特別制作した受動トルク計測器で得られた下腿三頭筋 スティフネスの基準関連妥当性と再現性の検証

Criterion-related Validity and Reliability of Surae Muscle Tendon Unit Stiffness Measured Using a Custom Made Passive Torque Indicator

越智 亮¹⁾ 福本 将久²⁾ 高見 亮介³⁾
大古 拓史¹⁾ 林 尊弘¹⁾ 山田 和政¹⁾

AKIRA OCHI, RPT, MS¹⁾, MASAHISA FUKUMOTO, RPT²⁾, RYOSUKE TAKAMI, RPT³⁾, HIROSHI OHKO, RPT, MS¹⁾,
TAKAHIRO HAYASHI, RPT, PhD¹⁾, KAZUMASA YAMADA, RPT, PhD¹⁾

¹⁾ Faculty of Care and Rehabilitation, Seijoh University: 2-172 Fukinodai, Tokai-shi, Aichi 476-8588, Japan

TEL +81 52-601-6000 E-mail: ochi@seijoh-u.ac.jp

²⁾ Department of Rehabilitation, Yamada Hospital

³⁾ Department of Rehabilitation, Health Care Facilities Terada Garden

Rigakuryoho Kagaku 33(4): 591-596, 2018. Submitted Feb. 2, 2018. Accepted Mar. 8, 2018.

ABSTRACT: [Purpose] To confirm the criterion-related validity and reliability of surae muscle tendon unit stiffness measured using a custom-made passive torque indicator (CPTI), a portable device composed of an angle-adjustable foot plate and strain gauge. The data were compared to readings obtained using an isokinetic dynamometer. [Subjects and Methods] Fourteen healthy young adults participated in this study. Torques at four angles of dorsiflexion of the ankle joint of the subjects were recorded using the CPTI and a dynamometer. The slope of the portion of the passive torque-angle curve was defined as stiffness. Three measurements were performed with each device. [Results] The intra-class correlation coefficients (ICC) (1, 3) were 0.81 and 0.86 for the CPTI and dynamometer, respectively. The degree of stiffness determined using the CPTI was significantly less than that determined using the dynamometer. A Bland-Altman plot revealed there was a fixed error between the CPTI and dynamometer. [Conclusion] The results of this study indicate that three measurements with the CPTI are as reliable as those made with an isokinetic dynamometer. However, the degree of stiffness determined using the CPTI tended to be less than that determined using the dynamometer.

Key words: muscle-tendon unit stiffness, criteria-related validity, reliability

要旨:〔目的〕角度可変足プレートとひずみゲージで構成された運搬可能な特別制作受動トルク測定器（CPTI）で測定した下腿三頭筋の筋腱複合体スティフネスの基準関連妥当性と再現性を、等速性筋力測定器のデータと比較して検証すること。〔対象と方法〕健常若年者14名が参加した。CPTIで4つの背屈角度におけるトルクを記録し、得られた角度—トルク曲線の傾きをスティフネスとした。両機器とも3回計測した。〔結果〕級内相関係数（ICC）（1, 3）は、CPTIが0.81、等速性筋力測定器が0.86だった。CPTIのスティフネスは等速性筋力測定器よりも有意に低かった。両機器の間に加算誤差を認めた。〔結語〕CPTIは3回の計測で等速性筋力測定器と同等の再現性を有していたが、スティフネスは低く表されることが示された。

キーワード: スティフネス, 基準関連妥当性, 再現性

¹⁾ 星城大学 リハビリテーション学部: 愛知県東海市富貴ノ台2-172 (〒476-8588) TEL 052-601-6000

²⁾ 山田病院 リハビリテーション科

³⁾ 介護老人保健施設寺田ガーデン リハビリテーション室

I. はじめに

ヒトの足関節は、日常動作のなかで歩行における床からの反力に抗する安定性と、衝撃緩衝のための柔軟性や可動性が必要とされる¹⁾。足関節の背屈角度が不足すると、歩行時の立脚初期に膝屈曲、立脚中期に反張膝、立脚後期で早期の踵挙上や距骨下関節の過度の回内が生じることがある²⁾。下腿三頭筋の柔軟性が低下した者は、歩行中の足関節背屈の関節可動域（range of motion：以下、ROM）の制限につながり、足関節だけでなく、運動連鎖の影響を受けて股関節や膝関節にも影響が及ぶとされている^{3,4)}。足関節背屈可動域の制限因子は、不動開始から4週間までは軟部組織のなかでも筋が占める割合が大きいことが報告されている⁵⁾。したがって、姿勢や歩行に影響を及ぼしやすい足関節ROMを効率よく改善するために、その制限因子となる下腿三頭筋の柔軟性を評価することは重要である。

筋の柔軟性を検証する方法として、臨床では他動的なROMの測定が行われるが、他動的ROMを単独で用いる評価方法は、筋や腱の軟部組織の伸張性以外に、痛みや伸長刺激に対する耐性など、心理的要因の影響を受けるために不適切であるとされている^{6,7)}。他動的関節可動域に代わる筋や腱の柔軟性の評価指標として、筋腱複合体スティフネス（muscle-tendon unit stiffness：以下、スティフネス）がある^{8,9)}。スティフネスは、等速性筋力測定器を用いて他動的に関節を動かした際に、動かした方向と反対に生じる受動トルクを連続的に記録し、関節角度—受動トルク曲線の傾きとして定義される¹⁰⁻¹²⁾。この傾きは関節角度の変化に対する筋の長軸方向の抵抗力として表されることから、スティフネスが大きくなるほど筋が硬いことを意味する。

スティフネスを評価するには、等速性筋力測定器を用いる必要がある¹³⁾。しかし、等速性筋力測定器は高価で、大掛かりな機器であるために移設も難しく、一般の医療機関や臨床ではスティフネスを計測することは難しい。そこで今回、将来的に臨床で入院患者を対象としてスティフネスを計測することを目的に、運搬可能な足関節背屈専用の受動トルク測定器（custom-made passive torque indicator：以下、CPTI）を特別製作した。

CPTIの計測は、他動的な足関節の背屈に徒手的な操作が必要であるものの、他動的背屈時に生じる足関節底屈の抵抗力を計測している点から、理論上は等速性筋力測定器の受動トルクと同意である。そのため、両者から得られるスティフネスは近似した値を示し、等速性筋力測定器に対してCPTIで計測されるスティフネスが十分な基準関連妥当性と再現性を有していると考えた。本研究の目的は、等速性筋力測定器から得られたスティフネスを基準尺度としたCPTIの基準関連妥当性と再現性を検証することである。

II. 対象と方法

1. 対象

本研究の趣旨を理解し、同意の得られた健常大学生14名を対象とした（男性9名、女性5名、年齢 20.9 ± 0.7 歳、身長 166.6 ± 7.0 cm、体重 57.3 ± 6.9 kg：平均 ± 標準偏差）。整形外科的疾患の既往により膝・足関節に重度の関節可動域制限があり、膝完全伸展位で足関節背屈が 20° 未満の者、および重度の疼痛を持つ者は除外した。

全ての対象者に研究内容の十分な説明を行い、書面による同意を得た。本研究は星城大学研究倫理委員会の承認を得て実施した（承認番号：2016C0017）。

2. 方法

対象者に「ボールを蹴る足はどちらですか？」と質問し、利き足の聴取を行い、同側を対象下肢とした。受動トルクの計測時の自発的筋収縮の有無を確認するため、対象下肢の腓腹筋から表面筋電図を導出した。受動トルクは膝伸展位で計測されるため、自発的筋収縮がトルクに最も影響を与える腓腹筋を対象筋とした。十分な皮膚処理の後、ペースト付ディスプレイサブル電極（ブルーセンサー N-00-S, ambu 社製）を対象下肢の腓腹筋内側頭の筋腹中央に電極間距離2 cmで貼り付けた。アース電極は腓腹筋内側頭の電極貼付部の内側近傍とした。筋活動導出には、表面筋電計（MyoTrace 400, Noraxon U.S.A 社製）を用いた。

等速性筋力測定器（BIODEX System 3.0, Biodex Medical Systems 社製）から得られるトルクとフットプレートとの角度は前述の表面筋電計に同期させ、サンプリングレート1.5 kHzで筋電図記録ソフトウェア（MyoResearch 2.1, Noraxon U.S.A 社製）に取り込んだ。対象者をシートに股関節屈曲 70° で着座させ、膝完全伸展位でフットプレートに対象下肢を載せた。体幹と対象下肢の大腿部、および足部をベルト固定した。まず、等速性筋力測定器による3秒間の足関節底屈の最大等尺性収縮を対象者に行わせ、腓腹筋の最大筋活動量を得た。最大等尺性収縮の計測は1回とした。次に、対象者を閉眼にし、下肢を脱力するよう要求した。足関節を角速度 2 deg/s で、背屈 0° から他動的に背屈させ、その際の腓腹筋活動量、底屈方向に生じる受動トルク、および足関節背屈角度を連続的に記録した。足関節の背屈角度を漸増していき、対象者が下腿三頭筋の伸長痛を感じた直後、もしくは対象者の踵部がフットプレートから離れた直後にフットプレートを停止し、その際の背屈角度を最大ROM（ $^\circ$ ）として記録した。計測は3回行った。

CPTI（特注受動トルク測定器、竹井機器工業社製）を用いた受動トルクの計測において、対象者を閉眼にし、ギャッジアップ 70° のベッド上で膝完全伸展位の長座位

をとらせ、対象下肢を CPTI の足部フットプレートに載せ、足部をベルト固定し、対象者に下肢を脱力するよう要求した（図 1）。検査者がフットプレートの背屈角度を操作し、およそ 5°, 10°, 15°, 20° の位置でフットプレートを停止した。各背屈角度で停止したときに表示されるストレインゲージの値と、電子角度計から得られた背屈角度を、値が安定した時点で記録した。全対象者の 3 施行全てのフットプレート停止角度の実測値の平均値と標準偏差は、それぞれ以下の通りであった：5.0 ± 0.2°, 10.1 ± 0.2°, 15.1 ± 0.2°, 20.0 ± 0.2°。同時に、腓腹筋活動量も記録した。等速性筋力測定器と同様のフットプレート停止条件で、背屈角度の最大 ROM を記録した。4 つの背屈角度におけるストレインゲージ値と足関節背屈角度の記録を 1 施行とし、計測は 3 施行した。等速性筋力測定器と CPTI によるそれぞれ 3 回の計測は対象者毎にランダムにし、検査者は両機器とも同一の 1 名で行った。

等速性筋力測定器から得られた足関節背屈角度 5°, 10°, 15°, 20° の 4 つの時点での受動トルク (Nm) を抽出し、角度—トルクの散布図にプロットした。CPTI から得られたストレインゲージ値 (N) に、ヒンジ部からストレインゲージまでの距離 (0.21 m) を乗算し、トルク値に変換した後、4 つの足関節背屈角度とトルク値を散布図にプロットした。両機器のこの 4 点にフィットする回帰直線を最小二乗法で求め、その傾きをスティフネス (Nm/rad) とした。また、両機器の回帰直線の決定係数も記録した。等速性筋力測定器における足関節背屈角度 5~20° まで連続的に得られた腓腹筋活動量、および CPTI の 4 つの各背屈角度で得られた筋活動量は、それぞれ 50 ms の RMS で平滑化した後、3 秒間の最大等尺性収縮の平均筋活動量で除し、正規化 (% MVC) を行った。腓腹筋活動量は、両機器とも最大値をデータとして採用した。

統計解析には PASW Statistics 18 (IBM 社製) を用いた。まず、Shapiro-Wilk 検定を用いて全てのデータが正規分布に従うことを確認した。等速性筋力測定器と CPTI のスティフネス、最大 ROM、腓腹筋活動量の 3 回平均値は、t 検定を用いて機器間の値を比較した。CPTI と等速性筋力測定器を検者と設定し、両機器からそれぞれ得られた 1 回目と 2 回目のスティフネスの検者内再現性、および 1 回目から 3 回目のスティフネス平均値による検者内再現性を検討するため、級内相関係数 (intraclass correlation coefficient：以下、ICC) の ICC (1, 1) と ICC (1, 3) を用いた。次に、等速性筋力測定器に対する CPTI のスティフネスの基準関連妥当性、すなわち検者間信頼性の分析を、計測 1 回目、2 回目、3 回目、および 3 回計測の平均値ごとに、ランダム効果を求める ICC (2, 1)、および固定効果を求める ICC (3, 1) を用いて検討した。最後に、等速性筋力測定器に対して

図 1 CPTI と受動トルク測定肢位

CPTI は、ベースフレームにヒンジ付きの足部フットプレートとフットプレート固定用ハンドルが取り付けられたものである。フットプレートは足背部に固定用ベルトと先端部に電子角度計が装着されており、背屈方向 0~70° の範囲で動かし、固定することが可能である。フットプレートは 2 枚の金属板から構成されている。2 枚の金属板の間にストレインゲージ (ストレインアンプ TSA-110、竹井機器工業社製) が介在され、この機構によってどの角度であっても足底面に対する直角方向の力を計測できる。

CPTI が持つ系統誤差の存在を確かめるため、ICC と同様に各計測値および平均値ごとに Bland-Altman 分析¹⁴⁾を用いて検討を行った。Bland-Altman 分析では、等速性筋力測定器と CPTI の測定値の差を y 軸、両機器の平均を x 軸とした Bland-Altman plot を作成し、回帰分析と測定値の差の平均の 95% 信頼区間算出を行い、比例誤差と加算誤差の有無を確認した。比例誤差と加算誤差の存在有無の確認、および両機器の測定値の誤差を表す指標となる limit of agreement (以下、LOA) の算出は、先行研究と同様の方法とした^{15,16)}。有意水準は 5% とした。

III. 結 果

両機器の測定結果を表 1 に示した。スティフネスは、CPTI が等速性筋力測定器よりも有意に低い値を示した ($t_{(13)}=2.56$, $p<0.05$)。最大 ROM は有意差を認めなかった ($t_{(13)}=1.54$, $p=0.148$)。腓腹筋活動量は、両機器、各計測を含めた全てのデータにおいて 1.3% 未満であり、CPTI が等速性筋力測定器よりも有意に低い値を示した ($t_{(13)}=2.24$, $p<0.05$)。

ICC (1, 1) の値は、等速性筋力測定器が 0.67、CPTI が 0.59 であった。ICC の判定基準¹⁷⁾で almost perfect となる ICC 値 0.81 以上を得るための測定回数を算出すると、CPTI は 2.94 (3 回)、等速性筋力測定器は 2.08 (2 回) であった。ICC (1, 3) は、等速性筋力測定器が 0.86、

CPTI が 0.81 であった (表 2)。

両機器のスティフネスの検者間信頼性において、ICC (2, 1) は計測 1, 2, 3 回目, 3 回計測平均値でそれぞれ 0.76, 0.69, 0.77, 0.84 であった。ICC (3, 1) は計測 1, 2, 3 回目, 3 回計測平均値でそれぞれ 0.75, 0.73, 0.82, 0.88 であった。Bland-Altman 分析の結果, 計測 3 回目と 3 回平均値において加算誤差が認められ, Bland-Altman plot において等速性筋力測定器に対して CPTI が低いスティフネスを示す分布となった。全ての計測値において比例誤差は認められなかった (表 3)。

IV. 考 察

本研究で用いた CPTI で計測されるスティフネスは、信頼できる測定回数が等速性筋力測定器よりも 1 回多いという違いがあったものの、3 回計測の ICC 値は 0.81 となったことから、良好な再現性を有していた。一方、

等速性筋力測定器に対する CPTI の基準関連妥当性については、両機器の 3 回計測の平均値において、CPTI のスティフネスが等速性筋力測定器よりも有意に低い値を示したことで、Bland-Altman 分析により加算誤差が認められたことの 2 点から、CPTI から得られたスティフネスは値の大小に関わらず、等速性筋力測定器よりも常に低い値が示されることが明らかになった。また、CPTI と等速性筋力測定器の検者間信頼性を示す ICC (2, 1) および ICC (3, 1) の値は、1 回ごとの分析では 0.69～0.82 であったが、3 回計測の平均値ではそれぞれ 0.84, 0.88 と高値になった。したがって、CPTI は 3 回の計測平均値を用いることで、スティフネス計測方法としての十分な基準関連妥当性を有するものと考えられる。

CPTI と等速性筋力測定器の両機器とも得られた角度—トルクの回帰直線の傾きからスティフネスを算出する点は同じであるが、両機器の相違点はベルト固定の有無や受動トルク計測時の足関節背屈角度、そして計測方法の違いにある。最も大きな違いは計測方法で、CPTI が足関節背屈を止めて一定時間経過後に受動トルク計測を行ったのに対し、等速性筋力測定器は足関節背屈が連続的に生じていた際の一時点の受動トルク計測を行っており、それぞれ静的トルクと動的トルクと呼ばれている^{18,19)}。足関節背屈位で下腿三頭筋に疼痛は生じないが強く伸長されている状態で保持し、足関節底屈方向に生じる静的トルクを観察した先行研究²⁰⁾で、伸長開始直後に急激に低下し、その後もゆっくりと低下していくことが認められている。また、動的トルクは受動的に関節を動かす角速度が早いほど大きい値を示すことが明らかにされている²¹⁾。これらの報告は、関節運動を止め

表 1 等速性筋力測定器と CPTI の測定結果と測定時筋活動量

	BIODEX	CPTI
MTU stiffness (Nm/rad)		
計測 1 回目	43.2 ± 10.7	41.8 ± 7.5
計測 2 回目	42.1 ± 8.7	39.0 ± 7.9
計測 3 回目	39.3 ± 8.5	36.1 ± 8.6
3 回平均値	41.5 ± 8.3	39.0 ± 7.1*
足背屈最大 ROM (deg)		
計測 1 回目	31.9 ± 4.1	32.7 ± 4.8
計測 2 回目	32.5 ± 4.4	33.4 ± 4.5
計測 3 回目	33.3 ± 4.7	34.4 ± 5.4
3 回平均値	32.5 ± 4.2	33.5 ± 4.8
腓腹筋筋活動量 (% MVC)		
計測 1 回目	0.9 ± 0.4	0.7 ± 0.3
計測 2 回目	0.6 ± 0.4	0.4 ± 0.3
計測 3 回目	0.6 ± 0.4	0.3 ± 0.3
3 回平均値	0.7 ± 0.3	0.5 ± 0.3*

n = 14. 平均値 ± 標準偏差。BIODEX : 等速性筋力測定器。

* : 対応のある t-検定で有意差あり (p < 0.05)。

表 2 両機器におけるスティフネスの検者内信頼性

	BIODEX	CPTI
ICC (1, 1)	0.67	0.59
95% 信頼区間	0.40-0.87	0.29-0.83
ICC (1, 3)	0.86	0.81
95% 信頼区間	0.66-0.95	0.55-0.93

BIODEX : 等速性筋力測定器, ICC : 級内相関係数。

表 3 等速性筋力測定器と CPTI のスティフネスの検者間信頼性

	ICC (2, 1)	95% CI	ICC (3, 1)	95% CI	Bland-Altman 分析		
					LOA	加算誤差	比例誤差
						95% CI	傾き
計測 1 回目	0.76	0.40-0.91	0.75	0.38-0.91	-4.94-7.57	-2.45-5.08	0.39
計測 2 回目	0.69	0.28-0.89	0.73	0.35-0.91	-2.71-9.01	-0.37-6.68	0.10
計測 3 回目	0.77	0.37-0.92	0.82	0.52-0.94	-1.73-8.22	0.25-6.24*	-0.02
3 回平均値	0.84	0.48-0.95	0.88	0.67-0.96	-1.01-6.15	0.42-4.72*	0.17

ICC : 級内相関係数, CI : 信頼区間, LOA : limit of agreement の信頼区間, * : 加算誤差あり。

た状態では受動トルクが徐々に小さくなるが、関節運動が生じると、その角速度に応じて受動トルクは大きくなることを意味する。本研究における CPTI が静的トルクを計測していたため、等速性筋力測定器の動的トルクから得られるスティフネスよりも CPTI が有意に低い値を示し、基準関連妥当性の検証において等速性筋力測定器と CPTI の間に加算誤差が認められた要因であったと考える。また、本研究の受動トルク計測時の腓腹筋筋活動量が、CPTI よりも等速性筋力測定器において有意に高かったことも、スティフネスの違いに影響したと考える。持続的な下腿三頭筋伸長時の静的受動トルクと腓腹筋やヒラメ筋の筋電図活動をみた先行研究²²⁾において、伸長開始から 15~30 秒後の区間でこれらの筋の筋活動量が 1% MVC を上回る者は、1% MVC 未満の者と比べ、静的トルクの低下率が低いことが明らかにされている。すなわち、他動的に足関節を背屈した際に、下腿三頭筋の自発的筋収縮が 1% MVC を超えると、足関節底屈の受動トルクが大きくなる。本研究の CPTI と等速性筋力測定器の受動トルク計測の際、3 回計測の腓腹筋筋活動量の平均値が 1% MVC を上回る人数が CPTI (1 名) よりも等速性筋力測定器 (4 名) で多かったことをデータで確認した。したがって、受動トルク計測時の腓腹筋の無意識的筋収縮が等速性筋力測定器でより生じていたため、CPTI よりも等速性筋力測定器のスティフネスが大きい値となった可能性がある。

これまで、臨床において簡便に ROM 最終域での受動トルクを計測する機器²³⁻²⁵⁾や方法²⁶⁾が考案されてきた。これらの方法は、本研究の CPTI と異なり、特殊な機器を必要とせず、測定方法の工夫によって高い再現性が得られていることから、臨床において有用な方法である。しかし、ROM 最終域での受動トルク値は、関節角度による影響を受けやすく、介入の効果判定のアウトカムとして用いにくい。受動トルクは、関節可動域の増大に伴って指数関数的に上昇するため、スティフネス算出に用いる角度—トルク曲線の傾きが ROM 最終域に近いほど大きくなる。そのため、同一の対象者であっても、測定日が異なった際に最大 ROM が大きくなった場合は受動トルクも増加する²⁷⁾。定量的な評価としてスティフネスを扱う場合には、ROM 最終域での受動トルクよりも、本研究の CPTI のような足関節角度を自由に可変でき、一定の関節角度で受動トルクを計測できる機器、あるいは方法が望ましいと考えられる。また、CPTI のように静的トルクを用いてスティフネスを算出する利点として、他動的な関節の動きに伴って非自発的に筋収縮が生じるような、当該部位に疼痛や炎症症状がある者や痙縮がある脳卒中患者に用いやすい点が考えられる。

本研究にはいくつかの限界がある。第一に、等速性筋力測定器のスティフネスが動的トルクから得られたものであり、フットプレートを所定の関節角度で止めて静的

トルクを計測していれば、得られたスティフネスがより CPTI に近似した値になった可能性がある。第二に、CPTI の測定姿勢において、機器の骨格フレーム部分が対象者の腓腹筋遠位部に接触することがあり、筋電図電極に接触はしていないが、筋活動に影響を与える可能性があった。第三に、本研究では両機器のスティフネスの相違を計測方法の違いと腓腹筋筋活動だけで考察しているが、超音波エコーなどを用いておらず、筋腱複合体の実際の伸張度や筋束長の変化などに言及できていない。最後に、本研究では誘発筋電図を用いていないため、脊髄運動ニューロン興奮性の違いについては不明なままである。

本研究で用いた CPTI から得られたスティフネスは、研究室で一般的なスティフネス計測に用いられる等速性筋力測定器と比較して、低い値が計測されてしまう欠点があるものの、検者内信頼性の結果から良好な再現性を有していた。ただし、CPTI は特別制作された機器であり、臨床で即座に応用できるものではない。今後は、臨床で容易にスティフネス計測が可能な方法についてさらに検討する必要がある。

利益相反 本研究に開示すべき利益相反はない。

謝辞 本研究の一部は、星城大学元気創造研究センター研究助成金を受けて実施しました。本研究で用いた足関節背屈専用の受動トルク測定器の制作にあたり、ご助言をいただきました竹井機器工業株式会社の岩永修平氏に感謝いたします。

引用文献

- 1) 福本貴彦：足関節のバイオメカニクス。Jpn J Rehabil Med, 2016, 53: 779-784.
- 2) Prior TD: Biomechanical foot function: a podiatric perspective: part 1. J Bodyw Mov Ther, 1999, 3: 74-84.
- 3) Attias M, Chevalley O, Bonnefoy-Mazure A, et al.: Effects of contracture on gait kinematics: a systematic review. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2016, 33: 103-110.
- 4) You JY, Lee HM, Luo HJ, et al.: Gastrocnemius tightness on joint angle and work of lower extremity during gait. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, 24: 744-750.
- 5) 岡本眞須美, 沖田 実, 加須屋茜・他：不動期間の延長に伴うラット足関節可動域の制限因子の変化—軟部組織（皮膚・筋）と関節構成体由来の制限因子について—。理学療法, 2004, 31: 36-42.
- 6) Sale D, Quinlan J, Marsh E, et al.: Influence of joint position on ankle plantarflexion in humans. J Appl Physiol, 1982, 52: 1636-1642.
- 7) McHugh MP, Kremenik IJ, Fox MB, et al.: The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. Med Sci Sports Exerc, 1998, 30: 928-932.
- 8) 市橋則明, 伊吹哲子, 中村雅俊：関節可動域制限に対する

- 理学療法の考え方. 理学療法, 2012, 29: 17-26.
- 9) 市橋則明, 池添冬芽, 中村雅俊: 運動器障害に対する理学療法のエビデンス. 理学療法学, 2013, 40: 264-268.
- 10) Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T: Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol* 1985, 2002, 92: 595-601.
- 11) Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, et al.: Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. *J Orthop Res*, 2011, 29: 1759-1763.
- 12) Akagi R, Takahashi H: Acute effect of static stretching on hardness of the gastrocnemius muscle. *Med Sci Sports Exerc*, 2013, 45: 1348-1354.
- 13) Ichihashi N, Ibuki S, Nakamura M: Effects of static stretching on passive properties of muscle-tendon unit. *J Phys Fit Sports Med*, 2014, 3: 1-10.
- 14) Bland JM, Altman DG: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1986, 1: 307-310.
- 15) 下井俊典, 谷 浩明: Bland-Altman分析を用いた継ぎ足歩行テストの検者内・検者間信頼性の検討. 理学療法科学, 2008, 23: 625-631.
- 16) 今井 丈, 丸山仁司: 熟練度の違いによる果部捻転角計測の検者内・検者間信頼性の検討. 理学療法科学, 2011, 26: 791-795.
- 17) Landis JR, Koch GG: The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 1977, 33: 159-174.
- 18) 鈴木重行: 理学療法のグローバル・スタンダードストレッチングの科学的検証一. 理学療法学, 2013, 40: 503-507.
- 19) 鈴木重行, 波多野元貴: ストレッチングの科学—推奨される評価方法一. 愛知県理学療法学会誌, 2017, 29: 48-55.
- 20) Duong B, Low M, Moseley AM, et al.: Time course of stress relaxation and recovery in human ankles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2001, 16: 601-607.
- 21) Palmer TB, Jenkins ND, Thompson BJ, et al.: Influence of stretching velocity on musculotendinous stiffness of the hamstrings during passive straight-leg raise assessments. *Musculoskelet Sci Pract*, 2017, 30: 80-85.
- 22) Gajdosik RL: Influence of a low-level contractile response from the soleus, gastrocnemius and tibialis anterior muscles on viscoelastic stress-relaxation of aged human calf muscle-tendon units. *Eur J Appl Physiol*, 2006, 96: 379-388.
- 23) 梨本智史, 渡辺博史, 古賀良生・他: 下肢筋力測定・訓練器を用いた大腿四頭筋の筋緊張測定. 運動・物理療法, 2012, 23: 271-275.
- 24) 梨本智史, 渡辺博史, 松岡 潤・他: 下肢筋力測定・訓練器を用いた腓腹筋受動的トルク測定. スポーツ傷害, 2013, 18: 14-17.
- 25) 梨本智史, 渡辺博史, 江玉睦明・他: 下肢筋力測定・訓練器を用いた腓腹筋受動的トルク測定(第2報)—超音波による検討一. スポーツ傷害, 2014, 19: 31-34.
- 26) 酒井吉仁, 梅野克身, 荻島久裕・他: 静的ストレッチングにおけるリラクセーションをもたらす伸張感性と筋ステイフネスの関係. 理学療法科学, 2014, 29: 399-403.
- 27) Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y: Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scand J Med Sci Sports*, 2013, 23: 23-30.