

脳血管障害患者における麻痺筋の形態的および力学的特性

加 藤 え み か

要 旨

脳血管障害などの中枢神経系の損傷による運動麻痺では、他動的な関節運動に対して高い関節トルクが生じることが知られている。廃用性症候群の予防に向けたリハビリテーションを確立するために、麻痺筋の特性を定量することは重要である。本研究の目的は、運動麻痺による筋特性に着目し、それらを定量することであった。

13名の脳血管障害患者が被験者として参加した。超音波画像診断装置を用いて筋の形態的特性として下腿三頭筋の筋厚 (muscle thickness: MT), 筋束長 (fascicle length: FL), 羽状角 (pennation angle: PA) を、また力学的特性として足関節と筋組織のスティフネスを測定した。筋の形態的特性測定では下腿長の近位30%部位を対象として腓腹筋内側頭 (gastrocnemius medialis: MG), 腓腹筋外側頭 (gastrocnemius lateralis: LG), ヒラメ筋 (soleus: SOL) を測定した。スティフネスの測定では、被験者は股関節および膝関節90°屈曲の椅座位をとり、足関節を5°/sで底屈20°から背屈20°まで他動的に背屈された。筋の形態的特性のパラメータと足関節および筋組織のスティフネスは麻痺側と非麻痺側について対応のあるt検定を行い、足関節角度変化に対するFL変化, PA変化, 腱伸長は、反復測定の実験配置の分散分析を行った。

MTについてはMGの麻痺側では 14.6 ± 2.5 mmであり、非麻痺側では 16.6 ± 3.8 mmで、麻痺側が非麻痺側に対して低値を示したが ($p < 0.05$), LGおよびSOLでは有意な差はみられなかった。麻痺側におけるFLはMGでは 28.1 ± 6.8 mm, LGでは 38.5 ± 14.9 mm, SOLでは 30.1 ± 8.4 mmであり、非麻痺側におけるFLはMGでは 41.1 ± 8.0 mm, LGでは 51.0 ± 15.0 mm, SOLでは 42.5 ± 9.0 mmで、麻痺側が非麻痺側に対して有意に短かった。また、PAはLGの麻痺側では $9.3 \pm 3.0^\circ$, 非麻痺側では $15.5 \pm 6.8^\circ$ で、麻痺側が非麻痺側に対して低値を示したが ($p < 0.05$), MGおよびSOLでは有意な差はみられなかった。他動的な足関節によって得られた足関節のスティフネスは麻痺側が 0.133 ± 0.046 Nm/°であり、非麻痺側が 0.097 ± 0.038 Nm/°で、麻痺側が非麻痺側と比較して有意に高値を示した ($p < 0.05$)。また、MG, LGのスティフネスは麻痺側でそれぞれ 0.259 ± 0.153 Nm/mm, 0.181 ± 0.133 Nm/mmであり、非麻痺側ではそれぞれ 0.139 ± 0.069 Nm/mm, 0.087 ± 0.070 Nm/mmでMGとLGの筋スティフネスは麻痺側が非麻痺側と比較して有意に高かった。しかし、SOLでは両側で有意な差はみられなかった。さらに他動的な足関節背屈において、足関節の関節角度変化に対するFLの伸長はMGおよびLGでは麻痺側と非麻痺側で有意な交互作用がみられたものの、SOLではみられなかった。

本研究の結果から、脳血管障害のような中枢神経系の損傷による運動麻痺が生じることで、筋の形態的・力学的特性に有意な変化が生じることが示された。中でも、その影響は単関節筋であるヒラメ筋よりも二関節筋である腓腹筋で生じやすいことから、足関節のスティフネスを減少させるためのリハビリテーションを講じる際には患者間の個人差に加えて、筋の解剖的な特性も考慮すべきであることが示唆された。

キーワード：麻痺筋, 筋の形態的特性, 脳血管障害, 超音波画像診断法, スティフネス

1. 緒言

脳血管障害や脊髄損傷などによる運動麻痺で、関節や筋の長期の不働化による廃用性変化や痙性麻痺が生じ、筋緊張の過剰亢進などが引き起こされる^{7,16,21,42,47}。過度の筋緊張は反射性と非反射性の両方の要素の変化が原因であり、それに伴い、関節や筋のスティフネスの増加がもたらされる³⁹。脳性麻痺の子供を対象とした研究では、運動麻痺により関節可動域 (Range of Motion: ROM) の減少、関節のスティフネスの増加、アキレス腱の短縮、筋力の減少、筋横断面積の減少、拮抗筋の共収縮の増加などが生じることが報告されている^{2,3,45}。このように下肢の運動機能障害が生じた場合、上記のような骨格筋への変化で、歩行中に足部の接地が妨げられたり、前方への推進力の低下がもたらされ、生活の質が低下することが懸念される^{34,35,36,42,43}。

運動麻痺による骨格筋への変化を評価する方法として、臨床の現場では徒手的なROMテストが用いられる。これにより関節拘縮や痙性麻痺の把握や二次障害のリスク判定を行うものの、徒手的なROMテストはセラピストのスキルや主観の影響も含むことから、客観性、妥当性の面から限界がある。近年、筋組織と腱組織を合わせた解剖学的単位である筋腱複体のスティフネスや、脊髄反射応答などの麻痺領域の特性に対する定量的な評価をする研究が行われている^{1,46}。これらの研究では、下肢麻痺患者の足関節に対して背屈運動を行った際の受動トルクが健常者と異なる特性を示すことが報告され、^{7,16,46} 脊髄損傷による筋の拘縮は筋のスラック長の短縮や筋のスティフネスの増加によってもたらされることが明らかにされている^{9,10}。

超音波画像診断法により生体内組織を非侵襲的にリアルタイムで計測することが可能となり、健常者の筋腱複体の特性について多くの知見が得られてきた^{13,23,30,31}。また、障害や疾患を対象とした研究も散見され、脳血管障害や脊髄損傷などによる廃用性筋萎縮や、運動麻痺による筋体積の減少、筋線維や腱組織のスティフネスの変化などが報告されている^{5,14,15,16,17,26,27,38,48}。また、Shortland et al.³⁸は痙性のある両麻痺の子供と、健常な子供において、筋束長 (fascicle length: FL) に差はなく、筋の形態的特性の変化は筋の拘縮が原因ではないと報告している。その一方で、痙性のある脳麻痺患者の子供が有意に短いFLであることが明らかにされており^{6,13,27,28}、Li et al.²⁴は片麻痺患者において麻痺側で痙性のある上腕のFLが有意に短いことを報告している。このように神経障害を有する患者に関する報告については、報告間で一致した見解が得られていない。先行研究の多くは腓腹筋を対象としているが、健常な高齢者のように下肢の筋に神経支配が残存し、自立や自動歩行が可能である場合には、遅筋線維が多く日常生活動作で多用されるヒラメ筋よりも、速筋線維が多い腓腹筋に大きな萎縮が起こる^{18,29}。しかし、ベッドレストのような微小重力下で生じる筋体積の減少は、ヒラメ筋の方が腓腹筋よりも減少することから、筋萎縮は環境や状況に応じて一様には起こらない⁴¹。下肢麻痺患者は健常な高齢者とは異なり下肢の筋に対する神経支配が阻害されているため、筋萎縮

がどのように生じているかは不明である。さらに、下肢麻痺患者では車椅子を使用する者もあり、健常者と比較すると日常生活の中で椅座位をとる時間が長い。このように、運動麻痺と姿勢の影響により、脳血管障害患者の筋特性の変化は腱の特性の変化とも密接に関係することが予想されるが、脳血管障害患者において腓腹筋とヒラメ筋、アキレス腱の特性を同時に検討した研究は限られている。そのため、脳血管障害患者において単関節筋であるヒラメ筋と二関節筋である腓腹筋のスティフネスの差が足関節のスティフネスにどの程度、影響を及ぼしているかについては不明である。筋の形態的な変化とそれに伴う力学的な特性の変化に対する理解を深めることは、痙性や拘縮に伴うメカニズムを明らかにし、脳血管障害患者のリハビリテーションを改善する一助になると考えられる。

本研究では、運動麻痺後に生じる骨格筋特性の変化を定量的に検討することを目的として、脳血管障害者の麻痺下肢の計測を行った。具体的には、足関節を他動的に動作させた際の足圧中心と荷重量から受動トルクを推定し、超音波画像により得た腓腹筋内側頭 (Gastrocnemius Medialis: MG)、腓腹筋外側頭 (Gastrocnemius Lateralis: LG)、ヒラメ筋 (Soleus: SOL)、アキレス腱の動態を定量し、関節角度変化に対する力学的特性を麻痺側と非麻痺側で比較した。麻痺側、非麻痺側それぞれについて二関節筋である MG および LG と単関節筋である SOL、そしてアキレス腱の力学的特性を明らかにすることによって、ストレッチなどリハビリテーションにおける手技に対して、より効果的な方法を提案することが可能であるものと考えられる。

2. 方法

(1) 被験者

13名 (女性2名, 男性11名) の脳血管障害患者 (65.1 ± 6.0 歳, 163.3 ± 6.0 cm, 60.5 ± 7.7 kg, 受傷年数: 10.0 ± 5.8 年) が被験者として実験に参加した (表1)。実験実施時に、病巣および受傷からの経過年数が確認できなかった被験者については、表中に「—」と記載した。対象被験者の選定基準は、受傷後1年以上が経過していること、杖歩行が可能である、または介助がなくても歩行が可能であること、随意での足関節底屈トルク発揮が行えること、車椅子上での座位姿勢を妨げるような膝関節屈曲拘縮を示さないことであった。また、対象被験者の除外基準は、重篤な神経筋の障害があること、下肢の筋や足関節、膝関節に外科的な手術歴があることであった^{32,49)}。被験者の Modified Ashworth scale (MAS) は麻痺側の足関節で 2.5 ± 1.4 (0-4) であった。実験に先立ち、被験者には本研究の内容についての説明を行い、同意を得た。本研究で実施する実験の内容、プロトコル、および予想される危険性およびその対策については、国立障害者リハビリテーションセンター研究所の倫理委員会の承認を受けた。

(2) システム構成

本研究は2つの装置で構成された。1つ目は独自に開発した足関節の底背屈装置であり、これにより足関節への他動的な底背屈運動を実施した。システム構成を図1に示す。本装置は車椅子の座面にアクチュエータ（直動型シリンダSCN5-010-050-S03, Dyadic Systems, Ishikawa, Japan）を配置しフットレストを可動化する機構を持つ。2台のアクチュエータを車椅子の座面下に平行に設置し、シリンダロッド先端をフットレスト端部（踵側）と結合させることで、シリンダロッドの軸方向の運動を、フットレストの回転運動に変換した。動作中にはフットレスト部側面に設置したポテンシオメータ（CP-2FB, Midori Precisions, Tokyo, Japan）より足関節角度を、フットレストの4隅に配置したロードセル（LMA-100N, Kyowa Electric Instruments, Tokyo, Japan）より得る鉛直方向の荷重値から以下の式を用いて受動トルクを算出した（図2）。

Table 1 Characteristics of stroke patients

ID	FOCUS	Paralyzed side	Years past injury
1	I left hemisphere	R	—
2	H left hemisphere	R	—
3	I left hemisphere	R	19
4	H left hemisphere	R	18
5	H right hemisphere	L	10
6	I right hemisphere	L	13
7	H thalamus	R	11
8	H —	L	9
9	I left hemisphere	R	3
10	H thalamus	L	—
11	I —	R	3
12	※ right hemisphere	L	11
13	H left hemisphere	R	3

I: brain infarction, H: brain hemorrhage
 ※: multiple cerebral infarction

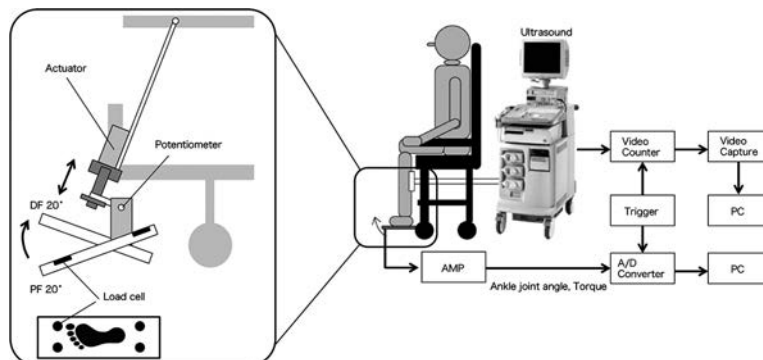


Figure 1. Experimental set-up

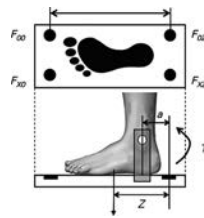


Figure 2. Torque calculation

$$z = \frac{Z}{2} \left[1 + \frac{(F_{00} + F_{x0}) - (F_{0z} + F_{xz})}{F} \right]$$

$$T = (z - a) \times F$$

(z : フットプレートにかかる垂直成分の重心, Z : フットプレートの z 軸の長さ, $F_{0z} \sim F_{x0}$: 各ロードセルの荷重値, F : 総荷重値, T : トルク, a : 足関節回転中心からロードセル F_{0z} , F_{xz} 間の距離)。

2つ目が超音波画像診断装置 (Pro sound 2, ALOKA, Tokyo, Japan) であり, 本装置により下腿三頭筋の形態的特性および他動的な足関節底背屈運動中の MG, LG, SOL の力学的特性を取得した。測定位置は下腿長 (膝窩から腓骨外踝までの長さ) の近位 30% 部位とした^{19,20)}。アクチュエータによる他動運動の開始と同時にビデオカウンタに同期信号を入力し, 超音波画像診断装置と同期させた。足関節角度とトルクを 100Hz, 超音波画像診断装置による画像を 30Hz で取得した。

(3) 実験手順

実験の実施に際して被験者は研究室へ 2 度訪問し, 麻痺側, 非麻痺側, 各側について同一の実験手順によって, 同一のパラメータを取得した。麻痺側, 非麻痺側のどちらを先に測定するかはランダムに決定し, 2 回の訪問は各被験者について 1 回目の訪問から 1 週間以内とした。被験者は股関節, および膝関節 90° の椅座位で足関節角度 0° (解剖学的正位) をとり³²⁾, 超音波画像診断装置装置で筋の形態的特性を測定された。その後, 足関節の他動的な底背屈運動を行う際に安全のために大腿部と体幹部を非伸縮性のストラップで固定された。下腿部と足部は装置に付属している非伸縮性のストラップで固定し, その際に足関節の回転中心と装置の回転中心を確認した。また, 足関節背屈位において被験者の踵が離れることを防止するために, 足部は中足骨上と距腿関節周りをストラップでそれぞれ固定した。さらに, 足関節背屈位において, フットプレートに埋設したロードセルで被験者の踵が浮いていないかを適宜確認した。

(4) 下腿三頭筋の形態的特性の測定

被験者は先述の姿勢で, 両下腿を対象として, 周径囲および下腿三頭筋 (MG, LG, SOL)

の筋厚、筋束長、羽状角を測定された。周径囲は下腿の近位30%部位を対象とし、筋厚 (muscle thickness: MT), FL, 羽状角 (Pennation angle: PA) の測定も同部位を対象とした。なお、MT, FL, PA の算出には超音波画像診断装置内のソフトウェアを用いた。

(5) 下腿三頭筋の力学的特性の測定

下腿三頭筋各筋の力学的特性を評価するために、被験者に先述と同様の姿勢をとらせて、他動的な足関節背屈運動を行った。その際に口頭で被験者には不快感などが無いかを適宜確認し、足関節を底屈 20° から背屈 20° まで $5^{\circ}/s$ で他動的に背屈した。なお、この角速度は健常者および障害者を対象として反射や痙性が生じにくい角速度であった^{19,32)}。予備実験で1回目の他動背屈と2回目以降の他動背屈に受動トルクが異なる傾向が見られたため、本試行は5回繰り返し、2回目以降の値を平均したものをデータとして用いた。試行中は被験者に他動的な足関節背屈に抗するトルク発揮を行わないように指示をした。この試行中に、足関節の角度変化に伴う受動トルクを記録し、同時に超音波画像診断装置で下腿三頭筋を撮像し、足関節角度変化および受動トルクの変化に対する、FL変化、PA変化を計測した。超音波画像診断装置のプロープの数に制限があったため、MGとSOLを撮像する試行と、LGを撮像する試行に分けて行い、どちらを先に撮像するかは順番は被験者ごとにランダムに決定した。その際に足関節の角度変化に伴う受動トルクの変化が試行間で同等であることを確認した。また、足関節背屈に伴うMGのFLと深部腱膜の交点の遠位方向への移動を腱組織の伸長 (dAP) として同時に計測した。

(6) 解析方法

足関節角度と受動トルクのデータは2回目から5回目までのデータを平均し、カットオフ周波数10Hzのローパスフィルタをかけた。他動的な足関節背屈中の超音波画像は、ビデオキャプチャを用いてPC上に表示された超音波装置の動画をMPEG形式で保存し、その動画をフレーム毎の画像 (bmp形式) に分割した。分割した画像ファイルを解析ソフトに取り込み、ピクセル座標化を行った。本研究で用いた超音波画像診断装置では、表層部が上部に、深層部が下部にそれぞれ表示されるように設定されていたため、各筋を撮像した際に、腓腹筋の浅部腱膜と深部腱膜は画像上で水平の線分として確認できた。水平方向に走る上下の超音波のエコーで最も輝度が高い線分 (浅部腱膜と深部腱膜) のそれぞれの両端をソフトウェア上で打点した。各点を結ぶ直線を引いたFLで最も輝度が高く、全ROMで確認できるものを試行前に選択し、足関節の他動背屈に伴うFLの変化を足関節角度 1° 毎に求めた³²⁾。また、他動的な足関節背屈に伴う受動トルクを足関節角度 1° 毎に求め、最小二乗法により直線回帰し足関節のスティフネスとした¹⁹⁾。同様に、受動トルク変化に伴う各筋の伸長を最小二乗法により直線回帰し、筋のスティフネスとした¹⁹⁾。

(7) 統計処理

脳血管障害患者の麻痺側と非麻痺側の比較に際して、MT, FL, PA, 足関節のスティフネス, MG, LG, SOL 各筋スティフネスについては対応のある t 検定を用いた。足関節角度変化に伴う各筋の FL 伸長, PA 変化, dAP については、反復測定の実験配置の分散分析 (麻痺側 or 非麻痺側 × 足関節角度) を用いた。交互作用のみられた項目については Bonferroni の事後検定を行い、麻痺側と非麻痺側との比較を行った。有意水準は 5% 未満とした。

3. 結果

(1) 下腿三頭筋の形態的特性

被験者の下腿周径囲は麻痺側で 32.9 ± 2.5 cm, 非麻痺側で 34.5 ± 2.4 cm であり、麻痺側の方が有意に低い値を示した ($p < 0.05$)。図 3 に下腿三頭筋各筋の MT, FL, PA の結果を示す。MT は MG の麻痺側において非麻痺側よりも有意に低い値を示したものの (麻痺側 14.6 ± 2.5 mm, 非麻痺側 16.6 ± 3.8 mm, $p < 0.001$) LG および SOL では、有意な差はみられなかつ

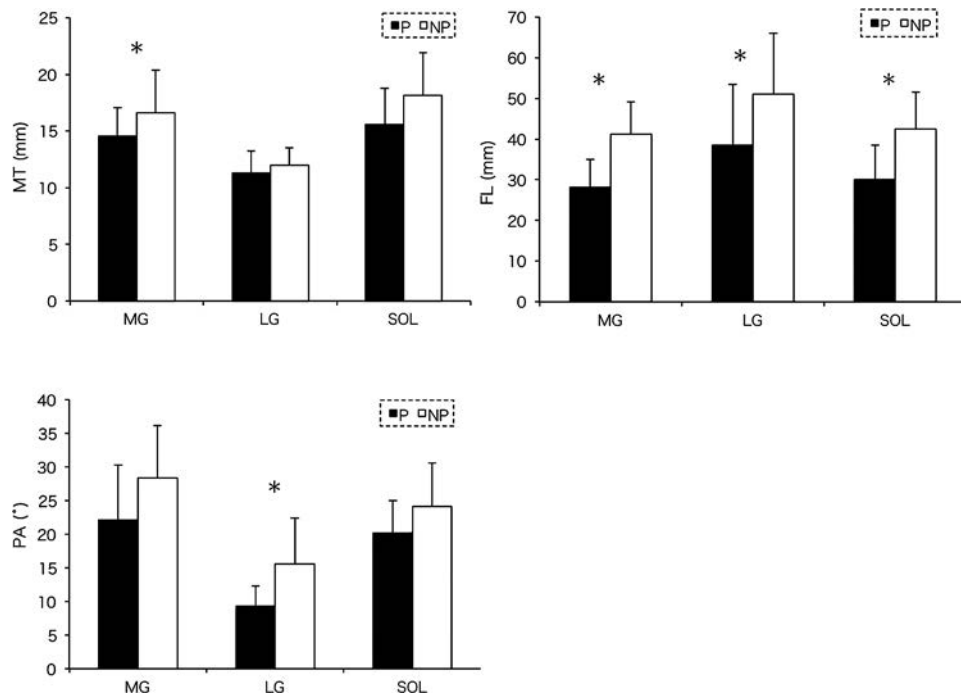


Figure 3

P: 麻痺側, NP: 非麻痺側

MT: muscle thickness, FL: fascicle length, PA: pennation angle

*: $p < 0.05$, P vs. NP

た (LG : 麻痺側 11.3 ± 1.9 mm, 非麻痺側 12.0 ± 1.5 mm, $p > 0.05$, SOL : 麻痺側 15.6 ± 3.2 mm, 非麻痺側 18.1 ± 3.8 mm, $p > 0.05$)。FL は下腿三頭筋のいずれの筋でも麻痺側と非麻痺側で有意な差がみられ, 麻痺側の方が非麻痺側と比較して低値を示した (MG : 麻痺側 28.1 ± 6.8 mm, 非麻痺側 41.1 ± 8.0 mm, $p < 0.001$, LG : 麻痺側 38.5 ± 14.9 mm, 非麻痺側 51.0 ± 15.0 mm, $p < 0.05$, SOL : 麻痺側 30.1 ± 8.4 mm, 非麻痺側 42.5 ± 9.0 mm, $p < 0.001$)。PA は LG において, 麻痺側が非麻痺側と比較して有意に低値を示した (麻痺側 $9.3 \pm 3.0^\circ$, 非麻痺側 $15.5 \pm 6.8^\circ$, $p = 0.01$)。しかしながら, MG および SOL では麻痺側の方が非麻痺側よりも低値を示す傾向にはあったものの, 有意な差はみられなかった (MG : 麻痺側 $22.1 \pm 8.1^\circ$, 非麻痺側 $28.3 \pm 7.8^\circ$, $p = 0.061$, SOL : 麻痺側 $20.2 \pm 4.8^\circ$, 非麻痺側 $24.1 \pm 6.5^\circ$, $p = 0.095$)。

(2) 下腿三頭筋の力学的特性

図4に他動背屈中の受動トルク-足関節角度関係を示す。麻痺側と非麻痺側において有意な交互作用がみられ, 麻痺側は非麻痺側と比較して底屈 10° 以降は高い受動トルクを示した。足関節のスティフネスは麻痺側で 0.133 ± 0.046 Nm/ $^\circ$ で, 非麻痺側では 0.097 ± 0.038 Nm/ $^\circ$ であった。麻痺側が非麻痺側に対して有意に高い値を示した ($p < 0.05$)。

図5に他動背屈中の各筋のFL伸長-足関節角度関係を示す。MGでは麻痺側と非麻痺側には有意な交互作用がみられた。全ての足関節角度において非麻痺側が麻痺側よりもFL伸長が大きく, 足関節角度が背屈位になるほど麻痺側と非麻痺側のFL伸長の差は増加した (図5A)。LGでも, 麻痺側と非麻痺側には有意な交互作用がみられ, 全ての足関節角度においてMGと同様に非麻痺側が麻痺側よりも筋伸長が大きかった。LGでは麻痺側と非麻痺側の筋伸長の差がMGと比較してより底屈位から生じたが, MGとは異なり背屈位になるほど差が増加した訳ではなく, 足関節角度 0° 付近から平行に推移した (図5B)。SOLではMGおよびLGとは異なる

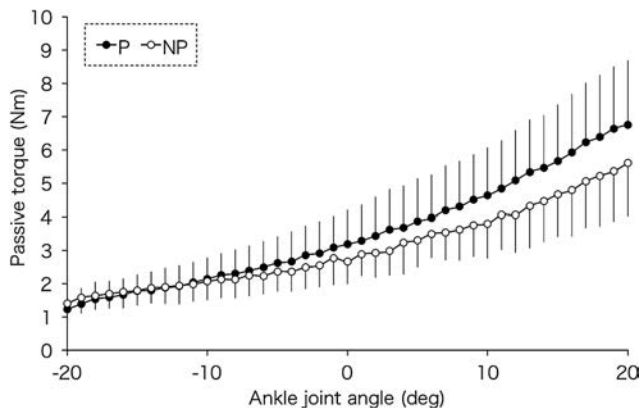


Figure 4. Passive torque - ankle joint angle

P: 麻痺側, NP: 非麻痺側

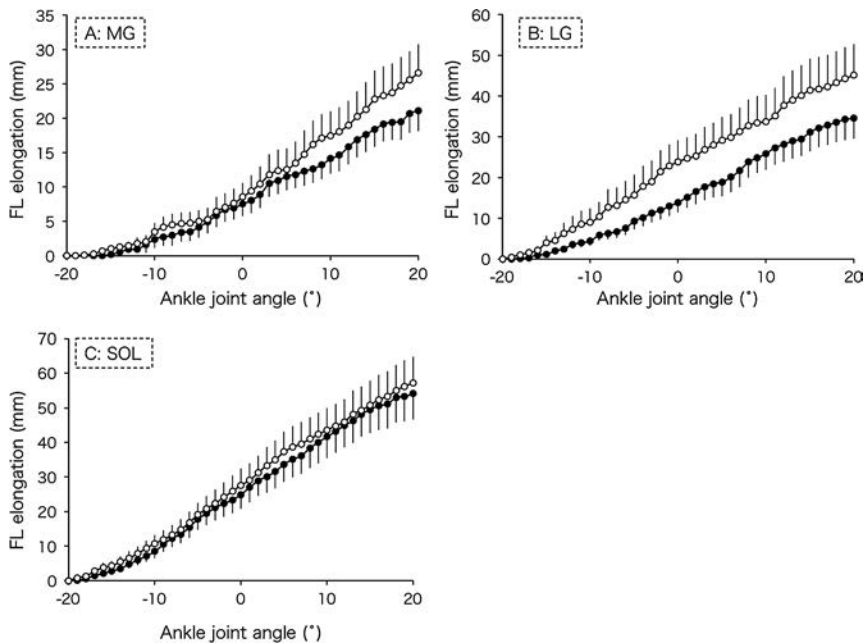


Figure 5. FL elongation - ankle joint angle

● : 麻痺側, ○ : 非麻痺側

り、麻痺側と非麻痺側に有意な交互作用はみられなかった。全ての足関節角度において、非麻痺側の筋伸長は麻痺側よりも長い傾向を示したが、その差はMGおよびLGと比較すると小さかった(図5C)。MGのスティフネスは、麻痺側で 0.259 ± 0.153 Nm/mmで、非麻痺側では 0.139 ± 0.069 Nm/mmで、麻痺側が非麻痺側に対して有意に高い値を示した ($p < 0.05$)。LGのスティフネスは、麻痺側で 0.181 ± 0.133 Nm/mmで、非麻痺側では 0.087 ± 0.070 Nm/mmで、麻痺側が非麻痺側に対して有意に高い値を示した ($p < 0.05$)。SOLのスティフネスは、麻痺側で 0.098 ± 0.046 Nm/mmで、非麻痺側では 0.066 ± 0.035 Nm/mmであり、麻痺側が非麻痺側に対して高い傾向は示したものの、有意な差ではなかった ($p = 0.057$)。

図6に他動背屈中の各筋のPA変化-足関節角度関係を示す。MGでは麻痺側と非麻痺側には有意な交互作用がみられた。全ての足関節角度において非麻痺側が麻痺側よりも足関節の角度変化に対するPA変化が大きく、足関節角度が背屈位になるほど麻痺側と非麻痺側の差は増加した(図6A)。LGでは麻痺側と非麻痺側には有意な交互作用がみられなかった。全ての足関節角度においてMGと同様に非麻痺側が麻痺側よりもPA変化は大きかったものの、背屈位ではほぼ同程度であった(図6B)。SOLではLGと同様に麻痺側と非麻痺側に有意な交互作用はみられなかった。背屈位では非麻痺側のPA変化は麻痺側よりも大きい傾向を示した(図6C)。

図7に他動背屈中の各筋のdAP-足関節角度関係を示す。MGでは麻痺側と非麻痺側には有

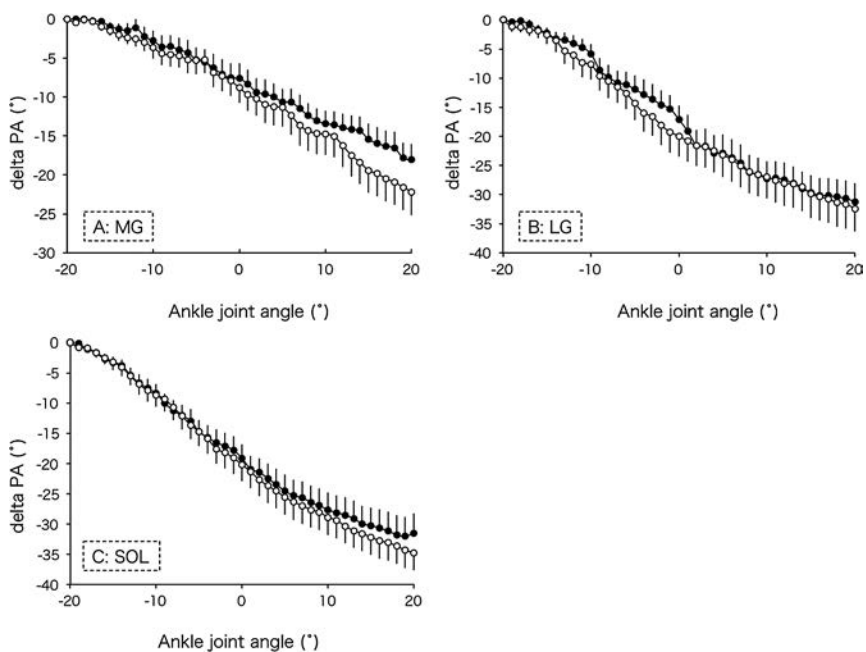


Figure 6. delta PA - ankle joint angle

● : 麻痺側, ○ : 非麻痺側

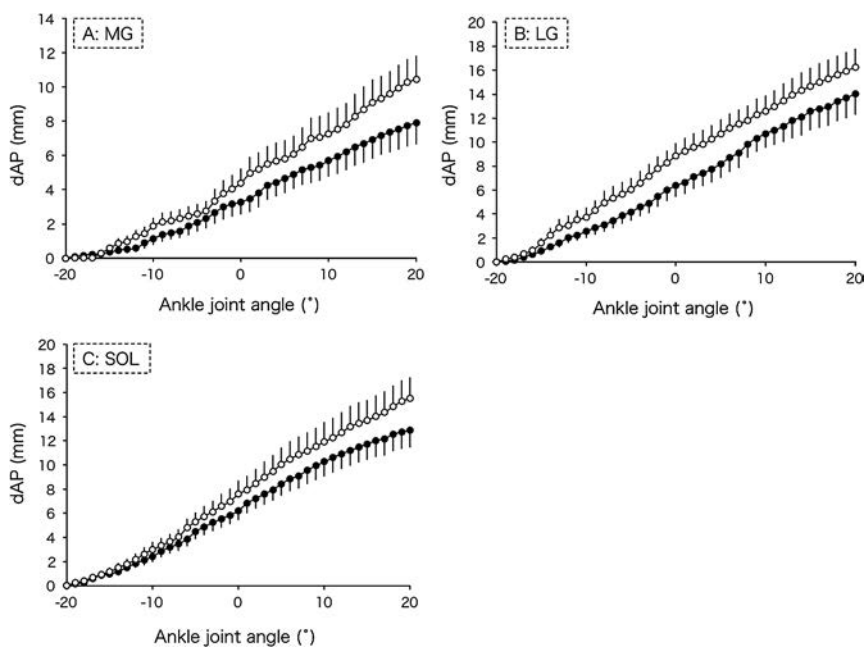


Figure 7. delta AP - ankle joint angle

● : 麻痺側, ○ : 非麻痺側

意な交互作用がみられた。全ての足関節角度において非麻痺側が麻痺側よりも大きく、足関節角度が背屈位になるほど麻痺側と非麻痺側の dAP の差は増加した (図 7A)。LG では全ての足関節角度において MG と同様に非麻痺側が麻痺側よりも dAP が大きかったものの、麻痺側と非麻痺側には有意な交互作用はみられなかった。LG では FL 変化と同様に麻痺側と非麻痺側の差が MG と比較してより底屈位から生じたが、MG とは異なり背屈位になるほど差が増加することはなく、足関節角度底屈 5° 付近からほぼ同程度で推移した (図 7B)。SOL では MG と同様に麻痺側と非麻痺側に有意な交互作用がみられた。全ての足関節角度において、非麻痺側は麻痺側よりも大きい傾向を示し、その差は背屈位でより顕著であった (図 7C)。

4. 考察

(1) 下腿三頭筋の形態的特性

本研究では脳血管障害患者を対象として、麻痺側と非麻痺側の下腿における筋腱複体の形態的および力学的変化を比較した。形態的な特性として麻痺側は非麻痺側と比較して、薄い MT、短い FL、小さい PA を示した (図 3)。また、力学的な特性として、同一の足関節角度に対して、受動トルクが高値であること (図 4)、また、FL 伸長および PA 変化、dAP が低値であることを示し (図 5, 6, 7)、筋組織のみならず腱組織における変化が生じていることを示した。

MT の結果では MG のみ麻痺側が非麻痺側と比較して有意に低値を示した ($p < 0.001$)。LG と SOL では麻痺側が非麻痺側と比較して低値を示す傾向にあったが有意な変化ではなかった。Zhao et al.⁴⁹⁾ は脳血管障害患者の MG と SOL を対象として MT を測定しており、MG の麻痺側が 14.6 ± 2.4 mm、非麻痺側が 16.0 ± 2.2 mm と本研究の結果と非常に近い値を示した。それに対して、SOL では麻痺側が 14.2 ± 2.9 mm、非麻痺側が 16.8 ± 1.6 mm という値であり、本研究の方が高値であった。Zhao et al.⁴⁹⁾ と本研究では椅座位で、膝関節 90° 屈曲位、足関節は解剖学的正位と、同様の測定姿勢ではあったが、プローブを貼付する位置が SOL の測定では異なっていた。そのため、MG の MT は近い値であったにも関わらず、SOL の MT は異なったものと考えられる。Gao et al.¹⁵⁾ は MG の MT は、脳血管障害患者が健常者と比較して低値の傾向だが、その差は膝関節完全伸展での足関節背屈位のみ有意だったことを示している¹⁵⁾。Gao et al.¹⁵⁾ の報告において、膝関節屈曲位で麻痺側と非麻痺側の MG の MT において差がみられなかった原因として、被験者の年齢と体重が考えられる。本研究の被験者と比較すると、Gao et al.¹⁵⁾ の研究の被験者の平均年齢は 10 歳ほど若く、平均体重は 20kg ほど重かった。Gao et al.¹⁵⁾ の報告と本研究での被験者では、受傷経過年数は同程度であることと、日常生活で自立した歩行を行なっていることが共通しているが、体重による下腿への負荷の差が下腿の MT に影響を及ぼしているものと考えられる。

本研究ではMGのFLは麻痺側で 28.1 ± 6.8 mm, 非麻痺側 41.1 ± 8.0 mmであり ($p < 0.001$), PAは麻痺側で $22.1 \pm 8.1^\circ$, 非麻痺側で $28.3 \pm 7.8^\circ$ ($p = 0.061$) であった。Benard et al.⁴⁾ は、屍体や健常者を対象に測定したFLは27から64mmの範囲にあり, PAは11から30°の範囲であることを報告している。脳血管障害患者を対象とした先行研究ではFLは32から59mmであり, PAは14から37°であった^{14,22)}。また, 別の先行研究ではFLは97から113mmと長く, PAは14から18°と小さかった¹²⁾。以上と比較すると本研究の結果ではFLは短い傾向にあり, PAは大きい傾向にあった。これらの結果の差は, 先行研究の多くが膝関節完全伸展で測定しているのに対して, 本研究では膝関節90°屈曲位で測定した姿勢の差や, 被験者の下腿長を含めた体格の差が原因であると推察される。

廃用性筋萎縮による筋腱複合体の特性の変化を検討した先行研究では, FL, PA, 筋体積の減少が報告されており^{5,37)}, 脳血管障害患者を対象とした先行研究では, 膝関節伸展位, 足関節60°屈曲位におけるFLは患側で短縮すること²⁷⁾, 同様に脳血管障害患者と健常者を比較した研究では, 麻痺者においてFLが短縮することが報告されている¹⁴⁾。これらの研究では, 麻痺や廃用性筋萎縮によって, 直列方向, 並列方向のサルコメア数が減少した結果, MT, FLが低い値を示すと考察されている^{14,27,33,37)}。他方, 脳血管障害の麻痺側, 非麻痺側間, および健常者との比較でFLに差はみられないという報告^{26,38)}や, 手関節拘縮患者の尺側手根屈筋では, 患者においてサルコメア数, FLに差はみられないという報告がある²⁵⁾。これらの報告では, 筋の短縮は筋線維の直径の減少によるものであり, FLの減少によるものではないとの見解が示されている。廃用や麻痺によってMTが減少し, それに伴い筋体積が減少することについて, 本研究では麻痺側でMTの減少が認められ, FLも全ての筋で減少していた。一方, PAはLGのみ減少し, MGとSOLでは有意な減少はみられなかった。この結果は, 脊髄損傷患者を対象とした先行研究で報告されているMGのFLは減少せず, PAは減少するという結果とは逆の結果となった³²⁾。根岸ら³²⁾は, 廃用によるMTの減少とPAの減少が同時に発生したことにより, FLの構造変化が制限されたことを考察しているが, 本研究のMGでは, MTの減少とFLの減少が同時にみられ, PAは麻痺側と非麻痺側で有意な差がみられなかったことから, MGではFLの減少がMTの減少に反映されたことを示唆している。しかし, LGとSOLではFLは有意に減少していたものの, MTの減少は有意ではなかった。この結果は, 共同筋であっても, その萎縮は一樣に生じない²⁹⁾ことを示唆するものであると考えられる。また, 脳血管障害患者によっては痙性麻痺や筋緊張亢進などの影響で, FLが恒常的に収縮状態にある可能性が考えられる。先行研究では, 痙性麻痺によるPAの増加, FLの短縮を示唆する結果が得られていることから²⁷⁾, 見かけ上PAに大きな変化が認められないとしても, 廃用によるPAの減少と緊張亢進によるPAの増加が並存している可能性が考えられる。今回の結果では麻痺側のMGとSOLにおいてPAは有意に減少しなかったが, 痙性などによって恒常的に筋収縮が起きていた可能性によりこの結果は説明されうると考えられる。

(2) 下腿三頭筋の力学的特性

本研究では他動的な足関節背屈に対する受動トルクは麻痺側で非麻痺側よりも大きく、足関節のスティフネス、下腿三頭筋各筋のスティフネスも麻痺側が有意に高値を示した。Gao et al.¹⁵⁾ は脳血管障害患者において、足関節のROMの減少と受動トルクおよび足関節のスティフネスの増加は痙性や拘縮と関係することを示している。また、脳血管障害患者では背屈位になるほど受動トルクが非麻痺側の増加よりも高値を示しており、本研究の結果もこれと一致している(図4)。

関節の障害は筋の形態的特性の変化と密接に関連する。本研究での足関節の他動的な背屈に対するFL伸長ではMGとLGで麻痺側の方が小さかった(図5)。Gao et al.¹⁵⁾ は、本研究と同様に脳血管障害患者の麻痺側でFL伸長性が小さいことと、MG関節スティフネスが高いことを報告している¹⁴⁾。同様に、モデルを用いた分析でもSvantesson et al.⁴⁰⁾ は脳血管障害患者において、麻痺側は非麻痺側と比較すると筋スティフネスが有意に高いことを示している。これらの結果はFriden and Lieber¹¹⁾ の痙性のある筋細胞は健常な筋細胞と比較して短く硬いという報告と一致する。さらに、脳血管障害によりFLが短縮し、PAが減少することは、他動的な関節運動で高い張力が筋に、結果として脳血管障害患者の痙性などの二次障害と関連する¹⁵⁾ という報告とも一致する。Gao et al.¹⁵⁾ は、MASと足関節のスティフネスに有意な相関関係を示していることから、足関節のスティフネスの高さがROMの減少に繋がり、それが関節の機能低下をもたらすと考察している。本研究では各筋のスティフネスと足関節のROMとの相関は検討していないものの、Gao et al.¹⁵⁾ の報告より本研究で対象とした被験者においても足関節のROMとFLのスティフネスが関連する可能性が考えられる。反対に、根岸ら³²⁾ は脊髄損傷において健常者と比較してFL伸長に有意な差がみられなかったことを報告している。廃用性の筋萎縮が発生する点で共通しているにも関わらず、関節角度変化に対するFL伸長の結果は一致していない。その原因として脊髄損傷(両側麻痺)と脳血管障害(片側麻痺)の麻痺様式の違いに伴う歩行能力、歩行運動に伴う重力負荷などの物理的ストレスの程度の差、さらには病巣の違いに起因した痙性麻痺の性質の違いなどが影響した可能性がある。

本研究では、足関節角度に対してFLと腱膜の交点の移動を示すdAPも非麻痺側の方が麻痺側よりも大きかった。腱、腱膜、筋線維それぞれは異なる伸長性を持つことはすでに先行研究で明らかにされているが⁸⁾、この結果はFLと同様の傾向を示した。Diong et al.⁹⁾ とZhao et al.⁴⁹⁾ は本研究の結果とは異なり、中枢神経系の障害により腱のスティフネスが低下したことを示している。Diong et al.⁹⁾ は18人の脊髄損傷患者と20名の健常者を対象として、股関節と半腱様筋の力学的特性を検証し、半腱様筋の腱のスティフネスが脊髄損傷患者で有意に低値を示したことを明らかにした。そのメカニズムとして、車椅子で日常生活を送る患者では股関節および膝関節屈曲位で移動や更衣を日々行うことで、ハムストリングのストレッチを反復することと同様の効果が生じる可能性を述べている⁹⁾。また、この報告では平均の股関節屈曲角度

は脊髄損傷患者の方が有意に大きく、一定（30 Nm）の受動トルクにおける FL は脊髄損傷患者の方が有意に長かった。また、他動的な股関節屈曲で得られたスティフネスも脊髄損傷患者で有意な低値を示し、半腱様筋の腱のスティフネスも測定した股関節角度全てにおいて、脊髄損傷患者の方が低値を示した。この結果について対象としている半腱様筋は他の部位の腱組織と比較するとスティフネスが低いことや、筋腱複合体の伸長の多くを占めること⁴⁴⁾がこの結果の理由の一つとしてあげられており、下肢の中でもその解剖学的機能による差が示された。Zhao et al.⁴⁹⁾ は本研究と同様に下腿三頭筋とアキレス腱を対象としているが、麻痺側では非麻痺側と比較してアキレス腱が長く、スティフネスは低いという結果を示した。これについて、筋緊張性収縮の増加により FL の短縮が引き起こされ、アキレス腱が常にストレッチされることで、スティフネスを低下させている可能性を示している。本研究の結果と異なった理由として、本研究で測定した腱伸長は MG の FL と深部腱膜の交点の移動で測定したのに対して、Zhao et al.⁴⁹⁾ は SOL の筋腱移行部を測定していたことがあげられる。腱組織は腱膜と、筋腱移行部でその形状が異なるため、形状や部位の違いによる力学的特性の変化を今後は定量する必要があると考えられる。

本研究では中枢性の運動麻痺が生じている脳血管障害患者の下腿三頭筋の形態的特性（MT, FL, PA）と力学的特性を定量した。脳血管障害患者の下腿三頭筋では二関節筋である腓腹筋が単関節筋であるヒラメ筋よりも、他動的な関節運動においては伸長されにくくなっていることが示された。この結果から、関節スティフネスを低下させるストレッチとして、膝関節伸展位で実施した方が効果的である可能性が示された。今後の展望として、臨床で用いられているストレッチを実施して、その前後で足関節を他動的に背屈した際の受動トルクを計測し、各患者のスティフネスが高い組織（一定の張力に対して伸長の少ない組織）を特定することで、関節角度などを工夫したストレッチを行える可能性も考えられる。ストレッチ前後の受動トルクの変化と筋の形態的特性のデータからそれぞれの個人の持つ筋の形態的特性に応じたストレッチを検討し、それぞれの力学的特性に応じて関節の拘縮などの二次障害を予防するために適切なオーダーメイドストレッチの開発を行いたいと考えている。

5. 結論

本研究は脳血管障害患者の麻痺側と非麻痺側との比較において、麻痺により、筋厚、筋束長、羽状角に形態的な変化が生じること、また力学的特性として足関節と下腿三頭筋各筋のスティフネスが増加することを示し、特に下腿三頭筋の中でも麻痺によるスティフネスの変化は腓腹筋で、より生じていることが示された。

引用文献

- 1) Avela J, Finni T, Liikavainio T, Niemelä E, Komi PV. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *J Appl Physiol*, 96: 2325–2332, 2004.
- 2) Barber L, Barrett R, Lichtwark G. Passive muscle mechanical properties of the medial gastrocnemius in young adults with spastic cerebral palsy. *J Biomech*, 44: 2496–500, 2011.
- 3) Barber L, Barrett R, Lichtwark G. Medial gastrocnemius muscle fascicle active torque-angle and Achilles tendon properties in young adults with spastic cerebral palsy. *J Biomech*, 45: 2526–2530, 2012.
- 4) Benard MR, Becher JG, Harlaar J, Huijing PA, Jaspers RT. Anatomical information is needed in ultrasound imaging of muscle to avoid potentially substantial errors in measurement of muscle geometry. *Muscle Nerve*, 39: 652–665, 2009.
- 5) Bleakney R, Maffulli N. Ultrasound changes to intramuscular architecture of the quadriceps following intramedullary nailing. *J Sports Med Phys Fitness*, 42: 120–125, 2002.
- 6) Cheatwood AP, Rethlefsen SA, Kay RM, Wren TA. Changes in medial gastrocnemius architecture with spasticity and contracture. In: *Proceedings of the 52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, Chicago, 2006.
- 7) Chung SG, Van Rey E, Bai Z, Roth EJ, Zhang LQ. Biomechanic changes in passive properties of hemiplegic ankles with spastic hypertonia. *Arch Phys Med Rehabil*, 85: 1638–1646, 2004.
- 8) De Monte G, Arampatzis A, Stogiannari C, Karamanidis K. In vivo motion transmission in the inactive gastrocnemius medial muscle-tendon unit during ankle and knee joint rotation. *J Electromyogr Kinesiol*, 16: 413–422, 2006.
- 9) Diong J, Herbert RD, Kwah LK, Clarke JL, Harvey LA. Mechanisms of increased passive compliance of hamstring muscle-tendon unit after spinal cord injury. *Clin Biomech*, 27: 893–898, 2012.
- 10) Fergusson D, Hutton B, Drodge A. The epidemiology of major joint contractures: a systematic review of the literature. *Clin Orthop*, 456: 22–29, 2007.
- 11) Friden J and Lieber RL. Spastic muscle cells are shorter and stiffer than normal cells. *Muscle Nerve*, 27: 157–164, 2003.
- 12) Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, Kawakami Y, Fukashiro S. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J Appl Physiol*, 82: 354–358, 1997.
- 13) Fukashiro S, Hay DC, Yoshioka S, Nagano A. Simulation of muscle-tendon complex during human movements. *Int J Sport Health Sci*, 3: 152–160, 2005.
- 14) Gao F, Zhang LQ. Altered contractile properties of the gastrocnemius muscle poststroke. *J Appl Physiol*, 105: 1802–1808, 2008.
- 15) Gao F, Grant TH, Roth EJ, Zhang LQ. Change in passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle at the muscle fascicle and joint levels in stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*, 90: 819–826, 2009.
- 16) Harlaar J, Becher JG, Snijders CJ, Lankhorst GJ. Passive stiffness characteristics of ankle plantar flexors in hemiplegia. *Clin Biomech*, 15: 261–270, 2000.
- 17) Hoang P, Saboisky JP, Gandevia SC, Herbert RD. Passive mechanical properties of gastrocnemius in people with multiple sclerosis. *Clin Biomech*, 24: 291–298, 2009.
- 18) Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscle. An autopsy study. *J Neurol Sci*, 18: 111–129, 1973.
- 19) Kato E, Vieillevoys S, Balestra C, Guissard N, Duchateau J. Acute effect of muscle stretching on the steadiness of sustained submaximal contractions of the plantar flexor muscles. *J Appl Physiol*, 110: 407–415, 2011.
- 20) Kato E, Nakamura M, Takahashi H. Effect of Compression Garments on Controlled Force Output After Heel-Rise Exercise. *J Strength Cond Res*, 32: 1174–1179, 2018.
- 21) Katz RT, Rymer WZ. Spastic hypertonia: mechanisms and measurement. *Arch Phys Med Rehabil*, 70: 144–155, 1989.

- 22) Kwah LK, Herbert RD, Harvey LA, Diong J, Clarke JL, Martin JH, Clarke EC, Hoang PD, Bilston LE, Gandevia SC. Passive mechanical properties of gastrocnemius muscles of people with ankle contracture after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 93: 1185–1190, 2013.
- 23) Kawakami Y, Abe T, Fukunaga T. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *J Appl Physiol*, 74: 2740–2744, 1993.
- 24) Li L, Tong KY, Hu X. The effect of poststroke impairments on brachialis muscle architecture as measured by ultrasound. *Arch Phys Med Rehabil*, 88: 243–250, 2007.
- 25) Lieber RL, Fridén J. Spasticity causes a fundamental rearrangement of muscle-joint interaction. *Muscle Nerve*, 25: 265–270, 2002.
- 26) Malaiya R, McNee AE, Fry NR, Eve LC, Gough M, Shortland AP. The morphology of the medial gastrocnemius in typically developing children and children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *J Electromyogr Kinesiol*, 17: 657–663, 2007.
- 27) Mohagheghi AA, Khan T, Meadows TH, Giannikas K, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Differences in gastrocnemius muscle architecture between the paretic and non-paretic legs in children. *Clin Biomech*, 22: 718–724, 2007.
- 28) Mohagheghi AA, Khan T, Meadows TH, Giannikas K, Baltzopoulos V, Maganaris CN. In vivo gastrocnemius muscle fascicle length in children with and without diplegic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 50: 44–50, 2008.
- 29) Morse CI, Thom JM, Birch KM, Narici MV. Changes in triceps surae muscle architecture with sarcopenia. *Acta Physiol Scand*, 183: 291–298, 2005.
- 30) Muraoka T, Chino K, Muramatsu T, Fukunaga T, Kanehisa H. In vivo passive mechanical properties of the human gastrocnemius muscle belly. *J Biomech*, 38: 1213–1219, 2005.
- 31) Narici MV, Binzoni T, Hiltbrand E, Fasel J, Terrier F, Cerretelli P. In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *J Physiol*, 496: 287–297, 1996.
- 32) 根岸大輔, 加藤えみか, 太田裕治, 山本紳一郎, 河島則天. 超音波画像を用いた脊髄損傷者の麻痺筋特性の定量的評価. *生体医工学*, 49: 789–797, 2011.
- 33) O'Dwyer NJ, Neilson PD, Nash J. Mechanisms of muscle growth related to muscle contracture in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 31: 543–547, 1989.
- 34) O'Dwyer NJ, Ada L, Neilson PD. Spasticity and muscle contracture following stroke. *Brain*, 119: 1737–1749, 1996.
- 35) Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: characteristics. *Gait Posture*, 4: 136–148, 1996.
- 36) Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New York: McGraw-Hill, 1992.
- 37) Seynns OR, Maganaris CN, de Boer MD, di Prampero PE, Narici MV. Early structural adaptations to unloading in the human calf muscles. *Acta Physiol*, 193: 265–274, 2008.
- 38) Shortland AP, Harris CA, Gough M, Robinson RO. Architecture of the medial gastrocnemius in children with spastic diplegia. *Dev Med Child Neurol*, 43: 796–801, 2001.
- 39) Singer B, Dunne J, Allison G. Reflex and non-reflex elements of hypertonia in triceps surae muscles following acquired brain injury: implications for rehabilitation. *Disabil Rehabil*, 23: 749–757, 2001.
- 40) Svantesson U, Takahashi H, Carlsson U, Danielsson A, Sunnerhagen KS. Muscle and tendon stiffness in patients with upper motor neuron lesion following a stroke. *Eur J Appl Physiol*, 82: 275–279, 2000.
- 41) Thomason DB, Booth FW. Atrophy of the soleus muscle by hindlimb unweighting. *J Appl Physiol* 68: 1–12, 1990.
- 42) Vattanasilp W, Ada L, Crosbie J. Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 69: 34–39, 2000.
- 43) Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York: John Wiley & Sons, 2004.
- 44) Woodley SJ, Mercer SR. Hamstring muscles: architecture and innervation. *Cells Tissues Organs*, 179: 125–141, 2005.

- 45) Wren TA, Cheatwood AP, Rethlefsen SA, Hara R, Perez FJ, Kay RM. Achilles Tendon Length and Medial Gastrocnemius Architecture in Children With Cerebral Palsy and Equinus Gait. *J Pediatr Orthop*, 30: 479–484, 2011.
- 46) Zhang LQ, Chung SG, Bai Z, Xu D, van Rey EM, Rogers MW, Johnson ME, Roth EJ. Intelligent stretching of ankle joints with contracture/spasticity. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 10: 149–157, 2002.
- 47) Zhang LQ, Chung SG, Ren Y, Liu L, Roth EJ, Rymer WZ. Simultaneous characterizations of reflex and nonreflex dynamic and static changes in spastic hemiparesis. *J Neurophysiol* 110: 418–430, 2013.
- 48) Zhao H, Ren Y, Wu YN, Liu SQ, Zhang LQ. Ultrasonic evaluations of Achilles tendon mechanical properties post stroke. *J Appl Physiol* 106: 843–849, 2009.
- 49) Zhao H, Ren Y, Roth EJ, Harvey RL, Zhang LQ. Concurrent deficits of soleus and gastrocnemius muscle fascicles and Achilles tendon poststroke. *J Appl Physiol*, 118: 863–871, 2015.

The architectural and mechanical properties of paralyzed muscles in patients with post stroke

Emika KATO

Abstract

Motor paralysis is well known to be due to central nervous system disorders such as stroke and leads to higher joint torque in response to passive joint motion. To establish an effective rehabilitation approach for the prevention of disuse syndrome, quantitative evaluation of the paralyzed muscle is quite important. The purpose of this study was to better understand the muscle property due to motor paralysis.

Thirteen post-stroke patients participated in this study as subjects. We measured muscle thickness (MT), fascicle length (FL), and pennation angle (PA) of the triceps surae muscles as the architectural properties of muscles and stiffness of ankle joint and each of the triceps surae muscles as the mechanical properties, using ultrasonography. The measurements of the gastrocnemius medialis (MG), gastrocnemius lateralis (LG), and soleus (SOL) were taken at a proximal level of 30% of the shank length. To measure stiffness, the subjects sat on a chair of the dynamometer, with their hip and knee joints flexed 90° and the ankle joint was passively dorsiflexed from 20° of plantar flexion to 20° of dorsiflexion (5°/s). The muscle architectural parameters and stiffness were tested using a paired *t* test on the paralyzed and non-paralyzed sides. The FL, PA and aponeurosis according to the change in ankle joint angle were tested using repeated measures two-way analysis of variance.

The results of the MT (MG) was 14.6 ± 2.5 mm on the paralyzed side and 16.6 ± 3.8 mm on the non-paralyzed side ($p < 0.05$), the paralyzed side showed significantly lower value than non-paralyzed side. But the LG and SOL did not show significant difference between paralyzed and non-paralyzed side about MT. The FLs, on the paralyzed side were significantly shorter than those on the non-paralyzed side in all the triceps surae muscles. On the paralyzed side, the FLs of the MG, LG, and SOL were 28.1 ± 6.8 mm, 38.5 ± 14.9 mm, and 30.1 ± 8.4 mm, respectively. On the non-paralyzed side, the FLs of the MG, LG, and SOL were 41.1 ± 8.0 mm, 51.0 ± 15.0 mm, and 42.5 ± 9.0 mm, respectively. The results of the PA (LG) was $9.3 \pm 3.0^\circ$ on the paralyzed side and $15.5 \pm 6.8^\circ$ on the non-paralyzed side ($p < 0.05$), the paralyzed side showed significantly lower value than non-paralyzed side. But the MG and SOL did not show significant difference between paralyzed and non-paralyzed side about PA. The ankle joint stiffness during passive ankle joint dorsiflexion on the paralyzed side was significantly greater than that on the non-paralyzed side (0.133 ± 0.046 Nm/° and 0.097 ± 0.038 Nm/°). The muscle stiffness values of the MG and LG on the paralyzed side were 0.259 ± 0.153 Nm/mm and 0.181 ± 0.133 Nm/mm, respectively. The muscle stiffness value of the MG and LG on the non-paralyzed side were 0.139 ± 0.069 Nm/mm and 0.087 ± 0.070 Nm/mm, respectively. MG and LG showed significantly higher muscle stiffness on the paralyzed side than non-paralyzed side, but SOL did not show significant difference between both sides. Similarly, the ankle joint stiffness and muscle stiffness of the triceps surae muscles showed higher values on the paralyzed than on the non-paralyzed side. In addition, muscle elongation according to the change in passive ankle dorsiflexion in the MG and LG showed a significant interaction, but not in the SOL between the paralyzed and the non-paralyzed sides.

The present results indicated a significant alteration both architecturally and mechanically in the paralyzed muscles by motor paralysis due to the central nervous system disorder (i.e., stroke). Especially the biarticular muscle (i.e., the gastrocnemius muscle) was more affected than the SOL (mono-articular muscle). The present result implies that the protocol of the rehabilitation approach for reducing muscle stiffness should consider the anatomical characteristics of muscles due to the type of injury/disorder and the individual variability among patients.

Keywords: paralyzed muscle, muscle architecture, stroke, ultrasonography, stiffness