

【方法】ア腱延長程度を決定する際には、①足関節の他動的背屈可動域、②足関節の自動的背屈可動域、③筋トームス、④視覚的および工学的歩行分析の4項目を参考にし、各項目を細分類し、これらの結果から総合評価として、Grade I, II, IIIの3段階に分け、G-Iではア腱に割りを入れるだけ(約2cm)、G-IIは約3cm、G-IIIは約3.5cm以上の延長を行うモデルを作成した。

【結果】以上の方法に基づいて Retrospective にみた10症例のア腱延長は平均してG-I(5例)2.0cm、G-II(3例)3.3cm、G-III(2例)3.3cmである。10例の他動的足背屈角度は術後10°に改善。接地パターンでは、術後9例中2例が踵接地、5例が全足底同時接地、2例は前足接地であった。術後の自己評価と客観評価では、満足と答えた8例は両評価がほぼ一致していた。やや満足の1例は、ア腱延長、TP移行にTAの2cm延長を併用し、やや垂れ足となった者。かえって悪くなった1例は痴呆例で手術適応に問題があった。

本評価基準による術後の成績はG-Iが最もよく術前評価の予測と一致していた。G-IIIも比較的良好に一致していたが2例ともやや延長不足で、G-IIIは3.8cm以上延長してもよいと思われる。G-IIは3例ともやや過延長でG-IIは2.5~3cmが適当と思われる。今後さらに症例を蓄積し、評価法の精度を高めてゆきたい。

質問 東京医歯大 森田 定雄：アキレス腱の延長量については、passiveな背屈が5~10度、膝伸展位で可能となる程度と我々は目安をつけ手術を行っている。今回の演者の検討の中で、passive ROM以外に特に重要と考えられたパラメータは何であったか。

答 花田 実：今回の評価モデルの中でア腱延長の程度を決定する際の予測として一番指標になると思われたものは、工学的歩行分析による遊脚期の足背屈パターンと自動的背屈角度のように思いました。

質問 弘前大 松本 茂男：足関節の背屈角度は、麻酔下、無麻酔下ではどの程度変化があるか。

答 花田 実：術者でないので、麻酔前後の足背屈角度の違いについては分かりません。

## 17. 歩行計測に現れる股関節障害の代償運動

神奈川県総合リハセンターリハ医学科

大橋 正洋 山本 勝

同 整形外科

村瀬 鎮雄 谷 吉彦 梶原 敏英

藤井 正和

同 リハ工学科 江原 義弘

神奈川リハビリテーションセンターでは、昭和53年から現在までの7年間に、外科的治療を必要とした股関節疾患の130例(男性11名、女性119名、年齢4~79歳、平均42.4歳)に対して、延べ276回、最長観察期間3年7カ月に及ぶ歩行計測を行った。

使用したのは、床反力計測システム(歩行立脚期に作用する前後・左右・垂直各方向の力の大きさと合成したベクトル量)、三次元関節角度計測システム(股・膝足関節の運動角度)、フットスイッチ計測システム(歩行周期、立脚・遊脚時間等)である。

歩行計測の結果得られたデータを解釈する試みとして、今回は骨セメントを使用しないセルフロック人工股関節置換術(慈大式)前後および股関節固定術後の患者を選び、股関節機能障害に対してどのような代償運動があるかに着目した。

その結果、①下肢長差に対して、健側膝関節の屈曲の増大と足関節の背屈の増大、②患側股関節の伸展制限に対して、患側膝関節の立脚期における膝屈曲の増大、③骨盤水平面の回旋減少に対して、健側股関節の屈曲域の増大、④患側の支持性の低下に対して、患側立脚時間の減少、⑤患側股関節への負荷を避けるために、股関節へのモーメントの減少とその代わりに膝関節へのモーメントの増大等の代償運動が観察できた。

質問 秋田大 鈴木 堅二：股関節障害の歩行分析で代償運動を検討する場合は、患肢の各関節運動や健肢の代償運動ばかりでなく、腰椎や骨盤での代償作用も重要と思われるが……。

## 18. 床反力側方分力からみた歩行時の側方制御について

長崎大整形外科

松坂 誠應 藤田 雅章 乗松 敏晴

茅野 丈二 鈴木 良平

国療長崎病院リハ科

浜村 明徳 林 拓男 岩永 博隆

【目的】ヒトの歩行は二足歩行であり、円滑な前進運

動を行うと同時に、後方の下肢の側方蹴り出しによる体幹の側方動揺を、前方に踏み出した下肢によって制御する必要がある。本研究の目的は、歩行時の側方制御を行う上で左右どちらの下肢が優位であるかを明らかにすることである。

【対象・方法】 正常成人 39 名を対象とした。被験者の利き手は 28 例が右、11 例が左であった。被験者に、左右 2 個の大型床反力計（アニマ社製）が設置してある歩行路を自由歩行で 15～30 回歩かせた。床反力側方分力の制動期のピーク値（FL1）と駆動期のピーク値（FL2）を計測し、同一ステップの FL1 と FL2、FL2 と次のステップの FL1 の相関関係について検討した。

【結果・考察】 同一ステップでの FL1 と FL2 では全例、正の相関を示した。右利き 28 例中 22 例では左の FL2 と次のステップの右 FL1 で正の相関を示し、右の FL2 と次のステップの左 FL1 では有意の相関がなかった。左利き 11 例中 7 例では逆に右の FL2 と次のステップの左 FL1 で正の相関があり、左の FL2 と次のステップの右 FL1 では有意の相関がなかった。以上のことから、歩行時の側方制御は主として右利きでは左下肢で、左利きでは右下肢でなされていると推察した。

質問 労災リハ工学センター 土屋 和夫：側方分力波形の相互干渉はありませんでしょうか。

質問 福島県立リハ飯坂病院 三浦 英男：利き足の考え方は支持性と調節性(?)のいずれを主とすべきか。

答 松坂 誠應：利き足の概念については、Stability と Mobility の二つがあるが、下肢の機能から考えて今回 Stability と定義した。

## 19. 床反力歩行パターンのフーリエ解析による評価の試み(その2)

宮城教育大

小住 兼弘 小野 元久 岩井 昂  
東北労災病院理学診療科 盛合 徳夫

【目的】 床反力計から得られる垂直、前後、左右の各分力パターンは歩行の床反力を忠実に表す。またパターンの形状は個体ごとにまたそのつどの歩行ごとに微妙な差異を生じ、パターンの読みとりから歩行を評価するのは一般に難しい。今回は各分力のデータをフーリエ変換し、床反力の基本パターンを形成するフーリエ係数項と歩行速度によるパターン変化の成分となる係数項を調べた。これらの係数項から床反力パターンの情報の読みとりが可能となれば、歩行の評価の一手段になるものと考えられる。

【対象並びに方法】 対象被験者は 18 歳から 24 歳までの正常成人男女各 9 名である。被験者の歩行速度は Slow, Normal, Fast の三種で、それぞれの速さは被験者の任意とした。床反力計はキスラー社製を使用した。床反力計から得られたデータは高速フーリエ変換 (FFT) を行い 30 項までのフーリエ係数を求め、床反力各分力の基本パターンの形成に關与する係数項について検討を行った。

【結果】 今回の正常成人被験者によるデータから、床反力パターンの基本部分を形成する主たるフーリエ係数項として垂直分力は第 1, 第 2, 第 3 項の Cos 成分、前後分力は第 1, 第 2 項の Sin 成分、左右分力は第 1, 第 2 項の Cos 成分が、また歩行速度によるパターン変化の成分となる主たる係数項として垂直分力は第 1 項の Sin, Cos 成分、前後分力は第 1, 第 2 項の Sin 成分、左右分力は第 1, 第 2 項の Sin 成分があげられた。しかし左右分力はパターンの開始直後と終了直前に極性が変わるため、パターンの両端部までの曲線は第 5 から 7 項までの係数を加えないと形成が難しい。

## 20. 片脚支持相における床反力解析

秋田大整形外科

菊池 俊彦 鈴木 堅二 水谷 羊一  
荒井三千雄

【目的】 我々は二足歩行の両脚支持相における重心移動の解析を床反力分析によって行ってきた。今回は片脚支持相における重心移動について検討した。

【方法】 健康成人 30 名 (20～30 歳代, 男女各 15 名) を対象として、cadence を 80, 100, 120 歩/分, step length を 45, 55, 65 cm の組み合わせで条件歩行を行い、force plate により床反力を測定した。垂直、前後、側方分力の床反力曲線をマイクロコンピュータでデジタル化し、微分を行った。

【結果】 垂直分力、前後分力において微分値の変動から各々二つの変曲点を求め、 $Z_1, Z_2, X_1, X_2$  とし、初期および後期極大値、極小値を含めた 10 個の特性点について検討を行ったが、これらの位相 (出現順序) には以下に述べるようにほぼ一定の傾向が得られた。

すなわち、はじめに前後分力、垂直分力の初期極大値、 $X_{max}, Z_{max}$  がこの順に出現し、次に  $X_1, Z_1$  となる。続いて垂直分力の極小値  $Z_{min}$  が出現し、前後分力  $O, X_0$  が続く。次に駆動期では、まず垂直分力の変曲点  $Z_2$ 、次いで前後分力の変曲点  $X_2$  が出現し、最後に垂直分力、前後分力の極大点  $Z_{max_2}, X_{max_2}$  が出現し