

|    |    |
|----|----|
| 区分 | 課程 |
|----|----|

(論文 様式)

アキレス腱断裂経験者のアキレス腱の力学的特性および  
筋・腱の機能特性

スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻

学 籍 番 号

212D02

氏 名

小田 啓之

研 究 指 導

石川 昌紀 教授

本論文は、下記の論文に基づき構成されています。

1. 著者名 小田啓之, 佐野加奈絵, 国正陽子, 石川昌紀  
論題 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  
雑誌名 大阪体育学研究 第 53 巻 ; 1-9, 2015 年
2. 著者名 Hiroyuki Oda, Kanae Sano, Yoko Kunimasa, Paavo V Komi,  
Masaki Ishikawa  
論題 Neuromechanical Modulation of the Achilles Tendon During Bilateral  
Hopping in Patients with Unilateral Achilles Tendon Rupture, Over 1 Year  
Surgical Repair  
雑誌名 Sports Medicine 第 47 巻 ; 1221-1230, 2017 年

## 目次

### 第1章：緒言

|                                       |    |
|---------------------------------------|----|
| 1-1. 身体運動におけるアキレス腱の役割・機能              | 1  |
| 1-2. 断裂後のアキレス腱の特徴                     | 3  |
| 1-3. アキレス腱断裂の再建術後のリハビリテーションについて       | 5  |
| 1-4. アキレス腱再断裂とパフォーマンス低下について           | 6  |
| 1-5. ダイナミックな身体運動中のアキレス腱の力・長さ測定の方法について | 8  |
| 1-6. 目的                               | 12 |
| 1-7. 用語の説明および定義                       | 14 |

### 第2章：異なる足関節底屈位におけるアキレス腱伸張率の算出

|               |    |
|---------------|----|
| 2-1. 目的       | 16 |
| 2-2. 方法       | 17 |
| 2-2-1. 対象者    |    |
| 2-2-2. プロトコール |    |
| 2-2-3. 測定項目   |    |
| 2-2-4. 分析項目   |    |
| 2-2-5. 統計処理   |    |
| 2-3. 結果       | 24 |
| 2-4. 考察       | 27 |
| 2-5. まとめ      | 29 |

### 第3章：片脚アキレス腱断裂経験者における両脚ホッピング運動中の神経、筋腱の調節

|                                   |    |
|-----------------------------------|----|
| 3-1. 目的                           | 30 |
| 3-2. 方法                           | 31 |
| 3-2-1. 対象者                        |    |
| 3-2-2. プロトコール                     |    |
| ・プロトコール1（受動底屈トルク測定時の下腿筋腱の力学的特性）   |    |
| ・プロトコール2（最大底屈トルク発揮時のアキレス腱の力学的特性）  |    |
| ・プロトコール3（運動強度の異なるホッピング運動中の筋活動特性）  |    |
| ・プロトコール4（ホッピング中の筋活動，アキレス腱および筋束動態） |    |
| 3-2-3. 測定項目・分析項目                  |    |
| 3-2-4. 統計処理                       |    |

|                 |    |
|-----------------|----|
| 3-3. 結果         | 54 |
| 3-4. 考察         | 73 |
| 3-5. まとめ        | 80 |
| <b>第4章：総括論議</b> | 82 |
| <b>参考文献</b>     | 85 |

## 第1章：緒言

### 1-1. 身体運動におけるアキレス腱の役割・機能

アキレス腱の弾性エネルギーの蓄積と再利用がパフォーマンス向上において重要な役割を果たすことが動物 (Biewener and Roberts, 2000; Dowson and Taylor, 1973; Roberts et al., 1997) やヒト (Fukashiro et al., 1995a, 2005, 2006; Fukunaga et al., 2002; Ishikawa and Komi, 2008; Kawakami and Fukunaga, 2005; Komi, 2000; Kubo et al., 2000a; Kurokawa et al., 2001) を対象とした研究で提唱されてきた。実際に, Lai et al. (2014) は, 走運動において走速度の増加にともないアキレス腱の弾性エネルギーの蓄積-再利用が高まることを, 超音波法を用いたアキレス腱動態から明らかにしている。また, Fukashiro et al. (1995a) は, アキレス腱にバックルタイプの張力計を埋め込み, 3種類のジャンプ運動中 (ホッピング, スクワットジャンプ, 垂直跳び) のアキレス腱の仕事量を計算し, アキレス腱における弾性エネルギーの貢献度について調査した。そこでは, アキレス腱張力 (以下「ATF」とする) の増加にともない弾性エネルギーの蓄積-再利用が高まることや, 繰り返して行うホッピング運動では短縮局面の弾性エネルギーによる仕事の貢献度がおよそ 34% となり, スクワットジャンプ (23%) や垂直跳び (17%) に比べて高いことを報告している。さらに, ランニングやホッピング運動中のアキレス腱の力-長さ関係 (Komi 1992, 2000) から, 伸張局面でアキレス腱に蓄積された弾性エネルギーの一部が, 続く短縮局面でアキレス腱によるパワー発揮を増強し, この様式はストレッチ・ショートニングサイクル (Stretch-Shortening cycle : 以下

「SSC」とする；Komi 1992, 2000）と提唱されてきた。さらに、筋腱の振る舞いを詳細に調べた研究によって、走運動やホッピング運動では、接地前の事前筋活動や接地直後の伸張反射（以下「SLR」とする）の高まりによる筋力の増強や、腱の弾性利用によって筋の伸張・短縮速度が軽減できることによる効果的な力発揮、筋腱の相互作用による効果的なアキレス腱の弾性エネルギー利用によって運動効率や力発揮に関するパフォーマンス向上が可能であることが示唆されてきた（e.g. Ishikawa and Komi, 2008; Komi 2000）。

身体運動におけるアキレス腱の弾性エネルギーを利用する上では、アキレス腱の力学的特性が影響する。アキレス腱の硬度が低い（柔らかい）と、効果的に弾性エネルギーの蓄積 - 再利用が行なわれ、筋の伸張 - 短縮の仕事量を抑えることができることを計算で示した研究（Lichtwark and Barclay, 2010）や、下腿三頭筋の筋腱複合体で調べた研究（Kubo et al., 2000b）が報告されている。実際に、Kubo et al.（2015）は、下腿三頭筋全体の腱硬度と長距離走のパフォーマンスの関係から、アキレス腱硬度が低いほど長距離 5000 m 走のパフォーマンスが高いと報告している。一方で、アキレス腱硬度が高い（硬い）ほど、長距離走のパフォーマンスが高いとする報告（Arampatzis et al., 2006）や、高強度のアイソメトリックトレーニングによりアキレス腱硬度が高まり、走パフォーマンスが高まるといった報告（Albracht and Arampatzis, 2013）も見られ、アキレス腱硬度と身体運動のパフォーマンスについて一致した見解が得られていない。

ヒトのアキレス腱には、ランニングやホッピングなどの身体運動中に、体質量の 5 倍か

ら 12 倍程度の非常に大きな負荷がかかること (Fukashiro et al., 1995a; Komi et al., 1992) や、そのような運動の繰り返しによって、アキレス腱は腱炎や腱断裂などの腱傷害が起こりやすい部位であることが報告されているが (Józar and Kannus, 1997)、アキレス腱断裂は、アスリートのみならず一般人でもみられる傷害である (Józar and Kannus, 1997; 内山 2016)。

一般的に、スポーツ活動中のアキレス腱断裂は、剣道やバドミントン、バレーボールで多く、1) 急激な踏み込み動作、2) バックステップ動作、そして3) 切り返し動作で生じやすいと報告されている (Józa and Kannus, 1997; 内山 2016)。いずれの動作においても下腿三頭筋の過度な遠心性収縮やそこからの短縮性収縮でアキレス腱に対して過度な負荷が加わるために断裂すると推察されている (林と石井 2008; 中嶋 1997; 高幣 2014)。しかしながら、実際に身体運動中のアキレス腱動態やアキレス腱断裂のメカニクスを調査した研究は少ない。

## 1-2. 断裂後のアキレス腱の特徴

動物やヒトを対象とした研究では、アキレス腱断裂後の修復過程において、コラーゲン線維の変性が生じ、アキレス腱の強度が低下することが知られている (Eriksen et al., 2002; Hardy, 1989; Józa and Kannus 1997; Kjaer 2004; Maffulli et al., 2000, 2002; Magnusson et al., 2002; Williams et al., 1984; Wong et al., 2002)。アキレス腱断裂経験者を対象とした研究では、アキレス腱断裂後 2 年以内の場合、アキレス腱の硬さの指標となるアキレス腱硬度は低く

(Don et al., 2007; Geremia et al., 2015; Wang et al., 2013), それに伴い足関節最大底屈トルク測定時のアキレス腱の伸張率は高くなる (Geremia et al., 2015) とされている. 一方で, アキレス腱断裂後 2 年から 6 年程度が経過した場合の断裂脚のアキレス腱では, 硬度が健全脚よりも高く (硬く) なり, 足関節最大底屈トルク発揮時のアキレス腱伸張率は低くなると報告されており (Agres et al., 2015), 断裂したアキレス腱の力学的特性が, 受傷経過によって変化する可能性がある. 先行研究では, 受傷後の時間経過 (Agres et al., 2015; 橋本 2014; Matthew et al., 1987; 鶴池と上, 2001) やリハビリテーション中の腱へのメカニカルストレス (Kjaer 2004) が, 腱硬度に影響を及ぼす可能性について言及されているが, 詳細に調べた研究はほとんどない.

アキレス腱の損傷は, アキレス腱の伸張率に関係し, およそ 4 %を超えると微細なコラーゲン線維に損傷が生じ, およそ 8 %以上の伸張率で, アキレス腱の完全断裂が起きるとされている (Butler et al., 1978). アキレス腱硬度が低い場合には, 身体運動中のアキレス腱伸張率が高くなりやすいことから (Butler et al., 1978), アキレス腱の再断裂リスクを避けるために, アキレス腱の過度な伸張は避けなければならない. しかしながら, アキレス腱断裂経験者のアキレス腱の力学的特性とダイナミックな身体運動中のアキレス腱の伸張率に関する調査は十分には行われておらず, 再断裂リスクを避けるための方策は提案できていない.

ヒトのアキレス腱断裂後の状態に関する先行研究 (Geremia et al., 2015; Wang et al., 2013) では, 足関節底屈トルク測定中の力学的特性を調査したのみで, 断裂経験者における身体



運動中のアキレス腱の動態とその弾性エネルギーの利用に関する研究はほとんどない。

### 1-3. アキレス腱断裂の再建術後のリハビリテーションについて

一般的に、アキレス腱再建術後のリハビリテーションは再建術後翌日から開始され、術後翌日からは、手術部周辺の癒着を防ぐ為に足趾運動を行い、術後 12 日目より、ギプスを外しての関節可動域訓練、3 週間後には筋力回復を目的とした下腿三頭筋の筋力トレーニングへと段階を踏んで行われる (Silbernagel et al., 2012; 内山 2007, 2016; 安見と村木 2008)。

初期の筋力トレーニングでは、非荷重位や半荷重位 (座位) でのカーフレイズから、全荷重位の立位 (術後 5 週間後)、片脚立位 (術後 8 週間後) へと移行していく。また、片脚立位でのカーフレイズが開始された後にはランニングを開始することもあり (術後 10 週間後)、この時期からのアキレス腱再建術後のリハビリテーションでは、アキレス腱の再断裂のリスクに配慮して、リハビリテーションは慎重に行われる (内山 2016)。

最終的にスポーツ現場に復帰するには、アキレス腱再建術後、一般的に 24 週間 (6 か月) 程度を要するが、リハビリテーション中の機能評価は、片脚でのカーフレイズが 20 回以上行えることや本人の主観に頼っていることが多く (内山 2007)、断裂したアキレス腱の回復に関する機能的な評価を直接行うような検査はほとんど行われていない。また、アキレス腱断裂後のスポーツ現場への復帰に関するアキレス腱の機能的な評価基準も、上記の一般的なリハビリテーション中のアキレス腱の評価と同様に、明確な基準は示されていない。したがって、ア

キレス腱断裂の予防や再断裂リスク軽減を目的としたリハビリテーションやトレーニングについては、十分に検討されていないのが現状である。

#### 1-4. アキレス腱再断裂とパフォーマンス低下について

アキレス腱断裂は、再断裂リスクが 10%程度と報告されており (Wong et al., 2002), その原因については再建術後のアキレス腱縫合部でのアキレス腱の接着が不十分であったことや、ギプス固定中のアキレス腱とヒラメ筋 (以下「SOL」とする) の癒着による可動域制限に起因すると考えられている (内山 2016). また、アキレス腱断裂経験者は、健常脚側のアキレス腱も断裂するリスクが 200 倍高まることが報告されている (Aroen et al., 2004). Aroen et al. (2004) は、健常脚のアキレス腱断裂のリスクが高まる要因として、断裂後の不活動による健常脚のアキレス腱の萎縮や変性による可能性を推察している。

アキレス腱断裂経験者では、競技復帰後のパフォーマンスが受傷前と同レベルに回復しないことも報告されているが、アキレス腱断裂経験脚のアキレス腱の動態について検討した研究はほとんどなく、弾性エネルギーの利用効率に関してもアキレス腱断裂後に検討した研究はほとんどない。珍しいケースレポート (Silbernagel et al., 2012) として、実験に参加した 1 名の被験者のアキレス腱断裂前後で比較した研究では、断裂後、断裂脚の下腿周囲径は小さく、アキレス腱が長くなる形態変化が起き、機能的な側面では、走行中の足関節の負の機械的パワーは健常脚と同程度であったが、正の機械的パワーが断裂脚で小さか

ったと報告している。このため、アキレス腱断裂によって生じたアキレス腱の形態変化と筋力の低下がアキレス腱の弾性エネルギーの蓄積－再利用に影響を及ぼした可能性がある」と推察しているが、測定結果からは考察できない。また、術後 1 年程度のアキレス腱断裂経験者のアキレス腱の機能を調査した研究では (Wang et al., 2013)、足関節最大底屈トルク発揮時のアキレス腱のヒステリシスが健常脚より断裂脚で大きく、片脚ホッピング運動において、断裂脚のジャンプ高が低くなると報告している。ヒステリシスは、腱に蓄積された弾性エネルギーの内、熱などで失われる損失量の割合を示しており、弾性エネルギーの蓄積－再利用の能力を評価する指標として考えられている。このことから、断裂脚のアキレス腱は、材質変化に伴うヒステリシスの増大によりアキレス腱の弾性エネルギーの蓄積－再利用効率が低下し、ダイナミックな身体運動のパフォーマンスが低下したと推察される。

一般的に SSC 運動において、アキレス腱に蓄積された弾性エネルギーを効果的に再利用するためには、アキレス腱の力学的特性だけでなく、SSC 運動中の筋活動も影響することが先行研究 (Ishikawa and Komi, 2008; Komi 2000) によって明らかにされている。そこでは、接地前の事前筋活動や接地後の SLR によって高められた足関節硬度が ATF やアキレス腱の弾性エネルギーを効果的に増加させ、蓄積された弾性エネルギーを接地後半で再利用できると報告している。これまでアキレス腱断裂経験者の SSC 運動中の筋活動特性について検討したものはほとんどないが、アキレス腱炎患者を対象とした研究がある。アキレス腱炎

患者の片脚でのホッピング運動では、アキレス腱炎受傷脚において接地前の SOL の筋活動開始タイミングに遅れが生じて下肢の関節硬度が低下すると報告されている (Debenham et al., 2016)。また、Chang and Kulig (2015) は、アキレス腱の部分断裂者における片脚ホッピング運動中の筋活動と足関節底屈トルク測定から、アキレス腱硬度も調査しており、先述した Debenham et al. (2016) の報告と同様に、断裂脚では片脚ホッピング運動中の接地前の腓腹筋の筋活動開始タイミングが遅く、加えて、超音波装置を用いて直接測定したアキレス腱硬度が小さいことを報告している。つまり、腱傷害に伴って起こる特異的な筋活動がアキレス腱の弾性エネルギーの蓄積－再利用に影響を与える可能性があり、アキレス腱断裂後の再断裂のリスク要因やパフォーマンスが十分回復しない要因に関係している可能性がある。これまで、アキレス腱断裂経験者のアキレス腱の材質特性や、ダイナミックな身体運動中のアキレス腱の弾性特性、また、筋活動との関係について調査した報告は少なく、アキレス腱の再断裂を引き起こす要因やパフォーマンス低下を引き起こす要因については明らかにされていない。

#### **1-5. ダイナミックな身体運動中のアキレス腱の力・長さ測定の方法について**

骨格筋および腱動態の測定は、ヒトの生体ダイナミクスのシステムを解明する上で重要であり、さまざまな測定方法が開発されてきた。Butler et al. (1978) は、ブタの摘出腱を牽引する方法を用いて、アキレス腱が断裂するまで牽引した際の応力－伸張率関係を明らか

にし、腱が断裂するまでを3つの領域（フェーズ）に分けてモデル化した。しかしながら、この測定方法では、防腐処理を行うための薬品の影響により、萎縮や力学的特性の変化が起こる可能性が考えられ、必ずしも生体内の腱の特性を示しているか確認できていなかった。そこで、動物生体においては、筋束内にピエゾクリスタルを埋め込む侵襲的な方法を用いて、筋束長を算出し、筋腱複合体（Muscle-tendon unit: 以下、「MTU」とする）の長さ と筋束長の差からダイナミックな運動中の腱動態を推定し、加えて腱内にフォーストランスデューサーを埋め込むことで筋腱の仕事量の定量化が行われた（Roberts et al., 1997; Biewener et al., 1998）。この測定では、MTU の仕事量に対して腱の仕事量は速度に依存して60–90 %程度貢献していると報告している。ヒト生体では、バックルトランスデューサーを用いた侵襲的な方法で身体運動中のATFの測定が行われてきた（Komi et al., 1990）。その後、侵襲性の高いバックルタイプから、被験者への侵襲性を最小限に抑えたオプティックファイバーによるATFの測定方法が用いられるようになった。この方法では、オプティックファイバーを腱内に挿入し、腱内の圧力によってファイバーが圧迫され、ファイバー内を流れる光量変化からアキレス腱内部の圧力を測定しATFに変換する方法である（Ishikawa et al., 2003; Komi 2000）。Fukashiro et al.（1995a）は、バックルトランスデューサーを用いて様々なジャンプ運動中のアキレス腱の仕事量を算出し、身体運動中のMTUの仕事量に対するアキレス腱の貢献度は30 %程度であることを報告している。

身体運動中のアキレス腱の長さ（以下「 $L_{AT}$ 」とする）測定の方法に関して、Voigt et al.

(1995) は、地面反力から ATF を推定し、死体の  $L_{AT}$  のデータとブタのアキレス腱のカーブストレイン関係のデータを基にジャンプ運動中のアキレス腱の伸張率と伸張量を算出した。Hof et al. (1983) は、動作解析と筋活動から筋の長さ変化と仕事量を推定することで、身体運動中の筋腱の収縮様式が異なることを示した。1990 年代には、超音波装置の発展により、それまでの先行研究において推定されてきた身体運動中の筋腱の振る舞いを直接的に、且つ、非侵襲的に調査できるようになった (Fukashiro et al., 1995b; Fukunaga et al., 1997)。また、2000 年代初めからは、この方法を応用して、筋動態からアキレス腱の動態を推定するモデルを用いてダイナミックな身体運動中の筋腱動態が明らかにされ始めた (Ishikawa et al., 2007; Kawakami et al., 2002; Kurokawa et al., 2001)。この方法では、まず、ビデオカメラやモーションキャプチャシステムで得られた座標データから算出した関節角度とそれぞれの下腿長をもとに、MTU の長さを算出する。この MTU に筋束長と羽状角の情報を加え、腱膜と外部腱を含めた腱組織の長さを算出することで、非侵襲的に  $L_{AT}$  の変化を観察できるようになった。しかしながら、先行研究において、腱膜と外部腱の力学的特性が異なることから (Maganaris and Paul, 2001; Magnusson et al., 2003)、腱膜と外部腱を含めた腱組織の長さを推定する方法では、異なる腱膜と外部腱それぞれの力学的特性を明らかにすることができないという問題点がある。また、アキレス腱断裂が好発する部位は、踵骨隆起から 5 cm 程度近位の外部腱であることから (久野ら, 2015; Józár and Kannus, 1997)、断裂経験者のアキレス腱の振る舞いを明らかにするには、外部腱のみを評価する必要がある。そこで、近

年ではアキレス腱の外部腱のみを推定するモデルも提案されるようになってきた (Hoffrén et al., 2012, 2015; Lichtwark and Wilson, 2005; Stosic and Finni, 2011). この方法では, アキレス腱の付着部である踵骨隆起と筋腱接合部 (Muscle-tendon junction: 以下「MTJ」とする) を長軸方向で撮像する超音波プローブの直下に反射マーカを貼り付け, ビデオカメラやモーションキャプチャシステムによって, 表皮表面上での踵骨隆起から超音波プローブ直下までの直線二点間のセグメント長 (以下, 「直線モデル」とする) の変化量を算出し, 超音波装置で撮像された MTJ の移動量と合わせることで  $L_{AT}$  を算出する. この方法を用いてアキレス腱の外部腱のみを推定するモデルを用いた先行研究では, 片足ホッピング (Lichtwark and Wilson, 2005) や両脚ホッピング運動中 (Hoffrén et al., 2012) のアキレス腱の伸張率がいずれもおよそ 7.0% となり, 動物の摘出腱によって調査されたアキレス腱では, ダメージを受ける破断領域 (Butler et al., 1978) での振る舞いになる. この点に関して, 動物から摘出されたアキレス腱のモデルをヒトに応用した点や, 摘出された動物のアキレス腱がモデルとして測定する時にすでに材質変化が生じていたことが原因でアキレス腱の高い伸張率を生じさせる過大評価が起きた可能性がある. しかしながら, 方法論上の問題として, 現行の超音波プローブ直下の二点間のセグメント長の変化を使用する方法では, 足関節の底・背屈時に起こるアキレス腱の弯曲による影響 (Hodgson et al., 2006; Shinha and Kinugasa, 2012) が考慮出来ていないことが挙げられる. 実際に, Stosic and Finni (2011) は, 直線モデルの場合と踵骨隆起から超音波プローブ直下までのアキレス腱の形状を考慮して複数点反射マ

ーカーを貼付した曲線モデルで両脚ホッピング運動中のアキレス腱動態を比較して、アキレス腱の伸張率が 0.8%程度、直線モデルより曲線モデルで小さくなることを報告している。しかしながら、彼らの測定プロトコールでは、アキレス腱の彎曲を直接測定しておらず、足関節角度の変化にともなうアキレス腱の彎曲が、上記で述べた二点間セグメントの長さ変化量と MTJ の変化量から求める  $L_{AT}$  にどの程度影響するのかは明らかにされていない。そのため、足関節角度の変化にともなうアキレス腱の彎曲の影響を明らかにし、彎曲の影響を大きく受ける可能性のある角度レンジや、彎曲の影響を受けにくい測定モデルを開発することによって、今後、足関節角度の変化が起こりうるダイナミックな身体運動中の  $L_{AT}$  の変化を非侵襲的に、且つ、彎曲の影響を最小限に抑えて調査することができ、断裂によって材質や形態変化が起きたアキレス腱でも測定可能なモデル開発が求められる。

## 1-6. 目的

以上の研究背景から本論文では、下記の点を明らかにすることを目的とした。

- 1) 超音波装置を用いて足関節底屈時の  $L_{AT}$  を測定する際に、これまで測定上問題視された足関節変化にともなうアキレス腱の彎曲を表皮上から推定し、足関節底屈にともなうアキレス腱の彎曲を考慮した  $L_{AT}$  の測定モデルを確立すること（研究課題 1）。
- 2) アキレス腱断裂経験者の健常脚と断裂脚のアキレス腱の力学的特性を明らかにすること（研究課題 2）



- 3) 材質の異なるアキレス腱断裂者の両脚ホッピングの異なる運動負荷に対する筋活動の応答を明らかにし、再断裂のリスク要因について検討する（研究課題2）.
  
- 4) これまで、調査されていないアキレス腱断裂経験者の断裂脚と非断裂脚のホッピング運動中の筋活動と筋・腱の振る舞いを明らかにし、アキレス腱断裂経験者の断裂後のパフォーマンスが十分に回復しない要因について検討する（研究課題2）.

## 1-7. 用語の説明および定義

本研究で用いた略語の説明および用語の定義を述べる

### (1) 略語の説明

#### ・アキレス腱に関する略語

AT：アキレス腱

ATF：アキレス腱張力

AT power：アキレス腱の機械的パワー

AT work：アキレス腱の仕事量

CSA<sub>AT</sub>：アキレス腱横断面積

L<sub>AT</sub>：アキレス腱（外部腱）の長さ

L<sub>AT seg</sub>：アキレス腱セグメント長

L<sub>TT</sub>：アキレス腱組織長

MA<sub>AT</sub>：アキレス腱モーメントアーム

MTJ：筋腱接合部（Muscle-tendon junction）

#### ・筋腱複合体に関する略語

MTU：筋腱複合体（Muscle-Tendon Unit）

本研究では腓腹筋とアキレス腱からなる下腿三頭筋の筋腱複合体を指す

L<sub>MTU</sub>：筋腱複合体の長さ

MTU power：筋腱複合体の機械的パワー

MTU work：筋腱複合体の仕事量

#### ・筋肉に関する略語

L<sub>MG<sub>fa</sub></sub>：内側腓腹筋筋束長

MG：内側腓腹筋

SOL：ヒラメ筋

TA：前脛骨筋

#### ・筋電図に関する略語

EMG：表面筋電図

aEMG：平均筋活動

#### ・運動の条件に関する略語（Figure 7）

60%HOP：最大努力の60%でホッピングを行う条件

80%HOP：最大努力の80%でホッピングを行う条件

MAX：最大努力でホッピングを行う条件

・測定対象者に関する略語

CTRL：健常者

LEG<sub>ATR</sub>：アキレス腱断裂経験者の断裂脚

LEG<sub>NOR</sub>：アキレス腱断裂経験者の健常脚

・その他

F<sub>z</sub>：鉛直方向の地面反力

MVC：最大随意収縮

SSC：ストレッチ・ショートニングサイクル (Stretch-Shortening Cycle)

(2) 局面定義 (Figure 12)

Lengthening 局面：接地から筋腱複合体の最大伸張時までの局面

Shortening 局面：筋腱複合体の最大伸張時から離地までの局面

PRE200 局面：接地前 200 ms から接地前 100 ms までの事前筋活動局面

PRE100 局面：接地前 100 ms から接地までの事前筋活動局面

POST30 局面：接地から接地後 30 ms までの局面

SLR 局面：接地後 30 ms から接地後 70 ms までの局面

(3) 力の立ち上がりに関する指標

RFD：Lengthening 局面でのアキレス腱張力のピーク値を Lengthening 局面時間で除すこと  
によって求めた力の立ち上がり速度 (Rate of force development)

(4) アキレス腱の弾性特性を表す指標

Negative power：Lengthening 局面での MTU もしくは AT の伸張速度と ATF の積で求められ  
た機械的パワー

Negative work：Lengthening 局面での MTU もしくは AT の機械的パワーを積分することによ  
って求めた仕事量

Positive power：Shortening 局面での MTU もしくは AT の短縮速度と ATF の積で求められた  
機械的パワー

Positive work：Lengthening 局面での MTU もしくは AT の機械的パワーを積分することによ  
って求めた仕事量

Work ratio：Negative work に対する Positive work によって求められたアキレス腱の弾性利用  
効果を評価する指標

## 第2章：異なる足関節底屈位におけるアキレス腱伸張率の算出（研究課題1）

### 2-1. 目的

近年、超音波装置の発展により、超音波装置を用いた身体運動中の筋腱動態の測定が盛んに行われている。超音波装置を利用して筋動態を測定し、アキレス腱動態を推定するモデルでは、関節角度から算出された MTU 長、超音波映像から計測された腓腹筋筋束長と羽状角情報から、腱膜と外部腱を合わせた腱組織全体の長さを評価している (Arampatzis et al., 2005 ; Ishikawa et al., 2007 ; Kurokawa et al., 2001)。しかしながら、腱膜と外部腱の応力一ひずみ関係の力学的特性が異なること (Maganaris and Paul, 2001; Magnusson et al., 2003)、アキレス腱断裂の好発部位が踵骨隆起から 5 cm 程度近位であることから、踵骨隆起までの外部腱部分の  $L_{AT}$  を測定し、その伸張率を明らかにすることは、アキレス腱の断裂や再断裂のメカニクスを検討する上で有益となる。

超音波装置を用いた外部腱の動態評価では、腓腹筋遠位部とアキレス腱の付着部である MTJ の振る舞いをモニターすることと、MTJ からアキレス腱の踵骨の付着部までの距離を算出することによって、太さや長さが異なる様々な形態的特徴を持つアキレス腱であっても、運動中のアキレス腱の長さを推定する計算モデルが提案されている (Hoffrén et al., 2012, 2015; Lichtwark and Wilson, 2005)。このモデルを用いて運動中のアキレス腱動態を直接測定することで、アキレス腱の再断裂メカニクスの解明に繋がる可能性がある。しかしながら、先行研究において足関節の底屈角度の増加に伴い、アキレス腱の弯曲度合いが増加するこ

とが報告されている (Hodgson et al., 2006; Shinha and Kinugasa 2012). これは、踵骨付着部がアキレス腱の走行方向に対して平行移動せず、矢状面上を回転するために、アキレス腱の彎曲が生じやすく、アキレス腱上に屈曲点が出現することもある。そのため、従来の測定方法では、足関節の底屈をともなう身体運動中の  $L_{AT}$  の変化や伸張率を過小評価する可能性が問題視されている (Arampatzis et al., 2008; Stosic and Finni, 2011). そこで、本研究では、足関節底屈時のアキレス腱の彎曲を考慮して  $L_{AT}$  を実測することで、アキレス腱の彎曲を考慮した  $L_{AT}$  測定モデルと従来の彎曲を考慮しない  $L_{AT}$  測定モデルとを比較し、 $L_{AT}$  の測定モデルを確立することを目的とした。

## 2-2. 方法

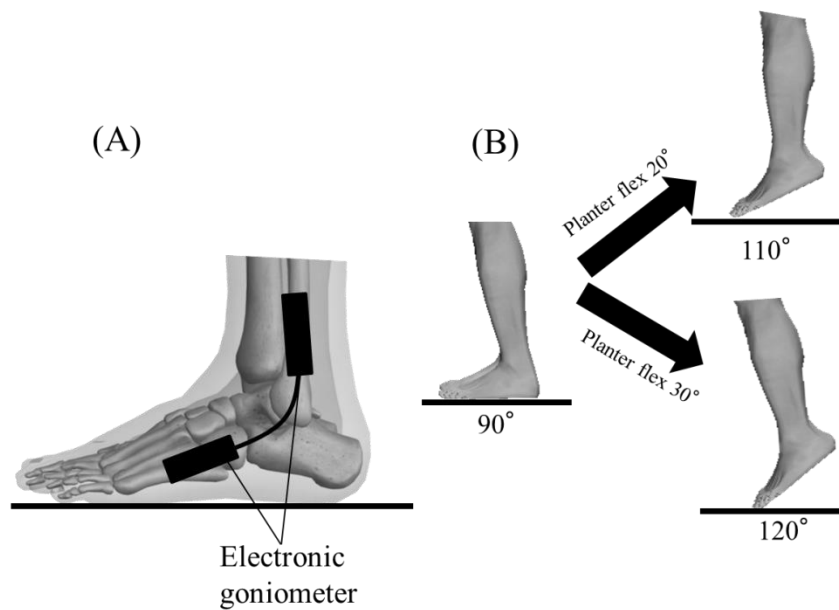
### 2-2-1. 対象者

過去に下腿や足関節に肉離れやアキレス腱断裂などの外傷性の既往歴がなく、現在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 (年齢:  $23 \pm 3$  歳, 身長:  $178.2 \pm 5.5$  cm, 体質量:  $74.8 \pm 12.5$  kg, それぞれ平均値 $\pm$ 標準偏差) を対象とした。実験に先立って、対象者には、研究の趣旨および実験に伴う危険性と対象者の権利について十分に説明し、書面にて実験参加の同意を得た。本研究は、ヘルシンキ宣言ヒトを対象とする医学研究の倫理的原則に基づき、大阪体育大学の人体実験に関する研究倫理審査委員会の承認を受けた後に実施した (承認番号 11-28)。

### 2-2-2. プロトコール

対象者には、高さ 30 cm のボックス台の上で、解剖学的立位姿勢と 2 つの異なる足関節底屈位でのカーフレイズ姿勢の計 3 条件を、それぞれ 10 秒程度ずつ維持するように指示した。リアルタイムで関節角度と姿勢が安定していることをフィードバックするために、エレクトロゴニオメーター (SG150, バイオメトリクス社製) を、左脚の腓骨側と第五中足骨の表皮上に貼付した。試技中に足関節角度が設定した角度となり、安定していることを確認しながら慎重に測定を行った (Figure 1A)。なお、静止立位時の腓骨と第五中足骨が成す足関節角度を  $90^\circ$  とし、そこから足関節を  $20^\circ$ ,  $30^\circ$  底屈させた足関節角度をそれぞれ  $110^\circ$ ,  $120^\circ$  と定義した (Figure 1B)。測定に先立ち、対象者には、左足と右足の下にそれぞれ設置した地面反力計 (M3D-FP, テック技販社製) 上で、両脚つま先立ちで安定して立位する練習を 4, 5 回ほど事前に実施し、地面反力の左右差が 5 % 以上無いことを確認してから測定を実施した。

3 条件の足関節角度での  $L_{AT}$  の測定は、下記の測定項目の項で説明するアキレス腱の彎曲を考慮して測定した 1) 実測モデル、これまでの身体運動中の  $L_{AT}$  の測定に用いられている 2) 二点間直線モデル (Hoffrén et al., 2012), そして実測モデルでの  $L_{AT}$  と表皮上で測定した  $L_{AT}$  の彎曲率の違いを調べるために表皮上で測定する 3) 外部曲線モデルの 3 つの測定モデルで行い、計 9 試技を無作為に選択し測定を実施した。



**Figure 1. Schematic representations of experimental set up (A) and protocol (B).**

### 2-2-3. 測定項目

$L_{AT}$  は、アキレス腱の付着部とされる踵骨隆起からヒラメ筋遠位端の MTJ までの距離 (Arampatzis et al., 2005; Iwanuma et al., 2011) と定義し、下記に 3 つの測定モデルにおける  $L_{AT}$  の算出方法を示す。

#### 1) 実測モデル (Actual model)

超音波装置 (Prosound  $\alpha 10$ , Hitachi-Aloka 社製) の Extend F-V モード (解像度: 深さ 0.4 mm, 幅 0.4 mm) を用いて、50 mm 幅の探触子 (12MHz) をアキレス腱付着部とされる踵骨隆起から大腿骨内側上顆まで移動させ、アキレス腱の連続スキャン画像を撮像した。得られた連続画像からアキレス腱の縦断画像を作成し、踵骨隆起から MTJ までの長さを画像解析ソ

フト (Image J, National Institute of Health) の「Segmented line selections」機能を用いて計測した。その際、アキレス腱の彎曲を考慮するために、4 から 6 mm 間隔のセグメントに分け、その合計セグメント距離を実測モデルの  $L_{AT}$  として算出した (Figure 2A)。なお、全ての測定、および、全ての分析は同一検者によって実施された。実測モデルで計測した  $L_{AT}$  の再現性は、全対象者の 90°条件における  $L_{AT}$  を一定時間空けて 2 回測定して算出し、級内相関係数は 0.98 であった。

## 2) 二点間直線モデル (Straight model)

実測モデルと同様の超音波装置を用いて得られた連続画像からアキレス腱の縦断画像を作成し、 $L_{AT}$  を計測した。二点間直線モデルでは、画像解析ソフトを用いて、踵骨隆起と MTJ のそれぞれの点をプロットし、その 2 点間の直線距離を  $L_{AT}$  として計測した (Figure 2B)。

## 3) 外部曲線モデル (Outer curvature model)

外部曲線モデルでは、超音波装置の B モードを用いて、踵骨隆起と MTJ を表皮上から同定して表皮上にマークした後、その間の距離をアキレス腱として、メジャーを用いて計測した。外部曲線モデルでは、足関節底屈によるアキレス腱の彎曲を考慮するためにメジャーを表皮に沿わせながら計測した (Figure 2C)。





**Figure 2. The calculation of Achilles tendon length ( $L_{AT}$ ).**

A silicon gel was attached longitudinally along the line of Achilles tendon and the probe of the ultrasound was appropriately shifted along the silicon line to get the entire Achilles tendon images.

A) Actual model: Achilles tendon length calculated by plotting 6 to 8 points along the Achilles tendon from calcaneus tuber to the distal end of the soleus muscle (MTJ). B) Straight model: the Achilles tendon length calculated by plotting 2 points from calcaneus tuber to the distal end of the soleus muscle. C) Outer curvature model: calcaneus tuber and distal end of the soleus muscle were scanned and calculated from the top of the skin using a measure.

#### 2-2-4. 分析項目

##### ・アキレス腱伸張率

各測定モデルにおけるアキレス腱伸張率は、足関節角度  $90^\circ$  から  $110^\circ$ 、 $110^\circ$  から  $120^\circ$  と、 $90^\circ$  から  $120^\circ$  へと変化させた時の  $L_{AT}$  の変化量 ( $\Delta L_{AT}$ ) を変化前の  $L_{AT}$  で除して算出した。

以下に足関節角度  $90^\circ$  から  $110^\circ$  へと変化させた時のアキレス腱伸張率の算出式を示す(式 1)。

$$AT \text{ strain } (\%) = (L_{AT110^\circ} - L_{AT90^\circ}) \times L_{AT90^\circ}^{-1} \quad (\text{式 1})$$

AT strain はアキレス腱の伸張率、 $L_{AT90^\circ}$  は静止立位姿勢である  $90^\circ$  条件での  $L_{AT}$ 、 $L_{AT110^\circ}$  は

足関節を  $20^\circ$  底屈させた姿勢である  $110^\circ$  条件での  $L_{AT}$  を示す。

### ・アキレス腱弯曲率

本研究では、足関節底屈に伴うアキレス腱の弯曲度合いを調べるため、二点間直線モデルと外部曲線モデルで計測した  $L_{AT}$  から実測モデルで計測した  $L_{AT}$  をそれぞれ減じた後、その差分を実測モデルの  $L_{AT}$  で除すことで、アキレス腱の弯曲率を算出した。以下に、二点間直線モデル（式 2-1）と外部曲線モデル（式 2-2）のアキレス腱の弯曲率の算出式を示す。

$$AT \text{ curvature } (\%) = (L_{AT} \text{ Straight} - L_{AT} \text{ Actual}) \times L_{AT} \text{ Actual}^{-1} \quad (\text{式 2-1})$$

$$AT \text{ curvature } (\%) = (L_{AT} \text{ Outer} - L_{AT} \text{ Actual}) \times L_{AT} \text{ Actual}^{-1} \quad (\text{式 2-2})$$

AT curvature はアキレス腱の弯曲率、 $L_{AT} \text{ Straight}$  は二点間直線モデルで計測した  $L_{AT}$ 、 $L_{AT} \text{ Outer}$  は外部曲線モデルで計測した  $L_{AT}$ 、 $L_{AT} \text{ Actual}$  は実測モデルで計測した  $L_{AT}$  を示す。

### ・下腿三頭筋の筋厚

本研究では、足関節底屈に伴うヒラメ筋の筋厚の変化を確認する為に、各関節角度でのヒラメ筋の筋厚を測定した。筋厚はヒラメ筋の表層腱膜と深層腱膜の垂直距離 (Maganaris et al., 1998) とし、超音波装置を用いて撮像した SOL 筋腹部の超音波縦断画像から、画像分析ソフトウェアを用いて算出した (e.g, 国正ら, 2017, Figure 3)。



**Figure 3. Measurement schema for soleus muscle thickness .**

#### 2-2-5. 統計処理

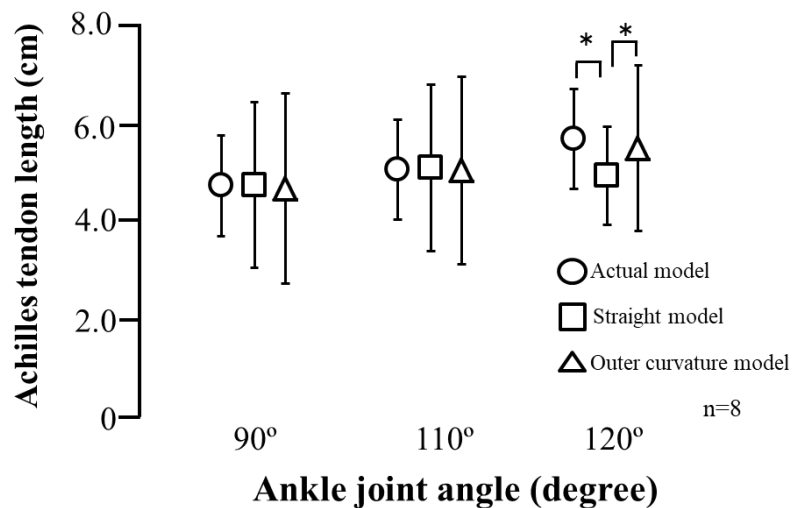
測定値は、すべて平均値と標準偏差で示した。また、各測定モデルの  $L_{AT}$  の比較、アキレス腱の伸張量の比較、実測モデルに対する二点間直線モデル、および外部曲線モデルの彎曲率の比較には、各足関節角度と各測定モデルの 2 要因で繰り返しのある二元配置の分散分析法を用いて、交互作用があった場合、各因子で Tukey 法による多重比較検定を行った。

各測定モデル間での伸張率の比較、ヒラメ筋の筋厚の比較には、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 法による多重比較検定を用いて比較検討した。なお、いずれの検定においても危険率 5%未満を有意とした。

## 2-3. 結果

### 2-3-1. 各測定モデルのアキレス腱長

足関節角度 120°条件における  $L_{AT}$  は、それぞれ実測値で  $5.6 \pm 1.5$  cm、二点間直線モデルで  $4.8 \pm 1.0$  cm、外部曲線モデルで  $5.5 \pm 1.7$  cm となり、実測モデルと二点間直線モデル、外部曲線モデルと二点間直線モデル間で有意な差が認められたが（それぞれ  $p < 0.05$ ）、足関節角度 90°と 110°条件では各測定モデル間での有意な違いは認められなかった（Figure 4）。



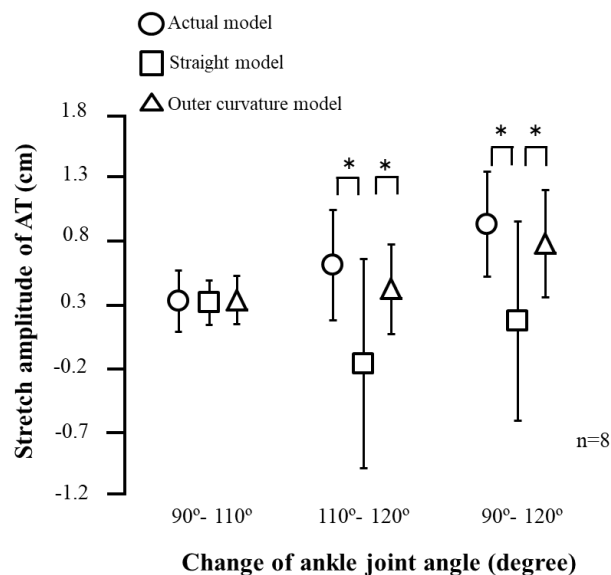
**Figure 4. Achilles tendon length calculated by different models at difference ankle joint angles.**

\* shows the significant differences between different models ( $p < 0.05$ )

### 2-3-2. 各測定モデルでのアキレス腱の伸張量と伸張率

足関節の角度変化に伴うアキレス腱の伸張量は、足関節角度を 90°から 110°に変化させた（ $\Delta 20^\circ$ ）ときには、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、足関節角度を 90°から 120°（ $\Delta 30^\circ$ ）、110°から 120°（ $\Delta 10^\circ$ ）に変化させたときのアキレス腱の

伸張量は、実測モデルと二点間直線モデル間、二点間直線モデルと外部曲線モデル間で、それぞれ二点間直線モデルが有意に小さかった（それぞれ  $p < 0.05$ , Figure 5）。足関節角度を  $90^\circ$  から  $110^\circ$  に変化させたときのアキレス腱伸張率は、それぞれ実測モデルで  $7.2 \pm 6.1\%$ 、二点間直線モデルで  $7.8 \pm 5.0\%$ 、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  $110^\circ$  から  $120^\circ$  に変化させたときのアキレス腱伸張率は、実測モデルで  $14.9 \pm 12.3\%$ 、二点間直線モデルで  $0.7 \pm 14.9\%$ 、外部曲線モデルで  $11.6 \pm 10.7\%$  であり、他の 2 つのモデルと比較して二点間直線モデルで有意に小さい値を示した ( $p < 0.05$ )。また  $90^\circ$  から  $120^\circ$  に変化させたときのアキレス腱の伸張率も同様に、二点間直線モデルでのみ有意に小さい値を示した（実測モデル:  $22.9 \pm 12.3\%$ 、二点間直線モデル:  $8.4 \pm 15.7\%$ 、外部曲線モデル:  $22.0 \pm 17.2\%$ ,  $p < 0.05$ )。

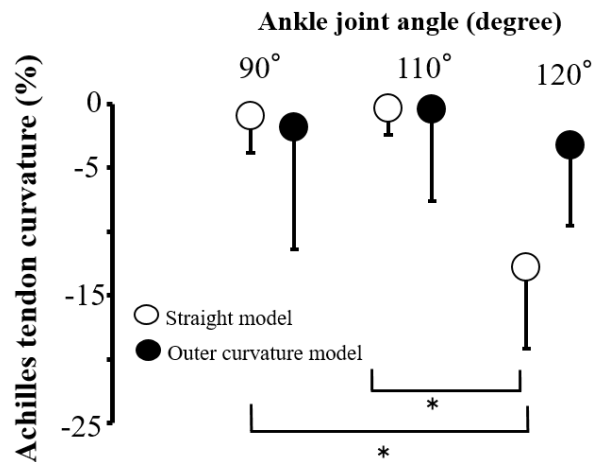


**Figure 5. Stretch amplitudes of Achilles tendon with changes of ankle joint angle.**

\*shows significant differences between different calculation models ( $p < 0.05$ )

### 2-3-3. アキレス腱の弯曲率

身体運動中の  $L_{AT}$  の測定方法を確立するために、実測モデルの  $L_{AT}$  に対する二点間直線モデルと外部曲線モデルの  $L_{AT}$  からアキレス腱弯曲率を各足関節角度で算出した。その結果、足関節角度  $90^\circ$ 、 $110^\circ$  と  $120^\circ$  における実測モデルに対する二点間直線モデルの弯曲率は、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  $120^\circ$  で最も高く ( $90^\circ$  vs  $120^\circ$ :  $p < 0.05$ ,  $110^\circ$  vs  $120^\circ$ :  $p < 0.05$ )、実測モデルに対する外部曲線モデルの弯曲率は、それぞれ  $-1.8 \pm 9.6\%$ 、 $-0.4 \pm 7.2\%$ 、 $-3.2 \pm 6.3\%$  と、有意な違いは認められなかった (Figure 6)。



**Figure 6. Achilles tendon curvatures at different ankle joint angles.**

\* shows the significant differences between different ankle joint angles ( $p < 0.05$ )

#### 2-3-4. 下腿三頭筋の筋厚

足関節底屈による筋厚の影響を確認するため、超音波装置でヒラメ筋の筋厚を測定した結果、筋厚には変化が見られなかった（足関節角度 90° : 1.70±0.13 cm, 110° : 1.70±0.11 cm, 120° : 1.70±0.13 cm）。

#### 2-4. 考察

本研究では、異なる足関節角度でのアキレス腱の伸張率と弯曲率の程度を明らかにし、足関節底屈にともなうアキレス腱の弯曲を考慮した  $L_{AT}$  の測定方法を確立することを目的とした。

先行研究では、ホッピング中のアキレス腱の外部曲線モデルに対する二点間直線モデルの弯曲率は、接地時で-2.6%，アキレス腱最大伸張時で-1.5%であった（Stosic and Finni, 2011）。この先行研究の弯曲率には足関節角度の情報が示されていない点と測定した  $L_{AT}$  の定義が本研究と異なり、腓腹筋遠位端の MTJ から踵骨隆起までであったことから、アキレス腱の弯曲率について本研究の結果と直接比較することができないが、この先行研究の弯曲率の値を基準に検討すると、本研究の二点間直線モデルでのアキレス腱の弯曲率は、足関節角度 90°で-0.9±2.8%，110°で-0.3±2.1%，120°で-12.8±6.4%と足関節角度 90°と 110°では非常に小さい弯曲率を示し、足関節角度 120°でのアキレス腱弯曲率が著しく大きくなった。

本研究では、さらにアキレス腱の弯曲について検討した。足関節底屈に伴うアキレス腱

の弯曲は、足関節が底屈することでアキレス腱附着部の踵骨が移動し、アキレス腱が長軸方向に移動する。同時に足関節底屈による下腿三頭筋の筋収縮によってもアキレス腱が長軸方向に引っ張られる。前者の踵骨の移動によるアキレス腱の移動量が、後者より多くなるとアキレス腱に応力が働き屈曲点が生じる可能性がある (Hodgson et al., 2006 ; Shinha and Kinugasa, 2012)。また、下腿三頭筋の筋厚の増加によるアキレス腱モーメントアーム ( $MA_{AT}$ ) の変化もアキレス腱の弯曲に影響する (Arampatzis et al., 2008)。しかしながら、羽状筋である下腿三頭筋の短縮時には羽状角の増加が伴うため筋厚が変化しにくいこと (川上, 2001) から、筋厚の増加による  $MA_{AT}$  の変化がアキレス腱の弯曲に影響を及ぼしているとは考えにくい。そこで、足関節底屈によるヒラメ筋の筋厚の影響を確認した結果、筋厚には変化が見られなかったことから、足関節角度の変化に伴うアキレス腱の弯曲には、筋厚の増加による影響が小さいかもしれないと考えられた。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アキレス腱の長軸方向への移動量が筋の短縮によるアキレス腱の長軸方向への移動量より多いことが、アキレス腱上の屈曲点の出現やアキレス腱の形状変化を起こすと報告されている (Hodgson et al., 2006 ; Shinha and Kinugasa, 2012)。本研究では、足関節角度 120°の時に実測モデルに対する二点間直線モデルで算出されたアキレス腱弯曲率が大きかった。110°では小さな弯曲率であるにも関わらず 120°で大きな弯曲率を示しており、足関節角度を 110°から 120°へ底屈した際のアキレス腱の弯曲が影響してアキレス腱伸張量、伸張率を過小評価する可能性が高い。



走動作中の足関節角度の可動域は、足関節最大背屈時で  $75^{\circ}$ 、最大底屈時で  $110^{\circ}$  と報告されている (Bus, 2003)。また、ホッピング運動中では、地面接地時に  $100^{\circ}$ 、足関節最大背屈時で  $80^{\circ}$ 、離地直前で  $120^{\circ}$  程度であることが明らかとなっている。足関節角度  $110^{\circ}$  と  $120^{\circ}$  での本研究の実測モデルに対する二点間直線モデルで算出したアキレス腱の弯曲率が、それぞれ  $-0.3 \pm 2.1\%$  と  $-12.8 \pm 6.4\%$  であったことから、上記のホッピング運動中の場合、離地直前にアキレス腱が弯曲している可能性がある。本実験の足関節角度  $110^{\circ}$  と  $120^{\circ}$  での実測モデルに対する外部曲線モデルで算出した AT の弯曲率は、それぞれ  $-0.4 \pm 7.2\%$  と  $-3.2 \pm 6.3\%$  程度と小さかったことから外部曲線モデルを用いた場合、ホッピング運動においても  $L_{AT}$  の測定が可能であることが確認された。

## 2-5. まとめ

本研究では、超音波装置を用いて足関節底屈時の  $L_{AT}$  を測定する場合、測定方法論上問題であった足関節角度変化に伴うアキレス腱の弯曲について、表皮上からアキレス腱の弯曲を考慮した外部曲線モデルで検討した結果、ホッピングやランニングなど足関節角度が  $90^{\circ}$  から  $120^{\circ}$  までの身体運動中であれば問題ないことが確認された。したがって、足関節底屈時に起こるアキレス腱の弯曲を表皮上から考慮する測定モデルは、アキレス腱の弯曲の影響が少ないため、身体運動中の  $L_{AT}$  の変化の測定に応用できる可能性が確認された。

## 第 3 章：片脚アキレス腱断裂経験者における両脚ホッピング運動中の神経，筋 腱の調節（研究課題 2）

### 3-1. 目的

アキレス腱の伸張・短縮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). しかしながら，ランニングやホッピングなどの身体運動中，アキレス腱には体質量の 5 倍から 12 倍程度の非常に大きな負荷がかかること (Fukashiro et al., 1995a; Komi et al., 1992) やその大きな負荷の繰り返しが，アキレス腱炎や腱断裂などの腱傷害を引き起こすことも知られている (Józar and Kannus, 1997). 特に，アキレス腱断裂は再断裂のリスクが 10 %程度あると報告され (Wong et al., 2002)，その再断裂リスクの要因については未だ明らかにされていない点が多い. さらに，アキレス腱断裂経験者は断裂後，身体運動のパフォーマンスが十分回復しないことが報告されており (Jandacka et al., 2013, 2017; Silbernagel et al., 2012)，Wang et al. (2013) は，アキレス腱断裂経験者のアキレス腱の力学的特性を測定した結果，断裂脚のヒステリシスが健常者よりも高く，片脚ホッピング運動中のジャンプ高が低かったことから，パフォーマンス低下の原因は，断裂後のアキレス腱の材質低下に起因していると結論付けている.

これまで，アキレス腱断裂経験を測定対象者として筋腱の動態計測をした研究はほとんどなく，多くは健常者や高齢者，糖尿病患者を対象とした SSC 運動中の筋活動特性と筋腱動態を検討した研究であった (Cronin et al., 2010; Ishikawa et al., 2007; Sano et al., 2015).

アキレス腱断裂経験者を測定対象者として検討した研究は、静的な動作を対象にした研究 (Agres et al., 2015; Don et al., 2007; Wang et al., 2013) があるだけで、ダイナミックな運動における筋腱の動態計測を行った研究はほとんどないため、アキレス腱再断裂のリスク要因や腱断裂後のパフォーマンスが回復しない要因について検討されてきていない。そこで、本研究は、両脚でのホッピング運動中の運動強度に対する筋活動応答の違いをアキレス腱断裂経験者の断裂脚、健常脚と健常者との比較から明らかにすることで、アキレス腱断裂経験者の筋の調整活動が再断裂のリスク要因になり得るのか検討する。また、アキレス腱断裂経験者の断裂脚と健常脚のアキレス腱の硬度の違いを確認した上で、最大強度でのホッピング運動中の筋活動とアキレス腱動態を明らかにすることで、パフォーマンスの低下やアキレス腱再断裂のリスク要因がアキレス腱の材質低下に起因したものか筋腱の相互作用によるものかを検討する。

### 3-2. 方法

#### 3-2-1. 対象者

対象者は、過去に片脚アキレス腱断裂し、再建手術および術後リハビリテーションが終了した後、医師から運動許可を得てから 1, 2 年経過した 9 名 (男性 6 名, 女性 3 名, 年齢:  $21 \pm 2$  歳, 身長:  $165.6 \pm 10.6$  cm, 体質量:  $66.0 \pm 17.6$  kg) とした。また、断裂経験者の筋活動と健常者との比較では、過去に下腿や足関節に肉離れやアキレス腱断裂などの外傷性の既

往歴がなく、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(年齢:24±3 歳, 身長:175.6±4.4 cm, 体質量:69.1±5.7 kg) をコントロール群とした。実験に先立って、対象者には、研究の趣旨、および実験に伴う危険性と対象者の権利について十分に説明し、書面にて実験参加の同意を得た。本研究は、ヘルシンキ宣言ヒトを対象とする医学研究の倫理的原則に基づき、大阪体育大学の人体実験に関する研究倫理審査委員会の承認を受けた後に実施した(承認番号 11-28)。

### 3-2-2. プロトコール

本実験は、下記に記す 1-4 のプロトコールに分けて、測定を実施した。

#### ・プロトコール 1 (受動底屈トルク測定時の下腿筋腱の力学的特性)

対象者は、足関節底屈トルク筋力計(VINE 社製)にて膝関節完全伸展位の座位姿勢をとらせ、解剖学的中間位とされる足関節 0 度になるようにフットプレートの角度を調整した後、足関節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、ストラップを用いて足関節をフットプレートに固定した。その後、フットプレートを手動にて、足関節底屈 20°(以下、「- 20°」とする)、足関節底屈 10°(以下、「- 10°」とする)、足関節底屈 0°(以下、「0°」とする)、背屈 10°(以下、「10°」とする)と、10 度ごとに低等速度で他動的に変化させ、足関節の受動底屈トルクの測定を実施した。その際、リアルタイムでモニタに表示させた受動底屈トルクを常に監視しながらフットプレートを動かすことで筋の伸

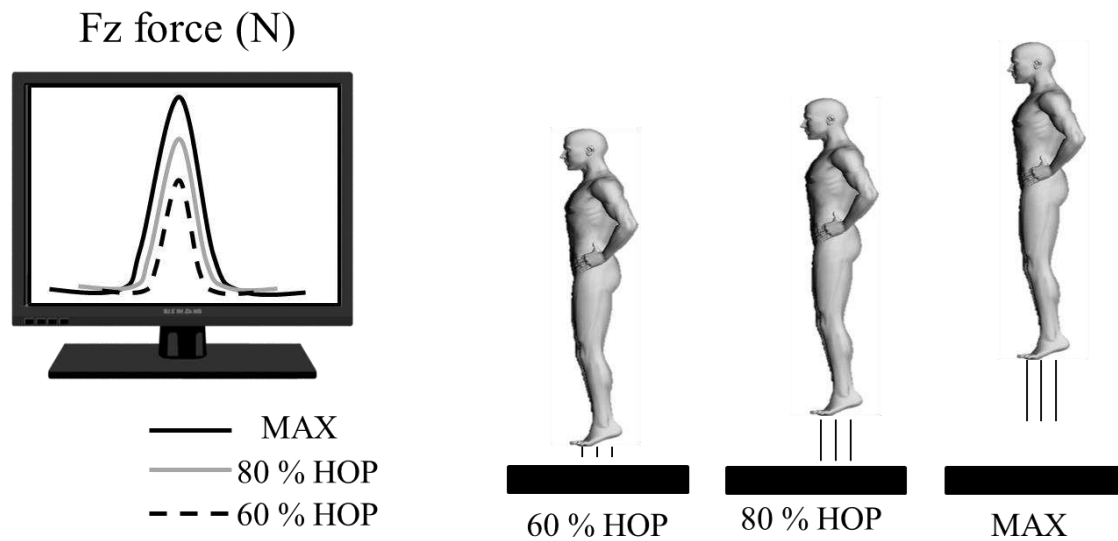
張反射による急激な力発揮が起きていないことを確認しながら試技を行った。対象者には、試技前に筋腱の力学的特性に影響を及ぼす可能性のあるストレッチなどのウォーミングアップを行わないこと、測定中に底屈筋群を緊張させずにリラックスの状態を維持することを指示した。測定は、断裂脚（以下「LEG<sub>ATR</sub>」とする）、健常脚（以下「LEG<sub>NOR</sub>」とする）それぞれ2回ずつ実施した。1回目と2回目のトルクが5%以上異なった場合のみ3回目を実施し、3回の内、トルクの誤差が5%以内に収まる2回の値を採用した。

#### ・プロトコール2（最大底屈トルク発揮時のアキレス腱の力学的特性）

プロトコール2ではアキレス腱断裂経験者のLEG<sub>ATR</sub>とLEG<sub>NOR</sub>、それぞれの最大底屈トルク発揮時のアキレス腱の力学的特性を明らかにするために、アキレス腱断裂経験者9名のうち同意の得られた3名に対して測定を実施した。測定に先立ち、最大下強度で足底屈トルク発揮の練習を数回行った後、本測定を実施した。本測定の際、対象者にはリアルタイムでモニタに表示されるトルク波形を直接見ながら、脱力状態から徐々に力発揮を行い5秒程度で最大随意収縮（以下、「MVC」とする）になるように目指し、その後1秒間MVCを維持した後、5秒程度で再度脱力状態に戻すプロトコールで力発揮をするように指示した（Fouré et al., 2010; Kubo et al., 2002; 茂木ら 2013）。測定は、LEG<sub>ATR</sub>、LEG<sub>NOR</sub>それぞれ2回ずつ実施した。

### ・プロトコール3 (運動強度の異なるホッピング運動中の筋活動特性)

全対象者 17 名に両脚でのホッピング運動を行わせ、その時の筋活動を測定した。対象者には、1-2 回の練習の後、最大努力 (以下、「MAX」とする)、最大努力の 80%、60% 強度での最大下努力 (以下、「80%HOP」、「60%HOP」とする) での連続ホッピング運動を、それぞれ 15 回ずつ行わせた。ホッピング運動中は、手を腰に当てた状態で膝関節の屈伸動作をなるべく使わず足関節のみで跳ぶように指示をした。80%HOP、60%HOP 条件でのホッピング強度の設定は、最大努力でのホッピング (MAX) における鉛直成分の地面反力 ( $F_z$ ) のピーク値を読み取り、その 80%と 60%の  $F_z$  の値を各ピーク値が到達することを目標値として決定した (Figure 7)。それぞれの試技では、対象者がスムーズに設定強度へ移行できるように、モニタを対象者の前に用意してリアルタイムで  $F_z$  をフィードバックしながら測定を実施した。また、安定したホッピング動作となるように、低いホッピング高から徐々に設定した強度のホッピングへと移行するよう声掛けをし、安定したホッピング動作が得られなかった対象者には、一度、十分な休息を設けて疲労を取り除いた状態で、再試行を行うようにした。実験前後や実験中に、痛みや違和感などはないか、適宜、確認を行いながら慎重に進めるように配慮した。測定は、アキレス腱断裂経験者では、 $LEG_{ATR}$  と  $LEG_{NOR}$  を対象とし、コントロール群 (以下「CTRL」とする) では左脚を対象とした。



**Figure 7. Schematic representations of experimental protocol.**

・プロトコール 4 (ホッピング中の筋活動, アキレス腱および筋束動態)

プロトコール 4 では, アキレス腱断裂経験者 9 名の最大強度でのホッピング運動中の筋活動とアキレス腱動態の同時測定を実施した. また, そのうち 1 名は, アキレス腱動態の測定に加えて内側腓腹筋 (MG) の筋束動態の測定を実施した. ホッピング運動はプロトコール 3 と同様の方法で行い, 測定は,  $LEG_{ATR}$  と  $LEG_{NOR}$  のそれぞれ行った.

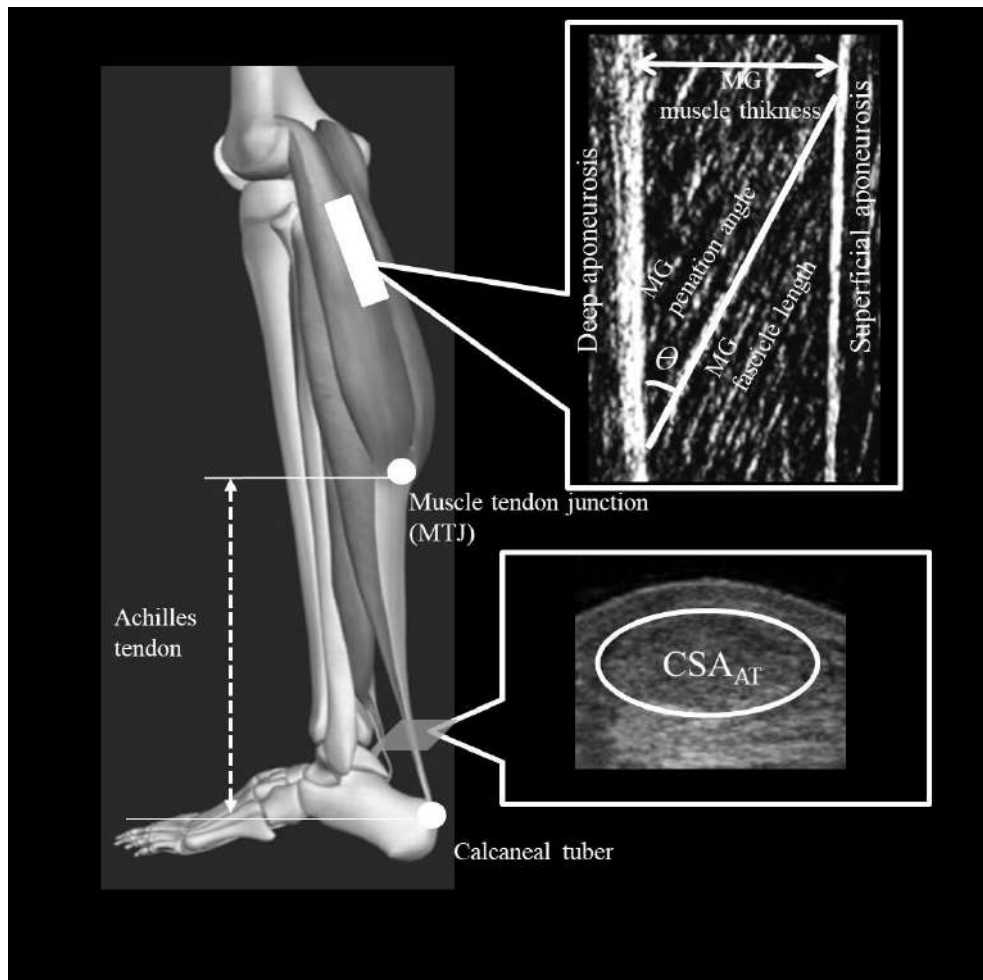
**3-2-3. 測定項目・分析項目**

・下腿の骨格および筋・腱の形態測定

プロトコール 1-4 を通して, 全対象者には身長と体質量を測定した後, 解剖学的静止立位での肢位を保持させ, 両脚の下腿長を計測した. 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。筋・腱の形態は、超音波装置（Prosound  $\alpha$ 10, 60 mm のリニアプローブ, Hitachi-Aloka 社製)の B モード法を用いて測定した。アキレス腱長 ( $L_{AT}$ ) は、アキレス腱付着部となる踵骨隆起と、MG の筋腱接合部 (MTJ) を同定し、表皮上にマークした後、その 2 点間の距離を表皮上に巻き尺を沿わせながら計測した (Stenroth et al., 2012)。また、アキレス腱横断面積 (以下「 $CSA_{AT}$ 」とする) は、超音波装置を用いてヒラメ筋遠位部直下のアキレス腱横断面を撮像し、その撮像したアキレス腱の超音波画像から、画像分析ソフトウェアを用いて算出した (e.g, Kunimasa et al., 2014)。MG の筋束長 (以下「 $L_{MG_{fa}}$ 」とする) は MG の筋腹部位の表層部腱膜と深部腱膜を結ぶ筋束の長さ (Fukutani and Kurihara, 2015; Kawakami et al., 1993 ; Narici et al., 2003; Reeves and Narici, 2003), 羽状角はその筋束と深部腱膜の成す角度 (Fukutani et al., 2015; Kawakami et al., 1993; Narici et al., 2003; Reeves et al., 2003), 筋厚は表層腱膜と深層腱膜の垂直距離 (Maganaris et al., 1998) とし、超音波装置を用いて撮像した MG 筋腹部の超音波縦断画像から、画像分析ソフトウェアを用いて算出した (e.g, 国正ら, 2017, Figure 8)。





**Figure 8. Measurement schema for Achilles tendon length ( $L_{AT}$ ), cross-sectional area ( $CSA_{AT}$ ), medial gastrocnemius muscle fascicle length ( $L_{MG_{fa}}$ ), pennation angle ( $\theta$ ) and muscle thickness .**

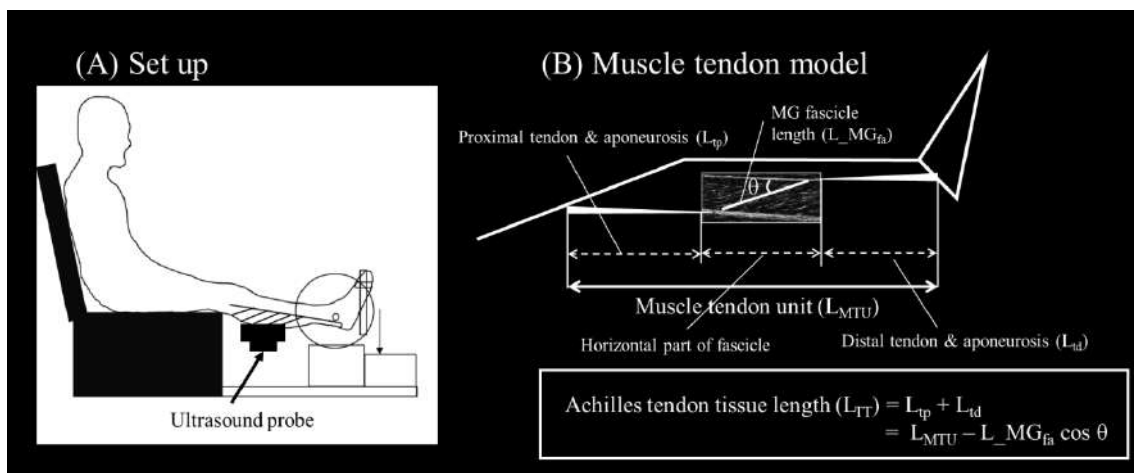
$L_{AT}$  as well as  $CSA_{AT}$  were measured by the ultrasound images of both legs. The  $L_{AT}$  were measured from the AT insertion point on the calcaneus to the distal end of gastrocnemius muscle. The  $CSA_{AT}$  was quantified just below the distal end of soleus muscle. Medial gastrocnemius muscle fascicle length ( $L_{MG_{fa}}$ ), pennation angle ( $\theta$ ) and muscle thickness were measured from the sagittal calf muscle belly of MG by ultrasonography.

## プロトコール 1

### 測定項目

#### ・受動底屈トルク測定

足関節受動底屈トルクは、ストレインアンプ（DPM-611B, Kyowa 社製）を介して A/D 変換（Power1401, Cambridge Elements Design 社製）した後、1 kHz のサンプリング周波数でパーソナルコンピュータに取り込んだ。また同時に、それぞれの足関節角度でのアキレス腱組織長（Length of tendon tissue : 以下「 $L_{TT}$ 」とする）の変化量を算出するために、超音波装置（Prosound  $\alpha$ 10, Hitachi-Aloka 社製）を用いて、MG の縦断画像を、30 fps で撮像した。このとき、縦断画像を鮮明に撮像するために 60 mm のリニアプローブにエコーゼリーを塗布し、MG の筋腹にバンテージと固定具を用いて固定した（Figure 9A）。



**Figure 9. Experimental setup (A) and model of Achilles tendon tissue and fascicle measurements (B).**

Medial gastrocnemius fascicle and Achilles tendon tissue length ( $L_{TT}$ ) were analyzed from ultrasound data.

## 分析項目

### ・アキレス腱組織長の変化量の算出

足関節受動背屈運動時の  $L_{MG_{fa}}$  とその羽状角 ( $\theta$ ) を超音波縦断画像より画像分析ソフトウェア (Image J, National Institute of Health 社製) を用いて算出した。関節角度と対象者の下腿長から Grieve et al. (1978) のモデル式を用いて内側腓腹筋の筋腱複合体の長さ ( $L_{MTU}$ ) を求め、上記のモデル (Figure 9B) を用いてアキレス腱組織長 ( $L_{TT}$ ) を算出した (式 3, Fukunaga et al., 1996; Kubo et al., 2000; Sano et al., 2013)。

$$L_{TT} = L_{MTU} - L_{MG_{fa}} \times \cos \theta \quad (\text{式 3})$$

$L_{TT}$  は内側腓腹筋アキレス腱組織長、 $L_{MTU}$  は内側腓腹筋の筋腱複合体長、 $L_{MG_{fa}}$  は内側腓腹筋の筋束長、 $\theta$  は内側腓腹筋の羽状角を示す。

### ・筋腱の力学的特性の算出

アキレス腱張力 (ATF) は、筋力計より得られた受動底屈足関節トルクをアキレス腱モーメントアーム ( $MA_{AT}$ ) で除すことにより算出した。筋束張力はこの ATF を羽状角 ( $\cos \theta$ ) で除すことにより算出した (Maganaris 2001)。

受動底屈トルク測定時のアキレス腱組織の伸張率は、 $-20^\circ$  から  $10^\circ$  までの  $L_{TT}$  の変化量 ( $\Delta L_{TT}$ ) を、 $-20^\circ$  の時の  $L_{TT}$  で除すことで算出した。また、アキレス腱組織の硬さを表す指標であるアキレス腱組織硬度は、足関節角度  $-20^\circ$  から  $10^\circ$  までの  $L_{TT}$  の変化量 ( $\Delta L_{TT}$ ) に対す

る ATF の変化量 ( $\Delta$ ATF) で算出した。アキレス腱応力、アキレス腱組織ヤング率は、下記の式を用いて算出した (式 4, 5 参照)。また、筋束の硬度は、足関節角度-20°から 10°までの筋束長の変化量 ( $\Delta$ L<sub>fa</sub>) を足関節角度-20°から 10°までの筋束張力の変化量で除すことで算出した。

$$\text{AT stress} = \text{ATF peak} \times \text{CSA}_{\text{AT}}^{-1} \quad (\text{式 4})$$

$$\text{Young's modulus} = \text{AT stress} \times \text{AT tissue strain}^{-1} \quad (\text{式 5})$$

AT stress はアキレス腱応力、CSA<sub>AT</sub> はアキレス腱横断面積、Young's modulus はヤング率、AT tissue strain は、アキレス腱組織伸張率

## プロトコール 2

### 測定項目

#### ・最大底屈トルク測定

最大底屈トルクは、プロトコール 1 と同様の方法で測定した。最大底屈トルク測定中の L<sub>AT</sub> の変化量を算出するために、超音波装置 (Prosound α10, Hitachi-Aloka 社製) を用いて、MG の MTJ の縦断画像を、30 fps で撮像した。縦断画像を鮮明に撮像するために 60 mm のリニアプローブにエコーゼリーを塗布し、MTJ が明瞭に映る位置にバンテージと固定具を用いて固定した。

## 分析項目

### ・最大底屈トルク発揮中のアキレス腱長の算出

最大底屈トルク発揮時の  $L_{AT}$  は、静止立位での  $L_{AT}$  と最大底屈トルク発揮時の MTJ の移動量 ( $\Delta MTJ$ ) の和で算出した。

### ・アキレス腱の力学的特性の算出

最大底屈トルク発揮時のアキレス腱伸張率は、底屈トルク発揮時のアキレス腱の伸張量 ( $\Delta L_{AT}$ ) を静止立位時の  $L_{AT}$  で除すことで求め、アキレス腱応力の算出にはプロトコール 1 と同様の式を用いた (式 4 参照)。アキレス腱硬度は、先行研究に倣い、ATF-アキレス腱伸張量の関係より、50 % MVC から 100 % MVC までの区間を抽出し、その傾きとした (Fouré et al., 2010; Kubo et al., 2002)。アキレス腱ヤング率は、プロトコール 1 と同様の式を用いた (式 5 参照)。

## プロトコール 3

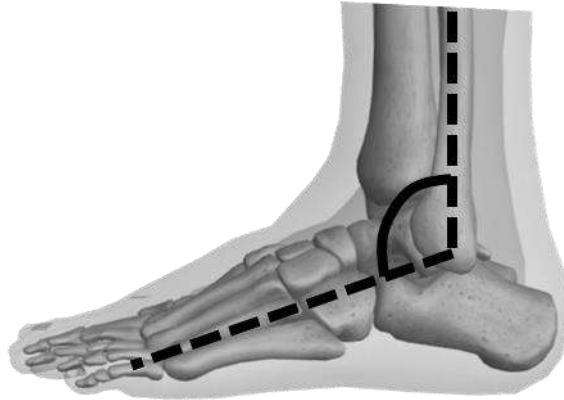
## 測定項目

### ・ホッピング運動中の地面反力と筋活動の測定

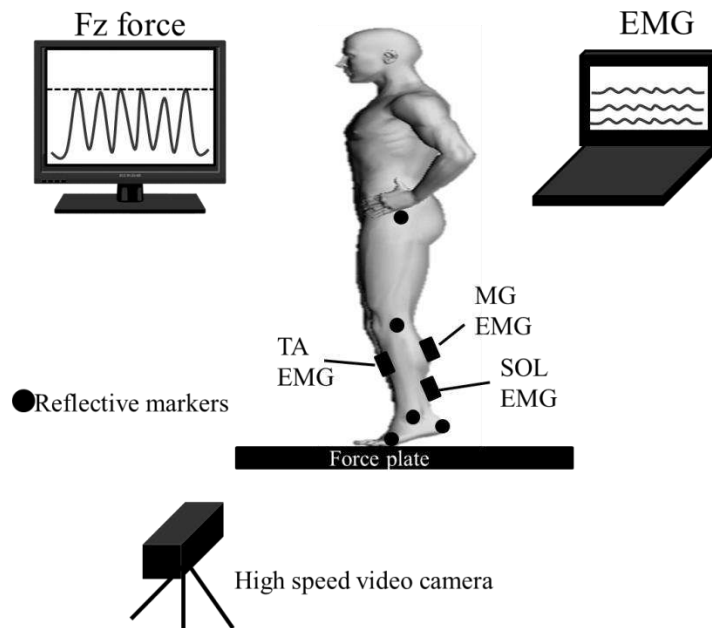
ホッピング運動中の地面反力 ( $F_z$ ) の測定では、地面反力計 (TF-6090, 600 mm×900 mm, テック技販社製) を 2 枚並べて設置し、左右脚の鉛直方向の  $F_z$  をそれぞれ記録した。その

際、両側よりハイスピードカメラ（EXILIM FH-25, CASIO 社製）を用いて矢状面のホッピング動作を 120 fps で撮影した。このとき、膝関節角度、足関節角度を算出するために、両脚の大転子、膝関節中心、外果、踵骨、第五中足骨に直径 5 mm の反射マーカを貼付し、撮影したホッピング動作の映像のデジタイズを行った。なお、プロトコール 3 では、 $L_{MTU}$  の変化を算出するために、腓骨と第五中足骨とが成す斜めの角度で足関節角度を算出した（Figure 10）。ホッピング運動中の筋活動（以下、「EMG」とする）は、表面筋電計装置（入力インピーダンス 51 M $\Omega$ 、ゲイン 500 倍、時定数 0.099 s ; P-EMG plus, 追坂電子機器社製）を用いて、両脚の前脛骨筋（以下、「TA」とする）、ヒラメ筋（以下、「SOL」）、内側腓腹筋（MG）の筋腹から、電極間距離を 20 mm に固定した表面電極（直径：6 mm, Blue Sensor N-00-S/25, Medicotest, Olstykke 社製）による双極誘導法により導出した。各筋の電極の貼付位置は、SENIAM プロジェクトのガイドラインに基づくテスト手技を用いて決定した（Hermens et al., 2000）。電極を貼付する際、表皮と電極間の接触インピーダンスを下げるため、電極貼付部位を生体信号モニタ用前処理剤とアルコールにて清浄化して貼付した（Figure 11）。

EMG と Fz データは、A/D 変換器からの 5V の出力シグナルを用いて同期した。また、動作分析用のビデオ映像と EMG と地面反力との同期は、A/D 変換器からの 5V の出力シグナルを LED 同期ランプに入力して点灯させ、点灯タイミングをビデオに映し込んで同期した。



**Figure 10. The ankle angle definition during hopping.**



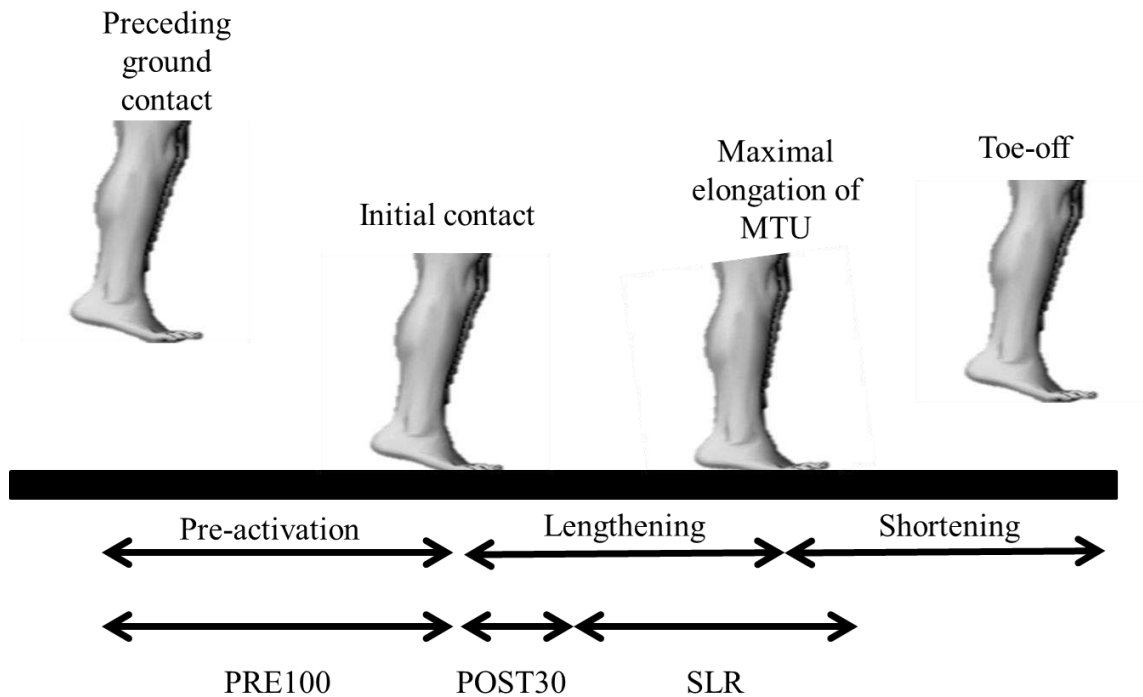
**Figure 11. Schematic representations of the hopping experiment set-up.**

## 分析項目

### ・ホッピング運動中の局面定義

プロトコール 1 では, 60%HOP, 80%HOP でのホッピング中の滞空時間が短かったために, 接地前 100 ms から離地までを分析区間とし, ホッピング運動中の内側腓腹筋の  $L_{MTU}$  を基にして局面定義した. 接地から  $L_{MTU}$  が最大伸張時までを伸張局面 (以下, 「Lengthening 局面」とする),  $L_{MTU}$  が最大伸張時から離地までを短縮局面 (以下, 「Shortening 局面」とする) と定義した. また, 接地前 100 ms から接地までを事前筋活動 100 ms 局面 (以下, 「PRE 100 局面」とする, Komi and Bosco, 1978) と定義した. さらに, 接地直後の筋活動をより詳細に検討するため, 伸張反射成分を含まないとされる接地から接地後 30 ms までを接地後 30 ms 局面 (以下, 「POST 30 局面」とする, Grey et al., 2001; McDonagh and Duncan., 2002), 接地後 30 ms から接地後 70 ms までを短潜時の反射成分 (以下「SLR 局面」とする) (Arai et al., 2013; Ishikawa et al., 2005; McDonagh and Duncan, 2002) と定義した (Figure 12).





**Figure 12. The phase definition during hopping.**

The pre-activation phase was defined as the 100 ms period preceding ground contact (PRE 100). The lengthening and shortening phases were defined as the periods from initial contact to maximal elongation of MTU, and from maximal elongation of MTU to toe-off, respectively. The post-impact phase and the short latency stretch reflex component phase of the MG, SOL and TA muscles were defined as the 30 ms period following ground contact (POST 30), and the period from 30 msec to 70 msec after ground contact (SLR), respectively.

・ホッピング運動中の下肢関節角度と筋活動

動作映像からデジタイズして得られた身体各部の座標値を実長換算し、4次のバターワース型ローパスフィルタ（10 Hz）で平滑化した後、矢状面での膝関節角度と足関節角度を算出した。記録した各筋のEMGは4次のバターワース型バンドパスフィルタ（20-450Hz）でフィルタ処理をした後、全波整流した。その後、動作の安定したホッピング 8~10 ステップを抽出し、Fz から各ステップの接地の瞬間を同定した。その接地瞬間のタイミングを元

に、Fz と各筋の EMG 波形データを加算平均処理した。その後、各局面 (PRE100 局面, POST30 局面, SLR 局面, Lengthening 局面, Shortening 局面) における筋活動平均振幅 (averaged EMG: 以下, 「aEMG」とする) を算出した。測定対象者 (LEG<sub>ATR</sub>, LEG<sub>NOR</sub>, CTRL) の筋活動は表皮抵抗などの影響で絶対値では比較することができないこと、LEG<sub>ATR</sub> は最大等尺性底屈運動中の力発揮が小さいこと (Agres et al., 2015) から、MAX 条件の aEMG に対する各強度条件の aEMG の割合を求め、LEG<sub>ATR</sub> と LEG<sub>NOR</sub>, CTRL の aEMG を比較した。また、ホッピング運動中の接地前の各筋の筋活動が開始する地点を検出する為に、先行研究 (新井ら 2015) に倣い各試技中の最大筋活動量の 10% を筋活動開始の閾値として採用した。

#### ・ホッピング運動中における足関節の力学的特性

足関節の底屈方向が正となるように定義した足関節角度、足関節中心から拇趾球までの距離と Fz より、Kawakami et al. (2002) と同様の方法を用いてホッピング運動中の足関節底屈トルクを算出した (式 6)。算出した足関節底屈トルクを、足関節角度から推定したアキレス腱モーメントアーム長 (Rugg et al., 1990) で除すことで ATF を求めた。また、ホッピング運動中の Lengthening 局面における足関節底屈トルクの変化量を、足関節角度の変化量で除してホッピング運動中の足関節硬度を算出した (式 7, Hóffrén et al., 2011; Kuitunen et al., 2011)。さらに、ホッピング運動中の ATF の最大値を Lengthening 局面の時間で除すことで、力の立ち上がり速度 (Rate of force development: 以下, 「RFD」とする) を算出した

(式 8) .

$$TQ = Fz \times L \times \cos (\theta - 1.57 \text{ rad}) \quad (\text{式 6})$$

$$AJS = \Delta TQ \times \Delta \text{ankle angle}^{-1} \quad (\text{式 7})$$

$$RFD = \text{Peak ATF} \times \text{Lengthening phase time}^{-1} \quad (\text{式 8})$$

TQ は足関節底屈トルク, Fz はホッピング運動中の鉛直成分の地面反力, L は足関節中心から拇趾球までの距離, AJS は足関節硬度, RFD は力の立ち上がり速度, Peak ATF はアキレス腱張力の最大値を示す.

#### プロトコール 4

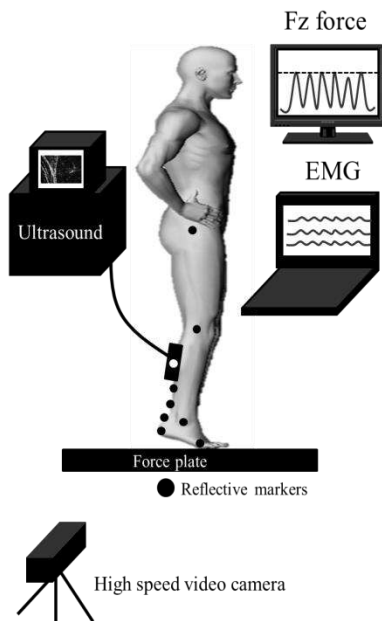
##### 測定項目

##### ・ホッピング運動中の筋活動および筋腱動態の測定

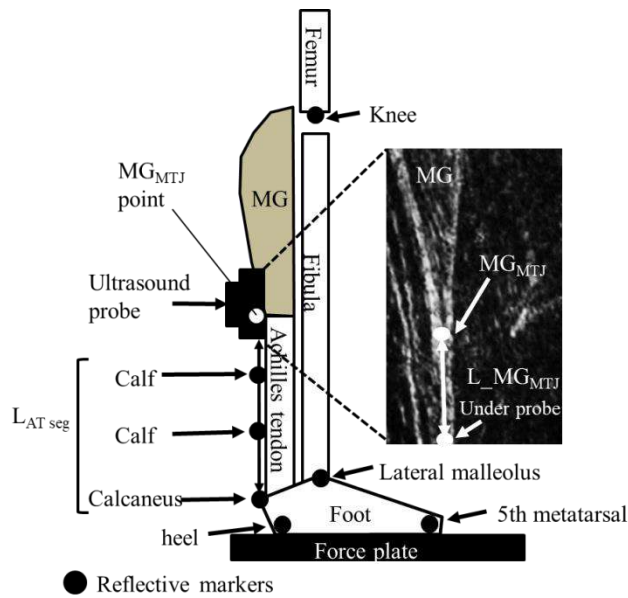
プロトコール 4 では, プロトコール 3 と同様の方法でホッピング運動中の Fz, キネマティクス, 筋活動に加えてアキレス腱長 ( $L_{AT}$ ) の測定を実施した. また,  $L_{AT}$  を推定する際に用いるアキレス腱セグメント長 ( $L_{AT \text{ seg}}$ ) を求めるために, 研究課題 1 で確認した足関節底屈動作時にみられるアキレス腱の弯曲による  $L_{AT}$  への影響を考慮して, 踵骨隆起と超音波プローブの直下までの間に 10 mm 間隔で直径 3 mm の反射マーカをアキレス腱に沿って貼付し, これらの反射マーカをデジタイズした (Figure 13, 14). ホッピング運動中の EMG 測定は, プロトコール 3 と同様の方法で実施した. また, ホッピング運動中の  $L_{AT}$  の変化を

調べるため、重さおよそ 130 g、長さ 60 mm の超音波リニアプローブ（Prosound  $\alpha 10$ 、周波数 7.5 MHz、117 images $\cdot$ s $^{-1}$ 、Hitachi-Aloka 社製）を、先行研究と同様の方法を用いて、MG の MTJ が明瞭に見える位置に固定し、ホッピング運動中の MTJ を撮像した (Hoffrén et al., 2012, 2015; Stosic and Finni, 2011)。また、1 名の対象者は、ホッピング運動中の MTJ 動態の撮像に加えて内側腓腹筋筋束長 (L\_MG<sub>fa</sub>) の振る舞いを確認する為に超音波リニアプローブを MG の筋束が明瞭に見える位置に固定し、筋束動態を同時に撮像した (Ishikawa et al., 2005, 2007 ; Kurokawa et al., 2001 ; Sano et al., 2013, 2015)。

EMG と Fz、超音波映像データは、A/D 変換器からの 5V の出力信号を用いて同期した。また、動作分析用のビデオ映像と EMG と Fz、超音波映像データとの同期は、A/D 変換器からの 5V の出力信号を LED 同期ランプに入力して点灯させ、点灯タイミングをビデオに映し込んで同期した。測定は、アキレス腱断裂経験者の LEG<sub>ATR</sub> と LEG<sub>NOR</sub> それぞれ行った。



**Figure 13. Experimental set-up**



**Figure 14. The Achilles tendon length model.**

The reflective markers placed on calcaneus, calf and analyzed from the kinematic data. Medial gastrocnemius Achilles tendon MTJ length analyzed from ultrasound data.

## 分析項目

### ・ホッピング運動中の局面定義

プロトコール 4 では、ホッピング中の滞空時間が長かったために接地前 200 ms から離地までを分析区間とした。ホッピング運動中の、局面定義は、プロトコール 3 と同様に  $L_{MTU}$  を基にした。また、接地前の事前筋活動をより詳細に検討する為に接地前の事前筋活動を接地前 200 ms から接地前 100 ms までを事前接地 200 ms 局面 (以下、「PRE200 局面」とし、接地前 100 ms から接地までを事前筋活動 100 ms 局面 (PRE100 局面) と定義した。接地後の詳細な筋活動を検討する為の局面定義は、プロトコール 3 と同様とした。

### ・ホッピング運動中の下肢関節角度と筋活動

動作映像から、デジタイズして得られた身体各部の座標値および各筋の EMG のフィルタ処理、加算平均処理はプロトコール 3 と同様の方法で行った。加算平均処理後、EMG データより、各局面 (PRE200 局面, PRE100 局面, POST30 局面, SLR 局面, Lengthening 局面, Shortening 局面) における aEMG を算出した。LEG<sub>ATR</sub> と LEG<sub>NOR</sub> の筋活動は表皮抵抗などの影響で絶対値では比較することができないこと、先行研究において LEG<sub>ATR</sub> は最大等尺性底屈運動中の力発揮が小さいこと (Agres et al. 2015) から、LEG<sub>ATR</sub> と LEG<sub>NOR</sub> の aEMG を比較するために、事前筋活動 (PRE200 局面, PRE100 局面) に対するそれぞれの局面での割合と、POST30 局面に対する SLR 局面, Lengthening 局面に対する Shortening 局面の aEMG

の割合 (aEMG Ratio) を算出した (Hoffrén et al., 2007; Sano et al., 2013)。

・ホッピング運動中における筋腱複合体の長さとおキレス腱の力学的特性の算出

ホッピング運動中の関節角度と対象者の下腿長からプロトコル 3 と同様に Grieve et al. (1978) のモデル式を用いて MTU を推定した。ホッピング運動中の  $L_{AT}$  は、安静時の  $L_{AT}$  に MTJ の移動量 ( $\Delta L_{MTJ}$ ) とアキレス腱セグメント長の変化量 ( $\Delta L_{AT\ seg}$ ) を合わせ、以下の式を用いて算出した (式 9)。アキレス腱伸張率は接地瞬間の  $L_{AT}$  に対するアキレス腱の伸張量として求めた。また、Lengthening 局面の MTU の伸張量とアキレス腱の伸張量の差分からホッピング運動中の内側腓腹筋筋束の伸張量 ( $\Delta L_{MG_{fa}}$ ) を推定した。

$$L_{AT} = L_{AT\ standing} - \Delta L_{MTJ} + \Delta L_{AT\ seg} \quad (\text{式 9})$$

$L_{AT}$  はアキレス腱長、 $\Delta L_{AT\ seg}$  はアキレス腱セグメント長の変化量、 $L_{AT\ standing}$  は静止安静立位時のアキレス腱長 (プロトコルと測定項目を参照)、 $\Delta L_{MTJ}$  は内側腓腹筋 - アキレス腱移行部の移動量を示す。

また、ホッピング運動中のアキレス腱硬度は、下記の式を用いて算出し (式 10)、アキレス腱応力とヤング率はプロトコル 1 と同様の式を用いて算出した (式 4, 5 を参照)。

$$AT\ stiffness = ATF\ peak \times \Delta L_{AT}^{-1} \quad (\text{式 10})$$

AT stiffness はアキレス腱硬度、ATF peak はホッピング運動中のアキレス腱張力の最大値、 $\Delta L_{AT}$  は、接地からアキレス腱が最大伸張するまでのアキレス腱伸張量を示す。

#### ・ホッピング運動中における筋腱複合体とアキレス腱の仕事量の算出

プロトコール4では、ホッピング運動中のMTUとアキレス腱の機能特性を調べるために、機械的パワー（MTUの機械的パワー：以下、「MTU power」、アキレス腱の機械的パワー：「AT power」とする）と機械的仕事量（MTUの機械的仕事量：以下、「MTU work」、アキレス腱の機械的仕事量：「AT work」とする）を求めた。MTU powerとAT powerは、それぞれのLengthening局面（以下、「Negative power」とする）とShortening局面（以下、「Positive power」とする）でのMTUとアキレス腱の伸張・短縮速度とATFの積で算出し、MTU work、AT workはMTUとアキレス腱のNegative・Positive powerのそれぞれを積分することで求めた（Kawakami et al., 2002; Kurokawa et al., 2001, 2003）。また、MTUとアキレス腱の反動効果を調べるため、それぞれ、Negativeの仕事量（以下、「Negative work」とする）に対するPositiveの仕事量（以下、「Positive work」とする）の割合（以下「Work ratio」とする）を算出した。

#### 3-2-4. 統計処理

プロトコール1と4の $LEG_{ATR}$ と $LEG_{NOR}$ の比較には対応のあるt検定を用いた。各測定項目の値に正規分布が認められなかった場合には、ノンパラメトリックのWilcoxon's single-rank testを用いて $LEG_{ATR}$ と $LEG_{NOR}$ の比較を行なった。なお、いずれの検定においても危険率5%未満を有意とした。また、プロトコール2（n=3）は、測定対象者が少なく、統



計処理を行うことができなかったために、結果の項では値のみを示す。

プロトコール 3 の LEG<sub>ATR</sub> と LEG<sub>NOR</sub>, CTRL の各群における測定項目の比較には、群間と運動強度 (MAX, 80%HOP, 60%HOP) で繰り返しのある二元配置分散分析を行い、交互作用がなく、主効果が認められた場合には、Tukey 法による多重比較検定を行った。各強度間、群間の比較には繰り返しのある一元配置分散分析法を行い、有意な差が認められた場合には Tukey 法により多重比較検定を用いて比較検討した。なお、全ての項目において危険率 5%未満を有意とした。

### 3-3. 結果

#### アキレス腱と内側腓腹筋の形態

Table 1 にアキレス腱断裂脚 ( $LEG_{ATR}$ ) と健常脚 ( $LEG_{NOR}$ ) のアキレス腱と内側腓腹筋の形態の平均値と標準偏差を示した。  $L_{AT}$  は、  $LEG_{ATR}$  が  $LEG_{NOR}$  よりも有意に長く ( $p < 0.01$ ) ,  $CSA_{AT}$  においても断裂脚で有意に大きかった ( $p < 0.01$ ) 。 また、  $L_{MG_{fa}}$  は、断裂脚が健常脚よりも有意に短く ( $p < 0.01$ ) , 羽状角と筋厚は、  $LEG_{ATR}$  で小さい値を示した (それぞれ  $p < 0.01$ ) 。

**Table 1. Measured muscle-tendon parameters for  $LEG_{NOR}$  and  $LEG_{ATR}$ .**

|                                | $LEG_{NOR}$ | $LEG_{ATR}$ |    |
|--------------------------------|-------------|-------------|----|
| Achilles tendon CSA ( $mm^2$ ) | 60 ± 15     | 115 ± 26    | ** |
| Achilles tendon length (mm)    | 185 ± 18    | 207 ± 30    | ** |
| MG fascicle length (mm)        | 61.2 ± 8.0  | 50.6 ± 5.0  | ** |
| MG pennation angle (degree)    | 22.8 ± 2.8  | 21.2 ± 3.3  | ** |
| MG muscle thickness (mm)       | 23.9 ± 4.1  | 20.2 ± 3.5  | ** |

Values are expressed as mean ± S.D.

$CSA_{AT}$ : Achilles tendon cross-sectional area, MG: medial gastrocnemius muscle

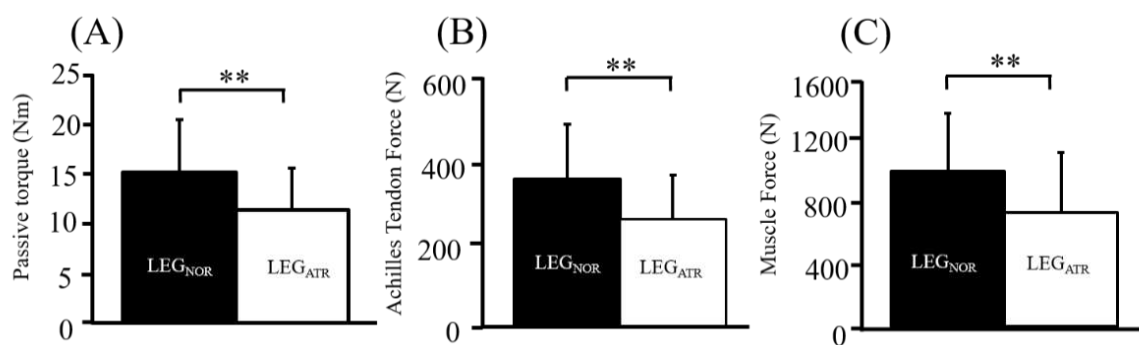
\*\* Significantly differences between  $LEG_{NOR}$  and  $LEG_{ATR}$  at  $p < 0.01$ .

#### プロトコール 1

#### アキレス腱断裂脚と健常脚における受動底屈トルク測定時の筋腱の力学的特性

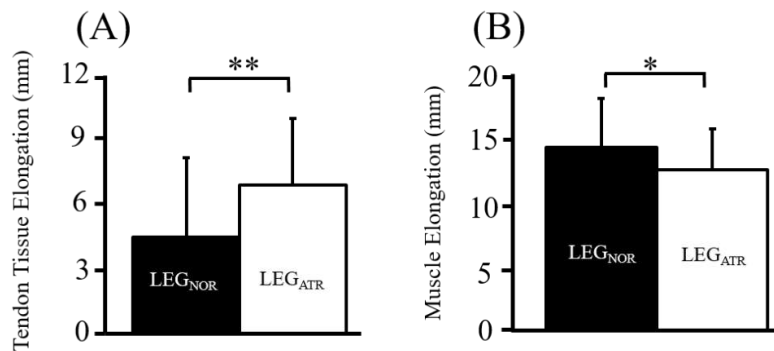
足関節10°のとき、受動底屈トルク、ATF、筋束張力のすべての項目において、 $LEG_{ATR}$ が

LEG<sub>NOR</sub>よりも有意に低い値を示した (Figure 15) . また, アキレス腱組織の伸張量では, LEG<sub>ATR</sub>がLEG<sub>NOR</sub>と比べて有意に大きく (Figure 16A) , アキレス腱組織の伸張率は, LEG<sub>ATR</sub>で $2.5 \pm 1.0$  % , LEG<sub>NOR</sub>で $1.6 \pm 1.3$  %と, LEG<sub>ATR</sub>で有意に高い値を示した ( $p < 0.01$ ) . 筋束の伸張量は, LEG<sub>ATR</sub> がLEG<sub>NOR</sub>よりも有意に小さかった ( $p < 0.01$ , Figure 16B) . 筋束の伸張率はLEG<sub>ATR</sub>が小さい傾向にあったがその差は有意ではなかった (LEG<sub>ATR</sub>:  $25.2 \pm 9.0$  % , LEG<sub>NOR</sub>:  $28.0 \pm 9.4$  % ,  $p = 0.09$ ) . さらに, 受動底屈トルク発揮中のアキレス腱組織と筋束の力学的特性を検討した結果, アキレス腱組織の応力は, LEG<sub>ATR</sub>で $2.46 \pm 1.35$  MPa , LEG<sub>NOR</sub>で $5.79 \pm 1.73$  MPaと, LEG<sub>ATR</sub>で有意に小さい値を示し, アキレス腱組織硬度とアキレス腱組織のヤング率も同様に, LEG<sub>NOR</sub> と比較してLEG<sub>ATR</sub>で有意に低かった (Figure 17AB) . 筋束の硬度には, LEG<sub>ATR</sub>とLEG<sub>NOR</sub>間で有意な違いは認められなかった (Figure 17C) .



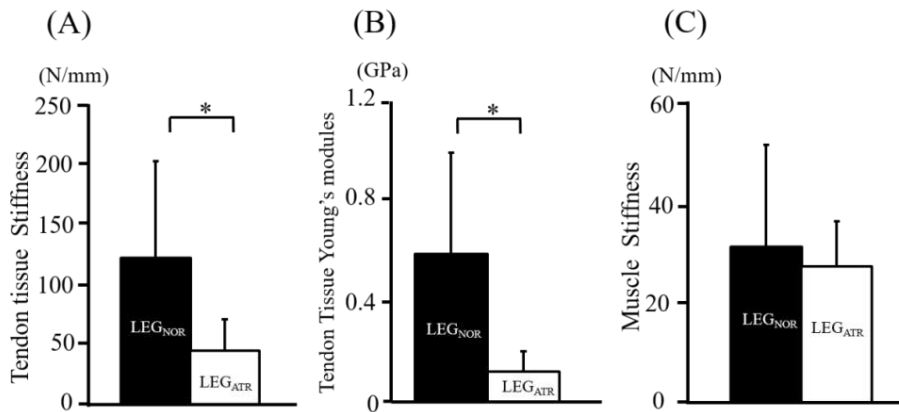
**Figure 15. Passive torque of planter flexion, Achilles tendon force and muscle force.**

Significant difference between LEG<sub>NOR</sub> and LEG<sub>ATR</sub> (\*\*  $p < 0.01$ ).



**Figure 16. Elongation of Achilles tendon tissue (A) and muscle (B).**

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



**Figure 17. Mechanical properties of Achilles tendon tissue and muscle between LEG<sub>ATR</sub> and LEG<sub>NOR</sub>.**

(A) Achilles tendon Young's modules. (B) Achilles tendon tissue stiffness. (C) MG fascicle stiffness.

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

## プロトコール 2

### アキレス腱断裂脚と健常脚における最大底屈トルク発揮時の筋腱の力学的特性の違い

最大底屈トルクとATFのピーク値は、測定した対象者3名すべてにおいて、LEG<sub>ATR</sub> が

LEG<sub>NOR</sub>よりも小さく、LEG<sub>ATR</sub>のアキレス腱の伸張量、および伸張率は、LEG<sub>NOR</sub>よりも大き

かった。また、アキレス腱硬度とヤング率は、対象者3名すべてにおいて、LEG<sub>ATR</sub> がLEG<sub>NOR</sub> と比べて小さかった (Table 2) 。

**Table 2. Measured parameters of active planter flexion for LEG<sub>NOR</sub> and LEG<sub>ATR</sub>.**

|                       | LEG <sub>NOR</sub> (n=3) | LEG <sub>ATR</sub> (n=3) |
|-----------------------|--------------------------|--------------------------|
| Torque (Nm)           | 84.2 ± 26.0              | 81.4 ± 43.3              |
| ATF (N)               | 1684.1 ± 521.0           | 1634.4 ± 866.9           |
| Elongation (mm)       | 12.0 ± 3.7               | 15.7 ± 3.2               |
| Strain (%)            | 6.3 ± 2.2                | 8.2 ± 2.0                |
| Stress (MPa)          | 25.7 ± 7.1               | 23.1 ± 4.4               |
| Stiffness (N/mm)      | 137.6 ± 49.2             | 93.3 ± 49.3              |
| Young's modulus (GPa) | 0.39 ± 0.08              | 0.25 ± 0.01              |

Values are expressed as mean ± S.D.

### プロトコール 3

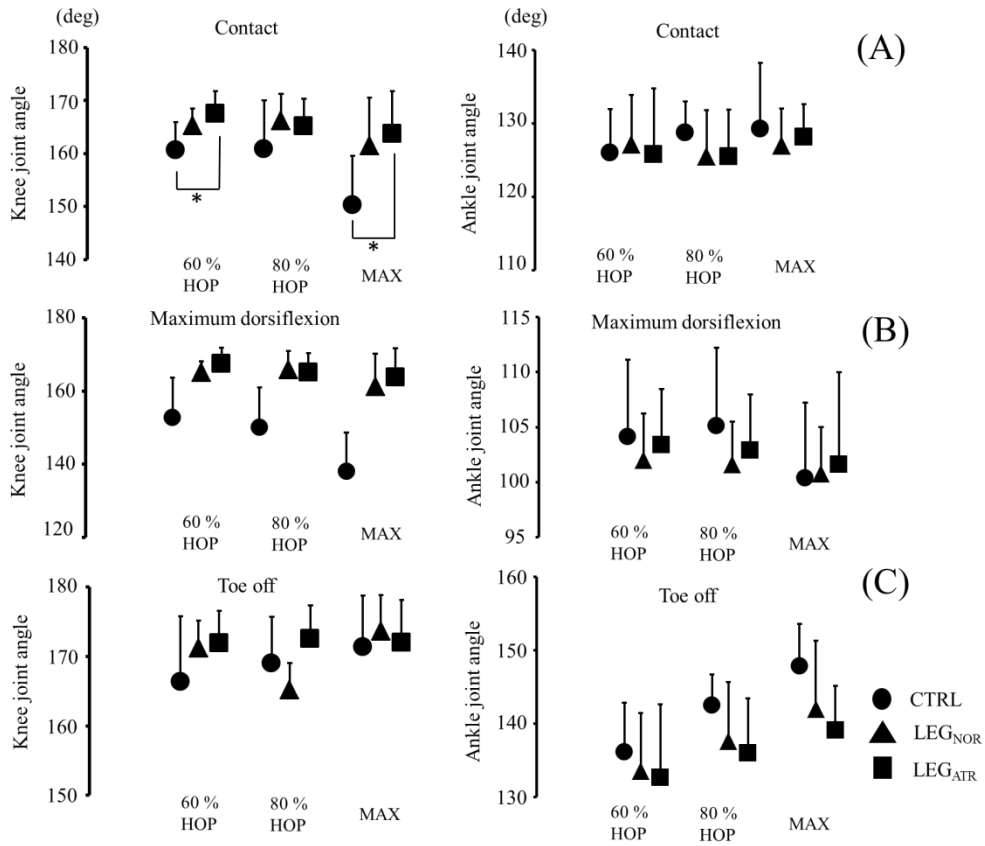
#### 断裂脚と健常脚およびコントロール群のホッピング運動中の動作

ホッピング運動中の膝関節角度は、接地瞬間において、MAX, 60%HOP 条件で LEG<sub>ATR</sub> が CTRL よりも有意に大きい値を示した (MAX, 60%HOP それぞれ  $p < 0.05$ )。しかしながら、足関節最大背屈、離地直前では LEG<sub>ATR</sub>, LEG<sub>NOR</sub>, CTRL で有意な差は認められなかった (Figure 18)。また、接地瞬間から足関節最大背屈時までの膝関節角度変化量は、LEG<sub>ATR</sub>, LEG<sub>NOR</sub>, CTRL 間で有意な差は認められなかった (Figure 19)。足関節最大背屈時から離地直前までの膝関節角度変化量では、MAX 条件において、CTRL が LEG<sub>ATR</sub> よりも有意に大きかった ( $p < 0.05$ )。足関節角度は、接地瞬間、足関節最大背屈、離地直前すべてのポイント

トにおいて  $LEG_{ATR}$ ,  $LEG_{NOR}$ , CTRL の間で有意な差は認められなかった。また、接地瞬間

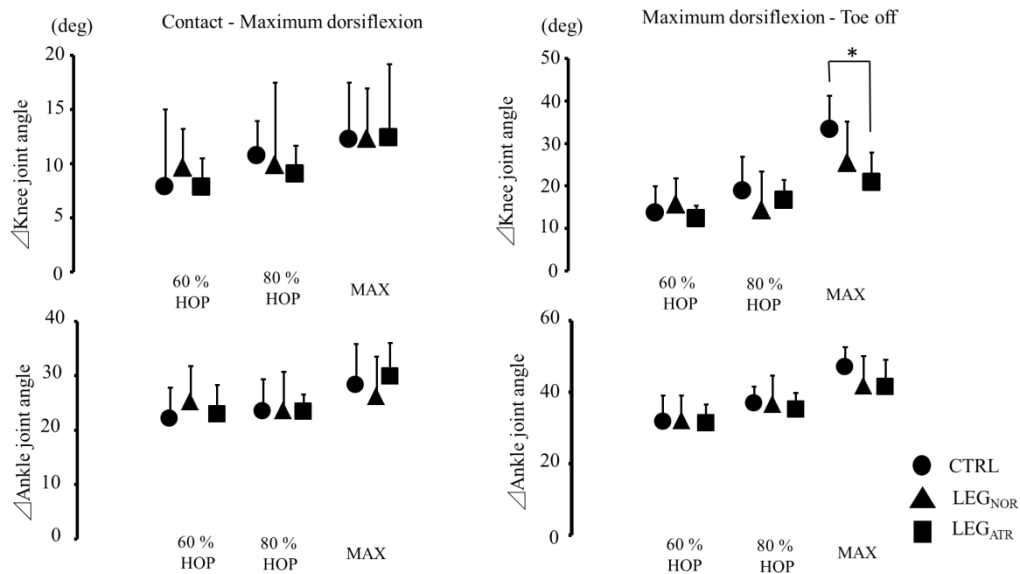
から足関節最大背屈時、足関節最大背屈時から離地までの足関節角度変化量についても、

$LEG_{ATR}$ ,  $LEG_{NOR}$ , CTRL の間で有意な差は認められなかった。



**Figure 18. The knee and ankle joint angles during hopping.**

The knee and ankle joint angles at the contact instant (A), maximum dorsiflexion (B), toe-off (C), respectively. \* show the significant differences between different ankle joint angles ( $p < 0.05$ )



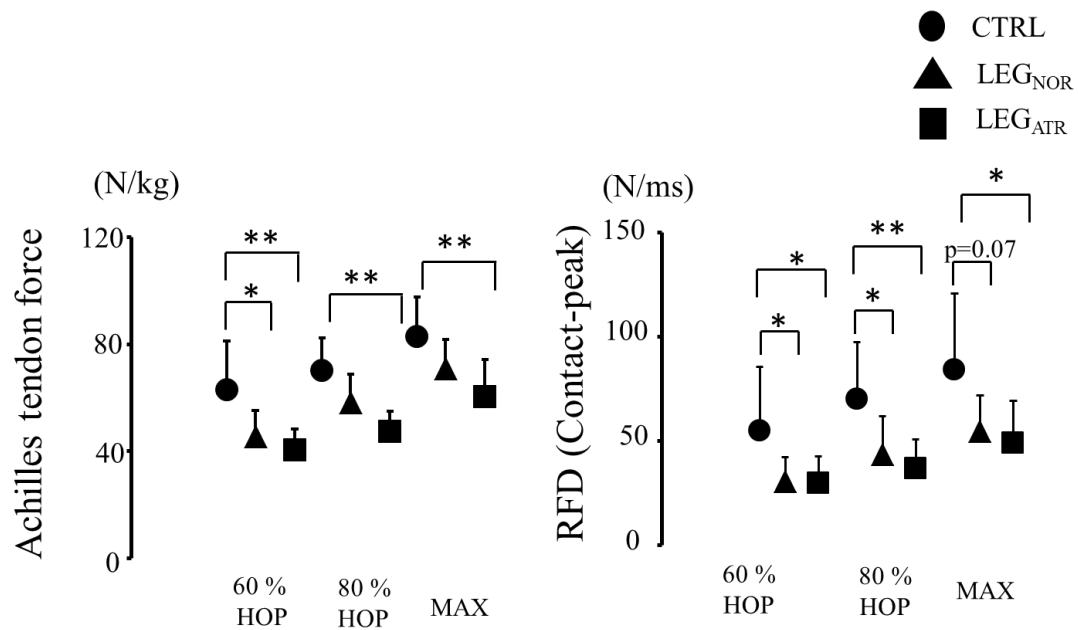
**Figure 19. The knee and ankle joint displacement in the contact - maximum dorsiflexion and maximum dorsiflexion - toe off .**

The ankle joint displacement amplitude in the maximum dorsiflexion phase calculated from the angle at the instant of ground contact to maximum dorsiflexion angle and push-off phase from the angle at the maximum angle to the angle at the toe off.

\* show the significant differences between different ankle joint angles ( $p < 0.05$ )

### ホッピング運動中のアキレス腱張力のピーク値およびRFD

プロトコール 3 のホッピング運動中における ATF は, LEG<sub>ATR</sub> と LEG<sub>NOR</sub>, CTRL の対象者が異なるために体質量当たりの相対値で示した. MAX での ATF のピーク値は, LEG<sub>ATR</sub> が CTRL と比較して有意に小さかった (LEG<sub>ATR</sub>:  $60 \pm 14$  N/kg, CTRL:  $83 \pm 15$  N/kg,  $p < 0.01$ , Figure 20). 80%HOP, 60%HOP でのホッピング運動中の ATF のピーク値は, LEG<sub>ATR</sub> が CTRL と比較して有意に低かった (それぞれ  $p < 0.01$ ). また, 60%HOP では, LEG<sub>NOR</sub> においても CTRL よりも有意に低かった ( $p < 0.05$ ). RFD は, MAX, 80%HOP, 60%HOP の全て強度において, CTRL よりも LEG<sub>ATR</sub>, LEG<sub>NOR</sub> で有意に低い値を示した (Figure 20).



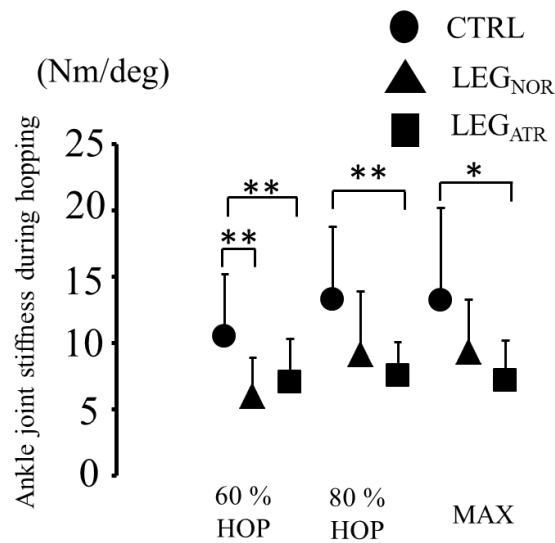
**Figure 20. The peak Achilles tendon force (ATF) and rate of force development (RFD) during hopping with different Fz intensities.**

\* and \*\* show significant differences between different groups as  $p < 0.05$  and  $p < 0.01$ , respectively.

#### ホッピング運動中の足関節硬度

ホッピング運動中の Lengthening 局面での足関節硬度は, LEG<sub>NOR</sub> では 60%HOP のみ CTRL よりも有意に低い値 ( $p < 0.01$ ) を示したが, MAX, 80%HOP では有意な違いは認められなかった. それに対して, LEG<sub>ATR</sub> の足関節硬度では全ての強度で CTRL よりも有意に低い値を示した (60%HOP:  $p < 0.01$ , 80%HOP:  $p < 0.01$ , MAX:  $p < 0.05$ , Figure 21).





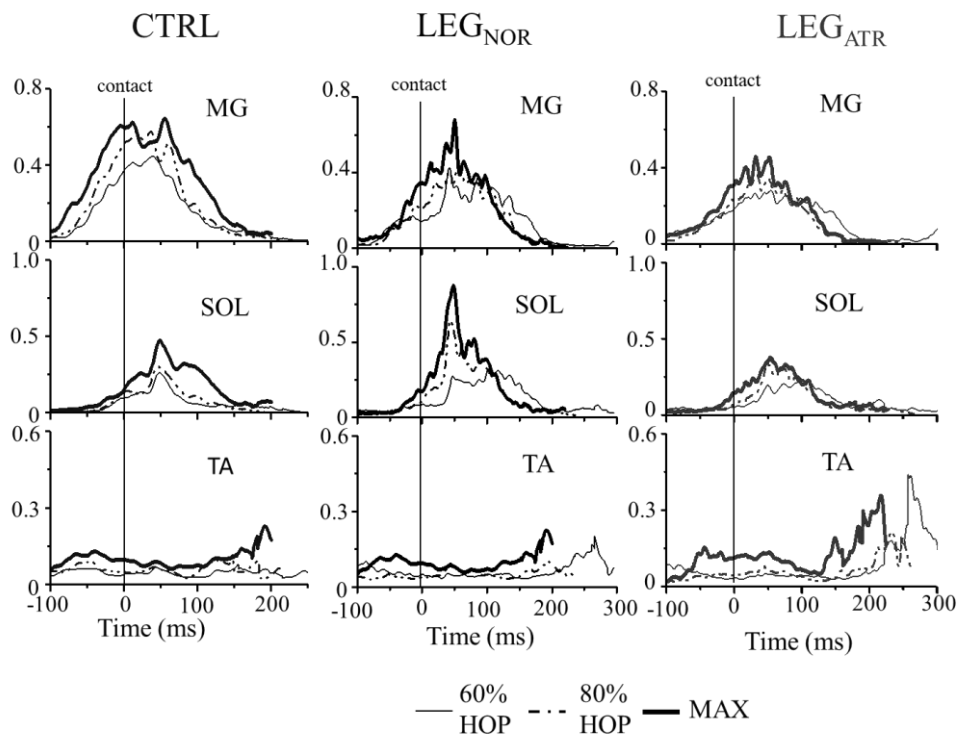
**Figure 21. Ankle joint stiffness during hopping with different intensities.**

\* and \*\* show significant differences between different groups as  $p < 0.05$  and  $p < 0.01$ , respectively.

### ホッピング運動中の筋活動

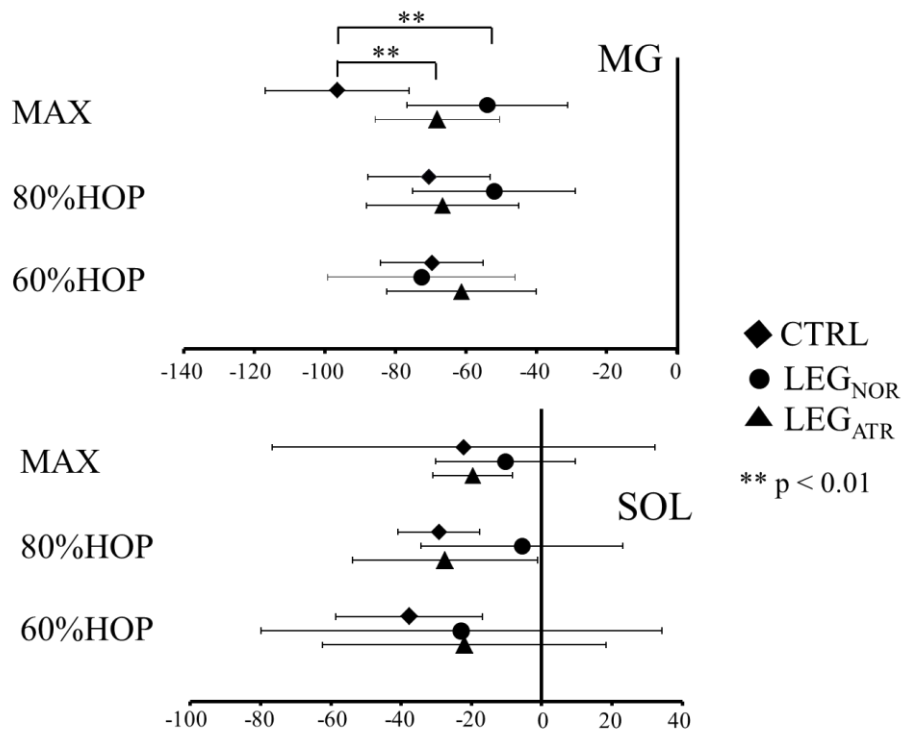
Figure 22 に MAX, 80%HOP, 60%HOP でのホッピング運動中における筋活動の平均曲線を示した (Figure 22). 各運動強度における接地前の筋活動の開始タイミングを各筋で算出したところ, アキレス腱断裂経験者の LEG<sub>NOR</sub> と LEG<sub>ATR</sub> の両筋における MAX での MG の筋活動の開始タイミングが CTRL よりも遅くなることが明らかとなった (CTRL vs LEG<sub>NOR</sub>,  $p < 0.01$ , CTRL vs LEG<sub>ATR</sub>,  $p < 0.01$ , Figure 23). また, 各運動強度における LEG<sub>ATR</sub>, LEG<sub>NOR</sub>, CTRL の 3 群の各筋活動パターンを比較検討するために, MAX の aEMG に対する 80%HOP, 60% HOP での aEMG Ratio を算出したところ, MG と SOL において特徴的な筋活動が観察された. 60% HOP での PRE100 において, MG の筋活動は CTRL よりも LEG<sub>ATR</sub> で高い傾向

が見られ ( $p = 0.07$ ),  $LEG_{NOR}$  は CTRL と比較して有意に高い値を示した ( $p < 0.05$ , Figure 24). さらに, 運動強度の増加に対する MG の筋活動は, CTRL では, 運動強度が高まるにつれて筋活動が高まるが,  $LEG_{ATR}$  および  $LEG_{NOR}$  は運動強度の増加による筋活動量に違いが見られなかった. また, Shortening 局面では, 60%HOP, 80%HOP の全ての運動強度において, SOL の筋活動が CTRL よりも  $LEG_{ATR}$  と  $LEG_{NOR}$  で大きい傾向を示した (60%  $LEG_{ATR}$  vs CTRL:  $p = 0.06$ ,  $LEG_{NOR}$  vs CTRL:  $p < 0.05$ , 80%  $LEG_{ATR}$  vs CTRL:  $p = 0.052$ ,  $LEG_{NOR}$  vs CTRL:  $p = 0.06$ , Figure 24). TA では, 全ての局面, 運動強度において  $LEG_{ATR}$ ,  $LEG_{NOR}$ , CTRL の間に有意な差は認められなかった.



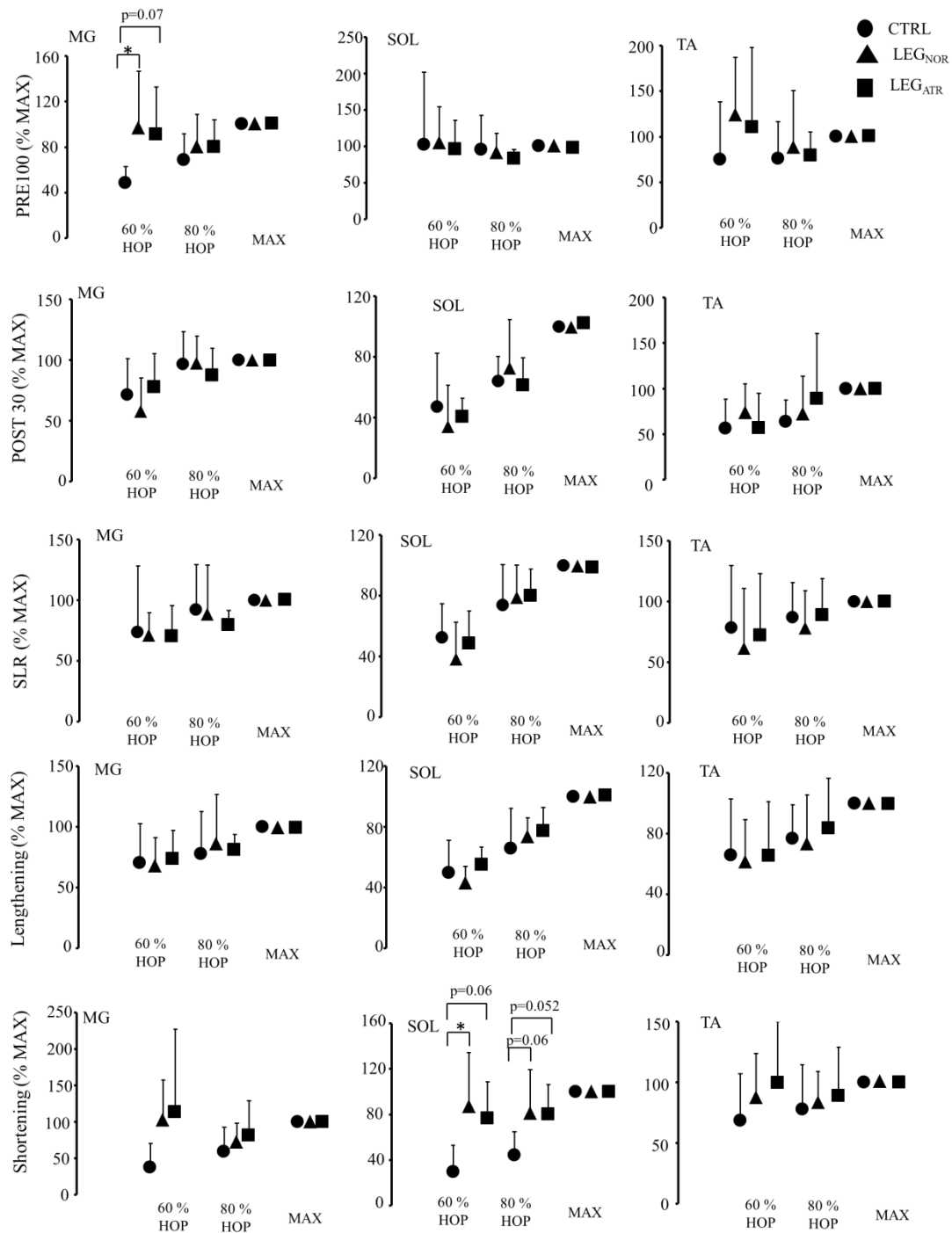
**Figure 22. Time course average data of the electromyogram (EMG) activities of MG, SOL and TA muscles for all subjects.**

The straight vertical lines from left side refer to the initial ground contact,



**Figure 23. The onset of muscle activation in TA, MG and SOL.**

The lozenge, circle and triangles represent the values of CTRL, LEG<sub>NOR</sub> and LEG<sub>ATR</sub>, respectively. \*\*shows significant differences between different groups as  $p < 0.01$ .



**Figure 24. Averaging EMG (aEMG) relative to maximal intensity of the medial gastrocnemius (MG), soleus (SOL) and tibial anterior (TA) muscles during hopping with different intensities.** The aEMG of the MG, SOL and TA relative to maximal intensity for different phases during hopping.

\* shows significant differences between different groups as  $p < 0.05$ .

#### プロトコール 4

##### アキレス腱断裂脚と健常脚のホッピング運動中の動作の違い

ホッピング中の  $LEG_{ATR}$  と  $LEG_{NOR}$  の足関節および膝関節角度を比較したところ、膝関節では、接地瞬間 ( $LEG_{ATR}$ :  $163 \pm 8^\circ$ ,  $LEG_{NOR}$ :  $160 \pm 9^\circ$ ), 最大屈曲角度 ( $LEG_{ATR}$ :  $151 \pm 13^\circ$ ,  $LEG_{NOR}$ :  $149 \pm 12^\circ$ ) 離地直前 ( $LEG_{ATR}$ :  $172 \pm 5^\circ$ ,  $LEG_{NOR}$ :  $175 \pm 6^\circ$ ) のそれぞれで違いは見られなかった。また、足関節角度は、接地瞬間 ( $LEG_{ATR}$ :  $105 \pm 5^\circ$ ,  $LEG_{NOR}$ :  $104 \pm 4^\circ$ ), 最大背屈角度 ( $LEG_{ATR}$ :  $78 \pm 8^\circ$ ,  $LEG_{NOR}$ :  $79 \pm 5^\circ$ ) に違いが見られなかったが、離地直前では、 $LEG_{ATR}$  が  $LEG_{NOR}$  よりも有意に小さかった ( $LEG_{ATR}$ :  $117 \pm 8^\circ$ ,  $LEG_{NOR}$ :  $124 \pm 7^\circ$ ,  $p < 0.05$ )。

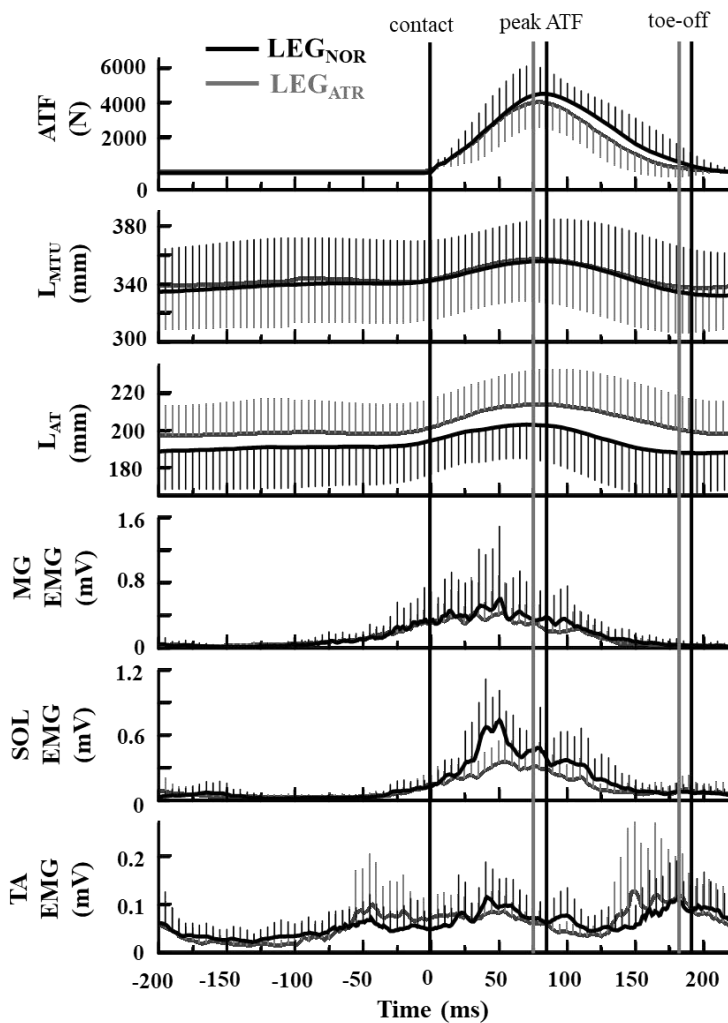
##### アキレス腱断裂脚と健常脚のホッピング運動中のアキレス腱張力のピーク値および RFD

ホッピング中の ATF のピーク値は、 $LEG_{ATR}$  が  $LEG_{NOR}$  よりも有意に低かったが ( $LEG_{ATR}$ :  $4335.4 \pm 1672.1$  N,  $LEG_{NOR}$ :  $5046.6 \pm 1599.3$  N,  $p < 0.01$ ), ホッピング中の RFD には有意な違いは認められなかった ( $LEG_{ATR}$ :  $57 \pm 31$  N/ms,  $LEG_{NOR}$ :  $61 \pm 26$  N/ms)。

##### アキレス腱断裂脚と健常脚のホッピング運動中のアキレス腱の振る舞い

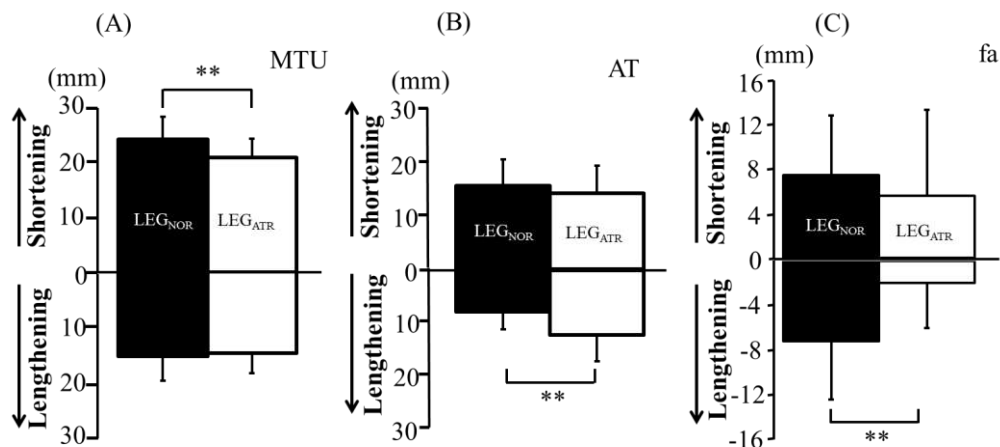
Figure 23 に、ホッピング運動中の接地前 200 ms から離地にかけての MTU とアキレス腱の長さ変化と筋活動の平均曲線を示した (Figure 25)。ホッピング運動中の MTU 伸張量は、 $LEG_{ATR}$  と  $LEG_{NOR}$  間で有意な違いはみられなかったが、MTU 短縮量は、 $LEG_{ATR}$  が  $LEG_{NOR}$

と比べて有意に小さい値を示した ( $p < 0.05$ , Figure 26A). また, アキレス腱伸張量は,  $LEG_{ATR}$  が  $LEG_{NOR}$  よりも有意に大きかったが ( $p < 0.05$ , Figure 26B), アキレス腱短縮量は,  $LEG_{ATR}$  と  $LEG_{NOR}$  間で有意な差は認められなかった. アキレス腱伸張率は,  $LEG_{ATR}$  が  $6.8 \pm 2.4\%$ ,  $LEG_{NOR}$  が  $4.6 \pm 1.5\%$  と  $LEG_{ATR}$  で高い値を示した ( $p < 0.05$ ). また, MTU 伸張量とアキレス腱伸張量の差分より推定した筋束伸張量は  $LEG_{ATR}$  が  $LEG_{NOR}$  よりも小さかった ( $p < 0.01$ , Figure 26C).



**Figure 25. Time course average data of the Achilles tendon force (ATF), medial gastrocnemius muscle-tendon unit length ( $MG L_{MTU}$ ), Achilles tendon length ( $L_{AT}$ ), together with electromyogram (EMG) activities of MG, SOL and TA muscles for all subjects.**

The straight vertical lines from left side refer to the initial ground contact, peak Achilles tendon force and toe-off. For EMG, the filtered and full-wave rectified EMG signals for the stable eight hops were averaged in each subject. These averaged EMG data for all subjects were drawn in the figure.

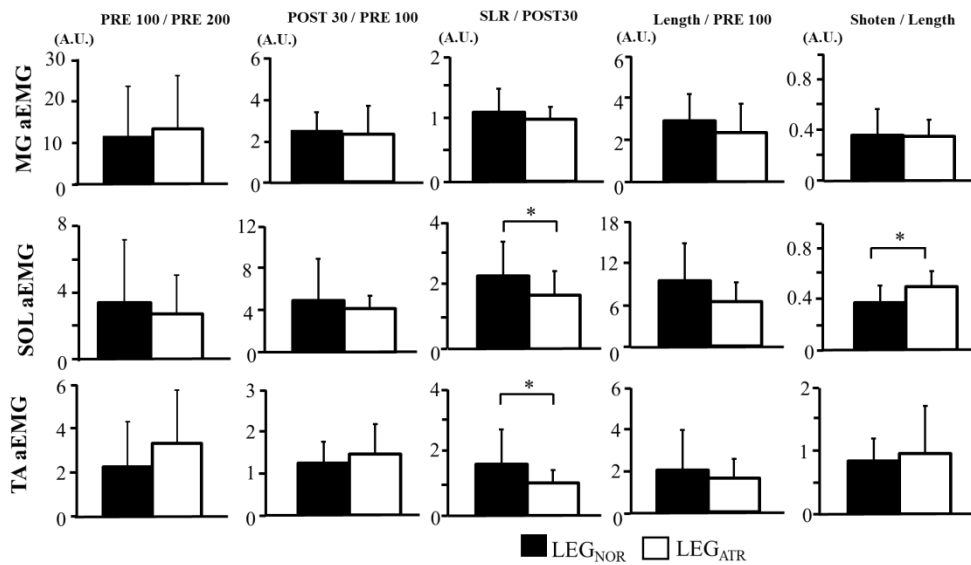


**Figure 26. Lengthening and shortening amplitudes of MTU, Achilles tendon and fascicle of the medial gastrocnemius muscle during hopping.**

The lengthening and shortening amplitudes of MTU (A), AT (B) and fascicle (C, fa) were calculated during contact phase. Significant differences between LEG<sub>NOR</sub> and LEG<sub>ATR</sub> (\*\* p < 0.01).

#### アキレス腱断裂脚と健常脚のホッピング運動中の筋活動

ホッピング運動中の筋活動の平均波形より、LEG<sub>ATR</sub>とLEG<sub>NOR</sub>の2群間でSOLとTAに顕著な違いが確認された (Figure 27) . MG では、全ての局面の aEMG ratio で LEG<sub>ATR</sub>とLEG<sub>NOR</sub> に有意な違いは認められなかったが、SOLとTAでは、POST30局面に対するSLR局面での筋活動が、LEG<sub>ATR</sub>がLEG<sub>NOR</sub>よりも有意に低く (それぞれ p < 0.05) , SOLのLengthening局面に対するShortening局面ではLEG<sub>ATR</sub>がLEG<sub>NOR</sub>と比べて高い値を示した (p < 0.05) .



**Figure 27. Average EMG (aEMG) ratio of the MG, SOL and TA muscles during hopping.**

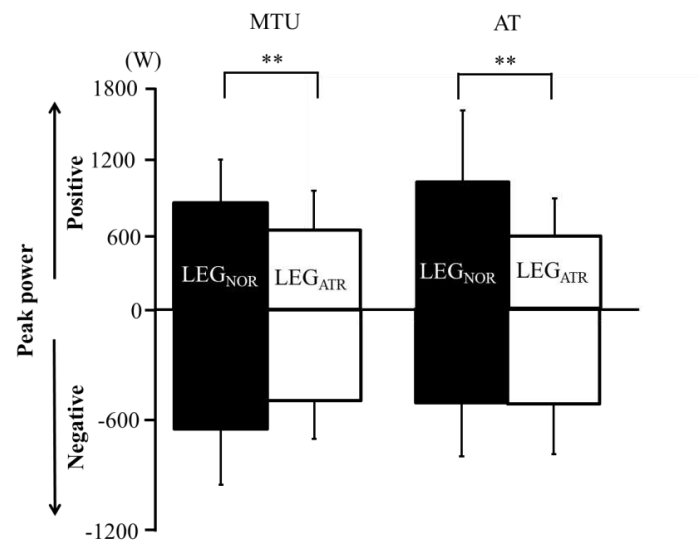
The aEMG ratio was calculated by dividing aEMG during the pre-activation 100 msec to the pre-activation 200 msec (PRE 100/PRE 200), post contact 30 msec of the Lengthening phase to pre-activation 100 msec (POST 30/PRE 100), SLR to post 30 msec (SLR/POST 30), lengthening to pre-activation 100 msec (Length/PRE 100), push-off to shortening phase (Shorten/Length) during hopping. Significant differences between LEG<sub>NOR</sub> and LEG<sub>ATR</sub> (\* p < 0.05)

### アキレス腱断裂脚および健常脚におけるホッピング運動中における腱の力学的特性と機械的仕事量の違い

ホッピング運動中のアキレス腱硬度は、LEG<sub>ATR</sub> が LEG<sub>NOR</sub> と比較して有意に低い値を示し (LEG<sub>ATR</sub>: 387.6±248.6 N/mm, LEG<sub>NOR</sub>: 690.8±317.7 N/mm, p < 0.01), アキレス腱ヤング率においても同様に、LEG<sub>ATR</sub> で有意に低い結果となった (LEG<sub>ATR</sub>: 0.68±0.58 GPa, LEG<sub>NOR</sub>: 2.36±1.04 GPa, p < 0.01). ホッピング運動中での MTU とアキレス腱の Negative power, および Negative work は、LEG<sub>ATR</sub> と LEG<sub>NOR</sub> 間で有意な差は認められなかったが、MTU とアキレス腱の Positive power, および Positive work は、LEG<sub>ATR</sub> が LEG<sub>NOR</sub> と比べて有意に低かった (MTU power : p < 0.01, AT power : p < 0.01, MTU work : p < 0.01, AT work : p < 0.05, Figure



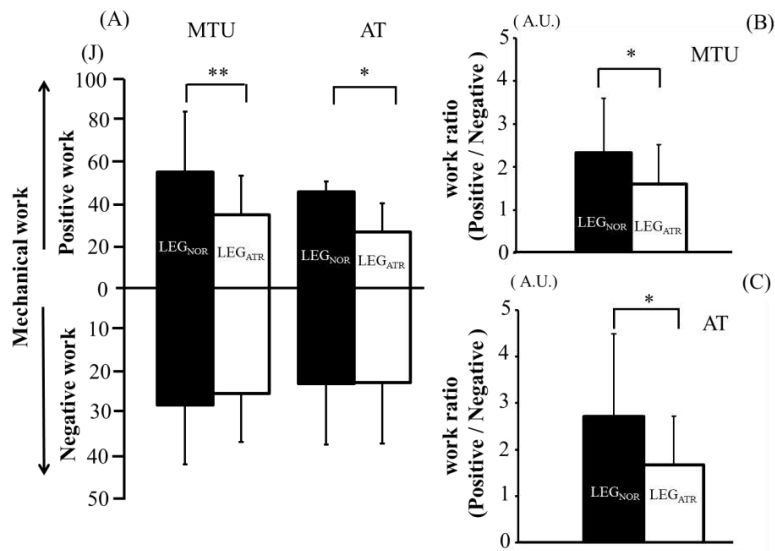
28, 29A). また, Negative work に対する Positive work の割合を算出した結果, MTU, アキレス腱ともに  $LEG_{ATR}$  が  $LEG_{NOR}$  よりも有意に低い値を示した (それぞれ  $p < 0.05$ , Figure 29BC). さらに, Figure 30 にホッピング運動中の MTU とアキレス腱のカー速度関係 (Figure 30AB), カー長さ関係 (Figure 30CD) を示した. その結果,  $LEG_{NOR}$  と比較して  $LEG_{ATR}$  の MTU とアキレス腱のそれぞれで, Positive work の増強効果が観察されなかった.



**Figure 28. Negative and positive peak powers of MTU and AT during hopping.**

Shortening of MTU and Achilles tendon were defined as positive.

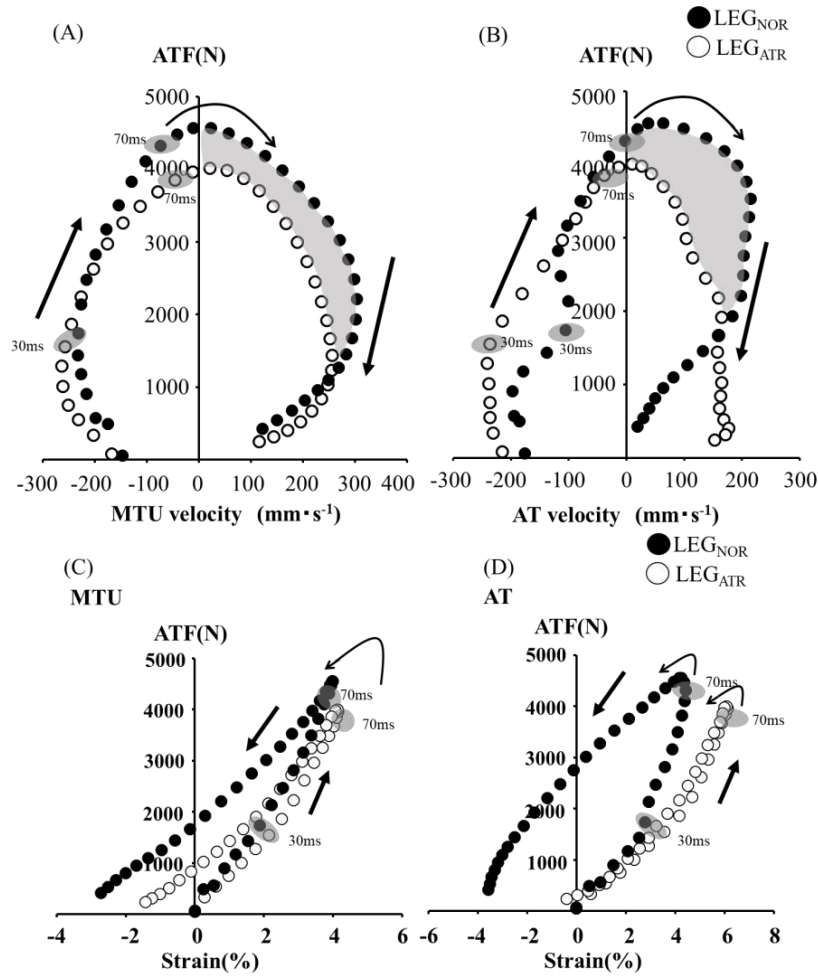
\*\* shows the significant differences between  $LEG_{NOR}$  and  $LEG_{ATR}$  as  $p < 0.01$ .



**Figure 29. Changes of the mechanical work between the LEG<sub>NOR</sub> and LEG<sub>ATR</sub>.**

(A) Negative and positive mechanical works of MTU and Achilles tendon. (B, C) The work ratio of the MTU (B) and Achilles tendon (C) were calculated by dividing positive work by negative work.

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

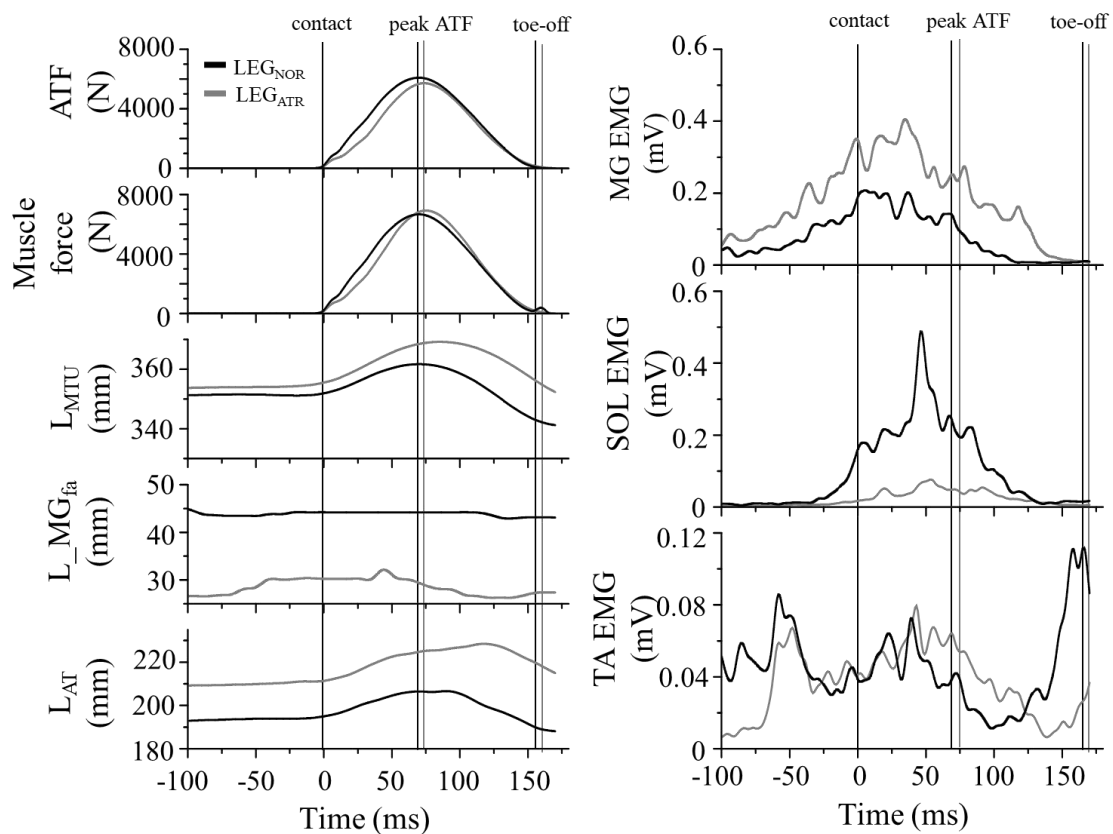


**Figure 30. Averaged force-velocity and force-strain relationships of MTU and Achilles tendon during hopping.**

(A) Averaged instantaneous relationships of Achilles tendon force (ATF) and velocity of muscle-tendon unit (MTU) length during bilateral hopping with non-ruptured (filled) and AT ruptured (circled) legs were plotted for all subjects, (B) Instantaneous relationships of ATF and velocity of change in Achilles tendon length during bilateral hopping were plotted for all subjects. The enhancements of the output of ATF were higher in non-ruptured than in AT ruptured legs (both shadow area in (A) and (B)). The (C) and (D) are the instantaneous ATF-MTU strain and ATF-AT strain curves during bilateral hopping, respectively. The filled circles were non-ruptured leg data and the circle were rupture-experienced leg data. The first shadows indicate the 30 ms point from initial ground contact and the second shadows indicate the 70 ms point from initial ground contact (C, D). The differences between  $LEG_{NOR}$  and  $LEG_{ATR}$  were occurred at the 70 ms point in both MTU and Achilles tendon and at the 30 ms in Achilles tendon but not MTU.

## アキレス腱断裂脚および健常脚におけるホッピング運動中の筋腱動態

ホッピング運動中の筋束の振る舞いを Figure 31 に示す。この対象者の特徴として、接地中の  $LEG_{ATR}$  の筋束は、 $LEG_{NOR}$  よりも短く、アキレス腱は長かった。また、アキレス腱伸張率は、 $LEG_{ATR}$  の方が大きかった ( $LEG_{ATR}$ : 8.2%,  $LEG_{NOR}$ : 6.0%)。



**Figure 31. Typical time course data of the Achilles tendon force (ATF), muscle force medial gastrocnemius muscle-tendon unit length ( $L_{MTU}$ ), medial gastrocnemius fascicle length ( $L_{MG_{fa}}$ ), Achilles tendon length ( $L_{AT}$ ), together with electromyogram (EMG) activities of MG, SOL and TA muscles for all subjects.**

The straight vertical line refers to the initial ground contact, peak Achilles tendon force and toe-off. For EMG, the band-pass filtered and full-wave rectified EMG signals for the stable eight hops.

### 3-4. 考察

#### アキレス腱再断裂のリスク要因について

先行研究での動物実験において、断裂、修復直後のアキレス腱硬度が低下することが報告されており、その要因は、修復過程でアキレス腱の大半を占めるスティフネスの高いI型コラーゲンが減少し、代わりに硬度の低いIII型コラーゲンが増加することに起因すると考えられている (Eriksen et al., 2002; Hardy 1989; Maffulli et al., 2000, 2002; Magnusson et al., 2002; Williams et al., 1984). さらに、腱硬度の低下は、アキレス腱断裂の術後 1 年程度続くことが報告されている (Geremia et al., 2015; Wang et al., 2013). 本研究の対象者であったアキレス腱断裂者は、術後 1 年から 2 年までであり、彼らの断裂脚の最大底屈トルク発揮時のアキレス腱硬度やヤング率は低く (Table 2), 先行研究を支持する結果となった. さらに、本研究ではホッピング運動中のアキレス腱硬度についても検討した. その結果、接地中の断裂脚 (LEG<sub>ATR</sub>) のアキレス腱硬度は健常脚 (LEG<sub>NOR</sub>) よりも小さいことが確認された. また、ホッピング運動中の LEG<sub>ATR</sub> のアキレス腱の伸張量や伸張率が LEG<sub>NOR</sub> よりも大きく、これには LEG<sub>ATR</sub> のアキレス腱断裂による腱の力学的特性の変性が影響したと考えられる. つまり、アキレス腱断裂の再建術後 1, 2 年程度経ち、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、断裂を経験したアキレス腱の材質は十分に回復していないことが示唆された.

先行研究 (Butler et al., 1978) の生体外の実験では、腱の伸張率が腱断裂の重大なリスク

要因であると報告されている。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とされている。本研究でのホッピング運動中の $LEG_{ATR}$ のアキレス腱伸張率は $LEG_{NOR}$ よりも高く、破断領域まで伸張している（伸張率7-8%程度）ことを確認した。つまり、柔らかい $LEG_{ATR}$ のアキレス腱は、ホッピング運動中に過度な伸張-短縮を繰り返すことにより、常にコラーゲン組織にダメージを与えている可能性が考えられる。

一般的に筋腱複合体における筋と腱の伸張率の割合は、筋・腱それぞれの硬度に依存することが報告されている（Cronin et al., 2009; Rack and Westbury, 1984）。プロトコール1で測定した受動的な筋硬度は $LEG_{ATR}$ と $LEG_{NOR}$ の間で違いが見られなかった（Figure 17C）。このような筋と腱の力学的特性の違いは、身体運動中の腱の伸張率に影響を及ぼす可能性がある。実際に、 $LEG_{ATR}$ では、ホッピング運動中のMTUの伸張量とアキレス腱の伸張量との差から推定した筋束の伸張量は小さく（Figure 26C）、アキレス腱伸張量、伸張率は大きかった（Figure 26B）。また、筋腱動態を確認した1名の対象者において、接地中の筋束の長さ変化が一定であったにも関わらずアキレス腱の伸張率は $LEG_{ATR}$ が8.2%、 $LEG_{NOR}$ が6.0%と、 $LEG_{ATR}$ のアキレス腱が破断領域で伸張-短縮していることが明らかとなった（Figure 31）。つまり、 $LEG_{ATR}$ はアキレス腱断裂後も、筋の硬度が変わらなかったために、ホッピング運動中のアキレス腱の伸張率が高まったのかもしれない。

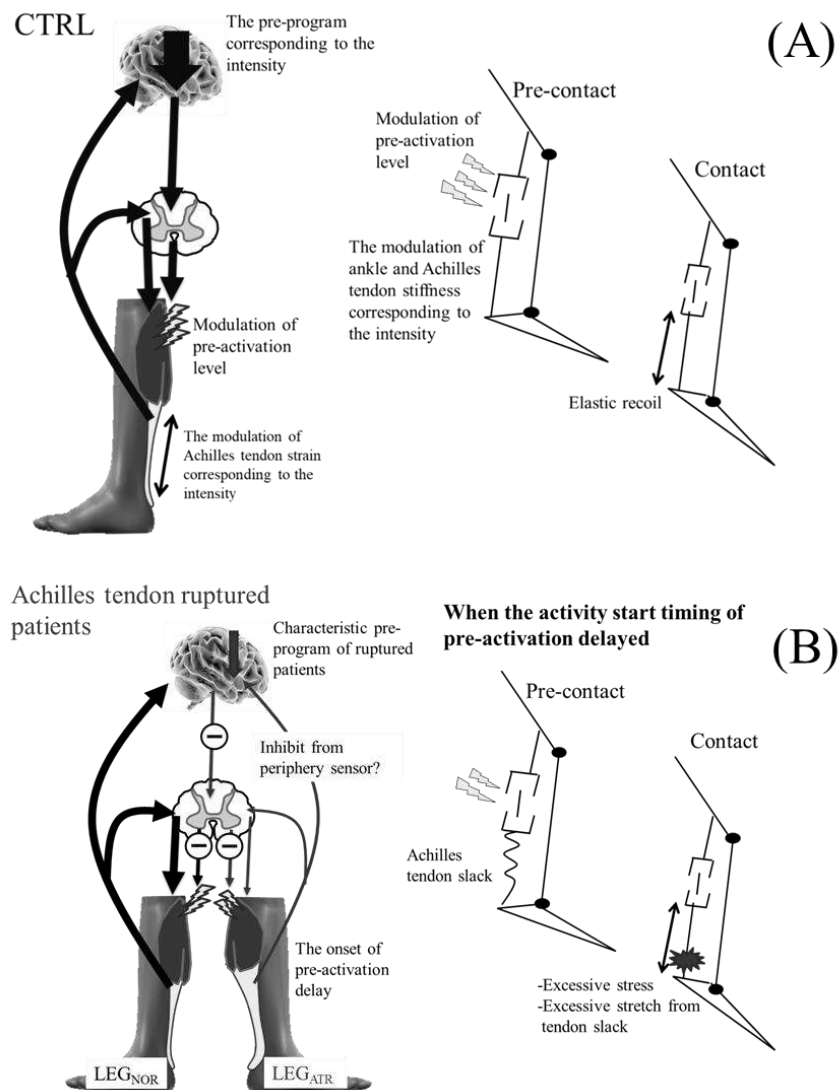
先行研究において、SSC運動中の主動筋の事前筋活動は、 $\alpha$ - $\gamma$  連関を調節し、筋の硬度を高めることで接地直後の急激な伸張による伸張反射の誘発を促進する働きがあることを報告している (Horita et al., 1996). その結果、SSC運動において運動強度が増加すると、事前筋活動の増加にともなって接地中の筋束が短くなり、アキレス腱の伸張-短縮量を増加することができる (Ishikawa et al., 2007; Sousa et al., 2007). プロトコール3で実施した強度の異なるホッピング運動において、運動強度の増加に伴って CTRL では MG の接地前の筋活動の開始が早まり、筋活動量が増加したのに対して、アキレス腱断裂経験者では、LEG<sub>ATR</sub>のみならず LEG<sub>NOR</sub> においても運動強度の増加に伴う筋活動の開始タイミングや筋活動量に変化が認められなかった. この筋活動の開始タイミングは CTRL よりも遅く、アキレス腱断裂経験者では、ホッピング運動中、事前筋活動の量や開始タイミングをホッピング強度に合わせて調整していないため、接地瞬間にアキレス腱に十分な張力が生じておらず、弛みが生じている可能性が高い. この筋活動調整は、接地後に過剰な腱の伸張を抑えるための防御反応の可能性もあるが、上位中枢における調整だけでなく  $\alpha$ - $\gamma$  連関の調節機構やアキレス腱、その周辺部位におけるメカノレセプターの機能不全も影響している可能性があり、今後の検討課題となった.

また、プロトコール4において、MAXでのホッピング運動中、LEG<sub>ATR</sub>は、MGの事前筋活動が LEG<sub>NOR</sub>と同程度であったが、アキレス腱硬度が低かったために、接地中のアキレス腱の伸張率が高かった. この結果は、LEG<sub>ATR</sub>では、アキレス腱の材質低下に加えて、接地

前にアキレス腱硬度を高めることができなかつた点が接地後のアキレス腱の過剰な伸張状態を引き起こした可能性がある。したがって、 $LEG_{ATR}$ は、先述したアキレス腱の材質に加えて、中枢・脊髄レベルでの筋の調整活動も $LEG_{NOR}$ と同程度まで回復していない可能性があり、ホッピング運動中に、腱が破断する領域までアキレス腱を過剰に伸張させ、アキレス腱再断裂のリスクを高めている可能性がある (Figure 32B)。

先述した要因が、アキレス腱裂経験者の再断裂リスクや、ホッピング運動中の運動強度に対応した筋活動の調整が行われない $LEG_{NOR}$ 側のアキレス腱の断裂リスクをも高めることに繋がる可能性がある。





**Figure 32 . Schema of risk factors for Achilles tendon re-rupture**

アキレス腱断裂経験者における断裂後のパフォーマンスが十分に回復しない要因について

アキレス腱断裂者と健常者の安静時のアキレス腱硬度と、片脚ホッピングのパフォーマンスを比較した先行研究 (Wang et al., 2013) では、アキレス腱断裂経験者に見られた低いジャンプ高は、断裂脚アキレス腱のヒステリシスの大きさが影響している可能性があり、接地中にアキレス腱に蓄積された弾性エネルギーが熱などとして放散されてしまったこと

が影響していると推察されている。本研究のプロトコール 4 において、アキレス腱の弾性利用効果を評価するアキレス腱の仕事量の割合 (Work ratio) も  $LEG_{NOR}$  よりも  $LEG_{ATR}$  で低く (Figure 29C), 弾性エネルギーの利用効率が低下していることが確認できる。また、ホッピング運動中のアキレス腱の力 - 速度関係において、 $LEG_{ATR}$  では接地後半で ATF の増強効果 (Potentiation) が見られなかったことは (Figure 30BD), アキレス腱断裂後の材質低下が弾性エネルギーの蓄積 - 再利用に影響を及ぼすという先行研究 (Wang et al. 2013) を支持した。

SSC を利用するダイナミックな身体運動中におけるアキレス腱の弾性利用に影響するアキレス腱硬度やヤング率は、筋活動特性によって調整される (Ishikawa et al., 2007; Komi and Nicol, 2011)。特に、接地前の事前筋活動や接地直後の伸張反射の大きさが、接地中の ATF やアキレス腱硬度を高め、アキレス腱の弾性利用に重要な役割を果たすことが知られている (Figure 33A : Ishikawa and Komi 2008; Komi 2000)。特に SSC 運動中の伸張反射は、筋放電から筋トルク出現までの時間、電気力学的遅延 (Electro mechanical delay : EMD) を考慮すると (Nicol and Komi 1998), ホッピングのような接地時間の短い運動 (100 ms 程度) の場合、伸張反射で高まった筋活動は接地後 50 ms 以降 (短潜時反射 SLR 局面後) の ATF に影響を及ぼし、その反射活動による ATF の増強効果は、筋腱複合体の短縮局面 (Shortening phase: 約 70 msec 以降) で貢献できると考えられる (石川と Komi, 2007)。しかしながら、本研究では、ホッピング中の MG の接地前の筋活動の開始タイミングが遅れる (プロトコ

ール3) ことに加えて、短潜時反射局面における SOL の筋活動は、 $LEG_{NOR}$  と比較して  $LEG_{ATR}$  で低かった (Figure 27)。その結果、 $LEG_{ATR}$  では ATF が低くなり、腱の力 - 速度関係における接地後 70 ms 以降の力の増強効果が観察されなかったことにつながる。つまり、アキレス腱断裂後のパフォーマンスが十分に回復しない要因は、アキレス腱断裂による腱の材質低下に加えて、ホッピング運動中の筋活動応答の低下が影響したことで ATF を高められず、従来の SSC のコンセプトに従ったアキレス腱の弾性エネルギーの蓄積 - 再利用が効果的に行われていないことに起因している可能性が考えられた (Figure 33B)。

一方で、接地後半 (Shortening 局面) の筋の調整活動において、 $LEG_{ATR}$  の SOL の筋活動レベルが  $LEG_{NOR}$  と比較して高い特徴がみられた (Figure 27)。様々なジャンプ運動中 (足関節のみのジャンプ、垂直跳び、反動無しスクワットジャンプ、ホッピング、ドロップジャンプ) の筋腱の仕事量を調査した先行研究において、アキレス腱の弾性利用が高いホッピングやドロップジャンプでは、接地前半で高まった弾性エネルギーを接地後半で再利用するために、接地後半での筋束の仕事量や筋活動レベルが低いことが報告されている (Fukashiro et al., 2005; Fukashiro et al., 1995a)。本研究では、先述したアキレス腱の Work ratio が  $LEG_{NOR}$  より  $LEG_{ATR}$  で低く、Shortening 局面での SOL の筋活動レベルが高かった (Figure 25)。つまり、 $LEG_{ATR}$  は、アキレス腱断裂による材質低下によって効果的に利用できないアキレス腱の弾性エネルギーの再利用を補うために、主動筋の筋活動レベルを高めて筋収縮活動を増加させてホッピングを行っている可能性がある。

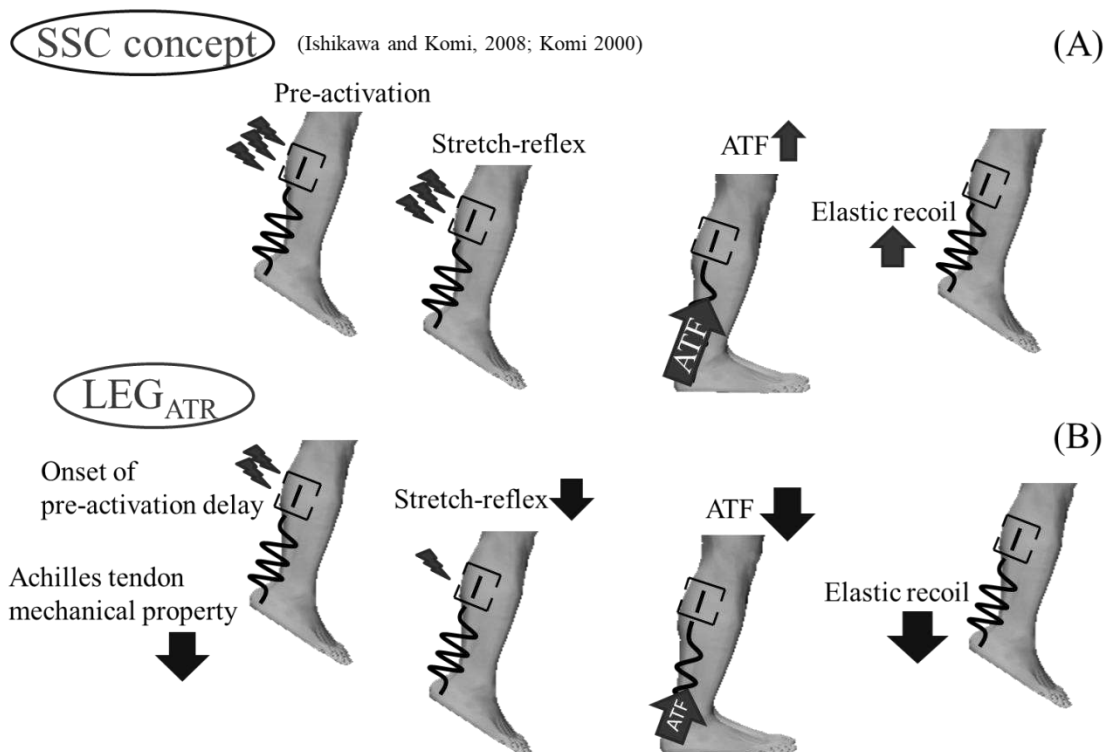


Figure 33. Schema of not recover for performance after Achilles tendon rupture.

### 3-5. まとめ

本研究では、アキレス腱断裂経験者のホッピング運動中の筋活動とアキレス腱動態を明らかにし、アキレス腱再断裂のリスク要因や断裂後のパフォーマンスが回復しない要因を検討することを目的とした。その結果、下記の事が明らかとなった。

- 1) アキレス腱再建術を受けてから2年程度経過したアキレス腱は LEG<sub>NOR</sub> のアキレス腱と比較して長く、硬度が低いことが確認され、再建術後2年程度経過し日常生活を行える状態であったとしても、アキレス腱硬度は十分回復していない可能性がある。その結果、柔らかい LEG<sub>ATR</sub> のアキレス腱では、腱が破断する伸張率（8%）まで伸ばされているこ

とが確認された。また、接地前の MG 事前筋活動の開始タイミングはアキレス腱断裂経験者の  $LEG_{ATR}$  のみならず、 $LEG_{NOR}$  においても遅れることが明らかとなった。つまり、負荷強度に応じた上位中枢による事前筋活動の活動開始タイミングが遅れることがアキレス腱再断裂のリスク要因となる可能性が示唆された。

- 2) ホッピング運動中のアキレス腱の弾性利用効果を評価する指標であるアキレス腱の **Work ratio** は  $LEG_{ATR}$  が  $LEG_{NOR}$  よりも小さかった。これは、MG の事前筋活動の開始タイミングが遅れることに加えて、接地期前半の短潜時反射局面において、**SOL** の筋活動レベルが低下し、**ATF** の低下を招いたことに起因していると考えられる。つまり、アキレス腱断裂による腱の材質低下に加えて、筋の活動応答の低下が影響して弾性エネルギーを効果的に利用できていないことが、断裂後のパフォーマンスが回復しない要因になっている可能性が示唆された。また、ホッピング運動中、アキレス腱断裂者の  $LEG_{ATR}$  では、腱断裂による腱の弾性利用効率の低下を補償するために、接地期後半 (**Shortening** 局面) で **SOL** の筋活動レベルを高めて調整していることが明らかとなった。

## 第4章：総括論議

本研究では、ダイナミックな身体運動中のアキレス腱長の測定方法を確立した後、アキレス腱再断裂が生じるリスク要因や断裂後にパフォーマンスが十分に回復しない要因について検討するために、アキレス腱の伸張率に影響を及ぼすアキレス腱硬度と筋の調整活動に注目し、ホッピング運動中の筋活動特性やアキレス腱の機能的・形態的特性を明らかにした。その結果、本実験に参加したアキレス腱断裂経験者の断裂脚（LEG<sub>ATR</sub>）のアキレス腱の材質が十分回復していない点や、ダイナミックな運動中の事前筋活動が強度に依存して調整されていない点が、再断裂リスクを高める可能性であると示した。また、LEG<sub>ATR</sub>は腱断裂後にアキレス腱の材質低下に加えて、メカノレセプターや上位中枢による反射応答の低下が影響してATFが低下し、弾性エネルギーの蓄積と再利用が効果的に行われていないことが断裂後にパフォーマンスが十分に回復しない要因となっている可能性を示した。本章では、本実験で得られた結果を基にして、アキレス腱断裂後のリハビリテーションに対する新たな方法の提案をする。

断裂脚（LEG<sub>ATR</sub>）のアキレス腱は、足関節最大底屈トルク発揮中のアキレス腱硬度やヤング率が健常脚（LEG<sub>NOR</sub>）と比較して低かったが、受動底屈トルク発揮中の筋束硬度に違いが見られなかった。これによってホッピング運動中のLEG<sub>ATR</sub>のアキレス腱伸張量や伸張率が高まった可能性が高い。実際に、1名の対象者において、MAXでのホッピング運動中、筋束の長さ変化は一定であったが、アキレス腱の伸張率は破断領域で伸張－短縮を行って

いたことが明らかとなった。また、アキレス腱断裂による腱の材質低下は、ダイナミックな運動中のアキレス腱の伸張率を高めて破綻領域で活動させるだけでなく、ホッピングにおけるアキレス腱の仕事量の割合（Work ratio）も  $LEG_{NOR}$  より  $LEG_{ATR}$  で低くなり、アキレス腱の弾性エネルギーの再利用効率が低下したことで、 $LEG_{ATR}$  の接地後半局面でみられる増強効果（Potentiation）が消失していた。

したがって、アキレス腱断裂に対するリハビリテーションでは、腱断裂により低下したアキレス腱硬度を回復させるトレーニングが重要となる。近年では、トレーニングによる腱の可塑性に関する研究が行われており、トレーニングにおける腱硬度の増加には、トレーニング強度と動作速度が重要であることが数多く報告されている（Arampatzis et al., 2007, 2009; Kubo et al., 2006, 2012; Reeves et al., 2003）。中でも Arampatzis（2009）は、高負荷でのアイソメトリックトレーニングを推奨している。先行研究（久保 2016; Kubo et al., 2012）では、高強度のアイソメトリックトレーニングとアイソトニックトレーニングでの腱内のコラーゲン合成を比較しており、アイソメトリックトレーニングでは、腱や皮膚などの組織由来のタイプIコラーゲンの合成が高まることを明らかにしている。したがって、アキレス腱断裂後に行う高強度でのアイソメトリックでのトレーニングは、アキレス腱硬度を高め、運動中のアキレス腱の伸張率の低下や弾性利用効率の向上に繋がるかもしれない。

アキレス腱断裂経験者では、ホッピング運動中、事前筋活動の量や開始タイミングをホッピング強度に合わせて調整していないため、接地瞬間にアキレス腱に十分な張力が生じ

ておらず、弛みが生じている可能性があり、アキレス腱断裂経験者にはアキレス腱硬度を高めるトレーニングだけでなく、運動強度に依存した筋活動の調整が行われるようなトレーニングが重要となる。先行研究 (Taube et al., 2012) において、繰り返しのある SSC 運動での事前筋活動は、常に着地衝撃のフィードバックが行われることで調整されるとされている。このことから、本研究で用いたようなホッピングでは着地衝撃に応じた筋活動の調整機能がトレーニングされることが期待される。

以上のことから、アキレス腱断裂経験者の再建術後のリハビリテーションでは、アキレス腱硬度を高めるために比較的ゆっくりのアイソメトリックトレーニングを行い、アキレス腱硬度を回復させ、筋活動の調整を行わせることが重要となる。



## 参考文献

Alexander RM, Bennet HC. (1977) Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*. 265: 114-117.

Agres AN, Duda GN, Gehlen TJ, Arampatzis A, Taylor WR, Manegold S. (2015) 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.

Albracht K, Arampatzis A. (2013) Exercise-induced changes in triceps surae tendon stiffness and muscle strength affect running economy in humans. *Eur J Appl Physiol*. 113: 1605-1615.

Arai A, Ishikawa M, Ito A. (2013) Agonist-antagonist muscle activation during drop jumps. *Eur J Sport Sci*. 13(5): 490-498.

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 (2015) 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.

Arampatzis A, Stafilidis S, DeMonte G, Karamanidis K, Morey-Klapsing G, Brüggemann GP. (2005) Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort. *J Biomech*. 38(4): 833-841.

Arampatzis A, De Monte G, Karamanidis K, Morey-Klapsing S, Brüggemann GP (2006) Influence of the muscletendon unit's mechanical and morphological properties on running economy.

J Exp Biol. 209: 3345-3357.

Arampatzis A, Karamanidis K, Albracht K (2007) Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. J Exp Biol. 210: 2743-2753.

Arampatzis A, Monte GD, Karamanidis K. (2008) Effect of joint rotation correction when measuring elongation of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. J Electromyography Kinesiology. 18(3): 503-508.

Arampatzis A, Karamanidis K, Mademi L, Albrach K. (2009) Plasticity of the human tendon to short- and long-term mechanical loading. Exerc Sport Sci Rev. 37(2): 66-72.

Aroen A, Helgo D, Granlund O, Bahr R. (2004) Contralateral tendon rupture risk is increased in individuals with a previous Achilles tendon rupture. Scand J Med Sci Sports. 14: 30-33.

Biewener AA, Konieczynski DD, Baudinette RV. (1998) In vivo muscle force-length behavior during steady-speed hopping in tammar wallabies. J Exp Biol. 201(Pt 11): 1681-1694.

Biewener AA, Roberts, T.J. (2000) Muscle and tendon contributions to force, work, and elastic energy savings : a comparative perspective. Exerc Sport Sci Rev. 28: 99-107.

Bus SA. (2003) Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. Med Sci Sports Exerc. 35(7): 1167-1175.

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

Chang YJ, Kulig K. (2015) The neuromechanical adaptations to Achilles tendinosis. *J Physiol.* 593(15): 3373-3387.

Cronin NJ, Ishikawa M, Grey MJ, af Klint R, Komi PV, Avela J, Sinkjaer T, Voigt M. (2009) Mechanical and neural stretch responses of the human soleus muscle at different walking speeds. *J. Physiol.* 587: 3375-3382.

Cronin NJ, Peltonen J, Ishikawa M, Komi PV, Avela J, Sinkjaer T, Voigt M. (2010) Achilles tendon length changes during walking in long-term diabetes patients. *Clin Biomech.* 25: 476-482.

Debenham JR, Travers MJ, Gibson W, Campbell A. (2016) Achilles tendinopathy alters stretch shortening cycle behaviour during a sub-maximal hopping task. *J Sci Med Sport.* 19(1): 69-73.

Don R, Ranavolo A, Cacchio A, Serrao M, Costabile F, Iachelli M, Camerota F, Frascarelli M,

Dowson TJ, Taylor CR. (1973) Energetic cost of locomotion in Kangaroos. *Nature.* 246: 313-314.

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

Fouré A, Nordez A, Cornu C. (2010) Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol* (1985). 109(3): 849-854.

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

Fukashiro S, Itoh M, Ichinose Y, Kawakami Y, Fukunaga T. (1995b) Ultrasonography gives directly

but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 71(6): 555-557.

Fukashiro S, Kurokawa S, Hay DC, Nagano A. (2005) Comparison of Muscle-Tendon Interaction of Human M. Gastrocnemius Between Ankle and Drop-Jumping. *Int. J. Sport Health Sci.* 3: 253-263.

Fukashiro S. (2006) Comparison of the Muscle-tendon Complex Behavior in the Gastrocnemius During 4 types of Human Vertical Jumping in vivo. *Int. J. Sport Health Sci.* 4: 298-302.

Fukunaga T, Ito M, Ichinose Y, Kuno S, Kawakami Y, Fukashiro S. (1996) Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *J Appl Physiol.* 81(3): 1430-1433.

Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, Kawakami Y, Fukashiro S. (1997) Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J Appl Physiol.* 82(1): 354-358.

Fukunaga T, Kawakami Y, Kubo K, Kanehisa H. (2002) Muscle and tendon interaction during human movements. *Exerc Sport Sci Rev.* 30(3): 106-110.

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

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

Grey MJ, Ladouceur M, Andersen JB, Nielsen JB, Sinkjaer T. (2001) Group II muscle afferents probably contribute to the medium latency soleus stretch reflex during walking in humans. *J Physiol.* 534(Pt 3): 925-933.

Grieve DW, Pheasant S, Cavanagh PR. (1978) Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In E. Asmussen & K. Jorgensen, editors. *Biomechanics IV-A* Baltimore, MD: University Park Press; pp. 405-412.

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

橋本健史 (2014) 腱・靭帯の力学的特性と修復過程. *臨床スポーツ医学* 31(7): 598-603.

林光俊, 石井良章. (2008) アキレス腱断裂 発症のメカニズムとその予防・再発予防. *臨床スポーツ医学* 25 : 143-147.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 10(5): 361-374.

久野峻幸, 楠本一樹, 栗原俊之, 石川昌紀, 川上泰雄, 小田俊明 (2015) 個人のアキレス腱形状と筋力データを用いた有限要素シミュレーションによる運動時のアキレス腱局所変形の推定. *バイオメカニクス研究* 19 (1): 2-10.

Hodgson JA, Finni T, Lai AM, Edgerton VR, Sinha S. (2006) 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.

Hof AL, Geelen BA, Van den Berg J. (1983) Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. *J Biomech.* 16(7): 523-537.

Hoffrén M, Ishikawa M, Komi PV. (2007) Age-related neuromuscular function during drop jumps. *J Appl Physiol.* 103(4): 1276-1283.

Hoffrén M, Ishikawa M, Rantalainen T, Avela J, Komi PV. (2011) Age-related muscle activation profiles and joint stiffness regulation in repetitive hopping. *J Electromyogr Kinesiol.* 21(3): 483-491.

Hoffrén M, Ishikawa M, Avela J, Komi PV. (2012) Age-related fascicle-tendon interaction in repetitive hopping. *Eur J Appl Physiol.* 112(12): 4035-4043.

Hoffrén-Mikkola M, Ishikawa M, Rantalainen T, Avela J, Komi PV. (2015) Neuromuscular mechanics and hopping training in elderly. *Eur J Appl Physiol.* 115(5): 863-877.

Horita T, Komi PV, Nicol C, Kyröläinen H, Takala TE. (1996) Stretch shortening cycle fatigue : interaction among joint stiffness, reflex and muscle mechanical performance in drop jump. *Eur J Appl Physiol.* 73(5): 393-403.

Ishikawa M, Finni T, Komi PV. (2003) Behaviour of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercises in vivo. *Acta Physiol Scand.* 178(3): 205-213.

Ishikawa M, Niemelä E, Komi PV. (2005) Interaction between fascicle and tendinous tissues in short-contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. *J Appl Physiol.* 99(1): 217-223.

Ishikawa M, Pakaslahti J, Komi PV. (2007) Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture*. 25(3): 380-384.

石川昌紀, Komi PV. (2007) 身体運動中の骨格筋の動態と機能. *バイオメカニクス研究* 11: 144-150.

Ishikawa M, Komi PV. (2008) Muscle fascicle and tendon behavior during human locomotion revisited. *Exerc Sport Sci Rev*. 36(4): 193-199.

Iwanuma S, Akagi R, Kurihara T, Ikegawa S, Kanehisa H, Fukunaga T, Kawakami Y. (2011) Longitudinal and transverse deformation of human Achilles tendon induced by isometric plantar flexion at different intensities. *J Appl Physiol*. 110(6): 1615-1621.

Jandacka D, Zahradnik D, Foldyna K, Hamill J. (2013) Running biomechanics in a long-term monitored recreational athlete with a history of Achilles tendon rupture. *BMJ Case Rep*. 28; pii: bcr2012007370. doi: 10.1136/bcr-2012-007370.

Jandacka D, Zahradnik D, Farana R, Uchytíl J, Hamill J. (2017) Footfall patterns of a runner with an Achilles tendon rupture. *J Sport Health Sci*. 6(4): 498-502.

Józar LG, Kannus P. (1997) Spontaneous Rupture of Tendons. *Human Tendons : Anatomy, Physiology, and Pathology*. Human Kinetics : USA, pp 255-325.

Kawakami Y, Abe T, Fukunaga T. (1993) Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied

than in normal muscles. *J Appl Physiol.* 74(6): 2740-2744.

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.

Kawakami Y, Muraoka T, Ito S, Kanehisa H, Fukunaga T. (2002) In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol.* 540(Pt 2): 635-646.

Kawakami Y, Fukunaga T. (2005) New insights into in vivo human skeletal muscle function. *Exerc Sport Sci Rev.* 34(1): 16-21.

Kjaer M. (2004) Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol Rev.* 84: 649-698.

Komi PV. (1990) Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J Biomech.* 23 (suppl. 1): 23-34.

Komi PV, Bosco C (1978) Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports.* 10: 261-265.

Komi PV, Fukashiro S, Jarvinen M. (1992) Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clin Sports Med.* 11: 521-531.

Komi PV. (2000) Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech.* 33(10): 1197-1206.

Komi PV, Nicol C. (2011) Neuromuscular aspects of sport performance, Volume XVII. In P. V. Komi



(ed.), Stretch-shortening cycle of muscle function (pp. 15-31). Oxford, UK: Wiley-Blackwell.

Kubo K, Kanehisa H, Takeshita D, Kawakami Y, Fukashiro S, Fukunaga T. (2000a) In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiol Scand.* 170(2): 127-135.

Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T (2000b) Elastic properties of muscle-tendon complex in long distance runners. *Eur J Appl Physiol.* 81: 181-187

Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. (2002) Effects of resistance and stretching training programs on the viscoelastic properties of tendon structures in vivo. *J. Physiol.* 538: 219–226.

Kubo K, Ohgo K, Takeishi R, Yoshinaga N, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. (2006) Effect of isometric training at different knee angles on the muscle-tendon complex in vivo. *Scand J Med Sci Sports.* 16(3): 159-167.

Kubo K, Yuki K, Ikebukuro T. (2012) Changes in bone alkaline phosphatase and procollagen type-1 C-peptide after static and dynamic exercises. *Res Q Exerc Sport.* 83(1): 49-54.

Kubo K, Miyazaki D, Shimoju S, Tsunoda N. (2015) Relationship between elastic properties of tendon structures and performance in long distance runners. *Eur J Appl Physiol.* 115(8): 1725-1733.

久保啓太郎 (2016) アイソメトリックトレーニングが腱に及ぼす影響. *体育の科学* 66 (3) : 221-224.

Kuitunen S, Ogiso K, Komi PV. (2011) Leg and joint stiffness in human hopping. *Scand J Med Sci*

Sports. 21(6): e159-167.

Kunimasa Y, Sano K, Oda T, Nicol C, Komi PV, Locatelli E, Ito A, Ishikawa M. (2014) Specific muscle-tendon architecture in elite Kenyan distance runners. *Scand J Med Sci Sports*. 24(4): e269-274.

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. (2017) 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.

Kurokawa S, Fukunaga T, Fukashiro S. (2001) Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *J Appl Physiol*. 90(4): 1349-1358.

Lai A, Schache AG, Lin YC, Pandy MG. (2014) Tendon elastic strain energy in the human ankle plantar-flexors and its role with increased running speed. *J Exp Biol*. 1; 217(Pt 17): 3159-3168.

Lichtwark GA, Wilson AM. (2005) In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *J Exp Biol*. 208 (Pt 24): 4715-4725.

Lichtwark GA, Barclay CJ (2010) The influence of tendon compliance on muscle power output and efficiency during cyclic contractions. *J Exp Biol*. 213: 707-714.

Maffulli N, Ewen SW, Waterston SW, Reaper J, Barrass V. (2000) 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.

Maffulli N, Moller HD, Evans CH. (2002) Tendon healing : can it be optimised?. *Br J Sports Med.* 36(5): 315-316.

Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. (1998) In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *J Physiol.* 512 ( Pt 2): 603-614.

Maganaris CN, Paul JP. (2000) Load-elongation characteristics of in vivo human tendon and aponeurosis. *J Exp Biol.* 203: 751-756.

Maganaris C.S (2001) Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand.* 172: 279-285.

Magnusson SP, Qvortrup K, Larsen JO, Rosager S, Hanson P, Aagaard P, Krogsgaard M, Kjaer M. (2002) Collagen fibril size and crimp morphology in ruptured and intact Achilles tendons. *Matrix Biol.* 21(4): 369-377.

Magnusson SP, Hansen P, Aagaard P, Brond J, Dyhre-Poulsen P, Bojsen-Moller J, Kjaer

M. (2003) Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiol Scand.* 177: 185-195.

Matthew C, Moore MJ, Campbell L. (1987) A quantitative ultrastructural study of collagen fibril formation in the healing extensor digitorum longus tendon of the rat. *J Hand Surg [Br]*. 12: 313-320.

McDonagh MJ, Duncan A. (2002) Interaction of pre-programmed control and natural stretch reflexes in human landing movements. *J Physiol.* 1;544 (Pt 3): 985-994.

茂木康嘉, 鳥居俊, 川上泰雄, 矢内利政. (2013) 思春期男子におけるアキレス腱の形態学的・力学的特性. *体力科学* 62(4): 303-313.

中嶋寛之 (1997) *The Sports Medicine bible*. 1 版. NAP: 東京, pp. 103-104.

Narici MV, Maganaris CN, Reeves ND, Capodaglio P. (2003) Effect of aging on human muscle architecture. *J Appl Physiol.* 95(6): 2229-2234.

Nicol C, Komi PV. (1998) Significance of passively induced stretch reflexes on Achilles tendon force enhancement. *Muscle Nerve.* 21(11): 1546-1548.

Rack PM, Westbury DR. (1984) Elastic properties of the cat soleus tendon and their functional importance. *J Physiol.* 347: 479-495.

Reeves ND, Narici MV. (2003) Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol.* 95(3): 1090-1096.

Roberts JT, Marsh RL, Weyand PG, Taylor CR. (1997) Muscular Force in Running Turkeys: The

Economy of Minimizing Work. *Science*. 275(21): 1113-1115.

Rugg SG, Gregor RJ, Mandelbaum BR, Chiu L. (1990) In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). *J Biomech*. 23(5): 495-501.

Sano K, Ishikawa M, Nobue A, Danno Y, Akiyama M, Oda T, Ito A, Hoffrén M, Nicol C, Locatelli E,

Komi PV. (2013) Muscle-tendon interaction and EMG profiles of world class endurance runners during hopping. *Eur J Appl Physiol*. 113(6): 1395-1403.

Sano K, Akiyama M, Hoffrén-Mikkola M, Ito A, Komi PV, Ishikawa M. (2015) Age-specific neuromuscular interaction during elderly habitual running. *Acta Physiol*. 215: 79-88.

Silbernagel KG, Willy R, Davis I. (2012) Preinjury and postinjury running analysis along with measurements of strength and tendon length in a patient with a surgically repaired Achilles tendon rupture. *J Orthop Sports Phys Ther*. 42(6): 521-529.

Sinha S, Kinugasa R. (2012) Achilles Tendon: Imaging Studies of the Mechanical and Architectural Characteristics of the Human Achilles Tendon in Normal, Unloaded and Rehabilitating Conditions. (pp. 978-953). ISBN.

Sousa F, Ishikawa M, Vilas-Boas JP, Komi PV. (2007) Intensity and muscle-specific fascicle behavior during human drop jumps. *J Appl Physiol*. 102(1): 382-389.

Stenroth L, Peltonen J, Cronin NJ, Sipilä S, Finni T. (2012) Age-related differences in Achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *J Appl Physiol*. 113(10):1537-1544.

Stosic J and Finni T. (2011) Gastrocnemius tendon length and strain are different when assessed using straight or curved tendon model. *Eur J Appl Physiol.* 111(12): 3151-3154.

高幣民雄 (2014) ナショナルチームドクター・トレーナーが書いた種目別スポーツ障害の診療. 南江堂東京, pp. 366-375.

Taube W, Leukel C, Gollhofer A. (2012) How neurons make us jump: the neural control of stretch-shortening cycle movements. *Exerc Sport Sci Rev.* 40(2): 106-115.

鶴池政明, 上勝也. (2001) 損傷した腱・靭帯の治癒過程. *大阪体育大学紀要*, 32:149-157.

内山英司 (2007) アキレス腱断裂の新しい手術法をめぐって. *Sportsmedicine.* 91: 6-13.

内山英司 (2016) アキレス腱断裂の治療. *運動と医学の出版社*: 東京. pp. 14-27.

Voigt M, Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P, Klausen K. (1995) Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *J Biomech.* 28(3): 293-307.

Wang HK, Chiang H, Chen WS, Shih TT, Huang YC, Jiang CC. (2013) Early neuromechanical outcomes of the triceps surae muscle-tendon after an Achilles tendon repair. *Arch Phys Med Rehabil.* 94(8): 1590-1598.

Williams F, Mccullagh KG, Silver IA. (1984) The distribution of type I and III collagen and fibronectin in the healing equine tendon. *Connective Tissue Research.* 12: 211-227.

Wong J, Barrass V, Maffulli N. (2002) Quantitative review of operative and nonoperative

management of Achilles tendon ruptures. Am J Sports Med. 30(4): 565-575.

安見拓也, 村木良博. (2008) アキレス腱断裂・テニスレッグ 発症・再発を防ぐトレーニング法. 臨床スポーツ医学 25: 148-152.

## 謝辞

博士論文執筆にあたり多くの先生方にご指導とご協力をいただきました。石川昌紀先生には、博士後期課程入学から長きに渡り、時には厳しく、時には優しく懇切丁寧なご指導を賜りました。心より感謝申し上げます。

本論文の審査とご校閲いただきました前島悦子先生、下河内洋平先生に謹んで御礼申し上げます。

また、森ノ宮医療大学の佐野加奈絵先生をはじめ、大阪体育大学研究員の新井彩先生、石川研究室助手の国正陽子先生には、測定の協力や博士論文の執筆にあたりご協力いただきました。心より感謝致します。

最後に、これまで私を温かく見守り、多大なる支援して下さった両親、妻、息子、姉、義兄に感謝申し上げます。

本研究は、JSPS 科研費 26702026 の助成によって実施されました。ここに記して感謝の意を表します。

2019年 2月

小田 啓之