

こと、および②自らの聴覚障害について不明とした例や無記入であった例において不適合が多く見られること、そして、③この傾向は使用中止例よりも不使用例においてより顕著であること、が判明した。

この事実は、①補聴器を最初から試用してみさえしない聴覚障害者が意外に多数存在すること、②自分の聴覚障害について感心の薄い例や知識の乏しい例に補聴器不適合の多いこと、③補聴器を使用しての社会活動の必要性を余り痛感することの多くないであろう中高年女性の例に、やはり不適合が多いこと、を示しているものと思われた。

この結果から、聴覚障害者自身に自分の障害についての基礎的な知識を持たせること、および補聴器装用のモチベーションを持たしめることが、いかに重要なことか窺い知れるように思われた。

質問 大阪府狭山保健所 古森 俊輔：これからまた調査を行うなら、①使用者の満足度、②中途不使用者の理由、の結果を出してほしい。

答 三好 彰：補聴器が野放しの状態で市販されており、フィッティングが十分に行われていない現状は、聴覚障害者自身の間でも批判がない。このアンケートの対象となったのは、手話・口話のほとんど不可能な聴覚障害者達である。

第2日G会場

歩行分析

座長 飯田 勝 (1~5)
月村 泰治 (6~10)
陣内 一保 (11~15)
長尾 竜郎 (16~21)

1. 線型判別関数を用いた歩行分析システム (GAS)

長崎大整形外科

藤田 雅章 乗松 敏晴 松坂 誠應
寺本 司 宮崎 昌利 竹迫 純享
藤井 博昭 鈴木 良平
大村市立病院整形外科 千葉 剛次

当教室での歩行分析システム (GAS) を紹介し、線型判別関数を用いた分析法の有用性について述べる。

【方法】 なるべく多くの情報を得るために、多くのパ

ラメータを周期記録している。主なものは、床反力計、電気角度計、筋電図、フットスイッチなどで記録すると同時に、データ処理ができる。normalization をした mean pattern が得られるし、peak detection ができ、統計処理も可能で、線型判別分析は、その中の一つである。

【結果・考察】 実験靴による歩行分析例を紹介する。教室の基本の研究で、裸足歩行の他に、ヒールの高さを 0, 2, 4, 6, 8 cm とした時の床反力、内側アーチ、MTP 関節、筋電図を周期記録した。被験者は10名で、各計測点を決め、各点での amplitude と duration を input した。group 1 (G_1) と group 2 (G_2) との判別方程式は $F(x) = A_0 + A_1X_1 + A_2X_2 + \dots + A_nX_n$ で示される。 A_0 は判別境界値、 $A_1 \sim A_n$ は各パラメータの重み係数で、もし $F > 0$ ならば G_1 、 $F < 0$ ならば G_2 に近いことになる。この例では、distance 22.7238, error は 0.86% で、 G_1 は10例中10例、 G_2 は10例中9例が判別できることがわかった。

このようにして正常群と病的歩行群とを判別してゆけば、従来我々が speculation で解釈していたことがより定量的な形で裏付けされることになり、臨床応用において最低限の情報でどの程度のことかといえるかを知ることができる。

2. 歩行時の骨盤運動

—ジャイロセンサー式回転角度計による測定

長崎大整形外科

鈴木 良平 松坂 誠應 藤田 雅章
乗松 敏晴
国療長崎病院リハ科 浜村 明德

ジャイロセンサー式回転角度計 (アニマ社製) を用い、歩行中の骨盤の動きを、三次元で記録した。

3個のジャイロセンサーの回転を、それぞれ水平面、前額面、矢状面に合せて、仙骨部にバンドで固定し、大型床反力計 (アニマ社製) の上を歩行させ、それぞれの回転角度と、床反力の垂直分力を同時に測定した。10回のトライアルの後、コンピュータで各々の平均値と標準偏差値をブラウン管上に描かせ、これを直接カメラで撮影した。

正常成人男子5名につき、自由歩行、遅い歩行、速い歩行、大腿歩行を行わせ、さらに3cmの左下肢短縮、両側の有痛性高度変形性股関節症、左膝関節伸展位強直 (患側1.5cm短縮) の各1名の自由歩行も記録した。

正常成人の自由歩行では、左右それぞれ 10° 前後の回旋がみられ、先に我々が行った、スティックピクチャーカメラによる計測値とほぼ等しい値を示した。前額面では遊脚側の骨盤が $5\sim 6^\circ$ 下方に傾き、矢状面の動きは 4° 前後とわずかであった。遅い歩行ではいずれの動きもやや小さくなり、速い歩行ではやや大きくなる傾向があった。大股歩行では水平面での回旋が、自由歩行の2倍近くに増大した。下肢短縮例では前額面で、短縮側離床時の骨盤は反対値へは下がらず、水平面での回旋も少なかった。変股症例では、疼痛のため、すべての方向への動きが少なく、膝強直例では矢状面の動きが大きかった。本測定法は再現性もよく、簡単で、臨床上有用である。

3. 正常歩行における骨盤回転運動の測定

国際武道大 大道 等

歩行中の骨盤回転運動は、① 腰部の前後方向回転：左右大転子の前後位相差 RH (horizontal rotation) と、② 腰部の上下方向回転：左右大転子の上下位相差 RF (frontal rotation) との2変量として記述され得る。本研究は string method に基づく歩行路を試作し、健常者の自由歩行と歩幅と歩数の組合せを同一速度内でも変えた強制歩行の両者における、RH と RF を実測しそれらが歩行速度や歩幅とどのような相関関係にあるかを検討する。

全長 15 m の歩行路の上方 3 m 高に、2個のポテンシオメータとバネを設置した電動ケーブルカーが装置され、これは分速 20~150 m まで可変である。被験者の左右大転子には伸縮しない string が接着されて、これらは滑車を介してケーブルカーのポテンシオメータに連結されているので、各大転子の上下変位 Hr と Hl が電氣的に記録される。ここに左右大転子高 Hr と Hl の差 (Hr-Hl) は上下位相差：RF を与える。

一方、RH は次のように測定する。歩行路のスタート地点に2個のテープレコーダ用磁気録音ヘッドを固定する。被験者は左右大転子に 15 m の磁気テープ2本各々の一端を接着し、テープとヘッドを接触させつつテープを引いて歩行する。その際、50 Hz 程度のスパイク状パルス磁気ヘッドに入力し、歩行終了後にテープに刻印されたパルスを通常のテープレコーダによって再生すると、適当な手段によって各大転子の進行方向速度ならびに変位が 1/50 秒ごとに測定される。左右大転子の進行方向変位 Xr と Xl が得られれば、RH は (Xr-Xl) によって与えられる。

RH と RF の差分演算はアナログ計算器や電算機を

適宜用いた。同一速度でも歩幅が増すと RH, RF ともに増加して、いかなる速度でも歩幅が 40~120 cm 変化すると RH と RF は 5~15 cm 変化した。

4. 連続・多数歩の歩行分析 (第5報)

一歩行の運動計測

国療村山病院整形外科 鈴木 三夫

同 理学診療科 永田 雅章

慶応大理工学部機械工学科

山崎 信寿 六馬 信之 今 聡夫

【目的】 跛行の運動学的定量化を目的として、歩行時の骨盤と体幹との前額面での運動関係を、床反力と同期して計測する。

【方法】 ① 対象：正常対称 5 例、変形性股関節症 12 例、先天股脱未治療例 1 例、慢性関節リウマチ 7 例、大腿骨頭壊死 3 例、脊髄性不全麻痺 3 例、計 31 例、延べ試行 88 回。② 装置：被験者の両腸骨前上棘を結ぶ線上に、LED 発光素子 2 個を離して置く。第 5, 11 胸椎棘突起部に各 1 個の LED 素子を取りつける。以上 4 点の発光子の動きを、被験者の背後に設置する PSD カメラで追跡し、記録する。被験者は、全長 10.8 m の床反力計上を歩行し、床反力を同期して採取する。

【結果】 1) 正常対称に比し、跛行では、骨盤軸、体幹軸の角度変化や偏位は、いずれも大となる。

2) 股関節外転筋跛行では、相対的に上記 2 軸の角度変化の位相が同期の場合 Trendelenburg 跛行となり、位相が半周期ずれる場合、Duchenne 跛行となる。

3) その 2 軸間の相対関係は、Lisage 図で直観的に表現できる。正常歩行では、図の原点付近にプロットが集中するに対し、跛行では、細長い点散布をなす。Trendelenburg 跛行では、点散布の軸が正の相関の向きとなるに対し、Duchenne 跛行では、負の相関の向きとなる。

4) 実例の跛行は、上記の variation として、さまざまな表現型をとる。この方法により、目測では判別しがたい跛行をも、客観的・定量的に表現可能である。

5. 片脚支持相における床反力解析

秋田大整形外科

鈴木 堅二 菊池 俊彦 岡部 和彦

荒井三千雄

秋田労災病院整形外科 水谷 羊一

【目的】 正常成人歩行において、リズムのある安定し