

歩行動作を促す膝装具の運動評価

Motional Evaluation of Knee Orthosis to Lead to the Walk

○ 横山檀 (山形大[院]) 南後淳 (山形大)

Dan YOKOYAMA, Yamagata University

Jun NANGO, Yamagata University

Abstract: In recent years, due to aging, the number of patients with osteoarthritis of the knee is increasing. The orthosis therapy generally is a treatment to correct a normal knee joint, but it is difficult for patients to take the walking motion. Also, they're apt to keep away the walking by the pain, but it leads to decreased function of the knee joint, there is a need of the both of promoting the walking motion and protecting the knee joint. In a previous study, we've developed the knee orthosis to assist the walking motion. We've proposed a method of designing the knee orthosis to reduce the size and improve the assistance effect of knee flexion in the stance phase by using a planar four-bar linkage mechanism with one degree of freedom.

In this research, We build a experiment device to evaluate the motional and assisting performance of the developed knee orthosis.

Key Words: Osteoarthritis of the Knee, Planar Four-bar Linkage Mechanism, Evaluation

1. 諸言

高齢社会をむかえた現在の日本では、歩行を行う際に膝関節に痛みを訴える人が増加している。変形性膝関節症が主な原因であるといわれ、その一般的な療法である装具療法では、膝装具が変形した膝関節の状態を矯正し、痛みを和らげるが、歩行における膝関節の可動域を大きく制限してしまい、日常の歩行のしづらさが解消されない。

そこで著者らは、使用者の積極的な歩行を可能にするために、足関節の底屈で膝関節の屈曲を促す構造を持つ平面4節リンク機構を膝装具へ応用することを考えた。製作した膝装具がシミュレーション通りの動作ができているかを評価するために、実際に装具を装着し歩行した時の回転対偶の角変位を測定する。また、補助効果の評価には、特定の筋肉について表面筋電位を測定し、筋肉の活動量の装具装着時と通常時の歩行での増減をみることで行う。

2. リンク機構の設計

2-1 リンク機構の運動学モデル

平面4節リンク機構の運動学モデルを図1(a)に、図1(b)には人体脚部の関節角変位を示す。Link 1は下腿部に固定する静止節である。Link 2は膝関節を角度 α で大腿部に固定する。Link 3は足部に固定する原動節である。

回転対偶AおよびBはそれぞれ膝関節および足関節の中心と一致する。また、対偶点Cは回転対偶、対偶点Dは直進対偶である。

足関節の角変位 θ_A が対偶点Bに入力され、スライダを介してLink 2を揺動し、対偶点Aに角変位 θ_2 を出力し、膝関節を屈曲させる。

この機構においてLink i の機構定数の節長を a_i ($i=1\sim3$)と表す。

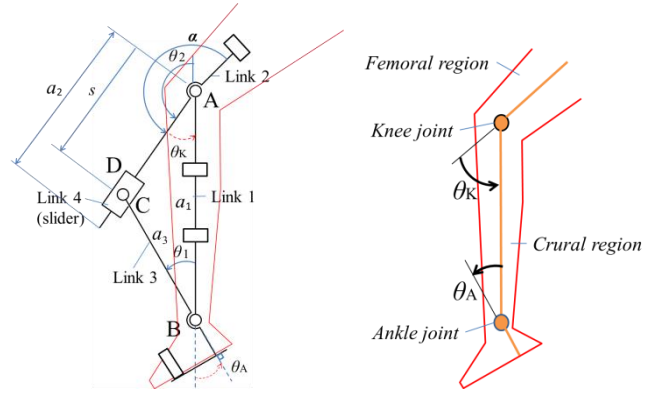
2-2 歩行動作の解析

通常歩行時の動作を再現するリンク機構の設計を行うために、人間の脚部のモデルを図2のように定め、脚部関節の角変位を測定し、歩行動作の解析を行う。表1には、20代前半男性の被験者に基づいた人体脚部の長さの値を示す。

人間の歩行動作は、踵が接地している状態からつま先が離地する地面を蹴り上げるまでの動作が立脚相であり、つ

ま先が離地し、踵が接地するまでの膝関節の伸展運動を行う際の動作が遊脚相である(図3参照)。本研究では、膝関節の屈曲の補助を目的とするので、立脚相における足関節と膝関節の角変位を測定する。

ここで、図4中の破線に示すのは、立脚時における膝関節の角変位 θ_K を約4~31[deg]の範囲を一定の時間間隔で200個の点としてY軸にプロットし、その時の足関節の角変位 θ_A をX軸にプロットして得られる関数関係である。これを設計の際に用いる理想関数とすることで、平面リンク機構による入出力の関係と通常歩行時の関数関係を直接比較することができる。脚部の角変位 θ_A および θ_K それぞれに対応するリンク機構の角変位は θ_1 および $\alpha - \theta_2$ である。



(a) Angular displacement (b) Joint Angle of lower leg
Fig.1 Kinematic model of the linkage

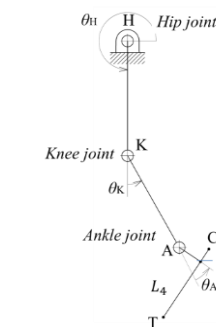


Fig.2 Lower leg model

Length	Value
L_1 (\overline{HK})	450[mm]
L_2 (\overline{KA})	400[mm]
L_{31} (\overline{AS})	70 [mm]
L_{32} (\overline{SC})	60[mm]
L_4 (\overline{ST})	200[mm]

2-3 機構定数の決定

次式(1)に $\theta_1 = \theta_A$ として平面リンク機構に足関節の角変位を入力角変位として与えた時の、創成関数と理想関数の対応点の差を示す。

$$Q_i = \theta_{ki} - (\alpha - \theta_{2i}) \quad (i=1\sim 200) \quad [\text{deg}] \quad (1)$$

節長 a_1 は下腿部の長さ L_2 に等しい既知量である。 a_2 もスライダ変位の最大値 S_{\max} に等しい既知量である。そこで、 a_3 を変化させた時の Q の最大値を算出し、その値が最小になる時の a_3 を採用した。

決定した機構定数は以下の通りであり、得られた創成関数を図 4 中の実線に示す。理想関数と創成関数の最大の差 2.63[deg](膝関節の可動域に対し 9.7%の誤差)であった。

- $a_1 = 400$ [mm]
- $a_2 = 235$ [mm]
- $a_3 = 192$ [mm]
- $\alpha = 190$ [deg]

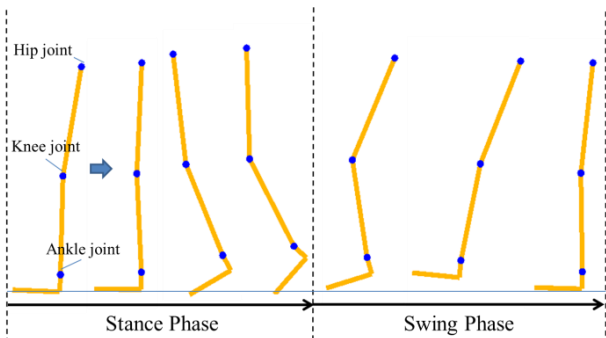


Fig.3 One cycle of walking motion

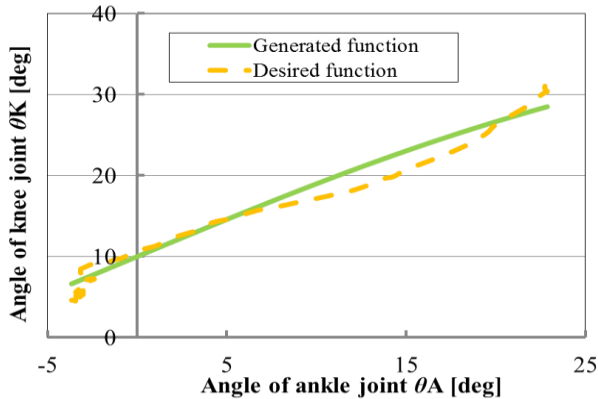


Fig.4 Desired function and Generated function



Fig.5 Developed knee orthosis

3. 装置概要

図 5 のように、足関節の動きに対し、リンク機構の動作を確認する目的で膝装具を試作している。足部を靴で、大腿部と下腿部はバンドで固定する構造である。また、スライダ部をシャフトとリニアブッシュで製作した。

4. 検証実験

4-1 ポテンシオメータを用いた角変位測定

膝関節および足関節それぞれに対応するリンク機構の対偶点 A および B の回転軸にポテンシオメータを取り付け、その装具を装着し歩行した時と通常歩行時の角変位を測定し比較すること運動特性を評価する。またシミュレーションで得られる創成関数とも比較することで設計時での動作が実現できているかを確認する。

4-2 筋電位測定による補助特性の検証

被験者の肌に電極を直接貼り付けて筋肉の活動量を示す信号を測定する。通常時と装具装着時の歩行動作の筋肉の活動量の増減を比較することで補助効果を評価する。被験者の脚部において測定する筋肉の名称と役割を以下の表 2 に示す。

Table 2 Measured muscle of human lower leg

Muscle name	Role
Semitendinosus	Flexure of knee joint
Gastrocnemius	Flexure of knee joint Planter flexion of ankle joint
Vastus Lateralis	Extension of Knee joint
Vastus Medialis	Extension of Knee joint

5. まとめ

今後、第 4 章に記述した実験を行い、運動および補助特性を評価する予定である。

またこの膝装具は立脚相における脚部関節の角変位関数関係を参照して設計を行ったため、遊脚期開始時の前方へ膝関節を伸展させる運動に負担がかかることが懸念される。そこで、図 6 に赤色に示す Link 2 のスライダシャフト端部に、縮スプリングを設置し、膝関節の屈曲運動の抑制と、伸展運動の補助となるか検証を行う。

また、人体と装置の固定方法について、更なる改善を行うために、変形性膝関節症患者にとって、痛みを感じることなく負担なく補助の力を受けられる方法を検討する。

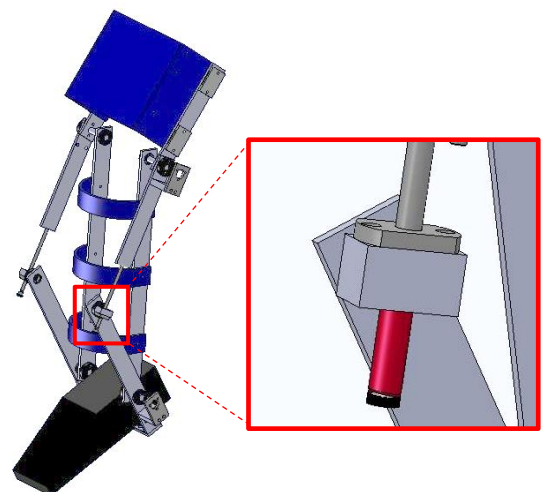


Fig.6 Location of compression spring