

終末回旋運動を実現可能な変形性膝関節症用サポータに関する基礎的研究

Fundamental Approach for Orthotic Device for Patients with Osteoarthritis of the Knee

Realizing Screw Home Movement

山本智規（愛媛大） 呉志強（愛媛大） ○柴田論（愛媛大）

Tomonori YAMAMOTO, Ehime University  
Zhiqiang Wu, Ehime University  
Satoru SHIBATA, Ehime University

**Abstract:** In this study, as fundamental approach to realize orthotic device for patients with osteoarthritis of the knee considering screw home movement, bending and extension movements of lower leg of able-bodied persons are analyzed and inherent screw home movement is examined. The analyzed extension movement of lower leg with screw home movement is mathematically modeled and the structure of an orthotic device is proposed based on the model. It is confirmed that simulation movement of the device can realize screw home movement accurately, which is expected to be useful for patients with osteoarthritis of the knee.

**Key Words:** Orthotic device for patients with osteoarthritis of the knee, Screw home movement, Mathematical model

1. はじめに

近年，高齢社会の進行に伴い，加齢により生じる骨・関節などの疾患が増加している。その代表的な関節の疾患で膝に生じる変形性膝関節症(膝 OA)の患者が多く見られる。膝 OA とは主に加齢とともに軟骨が磨耗することにより関節炎を生じ，歩行中に痛みが生じる疾患であり，膝 OA 患者は健常者と膝関節の動きが異なることが確認されている。正常な膝関節の特徴として，主にやや外側に下腿部が膨らむ外転を行うことと，関節の最終伸展時に，脛骨が大腿骨に対し軽度の外旋運動を行う終末強制回旋運動(Screw home movement, 以下 SHM)を行うという2つの特徴が挙げられる。膝 OA の療法としては装具療法の装具が一般的である<sup>(1)-(3)</sup>が，従来のサポータでは，この2つの特徴を満たしていないもの<sup>(4)</sup>や，ギアとラックを使用しているため患者一人ひとりの足や症状に合わせるための微調整が難しい<sup>(5)</sup>などの欠点がある。そこで本研究では，この2つの特徴を満たす装具(サポータ)の開発を目指す。サポータ装着者に負担の掛からない，安価で装着者の特性に合わせたサポータを実現する為の基本的なアプローチとして以下のことを行う。まず，モーションセンサを用いて複数の被験者の膝関節の動作データを取得する。次に，取得したデータの解析を行うことにより，この2つの特徴を持つ健常者の代表的な膝関節運動の軌跡をモデル化する。この結果，得られたモデルを用い，従来の装具では再現できなかった正確な健常者の膝関節の動作を再現でき，装着者の形状に合わせやすい新しいサポータの機構を検討する。

2. 膝関節運動の計測

モーションセンサを使い，健常者の膝関節の動作を解析する。使用するモーションセンサは複数台のカメラの表面から赤外線を放射し，計測対象に取り付けた反射マーカの動作をカメラで取得するシステムである。膝関節の動作を解析しやすくするために，Fig.1のように反射マーカの1-2-3番を上腿，4-5-6番を下腿部に取り付け，7番を右脚外側の膝の中心の側面に1つ取り付ける。ここで上腿部，下腿部にそれぞれ3つの反射マーカをそれぞれ取り付けるのは，モーションセンサ内で解析を行う際に，3つ以上

の反射マーカを使用して剛体を作成できる機能を利用するためである。実験開始後，座った状態の10人の被験者が脚を10回屈伸運動させることで，健常者の膝の動きのデータを取得する。このとき，沿具などを足に取り付けて計測すると，自然な動作データが得られない可能性がある為，軽量の反射マーカを用いて実験を行う。そして，モーションセンサから取得したX-Y-Z座標を基に膝の動きの解析を行う。実験では，膝に対して正面方向をX，脚の外側横方向をY，垂直下方向にZ軸とX-Y-Z座標軸を定義する。

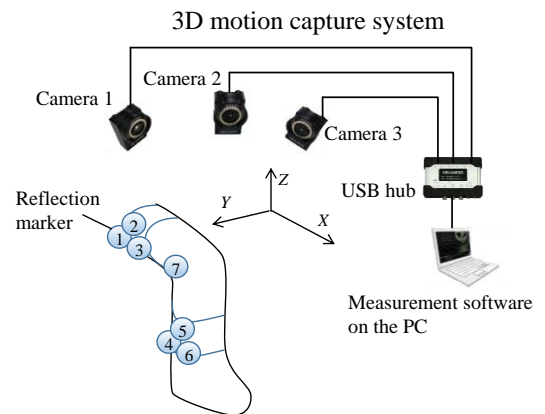


Fig. 1 Positions of markers to be measured

3. 膝関節の解析およびモデル化

健常者の膝関節の動きを解析するために，Fig.2の $\theta_1$ ， $\theta_2$ ， $\theta_3$ の3つの角度を膝関節の中心に定義する。ここで， $\theta_1$ は膝の左右方向への振りを表し，膝がX脚かO脚になっているかを調べる時に用いる。また， $\theta_2$ は膝の曲げ伸ばしの角度， $\theta_3$ は膝の回転を表し，膝がSHMを行っているかを調べる為に用いる。大腿部と下腿部が直線関係にある時を $\theta_2=0$ ，直角関係にある時を $\theta_2=90$ とする。

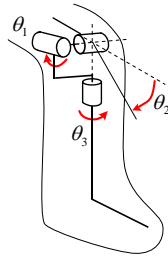


Fig.2 Definition of rotational angle of  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ , and  $\theta_3$ .

Fig.3 に5人の被験者に対する、 $\theta_2$ と $\theta_1$ に関する実験結果をひし形により示す。図を見てわかるように、 $\theta_2$ が増加すると $\theta_1$ がそれに伴い緩やかに減少する特徴が観測された。これは膝を曲げた状態から伸ばしていく際の特徴の一つである脚の外転を示していると考えられる。

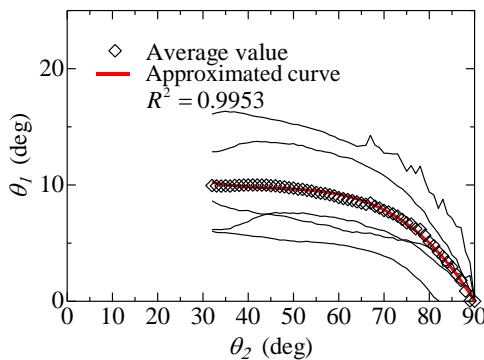


Fig.3 Relation between  $\theta_2$  and  $\theta_1$ , and its mathematical model

この実験結果に対し、2次多項式を用いた数式モデル表現を、最小二乗法を用いて試みた。その結果、次式のような数式表現を得ることができた。

$$\theta_1 = -0.0046\theta_2^2 + 0.4145\theta_2 - 0.045 \quad (1)$$

得られた近似曲線を図3に実線により示す。

次に、図4に5人の被験者に対する、 $\theta_2$ と $\theta_3$ に関する実験結果をひし形により示す。

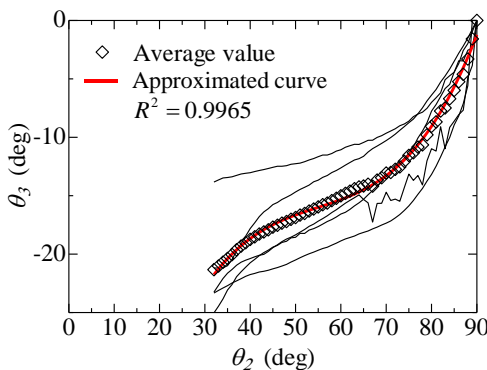


Fig.4 Relation between  $\theta_2$  and  $\theta_3$ , and its mathematical model

図を見てわかるように、 $\theta_2$ が増加すると $\theta_1$ がそれに伴い緩やかに増加する特徴が観測された。これは膝を曲げた状態から伸ばしていく際のもう一つの特徴である脚の終末強制回旋運動を示していると考えられる。

この実験結果の波形を観察すると、増加途中に変曲点を有しているため、3次多項式を用いた数式モデル表現を、最小二乗法を用いて試みた。その結果、次式のような数式表現を得ることができた。

$$\theta_3 = -0.0002\theta_2^3 - 0.0337\theta_2^2 + 1.977\theta_2 - 50.76 \quad (2)$$

得られた近似曲線を図4に実線により示す。

#### 4. 終末回旋運動を考慮したサポータの提案

##### 4.1 提案するサポータの機構

新しいサポータの機構として、Fig.5 のような脚の内側と外側にそれぞれピストンとシリンダーの構造を利用した機構を提案する。ただし、図は右脚用であり、図の上側のピストン・シリンダーが脚の内側に配置され、下側のピストン・シリンダーが脚の外側に配置される。シリンダー摺動部では、下腿部側にピストン、上腿部側にシリンダーの構造となっており、回転により摺動が生成される。摺動部のシリンダー(ピストン)を、 $x-y$ 平面内で内側と外側で異なる曲率とすることにより外転運動を実現し、 $y-z$ 平面内で内側と外側で異なる曲率とすることにより終末回旋運動を実現する。

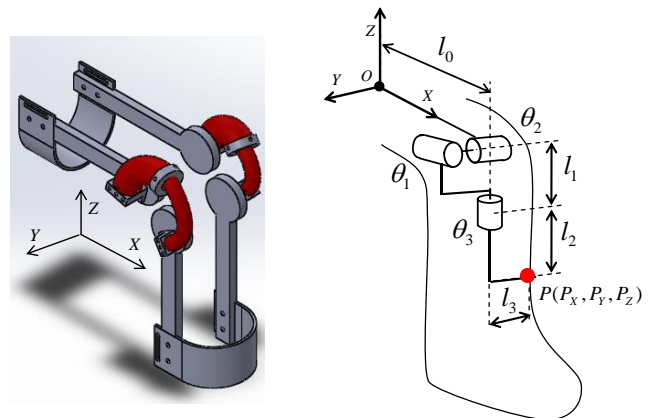


Fig.5 Proposed orthotic device Fig.6 Link coordination system

##### 4.2 下腿部内側サポート部分の形状の導出

サポータの下腿部内側部分は、健全な人間の外転運動、終末強制回旋運動に従う動きに矯正できる効果を持つものとする。そのため、下腿部内側部分の動きをすでに得られている(1)式、(2)式のモデルから DH 法(Denavit-Hartenberg の記法)を用いて軌跡を算出する。

DH 法を脚の膝関節に使用するために、Fig.6 に示すリンク座標系を定義する。ただし、 $O$  を回転中心の座標、 $l_0$ ,  $l_1$  は回転中心座標から膝までの距離、 $l_2$  は膝から  $P$  までの取り付け位置の  $Z$  軸方向の距離、 $l_3$  は脚の太さの半分の  $Y$  軸方向の距離を示す。ここで、大腿部と下腿部が直角関係にある時を  $\theta_2=0$ 、直線関係にある時を  $\theta_2=90$  と定義し、 $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  は 2 章で定義した  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  と同値である。

Table 1 Link parameter

$i$	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	0	$90^\circ$	$l_1$	$\theta_2$
2	0	$-90^\circ$	0	$\theta_1$
3	0	$-90^\circ$	0	$\theta_3$

Fig.6 の隣接する 2 座標系間の関係を 4 つのパラメータで表したリンクパラメータを Table 1 に示す。ただし、 $a_i$  はリンク長さ、 $\alpha_i$  はリンクねじれ角、 $d_i$  はリンク間距離、 $\theta_i$  はリンク間角度を表している。

DH 法により得られた下腿部内側部分の  $x-y$  平面内の軌跡は Fig.7 のようになり、半径 228.35mm の円弧に近似できた。  $x-z$  平面内の軌跡は Fig.8 のようになり、半径 49.31mm に近似できた。

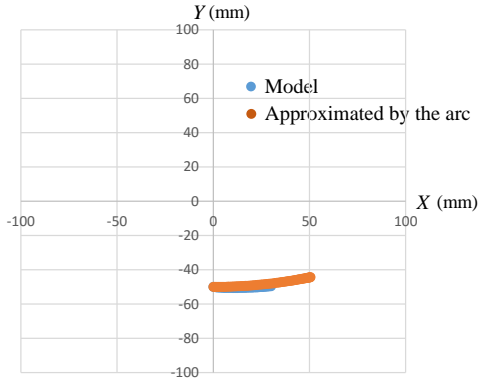


Fig.7 Position of the P and approximate value (X-Y axis)

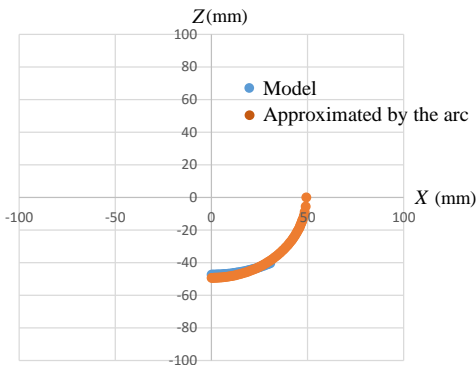


Fig.8 Position of P and approximated value (X-Z axis)

4.2 サポータの設計

下腿部外側サポート部分の形状は、下腿部内側サポート部分の形状をもとに決定する。まず、外側部分の曲線は、内側部分の動きを、脚幅を考慮してトレースしたものにする必要がある。ここでは、脚幅を被験者の平均値を参考に 80mm に設定した。これに、サポータの構造(直径 20mm の円筒形)を考慮し、内側に対する外側のオフセットを 100mm にした。すなわち、Fig.7 において、 $X-Y$  平面内の外側サポート部分の形状は内側円弧( $R=228.35\text{mm}$ )に対して 100mm だけ半径の小さい円弧 ( $R=128.35\text{mm}$ ) を描くことになる。このとき、内側の円弧の中心角は、 $X-Z$  平面において  $Z=0$  となる  $X$  の値 ( $X=49.31$ ) を取るときの角度 ( $12.5^\circ$ ) であり、外側の円弧についてもこの中心角となる円弧とする。また、 $X-Z$  平面での形状については、内側円弧は半径  $R=49.31\text{mm}$  とする。外側円弧については、 $X-Y$  平面での外側円弧の中心角度  $12.5^\circ$  を取るときの  $X$  の値 ( $X=22.72\text{mm}$ ) を半径とする円弧とする。これらによってできた内側および外側円弧にそってピストンとシリンダを形成し動作させることで、望ましい下腿部の動きを生成で

きる。

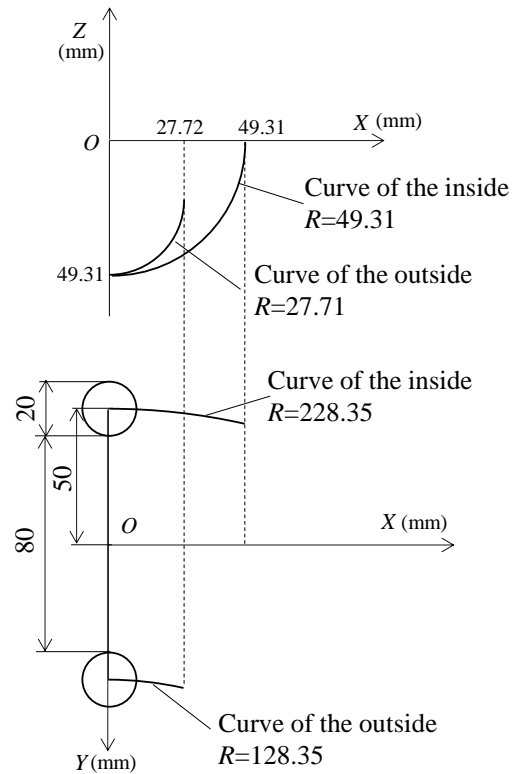
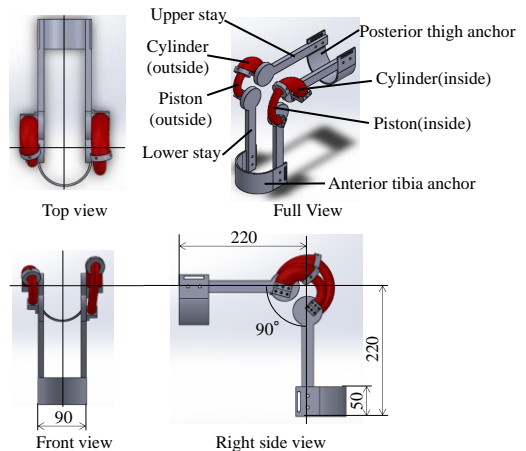


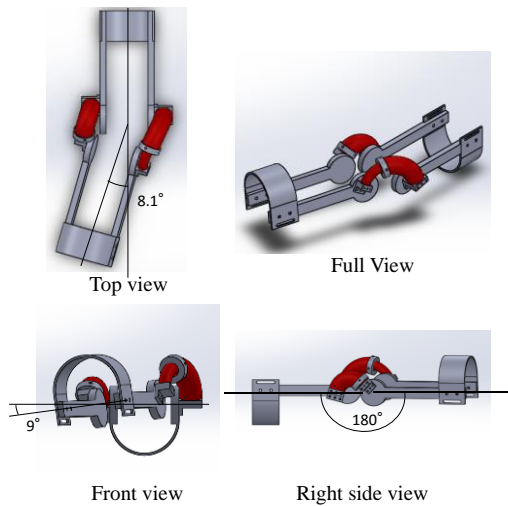
Fig.9 Determination of curvature radius

ピストンとシリンダは Fig.9 で得られた内側と外側の曲線に従い決定される。

サポータのサイズは、本来使用者の脚の大きさにより決定されるべきであるが、ここでは標準的な人間の脚の大きさを考慮して決定されたものを示す。Fig.10 に示されるように回転中心から支持部までの長さは 220mm である。支持部先端にはアンカーが取り付けられている。サポータは大腿部と下腿部の 2 つのペアのアンカーとストラップにより脚に固定される。Fig.10(b) は膝を進展した時の姿勢を示す。



(a) When the knee joint is bending



(b) When the knee joint is extending  
Fig.10 Design of the orthotic device

サポーターにより，進展時に 8.1 度の外転運動と 9.0 度の SHM を実現可能であることを確認している．これらの動きは変形性膝関節症患者が痛みを軽減するために有効なアシストとなることが期待される．

#### 5. シミュレーションによるサポーターの有効性の検討

サポーターの脚に及ぼす力学的作用をシミュレートするために，有限要素法を用いてサポーターの簡易的な FEM モデルを作成した．Fig.11 はサポーターが右脚に装着され，膝を伸ばしている状態のモデルを表している．シミュレーションにおける人間の足（右足）は，一般成人男性の平均値とし，サポーターの寸法はそれに一致するように決定した．足は上部及び下部の脚あて部分と密着しているものとした．

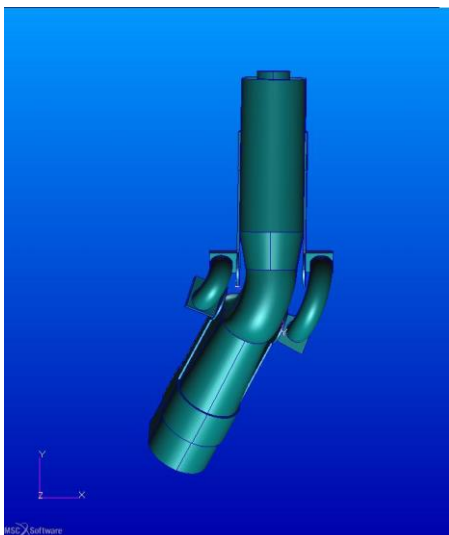
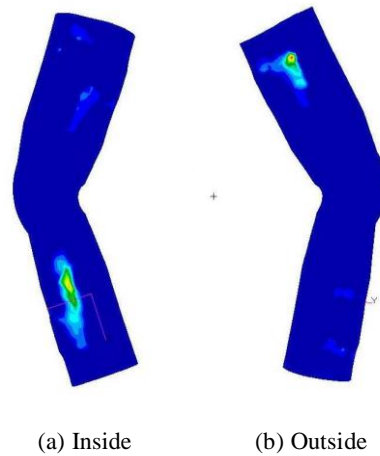


Fig.11 Model of orthotic device and right leg

サポーターは足の進展時に 8.1 度の外転運動，および 9.0 度の終末強制回旋運動を行う．足が進展したときの脚部の圧力分布のシミュレーション結果を Fig.12 に示す．図を見てわかるように，上部の脚あて部分の外側に高い圧力が生

じ，下部の脚あて部分の内側にも高い圧力が生じている．このように，サポーターは足の進展に伴い，外転運動及び週末強制回旋運動を生じさせるための効果的な力を足に生成可能であることが確認された．



(a) Inside (b) Outside  
Fig.12 Pressure of orthotic device acting on leg

#### 6. まとめ

本研究では，進展時の外転運動および SHM を考慮した変形性膝関節症用サポーターの開発のための基礎的研究として，人間の自然な膝関節進展運動を調べ，2 つの特徴を含めた膝関節運動軌跡のモデル化を行った．そして得られたモデルにより再現される曲線軌跡を有するピストン・シリンダ機構を有するサポーターを提案し，シミュレーションにより進展時に効果的な補助力を客に与えることが可能であることを確認した．

#### 参考文献

- (1) Matsuno, H., Kadowaki, K. M. and Tsuji, H., Generation II knee bracing for severe medical compartment osteoarthritis of the knee, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol.78, (1997), pp.745-749.
- (2) Self, B. P., Greenwald, M. R. and Pflaster, D. S., A biomechanical analysis of a medial unloading brace for osteoarthritis in the knee, Arthritis Care and Research, Vol.13, No.4 (2000), pp.191-195.
- (3) Pollo, F. E., Otis, J. C., Wickiewicz, T. L., Warren, R. F. Biomechanical analysis of valgus bracing for the osteoarthritic knee, Clinical Gait Laboratory Conference, (1994)
- (4) Postelmans, R.J.J., Knee support or replacement apparatus, US patent disclosure 5611774 A(1997).
- (5) Yamasaki, J. and Moriwaki, T., Knee brace, US patent disclosure 6953442 B2 (2005).