〈研究論文〉

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

諸角　一記[1)]　・　花岡　正明[1)]　・　市川　富啓[2)]　・　杉本　　淳[2)]
原田　恭宏[1)]　・　大杉　紘徳[1)]　・　柳澤　　健[1)]

【要旨】

組織硬度計を用いた痙縮筋評価の妥当性について検討した。

本研究は、脳梗塞 13 名、脳出血 2 名、脳挫傷 1 名、くも膜下出血 1 名で、平均年齢 73.9 歳（38－85 歳）の 17 名を対象とした。

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、Modified Ashworth Scale などの検査を実施した。その他の検査は、Brunnstrom stage、大腿四頭筋反射、Babinski 反射検査を実施した。

痙縮筋に対する筋硬度測定の基準妥当性について検討した相関分析の結果は、筋硬度と Modified Ashworth Scale の間に有意な相関関係が認められた。筋硬度と Pendulum Test の間にも有意な負の相関関係が認められた。その他の項目間には有意な相関関係は認められなかった。

携帯型組織硬度計による筋硬度測定が痙縮筋における筋緊張変化の量的状態を表現している可能性があり、この測定の妥当性は高いものと考える。

キーワード：痙縮筋・量的評価・携帯型組織硬度計・妥当性・理学療法

はじめに

人間の日常の動作・活動を支える機能には、運動機能・生理機能・感覚機能・精神機能などがある。運動機能の代表的なものは、筋力・持久力・平衡性・柔軟性・俊敏性などであり、これらの機能の調節により身体運動・活動が営まれている。運動機能の正常範囲は、トップアスリートの機能から小児や高齢者におよぶ広範囲であり、いずれの者も運動機能が低下し日常生活に支障をきたした状態を障害という。我々理学療法士は、この運動機能や生理機能、感覚機能、精神機能などの状態を検査し障害を捉えることで改善すべき機能と、それを改善するための方法を考察する。

脳血管障害などの患者は、中枢神経系機能の一部が損傷されるため様々な障害が出現する。

[1] 城西国際大学
[2] 八王子保健生活協同組合城山病院

中枢神経系は、大脳（終脳）・間脳・中脳・橋・小脳・延髄・脊髄からなり、それぞれが役割（機能）を持っており、損傷された部位やその範囲によって出現する症状や障害が変化する。代表的なものとして、運動麻痺、感覚麻痺、協調運動障害（運動失調など）、パーキンソン症状、摂食・嚥下障害、言語障害、意識障害、精神機能障害、高次脳機能障害、自律神経障害などがあり損傷部位に応じて多岐にわたる障害が引き起こされる。

中枢神経系により運動を支配・調整するための運動神経路には、錐体路と錐体外路がある。錐体路は、前頭葉運動野から始まり、放線冠→内包→大脳脚→橋底部を経て延髄に至り、ここで交叉（錐体交叉）し反対側の脊髄側索を下行して脊髄前角細胞にシナプスを形成する。そして末梢神経を介して筋を支配し筋収縮を発現させる。これに対して錐体外路は、大脳基底核から始まり、人間の無意識下で行う自動的運動や骨格筋の筋緊張、協調的収縮などを調整する。前述した錐体路の経路である内包部（大脳基底核であるレンズ核と視床の間）は、そこを養う脳血管（中大脳動脈穿通枝）の位置的・構造的問題で脳血管障害が多発し、その部位の機能が障害される頻度が高い。この内包部は、錐体路と錐体外路の両者が隣接して走行しているため、ここが損傷された場合は錐体路の症状である運動麻痺と錐体外路の症状である筋緊張異常・痙縮などを呈し、受傷者の運動機能や麻痺の回復を阻害する。そのため、内包部の脳血管障害患者における筋緊張・痙縮筋評価は、障害に対する予後判定や治療経過観察、治療結果判定を行うためには重要な検査・評価項目である。

脳卒中片麻痺患者の筋緊張・痙縮筋評価には、痙縮筋に対する質的評価方法として Modified Ashworth Scale[1-3] や他動的伸張法などがあり、量的評価方法には脊髄内の興奮準位を検討したもの[4-6] や、筋電図を用いたもの[7]、電気角度計や速度記録計を用いたもの[8]、トルクマシンを使用し検討したもの[9, 10] などがある。筋緊張・痙縮筋の状態を量的変化として捉える評価方法は、脊髄内の興奮準位[4-6] の評価のように、装置が大掛かりで、検査の手続が複雑で臨床場面での応用が難しく、簡便に量的状態を評価する方法には確立されたものが少ない。

携帯型組織硬度計の開発は、古くは 1980 年代に Fischer ら[11, 12] によってはじめられた。Fischer らは、客観的評価や治療効果判定のために研究を進め、彼らが考案した Fischer 型硬度計（図 1）が現在の機器のベースとなり、構造や考え方の多くが参考にされている。Fischer 以後、Sanders[13]ら、Kawchuk[14, 15]、Roberts[16]、Arokoski ら[17]、矢野ら[18]、高梨ら[19-21] の報告と我々の報告[22] を含めて多くの研究報告があり、機器の開発が進められている。本邦で使用されている機器には、携帯型の組織硬度計と圧痛計の切換式（OE-220 伊藤超短波社製、図 2）や高精度測定機器（Venustron アクシム社製）などの製品がある。

組織硬度計の測定対象は、治療対象となる軟部組織や筋力強化時における筋質の検討、物理療法の治療効果判定など様々[23-26] である。測定対象である軟部組織とは、骨を除く結合組織を含む表皮、真皮、皮下脂肪組織、血管、末梢神経、骨格筋のことである。組織硬度計は、これらの軟部組織の状態を硬度として測定する。組織硬度計を用いた筋硬度の計測について、矢野ら[18] や Arokoski ら[17] の報告があり、筋硬度の量的評価方法として用いることは有用であると述べている。

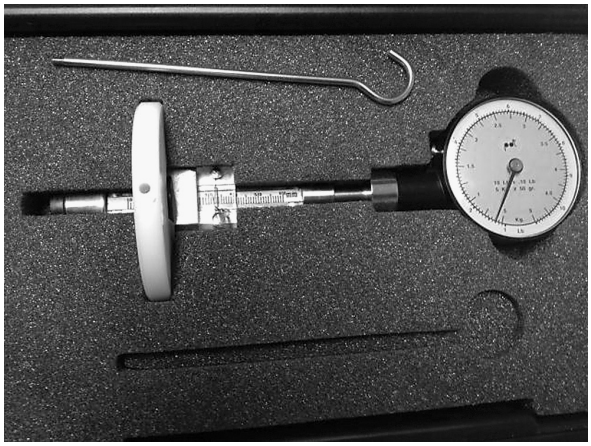

図 1　Fischer 型硬度計

上図の Fischer 型硬度計は、現在の機器のベースとなり基本構造や考え方の多くが参考にされている。

図 2　携帯型組織硬度計（OE-220 伊藤超短波社製）

上図の携帯型組織硬度計は、軟部組織の反発力と押圧を二つのセンサで監視し、この合計値が一定になる時点の組織の反発力を計測する。二つのセンサから得られた値の合計値に対する組織反発値の割合をパーセンテージ表示し、これを硬度値としている。

本研究では、携帯型組織硬度計を用いた筋硬度の測定を痙縮筋の量的評価方法に応用する目的で、片麻痺患者の筋硬度値を測定し、Pendulum Test、Modified Ashworth Scale との関係性と健常成人の筋硬度との違いについて検討した。具体的には、本研究と内外の研究 [17, 18] 及び我々の先行研究 [22, 27, 28] をレビューすることにより、携帯型組織硬度計による筋硬度測定の妥当性と、携帯型組織硬度計を用いた痙縮筋評価における簡易的量的評価方法の妥当性について考察した。

方　法

Ⅰ．研究の参加者

本研究では、患者群は脳梗塞 13 名、脳出血 2 名、脳挫傷 1 名、くも膜下出血 1 名の 17 名を対象とした。患者群の平均年齢は 73.9 歳（38－85 歳）、平均身長 157.3±5.9（mean±SD）cm、平均体重 57.2±10.0kg であった。また、麻痺側は右片麻痺 8 名、左片麻痺 8 名、不全四肢麻痺 1 名、Brunnstrom stage は stageⅡが 2 名、stageⅢが 10 名、stageⅣは 4 名、stageⅤは 1 名であった（表 1）。

健常成人群は女性 5 名、男性 5 名の合計 10 名を対象とした。健常成人群の平均年齢は 27.1 歳（22－32 歳）、平均身長 163.6±10.0cm、平均体重 58.4±6.5kg であった。

表 1　疾患名と麻痺側および Brunnstrom stage の内訳

		n
疾患名	脳梗塞：	13
	脳出血：	2
	脳挫傷：	1
	くも膜下出血：	1
麻痺側	右片麻痺：	8
	左片麻痺：	8
	不全四肢麻痺：	1
Brunnstrom stage	StageⅡ：	2
	StageⅢ：	10
	StageⅣ：	4
	StageⅤ：	1

Ⅱ．実験の手順

① Modified Ashworth Scale

患者群の大腿四頭筋 Modified Ashworth Scale を Bohannon[2] や Smith が提唱する方法[3] 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（著名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

図 3 のように、健常成人と患者群の大腿直筋硬度を測定した。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た。患者群は麻痺側の筋硬度を測定し、健常成人群は右下肢の大腿直筋の硬度を測定した。

測定には、携帯型組織硬度計（OE-220 伊藤超短波社製、図 2）を用いた。本機器は、二つのセンサを有していることが特徴である。従来の携帯型組織硬度計による測定では、測定時に検者の押す力（押圧）の相違が組織硬度値に反映され誤差が生じることが知られていた。この誤差を最小限に抑えるため、軟部組織の反発力と押圧を二つのセンサで監視し、この合計値が一定になる時点の組織の反発力を計測する。二つのセンサの合計値に対する組織反発値の割合をパーセンテージで表示し、これを硬度値としている。本研究では、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て用いた。

健常成人群と患者群における筋硬度の比較は、筋緊張の増加がない Modified Ashworth Scale の結果が 0 であった 2 名を除外し Modified Ashworth Scale の結果が 1 以上の患者群（15 名）の筋硬度を用いた。

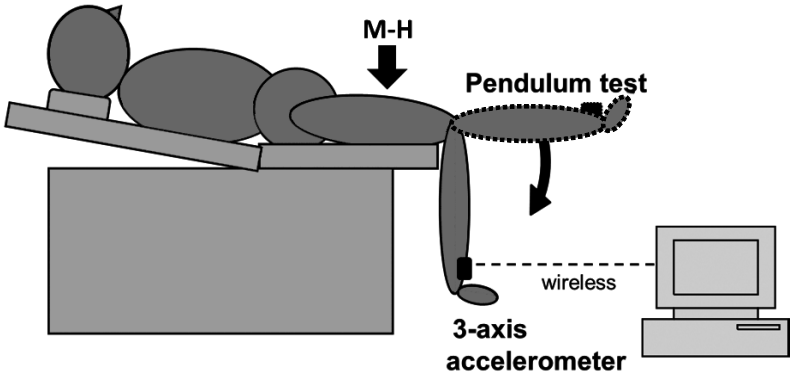

図 3　実験の模式図

筋硬度の測定（M-H）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をとり、測定前にこの肢位で 5 分間の安静をとった。Pendulum Test も同様の肢位から測定した。

③　Pendulum Test

Pendulum Test は、Bajd ら [8] の変法で患者群のみに行った。図 3 のように、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離し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（X 軸―下垂した下腿軸に対して直交する左右方向、Y 軸―下垂した下腿軸に対して直交する前後方向、Z 軸―下垂した下腿軸方向、±2G、ADXL311 Analog Devices 社製、USA 仕様のホロニック社特注品）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、落下時の Z 軸が最大値を示した時点の 3 軸衝撃加速度を測定した。3 軸加速度データは、Bluetooth 送信機（103×59×27mm 126g、AD 変換部：分解能 12 ビット、入力チャンネル数 8ch、サンプリング間隔 1msec、送受信部：送信方式 Bluetooth Class2、送受信周波数 2.4GHz、MES-01、ホロニック社製）にて各データを A/D 変換（MSP430FG439 Texas Instruments 社製、USA）後、Bluetooth 受信機（Hagiwara HNT-UB03、ハギワラシスコム社製）を備えたノートパソコンへ送信した。ノートパソコンへ送られた信号は通信情報収集ソフト（HolonicBio HOL-01、ホロニック社製）、波形ビューアプログラム（VitalTracer キッセイコムテック社製）を経て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った。そして、それぞれの 3 軸衝撃加速度の合成ベクトルの大きさを算出し、その 3 回分を加算平均して代表値とした。

④　その他検査

患者群は麻痺側下肢の Brunnstrom stage、大腿四頭筋反射、Babinski 反射検査を実施した。大腿四頭筋反射は、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。健常成人群と Modified Ashworth Scale 1 以上の患者群（15 名）の筋硬度の比較には Mann-Whitney 検定を用いた。患者群の大腿直筋硬度測定が痙縮筋緊張の状態を反映しているかどうかを判定するために Spearman の検定を用い、筋硬度に対する Modified Ashworth Scale、Brunnstrom stage、大腿四頭筋反射、Babinski 反射、Pendulum Test の結果との間で相関分析した（有意水準は 5%とした）。

Ⅳ．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、個人情報の保護、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、本研究は学校法人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）。

結　果

Ⅰ. Modified Ashworth Scale および大腿四頭筋反射、Babinski 反射の内訳

Modified Ashworth Scale では、0 は 2 名、1 は 9 名、1+は 2 名、2 が 4 名であった（表 2)。また、大腿四頭筋反射ではマイナスが 4 名、2+が 10 名、3+は 3 名で、Babinski 反射はマイナスが 7 名、プラスが 10 名であった（表 3)。

表 2　Modified Ashworth Scale（MAS）の内訳

			n
MAS	0	→ (1)	2
MAS	1	→ (2)	9
MAS	1+	→ (3)	2
MAS	2	→ (4)	4

Modified Ashworth Scale の内訳を表に示す。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 の順序尺度に置換して統計処理した。

表 3　Babinski 反射と大腿四頭筋反射の内訳

			n
腱反射	−	(1)	4
	2+	(3)	10
	3+	(4)	3
Babinski	＋	(1)	10
	−	(0)	7

大腿四頭筋反射は、(-) を 1、(1+) を 2、(2+) を 3、(3+) を 4 へ置き換え、Babinski 反射は（−）を 0 へ、（＋）は 1 の順序尺度に置き換えて統計処理した。

Ⅱ. Mmodified Ashworth Scale における患者群と健常成人群の大腿直筋硬度の測定結果

健常成人群と患者群の大腿直筋硬度を表 4 に示す。健常成人群の平均筋硬度 35.3±3.0（mean±SD）%に対して、全患者群では 40.09±5.4%であった。患者群における Modified Ashworth Scale (MAS) が 0 の 2 名患者の平均値は 31.3±1.4%であった。この 2 名を除外した MAS が 1 以上の 15 名の患者の筋硬度の平均値は 42.2±4.2%であった。健常成人群と MAS が 1 以上の患者群の筋硬度を比較した結果は有意（$p<0.01$）に患者群の筋硬度が高かった。

表 4　Mmodified Ashworth Scale（MAS）における患者群と成人群の大腿直筋硬度の測定結果

	n		
健常成人群筋硬度	10	35.3±3.0%	
患者群筋硬度	17	40.9±5.4%	
MAS 0　筋硬度	2	31.3±1.4%	
MAS1 以上筋硬度	15	42.2±4.2%	p<0.01

大腿四頭筋の硬度は、健常成人平均筋硬度 35.3±3.0%に対して、患者群全体の平均値は 40.09±5.4%であり、Modified Ashworth Scale 1 以上患者群では 42.2±4.2%と高く、Modified Ashworth Scale 0 である 2 名患者の平均値は 31.3±1.4%と一番低かった.

Ⅲ. Pendulum Test の結果

患者群に実施した Pendulum Test の結果を表 5 に示す。全患者における 3 軸最大衝撃加速度の合成ベクトルの大きさは 1.94±0.5G であり、MAS が 0 である 2 名の患者の平均値は 2.05±0.4G であった。また、MAS が 1 以上の患者群における衝撃加速度の平均値は 1.92±0.5G であった。

表 5　Pendulum Test の結果

	n	
全患者	17	1.94±0.5 G
MAS　0	2	2.05±0.4 G
MAS1 以上	15	1.92±0.5 G

全患者群の値は 1.94±0.5G であり、Modified Ashworth Scale 0 の 2 名の患者の平均値は、2.05±0.4G、Modified Ashworth Scale 1 以上患者の平均値は 1.92±0.5G で、Modified Ashworth Scale 0 が一番高かった。

Ⅳ. 痙縮筋に対する筋硬度測定の基準妥当性について

全患者群における筋硬度と MAS との相関分析の結果は有意（r=0.881、p<0.01）な相関が認められた。筋硬度と Pendulum Test（P-test）の結果との間にも有意（r=－0.644、p<0.01）な負の相関が認められた。MAS と P-test との間にも有意（r=－0.549、p<0.05）な負の相関が認められた。その他の Brunnstrom stage（Br-stage）、大腿四頭筋反射（腱反射）、Babinski 反射検査（Babinski）と MAS および筋硬度との間には相関は認められなかった（表 6）。

表 6　筋硬度と Modified Ashworth Scale および Pendulum Test の相関分析の結果

			n	相関係数	
筋硬度	vs	MAS	17	r = 0.881	p<0.01
筋硬度	vs	P-test	17	r = -0.644	p<0.01
MAS	vs	P-test	17	r = -0.549	p<0.05
筋硬度	vs	腱反射	17	r = 0.057	
筋硬度	vs	Babinski	17	r = -0.293	
筋硬度	vs	Br-stage	17	r = -0.065	

患者群の筋硬度と Pendulum Test との相関分析では、有意（r=－0.644、p<0.01）な負の相関が認められた。また、筋硬度と Modified Ashworth Scale との相関分析の結果でも有意（r=0.881、p<0.01）な相関が認められた。その他 Modified Ashworth Scale と Pendulum Test との間にも有意（r=－0.549、p<0.05）な負の相関が認められた。

考　察

Ⅰ．携帯型組織硬度計による筋硬度測定の妥当性について

矢野ら[18]は組織硬度計を用いて軟部組織を測定することに関して、生体軟部組織は粘弾性体であり、その性質が力学的に変形速度にほとんど依存しないことから、弾性体としての測定方法として、この方法には一定の妥当性があると述べている。また、矢野ら[18]は硬結モデルによる研究結果をもとに、生体における皮下脂肪の影響を考慮しても筋の硬度を体表から組織硬度計を用いて測定することに肯定的な考えを示している。

Arokoski ら[17]は、28 名の被検者の僧帽筋、三角筋、肩甲挙筋の筋硬度を組織硬度計で測定した結果、変動係数は 4.31～12.6 の違いが生じるが、量的評価として組織硬度計を用いることは有用であると述べている。

我々は、本研究を実施する以前に携帯型組織硬度計を用いた筋硬度測定の基礎的研究[22]を行った。この研究においては、大腿直筋の筋出力値が変化した時の組織硬度と筋電図を観察し、これらの関連性と携帯型組織硬度計の信頼性について検討した。ここでは、健常女性 14 名を対象とした。組織硬度の測定は、筋収縮の無い無負荷時と等尺性収縮 10、20、30、40、60 ポンドと最大筋力出力時の 7 段階に筋出力負荷量を変えて行った。そして、軟部組織硬度測定の信頼性検討には、級内相関係数を用いた。それぞれ筋出力時の級内相関係数は ICC=0.863～0.955（p<0.01）であり、携帯型組織硬度計を用いた筋硬度測定の被験者内信頼性は高かった。筋出力変化と組織硬度変化の相関関係を調べた Spearman の検定の結果は、筋出力値と軟部組織硬度の間に有意な相関が認められ（r=0.77、p<0.01）、筋出力変化と大腿直筋の筋電図積分値の変化との関係も有意な相関（r=0.89、p<0.01）が認められた。それぞれ被験

者の筋硬度は無負荷から最大筋力出力時まで有意に高くなり、携帯型組織硬度計を使用した筋硬度測定の妥当性が認められた。さらに我々は、被験者をかえた追加実験[27]を実施した。健常男子ラグビー選手20名を対象として大腿四頭筋の等尺性筋力を測定し、筋力が変化した時（0、20、30、40、60 ポンドと最大筋力）の大腿四頭筋硬度を測定した。ここでは、筋力と筋硬度との関係性について階層線形モデルを用いて解析した。解析の結果は、筋力変化と筋硬度変化の間で高い相関を示し、携帯型組織硬度計を使用して筋硬度を測定する方法の妥当性が示された。

以上のような我々の基礎的研究結果と Arokoski ら[17]や矢野ら[18]などの先行研究における結果から、携帯型組織硬度計を用いた筋硬度の測定は妥当性がある方法であると考えられる。

Ⅱ．携帯型組織硬度計を用いた痙縮筋評価の基礎的研究

さらに我々は、携帯型組織硬度計を用いた痙縮筋評価のための事前の基礎的研究[28]を行った。ここでは、健常成人群と痙性麻痺患者群を対象にして、安静臥床および頸部屈曲直後から安静時間経過時の筋硬度値変化について観察した。そして、正常筋と痙縮筋の硬度の違いと経時的変化を観察し、携帯型組織硬度計による痙縮筋評価を実施できる可能性と評価時順化時間の必要性につて検討した。対象は痙性麻痺患者（以下、患者群）15名と健常成人（以下、健常群）10名とした。患者群は、脳梗塞10名、脳出血3名、脳挫傷1名、くも膜下出血1名であった。MAS による筋緊張評価は、0：1名、1：7名、1+：4名、2：2名、3：1名であった。健常成人群は女性5名、男性5名の合計10名を対象とした。健常群と患者群の大腿直筋硬度について携帯型組織硬度計を用いて測定し、測定肢位は体幹 10 度屈曲位のセミファーラー位で下腿から下部を下垂位した安楽位とした。そして、測定は、安静臥位直後と安静10分後、その後頸部を20度屈曲位にして10秒間保持し安静位に戻した直後に行い、その時点から安静20分後まで1分間隔で合計23回測定した（所要時間合計30分間）。測定の結果は、患者群において頸部屈曲直後の筋硬度値は有意（$p<0.01$）に上昇し、健常群では有意差が認められなかった。この患者群の変化は、緊張性頸反射の影響によるものであると考えられた。片麻痺患者においては、頸部屈曲などの体位変化で筋の緊張が容易に変化した。この筋硬度の変化は、筋緊張変化を表現しているものと考えられた。筋緊張の調整は、錐体路系と錐体外路系の調整によって行われている。錐体外路系は、脊髄γ運動神経が筋紡錘を調整し筋線維の状態について求心性Ⅰa線維を通じて監視し、α運動系神経と連携して緊張を調整している[23, 30]。これらに関与する因子には、脊髄内興奮準位の変化をもたらす痙性麻痺や弛緩性麻痺、筋固縮などが考えられる。本実験における筋硬度の変化は、頸部屈曲保持時の負荷が緊張性頸反射を亢進させ、脊髄内興奮準位を上昇させた結果、筋緊張が亢進し筋硬度が上昇したものと考えられた。患者群と健常群における臥床開始から安静10分後、頸部屈曲直後、安静 20 分間における筋硬度の経時的変化の比較では、患者群のみが有意（$p<0.01$）に変化した。患者群の筋硬度変化は、頸部屈曲直後から安静時間 3-5 分で 1 回わずかに低下

し、10 分後と、15-20 分後にさらに低下し安定した。これは、頸部屈曲保持刺激により上昇した筋硬度が、その後の安静時間経過により脊髄内興奮準位が低下し筋緊張が抑制された結果、筋硬度値の低下が惹起されたと考えられた。このことから、臨床で痙縮筋評価目的に筋硬度測定を用いる際、安静順化時間には最低 5 分間が必要であることがわかった。

以上のことから、携帯型組織硬度計が痙縮筋評価へ応用できる可能性が示唆され、その評価時やその他の組織硬度測定時にも順化時間の必要性が明らかとなった。

携帯型組織硬度計を脳卒中片麻痺患者の筋緊張評価に用いる検討をさらに進めるために、痙縮筋の質的検査である MAS や他動的伸張法、量的検査としての脊髄内の興奮準位の指標である H 反射や加速度計を用いた P-test などとの比較検討の必要性が認められた。

Ⅲ．健常成人群と患者群の筋硬度の違い

本研究における、健常成人群の筋硬度値と MAS が 1 以上の患者群における大腿直筋硬度の測定結果（表 4）は、患者群が有意に高かった。このことは、筋緊張の違いが筋硬度に反映されたものと考えられる。筋緊張の調整は、錐体路系と錐体外路系の調整によって行われている。痙縮とは、「上位運動神経症候群の一部として、伸張反射の過興奮性の結果生じる、腱反射の亢進をともなった緊張性伸張反射の速度依存性の亢進状態」と定義づけられている [3)]。これは、上位運動神経路である錐体外路の網様体脊髄路などの抑制性下行性運動路（伸張反射と屈筋反射の求心性線維の興奮性の抑制をするといわれている）の障害と錐体路の障害（皮質脊髄路の過剰な活動）による脊髄内の興奮性が上昇し、さらにその下位の運動神経回路の中では求心性Ⅰa 線維の終末部におけるシナプス前抑制機能の低下 [29)] が起こり、筋緊張が亢進し痙縮が生じる可能性が示唆 [3, 29)] されている。MAS が 1 以上の患者群においては、この脊髄内の高い興奮性による筋緊張亢進と錐体外路の障害のために筋硬度値が高くなったものと考えられる。

痙縮は、身体的、感情的な刺激や日差によって筋緊張が変動するため、その客観的評価は難しく、筋が他動的に伸長される速度の違いによっても反応が変化する速度依存性の運動障害といわれている [3)]。痙縮筋の状態（亢進・正常・抑制）を検査する他動的伸長法を行う際の、運動速度に比例して折りたたみナイフ現象（他動的伸長時にある角度で抵抗感が生じ、伸張をさらに継続するとその抵抗感が消失する）やクローヌス（筋の伸張や刺激の入力により筋の振戦などが出現する）が出現する。筋硬度測定は、刺激や測定速度は一定で安静時に実施する。そのため測定結果は、測定時の刺激量に依存しない。一方、筋伸長法では脊髄内興奮準位の上昇による筋緊張の亢進があり、速く強い刺激に対して反応できる準備状態が出来上がっていて速度依存性の反応が出現する。筋硬度測定では、この筋緊張亢進という速度依存性の準備状態を筋硬度として測定していると考えられる。表 4 に示す大腿四頭筋の硬度は、健常成人の平均筋硬度 35.3±3.0％に対して、患者群全体の値は 40.09±5.4％であり、MAS が 1 以上の患者群では 42.2±4.2%と高く、MAS が 0 である 2 名患者の平均値は 31.3±1.4%と

一番低かった。これは、それぞれの筋緊張の状態を表現しているものと考えられる。健常人における筋緊張は、安静時でも緊張を保ち自身の形状や姿勢を保持することができる。筋緊張は、姿勢変換時の体位を保持・調整するための伸張反射や姿勢反射の応答のために常に調整され変化している。中枢神経疾患では、脊髄内の興奮性が高い場合は筋緊張が上昇し、下行性興奮性経路が遮断された場合は筋緊張が低下する。本研究における MAS が 0 である 2 名の患者における筋硬度の低値は、筋緊張低下を表現しているものと考えられる。

辻ら[3]は、痙縮の病態生理について脊髄反射の影響のみでなく、筋の廃用や麻痺による筋線維の特性変化や筋の繊維化などの筋自身の変化に関する要因について述べている。長沖ら[30]は、筋緊張について伸張反射にもとづいた筋の状態と、筋や腱および関節構成体の粘弾性要素との総和であると述べており、筋硬度には筋拘縮など筋自身の問題が加味されているものと考えられる。本研究では、患者群の 17 名のうち 14 名が 65 歳以上の高齢者であり、これら高齢患者における筋の老化による粘弾性変化による影響も含まれているものと考える。

Ⅳ. 患者群筋硬度と Modified Ashworth Scale および Pendulum Test との関係

表 5 の P-test の結果では、全患者群の値は 1.94±0.5G、MAS が 0 の 2 名の患者の平均値は 2.05±0.4G、MAS が 1 以上の患者における平均値は 1.92±0.5G となり、MAS が 0 は一番高かった。図 4 に P-test 時の Y 軸（下腿下垂位の下腿軸に対して直交する前後方向）加速度の生波形の例（MAS が 0 の結果と MAS が 2 の結果であった患者の例）を示す。ここでは MAS が 0 の患者は落下後 8 回程度の振れ（時間 8 秒間）と高い衝撃（1.4G）を示しているのに対して、MAS が 2 の患者では 3 回程度で振動が停止（時間 3 秒間）し最大衝撃加速度（0.6G）は低かった。これらは、筋緊張の影響と考えられる。P-test は、被験者の下腿を下垂した状態から検者が他動的に伸展させ（下腿を持ち上げ）、脱力状態から落下させるテストである[8]。この時の下腿のゆれ幅や振動数、動きの速度、時間などを確認する。本研究では、落下時の 3 軸衝撃加速度を測定し、その合成ベクトルの大きさを算出して P-test の代表値とした。MAS が 1 以上の患者における P-test の結果は、下腿の重みによる落下が大腿四頭筋に対して急峻な伸長を与え、その刺激により発生した筋の抵抗（筋緊張が亢進）のため、落下速度や時間あるいは振動数が減少したと考えられる。一方、筋緊張が低く筋の抵抗が無い場合は落下時の衝撃が大きくなることが考えられる。

患者群の筋硬度と P-test との相関分析では、表 6 のように有意（$r=-0.644$、$p<0.01$）な負の相関が認められた。また、筋硬度と MAS との相関分析の結果でも有意（$r=0.881$、$p<0.01$）な相関が認められた。そして MAS と P-test との間にも有意（$r=-0.549$、$p<0.05$）な負の相関が認められた。

したがって、筋硬度測定は筋緊張の違いを量的状態として表現している可能性があり、痙縮筋の量的変化を捉えられる妥当な評価方法であると考えられる。筋緊張の異常については、①安静時における他動運動に伴う反射的な筋活動による抵抗（伸張反射性筋緊張）と、②筋

活動を伴わない筋自体の硬さによる抵抗（筋粘弾性筋緊張）と、③動作時において通常では認めない異常な筋活動（動作時筋緊張）の 3 点について捉える必要性があり、筋硬度測定では②の筋活動を伴わない筋自体の硬さ（筋粘弾性筋緊張）が測定できるものと考えられる。

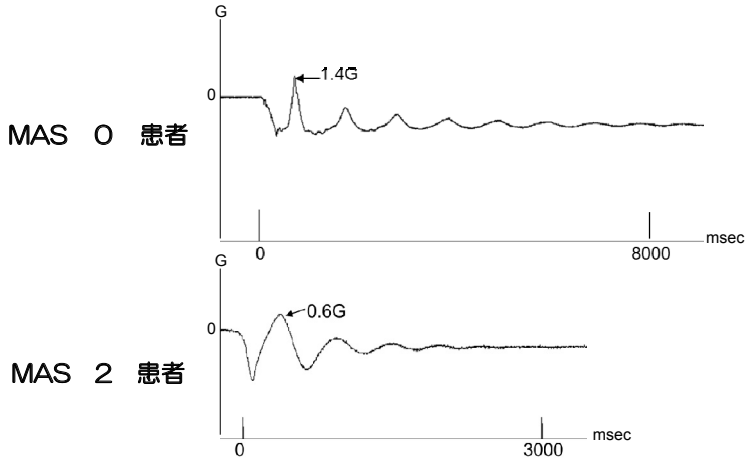

図 4　Pendulum Test 時の Modified Ashworth Scale が 0 と 2 の患者の Y 軸（下腿下垂位の下腿軸に直交する前後方向）加速度の生波形の例

上図は、Pendulum Test の加速度生波形である。Modified Ashworth Scale 0 の患者群は落下後 8 回程度の振れと衝撃を示しているのに対して、Modified Ashworth Scale 2 の生波形では 3 回程度の振れで振動が停止した。

Ⅴ．筋硬度値と Brunnstrom stage、大腿四頭筋反射、Babinski 反射検査との関係

筋硬度値と Br-stage、筋硬度値と腱反射、Babinski との間で相関分析を行った結果には、有意な相関は認められなかった。

Br-stage は、運動麻痺の回復段階を評価する方法である。腱反射の反応の大小は脊髄内の興奮準位により影響を受けるため、錐体路障害の一つの指標とされている。病的反射である Babinski も、これが出現すれば錐体路障害が疑われる。これらの評価は錐体路障害の有無を検査するものであるが、痙縮の状態や筋緊張を直接的に表現しているとは言えない。

臨床場面では、脳卒中片麻痺を発症した患者における初期のショック期に麻痺側筋が弛緩性麻痺となり、筋緊張が低下し病的反射や腱反射が消失することがある。一方、回復段階が進むと腱反射が亢進し病的反射が出現するが筋緊張は低下したままの状態である患者を経験することがある。腱反射と筋緊張は両者とも脊髄内の興奮準位に影響される反応であるが、その出現状況が必ずしも一致しないことが知られている。腱反射を実施する際に腱を叩打すると腱が伸張され、筋紡錘の反応が Ⅰa 線維を通じて脊髄の前角細胞にある α 運動ニューロンを興奮させて反応が出現する。この回路に対して、筋緊張の調整ではさらに網様体脊髄路（錐体外路）に支配される γ 運動ニューロンが関与する。筋緊張亢進や痙縮は錐体路とさら

に錐体外路の関与が影響する。

以上のことから、筋硬度値と腱反射、Babinski、Br- stage との間の相関分析の結果には相関が認められなかったものと考えられる。

Ⅵ. まとめ

携帯型組織硬度計による筋硬度測定の妥当性[17, 18, 22, 27]について、および携帯型組織硬度計を用いた痙縮筋評価の基礎的研究[28]と本研究の結果について考察してきた。これらの結果から、携帯型組織硬度計を用いた痙縮筋の簡易的量的評価方法は妥当性が高く、臨床場面で応用が可能な方法であると考えられる。

結　論

理学療法の臨床場面において信頼性の高い量的筋緊張評価が簡便に行うことが可能になると、検査時間が削減され、経済的効果が高く、さらに患者の状態把握や治療効果判定がリアルタイムに実施できるとともに、治療方針立案と理学療法治療の EBM 構築に役立つものと考える。

【謝辞】

本研究は、八王子保健生活協同組合城山病院の患者様とスタッフの方々に多大なるご協力を頂きました。このご協力に対して感謝してここにお礼申し上げます。

【参考文献】

1) Ashworth B: Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. Practitioner 192 : 540-542, 1964
2) Bohannon RW et el: Interrater reliability of modified Ashworth scale of muscle spasticity. Phys Ther 67 : 206-207, 1987
3) 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
4) Little JW et el: H-reflex changes following spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil 66 : 19-22, 1985
5) Bour LJ et el: Soleus H-reflex tests in spasticity and dystonia: a computerized analysis. Electromyogr Kinesiol 1 : 9-19, 1991
6) Bishop B et el: Role of the gamma motor system in the Achilles tendon reflex of hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil 49 : 698-707, 1968
7) Norton B et el: Objective documentation of the relationship between spasticity and rate of passive movement.

Proc 7th Int Congr WCPT, 1974

8) Bajd T et el: Pendulum testing of spasticity. J Biomed Eng 6 : 9-16, 1984

9) Matsumoto K et el: Studies on induced exacerbation of parkinsonian rigidity. J Neurol Neurosurg Psychiat 26 : 27-32, 1963

10) Allum JHJ et el: The mechanical effectiveness of short latency reflexes in human triceps surae muscles revealed by ischemia and vibration. Exp Brain Res 48 : 153-156, 1982

11) Fischer AA: Muscle tone in normal persons measured by tissue compliance. J Neuro Orthop Med Surg 8 : 227-234, 1987

12) Fischer AA: T issue compliance meter for objective, quantitative documentation of soft tissue consistency and pathology. Arch Phys Med Rehabil 68 : 122-125, 1987

13) Sanders GE, Lawson DA: Stability of paraspinal tissue compliance in normal subjects. J Manip Physiol Ther 15 : 361-364, 1992

14) Kawchuk G, Herzog WJ: The reliability and accuracy of a standard method of tissue compliance assessment. J Manip Physiol Ther 18 : 298-301, 1995

15) Kawchuk G, Herzog WJ: A new technique of tissue stiffness (compliance) assessment: its reliability, accuracy and comparison with an existing method. J Manip Physiol Ther 19 : 13-18, 1996

16) Roberts KL：Reliability and validity of an instrument to measure tissue hardness in breasts. Aust J Adv Nurs 16（2）: 19-23, 1999

17) Arokoski JP et el: Feasibility of the use of a novel soft tissue stiffness meter, Physiol Meas 26 : 215-228, 2005

18) 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

19) 高梨晃・他 : 2 種類の軟部組織硬度計における再現性、信頼性の検討。理学療法科学 23（2）: 297-300, 2008

20) 髙梨晃・他：軟部組織硬度計による模擬軟部組織モデル測定時の信頼性の検討。理学療法科学 24（1）: 31–34, 2009

21) 髙梨晃・他:軟部組織硬度計を用いた弾性値評価。理学療法科学 26（5）: 667–671, 2011

22) 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

23) 烏野大：軟部組織の粘弾性調整を目的とした寒冷療法と温熱療法の実践方法と臨床効果。理学療法 29（9）: 1002-1011, 2012

24) 渡邉哲郎・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

25) 森下勝行・他：超音波照射が軟部組織硬度に与える影響。日本物理療法学会誌 17 : 25-30, 2010

26) 森下勝行・他：超音波照射が筋硬度と関節可動域に与える影響。生体応用計測 2 : 7-10, 2011

27) David O. Draper, Kazunori Morozumi et el: 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
28) 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
29) 田中勵作：痙縮の神経機構―再訪。リハ医学 32 : 97-105, 1995
30) 長沖英行・他：痙縮の評価法。臨床リハ 4 : 145-147, 1995

An Investigation into Validity of Qualitative Spasticity Evaluation in Stroke Patients Using a Handheld Tissue Hardness Meter

Kazunori Morozumi, Masaaki Hanaoka, Tomihiro Ichikawa
Atsushi Sugimoto, Yasuhiro Harada, Hironori Ohsugi, Ken Yanagisawa

Abstract

The aim of this study is to investigate the validity of handheld tissue hardness meter (H-T-M) in quantitatively evaluating spasticity levels in paralyzed muscle.

There were 17 subjects with an average age of 73.9 years (range, 38–85) consisting of 13 stroke-induced hemiplegia, two cerebral hemorrhage, one brain contusion and one subarachnoid bleeding.

Rectus femoris muscle hardness (M-H) was measured on the paralyzed side with a H-T-M. In order to compare with the results of M-H, we also examined Pendulum test (P-T), Modified Ashworth Scale (MAS), Brunnstrom stage, the quadriceps femoris tendon reflex test, and the Babinski reflex.

We found significant correlations between M-H and MAS (r = 0.881), and between M-H and P-T (r= –0.644), based on the correlation analysis, which shows the criterion validity of M-H measurements of spasticity levels.

On the other hand, no significant correlation was found between M-H and Br stage, tendon reflex, or pathologic reflex.

These results suggest that M-H tends to increase with increasing the muscle tone. Since M-H was correlated with both MAS and P-T scores, the measurement of M-H has a possibility to express the quantitative state of changes in the muscle tone of spastic muscle.

Given the above, handheld tissue hardness meter implies to have high validity in evaluating the spasticity.

A simple, reliable and convenient muscle tone test by H-T-M would allow physicaltherapists to assess patient conditions in real time, judge them with time and facilitate treatment strategies. It would support the evidence-based medicine.

Keywords: Spasticity, Quantitative evaluation, handheld tissue hardness meter, validity, physical therapy