

電磁ブレーキ制御式トレッドミル・吊上装置を有する歩行支援システムの開発

Development of a Walking Support System with a Treadmill and a Lift Device Controlled by Electromagnetic Brakes

○小山拓海(東海大院) 甲斐 義弘(東海大)

Takumi KOYAMA, Tokai University

Yoshihiro KAI, Tokai University

Abstract: We have developed a passive-type walking support system equipped with a lift device and a treadmill controlled by electromagnetic brakes. The walking support system provides a patient with partial body weight support and prevents the patient from falling down. This walking support system is essentially safe, because this system consists of only passive components with no actuators. The lift device has an electromagnetic brake and a constant force spring. The treadmill has an endless belt, which is controlled by an electromagnetic brake and moves by user-generated force. However, the treadmill needs a large user-generated force to move the endless belt. In this paper, we propose using not only an electromagnetic brake but also an electromagnetic clutch in the treadmill in order to reduce the necessary force for moving the endless belt. Furthermore, we experiment using the treadmill which has an electromagnetic brake and an electromagnetic clutch. Finally, from the experimental results, we verify the effectiveness of the electromagnetic clutch in the treadmill.

Key Words: Rehabilitation, Walking Support System, Electromagnetic Brakes

1. 緒言

現在、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、歩行訓練中の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システムが求められている。このような歩行支援システムは、これまでに多くの研究者によって開発されている^{(1), (2)}。しかし、それらの研究ではモータ等のアクティブ要素により駆動する歩行支援システムを扱っており、制御用コンピュータの故障時や暴走時においては意図した通りに動かず患者や介助者に危害を加える危険性が高いため安全性に問題がある。

本報告では、これまでにバネや電子制御可能な電磁ブレーキ(以下、パウダーブレーキ)等のパッシブ要素を用いた歩行支援システムを提案・開発している^{(3), (4)}。この歩行支援システムは、患者吊り上げ部とトレッドミル部からなる。患者吊り上げ部は、定荷重バネを用いることにより患者の体重を免荷し、患者転倒時には患者体幹部の速度を検知しパウダーブレーキにインピーダンス制御則を適用することにより患者の転倒を柔らかく防止する。トレッドミル部は、患者がトレッドミル部の歩行路面(ベルト)上で歩行訓練している際にはトレッドミル部のパウダーブレーキを開放し、患者転倒時にはトレッドミルのベルト速度の上昇を検知してパウダーブレーキにインピーダンス制御則を適用することにより患者の転倒を未然に防止する。しかし、本パウダーブレーキを搭載したトレッドミルでは、その歩行路面を動かすためには相当の力が必要であった。

そこで、本報告では、トレッドミル部に新たに電磁クラッチを加え、トレッドミル部の歩行路面を蹴って動かすための力を軽減することを試みる。新たに電磁クラッチを加えたことにより、どの程度、トレッドミル部の歩行路面を動かすための力が軽減したかを検証する。さらに、電磁ク

ラッチを加えたシステムでも、トレッドミル部は問題なく制御されるか否かも検証する。

2. 歩行支援システム

本報告で扱う歩行支援システムの全体構成を Fig. 1 に示す。歩行支援システムは、患者吊り上げ部とトレッドミル部からなる。患者はロープ A と接続しているハーネスを装着し、トレッドミル上で歩行訓練を行う。

吊り上げ装置は、ロープ A、ブレーキシステム、ロープ B、定荷重バネからなる。患者が歩行訓練している際にはブレーキシステムのブレーキが解放されており、定荷重バネで発生する一定の力 F_w [kgf] が、ロープ B、ロープ A を介して患者に作用し、一定の力で患者の体重が免荷される。一方、患者が転倒しそうになるとロープ A の移動量・ロープ A の速度・トレッドミルのベルト速度によりそれを検知し、吊り上げ装置のブレーキインピーダンス制御を適用することにより柔らかく患者の転倒が防止される。

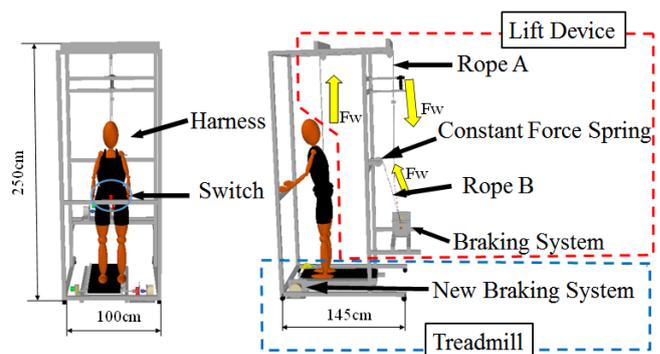


Fig. 1 Walking Support System

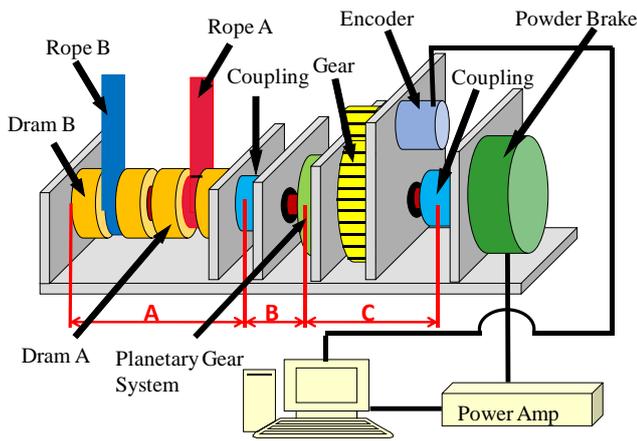


Fig. 2 Braking System in the Lift Device

トレッドミルは、患者の歩行路面（ベルト）と「電磁クラッチを用いた新しいブレーキシステム」からなる。患者が歩行訓練している際には、患者がベルト部を蹴る力を軽減するために、電磁クラッチによりベルト部とブレーキ部は切り離されている。一方、患者が転倒しそうになると、上記と同様に、ロープ A の移動量・ロープ A の速度・トレッドミルのベルト速度によりそれを検知し、電磁クラッチによりベルト部とブレーキ部が繋がり、ブレーキ部にインピーダンス制御を適用することにより柔らかく患者の転倒が防止される。

なお、転倒を検知するロープ A の移動量・速度およびベルト速度は患者の症状などに応じてコンピュータ上で容易に設定変更可能である。

3. 吊り上げ装置

Fig. 2 に吊り上げ装置で用いるブレーキシステムの構成を示す。Fig. 2 より、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、定荷重バネに取り付けられたロープ B はドラム B に取り付けられている。回転軸 A は回転軸 B・回転軸 C を介してパウダーブレーキに接続されている。回転軸 A の角度情報は、平歯車を介してエンコーダにより計測され、エンコーダからカウンタ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、ロープ A の移動量・速度（以下、ロープ A は患者に接続されているため、患者の落下距離・落下速度と表現する）を求める。そして、予めコンピュータに入力した落下距離・落下速度に関する設定値と比較し、落下距離・落下速度のいずれかが設定値を超えていれば患者が転倒したと判断する。患者が転倒したと判断した場合は、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、あたかもバネやダンパがあるかのように、患者の転倒を柔らかく防止する。また、体重を免荷させる方法として、一定の力 F_w を発生させることができる定荷重バネ（サンコースpring社製コンストン CS 型 規格品(1~15[kgf])) を用いている。

4. トレッドミル

Fig. 3 にトレッドミルの構成を示す。同図の A 部における「電磁クラッチを用いた新しいブレーキシステム」(写真)を Fig. 4 に示す。軸 D は電磁クラッチ、カップリングを介してパウダーブレーキに繋がれている。軸 D の回転速度が設定した速度を超えた場合、回転軸 D が電磁クラッチによりパウダーブレーキの回転軸に繋がり、インピーダンス制御をパウダーブレーキに適用することにより回転軸を柔らかく停止させる。軸 D の回転速度が設定した速度以下の場

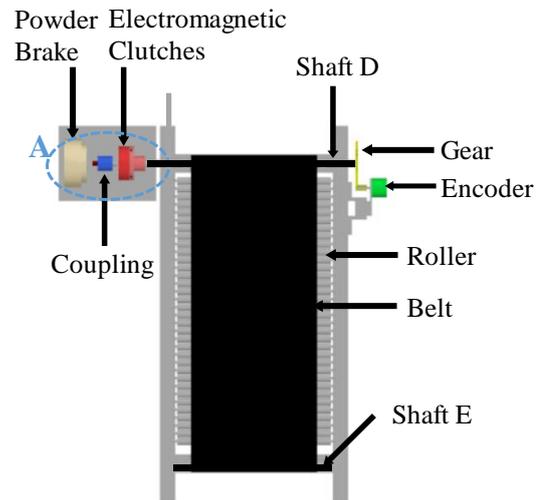


Fig. 3 Treadmill

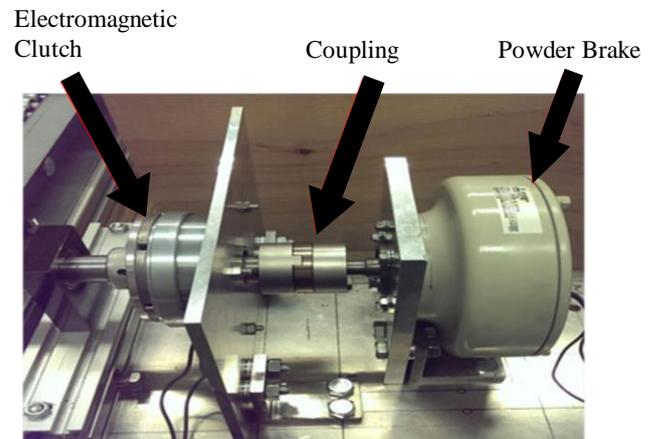


Fig. 4 New Braking System

合、電磁クラッチが離れているため、パウダーブレーキによる回転軸の負荷の影響を受けることなく歩行路面（ベルト）を蹴って動かすために必要な力を軽減することが出来る。

5. 歩行支援システムの制御方法

歩行支援システムの制御の流れを Fig. 5 に示す。患者が転倒したと判断する落下距離、落下速度、トレッドミルのベルト速度の値を入力後、ロープ A の初期位置が計測され、制御プログラムが実行される。プログラムの実行中、患者の落下距離、落下速度、トレッドミルのベルト速度がサンプリングタイム毎に計測される。患者が通常の歩行訓練を行っている際には吊り上げ装置のパウダーブレーキ、トレッドミルの電磁クラッチ、パウダーブレーキは解放されている。患者の落下距離、落下速度、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たと判断し、吊り上げ装置のパウダーブレーキ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は電磁クラッチによりトレッドミルの回転軸とパウダーブレーキの回転軸が繋がり、パウダーブレーキにインピーダンス制御を適用することによりトレッドミルも柔らかく停止する。その後、歩行支援システムに装備されているスイッチ (Fig. 1 参照) を押すことで吊り上げ装置のパウダーブレーキが解除され、定荷重バネにより作用

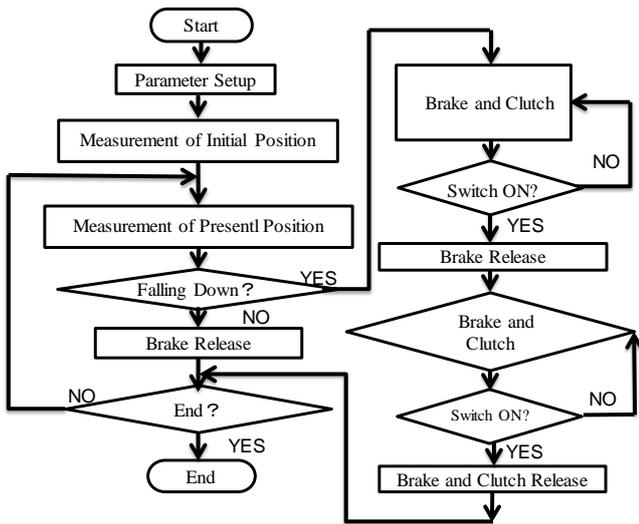


Fig. 5 Flow Chart

する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、再度スイッチを押すことでトレッドミルの電磁クラッチ・パウダーブレーキが解除される。

6. 歩行路面を動かすのに必要な力の測定実験

本節では、電磁クラッチを搭載したことで歩行路面（ベルト）を動かすのに必要な力が軽減されているかについて検証を行う。

6-1. 実験方法

トレッドミルを水平に設置し、ワイヤーの一端をベルトに取り付け、他端をバネ測りに取り付け引っ張り、ベルトが動き出す時の力を計測した。実験回数は10回行った。

6-2. 実験結果および考察

Table 1 に実験結果（10回分の平均値）を示す。比較として電磁クラッチにより回転軸Dとパウダーブレーキを接続した状態で同じくベルトの動き出しに必要な力（10回計測分の平均値）を計測した結果を示す。Table 1 より、電磁クラッチを用いることにより動き出しに必要な力が半分程度に軽減されていることが確認できる。

7. トレッドミルの動作確認実験

本節では、トレッドミルの速度が設定速度以上になった場合にトレッドミルの電磁クラッチとパウダーブレーキが正常に作動し、インピーダンス制御により歩行路面（ベルト）が柔らかく停止するかを検証する。

Table 1 Force Required for Moving the Belt

	Without the Clutch	With the Clutch
Average	40[N]	20[N]

Table 2 Parameters of the Impedance Control

	Virtual Spring Constant k [Nm/rad]	Virtual Damping Coefficient c [Nm·s/rad]	Detection Velocity Level [m/s]
Case(1)	1.00	0.005	0.20
Case(2)	0.80	0.005	0.20
Case(3)	1.00	0.010	0.20
Case(4)	1.00	0.005	0.20

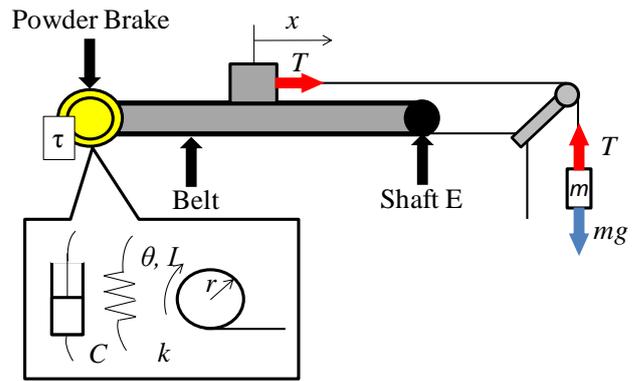


Fig. 6 Analysis Model

7-1. 実験方法

トレッドミルを水平に設置し、ワイヤーの一端をベルトに、他端を錘(8[kg])に取り付け、プーリを介して吊し、実験開始後に錘を自由落下させた。実験は Table 2 に示すように4パターンの条件で各30回行い、錘の落下距離はエンコーダにより計測した。設定した検知速度は0.20 [m/s]とした。また、トレッドミルの電磁クラッチとパウダーブレーキが正常に動作しているかを確認するために、次節に示すように錘の落下距離の理論値を算出し、実験値と比較した。

7-2. 理論値の算出方法

Fig. 6 に示すように、錘 m [kg]、ベルトの移動距離 x [m]、ドラム半径 r [m]、重力加速度 g [m/s²]、ロープの張力 T [N]、回転軸まわりの慣性モーメント I [N·m·s²/rad]、ブレーキトルク τ [N·m] 角度 θ [rad] とした時の運動方程式は、

$$m\ddot{x} = mg - T \tag{1}$$

$$I\ddot{\theta} = Tr - \tau \tag{2}$$

となる。ここで、ブレーキトルク τ [N·m] に仮想粘性係数 c [N·m·s/rad]、仮想バネ係数 k [N·m/rad] として、インピーダンス制御則を適用すると、は以下の式で表せる。

$$\tau = c\dot{\theta} + k\theta \tag{3}$$

次に、ベルトは滑らずに回転軸と一体となり回転するため、

$$x = r\theta \tag{4}$$

の関係が成り立つ。また、ベルトの移動距離と速度の初期条件は、以下のようになる。

$$x(0) = 0 \tag{5}$$

$$\dot{x}(0) = v \tag{6}$$

運動方程式を解くと移動距離 x [m] は

$$x = A\{2\beta\gamma + (\delta - \beta\gamma)e^{-\frac{c+\beta}{2a}t} - (\delta + \beta\gamma)e^{-\frac{c-\beta}{2a}t}\} \tag{7}$$

ここで、 $\alpha = I + mr^2$, $\beta = \sqrt{c^2 - 4ak}$, $A = \frac{1}{2k\beta}$, $\gamma = mgr^2$, $\delta = c\gamma - 2kav$ である。

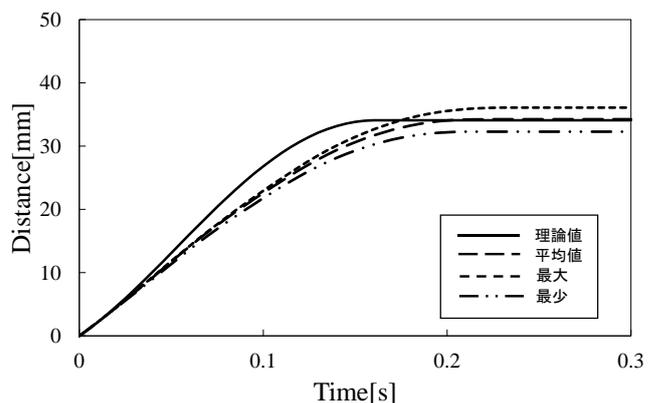


Fig. 7 Experimental Result

式(7)では、 $c^2 - 4\alpha k$ が負の値になるとき振動を起こすが、パウダーブレーキを使用しているため復元力は発生しない。すなわち、実世界のバネ・ダンパーシステムのように振動することなく、錘は仮想バネ・仮想ダンパにより緩和されながら移動し最下点で停止する。

7-3. 実験結果および考察

トレッドミルの動作確認実験の実験結果の一例（ $k=1.00$, $c=0.01$ ）を Fig. 7 に示す。同図よりインピーダンス制御によってやんわりと停止していることが確認できる。また、理論値とおおよそ一致していることがわかる。

8. 結言

本報告では、回転軸に「電磁クラッチ」を搭載したトレッドミルを開発し、ブレーキ制御式の吊上げ装置を組み合わせた歩行支援システムを提案した。電磁クラッチを搭載したことによりパウダーブレーキの回転軸による負荷がなくなり、歩行路面（ベルト）を動かすのに必要な力が軽減されたことを確認した。

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) 根元泰弘・柄川索・藤江正克, 高齢者の歩行支援技術, BME, 3-2, (1999), pp42-46
- (3) Y. Kai, “Development of a Walking Support Machine with a Lift Device Controlled by a Servo Brake”, Proc. of SICE Annual Conference 2013, (2013), pp.1728-1733.
- (4) 青木 拓也・甲斐義弘・他 2 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), pp.455-456.