

足関節の柔軟性に影響を及ぼす因子とその性差

加 藤 え み か

要 旨

緒論：柔軟性は体力要素の中の一要因であり、傷害の予防やパフォーマンスの向上に寄与することが知られている。その測定方法として長座体前屈のように長さで評価する方法や角度計を用いて関節可動域で評価する方法などがあるが、いずれも被験者の痛みへの耐性の影響が除去できないことから、客観的な測定方法とは言い難い。一方、関節を外力で動かした際に伸長される筋群などから生じる関節の受動トルクを評価することで、関節の力学的指標であるスティフネスを算出できる。このスティフネスは被験者の痛みへの耐性などが混在しないため、長さでの評価や角度での評価と比較すると、より客観的に関節の柔軟性を評価できると考えられている。また、柔軟性には有意な性差が存在することは知られているものの、それらに影響をおよぼす因子についてはあまり明らかにされていない。**目的：**本研究では足関節を対象としてスティフネスを算出し、それに影響をおよぼす因子を検討した上で、柔軟性の性差とどのように関連しているかを明らかにすることを目的とした。**方法：**健康な成人 27 名 (27.4 ± 10.3 歳, 157.8 ± 6.3 cm, 53.4 ± 6.6 kg) を対象として他動的な足関節の背屈を実施した。被験者は筋力計のシートに椅座位を取り、足部をフットプレートに固定し、底屈 30° から背屈 20° まで 10° 刻みに底屈筋群から生じる受動トルクを記録した。足関節角度と受動トルクを直線回帰し、その傾きを足関節のスティフネスとした。下腿の筋量の指標として下腿前面および後面の筋厚を、また足関節の関節角度変化に伴う腓腹筋内側頭の筋形状の変化を定量するために超音波 B モード法でそれぞれ測定した。合わせて、各足関節角度における筋のスティフネスを求めるため、超音波エラストグラフィ法で腓腹筋内側頭の筋腹を撮像した。また、等尺性で足関節底屈トルクおよび背屈トルクを最大努力で発揮した (Maximal voluntary contraction: MVC)。さらに、底屈トルクの最大値をなるべく速く発揮することで、トルクの立ち上がり速度 (Rate of torque development: RTD) を測定した。また、足関節のスティフネスを従属変数として、本研究で得られた全ての測定項目を独立変数としてステップワイズ法で重回帰分析を実施した。項目間の相関関係の検討には、Pearson の積率相関関係を用いた。**結果：**形態的な項目として、身長、体重、下腿長、下腿前面の筋厚、下腿前面の皮脂厚、下腿後面の皮脂厚に有意な性差がみられた。各足関節角度における受動トルクにおいては、有意な性差はみられなかったが、足関節のスティフネスには有意な性差がみられた。各足関節角度における受動トルク、筋硬度、筋束長においては、足関節角度と性差に有意な交互作用はみられなかったが、羽状角においては有意な交互作用と、性差に主効果が見られた。重回帰分析の結果、足関節のスティフネスには RTD を独立変数とする有意な回帰式が得られた。また、足関節のスティフネスに対して前脛骨筋の筋厚、底屈トルクの MVC、背屈トルクの MVC、RTD に有意な正の相関関係がみられた。**結論：**本研究では客観的な関節の柔軟性を評価するために、受動トルクと足関節のスティフネスを用いた。足関節のスティフネスには有意な性差がみられ、それには筋量や筋力、筋形状が関与していることが明らかになった。

キーワード：スティフネス、受動トルク、筋形状、性差、足関節

1. 緒言

柔軟性は「身体の関節の可動範囲内で身体運動を円滑に、かつ広範囲に動かすことのできる性能」と定義されている^{4, 13, 15, 31, 32, 34, 35, 36, 38)}。柔軟性の役割として傷害の予防やパフォーマンスの向上などが知られており^{4, 24, 39)}、競技選手はその競技に必要とされる動作を円滑に行えるようにトレーニングするため、競技に特有の柔軟性を有する^{30, 39)}。例えば、ハードル走における股関節や、水泳の自由形などにおける肩関節など、関節の柔軟性が高いことで要求される動作を円滑に遂行できることが報告されている³⁹⁾。

柔軟性の測定方法として、立位体前屈や長座体前屈のように長さで測定する方法がある。これらの測定方法は験者に特別な技術を必要としないため、多くの被験者を対象とする際に頻繁に用いられている。また、これらの測定方法で得られた値には、身体を構成する多くの関節が関与するため、全身の柔軟性の指標として用いられてきた³²⁾。しかし、リハビリテーションなどで特定の関節における傷害からの回復過程の定量や、スポーツ選手などを対象として特定の関節の柔軟性を評価する際には、長座体前屈のような全身の柔軟性を対象とする方法では不十分であることも指摘されてきた^{14, 23)}。そこで、関節ごとに柔軟性を評価するものとして、関節可動域 (range of motion: ROM) を通じた評価が広く行われている^{7, 33)}。川上ら²¹⁾は中高齢者を対象として足関節の柔軟性を ROM で評価し、他動的な足関節背屈において有意な ROM の性差がみられたことを報告している。しかしながら、ROM を用いた評価には痛みへの耐性など心理的な要因が排除できないということと³⁷⁾、女性の方が痛みへの耐性があるという報告を鑑みると^{6, 9)}、足関節背屈の ROM の大きさが客観的な評価では行われていない可能性がある。そのため、柔軟性の評価には関節をモータなどの外力で動かした際に生じる受動トルクや、関節角度変化と受動トルクの変化を直線回帰してその傾きを関節のスティフネスとして評価する方法も用いられており、それらの測定方法で得られた柔軟性の評価は ROM による評価よりもより客観的であると考えられている^{3, 18, 25, 37)}。

他の体力要素とは異なり柔軟性に対する科学的アプローチは少なく、そのメカニズムや性差におよぼす影響については不明な点が多い。近年の生体計測技術の進歩にともない、人間生体において筋組織と腱組織とを合わせた解剖学的単位である筋腱複合体⁴⁰⁾の形状や機能の定量化が進み、筋量や筋力のみならず、筋腱複合体の形状や力学的特性にも個人差が存在することが明らかになってきた²⁰⁾。ROM には関節をまたぐ筋腱複合体の伸長の程度が直接的な影響を及ぼすため、ROM の性差には筋腱複合体の力学的特性が影響することが示されている¹⁶⁾。しかしながら、Kato ら¹⁶⁾の報告では被験者の主観により足関節の背屈角度を決めており、先の報告にあるような柔軟性の評価において主観性が排除できていない³⁷⁾。

人間は足部で地面に接地して歩行や走行などのロコモーションを行うため、足関節の柔軟性には日常生活で頻繁に活動する下腿三頭筋の力学的特性が大きな影響を及ぼすことが予想され

る。そのため下腿三頭筋の形状及び力学的特性を評価することで、足関節における傷害予防や力発揮に最適な柔軟性、言い換えればパフォーマンスに合目的な柔軟性、ひいてはトレーニング方法の確立につながることを期待される。

そこで、本研究では足関節を対象として足関節の角度変化に対する受動トルクの変化を直線回帰してスティフネスを算出し、それに影響をおよぼす因子を検討した上で、柔軟性の性差とどのように関連しているかを明らかにすることを目的とした。

2. 方法

(1) 被験者

27名の健康な成人（男性10名、女性17名）が被験者として実験に参加した（年齢：27.4 ± 10.3歳（18-47歳）、身長：157.8 ± 6.3 cm、体重：53.4 ± 6.6 kg）。被験者は特別なトレーニングや過去に柔軟性を要する競技等を行っておらず、実験実施時も整形外科的、神経的な障害はなかった。また、実験実施の24時間前より激しい運動を控えるよう指示を受けた。また、実験の参加に際し、被験者は実験内容に関する説明を事前に受けて、同意書に署名を行った。なお、当該研究は国立スポーツ科学センター倫理委員会より承認を受けた（承認番号：007-2015）。

(2) 実験セッティング

実験は室温25度に設定された実験室で実施された。被験者は実験室へ来訪し、実験内容の説明を受けて同意書に署名した後、測定内容に慣れるためのセッションに参加した。セッション内で被験者は筋力計（VTF-002, VINE, Tokyo, Japan）のシート部分に座して実験で用いる姿勢をとり、他動的な足関節の背屈や、等尺性での筋力発揮を行った（図1）。これまでに一度も等尺性での筋力発揮を行なったことのない被験者に対しては適宜休憩を設けながら、計測で得られる値が安定するまで十分に練習を行なった。また、被験者の内省として十分に筋力発揮が行えていることを口頭で確認した。柔軟性に関する測定項目に影響を与えることが懸念された

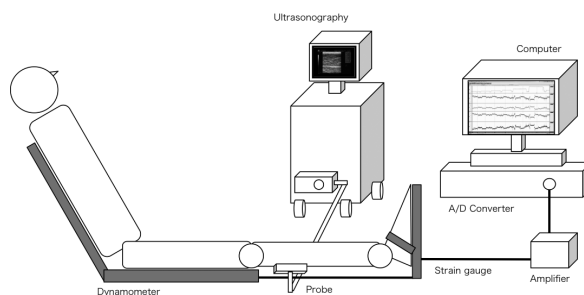


図1：実験セッティング

ためウォームアップは最小限にとどめて、形態計測、柔軟性の評価、筋力の評価の順で実験を実施した^{16, 17, 19)}。

(3) 形態、筋形状計測

各被験者の右側の下腿長、下腿の周径囲、下腿前面の筋厚および皮脂厚、下腿後面の筋厚および皮脂厚を立位で測定した^{1, 16)}。下腿長は膝窩から腓骨外踝までの距離を測定し、下腿の周径囲は下腿長の近位30%部位とした^{1, 5)}。周径囲を測定した箇所を対象として下腿前面および後面の筋厚と皮脂厚を超音波画像診断装置(Aixplorer, SuperSonic Imagine, Provence, France)のプローブ(Super-Linear 15-4; SuperSonic Imagine; 7.5-MHz wave frequency with 38-mm scanning length, Provence, France)を体肢と直交するように貼付し、Bモード法で測定した¹⁾。下腿前面では前脛骨筋(Tibialis anterior: TA)を対象として測定し、下腿後面では腓腹筋内側頭(Gastrocnemius medialis: MG)を対象として測定した。筋厚と皮脂厚の算出には超音波画像診断装置内のソフトウェアで行った。

また、足関節の角度変化における筋形状変化を測定するため、被験者は筋力計のシート部分に膝関節完全伸展の椅座位で足関節をフットプレートに固定した。股関節角度は90°から30°伸展した角度であり、肩関節と股関節と脚部のなす角度が120°であった。これは、股関節角度90°の椅座位ではハムストリングに突っ張ったような不快感を覚える被験者がいたためであった^{16, 17)}。超

音波画像診断装置のプローブを下腿の長軸方向に貼付し、MGの筋束長と羽状角を取得した。測定は底屈30°から背屈20°まで10°ごとに合計6角度について行われた。MGの浅部腱膜と深部腱膜に挟まれた領域を走行する筋束の長さをMGの筋束長とした。また、筋束と深部腱膜のなす角度を羽状角とした。筋束長と羽状角の計測は、筋厚と皮脂厚の算出と同様に超音波画像診断装置内のソフトウェアで行った(図2a)。

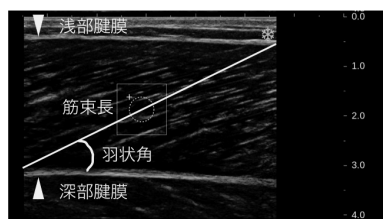


図2a：超音波Bモード法で撮像した腓腹筋内側頭の筋束長および羽状角

(4) 柔軟性計測

a) 受動トルク、足関節のスティフネス

被験者は上記と同様の姿勢をとり、足部を筋力計のフットプレートに固定された。験者はフットプレートの角度を手動で変更し、被験者の足関節角度が底屈30°から背屈20°まで10°ごとに合計6角度において、底屈筋群より生じる受動トルクを取得した。フットプレートに埋設されたストレインゲージ(model LTZ-500KA, linear range 0-5,000 N; KYOWA, Osaka, Japan)から得られたアナログ信号はアンプ(DPM-911B; KYOWA, Osaka, Japan)で増幅されて、A/D変換器(Power Lab, 32 bit; ADInstruments, Dunedin, New Zealand)を介してサン

リング周波数 1,000 Hz でコンピュータに記録された。記録されたデジタル信号は A/D 変換器のソフトウェア (LabChart, version 7, 2-32 bit; ADInstruments, Dunedin, New Zealand) 上で分析された。受動トルクの測定中で、背屈位においては被験者に適宜痛みがないかを口頭で尋ねた。また、足関節角度に対する受動トルクを直線回帰し、その傾きを足関節のスティフネスとした¹⁶⁾。

b) 筋のスティフネス

被験者は上記と同様の姿勢をとり、MG のスティフネスを評価するために、筋形状を測定した箇所超音波画像診断装置のプロープを下腿の長軸方向に貼付し、超音波エラストグラフィ法で撮像した。測定は底屈 30° から背屈 20° まで 10° ごとに合計 6 角度について行われた。撮像された画像から MG のスティフネスを算出するために、画像内の MG の筋腹中央に 10 mm 四方の関心領域を設定し、さらにその中の直径 5 mm の円から値を算出した^{3, 19)} (図 2b)。

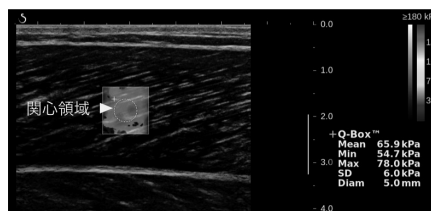


図 2b: 超音波エラストグラフィ法で撮像した腓腹筋内側頭の筋のスティフネス

(5) 筋力計測

a) 等尺性最大随意筋力

被験者は筋形状の測定時と同様の姿勢をとり、足関節角度 0° で十分な練習を行った後に等尺性の足関節底屈トルクを最大努力で発揮した (Maximal Voluntary Contraction: MVC)。また、足関節角度底屈 10° で等尺性の足関節背屈トルクを最大努力で発揮した^{16, 21)}。2 分間の休憩を挟んでそれぞれ 2 回測定し、2 回の測定値に 5% 以上の隔たりがある際には 3 回目の測定を行い、最も値の高い施行を採用した¹⁸⁾。また、測定に際して非伸縮性のストラップで足部を筋力計のフットプレートに固定したが、しびれや痛みなどが被験者に口頭で適宜確認し、最大筋力の妨げにならぬよう配慮した。また MVC を筋厚で除し、筋厚あたりの発揮トルクを算出し、筋の質の評価に用いた²¹⁾。等尺性最大底屈トルクは MG の筋厚で、また、等尺性最大背屈トルクは TA の筋厚で除し、その値で評価した。

b) トルクの立ち上がり速度

MVC の測定後、同様の姿勢で十分な休憩を設けてから底屈トルクの立ち上がり速度 (Rate of Torque Development: RTD) を測定した。被験者はなるべく速く最大筋力を発揮するよう指示された。測定は十分な休憩を挟んで 2 回行い、発揮された底屈トルクを時間微分した傾きを RTD の値として用いた。

(6) 統計

全ての変数は平均±標準偏差で記述した。各測定項目の性差の検定には対応のないt検定を用いた。また、受動トルク、筋のスティフネス、筋束長、羽状角については各足関節角度における性差の検定として反復測定の二元配置の分散分析を行なった。有意な交互作用がみられた場合は、多重比較にBonferroniを用いた。足関節のスティフネスをそれぞれ従属変数として、本研究において得られた全ての測定項目を独立変数としてステップワイズ法で重回帰分析を実施した。また項目間の相関関係の検討には、Pearsonの積率相関関係を用いた。全ての統計処理は統計処理ソフトウェア（SPSS ver. 24, IBM SPSS Statistics）で行い、有意水準は5%未満とした。

3. 結果

(1) 形態計測

身長、体重、下腿長、TAの筋厚、下腿前面および後面の皮脂厚において有意な性差がみられたが、下腿の周径囲、MGの筋厚には有意な性差はみられなかった（表1）。

表1：形態計測の性差

Parameter	Male	Female	P-value
Height (cm)	169.0 (5.1)	157.8 (6.3)***	< 0.001
Body mass (kg)	61.8 (9.9)	53.4 (6.6)*	0.014
Shank length (cm)	38.5 (0.9)	35.8 (2.1)***	0.001
Circumference (cm)	36.6 (3.3)	35.7 (2.4)	0.397
Muscle thickness (TA, mm)	30.7 (4.4)	27.3 (3.0)*	0.024
Muscle thickness (MG, mm)	21.6 (3.2)	20.8 (3.2)	0.512
Subcutaneous adipose thickness (Anterior, mm)	3.5 (1.5)	5.3 (1.6)**	0.008
Subcutaneous adipose thickness (Posterior, mm)	4.2 (1.4)	7.0 (2.4)**	0.003

平均（標準偏差）*：P<0.05，**：P<0.01，***：P<0.001

(2) 柔軟性計測

a) 受動トルク、足関節のスティフネス

底屈30°から背屈20°までの全6角度を通して、各関節角度における受動トルクに性差がみられるか検討したが、受動トルクと性別の間に有意な交互作用はみられなかった（図3、F=0.946, p=0.462）。しかしながら、足関節のスティフネスには有意な性差がみられた（男性：0.7 ± 0.3 Nm/deg, 女性：0.5 ± 0.2 Nm/deg, p=0.045）。

b) 足関節角度に対する筋形状、筋のスティフネス

足関節の角度変化に対する筋のスティフネスの変化を図4に示す。反復測定の二元配置の分散分析の結果、筋のスティフネスと性差には有意な交互作用はみられなかった（F=2.283, p=0.065）。

足関節の角度変化に対する筋束長の変化を図5に示す。反復測定の二元配置の分散分析の結果、筋束長と性差には有意な交互作用はみられなかった（F=0.115, p=0.998）。

足関節の角度変化に対する羽状角の変化を図6に示す。反復測定の二元配置の分散分析の結果、羽状角と性差の間に有意な交互作用がみられた（F=4.605, p=0.002）。また、性差に単純主

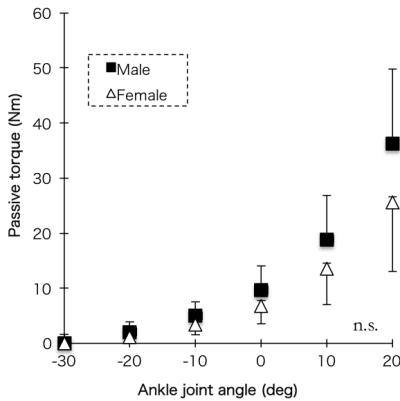


図 3：関節角度変化に対する受動トルクの変化

負の値は底屈位を、正の値は背屈位をそれぞれ表す。

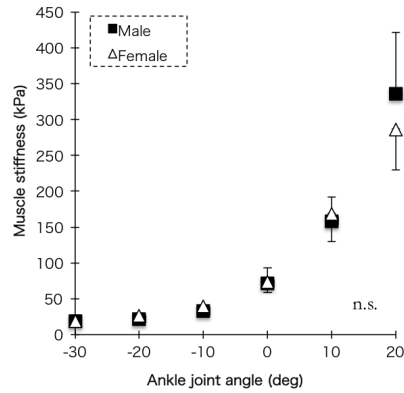


図 4：関節角度変化に対する筋のスティフネスの変化

負の値は底屈位を、正の値は背屈位をそれぞれ表す。

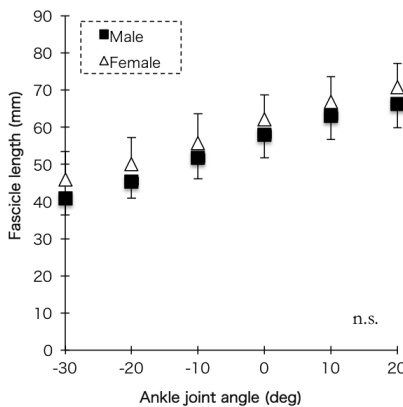


図 5：関節角度変化に対する筋束長の変化
負の値は底屈位を、正の値は背屈位をそれぞれ表す。

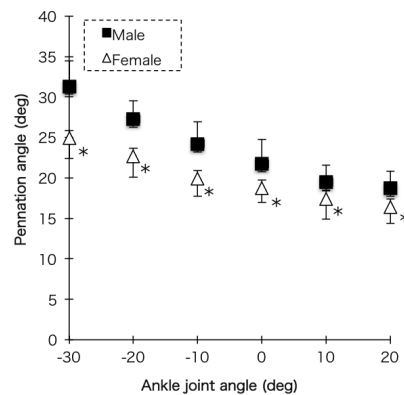


図 6：関節角度変化に対する羽状角の変化
*：P<0.05

負の値は底屈位を、正の値は背屈位をそれぞれ表す。

効果がみられ ($F=10.292, p=0.012$), 全ての関節角度において羽状角に有意な性差がみられた ($p<0.05$)。

(3) 筋力計測

a) 等尺性最大随意筋力

最大随意で発揮した底屈トルクおよび背屈トルクのMVCはいずれも、有意な性差がみられた(底屈トルク：男性 182.0 ± 44.4 Nm, 女性 119.1 ± 35.4 Nm, $p<0.001$, 背屈トルク：男性 43.6 ± 15.0 Nm, 女性 27.1 ± 6.1 Nm, $p<0.001$)。

足関節トルクのMVCを筋厚で除すことにより、筋厚あたりの発揮トルクを算出したとこ

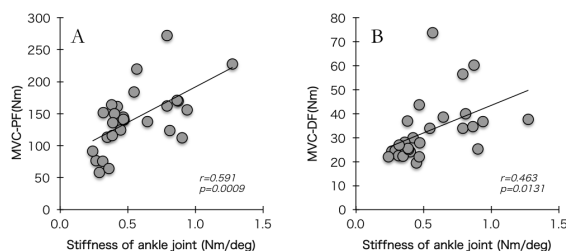
ろ、底屈トルクおよび背屈トルク共に、有意な性差がみられた（底屈トルク /MG の筋厚：男性 8.4 ± 1.4 Nm/mm, 女性 5.8 ± 1.5 Nm/mm, $p < 0.001$, 背屈トルク /TA の筋厚：男性 1.4 ± 0.3 Nm/mm, 女性 1.0 ± 0.2 Nm/mm, $p < 0.001$ ）。

b) トルクの立ち上がり速度

底屈トルクの MVC を時間微分して求めた RTD には有意な性差がみられた（男性： 629 ± 309 Nm/s, 女性： 382 ± 226 Nm/s, $p = 0.025$ ）。

(4) 単相関分析

足関節のスティフネスに対して底屈トルクの MVC, 背屈トルクの MVC, TA の筋厚, RTD に有意な正の相関関係がみられた（図 7A-D）。



(5) 重回帰分析

足関節のスティフネスに関与する因子を明らかにするために、足関節のスティフネスを従属変数とする重回帰分析を実施した。その結果、足関節のスティフネスは、男女合わせた群では RTD を独立変数とする有意な回帰式が得られた ($Y = -0.980 + 0.001x_1$, x_1 : RTD, $F = 19.262$, $p < 0.001$)。その寄与

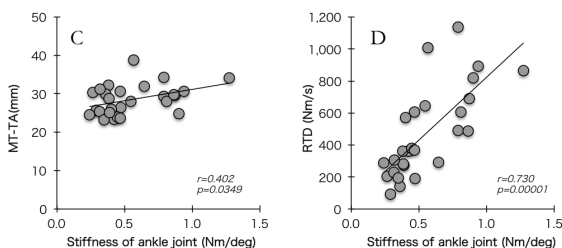


図 7：足関節のスティフネスに対する各項目の単相関分析
A：底屈トルクの MVC, B：背屈トルクの MVC,
C：TA の筋厚, D：RTD

率及び推定値の標準誤差はそれぞれ $R^2 = 0.594$ および 0.166 であった。また、男女別に同分析を実施した結果、女性のみ群では底屈トルクの MVC と TA の筋厚の 2 変量を独立変数とする有意な回帰式が得られた ($Y = 0.687 + 0.038x_1 - 0.045x_2$, x_1 : 底屈トルクの MVC, x_2 : 筋厚 (TA), $F = 7.942$, $p = 0.006$)。その寄与率及び推定値の標準誤差はそれぞれ $R^2 = 0.481$ および 0.173 であった。しかし、男性のみ群では有意な回帰式は得られなかった。

4. 論議

本研究は足関節の柔軟性を客観的に評価する指標として、足関節を他動的に背屈させた際に底屈筋群より生じる受動トルク変化を足関節の角度変化に対して直線回帰し、その傾きを足関節のスティフネスとして用いた。この指標は複数の関節角度に渡り足関節を評価できることか

ら、関節そのものの力学的特性を反映すると考えられている^{16, 29)}。足関節のスティフネスの性差に下腿の筋の量的特性や力学的特性が影響を及ぼすという仮説を検証することを目的として実験を行った結果、6つの関節角度に渡って算出された足関節のスティフネスでは性差がみられたが、各足関節角度における受動トルクでは受動トルクと性別の間に有意な交互作用はみられなかった(図3)。これは、足関節の力学的特性には性差が存在するものの、個々の足関節角度では受動トルクの個人差が大きいことが影響したのではないかと考えられる。川上ら²¹⁾は中高齢者を対象として足関節の柔軟性をROMで評価しているが、女性は男性と比較して伸長される組織の量(下腿三頭筋の筋量)が少なかったため、他動的な足関節背屈において大きなROMを達成できたことを報告している。この結果は今回得られた知見とは異なるが、以下の理由が考えられる。まず、川上ら²¹⁾は超音波Bモード法で下腿の筋厚を評価する際に腓腹筋外側頭とヒラメ筋を合わせたものを用いたため、本研究とは異なる部位で評価していた。さらに、本研究で女性は男性と比較して下腿後面の皮脂厚が有意に高かった(表1)。足関節の背屈の際には筋組織である下腿三頭筋の筋量のみならず、そのほかの組織の量も影響を及ぼすことを考慮すると、女性では皮下脂肪の多さが各関節における受動トルクにも影響を及ぼした可能性がある。よって、足関節のスティフネスでは関節そのものの力学的特性という点で有意な性差がみられたにもかかわらず、個々の足関節角度における受動トルクでは有意な性差がみられなかったものと考えられる。

最大筋力の測定項目では足関節底屈トルク、及び背屈トルクのMVCにおいて有意な性差がみられた。筋量と筋力は比例することから²⁾、TAの筋厚が高い値を示した男性は女性と比較して高い背屈トルクのMVCを発揮したという結果は先行研究と一致するものとなった。MGの筋厚には性差がみられなかったが、男性は女性と比較して有意に高い底屈トルクのMVCを示した。男性において下腿長が有意に長かったことから(表1)、MGの筋厚では有意差はみられなかったものの、筋厚と下腿長を変数としてMGの筋体積を推定する式²⁸⁾に当てはめたところ、有意な性差がみられた(男性: $416 \pm 68 \text{ cm}^3$, 女性: $398 \pm 52 \text{ cm}^3$, $p < 0.05$)。このことから、MGの一つの横断面画像では性差がみられなかったが、筋体積として評価すると、底屈トルクの有意な性差を反映する結果となった。また、底屈トルクのMVCは本研究で測定したMGの他に、協働筋として腓腹筋外側頭とヒラメ筋も筋力発揮に関与する。今後はMGのみならず、下腿三頭筋の三筋全てを考慮するとより確度の高い結果となったことが考えられるため、協働筋全てを評価することを課題としたい。形態計測として下腿の周径には性差がみられなかった(表1)。これは、MGの筋厚に有意な性差がみられなかったことと、女性の方が下腿の皮脂厚において前面及び後面で男性と比較して有意に高かったことが原因であると考えられる。

MVCを筋厚で除した筋厚当たりの関節トルクについては、底屈においても背屈においても有意に男性が女性よりも高い値を示した。この結果は、女性の場合は男性と比較して筋力/筋

厚比が有意に男性よりも低い²¹⁾、という報告と一致したものとなった。ウサギの咬筋を対象とした実験で、運動単位の発火頻度に性差があったという報告がされていることから¹²⁾、女性は男性と比較して筋量に見合った筋力が発揮できていないことが示唆された。その理由の一つとして今回の実験の被験者は特別なトレーニングを実施していない者を対象としたため、成長期の運動経験などもこれらの結果に影響を及ぼしていた可能性が考えられる。さらに、RTDにも有意な性差がみられた。最大筋力をなるべく速く発揮するという運動課題においては速筋線維の貢献が大きいと考えられるが、男性の方が女性と比較して Type II 線維が多いことがヒトやマウス、ウサギの下肢で認められている^{8, 10, 11, 27)}。これらの先行研究で示されている筋線維組成の結果を考慮すると、本研究の被験者においても、同様の原因で RTD の有意な性差につながったものと考えられる。

足関節のスティフネスに関与する因子を明らかにするために、足関節のスティフネスを従属変数とする重回帰分析を実施したところ、全被験者を対象とした場合では RTD を独立変数とする有意な回帰式が得られた。Bojsen-Møller ら⁵⁾ は筋組織と腱組織の力学的特性と MVC、RTD、垂直跳びとの関係について超音波 B モード法を用いて明らかにしている。この報告の中で、腱組織のスティフネスが高い方が RTD も高いことが示された。その理由として、筋組織で発揮された筋力は腱組織を介して骨に伝達されるため、腱組織のスティフネスが高いことにより伝達の効率も高まり、結果として RTD の高いパフォーマンスに繋がった可能性を考察している。Bojsen-Møller ら⁵⁾ の報告では膝関節伸展トルクと外側広筋の腱を対象としているが、筋腱複合体の力学的特性に着目したという点で、本研究で対象としているアキレス腱と下腿三頭筋にも同様の知見を当てはめることが可能であると考えられる。また、Kato et al.¹⁶⁾ は足関節を対象として足関節のスティフネスにはアキレス腱のスティフネスが影響を及ぼすことを示している。これらの報告と本研究の結果から、足関節のスティフネスには腱組織のスティフネスが影響を及ぼすことが予想され、高いスティフネスの被験者ほど、RTD のような素早い筋力発揮に有利であった可能性も考えられる。

単相関分析では足関節のスティフネスと TA の筋厚、底屈トルクの MVC、背屈トルクの MVC、RTD の間に有意な正の相関関係がみられた。足関節の他動的な背屈により足関節のスティフネスを求めたため、TA の筋量が多い者は足関節の背屈が困難となり、高い受動トルクを示した可能性がある²¹⁾。また、筋力が筋量と比例することを考えると²⁾、背屈トルクの MVC が高い者は TA の筋量が多いことが予想され、それにより一定の足関節角度よりも背屈位になると他動的な背屈が困難となり、足関節の高いスティフネスを示したことも考えられる。また、底屈トルクの MVC は底屈筋群の筋量を反映することから、伸長される筋量が受動トルクに影響したという報告と一致した結果となった^{16, 21)}。RTD も足関節のスティフネスと有意な正の相関関係を示したが、RTD には関節を構成する要素のスティフネスが影響することから^{5, 22, 26)}、受動的な関節の柔軟性の指標が RTD とも関係したのと考えられる。

今後はストレッチをトレーニングとして、ある一定期間にわたり実施することで関節の柔軟性が変化した際に、本研究で検討した項目の中で何が大きな影響を及ぼすのかについて、競技選手のように日常的に高い強度でトレーニングを行っている者など対象を広げて検討していきたい。競技選手などを対象として柔軟性と競技パフォーマンスの関係なども検討することで、特定の競技に必要な特異的な柔軟性とそれを構成する要素を示すことのできる研究につながるものと考えられる。

5. 結論

本研究では客観的な関節の柔軟性を評価するために、受動トルクとステイフネスを用いた。ステイフネスには有意な性差がみられ、そのステイフネスには筋量や筋力、筋形状が関与していることが明らかになった。

注

- 1) Abe T, Kondo M, Kawakami Y, Fukunaga T. Prediction equations for body composition of Japanese adults by B-mode ultrasound. *Am J Hum Biol*, 6: 161-170, 1994.
- 2) Akagi R, Tohdoh Y, Takahashi H. Sex difference in strength and size ratios between reciprocal muscle groups in the lower leg. *Int J Sports Med*, 34: 449-452, 2013.
- 3) Akagi R, Takahashi H. Acute effect of static stretching on hardness of the gastrocnemius muscle. *Med Sci Sports Exerc*, 45: 1348-1354, 2013.
- 4) Alter MJ. *Science of flexibility*. Human Kinetics, Champaign, 1996.
- 5) Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, Aagaard P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol*, 99: 986-994, 2005.
- 6) Cankar K, Music M, Finderle Z. Cutaneous microvascular response during local cold exposure - the effect of female sex hormones and cold perception. *Microvasc Res*, 108: 34-40, 2016.
- 7) Corbin CB. *Flexibility*. *Clin Sports Med*, 3: 101-117, 1984.
- 8) Daniels DW, Tian Z, Barton ER. Sexual dimorphism of murine masticatory muscle function. *Arch Oral Biol* 53: 187-192, 2008.
- 9) Dawson-Basoa M, Gintzler AR. Gestational and ovarian sex steroid antinociception: synergy between spinal kappa and delta opioid systems. *Brain Res*, 794: 61-67, 1998.
- 10) Eason JM, Schwartz GA, Pavlath GK, English AW. Sexually dimorphic expression of myosin heavy chains in the adult mouse masseter. *J Appl Physiol* 89: 251-258, 2000.
- 11) English AW, Eason J, Schwartz G, Shirley A, Carrasco DI. Sexual dimorphism in the rabbit masseter muscle: myosin heavy chain composition of neuromuscular compartments. *Cells Tissues Organs*, 164: 179-191, 1999.
- 12) English AW, Widmer CG. Sex differences in rabbit masseter motoneuron firing behavior. *J Neurobiol*, 55: 331-40, 2003.
- 13) Haris ML. *Flexibility*. *Physics Therapy*, 49: 591-601, 1969.
- 14) Herman SL, Smith DT. Four-week dynamic stretching warm-up intervention elicits long-term performance benefits. *J Strength Cong Res*, 22: 1286-1297, 2008.

- 15) Hortobágyi T, Faludi J, Tihanyi J, Merkely B. Effect of intense “stretching” – flexibility training on the mechanical profile of the knee extensors and on the range of motion of the hip joint. *Int J Sports Med*, 6: 317–321, 1985.
- 16) Kato E, Oda T, Chino K, Kurihara T, Nagayoshi T, Fukunaga T, Kawakami Y. Musculotendinous factors influencing difference in ankle joint flexibility between women and men. *Int J Sport Health Sci*, 3: 218–225, 2005.
- 17) Kato E, Kanehisa H, Fukunaga T, Kawakami Y. Changes in ankle joint stiffness due to stretching: The role of tendon elongation of the gastrocnemius muscle. *Eur J Sport Sci* 10: 111–119, 2010.
- 18) 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: 407–15, 2011.
- 19) Kato E, Takahashi H. The effect of hamstring stretching on muscle hardness and isokinetic muscle performance. *J Sports Sci*, 2: 90–97, 2014.
- 20) Kawakami Y, Ichinose Y, Kubo K, Ito M, Fukunaga T. Architecture of contracting human muscles and its functional significance. *J. Appl. Biomech*, 16: 88–97, 2000.
- 21) 川上泰雄, 永吉俊彦, 福永哲夫, 小田俊明, 栗原俊之, 千野謙太郎, 金久博昭, 久野譜也. 中・高齢者における足関節可動域の規定因子. *体力科学*, 52 (Suppl): 149–156, 2003.
- 22) Kirk H, Geertzen SS, Lorentzen J, Krarup KB, Bandholm T, Nielsen JB. Explosive resistance training increases rate of force development in ankle dorsiflexors and gait function in adults with cerebral palsy. *J Strength Cond Res*, 30: 2749–2760, 2016.
- 23) 小林武, 長野聖, 大井直往, 鈴木堅二, 岩谷力, 中江秀幸, 半田健壽. 股関節形成術後患者の身体柔軟性と下肢に関する主観的 ADL 評価の関係. *理学療法学*, 24: 216, 1997.
- 24) 栗山節郎, 山田保. *ストレッチングの実際*. 南江堂, 東京, 1986.
- 25) Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Kjaer M. Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med*, 24: 622–628, 1996.
- 26) Mayfield DL, Cresswell AG, Lichtwark GA. Effects of series elastic compliance on muscle force summation and the rate of force rise. *J Exp Biol*. 219: 3261–3270, 2016.
- 27) Miller AE, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, Sale DG. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol*, 66: 254–262, 1993.
- 28) Miyatani M, Kanehisa H, Ito M, Kawakami Y, Fukunaga T. The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. *Eur J Appl Physiol*, 91: 264–272, 2004.
- 29) 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の定量的評価. *生体医工学*, 49: 789–797, 2011.
- 30) Nigg BM, Fisher V, Allinger TL, Ronsky JR, Engelsberg JR. Range of motion of the foot as a function of age. *Foot Ankle*, 13: 336–343, 1992.
- 31) ノリス CM, 山本利春ほか訳. *柔軟性トレーニング*. 大修館書店, 東京, 1999.
- 32) 大山良徳. *体づくりと身体柔軟性*. 不昧堂書店, 東京, 1970.
- 33) Rietman JS, Geertzen JH, Hoekstra HJ, Baas P, Dolsma WV, de Vries S, Groothoff JW, Eisma WH, Dijkstra PU. Long term treatment related upper limb morbidity and quality of life after sentinel lymph node biopsy for stage I or II breast cancer. *Eur J Surg Oncol*, 32: 148–152, 2006.
- 34) Robert JM, Wilson K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *Br J Sports Med*, 33: 259–263, 1999.
- 35) 高田潤一編著. *学生のためのスポーツ・健康論*. 弘学出版, 神奈川, 1990.
- 36) Taylor DC, Dalton JD Jr., Seaber AV, Garrett WE Jr., Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med*. 18: 300–309, 1990.
- 37) Toft E, Espersen GT, Kalund S, Sinkjaer T, Hornemann BC. Passive tension of the ankle before and

- after stretching. *Am J Sports Med*, 17: 489-494, 1989.
- 38) Wilson GJ, Wood GA, Eliot BC, The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *Int J Sports Med*, 12: 403-407, 1991.
- 39) 山本利春. 傷害予防と競技力向上における柔軟性評価の意義. *Train J*, 96: 84-87, 1996.
- 40) Zajac FE. Muscle and tendon: Properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control. In: *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering* (Bourne JR ed.), 359-411, Boca Raton: CRC Press, 1989.

Factors influencing difference in ankle joint flexibility between males and females

Emika KATO

Abstract

Introduction: Flexibility is one component of physical fitness, and it is known to contribute to the prevention of injuries and improvement of physical performance. Some methods are used to evaluate flexibility by measuring length (bending forward in a seated position) and angle (range of motion). However, as the influence of resistance to a pain cannot be excluded, both these measurements cannot be objective. Stiffness is a mechanical index to assess joint flexibility, and can be measured using evaluating the passive torque of a joint involving a group of muscles that are elongated when the joint is moved. Because it is not affected by resistance to pain, it is thought that stiffness can be used to evaluate joint flexibility more objectively than can be done by measuring length and angle. Although it is known that there is a significant sex difference in flexibility, the responsible factors remain unclear. **Purpose:** In this study, we aimed to elucidate how stiffness can be measured in ankle joint, as well as to determine the factors influencing stiffness measurement and how they relate to the sex differences in flexibility. **Method:** Passive ankle joint dorsiflexion was performed in twenty seven healthy adults (age: 27.4 ± 10.3 y, height: 157.8 ± 6.3 cm, weight: 53.4 ± 6.6 kg). Subjects took a seated position on a dynamometer and fixed their foot to a foot-plate that recorded passive torques generated by the plantar flexor muscle group at 10° increments from 30° of plantar flexion to 20° of dorsiflexion. We calculated ankle joint stiffness using linear regression between the ankle joint angle and passive torque. Muscle thickness of the anterior and posterior of shank was measured as an index of muscle volume, and B-mode ultrasound was used to quantify changes in the muscle architecture of the gastrocnemius medialis accompanying a change in the joint angle. In addition, to determine muscle stiffness at each ankle joint angle, the muscle belly of the gastrocnemius medialis was assessed with ultrasound shear wave imaging. Subjects performed isometric maximum voluntary contraction (MVC) for plantar flexion and dorsiflexion. Furthermore, subjects exerted maximal plantar flexion as fast as possible, and the rate of torque development (RTD) was calculated. Multiple regression analysis was performed using a stepwise method, with ankle joint stiffness as dependent variables and all the measurement parameters as independent variables. In addition, Pearson's product correlation was used to examine the relationship between parameters. **Results:** As morphological parameters, significant sex differences were observed in height, body mass, shank length, muscle thickness in the anterior of the shank and subcutaneous adipose thickness in the anterior and posterior of the shank. There was no significant sex difference in passive torque at each ankle joint angle, but a significant sex difference was found in ankle joint stiffness. With passive torque, the muscle stiffness and fascicle length at each ankle joint angle showed no significant interaction between the ankle joint angle and sex difference, but a significant interaction and a main effect were seen in the pennation angle. Using multiple regression analysis, an equation with RTD as an independent variable was obtained for ankle joint stiffness. In addition, a significant positive correlation was found between muscle thickness of the tibialis anterior, MVC for the plantar flexion and

dorsiflexion torque, and RTD with respect to ankle joint stiffness. **Conclusion:** In this study, passive torque and stiffness were used to objectively determined joint flexibility. A significant sex difference was found in ankle joint stiffness, with effects on muscle volume, muscular strength, and muscle architecture.

Keywords: Stiffness, Passive torque, Muscle architecture, Sex difference, Ankle joint

