

三次元トレッドミル歩行分析システムの開発と臨床応用

藤田保健衛生大学大学院

医学研究科・外科系リハビリテーション医学Ⅰ講座（指導教授：才藤栄一）

大塚 圭

緒 言

歩行障害は、リハビリテーション医療で取り扱う頻度の高い障害であり、ADLを低下させる要因でもある。歩行分析は、歩行障害の病態理解や治療効果の証明など重要な役割を担う。近年、コンピュータテクノロジーの進歩の恩恵を受け、三次元動作分析装置、筋電図計、大型床反力計、呼気ガス計測器など多岐にわたる歩行に関連する種々の分析機器が開発され、運動学、運動力学、生理学的指標を用いた研究が数多く報告されるようになってきた。¹⁻⁵しかし、これらの機器は、実際にはほとんど臨床に応用されてない。著者の所属するリハビリテーション医学Ⅰ講座では、臨床への客観的歩行分析法導入のための研究チーム（通称TOMY Project）を立ち上げ、トレッドミルを活用した歩行分析法を考案するとともに、2000年からキッセイコムテック株式会社と共同で三次元トレッドミル歩行分析システム：KinemaTracer[®]の開発と改良を進めている。著者はこの研究に当初から参加した。本論文では、開発にあたり著者が担当した三次元トレッドミル歩行分析の臨床指向的分析指標の開発とその臨床応用について検討した。

まず、実際の臨床で行われている歩行分析の現状とその問題点について概説し、著者の考える臨床へ歩行分析機器を導入するための解決策について言及する。

臨床で一般的に行われている歩行分析は、10m歩行で要した時間をストップウォッチにて計測する歩行速度とその歩数から計算する歩幅と歩行率、さらには視診による異常歩行パターンの類型化が一般的であり、三次元動作分析装置、大型床反力計などといった高度な計測機器はほとんど活用されていない。⁶⁻⁸ここでは、これらの計測機器の中でも時間・距離因子分析や運動学的分析に優れている三次元動作分析装置に焦点を絞り、臨床で活用されていない理由を整理する。

まず、専有計測空間の確保の問題がある。通常、三次元動作分析装置で平地歩行を計測するには、歩行路として一定空間を確保する必要がある。そして計測対

象者と補助者以外の第三者が、この空間に侵入することは望ましくない。しかしながら、一般的な診療施設の訓練室には、他の患者や医療従事者が存在し、広い専有計測空間を独占することは困難である。

二つ目に計測と解析に要するコストの問題がある。臨床では、多数の患者を限られた時間の中で効率よく治療しなければならない。具体的には、現在の理学療法の診療報酬体系では、1単位20分という時間単位制が採用されている。¹⁰診療施設で行われている一般的な理学療法は一人当たり2～3単位であるため、40～60分以内で検査に加え治療も行わなければならない。従って、短時間で計測、分析することが要求される。しかし、現在、活用されている三次元動作分析装置の多くは、このような計測と解析のコストまで考慮した効率的な仕様にはなっていない。

三つ目は、臨床における歩行分析の対象者の問題がある。臨床で歩行分析が必要となる対象者は、杖などの補助具や装具を必要とし、耐久性が低い自立歩行が困難な低歩行能力者であることが多い。三次元動作分析の計測条件が「自立歩行」であれば、このような低歩行能力者のほとんどは対象外となってしまう。また、1回の歩行計測で採取できる歩数は、せいぜい片側3～6歩程度であるため、繰り返し往復し、多数歩を採取する必要がある。しかし、耐久性が低いと複数回の計測は不可能である。そして、低歩行能力者は運動の再現性が低いため、少数歩の分析では信頼性が低くなってしまう。

四つ目は、分析結果の治療方針決定への有用性に問題がある。リハビリテーション医学において最も重要な治療手段は運動学習である。⁹効率よい運動学習を行うには、各肢節の運動パターンや再現性を把握し、問題点を理解する必要がある。しかし、現在のシステムでは、これらの指標を分析しにくい。

著者はこれらの問題を解決する策としてトレッドミル歩行分析が有用と考えている。トレッドミル歩行分析の利点は、まずトレッドミルが、同一空間上を歩行

するという特性から、省空間での計測を可能にすることである。また、設定した一定の速度で多数歩を連続的に採取することができるので、再現性の低い患者でも意味のあるデータを得ることができる。さらに、手すりや懸垂装置を併用した計測が容易となるので、自立度の低い患者の計測が可能となる。そして、リサーチ図という視診に似た直感的に理解しやすい指標を容易に得ることができる。

しかし、トレッドミルを平地歩行の代替として活用するためには、平地歩行と同一の歩行であるか否かという問題について議論しておく必要がある。トレッドミル歩行と平地歩行を比較した研究はこれまでも数多く報告されている。

生理学的検討では、エネルギー消費や心拍数を比較した報告が多い。Ralston は、健常者 6 名を対象とした検討で、エネルギー消費に両歩行間の差はなかったと報告した。¹² 一方、西田らは両歩行の生理的反応と主観的運動強度を比較した結果、トレッドミル歩行で心拍数、酸素消費量、主観的運動強度とも高値を示したと報告した。¹³ Murray らは、健常者 7 名を対象として「遅い」、「快適」、「速い」速度で比較した結果、酸素消費量は「遅い」、「快適」速度ではトレッドミル歩行で高値を示すが有意差は認められず、また、心拍数は「快適」、「速い」速度においてトレッドミル歩行で高値を示し、「速い」速度で有意差を認めたと報告した。¹⁴ 他方、Pearce らは、健常者 42 人を対象として酸素消費量、心拍数を比較した結果、トレッドミル歩行で低値を示すという西田らと相反する報告をした。¹⁵

筋電図を用いた検討では、トレッドミル歩行は平地歩行に比べ、筋活動が高いと指摘されている。Murray らは、平地歩行に比べ、トレッドミル歩行で高い筋活動を認め、特に大腿直筋で有意に高かったと報告している。¹⁴ また、Arsenault らは、健常者 8 名を対象として筋活動を比較した結果、ヒラメ筋、大腿二頭筋、内側広筋、前脛骨筋の一歩行周期における筋活動はほぼ同一であったが、大腿二頭筋の活動は高かったと報告している。¹⁶

以上からみるとトレッドミル歩行では、筋活動はやや高活動になる傾向を認め、その結果、エネルギー消費は上昇すると考えやすい。ただ、結果にはばらつきがあり、一定の結論には至っていない。

運動力学的検討では、White らが健常者 24 名を対象として、床反力鉛直成分を比較した結果、両歩行の波形パターンは高い相関関係を認めたが、トレッドミル歩行で谷部最小値と第 2 ピーク値で低値を示し有意差を認めたと報告している。¹⁷

また、両歩行の時間因子についてもいくつかの先行研究が存在する。Strathy らは、健常者 10 名に対し

て、同速度の両歩行を比較した結果、トレッドミル歩行で歩行率が増加し、重複歩距離が短縮したと報告している。¹⁸ また Murray らは、健常者 7 名を対象として、トレッドミル歩行で歩行率が増加、歩幅と遊脚時間が短縮、¹⁴ 両脚支持時間が延長したと報告している。White らは健常者 24 名を対象に両歩行の床反力を計測し、トレッドミル歩行において歩行率は増加し、重複歩距離・時間はともに短縮したと報告している。¹⁷ 一方、Stolze らは健常者 12 名を対象とした検討の結果、トレッドミル歩行で歩行率は増加するものの、遊脚期割合は延長し、両脚支持期割合は短縮したと報告しており、Murray らとは一部相反した結果となっている。¹⁹

著者は健常者を対象としてフットスイッチを用いて快適速度と高速度において両歩行の時間因子の比較を行った。^{20,21} 結果は、両速度ともトレッドミル歩行において歩行率が増加し、重複歩時間、立脚時間、遊脚時間が短縮した。また、相対時間因子は、わずかではあるが立脚期割合が増加し、遊脚期割合が減少した。さらにこれらの再現性は高かった。従って、同一速度ではトレッドミル歩行の歩行率が増加、重複歩時間を構成する立脚時間、遊脚時間の両者が短縮するとともに、相対時間因子では立脚期割合が増加し、遊脚期割合が減少すると結論した。ただし、上記の差異は全体としてみた場合わずかであり、両歩行は、運動学習理論で重視される一般運動プログラムの概念（実時間が増減しても、構成する時間的要素の相対性が同じであれば同一の運動とみなすことができる）からみた場合、ほぼ同一と解釈できた。但し、トレッドミル上では主観的速度が平地歩行の 1.5 倍に知覚されることや、²² トレッドミルのベルト速度は、厳密には一定ではなく増減を繰り返し変動していることをふまえると、一定の差が生じるのは間違いなく、臨床でのトレッドミルの活用には、十分な注意が必要であろう。

第 1 章では、三次元トレッドミル歩行分析システムの概要と新しい臨床指向的指標として注目しているリサーチ図形を紹介し、さらにリサーチ図形の作成法とその有用性について検討した。第 2 章では、三次元トレッドミル歩行分析によるリサーチ図形の再現性を検討するとともに、平地歩行と比較し妥当性を検討した。第 3 章では、複数のリサーチ図形を用いた歩行の全体像を表現する手法を考察した。そして健常者グランドアベレージを作成し、歩行障害者へ応用した結果と比較し考察を加えた。

第1章 三次元トレッドミル歩行分析システム： KinemaTracer®の開発 —臨床指向的リサ ージュ図形の作成と有用性の検討—

第1節 序 論

三次元トレッドミル歩行分析システム：KinemaTracer®を概観するとともに、本システムで計測した健常者と片麻痺患者の、リサージュ図形を提示し、その臨床指向的指標としての有用性について検討した。

第2節 開発した三次元トレッドミル歩行分析システム：KinemaTracer®の概要

●ハードウェア

本システムは、1台の収録・解析用コンピュータとトレッドミルの周囲に配置する4台のCCDカメラで構成されている（図1）。コンピュータとCCDカメラ間は、IEEE1394ケーブルにて接続するのみであり、従来機器で必要とされる撮影時のカメラ間の同期は不要である。トレッドミルにはADAL 3D Treadmill（Tecmachine 社製）を使用した。

●ソフトウェア

ソフトウェアは、Windows XPおよびVISTAのOS環境にて動作する計測、三次元化、分析の3種類のプログラムで構成されている（図2）。計測プログラムでは、CCDカメラの露出とホワイトバランスの調整、計測時間を設定し、実際にカラーマーカを貼着した対象を撮影する。三次元化プログラムでは、色別認識機能によってマーカの色情報を手掛かりに自動追尾し、DLT法によってマーカ位置を検出する。分析プログラムでは、スティックピクチャーと時間因子、

関節角度等のグラフ表示と時間・距離因子（歩行周期、歩行率、立脚・遊脚・両脚支持時間と割合、歩幅）の平均値、標準偏差、変動係数などを算出する。また、分析プログラムの歩行周期で表示、計算されるデータは、マーカの軌跡の計測値から自動で歩行周期を切り出した後、切り出した歩行周期の時間軸をすべての歩行周期の平均値にて正規化し、さらに加算平均処理（正規化後加算平均処理）を施すことができる。

以上のシステムは、TOMY Project とキッセイコムテック株式会社が共同し開発した。

●リサージュ図形の作成

リサージュ図形とは、互いに直角方向に振動する二つの単振運動を合成して得られる閉鎖した平面図形である。例えば、歩行中の重心軌跡を前額面で捉えると、「蝶々型」のリサージュ図形が描ける。トレッドミル歩行は、平地歩行と異なりほぼ定位置での繰り返し運動であるため、3平面全て（前額面、矢状面、水平面）において周期的振動データが得られる（図3）。本システムでは、計測した全てのマーカの軌跡を直接表示したリサージュ図形と正規化後加算平均処理を施したリサージュ図形の2種類で表示できるようにした（図4）。前者では、多数歩解析による「ばらつき」を見やすく、後者では、歩行中の各身体部位の「運動パターン」の特徴を見やすい。両者とも臨床において、重要な分析指標になる。

●スムーザ処理

トレッドミル歩行ではその運動軌跡に、二種類の「ばらつき」が生じる。一つは身体部位間で生じる運

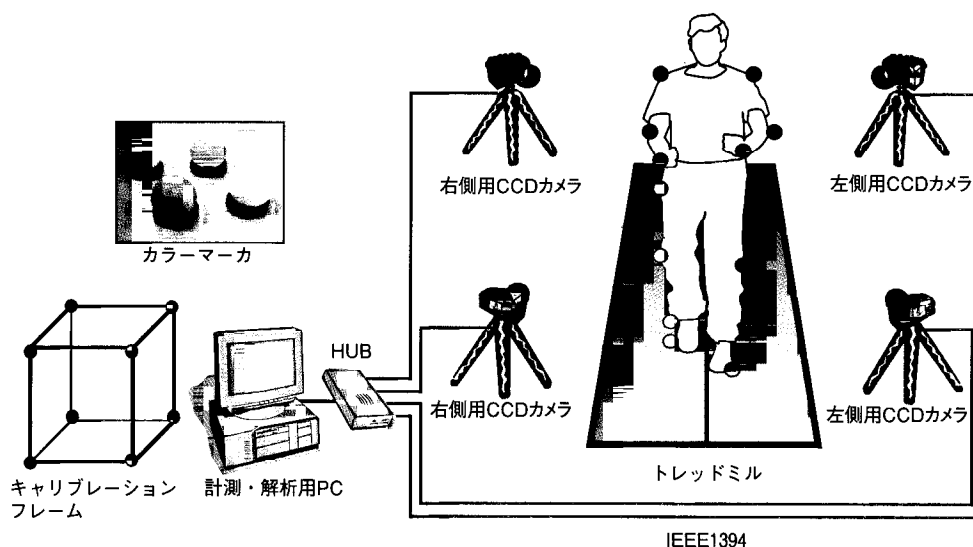
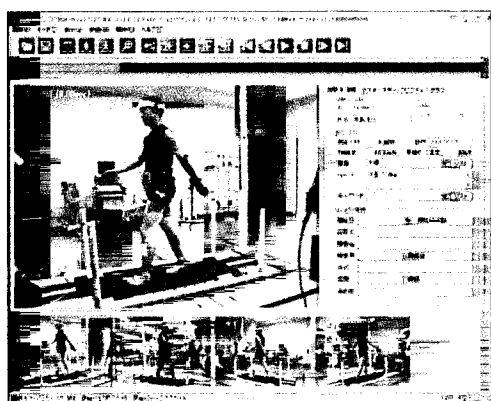


図1 三次元トレッドミル歩行分析システム：KinemaTracer®のハードウェア

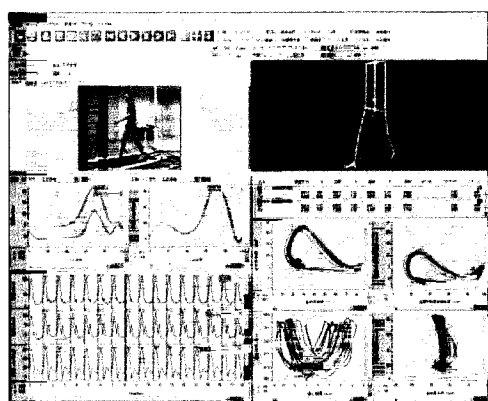
本システムは、1台の収録・解析用コンピュータとトレッドミルの周囲に配置する4台のCCDカメラから構成する。コンピュータとCCDカメラ間は、IEEE1394ケーブルにて接続するのみであり、撮影時のカメラ間の同期は不要である。



計測プログラム



三次元化プログラム



分析プログラム

図2 三次元トレッドミル歩行分析システム：KinemaTracer®のソフトウェア
計測プログラムでCCDカメラのフレームレート、ホワイトバランス、シャッター速度の設定、ビューアの切り替え、同期撮影を行うことができる。三次元化プログラムは、計測した画像を用いて三次元化処理を行う。分析プログラムは、三次元化したデータを用いてスティックピクチャー表示、時間・距離因子、関節角度、リサージュ図形の分析を行うことができる。

動の「ばらつき」であり、例えば、歩幅が一步毎に異なる場合、膝関節、足関節の関節角度および運動軌跡がばらつく。もう一つのばらつきは、身体が定常位置から移動することによって生じるばらつきであり、トレッドミルのベルト上で前後方向および側方方向に移動（「ふらつき」）する。本研究では、二種類のばらつきを区別するため、身体部位間のばらつきを「ばらつき」、身体の定常位置からのばらつきを「ふらつき」と命名した。この二種類のばらつきは、分けて解釈した方がよい。また、リサージュ図形にて運動パターンを表現する場合、「ふらつき」はリサージュ図形の特徴を歪ませることになる（図5）。この二種類の他、技術的問題としてマーカの画像検出時の「ちらつき」成分（三次元化プログラム処理において、約10ピクセルの検出範囲の中から指定した色情報の1ピクセルを位置情報に特定する際、輝度変化の影響などにより検出点が、わずかに移動することによって生じる成分）もノイズとなる。

生データにFFTスムーザ法を適用、加工することで、全身の「ふらつき」成分とマーカの「ちらつき」

成分の多くの部分を除去した。

図6に、外果マーカの矢状面リサージュ図形を例にあげ、歩容成分を抽出するためのFFTスムーザ法の手順を示した。スムーザ法は、時系列データにフーリエ変換（FFT）を施し、不必要な周波数帯域に0を代入した後、逆フーリエ変換（IFFT）により、時系列データに戻す手法で、残された周波数の位相と振幅情報は完全に保持される。しかし、始端と終端においてひずみが大きくなる。とくに、始端と終端の値が異なる場合には、不連続性のために、ひずみが顕著に生じる。したがって、その影響を小さくするために、図6手順1に示すとおり、初期値と最終値が一致するように各軸成分の時系列データを終端で折り返した。つまり、

$$x(n) = \{x(1), x(2), \dots, x(n)\}$$

に対し、新たに

$$X(2n) = \{x(1), x(2), \dots, x(n-1), x(n), x(n), x(n-1), \dots, x(2), x(1)\}$$

という時系列を作成した。

手順2として、 $X(2n)$ に対し、窓関数をかけずに

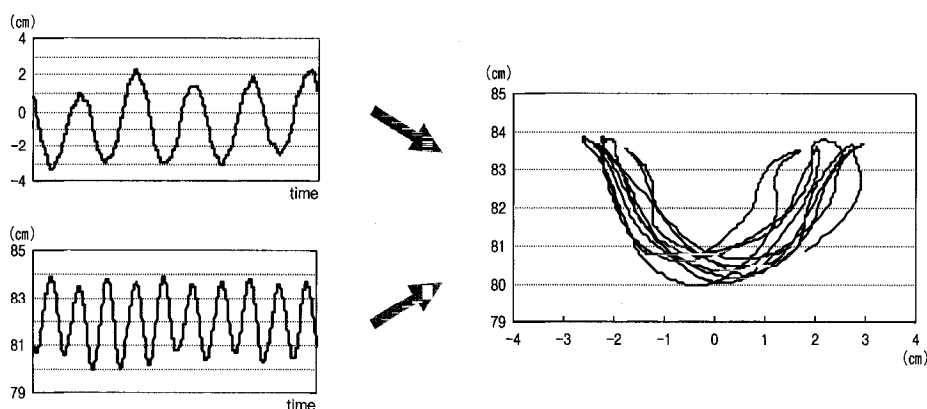


図3 リサージュ図形の概要
上段左は、重心の側方成分と鉛直成分の軌跡の時系列データ、上段右は横軸に側方方向、縦軸に鉛直方向に設定したリサージュ図形（前額面）である。下段は3平面における重心のリサージュ図形（左：前額面、中央：矢状面、右：水平面）である。ここでは、正規化を施す前の生波形を示してある。

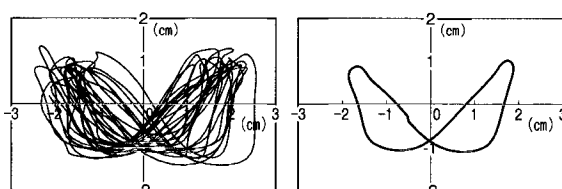


図4 2種類のリサージュ図形
健康人男性（24歳）のトレッドミル歩行時の前額面における重心のリサージュ図形。左：計測時間20秒間の生データによるリサージュ図形。右：歩行周期毎に切り出し、歩行周期の平均値を用いて時間軸を正規化し、加算平均処理を施したデータによるリサージュ図形

FFTを施した。手順3として、鉛直成分を除いた前後成分および側方成分について、歩行周期1/3以下の周波数以下の成分を「ふらつき」、つまり、全身の移動成分とみなし、0で置換した。ただし、直流成分（0Hz）は、基準位置とし、置換を行わずに値を保持した。同様に、各リサージュ図形の全方向成分の周期3倍相当の成分をマーカの「ちらつき」成分とみなし、0で置換した。そして、手順4としてIFFTを施し、時系列関数に戻した。手順5として、手順1で折り返して連結した部分を削除した。得られた各成分時系列関数を統合し、「ふらつき」成分、マーカの「ちらつき」

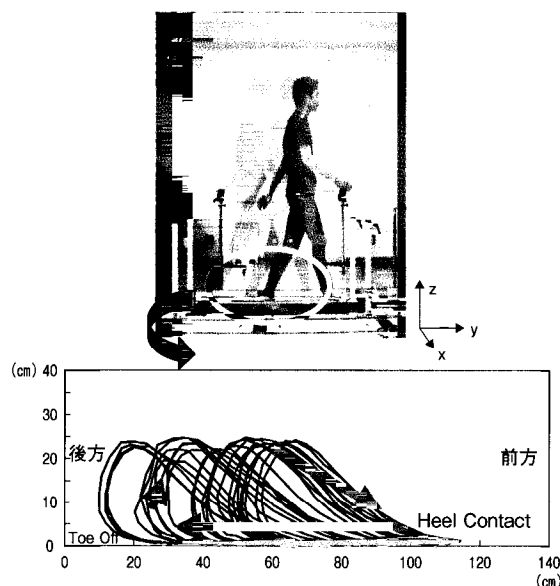


図5 トレッドミル歩行の「ふらつき」成分がリサージュ図形へ与える影響

成分を除去したリサージュ図形を復元した。

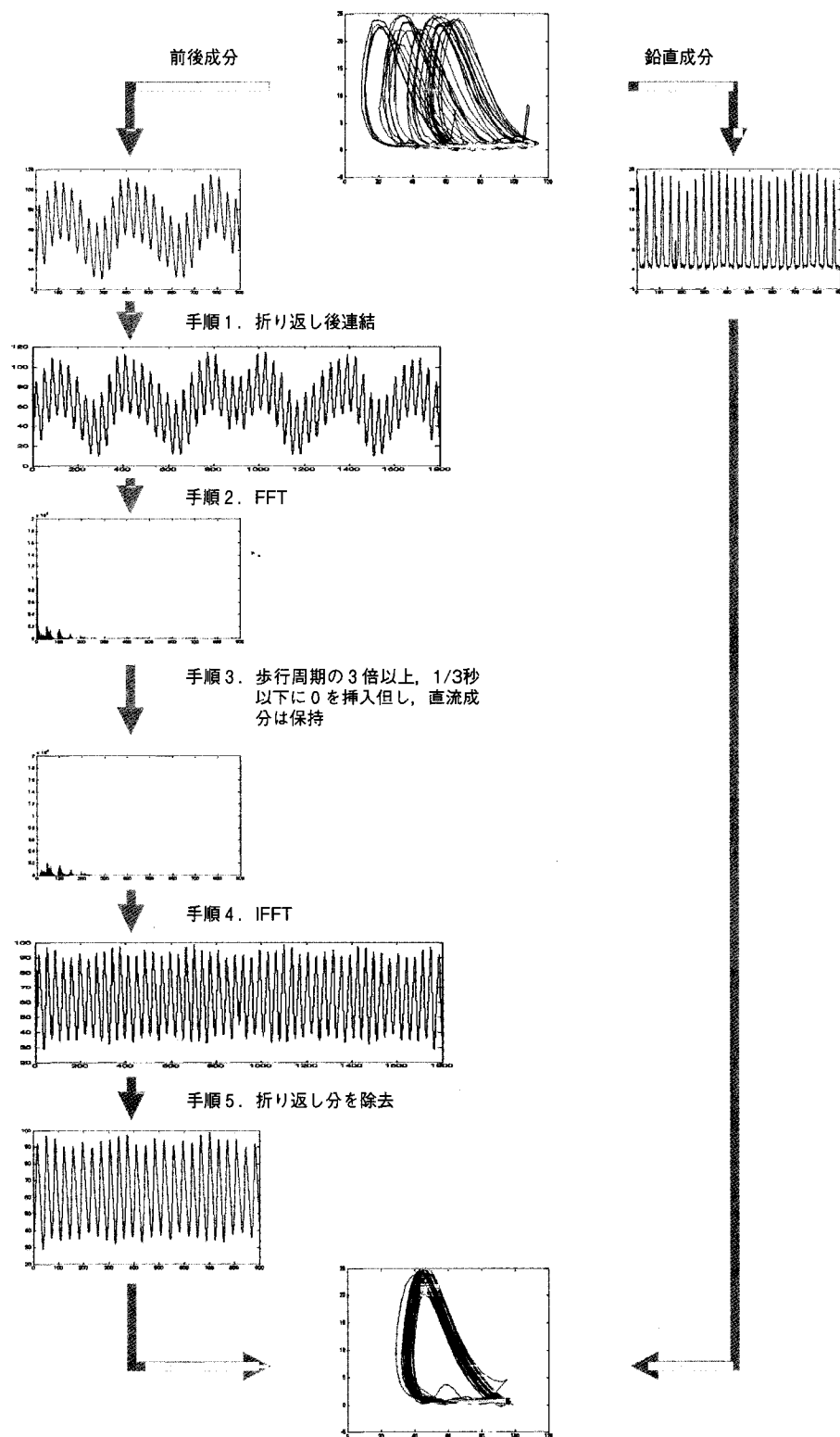


図6 スムーザ処理手順

第3節 対象と方法

●対象

対象は, 健常者1名(25歳男性)と片麻痺患者2名(片麻痺患者A:脳梗塞により左片麻痺を呈した51歳男性, 片麻痺患者B:脳腫瘍により右片麻痺を呈した40歳女性)とした。なお, 本実験の実施にあ

たり, 藤田保健衛生大学疫学・臨床研究倫理審査委員会にて承認(受付番号06-017ならび06-018)を得た。被験者には本研究の趣旨を口頭および文章で十分に説明し, 同意を得た。

●実験方法

対象者3名に対し、本システムを用いた三次元トレッドミル歩行分析を実施した。マーカ（直径30mm）の貼着は、両側の肩峰、股関節（大転子中央と上前腸骨棘を結ぶ線上で大転子から1/3の位置）、膝関節（大腿骨内転筋結節と膝関節裂隙の中央の高さで、膝蓋骨を除いた膝の前後径の midpoint の位置）、足関節（外果中央）、爪先（第5中足骨骨頭）の計10箇所とした。片麻痺患者Aは、視診では、遊脚時に患側の「分回し」と足部の「クリアランス不全」を認めた。片麻痺患者Bは、発症後22日目の歩行訓練開始日（以下：開始日）と51日目の理学療法終了日（以下：終了日）に計測を行った。トレッドミル歩行中に、サンプリング周波数60Hzで20秒間計測を行った。トレッドミルの走行速度は、健常者と片麻痺患者Aは4km/h、片麻痺患者Bは両日とも開始時のトレッドミルの快適速度：1.7km/hとした。また、片麻痺患者Bには歩行中に手すりの使用を許可した。さらに、片麻痺患者Bの歩行能力の改善を把握するため、歩行の自立度：Functional Independence Measure、装具と杖の使用状況、平地の快適歩行速度と歩行率（10m歩行にて歩行時間と歩数から算出）を調査した。

●データ処理

対象者3名のリサージュ図形を作成し、分析した。健常者と片麻痺患者Aについては、重心および足関節の前額面、矢状面、水平面における正規化後加算平均処理を施したリサージュ図形を作成し、図形すなわち運動パターンを比較した。片麻痺患者Bは、生データ全てを表示した前額面における重心と矢状面における爪先のリサージュ図形を作成し、周期運動における「ばらつき」を開始日と終了日で比較した。なお、重心は、貼着した10個のマーカより算出した合成重心とした。

第4節 結 果

図7は、健常者と片麻痺患者Aの前額面、矢状面、水平面における重心、足関節、爪先のリサージュ図形を、図8は、片麻痺患者Bの開始日および終了日の前額面における重心と矢状面における爪先のリサージュ図形を示す。

図7の健常者と片麻痺患者Aのリサージュ図形を比較すると、特に患側において差異を認めた。足関節のリサージュ図形に着目すると、水平面では健常者の遊脚期の軌跡が、立脚期よりわずかに内側を呈しているのに対し、片麻痺患者Aでは、遊脚期において外側へ大きく弧を描くように半円運動を呈していた。この結果は、視診による「分回し」という用語をよく反

映していた。また、矢状面では片麻痺患者Aは、健常者に比べ、遊脚期に低い軌道を呈しており、足部の「クリアランス不全」を表すものであった。前額面における重心のリサージュ図形は、健常者では左右対称的な「蝶々パターン」を呈していたが、片麻痺患者Aでは健側の鉛直方向への最大値が患側に比べ高値となり、左右非対称性を呈していた。

片麻痺患者Bの歩行能力は、歩行の自立度、歩行速度とも改善した（表1）。両日のリサージュ図形を比較すると、重心は、鉛直・側方方向とも大きさが縮小するとともに側方方向の「ばらつき」が減少し、爪先は、健側、患側とも前後方向の「ばらつき」が減少していた。

第5節 考 察

本章では、開発した本システムを用いて、健常者1名と片麻痺患者2名をリサージュ図形で示した。リサージュ図形は、視診による片麻痺患者の運動パターンや回復に伴って減少した「ばらつき」を的確に表現していた。このようにリサージュ図形は、これまでの歩行分析にはない運動パターンや「ばらつき」の指標として、臨床において有用であることが確認できた。これらのリサージュ図形は、同一空間上の歩行と多数歩の計測によって可能になった。

臨床の歩行分析では、視診によって異常歩行をパターン化し、問題点抽出や治療計画に役立てることが多い。リサージュ図形分析に優れている三次元トレッドミル歩行分析は、従来の視診によるパターン化の作業を客観的データとして記録するとともに、異常歩行の定量的分析も可能になると考えた。

また、片麻痺患者Bの前額面における重心と矢状面における爪先のリサージュ図形を開始日と終了日で比較すると、「ばらつき」は両図形とも減少していた。開始時のトレッドミルの快適歩行速度は、平地歩行と近似していたが最終日では異なっていた。従って、最終日のトレッドミル歩行は、快適速度下の平地歩行を反映しているとは言えないが、低速度の歩行に対し「ばらつき」を減少させて対応できるようになったと推察した。

表1 片麻痺患者Bの歩行能力改善の経過

	開始時	終了時
歩行FIM*	5	6
装具	APS-AFO	
杖	—	—
平地歩行速度**	1.8	3.6
歩行率	102	132

*：Functional Independence Measure

**：主観的快適速度

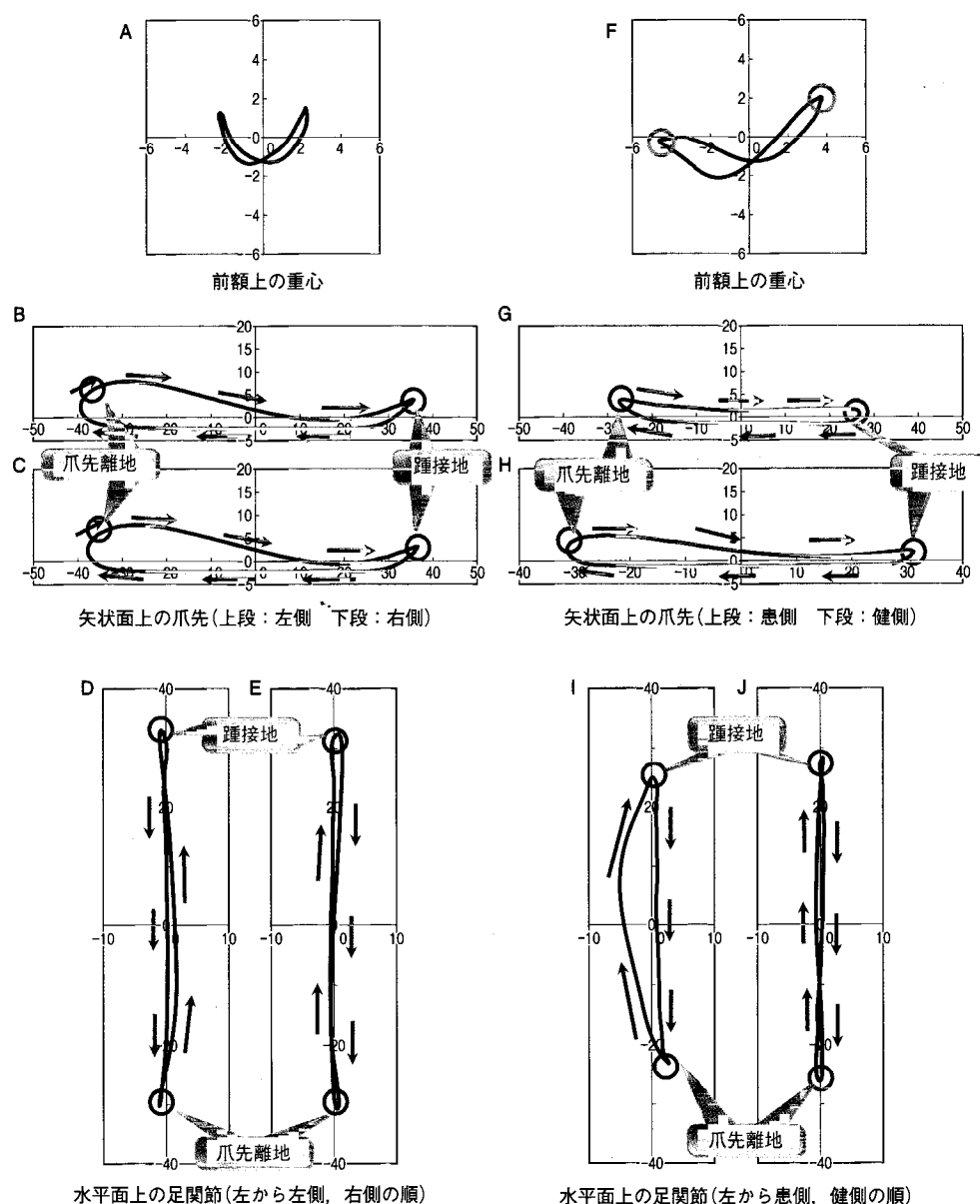


図7 リサージュ図形による健常者と片麻痺患者 A の歩行パターンの比較
左側：A～Eは、健常者のデータ 右側：F～Jは、片麻痺患者 A

以上のように、リサージュ図形を用いた分析法によって、運動学習において重要な指標となる「運動パターン」と「ばらつき」を客観的に定量化できる可能性が示唆された。

第2章 三次元トレッドミル歩行分析によるリサージュ図形の信頼性と妥当性の検討

第1節 序 論

本章では、健常者を対象として三次元トレッドミル歩行分析で作成されるリサージュ図形の信頼性を検討するとともに、トレッドミル歩行と平地歩行の比較によって妥当性を検討した。

第2節 対象と方法

●対象

信頼性を健常者10名（男性8名、女性2名、年齢 28 ± 5 歳、身長 $169.9 \pm 8.8\text{cm}$ 、体重 $63.5 \pm 9.3\text{kg}$ ）で、妥当性を健常者9名（男性8名、女性1名、年齢 53 ± 14 歳、身長 $166.8 \pm 6.7\text{cm}$ 、体重 $64.1 \pm 8.2\text{kg}$ ）で検討した。なお、両実験の実施にあたり、藤田保健衛生大学疫学・臨床研究倫理審査委員会にて承認（受付番号 06-017, 06-018, 09-028 ならび 09-055）を得た。

●実験方法

本システムを用いて平地歩行及びトレッドミル歩行の三次元動作分析を実施した。マーカ（直径30mm）の貼着は、対象者の両側の肩峰、股関節、膝関節、足関節、爪先の計10個とした。サンプリング周波数は

60Hzとした。

信頼性の実験では、三次元トレッドミル歩行分析を同条件で2回行った。歩行速度は5 km/hとした。なお、1試行目から2試行目の計測の間には、特別なトレッドミル歩行練習は実施しなかった。

妥当性の実験では、まず、対象者に主観的快適速度の平地歩行を行わせ、三次元動作分析の計測を実施した。計測は、10m歩行路にて歩行開始5mから8mまでの3m区間にて実施した。また、平地歩行の試行回数は5回とし、平地歩行中の歩行時間をストップウォッチにて測定し、全試行から各対象者の主観的快適速度を算出した。次に平地の主観的快適速度に設定したトレッドミル歩行を行わせ、20秒間の三次元動作分析の計測を実施した。

●データ処理

信頼性を検討する解析は、2試行のトレッドミル歩行における重心、股関節、膝関節、足関節のマーカの側方(x)・前後(y)・鉛直(z)成分の最大振幅値(最大値と最小値の差)を比較とした。

妥当性を検討する解析は、両歩行における重心、股関節、膝関節、足関節の各マーカの側方(x)・前後(y)・鉛直(z)成分における最大振幅値と運動軌跡パターンを比較した。

2施行のトレッドミル歩行の比較では級内相関係数(以下ICC)を、また、トレッドミル歩行と平地歩行の比較ではSpearman順位相関係数を用いて検討した。なお、運動軌跡パターンの比較では、対象者ごとの軌跡の相関係数求め、その平均値を算出した。

第3節 結 果

トレッドミル歩行2試行における運動軌跡の最大振幅値を比較した結果を表2に示す。各パラメータのICCは、0.63～0.92を呈し高い再現性を認めた。

表2 トレッドミル歩行における運動軌跡の被験者内信頼性

		第1試行	第2試行	ICC
重心	x	3.70±0.95	3.28±0.84	0.87
	y	1.90±0.37	1.61±0.44	0.81
	z	3.23±0.59	2.82±0.56	0.82
股関節	x	4.41±0.74	4.02±0.78	0.82
	y	7.80±1.80	7.32±1.40	0.73
	z	4.32±0.59	3.86±0.60	0.72
膝関節	x	2.01±0.64	2.33±0.73	0.79
	y	34.13±3.50	31.84±3.56	0.75
	z	6.67±0.44	6.35±0.85	0.63
足関節	x	2.93±0.84	2.90±1.00	0.90
	y	69.62±4.75	66.83±4.97	0.84
	z	17.32±1.69	18.03±1.82	0.92

トレッドミル歩行と平地歩行の運動軌跡の最大振幅値を比較した結果を表3に示す。重心は、すべての成分において高い相関($r_s = 0.67 \sim 0.90$)を認めた。また、その他のパラメータの相関係数は $r_s = 0.45 \sim 0.72$ であった。さらに、運動軌跡パターンの比較として相関係数の平均値の結果を表4に示す。両歩行における運動軌跡は、 $r_s = 0.49 \sim 1.00$ と高い相関を認めた。

第4節 考 察

2試行のトレッドミル歩行の運動軌跡は、高い再現性を認めた。衣笠らは、10m歩行計測にて歩行速

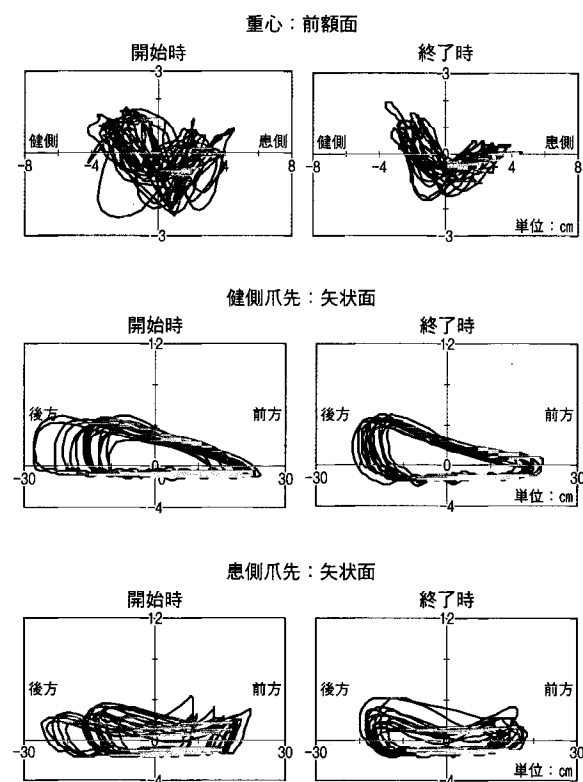


図8 片麻痺患者Bの回復過程におけるリサージュ図形の周期運動のばらつきの変化

表3 トレッドミル歩行と平地歩行の運動軌跡: 最大振幅値の比較

		平地歩行	トレッドミル歩行	r_s
重心	x	3.26±0.96	3.80±1.27	0.73
	y	148.56±9.01	129.16±11.71	0.67
	z	3.84±0.54	3.32±0.64	0.90
股関節	x	4.82±1.10	4.67±1.23	0.45
	y	149.14±9.01	129.10±11.68	0.67
	z	4.63±0.65	4.37±0.72	0.55
膝関節	x	3.91±0.86	2.50±0.79	0.53
	y	148.47±8.98	129.31±11.50	0.60
	z	7.95±1.28	8.42±2.40	0.72
足関節	x	3.75±1.36	2.10±1.04	0.53
	y	146.96±8.90	129.48±11.46	0.62
	z	17.83±1.11	18.71±2.86	0.57

表4 トレッドミル歩行と平地歩行の運動軌跡：パターンの比較

		rs
重心	x	0.96
	y	1.00
	z	0.88
股関節	x	0.89
	y	1.00
	z	0.91
膝関節	x	0.58
	y	1.00
	z	0.86
足関節	x	0.49
	y	0.95
	z	0.97

度： $r = 0.75$ ，歩幅： $r = 0.88$ ，歩行率： $r = 0.89$ と高い再現性を認めたと報告している。これをふまえると，リサージュ図形の再現性は，臨床で最も活用されている10m歩行計測とほぼ同等の再現性であった。

また，三次元トレッドミル歩行分析におけるリサージュ図形の妥当性を検討するため，マーカの運動軌跡を通常の歩行分析の対象となる平地歩行と比較した。本実験と同様に両歩行の関節運動を比較した先行研究では，岡田らが歩行周期における股関節，膝関節，足関節の運動パターンは同一であったと報告している。本実験においても，両歩行の運動軌跡の最大振幅値と歩行周期における運動軌跡パターンとも高い相関を認めたことから，三次元トレッドミル歩行分析によるリサージュ図形は，平地歩行分析の代替として妥当であると考えられた。ただし，運動軌跡が同一パターンであっても振幅に差を生じる可能性は考えられるため，分析指標としてリサージュ図形を活用する際には，両歩行の間で生じる差をふまえた解釈が必要になると考えられた。

第3章 リサージュ図形分析の表現法の検討およびリサージュ図形の健常者グランドアベレージ作成と臨床応用

第1節 序 論

本章では，複数のリサージュ図形を用いて歩行の全体像を表現する手法を考察し，健常者グランドアベレージを作成するとともに歩行障害者の結果と比較し考

察した。

第2節 対象と方法

●対象

対象は，健常者37名と歩行障害者3名とした。健常者は，20歳以上40歳未満の非高齢者群18名（男性11名，女性7名，年齢 27 ± 5 歳，身長 165.8 ± 9.6 cm，体重 60.7 ± 10.2 kg）と50歳以上70歳未満の高齢者群19名（男性19名，年齢 64 ± 3 歳，身長 166.3 ± 5.8 cm，体重 63.9 ± 6.5 kg）に群別した。また，歩行障害者の内訳は，片麻痺患者2名（症例1，2），変形性股関節症患者1名（症例3）とし，詳細を表5に示す。視診による各症例の歩行障害の所見として，症例1は患側（左側）の遊脚期にて著明な分回し運動，症例2は両側の歩幅の短縮と体幹前傾姿勢，症例3は両側立脚期のデュシェンヌ徴候が認められた。本実験の実施にあたり，藤田保健衛生大学疫学・臨床研究倫理審査委員会にて承認（受付番号06-017，06-018，09-028ならび09-055）を得た。

●実験方法

実験は，対象者にトレッドミル歩行を行わせ十分に慣れさせた後，三次元トレッドミル歩行分析を実施した。歩行速度は，健常者では5km/h，歩行障害者では平地の「主観的快適速度」，または「主観的快適速度の70%」，もしくはトレッドミルの「主観的快適速度」のいずれかとした。また，症例1と2には手すりや装具の使用を許可した。サンプリング周波数は60Hzとし，計測時間は20秒間とした。マーカ（直径30mm）の貼着は，対象者の両側の肩峰，股関節，膝関節，足関節，爪先の計10個とした。なお，症例3の足関節のマーカ貼着位置のみ足関節から床面への垂線上とした。

●複数のリサージュ図形による歩行の表現法（図9・10・11）

具体的な表現方法を重心と足関節のマーカを用いて説明する。まず，両者ともマーカの軌跡を歩行周期毎に切り出し，歩行周期の平均値で時間軸上の正規化を行い（図9・10：手順1），加算平均処理を施した（図9・10：手順2）。次に加算平均した重心の側方（x）・

表5 歩行障害者内訳

	性別	年齢	身長	体重	原疾患	障害側	FIM ¹ -gait	歩行速度 ²	視診による所見
症例1	M	65	168	74	クモ膜下出血	左	6	1.8	患側遊脚期の分回し運動
症例2	M	61	172	60	脳梗塞	右	6	0.7	両側の歩幅短縮 体幹前傾姿勢
症例3	F	56	149	70	変形性股関節症	両	6	3.4	両側立脚期のデュシェンヌ徴候

1：Functional Independence Measure

2：平地の主観的快適速度（km/h）

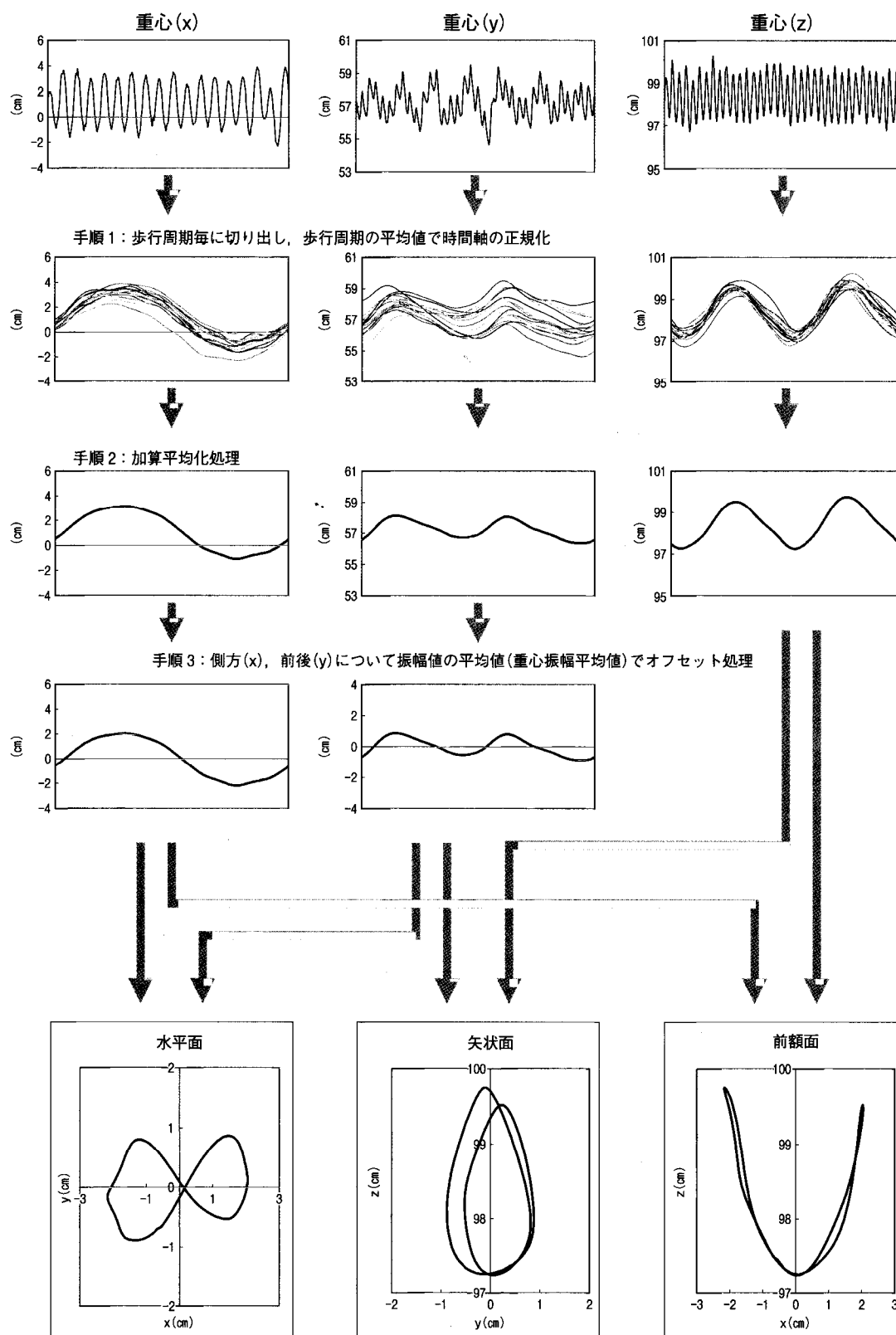


図9 複数のリサージュ図形による歩行の表現法手順(重心)

前後(y)成分について振幅値の平均値(重心振幅平均値)でオフセット処理を行った(図9:手順3)。さらに、足関節マーカの側方・前後成分についても重心振幅平均値でそれぞれオフセット処理を行った(図10:手順4)。この軌跡データを用いてリサージュ図

形を作成した。実際には、その他のマーカ(肩峰, 股関節, 膝関節, 足関節)についても足関節と同様の過程の処理を行う。健常者1名の歩行を上記の方法によって作成したリサージュ図形で表現すると図11となる。

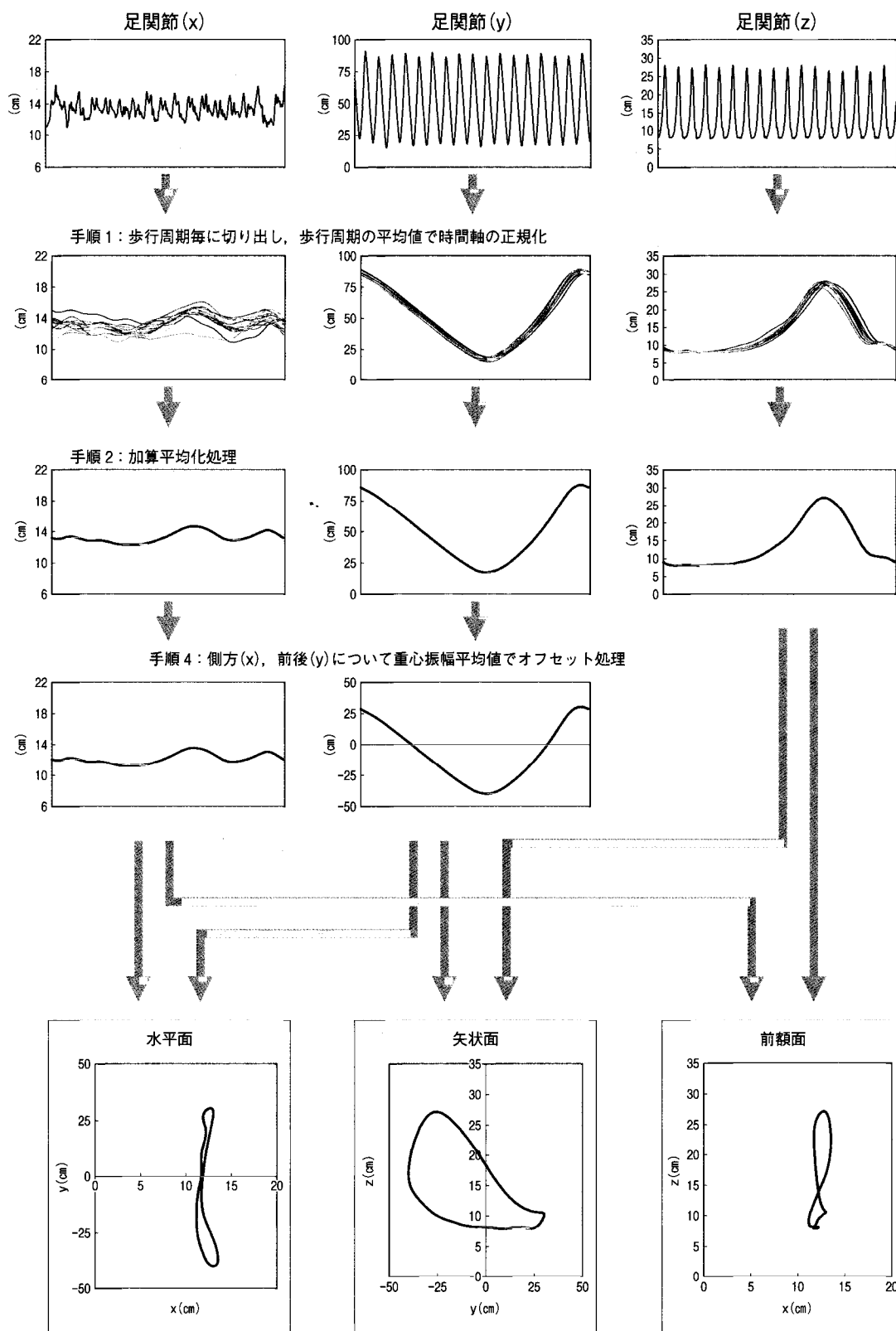


図10 複数のリサージュ図形による歩行の表現法手順(足関節)

●健常者グランドアベレージの作成方法(図12・13)

具体的方法を健常者2名の重心と右側の足関節のマーカを用いて説明する。まず, 2名の重心と足関節のマーカについて手順1と2(図9・10)を施した。次に, 両マーカの側方(x)・前後(y)成分について

振幅平均値を健常者1名ごとに算出し, 両成分のオフセット処理を行った(図12・13:手順5)。そして2名の両マーカの3成分全ての軌跡についてそれぞれ加算平均処理を施した(図12・13:手順6)。さらに, 足関節の側方・前後成分に関しては, 手順5で求めた

振幅平均値と重心の振幅平均値の差を求めた後、2名の平均値を算出し、手順6の加算平均処理を施したデータに加算した(図13:手順7)。

●データ処理

解析パラメータは、三次元トレッドミル歩行分析における時間・距離因子の歩行率、重複歩距離、歩幅、立脚時間、遊脚時間、両脚支持時間、遊脚期割合、両脚支持期割合とした。また、水平面、矢状面、前額面における重心、肩峰、股関節、膝関節、足関節、爪先のリサージュ図形を算出し、健常者に関しては、非高齢者と高齢者ごとに健常者グランドアベレージを作成した。

データ解析は、健常者の対称性の検証として、非高齢者群と高齢者群毎に立脚時間、遊脚時間、両脚支持時間、遊脚期割合、両脚支持期割合の左右を比較した。また、非高齢者群と高齢者群の比較として、歩行周期、歩行率、重複歩距離、歩幅を比較した。

さらに、歩行障害者の三次元トレッドミル歩行分析結果からリサージュ図形を用いて表現し、健常者グランドアベレージと比較した。

健常者の左右対称性の比較では Wilcoxon 符号順位検定を用い、非高齢者群と高齢者群の比較では Mann-Whitney U 検定を用い、ともに $P < 0.05$ を有意差ありとした。

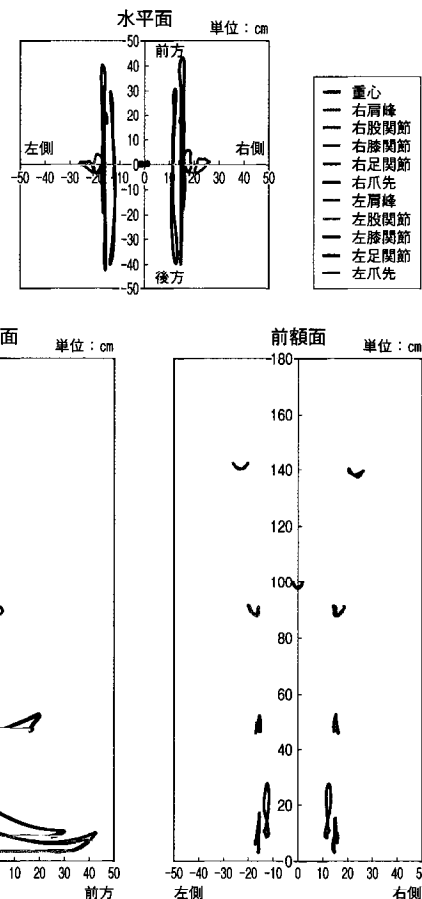


図11 複数のリサージュ図形による歩行の表現法(健常人1名)

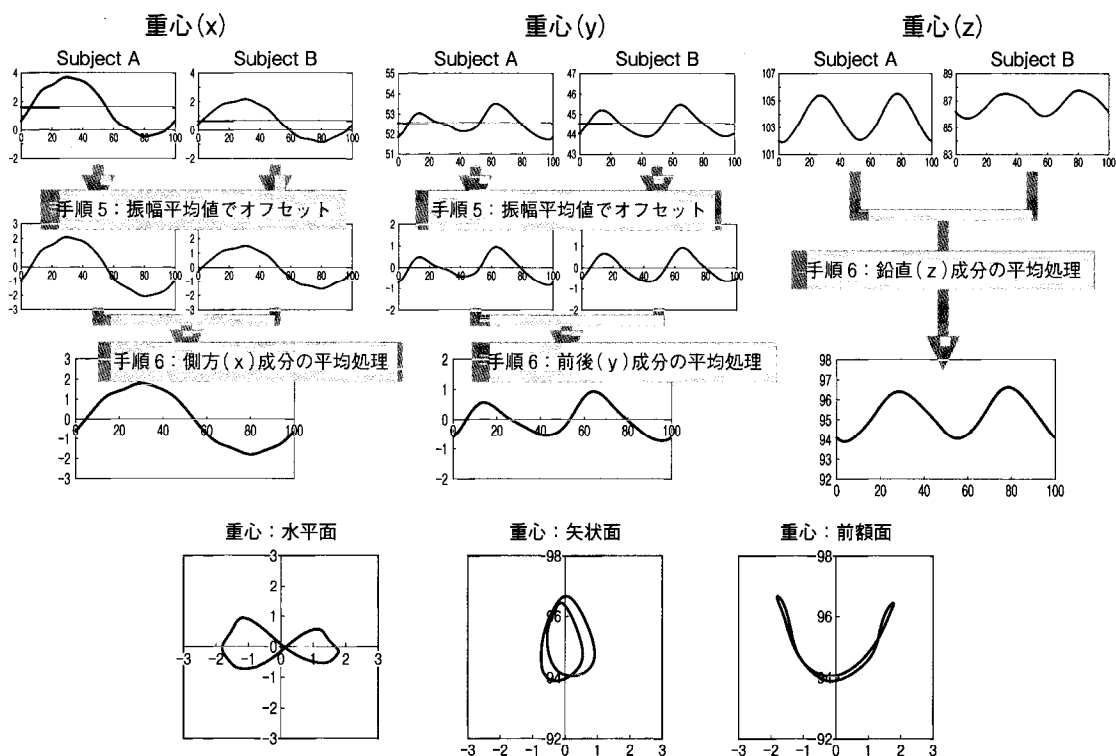


図12 健常者グランドアベレージの作成方法: 重心

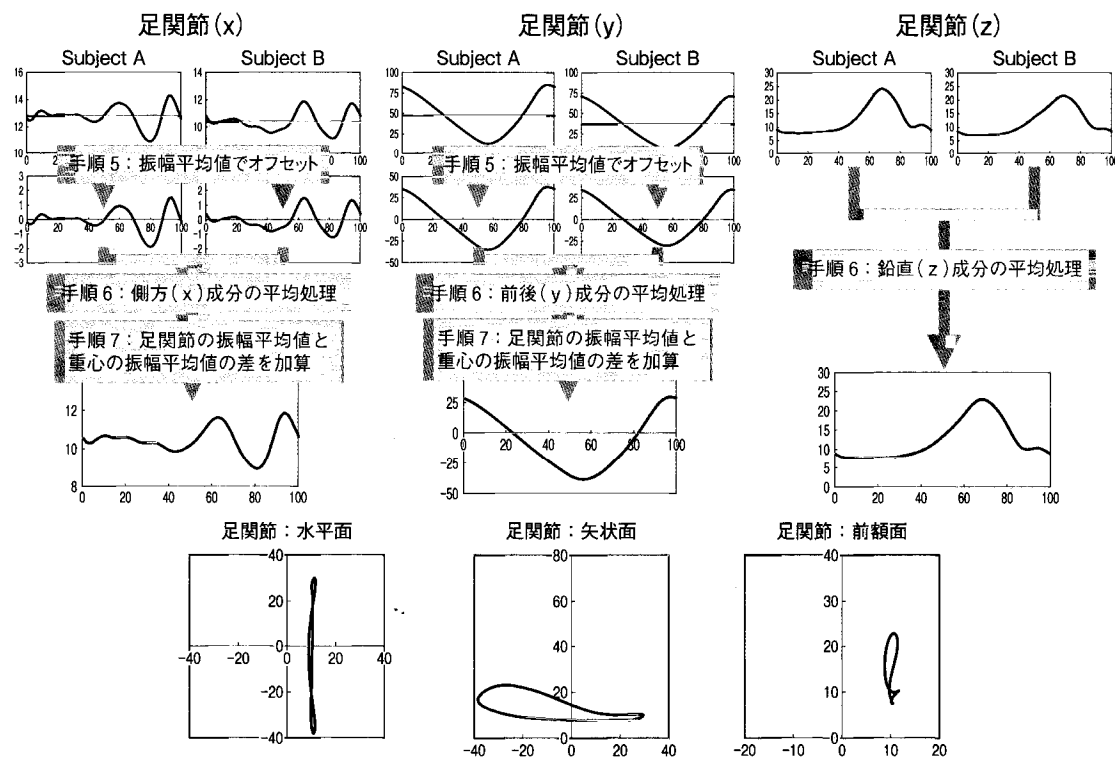


図13 健常者グランドアベレージの作成方法: 足関節 (重心以外)

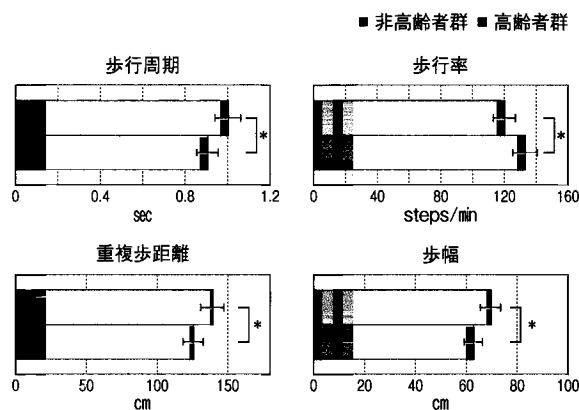


図14 非高齢者群と高齢者群における時間・距離因子の比較

第3節 結果

健常者の左右対称性を比較した結果を表6に示す。非高齢者、高齢者ともに全てのパラメータにおいて有意差を認めなかった。

非高齢者群と高齢者群の時間・距離因子について比較した結果を図14に示す。両群を比較した結果、高齢者群は非高齢者に比べ、歩行率は高く、重複歩距離と歩幅が短縮しており、全てのパラメータにおいて有意差 ($P < 0.05$) を認めた。

各マーカーのリサージュ図形を用いて作成した健常者グランドアベレージを図15 (非高齢者グランドアベレージ) と図16 (高齢者グランドアベレージ) に示す。両群のグランドアベレージを比較すると、水平面、矢状面、前額面ともリサージュ図形のパターンさらには

各リサージュ図形の相対的な位置関係はほぼ同等であったが、矢状面における高齢者の膝関節、足関節、爪先の周期運動が小さくなり、前額面における足関節、爪先の周期運動の左右間距離が広がっていた。

歩行障害者の結果を図17, 18, 19に示す。

症例1 (図17) では、水平面、前額面においても患側の足関節、爪先が外側に大きく分回しされていることが確認できた。また、前額面の股関節は患側が健側に比べ常に上方に挙上し、肩峰は両側とも側方への軌道が健常者グランドアベレージに比べ、大きくなっていた。さらに矢状面では膝関節、足関節、爪先とも台形状の運動パターンを呈しており、健常者グランドアベレージとは大きく異なっていた。水平面における健側の周期運動に着目すると、膝関節、足関節、爪先は前後方向に対して直線的な周期運動を呈しているのに対して、股関節と肩峰は外側方向の運動が大きくなり、円運動を呈していた。

症例2 (図18) では、膝関節、足関節、爪先のリサージュ図形の大きさに着目すると、健常者グランドアベレージや症例1と比べ、小さな周期運動を呈していた。また、矢状面のリサージュ図形で、患側の足関節と爪先は健側よりも相対的に前方に変位をしていた。また、肩峰は重心よりも前方に、股関節は重心よりも後方に変位し、特に股関節の鉛直方向の周期運動は、健側に比べ患側が大きな運動をしていた。前額面では、重心、両側の肩峰、患側の股関節は、健側上方と患側下方を直線的に往復する周期運動を認めた。そ

表6 非高齢者群と高齢者群における時間因子の左右差の比較

	非高齢者群 (N=18)		高齢者群 (N=19)	
	右側	左側	右側	左側
立脚時間	0.63±0.04	0.63±0.04	0.56±0.03	0.56±0.03
	n.s.		n.s.	
遊脚時間	0.37±0.03	0.37±0.03	0.34±0.02	0.35±0.03
	n.s.		n.s.	
両脚支持時間	0.13±0.02	0.13±0.02	0.10±0.01	0.11±0.01
	n.s.		n.s.	
遊脚期割合	36.89±1.73	37.72±1.49	38.08±1.24	38.38±1.47
	n.s.		n.s.	
両脚支持期割合	13.35±1.49	13.05±1.62	11.47±1.53	12.07±0.91
	n.s.		n.s.	

n.s. : no significant

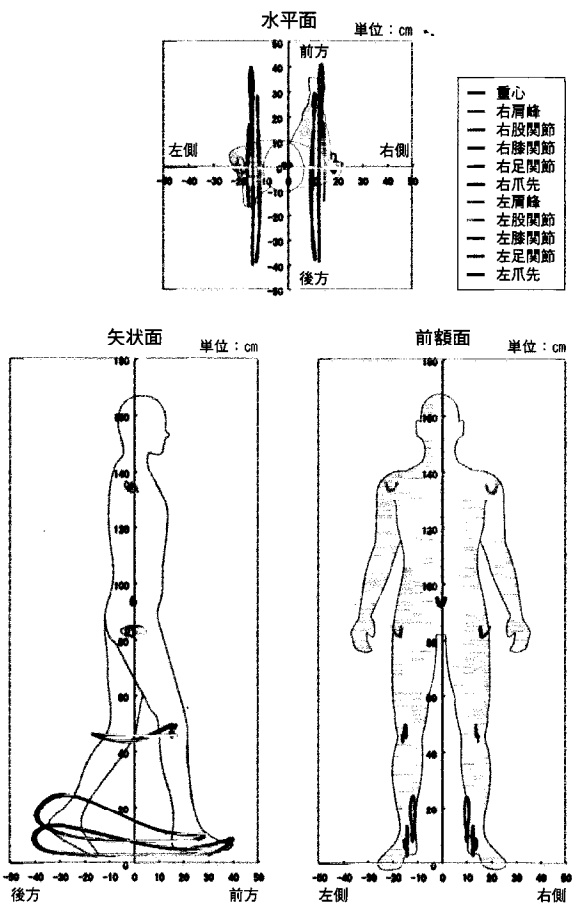


図15 非高齢者グランドアベレージ

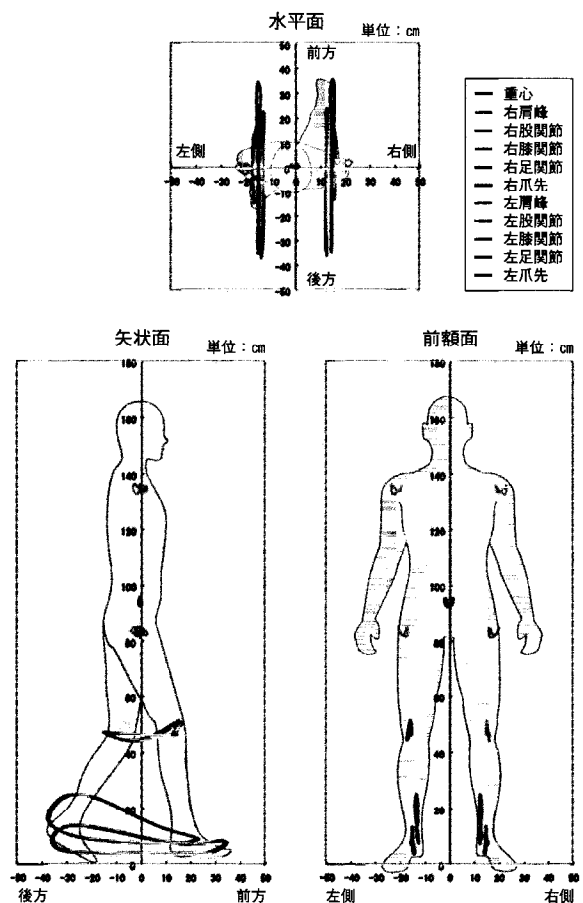


図16 高齢者グランドアベレージ

して、水平面においては、患側の足関節、爪先は外側に分回し運動を示していた。

症例3 (図19) では、前額面上より股関節の周期運動は、U字型を呈していた健常者グランドアベレージに比べ、両側で側方、鉛直方向とも減少していたが、肩峰は外側へ大きく下降し、U字型を呈する健常者グランドアベレージと大きく異なっていた。また、矢状面より、膝関節の周期運動は重心より相対的に前方に変位していた。

第4節 考 察

健常者グランドアベレージを作成し、非高齢者群と高齢者群を比較した。両群とも左右差は認めず、対称的な運動パターンであることを確認できた。時間・距離因子に着目すると、高齢者群は歩行率が高くなり、重複歩距離、歩幅が短縮していた。さらにリサージュ図形では、高齢者群は非高齢者群に比べ、矢状面上で膝関節、足関節、爪先の周期運動が小さくなり、前額面上で足関節、爪先の左右距離が広がっていた。本

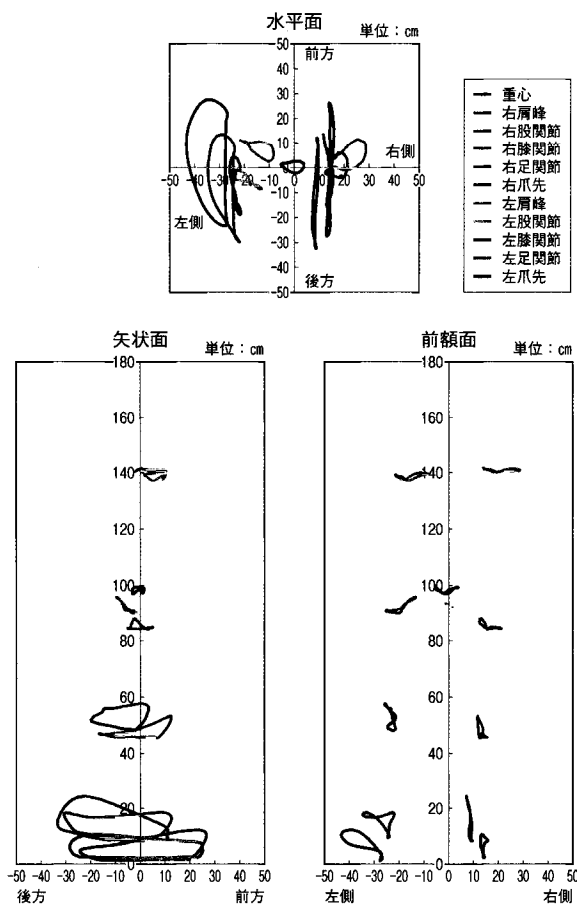


図17 症例1：片麻痺患者

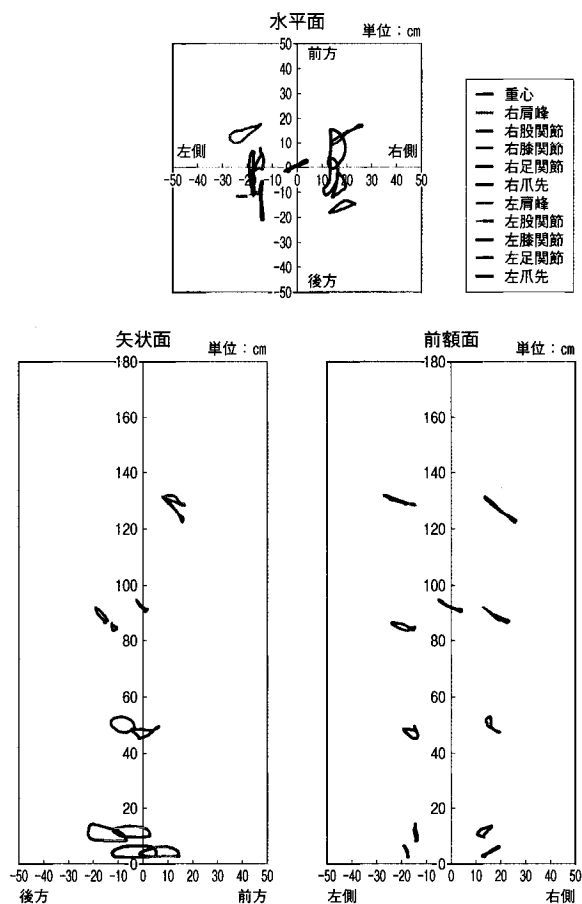


図18 症例2：片麻痺患者

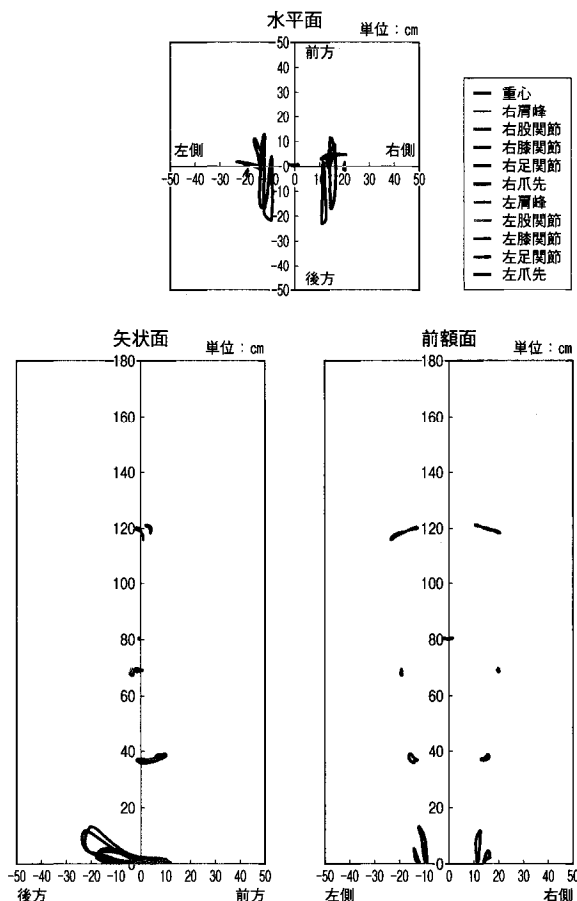


図19 症例3：変形性股関節疾患患者

手法で表現した高齢者群グランドアベレージを眺めることで、膝関節も含め下肢全体の前後方向の運動が小さくなり、歩隔が広がったことを直感的に理解することができる。高齢者歩行の特徴は、重複歩距離の短縮と歩幅の減少、歩隔の拡大であると報告されている²⁹⁻³³ことから、本手法によってこれら先行研究で報告されている高齢者歩行の特徴を充分に表現できたと考えられた。

この健常者グランドアベレージと歩行障害者の歩行を比較した。症例1では、視診で認められた患側遊脚期の分回し運動を明確に表現できた。また、患側股関節は健側に比べ挙上位を示し、肩峰と股関節の距離が短縮していたことが確認できた。これは常時、患側の体幹を短縮させながら歩行していたことが推察できる。分回し運動の代償によるものか否かを結論づけることはできないが、分回し運動と体幹短縮の関連性を推察することはできる。健側に関しては、水平面上では膝関節、足関節、爪先の下肢末梢部の周期運動は、健常者グランドアベレージと同様に立脚期と遊脚期がほぼ同一軌道であったが、肩峰、股関節の身体中枢部は、円運動を呈する特徴を認めた。これは分回し運動の代償として生じた体幹の回旋運動と解釈することができた。

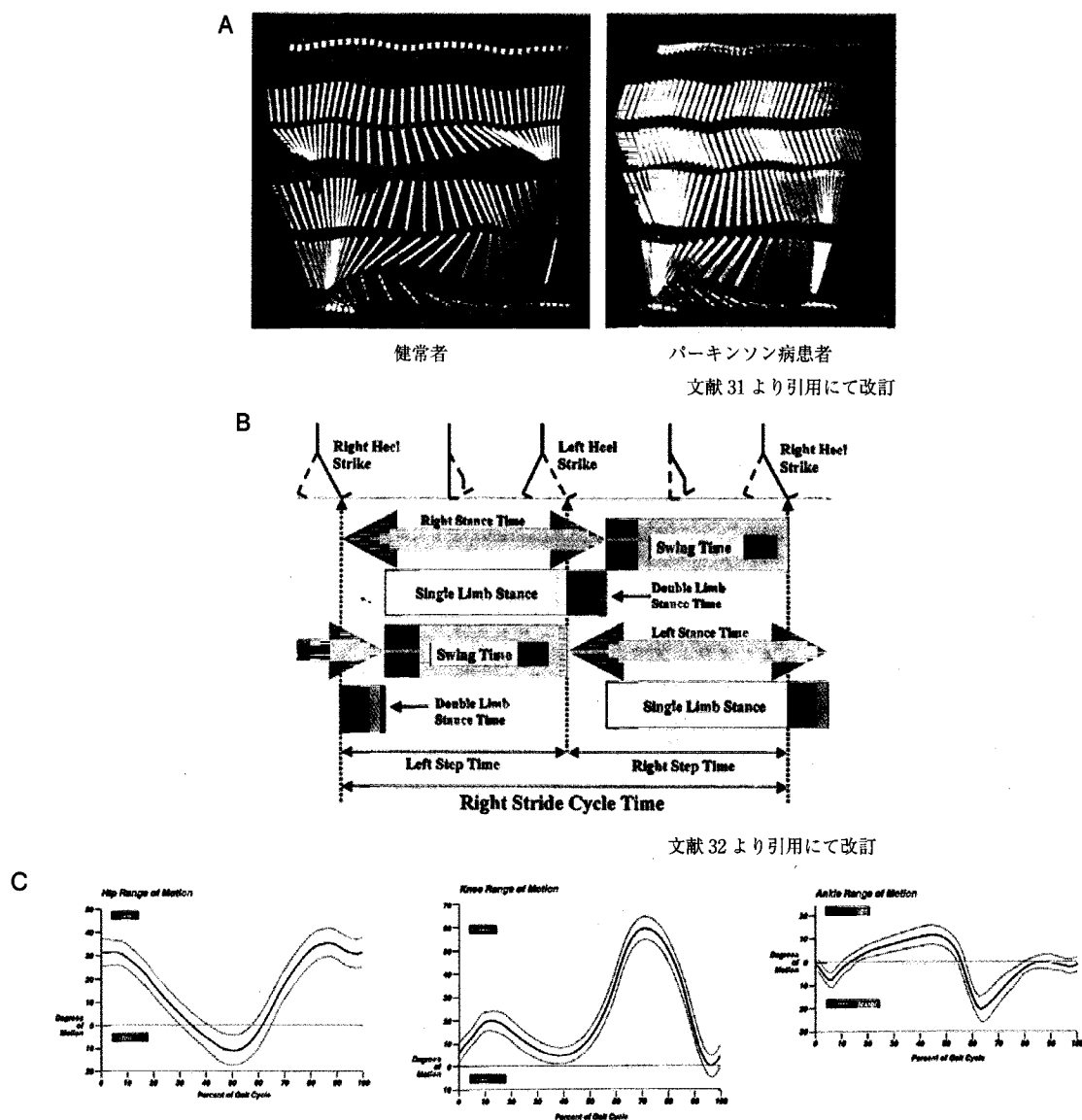


図20 従来の三次元動作解析結果の表現

A: 歩行周期のあいだ連続的に描写して表現したスティックピクチャー。

B: スティックピクチャーを用いた時間因子のグラフ。

C: 健康者の歩行周期における関節角度のグラフ。グラフは平均値と標準偏差を表示。

症例2では視診で認めた歩幅の短縮、体幹前傾位の特徴を表現できた。また、矢状面から股関節を観察すると、ほとんど鉛直、側方に動いていない健側に対し、患側は健側の後方で鉛直方向に運動していた。これは健側股関節を支点として患側股関節を含む骨盤を鉛直方向に運動させて歩行していたことが推察できた。さらに水平面では視診で認められなかったわずかな分回し運動も確認できた。

症例3は、前額面の観察より、両側股関節の周期運動は鉛直、側方方向にほとんど動いていないが、両側肩峰は外側方向に大きく下降する運動を呈していた。これは股関節を支点とした体幹の側方方向に動揺と推察でき、視診で認めたデュシェンヌ徴候と一致するものと考えられた。

このように、リサージュ図形による異常所見の図示的な可視化は、病態理解の促進につながる。例えば、片麻痺患者の歩行の最も特徴的な異常歩行である分回し歩行³⁴⁻³⁵を「軽度分回し」や「中等度分回し」という言語表現と、図17と18のような具体的な運動軌跡による表現と比較すれば、病態を的確かつ容易に理解できるのは明らかに後者である。しかも本手法のように、分回される患側下肢以外の複数の身体運動を同時に観察できれば、分回し運動と他の身体運動の因果関係を探ることができる。

さらに、現在の一般的な歩行分析のレポートには、スティックピクチャー画像、時間・距離因子、関節角度および関節モーメントのグラフ表示が使用されている(図20)。スティックピクチャーは、紙面上で静止

している場合、正常と異常のイメージが湧きにくい。また、時間・距離因子や関節角度は、各身体部位の運動を反映したものであるが、歩行の全体像を理解できない。従って本手法のようなリサージュ図形表現を加えた歩行分析レポートは、有用性が高いと考えられた。

今後、異なったマーカ間の軌跡の組み合わせによって単体のマーカでは表現しにくい異常パターンの表現法（例えば、図 21：遊脚期における膝関節の伸展不全パターン）の検討も加え、歩行が一見して理解できる歩行分析表現法をさらに精緻化していきたい。

総 括

現在、医学分野の技術的發展は目覚しく、臨床場面では種々の精密機器が駆使されている。しかし、リハビリテーション医療では、検査、訓練への工学技術の導入が遅れており、リハビリテーション医療の最大の治療対象である歩行障害においても、その評価は未だ視診に頼った観察に留まっている。視診による歩行分析は、簡便で即時的という利点はあるものの、主観的で順序尺度レベルの指標でしかない。山崎は、異常歩行の視診による評価の信頼性について、評価者間のばらつきが問題となり、定量的評価尺度が必要であると述べている。また、著者の先行研究においても視診による 5 段階付けの歩行重症度判定の検者間信頼性は、非常に低いことが明らかになっている⁴⁰。そのため臨床の歩行分析に客観的かつ定量的なシステムの導入が不可欠と考え、三次元トレッドミル歩行分析システムと分析指標としてのリサージュ図形表現法を開発した。トレッドミル歩行と平地歩行の差異はわずかなものであり、トレッドミル歩行分析の臨床的利便性は大きい。

リサージュ図形を用いた全身的な歩行パターンの表現法について検討するとともに健康者グランドアベレージを作成した。健康者グランドアベレージは、これまで存在しなかった歩行の「標準モデル」となり、異常歩行分析の定量的分析の基盤になると考えられた。また、歩行障害者への応用では、それぞれの異常パターンを直感的に表現しており、異常歩行の病態理解の促進に有用であることが示唆された。

三次元トレッドミル歩行分析とリサージュ図形を用いた分析手法は、臨床への客観的かつ定量的歩行分析法導入を実現化し、病態理解の促進や効果判定など臨床指向的指標になると考えられた。

謝 辞

本研究に際し、懇篤なる指導ならびに校閲を賜りました藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学 I 講座才藤栄一教授に深甚なる謝辞を捧げます。終始指導賜りました独立行政法人国立病院機構村山医療センター臨床研究センター生体機能制御解析室村岡慶裕室長に心から感謝申し上げます。本研究に関し多大なる助力、指導を賜りました藤田保健衛生大学医療科学部金田嘉清学科長ならびに同同学部の諸先生方に心から感謝申し上げます。また、データ収集、解析など多大なる協力を賜りました伊藤慎英理学療法士をはじめとする藤田保健衛生大学病院リハビリテーション部の方々に感謝致します。本システムの開発、改良に多大なるご協力を頂きましたキッセイコムテック株式会社の田口勇二郎様、吉江正樹様、青木健光様に心よりお礼申し上げます。

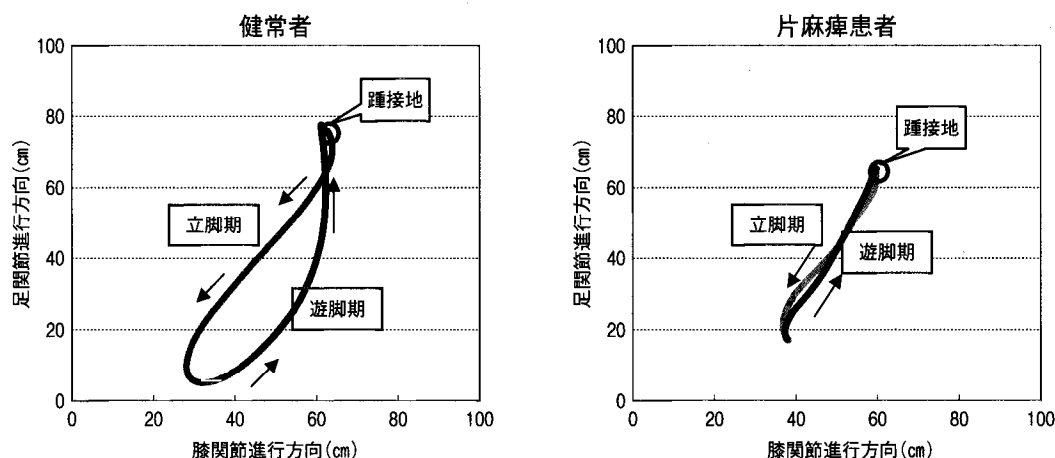


図21 異なるマーカ間の合成軌跡を用いた遊脚期の膝伸展不全の表現
左図：28歳健康男性。トレッドミルの速度は5 km/h。右図：50歳片麻痺男性。装具装着にて屋外自立レベル。視診にて遊脚期の膝伸展不全認める。トレッドミルの速度は4 km/h。健康者のパターンは、立脚後期から遊脚全期にかけて放物線状の軌道を呈するが、片麻痺患者は、ほぼ直線状の軌道を呈する。

文 献

- 1) Gage, J. R., Fabian, D., Hicks, R., and Tashman, S. (1994) Pre- and postoperative gait analysis in patients with spastic diplegia : a preliminary report. *J. Pediatr. Orthop.* 4. 715-725.
- 2) Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. K., Gaine, J., Gorton, G., and Cochran, G. V. (1989) Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J. Orthop. Res.* 7. 849-860.
- 3) Kram, R. and Powell, A. J. (1989) A treadmill - mounted force platform. *J. Appl. Physiol.* 67. 1692-1698.
- 4) Hesse, S., Werner, C., Paul, T., Bardeleben, A., and Chaler, J. (2001) Influence of walking speed on lower limb muscle activity and energy consumption during treadmill walking of hemiparetic patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82. 1547-1550.
- 5) 山本澄子 (2002) 脳血管障害の歩行分析. 理療科 17. 3-10.
- 6) 土肥信之 (1987) 歩行の臨床的分析および記録— Ambulation Clinic —. 総合リハ 15. 463-467.
- 7) 石神重信 (1996) 臨床観察からみた歩行分析. *J. Clin. Rehabil.* 別冊リハビリテーションにおける評価. 55-60.
- 8) 森田定雄 (2003) 歩行異常のみかた. *Med. Rehabil.* 27. 10-17.
- 9) 大塚 圭, 村岡慶裕, 才藤栄一, 伊藤慎英, 寺西利生, 青木健光, 兵頭 亮, 金田嘉清 (2006) トレッドミル歩行分析・訓練. 総合リハ 34. 141-149.
- 10) 社会保険研究所 (2008) 医科診療報酬点数表 平成 20 年 4 月版.
- 11) 才藤栄一 (2003) 運動学習エッセンス. pp.89-112, 才藤栄一, 園田 茂編「FIT プログラム 総合的高密度リハビリ病棟の実現に向けて」医学書院, 東京
- 12) Ralston, H. J. (1960) Comparison of energy expenditure during treadmill walking and floor walking. *J. Appl. Physiol.* 15. 1156.
- 13) 西田裕介, 樋口謙次, 啓利英樹 (1998) トレッドミル平地歩行と屋内平地歩行の相違—生理的反応と主観的運動強度での検討—. 理療科 13. 199-204.
- 14) Murray, M. P., Spurr, G. B., Sepic, S. B., Gardner, G. M., and Mollinger, L. A. (1985) Treadmill vs. floor walking : kinematics, electromyogram, and heart rate. *J. Appl. Physiol.* 59. 87-91.
- 15) Pearce, M. E., Cunningham, D. A., Donner, A. P., Rechnitzer, P. A., Fullerton, G. M., and Howard, J. H. (1983) Energy cost of treadmill and floor walking at self-selected paces. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 52. 115-119.
- 16) Arsenault, A. B., Winter, D. A., and Martentuk, R. G. (1986) Treadmill versus walkway locomotion in humans : an EMG study. *Ergonomics* 29. 665-676.
- 17) White, S. C., Yack, H. J., Tucker, C. A., and Lin, H.-Y. (1998) Comparison of vertical ground reaction force during overground and treadmill walking. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30. 1537-1542.
- 18) Strathy, G. M., Chao, E. Y., and Laughman, R. K. (1983) Changes in knee function associated with treadmill ambulation. *J. Biomech.* 16. 517-522.
- 19) Stolze, H., Kuhtz-Buschbeck, J. P., Mondwurf, C., Boczek-Funcke, A., Jöhnk, K., Deuschl, G., and Illert, M. (1997) Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 105. 490-497.
- 20) 大塚 圭, 才藤栄一, 岡田 誠, 寺西利生, 武田 斉子, 櫻井宏明, 鈴木由佳理, 金田嘉清, 岡西哲夫 (2001) 平地歩行とトレッドミル歩行における時間因子の比較. 総合リハ 29. 549-556.
- 21) 大塚 圭, 才藤栄一, 村岡慶裕, 伊藤慎英, 金田嘉清 (2010) フットスイッチを用いたトレッドミル歩行と平地歩行の時間因子の比較. 藤田学園医学会誌 33. 73-76.
- 22) Schmidt, R. A., Craig, A., and Wrisberg, C. A. (2007) Motor Learning and Performance, 4th ed. Human Kinetics, Champaign, Ill.
- 23) 久保 晃 (1991) トレッドミル歩行速度の知覚について. 運動生理 6. 33-38.
- 24) 臨床歩行分析研究会編 (1999) 歩行計測システムの選定. pp.43-44, 「関節モーメントによる歩行分析」医歯薬出版, 東京
- 25) 江原義弘, 山本澄子 (2005) 身体の重心. pp.11-15, 「ボディダイナミクス入門 立ち上がり動作の分析」医歯薬出版, 東京
- 26) 尾花正義 (2005) 脳卒中後片麻痺 異常歩行とその治療. *Geriatr. Med.* 43. 21-26.
- 27) 衣笠 隆, 長崎 浩, 伊東 元, 橋詰 謙, 古名丈人, 丸山仁司 (1994) 男性 (18-83 歳) を対象とした運動能力の加齢変化の研究. 体力科学 43. 343-351.

- 28) 岡田 誠, 才藤栄一, 大塚 圭, 櫻井宏明, 寺西利生, 鈴木由佳理, 寺尾研二, 金田嘉清 (2004) 運動学的, 運動力学的因子からみたトレッドミル歩行と平地歩行の比較. 総合リハ 32. 987-995.
- 29) Murray, M. P., Drought, A. B., and Kory, R. C. (1964) Walking patterns of normal men. *J. Bone Surg.* 46. 335-360.
- 30) Murray, M. P., Kory, R. C., and Clarkson, B. H. (1969) Walking patterns in healthy old man. *J. Gerontol.* 24. 169-178.
- 31) 徳田哲男 (1986) 歩行 (基礎から臨床まで) (3) 高年齢者の歩行. 理療と作療 20. 347-352.
- 32) Larish, D. D., Martin, P. E., and Mungiole, M. (1988) Characteristic patterns of gait in the healthy old. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 515. 18-32.
- 33) 古市照人, 江藤文夫, 原田 孝 (1994) 老年者の歩行障害 老年者の姿勢と歩行. 老と疾 7. 13-19.
- 34) 中村隆一, 齋藤 宏, 長崎 浩 (2003) 異常歩行. pp.391-396, 「基礎運動学 第6版」医歯薬出版, 東京
- 35) 根本明宜, 水谷和也 (2003) 脳卒中における歩行障害の特徴. *Med. Rehabil.* 27. 18-23.
- 36) Knutsson, E. (1972) An analysis of parkinsonian gait. *Brain* 95. 475-486.
- 37) Harris-Love, M. L., Forrester, L. W., Macko, R. F., Silver, K. H., and Smith, G. V. (2001) Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. *Neurorehabil. Neural Repair* 15. 105-112.
- 38) Perry, J. (1992) GAIT ANALYSIS: Normal and Pathological Function. SLACK, Thorofare, NJ.
- 39) 宮崎信次, 窪田俊夫 (1983) 床反力連続計測に基づく異常歩行と定量的評価—特に定量的指標と視覚的評価の関連について. 医用電子と生体工学 21. 151-157.
- 40) 谷川広樹, 大塚 圭, 村岡慶裕, 伊藤慎英, 山田純也, 才藤栄一 (2008) 視診による歩行分析における評価者間信頼性の検討. 第24回東海北陸理学療法学会大会, 金沢学会学会誌.