

加速度から見た動作特性の評価

日大生産工(院) ○萩原 礼紀 日大・医学 吉田 行弘 龍 順之助

日大生産工 堀江 良典 勝田 基嗣

1. 緒言

リハビリテーション分野においては、理学療法に限らず身体の問題点もしくは改善が必要と思われる部分に対し、個別の機能練習法を組み上げ対処することを主たる治療手段としてきたが、練習方法として最も効率的か否かを検討した報告や、その作用機序について明快な説明をしたものは少ない。リハビリテーション分野の動作観察は、動作を視覚的に運動相により分類する2次元的な解釈をおこなうものが簡便であり中心であった。また重心動揺計や床反力計を用いて立ち上がる動作の測定を行った報告も散見される。しかし一般に我々が身体の動きとして捉えている運動系は、関節、筋群、運動単位、運動ニューロンなどの異なる階層からなっており、それぞれの時間的・空間的活動の結果が動作として観察されている(Turvey1982・Tuller1982)。また映像解析のみや表面筋電計の同期だけでは十分見出せない動作上の特徴も存在する。これらの複層的に絡み合った観測データは時系列データとしての取り扱いが必要であり、解析手法も注意が必要である。これまでの動作加速度研究により、動作上の特性を報告して来たが(萩原2005)、測定精度や、測定データの解析方法に十分な根拠が得られずにいた。しかし高精度の分析方法として、修正型最大エントロピー法(Maximum Entropy Calculation: Memcalc)を使ったスペクトル分析法(Spectru Analysis)が提案された。今回本法を用いて分析したところ、動作加速度の評価として定量化され再現性のある結果を得ることが出来た。この結果をもとに動作の改善方法について検討をおこなった。特定動作の改善を試みる場合は、その動作の理想的なパラメータを見つけ、できるだけ忠実に練習を繰り返すことになるが、現実的には人を取り巻く実際の身体・動作環境は常に変動しており、反復学習のみで対応できるということは考えにくい。立ち上がる場合は、支持基底面内において身体重心を上方に移動させることが必要条件となる。その際に膨大に存在する重心中心の通過軌道や、その軌道を生成する動作方法も、通常は自分が認知する環境条件において最も適した運動方略を選択する。それは重心を移動させる距離において最短で、労力は最小である(Schmidt1994)。従って日常動作にはある動作パターンが認められ、理想パラメータを類推できる可能性がある。本研究の目的は、課題動作における動作加速度の解析結果から特徴を抽出し動作分析をおこない、運動学習を生じさせる場合に効率的な方法を検討することにある。

2. 研究方法

2-1 方法

実験は3次元加速度計を使用し、課題とした「椅子

からの立ち上がり動作」を遂行している際の身体の加速度を測定した。加速度測定は心拍同時記録3次元加速度計(Activtrac AC301:ACT, GMS社)を腰部(Jacoby line)中央に付属のベルトできつく固定し実施した。課題を5回実施し平均値を採用した。測定肢位は、被験者が股関節屈曲90°にて両足底が接地するように、個別に座面高を調整した4脚椅子に座らせ、歩幅および足角は肩幅を超えない範囲で被験者の置きやすい位置とした。両上肢は立ち上がりの際に使用しないように教示し、自然に体側に下垂させた。

2-2 対象

本研究の開始にあたり実施者には本研究の意義と目的、方法、予想される利益と不利益などについて十分な説明を行い書面にて同意を得た身体機能、健康状態に問題がないと判断された34名。男性21名、女性13名。平均年齢24.6±5.3歳、平均身長167.4±11.2cm、平均体重59.7±11.9kgであった。

2-3 計測機器及び使用機材

使用機材はACT、および座面高調整機能付4脚椅子(4脚椅子:本学の機械工学科が製作)とした。ACTは体動の重力加速度を連続して測定するものである。圧電効果を利用した加速度センサーが前後、左右、上下3方向に内蔵されており運動によって生ずる応力を受け、素子がゆがむことによって電圧が発生し加速度として検知する。0.02秒毎の加速度の形で出力可能で分解能は0.002G、測定範囲は0G-2Gである。

2-4 データ処理

加速度は50Hzでサンプリングし、記録されたものをそのままPCに取り込んだ。取り込んだデータを処理プログラムにて処理し、Microsoft Excelを用いてグラフ化した。X軸を時間、Y軸を加速度として表示した。抽出した3波形を重ね合わせ、課題動作の加速度推移グラフを作成した。得られた観測値を切り出し、時系列データファイルを作成した。観測された加速度時系列をグラフ上で動作中心区間と推定される点から前後4秒間、計8秒間のデータとして切り出し、被験者ごとに5回の平均値の時系列を作成した。平均値のデータを解析するにあたって、変化点を視覚的に捉えるために反転データを作成し比較した。課題動作の加速度波形を考察する際、対比を目的にSchenkman(1990)の起立動作4相分類(表1)を参考に行った。データは先頭レコードにデータ点数、開始時刻、サンプリング間隔などを含む、MemCalcで読める形式として構成した。得られた平均値のデータに対し、そのMENスペクトルとべきスペクトルの傾きを求めた。傾きを求める周波数帯域は0.5から20Hzとした。

Evaluation of the movement characteristic that looked from acceleration

Reiki HAGIWARA, Junnosuke RYU, Yukihiro YOSHIDA,
Yoshinori HORIE and Mototsugu KATSUTA

2-5 統計処理

各項目の統計学的検定には、Wilcoxonの符号付順位和検定を用い、有意水準を5%以下とした。統計解析ソフトはSPSS for windows 10.0Jを用いた。各測定値はmean±standard deviation(以下、mean±SD)で表した。

3. 結果

3-1 積算および合成加速度

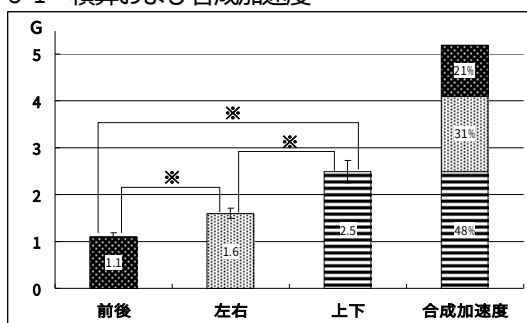


図1 積算加速度の平均値グラフ ※P<0.01
1動作における平均合成加速度は5.2Gで、3軸それぞれの加速度は前後1.14G、左右1.6G、上下2.5Gであった。1動作中の加速度成分は上下方向が単独で総体比48%。前後方向の加速度は総体比21%。左右方向は総体比31%であった。

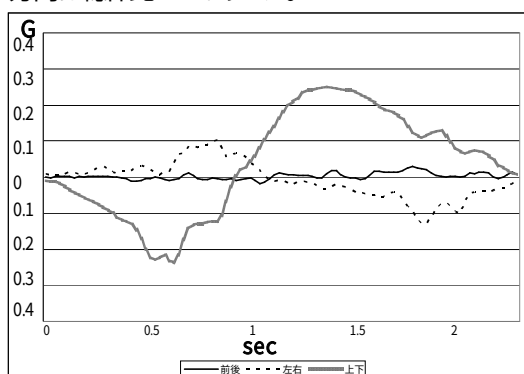


図2 立ち上がり動作加速度推移

図2は立ち上がり動作の34名の平均波形である。測定データをエクセル上で平均し作成した。安静座位の状態から加速度が検出され始めた時点を動作開始とし、その直後から下及び左方向への加速度が観測された。

【測定データ - 立ち上がり動作】

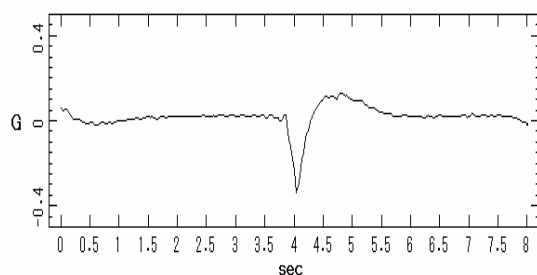


図3 周波数解析のために抽出した立ち上がり動作の上下方向加速度の平均波形

図3は立ち上がり動作における上下方向の平均値

データである。上下加速度波形の特徴は、第一に動作前後の平坦な区間中に、領域を限って出現する変動データである。第二にその変動は、基線(値ゼロ)から下降し、負値の極小値に達したのちに立ち上がり、基線を超えて正值の極大値まで達するピークをもつ。第三に変動は再び基線付近まで減少したのち、正值の極大まで増大し、そして基線までゆるやかに減衰する。この特徴から1周期を含む帯域制限された余弦函数波、または三角パルス波として理解できた(第ゼロ近似として)。

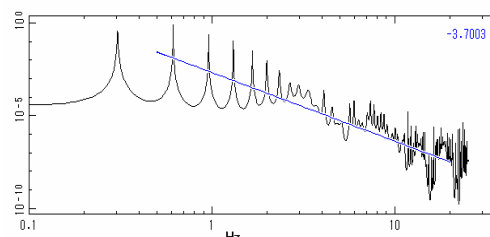


図4 立ち上がり動作上下方向のパワースペクトル

立ち上がり動作の5回の平均値データの、前後計4秒間についてパワースペクトルを計算した。スペクトルの形状はべきスペクトルを示した。また0.5～20Hzの周波数帯でその傾きを求めた。その結果、べきスペクトルと理解され傾きは-3.7であった。

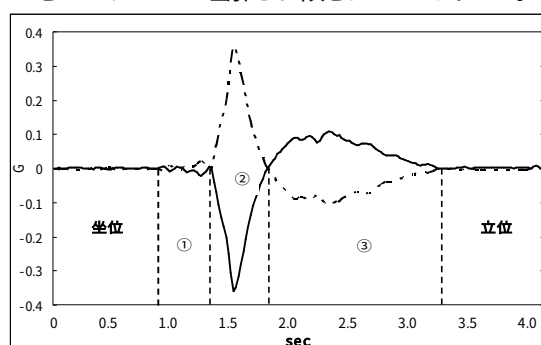


図5 立ち上がり動作の反転比較

立ち上がり動作5回の平均値の推移データから求めた、動作直前と直後の加速度平均値(0.02219G)を差し引いて新たな時系列データを作成した。各区分を計算し、スペクトルの変異点から3つの過程に分類した。0.9秒以前の状態は、加速度がほぼゼロ値で安定しており安静座位区間とした。0.9～1.36秒までの0.44秒間を過程1とした。1.36～1.82秒までの0.46秒の区間を過程2とした。1.82～3.22秒までの1.40秒の区間を過程3とした。3.22秒以降の安定した状態を立位完成区間とした。

4. 考察

4-1 積算加速度

課題動作の1動作における平均合成加速度は5.2Gであった。これを測定されたそれぞれ3軸の加速度として表1に示した。結果は上下方向が単独で総体比48%と約半分を占めており、動作構成にもっとも影響を与えるものであることが示された。一方前後方向の加速度は検出量が最も少なく、その比率から従来考えられてきたほどの動作における重要

度は考えにくい結果となった。左右方向は総体比31%で上下方向について大きなウェイトを占めていた。動作開始直後から左へ移動し(図4)、上方向の加速度がピークを過ぎ、立位が完成に近づきつつある時期に右方向へ移動していた。これは一側優位性(Porac1980)の反応と考えられ、体重心を上方へ移動させるのに重要な意味を持つと考えられた。瞬間に一気に力を開放するような動作をする場合に、両側ではなくどちらか一方への発揮を集中させることを示し、立ち上がる動作が瞬間的な動作であることを示していると推察された。またこの反応は、同時に両側性機能低下

(bilateral deficit) に対処するための運動方略の結果であるとも考えられた。両側性機能低下とは、最大の能力を発揮しようとしているにもかかわらず、それぞれの腕や足が一側を単独で動かした時と比較して能力が低下してしまうことを言う。(Di Stefano1980・Jeeves1969,1970)。またこれに関与していると考えられているメカニズムは3つあるとされている。それは「注意の分散」、「相反神経抑制」、「大脳半球間抑制」である。課題動作は通常は無意識的に行われており、この3つのメカニズムに該当しない運動方略を選択していると考えられる。後述する動作時間からも瞬間的な動作であり、結果のような反応となったと考えられる。

4-2 周波数領域解析

スペクトルの傾きの数値は、観測された時系列データが示すゆらぎが何等かの構造を有していることを示すものである。したがって数値は系の違いを示すものという認識で捉える必要があり、数値の直接比較のみで現象を表現することは難しい。一般的に生体現象は非線形系であるために測定されたデータは様々な波の重畳であり、ゆらぎを包含している可能性があると考えられている。ゆらぎの構造がどのようなものであるかは、スペクトルの傾きがべき特性であるのか、指数特性であるかによる。通常生体から得られる時系列データには、指数特性が認められるものが多い。しかし本データではべき特性を示した(図6)。観測されたデータの特徴は(図5)第1に平坦な区間中に領域を限って出現する点と、第2にそれぞれが1周期を含む帯域制限された余弦波関数波、または三角パルス波として理解できる(第ゼロ近似として)点である。観測された課題動作データのスペクトルの傾きは-3.7であった(図6)。観測された二つの特徴をもつデータとして「振幅が方形波で変調された余弦波」「三角波パルス」があり、このデータのべきスペクトルの傾き(理論値)は-4.0である。計算された課題動作のべきスペクトル-3.7はこの理論値に極めて近い値である。この特徴的な波形である「帯域制限された余弦波関数波」とは、時系列上に突然現れる波形の特徴といっても過言ではない。指数特性ではなく、べき特性を示したことからも機械的な動作特性を包含する特徴があると推察された。動作には人それぞれのパターンが存在し、また身体条件・環境によって変化するため測定条件を統一しないと比較は難しい。また時系列データ

に対する妥当な統計処理法が確立されていないため、現時点において平均化された数値による表現は困難だが、特徴的なものが観測された。それが上下方向の加速度波形に見られる帯域制限された余弦波関数波である。したがって、通常の立ち上がりパターンであればこの余弦波関数波が出現すると推察された。

4-3 動作過程の周波数解析

表3は各状態のべきスペクトルの傾きを一覧したものである。座位と立位では、そのべきスペクトルの傾きはともに-2.8であり、垂直方向の加速度変動という点からはこの2つの状態は区別されない。立ち上がる際の静止状態(座位)から最大速度に至る過程2のべきスペクトルの傾きは-4.2であった。他方、最大速度から静止状態(立位)に至る過程3のそれは-3.7であり、両者はほぼ等しいと見做すことができる。立ち上がり動作の準備段階である過程1は、以上のいずれとも異なるスペクトルの傾き(-2.2)をもつ。これは動作開始前の予備緊張(Pre activity)と考えられる。課題動作のデータは、予備緊張前と立位完成後の区間を除くと、3つの系の違いとして解析された(表3)。したがって椅子から立ち上がる動作は、これまで考えられてきたような段階的推移を経る動作ではなく、瞬時に動作成立要因の大勢を発生する動作であることが示唆された。

4-4 時間領域解析

図7および表3より、立ち上がる動作が3つの過程から成立していることを見做すことができる。その過程は動作直前の予備緊張区間(過程1)と、体重心の移動を反動として利用するために重心を一気に下げ、必要な加速度に達した後に、その反力を利用して立ち上がり(過程2)加速度を収束させながら落ち着く(過程3)というものである。立ち上がる動作の運動相分析には、kelley(1976)のon-off/switchによる2相区分と、Nuzik(1986)のVTRを用いた2相区分、millington(1992)のVTRIによる3相区分などがある。視覚的な分類は理解しやすいが、分析の際に主観が介入しやすい。これを排除するため本研究では、視覚に依存しない数値を基準とするパワースペクトル計算後の系の違いを以って分類した。しかしこの数値は現時点において共通言語となりにくいために本稿ではShenkman(1990)の4相分類(表3)と比較した。安静座位区間の加速度はほぼゼロ値で安定している。0.9~1.36秒までの0.44秒間である過程1については4相分類では表現されていない。この区間では(上下方向に)振動する加速度が見いだされ時間の経過とともにその振幅が大きくなる。運動相分類の第1相(flexion momentum phase)から第3相(extention phase)までは過程2の区間に相当し、1.36~1.82秒までの0.46秒間である。この間の加速度はゼロから直線状に急激に減少し極小値を示したあと、今度は直線状に急激にゼロ付近まで(負値で)増大している。これはこの間の過程にブレや動揺といった他の要因が観測されていないことを示し、動作の途中で筋出力の補正や段階的な放出が行われて

いないと考えられる。したがってパワースペクトル上では分類する必要の無い一連の動作であることを示していると考えられる。過程3の区間は第3相から4相 (stabilization phase) に至るまでの1.82~3.22秒までの1.40秒間である。この間加速度はゼロ付近から正の極大に達し、その後ゆるやかにゼロ付近に収束する。移動速度に引き直せば、最大速度で上昇していた測定部位に減速がかかり、速度ゼロ(立位の完成)に至る過程である。第4相とされる立位完成区間は3.22秒以降の状態である。Brain(1998)は健康者の立ち上がりにかかる時間を約1.8秒であるとしているが、本研究での結果より22%程度短いことになる。立ち上がる動作の構成記述に洋の東西の差がほとんど見当たらないことから、さらに瞬間的な動作として観測されていると考えられる。したがって椅子から立つという日常動作は、従来考えられていた分節的な動作ではなく、過程2の区間で動作の大半を終了する平均2.30秒±0.24秒間にわたる3つの過程から成立している動作(表4)であると考察された。

4-5 立ち上がりの特徴と改善方法の提案

人は絶えず随意運動の遂行に先行して何らかの準備状態(予備緊張)を作っており(図子1995)、また運動においてあらかじめ筋の伸張が予測される場合は、フィードフォワードの制御が働いている。観測データからは予備緊張と判断される系(過程1)が見出された。これは最も効率良く動作できるように筋の内部出力の調整と、直列弾性要素(Series elastic component:SEC)(Komi1979)の利用を準備していたと考えられる。本動作の過程2の区間で観測された運動様式は、波形および運動時間とスペクトル特性より瞬間に生じる機械的な動作様式と考えられ、伸張-短縮サイクル運動(Stretch shortening cycle:SSC)(Aura1987・Belli1992・Bosco1979)を利用していると理解された。これは安全に活動的な動作を遂行するにあたって極めて重要なものである。目的動作の運動遂行の運動方略は通常特に作らない限り、その人間の持つ身体能力、環境、経験から最も効率のよい、安全が予測される方略を動員する。椅子から立ち上がるという動作は、過程1・2の存在およびその動作時間が極めて短いことから、筋出力を調整しつつ開放するという動作ではなく、無意識な動作調整によるSSCを利用した筋腱複合体(muscle tendon complex : MTC)(深代1995)を中心とした瞬間動作であると理解された。これらの動作特徴をふまえて改善方法を検討すると、個別の筋力強化による動作遂行能力の保障だけでは十分とは考えづらい。生理機能の低下が認められる高齢者の場合、筋肥大を生じさせることに主眼を置くよりも、SECを利用できるような素早い体の使い方を反復再習得させる必要があると考える。高齢者がself careとして出来る範囲を維持・拡大しなければやがて活動量は低下し、臥床時間の延長から廃用症候への悪循環を生じる。その状態に至った対象に対し十分な医療サービスを提供することは困難である。まず日常生活動作を安定しておこなうように導き、日常活動量の維持に重点を置くべ

きである。最低限の能力として座位保持であり、そこから立位に自力移行できれば排泄動作が自立する。排泄が自立できていれば高次脳機能の低下に歯止めをかけることが可能で、移乗動作・歩行へとつながる。尊厳ある生活を送る上で本課題動作を効率良く改善させることは重要である。本研究の動作加速度のスペクトル波形からみた動作分析の結果から、立ち上がる動作の改善を試みる場合は個別に筋力増強練習を実施するのみではなく、動作速度やタイミングの取り方といった、SSCによる一連のMTC動作であるという捉え方をもって、改善方法を検討する必要があると考察された。

5. 参考文献

- 1) Tuller B, et al: The Bernstein perspective: II. The concept of muscle linkage or coordinative structure, In: JAS Kelso ed, Human Motor Behavior. Erlbaum, 253-270, 1982
- 2) Turvey MT, et al: The Bernstein perspective: I. The problems of degrees of freedom and context-conditioned variability, In: JAS Kelso ed, Human Motor Behavior: An introduction, Erlbaum, 239-252, 1982
- 3) 萩原礼紀: 携帯型加速度測定器による活動強度と動作特性評価. 日本理学療法学会大会 32: Supplement No.2 p413, 2005
- 4) Schmidt, RA: Motor Control and Learning, Human Kinetics, USA, 336-338, 1988
- 5) Schenkman ML, Berger RA, Riley PO, et al: Whole-body movements during rising to standing from sitting. Phys Ther, 70(10): 638-648, 1990
- 6) Porac, C., Coren, S. and Duncan, P: Lifespan age trends in laterality. Journal of Gerontology 35(5): 715-721, 1980
- 7) Di Stefano M, Morelli M, Marzi CA, Berlucchi G: Hemispheric control of unilateral and bilateral movements of proximal and distal parts of the arm as inferred from simple reaction time to lateralized light stimuli in man. Exp Brain Res 38: 197-204, 1980
- 8) Jeeves MA, Dixon NF: Hemisphere differences in response rates to visual stimuli Psychon Sci 20: 249-251, 1970
- 9) Brain RD et al: Functional Human: Movement Measurement and Analysis. Butterworth-Heinemann, London, 78-92, 1998
- 10) 図子浩二, 高松 薫: リバウンドドロップジャンプにおける踏切時間を短縮する要因: 下肢の各関節の仕事と着地に対する予測に着目して. 体育学研究 40: 29-39, 1995
- 11) Komi PV: Neuromuscular performance: Factors influencing force and speed production. Scand J Sports Sci 1: 2-15, 1979
- 12) Aura O, and PV Komi: Coupling time in stretch-shortening cycle. Influence on mechanical efficiency and elastic characteristics of leg extensor muscle. Biomechanics, X-A: 507-511, 1987
- 13) 深代千之: 体育の科学53(8): 587-593, 2003