

## 杖歩行練習用歩行補助器の安定性向上に関する検討

## Examination about the improvement in stability of the walking frame for crutch-walking practice

○ 飯岡 俊光(東京電機大学), 井上 淳(東京電機大学), 花崎 泉(東京電機大学), 川村 和也(千葉大学),

貴嶋芳文(藤元総合病院), 藤元 登四郎(藤元メディカルシステム)

Toshimitsu Iioka, Jun Inoue, Izumi Hanazaki, (Tokyo Denki University)

Kazuya Kawamura (Chiba University)

Yoshifumi Kijima (Fujimoto General Hospital)

Toshiro Fujimoto (Fujimoto Medical System)

**Abstract:** In order to perform crutch walking which can expect the increase in healthy life expectancy because crutch walking where those in whom a crutch walking is possible are among the piece paralytics of who performed the experiment and the simulation in this research in order to raise the performance of the walker for practice of a crutch walking becomes possible Rehabilitation which needs the presence of physical therapist

which needs to be performed, however which is insufficient of a physiotherapist's number in which Assistant Professor Tokyo Denki University Jun Inoue for whom the walker for crutch-walking practice is needed there made the walker for crutch-walking practice as an experiment the influence which walker which conducted the walk experiment using it has on a patient Based on the result of an experiment, I performed the simulation after that which was measured.

**Key Words:** Rehabilitation, implementation, Crutch walking, Walker, Hemiplegia

## 1. はじめに

### 1.1 背景

生活をしていく中で、身体に不自由を感じる症状のひとつに麻痺がある。麻痺とは、脳や脊髄などの中枢神経から中枢以外の体の各部にある末梢神経の中の運動を支配する神経の障害や、筋肉の障害における筋力の低下である。麻痺が起こると手や足、その他全身の筋肉に力が入らなくなり、円滑な動作を行うことが難しくなる。麻痺は脳の血管障害や神経系、筋肉系などの病気で起こることが多く、病気自体は完治しても麻痺の症状が後遺症として残る場合もある。

麻痺の中には、身体の左右どちらかが麻痺する場合があります、それを片麻痺という。片麻痺の症状を後遺症として起こす病気は複数存在する。その中でも、脳血管疾患は片麻痺の後遺症を発生しやすい。脳血管疾患の国内総患者数は厚生労働省“平成26年患者調査の概況”<sup>(1)</sup>より117万9000人であるとされる。これは国民の約1%にあたる人数である。また、高齢化の進む日本ではこれからも脳血管疾患ならびに、片麻痺の後遺症を発生する人は増加していくことが予想できる。

### 1.2 歩行のリハビリテーション

片麻痺の症状を持つ患者の中には、杖を使用することで歩行が可能になる人がいる。杖の補助による歩行が可能になることによって、車椅子などを使用せずに自力で歩けることができる。これは、人が健康的に生きていくための健康寿命の増加にとって重要な要素だと考えられる。しかし、片麻痺患者が杖歩行を行うためには、理学療法士の立ち会いが必要なリハビリテーションを行わなければならない。現状では、リハビリテーションを行う必要のある患者の人数に対して理学療法士の人数が不足している。そこで患者が一人でも杖歩行のリハビリテーションを行えるようになることが必要であると考えられる。

歩行のリハビリテーション器具の例としては、平行棒や、松葉杖や歩行器が上げられる。

杖歩行のリハビリテーションを患者一人で行うことを考えると、場所を取らず両手を自由にするという点から歩行

器の様な形状が適していると考えられる。しかし、歩行器(Fig.1)を使用するには、両手で歩行器を持つ必要があるため、手の自由が奪われる。つまり、片手で杖を使用する歩行のリハビリテーションには適していない。そこで、専門家の立ち会いなく杖歩行練習を可能にする歩行補助器を開発することが重要である。

本研究では、杖歩行練習用歩行補助器の試作機について実験とシミュレーションを用いて安定性を向上させる為の検討を行う。



Fig.1 The example of walking frame

## 2. 杖歩行練習用歩行補助器について

杖歩行練習用歩行補助器には以下の3点の機能が求められている。

- ・杖を使用できること
- ・患者の転倒を防止すること
- ・患者への負荷を減らすこと

上記の3点の機能を持った、杖歩行練習用歩行補助器の試作機(fig.2)を筆者らが開発している。

この試作機では、患者と歩行器をハーネスを用いて接続する。

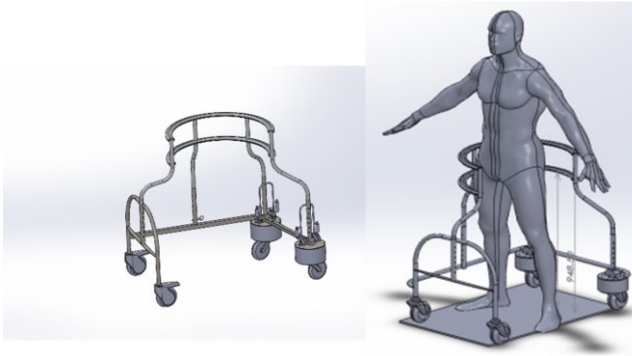


Fig.2 The experimental model of the walking frame for crutch-walking practice

3. 歩行実験

本研究で開発中の歩行器では、歩行器と使用者の加速度に差がある時、歩行器から使用者の腰に外力が発生する。加速度の差に応じてかかる力の他に、4つのタイヤの摩擦の影響がある。歩行時の骨盤中心の動きは進行方向に一定の速度で動くわけではなく、また、水平方向にも揺れながら移動する。歩行器を骨盤に追従させていることから、歩行器の動きは、この骨盤の動きと比較して位相が遅れることが考えられる。その際に発生する加速度のずれが骨盤に対して力を発生させる。本研究ではこの力の大きさとそれが使用者に与える影響について検討した。

3.1 実験条件

本実験では、歩行補助器を腰に接続することによって、どの程度歩行に影響を与えるかを検証することを目的とし、20代健康被験者を対象に実験を行った。実験では通常歩行及び、歩行補助器を接続した状態での歩行を、三次元動作解析システム、Evert5.0 (MotionAnalysis 社製)および、足底圧測定器、F-Scan data-logger NS-SYS-FSD2(ニッタ株式会社製)を用いて計測した。実験条件は、通常歩行、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。

三次元動作解析は Fig.3 の位置に 32 点の計測用マーカを取り付け、骨盤中心を Fig.4 に示すように骨盤周りに付けた6つのマーカの中心と定義、この中心の移動量である骨盤動揺量から歩行の安定性を検討する。



Fig. 4 Measuring situation

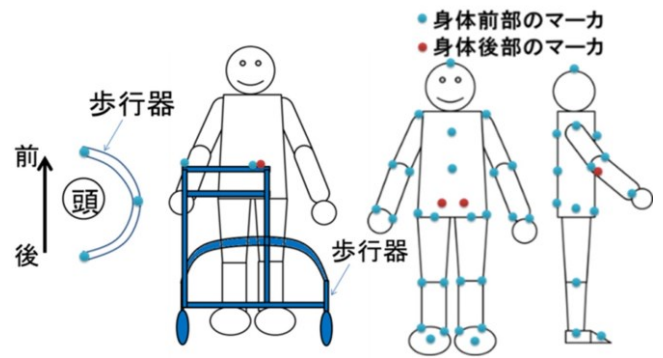


Fig.3 Marker position

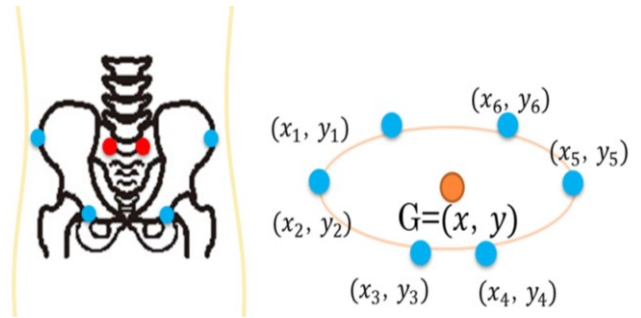


Fig.4 Center of the pelvis

Table 1 Measurement condition

marker	34points(Subject : 31points Walker : 3points)
Used camera	Hawk camera (8 units)
Measurement period	100[Hz]
Measurement operation	Straight walking
Measurement distance	2.5[m]
Measurement time	5[s]
Walker weight	15.6kg(+0kg), 20.6kg(+5kg), 25.6kg(+10kg)
Subject	healthy male in his twenty

3.2 実験結果・考察

実験の結果、歩行への歩行補助器の追従は問題なく出来た。歩行補助器が被験者の腰に与える力、通常歩行と歩行補助器を使用した際の骨盤中心の動揺量、歩幅・歩隔に明確な差が現れた。足底圧に関しては、条件毎に明確な差が見られなかった。

3.2.1 歩行補助器が被験者に与える力

まず、Fig.5 に歩行補助器が被験者の腰に与える力を示す。歩行補助器の重量が大きくなるにつれて与える力も大きくなるが見取れる。ただし、重りを 10kg 取りつけた際、総重量 25.6kg の時でも腰に与える力は 10N に満たず、腰に対してほぼ影響を与えていないことが分かる。

3.2.2 骨盤中心の動揺量

次に、Fig.6 に通常歩行時と、歩行補助器を使用した際の骨盤中心の動揺量を示す。通常歩行と、歩行補助器を使用した3条件の間では骨盤中心の動揺距離に有意な差がみられた。しかし、重さを変化させた3条件の間では有意な差が見られないという結果になった。これは、歩行補助器を

使用する際、接続されている腰部に対して歩行補助器がやや遅れた位相を描くことによって、腰の動揺量が抑制されるが、重さが変わっても腰が歩行補助機に引っ張られるほどの力がかかってはいないという上記の結果を支持している。また、骨盤動揺量は大きくなると重心が支持基底面を外れ、転倒の危険性が高い不安定な歩行になるが、これが抑制されることは安定性の低下につながるものではないので、歩行補助器の使用に対してネガティブな結果ではない。

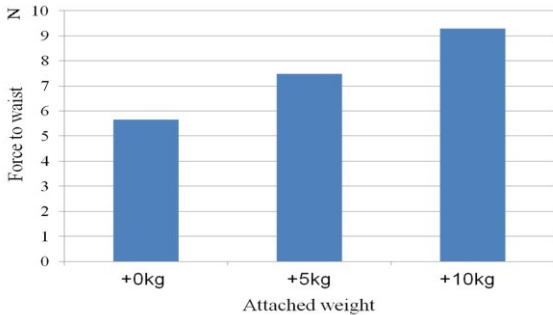


Fig. 6 Relationship between external force and walker weight

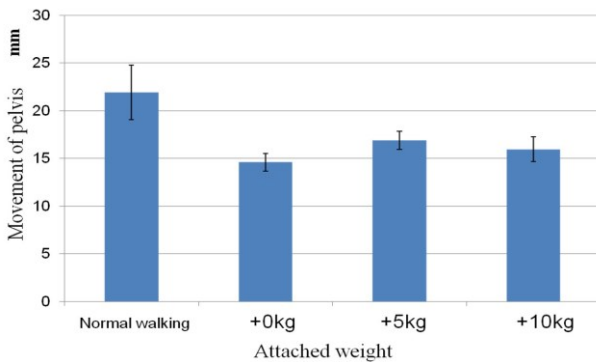


Fig. 7 Pelvis sway value

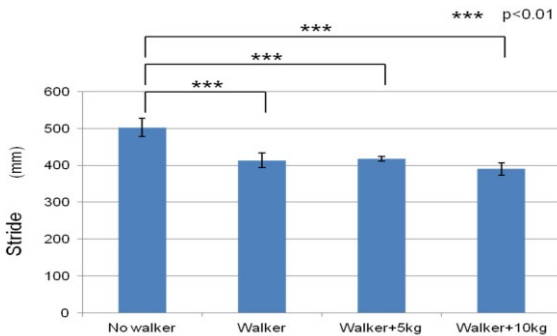


Fig 8. The step at the time of using the time of a walk, and a walker

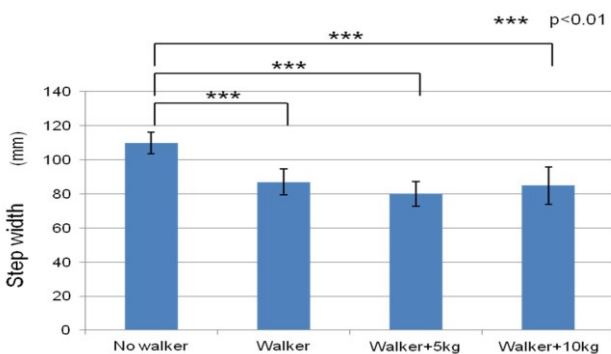


Fig9. the interval at the time of using the time of a walk, and a walker which walks

3. 2. 3 歩幅・歩隔

通常歩行時と歩行器を使用した際の歩幅及び歩隔を Fig.8 および Fig.9 に示す。歩幅、歩隔とも、通常歩行時と比較し、歩行器を使用した際の値が有意に小さくなっている事がわかる。また、歩行器の重さの変化に対しては歩幅、歩隔とも有意な差は認められなかった。

4. 実験結果の考察

4.1 歩行補助器が被験者に与える力

一番重い 25.6kg の条件でも、被験者の腰に与える力は 10N に達しておらず、歩行に対してふらつきなどの大きな影響を与えることはなかった。これは、歩行器が人間に追従している事を示しており、本機構が人間の歩行に対して悪影響を与えないものであることを示している。しかし、今後人体と歩行器の接続部分に粘弾性を持ったパーツを組み込むことにより、今よりも腰に与える力を低減することを目指す。

4.2 骨盤中心の動揺量

骨盤中心の動揺距離に関しては、歩行器を使用した方が抑制されている。これは、歩行器を用いた歩行が安定している事を意味しており、歩行器が人間の歩行に対して良い影響を与えている事を示している。

5. シミュレーションとその結果

実験結果より、ワイヤーを用いて患者と歩行補助器を接続した場合よりも、腰に与える力を減少させる接続方法を見つける。今回は簡易的なモデルを考え、バネで患者と歩行補助器を接続した場合のシミュレーションを行う。

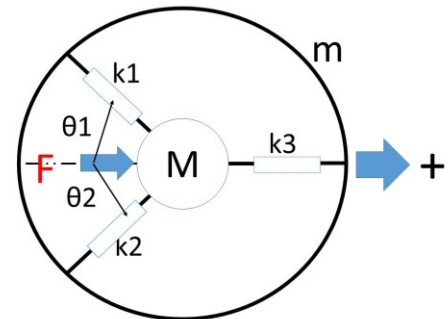


Fig10 Connection of a patient and a walking frame

Table 2 The variable and meaning to be used

Variable	Meaning	value
$M$	患者の質量	7
$m$	歩行器の質量	1
$k_1 \sim k_3$	バネ定数	1
$c$	ダンパ係数	0.1
$\theta_1, \theta_2$	角度	$\pi/6$
$x_1$	患者の動く長さ(変位)	-
$x_2$	歩行器の動く長さ(変位)	-
$a_1$	患者の加速度	-
$a_2$	歩行器の加速度	-
$F$	入力される力	$F = 0 (0 < T < 1, T > 9)$ $F = 1 (1 \leq T \leq 2)$

Fig9 に使用したモデルを Table 2 に各変数を示す．このモデルから下記式(1)(2)を導出した．この 2 式はそれぞれ患者の質量と歩行補助器の質量についてまとめたものである．

$$Ma_1 = -k_3(x_1 - x_2) - \frac{k_2(x_1 - x_2)}{\cos \theta_2} - \frac{k_1(x_1 - x_2)}{\cos \theta_1} + F \quad (1)$$

$$ma_1 = -k_3(-x_1 + x_2) - \frac{k_2(-x_1 + x_2)}{\cos \theta_2} - \frac{k_1(-x_1 + x_2)}{\cos \theta_1} \quad (2)$$

これらの式を用いてシミュレーションを行う．結果は移動変位を Fig11，速度を Fig12 に示す．

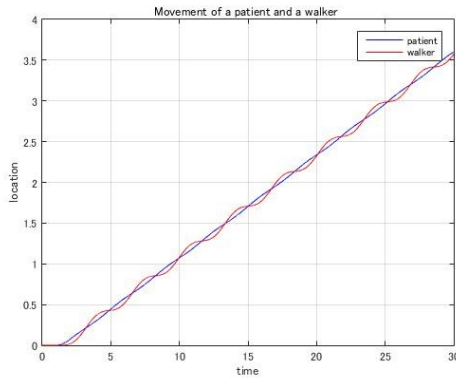


Fig 11 Movement of spring use

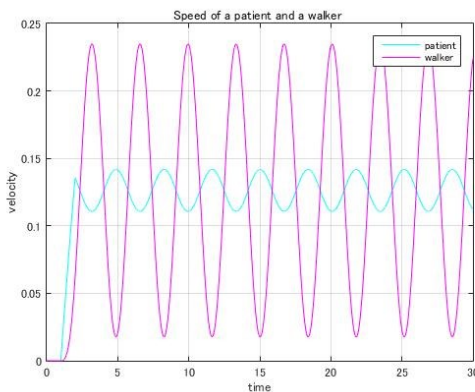


Fig12 Speed of spring use

次に，モデルの各バネにダンパを合わせた状態についてシミュレーションをする．式(3)(4)を下記に示す．

$$Ma_1 = -k_3(x_1 - x_2) - \frac{k_2(x_1 - x_2)}{\cos \theta_2} - \frac{k_1(x_1 - x_2)}{\cos \theta_1} - c(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) - \frac{c(\dot{x}_1 - \dot{x}_2)}{\cos \theta_2} - \frac{c(\dot{x}_1 - \dot{x}_2)}{\cos \theta_1} + F \quad (3)$$

$$ma_1 = -k_3(-x_1 + x_2) - \frac{k_2(-x_1 + x_2)}{\cos \theta_2} - \frac{k_1(-x_1 + x_2)}{\cos \theta_1} - c(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) - \frac{c(\dot{x}_1 - \dot{x}_2)}{\cos \theta_2} - \frac{c(\dot{x}_1 - \dot{x}_2)}{\cos \theta_1} \quad (4)$$

今回使用するダンパは全て同一の係数を持つものと仮定する．シミュレーションの結果の移動変位を Fig.13 に，速度についてを Fig.14 に示す．

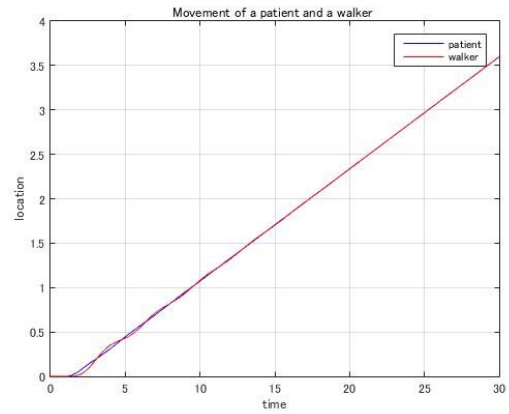


Fig.13 Movement of a spring and damper use

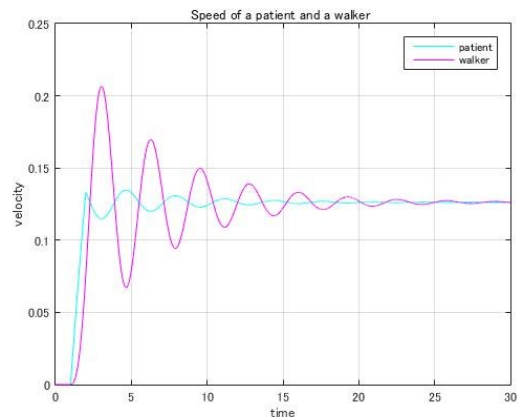


Fig.14 Speed of a spring and damper use

シミュレーションの結果より，バネのみで患者と補助器を接続した場合に比べ，バネとダンパをあわせて使用し患者と補助器を接続した場合の方が，追従性が向上することがわかる．また，患者の腰へ与える力もバネとダンパを合わせて使用することで減らせることがわかる．今後はシミュレーションに実験の値を使用する．そして再度シミュレーションを行うことで，より詳しい結果が得られる．また，バネ，ダンパの種類の種類やワイヤ使用時のシミュレーションも行い結果を検証する．

謝 辞

本研究の一部は，文部科学省科研費研究若手研究 (B) (15K16404)，平成 27 年度東京電機大学総合研究所研究助成の支援を受けて行われた．

参考文献

- (1)メディカルタウン <http://medical.itp.ne.jp/byouki/shoujou/mahi/> 2016年6月29日アクセス
- (2)厚生労働省，平成26年患者調査の概況 <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/14/dl/05.pdf> 2016年6月29日アクセス