

静的ストレッチが下腿三頭筋のスティフネスに及ぼす急性効果：  
超音波剪断波エラストグラフィによる検討

平田 浩祐

平成 29 年 12 月

## 目次

<b>1. 結論</b>	3
1-1. 序	3
1-2. 本論文で用いる用語	4
1-3. 研究小史	6
1-3-1. 柔軟性の定義および重要性	6
1-3-2. 静的柔軟性の指標および評価方法	7
1-3-3. 静的ストレッチングが静的柔軟性に及ぼす急性効果	9
1-3-4. 超音波剪断波エラストグラフィ	10
1-4. 本論文の目的	13
<b>2. 静的ストレッチングが下腿三頭筋のスティフネスに及ぼす急性効果</b>	19
2-1. 背景	19
2-2. 方法	20
2-2-1. 被験者	20
2-2-2. 実験設定およびプロトコル	20
2-2-3. 静的ストレッチング	20
2-2-4. 超音波剪断波エラストグラフィ	20
2-2-5. 筋電図	21
2-2-6. データ処理	21
2-2-7. 統計処理	22
2-3. 結果	23
2-3-1. 最大背屈角度, 受動トルクおよび筋活動量	23
2-3-2. 剛性率	23
2-3-3. スラック角度	23
2-3-4. 剛性率に対するスラック角度の影響	24
2-4. 考察	25
<b>3. 静的ストレッチングが同一筋束長における腓腹筋内側頭のスティフネスに及ぼす影響</b>	36
3-1. 背景	36
3-2. 方法	37

3-2-1. 被験者	-----	37
3-2-2. 実験設定およびプロトコル	-----	37
3-2-3. 静的ストレッチング	-----	37
3-2-4. 超音波剪断波エラストグラフィおよび B モード超音波撮像	-----	38
3-2-5. 筋電図	-----	38
3-2-6. データ収集および処理	-----	38
3-2-7. 統計処理	-----	39
3-3. 結果	-----	41
3-3-1. 筋活動量	-----	41
3-3-2. 最大背屈角度, スラック角度および受動トルク	-----	41
3-3-3. 筋束長および羽状角	-----	41
3-3-4. 剛性率	-----	41
3-4. 考察	-----	42
4. 総括論議	-----	51
4-1. 静的ストレッチングが筋スティフネスを低下させる要因	-----	51
4-2. 筋スティフネスを低下させるために必要なストレッチング強度に関する検討	-----	54
5. 結論	-----	61

文献

## 1. 結論

### 1-1. 序

ストレッチングは、スポーツやトレーニングの前後、入浴後など、様々な場面で用いられる。休日や仕事の合間のリフレッシュなどにも活用されるが、その主たる目的は、柔軟性の維持・向上である。柔軟性は体力の構成要素であり (猪飼 1969), 運動パフォーマンス (Gleim and McHugh 1997) と関連があると考えられている。さらに、柔軟性の欠如は日常生活行動を制限し (May 1990), 傷害の受傷率を高める (Ekstrand and Gillquist 1983) ことが示唆されている。このため、ストレッチングなどの柔軟性エクササイズを総合的なフィットネス・プログラムに含めることが推奨されている (American College of Sports Medicine 2011)。ストレッチングが柔軟性を維持・向上させることは広く認知されており、ストレッチングが身体機能を維持・向上させること、そして、ストレッチングの重要性が広く信じられている。

ストレッチングが柔軟性の指標に及ぼす影響について、人間生体を対象とする研究が数多くなされてきた。関節レベルにおいては、関節可動域の増加、関節の抵抗 (受動トルク) の低下、関節の動かしにくさ (関節スティフネス) の改善が報告されている (Magnusson et al. 1995a; Halbertsma et al. 1996; Ryan et al. 2014)。さらに、筋レベルにおいても、筋の伸長の増加、筋に生じる張力の低下、筋の伸ばしにくさ (筋スティフネス) の改善が報告されている (Morse et al. 2008; Kay and Blazeovich 2009; Nakamura et al. 2011, 2013)。しかしながら、筋の柔軟性の指標を評価する方法には様々な推定および仮定が用いられており、実際に筋の柔軟性がストレッチングにより向上するかは定かでない。

超音波剪断波エラストグラフィと呼ばれる装置が開発されたことにより、従来の評価法とは異なる原理を用いて筋スティフネスを計測することが可能となった (Tanter et al. 2008)。そこで本論文は、超音波剪断波エラストグラフィを用いて、静的ストレッチングが下腿三頭筋のスティフネスに及ぼす効果を明らかにすることを目的とした。

## 1-2. 本論文で用いる用語

### 柔軟性

身体全体もしくはその一部を広く、あるいは、小さな力で動かすことのできる能力。

### 伸長性

材料が、破断することなく、その長さを変化させることのできる性質。長さ変化に要する力の大小にかかわらず、変形の大小により評価される。

### 関節可動域

一般に、関節を痛みなく動かすことのできる範囲。本論文および先行研究の内容に対し用いる場合は、あらかじめ設定された関節角度から痛みや不快感の生じる関節角度までの範囲を意味する。

### ストレス (応力, stress)

材料に生じている力 (N) を材料の断面積 ( $m^2$ ) で除したもの。すなわち、単位断面積あたりに生じる力。単位は  $N/m^2$  もしくは Pa。

### ストレイン (歪み, strain)

材料にストレスが生じない長さ (自然長:  $L_0$ ) を基準とし、材料の長さ変化 ( $\Delta L$ ) を自然長で正規化したもの ( $\Delta L/L_0$ )。一般に、パーセント表記される。

### スティフネス (stiffness)

一般に、弾性体の硬さを表す。本論文においては、関節の動かしにくさ (関節スティフネス)、筋の伸ばしにくさ (筋スティフネス) を表す語として用いる。

### 弾性係数 (elastic modulus), ヤング率 (Young's modulus)

材料の引張・圧縮に対する硬さを示す指標であり、スティフネスの一種。ストレス ( $\sigma$ ) をストレイン ( $\epsilon$ ) の関数 [ $\sigma = f(\epsilon)$ ] で示した際の一次導関数 [ $f'(\epsilon)$ ] により求まる微分係数。単位は Pa。

## 剛性率 (shear modulus)

材料の剪断に対する硬さを示す指標であり、ステイフネスの一種。剪断ストレス ( $\tau$ ) を剪断ストレイン ( $\theta$ ) の関数 [ $\tau = f(\theta)$ ] で示した際の一次導関数 [ $f'(\theta)$ ] により求まる微分係数。弾性体の密度と弾性体を伝播する剪断波の速度の二乗の積としても求められる。単位は Pa。

## スラック (slack)

組織に生じる弛みあるいは組織が弛んだ状態。組織がスラックであるとき、その長さ変化には力を要さない。スラックから脱する角度をスラック角度、長さをスラック長と呼ぶ。

## 下腿三頭筋

腓腹筋内側頭、腓腹筋外側頭、ヒラメ筋からなる足関節底屈筋群を指す。腓腹筋内側頭および腓腹筋外側頭は、それぞれ大腿骨の内側上顆および外側上顆が起始であり、ヒラメ筋の起始は腓骨頭と腓骨頸の後面、脛骨のヒラメ筋線およびヒラメ筋腱弓である。下腿三頭筋各筋はアキレス腱を介し踵骨隆起に停止する。下腿三頭筋を構成する筋はすべて羽状筋である。

## 筋腱複合体

骨格筋を構成する筋細胞は筋線維とも呼ばれる。数十本の筋線維が束となり結合組織に包まれたものが筋束である。さらに、筋束が数百本から数千本配列して筋腹となり、腱組織を介して骨に付着する。すなわち、筋張力は腱組織を介し骨に伝達される。このため、筋腹と腱組織を一つの単位と考える場合があり、筋腱複合体と称される。また、筋腱複合体の長軸において、腱組織のみで構成される外部腱と筋腹との境界は筋腱移行部と呼ばれる。

## 結合組織

本論文における結合組織は、コラーゲン線維を豊富に含む組織の呼称とする。

### 1-3. 研究小史

ストレッチングは、身体の柔軟性を維持・向上するために広く用いられている。すなわち、柔軟性の重要性がストレッチングの意義を説明しうる。よって、まず、柔軟性の定義やその維持・向上の意義、そして、柔軟性の指標について概観する。次に、ストレッチングが柔軟性に及ぼす影響について概説する。最後に、人間生体を対象とした筋スティフネス測定における超音波剪断波エラストグラフィの有用性について述べる。

#### 1-3-1. 柔軟性の定義および重要性

体育学、スポーツ医科学および健康科学において、関節可動域が柔軟性の指標あるいは柔軟性そのものとして扱われる (de Vries 1986; Hebbelinck 1988; Liemohn 1988; Hubley-Kozey 1991; Stone & Kroll 1991) 場合が多い。しかしながら、先行研究における柔軟性の定義は実に様々である。Saal (1998) は、柔軟性を、苦痛を伴わずに身体の動かす全可動域と定義した。Kent (1998) は、関節が完全に動く可動域で、関節をスムーズに動かすことのできる能力と定義した。さらに、Kisner & Colby (2002) は、痛みを伴わない可動域において、単関節あるいは複合関節をスムーズに、そして、簡単に動かすことのできる能力と定義している。このように、柔軟性は、身体全体またはその一部を広く、あるいは、小さな力で動かすことのできる能力だと定義できる。

柔軟性は、主に動的柔軟性と静的柔軟性に大別される。前者は、随意的な筋収縮により、能動的に自身の関節を動かすことによって評価される (Fleischman 1964; Corbin and Noble 1980)。一方、後者は、随意的な筋収縮を伴わず、他動的に関節を動かすことにより評価される (Magnusson et al. 1995b; Knudson et al. 2000)。動的柔軟性は身体の柔軟性にとって重要であるが、静的柔軟性や筋力、筋の収縮特性などの様々な要因の影響を受けるため、静的柔軟性に比べて複雑である。このため、柔軟性に関する研究の多くは、静的柔軟性を評価している。

柔軟性の重要性は多岐にわたるが、まず、生活の質の維持が挙げられる。主要な関節の柔軟性の不足は、日常生活行動を制限する。例えば、肩や体幹の柔軟性不足により、高い位置にある物を取ることや服の着脱が困難になる可能性がある (May 1990)。次に、柔軟性と運動パフォーマンスに関連があることが示唆されている (Gleim and McHugh 1997; Gajdosik 2001)。特に、体操やバレエ、フィギュアスケートなどにおいては、柔軟性が優れている方が有利であることは明白であり、良いパフォーマンスには高い柔軟性が不可欠で

ある (Stone and Kroll 1991). また, 野球選手を対象とした研究において, 肩関節の外旋可動域と投球速度に密接な関連があることが報告されている (Sandstead 1968). さらに, Garcia-Pinillos et al. (2015) は, 14—18 歳のサッカー選手を対象に, 股関節の柔軟性の指標である下肢伸展挙上 (straight-leg-raise) テストのスコアが良い群において, 跳躍高およびスプリントタイムの成績が良いことを報告した. 最後に, 傷害との関連である. いくつかの先行研究において, 静的柔軟性の不足が, 傷害の受傷率を高めることが示唆されている (Ekstrand and Gillquist 1983; Dadebo et al. 2004). さらに, 関節可動域の減少したサッカー選手は, 骨格筋における損傷が起こる危険性が増すと報告されている (Witvrouw et al. 2003). このように, 柔軟性は, 日常動作からスポーツ動作にわたって重要であり, 傷害予防の観点からも重要視されている. とりわけ, 柔軟性と運動パフォーマンスおよび筋傷害との関連から, 筋の柔軟性が着目されている.

### 1-3-2. 静的柔軟性の指標および評価方法

前項でも述べたように, 柔軟性は, 身体全体またはその一部を広く, あるいは, 小さな力で動かすことのできる能力である. すなわち, 関節や筋の可動範囲およびそれらに生じる力が静的柔軟性の指標であり, それらは材料力学的な試験により評価される. 本項では, まず, 一般的な金属の例を用いて柔軟性にかかわる力学的な指標を説明し, その後に, 生体組織を対象とした例, そして, 関節および筋の柔軟性の指標および評価法について述べる.

材料力学において, 金属などの材料特性は, 引張試験により得られたストレス—ストレイン関係により評価される (図 1-1). ストレスは, 試料の単位断面積あたりに生じる力で表される. ストレインは, 試料に生じるストレスが 0 となる長さ (自然長) からの変化率で表される. 自然長から降伏点 (試料に塑性変形が生じ始める点) までの領域は弾性域と呼ばれ, この領域におけるストレス—ストレイン関係の微分係数を弾性係数と呼ぶ. 弾性係数は, ヤング率とも呼ばれ, 試料の引張方向への硬さ (スティフネス) を表す指標である. 降伏点以降の領域を塑性域と呼び, 塑性域まで試料を引張させると, 除荷しても自然長に戻らず, 永久ストレインが生じる. 試料を引張させ続けると, ある長さにおいて, 試料が破断する. この時点のストレインを破断ストレインと呼ぶ. 破断ストレインや降伏点におけるストレイン (降伏点ストレイン) は, 試料の伸長性を表す指標である.

摘出された生体軟組織についても同様に, 引張試験により, 材料特性が調べられている.



金属などに代表される典型的な試料のストレス-ストレイン関係に対し、生体軟組織のそれは多少異なる (図 1-2)。金属試料と異なる点を下記に示す。生体軟組織においては、ストレスが 0 となる長さは一意に定まらない。これは、生体軟組織にスラックと呼ばれる弛みが生じるためである。ストレスが増加し始める長さはスラック長と呼ばれ (Hug et al. 2013)、自然長に対応する指標となる。さらに、筋や腱、靭帯などの生体軟組織の場合、弾性領域において、ストレスとストレインは直線的な関係を示さない (Johns and Wright 1962)。ストレス-ストレイン関係が強い曲線性を示す前半の領域はつま先領域 (toe region) と呼ばれ、弾性領域後半の高い直線性を示す領域は直線領域 (linear region) と呼ばれる。金属試料と同様に、弾性域におけるストレス-ストレイン関係の微分係数をヤング率と呼ぶ。すなわち、生体軟組織において、ヤング率は組織の長さにより変化する。

このように、材料や組織に生じるストレス (力) とストレイン (長さ変化) を計測することにより、硬さや伸びなどの客観的な力学的指標を得ることができる。人間生体の関節を対象とした場合、上述のような引張試験の代用として、筋力計を用いた試験が行われる (図 1-3)。すなわち、ストレス-ストレイン関係の代わりに、関節の回転中心まわりに生じる力のモーメント (関節トルク) と関節角度との関係が用いられる。関節角度-関節トルク関係の微分係数は、関節スティフネスと呼ばれ、関節の硬さを表す指標として用いられる。破断ストレインや降伏点ストレインに対応する指標として、関節可動域もしくは最大関節角度が用いられる。しかしながら、人間生体において、組織を降伏点もしくは破断まで伸長させることは、倫理的および人道的に不可能である。このため、多くの研究において、関節可動域や最大関節角度は、被験者が痛みや不快感を生じた関節角度と定められる (McHugh et al. 1998)。

人間生体において、関節の柔軟性と筋の柔軟性は、かつて同義として扱われていた。これは、筋の柔軟性の評価に必要な指標 (筋に生じる力、筋の長さ変化) の測定が困難であったことが大きな原因であると考えられる。その後、超音波装置が開発され、筋形状の変化をリアルタイムに捉えることが可能となったことを機に、人間生体における筋の柔軟性の研究が盛んに行われるようになった。従来の筋力計による関節トルクおよび関節角度の測定中に、筋腹長や筋束長といった筋組織の長さを計測することで、筋の長さ-関節トルク関係が導出されるようになった (Morse et al. 2008)。また、腱のモーメントアームや生理学的筋横断面積の比を利用して、関節トルクから筋に生じる張力を推定することにより、筋長-筋張力関係を導出する工夫もなされた (Magnusson et al. 2000)。それらの曲線の微分

係数は、筋スティフネスと呼ばれ、筋の硬さを表す指標として用いられる。破断ストレインや降伏点ストレインに対応する指標として、最大関節角度における筋長や筋束長およびそれらの変化量（率）が用いられる。すなわち、被験者が痛みや不快感を生じた筋長などで評価される (Abellana et al. 2009)。

### 1-3-3. 静的ストレッチングが静的柔軟性に及ぼす急性効果

ストレッチングの主たる目的は、柔軟性の維持・向上である。ストレッチングは、動的ストレッチングと静的ストレッチングに大別される。動的ストレッチングは、反動動作あるいはリズムカルな動作を用いて実施され、静的な関節可動域を超えた動きをもたらす手法である。一方、静的ストレッチングは、最大関節角度もしくはそれに近い関節角度において、一定時間、関節を保持する手法である。いずれの手法も、静的柔軟性への効果が確認されているが、実験室的な手法としては、静的ストレッチングがよく用いられる。これは、静的ストレッチングが、動的ストレッチングよりも、ストレッチング強度や時間をコントロールしやすいためであると考えられる。以下に、静的ストレッチングが静的柔軟性の指標に及ぼす影響について示す。

静的ストレッチングにより関節柔軟性が向上することは、数多くの論文により示されてきた (Magnusson et al. 1995a, 1998; Halbertsma et al. 1996; Webright et al. 1997; Mizuno et al. 2013a, b). Ryan et al. (2014) は、若年者と高齢者に対し、足関節底屈筋群を対象とした 135 秒×9 回の静的ストレッチングを行わせた。その結果、両群ともに、最大足関節背屈角度の増加および同一関節角度における受動底屈トルクの低下が認められた。また、Magnusson et al. (1996) は、膝関節屈曲筋群を対象とした 90 秒×5 回の静的ストレッチングが、股関節屈曲位における受動的な膝関節屈曲トルクおよび膝関節スティフネスに及ぼす影響を検討した。その結果、最大膝関節角度における受動屈曲トルクが低下し、最大および最大下の関節角度における関節スティフネスが低下することが示された。この結果を受けて彼らは、ハムストリングの筋腱複合体の力学的特性が変化したことを示唆している。一方、超音波 B モード法を用いた静的ストレッチングの効果検証もなされている (Kay and Blazeovich 2009; Nakamura et al. 2011,2013). Morse et al. (2008) は、足関節底屈筋群を対象とした 1 分×5 回の静的ストレッチングにより、足関節背屈動作中における腓腹筋内側頭の筋腹の伸長が増加することを示した。また、筋腹の伸長と足関節受動底屈トルクとの関係から、静的ストレッチングにより筋スティフネスが低下することを報告した。このよう

に、静的ストレッチングは、筋の力学的特性を変化させると考えられている (Taylor et al. 1990).

上述の通り、静的ストレッチングが関節可動域に及ぼす影響について、数多くの研究がなされてきた。関節可動域は、柔軟性の指標として最も用いられるが、被験者の主観に大きく影響される指標でもある。人間生体において、筋長およびその変化量を柔軟性の指標にした場合も同様の問題を有する。Gajdosik (2001) は、それらの柔軟性の指標について、被験者の不安や苦痛の認識にともなう心理的・生理的現象の影響があることを指摘している。すなわち、関節可動域や筋長およびその変化を、材料試験により得られる破断ストレインや降伏点ストレインといった客観的な力学的指標として用いることは困難である。このように、関節可動域や筋長およびその変化によって、静的ストレッチングが柔軟性に関する力学的な指標に及ぼす影響を検討することは、必ずしも適切とは言えない。

一方、力やスティフネスなどの力学的特性は、被験者の主観によらないため、柔軟性を評価する客観的な指標となりうる。これまで、関節角度－関節トルク関係から、受動的な関節における力学的な指標の評価がなされてきた。さらに、超音波 B モード法により測定した筋長と関節トルクから推定した筋張力をもとに、筋長－筋張力関係を導き、受動的な筋の力学的な指標が評価されてきた。しかしながら、先行研究における筋張力の推定法は問題を孕んでいる。その一つに、関節に生じるトルクを、筋張力のみ由来すると仮定している点がある。関節には、様々な軟組織が跨っている。代表的なものは、筋や腱、関節包、靭帯、皮膚、血管、神経である。よって、関節の柔軟性は、筋だけでなく、それらの軟組織の柔軟性に由来すると言える。Johns and Wright (1962) は、ネコの手首を対象にして、受動的な関節トルクに対する各軟組織の貢献度を報告した。彼らによれば、受動トルクに対する貢献度は、関節包 (靭帯を含む) が 47%、筋 (筋膜を含む) が 41%、腱が 10%、皮膚が 2%であった。このように、受動的な関節トルクを受動的な筋張力とみなすことおよび受動的な関節トルクから受動的な筋張力を推定することは困難であり、静的ストレッチングが筋の力学的特性に及ぼす影響が十分に明らかにされているとは言い難い。

#### 1-3-4. 超音波剪断波エラストグラフィ

筋の硬さの測定は、筋力計や超音波 B モード法を用いて行われてきた。しかしながら、前項にも述べたように、筋に生じる力の測定は困難であるため、筋スティフネスの評価はできない。それに対し、超音波剪断波エラストグラフィは筋の力学的特性を評価できる手

法であり，生体軟組織のスティフネスを非侵襲的かつ局所的に計測することが可能である (Tanter et al. 2008; Gennisson et al. 2010; Hug et al. 2015). 超音波剪断波エラストグラフィによる生体軟組織のスティフネスの測定原理を以下に簡単に述べる．プローブより照射された超音波の音響放射力によって，生体軟組織に振動を生じさせる (図 1-4). この振動により生み出された剪断波は，生体軟組織内を伝播する．この剪断波の伝播速度を測定することにより，生体軟組織のスティフネスを評価することができる．対象とする組織が線形弾性であると仮定すると，剪断波の伝播速度  $V$  と組織の剛性率  $\mu$  は，以下の式で表すことができる．

$$\mu = \rho \cdot V^2$$

但し， $\rho$  は対象組織の密度である．人間の骨格筋の密度は  $1055 \text{ kg/m}^3$  であり (Ward and Herzog 2005)，本論文の研究 1 および 2 においては，この値を用いる．仮に対象とする組織が等方性であり，変形により体積が変化しないとすれば，さらに以下の式が成り立つ．

$$E = 3\mu$$

ここで， $E$  はヤング率である．このように超音波剪断波エラストグラフィを用いることで，人間の生体組織においても，一般的な材料試験により得られるスティフネスの指標であるヤング率を非侵襲的に評価することが可能である．しかしながら，骨格筋は等方性ではなく異方性を有するため (Gennisson et al. 2003)，超音波剪断波エラストグラフィによるヤング率の算出は不適切である．Eby et al. (2013) は，摘出したブタの上腕筋を用いて，超音波剪断波エラストグラフィによる筋スティフネス測定の有用性を検証した．その結果，引張試験により測定した筋のヤング率と超音波剪断波エラストグラフィにより測定した剛性率の相関係数は非常に高い値であった ( $r > 0.95$ )．すなわち，超音波剪断波エラストグラフィによるヤング率の算出は困難であるが，得られた剛性率は筋スティフネスの評価指標として適切であることが示された．Maïsetti et al. (2012) は，人間生体の腓腹筋内側頭を対象として，超音波剪断波エラストグラフィにより計測した剛性率と筋腱複合体長との関係を示した．様々な膝関節角度において足関節背屈動作中の腓腹筋内側頭の剛性率を測定した結果，腓腹筋内側頭の剛性率は，足関節角度ではなく，筋腱複合体長に強く依存することが明らかとなった (図 1-5)．また，剛性率－筋腱複合体長関係は生体軟組織の特徴である非線形を呈し，超音波剪断波エラストグラフィは人間生体の筋スティフネスの評価手法として有用であることが示された．このように，超音波剪断波エラストグラフィを用いることによって，静的ストレッチングが筋スティフネスに及ぼす影響について明らかにすること

ができると考えられる。

#### 1-4. 本論文の目的

静的ストレッチングが関節や筋の柔軟性に及ぼす影響について、数多くの研究がなされてきた。しかしながら、従来用いられてきた方法では筋に生じるストレスおよびストレインの生体計測が困難であるため、柔軟性の指標である筋スティフネスは正しく評価されておらず、静的ストレッチングの影響についても十分に明らかにされていない。

そこで本論文は、従来の測定原理とは異なる手法により筋スティフネスを評価することができる超音波剪断波エラストグラフィを用いて、静的ストレッチングが下腿三頭筋のスティフネスに及ぼす急性効果を明らかにすることを目的とした。まず、静的ストレッチングが下腿三頭筋のスティフネスに及ぼす効果およびその筋間差を検討し (研究 1)、静的ストレッチングが腓腹筋内側頭のスティフネスに及ぼす影響を筋形状も考慮して検討した (研究 2)。

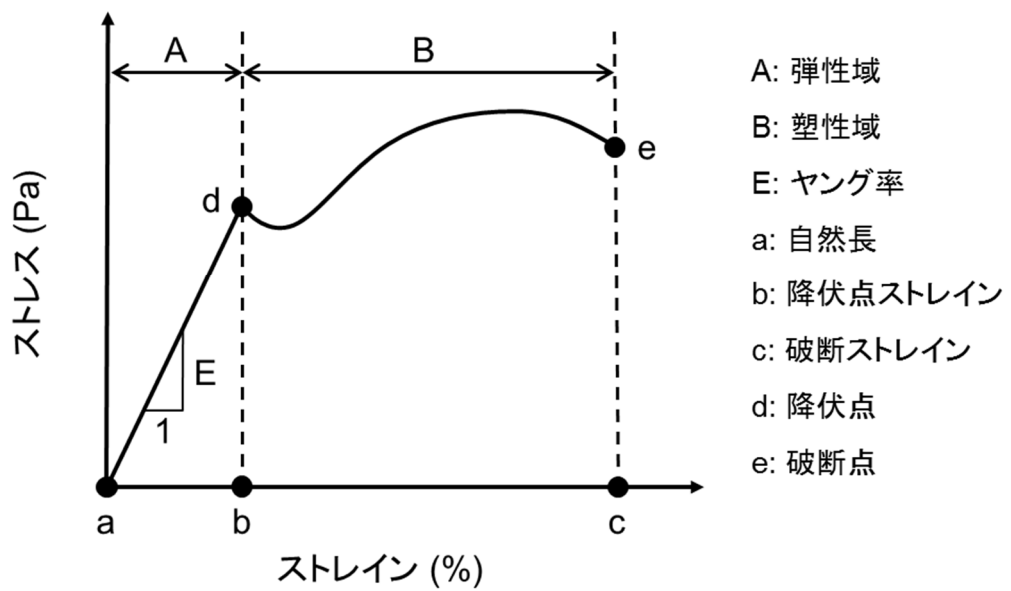
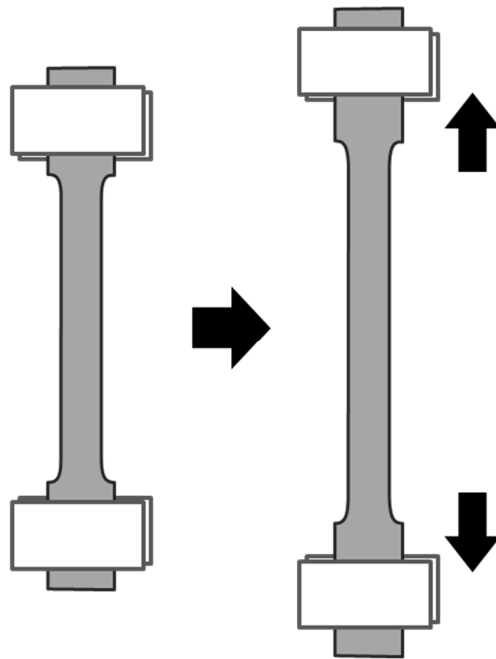


図 1-1. ストレス-ストレイン関係 (金属試料)

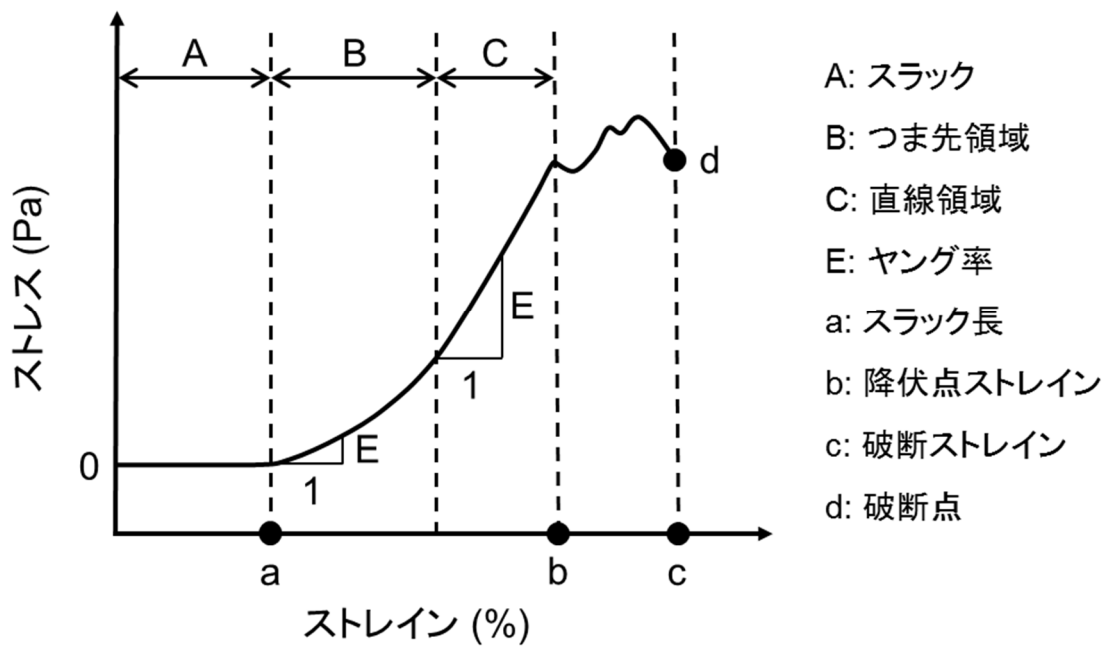
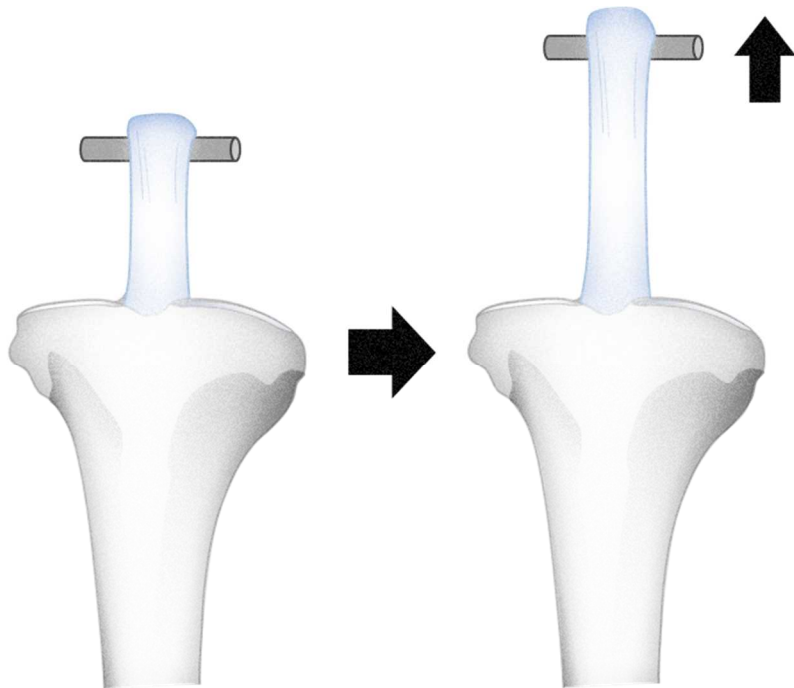


図 1-2. ストレス-ストレイン関係 (生体軟組織)



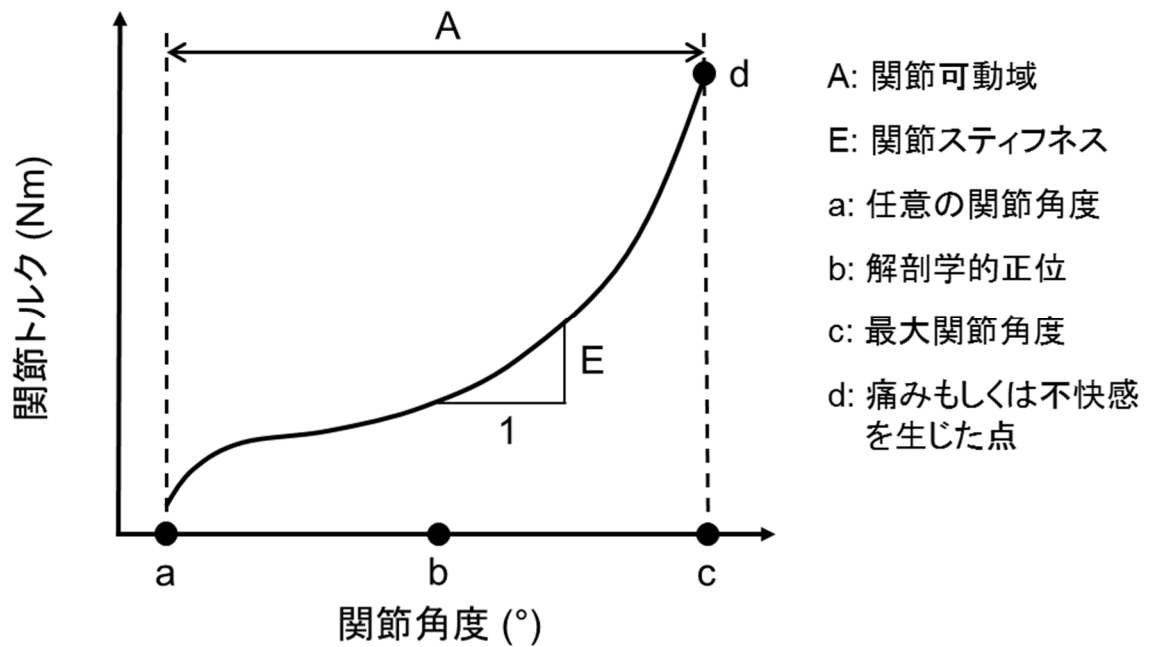
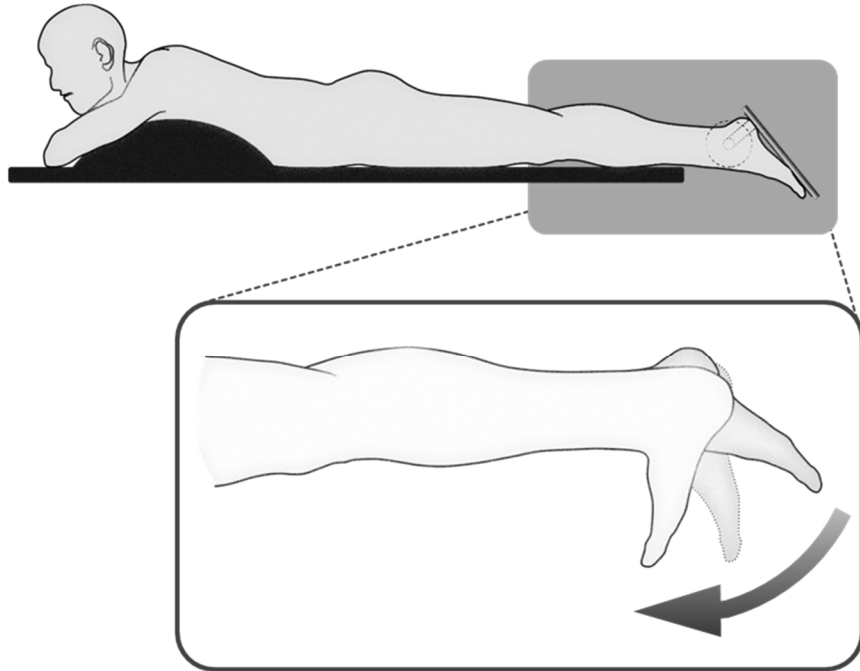


図 1-3. 関節角度－関節トルク関係

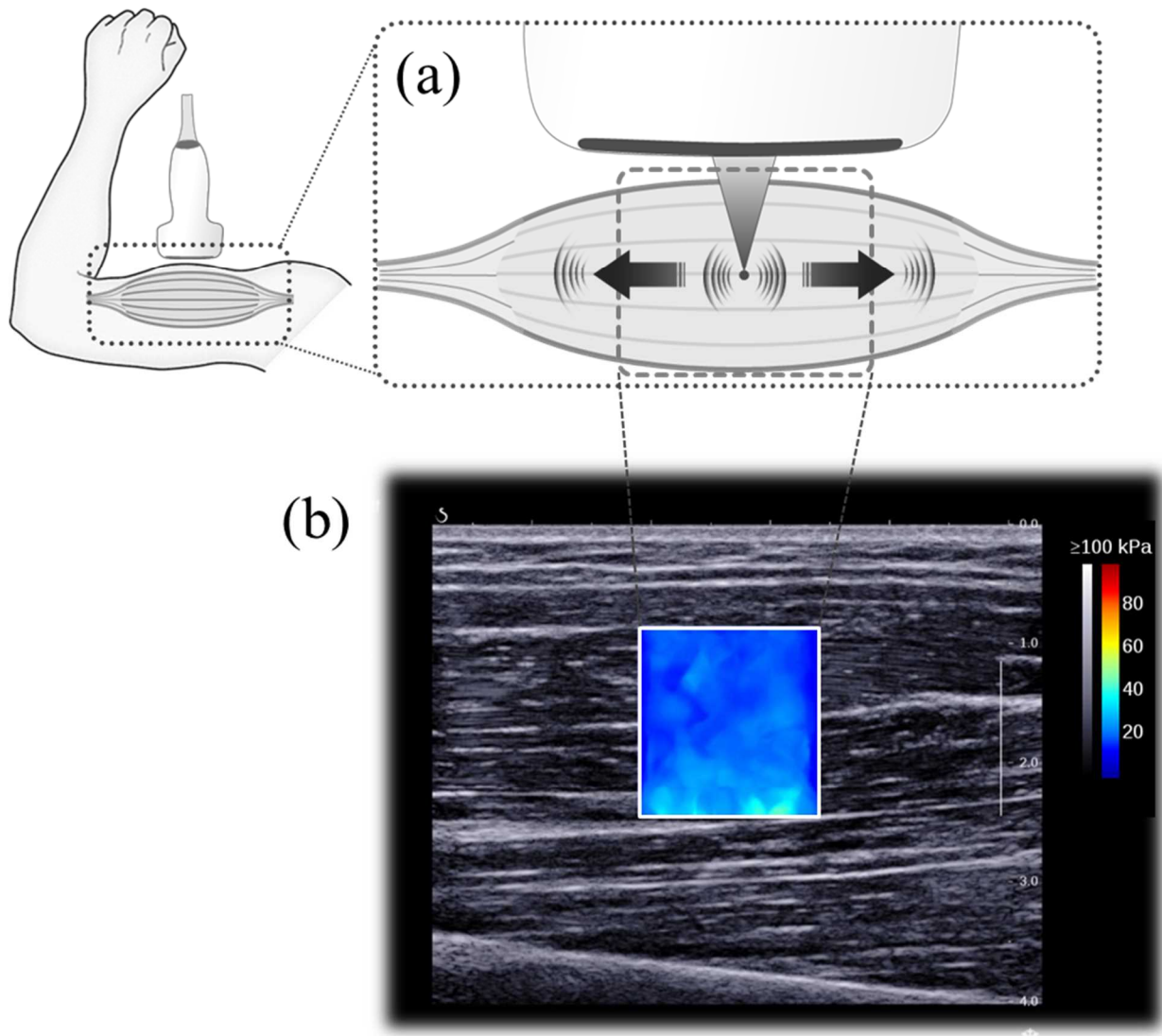


図 1-4. 超音波剪断波エラストグラフィによる筋スティフネスの測定原理のイメージおよび実際の超音波画像. (a) 超音波プローブより照射された超音波が筋内に剪断波を生じさせ、剪断波が筋内を伝播する様子を表したイメージ図. (b) 実際の超音波画像. Bモード画像の中央に筋スティフネスを可視化したカラーマップを表示. 右のスケールは、色相と剛性率の対応を表したもの.

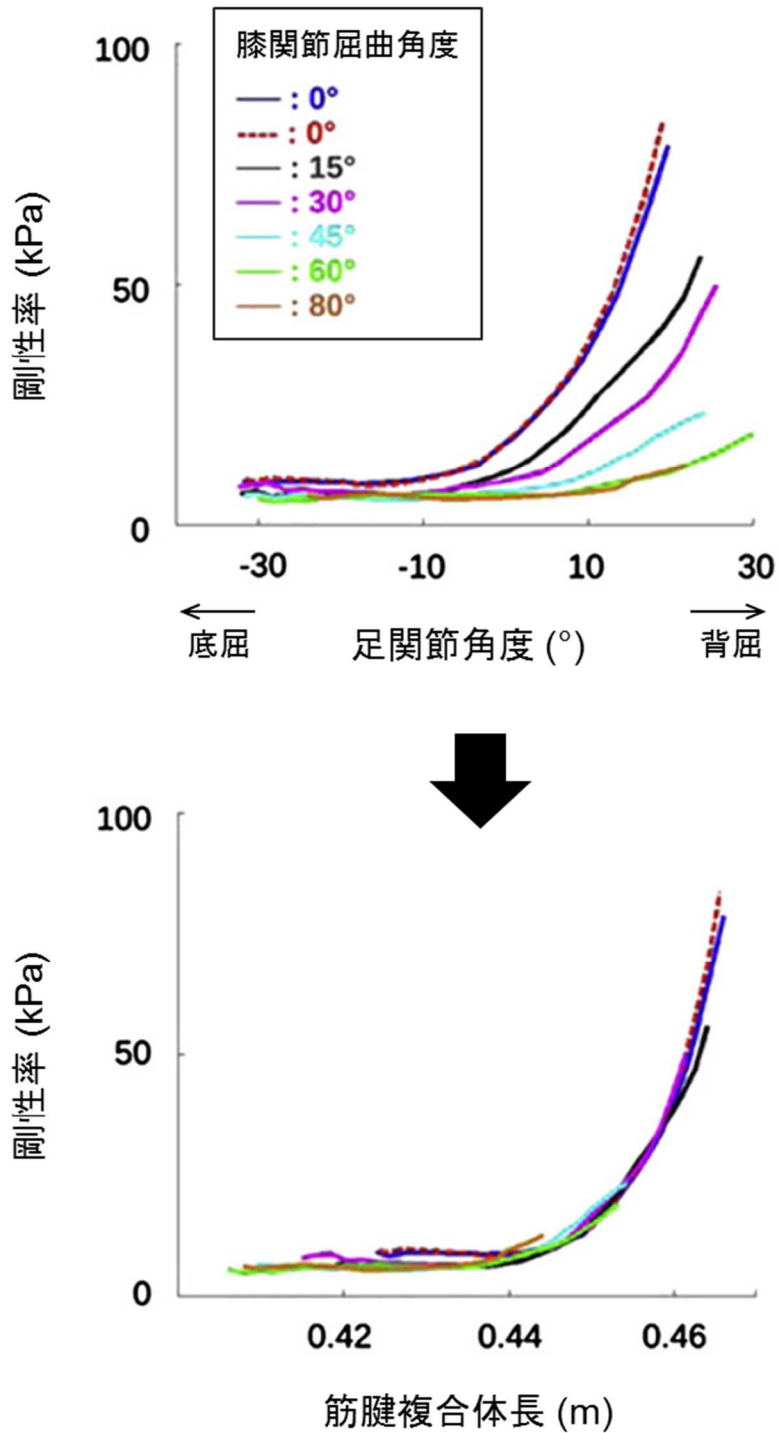


図 1-5. 腓腹筋内側頭における足関節角度－剛性率関係および筋腱複合体長－剛性率関係 (Maisetti et al. 2012 より改変)

## 2. 静的ストレッチングが下腿三頭筋のスティフネスに及ぼす急性効果 (研究 1)

### 2-1. 背景

前章でも述べた通り，静的ストレッチングが受動的な筋スティフネスに及ぼす影響は，関節トルクや筋形状変化の測定により，間接的に評価がなされてきた．その中でも，足関節背屈柔軟性に関する研究が，数多くなされている (Morse et al. 2008; Kay and Blazevich 2009; Nakamura et al. 2011,2013)．足関節背屈柔軟性を制限する筋は，足関節の底屈に作用する筋であるが，その中で最も大きな生理学的筋横断面積を占めるのが下腿三頭筋である (Fukunaga et al. 1992)．下腿三頭筋は，腓腹筋内側頭，腓腹筋外側頭およびヒラメ筋の3筋により構成される．しかしながら，静的ストレッチングが下腿三頭筋のスティフネスに及ぼす影響に関する研究は，腓腹筋内側頭のみが対象とされており，腓腹筋外側頭およびヒラメ筋への影響は無視されてきた．Mutungi and Ranatunga (1996) は，遅筋線維のスティフネスが速筋線維のそれより高いことを示唆している．ヒラメ筋は，腓腹筋内側頭および腓腹筋外側頭よりも遅筋線維を多く含むため (Johnson et al. 1973)，それらより筋スティフネスが高く，静的ストレッチングに対する応答も筋間で異なる可能性がある．そこで本研究は，超音波剪断波エラストグラフィを用い，静的ストレッチングが下腿三頭筋各筋のスティフネスに及ぼす急性効果を明らかにすることを目的とした．

## 2-2. 方法

### 2-2-1. 被験者

被験者は、健常な 12 名の若年者 (男性 8 名, 女性 4 名, 年齢:  $20.4 \pm 2.9$  歳, 身長:  $168.8 \pm 7.5$  cm, 体重:  $61.7 \pm 8.9$  kg, 平均±標準偏差) であった。実験実施時において, 下肢に神経学および整形外科的疾患を有する者はいなかった。実験に先立ち, 各被験者に実験の目的と内容および実験に伴う危険性についての説明を行い, 実験参加への同意を得た。実験開始から遡る 48 時間において筋痛を生じるような激しい運動を禁じ, 実験実施日におけるストレッチングを禁じた。本研究は, 鹿屋体育大学の倫理審査委員会の承認を得た上で, ヘルシンキ宣言に則り実施した。

### 2-2-2. 実験設定およびプロトコル

被験者を腹臥位および膝関節完全伸展位にて筋力計 (CON-TREX MJ, PHYSIOMED, Germany) のベッドに固定した。被験者の右足を筋力計のアタッチメントに非伸縮性のストラップを用いて固定した。その際, 外果の中心がアタッチメントの回転軸上にあることを目視にて確認した。被験者の右足関節を  $1^\circ/\text{秒}$  にて, 底屈  $50^\circ$  (解剖学的正位:  $0^\circ$ , 背屈位: 正の値) から被験者が痛みを感じる足関節角度まで受動的に背屈させた。足関節角度の計測は, 両面テープを用いて足部に貼付したゴニオメータ (SG110/A, Biometrics, UK) を用いて行った。受動的な足関節背屈動作時において, 完全に脱力し, アタッチメントの動きに抵抗しないよう, 被験者に指示した。被験者を受動的な足関節背屈動作に慣らし, 完全に脱力しているかを確認するため, 測定を行う前に 2 回の練習試行を課した。練習試行の後, ストレッチング前 (PRE) の測定を行い, 5 分間の静的ストレッチングを実施した。その直後, PRE と同様の測定を, ストレッチング後 (POST) の測定として行った。

### 2-2-3. 静的ストレッチング

被験者の右足関節底屈筋群に対して, 静的ストレッチングを施した。静的ストレッチング時の被験者の姿勢は, 受動的な足関節背屈課題と同様であった。静的ストレッチングは, 各被験者が痛みを感じた足関節角度にて 5 分間行われた。静的ストレッチング中は下肢を脱力するよう, 被験者に指示した。

### 2-2-4. 超音波剪断波エラストグラフィ

2 台の超音波装置 (Aixplorer Ver.6 および Ver.7, SuperSonic Imagine, France) を使用し, 受動的な足関節背屈動作中の下腿三頭筋およびアキレス腱のスティフネスとして, 剛性率を計測した. 超音波プローブはリニアプローブ (SL15-4, SuperSonic Imagine, France) を用い, MSK プリセットにて測定を行った. プローブの設置箇所は, 腓腹筋内側頭および腓腹筋外側頭の筋腹中央, ヒラメ筋の遠位部 (腓腹筋内側頭および腓腹筋外側頭の遠位筋腱移行部からヒラメ筋の遠位筋腱移行部の間), アキレス腱の索状部 (自由腱) とした (図 2-1). この際, 各筋の筋束およびアキレス腱のコラーゲン線維の走行に沿うよう, プローブの角度を調整した. プローブ位置は, 筋電図電極の貼付に先立ち行った. 超音波装置が 2 台であるのに対しスティフネスの測定部位が 4 か所であるため, 受動的な足関節背屈動作は, 同じ関節可動範囲にて複数回実施した. 尚, スティフネス測定の順序はランダムとした. スティフネスの計測は, プローブを筋および腱に押し付けることにより値に影響を及ぼす可能性があるため (Gennisson et al. 2010), 細心の注意を払って行われた.

#### 2-2-5. 筋電図

受動的な足関節背屈動作が安静状態で行われたか確認するため, 右脚の下腿三頭筋各筋から双極誘導にて表面筋電図信号を導出した. 筋電図電極および不関電極の貼付に先立ち, カミソリにて体毛を除去し, アルコールおよび紙やすりを用いて, 皮膚表面の皮脂および角質の処理を行った. 超音波プローブ設置位置の近傍に, プリアンプ (ゲイン: 500×, 帯域通過フィルタ: 5-450 Hz) のアクティブ電極 (電極形状: 平行, 電極サイズ: 1 mm × 8 mm, 電極間距離: 12 mm; FA-DL-141, フォーアシスト, Japan) を, 各筋の筋束の走行方向に沿うよう貼付した. 不関電極は, 左脚の外果に貼付した. 足関節トルク, 足関節角度および筋電図のデータは, A/D 変換器 (PowerLab/16SP, ADInstruments, Australia) を介し, サンプル周波数 1 kHz にてコンピュータに同期して取り込んだ. また, これらのデータとサンプル周波数 1 Hz にて取得した超音波剪断波エラストグラフィのデータは, 測定開始タイミングを手動で合わせることで同期した.

#### 2-2-6. データ処理

受動的な足関節背屈動作および各測定は, 足関節底屈 50°から各被験者の最大足関節背屈角度まで行った. ただし, ストレッチング前後における各測定項目を同一足関節角度において比較する際は, 全ての被験者が到達可能であった関節可動域 (底屈 50°—背屈 25°)

を分析範囲とした。なお、この分析範囲は、最大足関節背屈角度が最も小さい被験者を基準として定めた。受動的な足関節背屈動作時の各筋における筋活動量として、筋電図のデータより、足関節角度 1°毎に 0.5 秒間の実効値を算出した。筋活動量は、解剖学的正位での足関節底屈筋群による等尺性最大随意収縮 (Maximal voluntary contraction; MVC) トルク発揮中の実効値によって正規化した。剛性率の分析は、超音波装置に内蔵されたソフトウェアを用いて、1°毎に行った。剛性率は、超音波画像ごとに皮下脂肪および腱膜組織が含まれない最大の円に調整された解析範囲内の平均値とした (図 2-2)。先行研究 (Hug et al. 2013; Lacourpaille et al. 2014) の方法に倣い、下腿三頭筋およびアキレス腱の足関節角度-剛性率関係を基に、目視検査にて、剛性率の上昇が始まった角度を各々のスラック角度と定めた (図 2-3)。目視検査は 3 人の検者により行われ、その平均値をスラック角度の代表値として用いた。アキレス腱の剛性率は下腿三頭筋のそれよりも格段に高く、およそ底屈 25°において超音波剪断波エラストグラフィの測定上限値 (267 kPa) を超えた。このため、アキレス腱の剛性率は、スラック角度の計測のみに用いた。

#### 2-2-7. 統計処理

データは平均±標準偏差で示した。統計解析は、足関節角度 5°毎の値を用いて行われた。剛性率および筋活動量のデータは繰り返しのある 3 元配置分散分析 [時間 (PRE, POST) × 筋 (腓腹筋内側頭, 腓腹筋外側頭, ヒラメ筋) × 足関節角度] を用い、受動トルク (時間 × 角度) およびスラック角度 [時間 × 測定部位 (腓腹筋内側頭, 腓腹筋外側頭, ヒラメ筋, アキレス腱)] のデータは繰り返しのある 2 元配置分散分析を用いた。交互作用が認められた場合、Tukey の多重比較により測定部位間の比較を、Bonferroni 調整された対応のある t 検定により PRE と POST の比較を行った。いずれも有意水準は 5%とした。統計処理は、統計ソフト (SPSS Statistics 21, IBM Japan, Japan) を用いて行った。

## 2-3. 結果

### 2-3-1. 最大背屈角度，受動トルクおよび筋活動量

静的ストレッチングにより，最大足関節背屈角度が有意に増加した (PRE:  $28.9 \pm 4.6^\circ$ , POST:  $31.2 \pm 5.8^\circ$ ,  $\Delta$ :  $2.3 \pm 2.0^\circ$ ) ( $P = 0.003$ ). 受動的な足関節底屈トルクは，関節角度の増加に伴い，指数関数的に増加した (図 2-4). 静的ストレッチングにより受動トルクが低下し，背屈  $10^\circ$  から背屈  $25^\circ$  の間において有意であった ( $P < 0.05$ ) (図 2-5). 背屈  $25^\circ$  における受動トルクの低下は， $6.9 \pm 8.2$  Nm であった. 3 元配置分散分析の結果，筋活動量に有意な交互作用は認められず，足関節角度の主効果のみ認められた ( $P = 0.014$ ). 筋活動量は，最大背屈角度に向かうにつれ，増加した (底屈位 :  $< 1.0\%$  MVC, 最大背屈角度 :  $< 3.2\%$  MVC).

### 2-3-2. 剛性率

図 2-6 に，受動的な足関節背屈動作中における，静的ストレッチング前後の足関節角度－剛性率関係を示した. 3 元配置分散分析の結果，時間×筋×足関節角度の有意な交互作用が認められた ( $P = 0.022$ ). 筋毎に 2 元配置分散分析を行った結果，腓腹筋内側頭のみ，時間×足関節角度の有意な交互作用が認められた ( $P < 0.001$ ). 一方で，腓腹筋外側頭およびヒラメ筋には，足関節角度の主効果のみが認められ ( $P < 0.001$ )，有意な交互作用は見られなかった. 静的ストレッチングにより，腓腹筋内側頭の剛性率は，背屈  $10^\circ$  から  $25^\circ$  の間において，有意に低下した (図 2-6). 背屈  $25^\circ$  における剛性率の低下は， $29.4 \pm 17.2$  kPa ( $20.3 \pm 8.9\%$  PRE) であった. Tukey の多重比較の結果，ストレッチング前後にかかわらず，底屈  $5^\circ$  より背屈位において，腓腹筋内側頭の剛性率は腓腹筋外側頭およびヒラメ筋より有意に高かった ( $P < 0.001$ ).

### 2-3-3. スラック角度

図 2-2 および 2-6 のように，スラック角度は筋間で異なった. 表 2-1 に，ストレッチング前後における，下腿三頭筋およびアキレス腱のスラック角度を示した. 2 元配置分散分析の結果，時間×測定部位の交互作用は認められず，時間と測定部位の主効果のみが認められた ( $P < 0.001$ ). ストレッチング前後における各測定部位のスラック角度は，背屈方向に平均  $1.8^\circ$  変位した. Tukey の多重比較の結果，スラック角度は，底屈位から順にアキレス腱，腓腹筋内側頭，腓腹筋外側頭，ヒラメ筋であった ( $P < 0.05$ ).



#### 2-3-4. 剛性率に対するスラック角度の影響

静的ストレッチングによる剛性率の低下が、スラック角度の変化のみに起因するかを検証するため、剛性率とスラック角度からの足関節角度との関係を示した (図 2-7). 2 元配置分散分析の結果、腓腹筋内側頭のみ、時間×足関節角度の有意な交互作用が認められた ( $P = 0.003$ ). 一方、腓腹筋外側頭とヒラメ筋においては、足関節角度の主効果のみが認められ、時間の主効果および交互作用は認められなかった. スラック角度からの足関節角度が  $30^\circ$  および  $35^\circ$  の地点において、腓腹筋内側頭の剛性率は、静的ストレッチングによる有意な低下を示した ( $P = 0.045$ ,  $P = 0.008$ ). しかしながら、スラック角度を考慮した腓腹筋内側頭の剛性率の低下 (4.6 kPa; 6.8%PRE) は、考慮していないそれに比べ (図 2-6), 小さかった.

## 2-4. 考察

本研究により得られた知見は、以下の通りであった。(1) 受動的な足関節の背屈動作時における剛性率は、腓腹筋内側頭で最も高く、ヒラメ筋で最も低い。(2) 静的ストレッチングによる剛性率の低下は、腓腹筋内側頭のみが生じる。(3) 腓腹筋内側頭の剛性率の低下は、静的ストレッチングによるスラック角度の変化を考慮すると、小さくなる。このように、本研究によって、受動的な下腿三頭筋のスティフネスは筋毎に異なること、および、最も硬い筋である腓腹筋内側頭のみで静的ストレッチングの効果が生じることが示唆された。しかしながら、同一足関節角度における剛性率の低下は、スラック角度の変化による影響を多分に受けると考えられる。

先行研究により、受動的な遅筋線維は速筋線維よりスティフネスが高いことが知られており (Mutungi and Ranatunga 1996, 1998), 筋線維タイプによるタイチン・アイソフォームの違い (Wang et al. 1991; Prado et al. 2005), もしくは、コラーゲンの含有率の違い (Kovanen et al. 1984; Zimmerman et al. 1993) がその要因ではないかと考えられている。ヒラメ筋は、70-100%が遅筋線維であり、腓腹筋内側頭および腓腹筋外側頭は、50%以上が速筋線維であることから (Johnson et al. 1973), ヒラメ筋の受動的な筋スティフネスが下腿三頭筋の中で最も高いことが予想された。しかしながら、同一足関節角度における受動的な筋スティフネスは、腓腹筋内側頭および腓腹筋外側頭がヒラメ筋よりも高かった。よって、下腿三頭筋における受動的な筋スティフネスの筋間差は、筋線維組成以外の要因によって生じていると考えられる。Kawakami et al. (2000) は、膝関節完全伸展位において、腓腹筋内側頭のサルコメア長がヒラメ筋のそれより長いことを報告している。また、本研究により、スラック角度は腓腹筋内側頭、腓腹筋外側頭、ヒラメ筋の順に底屈位にあることが示された。さらに、サルコメアの受動張力が至適長付近から生じること (Friden and Lieber 2002; Davis et al. 2003) を加味すると、下腿三頭筋各筋のスティフネスは、サルコメア長などの解剖学的な構造による影響を大きく受けている可能性がある。

静的ストレッチングにより、関節可動域の増加および受動トルクの低下が認められた。これらの結果から、静的ストレッチングが足関節の柔軟性を向上させることが示された。しかしながら、受動的な筋スティフネスの低下は腓腹筋内側頭のみに見られた。すなわち、腓腹筋外側頭およびヒラメ筋のスティフネスに、静的ストレッチングの効果は認められなかった。Freitas et al. (2015) は、静的ストレッチングにより筋に対して十分なストレスがかかれば、受動的な筋スティフネスに変化が生じないことを明らかにしている。本

研究における静的ストレッチングは、足関節最大背屈位により行われた。PRE 測定における足関節最大背屈位での腓腹筋外側頭およびヒラメ筋のスティフネスは、腓腹筋内側頭のそれより大幅に低値を示した（腓腹筋内側頭：163.9 kPa, 腓腹筋外側頭：92.4 kPa, ヒラメ筋：38.3 kPa）。すなわち、腓腹筋外側頭およびヒラメ筋には、静的ストレッチングにより十分なストレスがかかっていなかったため、腓腹筋内側頭のスティフネスのみが低下したと考えられる。

静的ストレッチングにより、足関節背屈 25°における腓腹筋内側頭のスティフネスは、20%の有意な低下を示した（図 2-6）。また、腓腹筋内側頭のスティフネスの低下は、スラック角度の低下を考慮しても有意であった（図 2-7）。しかしながら、スラック角度の変化を考慮した場合、腓腹筋内側頭のスティフネスの低下は小さくなった（20% → 7%）。本研究の各測定部位におけるスラック角度は、アキレス腱、腓腹筋内側頭、腓腹筋外側頭、ヒラメ筋の順に底屈位であった。そして、静的ストレッチングによるスラック角度の変化は、各測定部位で同程度であった。下腿三頭筋とアキレス腱が直列に配置されていることを考慮すると、アキレス腱のスラック角度の変化が下腿三頭筋のスラック角度を背屈方向に変化させたと推察される。よって、静的ストレッチングによる腓腹筋内側頭の足関節角度一筋スティフネス関係の変化は、アキレス腱のスラック角度の変化による影響を多分に受けると考えられる。

受動的に筋を伸ばすことにより、伸張反射が生じる。よって、伸張反射による不随意的筋活動により、受動的な足関節背屈動作中の筋スティフネスが高まる懸念がある。このため、本研究では、受動的な足関節背屈角速度を十分に低く（1°/秒）設定し、伸張反射による筋スティフネスへの影響が最小限となるよう配慮した。足関節底屈領域における筋活動量は1%MVC未満であったが、背屈領域においては3%MVC程度まで筋活動量が上昇した。このように、受動的な足関節背屈動作中の不随意的筋活動が、筋スティフネスに及ぼす影響は必ずしも無視できない。しかしながら、筋活動量の筋間差および静的ストレッチング前後における差は統計的に認められなかった。これは、Magnusson et al. (1995) の結果と同様である。よって、下腿三頭筋のスティフネスの筋間差および静的ストレッチングによる筋スティフネスの変化に及ぼす筋活動の影響は極めて小さいと考えられる。

※本章は、「Journal of Biomechanics, 48: 1210-1213」 (Hirata et al. 2015) および 「European Journal of Applied Physiology, 116(5): 911-918」 (Hirata et al. 2016) に掲載された論文を和

訳・転載（一部変更）したものである.

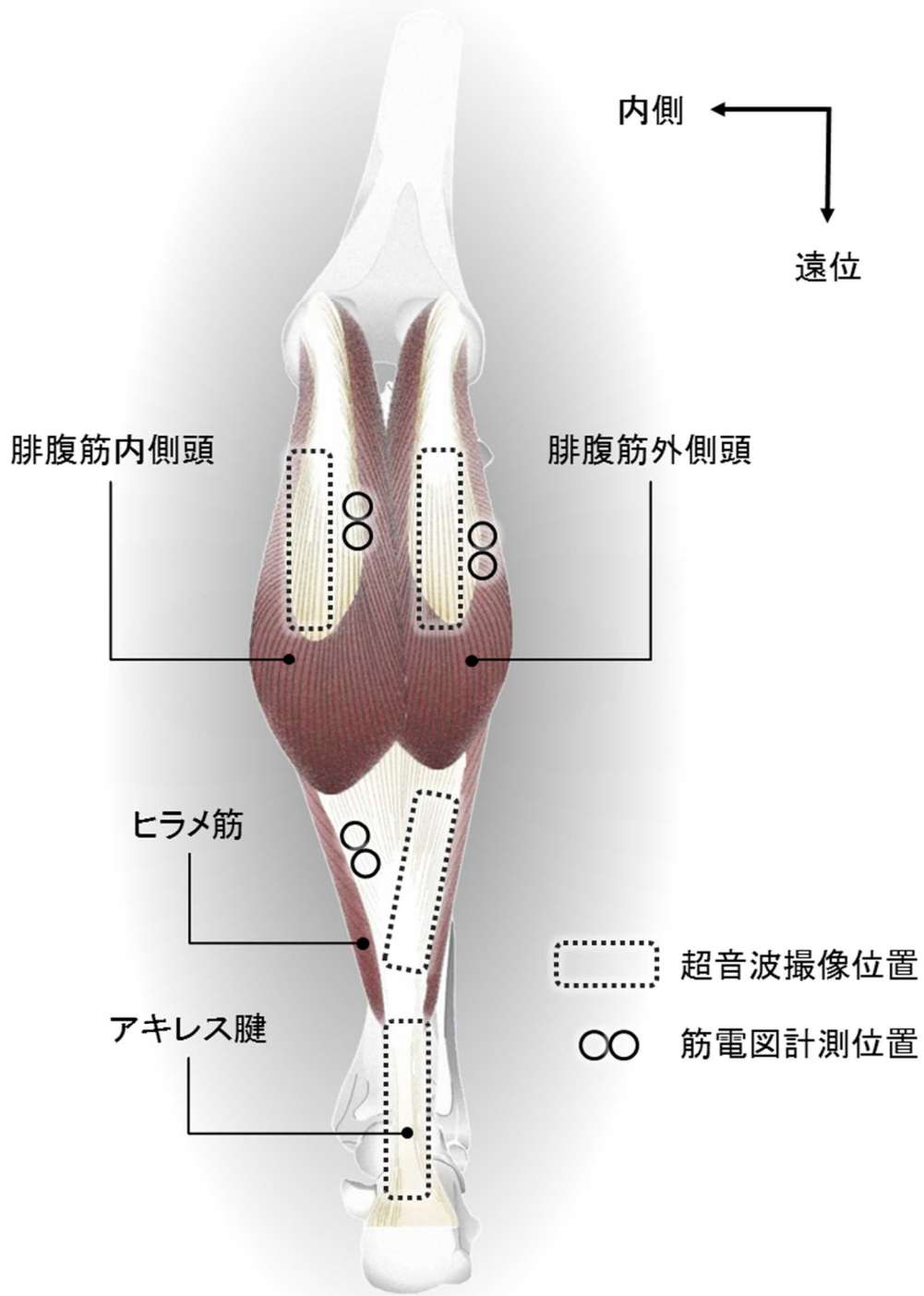


図 2-1. 超音波および筋電図の計測位置

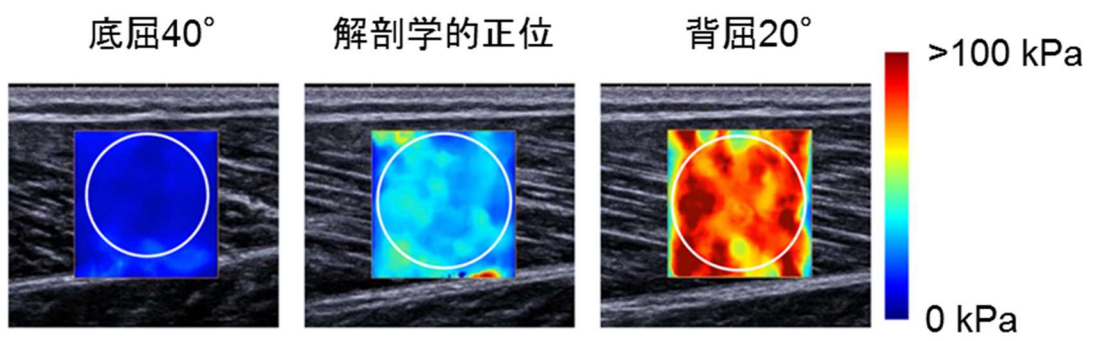


図 2-2. 超音波画像の典型例（腓腹筋内側頭）

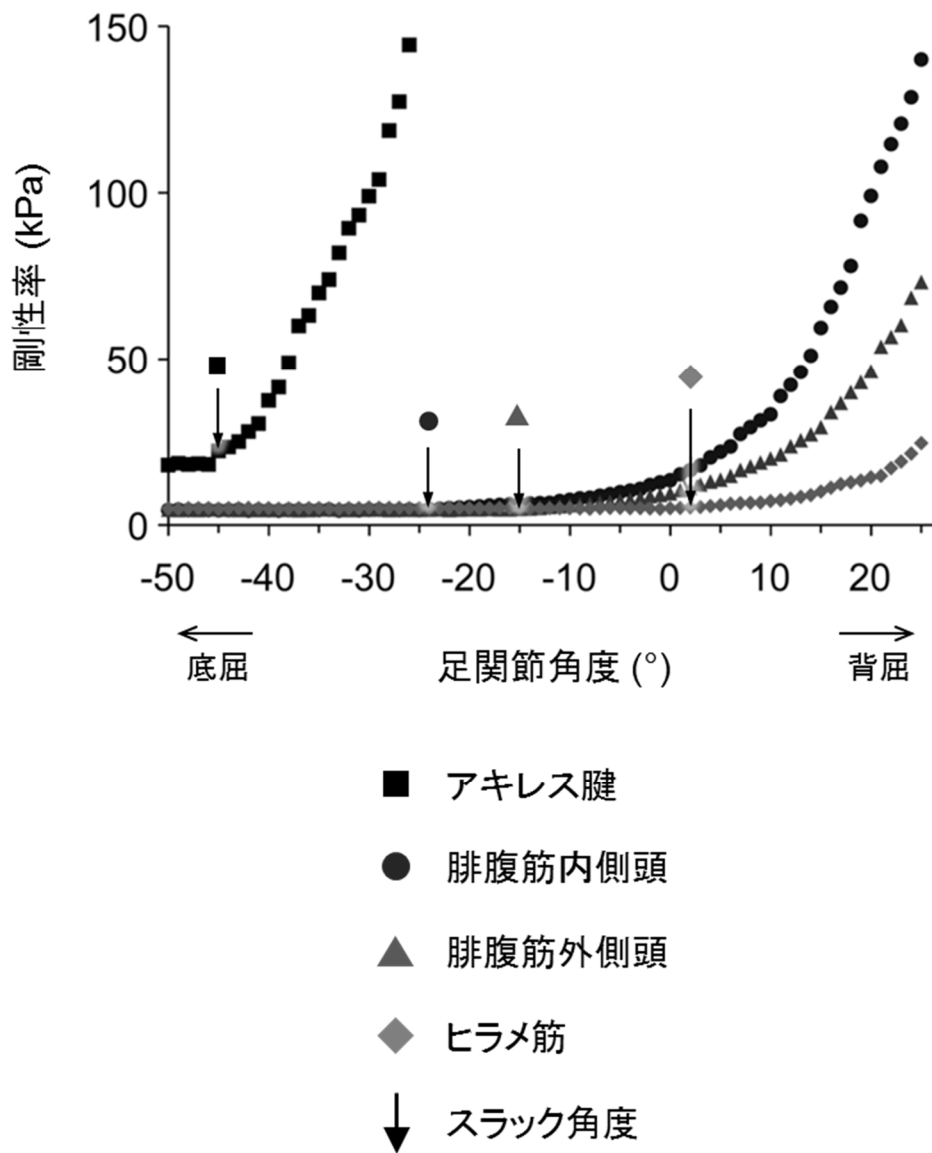


図 2-3. 足関節角度－剛性率関係の一例

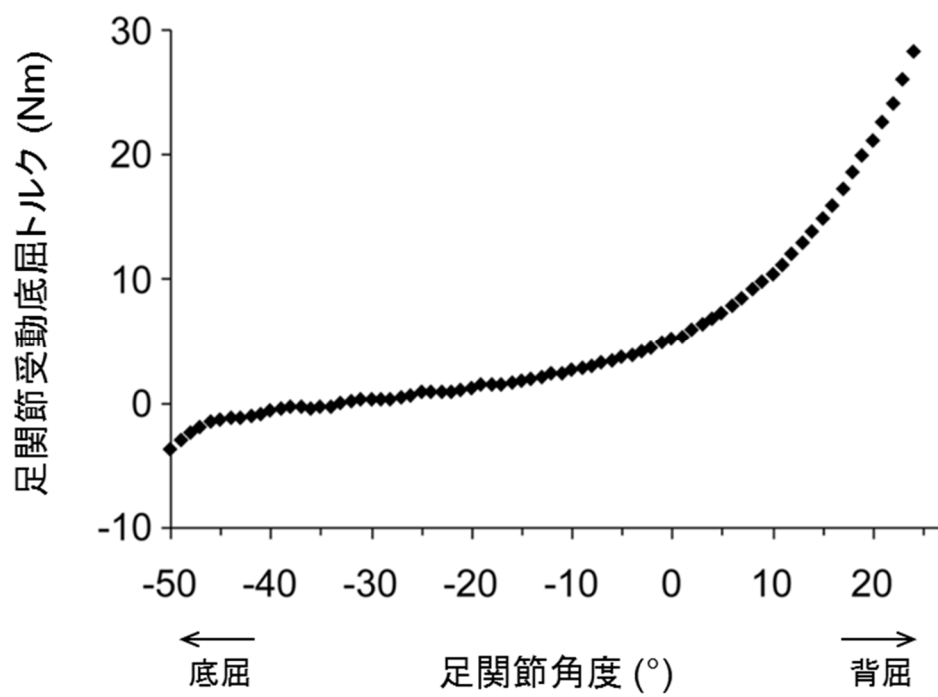


図 2-4. 足関節角度－受動トルク関係の一例



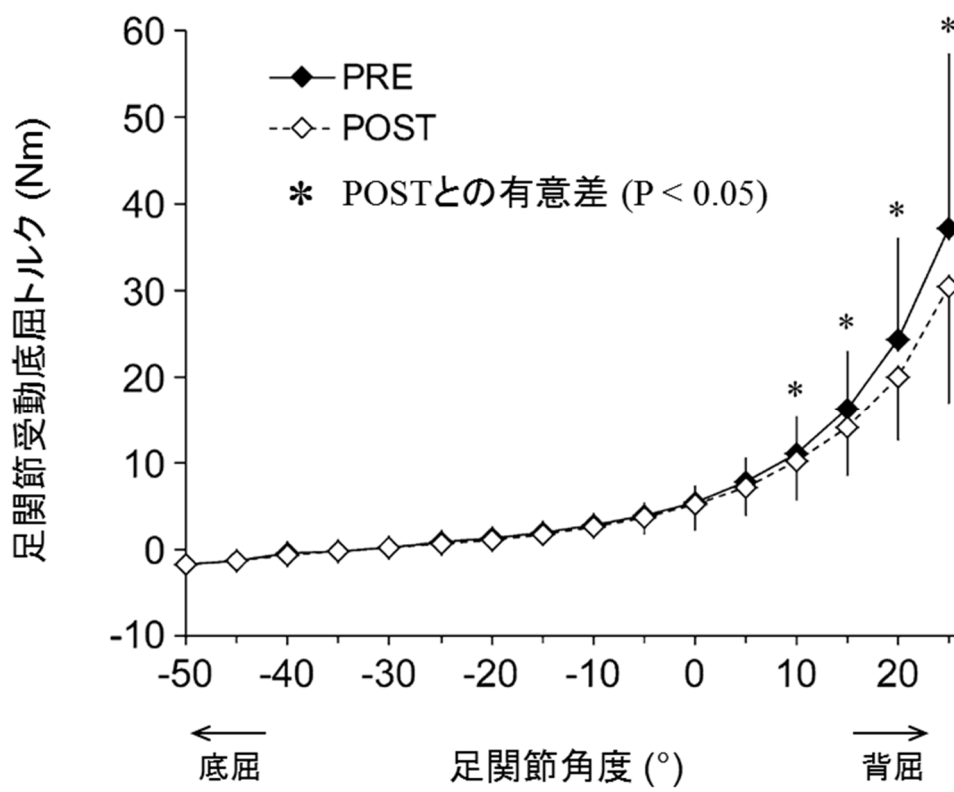


図 2-5. 静的ストレッチング前後における足関節角度－受動トルク関係

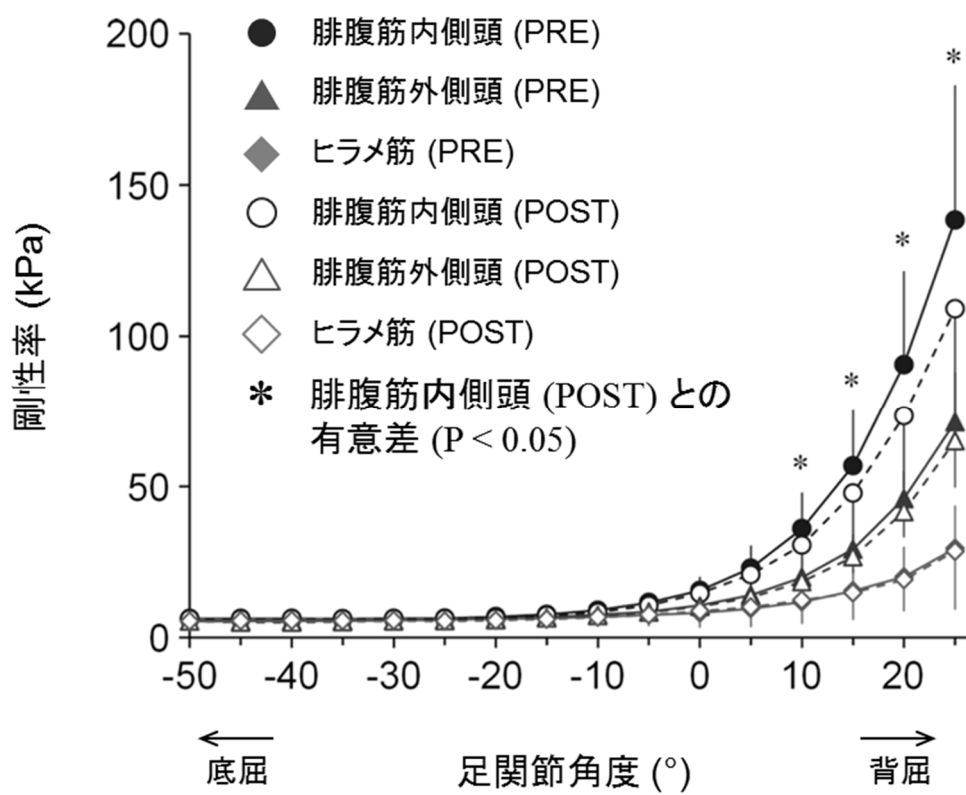


図 2-6. 静的ストレッチング前後における足関節角度－剛性率関係

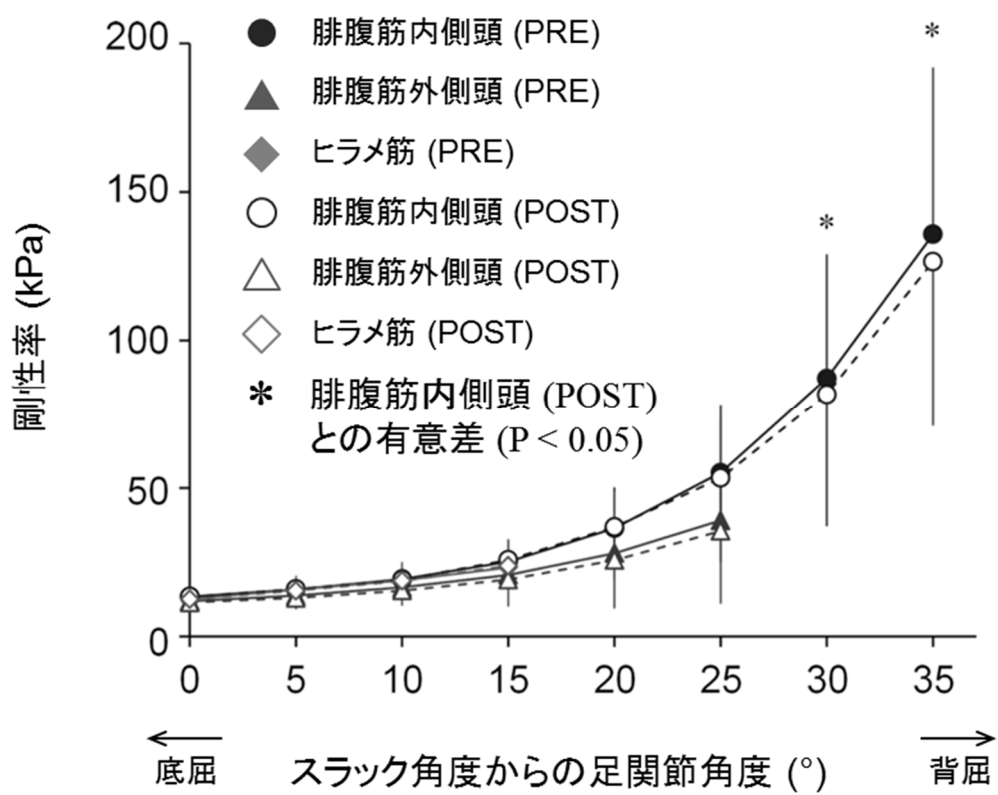


図 2-7. 静的ストレッチ前後でのスラック角度を考慮した足関節角度－剛性率関係

表 2-1. 静的ストレッチング前後における下腿三頭筋およびアキレス腱のスラック角度

	スラック角度 (°) (平均±標準偏差)	
	PRE	POST*
腓腹筋内側頭	-19.1 ± 4.9	-17.2 ± 5.0
腓腹筋外側頭	-14.0 ± 5.8	-12.5 ± 5.5
ヒラメ筋	-4.1 ± 2.0	-2.0 ± 7.3
アキレス腱	-44.8 ± 2.3	-43.3 ± 2.8

\* 有意な時間の主効果 (P < 0.05)

### 3. 静的ストレッチングが同一筋束長における腓腹筋内側頭のスティフネスに及ぼす影響 (研究 2)

#### 3-1. 背景

研究 1 によって、静的ストレッチングが腓腹筋内側頭の筋スティフネスを低下させることが示された。しかしながら、足関節角度を基準として筋スティフネスの変化を検討することには問題がある。足関節角度の変化は、腓腹筋内側頭の筋腱複合体長の変化だと捉えることができる (Grieve et al. 1978)。すなわち、足関節角度の変化から、筋のみの長さ変化を知ることはできず、腱の長さ変化との相互関係により、筋長変化が決定される。よって、静的ストレッチングの前後において関節角度－腱長関係が変化しないのであれば、関節角度－筋長関係も変化しない。しかしながら、研究 1 において、アキレス腱のスラック長が変化することが示された。スラック長の変化は粘弾性体に生じるクリープ (creep) と呼ばれる現象に起因すると考えられ (Maganaris 2003)、腱の力学的な特性が静的ストレッチングにより変化したことを示唆するものである。さらに、超音波 B モード法を用いた先行研究により、静的ストレッチングがアキレス腱のスティフネスを低下させることも報告されている (Kubo et al. 2001; Kato et al. 2010)。静的ストレッチングによりアキレス腱のスティフネスが低下すると仮定した場合、同一足関節角度変化に対するアキレス腱の伸長はストレッチング前のそれより増加し、腓腹筋内側頭の伸長は減少する可能性がある。もしそうであれば、静的ストレッチングによる関節角度－筋スティフネス関係の変化は、関節角度－筋形状関係の変化を反映したものであり、同一筋束長における筋スティフネスには静的ストレッチングの効果はないかもしれない。そこで、本研究は、腓腹筋内側頭を対象として、筋束長と筋スティフネスの関係を導出し、静的ストレッチングが同一筋束長における筋スティフネスに及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。

## 3-2. 方法

### 3-2-1. 被験者

被験者は、健常な若年男性 14 名 (年齢:  $22.6 \pm 3.1$  歳, 身長:  $173.6 \pm 5.2$  cm, 体重:  $68.6 \pm 6.6$  kg, 平均±標準偏差) であった。実験実施時において、下肢に神経学のおよび整形外科的疾患を有する者はいなかった。実験に先立ち、各被験者に実験の目的と内容および実験に伴う危険性についての説明を行い、実験参加への同意を得た。実験開始から遡る 48 時間において筋痛を生じるような激しい運動を禁じ、実験実施日におけるストレッチングを禁じた。本研究は、鹿屋体育大学の倫理審査委員会の承認を得た上で、ヘルシンキ宣言に則り実施された。

### 3-2-2. 実験設定およびプロトコル

足関節トルク、足関節角度、剛性率、および筋電図の測定、そして静的ストレッチングの方法は、研究 1 とほぼ同様であった。被験者を腹臥位および膝関節完全伸展位にて筋力計 (CON-TREX MJ, PHYSIOMED, Germany) のベッドに固定した。被験者の右足を筋力計のアタッチメントに非伸縮性のストラップを用いて固定した。その際、外果の中心がアタッチメントの回転軸上にあることを目視にて確認した。被験者の右足関節を  $1^\circ$ /秒にて、底屈  $40^\circ$  (解剖学的正位:  $0^\circ$ , 背屈位: 正の値) から被験者が痛みを感じる足関節角度まで受動的に背屈させた。足関節角度の計測は、両面テープを用いて足部に貼付したゴニオメータ (SG110/A, Biometrics, UK) を用いて行った。受動的な足関節背屈動作時において、完全に脱力し、アタッチメントの動きに抵抗しないよう、被験者に指示した。被験者を受動的な足関節背屈動作に慣らし、完全に脱力しているかを確認するため、測定を行う前に 2 回の練習試行を課した。練習試行の後、ストレッチング前 (PRE) の測定を行い、5 分間の静的ストレッチングを実施した。その直後、PRE と同様の測定を、ストレッチング後 (POST) の測定として行った。

### 3-2-3. 静的ストレッチング

被験者の右足関節底屈筋群に対して、静的ストレッチングを施した。静的ストレッチング時の被験者の姿勢は、受動的な足関節背屈課題と同様であった。静的ストレッチングは、各被験者が痛みを感じた足関節角度にて 5 分間行われた。静的ストレッチング中は下肢を脱力するよう、被験者に指示した。

#### 3-2-4. 超音波剪断波エラストグラフィおよび B モード超音波撮像

超音波装置 (Aixplorer Ver.8, SuperSonic Imagine, France) を使用し、受動的な足関節背屈動作中の腓腹筋内側頭の剛性率および筋形状を計測した。超音波プローブはリニアプローブ (SL15-4, SuperSonic Imagine, France) を用い、MSK プリセットにて測定を行った。測定部位は、下腿長の近位 30% 部位とした (図 3-1)。下腿長は、膝窩皺から外果までの距離とした。腓腹筋内側頭の筋束および羽状角を計測するため、プローブを筋束の走行に沿うよう調整した。プローブ位置は、筋電図電極の貼付に先立ち行われた。剛性率と筋形状を同時に計測するため、超音波剪断波エラストグラフィは **single display** フォーマット (opacity = 10–20%) を用いた (図 3-2)。超音波の計測は、プローブを押し付けることにより筋形状が変化しないよう注意して行われた。静的ストレッチングによる筋形状変化を正確に測定するため、PRE および POST において、同一の筋束を撮像した。その際、PRE 測定 of 超音波画像に映った結合組織や血管などのエコーを手掛かりとした (Ema et al. 2013)。剛性率および筋形状のデータは、それぞれ、1 Hz および 11 Hz にて取得した。

#### 3-2-5. 筋電図

受動的な足関節背屈動作が安静状態で行われたか確認するため、右脚の下腿三頭筋各筋から双極誘導にて表面筋電図信号を導出した (Bagnoli 8 EMG System, DELSYS, USA)。筋電図電極および不関電極の貼付に先立ち、カミソリにて体毛を除去し、アルコールおよび紙やすりを用いて、皮膚表面の皮脂および角質の処理を行った。プリアンプ (ゲイン: 1000×, 帯域通過フィルタ: 20-450 Hz) のアクティブ電極 (電極形状: 平行, 電極サイズ: 1 mm × 10 mm, 電極間距離: 10 mm; DE-2.1, DELSYS, USA) を、各筋の筋束の走行方向に沿うよう貼付した。不関電極は、左脚の外果に貼付した。POST 測定の後、受動的な足関節背屈動作時の筋電図データを正規化するため、解剖学的正位での足関節底屈筋群による等尺性最大随意収縮 (MVC) 中の筋電図データを取得した。

#### 3-2-6. データ収集および処理

足関節トルク、足関節角度および筋電図のデータは、A/D 変換器 (PowerLab/16SP, ADInstruments, Australia) を介し、サンプリング周波数 1 kHz にてコンピュータに同期して取り込んだ。また、これらのデータは、コンピュータと超音波装置の時刻を対応させる

ことにより、超音波剪断波エラストグラフィおよび超音波 B モード画像のデータと同期した。

超音波剪断波エラストグラフィおよび超音波 B モード画像は、mp4 フォーマットにて超音波装置より動画ファイルとして取り出した後、png フォーマットの連続静止画像データに変換し、画像解析ソフト (ImageJ, NIH, USA) を用いて分析した。剛性率の分析範囲は、皮下脂肪や腱膜組織を含まない最大の範囲とし、分析範囲内の剛性率の平均値を各画像より算出した。先行研究 (Hug et al. 2013; Lacourpaille et al. 2014) の方法に倣い、足関節角度-剛性率関係を基に、目視検査にて、剛性率の上昇が始まった角度を腓腹筋内側頭のスラック角度と定めた (研究 1 図 2-3 参照)。筋束長は、筋束と浅部および深部腱膜との交点間の直線距離として算出した。超音波画像内に筋束の全貌が納まっていない場合は、外挿することにより筋束長を推定した (Ema et al. 2013)。羽状角は、筋束と深部腱膜のなす角とした。最大足関節背屈角度は静的ストレッチング前後および被験者毎に異なるため、PRE 測定における関節可動域を基準として、正規化した (%ROM<sub>PRE</sub>)。すなわち、0%は足関節底屈 40°、100%は PRE 測定における被験者毎の最大足関節背屈角度とした。同様に、腓腹筋内側頭の筋束長についても、PRE 測定における足関節底屈 40°における筋束長を 0%、最大足関節背屈角度における筋束長を 100%として正規化した (%FE<sub>PRE</sub>)。10%FE<sub>PRE</sub> 毎の剛性率の算出には、線形補間を用いた。受動的な足関節背屈動作時の各筋における筋活動量として、筋電図のデータより、足関節角度 1°毎に 0.5 秒間の実効値を算出した。受動的な足関節背屈動作時の筋活動量は、解剖学的正位での足関節底屈筋群による等尺性 MVC トルク発揮中の実効値によって正規化した。

### 3-2-7. 統計処理

データは平均±標準偏差で示した。本研究の被験者数の決定に先立ち、パワーアナリシスを行った。パワーアナリシスは、研究 1 において、ストレッチング前後における腓腹筋内側頭の剛性率の低下が認められ、最も効果量の小さいデータセットを用いて行われた (ストレッチング前後における差の平均 = 5.5 kPa, ストレッチング前後における差の標準偏差 = 5.2 kPa, 効果量 = 1.06)。タイプ 1 エラーを 0.05, タイプ 2 エラーを 0.2 と仮定してパワーアナリシスを行った結果、最小のサンプルサイズは 10 人であった。静的ストレッチング後において、最大足関節背屈角度およびその際の筋束長が PRE の値に達しない被験者がいた。このため、90%ROM<sub>PRE</sub> および 90%FE<sub>PRE</sub> までの値を用いて統計解析を行った。



受動トルクおよび剛性率，各筋の筋活動量，筋形状（筋束長および羽状角）は，繰り返しのある 2 元配置分散分析 [時間 (PRE, POST) × 足関節角度 (0—90%ROM<sub>PRE</sub>)] を用いて統計解析を行った．剛性率に関しては，繰り返しのある 2 元配置分散分析 [時間 (PRE, POST) × 筋束長 (10—90%FE<sub>PRE</sub>)] を用いた統計解析も行った．有意な交互作用が認められた場合は，対応のある t 検定を用いて PRE と POST の比較を行った．有意水準は 5%とした．統計処理は，統計ソフト (SPSS Statistics 21, IBM Japan, Japan) を用いて行った．

### 3-3. 結果

#### 3-3-1. 筋活動量

2 元配置分散分析の結果，すべての筋において，筋活動量に有意な交互作用および時間の主効果は認められなかった．一方，腓腹筋外側頭 ( $P = 0.001$ ) およびヒラメ筋 ( $P = 0.022$ ) において，足関節角度の有意な主効果が認められた．

#### 3-3-2. 最大背屈角度，スラック角度および受動トルク

静的ストレッチングにより，最大足関節背屈角度が有意に増加した (PRE:  $25.5 \pm 6.8^\circ$ , POST:  $26.8 \pm 6.9^\circ$ ,  $\Delta ROM$ :  $1.3 \pm 1.8^\circ$ ) ( $P = 0.024$ )．腓腹筋内側頭のスラック角度は，背屈方向に有意な変化を示した (PRE:  $-18.3 \pm 6.0^\circ$ , POST:  $-16.8 \pm 6.4^\circ$ ) ( $P = 0.020$ )．2 元配置分散分析の結果，受動トルクに有意な交互作用が認められた ( $P < 0.001$ )．事後検定の結果，50—90%ROM<sub>PRE</sub>において，受動トルクの有意な低下が認められた ( $P < 0.016$ ) (図 3-3)．

#### 3-3-3. 筋束長および羽状角

2 元配置分散分析の結果，筋束長および羽状角に有意な交互作用および時間の主効果は認められなかったが，角度の主効果が認められた ( $P < 0.001$ ) (図 3-4)．足関節角度の背屈に伴い，筋束長は増加し，羽状角は減少した．

#### 3-3-4. 剛性率

時間×足関節角度の 2 元配置分散分析の結果，剛性率に有意な交互作用が認められた ( $P = 0.010$ )．事後検定の結果，60—90%ROM<sub>PRE</sub>において，剛性率の有意な低下が認められた ( $P < 0.047$ ) (図 3-5)．また，時間×筋束長の 2 元配置分散分析の結果，剛性率に有意な交互作用が認められた ( $P = 0.034$ )．事後検定の結果，80—90%FE<sub>PRE</sub>において，剛性率の有意な低下が認められた ( $P < 0.047$ ) (図 3-6)．

### 3-4. 考察

本研究により得られた知見は以下の通りであった。(1) 静的ストレッチングにより、腓腹筋内側頭のスラック角度は、背屈方向に変化した。(2) 静的ストレッチングによる腓腹筋内側頭の筋束長および羽状角の変化は認められなかった。(3) 同一筋束長における腓腹筋内側頭の剛性率の低下は、 $80\%FE_{PRE}$  以上で認められた。これらの結果から、5分間の静的ストレッチングによる腓腹筋内側頭の形状変化は生じず、同一筋束長における筋スティフネスの低下は、筋束が長い状態において顕著であることが示唆された。

5分間の静的ストレッチングにより、腓腹筋内側頭のスラック角度が背屈方向に変化した。これは、研究1の結果と同様であった。研究1において、5分間の静的ストレッチングが、アキレス腱および下腿三頭筋のスラック角度を $2^\circ$ 程度背屈方向に変化させた。また、アキレス腱のスラック角度は、下腿三頭筋のそれより底屈位であった。アキレス腱と下腿三頭筋が直列に配置されていることも踏まえると、アキレス腱のスラック角度の変化が下腿三頭筋のそれを変化させたと考えられる。本研究と研究1における静的ストレッチングの方法は同様であるため、本研究においても、静的ストレッチングによる腓腹筋内側頭のスラック角度の変化は、アキレス腱のスラック角度の変化により生じたと推察される。

静的ストレッチングにより、同一足関節角度における受動的な腓腹筋内側頭のスティフネスが有意に低下した。これは、研究1における結果と同様であった。さらに、同一筋束長における筋スティフネスも有意な低下を示した。この要因として、タイチンやデスミンといった非収縮タンパクの伸長性の変化 (Gajdosik et al. 2005) や筋内の結合組織の伸長性の変化 (Morse et al. 2008) が挙げられる。もし、それらが筋スティフネスに貢献し、静的ストレッチングによりそれらが軟らかくなったのであれば、理論上、筋がスラック長より長い状態でのスティフネスはストレッチング後に低下するはずである。しかしながら、本研究における筋スティフネスの低下は、筋束が長い状態でのみ認められた。受動的な筋スティフネスは、十分なストレスをかけなければ変化しないことが示されている (研究1, Freitas et al. 2015)。よって、本研究においてみられた同一筋束長における筋スティフネスの低下は、筋束が長い状態でのスティフネスに大きく関与する因子によって生じた可能性がある。すなわち、筋スティフネスに関与する因子は、筋束長により異なるかもしれない。この点については、総括論議にて考察する。

腓腹筋内側頭のスティフネスには筋内部位差があり、筋腹の遠位において最もスティフネスが高く、近位で低いとされている (Le Sant et al. 2017)。このため、腓腹筋内側頭のス

ティフネスに対する静的ストレッチングの効果は、剛性率の計測位置により異なる可能性がある。本研究における剛性率の測定位置は筋腹中央であり、遠位と比べてストレッチングの効果が小さいと推察される。よって、本研究の結果は、全筋としての腓腹筋内側頭のスティフネスに対する静的ストレッチングの効果を過小評価しているかもしれない。しかしながら、腓腹筋内側頭の筋腹中央におけるスティフネスは、腓腹筋内側頭の局所的なスティフネスの平均的な値を示す (Le Sant et al. 2017) ため、同一筋束長における腓腹筋内側頭のスティフネスの代表値を反映していると考えられる。

本研究において、腓腹筋内側頭に研究 1 と同様のスラック角度の変化が認められ、この変化はアキレス腱のスラック角度の変化により生じたと推測される。このことから、静的ストレッチングによりアキレス腱の力学的特性の変化が生じたこと (Maganaris 2003)、さらにはアキレス腱のスティフネスが低下したことが推察される (Kubo et al. 2001; Kato et al. 2010)。しかしながら、足関節角度－筋束長関係は、静的ストレッチングにより変化しなかった。これは、腓腹筋内側頭のスティフネスの低下による筋長変化への影響が、アキレス腱のスティフネスの低下によるそれと打ち消し合ったためであると考えられる。腓腹筋内側頭を対象とした先行研究 (Cè et al. 2015; Morse et al. 2008) においても、静的ストレッチングにより同一足関節角度における筋束長の変化は生じないことが報告されている。この一方で、Fowles et al. (2000) は、30 分間にわたり、我慢できる最大の痛みが生じる足関節角度において静的ストレッチングを行わせた結果、同一足関節角度における筋束長が増加したことを報告している。このことから、静的ストレッチングにより筋束長の変化をもたらすためには、高強度かつ長時間のストレッチングが必要であると考えられる。この一方で、5 分間の静的ストレッチングにより、同一関節角度における腓腹筋内側頭の筋腹長が長くなったという報告もなされている (Kay and Blazeovich 2009; Morse et al. 2008)。腓腹筋内側頭は筋束と筋の作用線の方向が異なる羽状筋であり、その筋束は筋腹の近位端から遠位端まで達していない。さらに、筋が複雑な 3 次元構造であることを踏まえると、腓腹筋内側頭における筋束長と筋腹長の変化は必ずしも対応しないと考えられる。また、超音波装置 (Herbert et al. 2011) や MRI (Shin et al. 2009) を用いた研究により、足関節角度－筋束長関係に部位差があることが示されている。このように、今後の研究において静的ストレッチングが筋形状に及ぼす影響を明らかにするためには、筋の包括的な形状変化を捉える必要があると考えられる。

※本章は、「European Journal of Applied Physiology, 117(3):493-499」(Hirata et al. 2017) に掲載された論文を和訳・転載（一部変更）したものである。

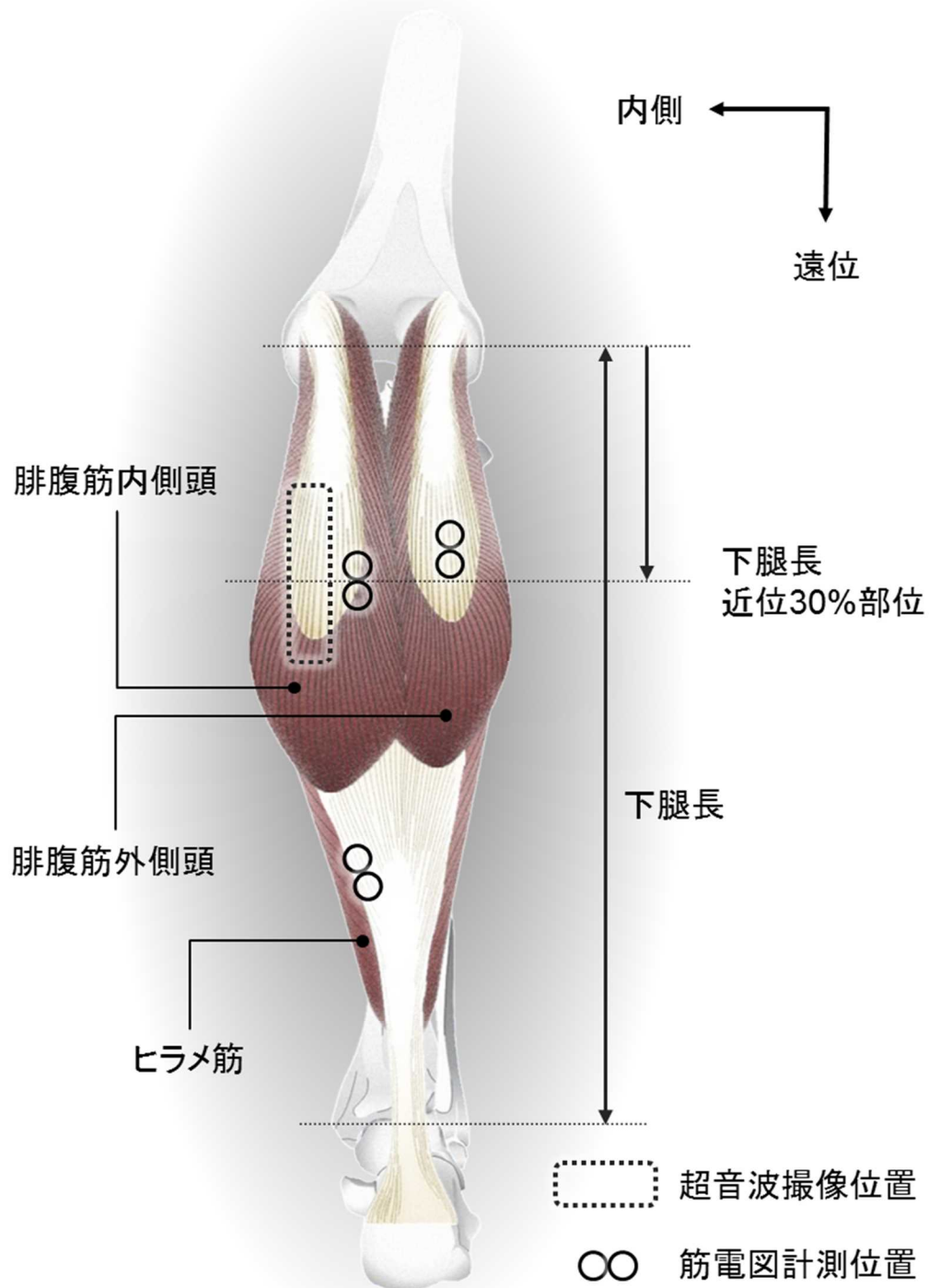


図 3-1. 超音波および筋電図の計測位置

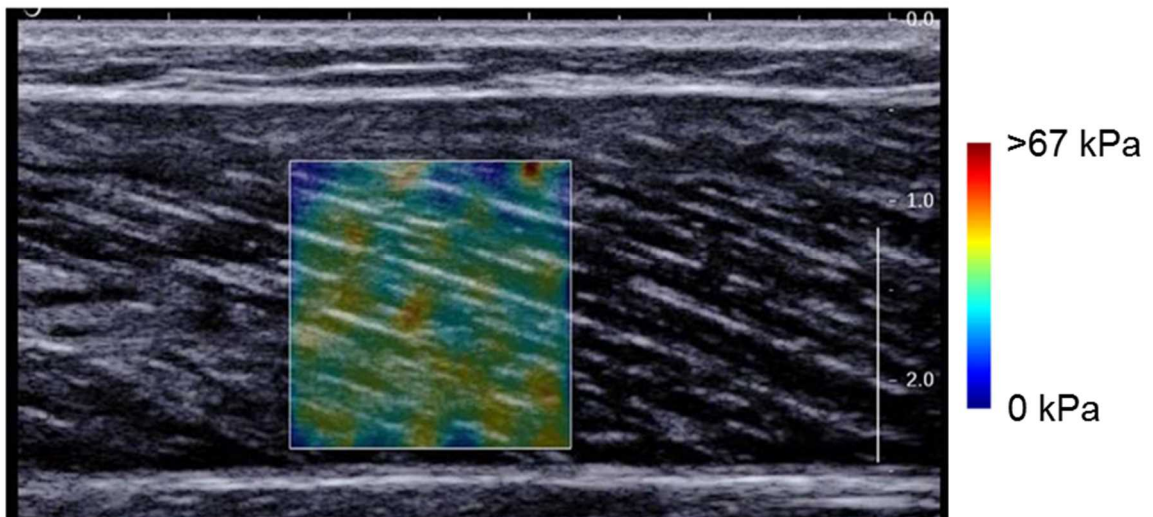


図 3-2. 超音波画像の一例

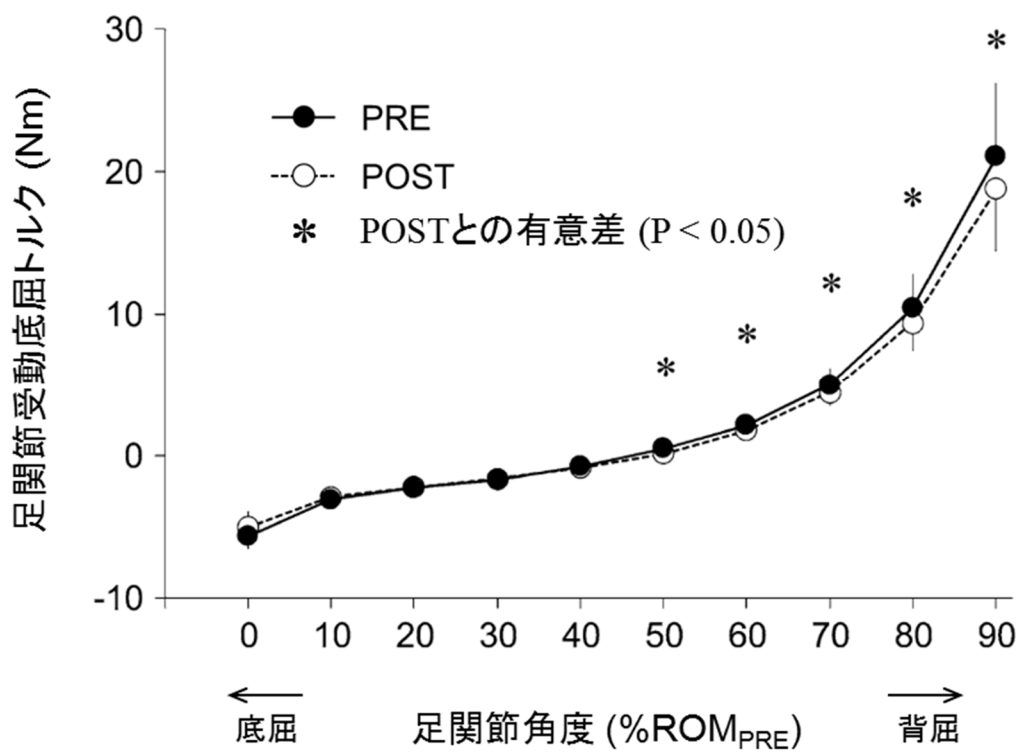


図 3-3. 静的ストレッチング前後における足関節角度－受動トルク関係



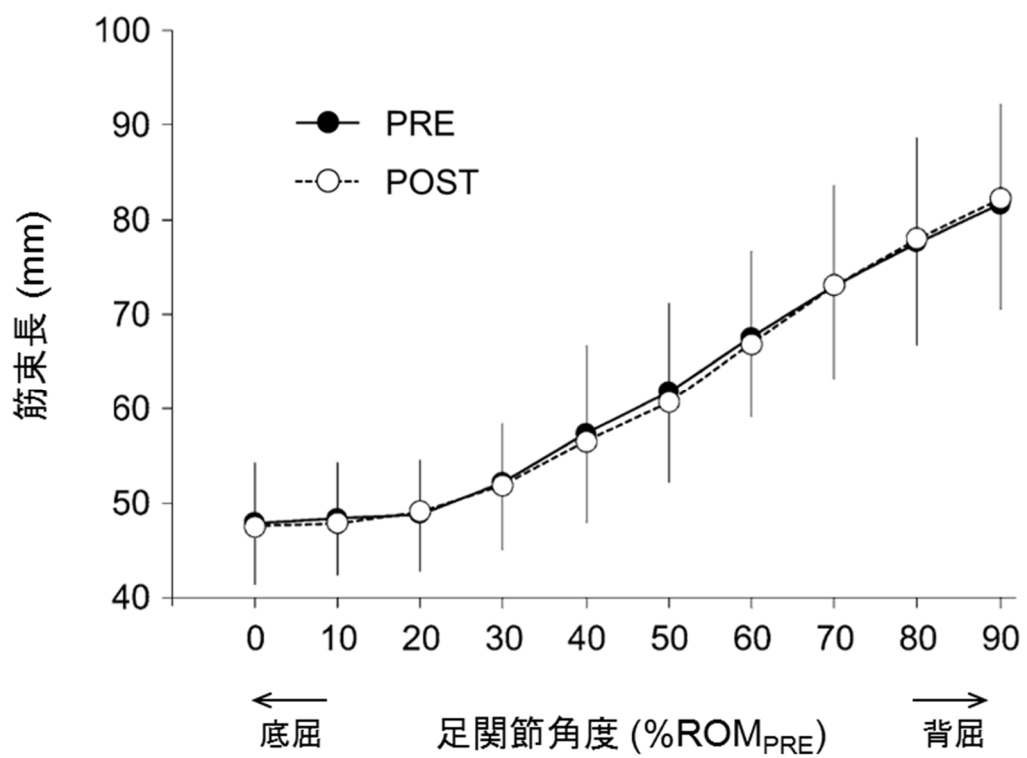


図 3-4. 静的ストレッチング前後における足関節角度－筋束長関係

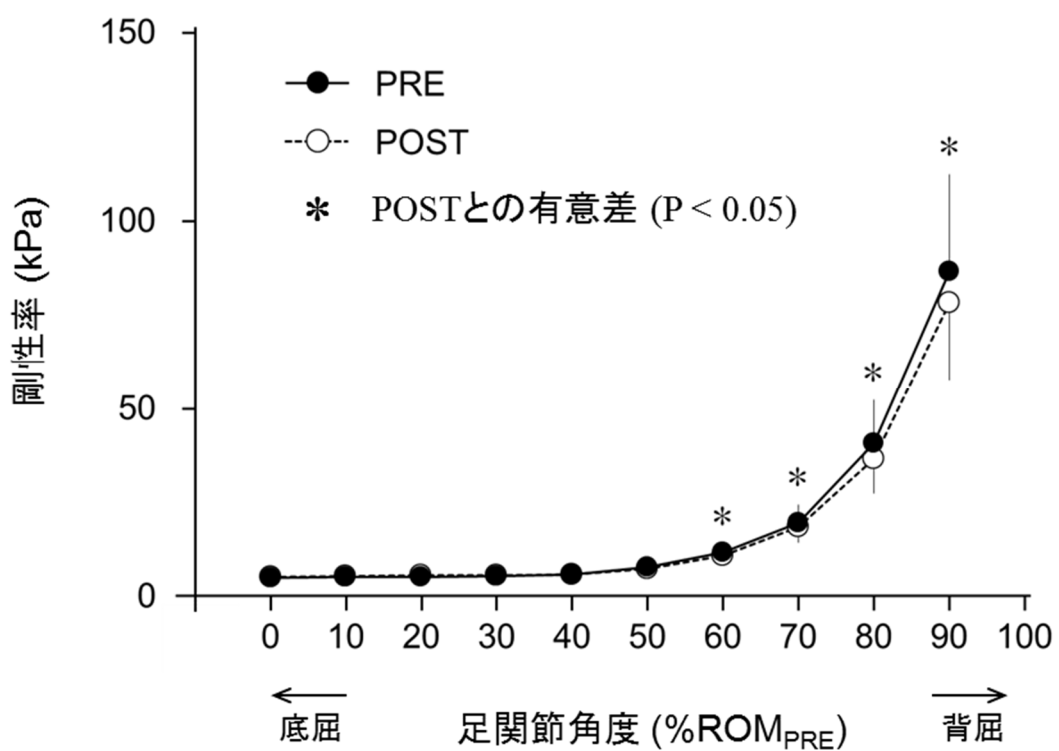


図 3-6. 静的ストレッチング前後における足関節角度－剛性率関係

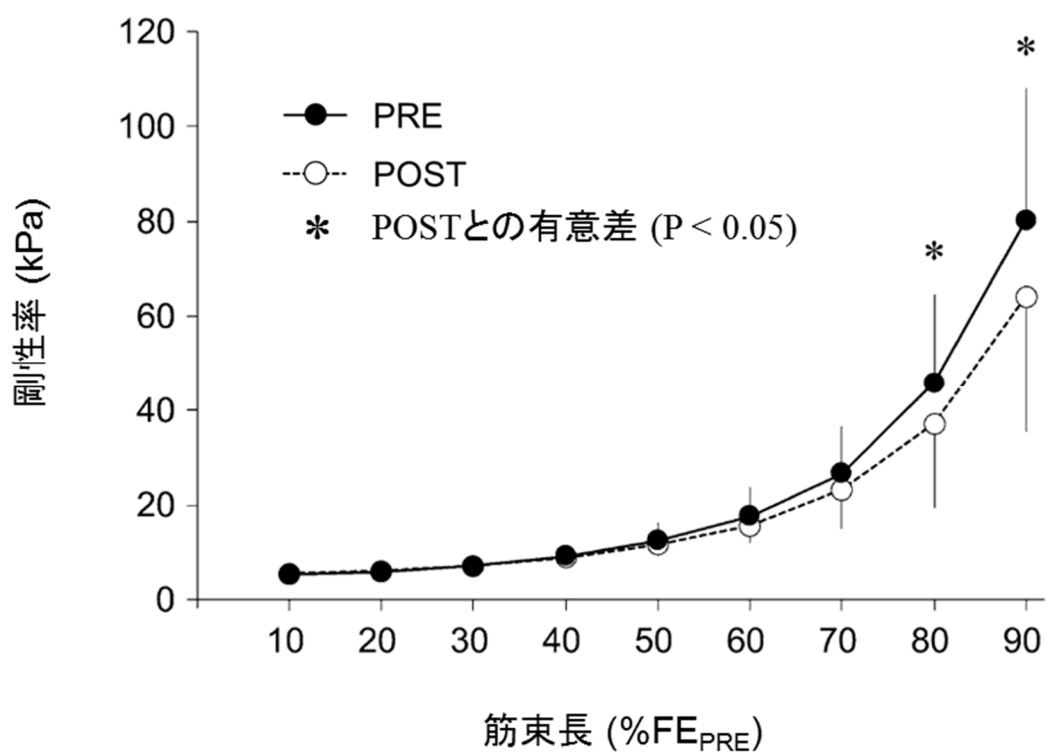


図 3-6. 静的ストレッチング前後における筋束長—剛性率関係

## 4. 総括論議

本論文は、超音波剪断波エラストグラフィを用いて、静的ストレッチングが下腿三頭筋のスティフネスに及ぼす急性効果を明らかにすることを目的とした。まず、静的ストレッチングが下腿三頭筋のスティフネスに及ぼす効果およびその筋間差を検討し（研究1）、静的ストレッチングが腓腹筋内側頭のスティフネスに及ぼす影響を筋形状も考慮して検討した（研究2）。その結果、以下のような知見が得られた。

研究1：膝関節完全伸展位での足関節受動背屈動作中における下腿三頭筋の筋スティフネスは、腓腹筋内側頭において最も高く、ヒラメ筋において最も低かった。スラック角度は、アキレス腱、腓腹筋内側頭、腓腹筋外側頭、ヒラメ筋の順に底屈位であった。5分間の足関節最大背屈位における静的ストレッチングによって、アキレス腱および下腿三頭筋のスラック角度が背屈方向に同程度変化した。筋スティフネスは腓腹筋内側頭のみ低下した。

研究2：5分間の足関節最大背屈角度における静的ストレッチングは、同一足関節角度における腓腹筋内側頭の筋束長および羽状角を変化させなかった。同一筋束長における腓腹筋内側頭のスティフネスの低下は、筋束が長い状態において顕著であった。ストレッチングによって、腓腹筋内側頭のスラック角度は背屈方向に変化した。

以上の結果から、静的ストレッチングにより、伸長された全ての筋の柔軟性が向上するわけではなく、十分なストレスが加わった筋のみがその効果を受けることが示唆された。また、同一足関節角度における腓腹筋内側頭のスティフネスの低下は、アキレス腱のスラックと同一筋束長における筋スティフネスの変化によって生じること、および、筋が長い状態において顕著であることが明らかとなった。

本章では、以上の知見を踏まえて、静的ストレッチングが筋スティフネスを低下させる要因に関して考察し、静的ストレッチングが筋スティフネスを低下させるために必要なストレッチング強度について検討する。

### 4-1. 静的ストレッチングが筋スティフネスを低下させる要因

静的ストレッチングによる筋スティフネス低下の要因として、クリープ (Konrad and Tilp 2014), 筋のチキソトロピー (thixotropy) (Rassier et al. 2005), タイチン (Gajdosik et al. 2005),

そして、筋内の結合組織の影響が挙げられる (Morse et al. 2008).

クリープは粘弾性体に生じる現象で、生体組織においても観察される。一定の力が材料に加えられた際、完全弾性体であれば、力と長さの関係は一意に定まるため、力に対応した長さ変化が瞬時に生じる。一方で、粘弾性体においては、一定の力を加えても、長さは時間に依存し変化する。この現象がクリープである。Maganaris (2003) は、安静時におけるアキレス腱の長さが、最大筋力の 80%での足関節底屈筋力発揮を行うごとに大きくなっていくことを示し、人間生体において、アキレス腱にクリープが生じることを明らかにした。安静時におけるアキレス腱長の増加は、5 回目の力発揮後まで見られた。また、Konrad and Tilp (2014) は、足関節の受動背屈動作そのものにより受動的な足関節底屈トルクの低下が生じることを報告している。彼らは、これをコンディショニング効果と呼び、Maganaris (2003) が報告した現象と同様にクリープが原因であるとしている。コンディショニング効果の影響を排除するため、彼らは 3 回目の足関節背屈動作時に得られた関節角度-受動トルク関係から関節柔軟性を評価している。本研究 1 および 2 は、Konrad and Tilp (2014) の報告に倣い、足関節背屈動作の練習試行を 2 回実施した後、PRE 測定を行った。しかしながら、静的ストレッチング後において、アキレス腱および下腿三頭筋のスラック角度の変化が認められた。これは、アキレス腱と下腿三頭筋のスラック角度の変化が同程度であったこと、アキレス腱のスラック角度が最も足関節底屈位であること、そして、アキレス腱と下腿三頭筋が直列に配置されていることより、下腿三頭筋のスラック長の変化ではなくアキレス腱のスラック長の変化が原因であると考えられる。Maganaris (2003) および Konrad and Tilp (2014) の報告を踏まえると、2 回の練習課題により、下腿三頭筋へのコンディショニング効果を取り去ることはできたが、アキレス腱へのコンディショニング効果を消失させるには十分なストレスとならなかったと推察される。このため、5 分間の静的ストレッチングによりアキレス腱に長時間のストレスを与えることでクリープが生じ、アキレス腱および下腿三頭筋のスラック角度が静的ストレッチング後に変化したと考えられる。このように、静的ストレッチングにより筋腱複合体にクリープ (コンディショニング効果) が生じ、同一足関節角度における筋腱複合体のスティフネスを低下させることが示唆された。

チキソトロピーは、剪断応力により粘度が変化する性質のことであり、クリープと同様に時間依存性を有する (Enoka 2002)。筋はチキソトロピーを示す組織であるため、力を加えると軟らかくなり、除荷し、放置することにより硬さを増す。Lakie and Robson (1988) は、

筋の静止状態を保持する時間と伸長時の筋スティフネスとの間に直線的な関係があることを示した。Hill (1968) は、不活動により、アクチンフィラメントとミオシンフィラメントとの間の安定的な結合が筋内に作り出されることで、筋スティフネスが増加することを示唆している。しかしながら、筋のチキソトロピーは、微小な形状変化により消失することが知られている (Campbell and Lakie 1998)。さらに、Morse et al. (2008) は、筋長変化が小さく素早いストレッチングを足関節底屈筋群に対し 10 回行ったところ、関節角度-受動トルク関係が変化しなかったことから、関節および筋の柔軟性に対するチキソトロピーの影響が小さいと示唆している。よって、チキソトロピーによる筋スティフネスへの影響は、2 回の練習課題により限りなく減じられ、本研究 1 および 2 における筋スティフネスの低下の要因とはならないと考えられる。

サルコメア内には、アクチンやミオシンといった収縮タンパクの他に、タイチンに代表される非収縮タンパクが存在する。タイチンを放射線 (Horowitz et al. 1986) や分解酵素 (Yoshioka et al. 1986) により選択的に破壊した際、筋の安静時張力が大きく低下することが報告されている。これらの知見から、タイチンが受動的な筋の弾性に大きく関与することが知られている。タイチンは Z 膜と M 線を繋いでおり、サルコメア内でのミオシンフィラメントの位置を中央に維持する役割がある。タイチンとミオシンフィラメントの結合部には伸長性がないが、Z 膜とミオシンフィラメントとの結合部の間は、Ig ドメインと PEVK ドメインからなり、伸長性を有する (Trombitás et al. 1998)。Trombitás et al. (1998) は、サルコメアの伸長に伴うタイチンの伸長には部位差があることを報告している。彼らによれば、Ig ドメインはサルコメア長が比較的短い状態において伸長しやすく、PEVK ドメインはサルコメア長が長い状態における伸長を担う。本研究 1 および 2 によって、静的ストレッチングによる筋スティフネスの低下は、筋が長い状態で顕著であることが明らかとなったため、サルコメアが長い状態においてタイチンの弾性に貢献する PEVK ドメインのスティフネスが静的ストレッチングにより変化した可能性が挙げられる。しかしながら、Kellermayer et al. (2001) は、タイチンへの伸張負荷が、タイチン (サルコメア) が短い状態における受動張力の低下を生じさせることを示した。これは、本研究の結果と反するものである。一方、Prado et al. (2005) は、ウサギの筋を用いて、タイチンが筋の受動張力に及ぼす影響について検討している。その結果、腓腹筋およびヒラメ筋においては、タイチン由来の受動張力よりもその他の要因 (結合組織など) による受動張力の方が大きいことを示している。以上の知見を踏まえると、静的ストレッチングによるタイチンの力学的特

性の変化は、本研究において観察された筋スティフネスの低下の主要因ではないと考えられる。

筋内の結合組織は、筋に受動張力をもたらす最たる組織の一つであると考えられている (Gajdosik 2001)。これは、結合組織がコラーゲン線維に富む組織であり、コラーゲン線維が伸長に対して高い抵抗性を有するためである。筋重量の 30% は結合組織であるとされており (Johns and Wright, 1962)、その代表的なものとして、筋束を包む筋周膜および筋線維を包む筋内膜が挙げられる。それらの乾燥重量比は最大で 64:1 であることが報告されている (Light et al. 1985) ことから、筋周膜が筋内の受動張力に大きな影響を及ぼすと考えられている (Purslow 1989)。本研究における剛性率の計測は、筋外膜や腱膜、皮下脂肪組織を含まないように留意しており、筋周膜や筋内膜のスティフネスを大きく反映していると考えられる。筋周膜や筋内膜は、コラーゲン線維が網目状に配列されている (図 4-1)。筋の伸長の初期段階において、その網目構造が伸長方向に対し引き伸ばされ、コラーゲン線維が整列する (Purslow and Trotter 1994)。また、安静時において、コラーゲン線維はクリンプ (crimp) と呼ばれる波状の形状をしている。クリンプも伸長の初期において取り除かれ、コラーゲン線維自体がまっすぐな状態になる (Woo et al. 1994) (図 4-2)。そして、伸長の後半においては、伸長方向に対しまっすぐになったコラーゲン線維自体の伸長が生じることにより、その抵抗性を増す。本研究 1 および 2 において、静的ストレッチングによる筋スティフネスの低下は、筋が伸長した状態でのみ有意であった。また、Kubo et al. (2001) は、静的ストレッチングにより、腱の linear region におけるスティフネスが低下することを明らかにした。これは、コラーゲン線維自体のスティフネスが低下する可能性を示す結果である。以上のことを踏まえると、筋の伸長の初期段階において観察されるコラーゲン線維の配列の変化やクリンプに対してではなく、筋内の結合組織のコラーゲン線維に対し静的ストレッチングの効果が認められたと考えられる。すなわち、本研究において観察された筋スティフネスの低下は、筋内の結合組織、特に筋周膜、を構成するコラーゲン線維の力学的特性が変化したことにより生じたと推察される。

#### 4-2. 筋スティフネスを低下させるために必要なストレッチング強度に関する検討

研究 1 により、受動的な足関節背屈動作中における下腿三頭筋の筋スティフネスは、腓腹筋内側頭において最も高く、5 分間の静的ストレッチングによる筋スティフネスの低下は、腓腹筋内側頭においてのみ認められた。さらに、研究 1 および 2 の結果から、ストレ

ッチングによる筋スティフネスの低下は筋が長い状態において顕著であったため、筋がある程度伸長された際にスティフネスに影響を及ぼす因子がストレッチングにより変化した可能性が示唆された (前節参照)。これらのことから、静的ストレッチングにより筋スティフネスを低下させるためには、一定以上のストレッチング強度が必要であると考えられる。Freitas et al. (2015) は、足関節背屈可動域の 40%、60%、80%の関節角度において、足関節底屈筋群に対する静的ストレッチングを 10 分間実施した。その結果、同一足関節角度における腓腹筋内側頭の剛性率の低下は、80%条件においてのみ有意であった。彼らのデータを参照すると、ストレッチング開始時における腓腹筋内側頭の剛性率は、80%条件において約 90 kPa、60%条件において約 20 kPa であった。すなわち、静的ストレッチングにより筋スティフネスの低下をもたらすための剛性率の閾値は、20—90 kPa の間に存在する可能性がある。そこで、本論文の研究 1 のデータを用い、筋スティフネスの低下に必要なストレッチング強度について検討を行う。静的ストレッチング実施前の受動的な足関節背屈動作中における下腿三頭筋各筋の剛性率の最大値を静的ストレッチング開始時の剛性率とみなし、足関節背屈 25°における剛性率のストレッチング前後での変化との関係を示した (図 4-3)。筋毎にピアソンの積率相関分析を行った結果、腓腹筋内側頭においてのみ有意な負の相関関係が認められた ( $r = -0.584$ ,  $P = 0.046$ )。一定のストレッチング強度以下においては筋スティフネスに変化が生じないと仮定すると、回帰直線の x 切片が筋スティフネスの低下に必要なストレッチング強度の閾値であると考えられる。有意な相関関係が認められた腓腹筋内側頭における回帰直線の x 切片は 84.8 kPa であった。一方、上述の仮定に基づけば、ある一定の閾値以上の剛性率を有することが重要であり、筋毎に相関分析を行う必然性はない。また、全ての筋のデータを対象にした場合、ある一定の閾値以下の剛性率のデータが相関係数を低下させることが予想される。そこで、全ての筋のデータを対象に相関分析を行い、ストレッチング開始時における剛性率の低いデータから順に分析範囲より除外し、相関係数が最も高くなるデータ範囲を求めた。得られたデータ範囲における静的ストレッチング開始時の剛性率と足関節背屈 25°における剛性率のストレッチング前後での変化との関係を図 4-4 に示した ( $r = -0.705$ ,  $P < 0.001$ )。相関係数の最も高くなる範囲における回帰直線の x 切片は 72.1 kPa であった。これらの値は、Freitas et al. (2015) の結果から予想される剛性率の閾値の範囲内 (20—90 kPa) に存在する。したがって、筋の剛性率が少なくとも 70—85 kPa 程度に達する姿勢において、静的ストレッチングを実施しなければ、筋スティフネスを低下させることはできないと推察される。



本研究において、膝関節完全伸展位での足関節最大背屈位における下腿三頭筋の剛性率は、ヒラメ筋で最も低値を示した (38.3 kPa)。上述のストレッチング強度の閾値を踏まえると、膝関節完全伸展位における静的ストレッチングによるヒラメ筋の筋ステイフネスの低下は見込めない。しかしながら、膝関節屈曲位においては、膝関節に跨る二関節筋である腓腹筋のステイフネスの上昇が抑制され、足関節背屈可動域が向上することが知られている (Le Sant et al. 2017)。すなわち、膝関節屈曲位における静的ストレッチングはヒラメ筋に対し筋ステイフネスの低下をもたらす可能性がある。Le Sant et al. (2017) は、膝関節90°屈曲位での最大足関節背屈位におけるヒラメ筋の剛性率が  $55.1 \pm 18.0$  kPa であり、膝関節伸展位でのそれに対して高値を示すことを報告した。このことから、膝関節屈曲位における足関節背屈可動域の増加により、ヒラメ筋のステイフネスを高めることができる一方で、静的ストレッチングによって筋ステイフネスの低下が期待できる剛性率には達しないと推察される。よって、静的ストレッチングによりヒラメ筋の筋ステイフネスを低下させることは困難であると考えられる。

上述の通り、静的ストレッチング実施時の剛性率を用いて、筋ステイフネスの低下に必要なストレッチング強度を検討した。しかしながら、剛性率はあくまでステイフネスの一種であり、筋に生じるストレスに対する直接的な指標ではない。このため、剛性率がストレッチング強度の指標となりうるかどうか疑問が生じる。Koo et al. (2013) は、ニワトリの摘出筋に様々な重さの錘により外力を加えた際の筋の受動張力と剛性率に高い直線関係 ( $r > 0.99$ ) があることを報告している。また、Yoshitake et al. (2014) は、人間生体において、最大下の肘関節屈曲筋力発揮時の関節トルクを最大随意収縮時の関節トルクにより正規化した指標、いわゆる収縮強度、と上腕二頭筋の剛性率に高い直線関係 ( $r = 0.99$ ) があることを示した。すなわち、剛性率はステイフネスの指標でありながら、ストレスの間接的な指標として捉えることも可能であると考えられる。よって、本節により導いた筋ステイフネスを低下させるために必要な剛性率 (70—85 kPa) は、効果的な静的ストレッチングを実施するための指標となりうる。

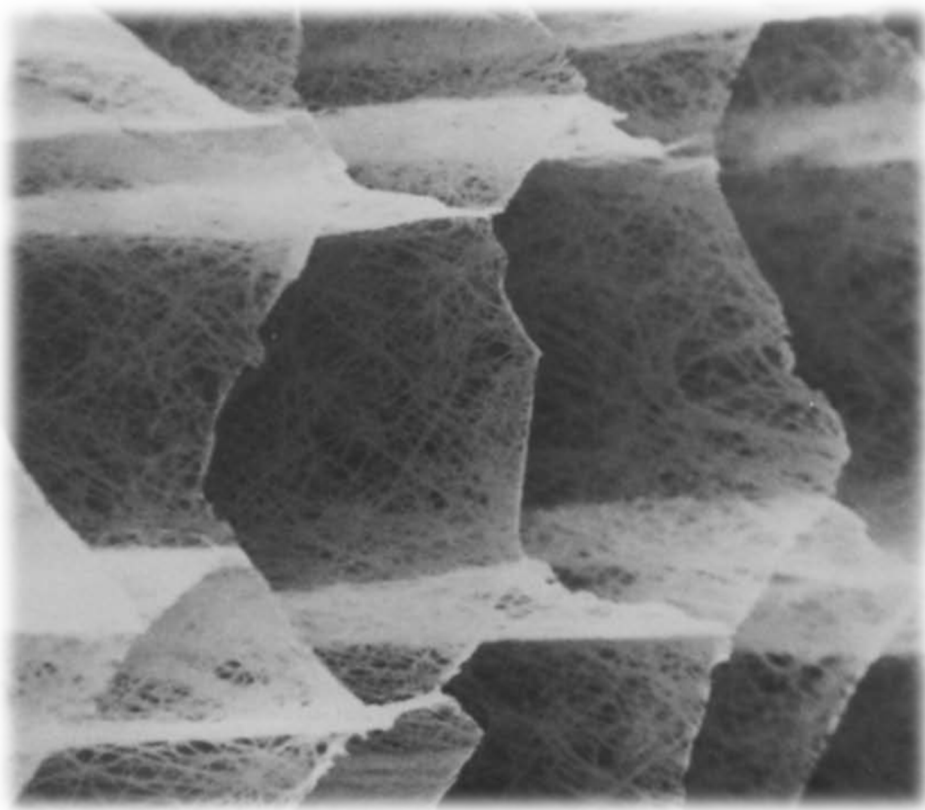
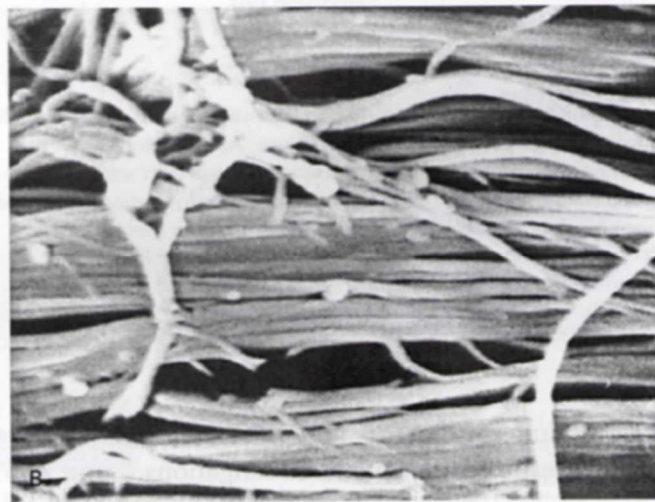


図 4-1. 筋内膜の電子顕微鏡画像 (Purslow and Trotter 1994 より転載)

短縮時



伸長時



伸長方向

図 4-2. 短縮時および伸長時におけるコラーゲン線維. 短縮時においてはクリンプが顕著である. (Woo et al. 1994 より改変)

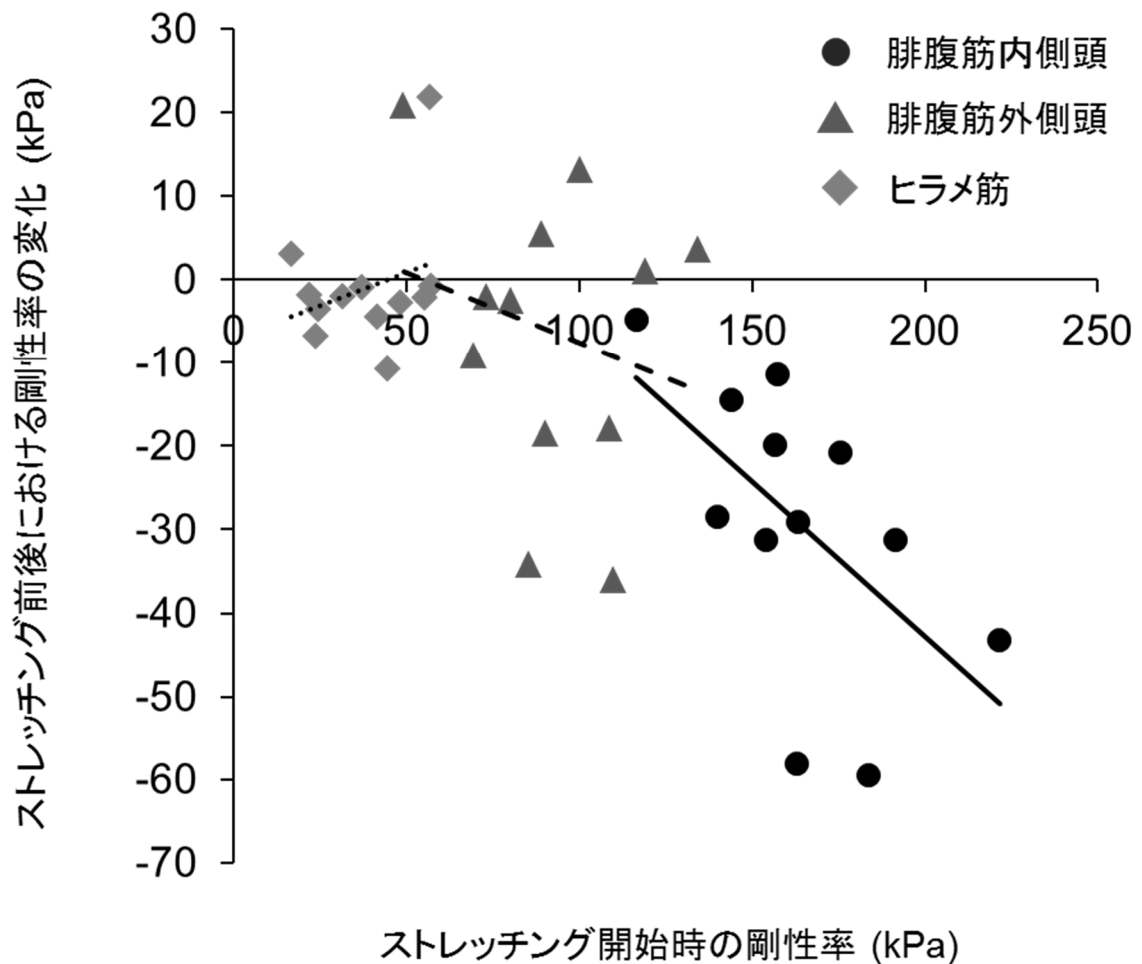


図 4-3. 下腿三頭筋各筋におけるストレッチング開始時の剛性率とストレッチング前後における剛性率の変化との関係 (研究 1 をもとに作成)

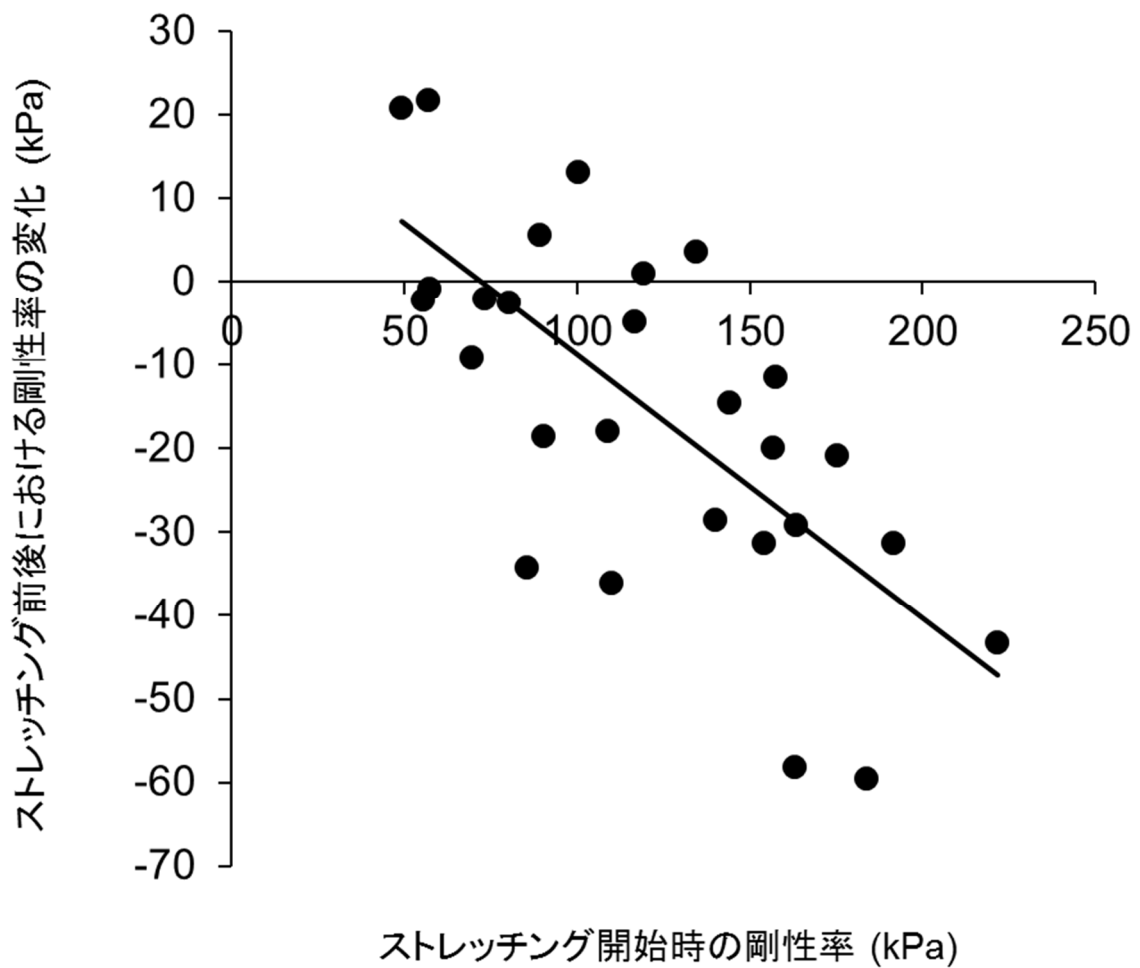


図 4-4. ストレッチング開始時の剛性率とストレッチング前後における剛性率の変化との関係 (研究 1 をもとに作成)

## 5. 結論

本研究は、超音波剪断波エラストグラフィを用いて、静的ストレッチングが下腿三頭筋のスティフネスに及ぼす急性効果を明らかにすることを目的とした。そこで、膝関節完全伸展位での足関節最大背屈角度における5分間の静的ストレッチングを行わせ、同一足関節角度における下腿三頭筋のスティフネスの変化を検討した(研究1)。さらに、静的ストレッチングによる筋形状変化を考慮するため、同一筋束長における筋スティフネスに対する静的ストレッチングの効果を検証した(研究2)。

その結果、膝関節完全伸展位での足関節最大背屈角度における5分間の静的ストレッチングは、(1) アキレス腱および下腿三頭筋各筋のスラック角度を背屈方向に同程度変化させること、(2) 同一関節角度における腓腹筋内側頭のスティフネスを低下させ、腓腹筋外側頭およびヒラメ筋のスティフネスを変化させないこと、(3) 同一筋束長における腓腹筋内側頭のスティフネスを低下させること、(4) 腓腹筋内側頭のスティフネスの低下は筋が伸長されている状態において顕著であることが示された。

以上の結果から、静的ストレッチングにより、伸長された全ての筋の柔軟性が向上するわけではなく、十分なストレスが加わった筋のみがその効果を受けることが示唆された。また、同一足関節角度における腓腹筋内側頭のスティフネスの低下は、アキレス腱の弛み(スラック)と同一筋束長における筋スティフネスの変化によって生じること、および、筋が長い状態において顕著であることが明らかとなった(図5-1)。

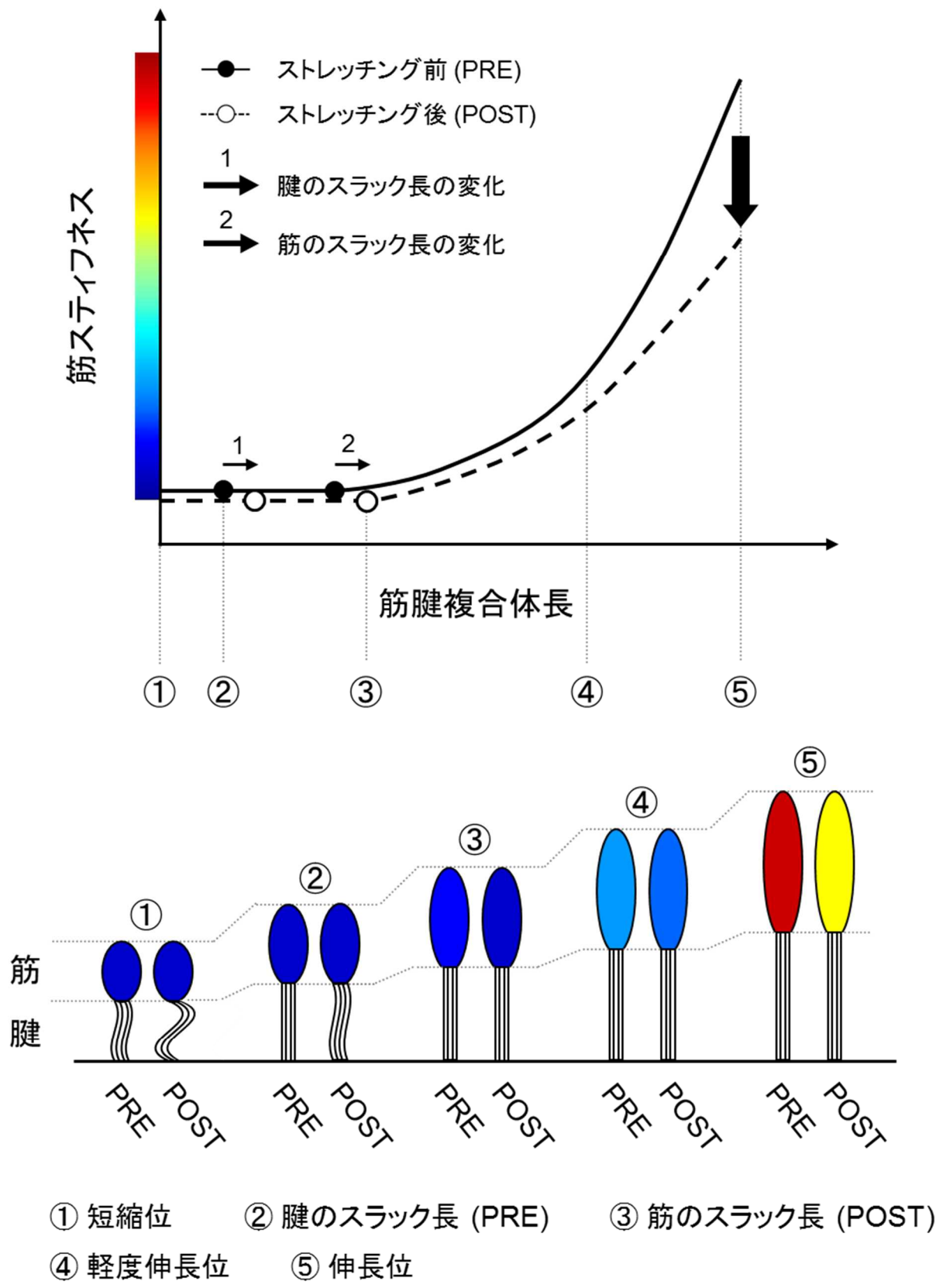


図 5-1. ストレッチング前後における筋スティフネスおよび筋腱複合体の変化モデル

## 文献

- Abellaneda S, Guissard N and Duchateau J (2009) The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *J Appl Physiol* (1985), 106(1):169-177.
- American College of Sports Medicine Position Stand (2011) Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardiorespiratory, Musculoskeletal, and Neuromotor Fitness in Apparently Healthy Adults: Guidance for Prescribing Exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 43(7):1334-1359.
- Campbell KS and Lakie M (1998) A cross-bridge mechanism can explain the thixotropic short-range elastic component of relaxed frog skeletal muscle. *J Physiol*, 510 (3):941-962.
- Cè E, Longo S, Rampichini S, Devoto M, Limonta E, Venturelli M and Esposito F (2015) Stretch-induced changes in tension generation process and stiffness are not accompanied by alterations in muscle architecture of the middle and distal portions of the two gastrocnemii. *J Electromyogr Kinesiol*, 25(3):469-478.
- Corbin CB and Noble L (1980) Flexibility: A major component of physical fitness. *J Phys Educ Recreat*, 51(6):23-24, 57-60.
- Davis J, Kaufman KR and Lieber RL (2003) Correlation between active and passive isometric force and intramuscular pressure in the isolated rabbit tibialis anterior muscle. *J Biomech*, 36(4):505-512.
- Dadebo B, White J and George KP (2004) A survey of flexibility training protocols and hamstring strains in professional football clubs in England. *Br J Sports Med*, 38(4):388-394.
- De Vries HA (1986) *Physiology of exercise*. 4<sup>th</sup> ed. Dubuque, IA: Brown.
- Eby SF, Song P, Chen S, Chen Q, Greenleaf JF and An KN (2013) Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J Biomech*, 46(14):2381-2387.
- Ekstrand J and Gillquist J (1983) The avoidability of soccer injuries. *Int J Sports Med*, 4(2):124-128.
- Ema R, Wakahara T, Miyamoto N, Kanehisa H and Kawakami Y (2013) Inhomogeneous architectural changes of the quadriceps femoris induced by resistance training. *Eur J Appl Physiol*, 113(11):2691-2703.



- Enoka RM (2002) *Neuromechanics of human movement*. 3<sup>rd</sup> ed. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Fowles JR, Sale DG and MacDougall JD (2000) Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol* (1985), 89(3):1179–1188.
- Freischman EA (1964) *The structure and measurement of physical fitness*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Freitas SR, Andrade RJ, Larcoupaille L, Mil-Homens P and Nordez A (2015) Muscle and joint responses during and after static stretching performed at different intensities. *Eur J Appl Physiol*, 115(6):1263-1272.
- Fridén J and Lieber RL (2002) Mechanical considerations in the design of surgical reconstructive procedures. *J Biomech*, 35(8):1039-1045.
- Fukunaga T, Roy RR, Shellock FG, Hodgson JA, Day MK, Lee PL, Kwong-Fu H and Edgerton VR (1992) Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *J Orthop Res*, 10(6):928-934.
- Gajdosik RL (2001) Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(2):87-101.
- Gajdosik RL, Vander Linden DW, McNair PJ, Riggin TJ, Albertson JS, Mattick DJ and Wegley JC (2005) Viscoelastic properties of short calf muscle-tendon units of older women: effects of slow and fast passive dorsiflexion stretches in vivo. *Eur J Appl Physiol*, 95(2-3):131-139.
- García-Pinillos F, Ruiz-Ariza A, Moreno del Castillo R and Latorre-Román PÁ (2015) Impact of limited hamstring flexibility on vertical jump, kicking speed, sprint, and agility in young football players. *J Sports Sci*, 33(12):1293-1297.
- Gennisson JL, Catheline S, Chaffai S, Fink M (2003) Transient elastography in anisotropic medium: application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles. *J Acoust Soc Am*, 114(1):536-541.
- Gennisson JL, Deffieux T, Macé E, Montaldo G, Fink M and Tanter M (2010) Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol*, 36(5):789-801.
- Gleim GW and McHugh MP (1997) Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Med*, 24(5):289-299.
- Grieve DW, Pheasant S and Cavanagh PR (1978) Prediction of gastrocnemius length from knee

- and ankle joint posture. *Biomechanics VI-A*, eds. Asmussen E and Jorgensen K. Baltimore, MD: University Park Press, pp405-412.
- Halbertsma JP, van Bolhuis AI and Göeken LN (1996) Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(7):688-692.
- Hebbelinck M (1988) Flexibility. In the Olympic book of sports medicine, eds. Dirix A, Knuttgen HG and Tittel K, 213-217. Oxford: Blackwell Scientific.
- Herbert RD, Clarke J, Kwah LK, Diong J, Martin J, Clarke EC, Bilston LE and Gandevia SC (2011) In vivo passive mechanical behaviour of muscle fascicles and tendons in human gastrocnemius muscle-tendon units. *J Physiol*, 589(21):5257-5267.
- Hill DK (1968) Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle. The effect of stimulation. *J Physiol*, 199(3):637-684.
- Horowitz R, Kempner ES, Bisher ME and Podolsky RJ (1986) A physiological role for titin and nebulin in skeletal muscle. *Nature*, 323(6084):160-164.
- Hubley-Kozey CL (1991) Testing flexibility. In *Physiological testing of the high-performance athlete*. 2<sup>nd</sup> ed. Eds. MacDougall ED, Wenger HA and Green HJ, 309-359. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hug F, Lacourpaille L, Maïsetti O and Nordez A (2013) Slack length of gastrocnemius medialis and Achilles tendon occurs at different ankle angles. *J Biomech*, 46(14):2534-2538.
- Hug F, Tucker K, Gennisson JL, Tanter M and Nordez A (2015) Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. *Exerc Sport Sci Rev*, 43(3):125-133.
- 猪飼道夫『運動生理学入門』杏林書院, 1969, pp.143-149.
- Johns RJ and Wright V (1962) Relative importance of various tissues in joint stiffness. *J Appl Physiol*, 17(5):824-828.
- Johnson MA, Polgar J, Weightman D and Appleton D (1973) Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci*, 18(1):111-129.
- Kato E, Kanehisa H, Fukunaga T and Kawakami Y (2010) Changes in ankle joint stiffness due to stretching: The role of tendon elongation of the gastrocnemius muscle. *Eur J sport Sci*, 10(2):111-119.
- Kawakami Y, Ichinose Y and Fukunaga T (1998) Architectural and functional features of human

- triceps surae muscles during contraction. *J Appl Physiol* (1985), 85(2):398-404.
- Kawakami Y, Kumagai K, Huijing PA, Hijikata T and Fukunaga T (2000) The length–force characteristics of human gastrocnemius and soleus muscles in vivo. In: Herzog W (ed) *Skeletal muscle mechanics: mechanisms to function*. Wiley, New York, pp 398-404.
- Kay AD and Blazevich AJ (2009) Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length. *J Appl Physiol* (1985), 106(4):1249-1256.
- Kellermayer MS, Smith SB, Bustamante C and Granzier HL (2001) Mechanical fatigue in repetitively stretched single molecules of titin. *Biophys J*, 80(2):852-863.
- Kent M (1998) *The Oxford dictionary of sports science and medicine*. 2<sup>nd</sup> ed. Oxford: Oxford University Press.
- Kisner C and Colby LA (2002) *Therapeutic exercise foundations and techniques*. 4<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Davis FA.
- Knudson DV, Magnusson P and McHugh M (2000) Current issues in flexibility fitness. *President’s Council on Physical Fitness and Sports Research Digest*, 3(10):1-19.
- Konrad A and Tilp M (2014) Effects of ballistic stretching training on the properties of human muscle and tendon structures. *J Appl Physiol* (1985), 117(1):29–35.
- Koo TK, Guo JY, Cohen JH, Parker KJ (2013) Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force: an ex-vivo study. *J Biomech*, 46(12):2053-2059.
- Kovanen V, Suominen H and Heikkinen E (1984) Collagen of slow twitch and fast twitch muscle fibres in different types of rat skeletal muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 52(2):235-242.
- Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y and Fukunaga T (2001) Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol* (1985), 90(2):520-527.
- Lacourpaille L, Nordez A, Hug F, Couturier A, Dibie C and Guilhem G (2014) Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. *Acta Physiol (Oxf)*, 211(1):135-146.
- Lakie M and Robson LG (1988) Thixotropic changes in human muscle stiffness and the effects of fatigue. *Q J Exp Physiol*, 73(4):487-500.

- Le Sant G, Nordez A, Andrade R, Hug F, Freitas S and Gross R (2017) Stiffness mapping of lower leg muscles during passive dorsiflexion. *J Anat*, 230(5):639-650.
- Liemohn W (1988) Flexibility and muscular strength. *J Phys Educ Recreat Dance*, 59(7):37-40.
- Light N, Champion AE, Voyle C and Bailey AJ (1985) The rôle of epimysial, perimysial and endomysial collagen in determining texture in six bovine muscles. *Meat Sci*, 13(3):137-149.
- Maganaris CN (2003) Tendon conditioning: artefact or property? *Proc Biol Sci*, 270 Suppl 1:S39-42.
- Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Gleim GW, McHugh MP and Kjaer M (1995a) Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scand J Med Sci Sports*, 5(6):342-347.
- Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Moritz U and Kjaer M (1995b) Contraction specific changes in passive torque in human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand*, 155(4):377-386.
- Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sørensen H and Kjaer M (1996) A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol*, 497 (1):291-298.
- Magnusson SP, Aagaard P, Simonsen E and Bojsen-Møller F (1998) A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *Int J Sports Med*, 19(5):310-316.
- Magnusson SP, Aagaard P, Simonsen EB and Bojsen-Møller F (2000) Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo. *Scand J Med Sci Sports*, 10(6):351-359.
- Maïsetti O, Hug F, Bouillard K and Nordez A (2012) Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *J Biomech*, 45(6):978-984.
- May BJ (1990) Principles of exercise for the elderly. In *Therapeutic exercise*. 5<sup>th</sup> ed, ed. Basmajian JV and Wolf SL, 279-298. Baltimore: Williams & Wilkins.
- McHugh MP, Kremenik IJ, Fox MB and Gleim GW (1998) The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. *Med Sci Sports Exerc*, 30(6):928-932.
- Mizuno T, Matsumoto M and Umemura Y (2013a) Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scand J Med Sci Sports*, 23(1):23-30.
- Mizuno T, Matsumoto M and Umemura Y (2013b) Decrements in stiffness are restored within 10

- min. *Int J Sports Med*, 34(6):484-490.
- Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN and Jones DA (2008) The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol*, 586(1):97-106.
- Mutungi G and Ranatunga KW (1996) The viscous, viscoelastic and elastic characteristics of resting fast and slow mammalian (rat) muscle fibres. *J Physiol*, 496 (3):827-836.
- Mutungi G and Ranatunga KW (1998) Temperature-dependent changes in the viscoelasticity of intact resting mammalian (rat) fast- and slow-twitch muscle fibres. *J Physiol*, 508 (1):253-265.
- Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y and Ichihashi N (2011) 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.
- Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y and Ichihashi N (2013) Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle-tendon unit during 5 min of static stretching. *Man Ther*, 18(3):211-215.
- Prado LG, Makarenko I, Andresen C, Krüger M, Opitz CA and Linke WA (2005) Isoform diversity of giant proteins in relation to passive and active contractile properties of rabbit skeletal muscles. *J Gen Physiol*, 126(5):461-480.
- Purslow PP (1989) Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. *J Biomech*, 22(1):21-31.
- Purslow PP and Trotter JA (1994) The morphology and mechanical properties of endomysium in series-fibred muscles: variations with muscle length. *J Muscle Res Cell Motil*, 15(3):299-308.
- Rassier DE, Lee EJ and Herzog W (2005) Modulation of passive force in single skeletal muscle fibres. *Biol Lett*, 1(3):342-345.
- Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, Herda AA and Cramer JT (2014) Acute effects of passive stretching of the plantarflexor muscles on neuromuscular function: the influence of age. *Age (Dordr)*, 36(4):9672.
- Saal JS (1998) Flexibility training. Functional rehabilitation of sports and musculoskeletal injuries, eds. Kibler WB, Herring SA and Press JM. Gaithersburg, Aspen, pp85-97.

- Sandstead HL (1968) The relationship of outward rotation of the humerus to baseball throwing velocity. Master's thesis, Eastern Illinois University, Charleston.
- Shin DD, Hodgson JA, Edgerton VR and Sinha S (2009) In vivo intramuscular fascicle-aponeuroses dynamics of the human medial gastrocnemius during plantarflexion and dorsiflexion of the foot. *J Appl Physiol* (1985), 107(4):1276-1284.
- Stone WJ and Kroll WA (1991) Sports conditioning and weight training: Programs for athletic competition. 3<sup>rd</sup> ed. Dubuque, Iowa: Wm. C. Brown.
- Tanter M, Bercoff J, Athanasiou A, Deffieux T, Gennisson JL, Montaldo G, Muller M, Tardivon A and Fink M (2008) Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol*, 34(9):1373-1386.
- Taylor DC, Dalton JD Jr, Seaber AV and Garrett WE Jr (1990) Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med*, 18(3):300-309.
- Trombitás K, Greaser M, Labeit S, Jin JP, Kellermayer M, Helmes M and Granzier H (1998) Titin extensibility in situ: entropic elasticity of permanently folded and permanently unfolded molecular segments. *J Cell Biol*, 140(4):853-859.
- Wang K, McCarter R, Wright J, Beverly J and Ramirez-Mitchell R (1991) Regulation of skeletal muscle stiffness and elasticity by titin isoforms: a test of the segmental extension model of resting tension. *Proc Natl Acad Sci USA*, 88(16):7101-7105.
- Ward SR and Lieber RL (2005) Density and hydration of fresh and fixed human skeletal muscle. *J Biomech*, 38(11):2317-2320.
- Webright WG, Randolph BJ and Perrin DH (1997) Comparison of nonballistic active knee extension in neural slump position and static stretch techniques on hamstring flexibility. *J Orthop Sports Phys Ther*, 26(1):7-13.
- Witvrouw E, Danneels L, Asselman P, D'Have T and Cambier D (2003) Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med*, 31(1):41-46.
- Woo SLY, An KN, Arnoczky SP and Myers BS (1994) Anatomy, biology, and biomechanics of tendon, ligament, and meniscus. In Simon SR (ed) *Orthopedic Basic Science*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopedic Surgeons, 52.

- Yoshioka T, Higuchi H, Kimura S, Ohashi K, Umazume Y and Maruyama K (1986) Effects of mild trypsin treatment of the passive tension generation and connectin splitting in stretched skinned fibers from frog skeletal muscle. *Biomed Res*, 7(3):181-186.
- Yoshitake Y, Takai Y, Kanehisa H, Shinohara M (2014) Muscle shear modulus measured with ultrasound shear-wave elastography across a wide range of contraction intensity. *Muscle Nerve*, 50(1):103-113.
- Zimmerman SD, McCormick RJ, Vadlamudi RK and Thomas DP (1993) Age and training alter collagen characteristics in fast- and slow-twitch rat limb muscle. *J Appl Physiol* (1985), 75(4):1670-1674.

## 謝辞

本学位論文の執筆は、宮本直和准教授（鹿屋体育大学）の指導のもとに行われました。私が早稲田大学に在学していた時分から現在に至るまで、宮本先生は、研究に関する知識を多岐にわたり私にご教示くださいました。また、研究など微塵もできない私を、鹿屋体育大学で研究員として雇っていただいたのも、宮本先生のご厚意によるものです。あのとき拾っていただけなかったら今頃どうなっていたのか、考えるだに恐ろしいものがあります。私生活においても、慣れない鹿児島という土地で心細い私と妻を気遣ってくださいました。宮本先生には、10年にわたり大変お世話になりましたので、筆舌に尽くしがたい感謝の意がございます。この大恩に報いることは難しいことと思いますが、少しでも何かお返しできるよう、精進して参ります。本当にありがとうございました。

金久博昭教授（鹿屋体育大学）には、副学長という御多忙のお立場にもかかわらず副査を務めていただきました。また、本学位論文だけでなく、卒業論文および修士論文においてもご指導を賜りました。さらに、各学位論文だけでなく、投稿論文の執筆の際にも多大なサポートをいただきました。学内でお会いした際には、優しいお言葉をかけてくださり嬉しく思っておりました。長きに亘り研究に関するアドバイスをいただき、ありがとうございました。

吉武康栄准教授（鹿屋体育大学）には、オーストラリアでの在外研究期間中にもかかわらず、副査を務めていただきました。吉武先生とは鹿屋に来てからのお付き合いではございますが、ミーティングなど、折に触れて研究に関する有意義なご意見をくださるだけでなく、新参者の私をお酒の席に誘ってくださる数少ない貴重な存在でもありました。呑兵衛の私にとって、研究室および居酒屋での公私におけるサポートは幸甚の至りでありました。ありがとうございました。

宮本研究室、吉武研究室の皆様にも大変お世話になりました。特に男性方はいつも被験者のお願いを快諾して下さり、非常に助かりました。ありがとうございました。

そして最後に、博士課程までサポートしてくれた両親と、鹿児島までついてきてくれた妻に感謝して謝辞を終わりにしたいと思います。ありがとうございました。

2018年2月 平田浩祐