

床反力計測が高齢者の歩行に与える影響

千代丸 正志, 大川 孝浩

文京学院大学 保健医療技術学部 理学療法学科

要旨

三次元動作分析装置を用いた歩行計測において、被験者は床反力計を左右で踏み分ける必要がある。そのため被験者の歩行は自然歩行時と異なり、特に高齢者は歩隔と左右方向の身体動揺が大きいたことが観察される。しかし歩行計測では、床反力を左右で踏み分ける歩行を通常歩行として計測することが多い。そこで本研究の目的を左右の床反力計を踏み分ける歩行と通常歩行を運動学、運動力学的に分析し両者の違いを定量的に示すこととした。対象は高齢健常男性17名とした。三次元動作分析装置を用いて分析を行った。床反力計を左右で踏み分けるよう指示した歩行では、歩隔が増加する結果となった。歩隔の違いは前額面上と矢状面上の股関節角度、股関節モーメント、床反力、身体重心振幅に影響を与えることが示唆された。

キーワード

歩行分析, 床反力計, 歩隔

1. 序論

歩行分析は、歩行を観察、測定した情報をもとに歩行の問題点を分析する手段¹⁾である。

そのため臨床現場において、理学療法士は患者の歩行分析を行い、患者の問題点を抽出する。その結果は理学療法プログラムの一助となる。理学療法士の歩行分析は、歩行分析を可能とする計測機器を有する臨床施設が少ないこともあり、観察による定性的評価となることが多い。この理学療法士の観察による歩行分析は、簡便で対象者に負担の少ない優れた方法である²⁾。理学療法現場で、理学療法士の観察による歩行分析から有益な治療効果を得ていることは、多くの諸家により報告されている。しかし、歩行分析は効果が評価者の力量に左右される²⁾。その問題点を補う方法として、分析装置を用いた定量的な歩行分析がある。

歩行の定量的分析は三次元動作分析装置と床反力計を用いて計測することが多い。床反力計は計測室内の床面に左右で並列に複数枚設置される。歩行の定量的な分析に不可欠な床反力値、関節モーメント値を必要とする場合は、通常歩行として計測する際にも、左右の床反力を踏み分けて被験者に歩行させる必要がある。しかし左右の床反力計を踏み分けるよう指示した計測での被験者の歩容は、指示なしでの歩行に比較して歩隔が広く左右の身体動揺が大きく、

特に高齢者は両者の違いが顕著である印象を受ける。高齢者は加齢の影響により様々な歩行指標が低下することが報告³⁾されており、左右の床反力を踏み分ける運動課題が歩行の動作難易度を高め、異なる運動戦略を採用するために歩隔の拡大を生じさせる可能性がある。

歩隔の違いが歩行に与える影響について、森田ら⁴⁾は、歩隔と床反力側方分力に高い正の相関があることを示し、小林ら⁵⁾は歩隔の増大が股関節周囲筋の筋活動を増加させると述べている。また歩隔と股関節外転筋群筋活動の関係⁶⁾や、歩隔と膝関節外反モーメントの関係⁷⁾についても報告されている。しかしいずれの研究も、歩隔の設定を通常歩行時の4倍としたもの⁵⁾や両上前腸骨棘間の距離の2倍としたもの⁶⁾であり、床反力計を踏み分けるよう指示した歩行に比して明らかに大きい歩隔で計測していると考えられる。

三次元動作分析装置と床反力計を用いた歩行計測では、床反力計を踏み分ける歩行を通常歩行として計測しているにも関わらず、指示のない通常歩行との違いについて運動学、運動力学的に分析した研究は行われていない。両者の違いを定量的に示し、その歩行特性を踏まえた歩行分析が必要であると考えられる。そこで本研究の目的を、左右の床反力計を踏み分ける歩行と通常歩行を運動学、運動力学的に分析し、両者の違いを定量的に示すこととした。

2. 方法

2.1 対象

対象は健常高齢男性 17 名（平均年齢 73.9 ± 4.1 歳，平均身長 $160.0 \pm 7.4\text{cm}$ ，平均体重 $57.6 \pm 9.0\text{kg}$ ）とした。過去 1 年間に運動器疾患と脳神経疾患による受診歴及び治療歴の無いものを対象とした。また本研究の計測上皮膚を露出する必要があるため，被験者はすべて男性とした。被験者募集は，P市シルバー人材センターに協力を依頼し，本研究の参加に同意が得られた者を対象とした。被験者には本研究の目的，研究参加による潜在的な危険，及び研究参加は対象者の自由意思によって決定し，不参加の場合でも対象者には不利益が生じることは一切ないこと，研究参加の同意はいつでも撤回可能である旨を口頭と文書で説明した。説明後に文書にて研究参加の同意を得た。本研究は文京学院大学倫理委員会（承認番号 2012-1）に承認を受け実施した。

2.2 計測方法とデータ処理

2.2.1 計測機器

計測は，文京学院大学運動学実習室で行った。計測機器は光学式三次元動作分析システム VICON NEXUS（VICON MOTION SYSTEM社製，赤外線カメラ 8 台），床反力計 6 枚（AMTI社製）を使用した。赤外線カメラと床反力計のデータは同期した。赤外線反射マークは直径 14mm のマークを使用し，サンプリング周波数は 100Hz とした。

2.2.2 マーク貼付

赤外線反射マークは，Plug in Gait full body model に基づき，39箇所（左右前頭部，左右後頭部，胸骨柄，剣状突起，左右肩峰，左右上腕骨外側上顆，左右上腕，左右橈骨茎状突起，左右尺骨茎状突起，左右前腕，左右第二中手骨頭背側面，第七頸椎棘突起，第十胸椎棘突起，左右上前腸骨棘，左右上後腸骨棘，左右外側膝関節裂隙，左右大腿外側面，左右下腿外側面，足関節外果，左右踵骨隆起，左右第二中足骨頭背面，右肩甲骨下角）に貼付した。

2.2.3 動作課題

動作課題は，計測室内の歩行とした。床反力計を複数枚用いた歩行計測では，被験者の左右の下肢を右側と左側の床反力計で踏み分ける必要がある。そのため左側と右側の床反力計を踏み分けるよう指示を行った歩行（以下 指示あり歩行）の計測と，左側と右側の床反力計を踏み分ける

指示を行わない歩行（以下 通常歩行）の計測を行った。先に通常歩行を計測し，その後指示あり歩行を行った。

通常歩行の計測では，被験者には「普段歩いているように，真っ直ぐ歩いてください」と口頭によって指示した。指示あり歩行の計測では，「普段歩いているように歩いてください。右下肢は右側に設置された床反力計上，左下肢は左側に設置された床反力計上に載るように歩いてください」と口頭指示した。いずれの課題も歩行中は計測室前壁に貼付した指標を見るように指示し，6枚ある床反力計のうち手前右側の床反力計上に右側下肢を載せることができるまで計測を行った。計測は各課題につき 3 回行い，いずれの課題も本研究に用いた三次元動作分析システムの動画で動作課題の達成の可否を確認したうえで，最初に課題を達成した試行を代表値として採用した。

2.2.4 データ処理および解析項目

三次元動作分析システムによって計測したデータは，付属の解析ソフト Plug in Gait によって処理し，床反力（鉛直方向成分・側方向成分・前後方向成分），股関節モーメント（屈曲・伸展，外転・内転），膝関節モーメント（屈曲・伸展），足関節モーメント（底屈・背屈），股関節角度（外転・内転，屈曲・伸展），膝関節角度（屈曲），足関節（底屈・背屈），骨盤（下制，前方回旋，前傾），身体重心位置（center of gravity: 以下 COG）（鉛直方向，左右方向，前後方向）を求めた。得られたデータから時間距離因子として歩隔，歩幅，歩行速度を求めた。歩隔については右初期接地（initial contact: 以下 IC）の右足関節外果マークの左右方向位置と左 IC の左足関節外果マークの左右方向位置を求め，両マーク間の左右方向距離とした。歩幅は，右 IC の右足関節外果マークの前後方向位置と左 IC の左足関節外果マークの前後方向位置を求め，両マーク間の前後方向距離とした。歩行速度については，右 IC と同側下肢の右 IC を一歩行周期とし，それぞれの右足関節外果マークの前後方向位置の距離を求め，その際に要した時間で除して求めた。歩隔，歩幅，歩行速度を求めた後に，一歩行周期を 100% として時間正規化を行った。計測で得られた右床反力鉛直方向成分値から右 IC と同側の右 IC を決定し，一歩行周期とした。歩行周期は Neumann ら⁸⁾ が示す歩行周期の定義に基づき，IC，荷重応答期（loading response: 以下 LR），立脚中期（mid stance: 以下 MS_t），立脚終期（terminal stance: 以下 TS_t），前遊脚期（pre-swing: 以下 PS_w），遊脚初期（initial swing: 以下 IS_w），遊脚中期（mid swing: MS_w），遊脚終期（terminal swing: 以下 TS_w）とした。分析は右立脚相を中心に行った。時間正規化を行ったデータに対して，

歩行時の各パラメータの特徴を考慮し、以下に示す時期のピーク値を求めた。

床反力は外方向成分 (IC~LR)、内方向成分 (MSt~PSw)、後方向成分 (IC~LR)、前方向成分 (MSt~PSw)、鉛直方向成分 (IC~MSt) とした。右下肢関節角度は股関節外転 (IC)、股関節内転 (IC~LR)、股関節屈曲 (IC)、股関節伸展 (MSt~PSw)、膝関節屈曲 (IC~LR)、足関節底屈 (IC~LR)、足関節背屈 (MSt~PSw) とした。骨盤角度は、骨盤下制角度 (IC~MSt)、骨盤前傾角度 (IC)、骨盤前方回旋角度 (IC) とした。右下肢関節モーメントについては、股関節内転 (IC~LR)、股関節外転 (IC~MSt)、股関節伸展 (IC~LR)、股関節屈曲 (MSt~PSw)、膝関節屈曲 (IC~LR)、膝関節伸展 (LR~MSt)、足関節背屈 (IC~LR)、足関節底屈 (MSt~PSw) とした。

2.3 統計処理

得られた結果に対して、通常歩行と指示なし歩行の違いを検討するためにウィルコクソンの符号付順位検定を行った。有意水準は5%とした。

3. 結果

3.1 時間距離因子

歩幅、歩隔、歩行速度の結果を表1に示す。通常歩行と指示あり歩行の比較の結果、歩隔のみ指示あり歩行が有意に増加した ($p<0.01$)。歩幅と歩行速度は有意差を認めなかった。

3.2 COG 振幅

COG左右振幅と上下振幅の結果を表2に示す。通常歩行と指示あり歩行の比較の結果、指示あり歩行のCOG左右振幅 ($p<0.05$)、COG上下振幅 ($p<0.01$) が有意に増加した。

3.3 床反力

右下肢接地時の床反力の結果を表3に示す。通常歩行と指示あり歩行の比較の結果、指示あり歩行のMSt~PSwにおける床反力外方成分 ($p<0.01$)、IC~LRにおける床反力後方成分 ($p<0.01$) が有意に増加した。その他の項目は有意差を認めなかった。

表1 歩幅、歩隔、歩行速度の結果

	通常歩行	指示あり歩行	危険率
歩幅 (mm)	576.0 ± 90.7	577.6 ± 67.3	n.s.
歩隔 (mm)	198.7 ± 32.6	235.5 ± 35.0	**
歩行速度 (m/s)	1.054 ± 0.18	1.088 ± 0.16	n.s.

**: $p<0.01$

表2 COG 振幅の結果

	通常歩行	指示あり歩行	危険率
左右方向 (mm)	35.0 ± 12.4	40.8 ± 13.1	*
上下方向 (mm)	27.1 ± 7.8	31.1 ± 7.7	**

** : $p<0.01$ *: $p<0.05$

表3 右立脚における床反力ピーク値の結果

	歩行周期	通常歩行	指示あり歩行	危険率
外方向成分 (N)	IC~LR	27.1 ± 16.2	29.5 ± 13.8	n.s.
内方向成分 (N)	MSt~PSw	38.6 ± 10.4	47.8 ± 14.6	**
後方向成分 (N)	IC~LR	93.5 ± 36.5	108.0 ± 44.3	**
前方向成分 (N)	MSt~PSw	93.5 ± 27.3	94.4 ± 23.0	n.s.
鉛直方向成分 (N)	IC~MSt	608.1 ± 121.2	611.4 ± 120.9	n.s.

**: $p<0.01$

3.4 関節角度, 骨盤角度

右下肢の関節角度と骨盤角度の結果を表4に示す。通常歩行と指示あり歩行の比較の結果, 指示あり歩行はIC時の股関節外転角度 ($p<0.05$)とMSt~PSwの股関節伸展角度 ($p<0.01$)が有意に増加し, IC~LRにおける股関節内転角度 ($p<0.05$)は有意に減少した。その他の項目は有意差を認めなかった。

表4 角度ピーク値の結果

角度 (°)	歩行周期	通常歩行	指示あり歩行	危険率
股関節外転角度	IC	1.25 ± 3.9	2.14 ± 3.8	*
股関節内転角度	IC~LR	3.62 ± 2.7	2.65 ± 2.9	*
股関節屈曲角度	IC	24.7 ± 6.2	25.4 ± 5.6	n.s.
股関節伸展角度	MSt~PSw	11.8 ± 4.1	13.0 ± 4.2	**
膝関節屈曲角度	IC~LR	4.58 ± 9.2	5.03 ± 10.0	n.s.
足関節底屈角度	IC~LR	10.7 ± 9.3	10.6 ± 9.2	n.s.
足関節背屈角度	MSt~PSw	9.23 ± 8.4	9.55 ± 9.3	n.s.
骨盤下制角度	IC~MSt	3.20 ± 1.3	3.08 ± 1.1	n.s.
骨盤前傾角度	IC	9.13 ± 4.4	9.09 ± 4.8	n.s.
骨盤前方回旋角度	IC	5.08 ± 4.5	4.50 ± 4.1	n.s.

**: $p<0.01$ *: $p<0.05$

3.5 下肢関節モーメント

右下肢の関節モーメントの結果を表5に示す。通常歩行と指示あり歩行の比較の結果, IC~LRの股関節内転モーメント ($p<0.05$), IC~LRの股関節伸展モーメント ($p<0.05$), MSt~PSwの股関節屈曲モーメント ($p<0.05$), IC~LRの足関節背屈モーメント ($p<0.05$)は有意に指示あり歩行が増加した。その他の項目は有意差を認めなかった。

表5 右下肢関節モーメントピーク値の結果

関節モーメント (Nm)	歩行周期	通常歩行	指示あり歩行	危険率
股関節内転	IC~LR	285.7 ± 25.2	378.9 ± 33.5	*
股関節外転	IC~MSt	719.6 ± 145.0	696.1 ± 185.3	n.s.
股関節伸展	IC~LR	812.0 ± 368.7	949.1 ± 305.0	*
股関節屈曲	MSt~PSw	807.3 ± 305.1	844.4 ± 270.4	*
膝関節屈曲	IC~LR	386.2 ± 191.6	472.6 ± 225.2	n.s.
膝関節伸展	LR~MSt	343.3 ± 236.2	368.1 ± 284.0	n.s.
足関節背屈	IC~LR	112.48 ± 76.2	147.08 ± 94.0	*
足関節底屈	MSt~PSw	1409.0 ± 212.0	1410.5 ± 241.0	n.s.

*: $p<0.05$

4. 考察

床反力計を用いた歩行計測では, 通常歩行に比べ被験者の歩幅が広がる経験をする事が多い。本研究の結果でも「指示あり歩行」の歩幅は「通常歩行」に比べ有意に増加した。栗谷ら⁶⁾は, 歩幅の大きい歩行時にはIC~MStにおける股関節外転モーメントは増加すると述べているが, 本研究の結果は異なった。栗谷らの研究⁶⁾では, 歩幅を左右上前腸骨棘間距離の2倍に広げた歩行と通常歩行を比較したものであった。しかし本研究の「通常歩行」と「指

示あり歩行」の歩幅の差は平均値で約40mmの差があった。栗谷らの研究⁶⁾で設定した歩幅が広い歩行と本研究の「指示あり歩行」は全く異なる動作であると考えられる。

「指示あり歩行」ではIC時の股関節外転角度が増加した。IC後, LRにかけて自然歩行であれば股関節は内転方向に角度変化する⁹⁾。しかし「指示あり歩行」ではIC時の股関節肢位がより外転位にあったため, LR時の股関節内転角度が減少したものと考えられる。またIC~MSt時の股関節外転モーメントには両者に差を示さなかったが, IC直後の股関節内転モーメントは「指示あり歩行」が増大した結

果となった。床反力外方向成分、鉛直方向成分には差を認めなかったため股関節角度により両者に違いが生じたと推察される。自然歩行であればIC後、股関節外転モーメントを發揮し骨盤の反対側への下制を制御する。しかし「指示あり歩行」ではIC直後の股関節内転モーメントが増大したために股関節外転モーメントによる骨盤角度の制御が遅延し、股関節内転角度の減少を招いたと推察される。その後対側下肢を接地させる。左右の床反力計を踏み分けるため、より左前方に対側下肢を接地させる必要がある。そのため股関節伸展角度と股関節屈曲モーメントを増加させる、つまり股関節屈曲筋群の遠心性収縮を用いて対側下肢をより遠方に踏み出す対応をとったと考える。より左前方に下肢を踏み出すために、MSt以降の床反力内方向成分と後方向成分が増加したと推察される。

骨盤下制角度には「通常歩行」と「指示あり歩行」に差を認めなかった。本研究の骨盤角度は空間上の絶対角度である。「指示あり歩行」は、LR時の股関節内転角度減少によって骨盤を含む体幹全体を左右方向により大きい並進移動が生じている可能性がある。そのためCOG左右振幅が増加したと推察される。またLR時の股関節内転角度の減少により立脚中期にCOGを上昇させ、両脚支持期に広い歩隔のために重心をより下方に偏移させた結果、COG上下振幅も増加したと考える。

左右の床反力計を踏み分ける歩行動作は、歩隔を増加させた。そのため前額面上の計測パラメータに差を生じ、矢状面上の床反力、股関節モーメント、股関節角度に影響を及ぼし、結果としてCOGの左右振幅と上下振幅も増加することが定量的に示された。床反力計を用いた歩行計測では、その歩行の特性を理解した歩行分析が必要であると考え。しかし本研究の被験者は高齢者のみであった。そのため加齢の影響のない若年者では高齢者と異なる運動戦略をとる可能性もある。今後は三次元動作分析装置を用いた歩行分析の一助となるよう、若年者についても計測を行い通常歩行と指示あり歩行の違いを運動学的、運動力学的に明らかにしたい。

5. 結語

左右の床反力計を踏み分ける歩行は、通常歩行と比較し歩隔が大きく、その影響は前額面上だけでなく矢状面上の歩行指標に影響を与えていることが明らかになった。歩行分析において床反力計測を行う際には、被験者の歩行は通常とは異なることを考慮した分析が必要であることが示唆された。

引用文献

- 1) 大畑光司. 歩行をどう分析しどう臨床に生かすか. *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*. 2016; 53(1): 47-53.
- 2) 早川康之. 歩行分析に基づいた装具療法の展開. *Monthly book medical rehabilitation*, 2013; 156: 41-48.
- 3) 宮辻和貴, 澤山純也, 川端浩一・他. 高齢者の自由歩行における着地足の足向角および歩隔について. *日本生理人類学会誌*. 2007; 12(4): 165-170.
- 4) 森田定雄. 歩隔と床反力側方分力-正常歩行と片麻痺歩行. *整形外科バイオメカニクス*. 1984; 6: 275-280.
- 5) 小林慶弘, 大下寛人, 濱宏平・他. 歩行時における歩隔の大きさが股関節荷重に与える影響. *臨床バイオメカニクス*. 2016; 37: 77-84.
- 6) 粟谷健礼, 森北育宏, 片岡裕恵. Wide base 歩行を用いた股関節外転筋エクササイズにおける筋活動 健康成人男性における検討. *日本臨床スポーツ医学会誌*. 2014; 22(3): 430-436.
- 7) 河原常郎, 内野翔太, 大森茂樹. ワイドベース歩行の有効性の検証 三次元動作解析装置を用いて. *臨床バイオメカニクス*. 2016; 37: 353-357.
- 8) Götz-Neumann, K. “観察による歩行分析” 東京: 医学書院, 2005. p.9-16.
- 9) Neumann, D. A. “筋骨格系のキネシオロジー カラー版”. 東京: 医歯薬出版, 2005.p.706.

Effect of the Gait Measurement Using a Force Plate on the Gait of the Elderly

Masashi Chiyomaru, Takahiro Ohkawa

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Science Technology, Bunkyo Gakuin University

Abstract

In the gait measurement using by 3D motion capture system, subjects need to step on the right force plate with the right foot and the left force plate with the left foot. Therefore, the walk of the subject is different from the natural walk. Particularly, stride width and lateral sway of the body of elderly are increase. But in the gait measurement, walking on force plate is the same as the natural walk. The purpose of this study was to analyze the natural walk and the walk on force plate by kinematic analysis and kinetic analysis quantitatively. Seventeen aged normal healthy male subjects participated in this study. The movement in walking was measured by 3D motion capture system. It was found that stride width of walking on a force plate was increased significantly. It affected the hip joint angle, the hip joint moment, ground reaction force, movement of the center of gravity in sagittal and frontal plane.

Key words —— Gait Analysis, Force Plate, Stride Width

Bunkyo Journal of Health Science Technology vol.10: 1-6