

携帯型組織硬度計を用いた 痙縮筋硬度測定値と痙縮評価尺度との関係 —痙性麻痺患者における重回帰分析を用いた検討—

諸角 一記 ・ 花岡 正明 ・ 森下 勝行
横井 悠加 ・ 大杉 紘徳 ・ 柳澤 健

【要旨】

携帯型組織硬度計を用いた痙縮筋硬度測定値と痙縮筋評価尺度との関係性を重回帰分析によって把握し、さらに携帯型組織硬度計による痙縮筋評価における被験者間比較の課題について検討した。

本研究は、片麻痺患者 15 名（女性 4 名、男性 11 名）で、脳梗塞 12 名、脳出血 2 名、くも膜下出血 1 名、そのうち右片麻痺 8 名、左片麻痺 7 名の患者を対象とした。

大腿直筋硬度の測定は、麻痺側の大腿直筋に対して携帯型組織硬度計を用いた。

筋緊張評価には、Pendulum Test (P-test)、Modified Ashworth Scale (MAS) などの検査を実施した。その他の検査は、Brunnstrom stage、大腿四頭筋腱反射、Babinski 反射検査を実施した。

統計解析は、筋硬度値を従属変数とし、それぞれの個人特性、MAS および P-test などを独立変数とするものと、痙縮筋評価のゴールドスタンダードとされる MAS を従属変数とし、筋硬度値などその他の指標を独立変数とした 2 種類について重回帰分析 (Stepwise 法) した。

筋硬度値を従属変数とした重回帰分析では、P-test と MAS は筋硬度値を有意 ($p<0.01$) に説明できることがわかった。MAS を従属変数とした重回帰分析では、筋硬度値のみが有意 ($p<0.01$) に説明できることが証明された。MAS を有意に説明できるのは筋硬度値のみであり、筋硬度測定は痙縮筋の状態を表しているものと考えられた。

被験者間比較の課題に関する研究では、筋緊張変化量を評価する時の考慮すべき課題が明らかにされた。携帯型組織硬度計による筋硬度や筋緊張量の被験者間比較では個体差による変動やサンプリングバイアスを排除する調整が必要であると考えられた。

キーワード：痙縮筋、量的評価、携帯型組織硬度計、痙縮筋評価尺度、重回帰分析

はじめに

我々は、携帯型組織硬度計による筋硬度の測定が痙縮筋の量的評価に応用可能であるかどうかを検討するため、片麻痺患者において測定した筋硬度と Pendulum Test や Modified Ashworth Scale との関係性を調べるとともに、健常成人の筋硬度と比較した¹⁾。この結果、携帯型組織硬度計を用いた簡易的な方法でも痙縮筋の量的評価に応用できる可能性があることが明らかになった。

本研究では、携帯型組織硬度計を用いて痙縮がある大腿四頭筋の硬度を測定し、Pendulum Test^{2,3)} や Modified Ashworth Scale^{4,5,6)} に加えて Brunnstrom stage、大腿四頭筋腱反射、Babinski 反射検査を実施した。そして、これらの項目間の関係性を重回帰分析によって把握し、さらに携帯型組織硬度計による痙縮筋評価における被験者間比較の課題について検討した。

携帯型組織硬度計は、治療対象となる軟部組織（腱・靭帯・皮膚・皮下脂肪組織・血管・末梢神経・筋膜・骨格筋のこと）や筋力強化時における筋質の状態などを調べるときに使われる。軟部組織に対しては、その粘弾性や血行の低下・亢進などの状態が組織硬度の変化として客観的に捉えられる。現在、携帯型組織硬度計による軟部組織の硬度を治療の効果判定などに用いる場合、その大部分が同一被験者における治療や筋力強化の前と後の比較のような被験者内の変化を捉えることを目的としており、被験者間の特徴を捉える方法として確立されたものは少ない。その理由としては、軟部組織のような粘弾性がある組織を繰り返し測定すると、応力—歪み曲線（ヒステリシス曲線）の変化や、クリープ現象、応力緩和現象などのために組織硬度が変化しやすいなどの点や、測定対象者の筋量、脂肪量、浮腫などそれぞれの身体状況の違いが治療効果判定へ影響し真の治療効果とバイアスとの区別が難しいなど、多くの検討課題を残していることによるものと考えられる。このため、携帯型組織硬度計による測定方法や測定上の注意などについて検討^{7,8,9)} が進められており、測定までの順化時間（軟部組織硬度の変化要因には、被験者の精神的緊張、姿勢、検査直前の運動や身体活動状況、筋緊張などがあり、測定前の順化時間が必要）、測定回数（軟部組織のような粘弾性がある組織は、1 回目の測定と 2 回目の測定では、応力—歪み曲線が変化し組織硬度が変化する）、測定手順、測定肢位などに関して研究が行われている。

本研究では、痙縮患者群と健常成人群の左右両方の大腿部筋硬度と体幹中央臍上 5cm 部の硬度を測定し、その左右差や左右比、変化率などを算出し、それらの結果から痙縮筋評価に影響する被験者間におけるサンプリングバイアスが排除できる可能性について検討した。

本論文では、重回帰分析によって把握した痙縮がある大腿四頭筋の硬度、Pendulum Test、Modified Ashworth Scale、Brunnstrom stage、大腿四頭筋腱反射、Babinski 反射検査の項目間関係性と、痙縮筋評価における被験者間比較の課題について報告する。

倫理的配慮、説明と同意

すべての対象者に研究の目的と内容、利益とリスク、個人情報保護、参加の拒否と撤回などについての説明を行い、参加同意書には自筆による署名を得た。また、本研究はこおりやま東都学園研究倫理委員会に審査を申請し、研究実施の承認を得た（承認番号：R0910）。

重回帰分析を用いた関係性研究の方法

I. 研究の参加者

片麻痺患者 15 名（女性 4 名、男性 11 名）は、脳梗塞 12 名、脳出血 2 名、くも膜下出血 1 名、右片麻痺 8 名、左片麻痺 7 名、平均年齢 77.4 歳（61–91 歳）、平均身長（標準偏差）153.9cm（±7.1）、平均体重 53.2kg（±11.3）。障害程度は、Brunnstrom Stage II -2 名、Stage III -8 名、Stage IV -4 名、Stage V -1 名を対象とした。

II. 実験の手順

① Modified Ashworth Scale

患者の大腿四頭筋 Modified Ashworth Scale⁷⁾ を Bohannon⁸⁾ や辻ら⁹⁾ が提唱する方法で実施した。Modified Ashworth Scale は、痙縮を示す四肢を検者が他動的に動かした際の抵抗感を、0（緊張の増加なし）、1（軽度の筋緊張亢進があり、可動域の初期か終末にわずかな抵抗感がある）、1+（軽度の筋緊張亢進があり、可動域の初期から引き続き 1/2 まで抵抗感がある）、2（さらに亢進した筋緊張がほぼ可動域全域にある）、3（著明な筋緊張亢進があり、他動運動は困難）、4（他動では動かない）の 6 段階で評価する方法である。Modified Ashworth Scale の検査結果は、0 を 1 として、1 を 2、1+ を 3、2 を 4、3 を 5、4 を 6 の順序尺度へ置換して統計処理した。

② 大腿直筋硬度の測定

患者の大腿直筋硬度を測定¹⁻⁶⁾した。測定肢位は、股関節屈曲 10 度位の背臥位（セミファーラー肢位）で、下腿から下部を膝関節屈曲 90 度位で下垂位の安楽肢位とし、測定前にこの肢位で 5 分間の安静をとった。筋硬度の測定点は、下前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ中点と大腿内外側縁を結んだ交点とし、麻痺側の筋硬度を測定した。

我々は事前に携帯型組織硬度計を用いた痙縮筋評価の基礎的研究⁶⁾を行った。健常成人群と痙性麻痺患者群を対象にして、正常筋と痙縮筋における安静臥床位保持時（セミファーラー肢位）および頸部屈曲直後から安静時間経過時の筋硬度値の変化を観察し、順化時間と緊張性頸反射などの姿勢反射の影響を考慮した測定肢位^{6,12)}について報告した。本研究における大腿直筋硬度の測定もこの結果に従った測定肢位と測定点とした。

測定には携帯型組織硬度計（OE-220 伊藤超短波社製）を用い、大腿直筋の硬度を3回測定し加算平均したものを代表値とした。

③Pendulum Test

Pendulum Test は、Bajd ら^{10, 11)}の変法を用いた。測定肢位は電動昇降ベッドの厚さ5cm 天板マット上（マットの構造は、中心部2cm 板に3cm ウレタンスポンジを張り、表面は1mm ビニールレザーで覆った物）に背臥位を保持した。Pendulum Test における被験者の臥床位置は、実験前のパイロットテストにおいてベッドの高さを調整しながら下垂した下腿上部後面をベッド端から5cm 離れた位置に臥床させると、下腿落下時に踵部や下腿上部後面がベッドの構造物に衝突しないことを確認した。本研究の Pendulum Test もこの結果に従った被験者の臥床位置とした。下腿下端前面内外果中間部に3軸加速度計を貼付して、膝関節完全伸展位から脱力状態で下腿部を3回落下させた。3軸加速度データは、多用途生体解析システム（BIMUTAS II キッセイコムテック社製）にてサンプリング周波数1kHz で取り込んだ。BIMUTAS II 上では、全てのチャンネルに対して校正処理を行い、3軸衝撃加速度データの落下から静止までの時間とY軸加速度の振動数を測定し、振動周波数を算出し3回分を加算平均して代表値とした。

④その他検査

麻痺側下肢のBrunnstrom stage、大腿四頭筋腱反射、Babinski 反射検査を実施した。大腿四頭筋腱反射は、マイナスを1、1+を2、2+を3、3+を4に置き換え、Babinski 反射ではマイナスを0へ、プラスは1の順序尺度に置き換えて統計処理した。

Ⅲ. 統計処理

統計処理にはSPSS18.0 for Windows を用いた。統計解析は、筋硬度値を従属変数とし、それぞれの個人特性、Modified Ashworth Scale および Pendulum Test、Brunnstrom stage、大腿四頭筋腱反射、Babinski 反射検査を独立変数とするものと、痙縮筋評価のゴールドスタンダードとされる Modified Ashworth Scale を従属変数とし、筋硬度値と Pendulum Test、個人特性、Brunnstrom stage、大腿四頭筋腱反射、Babinski 反射検査を独立変数とした2種類について重回帰分析（Stepwise 法）した（有意水準は5%とした）。

重回帰分析を用いた関係性研究の結果

①Modified Ashworth Scale の結果

大腿四頭筋 Modified Ashworth Scale 検査結果は、0が2名、1が7名、1+が2名、2が4名であった。

②大腿直筋硬度の測定

大腿直筋硬度の測定結果を表 1 に示す。全患者の平均値は 40.8(±5.8)%であり、Modified Ashworth Scale (MAS) 0 は 31.3(±1.02)%、MAS が 1 は 39.1(±2.9)%、MAS が 1+は 45.2(±1.0)%、MAS が 2 は 46.5(±3.1)%の結果であった。

③Pendulum Test の結果

Pendulum Test の結果を表 1 に示す。テスト開始時の落下から静止までの時間 (P-T) における全患者の平均値は 4.23(±1.6)sec であり、MAS が 0 は 7.1(±0.6)sec であり、MAS が 1 は 4.2(±0.8)sec、MAS が 1+は 3.5(±0.2)sec、MAS が 2 では 3.2(±1.3)sec の結果であった。

振動数 (P-N) における全患者の平均値は 6.5(±2.1) 回であり、MAS が 0 は 9.5(±0.5) 回であり、MAS が 1 は 6.8(±1.7) 回、MAS が 1+は 4.5(±0.5) 回、MAS が 2 では 5.3(±1.2) 回の結果であった。

振動周波数 (P-Fr) における全患者の平均値は、1.6(±0.5)Hz であり、MAS が 0 は 1.4(±0.3)Hz であり、MAS が 1 では 1.6(±0.4)Hz、MAS が 1+では 1.3(±0.3)Hz、MAS が 2 では 1.9(±0.7)Hz の結果であった。

表 1. Modified Ashworth Scale (MAS) および Pendulum Test と筋硬度の結果

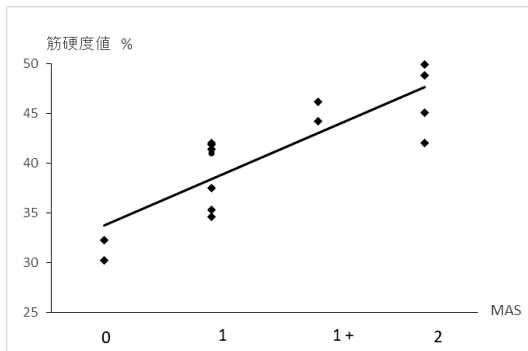
	全患者	MAS 0	MAS 1	MAS 1+	MAS 2
患者数 (名)	15	2	7	2	4
筋硬度 (%)	40.8(±5.8)	31.3(±1.02)	39.1(±2.9)	45.2(±1.0)	46.5(±3.1)
	Pendulum Test				
時間 (P-T) sec	4.23(±1.6)	7.1(±0.6)	4.2(±0.8)	3.5(±0.2)	3.2(±1.3)
振動数 (P-N) 回	6.5(±2.1)	9.5(±0.5)	6.8(±1.7)	4.5(±0.5)	5.3(±1.2)
振動周波数 (P-Fr) Hz	1.6(±0.5)	1.4(±0.3)	1.6(±0.4)	1.3(±0.3)	1.9(±0.7)

④重回帰分析の結果 (図 1)

筋硬度値を従属変数とした重回帰式は、 $y=43.38-1.49 \times (P-N)+2.8 \times (MAS)$ であり $R=0.942$ 、 $R^2=0.887$ 、 $F=46.88$ で P-N と MAS は筋硬度値を有意 ($p<0.01$) に説明できることがわかった。

MAS を従属変数とした重回帰式は、 $y=-3.75+0.154 \times (\text{筋硬度})$ であり、 $R=0.844$ 、 $R^2=0.712$ 、 $F=32$ で筋硬度値のみが有意 ($p<0.01$) に説明できることが証明された。

その他の項目 (Brunnstrom stage、大腿四頭筋腱反射、Babinski 反射検査) について重回帰分析 (Stepwise 法) を行った結果では、有意差が認められなかった。



①筋硬度値を従属変数

重回帰式

$$y=43.38-1.49\times(P-N)+2.8\times(MAS)$$

$$R^2=0.887(R=0.42)$$

$$F=46.8$$

*P-N と MA は筋硬度値を有意 ($p<0.01$) に説明できるとがわかった.

②MAS を従属変数

$$\text{重回帰式 } y=-3.75+0.154\times(\text{筋硬度}) \quad R^2=0.712(R=0.844) \quad F=32$$

*筋硬度値のみが有意 ($p<0.01$) に説明できることが証明された.

図 1 重回帰分析の結果

重回帰分析を用いた関係性研究の考察

筋硬度値を従属変数とした重回帰分析では、P-T および MAS により有意に説明できることが認められた。重回帰式 $y=43.38-1.49\times(P-T)+2.8\times(MAS)$ より、P-T と MAS を測定しこの式を適用することで筋硬度値を推定できる可能性が証明されたものと考えられた。

MAS を従属変数とした重回帰分析では、MAS を有意に説明できるのは筋硬度値のみであった。重回帰式は、 $y=-3.75+0.154\times(\text{筋硬度})$ であり、筋硬度を測定しこの式を適用することで MAS の値を推定できる可能性が証明されたものと考えられた。

Pendulum Test は、Wartenberg¹⁴⁾ により考案され、その後 Bajd¹⁰⁾ らが発展させてきた検査方法である。Wartenberg は、下肢の振り子現象を利用して患者の筋緊張の程度を評価することができ、痙縮だけではなくパーキンソン病にみられる固縮や筋緊張低下なども評価できるものと述べている。筋緊張が亢進する痙縮や固縮では、下肢の振り子現象が阻害されるためその頻度（回数）および時間が減少しその質が変化する。一方、筋緊張低下では振り子現象の全体の時間の延長や回数の増加がみられることに着目し、筋緊張や痙縮筋の量的評価として推奨してきた。今回の我々の結果は、Wartenberg が述べているように筋緊張が亢進している場合は下腿の振り子運動が阻害され振動回数や振動時間が減少し、筋緊張が低下している場合は振動回数や時間が増加するなど同様の傾向を示していた。これらと筋硬度値を従属変数とした重回帰分析の結果から、筋硬度値測定と筋緊張評価との関係性が明らかにされた。このことから、筋硬度測定は量的筋緊張評価に用いることが可能であると考えられた。

MAS は Ashworth⁷⁾ によって開発され、その後 Bohannon や Smith ら⁸⁾ によって改変された。MAS は、痙縮を示す四肢を検者が他動的に動かしたさいの抵抗量を 0 から 4 までの 6 段階の

内容で表現する痙縮筋の質的評価方法である。辻ら⁹⁾は、MASの日本語訳評価表を作成し評価者間信頼性について検討した。ここでは、2名の医師が、肘関節屈筋などの四肢の4筋についてMASを測定した結果、重みつき κ 係数は0.66~0.76と一致度が高いことを報告し、筋緊張の質的評価としての信頼性が高いことについて述べている。Katzら¹⁵⁾は、このMASとPendulum Testとの相関関係について、それぞれの検査と筋緊張との関係性について述べている。しかし、Hsiehら¹⁶⁾は脊髄損傷者の痙縮評価に関するシステマティックレビューでPendulum TestはRCT研究の中で使用されているが、妥当性が低いことについて述べている。今回、我々が行ったMASを従属変数とした重回帰分析では、MASを有意に説明できるのは筋硬度値のみであり、このMASと筋硬度値との間の高い関係性が明らかになった。

従って、痙縮筋の評価時に、筋硬度値測定とMASを用いることで、痙縮筋の質と緊張量を表現できる可能性が示唆されたものと考えられた。

被験者間比較の課題に関する研究の方法

I. 研究の参加者

患者群11名(女性2名、男性9名)は、脳梗塞10名、くも膜下出血1名で(右片麻痺7名、左片麻痺4名)、平均年齢74歳(69-82歳)、平均身長(標準偏差)161.5cm(± 5.3)、平均体重62.3kg(± 10.1)。障害程度は、Br Stage III-8名、Stage IV-3名、MASでは、0:3名、1:5名、1+:3名を対象とした。

健常成人群(健常群)は、男性13名、平均年齢27歳(23-34歳)、平均身長172.1cm(± 6.5)、平均体重66.4kg(± 10.0)を対象とした。

II. 実験の手順

① Modified Ashworth Scale

患者の大腿四頭筋 Modified Ashworth Scale⁷⁾を Bohannon⁸⁾や辻ら⁹⁾が提唱する方法で実施した。

② 大腿直筋硬度の測定

患者群と健常群の大腿直筋硬度を測定¹⁻⁶⁾した。測定肢位は、前述した方法と同様で、測定前に5分間の安静をとった。筋硬度の測定点は、下前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ中点と大腿内外側縁を結んだ交点とし、左右大腿部の筋硬度と体幹中央臍上5cm部の硬度を測定し比較した。それぞれの測定値を3回測定し加算平均したものを代表値とした。測定結果の比較は、左右測定値、左右硬度比(患者群:麻痺側/非麻痺側、健常群:軸足/利き足)、左右それぞれ大腿部と臍上5cm部硬度の変化率(大腿部/臍部)、大腿部硬度体脂肪率調整値(大腿部硬度 \times 体脂肪率/100)を算出し比較した。

Ⅲ. 統計処理

左右測定値、左右それぞれ大腿部と脛上 5cm 部硬度の変化率、大腿部硬度体脂肪率調整値の被験者内左右比較には対応のある t-test を用いた。患者群と健常群間における左右硬度比の比較には対応のない t-test を用いた。いずれも有意水準は 5% とした。

被験者間比較の課題に関する研究の結果

①患者群の筋硬度値と変化率

患者群 11 名における麻痺側硬度平均値は 43.5(±9.5)% であり、非麻痺側硬度平均値 39.8(±5.7)% であった。そして脛上 5cm 部硬度の平均値は 25.8(±5.7)% であった。

患者群における麻痺側硬度と非麻痺側硬度の比較では有意差 ($p=0.07$) は認められなかった。患者群 11 名のうち、体脂肪率が 37.6% であり麻痺側大腿部筋硬度が全患者群の平均値より顕著に低い者 ($23.4\% < \text{平均値} - 2 \text{ 標準偏差}$) と、毎日 1 時間および 2km 以上歩行する運動習慣があり非麻痺側大腿部周径が麻痺側より 2.5cm 大きい者 (非麻痺側大腿部硬度 48.9%) の計 2 名を除外し再び統計解析を行った。その結果、麻痺側 45.7(±7.6)%、非麻痺側 39.9(±4.5)% の筋硬度は有意 ($p<0.01$) に麻痺側が高かった。

大腿部と脛上 5cm 部硬度の変化率と大腿部硬度体脂肪率調整値の計算には、上記の除外 2 名を含めた全患者 11 名において実施した。その結果、大腿部と脛上 5cm 部硬度の変化率は、麻痺側が 1.71(±0.4) であり、非麻痺側は 1.58(±0.25) の結果であった。大腿部硬度体脂肪率調整値は麻痺側が 9.96(±2.9) であり、非麻痺側は 9.44(±2.8) であった。

大腿部と脛上 5cm 部硬度の変化率と大腿部硬度体脂肪率調整値について、麻痺側と非麻痺側について統計解析した結果は、両方とも麻痺側が有意 ($p<0.01$) に高かった。

②健常群の筋硬度値と変化率

健常群 13 名における右大腿部筋硬度は 37.8(±3.3)% であり、左大腿部筋硬度は 38.5(±4.2)% であった。健常群の脛上 5cm 部硬度の平均値は 21.3(±4.2)% であった。

健常群の左右比較では、右筋硬度と左筋硬度、左右それぞれ大腿部と脛上 5cm 部硬度の変化率、大腿部硬度体脂肪率調整値において有意差は認められなかった。

③患者群と健常群の左右硬度比の比較

左右硬度比は、患者群においては 1.1(±0.1) であり健常群においては 1.0(±0.0) の結果であった。これら患者群と健常群の比較では、患者群において有意 ($p<0.05$) に硬度比が高かった。

被験者間比較の課題に関する研究の考察

患者群と健常群の左右硬度比の比較では、患者群において有意 ($p<0.05$) に硬度比が高かった。これは、患者群における麻痺側と非麻痺側、健常群における左右の筋硬度の比を算出したものである。健常群に対して、患者群では有意に比が高く麻痺側と非麻痺側の筋硬度の違いについて検出できていたものと考えられた。しかし、この左右の違いがすべて痙縮や筋緊張の違いによるものである可能性は低いと考える。患者群 11 名における麻痺側硬度と非麻痺側硬度の比較では有意差 ($p=0.07$) は認められなかった。そして、体脂肪率 37.6%の者と、毎日 1 時間および 2km 以上歩行する運動習慣があり非麻痺側大腿部周径が麻痺側より 2.5cm 大きい者の計 2 名を除外した 9 名における比較で麻痺側筋硬度が有意に高かった。これらのことから、患者群 9 名における左右大腿部の筋硬度の違いは痙縮筋の筋緊張が影響した結果と考えられ、一方患者群全体における大腿部左右硬度比には筋緊張の違い以外の影響 (バイアス) が含まれている可能性が考えられた。

大腿部と脛上 5cm 部硬度との変化率と大腿部硬度体脂肪率調整値の両項目においては、全患者 11 名の統計解析結果において麻痺側が有意に高かった。この大腿部と脛上 5cm 部硬度との変化率と大腿部硬度体脂肪率調整値は、患者群における個体差による筋硬度の変動を軽減するための調整として、左右それぞれ大腿部と脛上 5cm 部硬度の変化率 (大腿部/脛部)、大腿部硬度体脂肪率調整値 (大腿部硬度 \times 体脂肪率/100) を用いた。これらの調整により、サンプリングバイアスが軽減でき筋緊張の違いが表現できていたものと考えられた。

今回の結果から、痙縮筋の筋緊張評価を行う際は、筋硬度に影響する体脂肪や筋力、筋肥大の程度などを考慮する必要性が示唆されたものとする。片麻痺患者などは運動麻痺の影響で左右の運動量に差が生じ、その影響で四肢の体脂肪量や筋量に差が生じる可能性や、元来循環器系の疾患などを抱える患者においては浮腫の影響も考えられ、身体全体の体脂肪率などから単純に変動を調整することは難しく、今後の検討課題であると考えられた。

理学療法学研究としての意義

本研究における重回帰分析を用いた検討では、携帯型組織硬度計による痙縮筋の筋硬度測定値は Modified Ashworth Scale および Pendulum Test を有意に説明できることが認められ、痙縮筋の状態を表現しているものと考えられた。

被験者間比較の課題に関する研究では、筋緊張変化量を評価する時の考慮すべき課題が明らかにされた。ハンドヘルド筋力計による筋力測定値の個体間比較では、体重やレバーアーム長で調整し、各個体の筋力値変化などについて検討される。携帯型組織硬度計による筋硬度や筋緊張量の被験者間比較でもこれと類似した個体差による変動やサンプリングバイアスを排除する調整が必要であり、今後さらに詳細な検討を進める必要性が考えられた。

以上のことから、携帯型組織硬度計は臨床において量的筋緊張検査を簡便に行うことができるツールとして有益であり、残された課題について検討を進めることでその有用性は向上するものと考えられた。

【参考文献】

- 1) 諸角一記 他：携帯型組織硬度計を用いた痙縮筋の量的評価方法の妥当性. 城西国際大学紀要 25(3):41-57,2017
- 2) Arokoski JP et al: Feasibility of the use of a novel soft tissue stiffness meter, *Physiol Meas* 26:215-228,2005
- 3) 矢野忠 他：圧痛閾値同時計測型生体用、組織硬度計「Digital Palpometer」の開発（第1報）. 日本手技療法学会雑誌 9(1): 33-39,1998
- 4) Morozumi K et al: A New Tissue Hardness Meter and Algometer ; a New Meter Incorporating the Functions of a Tissue Hardness Meter and an Algometer. *J Phys Ther* 22(3): 239-245, 2010
- 5) David O. Draper, Kazunori Morozumi et al: Use of the Tissue Compliance Algometer Outcome Assessment System on Quadriceps Muscles of Healthy Rugby Players. *Athletic Training and Sports Health Care* 3: 29-32,2011
- 6) 諸角一記 他：軟部組織硬度計を用いた痙縮筋評価の基礎的研究. 生体応用計測 4 : 43-47, 2013
- 7) Ashworth B:Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner* 192 :540-542,1964
- 8) Bohannon RW et al: Interrater reliability of modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 67: 206-207,1987
- 9) 辻哲也・他：脳血管障害片麻痺患者における痙縮評価 -Modified Ashworth scale (MAS) の評価者間信頼性の検討-. *リハ医学* 39(7) : 409-415, 2002
- 10) Bajd T et al: Pendulum testing of spasticity. *J Biomed Eng* 6: 9-16,1984
- 11) Matsumoto K et al: Studies on induced exacerbation of parkinsonian rigidity. *J Neurol Neurosurg Psychiat* 26:27-32,1963
- 12) 諸角一記：軟部組織硬度の測定法. *理学療法* 30(3) : 363-369, 2013
- 13) 渡邊哲郎・他：パフォーマンスを反映する新たな筋硬度の客観的測定方法の検討. 生体応用計測 2:23-26,2011
- 14) Wartenberg R: Pendulousness of the legs as a diagnostic test. *Neurology* 1: 18-24, 1951
- 15) Katz RT et al: Objective quantification of spastic hypertonia: correlation with clinical findings. *Arch Phys Med Rehabil* 73: 339-347, 1992
- 16) Hsieh JT et al: Spasticity outcome measures in spinal cord injury: psychometric properties and clinical utility. *Spinal Cord* 46: 86-95, 2008

Relationships between muscle hardness values measured by a handheld tissue hardness meter for the spastic muscle and Modified Ashworth Scale or Pendulum Test

-An investigation in patients with stroke using multiple regression analysis-

Kazunori Morozumi, Masaaki Hanaoka, Katsuyuki Morishita
Yuka Yokoi, Hironori Ohsugi, Ken Yanagisawa

Abstract

This study aimed to clarify the relationship between muscle hardness values in the spastic muscle and spasticity assessment scales by using multiple regression analyses. It also considered the issues regarding inter-subject comparison of spasticity assessed by a handheld tissue hardness meter.

Fifteen patients with hemiplegia (four females and eleven males), including 12 of cerebral infarction, 2 of hemorrhage and 1 of subarachnoid hemorrhage, participated in this study. Eight and seven of them showed right and left side hemiplegia, respectively. The targeted muscle was the rectus femoris muscle at the paralyzed side, and the muscle hardness was measured by a handheld tissue hardness meter. The spasticity assessment scales included the Pendulum Test (P-test) and the Modified Ashworth Scale (MAS). As other outcomes to evaluate the paralyzed conditions, the Brunnstrom stage, deep tendon reflex of the quadriceps muscle and the Babinski reflex were assessed. Statistical analysis was performed using two stepwise multiple regression analyses; the first analysis was used to predict the probability of muscle hardness for a dependent variable based on independent variables including all other outcomes with individual characteristics. The second analysis set the MAS as a dependent variable and all other outcomes as independent variables.

P-test and MAS contributed significantly to the explanation of muscle hardness in the first multiple regression analysis ($P < 0.01$). The second analysis showed that the muscle hardness was the only variable to contribute significantly to the MAS ($P < 0.01$). Since only the MAS was accounted for by the muscle hardness, it could be considered that the muscle hardness values present the conditions of spastic muscles.

In regard to the inter-subject comparison of spasticity, some issues were clarified to consider in examining the amount of muscle tonicity change. When the muscle hardness and tonicity particularly assessed by a handheld tissue hardness meter, it is necessary to adjust differences due to the individual variability and eliminate potential sampling bias.

Key words: Spastic muscle, Quantitative evaluation, Handheld tissue hardness meter, Spasticity assessment scales, Multiple regression analysis