

博士論文

超音波 Real-time Tissue Elastography を用いた腓腹筋および
アキレス腱に対する運動負荷後の硬度変化に関する研究

平成 28 年度

筑波大学大学院人間総合科学研究科スポーツ医学専攻

廣野 準一

筑波大学

専門用語の定義および説明

コンディショニング：

スポーツ選手がその競技で最高のパフォーマンスを発揮するために、心身の状態を調整すること。

stiffness（スティフネス）：

組織の長軸方向に力を加えた際の、組織の伸長と力の関係から求められる硬さの指標。

hardness（ハードネス）：

垂直方向の圧力に対して組織から提供される抵抗力。

音響インピーダンス：

音が伝搬する組織の密度と音速の積で表される値。いわゆる音に関する組織の抵抗値。

歪み：

物体は外力が作用するとその内部に応力が生じ、形や大きさが変化する。この時の変形量と初期の寸法を比較した割合。

タイトネス：

筋-腱複合体が他動的な関節運動により、線維の方向に沿った方向に伸長された時の硬さ。関節角度や距離によって測定される。

筋-腱複合体：

筋腹と筋腹を骨やその他付着対象物に結合する腱の総称.

遅発性筋痛 (Delayed Onset Muscle Soreness: DOMS)：

エキセントリック収縮を主体とした運動や, 高強度あるいは高頻度の運動により発生する, 運動の数時間から数日後に発生する筋の痛み.

伸長-短縮サイクル (Stretch-Shortening Cycle: SSC)：

走行時や跳躍時に下肢筋群に起こる, エキセントリック収縮によって身体の持つ運動エネルギーを受け止め, その後即座にコンセントリックな収縮によって前方や上方へ運動エネルギーを移動させる運動.

外傷：

スポーツにおいて, 1 回の外力が身体に作用して引き起こす損傷.

障害：

スポーツによって繰り返す微小な外力が, 慢性的に身体に作用して引き起こす損傷.

関連論文

1) 廣野準一，向井直樹，高柳尚司，宮川俊平：一過性運動が腓腹筋およびアキレス腱の硬度に及ぼす影響—超音波 Real-time Tissue Elastography を用いた検討—．体力科学，69(3)：119-205，2013.

2) Junichi Hirono, Naoki Mukai, Shoji Takayanagi, Shumpei Miyakawa : Changes in the hardness of the gastrocnemius muscle during a Kendo training camp as determined using ultrasound real-time tissue elastography. The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine, Vol. 5 (3): 239-245, 2016

目 次

第 1 章 緒言	1
1.1. 研究の背景	1
1.1.1. 競技スポーツ現場における筋および腱の硬さ	1
1.1.2. 硬さの客観的な測定方法	2
1.2. 研究の目的	10
1.3. 検討すべき研究課題と本研究の構成	11
1.3.1. 検討すべき研究課題	11
1.3.2. 本研究の構成	12
第 2 章 異なる関節角度での RTE 硬度の検者内・検者間信頼性の検討	13
2.1. 目的	13
2.2. 対象と方法	13
2.2.1. 対象	13
2.2.2. 測定および評価方法	14
2.3. 結果	20
2.3.1. 検者内信頼性の検討	20
2.3.2. 検者間信頼性の検討	22
2.4. 考察	24
2.5. まとめ	27
第 3 章 一過性運動が RTE 硬度に及ぼす影響	28
3.1. 目的	28
3.2. 対象と方法	28
3.2.1. 対象	28
3.2.2. 実験手順	29
3.2.3. 運動負荷内容	30
3.2.4. 測定項目	31
3.2.5. 統計処理	32
3.3. 結果	33

3.3.1. RTE	33
3.3.2. 足関節背屈可動域	35
3.3.3. 下腿最大周径囲	36
3.3.4. 伸展時痛	37
3.4. 考察	38
3.5. まとめ	40
第4章 くり返しの運動による RTE 硬度の経日的変化の検討	41
4.1. 目的	41
4.2. 対象と方法	42
4.2.1. 対象	42
4.2.2. 実験手順	42
4.2.3. 運動負荷内容	42
4.2.4. 測定項目	44
4.2.5. 統計処理	46
4.3. 結果	47
4.3.1. RTE	47
4.3.2. 押込み式組織硬度	49
4.3.3. 足関節背屈可動域	53
4.3.4. 下腿最大周径囲	54
4.3.5. 伸展時痛	55
4.3.6. 等尺性最大随意底屈筋力	57
4.3.7. ドロップジャンプ	58
4.4. 考察	64
4.5. まとめ	68
第5章 剣道強化合宿における RTE 硬度の経日的変化の検討	69
5.1. 目的	69
5.2. 対象と方法	70
5.2.1. 対象	70
5.2.2. 実験手順	70
5.2.3. 測定項目	72
5.2.4. 統計処理	73

5.3. 結果	74
5.3.1. RTE	74
5.3.2. 押込み式腓腹筋硬度	76
5.3.3. 足関節背屈可動域	78
5.3.4. 下腿最大周径囲	79
5.3.5. 伸展時痛	80
5.3.6. ドロップジャンプ	82
5.4. 考察	88
5.5. まとめ	91
第 6 章 総合討論	92
6.1. 本研究の目的	92
6.2. 本研究で得られた成果	93
6.2.1. 研究課題 1：異なる関節角度での RTE 硬度の検者内・検者間信頼性の検討	93
6.2.2. 研究課題 2：運動による変化の検討	93
6.3. 本研究で得られた成果の意義と今後の展望	96
6.4. 本研究の研究限界	97
謝辞	98
引用文献	100

図表一覧

図 1-1	超音波診断装置	3
図 1-2	超音波 B モード画像	3
図 1-3	押し込み式生体組織硬度計 (PEK-1, 井元製作所)	5
図 1-4	RTE 画像	8
図 2-1	撮像部位	15
図 2-2	硬度基準物質の装着	16
図 2-3	撮像肢位 (中間位)	16
図 2-3	関心領域の設定	18
図 2-4	腓腹筋 RTE 硬度の検者間差の検討	26
図 3-1	一過性運動実験プロトコル	29
図 3-2	一過性運動負荷内容	30
図 3-3	一過性運動による腓腹筋 RTE 硬度の変化	33
図 3-4	一過性運動によるアキレス腱 RTE 硬度の変化	34
図 3-5	一過性運動による足関節背屈可動域の変化	35
図 3-6	一過性運動による下腿最大周径囲の変化	36
図 3-7	一過性運動による腓腹筋の伸展時痛の変化	37
図 4-1	くり返し運動実験プロトコル	43
図 4-2	くり返しの運動負荷内容	43
図 4-3	くり返し運動における腓腹筋 RTE 硬度の経日的変化	47
図 4-4	くり返し運動におけるアキレス腱 RTE 硬度の経日的変化	48

図 4-5	くり返し運動における腓腹筋押込み式硬度の経日的変化	49
図 4-6	くり返し運動における腓腹筋押込み式硬度変化率の経日的変化.....	50
図 4-7	くり返し運動におけるアキレス腱押込み式硬度の経日的変化	51
図 4-8	くり返し運動におけるアキレス腱押込み式硬度変化率の経日的変化	52
図 4-9	くり返し運動における足関節背屈可動域の経日的変化	53
図 4-10	くり返し運動における下腿最大周径囲の経日的変化	54
図 4-11	くり返し運動における腓腹筋の伸展時痛の経日的変化.....	55
図 4-12	くり返し運動におけるアキレス腱の伸展時痛の経日的変化.....	56
図 4-13	くり返し運動における等尺性最大随意底屈筋力の経日的変化	57
図 4-14	くり返し運動における両足 DJ-index の経日的変化.....	58
図 4-15	両足ドロップジャンプ時の接地時間の経日的変化	59
図 4-16	両足ドロップジャンプ時の跳躍高の経日的変化.....	60
図 4-17	くり返し運動における片足 DJ-index の経日的変化.....	61
図 4-18	片足ドロップジャンプ時の接地時間の経日的変化	62
図 4-19	片足ドロップジャンプ時の跳躍高の経日的変化.....	63
図 5-1	合宿内容および測定プロトコル	71
図 5-2	合宿における腓腹筋 RTE 硬度の経日的変化.....	74
図 5-3	合宿におけるアキレス腱 RTE 硬度の経日的変化.....	75
図 5-4	合宿における腓腹筋押込み式硬度の経日的変化	76
図 5-5	合宿における腓腹筋押込み式硬度変化率の経日的変化	77
図 5-6	合宿における足関節背屈可動域の経日的変化	78
図 5-7	合宿における下腿最大周径囲の経日的変化	79

図 5-8	合宿における腓腹筋の伸展時痛の経日的変化	80
図 5-9	合宿におけるアキレス腱の伸展時痛の経日的変化	81
図 5-10	合宿における両足 DJ-index の経日的変化	82
図 5-11	両足ドロップジャンプ時の接地時間の経日的変化	83
図 5-12	両足ドロップジャンプ時の接地時間の経日的変化	84
図 5-13	合宿における片足 DJ-index の経日的変化	85
図 5-14	片足ドロップジャンプ時の接地時間の経日的変化	86
図 5-15	片足ドロップジャンプ時の跳躍高の経日的変化	87
表 1-1	超音波エラストグラフィの分類	6
表 2-1	検者内信頼性検討の測定値	21
表 2-2	検者内信頼性検討の結果	21
表 2-3	検者間信頼性検討の測定値	23
表 2-4	検者間信頼性検討の結果	23

第1章 緒言

1.1. 研究の背景

1.1.1. 競技スポーツ現場における筋および腱の硬さ

競技者における筋や腱のコンディションを把握する為に、「ハリ」や「コリ」といった具合を触診により評価することがある (Franke, 1951). これらは重要な情報源としてスポーツ現場におけるコンディショニングに活用される. 筋の硬さは筋疲労の指標の一つとしても考えられており (曾我部ら, 2003), 多くの競技者は運動前のウォーミングアップや運動後のクーリングダウン, また日頃のケアとしてストレッチングやマッサージを行うことで, 硬くなった筋を柔らかい状態に保とうとしている. 腱に関しても, 腱の硬さを触診によって評価し, 状態を把握することが臨床的に行われている.

このような筋・腱の硬さは, **stiffness** と **hardness** に大別される. **stiffness** は「長軸方向から伸長される際の抵抗力」, **hardness** は「垂直圧力に対し筋によって提供される抵抗力」とそれぞれ説明される (Murayama et al. 2000 ; 木下と宮川, 2006). 臨床的には, **stiffness** は筋・腱複合体をストレッチングした際の抵抗力, **hardness** は触診というような方法で評価がなされることがあるが, これらの主観的な筋・腱の硬さ評価は, 評価者の経験などに大きく左右されるといった問題を有する. また評価された硬さ情報は定性的で, 情報を共有することが困難である. これらの問題を解決するために, 筋・腱の硬さ情報を客観的に示す方法が検討されてきた. 以下に, 非侵襲的な測定法の代表例を説明する.

1.1.2. 硬さの客観的な測定方法

1.1.2.1. stiffness の測定法

長軸方向の硬さ指標である stiffness は、実際の筋・腱の運動方向と類似していることもあり、様々な方法で検討がなされてきた。非侵襲的に、実際の生体での筋および振る舞いを観察した方法としては、超音波診断装置を用いた方法がある。超音波診断装置とは、超音波の送信および受信を行うプローブ（探触子）と、受信した信号を処理し様々なデータにする本体、超音波画像を表示するディスプレイからなる装置であり（図 1-1）、医療用生体計測として様々な領域で応用されている。代表的な方法である超音波 B モード像では、生体内に 2～15MHz 程度の超音波を送信して、音響インピーダンスが異なる組織境界面で反射したエコーを受信後、輝度に変換して二次元断面を画像化することで、生体内の組織の形状を非侵襲的に観察する（図 1-2）（三竹ら，2006）。計測の手軽さ、安全性、リアルタイム性から特に臨床現場で広く用いられている。この超音波診断装置を用い、筋・腱複合体伸張時の腱膜と筋束の交点や筋・腱移行部の動きを観察し、受動的トルクとの関係から筋の stiffness を評価する方法や（Kawakami et al. 1998; Nakamura et al. 2011）、筋の収縮により伸長し、筋が弛緩すると元の形状に戻ろうとする腱の特性をふまえて、等尺性筋力発揮中に超音波診断装置にて観察された筋腱移行部の移動量と、発揮筋力との関係から腱の stiffness を評価する方法が用いられてきた（Kubo et al. 1999, 2000）。これらの方法は筋や腱の弾性特性を評価する方法として有用であるが、評価には大掛かりな装置が必要であることや、解析に多くの時間を有することから、臨床的にはできる限り短時間で簡便に筋・腱の硬さ特性を測定するための方法が求められる。

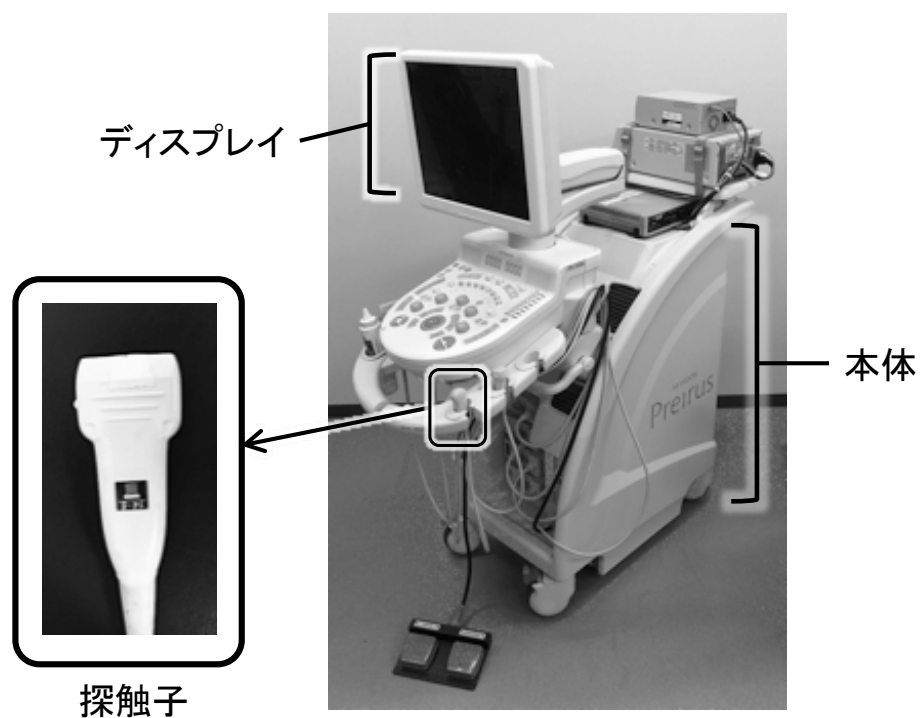


図 1-1 超音波診断装置

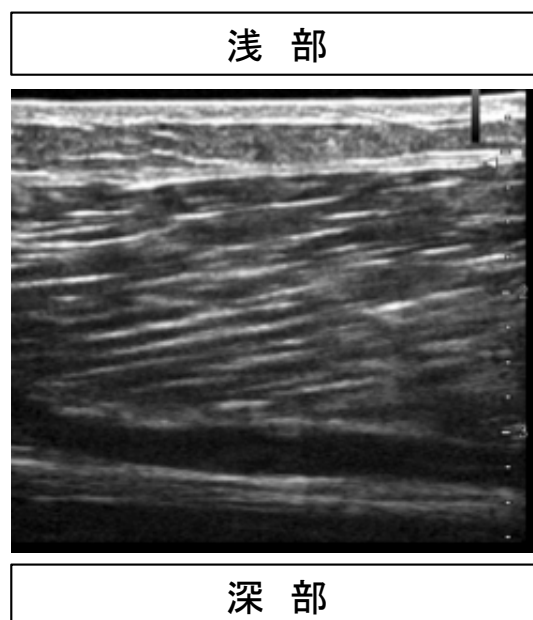


図 1-2 超音波 B モード画像

1.1.2.2. hardness の測定法

筋の hardness は、対象組織に振動を与えて計測する方法（岡と藤原，1996）や、対象物に与えた衝撃に対する反発力や変形の程度を計測する方法（暉峻と江田，1927），生体表面からの押圧に対する力と変位によって評価する方法（内藤，1958）等にて、生体組織の硬さを客観的かつ定量的に評価する方法が検討・開発されてきた．現在、最も一般的に知られている生体組織硬度計は、押圧に対する力と変位によって評価する方法を用いて、ばね定数の異なる主針と副筒を測定部位に押しつけることで計測を行う押込み式生体組織硬度計である（図 1-3）（土居と小林，1988）．

この押込み式組織硬度計を用いた研究は、紺野ら（1952）による弛緩時と収縮時の筋硬度差についてに報告や、内藤ら（1958）が運動選手を対象として筋硬度を客観的に表す研究を行った 1950 年代から盛んに行われ始め、その後も装置の改良を重ねながら、多くの研究が実施されてきた．先行研究において、運動（堀川ら，1997；Murayama et al. 2000；曾我部ら 2003；孫ら，2008）や傷害（Malliaropoulos et al. 2004；木下ら，2004），疲労（Vøllestad, 1997；Horikawa et al. 2001；宮本ら，2003；小宮ら，2012）によって、骨格筋の硬度が変化することが報告されている．しかし、押込み式による生体組織硬度計は、押圧に対する全体的な抵抗を示した指標であり、各組織固有の硬度を示すことはできないといった問題を有する．

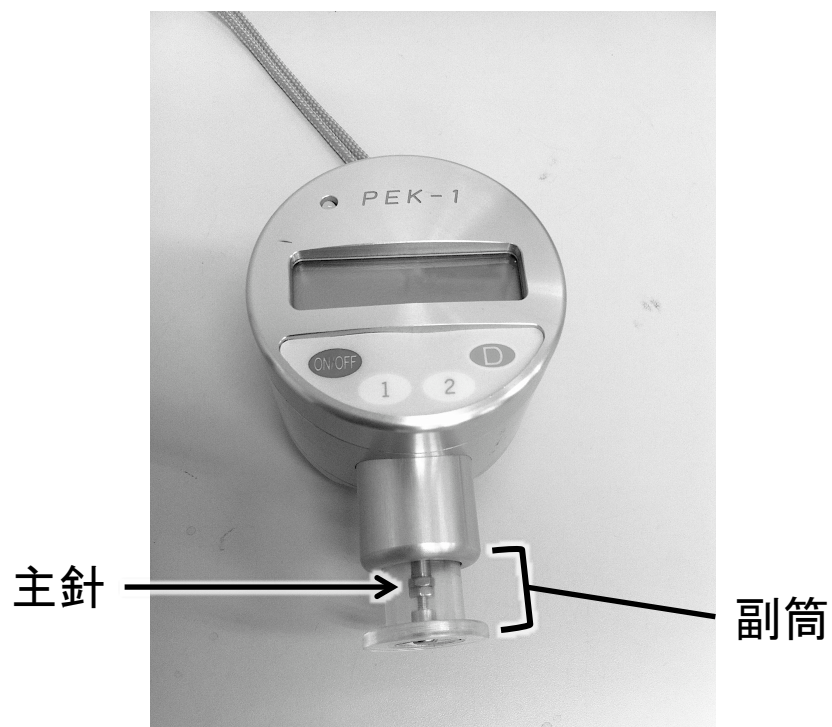


図 1-3 押し込み式生体組織硬度計（PEK-1，井元製作所）

近年、超音波エラストグラフィという、超音波診断装置によって組織の硬さを評価する技術が考案された。超音波によって組織の硬さを評価する方法の研究は、Ophir らが提唱した Elastography がその始まりといえ (Ophir et al. 1991), がんや肝硬変といった組織硬化性の病変を伴う疾患の診断を目的として超音波診断装置を用いて非侵襲的に組織の硬さを評価する技術が開発され始めた (椎名, 2014)。2003 年には, Real-time Tissue Elastography (RTE) という実臨床レベルの超音波エラストグラフィ装置が発売され (三竹ら, 2006), その後様々な装置が開発された。それらの装置は、測定物理量とそれらの物理現象を発生させる方法の違いから、Strain elastography, ARFI imaging, Point shear wave elastography, Transient elastography の 4 つに大きく分類される (Shiina, 2013 ; 矢田と工藤, 2015) (表 1-1)。

測定物理量 物理量発生方法	A) Strain Imaging (歪み)	B) Shear wave imaging (せん断波の伝播速度)
1) 用手的加圧 (振動・心拍) Manual Compression	Strain elastography (Real-time Tissue Elastography™)	
2) 機械的加圧 Acoustic radiation force Impulse		Transient elastography
3) 音響的加圧 Mechanical Impulse	ARFI imaging	Point shear wave elastography

表 1-1 超音波エラストグラフィの分類

物理現象の発生方法は、1) 用手的圧迫、筋の収縮や心拍などによる振動、2) 加振装置による瞬時の振動、3) 超音波診断装置の探触子から発せられる超音波照射圧の 3 つに分類され、測定し画像化する物理量は A) 歪みから得るものと、B) せん断波の伝播速度から得るものの 2 つに分類される。これらの超音波エラストグラフィ装置は、測定方法や測定物理量によって様々な特徴を有する。

本研究では、他の装置に比べて体表から対象組織までの深さによる測定可否の影響が少なく、一回で測定可能な範囲も広く、従来触診や押し込み式硬度計で測定されてきた硬さ情報に近いといった特徴を有する（工藤ら，2013），Strain elastography の一種である RTE に着目した。

RTE は、組織を圧迫すると軟らかい組織ほど大きく変形し、硬い組織はあまり変形しないという特性を応用し、体表からの圧迫操作に対する組織の変形率（変位の空間微分）を歪み画像として撮像領域内で相対的に表示する方法である（三竹ら，2006）。硬さの分布は、相対的に硬い（歪みの小さい）組織を青，相対的に軟らかい（歪みの大きい）組織を赤とした半透明のカラー画像が，B モード画像上に重ねて表示される（図 1-4）。この技術は撮像領域内の各組織の硬さ情報を，非侵襲的かつ簡便に，リアルタイム情報として得ることを可能にし，乳腺（Itoh et al. 2006）や肝臓（Friedrich-Rust et al. 2009），リンパ腺（Săftoiu, 2006）の領域での腫瘍の診断等に活用されている。

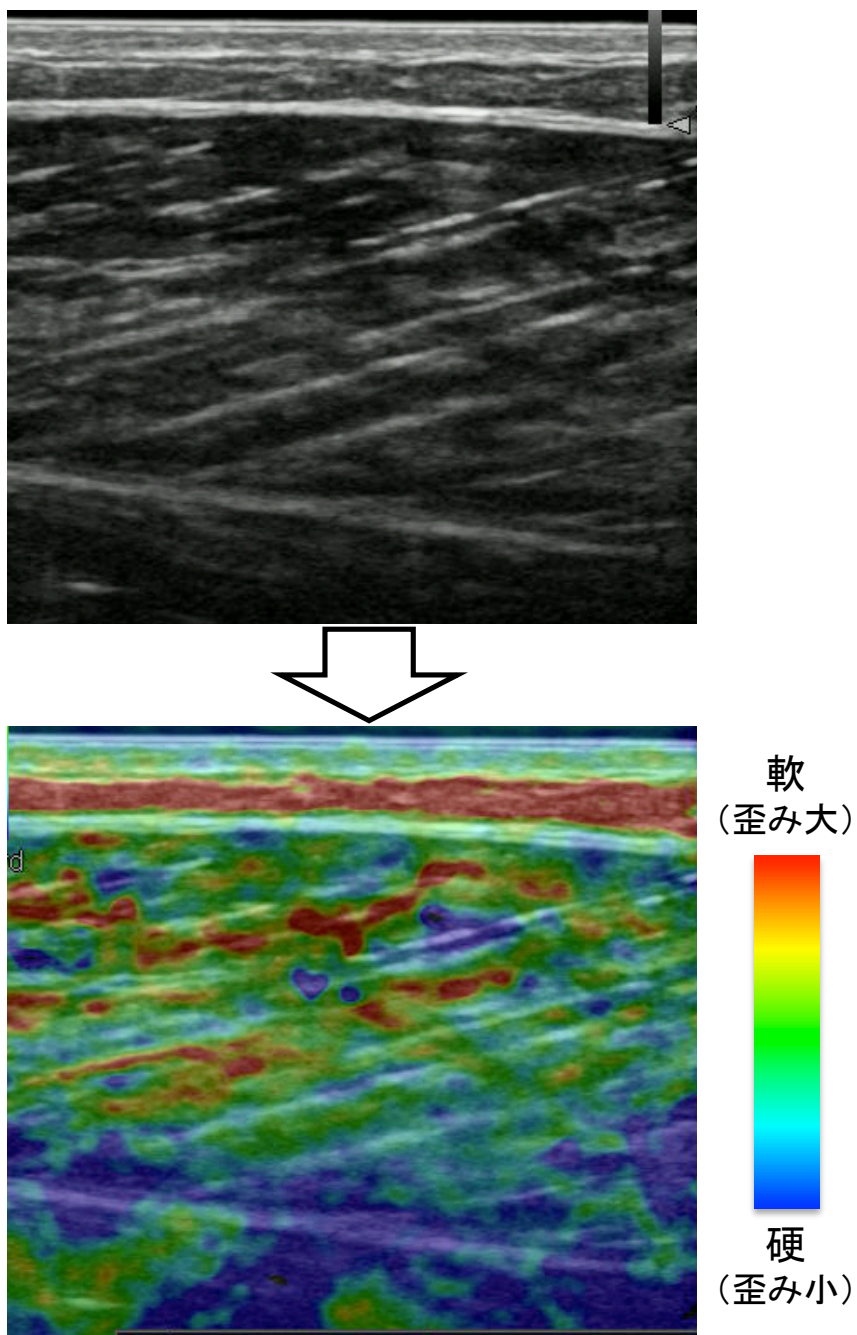


図 1-4 RTE 画像

超音波診断装置上に表示されるカラー分布は、撮像領域内の相対的な硬さであるが、RTE の評価機能である **Strain Ratio** を用いることで、半定量的な評価が可能となる (Waki et al. 2007). 例えば乳腺領域では、**FLR(Fat Lesion Ratio)**という、腫瘍組織の歪み値を脂肪組織の歪み値で除することで、**Cut off** 値を設定する方法を用いて腫瘍組織の半定量化を行っている (植野, 2008). アキレス腱を対象とした先行研究でも、同様に脂肪組織との比較を行うことで硬度を評価している (Drakonaki, 2009). しかし、特にスポーツ競技者の骨格筋や腱を対象とした場合、部位によっては基準対象となる脂肪組織がほとんど存在しないことも考えられる. そのためいくつかの先行研究では、ゲル状の硬度の基準となる物質と比較することで、筋・腱の半定量的な硬さを算出している (Niitsu et al. 2011; Yanagisawa et al. 2011, 2015 ; Chino et al. 2012).

以上のような工夫を行うことで、**RTE** はスポーツにおける骨格筋や腱の硬さ評価へ非常に有用なツールとなり得る. しかし、運動が **RTE** で計測される硬度へ及ぼす影響を検討した報告は、一過性運動前後で数件報告されているものの (Niitsu et al. 2011; Yanagisawa et al. 2011, 2015), その数は非常に少なく運動負荷の種類にも乏しい. またこれらの先行研究では、押込み式硬度計との比較を行っているものの、測定結果は押込み式硬度計の結果と同様であり、小型軽量で携帯性に優れる押込み式硬度計と比較した際の **RTE** の有用性を示すことはできていない. さらに、運動が腱の **RTE** で計測される硬度に及ぼす影響を検討した研究はなされていない. **RTE** をスポーツ現場における筋・腱のコンディション評価へ応用するためには、様々な部位での測定方法を確立し、実際のスポーツ動作で起こるような種々の運動形態においても筋・腱の硬度測定が可能であることを示す必要がある.

1.2. 研究の目的

本研究の目的は、超音波 Real-time Tissue Elastography のスポーツ現場における骨格筋および腱のコンディション評価への応用可能性について検討することである。

1.3. 検討すべき研究課題と本研究の構成

1.3.1. 検討すべき研究課題

【研究課題 1】

超音波 Real-time Tissue Elastography (RTE) を骨格筋および腱に応用した際の信頼性の高い測定方法を検討するため、異なる足関節肢位および測定回数での RTE による腓腹筋およびアキレス腱の硬度を測定し、同一検者内および異なる検者間での信頼性を検討する。

【研究課題 2】

RTE で計測される筋・腱の硬度と運動との関連について、以下の項目を検討する。

(研究課題 2-1)

一過性運動が RTE で計測される筋・腱の硬度に及ぼす影響について検討する。

(研究課題 2-2)

くり返しの運動による RTE で計測される筋・腱硬度の経日的変化を検討する。

(研究課題 2-3)

剣道の強化合宿実施による RTE で計測される筋・腱硬度の経日的変化について検討する。

1.3.2. 本研究の構成

RTE のスポーツ現場における骨格筋および腱のコンディション評価への応用可能性について検討することを目的とし、第 2 章（研究課題 1）では、硬度基準物質を用いた RTE で骨格筋および腱の硬度を半定量的に計測した際の測定信頼性について、足関節の関節角度および測定回数の観点から検討した。

第 3 章、第 4 章および第 5 章では、RTE で計測される筋・腱の硬度の運動実施によって起こる変化と従来の用いられている押込み式組織硬度計との違いについて調査した。第 3 章（研究課題 2-1）では、一過性レジスタンス運動の前後での RTE で計測される筋・腱の硬度変化について調査した。第 4 章（研究課題 2-2）では、スポーツの練習や試合で行われるようなくり返しの運動負荷を実験室実験にて再現し、反復運動が RTE で計測される筋・腱の硬度にどのような影響を与えるか、押込み式組織硬度計と比較した。また、パフォーマンス指標との関連についても調査した。第 5 章（研究課題 2-3）では、実際のスポーツ現場におけるコンディション測定として、筋・腱に高い負荷がかかる剣道の強化合宿中の RTE で計測される筋・腱の硬度変化について検討した。

第 6 章では、総合討論として本研究で得られた知見について検討し、今後の研究課題や展望について述べた。

第2章 異なる関節角度での RTE 硬度の検者内・検者間信頼性の検討

2.1. 目的

本章では、信頼性の高い計測方法を確立するために、異なる足関節肢位および測定回数で腓腹筋およびアキレス腱の超音波 Real-time Tissue Elastography (RTE) による硬さの計測を行い、検者内・検者間信頼性について検討することを目的とした。

2.2. 対象と方法

2.2.1. 対象

2.2.1.1. 検者内信頼性の検討

測定の趣旨, 方法について同意の得られた, 日常的に運動習慣のない健常男性 6 名 (年齢: 24.7 ± 2.2 歳, 身長: 172.7 ± 6.6 cm, 体重: 64.5 ± 7.5 kg) を対象とし, 筋損傷および腱断裂の既往のない任意の下腿 6 脚の測定を行った。

2.2.1.2. 検者間信頼性の検討

測定の趣旨, 方法について同意の得られた, 日常的に運動習慣のない健常男性 7 名 (年齢: 24.3 ± 1.5 歳, 身長: 173.2 ± 3.9 cm, 体重: 68.9 ± 8.9 kg) を対象とし, 筋損傷および腱断裂の既往のない任意の下腿 7 脚の測定を行った。

検者内・検者間信頼性の検討実験は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て行った (承認番号: 体 24-19)。

2.2.2. 測定および評価方法

2.2.2.1. 検者内信頼性の検討

2.2.2.1.1. 測定方法

測定は、計測方法について十分理解し、計測経験の豊富な検者 1 名で行った。測定部位は、腓腹筋およびアキレス腱とした。腓腹筋は最大周径囲部の腓腹筋内側頭中央部、アキレス腱は踵骨隆起から近位へ 3cm 部を中心とした 4cm 幅を撮像部位とした（図 2-1）。RTE 測定には超音波診断装置（HI VISION Preirus, 日立製作所）と 10MHz リニア型プローブを用い、硬度基準物質（音響カプラー L65, 日立製作所）を専用のアタッチメントを用いてプローブ（探触子）に取り付け、測定部位と探触子の間に介在させた（図 2-2）。本研究で用いた硬度基準物質は血液バッグやカテーテルに使われているエラストマー樹脂という材料で作成されており、超音波画像を撮像する際、画像の劣化ができるだけ小さくなるように音響特性の調整が行われている。さらに、RTE の圧迫手技で音響カプラー内に適切なひずみが生じるような硬さに調整されている（藤原ら, 2011）。

測定肢位は腹臥位、膝関節伸展位とし、足関節は脱力位または中間位固定とし、測定中は下肢に力を入れないように指示した。足関節中間位固定条件では、下腿と足底面のなす角度が 0° になるように足底面を壁に押し当て、ストラップにて足部を固定した（図 2-3）。探触子側から測定部位に対して軽い圧迫操作をリズムカルに伝えた。圧迫の速度および強さを一定にするため、超音波画像上のストレイングラフを参考にして調節した（三竹ら, 2006）。各部位を足関節脱力位および中間位固定にて各 5 回ずつ、休憩およびマークのつけ直しをはさんで 2 セットの測定を行った。運動による

筋・腱の硬度変化の影響を考慮し，対象者には測定前日および当日に日常動作以外の運動はできる限り控えるように指示した．

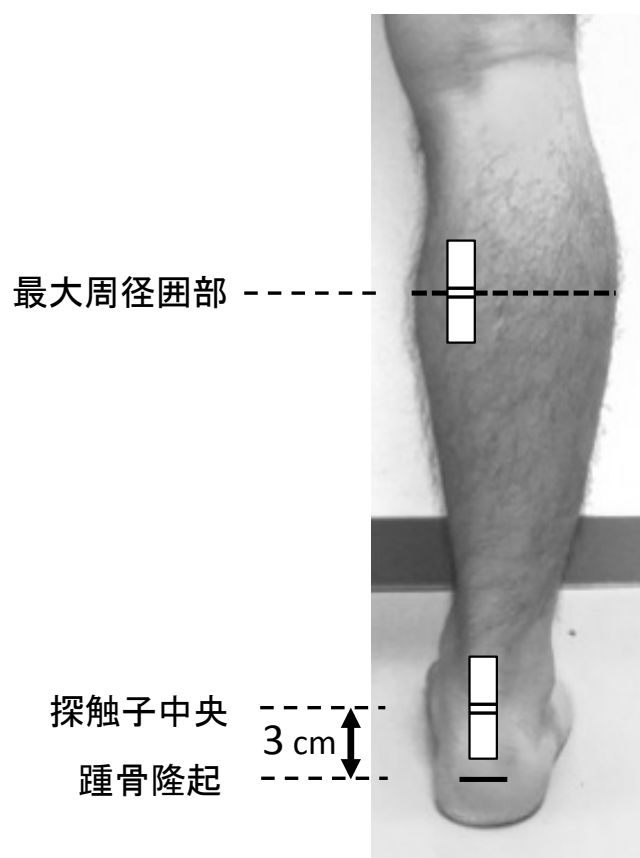


図 2-1 撮像部位

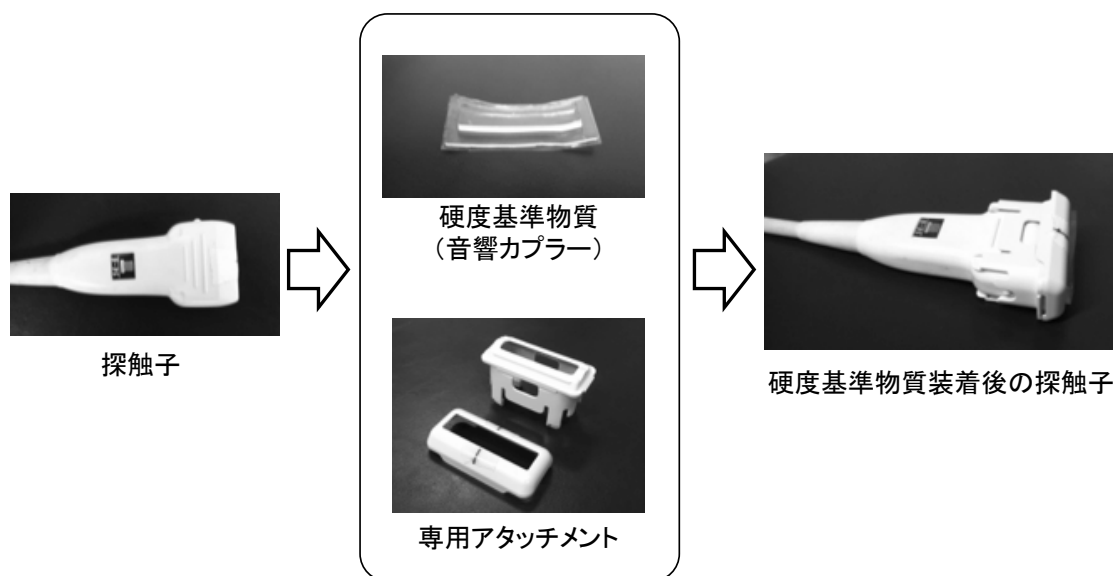


図 2-2 硬度基準物質の装着

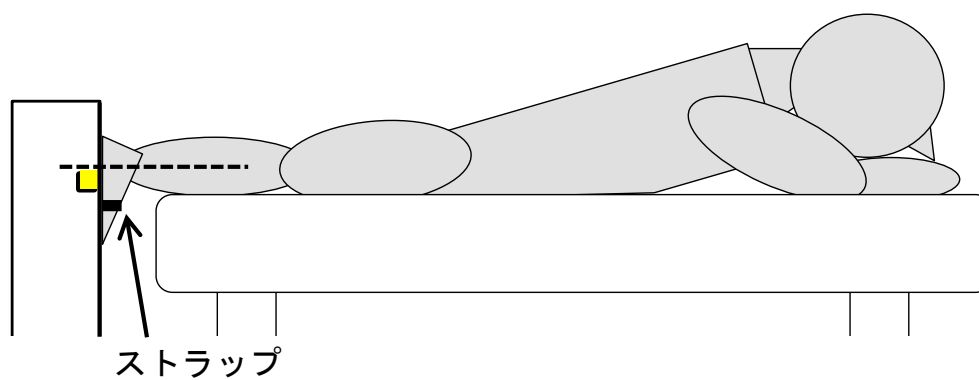


図 2-3 撮像肢位（中間位）

2.2.2.1.2. 評価方法

圧迫操作に対する組織の歪み率は、撮像領域内の相対的な硬さとしてカラー分布された．リアルタイムに圧迫の状態をグラフ表示するストレイングラフの波形解析での圧迫が安定している区間から自動的に選択された画像を用いて、歪み比（strain ratio: SR）を Strain Ratio 機能にて算出した（飯村, 2010）. Strain Ratio 機能とは、超音波診断装置上の RTE 画像で選択した 2 領域間の歪み比を計算する機能である．腓腹筋またはアキレス腱を対象部位（A）、硬度基準物質を基準部位（B）として関心領域を設けた（図 2-4）．関心領域は、縦方向は対象部位のみが選択できる範囲で最大限に広く、横方向は部位によって圧迫力が異なる影響を考慮して撮像範囲から両端 1cm を除いた広さとし、できる限り安定した歪みデータを得るために全ての測定で一定とした．基準部位を対象部位で除した値 (B/A) を算出し、本研究の SR とした．RTE に表示される歪み率は撮像領域内の相対的な硬さであるため、硬度基準物質を参照体とすることで半定量的評価が可能となる．

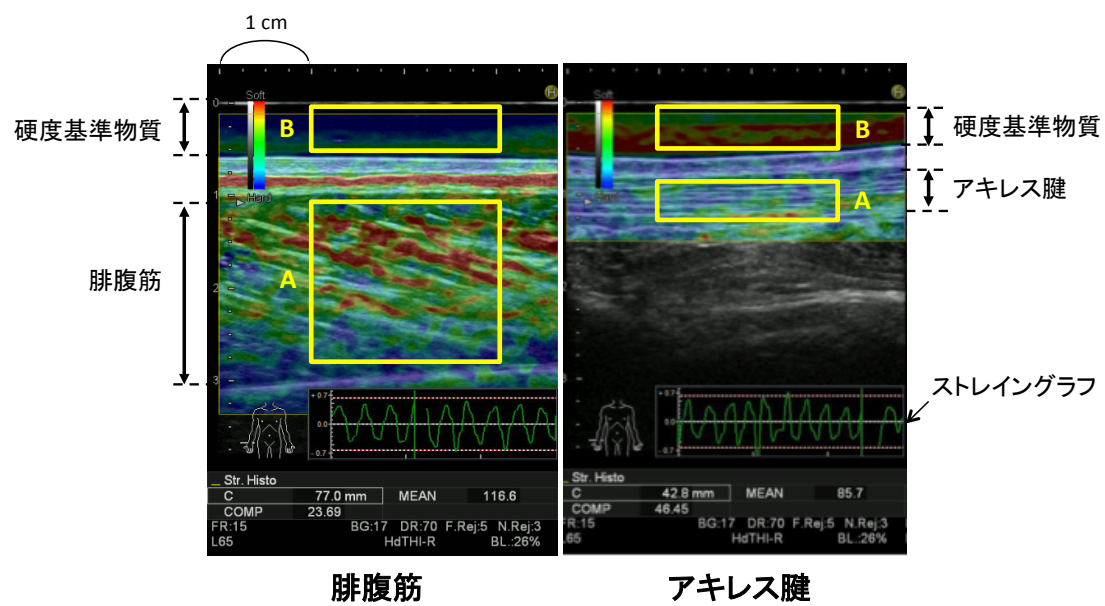


図 2-4 関心領域の設定

2.2.2.2. 検者間信頼性の検討

検者は、計測方法について十分理解し計測経験が豊富な検者 A と、本研究前に計測方法について十分に説明を受け、20 例程度測定の実習を行った検者 B とした。計測順による影響を考慮し、各検者と腓腹筋およびアキレス腱の測定順はランダムに実施した。測定部位および測定方法、評価方法については、検者間信頼性の方法と同様とした。

2.2.2.3. 統計処理

検者内信頼性の検討として、脱力位および中間位固定における、各セット間の初回測定で得られた SR 値、初め 3 回の測定の平均 SR 値、5 回の測定の平均 SR 値を用いて級内相関係数 ICC (1,1), ICC (1,3), ICC (1,5) を算出した。

また検者間信頼性の検討として、脱力位および中間位固定における各検者間の初回測定で得られた SR 値と、初め 3 回の測定の平均 SR 値、5 回の測定の平均 SR 値を用いて、ICC (2,1), ICC (2,3), ICC (2,5) と ICC (3,1), ICC (3,3), ICC (3,5) を算出した (谷, 1997)。

ICC の評価基準について、桑原ら (1993) は 0.6 以上で可能 (possible), 0.7 以上で普通 (fair), 0.8 以上で良好 (good), 0.9 以上で優秀 (great) であると報告している (桑原ら, 1993)。また, Landis ら (1977) は ICC が 0.41~0.60 で moderate, 0.61~0.80 で substantial, 0.81~1.00 で almost perfect と定義している (Landis et al. 1977)。以上をふまえて、本研究では ICC が 0.7 以上あれば信頼性は良好であるものとした。

2.3. 結果

2.3.1. 検者内信頼性の検討

腓腹筋およびアキレス腱の検者内信頼性の測定結果を表 2-1 に示した。腓腹筋 (GM) の ICC (1,1) は、足関節脱力位で 0.38, 足関節中間位固定で 0.79, ICC (1,3) は、足関節脱力位で 0.56, 足関節中間位固定で 0.90, ICC (1,5) は、足関節脱力位で 0.81, 足関節中間位固定で 0.89 を示した。腓腹筋の検者内での RTE 測定において、足関節脱力位では 5 回測定の平均値にて良好な信頼性、足関節中間位固定では、初回の測定値, 3 回測定の平均値, 5 回測定の平均値の全てで良好な信頼性が認められた (表 2-2)。

またアキレス腱 (AT) の ICC (1,1) は、足関節脱力位で 0.25, 足関節中間位固定で 0.98, ICC (1,3) は、足関節脱力位で 0.80, 足関節中間位固定で 0.99, ICC (1,5) は、足関節脱力位で 0.81, 足関節中間位固定で 0.99 を示した。アキレス腱の検者内での RTE 測定において、足関節脱力位では 3 回測定の平均値および 5 回測定の平均値にて良好な信頼性、足関節中間位固定では、初回の測定値, 3 回測定の平均値, 5 回測定の平均値の全てで良好な信頼性が認められた (表 2-2)。

表 2-1 検者内信頼性検討の測定値

	1セット目			2セット目		
	1回目	3回測定	5回測定	1回目	3回測定	5回測定
GM脱力	0.13 ± 0.07	0.15 ± 0.07	0.18 ± 0.08	0.14 ± 0.08	0.14 ± 0.08	0.15 ± 0.06
GM中間	0.38 ± 0.20	0.54 ± 0.33	0.50 ± 0.27	0.40 ± 0.29	0.38 ± 0.25	0.39 ± 0.24
AT脱力	2.94 ± 0.71	3.05 ± 1.10	3.10 ± 0.77	1.81 ± 0.69	2.19 ± 1.04	2.44 ± 1.08
AT中間	4.57 ± 3.52	5.06 ± 3.71	4.91 ± 3.34	5.21 ± 4.18	5.22 ± 3.20	5.28 ± 3.06

(Mean±SD)

表 2-2 検者内信頼性検討の結果

	GM		AT	
	脱力位	中間位	脱力位	中間位
ICC(1,1)	0.38	0.79 *	0.25	0.98 *
ICC(1,3)	0.56	0.90 *	0.80 *	0.99 *
ICC(1,5)	0.81 *	0.89 *	0.81 *	0.99 *

*: 良好な信頼性が示された (ICC ≥ 0.7)

2.3.2. 検者間信頼性の検討

腓腹筋およびアキレス腱の検者間信頼性の測定結果を表 2-3 に示した。腓腹筋(GM)の ICC (2,1) は、足関節脱力位で-0.82, 足関節中間位固定で 0.19, ICC (2,3) は、足関節脱力位で 0.21, 足関節中間位固定で 0.54, ICC (2,5) は、足関節脱力位で-0.63, 足関節中間位固定で 0.41 を示した。腓腹筋の検者間での RTE 測定において、足関節脱力位, 足関節中間位固定共に全ての測定で良好な信頼性は認められなかった(表 2-4)。

またアキレス腱(AT)の ICC (2,1) は、足関節脱力位で 0.82, 足関節中間位固定で 0.68, ICC (2,3) は、足関節脱力位で 0.93, 足関節中間位固定で 0.76, ICC (2,5) は、足関節脱力位で 0.86, 足関節中間位固定で 0.79 を示した。アキレス腱の検者間での RTE 測定において、足関節脱力位では初回の測定値, 3 回測定の平均値, 5 回測定の平均値の全てで良好な信頼性, 足関節中間位固定では、3 回測定の平均値および 5 回測定の平均値にて良好な信頼性が認められた(表 2-4)。

表 2-3 検者間信頼性検討の測定値

	検者A			検者B		
	1回目	3回測定	5回測定	1回目	3回測定	5回測定
GM脱力	0.36 ± 0.24	0.45 ± 0.34	0.42 ± 0.29	0.23 ± 0.17	0.23 ± 0.14	0.31 ± 0.18
GM中間	0.65 ± 0.53	0.68 ± 0.50	0.68 ± 0.53	0.38 ± 0.31	0.39 ± 0.25	0.35 ± 0.20
AT脱力	1.93 ± 0.53	2.12 ± 0.76	2.26 ± 0.88	2.20 ± 0.91	2.07 ± 0.68	1.95 ± 0.59
AT中間	5.43 ± 1.76	6.03 ± 2.37	5.67 ± 2.27	3.55 ± 1.23	4.66 ± 1.66	4.39 ± 1.41

(Mean±SD)

表 2-4 検者間信頼性検討の結果

	GM		AT	
	脱力位	中間位	脱力位	中間位
ICC(2,1)	-0.82	0.19	0.82 *	0.68
ICC(2,3)	0.21	0.54	0.93 *	0.76 *
ICC(2,5)	-0.63	0.41	0.86 *	0.79 *

*: 良好な信頼性が示された (ICC ≥ 0.7)

2.4. 考察

検者内信頼性に関して、腓腹筋とアキレス腱共に足関節中間位固定は脱力位に比べて概ね高い信頼性係数が得られ、計測を3回以上行った際の平均値を用いることで信頼性の高い測定を行うことが可能であった。また、検者間信頼性に関して、アキレス腱は脱力位、中間位固定共に良好な信頼性が認められたが、腓腹筋に関しては中間位固定が脱力位に比べて高い信頼性係数を示したものの、いずれの肢位でも良好な信頼性が認められなかった。

足関節中間位固定での測定は、脱力位に比べて高い信頼性を示した。超音波診断装置とは本来3次元である生体を、2次元断面的に画像化する装置である。腹臥位になった際に腓腹筋およびアキレス腱を矢状面から観察すると、個人差はあるものの探触子の接触する皮膚面上は完全な一直線ではなく曲線状となる。足関節脱力位と比較して足関節中間位では、幾分か直線に近くなるため、探触子をより皮膚に密着させやすく、測定の信頼性が増したことが推察される。また、筋の硬さは、関節角度によって変化することが報告されていることから（木下ら, 2004; Kinoshita et al. 2006; Akagi et al. 2012）、関節角度は一定となるように固定することが望ましい。本研究では、現場で用いるということを念頭に置いたため、比較的设置が簡便な足関節中間位での固定とした。しかし、傷害や痛み等により足関節中間位での測定が難しくなることも考えられるため、今後は様々な関節角度での検討を行う必要がある。検者内信頼性に関しては、腓腹筋、アキレス腱共に1回の測定値のみで良好な信頼性を得ることができたが、偶然による影響を避けるためにも、複数回測定した際の平均値を用いる方がよいと考えた。

RTE 測定の検者内・検者間信頼性を検討した先行研究は、健常人の腓腹筋内側頭を

対象に足関節中間位固定にて 2 人の検者が各 2 回ずつ測定した報告 (Drakonaki et al. 2009) や、健康人のアキレス腱を対象に足関節脱力位にて 2 人の検者が 3 回ずつ測定した報告が行われており (Chino et al. 2012)、検者内・検者間ともに良好な成績が報告されている。本研究で行った腓腹筋およびアキレス腱の検者内信頼性、アキレス腱の検者間信頼性は、先行研究と同様に良好な信頼性を認めたが、腓腹筋の検者間信頼性に関しては、先行研究で良好な成績が報告されているのに関わらず、本研究では十分な信頼性は認められなかった。RTE は、リアルタイムに筋・腱の硬度測定を行うことができる。しかしその一方で、用手的に物理量を発生するという特性上、測定の方法に計測結果が影響を受けやすいという限界点も存在する。本研究は検者間の測定経験に大きな差があった。先行研究の検者の熟練度は明らかでないものの (Chino et al. 2012)、検者間で良好な信頼性が得られなかった理由として、測定への熟練度の違いにより測定部位と測定手技に違いが生じたことが考えられる。

まず、測定は同じ部位上で行う必要がある。本研究における測定部位は、超音波診断装置 B モード像を参考にランドマーク (腓腹筋内側頭の両端および踵骨隆起) を確認後、メジャーで計測することでできる限り一定になるよう設定した。また、超音波診断装置は 3 次元の生体組織を 2 次元画像として表記するため、探触子を皮膚面に当てる角度も重要となる。本研究において探触子は、皮膚面に対して垂直になるように押し当てるよう十分注意して行ったが、測定経験が乏しい場合には、押圧中に探触子の位置や押し当てる角度が変化した可能性も少しながら考えられる。

また測定手技に関しては、生体組織の弾性特性が変化する可能性があるため、過度な初期圧を与えないようにする必要がある (柳澤 2012)。測定の際には、硬度基準物質や皮下脂肪組織等の初期圧の目安になる組織が同じ色になるように測定する必要がある。

るが、本研究において測定経験に乏しい検者（検者 B）の測定中には、硬度基準物質の色が一定でなく、過剰に初期圧を加えたと考えられたような測定が見受けられた（図 2-4）。また、SR の差が大きかった腓腹筋の RTE 測定で、超音波診断装置に搭載されている選択範囲の色調毎の発現量を抽出する機能（Strain Histogram 計測機能）を用いて、同一対象者の腓腹筋選択部分における色調発現量を検者間で検討したところ、経験の豊富な検者（検者 A）が青～緑の比較的硬い部分のみでの色調発現量が多かったのに対して、経験の乏しい検者（検者 B）では青～緑と緑～黄の 2 箇所で発現量が多い部分がみられ、全体的に色調のばらつきも検者 A と比べて大きいように見受けられた（図 2-4）。この傾向は他の数件の測定においても観察された。

以上より、今後測定の検者間信頼性を高めるためには、①測定画像の参照により、測定部位の同定を確認すること、②測定中に位置、角度が変化しないような探触子の操作方法を習得すること、③初期圧に注意し、音響カプラーの色が一定となった際の測定値を用いることが重要であると考えられた。

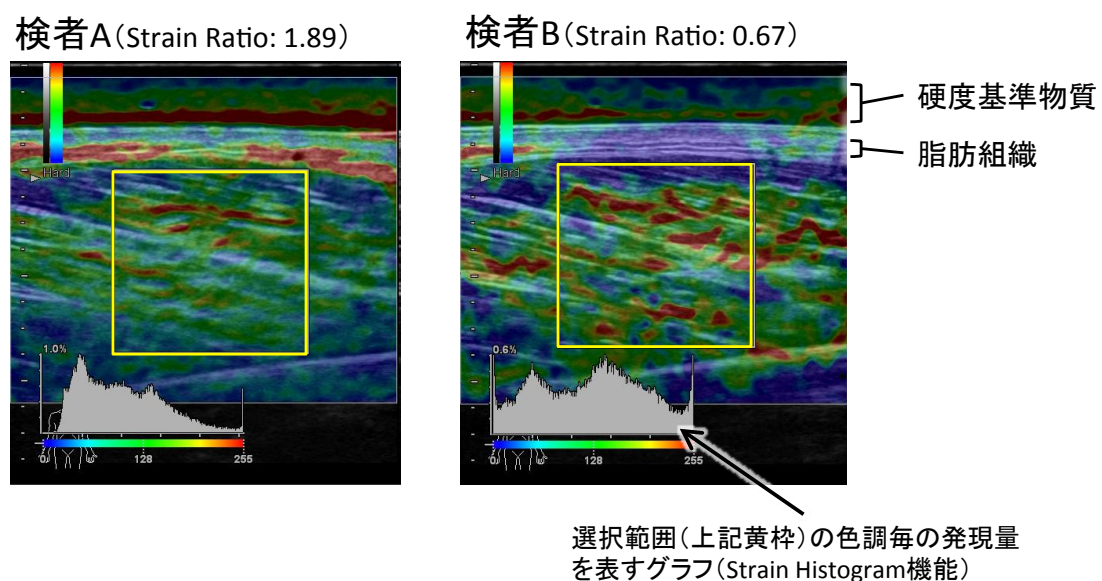


図 2-5 腓腹筋 RTE 硬度の検者間差の検討

2.5. まとめ

健常成人男性を対象とし，異なる足関節肢位および測定回数での RTE による腓腹筋およびアキレス腱の硬度を測定し，検者内・検者間の測定信頼性を検討した．同一検者内での腓腹筋およびアキレス腱の測定，異なる検者間でのアキレス腱の測定は，足関節中間位固定にて 3 回以上の計測値の平均値を用いる方法により，良好な信頼性を示した．

しかし，腓腹筋の検者間信頼性はいずれの肢位，測定回数でも良好な信頼性が認められなかった．その要因として検者間の測定技術の差が考えられ，今後再現性を高めるためには，計測位置および探触子操作の統一性を上げること等が必要であると考えられた．

本研究で得られた知見を基に，第 3 章以降の RTE 測定は，足関節中間位固定にて 3 回以上の計測の平均値を用いる方法にて実施した．

第3章 一過性運動が RTE 硬度に及ぼす影響

3.1. 目的

第 2 章 (研究課題 1) の結果から, 腓腹筋およびアキレス腱の超音波 Real-time Tissue Elastography (RTE) 測定は足関節中間位固定にて 3 回以上の計測の平均値を用いる方法を行うことで良好な測定信頼性を示すことが示唆された.

本章では, 硬度基準物質を用いた RTE 測定は運動による筋・腱の硬度変化をとらえることができるという仮説を立て, 第 2 章 (研究課題 1) で得られた信頼性の高い測定方法を基に, 一過性のレジスタンス運動前後での腓腹筋およびアキレス腱の硬度変化について検討した.

3.2. 対象と方法

3.2.1. 対象

測定の趣旨, 方法について同意の得られた, 日常的に運動習慣のない健常男性 9 名 (年齢: 24.4 ± 0.9 歳, 身長: 175.9 ± 4.6 cm, 体重: 68.1 ± 7.3 kg) を対象とし, 筋損傷および腱断裂の既往のない任意の下腿 9 脚で測定を行った. 本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て行った (承認番号: 体 23-14).

3.2.2. 実験手順

入室後 5 分間座位にて休憩した後，後述の測定を行った．測定終了後直ちに負荷運動を行い，運動終了直後，15 分後，30 分後，24 時間後に同様の測定を行った（図 3-1）．なお，運動終了 30 分後の測定終了までは，下肢に負荷をかけないよう座位安静で待機し，測定前日および運動終了 24 時間後の測定終了まで移動に必要な徒歩以外の運動をなるべく控えるよう指示した．

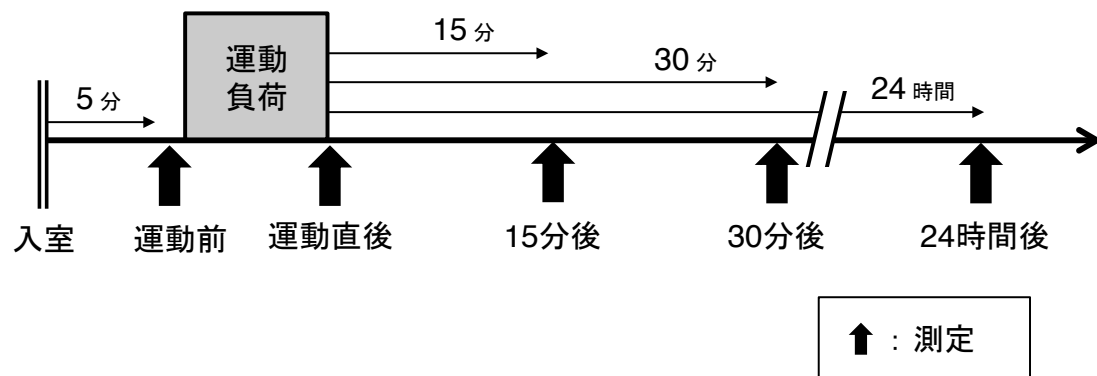
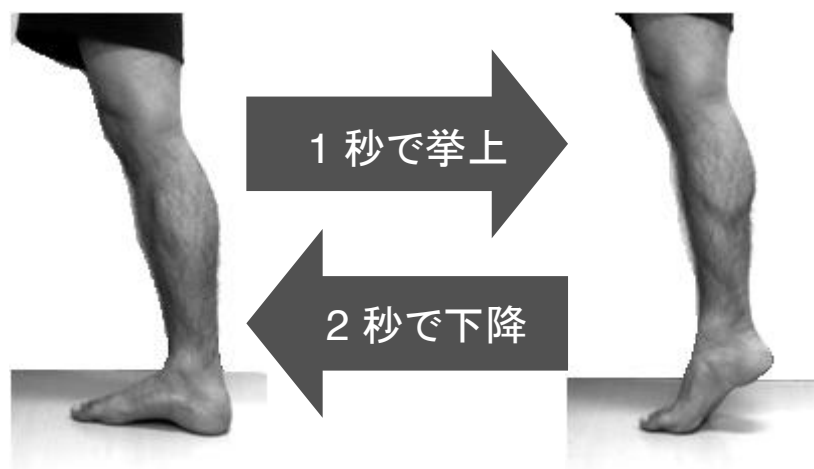


図 3-1 一過性運動実験プロトコル

3.2.3. 運動負荷内容

運動は、下腿に十分な負荷を与える目的で、立位で片足での踵挙げ運動を行わせる方法を用いた。踵挙げ運動は、最初の 1 秒にて踵部が最高位になるまで挙上，続いて 2 秒をかけて踵部を床面まで下降させる動作とし（図 3-2），20 回の上下動を 1 セットとして，計 5 セットを行わせた。なお，セット間の休息は 30 秒間とし，動作のテンポはメトロノームの音によって規定した。



20回×5セット(セット間の休憩は30秒)

図 3-2 一過性運動負荷内容

3.2.4. 測定項目

3.2.4.1. RTE

3.2.4.1.1. 測定方法

RTE の測定方法は、第 2 章（研究課題 1）で高い信頼性が得られた腹臥位，膝関節完全伸展位にて足関節を中間位に固定する肢位で行い，その他の測定機器，測定部位および実施方法は，全て第 2 章（研究課題 1）と同様とした．

3.2.4.1.2. 評価方法

評価方法は，第 2 章（研究課題 1）と同様とした．コンピューターが自動的に選出した最も鮮明な画像を用いて，圧迫操作に対して得られた組織の歪み率の比（**strain ratio : SR**）を **Strain Ratio** 機能にて算出した．

腓腹筋またはアキレス腱を対象部位（A），硬度基準物質を基準部位（B）として関心領域を設け，基準部位を対象部位で除した値（ B/A ）を算出し，本研究の **SR** とした．測定は全て同一検者が行い，各部位につき 5 回くり返して実施し，5 回の測定の平均値を用いて分析を行った．

3.2.4.2. 足関節背屈可動域

下腿後面の筋・腱複合体のタイトネス指標として，足関節背屈可動域を測定した．東大式関節角度計を用い，仰臥位，膝関節完全伸展位の肢位で，足関節を他動的に背屈させた際の下腿と第 5 中足骨のなす矢状面上の角度を 1° 単位で測定した．

3.2.4.3. 下腿最大周径囲

下腿の最大周径囲をメジャーにて 0.1cm 単位で測定した。肢位は、腹臥位・膝関節完全伸展位とした。測定範囲が同一になるように、測定位置を皮膚面上にペンで印をつけた。

3.2.4.4. 伸展時痛

伸展時痛として、最大背屈時の腓腹筋およびアキレス腱の自覚的痛を Visual Analog Scale (VAS) にて測定した。VAS は一番左端 (0 mm の点) を「まったく痛みなし」、一番右端 (100 mm の点) を「今までに経験した一番強い痛み」と設定した。

3.2.5. 統計処理

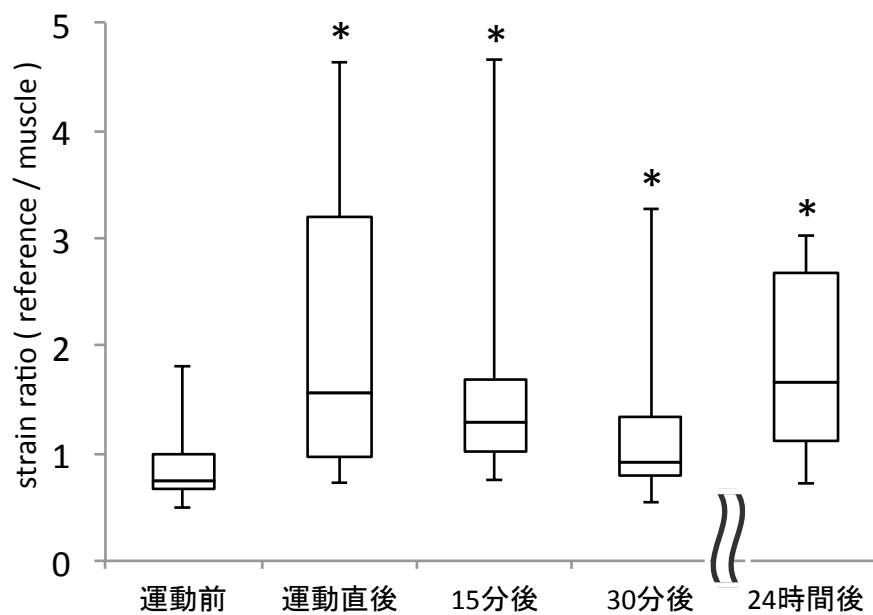
結果は平均値 \pm 標準偏差で示した。SPSS Statics 17.0 を用いて、Shapiro-Wilk 検定にて正規性の検定を行った結果、腓腹筋およびアキレス腱の SR は正規分布に従わず (ノンパラメトリック)、足関節背屈可動域、下腿最大周径囲、伸展時痛は正規分布に従わないとはいえなかった (パラメトリック)。以上より、腓腹筋およびアキレス腱の SR の運動前と運動終了直後、15 分後、30 分後、24 時間後の変化の検討には、Friedman 検定を行った後、事後検定として Bonferroni 補正 Wilcoxon 検定による多重比較を行った。足関節背屈可動域、下腿最大周径囲、伸展時痛の運動前と運動終了直後、15 分後、30 分後、24 時間後の変化の検討には、反復測定分散分析を行った後、事後検定として Dunnet 検定による多重比較を行った。有意水準は 5 %未満とした。

3.3. 結果

3.3.1. RTE

3.3.1.1. 腓腹筋

運動前の腓腹筋の SR は、 0.91 ± 0.45 、運動終了直後、15 分後、30 分後、24 時間後の SR は 2.19 ± 1.41 、 1.72 ± 1.27 、 1.35 ± 0.93 、 1.83 ± 0.85 であった。運動前後の SR に Friedman 検定を行った結果、主効果が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、運動終了直後、15 分後、30 分後、24 時間後で SR は有意に高い値を示した ($p < 0.05$) (図 3-3)。



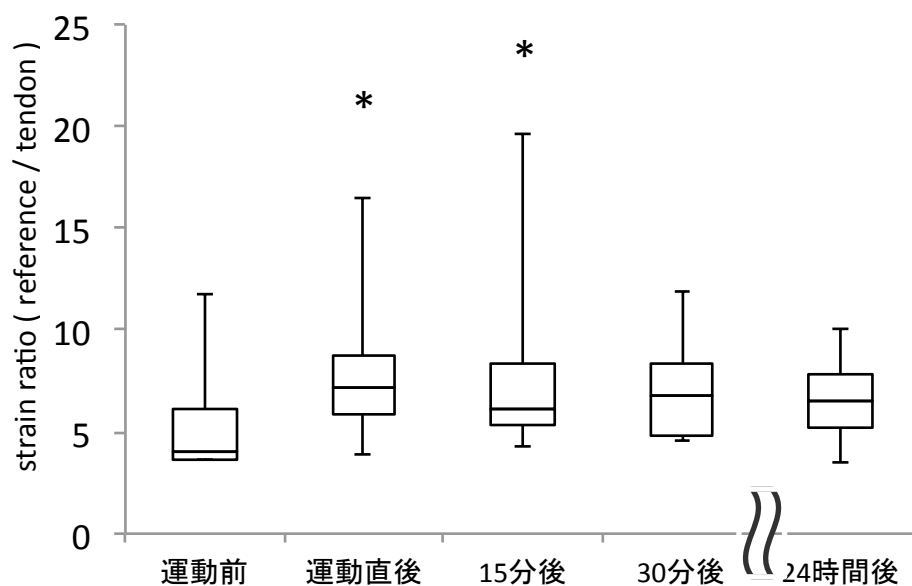
*:運動前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$)。

図 3-3 一過性運動による腓腹筋 RTE 硬度の変化

3.3.1.2. アキレス腱

運動前のアキレス腱の SR は、 5.45 ± 2.74 ，運動終了直後，15 分後，30 分後，24 時間後の SR は 7.89 ± 3.88 ， 7.82 ± 4.72 ， 7.34 ± 2.84 ， 6.70 ± 2.08 であった。

運動前後の SR に Friedman 検定を行った結果，主効果が認められ，多重比較の結果では運動前と比較し，運動終了直後，15 分後で SR は有意に高い値を示した ($p < 0.05$) (図 3-4)。



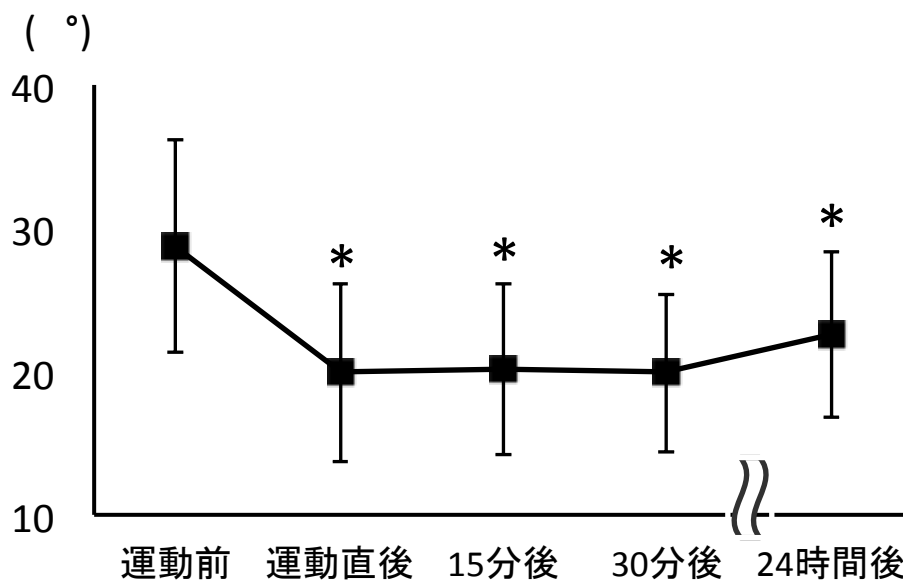
*:運動前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$).

図 3-4 一過性運動によるアキレス腱 RTE 硬度の変化

3.3.2. 足関節背屈可動域

運動前の足関節背屈可動域は、 $28.8 \pm 7.4^\circ$ ，運動終了直後，15 分後，30 分後，24 時間後で $19.9 \pm 6.2^\circ$ ， $20.1 \pm 6.0^\circ$ ， $19.9 \pm 5.6^\circ$ ， $22.6 \pm 5.7^\circ$ であった。

運動前後の足関節背屈可動域に主効果が認められ，多重比較の結果では運動前と比較し，運動終了直後，15 分後，30 分後，24 時間後で有意に低い値を示した ($p < 0.05$) (図 3-5)。



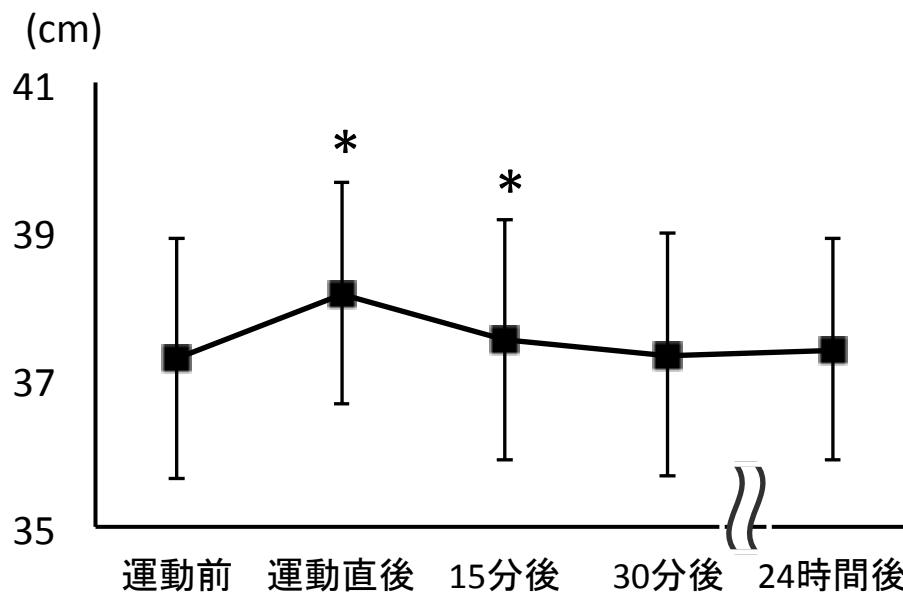
*: 運動前と比較して有意に低かった ($p < 0.05$)。

図 3-5 一過性運動による足関節背屈可動域の変化

3.3.3. 下腿最大周径囲

運動前の下腿最大周径囲は、 37.3 ± 1.6 cm、運動終了直後、15 分後、30 分後、24 時間後で 38.1 ± 1.5 cm、 37.5 ± 1.6 cm、 37.3 ± 1.6 cm、 37.4 ± 1.5 cm であった。

運動前後の最大周径囲に主効果が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、運動終了直後、15 分後で有意に高い値を示した ($p < 0.05$) (図 3-6)。



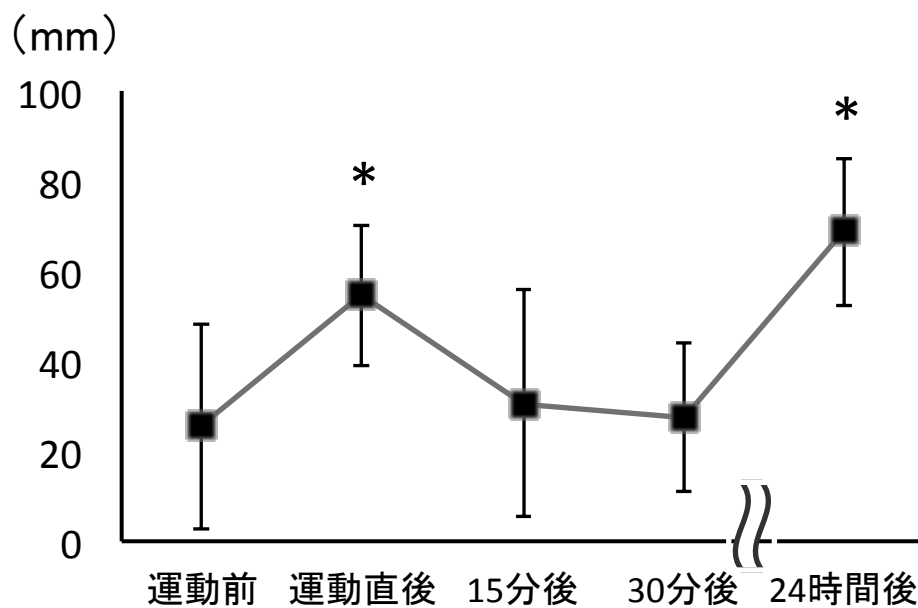
*: 運動前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$)。

図 3-6 一過性運動による下腿最大周径囲の変化

3.3.4. 伸展時痛

運動前の腓腹筋の伸展時痛は、 25.4 ± 22.7 ，運動終了直後，15 分後，30 分後，24 時間後の SR は 54.4 ± 15.4 ， 30.6 ± 25.1 ， 27.7 ± 16.6 ， 68.7 ± 16.5 であった．

運動前後の伸展時痛に主効果が認められ，多重比較の結果では運動前と比較し，運動終了直後，24 時間後で有意に高い値を示した ($p < 0.05$) (図 3-7)．



*: 運動前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$)．

図 3-7 一過性運動による腓腹筋の伸展時痛の変化

3.4. 考察

本研究では、運動直後に有意に上昇した伸展時痛が時間経過とともに減少したものの 24 時間後の測定で再び高値を示した。この変化が、一般的に言われる遅発性筋痛 (DOMS) の時間的推移にほぼ合致する (Takahashi et al. 1994) ことから、本研究の運動負荷が DOMS を引き起こすような運動であったと考えられる。

腓腹筋の SR は一過性のレジスタンス運動前と比較して運動後の全ての測定で有意に高い値を示した。SR とは、腓腹筋またはアキレス腱を硬度基準物質で除した値であり、組織の硬度が上昇すると SR は高値を示すため、この結果は腓腹筋の硬度がレジスタンス運動後に上昇したことを表す。運動直後の筋硬度の増加は、動脈流入量増大に伴う容積変化 (村山ら, 2004) や、蓄積された代謝産物による血流障害が筋内外の浸透圧上昇を引き起こし、水分が筋線維内に蓄積することに伴う筋内圧上昇 (土居と小林, 1988) に起因していると言われている。下腿最大周径囲が運動直後および 15 分後で運動前に比べて有意に高い値を示したことから、本研究で行った運動負荷がそれらの現象を引き起こし、運動直後の硬度の増加につながったと考えられた。

足関節背屈可動域が運動 24 時間後にも引き続き有意に減少したことから、24 時間後の測定での筋硬度の増加には、本研究のエキシセントリック運動が引き起こした筋繊維や結合組織の微細損傷での細胞内への異常なカルシウムイオンの流入による、筋 stiffness の増加の影響が考えられた (Jones et al. 1987 ; Murayama et al. 2000)。上腕二頭筋への運動負荷後の硬度変化を RTE で検討した先行研究では、レジスタンス運動直後に硬度は増加し、30 分後には有意な差はみられなかったと報告されている (Niitsu et al. 2011)。また、運動実施 24 時間後に有意な硬度の増加を示すことが報告されている

(Yanagisawa et al. 2011, 2015). 本研究の結果は、運動実施直後と 24 時間後の変化については先行研究と同様の結果を示したものの、運動実施 30 分後の硬度の変化について先行研究とは異なる結果を示した。本研究と先行研究では、実施した運動負荷が異なる点に加え、対象とした腓腹筋と上腕二頭筋は、前者は羽状筋であるが後者は紡錘状筋であるといった形状の違いや、筋繊維タイプ構成比の違い (Dahmane et al. 2005)、腓腹筋は上腕二頭筋と比較してより低く位置するため、血流が重力による影響を受けやすい点等から、異なる結果を示したと考えられる。以上より、一過性レジスタンス運動後に RTE で測定される筋の硬度は上昇するが、対象とする筋によってその回復過程に違いがみられる可能性が示唆された。今後 RTE を筋・腱のコンディション評価に活用する為には、様々な部位での検討を行う必要がある。

本研究は、筆者が知る限り運動実施前後での腱の RTE を用いて計測される硬度変化を検討した初めての報告である。腱組織は筋の収縮によって受動的に伸長・短縮する性質を有する (Kawakami et al. 1998)。アキレス腱の SR は運動前と比較して運動負荷直後と 15 分後で有意に高い値を示した。この結果はアキレス腱の硬度がレジスタンス運動後に上昇したことを表す。先行研究において一過性運動後にアキレス腱の **stiffness** が上昇する (Kubo et al. 2002 ; 江川ら, 2008) との報告がされている。負荷運動中の腓腹筋のくり返しの収縮によりアキレス腱が機械的ストレスを受け、一時的に長軸方向への張力が増加したことで、本研究のアキレス腱硬度の上昇に影響したと考えられた。また、運動実施 30 分後と 24 時間後には、腓腹筋の硬度は未だ高い値を示しているのに関わらず、アキレス腱の硬度は運動前と比較して有意な変化を認めなかった。これらの原因は、腓腹筋硬度増加の要因が、運動直後と運動実施後時間が経過してからでは異なることや、アキレス腱が一定の時間引き伸ばされたことで、腱や腱膜の内部構造に変

化が起こり、stiffness が減少したこと等が考えられるが、本研究の結果からは推察の域を出ず、今後のさらなる検討が求められる。

3.5. まとめ

健常成人男性を対象とし、一過性運動実施前後の腓腹筋およびアキレス腱の硬度変化を、RTE を用いて検討した。

伸展時痛の推移から本研究の運動負荷は非常に高く、また遅発性筋痛を引き起こしたと考えられた。このような負荷がかかった際に、RTE で計測された腓腹筋の硬度は、一過性運動前と比較し、運動終了直後、15 分後、30 分後、24 時間後の全ての測定で増加した。また、RTE で計測されたアキレス腱の硬度は、一過性運動前と比較し、運動終了直後と 15 分後に増加したものの、その後は有意な変化を示さなかった。腓腹筋の硬度上昇の原因として、運動直後および 15 分後の増加には、下腿最大周径囲も同様に増加したことから動脈流入量の増大に伴う容積変化や筋線維内への水分の蓄積による筋内圧の上昇が、運動 24 時間後の増加には、足関節背屈可動域の減少から筋の stiffness 増加が、主に影響した可能性が示された。またアキレス腱の硬度上昇には、足関節背屈可動域の減少および先行研究での言及から、腱の stiffness 増加が影響した可能性が考えられた。

本研究により、一過性運動前後で RTE を用いた腓腹筋およびアキレス腱の硬度変化の観察が可能であったことが示唆された。

第4章 くり返しの運動による RTE 硬度の経日的変化の検討

4.1. 目的

研究課題 2-1 において、一過性運動によって超音波 Real-time Tissue Elastography (RTE) を用いて計測された腓腹筋の硬度は上昇し、アキレス腱の硬度は運動直後で高値を示すものの時間経過とともに運動前と比較して有意な変化は認めなくなることが明らかとなった。

競技スポーツ現場において、運動はほぼ毎日くり返し行われる。しかし、運動のくり返しが RTE で計測される腓腹筋およびアキレス腱の硬度にどのような影響を与えるかは不明である。また先行研究では、アキレス腱障害を有する患者は健常者と比較して RTE で計測される腱の硬度が低いと報告されている (Zordo et al. 2009)。第 3 章 (研究課題 2-1) では、運動実施 24 時間後までの検討に留まったが、さらなる時間経過やくり返しの運動負荷によって、アキレス腱の硬度が減少する可能性も考えられる。

よって本章では、くり返しの運動が RTE にて計測される腓腹筋およびアキレス腱の硬度に及ぼす影響を明らかにするために、健常成人男性に対して、運動を反復して実施した際の RTE にて計測される腓腹筋およびアキレス腱の硬度変化について検討した。

4.2. 対象と方法

4.2.1. 対象

測定の趣旨, 方法について同意の得られた, 下腿に筋損傷および腱断裂の既往がなく, 日常的に運動習慣のない健常男性 8 名 (年齢: 23.5 ± 1.5 歳, 身長: 174.3 ± 6.2 cm, 体重: 68.8 ± 9.0 kg) を対象とし, 踏切足 8 脚を運動負荷脚 (運動側: 右 4 脚, 左 4 脚), 非踏切足 8 脚を対照脚 (対照側: 右 4 脚, 左 4 脚) として測定を行った. 本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て行った (承認番号: 体 24-19).

4.2.2. 実験手順

実験期間は 5 日間とした. 最初の 4 日間に負荷運動を行い, 5 日目は測定のみとした. 全ての測定は日常生活での負荷が結果に影響しないよう朝に実施し, 負荷運動の実施前に行った (図 4-1). 測定期間中は生活に最小限必要な運動以外をなるべく控えるよう指示した.

4.2.3. 運動負荷内容

運動は, 下腿に十分な負荷を与える目的で, 片足立位での踵挙げ運動を行わせる方法を用いた. 踵挙げ運動は, 最初の 1 秒にて踵部が最高位になるまで挙上, 続いて 3 秒をかけて踵部を床面まで下降させる動作とし (図 4-2), 20 回の上下動を 1 セットとして, 計 3 セットを行わせた. なお, セット間の休息は 30 秒間とし, 動作のテンポはメトロノームの音によって規定した.

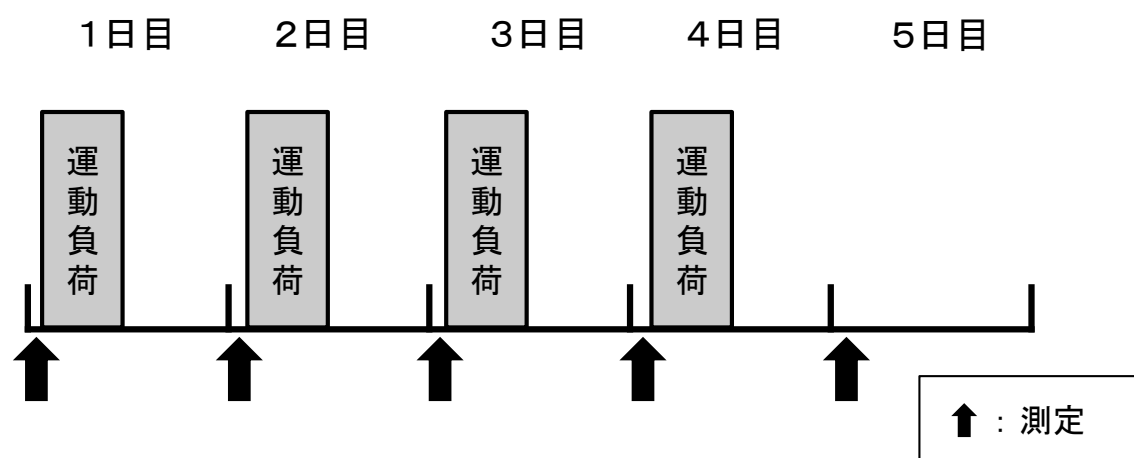
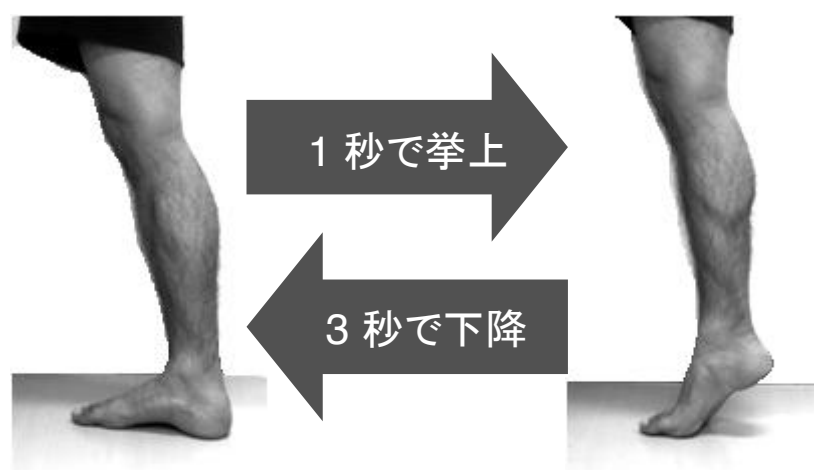


図 4-1 くり返し運動実験プロトコル



20回×3セット(セット間の休憩は30秒)

図 4-2 くり返しの運動負荷内容

4.2.4. 測定項目

4.2.4.1. RTE

測定方法および評価方法は、第3章（研究課題 2-1）と同様とした。測定は全て同一検者が行い、各部位につき3回くり返して実施し、3回の測定の平均値を用いて分析を行った。

4.2.4.2. 押込み式組織硬度

押込み式組織硬度の測定は、生体組織硬度計（PEK-1, 井元製作所）を用いて行った。本機器は、バネ定数の異なる主針および副筒により構成されており、測定部位に押し込むことにより測定する。押し込み時に主針および副筒は、本体の内部に入り込み、規定された距離に副筒が達した際の主針の移動距離を硬さの指標として用いる。測定値は0～99の範囲で本体の液晶に表示される（任意単位）。

測定肢位は、腹臥位、膝関節完全伸展位にて、足関節中間位にて固定し、下肢に力を入れないように指示した。腓腹筋硬度として下腿最大膨張部の腓腹筋内側頭中央部、アキレス腱硬度として踵骨隆起から近位3cm部を測定した。測定は全て同一検者が行い、各部位につき3回くり返して実施し、3回の測定の平均値を用いて分析を行った。また、運動による硬度の相対変化率をみるために、運動前の値を100%とした変化率を求めた。

4.2.4.3. 足関節背屈可動域

測定方法は第 3 章（研究課題 2-1）と同様とした．足関節を他動的に背屈させた際の足関節の角度を 1° 単位で測定した．

4.2.4.4. 下腿最大周径囲

測定方法は第 3 章（研究課題 2-1）と同様とした．下腿最大膨張部の下腿最大周径囲を 0.1cm 単位で測定した．

4.2.4.5. 伸展時痛

伸展時痛として，最大背屈時の腓腹筋およびアキレス腱の自覚的痛を 100mm スケールの Visual Analog Scale（VAS）にて測定した．測定方法は第 3 章（研究課題 2-1）と同様とした．

4.2.4.6. 等尺性最大随意底屈筋力

多用途筋機能評価運動装置（BIODEX system 4, Biodex 社）を用い，足関節中間位での等尺性最大随意底屈筋力を測定した．測定肢位は，仰臥位，膝関節完全伸展位とし，足関節用のアタッチメントを用いて行った．5 秒間の筋発揮中にみられた最大値から脱力時の値を減した値を最大随意筋力とした．

4.2.4.7. ドロップジャンプ

下腿筋-腓複合体のダイナミックな運動遂行能力の指標として、ドロップジャンプを両足および各片足にて行った。ドロップジャンプを用いたジャンプ指数は、スポーツ選手に要求されるバリスティックな伸張-短縮サイクル（Stretch-Shortening Cycle：SSC）運動の遂行能力を適切に評価できる指標として、有用性が認められている（図子ら，1993）。

本研究のドロップジャンプは、高さ 10 cm の台とマットスイッチ（マルチジャンプテスト，DKH 社）を用いて実施した。台上からマットスイッチ上に飛び下り、できる限り短い接地時間で高く跳ぶように指示した。マットスイッチにて接地時間（Contact time; Ct）と、離地後ふたたび接地するまでを跳躍時間（Flight time; Ft）を計測し、跳躍時間を以下の式に代入することで跳躍高（Height; H）を算出した。

$$H \text{ (m)} = 1/8 \cdot g \cdot Ft^2$$

ここでの g は重力加速度 (9.81 m/s^2) を示す。得られた跳躍高を接地時間で除した値から、DJ-index (m/s) を算出した。測定は各 2 回実施し、最高値を用いた。

4.2.5. 統計処理

結果は平均値 \pm 標準偏差で示した。Shapiro-Wilk 検定にて正規性の検定を行った結果、全ての測定項目は正規分布に従わないとはいえなかった（パラメトリック）。

以上より、各測定の変化の検討には、反復測定分散分析を行った後、事後検定として Dunnett 検定による多重比較を行った。有意水準は 5 %未満とした。

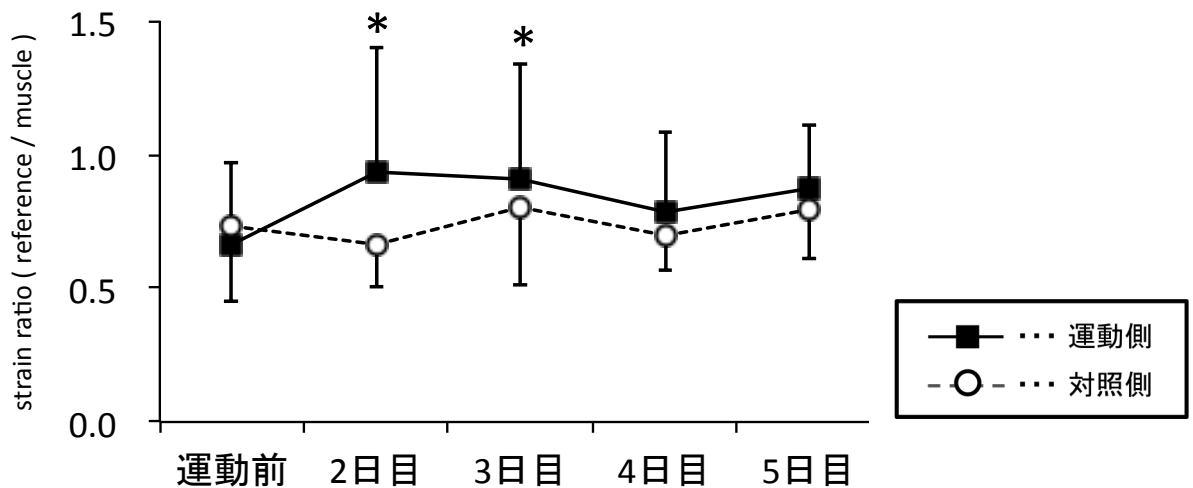
4.3. 結果

4.3.1. RTE

4.3.1.1. 腓腹筋

運動側の腓腹筋の SR は、運動前、2 日目、3 日目、4 日目、5 日目でそれぞれ 0.66 ± 0.30 , 0.94 ± 0.48 , 0.91 ± 0.43 , 0.79 ± 0.29 , 0.88 ± 0.23 であった。主効果が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、2 日目、3 日目で SR は有意に高い値を示した ($p < 0.05$)。

対照側の腓腹筋の SR は、運動前、2 日目、3 日目、4 日目、5 日目でそれぞれ 0.73 ± 0.28 , 0.66 ± 0.16 , 0.80 ± 0.29 , 0.70 ± 0.13 , 0.79 ± 0.18 であった。主効果は認められなかった (図 4-3)。



*: 運動前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$)。

図 4-3 くり返し運動における腓腹筋 RTE 硬度の経日的変化

4.3.1.2. アキレス腱

運動側のアキレス腱の SR は、運動前、2 日目、3 日目、4 日目、5 日目でそれぞれ 4.17 ± 1.76 , 5.92 ± 3.88 , 5.50 ± 3.79 , 6.85 ± 6.02 , 5.94 ± 3.35 であった。

対照側のアキレス腱の SR は、運動前、2 日目、3 日目、4 日目、5 日目でそれぞれ 4.52 ± 1.54 , 4.60 ± 1.53 , 4.63 ± 2.12 , 5.13 ± 1.99 , 4.49 ± 1.92 であった。

運動側および対照側にいずれも主効果は認められなかった (図 4-4)。

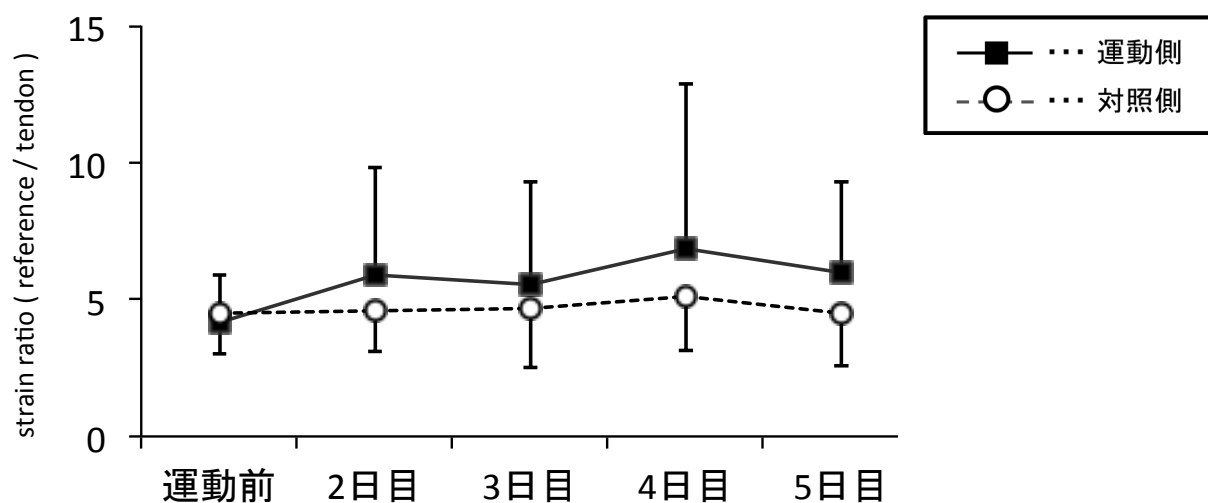


図 4-4 くり返し運動におけるアキレス腱 RTE 硬度の経日的変化

4.3.2. 押込み式組織硬度

4.3.2.1. 腓腹筋

運動側の腓腹筋の押込み式硬度は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 63.0 ± 2.9 , 64.1 ± 2.3 , 64.0 ± 3.9 , 64.9 ± 3.8 , 63.6 ± 2.7 であった。

対照側の腓腹筋の押込み式硬度は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 60.9 ± 3.9 , 61.7 ± 4.5 , 61.2 ± 4.1 , 61.6 ± 2.0 , 61.8 ± 3.0 であった。

反復測定分散分析の結果、いずれも主効果は認められなかった (図 4-5)。

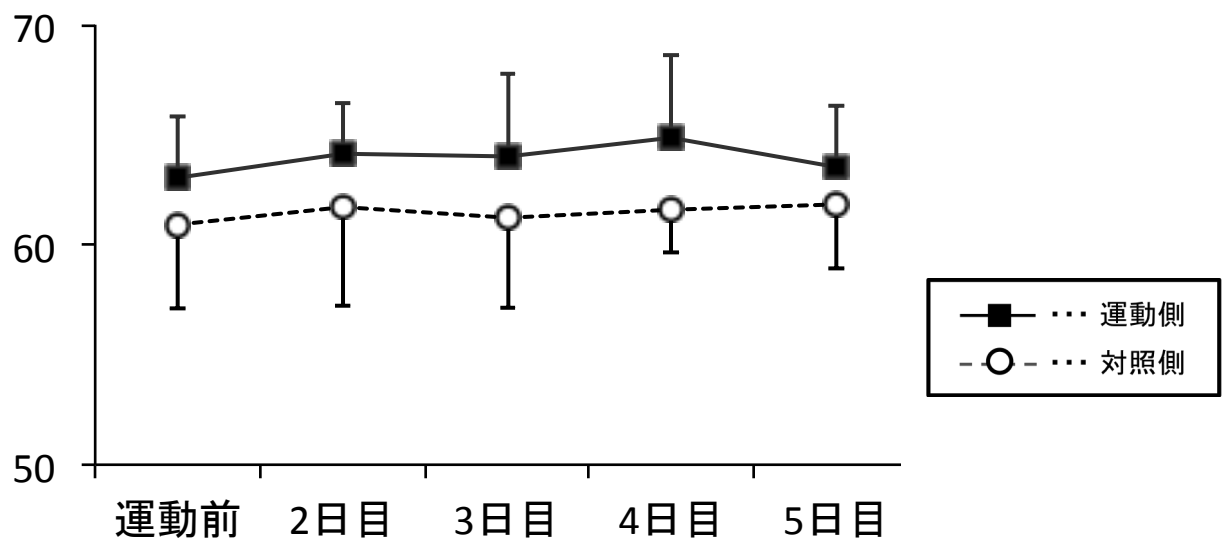


図 4-5 くり返し運動における腓腹筋押込み式硬度の経日的変化

腓腹筋の押込み式硬度の運動前からの変化率について検討した。運動側の腓腹筋の押込み式硬度変化率は、運動前, 2 日目, 3 日目, 4 日目, 5 日目でそれぞれ $100.0 \pm 0.0 \%$, $101.6 \pm 4.2 \%$, $100.5 \pm 4.0 \%$, $99.9 \pm 2.3 \%$, $100.6 \pm 3.9 \%$ であった。

対照側の腓腹筋の押込み式硬度変化率は、運動前, 2 日目, 3 日目, 4 日目, 5 日目でそれぞれ $100.0 \pm 0.0 \%$, $100.0 \pm 3.3 \%$, $100.3 \pm 2.5 \%$, $99.6 \pm 3.2 \%$, $100.5 \pm 2.8 \%$ であった。

反復測定分散分析の結果、いずれも主効果は認められなかった (図 4-6)。

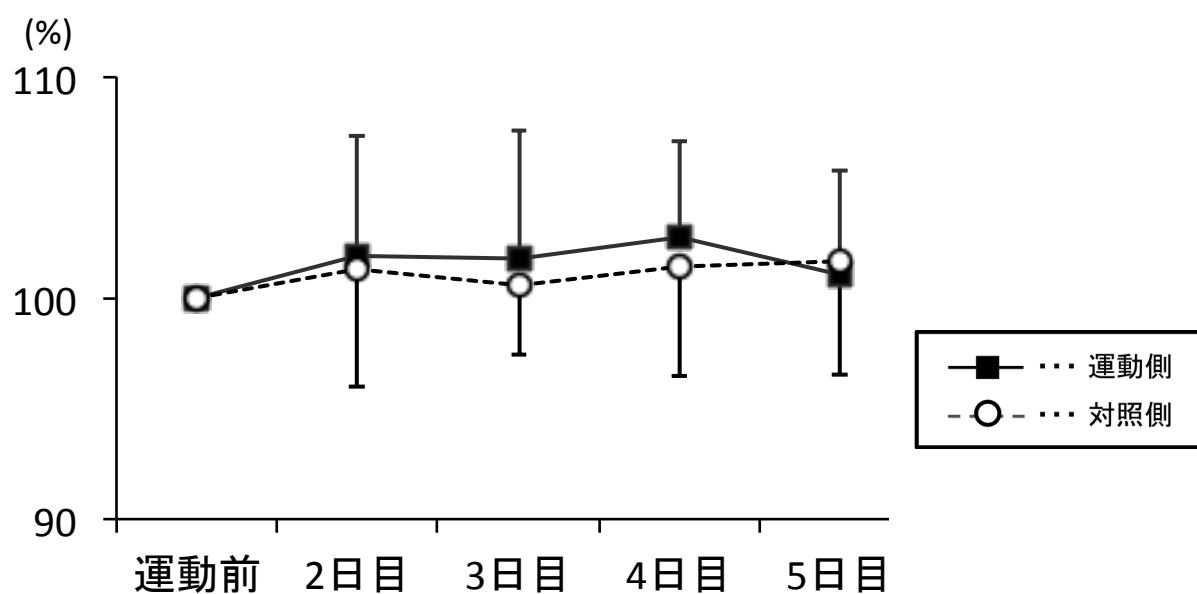


図 4-6 くり返し運動における腓腹筋押込み式硬度変化率の経日的変化

4.3.2.2. アキレス腱

運動側のアキレス腱の押込み式硬度は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 89.1 ± 4.1 , 90.4 ± 1.4 , 89.5 ± 2.9 , 90.3 ± 1.3 , 89.5 ± 3.4 であった.

対照側のアキレス腱の押込み式硬度は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 89.4 ± 2.9 , 89.4 ± 1.7 , 89.6 ± 2.7 , 89.1 ± 3.6 , 89.8 ± 2.3 であった.

反復測定分散分析の結果、いずれも主効果は認められなかった (図 4-7).

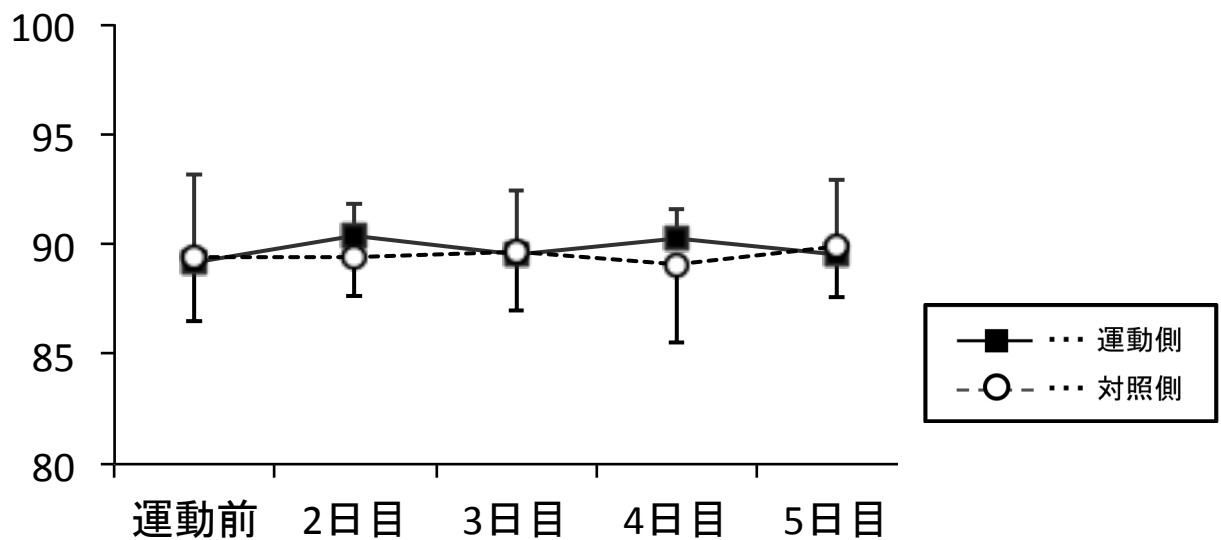


図 4-7 くり返し運動におけるアキレス腱押込み式硬度の経日的変化

アキレス腱の押込み式硬度の運動前からの変化率について検討した。運動側のアキレス腱の押込み式硬度変化率は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ $100.0 \pm 0.0\%$ 、 $101.9 \pm 5.5\%$ 、 $101.7 \pm 5.8\%$ 、 $102.7 \pm 4.3\%$ 、 $101.0 \pm 4.8\%$ であった。

対照側のアキレス腱の押込み式硬度変化率は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ $100.0 \pm 0.0\%$ 、 $101.3 \pm 5.3\%$ 、 $100.6 \pm 3.1\%$ 、 $101.4 \pm 5.0\%$ 、 $101.7 \pm 5.2\%$ であった。

反復測定分散分析の結果、いずれも主効果は認められなかった（図 4-8）。

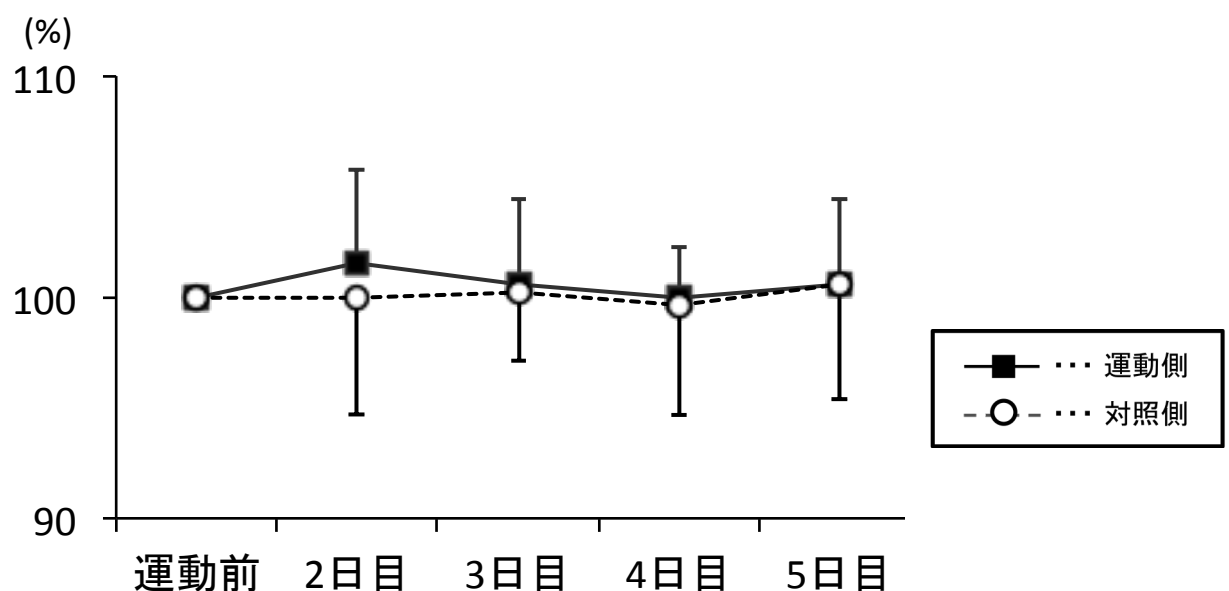
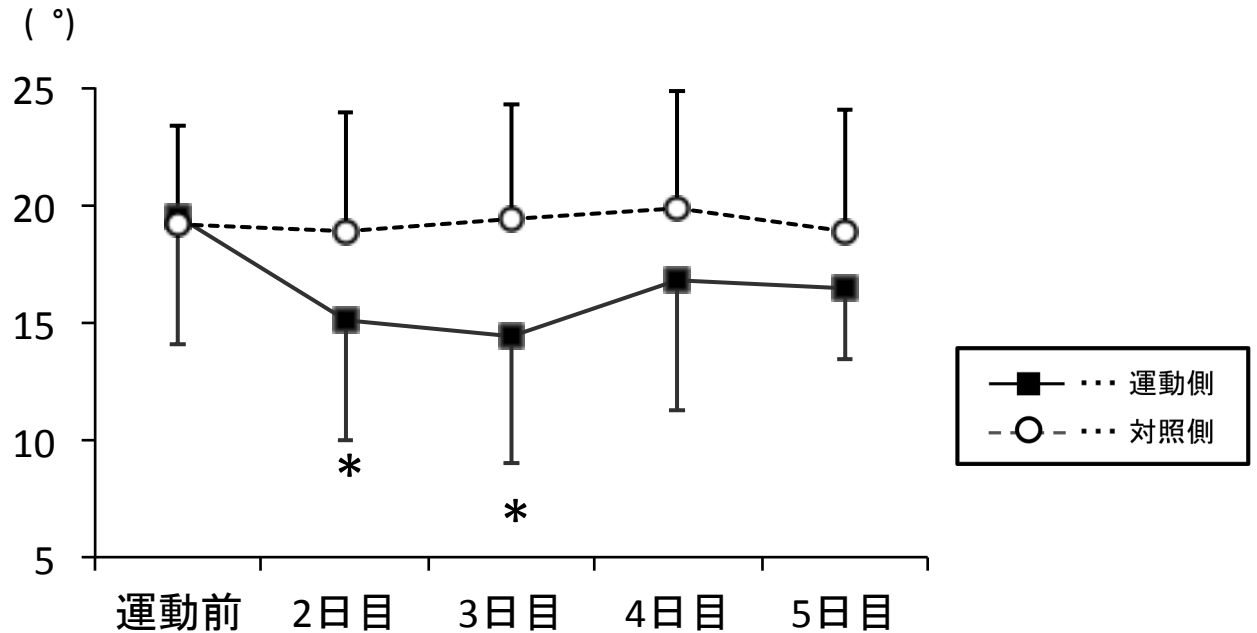


図 4-8 くり返し運動におけるアキレス腱押込み式硬度変化率の経日的変化

4.3.3. 足関節背屈可動域

運動側の足関節背屈可動域は，運動前，2日目，3日目，4日目，5日目でそれぞれ $19.5 \pm 5.5^\circ$ ， $15.1 \pm 5.2^\circ$ ， $14.4 \pm 5.4^\circ$ ， $16.8 \pm 5.5^\circ$ ， $16.5 \pm 3.1^\circ$ であった．主効果が認められ，多重比較の結果では運動前と比較し，2日目，3日目でSRは有意に低い値を示した ($p < 0.05$)．

対照側の足関節背屈可動域は，運動前，2日目，3日目，4日目，5日目でそれぞれ $19.1 \pm 4.3^\circ$ ， $18.9 \pm 5.1^\circ$ ， $19.4 \pm 4.9^\circ$ ， $19.9 \pm 4.9^\circ$ ， $18.9 \pm 5.2^\circ$ であった．主効果は認められなかった (図 4-9)．



*: 運動前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$)．

図 4-9 くり返し運動における足関節背屈可動域の経日的変化

4.3.4. 下腿最大周径囲

運動側の下腿最大周径囲は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 37.3 ± 2.0 cm, 37.3 ± 1.8 cm, 37.4 ± 1.6 cm, 37.0 ± 1.9 cm, 37.0 ± 1.9 cm であった.

対照側の下腿最大周径囲は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 37.3 ± 1.8 cm, 37.1 ± 1.6 cm, 37.1 ± 1.6 cm, 36.9 ± 1.6 cm, 37.1 ± 1.6 cm であった.

運動側および対照側にいずれも主効果は認められなかった (図 4-10).

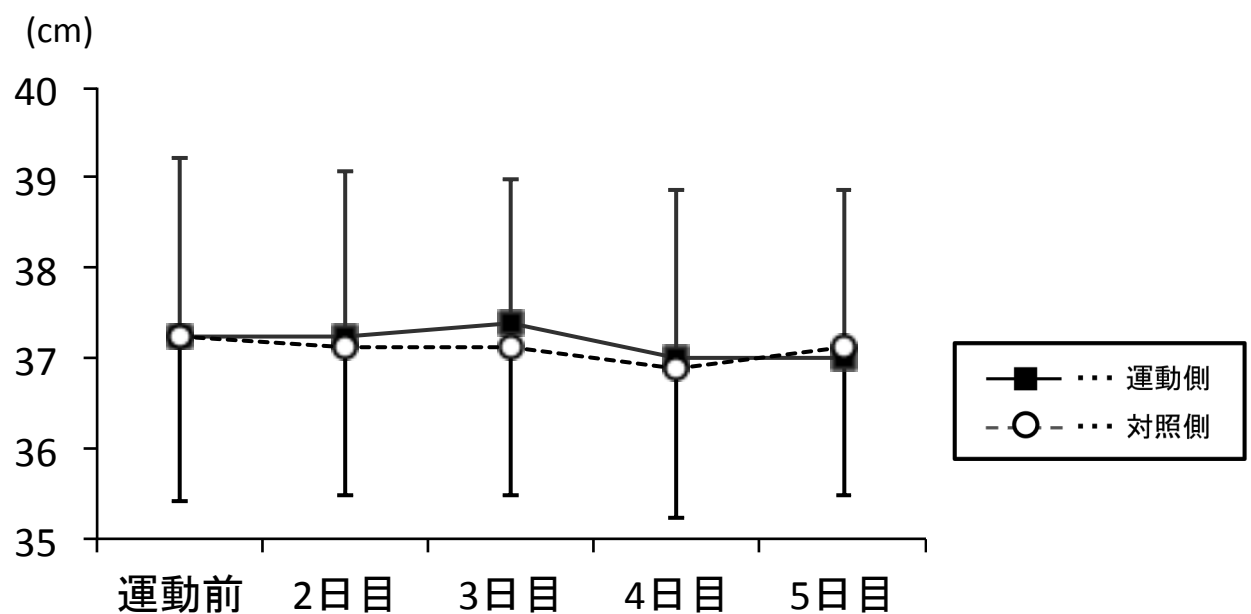


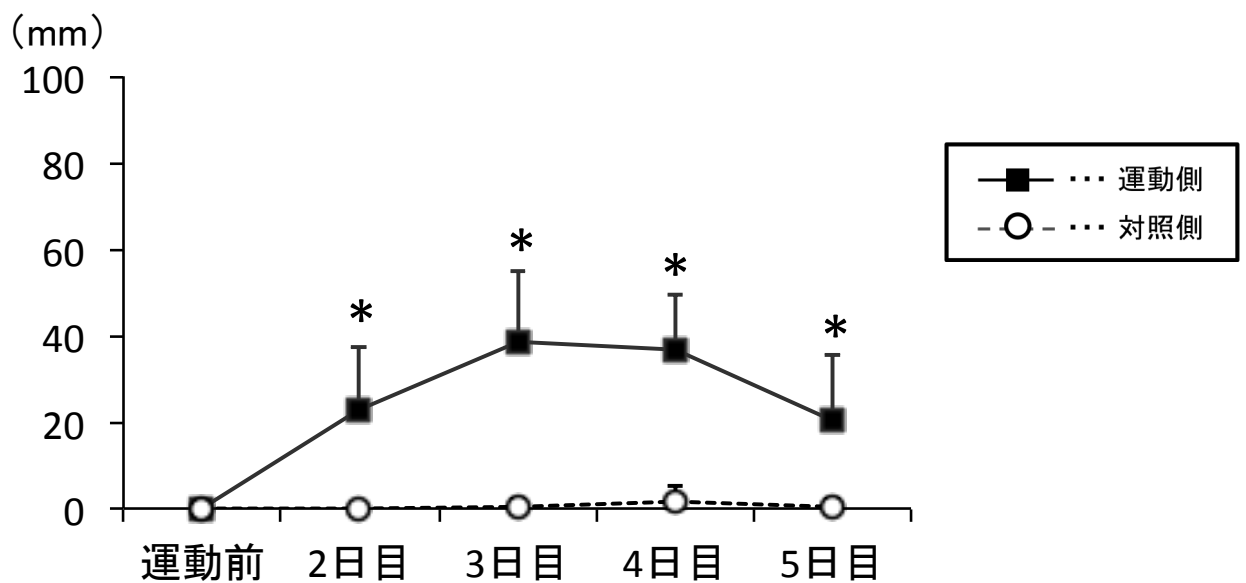
図 4-10 くり返し運動における下腿最大周径囲の経日的変化

4.3.5. 伸展時痛

4.3.5.1. 腓腹筋

運動側の腓腹筋の伸展時痛は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 0.0 ± 0.0 , 22.9 ± 14.8 , 38.8 ± 16.3 , 36.9 ± 12.6 , 20.5 ± 14.8 であった。主効果が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、2日目、3日目、4日目、5日目で SR は有意に高い値を示した ($p < 0.05$)。

対照側の腓腹筋の伸展時痛は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 0.0 ± 0.0 , 0.0 ± 0.0 , 0.6 ± 1.8 , 1.4 ± 3.9 , 0.5 ± 1.4 であった。主効果は認められなかった (図 4-11)。



*: 運動前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$)。

図 4-11 くり返し運動における腓腹筋の伸展時痛の経日的変化

4.3.5.2. アキレス腱

運動側のアキレス腱の伸展時痛は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 0.0 ± 0.0 , 2.3 ± 6.4 , 1.1 ± 1.7 , 2.8 ± 7.0 , 1.1 ± 3.2 であった。

対照側のアキレス腱の伸展時痛は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 0.0 ± 0.0 , 0.0 ± 0.0 , 0.0 ± 0.0 , 0.5 ± 1.4 , 0.1 ± 0.4 であった。

運動側および対照側にいずれも主効果は認められなかった（図 4-12）。

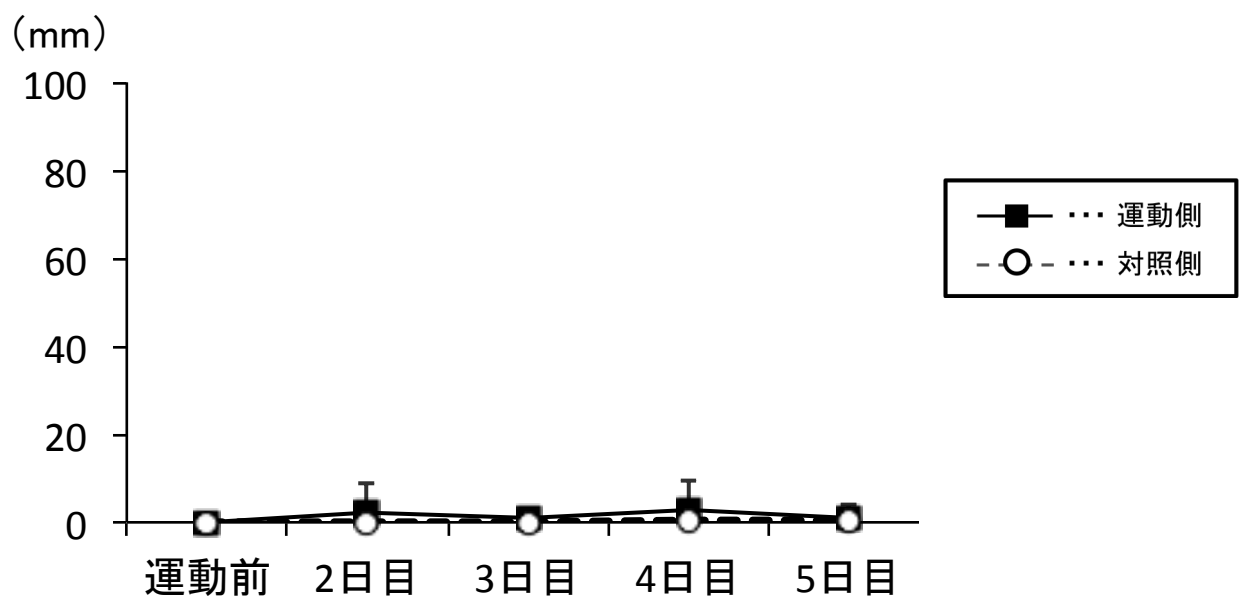


図 4-12 くり返し運動におけるアキレス腱の伸展時痛の経日的変化

4.3.6. 等尺性最大随意底屈筋力

運動側の等尺性最大随意底屈筋力は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 110.8 ± 19.8 Nm, 94.2 ± 29.0 Nm, 91.0 ± 26.3 Nm, 100.8 ± 25.7 Nm, 104.8 ± 24.8 Nm であった。

対照側の等尺性最大随意底屈筋力は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 111.5 ± 28.4 Nm, 116.2 ± 30.7 Nm, 107.4 ± 39.4 Nm, 109.8 ± 31.7 Nm, 116.6 ± 29.1 Nm であった。

運動側および対照側にいずれも主効果は認められなかった (図 4-13)。

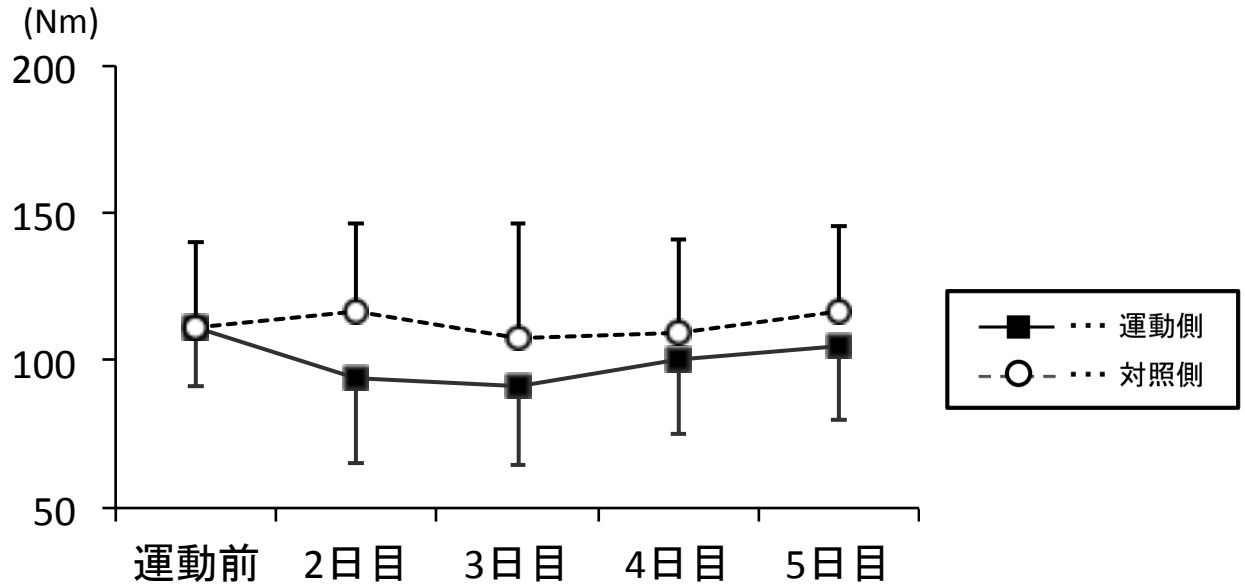


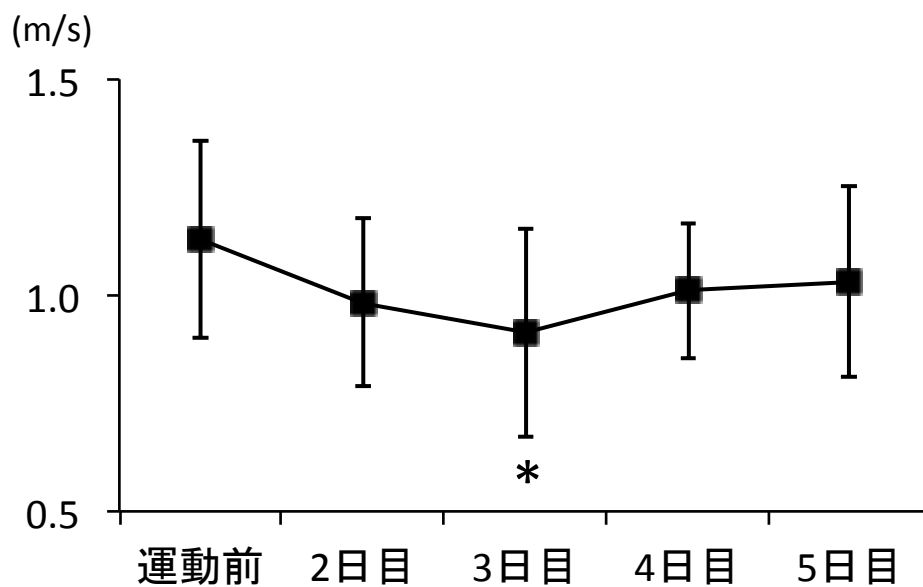
図 4-13 くり返し運動における等尺性最大随意底屈筋力の経日的変化

4.3.7. ドロップジャンプ

4.3.7.1. 両足ドロップジャンプ

両足ドロップジャンプ時の DJ-index は、運動前、2 日目、3 日目、4 日目、5 日目でそれぞれ 1.13 ± 0.23 m/s, 0.98 ± 0.19 m/s, 0.91 ± 0.24 m/s, 1.01 ± 0.16 m/s, 1.03 ± 0.22 m/s であった.

主効果が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、3 日目で SR は有意に低い値を示した ($p < 0.05$) (図 4-14).



*: 運動前と比較して有意に低かった ($p < 0.05$).

図 4-14 くり返し運動における両足 DJ-index の経日的変化

DJ-index が低下した要因を検討するため、DJ-index の構成要素である接地時間と跳躍高について検討した。

両足ドロップジャンプ時の接地時間は、運動前、2 日目、3 日目、4 日目、5 日目でそれぞれ 176.6 ± 19.6 ms, 188.1 ± 23.2 ms, 189.4 ± 20.6 ms, 194.3 ± 11.4 ms, 190.9 ± 16.5 ms であった。

主効果は認められなかった (図 4-15)。

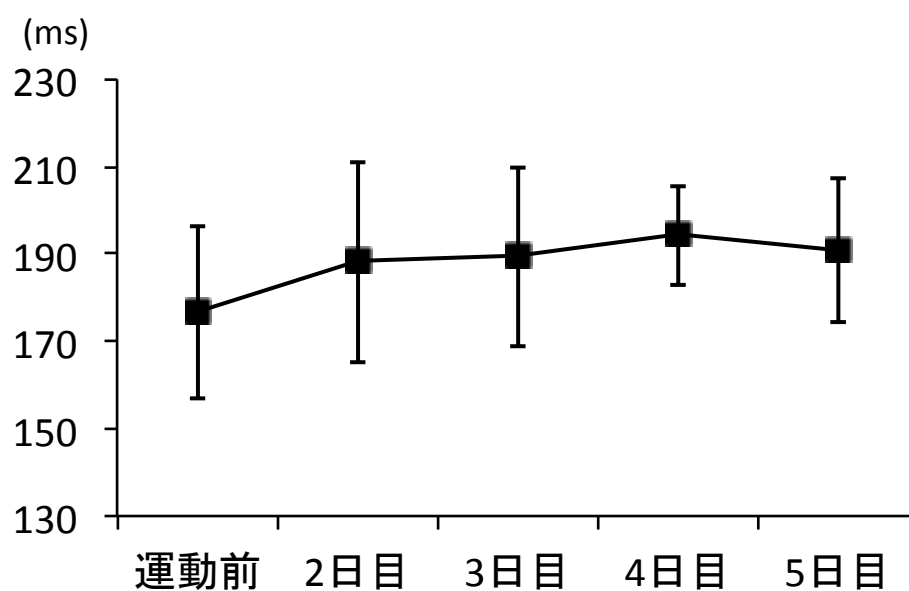


図 4-15 両足ドロップジャンプ時の接地時間の経日的変化

両足ドロップジャンプ時の跳躍高は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 20.0 ± 4.8 cm, 18.5 ± 4.4 cm, 17.1 ± 3.9 cm, 19.5 ± 2.6 cm, 19.5 ± 3.6 cm であった。

主効果は認められなかった (図 4-16)。

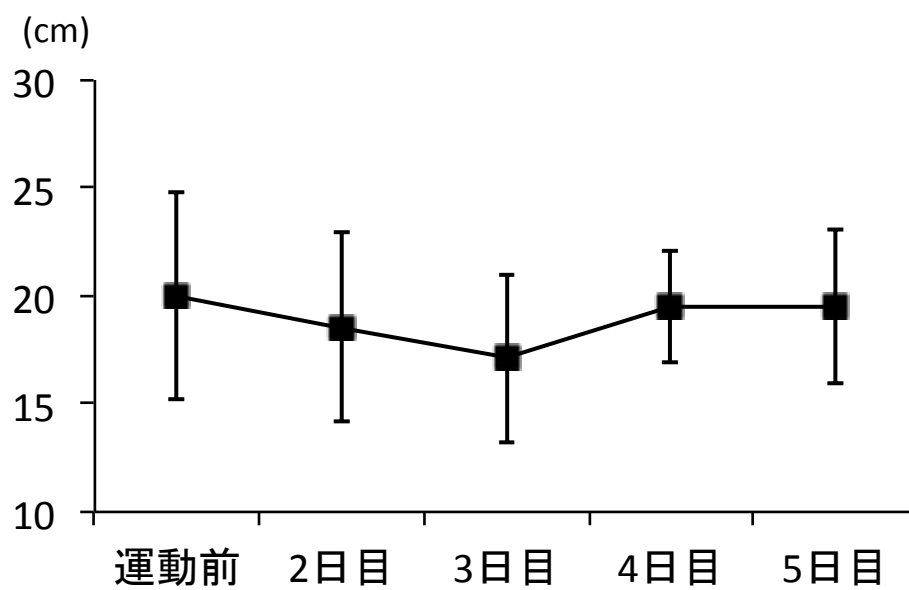
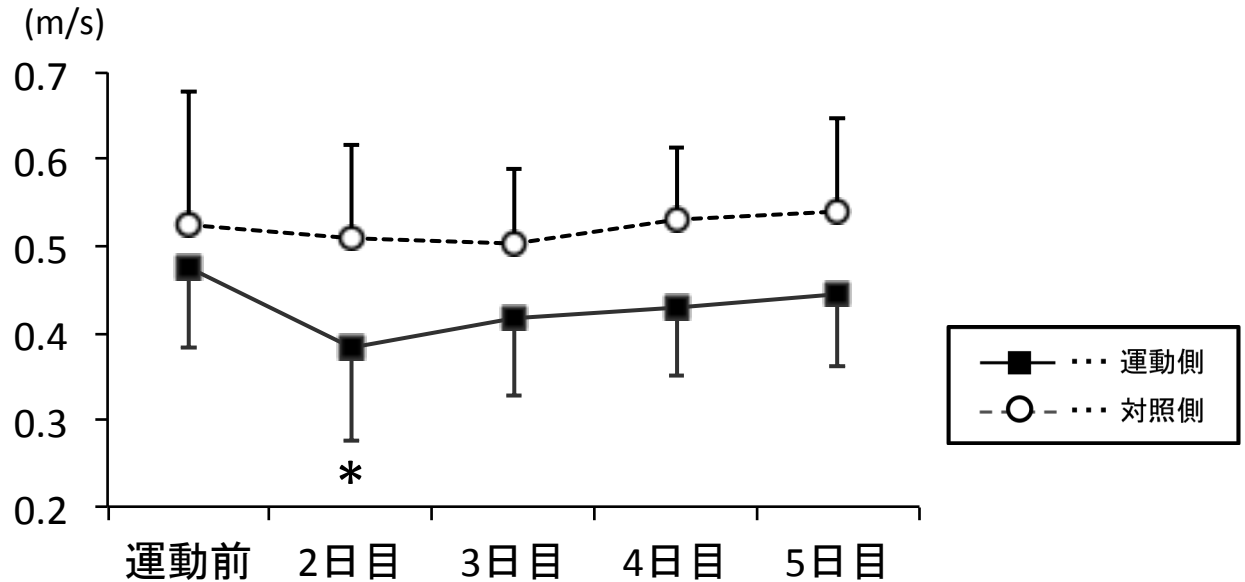


図 4-16 両足ドロップジャンプ時の跳躍高の経日的変化

4.3.7.2. 片足ドロップジャンプ

運動側での片足ドロップジャンプ時の DJ-index は, 運動前, 2 日目, 3 日目, 4 日目, 5 日目でそれぞれ 0.48 ± 0.09 m/s, 0.38 ± 0.11 m/s, 0.42 ± 0.09 m/s, 0.43 ± 0.08 m/s, 0.44 ± 0.08 m/s であった. 主効果が認められ, 多重比較の結果では運動前と比較し, 2 日目で SR は有意に低い値を示した ($p < 0.05$).

対照側での片足ドロップジャンプ時の DJ-index は, 運動前, 2 日目, 3 日目, 4 日目, 5 日目でそれぞれ 0.52 ± 0.15 m/s, 0.51 ± 0.11 m/s, 0.50 ± 0.09 m/s, 0.53 ± 0.08 m/s, 0.54 ± 0.11 m/s であった. 主効果は認められなかった (図 4-17).



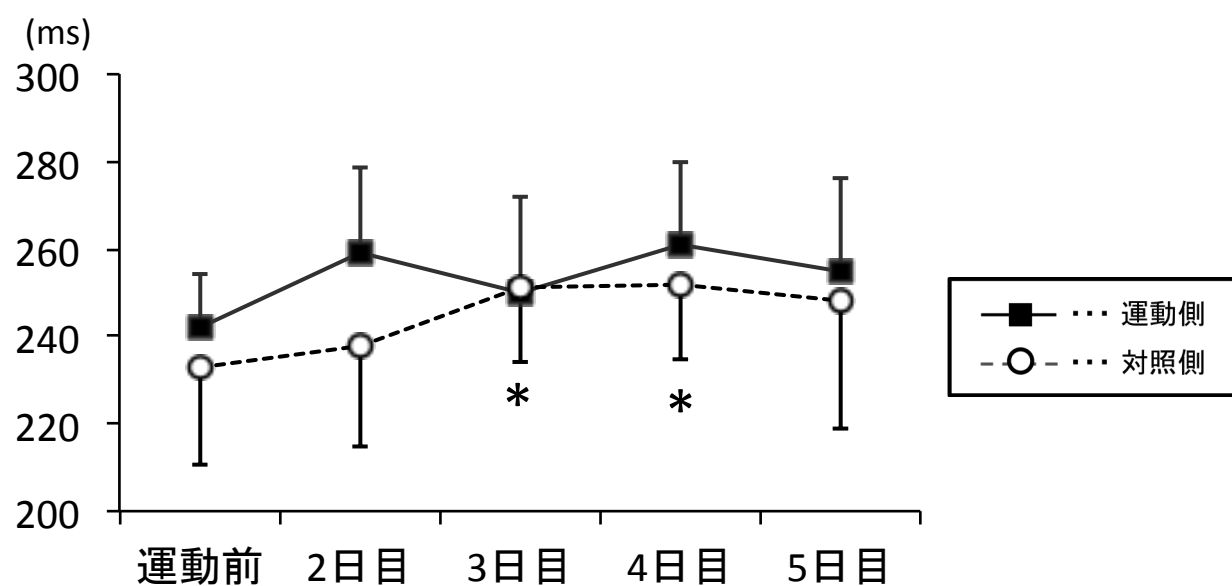
*: 運動前と比較して有意に低かった ($p < 0.05$).

図 4-17 くり返し運動における片足 DJ-index の経日的変化

DJ-index が低下した要因を検討するため、DJ-index の構成要素である接地時間と跳躍高について検討した。

運動側での片足ドロップジャンプ時の接地時間は、運動前、2 日目、3 日目、4 日目、5 日目でそれぞれ 241.9 ± 12.8 ms, 258.9 ± 19.5 ms, 249.8 ± 22.1 ms, 260.8 ± 18.8 ms, 254.9 ± 21.5 ms であった。主効果は認められなかった。

対照側での片足ドロップジャンプ時の接地時間は、運動前、2 日目、3 日目、4 日目、5 日目でそれぞれ 232.7 ± 22.1 ms, 238.0 ± 23.2 ms, 251.3 ± 17.1 ms, 251.9 ± 17.4 ms, 248.0 ± 29.3 ms であった。主効果 ($p < 0.05$) が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、3 日目、4 日目で SR は有意に高い値を示した (図 4-18)。



*: 運動前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$).

図 4-18 片足ドロップジャンプ時の接地時間の経日的変化

運動側での片足ドロップジャンプ時の跳躍高は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 11.5 ± 2.4 cm, 9.8 ± 2.4 cm, 10.3 ± 1.8 cm, 11.1 ± 1.8 cm, 11.2 ± 1.8 cm であった。主効果は認められなかった。

対照側での片足ドロップジャンプ時の跳躍高は、運動前、2日目、3日目、4日目、5日目でそれぞれ 12.2 ± 3.5 cm, 12.0 ± 1.9 cm, 12.6 ± 2.0 cm, 13.3 ± 1.8 cm, 13.2 ± 1.7 cm であった。主効果は認められなかった（図 4-19）。

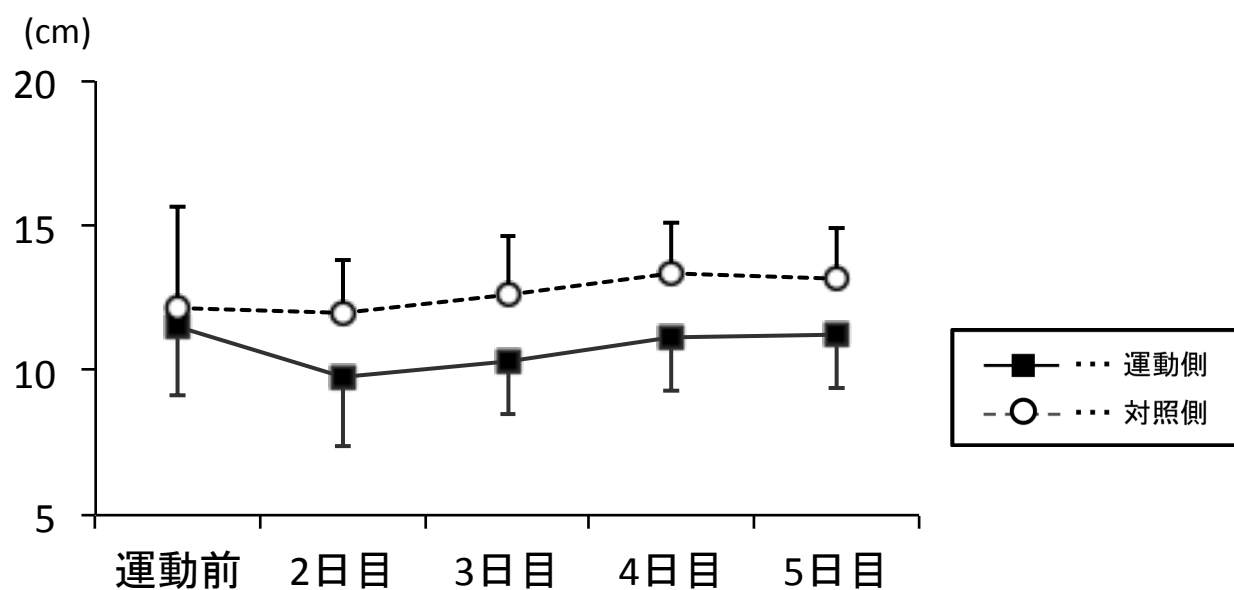


図 4-19 片足ドロップジャンプ時の跳躍高の経日的変化

4.4. 考察

本研究では、スポーツ現場で行われるようなくり返しの運動負荷を実験室的に再現し、RTE を用いて計測される筋・腱の硬度（RTE 硬度）が経日的にどのような変化を示すか検討した。また、押込み式組織硬度計で計測される筋・腱の硬度（押込み式硬度）との比較を行い、足関節背屈可動域、下腿最大周径囲、伸展時痛、パフォーマンス指標との変動傾向の関連性についても検討した。

本研究で実施した運動負荷は、事前に下腿に十分な負荷がかかることを確認し、対象への倫理的配慮を行ったうえでその回数を設定した。運動負荷後に、伸展時痛が第 3 章（課題 2-1）と同様に高い結果を示したことからも、本研究で実施した運動は筋・腱に十分な負荷を与え、スポーツ現場で起こるような高強度の負荷を実験室的に再現できたと考えた。

第 3 章（課題 2-1）において、一過性の踵挙げ運動の 24 時間後に腓腹筋の RTE 硬度は運動前と比較し、有意に高い値を示すことが確認された。本研究においても同様に、負荷運動を行った翌日と翌々日の測定で運動前と比べて RTE 硬度が上昇することが確認できた。しかし、実験 4 日目まで同様の負荷運動を行い続けたにも関わらず、4 日目および 5 日目は運動前と比較して有意な RTE 硬度の上昇は認められなかった。本研究の運動は 4 日間を通して同じ負荷量、回数で行ったため、生物学における一般的な法則である馴化現象が生じた可能性がある。馴化現象とは継続的な同一の刺激に対して生物学的応答が低下していく現象のことである（Vladimir & William 2009）。本研究で行った運動負荷は、4 日間を通して負荷の強度、量共に毎日同一であったため、4 日目以降は運動に対して筋が適応し、変化が起こらなかったことが推察された。

またアキレス腱の RTE 硬度は、対象側と比較すると多少の変化はみられるが、運動 24 時間後に変化がみられなかった第 3 章（課題 2-1）の結果と同様に、くり返しの運動によって経日的に有意な変化は認められなかった。これまで RTE を用いて運動による腱の経日的な変化を検討した報告はなされておらず、本研究は継続した運動による RTE 硬度を検討した初めての研究である。Zordo ら（2009）によると、アキレス腱慢性障害を有する腱は、健常アキレス腱と比較して低い RTE 硬度を示すと報告されている（Zordo et al. 2009）。本研究において実施した運動負荷が、病変を起こす程の強度でなかったのか、4 日間という運動負荷期間が短かったためか、運動負荷の種類による影響かは不明であるが、本研究において、慢性障害を有する腱にみられるような変化は観察されなかった。

腓腹筋の押込み式硬度は、本研究において有意な変化を認めなかった。押込み式硬度計を用いて運動前後の筋硬度を検討した先行研究では運動負荷の 1～2 日後に有意な上昇を認めていることから（寺田ら，2001；孫ら，2008），本研究における運動負荷は腓腹筋の押込み式硬度を上昇させるのには不十分であった可能性がある。また、本研究の硬度測定は、全て朝に実施した。筋硬度の日内変動を検討した先行研究では、昼や夕方と比較して、朝の筋硬度は高い値を示すことが報告されている（須崎，2012）。本研究で測定した腓腹筋の押込み式硬度は運動前から 63.0 ± 2.9 を示し、同じく腓腹筋を対象として運動によって硬度の増加を示した先行研究（松永と武田，2004；Yanagisawa et al. 2011）の運動前の測定値（50 程度）と比較して、かなり高い値を示した。本研究で用いた押込み式硬度計のバネ定数は一定であるため、高値では変化が感知されにくかった可能性も考えられる。

押込み式硬度計では認めなかった変化を、RTE において観察できたことから、RTE

は押込み式硬度計に比べてより鋭敏に変化を観察できる可能性がある。鋭敏に変化を検出できることは、外傷および障害の予防や早期発見の指標として、より詳細な検査を可能とすることが考えられる。今後は外傷および障害発生との関連を含めたさらなる検討が望まれる。

またアキレス腱の押込み式硬度は有意な変化を示さなかった。押込み式組織硬度計は、0～99 で測定値が表示される機器であり、本研究で計測した運動側と対照側を合わせた押込み式硬度の平均値が 89.5 ± 3.3 (78.3～96.3) であったことを考慮すると計測できる範囲の最高値近くでの測定であったため、差が生じにくかった可能性が考えられた。今後押込み式組織硬度計を用いてアキレス腱の硬度を計測するためには、主針と副針のばね定数の差を見直す等の工夫が必要である。

足関節背屈可動域は2日目および3日目の測定で運動実施前に比べて有意に低値を示し、第3章（課題2-1）および先行研究と同様の結果を示した。4日目および5日目に合宿前の値に戻ろうとする傾向がみられ、それと同時に腓腹筋の RTE 硬度も減少したことから、腓腹筋の RTE 硬度の上昇は筋-腱複合体の stiffness が高まることで引き起こされている可能性が考えられた。

本研究では、パフォーマンス指標として等尺性最大随意底屈筋力とドロップジャンプを計測した。等尺性最大随意底屈筋力は有意な変化を示さなかったが、ドロップジャンプは片足で2日目、両足で3日目に運動前と比べ有意に低下した。ドロップジャンプは、エキセントリック収縮をコンセントリックな力に変換する運動で、等尺性と比較し、よりダイナミックな運動である。本研究のパフォーマンス指標の結果の違いは、筋-腱複合体の力発揮様式に関連したものであったと考えられる。運動側における DJ-index が有意に低下した要因については、DJ-index の構成要素である接地時間、跳躍高共に測

定期間中運動側で有意な変化は認められなかったことから、どちらか一方の要因が大きく関与したというよりは、接地時間、跳躍高が全体的に低下傾向を示したことが影響していると考えられる。ドロップジャンプパフォーマンス低下の原因としては、筋・腱の弾性特性能力の低下、最大筋力や瞬発力の低下、痛みによる着地動作への影響等が挙げられる。本研究の **DJ-index** の結果が腓腹筋の **SR** と同様の変化を示したことから、筋の硬度上昇による伸縮能力の低下が、本研究におけるドロップジャンプのパフォーマンス低下の一因となったことが考えられる。しかしながら、本研究の結果のみでパフォーマンス低下の原因について言及するのは困難であり、今後 **RTE** をコンディショニング現場に活用するためにも、**RTE** 硬度と運動パフォーマンスの関連についてのさらなる検討が望まれる。

4.5. まとめ

健康成人男性を対象とし、運動のくり返しが、腓腹筋およびアキレス腱に及ぼす経日的な変化を、RTE を用いた硬度（RTE 硬度）、押込み式組織硬度計による硬度（押込み式硬度）、足関節背屈可動域、下腿最大周径囲、腓腹筋およびアキレス腱の伸展時痛、パフォーマンス指標として等尺性最大随意底屈筋力と両足および片足のドロップジャンプの項目について検討した。

腓腹筋の RTE 硬度の変化は、第 3 章（課題 2-1）と同様に負荷運動実施 1 日後での有意な増加を示し、その増加は負荷運動 2 日後である 3 日目の測定まで続き、その後減少した。腓腹筋の押込み式硬度については有意な変動を認めなかった。本研究の運動負荷による腓腹筋の変化は、押込み式硬度計ではとらえることのできない程、軽度な変化であったが、RTE は腓腹筋の硬度変化をとらえることができた。以上より、RTE は押込み式硬度計に比べて、より鋭敏に硬度の変化を検出できる可能性が示唆された。

また足関節背屈可動域は 2 日目と 3 日目で、DJ-index は両足ドロップジャンプで 3 日目、片足ドロップジャンプで 2 日目の測定において有意に減少した。腓腹筋の RTE 硬度増加が、足関節背屈可動域の低下およびドロップジャンプの低下と同様の変化傾向をみせたことから、本研究で示された腓腹筋の RTE 硬度増加は筋の stiffness 上昇によって引き起こされ、ダイナミックなパフォーマンス指標と関連があることが示唆された。

第5章 剣道強化合宿における RTE 硬度の経日的変化の検討

5.1. 目的

第 4 章（研究課題 2-2）では，スポーツ現場を再現した実験室実験において超音波 Real-time Tissue Elastography（RTE）を用いた筋・腱硬度測定の有用性を示すことができた．

本章では研究課題 2-2 でみられた変化が，実際のスポーツ現場においても観察可能であるか検証することを目的とし，剣道強化合宿中の腓腹筋およびアキレス腱の変化について検討を行った．

剣道は利き足に関わらず右足が前，左足が後の構えから，左足を蹴り足として，急な移動や方向転換をくり返し行う運動種目である．また，剣道は防具を着用し，一年を通じて素足にて固い板床の環境で行われることから，下腿，特にアキレス腱に高い負荷がかかる（高橋ら，2002）．剣道における傷害調査においても，下腿に多くの外傷および障害の発生が認められている（和久ら，1994；上岡ら，2011）．以上の理由から，下腿に高い負荷がかかる種目として剣道を選択した．

5.2. 対象と方法

5.2.1. 対象

対象は, 平成 24 年 3 月 21 日から同年 3 月 26 日の 6 日間に筑波大学武道館剣道場にて行われた筑波大学剣道部春季強化合宿に参加した筑波大学体育会剣道部に所属する男子大学剣道競技者 11 名 (年齢: 19.9 ± 0.5 歳, 身長: 171.3 ± 7.1 cm, 体重: 68.9 ± 8.8 kg) とした. 筑波大学体育会剣道部は平成 23 年度の全日本学生剣道優勝大会 (団体戦) で優勝しており, 大学トップレベルの競技力を有する. 全ての対象者に, 重篤な筋損傷および腱断裂の既往がなく, 現在下肢に痛みを有しないことを確認した. 本研究では剣道の競技特性上, 下腿に大きな負荷がかかると考えられる左足 11 脚の測定を行った. 全ての対象者に本実験の趣旨, 方法についてあらかじめ説明を行い, 同意を得た. 本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て行った (承認番号: 体 24-19).

5.2.2. 実験手順

実験期間は, 平成 24 年 3 月 21 日から同年 3 月 26 日の 6 日間に筑波大学武道館剣道場にて行われた筑波大学剣道部春季強化合宿中のうち, 運動の内容が一定で, 食事や生活のコントロールが可能であった 5 日間 (平成 24 年 3 月 21 日から同年 3 月 25 日) とした. 合宿中のトレーニング内容は, 一般的なコンディショニングトレーニングと剣道の稽古の大きく 2 つに分類された. 一般的なコンディショニングトレーニングはランニングをメインとした 30 分のフィジカルトレーニングであり, 合宿期間を通して毎日同じメニューが実施された. また剣道の稽古時間は一日あたり 5 時間 30 分 (330 分) で

あった。午前の稽古内容は、準備体操と素振り（20 分間）、基本稽古（40 分間）、互角稽古（60 分間）、かかり稽古（15 分間）、整理運動（5 分間）の計 140 分間とした。午後の稽古内容は、準備体操と素振り（10 分間）、基本稽古（10 分間）、試合練習（90 分間）、互角稽古（60 分間）、の計 170 分間とした。午前の基本稽古と互角稽古の間、午後の試合練習と互角稽古の間には 10 分間の休憩と水分補給を行った。

測定は合宿前の運動を一日以上休んだ初日の朝に合宿前測定（コントロール測定）を行い、合宿期間中の 2 日目以降、毎朝運動前に実施した（図 5-1）。

時間	1 日目	2 日目	3 日目	4 日目	5 日目
	測 定	測 定	測 定	測 定	測 定
早朝		トレーニング (0.5 時間)	トレーニング (0.5 時間)	トレーニング (0.5 時間)	
		食事・休憩	食事・休憩	食事・休憩	
午前		剣道稽古 (2.5 時間)	剣道稽古 (2.5 時間)	剣道稽古 (2.5 時間)	
		食事・休憩	食事・休憩	食事・休憩	
午後	剣道稽古 (2.5 時間)	剣道稽古 (3 時間)	剣道稽古 (3 時間)	剣道稽古 (3 時間)	
夜	食事・休憩	食事・休憩	食事・休憩	食事・休憩	

図 5-1 合宿内容および測定プロトコル

5.2.3. 測定項目

5.2.3.1. RTE

RTE の測定方法ならびに評価方法は，第 4 章（研究課題 2-2）と同様とした．

5.2.3.2. 押込み式腓腹筋硬度

腓腹筋の硬度を押込み式組織硬度計によって計測した．測定方法は第 4 章（研究課題 2-2）と同様とした．

5.2.3.3. 足関節背屈可動域

測定方法は第 4 章（研究課題 2-2）と同様とした．

5.2.3.4. 下腿最大周径囲

測定方法は第 4 章（研究課題 2-2）と同様とした．

5.2.3.5. 伸展時痛

測定方法は第 4 章（研究課題 2-2）と同様とした．

5.2.3.6. ドロップジャンプ

下腿筋-腱複合体のダイナミックな運動遂行能力の指標として、ドロップジャンプを両足および各片足にて行った。

本研究のドロップジャンプは、高さ 10 cm の台で実施した。試技中における動作をその右側方 1.5m の地点からフレーム周波数 1200 fps のハイスピードカメラ (EX-F1, CASIO) で撮影した。台上から跳び下り、足部が地面へ接地した瞬間から地面より離地するまでの時間を接地時間、離地後ふたたび接地するまでの時間を跳躍時間として映像から算出し、得られた値から DJ-index を算出した。測定は各 2 回実施し、最高値を用いた。

5.2.4. 統計処理

結果は平均値 \pm 標準偏差で示した。Shapiro-Wilk 検定にて正規性の検定を行った結果、全ての測定項目は正規分布に従わないとはいえなかった (パラメトリック)。測定項目の合宿中の変化の検討には、SPSS Statics 17.0 を用いて、反復測定分散分析を行った後、事後検定として Dunnet 検定による多重比較を行った。有意水準は 5 %未満とした。

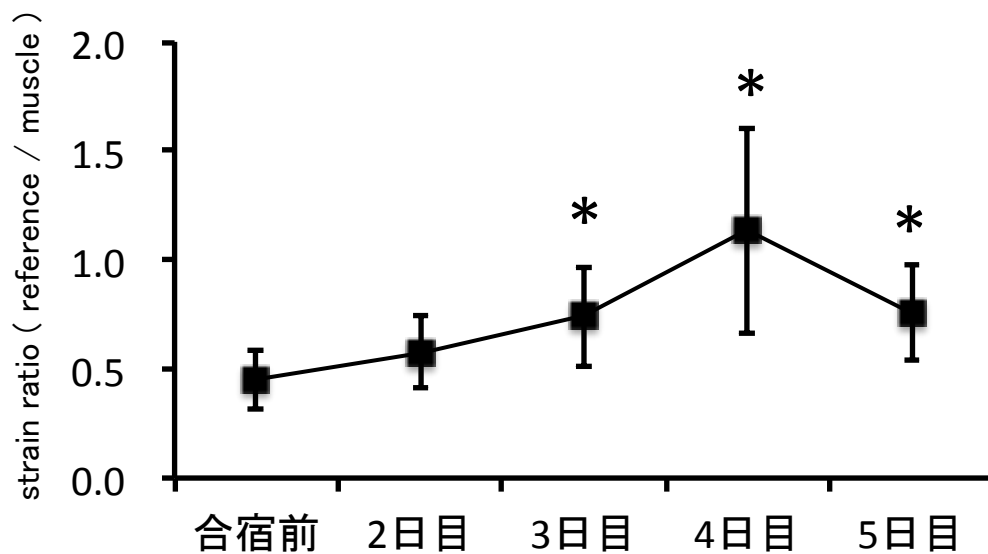
5.3. 結果

5.3.1. RTE

5.3.1.1. 腓腹筋

腓腹筋の SR は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、 0.45 ± 0.14 , 0.58 ± 0.17 , 0.74 ± 0.23 , 1.14 ± 0.47 , 0.76 ± 0.22 であった.

合宿中の SR に主効果が認められ、多重比較の結果では合宿前と比較し、3 日目、4 日目、5 日目で SR は有意に高い値を示した ($p < 0.05$) (図 5-2).



*: 合宿前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$).

図 5-2 合宿における腓腹筋 RTE 硬度の経日的変化

5.3.1.2. アキレス腱

アキレス腱の SR は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、 4.13 ± 1.83 , 5.22 ± 1.81 , 3.31 ± 1.31 , 4.36 ± 2.14 , 5.39 ± 2.61 であった.

合宿中のアキレス腱の SR に主効果が認められたが、多重比較の結果では合宿前と比較して合宿中に有意な変化はみられなかった ($p < 0.05$) (図 5-3).

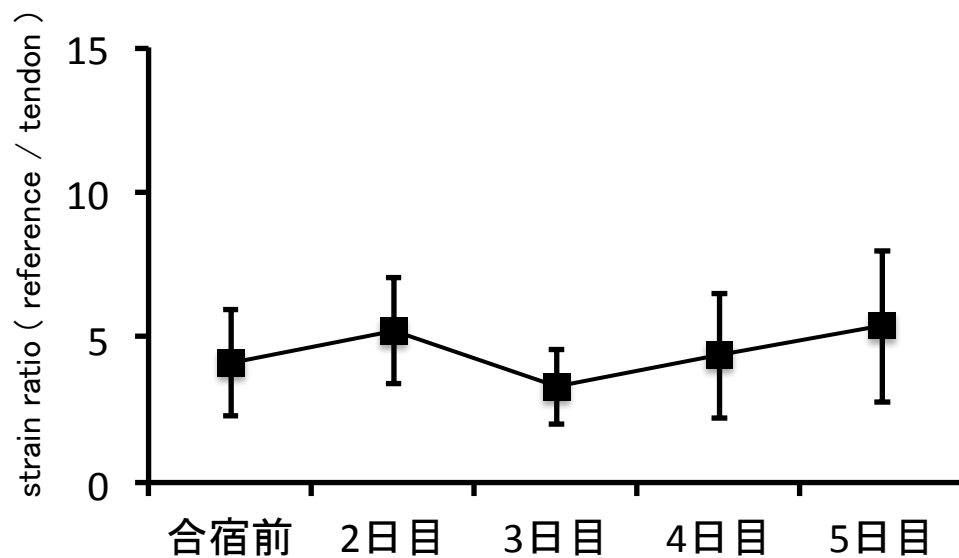


図 5-3 合宿におけるアキレス腱 RTE 硬度の経日的変化

5.3.2. 押込み式腓腹筋硬度

腓腹筋の押込み式硬度は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、 60.2 ± 2.5 , 60.5 ± 2.9 , 60.3 ± 2.4 , 60.6 ± 2.5 , 60.9 ± 2.6 であった。

合宿中の SR に主効果は認められなかった（図 5-4）。

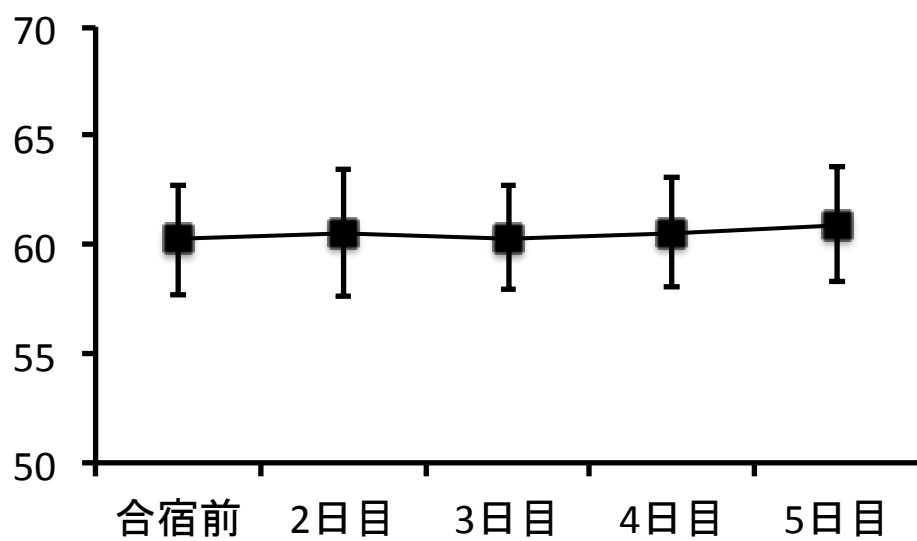


図 5-4 合宿における腓腹筋押込み式硬度の経日的変化

腓腹筋の押込み式硬度変化率は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、
100.0 ± 0.0 %， 100.8 ± 2.0 %， 100.2 ± 1.6 %， 100.7 ± 2.2 %， 101.2 ± 1.8 %であった。

合宿中の SR に主効果は認められなかった（図 5-5）。

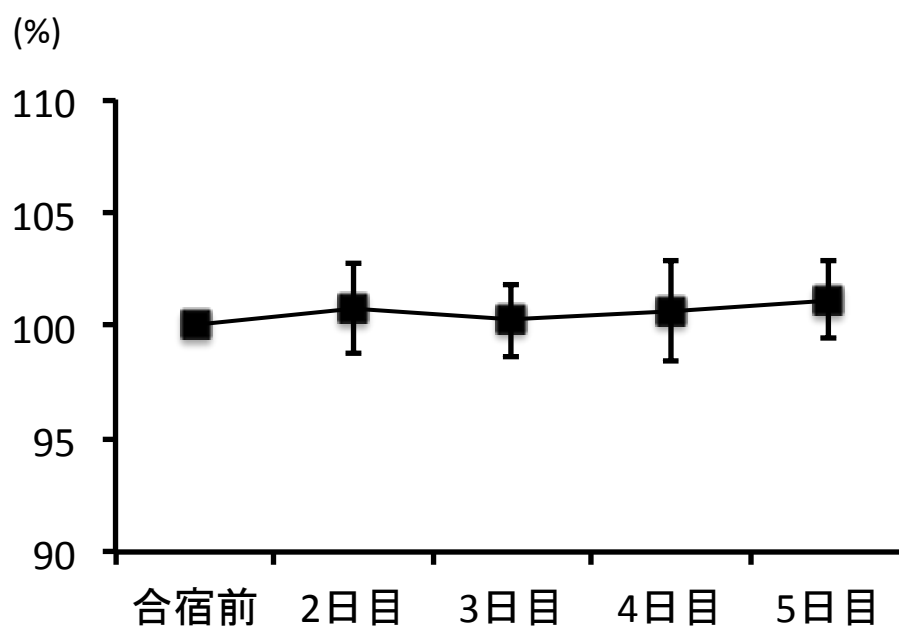
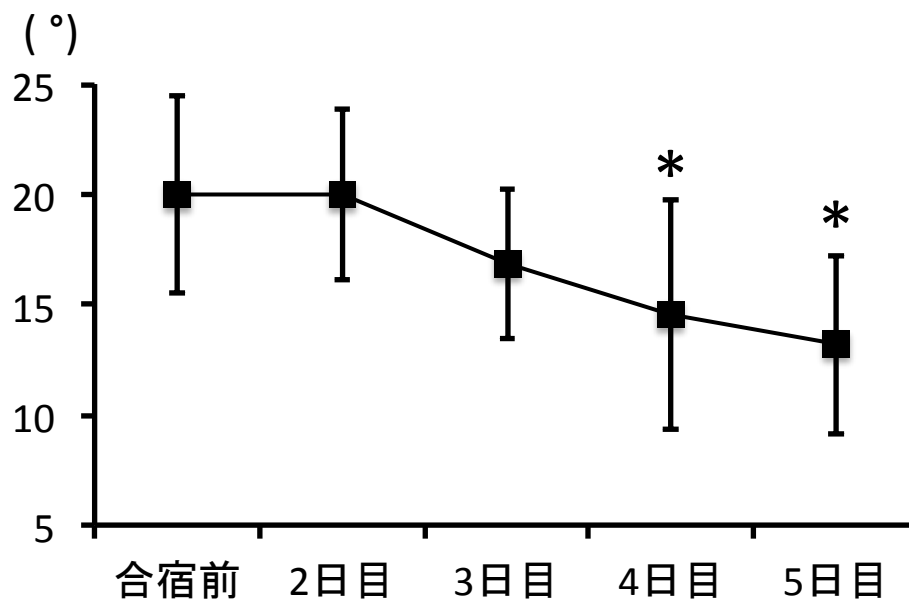


図 5-5 合宿における腓腹筋押込み式硬度変化率の経日的変化

5.3.3. 足関節背屈可動域

足関節背屈可動域は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、 $20.0 \pm 4.5^\circ$, $20.0 \pm 3.9^\circ$, $16.8 \pm 3.4^\circ$, $14.5 \pm 5.2^\circ$, $13.2 \pm 4.0^\circ$ であった.

合宿中の可動域に主効果が認められ, 多重比較の結果では合宿前と比較し, 4 日目, 5 日目で可動域は有意に低い値を示した ($p < 0.05$) (図 5-6).



*: 合宿前と比較して有意に低かった ($p < 0.05$).

図 5-6 合宿における足関節背屈可動域の経日的変化

5.3.4. 下腿最大周径囲

下腿最大周径囲は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、 36.3 ± 1.4 cm, 36.0 ± 1.5 cm, 36.3 ± 1.5 cm, 36.5 ± 1.5 cm, 36.5 ± 1.5 cm であった。

合宿中の下下腿最大周径囲に主効果が認められたが、多重比較の結果では合宿前と比較して合宿中に有意な変化はみられなかった ($p < 0.05$) (図 5-7)。

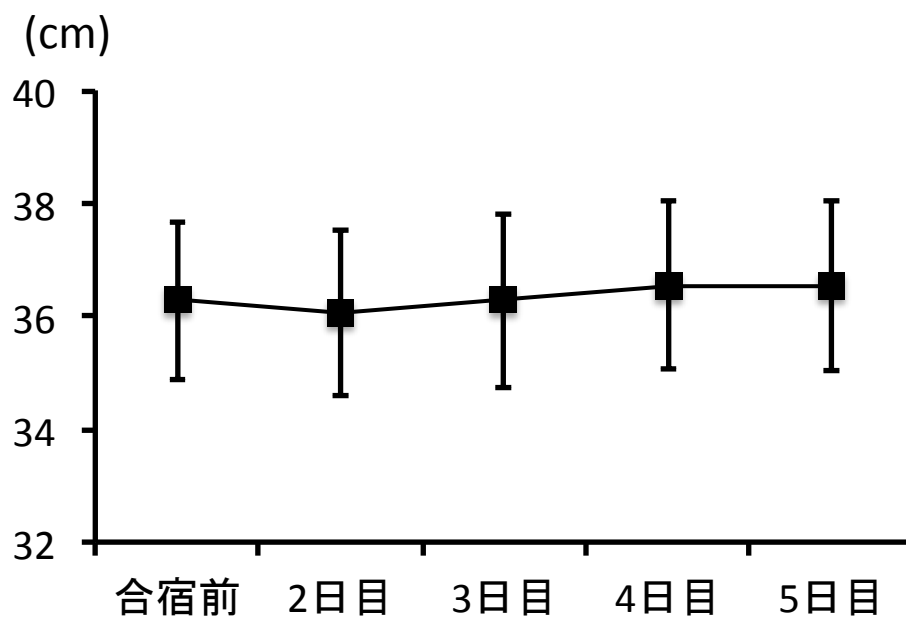


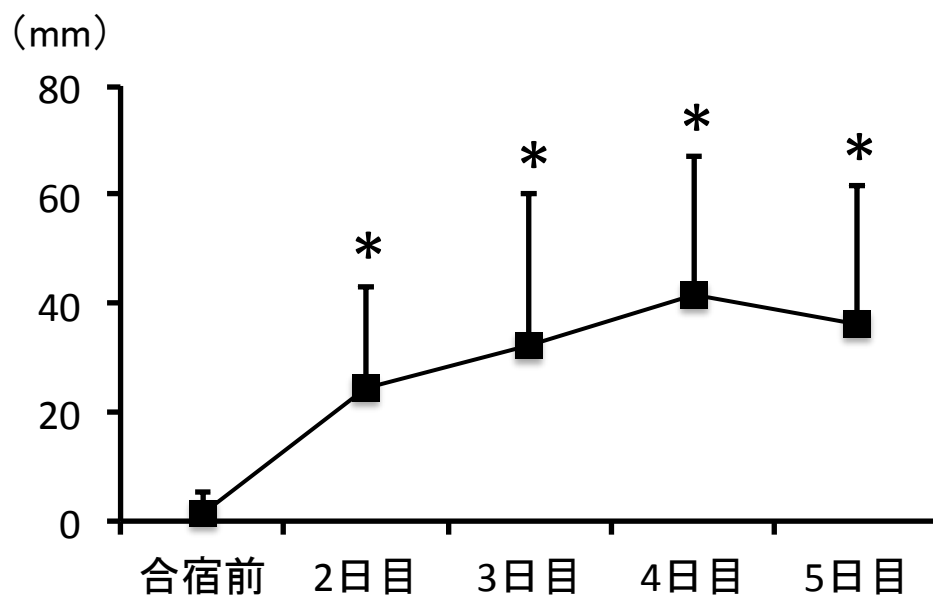
図 5-7 合宿における下腿最大周径囲の経日的変化

5.3.5. 伸展時痛

5.3.5.1. 腓腹筋

合宿中の腓腹筋の伸展時痛は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、
 1.3 ± 4.3 , 24.4 ± 18.6 , 32.1 ± 28.1 , 41.5 ± 25.7 , 36.0 ± 25.5 であった。

合宿中の SR に主効果が認められ、多重比較の結果では合宿前と比較し、2 日目、
3 日目、4 日目、5 日目で有意に高い値を示した ($p < 0.05$) (図 5-8)。



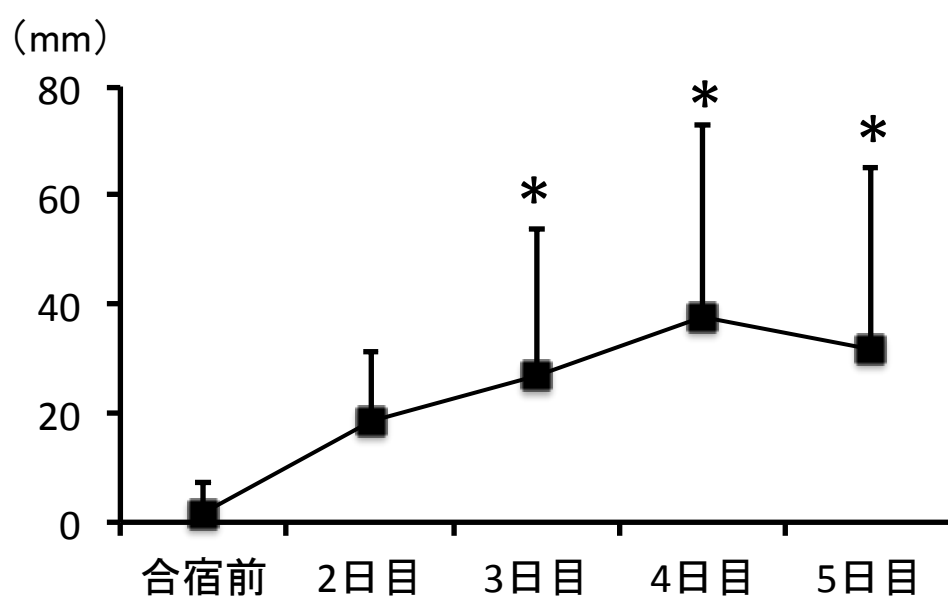
*: 合宿前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$).

図 5-8 合宿における腓腹筋の伸展時痛の経日的変化

5.3.5.2. アキレス腱

合宿中のアキレス腱の伸展時痛は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、
 1.7 ± 5.6 , 18.6 ± 12.9 , 26.8 ± 26.9 , 37.8 ± 35.0 , 31.7 ± 33.5 であった。

合宿中の SR に主効果が認められ、多重比較の結果では合宿前と比較し、3 日目、
4 日目、5 日目で有意に高い値を示した ($p < 0.05$) (図 5-9)。



*: 合宿前と比較して有意に低かった ($p < 0.05$).

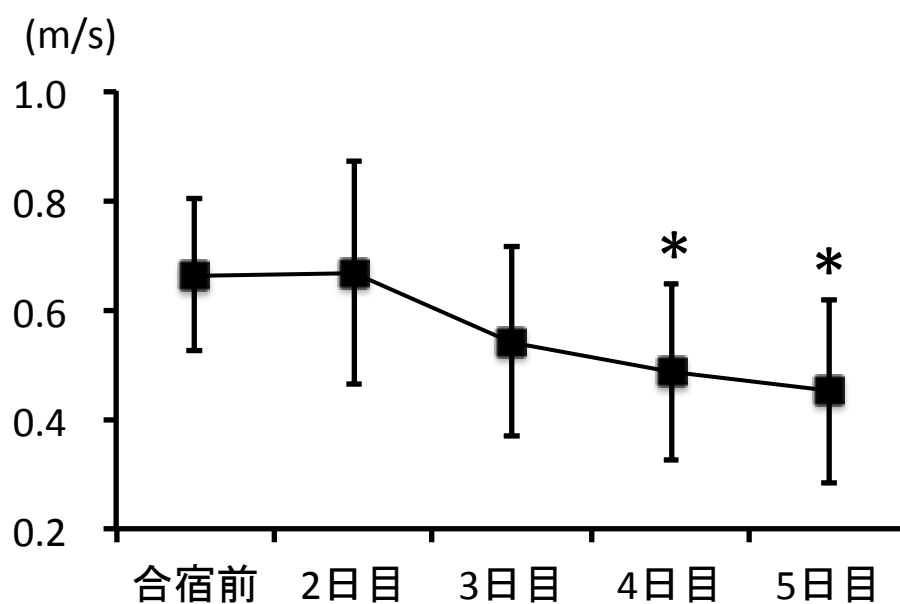
図 5-9 合宿におけるアキレス腱の伸展時痛の経日的変化

5.3.6. ドロップジャンプ

5.3.6.1. 両足ドロップジャンプ

両足ドロップジャンプ時の DJ-index は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、 0.66 ± 0.14 、 0.67 ± 0.20 、 0.54 ± 0.17 、 0.49 ± 0.16 、 0.45 ± 0.17 であった。

合宿中の DJ-index に主効果が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、4 日目、5 日目で有意に低い値を示した ($p < 0.05$) (図 5-10)。



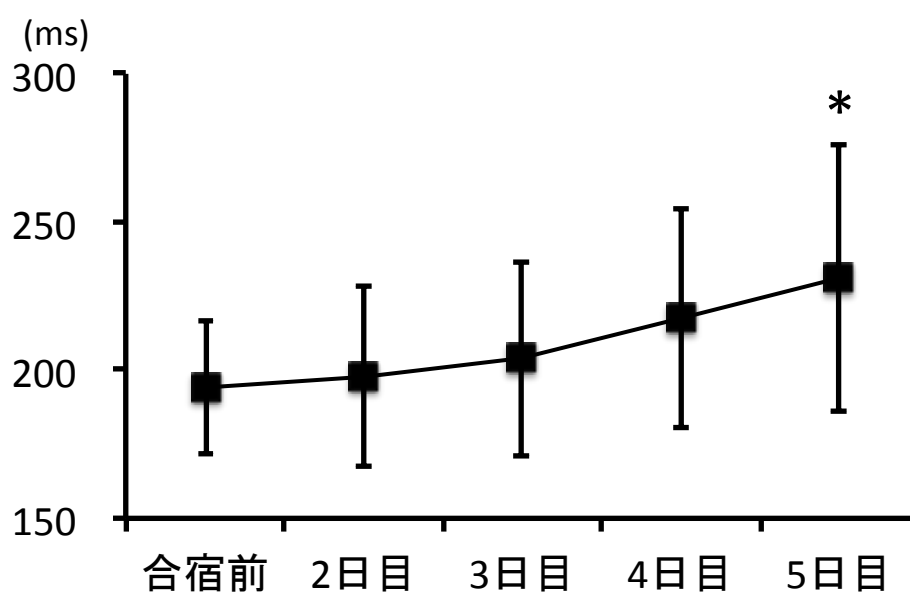
*: 合宿前と比較して有意に低かった ($p < 0.05$)。

図 5-10 合宿における両足 DJ-index の経日的変化

DJ-index が低下した要因を検討するため、DJ-index の構成要素である接地時間と跳躍高について検討した。

両足ドロップジャンプ時の接地時間は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、 194.2 ± 22.4 ms, 198.2 ± 30.6 ms, 203.8 ± 32.7 ms, 217.2 ± 36.9 ms, 230.9 ± 44.8 ms であった。

合宿中の接地時間に主効果が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、5 日目で有意に高い値を示した ($p < 0.05$) (図 5-11)。

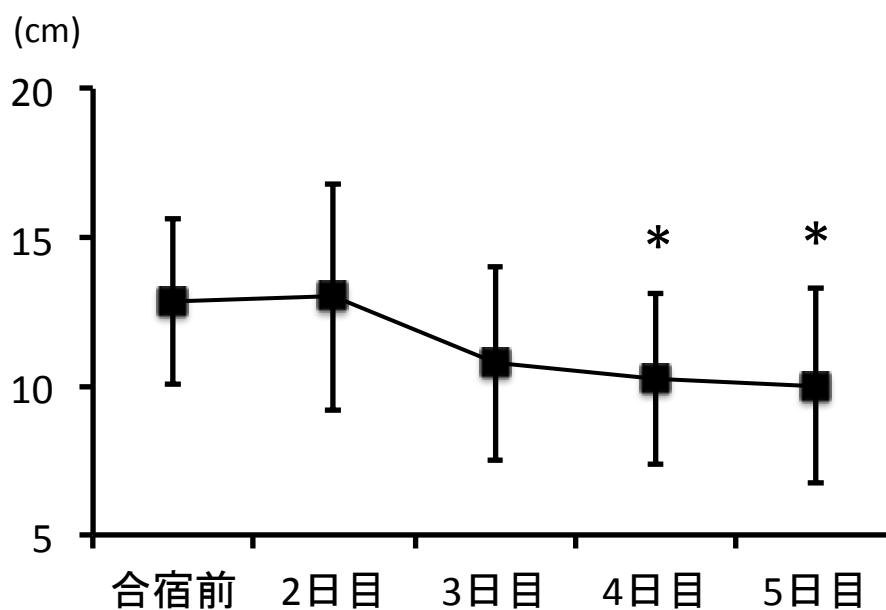


*: 合宿前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$).

図 5-11 両足ドロップジャンプ時の接地時間の経日的変化

両足ドロップジャンプ時の跳躍高は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、 12.8 ± 2.8 cm, 13.0 ± 3.8 cm, 10.8 ± 3.3 cm, 10.2 ± 2.9 cm, 10.0 ± 3.3 cm であった。

合宿中の跳躍高に主効果が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、4 日目、5 日目で有意に低い値を示した ($p < 0.05$) (図 5-12)。



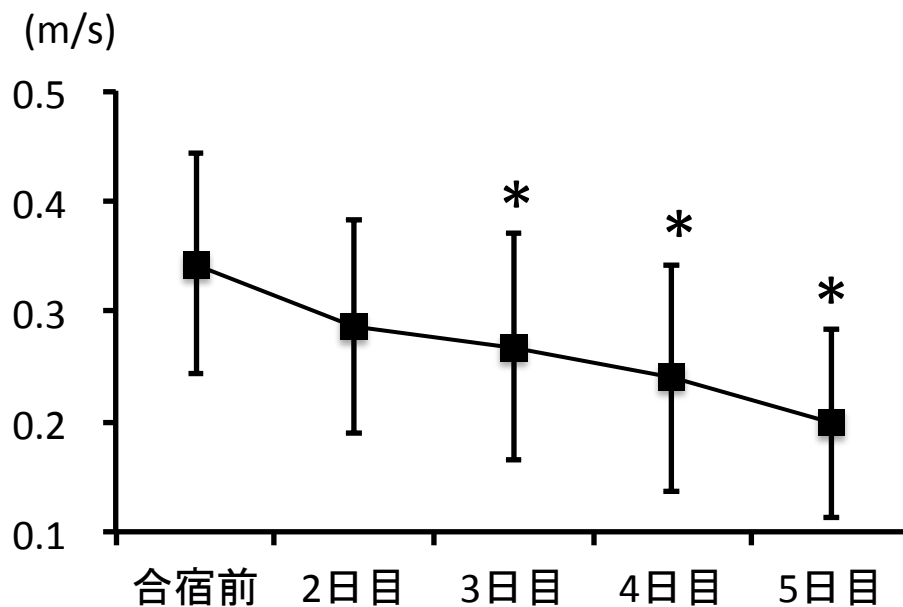
*: 合宿前と比較して有意に低かった ($p < 0.05$).

図 5-12 両足ドロップジャンプ時の接地時間の経日的変化

5.3.6.2. 片足ドロップジャンプ

左足での片足ドロップジャンプ時の DJ-index は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、 0.34 ± 0.10 , 0.29 ± 0.10 , 0.27 ± 0.10 , 0.24 ± 0.10 , 0.20 ± 0.09 であった。

合宿中の DJ-index に主効果が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、3 日目、4 日目、5 日目で有意に低い値を示した ($p < 0.05$) (図 5-13)。



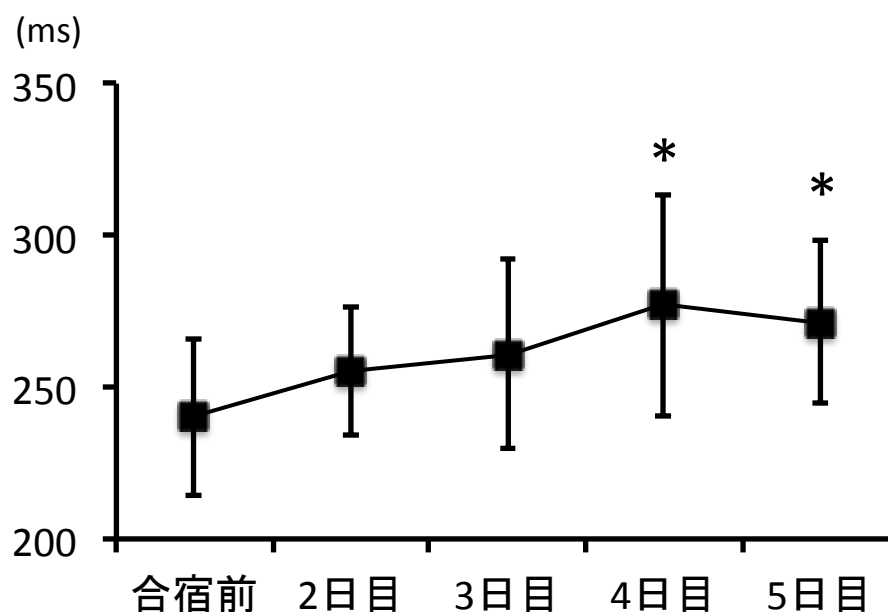
*: 合宿前と比較して有意に低かった ($p < 0.05$).

図 5-13 合宿における片足 DJ-index の経日的変化

DJ-index が低下した要因を検討するため、DJ-index の構成要素である接地時間と跳躍高について検討した。

片足ドロップジャンプ時の接地時間は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、 240.2 ± 25.9 ms, 255.1 ± 21.2 ms, 261.0 ± 31.4 ms, 277.1 ± 38.6 ms, 271.5 ± 27.0 ms であった。

合宿中の接地時間に主効果が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、4 日目、5 日目で有意に高い値を示した ($p < 0.05$) (図 5-14)。

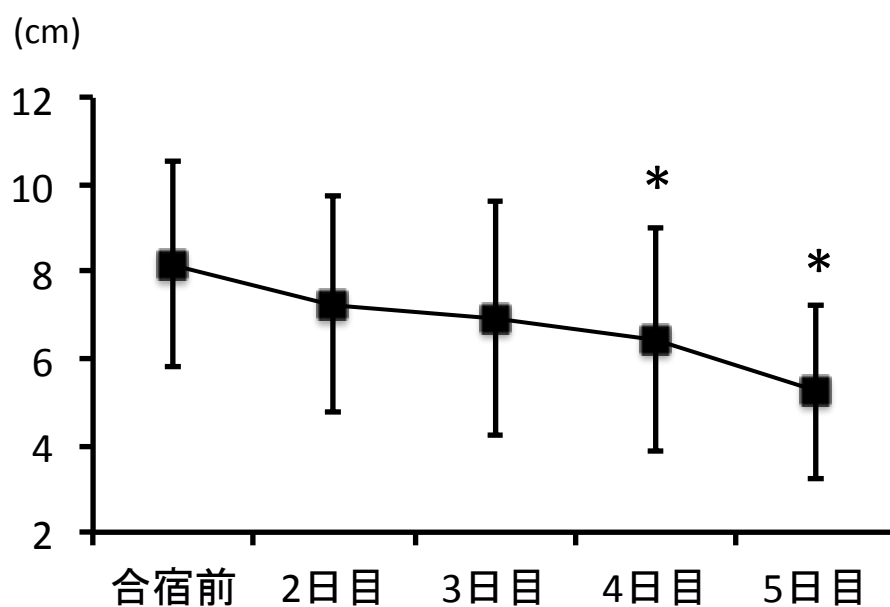


*: 合宿前と比較して有意に高かった ($p < 0.05$)。

図 5-14 片足ドロップジャンプ時の接地時間の経日的変化

片足ドロップジャンプ時の跳躍高は、合宿前、合宿 2 日目、3 日目、4 日目、5 日目に、 8.2 ± 2.4 cm, 7.2 ± 2.5 cm, 6.9 ± 2.7 cm, 6.4 ± 2.6 cm, 5.2 ± 2.0 cm であった。

合宿中の跳躍高に主効果が認められ、多重比較の結果では運動前と比較し、4 日目、5 日目で有意に低い値を示した ($p < 0.05$) (図 5-15)。



*: 合宿前と比較して有意に低かった ($p < 0.05$)。

図 5-15 片足ドロップジャンプ時の跳躍高の経日的変化

5.4. 考察

本研究では、第4章（研究課題 2-2）の実験室実験にて観察された結果が、実際のスポーツ現場においても観察可能かどうかについて検討した。また、押込み式組織硬度計で計測される筋・腱の硬度（押込み式硬度）との比較と、足関節背屈可動域、下腿最大周径囲、伸展時痛、パフォーマンス指標との変動傾向の関連性についても検討した。

腓腹筋の SR は合宿前と比較し、合宿 3 日目、4 日目、5 日目に有意に高い値を示した。第4章（研究課題 2-2）において、特別な運動負荷をかけない筋は、その RTE 硬度が変化しなかった。組織の硬度が上昇すると SR は高値を示すため、この結果は腓腹筋の硬度が合宿により上昇したことを表す。本研究の全ての測定は運動前の早朝に行った。そのため測定値の変化は前日までの運動負荷による影響であると考えられる。合宿 2 日目の RTE 硬度は、合宿前と比較して有意な変化を認めなかった。押込み式硬度計での検討ではあるが、塩田（2014）は大学陸上中距離走選手を対象に、6 日間の合宿中の腓腹筋の硬度変化を調査し、硬度変化がトレーニング内容を反映する傾向を示したことを報告している。本研究における合宿初日の稽古内容は、通常行われている稽古と同様の午後の 2 時間半の稽古のみであったため、顕著な筋損傷を起こすには不十分な負荷量であったことが考えられる。合宿 2 日目以降は、一日 6 時間もの運動を行ったため、その高い負荷が筋繊維の微細損傷を引き起こし、腓腹筋の RTE 硬度上昇に結びついたと推察できる。

また、アキレス腱の RTE 硬度は合宿期間を通じて有意な変化は認められなかった。以上より、本研究で得られた RTE 硬度データは第4章（研究課題 2-2）と同様の変化傾向を示したと考えられる。

押込み式硬度について、第 4 章（研究課題 2-2）においてアキレス腱の硬さを押込み式硬度計で計測することは困難であったため、本研究では腓腹筋のみを対象として検討した。腓腹筋の押込み式硬度において、本研究では有意な変化はみられなかった。内藤（1958）は、ばね定数の異なる押込み式硬度計を用いて大学バレーボール選手と高校野球選手の合宿中の上腕二頭筋を測定した。その結果、筋硬度の変化は個人差が大きく、一定の特徴はなかったと報告している。また、大学陸上中距離走選手の腓腹筋は、合宿でのトレーニング実施によって筋硬度が上昇したと報告されている（塩田，2014）。本研究ではこれらの先行研究とは異なる結果を示し、値は一定であったものの変化に乏しく、合宿によるトレーニングによって、腓腹筋の硬度に有意な差は検出されなかった。その理由としては、測定機器および測定部位による違い、運動負荷の様式や量および負荷に対する適応などが挙げられる。本研究においても第 4 章（研究課題 2-2）と同様に、押込み式硬度計では検出できなかった組織の硬度変化を RTE は計測することができるという、RTE の有用性が確認できた。

足関節背屈可動域は、通常時より高い運動負荷がかかった翌日の 3 日目朝の測定より減少傾向を示し、4 日目と 5 日目では有意に低下した。本研究の足関節背屈可動域は膝関節完全伸展位で計測したため、下腿の筋・腱複合体のタイトネスを表す指標となる。剣道合宿で行われたくり返しのエキセントリック収縮が、微細な筋損傷を引き起こし、筋のタイトネスを増加させたことで足関節背屈可動域の減少を引き起こしたと考えられる（Chleboun et al. 1998; Murayama et al. 2000）。

下腿最大周径囲に関しては、有意な変化はみられなかった。筋硬度の増加は、流体の蓄積から生じている筋内圧力が増加した場合、筋の容積変化による下腿最大周径囲が増加することが考えられるが、有意な変化はみられなかった。

伸展時痛について、腓腹筋は実験室実験と同様の値を示したものの、アキレス腱は実験室実験ではほとんど変化を認めなかったにも関わらず、本研究では3日目以降に有意に高値を示した。剣道の稽古によってアキレス腱にかかる負荷は、第4章（研究課題2-2）の運動負荷に比べ、急激な停止動作や方向転換動作などによりエキセントリックに引き伸ばされる場面が多く、アキレス腱により高強度の負荷がかかったことが推察される。痛みの増加に関わらず RTE 硬度に変化はみられなかったことから、伸長時にアキレス腱に起こる痛みと硬度の間に直接的な関係はないと考えられる。

パフォーマンスの指標に用いたドロップジャンプにおいて、通常より高い負荷がかかった翌日である3日目の測定から減少し、片足でのドロップジャンプについては3日目以降、両足ドロップジャンプについても4日目と5日目で合宿前と比べて有意に低下した。接地時間と跳躍高の検討から、両足および片足共に接地時間が長く、跳躍高が低くなることで DJ-index が低下したことが示唆された。合宿における疲労による筋・腱の弾性能力の低下、最大筋力や瞬発力の低下、痛みによる着地動作への影響等様々な原因が重なることでパフォーマンスの低下が発生したことが考えられた。

5.5. まとめ

剣道強化合宿中の腓腹筋およびアキレス腱の硬度に及ぼす経日的な変化を，RTE を用いて検討した．

RTE で計測された腓腹筋の硬度は，合宿期間中で高い強度の練習が行われた翌日である 3 日目から 5 日目の測定で，合宿前と比較し有意な増加を認めた．合宿 4 日目と 5 日目に足関節背屈可動域の制限がみられたことから，本研究での腓腹筋の RTE 硬度の増加は，筋の stiffness 上昇により引き起こされたと考えられた．また，筋・腱複合体のパフォーマンス指標として計測した DJ-index も，両足ドロップジャンプで合宿 4 日目と 5 日目，片足ドロップジャンプで合宿 3 日目から 5 日目にかけて有意に低下し，RTE で計測される腓腹筋の硬度とダイナミックなパフォーマンス指標との関連性についても示すことができた．

以上より，実際のスポーツ動作によって起こる負荷でも，第 4 章（研究課題 2-2）と同様の結果を得ることができ，RTE の競技スポーツ現場における実用可能性を示すことができた．

第6章 総合討論

6.1. 本研究の目的

本研究は、超音波 Real-time Tissue Elastography (RTE) のスポーツ現場における骨格筋および腱のコンディション評価への応用可能性について検討することを目的とし、以下の項目について調査することとした。

研究課題 1 : RTE を骨格筋および腱に応用した際の信頼性の高い測定方法を検討するため、同一検者内および異なる検者間での信頼性を検討する。

研究課題 2 : RTE で計測される筋・腱の硬度と運動との関連について、以下の項目を検討する。

研究課題 2-1 : 一過性運動が RTE で計測される筋・腱の硬度に及ぼす影響について検討する。

研究課題 2-2 : くり返しの運動による RTE で計測される筋・腱硬度の経日的変化を検討する。

研究課題 2-3 : 剣道の強化合宿の実施による RTE で計測される筋・腱硬度の経日的変化について検討する。

6.2. 本研究で得られた成果

6.2.1. 研究課題 1：異なる関節角度での RTE 硬度の検者内・検者間信頼性の検討

本課題では、信頼性の高い RTE の測定方法について検討することを目的とし、運動習慣のない健常男性を対象に、異なる足関節肢位および測定回数で腓腹筋およびアキレス腱の RTE による硬さの計測を行った際の、検者内・検者間信頼性について検討した。同一検者内での腓腹筋およびアキレス腱の測定、異なる検者間でのアキレス腱の測定は、足関節中間位固定にて 3 回以上の計測値の平均値を用いる方法により、良好な信頼性を示した。腓腹筋の検者間信頼性はいずれの肢位、測定回数でも良好な信頼性が認められず、要因として検者間の測定技術の差が考えられた。

6.2.2. 研究課題 2：運動による変化の検討

本課題では、研究課題 1 で信頼性の高かった測定法を用いて、運動による筋および腱の硬さ変化を検討することと従来の押込み式硬度計との違いを示すことを目的に、様々な運動を行うことでの筋および腱の硬度変化を RTE にて観察し、変化の有無や押込み式硬度計との違いについて検討した。また、硬度の変化要因や運動パフォーマンス指標との関連性についても検討した。

6.2.2.1. 研究課題 2-1：一過性運動が RTE 硬度に及ぼす影響

運動習慣のない健常男性を対象に、一過性のレジスタンス運動前後での腓腹筋および

アキレス腱の RTE 硬度変化について検討した。

運動前と比較して、腓腹筋の RTE 硬度は、片足での踵挙げ運動終了直後、15 分後、30 分後に増加し、24 時間後の測定でも増加した。アキレス腱の RTE 硬度は、運動終了直後と 15 分後に増加したものの、その後は有意な変化を示さなかった。運動後当日の腓腹筋の硬度増加は、下腿最大周径囲も同様に増加したことから筋内圧の上昇、運動 24 時間後の測定での RTE 硬度の増加は、足関節背屈可動域の減少から、筋の stiffness 増加が主に影響している可能性が考えられた。

6.2.2.2. 研究課題 2-2：くり返しの運動による RTE 硬度の経日的変化の検討

運動習慣のない健常男性を対象に、スポーツ現場で行われるようなくり返しの運動負荷を実験室的に再現した運動による、腓腹筋およびアキレス腱の経日的な RTE 硬度変化について検討した。コンディション指標として用いることを想定し、測定は毎朝の負荷運動実施前に 5 日間にわたって、負荷運動は 4 日間連続での片足踵挙げ運動を行った。また、押込み式硬度との比較や運動パフォーマンス指標との変動傾向の関連性についても検討した。

腓腹筋の RTE 硬度の変化は課題 2-1 と同様に、負荷運動実施翌日に有意な増加を示した。その増加は負荷運動 2 日後である 3 日目の測定まで続き、その後減少した。アキレス腱の RTE 硬度は、負荷運動実施 24 時間後に変化を示さなかった課題 2-1 と同様に、本研究でも有意な変化はみられなかった。腓腹筋の押込み式硬度については全ての測定で有意な変化を認めなかった。膝関節伸展位での足関節背屈可動域は 2 日目と 3 日目の測定で、筋-腱複合体のパフォーマンス指標として計測した DJ-index は両足ドロ

ップジャンプで 3 日目，片足ドロップジャンプで 2 日目に有意に減少した．

以上より，腓腹筋の RTE 硬度増加は，課題 2-1 と運動負荷の実施方法が同じであること，足関節背屈可動域も同様に減少を示したことから，筋の **stiffness** 増加が影響している可能性が示唆された．腓腹筋の RTE 硬度増加は，押込み式硬度計よりも鋭敏に筋の硬度変化を捉えることができる可能性を示し，柔軟性やダイナミックなパフォーマンス指標の低下と関連する可能性が示唆された．

6.2.2.3. 研究課題 2-3：剣道強化合宿における RTE 硬度の経日的変化の検討

下腿に高い負荷がかかる剣道の競技者を対象に，剣道強化合宿における 5 日間の腓腹筋およびアキレス腱の硬度変化について検討することで，実際のスポーツ現場においても RTE による筋および腱の硬度変化は観察可能であるか検証した．課題 2-2 と同様に，測定は毎朝の運動実施前 5 日間にわたって行った．

RTE で計測された腓腹筋の硬度は，合宿期間中で高い強度の練習が行われた翌日である 3 日目から 5 日目の測定で，合宿前と比較して有意な増加を認めた．アキレス腱の RTE 硬度と押込み式硬度計による腓腹筋の硬さは，有意な変化を示さなかった．また，足関節背屈可動域は合宿 4 日目と 5 日目，DJ-index は，両足ドロップジャンプで合宿 4 日目と 5 日目，片足ドロップジャンプで合宿 3 日目から 5 日目にかけて有意に低下した．

以上より，実際のスポーツ動作によって起こる負荷でも，研究課題 2-2 と同様に押込み式硬度計よりも鋭敏に筋の硬度変化を捉えることができ，柔軟性やダイナミックなパフォーマンス指標の低下と関連がある可能性を示した．

6.3. 本研究で得られた成果の意義と今後の展望

研究課題 1 では、足関節を中間位に固定した状態で 3 回以上の計測値の平均値を用いることで、腓腹筋およびアキレス腱の RTE 硬度測定は高い検者内信頼性を示すことを明らかにした。その一方、腓腹筋では測定技術の違いにより良好な検者間信頼性を認めない可能性を示した。RTE は良好な信頼性を有する測定であること、しかし測定技術が未熟な場合は、測定結果に影響する可能性があることを示したことは意義のあることであるといえよう。今後は、良好な信頼性を示すために求められる測定技術の程度や、その測定技術を身につけるためのトレーニング方法について検討を行う必要がある。

研究課題 2 では、RTE は運動による筋および腱の硬度変化を捉えることができ、従来用いられてきた押込み式硬度計よりも鋭敏にその変化をとらえることができる可能性を示唆した。今後、RTE を競技スポーツにおけるコンディショニングに応用するには、RTE で計測できる筋・腱の硬度変化が何を示すのかについて、RTE 硬度と外傷および障害発生との関係や、競技パフォーマンス変化との関連性を明らかにする必要がある。「筋・腱が硬くなると怪我がしやすい」や、「柔らかい筋・腱は良いパフォーマンス発揮につながる」などといった、筋・腱の硬さと外傷および障害発生や競技パフォーマンスとの関連を客観的に検討することで、外傷および障害の予防法やよりよいコンディショニング法の検討への応用が可能となる。ただし、外傷および障害の発生や競技パフォーマンスは、単一の要因というより、いくつもの要因が複雑に絡み合って発現する。そのため、RTE を評価項目の一つとして導入することで、より詳細なメディカルチェックやコンディションチェックが可能になるのではないかと考える。

また、以上のようにスポーツ現場において RTE 測定を行うためには、測定方法の簡

便性と測定機器の携帯性を高める必要がある。近年の著しいテクノロジーの進化による、今後のさらなる発展が望まれる。

6.4. 本研究の研究限界

本研究では、測定時に被験者にはリラックスするように指示し、測定時にも収縮が起こっていないか注意深く観察をして行っていたが、筋電図等での確認までは行っておらず、不随意に微細な収縮の影響があった可能性は除外できない。しかしながら、同様に腓腹筋の RTE 硬度を測定した先行研究で筋電図での筋活動は観察されなかった(稲見, 2014)ことから、本研究においても筋活動の影響はなかったものと考ええる。

また、本研究での RTE 測定は、足関節中間位にて実施した。筋の硬さは、関節角度によって変化することが報告されており (Kinoshita et al. 2006; Akagi et al. 2012), 膝関節完全伸展位・足関節中間位では足関節底屈方向へ受動的トルクが発生するとの先行研究 (Kawakami et al. 1998) からも、本研究で計測した RTE は、筋・腱複合体がやや伸張された状態で測定されたものであることを念頭に置く必要がある。

最後に、研究課題 2-2 と 2-3 では、運動パフォーマンス指標の計測のために、ドロップジャンプや等尺性筋力発揮を行った。それらの運動はできる限り実施回数が少なくなるように設定したが、運動パフォーマンス測定の実施によって筋および腱にかかった負荷が、本研究の測定結果に影響を及ぼした可能性がある。

謝辞

本研究を進めるにあたり、指導教員として多大なるご指導を賜りました筑波大学人間総合科学研究科スポーツ医学専攻、向井直樹准教授に深甚なる謝意を表します。向井准教授には、大学生の頃より自由に課題を設定させていただきながら、時には鋭く、いつも丁寧なご助言をいただきました。同専攻、宮川俊平教授には、研究活動全般にわたって温かくも力強いご支援をいただきました。同専攻、竹村雅裕准教授には、柔らかくも適切なご助言を頂戴しました。筑波大学医学医療系、鎌田浩史講師には、ご多忙の中、審査員として親身にご指導ご指摘を賜りました。誠にありがとうございました。

また、白木仁教授、渡部厚一准教授、福田崇助教をはじめとする筑波大学人間総合科学研究科スポーツ医学専攻の皆様には、研究全般やスポーツ現場の視点について貴重なご意見ご指導を賜りました。心より感謝いたします。日立製作所、三竹毅氏、藤原洋子氏には、本研究で硬さの基準物質とした超音波カプラーの開発から超音波診断装置の操作方法まで様々な面でご協力をいただきました。深く御礼申し上げます。

本研究では、筑波大学剣道部に多大なるご協力をいただきました。筑波大学体育系、香田郡秀教授、酒井利信教授、鍋山隆弘准教授、有田祐二准教授をはじめとした指導スタッフの皆様、そして身体的・精神的に非常に厳しい合宿の中、快く被験者としてご協力していただいた部員の皆様に、心よりお礼申し上げます。そして、研究活動を進めるにあたり、実験補助や被験者としてのご協力等、様々な面で支えていただいた筑波大学トレーナークリニック、スポーツ医学研究室、大学院の皆様に感謝の意を表します。

また、信州大学、折口築名誉教授、杉本光公教授、速水達也准教授、加藤彩乃助教には、信州大学着任と同時に様々な面でご支援を頂戴し、感謝しております。

最後に、これまで長きに渡った学生生活を常に支え、いつも心の支えとなってくれた
家族に心から感謝いたします。

引用文献

- 1) Akagi R, Chino K, Dohi M, Takahashi H. : Relationships between muscle size and hardness of the medial gastrocnemius at different ankle joint angles in young men. *Acta Radiol.* 53(3): 307-311, 2012.
- 2) Cavagna GA. : Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev.* 5: 89-129, 1977.
- 3) Chleboun GS, Howell JN, Conatser RR, Giesey JJ. : Relationship between muscle swelling and stiffness after eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 30: 529-535. 1998.
- 4) Chino K, Akagi R, Dohi M, Fukashiro S, Takahashi H. : Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography. *PLoS One*, 7(9): 2012.
- 5) Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B, Valencic V. : Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *J Biomech.* 38(12): 2451-2459, 2005.
- 6) Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. : Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description. *Clin Radiol.* 64(12): 1196-1202, 2009
- 7) Drakonaki EE, Allen GM. : Magnetic resonance imaging, ultrasound and real-time ultrasound elastography of the thigh muscles in congenital muscle dystrophy. *Skeletal Radiol.* 39(4): 391-396, 2010.

- 8) 江川陽介, 鳥居俊, 中野由梨, 中西拓慎, 久保田潤, 中村千秋, 福林徹: 伸張-短縮サイクルを利用した高強度運動直後のアキレス腱組織の力学的特性. 臨床スポーツ医学, 25(2): 181-187, 2008.
- 9) Franke EK. : Mechanical impedance of the surface of the human body. J Appl Physiol. 3(10): 582-590, 1951.
- 10) Friedrich-Rust M, Schwarz A, Ong M, Dries V, Schirmacher P, Herrmann E, Samaras P, Bojunga J, Bohle RM, Zeuzem S, Sarrazin C. : Real-time tissue elastography versus FibroScan for noninvasive assessment of liver fibrosis in chronic liver disease. Ultraschall Med. 30(5): 478-484, 2009.
- 11) 藤原洋子, 松村剛, 村山直之, 元木満, 三竹毅: エラストグラフィ用音響カプラーの開発. MEDIX, 55: 40-44, 2011.
- 12) 堀川浩之, 佐藤三千雄, 中野雅之, 松橋明宏, 佐藤孝雄, 松石純, 久光正: 等尺性最大脚伸展動作が筋硬度に及ぼす影響. 臨床スポーツ医学, 14(5), 573-578, 1997.
- 13) 飯村隆志, 須田昌弘, 脇康治, 村山 直之, 三竹毅: ストレイニンググラフを用いた Elastography の安定性評価手法の検討. 超音波医学, 37: S348, 2010.
- 14) 稲見崇孝: ヒト骨格筋に対するストレッチングが筋硬度に及ぼす影響 ～超音波組織弾性イメージング技術 (ultrasound elastography) 音響カプラーによる定量的評価～. 一般財団法人上月財団第 11 回スポーツ研究助成事業報告書, 2014
- 15) Itoh A, Ueno E, Tohno E, Kamma H, Takahashi H, Shiina T, Yamakawa M, Matsumura T. : Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis. Radiology, 239(2): 341-350, 2006.

- 16) Jones DA, Newham DJ, Clarkson PM. : Skeletal muscle stiffness and pain following eccentric exercise of the elbow flexors. *Pain*, 30(2): 233-242, 1987
- 17) 上岡尚代, 桜庭景植, 中村充, 丸山麻子: 大学剣道選手の傷害についての基礎的検討. *順天堂スポーツ健康科学研究*, 3(1): 53-57, 2011.
- 18) Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, Ichihashi N. : Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. *J Orthop Res*. 29(11): 1759-1763, 2011.
- 19) Kawakami Y, Ichinose Y, Fukunaga T. : Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J Appl Physiol*. 85(2): 398-404, 1998.
- 20) Kinoshita H, Miyakawa S, Mukai N, Kono I. : Measurement of Tissue Hardness for Evaluating. Flexibility of the Knee Extensor Mechanism. *Football Science*, 4: 15-20, 2006.
- 21) 木下裕光, 宮川俊平: 筋のタイトネスとストレッチ. *体育の科学*, 25: 399-402, 2006.
- 22) 木下裕光, 宮川俊平, 向井直樹, 河野一郎: 筋弾性計を用いた膝伸展機構障害の予防指標開発の試み(1). *日本臨床スポーツ医学会誌*. 12(2): 278-282, 2004.
- 23) 小宮秀明, 手塚博之, 鈴木正寛: 筋硬度からみた局所筋運動後の疲労軽減に及ぼすマッサージの効果. *臨床スポーツ医学*, 29(4): 447-451, 2012.
- 24) 紺野義雄: 筋硬度に関する研究(第一報): "筋硬度差"による運動能力の判定法. *体力科学*, 1(5): 180-185, 1952.

- 25) Kubo K, Kawakami Y, Fukunaga T. : Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J Appl Physiol*. 87: 2090-2096, 1999.
- 26) Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. : Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiol Scand*. 168: 327-335, 2000.
- 27) Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. : Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol*. 538(1): 219-26, 2002.
- 28) 桑原洋一, 斉藤俊弘, 稲垣義明: 検者内および検者間の Reliability(再現性,信頼性)の検討. *呼吸と循環*, 41(10): 945-952, 1993.
- 29) Landis JR and Koch GG. : The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33: 159-174, 1977.
- 30) Malliaropoulos N, Papalexandris S, Papalada A, Papacostas E. : The role of stretching in rehabilitation of hamstring injuries: 80 athletes follow-up. *Med Sci Sports Exerc*. 36(5): 756-759, 2004.
- 31) 松永秀俊, 武田功: 335 運動負荷後の筋硬度に対する筋伸張強度の影響(骨・関節系理学療法 6). *理学療法学*, 32(2): 168, 2005.
- 32) 三竹毅, 松村剛, 脇康治, 村山直之, 山本佳子: Real-time Tissue Elastography 技術の開発. *医用画像情報学会雑誌*, 23(2): 70-74, 2006
- 33) 宮本俊和, 濱田淳, 和田恒彦, 寺田和史, 市川あゆみ, 鍋倉賢治: マラソン後の筋痛と筋硬度に対する円皮鍼の効果 : 二重盲検ランダム化比較試験による検討. *日本東洋医学雑誌*, 54(5): 939-944, 2003.

- 34) Horikawa M. : Effect of visual display terminal height on the trapezius muscle hardness: quantitative evaluation by a newly developed muscle hardness meter. *Applied Ergonomics*, 32(5): 473-478, 2001.
- 35) Murayama M, Nosaka K, Yoneda T, Minamitani K. : Changes in hardness of the human elbow flexor muscles after eccentric exercise. *Eur J Appl Physiol*. 82(5-6): 361-367, 2000.
- 36) 村山光義 , 米田継武 , 河合祥雄: 一過性疲労運動後の筋硬度と血流量の関係. *体力科学*, 53(6): 669, 2004.
- 37) 内藤寛: 運動選手の筋硬度に関する研究. *体力科学*, 7(1), 1-13, 1958.
- 38) Niitsu M, Michizaki A, Endo A, Takei H, Yanagisawa O. : Muscle hardness measurement by using ultrasound elastography: a feasibility study. *Acta Radiol*. 52(1): 99-105, 2011.
- 39) 岡久雄, 藤原史朗: 筋硬度変化による筋疲労の評価. *バイオメカニズム学会誌*, 20(4): 185-190, 1996.
- 40) Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. : Elastography : a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imaging*, 13(2) : 111-34, 1991.
- 41) Săftoiu A, Vilman P, Hassan H, Gorunescu F. : Analysis of endoscopic ultrasound elastography used for characterisation and differentiation of benign and malignant lymph nodes. *Ultraschall Med*. 27(6): 535-542, 2006.
- 42) 椎名毅: 超音波エラストグラフィの研究開発の現状・動向. *Medical Imaging Technology*, 32(2): 63-68, 2014.

- 43) Shiina T. : JSUM ultrasound elastography practice guidelines: basics and terminology. *J Med Ultrason.* 40(4): 309-323, 2013.
- 44) 塩田徹: 陸上競技選手における強化合宿中のコンディション指標としての筋硬度測定の可能性. *スポーツ健康科学紀要*, 11: 29-38, 2014.
- 45) 曾我部晋哉, 向井直樹, 下條仁士, 白木仁, 宮川俊平, 目崎登, 宮永豊: 内反膝がレッグプレス後の下肢筋硬度変化に及ぼす影響について. *日本臨床スポーツ医学会誌*, 11(3): 518-525, 2003.
- 46) 孫崗, 宮川俊平, 木下裕光, 白木仁, 竹村雅裕, 向井直樹: 成長期女子サッカー選手における大腿四頭筋の筋硬度の試合前後の変化. *日本臨床スポーツ医学会誌*, 16(1): 68-71, 2008.
- 47) 須崎弘太: 超音波エラストグラフィを用いた筋硬度の測定～組織硬度計と比較して～. *筑波大学大学院体育系修士研究論文集*, 34: 2012.
- 48) Takahashi H, Kuno S, Miyamoto T, Yoshioka H, Inaki M, Akima H, Katsuta S, Anno I, Itai Y. : Changes in magnetic resonance images in human skeletal muscle after eccentric exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 69(5): 408-413, 1994.
- 49) 高橋健太郎, 和田匡史, 林恭輔, 横山直也: 剣道の踏み切り動作時におけるアキレス腱張力の推定. *武道学研究*, 35: 55, 2002.
- 50) 谷浩明: 評価の信頼性. *理学療法科学*, 12(3): 113-120, 1997.
- 51) 寺田和史, 向井直樹, 宮本俊和, 宮永豊: エキセントリック運動により生じた遅発性筋痛に対する鍼刺激の効果. *体力科学*, 50(5): 583-591, 2001.
- 52) 暉峻義等, 江田周三: 生体に於ける筋の堅さの研究 (その 1) -その産業疲労の測定方法としての価値-. *労働科学*, 4(2): 291-356, 1927.

- 53) 土居陽治郎, 小林一敏: 筋肉の硬さ測定に関する研究. 筑波大学体育科学系紀要, 11: 265-274, 1988.
- 54) Ueno E, Tohno E, Soeda S, Asaoka Y, Itoh K, Bamber JC, Blaszczyk M, Davey J, Mckinna JA. : Dynamic tests in real-time breast echography. Ultrasound Med Biol, 14(1): 53-57, 1988.
- 55) 植野映 (編): 実践乳房超音波診断 : 基本操作,読影,最新テクニック. 中山書店, 東京, 202-203, 2008.
- 56) Vøllestad NK. : Measurement of human muscle fatigue. J Neurosci Methods, 74(2): 219-227, 1997.
- 57) Vladimir Z, William K 著, 高松薫 監訳 関子浩二 訳: 筋力トレーニングの理論と実践. 大修館書店,東京, 5-6, 2009.
- 58) Waki K, Murayama N, Matsumura T, Mitake T: Investigation of strain ratio using ultrasound elastography technique. Paper presented at: First International Symposium on Information and Computer Elements, September 12-14, 2007.
- 59) 和久貴洋,小澤聡: 剣道によるスポーツ障害の縦断的研究—傷害発生と稽古時間の関連—. 東京大学教養学部体育学紀要, 28: 45-51, 1994.
- 60) 矢田典久, 工藤正俊: Real-time Tissue Elastography, Shear Wave Measurement を用いた非侵襲的肝病態診断 : 一本のプローブで身近なものに. MEDIX, 63: 13-17, 2015.
- 61) Yanagisawa O, Niitsu M, Kurihara T, Fukubayashi T. : Evaluation of human muscle hardness after dynamic exercise with ultrasound real-time tissue elastography: A feasibility study. Clin Radiol. 66(9): 815-9, 2011.

- 62) 柳澤修: 超音波エラストグラフィがもたらす情報 — 筋の硬さ評価を中心に.
INNERVISION3月号, 45-48, 2012.
- 63) Yanagisawa O, Sakuma J, Kawakami Y, Suzuki K, Fukubayashi T. : Effect of exercise-induced muscle damage on muscle hardness evaluated by ultrasound real-time tissue elastography. Springerplus, 4: 308, 2015.
- 64) Zordo T, Lill SR, Fink C, Feuchtner GM, Jaschke W, Bellmann-Weiler R, Klauser AS. : Real-time sonoelastography of lateral epicondylitis: comparison of findings between patients and healthy volunteers. Am J Roentgenol, 193(1): 180-185, 2009.
- 65) 関子浩二, 高松薫, 古藤高良: 各種スポーツ選手における下肢の筋力およびパワー発揮に関する特性. 体育学研究, 38(4): 265-278, 1993.