

片麻痺患者の骨盤動作アシストを行う歩行訓練ロボットの開発

～骨盤運動の振幅変動における理学療法士のハンドリングの変化の計測～

Development of pelvic assisting robot for hemiplegic patients

○ 小峯悠司 (早稲田大学) 渡邊峰生 (早稲田大学) 井上淳 (早稲田大学)
 中島康貴 (早稲田大学) 川村和也 (千葉大学) 貴嶋芳文 (藤元早鈴病院)
 豊永勇樹 (藤元早鈴病院) 手島健夫 (藤元早鈴病院) 東祐二 (藤元早鈴病院)
 湯地忠彦 (藤元早鈴病院) 藤元登四朗 (藤元早鈴病院) 藤江正克 (早稲田大学)

Yuji KOMINE, Waseda University
 Takao WATANABE, Waseda University
 Jun INOUE, Waseda University
 Yasutaka NAKASHIMA, Waseda University
 Kazuya KAWAMURA, Chiba University
 Yoshihumi KIJIMA, Fujimoto Hayasuzu Hospital
 Yuki TOYONAGA, Fujimoto Hayasuzu Hospital
 Takeo TEJIMA, Fujimoto Hayasuzu Hospital
 Yuji HIGASHI, Fujimoto Hayasuzu Hospital
 Tadahiko YUJI, Fujimoto Hayasuzu Hospital
 Toshiro FUJIMOTO, Fujimoto Hayasuzu Hospital
 Masakatsu G FUJIE, Waseda University

Abstract: Gait training is usually done by physical therapist who evaluate the abnormalities in the patient's gait and employ such treatments as controlling patient pelvis to improve repeatability and symmetry of gait pattern. Related works that automate gait training impose constraints on hemiplegic patient's naturalistic gait because they cannot correspond to the individual features of hemiplegic patient. However, in our laboratory, Gait training robot is developed that can corresponds to the individual features of hemiplegic patient. But it does not take gait fluctuation into consideration. To solve this problem, we quantified the change of gait assist by physical therapist in gait fluctuation. The final goal is to control the gait training robot making it correspond to gait fluctuation. This paper describes experiment results of gait assist measurements that was done by physical therapist for simulated hemiplegic patient and reveals characteristic change of gait assist by physical therapy in gait fluctuation.

Key Words: Gait Training, Hemiplegia, Physical Therapy

1. 諸言

脳卒中により片麻痺となった患者は、理学療法士(以下、PT)によるリハビリテーションを行い歩行の再獲得を目指す。PTによる歩行リハビリテーションの手法として、骨盤のハンドリングが挙げられる。ハンドリングとはPTの手で片麻痺患者の骨盤を保持し、左右非対称な歩行動作を正常な歩行動作へ誘導することである⁽¹⁾。PTはハンドリング時に片麻痺患者の症状に応じた骨盤動作アシストを行なうため、個々の片麻痺患者に適した歩行訓練が可能である。しかし、ハンドリングはPTの負担が大きく、長時間同じ動作を繰り返すような量的な訓練を行うことが困難である。このような現状に対し、近年、歩行訓練を行う様々なロボットが開発されており⁽²⁾⁽³⁾、健常者の歩行動作の生成だけでなく、片麻痺患者の左右非対称な動作に対応可能な制御方法の構築が求められている。我々は、PTのハンドリングを規範とし、個々の片麻痺患者の症状に適したアシストを行う制御方法の構築に向けた研究を行ってきた⁽⁴⁾⁽⁵⁾。本研究では、片麻痺歩行は常に一様な動きを示すのではなく、骨盤動作の振幅に変化(以降、振幅変動)が生じるというPTの意見に基づき、その変化を考慮した歩行訓練ロボットの制

御モデル構築を目的としている。本稿では、振幅変動が生じるケースにおいてPTのハンドリング動作の変化を検証するため、骨盤動作軌跡ならびにハンドリング時に生じる力に着目した特徴の変化を計測し、それを報告する。

2. 実験装置

本実験では、模擬片麻痺患者の骨盤動作と、PTが模擬片麻痺患者の骨盤に負荷する力(以降、ハンドリング力)を、光学式三次元位置計測装置(VICON[®]612)、ハンドリング力測定デバイスを用いて、同時に計測した。以降、それぞれの装置について述べる。

模擬片麻痺患者の骨盤動作を計測するために、本実験では VICON612[®]を使用した。本実験での模擬片麻痺患者のマーカ添付位置は臨床歩行分析研究会が推奨する 10 点に腹部を加えた計 11 点をマーカの添付位置とした(Fig. 1)。腹部位置のマーカは、模擬片麻痺患者の骨盤運動を取得するため、人体の重心位置である仙骨部に相当する点としてマーカ添付位置に追加した。ただし、マーカ④と⑨は PT がハンドリングする際に手が触れる点となるため、腹部に沿ってそれぞれ中心側に 5cm ずらした点にマーカを添付した。

ハンドリング力を計測するために、PT がハンドリングを行う際に違和感がないこと、パーツ同士が接触しないことという観点から、ハンドリング力測定デバイスを試作し、これを用いた(Fig. 2)。ハンドリング力測定デバイスは、PT が模擬片麻痺患者の骨盤に軽く押し付け固定した上で、その上から力を加えることでハンドリング力を測定できる。ハンドリング力測定デバイスに内蔵する力センサとして、三軸力覚センサ(USL-H5-200N, USL-H5-500N, 厚さ 5mm, 株式会社テック技販製)を用いた。このセンサは、垂直力とせん断力の測定が可能であり、先行研究⁽⁵⁾にて測定した PT が模擬片麻痺患者の骨盤に負荷する力(最大値: 約 40N)を計測可能な定格を有するものとして選定した。本実験では、サンプリング周波数は 1Hz にて実験を行った。



Fig. 1 The position of marker

Fig. 2 Device measuring force in physical therapy

3. 研究方法

3-1 実験方法

PT がハンドリングしながら歩行した際(以降, ハンドリング歩行)において, (1)振幅変動なし(以降, 崩れなし, Fig. 3(a)), (2)健足接地時に振幅変動を起こす歩行(以降, 健側崩れ, Fig. 3(b)), (3)麻痺足接地時に振幅変動を起こす歩行(以降, 麻痺側崩れ, Fig. 3(c))の 3 条件で計測を行った。

Fig. 3(b)は, Fig. 3(a-Normal side)と比べ, 骨盤がより健側に位置している。このように崩れなし歩行と比較して, 骨盤の左右位置が健側に大きくずれることがある歩行を健側崩れとする。一方, Fig. 3(c)は, Fig. 3(a-Hemiplegic side)と比べ, 骨盤がより麻痺側に位置している。このように崩れなし歩行と比較して骨盤の左右位置が麻痺側に大きくずれることがある歩行を麻痺側崩れとする。

PT が積極的に骨盤動作の誘導を行う左右方向の一自由度に着目するため, 計測項目は模擬片麻痺患者の骨盤動作(Fig. 4 中 X), ハンドリング力のうち, もっとも大きな力である左右揺動方向の力(F_N , F_H)とした。この力は, 模擬片麻痺患者の健側を支える PT の手が模擬片麻痺患者の骨盤に負荷する力(Fig. 4 中 F_N)と模擬片麻痺患者の麻痺側を支える PT の手が模擬片麻痺患者の骨盤に負荷する力(Fig. 4 中 F_H)の 2 つで構成される。

3-1-1 被験者

3 名の被験者(PT #1~#3)のデータを Table 1 示す。

Table 1 Physical property and experience of each subject

Subject No.	Sex	Height [cm]	Weight [kg]	Experience [Year]
#1	Male	172	65.1	10
#2	Male	167	65.8	7
#3	Male	169	59.1	5

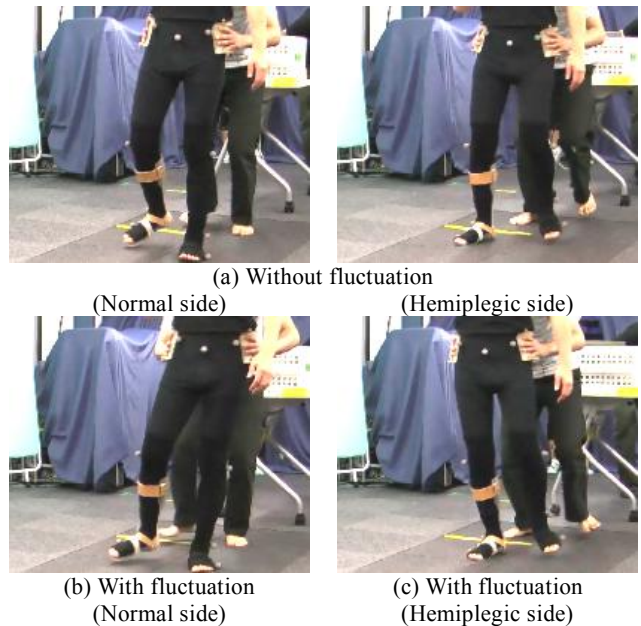


Fig. 3 Gait fluctuation

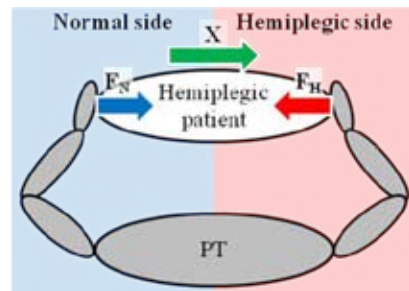


Fig. 4 Direction of X, F_N and F_H (Top of view)

3-1-2 ハンドリング歩行

(1) 機器装着

ハンドリング歩行計測では, 模擬片麻痺患者は骨盤動作計測のための VICON のマーカおよび模擬片麻痺歩行再現のための短下肢装具を付け, ハンドリング力測定デバイスを PT が装着する。

(2) ハンドリング歩行計測

臨床の現場では, 振幅変動が起きるかどうかが, また, 健側, 麻痺側のどちらの崩れが起きるかどうかも未知の状態で行う。そのことから, より臨床に近い条件でハンドリングを行うため, 崩れなし・健側崩れ・麻痺側崩れを 2 回ずつランダムな順番に模擬片麻痺患者にのみ指示し, その模擬片麻痺患者に対して PT がハンドリングを行った。その際の模擬片麻痺患者の骨盤動作, ハンドリング力を計測した。最初の 2 歩行周期を助走区間とし, 残りの 5 歩行周期を解析に用いるため, 7 歩行周期を計測した。振幅変動を起こす場合, 4 歩行周期目に起こしてもらおうよう, 指示した。

本実験は, 早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理委員会にて承認された(承認番号: 2012-060)。被験者に対してインフォームドコンセントを得た上で実験を行った。

3-2 解析方法

3-1 で測定した項目の解析方法を述べる。振幅変動は転

倒につながるため、PT が振幅変動を予知した際、転倒を防ぐために、模擬片麻痺患者の骨盤を固定すると考えられる。また、振幅変動が起きた際は、転倒を防ぐために、骨盤の運動を減速させると考えられる。このことから、本論文では、振幅変動が起きた際に、骨盤を固定する力(以降、内力)と骨盤の運動を減速させる力(以降、外力)に変化が現れると仮定し、内力と外力に着目して解析を行った。また、歩行訓練ロボットの制御モデル構築において、粘性・弾性の両方、もしくはどちらか一方を利用するかを検討するために、位相差とピークの高さを算出した。

3-2-1 内力と外力の算出

PT は、患者の骨盤に手を添えるようにしてハンドリングを行うため、押し付け方向の力のみ負荷される。そのことから、一方の手が内力と外力を負荷し、他方の手が内力を負荷すると考えられるため、式(1)、(2)(ただし、 F_{int} : 内力、 F_{ext} : 外力、 F_N : 健側の手が負荷する力、 F_H : 麻痺側の手が負荷する力)より、内力・外力を算出した。

$$F_{int} = \text{Min}(F_N, F_H) \quad (1)$$

$$F_{ext} = F_N - F_H \quad (2)$$

3-2-2 Sin 波近似による位相差の算出

骨盤動作と内力、外力の位相差を考察するため、Sin 波(式(3)、 A : 振幅、 ω : 角周波数、 θ_0 : 位相、 X_0 : 定数)として、骨盤の左右位置、内力、外力を最小二乗法により近似する。

$$X = A \sin(\omega t + \theta_0) + X_0 \quad (3)$$

ただし、1 つの試行においては、同一の周波数を用いて近似する。骨盤動作の位相から、内力、外力の位相を引くことで位相差を求める。

4. 結果

計測した模擬片麻痺患者の骨盤運動とハンドリングの結果を示す。なお、本実験では、光学式三次元位置計測装置・三軸力覚センサを用いて計測を行ったが、一部計測では、センサ間の同期の問題等が生じた(Table 2)ため、全歩行条件のデータがそろっている模擬片麻痺患者#1 の結果を解析・考察する。

Fig. 5~Fig. 7(横軸: 時間[s], 縦軸(左): 骨盤の左右位置[mm], 縦軸(右): 内力・外力の大きさ[N])に、模擬片麻痺患者#1 の各歩行条件においてPT #2 がハンドリングを行った際の、模擬片麻痺患者の骨盤動作(緑), PT が負荷する内力(黄)・外力(紫)を示す。図中で実線はノイズ除去後の計測結果、破線は 3-2-3 で示した方法により Sin 波近似した結果を示し、模擬片麻痺患者が振幅変動を起こした部分を赤枠で示す。また、各歩行条件における、位相差を Table 3 に、内力・外力の絶対値の最大値(以降、ピーク)を Table 4 に示す。ただし、複数の試行にてデータを取得できた歩行条件に関しては、その平均値を示す。

Table 2 Valid measured data

Hemiplegic subject No.	PT No.	Gait fluctuation		
		No	Normal side	Hemiplegic side
#1	#2	OK	OK	OK
	#3	OK	OK	OK
#2	#1	NG	NG	OK
	#3	NG	OK	OK
#3	#1	OK	NG	NG
	#2	NG	OK	OK

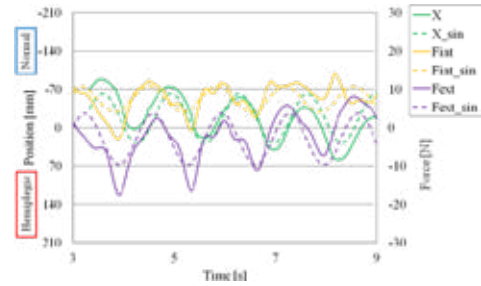


Fig. 5 Pelvis position and force (internal and external) on pelvis (Gait fluctuation: No)

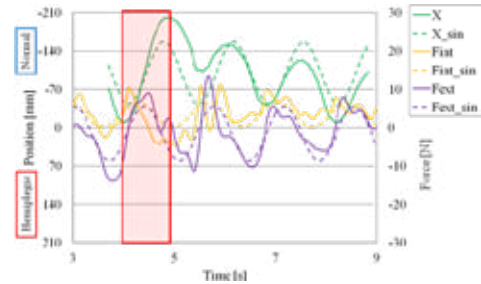


Fig. 6 Pelvis position and force (internal and external) on pelvis (Gait fluctuation: Normal side)

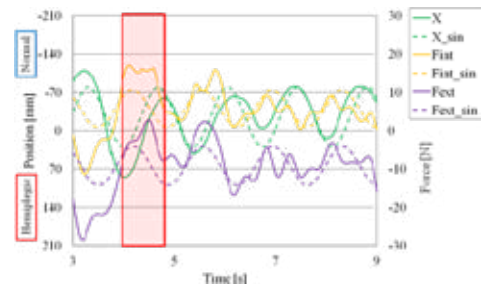


Fig. 7 Pelvis position and force (internal and external) on pelvis (Gait fluctuation: Hemiplegic side)

Table 3 The phase differences of internal and external force

PT No.	Phase difference [deg]	Gait fluctuation		
		No	Normal side	Hemiplegic side
#2	int	62.9	47.6	48.1
	ext	85.9	80.4	51.8
#3	int	118	119	102
	ext	88.6	129	137

Table 4 Peaks of internal and external force in absolute value

PT No.	Force [N]	Gait fluctuation		
		No	Normal side	Hemiplegic side
#2	int	14.2	11.0	17.0
	ext	17.6	14.0	28.6
#3	int	8.31	14.7	16.1
	ext	17.2	24.5	28.6

5. 考察

本章では、Sin 波近似の妥当性について考察した後、骨盤動作との位相差およびピークの高さという観点から、振幅変動による内力、外力の変化の有無について考察を行う。さらに、観察された例外について考察する。

5-1 Sin 波近似の妥当性

本論文では、骨盤動作と内力、外力の位相差を考察するために Sin 波近似を行った。そのため、ノイズ除去後の計測結果と Sin 波近似を行った結果のピークが出る時間が逸脱していなければ、Sin 波近似は妥当であると言える。Fig. 5~Fig. 7 に示される Sin 波近似の結果を見ると、ピークの出る時間が逸脱している箇所はないため、3-2-2 で行った Sin 波近似は妥当であると言える。

5-2 振幅変動による内力の変化の有無

まず、骨盤動作と内力の位相差について考察する。Table 3 に示すように、PT #2 の場合の位相差は、振幅変動がない場合(62.9deg)とある場合(47.6deg, 48.1deg)の差は、15deg 程度と言える。一方、PT #3 の位相差は、振幅変動がない場合(118.3deg)とある場合(118.5deg, 102.3deg)で、差はほぼない、もしくは 15deg 程度と言える。また、PT #2 と PT #3 を比較すると 60deg 程度の差がある。つまり、内力の位相差は、振幅変動の有無の差に比べ、PT 間の差のほうが大きいと言える。このことから、内力の位相差は PT 固有のものであり、振幅変動による変化はないと考えられる。

続いて、内力のピークの大きさについて考察する。Table 4 に示すように、PT #2 の場合のピークは、振幅変動がない場合(14.2N)は、健側崩れが起きた場合(11.0N)と麻痺側崩れが起きた場合(17.0N)の間であり、振幅変動がある場合とならない場合で差があるとは言えない。一方、PT #3 の振幅変動がない場合(8.3N)とある場合(14.7N, 16.1N)を比較すると、ない場合に比べある場合は 6N 以上大きいことがわかる。つまり、PT #2 は振幅変動の有無に関わらず、骨盤を軽度固定していたと言え、PT #3 は、振幅変動が生じた場合のみ、骨盤を固定していたと言える。このことから、内力のピークは振幅変動により、特定の変化を示さず、その変化は PT 固有のものとなると考えられる。

以上のことから、振幅変動において内力は特定の変化を示さず、その特徴は PT 固有のものであると考えられる。

5-3 振幅変動による外力の変化の有無

まず、骨盤動作と外力の位相差について考察する。Table 3 に示すように、PT #2, PT #3 ともに振幅変動がない場合(85.9deg, 88.6deg)は、位相差は 90deg 程度である。一方、振幅変動がある場合(51.8deg, 129.2deg, 137.0deg)は、振幅変動がない時と比較すると、40deg 程度の差がある(ただし、PT #2 の健側崩れ(80.4deg)を除く)。また、PT #2 は振幅変動がある場合、位相差が 40deg 程度小さくなり、内力の位相差に近づく。一方、PT #3 は振幅変動がある場合、位相差が 40deg 程度大きくなり、こちらも内力の位相差に近づく。このことから、外力の位相差は、PT #2 の健側崩れを除き、振幅変動による変化があると考えられる。また、振幅変動がある場合、内力の位相差に近づくと言える。

続いて、内力のピークの大きさについて考察する。Table 4 に示す 6 つの歩行条件における外力のピークを比較すると、PT #2 の健側崩れを除き、振幅変動がない場合(17.6N, 17.2N)と比べて、振幅変動がある場合(28.6N, 24.5N, 28.6N)は 10N 近く大きいことがわかる。つまり、外力のピークは振幅変動により、10N 近く大きくなると考えられる。これは、振幅変動が起きた際、転倒につながることを防ぐため、骨盤動作を減速させる力を負荷したためだと考えられる。

以上のことから、振幅変動において外力は特定の変化を示したと言える。振幅変動がない場合 90deg 程度である骨盤動作との位相差は、振幅変動が起きると 40deg 程度内力

の位相差に近づく。また、ピークは 10N 程度大きくなる。

5-4 PT #2 の健側崩れにおけるハンドリング

位相差、ピークの大きさの観点から考察した際に、PT #2 の健側崩れにおけるハンドリングは、どちらの観点からも例外となった。この試行について考察する。PT はハンドリング中に患者が振幅変動を起こした場合でも、患者が自力で転倒を防止できる時は、患者に任せる。このことから、PT #2 の健側崩れにおけるハンドリングは、模擬片麻痺患者が自力で転倒を防止できると PT #2 が判断し、実際に、模擬片麻痺患者が転倒を防止した結果と考えられる。

6. 結論と展望

本研究では、振幅変動に応じた骨盤動作アシストの実現のために振幅変動における PT によるハンドリングの変化の解析を行った。その結果、片麻痺歩行中に振幅変動が起きた場合、内力は特定の変化を示さないこと、外力は、骨盤動作との位相差が 90deg 程度から内力の位相差に近づくこと、ピークが 10N 近く大きくなることがわかった。このことから、振幅変動において PT によるハンドリングの特徴が変化していると言える。今後は、振幅変動に対応したインピーダンスモデルを構築し、PT のハンドリングを規範とした制御を歩行訓練ロボットに組み入れることで、患者の症状に応じた骨盤動作アシストの有効性を評価する。その際、片麻痺患者が自力で転倒を防止できると PT が判断し、崩れなしのハンドリングと同様のハンドリングを行う例を再現するために、PT が判断する条件の解析も行う。

謝辞

本研究の一部は、科研費(23700671, 23240088)、文部科学省グローバル COE プログラム「グローバルロボットアカデミア」の支援を受けて行われた。また、本研究の遂行にあたり、藤元早鈴病院の理学療法士、作業療法士の皆様から多大なご助言・ご協力をいただきました。ここに厚く感謝申し上げます。

参考文献

- (1) 中村隆一, 対馬均, 星文彦, 小林武, 理学療法テクニック 発達のアプローチ, 医師薬出版株式会社, pp176-177, 2004
- (2) Edwin H. F. van Asseldonk, Selective and adaptive robotic support of foot clearance for training stroke survivors with stiff knee gait, 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 602-607
- (3) Rieneer R, Lunenburg L, Jezernik S, Anderschitz M, Colombo G, Dietz V, Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 2005, pp. 380-394
- (4) 東野達也, 渡邊峰生, 藤江正克, 歩行に同調した骨盤動作アシストのための制御アルゴリズムの構築, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会2010講演論文集, pp. 532-535
- (5) 東野 達也, 渡邊 峰生, 川村 和也, 井上 淳, 中島 康貴, 貴嶋 芳文, 東 祐二, 湯地 忠彦, 藤本 登四郎, 藤江 正克, "片麻痺患者の骨盤動作アシストを行う歩行訓練ロボットの開発 ~理学療法士が行うハンドリング動作の計測~, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2011, CD 190, 2011