

O3-6

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～

Development of pelvic assist robot for gait training after hemiplegia

～Measurement of work performed by physical therapist～

○ 東野達也 (早稲田大学) 渡邊峰生 (早稲田大学) 川村和也 (早稲田大学)

井上淳 (早稲田大学) 中島康貴 (早稲田大学)

貴嶋芳文 (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)

藤元登四郎 (藤元早鈴病院) 藤江正克 (早稲田大学)

Tatsuya TONO, Waseda University
Takao WATANABE, Waseda University
Kazuya KAWAMURA, Waseda University
Jun INOUE, Waseda University
Yasutaka NAKASHIMA, Waseda University
Yosifumi KIJIMA, 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 work that automate gait training impose constraints on hemiplegic patient's naturalistic gait because they can not correspond to the individual features of hemiplegic patient. To solve this problem, we quantified the manual gait assist provided by physical therapy. The final goal is to translate physical therapist's skill into gait training robot algorithm and provide pelvic assist for patient with hemiplegia. This paper describes experiments result of gait training measurement that was done by physical therapist for patient with hemiplegia, and reveals characteristics of manual assisted technique.

Key Words: Gait training, hemiplegia, physical therapy

1. 緒言

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いる⁽²⁾⁽³⁾。しかし、従来の制御手法では健常者の歩行動作を生成することは可能だが、片麻痺患者の左右非対称な動作には対応することが出来ない。そこで、本研究ではこれまでに本研究室で開発した介助マニピュレータ⁽⁴⁾を用いて、片麻痺患者の症状に応じた骨盤動作アシストを実現する歩行訓練ロボットを開発する。研究手法として、片麻痺患者の症状に応じたアシストを行っているPTのハンドリング動作を計測し、片麻痺患者に適した骨盤動作アシスト手法を提案する。本稿では、PTが片麻痺患者に

対して行うハンドリング動作の計測実験の結果を報告する。

2. 実験目的

PTが行うハンドリング動作計測実験の目的は、1)ハンドリングによる片麻痺患者の骨盤動作の変化、2)ハンドリング時にPTが力を与えるタイミング、3)被験者間の差異を明らかにすることである。

3. 実験方法

本実験では片麻痺患者1人で5[m]歩行した際(以降、片麻痺歩行、Fig. 1)と、PTがハンドリングしながら5[m]歩

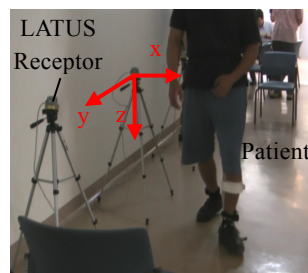


Fig. 1 Measurement of hemiplegic gait

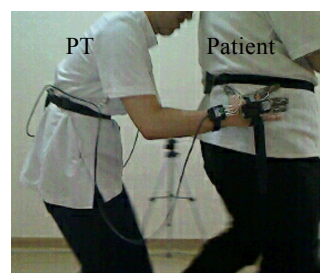


Fig. 2 Measurement of gait with PT

行した際（以降，ハンドリング歩行，Fig. 2）の2条件で歩行計測を行った．歩行速度は片麻痺患者・PTが自由に決めるものとし，歩行回数は片麻痺患者の疲労状況に応じて各条件1~3回とした．片麻痺歩行時の計測項目は，片麻痺患者骨盤動作，片麻痺患者歩行相の2つである．ハンドリング歩行ではさらに，PTの両手・骨盤動作，PTが与える力の計5項目を計測した．計測項目の選定理由は，片麻痺患者・PTの骨盤動作を計測することで，PTによる片麻痺患者の骨盤動作の誘導方法が明らかになる，また，PTの両手の動作・力を計測することで，力の加え方が明らかになると考えたためである．歩行相は各動作が行われるタイミングを知るために計測した．骨盤・手の動作は磁気式三次元位置計測装置（POLHEMUS社製，LATUS）のマーカを各部位に装着して計測した．片麻痺患者歩行相は，片麻痺患者の左右足関節に取り付けた9軸ワイヤレスモーションセンサ（ZMP社製，e-nuvo IMU-Z）により計測した，進行方向加速度から推定した．また，ワイヤレス触覚システム（PPS社製，FingerTPS™）のカセンサをPTの両手指先（親指，人差し指，中指，薬指），人差し指付け根，手のひら側部に装着し，PTが片麻痺患者に与える力を計測した．カセンサの装着部位は事前にPTが力を与える部位を調査し，決定した．各機器の装着箇所をFig. 3に示す．また，被験者である片麻痺患者5名の年齢，性別，身長，体重，麻痺患側，Br. StageをTable 1に示す．

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，および藤元早鈴病院倫理委員会にて承認された．また，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．

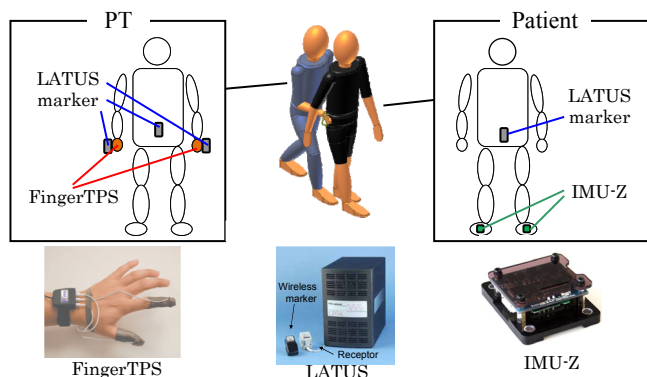


Fig. 3 Fix point of measurement device

Table 1 Physical property of each subject

No.	Age	Sex	Height [cm]	Weight [kg]	Affected side	Br. stage
#1	63	Male	162	62	Left	V
#2	40	Male	170	75	Left	V
#3	42	Female	152	46	Left	IV
#4	87	Female	140	43	Right	VI
#5	37	Male	171	83	Left	IV

4. 実験結果・考察

開発するロボットで片麻痺患者に適した骨盤動作アシストを行うためには，ハンドリング時の力の加え方，ハンドリングによる片麻痺患者の骨盤動作の変化を明らかにする必要がある．そこで実験結果から，1)ハンドリングによる骨盤動作の変化，2)力を与えるタイミング，3)被験者間の差異に関して考察を行った．4.1~4.3節において，それぞれの結果を述べる．着目する動作は，開発する歩行訓練ロ

ボットが備える自由度であり，PTが積極的に誘導する，骨盤左右移動の1自由度とする．以降の考察は最も多く計測を行えた被験者#5の結果を中心に進める．

4-1 ハンドリングによる骨盤動作の変化

片麻痺歩行時と，ハンドリング歩行時の骨盤左右動作を比較することで，ハンドリングが及ぼす効果を考察する．ここでは①骨盤動作の再現性，②左右踵接地間の時間に関して考察する．

4-1-1 骨盤動作の再現性

片麻痺歩行時と，ハンドリング歩行時の2条件において骨盤動作の再現性を比較するため，試行ごとに骨盤左右動作の平均的な軌跡を算出し，その平均的な軌跡と実際に計測された軌跡とのずれを，RMS値（二乗平均平方根）で評価した．以下で詳しく説明する．

まず，計測された骨盤動作の左右方向の軌跡を1歩行周期ごとに切り出し，平均的な骨盤軌跡を算出した．Fig. 4, Fig. 5に被験者#5における片麻痺歩行，ハンドリング歩行3回目の骨盤動作実測値と平均値を示す．片麻痺歩行時の骨盤左右動作（Fig. 4）を見ると，全体的に骨盤が-x方向（右方向）へ移動していることから，健側である右足に過度に体重をかけていると考えられる．また，ハンドリング歩行時の骨盤左右動作（Fig. 5）と比較すると，片麻痺歩行時のほうが骨盤左右動作の振幅中心が移動しており，骨盤動作が安定していないといえる．

次に平均値と実際の骨盤動作との差をRMS値により表す．もし，骨盤動作の再現性が高いならば，平均値と実際の骨盤動作との差は小さいため，RMS値が小さくなるといえる．Fig. 6に被験者#5における片麻痺歩行3回，ハンドリング歩行3回の骨盤動作平均値と実測値の差をRMS値を用いて示す．Fig. 6より，ハンドリング歩行のほうが片麻痺歩行よりもRMS値が小さいことから，ハンドリング歩行のほうが骨盤左右動作に再現性があることが示された．

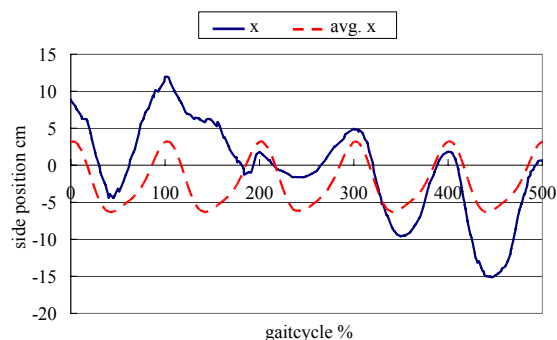


Fig. 4 Actual pelvic side position and average pelvic side position (#5_Hemiplegic gait_3)

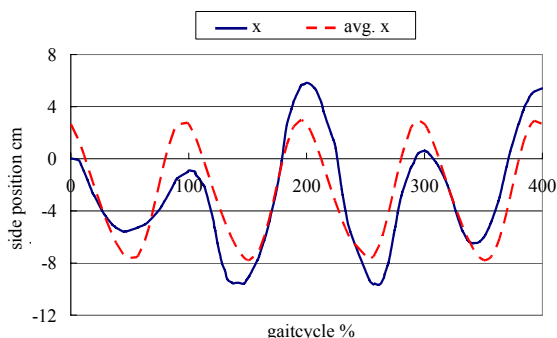


Fig. 5 Actual pelvic side position and average pelvic side position (#5_Physical therapy_3)

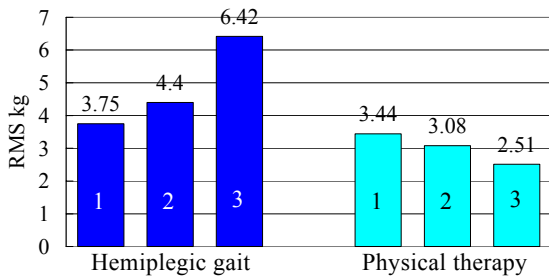


Fig. 6 RMS between actual pelvic side position and average pelvic side position

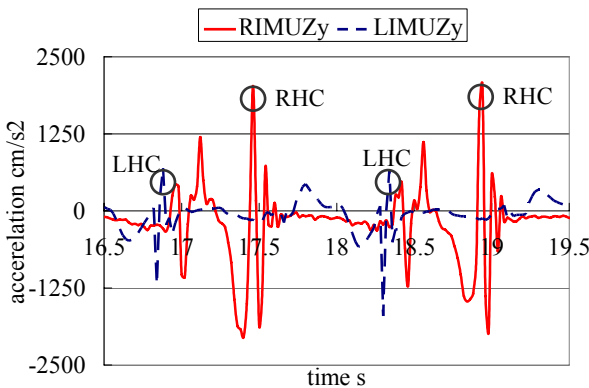


Fig. 7 Distinction of heel contact

Table 2 Time of LHC to RHC and RHC to LHC

	No.	LHC to RHC [s]	RHC to LHC [s]
Hemiplegic gait	1	0.65 ± 0.03	0.94 ± 0.03
	2	0.7 ± 0.04	0.9 ± 0.04
	3	0.72 ± 0.13	0.86 ± 0.04
	Avg.	0.69 ± 0.1	0.9 ± 0.05
Hemiplegic gait with physical therapist	1	0.64 ± 0.02	0.92 ± 0.02
	2	0.64 ± 0.03	0.94 ± 0.06
	3	0.59 ± 0.02	0.89 ± 0.02
	Avg.	0.63 ± 0.04	0.92 ± 0.04

4-1-2 左右踵接地間の時間

左踵接地から右踵接地までの時間と、右踵接地から左踵接地までの時間を、片麻痺歩行とハンドリング歩行で比較する。患側と健側で体重支持能力が異なる片麻痺歩行では、健側の立脚時間が長くなるため、健側踵接地から患側踵接地までの時間が長く、患側踵接地から健側踵接地までの時間が短くなると考えられる。もしハンドリングにより、患側の荷重を増減させるなど、左右の立脚期の長さの比率を変化させることにつながるアシストを行ってれば、左右踵接地間の時間にも影響が出てくるといえる。

Fig. 7に、被験者#5のハンドリング歩行時にIMU-Zにより取得した+y方向(進行方向)加速度データを示す。踵接地のタイミングは、Fig. 7内で円(O)で示すように、加速度がピークになった瞬間と判定した。Table 2に被験者#5の各試行における左右踵接地間の時間を示す。Table 2より、片麻痺歩行、ハンドリング歩行ともに、健側立脚期が主となる右足踵接地から左足踵接地(RHC to LHC)の時間のほうが、患側立脚期が主となる左足踵接地から右足踵接地(LHC to RHC)の時間より長いことがわかる。このことから、片麻痺患者は体重支持能力が低い患側へは体重をかける時間を短くし、健側へ体重をかける時間を長くしているといえる。また、右足踵接地から左足踵接地の時間と、左足踵接地から右足踵接地の時間を、片麻痺歩行の場合とハ

ンドリング歩行の場合でそれぞれ比較したところ、いずれも有意な差は見られなかった(t検定 p<0.05)。そのため、PTは片麻痺患者が普段歩く歩行のタイミングを障害しないようにアシストしているといえる。

4-2 力を与えるタイミング

PTが力を与えるタイミングについて考察する。Fig. 8に被験者#5のハンドリング歩行時における片麻痺患者骨盤左右動作とPTが左手で与える力、PTが右手で与える力を示す。また、図中のRは右足踵接地、Lは左足踵接地のタイミングを表す。Fig. 8を見ると、右足踵接地とほぼ同時に、右手で与える力がピークとなっていることがわかる。これは、健側立脚期における健側への過度な重心移動を抑えるためだと考えられる。一方、左手で与える力は、左足踵接地から右足踵接地間で増加し、右足踵接地から左足踵接地間で減少する傾向が見られる。これは、患側立脚期の重心移動をアシストし、健側の踵接地に向けた健側への骨盤移動を誘導しているためだと考えられる。また、被験者#5は4.1.1で述べたように、健側へ体重を過度にかける特徴がある。そのため、全体を通じて右手で与える力のほうが左手で与える力よりも大きくなったと考えられる。

このようにハンドリングは、①健側踵接地時に健側への過度な重心移動を抑える、②患側踵接地後、患側の動作で足りない力をアシストしていると考えられる。その結果、4.1.1で述べたように骨盤動作を安定させ、再現性のある骨盤動作を実現していると考えられる。

4-3 被験者間の差異

4.1, 4.2節では、被験者#5の1名の片麻痺患者に関して考察を行った。4.3節では被験者#2に関して考察し、被験者間での歩き方やPTの力のかけ方の差異を明らかにする。

4-3-1 片麻痺歩行時における骨盤左右動作

計測した骨盤左右動作の軌跡から被験者間の比較をする。被験者#2における片麻痺歩行2回目の骨盤左右動作をFig. 9に示す。Fig. 9を見ると、2~4.5[s]では+方向、すなわち患側である左方向へ骨盤の左右動作の振幅中心が移動していることがわかる。そのため、歩く際に、健側よりも患側

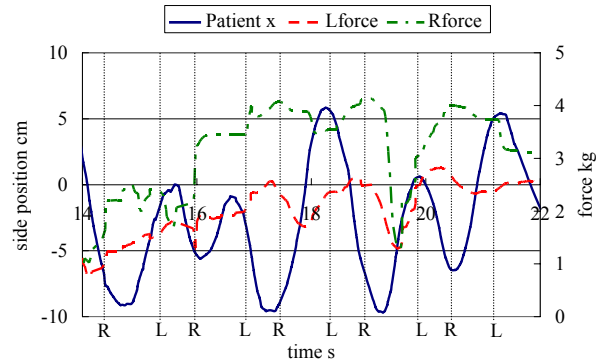


Fig. 8 Pelvic side position and side force (#5_Physical therapy_3)

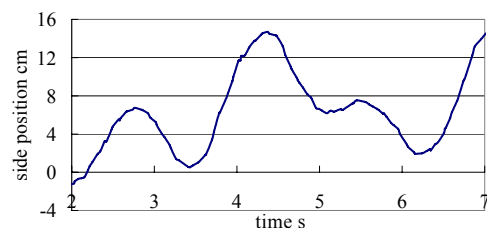


Fig. 9 Pelvic side position (#2_Hemiplegic gait_2)

に多く体重をかけていると考えられる。しかし、4.5～6 [s]では先ほどとは逆に一方向、すなわち健側である右方向へ骨盤の左右動作の振幅中心が移動している。

一方で Fig. 4 より、被験者#5 は骨盤の左右動作の運動中心が健側（一方向）にずれていたが、患側（+方向）へのずれは見られなかった。このように被験者によって骨盤左右動作の振幅中心のずれかたが異なる理由として、片麻痺症状の差が挙げられる。被験者#2 は Br. Stage V であり、被験者#5 (Br. Stage IV) よりも麻痺の症状が軽く、患側の支持性も高い。そのため、骨盤を左右に移動させることで体重移動を行っていた。しかし、健常者ほど患側の支持性が十分ではないため、患側に体重をのせすぎた際などに、ふらつきやすくなってしまおうと考えられる。被験者#5 では、そもそも患側への骨盤左右移動を行わず、上半身の傾斜により体重を移動させていた。そのため骨盤左右動作の振幅中心が患側へずれなかったと考えられる。

4-3-2 PT が与える力

被験者#2 におけるハンドリング歩行3回目の骨盤左右動作と左右の手で与える力の変化を Fig. 10 に示す。Fig. 10 を見ると、左手で与える力は骨盤の左右位置が極大値（患側・最左点）となる直前（0.2[s]程度）にピークを迎えている。同様に、右手で与える力は骨盤の左右位置が極小値（健側・最右点）となる直前（0.21[s]程度）にピークを迎えている。このように骨盤動作がピークとなる直前に力が大きくなる理由として、踵接地後の過度な骨盤移動を抑えるということが考えられる。被験者#2 では立脚期の重心移動を、骨盤を移動させることで可能にしている。立脚期の重心移動時、特に患側立脚期では健側より支持性が低いため、体重をかけすぎるとバランスを崩したり、転倒したりする危険性がある。このような危険を避けるために、骨盤動作ピークの直前に力を加えることで、骨盤の過度な移動を押さえていると考えられる。

被験者#5 の場合、右手で与える力は、このような過度な骨盤移動を抑えるために加えていたと考えられる。一方で、左手で与える力は患側（左足）踵接地～健側（右足）踵接地間で大きくなっており、患側立脚期の動作（健側への重心移動など）をアシストしていると考えられる（4.2 節）。被験者#5 では左手で与える力が患側踵接地時ではなく、患側踵接地～健側踵接地間にピークとなる理由として、被験者#5 は患側への過度な重心移動を行わないということが挙げられる。被験者#5 は患側（左足）踵接地後、右足を振り出しやすくなるように左側へ体重を移動させる際、骨盤を移動させるのではなく、上半身を傾けることで行っている。そのため、患側への過度な骨盤移動が行われることはなく、PT が手で押さえる必要もない。被験者#2 は患側で

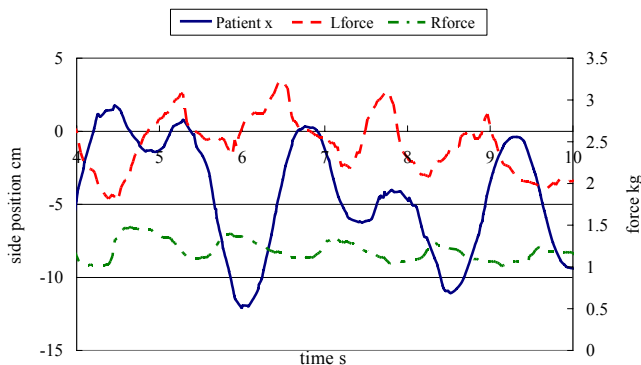


Fig. 10 Pelvic side position and side force (#2_ Physical therapy_3)

も、骨盤を移動させることで体重移動を行っていたので、被験者#5 と PT による力の加え方が異なると考えられる。

5. 結論

本稿では、PT が片麻痺患者に対して行うハンドリング動作の計測結果から、1)ハンドリングによる骨盤動作の変化、2)力を与えるタイミング、3)被験者間の差異について考察を行った。

1)に関しては、ハンドリングを行うことで片麻痺患者の骨盤左右動作が再現性のあるものとなった。また、PT は片麻痺患者が普段行う歩行のタイミングを阻害しないようにアシストしていた。

2)に関しては、①踵接地時に健側への過度な骨盤左右移動を抑える、②患側立脚期の骨盤左右動作を誘導するような力を加えていた。

3)に関しては、2名の被験者間で歩行時の体重左右移動の方法が異なることが観察された。また、PT は片麻痺患者の左右方向への体重移動方法によって力の加え方を変化させていた。具体的には、片麻痺患者が骨盤左右移動により体重を左右へ移動させる場合には、患側・健側ともに踵接地時に同側の手で力に加え、踵接地後の過度な骨盤移動を押さえていた。片麻痺患者が上半身を傾けることで体重を左右に移動させ、患側への過度な体重移動が行われない場合には、患側踵接地から健側踵接地間で健側方向へ力に加え、健側への骨盤左右移動を誘導していた。

以上のように、片麻痺患者の歩行は骨盤動作に再現性がなく、個人によって左右方向への体重移動の方法が異なる。PT はハンドリングする際に、それぞれの体重移動方法に応じて骨盤動作をアシストすることで、片麻痺患者の骨盤動作が安定し、再現性のある動作が可能となった。

今後はハンドリング動作計測実験の結果を踏まえて開発する機器の制御仕様を決定し、片麻痺患者の症状に応じた骨盤動作アシストを実現する。

謝辞

本研究の一部は、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」、科研費 (23240088)、科研費 (23700671) 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) Riener R, Lunenburger 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