

原著論文

アキレス腱断裂経験者における断裂経験脚のアキレス腱の弛みと力学的特性

Achilles tendon slack and mechanical properties of the Achilles tendon in patient of unilateral Achilles tendon rupture

小田 啓之<sup>1,3)</sup> 佐野加奈絵<sup>1)</sup> 信江 彩加<sup>1)</sup> 国正 陽子<sup>2)</sup> 石川 昌紀<sup>3)</sup>

Hiroyuki Oda<sup>1,3)</sup> Kanae Sano<sup>1)</sup> Ayaka Nobue<sup>1)</sup>

Yoko Kunimasa<sup>2)</sup> Masaki Ishikawa<sup>3)</sup>

Abstract

Patients who have repaired an Achilles tendon (AT) rupture potentially possess a high risk for re-rupture. The purpose of this study was to examine the mechanical properties of the rupture-experienced AT. Eight subjects participated in this study. They had undergone surgical repair of a unilateral AT rupture within the past 1-2 years. The fascicle length and angle of medial gastrocnemius muscle (MG) as well as the AT length and its cross-sectional area ( $CSA_{AT}$ ) were measured for the rupture-experienced leg ( $LEG_{ATR}$ ) and non-ruptured leg ( $LEG_{NOR}$ ) using ultrasonograph. In addition, the AT mechanical properties during the passive dorsiflexion were also measured for both legs. The AT length and  $CSA_{AT}$  were longer and greater in  $LEG_{ATR}$  than in  $LEG_{NOR}$ , respectively. Although AT force (ATF) was smaller in  $LEG_{ATR}$  than in  $LEG_{NOR}$  during the passive dorsiflexion, the AT strain was greater in  $LEG_{ATR}$  than in  $LEG_{NOR}$ . These results suggest that the repaired AT can be low young's modulus with slacking. This may cause overstrain of the repaired AT during dynamic exercises.

キーワード：アキレス腱断裂，スティフネス，弛み，超音波

Achilles tendon rupture, stiffness, slack, ultrasound

緒言

ランニングやホッピングジャンプなどの身体運動中、アキレス腱（以下「AT」と略す）にはモーメントアームの影響によって体質量の5倍から10倍の負荷が繰り返し加わる（Fukashiro et al., 1995；Komi 1992）。それゆえ、ATは炎症や断裂などの傷害が発生しやすい部位として

知られ、これらの傷害はアスリートのみならず一般人にも起こりうる（Józar and Kannus, 1997）。特にAT断裂では、アスリートや一般人に関係なく再断裂のリスクはおおよそ10%と、高い再断裂リスクを示しており（Wong et al., 2002）、AT再断裂のリスク要因を探る研究が注目されている。

1) 森ノ宮医療大学

2) エクス・マルセイユ大学

3) 大阪体育大学

Morinomiya University of Medical Science

Aix-Marseille University

Osaka University of Health and Sport Sciences

一般的に、ATの損傷はATの伸張率に関係することが知られており、ATの伸張率が4%を超えると微細なコラーゲン線維に損傷が生じ始め、伸張率がおよそ8%以上となるとATが完全に断裂するとされている(Butler et al., 1978). このことから、ヒト身体運動中におけるAT断裂リスクを下げるためには、まずはATの過度な伸張を避けなければならないことが考えられる。再断裂リスクが高いとされるAT断裂経験者を対象とした先行研究では、両脚ホッピング運動中、ATの伸張率はAT断裂経験脚でATの破断領域にあたる8%に近いレベルであったことを報告している(Oda et al., 2017). したがって、この高いATの伸張率が再断裂リスク要因として挙げられる(Oda et al., 2017). しかしながら、この高い伸張率がAT断裂経験脚におけるATスティフネスの低下によって引き起こされたものなのか、それとも、ダイナミックな運動中にみられる事前筋活動(新井ら, 2015)、接地衝撃の調整不良によるアキレス腱張力の増加によるものかは明らかにされていない。

AT断裂経験者のATの形態・機能特性に関する研究では、断裂経験のあるATは長く、そして太くなることが確認されている(Geremia et al., 2015; Kangas et al., 2007). しかしながら、力学的特性に関する研究においては、足関節底屈トルク発揮時、断裂経験脚のATスティフネスは低いとする報告(Geremia et al., 2015; Wang et al., 2013)と、高いとする報告(Agres et al., 2015)があり、一致した見解が得られていない。立位時や座位で、断裂経験脚のATは長くなるということは、再建術後AT自身が長くなっている場合と、再建術後ATスティフネスが低下し筋スティフネスとの硬さバランスで伸張されている場合の両方の可能性が考えられる。ダイナミックな運動中のATスティフネスの低下(Oda et al., 2017)が、再建術によってATスティフネスが低下しただけでなく、ATが長くなったことでその弛み量が増え、力発揮の伝導効率が下がったことにも起因した可能性がある。しかしながら、ATの再建術や

断裂経験の有無によってATスティフネスが変化し、それがダイナミックな運動へ及ぼす影響について詳細な検討はなされていない。

そこで本研究は、AT断裂経験脚(LEG<sub>ATR</sub>)と非断裂脚(LEG<sub>NOR</sub>)の下肢筋腱の形態的特性および、筋スティフネスの指標である受動的な足関節の底屈トルク(Kawakami et al., 2008; Kay and Blazevich, 2012; 牧野ら, 2016; Zhao et al., 2009; Zhao et al., 2011)を測定することでATの力学的特性を明らかにし、先行研究(Oda et al., 2017)でみられた断裂経験のあるATにおける運動中のATスティフネス低下が、再建術後のATの弛みの増加を伴った力発揮の抑制や力伝導効率の低下によるものか、ATの弾性低下によるものか、また、それらが相まって生じたものなのか検証することを目的とした。本研究では、ATの弛みが生じる十分な底屈位から受動背屈運動を行うことで、弛みの程度が異なる関節角度におけるATスティフネスを指標として、LEG<sub>ATR</sub>とLEG<sub>NOR</sub>で比較した。この比較より、LEG<sub>ATR</sub>のATはLEG<sub>NOR</sub>よりも底屈位でのATスティフネスが低く弛みが高く、再建術後のATでみられた運動中のATスティフネスの低下はATの弾性低下(背屈位でのATスティフネス)によるものだけではなく弛みも相まって生じているとの仮説を立てた。

## 方法

### 1. 対象者

対象者は、AT断裂後1年から2年経過した者で、再建手術および術後リハビリテーションを終え、医師からの運動許可を得て専門的にスポーツ競技活動へ復帰している男女8名とした。対象者の年齢、身長、体質量はそれぞれ $20.3 \pm 1.0$ 歳(平均値 $\pm$ 標準偏差)、 $167.0 \pm 11.5$  cm、 $67.9 \pm 19.4$  kgであった。本実験は、ヘルシンキ宣言に基づき大阪体育大学の研究倫理審査委員会の審査および承認(承認番号11-28)を受けた後に実施された。実験前に全ての対象者は、本研究の意義や目的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・測定

対象者は、身長と体質量を計測した後、立位で下腿骨格および筋・腱の形態計測を行い、その後、座位にて足関節の受動底屈トルクの測定を左右脚それぞれについてランダムに実施した。

### 2-1. 下肢骨格および筋・腱の形態計測

対象者は静止立位肢位を保持し、両脚の下腿長、ATの長さ（以下「 $L_{AT}$ 」と略す）とその横断面積（ $CSA_{AT}$ ）、内側腓腹筋の筋束長（ $L_{fa}$ ）とその羽状角、および筋厚の測定を実施した。下腿長は、腓骨頭から外果の頂点までの距離とし、巻き尺を用いて測定した。 $L_{AT}$ は、超音波装置（Prosound  $\alpha$ 10, 60 mmのリニアプローブ、Hitachi-Aloka社製、Japan）のBモード法を用いて、踵骨のアキレス腱付着部となる踵骨隆起、および内・外側腓腹筋とアキレス腱の接合部（MTJ: Muscle-tendon junction）の2点を同定した後、その2点間距離を皮膚表面上に巻き尺を沿わせて計測した（Stenroth et al., 2012）。また、 $CSA_{AT}$ はヒラメ筋遠位端直下のアキレス腱横断面積とし、 $L_{fa}$ は内側腓腹筋の筋腹部分の表層部腱膜と深部腱膜を結ぶ筋束の

長さ（Fukutani and Kurihara, 2015）、その羽状角は筋束と深部腱膜の成す角度（Fukutani and Kurihara, 2015）、筋厚は表層腱膜と深層腱膜の垂直距離とした（国正ら, 2018）。これらの測定パラメーターは、超音波装置を用いて撮像し、その撮像した超音波画像から画像分析ソフトウェア（Image J, National Institute of Health, USA）を用いて算出した。

### 2-2. 足関節受動背屈運動時のアキレス腱長の測定とアキレス腱の力学的特性の算出

対象者には筋力計（VFT-002, VINE社製、Japan）上に膝関節完全伸展位で座位姿勢をとらせ、足関節角度 $0^\circ$ （解剖学的中間位）のポジションで足部をフットプレートに固定した（Fig 1）。この時、足関節の回転中心と筋力計の回転中心が一致するように目視にて調節した。フットプレートを足関節角度 $0^\circ$ から底屈方向へ $20^\circ$ （以下「 $-20^\circ$ 」と略す）回転させた位置から、背屈方向へ $10^\circ$ 毎に手動にて低速で他動的に回転させていき、背屈位足関節角度 $10^\circ$ （以下「 $10^\circ$ 」と略す）まで、足関節の受動底屈トルク（以下「TQ」と略す）の測定を実施した。その際、TQを常に監視しながらフットプレートを動かすことで伸張反射などによる

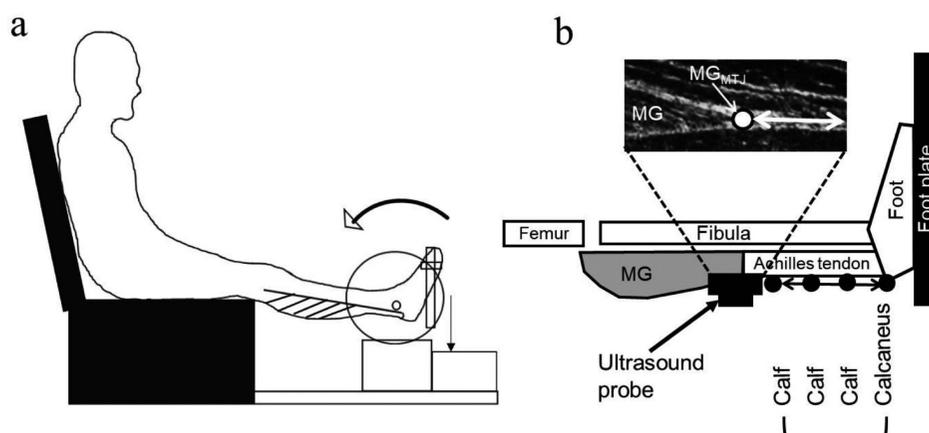


Fig 1. Experimental setup and model of tendon measurements

(a) Ankle ergometer setup. (b) Reflective markers were placed on the calcaneus and calf and analyzed from kinematic data. Muscle-tendon junction at distal end of the gastrocnemius muscle was analyzed from ultrasound data.

急激な力発揮が起きないことを確認しながら実施した。なお、対象者には試技前にストレッチなどのウォーミングアップは行わないように指示し、測定中は底屈筋群を緊張させず、能動的なトルクが発生しないようにリラックスの状態を維持するように指示した。TQは、筋力計の張力センサーから得たアナログ信号をストレインアンプ (DPM-611B, Kyowa 社製, Japan) を介して A/D 変換 (Power1401, Cambridge Elements Design 社製, England) し、パーソナルコンピュータにサンプリング周波数 1kHz で取り込んだ。測定は、 $LEG_{ATR}$ 、 $LEG_{NOR}$  それぞれ 2 回実施し高い方の値を採用した。1 回目と 2 回目の TQ が 5% 以上異なった場合は 3 回目を実施し、1 回目または 2 回目の近い方の値を採用した。

足関節受動背屈運動中、各関節角度での MTJ の変化を撮像するため、60 mm のリニアプローブを MTJ が明瞭に映る位置に固定し、超音波装置 (Prosound a 10, Hitachi-Aloka 社製, Japan) を用いて MTJ の変化量を求めた。また、関節角度変化に伴う AT の弯曲の影響 (Hodgson et al., 2006; 小田ほか, 2015; Shinha and Kinugasa, 2012) を考慮するため、踵骨隆起から超音波プローブ直下までの AT の皮膚表面上に、10 mm 間隔で直径 3 mm の反射マーカーを貼付し、デジタルビデオカメラ (30fps, EXILM FH20, CASIO 社製, Japan) を用いて反射マーカーを撮影した。撮影した映像から、ビデオ動作解析システム (Frame DIAS 3.22, DKH 社製, Japan) を用いて二次元実長換算法にて反射マーカー間のセグメント長を算出した。これらの反射マーカー間のセグメント長の総和を AT セグメント長とし、各足関節角度における  $L_{AT}$  の算出に用いた (以下、分析項目参照)。

### 3. 分析項目

#### 3-1. アキレス腱長の算出

足関節受動背屈運動中の  $L_{AT}$  は、MTJ の移動量 ( $\Delta MTJ$ ) と足関節角度変化による AT セグメント長の変化量 ( $\Delta L_{AT} \text{ seg}$ ) から以下

のように求めた。 $L_{AT} \text{ rest}$  は、座位肢位での足関節角度  $-20^\circ$  のときの  $L_{AT}$  を用いた (式 1)。

$$L_{AT} = L_{AT} \text{ rest} - \Delta MTJ + \Delta L_{AT} \text{ seg} \quad (\text{式 1})$$

#### 3-2. アキレス腱の力学的特性の算出

各関節角度における AT の張力 (以下「ATF」と略す) は、次式により求めた。なお、 $MA_{AT}$  は、足関節角度から算出する Rugg et al. (1990) の方法を用いた (式 2)。

$$ATF = TQ \times MA_{AT}^{-1} \quad (\text{式 2})$$

AT 伸張率は、AT の伸張量 (以下「 $\Delta L_{AT}$ 」と略す) を  $-20^\circ$  の  $L_{AT}$  で除すことで求め、AT ストレスは、各足関節角度の ATF を安静時の  $CSA_{AT}$  で除して算出した。AT の弾性特性を示す指標であるヤング率は、足関節角度  $-20^\circ$  から  $10^\circ$  までの AT ストレスと AT 伸張率を用いて下記のように求めた (式 3)。

$$Young's \text{ modulus} = AT \text{ stress} \times AT \text{ strain}^{-1} \quad (\text{式 3})$$

AT スティフネスは、足関節角度が  $-20^\circ$  から  $0^\circ$  と、 $-10^\circ$  から  $10^\circ$  における TQ の変化量から求めた ATF の変化量 (以下「 $\Delta ATF$ 」と略す) をそれぞれの  $\Delta L_{AT}$  で除すことで算出した (式 4)。

$$AT \text{ stiffness} = \Delta ATF \times \Delta L_{AT}^{-1} \quad (\text{式 4})$$

### 4. 統計処理

測定値は、すべて平均値と標準偏差 (平均値  $\pm$  標準偏差) で示した。下肢筋・腱の形態的特性における各パラメーターと各関節角度での AT の力学的特性についての  $LEG_{NOR}$  と  $LEG_{ATR}$  の比較には、対応のある t 検定を用いた。正規分布が認められなかった場合には、Wilcoxon's single-rank test を用いた。また、関節角度による交互作用の検討も含めた AT の力学的特性 (TQ, ATF,  $\Delta L_{AT}$ , AT 伸張率) に関する両脚の比較では、繰り返しのある二要因の分散分析 (脚  $\times$  関節角度) を用いた。交互作用が確認された場合には、その後の検定として Bonferoni 法による検定を実施した。分散分析

に際し、測定対象者内の LEG<sub>NOR</sub> と LEG<sub>ATR</sub> に対して Mauchly の球面性検定を実施し、球面性の仮定が成立しなかった場合、Greenhouse-Geisser による自由度の修正を行った。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**

**1. 下腿筋・腱の形態的特性的比較**

Table 1 に、LEG<sub>ATR</sub> と LEG<sub>NOR</sub> の下肢の形態的特徴を示した。筋形態の結果、L<sub>fa</sub> は LEG<sub>NOR</sub> よりも LEG<sub>ATR</sub> で有意に短く (p<0.01)、その羽状角も LEG<sub>ATR</sub> で有意に小さかった (p<0.05)。

筋厚においても同様に、LEG<sub>NOR</sub> に比べて LEG<sub>ATR</sub> で有意に小さい値を示した (p<0.01)。また、LEG<sub>ATR</sub> の L<sub>AT</sub> は LEG<sub>NOR</sub> よりも有意に長く (p<0.01)、CSA<sub>AT</sub> は有意に大きかった (p<0.01)。

**2. 断裂経験脚と非断裂脚におけるアキレス腱の力学的特性**

TQ および ATF には交互作用は認められず群間で単純主効果が認められ (TQ:F (1.50, 21.03) = 1.75, p<0.01, ATF:F (1.31, 18.34) = 1.89, p<0.01)、TQ と ATF ともに各関節角度間において LEG<sub>NOR</sub> より LEG<sub>ATR</sub> でそれぞれ有意に低値を示した (Fig 2a,b)。また、TQ 測定

Table 1. Measured parameters

	LEG <sub>NOR</sub>	LEG <sub>ATR</sub>	
MG fascicle length (mm)	61.1±8.5	50.0±4.8	**
Pennation angle (degree)	23.1±2.8	21.2±3.6	*
Muscle thickness (mm)	24.1±4.3	19.9±3.7	**
Achilles tendon length (mm)	194±17	208±18	*
Achilles tendon CSA (mm <sup>2</sup> )	62.4±14.6	119.6±23.5	**
Achilles tendon stress (MPa)	5.89±1.75	2.46±1.35	**
Achilles young's modulus (GPa)	0.24±0.12	0.05±0.02	**

Significant differences between LEG<sub>NOR</sub> and LEG<sub>ATR</sub> (\*p<0.05, \*\*p<0.01, respectively)

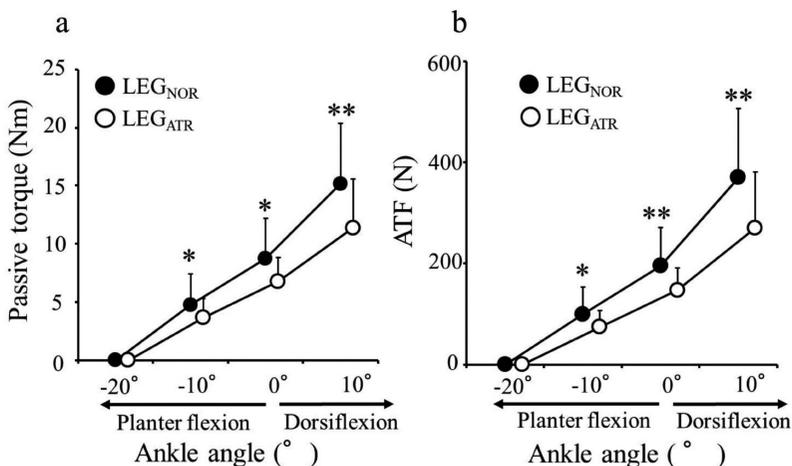


Fig 2. Passive torques of planter flexion and Achilles tendon force (ATF) at different ankle joint angles Significant differences between LEG<sub>NOR</sub> and LEG<sub>ATR</sub> at each joint angle (\*p<0.05, \*\*p<0.01, respectively)

時の $\angle L_{AT}$ とその伸張率においては交互作用が認められ ( $\angle L_{AT}$ :  $F(1.79, 25.08) = 4.86, p < 0.05$ , 伸張率:  $F(1.85, 25.98) = 4.09, p < 0.05$ ), その後の検定を行った結果,  $\angle L_{AT}$ は足関節角度 $-10^\circ$ と $10^\circ$ において $LEG_{NOR}$ よりも $LEG_{ATR}$ で有意に大きく(足関節角度 $-10^\circ$ で $p < 0.05$ ,  $10^\circ$ で $p < 0.01$ , Fig 3a), AT伸張率も, 足関節角度 $-10^\circ$ と $10^\circ$ において $LEG_{ATR}$ で有意に高かった(いずれも $p < 0.05$ , Fig 3b). さらに,  $CSA_{AT}$ に対するATFで算出したATストレス, それをAT伸張率で除して算出したATの弾性特性を示す指標であるヤング率では, すべて

の項目において $LEG_{NOR}$ よりも $LEG_{ATR}$ で有意に低いことが認められた(いずれも $p < 0.01$ , Table1). 弛みを考慮するために, 関節角度ごとに算出したATスティフネスは, 足関節角度 $-20^\circ$ から $0^\circ$ までのATスティフネスと足関節角度 $-10^\circ$ から $10^\circ$ のATスティフネスでは, いずれも $LEG_{NOR}$ と比較して $LEG_{ATR}$ が有意に低い値を示し(いずれも $p < 0.05$ , Fig 4b), 測定角度条件間では $LEG_{NOR}$ はより背屈位でATスティフネスが高かったが( $p < 0.05$ ),  $LEG_{ATR}$ では角度範囲間で違いが認められなかった(Fig 4b).

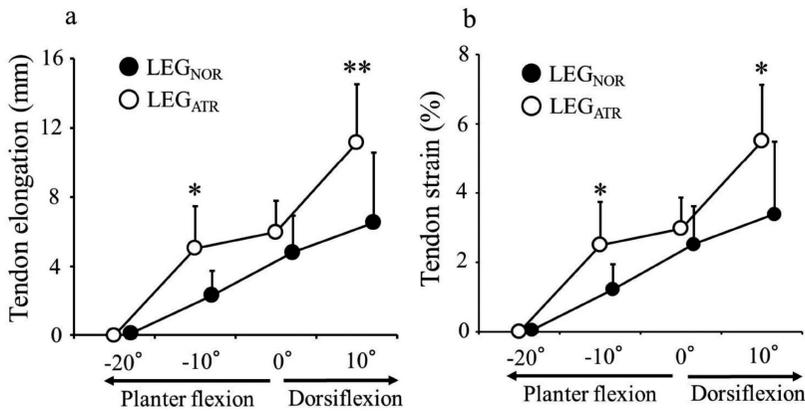


Fig 3. Stretch amplitudes of Achilles tendon elongation and strain during passive dorsiflexion exercises. Significant differences between  $LEG_{NOR}$  and  $LEG_{ATR}$  at each joint angle (\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , respectively)

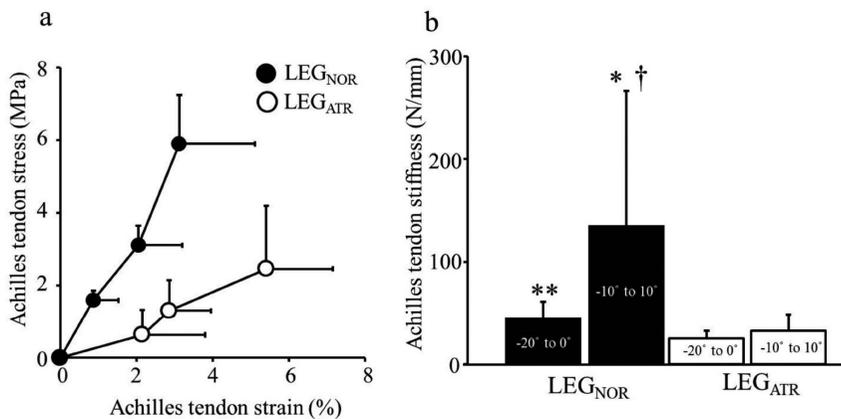


Fig 4. Achilles tendon stress-strain relationships (a) and Achilles tendon stiffness (b) during passive dorsiflexion exercises

\*Significant differences between  $LEG_{NOR}$  and  $LEG_{ATR}$  (\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ )

† Significant differences between ankle angles from  $-20^\circ$  to  $0^\circ$  and  $-10^\circ$  to  $10^\circ$  ( $p < 0.05$ )

## 考 察

本研究は、断裂経験脚のATにおける足関節受動背屈運動中のATの力学的特性から、ダイナミックな運動中の断裂経験脚のATのスティフネス低下が、断裂経験脚のATの弾性低下だけでなく、ATの弛み増加に伴う力発揮の抑制や力伝導効率の低下も相まって生じているのか検討した。その結果、 $LEG_{ATR}$ のATでは底屈位においても、 $LEG_{NOR}$ よりも低いATスティフネスを示したことから、 $LEG_{ATR}$ のATは弾性低下だけでなく弛みも生じている可能性が確認された。つまり、ダイナミックな運動中の断裂経験脚でみられたATスティフネス低下は、断裂経験脚のATの弛みと弾性低下の両方が相まって生じていると考えられる。

弛みについては、一般的に、ATが長いとATの弛みの絶対量は大きくなることが考えられる。本研究では、ATFが増加することなしにATの伸張率が増加することを、ATの弛みによるものと定義した。本研究では、 $LEG_{NOR}$ と比較して $LEG_{ATR}$ の $L_{AT}$ は長いにも関わらず、同程度の足関節角度変化による受動背屈運動において、 $LEG_{ATR}$ のAT伸張率はより高かった。特に、足関節角度 $-20^{\circ}$ から $-10^{\circ}$ の足関節受動背屈運動時においても、 $LEG_{ATR}$ のATFの増加は $LEG_{NOR}$ よりも低かったにも関わらず、伸張率が $LEG_{ATR}$ で2%を超えていたことや、受動背屈運動時のストレス-伸張率の関係において、 $LEG_{ATR}$ でATストレスが低い領域での伸張率が大きかった (Fig 4a) ことから、 $LEG_{ATR}$ のATに弛みが生じている可能性が高いことが考えられる。今後は、ATの弛みの程度を測ることで、 $LEG_{ATR}$ のATスティフネスの低下に関する弛みの影響をより詳細に検討する必要がある。

先行研究の動物実験 (Eriksen et al., 2002 ; Hardy, 1989 ; Maffulli et al., 2000, 2002 ; Magnusson et al., 2002 ; Williams et al., 1984) では、再建術直後のATスティフネスは低下することを報告している。その術後の修復過程においては、スティフネスの高いI型コラーゲンの減少、それに代わるスティフネスの低いIII

型コラーゲンの増加が起こり、さらに術後5、6年経過するとスティフネスの低いIII型コラーゲンが減少することで、ATスティフネスが増加すると考えられている。本研究の対象者であったAT断裂経験者は、術後1年から2年でありダイナミックな運動を問題なく行える状態ではあったが、彼らの足関節受動背屈運動時の $LEG_{ATR}$ のATの弾性特性を示すヤング率やスティフネスは低く、これらは先行研究 (Geremia et al., 2015 ; Wang et al., 2013) を支持する結果となった。つまり、AT断裂の再建術後1、2年程度では、日常生活やダイナミックな身体運動を無理なく行える状態であったとしても、断裂したATの弾性は十分に回復していないことが確認された。

生体外の *In Vitro* 実験では、腱の伸張率が腱断裂のリスク要因であると報告されている (Butler et al., 1978)。腱の伸張率が4% (直線領域) を超え始めると腱を構成しているコラーゲンがダメージを受け始め、伸張率が8% (破断領域) を超えると腱内で伸ばされた弾性コラーゲンの不可逆反応が高まり、弾性コラーゲンの破断量が急激に増加し断裂する。本研究における $LEG_{ATR}$ のATは、スティフネスやヤング率が低く、足関節受動背屈運動時のATFが小さいにも関わらず、ATの弛みも相まってAT伸張率が高かった。Oda et al. (2017) は、ホッピング運動中、断裂経験脚のAT伸張率が非断裂脚よりも大きく、破断領域に近いレベル (7%程度) でATの伸張-短縮運動が繰り返し行われていたことから、この高い伸張率を再断裂のリスク要因として指摘しているが、ATの弛みを考慮した場合には、 $LEG_{ATR}$ のAT伸張率が、破断領域に近いレベル (7%程度) まで高くならない可能性がある。

本研究には方法論上にいくつかの限界点が含まれている。まず、本研究では、対象者の断裂経験脚と非断裂脚の比較による実験デザインで行った ( $LEG_{ATR}$  対  $LEG_{NOR}$ )。本来であれば、AT断裂前後のATで形態や力学的特性を比較すべきであるが、AT断裂前後の測定は実験上、かつ倫理上、難しいため、方法論上の限界

として留めておく。第二に、本研究の $LEG_{ATR}$ と $LEG_{NOR}$ の比較において、ATの張力に係るゴルジ腱から抑制と促進の影響 (af Klint et al., 2010) が同程度にATFに作用していたのかは検証できていない。そのため、本研究では、最大足関節底屈トルク発揮時に算出される一般的なATスティフネスの算出を行わず、筋活動の影響を受けない足関節受動背屈運動からATスティフネスを算出して、ATに関する神経系の影響をできるだけ除外する形で測定を実施した。最後に、立位、座位や伏臥位における姿勢条件の違いがATの伸張パターンや伸張量の状態に影響する可能性があるが、それらについての研究はほとんどないため、本研究ではそれらの影響について言及することができず、今後の検討課題とした。

## 結 論

本研究の結果、 $LEG_{ATR}$ のATスティフネスの低下には、AT断裂後の弾性低下と弛みの両方が影響を及ぼしていることが示唆された。また、 $LEG_{ATR}$ のATは、再建術後2年程度経過し、運動が行える状態であったとしても、ATの弾性は十分に回復していない可能性を示した。加えて、本研究で用いた足関節受動背屈運動によるATスティフネスの評価から、AT再断裂リスクを示す指標としてATの伸張率を活用する場合、ATの弛みの影響でAT伸張率を過大評価する可能性がある。

利益相反について：申告すべきものはなし

## 謝 辞

本研究は、JSPS 科研費 (課題番号：26702026, 15KK0261) の助成を受けたものである。

## 文 献

af Klint R, Cronin NJ, Ishikawa M, Sinkjaer T, Grey MJ. Afferent contribution to locomotor muscle activity during unconstrained overground human walking: an analysis of triceps surae muscle fascicles. *J Neurophysiol*, 103 : 1262-1274, 2010.

Agres AN, Duda GN, Gehlen TJ, Arampatzis A, Taylor WR, Manegold S. Increased unilateral tendon stiffness and its effect on gait 2-6 years after Achilles tendon rupture. *Scand J Med Sci Sports.*, 25(6) : 860-867, 2015.

新井彩, 石川昌紀, 浦田達也, 国正陽子, 佐野加奈絵, 田中ひかる, 伊藤章. 陸上短距離選手と競泳選手のドロップジャンプ接地前後の筋束長と筋活動の変化. *体力科学*, 64(1) : 165-172, 2015.

Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Zernicke RF. Biomechanics of ligaments and tendons. *Exerc Sport Sci Rev.*, 6 : 125-181, 1978.

Eriksen HA, Pajala A, Leppilahti J, Risteli J. Increased content of type III collagen at the rupture site of human Achilles tendon. *J Orthop Res.*, 20(6) : 1352-1357, 2002.

Fukashiro S, Komi PV, Järvinen M, Miyashita M. In vivo Achilles tendon loading during jumping in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, 71(5) : 453-458, 1995.

Fukutani A, Kurihara T. Comparison of the muscle fascicle length between resistance-trained and untrained individuals: cross-sectional observation. *Springerplus.*, 4 : 341, 2015.

Geremia J, Bobbert MF, Casa Nova M, Ott RD, Lemos Fde A, Lupion Rde O, Frasson VB, Vaz MA. The structural and mechanical properties of the Achilles tendon 2 years after surgical repair. *Clin Biomech.*, 30(5) : 485-492, 2015.

Hardy MA. The biology of scar formation. *Phys Ther.*, 69(12) : 1014-1024, 1989.

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.

Józar LG, Kannus P. Spontaneous Rupture of

- Tendons. *Human Tendons: Anatomy, Physiology, and Pathology. Human Kinetics: USA*, 1997, pp. 255-325.
- Kawakami Y, Kanehisa H, Fukunaga T. The relationship between passive ankle plantar flexion joint torque and gastrocnemius muscle and achilles tendon stiffness: implications for flexibility. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 38(5) : 269-276, 2008.
- Kangas J, Pajala A, Ohtonen, P, Leppilahti J. Achilles tendon elongation after rupture repair: a randomized comparison of 2 postoperative regimens. *Am J Sports Med.*, 35(1) : 59-64, 2007.
- Kay AD, Blazevich AJ. Effect of acute static stretch on maximal muscle performance : a systematic review. *Med Sci Sports Exerc.*, 44(1) : 154-164, 2012.
- Komi PV, Fukashiro S, Jarvinen M. Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clin Sports Med.*, 11 : 521-531, 1992.
- 国正陽子, 佐野加奈絵, 久野峻幸, 牧野晃宗, 小田俊明, Nicol C, Komi PV, 石川昌紀. 下腿の骨格・筋腱形態に東アフリカ地域の陸上中長距離選手特有の特徴はあるのか. *大阪体育学研究*, 55 : 1-9, 2018.
- Maffulli N, Ewen SW, Waterston SW, Reaper J, Barrass V. Tenocytes from ruptured and tendinopathic Achilles tendons produce greater quantities of type III collagen than tenocytes from normal Achilles tendons. An in vitro model of human tendon healing. *Am J Sports Med.*, 28(4) : 499-505, 2000.
- Maffulli N, Moller HD, Evans CH. Tendon healing: can it be optimised? *Br J Sports Med.*, 36(5) : 315-316, 2002.
- Magnusson SP, Qvortrup K, Larsen JO, Rosager S, Hanson P, Aagaard P, Krogsgaard M & Kjaer M. Collagen fibril size and crimp morphology in ruptured and intact Achilles tendons. *Matrix Biol.*, 21 : 369-377, 2002.
- 牧野晃宗, 岩崎正徳, 国正陽子, 久野峻幸, 佐野加奈絵, 村元辰寛, 村上雷太, 神崎浩, 小田俊明, 石川昌紀. 剣道経験年数の違いによる左右脚のアキレス腱の形態と力学的特性について. *体育学研究*, 61 : 639-649, 2006.
- 小田啓之, 佐野加奈絵, 国正陽子, 石川昌紀. 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. *大阪体育学研究*, 53 : 1-9, 2015.
- Oda H, Sano K, Kunimasa Y, Komi PV, Ishikawa M. Neuromechanical Modulation of the Achilles Tendon During Bilateral Hopping in Patients with Unilateral Achilles Tendon Rupture, Over 1 Year After Surgical Repair. *Sports Med.* 47(6) : 1221-1230, 2017.
- Rugg SG, Gregor RJ, Mandelbaum BR, Chiu L. In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). *J Biomech.* 23(5) : 495-501, 1990.
- Sinha, S. and Kinugasa, R. Achilles Tendon: Imaging Studies of the Mechanical and Architectural Characteristics of the Human Achilles Tendon in Normal, Unloaded and Rehabilitating Conditions. In: Cretnik A (Ed) *Achilles tendon*. ISBN, 2012, pp. 978-953.
- Stenroth L, Peltonen J, Cronin NJ, Sipilä S, Finni T. Age-related differences in Achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *J Appl Physiol.*, 113(10) : 1537-1544, 2012.
- Wang HK, Chiang H, Chen WS, Shih TT, Huang YC, Jiang CC. Early neuromechanical outcomes of the triceps surae muscle-tendon after an Achilles tendon repair. *Arch Phys Med Rehabil.*, 94(8) : 1590-1598, 2013.
- Williams F, Mccullagh KG, Silver IA. The distribution of type I and III collagen and fibronectin in the healing equine tendon. *Connective Tissue Research.*, 12 : 211-227, 1984.

Wong J, Barrass V, Maffulli N. Quantitative review of operative and nonoperative management of Achilles tendon ruptures. *Am J Sports Med.*, 30(4) : 565-575, 2002.

Zhao H, Ren Y, Wu YN, Liu SQ, Zhang LQ. Ultrasonic evaluations of Achilles tendon mechanical properties poststroke. *J Appl Physiol.*, 106(3) : 843-849, 2009.

Zhao H, Wu YN, Hwang M, Ren Y, Gao F, Gaebler-Spira D, Zhang LQ. Changes of calf muscle-tendon biomechanical properties induced by passive-stretching and active-movement training in children with cerebral palsy. *J Appl Physiol.*, 111(2) : 435-442, 2011.

(受付日 2020/10/13 受理日 2021/07/11)