

小型三次元加速度計を用いた歩行評価の臨床的有用性の検討

高田 耕太郎 安保 雅博

東京慈恵会医科大学リハビリテーション医学講座

(受付 平成 16 年 6 月 15 日)

GAIT EVALUATION WITH A SMALL THREE-DIMENSIONAL ACCELEROMETER

Kotaro TAKATA and Masahiro ABO

Department of Rehabilitation Medicine, The Jikei University School of Medicine

The gait can be analyzed more simply and inexpensively with a small three-dimensional accelerometer than with an instrumented gait analysis system, which can measure gait only in restricted environments. We evaluated the free gait of healthy adults simultaneously with a small three-dimensional accelerometer and a force plate. Waveforms of acceleration from the small three-dimensional accelerometer and of the floor reaction force from the force plate were compared. We also examined the clinical usefulness of gait evaluation with the accelerometer. The vertical component of acceleration and the fore and after components of acceleration, which were measured with the accelerometer, showed good reproducibility. Measurements of the gait cycle and the period of the stance phase with each method showed good statistical agreement. We could also specify heel contact, toe off, gait cycle, stance phase, and swing phase from an acceleration waveform independent and classify propulsion and restraint of gate. We believe this technique deserves widespread clinical acceptance.

(Tokyo Jikeikai Medical Journal 2004 ; 119 : 331-8)

Key words : accelerometer, gait analysis, acceleration, floor reaction force, gait cycle

I. 緒 言

現在、歩行分析を行う場合に用いられる測定機器で確立されたものに、床反力計¹⁾、三次元動作解析装置²⁾などがある。これらの測定機器は種々の定量的なパラメータによる総合的な歩行分析が可能であり、臨床的にも一定の評価を得ている³⁾。しかし、基本的に検査室内に設定された歩行路でしか測定できないために測定環境が限定されること、測定機器が高価であること、機器のセッティングやメンテナンスに熟練を要することなどから、一般に臨床場面に広く浸透していない。

一方で、臨床的に一般に広く施行されている歩行の評価には、ビデオによる歩容の記録やストップウォッチによる 10 m 歩行時間の測定、6 分間歩

行距離の測定などによる評価がある。しかし、ビデオによる歩容の評価は検者により差があり、再現性に乏しい。また、10 m 歩行時間の測定や、6 分間歩行距離の測定は、直接的には歩行速度のみを求めており、得られる情報が少なく、リハビリテーションの臨床場面における歩行の回復過程、訓練効果などを評価するには不十分である。今回用いた小型三次元加速度計は、非拘束で測定環境の制約を受けにくく、簡便で長時間の運用が可能なが特徴である。小型加速度計を用いた歩行評価の試みは文献的に散見されるが⁴⁾、現在のところ床反力波形と比較して、とくに時間因子について統計学的に検討した論文は見当たらない。

今回の研究目的は、1. 小型三次元加速度計により測定された加速度データの再現性を検討する

こと 2. 臨床的有用性がすでに確立されている歩行評価機器の1つである床反力計と小型三次元加速度計の同時測定を行い、それぞれの波形を比較検討することである。そして1, 2の結果より、小型三次元加速度計の歩行評価における臨床的有用性を検討する。

II. 対象と方法

1. 対象

被験者は健康成人9名、平均年齢は 40.2 ± 18.8 歳、男性4名、女性5名である。

被験者には研究の内容、プライバシーの保護等に関して十分に説明し、承認を得た。

2. 測定機器

1) 小型三次元加速度計 (Fig. 1)

今回使用した小型三次元加速度計は Activtracer AC302 (GMS 社, 東京) で、外形寸法縦 51 mm, 横 78.5 mm, 高さ 15.5 mm, 重量 85 g と小型軽量であり、ベルトと専用のポーチにより固定できるように設計されている。加速度は左右・上下・前後の3方向について左・上・前をそれぞれ正として、測定間隔ごとの平均値を計測し、装置内のメモリーに蓄積することができる。サンプリング周波数を 50 Hz に設定した場合、最大で約 38 分の測定が可能である。蓄積されたデータは RC232 ポートでパソコンに接続し、テキスト変換することによりファイルに保存することができる。



Fig. 1. An appearance of the small three dimensional accelerometer, "Activtracer AC302"

2) 床反力計

床反力計は共和電業製圧抵抗型、大きさ $70 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$ の長方形2枚並列方式の装置で、幅 2.5 m 長さ 15 m の直線歩行路に設置されたものを使用した。

3. 測定方法 (Fig. 2)

各被験者は床反力計が設置された約 15 m の歩行路上を2回ずつ歩行し、小型三次元加速度計と床反力計を用いて同時に測定した。加速度計は腰背部正中に付属のポーチとベルトで装着し、サンプリング周波数は 50 Hz に設定した。床反力計はサンプリング周波数 100 Hz に設定し、左・右足それぞれの床反力を個々に測定した。歩き方は自由歩行とした。

4. データの処理方法

加速度データは前述の方法で加速度計からテキストファイルに変換したものを Microsoft 社製表計算ソフト Microsoft Excel (以下エクセルと略す)ファイルに変換し、パソコン上で処理した。

床反力データは床反力計付属のフィルターで処理を行った後に、パソコン上にテキストファイルとして読み込み、同様にエクセルファイルに変換した。

5. データの解析方法

データの解析は、歩行が定常状態となる歩行開始後3歩目以降の連続する2歩行周期について行った。

解析項目は以下のとおりである。



Fig. 2. The view of the measurement by the small three-dimensional accelerometer and force plate

1) 加速度データの再現性

同一被験者が同じ条件下で測定した2回の自由歩行における加速度の再現性を、級内相関係数で統計学的に検討した。

2) 加速度波形からの時間因子の測定

床反力波形と加速度波形を比較検討し、踵接地、爪先離地の特徴的な波形を抽出した後、歩行周期、左右立脚期を求めた。

3) 加速度波形から測定された時間因子の妥当性

加速度波形から測定した時間因子と床反力波形から測定した時間因子の一致性について、級内相関係数による信頼性分析により統計学的に検討した。

III. 結 果

1. 加速度データの再現性

Table 1 は同一被験者が同じ条件下で測定した2回の自由歩行の加速度値を左右・上下・前後の各方向でそれぞれ比較し、再現性を示したものである。

級内相関係数は信頼区間95%で上下方向が $\alpha=0.62\sim 0.98$ 、前後方向が $\alpha=0.46\sim 0.99$ と一致性が高かった。しかし、左右方向は $\alpha=0.16\sim 0.93$ であり、かなりのばらつきが生じていた。

2. 加速度波形からの時間因子の測定

Fig. 3 は典型的な三次元加速度波形と同時に測定した床反力鉛直成分波形である。グラフ横軸が時間、縦軸が加速度および床反力で、それぞれ加

速度が左・上・前向きが正、床反力が左・上・後向きが正である。左右・上下・前後方向それぞれの加速度は周期的に変化している。

床反力波形と比較し、踵接地(Fig. 3内ではHCと記す)、爪先離地(Fig. 3内ではTOと記す)と一致すると予想される特徴的な加速度波形を抽出することにより、Fig. 4のように歩行周期、立脚時間を求めた。その結果、歩行周期、立脚時間は被験者間で差があるものの、同一被験者においてはほぼ一定の値となった(Table 2, 3)。

3. 加速度波形から求めた時間因子の妥当性

Fig. 5 は加速度波形から求めた立脚時間と、床反力波形から求めた立脚時間を散布図に示したものである。信頼区間95%で級内相関係数は $\alpha=0.95$ となり、2つの波形から求めた立脚時間は統計学的に高い一致性を示した。

同様に Fig. 6 は加速度波形から測定した歩行

Table 1. Reproducibility of acceleration measured by the three dimensional accelerometer

subject no.	ICC		
	vertical	fore and after	lateral
1	0.96	0.98	0.86
2	0.84	0.86	0.70
3	0.62	0.47	0.34
4	0.83	0.76	0.63
5	0.74	0.83	0.50
6	0.95	0.93	0.73
7	0.77	0.83	0.16
8	0.69	0.52	0.25
9	0.71	0.67	0.36

ICC: Intraclass correlation

Table 2. Stance phase measured by the accelerometer

subject no.	stance phase (s)					
	first			second		
1	0.58	0.62	0.60	0.60	0.60	0.58
2	0.56	0.56	0.64	0.54	0.56	0.56
3	0.60	0.58	0.60	0.54	0.60	0.60
4	0.58	0.58	0.58	0.56	0.60	0.60
5	0.66	0.70	0.68	0.66	0.66	0.66
6	0.66	0.66	0.66	0.64	0.68	0.66
7	0.74	0.76	0.72	0.74	0.70	0.70
8	0.68	0.70	0.72	0.64	0.62	0.66
9	0.66	0.64	—	0.66	0.72	0.70

Table 3. Gait cycle measured by the accelerometer

subjects no.	gait cycle (s)			
	first		second	
1	1.00	1.00	1.00	0.98
2	0.92	1.00	0.88	0.86
3	0.98	0.96	0.88	0.96
4	0.96	0.96	0.94	0.98
5	1.14	1.16	1.10	1.08
6	1.10	1.08	1.10	1.10
7	1.20	1.20	1.16	1.18
8	1.10	1.16	1.00	0.94
9	1.08	1.08	1.12	1.14

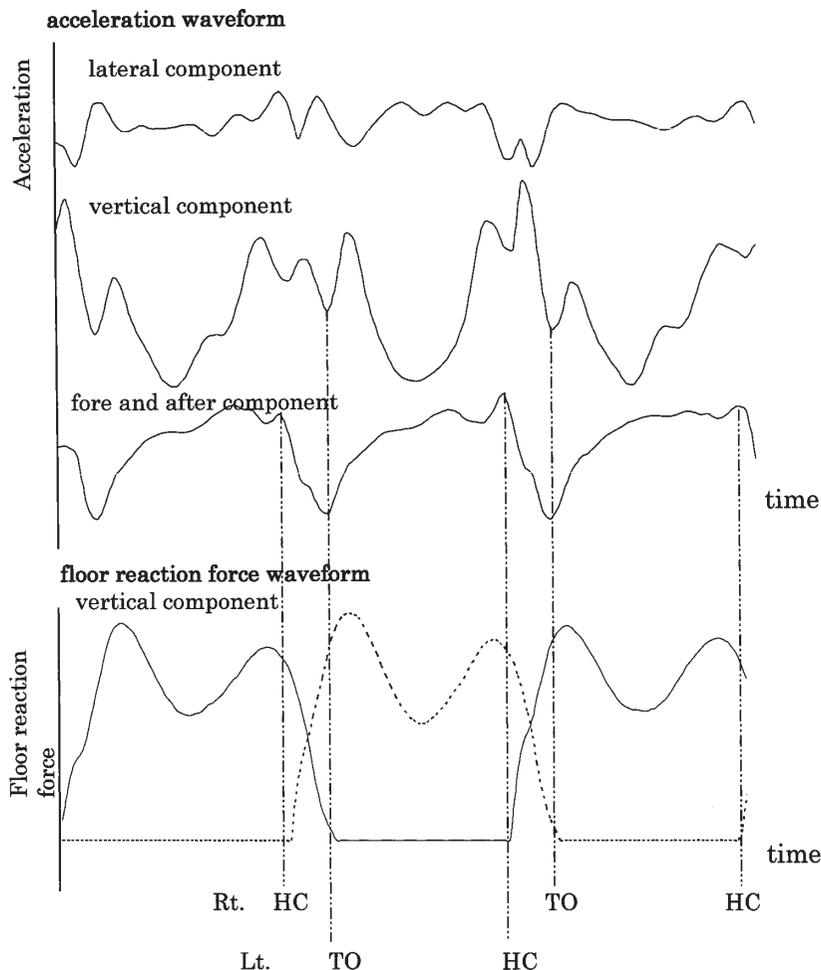


Fig. 3. Acceleration waveform and floor reaction force waveform
 HC: Heel contact, Toe off: TO

周期と、床反力波形から求めた歩行周期を散布図に示したものである。信頼区間 95% で級内相関係数は $\alpha=0.96$ となり、2つの波形から求めた歩行周期は統計学的に高い一致性を示した。

IV. 考 察

現在までの加速度計を用いた歩行分析、評価を文献的に考察すると、1980年代後半までは体重心に近似するとされる部位に加速度計を装着した総合的な歩行分析がおこなわれていた⁵⁾⁻⁸⁾。しかし、現在この総合的な歩行分析の分野は前述の床反力計、三次元動作解析装置に取って代われ、より詳細なデータからの分析が行われている³⁾⁹⁾。現

在、加速度計は測定した加速度値の絶対値を積分して算出した値を活動量の指標に用いたり、小型のものを足部に装着して歩行周期の測定に用いられるようになってきた¹⁰⁾¹¹⁾。

床反力計、三次元動作解析装置は現在、定量的なパラメータによる総合的な歩行分析が可能な測定装置として認知されている⁶⁾。しかし、これらの機器は非常に高価であり、また機器の設置にある程度の測定スペースが必要な上、測定前にキャリブレーションを行う必要があるなどの運用上の制約があることから、一般的にリハビリテーション施設・病院において日常的な臨床場面に利用することは困難である。さらに測定環境についても実

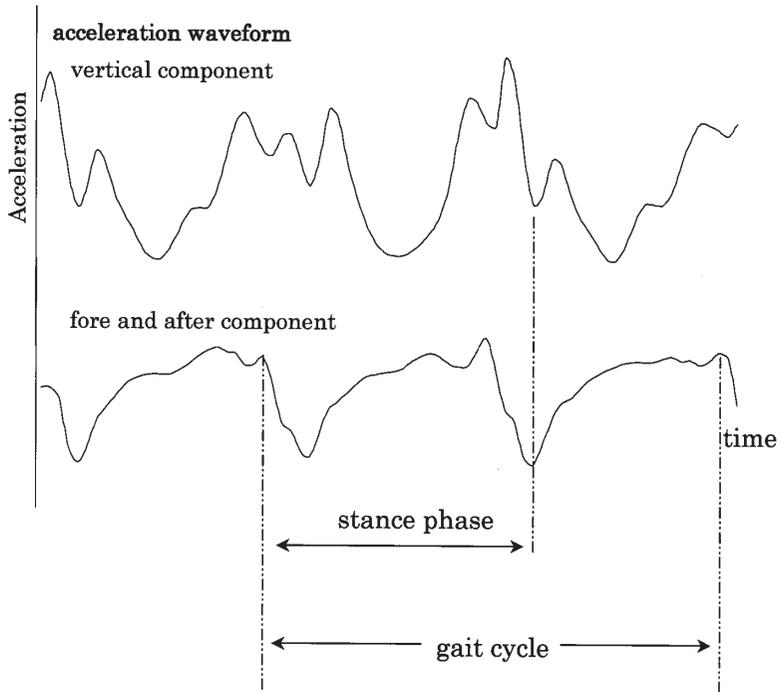


Fig. 4. Measurement of gait cycle and stance phase by the accelerometer

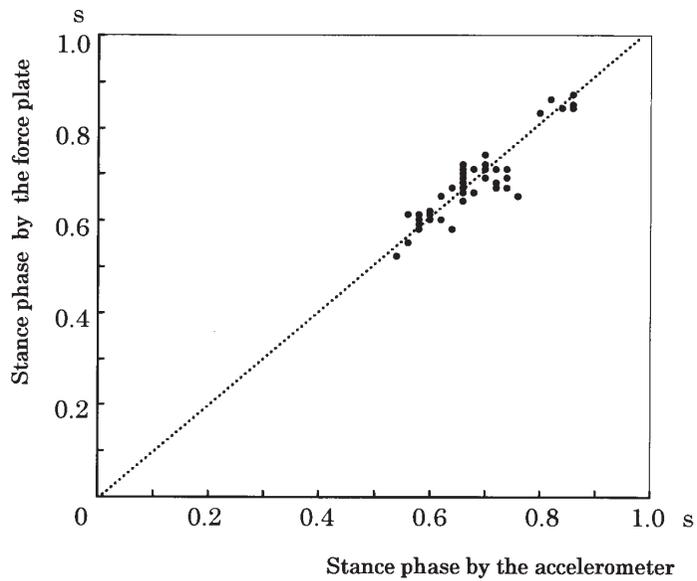


Fig. 5. Correlation between stance phase by the accelerometer and the force plate
 ICC=0.95 ICC: Intraclass correlation

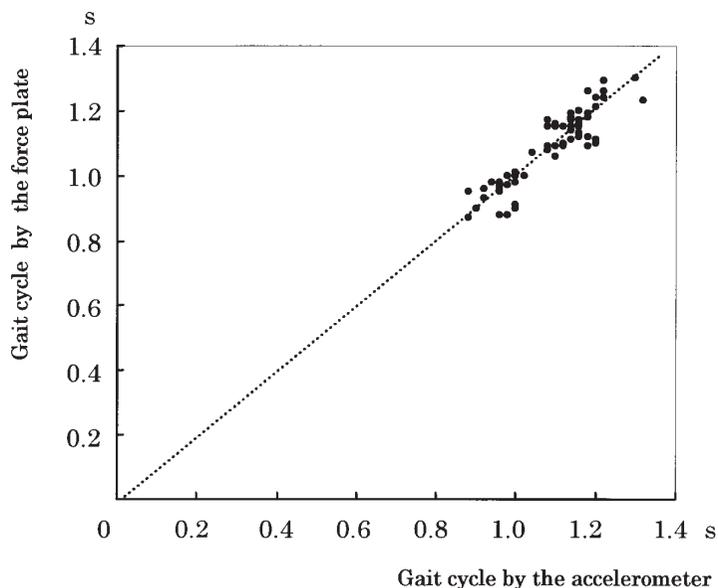


Fig. 6. Correlation between gait cycle by the accelerometer and the force plate
ICC=0.96 ICC: Intraclass correlation

質的に歩行路が限定されることから、実際の日常生活場面での歩行について評価することは困難である。

それに対して、三次元加速度計は小型・安価なものが市販されており、また非拘束で測定環境の制約を受けず、運用も容易であるため、臨床場面での歩行評価には有用であると考えられる。

今回、加速度計は腰部正中にベルトで装着したが、これは山崎ら⁵⁾が加速度計による歩行運動の評価にあたりその取り付け位置は、床反力計による重心加速度波形との相関性が高いこと、軟部組織の振動に起因する高周波成分が少ないことなどから第2腰椎部位が適切であると報告していること、小田ら⁸⁾の加速度計を利用した簡易歩行分析において第3腰椎の高さに加速度計を装着していることによるものである。

三次元加速度計で測定された加速度の再現性は、信頼区間95%で級内相関係数が上下方向 $\alpha=0.62\sim 0.98$ 、前後方向 $\alpha=0.46\sim 0.99$ と良好な再現性を示すのに対し、左右方向では $\alpha=0.16\sim 0.93$ と被験者間での再現性のばらつきが大きかった。山崎らは、左右方向波形は複雑に変化し、動揺性に関する指数以外には歩行の特徴を抽出することが困難であると指摘している⁶⁾。今回の再

現性の検討は、同一被験者の2回の自由歩行間で比較しているが、複雑に変化する加速度左右方向成分については一部の被験者で再現性が低下したと考えられた。上下方向、前後方向成分では良好な再現性を得られたことから、歩行における加速度の評価を行う場合、上下方向、前後方向成分波形の特徴については検討可能であるが、左右方向成分は左右足の判断に利用する程度にとどめ、波形の詳細を検討することは困難であると考えられた。

次に、加速度波形から求めた時間因子の妥当性の検討であるが、今回は同時に測定した床反力波形と比較して行った。

床反力計は現在、定量的なパラメータによる総合的な歩行分析が可能な測定装置として認知されている¹¹⁾¹²⁾¹³⁾。今回、健康成人の自由歩行において歩行周期、左右立脚期の時間因子は床反力波形から求めたものと、三次元加速度波形から求めたものが統計学的に高い一致性を示した。このことから、加速度波形から求めた歩行周期、立脚時間といった時間因子の妥当性が証明された。また、加速度波形による歩行の評価により、踵接地、爪先離地、歩行周期、左右各脚の立脚期・遊脚期、などの臨床的に重要な情報が評価できることが判っ

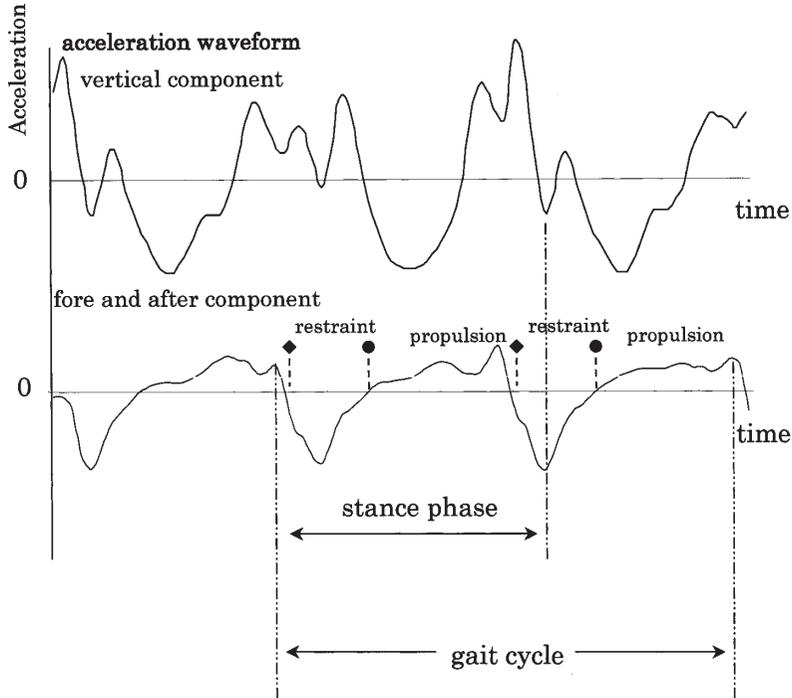


Fig.7. Evaluation of propulsive phase and restraining phase in gait cycle

た。

加速度計は、その装着部位の加速度変化を直接測定できるため、同部位の推進期、制動期を直接測定することができる。今回は腰背部の体重心位置近傍に装着していることから⁵⁾、加速度前後成分波形より、歩行における推進・制動を近似的に記録することが可能であった。これにより、歩行を簡易的にはあるが Fig.7 のように、力学的に評価することができた。

しかしながら、加速度波形のみで歩行評価を行う場合、歩行速度が留意すべき点として挙げられる。それは、加速度波形の特徴から時間因子を計測するには、ある程度以上の加速度変化が必須なため、床反力計を用いた歩行分析で指摘されているように、歩行速度が低下すると単脚支持期の鉛直方向の床反力変化が小さくなり¹²⁾¹³⁾、これにより上下方向の加速度変化も小さくなる。このため、上下方向の加速度変化により特定した爪先離地は判別困難になる場合がある。今後、脳血管疾患などの異常歩行を評価するにあたってはこの点について十分な検討が必要である。

V. 総 括

健常成人の自由歩行を小型三次元加速度計と床反力計を用いて同時に計測し、得られた加速度波形、床反力波形を比較検討することにより、小型三次元加速度計による歩行評価の臨床的有用性を検討した。

小型三次元加速度計により測定された加速度の上下方向成分、前後方向成分の再現性は良好であった。加速度波形、床反力波形それぞれから求めた歩行周期、立脚時間は統計学的に良好な一致性が得られた。よって加速度波形から踵接地、爪先離地、歩行周期、立脚期、遊脚期を特定することができ、歩行の推進、制動についても評価することが可能であった。

以上のように、小型三次元加速度計を用いた簡便な歩行評価は臨床場面に有用であると考えられた。

小型三次元加速度計を用いた歩行の評価は、既存の歩行分析機器による評価と比較して簡便で、安価に行うことができる上、非拘束で測定環境の

制約も少ないことから、今後臨床場面で活用されることが期待できる。

稿を終えるにあたり、御指導、御校閲を賜った東京慈恵会医科大学リハビリテーション医学講座宮野佐年教授に深甚の誠意を表します。

なお、本稿の内容の一部は第40(札幌)および第41回日本リハビリテーション医学学術集会(東京)で発表した。

文 献

- 1) 中村隆一, 斎藤 宏. 身体運動の分析. 臨床運動学. 東京: 医歯薬出版株式会社; 1990. p. 9-27.
- 2) 岸本秀雄, 時松俊輔, 清水章二, 富田岳見, 中川紀一, 河岸直明 ほか. 歩行計測システムの実例. 臨床歩行分析研究会 編. 関節モーメントによる歩行分析. 東京: 医歯薬出版株式会社; 1997. p. 183-96.
- 3) 大橋正洋, 江原義弘, 山本澄子. 歩行分析をめぐる動向: 歩行分析検査の診療報酬点数化. 総合リハ 2000; 9: 1024-30.
- 4) Currie G, Rafferty D, Duncan G, Bell AL. Measurement of gait by accelerometer and walkway: a comparison study. Med Biol Eng Comput 1992; 30: 669-70.
- 5) 山崎信寿. 歩行の重心加速度の計測および評価手法について. 第19回日本人間工学会前刷; 1978. p. 157-8.
- 6) 山崎信寿. 加速度計による歩行障害の計測と評価. 第20回日本人間工学会前刷; 1979. p. 194-5.
- 7) 窪田俊夫, 山口恒弘, 中川武夫, 山崎信寿, 森健一郎. 片麻痺歩行の安定性に関する定量的評価方法について. 総合リハ 1986; 14: 123-8.
- 8) 小田典雄, 千野直一, 山崎信寿. マイコンを応用した簡易歩行分析. 総合リハ 1982; 10: 245-9.
- 9) 大橋正洋, 江原義弘. 機器を用いた歩行分析計測方法とデータ出力. 臨床リハ 2001; 10: 736-42.
- 10) 大田仁史, 竹内孝仁, 山本晴康, 小林 守. 加速度計を応用した歩行周期の検出法. 臨整外 1975; 10: 29-33.
- 11) 西野一郎, 緒方公介, 野見山宏. 歩行解析における加速度計の有用性. 整形外科と災害外科 1993; 42: 1038-40.
- 12) 窪田俊夫, 三島博信, 山口恒弘, 角田忠男, 花田実. 床反力による片麻痺歩行の分析: 波形のパターン分類について. 総合リハ 1983; 11: 549-55.
- 13) 江原義弘, 大橋正洋, 窪田俊夫, 小住兼弘, 鈴木三夫, 高見正利 ほか. 力学的因子の分析. 土屋和夫 監修. 臨床歩行分析入門. 東京: 医歯薬出版株式会社; 1989. p. 61-94.