

＜質疑応答＞

Q 田中 繁(帝京大)：①モデル中にダンパの要素を入れているが、具体的にどの部分に入れているのか。②将来的にこのモデルをどのように利用しようとしているのか。

A 島田洋一：将来は人間工学データにより個人のデータを得れば、適切なリハビリプログラムを組めるようにしたい。

Q 小住兼弘(宮城教育大)：杖先ゴムについてモデル計算で将来どのように組み込んでいくのか。

A 島田洋一：杖先端のゴムの要素は大きいと考えられ、今後の大きな課題と思う。

A 島田洋一：筋肉の要素はまだ入れておらず今後の課題である。

5. 正常歩行時における足横アーチの変化

長崎大整形外科

山口 善久 松坂 誠應 寺本 司

藤田 雅章 岩崎 勝郎

聖フランシスコ病院整形外科 鈴木 良平

国療長崎病院 浜村 明德

【目的】 正常足における歩行時の横アーチの動的変化を計測し、その変化に影響を与える因子について検討した。

【方法】 伸張により電気抵抗が変化する電動ゴム(ELCON)を sensor としたアーチ測定器を作製し、歩行時の横アーチの長さの変化を電気的变化として記録した。この測定器を第1～第2および第2～第5中足骨骨頭間に貼付し、それぞれ内側横アーチ(A)、外側横アーチ(B)とした。横アーチの変化と同時に床反力前後、垂直、側方分力および foot switch signal を計測し、それらの関係について比較検討した。対象は24～40歳までの正常男子18名である。

【結果および考察】 内、外側横アーチは踵着床後、伸張され立脚期の25%前後で第1の変曲点(A₁, B₁)をつくり、その後伸張され立脚期50%前後で第2の変曲点(A₀, B₀)をつくり、その後さらに伸張され立脚期75%前後で第3の変曲点(A₂, B₂)をつくった。これらの測点と床反力、foot switch signal の測定点との時間的関係をみると、立脚前期で踵着床より(A₁, B₁)までの時間 [T(A₁), T(B₁)] は T(Z₁) と相

関し、立脚中期でも [T(A₀), T(B₀)] は T(Z₀) と相関し、立脚後期では T(A₂) は T(Z₂), T(Y₂) に、T(B₂) は T(Z₂), T(HO) (踵離床までの時間) と相関がみられた。以上より立脚期全体を通じて、内外側横アーチとも床反力垂直分力つまり荷重に影響され、かつ立脚後期においては内側横アーチは側方分力、外側横アーチは足の接地状況にも影響されていると考えられる。

6. 歩行観察による歩行安定性の評価基準の作成 —片麻痺歩行について—

川崎医大リハ科 塚本 芳久 本多 知行

【目的】 片麻痺患者を対象に歩行観察による歩行安定性の評価基準を作成する。

【対象と方法】 われわれは片麻痺患者の歩行訓練において経験上、①立位と下肢のスイングに要介助、②立位に要介助、③要監視、④独歩の4段階の経過をたどり歩行安定性が改善すると考えている。担当PTの判断に基づき各段階の患者を10名ずつ選び、10mの歩行路における往復の経過をビデオカメラで記録し、編集したビデオ画面から歩行観察を行った。被験者はPT9名であった。評価には24cmの直線を4等分し、各歩行状態を割り当てたアナログスケールを用いた。これは右側ほど歩行安定性がよいと約束してあり、観察者は評価結果をこのスケール上で思うところに自由な大きさの丸印をつけ表現する(丸の大きさは質的および量的な判断の幅を表す)。

【結果】 観察者全員が①と判定した症例が5名あった。大部分の判定が②であった症例が6例、③であった症例が8例あった。全員が①と判定した症例は5例あった。一方、①と②とで評価が分かれた症例が6例、②と③とで評価が分かれた症例が3例、③と④とで評価が分かれた症例が7例あった。

【考察】 2つの歩行状態の間で評価が分かれた症例は、両方の歩行状態の特徴を同じぐらいずつ含んでいたと考えた。そこで歩行安定性の評価基準は当初の4段階に加え、「①～②」、「②～③」、「③～④」という新たな3つのカテゴリーを設定した7段階が適当であると結論した。

＜質疑応答＞

Q 田中 繁(帝京大)：当初のレベル区分に対しメ