

信州大学審査学位論文

生体に対する経皮的電気神経刺激の
治療効果に関する基礎的研究

2016年 3月

荻原 久佳

目 次

第 1 章 序論

1. 1 研究背景	2
1. 1. 1 理学療法における物理療法とその概要	2
1. 1. 2 疼痛と物理療法	4
1. 2 経皮的電気神経刺激 (TENS)	7
1. 2. 1 TENS とは	7
1. 2. 2 TENS の設定と刺激条件	7
1. 2. 3 TENS の効果	9
1. 2. 4 TENS と運動療法の併用効果	11
1. 2. 5 TENS の使用状況と課題	12
1. 3 研究目的	14
文献	17

第 2 章 経皮的電気神経刺激 (TENS) の刺激条件の違いによる疼痛抑制効果への影響 —TENS 実施前後の圧痛閾値の変化—

2. 1 諸言	22
2. 2 対象及び方法	23
2. 2. 1 対象	23
2. 2. 2 TENS の刺激方法及び測定部位	23
2. 2. 3 治療機器・測定機器	23
2. 2. 4 実験手順	27
2. 2. 5 統計解析	27

2. 3	結果	28
2. 4	考察	31
2. 5	まとめ	35
	文献	36

第 3 章 TENS が筋粘弾性に与える影響

- 下肢伸展挙上時の筋硬度変化に着目して -

3. 1	諸言	39
3. 2	対象及び方法	40
3. 2. 1	対象	40
3. 2. 2	TENS 刺激方法及び測定部位	41
3. 2. 3	測定機器	41
3. 2. 4	実験手順	41
3. 2. 5	統計解析	43
3. 3	結果	44
3. 4	考察	47
3. 4. 1	筋粘弾性の測定方法について	47
3. 4. 2	筋粘弾性変化の要因について	49
3. 4. 3	刺激周波数と圧痛閾値について	50
3. 5	まとめ	52
	文献	53

第 4 章 筋硬度と圧痛閾値に対する TENS とストレッチングの併用効果

4. 1	諸言	57
4. 2	対象及び方法	58
4. 2. 1	対象	58
4. 2. 2	TENS の刺激方法及び測定部位	58

4. 2. 3	測定機器	58
4. 2. 4	実験手順	58
4. 2. 5	統計解析	60
4. 3	結果	61
4. 4	考察	63
4. 5	まとめ	67
	文献	68
第5章 結語		
	結語	73
	発表論文	76
	学会発表	77
	謝辞	79

第 1 章

序 論

第 1 章 序論

1. 1 研究背景

1. 1. 1 理学療法における物理療法とその概要

理学療法の語源である、「physical・physio」には、「物理的な，身体的な」という意味がある。理学療法は，物理的および運動的手段を治療医学に適応したものであり，物理療法，運動療法に義肢装具療法を加えたものと考えられている。理学療法は，欧米を中心として発展してきた経緯があり，殊にアメリカの理学療法は，1800 年代の後半から発展してきた¹⁾。ライデン瓶から電気に興味を持ち，雷が電気であることを明らかにしたことで知られる，フランクリン (Benjamin Franklin) は，電気を用いた麻痺の治療を，全米で最初に行っている。今日まで電気刺激療法の基礎となる治療法を確立してきた，ファラデー，ガルバーニ，ボルタ，マックスウェル，フランクリンなど，電気治療に興味をもつ医師らによって，1891 年に電気治療医学会が組織された。1895 年に，レントゲンによって X 線が発見されたことを契機に，アメリカ電気治療医学会は，X 線や，キューリー夫妻が発見したラジウム，ポロニウムにも興味を示し，理学療法の領域である電気治療は，レントゲン，X 線と深いかかわりを持っていた。一方，1800 年代後半に入り，古代ギリシャ時代より存在した古典的な運動療法が，パー・ヘンリック・リングによって解剖学，生理学，物理学的見解から体力養成運動として行われザンダーはこれに機械器具などを加えて医学，リハビリテーション領域へ発展させた。その後，第一次世界大戦，第二次世界大戦による戦傷者の回復の必要性和，2 つの世界大戦による，ポリオの流行によるポリオ患者の治療の必要性から，運動療法や義肢装具療法として体系化され大きく発展した。

物理療法は，理学療法が体系化される以前より，経験的に用いられていたと考えられる。電気治療に関しては，痛みに対する治療として，すでにローマ時代より，電気を発生するシビレエイを用いた治療が行われていた。また，古代ローマやギリシャ遺跡では，浴場やプールなどがみられることから，

健康のためにこれらの施設が利用されていた可能性が考えられている。治療手術や薬物がない時代において、水や温泉、太陽光など自然が持つ物理的エネルギーを利用した治療法が用いられてきたことは、自然な取り組みとして考えられる^{2,3)}。

理学療法白書によると、物理療法とは、「物理的なエネルギー(熱、水、光、電気、徒手)を外部から人体に応用し、痛みの寛解、循環の改善、リラクゼーションの目的で使用する治療法をいい、温熱療法、水治療法、光線療法、電気治療、マッサージに分類される。運動療法が患者自身の動きを主とするのに対して、物理療法の特徴は他動的な治療法であり、理学療法の目的である基本的動作能力の回復という点から、多くは運動療法との組合せで施行される」と定義されている^{4,5)}。

現在、物理療法は、超音波や牽引などの力学的エネルギーを用いた方法に属するものを除いて、電磁スペクトルの中でどのような電磁エネルギーを用いるかによって分類することができる⁶⁾(表 1-1)。

表 1-1 物理療法の分類(電磁エネルギー別分類)

大分類	装置
電気治療	直流電気刺激装置
	交流電気刺激装置
	パルス電流電気刺激装置
温熱療法	ホットパック
	表在性温熱療法
	パラフィン浴
	赤外線
	変換熱の温熱療法
光線療法	超音波
	超短波
	極超短波
光線療法	赤外線
	レーザー
力学的機器を用いた治療法	牽引
	持続的他動運動装置

1. 1. 2 疼痛と物理療法

国際疼痛学会 (International Association for the Study of Pain : IASP) によると、痛みは「実質的あるいは潜在的な組織損傷に結びつく、あるいはそのような損傷を表す言葉を使って表現される不快な感覚・情動的体験である」と定義されている^{7, 8)}。純粹な痛みの感覚があり、次に純粹な感覚に不快感のような情動的価値を付与する精神的価値判断が続く事が付記されている。すなわち、痛みは知覚の側面と情動の側面の二面性を有し、単に感覚情報ではなく、情動反応や認知処理情報を含む多様な情報として体験される。疼痛は、組織の損傷を起こす活動の抑制を誘導し、個体を守る防御反応としての重要な役割を持っているが、組織の損傷や炎症症状が治まった後にも、それまでの感覚性、情動性の体験によって生じる慢性痛が存在する。従来、痛みはその持続時間によって急性痛と慢性痛に分類されてきたが、IASP の定義の中から、組織損傷に伴って一般的に生じる正常な痛みの「急性痛」だけでなく、明らかな損傷がなくても生じる痛みの「慢性痛」の存在を示している。すなわち、急性痛と慢性痛の病態や発生メカニズムが全く違う事が示され、痛みは決して時間的経過によって分類・定義されるものではないとしている⁹⁾。慢性痛については、病態メカニズムとして、神経系の感作、可塑的变化に起因することが提示され、強い痛みが持続すると、痛覚系の神経回路に可塑的な変化が生じ、結果として接触や温度のような非侵害性の体性感覚刺激や、精神、自律神経系などに加わる様々な刺激にも過敏に反応するようになり、それらの情報を「痛み」として感じてしまう。さらに「痛み」は機能を阻害し、結果として機能障害や、行動の制限、社会的活動参加の制限をももたらすことから、疼痛に対する適切な評価・治療は重要である。ことに、慢性痛に対して従来の外科的治療や、薬物療法が奏功しないことが挙げられ、一方で、包括的なリハビリテーションアプローチの有効性が高いことが、示されるようになってきた。

痛みをその原因により分類すると、神経障害性疼痛、心因性疼痛、侵害受容性疼痛(体性痛、内臓痛)に分けられる¹⁰⁾。神経障害性疼痛は、難治性の慢性痛の代表的なもので、疼痛伝達・抑制機構に関わる通数および

末梢神経系の一時的障害または機能障害によって生じる痛みとされ、神経因性(神経原性)疼痛と神経障害性疼痛に分けられる。神経因性(神経原性)疼痛とは、末梢あるいは中枢神経系における原発病変、機能異常、一過性の混乱を契機、あるいは原因として生じる痛みとされている。神経障害性疼痛とは、神経系の原発性病変あるいは機能障害を契機、あるいは原因として生じる痛みとされている。心因性疼痛は、器質的・機能的病変がない、またはあったとしても痛みの訴えと合致しない場合で、心理的要因が大きく影響するものをいう。心理的ストレスによって交感神経系の亢進を生じ、循環障害や筋緊張亢進に伴う化学的な発痛物質の貯留によって二次的な侵害受容性疼痛を生じる。侵害受容性疼痛とは、最も一般的に生じる痛みで、組織損傷により放出される痛み関連物質が末梢の侵害受容器を刺激して発生する。機械的刺激、化学物質による刺激、温熱・寒冷刺激などにより生じる痛みである¹¹⁾。侵害受容性疼痛は、体性痛と内臓痛に分けられ、さらに体性痛は、皮膚や体表の粘膜の痛覚線維の関与する表在痛と、骨格筋(筋膜)、関節、靭帯、骨膜などに分布する痛覚線維の関与する深部痛に分けられる。疼痛の多くは、深部組織や内臓の障害で生じると考えられている。理学療法では、筋骨格系の疼痛、つまり体性痛の中でも深部痛を対象として扱うことが多い。この骨格筋や関節周囲の組織の痛みは、関節の可動性、筋の緊張、筋硬度へ影響を与えることが考えられる。また、末梢の侵害受容器が持続的に刺激されれば、侵害受容器の感受性を変化させ、中枢神経系を含む求心性ニューロンに感作が生じ、痛みは持続・憎悪する。

疼痛を緩和することは、痛みを持った人の、積極的な行動や社会参加を促し、不活動から生じる機能障害を抑制することによって、通常の日常生活が行いやすくなることから、速やかな改善を可能にする。物理療法の役割として、様々な物理的エネルギーを利用して疼痛の軽減や軟部組織の柔軟性の改善などの臨床効果を引き出すことによって、運動療法の前段階における、動きやすい身体条件を整えることが挙げられる⁴⁾。

痛みに対する物理療法の一つとして、温熱療法が挙げられる。温熱療法

は、深達性温熱，表在性温熱，表在性寒冷に分類でき，代表的なものとして，深達性温熱には超音波，極超短波，表在性温熱はホットパック，表在性寒冷にはアイスパック，極低温療法などが挙げられる．局所温熱療法は痛覚閾値が上昇することが報告されている¹²⁾．機序としては後述する，脊髓ゲートコントロール理論と，虚血の減少と痙縮軽減または組織治癒促進により疼痛を継続的，間接的に軽減させる作用によるとされる．温熱療法は，組織温度の上昇を伴い，熱感，発赤，浮腫など炎症の徴候や症状が悪化する恐れがあるため急性炎症の疼痛の治療には推奨されていない．

電気刺激療法に関しては，多くの生体研究により，電気刺激が疼痛を調整できることが報告されてきた．1965年 Merzack と Wall¹³⁾は電気刺激が脊髓レベルで神経伝達を阻害し，疼痛感覚を減弱させることを報告した．この疼痛コントロールは，ゲートコントロールセオリーとして知られ，痛覚生成の脊髓内機序についての仮説として発表された．侵害刺激は細い有髄神経である A- δ 神経や細い無髄神経である C 線維を通して末梢から伝達される．非侵害受容器である A- β 神経線維は侵害刺激を脊髓から脳へ伝達するのを抑制することができるとした理論であった．その後，1978年，この作用機序の基になる実験事実の誤りが指摘され，脊髓の後角におけるコントロールという，末梢的な部分に囚われていた理論を修正した．痛み刺激の伝達が持続すると，その刺激伝達がパターン化されてくる．そのパターン生成には，脊髓から脳に至る中枢神経の各機能が関与しており，末梢神経からの刺激だけではなく，自律神経からの刺激，太い神経線維からの刺激と細い神経線維からの刺激の永久的なアンバランス，過去の経験，記憶，不安，注意集中，性格などあらゆる要素が作用するという，中枢性パターン生成理論として修正を加えた．更に，Merzack は，1989年に，幻視の研究からニューロマトリックス理論を提唱した^{14, 15)}．すなわち疼痛は広範に分布した神経ネットワークによって生起した神経信号によって引き起こされる多次元の体験であり，認知的側面，感覚的側面，情動的側面が関与することから，脳の様々な領域が関与していることが考えられる．

痛みを制御するシステムとして，これらの理論に加え，痛みで痛みを抑制

する、「広汎性侵害抑制調節」¹⁶⁾、脳幹から下行する抑制性ニューロンによって、脊髄後角での一次侵害受容ニューロンと二次侵害受容ニューロン間のシナプス伝達を抑制し、痛みの情報伝達をブロックする、「下行性疼痛抑制系」^{17, 18)}、生体内にある内因性神経ペプチドで特異的受容体に結合することで鎮痛作用を発揮する「内因性オピオイド系」などが考えられている^{19, 20)}。物理療法の目的の一つは、痛みのコントロールである。物理的なエネルギーを生体に与えることによって生じる生理学的効果を、炎症、浮腫、創傷治癒の促進などの治療効果につなげることが物理療法に求められている。疼痛抑制に関しては、痛みの種類や症状に合わせて、どの抑制メカニズムをターゲットにどのような刺激を用いるか臨床判断分析に基づいた、臨床的推論能力が求められる。

1.2 経皮的電気神経筋刺激 (TENS)

1.2.1 TENS とは

TENS (Transcutaneous electrical nerve stimulation: 経皮的電気神経刺激)とは、疼痛軽減を目的に、体表面上から、経皮的に神経及び筋に電気刺激を加える治療法である。主に、感覚神経線維を刺激することによって疼痛をコントロールする治療手技である。運動神経線維を刺激することによる2次的な筋緊張の調整も行う事ができる。

TENSの従来からの使用方法としては、大きく2種類の刺激方法が挙げられる。第1の方法は、Conventional TENS と呼ばれ、メルザック、ウォールらの提唱した、ゲートコントロールセオリーに基づいた刺激法である。第2の方法は、Accupuncture like TENS と呼ばれ、針治療に由来した使用の仕方、経皮的に経穴を刺激する方法である。現在では、その2つに加え、パラメーターを変調させて用いる方法などがある²⁾。

1.2.2 TENS の設定と刺激条件

通常 TENS の電流は、パルス電流を用いている。パルス電流とは、荷電粒

子の流れの中断(電流が流れているときと流れていないときがわかる)を伴う電流で、一方向に荷電粒子が移動する单相性パルス電流と、一方向へ進み、次に反対方向に荷電粒子が移動する二相性パルス電流に区別される。本実験では、対称性の二相性パルス電流を使った機器を用いている。パルス持続時間とは、1パルスの始まりから終わりまでの持続時間でマイクロ秒やミリ秒で表す。電流の強度とパルス持続時間の相互作用は電気刺激効果の特異性の基礎となる。

電気刺激により発生する筋収縮力を調整する方法は、刺激強度(パルス振幅)、パルス幅(パルス持続時間)、周波数(パルス頻度)の3つの要素から成り立っている(図 1-1)。電気刺激による刺激量を規定する要素としては、それらに加えて波形の傾きが関与する。神経・筋を興奮させるためには、その細胞膜に電位変化をおこさせるための一定以上の電流強度が必要である。この電流の刺激強度は、電流強度×パルス幅で決定されるため、電流強度、パルス幅、刺激時間、刺激周波数を考慮する必要がある。電流強度が大きいほど刺激効果は高いが、不快感や痛みの原因となる。また、電流を通して、神経・筋を興奮させるためには、刺激パルスの持続時間(パルス幅)が関係する。一般にパルス持続時間が長くなると刺激強度も強くなり、持続時間が長すぎると痛みが誘発されることになる。刺激周波数は、1秒間に出力されるパルス数の事である。パルス幅と、パルス間隔とで規定され、(Hz)もしくは(pps)で表される。

TENS の場合、周波数は概ね 1Hz~200Hz(250Hz)までを用い、パルス幅は 50~200 μ s を用いている。TENS 以外の低周波治療では、主に筋を刺激して、筋力強化を目的とすることが多いため、周波数は 1~1,000Hz、パルス幅が 200~300 μ s と広がっている。

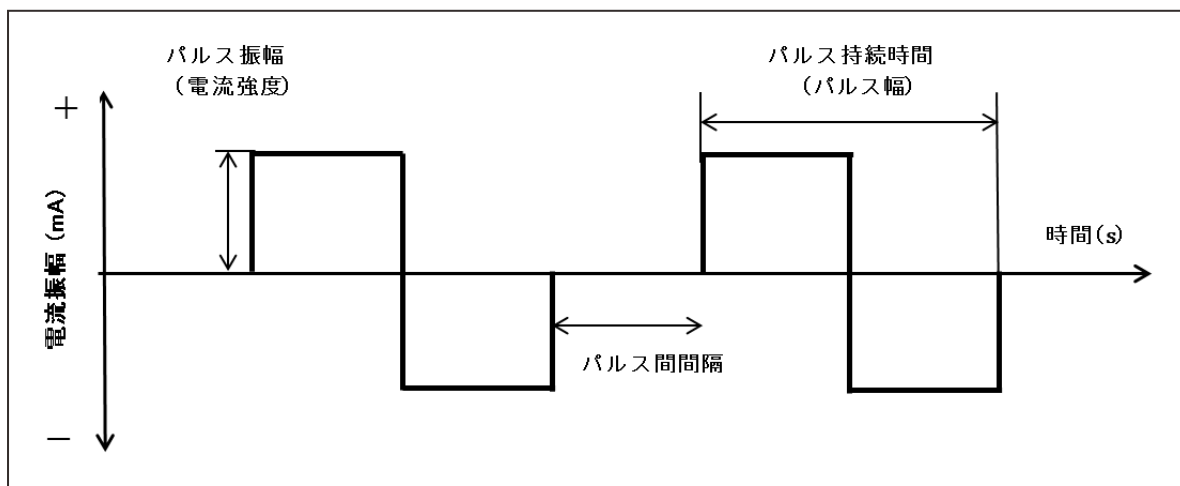


図 1-1 TENS パラメータ

一般に感覚神経は短いパルス幅で、弱い刺激強度を用い、運動神経は、長いパルス幅で強い刺激強度を用いて刺激をする。TENS の効果についての先行研究では、刺激強度と刺激周波数に関する検討が多く、その効果については諸説混在している。本実験では、感覚神経、運動神経の両方を刺激しその比較を行うために、パルス幅は一定とし、刺激強度と刺激周波数を調整して比較検討した。

1. 2. 3 TENS の効果

強度と時間が十分な電流は神経細胞膜電位の変化を誘発し、脱分極による活動電位を発生させる。一度、活動電位が軸索に伝わると、生理学的に誘発された通常の活動電位と同様に人の身体が反応する。

神経線維に活動電位を起こすのに必要な電流の強度は一定ではなく、その神経線維の電流強度－時間曲線図により表される(図 1-2)。電流強度－時間曲線は、ある神経を脱分極させる必要最小限の電流(強度)とパルス持続時間の関係を示している。一般に感覚神経は低い電流と、短いパルス時間で脱分極しやすく、運動神経は高い電流あるいは長いパルス持続時間が必要である。

疼痛軽減に関して多くの報告がある。臨床研究では、TENS は急性ならびに慢性の頸部痛に対して疼痛を軽減する可能性が示されている²¹⁾。

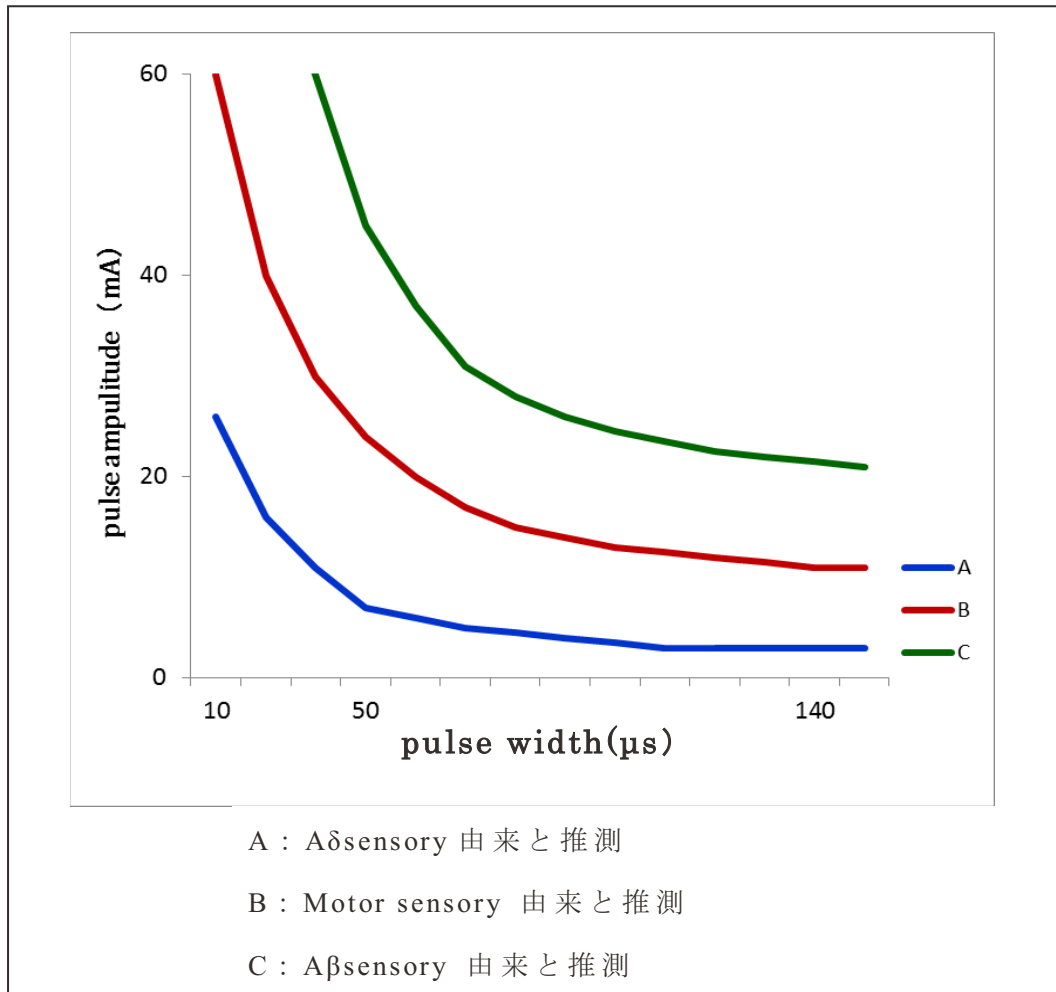


図 1-2 神経線維の活動電位を誘発するための強さ-時間曲線

Han ら²²⁾は、2Hz の低頻度の TENS は Met-enkephlin, β -endorphin を増加させ、100Hz の高頻度 TENS は、Dynorphin を増加させ、200Hz 以上の高頻度 TENS では、セロトニンやノルアドレナリンが鎮痛に関与することを報告している。ラットを使った実験では、Wall ら²³⁾は 100Hz の高頻度 TENS は末梢神経経路で疼痛インパルスの伝導遮断を生じさせると報告した。また Priya ら²⁴⁾は痛覚過敏ラットにおける TENS の刺激条件の設定において、強度、パルス幅は影響が少なく、周波数の変化が一番影響を与えたと報告がある。同様に Gopalkrishnan ら²⁵⁾は、ラットの炎症肢に対して、TENS の設定を、パルス幅、刺激頻度、刺激強度のそれぞれにおいて 2 つの条件で比較し、100Hz の高頻度 TENS が熱と機械刺激による一次痛覚過敏を

減少させたと報告した。ヒトを対象とした研究では、Levin ら²⁶⁾は、高頻度 TENS で正中神経から導出した A δ 線維の伝導を抑制したことを報告した。Moran ら²⁷⁾は、健常人に対して、80Hz の刺激頻度を用い、5 つの異なる刺激強度を設定し、比較検討した結果、高い刺激強度(痛みを伴わない強い強度)の高い周波数を使った TENS が圧痛閾値を上昇させる効果が高いことを報告した。

Alex ら²⁸⁾は、50Hz~200Hz の周波数間では、疼痛軽減に有意差は示さないと報告した。また、Chen ら²⁹⁾は 13 の臨床研究をまとめたシステマティックレビューにおいて、10 の研究はパルス周波数間の疼痛軽減に対して有意差は認めず、肯定的な結果として判断された、3 つの研究では、1) 100Hz の刺激は 10Hz の刺激よりも有意である。2) 4Hz の刺激は 100Hz の刺激よりも有意である。3) 5Hz 及び 80Hz の刺激は、2Hz の刺激よりも有意である、としている。胸部または腹部の外科術後症例に対して TENS を使用した報告として、TENS 使用は疼痛軽減効果や、投薬量の軽減効果があることを述べている。これらの報告では、いずれも刺激強度は、「不快感がない最大の強度」、「耐えられる最大の強度」と表現された、高い刺激強度の有効性を報告している³⁰⁻³²⁾。しかし、刺激強度と、刺激頻度における、刺激条件の設定においては、未だ一定の見解が得られていない状況である。

1. 2. 4 TENS と運動療法の併用効果

前述したとおり、物理療法は、物理的なエネルギーを利用して、痛みの寛解や循環動態の改善、リラクゼーションなどの臨床効果をもたらすことによって、要素的な運動や、合目的な運動課題のための動きやすい身体条件を整える役割を担っていると思われる。临床上、TENS と運動療法との併用については、有痛性疾患に対して TENS により痛みの治療を行い、その後ストレッチングや筋力強化運動等の運動療法を行うことが主な方法である。

骨格筋、関節、靭帯などの損傷を受けると、侵害受容器の興奮が起こり、痛みを中枢へと伝えるとともに、 γ 運動神経の活動が亢進する。 γ 運動神経の興奮に伴い錘内筋の興奮が高まり、筋緊張が亢進する³³⁾。同時に、組

織損傷によって痛みが発生している場合は、常に α 運動ニューロンも刺激されており、筋収縮が惹起される³⁴⁾。さらに循環動態について、筋緊張亢進に基づく持続的収縮により筋内の毛細血管が虚血状態となり、痛覚増強物質を誘導し、侵害受容器の興奮を惹起する。疼痛の持続は交感神経の活動を上昇させることから、末梢血管収縮による局所の循環不全を引き起こす。この循環不全による酸素欠乏状況は、ATP産生を抑制し筋の弛緩不全を引き起こし拘縮を形成するといった悪循環を招く³³⁾。疼痛自体、その痛みによって、関節可動域の制限因子となり、持続することによって拘縮を形成することになるので、沈静を図るための物理療法はこの悪循環から脱却する有効な手段である。

急性期の痛みに対しては、TENS及び寒冷療法が、慢性期の痛みに対しては、ホットパック及び極超短波などの温熱療法が推奨されている。これら物理療法に加えて、ストレッチングや関節可動域運動を用いることで、筋のリラクセーション、拘縮の除去が可能とされている。

近年、TENSと運動療法の併用効果に関する報告がされるようになった。前述したTENSの使用法の1つに挙げられる、運動神経を刺激することによる2次的な筋緊張の調整方法として、直接痙縮筋に対してTENSを施行する方法と、TENSを痙縮筋の拮抗筋の神経筋刺激によって生じる相反抑制に基づく筋緊張亢進の抑制を図る方法とが推奨されてきた³⁵⁻³⁷⁾。ここで紹介されている方法は、拮抗筋に対する電気刺激が主体であり、直接該当筋に対してTENSの効果を示した論文は少ない。また、応用として、TENSによる刺激後にストレッチングを行う方法が報告されている^{38, 39)}。しかしストレッチング効果の判定方法としては、自動又は他動的な可動域測定に留まっているため、より客観的な評価を行いその効果を証明していく必要があると考えられる。

1. 2. 5 TENSの使用状況と課題

臨床での物理療法の使用頻度は、ホットパック、極超短波療法などの温熱療法が一番高く、続いて、牽引療法、TENSなどの電気治療が挙げられ

る。対象疾患や症状としては、疼痛が圧倒的に多く、次いで拘縮や痙縮であるとの報告がある⁴⁰⁾。他の報告でも同様に、実施している物理療法機器として、ホットパック、牽引、TENS、バイブラブラバス、極超短波と続き、目的としては、疼痛軽減、神経筋反応の促進、リラクゼーション、循環改善などが挙げられており⁴¹⁾、疼痛に対して、温熱療法、TENSなどの電気刺激を使用する頻度が高い傾向がみられる。

スポーツ現場での選手のケアやコンディショニングの1手段として、TENSを中心とした電気刺激療法を単独もしくは、超音波療法、運動療法との併用として用いられ、物理療法の必要性の高さが報告されている³⁹⁾。その一方で、医療の現場では、スポーツ現場ほど、使用頻度も高くなく、治療効果について十分検証されてはいない。対象者の病態に適した効果的な使用方法について、理解され、試されているとも言い難く、物理療法を単に運動療法の前処置として、漫然と行っている傾向もみられ、物理療法への期待が小さく、関心が低いことが指摘されている^{40, 41)}。

臨床診療ガイドラインによるTENSの痛み軽減についての記載では、急性ならびに慢性の頸部痛に対して疼痛を軽減する可能性が得られている。しかし、急性腰痛においてTENSは、疼痛、身体機能、体力、ROM(range of motion)に改善効果を認めないとの記載がある。また、疼痛軽減の生理学的機序が明確ではないという指摘もある。電気刺激に関して、使用するセラピスト自身が明確に理解している部分が乏しいとも言われている。臨床現場において物理刺激による生理的作用を適切に応用し、明確な治療戦略の策定、治療効果の確認が十分になされた上で物理療法が実施されているか疑問が残る。近年、その治療根拠を求めて多くの研究がなされ、効果を発揮するために有効な強度や周波数の設定などが明らかにされつつあるが、その効果については諸説混在している状態である。

治療効果を発揮するためには、電気エネルギーの量をコントロールするための、適切な頻度、波動(形、持続)、強度を調整する必要がある。TENSの有効性はもとより、生体に対する生理的作用の十分な解明や、より高い効果を得られる使用方法について、基礎的研究と高いレベルでの臨床

研究により、科学的で医学的な裏付けを進めることが求められている。

1.3 研究目的

物理療法は、運動療法、日常生活活動指導、義肢装具療法とともに、理学療法の根幹をなす治療手技の一つである。しかし、理学療法の臨床場面における物理療法の実施状況は、施設、個人によって大きな格差があるのが現状である。また、物理療法は運動療法に対する補助的手段であり、施行は助手任せであること、学生の臨床実習の場面でも、実施体験がないなど、物理療法軽視ともとれる状況が指摘され、物理療法に対する期待は小さく、関心も低い傾向があるとされている^{39, 40)}。物理療法の研究、特に基礎的研究の多くは1950年代に行われている。しかし、個々の療法での有効性、生体に対する生理学的作用の十分な解明や、エネルギー源の特定が十分なされているとは言えない。物理療法プログラムを選択するための臨床判断の根拠となるエビデンスの蓄積が不十分なことが挙げられ、物理療法の使用は、経験則に基づいて行われてきたことが問題視されている。

物理療法は、一部の疾患の治療として使用される場合もあるが、大部分は機能障害レベルである。理学療法分野で物理療法が使用される場合には、単独で使用するのではなく、運動療法などの他の治療と組み合わせるべきであるとの報告がされている。この運動療法と物理療法との複合治療は、今後ますます注目されることが想定されている。しかし、この併用効果に関して、エビデンスの検証が十分されているとは言えず、この分野の研究を行うことは、理学療法を行う上で、意義の高い取り組みであると思われる。

本研究の目的は、疼痛を指標として、TENS がヒトの身体機能に与える効果を種々の工学的手法を用いて明らかにすることである。疼痛と密接に関係がある、痛覚閾値、筋粘弾性(筋硬度、関節可動域)の変化に着目した3つの基礎的な研究を行った。

研究1(第2章)として、TENS と疼痛抑制との関係について、刺激条件の違いが及ぼす影響を検証した。TENS は主に疼痛を軽減する電気刺激

療法として臨床使用され、その効果について研究が進められている。TENS は刺激周波数(頻度)と、刺激時間(パルス幅、治療時間)、刺激強度を調整して疼痛緩和を図っている。前述したように、刺激条件の設定において、一定の見解が得られていないことから、刺激周波数と、刺激強度の違いによる疼痛(圧痛閾値)に与える影響を明らかにすることを目的とした。

研究 2(第 3 章)では、TENS の疼痛抑制効果の応用として、TENS と筋粘弾性との関係を筋硬度と関節可動域を測定する事により検証した。疼痛と筋の緊張状態とは密接に関連することは前述した。筋緊張の亢進状態の一つに痙縮が挙げられる。痙縮に対する TENS の効果を報告した先行研究では、ストレッチングとの併用同様に、痙縮筋の拮抗筋に対して TENS もしくは神経筋刺激を行い、痙縮の軽減を図っている事が多い。痛みと、筋緊張との関係から、緊張の高い筋に対して直接 TENS を適用することで、筋粘弾性の低下が生じるのではないかと考えた。よって、研究 2 では、研究 1 で疼痛抑制効果の高かった、刺激強度を用いた TENS を行い、筋粘弾性に与える影響を、圧痛閾値、筋硬度、下肢伸展拳上(Straight Leg Raising: SLR)の変化から検証すること、研究 1 と同様に、筋粘弾性に対する異なった周波数の影響についても明らかにすることを目的とした。

研究 3 では、本研究の目的である、疼痛を指標として、TENS がヒトの運動に与える効果を明らかにするために研究を行った。前述した物理療法の定義、「物理療法の特徴は他動的な治療法であり、理学療法の目的である基本的動作能力の回復という点から、多くは運動療法との組合せで施行される」から考えると、TENS も同様に単独で用いるよりも、ストレッチング等を併用することで、より効果が発揮できる。研究 1、研究 2 の結果から導き出された、TENS の最適な刺激条件を用いて、TENS とストレッチングの併用効果が、筋粘弾性(筋硬度、関節可動域)に与える影響を検証することにより、疼痛を有する患者及び、疼痛に関連した不活動から生じる機能障害を有した患者への適切な TENS の使用方法を検討し、理学療法手技の一助とすることを目的とした。

3 つ研究の関係性を図 1-3 に示した。研究目的である、TENS がヒトの身

体機能に与える効果を明らかにするための直接的な実験を研究 3 で行い、効果をより引き出す条件設定などの背景的な研究として、研究 1 及び研究 2 を行った。

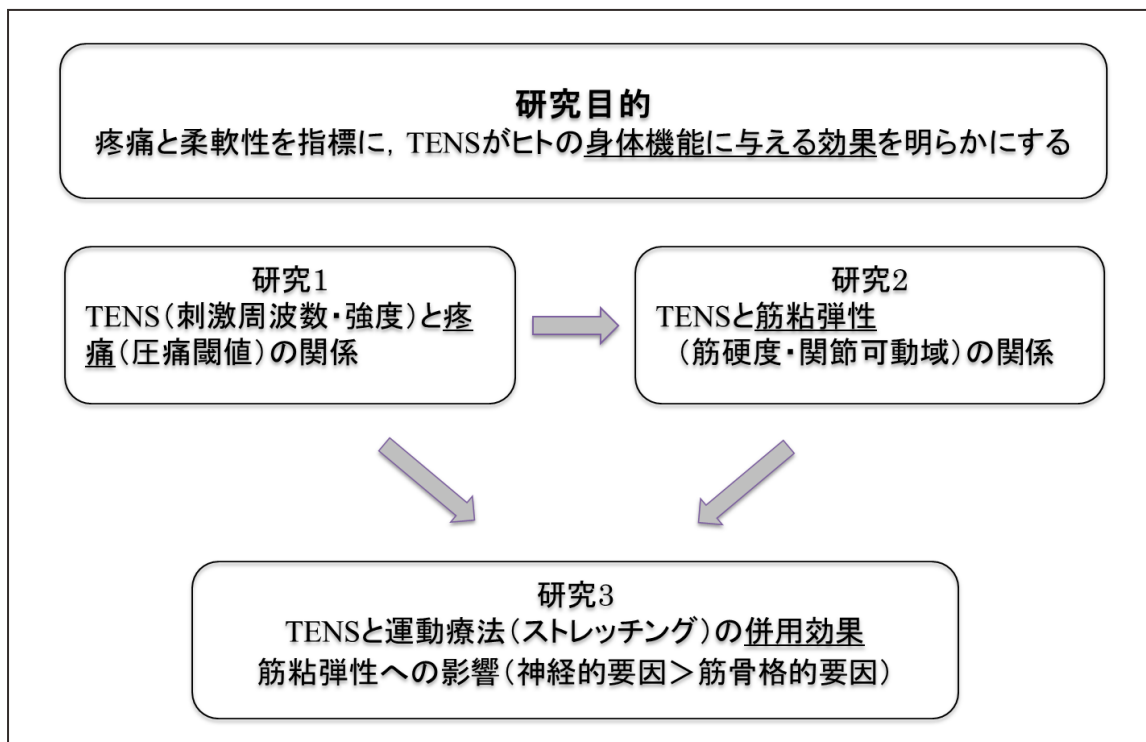


図 1-3 研究目的及び構成

文 献

- 1) 日下隆一：リハビリテーションと理学療法の歴史．奈良勲（編）：理学療法概論 第6版，医歯薬出版，2013，pp39-63.
- 2) 渡部一郎訳：EBM 物理療法 Michelle H. Cameron（編）．医歯薬出版，2010，pp1-21.
- 3) 菅原憲一：物理療法学 第4版「標準理学療法学」 網本和，菅原憲一（編）．医学書院，2013，pp1-15.
- 4) 木村貞治：物理療法学テキスト 改訂第2版「シンプル理学療法学シリーズ」 木村貞治，沖田実・他（編）．南江堂，2013，pp1-14.
- 5) 庄本康治：物理療法における研究活動の課題と方略．理学療法ジャーナル，47(8):676-684，2013.
- 6) Goh Ah Cheng, Yoko Kitabayashi: 世界の物理療法の最新事情-経皮的電気刺激療法との比較-．日本物理療法学会誌，12:9-17，2005.
- 7) Merskey H: The taxonomy of pain. Med Clin N Am, 91(1):13-20，2007.
- 8) 徳田光紀：物理療法による疼痛管理-急性期の鎮痛を考える-．理学療法学，40(4):345-348，2013.
- 9) 松原貴子，沖田実，森岡周：Pain Rehabilitation，三輪書店，2011，pp2-12.
- 10) 黒澤美枝子：痛みの生理学．理学療法科学，15(3):73-79，2000.
- 11) 岡崎大資：慢性疼痛の軽減を目的とした寒冷療法と温熱療法の実践方法と臨床効果．理学療法，29(9):994-1001，2012.
- 12) Benson TB, Copp EP: The effects of therapeutic forms of heat and ice on the pain threshold of the normal shoulder. Rheumatol Rehabil, 13:101-104，1974.
- 13) Melzack R, Wall PD: Pain mechanisms: a new theory. Science, 150:971-979，1965.

- 14) Melzack R: Phantom limbs, the self and the brain. (The D. O. Hebb Memorial Lecture). *Can Psychol*, 30:1-16, 1989.
- 15) Melzack R: From the Gate to the neuromatrix. *Pain* 6:121-126, 1999.
- 16) Le Bars D: Diffuse noxious inhibitory controls (DNIC), I Effects on dorsal horn convergent neurons in the rat. *Pain*, 6(3):283-304, 1979.
- 17) 川村博文:電気刺激療法. *理学療法学*, 32(4):258-261, 2005.
- 18) 烏野大, 千賀富士敏, 太田厚美:電気刺激療法の有効性とリスク管理. *PT ジャーナル*, 40(2):99-106, 2006.
- 19) Simon EJ, Hiller JM: The opiate receptors. *Annu Rev Pharmacol* 18:371-377, 1978.
- 20) Willer JC: Endogenous, opioid, peptide-mediated analgesia. *IntMed*, 9(8):100-111, 1988.
- 21) Kroeling P, Gross A, Goldsmith CH, et al. :Electrotherapy for neck pain. *Cochrane Db Syst Rev* 4: CD004251, 2009.
- 22) Han JS, Chen XH, et al. : Effect of low-and high-frequency TENS on Met-enkephalin-Arg-Phe and dynorphin A immunoreactivity in human lumbar CSF. *Pain*, 47:295-298, 1991.
- 23) Wall PD, Gutnick M: Properties of afferent nerve impulses originating from a neuroma. *Nature*, 248:740-743, 1974.
- 24) Priya G, Kathleen A S: Effect of Varying Frequency, Intensity, and Pulse Duration of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation on Primary Hyperralgesia in Inflamed Rats. *Arch Phys Med Rehab*, 81:984-990, 2000.
- 25) Gopalkrishnan P, Sluka KA: Effect of Varying Frequency, Intensity, and Pulse Duration of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation on Primary Hyperalgesia in Inflamed Rats *Arch Phys Med Rehab*, 81:984-990, 2000.

- 26) Levin MF, Hui-Chan CWY: Conventional and Acupuncture-Like Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Excite Similar Afferent Fibers. Arch Phys Med Rehab, 74:54-60, 1993.
- 27) Moran F, Leonard T, Hawthorne S, et al. : Hypoalgesia in Response to Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) Depends on Stimulation Intensity. J Pain, 12(8):929-935, 2011.
- 28) Alex RW, Valma JR, Raphael J M: Optimal Frequencies for Electric Stimulation Using Medium-Frequency Alternating Current. Arch Phys Med Rehab, 83:1024-1027, 2002.
- 29) Chen CC, Tabasam G, et al. : Does the Pulse Frequency of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) Influence Hypoalgesia ? : A Systematic Review of Studies Using Experimental Pain and Healthy Human Participants. Physiotherapy 94(1):11-20, 2008.
- 30) Wang BG, Tang J, White PF : Effect of the Intensity of Transcutaneous Acupoint Electrical Stimulation on the Postoperative Analgesic Requirement . Anesth Analg , 85(2) : 406-413, 1997.
- 31) Fabrizio B, Martina A, Caterina C: Control of Postoperative Pain by Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation after Thoracic Operation. Ann Thorac Surg, 63:773-776, 1997.
- 32) 徳田光紀, 田平一行, 増田崇, 他: 腹部外科手術症例に対する経皮的電気刺激治療の効果－無作為化比較試験による検討－. 理学療法学, 28(4):415－421, 2013.
- 33) 大道裕介, 熊澤孝朗: 痛みの病態生理学. 理学療法, 23:163-166, 2006.
- 34) 松原貴子, 沖田実, 森岡周: Pain Rehabilitation. 三輪書店, 東京, 2011, pp134-177.
- 35) 川村博文, 高木峰子, 鶴見隆正, 他: 関節可動域制限の予防・治療

- を目的とした物理療法. 理学療法, 29:35-42, 2012.
- 36) 川村博文, 高木峰子, 鶴見隆正, 他: セラピューティック・ストレッチングと物理療法. 理学療法, 27:983-989, 2010.
- 37) 高橋憲一: 痙縮に対する物理療法実践プログラム. 理学療法, 18:980-984, 2001.
- 38) Maciel ACC, Camara SMA: Influence of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) associate with muscle stretching on flexibility gains. Rev Bras Fisioter 12(5):373-378, 2008.
- 39) Song WM, Seo HJ, Shin WS: Effects of Electric Stimulation with Static Stretching on Hamstrings Flexibility. J Korean Phys Soc 27(3):164-168, 2015.
- 40) 坂口顕, 川口浩太郎, 藤岡宏幸: スポーツ現場での物理療法の活用-ホッケー男子日本代表への胎動報告より-. 第 22 回日本物理療法学会学術大会抄録集, p46, 2014.
- 41) 山本双一, 田村有香: 物理療法研究の最近 10 年間の動向. 高知リハビリテーション学院紀要, 3:25-30, 2013.
- 42) 高岡克宜, 鶯 春夫, 田野 聡: 物理療法の臨床適応の課題と方略. 理学療法ジャーナル, 8:669-675, 2013.

第 2 章

経皮的電気神経刺激 (TENS) の刺激条件の違い

による疼痛抑制効果への影響

— TENS 実施前後の圧痛閾値の変化 —

経皮的電気神経刺激 (TENS) の刺激条件の違いによる疼痛抑制効果への影響 — TENS 実施前後の圧痛閾値の変化 —

2.1 諸言

TENS は刺激頻度 (周波数) と、刺激時間 (パルス幅, 治療時間), 刺激強度の条件を組み合わせて用いられている. これらの刺激条件を適切に調整することで, ゲートコントロール理論, 内因性疼痛抑制機構, 局所神経ブロックなどの疼痛抑制メカニズムに関与すると考えられている¹⁻⁴⁾. TENS の周波数と刺激強度の組合せにおいて, Chesterton ら⁵⁾は低周波数 (4Hz) と高周波数 (110Hz) の 2 つの周波数の TENS を用いて, 刺激強度を低刺激強度 (強いが快適) と高刺激強度 (耐えられる最大) の 2 種類の組合せで圧痛閾値を比較している. その結果, 高周波数で高刺激強度を用いた刺激条件が圧痛閾値を最も高めたと報告している. Moran ら⁶⁾は, 周波数 80Hz の TENS で刺激強度を, 感覚閾値以下, 感覚閾値レベル, 痛覚閾値以下の設定をし, 圧痛閾値を比較した. その結果, 痛覚閾値以下の強い刺激の TENS は, 感覚閾値以下と比較して, 有意に圧痛閾値を高めたが, 感覚閾値レベルの TENS とは有意差は認められなかったと報告している. Chen ら⁷⁾は疼痛に対する 2 つ以上の周波数の違いを評価した論文のシステマティックレビューから, 周波数の違いは疼痛抑制に影響を及ぼさないと報告した. TENS の疼痛抑制に関する周波数と, 刺激強度に関する条件設定に関しては, 未だ結論付けられていない. また, これらの先行研究の多くは, 痛覚閾値や圧痛閾値の変化から検討しており, 圧痛閾値と筋硬度の両側面から検討した研究は見当たらない.

本研究の目的は, TENS の周波数と刺激強度の違いが圧痛閾値に与える影響を明らかにすることである. そこで, 2 種類の刺激強度と 3 種類の周波数から 6 つの刺激条件を設定し, 圧痛閾値と, 疼痛と関連が深い筋硬度を測定することにより疼痛抑制への関与を検討した.

2.2 対象及び方法

2.2.1 対象

整形外科疾患および神経学的症状を有さない健常成人 30 名 (男性 30 名, 年齢 20-31 歳, 平均 21 歳, 身長 170 ± 5.0 cm, 体重 60.7 ± 6.9 kg) を対象とした. 全ての対象者は, 本研究の目的と内容を口頭および書面で説明し, 書面にて研究協力の同意を得た者とした. 本研究は, 学校法人こおりやま東都学園研究倫理委員会の承認 (承認番号: 倫理委 R0908) を得て行われた研究である.

2.2.2 TENS の刺激方法及び測定部位

本実験では, 全て, 内側ハムストリングス (半腱様筋, 半膜様筋) をターゲットとし, 電気刺激を行っている. この筋の起始部と停止部の中間点を中心として, 両側に 10cm 広げて電極を配置した.

疼痛刺激がヒトに加えられた場合, 屈筋群の収縮を引き起こす逃避反射が出現する. 内側ハムストリングスは下肢の主要な屈筋群であり, 下肢の逃避反射の主動作筋であると考えられる. 疼痛刺激を伝達する IV 群 (Lloyd/Hunt による神経線維の分類) の神経に対して, 伸筋群よりも屈筋群は応答しやすい筋群であると考えられる. また, スポーツ障害として比較的頻度の高い, 筋の部分断裂 (いわゆる肉離れ) などの筋損傷もこのハムストリングスに多い. その他, 加齢の影響として, 荷重位における下肢筋群の活動パターンは, 加齢変化とともに二関節筋優位の筋活動となることが指摘されている^{8,9)}. ハムストリングスは, 2 つの関節に作用する 2 関節筋の代表的な筋であり, 加齢変化に伴い下肢の柔軟性にも大きく関与してくる可能性がある. 以上の事から, 本実験では疼痛, 加齢変化などに関わりの深いハムストリングスを被検筋として, 疼痛抑制効果を検討した.

2.2.3 治療機器・測定機器

本研究で使用した治療機器 (コンビネーション刺激装置 EU-940, 伊藤

超短波製)の概要を述べる(図 2-1). 本治療器は, TENS モードに加え, 4 極干渉波モード, EMS(神経筋電気刺激)モードなど 7 種類の電流刺激モードを備えた複合型の治療器である. 安全性においては, 作動状況の自己診断機能やオープンエラー機能, 緊急停止ボタン装備などの機能が搭載されており, 安全面に配慮されている.

本研究では TENS の治療モードについては, 周波数を固定する, 連続モードを用いた.



図 2-1 コンビネーション刺激装置 (EU-940, 伊藤超短波社製)

痛みを測定する方法としては, 外部から刺激を加えた時, 生じる痛みを測定する方法と, 現在有する痛みを測定する方法がある. 末梢神経や中枢神経の病変などで引き起こされる痛覚障害の評価は, 外部から刺激を加えることによって痛みを誘発し, この時の刺激量を測定する方法がとられる. この痛みに関する刺激量は, 種々の閾値検査として知られている. 閾値の検査には, 痛みを生じるのに必要な最小の刺激量である検知閾, 刺激強度を増加させても主観的痛み強度が変化しなくなる時の刺激量である最終閾, 痛みの強度が識別できる刺激量である弁別閾がある. 検査手順の簡便さ(被験者の負担も考慮して)検知閾が使用されるのが一般的である. 疼痛の改善には, 侵害刺激に対する閾値(疼痛閾値)を変化させることが重要である. したがって, 本実験では, 検知閾を測定する検査方法として,

圧痛覚計による圧痛閾値測定を行った。更に、侵害刺激は、侵害受容器を興奮させ、筋緊張に影響を与える。骨格筋の緊張を高めることで筋硬度を増加させることが考えられる。近年、筋硬度の客観的評価に筋硬度計が利用されている¹⁰⁾。筋硬度計はゴムやプラスチックの硬さ試験に使われる硬度計を応用したものであり、測定部位の表面に測定子を押し込み変形させ、その変形量(押し込みの深さ)を数値化している。

測定機器として、筋硬度計と、圧痛計が一体となっている総合評価システム、組織硬度計－圧痛計(OE-220, 伊藤超短波社製)(図 2-2)を用いて、圧痛閾値と筋硬度をそれぞれ測定した。この測定システムは、Morozumi ら¹¹⁾により高い信頼性が報告がされている。TENS は電気刺激治療器(EU-940, 伊藤超短波社製)を用いて行った。刺激波形は、フェーズ幅 100 μ s(パルス幅 200 μ s)の二相性対称性パルス電流波形を用いた。TENS は 3 種類刺激頻度(周波数)と 2 種類の刺激強度の計 6 条件で実施した。刺激周波数は 3Hz(LF), 30Hz(MF), 100Hz(HF)の 3 種類とした。刺激強度は各刺激条件の TENS 実施時の感覚閾値と痛覚閾値を基準とした。2 種類の刺激強度は、生物学的な刺激レベルとしての 1)感覚レベル(感覚閾値 \times 120%), 2)運動レベル(痛覚閾値 \times 80%)とした。電気刺激部位は内側ハムストリングス上の皮膚表面とし、電極(5 \times 9cm)は坐骨結節から膝窩部までの中点から 10cm 近位部と 10cm 遠位部(電極間距離 20cm)の 2ヶ所に貼付した。評価項目は TENS 実施前後と終了 10 分後の圧痛閾値と組織硬度(筋硬度)とし、両電極の中心部位で測定した。圧痛閾値(単位:N)と筋硬度(単位:N)の測定では総合評価システム(OE-220, 伊藤超短波製)を使用した。この総合評価システムは、1回の測定において、3回施行しその平均値を算出、表示する仕組みとなっている。



図 2-2. 総合評価システム Outcome Evaluation System
(OE-230, 伊藤超短波社製)

図左: 圧痛計; 圧痛閾値は測定部位に圧痛計を静かに押し、閾値における圧力 ($\text{kg} \cdot \text{N} \cdot \text{lb}$) として測定する。圧痛計の先端部のセンサの表面積は 0.85cm^2 のものを使用した。閾値は圧痛計に付属する被験者フィードバックスイッチを被験者自身が痛みを感じた時点で押し、その際の押圧力を測定値とする。

図右: 軟部組織硬度計; 対象組織 (軟部組織) に押圧を加えた際に、リングにかかる軟部組織からの反発力を圧力センサー2 が感知し、10N に達した時点で、圧力センサーにかかる組織からの反発力を、圧力センサー1 で感知し、20ms 間隔で 5 回の計測を行いその平均値を表示する仕組みとなっている (図 2-3)。

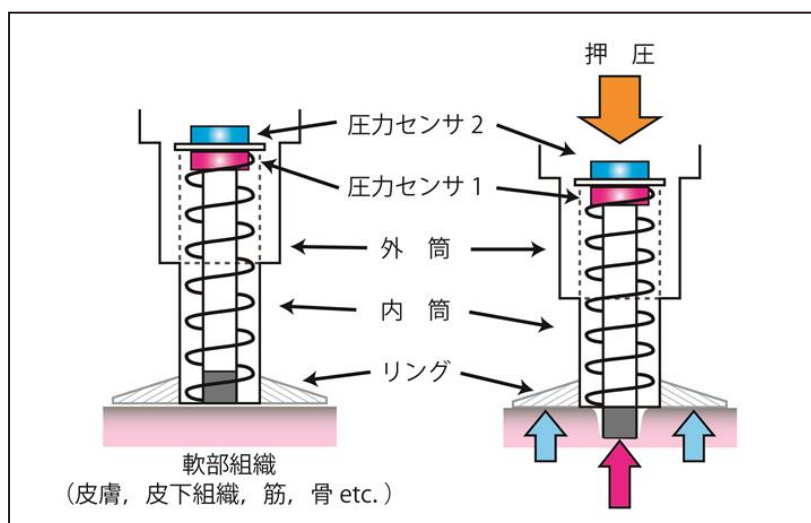


図 2-3 筋硬度計の測定原理

2.2.4 実験手順

電極の貼付および実験準備が完了した後，室内環境(室温 25 度，湿度 50%)で 10 分間の暴露を行ってから実験(図 2-4)を開始した．実験は安静 10 分間，TENS 20 分間，安静 10 分間の計 40 分間行った．40 分間は腹臥位の姿勢を保持することを対象者に指示した．圧痛閾値と筋硬度の測定は TENS 実施直前(T1)，TENS 終了直後(T2)，TENS 終了 10 分後(T3)の計 3 回実施した．30 名の対象者は TENS の刺激頻度により，無作為に 3 群(LF 群，MF 群，HF 群，1 群 10 名)に振り分けた．3 群に対して 2 種類の刺激強度(感覚レベル，運動レベル)で TENS を実施した．各群の対象者は 2 種類の刺激強度により 2 回の実験を行い，2 回目の実験は 1 回目の実験後から 2 日～7 日以内に実施した．感覚レベル，運動レベルの刺激強度による TENS の順番は無作為とした．

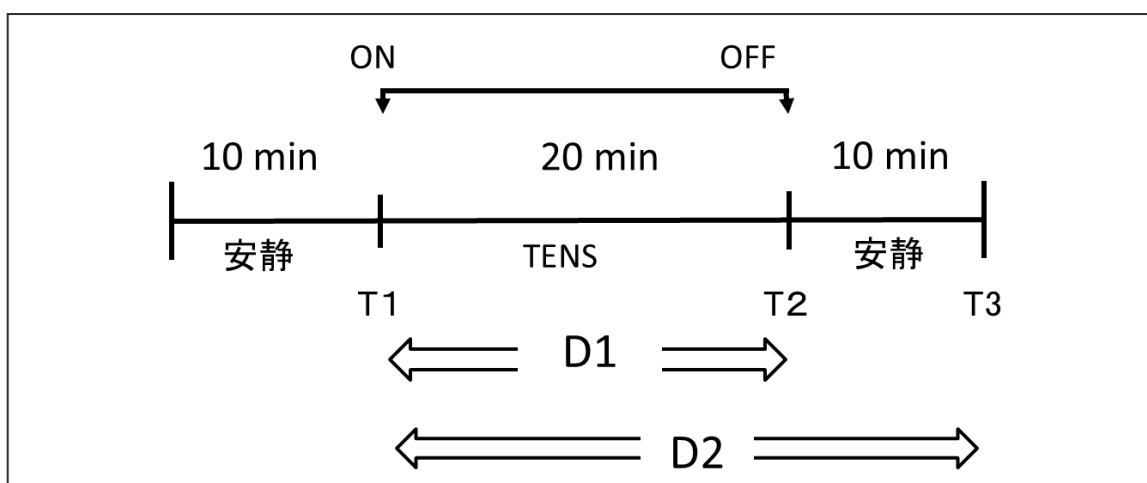


図 2-4 実験プロトコール

2.2.5 統計解析

6 条件の TENS の電流強度は，刺激強度別に 3 群間の比較を一元配置分散分析で解析後，有意差が認められた場合，Tukey-HD 検定により多重比較を実施した．3 群別に感覚レベルと運動レベルの刺激強度については，対応のある t 検定を用いて解析した．圧痛閾値と筋硬度の T1 においてデータ間の差を，刺激強度別に 3 群間の比較を一元配置分散分析で解

析した. T1 の群間における差がないことを確認後, T1 に対する T2 と T3 の差分値 D1 (D1=T2-T1), D2 (D2=T3-T1)を算出して統計解析を行った. S1 と S2 において, 刺激強度別に 3 群間の比較を一元配置分散分析で解析後, 有意差が認められた場合, Tukey-HD 検定により多重比較を実施した. 3 群別に感覚レベルと運動レベルの刺激強度については, 対応のある t 検定を用いて解析した. 統計処理は統計解析ソフト (SPSS ver. 21 for Windows) を使用し, 有意水準は 0.05 とした.

2.3 結果

6 条件の TENS の電流強度 (表 2-1) は, 3 群ともに感覚レベルよりも運動レベルの電流強度が有意に高かった ($p<0.01$). 運動レベルの電流強度は, LF 群 $57.2\pm 6\text{mA}$, MF 群 $47.5\pm 5\text{mA}$, HF 群 $42.1\pm 7.3\text{mA}$ となり, LF 群が MF 群や HF 群に比べて有意に高い電流値となった ($p<0.01$).

表 2-1 6 条件の電流刺激強度

		mean \pm sd	
		電流強度(mA)	
感覚レベル	LF群(n=10)	14.6 \pm 3.3	
	MF群(n=10)	17.1 \pm 5.6	
	HF群(n=10)	15.2 \pm 4.8	
運動レベル	LF群(n=10)	57.2 \pm 6.0	‡ **
	MF群(n=10)	47.5 \pm 5.6	**
	HF群(n=10)	42.1 \pm 7.3	**

‡: LFvsMF, LFvsHF ($p<0.01$)

** : 同一群内での比較 運動レベル vs 感覚レベル ($p<0.01$)

TENS 実施前後の圧痛閾値の変化を表 2-2 に, 筋硬度の変化を表 2-3 に示した. 圧痛閾値, 筋硬度の両者において, 刺激強度別にみた T1 における 3 群間の差は認められなかった. 圧痛閾値と筋硬度について, T1 に対する差分値 D1 (T2-T1), D2 (T3-T1)をそれぞれ表 2-4, 表 2-5 に示した.

運動レベルにおける，圧痛閾値の D1 は LF 群 ($5.8\pm 2.1\text{N}$)，MF 群 ($5.8\pm 2.3\text{N}$)，HF 群 ($10.2\pm 3.6\text{N}$)であった．LF 群と MF 群に比較して，HF 群の圧痛閾値の D1 は有意に高くなった ($p<0.01$)．運動刺激レベルでの圧痛閾値の変化量(差分値)を図 2-5 に示した．HF 群において，感覚レベルの圧痛閾値の D1 は $6.6\pm 2.5\text{N}$ ，運動レベルの D1 は $10.2\pm 3.6\text{N}$ であり，感覚レベルよりも運動レベルの方が有意に高くなった ($p<0.05$)．D1, D2 ともにその他の群内の比較では有意な差を認めなかった．筋硬度については，3 群間と刺激強度別において有意な差は認められなかった．

表 2-2. TENS 前後の圧痛閾値の変化

		mean±sd		
		圧痛閾値(N)		
		T1	T2	T3
感覚レベル	LF群(n=10)	21.0±3.6	26.7±3.9	24.2±4.2
	MF群(n=10)	21.7±5.2	27.4±4.7	25.0±3.8
	HF群(n=10)	20.6±3.2	27.2±5.2	24.0±4.4
運動レベル	LF群(n=10)	20.1±2.8	26.5±2.4	22.3±2.9
	MF群(n=10)	20.9±3.5	26.6±4.4	24.8±3.1
	HF群(n=10)	19.2±3.1	29.4±5.0	24.8±3.7

表 2-3. TENS 前後の筋硬度の変化

		mean±sd		
		筋硬度(N)		
		T1	T2	T3
感覚レベル	LF群(n=10)	2.88±0.24	2.90±0.28	2.88±0.26
	MF群(n=10)	2.73±0.23	2.71±0.23	2.74±0.23
	HF群(n=10)	2.83±0.34	2.84±0.41	2.83±0.35
運動レベル	LF群(n=10)	2.85±0.22	2.83±0.16	2.84±0.19
	MF群(n=10)	2.81±0.33	2.81±0.31	2.78±0.29
	HF群(n=10)	2.81±0.33	2.83±0.31	2.82±0.31

表 2-4. 圧痛閾値の変化量

		mean±sd		
		圧痛閾値の変化量(N)		
		D1	D2	
感覚レベル	LF群(n=10)	5.7±2.1	3.2±2.4	
	MF群(n=10)	5.7±3.0	3.3±2.5	
	HF群(n=10)	6.6±2.5	3.4±1.8	
運動レベル	LF群(n=10)	5.8±2.1	2.2±1.8	
	MF群(n=10)	5.8±2.3	3.9±1.9	
	HF群(n=10)	10.2±3.6 ‡ *	5.6±2.8 **	

‡: HF 群 vs LF 群, HF 群 vs MF 群 (p<0.01)

** : HF 群 vs LF 群 (p<0.01)

* : 運動レベル vs 感覚レベル (p<0.05)

表 2-5. 筋硬度の変化量

		mean±sd		
		筋硬度の変化量(N)		
		D1	D2	
感覚レベル	LF群(n=10)	0.02±0.09	0.00±0.09	
	MF群(n=10)	-0.02±0.09	0.01±0.07	
	HF群(n=10)	0.01±0.14	0.00±0.07	
運動レベル	LF群(n=10)	-0.02±0.13	-0.01±0.11	
	MF群(n=10)	0.00±0.09	-0.04±0.09	
	HF群(n=10)	0.02±0.14	0.01±0.14	

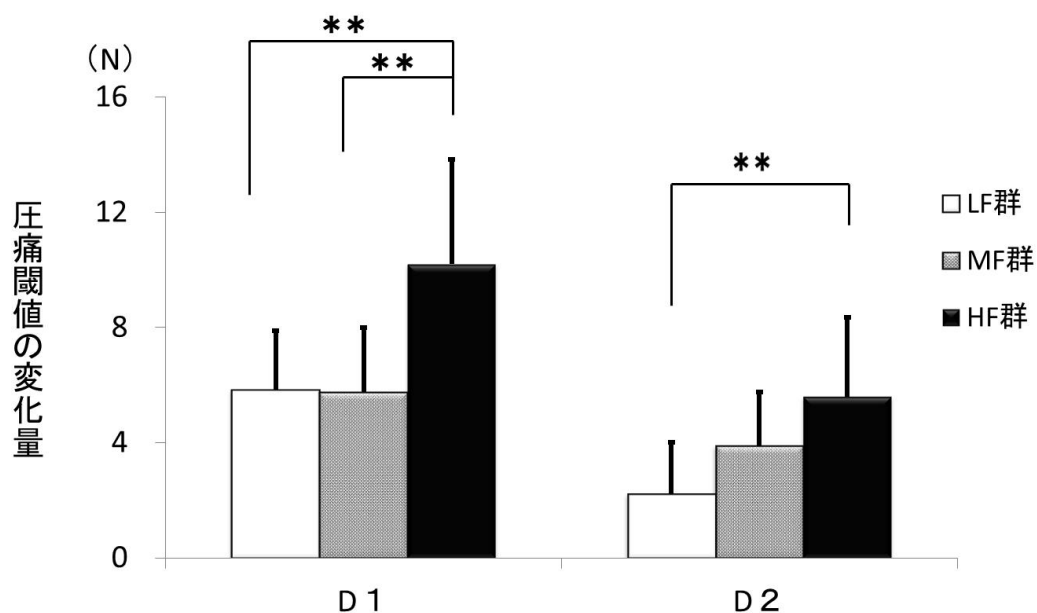


図 2-5 運動刺激レベルでの圧痛閾値の変化量(差分値)

D1 は T1 に対する T2 の差分値 (T2-T1) を, D2 は T1 に対する T3 の差分値 (T3-T1) を示す. ** HF 群は LF 群, MF 群に比べて有意に S1 の値が高くなった ($p < 0.01$). HF 群は LF 群に比べて有意に S2 の値が高くなった ($p < 0.01$).

2.4 考察

本研究は, TENS の刺激条件として 3 種類の周波数と 2 種類の刺激強度の組合せにより 6 つの刺激条件を設定した. これら 6 条件の TENS を 20 分間実施して, その前後で圧痛閾値と筋硬度の変化を評価した. 本研究では, 筋収縮が起こらない範囲で通電されていることを対象者が認識することができる刺激強度を感覚レベルとし, 評価者が筋収縮を目視で確認でき, かつ疼痛閾値以下の刺激強度を運動レベルとした. 各々の条件で通電した電流強度は表 2-1 に示した通りであり, 感覚レベルと運動レベルの電流強度には有意差があり, 運動レベルの電流強度が高いことより, 2 種類の刺激強度を明確に分けることができたと考えられる. 感覚レベルの電流強度は周波数において有意な差がなく, 運動レベルの電流強度において, LF 群の電流強度が有意に高くなった. このことより, 強い刺激である運動レベルにおいて, 同じ電流強度の条件では LF 群の方が, 一定時間に負荷される

電流量(刺激周波数×電流強度)が少なくなり、疼痛閾値レベルに達しないことが分かる。このため、LF 群は電流強度を高くすることができたと考えられる。

本研究では、圧痛閾値の変化量(差分値)を TENS 実施前後で評価した(表 2-4)。刺激強度が感覚レベルの場合、TENS 実施直前(T1)に比べて、TENS 実施直後(T2)では 5.7~6.6N の圧痛閾値の上昇が観察された。HF 群の圧痛閾値が約 1N ほど高い値を示したが、LF 群、MF 群、HF 群の 3 種類の刺激周波数による圧痛閾値の変化量においては有意な差が認められなかった。刺激強度が運動レベルの場合では、TENS 刺激直前(T1)に比べて、TENS 刺激直後(T2)の差分値(D1)は、LF 群と MF 群に比べて、HF 群における圧痛閾値の変化量が有意に高くなることが示された(表 2-4, 図 2-4)。感覚レベルと運動レベルの刺激強度による違いにおいて、HF 群で運動レベルの刺激強度を用いた TENS の方が、圧痛閾値を有意に高くすることが示された。これらの結果から、圧痛閾値が最も高くなった TENS の刺激条件は、高周波数で強い刺激強度であった。本研究結果から、疼痛抑制効果が高い TENS の刺激条件は、高周波数、高強度刺激であることが示唆された。この結果は Chesterton ら⁵⁾の報告と同様の結果であった。

疼痛抑制のメカニズムとしては、ゲートコントロール理論、内因麻酔理論、局所神経ブロックなどの脊髄レベル、上位中枢、末梢レベルによる制御が考えられている。ゲートコントロール理論は、脊髄後角で介在ニューロンを介し、細い神経線維である A δ 線維や C 線維よりも、太い線維である A β 線維などを興奮させることで、A δ 線維や C 線維を上行する痛み刺激のインパルスの伝達をシナプス前抑制すると考えられている^{1,3)}。TENS は 100 μ s 以下のフェーズ幅の電気刺激により A β 線維関連の受容器を興奮させることで、ゲートコントロール理論にある疼痛抑制のメカニズムを賦活する。このことにより、TENS では感覚レベルの刺激強度を用いて、A β 線維関連の受容器を高頻度に刺激することが良いと考えられている。今回の研究で使用した TENS のフェーズ幅は 100 μ s であり、6 つの刺激条件全てにおいて、圧痛閾値が TENS 実施直後の T2 には T1 よりも高くなり、TENS 終了 10 分後(T3)

には圧痛閾値が低下した。この結果から、本研究においても TENS が A β 線維関連の受容器を刺激することで疼痛抑制に働いたと推察された。LF 群と MF 群、HF 群の刺激周波数の違いは、一定時間に負荷される電流量の違いである。すなわち、LF 群、MF 群に比べて HF 群は約 30 倍または、約 3 倍も刺激回数が多いことになるが、運動レベルの電流強度の差は LF 群と HF 群を比べても 1.4 倍程度である。HF 群の TENS は感覚受容器や末梢神経に対して、多くの電流量を負荷していることになる。この刺激量の違いが、HF 群の TENS が圧痛閾値の抑制に働いた要因と考えられる。

本研究で使用した圧痛計は、先端部が半球上の丸みのある形状をしており、面積が約 1cm² である。測定時には、この先端部を皮膚上より、可及的に皮膚に垂直に押し当て、対象者が痛み(不快感)を感じたら附属のスイッチを押すことで、そのときの反力を圧痛計内部の圧力計で測定する仕組みになっている。したがって、先端部の面積分の皮膚が押されることで、皮膚に分布する痛み関連の自由終末やポリモーダル受容器などの C 線維や A δ 線維関連の感覚受容器だけでなく、A β 線維関連の圧覚や触覚も同時に発火したと考えられる。今回の圧痛計による測定では、TENS 実施直前(T1)の圧痛閾値は 20N 前後であり、TENS 実施直後(T2)の圧痛閾値の変化量は約 6~10N である。圧痛計の面積を考慮に入れて単位換算すると、大腿部後面は安静時(T1)に約 2kg/cm² の圧に対して痛みを感じている。TENS 実施後の圧痛閾値の変化量は 0.6~1kg/cm² に相当することから、T1に比べて約 25%~50%圧痛閾値が変化したことになる。正常な場合、針を用いた痛覚検査において、ヒトは痛覚受容器により針の先端にかかる数グラム(g)の圧で、針の接触を正確に判断することができる。このことから考えて、本研究による 0.6~1kg の圧痛閾値の変化量は、末梢受容器の感受性の低下を表していると考えられる。

本研究では使用しなかったが、80~100Hz のバースト周波数を用いて、数 Hz の電気刺激を行う刺激方法がある¹²⁾。このような刺激方法や疼痛閾値以上の刺激強度による 1~5Hz の TENS が、内因性オピオイドの分泌による内因性麻酔理論や局所神経ブロックによる疼痛抑制効果があると考え

られている^{1, 2, 13)}。研究で用いた運動レベルの刺激強度は、疼痛閾値以下の刺激であり、内因性オピオイドの分泌を促すほどの刺激強度ではなかったと考えられる。ヒトに負荷する電流強度が強くなれば、両電極下では脱分極が繰り返されるため局所的に電子などのイオンの運動がブロックされる。この電氣的影響が、感覚受容器の末梢神経に及ぶ可能性が考えられる。本研究結果より、運動レベルの強い刺激強度を用いて高周波数の TENS で 20 分間刺激したことにより、局所的な末梢神経のブロックが起これ、圧痛閾値を高めた可能性が示唆された。圧痛閾値を測定した部位は両電極間のほぼ中央であることから、電極に近い部位を測定した場合には、局所神経ブロックの影響により、圧痛閾値がより高くなる可能性がある。

TENS 終了 10 分後でも、運動レベルの刺激強度において、LF 群に比べて HF 群の圧痛閾値の変化量は有意に高くなっていた。しかし、その差は S1 の値と比べると 3N と小さくなっており、6 条件全てで低下している。運動レベルで高周波数の TENS を 20 分間実施することで、10 分間程度の効果の持続は起こるが、圧痛閾値の変化量は半分程度にまで減衰する。つまり、疼痛抑制メカニズムへの影響は、長くても 10 分程度であることが分かった。

近年、神経線維の電流知覚閾値 (Current Perception Threshold : CPT) を測定することで、疼痛評価をする研究が行われている^{14, 15)}。CPT 検査は、特定周波数の電流刺激により神経線維の閾値を定量評価できると考えられている。A β 線維は 2000Hz, A δ 線維は 250Hz, C 線維は 5Hz の周波数の電気刺激に対応していることを基礎としている。青木ら¹⁶⁾は電流知覚閾値を指標にした TENS の疼痛抑制効果の研究において、パルス幅 200 μ s, 100Hz の TENS により C 線維の閾値が上昇し、疼痛抑制が得られたことを報告している。本研究の HF 群の疼痛抑制効果と同様の見解を報告している。

本研究では TENS 刺激条件として、感覚レベルと運動レベルの 2 種類の刺激強度を設定している。TENS による種々の感覚神経や運動神経への影響と、直接的な筋収縮の有無による筋への影響は、刺激強度の違いにより異なる事が考えられる。筋硬度は、骨格筋の物理的な硬さであり、その

異常と痛みとは密接な関係にある。疼痛抑制に与える TENS の影響を圧痛閾値の評価に加えて、筋の状態変化を捉える指標の一つとして筋硬度の測定を行う事で多面的に検討することを目的とした。結果、筋硬度に関しては、6 条件全てにおいて、3 群間で有意な差は認められなかった。TENS による疼痛抑制効果があれば、感覚神経系からの入力低下することで、 γ 運動神経の活動の低下とそれによる筋紡錘の感受性の低下が起こると仮説を立てたが、本研究では証明することができなかった。肥田ら¹⁷⁾によると、筋を等尺性収縮させた場合やうつ血状態において、安静時に比較して筋硬度は高くなると報告している。渡邊ら¹⁸⁾は、組織硬度計による筋硬度の測定は、運動療法や物理療法の効果判定の 1 つの指標となるが、パフォーマンスに近い姿勢や筋に一定の張力を負荷した肢位で測定することが必要であると指摘している。筋硬度の測定は、圧痛閾値の測定と同様に腹臥位の姿勢で実施した。したがって、測定部位である大腿後面の内側ハムストリングに張力が負荷されていない、筋長的にも緩んだ状態での測定であった。このことが、筋硬度において変化が認められなかった要因であると考えられる。

2.5 まとめ

6 つの刺激条件の TENS を比較した結果、運動レベルの刺激強度で高周波数 (100Hz) の TENS が、6 つの条件の中では、最も疼痛抑制効果が高いことが示された。この結果には、ゲートコントロール理論や局所神経ブロックによる疼痛抑制メカニズムが関与したと考えられる。筋硬度に関しては、6 つの刺激条件の TENS において、有意な変化は認められなかった。これは測定姿勢による影響が関与していると考えられた。

文 献

- 1) Goh Ah Cheng, 富澤一夫：物理療法学テキスト 改訂第2版「シンプル理学療法学シリーズ」木村貞治, 沖田実・他(編). 南江堂, 2013, pp207-224.
- 2) Han JS , Chen XH, et al. : Effect of low-and high-frequency TENS on Met-enkephalin-Arg-Phe and dynorphin A immunoreactivity in human lumbar CSF. *Pain* 47:295-298, 1991.
- 3) 坂口 颯:理学療法学テキスト 物理療法学・実習. 「15 レクチャーシリーズ 理学療法テキスト」日高正巳, 玉木彰(編). 中山書店, 東京, 2014, pp107-118.
- 4) 石井雅之, 椿原彰夫・他: TENS: 経皮的末梢神経電気刺激. *臨床リハ*, 7(5):473-477, 1998.
- 5) Chesterton LS, Foster NE, et al. : Effects of TENS frequency, intensity and stimulation site parameter manipulation on pressure pain thresholds in healthy human subjects. *Pain*, 106 (1-2):73-80, 2003.
- 6) Moran F, Leonard T, et al. : Hypoalgesia in Response to Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) Depends on Stimulation Intensity. *e J Pain*, 12(8):929-935, 2011.
- 7) Chen CC, Tabasam G, et al. : Does the pulse frequency of transcutaneous electrical nerve stimulation(TENS) influence hypoalgesia ?: A systematic review of studies using experimental pain and healthy human participants. *Physiotherapy*, 94(1):11-20, 2008.
- 8) 熊本水頼編著: 二関節筋-運動制御とリハビリテーション-. 医学書院, 東京, 2008.
- 9) 熊本水頼: 二関節筋と運動制御. *Jpn J Rehabil Med*, 49:631-639, 2012.

- 10) 金子秀雄：1 ページ講座 理学療法関連用語～正しい意味がわかり
ますか？筋硬度．理学療法ジャーナル，49:p931，2015.
- 11) Morozumi K, Fujiwara T, et al. : A New Tissue Hardness Meter
and Algometer; a New Meter Incorporating the Functions of a
Tissue Hardness Meter and an Algometer. J. Phys. Ther. Sci, 22:
239-245, 2010.
- 12) Levin MF, Christina WY, et al. : Conventional and
Acupuncture-Like Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation
Excite Similar Afferent Fibers. Arch Phys Med Rehab, 74 :54-60,
1993.
- 13) Han JS, Terenius L: Neurochemical basis of acupuncture analgesia.
Annu Rev Pharmacol, 22:193-220, 1982.
- 14) 錦織卓実, 伊藤義広：痛覚閾値の測定方法 -電気刺激に対する
痛覚閾値-. 理学療法, 23(1):85-89, 2006.
- 15) 徳田光紀, 庄本康治・他：肩関節術後症例に対する経皮的電気刺
激治療の効果-電極設置部位に着目して-. 理学療法科学, 27(5):
565-570, 2012.
- 16) 青木幹昌, GOH Ah Cheng：下肢切断術後の幻肢痛に対する経皮
的電気神経刺激の鎮痛効果－電流知覚閾値を指標にして－. 日本
物理療法学会誌, 17:58-60, 2010.
- 17) 肥田朋子, 天野幸代：筋硬度計による生体の硬さ測定 -再現性と
妥当性と有用性-. 名古屋学院大学論集, 人文・自然科学篇.
46(2):55-61, 2010.
- 18) 渡邊哲朗, 森下勝行・他：パフォーマンスを反映する新たな筋硬度
の客観的測定方法の検討. 生体応用計測, 2:23-26, 2011.

第 3 章

経皮的電気神経刺激が筋粘弾性に与える影響

- 下肢伸展挙上時の筋硬度変化に着目して -

経皮的電気神経刺激が筋粘弾性に与える影響

- 下肢伸展拳上時の筋硬度変化に着目して -

3. 1 諸言

理学療法のための1つとして筋柔軟性の向上や関節可動域拡大などが挙げられ、手技として、主に関節可動域練習やストレッチングなどの運動療法が行われる。物理療法としては、温熱療法や電気刺激療法などが、関節可動域の制限因子である軟部組織の短縮や疼痛、筋スパズムに対して、積極的に用いられてきた¹⁾。物理療法では経皮的電気神経刺激（TENS；Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation）、神経筋電気刺激（NMES；Neuromuscular Electrical Stimulation）などの電気刺激療法が疼痛コントロールや運動制御を目的として多くの臨床場面で利用されてきた^{2,3)}。TENSは主にゲートコントロール理論に基づく作用と、内因性オピオイドの産生・放出作用による鎮痛効果が確認されている⁴⁻⁶⁾。筋スパズムに対する活用方法として、電気刺激により拮抗筋を収縮させ相反抑制作用を引き起こすことで目的とする筋スパズムの軽減を図る方法が推奨されている⁷⁻¹⁰⁾。久保¹¹⁾は、ストレッチングによる関節可動域拡大には、筋腱複合体の粘弾性の変化と限界可動域時の疼痛耐性の増大が関与すると述べている。他動的に筋をストレッチする場合、筋の短縮や軟部組織の変化といった制限因子と、更に短縮筋や伸張性の低下した筋を伸張することにより生ずる伸張痛も制限因子として考えられる。筋伸張痛は、ストレッチングにより筋組織内や周囲組織の侵害受容器の興奮が脊髄内で運動神経系の過活動を引き起こし、筋の防御的筋収縮が生じると考えられる。TENSを目的とする筋に実施することで、筋組織内や周囲組織の侵害受容器の興奮性を抑え疼痛閾値を上昇させることで、ストレッチングに対する筋の防御的収縮を軽減して、関節可動域拡大に繋がるものと考えられる。

TENSの疼痛抑制効果については多くの報告¹²⁻¹⁵⁾があり、我々も

TENS を用いて，刺激頻度と刺激強度の組合せにより，内側ハムストリングに対して実施した際の疼痛抑制効果の違いと筋硬度に与える影響について報告した¹⁶⁾．この先行研究の結果は TENS 前後で圧痛閾値の上昇を認め，TENS には圧痛閾値を上昇させる効果があることを示した．しかし，安静腹臥位で測定した筋硬度の変化は認められなかった．筋硬度変化が認められなかった要因としては，対象が健常人であり測定肢位では対象とした筋の緊張が低い状態であったために，筋硬度の変化を検出できなかったものと考えた．渡邊ら¹⁷⁾は，組織硬度計による筋硬度の測定は，可及的に一定の動作時の姿勢で測定することが必要であると指摘している．本研究では，筋硬度と圧痛閾値の測定肢位を考慮し，筋に一定の張力を負荷した肢位での測定を試みた．本研究の目的は，TENS が筋粘弾性に与える影響を，筋硬度，圧痛閾値，下肢伸展挙上（Straight Leg Raising : SLR）角度の変化から明らかにし，理学療法プログラム構築の基礎資料とすることである．さらに刺激頻度による効果の違いについても検討した．

3. 2 対象及び方法

3. 2. 1 対象

対象は整形外科疾患および神経学的症状を有さない健常男性 40 名とした．本研究の目的と内容を口頭および書面で説明し，書面にて研究協力の同意を得た者とした．対象者の身体的特徴の平均値±標準偏差は，平均年齢 22 歳（19-30 歳），身長 169.9 ± 4.6 cm（167-180 cm），体重 63.9 ± 11.1 kg（52-95 kg）であった．本研究は，学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の承認（倫理委 R - 0908）を得て行われた研究である．

3. 2. 2 TENS 刺激方法及び測定部位

本実験では，第 2 章同様，内側ハムストリングス（半腱様筋，半膜様筋）をターゲットとし，電極配置部位及び，測定部位も同様に実験を行った．

3. 2. 3 測定機器

圧痛閾値と筋硬度の測定は，第 2 章と同様に総合評価システム，組織硬度計－圧痛計（OE-220 ITO 製）を用いた．加えて，本実験では，SLR 角度の測定をデジタル傾斜計（MJ-1，佐藤商事社製）（図 3-1）を用いて行った．



ポケットサイズ(50.8×65.0×34.0mm)のデジタル精密角度計．

0.1° 単位で角度が測定でき，任意の角度を基準点(0°)にセットし，その位置からの角度測定が行われる．測定最小モードは 0.1°，測定範囲は±180°，測定精度は±0.1°．

図 3-1 デジタル傾斜計（MJ-1，佐藤商事社製）

3. 2. 4 実験手順

TENS の刺激波形は，2 相性対称性パルス矩形波（フューズ幅 100 μ s，パルス幅 200 μ s）を用いた．TENS は 3 種類の刺激頻度を用いて実施した．刺激頻度は 3pps，30pps，100pps の 3 種類とした．刺激強度は各刺激頻度の TENS 実施時の痛覚閾値を基準とし運動レベル（痛覚閾値の 80%；運動閾値の約 150～180%に相当）とした．TENS 実施部位は内側ハムストリングス上の皮膚表面とし，電極（5×9cm）は坐骨結節から膝窩部までの中点から 10cm 近位部と 10cm 遠位部（電極間距離 20cm）の 2 ヶ所に貼付した．評価項目は TENS 前後お

よび終了 10 分後の軟部組織硬度と圧痛閾値，SLR 角度とした．本研究では軟部組織硬度を筋硬度と表現した．

SLR 角度の測定はデジタル傾斜計を用いて行った．背臥位で膝蓋靭帯上に設置したデジタル傾斜計の角度をゼロ補正した後に，膝関節伸展位で股関節屈曲をエンドフィールが感じられる可動域まで徒手的に挙上し，その角度を SLR 角度とした．筋硬度と圧痛閾値は最大 SLR 角度を基準として，その 90% の SLR 角度の挙上姿勢で測定した．この SLR 角度が保持できるように，下腿遠位部にカフとロープを取り付け，下腿に対して垂直方向に牽引力が働くように滑車位置を調整してから，ロープを固定した（図 3-2）．この角度を保持した状態で，両電極の中央部の内側ハムストリングスに対して可及的に垂直方向から測定機器のセンサが当たるように配慮しながら，筋硬度と圧痛閾値の測定を行った．筋硬度と圧痛閾値の測定は総合評価システム（OE-220，伊藤超短波製）を使用し測定した．この総合評価システムは，1 回の測定において，3 回施行しその平均値を算出，表示する仕組みとなっている．筋硬度と圧痛閾値の測定は 3 回行い，その平均値を代表値として採用した．

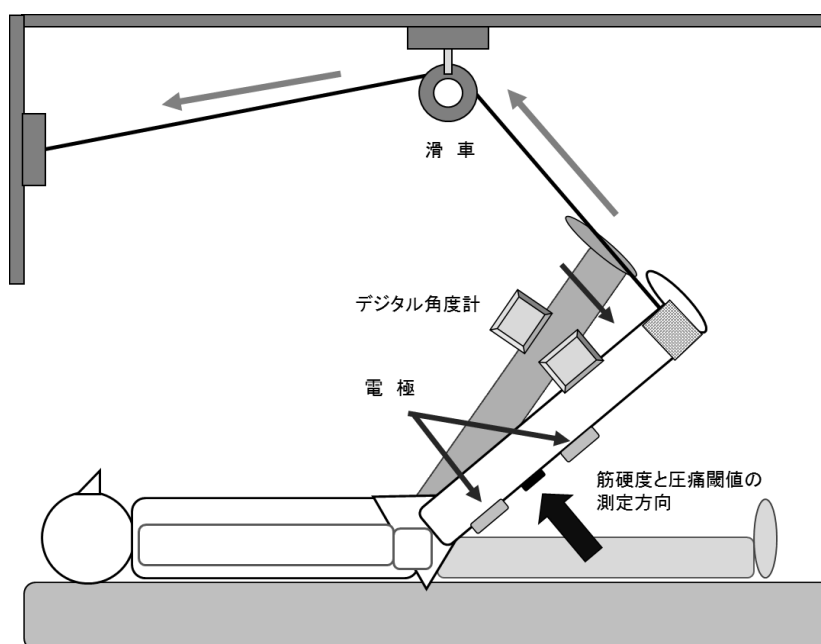


図 3-2 筋硬度と圧痛閾値の測定方法

電極の貼付および実験準備が完了した後，可及的一定の室内環境（温度 25℃，湿度 50%）で 10 分間暴露してから実験を開始した．

安静 10 分間，TENS 20 分間，安静 10 分間の計 40 分間一連の計測を行った．40 分間は背臥位の姿勢を保持することを対象者に指示した．3 つの測定項目は，SLR 角度，筋硬度，圧痛閾値の順番に測定し，TENS 直前（T1），TENS 終了直後（T2），TENS 終了 10 分後（T3）の計 3 回実施した．40 名の対象者は無作為に各 10 名の 4 群に振り分けた．対照群は電極のみを貼付し TENS 未実施とした．低頻度群，中頻度群，高頻度群はそれぞれ 3pps，30pps，100pps の TENS を 20 分間実施した（図 3-3）．

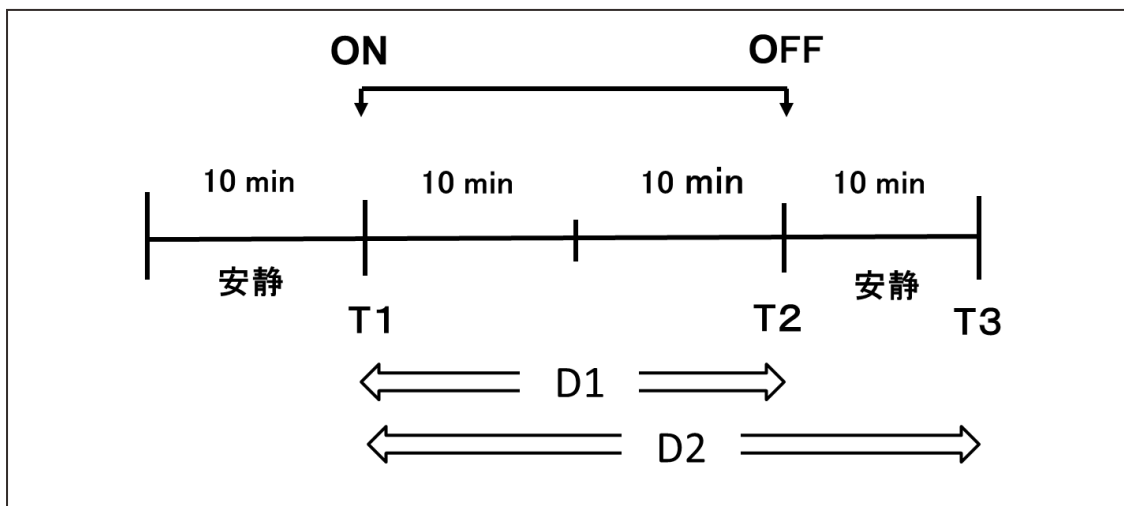


図 3-3 実験プロトコール

3. 2. 5 統計解析

TENS を実施した 3 群の電流強度の比較は，一元配置分散分析を行い，有意差が認められた場合，Tukey-HD 検定による多重比較を実施した．筋硬度と圧痛閾値，SLR 角度のそれぞれ安静 10 分後の T1 における差を検証するため，対照群も含めた 4 群間の比較を一元配置分散分析で解析した．T1 において群間差がないことを確認後，T1 に対する T2 と T3 の差分値 D1 ($D1=T2-T1$)，D2 ($D2=T3-T1$) を

算出して統計解析を行った。D1 と D2 において，4 群間の比較を一元配置分散分析で解析後，有意差が認められた場合，Tukey-HD 検定による多重比較を実施した。測定項目間の関連性を検討するため，T1 と D1 における筋硬度，圧痛閾値，SLR 角度の 3 つの評価項目のそれぞれの組合せについて Pearson の積率相関係数を求めて比較した。統計処理は統計解析ソフト（SPSS ver.22 for Windows, IBM 製）を使用し，有意水準は 5%とした。

3. 3 結果

TENS 実施群の電流強度は，低頻度群 $58.8 \pm 4.1 \text{mA}$ ，中頻度群 $44.6 \pm 7.1 \text{mA}$ ，高頻度群 $40.8 \pm 5.7 \text{mA}$ となり，中頻度群や高頻度群に比べて低頻度群が有意に強い電流強度となった。TENS 前後の筋硬度，圧痛閾値，SLR 角度の変化および差分値 D1，D2 を表 3-1，表 3-2，表 3-3 に示した。筋硬度，圧痛閾値，SLR 角度の 3 つの評価項目について，実験開始時の T1 における 4 群間の差について検定した結果，有意差は認められなかった。筋硬度の D1 は，対照群に比べて低頻度群，中頻度群，高頻度群の 3 群の筋硬度は有意に低下した ($p < 0.01$)。対照群を除く 3 群間の筋硬度において有意差は認めなかった。筋硬度の D2 は 4 群間において有意差は認めなかった。圧痛閾値の S1 は対照群 $-0.3 \pm 0.7 \text{N}$ ，低頻度群 $5.5 \pm 2.1 \text{N}$ ，中頻度群 $5.9 \pm 1.5 \text{N}$ ，高頻度群 $9.0 \pm 1.3 \text{N}$ であり，対照群に比べて低頻度群，中頻度群，高頻度群の圧痛閾値が有意に高値を示した ($p < 0.01$)。低頻度群，中頻度群に比べて高頻度群の圧痛閾値の D1 は有意に高値を示した ($p < 0.01$)。D2 の圧痛閾値においても，対照群に比べて低頻度群，中頻度群，高頻度群の圧痛閾値が有意に高値を示した ($p < 0.01$)。低頻度群と中頻度群に比べて，高頻度群の圧痛閾値は有意に高値を示した ($p < 0.05$)。SLR 角度の結果を図 3-4 に示す。D1，D2 ともに対照群と比べて低頻度群，中頻度群，高頻度群の 3 群の SLR 角度が有意に増加した ($p < 0.01$)。対照群を除く 3 群間において有意差は認

めなかった。

表 3-1 筋硬度の変化

	筋硬度(N)					mean±SD	
	T1	T2	T3	D1	D2		
	対照群(n=10)	3.83±0.29	3.86±0.26	3.80±0.26	0.02±0.10	-0.04±0.08	
低頻度群(n=10)	3.79±0.46	3.35±0.41	3.55±0.42	-0.45±0.27 **	-0.24±0.21		
中頻度群(n=10)	3.67±0.45	3.22±0.50	3.47±0.42	-0.45±0.19 **	-0.20±0.31		
高頻度群(n=10)	3.82±0.42	3.29±0.36	3.50±0.44	-0.53±0.26 **	-0.32±0.27		

** 対照群 vs 低頻度群, 対照群 vs 中頻度群, 対照群 vs 高頻度群 (p<0.01)

表 3-2 圧痛閾値の変化

	圧痛閾値(N)					mean±SD	
	T1	T2	T3	D1	D2		
	対照群(n=10)	15.8±1.3	15.5±1.1	15.2±0.8	-0.3±0.7	-0.6±0.7	
低頻度群(n=10)	15.4±1.6	20.9±2.2	18.5±2.2	5.5±2.1 **	3.1±2.0 **		
中頻度群(n=10)	15.5±1.8	21.4±1.4	18.7±1.3	5.9±1.5 **	3.2±1.3 **		
高頻度群(n=10)	15.1±1.9	24.1±2.7	20.5±3.0	9.0±1.3 ** †	5.4±2.0 * **		

** 対照群 vs 低頻度群, 対照群 vs 中頻度群, 対照群 vs 高頻度群 (p<0.01)

† 高頻度群 vs 中頻度群, 高頻度群 vs 低頻度群 (p<0.01)

* 高頻度群 vs 低頻度群, 高頻度 vs 中頻度群 (p<0.05)

表 3-3 SLR 角度の変化

	mean±SD				
	SLR(°)				
	T1	T2	T3	D1	D2
対照群(n=10)	68.8±2.7	68.9±2.5	68.8±2.5	0.2±0.9	0.0±0.7
低頻度群(n=10)	68.7±2.9	76.9±3.4	74.2±3.1	8.2±2.5 **	5.5±1.4 **
中頻度群(n=10)	69.0±3.7	77.3±4.2	75.2±5.0	8.4±2.5 **	6.2±2.0 **
高頻度群(n=10)	68.2±3.8	78.5±3.9	75.7±3.9	10.4±1.9 **	7.5±2.9 **

** 対照群 vs 低頻度群, 対照群 vs 中頻度群, 対照群 vs 高頻度群 (p<0.01)

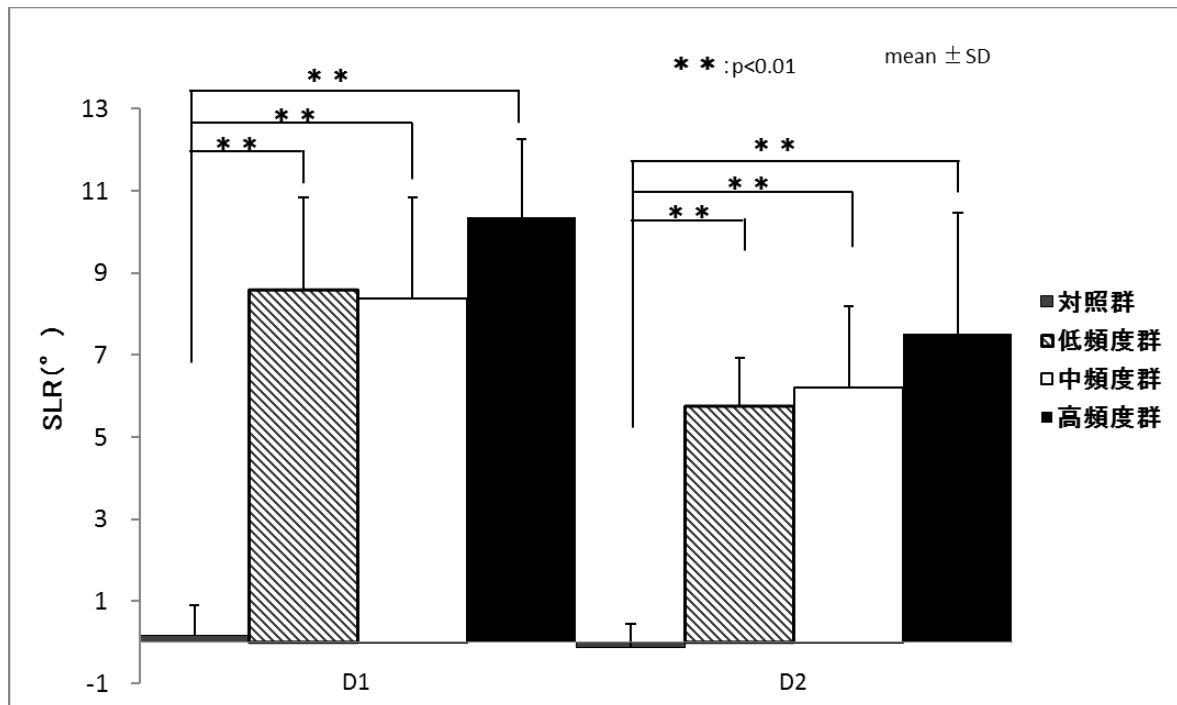


図 3-4 最大 SLR 角度の変化量

測定項目間の関連性について、表 3-4 に示した。T1 の筋硬度、圧痛閾値、SLR 角度の間には有意な相関関係は認められなかった。差分値 D1 の筋硬度と圧痛閾値間には有意な負の相関が認められ ($r=-0.392$, $p<0.05$)、圧痛閾値と SLR 角度間には有意な正の相関が認められた ($r=0.599$, $p<0.01$, 図 3-5)。筋硬度と SLR 角度間には有意な相関関係は認められなかった。

表 3-4. D1 での評価項目間の相関係数

	相関係数 r	p値
圧痛閾値 - SLR	0.599	p < 0.01
筋硬度 - SLR	-0.184	
筋硬度 - 圧痛閾値	-0.392	p < 0.05

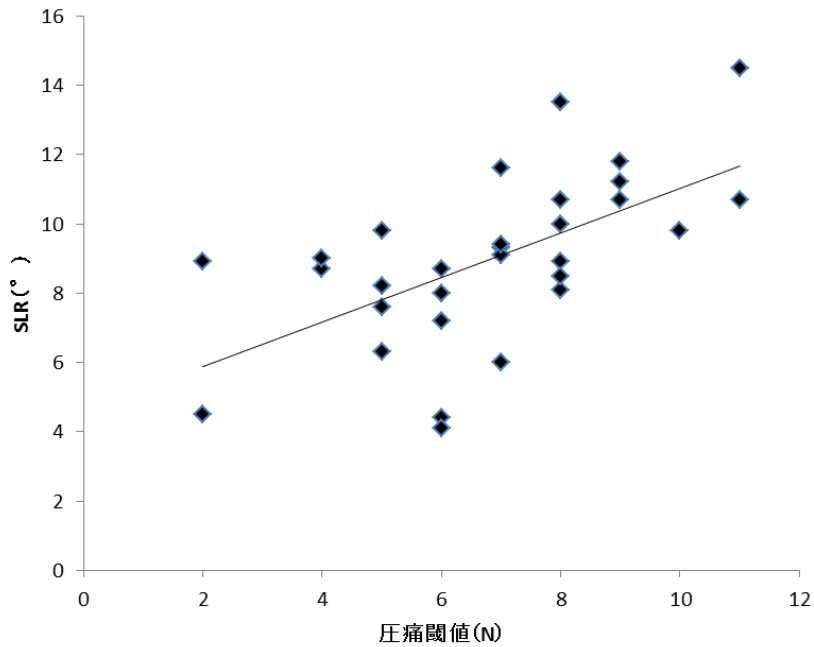


図 3-5 D1 での圧痛閾値変化量 - SLR 角度変化量の関係
(相関係数 $r=0.599$, $p<0.01$)

3. 4 考察

3. 4. 1 筋粘弾性の測定方法について

TENS の疼痛抑制効果に関して、異なる周波数（刺激頻度）や刺激強度を用いて圧痛閾値への影響を測定した先行研究は散見される¹²⁻¹⁵⁾。Chesterton ら¹²⁾は刺激頻度 110pps で耐えられる最大の電流強度を用い、圧痛部位や圧痛部位を挟む位置に電極を配置して電気刺

激を行うことで圧痛閾値が高まったと報告している。Chen ら¹³⁾は刺激頻度 80pps に固定した TENS と刺激頻度を 20~100pps で変調させた TENS を痛覚閾値以下の最大刺激強度で行い、対照とした TENS 刺激に比べて、両者とも圧痛閾値を有意に上昇させたと報告している。我々の先行研究では 3pps, 30pps, 100pps の 3 種類の刺激頻度と感覚閾値の 120% および痛覚閾値の 80% の 2 種類の刺激強度の組合せ合計 6 条件の TENS を設定し、TENS 前後での圧痛閾値の変化から TENS の疼痛抑制について検討した。この先行研究の結果、全ての条件の TENS が圧痛閾値を高め、3pps と 30pps に比べて 100pps の TENS がより圧痛閾値を高めることを確認した。100pps の TENS は痛覚閾値の 80% の電流強度を用いた方がより圧痛閾値に与える影響が大きかった。この先行研究において、圧痛閾値が高くなることで、筋粘弾性も低下して筋硬度が低下すると仮説を立てたが、筋硬度の低下は観察されなかった。筋硬度が低下しなかった要因として、安静腹臥位姿勢では対象とした筋に掛かる張力が低い状態であるため、筋硬度変化を検出できなかったものと考えた。本研究では筋に一定負荷を掛けながら筋硬度を測定する方法¹⁷⁾を用いて、TENS 前後の筋の粘弾性を再度検討した。筋組織は物理的特性として、粘性要素と弾性要素を有している¹⁸⁾。粘性は流体などのねばり度を示し、弾性は縮めたバネや伸ばしたゴムがもとの形状に回復する応力と歪みの比率を示している。これら 2 つの要素を個別に測定することは困難であり、2 つの要素を併せたものが粘弾性である。したがって、本研究においても、組織硬度計による筋硬度測定は応力に対する歪みと反発力を相対的に測定しているに過ぎないが、この筋硬度値を相対的な筋粘弾性の指標と捉えて、TENS による筋粘弾性に対する影響を検討した。他に筋粘弾性を測る方法として、一定の関節角度における受動的トルクの測定や超音波診断装置を用いて筋腱移行部の移動量を推定する方法などがある^{18,19)}。受動的トルクや筋の伸張量と組織硬度計を用いた筋硬度との間に正の相関があ

ることも報告されている¹⁹⁾。筋硬度測定 of 再現性から客観的評価として、組織硬度計による測定は有用であるとする報告²⁰⁾もある。本研究では、ハムストリングスの伸張方法として、一般的に用いられている膝関節伸展位保持による下肢挙上を行い筋に張力を負荷した姿勢で筋硬度を測定した。

3. 4. 2 筋粘弾性変化の要因について

本研究は、先行研究から疼痛抑制効果が高いと考えられている運動刺激レベルの TENS を用いた。実験開始前 (TENS 直前) の T1, 実験開始から 20 分後 (TENS 直後) の T2, 実験開始から 30 分後 (TENS 終了 10 分後) の T3 時点で、3 つの評価項目を測定した。TENS が各評価項目に与える影響を変化量 D1, D2 を指標として解析した。この結果、筋硬度の変化量 D1 を T1 に対する百分率に直すと、対照群は $0.7 \pm 2.8\%$ 、低頻度群は $-11.5 \pm 6.6\%$ 、中頻度群は $-12.5 \pm 5.7\%$ 、高頻度群は $-13.8 \pm 5.9\%$ であった。対照群に比べて、TENS 実施群は有意に筋硬度値が低下しており、高頻度群が最も大きい変化量を示した。本研究の目的は TENS による筋粘弾性への影響を明らかにすることである。その仮説としては、TENS による疼痛閾値の上昇と、筋収縮による影響は、筋緊張に関与する α 運動神経及び γ 運動神経に何らかの影響を及ぼす為、2 次的作用として筋粘弾性にも影響を及ぼすものと考えた。本研究結果は、TENS が筋粘弾性を低下させることを示唆しており、筋粘弾性への影響を明らかにすることができた。この筋粘弾性を低下させる効果の持続性は D2 で有意差が得られなかった結果から考えると短時間であることが併せて確認された。刺激頻度と筋硬度間の関係において、D1 と D2 で TENS 実施の 3 群間に有意差がないことから、両者の関係についての違いは明らかにすることができなかつた。第 2 章の結果と、本研究結果から、筋粘弾性を測定する場合、安静臥位姿勢などよりも SLR の様に一定の張力を負荷した姿勢で筋粘弾性を測定することの有用性が確認さ

れた。したがって、筋粘弾性を観察する際には、測定する姿勢を十分に検討することが重要であると考えられる。筋の粘弾性が低下した要因の1つとして、循環動態の変化が考えられる。神山ら²¹⁾は、運動負荷後に起こる老廃物の蓄積、末梢循環不全などによる局所的循環不全が筋粘弾性を高め、循環不全が改善されることで筋粘弾性が回復すると述べている。この筋の状態を測る1つの指標として筋硬度計による筋硬度が有用であると報告している。筋の循環動態と電気刺激に関する研究では、3Hz, 50Hz, 100Hzの電気刺激を行うことで、酸素化ヘモグロビンが増加し、筋の循環量が増加すると報告されている²²⁾。運動閾値以上のTENSにより血流促進効果があるとする報告もある²³⁾。本研究では運動レベル強度のTENSを使用しており、TENSにより筋収縮が生じていることを視診と触診にて観察している。循環動態の変化は観察していないが、筋収縮による筋ポンプ作用や自律神経系の反応である血管拡張作用がTENSにより引き起こされた結果、対象とした筋組織内の循環動態が促進された可能性が考えられる。これらの作用による循環動態の促進が筋粘弾性を低下させた1つ要因であると考えられた。その他の要因として、中枢神経系の興奮性の変化が関与することが考えられている。Murakamiら²⁴⁾やMimaら²⁵⁾は、TENSが運動野や感覚野の誘発電位を小さくしたことから、TENSが中枢神経系の抑制調整に関与している可能性を示唆している。本研究では中枢神経系の指標になる評価は行っていないため、TENSの中枢神経系からの筋粘弾性に与える影響については明らかにできなかった。

3. 4. 3 刺激周波数と圧痛閾値について

圧痛閾値の変化量D1をT1に対する百分率に直すと、対照群は $-1.7 \pm 4.2\%$ 、低頻度群は $37.6 \pm 12.3\%$ 、中頻度群は $39.4 \pm 14.1\%$ 、高頻度群は $59.9 \pm 8.3\%$ であった。圧痛閾値のD1, D2は、対照群に比べてTENS実施群の圧痛閾値の変化量が大きくなった。TENS実施群

間では、低頻度群および中頻度群に比べて高頻度群の圧痛閾値の変化量が最も大きかった。この結果は、我々の先行研究¹⁶⁾と同様の結果であった。刺激頻度による効果の違いについては、頻度が高ければ高いほど、生体に加えられる電気エネルギー量も高くなることから、頻度依存性か、総電気エネルギー量が関与しているのか、どちらかを断言することはできないと考える。SLR 角度の変化量 D1 を T1 に対する百分率に直すと、対照群は $0.2 \pm 1.4\%$ 、低頻度群は $11.9 \pm 3.8\%$ 、中頻度群は $12.1 \pm 3.6\%$ 、高頻度群は $15.1 \pm 3.1\%$ であった。TENS により関節可動域が最大で 15% 拡大した。測定項目間の関連性について、各評価項目の D1 を指標に相関係数を求めると圧痛閾値と SLR 角度間に中等度の相関を認めた ($r=0.599$, $p<0.01$)。筋硬度と SLR 間には有意な相関関係は認められなかった。この結果から、SLR 角度の拡大には、圧痛閾値の上昇が主に関与しているものと考えられる。つまり、筋粘弾性低下よりも、限界可動域時の疼痛耐性の増大¹¹⁾が関与した可能性が高いと考えられる。したがって、筋粘弾性の低下は、前章で述べたように、TENS による末梢循環動態の促進と神経系における疼痛抑制作用による 2 次的作用と考えられる。TENS により筋組織内や周囲組織の侵害受容器の興奮性が低下し、相対的に脊髄への感覚入力が増少したことが γ 運動神経系に対して抑制的に働き、筋緊張が低下したと考えられる²⁶⁾。SLR 角度測定時の外的応力に対する受容器からの感覚入力の減少が α 運動神経系に対して抑制的に働いたと推測できる。この結果、SLR 角度測定時の防御的筋収縮が減少したことにより角度が拡大したと考えられる。これらのことから、TENS による 2 次的作用が筋粘弾性の低下に関与したと推察される。骨格筋や関節などの深部組織の損傷が起これば防御的筋収縮が起これる。これが長期化すると筋組織内の虚血状態が誘発され、結果として侵害受容器の興奮性を惹起する²⁷⁾。このような障害を有している症例に、疼痛閾値を高め、2 次的に筋粘弾性の低下を引き起こす効果がある TENS を選択する根拠を本研究は示

すと考えられる。

3. 5 まとめ

3つの刺激頻度を用いた TENS を健常男性の内側ハムストリングを対象に実施し，筋硬度，圧痛閾値，SLR 角度の 3 項目について対照群と比較検討した．筋硬度および圧痛閾値の測定姿勢は SLR として，内側ハムストリングに対して張力を負荷した状態での測定を実施した．この結果，筋硬度の低下，圧痛閾値の上昇，SLR 角度の拡大が認められた．本研究結果から，TENS による 2 次的作用が筋粘弾性を低下させることが示唆された．筋粘弾性の低下した要因として，筋組織内および周囲組織の循環動態の増加と感覚神経系の脊髄への入力減少が関与した可能性が考えられた．更に，筋硬度測定を行う場合には，対象筋に一定の張力を負荷した状態で測定することの有用性が認められた．

文 献

- 1) 川村博文, 高木峰子, 鶴見隆正・他: 関節可動域制限の予防・治療を目的とした物理療法. 理学療法, 29(1): 35-42, 2012.
- 2) Goh Ah Cheng, 富澤一夫: 物理療法学テキスト改訂第2版「シンプル理学療法学シリーズ」, (木村貞治, 沖田実・他編), 南江堂, 2013, pp163-224.
- 3) Goh Ah Cheng, Kitabayashi Y: 世界の物理療法の最新事情—経皮的電気刺激療法との比較. 日本物理療法学会誌, 12:9-17, 2005.
- 4) Han JS, Terenius L: Neurochemical basis of acupuncture analgesia. Annu Rev Pharmacol Toxicol, 22: 193-220, 1982.
- 5) Han JS, Chen XH, Sun SL, et al.: Effect of low-and high-frequency TENS on Met-enkephalin-Arg-Phe and dynorphin A immunoreactivity in human lumbar CSF. Pain, 47(3): 295-298, 1991.
- 6) Tong KC, Sing K L, Gladys LC, et al.: Alternating Frequencies of Transcutaneous Electric Nerve Stimulation: Does it Produce Greater Analgesic Effects on Mechanical and Thermal Pain Thresholds? Arch Phys Med Rehab, 88: 1344-1349, 2007.
- 7) 高橋憲一: 痙縮に対する物理療法実践プログラム. 理学療法, 18(10): 980-984, 2001.
- 8) Apkarian JA, Naumann S: Stretch reflex inhibition using electrical stimulation in normal subjects and subjects with spasticity. J. Biomed. Eng. 13: 67-73, 1991.
- 9) Willer J C: Relieving effect of TENS on painful muscle contraction produced by an impairment of reciprocal innervation: an electrophysiological analysis. Pain, 32: 271-274, 1988.
- 10) 村岡慶裕, 正門由久・他: 治療的電気刺激による脳卒中患者の足関節筋群における2シナプス性Ia相反抑制の変化. リハビリテーション医学, 37: 453-458, 2000.

- 11) 久保啓太郎：セラピューティック・ストレッチングによる筋腱複合体の粘弾性の変化．理学療法，27(8)：967-972，2010.
- 12) Cheterton LS, Foster NE, Wright CC, et al. : Effects of TENS frequency, intensity and stimulation site parameter manipulation on pressure pain thresholds healthy human subjects. Pain, 106: 73-80, 2003.
- 13) Chen CC, Johnson M 1 : An Investigation Into the Hypoalgesic Effects of High-and Low-Frequency Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) on Experimentally-Induced Blunt Pressure Pain in Healthy Human Participants. J Pain, 11(1): 53-61, 2010.
- 14) Dailey DL, Rakel BA, Vance CG. T, et al. : Transcutaneous electrical nerve stimulation reduces pain, fatigue and hyperalgesia while restoring central inhibition in primary fibromyalgia. Pain, 154(11) : 2554-2562, 2013.
- 15) Levin MF, Christina WY, Hui-Chan, et al. : Conventional and Acupuncture-Like Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Excite Similar Afferent Fibers. Arch Phys Med Rehab, 74 : 54-60, 1993.
- 16) 荻原久佳, 烏野大, 森下勝行・他：経皮的電気神経刺激（TENS）の刺激条件の違いが疼痛抑制に与える影響－TENS実施前後の圧痛閾値の変化－．生体応用計測，5：39-45，2014.
- 17) 渡邊哲朗, 森下勝行, 烏野大・他：パフォーマンスを反映する新たな筋硬度の客観的測定方法の検討．生体応用計測，2:23-26, 2011.
- 18) 烏野大：軟部組織の粘弾性調整を目的とした寒冷療法と温熱療法の実践方法と臨床効果．理学療法，29(9)：1002-1011，2012.
- 19) 中村雅俊, 池添冬芽, 武野陽平・他：筋硬度計で測定した筋のスティフネスと受動的トルクおよび筋の伸張量の関連性．理学

- 療法学, 40(3) : 193-199, 2013.
- 20) 肥田朋子, 天野幸代 : 筋硬度計による生体の硬さ測定－再現性と妥当性と有用性－. 名古屋学院大学論集 人文・自然科学篇, 46(2) : 55-61, 2010.
- 21) 神山一行, 川手信行, 水間正澄 : 健常者長橈側手根伸筋部における短時的屈伸運動負荷時及び負荷後の筋硬度の変化について. 昭和医会誌, 64(6) : 494-498, 2004.
- 22) 岡部孝生, 宅間豊, 宮本祥子 : 低周波電気刺激が筋血流量および酸素化動態に及ぼす影響－異なる刺激周波数による検討－. 土佐リハビリテーションジャーナル, 1 : 19-25, 2002.
- 23) Cramp F L, Dphil, McCullough GR, et al. : Transcutaneous Electric Nerve Stimulation : The Effect of Intensity on Local and Distal Cutaneous Blood Flow and Skin Temperature in Healthy Subjects. Arch Phys Med Rehab, 83 : 5-9, 2002.
- 24) Murakami T, Takino R, Ozaki I, et al. : High-frequency transcutaneous electrical nerve stimulation(TENS) differentially modulates sensorimotor cortices : An MEG study. Clin Neurophysiol, 121 : 939-944, 2010.
- 25) Mima T, Oga T, Rothwell J, et al. : Short-term high-frequency transcutaneous electrical nerve stimulation decreases human motor cortex excitability. Neuroscilett, 355 : 85-88, 2004.
- 26) 伊藤文雄 : 筋感覚 - 骨格筋からのメッセージ -, 名古屋大学出版会, 1994, pp127-136.
- 27) 大道裕介, 熊澤孝朗 : 痛みの病態生理学. 理学療法, 23(1) : 13-22, 2006.

第 4 章

筋硬度と圧痛閾値に対する経皮的電気神経刺激と ストレッチングの併用効果

筋硬度と圧痛閾値に対する経皮的電気神経刺激とストレッチングの併用効果

4.1 諸言

我々は、若年健常者の内側ハムストリングスに対して TENS を行い、圧痛閾値が上昇し、その結果、筋硬度の低下と下肢伸展挙上角度 (straight leg raising angle; SLR angle) の改善を及ぼしたことを報告した¹⁾(第 3 章)。同様な報告として、Espejo ら²⁾は搬送周波数 4KHz の 2 極干渉波 (干渉周波数 100Hz) による電気刺激を行い、コントロール群、スタティックストレッチングの 3 群比較を行ったところ、コントロール群に比較し、電気刺激、ストレッチングともにハムストリングスの柔軟性を向上させたことが示された。骨格筋や関節などのいわゆる深部組織の損傷が生じると、侵害受容器の興奮が生じ、 γ 系の興奮に伴い末梢の錘内筋の活動亢進が起こる。いわゆる筋性防御と呼ばれる筋緊張亢進状態を招く。循環動態から考えても、持続的筋収縮により筋肉の毛細血管は虚血状態となり発痛増強物質などの炎症メディエーターを誘導し、侵害受容器の興奮を惹起する³⁾。久保⁴⁾は、ストレッチングによる関節可動域拡大には、筋腱複合体の粘弾性の変化と限界可動域時の疼痛耐性の増大が関与すると述べている。他動的に筋をストレッチングする場合、筋や軟部組織の短縮の制限因子以外に、筋伸長時の疼痛が関与している。そのため、TENS により圧痛閾値を上昇させ、筋硬度の低下した状態でストレッチングを行うことで、ストレッチングの効果が相乗的に高まることが期待できる。

本研究の目的は、疼痛抑制効果のある TENS とストレッチングの併用が筋硬度、圧痛閾値、関節可動域の即時効果に与える影響を明らかにすることである。

4.2 対象及び方法

4.2.1 対象

健常若年男性 15 名を対象として、本研究の目的と内容を口頭および書面で説明し、書面にて研究協力の同意を得た。対象者の年齢は 18-26 歳、身体的特徴の平均値±標準偏差は、身長 168.8±4.7 cm、体重 67.8±13.7kg であった。

対象者の取り込み条件として、整形外科疾患および神経学的症状を有さない、SLR 角度は 70 度未満の者とした。

本研究は、学校法人こおりやま東都学園研究倫理委員会の承認（倫理委 R1401）を得て行われた研究である。

4.2.2 TENS の刺激方法及び測定部位

本実験では、第 2 章、第 3 章同様、内側ハムストリングス（半腱様筋、半膜様筋）を対象とし、電極配置部位及び、測定部位も同様に実験を行った。

4.2.3 測定機器

圧痛閾値と筋硬度の測定は、第 2 章と同様に総合評価システム、組織硬度計—圧痛計（OE-220 ITO 製）を用いた⁵⁾。また第 3 章同様に、SLR の測定をデジタル傾斜計（MJ-1、佐藤商事社製）（図 3-1）を用いて行った。

4.2.4 実験手順

対象者は、以下の 2 つの施行を行い、2 群として解析を行った（図 4-1）。すなわち、1. ストレッチング単独施行（S 群）、2. TENS とストレッチングの併用（TENS 後ストレッチング施行；TS 群）。S 群は、10 分間の安静後、10 分間のストレッチングを施行した。TS 群は、10 分間の安静後、20 分間の TENS を施行し、その後に、10 分間のストレッチングを行った。両群とも実

験の前後に10分間の安静をとった。安静終了までは背臥位の姿勢で安静にするように対象者に指示した。ストレッチングの方法は、最大 SLR 角度の90%の角度で保持を行う静的ストレッチングを30秒間行い、その後0°まで戻して30秒間安静保持を行った。30秒間のストレッチングと30秒間の安静を1セットとして、10回繰り返し行った。

TENSは電気刺激治療器(図2-1;EU-940,伊藤超短波製)を用いて行った。刺激波形は、フェーズ幅100 μ s(パルス幅200 μ s)の二相性対称性パルス電流波形を用いた。刺激頻度は100pps,実施時間は20分間とした。刺激強度はTENS実施時の痛覚閾値を基準に筋収縮の生じる痛覚閾値下レベル(痛覚閾値 \times 80%)とした。実施部位は内側ハムストリングス上の皮膚表面とし、電極(5 \times 9cm)は坐骨結節から膝窩部までの中点から10cm近位部と10cm遠位部(電極間距離20cm)の2ヶ所に貼付した。

測定項目はSLR,軟部組織硬度(筋硬度:muscle hardness;MH);と圧痛閾値(pressure pain threshold;PPT)の3項目とした。各測定は、第3章同様の順序で測定し、TENS直前(T1),ストレッチング直前(T2:TENS併用はTENS終了直後),ストレッチング終了直後(T3),ストレッチング終了10分後(T4)に実施した。SLRの測定は、デジタル傾斜計を用い、膝蓋靭帯上に設置したデジタル傾斜計の角度をゼロ補正した後に、膝関節伸展位にて股関節屈曲を最大可動域まで徒手的に行い、その際の最大角度をSLRの角度とした。反対側の下肢の股関節と膝関節は伸展位を保つように指示し、股関節、膝関節の屈曲が生じない範囲で、SLRを測定した。MHとPPTはSLRの最大の角度を基準として、その90%の角度に保持した肢位で、内側ハムストリングスに対して両電極の中心部の位置で測定した。このSLRの肢位が保持できるように、下腿遠位部にカフとロープを取り付け、下腿に対して垂直方向に牽引力が働くように滑車を用いて調整してから、ロープを固定した(第3章図3-2参照)。MHとPPTの測定は総合評価システム(OE-220,伊藤超短波製)を使用し測定した。この総合評価システムは、1回の測定において、3回施行しその平均値を算出、表示する仕組みとなっている。

電極の貼付および実験準備が完了した後，室内環境（25 度，50%）で 10 分間の暴露を行ってから実験を開始した．両施行は 1 日以上 7 日未満の間隔を空けて実施し，順序は無作為とした．

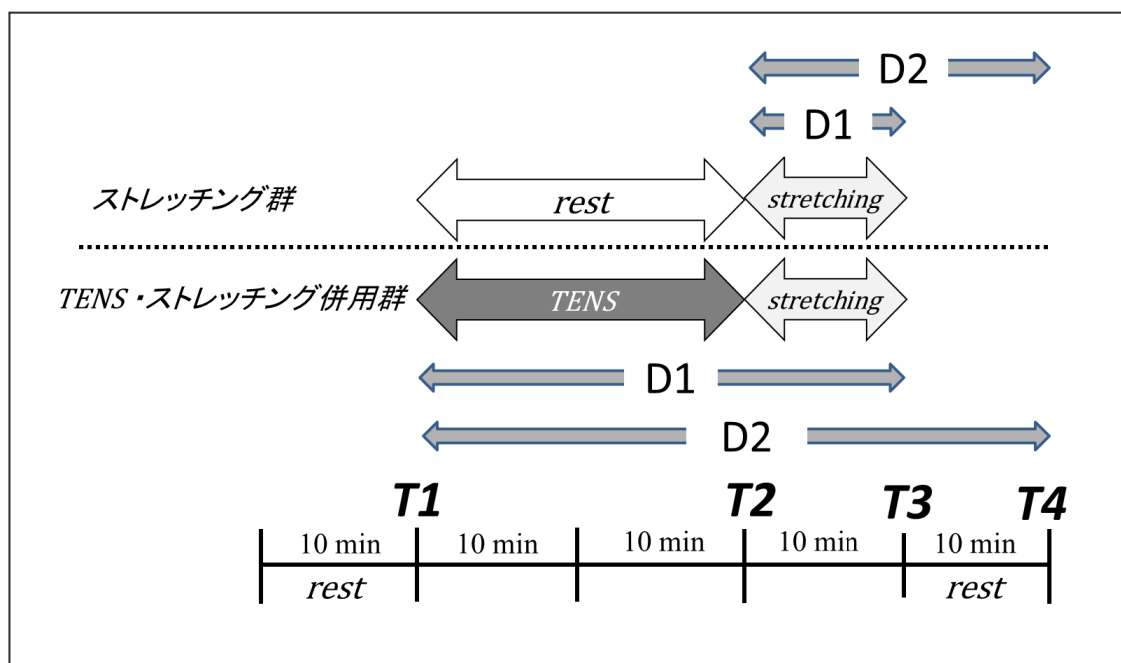


図 4-1 実験プロトコール

4.2.5 統計解析

S 群の T2 と TS 群の T1 の比較を対応のある t 検定を用いて比較した．

次に，それぞれの施行ごとに経時的変化（T1, T2, T3, T4）を反復測定一元配置分散分析を用いて検定し，主効果が認められた場合は，多重比較検定（Bonferroni 法）を行った．

又，差分値 D1 は T2（TS 群では T1）をベースに T3 の差分とし，D2 は T2（TS 群では T1）をベースに T4 の差分として，以下の式から算出した．

$$S \text{ グループ } ; D1=T3-T2, D2=T4-T2$$

$$TS \text{ グループ } ; D1=T3-T1, D2=T4-T1,$$

D1, D2 それぞれに対して，対応のある T 検定を用いて群間の比較を行った．

統計処理は統計解析ソフト（SPSS ver.22 for Windows, IBM 製）を使

用し、有意水準は 5%として解析を行った。

4.3 結果

S 群と TS 群の MH, PPT, SLR の変化を表 4- 1, 表 4- 2, 表 4-3 に示した。実験開始時, S 群の T2 と TS 群の T1 における 2 群間の差について検定した結果, 有意差は認められなかった。このことは, 3 つの測定項目全てにおいて, 開始時点では両グループ間に違いがなかったことを示している。

一元配置分散分析の結果, S 群では, MH, SLR の 2 つの測定項目で, 主効果(経時的変化)を認めた(MH: $F=11.07$, $p<0.01$, PPT: $F=2.07$, $p=0.146$, SLR: $F=66.50$, $p<0.01$)。MH は $T2>T3$ であった($p<0.01$)。SLR の角度は $T3>T2$, $T4>T2$ ($p<0.01$)を示した。

TS 群では, MH, PPT と SLR の 3 つの測定項目ともに主効果(経時的変化)を認めた(MH: $F=65.54$, $p<0.01$, PPT: $F=107.56$, $p<0.01$, SLR: $F=162.40$, $p<0.01$)。MH は, $T1>T2$, $T1>T3$ であった($p<0.01$)。同様に $T1>T4$ であった($p<0.05$)。PPT, SLR に関してはともに, $T1<T2$, $T1<T3$, $T1<T4$ となった($p<0.01$)。

表 4-1 各グループごとの筋硬度の変化とグループ間の比較

	mean±SD n=15					
	T1	T2	MH(N) T3	T4	D1	D2
S 群		3.6±0.5	3.4±0.4	3.5±0.4	-0.2±0.2	0.1±0.1
TS 群	3.6±0.5	3.1±0.5	3.1±0.5	3.4±0.5	-0.5±0.2 **	-0.3±0.2 **

S群: ストレッチング単独 TS群: TENS とストレッチングの併用
 **: $p<0.01$ (S 群 vs TS 群)

表 4-2 各グループごとの圧痛閾値の変化とグループ間の比較

	mean±SD n=15					
	T1	T2	T3	T4	D1	D2
S 群		15.1±1.3	15.6±1.3	15.2±1.3	0.6±1.2	0.1±1.0
TS群	14.7±1.9	21.9±1.9	20.6±2.3	17.3±1.1	5.9±2.0 **	2.6±1.4 **

S群: ストレッチング単独 TS群: TENS とストレッチングの併用

** : p<0.01(S 群 vs TS 群)

表 4-3 各グループごとの SLR の変化とグループ間の比較

	mean±SD n=15					
	T1	T2	T3	T4	D1	D2
S 群		65.3±2.4	70.7±3.0	69.8±2.8	5.4±2.0	4.5±2.2
TS 群	64.8±1.8	73.2±3.2	76.9±4.1	73.1±0.4	12.2±2.8 **	8.3±1.9 **

S群: ストレッチング単独 TS群: TENS とストレッチングの併用

** : p<0.01(S 群 vs TS 群)

次に差分値についての群間比較について、MH(図 4-2)の変化量 D1 は、S 群-0.2±0.2N、TS 群-0.5±0.2N、同様に変化量 D2 は S 群 0.1±0.1N、TS 群-0.3±0.2N であり、D1、D2 ともに S 群<TS 群となった(p<0.01)。

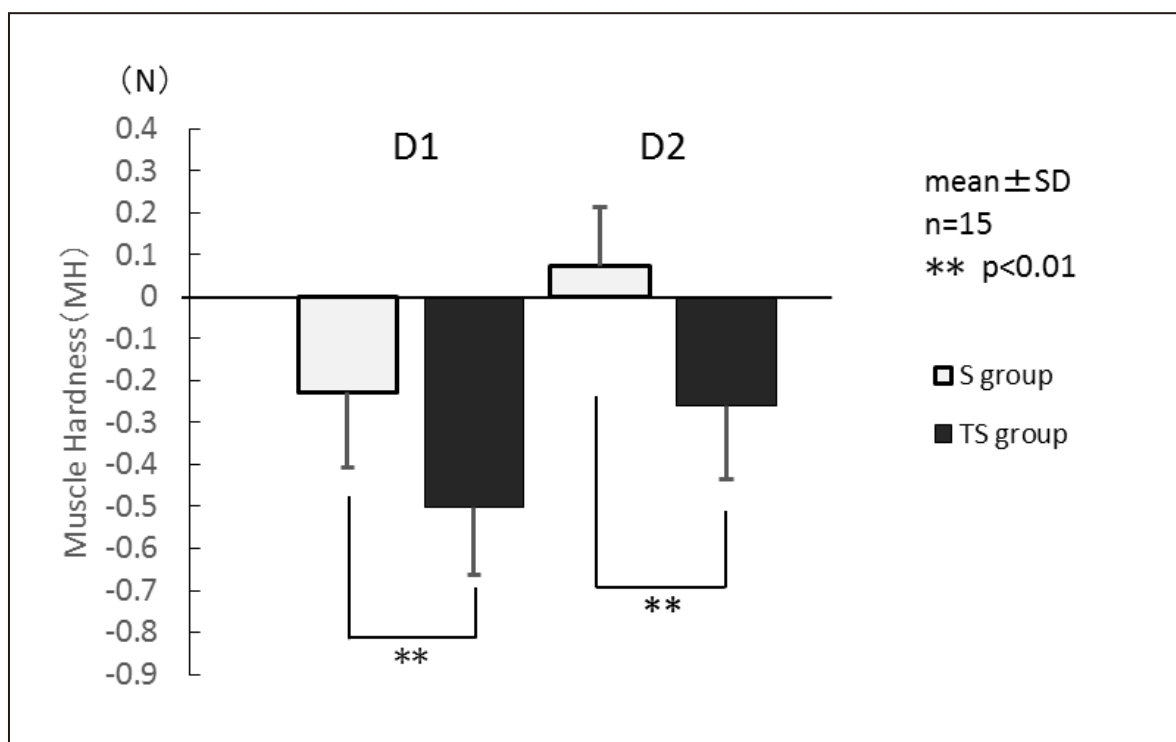


図 4-2 筋硬度の変化量の群間比較

PPT の変化量 D1 は, S 群 $0.6 \pm 1.2N$, TS 群 $5.9 \pm 2.0N$ であり同様に変化量 D2 は S 群 $0.1 \pm 1.0N$, TS 群 $2.6 \pm 1.4N$ であり, D1, D2 ともに TS 群 > S 群となった ($p < 0.01$).

SLR (図 4-3) の変化量 D1 は, S 群 $5.4 \pm 2.0^\circ$, TS 群 $12.2 \pm 2.8^\circ$, 同様に変化量 D2 は S 群 $4.5 \pm 2.2^\circ$, TS 群 $8.3 \pm 1.9^\circ$ となり, D1, D2 ともに S 群 < TS 群となった ($p < 0.01$).

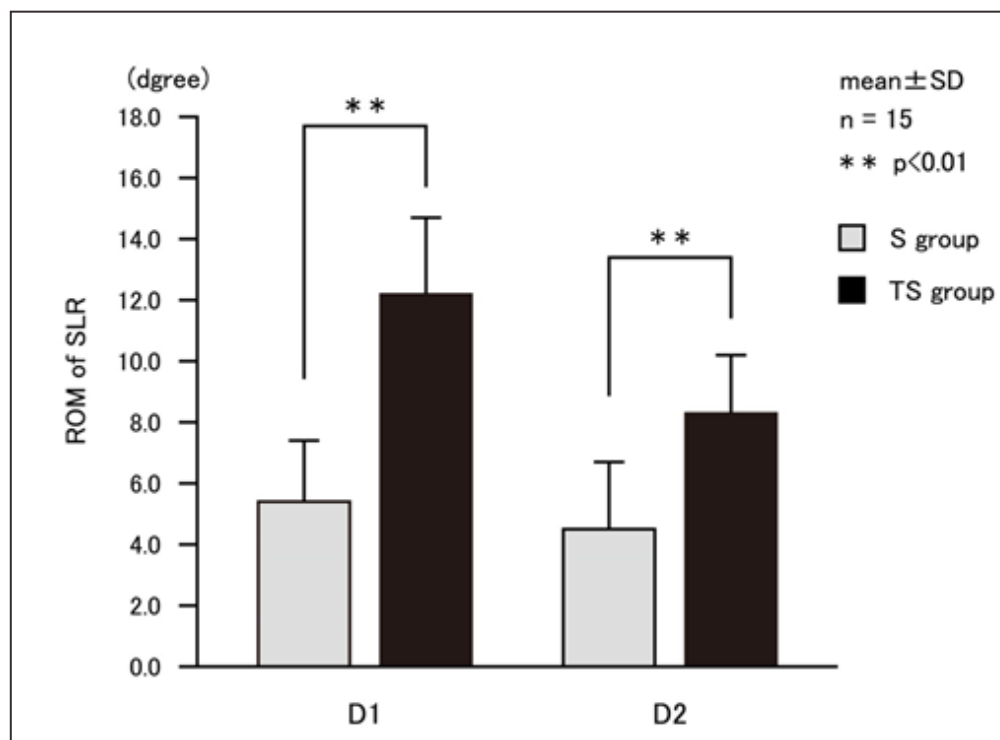


図 4-3 SLR 角度の変化量の群間比較

4.4 考察

我々は, 先行研究として, 圧痛閾値, 筋硬度, SLR 角度に与える TENS の影響について検討し第 3 章に記載した. 今回は, 新たな試みとして, 関節可動域の拡大効果のあるストレッチングと疼痛抑制効果のある TENS を併用することによる即時効果を明らかにするため, ストレッチングの前に TENS を行い, 併用による筋硬度, 圧痛閾値, SLR 角度への影響を調べた.

本研究の結果から, ストレッチング単独に比べて, TENS とストレッチングとの併用では, 筋硬度, 圧痛閾値と SLR 全ての項目で有意な変化を示し,

TENS とストレッチングの併用による有効性が示唆された。

TENS の疼痛抑制に関する効果については多くの報告がある⁶⁻¹⁴⁾。今回行った TENS の刺激条件の設定は、過去の研究結果から疼痛抑制効果の高い事が報告されている^{10, 15, 16)}。先行研究同様に、本研究の結果も、有意な圧痛閾値の上昇が認められた。一方、一元配置分散分析の結果ストレッチング群では有意な変化を認めなかった。そこで、圧痛閾値の変化量 D1 の T1 (S 群では T2) に対する百分率を計算 (変化率) した結果、TS 群は $41.0 \pm 15.9\%$ 、S 群は $3.8 \pm 7.9\%$ と表された。この結果は、TENS とストレッチングの併用が疼痛抑制に対しても効果が認められ、更にストレッチング終了時にも疼痛抑制効果が持続することを示唆している。また、ストレッチング単独では、圧痛に対する疼痛抑制に関しては、効果が期待できない可能性がある事が推察された。

ストレッチングの方法と時間設定に関して検討した先行研究が幾つかある¹⁷⁻²³⁾。Akagi ら¹⁷⁾は、腓腹筋に対する 2 分間のストレッチング後に、筋腱複合体の stiffness の減少と、他動的関節可動域の拡大が生じたことを報告した。Nakamura ら¹⁸⁾は、超音波検査とダイナモメーターを用いて、筋の伸張性と受動的トルクの計測から、腓腹筋の効果的な伸張のためには、2 分以上の伸張が必要であることを示した。ハムストリングスに関しては、Matsuo ら¹⁹⁾、Umegaki ら²⁰⁾は 1 分間のストレッチングを 5 回繰り返し、合計 5 分間行い、筋腱複合体のスティフネスが減少したことを報告している。同様に Magnusson ら²¹⁾も、5 分間のスタティックストレッチングがハムストリングスの柔軟性を改善させたことを報告した。本研究では、ストレッチングの時間は 30 秒間 10 セットの合計 5 分間行っているため、効果を得るのに十分な時間設定だったと考える。

Umegaki ら²⁴⁾はスタティックストレッチングの方法に関して、ハムストリングスの各筋個々に対する評価の検証がなされていないことから、超音波による剪断波エラストグラフィを用いて、個々の筋に対する評価を試みている。股関節に内旋、外旋を加えることで、内側及び外側ハムストリングスを個々に伸張できるという仮説の基、研究を行った。しかし、回旋による違いは見ら

れず、股関節の回旋を加えることは重要な影響を及ぼさない可能性がある
と報告している。本実験では、股関節は、内外旋中間位にて内側ハムストリ
ングスに伸張を加えている。

物理療法とストレッチングの併用効果についてホットパック等の温熱療法
との併用が多く報告されている。Nakano ら²⁵⁾は 352 人の健常人を対象とし
た 12 の RCT によるメタアナリシスによって、ストレッチング単独に比ベス
トレッチングと温熱療法の併用は、関節可動域の増大効果が大きいことを報告
している。その効果は、温熱療法による、コラーゲン線維の伸張性増加、局
所血流の増加、組織温度上昇などによる粘弾性の変化が関与していると思
われる。

TENS とストレッチングの併用について、整形外科的疾患に対して、
TENS による痛みの軽減後ストレッチングを行う方法、中枢神経疾患による
痙縮筋に対して^{26, 27)}、拮抗筋を電気刺激後もしくは刺激中のストレッチ
ングを行う方法が推奨されている。そのメカニズムについては十分な検証がな
されていない。Hou ら⁶⁾は、頸部筋筋膜性疼痛患者に対して、物理療法
(ホットパック, TENS, 干渉波)と運動療法(自動 ROM 運動, SS, 筋筋
膜リリース)の組合せが、疼痛強度, 痛覚閾値, ROM の改善に効果的であ
ることを報告している。この研究では、ホットパックと自動 ROM 運動の併用と
の比較として、ホットパックと自動 ROM 運動に加えて、虚血性圧迫, TENS,
ストレッチング, 干渉波, 筋筋膜リリースのいずれかを組み合わせた 5 通りの
組合せを設定し、比較検討している。その結果、ホットパックと ROM の併用
に比べて、疼痛閾値を有意に上昇させた組合せとして、TENS もしくは干渉
波との併用を挙げている。ROM の改善に関しては、ストレッチング, 筋筋
膜リリースとの併用が有意であったことを報告している。この結果は、我々の研
究結果とも類似し、運動療法と TENS との併用による疼痛軽減効果を示し
ている。しかし、TENS の関節可動域, 筋硬度に与える影響については言
及していない。TENS の筋硬度に与える影響について、我々の行った先行
研究では¹³⁾、TENS 後及び、終了 10 分後では、開始前に比べ圧痛閾値,
筋硬度は、有意に変化し、SLR の角度を増大させた。しかし、変化量は、

終了 10 分後では、終了直後に比べて低下した。本研究では、TENS 終了後ストレッチングを行う事で、ストレッチング終了後まで効果は持続した。本研究での筋硬度の変化率は、TS 群は $-14.1 \pm 4.7\%$ 、S 群は $-6.3 \pm 5.0\%$ であった。TS 群の筋硬度は S 群に比べ有意に低下した。次に SLR の変化率は、TS 群では $18.7 \pm 4.0\%$ 、S 群では $8.0 \pm 3.0\%$ で、TENS とストレッチングの併用により、SLR は約 19%と有意に拡大した。前述した、Espejo, ら²⁾の報告では、コントロール群に比べて、干渉波刺激、ストレッチングともにハムストリングスの伸張性を向上させたが、干渉波刺激とストレッチングの間に有意差はなかった。しかし、平均値、効果量の違いから、電気刺激は、短期的なハムストリングスの伸張性向上に効果があり、更にストレッチングとの併用を行う事でより効果的である可能性があるとして述べている。この報告では、ストレッチング時間は 30 秒施行、10 秒休止を 2 回行う 80 秒間での施行となっている。干渉波刺激時間も、ストレッチング同様の、30 秒施行、10 秒休止を 2 セット行い、合計 80 秒であった。我々の研究では、TENS の時間は 20 分と十分な時間であったことが、有意な結果に繋がった要因と考えられる。

筋の柔軟性やストレッチングの効果判定に関して、柔軟性向上の指標としての他動的 ROM は、痛みや伸張刺激に対する耐性(慣れ)などの心理的要因の影響を受けるため、信頼性が低いことが指摘されている²⁸⁾。

近年、他動的に関節を動かした時の受動的トルクを測定する方法、超音波診断装置を用いて筋腱移行部の移動量を測定する方法が考案され、筋の柔軟性やストレッチングの効果判定の評価ツールとして用いられている。この測定方法は、等速性筋力測定装置や超音波診断装置などの機器が必要であること、受動的トルク測定は、限られた関節運動のみの評価しかできないなどの問題を含んでいる。中村ら²⁹⁾は簡便かつ個別の筋の測定方法として、組織硬度計(筋硬度計)による筋硬度や筋の伸張程度の評価の有用性を検討し、筋硬度計により測定した筋のスティフネス(筋の単軸方向の硬度)は、受動的トルクおよび筋の伸張量との間に有意な正の相関を認め、組織硬度計の有用性を報告している。

本研究では、軟部組織硬度計を使用して、同一角度における筋硬度を測定することにより、筋伸張状態における筋硬度の変化が確認された。本研究の結果、筋硬度の低下が確認でき、ストレッチング単独及びTENSとストレッチングの併用は、筋粘弾性を低下させ、組織伸張性を向上させた。TENSとストレッチングの併用はストレッチング単独で用いるよりも、より効果的であることが示唆された。

我々の行った先行研究ではTENSにより圧痛閾値の上昇を認めたことから、筋硬度を低下させた機序として、疼痛の抑制により、感覚神経系からの入力低下することで、 γ 運動神経の活動の低下と、筋紡錘の感受性の低下が生じ、この結果、筋緊張の亢進を抑制し、筋の粘弾性に作用して筋硬度を低下させたと考えた。本実験では、同様の機序に加えて、ストレッチングによる筋の柔軟性の増大効果が加わることで、より組織伸張性が高まり、関節可動域の増大に繋がったと推察した。

ストレッチングによる筋の柔軟性向上は、筋線維長の増加ではなく、筋周膜などの結合組織の柔軟性が関与していることが示唆されている^{30, 31)}。

TENSによる物理的刺激が、筋周膜や筋外膜など結合組織にどのように影響を及ぼすのかは、今回の研究では言及できなかった。また、今回の対象者は若年健常者であったため、臨床現場で高齢者や関節可動域が制限されている筋に対して同様な効果が得られるかどうかは明らかでない。これらの検証のための臨床研究が必要である。

4.5 まとめ

TENSとストレッチングの併用が筋硬度、圧痛閾値と関節可動域に与える即時的な影響を調査した。

ストレッチング単独施行に比べてTENSとストレッチングを併用する事は、筋硬度を低下させ、有意にSLRを拡大させる事が示された。TENSとストレッチングを併用することは、疼痛抑制メカニズムに働きかけることでより、効率よく筋の伸張効果が得られることが示唆された。

文 献

- 1) 荻原久佳, 烏野大, 森下勝行・他: 経皮的電気神経刺激が筋粘弾性に与える影響-下肢伸展拳上時の筋硬度変化に着目して-. 物理療法科学, 22, 22-29, 2015.
- 2) Espejo-Antunez. L, Lopez-Minarro. PA, Albornoz-Cabello. M, et al. : Acute effect of electrical muscle elongation and static stretching in hamstring muscle extensibility. *Sci Sports*, 15: 1-7, 2015.
- 3) Muraoka Y, Masakado Y, Tomita Y, et al. : Disynaptic Reciprocal Inhibition in Stroke Patients before and after Therapeutic Electrical Stimulation. *Jpn J Rehabil Med*, 37:453-458, 2000.
- 4) 久保啓太郎: セラピューティック・ストレッチングによる筋腱複合体の粘弾性の変化. *理学療法*, 27(8): 967-972, 2010.
- 5) Morozumi K, Fujiwara T, Karasuno H, et al. : A new tissue hardness meter and algometer; a new meter incorporating the functions of a tissue hardness meter and an algometer. *J Phys Ther Sci*, 22:239-245, 2010.
- 6) Hou CR, Tsai LC, Cheng KF, et al. : Immediate effects of various physical therapeutic modalities on cervical myofascial pain and trigger-point sensitivity. *Arch Phys Med Rehab*, 83:1406-1414, 2002.
- 7) Han JS, Terenius L: Neurochemical basis of acupuncture analgesia. *Annu Rev Pharmacol*, 22:193-220, 1982.
- 8) Han JS, Chen XH, Sun SL, et al. : Effect of low-and high-frequency TENS on Mer-enkephalin-Arg-Phe and dynorphin A immunoreactivity in human lumbar CSF. *Pain*, 47(3): 295-298, 1991.
- 9) Tong KC, Sing K L, Gladys LC, et al. : Alternating Frequencies of

Transcutaneous Electric Nerve Stimulation: Does it Produce Greater Analgesic Effects on Mechanical and Thermal Pain Thresholds?. Arch Phys Med Rehab, 88:1344-1349, 2007.

- 10) Cheterton LS, Foster NE, Wright CC, et al. : Effects of TENS frequency, intensity and stimulation site parameter manipulation on pressure pain thresholds healthy human subjects. Pain, 106:73-80, 2003.
- 11) Chen CC, Johnson M 1: An Investigation Into the Hypoalgesic Effects of High-and Low-Frequency Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) on Experimentally-Induced Blunt Pressure Pain in Healthy Human Participants. J Pain, 11(1):53-61, 2010.
- 12) Dailey DL, Rakel BA, Vance CG. T, et al. : Transcutaneous electrical nerve stimulation reduces pain, fatigue and hyperalgesia while restoring central inhibition in primary fibromyalgia. Pain, 154(11), 2554-2562, 2013.
- 13) Levin MF, Christina WY, Hui-Chan, et al. : Conventional and Acupuncture-Like Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Excite Similar Afferent Fibers. Arch Phys Med Rehab, 74: 54-60, 1993.
- 14) Xia Bi, Hong Lv, Bin-Lin C, et al. : Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on pain in patients with spinal cord injury; a randomized controlled trial. J Phys Ther Sci, 27:23-25, 2015.
- 15) 荻原久佳, 烏野大, 森下勝行・他: 経皮的電気神経刺激 (TENS) の刺激条件の違いが疼痛抑制に与える影響 — TENS 実施前後の圧痛閾値の変化 —. 生体応用計測, 5 : 39-45, 2014.
- 16) Tanaka K, Ikeuchi M, Izumi M, et al. : Effects of two different intensities of transcutaneous electrical nerve stimulation on pain

- thresholds of contralateral muscles in healthy subjects. *J Phys Ther Sci*, 27:2771-2774, 2015.
- 17) Akagi R, Takahashi H: Acute effect of static stretching on hardness of the gastrocnemius muscle. *Med Sci Sports Exerc*, 45(7):1348-1354, 2013.
 - 18) Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, et al. : Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle–tendon unit during 5 min of static stretching. *Manual Ther*, 18(3):211-215, 2013.
 - 19) Matsuo S, Suzuki S, Iwata M, et al. : Acute effects of different stretching durations on passive torque, mobility, and isometric muscle force. *J Strength Cond Res*, 27:3367-3376, 2013.
 - 20) Umegaki H, Ikezoe T, Nakamura M, et al. : Acute effects of static stretching on the hamstrings using shear elastic modulus determined by ultrasound shear wave elastography: Differences in flexibility between hamstring muscle components. *Manual Ther*, 20: 610-613, 2015.
 - 21) Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, et al. : Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Spor Med*. 24:622-628, 1996.
 - 22) Nishikawa Y, Aizawa J, Kanemura N, et al. : Immediate effect of passive and active stretching on hamstrings flexibility : a single-blinded randomized control trial. *J Phys Ther Sci*, 27: 3167-3170, 2015.
 - 23) Kimula A: The effects of hamstring stretching on leg rotation during knee extension. *J Phys Ther Sci*, 25:697-704, 2013.
 - 24) Umegaki H, Ikezoe T, Nakamura M, et al. : The effect of hip rotation on shear elastic modulus of the medial and lateral hamstrings during stretching. *Manual Ther*, 20:134-137, 2015.

- 25) Nakano J, Yamabayashi C, Scott A, et al. : The effect of heat applied with stretch to increase range of motion: A systematic review. *Phys Ther Sport*, 13:180-188, 2012.
- 26) Ahmet K, Ismail B, Ramazan G, et al. : Electrophysiological and clinical evaluation of the effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on the spasticity in the hemiplegic stroke patients. *J Phys Ther Sci*, 27:3407-3411, 2015.
- 27) Hwi-Young C, Eun-Hye K, Bokkyu K, et al. : Effects of repetitive high frequency transcutaneous electrical nerve stimulation (HF-TENS) on spasticity and motor function following spinal cord injury in rats. *J Phys Ther Sci*, 24:133-137, 2012.
- 28) McHugh MP, Kremenic IJ, Fox MB et al. : The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. *Med Sci Sport Exer.* 30(6):928-932, 1998.
- 29) 中村雅俊, 池添冬芽, 武野陽平・他 : 筋硬度計で測定した筋のスティフネスと受動的トルクおよび筋の伸張量の関連性. *理学療法学*, 40(3) : 193-199, 2013.
- 30) Morse CI, Degens H, Seynnes OR, et al. : The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol*, 586(1):97-106, 2008.
- 31) Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, et al. : Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. *J Orthop Res*, 29(11): 1759-1763, 2011.

第 5 章

結 語

結 語

本研究では、疼痛と密接に関係があると思われる、圧痛閾値、筋硬度、関節可動域の変化に着目し、TENS の治療的効果について、工学的手法を用いて検討した。第 1 章では、疼痛に対する TENS の使用方法、TENS の効果、運動療法との併用効果についての先行研究をまとめ、課題点を挙げた。第 2 章では、TENS の単独効果として、圧痛閾値に与える影響を、周波数と刺激強度の設定の違いから検証することを第 1 の研究とした。第 3 章では、TENS が筋粘弾性に与える影響を、筋硬度、圧痛閾値、下肢伸展挙上 (Straight Leg Raising : SLR) 角度の変化から検証することを、第 2 の研究として行った。第 4 章では、TENS とストレッチングの併用による即時効果を第 3 章同様に、筋硬度、圧痛閾値、SLR 角度の変化から検証し、第 3 の研究として行った。

第 1 の研究では、刺激条件として、刺激周波数を、低頻度 (3Hz)、中頻度 (30Hz)、高頻度 (100Hz) の 3 つに設定し、それぞれに、刺激強度を感覚レベル (感覚閾値 \times 120%) と運動レベル (痛覚閾値 \times 80%) の 2 つの条件で比較した。結果、圧痛閾値が最も高くなった TENS の刺激条件は、高頻度 100Hz の周波数で、運動レベルの高い刺激強度であった。疼痛抑制のための痛覚閾値を上昇させるには、周波数と、刺激強度の両側面から調整することが重要であることが示唆された。筋硬度に関しては、変化を認めることができなかった。この原因としては、測定した筋の状態は張力が負荷されていない、筋長的にも緩んだ状態であったことが考えられた。

第 2 の研究では、筋硬度に与える影響を主に検証するために、下肢を膝関節伸展位で挙上することにより、被験筋に対して張力をかけた状態を設定し、TENS による筋粘弾性に対する効果を検証した。結果、筋硬度の低下、圧痛閾値の上昇と、SLR の拡大を認めた。こ

の結果より，筋硬度を測定するための条件制定として，筋に対して張力を負荷することで，変化を捉えることができることが示唆された．この3つの測定項目の変化量に関する関係性より，SLRの拡大には，筋伸張時の圧痛閾値の上昇が関連することが示され，痛覚の抑制が2次的に筋粘弾性を低下させ，筋硬度が下がった事が考えられた．

第3の研究では，第1第2の研究で検証された，疼痛抑制効果が高く，筋硬度を低下させる条件（刺激頻度 100Hz，刺激強度，運動レベル）に設定し，ストレッチングとの併用による効果を検証した．第2の研究同様，筋硬度，SLR 角度，圧痛閾値の変化から，ストレッチング単独の効果との違いを比較検証した．結果，ストレッチング単独に比べ，3つの測定項目全てにおいて，有意に変化が認められた．更に第2の研究では TENS 終了 10 分後にはその効果が低下していたのに比べ，TENS 終了 10 分後のストレッチング終了時まで持続効果が認められた．よって，単独で施行するより，TENS とストレッチングを併用することの有効性が示唆された．

TENS の疼痛抑制効果，筋硬度，関節可動域に関する効果が明らかになったことにより，疼痛や，筋緊張異常，それらから派生する関節可動域制限のある四肢に対して積極的に臨床活用され，臨床データを蓄積することによるエビデンスの構築が望まれる．また本論文では，TENS 通電時間，通電後の持ち越し効果や，継続による長期的効果については，検証していない．また，疼痛軽減に関しても，末梢レベルで，受容器の閾値の変化で判断しているため，脊髄レベルや，より上位レベルの中樞神経系への影響については言及できない．TENS の効果を更に明らかにし，臨床応用への展開を図るために，効果的な通電時間，疼痛軽減と，筋緊張軽減メカニズムをより明らかにとすることが今後の課題である．本論文が，他の物理療法や運動療法との併用研究の基礎として活用され，疼痛により運動機能や，日常生活活動の制限をきたした人々の改善や QOL 向上に寄与する

ものであることを懇望する。本論文の結果によりさらに TENS の研究が活発に行われ、より治療効果の高い使用方法が臨床で活用されることを期待し、本論文の結語とする。

発表論文

1. 荻原久佳, 烏野大, 森下勝行, 横井悠加, 藤原孝之, 小駒喜郎, 阿部康次: 経皮的電気神経刺激 (TENS) の刺激条件の違いが疼痛抑制に与える影響 - TENS 実施前後の圧痛閾値の変化 -. 生体応用計測, vol.5, 39-45, 2014
2. 荻原久佳, 烏野大, 森下勝行, 横井悠加, 藤原孝之, 小駒喜郎, 阿部康次: 経皮的電気神経刺激が筋粘弾性に与える影響 - 下肢伸展拳上時の筋硬度変化に着目して -. 物理療法科学, vol.22, 22-29, 2015
3. Hiroshi Karasuno, Hisayoshi Ogihara, Katsuyuki Morishita, Yuka Yokoi, Takayuki Fujiwara, Yoshiro Ogoma, Koji Abe : The combined effects of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and stretching on muscle hardness and pressure pain threshold. J. Phys. Ther. Sci. [In press: Vol.28, No.4, April 2016]

学会発表

◆ 国際学会

1. Hisayoshi Ogiwara, Hiroshi Karasuno, Katsuyuki Morishita, Takayuki Fujiwara, Yoshiro Ogoma, Koji Abe: Relationship Between Frequencies of TENS and Threshold of Pain: The 38th Annual Conference of the Korean Academy of Rehabilitation Medicine, 2010, Seoul (Korea)
2. Hisayoshi Ogiwara, Hiroshi Karasuno, Katsuyuki Morishita, Yuka Yokoi, Katsuhiro Furukawa, Takayuki Fujiwara, Yoshiro Ogoma: Combined effects of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation and stretching, The 17th International World Confederation Physical Therapy Congress, 2015, Singapore (Singapore)

◆ 国内学会

1. 荻原久佳, 森下勝行, 烏野大, 藤原孝之, 小駒喜郎, 阿部康次:
TENS 周波数の違いによる感覚閾値への影響: 第 19 回日本物理療法学会学術大会, 2011, 徳島
2. 荻原久佳, 森下勝行, 烏野大, 横井悠加, 藤原孝之, 小駒喜郎, 阿部康次: 筋粘弾性に対する電気刺激の効果: 第 20 回日本物理療法学会学術大会, 2012, 京都
3. 荻原久佳, 森下勝行, 烏野大, 横井悠加, 藤原孝之, 小駒喜郎, 阿部康次: 経皮的神経電気刺激 (TENS) とストレッチングの併用効果, 第 22 回日本物理療法学会学術大会, 2014, 長野

謝辞

大学院博士課程における研究，論文作成ならびに本論文の執筆にあたり，親切丁寧に時間を惜しんでご指導と格別のご鞭撻を賜りました，信州大学大学院総合工学系研究科の小駒喜朗准教授に深謝するとともに厚く御礼申し上げます．大学院研究報告会において的確で示唆に富んだご指導と，叱咤激励を賜りました信州大学大学院総合工学系研究科の故阿部康次教授，山本巖特任教授，上條正義教授，藤本哲也准教授，吉田宏昭准教授に深く御礼申し上げます．また，常日頃より研究者としての心構えに始まり，研究手法，学会発表，論文執筆など懇親丁寧に，粘り強くご指導，多大なるご支援を頂きました，郡山健康科学専門学校名誉学校長ならびに信州大学大学院特任教授 藤原孝之先生，郡山健康科学専門学校 烏野大先生に心より御礼申し上げます．

日々の業務や研究活動を進めるにあたり，甚大なるご協力とアドバイスを賜りました郡山健康科学専門学校学校長 柳澤健先生，楊箬隆哉先生，故半田健壽先生，遠藤敏裕先生，花岡正明先生，諸角一記先生，小形洋悦先生，吉崎邦夫先生，橋本雅郎先生，横井悠加先生，Robert Holt 先生，古川勉寛先生，佐々木広人先生，安藤由香里先生，渡邊哲朗先生，二瓶美智子先生に深く御礼申し上げます．横井悠加先生，Robert Holt 先生には，国際学会の発表から英語論文の校正を快諾頂き，寝る間も惜しんでご校正頂きました．心より感謝申し上げます．ともに研究活動を進め，精神的にも支えになっていただきました，元同僚の京都大学 森下勝行先生，東京大学 儀間裕貴先生に心より感謝申し上げます．これまでの研究にて実験被験者ならびに助手としての協力を賜りました郡山健康科学専門学校の学生ならびに卒業生一同に感謝申し上げます．

最後に，福島県と宮城県の二重生活で多大なる迷惑と心配をおか

けしながら、宮城県にて子育てと、仕事の両立を強いられながらも頑張ってきた妻裕子と、子 和貴、華乃に心より感謝申し上げるとともに厚く御礼申し上げます。そして多大なる迷惑と心配をお掛けし、これまでの研究活動と仕事を支えて頂いた家族・親戚一同に深謝申し上げます。

博士課程の研究活動にわたりご協力を賜った全ての方々に深謝申し上げます。誠にありがとうございました。

2016年3月