

総 説

足底圧の動的変化を指標とした健常成人の歩行制御 および片麻痺歩行に関する研究

桐山希一

つくば国際大学医療保健学部理学療法学科

【要 旨】 ヒトの二足歩行における体重移動の制御を足底圧の動的変化から論じた。本研究では健常成人を対象として、解剖学的に規定した足底における領域から歩行時の足底圧の動的変化を計測する方法を用いた。つぎに病的歩行、とくに片麻痺歩行を対象とした臨床評価の指標としての有用性を検討した。足底面内における足底圧変動は前後・側方に圧力曲線の差波形を求めることで特徴的に表すことができた。前後方向は、踵側の足底圧が第3中足骨側を上回る「後足部荷重期」から、第3中足骨側の足底圧が踵側を上回る「前足部荷重期」へと移行することが明確に示された。側方の変動も外側と内側とにバランスをとる2相に分けることができた。ただし側方の変動は個人差が大きく、また歩数ごとにも変動が大きかった。片麻痺歩行では麻痺側における前後・側方への足底圧の変動パターンにより方向および足底圧の変動を四つのタイプに分類することができた。

（医療保健学研究 第3号：1-40頁／2012年2月14日採択）

キーワード：足底反力，自然歩行，連続歩行，トレッドミル歩行，歩行速度，方向転換

序 論

本研究では足部の機能解剖的な特定の位置に着目して圧力変動を測定した。「歩行がいかに可能となるか」についてのメカニズムと運動力学的な分析は医学、工学など様々な領域で研究されてきた。しかし、それぞれの領域で目的や観点は異なっている。本論文では、ヒトが二足歩行を行うときに足底に生じる圧力変化を指標として「歩行を可能とする体重移動の制御」について論じる。

本章では本研究に関わる足部の機能解剖、歩行のメカニズムを論じる上で論拠となる神経学的な知見について述べる。つぎに運動力学的なさまざまな歩行分析方法のなかで、足底圧による分析が占める方法論的な位置づけを明確にしたい。

足部の機能解剖

ヒトの直立二足歩行時の足部に求められる安定性と運動性という二つの相反する性質は、構造上はどのように実現されているのであろうか。ここでは足部の構造のうち、どこで体重を支持して安定性を保っているのかを明らかにしておきたい。また、安定性と運動性を同時に実現するのに重要な役割をしている「足のアーチ」に

連絡責任者：桐山希一
〒300-0051 茨城県土浦市真鍋6-8-33
TEL: 029-883-6030
FAX: 029-826-6776
Email: kiriyama@tius-hs.jp

ついて解説する。

Kapandji (1988)は足部の関節に関して、その機能の一つは『下腿の肢位や路面の傾斜にかかわらず、歩行の際に足底を正確に路面に接地させることである』としている。Gardner et al. (1971)も指摘しているように、静止立位における足部での体重支持は踵骨と第1および第5中足骨頭が主要な荷重点となる。静止立位においては、体重は左右の下肢にほぼ均等に荷重が加わる。すなわち、脛骨から距骨への荷重は体重の50%である。距骨はこれを踵骨に25%、母指球と小指球とで併せて25%の比率で分配する(中村 他, 2003)。

また、踵、第1および第5中足骨頭で形成される三角には縦横それぞれに「アーチ」が存在する。縦のアーチは踵骨－立方骨－第5中足骨で構成される「外側アーチ」と、踵骨－距骨－舟状骨－内側楔状骨－第1中足骨で構成される「内側アーチ」である。外側アーチには底屈と外がえしの主動作筋である長・短腓骨筋が、内側アーチには底屈と内がえしの主動作筋である後脛骨筋がその形成に重要な役割を担っている。「横アーチ(前側アーチ)」は、第1から第5までの中足骨頭すなわち、中足間関節で構成される。アーチは筋と靱帯の緊張によって、全体として丸天井の形をとっている。Kapandji (1988)は足部の関節の機能の二つめとして、『路面の凹凸に対して足部がうまく適合するように、足部アーチの形状と湾曲を変化させる。このように、路面と荷重に関わる足部の間に緩衝器をはさむことで、歩行時の立脚相に柔軟性が生まれる』ことを挙げている。

踵骨と第1および第5中足骨頭の三点で体重を支持する足部の構造が、安定性を保持しながら、かつこの三点が構成するアーチによって運動性を併せ持つことを可能にしていると言える。

ただし、Cavanagh et al. (1997)の研究では、足底圧の動的な変化に影響を与えるのは、足部の形態よりも歩行方略などの動的な因子の方が大きい可能性が示唆されている。著者らは、レントゲン写真から計測した骨の長さ、縦・横ア

ーチの長さや高さおよびその比率など足の形態を特徴づける項目が、踵部および第1中足骨頭の足底圧に与える影響を調べた。重回帰分析の結果では、計測した項目による最大足底圧に対する説明力はおよそ35%であった。また、関節可動域や軟部組織、さらに歩行時の3次元動作解析や筋電図波形など、形態因子のみならず機能的な因子を追加して解析し直しても50%の説明力であった(Morag et al, 1997)。

本研究で焦点を当てたのも、足部の形態や筋・骨格系の作用が足底圧に及ぼす影響ではない。むしろ、歩行における足底圧の動的な変化は、「体重移動の制御が機能した結果を反映する」という視点に立って分析を試みる。

歩行制御に関わる中枢神経機構

上位中枢神経系を除去した脊髄動物であっても、電気刺激によって歩行におけるのと同様の上下および左右の協調した四肢の運動が自律的に生成されることが知られている(Shik and Orlovsky, 1976)。四肢の運動を自律的に制御するのは頸椎と腰椎の膨隆部に左右一対ずつ存在する「歩行運動パターン生成回路(central pattern generator; CPG)」であるとされる(Grillner and Wallén, 1985)。CPGは、大脳皮質、大脳基底核、視床、前庭神経核、脳幹網様体など、より上位の中枢神経系からの入力によって活性化すると考えられている。ヒトでも脊髄のレベルで歩行運動を自律的に生成する、同様のCPGの機能が備わっていることが推測される(政二, 1999)。

同じく上位中枢の切断実験で「中脳歩行誘発野(mesencephalic locomotor region; MLR)」が発見されており、このMLRに含まれる楔状核が歩行発生中枢と考えられている。MLRは延髄の内側網様体(medial reticular formation; MRF)を介して、脊髄へと神経信号を出力する。脊髄のCPGはMLRからの持続的な入力刺激により歩行リズムを生成する。

さらに、視床下核領域の電気刺激によっても

歩行運動は生起される。このことから、視床下核領域から MLR への入力経路も歩行の発動に関わる機構であると考えられている。この領域は視床下核歩行誘発野(subthalamoic locomotor region)と呼ばれている。

ヒトの直立二足歩行には抗重力姿勢の保持に関わる神経機構も重要な役割を果たしている。姿勢保持には内耳の前庭器を受容器とする平衡感覚や、大脳基底核を中枢とした筋緊張の調整機構、中脳・脳幹を中枢とする姿勢反射・反応の関与などが考えられる。これらの反射・反応が適切に生起するには体性感覚情報が不可欠である。

歩行を可能とするための体性感覚としては、足底の触覚や圧覚、および固有受容感覚を挙げることができる。固有受容感覚は、筋紡錘やゴルジ腱器官、および関節包のルフィニ終末などを受容器として、筋に生じる張力や関節運動、および身体各部位の相互関係を感知する。筋紡錘の感度は脊髄を中枢とした「 α - γ 連関」と呼ばれるシステムにより調整され、筋の長さの情報を脊髄に送る。また、ゴルジ腱器官は筋にかかる張力を感知する。このほか関節の動きはルフィニ終末や靱帯のパチニ小体により感知される。また、自由神経終末は関節の動きを感知するとともに侵害受容器として関節痛を生じる。

しかし、抗重力姿勢の保持は筋緊張の調整機構のみでは実現され得ないことも指摘されている(Winter et al, 1998)。ヒトは身体の重心を荷重基底面のなかに保持しようとしながら、動作を遂行するためには同時に目的とする方向へ変化させていかなければならない。重心の動的な変化に対応するためには上位中枢における調節は不可欠である。このためには、小脳を含む上位中枢が関与すると考えられている(Ouchi et al, 1999)。末梢からの感覚入力情報は小脳にも入力されており(脊髄小脳路)、小脳は歩行の際に重心位置の補正や四肢の協調運動の調節に働いていると考えられている。

さらに、歩行時に障害物を回避したり、空間や路面の状況を把握したりすることは、視覚情

報によって可能となる。視覚情報処理や、注意・判断といった高次脳機能は大脳皮質の機能として歩行に関与する。

重心を基底面に保持しようとする働きは「バランス能力」と呼ばれる。バランス能力は、この節で述べた中枢神経機構が機能した結果であると言える。歩行における体重移動もバランス能力によって制御される。この働きは荷重基底面における重心位置の制御として、足底の圧力変化に反映するものと考えた。

運動力学的な指標による歩行分析の方法

立位や歩行場面における重心位置や体重移動を測定することは、対象者のバランス能力を測定することであるとも言える。しかし、その方法はさまざまである。歩行時の体重移動を運動力学的に解析するときには、身体の重心や足底圧、あるいは関節モーメントといったパラメータが用いられる。

本論文では、足底圧を指標とした歩行時の体重移動の制御を論じる。なお、関節モーメントは生体を構成する筋・骨・関節など個々の要素に加わる力学的な数値であるため議論の対象からは外した。

ここではまず、歩行を運動力学的なパラメータによって測定する方法を概観する。また、動作時の重心移動を測定する方法として一般的な床反力計による歩行分析の結果を紹介する。つぎに、床反力計による歩行分析との対比から足底圧を用いた歩行分析の方法論について論じる。

1. 立位・歩行場面における体重移動の測定方法
Hurkmans et al(2003) は立位あるいは歩行時の体重移動に関する測定方法を、

- ① 臨床における検査(clinical examination)、
- ② 体重計(scale)を用いた方法、
- ③ バイオフィードバック・システム(biofeedback systems)による方法、
- ④ 歩行用測定装置(ambulatory devices)に

よる方法、

⑤ プラットホーム(platforms)を用いた方法に分類した。

臨床場面において治療者は、観察や触診によって対象者の動作を把握することができる。また、疾患名や神経学的な兆候、関節可動域や筋力テストなどの情報を考慮した上で、バランス能力を評価することとなる。

簡便に客観的な指標を用いたい場合に、例えば対象者を片足ずつ別の体重計に乗って立たせ、重心移動を行わせる方法をとることがある。このとき、静止時と重心移動を行ったときとの左右それぞれの体重計の目盛りを計測して比較する。この方法では、立位姿勢を保持する段階で左右に偏倚はないか、体重移動により最大に荷重したときの量に左右差がないかを知ることができる。

また、下肢の骨折後のリハビリテーションにおける例として、患肢の荷重量を体重に対する割合で制限しながら段階的に漸増していく方法が挙げられる。このとき即時的に変化する荷重量を対象者に提示する。そして目的の数値を超えないように指示しながら、免荷したときの感覚を覚えてもらう方法を用いる。このような方法、すなわちバイオフィードバックは、感覚障害、異常筋緊張や関節の変形などにより全身の重心あるいは足底圧の中心位置が、いずれかの方向や部位に偏倚している場合にも、それを修正するための治療として用いることができる。

以上のような観察と触診を含む身体検査、あるいは検査および治療における体重計やバイオフィードバックなどの利用は臨床場面ではよく利用される方法である。

しかし身体の重心位置や足底圧の動的な変化を定量的な指標によって表すためには、測定装置を用いる必要がある。歩行用の測定装置は、センサの装着部位によって「身体装着型」と、床やトレッドミルに装置が設置された「プラットフォーム型」とに大きく分類することができる。身体装着型の装置はセンサへの電源供給やデータ通信のための配線が許容される限りの範囲で、

連続的な動作の測定が可能であることが利点である。しかし、身体運動に即した情報を得ることができる反面で、歩行空間における重力や慣性力に関する情報を計測することは難しい。これに対してプラットフォーム型の装置は、身体全体の動力学的な情報を得ることができる。その反面で、計測できる範囲が設置された場所に限定されるのが欠点となる。これらの装置は測定目的によって選択することになる。

歩行用測定装置に用いられるセンサとしては、ひずみゲージ式やピエゾ素子を利用した荷重変換器が代表的である。ひずみゲージは、金属抵抗線に張力が加わると伸長されて細くなり電気抵抗が増加する原理を用いている。ひずみに比例した抵抗の変化を電圧の変化として計測すれば、加わった力を求めることができる。ただし、加わった力と電気抵抗との変化が比例関係となる許容範囲が決まっている。一方、ピエゾ素子は加わった圧力に従って分極が発生する半導体である。このとき発生した電荷の量を計測することによって加わった力を知ることができる。ひずみゲージ式のセンサはピエゾ素子式に比べると計測可能な範囲が小さい。これに対してピエゾ素子式は精度が高いが、高価であり温度によって精度に影響を受けやすいという欠点がある。しかし、対象の運動が歩行程度であれば、どちらを用いても測定は可能であるとされる(内山, 2001)。

体重支持基底面に投影される身体の重心位置は、重心動揺計により計測することができる(図1)。重心動揺計は複数の荷重センサの釣り合い位置により足底板上の圧中心を求める装置である。通常はひずみゲージ式のセンサが用いられ、一定の時間内における圧中心の変化を連続的に計測することで重心の動揺を軌跡としてとらえることができる。ただし、重心動揺計は座位や立位など重心が基底面にとどまる場面では有用であるが、歩行など動的な場面における重心移動の測定に用いることはできない。

歩行時の体重移動を測定するためには、足底圧分布や床反力などの測定装置が用いられる。

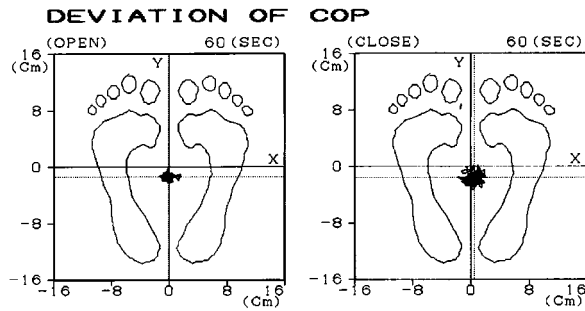


図1. 重心動揺計による身体重心の測定結果の例
左は開眼立位、右は閉眼立位。いずれも1分間の重心動揺を測定した。

被験者は健康成人39歳男性。

重心動揺計グラフィコーダ GS-30(アニマ株式会社製)にて測定。

市販されている身体装着型の足底圧分布の測定装置には、F-Scan システム (Tekscan Inc., Boston, MA, USA) や、Pedar システム (Novel electronics Inc., Germany) などがある。また足底圧分布の測定装置には EMED システム (Novel electronics Inc., Germany) などのプラットフォーム型のものもある。これらの測定装置のセンサはシート状であり、足底圧分布の継続的な変化を荷重基底面のマトリックスのデータとして得ることができる(図2)。センサの素材としては、F-Scan システムには静電容量トランスデューサが、Pedar システムと EMED システムには感圧抵抗素子が用いられている。

プラットフォーム型の歩行用測定装置としては、床反力計が代表的である。床反力計には、セン

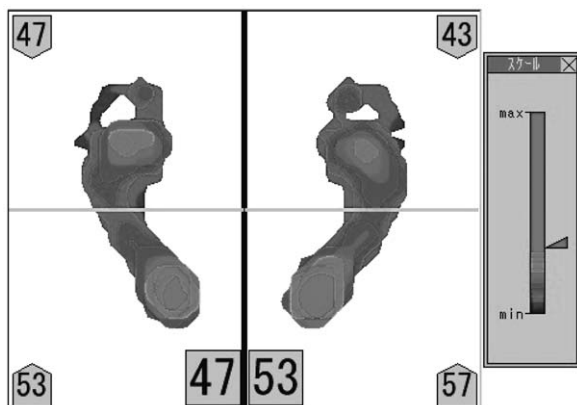


図2. 静止立位時における足底圧分布の測定結果例
被験者は健康成人、39歳男性。

FootView(ニッタ株式会社製)にて測定。

サの装着された一つあるいは複数のフォースプレートが用いられる。フォースプレートは床面あるいはトレッドミルに設置される。床反力計は、このフォースプレートの上を歩行している際の反力を計測する装置である。通常、床反力計のセンサはフォースプレートを支える柱に相当する部分の四方に装着されている。そのため、垂直方向のみならず、柱の部分の曲折によって前後・左右といった水平方向への力も計測することができるのが特徴である。用いられるセンサには、ひずみゲージ式のものもピエゾ素子式のものもある。床反力計を用いた歩行分析については次の項目で紹介する。

2. 床反力計による歩行分析

歩行時の荷重基底面である足底には、体重や慣性力が床面に対して加わる力と同じだけの力が、床面からの反力として生じている。これを「床反力(ground reaction force)」と呼ぶ。床反力は身体重心(center of gravity)から足底の圧力中心(center of pressure; COP)に向かうベクトルに対して、床面から作用する力として計測することができる。すなわち、床反力は足底と床面との摩擦力であるということができる。このとき、作用点である COP に生じる反力は前後・左右・垂直(鉛直)方向の三つの分力として解析される。歩行周期は体重を支持する立脚相と下肢の振り出しを行う遊脚相に分けられるが、床反力計では歩行周期を通した各成分の継続的な変化や COP の軌跡を追うことができる。

垂直方向の分力は通常は二峰性の波形を示す。二峰性の間にある時期に身体重心は最高位置となり、全身の荷重が前方へと移動する。また、踵接地後の衝撃によって initial spike と呼ぶ棘波を認めることもある。

前後方向の分力は二相性を示し、基線と交差する時点の前後で後方への分力と前方への分力とに分けることができる。後方への分力は「制動期」、前方への分力は「推進期」と呼ばれる。速度が一定であれば制動期と推進期の積分値は等しくなる。

左右方向への分力は、踵接地の際に内側へ、その後は外側の力が二峰性に作用するのが一般的であるとされる。ただし、垂直・前後方向の分力と比較して、値が小さく、誤差、個人差、左右差、再現性に問題があり、十分な検討はなされていない(山崎他, 1999; 内山, 2001)。

3. 歩行時の足底圧分布の解析

床反力計は「身体の重心位置の変化」に対応して足部にかかる、力学的な作用を測定することができる。床反力計はベクトルや COP の軌跡を測定することはできても足底の圧力分布を測定することはできない。荷重基底面である足底の表面でどのような圧力の変化が生じているかについての情報を得ることができない。

足底の圧力分布を測定するときに現在では F-Scan システムや EMED システムを始めとする半導体を応用したセンサにより、時間的にも空間的にも精度の高い測定機器を用いてデータを収集することができる。例えば図 2 で示したように、足底圧分布の測定結果は多数の圧力センサによって得られたマトリックス形式のデータにより色別に表示される。また歩行時の圧力分布の変化は、踵接地(heel contact)、足底接地(foot flat)、踵離期(heel off)、爪先離期(toe off)に分けられる立脚相の各期を通じた連続した動画として観察することができる(図 3)。

足底圧分布の測定システムにおける解析のパラメータとしては、足底の各領域における足底

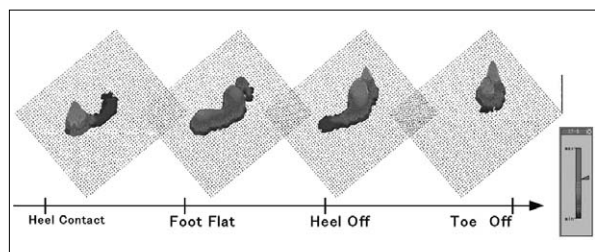


図 3. 歩行における足底圧分布変化の測定例
プラットフォーム型の足底圧分布の測定装置で計測した動画を分解して示した。

被験者は健康成人39歳男性、ニッタ株式会社製 FootView にて測定。

Heel Contact：踵接地、Foot Flat：足底接地、Heel Off：踵離期、Toe Off：爪先離期。

の接地面積、最大あるいは平均圧力、COP の移動軌跡などが用いられている。

二次元あるいは三次元動作解析や、筋電図解析などと比較すると、足底圧の測定は歩行分析の方法として一般的とはいえない。しかし、臨床においてはよく利用されている方法である。井田ら(2004)は、足底圧の測定が臨床において、とくによく応用される例として整形外科疾患や糖尿病による足病変を挙げている。

整形外科の領域においては、足底圧が症状の診断や治療効果を評価するために用いられている。骨折や腱の手術前後での変化を比較することができるし、装具、インソール、サポータ、テーピングなどによる矯正の効果を診断するときにも足底圧を指標として用いることができる。しかしながら、井田ら(2004)は足底圧分布のパターンの変化は複雑であり、どのようなパターンが得られたときに「治療効果が得られた」と評価できるのかを一概には言えない点も指摘している。実際の臨床では、他の身体検査やレントゲン写真などと合わせて診断や評価がなされることになる。

また、糖尿病では、神経障害、血流低下、免疫力低下に起因して、いわゆる「靴ずれ」程度の症状から足部の褥瘡や壊死に至る場合さえある。このことから、静止時の足底圧の分析により、歩行時の足底圧や褥瘡のリスクを推定する試みがなされてきた。しかし、本章でも述べたように、足底圧の動的な変化は、足部の形態などの静的な因子のみからでは説明しきれない。歩行方略などの動的な因子の方が大きく影響する可能性がある。さらに、歩行時の足底圧と皮下の血流量との関連性は決して高くない点からも、褥瘡形成の原因を足底圧の測定結果から断定することの困難さが指摘されている。

臨床場面では、同一対象者に対して縦断的にデータを測定することで、足底圧を分析対象とすることは可能である。治療や装具の装着などのアプローチ前後で、変化を比較することはできる。しかし、測定結果から対象者のバランス能力を評価する上で、その判定基準が明確では

ない。このことが、臨床における診断や治療の効果判定を行う際に課題として残っている。「どのような足底圧分布、あるいはその変化のパターンが正常と言えるのか」についての議論は未だに十分に成されてはいない。測定結果に対する臨床上の判定基準が明確でない理由もここにあると考える。

測定結果として得られた足底圧分布の変化を判断する上では、「足底の個々の領域が歩行周期を通じて、どのような変化を生じているのか」を理解することが不可欠である。高精度な測定装置によって、足底圧分布を色別に段階表示したり、継時的な変化を動画として得たりすることができるようになった。これによって、静止立位のみならず歩行のなかでの変化も視覚的に把握しやすくなった。しかし、床反力計は重心点に関わる力学作用を求めるものであるし、既存の足底圧測定装置から得られる画像や動画は、足底全体の圧力分布における個々の領域間の相対的な関係を示すに過ぎない。

本研究ではこの点について着目し、足底圧の相対的な分布ではなく、機能解剖学的に重要な役割をもつと考えられる特定の部位にセンサを装着することにより直接に圧力を計測した。この方法により、センサを装着した各部位について、歩行周期を通じた圧力変化を解析した上で、足底内における役割を検証することが可能となった。

本論文の構成

本論文は全5章から構成する。各章の内容は次の通りである。

「序論」では、本研究に至った背景について言及した。次の「本研究の課題設定」では歩行時の足底圧の変動から体重移動の制御を論じる。足底圧の変動は、足底面の前後および左右方向について、それぞれ二つの計測部位から得られる圧力曲線の差として分析する。この差波形により、時間的にも空間的にも動的な足底圧の変化を表すことができると考えた。まずこの方法

について詳述し、利点と欠点を明らかにしておきたい。つぎに、本研究に用いた方法を中枢神経系疾患の歩行障害、とくに片麻痺歩行の臨床評価として用いるために、その検討課題について述べる。

「健常成人の歩行における足底圧の動的変化」では、自然歩行、トレッドミル歩行、および方向転換を要する場面において足底圧を測定した実験結果を示す。まず自然歩行場面における足底圧を分析する。このとき、とくに足底面の前後方向および側方における足底圧変動の基本的な特徴を示す。これを比較基準としてトレッドミルにおいて速度を変化させたとき、方向転換を行うときの足底圧の変動を検討する。

「片麻痺歩行における足底圧の動的な変化」では、臨床場面で測定した結果から症例検討を行う。片麻痺歩行を呈する10症例について、前後および左右方向の足底圧の変動を健常成人のパターンと比較してタイプ分類を試みた。

最後に、歩行時の体重移動の制御について、足底圧の変動から検証した結果を総括する。また、足底圧の変動から示唆される足底が担う役割や、臨床評価の指標として動的に足底圧を測定することの有用性について論じる。つぎに、歩行分析や、病的歩行の評価として用いる有用性を検討する。

なお、本研究で実施した実験1～3および片麻痺患者に対する評価に関しては、全て札幌山の上病院倫理委員会の承認を得て行った。

本研究の課題設定

歩行では足底面のそれぞれの領域はどのような役割を担っているのであろうか。また、踵を接地させてから母趾が離れるまでの間に、その役割をどのように変化させているのであろうか。この点について論じるためには、基底面内における圧力変化を空間的かつ時系列として特徴的に示すことが必要であった。そこで本研究では、まず解剖学的に規定される足底内の特定部位か

ら足底圧を計測する。このとき、足底面の前後・左右の方向について、それぞれ二つずつ計測部位を配置する。それから前後・左右の各方向について、二つの計測部位から得られた圧力曲線の差を求める。圧力曲線の差波形によって、部位間の足底圧の相対的な変動を表すことができるだろう。この方法により、歩行時の足底圧は荷重基底面内の前後・左右の空間的な変動および継時的な変化として動的に表すことができると考えた。

ここでは、まず、歩行時の足底圧の動的変化を、本研究で用いる方法により分析する上での利点と欠点を明らかにする。その上で、研究の課題設定を行う。また、臨床評価の指標として足底圧の動的変化を測定するときの検討課題を提示する。

歩行時の足底圧の時間的・空間的变化

歩行時の足底圧の分析方法は多数のセンサから得られるマトリックス・データに基づいて分布図や動画として解析する方法と足底に付けたセンサから得られる圧力曲線を用いる方法がある。ここでは、前者を「足底圧分布測定」、後者を「圧力曲線測定」と呼ぶことにする。

圧力曲線測定では、センサを装着した部位の圧力変化を波形として継時的に示すことができる。Harris et al. (1996)は、足底の各領域から測定した歩行時の圧力曲線に対して周波数解析を行った。また、結果について、床反力計による測定との対比を行っている。このとき、靴の中敷き部分に6個所の圧力センサを埋め込んで、圧力曲線を測定した。センサは踵、立方骨の前後に2個所、第1および第5中足骨頭、母趾に相当する部位に装着された。この方法によれば、立脚期間に、個々の領域における圧力がどのように変化したかを把握することができる。しかし、圧力曲線測定では各領域の相互関係は把握しにくい。それに、靴の中敷きにセンサを装着する測定方法は、足底面とセンサとの間に可動性が生じてしまう。

Harris et al. (1996)の報告は足部にかかる衝撃を周波数解析することが目的であった。しかし本論文では、解剖学的に規定された領域からの圧力曲線であることを前提として議論を進める。したがって、この測定方法では問題が大きい。そこで、むしろ足底に直接センサを装着する方法が妥当であると考えた。

Orlin and McPoil (2000)は、足底圧分析に関する総説で、足底圧分布測定と圧力曲線測定の決定的な違いを指摘している。すなわち、予めどの部位の圧力を計測するのかを決定しておくなければならない(圧力曲線測定)か、その必要がない(足底圧分布測定)かの点であるとしている。圧力曲線測定では使用するセンサの数は解剖学的に特定された部位に制限できる。したがって、サンプリング周波数を高く設定できることが利点となる。しかし、被験者がセンサに違和感を覚えやすいこと、動作の測定中にセンサの位置がずれやすいことが欠点として挙げられている。できるだけ生体に負担のかからないセンサの選択が必要であり、測定中はセンサ位置の確認が必要となる。また、身体装着型の測定装置の場合、センサから出力される値にはとくに注意を要する。プラットホーム型の測定装置の場合には、計測値は垂直方向の分力である。しかし、身体装着型の測定装置の場合には、垂直方向の分力として計測できるのは、荷重基底面全体が垂直に床面に接地しているときのみである。また、この方法では、床反力計で得られるのと同義の前後・左右方向の分力は計測することができない。

一方、宮原(1993)は、足底圧分布測定の利点を生かし、最大圧力の分布パターンを分析対象として分類を試みた。健常成人男性について、自然歩行時の足底圧を測定した結果、全例で踵部および第1趾では圧が高く、中足部では低下していた。前足部の圧力分布は3タイプに分類された。すなわち、第1中足骨頭に圧の集中するもの(タイプA)、第2、第3中足骨頭に圧の集中するもの(タイプB)、第1から第3中足骨頭までに満遍なく圧の集中するもの(タイプC)で

あった。しかしながら、前足部での圧力分布パターンは個体内すなわち歩数ごとにも、あるいは個体間でも一定とはならないことが多かった。

足底圧分布測定においては予め足底面をいくつかの領域に区切って、その領域の最大圧力を分析することができる。しかし、区画相互の動的關係や、区画内での圧力変化をとらえられない。それらを測定する目的であれば圧力曲線測定の方が精度の高い結果を得ることができるだろう。宮原も「1歩行周期間における等圧力線図をパターンとして認識するには情報が多すぎて事実上不可能である」としている。足底圧分布測定においては、足底各領域の動的な変化と相互の關係を同時に分析することはできない。

本研究では、歩行場面においてバランス能力を反映するであろう、荷重基底面内の体重移動を測定することが目的である。したがって、時間的にも空間的にも動的な足底圧変化をとらえることが必須となる。このために、足底の特定部位に直接圧力センサー（ひずみゲージ）を装着して、立脚相における圧力曲線を測定する。これにより足底圧の継時的な変化は知ることができる。

足底に装着したセンサからの圧力曲線の最大値については、床反力の垂直分力と同義であると言える。また、最大圧力に至るまでの時間が頂点潜時となる。圧力曲線についての時間的なパラメータ、すなわちセンサが床に着地する時間や頂点潜時、離床する時間などについては精度が高い。したがって、圧力曲線間の時間的な關係、例えば計測部位の着地あるいは離床した時間や、頂点潜時に至る時間的な順序を解析して比較することは可能である。

しかし、最大圧力に至るまで、あるいは遊脚相に至るまでの過程でセンサに対して加わる剪断力を計測することはできない。この点は本研究で用いる測定方法の問題点の一つである。ただし、ある区間における圧力の増減、例えば加圧しているのか減圧しているのかを比較することはできる。

もう一つの問題点は、それぞれのセンサの感度の違いは校正することができるが、足底各領域の軟部組織がセンサに与える影響の相違については精確な校正が難しい点にある。また、測定対象者の足底の形態は個々人で異なるから、圧力曲線の振幅値を被験者間で単純に比較することはできない。

以上の問題点を踏まえた上でも、被験者内の実験条件間での比較は可能であり、パラメータの時間的な關係や、圧力曲線の波形をパターンとして分析することは可能であると考えた。

さらに、基底面内における領域間の圧力変動を調べるために、足底の前後および左右方向について、それぞれ二つの計測部位間の圧力曲線から差波形を求めて分析する。圧力曲線の差波形は、足底全体が床面に接地している期間で、かつ二つのセンサ装着部位から計測された圧力が同一になる時点で基線と交差することになる。そして、歩行周期を通じてこの時点からどちらの側の圧力がどの程度他方を上回るかを相対的に表すことができる。また、両部位間の圧力の差が最大の時点は、この差波形の頂点潜時となる。圧力曲線の差波形を用いることによって、立脚期間における部位間の相互關係が動的にとらえることができるようになる考えた。これを足底圧の動的変化として解析する。

足底圧の前後方向の変動は、COPの移動方向、すなわち踵と第3中足骨頭との圧力曲線の差波形として求める。歩行時のCOPは、「踵の中心部から始まり、第2または第3中足骨頭遠位端まで直線的に移動し、速度が低下するとゆっくり前方へ移動した後に、第1趾方向に移動する」とされる(Adachi et al, 1996)。

左右方向の変動は、足部の横アーチ、すなわち前足部における体重支持の要所として、第5中足骨頭と第1中足骨頭との圧力曲線の差波形として求める。また、立脚相の足底における最終接地部位である母趾にもセンサを装着する(図4)。

圧力曲線の測定は、身体装着型の測定装置としての利点を備える。したがって、測定装置の

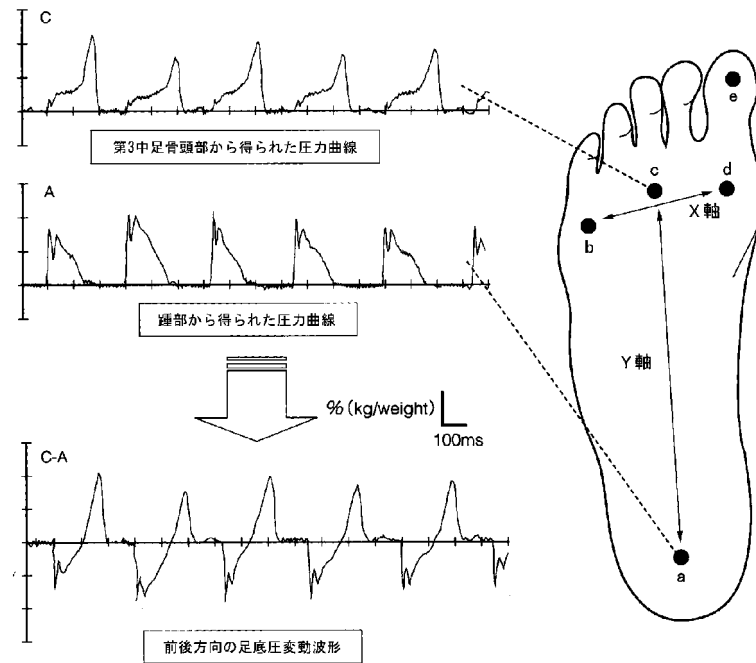


図4. 圧力センサ(a～e)より得られる圧力曲線(C, A)と算出された前後方向の圧力曲線の差波形(C-A)の模式図
(桐山他, 2001より改変して引用)

設置環境に制限されにくく、連続歩数についての測定や、坂道・階段昇降場面、あるいはトレッドミルの上での測定が可能である。

本研究で用いる圧力曲線の測定方法は、F-SCAN システムや EMED などの足底圧分布測定と相いれないものではない。足底圧分布の測定結果は、時間的にも空間的にも変化を定量的に表すことが困難である。これに対して、足底圧の動的変化を圧力曲線の差波形を用いて表すことで、これらを簡潔に表現することができる。足底圧分布の測定データに対して本研究で用いる解析方法を適用することができれば、いくつかの足底圧分布パターンを比較したり、あるいは床反力計の各分力と比較したりすることも可能となるであろう。

病的歩行の分析と臨床評価への応用

病的な歩行障害を呈する場合には、足底が床に接地する仕方は通常とは異なっていることが多い。本研究で用いる圧力曲線の差波形による解析方法は、足底面における領域間の関係もと

らえることができる。したがって、足底接地の仕方についての分析も可能である。この方法を臨床評価の指標として用いることにより、歩行病態は簡潔にとらえることができ、より理解しやすくなると考えた。

本論文では、とくに脳卒中後の片麻痺歩行を対象として論じる。脳卒中による片麻痺の運動障害の特徴は、異常筋緊張と原始的共同運動である。異常筋緊張は α - γ 連関による筋緊張の調整機構が障害を受けることにより生じる。筋は伸張刺激に対して過剰な応答をする「痙性」と呼ばれる状態になる。筋の出力は亢進しているか、あるいは弛緩性の麻痺のこともある。原始的共同運動は、個々の筋を選択的に収縮させることが困難となり、屈筋群あるいは伸筋群の共同的なパターンとして運動が遂行されることを言う。下肢においては、多くが伸筋優位の共同運動パターンが出現する。

我が国では脳卒中による片麻痺の運動障害の程度を Brunnstrom の運動回復段階(ステージ)で表すことが多い。Brunnstrom の運動回復段階は片麻痺からの回復過程のモデルを基にして

いる。このモデルは原始的共同運動に支配された段階から、個々の筋の分離した運動が可能となる段階に至るまでの過程をたどる。この過程をⅠ～Ⅵのステージに分けた(Brunnstrom, 1974)。

片麻痺歩行についても、COPの軌跡、床反力などの運動力学的な分析は多くなされている。高見(1994)は、片麻痺歩行を床反力計により測定し、Brunnstromの運動回復段階に応じた変化を報告している。垂直分力は回復段階が上がるに従って、健常成人でみられるような二峰性の波形となる。しかし、回復段階が低いときには、下肢の伸筋優位な共同運動パターンによって足部の可動性は低下している。麻痺側への支持能力が低下しているために体重移動は遅れる。このため、垂直成分の立ち上がりは緩やかである。前後成分に関しては、非麻痺側の駆動力が高いのに比べて、麻痺側は制動力が大きい。この非対称性は回復に伴って改善する。また、麻痺側下肢の支持能力が低下しているために支持基底面を通常より広げる必要があり、左右の側方成分は外側へ膨らんだ凸型波形をとる。回復段階が高くなると、これが健常成人と同様の凹型波形に変化していく。

Morita et al. (1995)も床反力計により片麻痺歩行を分析し、同様の結果を報告している。片麻痺歩行では、麻痺側の下肢の荷重量が低下した。また、体重心はより後方へ、より非麻痺側方向へ偏倚して、着地の円滑さが失われる。しかし、これらの現象は回復段階の高い症例では少なかった。麻痺の回復段階と床反力の各分力とは高い相関を認めた。

またWong et al. (2004)はCDG(Computer Dynography)システムを用いてCOPの軌跡を解析した。その結果、歩行時の体重心の移動に関しては、麻痺の回復に伴って左右の非対称性が改善し、足底内の圧力変動範囲が増加することを示した。

Meyring et al. (1997)は、片麻痺歩行について動的に足底圧を分析することについては、それまでの研究対象になっていなかった点を指摘

した。そして、EMEDを用いた分析結果を報告している。著者らは、足底の7個所で、立脚期間における最大圧力を測定した。その結果、片麻痺歩行では、麻痺側における最大圧力は足底の全ての領域にわたり低下していた。また、最大圧力の値は前足部において内側へ偏倚していた。さらに、片麻痺症例のなかでも、とくに麻痺の重症度が高い群でこの傾向が強かった。

しかし、すでに述べたように、領域を区切って最大圧力を求めても区切られた領域内の圧力変化や領域相互の関係について時間的な変化を動的にとらえることはできない。この点で、本研究で用いる圧力曲線の差波形による分析方法は時間的な精度を保ったままに空間情報を簡潔に表現することができる。

また、片麻痺で痙性により筋緊張が亢進した状態では内反尖足を呈する場合がある。立位での内反尖足は伸展共同運動パターンが出現して、下腿三頭筋、後脛骨筋、長指屈筋や長母指屈筋の緊張が亢進するために生じる。このときの歩行は、足底が床へ着地する仕方自体が通常とは異なっている。片麻痺歩行の病態を把握するという目的において、体重移動のみならず、足底接地の仕方を評価することができる点でも、本研究で用いる分析方法が有用であると考えた。

以上のように、足底圧を動的に測定することの利点を用いて、病的歩行とくに片麻痺歩行の特徴を、健常成人の測定結果と比較して示すことも本研究の課題とした。ただし、歩行病態の一般的な特徴を調べるための研究・調査では、個々の症例における歩容の特徴を相殺してしまう可能性がある。片麻痺の臨床症状は、下肢の典型的なものだけでも内反尖足に限らず、反張膝や槌趾など様々な状態によって引き起こされる。そこで、本論文では前後および左右方向の足底圧の変動から、片麻痺歩行のタイプ分類を試みる。その後、足底圧の変動あるいは足底接地の仕方という視点から片麻痺歩行を論じる。

健常成人の歩行における足底圧の動的变化(実験)

本章では健常成人の歩行時の足底圧を、時間的そして空間的に動的な変化として論じる。まず自然歩行場面における足底圧の変動を示す。このとき、足底各領域の圧力変化のなかで、前後方向および側方の足底圧変動を位置づける。これによって、それぞれの方向の変動が、体重移動の制御において反映する役割を検証する。

つぎに、歩行条件の違いによる足底圧の変化を示す。条件としてはトレッドミル歩行、および床上の垂直軸の周りを歩行(回転歩行)する場面を設定した。トレッドミル歩行については、速度の変化に応じた足底圧の変動を分析する。回転歩行については、方向転換時に足が回転軸に対して外足すなわち外側にあるときと、内足すなわち内側にあるときとを、直線歩行(自然歩行)における足底圧変動との比較から分析する。

自然歩行時の足底圧の変動(実験1)

1. 目的

自然歩行における足底圧の動的变化の様相は歩行条件の違いによって検討するときの、さらには臨床評価として用いるときにも比較基準となるものである。したがって、前後方向および側方の足底圧の変動について、基本的な性質を分析することが目的であった。このために、歩行時の足底各領域における圧力変化のなかに前後方向および側方の足底圧変動を、その基本的な特徴から位置づける。

まず、センサを装着した各計測部位から得られる圧力曲線について、着地、離床、最大振幅値やその頂点潜時を求めた。これを基に計測部位間の時間的な関係や前後方向および側方についての圧力変動を検討する。

なお、ここで述べる装置や測定と記録、および分析方法は、本研究に関わる実験で共通の方法となる。

2. 方法

(1) 被験者

20歳から33歳までの健常成人16名(男8名；平均年齢 22.9 ± 2.30 歳、女8名；平均年齢 23.9 ± 4.36 歳)を被験者とした。男性の平均身長は 173.1 ± 6.22 cm、平均体重は 60.1 ± 3.64 kgであった。女性の平均身長は 161.5 ± 4.47 cm、平均体重は 54.3 ± 1.83 kgであった。全ての被験者とも、歩行能力に影響を与えるような疾患の既往はない。被験者には予め実験の目的と、要する時間および身体的負担を説明して、実験に参加することへの同意を得た。

身長と体重に関する男女差をスチューデントのt検定(両側検定)を用いて調べた。また、身長や体重と、歩行速度や歩行率との関係を単回帰分析によって調べた。身長・体重とも男女差を認めるが、歩行能力には影響していないことが確認された。したがって、被験者16名は一つの群として解析を進めた。

(2) 装置

足底に装着する圧力センサにはひずみゲージ式荷重変換器(NEC 三栄社製 9E01-L42-500N)を5個用いた。センサの直径は14mm、厚さは4mmであった。また、定格容量は50kgf(490N)、温度補償範囲は0から60℃であった。センサへの電源供給とセンサからの信号出力は約500gの装置からの配線を介して行った。また、センサからの出力信号は増幅器と、200Hzのローパスフィルタを介した後、カセットデータレコーダ(TEAC 社製 R-71)を用いて磁気テープに記録した。磁気テープへは、それぞれのセンサからの出力信号ごとに5チャンネルを用いて記録した。同時に、実験中はデータを多チャンネルペンオシログラフ(NEC 三栄社製 Recti-Horiz-8K)に出力して各チャンネルの波形をモニタした。磁気テープに記録されたデータは、シグナルプロセッサ(NEC 三栄 7T18A)を用いて歩数ごとのデータに処理した後、デジタル変換して解析のためのパーソナルコンピュータに転送した(図5)。

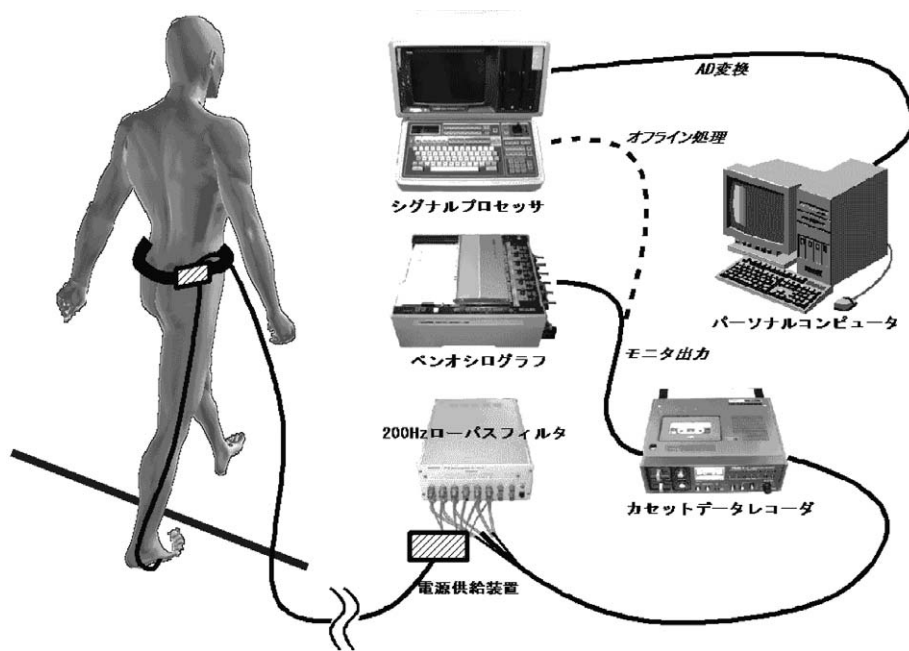


図5．実験装置および解析装置

(3) 手続き

実験には直線で5mの距離を使用した。室内の床はフローリングされており、床の材質による圧力の吸収は最小限に抑えられた状況で測定された。圧力センサの装着は右側の足底に対して行った。センサ装着位置は、

- a) 踵骨隆起
- b) 第5中足骨頭遠位端
- c) 第3中足骨頭遠位端
- d) 第1中足骨頭遠位端
- e) 母趾の末節骨の中央

に相当する足底表皮上の5箇所であった(図6)。

中足骨頭への装着に際しては、踵離期においてもセンサが床面から離れないように留意した。センサはそれぞれ両面テープで足底に固定した。歩行時に位置がずれること防ぐため、センサが圧迫されないように注意しながら、サージカルテープで上から固定した。さらに、足部と床面の保護のために木綿の靴下を両足に着用した。センサからの配線を身体運動が妨げられないように下肢に固定した後、電源供給装置が固定してあるベルトを被験者の腰に装着した。皮膚温がセンサに影響を与えないように、モニタした波形が安定していることを確認してから実験を

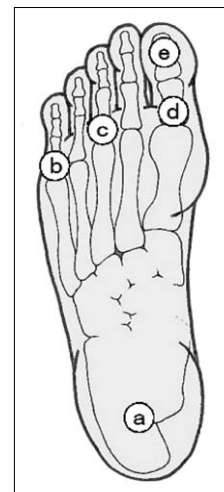


図6．圧力センサの装着部位に相当する解剖学的な位置

①踵骨隆起、②第5・③第3・④第1中足骨頭遠位端、⑤母趾末節骨。

開始した。

被験者には「歩きやすいと感じる自然な速度で」歩くように教示した。歩行区間は直線で5mの距離であった。床の開始・終了地点にはテープで印をつけて目安とした。歩き始めおよび終わりの3歩がかからないように往復して歩行した。このときの圧力曲線を記録した。また、実験中に5mの区間の歩行に要した秒数と歩数を計測した。

(4) 分析方法

磁気記録されたデータは全てオフラインにて処理を行った。磁気テープからシグナルプロセッサへのサンプリング周波数は250Hzとした。一步分のデータは踵のセンサが着地した時点をもととして200ms前から、全ての圧力曲線が基線に戻るまでの時間を分析対象とした。方向転換時や歩き始めおよび終わり、あるいはアーチファクトが混入したデータは除外して、一人の被験者につき10歩分をオフラインにて処理した。

実験終了後、歩行した床面で5個所のセンサに対して圧力を加えて、1kgに相当する出力信号を記録した。このとき得られた出力信号により、それぞれのセンサから得られた圧力曲線の振幅値を補正した。さらに、この振幅値に被験者の体重を除算して、体重1kgに対する割合(percent body weight; %BW)を単位として解析した。

足底圧の前後方向の変動は、第3中足骨頭遠位端の圧力曲線から踵の圧力曲線を減算して求めた。本論文では、これを「Y軸(Y-axis)の足底圧変動波形」と呼ぶ。足底圧の側方の変動は、第5中足骨頭遠位端の圧力曲線から第1中足骨頭遠位端の圧力曲線を減算して求めた。これを、

本論文では「X軸(X-axis)の足底圧変動波形」と呼ぶ。

また、歩行速度と歩行率の算出は5m歩行中の測定データを基に、それぞれ時速(km/h)、一分間の歩行数(steps/min)に換算して算出した。

結果表示は平均値±標準偏差として示した。圧力センサを取り付けた足底各部位の着地・離床時間や、圧力曲線の頂点潜時および最大振幅値について、差の検定には反復測定による一元配置分散分析を用いた。これが有意であった場合には、テューキーの多重比較検定を行った。いずれも有意水準は5%とした。危険率はpで示す。

3. 結果

(1) 足底圧の前後方向および側方の変動

被験者ごとにY軸およびX軸の足底圧変動波形を、各計測部位につき同じ10歩分を加算平均した圧力曲線を用いて求めた。さらに、それぞれの方向について、被験者16名分を総加算平均して足底圧変動波形求めた。総加算平均された足底圧変動波形は、Y軸およびX軸ともに二相性を認めた(図7)。

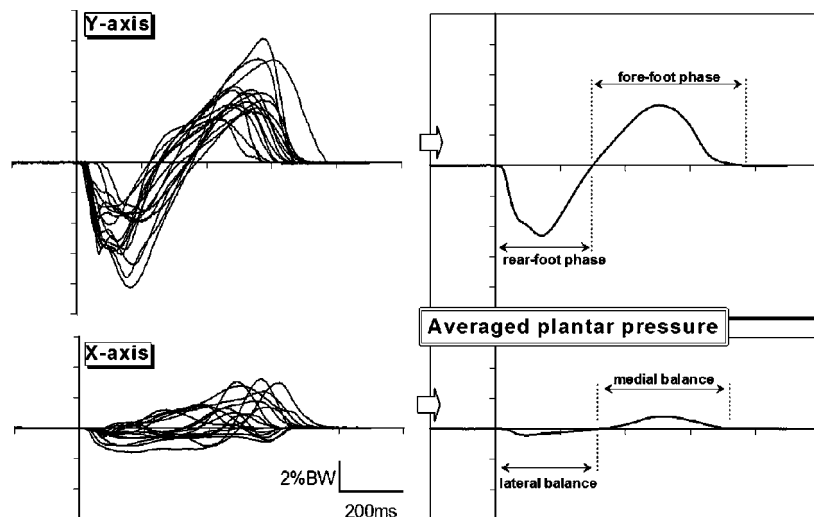


図7. 自然歩行時の足底圧の変動

図左で各被験者の加算平均した足底圧変動波形を重ね書きして示す。

また、図右で被験者16名の総加算平均した足底圧変動波形を示す。

いずれも上がY軸、下がX軸である。

medial balance：内側バランス、lateral balance：外側バランス、rear-foot phase：後足部荷重期、fore-foot phase：前足部荷重期。

Y軸の足底圧変動波形は、基線から下方ではより踵側すなわち後方の、上方ではより第3中足骨頭側すなわち前方の足底圧が大きいことを意味する。そこで、より後方の足底圧が大きい時期を「後足部荷重期(rear-foot phase)」、より前方の足底圧が大きい時期を「前足部荷重期(fore-foot phase)」と呼んだ。Y軸の足底圧変動波形は、全ての被験者で後足部荷重期から前足部荷重期への二相を区分することができた。また、Y軸の足底圧変動波形に前足部荷重期が占める時間的な割合は、被験者間の平均で $54.8 \pm 6.58\%$ であった。

X軸の足底圧変動波形は、基線から下方ではより第5中足骨頭側すなわち外側の、上方ではより第1中足骨頭側すなわち内側の足底圧が大きいことを意味する。そこで、より外側の足底圧が大きいことを「外側バランス(lateral balance)」と呼び、より内側の足底圧が大きいことを「内側バランス(medial balance)」と呼んだ。総加算平均波形においては、X軸の足底圧変動波形は外側バランスから内側バランスへの二相性が確認できた。X軸の足底圧変動波形に内側バランスが占める時間的な割合は、被験者間の平均で 61.35% であった。

しかし、X軸の足底圧変動波形について、その様相は被験者の間で一定の傾向を認めなかった。加算平均した被験者ごとのX軸の足底圧変動波形に、上記の二相性を認めたのは被験者16名のうち6名(37.5%)であった。また、基線に対して二相以上の波形を示すものが5名(31.2%)であった。このうちでも、内側に対して二峰性を示すものが2名、あるいは外側に対して二峰性を示すものが2名、外側に対して三峰性を示すものが1名であった。3名(18.8%)の波形では、外側バランスのみを認めた。2名(12.5%)の波形では内側バランスのみを認めた。このうち、1名の被験者は内側バランスのみで二峰性を示した。

それぞれの被験者について、歩数ごとの解析も行った。総加算平均波形と同様にY軸の足底圧変動波形は、後足部荷重期と前足部荷重期の

二相を区別することができ、歩数ごとの変動も少なかった。これに比較して、X軸の足底圧変動波形に連続歩数を通じた一定の傾向は認めなかった(図8)。Y軸とX軸の足底圧変動波形に関するこの傾向は全ての被験者に認めた。

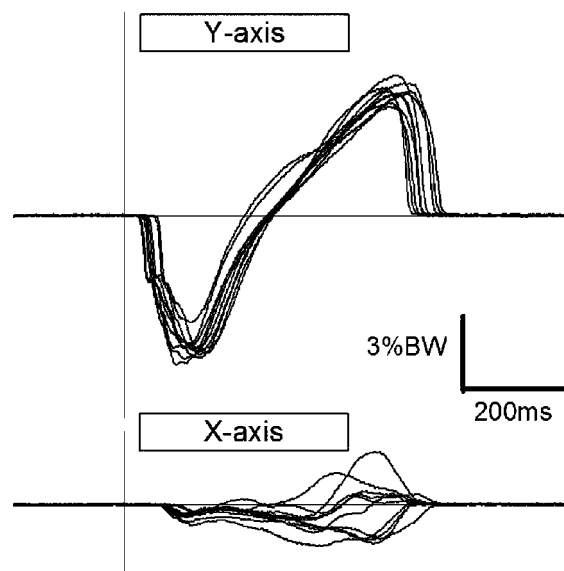


図8. 被験者SHについての自然歩行時の足底圧変動波形(20歳、男性、身長167cm、体重59kg) 10歩分のY軸(上)およびX軸(下)の足底圧変動波形をそれぞれ重ね書きした。歩行速度は時速5.6km相当、歩行率は126.6steps/min。Y軸の足底圧変動波形に占める前足部荷重期の時間は平均 $55.9 \pm 4.02\%$ 。

(2) 足底各部位の着地・離床時間および圧力曲線の頂点潜時

踵接地を基点としてセンサを装着した各計測部位が床に着地するまでの時間を「着地時間」とした。また、各部位が床を離れるまでの時間を「離床時間」とした。さらに、それぞれのセンサからの圧力曲線が最大圧力に至るまでの時間を「頂点潜時」とした。着地時間、離床時間および頂点潜時について、被験者間の平均値を求めた(図9)。

各部位の着地時間を平均値からみると、踵接地の次は第5中足骨頭が着地する。次に第3中足骨頭が、その後に第1中足骨頭が着地する。最後に母趾が着地する結果となった。ただし、この順番で着地したのは被験者16名中13名であった。2名の被験者が第1中足骨頭よりも母趾

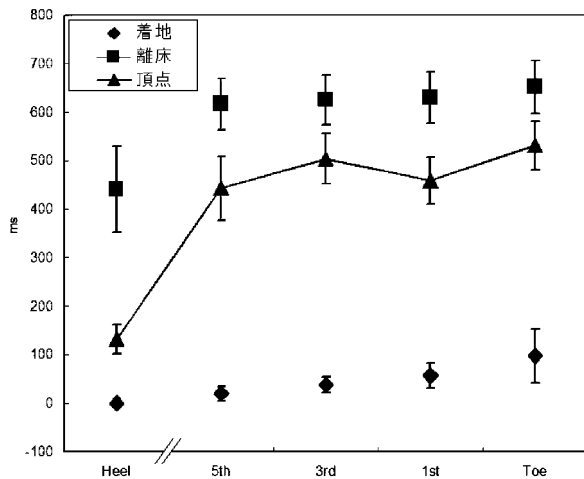


図9. 自然歩行における着地・離床時間と圧力曲線の頂点潜時

被験者16名の平均値と標準偏差を足底の各部位について、踵の着地を基点とした時間差で示す。

Heel：踵骨隆起部、5th：第5中足骨頭部、3rd：第3中足骨頭部、1st：第1中足骨頭遠位端部、Toe：母趾末節骨部。

の方が早く着地し、1名は第1中足骨頭と母趾とが同時に着地した。5箇所のセンサ装着部位を水準とした分散分析の結果、各部位の着地時間には主効果を認めた($p \leq 0.001$)。母趾は、踵($p \leq 0.001$)とも、第5中足骨頭($p \leq 0.001$)とも、第3中足骨頭($p \leq 0.001$)とも、第1中足骨頭($p \leq 0.05$)とも、全ての部位との間で着地時間に有意差を認めた。踵と第3中足骨頭($p \leq 0.05$)、および踵と第1中足骨頭($p \leq 0.001$)の間でも着地時間に差を認めた。第5中足骨頭と第1中足骨頭との着地時間の差にも有意差を認めた($p \leq 0.05$)。ただし、踵と第5中足骨頭、第5中足骨頭と第3中足骨頭、第3中足骨頭と第1中足骨頭との着地時間の差には有意差を認めなかった。

各部位の離床時間を平均値からみると、踵、第5中足骨頭、第3中足骨頭、第1中足骨頭、母趾の順番に離床する結果となった。ただし、この順番で離床したのは被験者16名中7名であった。踵は全被験者で最初に離床した。1名の被験者で母趾が第1中足骨頭より早く離床する結果であったが、その他の被験者は最後に母趾が離床した。中足骨頭部が離床する順は3名が第3、第1、第5中足骨頭の順であった。第1、

第3、第5の順と、第5、第1、第3の順と、第1、第5、第3の順とが、それぞれ2名ずつであった。5箇所のセンサ装着部位を水準とした分散分析の結果、各部位の離床時間には主効果を認めた($p \leq 0.001$)。踵はどの領域よりも早く離床する(いずれの部位との比較においても $p \leq 0.001$)。しかし、踵以外の部位間では離床時間の差に有意差は認めなかった。

各部位からの圧力曲線の頂点潜時を平均値からみると、踵が一番早く、次が第5中足骨頭で、続いて第1中足骨頭の順に最大圧力に到達する。これらに比較して、第3中足骨頭の頂点潜時は遅れた。母趾の頂点潜時は最も遅い。5箇所のセンサ装着部位を水準とした分散分析の結果、各部位の頂点潜時には主効果を認めた($p \leq 0.001$)。踵はどの部位よりも頂点潜時が早い(いずれの部位との比較においても $p \leq 0.001$)。第3中足骨頭と第5中足骨頭との頂点潜時には有意差を認めた($p \leq 0.01$)。また、母趾と第5中足骨頭($p \leq 0.001$)および第1中足骨頭($p \leq 0.001$)との頂点潜時にも有意差を認めた。

(3) 足底の各部位からの圧力曲線の最大振幅値
センサを装着した各計測部位からの圧力曲線について、最大振幅値をそれぞれの被験者の平均値から求めた(図10)。

各部位の最大振幅値を平均値からみると、踵が最大値を示した。次に、第3中足骨頭の最大振幅値が大きかった。第1中足骨頭と第5中足骨頭が続き、母趾は最も小さかった。5箇所のセンサ装着部位を水準とした分散分析の結果、各部位の最大振幅値には主効果を認めた($p \leq 0.001$)。踵の最大振幅値は第5中足骨頭($p \leq 0.001$)とも、第3中足骨頭($p \leq 0.05$)とも、第1中足骨頭($p \leq 0.001$)とも、母趾($p \leq 0.001$)とも、全ての部位との間に有意差を認めた。また、第3中足骨頭における最大振幅値は第5中足骨頭($p \leq 0.001$)、母趾($p \leq 0.001$)との間に有意差を認めた。

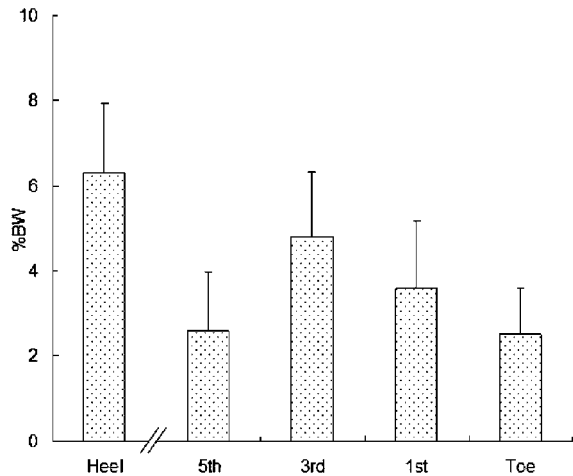


図10. 自然歩行における圧力曲線の最大振幅値
被験者16名の平均値と標準偏差を足底の各計測部位について示す。

Heel：踵骨隆起部、5th：第5中足骨頭部、3rd：第3中足骨頭部、1st：第1中足骨頭遠位端部、Toe：母趾末節骨部。

4. 考察

(1) 足圧中心の移動に伴う足底圧の前後方向の変動

Y軸の足底圧変動波形は、床反力における前後分力に対応するパターンを示した。床反力の前後分力は、後方への分力である「制動期」、前方への分力である「推進期」の二相性を示した。これに対して、Y軸の足底圧変動波形においても、本論文で「後足部荷重期」と呼んだ後方の足底圧が大きい時期と、「前足部荷重期」と呼んだ前方の足底圧が大きい時期との二相性を認めた。

歩行は前方への移動動作であるから、Y軸の足底圧変動波形における二相性も自明のことである。しかし、足底圧が体重移動の制御を反映すると考えるとき、足底の各領域の圧力変動のなかで足底圧の変動を位置づけることが重要である。これについて、以下に実験から考察される結果を述べる。

序論で触れたように、静的な立位姿勢において片側の足部で支持する力の体重に対する比率は、踵部に25%、母指球と小指球部とで合わせて25%である。踵骨隆起部と第1および第5中足骨頭部から得られた圧力曲線の最大振幅値は、

これとよく対応した。すなわち、第1および第5中足骨頭部における被験者平均の最大振幅値はそれぞれ3.6%BW、2.6%BWであり、踵骨隆起部6.3%BWのおよそ半分となる。このことは、これら三点が構成要素となる足のアーチが歩行時においても体重支持の機能に関わった結果であると考えられる。

ただし、前足部から得た圧力曲線の最大振幅値は、第3中足骨頭部が第1中足骨頭部や第5中足骨頭部を上回っており、頂点潜時も第3中足骨頭部では遅延した。前足部荷重期において、最後まで最大の振幅値を示したのは第3中足骨頭部から得られた圧力曲線であった。しかし、離床時間については、これらの3部位間における有意な時間差は認めなかった。前足部はほぼ同時に床から離れたと言える。したがって、第3中足骨頭部は、離床時間が遅延したために最後まで最大の振幅値を示したのではない。このことは、Adachi et al.(1996)の「歩行時にはCOPが踵の中心部から、第2または第3中足骨頭遠位端まで直線的に移動する」というこれまでの知見により説明される。さらに、第1中足骨頭部では第5中足骨頭部における最大振幅値より大きいことも、COPが「速度が低下するとゆっくり前方へ移動した後に、第1趾方向に移動する」ことにより説明される。すなわち、前後方向について各領域の足底圧の変動は、COPの移動軌跡とよく対応していたと言える。

したがって、踵から第3中足骨頭への足底圧の動的変化を表した前後方向の足底圧変動波形も、COPの移動に伴う圧力変化を反映するものと位置づけることができる。

前後方向の足底圧変動波形は、被験者間に比べて、同じ被験者における歩数ごとの相違が少なかった。それゆえ、被験者間の差については、足底の形態など身体の構築学的要因や運動力学的要因、あるいは歩行方略などの個人因子が影響していると考えられる。

(2) 体重の移動を方向づける足底圧の側方の変動

X軸の足底圧変動波形は、Y軸の足底圧変動

波形と比較すると振幅値が小さく、被験者によってその様相は異なり、歩数ごとの再現性も低い。

総加算平均したX軸の足底圧変動波形をみると、踵接地から足底面の外側への足底圧が大きくなり、その後は内側への足底圧が大きくなるという二相性を得た。歩行が立脚肢を反対側へ踏み換える動作であることを考えると、これは妥当な結果である。しかし、被験者ごとに分析すると、二相以上の波形を示すこともあり、あるいは内側や外側へのみの足底圧変動波形を示す場合もあった。さらに、同じ被験者の歩数ごとの波形でも同様の変動を示し、一定の傾向を認めなかった。したがって、このばらつきは前後方向の足底圧変動のように個人の身体機能の相違や歩行方略のみでは説明できない。

床反力における左右方向への分力も、垂直・前後方向の分力と比較して値は小さく、また誤差、個人差、左右差、再現性の問題により、十分な検討はなされていない。また、宮原(1993)が報告した歩行時の足底圧分布の測定結果においても、前足部の最大圧力分布パターンは三つに分類されるが、個体間あるいは歩数ごとにも一定とはならなかった。これらの点に関しては、足底圧の側方への変動に関する今回の測定結果も同様であった。

歩行を行動としてとらえると、その目的は前方への移動であり、Y軸の足底圧変動波形は、COPの前方への移動に伴う圧力変化を反映するものと位置づけられた。Y軸の足底圧変動波形はX軸の足底圧変動波形に比較して、歩数ごとの変動も少なかった。これに対して、X軸の足底圧変動波形からすると、第1および第5中足骨頭部は両領域間の圧力を一歩ごとに変化させている。最大振幅値の分析からは、前足部において足のアーチを構成する第1および第5中足骨頭部が、歩行時にも体重を支持する機能を発揮していると考えられた。しかし、歩行時の体重移動は一歩ごとに一定ではあり得ない。むしろ、前後方向の足底圧変動のばらつきが側方に比較して少ないことに注目すべきであろう。可

能性としては、側方の足底圧変動は一歩ごとに異なる体重の移動をY軸の足底圧変動波形が反映するように、COPの移動に伴う体重移動方向へと調整する役割を担っていると考えられることもできる。すなわち、X軸の足底圧変動は、体重の支持とともに、前後方向の足底圧変動を方向づける機能を反映するとも位置づけられる。

なお、X軸の足底圧変動波形の位置づけについては、歩行の連続性のなかでの特徴や、体重の移動を特定の方向に強いる方向転換場面での結果を基にして、さらに後に詳述する。

トレッドミル歩行時の足底圧の変動(実験2)

1. 目的

ここでは歩行速度の変化あるいは走行に応じた体重移動の制御の仕方について論じる。このため、トレッドミル上の歩行および走行場面で足底圧の変動を測定した。つぎに、速度の変化、および歩行と走行の違いが、前後方向および側方それぞれの足底圧変動に与える影響を調べた。

前後方向について、Y軸の足底圧変動波形を立脚時間、最大振幅値とその頂点潜時の分析を行う。また、前足部荷重期と後足部荷重期の二相性に関して、速度による時間的な相対関係の変化を分析する。このときに、立脚時間に占める前足部荷重期の割合を指標とする。X軸の足底圧変動波形については、立脚時間の分析とともに、速度に伴う波形の変化を分析する。

X軸の足底圧変動波形については、自然歩行場面においては被験者間・被験者内の変動が大きく、波形に一定の傾向を認めなかった。自然歩行場面においては、速度を一定に保ったまま歩行し続けることは難しい。しかし、トレッドミルの上では同じ速度の連続した歩行が可能である。そこで、Y軸およびX軸の足底圧変動波形、とくにX軸については歩行の連続性のなかで変動を分析することも目的とした。

2. 方法

(1) 被験者

健康成人12名を分析対象とした。被験者は20歳から33歳までの12名(男7名；平均年齢 22.9 ± 2.48 歳、女5名；平均年齢 24.0 ± 5.10 歳)であった。男性の平均身長は 174.0 ± 6.16 cm、平均体重は 60.4 ± 3.82 kgであった。女性の平均身長は 160.4 ± 4.45 cm、平均体重は 54.2 ± 1.64 kgであった。全ての被験者とも、歩行能力に影響を与えるような疾患の既往はない。被験者には予め実験の目的と要する時間および身体的負担を説明して、実験に参加することへの同意を得た。実験2は実験1の被験者である16名について測定を行ったが、このうち2名は本実験での課題である時速8kmでの歩行が困難であった。このほか2名にデータに不備が生じたため、これらの被験者は分析対象から外した。

被験者の身長と体重に関する男女差について、スチューデントのt検定(両側検定)によって調べた。また、身長や体重と歩行率との関係は単回帰分析によって調べた。速度の速い歩行になるほど身長と歩行率は負の相関をする傾向が示唆されるが、いずれも統計的に有意な相関は認めなかった。身長と歩行率との関係と同様に、速度の速い歩行になるほど体重と歩行率は負の相関をする傾向が示唆されるが、いずれも統計的に有意な相関は認めなかった。

身長・体重とも男女差を認めるが、歩行能力には影響していないことが確認された。したがって、被験者12名を一つの群として解析を進めた。

(2) 装置

トレッドミル(ミナト医科学社製, AR-100)の上で歩行および走行をしたときの、足底5箇所からの圧力曲線を、実験1と同じ装置を用いて測定した。トレッドミルで歩行あるいは走行可能なベルト面は $520 \times 1500 \times 150$ mmであった。また、ギア比は時速0.1kmから速度の設定ができる仕様に変更してある。

(3) 手続き

センサの取り付け位置や、測定と記録の方法は実験1と同様に行った。被験者はトレッドミル上で時速2km、時速4km、時速6km、時速8kmの速度の順での歩行、時速8kmでの走行を行った。それぞれの条件で、トレッドミルの速度が安定した後、足底5箇所からの圧力曲線を20歩分記録した。被験者には「頭部を前下方へ向けたままできるだけ自然に歩行する」ように教示した。また、時速6kmおよび時速8kmでは明示的に「歩行を行う」ように教示して測定を行った後に時速8kmでの走行を測定した。

(4) 分析方法

分析は実験1と同様の方法で行った。それぞれの被験者について、各計測部位につき同じ10歩分を加算平均した圧力曲線を用いて、Y軸およびX軸の足底圧変動波形を求めた。

また、歩行率に関しては、多チャンネルペンオシログラフによる記録を基に、10歩分の歩行周期に要する時間から、一分間の歩行数(steps/min)を換算して算出した。

結果表示は平均値±標準偏差として示した。歩行率の速度条件による差についての検定は反復測定による一元配置分散分析を用いた。Y軸の足底圧変動波形から算出される立脚時間(後足部荷重期と前足部荷重期の和であり、ここでは「Y軸方向の立脚時間」と呼ぶ)、頂点潜時、最大振幅値、およびY軸方向の立脚時間に前足部荷重期が占める時間の割合について、速度条件による差を反復測定による一元配置分散分析を用いて検定した。X軸の足底圧変動波形から算出される立脚時間(ここでは「X軸方向の立脚時間」と呼ぶ)について、速度条件による差も反復測定による一元配置分散分析を用いて検定した。これらが有意であった場合には、テューキーの多重比較検定を行った。いずれも有意水準は5%とした。危険率はpで示す。

3. 結果

(1) 歩行・走行速度と歩行率との関係

各速度条件における歩行率を、被験者間の平均値として求めた(図11)。歩行率は速度が増すにしたがって増加した。各速度条件を水準とした分散分析の結果、速度ごとの歩行率には主効果を認めた($p \leq 0.001$)。ただし、時速8 kmの歩行と走行では歩行率に差は認めなかった。しかし、この他の全ての速度条件間において歩行率には有意差を認めた(時速4 kmと時速6 kmとの歩行率においては $p \leq 0.05$ 、時速2 kmと時速4 km、時速6 kmと時速8 kmとの歩行率との歩行率においては $p \leq 0.01$ 、その他の速度条件間では $p \leq 0.001$)。

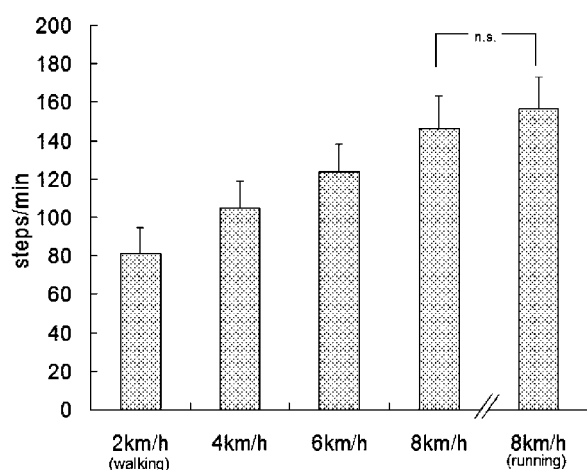


図11. 各速度条件における歩行率(steps/min)

被験者12名の平均値と標準偏差を、歩行速度が時速2 km、時速4 km、時速6 km、時速8 km、走行速度時速8 kmについて示す。

n.s.: 有意差なし。

(2) 歩行速度の変化や走行に応じた足底圧の変動

被験者ごとに各速度条件のY軸およびX軸の足底圧変動波形を、それぞれ10歩分を加算平均した圧力曲線を基にして求めた(図12)。

トレッドミル歩行における足底圧変動波形にも、自然歩行と同様の波形の性質を認めた。すなわち、Y軸の足底圧変動波形は後足部荷重期と前足部荷重期の明確な二相性を示した。また、速度が変化してもこの性質を保持した。X軸の足底圧変動波形は被験者間で一定の傾向を認めなかった。この傾向は速度が変化しても変わら

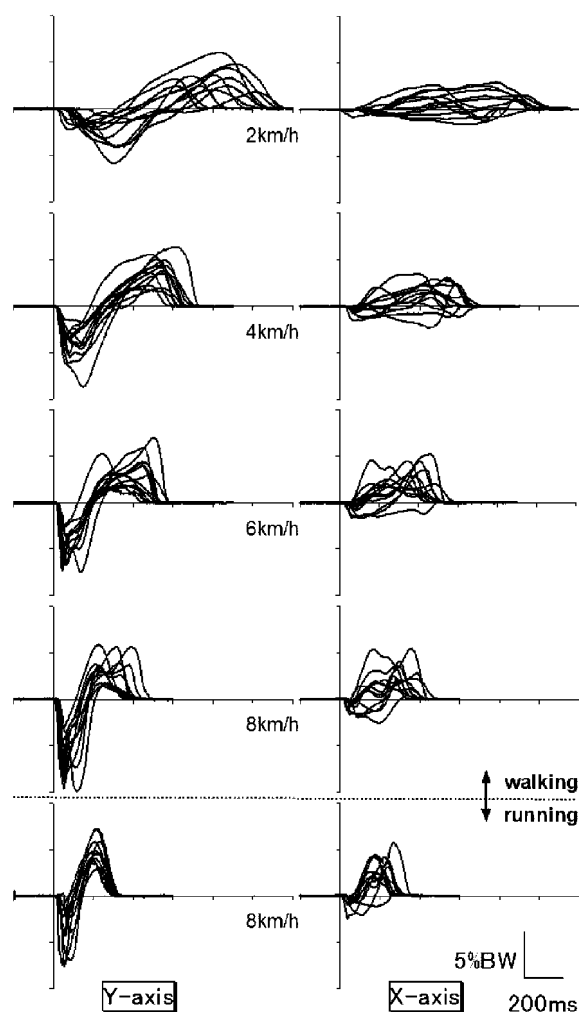


図12. 各速度条件における足底圧変動波形

被験者12名のY軸(左列)とX軸(右列)の足底圧変動波形。各被験者の加算平均波形を速度条件ごとに重ね書きした。

なかった。

Y軸方向の立脚時間は速度が増すに従って短くなった(表1)。各速度条件を水準とした分散分析の結果、Y軸方向の立脚時間には主効果を認め($p \leq 0.001$)、全ての速度条件間で有意差を認めた(歩行速度が時速6 kmのときと歩行速度が時速8 kmのときとのY軸方向の立脚時間については $p \leq 0.05$ 、歩行速度が時速8 kmと走行速度が時速8 kmのときとのY軸方向の立脚時間については $p \leq 0.01$ 、その他の速度条件間では $p \leq 0.001$)。

Y軸の足底圧変動波形の最大振幅値は歩行に比較して、走行のときに増加した(表2)。各速度条件を水準とした分散分析の結果、Y軸の足底圧変動波形の最大振幅値には主効果を認めた

表1. 各速度条件におけるY軸方向の立脚時間

速度条件	平均値	標準偏差
歩行時速 2km	1014.0	±143.96
歩行時速 4km	671.3	±45.73
歩行時速 6km	537.3	±48.82
歩行時速 8km	446.3	±49.92
走行時速 8km	343.0	±30.13

(単位：ms)

表2. 各速度条件におけるY軸の足底圧変動波形の最大振幅値

速度条件	平均値	標準偏差
歩行時速 2km	3.3	±1.25
歩行時速 4km	4.0	±1.43
歩行時速 6km	3.7	±1.72
歩行時速 8km	3.5	±1.63
走行時速 8km	4.9	±1.39

(単位：%BW)

($p \leq 0.001$)。走行速度が時速 8 km のときと他の全ての歩行速度条件との最大振幅値間には有意差を認めた(走行速度が時速 8 km のときと歩行速度が時速 4 km および時速 6 km のときとの間については $p \leq 0.05$ 、走行速度が時速 8 km のときと歩行速度が時速 2 km および時速 8 km のときとの間については $p \leq 0.001$)。しかし、歩行では、速度条件間での有意差は認めなかった。

最大振幅値を被験者12名についてみると、1名を除き11名の被験者で歩行条件に比較して走行条件での最大振幅値が増加していた。しかし歩行条件では、被験者間の平均値でみると時速 4 km から時速 8 km へと速度が増すにしたがって、最大振幅値はむしろ低下していた。この最大振幅値の低下は、時速 6 km から時速 8 km にかけて被験者 8 名に認めた。このうち 4 名は時速 4 km から時速 8 km にかけて低下していた。この他に、2 名は時速 2 km から時速 6 km にかけての低下を、1 名は時速 4 km から時速 6 km にかけての低下を認めた。また、1 名は時速 2 km の最大振幅値が他の速度条件を上回った。

Y 軸の足底圧変動波形の頂点潜時は歩行速度が増すに従って短くなった。ただし、速度条件時速 8 km の歩行と走行との間には差がなかった(表 3)。各速度条件を水準とした分散分析の結果、Y 軸の足底圧変動波形の頂点潜時には主効果を認めた($p \leq 0.001$)。速度条件時速 8 km の歩行と走行との間には有意差を認めなかったが、

表3. 各速度条件におけるY軸の足底圧変動波形の頂点潜時

速度条件	平均値	標準偏差
歩行時速 2km	804.0	±122.11
歩行時速 4km	521.7	±50.52
歩行時速 6km	389.7	±78.09
歩行時速 8km	278.3	±62.28
走行時速 8km	211.3	±14.35

(単位：ms)

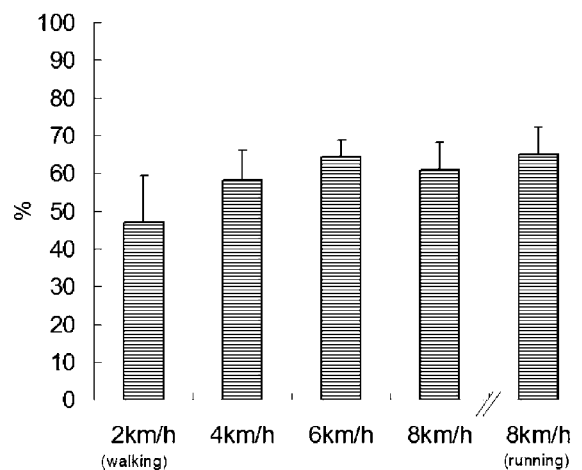


図13. 各速度条件におけるY軸方向の立脚時間に前足部荷重期が占める時間の割合
被験者12名の平均値と標準偏差を示す。

歩行では全ての速度条件間において頂点潜時に有意差を認めた(歩行速度が時速 6 km のときと時速 8 km との間のY軸の足底圧変動波形の頂点潜時については $p \leq 0.05$ 、その他の速度条件間では $p \leq 0.001$)。

さらに、Y 軸の足底圧変動波形の二相性について、立脚時間に前足部荷重期が占める時間の割合を分析した(図13)。

Y 軸方向の立脚時間において、時速 2 km では前足部荷重期より後足部荷重期の時間が長かった。他の速度条件では前足部荷重期の方が長くなるが、速度の変化に伴う変化は認めなかった。各速度条件を水準とした分散分析の結果、速度条件ごとの前足部荷重期の割合には主効果を認めた($p \leq 0.001$)。歩行速度が時速 2 km の条件と他の全ての速度条件間で有意差を認めた($p \leq 0.001$)。しかし、この他の速度条件間では有意差を認めなかった。

X 軸方向の立脚時間は、Y 軸方向の立脚時間と同様に速度が増すに従って短くなった(表 4)。

各速度条件を水準とした分散分析の結果、X軸方向の立脚時間には主効果を認め($p \leq 0.001$)、全ての速度条件の間で有意差を認めた(歩行速度が時速4kmのときと時速6kmのとき、および時速6kmのときと歩行速度が時速8kmのときについては $p \leq 0.01$ 、歩行速度が時速8kmと走行速度が時速8kmのときについては $p \leq 0.05$ 、その他の条件間では $p \leq 0.001$)。

各速度条件の歩数ごとの足底圧変動波形を、被験者KAの測定結果を例として示す(図14)。

表4. 各速度条件におけるX軸方向の立脚時間

速度条件	平均値	標準偏差
歩行時速2km	1011.0	± 165.66
歩行時速4km	675.3	± 61.09
歩行時速6km	552.3	± 57.85
歩行時速8km	445.7	± 39.06
走行時速8km	350.0	± 43.40

(単位：ms)

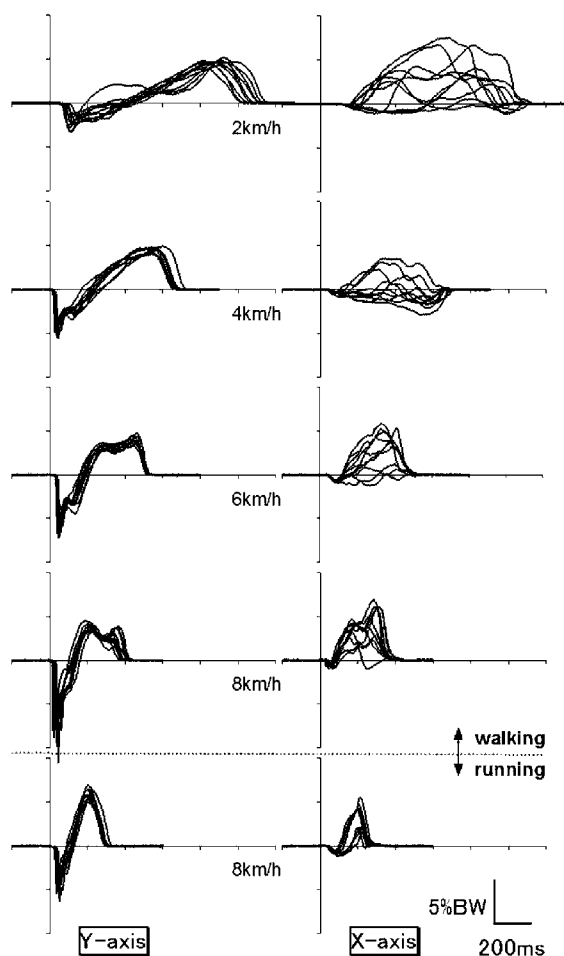


図14. 被験者KAの各速度条件における足底圧変動波形(21歳、女性、身長159cm、体重53kg)
速度条件ごとに10歩分のY軸(左列)とX軸(右列)の足底圧変動波形を重ね書きした。

被験者間で認めた特徴は、歩数ごとの波形にも確認された。すなわち、Y軸方向の立脚時間は速度が増すに従って短くなり($p \leq 0.001$)、全ての速度条件間に有意差を認めた($p \leq 0.001$)。また、最大振幅値については速度による差を認め($p \leq 0.001$)、歩行に比較して走行のときに増加した($p \leq 0.001$)。頂点潜時は歩行速度が増すに従って短くなる($p \leq 0.001$)が、速度条件時速8kmの歩行と走行との間には差は認めない。Y軸の足底圧変動波形の二相性に関して、立脚時間に前足部荷重期が占める時間の割合を分析したが、被験者KAには速度の変化に伴う有意差は認めなかった。X軸方向の立脚時間は速度が増すに従って短くなり($p \leq 0.001$)、全ての速度条件の間で有意差を認めた($p \leq 0.001$)。

(3) 歩行の連続性に伴う足底各部位における足底圧の変動

自然歩行場面においても、また速度の変化に対しても、Y軸の足底圧変動波形は明確な二相性を保持する。これに対して、X軸の足底圧変動波形は一定の傾向を認めず、変動が大きかった。

しかし、X軸の足底圧変動波形を構成する第1中足骨頭部と第5中足骨頭部の圧力曲線の最大振幅値について、ある歩数分を連続して解析すると、負の相関関係が周期的に繰り返す規則性を認めた(図15)。

第1中足骨頭部の足底圧が小さいときには、第5中足骨頭部の足底圧は相対的に大きくなる。また、第1中足骨頭部の足底圧が大きいときには、第5中足骨頭部の足底圧は相対的に小さくなる。すなわち、X軸の足底圧変動波形における外側バランスと内側バランスが、1～5歩数ごとに繰り返した。この傾向は被験者を通じて、また歩行速度に関わらずに認めた(図16)。これに対して、踵骨隆起部と第3中足骨頭部の圧力曲線との間にはこのような関係は明確ではなかった。

外側バランスと内側バランスが周期的に繰り返すこの現象の特徴を、被験者SHの歩行につ

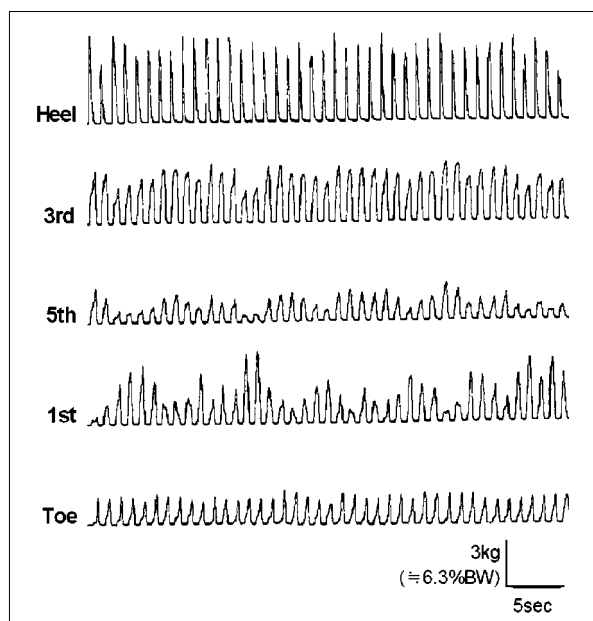


図15. 時速4kmのトレッドミル歩行における5箇所のセンサからの圧力曲線

(被験者 YK: 22歳、女性、身長156cm、体重48kg)
連続した41歩分の圧力曲線について、左から右方向への時間経過で示す。

Heel: 踵骨隆起部、3rd: 第3中足骨頭部、5th: 第3中足骨頭部、1st: 第3中足骨頭部、Toe: 母趾からの圧力曲線。

いての結果を例として解析した。圧力曲線の最大振幅値は、トレッドミルの各歩行速度条件につき連続15歩分を多チャンネルペンオシログラフによる記録から計測した。このとき、床面でそれぞれのセンサに1kgを加えたときの出力信号を基にして数値化および補正を行った。これを、被験者の体重1kgに対する割合(%BW)を単位として解析した。第1中足骨頭部と第5中足骨頭部の足底圧の関係(図17)、および踵骨隆起部と第5中足骨頭部の足底圧の関係(図18)を、それぞれ散布図に表した。速度条件ごとに単回帰分析を行った結果、第1中足骨頭部と第5中足骨頭部の足底圧の関係については、いずれの速度条件についても回帰は統計的に有意であり($p \leq 0.001$)、負の相関関係が確認された。これに対して、踵骨隆起部と第5中足骨頭部の足底圧については、第1中足骨頭部と第5中足骨頭部の足底圧で確認された負の相関関係は認めず、いずれの条件においても統計的に有意な回帰は認めなかった。

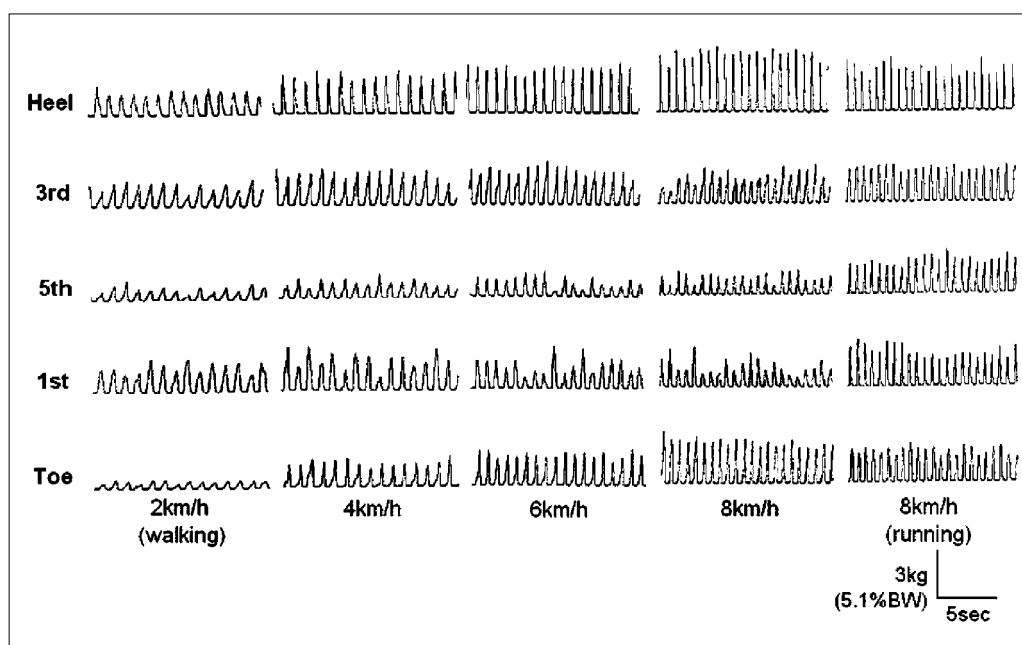


図16. トレッドミル歩行における5箇所のセンサからの圧力曲線

(被験者 SH: 20歳、男性、身長167cm、体重59kg、図8と同じ被験者)

歩行速度が時速2km、時速4km、時速6km、時速8km、走行速度時速8kmの、連続した15s分の圧力曲線について、左から右方向への時間経過で示す。

Heel: 踵骨隆起部、3rd: 第3中足骨頭部、5th: 第3中足骨頭部、1st: 第3中足骨頭部 Toe: 母趾からの圧力曲線。

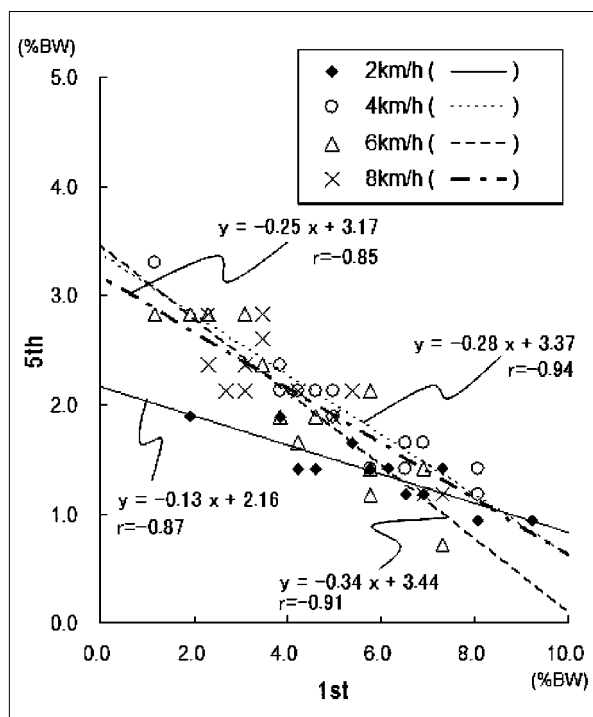


図17. 第1中足骨頭部と第5中足骨頭部の足底圧の関係
(被験者 SH: 図8、図16と同じ被験者)
各歩行速度条件について連続15歩分の最大振幅値を示す。
それぞれの速度条件ごとに回帰式と相関係数(r)を示す。
5th: 第3中足骨頭部、1st: 第3中足骨頭部の足底圧。

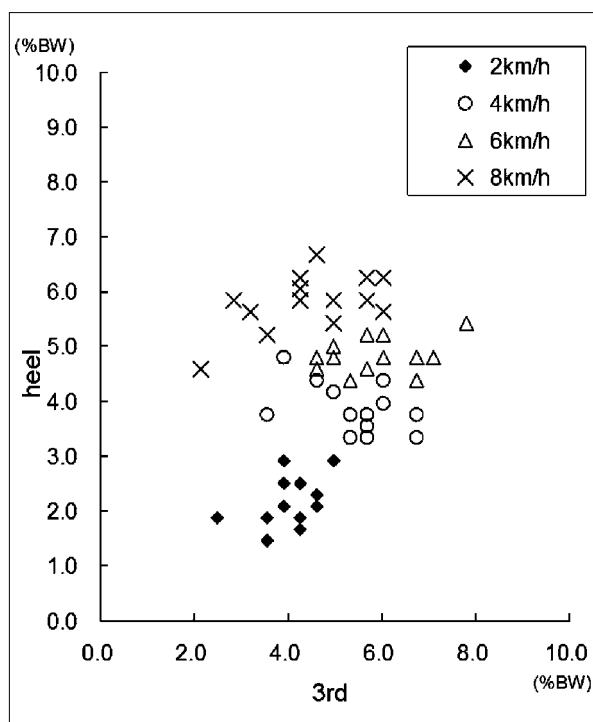


図18. 踵骨隆起部と第3中足骨頭部の足底圧の関係
(被験者 SH: 図8、図16および図17と同じ被験者)
各歩行速度条件における連続15歩分の最大振幅値を示す。
Heel: 踵骨隆起部、3rd: 第3中足骨頭部の足底圧。

4. 考察

(1) 歩行速度による歩行率および足底圧の前後方向の変動

自然歩行では、規定された速度で歩行し続けることは難しい。したがって、プラットホーム型の測定装置の場合、速度をパラメータとして歩行を分析することが難しい。しかし、トレッドミルを用いることによって、速度の変化をパラメータとして歩行分析することが可能となる。本研究で用いたのは身体装着型の測定装置であり、その利点としてトレッドミルを用いての測定が可能な点を挙げることができる。

実験2は、トレッドミルを用いることによって、速度という外的因子を物理的に操作したときの足底圧変動を分析することが目的であった。その結果、速度の増加にしたがって歩行率は増加し、Y軸およびX軸の足底圧変動波形はともに立脚時間が短くなった。

Zhu et al (1995)は、立脚時間、立脚時間にわたる足底圧の積分値、最大振幅値について、歩行率との関係を報告している。それによると、歩行率の増加にしたがって足底圧の平均積分値は低下(120steps/minに対して45%)し、立脚時間は短縮する(120steps/minに対して64%)。最大振幅値は増加する(120steps/minに対して119%)。歩行率の増加に伴って足底圧変動波形の立脚時間が短縮したことは、これと一致した結果であった。

これに対して、最大振幅値に関しては、各歩行速度条件間で有意差は認めなかった。むしろ、平均値からすると、時速4kmから時速8kmにかけては速度が増加すると最大振幅値は低下する傾向にあった。しかし、歩行に比べて走行のときには大きくなった。ここで、本実験で求めた最大振幅値は前後方向の足底圧変動波形の前足部荷重期における値であり、足底面全体における最大値ではないことに考慮すべきであろう。前後方向の足底圧変動はCOPの前方への移動に伴う圧力変化を反映すると考えた。少なくともトレッドミル歩行の条件下では、速度の増加に伴って前足部への圧力を増加させる傾向は認

めなかった。むしろ、限界点の存在さえ示唆された。

さらに、Y軸方向の立脚時間に前足部荷重期が占める割合についても、時速4 kmから8 kmまでの歩行速度では有意差を認めなかった。速度の変化に対する足底圧変動について、研究の初期の議論においては、前方への体重移動について前足部荷重期の占める時間に着目した(Kiriyama et al, 2004)。このとき速度の増加にしたがって、前足部荷重期の占める時間的な比率が大きくなると分析した(図19)。このときは、時速2 kmから時速8 kmまでの歩行を比較した。しかし、全ての速度条件にて歩行することが困難であった被験者が存在したため、この時点では前足部荷重期がY軸方向の立脚時間に占める割合について、速度条件間の差を検討できるまでには至っていなかった。

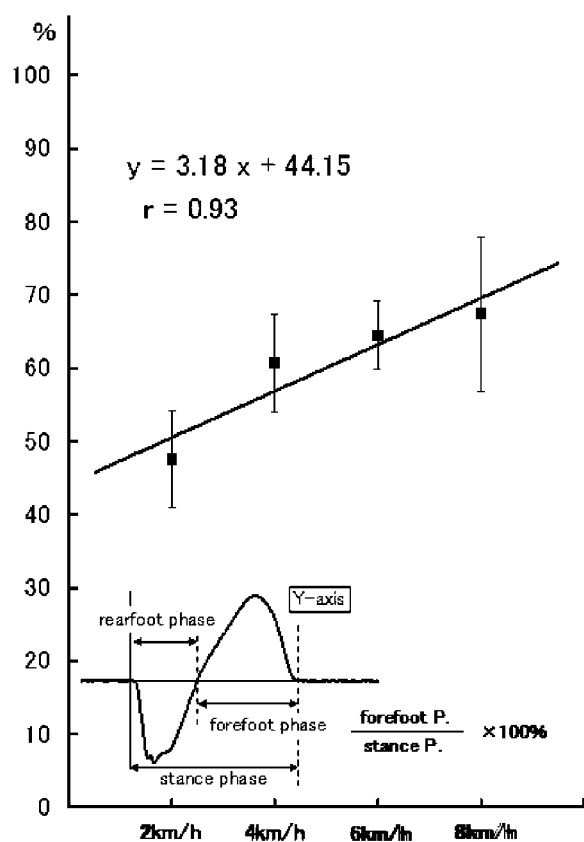


図19. Y軸方向の立脚時間に占める前足部荷重期の割合 (Kiriyama et al., 2004より引用)

被験者は8名、各速度条件(横軸に示す)の平均値(■)と標準偏差(縦線)を示す。

そのときまでの歩行速度条件に加えて時速8 kmの走行条件との比較、および被験者間の条件を統一した本実験の分析では、初期の議論とは異なる結果となった。歩行速度が時速2 kmのときでは、前足部荷重期よりも後足部荷重期の時間が長くなった。そして、時速4 km以上の速度では、前足部荷重期の方が後足部荷重期の占める時間よりも長くなった。しかし、時速4 km以上では前足部荷重期がY軸方向の立脚時間に占める時間的な比率は、歩行速度の影響を受けなかった。

歩行速度が増すに伴って、歩行率は増加して、足底が床面に接地している時間は短縮する。これに対して、Y軸の足底圧変動波形について最大振幅値や二相性は速度の影響を受けない。ただし、歩行速度が比較的遅い場合には、前足部荷重期よりも後足部荷重期が長くなる。走行の場合には前足部における足底圧は歩行と比較して大きくなる。走行の際には、前足部で前方への推進力を産出していると考えた。

以上のことから、速度の変化に対するY軸の足底圧変動波形からは、遅い歩行と通常の歩行、走行の三つの体重制御のされ方がることが分かった。

ここで、トレッドミル上での歩行を、自然歩行すなわち床上歩行と比較する際には考慮が必要であることを指摘しておく。トレッドミル歩行と床上歩行との比較については多くの研究報告がある(Murray et al, 1985; 岡田 他, 2002; Barbeau, 2003; Owings and Grabiner, 2004)。

Murray et al. (1985)は、トレッドミル歩行では床上歩行に比較して歩行率が増加して歩行周期は短くなるが、二つの歩行に大きな相違はないと結論した。岡田ら(2002)は28名の健康成人について、両歩行を床反力の3分力の波形から比較した。波形のピークには差を認めるが、やはり二つの歩行の床反力波形は類似性が高いと結論している。Owings and Grabiner (2004)は、トレッドミル歩行では歩幅に比較してステップ幅の変動が大きく、床上歩行においても同様の関係を認めた。これらの報告は、トレッドミル歩

行と床上歩行とがよく対応していることを結論づけている。

さらに、Stolz et al. (1997)の報告では、12名の成人および14名の小児について、トレッドミルと床上歩行を比較した。トレッドミル歩行では、床上の同一速度での歩行と比較して成人では7%、子供では10%の歩行率の増加を認め、歩幅と立脚時間は短縮した。また、ステップ幅と足部の回旋角度はトレッドミル歩行で増加した。著者らは、これを感覚入力により歩行運動パターン生成回路に修正が働いたため引き起こされたものであるとした。Alton et al. (1998)が三次元動作解析装置を用いて分析した結果、トレッドミル歩行のときに女性では股関節の屈曲角度が大きく、男性では膝の最大屈曲角度が大きくなる。また、歩行率の増加と立脚相の短縮も認めた。これらの報告から、運動学的にはトレッドミル歩行と床上歩行とでは相違点も存在し、とくに「床上歩行と比較すると、トレッドミル歩行では歩行率が増加し歩行周期あるいは立脚時間が短縮する」という特徴を挙げられる。

Warabi et al. (2005)は、本論文で言う足底圧変動波形について、トレッドミルと床上歩行とを比較した。その結果、トレッドミル歩行における足底圧変動波形についても、やはり歩行率の増加(6.6%)と立脚時間(6.7%)の短縮を認めた。本実験の結果からも、トレッドミルと床上歩行の足底圧変動波形は類似性が高いと言える。ただし、これらを比較するときには、歩行率と立脚時間については考慮すべきである。

(2) 歩行の連続性における足底圧の側方の変動

トレッドミルを用いることにより、連続した歩数の測定が可能である。足底圧変動を連続歩数にわたり分析すると、第1中足骨頭部と第5中足骨頭部との足底圧には負の相関関係を周期的に繰り返す現象を認めた。すなわち、一側の下肢において、X軸の足底圧変動波形の外側バランスと内側バランスを繰り返した。この現象は、Warabi et al (2004)により初めて報告された。本論文では、この現象を「側方の足底圧変

動における相反機構」と呼ぶ。

側方の足底圧変動における相反機構は、歩行における左右方向の過度な体重移動を制御していると考えられる。この機構は以下により説明されるだろう。例えば、立脚相において、足部の内側に体重が偏倚したときには下肢の内側の筋群が同時収縮し、内側バランスとなる。このことが、外側の同時収縮を促して今度は外側バランスとなる。この神経生理学的なしくみは現在のところ分からないが、『歩行によって生じる不安定性を最小限に抑えるために、筋力と関節負荷を相補的に調整しながら先行制御(proactive control)が働くと考えられる(Winter et al, 1990)』。すなわち、X軸の足底圧変動波形がバランス能力を反映していることを示している。これを裏付けるためには、足底圧の動的变化と筋電図解析との対応を検討する必要がある。歩行時の安定性を保持するためには、体幹や股関節の筋では、このような先行制御が重要な役割を担っている。例えば、体幹の脊柱起立筋や股関節の大殿筋といった伸筋群は踵接地の前から収縮し、立脚相の前半まで収縮を持続させる(Basmajian, 1975; Thorstensson et al, 1982)。

バランス能力を反映すると位置づけられるX軸の足底圧変動波形、および相反機構については、次節でさらに検討する。

回転歩行時の足底圧の変動(実験3)

1. 目的

ここでは方向転換を行うときに、足部で遂行される体重移動の制御について論じる。このために、回転歩行場面を設定した。回転歩行とは、「時計回りあるいは反時計回りに、垂直軸の周りを歩行すること」とした。回転歩行では、連続的な方向転換が必要となる。この歩行場面において、右足の前後方向および側方の足底圧変動を調べた。直線歩行のときと、右足が時計回りに歩いて「内足(inner foot)」にあるときと、反時計回りに歩いて「外足(outer foot)」にあるときとを、足底圧変動波形を指標として比較した。

なお、自然歩行は、ここでは「直線歩行」としてとらえた。

Y軸の足底圧変動波形については、Y軸方向の立脚時間、最大振幅値および頂点潜時の分析を行う。また、波形の二相性については、前足部荷重期がY軸方向の立脚時間に占める時間的な割合を調べる。

X軸の足底圧変動波形については、X軸方向の立脚時間、および立脚時間における平均振幅値を分析した。回転歩行では、身体の重心を移動方向に強いることになる。したがって、体重が回転軸側に偏ることになる。このことが、足底の圧力変動にも影響を与えるだろう。X軸の足底圧変動波形は、内足では外側バランスに、外足では内側バランスになることが推測される。X軸の足底圧変動波形の平均振幅値は、これを検証するために求めた。また、側方の足底圧変動における相反機構についても検討する。

2. 方法

(1) 被験者

被験者は20歳から28歳までの10名(男5名；平均年齢 22.2 ± 3.27 歳、女5名；平均年齢 23.2 ± 2.78 歳)であった。男性の平均身長は 173.4 ± 3.36 cm、平均体重は 60.6 ± 2.61 kgであった。女性の平均身長は 158.9 ± 3.50 cm、平均体重は 52.6 ± 2.79 kgであった。全ての被験者とも、歩行能力に影響を与えるような疾患の既往はない。被験者には予め実験の目的と要する時間および身体的負担を説明して、実験に参加することへの同意を得た。

10名の被験者のうち、女性2名は実験1に参加した被験者であった。また、男性2名と女性1名の3名は実験1および実験2の両方に参加した被験者であった。男性3名と女性2名の5名は、実験3で新たに被験者とした。

身長と体重に関して男女差をスチューデントのt検定(両側検定)を用いて検定した。また、身長や体重と、歩行速度や歩行率の関係は単回帰分析によって調べた。

平均身長は男性で女性よりも14.5cm高く($p \leq$

0.001)、平均体重は男性で女性よりも8.0kg重かった($p \leq 0.01$)。

被験者の直線歩行場面での平均歩行速度は、男性が時速 5.3 ± 0.5 2 kmで、女性が時速 4.7 ± 0.30 kmあった。男性の方が時速0.6km速かった($p \leq 0.05$)。歩行率は直線歩行場面での男女差は認めなかった。被験者の平均歩行率は 119.6 ± 6.99 steps/minであった。

被験者の身長と歩行速度との相関係数から、身長が高いほど歩行速度の速く、歩行率が低い傾向があったが、いずれも統計的に有意な相関は認めなかった。また、被験者の体重と歩行速度との相関係数から、体重が重いほど歩行速度の速く、歩行率が低い傾向があったが、いずれも統計的に有意な相関は認めなかった。

男性は女性より身長が高く、体重は重い。男性は直線歩行場面での歩行速度が女性より速かった。実験2の結果から、歩行速度が増すと、歩行率が増して立脚時間が短縮することが確かめられた。しかし、本実験における歩行速度の男女差は、歩行率に影響を与える程度ではなかったと言える。被験者の身長や体重と、歩行速度や歩行率との間に有意な相関関係も認めなかった。また、回転歩行の分析は速度を実験条件とはしないことから、被験者10名は同一の群として解析を進めた。

(2) 装置

床に立てた高さ80cmのポールの周りを方向転換しながら回転歩行する場面において、足底5箇所からの圧力曲線を、実験1と同じ装置を用いて測定した。このとき、センサと電源供給装置との配線は天井からポールの上に吊して被験者の歩行に影響を与えないように配慮した。

(3) 手続き

右足底部へのセンサの取り付け位置や、測定と記録の方法は実験1と同様に行った。被験者は直線歩行での足底圧を測定した後に、ポールに対して右回りおよび左回りに回転する歩行場面において測定を行った。直線歩行の測定の手

続きは実験1の自然歩行の測定と同様に行った。回転歩行場面では、足底5箇所からの圧力曲線を最低20歩分記録した。被験者には「できるだけボールの近くを自然な速度と歩幅で歩行する」ように教示した。また、眩暈を感じそうなきときには、その場で止まって休憩するように指示した。

(4) 分析方法

分析は実験1と同様の方法で行った。それぞれの被験者について、直線歩行と、内足および外足のときの歩行について、それぞれの条件ごとに10歩分のデータからY軸およびX軸の足底圧変動波形を求めた。

結果表示は平均値±標準偏差として示した。Y軸方向の立脚時間、最大振幅値とその頂点潜時、および立脚時間に前足部荷重期が占める割合について、それぞれ歩行条件による差の検定には反復測定による一元配置分散分析を用いた。X軸方向の立脚時間、および立脚時間にわたる平均振幅値についても、歩行条件による差の検定には反復測定による一元配置分散分析を用いた。これらが有意であった場合には、テューキーの多重比較検定を行った。いずれも有意水準は5%とした。危険率はpで示す。

3. 結果

(1) 足底圧の前後方向および側方の変動

被験者ごとにY軸およびX軸の足底圧変動波形を、直線歩行および内足・外足の条件それぞれにつき、各計測部位から得られる10歩分の加算平均した圧力曲線から求めた(図20)。

Y軸の足底圧変動波形の最大振幅値は、内足あるいは外足のときに比較して、直線歩行時で大きくなった(表5)。最大振幅値には主効果を認め($p \leq 0.01$)、直線歩行時と内足のとき($p \leq 0.01$)、および外足のとき($p \leq 0.05$)との間でそれぞれ有意差を認めた。ただし、内足のときと外足のときとの間には有意差は認めなかった。

Y軸の足底圧変動波形の頂点潜時は、直線歩行時や外足のときと比べて、内足のときが遅延

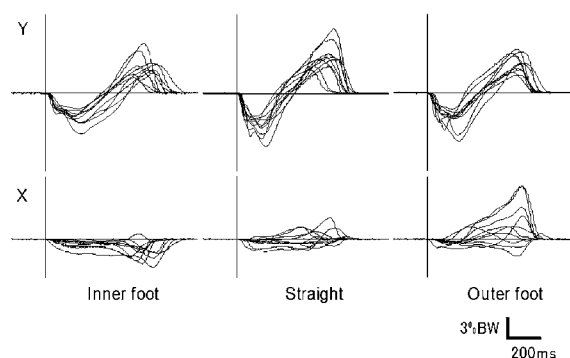


図20. 直線歩行および回転歩行時における足底圧変動波形

内足(inner foot)、直線歩行(straight)、外足(outer foot)それぞれについて、被験者12名のY軸(上段)と、X軸(下段)の加算平均した足底圧変動波形を重ね書きした。

表5. 直線歩行および回転歩行(内足・外足)時におけるY軸の足底圧変動波形の最大振幅値

速度条件	平均値	標準偏差
内足	3.5	±1.39
直線歩行	4.7	±1.60
外足	3.9	±1.17

(単位：%BW)

した(表6)。頂点潜時には主効果を認め($p \leq 0.01$)、直線歩行時と内足のときとの間で有意差を認めた($p \leq 0.01$)。また、内足のときと外足のときとの間で有意差を認めた($p \leq 0.05$)。

表6. 直線歩行および回転歩行(内足・外足)時におけるY軸の足底圧変動波形の頂点潜時

速度条件	平均値	標準偏差
内足	583.6	±50.68
直線歩行	526.4	±52.26
外足	532.0	±25.30

(単位：ms)

Y軸方向の立脚時間は直線歩行時よりも内足のときの方が長くなった(表7)。Y軸方向の立脚時間には主効果を認め($p \leq 0.05$)、直線歩行時と内足のときとの間で有意差を認めた($p \leq 0.05$)。

表7. 直線歩行および回転歩行(内足・外足)時におけるY軸方向の立脚時間

速度条件	平均値	標準偏差
内足	731.6	±63.51
直線歩行	670.4	±50.11
外足	689.2	±43.49

(単位：ms)

Y軸方向の立脚時間に前足部荷重期が占める時間の割合は、直線歩行時や外足のときに比べて内足のときには低下した。前足部荷重期と後足部荷重期を比較すると、内足の時には後足部荷重期の方が長くなるが、直線歩行と外足のときには前足部荷重期が長くなった(表8)。Y軸方向の立脚時間に前足部荷重期が占める時間の割合には主効果を認め($p \leq 0.001$)、直線歩行時と内足のときで有意差を認めた($p \leq 0.001$)。また、内足のときと外足のときとの間でも有意差を認めた($p \leq 0.001$)。

X軸方向の立脚時間については、いずれの条件間でも有意な差は認めなかった(表9)。

表8. 直線歩行および回転歩行(内足・外足)時におけるY軸方向の立脚時間に占める前足部荷重期の割合

速度条件	平均値	標準偏差
内足	43.2	± 8.07
直線歩行	54.3	± 7.26
外足	53.3	± 7.03

(単位：%)

表9. 直線歩行および回転歩行(内足・外足)時におけるX軸方向の立脚時間

速度条件	平均値	標準偏差
内足	702.4	± 71.16
直線歩行	677.6	± 62.37
外足	686.0	± 59.67

(単位：ms)

X軸方向の立脚時間を通じた平均振幅値を求めた(表10)。内足のときには負の方向、すなわち外側バランスとなった。また、外足のときには内側バランスとなった。直線歩行時には両者の中間値をとった。これらX軸の足底圧変動波形の平均振幅値には主効果を認め($p \leq 0.01$)、内足のときと外足のときとの間で有意差を認めた($p \leq 0.01$)。

表10. 直線歩行および回転歩行(内足・外足)時におけるX軸の足底圧変動波形の平均振幅値

速度条件	平均値	標準偏差
内足	-0.8	± 0.49
直線歩行	-0.1	± 0.44
外足	0.6	± 1.06

(単位：%BW)

直線歩行および回転歩行条件における歩数ごとの足底圧変動波形を、被験者ESの測定結果を例にして示す(図21)。被験者間で認めた特徴は、歩数ごとの波形にも確認された。

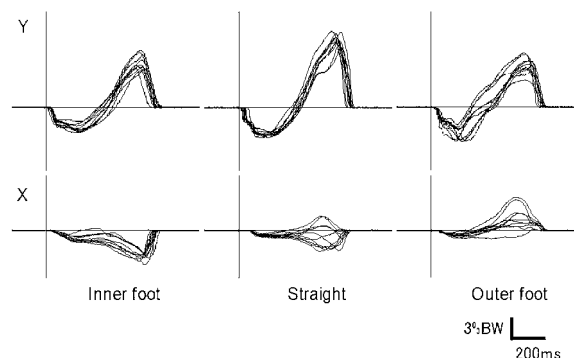


図21. 被験者ESの回転歩行時における足底圧変動波形(28歳、女性、身長165cm、体重52kg) 内足(inner foot)、直線歩行(straight)、外足(outer foot)それぞれにつき10歩分のY軸(上段)と、X軸(下段)の足底圧変動波形を重ね書きした。

被験者ESについても、Y軸の足底圧変動波形の最大振幅値は回転歩行場面よりも直線歩行時における最大振幅値が大きかった($p \leq 0.001$)。そして、直線歩行時と内足のとき($p \leq 0.001$)、および外足のとき($p \leq 0.001$)との間でそれぞれ有意差を認めた。Y軸の足底圧変動波形の頂点潜時は、直線歩行時よりも内足のときに遅延した($p \leq 0.01$)。そして、直線歩行時と内足のときとの間で有意差を認めた($p \leq 0.01$)。

Y軸方向の立脚時間は、被験者ESについては条件間の差を認めなかった。立脚時間に前足部荷重期が占める割合の平均値は、内足のときが $46.3 \pm 4.55\%$ 、直線歩行のときが $49.4 \pm 3.29\%$ 、外足のときが $55.4 \pm 7.70\%$ であった。前足部荷重期と後足部荷重期を比較すると、内足の時には後足部荷重期の方が長くなるが、外足のときには前足部荷重期が長くなった($p \leq 0.01$)。そして、内足のときと外足のときとの間で有意差を認めた($p \leq 0.01$)。

X軸方向の立脚時間については、いずれの条件間にも有意差は認めなかった。X軸方向の立脚時間を通じた振幅値を平均すると、内足のときが $-1.3 \pm 0.37\% BW$ 、直線歩行のときが-

0.5±0.48%BW、外足のときが0.3±0.52%BWであった。内足のとき、直線歩行時、外足のときの順に大きくなった($p \leq 0.001$)。すなわち、内足のときには外側バランス、外足のときには内側バランスとなった。直線歩行時には両者の中間値をとった。被験者 ES については、全ての条件間でX軸の足底圧変動波形の平均振幅値に差を認めた。すなわち、内足のときと外足のときとの間で有意差を認めた($p \leq 0.001$)。さらに、直線歩行時と内足のとき($p \leq 0.01$)、外足のとき($p \leq 0.01$)にもそれぞれ有意差を認めた。

(2) 回転歩行の連続性に伴う足底各部位の足底圧の変動

被験者 ES については、さらに連続した歩数分の足底圧を解析した。直線歩行および回転歩行場面の圧力曲線を図22に示す。

前述した通り直線歩行を連続した歩数として解析すると、X軸の足底圧変動波形における外側バランスと内側バランスを周期的に繰り返す

相反機構を認めた。これに対して、内足のときには第5中足骨頭部からの足底圧の方が、第1中足骨頭部よりも大きい。すなわち、全体としては外側バランスとなった。また、外足のときには、第1中足骨頭部からの足底圧の方が、第5中足骨頭部よりも大きい。すなわち、全体としては内側バランスとなった。ただし、回転歩行場面においても、内足そして外足を問わず直線歩行場面で認めた側方の足底圧変動における相反機構を認めた。この相反機構は、被験者によりその程度に差は認めるが、全被験者を通して確認された。

4. 考察

X軸の足底圧変動波形は、自然歩行やトレッドミル歩行では、COPを、Y軸の足底圧変動波形が反映する体重の移動方向へと調整する働きをされると考えられた。すなわち側方の足底圧変動によって、一歩ごとにこの調整が機能していることを示した。また、トレッドミル歩行で連

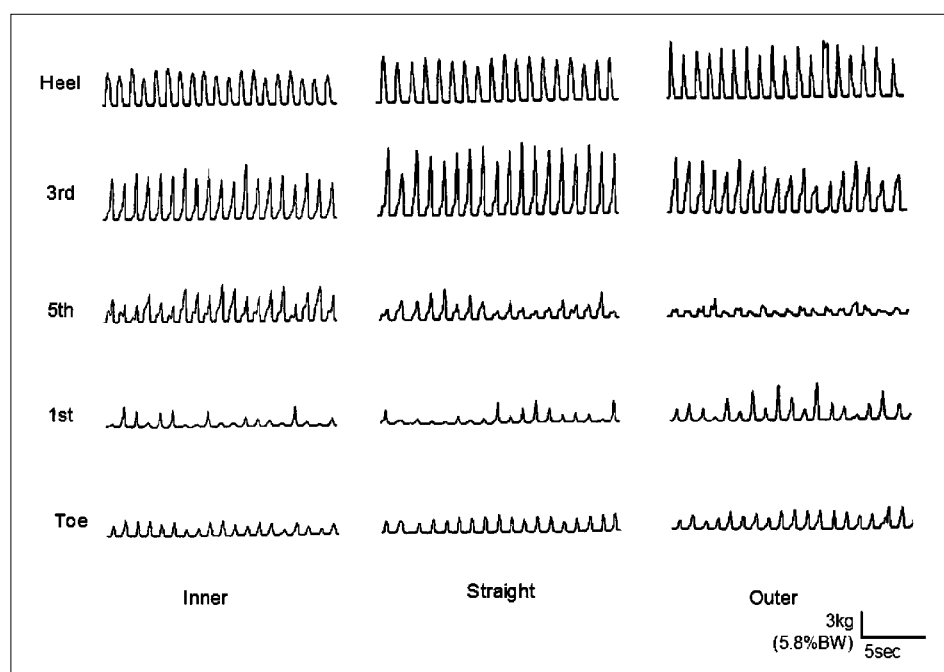


図22. 直線歩行および回転歩行時における5箇所センサーからの圧力曲線
(被験者 ES: 28歳、女性、身長165cm、体重52kg、図21と同じ被験者)
内足(inner foot)、直線歩行(straight)、外足(outer foot)それぞれについて、Heel: 踵骨隆起部、3rd: 第3中足骨頭部、5th: 第3中足骨頭部、1st: 第1中足骨頭部、Toe: 母趾からの圧力曲線を左から右方向への時間経過で示す。なお、ここでは時速4kmのトレッドミル上での歩行を直線歩行として示した。

続した歩数を解析すると、この変動は内側バランスと外側バランスを周期的に繰り返す現象として確認された。この相反機構は左右方向への過度の体重移動を制御していると考えられた。

回転歩行は、身体の重心が移動方向に偏る歩行であると考えられる。したがって、側方の足底圧変動が体重移動方向への調整として働くのであれば、内足では外側バランスに、外足では内側バランスに偏倚することは予め推測された。これらはX軸の足底圧変動波形の平均振幅値の測定結果により確かめられた。X軸の足底圧変動波形は回転歩行場面においても、体重の移動に伴うバランス能力を反映したと言える。また、回転歩行における側方の足底圧変動にも過度な体重移動を制御する相反機構が働いた。

体重の移動方向が変化するのに伴って、前後方向の足底圧も変化した。Y軸の足底圧変動波形は、直線歩行時と比較して回転歩行時には最大振幅値が低下した。頂点潜時は回転歩行時に遅延した。これらのY軸の足底圧変動波形の変化は、COPの移動方向が内足のときには第5中足骨頭側に、外足のときには第1中足骨頭側に偏倚したために生じると説明することができる。内足のときにはY軸方向の立脚時間は長くなり、前足部荷重期よりも後足部荷重期の方が長くなって頂点潜時は遅れた。これに対して、外足のときには、側方の足底圧変動は内側バランスとなり最大振幅値も低下するが、Y軸の足底圧変動波形では立脚時間や、前足部荷重期と後足部荷重期との比率からみると直線歩行とほぼ同じ様相を示した。Y軸の足底圧変動波形から、回転歩行では体重を支える軸足としての機能が内足に働いたことが示唆された。

Y軸の足底圧変動波形は体重の移動方向の変化に伴って、時間的な変化を示した。これに対して、X軸方向の立脚時間には条件による有意差を認めなかった。側方の足底圧変動が回転歩行条件により影響を受けたのは、その圧力変動パターンであった。

健常成人の足底圧変動波形から得られる知見からは、歩行時の体重移動制御は以下のように

まとめられる。すなわち、前後方向の足底圧の変動は、足底面内の重心移動に伴う動的な変化を示す。つぎに歩行速度や走行、あるいは重心の移動方向によって特定の変動パターンを示す。重心移動の方向づけは側方の足底圧変動によって調整される。また、側方の足底圧変動は、過度の体重移動を制御するバランス能力を反映すると考えられる。

片麻痺歩行における足底圧の動的変化(症例検討)

本研究は、歩行時の足底圧の変動を指標として病的歩行を評価すること、またその有用性を検討することも目的としている。足底圧変動波形を臨床評価として利用するときには、足底圧の動的な変化および足底接地の仕方を簡潔に、かつ特徴的に表示できることが利点となる。

健常成人の分析においては、足底圧変動波形により歩行を解析することで、足底の特定領域の圧力変化と各領域間の相互関係を示すことができた。そして、同じ基準をもって病的歩行の評価についても応用が可能であると考えた。

臨床場面では歩行環境に制約があるし、即時性が求められる。しかし、病的歩行を呈する患者では、場所や時間に制限のある状況で歩行することは困難なことが多い。むしろ自然歩行に近い状況が望まれる。したがって、測定装置による制約は最小限に止めたい。実用性の観点から考えても、プラットホーム型の測定装置を用いた測定に比較して本研究で用いた足底圧の測定装置は計測範囲や時間の制約が少ない。センサと電源供給装置との配線が届く限り、環境に縛られない自由な歩行の測定が可能である。また、記録が可能な限りの時間の範囲で測定が可能である。これらの点では利点があると言える。

この章では、歩行病態を足底圧変動波形により表したい。とくに片麻痺歩行を対象として、足底圧変動を臨床場面で測定した結果を報告する。前後および側方の足底圧変動から、片麻痺歩行の特徴を示したい。

足底圧変動からみた片麻痺歩行

1. 目的

麻痺側および非麻痺側のそれぞれについて歩行時の足底圧変動を測定した。健常成人の足底圧変動波形は、Y軸が足底面内における重心移動に伴う圧力変化を、X軸が体重の移動方向に対するバランス能力を反映すると考えられた。健常成人との比較によって、また麻痺側と非麻痺側との比較によって、片麻痺歩行の特徴を分析することを目的とした。

片麻痺歩行において動的な足底圧分析が研究対象となっていなかった点は Meyring et al. (1997)が指摘した通りである。また、歩行に関わる片麻痺の臨床症状だけでも単一ではない。したがって、多様な現象が歩行病態として示されることが推測された。そこで、ここでは対象者の歩行について、前後方向および側方の足底圧変動からタイプ分類を試みた。分類の基準については、健常成人の足底圧変動波形で認めたY軸の二相性とX軸の圧力変動パターンに着目した。

また、片麻痺歩行の特徴を、麻痺側と非麻痺側のY軸方向の立脚時間、Y軸の足底圧変動波形の最大振幅値、および後足部荷重期と前足部荷重期との比率を比較することによって分析する。

2. 方法

(1) 対象者

杖や装具を使用せずに歩行可能な脳卒中片麻痺患者10名(男性8名、女性2名)を対象とした。対象者のリストを表11に示す。対象者の平均年齢は 61.7 ± 12.65 歳、平均身長は 163.5 ± 6.57 cm、平均体重は 66.6 ± 10.44 kgであった。

対象者は、発症から4ヶ月以上を経過して、病態が安定していることが条件となった。また、全ての対象者に対して重篤な合併症のないことを確認した。発症から測定日までの平均経過月数は 56.4 ± 51.23 ヶ月であった。

対象者には、測定目的が歩行状態を把握するためであることを予め説明した。つぎに、測定に要する時間および身体的負担を説明して同意を得た。また、医療の質を向上するために測定結果を研究・教育目的に使用することに対して予め許可を得た。

(2) 装置

足底5箇所からの圧力曲線は前述した実験と同じ装置を用いて測定した。

(3) 手続き

測定場所は前述した実験と同じ条件で行った。対象者には「最も歩きやすい速度で」歩くように教示し、歩行区間は直線5mの距離であった。開始・終了地点の床にはテープで印をつけて目安とした。直線距離を往復しながら歩行して、

表11. 対象者リスト

対象者	年齢	性別	身長 (cm)	体重 (kg)	診断名	経過 月数 *	障 害 側	BRS**	
								上肢	下肢
HM	36	男性	175	86	脳塞栓	29	右	III	V
JK	66	男性	172	69	脳梗塞	16	右	IV	IV
TI	69	男性	164	77	脳梗塞	128	右	III	IV
TG	80	男性	160	72	脳出血	76	右	III	IV
ST	71	女性	160	67	脳出血	28	右	III	IV
SM	55	男性	164	60	脳出血	39	右	III	III
NW	62	男性	163	55	脳出血	72	左	III	III
MK	47	男性	164	70	脳梗塞	157	左	III	III
AM	63	女性	151	56	脳出血	15	右	III	III
YA	66	男性	162	54	脳梗塞	4	左	II	III

* 経過月数は発症日から測定日までの月数を示す

** BRS は Brunnstrom Stage を示す

このときの圧力曲線を記録した。これを麻痺側・非麻痺側それぞれについて測定した。また、電源供給装置を腰に装着した測定者が、歩行を阻害しない程度に近位で見守りながら測定を行った。

(4) 分析方法

分析方法も前述した実験と同様である。ただし、歩行率、立脚時間、およびY軸の足底圧変動波形の最大振幅値と頂点潜時について、それぞれ被験者ごとに麻痺側と非麻痺側の平均値を求めた。後足部荷重期と前足部荷重期の比率を検証するため、Y軸方向の立脚時間に占める前足部荷重期の割合も同様に求めた。結果表示は平均値±標準偏差として示した。麻痺側と非麻痺側との有意差は対応のあるt検定(両側検定)により判定した。検定の有意水準は5%とした。危険率はpで示す。なお、歩行率の算出は多チャンネルペンオシログラフによる記録を用いて、一分間の歩行周期(cycles/min)に換算して算出した。健常成人についての分析では一分間の歩数(steps/min)を歩行率としたが、片麻痺歩行の分析では両側の足について測定を行うことを考慮したことによる。また、立脚時間はいずれかのセンサが床に着地した時点から、いずれのセンサも床から離床した時点までの時間とした。

3. 結果

(1) 麻痺側および非麻痺側の歩行率と立脚時間
歩行率について、対象者間の平均値は麻痺側が 46.6 ± 9.67 cycles/min、非麻痺側が 46.7 ± 9.35 cycles/minであった。麻痺側と非麻痺側との歩行率に有意差は認めなかった。この結果から、麻痺側と非麻痺側の足底-床反力測定時の歩行は同質であると判断した。

立脚時間について、対象者間の平均値は麻痺側が 946.4 ± 235.30 ms、非麻痺側が 1107.9 ± 292.07 msであった。1名の対象者(ST)が麻痺側 1378.4 ± 154.54 ms、非麻痺側 1233.2 ± 42.71 msであった。この対象者の歩数ごとの立脚時間を分析すると、麻痺側が非麻痺側の立脚時間より

も長かった($p \leq 0.05$)。他の全ての対象者においては麻痺側の立脚時間の方が短かった($p \leq 0.01$)。

(2) 麻痺側および非麻痺側における足底圧の変動
各対象者の足底圧変動波形を10歩分のデータを加算平均して求めた。この加算平均波形について分析する。

Y軸の足底圧変動波形の最大振幅値について、1名を除き他の全ての対象者において麻痺側の最大振幅値が低下した($p \leq 0.01$)。対象者間の平均値は麻痺側が $1.9 \pm 0.27\%$ BW、非麻痺側が $2.9 \pm 0.37\%$ BWであった。1名の対象者(SM)で麻痺側は $2.5 \pm 0.13\%$ BW、非麻痺側が $2.3 \pm 0.11\%$ BWであった。ただし、この対象者について歩数ごとの最大振幅値を分析すると、有意差は認めなかった。

Y軸の足底圧変動波形の頂点潜時について、対象者間の平均値は麻痺側が 777.6 ± 67.44 ms、非麻痺側が 929.4 ± 73.99 msであった。立脚時間が麻痺側で非麻痺側よりも長かった1名の対象者(ST)が、麻痺側 1164.8 ± 42.32 ms、非麻痺側 1069.2 ± 11.38 msであった。頂点潜時が出現する時間を立脚時間に対する割合として求めた。対象者間の平均値は麻痺側で $81.1 \pm 5.87\%$ 、非麻痺側が $85.3 \pm 4.89\%$ の時点に存在した。これらには有意差を認めなかった。

Y軸方向の立脚時間に占める前足部荷重期の割合は麻痺側と非麻痺側とに有意差は認めなかった。対象者の平均値は麻痺側で $45.9 \pm 21.19\%$ 、非麻痺側で $42.7 \pm 9.15\%$ であった。

しかし、Y軸方向の立脚時間に占める前足部荷重期の割合は対象者ごとで相違を認めた(表12)。対象者10名のうち、6名は麻痺側が非麻痺側よりも前足部荷重期の割合は高く、4名は麻痺側が非麻痺側よりも前足部荷重期の割合は低い。

また、前足部荷重期と後足部荷重期とを比較して、Y軸方向の立脚時間に占める割合が麻痺側と非麻痺側ともに前足部荷重期が大きい対象者が2名いた。麻痺側か非麻痺側かの、いずれか一方の前足部荷重期が大きい対象者も1名ず

表12. 麻痺側および非麻痺側の Y 軸方向の立脚時間に占める前足部荷重期の割合

対象者	麻痺側		非麻痺側	
HM	36.7	±5.48	48.9	± 3.82
JK	56.8	±8.19	39.0	± 6.84
TI	55.6	±7.95	51.9	± 9.33
TG	38.2	±7.10	30.4	±10.24
ST	26.2	±9.29	56.8	±10.87
SM	75.3	±5.22	52.4	±10.68
NW	44.9	±7.07	42.1	± 7.81
MK	14.6	±2.20	34.1	± 4.42
AM	80.5	±3.85	35.8	±11.99
YA	30.0	±7.61	35.6	± 4.38

(平均値±標準偏差%)

つであった。

麻痺側に内反尖足を呈する対象者AMの場合、Y軸方向の立脚時間に占める前足部荷重期の割合は80.5%であった。しかし、同じく内反尖足を呈する対象者 NW は、44.9%であった。また、前脛骨筋などの足関節の背屈に関わる筋群の麻痺が強い対象者 SM でも75.3%と高値になった。しかし、同じく背屈筋群の麻痺が強い対象者 YA では30.0%であった。

(3) 麻痺側の足底圧変動波形による片麻痺歩行の分類

健常成人の総加算平均した足底圧変動波形ではY軸およびX軸それぞれについて二相性の波形を得ることができた。この点に注目して、片麻痺の麻痺側の足底圧変動波形を、対象者の加算平均波形を用いて分類すると、以下のような四つのタイプであった。

第1のタイプはY軸およびX軸の足底圧変動波形ともに、それぞれ前足部と外側バランスに偏倚した単相性であった。

第2のタイプはY軸の足底圧変動波形には二相性を認めるが、X軸の足底圧変動波形は外側バランスに偏倚していた。

第3のタイプはY軸の足底圧変動波形には二相性を認めるが、X軸の足底圧変動波形は内側バランスに偏倚していた。

第4のタイプはY軸およびX軸ともに二相性であった。

それぞれのタイプの典型例を図23に示す。

対象者のうち、第1のタイプは1名であった。

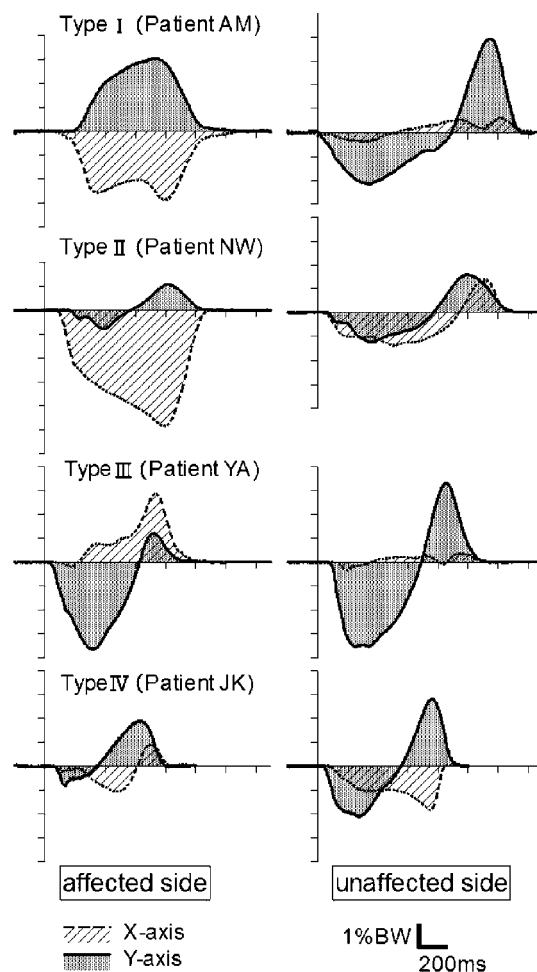


図23. 麻痺側の足底圧変動波形による片麻痺歩行の分類第1～4のタイプ(Type I～IV)の典型例について、加算平均したY軸・X軸足底圧変動波形を示す。波形はいずれかのセンサが着地した時点をもとに平均した。affected side：麻痺側、unaffected side：非麻痺側。

Y軸の足底圧変動波形は前足部荷重期、X軸の足底圧変動波形は外側バランスのみが確認された。第1のタイプである対象者AMは立脚相に内反尖足を認めた。また、日常では車椅子を移動に使用していた。対象者AMのY軸方向の立脚時間に占める前足部荷重期の割合は80.5%であったが、これは第5中足骨頭が踵接地時点よりも前に着地したことによるもので、後足部荷重期との比率ではなかった。

健常成人の場合には全ての被験者が踵から床に着地した。しかし、加算平均した足底圧変動波形から分析すると、対象者10名のうち麻痺側で踵から着地したのは2名であった。7名は第5中足骨頭が最も早くに着地した。残りの1名

は第3中足骨頭が最も早くに着地した。さらに、非麻痺側においても、踵から着地したのは7名であった。他の3名は第5中足骨頭が最も早くに着地した。

第2のタイプは2名であった。Y軸の足底圧変動波形には二相性を認めるが、X軸の足底圧変動波形は外側バランスのみが確認された。対象者NWは内反尖足を、対象者STは背屈筋群に強い麻痺を呈する。両名とも日常は杖を使用して歩行されていた。また、全対象者のうちで、非麻痺側においても踵より第5中足骨頭が早くに着地した対象者が第1と第2のタイプの3名であった。

第3のタイプは5名であった。Y軸の足底圧変動波形に二相性を認めるが、X軸の足底圧変動波形は内側バランスに偏倚した。足底圧変動波形の最大振幅値について、外側バランスは内側バランスに対して被験者平均 $12.2 \pm 9.48\%$ であった。また、同じく外側バランスとなった時間は内側バランスの時間に対して平均で $39.6 \pm 16.15\%$ であった。第3のタイプの対象者は歩行時に麻痺側の股関節が外旋位となることが特徴であった。日常生活においては、3名(TI, TG, SM)が杖を使用して歩行され、2名(MK, YA)は独歩であったが階段などでは手すりを要した。

第4のタイプは2名であった。Y軸およびX軸の足底圧変動波形とも二相性を認める。ただし、非麻痺側のX軸の足底圧変動波形は対象者JKでは外側バランスに、対象者HMでは内側バランスに偏倚した。2名の対象者はいずれも歩行は独歩で実用レベルにあった。

4. 考察

足底圧変動波形を指標として片麻痺歩行を分析することにより、その歩行病態を特徴的に示すことができた。麻痺側は非麻痺側に比べて立脚時間が短く、最大振幅値が低下していた。すなわち、麻痺側下肢の支持力の低下を意味する。これを代償するために非麻痺側では立脚時間が長くなり、また支持性を向上させていると考え

られる。また、麻痺側と非麻痺側に一致した特徴として、Y軸方向の立脚時間に占める前足部荷重期の割合は総じて低下したことが挙げられる。片麻痺歩行の特徴には、麻痺側下肢の支持能力の低下と、それに伴う荷重量の低下、後方への重心の偏倚が挙げられた(高見, 1994; Morita et al, 1995)。足底圧変動波形を用いた片麻痺歩行分析においても、これらの知見に一致した結果が得られたと言える。

前章で示したように、健常成人がトレッドミルで時速2kmといった速度の遅い歩行を行うと前足部荷重期の割合は低くなる。トレッドミルの上を時速1kmで歩行すると、さらに前足部荷重期の割合が低下したY軸の足底圧変動波形が得られる(図24)。

片麻痺歩行では両側とも前足部荷重期の割合が低下している。したがって、健常成人では「遅い歩行」において遂行されると位置づけた体重移動の制御が行われていると考えられた。た

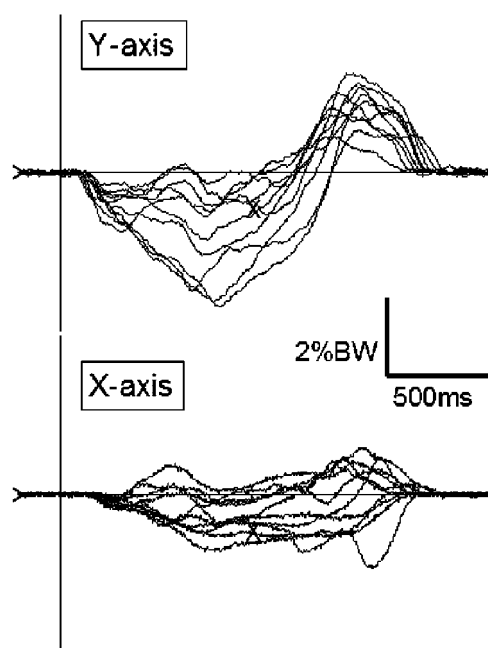


図24. トレッドミル時速1kmでの歩行における足底圧変動波形

(被験者 HK: 24歳、健常成人男性、身長175cm、体重61kg)

Y軸方向の立脚時間に占める前足部荷重期の時間は平均 $32.7 \pm 5.86\%$ 。

10歩分のY軸およびX軸の足底圧変動波形をそれぞれ重ね書きした。

だし、Y軸方向の立脚時間に占める前足部荷重期の割合は対象者による相違を認めた。しかし、この相違は、特定の片麻痺症状と一概に結びつくのではなかった。麻痺側の内反尖足や背屈筋群の麻痺を同じ症状として認めていても、数値は一致するとは限らないからである。麻痺側の足底接地の仕方は、各関節の可動域や筋緊張の分布の仕方、麻痺の回復度合いや感覚障害、歩行方略などが、複合的に重なり合って現れるものである。そこで、本論文では、対象者の足底接地の仕方を足底圧変動波形から分類した。その結果、4タイプに分けることができた。

第1のタイプは、Y軸およびX軸の足底圧変動波形ともに単相性で、内反尖足による足底の前外側部からの接地を反映した。第2のタイプはY軸の足底圧変動波形には二相性を認めるが、X軸の足底圧変動波形は外側バランスに偏倚した。内反足や背屈筋群の麻痺により足底の外側から接地するときにはこのタイプとして表されることが考えられた。第3のタイプにもY軸の足底圧変動波形は二相性を認めるが、X軸の足底圧変動波形は内側バランスに偏倚した。歩行時の股関節が常に外旋位のままである場合には、このタイプとして表されると考えられた。第4のタイプはY軸およびX軸の足底圧変動波形ともに二相性を認めるタイプであった。他のタイプに比較すると、健常成人の足底圧変動のパターンに近いと言える。

しかし、第4のタイプの例として挙げた対象者では非麻痺側のX軸の足底圧変動波形が、外側バランスに偏倚していた。また、第1と第2のタイプの対象者にも非麻痺側に外側接地を認めている。これらのことは、麻痺側の支持性低下が、非麻痺側での機能代償により足底荷重パターンまでも変化させていることを示唆している。非麻痺側での外側接地や、外側あるいは内側バランスへの偏倚といった足底荷重パターンが、どのような機能の代償を反映しているのかについては議論が必要である。

片麻痺歩行における股関節の外旋は、内旋筋群の筋出力が低下している場合や、前足部ある

いは外側接地の代償動作によって起こると考えられている(窪田, 1997)。第3のタイプのX軸の足底圧変動波形は股関節の外旋により、足底内における重心移動方向が第1中足骨頭側に偏倚したことを表すと考えられる。これは、回転歩行において外足のときに内側バランスに偏倚することと同義であろう。Meyring et al.(1997)も、麻痺側の前足部における最大圧力は内側に偏倚したと報告している。ただし、この結果については、臨床場面において片麻痺歩行には足部の内反や下肢の分回しが観察されるから意外な結果であったと考察している。この現象に対して、麻痺側の支持性低下による代償として、非麻痺側すなわち内側へ体重を偏倚させることが一因であると説明している。しかし、今回の結果からすると、股関節が外旋することによって、体重の移動方向に対して足底の重心移動方向が内側に偏倚したことによっても説明はできる。

第1のタイプが車椅子移動レベルなのに対して、第4のタイプは実用的な歩行が可能であった。日常生活における移動能力は、タイプによって段階的な相違があるようにも見える。しかし、分類したタイプと片麻痺の回復過程との因果関係については現時点で結論できない。第1のタイプは明らかに内反尖足の病態を示すと考えてよいだろう。しかし、第2のタイプの外側バランスへの偏りや、第3のタイプの内側バランスへの偏りは、それ自体では必ずしも病的とは言えない。健常成人においても個人差として認めた傾向である。片麻痺歩行を足底圧変動波形により評価するためには、非麻痺側との立脚時間や最大振幅値の偏り、あるいは波形の対応関係を比較することが必要である。

片麻痺の足底荷重パターンの異常は様々な要因が複合的に関連して示されると考えられる。しかし、第1から第4までのタイプ分類は、足底圧変動波形によって歩行病態を把握するときの徴表とすることはできるだろう。

総括

ヒトの歩行中の足底における圧力変動を、足底圧変動波形を用いることにより特徴的に表すことができた。前後方向における足底圧の動的变化は足圧中心の移動に伴う圧力変化を反映すると位置づけられた。また、側方の足底圧の動的变化は体重の移動方向を調整する、バランス能力が反映すると位置づけられた。また、この基準をもって病的歩行を分析することで、足底圧変動波形は臨床における評価指標としても有用であった。

研究の課題としては、用いた足底圧変動の分析方法では剪断力に対する感度が低い点にあった。また、各センサの校正に個々人の足底の形態や、軟部組織がどの程度の関与をしているのかについては明確になっていない。片麻痺歩行の分析については、典型的な足底圧の変動パターンと臨床症状とを関係づけることが課題として残る。

今後の展望として、パーキンソニズムにおける小歩症やすくみ足、失調症状を呈する疾患の歩行など、他の様々な疾患における病的歩行の特徴の分析にも応用が可能であると考ええる。

謝辞

この論文は平成9年より医療法人札幌山の上病院の臨床脳神経研究施設において、10年間にわたり議論した内容をまとめた北海道大学大学院教育学研究科博士論文を改変したものです。病院理事長である蕨建夫先生、病院顧問である加藤正道先生、柳澤信夫先生をはじめ、多くの医師・スタッフの方にご協力頂きましたことに謝意を表します。

参考文献

井田博史，垣花渉，中澤公孝（2004）【スポーツ

とシューズの科学】歩行中の足底圧．体育の科学．54:949-956.

伊藤信輔（1999）四足歩行と二足歩行の平衡生理．Kurume Igakkai Zasshi. 62:131-135.

内山靖（2001）姿勢・運動機能の計測．内山靖，小林武，間瀬教史 編，計測法入門．第1版．協同医書出版社，東京．pp.145-193.

岡田誠，才藤栄一，大塚圭，櫻井宏明，武田斉子，寺西利生，鈴木由佳理，岡西哲夫，寺尾研二，加賀順子，金田嘉清（2002）トレッドミル歩行と平地歩行における床反力の比較．理学療法学．29:209-217.

桐山希一，今井真由美，梅本かほり，清水兼悦，吉田敏一，蕨建夫，加藤正道（2001）【理学療法の効果判定】慢性進行性疾患に対する理学療法効果と判定．理学療法ジャーナル．35:885-890.

窪田俊夫（1997）脳卒中の歩行障害．臨床歩行分析研究会 編，歩行障害の診断・評価入門．第1版．医歯薬出版株式会社，東京．pp.109-153.

高見正利（1994）床反力計を用いた歩行分析で何がわかるか．福井罔彦，藤田勉編．脳卒中最前線—急性期の診断からリハビリテーションまで．第2版．医歯薬出版，東京．pp.107-113.

中村隆一，齋藤宏，長崎浩（2003）歩行．中村隆一，齋藤宏，長崎浩．基礎運動学．第6版．医歯薬出版，東京．pp.318-320.

日本中央競馬会競走馬総合研究所 編（1986）馬の科学．講談社，東京．pp.52-54.

政二慶（1999）歩行と視覚．Jap J Biomech Sports Exerc 3:300-307.

宮原健次（1993）圧力分布測定器で測定した正常成人における歩行時の足底圧分布．日本整形外科学会誌．67:449-462.

山崎信寿 編（1999）足の事典．朝倉書店，東京．pp.146-147.

Adachi K, Nishizawa S, Endo B (1996) The trajectory of the point of application of the resultant force of body mass at different walking speeds.

- Statistical analysis of human walking. *Folia Primatol* 66:160-180.
- Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC (1998) A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 13:434-440.
- Barbeau H (2003) Locomotor training in neurorehabilitation: emerging rehabilitation concepts. *Neurorehabil Neural Repair* 17:3-11.
- Basmajian JV (1975) The Human Bicycle. In: Komi J.V. (Ed), *Biomechanics*, University Park Press, Baltimore. pp.297-302.
- Brunnstrom S (1974) 回復段階と評価方法. 佐久間穰爾, 松村秩 訳. 片麻痺の運動療法. 第1版. 医歯薬出版, 東京. pp.38-62.
- Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJ, Young MJ, Deffner KT, Pammer SE (1997) The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech* 30:243-250.
- Gardner E, Gray D, O'Rahilly R (1971) A Regional Study of Human Structure. In: W. B. Saunders (Ed), *Anatomy*. Philadelphia. pp.263.
- Grillner S, Wallén P (1985) Central pattern generators for locomotion, with special reference to vertebrates. *Ann Rev Neurosci* 8:233-261.
- Gross J, Fetto J, Elaine R (1999) 足関節・足部. 筋骨格系検査法. 石川斉, 島田智明 監訳. 第1版. 医歯薬出版, 東京. pp.358-410.
- Harris GF, Acharya KR, Bachschmidt RA (1996) Investigation of spectral content from discrete plantar areas during adult gait: an expansion of rehabilitation technology. *IEEE Trans Rehabil Eng* 4:360-374.
- Hurkmans HL, Bussmann JB, Benda E, Verhaar JA, Stam HJ (2003) Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18:576-589.
- Kapandji IA (1988) 下肢. 荻島秀男 監訳. 関節の生理学Ⅱ. 第1版. 医歯薬出版, 東京. pp.168-243.
- Kiriyama K, Warabi T, Kato M, Yoshida T, Kobayashi N (2004) Progression of human body sway during successive walking studied by recording sole-floor reaction forces. *Neurosci Lett* 359:130-132.
- Kiriyama K, Warabi T, Kato M, Yoshida T, Kokayashi N (2005) Medial-lateral balance during stance phase of straight and circular walking of human subjects. *Neurosci Lett* 388:91-95.
- Meyring S, Diehl RR, Milani TL, Hennig EM, Berlit P (1997) Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 12:60-65.
- Morag E, Pammer S, Boulton A, Young M, Deffner K, Cavanagh P (1997) Structural and functional aspects of the diabetic foot. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 12:S9-10.
- Morita S, Yamamoto H, Furuya K (1995) Gait analysis of hemiplegic patients by measurement of ground reaction force. *Scan J Rehabil Med* 27:37-42.
- Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, Gardner GM, Mollinger LA (1985) Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J Appl Physiol* 59:87-91.
- Orlin MN, McPoil TG (2000) Plantar pressure assessment. *Phys Ther* 80:399-409.
- Ouchi Y, Okada H, Yoshikawa E, Nobezawa S, Futatsubashi M (1999) Brain activation during maintenance of standing postures in humans. *Brain* 122:329-338.
- Owings TM, Grabiner MD (2004) Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. *J Biomech* 37:935-938.
- Pearson K, Gordon J (2000) Locomotion. In: Kandel E, Schwartz J, Jessell TM (Ed), *Principles of Neural Science*. Mcgrow-Hill, New York. pp.737-755.
- Shik ML, Orlovsky GN (1976) Neurophysiology of locomotor automatism. *Physiol Rev* 56:465-501.

- Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke A, Jöhnk K, Deuschl G, Illert M (1997) Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105:490-497.
- Thorstensson A, Carlson H, Zomlefer MR, Nilsson J (1982) Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiol Scand* 116:13-20.
- Warabi T, Kato M, Kiriya K, Yoshida T, Kobayashi N (2004) Analysis of human locomotion by recording sole-floor reaction forces from anatomically discrete points. *Neurosci Res* 50:419-426.
- Warabi T, Kato M, Kiriya K, Yoshida T, Kobayashi N (2005) Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force. *Neurosci Res* 53:343-348.
- Winter D, Ruder G, MacKinnon C (1990) Control of balance of upper body during gait. In: Winters J. and Woo S.-L.(Ed), *Multiple Muscle Systems: Biomechanical and Movement Organization*. Springer, Berlin, Heidelberg, NewYork. pp.534-541.
- Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K (1998) Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol* 80:1211-1221.
- Wong AM, Pei YC, Hong WH, Chung CY, Lau YC, Chen CP (2004) Foot contact pattern analysis in hemiplegic stroke patients: An implication for neurologic status determination. *Arch Phys Med Rehabil* 85:1625-1630.
- Zhu H, Wertsch JJ, Harris GF, Alba HM (1995) Walking cadence effect on plantar pressures. *Arch Phys Med Rehabil* 76:1000-1005.

Review article

Body weight shift during stance period studied by measuring sole-floor reaction forces during healthy and hemiplegic human walking

Kiichi Kiriya

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Science,
Tsukuba International University

Abstract

Strain gauge transducers were firmly attached to five points on the human sole: calcaneus, 1st, 3rd, and 5th metatarsals and great toe. Forces from these points were recorded while walking on the floor, on a treadmill at different speeds, and around a pole. With this method it is possible to obtain data of several dozen steps successively. Lateral–medial force changes during progression were obtained from the 5th and 1st metatarsals, and posterior–anterior force changes were obtained from the calcaneus and 3rd metatarsal. Lateral and medial balance was different in the lateral–medial force change, and the rearfoot and forefoot phases were distinguished in the posterior–anterior force change. The percentage of the forefoot phase among the stance period shows a linear increase with speed of progression. It was concluded that the phase of body sway forward is regulated by walking speeds. The foot takes off the floor from medial balance in most steps, although in some steps the foot takes off from lateral balance at slower walking speed at 2 km/h or 4 km/h, showing variable patterns of the lateral-medial force change. At faster walking speed at 6 km/h or 8 km/h body weight shifted to 1st metatarsal before taking off the floor. During walking around a pole body weight shift to 1st metatarsal in the outer foot, and to 5th metatarsal in the inner foot in most cases. For the purpose of comparison, these force changes were measured while walking in hemiplegic patients and compared with those recorded in our healthy subjects. Using this measure, hemiplegic patients showed four types of force changing patterns. (Med Health Sci Res TIU 3: 1-40 / Accepted 14 February 2012)

Keywords: Sole-floor reaction force, Human locomotion, Straight walking, Circular walking, Treadmill walking, Walking speed