

片麻痺患者に対する杖歩行練習用歩行補助器の開発

Development of walker with crutch walking training for hemiplegia

○ 井上淳 (東京電機大), 山口浩志 (東京電機大), 花崎泉 (東京電機大), 川村和也 (千葉大),
貴嶋芳文 (藤元総合病院), 東祐二 ((元) 藤元総合病院), 湯地忠彦 (藤元中央病院),

藤元登四郎 (藤元メディカルシステム)

Jun INOUE, Tokyo Denki University
Hiroshi YAMAGUCHI, Tokyo Denki University
Izumi HANAZAKI, Tokyo Denki University
Kazuya KAWAMURA, Chiba University
Yoshifumi KIJIMA, Fujimoto General Hospital
Yuji HIGASHI, Fujimoto General Hospital
Tadahiko YUJI, Fujimoto Central Hospital
Toshiro FUJIMOTO, Fujimoto Medical System

Abstract: In this paper we developed the new walker which enable person have hemiplegia to crutch walking training. The hemiplegia patients need crutch walking training until leaving hospital. Though it is difficult to all patients train enough crutch walking because of limited rehabilitation time. Our walker has three advantages. First, it do not contact with the patients arm, leg and crutch when crutch-walking training. We designed the walker using the human body measurements database. Second, when patient falls, the brake will work automatically. Third, it follows a gait, without using a patient's hand. We conduct a gait experiment which walk with our new walker. This experiment yields that Distance variation of pelvis-walker and Postural sway value increase as the weight of the walker increased.

Key Words: Rehabilitation, Crutch walking, Walker, Hemiplegia

1. 研究背景

日本における脳卒中発症者数は毎年 27 万人、有病者数は 270 万人とされ、脳卒中患者の入院期間は男性 81 日、女性 123 日と、全疾患平均の男性 36 日、女性 38 日と比較して非常に長期になる。これは疾患の治療だけによるものではなく、その後のリハビリ期間の長さが影響している。

多くの患者は退院するまでに、杖を使用することで安定性の低下を補い、歩行が可能になる事を目指す。入院中の歩行リハビリのプロセスは、ベッドサイド訓練から始まり、車椅子訓練、平行棒訓練、歩行器訓練、杖歩行訓練、屋外での杖歩行訓練、病棟での独歩訓練と順を追ってトレーニングを行う。

しかし、日本のリハビリテーションの現状には大きな問題がある。中でも、患者一人当たり理学療法士が割ける時間が限られており、1 日の訓練時間が少ないことと、病棟における一人での杖歩行訓練は事故の危険性があるため、リハビリ開始から長期間経過後でないと実施させることができないこと。この 2 つが原因となり、入院期間の長期化や、杖歩行練習が不十分なままの退院などの問題が発生している。

そこで、本研究では、片麻痺患者が病棟において病棟看護師の見守りを必要とせず、安全な杖歩行練習を可能にするため、以下の条件を満たすような歩行補助器の開発を行う。

1. 杖歩行訓練時、健側の腕及び杖や患足に干渉しない。
2. 転倒時には自動的にブレーキがかかる。
3. 患者の手を使わずに、歩行補助器が歩行に追従する。
また、開発後の普及を視野に入れ、複雑な要素は極力使用を避けることとした。

2. 研究手法

2-1 設計手法

まず、杖歩行訓練時に人間の体と歩行補助器の干渉を避ける必要があるため、図 1 のように健側が大きく開いた機構とする。ブレーキの機構は、タイヤと本体をガイド付きバネで接続しておき、転倒などによって体重心が下がるとバネが圧縮し、タイヤカバーとタイヤが接触して止まるように設計した。手を使わずに歩行補助器を歩行に追従させるため、腰部につけたハーネスと歩行補助器をワイヤで接続する。

また、遊脚期に大腿部が歩行補助器の骨盤との接続部と接触することを避けるため、図 2 に示すような寸法を AIST 人体寸法データベース⁽¹⁾より取得し、設計を行った。各寸法は以下に示すとおりである。

フレームの半径を R 、大腿接触部の最大移動量を M 、フレームと足との接触余裕を F とし、式 (1)、(2) のように定義すると、 $M < F$ であれば干渉が起きない。以上の式を解き、人体と歩行補助器が干渉しない L の最小値が 670mm となる。今回は 700mm から、50mm 感覚で 5 段階、高さの調節を行うことができるようにした。

H: 股関節中心までの長さ

平均 809mm 最大 973mm

T: 大腿部の直径

平均 174mm 最大 245mm

K: 身体中心から大腿部外側までの距離

平均 165mm 最大 189mm

θ : 歩行時股関節最大伸展角度

20°

$$M = (H-L)\tan\theta \quad (1)$$

$$F = \sqrt{R^2 + K^2} - \frac{T}{2} \quad (2)$$

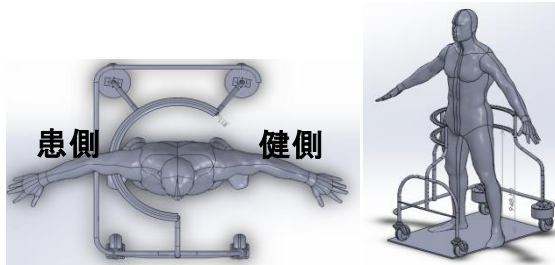


Fig. 1 Walker design drawing

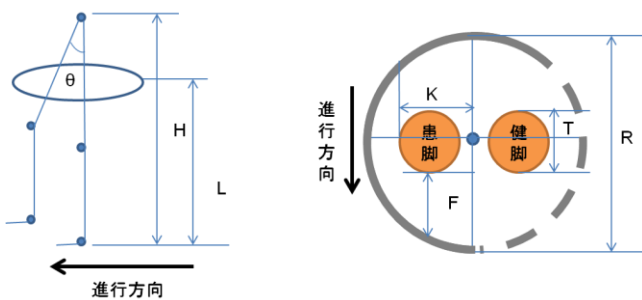


Fig. 2 Human body measurements

3. 歩行実験

3-1 実験条件

本実験では、歩行補助器を腰に接続する際、その重量が歩行にどの程度影響を与えるかを検証することを目的とし、20代健常被験者を対象に実験を行った。実験では歩行補助器を接続した状態での歩行を、三次元動作解析装置を用いて計測した。実験条件は、歩行補助器(15kg)、歩行補助器+5kg(20kg)、歩行補助器+10kg(25kg)の3条件とした。



Fig. 3 Measuring situation

3-2 実験結果

ここでは骨盤と歩行器の距離の変化量及び、骨盤動揺量の結果について触れる。重心動揺量の結果を図4に、骨盤

と歩行補助器の距離の変化量を図5に示す。骨盤と歩行器の距離の変化量は歩行補助器のみと歩行補助器+10kgの結果間に有意差が見られ、全体的に重量が大きくなるにつれて増加する傾向が見られた。重心動揺量は、有意差は見られなかったものの、重量が大きくなるにつれて増加する傾向が見られた。

3-3 考察

骨盤と歩行器の距離の変化量については重量が大きくなることによって、同じ速度で動いた時の歩行器の持つ運動エネルギーが大きくなるため、骨盤が歩行器を引っ張る際に止まりにくくなるのが原因であると考えられる。重心動揺量については、歩行補助器の重量が大きくなることで動作の安定性が増し、動揺量が小さくなることも考えられたが、実際には歩行補助器の左右へのぶれがあったため、骨盤がそれを引き戻す形でより大きく動く結果となったと考えられる。

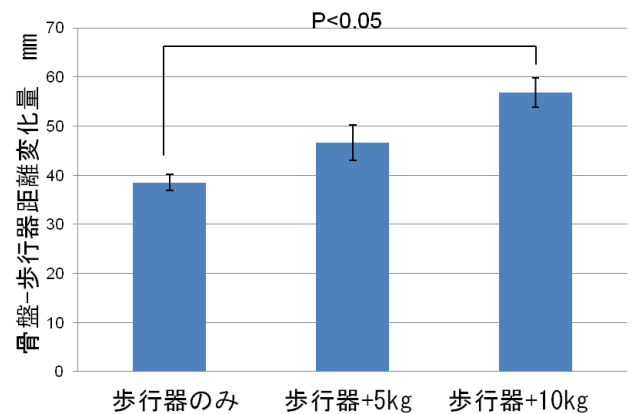


Fig. 4 Distance variation of pelvis-walker

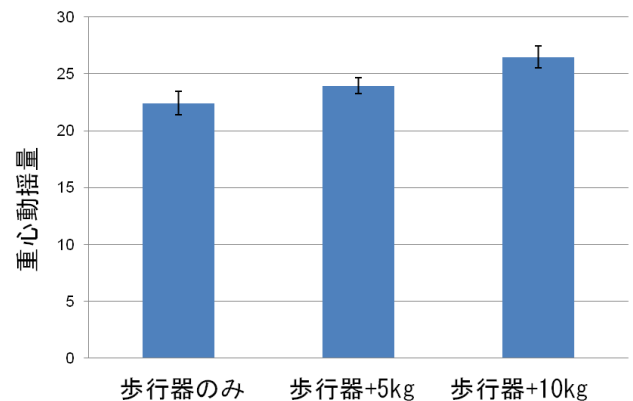


Fig. 5 Postural sway value

4. 結論

本研究では片麻痺患者の一人での杖歩行訓練を可能にすることを目的とし、手を使わずに患者の歩行に追従し、かつ転倒時に自動的にブレーキをかける機構の歩行器を開発した。実験からは歩行器の重量が歩行のしにくさにつながる傾向が見られたが、一方で転倒時などの安定性にはある程度の重量が必要となる。今後はハーネスと歩行器の間をつなぐ部分にバネやダンパを入れることにより、横方向への力を伝えず、滑らかに動かすことを可能にする機構が必要となる。

参考文献

- (1) 産業技術総合研究所, AIST人体寸法データベース, <https://www.dh.aist.go.jp/database/91-92/data/search.html>