

2022 年度

博士学位論文

下肢の振り子試験と独立成分分析に基づく痙縮膝関節の

モデル化解析

Model-based Analysis of Knee Joint Spasticity Based on
Pendulum Testing of the Lower Extremities and
Independent Component Analysis

中部大学大学院

生命健康科学研究科

富永 敬三

目 次

	ページ
論文要旨	4
第 1 章 諸言	
1.1 背景	6
1.2 筋緊張の定義	7
1.3 臨床における筋緊張の評価法とその問題点	8
1.4 研究分野における筋緊張の評価法 – 電気生理学的計測法 –	10
1.5 研究分野における筋緊張の評価法 – 運動学的、その他の計測法 –	11
1.6 研究分野における筋緊張の評価法 – 生体力学的計測法 –	12
1.7 生体力学的計測法の問題点	14
1.8 研究の概念	16
1.9 研究の目的	18
第 2 章 方法	
2.1 対象者	19
2.2 計測方法	21
2.3 統計解析	23
第 3 章 独立成分分析と線形振り子モデル	
3.1 独立成分分析の適用	24
3.2 線形振り子運動モデルの適用	26
3.3 モデル化解析法	28
3.3.1 一次処理	30
3.3.2 振り子運動の物理的特性としての重み付け関数の抽出	31
3.3.3 二次処理	32
第 4 章 結果	35
4.1 カーブフィッティング	36
4.2 粘性と剛性	38
4.3 適合度	40
第 5 章 考察	41

第6章 研究の限界と展望	45
第7章 結語	46
参考文献	47
謝辞	52

論文要旨

中枢神経系の疾患に起因する下肢に麻痺を有する患者を評価することは、適切な治療計画の立案とその効果の判定に不可欠である。これまでの研究では、膝関節に対して振り子運動を用いることにより、膝関節の物理的特性を評価することが提案されているが、痙縮を有する膝関節の客観的な計測は困難である。また、様々な指標を利用しているため直接的な比較ができない。

本研究では、三つの物理的特性（慣性・粘性・剛性）に基づく新しい振り子運動を推定し、その解析法を開発することを目的とした。脳卒中発症後1ヶ月以上経過し、麻痺側の大腿四頭筋に痙縮を有した32名（男性20名・女性12名、平均年齢 69.5 ± 10.5 歳）と、健康な地域在住者20名（男性10名・女性10名、平均年齢 68.4 ± 6.9 歳）を対象とした。振り子試験では、電子ゴニオメーターのエンドブロックを対象肢の大腿遠位部と下腿近位部の外側に膝関節を挟み込むように貼付し、下腿を膝関節 45° 屈曲位から落下させた後、膝関節の角度を連続的に計測した。独立成分分析により膝関節の初期角度や体幹姿勢の影響による計測誤差のない、純粋な振り子運動データを得た。本研究は独立成分分析を適用し、膝関節の粘性と剛性を線形モデルを表すパラメータとして、適合度を線形モデルからの逸脱を表すパラメータとして定量

化した初めての試みである。振り子試験の計測誤差に配慮しなくてもできる

本方法は、痙縮の定量的かつ画一的な評価に有効であると考えられる。

第 1 章 諸言

1.1 背景

脳血管障害は脳を走行する血管に様々な異常を来す疾患の総称で、原因により脳梗塞・脳出血やくも膜下出血などに分類される¹⁾。令和 3 年（2021 年）人口動態統計月報年計（概数）の概況²⁾によると、55 歳から 84 歳までの死因の第 3 位を占めている。また、令和 2 年（2020 年）患者調査（確定数）³⁾では、患者数においては死因の第 1 位である悪性新生物（腫瘍）よりも多い 112.9 千人と報告されている。死亡率は以前に比べ微弱に減少しているものの有病率に変化はみられず³⁾、進む高齢化に伴って脳血管障害の罹患者数はむしろ年々増加することが予想される¹⁾。このような状況の中で理学療法の対象となる疾患としては脳血管障害が最も多い⁴⁾。脳血管障害に特徴的な神経兆候として運動麻痺や運動失調が挙げられるが、麻痺側の筋にみられる筋緊張の異常も多くみられ、能力障害・社会的不利を招く大きな原因となる。

1.2 筋緊張の定義

筋緊張とは安静状態にある筋の緊張状態であると定義される⁵⁾。筋緊張の異常は亢進と低下に分類され、筋緊張の亢進はさらに痙縮と固縮（強剛）に分類される。痙縮とは脳血管障害・頭部外傷や脊髄損傷などの中枢神経疾患に生じる、いわゆる上位運動ニューロン障害（錐体路徴候）の1つである⁵⁾。

痙縮は1980年にLanceにより定義されており⁶⁾、筋に対する相動性伸張反射の病的亢進状態として、反応の速度が他動的伸張速度に比例する⁷⁾。痙縮が高度になるとクローヌスや折りたたみナイフ現象を示す⁸⁾。

1.3 臨床における筋緊張の評価法とその問題点

筋緊張の異常に対する具体的な検査としては、静止時の筋緊張検査・他動運動時の筋緊張検査・動作時の筋緊張検査・深部腱反射による検査が挙げられる⁹⁾。静止時の筋緊張検査は、背臥位・座位・立位などの姿勢を保持させた状態で筋の状態を視診・触診する。他動運動時の筋緊張検査は、アシュワース・スケール変法（Modified Ashworth Scale¹⁰⁾、表 1）のように筋を他動的に伸張させ、その抵抗感から筋の状態を評価する。動作時の筋緊張検査は、患者に対して歩行など動的な場面を設定し、筋の状態を視診・触診する。深部腱反射による検査は、下肢であれば膝蓋腱や踵骨腱に対して打鍵器で伸張刺激を加え、対象となる筋の反応を視診・触診する。これらの臨床における検査はすべて定性的な評価であり、その再現性に関して主観や技術の熟練などの要素が評価に影響を与えると報告されている^{11),12)}。中枢神経系の疾患に起因する下肢に痙縮を有する患者の膝関節の特性を把握することは、適切な治療計画を立て、その効果を検証するために不可欠である^{13), 14), 15)}。よって、この筋緊張の異常、特に痙縮を対象にして定量的に評価する方法はこれまでにも複数の報告がある。

表1 アシュワース・スケール変法

グレード	内容
0	筋緊張の亢進なし
1	筋緊張の亢進は軽度で、 関節を屈曲あるいは伸展したときに感じる引っかかりがその後に消失するか、 または関節可動域の最終域にわずかな抵抗感を感じる
1+	筋緊張の亢進は軽度で、 関節可動域の1/2以下の範囲で引っかかりを感じてその後にわずかな抵抗感が持続する
2	関節可動域の大部分において筋緊張が著しく亢進するが、 患部はまだ容易に動かすことができる
3	筋緊張の亢進は著明で、患部の他動運動が困難である。
4	患部が屈曲または伸展で硬直する

1.4 研究分野における筋緊張の評価法 - 電気生理学的計測法 -

電気生理学的な面から痙縮を解明する研究には、膝蓋腱反射を利用した大腿四頭筋の T 波^{16),17)}の計測や、誘発筋電図により脊髓レベルにおける伸張反射の興奮性をみる H 波や脊髓前角細胞の興奮性をみる F 波の計測¹⁸⁾、痙縮を有する筋の体表面上に生じる細かい震えをマイクロバイブレーションとして計測するなど¹⁹⁾、多くの例が挙げられる。神経の興奮は電位として計測できるため、これらの研究は痙縮を有する対象者の神経の電気信号の特徴を捉えたものである。しかし、痙縮の要因は神経の病変以外にも様々に考えられるにも関わらず、神経系のみに着目したこれらの研究は身体に起こる実際の関節運動としての現象をみていない。神経の病変による筋への刺激が同程度であっても、体肢の質量や関節の回転慣性モーメント、関節の運動抵抗などの物理的な要因が違うのであれば出現する関節運動は違ってくるはずである。つまり、電気生理学的な面から分析するだけでは物理的な要因が痙縮に対しどのような影響を及ぼしているのかを解明することはできない。

1.5 研究分野における筋緊張の評価法 - 運動学的、その他の計測法 -

一方、関節運動時における筋の物理的な性質に着目し、筋を他動的に伸張させた時に生じる筋抵抗力の数値を計測した研究²⁰⁾が存在する。しかし、関節を他動的に動作させたり、その動作の再現性を保証する動的な計測法には比較的大きな動力が必要である。よって、このような計測システムは大規模にならざるを得ないため計測環境が限られ、痙縮の日常的なモニタリングには適さないと報告されている^{15),18)}。

その他、近年の評価法として、超音波で非侵襲的に組織弾性を画像化するエラストグラフィーや筋硬度計を使用した研究など多岐にわたる¹⁵⁾。

1.6 研究分野における筋緊張の評価法 - 生体力学的計測法 -

ダイナモメータを備えた筋力測定装置などの生体力学的な計測法¹⁵⁾のうち、Lanaらは、比較的簡易に実施できる方法として膝関節を対象に振り子試験^{21),22)}を採用し、痙縮を定量的に評価することを試みた²³⁾。振り子試験は、下腿を膝関節伸展位から自由落下させ、膝関節運動が収束していく状態を角度の時系列として計測するものである。同時に筋電計にて大腿直筋と大腿二頭筋からの筋電信号を記録し、運動に対する筋力の影響を検討する。必要な装置がゴニオメータと筋電計であることから計測環境の制約を受けずに実施できる。振り子試験には三つの特徴がある。一つ目の特徴として挙げられるのが、重力場中の膝関節のある面内の振り子運動（自由度1の運動）が、振れ幅が小さい時には線形の常微分方程式で近似的に表現できることである。この近似は運動に膝関節の回転力を生み出す筋力が関与した場合でも成立し、運動をよく表現する。また二つ目の特徴として、振り子試験の最中に関節抵抗の異常や伸張反射が発生した場合は、振り子運動における関節角度や関節角速度などの関数として発生することが知られており、これらが発生した場合には先ほど述べた運動の線形性は失われることである。そして三つ目の特徴として、線形の常微分方程式の解は調和関数で構成されるので、関節抵抗

の異常や伸張反射が発生した場合には調和関数では表現できず、よって調和関数では表わせない運動の成分が発生することである。

1.7 生体力学的計測法の問題点

Lana ら²³⁾の研究では、異常を含む膝関節の振り子運動を振り子試験の三つの特徴には配慮せず、振り子運動の特徴を表す七つの個別指標を6名の健常者からの偏差として一つの指標にまとめることで痙縮の評価を行った。この指標を用いてアシュワース・スケール変法の値で2から3までを示す9名の脊髄損傷患者に対し、3名には機能的電気刺激を使用した理学療法を行い、他の6名には従来の理学療法を行い、健常者との痙縮の評価に違いがみられたことを示した。しかし、振り子試験における患者の応答の特徴を健常者の平均的な応答からの偏差として捉えているために健常者の応答の多様性を無視している。また振り子運動に含まれる、運動速度に比例する抵抗力としての粘性やバネのように変位に比例する力としての剛性の評価を行っていないために、痙縮により生じた物理的特性の変化を調べることができていない。

このように定量的評価を目的とした振り子試験を行うためにさまざまな計測装置が使用されてきた。しかし、これまでの研究では、下肢を重力場に投げ出して振り子運動を開始する際に、膝関節の初期角度や体幹姿勢の影響を排除できず、計測誤差が生じるなどいくつかの課題があった^{24),25)}。

膝関節に作用する外部トルクの影響を排除するために、計測中の筋力の発

生を抑制するよう患者に対して指示する。しかし、不随意性の筋収縮があったかどうかをチェックしなければならず筋電計を併用するが、この筋電計による計測は関節角度を計測する電子ゴニオメータと同期させる必要があり、正確な計測が困難である^{24),25)}。また、筋電計測は体表面に電極を貼付する必要があり、貼付部位の再現性が計測結果に影響することが知られている¹⁵⁾。そして、電子計測器を使用すると必ずノイズが発生するため、計測した角度から角速度を計算する際に混入したノイズが増幅され、計測結果に影響を及ぼす¹⁵⁾。

1.8 研究の概念

我々は Lana らと同様に痙縮がみられる患者の膝関節の運動特性を振り子運動の中で計測し、振り子運動に影響を及ぼす下腿の質量や膝関節の回転慣性モーメント、関節の運動抵抗などを含んだ運動特性を観察した。本研究では振り子試験の三つの特徴に配慮した。正常な膝関節において振り子運動は線形の常微分方程式により表現できる。また、関節抵抗の増加や伸張反射の亢進した膝関節による異常な振り子運動では運動の線形性が失われる。これらのことから膝関節の振り子運動に異常がみられた場合、線形な物理的特性値で表わすことができる正常な膝関節の振り子運動から差が生じることになる。すなわち、異常な振り子運動を線形な運動成分と線形ではない運動成分との二つの成分で重ね合わされたものとして捉える。そして、これらの成分を分離することにより振り子運動を決定づけている要素と線形ではない異常な運動成分の大きさとの両方を評価することができる。よって、線形な振り子の運動成分からは、下腿の回転慣性や関節の受動抵抗に関わる特性という振り子運動を決定づけている物理的特性値を求めることができる。また、線形ではない応答として分離された運動成分の大きさは、痙縮の程度（以下、適合度）を表現すると考えることができる。

本研究では、下肢に痙縮を有する脳卒中罹患者（以下、患者）と健常者に対して、下腿の振り子試験を実施し電子ゴニオメータのデータを得た。計測データから、独立成分分析（Independent Component Analysis、以下、ICA）と振り子運動評価を基盤とした運動モデル（振り子の運動方程式、以下、線形振り子モデル）を用いて、粘性（以下、 D ）と剛性（以下、 K ）と、線形振り子モデルへの適合度（以下、 I ）の三つの指標を推定した。

1.9 研究の目的

臨床における筋緊張の評価法は徒手による定性的評価であり信頼性に問題がある。また、研究分野における筋緊張の評価法は多種多様であり、振り子運動の定量的評価についても複数の研究グループが評価指標を別々に提案しているため^{16),17),18),19),20),21),22)}、使用する定義の違いにより相互比較が難しく、最も適切な指標の特定がさらに複雑になっている。

そこで、 $D \cdot K \cdot I$ の値を推定する新しい評価法、モデル化解析法を用いて痙縮を定量的、かつ画一的に評価するための方法を提案することを目的とした。振り子運動における物理的特性である D と K の二つの指標は、慣性（以下、 J ）と共に一般的な物理学上の概念であるため、この指標を用いた結果を共有することができる。また、今まで提案された振り子応答の個別指標よりも医療従事者や研究者が使用する際にわかりやすく、痙縮を有する膝関節の状態を把握することができる。線形振り子モデルへの適合度である I は、値の大小により痙縮の程度を示す可能性がある。痙縮を有する患者の振り子運動を計測してこれらの解析を進めることができれば、痙縮に関する新たな知見が得られる可能性がある。

第 2 章 方法

2.1 対象者

下肢に痙縮を有する脳卒中罹患者と健常者を募集した。

患者は、脳卒中発症後 1 ヶ月以上経過し、麻痺側の大腿四頭筋に痙縮を有した 32 名（男性 20 名、女性 12 名、平均年齢：69.5 ± 10.5 歳）を対象とした。選択基準は、麻痺側の大腿四頭筋のアシュワース・スケール変法の値が 1・1⁺・2 に基づくものとした²⁶⁾。臨床経験 4 年以上の理学療法士 8 名（平均臨床経験年数：16.5 ± 5.1 年）が評価を行った。脳梗塞は 16 名、脳出血は 16 名であった。麻痺側の膝関節に動作時痛を有する者、端坐位が不可能な者は除外した。計測中に筋力の発生を抑制する指示を理解し実践するため、リハビリテーション専門医が言語障害と判断した患者²⁷⁾、改定長谷川式簡易知能評価スケール²⁸⁾で認知機能障害が疑われる 20 点以下の患者、同様に Mini-Mental State Examination²⁹⁾で 23 点以下の患者も除外した。入院患者が 9 名、外来患者が 3 名、介護老人保健施設の入所者が 20 名であった。下肢麻痺のアシュワース・スケール変法は、値 1 が 21 名、値 1⁺が 5 名、値 2 が 6 名であった。

健常者は、中部大学アクティブアゲインカレッジ、もしくは春日井市高蔵寺

町の体操教室に通う健康な地域住民 20 名（男性 10 名、女性 10 名、平均年齢 68.4 ± 6.9 歳）を対象とした。なお、膝関節に整形外科的な治療を行なっている者や膝関節の関節可動域に制限がある者、既往に脳血管障害が認められた者は除外した。

本研究はヘルシンキ宣言（2013 年 10 月改訂）の倫理原則を遵守し、中部大学倫理審査委員会の承認（承認番号 280059）を得て実施した。計測に使用した施設に対しては該当施設の倫理委員会の承認を得るなど倫理的配慮を施した。また、対象者やその家族へは研究説明書に基づき口頭にて説明を行い、同意書への回答をもって同意を得たこととした。そして、対象者の研究参加の意思の尊重、研究参加の辞退の自由性を保証した。

2.2 計測方法

計測システムは、膝関節の角度を計測するゴニオメータ (Twin Axis Goniometers SG150; Biometrics Ltd., Newport, UK) 、ゴニオメータからのデータを記録するためのデータロガー (PicoLog Recorder C-20 20bit; Pico Technology, St.Neots, UK) 、パーソナルコンピューター (Surface Pro 3; Microsoft, Redmond, WA, USA) で構成した。

計測肢は、患者に対しては麻痺側とし、健常者に対しては無作為に選択された側とした。対象者を背もたれのない椅子に足部が地面に接地しないよう深く座らせ、端坐位にて安静にさせた。ゴニオメータのエンドブロックを膝関節をまたぐように計測肢の大腿遠位部と下腿近位部のそれぞれの外側に医療用テープで貼付した (図 1) 。計測肢の外果と内果を把持し、下腿を膝関節 45°屈曲位から自由落下させ、膝関節の振り子運動が完全に収束し、平衡状態になるまで膝関節の角度を記録した。計測中は計測肢に自発的な筋の収縮をしないように指示をした。記録データのサンプリング間隔は 16.6ms であったが、一部の計測では 10ms の間隔を使用した。どちらのサンプリング間隔でも評価パラメータ D と K の結果に差がないことを確認した。

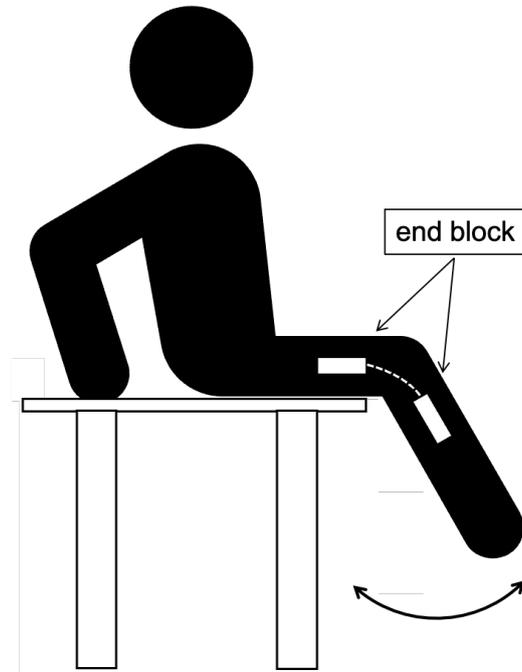


図1 膝関節痙縮患者および健常者を対象とした振り子運動の実験セットアップ

2.3 統計解析

Spearman の順位相関係数は、 D に関する患者群と健常者群との相関を調べるために使用した。また、Pearson の相関係数は、 K に関する患者群と健常者群との相関を調べるために使用した。Ward 法を用いて、全対象者の粘性と K の階層的クラスター分析を行った。各クラスターの D の平均値の比較には、Levene の検定を用いて等分散性を確認し、対応のない一元配置分散分析を用いて分析し、次いで Tukey 法を用いて多重比較を行った。各クラスターの K の平均値の比較には、Levene 検定を用いて不等分散性を確認し、Welch の一元配置分散分析を用いて分析し、その後、Games - Howell 法を用いて多重比較を行った。 I について患者群と健常者群の平均値の差を調べるために、Kolmogorov - Smirnov の正規性の検定と Welch の t 検定を使用した。統計解析には IBM SPSS version 25 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) を使用した。

第 3 章 独立成分分析と線形振り子モデル

3.1 独立成分分析の適用

ICA は複数の信号源は統計的に独立であると前提し、信号源からセンサへの伝達特性が不明な場合に、計測データのみを用いて信号源を評価し、計測データの構造と特徴を抽出することができる統計的方法である³⁰⁾。また、独立に計算された成分の全ての線形一次結合を作成することで、元の運動を再現することができる。この多変量解析法は、信号や発生源の情報が容易に得られない場合や曖昧な場合でも、必要な信号を分離・抽出して計測信号の解析を支援することができる³¹⁾。医療の分野では、磁気共鳴画像や脳磁図など脳内の神経細胞の活動によって発生する局所的な電場・磁場・酸素濃度といった物理的変化を頭部の表面に配置したセンサにより捉え、計測された信号から脳内の活動を再構成する信号処理に利用されている^{31),32)}。膝関節の初期角度や体幹姿勢などの初期条件や膝関節に作用する外部トルクの影響を受けたノイズ信号と共に計測された振り子運動の一次元データでも、ICA の時間的混合により一般的な ICA と同じ構造を作り出し³²⁾、計測誤差を引き起こす運動成分などの独立成分を元の運動に対して分離することが可能である。そこで、ICA を用いてノイズ信号を分離することで、計測誤差の影響を排除

した純粋な振り子運動データを得ることができた。そのため、筋電信号の計測は必ずしも必要ではない。また、角速度に関する指標である D は、計測した角度を微分することなく求めることができるため、混入したノイズが増幅され計測結果に影響を及ぼす懸念に対応することができる。様々な種類の ICA には自然勾配法・InfoMax 法や最尤法などの種類があるが、これらの中から他の方法よりも収束が速い FastICA 法を選択し³³⁾、データの処理には、Helsinki Institute of Technology³⁴⁾が公開している FastICA プログラムを使用し、数値計算言語 MATLAB R2017a (MathWorks, Natick, MA, USA) で動作させた。

3.2 線形振り子運動モデルの適用

下腿の膝関節の振り子運動は、以下の運動方程式で表すことができる。

$$J \frac{d^2\theta}{dt^2} + D \frac{d\theta}{dt} + K\theta = -mgL\sin\theta + \tau \quad (1)$$

ここで、 J は膝関節の回転中心周りの下腿の回転慣性モーメント [$\text{kg}\cdot\text{m}^2$]、 θ は平衡点から計測した膝関節の角度 [rad]、 D は回転角速度に比例する抵抗係数 [Nms/rad]、 K は平衡点から計測した回転角度に比例する抵抗係数 [Nm/rad]、 m は下腿の質量 [kg]、 g は重力加速度 [m/s^2]、 L は膝関節の回転中心から重心までの距離、 τ は膝関節に作用する外力（膝関節を回転させる筋力などによる回転トルク）である。 $\sin\theta$ は小角領域では θ で近似され、 $-mgL \sin\theta$ の項は $K\theta$ の項に組み込むことができる。この場合、式(1)は以下のように書き換えることが可能である。

$$J \frac{d^2\theta}{dt^2} + D \frac{d\theta}{dt} + K\theta = \tau \quad (2)$$

以降はこの振り子運動の近似式を基本式とした。この運動方程式は、振り子

が運動を始める角度（初期角度）、角速度（初期角速度）、運動中に作用する外部トルク（ τ ）に依存した解を持つ。初期条件と τ が明示的に与えられると、この運動方程式の解は以下の重み付け関数（インパルス応答ともいう）と角変位・角速度・外部トルクの初期値 τ で定義される関数との畳み込み積分で表現できる。したがってこの重み付け関数は、初期値と τ の影響を受けない振り子運動の特徴を持っていることになる。

$$w(t) = \frac{A\omega_n}{\sqrt{1-\zeta^2}} e^{-\zeta\omega_n t} \sin \omega_n \sqrt{1-\zeta^2} t \quad (3)$$

パラメータ $\zeta \cdot A \cdot \omega_n$ は振り子運動を特徴づけるもので、それぞれ減衰係数・ゲイン・固有角周波数を表している。

3.3 モデル化解析法

本研究で用いたモデル化解析法は、式 (2) に基づくものである。正常な膝関節では振り子運動は線形の常微分方程式で表すことができるが、膝関節抵抗の増加や伸張反射の亢進による振り子運動の異常では、運動の線形性が失われる。このように、振り子運動が異常な場合、正常な振り子運動から得られる物理的特性値である D と K に差が生じる。すなわち、異常な振り子運動は、線形な運動成分と非線形な運動成分の重なり合いとみなされる。よって、原理的には ICA を用いてこれらの成分を分離することで、正常な振り子運動を決定づけている物理的特性値と非線形な運動成分の大きさとの両方を数値化することが可能となる。選択された独立成分は、遺伝的アルゴリズム (Generic Algorithm、以下、GA)³⁵⁾ を用いて線形振り子モデルへの適合 (Curve Fitting、以下、CF) を行った (図 2)。CF には、数値計算言語 MATLAB R2017a (MathWorks, Natick, MA, USA) で新たに作成したパラメータ探索プログラムを使用した。選択された独立成分は他の成分による制約を受けないが、必ずしも線形応答成分による制約を受けないため、CF の誤差は関節角度と関節角速度に依存する非線形成分の大きさを表している。したがって、 D と K は線形運動成分から、線形振り子モデルへの適合の誤差 I は非線形運

動成分の大きさから決定することができる。 I の定義については、3.3.3 節の

「二次処理」にて説明する。

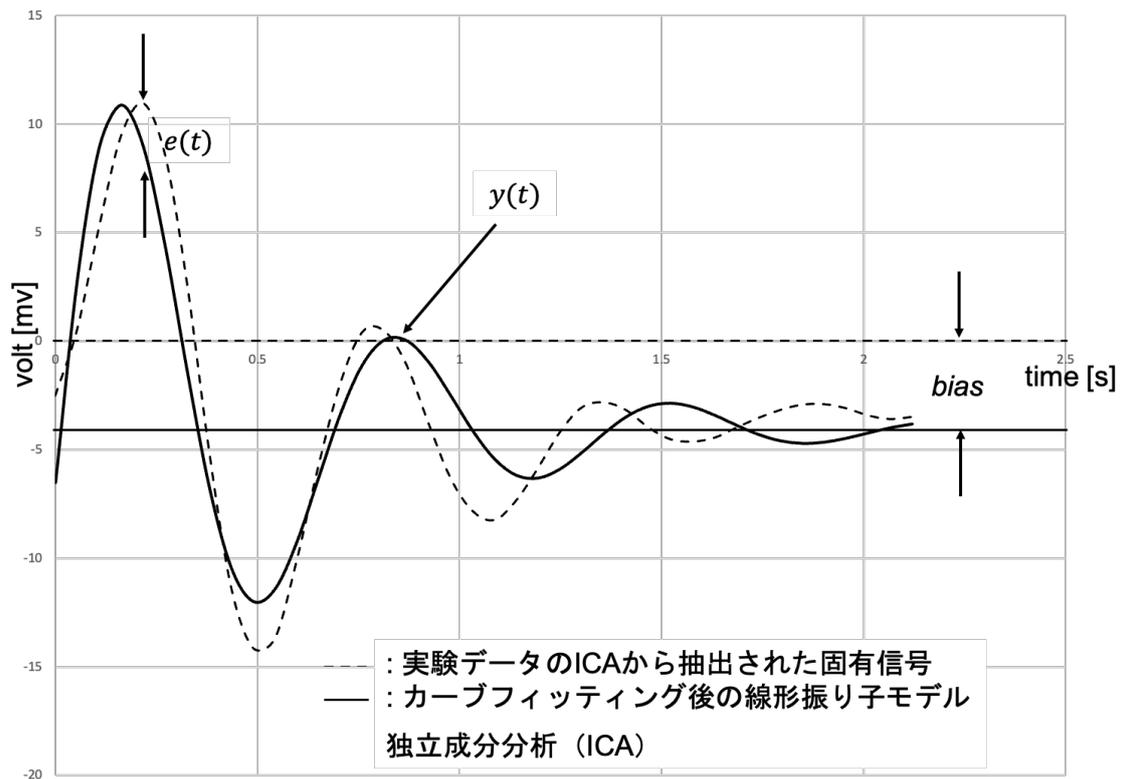


図2 適合度算出の仕組み

3.3.1 一次処理

計測データは ICA により独立成分に分離した。

3.3.2 振り子運動の物理的特性としての重み付け関数の抽出

分離した独立成分の中から、式 (3) の重み付け関数に対応する可能性のある成分を選択した。具体的には、時間ゼロから振り子運動成分が発生するような、振り子運動に最も近い成分を手動で選択した (図 3)。これを固有信号と呼び、その時系列 $x_i, i = 0, \dots, i_{max}$ は、式 (3) の重み付け関数を離散時間で表現したものに相当する。

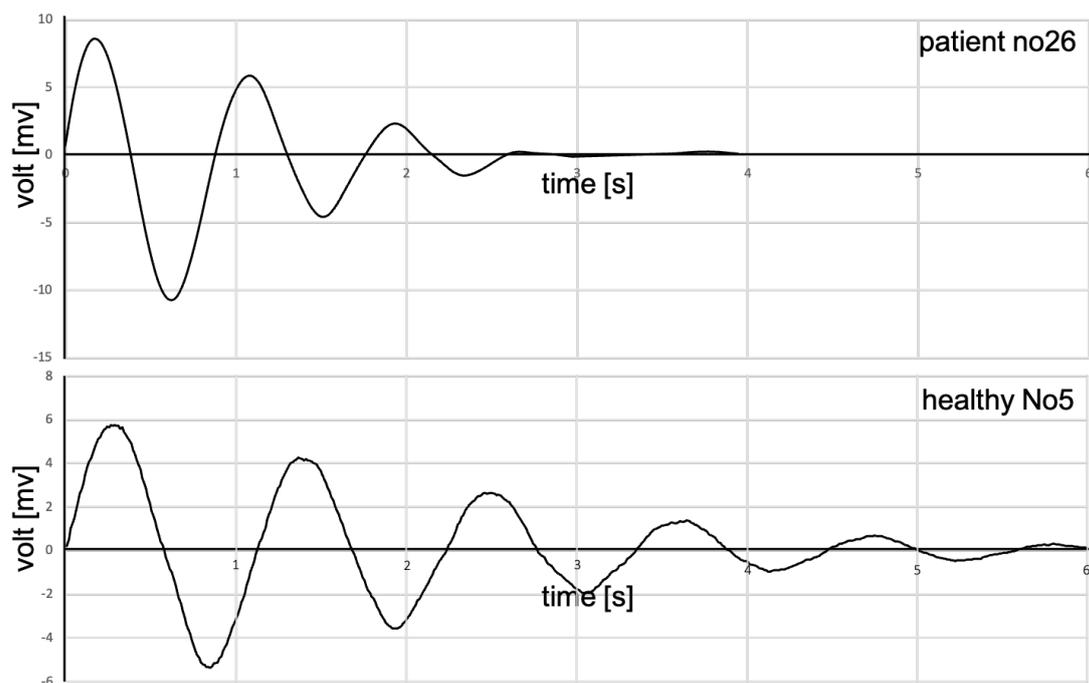


図3 痙縮患者と健常者のデータから独立成分分析で抽出された固有信号の例

3.3.3 二次処理

選択された固有信号に対して、GA を用いて、線形振り子モデルを特徴付ける以下の重み付け関数に CF を行った。

$$y(t) = \frac{A\omega_n}{\sqrt{1-\zeta^2}} e^{-\zeta\omega_n t} \sin \omega_n \sqrt{1-\zeta^2} t + bias \quad (4)$$

重力場において、回転角速度に対する粘性抵抗が存在する場合、振り子運動は式 (4) でよく近似される。線形な振り子運動のインパルス応答は、図 2 の黒実線で表されている。式 (4) のパラメータ $\zeta \cdot A \cdot \omega_n$ は応答波形を定義し、*bias* は理論的な応答式 (3) に対し、計測データを元に計算した固有信号が時間 t に依存しないずれが生じることを補正する意味を持つ定数パラメータである。関数 (3) は $t \rightarrow \infty$ 、 $w(t) \rightarrow 0$ と表されるが、患者の振り子運動ではこの性質が成立しないと考えられるため、*bias* の項を有する式 (4) を用いて、選択した固有信号への CF を行った。式 (4) は、*bias* の項が実定数をとる以外は、重み付け関数 (3) と同じである。この項の導入は、ICA における分離成分が実定数の不確かさを持つという性質に由来する。

計測データから計算した独立成分の時系列 x_i を、系列番号 i に対応する時

刻 t_i において式 (4) の値に近づける、すなわち式 (5) に示すように誤差 e_i の絶対値の和を最小化するパラメータ $\zeta \cdot A \cdot \omega_n \cdot bias$ を GA により探索した。そして、誤差の総和 e_i を独立成分の時系列データの積分値で除することで I が得られる。

$$E = \sum_{i=0}^{i_{max}} |e_i|, e_i = x_i - y(t_i) \quad (5)$$

$$I = \sum_{i=0}^{i_{max}} |e_i| / \sum_{i=0}^{i_{max}} |x_i| \quad (6)$$

カーブフィッティングにより得られた ζ と ω_n から、振り子運動を定義する J と $D \cdot K$ を求めた。 J [kgm^2] は下腿の回転慣性モーメントであり、下腿長・足長・体重から J を推定する阿江の式³⁶⁾を適用し、以下のように計算した。

$$J = Ix \text{ lower leg} + Ix \text{ foot} \quad (7)$$

ここで、 $Ix \text{ lower leg}$ と $Ix \text{ foot}$ は下腿と足の回転慣性モーメントである。

これらは、以下のように計算される。

$$I_{x \text{ lower leg}} = -585.91 + 3.2004 * BW * 1810.6 * LLL \quad (8)$$

$$I_{x \text{ foot}} = -92.276 + 0.27358 * BW * 445.93 * FL \quad (9)$$

ここで、 BW は体重[kg]、 LLL は下腿長[m]、 FL は足長[m]である。

そして、各対象者の $J \cdot \omega_n$ [rad/s] $\cdot \zeta$ (無次元量) の値を用いて、粘性 D [Nms/rad] と剛性 K [Nm/rad] の2つのパラメータを以下の式で求めた。

$$D = 2J\zeta\omega_n \quad (10)$$

$$K = J\omega_n^2 \quad (11)$$

第4章 結果

$D \cdot K$ と I の計算結果を表2に示す。

表2 算出した粘性・剛性および適合度の結果

対象者	クラスター	体重 [kg]	下腿長 [m]	足長 [m]	減衰係数	固有角 周波数 [rad/sec]	粘性 [Nms/rad]	剛性 [Nm/rad]	適合度	
患者	no1	1	72.4	0.375	0.235	0.085	6.250	8.278	304.493	0.154
	no2	1	62.3	0.370	0.230	0.062	5.703	5.389	249.754	0.198
	no3	1	78.4	0.385	0.218	0.082	6.172	8.002	301.017	0.171
	no4	1	42.6	0.341	0.226	0.059	5.547	4.634	219.342	0.191
	no5	1	54.1	0.350	0.225	0.044	6.016	3.855	263.860	0.250
	no6	1	62.4	0.365	0.250	0.070	5.625	6.073	242.917	0.217
	no7	2	31.6	0.300	0.205	0.144	9.141	16.505	525.462	0.269
	no8	1	45.2	0.330	0.225	0.044	6.250	3.805	270.555	0.206
	no9	3	61.8	0.395	0.250	0.176	6.797	19.643	379.759	0.279
	no10	1	46.0	0.375	0.245	0.062	6.094	5.871	290.774	0.152
	no11	3	65.3	0.375	0.250	0.188	6.719	19.802	354.788	0.426
	no12	1	68.6	0.360	0.240	0.103	6.406	9.912	309.623	0.255
	no13	2	42.5	0.345	0.205	0.196	9.453	26.377	635.153	0.394
	no14	1	61.5	0.340	0.235	0.234	6.406	21.494	293.745	0.296
	no15	3	73.2	0.360	0.235	0.117	7.109	12.536	380.272	0.167
	no16	3	59.0	0.355	0.230	0.284	6.719	28.281	334.316	0.255
	no17	2	48.1	0.365	0.225	0.141	10.391	22.096	816.316	0.483
	no18	3	45.6	0.380	0.245	0.064	6.484	6.621	333.048	0.207
	no19	1	70.7	0.390	0.225	0.105	6.172	10.443	305.552	0.452
	no20	2	66.7	0.360	0.230	0.188	10.000	28.122	749.915	0.398
	no21	3	64.0	0.337	0.232	0.188	6.953	18.488	342.806	0.365
	no22	2	37.4	0.320	0.210	0.108	10.391	15.038	720.726	0.653
	no23	1	47.3	0.334	0.215	0.079	6.328	6.963	278.505	0.200
	no24	3	61.9	0.395	0.245	0.094	6.563	10.087	353.062	0.126
	no25	1	55.2	0.375	0.235	0.111	6.016	10.433	281.868	0.286
	no26	3	60.2	0.385	0.235	0.126	7.500	15.064	448.416	0.324
	no27	3	78.0	0.365	0.227	0.076	7.031	8.120	374.755	0.268
	no28	2	78.6	0.360	0.255	0.155	10.469	24.756	834.538	0.212
	no29	3	73.6	0.385	0.230	0.111	6.641	11.761	350.763	0.154
	no30	1	75.0	0.390	0.260	0.068	5.977	6.683	292.148	0.343
	no31	3	52.4	0.360	0.240	0.164	7.852	19.422	464.743	0.590
	no32	2	51.2	0.350	0.220	0.101	10.664	15.683	826.546	0.249
健常者	No1	3	37.3	0.380	0.210	0.071	7.148	7.889	396.633	0.225
	No2	3	45.5	0.375	0.210	0.088	7.031	9.443	379.400	0.132
	No3	3	70.0	0.590	0.260	0.112	5.977	15.811	421.433	0.203
	No4	3	69.0	0.570	0.250	0.107	6.094	14.805	423.006	0.224
	No5	3	76.5	0.470	0.265	0.082	6.094	9.648	358.352	0.139
	No6	3	65.5	0.460	0.260	0.098	6.211	11.547	364.275	0.124
	No7	3	78.0	0.470	0.260	0.109	6.797	14.316	444.813	0.140
	No8	3	45.0	0.425	0.210	0.057	6.563	6.466	369.480	0.136
	No9	3	79.5	0.450	0.260	0.052	6.680	6.432	413.473	0.198
	No10	3	68.0	0.470	0.250	0.079	6.094	9.259	355.758	0.144
	No11	3	55.0	0.440	0.230	0.126	6.445	14.501	371.534	0.229
	No12	3	59.0	0.425	0.230	0.071	6.797	8.382	400.688	0.271
	No13	3	77.0	0.485	0.260	0.088	6.094	10.557	367.616	0.287
	No14	3	54.0	0.405	0.220	0.090	6.797	10.138	381.819	0.148
	No15	3	45.0	0.375	0.215	0.074	6.797	7.724	355.551	0.205
	No16	3	44.5	0.430	0.230	0.071	6.563	8.173	377.213	0.135
	No17	3	51.0	0.400	0.220	0.098	6.914	11.126	390.721	0.258
	No18	3	66.0	0.435	0.245	0.093	6.563	10.889	384.314	0.168
	No19	3	61.0	0.450	0.225	0.153	6.797	18.951	420.601	0.206

4.1 カーブフィッティング

I が大きい患者に対する CF の結果の一例を図 4 に示す。患者番号 13 のような I の大きな患者の CF の特徴は、平衡点付近で振動せず平衡点の上、もしくは下の領域に偏って振動していることであり、非線形性を示している(図 4)。健常者の振り子運動は、No.11 と No.19 を除くほとんどが線形振り子モデルの特性によく合致し、その振動は 5 秒以上持続していた(図 5)。一方、線形振り子モデルへの適合がよくない患者の多く(患者番号 11・13・14・17・20・21・22・26・31)は、振動振幅が急速に減衰し、5 秒以内にほぼ収束した(図 3、4)。

I が大きい患者の場合、振動振幅は線形振り子モデルのように指数関数的に減衰せず、振動のたびに変化していた。さらに、振動のピークから求められる振動周期も一定ではなく、変動する傾向がみられた。これらの現象はいずれも線形振り子モデルでは表現できない非線形特性であり、線形振り子モデルに対して誤差を生じる原因となっていた。

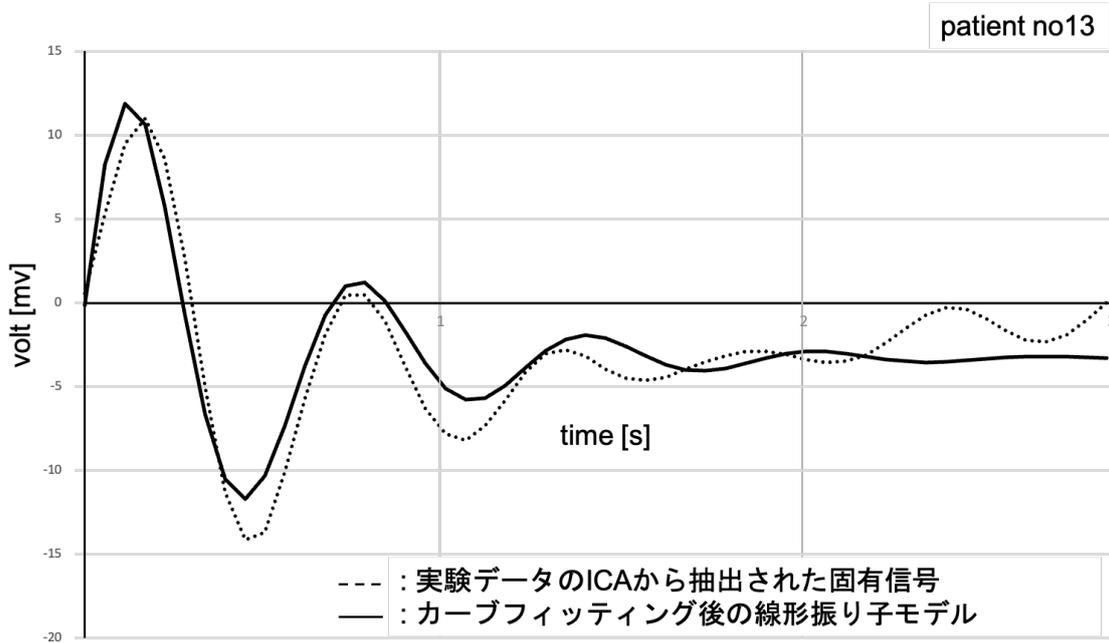


図4 痙縮患者に対するカーブフィッティングの例

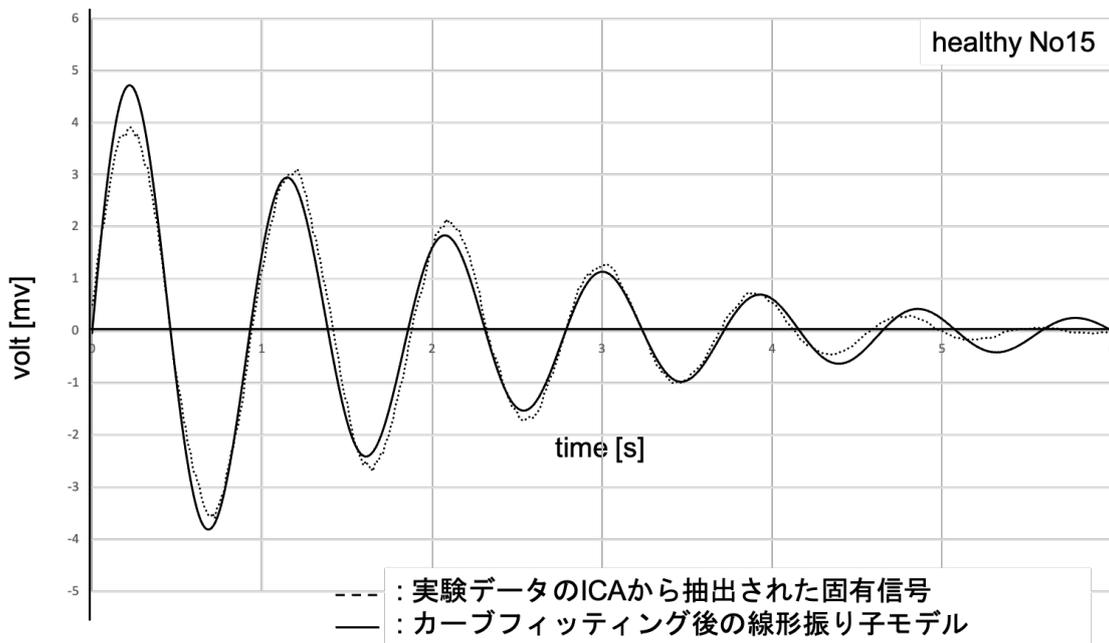


図5 健常者に対するカーブフィッティングの例

4.2 粘性と剛性

図 6 は、患者と健常者の D と K の値の二次元マップを示したものである。患者群では、 D と K の値に正の相関が見られた (Spearman's $r = 0.786$; $p < 0.01$)。また、健常者においても、 D と K の値に正の相関が見られた (Pearson's $r = 0.524$; $p < 0.05$)。つまり、 D と K は痙縮の有無にかかわらず正の相関を示したが、相関の程度には違いがあった。

患者および健常者の D と K の値を Ward 法による階層的クラスタ分析を行ったところ、第 1 クラスタに分類されたのは患者のみ 14 名、第 2 クラスタに分類されたのは患者のみ 7 名であった。第 3 クラスタは残りの患者 11 名と全ての健常者から構成されていた。

各クラスタの D の平均値を比較したところ、全ての組み合わせで有意差が確認された ($F(2, 48) = 16.290$; $p < 0.01$)。また、各クラスタの K の平均値を比較したところ、 D と同様に全ての組み合わせで有意差が確認された ($F(2, 48) = 192.693$; $p < 0.01$)。すなわち、 D と K それぞれにおいて 3 つのクラスタ間に差があることが確認された。

患者のみからなる第 1 クラスタは、 D と K それぞれにおいて健常者を含む第 3 クラスタと区別することができた。第 1 クラスタの D が第 3 クラ

スターの D よりも値が小さいか、もしくは第 1 クラスタと第 3 クラスタの D が同程度であっても、 K は小さくなる。同様に、患者のみからなる第 2 クラスタも、 D と K それぞれにおいて健常者を含む第 3 クラスタと区別することができ、第 2 クラスタの D が第 3 クラスタの D よりも値が大きいか、もしくは第 2 クラスタと第 3 クラスタの D が同程度であっても、 K は大きくなることがわかった。

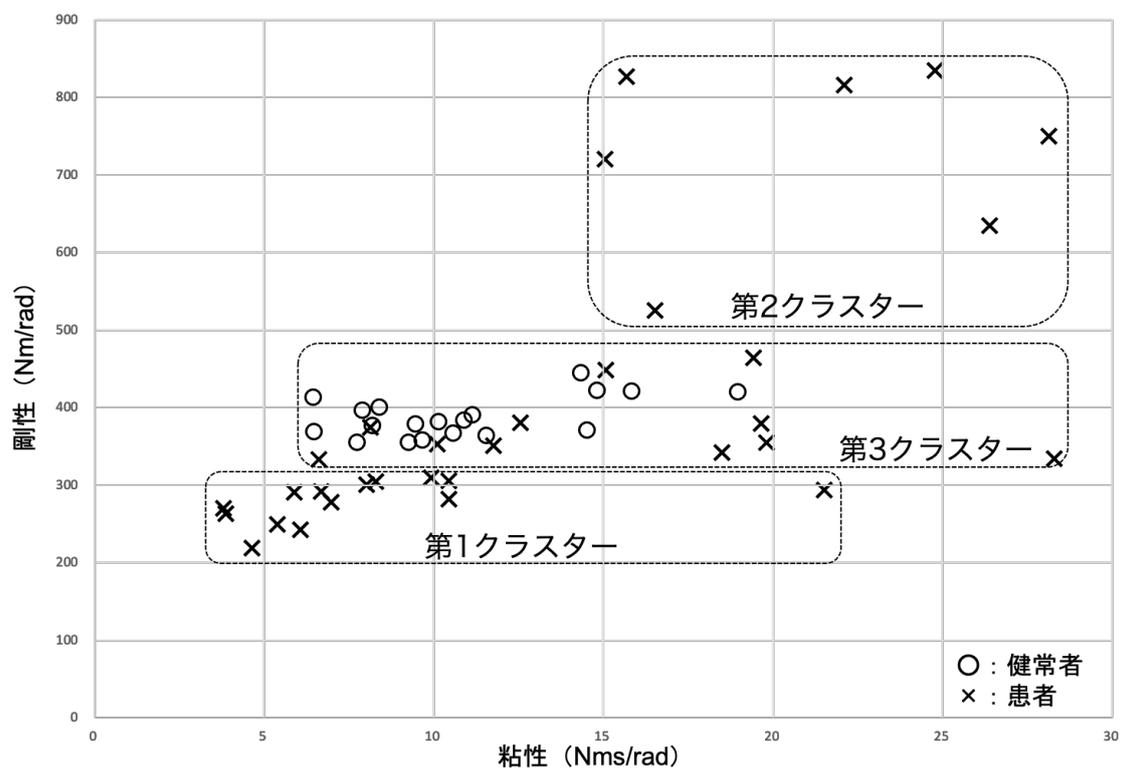


図6 膝関節の物理的特性

4.3 適合度

Welch の t 検定により、患者群と健常者群の平均値の差を調べたところ、有意差が認められた ($t(49) = 2.384; p < 0.05$)。この結果、 I は患者群の方が健常者群より有意に低いことが示された。

第 5 章 考察

粘性とは物体の運動を妨げる力のことであり³⁷⁾、下腿の振り子運動においては回転角速度に比例する抵抗力にあたる。主に筋自体の硬さと軟部組織などによる関節抵抗が関与し、動かされる速さに依存するので筋を他動的に速く動かそうとすればするほど抵抗力は増加し、振り子運動にとって抵抗力となる。一方、物体にはある力を加えると変形し力を取り除くとまた元に戻るバネのような性質を有しており³⁷⁾、剛性はその曲げやねじれの力に対しての変形のしづらさの度合いを示す。振り子運動においては重力と平衡点も関与する。下腿の質量に対するポテンシャルエネルギーの最も低い点が平衡点で、 K はそこから離れて振り子が平衡点へ戻ろうとする回転力についての係数で表され、平衡点を回転角度 0 [rad] と定義すれば膝関節の回転角度の絶対値に比例する回転力の大きさを決める。

患者のみからなる第 1 クラスタは、 D と K の値の二次元マップにおいて健常者よりも左下または下側に位置していた。これは、膝関節運動における $D \cdot K$ の値が小さく、関節が動きやすいことを示しており、患者の自動運動の消失と矛盾するように思われた。しかし、本研究では自動的な運動中の他動的な関節特性を評価しているのであり、随意筋収縮時の自動運動の消失と

は矛盾しない。第 1 クラスターは、自動的であっても他動的であっても適切な筋力が与えられれば膝関節の運動に特段の問題がないことを示すものである。また、第 3 クラスターは患者 11 名と健常者全員から構成されていた。つまり、一部の患者は健常者と同じ膝関節特性を有しており、これらの患者も自動的であっても他動的であっても適切な筋力が与えられれば膝関節の運動に特段の問題がないことが示唆された。逆に、患者だけの第 2 クラスターは $D \cdot K$ の値が大きいため関節を動かし難く、関節運動を生み出すためには大きな回転力（トルク）が必要であることが考えられる。このような患者の場合、神経系の評価だけで関節運動の問題点を特定できる可能性は極めて低いと考えられる。さらに、このような症例では、神経による完全な筋制御が回復しても、関節運動が阻害される可能性が高い。これまでの研究では、誘発筋電図（F 波・H 波）を用いて脊髄神経機能の興奮性を神経の電気信号で判断しているが、その際は関節運動としてどのように現れるかを評価したものはない。つまり、膝関節を構成する軟部組織の抵抗、下腿の質量や慣性モーメントなどの物理的特性に関するデータを得てはいない。神経側の痙縮レベルが一定であれば、膝関節の運動抵抗・下腿の質量・慣性モーメントの変化により、振り子運動が異なることが示唆された。このように、痙縮に対す

る治療の効果は、関節の物理的特性で捉えることができ、 D または K のどちらか一方だけではなく、これら二つの特性に着目して関節の物理的特性を捉えることが重要である。しかし、本研究は振り子運動の物理的特性を計測しているため、筋だけではなく筋以外の関節構成体の要素全部が振り子運動として現れる。つまり、膝関節が振り子運動としてどのような現象を示すのかというシミュレーションに使えるデータを採取しているのである。

適合度分析では、健常者の下腿の振り子運動は患者のそれよりも線形振り子モデルによく適合したため I は低値を示し、反対に大部分の患者の I は高値を示した。患者群と健常者群との間の平均値の差について有意差があることが示され、 I が痙縮の程度を表す指標となる可能性が示唆された。

I は、誤差 e_i の総和を独立成分の時系列データの積分値で除することで求めたため、 I がある程度小さい値でないと D や K に還元することができない。よって、 I の値が大きいものを無理やりCFさせると $D \cdot K$ の値の不確実性が増えていくため、 I の値が大きい場合は $D \cdot K$ の値に注意が必要である。しかし、本研究ではそのような現象はみられなかった。正常な振り子運動であれば終了時に下腿は下垂位となるはずであるが、痙性ジストニアがみられたのか振り子運動が膝関節軽度伸展位で終了することがあった³⁸⁾。この

ような場合、 I の値は大きくなる傾向がみられた。

本研究では、 D と K という物理的特性値を ICA と提案した膝関節の線形振り子モデルを用いて定量化することができた。 D と K の値による二次元マップは痙縮を有する患者における下肢の物理的特性を理解するために利用することができると思う。また、 I は、異常な振り子運動を線形と非線形の二つの運動成分の重ね合わせとして捉えることで痙縮の定量的な指標としての提供ができ、その値から関節の物理的特性の異常の識別が可能となった。痙縮を有する患者は筋自体が **tightness** であると考えられてきたが³⁹⁾、必ずしもそうではなく、関節の D や K については健常者と同等かそれ以上に **loose** な状態もあり得ることが示唆された。

第 6 章 研究の限界と展望

本研究では、正常な膝関節の振り子運動をモデル化し、正常との差を定量化することで痙縮を有する膝関節を同定し、患者と健常者とを区別することができた。しかし、痙縮の程度を示すことはできていない。長谷ら⁴⁰⁾によって痙縮を再現する神経筋骨格系モデルが提案されているが、今回の研究では痙縮を有する膝関節の振り子運動はモデル化していない。痙縮を有する膝関節の非線形振子モデルを作成し、そのモデルの設定パラメータの大小で痙縮の程度を決め、その非線形振子モデルとの差を定量化することで痙縮の程度を同定できる可能性はある。この点については、今後さらに検討する必要がある。

第7章 結語

定量的かつ画一的な筋緊張の異常に対する評価法を提供することは、対象研究分野における痙縮発症のメカニズム解明の一助になり、また、治療が痙縮に及ぼす影響を定量的に追跡調査することができると思う。過去の研究で提案されてきた振り子運動の非線形性に対する評価方法は、振動振幅や周期の不規則な変動に関連した複数の個別指標であった。これに対し、本研究では線形応答に対して整合しない成分の大きさを一つの指標にまとめられていることが特徴である。振り子試験の計測誤差に配慮しなくてもできる本方法は、痙縮の定量的評価に有効であると考えられるが、痙縮の程度を示すことは今後の課題である。このモデル解析法の利点は、痙縮を有する関節であっても $D \cdot K$ と I の値によって線形な振り子運動成分が支配的であることが確認されれば、リハビリテーションの介入方法の検討や補装具の設計が適切に行われ、運動機能を補う方法を見つけられる事である。また、本モデルを用いて振り子運動に影響を与える様々なパラメータを決定することができるため、様々な条件下（理学療法の効果や装具装着の効果など）での理学療法による歩行への影響のシミュレーションが可能な事である。

参考文献

- [1] 安藤一也, 杉村公也: リハビリテーションのための神経内科学. 医歯薬出版, 東京, pp. 156-157, 2014.
- [2] 厚生労働省 : 令和 3 年(2021)人口動態統計月報年計 (概数) の概況.
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai21/dl/h7.pdf> (2023 年 2 月 13 日引用)
- [3] 厚生労働省 : 令和 2 年(2020)患者調査(確定数)の概況 .
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/20/dl/kanjya-01.pdf>
(2023 年 2 月 13 日引用)
- [4] 白書委員会: 理学療法士実態調査報告 -2010 年 1 月実施-. 理学療法学. 37. 3, 209, 2010.
- [5] Mayer NH : Clinicophysiology concepts of spasticity and motor dysfunction in adults with an upper motoneuron lesion. Muscle Nerve Suppl 6, 1-13, 1997.
- [6] Lance JW : Spasticity: Disordered Motor Control. Year Book Medical. 487-489, 1980.
- [7] 田中勵作 : 痙縮の神経機構-再訪. リハビリテーション医学. 32. 2, 97-105, 1995.
- [8] Ryuji Kaji, Yuka Osako, Kazuaki Suyama, Toshio Maeda, Yasuyuki Uechi, Masaru Iwasaki. Botulinum toxin type A in post-stroke lower limb spasticity: a multicenter, double-blind, placebo-controlled trial. J Neurol. 2010;257:1330-1337.
- [9] 鈴木俊明: 筋緊張の評価と治療. 理学療法学. 33. 4, 180-186, 2006.
- [10] Ansari NN, Naghdi S, Arab TK, Jalaie S: The interrater and

- intrarater reliability of the Modified Ashworth Scale in the assessment of muscle spasticity: limb and muscle group effect. *NeuroRehabilitation*. 23(3), 231-237, 2008.
- [11] Helen J. Hislop, Jacqueline Montgomery : Daniels and Worthingham's Muscle Testing : Techniques of Manual Examination. 8th ed, Saunders, Philadelphia, pp. 4-5, 2007.
- [12] 鏡原康裕 : 痙縮のメカニズムと評価法. *JOURNAL OF CLINICAL REHABILITATION*. 21. 10, 936-943, 2012.
- [13] Le Cavorzin P, Carrault G, Chagneau F, Rochcongar P, Allain H: A computer model of rigidity and related motor dysfunction in Parkinson's disease. *Mov Disord*. 18(11), 1257-1265, 2003.
- [14] Merlo A, Campanini I: Impact of instrumental analysis of stiff knee gait on treatment appropriateness and associated costs in stroke patients. *Gait Posture*. 72, 195-201, 2019.
- [15] Balci BP: Spasticity measurement. *Arch Neuropsychiatry*. 55(Suppl 1), 49-53, 2018. doi:10.29399/npa.23339.
- [16] 種池英次, 田中仁, 橋本務: T 波による痙縮の定量的評価の試み. *理学療法学*. 22(Suppl no 2). 2, 233, 1995.
- [17] 橋田忠昭, 河合伸也, 斉鹿稔, 渕上泰敬, 伊藤孝, 金子和生, 土田聖司: T 波による脊髄性痙性麻痺の評価. *整形外科と災害外科*. 42(4), 1525-1527, 1993.
- [18] 鈴木俊明: 脳血管障害片麻痺患者の痙縮のリハビリテーション評価としての F 波、H 波の応用. *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*. 53(6), 434-439, 2016.
- [19] 根武谷吾, 南谷晴之, 白川守, 本多純男: マイクロバイブレーション

- 計測による痙性の評価. バイオメカニズム学会誌. 11, 299–308, 1992.
- [20] 堤文生, 高柳清美, 下畑博正, 吉村理, 中山彰一: 痙性の評価に関する一試案 (第 3 報) : 薬物療法におけるパーキンソン氏病固縮の継次的変化. 日本理学療法士学会誌. Suppl no 12. 154, 1985. doi:
<https://doi.org/10.14900/cjpt.1985.12.1.154>.
- [21] Le Cavorzin P, Hernot X, Bartier X, Allain H, Carrault G, Rochcongar P, Chagneau F: A computed model of the pendulum test of the leg for routine assessment of spasticity in man. ITBM-RBM. 22(3), 170–177, 2001.
- [22] Popović-Maneski L, Aleksić A, Metani A, Bergeron V, Cobeljic R, Popovic DB, Assessment of spasticity by a pendulum test in SCI patients who exercise FES cycling or receive only conventional therapy. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 26(1), 181–187, 2018. doi:10.1109/TNSRE.2017.2771466.
- [23] Lana PM, Antonina A, Amine M, Vance B, Radoje Č, Dejan BP: Assessment of spasticity by a pendulum test in SCI patients who exercise FES cycling or receive only conventional therapy. Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 26, 181-187, 2018.
- [24] Rahimi F, Eyvazpour R, Salahshour N, Azghani MR: Objective assessment of spasticity by pendulum test: a systematic review on methods of implementation and outcome measures. Biomed Eng Online. 19(1), 82, 2020.
- [25] Martino G, McKay JL, Factor SA, Ting LH: Neuromechanical assessment of activated vs. resting leg rigidity using the pendulum

- test is associated with a fall history in people with Parkinson's disease. *Front Hum Neurosci.* 14, 602595, 2020.
- [26] Ana-Belén MH, Julio SM, José-Antonio LP, Ricardo CH: Inter- and intra-rater reliability of the Modified Ashworth Scale: *J Phys Rehabil Med.* 54(4), 576–590, 2018. doi: 10.23736/S1973-9087.17.04796-7
- [27] 石合純夫: 高次脳機能障害学. 医歯薬出版, 東京, pp. 23–27, 2012.
- [28] 加藤伸司, 下垣光, 小野寺敦志, 植田宏樹, 老川賢三: 改定長谷川式簡易知能評価スケール (HDS-R) の作成. *老年精神医学雑誌.* 11, 1339–1347, 1991.
- [29] Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR: “Mini-mental state”. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res.* 12(3), 189–198, 1975.
- [30] 池田思朗: 独立成分解析. *日本神経回路学会誌.* 9(3), 181–189, 2002. doi:10.11499/sicejl1962.38.461.
- [31] 村田昇: 入門独立成分分析. 東京電機大学出版局, 東京, pp. 1–28, 2009.
- [32] 村田昇: 入門独立成分分析. 東京電機大学出版局, 東京, pp. 42–44, 2009.
- [33] 五反田博, 石橋孝昭, 岩崎宣生, 井上勝裕: 独立成分分析の基礎と応用. *数理解析研究所講究録.* 1743, 6–20, 2011.
- [34] Hyvärinen A, Oja E: Independent component analysis: algorithms and applications. *Neural Netw.* 13(4-5), 411–430, 2000.
- [35] 伊庭斉志: 遺伝的アルゴリズムの基礎 - GA の謎を解く. オーム社, 東京, pp. 8–15, 1994.

- [36] 岡田英孝, 阿江通良, 藤井範久, 森丘保典: 日本人高齢者の身体部分慣性特性. バイオメカニズム学会誌. 13, 125-139, 1996.
- [37] 五十野善信: 動的粘弾性とは何か. 日本ゴム協会誌. 74. 6, 212, 2001.
- [38] Singer HS, Mink JW, Gilbert DL, Jankovic J. Movement Disorders in Childhood. Academic Press, San Diego, CA, pp. 97-109, 2015.
- [39] 鈴木俊明: 脳血管障害片麻痺に対する理学療法評価. 神陵文庫, 神戸, pp. 78-91, 2017.
- [40] 長谷和徳, 的場斗吾, 吉川輝, 金承革: 痙縮を再現する神経金骨格モデル. バイオメカニズム学会誌. 25, 179-193, 2020.

謝辞

論文作成に対してご指導いただきました、戸田香教授・西沢祐治教授・米澤久幸教授には深く感謝申し上げます。また、本研究の遂行と論文執筆にあたり、多大なるご指導を頂きました公団社団法人名古屋産業科学研究所の大日方五郎先生、プログラミング・データ解析に多大なるご指導を頂きました愛知工科大学工学部電子ロボット工学科の裴艶玲先生へ厚く御礼申し上げます。さらに、データ解析の補助をしていただきました、中部大学大学院工学研究科ロボット工学専攻の大学院生、大竹正博さん・水谷正明さん・砂田拓宏さん、対象者としてご協力をいただきました、患者様・利用者様と中部大学アクティブアゲインカレッジ、および春日井市高蔵寺町の体操教室の皆様に深く感謝申し上げます。