

# 体重免荷・転倒防止機能を有するブレーキ制御式歩行支援システム

## A Walking Support System Controlled by Servo Brakes

### to Provide a Patient with Partial Body Weight Support and Prevent the Patient from Falling

○学 菅原 和洋 (東海大院) 正 甲斐 義弘 (東海大)

Kazuhiro SUGAWARA, Yoshihiro KAI  
Tokai University, Kitakaname, 4-1-1, Hiratsuka, Kanagawa

**Abstract:** We have presented a passive-type walking support system which provides a patient with partial body weight support and prevents patient's falling. The walking support system consists of passive components with no active actuators. The walking support system has a lift device and a treadmill. In the lift device, a constant force spring is used in order to provide the patient with partial body weight support. The lift device and the treadmill are controlled by powder brakes. In this paper, we propose a brake control method for preventing patient's falling. We verify the effectiveness of the control method from experimental results.

**Key Words:** Rehabilitation, Walking Support System, Impedance Control

#### 1. 緒言

高齢化社会の進行に伴い、加齢や疾病等により歩行機能に障害を持つ患者が増加している。医療現場では、介助者の身体的負担の軽減や患者の歩行訓練の促進のため、患者の転倒を未然に防止し、患者の体重を免荷することができる歩行支援機が求められている。このような歩行支援機は、これまでに数多くの研究者によって開発されてきている<sup>[1]</sup>。しかし、それらは主にモータ等のアクティブ要素を用いたものであり、暴走時に患者に危害を加える危険性が高く、安全性において問題がある。

そこで、本研究では、これまでにモータ等のアクティブ要素を用いずに、バネや電子制御可能なブレーキ等のパッシブ要素を用いた歩行支援システムを提案している<sup>[2],[3]</sup>。この歩行支援システムは、パウダーブレーキで制御される「患者支持装置」と「トレッドミル」からなる。パウダーブレーキでこれらの装置を制御することにより患者の転倒を防止する。

本報告では、これまでに提案している歩行支援システムの患者支持装置のブレーキ制御方法について検討する。

#### 2. 歩行支援システムの概要

図1に本研究でこれまでに提案している歩行支援システムの全体構成を示す。上述したように、本歩行支援システムは、患者支持装置・トレッドミルからなる。患者支持装置は、体重免荷装置・転倒防止装置からなる。なお、図1中の矢印 Fw は体重免荷装置の免荷力を示している。

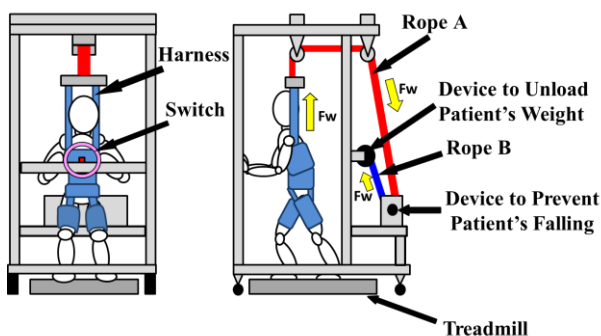


Fig. 1 Walking Support System

本システムにおいては、患者はハーネスを装着して、トレッドミル上で歩行訓練を行う。歩行訓練中の患者は、体重免荷装置により発生する一定の免荷力で体重が免荷される。歩行訓練中に患者が転倒した場合には、患者支持装置により患者の落下を防止し、トレッドミルのベルトが停止して、患者の転倒を防止する。

図2に患者支持装置、トレッドミルの構成を示す。

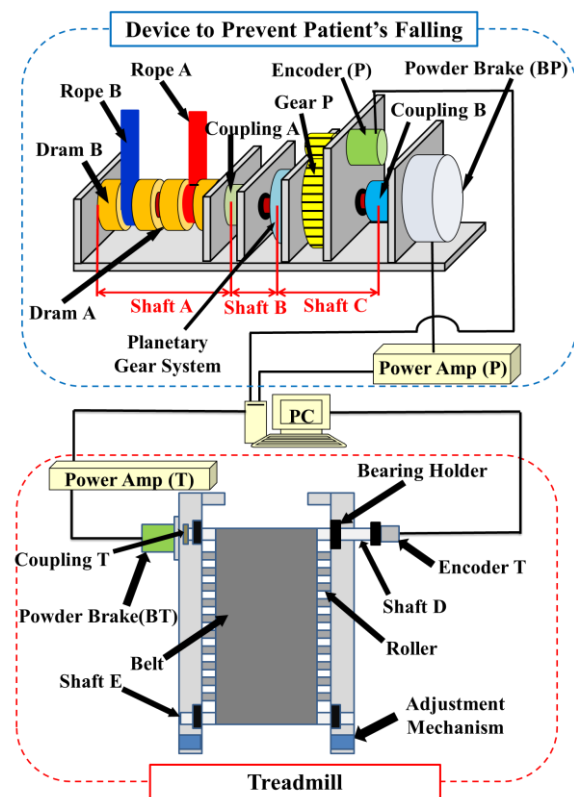


Fig.2 Control System

図2に示されているように患者支持装置とトレッドミルは1台のPCにより制御される。患者支持装置の転倒防止装置で計測された患者の落下距離、落下速度、及びトレッ

ドミルで計測されたベルト速度を、予め入力した設定値と比較し、いずれかの値が設定値以上の場合は患者が転倒していると判断する。患者が転倒したと判断した場合は、パワーアンプ P を介して患者支持装置のパウダーブレーキをインピーダンス制御則に基づいて制御し、患者の転倒を柔らかく防止する。同時にトレッドミルのパウダーブレーキでベルトを停止させる。

### 3. 患者支持装置

図 3 に本研究で提案する患者支持装置の構造を示す。患者に取り付けられたロープ A はドラム A に取り付けられており、体重免荷装置に取り付けられたロープ B はドラム B に接続されている。ドラム A・B は回転軸 A と接続されており、一体となって回転する。回転軸 A はカップリング A・遊星歯車減速機・回転軸 B・回転軸 C・カップリング B を介してパウダーブレーキ (BP) に接続されている。回転軸 B には遊星歯車を取り付けられており、回転軸 C には平歯車 P が取り付けられている。回転軸 A の角度情報は、平歯車 P を介してエンコーダ P により計測され、エンコーダ P からカウンターボードを介してコンピュータへ取り込まれる。この角度情報より、患者の落下距離・落下速度を求める。患者の落下距離・落下速度とトレッドミルのベルト速度を設定値と比較し、患者が転倒しているか否かを判断する。歩行訓練中、パウダーブレーキ (BP) は開放されているが、患者が転倒したと判断した場合は、パウダーブレーキ (BP) をインピーダンス制御則

$$\tau_p = c_p \dot{\theta}_1 + k_p \theta_1 \quad (1)$$

に基づき制御し、あたかもバネやダンパがあるかのように柔らかく転倒を防止する。ここで  $c_p$  は仮想粘性係数[Nm・s/rad],  $k_p$  は仮想バネ定数[Nm/rad]である。

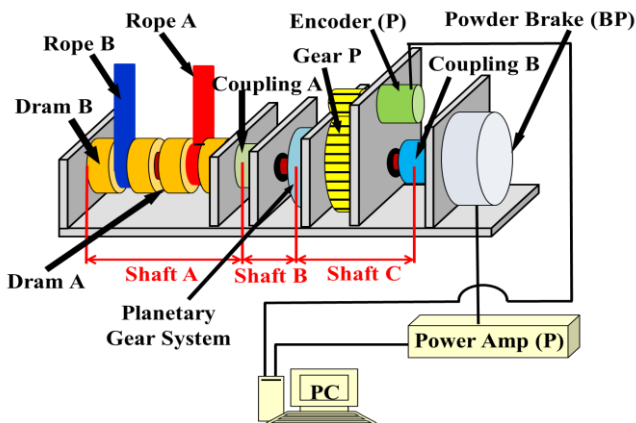


Fig.3 Device to Prevent Patient's Falling

### 4. 体重免荷装置

図 4 に本研究で提案している体重免荷装置を示す。体重免荷装置には定荷重バネを取り付けている。これにより一定の免荷力  $F_w$  を患者に発生させることができる。なお、定荷重バネにはサンコースプリング社製コンストン CS 型規格品(1~15[kgf])を用いている。



Fig.4 Device to Unload Patient's Weight

### 5. トレッドミル

患者は本体中央部のベルト上で歩行訓練を行う。ベルトの下はローラになっている。また、トレッドミルに傾斜角度をつけて歩行訓練を行うことも可能となっている。図 2 で示したトレッドミルにおいて軸 D にはパウダーブレーキ (BT) とエンコーダ T が接続されている。歩行訓練中は軸 D の角度情報をエンコーダ T で読み取り、エンコーダ T からコンピュータへ取り込まれてベルト速度を求める。患者が転倒と判断した場合は患者の転倒を防止する。パウダーブレーキ (BT) には三菱電機社製 ZKB-0.6YN, ロータリエンコーダ T にはオムロン社製 E6C3-CWZ 3EH を用いている。

### 6. 歩行支援システムの制御方法

歩行訓練時の制御の流れをフローチャートとして図 4 に示す。

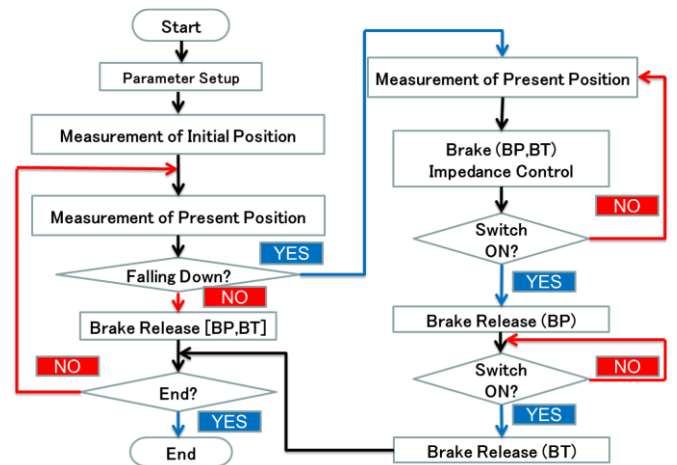


Fig.4 Flow Chart

最初に初期設定として、患者が転倒したと判断する患者の落下距離、落下速度、トレッドミルのベルト速度などを入力する。歩行訓練時は、患者の落下距離、落下速度、トレッドミルのベルト速度を計測する。歩行訓練中は患者支持装置のパウダーブレーキ (BP) とトレッドミルのパウダーブレーキ (BT) は解放されている。その際、体重免荷装置から免荷力が出力され、ロープ B、転倒防止装置、ロープ A を介し患者の体重が免荷される。患者の落下距離、落下速度、及びトレッドミルのベルト速度のいずれかが初期設定値を超えると患者が転倒していると判断し、パウダーブレーキ (BP) にインピーダンス制御を適用し、患者の転倒を柔らかく防止する。同時にトレッドミルのパウダーブレーキでベルトを停止させる。その後スイッチを押すこと

でパウダブレーキ (BP) が解除され、体重免荷装置の免荷力が患者の立ち上がりを支援する。患者が立ち上がった後、スイッチを押すことでパウダブレーキ (BT) が解除される。するとトレッドミルのベルトが解放され、歩行訓練を再開できる。

7. 患者支持装置によるインピーダンス制御実験

7-1 実験方法

実験装置を図5に実験条件を表1に示す。図5に示すように人間の代わりに錘 30[kg]をロープ A に接続した錘を自由落下させて患者支持装置のパウダブレーキにインピーダンス制御を適用し、目的通りの動作をするか検討した。実験回数は各実験条件につき 10 回ずつ行なった。

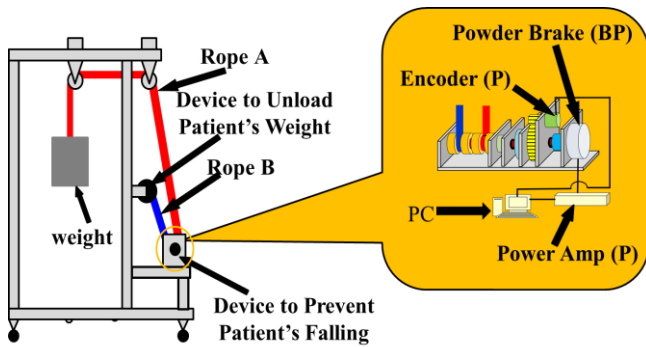


Fig.5 Experimental Setup

Table 1 Parameters

	Constant Force $F_w$ [kgf]	Virtual Spring Constant $k$ [Nm/rad]	Virtual Damper Coefficient $c$ [Nm·s/rad]	Detection Velocity Level [mm/s]
a	6.5	0.70	0.02	200
b	3.5	0.70	0.02	200
c	6.5	1.00	0.02	200
d	6.5	0.70	0.00	200
e	6.5	0.70	0.02	250

7-2 理論値

ここでは、本実験と同じ条件でインピーダンス制御を適用させた際の錘の距離がどのように変化するかを解析する。ここで用いる諸記号は、錘の質量  $m$ [kg]、ドラム半径  $r$ [m]、重力加速度  $g$ [m/s<sup>2</sup>]、ロープ張力  $T$ [N]、装置内の慣性モーメント  $I$ [kg·m<sup>2</sup>]、ブレーキトルク  $\tau_b$  [N·m]、角度  $\theta$  [rad]、仮想粘性係数  $c_T$  [(N·m·s)/rad]、仮想バネ係数  $k_T$  [(N·m)/rad]、落下距離  $y$ [m]である。また、PC が落下を検知した時間を  $t=0$ [sec]と定義する。また、 $t=0$ における落下距離と速度を  $y_{(0)}=0, \dot{y}_{(0)}=v_0$ とする。図9のように錘を落下させたときの運動方程式は

$$m\ddot{y} = mg - T \tag{2}$$

$$I\dot{\theta} = T_r - F_w r - \tau_b \tag{3}$$

となる。ブレーキトルク  $\tau_b$ は

$$\tau_b = c\dot{\theta} + k\theta \tag{4}$$

となる。そして、ロープ A は回転軸と一体となって回転す

るために滑らない。そこで、 $y=r\theta$ の関係が成り立つ。運動方程式を解くと移動距離  $y$ [m]は

$$y = A\{2\beta\gamma + (\delta - \beta\gamma)e^{-\frac{c-\beta}{2\alpha}t} - (\delta + \beta\gamma)e^{-\frac{c+\beta}{2\alpha}t}\} \tag{5}$$

となる。ここで

$$\alpha = I + mr^2, \quad \beta = \sqrt{c^2 - 4k\alpha}, \quad \gamma = (mg - F_w)r^2,$$

$$\delta = c\gamma - 2k\alpha v_0, \quad A = 1/2k\beta \text{ である。}$$

式(5)において、 $\beta$ が虚数になったときに振動するが、本研究ではパウダブレーキを使用しているため復元力は発生しない。したがって、図7に示すように、錘が最下点まで落下した後、復元力が作用しないため錘は最下点で止まり続ける。

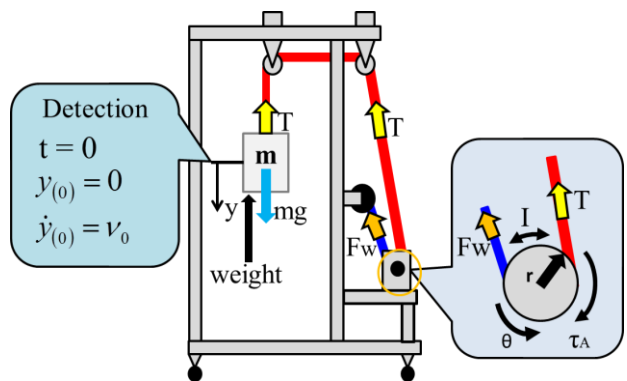


Fig.6 Analysis Model

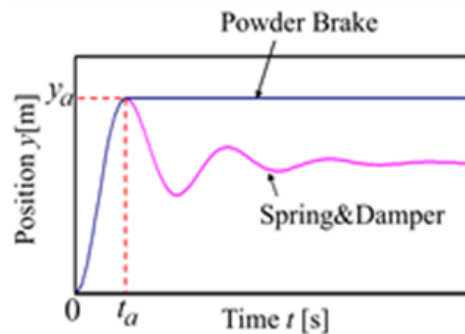


Fig.7 Theoretical Result

7-3 PID 補償

パウダブレーキの時間遅れを減少させるため、図11に示すようにPID補償を用いた。 $K_p=1.6, K_I=0.05, K_D=0.17$ を適用した。

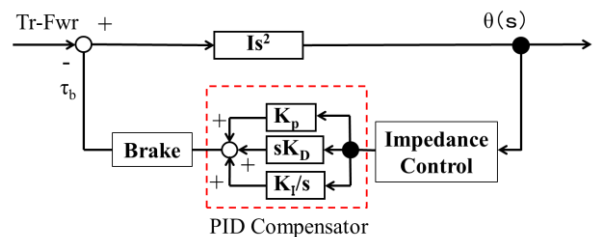


Fig.8 Block Diagram

#### 7-4 実験結果および考察

各実験結果を図9～13に示す。横軸は時間[s]、縦軸は錘の落下距離を示している。各時間における移動距離の実験値(青色の実線が平均値、緑色の破線が最大値、紫色の破線が最小値)と理論値(赤色の実線)を示している。

図9～13すべてにおいて、錘の落下距離の平均値と理論値はおおよそ一致していることが分かる。実験値と理論値に若干の差異が生じた原因としては、パウダーブレーキの出力誤差などが考えられる。

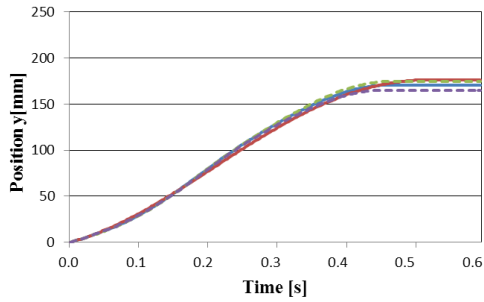


Fig.9 Simulation and Experiment Results (a)

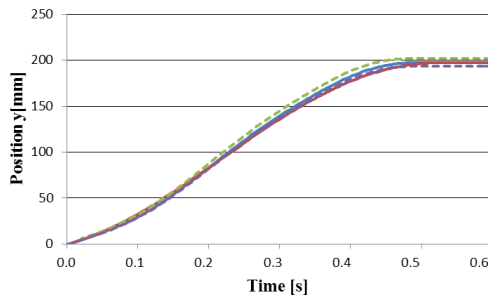


Fig.10 Simulation and Experiment Results (b)

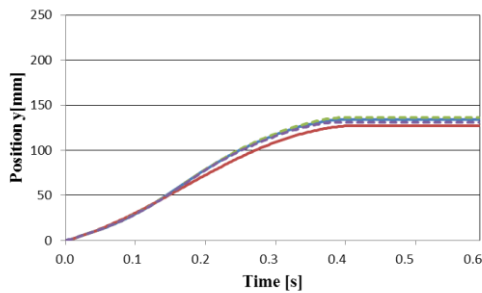


Fig.11 Simulation and Experiment Results (c)

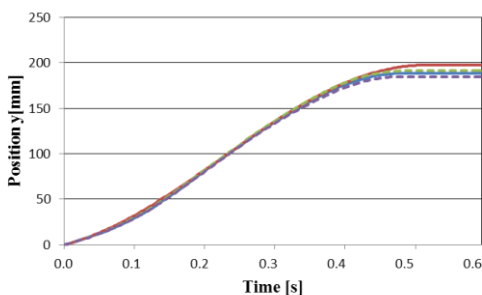


Fig.12 Simulation and Experiment Results (d)

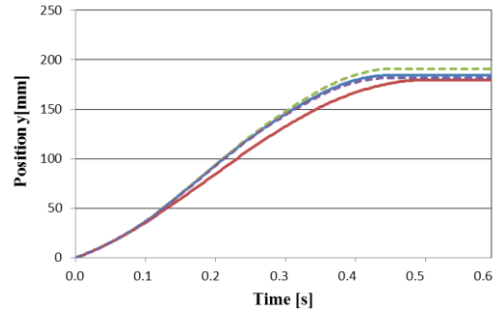


Fig.13 Simulation and Experiment Results (e)

#### 8. 結言

本報告では、これまでに提案している歩行支援システムの患者支持装置のブレーキ制御方法を検討した。

#### 参考文献

- (1) 谷和之・大内厚・藤江正克,歩行訓練システムの開発と評価, バイオメカニズム学会誌, 22-4, (1998), pp. 169-173.
- (2) 篠原進・甲斐義弘・他3名, パッシブ制御式インテリジェント歩行支援機の開発(実験的検討), 日本機械学会関東支部関東学生会第48回学生員卒業研究発表講演会講演前刷り集, (2009.3), pp357-358
- (3) 青木 拓也・甲斐義弘・他 3 名, ブレーキ制御式歩行支援システムの開発, 日本機械学会関東支部関東学生会第 50 回学生員卒業研究発表講演会講演前刷り集, (2011.3), pp.455-456.