

使用者自身で脚部動作を案内する歩行補助装置の設計・開発及び評価

Design and evaluation of mechanism for assisting walking motion driven by user's own arm

○ 佐藤潤（山形大[院]） 南後淳（山形大） 佐藤純（山形大[院]）

Jun SATO, Yamagata University
Jun NANGO, Yamagata University
Jun SATO, Yamagata University

Abstract: In recent years, there are many devices developed to assist walking with the aging society. However, these devices driven by electric motors are so expensive that it is difficult to spread the hands of many people. In order to spread many people in need of assist walking, development of the device with simple structure and inexpensive is demanded.

The device of this study using the linkage assists the walking to lead the users legs by the driving force which movement of the arm. Therefore, the user can walk while adjusting the feeling to walk in their intention without electric motors. The device is evaluated by checking the auxiliary effect of measuring the EMG of the users leg

In this paper, we describe the evaluation and construction of the device.

Key Words: Welfare, Wearable walker, Dynamics walking motion, arms drive

1. 緒言

現在の日本では高齢化社会が進んでおり、日常生活の中の基本的な動作の一つである歩行動作に支障をきたす方々が増加している。こうした高齢者、または病気や怪我等が原因で歩行困難の方々に対して、様々な歩行を補助する装置の開発が進んでいる。

本研究では平面リンク機構を用いて、高齢や怪我等で脚部に支障をきたして蹴り上げて歩くことが困難となった方々を対象とし、脚部動作を案内することで使用者の歩行を補助する装置を開発する。また、安価かつ簡易な構造の補助装置とするため、アクチュエータを不要とする。装置の評価方法としては、表面筋電位測定で脚部筋肉の活動量を装置使用時と通常時の歩行で比較することで補助効果を確認する等で行う。

2. 装置の概要

本研究で製作する装置のモデル図を Fig. 1 に示す。杖をついて歩く動作を平面リンク機構を用いることで、杖をつく力を駆動力として脚部動作を案内し、使用者の歩行を補助する。これより、杖を使うよりも動的な歩行が行え、歩行動作の補助や日常生活への復帰を促すことが期待できる。また、駆動力は使用者の腕部の動きとすることで、アクチュエータを不要とし、使用者自身が操作できるため、歩く加減を調整しながら安全に使用できる。

装置で案内する脚部動作は、人間の自然な歩き方である蹴り上げの大きい動歩行とする。装置歩行時に描く脚部軌跡は動歩行時に踵とつま先が描く軌跡を再現する。脚部と駆動部はアルミフレームとキャストで支持し、靴を履くことで使用者は装置を装着する。これより、使用者の身体拘束が少なく、立脚時にある程度の支持ができることと考える。

3. 装置の運動学モデル

3.1 脚部補助機構

Fig. 2 に平面 6 節リンク機構の運動学モデルを示す。この運動学モデルはシミュレーションで装置が描く創成曲線が Fig. 3 に示す通常歩行の軌跡を再現できるような構造とした⁽¹⁾。Fig. 2 の赤線は人体脚部を表している。大腿部および下腿部はそれぞれ Link 6 と Link 7 の 2 節リンク機構で

表している。装置を構成する対偶点 A, B, C, D, E, F, G は全て回転対偶点であり、人体脚部の股関節、膝関節および足関節を表す対偶点 H, I, J も回転対偶点としている。対偶点 A, D, H は静止対偶点であり、座標原点を対偶点 H としている。人体脚部の対偶点 K は踵、対偶点 L はつま先である。

脚部機構クランク Link 3 の対偶点 D に時計回りの回転運動を与えて、人体脚部が接触している Link 5 に揺動運動を促すことで、使用者の歩行を補助する。

3.2 腕部駆動機構

Fig. 4 にスライダクランク機構を用いた駆動部の運動学モデルを示す。対偶点 D, L, N は回転対偶点、対偶点 N は静止対偶であり直進対偶でもある。なお対偶点 D は脚部モデルの対偶点 D と同軸である。

Link 9 をスライドさせ Link 8 を回転させることで対偶点 D へトルクを与える。このとき対偶点 D に発生させたトルクを脚部の機構への入力トルクとする。Link 9 の点 P は持ち手である。

また、脚部と駆動部の機構の運動限界値の一致を避けるために、対偶点 D で同軸である腕部機構クランク (Link 8) と脚部機構クランク (Link 3) に 90 度の位相差を与える。

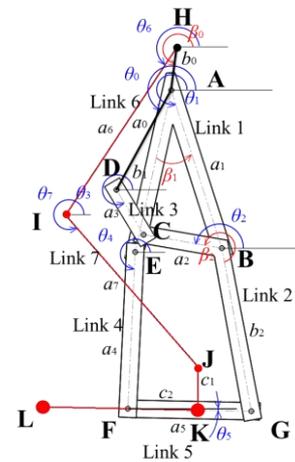


Fig. 1 The device model Fig. 2 The Leg of kinematic model

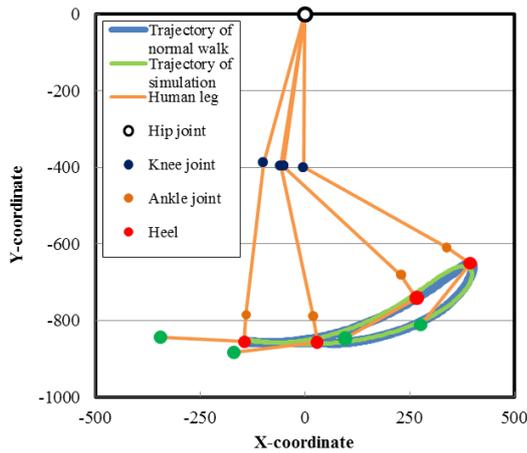


Fig. 3 Trajectory of normal walking

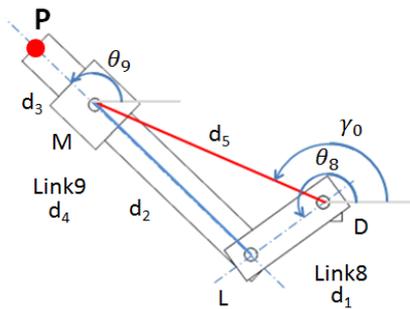


Fig. 4 Driving part of kinematics model

4. 装置の設計

脚部の機構定数は2つの目的関数を用いたランダム探索法で探索する.目的関数は踵とつま先が描く軌跡の理想曲線と装置が描く創成曲線との対応点間距離の総和であり,最小値のときに機構定数を決定する.決定した平面6節リンク機構の機構定数を箇条書きで示す.

$a_0=365[\text{mm}], a_1=390[\text{mm}], a_2=129[\text{mm}], a_3=70[\text{mm}],$
 $a_4=427[\text{mm}], a_5=160[\text{mm}], b_0=50[\text{mm}], b_1=383[\text{mm}],$
 $b_2=415[\text{mm}], \theta_0=255[\text{deg}], \theta_1=260[\text{deg}], \theta_2=8[\text{deg}], \theta_3=222[\text{deg}]$

腕部の機構定数は次のように決定している.腕部機構クランクの長さ d_1 は脚部機構クランク a_3 と等しく $70[\text{mm}]$ としている. Link 9 の長さ d_4 は持ち手部分を考慮して $700[\text{mm}]$ とする.線分 DN の長さ d_5 は $451[\text{mm}]$ である.

脚部と駆動部は主にシャフトとジョイント,アルミ板で設計し,軽量で簡易となるようにした. 製作した装置と使用者が装着している様子を Fig. 5 に示す.また,歩行時に足底部と床の摩擦を軽減するために, Link 4 をスライダ機構の設計とする. シャフトとパイプでスライダ機構とし,ばねによりスライダの動きに制限を与える.Link 4 のスライダ部を Fig. 6 に示す.

5. 評価実験

装置で脚部を案内することによる補助特性を検証する.表面筋電位測定から通常時と装置使用時の歩行で,脚部の各筋肉の最大随意収縮に対して,歩行の1サイクルにおける最大の筋活動量の割合を比較する.これより,歩行時の脚部筋肉の負担減少の程度を確認する.測定方法は被験者の脚部に電極を直接貼り付けて,筋肉の活動量を示す信号を皮膚表面から測定する.被験者の脚部で測定する筋肉の名称と役割を以下の Table 1 に示す. Fig. 7 に被験者1人の測定結果を示す.



Fig. 5 Experimental device



Fig. 6 Link 4

Table 1 Measured muscle of human lower leg

| Muscle name (Abbreviation) | Role |
|----------------------------|---|
| Rectus femoris (RF) | Flexure of hip joint Extension of knee joint |
| Semitendinosus (ST) | Extension of hip joint Flexure of knee joint |
| Vastus medialis (VM) | Extension of knee joint |
| Tibialis anterior (TA) | Dorsi flexion of ankle joint |
| Gastrocnemius (GA) | Flexure of knee joint Planter flexion of ankle joint |
| Soleus (SO) | Planter flexion of ankle joint |

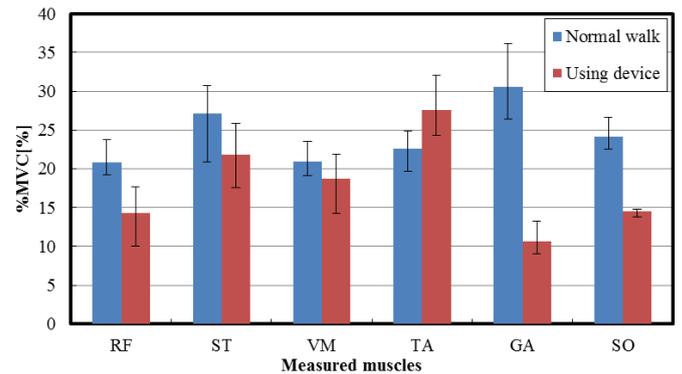


Fig. 7 The maximum value of EMG

6. 考察及びまとめ

上記に装置の設計,評価実験について述べた.第5章の評価実験の結果から,通常歩行時よりも装置使用時に腓腹筋,ヒラメ筋の活動量が約19%,9%と大きく減少していることが確認できる.大腿直筋,半腱様筋,内側広筋も減少の傾向が見られる.これらから,装置使用によって1歩行サイクルで脚部への一定の補助効果があると考えられる.しかし,前脛骨筋が約5%の負荷となってしまっている.今後は1歩行サイクルを分割して,各々の歩行動作に対する装置での補助効果を確認する必要がある.

参考文献

- (1) 南後淳,佐藤拓也,補助装置の占有空間を減少させた乗用型歩行訓練器の設計,2012年度精密工学会東北支部学術講演会,pp.47-48