

下肢障害者の歩容評価支援システムに関する研究

Study on Quantitative Method to Evaluate The Gait with Extensor Thrust

原 良昭 赤澤康史 中村俊哉 松原裕幸

HARA Yoshiaki, AKAZAWA Yasushi, NAKAMURA Toshiya, MATSUBARA Yukihiro

河合秀彦 東 祐二 相見真吾 大門守雄 小玉千香 長原香織

小寺有里子 (兵庫県立総合リハビリテーションセンター)

KAWAI Hidehiko, AZUMA Yuji, AIMI Shingo, OKADO Morio, KODAMA Chika, NAGAHARA Kaori,

KOTERA Yuriko (Hyogo Rehabilitation Center)

上月強史 (兵庫県立西播磨総合リハビリテーションセンター)

KODUKI Tsuyoshi (Hyogo Prefectural Rehabilitation Center at Nishi-harima)

キーワード：

膝のスナッピング、異常歩行、歩行分析、根拠に基づく医療、根拠に基づく理学療法

Keyword:

Extensor Thrust, Abnormal gait, Gait analysis, Evidence based medicine and Evidence based physical therapy

Abstract:

Extensor thrust (ET) of knee is a one of abnormal gait. This is defined a forceful rapid motion of the knee toward extension. The purpose of this study is to investigate the relation between grade of ET and mean of extension angular velocity of knee to establish quantitative index of ET instead of observational assessment. The mean of angular velocity was calculated from maximum flexion to maximum extension. Seven healthy physical therapists were asked to perform three patterns of gait, normal gait, with weak imitated ET and with strong imitated ET. The angle of knee and movies of sagittal plane were recorded during the walking. Subjective observational assessments of ET from the movies by ten physical therapists were quantified using pair comparison method. Coefficient of correlation between mean extensor angular velocities and quantified assessments was 0.91. By this result, we found the proportional relation observational assessments and the angular velocities. By our result, the mean extension angular ve-

locity should be quantitative index of ET instead of observational assessment.

1 はじめに

正常歩行から逸脱した歩容を示す歩行を異常歩行という。一般的に、異常歩行はその歩容に応じて定性的に分類されている¹⁾。

異常歩行が定性的に分類されていることが示唆するように、臨床現場で行われている歩行分析では、歩行周期や歩行速度といった定量・客観的な指標よりも理学療法士（以下、PT: Physical Therapist）の臨床経験に基づく知見といった定性・主観的な内容によって評価されることが多い^{2, 3)}。臨床経験に基づく知見によって歩行を評価するには、通常、評価者にある程度の臨床経験が必要である。しかし、近年、PTの養成校は急増しており、結果として臨床経験が浅いPTが増加している⁴⁾。

また、臨床経験に基づく知見を指標とした評価は評価者間で評価結果が異なることがある主観的なものであり、科学的根拠とは言い難い。これらの理由から、PTが臨床経験に基づく知見によって評価している内容を定量的・客観的に評価できる指標を作成することが求められている。

異常歩行の1つに「膝のスナッピング」^{5, 6)}、英語では「Extensor thrust (以下、ET)」⁷⁾と呼ばれる歩容がある。ETは文献によって細部が異なるが、立脚期の膝関節の伸展が急な歩容⁸⁾と定性的に定義されている。従って、膝関節の伸展角速度が急であればあるほど、ETの程度も強くなると考えられる

が、膝関節の伸展がどの程度“急激”であればETなのかを示す指針はなくPTが主観に基づきETであるか否か、また、ETの程度を定性的に評価している。

本報告はETに着目し、ETを評価する定量的指標の作成を目標として、膝関節の伸展角速度とPTのETに対する主観的評価との関係を明らかにするために平成21年度から平成22年度までの2年間に渡って行った研究に関するものである。

2 実験内容

2.1 測定内容

本研究では健常者7名およびETが生じている片麻痺者1名（以下、ET歩行者）の歩行時における床反力、身体各部位の三次元座標、矢状面の動画像を測定した。

ET歩行者を対象に測定した歩行は後述する床反力計の踏分のみを条件とした自由歩行である。健常者ではこの自由歩行の測定に加えて、ETを模擬させた歩容での歩行（以下、並ET歩行）、ETが強く生じている歩容を模擬させた歩行（強ET歩行）の3つの異なる歩行を測定した。

ETの歩容を模擬させるために、健常者の被験者にはETの歩容を知っていると答えた理学療法士を採用した（平均年齢 28 ± 3.8 、経験年数 3.7 ± 1.4 ）。

測定は、自由歩行、並ET歩行、強ET歩行の順で行い、各歩行の測定回数は10回である。自由歩行の測定後、すなわち、模擬ET歩行の測定前に、被験者に対してこれから“ET歩行を模擬した歩容”と“ETが強く生じている歩容”の2つの異なるETを模擬した歩行を測定すると説明し、並ET歩行前に“ETが右足に生じた歩容を模擬して下さい”と、強ET歩行前には“並ET歩行時よりも強いETが生じ

た歩容を模擬して下さい”と指示した。このように被験者に対する指示内容は定性的なものであるため、並ET歩行および強ET歩行の定義は各被験者によって異なっている可能性がある。

計測システムの概略を図1に示す。歩行経路は10mの直線であり、中間点には2枚の床反力計（左右幅0.6m、前後幅1.2m、KISTLER社）から構成される場所（左右幅1.2m、前後幅1.2m）がある。左右の足の床反力を個別に計測するために被験者には前述したように2枚の床反力計を踏み分けるように、すなわち、左側の床反力計は左足で、右側の床反力計は右足で踏むように計測前に指示した。また、全ての計測において被験者が床反力計を踏むまでに4歩以上、床反力計を踏んでからも同じく4歩以上歩いていることを確認した。

本研究で測定した身体の部位を表1に示す。各位置は光学式3次元動作解析装置MAC3D（Motion Analysis社）により計測した。静止時における被験者の右方向、前方向、鉛直上方向を、それぞれ、計測空間のX軸、Y軸、Z軸とした。MAC3Dと床反力計は同期しておりサンプリング周波数は100Hzである。

床反力計を通過しているときの矢状面右側の歩容はビデオカメラを用いて30fpsで撮影した。

2.2 解析内容

健常者7名とET歩行者1名については床反力計とMAC3Dの計測結果から立脚期における膝関節の角度を算出し、算出した膝関節の角度から最大屈曲

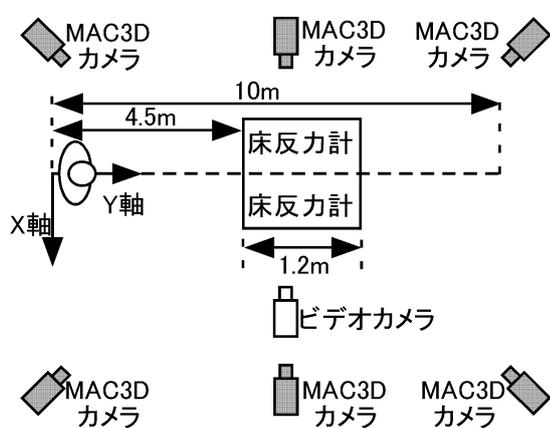


図1 測定環境の概略図
Fig.1 Overhead view of measurement system

表1 マーカの添付位置
Table 1 Position of markers

| マーカ番号 | マーカの添付位置 | |
|-------|----------|-------------------------------|
| 1 | 頭 | 頭頂 |
| 2 | 右肩 | 肩峰中央 |
| 3 | 右股関節 | 右大転子と上前腸骨棘を結んだ直線上で大転子から1/3の位置 |
| 4 | 右膝関節 | 大腿骨外果上顆 |
| 5 | 右足関節 | 右足関節外果 |
| 6 | 右足部 | 第5中足骨骨頭 |
| 7 | 左肩 | 肩峰中央 |
| 8 | 左股関節 | 左大転子と上前腸骨棘を結んだ直線上で大転子から1/3の位置 |
| 9 | 左膝関節 | 大腿骨外果上顆 |
| 10 | 左足関節 | 左足関節外果 |
| 11 | 左足部 | 第5中足骨骨頭 |
| 12 | 仙骨 | 仙骨 |

から最大伸展までの角度の変化量とそれに要した時間（以下、経過時間）および平均伸展角速度を求めた。膝関節の角度は、マーカ番号4、5、6のY軸座標とZ軸座標から算出し、これを用いて経過時間及び平均伸展角速度を算出した。また、平均歩行速度をマーカ番号1のY座標から算出した。

撮影した動画像にはシェッフェの対比較法の1つである中屋変法^{9, 10, 11, 12}（以下、対比較法）を行い、ETに対する数量化されたPTの主観的評価（以下、数量化評価）を求めた。具体的には、評価者の目前に設置したモニタに2つの動画を同時に映し、左側の動画像に対する右側の動画像のETの強さを7段階の順序尺度による評価を求める。これを全ての動画像の組み合わせに対して行い、その結果から各動画像の数量化評価を算出する。前述の手法により求めた数量化評価は値が大きいほど、その動画像におけるETの強さの評価が強いことを示す間隔尺度の値である。なお、被験者7名の並ETおよび強ETの動画像の総数は140であるため、これら全てを用いると9730回の対比較が必要となり、評価者の負担が著しく大きくなる。そのため、対比較は全ての動画像ではなく平均角速度に基づいて選択した8個の動画像に対して行った。具体的には、被験者毎に並ET歩行と強ET歩行から一つずつ無作為に選択した計14個の動画像から平均角速度の差が比較的均等になるように8つの動画を選択し、これらの動画像に対して対比較を行った。対比較を行った評価者はETという異常歩行を知っていると答えた10名のPT（臨床経験年数：4.1±1.2年）である。

数量化評価と平均伸展角速度におけるピアソンの積率相関係数（以下、相関係数）を求め、相関係数の検定を行った。また、角度の変化量は伸展動作の動きの大きさを表す指標として、経過時間は伸展動作が生じていた時間を示す指標として考えられるため、これらの項目と数量化評価の相関係数も求め、相関係数の検定を行った。

計測した3種類の歩行条件で歩容がどのように変化したかを明らかにするために、自由歩行と並ET歩行間および並ET歩行と強ET歩行間で角度の変化量、経過時間および平均伸展角速度について対応のあるt検定を行った。また、ETが生じていた片麻痺者に対しても健常者と同様に平均伸展角速度と平均歩行速度を求めた。

また、各t検定については、その効果量として正規化された平均値差を求めた^{13, 14}。

本研究の有意水準は0.05とし、各検定の有意水準はホルム法により調整された名義的有意水準を用いた^{15, 16}、すなわち、検定の個数は9個であるため、

各検定の有意水準は小さいものから順に0.05/9、0.05/8、…、0.05/3、0.05/1となる。

3 結果

図2に床反力と膝の角度の典型的な測定例を示す。

表2に数量化評価と平均伸展角速度を示す。図3に数量化評価と平均伸展角速度の散布図を示す。数量化評価と平均伸展角速度間の相関係数は0.91と統計的にも有意な強い正の相関を示した。

図4は歩行形態毎の角度の変化量、経過時間および平均伸展角速度の箱ひげ図である。表4に歩行条件毎の角度の変化量、経過時間、平均伸展角速度及び平均歩行速度の平均値と標準偏差を示す。図4と表4が示すように平均伸展角速度の平均値は自由歩行よりも並ET歩行のほうが、並ET歩行よりも強ET歩行のほうが早くなっており、その平均値間には有意な差があった。また、同様にPTの自由歩行よりも実際にETが生じている歩行者のほうが平均伸展角速度の平均値は有意に早かった。

表4に自由歩行と並ET歩行間の角度の変化量、経過時間および平均伸展角速度について行った対応のあるt検定の結果としてp値、名義的有意水準、平均値の差および正規化された平均値を、同様に表5に並ET歩行と強ET歩行に行った対応のあるt検定の結果を、表6に自由歩行と実際のET歩行間について行った対応のないt検定の結果を示す。

平均伸展角速度の平均値は自由歩行で50°/sec、並ET歩行で126°/sec、強ET歩行で166°/secとETの程度を増す毎に明確に速くなっており、自由歩行を基準とすると並ET歩行では2.5倍、強ET歩行では3.3倍になっている。また、分布の重なり具合を示す指標である正規化された平均値差は自由歩行と並ET歩行間で3.2、並ET歩行と強ET歩行間で1.4であった。

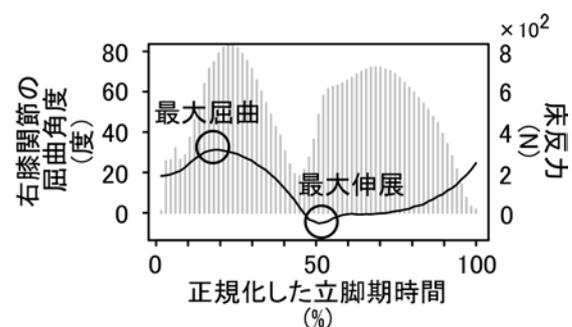


図2 測定結果の例

Fig.2 Typical results of angles of knee and ground reaction force

角度の変化量の平均値も自由歩行で12°、並ET歩行で24°、強ET歩行で29°と自由歩行を基準にすると並ET歩行では2倍、強ET歩行で2.4倍になっておりETの程度が増す毎に増大している。正規化された平均値差は自由歩行と並ET歩行間で2.4、並ET歩行と強ET歩行間で0.9と平均伸展角速度のそれぞれの効果量よりも小さくなっており、平均伸展角速度に比べると分布が重なっていることを示している。

経過時間の平均値は自由歩行で0.25sec、並ET歩行で0.20sec、強ET歩行で0.18secとET歩行の程度が強まるほど減少しており、自由歩行を基準とすると並ET歩行は0.8倍、強ET歩行は0.72倍になってい

表2 各動画画像から得られた各項目
Table 2 each parameter from each video picture

| 動画画像識別名 | 数量化評価 | 角度の変化量 (°) | 経過時間 (sec) | 平均伸展角速度 (°/sec) |
|---------|-------|------------|------------|-----------------|
| A | -1.25 | -30.0 | 0.23 | 130 |
| B | 0.94 | -29.5 | 0.24 | 123 |
| C | 6.50 | -32.9 | 0.21 | 157 |
| D | 11.06 | -28.2 | 0.17 | 166 |
| E | 9.13 | -33.4 | 0.19 | 176 |
| F | -3.69 | -10.3 | 0.10 | 103 |
| G | 5.5 | -29.0 | 0.16 | 181 |
| H | -4.19 | -16.5 | 0.19 | 87 |

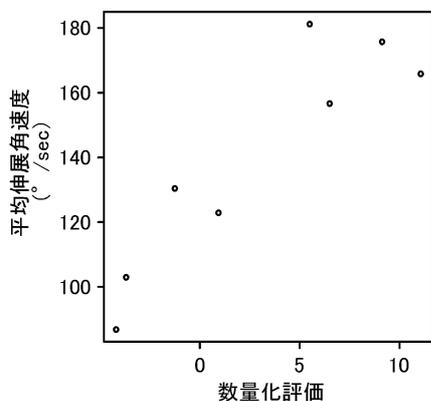


図3 数量化評価と平均伸展角速度の散布図

Fig.3 Scatter plot for quantified observational assessments and averaged angular velocities.

表3 数量化評価と各項目の相関係数

Table 3 Coefficient of correlation of between quantified observational assessments and each parameter

| | 角度の変化量 (°) | 経過時間 (sec) | 平均伸展角速度 (°/sec) |
|---------|----------------------|----------------------|----------------------|
| 相関係数 | 0.71 | 0.09 | 0.91 |
| p値 | 4.4×10^{-2} | 8.3×10^{-1} | 2.0×10^{-3} |
| 名義的有意水準 | 2.5×10^{-2} | 5.0×10^{-2} | 1.7×10^{-2} |

る。正規化された平均値差は自由歩行と並ET歩行間で1.4、並ET歩行と強ET歩行間で0.5と角度の変化量よりも分布が重なっていることがわかる。

平均歩行速度の平均値は自由歩行では1.36m/sec、並ET歩行では1.25m/sec、強ET歩行では1.31m/secとほぼ一定だったといえる。しかし、実際にETが生じていた片麻痺者の平均歩行速度は0.6m/secで自由歩行に比べて約半分であった。

図5に7名のPTの自由歩行と片麻痺者1名の歩行の箱ひげ図を示す。

4 考察

図3および表2に示すように数量化評価と平均伸展角速度には0.91という強い正の相関があり、これは平均伸展角速度が速いときPTが評価しているET

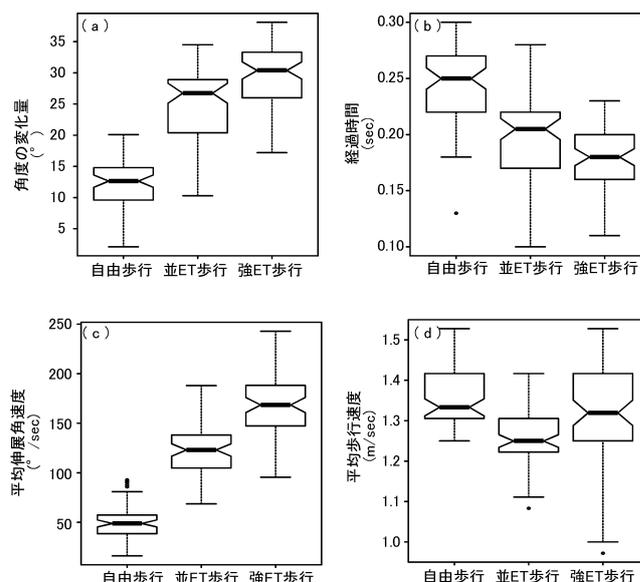


図4 数量化評価と平均伸展角速度の箱ひげ図

Fig.4 Boxplot for each gait

(a) Variation of Angle, (b) elapsed time from maximum flexion to maximum extension, (c) averaged angular velocity of knee, (d) averaged speed

表4 各歩行における各項目の平均値と標準偏差

Table 4 Means and standard deviations of each parameter on each gait

| | 自由歩行 | 並ET歩行 | 強ET歩行 | ET歩行片麻痺者 |
|-----------------|-----------|-----------|-----------|----------|
| 角度の変化量 (°) | 12±4 | 24±6 | 29±5 | 27±3 |
| 経過時間 (sec) | 0.25±0.03 | 0.20±0.04 | 0.18±0.03 | 0.4±0.08 |
| 平均伸展角速度 (°/sec) | 50±18 | 126±28 | 166±31 | 77±17 |
| 平均歩行速度 (m/sec) | 1.4±0.1 | 1.3±0.1 | 1.3±0.2 | 0.6±0.1 |

表5 自由歩行と並ET歩行の t 検定の結果

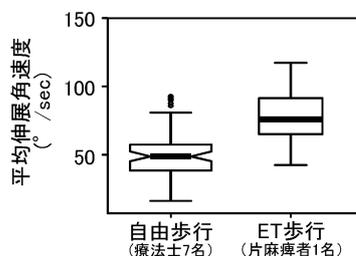
Table 5 Results of t-test between free-gait and gait with imitated extensor thrust

| 自由歩行 並ET歩行 | p値 | 名義的 有意水準 | 平均値差 | 正規化された 平均値差 |
|---------------|--------------------------|----------------------|-----------|----------------|
| 角度の変化量 | 2.2×10^{-16} 以下 | 5.6×10^{-3} | -12° | -2.4 |
| 経過時間 | 4.9×10^{-11} | 1.0×10^{-2} | -0.05sec | -1.4 |
| 平均角速度 | 2.2×10^{-16} 以下 | 7.7×10^{-3} | -75° /sec | -3.2 |

表6 並ET歩行と強ET歩行の t 検定の結果

Table 6 Results of t-test between gait with imitated extensor thrust and gait with strongly imitated extensor thrust

| 並ET歩行 強ET歩行 | p値 | 名義的 有意水準 | 平均値差 | 正規化された 平均値差 |
|----------------|--------------------------|----------------------|-----------|----------------|
| 角度の変化量 | 2.6×10^{-13} | 8.3×10^{-3} | -4.9° | -0.9 |
| 経過時間 | 9.7×10^{-5} | 1.3×10^{-2} | -0.02sec | -0.5 |
| 平均角速度 | 2.2×10^{-16} 以下 | 7.1×10^{-3} | -40° /sec | -1.4 |

図5 自由歩行とET歩行における平均伸展角速度の箱ひげ図
Fig.5 Boxplot for averaged angular velocity on free gait and gait with extensor thrust

の程度も強くなることを示唆している。また、PTが模擬したET歩行とはいえ、図4と表5および表6が示すように同一人物の歩行においてETの程度を強めると平均伸展角速度も速くなっている。図5が示すように、被験者数が少ないが、ETが生じている片麻痺者の平均伸展角速度も自由歩行よりも速い。これらの結果から、実際のET歩行者を対象としてもETの程度が弱くなれば平均伸展角速度も減少することが示唆され、ETの定量的評価指標として平均伸展角速度が有効であると考えられる。

本研究の結果から、ETの有無を判断する閾値として自由歩行における平均伸展角速度の平均である50°/secに標準偏差の18°/secの2倍を加えた値である86°/secが提案できる。提案の根拠は平均伸展角速度の分布が正規分布に従っていると仮定すると平均に標準偏差の2倍を加えた値である86°/secを越える可能性は2.5%程度であることである。しかし、歩行速度に応じて閾値が変化する可能性がある。歩行速度は歩幅の増大やケイデンスの増加により速くなる¹⁷⁾。同一人物において歩幅を固定した場合、歩容に変化がなければケイデンスが増加すれば膝は同じ動作をより短時間で行うため平均伸展角速度は速

くなる。同様に、ケイデンスを固定して、すなわち、一歩行周期に要する時間を固定して歩幅を広げると、歩容に変化がなければ歩幅が広いほど膝関節の角度変化が大きくなるため平均伸展角速度は速くなる。つまり、歩行速度が速くなれば平均伸展角速度も速くなり、遅くなれば平均伸展角速度も遅くなると考えられる。本研究では被験者に対して歩行速度の指示は行っていないため、各被験者は各自が最も歩きやすいと感じている速度で歩行しており、閾値の算出に用いた自由歩行の平均歩行速度は1.36m/secとKuanらが示した片麻痺者の歩行速度である0.29m/secよりも速かった¹⁸⁾。前述したように歩行速度が遅いほど平均伸展角速度が遅くなると仮定すると、片麻痺者の平均伸展角速度の平均は健常者よりも遅いと考えられる。従って、本研究で提案した86°/secを片麻痺者のETの閾値とすると、86°/secはETであるかどうかを厳しく判断する閾値、すなわち、“PTによる観察ではETと評価されない歩容をETと評価する第一種の過誤”よりは“PTがETと評価した歩容に対してETではないと評価してしまう第二種の過誤”になりやすい閾値と考えられる。

平均伸展角速度は角度の変化量を経過時間で除した値であるため、角度の変化量が倍になると平均伸展角速度は倍になり、経過時間が倍になれば平均伸展角速度は半分になる。平均伸展角速度が自由歩行を基準とすると並ET歩行では2.5倍になったのは、角度の変化量の増加により2倍され、経過時間の減少により更に1.25倍された結果である。また、強ET歩行の平均伸展角速度は並ET歩行を基準とすると1.3倍となっており、同様に角度の変化量により1.2倍され、経過時間により1.1倍された結果である。自由歩行から並ET歩行、並ET歩行から強ET歩行にETの程度を強めるに従って平均伸展角速度は増加したが、増加の内訳は常に経過時間の短縮によるものよりも角度の変化量によるものが大きかった。このことや数値化評価と角度の変化量との相関係数が0.71で、経過時間との相関係数が0.09だったことから、ETの程度に対する評価してPTは膝の最大屈曲から最大伸展までの時間ではなく動作の大きさを重視していることが示唆される。また、被験者数が1名かつ歩行速度が異なっているため単純に比較することはできないが、今回、測定した片麻痺者の歩行速度は自由歩行に比べて0.44倍と遅くなっているが、経過時間は1.6倍と長くなっている。従って、経過時間が長くなっていることから膝関節の伸展の速さは自由歩行に比べて遅くなっていると考えられる。一方、角度の変化量は約2倍になっている。これは膝関節の伸展動作の大きさは増加していると考

えられる。これらの事柄は先に述べたように、ETの主観的評価では動きの速さよりも動きの大きさが主な評価軸であることを示唆している。

5 おわりに

本研究では異常歩行の1つであるET歩行を定量的に評価する指標の作成のために、立脚期における膝関節の最大屈曲から最大伸展までの角度の変化量、経過時間、平均伸展角速度およびPTのETに対する評価を数量化した値である数量化評価を求め、平均伸展角速度と数量化評価との間に強い正の相関があることを明らかにした。また、平均伸展角速度が速いとき、ETの程度も強いことを示した。これらの結果から平均伸展角速度を用いてETの程度を定量的に評価できることを示した。

また、健常者の自由歩行の結果から、ET歩行の判断に消極的な閾値として $86^{\circ}/\text{sec}$ を提案した。しかし、2年間の研究ではETが生じている片麻痺者の測定は1名のみしかできなかったため、この閾値の策定にはET歩行者のデータを使用していない。そのため、今後、ET歩行者の測定数を増し、ET歩行者のデータを反映することで閾値の信頼性をあげる必要性がある。

参考文献

- 1) 中村隆一、齋藤宏、長崎浩：基礎運動学 第6版、医歯薬出版株式会社、2005
- 2) 吉村茂和：異常歩行、細田多穂、柳澤健（編）、理学療法ハンドブック第1巻 改訂第3版”、協同医書出版社、593-616、2005
- 3) 星文彦：理学療法における異常歩行分析の考え方、理学療法、26 (1)、79-85、2009
- 4) 社団法人理学療法士協会：「資料・統計」、http://www.japanpt.or.jp/03_jpta/about_jpta/05_index.html [accessed January 5, 2011]
- 5) 玉井敦、高見正利、松山徹、光安郁雄、山田雪雄：脳卒中片麻痺患者の歩容による床反力波形の分類、理学療法学、13 (5)、357-365、1986
- 6) 高見正利：歩行分析、福井國彦（編）：脳卒中 その他の片麻痺 第2版8刷（補訂）、107-133、医歯薬出版株式会社、2002
- 7) J. Perry：GAIT ANALYSIS Normal and Pathological Function、SLACK Incorporated、1992
- 8) 丸山陽一、野田泰宏、中村智也子：脳卒中片麻痺による異常歩行とその分析、理学療法、26 (1)、196-202、2009
- 9) 佐藤信：官能検査入門 第10刷、日科技出版社、88-91、2006
- 10) 佐藤信：統計的官能検査法 第7刷、日科技出版社、231-270、2008
- 11) 長沢伸也、川栄聡史：Excelでできる統計的評価法 第1刷、日科技出版社、161-217、2008
- 12) 君山由良：心理測定の基礎と調査での応用 初版、データ分析研究所、154-195、2009
- 13) J. Cohen：STATISTICAL POWER ANALYSIS for the BEHAVIORAL SCIENCES 2nd edition、Lawrence Erlbaum Associates、1988
- 14) 南風原朝和：心理統計学の基礎初版第9刷、有斐閣アルマ、163-164、2008
- 15) F. Bretz、T. Hothorn and P. Westfall、"Multiple Comparisons Using R"、31-34、CRC Press、2010
- 16) 永田靖、吉田道広：統計的多重比較法の基礎 初版第4刷、81-103、サイエンティスト社、2004
- 17) 甲田宗嗣、鶴見隆正：歩行の年齢的要因、理学療法、26 (1)、55-59、2009
- 18) T. S. Kuan、J. Y. Tsou and F. C. Su：Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane、Arch. Phys. Med. Rehabil.、80 (7)、777-784、1999