

原 著

立位での異なる足関節底屈位における ヒラメ筋外部アキレス腱伸張率の算出

Outer Achilles tendon strain for soleus muscle at different ankle joint angles

小田 啓之^{1) 2)} 佐野 加奈絵¹⁾ 国正 陽子¹⁾ 石川 昌紀¹⁾
Hiroyuki Oda^{1) 2)} Kanae Sano¹⁾ Yoko Kunimasa¹⁾ Masaki Ishikawa¹⁾

Abstract

The purpose of this study was to measure the human soleus-Achilles tendon length and its strain directly at different ankle joint angles and to examine validity of the soleus-Achilles tendon length measurements for the potential application of dynamic human movements. In the upright position at three different ankle joint angles (90°, 110°, 120°), the soleus-Achilles tendon length was measured by three different methods: 1) the entire soleus-Achilles tendon was scanned by ultrasound and the length can be measured as the curvature line (actual value), 2) the length can be measured as the straight line by using ultrasound (straight model), 3) the distance between calcaneal tuber and Achilles tendon junction identified by ultrasonography was measured with a tape (outer curve model). The soleus-Achilles tendon strain from 90° to 110° were $7.2 \pm 6.1\%$, $7.8 \pm 5.0\%$, $9.0 \pm 6.2\%$ respectively. These values were over the “yield region” in stress-strain relationship in tendon. In addition, at the 120° ankle joint angle, the soleus-Achilles tendon length of a straight model was much shorter than the other two models ($p < 0.05$). These results confirmed that the strain of soleus-Achilles tendon at the 110° plantar flexion ankle joint angle was already over 7% and that at 120° was dramatically increased together with the greater curvature of the soleus-Achilles tendon.

キーワード ヒラメ筋, ストレイン, 超音波, 腱弾性

Soleus muscle, tendon strain, ultrasound, tendon elasticity

1) 大阪体育大学大学院スポーツ科学研究科

*Graduate School of Sport and Exercise Sciences, Osaka University
of Health and Sport Sciences*

2) 履正社医療スポーツ専門学校

Riseisha College of Medicine and Sport

要約

本研究は、超音波装置を用いてヒトの足関節底屈位でのヒラメ筋のアキレス腱の長さ変化とその伸張率を明らかにすることを目的とした。さらに、測定モデル間の妥当性についても検討した。8人の被検者を対象とし、異なる足関節角度(90°、110°、120°)での静止立位時でヒラメ筋遠位端から踵骨隆起までのヒラメ筋-アキレス腱(アキレス腱ヒラメ)長の測定を行った。アキレス腱ヒラメ長は、超音波装置を用いてアキレス腱全体をスキャンし、アキレス腱ヒラメの弯曲を考慮して求めた実測値、アキレス腱ヒラメの弯曲の影響を無視して、アキレス腱ヒラメ長を直線で推定した直線モデル、そしてヒラメ筋遠位端を同定しその皮膚表面上の点と踵骨隆起までの弯曲度合いを考慮してメジャーを用いて算出したアキレス腱ヒラメ長(外部曲線モデル)で、それぞれ測定し比較した。測定した結果、足関節角度110°におけるアキレス腱ヒラメの伸張率は、実測値で $7.2 \pm 6.1\%$ 、直線モデルで $7.8 \pm 5.0\%$ 、外部曲線モデルで $9.0 \pm 6.2\%$ と腱の応力-ひずみ関係において破断領域を超えており、ヒトの腱の力学特性が摘出筋や動物と異なる可能性が示唆された。また、各測定モデルの比較では、足関節角度90°と110°のアキレス腱長では、各測定モデルで1mm程度の弯曲範囲で有意な違いは認められなかった。しかしながら、足関節角度120°では直線モデルが他の2つのモデルと比較し12.8%短いアキレス腱長を示す過小評価となった。本研究の結果、立位の足関節底屈位でのアキレス腱の伸張率は、底屈位110°で7%を越え、底屈位110°を超えるとアキレス腱の伸張率と弯曲度合いが急激に大きくなることが明らかとなった。

【緒言】

アキレス腱の伸び縮みが身体運動のパフォーマンスや効率を高める上で重要な役割を果たす(Alexander and Bennet, 1977; Komi, 2000)。先行研究では、アキレス腱につながる単関節筋で

あるヒラメ筋と二関節筋である腓腹筋では、身体運動中の機能特性が異なり(Elftman, 1939; van Ingen Schenau et al., 1987)、それぞれの筋束の振る舞いが異なると報告されている(Ishikawa et al., 2005; Sousa et al., 2007)。その結果、筋束部位だけでなく弾性体であるアキレス腱部位の振る舞いも、単関節筋であるヒラメ筋の遠位から踵骨隆起まで伸びるアキレス腱部位(アキレス腱ヒラメ)と、二関節筋である腓腹筋の遠位から踵骨隆起までのアキレス腱部位(アキレス腱腓腹)で異なる可能性がある。特に、アキレス腱ヒラメの動態やその機能特性の解明は、アキレス腱断裂部位や断裂メカニクスを明らかにでき、障害予防の基礎資料になる。

ヒトの運動中におけるアキレス腱の働きに関する研究は、非侵襲的な核磁気共鳴画像法や超音波装置を用いた筋腱の動態測定で行われている。超音波装置を利用して筋動態を測定しアキレス腱の動態を推定するモデルでは、関節角度から筋腱複合体(Muscle-tendon unit: MTU)の長さを算出し、超音波装置で計測される腓腹筋の筋束の長さ変化と羽状角情報から、腱膜と外部腱を合わせた腱組織全体の長さをアキレス腱の長さとして評価している(Arampatzis et al., 2005; Ishikawa et al., 2007; Kurokawa et al., 2001)。これまで、身体運動中の腱動態の測定は、このようなモデルを用いて推定されてきたが、この腱膜と外部腱を合わせた腱組織全体の長さを推定する方法では、力学的特性が異なる腱膜と外部腱それぞれの特性が明らかにできないため、アキレス腱腓腹の外部腱のみを推定する方法が開発されている(Arampatzis et al., 2008; Lichtwark and Wilson, 2005; Stosic and Finni, 2011)。

上記のアキレス腱腓腹の外部腱のみの動態を推定した方法では、運動中の動作解析データと同時に、超音波装置を用いて腓腹筋の筋腱移行部の動きを測定することで、身体運動中の腓腹筋の外部腱であるアキレス腱腓腹の長さ計測を可能としている。この方法を用いて行われた片脚や両脚ホッピング運動中のアキレス腱腓腹の伸張率はどちらも7.0%程度になると報告されている。

これは、腱組織がダメージを受ける破断領域で活動していることになり (Butler et al., 1978), 動物とヒト身体運動中のアキレス腱腓腹の形態・機能特性が異なる可能性が示された。これらの研究はアキレス腱腓腹にのみ着目した研究が多く、アキレス腱ヒラメに着目した研究は少ない。ヒト身体運動中の腓腹筋とヒラメ筋の筋束動態は異なるため (Ishikawa et al., 2005; Sousa et al., 2007), 身体運動中のアキレス腱ヒラメの長さや伸張率がアキレス腱腓腹の報告と異なる可能性もあり、身体運動中のアキレス腱ヒラメの測定モデルの確立とその振る舞いを明らかにすることが、両筋のアキレス腱の機能特性の解明につながる。

また、アキレス腱の長さ計測における問題点として、アキレス腱の弯曲について検討されている。足関節の回転運動によるアキレス腱腓腹の弯曲が、Lichtwark and Wilson (2005) のアキレス腱を直線と仮定したモデルを用いるとアキレス腱腓腹の長さを過小評価すると指摘されている (Arampatzis et al., 2008)。実際、動的なホッピング運動中で、アキレス腱の弯曲を考慮したアキレス腱腓腹の曲線モデルは、弯曲を考慮していないアキレス腱腓腹の直線モデルと比較して、アキレス腱腓腹の伸張率で0.8%直線モデルより曲線モデルで小さくなると報告されている (Stosic and Finni, 2011)。このアキレス腱の弯曲の原因について、足関節底屈時の踵骨の回転が挙げられ (Shinha and Kinugasa, 2012), アキレス腱腓腹より短いアキレス腱ヒラメは、上記の原因による弯曲の影響で、アキレス腱の長さ測定における弯曲が大きくなる可能性がある。つまり、アキレス腱ヒラメの動態測定において、弯曲を考慮していないアキレス腱ヒラメの直線モデルでは、運動中のアキレス腱ヒラメの長さ変化を過小評価する可能性がある。

そこで本研究は、身体運動中のアキレス腱腓腹の測定モデル (Lichtwark and Wilson, 2005) を異なる足関節角度におけるアキレス腱ヒラメの長さ計測に応用し、立位での異なる足関節角度におけるアキレス腱ヒラメの長さ伸張率を調査することを目的とした。また、Lichtwark and

Wilson (2005) が報告している身体運動中のアキレス腱腓腹の直線モデルをアキレス腱ヒラメに応用した場合のアキレス腱ヒラメの弯曲の影響について明らかにするために、アキレス腱ヒラメの実測値に対するアキレス腱ヒラメの直線モデルと外部曲線モデルの弯曲率を算出し、アキレス腱ヒラメの直線モデルの妥当性について検討することを目的とした。

【方法】

1. 被検者

本研究の被検者は、過去に下肢の既往歴がない、かつ専門的に競技スポーツ活動を行っていない一般男子大学生8名とした。被検者の年齢、身長、体質量はそれぞれ 23 ± 3 歳 (平均値 \pm 標準偏差), 178.2 ± 5.5 cm, 74.8 ± 12.5 kgであった。本実験は、ヘルシンキ宣言に基づき学内の研究倫理審査委員会の審査および承認 (承認番号11-28) を受けた後、実施された。実験前に全ての被検者は、本研究の目的や意義と危険性について説明を受け、実験参加に対する同意書を提出した上で自主的に参加した。

2. 実験プロトコル

アキレス腱ヒラメ長を測定するために被検者には、高さ30cmのボックス台の上にて両足で立位姿勢をとらせ、静止立位 (足関節 90°)、両足カーフレイズでの足関節角度 110° 位と 120° 位の3条件で姿勢維持を4秒間行うように指示した。足関節角度は、エレクトロゴニオメーター (SG150, バイオメトリクス社製) を腓骨から第5中足骨に装着させ、パソコン画面上に足関節角度をリアルタイムに表示し、各試技中、足関節角度が条件の角度で安定していることを確認して測定を行った。尚、本研究では、解剖学的立位姿勢時の腓骨と第5中足骨がなす足関節角度を静止立位 90° とし、そこから足関節を 20° と 30° 底屈させた足関節角度をそれぞれ足関節角度 110° 、 120° と定義した。各被検者には、事前につま先立ちで安定して立位する練習を左右脚それぞれの地面反力計 (M3D-FP, テック技販) 上で4、5回ほど実施し、地面反力の左右

差が5%以上無いことを確認した。同様に、立位時の異なる足関節角度での運動強度を確認するために、地面反力測定と、矢状面の側方からのカメラ(30 fps, EXILM FH-20, Casio)撮影による動作解析から、鉛直方向の地面反力、第5中足骨と外果のセグメント長、そして足関節角度から足関節トルクを算出し、算出された足関節トルクを Rugg et al. (1990) のモデル式から求めたアキレス腱モーメントアームで除すことでアキレス腱張力を算出した (Kawakami et al., 2002)。算出したアキレス腱張力は、足関節角度 110° で $1096 \pm 176\text{N}$, 120° で $1281 \pm 205\text{N}$ となり、足関節角度 120° での運動強度は、ホッピング運動で報告された値 (Hoffrén et al., 2012) の4分の1程度に、また足関節 90° での等尺性最大筋活動時の60% MVCに相当した。3つの異なる足関節角度でのアキレス腱ヒラメの測定は、アキレス腱ヒラメの弯曲を考慮して測定した実測値、運動中での測定に用いられている直線モデル、そして実測値でのアキレス腱ヒラメ長と表皮上で測定したアキレス腱ヒラメ長の弯曲率の違いを調べるために表皮上で測定するアキレス腱ヒラメの外部曲線モデルの3つの測定モデルで計9試技を無作為に実施した。

2.1 測定モデル

アキレス腱ヒラメ長は、踵骨隆起とアキレス腱の付着部からヒラメ筋の遠位端の筋腱接合部 (muscle-tendon junction, MTJ) までの距離 (Arampatzis et al., 2005 ; Iwanuma et al., 2011) とし、下記に各測定モデルの計測方法を示す。

(1) アキレス腱ヒラメ長の実測値 (LAT 実測)

実測値でのアキレス腱ヒラメ長 (LAT 実測) は、超音波装置 (a 10, Hitachi Aloka 社製) の Extend F-V モードを用いて、50 mm 幅の探触子 (12MHz) を踵骨隆起から大腿骨内側上顆まで移動させ、スキャンした連続画像からアキレス腱ヒラメの縦断画像を作成し測定した (解像度: 深さ 0.4 mm, 幅 0.4 mm) (図 1 a)。作成した縦断画像は、画像解析ソフト (Image J, NIH, Bethesda, Maryland, USA) を用いて、ヒラメ筋の遠位 MTJ から踵骨隆起までを Image J の

“Segmented line selections” 機能を用いてアキレス腱ヒラメを 4 から 6 mm の間隔で 6 から 8 点 (被検者のアキレス腱ヒラメ長に依存)、アキレス腱ヒラメの弯曲に合うようにプロットし、その曲線距離をアキレス腱ヒラメ長の実測値として算出した (図 1 a)。アキレス腱の弯曲は、4 点以上のプロットでは誤差が 0.2 mm 以下と小さく超音波画像の解像度以下になるため、6 から 8 点でアキレス腱ヒラメ長の実測値を算出した。尚、全ての測定は、同一検者により行われ、全ての分析においても同一検者によって実施された。アキレス腱ヒラメ長の測定に関する再現性は、安静立位時のアキレス腱ヒラメ長を全被検者から時間を空けて 2 度測定し、その測定データの級内相関係数で 0.98 であった。



図 1. アキレス腱ヒラメ長の算出方法

a) 実測値: アキレス腱ヒラメ長は、超音波装置を用いて踵骨隆起から大腿骨内側上顆までの長軸をスキャンした。シリコンゲルは、アキレス腱ヒラメと超音波プローブに沿って取り付けられ、アキレス腱ヒラメの全体像が明瞭に映るように移動した。アキレス腱ヒラメ長は、踵骨隆起からヒラメ筋遠位 (MTJ) までをアキレス腱に沿って 6-8 点プロットし算出した。b) 直線モデル: アキレス腱ヒラメ長は、ヒラメ筋遠位から踵骨隆起までを直線で 2 点プロットして算出した。c) 外部曲線モデル: 踵骨隆起とヒラメ筋遠位までをスキャンし、皮膚の上から布製のメジャーを用いて算出した。

(2) アキレス腱ヒラメ長の直線モデル (LAT 直線)

直線モデル (LAT 直線) は実測値と同様に、踵骨隆起から大腿骨内側上顆までの連続スキャン画像からアキレス腱の縦断画像を作成し、その後画像解析ソフトを用いて、MTJ と踵骨隆起の2点を同定し、2点間の直線距離をアキレス腱ヒラメ長として算出した (図1b)。

(3) アキレス腱ヒラメ長の外部曲線モデル

外部曲線モデルは、上記の超音波装置 (a 10, Hitachi Aloka 社製) を用いて表皮上の MTJ と踵骨隆起をそれぞれの足関節角度で同定し、その2点間距離を皮膚上に沿ってメジャーを用いて測定しアキレス腱ヒラメ長とした (図1c)。

3. 分析項目

各測定モデルにおけるアキレス腱ヒラメ長の伸張率は、足関節角度を 90° から 110°、110° から 120°、90° から 120° へそれぞれ変化させた時のアキレス腱ヒラメ長の変化量を、足関節角度を変化させる前のそれぞれのアキレス腱ヒラメ長で除して算出した。以下に足関節角度を 90° から 110° へ変化させた時のアキレス腱ヒラメ長の伸張率の算出式を示す：

アキレス腱ヒラメ長の伸張率 (%) =
 $(LAT_{110^\circ} - LAT_{90^\circ}) / LAT_{90^\circ} \times 100$ (式1)
 LAT_{90°} : 足関節角度 90° でのアキレス腱ヒラメ長,
 LAT_{110°} : 足関節角度 110° でのアキレス腱ヒラメ長

本研究では、アキレス腱ヒラメの直線モデルにおける妥当性を検討するために、直線モデルと外部曲線モデルのアキレス腱ヒラメ長から実測値のアキレス腱ヒラメ長をそれぞれ減じ、その差分を実測値で除すことで彎曲率を各関節角度にて算出した。以下に、直線モデル (LAT 直線) のアキレス腱ヒラメの彎曲率の算出式を示す。

彎曲率 (%) = $(LAT \text{ 直線} - LAT \text{ 実測}) / LAT \text{ 実測} \times 100$ (式2)

4. 統計処理

測定値は、すべて平均値と標準偏差 (平均値 ± 標準偏差) で示した。また、各測定モデルのアキレス腱ヒラメ長の比較、アキレス腱ヒラメの伸張量の比較、そして実測値に対する直線モデルおよび外部曲線モデルの彎曲率の比較には、各足関節角度と各測定モデルの2要因で繰り返しのある二元配置の分散分析法を用いた。交互作用がなければ、各因子で Tukey 法による多重比較検定を行った。各測定モデル間での伸張率の比較には、繰り返しのある一元配置分散分析方法を用い、有意な差が認められた場合は Tukey 法より多重比較検定を用いて比較検討した。尚、いずれの検定においても危険率 5% 未満を有意とした。

【結果】

各モデルのアキレス腱ヒラメ長

足関節角度 120° におけるアキレス腱ヒラメ長は、それぞれ実測値で 5.6 ± 1.5 cm、直線モデルで 4.8 ± 1.0 cm、外部曲線モデルで 5.5 ± 1.7 cm となり、実測値と直線モデルの間、外部曲線モデルと直線モデル間でそれぞれ有意な差が認められた (実測 vs 直線 $p < 0.05$, 外部曲線 vs 直線 $p < 0.05$)。しかしながら、足関節角度 90° と 110° のアキレス腱ヒラメ長では各測定モデル間で有意な違いは認められなかった (図2)。

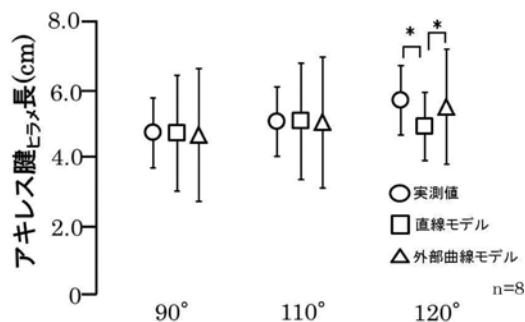


図2. 異なる関節角度でのアキレス腱ヒラメ長と測定モデルの違いについて

*は異なる測定方法間での有意性を示す。 $p < 0.05$

各モデルでのアキレス腱ヒラメの伸張量と伸張率

足関節の角度変化に対するアキレス腱ヒラメの伸張量は、足関節角度を 90° から 110° に変化させた際には、各測定モデル間で有意な差は認められなかった。しかしながら、足関節角度 110° から 120° と、90° から 120° それぞれにおけるアキレス腱の伸張量は、実測値と直線モデル間、直線モデルと外部曲線モデル間でそれぞれ有意な差が認められた ($p < 0.05$) (図 3)。足関節角度 90° から 110° への角度変化に対するアキレス腱の伸張率は、それぞれ実測値で $7.2 \pm 6.1\%$ 、直線モデルで $7.8 \pm 5.0\%$ 、外部曲線モデルで $9.0 \pm 6.2\%$ であり、統計上有意な差は認められなかった。しかしながら、足関節角度 110° から 120° への角度変化に対するアキレス腱の伸張率は、実測値で $14.9 \pm 12.3\%$ 、直線モデルで $0.7 \pm 14.9\%$ 、外部曲線モデルで $11.6 \pm 10.7\%$ であり、直線モデルが他の 2 つのモデルと比較して有意に小さい値を示した ($p < 0.05$)。また 90° から 120° への角度変化に対するアキレス腱の伸張率も直線モデルが他の 2 つのモデルに対して有意に小さい値を示した (実測値: $22.9 \pm 12.3\%$ 、直線モデル: $8.4 \pm 15.7\%$ 、外部曲線モデル: $22.0 \pm 17.2\%$) ($p < 0.05$)。

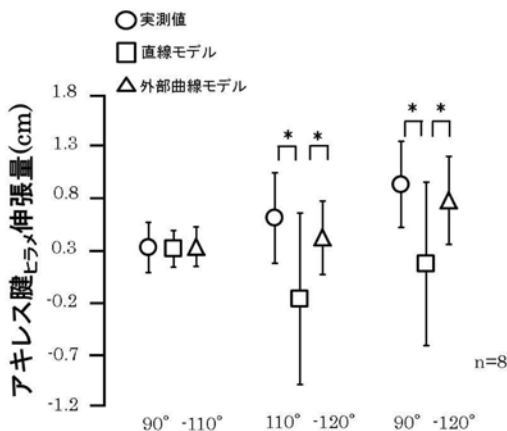


図 3. 異なる関節角度の変化におけるアキレス腱ヒラメ伸張量

*は、異なる測定方法間での有意性を示す。 $p < 0.05$

アキレス腱ヒラメの彎曲率

直線モデルと外部曲線モデルで測定したアキレス腱ヒラメ長の妥当性を検討するために、実測値のアキレス腱ヒラメ長に対する直線モデルと外部曲線モデルの彎曲率を各足関節角度で算出した。その結果、足関節角度 90°、110° と 120° における直線モデルに対する実測値の彎曲率は、それぞれ $-0.9 \pm 2.9\%$ 、 $-0.3 \pm 2.1\%$ 、 $-12.8 \pm 6.4\%$ となり、足関節角度 120° で有意に高い値 (90° vs 120° $p < 0.05$, 110° vs 120° $p < 0.05$) を示した。一方、外部曲線モデルに対する実測値の彎曲率は、 $-1.8 \pm 9.6\%$ 、 $-0.4 \pm 7.2\%$ 、 $-3.2 \pm 6.3\%$ となり (それぞれ 90°、110°、120°)、有意な違いは認められなかった。

【考察】

本研究は、立位での異なる足関節角度におけるアキレス腱ヒラメ長とその伸張率を明らかにし、身体運動中でアキレス腱ヒラメ長を推定するモデルの妥当性について検証した。その結果、実測値に対する直線モデルでのアキレス腱ヒラメ長の差は、足関節角度 90°、110° でそれぞれ $-0.9 \pm 2.9\%$ (実測値との差: $0.1 \pm 0.1\text{cm}$)、 $-0.3 \pm 2.1\%$ (実測値との差: $0.1 \pm 0.1\text{cm}$) であったが、有意な差は認められなかった。しかしながら、足関節角度 120° では $-12.8 \pm 6.4\%$ (実測値との差: $0.8 \pm 0.6\text{cm}$) 有意に過小評価された。また、実測値に対する外部曲線モデルでのアキレス腱ヒラメ長の差は、足関節角度 90° で $-1.8 \pm 9.6\%$ (実測値との差: $0.3 \pm 0.3\text{cm}$)、110° で $-0.4 \pm 7.2\%$ (実測値との差: $0.2 \pm 0.3\text{cm}$)、120° で $-3.2 \pm 6.3\%$ (実測値との差: $0.3 \pm 0.2\text{cm}$) となり、いずれの関節角度においても有意な違いは認められなかった (実測値: $5.6 \pm 1.5\text{cm}$ 、直線モデル: $4.8 \pm 1.0\text{cm}$ 、外部曲線モデル: $5.5 \pm 1.7\text{cm}$)。

立位で足関節角度を 90° から 110° に変化させたとき、アキレス腱ヒラメの伸張率は、実測値で $7.2 \pm 6.1\%$ 、直線モデルで $7.8 \pm 5.0\%$ 、外部曲線モデルで $9.0 \pm 6.2\%$ となり、腱の応力-ひずみ関係において破断領域 (Butler et al., 1978) を超える伸張率をすべての測定方法で示した。

Butler et al. (1978) が報告している破断領域は死体検体を用いたものであるため、生体での腱の特性と異なる可能性がある。生体でアキレス腱の特性について検討した先行研究では、足関節角度 90° での等尺性最大筋活動時のアキレス腱腓腹の伸張率で、4.7% (Arampatzis et al., 2005), MRI でアキレス腱ヒラメの伸張率を調べた唯一の先行研究では 60% MVC の強度でアキレス腱ヒラメの伸張率は 3.3% (Iwanuma et al., 2011) と、本研究よりも小さい伸張率を報告している。本研究のように足関節角度を変えてアキレス腱ヒラメの長さを測定した研究は、我々の知る限り存在しないため、十分な考察ができないが、先行研究とのアキレス腱ヒラメの伸張率の違いは、MRI と超音波による測定方法による違い、測定動作・筋収縮動態の違い、協同筋との力バランスなど複雑な要因が影響している可能性があり、今後の検討課題とした。さらに、両足のカーフレイズによる簡易な低負荷運動（等尺性最大筋活動時の 60% MVC 相当）を本研究試技として用いたが、足関節角度 110° でアキレス腱ヒラメが 7% 以上の伸張率を示し、簡易にアキレス腱をストレッチすることができる運動として推奨できる可能性が示唆された。

アキレス腱腓腹の弯曲度合いを検討した先行研究では、ホッピング中のアキレス腱腓腹の外部曲線モデルに対するアキレス腱腓腹の直線モデルの弯曲率は、地面接地時で -2.6% 、最大伸張時で -1.5% と非常に小さい (Stosic and Finni, 2011)。本研究の直線モデルでのアキレス腱ヒラメの弯曲率は、足関節角度 90° で $-0.9 \pm 2.8\%$ 、 110° で $-0.3 \pm 2.1\%$ 、底屈角度 120° で $-12.8 \pm 6.4\%$ と、足関節角度 120° での底屈位の弯曲率が著しく大きくなった。先行研究 (Stosic and Finni, 2011) のホッピング中のデータには足関節角度の情報がないため、足関節角度に対する両筋のアキレス腱の弯曲率を直接比較することができないが、足関節角度が $90 - 110^\circ$ のアキレス腱ヒラメの弯曲率は、ホッピング中のアキレス腱腓腹と同程度の値を示した。

アキレス腱腓腹長の直線モデルによる弯曲には、足関節角度の変化に伴う踵骨の移動

(Hodgson et al., 2006 ; Shinha and Kinugasa, 2012) と筋厚の増加によるアキレス腱モーメントアームの変化が影響すると示唆されている (Arampatzis et al., 2008)。しかしながら、羽状筋の短縮時には羽状角の増加に伴って筋厚が変化しにくいこと (川上, 2001) から、筋厚の増加によるアキレス腱モーメントアームの変化がアキレス腱腓腹長の弯曲に影響を及ぼしているとは考えにくい。本測定中、被検者から超音波装置でヒラメ筋の筋厚を測定した結果においても筋厚には変化が見られなかった (足関節角度 $90^\circ : 1.70 \pm 0.13\text{cm}$, $110^\circ : 1.70 \pm 0.11\text{cm}$, $120^\circ : 1.70 \pm 0.13\text{cm}$)。つまり、足関節角度の変化に伴うアキレス腱ヒラメの弯曲には、筋厚の増加による影響が小さいのかもしれない。一方、先行研究において、足関節の関節角度の増加に伴う踵骨の移動量が筋の短縮量より多いことが、アキレス腱ヒラメ上の屈曲点の出現やアキレス腱ヒラメの形状変化を起こすと報告されており (Hodgson et al., 2006 ; Shinha and Kinugasa, 2012), アキレス腱ヒラメの弯曲度合いに影響をおよぼす可能性がある。

本研究では、異なる足関節角度でのアキレス腱ヒラメの伸張率と弯曲率の程度、そして測定モデルの妥当性について検討した。走動作中の足関節角度の可動域は、足関節最大背屈時で 75° 、最大底屈時で 110° と報告されている (Bus, 2003)。足関節角度 110° での本研究の外部曲線モデルと直線モデルのアキレス腱ヒラメの弯曲率 $-0.4 \pm 7.2\%$ 程度と小さく、アキレス腱ヒラメ長の実測値との違いも小さい (実測値との差: $0.2 \pm 0.3\text{cm}$) ことから Lichtwark and Wilson (2005) がアキレス腱腓腹の長さ変化を推定したのと同様に、直線モデルと外部曲線モデルを用いたアキレス腱ヒラメの長さ変化の測定が可能であることが確認された。一方、足関節背屈時での弯曲は明らかではないが、先述したようにアキレス腱ヒラメの形状は、底屈角度の増加による影響が大きいこと (Hodgson et al., 2006 ; Shinha and Kinugasa, 2012) から、アキレス腱ヒラメの弯曲が大きくなるとは考えにくい。したがって、足関節角度が底屈位 110° 程度の範囲においては

アキレス腱ヒラメの弯曲の影響が少ないため、直線モデルや外部曲線モデルを用いて身体運動中のアキレス腱ヒラメの測定が可能であれば、ヒトの身体運動中のアキレス腱ヒラメの長さ変化の測定に応用できる可能性が確認された。

【結論】

本研究は、立位での異なる足関節角度におけるアキレス腱ヒラメ長とその伸張率を明らかにし、身体運動中でアキレス腱ヒラメ長を推定するモデルの妥当性について検証した。その結果、立位での足関節底屈動作においてアキレス腱が伸張し、そのアキレス腱の伸張率（実測値）は、 110° で $7.2 \pm 6.1\%$ 、 $7.8 \pm 5.0\%$ 、 $9.0 \pm 6.2\%$ 、 120° で $22.9 \pm 12.3\%$ 、 $8.4 \pm 15.7\%$ 、 $22.0 \pm 17.2\%$ （それぞれ実測値、直線モデル、外部曲線モデル）と破断領域を越える値を示した。特に、足関節角度 120° ではアキレス腱の弯曲が大きく、直線モデルで推定するアキレス腱ヒラメの伸張率は過小評価する可能性が示された。以上のことから、ヒトのアキレス腱ヒラメ長の測定は、直線モデルでも足関節底屈角度 110° までであれば過小評価することなく測定できることが示唆された。また、ヒトのアキレス腱の力学特性が摘出筋のモデルでは説明できないことが示唆された。

文献

1. Alexander, R. M., Bennet, H. C. Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature.*, 265: 114-117, 1977.
2. Arampatzis, A., Stafilidis, S., DeMonte, G., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., Brüggemann, G. P. Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort. *J Biomech.*, 38(4): 833-841, 2005.
3. Arampatzis, A., Monte, G. D., Karamanidis, K. Effect of joint rotation correction when measuring elongation of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *J Electromyography and Kinesiology*, 18(3): 503-508, 2008.
4. Bus, S. A. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Med Sci Sports Exerc.*, 35(7): 1167-1175, 2003.
5. Butler, D. L., Grood, E. S., Noyes, F. R., Zernicke, R. F. Biomechanics of ligaments and tendons. *Exerc Sport Sci Rev.*, 6: 125-181, 1978.
6. Elftman, H. Force and energy changes in the leg during walking. *Am J Physiol.*, 125(2): 339-356, 1939.
7. Hodgson, J. A., Finni, T., Lai, A. M., Edgerton, V. R., Sinha, S. Influence of structure on the tissue dynamics of the human soleus muscle observed in MRI studies during isometric contractions. *J Morphol.*, 267(5): 584-601, 2006.
8. Hoffrén, M., Ishikawa, M., Avela, J., Komi, P.V. Age-related fascicle-tendon interaction in repetitive hopping. *Eur J Appl Physiol.*, 112(12): 4035-4043, 2012.
9. Ishikawa, M., Pakaslahti, J., Komi, P. V. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture.*, 25(3): 380-384, 2007.
10. Iwanuma, S., Akagi, R., Kurihara, T., Ikegawa, S., Kanehisa, H., Fukunaga, T., Kawakami, Y. Longitudinal and transverse deformation of human Achilles tendon induced by isometric plantar flexion at different intensities. *J Appl Physiol.*, 110(6): 1615-1621, 2011.
11. 川上泰雄. 骨格筋 運動による機能と形態の変化. 1 版, NAP: 東京, 2001, pp. 1-28.
12. Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H., Fukunaga, T. In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol.*, 15: 540(Pt 2): 635-46, 2002.
13. Komi, P. V. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigue muscle. *J Biomech.*, 33(10): 1197-1206, 2000.
14. Kurokawa, S., Fukunaga, T., Fukashiro, S. Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical

- jumping. *J Appl Physiol*, 90(4): 1349-1358, 2001.
15. Lichtwark, G. A., Wilson, A. M. In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *J Exp Biol*, (Pt 24): 4715-4725, 2005.
16. Rugg, S. G., Gregor, R. J., Mandelbaum, B. R., Chiu, L. In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). *J Biomech.*, 23(5): 495-501, 1990.
17. Sinha, S. and Kinugasa, R. Imaging Studies of the Mechanical and Architectural Characteristics of the Human Achilles Tendon in Normal, Unloaded and Rehabilitating Conditions. In: Andrej Čretnik. (eds) *Achilles Tendon*. InTech, pp.978-953, 2012.
18. Sousa, F., Ishikawa, M., Vilas-Boas, J. P., Komi, P. V. Intensity and muscle-specific fascicle behavior during human drop jumps. *J Appl Physiol*, 102(1): 382-389, 2007.
19. Stosic, J. and Finni, T. Gastrocnemius tendon length and strain are different when assessed using straight or curved tendon model. *Eur J Appl Physiol*, 111(12): 3151-3154, 2011.
20. van Ingen Schenau, G. J., Bobbert, M. F., Rozendal, R. H. The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *J Anat*, 155: 1-5, 1987.
- (平成 26 年 4 月 1 日受付, 平成 26 年 5 月 28 日受理)