3 倍～4 倍のおよそ 200kgf の荷重が膝関節に加わる。図 2 の荷重制御部のブロック図からも理解できるように、サーボコントローラとサーボモータ間の制御ループの外側に、さらにもう一つのフィードバックループが存在する。したがって、サーボコントローラのパラメータの調整はそれほど容易ではない。荷重制御部におけるサーボコントローラのパラメータの調整において、設定するパラメータは、

- 速度指令ゲイン[rpm/s/V]
- 速度ループゲイン[Hz]
- 速度ループ積分時定数[1/s]

の 3 つである。図 8 は、最大荷重 200kgf において最適と思われる荷重制御用サーボコントローラのパラメータの組み合わせを使用している。このときのパラメータは、速度指令ゲイン: 600[rpm/s/V], 速度ループゲイン: 250[Hz], 速度ループ積分時定数: 200[1/s]であった。荷重の値が大きく、変動が激しいところでは、荷重の追従性は最適であるとはいえないが、それ以外のところでは良好な一致が得られており、全体的には良好であるといえる。また、実際の患者の歩行周期はもう少し長い場合が多いので、製作したシミュレータは歩行時の荷重に十分追従できると思われる。

サーボモータの追従性を改善するためには、これらの 3 つのパラメータをバランスよく調整する必要がある。また、荷重の最大値が変化すると、3 つの最適なパラメータの組み合わせが変化するので、最大荷重ごとに調整する必要がある。

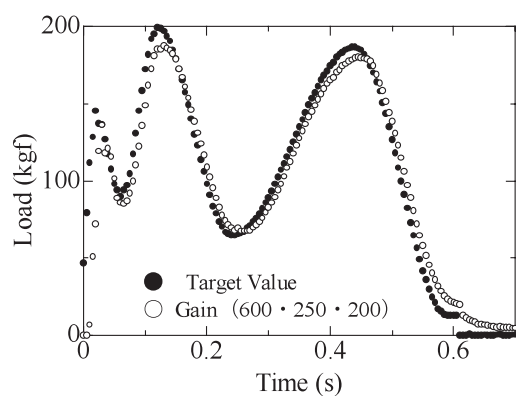


図 8 最大荷重 200kgf での荷重制御部の追従性

3.3 変位制御部の評価

図 9(a)(b)(c)に、無負荷における屈曲・伸展運動、旋回運動、前後運動の追従性を示す。図中の○印は目標値の速度遷移点を示しており、点間は等速度で動くように制御されている。いずれも目標値と実測値がほぼ一致しており、高精度で運動を再現できていることが分かる。

最後に、荷重制御部と変位制御部を同時に動作させたときの荷重変化による屈曲・伸展運動の追従性比較を実施した結果、負荷の上昇に伴い、追従性能の低下が認められた。これは、階段昇降の場合、屈曲状態から開始するため、初期角度が 72°と急となり、負荷のモーメントが大きくなることで、サーボモータの最大トルクを超えてしまうのが原因であると思われる。歩行時の場合は、最大変位角度は 20°程度なので、歩行時においては、この問題は解決できるものと思われる。

なお、旋回運動と前後運動部の追従性は、無負荷の場合とほとんど変わらず良好であった。

4. 結 言

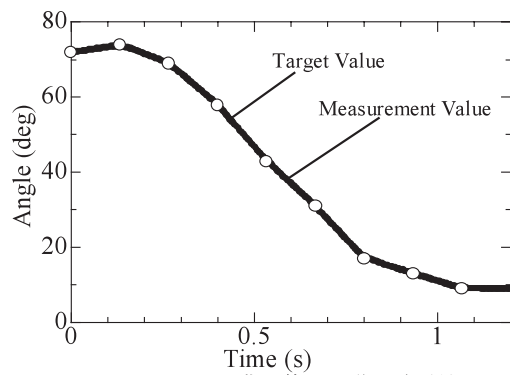
人工関節の脛骨インサート内の応力状態を有限要素法で解析するための荷重データの取得および種々の UHMWPE インサートの接触圧力を比較するため、膝の主要な 4 自由度を再現できる人工膝関節シミュレータの製作を行った。

また、シミュレータ用の制御および計測を同時に実行するプログラムを作成した。これにより、荷重と変位の同時制御が可能となった。

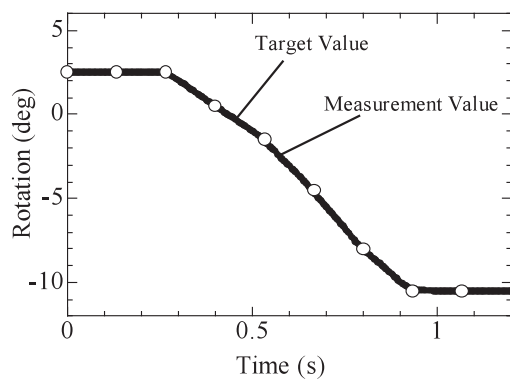
UHMWPE インサートの接触荷重は、センサシートを使用して測定を行う予定である。しかしながら、現状では階段昇降時における荷重データが存在しないため、荷重と変位の制御を同時に行った実験をすることができない。そのため、階段昇降時の荷重データの取得が必要であるが、これは非常に困難な課題である。一方、歩行時のデータに関しては、屈曲伸展運動のデータは存在するが、その他のねじりや前後運動のデータは存在しないようである。

今後の研究課題としては、歩行時の変動荷重を用いて、位置を徐々に変化させた場合の接触荷重を求めることや、酸化劣化したインサートとそうでないインサートとの接触荷重の比較などが考えられる。

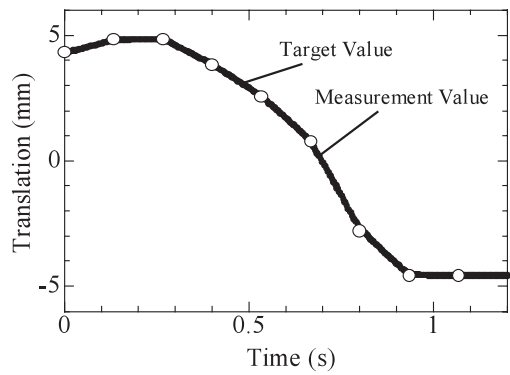
なお、本研究の一部は、通産省の新規産業創造技術開発費補助金「材質、形状を最適化した高耐久性人工関節の開発」の補助によった。



図(a) 屈曲・伸展運動の追従性



図(b) 旋回運動の追従性



図(c) 前後運動の追従性

図9 無負荷における変位制御の追従性

文献

- 1) 櫻本逸男ほか,超高分子量ポリエチレンの機械的性質と構成式,日本機械学会論文集,65,629,A(1999),80-86.
- 2) 櫻本逸男ほか,反復法による非線形粘弾性-粘塑性有限要素法の一提案,日本機械学会論文集,66,651,A(2000),1984-1989.
- 3) 櫻本逸男ほか,人工関節用UHMWPEの機械的性質に及ぼす酸化劣化の影響,日本機械学会論文集,67,652,A(2001),1702-1709.
- 4) 櫻本逸男ほか,人工関節用超高分子量ポリエチレンの添加物による耐酸化性向上効果,生体材料,19,(2001),187-194.
- 5) ナカシマプロペラ株式会社メディカル事業部 ハイテクニー技術資料.
- 6) Draft International Standard, ISO/DIS 14243-1, Implants for Surgery – Wear of total knee joint prostheses (1999).
- 7) THK株式会社 LMガイドアクチュエータ技術資料.
- 8) 安川電機株式会社 ACサーボモータ技術資料.
- 9) 安川電機株式会社 ACサーボパック技術資料.
- 10) 共和電業株式会社 ロードセル技術資料.
- 11) 共和電業株式会社 動ひずみ計技術資料.

(2002.9.2 受理)