研究

正常歩行における歩行動作の解析方法*

高浜逸郎** 藤田昌大** 佐藤又次*** 矢野正隆†

A Method of Analysis of Gait Motion
during Normal WalkingItsuro TAKAHAMA, Masahiro FUJITA,
Yuji SATO and Masataka YANO

This investigation aims at determining with accuracy the locomotion during the normal walking. Forces and moments at joints are obtained by analyzing two data, the gait patterns observed by 16 mm camera and the floor reactions caught by the force plate. Though the errors are small in observations of the gait patterns, they become large in the data of the accelerations. Because accelerations are obtained by differentiating the displacement data from observations twice with respect to

time, and each differentiation amplifies errors. In this report it is emphasized that the accuracies of the data of the accelerations should be evaluated by the following three viewpoints; (1) relations between inertia forces and floor reactions, (2) balances of moments at joints, (3) relations between displacements of joints and their accelerations, and is proposed a method of analyzing the data in which the data of accelerations are corrected according to the evaluated results for accuracies. The method is applied to observed data and it is found that the results become satisfactory for three viewpoints after a few repeats of correcting operations.

Key words: smoothing, differentiation, forces and moments in leg, floor reaction, gait analysis.

1. 緒 言

健常者の歩行動作は円滑でむだのないものである。これについての詳細は別報で述べるが、義足使用者が健常者と同様の歩行動作を実現できるならば、その動作はむだの少ない円滑なものとなり、違和感や疲れが少なくなると期待される。したがって、義足を製作する際には、どのような機械要素をどのように組合わせて健常者の歩行動作に近づけるかということが主題となり、歩行動作に対応して身体を構成する各要素の間で伝達される力とモーメントの正確な知識が必要になる。しかしながら現段階では、身体内部に伝達されている力あるいはモーメントを直接に計測する方法は無い。したがって、そういった種類のデータは歩行動作の観測結果から間接に求めるしか方法がなく、それ故に誤差を含むようになり、しかも誤差の大きさと性質はわかりにくい。歩行動作の解析に関しては、これまでに多くの研究がなされてきたが、この誤差の問題はいまだに解決していない^{1)~5)}。

一般に動作の観測結果から、加速度を求めようとする場合には、各時刻における点の計測誤差は差分計算によって増幅されるので、初期データの微小な誤差が膨大な誤差となる。この誤差はそのまま歩行動作の解析結果に

影響することになり、歩行動作あるいは脚の機能の理解に誤りを導くことになる。したがって加速度の正確さが極めて重要になる。

本論文では、歩行動作を光学的に観測した結果を基にして身体内部の伝達力と伝達モーメントを求める方法を提案する。この方法には、加速度の精度を向上させる過程が含まれている。

2. 歩行動作における関係式

歩行動作における関係式を導き、実験結果を整理する際に、次のように単純化して考えることにした。

- (1) 対象とする歩行動作は定常的な運動、つまり同じ周期で動作が繰返される運動である。
- (2) 図1に示すように、身体の側半身は、頭部から指

図1 身体の関節と要素の名称

* 原稿受付 昭和55年 月 日、昭和51年度精機学会
秋季大会学術講演会(昭和51年10月12日)にて発表。

** 正 会 員 熊本大学工学部(熊本市黒髪2-39-1)

*** 日産自動車(株)(武蔵村山市榎1-1)

† 三菱自動車(株)(川崎市中区大倉町10)

図2 要素に作用する力とモーメント

までと, 上腕および前腕の8つの要素で構成されており, それぞれの要素は剛体である。

- (3) 分割された要素は, 関節によって結合されているが, それはピン結合とみなしてよく, 上下の要素間で伝達されるモーメントはすべて筋力によって作り出される。
- (4) 左半身と右半身の体形は完全に対称であり, 重量は同じである。また, 運動は半周期ずれて, 同じ運動を各半身が交互に繰返している。
- (5) 歩行動作は前後(x)方向と上下(y)方向の2次元運動であり, 左右方向の運動は無視できる。

なお, 以下の文においては身体の各要素および関節に対して, 図1に示した名称と番号を用いることにする。ただし, 場合によっては, 頭部と胴体と腕をまとめて上体とし, 足と指をまとめて足部とする。

図2は一つの要素を取り出して, その要素に働く伝達力, モーメント等を示したものである。この要素について運動方程式を求めると次のようになる。

$$m\ddot{x}_G = X_1 - X_2$$

$$m\ddot{y}_G = Y_1 - Y_2$$

$$I_G\ddot{\theta} = X_1(y_G - y_1) + X_2(y_2 - y_G)$$

$$-Y_1(x_G - x_1) - Y_2(x_2 - x_G) + M_1 - M_2$$

ここで, m は要素の質量, I_G は慣性モーメント, (x_G, y_G) は要素の重心の座標, (x_1, y_1) および (x_2, y_2) はそれぞれ下部要素および上部要素とのピン結合点の座標, θ は要素の傾き角, (X_1, Y_1) および $(-X_2, -Y_2)$ は下部要素および上部要素からの伝達力であり, M_1 および $-M_2$ は下部要素および上部要素からの伝達モーメントである。 θ, X, Y はそれぞれ図に示している方向を正とする。

これらの式を整理し直して, 上部への伝達力および伝達モーメントを求めると次式が得られる。

$$X_2 = X_1 - m\left\{\frac{a}{l}\ddot{x}_1 + \frac{l-a}{l}\ddot{x}_2 - \frac{b}{l}(\ddot{y}_2 - \ddot{y}_1)\right\} \quad (1)$$

図3 人体のブロック化

$$Y_2 = Y_1 - m\left\{\frac{a}{l}\ddot{y}_1 + \frac{l-a}{l}\ddot{y}_2 + \frac{b}{l}(\ddot{x}_2 - \ddot{x}_1)\right\} \quad (2)$$

$$M_2 = M_1 + X_1(y_2 - y_1) - Y_1(x_2 - x_1)$$

$$-m\left\{\left[\frac{a}{l}(y_2 - y_1) - \frac{b}{l}(x_2 - x_1)\right]\ddot{x}_2\right.$$

$$\left. - \left[\frac{a}{l}(x_2 - x_1) + \frac{b}{l}(y_2 - y_1)\right]\ddot{y}_2\right\}$$

$$+ \frac{I_2}{I_2}\{(y_2 - y_1)(\ddot{x}_2 - \ddot{x}_1)$$

$$- (x_2 - x_1)(\ddot{y}_2 - \ddot{y}_1)\} \quad (3)$$

ここで, l は要素の長さ, a および b は重心の位置を表す長さであり, $I_2 = I_G + m(a^2 + b^2)$ である。

式(1)~(3)によって伝達力および伝達モーメントを求めるためには, 要素の上下端のピン結合点(関節点)の座標と加速度, および被験者に固有の質量等の生体物理定数が必要である。

関節点の座標は歩行姿勢の観測実験によって求め, 加速度は関節点の時間に対する変位を2回差分することによって求めることにした。歩行姿勢の観測は右半身のみについて行い, 左半身のデータとして, 右半身のデータを半周期ずらしたものをを用いるようにした。

被験者の各要素の質量, 重心および慣性モーメントは体重, 各要素および全体の体積, 全体の重心の実測値と, Fujikawa⁶⁾によって分断された各要素について計測されたデータ, および図3に示すような被験者の体形を簡単な形状のブロックで近似したモデルによって求めた。生体物理定数の諸データの算出についての詳細は文献7)に述べているので, ここでは算出結果のみを表1に示す。

表1 被験者の体格, 年齢, 性別および生体物理定数

身長 1.70 m, 全質量 62 kg, 年齢 22 歳, 男								
	足 部	下 腿	大 腿	胴 体	頭 部	上 腕	前腕 ¹⁾	全 身
$a/l^{23)}$	0.46	0.44	0.45	0.50	0.45	0.50	0.66	0.46
$b/l^{23)}$	0.15	0.04	0	0.02	—	0	0	—
質量比 ³⁾	0.018	0.042	0.115	0.48	0.08	0.024	0.022	1.00
慣性モーメント ($\text{kg}\cdot\text{m}^2$)	0.006	0.044	0.071	1.070	0.038	0.009	0.010	98.3
比 重	1.20	1.06	1.03	0.95	1.05	1.03	1.06	1.002

1) 手を含む

2) a と b は要素の重心を表す長さ, l は要素の全長 (図 2)

3) 脚と腕については片方の値

図4 歩行実験の概略

伝達力と伝達モーメントの計算は身体の下方向から踝, 膝, 股の順に進めて行くが, 式 (1)~(3) において足部の要素に作用する X_1, Y_1 は外力を意味する. ところで, 歩行運動においては外力は床反力のみである. そして, X_1 は各要素の x 方向の慣性力に対する 反力の身体全体の合計, Y_1 は y 方向の反力の合計に体重を加えたものとなる. また $M_1=0$ であり, (x_1, y_1) は後述する 床反力の作用点の座標になる.

3. 実 験

図4によって実験方法の概略を説明する. 実験用歩行路の上を, 図1に示している各関節点と頭部重心の計9点に標点を付けた被験者に歩行させて, 歩行動作を側方向から 16 mm 撮影機 (スコーピック 16, キヤノン) で観測する (こま速度 64). 歩行路に取付けた基準標点は, それぞれのこまの画面上での座標の基準点となる. また, 歩行路には左右の足の床反力を計測するフォースプレートを設置して, 観測と同時に床反力を計測する. この同時計測の時間符合のためにタイミング装置を用いている.

この種の実験で最も重要になるのは, 標点座標の読取りの正確さである. これに影響する撮影機および投影機

の性能としては, 解像力, 画像のブレおよび光学的なひずみがある. 解像力の有利さの点を考慮して, 一般的な回転プリズム式高速度撮影機を避けて, 間欠駆動式撮影機を用いたが⁸⁾, 本研究で用いたものは最高こま速度 64, 露出時間 $1/172$ s であった. これではブレが大きくなり, 鮮明な標点の像が得られないことがわかったので, 露出時間を $1/500$ s になるように改造した.

また, 光学的ひずみについては, 基盤模様を撮影した画像によって, ひずみ量を画像の中心からの距離の関数で近似して補正を行った⁵⁾.

標点については, 読み取りやすさを考慮して, 図4中に示すように正方形の2本の対角線の交点を標点とすることにし, 対向する2個の直角三角形を黒色として白地の中に置いた.

しかしながら, こういった配慮にもかかわらず, 測定されたデータには, 低周波の曲線に載って微小な高周波の振動が現れた. この振動には, 画面上で測定する際の測定誤差も含まれているが, 歩行動作を行う際に筋肉の緊張, 弛緩に伴う局所的な皮膚の動き, 衝撃による骨格に対する皮膚のずれに起因するものも含まれている. したがって, 測定方法をどのように改良しても, この高周波振動を取り除くことはできない. このような皮膚の動きは式 (1)~(3) によって運動を解析する場合に誤差として評価される. この誤差の除去については次章で述べる.

図5に床反力の計測データを示す. 上から x 方向反力 R_x , y 方向反力 R_y である. R_y はフォースプレートの四

図5 床反力および反力点

隅に取付けられたロードセルで計測された荷重の合計であるが, 前方の2個と後方の2個のロードセルにかかった荷重の比によって R_y の x 方向の作用点が求まる. これを反力点と呼ぶことにする. 反力点は平道歩行においては足裏上の踵から始まり, 指先へと移動してゆく. 最初の反力点からの x 方向の移動距離を示したものが下段の図である. 図の横軸は時間, 床反力の縦軸は体重に対する比である. 上方に示す on と off の記号は右足の着床と離床, on' と off' は左足のそれを表す. on-on の間の時間は歩行の1周期, on-on' (on'-on) は1歩時間(半周期)である. 片方の足だけで考えれば支持足期 (on-off あるいは on'-off') と浮足期 (off-on あるいは off'-on') がある. また, on-off' (on'-off) の間は両足支持期, off-on' の間は片足支持期である. 片方の足について, 図の下方に示す4つの期間に分けることができる. 上方に示す ①~④ および ②~⑤ の記号はそれぞれの期間の始まりと中間の時点につけたものである. ①~④ と ②~⑤ はそれぞれ1歩時間ずれている.

x 方向反力は前半に歩行速度を減速させる力, 後半に加速させる力が現れる. y 方向反力は上下方向慣性力に対する反力に体重が加わったものとなる. ただし, 両足支持期ではこれを左右の足で分担する.

図に書き込まれている加減比と誤差率は次式で表される⁹⁾.

$$\text{加減比} = \frac{\text{加速力の力積}}{\text{減速力の力積}}$$

$$\text{誤差率} = \frac{\text{垂直反力の力積}}{\text{体重} \times (1 \text{ 歩時間})} - 1$$

左右半身の身体の機械的条件と運動が完全に対称であり, 測定誤差がない場合に, 加減比=1, 誤差率=0になる. 図に示すそれらの値は歩行運動のデータとしては良好なものであり, 歩行動作の対称性と床反力のデータの精度はともに良いと思われる.

図6に歩行動作の観測データを示す. 横方向に連続した曲線は, 下から, 指, 踝, 膝, 股, および手首, 肘, 肩, 首の8個の関節点と頭部重心の軌跡である. その線上に短い線が出ていたのは, 観測したフィルムの1コマごとの各測定点の位置である. 床反力の図に示す ①~④ および ②~⑤ の時点で, 各関節点をつないで右半身の歩行姿勢を作っている.

4. 加速度の精度の評価と修正の方法

加速度から得られるデータは次の三つの観点を満足しなければならない.

- (1) 自重と慣性力の総和が床反力と一致しなければならない.

図6 右半身の歩行姿勢

図7 伝達モーメントの算出と加速度修正の手順

- (2) モーメントは足底部では足底反力の作るモーメントの値に一致し, 頭頂部ではゼロでなければならない.
- (3) 加速度の二階積分は変位曲線に一致しなければならない.

本研究ではこの三つの観点が加速度の精度の評価基準となる. 以下にそれぞれの観点からの評価方法と, それに照合して試行錯誤的に行われる加速度の修正方法を述べる. また, 図7に修正に関連した諸データの関係を示す.

4.1 床反力による評価と修正の方法

解析に用いる床反力(算出床反力)は, 加速度から求める慣性力から求めるが, これは実測した床反力と一致すべきものである. 従って, 両者を比較することによって加速度の精度の全体的な評価ができる.

ところで, 実際には, ある時点, 例えば図5の①の姿勢の時点における算出床反力は, ①とそれから半周期ずれた④の二つの時点の右半身の運動から求める. 従って床反力の値は①と④の二つの時点の実測床反力に密接な関係を持つことになる. このことから, 算出床反力は, 全体的に二つの時点の実測床反力, すなわち右足の床反力と左足のそれとの中間に入り, その範囲から大きく外れることはないと考えられる. 反力点についても同

図8 加速度修正量 $\Delta\alpha_3$ による床反力と誤差モーメントの修正量 ΔR と ΔM

様であり、解析に際しては左右の脚のデータの平均値を用いた。従って、実測床反力と算出床反力のずれによって加速度の修正の目安が得られる。

修正加速度量 α_i による算出床反力の変化量 ΔR は次のようにして求められる。例えば図8に示すように膝に $\Delta\alpha_3$ を加えると、下腿と大腿に、それぞれの質量に比例して慣性力 ΔF_2 と ΔF_3 が発生する。これらを合計して逆向きにしたものが ΔR である。図2における重心位置の偏り b は身体の要素では a に対して極めて小さいので、これを無視すれば、 ΔR は次式で表される。

$$\Delta R = -(\Delta F_2 + \Delta F_3)$$

$$= \left(m_2 \frac{l_2 - a_2}{l_2} + m_3 \frac{a_3}{l_3} \right) \cdot \Delta\alpha_3 \quad (4)$$

4.2 誤差モーメントによる評価と修正の方法

首関節回りに作用するモーメント、すなわち両脚から胴体に伝達されるものと、頭部、両腕および胴体の姿勢と運動によるものを合計したモーメントによって加速度の精度を評価する。このモーメントの値は、本来ゼロになるべきものであるが、実際には加速度の誤差によって生じるモーメントの誤差が累積されたものとなる。このことから、この値を誤差モーメントと呼ぶことにした。この値によって加速度を修正する目安が得られる。図8に示されている修正量 $\Delta\alpha_3$ によって生じる誤差モーメントの変化量 ΔM は次式で表される。

$$\Delta M = \Delta R \times r_R - (\Delta F_2 \times r_2 + \Delta F_3 \times r_3)$$

$$= \Delta F_2(r_R - r_2) + \Delta F_3(r_R - r_3) \quad (5)$$

ところで、実際には9個の関節点について、加速度 $\ddot{x}$, $\ddot{y}$ があり、誤差モーメントは18個の、また床反力は x, y 方向でそれぞれ9個の加速度から求められる。床反力のみについて希望する ΔR を作り出すのであれば、9個の加速度について自由な組み合わせを選ぶことができる。しかし、同時に、希望する ΔM を作り出さなければならないので、実際には、修正する加速度の組み合わせは狭い範囲に限定されてくる。しかし、幾つもの組み合わせが考え

図9 変位差線図および加速度の修正のために引いた曲線(一点鎖線)

られる状態で、修正の量までを決定するのは困難である。これについての目安は次に述べる。

4.3 変位差線図による評価と修正の方法

加速度は変位の二回差分によって得られるのであるから、変位に無関係に $\Delta\alpha_i$ を与えることはできない。 $\Delta\alpha_i$ の大きさを決めるために図9に示すような変位差線図を用いる。これはフィルムから読取った変位(実測変位)から、加速度を逆差分して求めた変位(算出変位)を差し引いたものである。変位差線図はフィルムの1こまごとに折れた線の連続となる。これの全体の流れは変位差がゼロの線上になければならない。加速度の修正は、全体の流れに沿って、希望する修正に合うように、一点鎖線で示すような滑らかな曲線を引き、その2回の差分値を加速度の修正量とするのである。

以上に、加速度の評価と修正の方法を示した。加速度の修正作業は試行錯誤によって行われ、数回の修正が必要である。初期の加速度は、それぞれの関節点の変位をフーリエ変換を用いて数値フィルタを通した後に二回差分を行って求めている⁴⁾。初期加速度では、本来存在している高周波成分もカットされているが、これは修正の段階で回復する。

5. 解析結果

図10に、 x, y 方向の加速度および変位差線図を示す。加速度における実線は修正を終わった最終加速度、破線は最初に用いた初期加速度である。破線は実線に対して上下に凹凸を持った状態となっており、この凹凸が修正の段階で平均化されて実線になった訳である。変位差線図はすべて零線の上下に凹凸を持った状態となっており、実測変位と算出変位の流れが良く一致していることを示している。なお、頭部重心と肩関節については示していないが、これは次の理由による。初期加速度を求めた段階で首の加速度と比較して、その差が小さいものであったので、前2者の加速度の代わりに首の加速度を用いた。

図11に最終加速度によって求めた算出床反力を、実線で、左右の足の実測床反力を破線と一点鎖線で重ね合わせて示している。算出床反力は二つの実測床反力のいずれかに沿うような変化となっている。図12に、膝、股関節における伝達力を、図13に1周期の間の伝達モーメントと半周期の間の誤差モーメントを示す。誤差モーメントは $\pm 5 \text{ N} \cdot \text{m}$ の間に収まっている。

図10 身体各関節の加速度と変位差

図11 床反力の計算値と実験値の比較

図10, 11, 13からわかるように, 変位差線図, 床反力および誤差モーメントの状態はいずれも良好である。

6. 結 言

健常者の歩行動作を正確に把握することを目的として実験を行った。実験の方法は, 最も一般的な撮影機によって歩行動作を観測する方法である。このような実験では, 観測データに, 一般的な計測誤差に加えて観測の対象が生体であることに原因して生じる誤差が含まれる。これらの誤差が観測データを微分して求める加速度の算出結果に大きな誤差を含ませるようになり, しかも誤差の程度が評価しにくいという問題がある。これに関して, 三つの観点, すなわち, ① 身体全体の慣性力と床反力と

図12 股, 膝, 踝関節における伝達力

図13 踝, 膝, 股関節における伝達モーメントおよび誤差モーメント

の関係, ② 任意の関節において, その関節回りのモーメントの総和はゼロにならなければならないというつりあいの条件, ③ 変位と加速度の関係, から加速度の精度が評価できることを示し, 評価の方法とその結果から加速度を修正する方法を提案した. そうして, 実際のデータにこの方法を適用し, 三つの観点から導き出される条件のいずれにも矛盾しない加速度を得た. この加速度は被験者の運動によく合ったものであり, これから求められる諸データは被験者の運動を精度よく表しているといえる. これらのデータについては, 別報で議論する.

おわりに, 本研究を進めるに当たって御指導頂いた大阪大学工学部・中川憲治教授, 熊本大学工学部・後藤治平教授, また卒業研究のテーマとして本研究に取り組まれた方々に心より感謝します.

文 献

- 1) H. Elftman: Forces and Energy Changes in the Leg during Walking, J. Physiology, 125, (1939) 339.
- 2) B. Bresler & J. P. Frankel: The Forces and Moments in the Leg during Level Walking, Trans. ASME, 72, 1, (1950) 27.
- 3) 山崎信寿: 2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション, バイオメカニズム, 3 (1975) 261.
- 4) M. D. Lesh, J. M. Mansour & S. R. Simon: A Gait Analysis Subsystem for Smoothing and Differentiation of Human Motion Data, J. Biomech. Engg., Aug., 101, (1979) 205.
- 5) T. P. Andriacchi, S. J. Hampton, A. B. Schultz & J. O. Galante: Three-dimensional Coordinate Data, Proc. Human Motion Analysis, J. Biomech. Engg., Nov., 101, (1979) 279.
- 6) K. Fujikawa: The Center of Gravity in the Parts of Human Body, Okajimas Folia Anat. Japan, 39, 3, (1963-7) 117.
- 7) 永田 茂, 高浜逸郎: 人体の各体節に於ける物理定数の算出, 熊本大学工学部研究報告, 28, 3 (1979) 151.
- 8) 杉山省吾: 間欠駆動式高速度撮影機, 精密機械, 44, 7 (1978) 892.
- 9) 高浜逸郎, 藤田昌大, 佐伯 博, 柴原秀樹: 正常人の歩行時における足裏反力の測定, 精密機械, 44, 8 (1978) 973.

情 報

日本塑性加工学会賞決定

日本塑性加工学会 (東京都港区六本木 5-2-5, 会長・松浦佑次早大理工学部教授) は昭和 56 年度の学会賞として会田技術賞 3 件, 会田技術奨励賞 3 件, 論文賞 2 件を決定した.

受賞者は次のとおり.

〔会田技術賞〕

▽「鋼矢板圧延用分割スリーブロールの開発」(松原博義日本鋼管福山製鉄所副所長ら 4 氏), ▽「ホット・ストリップ・ミルの合理化に関する実験的ならびに理論的研究」(小門純一京都大学工学部教授), ▽「圧延の三次元変形に関する基礎および応用研究」(柳本左門 新日本

製鉄製品技術研究所部長研究員)

〔会田技術奨励賞〕

▽「高合金鋼の熱間加工性に関する研究」(山口重裕 新日本製鉄基礎研究調整課長ら 4 氏), ▽「金属薄板の成形限界の板厚依存性に関する研究」(山口克彦 京都工芸繊維大学工学部助教授), ▽「冷間圧延における潤滑に関する研究」(水野高爾名古屋工業大学工学部助教授)

〔論文賞〕

「熱可塑性プラスチックの熱誘起変形現象とその成形への応用」(町田輝史玉川大学工学部講師ら 3 氏), ▽「測圧ピン法における最適設定条件の検討」(戸沢康寿名古屋大学工学部教授ら 5 氏) (服部 敏夫)