

は、制御機構を取り付けることによって、現状の装具より大きく、また重くなることから、明らかに有効な機能が期待できるようにならなければ受け入れは難しいものと考えられるが、研究段階ではあるが、メカトロニクス技術を導入した装具がいくつか発表されている。筆者もインテリジェント義足の概念を応用した装具を開発中であるが、試作モデルを作成するためには今しばらくの時間を要する。しかし、これらが出そろってくると、制御の観点からの研究者にとっても、研究を行っている制御理論を実証するためにハードウェアを開発する必要がなく、既存の義肢装具を応用して、わずかな改造と制御理論を実現するためのソフトウェアを導入することにより、さまざまな高機能化の実験が可能になるものと考えられる。この時点では、現在以上に定量化された歩行データが重要な意味を持つようになると考えられることから、歩行解析は今後ますます重要な位置を占めるようになるものと考えられる。

## 変形性股関節症患者の歩行解析—臨床使用における問題点—

久留米大学リハビリテーションセンター

志波 直人

九州工業大学

田川 善彦

### はじめに

股関節由来の異常歩行の運動学的・力学的特徴の把握や客観的な評価の試みが、これまで多く報告されている<sup>2,4-6,9,12</sup>。これには、歩行時の上体運動の特異なパターンについての報告、三次元動作解析により定量的評価を試みようとしたものや距離因子や時間因子の評価を試みたものなどがある。さらに床反力特性の鉛直成分について考察したもの、運動学および力学的データの対称性・類似性を数値化し歩行評価の総合評価を試みたもの、関節モーメントの特徴に注目したものもみられる。また、これらを総合的に述べた成書もある<sup>10</sup>。しかしながら、研究としての評価は、たとえば Med Line に記載される歩行解析の文献は多いとは言えず、その原因は臨床での問題点と共通する部分もある。

### システム紹介、機器設置における問題点

我々のリハビリテーションセンターは平成10年に開設されたが、設計の段階より動作解析室をセンター内に設けることで準備を行った。センター中央のスペースに10 m×10 mの広さで、Kistler社製床反力計を1台、AMTI可動式床反力計1台を装着した。Kistler社製床反力計の装着には、床面を1 m掘り下げ、地中の建物の梁より鉄筋を出しこの部分にコンクリートを流し込んでこれを土台とした。AMTIは圧縮空気を機器底部に送り込み、ホバークラフトの原理で60 kgの床反力計を浮かせて容易に移動させることができる構造となっている。Kistlerの周囲2 m×3 mの範囲でエポキシ樹脂を流し込み、AMTIの底

## 変形性股関節症患者の歩行解析—臨床使用における問題点—

面と接する床面を鏡面処理して AMTI と同形の木製ダミーを 10 個作成してパズル状とし、それらの位置と AMTI を入れ替え移動できる構造とした。三次元動作解析装置は Peak Motus で、赤外線カメラを 6 台、等間隔に設置した。

その他、1) カメラの位置（距離と高さ）は測定点におけるマーカの位置からできるだけ近くする、2) 室内の壁、床などは無反射処理をする、3) 照明はできるだけ暗くする、など基礎的な注意点も正確な計測のため重要である。我々の施設では設計時点から準備をしたにもかかわらず、満

足できる計測結果が得られるまで試行錯誤を繰り返しながら問題を解決する必要が生じ、動作解析室の稼動はセンター開設から 1 年遅れた。また、不確実な配線や施工は後々断線などのトラブルを来たすことがあり、多少コストがかかっても内装や電装の専門業者に機器の設置や施工を依頼すべきである。

## 解析症例の提示

我々が現在使用している動作解析機器を用いた歩行解析例を提示する。股関節機能障害患者にみ

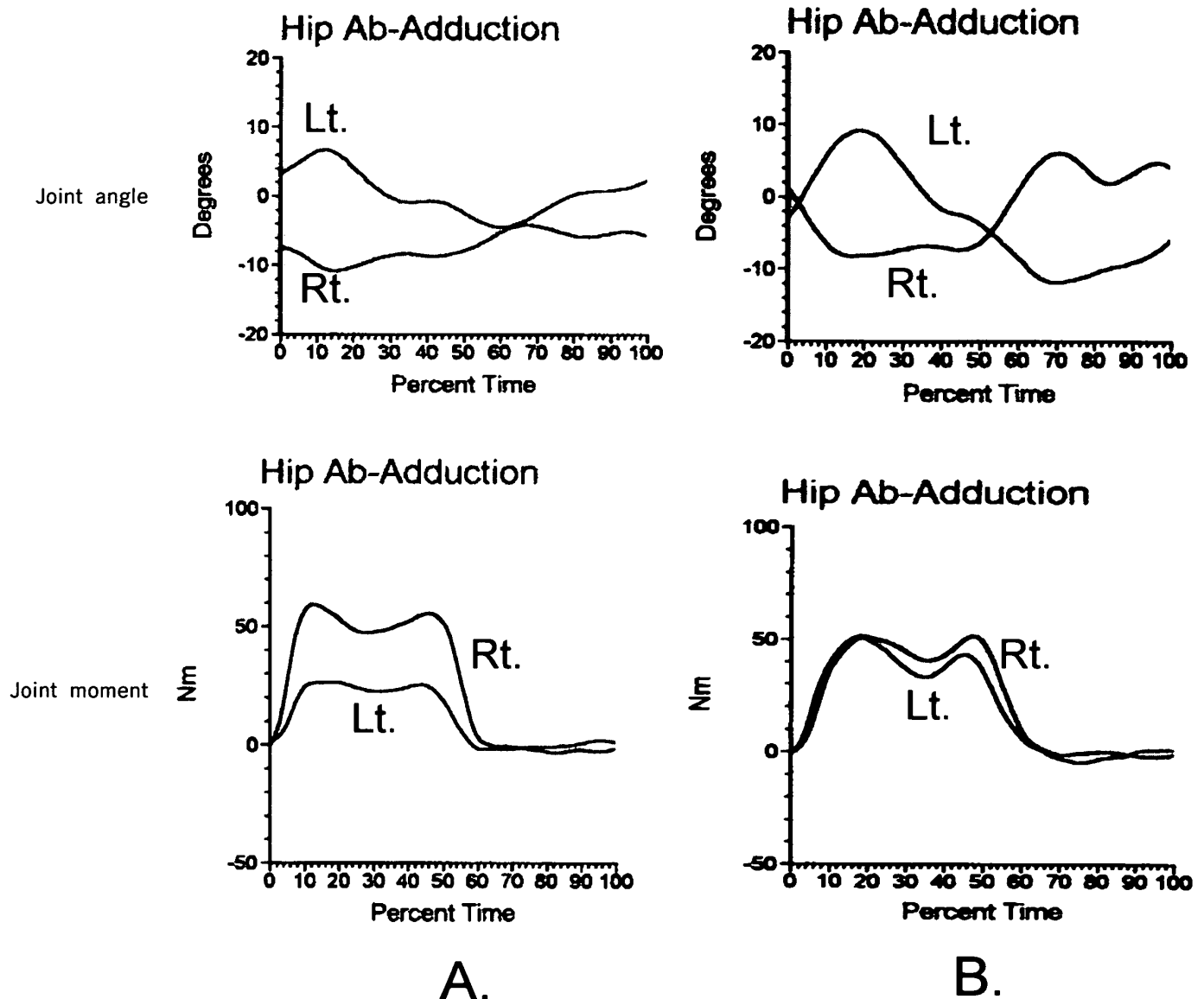


図1 股関節機能障害者の股関節外転角度とモーメント

A: 22歳, 女性, 左 Chiari 骨盤骨切り術後5カ月。骨盤骨切り術後患者の Duchenne では立脚時十分内転せず, 外転モーメントは減少した。B: 35歳, 女性, 筋ジストロフィー症。MMT 2 と, 外転筋の明らかな筋力低下があり, 両側の明らかな Trendelenburg を呈する。歩行解析を行うと, 立脚時大きな内転位を示し, モーメントは正常よりもかえって増大した。

られる跛行には、外転筋の機能不全により患側立脚時に股関節が内転位となり反対側骨盤が下降する Trendelenburg 跛行がよく知られている。しかしながら臨床の場では、逆に患側立脚時股関節が外転位となり、反対側骨盤が持ち上がる跛行（いわゆる Duchenne 跛行）をよく経験する。われわれはこれらの跛行について検討を行った。

正常で立脚時股関節はやや内転するが、骨盤骨切り術後患者の Duchenne では外転し、外転モーメントは減少した。また、神経筋疾患による全身の筋力低下で、両側 Trendelenburg を呈する患者の歩行解析を行うと、立脚時大きな内転位を示し、明らかな外転筋力低下があるにもかかわらず、外転モーメントは減少しなかった（図1）。Duchenne では床反力ベクトルが股関節中心に近づいているために外転モーメントが減少するが Trendelenburg ではその中心からと離れ、レバーアームが大きくなると考えられた（図2）。これらは正常な関節による代償機能と考えられる。

図2 A では床反力ベクトルが股関節近傍を通過しており、これによってその関節回りのモーメントの低減につながっている。しかし B ではその距離が大きく、場合によって正常なケースより大きいことがあり、その関節回りのモーメントは結果的に大きくなっていると考えられる。

Duchenne は立脚期で股関節が外転位となり、

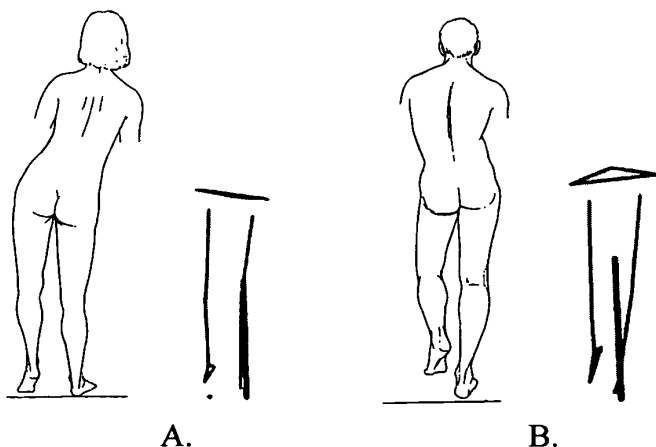


図2 股関節機能障害者にみられる立脚時の肢位

A: Duchenne では床反力ベクトルが股関節中心に近づくために外転モーメントが減少するが、B: Trendelenburg ではベクトルは内側へと離れ、レバーアームが大きくなるためにこれが増大する。外転筋構成要素の他動的張力がモーメントを発生すると考えられた。

臼蓋形成不全を緩和させ股関節への負荷をさらに軽減させる。Trendelenburg では、外転筋は他動的に伸長され外転筋不全があっても大きな外転モーメントを発揮する可能性が考えられ、これは筋電による検索では知ることができない。今回の解析結果のように歩行解析は、ヒトの動作について異なった視点から情報を得ることができる有意義な検査法である。

### 推定股関節中心の位置： DIFF<sup>3)</sup> と Kit Vaughan<sup>7,11)</sup>

Stagni ら<sup>7)</sup> は三次元動作解析における股関節中心の誤差を測定し、大きな誤差を伴う場合、モーメントや関節角度に影響が生じると指摘したが、臨床使用における誤差の許容範囲について統一した見解はない。解析装置による床反力や体表面に貼付したマーカの座標データは直接的計測データであり、装置自身が持つ精度によって決定される。しかしそれらのデータと解剖学的データを基に推定される関節中心、さらに標準化された数式モデルを被験者の体型に合わせて計算されるモーメントなどは間接データのため、用いる推定法や解剖学的データによって誤差が左右される。

Peak などの市販される歩行解析の機器において標準で用いられる Vaughan CL らが報告した方法と、わが国の臨床歩行分析研究会が推奨する DIFF による結果、との比較を定常歩行動作のなかで行ったところ（図3）、股関節の中心位置は Vaughan の方法が DIFF よりも常に内側に存在

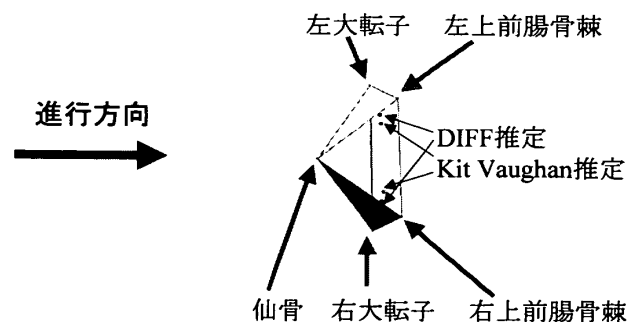


図3 推定股関節中心の位置(1)

MATLAB を用いて臨床歩行分析研究会が推奨する DIFF と Peak などに用いられている Vaughan CL の方法との股関節中心の推定値比較を行った。正常男性の定常歩行時の股関節中心を同時に表示したものである。

## 変形性股関節症患者の歩行解析—臨床使用における問題点—

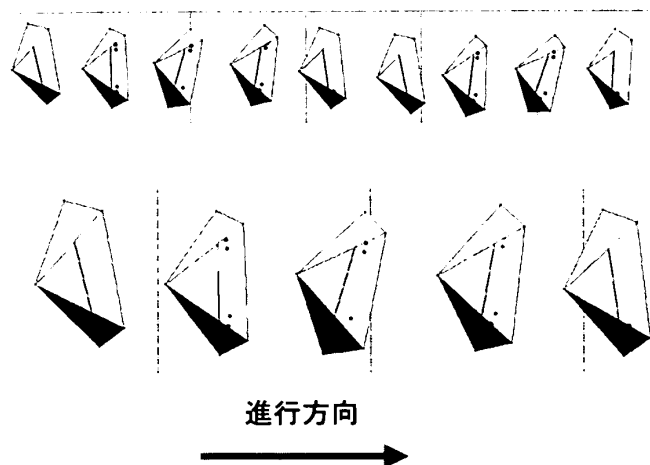


図4 推定股関節中心の位置(2)

上方より見た股関節中心。股関節の中心位置はVaughanの方法がDIFFよりも常に内側に存在していた。動的に全歩行周期を観察しても両方法ともに推定股関節中心が大きいくずれることはないものの、両者には全額面で最大28mmの差を認めた。

していた(図4)。全歩行周期を観察してもどちらかの関節中心が大きいくずれることはないものの、両者には前額面で最大28mmの差を認めた。

#### 人工股関節の直接計測による歩行解析<sup>1)</sup>

生体の直接計測で、股関節に加わる負荷を正確に測定しようとする試みもある。1980年代よりBergmannらは、人工股関節にセンサを組みこみ、直接股関節に加わる負荷を生体計測し、報告している。2001年、Journal of Biomechanicsに股関節の特集が掲載され、CD-ROM, Hip 98がともに配布された。それには直接計測した4名分のデータが公表され、ディスプレイ上で被験者の歩行状態、スティックピクチャ、股関節への荷重の実測値などが同期され表示される。これらは平地歩行のみならず、階段昇降、椅子からの立ち上がり、片脚立位など、ADLでの股関節への負荷が絶対値とともにベクトル表示される。この特集号ではさらに平均的ドイツ人の人工股関節術後患者の一日のADLが示され、一日約3,000歩、一年で100万歩を超える歩行をし、一步で体重の3~4倍の負荷が加わり、これを繰り返していることなども示されている。ADLでの股関節への負荷を知る新たな基準として用いられるデータである。

#### シミュレーションモデルを用いた歩行解析<sup>2)</sup>

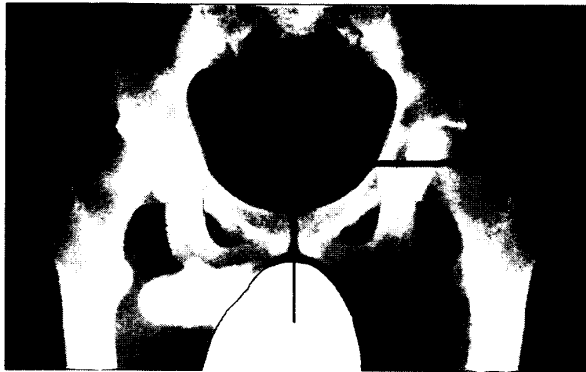
コンピュータシミュレーションで異常歩行のシミュレーションを行う試みも行われている。コンピュータ内で2体のロボットを歩行させ、このモデルの関節モーメントを変化させることにより歩行状態を捉えるソフトウェアを作成した。歩行解析では起こった現象をモーメントの変化として捉えるが、シミュレーションモデルでは逆にモーメントを変化させることにより、起こる変化を観察できる。

股関節疾患など異常歩行の解析は主に実験によって行われてきた。しかしながら同じ疾患の多くの患者の歩行実験は困難な面が多く、状態も患者によってさまざまであるので、関節の疾患の状態を物理的に定量化することは容易ではない。健康人では多くの歩行実験がなされており、適当な量で正規化することにより特定のパターンを有するヒトの歩行特性が得られている。そこで、関節に疾患を仮定した異常歩行モデルの歩行特性と、健康者の実験結果を比較することにより、関節機能低下に伴う補償動作を検討した。

本解析に用いたモデルは8剛体からなる歩行リンクモデルであり、体節は理想的な関節で結合され空間運動を行うものとした。異常歩行モデルではいずれかの関節が病的な理由により筋力低下を来たし、十分なモーメントを発生できないものとした。モーメントを全く発生できない関節(ZMJ: Zero moment joint)、外的に取り付けた受動的要素によってモーメントの発生が可能な関節(PMJ: Passive moment joint)、関節可動域制限のある関節(CRJ: Constrained range joint)、部分的にモーメントを発生できる関節(PMJ: Partial moment joint)などを疾患関節モデルと仮定した。

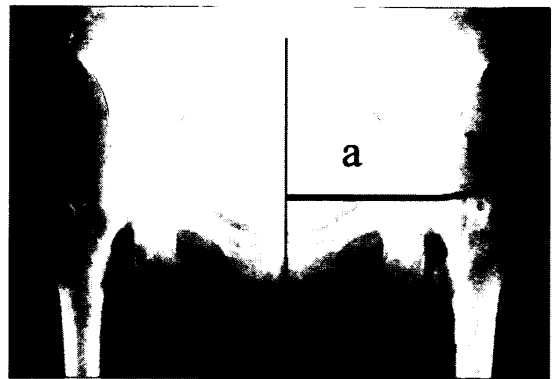
これらのモデルを用いて変形性股関節症など関節疾患を有する異常歩行モデルの作成と、モデル解析による定常歩行時の関節モーメントや上体の運動などの補償動作などについて検討した。インターネット上のJava環境下でシミュレーションした歩行状態を三次元的に方向を変え観察し、杖

男



$$b/a = 0.75$$

女



$$b/a = 0.44$$

図5 正常者における前額面でのレバーアーム

正常と考えられる日本人男女で前額面でのレバーアームを比較した例をみると、女性のほうが男性よりも股関節は明らかに外側に存在し、正中線と股関節中心間および同中心と大転子間の距離の比には約30%の相違があった。

など補装具の効果を観察することも可能である。我々はこれを、患者への病状・治療効果の説明や、医学教育に用いることを目的に、さらに改良を行っている。

### 今後の課題と問題点

前額面でのレバーアームを、健常日本人男女で比較した例をみると、女性のほうが男性よりも股関節は明らかに外側に存在し、正中線と股関節中心間および同中心と大転子間の距離の比には30%もの相違があった(図5)。このように骨盤・股関節の形態は同じ人種間であっても男女差が著しいことが広く知られており、性差を考慮しない推定方法で股関節中心を求めることには限界がある。また、著しい変形のあるもの、脱臼、亜脱臼のあるもの、骨盤骨切り、人工関節手術前後での関節中心位置の変化などは、一般的なこれらの方法では反映することができない。

歩行解析で用いられる関節中心などは推定により求められたものであり、方法により程度の差はあれ誤差が存在し、症例によっては大きな誤差が生じる可能性がある。しかしながら、ほとんどの施設でブラックボックスの状態で使用され、測定精度の管理は使用者側に委ねられている。これは、臨床での使用を考えても、研究用の器具と考

えても大きな問題である。歩行解析がさらに普及するために、このような誤差は極力排除すべきであるが、どの程度の測定誤差が存在するかを明らかにすることはさらに重要である。

現状で、より正確な解析を確実に行う方法の一つとして、症例ごとに補正を行う方法が考えられる。股関節疾患患者においては両股関節前後レントゲン像は必ず行う検査であり、我々は現在、これをもとに各症例ごとに補正を行い、解析する方法を採用している。

前に述べたように歩行解析はヒトの動作について異なった視点から情報を得ることができる有意義な検査法である。今後は臨床での使用を目的にさらに研究を進めてゆきたいと考えている。

### 文 献

- 1) Bergmann G: Hip 98, CD ROM. J Biomech 2001; 34(7)
- 2) 広瀬士郎ほか: 変形性股関節症患者の歩行中における体幹運動の三次元的分析. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 1992; 14: 281-284
- 3) 窪田俊夫ら: 関節モーメントによる歩行分析(臨床歩行分析研究会 編). 医歯薬出版. 東京, 1997
- 4) 森元 保ほか: 片側変形性股関節症患者の歩行解析一抜重効果の臨床的意義一. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 1992; 14: 285-288
- 5) Nakamura H: Gait analysis in coxarthrosis. Kurume Med J 1999; 46: 1-7
- 6) Sadeghi H, Sadeghi S, Prince F, Allard P, Labelle