

平成14年2月1日

平成13年度 卒業論文

歩行訓練者の位置測定

高知工科大学 知能機械システム工学科

1020165 山本 奈美

指導教員 松井 敏 教授

目次

1. 緒言	1
2. 実験方法と実験装置	3
3. 実験結果と考察	8
3.1 正常に歩行した場合	8
3.2 訓練者が歩行器に追従できなくなる場合	10
3.3 膝から突然崩れ落ちる場合	12
4. 結言	14
参考文献	15

1. 緒言

現在、日本は世界一の長寿国となったが、その反面他の先進諸国に類を見ない早さで少子高齢化が進んでいる。1998年時点では、国民全体の1/6を65歳以上の高齢者が占めており、今後この勢いは衰えることはなく、2050年には実に3人に1人が高齢者になると見込まれている。また、合計特殊出生率（1人の女性が一生の間に生む子供の数の平均）は1.38と、人口維持に必要な水準である2.08を大きく下回り、更なる少子化も見込まれている。この様に、我が国では高齢化だけでなく少子化も絡み、異常な早さで人口構造が変化し、少子高齢化社会を迎えようとしている。²⁾

このような急速な高齢化により疾病、加齢などの何らかの原因から歩行機能に障害をもつ患者や障害者が増加している。しかし、医療介護側の従事者（医師、看護婦、理学療法士、作業療法士など）の数は十分確保されていないのが現状であり、1人の患者に費やされる治療・療法の時間は減少の一途をたどるものと推察されている。さらに、医療従事者に対する患者の割合も増加し、介助者側には肉体的、精神的に負担が増え、結果として、患者に対する介護医療の質の低下は避けられない。また、歩行困難の結末は寝たきりを誘発し下肢廃用性疾患を招くため、その人の生活の質（Quality of Life 以下、QOL）も低下してしまう。よって、今後は患者自らがある程度自立して安全に歩行練習（Gait Exercise 以下、Gait Ex）を行う必要が出てくる。

患者が安全に自立して歩行練習を行う際、もっとも危惧すべき点は転倒である。健常者と異なり、ベッドの上でほとんどを生活する患者は筋力が著しく低下している。また、平行機能障害を強く持つ患者も転倒しやすい。実際、パーキンソン病では平行機能に障害を呈する。パーキンソン病患者の重症度合いを示すHoehnとYahrの重症度分類のステージ2で41%、ステージ3で64%が転倒を経験しているとの報告もある。²⁾

このように、介助者が付き添う場合でもGait Exを行う際、転倒事故は完全に回避できるものではない。その結果、患者によっては、転倒の恐怖から二度とGait Exを行わないケースも報告されている。この場合、前述した寝たきり状態を誘発し、患者のQOLを低下させる原因となる。この様に、Gait Exが必要な患者にとってGait Ex中の転倒は恐怖心を植え付けてしまう深刻な問題といえる。

本研究では、患者が自立して安全にGait Exを行うための歩行器開発の一環として、転倒防止策の基礎データを収集した。転倒の形体は、おおむね2種類に分類される。ケース

1 は歩行器と患者の体幹の距離が離れ転倒に至るケースであり，ケース 2 は，患者の筋力が著しく低下しているため Gait Ex 中に突然膝から崩れ落ちてしまうケースである．これらの転倒ケースについて，歩行器と訓練者の相対位置をワイヤスケールにより検出した．

2. 実験方法と実験装置

転倒を防止するために、転倒の前兆となる現象を調査した。本研究では、病院にある医療用の歩行器にワイヤスケールを取り付け、歩行器と訓練者の腰部との間隔を測定した。ワイヤエンコーダによる測定の利点は腰部の位置が前後、左右、上下のいずれの方向に移動しても、つねに歩行器と腰部の同じ位置との間隔を測定できることである。図1～図4に実験装置の構成を、表1～表4に仕様を示す。実験装置には2組のワイヤエンコーダを取り付けてあり、訓練者に対して左右二カ所に配置する構成と、上下二カ所に配置する構成の両方が可能な構造にしている。今回は、上下二カ所に配置する構成とし歩行者と訓練者との間隔を、前後方向と上下方向に分解して測定することを検討した。

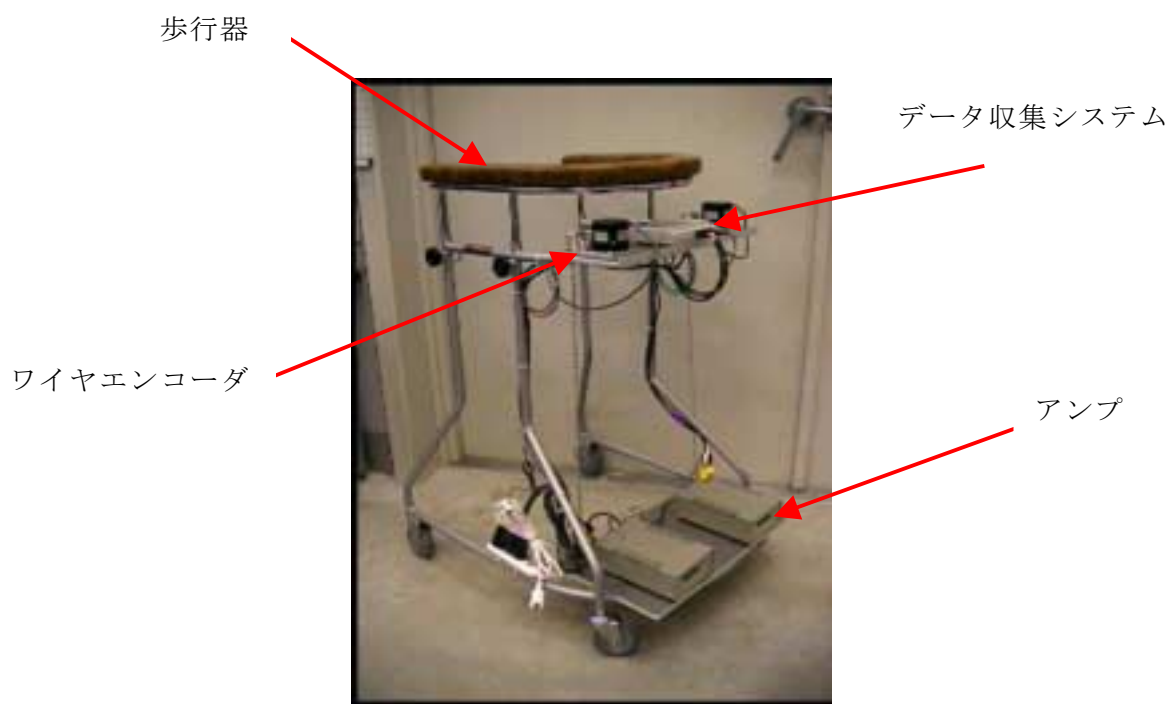


図1 実験用歩行器



図2 ワイヤエンコーダ



図3 アンプ部



図4 データ収集システム

表1 歩行器の仕様

型式	YA-120A
全高	960～1200mm
全幅	680mm
全長	830mm
メーカー	松永製作所

表2 ワイヤエンコーダの仕様

型式	WE-1011
許容ストローク	最大1m
許容ストローク速度	引き出し時：1m/s以内 巻き戻し時：0.5m/s以内
引き出し張力	最大5N
測定精度	1m間にて±0.5mm以内
メーカー	小野測器

表3 ワイヤスケールの仕様

型式	WD-6120
速度表示範囲	0～±1000mm/s
位置表示範囲	0～±9999.9mm
アナログ出力	速度：0～10V(0～±1000mm/s) 距離：0～10V(0～±1999mm)
メーカー	小野測器

表4 データ収集システムの仕様

型式	NR-2000
チャンネル数	アナログ差動入力：8ch
A/D変換分解能	14bit
最大サンプリング周波数	400kHz
メーカー	キーエンス

上下方向と前後方向への変化量の分離は、次のようにして行った。図5に、歩行器と訓練者の位置関係を示すが、訓練開始時に点 P_1 にあった訓練者の位置が訓練開始後に点 P_2 に移動したものとすると、式(1)～式(4)の関係が成り立つ。

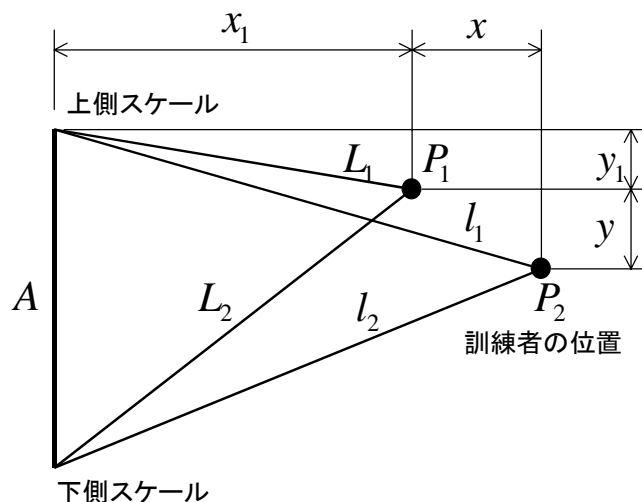


図5 歩行器と訓練者の位置関係

$$\left\{ \begin{array}{l} L_1^2 = x_1^2 + y_1^2 \quad \dots\dots\dots (1) \\ L_2^2 = x_1^2 + (A - y_1)^2 \quad \dots\dots\dots (2) \\ l_1^2 = (x_1 + x)^2 + (y_1 + y) \quad \dots\dots\dots (3) \\ l_2^2 = (x_1 + x)^2 + (A - y_1 - y) \quad \dots\dots\dots (4) \end{array} \right.$$

ここで、 A : 上側スケールの間隔

L_1 : 点 P_1 における上側スケールの値

L_2 : 点 P_1 における下側スケールの値

l_1 : 点 P_2 における上側スケールの値

l_2 : 点 P_2 における下側スケールの値

x_1 : L_1 の進行方向成分

y_1 : L_1 の上下方向成分

x : 前後方向の間隔変化量

y : 上下方向の間隔変化量

式(1)～式(4)を解くと、

$$x_1 = \sqrt{L_1^2 - \left(\frac{A^2 - L_2^2 + L_1^2}{2A}\right)^2} \quad \dots\dots\dots (5)$$

$$y_1 = \frac{A^2 - L_2^2 + L_1^2}{2A} \quad \dots\dots\dots (6)$$

$$x_1 = \sqrt{L_1^2 - \left(\frac{A^2 - L_2^2 + L_1^2}{2A}\right)^2} \quad \dots\dots\dots (7)$$

$$y = \frac{A^2 - 2Ay - l_2^2 + l_1^2}{2A} \quad \dots\dots\dots (8)$$

となり、前後方向の変化量 x と上下方向の変化量 y に分解することができる。

ワイヤスケールの出力をパソコンに取り込み、表計算ソフトで式(7)および式(8)を用いて、上下方向と前後方向の変化量を計算した。なお、実験では、ワイヤスケールの先端にチェーンを接続して訓練者に取り付けたので、その初期長さをワイヤスケールの読み値に加えた値を L_1 , L_2 , l_1 , l_2 として計算した。

上記の実験装置を使用して、正常に歩行した場合と歩行器に対して訓練者が追従できなくなった場合（転倒パターン1）について、また足が体を支えきれなくなってほぼ真下に崩れ落ちた場合（転倒パターン2）についての基礎データを収集した。

3. 実験結果と考察

3. 1 正常に歩行した場合



図6 正常歩行時の状態

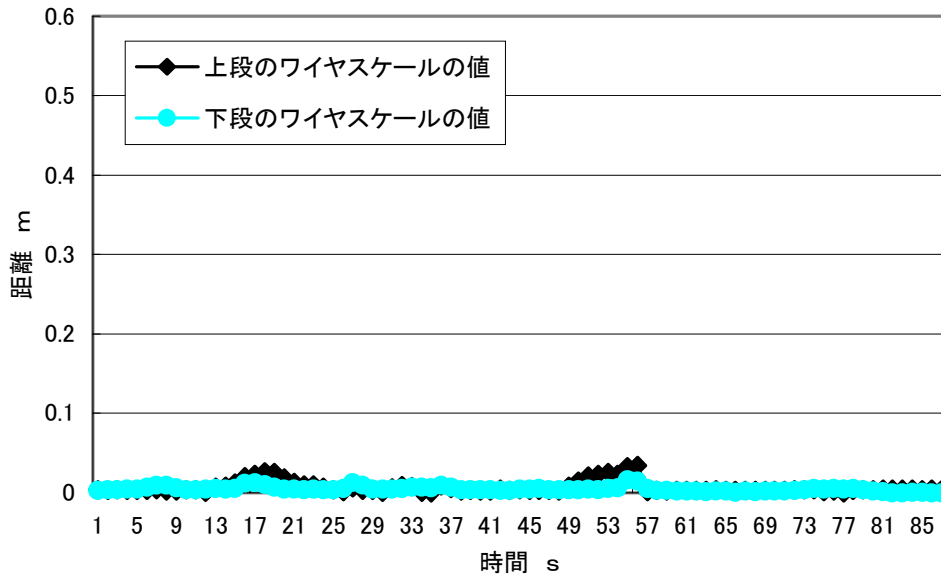
転当時の状態と比較するために健常者が正常歩行しているときのデータを測定した。

図6は正常歩行時の写真である。

図7は正常歩行時の歩行器と訓練者の間隔の時間的変化を、ワイヤスケールの値と前後方向と上下方向の変化量それぞれについて示している。前後方向と上下方向の変化量とは、ワイヤスケールの値を前後、上下それぞれに分解したものである。

図7をみて分かることは、訓練者が歩行器についていけると正常歩行時は歩行器と訓練者の距離はほとんどかわらず、グラフにも変化はあまりみられない。

(A) ワイヤスケールの値



(B) 前後方向と上下方向の変化量

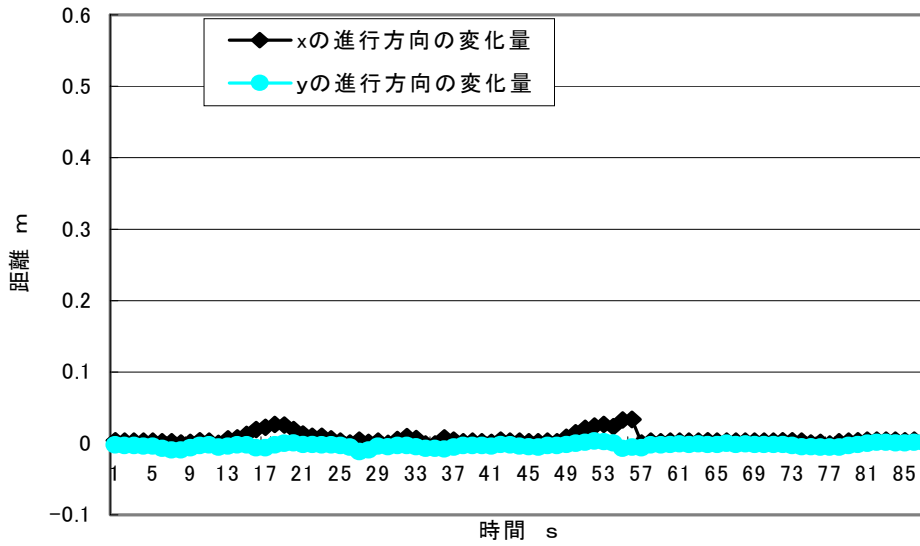


図7 歩行器と訓練者の間隔の時間的変化 (正常歩行時)

3. 2 訓練者が歩行器に追従できなくなる場合（転倒パターン1）



図 8 転倒パターン 1 の状態

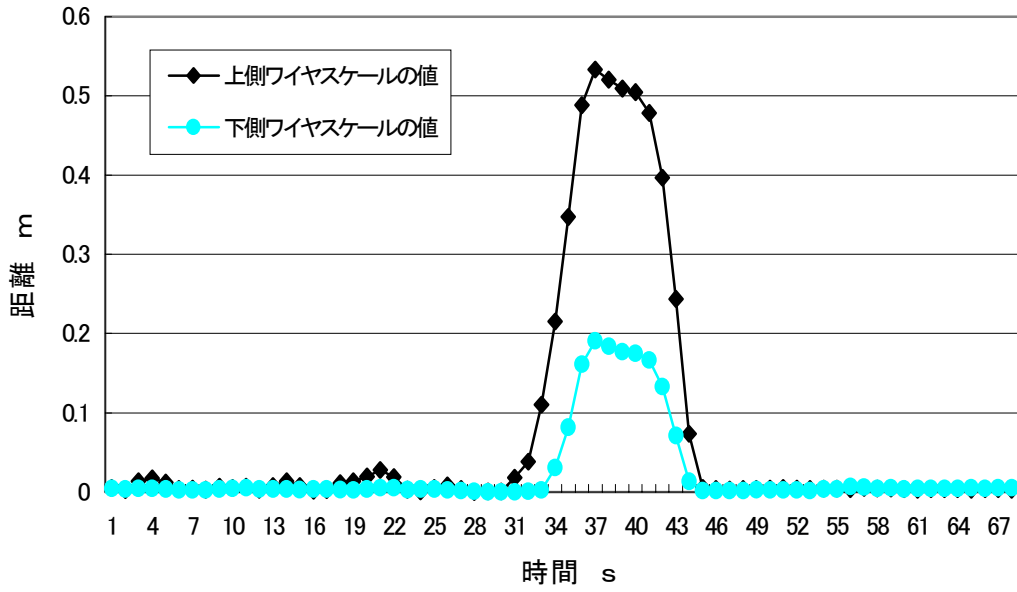
上半身は歩行器についていけているが、下半身が遅れて取り残されている。この状態はほとんど自分の腕だけで体を支えている。

図 8 は、転倒パターン 1 の状態を表した写真である。

図 9 に、転倒パターン 1 の状態での、歩行器と訓練者の間隔の時間的変化を、ワイヤスケールの値と前後方向と上下方向の変化量それぞれについて示している。

図 9 では、上下のワイヤスケールの値とも転倒直前には急激な変化がみられる。このことから、歩行器と訓練者の腰部との間隔の変化を測定すれば、歩行器に対して訓練者が追従できなくなって転倒する現象を認識できるものと考えられる。

(A) ワイヤスケールの値



(B) 前後方向と上下方向の変化量

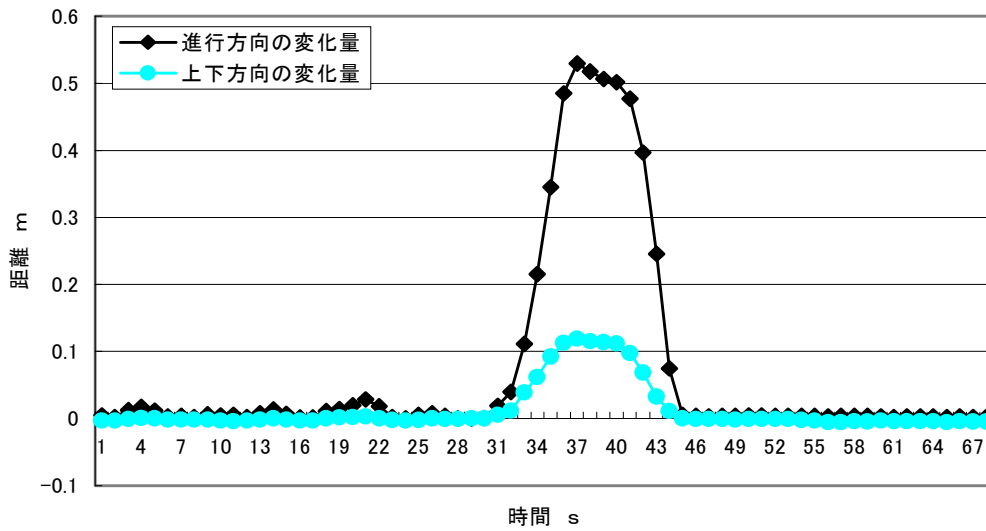


図 9 歩行器と訓練者の間隔の時間的変化 (転倒パターン 1)

3. 3 突然膝から崩れ落ちる場合(転倒パターン2)



図 10 転倒パターン 2 の状態

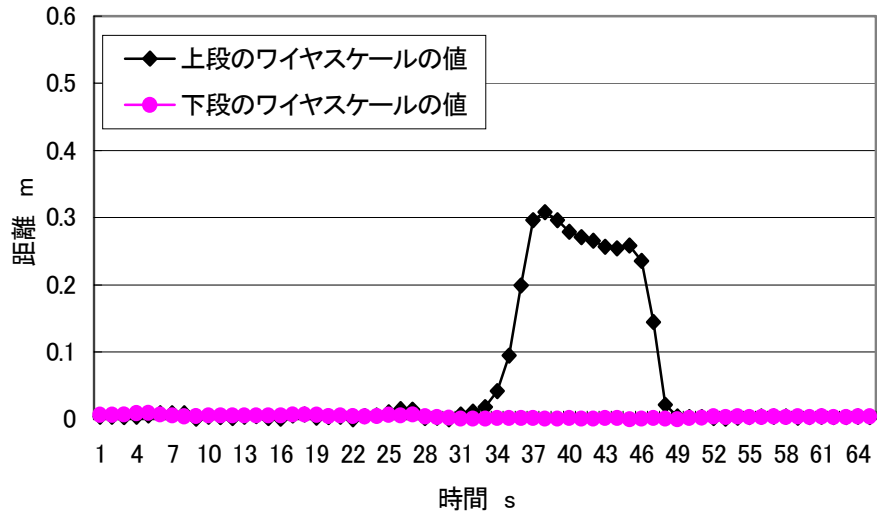
この状態になる時には、前述した転倒パターン 1 から崩れる場合と、正常歩行の状態から突然崩れ落ちる場合がある。歩行障害を持った場合筋肉はどんどん衰えていき筋力は低下していくため、自分の体を支えきれなくなった時突然崩れ落ちることがある。

図 10 は、転倒パターン 2 の状態の写真である。

図 11 は、転倒パターン 2 での歩行器と訓練者の間隔の時間的変化を、ワイヤスケールの値と前後方向と上下方向の変化量それぞれについて示している。

また、図 11 では下段の距離は伸びず上段だけが大きく変化していることから、グラフから転倒パターンが識別することができる。

(A) ワイヤスケールの値



(B) 前後方向と上下方向の変化量

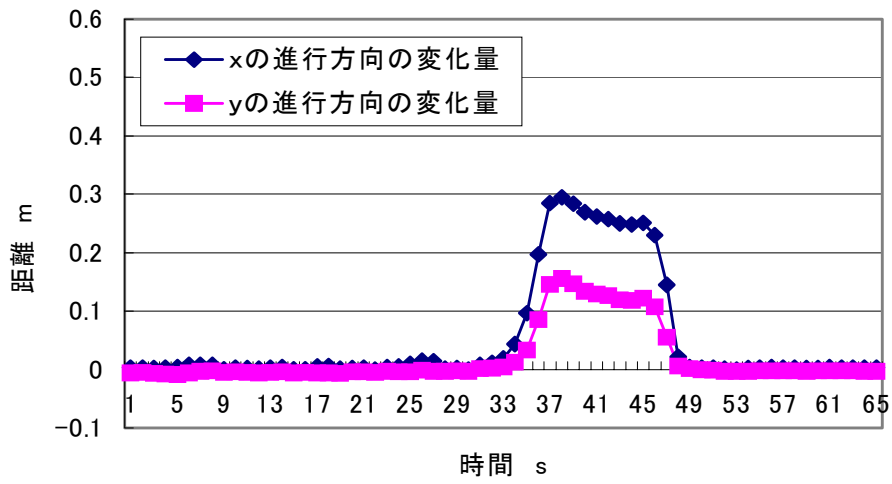


図 11 歩行器と訓練者の間隔の時間的变化 (転倒パターン 2)

4. 結言

ワイヤスケールを用いて，歩行器と訓練者の距離を測定した結果，次の点が明らかになった．

- (1) ワイヤスケールにより歩行器と訓練者の距離を計測できる．
- (2) ワイヤスケールを上下二箇所配置して測定することにより，前後方向の間隔の変化量と前後方向の間隔の変化量に分割して測定できる．

参考文献

- 1) 平成 12 年度版厚生白書 (<http://www.whlw.go.jp/wp/wp00-4/chapt-a1.htm/>)
- 2) 小川 紀雄：脳老化と病気 講談社，(1999)