

る。リハ工学領域においては短時間、操作が簡単、多くの情報の中から必要なものだけを pick up する、直感的に理解し易い等の条件が大切である。〈計測器〉アニメ KK 製大型三次元左右分離床反力計 (250 cm×40 cm ずつ二枚) をマイコン (ソードマークⅢ) で処理する。計測プログラムは演者とアニメ KK との共同著作である。〈計測システム〉1. 連続床反力原波形: 垂直分力 (Z)・前後分力 (X)・内外側分力 (Y) の各々を左右別々に取り出し、経時描出する。また微分して速度も出す。2. 平均化床反力: 各ステップの時間を 100% に正規化した後、各歩ずつの平均化波形を出す。3. 作用中心点軌跡: 第 1 歩目の左右の作用中心点 (COP) の軌跡を描かせ、25 msec ごとに dot を打つ。また速度波も描く。4. 作用力線: 垂直分力 (Z) と前後分力 (X) との合力を上記 COP の 25 msec 間隔に描くことにより、矢状面での作用力線が得られる。内外側分力 (Y) と X との合力線を水平面での作用力線とする。5. リサージュ波形: 各分力の二つずつを組み合わせるリサージュを描く。6. 左右別作用中心点軌跡: 2.5 m 上の足底の作用中心軌跡を左右別々に描く。

質問 東京大リハ 辰巳 春環: 歩行移動距離の測定方法 (Y 軸方向の位置の測定) について、Z ベクトルのモーメントで求めたのか又は Y ベクトルの 2 回積分で行なったものか。

答 伊藤不二夫: 作用中心点軌跡は Z 垂直成分から計算する。

32. 新しい機能を持つ歩行分析装置

埼玉県障害者リハセンター 田中 繁 飯田 勝
恩地 圭典 五味 重春

〈はじめに〉下肢に障害を持つ人のリハビリテーションで主要な目標の 1 つは歩行である。しかし、歩行訓練の過程における評価は、重要なにもかかわらず、一般には主観的に行なわれている。一方客観的評価のために歩行分析システムを使う場合も多くなってきたが、まだ主観的判断に替るものはないようである。筆者らも歩行分析システムを導入したが、これらのシステムは、主観的判断を補い客観性を与えるもので、また訓練にも使用できるものでなければならないと考え、従来のものに改良を加え、新しい機能を付加し構成した。

〈システムの概要〉ハードウェアはフォースプレート、3次元ワイヤレス肢位計測用の VICON、データの実時間表示と視覚フィードバック用のカラーディスプレイと TV 映像装置、聴覚フィードバック用の音・音

声発生装置および、データ処理用ミニコンピュータから構成される。ソフトウェアは、各ハードウェアの信号処理プログラム、および得られたデータと患者の他の情報を有機的に結合し扱うデータベースプログラムから構成される。

システムの基本はカラーディスプレイ等を中心とした映像的考え方である。映像化した歩行パラメータを使い、実時間バイオフィードバック訓練が可能となり、治療現場でも測定データを逐次見ることが出来る。この中には VICON からの動的スティックピクチャー等も含まれ、主観的判断と映像情報との組み合わせによる歩行評価の有用性が期待される。

質問 国療村山病院 永田 雅章: 左右の床反力計を踏み分けて歩行しながら、前方のプロジェクトを見ることは、障害者にとって大変難しいことだと思うが、何か解決方法があるかどうか。

答 田中 繁: 左右踏み分けながら、画面をみてのフィードバック訓練はたしかに難しいとは思われる。しかし、視覚的フィードバックキューである大型プロジェクトと共に、聴覚的キューである音フィードバックを組み合わせることで、かなり負担を軽減できると思われる。また、切断者等は健常者よりもむしろ、踏み分けを自然に行なう場合も多々みられる。なおかつ必要な場合には、左右を分離せずフォースプレートを使うことも可能である。

33. 小児期における歩行の発達 (第 1 報) 一床反力から見た小児歩行の特徴

国療長崎病院整形外科 野口 雅夫 浜村 明徳
長崎大整形外科 松坂 誠応 藤田 雅章
乗松 敏晴 池田 定倫 鈴木 良平

〈目的〉小児は各発達段階に応じた多くの正常感覚運動パターンの積み重ねによって生後 1 年で初歩的な歩行が可能となる。その後も立ち直り反応、平衡反応等の発達に伴って歩行パターンも変化するといわれている。しかし、歩行解析のパラメーターの違いによって、成人歩行への移行時期もさまざまである。本研究の目的は、床反力の観点から、小児歩行パターンの特徴の認識と、成人パターンへの移行時期の推定である。

〈対象並びに方法〉対象は 3 歳から 10 歳までの正常小児 57 名である。歪ゲージ式荷重変換器を用いた 0.8×2.5 m の連続床反力計とマイクロコンピュータを利用した歩行解析システム (アニメ社製) を使用した。約 8 m の歩行路中央に床反力計をセットし、対象に自由歩行さ

せた。得られた床反力3分力をマイクロコンピュータにて処理し、側方分力、前後分力、垂直分力の平均パターンをX-Yプロッタで図示させ、これらを正常成人(30名)と比較検討した。

<結果> 側方分力は、体重比でみると年少程大きかった。前後分力は、年少程、制動期のピークが駆動期のピークより大きく制動期から駆動期への転換が早く起こる。垂直分力では、年少程、制動期のピークが、駆動期のピークより大きい傾向がある。

成人パターンへの移行時期は、前後分力は5歳前後、垂直分力は6歳前後、側方分力は9歳前後であった。

質問 国療村山病院 整形外科 鈴木 三夫：① 小児に踏分け歩行を命ずることによる高次中枢の負担、精神的影響をどのように除去できますでしょうか。② 反復練習すると、一定の歩行パターンに集約して来るでしょうか。それは平常自由歩行と比べて如何でしょうか。

答 野口 雅夫：① 事前に普通の歩行を見ておき、歩行路上で小児がリラックスして歩いた時にデータとしてとる。年少児では、リラックスさせるために、母親や兄弟の助けが必要な時もある。② 2歳までは、ばらつきは大きいですが、3歳以降は、歩行パターンは集約されてくる。

質問 東医歯大リハ 竹内 孝仁：同じ年代でも発達状況は異なる。身長など他のパラメーターでみた場合はどうか。

答 野口 雅夫：今回の発表では、年齢のみで、計測を行なった。各年齢は誕生日前後1カ月である。

追加 松坂 誠応：身長は考慮していないが、体重で標準化している。極端な体型をしている小児は対象としていない。

34. (演題中止)

35. 連続多数歩歩行の床反力解析システム

国療村山病院整形外科

鈴木 三夫 大谷 清 野町昭三郎

同 リハ科

本田 哲三 椿原 彰夫 永田 雅章

慶応義塾大理工学部 山崎 信寿 宇津 喜真

<目的> 小歩床反力計測時の歩行サンプルが、どれほど被検者の平常自由歩行パターンを再現するか、の問題を検討する。

<方法> 長距離床反力計歩行路(全長 10.8m, 幅 1.2m, 10歩~25歩の連続同時計測が可能)の途中に、

仮想小型床反力計のモデル(1歩踏込み位置指定、および左右踏分け中央線指定)を設定し、シミュレーションする。計器は、左右独立3分力と、2方向着力点位置(計10チャンネル)とを取り出す。対象は、正常成人10例、片麻痺患者5例であり、上記制約歩行附近と、その前後の歩行を比較する。

<結果> 1. 上記制約歩行は、正常成人においても、その附近で、自由歩行とは異なるパターンを現わす。2. 正常成人が練習した場合、制約部分の歩行は、自由歩行のパターンに近似してゆくが、なお認むべき差異が残存する。3. 障害者の場合、上記制約歩行部分で、高度の変化を示し、かつ、その所見は試行毎に不安定で、再現性に乏しい。片麻痺患者では、練習による改善(平常歩行への近似)が殆んど認められない。4. 上記より、制約歩行は、(予備試行の後)被検者の平常の自由歩行を再現し得ない。それを可能にするためには、多数歩・連続・無制約歩行の同時計測データを分析することが必要な条件である。

質問 東医歯大リハ 竹内 孝仁：どの程度の差異があれば再現性ありと判定しているのか。

質問 長崎大整形外科 松坂 誠応：① 大型床反力計と一歩型床反力計の波形で、どんなところが異なり、どんなところが同じなのか。② 左右踏分け歩行時の前後分力パターンの相関が0.95とあるが、これが臨床上どのような意味があるか。

答 鈴木 三夫：この相関係数とは、最小二乗誤差であり、波形の重なり(ずれ)の程度から、類似性を表わす量です。この数字では、なま波形を目測して直観的に差異をパターン認識できる程度の大きさです。再現性をどの程度で線引きして判定するかは、今後の検討課題です。

答 椿原 彰夫：仮想モデルでは、前後の波形と異なる。どの因子に変化があるかは今回は分析していない。小型床反力計においても、1回毎に再現性があれば、評価としては用いる事は可能と思われる。但し、平常歩行は繁栄しない。

質問 リハセンター鹿教湯病院 奥村 信二：波形の再現性について臨床的にはそれ程神経質になる必要はなく、むしろ多少のズレをも無視し得る様な歩行解析の手段、パラメーターが重要であると考えます。

答 鈴木 三夫：検査室内は広く、踏板は幅広で、他の床面と同材質、同高位で、被験者に拘束感を与えないので、平常の自由歩行と最も近似的なサンプルが取れます。また、多数歩同時計測の平均値、標準偏差等の代表値に意味があり、より有効なデータであると考えます。