

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
第4章：総括論議	82
参考文献	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增強し, 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_{AT}：アキレス腱横断面積

L_{AT}：アキレス腱（外部腱）の長さ

L_{AT seg}：アキレス腱セグメント長

L_{TT}：アキレス腱組織長

MA_{AT}：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_{MTU}：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_{MG_{fa}}：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_{ATR}：アキレス腱断裂経験者の断裂脚

LEG_{NOR}：アキレス腱断裂経験者の健常脚

・その他

F_z：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 ± 3 歳, 身長: 178.2 ± 5.5 cm, 体質量: 74.8 ± 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° とし、そこから足関節を 20° , 30° 底屈させた足関節角度をそれぞれ 110° , 120° 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。

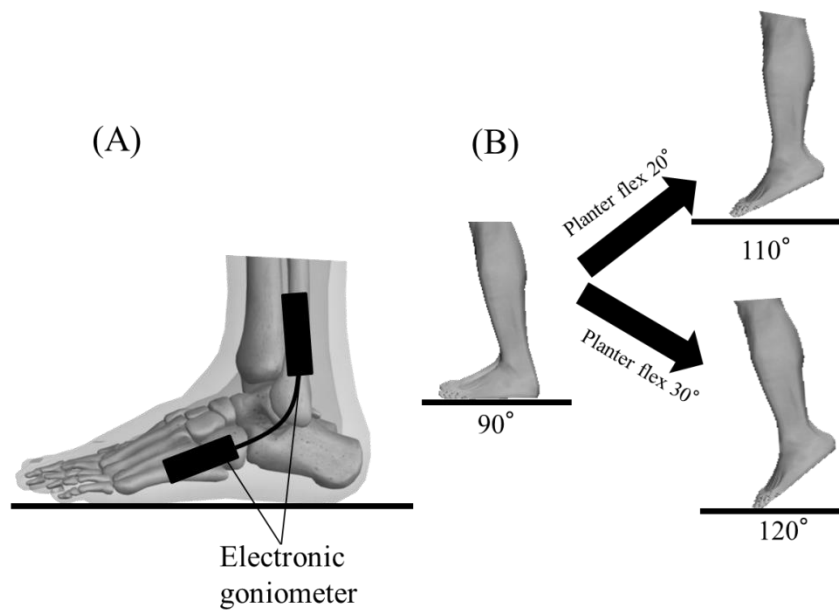


Figure 1. Schematic representations of experimental set up (A) and protocol (B).

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° から 110° 、 110° から 120° と、 90° から 120° へと変化させた時の L_{AT} の変化量 (ΔL_{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° から 110° 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° は静止立位姿勢である 90° 条件での L_{AT} 、 L_{AT110° は

足関節を 20° 底屈させた姿勢である 110° 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)。

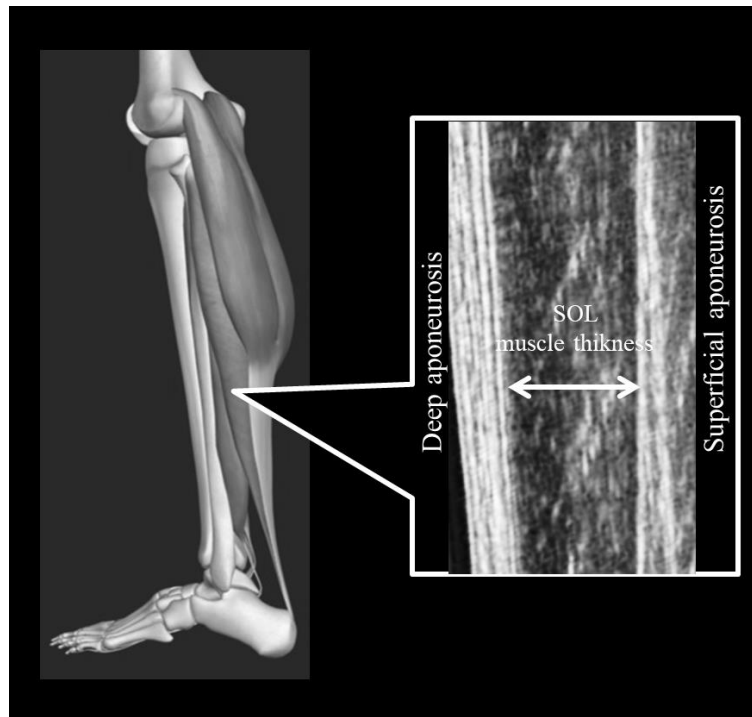


Figure 3. Measurement schema for soleus muscle thickness .

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 ± 1.5 cm、二点間直線モデルで 4.8 ± 1.0 cm、外部曲線モデルで 5.5 ± 1.7 cm となり、実測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）。

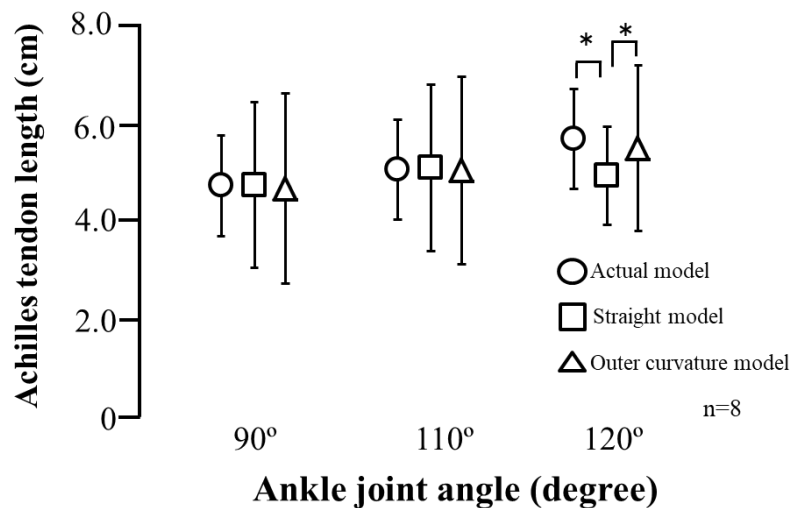


Figure 4. Achilles tendon length calculated by different models at difference ankle joint angles.

* 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° から 110° 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、統計上有意味な差は認められなかった。しかしながら、足関節角度 110° から 120° 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° から 120° 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: $22.0 \pm 17.2\%$, $p < 0.05$)。

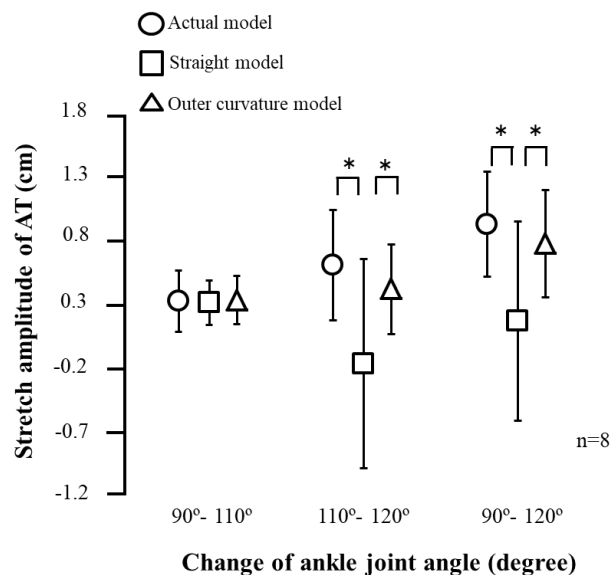


Figure 5. Stretch amplitudes of Achilles tendon with changes of ankle joint angle.

*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° 、 110° と 120° 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° で最も高く (90° vs 120° : $p < 0.05$, 110° vs 120° : $p < 0.05$)、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)。

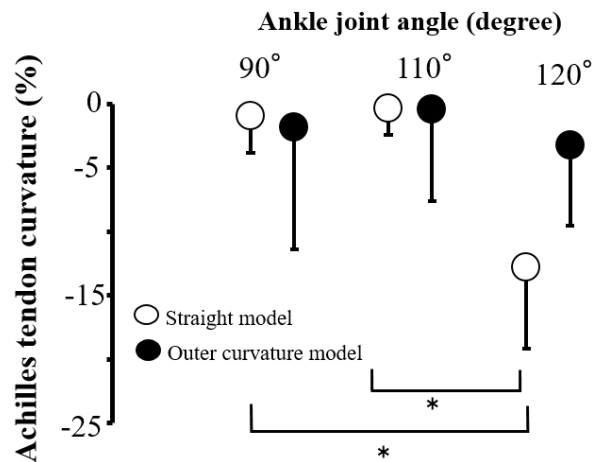


Figure 6. Achilles tendon curvatures at different ankle joint angles.

* 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に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° 、最大底屈時で 110° 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° 、足関節最大背屈時で 80° 、離地直前で 120° 程度であることが明らかとなっている。足関節角度 110° と 120° 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° と 120° 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° から 120° 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。