

信州大学審査学位論文

静的な他動的ストレッチングが
リラクセーションに及ぼす影響

2014年3月

酒井 吉仁

目 次

第 1 章 序論	1
1.1 研究背景	2
1.2 研究目的	5
1.3 論文の構成	6
1.4 ストレッチング	8
1.4.1 各種ストレッチング手技	8
i) 静的ストレッチング	8
ii) バリステックストレッチング	9
iii) ダイナミックストレッチング	9
1.4.2 ストレッチングの効果	9
1.5 ストレッチングとリラクセーション効果の指標としての 自律神経活動の関係	12
1.5.1 筋感覚	13
1.5.2 筋感覚と固有受容器	14
1.5.3 筋感覚と外受容器	15
参考文献及び引用文献	17
第 2 章 モータ制御の駆動による下腿三頭筋に対する静的 ストレッチング後の主観的心地良さと自律神経機能	23
2.1 はじめに	24
2.2 方法	25
2.2.1 対象	25
2.2.2 測定方法	25
2.2.3 解析方法	31
2.3 結果	33
2.4 考察	39
2.5 まとめ	41
参考文献及び引用文献	42

第 3 章	モータ制御の駆動による下腿三頭筋に対する静的 ストレッチング時の心拍変動の時間周波数解析	46
3.1	はじめに	47
3.2	方法	49
3.2.1	対象	49
3.2.2	測定方法	49
3.2.3	解析方法	49
3.3	結果	51
3.4	考察	56
3.5	まとめ	58
	参考文献及び引用文献	59
第 4 章	静的ストレッチングにおけるリラクゼーションを もたらず伸張感性と筋ステイフネスの関係	61
4.1	はじめに	62
4.2	方法	64
4.2.1	対象	64
4.2.2	測定方法	64
4.2.3	解析方法	68
4.3	結果	71
4.4	考察	75
4.5	まとめ	78
	参考文献及び引用文献	79
第 5 章	結論	81
	参考文献及び引用文献	85
	謝辞	87

第 1 章

序 論

1.1 研究背景

ストレッチング(stretching)は、筋や腱といった結合組織に対して外力を加えて、それらの組織を伸張する行為である。1961年に DeVries^{1,2)}が、筋をゆっくりと引き伸ばすことによって行われる静的ストレッチング(static stretching)によって疲労した筋の回復が早められることを提唱して以来、現在も保健・福祉・医療の幅広い領域において活用されている。

保健・福祉の領域においては、文部科学省が小学校及び中学校、高等学校の学習指導要領の改訂に伴い作成した学校体育実技指導資料「体づくり運動」(改訂版)³⁾の中で、体ほぐしの運動として、リラックスしてペアで行うストレッチングを組み入れている。その指導資料には、体の柔らかさを高めるだけでなく、体がほぐれると心もほぐれることに気づくことや体の状態を整うとストレスの軽減につながることを、互いの体に触れあって交流することをねらいとして記載されている。中学校第1学年及び第2学年の体の柔らかさを高めるための運動の具体的な行い方の例では「息を吐きながら体の各部位をゆっくり伸展し、そのままの状態です約10秒間維持すること。」などが記載されている(図1-1)。

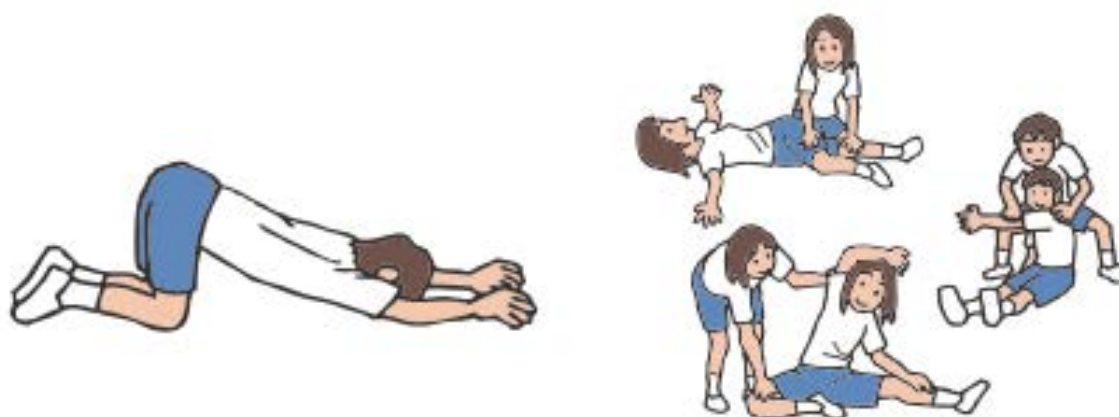


図1-1 学校体育実技指導資料第7集「体づくり運動」(改訂版)
(文部科学省HP³⁾より引用)

また、厚生労働省は、健康づくりのための身体活動基準2013⁴⁾の中で、高齢者や生活習慣病患者等が整形外科的傷害や心血管事故を予防して身体活動（生活活動・運動）を安全に取り組むために、準備運動（ウォーミングアップ）と整理運動（クーリングダウン）としてストレッチングや軽い体操、ウォーキングなど実施することを推奨している。

さらに、全国有料老人ホーム協会に対する厚生労働省労働基準局長からの「職場における腰痛予防対策の推進について（平成25年6月18日、基発0618第2号）」⁵⁾では、職場における腰痛予防対策の一つとしてストレッチングが取り上げられ、健康管理の腰痛予防体操の中で、動的ストレッチングではなく静的なストレッチングが筋肉への負担が少なく、安全に疲労回復、柔軟性、リラクセーションを高めることが出来ると推奨されており、効果的な静的ストレッチングを行うポイントについて記載がなされている（表1-1）。

表1-1 効果的な静的ストレッチングを行うポイント

-
- ①息を止めずにゆっくりと吐きながら伸ばしていく
 - ②反動・はずみはつけない
 - ③伸ばす筋肉を意識する
 - ④張りを感じるが痛みのない程度まで伸ばす
 - ⑤20秒から30秒伸ばし続ける
 - ⑥筋肉を戻すときはゆっくりとじわじわ戻っていることを意識する
 - ⑦一度のストレッチングで1回から3回ほど伸ばす
-

このように、保健・福祉の領域では、子供から老人にいたるまで、健康に身体活動（生活活動・運動）を行うために障害の予防や疲労回復だけでなく、ストレスの軽減を目的として静的ストレッチングが推奨、実施されている。

スポーツの領域において，山口ら⁶⁾が大学および高校の硬式野球部30チームを対象にした調査では，ウォーミングアップにストレッチングを実施していると回答したチームの全て(100%)が静的ストレッチングを行っており，他のストレッチング手技に比べ実施率が高かった(ダイナミックストレッチング:59%，バリスティックストレッチング:37%，PNFストレッチング:37%)。しかし近年では，静的ストレッチングが筋機能を低下させパフォーマンスを低下させるといった研究結果や障害予防に効果を認めないといった報告がなされている^{7,8,9)}。ストレッチング効果の根拠となる対象組織の構造変化と生理学的変化に関する研究が少ないため，ストレッチングを行う上で目的に応じたストレッチングの種類と強度，時間，頻度といった構成要素の決定を行うことは経験則によるところが多いのが現状である。そのため，ストレッチングの種類，構成要素が身体の機能，構造に与える影響，生理学的な反応を明確にすることは重要な研究課題である。

医療の領域においては，疾病や外傷などにより生じた関節可動域制限や疼痛，筋損傷，筋萎縮などの障害の回復を目的としてストレッチングが頻繁に行われている。ストレッチングは，対象となる組織，組織の状態によりストレッチングの種類，時間，強度等を選択，調整する必要がある。そのため，障害や外傷などにより損傷している筋や腱を組織の修復を妨げず，再損傷することなく滑走あるいは伸張させるために，伸張強度，速度を調整しやすい治療者による徒手的な静的ストレッチングが行われることが一般的である。また，疾病や障害により疼痛閾値が低下している患者に対して，ストレッチング時に疼痛や防御的な筋収縮を引き起こさないように患者の訴えを聴きながら患者の表情を観察し，治療者の徒手に感じる組織の伸張感覚を指標としてストレッチングの強度や時間が調整されている(図1-2)。



図1-2 理学療法士が行う徒手的な静的ストレッチング

このように、ストレッチングの中でも静的ストレッチングはゆっくりと筋を引き伸ばすことから全身をリラックスさせ身体の調子を整えることを目的にしており、急激に筋を伸張する動的なストレッチングに比べて安全に行えるとして医療分野では頻繁に用いられているが、人体の生理反応に与える影響に対して明確なエビデンスが希薄なまま行われているのが現状である。

1.2 研究目的

ストレッチングを安全かつ効果的に活用するためには、ストレッチングが生体に与える生理学的影響に関して研究を進める必要がある。このような背景から本論文は、ストレッチングの中でもリラクゼーション効果に優れているとして一般的に多く用いられている静的ストレッチングに着目し、静的ストレッチング時の自律神経活動および筋感覚と筋腱ユニットの構造変化の関係を明らかにし、静的ストレッチングにおけるリラクゼーション効果について明らかにすることを目的とした。

1.3 論文の構成

ストレッチングが保健・福祉・医療の幅広い領域において筋の柔軟性を高めるためだけでなく、全身をリラックスさせ、身体の調子を整えることを目的として行われているために、一般的に活用されている静的ストレッチングが、リラクゼーション効果としてどのような生理学的反応を生体に引き起こすのかを明らかにする必要がある。

第2章では、静的ストレッチングのリラクゼーション効果を明らかにするために、足関節の背屈運動をモータ駆動で制御することにより下腿三頭筋を他動的に静的ストレッチングした場合の主観的リラクゼーション感と従来、リラクゼーションの指標としてよく用いられる心拍変動スペクトラム解析から求められた自律神経活動¹⁰⁻¹⁶⁾、心拍数、呼吸周波数との関係について比較検討した。

第3章では、前章で解明することが出来なかった静的ストレッチング直後より確認された主観的リラクゼーション感と自律神経活動の関係性を明らかにする事を目的とした。足関節の背屈運動をモータ駆動で制御することにより下腿三頭筋を他動的に静的ストレッチングした場合に、静的ストレッチング直後から約100秒の間に心拍数の一過性の急激な上昇が確認されたため、静的ストレッチング直前、直後、終了直後100秒間の心拍数、血圧、心拍の時間周波数スペクトルの解析結果を比較検討した。

第4章では、リラクゼーションを考慮した下腿三頭筋の静的ストレッチング時の気持ちの良さを感じる足関節の至適関節角度と筋の伸張力を明らかにすることを目的とした。治療者が徒手でリラクゼーションを与えられるような静的ストレッチングを行った場合の至適関節角度や筋の伸張力を測定し、超音波画像診断装置を用いて計測した筋腱ユニット(Muscle and Tendon Unit:MTU)の構造状態との関係について検討した。

また、臨床において治療者が徒手で他動的に静的ストレッチを行う場合には、患者の筋の伸張感覚を聴き、自らの徒手で感じる筋の伸張感覚と合わせて、過度の筋の伸張による痛み、防御的筋収縮、損傷を引き起こさないように注意して行っている。本章では、治療者が自らの徒手の感覚だけで、リラクゼーションに適切な静的なストレッチを行えるのかを知る目的で、静的ストレッチ施行時に被験者が感じた筋の3種類の異なる伸張感覚（筋の初めての伸張感、気持ちが良い伸張感、筋にわずかの痛みを伴った伸張感）での伸張感覚点における加圧力と、検者が静的ストレッチを施行している時に徒手で感じた3種類の伸張感覚点の加圧力を比較し検討した。

第5章では本論文の成果をまとめ、結論と今後の課題について述べた。

1.4 ストレッチング

1.4.1 各種ストレッチング手技

DeVries^{1, 2, 17)}が、筋をゆっくりと引き伸ばすことによって行われる静的ストレッチング (static stretching) を提唱して以来、様々な手技が考えられてきた。ストレッチングの手技は、表1-2の通り大きく2種類に分類される。

一般的に、ストレッチングと言えは静的ストレッチングのことを指し、動的ストレッチングと違い、反動をつけず、一定時間、同じ姿勢を保持する。

表1-2 ストレッチング手技

種類	特徴
静的 ストレッチング	反動をつけず、伸張させる方法。 ゴルジ腱器官の I b抑制 (自己抑制) を利用する。 関節可動域制限がある場合に治療者がよく用いる。
動的 ストレッチング	筋肉に反動をつけながらリズムカルに伸張させる方法。 α 運動ニューロンの興奮性を増大させ、ストレッチング直後のパフォーマンスを向上させるので、ウォーミングアップに用いられる。

i) 静的ストレッチング (static stretching)

1975年にAnderson¹⁸⁾が古典的ヨガ体操を活用し、呼吸パターンも取り入れた静的ストレッチングとして体系化した。反動をつけずにゆっくりと筋を伸張し、数十秒間伸張を保持する。ストレッチングの形式としては、自ら行う場合 (セルフストレッチング) とパートナーによって実施される場合 (パートナーストレッチング) がある。

理学療法士が臨床で徒手的技術として施行しているストレッチングは、パートナーストレッチングが多く、セルフストレッチングでは、傾斜台などの道具を用いて行う場合がある。

筋を伸張した際、筋及び結合組織からの抵抗が生じた時点で保持することにより、筋腱移行部に多く存在するゴルジ腱器官から Ib 神経線維を介して、脊髄後角までのインパルスが伝播され、介在ニューロンを介して、脊髄前角細胞の電位を下げ、脱分極を抑制することにより筋緊張を低下させる。

ii) バリスティックストレッチング (ballistic stretching)

Beaulieu¹⁹⁾により発表された、動的ストレッチングの1種である。身体を上下動させることなどにより、自重を利用して目的とする筋のストレッチングを行う方法である。バリスティックストレッチングは、反動や弾みを利用して筋を急激に伸張するため、伸張反射による収縮が生じる²⁰⁾。また、伸張反射亢進により収縮している筋に対して、大きな外力が反復して加わることにより、筋損傷を引き起こす可能性がある。

iii) ダイナミックストレッチング (Dynamic Stretching)

動的なストレッチングに分類され、スポーツの領域で用いられることが多い。スポーツや日常生活活動に合わせた一連の動作の中で、伸張する筋の拮抗筋を意識的に収縮させ、筋を伸張する。近年の研究では、ダイナミックストレッチングが筋のパフォーマンスを向上させることが報告されている^{21, 22, 23, 24)}。

1.4.2 ストレッチングの効果

ストレッチングは、筋や腱などの組織に対する機械的な刺激であり、それにより、筋や腱の組織そのものの性質を変化させ柔軟性を向上する。

図1-3は、ラットの足関節を4週間底屈位ギプス固定した後のコラーゲン線維走行の変化を示したものである(図1-3)。コラーゲン線維走行は筋線維に対し横走化する(b)が、ストレッチングにより筋線維に対し正常と同様に縦走化(d)している²⁵⁾。

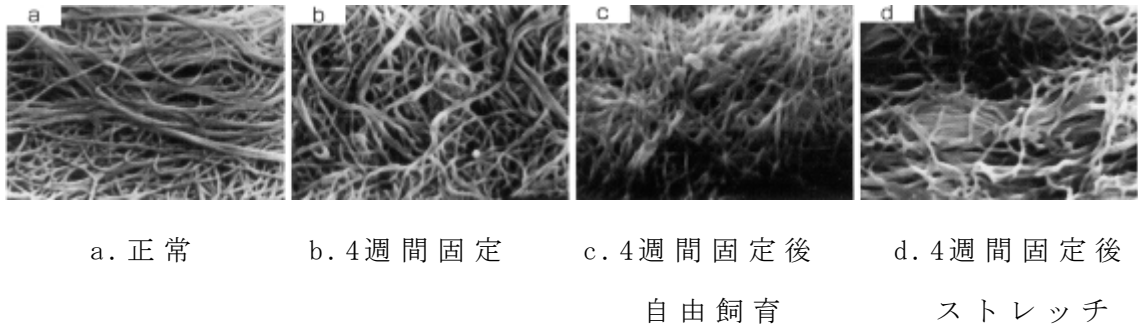


図1-3 ラットのコラーゲン線維走行の変化

(佐伯 他, 2000より一部改変引用²⁵⁾)

ストレッチングによる神経系の作用として、筋紡錘、腱紡錘からの求心性の信号が反射を起こす。ストレッチングによる神経系作用(反射)としては、筋の伸張を筋紡錘が感知し、その信号が脊髄を介して反射的にその筋を収縮させる伸張反射(stretch reflex)、筋の収縮や伸張に伴う張力の変化を腱紡錘が感知し、その筋に対して抑制機構が働く自己抑制(autogenetic inhibition)が考えられる。静的ストレッチングをゆっくりと一定時間以上行うことにより、伸張反射を抑制し、さらに自己抑制により筋は弛緩され、伸張に対する抵抗が減少すると考えられる²⁶⁾。

さらに、筋線維間の結合組織中には、毛細血管が走るため、ストレッチングにより、筋が弛緩し、持続的な筋収縮による血管の圧迫から解放されることにより、血液の循環が促される²⁷⁾と考えられる。

運動器疾患に対するストレッチングの効果に関するシステマティックレビュー²⁸⁾によれば、足関節背屈制限、肩関節周囲炎、腰痛、変形性膝関節症、ハムストリングス損傷、足底筋膜炎、頸部痛、線維筋痛症に対するストレッチングの有効性が示されている。

片麻痺患者に対する静的ストレッチングの効果として、スティッフネスの低下²⁹⁾や粘弾性の低下³⁰⁾が報告されている。

静的ストレッチングによる精神的リラックス効果についての研究では、即時的な大脳皮質や自律神経活動、循環系の反応について報告^{31, 32)}されているものは少ないが、ストレッチング後の心理テストなどの結果をもとに精神的なリラックス効果が示されている^{33, 34)}。

1.5 ストレッチングとリラクゼーション効果の指標としての自律神経活動の関係

伊藤ら³³⁾は、学生被験者に対して90分間の単調で一方向的な講義時間の中で実験的に精神的疲労状態に陥らせて、ストレッチングと軽運動による精神疲労改善効果を二次元気分尺度の改訂版と計算課題、運動課題を用いて検討し、軽運動と同様にストレッチングが精神疲労改善に役立つことを報告している。永松ら³⁵⁾は、低強度・短時間のストレッチング運動が睡眠ならびに精神的健康に関連する生理的・心理的要因に及ぼす影響について心拍数と深部体温、ストレス反応の指標として唾液中コルチゾール、および気分の変動をMCL-S.2を用いて検討し、低強度・短時間のストレッチ運動の実施は、体温変動、ストレス反応軽減、および気分の改善をもたらすと報告している。

中程度の高血圧患者に対する臨床的研究では、静的ストレッチングが収縮期と弛緩期の血圧の降下をもたらすと報告されている³⁶⁾。また、妊娠高血圧症の予防において、心拍変動の解析から静的ストレッチングが交感神経活動の抑制と副交感神経活動の亢進をもたらすことが報告されている³⁷⁾。さらに、睡眠前の軽いストレッチングが副交感神経活動を亢進させ³⁸⁾、入眠を含めた睡眠の質を改善すること^{34, 39, 40)}が報告されている。健常人を対象とした静的ストレッチングのリラクゼーションの効果に関する基礎的研究は少ない^{31, 32, 41, 42)}。いずれの研究もストレッチング後のリラクゼーション効果として、副交感神経活動の亢進と交感神経活動の減衰が示唆されている。

筋の機械受容器に関する生理学的研究で、Murataら⁴³⁾は無麻酔の除脳ネコを使って下腿三頭筋の伸展開始と同時に心臓交感神経活動の一過性の増加と心臓迷走神経活動の減衰を記録し、機械受容器の求心性神経が心臓自律神経系を制御していることを発見した。この反射は動脈圧反射に関係した頸動脈神経の除神経でも機能するこ

とが示されている。Cuiら⁴⁴⁾はヒトの筋交感神経活動 (Muscle Sympathetic Nerve Activity: 以下, MSNA)において, 筋の伸張により一過性の極めて弱い交感神経活動の亢進を報告している。このように, ヒトにおいてもストレッチングにより筋の機械受容器がリラクセーションに影響を与える自律神経活動を制御することが明らかにされてきた。

1.5.1 筋感覚

筋感覚とは, 筋が機械的刺激を受けた際, その構造上の変化に起因して生じる感覚といえる。筋感覚の感覚機能分類を表1-3に示す。本研究は, 他動的な動きの知覚を研究対象としている。

身体に生じた変化を感知する感覚器を受容器と呼ぶ。ストレッチングによる筋伸張といった機械的刺激が筋に与えられると, 筋に分布している受容器が筋の構造上の変化を検出し, 機械刺激を受容器電位の振幅信号に変換し, 末梢求心性神経線維にインパルスを発生させる。この信号は, 後根から脊髄に入り, 脊髄, 脳幹を上行して, 大半は視床を通り, 大脳の感覚野に投射され, 刺激を様々な筋感覚として認知する。(表1-3)

表1-3 筋感覚の感覚機能分類⁴⁵⁾

-
- ・他動的な動きの知覚 (sensation of passive movement):
筋収縮のない状態で, 外部からの力により四肢の位置を変えると生じる知覚
 - ・自発的な動きの知覚 (sensation of active movement):
筋の収縮によって, 四肢の位置が変化して生じる知覚
 - ・空間位置覚 (statognosia, sensation of position):
空間における四肢の位置の知覚
 - ・張力の知覚 (sense of tension, sense of force):
随意的な収縮中に与えられた力の大きさについての知覚
-

1.5.2 筋感覚と固有受容器

ストレッチングにより筋感覚に関与すると考えられる受容器は、外受容器と固有受容器であり、それぞれ種々の受容器には、それに適した刺激がある（骨格筋を支配する感覚神経の中で外受容器である自由神経終末が約1/2，パリサード終末が1/5～1/3，固有受容器である筋紡錘，ゴルジ腱器官が1/6～3/10を占める）⁴⁵⁾。固有受容器は、筋や腱の緊張を伝え、関節の位置や力の入り具合などを伝える。固有受容器には筋紡錘とゴルジ腱器官（腱紡錘）がある。

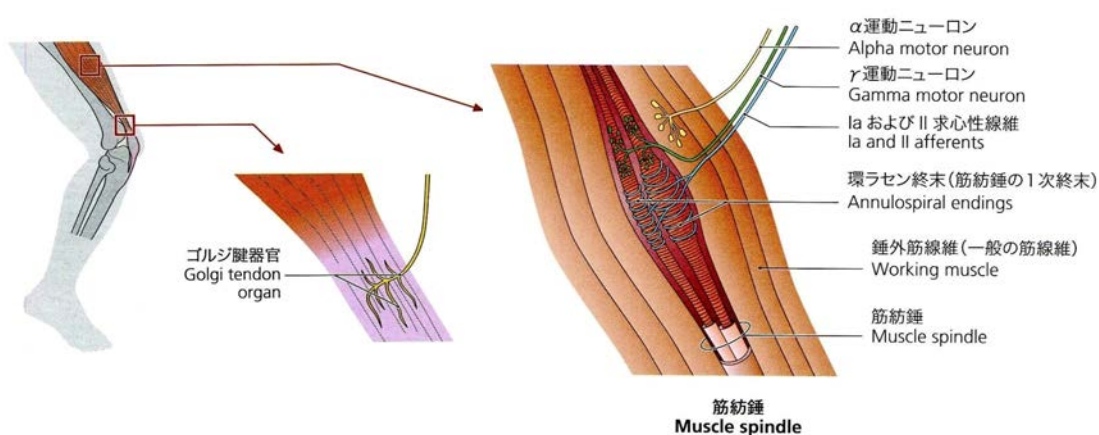


図1-4 固有受容器：筋紡錘とゴルジ腱器官

(Scünke et al, 2008より一部改変引用⁴⁶⁾)

筋紡錘は、骨格筋収縮線維（錘外筋線維）とは別の短くて細い錘内筋線維である。筋線維よりも細くて短い紡錘形で、筋の長さに対する感知器官であり、 γ 線維（紡錘形運動細胞）によって支配されている。筋紡錘の端は結合織になっており、属する筋束の結合織に固定され、その筋の収縮と同期して収縮する（1本の神経筋紡錘単位は2本の核袋線維と4、5本の核鎖線維より構成される。1つの核袋の中には約50の核があり、その周りに求心性線維が分布（環ラセン終末：Ia線維）し、筋の伸張に敏感に反応する）。筋線維は安静時にはある一定の長さを有しており、生体はいつもこの長さを保とうとする。筋が伸張されると筋紡錘も同時に伸張される。この伸張により環ラセン終末が直ちに興奮し、伝導速度の速い求心性Ia

線維により活動電位が運動ニューロンに伝えられ、ここからさらに同じく伝導速度の速い遠心性の太い α 運動線維を介して筋を収縮させ、再びもとの筋の長さに戻す。

腱紡錘（ゴルジ腱器官）は、筋・腱移行部にみられる最も細い神経線維網であり、筋の緊張に対する感知器官である。筋の収縮により腱が強く緊張しすぎてちぎれそうな危険な状態になった場合に、I b線維を介して脊髄に刺激を送り、この刺激が抑制性介在ニューロンを介して前角細胞に抑制的に作用する。

1.5.3 筋感覚と外受容器

外受容器は、自由神経終末（free nerve endings）とパリサード終末（palisade endings）に分類される。

自由神経終末は、主に、痛みの受容器として、表皮細胞の間隙に多く存在し、細胞が損傷されることにより生じる痛みや温度刺激を伝える。

パリサード終末は、遊離神経の末端部を結合織か薄い細胞で包まれた受容器の総称であり、受容特性の面から触、圧受容器である機械刺激受容器（mechano-receptor）と温度受容器（thermoreceptor）に2分される。

機械刺激受容器には、メルケル触覚盤（主に指先の腹側の触覚）、毛根周囲終末（毛の存在するところの触覚）、マイスナー触覚小体（毛のない部分、特に手掌、足底部の触覚）、ファーター・パチニ層板小体（皮膚深層の圧覚）がある。温度受容器には、ルフィニ終末器官（温受容器）、クラウゼ終末棍（冷受容器）がある。

外受容器は大部分が皮膚（表皮と結合織の間）に存在し、身体近傍で生じた事態を感知する。筋や腱及び靭帯などの変形（筋収縮や筋伸張）、振動に対してパチニ小体が一過性に応じる。筋紡錘も同様の働きがあり、同じ条件で機械的刺激をすれば、筋紡錘の方が閾値は低い。しかし、皮膚表面から振動刺激を手足に与えた場合は

皮膚表面近くや関節囊に多く分類するパリサード神経終末が容易に興奮する。

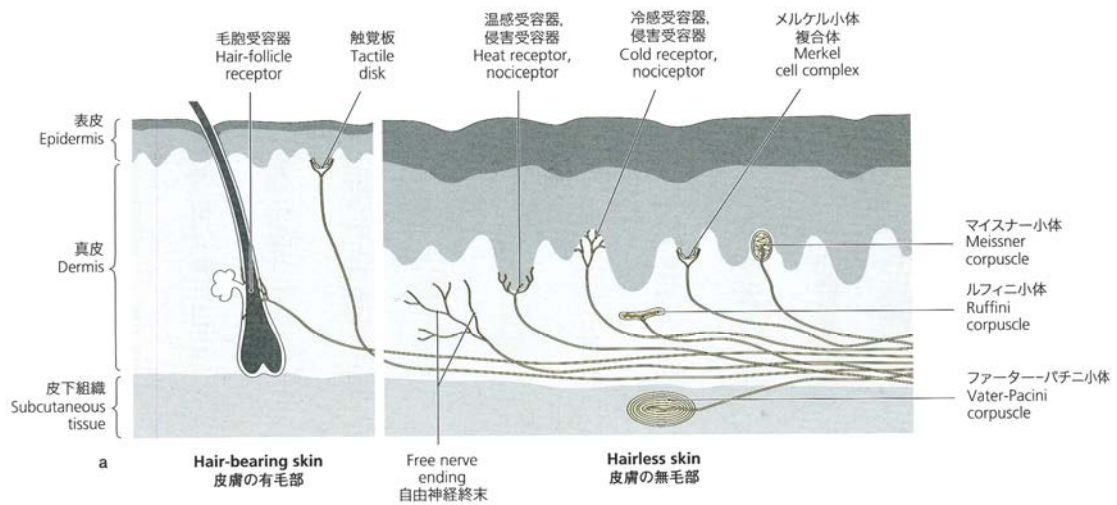


図1-5 外受容器：自由神経終末とパリサード終末

(Scünke et al, 2008より一部改変引用⁴⁶⁾)

ストレッチングや指圧などにより筋を刺激する場合，皮膚を介し刺激が伝えられるため，外受容器からの刺激も筋感覚として認知されやすいと考えられる。また，神経終末の分枝や分布から考えて，筋紡錘は筋の限られた部分の筋線維に沿った縦軸伸張やその伸張速度に敏感であるのに対して，パリサード終末は筋・関節・腱・靭帯などの表層で広い部分の機械的変形に敏感であると考えられている⁴⁵⁾。

参考文献及び引用文献

- 1) DeVries : Prevention of Muscular Distress after Exercise. Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation, 1961, 32 (2) : 177-185.
- 2) DeVries : Electromyographic Observations of the Effects of Static Stretching upon Muscular Distress. American Association for Health, Physical Education and Recreation, 1961, 32 (4), 468-479.
- 3) 文部科学省 : 「学校体育実技指導資料第7集「体づくり運動」(改訂版)」, 2012年7月発表, 文部科学省Homepage (http://www.mext.go.jp/a_menu/sports/jyujitsu/1325499.htm), 2013年11月現在.
- 4) 厚生労働省 : 「運動基準・運動指針の改定に関する検討会報告書」, 2013年3月発表, 厚生労働省Homepage (<http://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/2r9852000002xp1e-att/2r9852000002xpqt.pdf>), 2013年11月現在.
- 5) 厚生労働省 : 「職場における腰痛予防対策指針」, 2013年6月発表, 厚生労働省Homepage (http://www.yurokyo.or.jp/news/pdf/20130628_02_02.pdf), 2013年11月現在.
- 6) 山口太一, 石井好二郎 : ストレチングの科学 : 君のストレッチは間違っている. 北海道スポーツ医・科学雑誌, 2005, 10, 27-36.
- 7) Behm DG, Button DC, Butt JC : Factors affecting force loss with prolonged stretching. Can J Appl Physiol, 2001, 26(3) : 261-272.
- 8) Nelson AG, Driscoll NM, Landin DK, Young MA, Schexnayder IC : Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. J Sports Sci, 2005, 23(5) : 449-454.

- 9) Shrier I: Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. Clin J Sport Med, 2004 , 14(5): 267-273.
- 10) Sayers BM: Analysis of heart rate variability. Ergonomics, 1973, 16(1): 17-32.
- 11) Chess GF, Tam RM, Calaresu FR: Influence of cardiac neural input on rhythmic variations of heart period in the cat. Am J Physiol, 1975, 228(3): 775-780.
- 12) Akselrod S, Gordon D, Madwed JB, Snidman NC, Shannon DC, Cohen RJ: Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis. Am J Physiol, 1985, 249(4 Pt 2): H867-H875.
- 13) Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Berger AC, Cohen RJ: Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. Science, 1981, 213(4504): 220-222.
- 14) Saul JP, Berger RD, Chen MH, Cohen RJ: Transfer function analysis of autonomic regulation II. Respiratory sinus arrhythmia. Am J Physiol, 1989, 256 (1 Pt 2): H153-H161.
- 15) Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S: Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. Circulation, 1991, 84(2): 482-492.
- 16) Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology: Heart rate variability : standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Circulation, 1996, 93(5): 1043-1065.

- 17) De Vries HA : Physiology of Exercise for Physical Education and Athletics, Fourth ed. Wm.C.Brown, Dubuque, 1986. pp462-472.
- 18) Anderson B: STRETCHING. Shelter publications, California, 1980, pp8-13.
- 19) Beaulieu JE:Developing a stretching program. Phys Sportsmed, 1981, 9: 59-69.
- 20) Shellock FG, Prentice WE:Warming-up and stretching for improved physical performance and prevention of sports-related injuries. Sports Med, 1985, 2(4): 267-278.
- 21) Faigenbaum AD, Kang J, McFarland J, Bloom JM, Magnatta J, Ratamess NA, Hoffman JR : Acute effects of different warm-up protocols on anaerobic performance in teenage athletes. Ped Exerc Sci, 2006, 17: 64-75.
- 22) Fletcher IM, Anness R. The acute effects of combined static and dynamic stretch protocols on fifty-meter sprint performance in track-and-field athletes. J Strength Cond Res, 2007, 21: 784-787.
- 23) Yamaguchi T, Ishii K. Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. J Strength Cond Res, 2005, 19: 677-683.
- 24) Yamaguchi T, Ishii K, Yamanaka M, Yasuda K. Acute effects of dynamic stretching exercise on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension, J Strength Cond Res, 2007, 21, 1238-1244.
- 25) 佐伯彩, 沖田 実, 吉村俊朗, 中野治郎 : 弛緩位ならびに伸張位での固定がラットヒラメ筋に及ぼす影響, 理学療法学, 2000, 27 : 63-68.
- 26) Hagbarth KE, Hägglund JV, Nordin M, Wallin EU: Thixotropic behaviour of human finger flexor muscles

- with accompanying changes in spindle and reflex responses to stretch. *J Physiol*, 1985, 368: 323-342.
- 27) 福永哲夫, 矢田秀昭: ストレッチ運動における血流量変化. *デサントスポーツ科学*, 1984, 4: 192-195.
- 28) 森山 英樹, 増子 潤, 金村 尚彦, 木藤 伸宏, 小澤 淳也, 今北 英高, 高柳 清美, 伊藤 俊一, 磯崎 弘司, 出家 正隆: 運動器疾患に対するストレッチングの効果 システマティックレビューとメタアナリシスによる検討. *理学療法学*, 2011, 38(1): 1-9.
- 29) Bressel E, McNair PJ: The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke. *Phys Ther*, 2002, 82(9): 880-887.
- 30) Yeh CY, Tsai KH, Chen JJ: Effects of prolonged muscle stretching with constant torque or constant angle on hypertonic calf muscles. *Arch Phys Med Rehabil*, 2005, 86(2): 235-241.
- 31) 斉藤剛, 保野孝弘, 宮地元彦: ストレッチングの生理学大脳皮質・自律神経系活動および全身循環への影響. *運動・物理療法*, 2001, 12(1): 2-9.
- 32) 稲見崇孝, 清水卓也, 馬場礼三: ストレッチングが自律神経活動, 末梢血管抵抗, 身循環応答に及ぼす影響. *医学と生物学*, 2011, 155(9): 577-587.
- 33) 伊藤マモル, 中澤史, 朝比奈茂, 落合久夫, 鈴木良則, 山本利春: ストレッチングが計算課題遂行数と気分尺度に及ぼす効果. *法政大学体育・スポーツ研究センター紀要*, 2011, 29: 19-28.
- 34) 北畠義典, 青木賢宏, 杉本淳・他: 低強度・高頻度の運動プログラムが不眠感を有する女性高齢者の睡眠に及ぼす影響—ランダム化比較試験—. *体力研究*, 2010, 108: 8-17.

- 35) 松永俊哉, 北畠義典, 泉水宏臣 : 低強度・短時間のストレッチ運動が深部体温, ストレス反応, および気分にあぼす影響. 体力研究, 2012, 110 : 1-7.
- 36) Yung P, French P, Leung B : Relaxation training as complementary therapy for mild hypertension control and the implications of evidence-based medicine. Complement Ther Nurs Midwifery, 2001, 7(2) : 59-65.
- 37) Yeo S : Prenatal Stretching Exercise and Autonomic Responses. J Nurs Scholarsh, 2010, 42(2) : 113-121.
- 38) 北堂真子 : 良質な睡眠のための環境づくり. バイオメカニズム学会誌, 2002, 9(4) : 194-198.
- 39) Hallegraeff JM, van der Schans CP, de Ruitter R, de Greef MH : Stretching before sleep reduces the frequency and severity of nocturnal leg cramps in older adults. : a randomised trial. J Physiother, 2012, 58(1) : 17-22.
- 40) Tworoger SS, Yasui Y, Vitiello MV, Schwartz RS, Ulrich CM, Aiello EJ, Irwin ML, Bowen D, Potter JD, McTiernan A : Effects of a yearlong moderate-intensity exercise and a stretching intervention on sleep quality in postmenopausal women. Sleep, 2003; 26(7) : 830-836.
- 41) 斉藤剛, 山本健太, 吉岡哲・他 : ストレッチによる大脳皮質活動, 心臓自律系活動及び筋末梢循環・代謝反応の変化にあぼす影響. 体力科学, 1999, 48(6) : 862.
- 42) Farinatti PT, Brandão C, Soares PF, Duarte AF : Acute effects of stretching exercise on the heart rate variability in subjects with low flexibility levels. J Strength Cond Res, 2011, 25(6) : 1579-1585.
- 43) Murata J, Matsukawa K : Cardiac vagal and sympathetic efferent discharges are differentially modified by

- stretch of skeletal muscle. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2001, 280(1): H237-H245.
- 44) Cui J, Blaha C, Moradkhan R, Gray KS, Sinoway LI :
Muscle sympathetic nerve activity response to dynamic passive muscle stretch in humans: J Physiol. , 2006, 576(2): 625-634.
- 45) 伊藤文雄 : 筋感覚研究の展開. 共同医書出版社, 2000.
- 46) Scünke M, Schulte E, Schumacher U 編著, 坂井建雄, 河田光博 監訳 : プロメテウス解剖学アトラス・頭部/神経解剖 : 医学書院, 2008.

第2章

モータ制御の駆動による下腿三頭筋に
対する静的ストレッチ後の
主観的気持ち良さと自律神経機能

2.1 はじめに

静的ストレッチング (static stretching) は健康の維持および増進のために一般の老若男女の間や競技スポーツ, 医療の各幅広い分野で応用され, 実践されているのは周知の事実である. 静的ストレッチングは1975年にRobert A. Anderson¹⁾により提唱され, 現在までに経験的に体系化されてきた. Andersonの著書の序文で, “ストレッチングは穏やかな気持ちでリラックスできる” さらに“なぜストレッチングを行うのか”の冒頭でストレッチングは気持ちをリラックスさせ, 身体の調子を整えてくれるとそのリラクセーションの効果を強く説いている. 我々が実際に患者や学生達へストレッチングをした後, リラックスできる, あるいは気持ち良かったという声をよく聞くことがある. 伊藤ら²⁾は静的ストレッチングが計算負荷テスト後のリラクセーションに役立つことを示唆している. また, 最近の臨床的研究では中程度の高血圧患者に対する静的ストレッチングが収縮期と弛緩期の血圧の降下をもたらす³⁾. 妊娠高血圧症の予防において, 心拍変動の解析から静的ストレッチングが交感神経活動の抑制と副交感神経活動の亢進をもたらすことが報告されている⁴⁾. さらに, 睡眠前の軽いストレッチングが副交感神経活動を亢進させ⁵⁾, 入眠を含めた睡眠の質を改善すること⁶⁻⁸⁾が報告されている. しかし, 健常人を対象とした静的ストレッチングのリラクセーションの効果に関する基礎的研究は少ない⁹⁻¹²⁾. いずれの研究もストレッチング後のリラクセーション効果として, 副交感神経活動の亢進と交感神経活動の減衰が示唆されている.

本研究は健常成人男性を対象に, 受動的静的ストレッチングの主観的リラクセーション感への効果を明らかにするために, 足関節の背屈運動をモータ駆動で制御し, 下腿三頭筋の静的ストレッチング前後で心電図を導出し, 心拍変動スペクトラム解析から自律神経活動を求めること¹³⁻¹⁹⁾により, 静的ストレッチングの効果を検証した.

2.2 方法

2.2.1 対象

本研究では，健常成人男子10名を被験者とした．年齢，身長，体重の平均±標準偏差は，それぞれ 22.1 ± 2.1 歳， 171.2 ± 5.3 cm， 64.8 ± 9.2 kgであった．本研究は信州大学のヒトを対象とした研究に関する倫理委員会で審査を受け，承認された上で実施した（承認番号第24番）．実験前に個人情報の保護および実験の目的と手順等について被験者に口頭および文面で丁寧に説明し，承諾書に署名捺印を得て，実験を実施した．特に被験者の実験に対する心理的不安感をなくすため，実験直前に実験手順に沿って簡単な実験のリハーサルを実施した．なお，被験者には実験の前日に強い精神的身体的ストレスを負わないこと，睡眠を十分取ることを指示した．また，実験前2時間の食事，アルコール，カフェインを摂取しないよう指示した．

2.2.2 測定方法

本実験は，室温 26 ± 1.2 °C，湿度30～50% RHに設定した実験実習室の環境で，2008年5月から9月の期間中に実施された．室内の明るさを一定にするために，窓からの採光は遮光カーテンで遮断し，室内の照明を一定にした．また，検者による指示以外の室内外の不必要な音は遮断，統制した．実験開始の時間は13時に設定した．本研究のストレッチングの課題プロトコール，および主要な実験データの記録方法およびオフラインの解析方法を図2-1に示す．

ストレッチング前の安静（以下，PreST）は10分，ストレッチング（以下，ST中）は10分，ストレッチング終了後の安静（以下，PostST）は10分とした．また，PreSTの測定を行う前に測定器機を被験者に装着し，安静な仰臥位で身体の生理的定常状態を確認した後実験を開始した．

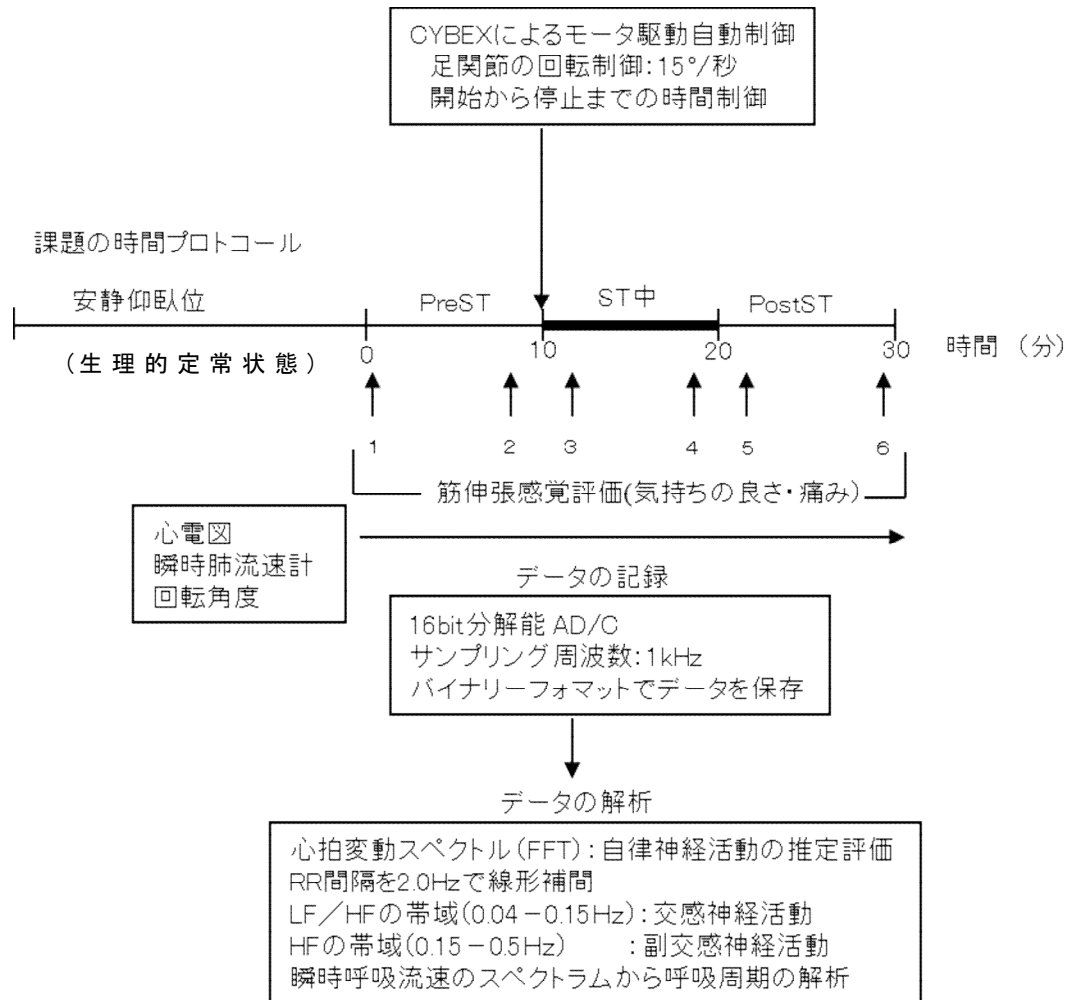


図 2 - 1 測定のプロトコールと方法

ストレッチングによる主観的リラクセーション感と交感神経活動，副交感神経活動について，PreST，ST中，PostSTの測定値を比較することにより検討した．主観的ストレッチング感は，筋の伸張による気持ちの良さと痛みを11段階のNumerical Rating Scale（0：何も感じない～10：非常に気持ちが良い，激しい痛み）により被験者から聴取する方法で評価した．ストレッチング感は，ストレッチン

グ開始後の足関節の最大背屈角度に到達した時点，およびストレッチング終了直前の値，およびストレッチング終了直後，および終了後10分経過する直前の値とした．そして，ST中，およびPostSTの各2つの値の平均値を採用した．交感神経活動，副交感神経活動は，心電図の心拍数，および心拍変動解析により検討した．

実験についての説明とリハーサルを行った後，被験者に心電図の電極を右第Ⅱ肋間間隙（胸骨側）と左第Ⅴ肋間間隙で中腋窩線上の2カ所に，不関電極を腹部に貼付した．動作や衣服によるアーチファクトを除去するために，電極の表面をサージカルテープで覆った．心電計は日本光電社製，WEB-5000を使用した．次に，呼吸の瞬時換気流速を記録するために，呼気ガス測定用のマスクを装着した．マスク装着による心理的な影響²⁰⁾が生じないように，マスク装着による苦痛とマスク装着前と比べて心拍数の増加がないことを確認した．また，測定中は覚醒状態を保ち，無言で咳，溜息をせず，随意的呼吸を保つように指示した(図2-2)．



図2-2 測定風景

瞬時肺流速の計測はミナト医科学社製，AE-280を使用した．心電図，瞬時呼吸流速は，ストレッチング前10分からストレッチング中の10分，およびストレッチング後の10分，計30分間にわたって連続して記録し，各指標についてそれぞれの時期の平均値を採用した．

ストレッチングは，下腿三頭筋を対象筋として，足関節を一定の速度で他動的に背屈させるため，等速性筋力評価訓練装置(サイベックス，CYBEX770-NORM：図2-3)を用いた．

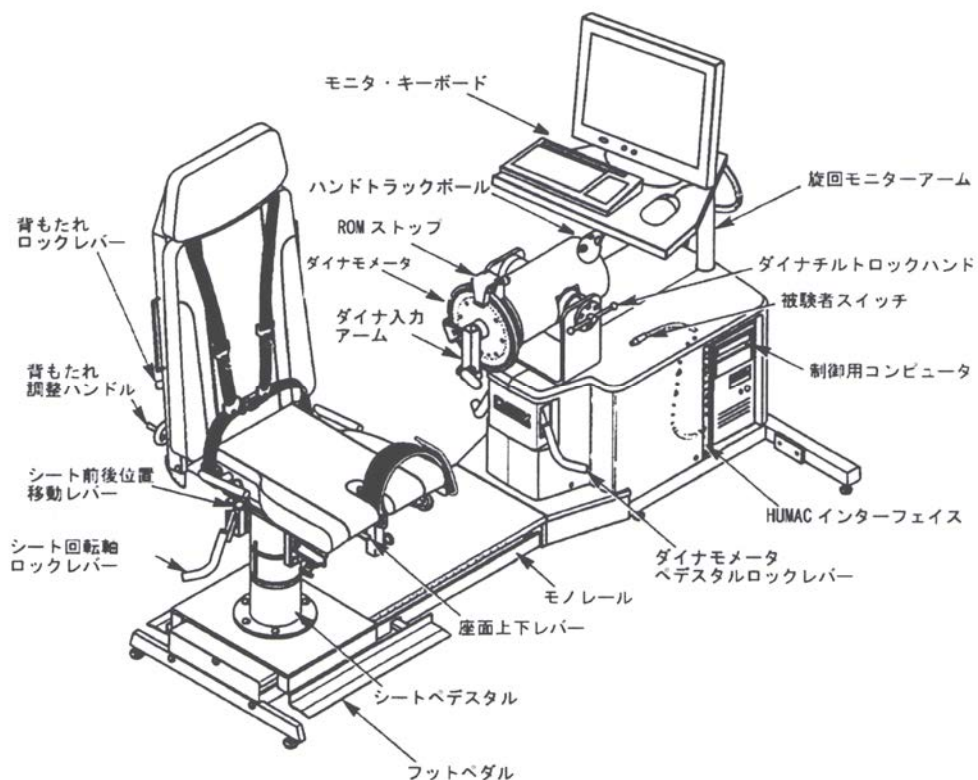


図2-3 等速性筋力評価訓練装置(サイベックス，CYBEX770-NORM)

外観図

筋・腱組織は粘弾性を有しており²¹⁾，組織の粘弾性は速度と力により影響を受ける．そのため近年のストレッチングの研究では，筋の伸張力，伸張速度の測定条件を一定にするために等速性筋力評価訓練装置が用いられている^{22, 23)}．CYBEX770-NORMの駆動コントロールは，オペレーションシステム(OS)WindowsXP Professional (

Microsoft) 上でHUAMAC制御解析ソフトウェアVer9.8.4 (Medica) によって管理した。足関節0° から事前に痛みが生じない足関節の最大背屈角度を等速性筋力評価訓練装置による駆動範囲としてHUAMAC制御解析ソフトウェアで設定した。さらに，突発的な設定関節可動域範囲外への誤動作を防止する目的でハードウェアのROMストップ (図2-4) をソフトウェア設定可動範囲より+5° で設定した。

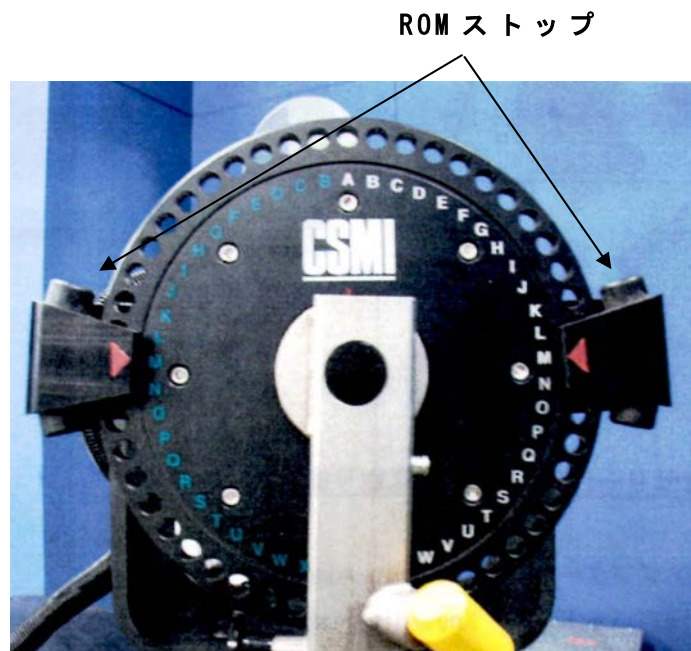


図2-4 ROMストップ

ROMストップを可動域の両端に設定することにより最大可動域を越えて動作しないように，装置による駆動を物理的に止めることができる。

装置のモータ制御駆動による関節運動時の角速度は15° /秒として，筋の伸張反射や防御的な筋収縮が生じないように加減速の程度をsoftestに設定し，安全性を確保するために動作試験を厳密に実施した上で実験に用いた。防御的な筋収縮を確認する目的で，腓腹筋内側頭筋腹部に超音波画像診断装置 (Madison, sonoAcePIC0 : 図2-

5)のプローブ(Madison, リニアプローブ7.5MHz L5 - 9EC : 図2-6)を固定して, 筋伸張時の筋束の長さ変化を超音波画像診断装置にて測定した.



図2-5 超音波画像診断装置(Madison, sonoAcePICO)



図2-6 プローブ(Madison, リニアプローブ7.5MHz L5 - 9EC)

等速性筋力評価訓練装置の駆動軸と足関節の運動軸が一致するように装置のレバーアームを調整し，フットプレートに被験者の足部を固定した．ストレッチング中の足関節背屈角度の変化は，デジタルゴニオメータM180型（ディケイエイチ）を足関節に装着して測定した（図2-7）．

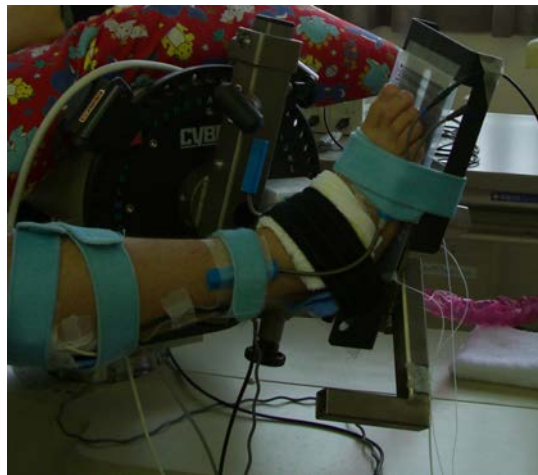


図 2-7 等速性筋力評価訓練装置への足部の固定
各種測定器機の装着

心電図，瞬時呼吸流速，足関節背屈角度データは，コンピュータのADコンバーター（キッセイコムテック）へ入力した．使用したADコンバーターは16ビット精度の分解能，1 kHzのサンプリングレートでこれらのチャンネルからのデータをVital Recorder 2（キッセイコムテック）で同時記録した．

2.2.3 解析方法

得られた心電図のデータから，心拍変動解析を行った．心拍変動解析は，高速フーリエ変換（Fast Fourier Transformation: FFT）による心拍変動スペクトルから自律神経の交感神経と副交感神経活動の推定をするためにオープンソース（GPLライセンス）のフラン

ス国立情報学自動制御研究所 (Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique : INRIA) で開発された Scilab (version 5.4.1) を使用した。1 kHz のサンプリング周波数で採集された心電図のローデータより心電図上のQRS波の一次微分係数からゼロクロスを求め、QRS波の頂点を検出した。標準偏差の±2の外側のデータをアーチファクトとみなして除去し、R-R間隔を2 Hzで線形補間した後、FFTでパワースペクトラム解析を行った。先行研究に従い¹³⁻¹⁹⁾、0.15-0.5 Hzの高周波帯域のスペクトラム(以下、HF)は副交感神経のブロッカーであるアトロピンで消失することから、副交感神経活動の指標はHFとした。0.03-0.15 Hzの低周波帯域におけるスペクトル(以下、LF)は交感神経ブロッカーで著しく減少するが、残りの成分がアトロピンの影響でさらに減少することから、交感神経活動の指標はLFの和とHFの和の両者の比(LF/HF)とした。また、瞬時肺流速計により瞬時換気流速を測定し、平均ピーク周波数から分時呼吸数を求め、呼吸数の増減から交感神経、副交感神経活動を検討した。

ストレッチングによる自律神経活動の変化の検討は、PreST、PostSTの値とST中の値を比較した。統計解析は、反復測定による分散分析を行い、有意差を認めた場合にはTurkey法を用い多重比較を行った。ストレッチング感はST中とPostSTを比較するため、対応のあるt検定を用いた。また、自律神経活動とストレッチング感の関係を検討するために、PreSTの測定値を基準値としてST中とPostSTでの自律神経活動の変化率とストレッチング感についてPearsonの相関係数の検定を行った。

統計解析はSPSS(PASW Statistics 18.0)を用い、統計的有意水準は5%未満とした。

2.3 結果

ストレッチング感について、気持ちの良さに関する評価の平均値は、ST中： 4.9 ± 0.7 、PostST： 4.0 ± 0.7 であり、これらの中に有意差は認められなかった（図2-8）。10名全員がストレッチング開始直後（駆動直後）からストレッチング終了後も気持ちが良いと回答した。ストレッチング感について、痛みの訴えは皆無であった。

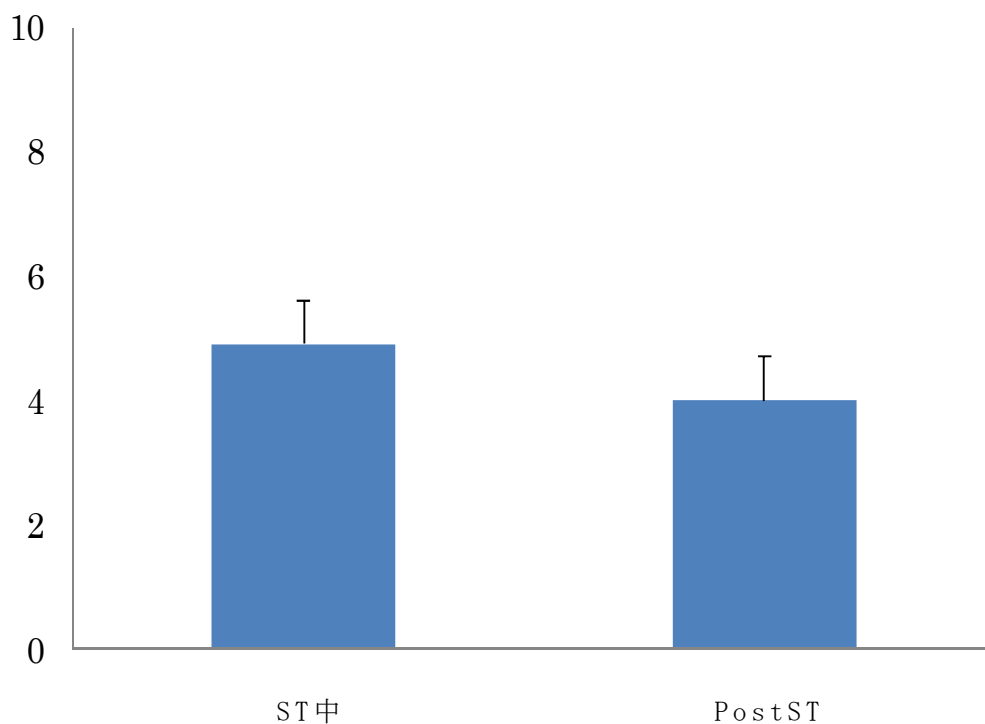


図2-8 ストレッチング感（気持ちの良さ）の平均値

平均心拍数は、PreST : 60.1 ± 9.1 , ST中 : 60.4 ± 9.3 , PostST : 59.9 ± 9.1 (平均 \pm 標準誤差) beats/minであった。これらの間に有意差は認められなかった(図2-9)。

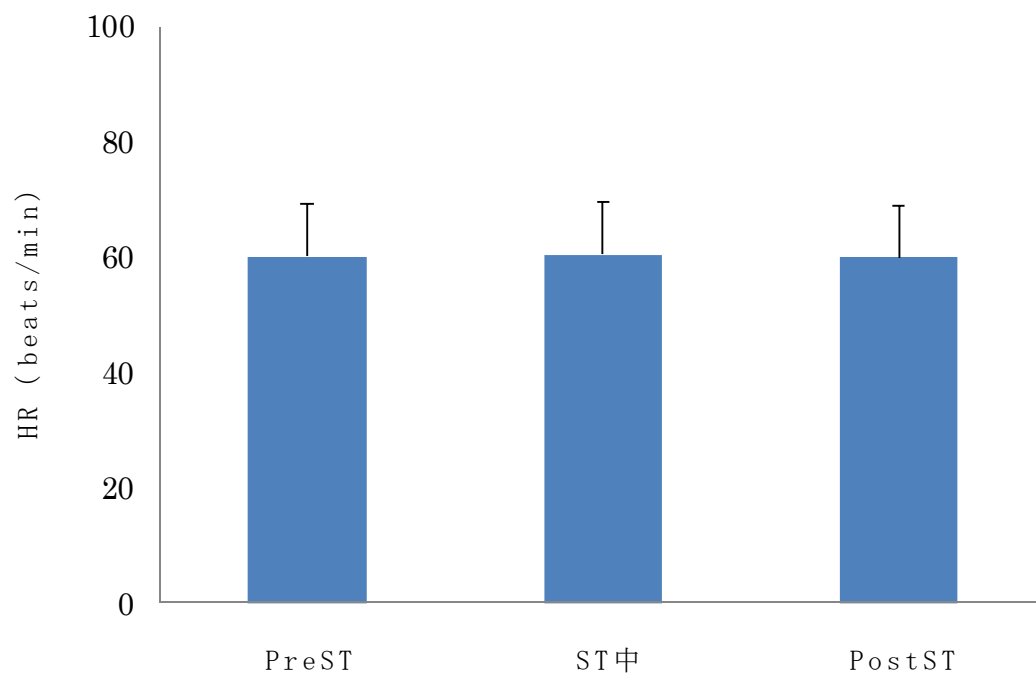


図2-9 PreST, ST中, PostSTの平均心拍数

PreSTとPostSTのFFTによる心拍変動スペクトルの代表例の結果を図2-10に示す。

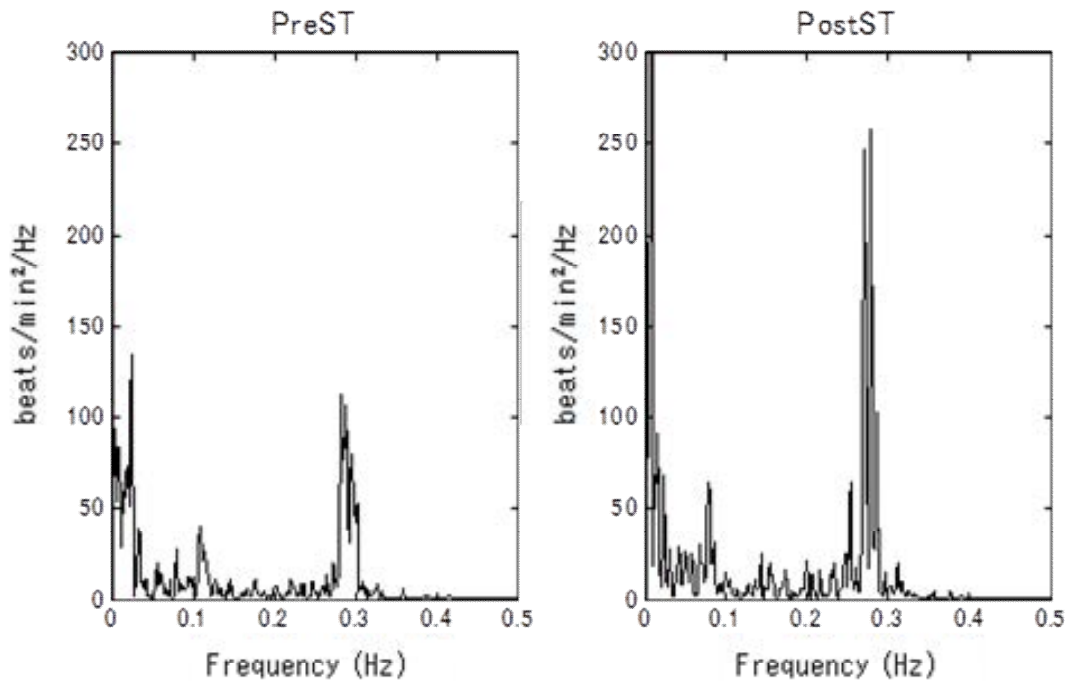


図 2-10 PreST と PostST の心拍変動パワースペクトラムの代表例

副交感神経活動を反映するHF帯域のピーク値はPreSTとPostSTで $112.7 \text{ beats/min}^2/\text{Hz}$ と $257.3 \text{ beats/min}^2/\text{Hz}$ で、HFは $1306 \text{ beats/min}^2/\text{Hz}$ と $1929 \text{ beats/min}^2/\text{Hz}$ で、PostSTで147%の増加を示している。逆に交感神経活動を反映するLF/HFは0.38から0.36へ7%の減少を示している。

平均LF/HFは、PreST : 0.594 ± 0.155 , ST中 : 0.485 ± 0.088 , PostST : 0.305 ± 0.054 (平均 ± 標準誤差)であった(図2-11)。PreST, ST中, PostSTのLF/HFについて反復測定分散分析にて有意差を認めため、Turkey法を用い多重比較を行った。PreSTとPostSTの間に有意差が認められ、PostSTのLF/HFはPreSTと比べて49%減少した(図2-11)。ST中とPreSTおよびPostSTの間に有意差は認められなかった。

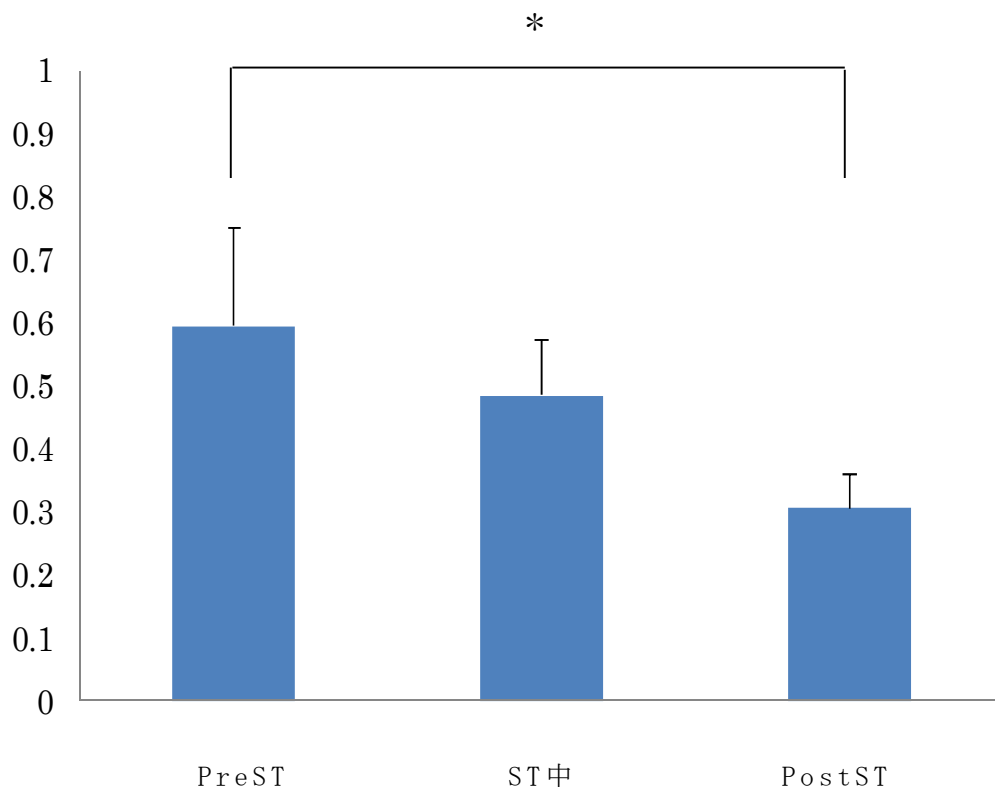


図 2-11 PreST, ST中, PostST の平均 LF/HF

* : $P < 0.05$

LF/HFと気持ちの良さの相関については、ST中ではLF/HFと気持ちの良さとの間に有意な相関関係は認められなかった ($r = -0.20$)。PostSTではLF/HFが低下した被験者ほど気持ちの良さが高い傾向を示したが有意な差を認めなかった ($r = -0.44$)

平均HFは，PreST：3537.3±888.2，ST中：3556.1±810.2，PostST：5419.7±1098.7(平均±標準誤差) beats/min²/Hzであった(図2-12)．PreST，ST中，PostSTのHFについて反復測定分散分析にて有意差を認めため，Turkey法を用い多重比較を行った．その結果，PreSTとPostSTの間に有意差が認められ，PostSTのHFはPreSTと比べて53%増加した．

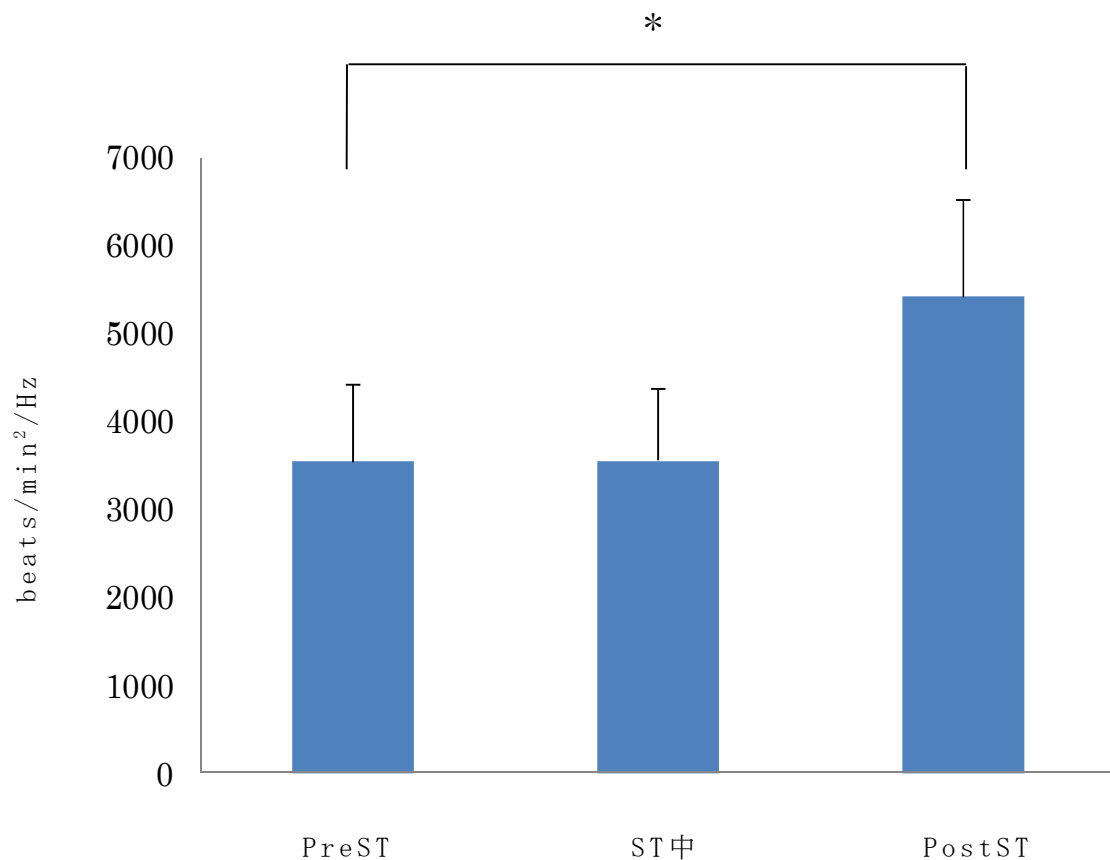


図 2-12 PreST, ST 中, PostST の平均 HF

*: P<0.05

HFと気持ちの良さの相関については，ST中，PreSTともにHFと気持ちの良さとの間に有意な相関関係は認められなかった(ST中：r = 0.14，PreST：r = 0.04)．

瞬時呼吸流速の平均ピーク周波数は，PreST： 0.251 ± 0.017 ，ST中： 0.254 ± 0.016 ，PostST： 0.229 ± 0.019 （平均±標準誤差）Hzであった（図2-13）．PreST，ST中，PostSTの瞬時呼吸流速のピーク周波数について反復測定分散分析にて有意差を認めたため，Turkey法を用い多重比較を行った．その結果，PostSTの瞬時呼吸流速の平均ピーク周波数はPreST，ST中と比べて有意に9%減少した．ピーク周波数を分時呼吸数に換算すると，それぞれ15.1，15.2，13.7回/分であった．

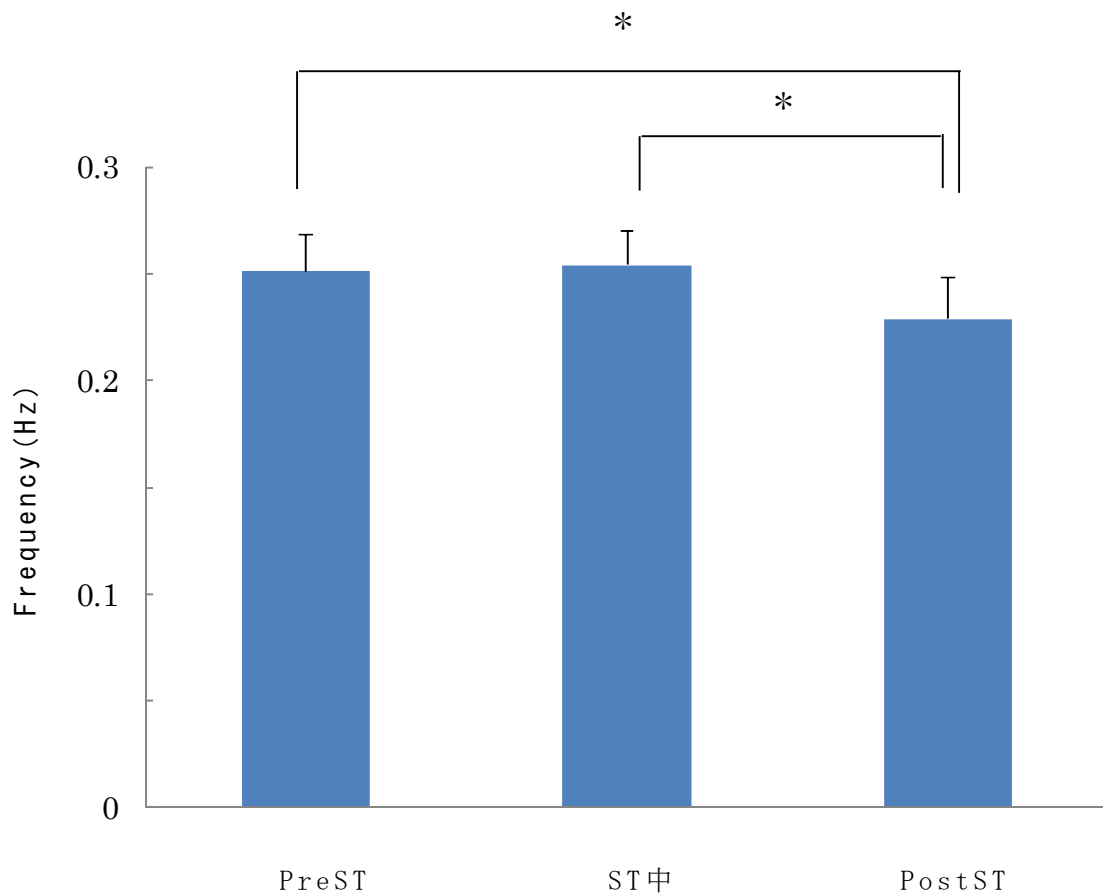


図 2-13 PreST, ST中, PostSTの瞬時呼吸流速の平均ピーク周波数

*: $P < 0.05$

2.4 考察

モータ駆動でストレッチングを制御して、下腿三頭筋に対する静的ストレッチングを行った際の被験者のリラクセーション評価を行った。PostSTにおけるHFの増加、LF/HFの低下および呼吸周期の低下が確認されたことはヒト骨格筋のストレッチングに関する従来の生理学的研究⁹⁻¹²⁾や臨床的研究³⁻⁸⁾の結果と一致した。心拍変動の高周波帯域における呼吸性成分の揺らぎはアトロピンで完全にブロックされることから副交感神経活動と広く見なされている¹⁹⁾。低周波成分に関しては交感神経ブロッカーで完全にブロックされず副交感神経成分が残ることから低周波成分と高周波成分の比が交感神経の活動と見なされている¹⁹⁾。したがって、本研究で観察されたHFの増加は副交感神経活動の亢進、またLF/HFの低下は交感神経活動の減衰と示唆される。呼吸の周期と心拍変動は0.9以上の高いコヒーレンスを有することから(周波数間のパワーの線形相関)、伝達関数解析が可能である。それによると、瞬時呼吸流量と心拍変動のゲイン(liter/bpm)は呼吸周期(Hz)に対して指数関数的に減少する一次のローパスフィルターであることが分かっている¹⁷⁾。すなわち、呼吸周期が遅くなれば心拍変動は指数関数的に増加し、速くなれば減衰する。呼吸周期の遅延と一回換気量の増大が交感神経活動を抑制することから²⁴⁾、本研究におけるHFの増加とLF/HFの低下の理由のひとつとして呼吸流速のパワーの増大および呼吸周期の遅さが原因として考えられる。一方、呼吸法を取り入れたヨガのストレッチングでは効果的に副交感神経活動を亢進させると報告されている²⁵⁾ように、遅く深い呼吸により自律神経活動を制御することが明らかにされている。しかし、本研究では呼吸制御を行っていないため、静的ストレッチングにより加えられた筋の機械受容器への伸張刺激が交感神経を抑制し、呼吸周期の遅れを引き起こし、静的ストレッチング後より副交感神経活動が亢進すると考えられた。呼吸周期を意識しなくても、静的ストレッチング終了後には、呼吸周期

の低下，副交感神経の活動性の亢進，交感神経活動の減少を認めたことから，下腿三頭筋の静的ストレッチングがリラクセーションを誘発することが示唆された．本研究結果より，静的ストレッチングのリラクセーション効果は，静的ストレッチング中よりも静的ストレッチング後にははっきりと認められた．静的ストレッチングのリラクセーション効果を高めるためには，静的ストレッチング中はゆっくりとした呼吸をすることを意識させ，リラクセーション効果が現れる静的ストレッチング後には十分な安静時間をとることが大切であると考えられた．本研究の対象は健常成人男子であり，今後は呼吸器疾患や寝たきりによる廃用症候群についても検討を加え，静的ストレッチングの臨床活用について検証する必要があると考えられる．

本研究では静的ストレッチング中にHFの有意な増加，呼吸周期の遅れは認められなかったが，筋の伸張による気持ちの良さは感受されていた．これに関しては，今後さらなる研究が必要であると考えられる．従来のストレッチングの研究では，ストレッチング中は頻脈，収縮期と拡張期の昇圧が観察され，交感神経活動の亢進が示されている^{10, 11)}．本研究では，ストレッチング中の交感神経活動の亢進は認められなかった．この違いはストレッチング課題のプロトコールの違い，あるいは10分間という長い時間における平均値を求めていることが関係しているのかもしれない．今後はストレッチング中のデータ解析を10分間の平均値ではなく，時間分解能を高くして，さらにストレッチング期を複数に分けた詳細な検討が必要であると考えられる．

2.5 まとめ

ヒトの骨格筋に対する静的ストレッチングの精神的リラクゼーションの効果について、健常な成人男性 10 名を用いて検討した。

足関節の背屈運動を等速性筋力評価訓練装置で制御し、下腿三頭筋の伸張を行い、ストレッチング前、ストレッチング中、ストレッチング後の心拍変動スペクトル解析を行った結果、ストレッチング後で HF の増加と LF/HF の減衰、呼吸周期の低下を有意に認め、副交感神経活動の亢進と交感神経活動の減衰の効果が示唆された。また、被験者の気持ちの良さの評価はストレッチング後ではなく、ストレッチング開始直後であったことから、筋への静的ストレッチングがリラクゼーションを誘発することが確認された。

参考文献及び引用文献

- 1) Anderson B: STRETCHING. Shelter publications, California, 1980, pp8-13.
- 2) 伊藤マモル, 中澤史, 朝比奈茂・他: ストレッチングが計算課題遂行数と気分尺度に及ぼす効果. 法政大学体育・スポーツ研究センター紀要, 2011, 29: 19-28.
- 3) Yung P, French P, Leung B: Relaxation training as complementary therapy for mild hypertension control and the implications of evidence-based medicine. Complement Ther Nurs Midwifery, 2001, 7(2): 59-65.
- 4) Yeo S: Prenatal Stretching Exercise and Autonomic Responses. J Nurs Scholarsh, 2010, 42(2): 113-121.
- 5) 北堂真子: 良質な睡眠のための環境づくり. バイオメカニズム学会誌, 2002, 9(4): 194-198.
- 6) 北畠義典, 青木賢宏, 杉本淳・他: 低強度・高頻度の運動プログラムが不眠感を有する女性高齢者の睡眠に及ぼす影響—ランダム化比較試験—. 体力研究, 2010, 108: 8-17.
- 7) Hallegraeff JM, van der Schans CP, de Ruiter R, de Greef MH: Stretching before sleep reduces the frequency and severity of nocturnal leg cramps in older adults: a randomised trial. J Physiother, 2012, 58(1): 17-22.
- 8) Tworoger SS, Yasui Y, Vitiello MV, Schwartz RS, Ulrich CM, Aiello EJ, Irwin ML, Bowen D, Potter JD, McTiernan A: Effects of a yearlong moderate-intensity exercise and a stretching intervention on sleep quality in postmenopausal women. Sleep, 2003; 26(7): 830-836.
- 9) 斉藤剛, 山本健太, 吉岡哲・他: ストレッチによる大脳皮質活動, 心臓自律系活動及び筋末梢循環・代謝反応の変化に及ぼす影響. 体力科学, 1999, 48(6): 862.

- 10) 齊藤剛, 保野孝弘, 宮地元彦 : ストレッチングの生理学大脳皮質・自律神経系活動および全身循環への影響. 運動・物理療法, 2001, 12(1) : 2-9.
- 11) 稲見崇孝, 清水卓也, 馬場礼三 : ストレッチングが自律神経活動, 末梢血管抵抗, 身循環応答に及ぼす影響. 医学と生物学, 2011, 155(9) : 577-587.
- 12) Farinatti PT, Brandão C, Soares PP, Duarte AF : Acute effects of stretching exercise on the heart rate variability in subjects with low flexibility levels. J Strength Cond Res, 2011, 25(6) : 1579-1585.
- 13) Sayers BM : Analysis of heart rate variability. Ergonomics, 1973, 16(1) : 17-32.
- 14) Chess GF, Tam RM, Calaresu FR : Influence of cardiac neural input on rhythmic variations of heart period in the cat. Am J Physiol, 1975, 228(3) : 775-780.
- 15) Akselrod S, Gordon D, Madwed JB, Snidman NC, Shannon DC, Cohen RJ : Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis. Am J Physiol, 1985, 249(4 Pt 2) : H867-H875.
- 16) Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Berger AC, Cohen RJ : Power spectrum analysis of heart rate fluctuation : a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. Science, 1981, 213(4504) : 220-222.
- 17) Saul JP, Berger RD, Chen MH, Cohen RJ : Transfer function analysis of autonomic regulation II. Respiratory sinus arrhythmia. Am J Physiol, 1989, 256(1 Pt 2), : H153-H161.

- 18) Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S :
Cardiovascular neural regulation explored in the
frequency domain. *Circulation*, 1991, 84(2): 482-492.
- 19) Task Force of the European Society of Cardiology the
North American Society of Pacing Electrophysiology :
Heart rate variability : standards of measurement,
physiological interpretation and clinical use.
Circulation, 1996, 93(5): 1043-1065.
- 20) 景山剛, 中村好男 : 呼気ガス分析器のマスク装着による心理的
不安が主観的運動強度と心拍数に与える影響について. *JJCR*,
2013, 18(1) : 94-98.
- 21) V WRIGHT, R J JOHNS : Quantitative and qualitative
analysis of joint stiffness in normal subjects and in
patients with connective tissue diseases. *Annals of the
Rheumatic Diseases* , 1961, 20: 36-46.
- 22) Nordez A, Casari P, Cornu C : Effects of stretching
velocity on passive resistance developed by the knee
musculo-articular complex: contributions of frictional
and viscoelastic behaviours. *Eur J Appl Physiol*, 2008,
103(2): 243-250.
- 23) Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, Jones DA. :
The acute effect of stretching on the passive stiffness
of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol*,
2008, 586(1): 97-106.
- 24) Goso Y, Asanoi H, Ishise H, Kameyama T, Hirai T, Nozawa
T, Takashima S, Umeno K, Inoue H. : Respiratory
modulation of muscle sympathetic nerve activity in
patients with chronic heart failure. *Circulation*, 2001,
104(4): 418-423.

25) Khattab K, Khattab AA, Ortak J, Richardt G, Bonnemeier H: Iyengar yoga increases cardiac parasympathetic nervous modulation among healthy yoga practitioners. Evid Based Complement Alternat Med, 2007, 4(4): 511-517.

第3章

モータ制御の駆動による下腿三頭筋
に対する静的ストレッチ時の
心拍変動の時間周波数解析

3.1 はじめに

筋の機械受容器に関する生理学的研究で、Murata ら¹⁾は無麻酔の除脳ネコを使って下腿三頭筋の伸展開始と同時に心臓交感神経活動の一過性の増加と心臓迷走神経活動の減衰を記録し、機械受容器の求心性神経が心臓自律神経系を制御していることを発見した。この反射は動脈圧反射に関係した頸動脈神経の除神経でも機能することが示されている。Yamamoto ら²⁾は、麻酔下のイエウサギの機械受容器の伸展が動脈圧反射弓の血圧の閾値をリセッティングし、心臓交感神経の活動をよく反映する腎交感神経活動の亢進による 93 から 109 mmHg の血圧の昇圧と迷走神経活動の減衰を報告している。一方、Cui ら³⁾はヒトの筋交感神経活動 (Muscle Sympathetic Nerve Activity: 以下, MSNA) において、筋の伸張により一過性の極めて弱い交感神経活動の亢進を記録し、軽い運動への寄与を示唆している。また、Gladwell ら⁴⁾はヒトの下腿三頭筋の他動的ストレッチングの実験で、ストレッチングによって心拍数が増加するが、血圧の有意な上昇を認めないことから、心拍数の増加は副交感神経活動の抑制によるものと示唆している。

前章で、下腿三頭筋の静的ストレッチング (static stretching) がストレッチング終了後に副交感神経活動の指標である心拍変動の心拍変動高周波数帯域成分 (high frequency component: 以下, HF) の呼吸性成分の揺らぎを増加させ、交感神経活動の指標である心拍変動低周波数帯域成分 (low frequency component: 以下, LF) と HF の比 (以下, LF/HF) を減衰させる事実を示した⁵⁾。また、ストレッチング中 10 分間の HF, LF/HF, 心拍数の平均値は、ストレッチング前と比較して有意差を認めなかったが、筋の伸張による気持ちが良いという感覚は静的ストレッチング直後より確認された。静的ストレッチング中のこれらの研究結果と上述の従来の研究結果の間には明らかな乖離がある。そこで本研究では、被験者 7 名に対して 10 分間の下腿三頭筋の静的ストレッチ

ングを行った際の心拍数の加算平均，血圧，時間周波数スペクトルの解析を行い，静的ストレッチングのリラクゼーション効果を検証した。

3.2 方法

3.2.1 対象

健常な成人男子7名を被験者とした。年齢，身長，体重の平均±標準偏差は，それぞれ 23.2 ± 2.3 歳， 173.4 ± 3.5 cm， 66.5 ± 8.1 kgであった。本研究は信州大学のヒトを対象とした研究に関する倫理委員会で審査を受け，承認された上で実施した（承認番号第24番）。実験前に個人情報の保護および実験の目的と手順等について被験者に口頭および文面で丁寧に説明し，承諾書に署名捺印を得て，実験を実施した。特に被験者の実験に対する心理的不安感をなくすため，実験手順に沿って簡単な実験のリハーサルを事前に実施した。なお，被験者には実験の前日に強い精神的身体的ストレスを負わないこと，睡眠を十分取ることを指示した。また，実験前2時間の食事，アルコール，カフェインを摂取しないよう指示した。

3.2.2 測定方法

ストレッチング課題プロトコールと測定方法，および主要な実験データの記録方法は，第3章で述べた方法と同様に行った(図3-1)。

また，本研究では血圧計（フィナプレスメディカルシステム，連続血圧・血行動態測定ポータブルシステム PORTAPRES）を用いて収縮期血圧，拡張期血圧を測定し，他の測定項目と合わせ自律神経活動について検討した。

3.2.3 解析方法

心電計から得られた心拍データを時間周波数解析した結果から HF を求め，先行研究⁶⁾に従い $0.15 - 0.5$ Hz の高周波帯域の HF は，副交感神経のブロッカーであるアトロピンで消失することから副交感神経活動の指標とした。時間周波数解析は，ストレッチング開始200秒前からストレッチング終了後の300秒後までの間の2 Hzで補間した心拍データを離散ガボール変換による時間周波数解析

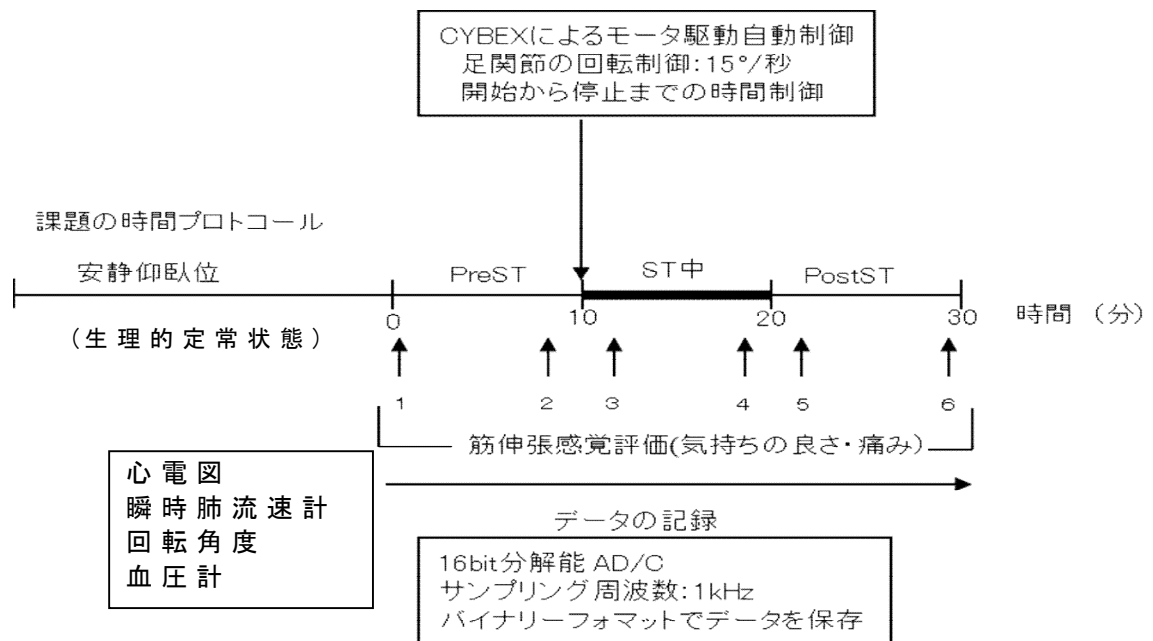


図 3 - 1 測定のプロトコールと方法

(GNU General Public License (version 3.0) の LTFAT(version 1.2.0))⁷⁾をオクターブ(version 3.6.4)上で実施した。解析の時間と周波数軸の分解能を規定の 600×800 に設定した。時間周波数解析結果から、PreST、ST 中、PostST のデータから抽出して採用した時間における 0.2 Hz から 0.4 Hz の呼吸性心拍変動のスペクトルの HF のピーク値を採集した。PreST、ST 中、PostST のデータから抽出して採用する時間は、時間周波数解析結果を分析して決定した。また、瞬時換気流速計から得られたデータから呼吸数を求め、血圧の値とともに交感神経活動、副交感神経活動の指標とした。

心拍数、血圧、HF について PreST、ST 中、PostST での差を検討するために統計解析は、反復測定による分散分析を行い、有意差を認めた場合には Turkey 法を用い多重比較を行った。ストレッチ感は ST 中と PostST を比較するため、対応のある t 検定を用いた。これらの統計解析は SPSS(PASW Statistics18.0)を用い、統計的有意水準は 5%未満とした。

3.3 結果

被験者 7 名のストレッチング開始から 400 秒までの平均心拍数を図 3-2 に示す。

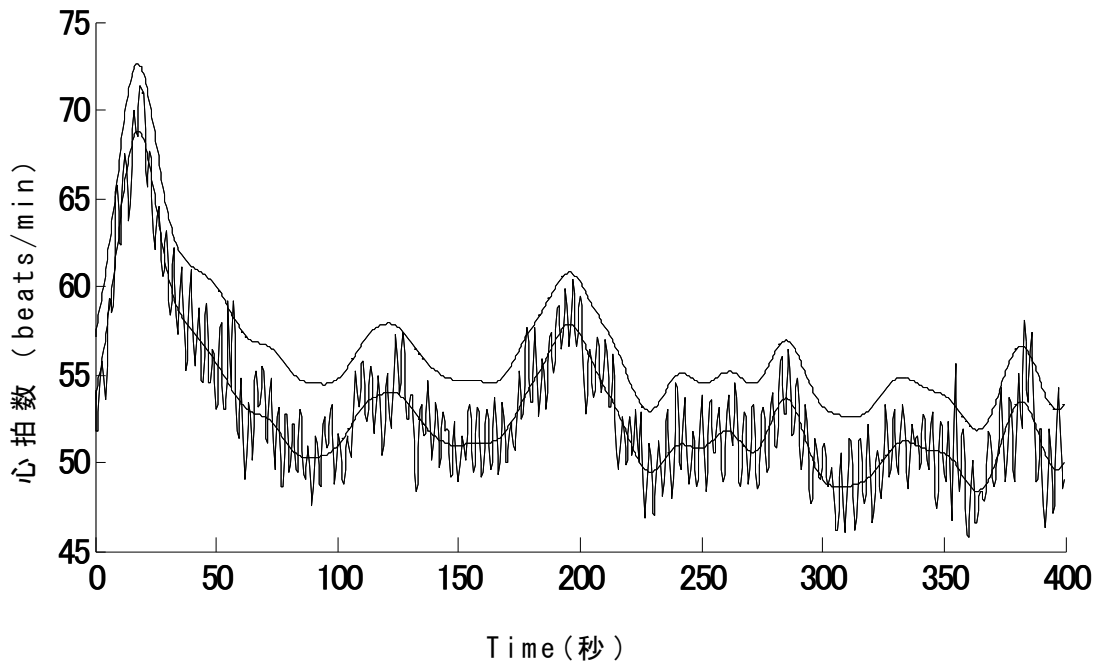


図 3-2 ST 中における平均心拍数の時間経過

0 秒のストレッチングの開始から 400 秒後まで心拍数をプロットしている。上側の線は標準誤差のプラス側を示す。

平均心拍数はストレッチング開始直後(0 秒)が 57 beats/min から増え、開始後約 20 秒でピークの 72 beats/min となったのち、100 秒近くまで減少し、その後はいくつかの増減を繰り返す傾向であった。そこで、静的ストレッチング開始からピークを含むひとつ目の増減に要した 100 秒を基準として、静的ストレッチング前の 100 秒(以下、PreST100)、静的ストレッチング中の 100 秒(以下、ST 中 100)、および静的ストレッチング終了後の 100 秒(以下、PostST100)を各 10 分間のデータから抽出して比較するデータとし

て採用することとした。

PreST(200 秒), ST 中(600 秒), PostST(300 秒)の 2 Hz で補間した心拍数の時間経過とその時間周波数解析によるパワースペクトルを図 3-3 に示す。

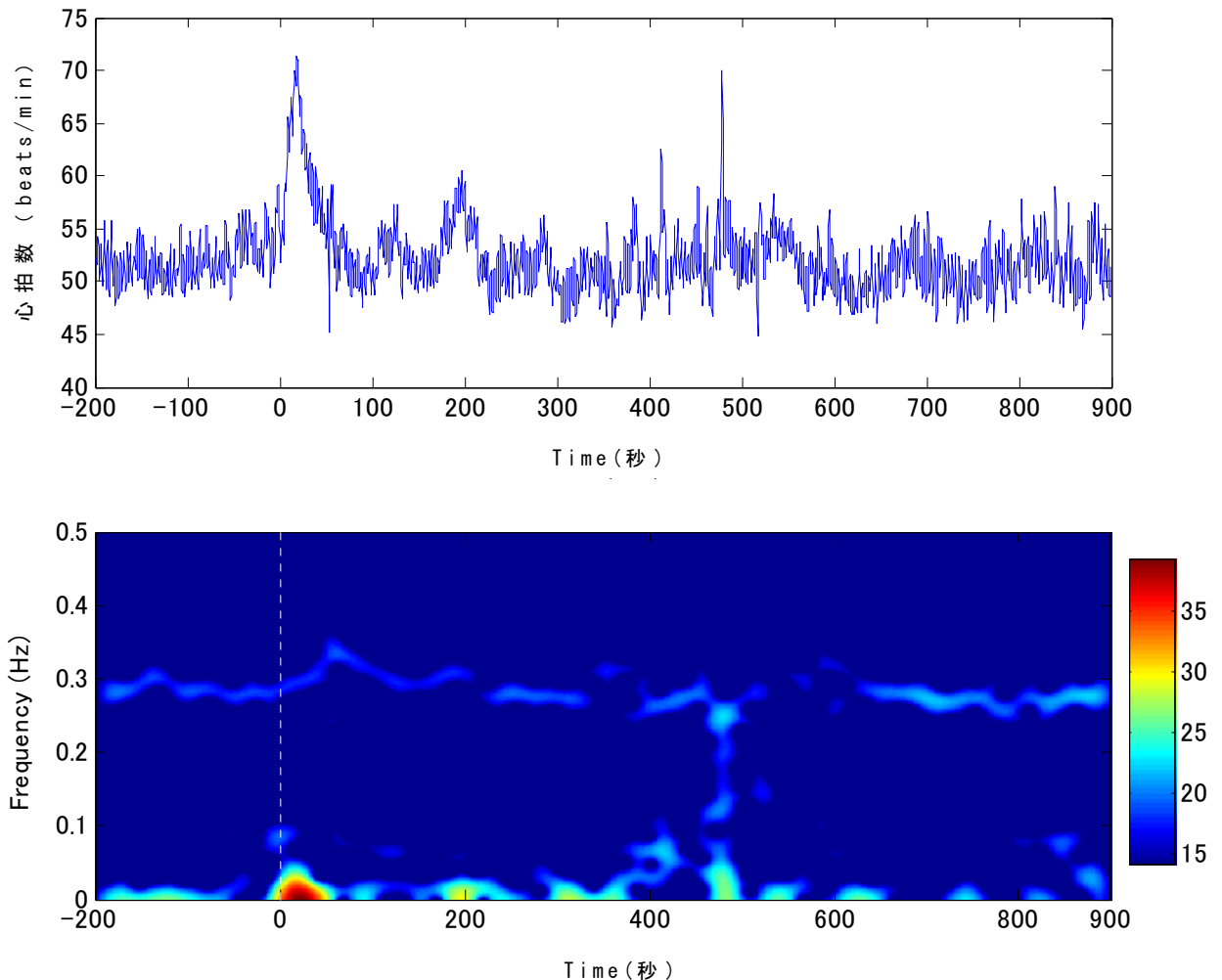


図 3-3 心拍数の時間経過と時間周波数解析代表例

上段：心拍数の時間経過

下段：上段に示した心拍変動の時間周波数スペクトル

0 秒(下段：白の破線)：筋ストレッチングの開始

負の時間：ストレッチング前

0-600 秒：筋ストレッチングの維持

601 秒：筋ストレッチングの終了

上段の図では 0 秒のストレッチング開始で心拍数は急速に上昇し、約 100 秒で元の位置に戻ることが観察された。この心拍の上昇と下降期で心拍変動の振幅は極めて低かった。700-900 秒では振幅は増加して見えた。下段で直流成分と分離された 0.01 Hz 付近でスペクトルの増強が見られた。呼吸性心拍変動のスペクトルである HF は 0.3 Hz 前後に観察され、ストレッチング開始直後ではパワーは低く、ストレッチングの終了後ではパワーが増大していた。

PreST100, ST 中 100, PostST100 におけるピーク心拍数の平均値は、 67.5 ± 3.9 beats/min, 73.9 ± 2.8 beats/min, 67.8 ± 3.7 beats/min (平均±標準誤差)であった(図 3-4)。PreST100, ST 中 100, PostST100 におけるピーク心拍数について反復測定分散分析にて有意差を認めたため、Turkey 法を用い多重比較を行った。その結果、ST 中 100 は PreST100 と PostST100 に比較して有意な増加を示した($p < 0.05$)。

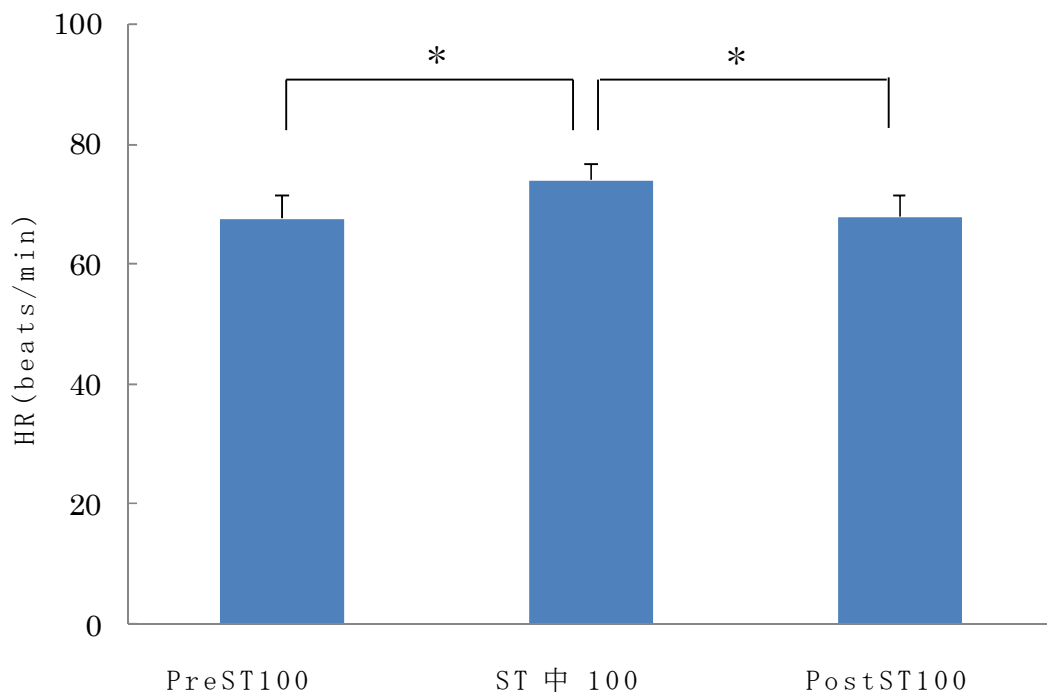


図 3-4 PreST100, ST 中 100, PostST100 の平均ピーク心拍数

*: $P < 0.05$

PreST100, ST 中 100, PostST100 における収縮期と拡張期のピーク血圧の平均値を図 3-5 に示す. PreST100, ST 中 100, PostST100 における収縮期のピーク血圧の平均値は 117.9 ± 3.5 mmHg, 119.7 ± 3.7 mmHg, 118.3 ± 3.6 mmHg (平均 \pm 標準誤差)であった. これらの間に有意差は認められなかった. PreST100, ST 中 100, PostST100 における拡張期のピーク血圧の平均値は 60.3 ± 2.1 mmHg, 65.9 ± 2.0 mmHg, 61.5 ± 2.2 mmHg (平均 \pm 標準誤差)であった. PreST100, ST 中 100, PostST100 における拡張期のピーク血圧について反復測定分散分析にて有意差を認めたため, Turkey 法を用い多重比較を行った. その結果, ST 中 100 と PreST100 および PostST100 の間に有意差が認められた.

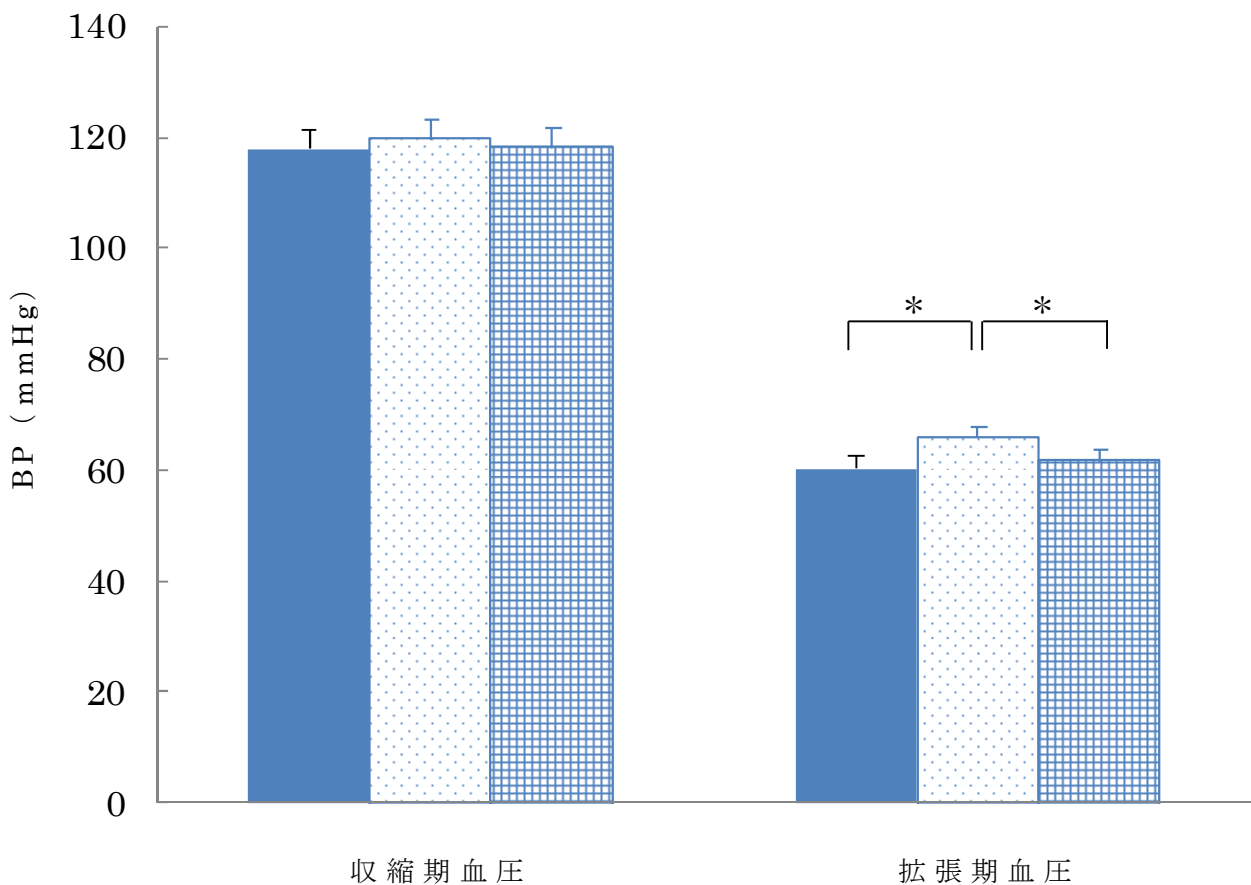


図 3-5 PreST100, ST 中 100, PostST100 におけるピーク血圧値

*: $P < 0.05$

■ PreST100, □ ST 中 100, ▨ PostST10

時間周波数解析から求めた PreST100, ST 中 100, PostST100 におけるピーク HF の平均値は $21.37 \pm 1.54 \text{ beats}^2/\text{Hz}$, $19.04 \pm 1.39 \text{ beats}^2/\text{Hz}$, $21.59 \pm 1.38 \text{ beats}^2/\text{Hz}$ (平均 \pm 標準誤差) であった (図 3-6). PreST100, ST 中 100, PostST100 におけるピーク HF について反復測定分散分析にて有意差を認めたため, Turkey 法を用い多重比較を行った. その結果, ST 中 100 は PreST100, PostST100 と比較して有意な減衰を示した ($p < 0.05$).

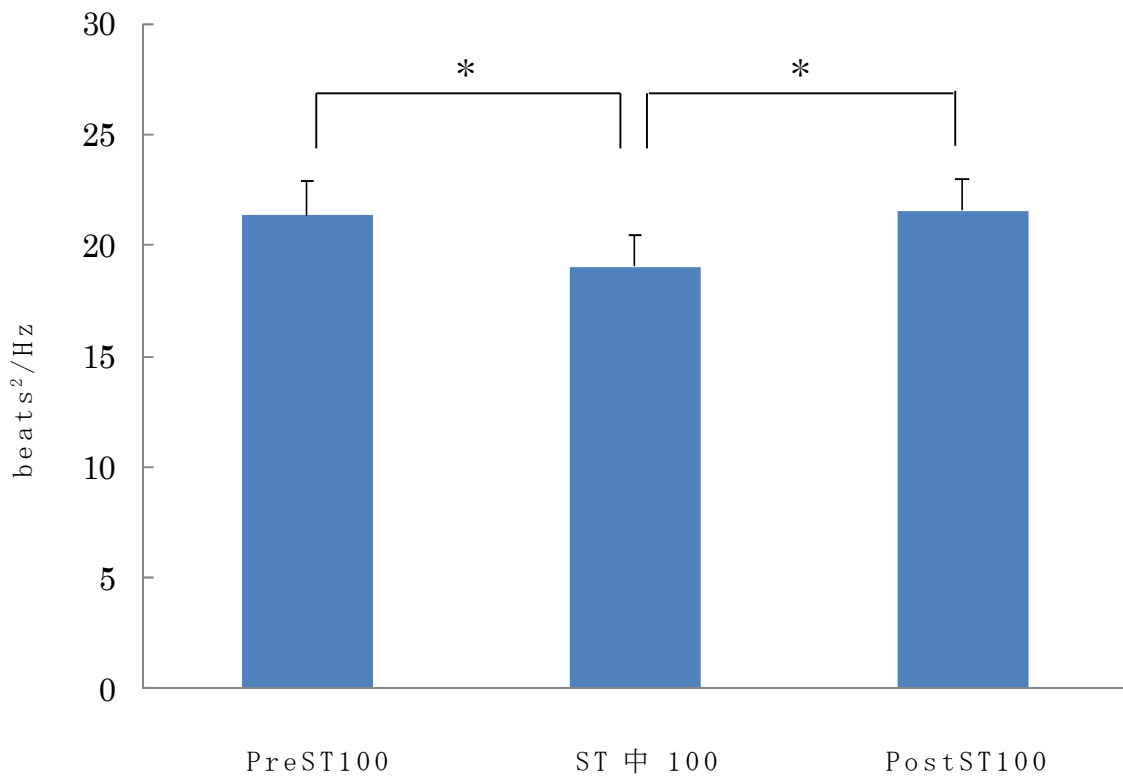


図 3-6 PreST100, ST 中 100, PostST100 の平均ピーク HF

*: $P < 0.05$

ST 中 100, PostST100 のストレッチングに対する気持ちの良さの評価の平均値はそれぞれ 3.8 ± 0.6 , 3.0 ± 0.8 であった. 両群間に有意差は認められなかったが, 7 名全員が気持ち良いと回答した. 痛みの訴えは皆無であった.

3.4 考察

本研究の主な発見は下腿三頭筋のストレッチング直後に収縮期血圧の有意な変化なしに心拍数が一時的に増加したこと，この時に副交感神経活動を反映する HF が減衰したこと (Vagolytic activity) である．これらの結果は Gladwell ら⁴⁾のヒトを対象とした下腿三頭筋のストレッチングの実験結果とよく一致する．心臓への交感神経に依存しないで副交感神経活動の減衰のみで心拍数が増加することが安静時，軽運動時の薬理的研究で示されている^{4,9)}．Yamamoto ら²⁾は筋機械受容器の伸展が動脈圧反射の閾値を高いところにシフトさせる動作点から閉ループにおける血圧調整のリセッティングを示している．Murata ら¹⁾は下腿三頭筋の他動的ストレッチングによる筋機械受容器の伸展が，頸動脈圧受容器に影響されずに持続的な心臓副交感神経活動，一過性の交感神経活動を引き起こすことを示している．本研究でも ST100 で収縮期血圧の有意な上昇は認められず，拡張期の血圧の上昇はわずかであることから，ストレッチング直後の心拍数の急激な増加に対する交感神経活動の関与はわずかと推測される．また，同時期に副交感神経活動の指標である HF が有意な減衰が認められた．したがって，本研究における筋ストレッチングによる心拍数の増加は，交感神経活動の増加によるものではなく，副交感神経活動の減衰によるものと示唆される．

筋運動の開始時に，筋の血管は拡張し血圧が低下するので，心拍の上昇はそれを補うとされている．臨床的分野では筋のストレッチングが心拍数を一過性に上昇させる事実は，特に心疾患，高血圧の患者に関わる場合に，知識として身につけておく必要があると考える．

本研究では被験者がこの心拍数の一過性の加速期に気持ちが良いと返答した．今回の副交感神経の減衰期に一致した気持ちの良さ，リラクセーションは従来の研究によるリラクセーションあるいはヒーリング効果の機序とは異なり，筋の伸張による気持ちの良さが末

梢あるいは中枢性に動脈圧受容器をリセット²⁾させる可能性が考えられた。さらなる詳細な研究が必要と考える。

最近、Nelson ら¹⁰⁾は静的ストレッチングが身体的パフォーマンスの低下をもたらすと報告している。本研究の副交感神経活動の減衰はすくなくとも100秒は持続していることを考慮すると、運動直前に強い筋のストレッチングが実際にどのような効果をもたらすのか今後の研究が必要と考える。

3.5 まとめ

前章では，心拍変動のスペクトル解析から下腿三頭筋の10分間の静的ストレッチング後にHFの増加とLF/HFの減衰，呼吸周期の低下を有意に認め，副交感神経活動の亢進と交感神経活動の減衰から静的ストレッチングがリラクセーションをもたらすことを示唆した．しかし，ストレッチング直後より確認されている筋の伸張による気持ちが良い感覚を引き起こすと考えられる副交感神経活動の亢進と交感神経活動の減衰は認められず，静的ストレッチング中のリラクセーション効果と自律神経活動との関係について明らかにすることが出来なかった．

本章では，前章の課題であったストレッチング中の自律神経活動を明らかにする目的で，心拍変動の時間周波数解析とピーク心拍数，ピーク血圧の経時的変化を解析し検討を行った．その結果，ストレッチングの開始直後に収縮血圧の昇圧なしに平均心拍数は一過性に有意な増加を示し，ストレッチング前の安静時の心拍数に戻るまでに約100秒間必要であった．この時期に呼吸性心拍変動HFは有意に減少したことより，ストレッチング直後には交感神経活動の亢進が副交感神経活動の減衰により引き起こされることが示唆された．このストレッチ直後より生じる一過性の心拍変動時に気持ちが良い感覚を認知していることから，静的ストレッチング中のリラクセーション効果は，筋の伸張による気持ちの良さが末梢あるいは中枢性に動脈圧受容器をリセット²⁾させることにより引き起こされる可能性が考えられた．今後さらなる詳細な研究が必要と考える．

また，副交感神経活動の減衰は，すくなくとも100秒は持続していることを考慮すると，静的ストレッチングと身体的パフォーマンスの低下の関係について今後の研究が必要と考える．

参考文献及び引用文献

- 1) Murata J, Matsukawa K: Cardiac vagal and sympathetic efferent discharges are differentially modified by stretch of skeletal muscle. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2001, 280(1): H237-H245.
- 2) Yamamoto K, Kawada T, Kamiya A, Takaki H, Miyamoto T, Sugimachi M, Sunagawa K : Muscle mechanoreflex induces the pressor response by resetting the arterial baroreflex neural arc : *Am J Physiol Heart Circ Physiol* , 2004, 286(4): H1382-H1388.
- 3) Cui J, Blaha C, Moradkhan R, Gray KS, Sinoway LI: Muscle sympathetic nerve activity response to dynamic passive muscle stretch in humans: *J Physiol*, 2006, 576(2): 625-634.
- 4) Gladwell VF, Fletcher J, Patel N, et al. : The influence of small fibre muscle mechanoreceptors on the cardiac vagus in humans. *J Physiol*, 2005, 567(2):713-721.
- 5) 酒井吉仁, 梅野克身, 荻島久裕, 辻政彦, 上條正義 : モータ制御の駆動による下腿三頭筋に対する静的ストレッチのリラクセーション効果(第1報)ーストレッチ後の主観的気持ち良さと自律神経機能ー. *理学療法科学*, 2014, 29(3). 掲載予定
- 6) Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology : Heart rate variability : standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*, 1996, 93(5): 1043-1065.
- 7) Søndergaard PL, Torr sani B, Balazs P : The Linear Time-Frequency Analysis Toolbox. *International Journal of Wavelets, Multiresolution Analysis and Information Processing*, 2011, 10(4), 1250032.

- 8) 景山剛, 中村好男 : 呼気ガス分析器のマスク装着による心理的不安が主観的運動強度と心拍数に与える影響について. JJCR, 2013, 18(1) : 94-98.
- 9) Robinson BF, Epstein SE, Beiser GD, Braunwald E: Control of heart rate by the autonomic nervous system. Studies in man on the interrelation between baroreceptor mechanisms and exercise. Circulation Research, 1966, 19: 400-411.
- 10) Nelson AG, Driscoll NM, Landin DK, Young MA, Schexnayder IC : Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. J Sports Sci, 2005, 23(5): 449-454.

第4章

静的ストレッチにおける
リラクゼーションをもたらす
伸張感性と筋ステイフネスの関係

4.1 はじめに

我々は，モータ駆動により制御された静的ストレッチング（static stretching）が，ストレッチング後に副交感神経活動を増加させ，交感神経活動を抑制することによりリラクセーション効果をもたらすことを報告した¹⁾．さらに，静的ストレッチングの開始直後には，筋の伸張の気持ち良さの認知と副交感神経活動の減衰による心拍数の著しい一過性の増加が認められること．筋の伸張による気持ちの良さが中枢性に作用し，リラクセーション効果をもたらす可能性を報告した²⁾．しかしながら，リラクセーションを考慮した静的ストレッチング時に，気持ちの良い感覚を得るための至適関節角度と筋の伸張力，および筋腱の長さ変化の研究は我々の知る限り見あたらない．臨床において理学療法士が徒手で他動的に静的ストレッチングを行う場合には，患者の筋の伸張感覚を聴き，自らの徒手で感じる筋の伸張感覚と合わせて，過度の筋の伸張による痛み，防御的筋収縮，損傷を引き起こさないように注意している．リラクセーションを与えられるような静的ストレッチングの至適関節角度や筋の伸張力，筋腱ユニット（Muscle and Tendon Unit:以下，MTU）の構造状態を知ることが，静的ストレッチングによるリラクセーションの効果を高めるだけでなく，静的ストレッチング施行の時間効率，傷害の予防等の見地からも重要と考えられる．

これまでストレッチングの効果の一つである筋腱組織などの柔軟性向上の効果指標には関節可動範囲（Range of Motion: ROM）測定が用いられてきた^{3,4,5,6)}．しかし，ROM測定を筋腱組織の柔軟性の効果として評価の指標とするには，関節運動時の痛みや侵害刺激に対する心理的な慣れなどが影響を与える^{7,8,9,10)}と指摘されている．近年，運動中の超音波画像診断装置の画像解析により，ある力で伸張された筋腱の移動距離が実時間で容易に測定可能となり，MTUの筋，腱組織毎にスティフネスを知ることが出来るようになった^{11,12,13,14)}．スティフネスは物体にかかる外力を物体の変形量で除

算し求められ，ステイフネス値が大きいほど物体の剛性が高い，すなわち硬いことを意味し，逆にこの値が小さいほど柔らかいことを意味する．

本研究の目的は，下腿三頭筋の静的ストレッチングに対するリラクゼーションをもたらす気持ちの良い感覚とそれに対する関節角度，筋の伸張力，MTU のステイフネスの関係を調べる事である．また，その時の MTU の構造的物理量の変化について検証することを目的とした．

今回，健常人を対象に，筋の 3 種類の異なる伸張感覚（筋の初めての伸張感，気持ちが良い伸張感，筋にわずかの痛みを伴った伸張感）での静的ストレッチングを行った．ハンドヘルドダイナモメーター（Hand Held Dynamometer；HHD）を装着した理学療法士が，足関節を他動的に背屈させた時の外力と超音波画像より計測した腓腹筋（図 4-1）の MTU の構造変化から求めた MTU のステイフネスに対応する筋の伸張感覚の関係から，リラクゼーションへの静的ストレッチングの効果や臨床への応用を検討した．

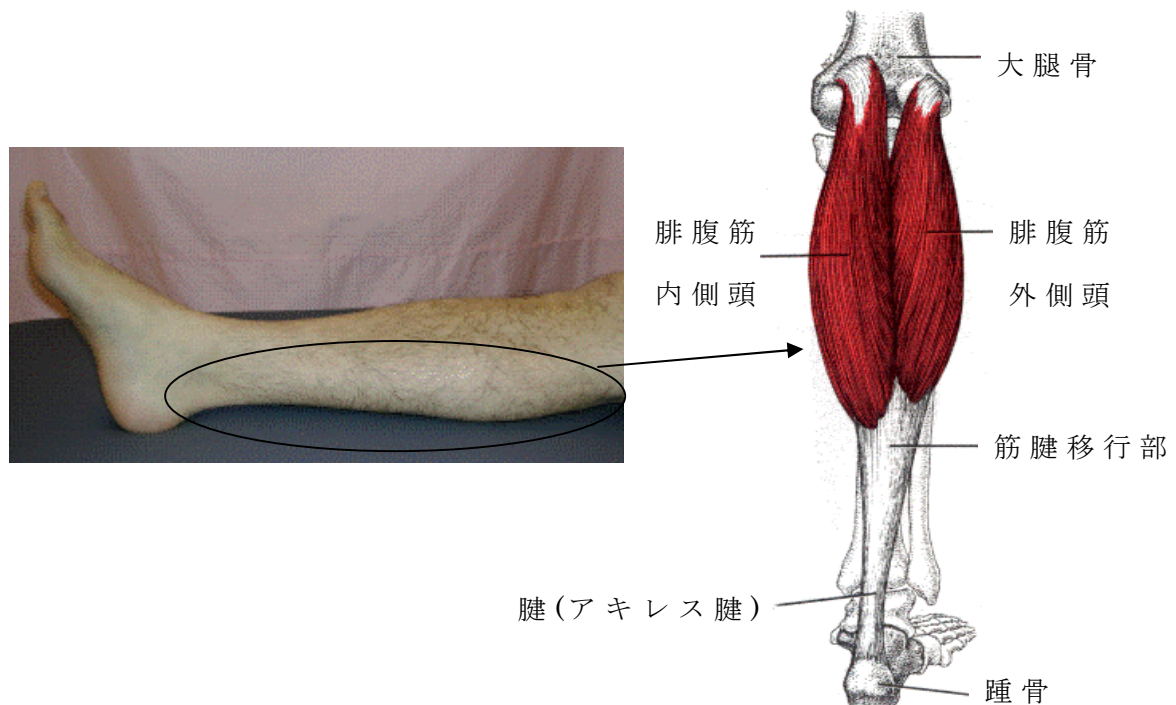


図 4-1 腓腹筋

4.2 方法

4.2.1 対象

健常な成人男子11名を被験者とした(平均年齢 20.0 ± 1.3 歳)。静的ストレッチを行う検者は、臨床経験3年の理学療法士1名とした。本研究は信州大学のヒトを対象とした研究に関する倫理委員会承認番号第24番を得て行った。実験を実施する前に、個人情報の保護および本実験の目的と手順等について被験者に口頭、文面で説明し、承諾書に署名捺印を得た。被験者の実験に対する心理的不安感をなくすため、実験手順に沿って簡単な実験リハーサルを実施した。なお、被験者には実験の前日に強い精神的身体的ストレスを負わないこと、睡眠を十分取ることを指示した。

4.2.2 測定方法

本実験は、室温 $26 \pm 1.5^{\circ}\text{C}$ 、湿度 30-50% に設定した実験実習室の環境で、2008年5月から9月の期間中に実施した。

測定方法を図4-2に示す。被験者は、実験についての説明とリハーサルを受けた後、なるべく身体の生理的定常状態を保つよう、仰臥位で20分間安静を保持した。

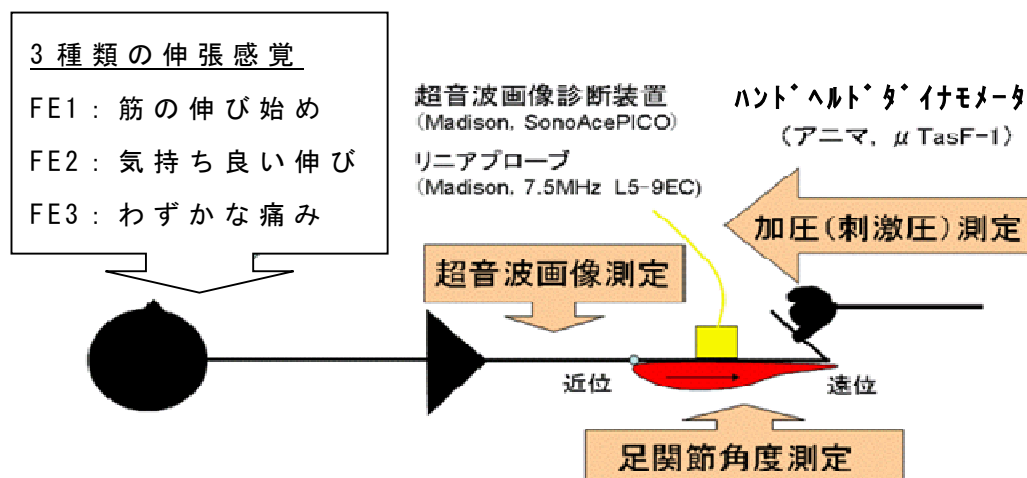


図4-2 測定方法

静的ストレッチによる筋の 3 種類の異なる伸張感覚を設定し、それらの伸張位置における足関節背屈角度、筋の徒手伸張に要した加圧力（以下、加圧力）を測定した。また、超音波画像診断装置を用いて筋束長および Muscle Tendon Junction 移動距離（以下、MTJ 移動距離）を求め、さらに足関節背屈角度と加圧力から MTU スティフネス、加圧力と MTJ 移動距離から MTU スティフネスの構成要因としての筋スティフネスを算出した。なお、測定にあたり、静的ストレッチ前の安静時における足関節背屈角度、および筋束長を求めた。

ストレッチは足関節を筋収縮のない底屈位を開始位置とし、筋伸張による 3 種類の下腿三頭筋の感覚、1)筋の初めての伸張感 (FE1)、2)気持ちの良い伸張感 (FE2)、3)筋にわずかの痛みを伴った伸張感 (FE3)の 3 点の伸張感覚点で、それぞれの足関節角度を保持した。これら 3 種類の伸張感覚はランダムに選択し、それぞれ 1 分間行い、前後 20 分間は被験者を安静仰臥位の姿勢を保持させた。ストレッチの速度は、伸張反射を引き起こさないよう角速度 $5^{\circ}/\text{sec}$ 程度で一定になるように事前に検者は練習を行った。

足関節背屈角度は、それぞれの伸張感覚で保持された下腿と足部をデジタルカメラで撮影し、マーキングしてあった腓骨頭と外果を結んだ線と第 5 中足骨底と第 5 中足骨頭を結んだ線の角度を計測し、 90 度を減じた値を採用した (図 4-3)。

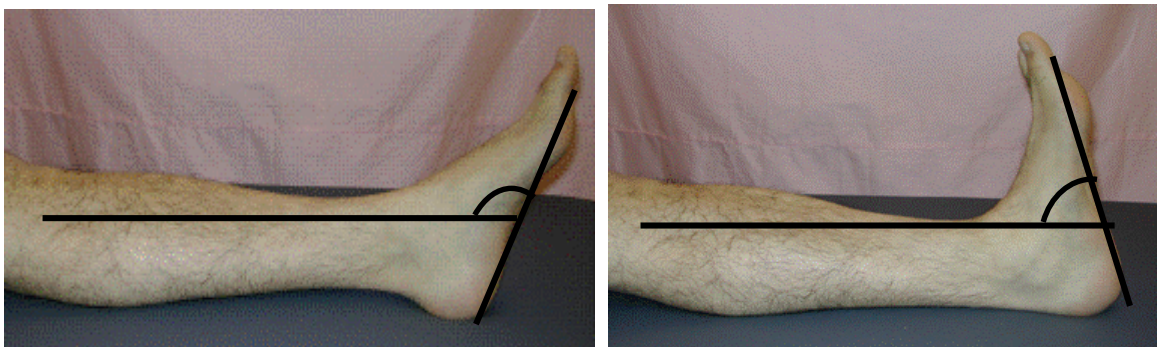
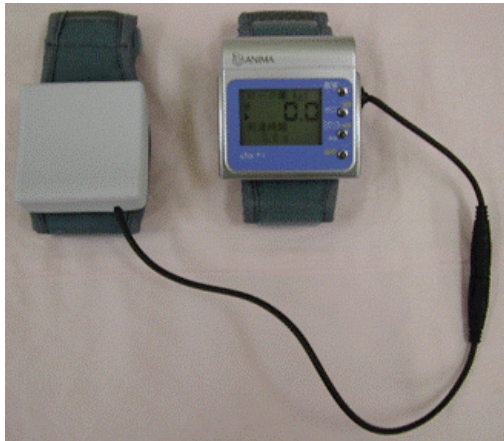


図 4-3 足関節の角度測定

加圧力は、まず手掌面に HHD（アニマ社製， μ Tasf-1）（図 4-4）を装着後，ベッドにベルトで固定した被験者の足底面に平行に接触させた．次に被験者の足関節を背屈方向に動かすように加圧を加え，下腿三頭筋のストレッチを行った（図 4-5）．



方式：ワイヤーストレインゲージ方式
計測範囲：0～100kgf
最小計測荷重：0.1kgf
センサー寸法：56(W)×56(D)×20(H)mm
出力表示：ピーク値，ピーク到達時間

図 4-4 ハンドヘルドダイナモメーター（アニマ， μ TasF-1）



図 4-5 加圧強度測定

静的ストレッチによる筋の3種類の異なる伸張感覚での構造的物理量として、筋束長およびMTJ移動距離について超音波画像診断装置(Madison, sonoAcePICO) (図4-6)を用いて測定した。超音波画像診断装置のプローブ(Madison, リニアプローブ 7.5MHz L5-9EC)はBモードに設定した。筋束の測定部位は腓骨頭から外果を結ぶ直線の近位1/3の高さの腓腹筋内側頭筋腹部とした。



図4-6 超音波画像診断装置 (Madison, SonoAcePICO)

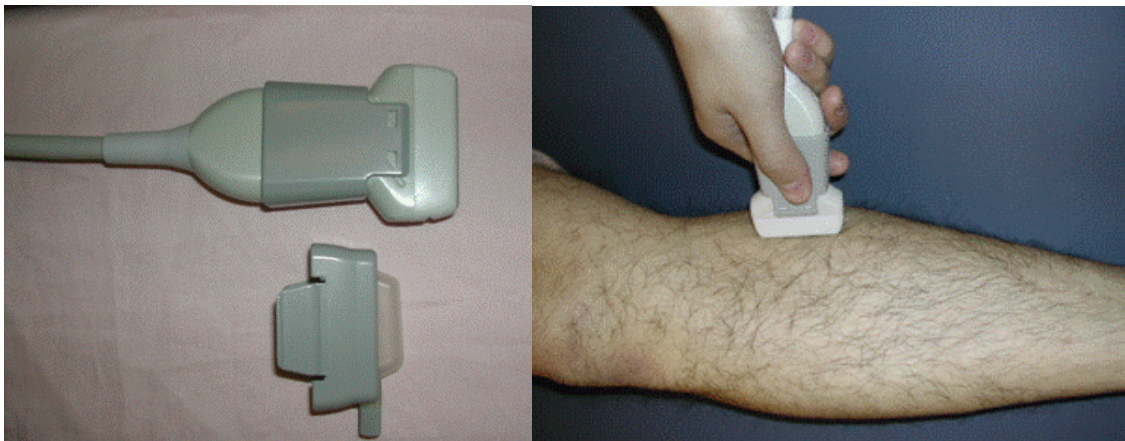


図4-7 リニアプローブ (Madison, 7.5MHz L5-9EC) と計測場面
腓腹筋内側頭筋腹と腓腹筋内側頭のMTJ上の皮膚に超音波用ゼリーを塗り、その上にプローブを圧着し、画像の状態を確認しながら記録した (図4-7)。

4.2.3 解析方法

加圧力はストレッチング中に HHD で計測した力の最大値にモーメントアームを乗算して求めた。モーメントアームは外果から HHD のセンサー中央までの距離を計測した。

MTU のステイフネスは、Kubo¹³⁾らの報告を参考に、静的ストレッチング時の加圧力を足関節背屈角度で除算して求め、関節運動時に抵抗する筋と腱、および関節包や靭帯、皮膚などの組織全ての粘弾性を表す指標とした。

MTJ の移動距離は、Maganaris¹⁵⁾らの方法に従い、リニアプローブに貼り付けた音響反射マーカ―を基準点として、静的ストレッチング開始前と後の筋腱移行部の移動距離を画像処理ソフトウェア (DARTFISH) を用いて計測した (図 4-8)。

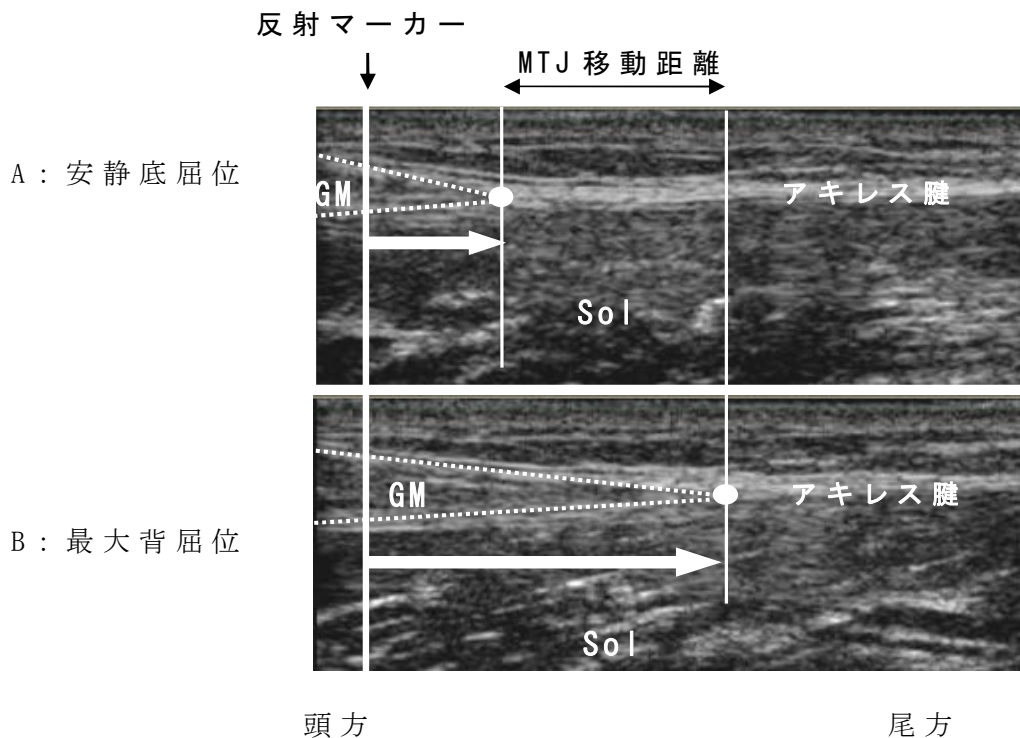


図 4-8 MTJ の移動距離の計測

(A: 静的ストレッチング開始前の MTJ 画像, B: 静的ストレッチング中の MTJ 画像) GM: 腓腹筋, Sol: ヒラメ筋

反射マーカ―から MTJ までの距離を計測し、A から B に MTJ が移動した距離を計算した。

筋束長は，Abellanedá¹⁶⁾らの方法で上述の各感覚閾値時の筋束長を計測した(図 4-9)．そして，筋のスティフネスは，Morse¹²⁾らの方法に従い，静的ストレッチング時の加圧力を MTJ 移動距離で除算して求め，羽状筋である腓腹筋の筋束と表層腱膜，深層腱膜の粘弾性を表す指標とした．

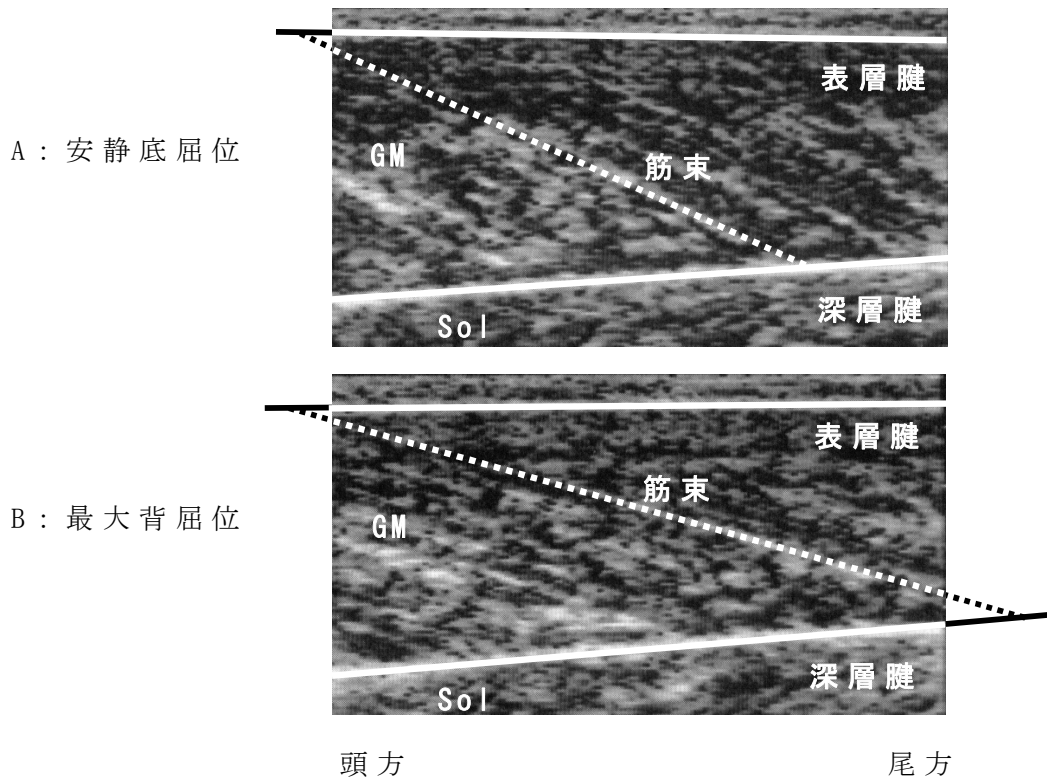


図 4-9 筋束長の計測

(A: 静的ストレッチング開始前の筋束長，B: ストレッチング中の筋束長画像) GM: 腓腹筋，Sol: ヒラメ筋
表層腱膜から深層腱膜までの筋束長を計測した．

足関節背屈角度，加圧力，MTU スティフネス（および筋スティフネス），MTU の構造的物理量（筋束長，MTJ 移動距離）について，3 つの伸張感覚時点の値を比較した．ただし，足関節背屈角度と筋束長は，安静時の値を含めた 4 つの値を比較した．なお，比較にあた

り，防御的な筋収縮活動の有無を筋束長の短縮で判断し，静的ストレッチング中に筋束長の短縮が観察された被験者は SM 群とし，観察されなかった NSM 群との間で各測定値について比較した．

また，検者が判断した伸張感覚を検討するために，被験者の十分な休息後，検者が徒手的に静的ストレッチングを施行している時に認知する，FE1，FE2，FE3 の 3 点の伸張感覚点で，それぞれの足関節角度を保持し，その時の加圧力を測定し記録した．この時に被験者の表情が検者から見えないように，天井より吊したカーテンでブラインドした．そして，被験者が感じた 3 点の伸張感覚点における加圧力と，検者が判断した 3 点の伸張感覚点の加圧力を比較した．さらに，静的ストレッチング時の加圧について検者内再現性を検討するために，加圧力は同一検者が 1 時間の間隔を空け 2 回測定した．

統計的解析方法としては，SM 群と NSM 群の差について対応のない t 検定を用いた．静的ストレッチング時の被験者の 3 種類の伸張感覚時における加圧力，MJT 移動距離，MTU スティフネス，筋スティフネスの差，および安静時を加えた 4 つの時期における関節角度，筋束長の差について反復測定分散分析を行い，有意差を認めた場合には Turkey 法を用い多重比較を行った．3 種類の伸張感覚時における検者と被験者の加圧力の差について対応ある t 検定を用いた．3 種類の伸張感覚時における加圧力の検者内再現性について級内相関係数（Intraclass correlation co-efficients，以下 ICC）ICC(1.1)を用いた．統計解析は SPSS(PASW Statistics18.0)を用い，統計的有意水準は 5%未満とした．

4.3 結果

表 4-1 各伸張感覚点での足関節角度，加圧強度および筋腱ユニットの構造的物理量の変化

項目	群	Rest	FE1	FE2	FE3	
足関節背屈角度(°)	SM	-32.0±0.9	-4.4±0.9	13.0±1.5	22.4±1.1	*1
	NSM	-34.2±3.1	-3.0±2.6	14.5±2.4	23.2±1.9	*1
加圧力(Nm)	SM		25.4±1.8	52.2±1.5	† 60.1±0.7	† *1
	NSM		25.1±2.2	43.1±3.1	51.8±2.7	*1
MTU のステイフネス (Nm/°)	SM		0.9±0.1	1.2±0.1	1.1±0.1	† *2
	NSM		0.9±0.1	0.9±0.1	0.9±0.1	
筋束長(mm)	SM	41.1±2.1	56.2±2.8	73.6±1.5	† 64.5±2.1	† *1
	NSM	43.7±2.0	60.2±2.1	67.4±1.9	73.2±2.5	*1
MJT 移動距離(mm)	SM		7.1±0.7	14.0±0.7	12.2±0.5	† *1
	NSM		7.2±0.6	11.5±0.8	14.2±0.7	*1
筋ステイフネス (Nm/mm)	SM		3.7±0.2	3.8±0.1	4.9±0.2	† *3
	NSM		3.5±0.2	3.7±0.1	3.7±0.1	

Rest：安静時，FE1：筋の伸張を感じた時，FE2：気持ちの良い伸張と感じた時，FE3：伸張に痛みを感じた時。

各伸張感覚点での比較について，*1：全てで有意差あり ($p<0.05$)，*2：FE2・FE3間を除く全てで有意差あり ($p<0.05$)，*3：FE1・FE2間を除く全てで有意差あり ($p<0.05$)。

SM群とNSM群間の比較について†：群間で有意差あり ($p<0.05$)

本実験の静的ストレッチング時の超音波画像解析から，FE3で被験者11名中5名に防御的な筋束長の短縮を観察したため，これら筋束長の短縮が観察された被験者のSM群と観察されなかった被験

者の NSM 群に分け比較検討を行った。

下腿三頭筋の静的ストレッチングによる，FE1，FE2，FE3 の 3 種類の伸張感覚での足関節角度，加圧力および筋腱の構造的物理量の変化（平均値±標準誤差）を表 4-1 に示す。

加圧力と足関節角度の関係を図 4-10 に示す。足関節背屈角度については，SM 群，NSM 群共に FE3，FE2，FE1 の順に有意に大きな値を示した。FE1，FE2，FE3 において，SM 群と NSM 群の間に有意な差は認められなかった。

加圧力については，SM 群と NSM 群共に FE3，FE2，FE1 の順に有意に高い値を示した。FE1 において SM 群と NSM 群の間に有意な差は認められなかったが，FE2，FE3 では SM 群が NSM 群に対してそれぞれ有意に高い値を示した（FE2；SM：52.2±1.5 Nm，NSM：43.1±3.1 Nm，FE3；SM：60.1±0.7 Nm，NSM：51.8±2.7 Nm）。

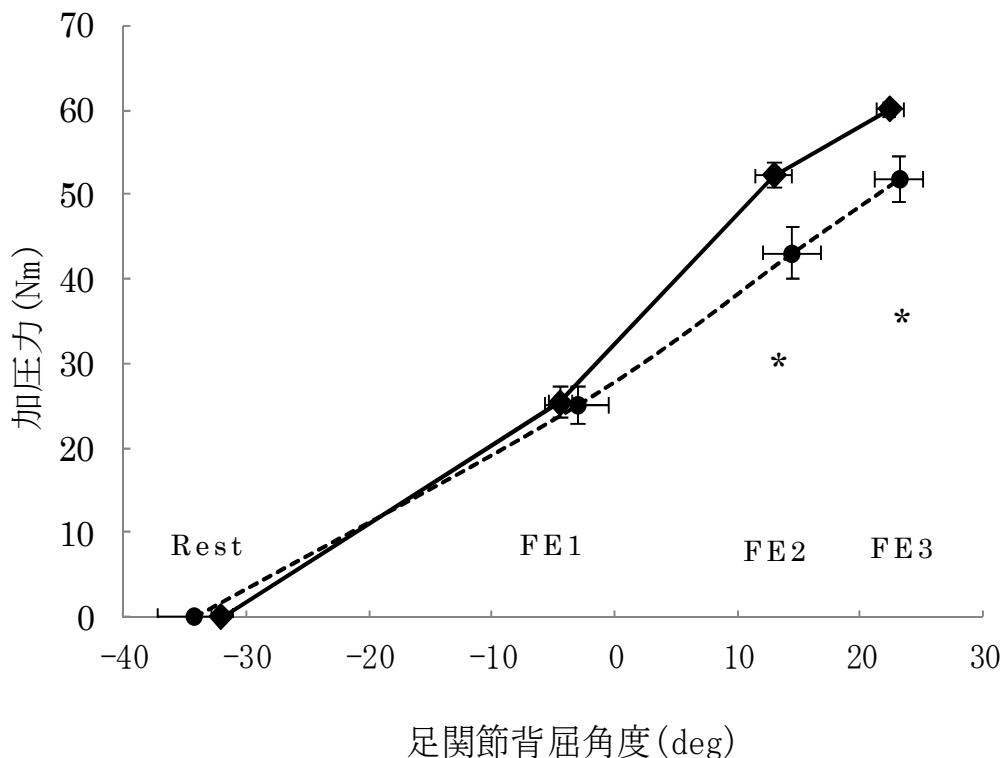


図 4-10 加圧力と足関節角度の関係

実線はSM，破線はNSM.

* : $p < 0.05$; NSMとSMとの有意差を示す

MTU のスティフネスについては，SM 群で FE1 に比べて FE2 と FE3 で有意に高い値を示したが，NSM 群では有意な差は認められなかった．また，FE3 において SM 群と NSM 群との間に有意な差が認められた．

足関節角度と腓腹筋内側頭の筋束長との関係を図 4-11 に示す．筋束長については，NSM 群において FE3，FE2，FE1 の順に有意に長い値を示したが，SM 群においては，FE3 が FE2 に比べて有意に短い値を示した．また，FE1 において SM 群と NSM 群の間に有意な差は認められなかった．一方，FE2 では SM が NSM に対して有意に長い値を示した (SM:73.6±1.5 mm, NSM:67.4±1.9 mm)．また，FE3 では SM が NSM に対して有意に短い値を示した (SM: 64.5±2.1 mm, NSM:73.2±2.5 mm)．

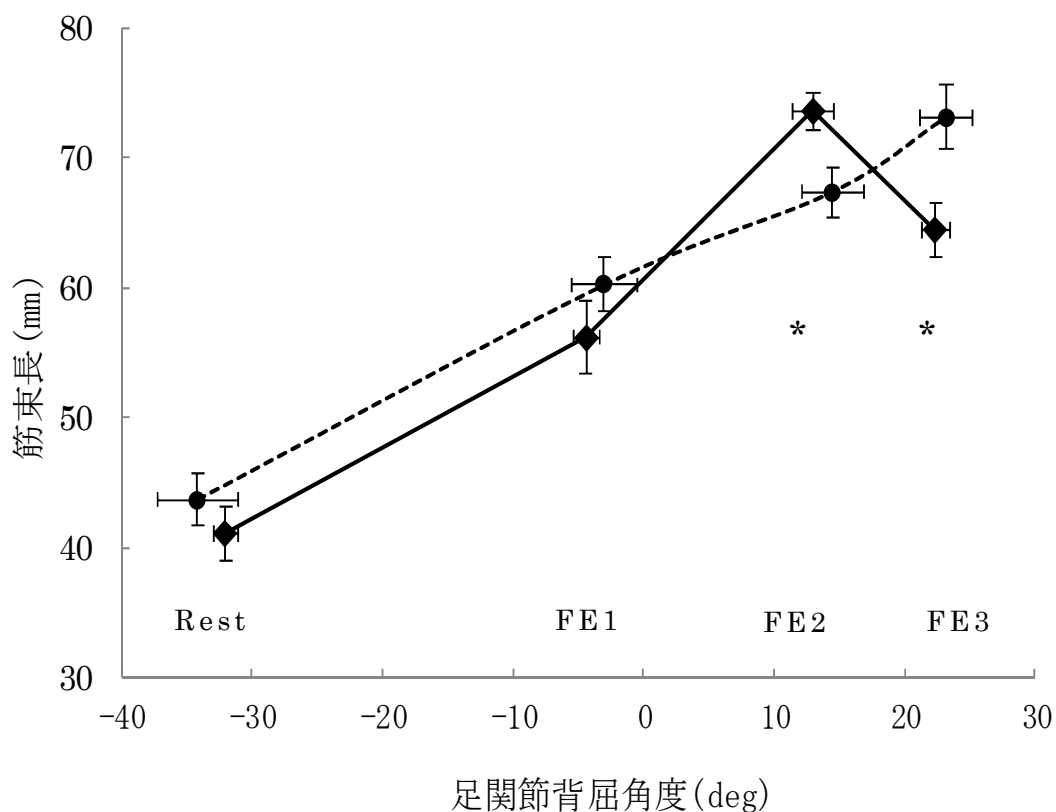


図4-11 筋束長と足関節角度の関係

実線はSM，破線はNSM.

* : $p < 0.05$; NSMとSMとの有意差を示す

筋スティフネスについては，SM 群では FE1 と FE2 より FE3 の値が有意に高い値を示したが，NMS 群では伸張感覚点の違いにより有意な差は認められなかった．また，FE3 において SM 群と NSM 群との間に有意な差が認められた．

検者が，被験者の筋の伸張感覚を知ることなく静的ストレッチングを施行した際に，自らが判断した 3 点の伸張感覚点での加圧力（平均値±標準誤差）を被験者の結果と合わせて表 4-2 に示す．被験者と検者の加圧力の比較では，全ての伸張感覚点で検者の加圧力は被験者の加圧力より有意に低かった．特に，FE2 と FE3 の伸張感覚点では 10 Nm 以上の差が認められた．

表 4-2 各伸張感覚点での検者と被験者の加圧力 (Nm)

	FE1	FE 2	FE 3	
検 者	17.5±0.6 †	31.6±1.5 †	42.5±1.1 †	*
被験者	25.1±2.2	43.1±3.1	51.8±2.7	*

†：被験者との比較で有意差あり（ $p < 0.05$ ）

*：伸張感覚点間の比較で有意差あり（ $p < 0.05$ ）

HHD の加圧力の測定の再現性については，1 名の検者により各閾値での測定を 2 回行った場合の測定値の再現性を検証した結果，ICC(1, 1)は，0.985 と有意（ $p < 0.01$ ）な強い相関を示した

4.4 考察

本研究では，図 4-10, 4-12 に示すように，FE1, FE2, FE3 に対応する足関節角度と加圧力の関係，足関節角度と筋束長との関係について HHD と超音波画像診断装置を用いて計測した加圧力と筋束長から示すことが出来た．NMS 群のこれら 2 つの関係は，およそ直線的であった．従来の研究の多くは，これらの関係は指数関数的なカーブか直線的な関係で示されている^{12,13)}．本研究による関節角度と加圧力は，SM 群，NSM 群共に，足関節の背屈角度が大きいほど有意に加圧強度は高く，今回の結果は先行研究の結果を支持すると考えられた．等速性筋力評価訓練装置を用いて測定されている 20 歳代健常男性の下腿三頭筋の動的トルクは，背屈角度 20° で 20 Nm 程度，25～30° で 25～30 Nm の報告がなされている^{12,13)}．本研究の静的ストレッチングは足関節背屈角度がおよそ -30° 付近から開始されている．静的ストレッチング開始背屈角度 0° ですでに発生している加圧力を各測定角度での加圧力から差し引くと従来の研究^{12,13)}で報告されている動的トルクとほぼ同じ値となる．よって徒手による加圧力は，等速性筋力評価訓練装置で測定された動的トルクの値と一致すると考えられる．

筋のストレッチングにおける患者や被験者の伸張感に関する研究は我々が知っている限り見あたらない．本研究の主な発見は，静的ストレッチングによる筋の伸張時の気持ちが良いという感覚点とわずかに痛いという感覚点での関節角度，加圧力，筋束長がいずれにおいても差が少ないということである．筋の伸び始めを感じるのが足関節中間位あたりであるのに対して，リラクセーションに最適と考えられる気持ちが良い感覚の足関節角度は SM 群，NSM 群共に背屈 13～15° であった．そして，痛みを感じる関節角度は背屈位 22～23° であった．加圧力は，リラクセーション効果としてヒトが気持ち良さを感じるためには，SM 群では筋の伸びを感じ始める感覚時の約 2 倍の加圧力が必要であり，NSM 群では約 1.7 倍の加圧力が

必要であった。痛みの感覚の加圧強度は、SM 群では筋の伸び始めを感じ始める感覚時の約 2.3 倍、NSM 群では約 2 倍であり、気持ちの良さとはわずかな痛みの感覚の加圧力には大きな差が無いことがわかった。NMS 群の平均筋束長は安静時が FE1 の 72%、FE2 が FE1 の 89%、FE3 が FE2 の 92%で、FE1、FE2、FE3 の筋束長の伸張距離に大きな差がないことである。特に FE2 と FE3 の間での筋束長の伸張は 5mm 程度と少なかった。MS 群では安静時が FE1 の 73%、FE2 が FE1 の 76%であり、FE2 で NSM 群の FE3 と同程度まで筋束長が伸張され、FE2 は FE3 の 114%と FE3 で防御的収縮により筋束長が短縮していたが、FE2 と FE3 の間での筋束長の長さの差は少なかった。本研究の結果では被験者の 11 名中 5 名が FE3 で防御的な筋収縮を引き起こしていた。リラクセーション効果として気持ちが良い筋の伸張感覚で静的ストレッチングを行うためには、ゆっくりと筋の伸張感覚を聞きながら行うことが必要である。

Abellaneda¹⁶⁾らは、足関節背屈角度の増加に伴い、筋束長が直線的に増加することを示している。また、背屈 30 度での腓腹筋 MTU の伸張に対する寄与率は、筋 71.8%、腱 28.2%であったこと、低い動的トルクの対照群は高い動的トルクの対照群に対して筋の伸張量が大きかったことを報告している。本研究においても、足関節背屈角度の増加に伴い、筋束長が直線的に増加した。FE3 で SM 群と NSM 群を比較検討すると、SM 群で筋スティフネスが有意に高い結果となった。SM 群と NSM 群の間で FE1、FE2 での筋スティフネスに有意な差を認めなかったことから、SM 群は FE3 では本来の MTU のスティフネスに加え、筋の防御的収縮により、筋スティフネスが高い値を示したと推察される。本研究は健常成人を被験者としているが、今後はさらに、筋疲労などにより MTU のスティフネスが変化した状態でのリラクセーションをもたらす静的ストレッチングの検討が課題である。

検者が、被験者の筋の伸張感覚を知ることなく静的ストレッチングを施行した際に、自らが判断した 3 点の伸張感覚点での加圧力は、

全ての伸張感覚点で被験者の加圧力より有意に低かった。特に、FE2 と FE3 の伸張感覚点では 10 Nm 以上の差が認められた。FE2 と FE3 の検者の平均加圧が被験者よりかなり低い値であったことは、痛みの伸張感の閾値と気持ちの良い閾値が近いということを経験的に知っていて、安全に静的ストレッチングを実施していることを示すのかもしれない。しかし、被験者の筋の伸張感覚のフィードバックがなければ適刺激にはならないと考えられる。臨床において意識障害や感覚障害の患者に静的ストレッチングを行う場合には、超音波画像と HHD を用いて適刺激を評価することが重要と考えられる。本研究結果では理学療法士が他動的に下腿三頭筋を伸張する際に被治療者の足底部に加える加圧力を HHD で測定した結果の信頼性は高かった。簡便かつ安全に筋の伸張程度を定量的に測定できるため臨床での今後の活用が期待できる。

4.5 まとめ

健常な成人男性11名を対象に、徒手的に下腿三頭筋を静的ストレッチング実施時の3種類の筋の伸長感覚、1)筋の伸張を感じた時(FE1)、2)気持ちの良い伸張と感じた時(FE2)、3)伸張にわずかな痛みを感じた時(FE3)の足関節角度、加圧力、筋腱ユニットの長さの変化について検討した。

下腿三頭筋を静的ストレッチングされた時に筋の伸びを感じ始める感覚時の加圧力に対して、リラクセーション効果として気持ち良さを感じる加圧力は約1.5~2倍、痛みの感覚の加圧強度は約2~2.3倍であり、気持ちの良さとわずかな痛みの感覚の加圧力には大きな差が認められなかった。また、FE1,FE2,FE3の筋束長の伸張距離に大きな差がなく、特にFE2とFE3の間での筋束長の伸張は5mm程度と少なかった。

検者と被験者が判断した3点の伸張感覚点での加圧力は、全ての伸張感覚点で被験者の加圧力より検者の方が有意に低かった。

FE3で筋束長の短縮(防御反射)により、筋ステイフネスが増加した者が被験者の約半数において確認された。

ストレッチングを安全かつ効果的に行う場合は、被験者の筋の伸張感覚のフィードバックを受けながらゆっくりと行う必要があると考えられる。

参考文献及び引用文献

- 1) 酒井吉仁, 梅野克身, 荻島久裕, 辻政彦, 上條正義: モータ制御の駆動による下腿三頭筋に対する静的ストレッチングのリラクゼーション効果(第1報)ーストレッチング後の主観的気持ち良さ と自律神経機能ー. 理学療法科学, 2014, 29(3). 掲載予定
- 2) 酒井吉仁, 梅野克身, 荻島久裕, 辻政彦, 上條正義: モータ制御の駆動による下腿三頭筋に対する静的ストレッチングのリラクゼーション効果(第2報)ーストレッチング時の心拍変動の時間周波数解析ー. 理学療法科学, 2014, 29(3). 掲載予定
- 3) Bandy WD, Irion JM: The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. Phys Ther, 1994, 74(9): 845-852.
- 4) de Weijer VC, Gorniak GC, Shamus E: The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. J Orthop Sports Phys Ther, 2003, 33(12): 727-733.
- 5) Ryan ED, Beck TW, Herda TJ, Hull HR, Hartman MJ, Stout JR, Cramer JT: Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. Med Sci Sports Exerc, 2008, 40(8): 1529-1537.
- 6) Boyce D, Brosky JA Jr: Determining the minimal number of cyclic passive stretch repetitions recommended for an acute increase in an indirect measure of hamstring length. Physiother Theory Pract, 2008, 24(2): 113-120.
- 7) Halbertsma JP, van Bolhuis AI, Göeken LN: Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. Arch Phys Med Rehabil, 1996; 77(7): 688-92.
- 8) McHugh MP, Kremenik IJ, Fox MB, Gleim GW: The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. Med Sci Sports Exerc, 1998,

- 30(6): 928-932.
- 9) Weppler CH, Magnusson SP: Increasing muscle extensibility : a matter of increasing length or modifying sensation?. Phys Ther, 2010, 90(3): 438-449
 - 10) Marshall PW, Cashman A, Cheema BS: A randomized controlled trial for the effect of passive stretching on measures of hamstring extensibility, passive stiffness, strength, and stretch tolerance. J Sci Med Sport, 2011, 14(6): 535-540.
 - 11) Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Kjaer M: Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. Am J Sports Med, 1996, 24(5): 622-628.
 - 12) Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, Jones DA: The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. J Physiol, 2008, 586(1): 97-106.
 - 13) Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T: Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. J Appl Physiol, 2002, 92(2): 595-601.
 - 14) 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, 2011, 29(11): 1759-1763.
 - 15) Maganaris CN, Paul JP : In vivo human tendon mechanical properties. J Physiol, 1999, 521(Pt1): 307-313.
 - 16) Abellaneda S, Guissard N, Duchateau J : The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. J Appl Physiol, 2009, 106: 169-177.

第5章

結 論

本論文では，保健・福祉・医療の幅広い領域において筋の柔軟性を高めるだけでなく，全身をリラックスさせ，身体の調子を整えることを目的として行われている静的ストレッチングに着目し，静的ストレッチング時の自律神経活動および筋感覚と筋腱ユニットの構造変化の関係を明らかにし，静的ストレッチングにおけるリラクゼーション効果について検証することを目的として，以下の3つの章の取り組みを実施した．

第2章では，静的ストレッチングのリラクゼーション効果を明らかにするために，足関節の背屈運動をモータ駆動で制御することにより下腿三頭筋を他動的に静的ストレッチングした場合の主観的リラクゼーション感と従来，リラクゼーションの指標としてよく用いられる心拍変動スペクトラム解析から求められた自律神経活動¹⁻⁷⁾，心拍数，呼吸周波数との関係について比較検討した．その結果，ストレッチング後でHFの増加とLF/HFの減衰，呼吸周期の低下を有意に認め，副交感神経活動の亢進と交感神経活動の減衰の効果が示唆された．また，被験者の気持ちの良さの評価はストレッチング後ではなく，ストレッチング開始直後であったことから，下腿三頭筋への静的ストレッチングがリラクゼーションを誘発することが確認された．

第3章では，前章の課題であったストレッチング中の自律神経活動を明らかにする目的で，心拍変動の時間周波数解析⁸⁾とピーク心拍数，ピーク血圧の経時的変化を解析し検討を行った．その結果，ストレッチングの開始直後に収縮血圧の昇圧なしに平均心拍数は一過性に有意な増加を示し，安静時の状態に戻るまでに約100秒間必要であった．この時期に呼吸性心拍変動HFは有意に減少したことより，ストレッチング直後には交感神経活動の亢進が副交感神経活動の減衰により引き起こされることが示唆された．しかし，全ての被験者がこのストレッチング直後より生じる一過性の心拍変動時に気

持ちが良い感覚を認知していた。このことより、静的ストレッチング中のリラクゼーション効果は、筋の伸張による気持ちの良さが末梢あるいは中枢性に動脈圧受容器をリセット⁹⁾させることにより引き起こされる可能性が考えられた。今後さらなる詳細な研究が必要と考える。

第4章では、リラクゼーションを考慮した下腿三頭筋の静的ストレッチング時の気持ちの良さを感じる足関節の至適関節角度と筋の伸張力を明らかにすることを目的とした。本章では、治療者が徒手でリラクゼーションを与えられるような静的ストレッチングを行った場合の至適関節角度や筋の伸張力を測定し、超音波画像診断装置を用いて計測した筋腱ユニット(Muscle and Tendon Unit:MTU)の構造状態との関係について検討した。

下腿三頭筋を静的ストレッチングされた時に筋の伸びを感じ始める感覚時の加圧力に対して、リラクゼーション効果として気持ち良さを感じる加圧力は約1.5~2倍、痛みの感覚の加圧強度は約2~2.3倍であり、気持ちの良さとわずかな痛みの感覚の加圧力には大きな差が認められなかった。また、気持ちの良さとわずかな痛みの感覚の時の筋束長差は5mm程度と少なかった。わずかな痛みを感じる時に筋束長の短縮(防御反射)により、筋スティフネスが増加した者が被験者の約半数において確認されたことより、ストレッチングを行う場合は、被験者の筋の伸張感覚のフィードバックを受けながらゆっくりと行う必要があると考えられた。

また本章では、治療者が自らの徒手の感覚だけで、リラクゼーションに適切な静的なストレッチングを行えるのかを知る目的で、静的ストレッチング施行時に被験者と検者が感じた筋の伸張感覚点における加圧力を比較し検討した。結果、検者と被験者が判断した3点の伸張感覚点での加圧力は、全ての伸張感覚点で被験者の加圧力より検者の方が有意に低かった。臨床において意識障害や感覚障害の患者に静的ストレッチングを行う場合には、超音波画像とハンド

ヘルドダイナモメーターを用いて適刺激を評価することが重要と考えられた。

ストレッチングを安全かつ効果的に活用するためには，ストレッチングが生体に与える生理学的影響に関して研究を進める必要がある。本論文における研究により，ストレッチングの中でもリラクゼーション効果に優れているとして一般的に多く用いられている静的ストレッチング時の自律神経活動および筋感覚と筋腱ユニットの構造変化の関係，静的な他動的ストレッチングがリラクゼーションに及ぼす影響について，いくつかの知見を得ることが出来た。今後はさらに気持ちの良さや痛みといった脳で認知された感覚から制御される自律神経活動について明確な知見を示す必要がある。

また，医学的治療技術は，決して単一的，機械的に用いられるものではなく，有効性，安全性，倫理性の面から，個々の患者に応じた技術として用いられる必要がある。中でもストレッチングのような徒手的技术は治療理論を再現する際に，治療者の感覚器から受ける情報を認識し，治療者自ら，接触・把持の仕方，力の入れ方などを調整し行う。徒手的技术の構成要素としては，強度，時間，頻度に大きく分類することが出来るが，強度に関しては主観的，経験的表現が中心で，工学的に解析された研究はまだ少ない。また，人を対象として用いられる治療技術の効果は，治療者，患者双方の感性により影響を受ける。本研究は，健常成人男子を対象としており，今後は性差や年齢の違い，筋腱や自律神経，感覚神経に異常がある場合の静的な他動的ストレッチングのリラクゼーション効果について明らかにしていかなければならない。今後，さらに治療技術の安全性・効果を客観的に評価するために，感性工学的な手法を用い，人体に生じる生理学的反応について研究を積み重ねていきたいと考える。

参考文献及び引用文献

- 1) Sayers BM: Analysis of heart rate variability.
Ergonomics, 1973, 16(1): 17-32.
- 2) Chess GF, Tam RM, Calaresu FR: Influence of cardiac neural input on rhythmic variations of heart period in the cat. Am J Physiol, 1975, 228(3): 775-780.
- 3) Akselrod S, Gordon D, Madwed JB, Snidman NC, Shannon DC, Cohen RJ : Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis. Am J Physiol, 1985, 249(4 Pt 2): H867-H875.
- 4) Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Berger AC, Cohen RJ : Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. Science, 1981, 213(4504): 220-222.
- 5) Saul JP, Berger RD, Chen MH , Cohen RJ : Transfer function analysis of autonomic regulation II. Respiratory sinus arrhythmia. Am J Physiol, 1989, 256(1 Pt 2): H153-H161.
- 6) Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S : Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. Circulation, 1991, 84(2): 482-492.
- 7) Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology : Heart rate variability : standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Circulation, 1996, 93(5): 1043-1065.
- 8) Søndergaard PL, Torrèsani B, Balazs P: The Linear Time-Frequency Analysis Toolbox. International Journal of

Wavelets, Multiresolution Analysis and Information Processing, 2012, 10(4), 1250032.

- 9) Yamamoto K, Kawada T, Kamiya A, Takaki H, Miyamoto T, Sugimachi M, Sunagawa K: Muscle mechanoreflex induces the pressor response by resetting the arterial baroreflex neural arc : Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2004, 286(4): H1382-H1388.

謝辞

本研究および本論文執筆にあたり，多くの方のご支援とご指導を賜りましたこと，ここに深く感謝申し上げます。

理学療法士として臨床での出来事を感覚的にしか表現できぬ私を，感性工学の世界に導いてくださり，表現するための言葉を与えてくださった元信州大学 繊維学部 感性工学科 教授 佐渡山重兵先生，本研究の立案から進め方，計測から解析についてご指導いただきました信州大学大学院 総合工学系研究科 生命機能・ファイバー工学専攻 感性生産システム工学講座 教授 上條正義先生に心より厚くお礼申し上げます。

信州大学大学院 総合工学系研究科 生命機能・ファイバー工学専攻 感性生産システム工学講座 准教授 細谷聡先生，吉田宏昭先生，ファイバー機能工学講座 准教授 藤本哲也先生には，ご多忙中にも関わらず，本論文審査の副査をお引き受け頂きましたことに深く感謝いたします。また，本論文の執筆にあたり，ご指導ならびにご助言を賜りましたことを心よりお礼申し上げます。

信州大学医学部 保健学科 教授 木村貞治先生には，ご多忙中にも関わらず，本論文審査の副査をお引き受け頂きましたことに深く感謝いたします。また，本研究の計画段階から論文執筆に至るまで，ご指導ならびにご助言を賜りましたことを心よりお礼申し上げます。

また，多大なご支援，ご協力いただきました富山医療福祉専門学校，理学療法学科の先生方，そして快く被験者を引き受けていただいた学生の皆様，常に研究を側で支えてくださった梅野克身先生に心から感謝いたします。梅野克身先生には研究者としての心構えから研究への取り組み方，解析の仕方など多くのことをご指導いただきました。了徳寺大学 理学療法学科 教授 加藤宗規先生にはご多忙中にも関わらず，研究論文の執筆にあたり，多くのご指導ならびにご助言を賜りました。お二人の先生との論議の積み重ねにより本

研究を成し遂げることが出来たと思っております。心よりお礼申し上げます。

そして最後に、どんな時も応援してくれた亡き祖母，両親，長年にわたる学生生活を支えてくれた妻，つらいときに癒しを与え次に進む力をくれた息子，娘に心からお礼を言います。

皆様，本当にありがとうございました。