

歩行時の足底圧分布に関する調査 ～足底圧分布測定器による歩行分析～

*松田 隆治 *田中 睦英 **押川 武志

The study of plantar pressure in gaiting
～ the analysis of gait pattern with a plantar pressure distribution measurement system ～

*Ryuji MATSUDA *Mutsuhide TANAKA **Takeshi OSHIKAWA

Abstract

The purpose of this study was to investigate the gait pattern of healthy subjects with simulated hemiplegia. Eighteen occupational therapy students (13 females, 5 males) were asked to wear orthosis on right knee joints to demonstrate a simulated hemiplegic gait pattern. The relative impulses under 6 plantar areas (great toe, inside forefoot, middle forefoot, outside forefoot, middle sole of foot, and heel), and the duration of foot contact to the ground were measured using a plantar pressure distribution measurement system (GP multisense, Beltec Japan), and compared between right and left foot of each subject. The results showed all participants demonstrated a hemiplegic gait pattern. Using the simulated gait experience and the measurement system may enable the students to feel and experience the clinical situation even in a class.

Key words : plantar pressure, hemiplegic gait pattern, clinical

キーワード : 足底圧, 片麻痺様歩容, 臨床場面

2006. 1.18 受理

はじめに

高齢者あるいは高齢障害者は、立位・歩行能が健常者と比すると低下して転倒しやすくなる。また、歩行時に足底が床面へ正しく接することができなくなると、転倒の可能性が高くなる。

また、高齢者の歩行パターンの特徴は、歩行速度の低下、歩長の短縮、両脚支持期の増大、遊脚期での足の挙上の低下、歩幅の増大、腕の振りの減少、不安定な方向転換が挙げられる¹⁾。さらに脳血管障害等で片麻痺状態になると、麻痺側下肢の立脚期・遊脚期での下肢運動が異常をきたし歩行パターンがくずれてくる。日常生活に

おける歩行の役割を考えると、居室からその目的とする場所への移動が主なるものであるが、この歩行能力が制限されると結果として寝たきり状態になる、あるいは他者の力を借りながらの生活を送ることになる。このような状態での日常生活は非常に不安定なものとなり、異常歩行は単に各動作を制限するだけではなく、生活範囲全体を狭小化させるものとなる。

これまでのリハビリテーションの考え方では、身体機能の改善を図りながら、改善が進む中で日常生活動作を拡大していく「基底還元論」の考え方が中心であった。しかしながら、リハビリテーションの最大の目的である「全人間的復権」を考えると、自立した生活を送れるよ

*九州保健福祉大学保健科学部作業療法学科 〒882-8508 宮崎県延岡市吉野町 1714 番地 1 号

**介護老人保健施設瑩邑苑 〒889-0101 宮崎県東臼杵郡北川町大字川内名 7055 番地 2 号

*Department of Occupational Therapy, School of Health Sciences, Kyushu University of Health and Welfare 1714-1 Yoshino-cho, Nobeoka city, Miyazaki, 882-8508 JAPAN

**Facility of health care services for the elderly KEIYUEN

7055-2 Kawachimyo, Kitagawa-cho, Higashiusuki-gun, Nobeoka city, Miyazaki, 889-0101 JAPAN

うになるためには、歩行能力を維持・改善させることが先決だと考える。また、脳血管障害者に対して、発症直後から可能な限り歩行能力を獲得させることが重要であるとの提言もある²⁾。

障害者や高齢者のリハビリテーションに携わるセラピストには、豊富な知識と技術、または経験が求められる。しかしながら作業療法士等の養成過程に在籍する学生には、基本的な知識や技術の習得は可能であるが、実際に障害者の機能障害や活動制限等を体験することは困難に近い。

そこで今回、学生を対象に、高齢者疑似体験セット（以下、体験セット）を用いて、右片麻痺者に近い状況での歩行を行い、その際の足底圧について模擬的に片麻痺者と同様な歩行経験が可能かどうか検討したので報告する。

対 象

今回の研究内容を説明し、同意が得られた本学作業療法学科の学生 18 名を対象とした。内訳として、性別は男性 5 名、女性 13 名、年齢は平均 21.3 歳であった。また、対象者には、実験調査に支障をきたす身体機能の問題は見られなかった。

方 法

1. 測定機器および測定値について

歩行時の足底圧測定には、株式会社ベルテック・ジャパン社製の圧分布測定システム G P multisense と専用解析ソフト G P manager を用いた。測定値については、図 1 のように使用機器から得られる左右の①拇趾部、②前足部内側、③前足部中間、④前足部外側、⑤足底中間部、⑥踵部の 6 箇所の力積 (N) および床面との接触時間 (sec) を用いた。

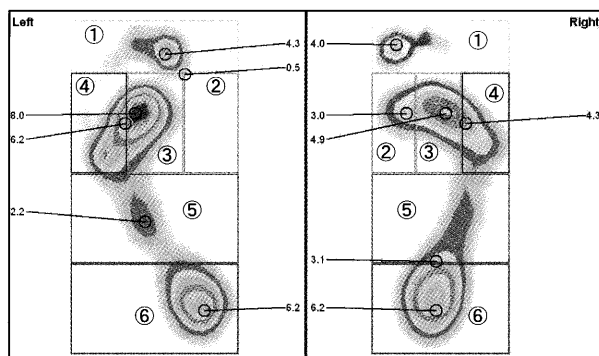


図 1 足底圧の測定部位

2. 擬似的片麻痺者の条件設定

擬似的片麻痺者の歩行実験では、歩行可能とされる下肢の随意性を Brunnstrom stage III レベルと想定し、左手で四点杖を操作し、右膝関節が伸展位を取りながら歩行するパターンの右片麻痺者として歩行を行った。片麻痺者の歩容特徴を設定するため、膝関節が伸展位を保つように体験セットにある膝関節固定装具を用いて歩行時の右膝関節屈曲を制限した。なお、杖の高さは各対象者の大腿骨大転子部とした。



図 1 足底圧の測定部位

また、上肢についても下肢同様の機能レベルを想定し、歩行時の上肢運動参加を制限するためにアームスリングにて右肘関節を 90° 屈曲位固定して体幹から離れないようにした。さらに体幹については体験セットの体幹固定装具により軽度前傾姿勢にして体幹の伸展、屈曲を制限した (図 2)。

測定方法については、最初に何もつけない状態（以下、正常歩行）でフォースプレート上を普段の歩行スピードで歩く時の足底圧を測定した。次に前述した装具等を装着した状態で、四点杖を使用して二動作歩行（杖と右下肢を同時に出し、次いで左下肢を振り出すパターン。以下、障害体験歩行）にて正常歩行と同様の測定を行った。

3. 統計処理

正常歩行時と障害体験歩行時において測定した 6 箇所の力積と接触時間について、各測定部での左右の平均値を二元配置分散分析にて差の比較を行い、その後、Fisher の P L S D にて多重比較検定を行った。

また、6 箇所の力積と床面への接触時間との関連についてピアソンの相関係数を求め、相関係数の有意差検定を行った。なお、これらの統計処理には、StatView 5.0 for Windows を用いた。

結 果

1. 各部位別の力積の比較

① 拇趾部について

それぞれの力積平均値は、障害体験歩行が右側 15.3 N、左側 41.2 N、正常歩行が右側 39.6 N、左側 46.1 N であった。統計処理の結果、障害体験歩行と正常歩行および左右の 2 要因間の力積において有意な差が認められた (図

3).

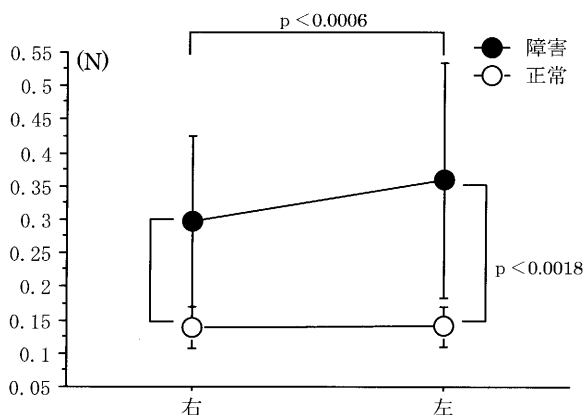


図3 拇趾部の力積比較

②前足部内側について

前足部内側の力積は、障害体験歩行が右側 11.6 N, 左側 35.2 N, 正常歩行が右側 29.8 N, 左側 44.0 Nであった。

結果として拇趾部と同様に、障害の有無別において $p < 0.0069$, 左右別で $p < 0.002$ にて 2 要因間で有意な差が認められた。

③前足部中間について

この部位での力積は、障害体験歩行が右側 28.2 N, 左側 83.7 N, 正常歩行が右側 74.4 N, 左側 98.3 Nであった。

統計処理の結果、2 要因それぞれにおいて $p < 0.0001$ で有意な差が認められた。

④前足部外側について

正常歩行時において、立脚期後期に重心軌跡が移動してくるこの部の力積は、障害体験歩行が右側 24.8 N, 左側 46.1 N, 正常歩行が右側 36.9 N, 左側 38.7 Nであった。

ここでも、2 要因間において $p < 0.0001$ で有意な差が認められた。

⑤足底中間部について

この場所はいわゆる足底のアーチ部分であるが、この部位での力積をみると、障害体験歩行が右側 64.0 N, 左側 42.8 N, 正常歩行が右側 29.7 N, 左側 27.3 Nであった。ここでは、左右差は認められず ($p < 0.09$), 障害の有無により $p < 0.006$ で有意な差が認められた。

⑥踵部について

歩行時の立脚期初期に荷重される踵部の力積は、障害体験歩行が右側 96.8 N, 左側 123.3 N, 正常歩行が右側 137.2 N, 左側 107.7 Nであった。踵部において 2 要因間の有意な差は認められなかった。

2. 各部位の床面への接触時間の比較

①拇趾部について

拇趾部の床面への接触時間は、平均で障害体験歩行が右側 0.78sec, 左側 1.11sec, 正常歩行が右側 0.53sec, 左側 0.52sec であった。統計処理の結果、左右別で $p < 0.0017$, 障害の有無別で $p < 0.0001$ で 2 要因間に有意な差が認められた (図 4)。

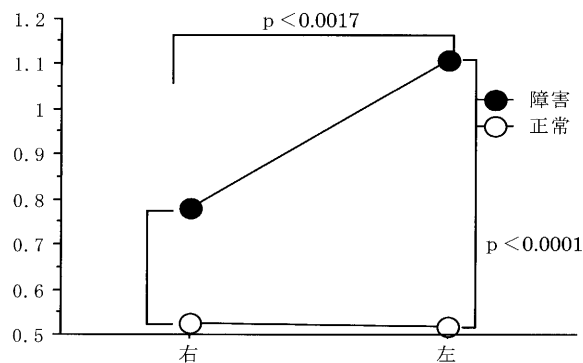


図4 拇趾部の接触時間比較

②前足部内側について

前足部内側の床面への接触時間は、平均で障害体験歩行が右側 0.54sec, 左側 1.00sec, 正常歩行が右側 0.45sec, 左側 0.46sec であった。統計処理の結果、左右別で $p < 0.0002$, 障害の有無別で $p < 0.0001$ で 2 要因間に有意な差が認められた。

③前足部中間について

前足部中間の接触時間は、平均で障害体験歩行が右側 0.74sec, 左側 1.04sec, 正常歩行が右側 0.45sec, 左側 0.46sec であった。統計処理の結果、左右別で $p < 0.0018$, 障害の有無別で $p < 0.0001$ で 2 要因間に有意な差が認められた。

④前足部外側について

前足部外側における接触時間は、平均で障害体験歩行が右側 0.75sec, 左側 0.97sec, 正常歩行が右側 0.45sec, 左側 0.43sec であった。統計処理の結果、左右別で $p < 0.0168$, 障害の有無別で $p < 0.0001$ で 2 要因間に有意な差が認められた。

⑤足底中間部について

足底中間部の床面への接触時間は、平均で障害体験歩行が右側 0.55sec, 左側 0.73sec, 正常歩行が右側 0.28sec, 左側 0.22sec であった。統計処理の結果、左右別では有意差は認めず、障害の有無別で $p < 0.0001$ で有意な差が認められた。

⑥踵部

踵部での接触時間は、平均で障害体験歩行が右側 0.30sec, 左側 0.36sec, 正常歩行が右側 0.14sec, 左側

0.14secであった。統計処理の結果、この部位でも左右別では有意差は認められず、障害の有無別で $p < 0.0001$ で有意な差が認められた。

3. 各部位の力積と接触時間の相関について

これまで、歩行時の測定部それぞれの力積および床面での接触時間について比較してきたが、それぞれの値に関連性が存在するのかを相関係数を求めた。

結果として、障害体験歩行時において右前足部内側(図5)、右前足部中間(図6)、右前足部外側(図7)、および足底中間部(図8)で力積と接触時間の両者間に有意な相関が見られた。

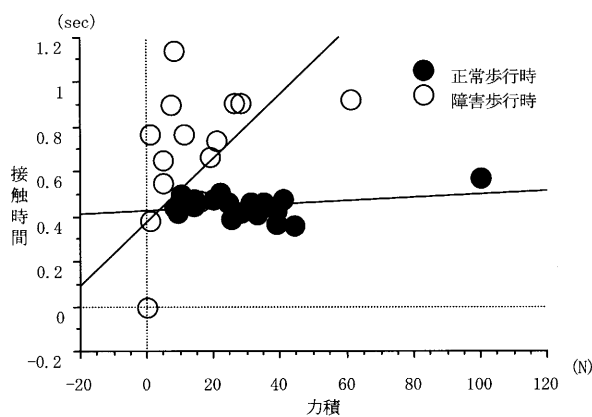


図5 力積と接触時間の相関関係
(右前足底内側部)

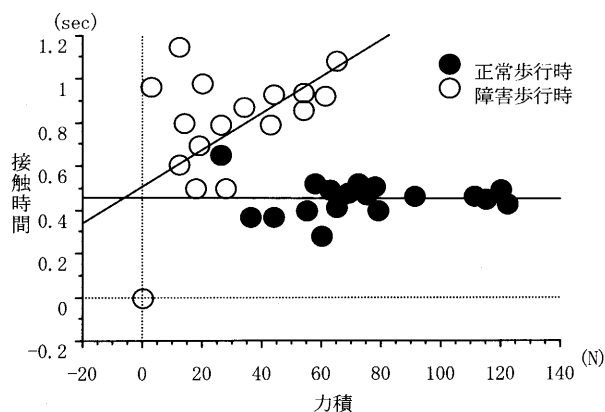


図6 力積と接触時間の相関関係
(右前足部中間)

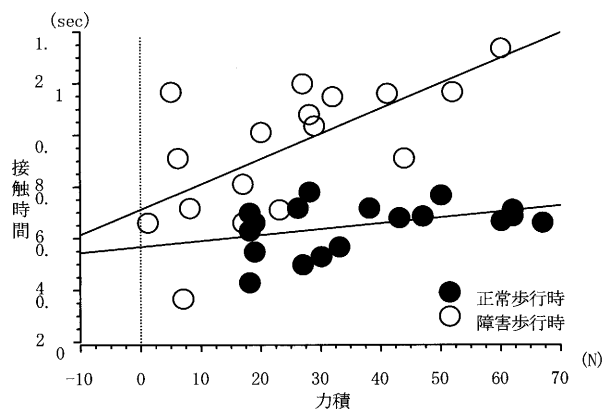


図7 力積と接触時間の相関関係
(右前足部外側)

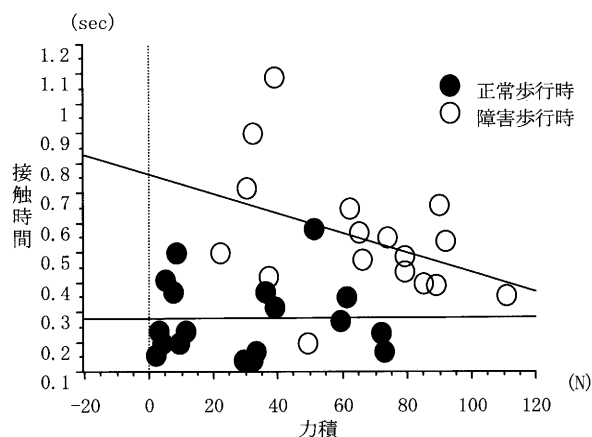


図8 力積と接触時間の相関関係
(足底中間部)

考察およびまとめ

歩行の分析には、視覚的情報が主となるビデオ撮影や三次元動作解析装置等を用いた歩行分析や、床反力計を用いた分析等がある。今回は足底圧分布測定器を用いて、健常者が模倣的に右片麻痺者となり、歩行体験を通じて、実際に障害者の歩行状態を経験することが可能かどうかを検討してきた。

高齢者の歩行特徴として、遊脚期は短く、相対的に歩長の短縮と立脚期の延長による両脚支持期の増大が挙げられる。歩長が短いことは股関節の屈曲・伸展が少なく、踵接地時の足関節の背屈が小さく、つま先の挙上が小さいことも歩容に支障をきたしている要因である。また、遊脚期に入る toe off 時には足関節の伸展と踵の挙上が小さいことも指摘されている。脳血管障害による片麻痺者の足部や足趾は変形をきたしている場合もあり、その

影響から足関節が不安定になっている。歩行時の特徴として麻痺側への体重移動が遅れ、両脚支持期が延長し、歩幅も短くなる。その結果、鉛直方向への床反力の立ち上がりは緩やかで、制動力は麻痺側の方が、駆動力は非麻痺側のほうがそれぞれに大きいとの報告も出されている。

今回の結果として、障害体験歩行時の左右足底の圧分布を比較して見ると、片麻痺者の歩行時とはほぼ同様な結果が得られた。つまり、右膝関節を装具にて固定することで、右側への体重負荷が不十分になり、また床面への接触時間も短くなったと思われる。しかしながら、圧分布の測定箇所別に見ると足底中間部および踵部での左右差が見られなかった。これは、対象者の身体機能に何らかの機能障害をきたしていないことから、股関節や足関節での代償機能が働き、片麻痺者ではおそらく左右差が見られると思われる箇所での有意差が見られなかったものとする。特に今回の実験設定では足関節を制限せずに歩行を行ったことより、踵部での力積比較では左右差や障害の有無別でも有意差が見られなかったものと推察とする。

健常者が障害者の日常生活の中で支障をきたしている体験をすることは非常に困難なことである。脳血管障害者のような片麻痺状態で、片手での食事や更衣、排泄、整容等は体験可能である、しかし、下肢機能を制限するには体幹・股関節・膝関節・足関節の運動制限を慎重に行う必要があること、また障害者や高齢者の歩容特徴を十分に把握しておくことが重要であると感じた。

今回の実験を通して、歩行に関しては片麻痺者の状況に近い体験ができることを実感した。これから学生の教育内容に今回の結果を踏まえて、体験実習を取り組んでいくことで、より臨床実践に近い体験を積み、学内実習の充実をはかっていきたいと考える。

文 献

1. 眞野行生, 中根理江: 高齢者の歩行障害と転倒の要因. *Journal of CLINICAL REHABILITATION* Vol7 No. 3, : 243-247, 1998.
2. 大川弥生: 新しいリハビリテーション 人間「復権」への挑戦. 講談社. 2004.
3. 砂子田 篤: 機能的状態の予後予測. *総合リハビリテーション* Vol26 No.12: 1119-1125, 1998.
4. 福井圀彦, 藤田勉, 宮坂元麿: 脳卒中最前線 第3版. 医歯薬出版株式会社. 2003.
5. Patricia M. Davies 著, 富田昌夫監訳, 額谷一夫訳: *Step to Follow* 改訂第2版. シュプリンガー・フェアラーク東京. 2005.
6. 中村隆一編集, 他: 臨床運動学第3版. 医歯薬出版株式会社. 2002.
7. 黒川幸雄, 他: 理学療法 MOOK 7 義肢装具. 三輪書店. 2003.
8. 千野直一, 他: リハビリテーション MOOK 義肢装具とリハビリテーション. 金原出版株式会社. 2003.