

生体光計測による手技療法施術効果の客観的評価技術の開発

メタデータ	言語: Japanese 出版者: 公開日: 2022-09-27 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 松田, 康宏 メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/10291/22631

明治大学大学院 理工学研究科

2022 年度

博士学位請求論文
(要約)

生体光計測による手技療法施術効果の
客観的評価技術の開発

Evaluation of therapeutical effect of
manipulative therapy
using diffuse optical technology

学位請求者 電気工学専攻

松田 康宏

目次

第1章	序論.....	2
1.1	はじめに.....	2
1.2	研究背景.....	3
1.3	疼痛感と脳活動との関係.....	10
1.4	手技療法による血流変化に関する研究の現状とDCSの応用.....	12
1.5	本論文の構成.....	15
第2章	脳活動計測による手技療法の疼痛緩和効果の評価.....	18
2.1	研究目的.....	18
2.2	方法.....	18
2.2.1	被験者.....	18
2.2.2	fNIRSによる脳活動計測.....	18
2.2.3	傾斜計による股関節の屈曲角度の計測.....	19
2.2.4	主観的疼痛感の評価.....	20
2.2.5	実験手順.....	21
2.3	データ解析.....	23
2.4	結果.....	24
2.5	考察.....	31
第3章	拡散相関分光法を用いた手技療法による僧帽筋血流の評価.....	35
3.1	研究目的.....	35
3.2	方法.....	35
3.2.1	被験者.....	35
3.2.2	DCSによる筋血流計測.....	35
3.2.3	血圧および心電図計測.....	37
3.2.4	実験手順.....	38
3.3	データ解析.....	39
3.4	結果.....	40
3.5	考察.....	47
第4章	筋血流・脳血流計測による手技療法効果の客観的評価に関する検討.....	51
4.1	研究目的.....	51

4.2	方法	51
4.2.1	被験者	51
4.2.2	実験手順	51
4.3	結果	52
4.4	考察	52
第5章	結論	54
参考文献		57
研究業績		68
謝辞		72

図表の目次

図 1 -1	代表的な手技療法の種類	4
図 1 -2	fNIRS 計測における近赤外光の検出のイメージ	11
図 1 -3	DCS の近赤外光が生体内を散乱しているイメージ図	13
図 1 -4	自己相関のイメージ図	14
図 2 -1	fNIRS 装置とプローブ装着の外観	19
図 2 -2	傾斜計の設置と膝関節伸展位固定の外観	20
図 2 -3	VAS スケールの表面と裏面	20
図 2 -4	実験手順の概要	21
図 2 -5	大腿部後部の筋を伸張するための股関節屈曲動作の様子	22
図 2 -6	手技療法条件と安静条件の VAS 値と股関節屈曲角度の Pre, Post1, Post2 の変化	25
図 2 -7	手技療法条件の左右前頭前野における正規化 Oxy-Hb 濃度と ...	26
図 2 -8	手技療法条件と安静条件の左右前頭前野正規化 Oxy-Hb 濃度の Pre, Post1, Post2 の変化	28
図 2 -9	正規化 Oxy-Hb 濃度変化最大値と VAS 値の散布図と相関解析 ..	29
図 2 -10	正規化 Oxy-Hb 濃度変化最大値と VAS 値 (< 75 mm, > = 75 mm) の散布図と相関解析	30
図 3 -1	DCS 装置のシステム構成	36
図 3 -2	作製した光プローブと光プローブを装着した外観	36
図 3 -3	実験プロトコル	38
図 3 -4	手技療法条件と安静条件における被験者の平均正規化 BFI の ...	42
図 3 -5	ST(+)群と ST(-)群の Baseline BFI と ΔBFI の関係	45
図 3 -6	筋緊張の有無における Baseline BFI の比較と Pre-Post 間の BFI の ΔBFI の比較	46
図 3 -7	手技療法側と非施術側の血流変化	48

表 1 -1	手技療法の疼痛緩和効果に関する先行研究	6
表 1 -2	手技療法の筋血流促進効果に関する先行研究.....	7
表 3 -1	手技療法条件と安静条件における BFI, 血圧, HR, 自律神経活動, VCI の変化	41
表 3 -2	筋緊張の有無による手技療法前後の BFI, 正規化 BFI, MAP, VCI の変化.....	44

第 1 章

序論

第1章 序論

1.1 はじめに

手技療法は主に医療やスポーツ分野などに於いて身体の運動器に対し術者が徒手的に揉む、押す、擦る、叩くなどを行う治療法である (Goats, 1994; Çetkin et al., 2019). 柔道整復師 (Nishikitani et al., 2008; World Health Organization, 2001) の日常業務においても、手技療法が適用され、非常に重要な治療術の一つとして古くから伝承されている (久保山和彦, 2018). 世界においても手技療法は古代から存在する代表的な治療法であり、怪我の予防や怪我の治療、リラクゼーションなど多くの目的に適用されている (Goats, 1994). また、手技療法は、薬物によらない非侵襲的な治療法であり、筋の柔軟性の向上や疼痛の緩和、血流促進による組織修復の促進、老廃物の除去など費用対効果の高い治療法として認識されている (Domingo et al., 2017; Driessen et al., 2012). しかし、実際の臨床現場においては、手技療法を施した直後の患部の疼痛の減少あるいは増加に関する評価は、患者や術者の主観に委ねられているため客観性に乏しく、言語による意思疎通のとれない患者に対しては評価が困難である. さらに、手技療法による施術筋の筋血流の変化をベッドサイドで直接評価できる方法や機器がこれまで存在しなかったことから、施術により実際に筋血流が促進するのかどうかの検証研究も極めて少ない. 従って、手技療法の臨床的な視点から見た科学的根拠は、他の医療分野の研究と比較して非常に乏しいものとなっている (Tiidus, 1997).

以上のことから本論文では、手技療法の効果である疼痛感の緩和と筋血流の促進について、2つの生体光計測技術を用いて客観的に評価するシステムの開発を目指した. 具体的には、近赤外線分光法 (functional Near-Infrared Spectroscopy: fNIRS) を用いた脳機能計測により肢部屈曲に伴う中枢の疼痛感覚の評価を、拡散相関分光法 (diffuse correlation spectroscopy: DCS) を用いた骨格筋血流計測により施術に伴う末梢循環動態の変化を定量的に評価する. 本論文はこれらの生体光計測技術を活用して手技療法効果の客観的評価法を臨床に応用するためのシステム構築の成果をまとめたものである.

1.2 研究背景

世界の人口の多くが、生活の中で筋肉や骨に対する障害を経験している (Picavet and Hazes, 2003). 世界 204 カ国の地域・集団における人々の疾病の影響を財政コストや死亡率、罹患数などから系統的に数値化した世界疾病負担調査 (Global Burden of Disease, 2010; 佐藤 他, 2009) によると、筋骨格系の障害は循環器疾患、消化器疾患、内分泌疾患について 4 番目に患者数の多い疾患となっている (Hoy et al., 2015). 中でも、筋骨格系の障害を罹患している部位の多くは頸部や腰部、肩部、膝部であり、日本においても同様な傾向がみられる。厚生労働省の 2019 年国民生活基礎調査の有訴者率 (厚生労働省, 2019) では、男性の 1 位は腰痛、2 位は肩こり、女性の 1 位は肩こり、2 位は腰痛であった。また、社会の高齢化に伴い、腰部や膝関節など荷重関節の関節疾患、下肢の筋力低下によるサルコペニアなどの有病率の増加が問題になっている (吉村, 2019). また、近年では、コロナウイルス流行によりデスクワーク時間の過度の増加により頸部や腰部などの筋の過度の緊張や痛み、不快感を訴える人が増加している (Ishikawa et al., 2017; Kramer and Kramer, 2020; Lin et al., 2020).

そのような多くの筋骨格系の障害に対する筋の緊張や痛みなどを和らげる目的で適用されている治療法の一つとして手技療法がある (Kong et al., 2013). 手技療法は、術者の手によって擦る、揉む、押すなどの機械的な刺激を皮膚や筋に与える治療法である (公益社団法人全国柔道整復学校協会, 2018). 代表的な手技療法の手法を図 1-1 に示す。術者の手掌を体表に密着させ、遠位から近位に向かって平らに撫で擦る手法が軽擦法である (図 1-1(a)). そして、術者の母指と他の四指の掌側部や手掌部の間によって筋肉をつかみながら圧搾する動作、いわゆる筋肉を揉みほぐす手法が揉捏法であり (図 1-1(b)), 術者の母指の指頭または、手掌部を用いて体表から深部に向けて圧迫刺激を加える手法を圧迫法という (図 1-1(c), (d)). 特に、揉捏法と圧迫法は、主として筋肉に対して機械的刺激を与える目的として一般的に多く適用されている手法である。

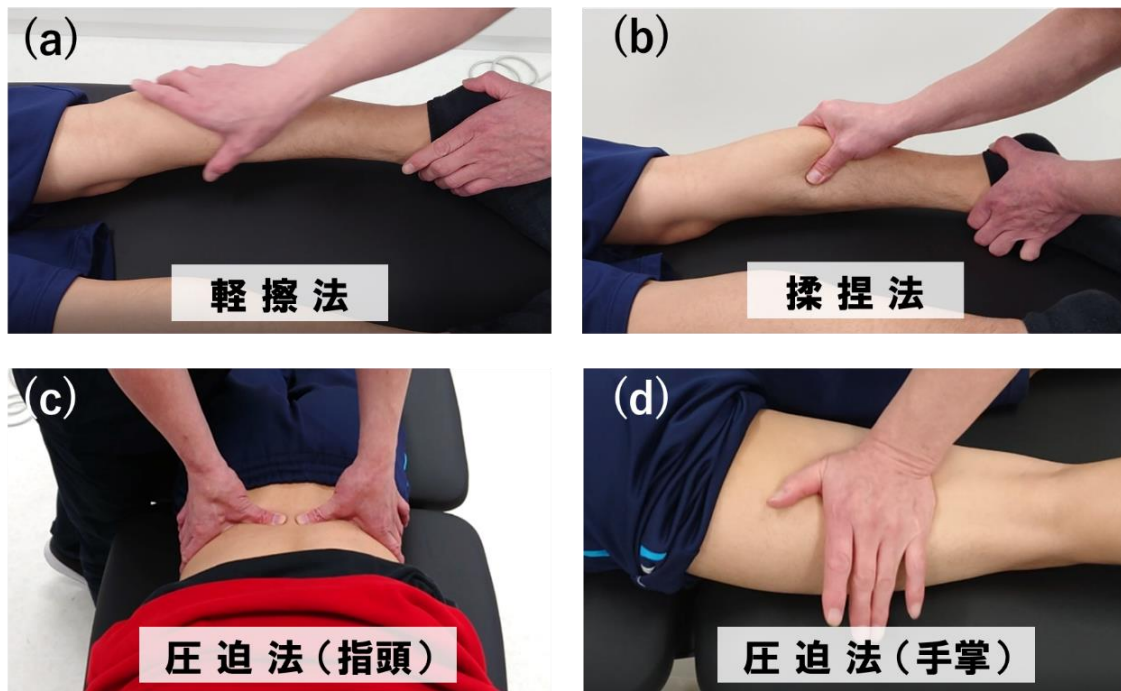


図 1-1 代表的な手技療法の種類

このような治療法は、医療分野での治療目的やスポーツ選手の運動機能の増進や調整、練習後の筋肉疲労の回復、スポーツ外傷や障害の予防などを目的としたスポーツコンディショニング分野においても適用され、正に人の「手当て」となる極めて重要な治療法である。現在日本で治療法を医療の場で適用している国家資格は、柔道整復師や理学療法士、按摩マッサージ指圧師などがあり、法律上この治療法の表現が違う。柔道整復師は「手技療法」、按摩マッサージ指圧師は「マッサージ」、理学療法士は、「徒手療法、あるいはマッサージ」と表現している。本論文の著者は、柔道整復師の立場から上記の治療法を手技療法と表現する。手技療法の適用内容について、按摩マッサージ指圧師は、主に疲労回復やリラクゼーションで適用され（矢野 他, 2015）、理学療法士では、怪我や病気などで身体に障害がある患者に対し医師の指示のもとリハビリテーションの一環として適用されている（森永 他, 1995）。また、柔道整復師は、主に骨折や脱臼、打撲、捻挫、肉離れなどの筋骨格系の外傷の治療において患部損傷の早期回復を図ることを目的に適用されている（佐川, 2020）。

手技療法の効果は一般的に疼痛の緩和や筋肉への血流を増加させることであると考えられてきた。疼痛の緩和に関する先行研究では、実験的に遅発性筋痛、

いわゆる筋肉痛を誘発させ、その筋に手技療法を行い、圧痛計により圧した強さによって出現する主観的疼痛感を Visual Analog Scale (VAS) により手技療法の前後で取得して疼痛軽減の効果を検討している (Law et al., 2008). また、手技療法前後で圧痛計を用いて圧した際の疼痛出現時の圧力の数値の変化によって評価している報告 (Aboodarda et al., 2015) もある。圧痛計は、筋骨格系の疼痛を評価する手法であり信頼性が高いと評価している研究 (Kinser et al., 2009) がある一方、検者間の圧力刺激の方向や圧力のかけ方による差異が避けられず、さらに圧した時の刺激に被験者が正確に回答できない場合などには計測値の再現性に影響を及ぼす可能性があることを指摘する研究もある (Park et al., 2011). すなわち、圧痛計や VAS による痛覚評価は術者の技術や主観的な情報に頼る部分が大きく、客観的な痛覚評価の指標としては問題がある。一方、機能的磁気共鳴画像法 (functional magnetic resonance imaging: fMRI) や fNIRS などを用いて疼痛出現時に関連する脳活動部位を特定する研究も行われているが (Hudson, 2000; Davis and Moayedi, 2013; Vrana et al., 2016), 手技療法の前後において身体の疼痛感の変化を客観的に評価したものは極めて少ない (表 1-1).

一方、手技療法の効果の一つと考えられている筋血流の増加に関しては、現在まで皮膚温度の計測など非侵襲的な計測法を用いた研究はあるが、筋の血流変化を直接的に計測する技術が適用されてこなかったため、手技療法に関連した血流の増加を特定するには至らなかった (Hinds et al., 2004; Shoemaker et al., 1997; Tiidus and Shoemaker, 1995). 術者の手によって行われる手技療法の疼痛緩和効果や筋血流促進効果については、客観的に十分な評価がなされていないのが現状である (表 1-2). このことが、手技療法の研究が他の医学分野に対して立ち遅れ、evidence-based medicine (EBM) に基づいた評価方法がまだ確立されていない原因となっている。

表 1-1 手技療法の疼痛緩和効果に関する先行研究

著者（発行年）	治療（部位・方法）	評価方法	結果	研究の問題点
Law et al. (2008)	遅発性筋痛（いわゆる筋肉痛）を伴った前腕部の伸筋群へのマッサージ。	圧痛計と VAS による主観的疼痛の評価。	マッサージによって筋の疼痛が約 25%~50% 減少した。	圧痛計や VAS は被験者の主観的な疼痛の評価であるため客観性に欠ける。
Han et al. (2014)	遅発性筋痛（いわゆる筋肉痛）に対する腓腹筋へのマッサージ。	圧痛計による主観的疼痛の評価。	マッサージによって腓腹筋の疼痛が軽減した。	圧痛計は主観的な疼痛の評価であるため客観性に欠ける。
Aboodarda et al. (2015)	下腿三頭筋のローラーマッサージ器具と徒手によるマッサージ。	圧痛計による主観的疼痛の評価。	圧痛部位の疼痛感覚が減少した。	圧痛計は主観的な疼痛の評価であるため客観性に欠ける。

表 1-2 手技療法の筋血流促進効果に関する先行研究

著者（発行年）	治療（部位・方法）	評価方法	結果	研究の問題点
Tiidus et al. (1995)	大腿四頭筋へのマッサージ.	超音波パルスドップラ ー法による大腿動脈の 血流速度計測による評 価.	マッサージによって大 腿動脈血流の増加がみ られなかったことか ら、筋血流は変化しな い.	筋より中枢部の太い血管を 観察した実験であり、筋内 部の末梢血流の観察をして いない.
Shoemaker et al. (1997)	前腕部の筋と大腿四頭筋への マッサージ.	超音波パルスドップラ ー法による上腕動脈と 大腿動脈の血流速度計 測と超音波エコーによ る血管直径の変化の計 測による評価.	マッサージによって筋 の大きさに関係なく、 上腕動脈と大腿動脈の 血流の増加と血管径の 変化がみられなかった ことから、筋血流は変 化しない.	筋より中枢部の太い血管を 観察した実験であり、筋内 部の末梢血流の観察をして いない.

表 1-2 手技療法の筋血流促進効果に関する先行研究（続き）

著者（発行年）	治療（部位・方法）	評価方法	結果	研究の問題点
Hinds et al. (2004)	大腿四頭筋へのマッサージ.	超音波ドップラー法 （大腿動脈血流）とレーザードップラー法 （皮膚血流）による血流計測による評価.	マッサージを施した部位 の大腿動脈血流の変化がないことから筋血流は変化しない可能性がある.	筋より中枢部の太い血管を観察した実験であり、筋内部の末梢血流の観察をしていない.
Sefton et al. (2010)	頸部と肩部へのマッサージ.	サーモグラフィーによる皮膚温度計測による評価.	マッサージ部位とそれ以外の上肢や前腕部の皮膚温の上昇から、マッサージによって末梢血流が増加する.	皮膚温度の上昇のみから筋血流が増加したとは言えない.
Munk et al. (2012)	下腿三頭筋へのマッサージ.	DCS と NIRS を用いた組織血流速度と組織酸素動態の計測による評価.	マッサージを施した部位の筋を含む組織血流速度が 42.5%増加し、組織酸素飽和度が 75.9%から 77.3%に増加した.	組織血流速度の増加を確認したが、被験者が 1 名のバイロット実験であったことからデータ数が不足している.

表 1-2 手技療法の筋血流促進効果に関する先行研究（続き）

著者（発行年）	治療（部位・方法）	評価方法	結果	研究の問題点
Monteiro et al. (2020)	片側の下肢へのマッサージ.	レーザードップラーと 反射フォトプレチスモ グラフィーによる皮下 浅層組織血流計測によ る評価.	片側の下肢へのマッサー ジ施術中には, マッサー ジを受けていない反対側 の下肢の皮膚血流に影響 を与える.	2 つの計測法は, 皮下浅層 組織血流計測を調査してい るため, 深部に位置する筋 血流の変化を調査していな い.

1.3 疼痛感と脳活動との関係

臨床において、手技療法を施したことによる疼痛緩和に関する評価は、一般的に身体の関節可動域の計測や口頭あるいはVASを用いた主観的疼痛感の計測の組み合わせにより評価されている。関節可動域計測を用いた評価では、治療前の状態で何らかの筋骨格系の損傷が原因によって引き起こされる疼痛により関節可動域が制限されていること想定し、手技療法前と手技療法後において、一定の疼痛をおぼえるまで関節を動かした際の関節可動域が増加した場合は、疼痛緩和による治療効果を認めたと評価する。しかし、患者は手技療法後の関節可動域計測で、疼痛に慣れたり堪えたりして関節可動域が増加した可能性も否定できない。従って、関節可動域計測や口頭あるいはVASを用いた疼痛の評価は、患者の主観に委ねられているため客観性に乏しく、加えて言語による意思疎通のとれない患者では評価が困難であるという欠点がある。

痛みは、数十年にわたる脳神経科学の研究により、視床や大脳皮質に至る末梢性・上行性の侵害受容経路が詳細に明らかにされてきたが、その大脳における表現は解剖学的・生理学的に特徴付けることが困難な状態であった。近年、positron emission tomography (PET) や functional magnetic resonance imaging (fMRI) の研究の進歩により、痛み感覚と脳活動は、脳の前頭前野領域の多くの領域が痛み刺激に活動し、特にブロードマン脳領域における前頭極の第10野の活動が関与しているとの報告 (Hudson, 2000) がある。すなわち、主観的な疼痛感強度と前頭前野領域の脳活動強度との関係性を明らかにすることにより、脳活動計測による疼痛感の可視化が可能となることが考えられる。

従って、柔道整復師が行う手技療法の施術前後の脳活動を、ベッドサイドで使用できる小型のfNIRS装置を用いて評価するという脳機能計測実験の着想に至った。fNIRSとは、生体組織に対して透過性の高い700~900 nmの波長の近赤外光を頭皮上から脳表に向けて照射し、酸素化ヘモグロビン (Oxy-Hb)、脱酸素化ヘモグロビン (Deoxy-Hb) に特徴的な吸光度の変化を検出 (図 1-2) して、脳酸素動態変化を算出する脳機能イメージング法である。fNIRSは、脳の血流動態の計測であるため、脳波計測のようなms単位の信号ではなく、実際の脳活動から5秒程度遅れて立ち上がり、数秒~数十秒間持続するような反応が得られる (小野, 2018)。

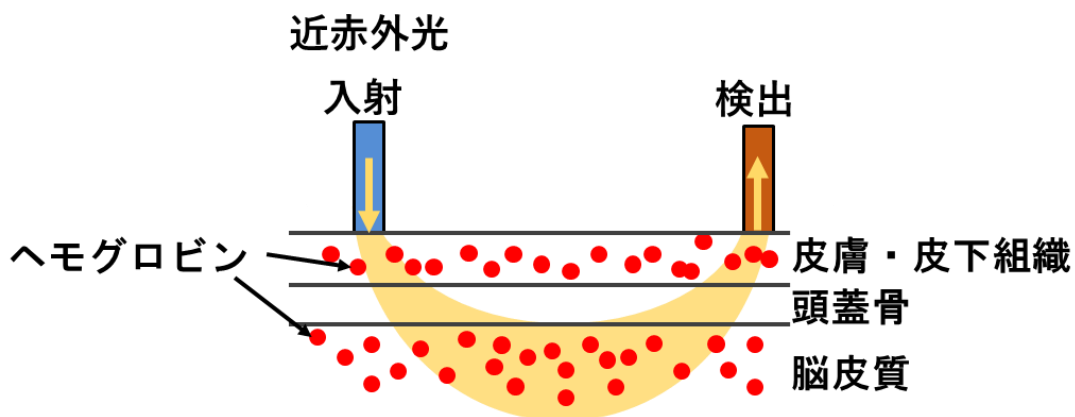


図 1-2 fNIRS 計測における近赤外光の検出のイメージ

近赤外光は光が入射された後、バナナ形状の光路を通り検出される。

脳の局所的な神経活動の増加は酸素消費と血流の増加を伴うが、近傍の血管拡張により供給される動脈血の割合が局所での酸素消費量を上回るため、局所活動が生じている部位では Oxy-Hb 濃度が増大し、Deoxy-Hb 濃度が減少する。

Oxy-Hb 濃度と Deoxy-Hb 濃度は、modified Lambert-Beer Law (拡張ピア・ランバート則: MLB 則; 1.3.1 式) を用いて算出される。

$$-\log_{10} \left(\frac{I_{out}}{I_{in}} \right) = \epsilon c d + s \quad (1.3.1)$$

I_{in} は入射光強度、 I_{out} は検出光強度、 ϵ は入射光の波長によって決定する組織の吸光係数、 c は組織中の光吸収物質の濃度、 d は入射光が組織中を拡散しながら進んだ平均光路長、 s は組織内における光の散乱による光量の減衰を表している。そして、最終的に 2 種類の波長から得られた検出光のデータから連立方程式を解き、Oxy-Hb 濃度と Deoxy-Hb 濃度の相対値を算出する (小野, 2018)。

これらのヘモグロビン濃度の変化からその部位の神経活動の変化を間接的に推定する手法が fNIRS である (Ferrari and Quaresima, 2012)。実験で使用した fNIRS 装置は、小型で簡便性が高く、拘束性も低く、柔道整復師が施術前後にベッド上での計測を可能とする条件を満たすものである。手技療法の効果が疼痛感に関連する脳活動に影響を及ぼすという仮説のもと、痛み感覚に追従して変化する脳血流を計測し、その変化を評価した。

1.4 手技療法による血流変化に関する研究の現状と DCS の応用

手技療法に期待されている主な効果の 1 つである「筋血流の促進」の有無に関する知見は一貫していない。これは、生体深部の筋組織血流をベッドサイドで精度良く計測する手法がなかったことが理由である。従来、組織血流は、熱希釈法 (Reuter et al., 2010)、キセノンクリアランス法 (Thomas et al., 1979)、ポジトロン CT (Grafton et al., 1992) など、いくつかの手法を使用して計測されてきた。しかし、これらの侵襲的、半侵襲的な手法は、非観血的療法のみ適用できる柔道整復師の施術や身体機能が低下した高齢者を対象とする手技療法の治療効果を調査するには適切ではない。また、筋の血流を低侵襲あるいは非侵襲的に測定できる灌流 MRI 技術 (Englund and Langham, 2020; Wigmore et al., 2004) も大型の装置が必須であり、費用が高額であるため手技療法の血流促進効果のモニタリングには不向きである。非侵襲的な計測法である超音波ドップラー法 (Ichinose et al., 2021; Kitano et al., 2005; Saltin et al., 1998) は、四肢全体につながるやや太い導管血管の総血流量を検出するため、局所的に手技療法を適用したことによる組織微小循環の変化は捉えられない。この超音波ドップラー法を用いた血流計測は、手技療法の効果を検証するためにいくつかの研究で使用されてきたが、いずれも手技療法に関連した血流の増加を特定するには至らなかった (Hinds et al., 2004; Shoemaker et al., 1997; Tiidus and Shoemaker, 1995)。また、手技療法による局所的な血流増加は、手技療法を適用した部位の皮膚および筋肉内の温度を上昇させるという報告もあるが (Drust et al., 2003; Monteiro Rodrigues et al., 2020; Portillo-Soto et al., 2014; Sefton et al., 2010)、本研究で明らかにしたい筋血流を直接的に評価したものではない。これらの血流計測手法は、本研究の目的である手技療法による筋血流計測には適していない。

手技療法の血流促進効果を定量的に評価する目的で施術前後の血流の変化を計測するためには、非侵襲的計測かつベッドサイドでの使用が可能であり、拘束性が低くなければならない。従来の血流計測法はこれらの必要条件を満たしておらず、このことが手技療法のエビデンスの構築が停滞する要因であったといえる。そこで、筋血流計測において、上記の条件を満たす新しい光計測技術である DCS に着目した。DCS は、人体に無害な近赤外光を用いて組織内の赤血球の動きによって生じる近赤外光の拡散状態の変化を検出 (図 1-3) するこ

とで、微小血管の血流に関する情報を非侵襲的に捉えることができる生体光計測手法である (Yu et al., 2005; Durduran et al., 2010).

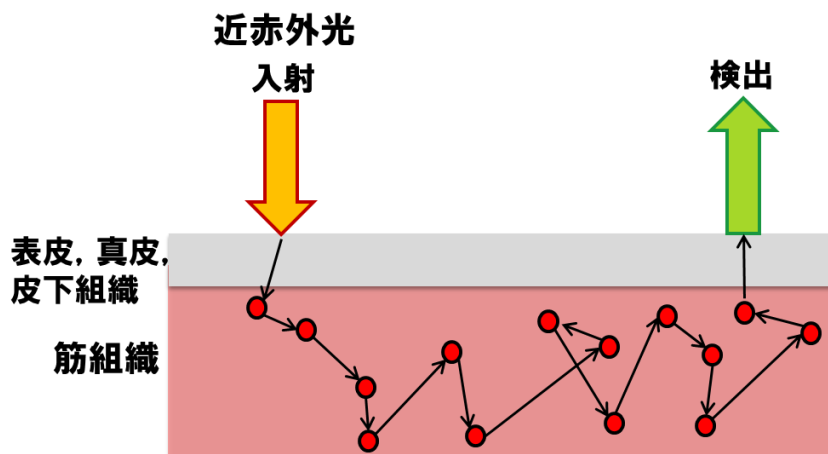


図 1-3 DCS の近赤外光が生体内を散乱しているイメージ図
赤色の円は赤血球を表す.

DCS は、入射した近赤外光が組織内を光の吸収と散乱をしながら進み、光の光子数を検出し、検出光強度の自己相関関数によって組織血流の速度を算出する。自己相関関数の計算式は、(1.4.1) の式を用いて算出される。

$$g_2(\tau) = \frac{\langle I(t) * I(t+\tau) \rangle}{\langle I(t) \rangle^2} \quad (1.4.1)$$

$g_2(\tau)$ は光強度の自己相関関数を光強度の大ききで正規化した光強度の自己相関関数、 $I(t)$ は時間 (t) に検出した散乱強度、 τ は遅れ時間 (時定数)、 $I(t + \tau)$ 時間 ($t + \tau$) に検出した散乱強度、 $\langle \rangle$ は $\langle \rangle$ 内の時間平均を表している。自己相関のイメージ図を図 1-4 に示す。血流速度が遅い場合は、光強度の変化がゆるやかになる為、 $g_2(\tau)$ が高い値を示す。逆に血流速度が速い場合は、光強度がランダムとなり、 $g_2(\tau)$ が急速に減衰する。つまり、 $g_2(\tau)$ は光が照射された範囲の組織内における血流速度が血流指標として算出される重要な関数である。

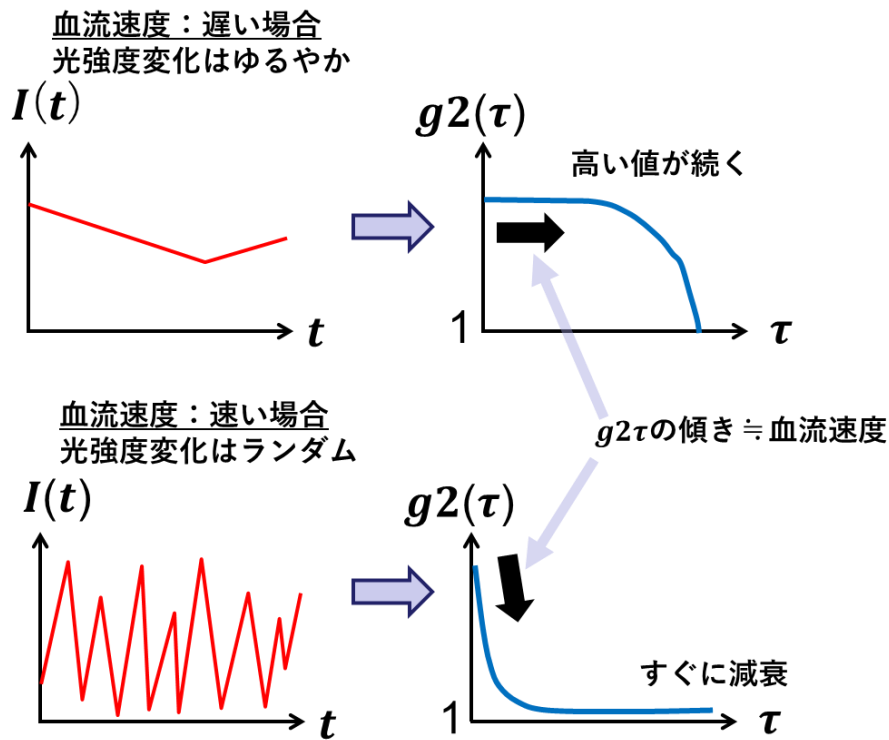


図 1-4 自己相関のイメージ図

DCS と、動脈スピララベル MRI (Yu et al., 2007; Carp et al., 2010) や蛍光マイクロスフェア法 (Zhou et al., 2009) といった他の確立した血流計測技術との間に検出される血流指標との十分な相関性が報告されている。そして、異なるプローブ間距離の DCS 計測と様々な生理的状態あるいは運動下での皮膚灌流計測を組み合わせたこれまでの研究により、皮膚組織や筋組織の血流変化を捉える DCS の能力が確認されている (Nakabayashi and Ono, 2017; Ichinose et al., 2018; Bartlett et al., 2021)。さらに、DCS は可搬性に優れベッドサイドでの使用が可能 (Yu et al., 2005) であり、比較的安価であるため、手技療法前後の血流計測に適している。以上により、DCS を用いて手技療法による血流変化を計測する研究の着想に至った。

1.5 本論文の構成

本論文は5章から構成され、各章についてその概要を以下にまとめる。

第1章「序論」

本章では、手技療法の概要と研究背景、疼痛感覚と脳活動との関係、手技療法による血流変化に関する研究の現状とDCSの応用について、2つの生体光計測技術を用いて手技療法の効果を客観的に評価し、臨床応用に向けたシステム構築への概要について述べている。

第2章「脳活動計測による手技療法の疼痛緩和効果の評価」

本章では、柔道整復師による手技療法の施術前後において、膝関節伸展位で股関節を屈曲し、下肢後部の筋を伸張させた際の前頭前野領域の脳活動の変化、股関節屈曲角度、および主観的疼痛感を計測し、主観的な疼痛評価と脳活動との関係性について述べている。主観的疼痛感が高値を示した際は、右前頭前野領域の活動が高く、主観的疼痛感が低値を示した際は右前頭前野領域の活動が低い結果を示した。また、日常経験することがない高いレベルでの主観的疼痛感の範囲を除いた主観的疼痛感と右前頭前野領域の脳活動に相関関係を認めた。そして、手技療法を施した前と後で、主観的疼痛感と脳活動が低下したことから、手技療法の効果を客観的に評価できることを示唆した。

第3章「拡散相関分光法を用いた手技療法による僧帽筋血流の評価」

本章では、手技療法に期待されている主な効果の1つである筋の血流促進についての有無に関し、肩こりの原因筋としてよく知られる僧帽筋に手技療法を行い、手技療法前後の僧帽筋の血流変化や全身循環の変化を計測し、手技療法による血流変化の検証について述べている。手技療法による血流の変化についてはこれまで一貫した研究結果が得られていなかったが、本研究においては、右僧帽筋に5分間の手技療法を行った結果、手技療法を施した条件の手技療法前後では被験者平均で約40%の筋血流が増加したことが示された。さらに、僧

帽筋の筋緊張があると判断された群では、手技療法前後で約 64%の血流増加を確認した。DCS を用いた筋血流計測により、今まで一貫した報告が無かった手技療法による筋血流の増加について、エビデンスを与える結果を得ることができた。

第 4 章「筋血流・脳血流計測による手技療法効果の客観的評価に関する検討」

本章では、第 2 章で開発した手技療法の疼痛緩和効果を脳活動から評価する手法と、第 3 章で開発した手技療法による筋の血流評価の方法を組み合わせ、手技療法の効果を中枢の疼痛反応と末梢の血流促進効果の両方から客観的に評価するシステムの構築を行った結果についてまとめた。第 2 章の股関節屈曲モデルを用いた NIRS 実験に加え、大腿部後面の筋血流を DCS で計測することで手技療法前後の疼痛関連脳活動と被験筋血流の変化を評価した。さらに本システムの臨床現場での活用を想定し、筋血流計測時間を大幅に短縮しても同等の精度で血流変化を確認できるか、全ての VAS 範囲に入る脳活動データを解析の対象としても主観的疼痛感と NIRS 信号との間に関係性が見られるのか、の 2 点について検討した。手技療法の前後で、右前頭前野領域の活動の減少と主観的疼痛感が減少した。さらに右前頭前野活動と主観的疼痛感が中等度の相関関係を呈したことから、主観的疼痛感を脳活動から捉えることができる可能性を示した。また、本章では、僧帽筋以外の大腿部後面の筋血流計測を検証した。5 分間の手技療法前後において大腿部後面の筋血流は平均約 50% 血流が増加した結果となった。さらに、計測時間を短縮した場合においても精度よく筋血流の変化を捉えることができた。脳活動計測から疼痛感を評価し、施術筋の筋血流の変化を評価することで、臨床現場のベッドサイドにおいて手技療法の効果を客観的に評価できることが示唆された。

第 5 章「結論」

本章では本研究で得られた検証結果を総括し、臨床現場のベッドサイドで行われる手技療法の効果を、脳活動ならびに筋血流速度という客観的な視点から評価する手段を開発した本研究の成果を述べている。

第2章

脳活動計測による 手技療法の疼痛緩和 効果の評価

第2章 脳活動計測による手技療法の疼痛緩和効果の評価

2.1 研究目的

柔道整復師による手技療法は、一般に外傷によって発生した骨折や脱臼、捻挫、肉ばなれなどの運動器の損傷の治療過程において自然治癒を促進させる目的として適用されている。そして、術者は、手技療法によって患部の疼痛が緩和しているか否かの患者自身の疼痛の評価を参考に、手技療法の手法の選択や手技療法の範囲、強さ、時間など、今後の治療方針を検討する。こうした理由から術者は患者の疼痛の変化を正確に取得する必要があるが、手技療法を施した後の患部の疼痛の評価は、現状では患者の主観的な評価に委ねられている。本章では、1.3 節に述べた疼痛と前頭極活動との関係性を用いて、脳活動計測による手技療法前後での客観的な疼痛評価の可能性について検証することを目的とした。急性疼痛発生モデルとして、背臥位の姿勢で下肢を上方に挙上し、大腿部の後部の筋を伸張させた際に伸張痛を発生させるモデルを考案した。そのモデルを用いて筋の伸張痛と手技療法によるその緩和を用い、主観的な疼痛評価と脳活動との関係性を調査した。

2.2 方法

2.2.1 被験者

腰部から下肢に怪我などの既往歴がない健常な被験者 27 名（男性 22 名、女性 5 名、平均年齢 23.6 ± 4.6 歳）に協力を得た。本研究は明治大学理工学部ヒトを対象とした実験研究に対する倫理審査委員会の承認（承認番号：理工安倫 16 第 527 号）を得ており、実験前には被験者にインフォームドコンセントを十分に行い、文書による承諾を得た者のみ被験者とした。

2.2.2 fNIRS による脳活動計測

本研究では、臨床現場での計測を目的としているため、ベッドサイドにおいて前頭前野領域の計測が可能な小型の fNIRS 装置 Hb13（株式会社アステム、川崎）（Ferrari and Quaresima, 2012）を選択した（図 2-1）。本装置は Bluetooth により PC と接続され、計測データを PC 上でリアルタイムに表示できる。また、1 つのプロープは 1 つの送光部と 2 対の受信部からなり、4

mm と 35 mm の 2 種類の異なるプローブ間隔にて血流動態の同時計測が可能である。これらはそれぞれ表皮から浅い部分の皮膚血流ならびに深い部分の脳血流の活動を反映すると仮定し解析を行った。2つの fNIRS プローブは、ゴムベルトを用いて被験者の左右前額部（脳波国際 10-20 法における Fp1, Fp2 近傍）に固定し、痛み刺激に対して生じる前頭極領域（ブロードマン脳領域における第 10 野）の活動を計測した（図 2-1）。被験者は装置の操作音や周辺の雑音などへの注意を防ぐために耳栓を装着したうえで、発語ならびに顔面部や前頭部の表情筋の随意的な収縮を禁止し、fNIRS データへのモーションアーチファクトを最小限に抑えるよう努めた上で計測を実施した。



図 2-1 fNIRS 装置とプローブ装着の外観

2.2.3 傾斜計による股関節の屈曲角度の計測

本研究では手技療法の前後で下肢を同角度まで挙上することで、股関節屈曲疼痛感の施術による変化を評価した。股関節の屈曲角度計測には、デュアラ-IQ インクリノメーター（株式会社日本メディックス製）を用いた。本装置はメイン機に対するサブ機の傾きで角度が計測される。メイン機は右股関節と同高位の右大腿骨大転子部の外側に設置し、サブ機は、股関節屈曲時に膝関節の屈曲を防止するために膝関節伸展固定板上に固定し、角度計測を一定にするためサブ機が右下腿遠位 1/3 部外側（右腓骨外果部の中枢側）に位

置するよう設置した（図 2-2）．股関節屈曲時に膝関節が屈曲しないように両側の下肢後方に膝関節伸展固定板を置き大腿部と下腿部をベルトで固定し，膝関節を伸展位固定とした．また，股関節を屈曲させない左下肢はベッドに固定した．



図 2-2 傾斜計の設置と膝関節伸展位固定の外観

2.2.4 主観的疼痛感の評価

被験者の股関節屈曲時の主観的疼痛感を計測するために VAS スケールを用いた（図 2-3）．被験者に提示する VAS スケールの表面には，左側に笑顔の表情（痛くない）と右側に泣いている表情（耐えられない痛みがある）が描かれている．一方，裏面には，100 mm の直定規の表記があり，表面を見ながらツマミの位置を決定してもらい，裏面の数値（mm）を VAS 値として記録する．下肢後部の筋群の伸張時に全く痛みを全く感じなかった場合は最小値 0 mm，耐えられない程度の痛みを感じた場合を最大 100 mm とした．被験者は，実験終了後に VAS スケールのツマミを操作して VAS 値（mm）を申告した．

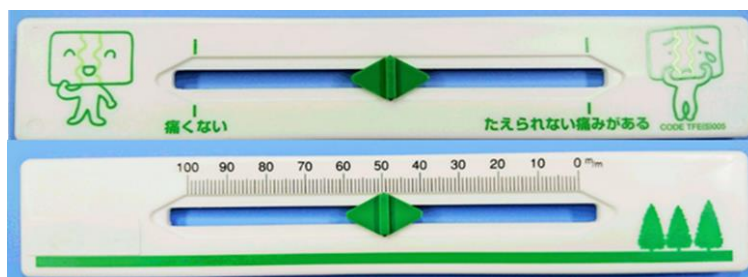


図 2-3 VAS スケールの表面と裏面

2.2.5 実験手順

本研究の実験手順を図 2-4 に示す。膝関節を伸展位で股関節を最大に屈曲した際には、主に大腿部後面に存在する筋群である大腿二頭筋や半腱様筋、半膜様筋などの筋群が伸張される。そして、この動作で伸張の強度が強い場合には、大腿部後部を中心に伸張痛が出現する。



図 2-4 実験手順の概要

本研究では、この股関節を屈曲した際に出現する筋の伸張痛が、5分間の手技療法によって改善すると仮定した実験系を作成した。被験者はあらかじめ股関節の最大屈曲角度まで下肢の挙上を行う (Pre)。続いて手技療法によって筋の柔軟性を向上させると、施術前と同角度の股関節屈曲を行ってもその疼痛感が減少し、さらに股関節の最大屈曲角度が増加するという仮説をたてた。これらをそれぞれ手技療法後の同角度の股関節屈曲 (Post1)、最大屈曲角度までの2回目の股関節屈曲 (Post2) とした。

この一連の実験動作の間、前頭極の活動を fNIRS により連続的に計測した。実験開始前に被験者の頭部に fNIRS プローブを装着し、ベッド上で背臥位安静とした。実験開始前に Oxy-Hb 濃度、Deoxy-Hb 濃度の変化をサンプリングレート 2 Hz で計測し、定常状態に達したことを確認し計測を行った。

被験者は、手技療法を行う手技療法条件 ($n = 21$) と手技療法を行わずにベッド上で安静とする安静条件 ($n = 16$) の2群に分けた。以下に実験動作を詳細に説明する。

2.2.5.1 手技療法前 (Pre) における計測

背臥位にて被験者が両足をベッドに置いた状態から、「下肢の筋の伸張による痛みが最大である」と感じるまで右股関節を約 7.5 度/s の速度で屈曲し (図 2-5), 股関節屈曲角度と VAS 値を計測した. 被験者が筋の伸張痛が最大であるとの意思表示をするサインは, 右手指 2~5 指の指伸展動作とした. 最大屈曲角に至った後はゆっくりと右足をベッド上に戻し, fNIRS 波形が安定するまで待った.



図 2-5 大腿部後部の筋を伸張するための股関節屈曲動作の様子

2.2.5.2 柔道整復師による手技療法

Pre 終了後, 被験者を背臥位から腹臥位に体位変換し, 柔道整復手技療法のうち, 柔道整復学・理論編 (公益社団法人全国柔道整復学校協会, 2018) に基づき軽擦法 (開始と終了 30 秒ずつ合計 1 分間), 揉捏法 (2 分間), 圧迫法 (2 分間) を実施し, 手技療法の範囲は右殿部~右大腿部後面~右下腿部後面とした. 軽擦法とは術者の手掌を体表に密着させ, 末梢から中枢に向かって平らに撫で擦する手法であり, 揉捏法とは母指と四指の掌面および手掌との間に筋をつかみ, 圧搾する動作を繰り返す手法で, 圧迫法とは指頭部や手根部を用いて

数秒間の持続圧や静止圧を与える手法で指圧法とも呼ばれている。手技療法の強さは、被験者が痛みを感じない程度とし、術者が手技療法の強度を口頭で確認しながら行った。従って、被験者は、手技療法中においてリラックスした状態とした。一方、安静条件では、手技療法時間中は腹臥位で何もしないで安静とした。

2.2.5.3 手技療法後 (Post1) の計測

手技療法終了後、被験者を腹臥位から背臥位に体位変換し、Pre で計測した同角度の股関節屈曲角度まで右股関節を屈曲し VAS 値を計測した。Pre と同角度までの屈曲角に至った後はゆっくりと右足をベッド上に戻し、fNIRS 波形が安定するまで待った。

2.2.5.4 手技療法後 (Post2) の計測

Post1 の終了後、Pre と同様に被験者が「下肢の筋の伸張による痛みが最大である」と感じるまで股関節を屈曲し、その際の VAS 値、股関節屈曲角度を計測した。最大の股関節屈曲角度に至った後はゆっくりと右足をベッド上へ戻し、fNIRS 波形が安定するまで待った。

2.3 データ解析

Oxy-Hb, Deoxy-Hb 濃度のデータは、7 点の移動平均を 3 回適用し、股関節屈曲開始前 10 秒間のうち前 5 秒間を Baseline として、股関節屈曲開始後 30 秒間のデータを Baseline 時間の標準偏差で正規化した。本研究で用いた fNIRS 装置 Hb13 は空間分解法による Oxy-Hb, Deoxy-Hb 濃度の計測であり、計測値は相対濃度を示す（鈴木, 2012）ため、Hb 濃度変化の相対的变化量を比較検討できるデータとして換算し、被験者間のヘモグロビン濃度の相対変化量を解析した。股関節屈曲前後で 120 倍以上の Oxy-Hb 濃度の増大が見られた手技療法条件 4 例、安静条件 1 例のデータは、皮膚血流の変化によるアーチファクトの影響が強く認められるデータとして解析から除外した。

Oxy-Hb, Deoxy-Hb 濃度変化量から求められた股関節屈曲開始後 30 秒間における最大値、平均値、Baseline からの積分値 (Area under the curve: AUC) の

3つの指標を算出し、統計解析の対象とした (Ono et al., 2016). 被験者の股関節屈曲時の fNIRS 指標, VAS 値, 股関節屈曲角度のデータは, 正規分布に従っていなかったため, ノンパラメトリック検定により比較した. 同一条件間の比較を行う対応ある群間には Wilcoxon signed-rank 検定, 異なる条件間の比較を行う対応のない群間には Mann-Whitney の U 検定を行って, Bonferroni 補正付きの多重比較を行い, 危険率 5% ($p < 0.05$) 水準で有意差を判定した. また, Oxy-Hb 濃度の最大値と VAS 値の相関性について Spearman の順位相関係数を算出して検討した.

2.4 結果

主観的疼痛感を示す VAS 値の手技療法条件と安静条件の Pre, Post1, Post2 の結果を図 2-6(a) に示す. Pre において, 筋の伸張による痛みが最大であると感じた際の股関節屈曲において手技療法条件と安静条件の VAS 値が高値を示し, そして, Post1 において手技療法前の Pre と同等の屈曲角度まで股関節を屈曲させた際には, 手技療法条件において VAS 値が低値を示し, Pre と比較し有意な減少がみられた. 一方, 手技療法を行わない安静条件の Post1 では, Pre との変化がみられず, Post1 での群間比較では VAS 値の有意な差を認めず. そして, Pre と同様に筋の伸張による痛みが最大であると感じるまで股関節を屈曲した Post2 では, 手技療法条件と安静条件ともに VAS 値が高値を示した.

手技療法条件と安静条件の股関節屈曲角度の Pre, Post1, Post2 の変化を図 2-6(b) に示す. 手技療法前の最大屈曲角度 Pre (Post1 も同様) に対し, 手技療法条件のみ Post2 において検定の結果, 有意な屈曲角度の増加がみられた. 安静条件では, 股関節の屈曲角度に変化は見られなかった. 図 2-6(a) と図 2-6(b) の結果を合わせると, 手技療法条件では手技療法により股関節の屈曲可動域が増大したため, Post1 において手技療法前の最大角度まで股関節を屈曲した場合でも疼痛感覚が少なくなり, Post2 における屈曲角度が増大した. 一方, 安静条件の Post1 では, 手技療法を行わないため主観的疼痛感である VAS 値の減少が無いために股関節の屈曲角度が Pre から Post2 にかけて変化を認めなかった.

以上の結果は, 手技療法を施すことにより股関節の可動域が増大し, それに伴い Post1 における股関節屈曲時の疼痛感が減少したことを示している.

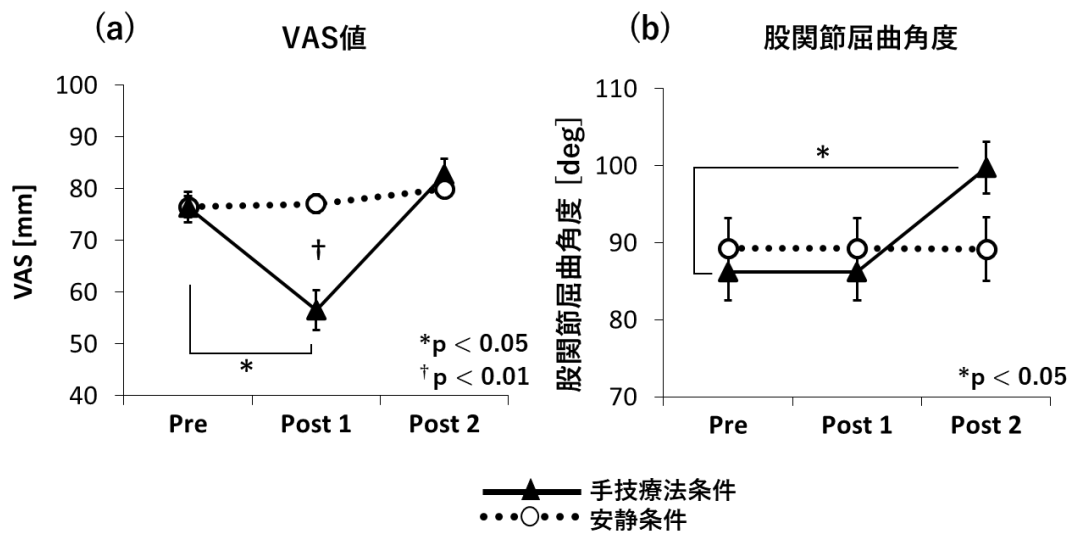


図 2-6 手技療法条件と安静条件の VAS 値と股関節屈曲角度の Pre, Post1, Post2 の変化

(a) は Pre, Post1, Post2 の VAS 値を示す. (b) は Pre, Post1, Post2 の股関節屈曲角度を示す. (松田 他, 2017) から一部改変.

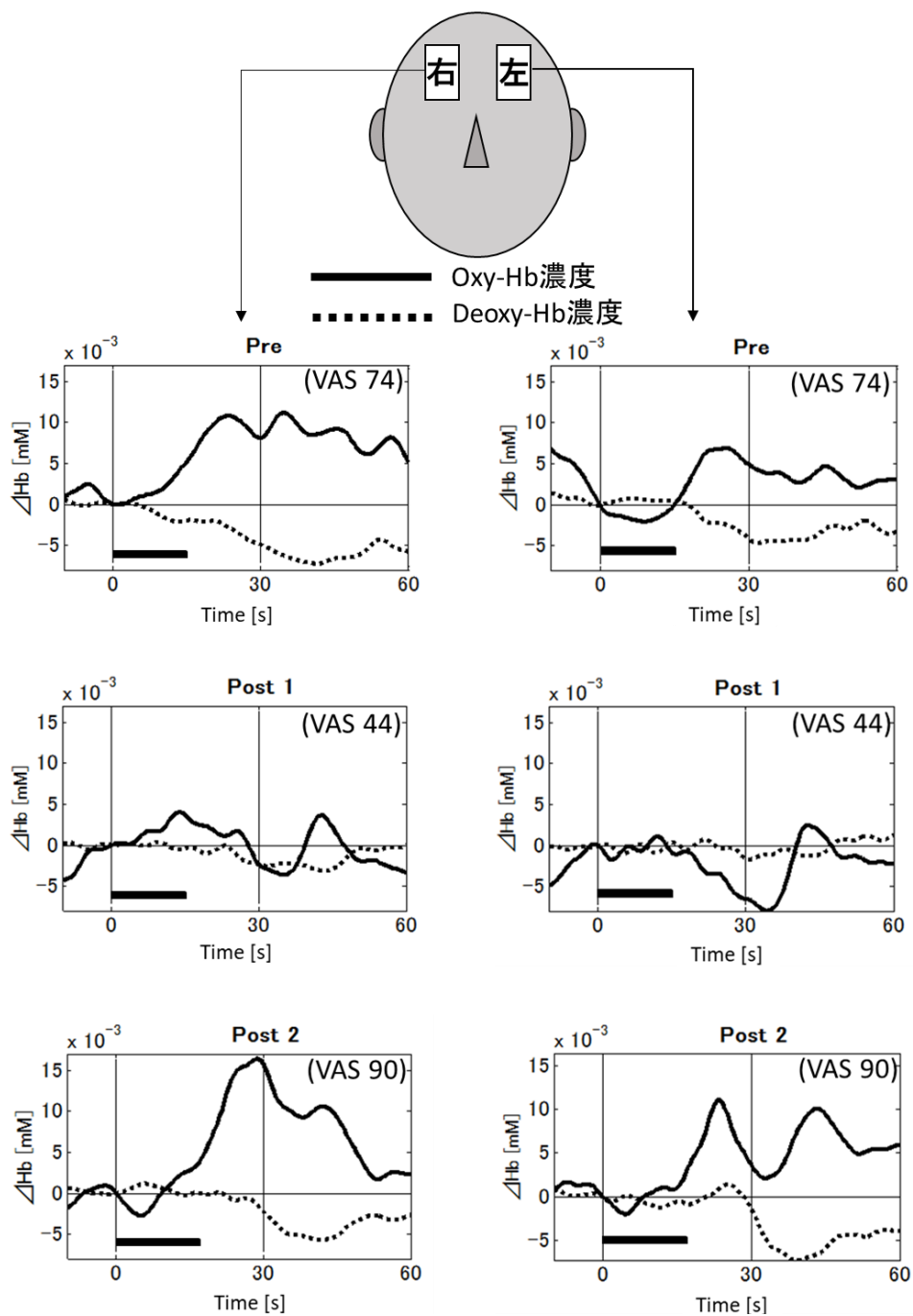


図 2-7 手技療法条件の左右前頭前野における正規化 Oxy-Hb 濃度と Deoxy-Hb 濃度の推移の一例

左列のグラフは右前頭前野，右列のグラフは左前頭前野の Pre, Post1, Post2 の Oxy-Hb 濃度，Deoxy-Hb 濃度の推移を示す．それぞれのグラフ内に VAS 値を表している．黒太線は股関節屈曲開始と終了を示す．（松田 他, 2017）から一部改変．

手技療法条件の左右前頭前野における正規化 Oxy-Hb 濃度、Deoxy-Hb 濃度の推移の一例を図 2-7 に示す。実験開始の最初の股関節屈曲の Pre では、股関節屈曲開始から筋の伸張による痛みが最大であるとサインを出した最大屈曲角に至ってから Oxy-Hb 濃度の増加と Deoxy-Hb 濃度の減少がみられ、Oxy-Hb 濃度はさらに増加し数秒の遅れを伴って最大値に達した。その際の主観的な疼痛感覚である VAS 値が高値を示した。続いて手技療法後の Post1 においては、Pre と同角度まで股関節を屈曲した際は、Pre の様な Oxy-Hb 濃度の増加と Deoxy-Hb 濃度の減少する大きな変化を認めず、VAS 値が低値を示した。さらに、筋の伸張による痛みが最大である角度まで股関節を屈曲する Post2 では、Pre と同じような Oxy-Hb 濃度の増加と Deoxy-Hb 濃度の減少する大きな変化と VAS 値が高値を示していた。これは、VAS 値が小さい場合には Oxy-Hb 濃度と Deoxy-Hb 濃度の変化が小さく、逆に、VAS 値が大きい場合には Oxy-Hb 濃度と Deoxy-Hb 濃度の変化が大きく疼痛感覚の発生に伴って前頭前野に特徴的な反応による変化が表れたことを表している。被験者によって最大屈曲角に到達するまでの時間が異なるため被験者全員の平均波形は算出しなかったが、疼痛感覚の増大に伴って Oxy-Hb 濃度の増大と Deoxy-Hb 濃度の減少が生じる傾向は被験者全員に共通して認められた。

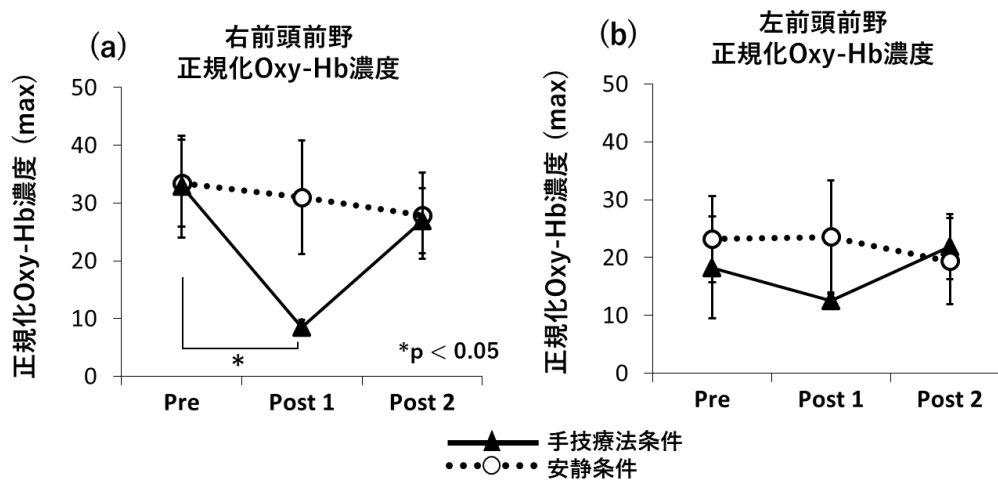


図 2-8 手技療法条件と安静条件の左右前頭前野正規化 Oxy-Hb 濃度の Pre, Post1, Post2 の変化
(松田 他, 2017) から一部改変.

手技療法条件と安静条件の股関節屈曲開始後 30 秒間の左右前頭前野の正規化 Oxy-Hb 濃度の最大値の Pre と Post1 と Post2 のそれぞれの変化を図 2-8 に示す。右前頭前野の Oxy-Hb 濃度の変化を示した図 2-8(a) の手技療法前の Pre では、筋の伸張による痛みが最大であると感じた際の股関節屈曲において手技療法条件と安静条件の Oxy-Hb 濃度の増加が共に大きかった。そして、手技療法後の Post1 において手技療法前の Pre と同等の屈曲角度まで股関節を屈曲させた際には、手技療法条件において Oxy-Hb 濃度の最大値の有意な減少がみられた。さらに、AUC, 平均値についても同様に右前頭前野において有意な減少を認めた。また、左前頭前野においては、右前頭前野と同様な傾向を認めたものの施術間での有意差は認めなかった (図 2-8(b))。一方、Deoxy-Hb 濃度の変化については、どの指標においても有意差は認められなかった。

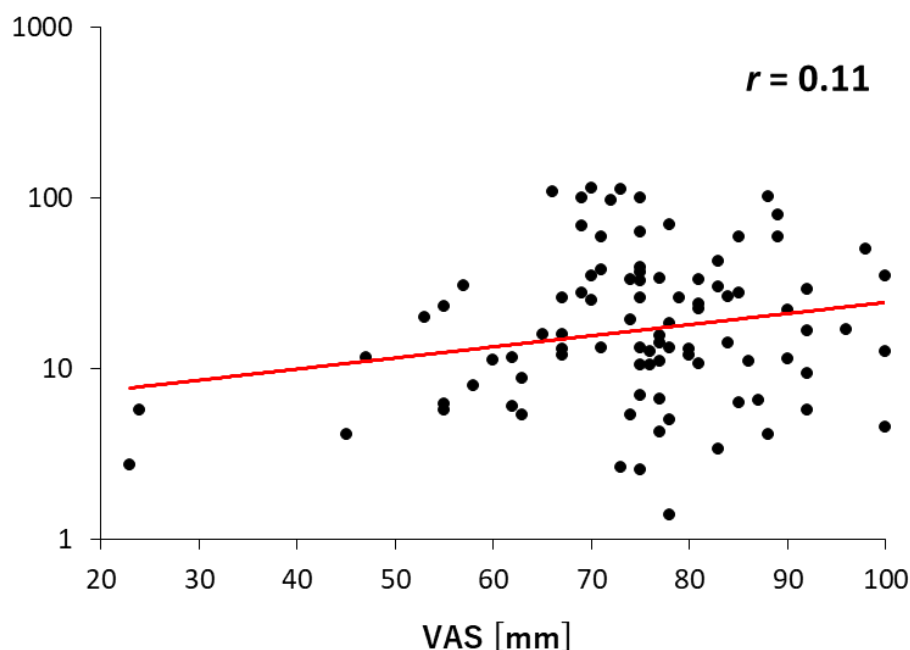


図 2-9 正規化 Oxy-Hb 濃度変化最大値と VAS 値の散布図と相関解析
(松田 他, 2017) から一部改変.

Oxy-Hb 濃度変化最大値と VAS 値の全データの散布図と相関解析の結果を図 2-9 に示した. 全データの Oxy-Hb 濃度変化最大値と VAS 値では有意な相関関係は得られなかった (Spearman の順位相関係数 $r = 0.11$, 信頼区間 $CI = [-0.100 \ 0.309]$). しかし, 一般的な臨床で経験される「痛み無し」から「強い痛み」までに相当する VAS 値が 0 mm から 75 mm 未満の範囲 (平川, 2011) においては, Oxy-Hb 濃度変化最大値と VAS 値を対数化した Oxy-Hb 濃度変化最大値は有意な相関関係を示した (図 2-10(a): $r = 0.48$, 信頼区間 $CI = [0.124 \ 0.754]$). また, VAS 値が 0 から 75 mm 未満の範囲よりも主観的疼痛感が高い VAS 値の範囲 (≥ 75 mm) では, Oxy-Hb 濃度変化最大値と VAS 値の関係はほぼ無相関となった (図 2-10(b): $r = 0.013$, 信頼区間 $CI = [-0.262 \ 0.305]$).

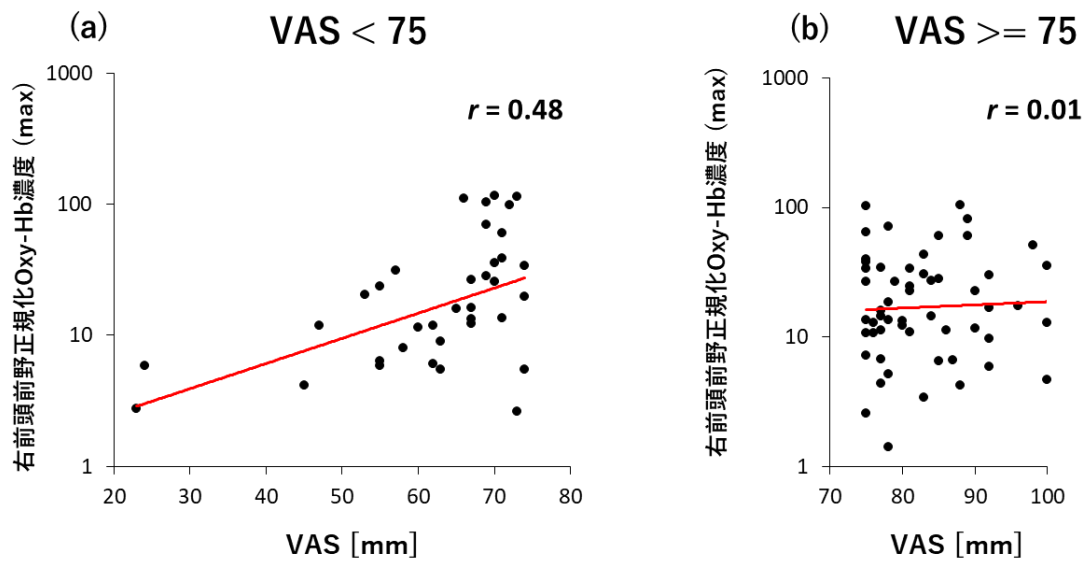


図 2-10 正規化 Oxy-Hb 濃度変化最大値と VAS 値 (< 75 mm, \geq 75 mm) の散布図と相関解析
 (松田 他, 2017) から一部改変.

2.5 考察

本研究では、柔道整復師による手技療法の施術前後において、膝関節伸展位で股関節を屈曲し、下肢後部の筋伸張時の前頭前野領域の Oxy-Hb 濃度、Deoxy-Hb 濃度の変化、股関節屈曲角度、および VAS 値を計測し、主観的な疼痛評価と脳活動との関係性を調査した。

手技療法前の Pre と手技療法後の Post2 では、被験者が「下肢の筋の伸張による痛みが最大である」と感じるまで股関節を屈曲し、下肢後部の筋群を伸張させた。この際に被験者自身が「筋が伸ばされて痛い」と認知したため、VAS 値が高値を示し、同時にその認知が前頭前野領域の活動を増加させ Oxy-Hb 濃度の変化が上昇したと考えられた。手技療法後 Post1 では、被験者に Pre と同等の股関節屈曲角度まで股関節を屈曲した。この際、手技療法条件では Pre に比べ被験者自身が「筋が伸ばされて痛い」という疼痛感の認知の程度が減少していたため、VAS 値が低値を示し、同時に前頭前野領域の活動が低くなったと推測される。

脳の前頭前野領域が痛み刺激に活動し、特にブロードマン脳領域における前頭極の第 10 野の活動が関与しているとの報告 (Hudson, 2000) から、本研究においても股関節を屈曲し筋伸張による疼痛感覚を前頭前野領域で捉えられたことを意味している。

Oxy-Hb 濃度変化の最大値と主観的疼痛感を示す VAS 値のデータの関係性については、0 mm から 75 mm 未満の VAS 値の範囲において有意な相関関係がみられたが、これより高い 75 mm 以上の VAS 値の範囲では相関関係が認められなかった。本実験で得られた 75 mm 以上の VAS 値は、日常ではありえない痛みの状況下であると考えられる。こうした強い痛みは迷走神経反射により血圧や心拍数の低下を引き起こして脳血流量を低下させ (医療情報科学研究所, 2011)、このことが疼痛感覚による Oxy-Hb 濃度変化の増加と拮抗して天井効果を引き起こしたことにより、75 mm 以上の VAS 値の範囲では相関関係が認められなかったと考えている。一方で 0 mm から 75 mm 未満の VAS 値の範囲について、VAS 値と Oxy-Hb 濃度とが相関関係にあったという今回の結果は、fNIRS による疼痛感の評価が臨床応用に適用可能であることを示唆している。なぜなら、通常、柔道整復師にかかる患者は、怪我をして通常の会話が成立しない程度の耐えられない痛み (75 mm 以上の VAS 値の範囲) を訴えて来院す

るケースは少なく、術者と患者の中で通常の会話ができ、徒手検査法による疼痛誘発テストや触診による圧痛など確認することができるケースが多いからである。従って、通常の柔道整復師による施術の中で、術者が患者に対して 75 mm 以上の VAS 値の範囲の痛みを誘発させることはまず考えられないため、本研究の結果の通り、0 mm から 75 mm 未満の VAS 値の範囲において有意な相関関係を認めたことは、脳活動から患者の客観的な疼痛評価方法に大きな成果を得ることができたと考えている。

一方、股関節の屈曲角度の変化においては、手技療法を行った手技療法条件のみに股関節屈曲角度の明らかな増加がみられ、安静条件では変化を認めなかった。この結果は、5 分間の手技療法により下肢後部の筋群の柔軟性が向上し、股関節の屈曲角度が増加したと考えられ、脳活動と股関節の屈曲角度をあわせて計測することで手技療法の効果を客観的に評価できると考えられる。

本研究で用いた fNIRS 装置は臨床現場において、プローブを装着した状態での施術が可能である。臨床現場で fNIRS を用い、患者の疼痛感を客観的に評価することで、術者は患者に対し様々な施術方法の中から症状に合った施術を選択し提供することが容易になると考えられる。また、本研究では股関節の屈曲関節可動域を計測したが、関節可動域計測以外に、筋の硬度計測や施術部位の血流計測なども併せて実験を行い、さらに客観的な評価方法へと発展させることが今後の検討課題である。

本研究では、右前頭前野領域の Pre と Post1 での Oxy-Hb 濃度の変化のデータの解析結果において、最大値、AUC、平均値共に有意差を認めた。この 3 つの指標が臨床応用に有用な指標となると考えられる。例えば、Oxy-Hb 濃度の最大値は fNIRS の計測中の波形表示画面から視覚的に確認しやすい。また、AUC や平均値においては、一定の計算処理が必要ではあるが、解析システムの構築により脳活動を捉えることができる。

痛み刺激による右前頭前野領域の脳活動の増加に関しては、Positron emission tomography (PET) による痛みの研究 (Lorenz et al., 2003) においても本研究と同様に右前頭前野領域の活動が有意に増大するという結果が得られている。痛みの情動反応を伴う脳活動は、前頭前野領域の右側に優位な活動が生じる可能性が示唆された。

fNIRS の計測ではプローブを頭皮上に装着し、その頭皮上から光の送受を行う都合上、痛み刺激に対する表情筋の収縮や全身血圧の上昇による皮膚血流由来のアーチファクトの混入は避けられない。本研究で用いた fNIRS は皮膚血流

を短いプローブ間隔のチャンネルで同時計測しているため、今後これらの皮膚血流チャンネルの時間変化情報を活用することで、fNIRS 信号に含まれる皮膚血流信号を分離する手法（鈴木 他, 2015）についても検討を重ねていきたい。

以上より、小型で簡便な fNIRS 装置による前頭前野活動の計測と、VAS 値および股関節の関節可動域計測との比較を行った本研究の結果は、前頭前野領域の脳活動の変化から疼痛感を可視化し、手技療法の効果を客観的に示せることを示唆した。この結果をもとに、手技療法を行った筋の血流がどのように変化したのか、術者と患者がさらに手技療法の効果を客観的に確認できれば、医療分野全体において患者の疼痛感を捉え、手技療法の施術の効果を評価できるツールとしての活用への一歩となると考えている。

第3章

拡散相関分光法を用いた 手技療法による僧帽筋 血流の評価

第3章 拡散相関分光法を用いた手技療法による僧帽筋血流の評価

3.1 研究目的

筋肉を揉む、叩く、押すなどの手技療法は、その効果の1つとして血流が促進するものであると一般的に認識され、柔道整復師の教本にも、手技療法による効果として、血流が促進すると記載されている（全国柔道整復学校協会，2018）。しかし、手技療法に期待されている主な効果の1つである筋の血流の促進の有無に関することは、第1章3節で示した通り、現在まで一貫した知見がみられていない。その理由としては、今まで生体深部の筋組織血流をベッドサイドで精度良く計測する手法がなかったことが理由である。本章では、人体に無害な近赤外光を使用して血流速度を計測できるDCSによって、肩こりの原因筋としてよく知られる僧帽筋に手技療法を行い、手技療法前後の僧帽筋の血流変化や全身循環の変化を計測し、手技療法による血流促進効果を検証することを目的とした。

3.2 方法

3.2.1 被験者

実験時に頸部や肩部に障害が無い健常者30名（男性13名，女性17名，平均年齢 29.5 ± 10.4 歳（19～55歳））に協力を得た。本研究は明治大学理工学部の人を対象とした実験研究に対する倫理審査委員会の承認（承認番号：理工安倫19第538号）を得ており、実験前には被験者にインフォームドコンセントを十分に行い、文書による承諾を得た者のみ被験者とした。

3.2.2 DCSによる筋血流計測

本研究で用いたDCSシステムは、785 nmの近赤外光レーザー装置とシングルフォトンカウンタ装置、データ収録器、PCから構成される（図3-1）。

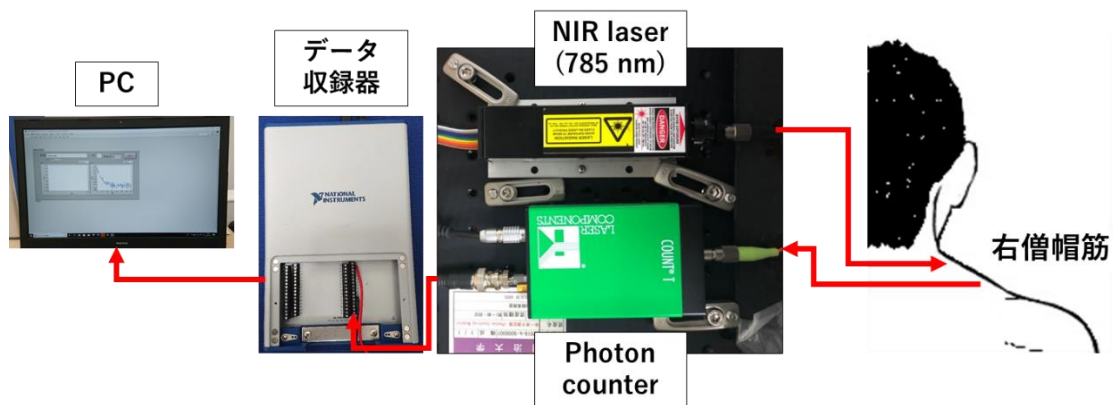


図 3-1 DCS 装置のシステム構成

DCS の光プローブは、5 mm 厚のゴム板を使用し体表の凹凸面に適合する素材を選定した。さらに、屈曲力に弱い光ファイバーケーブルの損傷を防止するため、光ファイバーケーブルをプラスチック筒の中に通し、2 枚のゴム板と組み合わせケーブルの保護と体表面に対して垂直に近赤外光を入射・受光できるようプローブを作製した (Nakabayashi and Ono, 2017; Ichinose et al., 2018; Nakabayashi et al., 2018; Ono et al., 2018, Ichinose et al., 2019, 2021) (図 3-2(a))。第 7 頸椎棘突起と右肩甲骨肩峰を結ぶ線の中央部の右僧帽筋上線維の皮膚上に医療用伸縮性粘着テープで装着した (図 3-2(b))。そして、手技療法は光プローブを装着した状態で行い、僧帽筋部の局所血流を計測した。

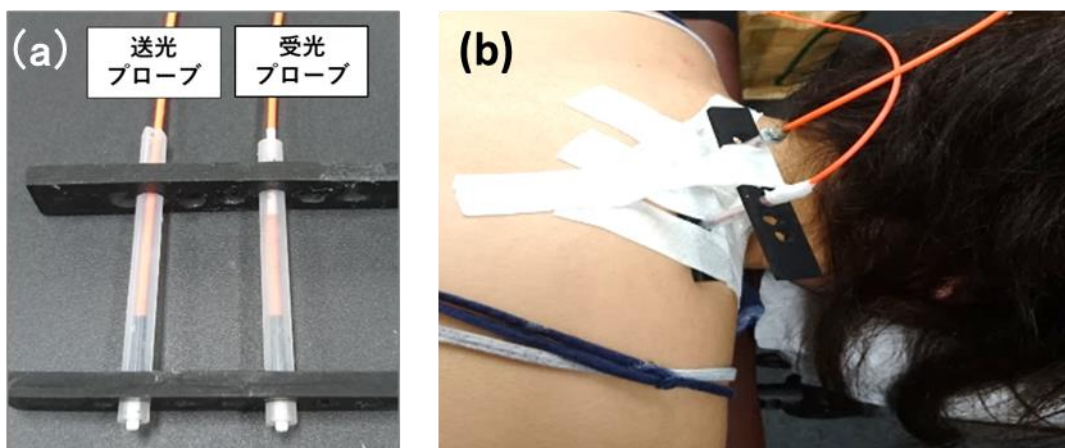


図 3-2 作製した光プローブと光プローブを装着した外観

DCS システム (Boas et al., 1995; Durduran et al., 2010; Nakabayashi and Ono, 2017; Ono et al., 2018) は、長コヒーレントレーザー光 (DL785-100-SO, CrystaLaser, NV, United States) とシングルフォトンカウンタ装置 (COUNT-100FC, LASER COMPONENTS, Germany) から構成されている。近赤外光を送光するマルチモード光プローブ (FT400EMT, Thorlabs Japan Inc., Japan) から光を入射し、戻ってくる散乱光は、シングルモード光プローブ (S630-HP, Thorlabs Japan Inc., Japan) を介してフォトンカウンタで光子数を計測する (図 3-1, 図 3-2(a))。皮膚表面からの DCS による計測の深度は、2つのプローブ間距離の $1/2 \sim 1/3$ とされる (Patterson et al., 1995; Yu et al., 2005)。本研究では、成人の皮膚表面から僧帽筋層までの距離が 4.9~6.5 mm と報告されているため (Flodgren et al., 2006; Sandberg et al., 2007)、プローブ間距離を 30 mm とし、皮膚表面から約 15 mm 程度の深度までを計測できる設定とした。これにより、計測部の僧帽筋の筋血流の変化を確実に反映することが可能である。フォトンカウンタで検出された光子数のデータは PC に送信され、拡散光強度の時間関数として記録される。そして、LabVIEW ソフトウェア (National Instruments 製) と MATLAB ソフトウェア (MathWorks 製) により光強度の時間変化情報 (自己相関関数) (Dong et al., 2012) を用いて、光が照射された範囲の組織内における血流速度が血流指標 (Blood flow index: BFI) として算出された。本実験では、BFI をサンプリングレート 1 Hz で出力し、外来光による計測への影響を防ぐため暗室で行った。

3.2.3 血圧および心電図計測

手技療法前後における全身循環応答ならびに自律神経応答を筋血流とともに評価する目的で、動脈血圧と心電図を同時計測した。血圧計測は、自動血圧計 (Tango M2 Stress Test Monitor, Sun Tech Medical Inc., NC, United States) を使用した。空気圧式カフは、左上腕部に装着し、1 分間ごとに血圧を計測した。心電計測は、生体アンプ (g.USBamp, g.tec medical engineering GmbH, Austria) を使用し、心電図第 II 誘導 (lead II) に準拠して右手関節部と左足関節部にアクティブ電極、左手関節部に参照電極、右足関節部に接地電極を取り付け、サンプリングレート 1200 Hz で行った。

3.2.4 実験手順

全ての被験者は、手技療法による僧帽筋部の局所血流や他の生理学的変化に及ぼす影響を防ぐため、手技療法期間中に手技療法を受けないで安静とする安静条件の計測を先に行った後、手技療法を受ける手技療法条件の計測を行った。実験の進行は、手技療法前の安静を 120 秒 (Pre)、手技療法を 300 秒、さらに手技療法後の安静を 300 秒 (Post) として実施した (図 3-3)。手技療法は、DCS プローブとプローブホルダーを装着したままでも筋に刺激を与えることを可能にするため、術者の親指と他の 4 指の指腹部を使って僧帽筋を挟み、1 サイクル 2 秒程度で軽く揉む手法の揉捏法を選択した。

本実験において手技療法の対象とする僧帽筋の筋緊張の有無により、被験者をさらに 2 群に分割した。筋緊張筋が硬くこわばっている状態、いわゆる筋緊張部位は、経験豊富な術者による触診により高い信頼性を持って特定することができる (Sciotti et al., 2001; Barbero et al., 2012)。それを踏まえ、本実験でも実験開始前に臨床経験が 20 年以上ある柔道整復師が被験者の右僧帽筋部の筋緊張の有無を触診によって評価した。そして、筋緊張有無の判定とグループ分けについては、被験者が実験当日に頸部や肩部の筋緊張を訴え、加えて術者の触診で右僧帽筋に筋緊張を触知した場合は、筋緊張を認める被験者として判断し、筋緊張を認める群 (muscle stiffness positive group: ST(+)) に振り分けた。一方、被験者が右僧帽筋以外の部位に筋緊張を自覚すると訴えた場合でも、計測部位である右僧帽筋に筋緊張を認めなかった場合は、筋緊張を認めない被験者として判断し、筋緊張を認めない群 (muscle stiffness negative group: ST(-)) に振り分けた。筋緊張を認める ST(+)群は、12 名 (女性 12 名, 20~55 歳, 平均年齢 32.6 ± 12.1 歳), 筋緊張を認めない ST(-)群は、18 名 (男性 13 名, 女性 5 名; 19~47 歳; 平均年齢 27.4 ± 8.5 歳) であった。



図 3-3 実験プロトコル

(Matsuda et al., 2022) から一部改変.

3.3 データ解析

各被験者の手技療法の前後における BFI, 収縮期動脈圧 (systolic arterial pressure: SAP), 平均動脈圧 (mean arterial pressure: MAP), 拡張期動脈圧 (diastolic arterial pressure: DAP), 心拍数 (heart rate: HR), 血管コンダクタンス指標 (vascular conductance index: VCI: BFI/MAP) の平均値を求め, 条件間の比較対象とした. 手技療法期間中のデータは, 手技療法によるモーションアーチファクトが存在するため, 解析から除外した. また, 手技療法直後の 60 秒間では BFI が一過性的変化を示したため解析から除外し, BFI が一定の値に収束した手技療法終了後 60 秒以降から計測終了までの時間を解析の対象とした. また, 手技療法前の安静期間の BFI の平均値で正規化し, 各条件下での相対的な血流変化を求めた.

一方, 心電図から得られる心拍変動 (heart rate variability: HRV) データを用いて自律神経活動を評価した. 1 拍ごとの RR 間隔データを検出し, 60 Hz でリサンプリングし, Morlet ウェーブレットを用いて時間周波数解析を行った. 副交感神経活動を示す高周波成分 (High Frequency: HF, 0.15-0.4 Hz) と交感神経と副交感神経の活動を示す低周波成分 (Low Frequency: LF, 0.04-0.15 Hz) のスペクトルパワーを決定した. HF と LF/HF をそれぞれ副交感神経と交感神経活動の指標として用いた (Aluwi et al., 2016; Laborde et al., 2017; Task Force of the European Society of Cardiology, and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996). 計測した ST(-)群の被験者 1 名の心電図データに多量のノイズが含まれていたため, HRV 解析から除外した. さらに, 筋緊張の有無による手技療法による血流変化や全身循環の変化を検討するため, 手技療法条件における BFI, MAP, VCI を ST(+)群と ST(-)群で比較検討した. さらに, 手技療法前後の安静時 BFI の変化量 (Δ BFI: [Pre の平均 BFI] - [Post の平均 BFI]) を算出した. もし, ST(+)群の被験者の方が ST(-)群の被験者よりも手技療法後の血流変化量(Δ BFI)が増加した場合は, 局所血流が促進した理由は, 手技療法の効果であると想定できることになる. また, Pre の平均 BFI (Baseline BFI) と Δ BFI 値を ST(+)群と ST(-)群で比較し, 両指標の相関関係を検討した. 僧帽筋部の Baseline BFI の比較について, ST(+)群の被験者が ST(-)群の被験者より元々の数値が低かった場合は, 筋緊張により僧帽筋の血流が低下していることを示す可能性がある. また, 触診の結果 ST(+)群が女性

のみとなったことから、手技療法前後の BFI の変化、Baseline BFI、および Δ BFI 値について女性被験者のみに限定して 2 群間の比較を行い (ST(+))群: n = 12, ST(-))群: n = 5), 被験者の性差を制限した場合の手技療法の効果についても調査した。

検定は、手技療法条件と安静条件、ST(+))群と ST(-))群の比較を行った。データは正規分布に従っていなかったためノンパラメトリック検定を適用し、条件間あるいは群間の Pre-Post 間の比較は対応がある検定の Wilcoxon signed-rank 検定を適用した。さらに、条件間や群間の比較は、対応がない検定の Mann-Whitney U 検定を適用した。さらに、必要に応じて多重比較のため Bonferroni 補正を適用し、各群の Baseline BFI と Δ BFI との関係を検定するために Spearman の順位相関係数を算出した。統計的な有意水準は、危険率 5% ($p < 0.05$) 水準で有意差を判定した。

3.4 結果

手技療法条件と安静条件の BFI、正規化 BFI、血圧、HR、自律神経活動、VCI の Pre と Post の変化を表 3-1 に示す。BFI および正規化 BFI は、手技療法条件と安静条件の両条件において、Pre と比較して Post で有意に増加した。また、手技療法条件の Pre-Post 間の BFI の増加量は、安静条件の増加量よりも有意に増加していた。血圧、HR、自律神経活動は、同条件の Pre-Post 間や両条件間での有意な差を認めなかった。一方、VCI は、手技療法条件、安静条件の両条件において、Pre-Post 間で有意に増加した。また、手技療法条件における Post の VCI は、安静条件における VCI よりも有意に増加した。

表 3-1 手技療法条件と安静条件における BFI, 血圧, HR, 自律神経活動, VCI の変化

	手技療法条件		安静条件	
	Pre	Post	Pre	Post
BFI [$\times 10^{-9}\text{cm}^2/\text{s}$]	4.8 (4.2, 5.7)	5.8 (5.1, 7.8)*, †	4.4 (3.5, 5.2)	4.8 (3.9, 5.6)*
Normalized BFI	1	1.2 (1.0, 1.6)*, †	1	1.1 (1.0, 1.1)*
SAP [mmHg]	111 (104, 122)	111 (104, 120)	114 (105, 122)	115 (104, 121)
MAP [mmHg]	80 (77, 89)	80 (76, 87)	83 (77, 91)	82 (77, 88)
DAP [mmHg]	67 (62, 74)	65 (60, 72)	68 (64, 75)	66 (62, 73)
HR [bpm]	67 (59, 71)	65 (60, 74)	65 (59, 73)	65 (58, 74)
HF [10^{-3}ms^2]	3.9 (1.8, 8.5)	3.7 (2.0, 10.9)	2.8 (1.7, 8.6)	3.7 (1.7, 8.7)
LF/HF	0.3 (0.2, 0.8)	0.4 (0.2, 0.7)	0.3 (0.2, 0.6)	0.3 (0.2, 0.7)
VCI [$\times 10^{-11}\text{cm}^2/(\text{s}\cdot\text{mmHg})$]	6.3 (5.5, 7.3)	6.9 (6.1, 11.6)*, †	5.4 (4.3, 6.8)	6.0 (4.9, 6.8)*

データは中央値（第一四分位数，第三四分位数）を示す。*は，Pre-Post 間で有意な増加（ $p < 0.05$ ）を示す。†は，両条件の Post の条件間を比較し有意な増加（ $p < 0.05$ ）を示す。BFI: 血流指標，Normalized BFI: 正規化血流指標，SAP: 収縮期動脈圧，MAP: 平均動脈圧，DAP: 拡張期動脈圧，HR: 心拍数，HF: 心拍変動の高周波成分，LF/HF: 心拍変動の低周波と高周波成分の比，VCI: 血管コンダクタンス指標を示す。（Matsuda et al., 2022）から一部改変。

表 3-1 に示すように BFI の中央値は，計測順（安静条件 Pre → 安静条件 Post → 手技療法条件 Pre → 手技療法条件 Post）に従って緩やかに上昇しており，両条件で認められた Post での BFI 上昇は，身体への介入の有無に関わらず，ベッドで腹臥位にて安静状態を保っていたことによる可能性も示唆された．そこで，両条件における Baseline からの BFI の相対的な上昇をさらに検討した（図 3-4）．

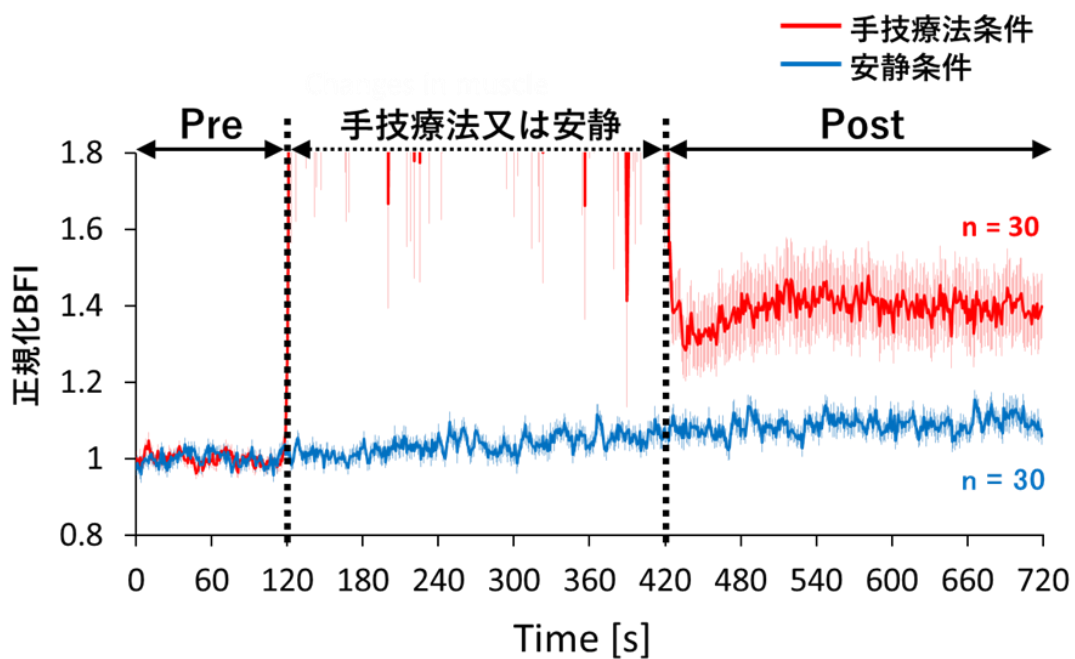


図 3-4 手技療法条件と安静条件における被験者の平均正規化 BFI の時系列変化

手技療法条件は術者が 120-420 秒間の部分で手技療法を行った．BFI は Pre 期間の平均値に基づいて正規化した．実線は正規化 BFI の平均値，薄線は標準誤差を示す．BFI: 血流指標，赤線は手技療法条件，青線は安静条件を示す．

（Matsuda et al., 2022）から一部改変．

手技療法条件における Post の平均正規化 BFI は、Pre と比較して約 40% 増加した。一方、安静条件では、Post における BFI の増加は、Pre と比較して約 9% に留まった。これらの結果から手技療法は本実験の施術筋である僧帽筋の血流を有意に増加させることを確認した。次に手技療法を受けた被験者のうち、右僧帽筋の筋緊張を認めた ST(+) 群と筋緊張を認めなかった ST(-) 群の手技療法前後の BFI、正規化 BFI、MAP、VCI の変化を比較した (表 3-2)。BFI および正規化 BFI の Pre-Post 間において、ST(+) 群においては、Pre-Post 間で有意な血流の増加を認めた。さらに、両群における Post 同士の比較では、ST(+) 群が有意に大きかった。

女性の被験者のみの ST(+) 群と ST(-) 群の Pre-Post 間の比較では、ST(+) 群は有意な血流の増加を認めた ($p = 0.003$)。ST(-) 群では、血流の増加を認めなかった ($p = 0.563$)。

手技療法前後の血圧に関しては、群内、群間で有意差はなく、ST(+) の Pre-Post 間で VCI が有意に増加した。

表 3-2 筋緊張の有無による手技療法前後の BFI, 正規化 BFI, MAP, VCI の変化

	筋緊張を認める群(ST(+))		筋緊張を認めない群(ST(-))	
	Pre	Post	Pre	Post
BFI [$\times 10^{-9}\text{cm}^2/\text{s}$]	4.7 (3.8, 5.6)	7.7 (5.9, 9.9)*, †	4.8 (4.3, 6.0)	5.2 (4.8, 6.4)
Normalized BFI	1	1.7 (1.4, 2.1)*, †	1	1.1 (1.0, 1.2)
MAP [mmHg]	78 (75, 94)	77 (73, 95)	87 (80, 90)	83 (78, 88)
VCI [$\times 10^{-11}\text{cm}^2/(\text{s}\cdot\text{mmHg})$]	6.2 (4.0, 7.2)	9.9 (7.2, 12.8)*	6.3 (5.5, 7.1)	6.5 (5.8, 7.1)

データは中央値（第一四分位数, 第三四分位数）を示す。*は, Pre-Post 間で有意な増加 ($p < 0.05$) を示す。†は, 両群の Post における筋緊張(-)に対する有意な増加 ($p < 0.05$) を示す。BFI: 血流指標, Normalized BFI: 正規化血流指数, MAP: 平均動脈圧, VCI: 血管コンダクタンス指標。(Matsuda et al., 2022) から一部改変。

以上の結果から、手技療法に対する血流応答が僧帽筋の筋緊張の有無によって異なることが示されたため、Baseline BFI と Pre-Post 間の BFI の増加量 (Δ BFI) との関係調べた (図 3-5)。

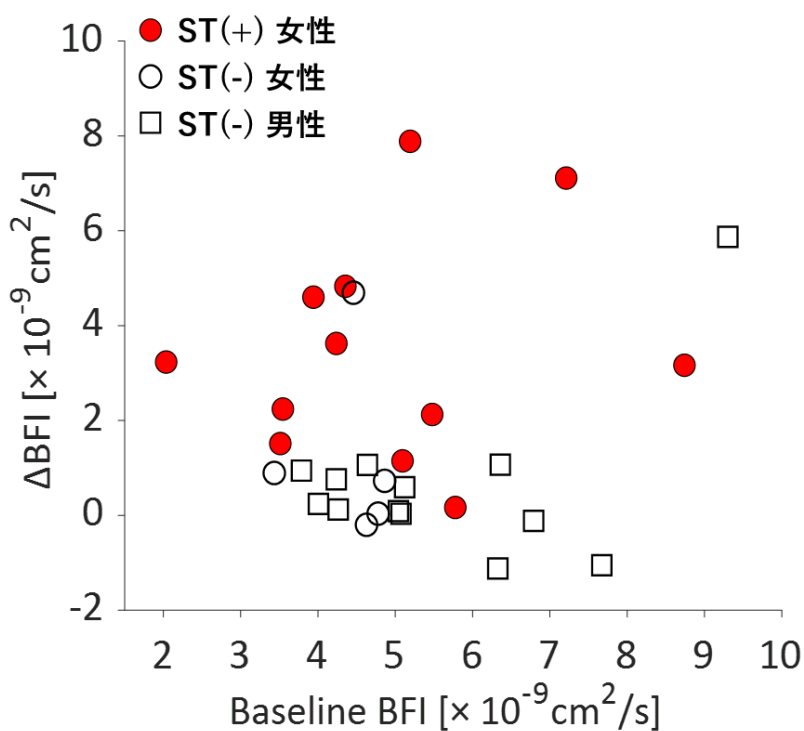


図 3-5 ST(+)群と ST(-)群の Baseline BFI と Δ BFI の関係

手技療法条件の全被験者の BFI と Δ BFI の散布図。円は女性被験者，四角は男性被験者を表す。ST(+)の被験者は赤色で塗りつぶしている。ST(-)の被験者は白色で示す。(Matsuda et al., 2022) から一部改変。

Baseline BFI は、ST(+)群と ST(-)群との比較において統計的に有意な差を認めなかった (図 3-6(a)). また、ST(+)群の Pre-Post 間の BFI の増加量 (Δ BFI) は ST(-)群に比べて有意に大きく ($p < 0.01$) (図 3-6(b)), ST(+)群は手技療法により、より大きな局所筋血流の増加が生じることが示された。

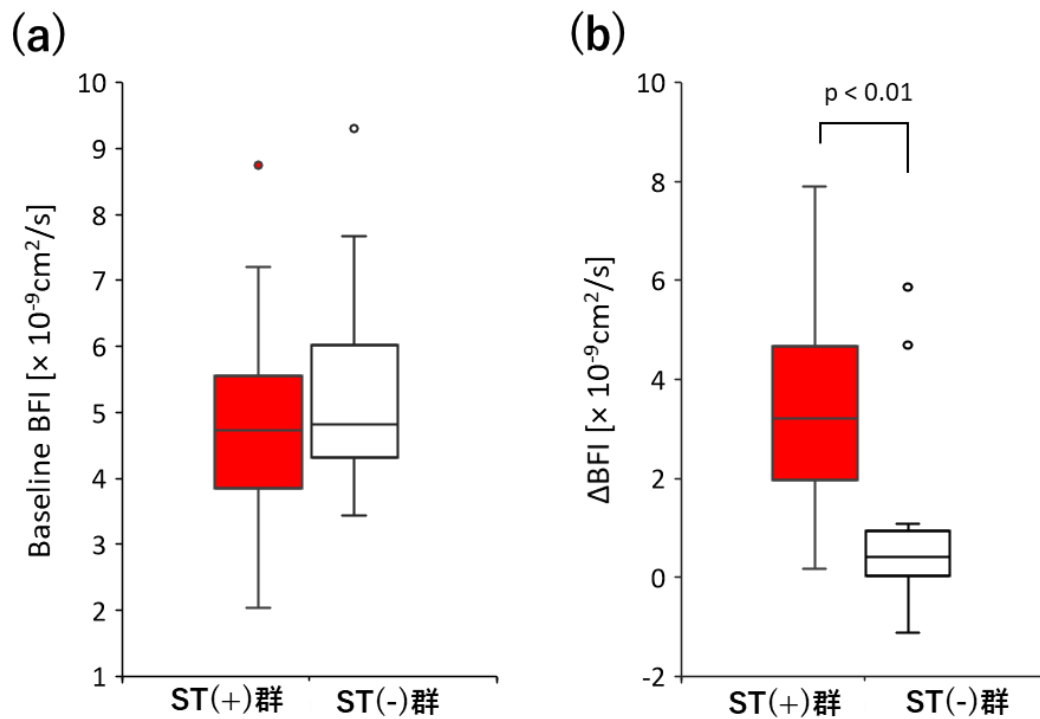


図 3-6 筋緊張の有無における Baseline BFI の比較と
Pre-Post 間の BFI の Δ BFI の比較

(a) ST(+)群と ST(-)群の Baseline BFI を比較した箱ひげ図. (b) ST(+)群と ST(-)群の Δ BFI を比較した箱ひげ図. (Matsuda et al., 2022) から一部改変.

3.5 考察

本研究は、新しい血流計測技術であるDCSを適用し、手技療法の僧帽筋への局所血流への影響を定量的に評価した。深部組織の血流計測に十分な感度を持つ拡散光技術 (Shang et al., 2013; Yu et al., 2007) によって手技療法を施すことで僧帽筋の局所筋血流が増加する効果を確認した。手技療法後の血流が約40%増加したことは、DCSを用いた下腿部へのマッサージ療法の1症例研究 (Munk et al., 2012) の結果をよく再現し、手技療法による物理的な刺激が筋肉の微小循環を促進する効果があることを確認できた。また、血圧と心電図を同時に計測したことにより、手技療法は局所の筋血流を増加させる一方で、全身循環への影響は最小限であったことを確認した。これらの結果は、筋血流の増加を必要としながらも、虚弱体質や何らかの原因疾患を持ち運動が制限されている、あるいはできない患者において、全身的な循環への影響を最小限に抑えながら局所の筋血流を促進させる手技療法の有効性を支持するものである。

手技療法を施した際の皮膚表面から約0.3~0.5 mmの深さまでの皮膚血流循環をレーザードップラーフローメトリー (Laser Doppler flowmetry: LDF) 法と反射フォトプレチスモグラフィ (Reflection Photoplethysmography: PPG) 法を用いて計測した最近の研究 (Monteiro Rodrigues et al., 2020) では、手技療法による皮膚血流の変化は、手技療法中の期間は皮膚血流の増加をみるが、手技療法を中止した後、直ちに皮膚血流はベースラインに戻るという明確な経時的变化を示したことが報告された。DCSで計測した本研究での血流の変化は、手技療法終了後から徐々に血流が増加し、計測終了までの5分間は血流の増加を維持していた。これは、手技療法が皮膚血流に与える影響が少なく、深部に位置する施術筋の血流促進効果の役割を果たしていることと、DCSが深部に位置している筋血流の情報を的確に捉えて計測していることを示している。また、手技療法による反復的な機械的刺激により血管に剪断力を与えられ血管拡張反応が起こったことや手技療法による受動的な筋ポンプ作用などが血流を増加させた要因であると考えられる (Gregory and Mars, 2005; Nelson, 2015; Kruse et al., 2016)。安静条件のPreとPost間の血流増加については、腹臥位での長時間の安静により筋の微小血管系を支配する交感神経活動の低下が影響したため血流が増加した可能性がある (Ferraresi et al., 2012; Cheng et al., 2020)。

血流の分布に対して、骨格筋の受動的な運動は、能動的な運動と同じ程度の筋交感神経活動を抑制し (Doherty et al., 2018)、介入部位への局所的な血流を

促進した結果、他の部位の血流は減少する可能性がある。しかし、鍼刺激によって平たく大きい僧帽筋の領域内での血流の変化を調査した研究 (Cagnie et al., 2012) からみると他部位への血流の減少の影響は軽微であると考えられる。実際に一部の被験者において予備的な追加実験を行い、右僧帽筋に手技療法を行いながら非施術側の左僧帽筋の筋血流を計測 (n = 5) したところ、非施術側の左僧帽筋に有意な血流の増加や減少はみられなかった (図 3-7)。

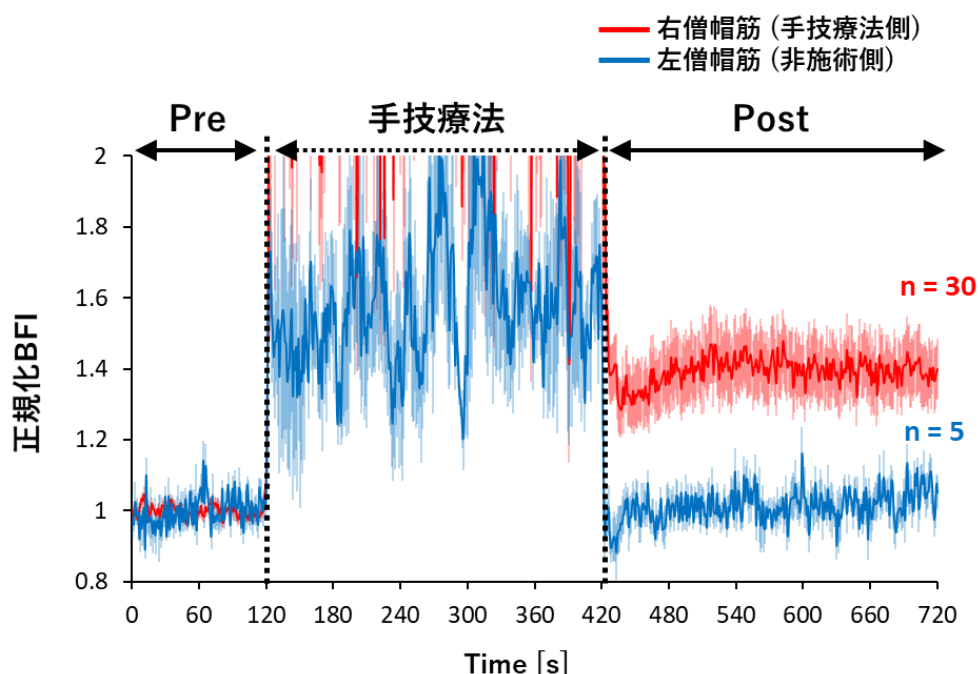


図 3-7 手技療法側と非施術側の血流変化

本研究のもう一つの興味深い結果は、手技療法を行った場合に筋緊張を認めた筋は、筋血流の促進効果が筋緊張を認めなかった筋と比べさらに増加していたことである。血流の増加と筋緊張の減少とに正の相関があることから (Caliskan et al., 2019; Hotta et al., 2018), 筋緊張を認める被験者はベースラインでの血流が低下している状態であるため、手技療法後の血流の増加がより大きくなるであろうと仮説を立てた。しかし、被験者は筋緊張の有無に関わらず統計的に同等のベースラインの血流状態を呈していた。このベースラインの血流に差がなかった理由としては、実験時に医療機関を受診していない健常者による被験者であったため、解剖学的構造による個人差や中程度の筋緊張状態であった事が原因であると考えている。

手技療法は筋緊張を認めた群において、血流を有意に増加させ、血管コンダクタンスを増加させた。これは、患者が何らかの原因で筋緊張を有する症状の出現があった場合、目的とする筋へ手技療法を適用することにより、その筋の血流促進効果を期待できることを示唆している。これは、血流が不十分だと思われる筋肉を選択的に治療することで、筋緊張や疼痛を改善させることができる手技療法の効果とも一致する (Shibata et al., 2019)。

本研究では、DCS が被験者の局所血流に対する手技療法の効果を的確に捉えることができ、臨床現場やスポーツコンディショニングにおける微小循環の評価に適用できる可能性を確認した (Shang et al., 2017)。今後の研究では、筋血流の評価に加え、関節可動域計測による評価や筋硬度計を用いた筋緊張の評価、さらに主観的疼痛感を示す VAS 値の評価などを組み合わせて行う手技療法の効果の検討や僧帽筋以外の部位である上肢や下肢の手技療法による血流の変化なども検討したいと考えている。

第4章

筋血流・脳血流計測 による手技療法効果の 客観的評価に関する検討

第4章 筋血流・脳血流計測による手技療法効果の客観的評価に関する検討

本研究は未発表であるため、本章の要約を述べる。

4.1 研究目的

第2章の研究において主観的疼痛感と合わせてfNIRSで計測した脳活動から手技療法の疼痛緩和効果を検証し、脳活動から疼痛感の変化を捉えられる可能性を示した。また第3章では、DCSを用いた僧帽筋の手技療法の血流促進効果について検証し、手技療法を施した僧帽筋の局所筋血流が増加したことを確認した。本章は、第2章で行った手技療法によって股関節屈曲時の筋の伸張痛の疼痛緩和に関与したと考えられる大腿部後部の筋に焦点をあて、その部位の筋血流の変化と、施術前後での股関節屈曲時脳活動の両方を計測することとした。fNIRSで脳活動から疼痛感を評価し、DCSを用いて大腿部後部の筋血流の変化を評価することで、中枢の疼痛反応と末梢の血流促進効果の両方から手技療法の効果を客観的に評価するシステムを構築し、これらの光計測技術を臨床現場で活用するための計測手法について検討した。

4.2 方法

4.2.1 被験者

腰部から下肢に怪我などの既往歴がない健常な被験者に協力を得た。本研究は明治大学理工学部ヒトを対象とした実験研究に対する倫理審査委員会の承認（承認番号理工安倫 16 第 527 号）を得ており、実験前には被験者にインフォームドコンセントを十分に行い、文書による承諾を得た者のみ被験者とした。

4.2.2 実験手順

第2章の急性疼痛誘発モデルによる股関節の屈曲を用いたfNIRS実験に加え、大腿部後面の筋血流をDCSで計測することで手技療法前後の疼痛関連脳活動と被験筋血流の変化の評価を行った。

4.3 結果

手技療法の前後で、右前頭前野領域の活動の減少と主観的疼痛感が減少した。また、右前頭前野領域の活動と主観的疼痛感が中等度の相関関係を示した。さらに、筋血流については、手技療法を行った右大腿部後面部の筋血流が手技療法前に比べ手技療法後に有意な増加を示し、平均約 50% 血流速度が増加した。

4.4 考察

本研究は、第 2 章で検討した手技療法による脳活動からの疼痛緩和効果の評価と第 3 章で検討した手技療法による僧帽筋の血流促進効果の評価を応用し、臨床応用に向け、第 2 章の股関節屈曲時の急性疼痛発生モデルの実験に加えて大腿部後部の筋血流を計測した。さらに、施術前後での股関節屈曲時の脳活動、主観的疼痛感を計測、評価することによって、手技療法の効果を客観的に評価できるシステムを構築し、臨床でのベッドサイドで活用できる光計測技術による計測手法について検討した。

手技療法の前後で、右前頭前野領域の活動の減少と主観的疼痛感が減少したことや右前頭前野領域の活動と主観的疼痛感が中等度の相関関係を呈したことから、主観的疼痛感を脳活動からも捉えることができる可能性を示した。また、本研究では第 3 章で計測した僧帽筋以外の部位である大腿部後部の筋血流の変化を計測することに挑戦した。僧帽筋以外の筋においても手技療法によって筋血流が増加することが明らかになったことから、DCS が筋肉の大きさや形に関係なく光の入射と受光が可能な部位であれば、短い計測時間でも筋血流の変化を的確に計測できるという DCS の有用性を示している。これらの結果は、骨格筋への手技療法によって、筋血流の促進効果を期待できる裏付けとなった。以上のことから、fNIRS による脳活動計測から疼痛感を評価し、DCS により施術筋の筋血流の変化を評価することで、臨床現場のベッドサイドにおいて手技療法の効果を客観的に評価できると考えている。

第 5 章

結論

第5章 結論

従来、手技療法の効果は主観的な評価に頼っており、エビデンスの欠落が最適な治療法選択基準の策定や施術効果の生理学的な証明を阻んでいた。本研究では、臨床において手技療法の効果を客観的に評価できるシステムの構築を目的とし、fNIRSを用いた脳機能計測による中枢の疼痛感覚の評価と、DCSを用いた施術筋の骨格筋血流計測による筋血流変化の定量的な評価を試みた。

fNIRSによる脳活動計測では、疼痛誘発時に右前頭前野領域が活動し、Oxy-Hb濃度が上昇する結果となった。このことは、本研究で行った股関節を屈曲した際の痛みや不快感の変化を右前頭前野領域で捉えられたことを意味していた。手技療法条件において、施術前と比較して施術後のOxy-Hb濃度変化の平均値とAUCのデータは減少し、これは第2章と第4章の実験結果において共通していた。これらの結果は、患者の右前頭前野領域の活動指標としてfNIRSデータの平均値やAUCをリアルタイムで示し、治療を行う医療従事者に患者の疼痛感を数値化して提示する技術が、臨床に活用できることを示している。また、この計測法は手技療法の効果の評価のみならず、その他の疼痛感の評価の応用にも可能性がある。例えば、痛みを表現することが困難な患者に対して損傷部位を確認するため、圧痛部位を特定することや、疼痛誘発をみて損傷を陽性とする様々な徒手検査法などにおいても本研究の脳活動計測の手法を応用可能である。一方で、今回の計測結果では動きノイズなどによる外れ値も観測された。そのため、患者の主観的疼痛感を示すVAS値とOxy-Hb濃度変化との間で矛盾が生じた場合は、一方の数値や変化量のみならず、患者との会話や表情、全身状態の観察、患部の視診や触診、関節可動域計測など様々な所見から総合的に疼痛感を判断する必要がある。術者自身が常日頃から患者の疼痛感の程度を様々な角度から見抜くための診察能力のスキルアップに努めることが極めて重要であり、その診断の一助としてfNIRS計測を取り入れることが有効であると考えられる。

手技療法による血流促進効果については、第1章3節でも示したようにこれまで一貫した結論が得られていなかった。しかし、本研究で行ったDCSによる筋血流計測では、僧帽筋の薄く比較的平らな筋や大腿部後面の太く大きな筋に対し、手技療法によって筋血流が増加する結果が得られた。この結果は、手

技療法による筋血流の促進効果が科学的根拠に基づき初めて明らかになったことを示しており、手技療法を扱う分野においては革命的な発見であるといえる。手技療法による筋血流の増加の反応は、皮膚や筋組織への機械的な圧力であるポンプ作用によって身体への静脈還流を促進させ、末梢の血流が増加したものと考えられ、血流の増加によって各組織の代謝が改善されることで、筋肉内の疲労物質の除去、必要な酸素や栄養の供給、筋肉疲労の回復効果が期待でき、それに伴って運動機能の維持や向上がもたらされているものと考えられている (Weerapong et al., 2005)。本研究では手技療法を行った1カ所の部位のみの筋血流計測を主として行った。予備的な追加実験ではあったが、右僧帽筋に手技療法を施した時に反対側の非施術側である左僧帽筋には有意な血流の増加がみられなかった。非施術側の手技療法期間中の正規化 BFI の波形 (図 3-7) をみると若干ではあるが血流が変化していることから手技療法の術式や強さ、施術時間によって非施術側の血流が増加する可能性があると考えている。また、本研究では、施術部位の血流増加の影響を受けると考えられる遠位末梢部位の筋血流の影響については検討していない。例えば、右上腕の手技療法を施した際の右前腕の筋血流変化や腰部の手技療法を施した際の下肢の筋血流などである。今後はこうした筋血流改善の末梢への波及効果の検討や、筋血流の変化による筋肉内の酸素動態の変化などについても検討を行いたいと考えている。

本研究で行った血流改善効果の定量評価の他にも、手技療法の分野において DCS は様々な応用が可能である。例えば、若手の術者による手技療法が経験豊富な術者のように筋血流変化を示すことができるのかを評価することで、手技療法教育にも応用ができる可能性がある。また、臨床では、怪我をした患部に安静を目的としたギプスなどの外固定を施す。時に、皮下での出血量による腫脹が強く出現した場合には、外部からの固定の圧迫により血流障害が生じる。それをコンパートメント症候群と言い、神経麻痺や筋肉壊死などが発生することがある非常に危険な症状である。そこで、本研究で使用した DCS を活用すれば、患部周囲の血流循環状態をモニタリングする事で、血流障害を未然に防ぐことが可能ではないかとも考えている。

以上のように、臨床現場のベッドサイドで行われる手技療法の効果を、脳活動ならびに筋血流速度という客観的な視点から評価する手段を開発したという点が本研究の成果である。今後はこれらの手法をもとに工学者の立場と柔道整

復師の立場から医療分野や教育分野の発展に寄与することを目標としたい。

参考文献

Aboodarda, S. J., Spence, A. J., & Button, D. C. (2015). Pain pressure threshold of a muscle tender spot increases following local and non-local rolling massage. *BMC musculoskeletal disorders*, 16(1), 1-10.

Aluwi, N. I. A. B., Ono, Y., and Hara, N. (2016). Stress evaluation based on changes in the pupillary diameter of human eye. *Auton. Neurosci. Basic Clin.* 201, 73.

Barbero, M., Bertoli, P., Cescon, C., Macmillan, F., Coutts, F., and Gatti, R. (2012). Intra-rater reliability of an experienced physiotherapist in locating myofascial trigger points in upper trapezius muscle. *J. Man. Manip. Ther.* 20, 171-177.

Bartlett, M. F., Akins, J. D., Oneglia, A. P., Brothers, R. M., Wilkes, D., and Nelson, M. D. (2021). Impact of cutaneous blood flow on NIR-DCS measures of skeletal muscle blood flow index. *J. Appl. Physiol.* (1985) 131, 914-926.

Boas, D. A., Campbell, L. E., and Yodh, A. G. (1995). Scattering and imaging with diffusing temporal field correlations. *Phys. Rev. Lett.* 75, 1855-1858.

Cagnie, B., Barbe, T., De Ridder, E., Van Oosterwijck, J., Cools, A., and Danneels, L. (2012). The influence of dry needling of the trapezius muscle on muscle blood flow and oxygenation. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 35, 685-691.

Caliskan, E., Akkoc, O., Bayramoglu, Z., Gozubuyuk, O. B., Kural, D., Azamat, S. et al. (2019). Effects of static stretching duration on muscle stiffness and blood flow in the rectus femoris in adolescents. *Med. Ultrason.* 21, 136-143.

Carp, S. A., Dai, G. P., Boas, D. A., Franceschini, M. A., and Kim, Y. R. (2010). Validation of diffuse correlation spectroscopy measurements of rodent cerebral blood flow with simultaneous arterial spin labeling MRI; towards MRI-optical continuous cerebral metabolic monitoring. *Biomed. Opt. Express* 1, 553-565.

Çetkin, M., Bahşi, İ., and Orhan, M. (2019). The massage approach of Avicenna in the canon of medicine. *Acta Med. Hist Adriat.* 17, 103-114.

Cheng, Y. C., Lung, C. W., Jan, Y. K., Kuo, F. C., Lin, Y. S., Lo, Y. C. et al. (2020). Evaluating the far-infrared radiation bioeffects on micro vascular dysfunction, nervous system, and plantar pressure in diabetes mellitus. *Int. J. Low. Extrem. Wounds* 19, 125-131.

Davis, K. D., & Moayedi, M. (2013). Central mechanisms of pain revealed through functional and structural MRI. *Journal of Neuroimmune Pharmacology*, 8(3), 518-534.

Doherty, C. J., Incognito, A. V., Notay, K., Burns, M. J., Slysz, J. T., Seed, J. D. et al. (2018). Muscle sympathetic nerve responses to passive and active one-legged cycling: insights into the contributions of central command. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 314, H3-H10.

Domingo, A. R., Diek, M., Goble, K. M., Maluf, K. S., Goble, D. J., and Baweja, H. S. (2017). Short-duration therapeutic massage reduces postural upper trapezius muscle activity. *NeuroReport* 28, 108-110.

Dong, J., Bi, R., Ho, J. H., Thong, P. S. P., Soo, K. C., and Lee, K. (2012). Diffuse correlation spectroscopy with a fast Fourier transform-based software autocorrelator. *J. Biomed. Opt.* 17, 97004-97001.

Driessen, M. T., Lin, C. W., and van Tulder, M. W. (2012). Cost-effectiveness of conservative treatments for neck pain: a systematic review on economic evaluations. *Eur. Spine J.* 21, 1441-1450.

Drust, B., Atkinson, G., Gregson, W., French, D., and Binningsley, D. (2003). The effects of massage on intra muscular temperature in the vastus lateralis in humans. *Int. J. Sports Med.* 24, 395-399.

Durduran, T., Choe, R., Baker, W. B., and Yodh, A. G. (2010). Diffuse optics for tissue monitoring and tomography. *Rep. Prog. Phys.* 73, 076701.

Englund, E. K., and Langham, M. C. (2020). Quantitative and dynamic MRI measures of peripheral vascular function. *Front. Physiol.* 11, 120.

Ferrari, M., & Quaresima, V. (2012). A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application. *Neuroimage*, 63(2), 921-935.

Ferraresi, C., Hamblin, M. R., and Parizotto, N. A. (2012). Low-level laser (light) therapy (LLLT) on muscle tissue: performance, fatigue and repair benefited by the power of light. *Photonics Lasers Med.* 1, 267-286.

Flodgren, G. M., Hellström, F. B., Fahlström, M., and Crenshaw, A. G. (2006). Effects of 30 versus 60 min of low-load work on intramuscular lactate, pyruvate, glutamate, prostaglandin E(2) and oxygenation in the trapezius muscle of healthy females. *Eur. J. Appl. Physiol.* 97, 557-565.

Goats, G. C. (1994). Massage - the scientific basis of an ancient art: Part 1. The techniques. *Br. J. Sports Med.* 28, 149-152.

Grafton, S. T., Mazziotta, J. C., Presty, S., Friston, K. J., Frackowiak, R. S., and Phelps, M. E. (1992). Functional anatomy of human procedural learning determined with regional cerebral blood flow and PET. *J. Neurosci.* 12, 2542-2548.

Gregory, M. A., and Mars, M. (2005). Compressed Air Massage Causes Capillary Dilation in Untraumatised Skeletal Muscle: a Morphometric and Ultrastructural Study. *Physiotherapy* 91, 131–137.

Han, J. H., Kim, M. J., Yang, H. J., Lee, Y. J., & Sung, Y. H. (2014). Effects of therapeutic massage on gait and pain after delayed onset muscle soreness. *Journal of exercise rehabilitation*, 10(2), 136.

Hinds, T., McEwan, I., Perkes, J., Dawson, E., Ball, D., and George, K. (2004). Effects of massage on limb and skin blood flow after quadriceps exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 1308-1313.

Hotta, K., Behnke, B. J., Arjmandi, B., Ghosh, P., Chen, B., Brooks, R. et al. (2018). Daily muscle stretching enhances blood flow, endothelial function, capillarity, vascular volume and connectivity in aged skeletal muscle. *J. Physiol.* 596, 1903-1917.

Hoy, D. G., Smith, E., Cross, M., Sanchez-Riera, L., Blyth, F. M., Buchbinder., R, Woolf, A. D., Driscoll, T., Brooks,P., & March, L. M. (2015). Reflecting on the global burden of musculoskeletal conditions: lessons learnt from the global burden of disease 2010 study and the next steps forward. *Annals of the rheumatic diseases*, 74(1), 4-7.

Hudson, A. J. (2000). Pain perception and response: central nervous system mechanisms. *Canadian journal of neurological sciences*, 27(1), 2-16.

Ichinose, M., Nakabayashi, M., and Ono, Y. (2018). Sympathoexcitation constrains vasodilation in the human skeletal muscle microvasculature during postocclusive reactive hyperemia. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 315, H242-H253.

Ichinose, M., Nakabayashi, M., and Ono, Y. (2019). Difference in the integrated effects of sympathetic vasoconstriction and local vasodilation in human skeletal muscle and skin microvasculature. *Physiol. Rep.* 7, e14070.

Ichinose, M., Nakabayashi, M., and Ono, Y. (2021). Rapid vasodilation within contracted skeletal muscle in humans: new insight from concurrent use of diffuse correlation spectroscopy and Doppler ultrasound. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 320, H654-H667.

Ishikawa, H., Muraki, T., Morise, S., Sekiguchi, Y., Yamamoto, N., Itoi, E. et al. (2017). Changes in stiffness of the dorsal scapular muscles before and after computer work: a comparison between individuals with and without neck and shoulder complaints. *Eur. J. Appl. Physiol.* 117, 179-187.

Kinser, A. M., Sands, W. A., & Stone, M. H. (2009). Reliability and validity of a pressure algometer. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(1), 312-314.

Kitano, A., Shoemaker, J. K., Ichinose, M., Wada, H., and Nishiyasu, T. (2005). Comparison of cardiovascular responses between lower body negative pressure and head-up tilt. *J. Appl. Physiol.* (1985) 98, 2081-2086.

Kong, L. J., Zhan, H. S., Cheng, Y. W., Yuan, W. A., Chen, B., & Fang, M. (2013). Massage therapy for neck and shoulder pain: a systematic review and meta-analysis. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, 2013.

Kramer, A., and Kramer, K. Z. (2020). The potential impact of the Covid-19 pandemic on occupational status, work from home, and occupational mobility. *J. Vocat. Behav.* 119, 103442.

Kruse, N. T., Silette, C. R., and Scheuermann, B. W. (2016). Influence of passive stretch on muscle blood flow, oxygenation and central cardiovascular responses in healthy young males. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 310, H1210-H1221.

Laborde, S., Mosley, E., and Thayer, J. F. (2017). Heart rate variability and cardiac vagal tone in psychophysiological research - recommendations for experiment planning, data analysis, and data reporting. *Front. Psychol.* 8, 213.

Law, L. A. F., Evans, S., Knudtson, J., Nus, S., Scholl, K., & Sluka, K. A. (2008). Massage reduces pain perception and hyperalgesia in experimental muscle pain: a randomized, controlled trial. *The Journal of Pain*, 9(8), 714-721.

Lin, C. C., Hua, S. H., Lin, C. L., Cheng, C. H., Liao, J. C., and Lin, C. (2020). Impact of prolonged tablet computer usage with head forward and neck flexion posture on pain intensity, cervical joint position sense and balance control in mechanical neck pain subjects. *J. Med. Biol. Eng.* 40, 372-382.

Lorenz, J., Minoshima, S., & Casey, K. L. (2003). Keeping pain out of mind: the role of the dorsolateral prefrontal cortex in pain modulation. *Brain*, 126(5), 1079-1091.

Matsuda, Y., Nakabayashi, M., Suzuki, T., Zhang, S., Ichinose, M., & Ono, Y. (2022). Evaluation of local skeletal muscle blood flow in manipulative therapy by diffuse correlation spectroscopy. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9.

Monteiro Rodrigues, L., Rocha, C., Ferreira, H. T., and Silva, H. N. (2020). Lower limb massage in humans increases local perfusion and impacts systemic hemodynamics. *J. Appl. Physiol.* 128, 1217-1226.

Munk, N., Symons, B., Shang, Y., Cheng, R., and Yu, G. (2012). Noninvasively measuring the hemodynamic effects of massage on skeletal muscle: a novel hybrid near-infrared diffuse optical instrument. *J. Bodyw. Mov. Ther.* 16, 22-28.

Nakabayashi, M., and Ono, Y. (2017). Detection of blood flow speed in shallow and deep tissues using diffuse correlation spectroscopy. *Adv. Biomed. Eng.* 6, 53-58.

Nakabayashi, M., Ono, Y., and Ichinose, M. (2018). Evaluation of blood flow in human exercising muscle by diffuse correlation spectroscopy: a phantom model study in Design and quality for Biomedical Technologies XI, Eds. R. Raghavachari, R. Liang, and T. J. Pfefer (SPIE).

Nelson, N. L. (2015). Massage therapy: understanding the mechanisms of action on blood pressure. A scoping review. *J. Am. Soc. Hypertens.* 9, 785-793.

Nishikitani, M., Inoue, S., and Yano, E. (2008). Competition or complement: relationship between judo therapists and physicians for elderly patients with musculoskeletal disease. *Environ. Health Prev. Med.* 13, 123-129.

Ono, Y., Esaki, K., Takahashi, Y., Nakabayashi, M., Ichinose, M., and Lee, K. (2018). Muscular blood flow responses as an early predictor of the severity of diabetic neuropathy at a later stage in streptozotocin-induced type I diabetic rats: a diffuse correlation spectroscopy study. *Biomed. Opt. Express* 9, 4539-4551.

Ono, Y., Ishikawa, Y., Munakata, M., Shibuya, T., Shimada, A., Miyachi, H., Wake, H., & Tamaki, K. (2016). Diagnosis of occlusal dysesthesia utilizing prefrontal hemodynamic activity with slight occlusal interference. *Clinical and experimental dental research*, 2(2), 129-135.

Park, G., Kim, C. W., Park, S. B., Kim, M. J., & Jang, S. H. (2011). Reliability and usefulness of the pressure pain threshold measurement in patients with myofascial pain. *Annals of rehabilitation medicine*, 35(3), 412.

Patterson, M. S., Andersson-Engels, S., Wilson, B. C., and Osei, E. K. (1995). Absorption spectroscopy in tissue-simulating materials: a theoretical and experimental study of photon paths. *Appl. Opt.* 34, 22-30.

Picavet, H. S. J., & Hazes, J. M. W. (2003). Prevalence of self reported musculoskeletal diseases is high. *Annals of the rheumatic diseases*, 62(7), 644-650.

Portillo-Soto, A., Eberman, L. E., Demchak, T. J., and Peebles, C. (2014). Comparison of blood flow changes with soft tissue mobilization and massage therapy. *J. Altern. Complement. Med.* 20, 932-936.

Reuter, D. A., Huang, C., Edrich, T., Shernan, S. K., and Eltzschig, H. K. (2010). Cardiac output monitoring using indicator-dilution techniques: basics, limits, and perspectives. *Anesth. Analg.* 110, 799-811.

Saltin, B., Rådegran, G., Koskolou, M. D., and Roach, R. C. (1998). Skeletal muscle blood flow in humans and its regulation during exercise. *Acta physiol. Scand.* 162, 421-436.

Sandberg, M. L., Sandberg, M. K., and Dahl, J. (2007). Blood flow changes in the trapezius muscle and overlying skin following transcutaneous electrical nerve stimulation. *Phys. Ther.* 87, 1047-1055.

Sciotti, V. M., Mittak, V. L., DiMarco, L., Ford, L. M., Plezbert, J., Santipadri, E. et al. (2001). Clinical precision of myofascial trigger point location in the trapezius muscle. *Pain* 93, 259-266.

Sefton, J. M., Yarar, C., Berry, J. W., and Pascoe, D. D. (2010). Therapeutic massage of the neck and shoulders produces changes in peripheral blood flow when assessed with dynamic infrared thermography. *J. Altern. Complement. Med.* 16, 723-732.

Shang, Y., Gurley, K., and Yu, G. (2013). Diffuse correlation spectroscopy (DCS) for assessment of tissue blood flow in skeletal muscle: recent progress. *Anat. Physiol.* 3, 128.

Shang, Y., Li, T., and Yu, G. (2017). Clinical applications of near-infrared diffuse correlation spectroscopy and tomography for tissue blood flow monitoring and imaging. *Physiol. Meas.* 38, R1-R26.

Shibata, Y., Nakamura, M., Nakamura, H., Okada, E., and Ojima, T. (2019). Coping behaviors for skeletal muscle injuries and disorders among community-dwelling elderly persons in Japan. *J. Phys. Ther. Sci.* 31, 536-539.

Shoemaker, J. K., Tiidus, P. M., and Mader, R. (1997). Failure of manual massage to alter limb blood flow: measures by Doppler ultrasound. *Med. Sci. Sports Exerc.* 29, 610-614.

Task Force of the European Society of Cardiology, and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation* 93, 1043-1065.

Thomas, D. J., Zilkha, E., Redmond, S., Du Boulay, G. H., Marshall, J., Ross Russell, R. W. et al. (1979). An intravenous ¹³³xenon clearance technique for measuring cerebral blood flow. *J. Neurol. Sci.* 40, 53-63.

Tiidus, P. M. (1997). Manual massage and recovery of muscle function following exercise: a literature review. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 25, 107-112.

Tiidus, P. M., and Shoemaker, J. K. (1995). Effleurage massage, muscle blood flow and long-term post-exercise strength recovery. *Int. J. Sports Med.* 16, 478-483.

Weerapong, P., Hume, P. A., & Kolt, G. S. (2005). The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention. *Sports medicine*, 35(3), 235-256.

Wigmore, D. M., Damon, B. M., Pober, D. M., and Kent-Braun, J. A. (2004). MRI measures of perfusion-related changes in human skeletal muscle during progressive contractions. *J. Appl. Physiol.* (1985) 97, 2385-2394.

World Health Organization (2001). "Legal status of traditional medicine and complementary/alternative medicine: a worldwide review,". Available at: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/42452> (Programme on Traditional Medicine) (World Health Organization).

Yu, G. (2012). Diffuse correlation spectroscopy (DCS): a diagnostic tool for assessing tissue blood flow in vascular-related diseases and therapies. *Curr. Med. Imaging Rev.* 8, 194-210.

Yu, G., Durduran, T., Lech, G., Zhou, C., Chance, B., Mohler, E. R., 3rd et al. (2005). Time-dependent blood flow and oxygenation in human skeletal muscles measured with noninvasive near-infrared diffuse optical spectroscopies. *J. Biomed. Opt.* 10, 024027.

Yu, G., Floyd, T. F., Durduran, T., Zhou, C., Wang, J., Detre, J. A. et al. (2007). Validation of diffuse correlation spectroscopy for muscle blood flow with concurrent arterial spin labeled perfusion MRI. *Opt. Express* 15, 1064-1075.

Vrana, A., Meier, M. L., Hotz - Boendermaker, S., Humphreys, B. K., & Scholkmann, F. (2016). Different mechanosensory stimulations of the lower back elicit specific changes in hemodynamics and oxygenation in cortical sensorimotor areas—A fNIRS study. *Brain and behavior*, 6(12), e00575.

Zhou, C., Eucker, S. A., Durduran, T., Yu, G., Ralston, J., Friess, S. H. et al. (2009). Diffuse optical monitoring of hemodynamic changes in piglet brain with closed head injury. *J. Biomed. Opt.* 14, 034015.

医療情報科学研究所 (2011). 病気がみえる <vol. 7> 脳・神経. 東京, メディックメディア, 202-238.

小野弓絵. (2018). MATLAB で学ぶ生体信号処理. コロナ社. 101-107.

久保山和彦 (2018). 柔道整復術の創出事情に関する史的研究: 柔道の近代化過程(柔術から柔道へ)に着目して. 東京, 日本体育大学博士学位論文.

公益社団法人全国柔道整復学校協会・教科書委員会 (2018). 柔道整復学・理論編改訂第 6 版. 東京, 南江堂, 106-108.

厚生労働省 (2019). 国民生活基礎調査の概況, <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa19/dl/14.pdf> (閲覧日: 2022 年 5 月 10 日).

佐川佳南枝. (2020). 海老田大五朗 著 『柔道整復の社会的記述』 (勁草書房, 2018 年). 保健医療社会学論集, 30(2), 91-92.

佐藤敏彦, 佐藤康仁, & 平尾智広. (2009). わが国の疾病負担の将来予測. 医療と社会, 19(2), 141-150.

鈴木進 (2012). 空間分解スペクトロスコピーの測定原理. 酒谷薫監修, NIRS 基礎と臨床. 東京, 新興医学出版社, 15-17.

鈴木達也, 椿田紘久, Jack Adam Noah, 嶋田総太郎, 橘篤導, 小野弓絵 (2015). 非負値行列因子分解を用いた fNIRS 信号から皮膚血流信号の分離. 神戸, 第 38 回日本神経科学大会抄録集.

平川奈緒美 (2011). 痛みの評価スケール. Anesthesia 21 Century, 13(2-40).

松田康宏, 鈴木達也, 小野塚實, & 小野弓絵. (2017). 脳機能計測による手技療法の疼痛緩和効果の評価. 生体医工学, 55(1), 1-8.

森永敏博, 鈴木康三, 黒木裕士, 市橋則明, 浅川康吉, 羽崎完, & 池添冬芽. (1995). 理学療法をとりまく環境—理学療法の実状と今後について—. 京都大学医療技術短期大学部紀要. 別冊, 健康人間学, 7, 39-44.

矢野忠, 村瀬智一, & 梅田雅宏. (2015). fMRI を利用した脳機能解析による按摩手技の検討—異なる母指揉捏法による比較検討—. 日本東洋医学系物理療法学会誌, 40(2), 109-115.

吉村典子. (2019). わが国における運動器疾患の疫学研究 大規模コホート ROAD STUDY より. 化学と生物, 57(11), 692-696.

研究業績

論文（査読あり）

Matsuda, Y., Nakabayashi, M., Suzuki, T., Zhang, S., Ichinose, M., & Ono, Y. (2021). Evaluation of local skeletal muscle blood flow in manipulative therapy by diffuse correlation spectroscopy. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9.

服部辰広, 松田康宏, 伊藤譲, & 久保山和彦. (2021). 第 16~28 回柔道整復師国家試験における解剖学からの出題傾向に関する研究. *日本体育大学紀要 (Bull. of Nippon Sport Sci. Univ.)*, 50, 1031-1035.

吉田裕輝, 園部英貴, 松田康宏, & 服部辰広. (2019). 出題形式に視点をおいた柔道整復師国家試験問題の分析: 第 18~26 回柔道整復師国家試験問題を対象とした調査より. *日本柔道整復接骨医学会誌= Journal of judo therapy*, 28(1), 1-10.

服部辰広, 久保山和彦, 松田康宏, & 伊藤譲. (2019). 柔道整復師国家試験における筋系問題の出題傾向に関する研究. *日本体育大学紀要 (Bull. of Nippon Sport Sci. Univ.)*, 48(2), 71-79.

松田康宏, 中林実輝絵, 宮本彩華, & 小野弓絵. (2019). 手技療法による骨格筋血流変化の定量評価: 拡散相関分光法による検討. *日本体育大学紀要= Bulletin of Nippon Sport Science University*, 48(2), 81-87.

箭柏えり, 小嶋新太, 清水勇樹, 服部辰広, 松田康宏, & 平沼憲治. (2018). トップレベルの女子柔道選手の体組成の特性. *日本体育大学紀要 (Bull. of Nippon Sport Sci. Univ.)*, 48(1), 39-44.

服部辰広, 久保山和彦, 樋口毅史, 松田康宏, 箭柏えり, & 伊藤譲. (2018). 1 年および 2 年次の成績と 4 年次成績との関係性について. *日本体育大学紀要 (Bull. of Nippon Sport Sci. Univ.)*, 48(1), 61-64.

服部辰広, 久保山和彦, 猪越孝治, 樋口毅史, 松田康宏, & 伊藤譲. (2018). 柔道整復師養成課程に所属する大学生と専門学校生の柔道整復師に対する意識の相違について (第 2 報). 日本体育大学紀要 (Bull. of Nippon Sport Sci. Univ.), 47(2), 191-199.

服部辰広, 久保山和彦, 猪越孝治, 松田康宏, 大曾根舞, & 伊藤譲. (2017). 柔道整復師国家試験における臨床実地問題の出題傾向について. 日本体育大学紀要 (Bull. of Nippon Sport Sci. Univ.), 46(2), 159-163.

松田康宏, 鈴木達也, 小野塚實, & 小野弓絵. (2017). 脳機能計測による手技療法の疼痛緩和効果の評価. 生体医工学, 55(1), 1-8.

総説論文

松田康宏, & 小野弓絵. (2017). 脳機能イメージング法からみた身体と情動のクロストーク. 脳神経内科(神経内科), 87(1), 84-89.

論文 (査読なし)

松田康宏, & 小野弓絵. (2018). 非侵襲生体信号の処理と解析—V—NIRS 信号の処理と解析. システム/制御/情報, 62(10), 435-440.

松田康宏, 鈴木達也, 小野塚實, & 小野弓絵. (2017). 医療従事者に患者の「痛み」を伝える生体情報計測と可視化技術の検討. In 人工知能学会全国大会論文集 第 31 回 (2017) (pp. 3E2OS11b2-3E2OS11b2). 一般社団法人 人工知能学会.

学会発表

松田康宏, 中林実輝絵, 鈴木達也, 小野弓絵 (2022). 筋血流・脳血流計測による手技療法効果の客観的評価に関する検討. 日本生体医工学会専門別研究会・第 33 回実社会におけるマルチモーダル脳情報応用技術研究会. 抄録集 p. 11.

松田康宏 (2021). 僧帽筋への手技療法による血流促進作用の評価. 第 30 回日本柔道整復接骨医学会学術大会. 抄録集 p. 61.

渡邊学, 久保山和彦, 伊藤譲, 白石聖, 石山信男, 稲川郁子, 松田康宏, 服部辰広, 樋口毅史, 小林喜之, 小林麗, 中島智紀, 谷出敦子 (2021). 柔道整復師学校養成施設の学生における臨床実習のストレス調査. 第 30 回日本柔道整復接骨医学会学術大会. 抄録集 p. 86.

松田康宏, 中林実輝絵, 鈴木達也, 章斯楠, 一之瀬真志, 小野弓絵 (2021). 拡散相関分光法を用いた局所筋血流計測による手技療法の評価. 第 27 回医用近赤外線分光法研究会・第 25 回酸素ダイナミクス研究会合同研究会. 抄録集 p. 15.

Yasuhiro Matsuda, Mikie Nakabayashi, Yumie Ono (2021). Evaluation of Muscle Blood Flow Improvement in Manipulative Therapy by Diffuse Correlation Spectroscopy. Biophotonics Congress: Optics in the Life Sciences 2021. JTU4A.8.

松田康宏 (2019). 拡散相関分光法を用いた手技療法前後の肩甲上部と大腿部後面の血流動態変化の計測. 第 28 回日本柔道整復接骨医学会学術大会. 抄録集 p. 113.

服部辰広, 伊藤譲, 松田康宏, 樋口毅史, 久保山和彦 (2019). 柔道整復学・理論編の改訂に伴う柔道整復学教授内容の検討-第 6 版における訂正箇所(総論)の調査より-. 第 28 回日本柔道整復接骨医学会. 抄録集 p. 128.

松田康宏 (2018). 拡散相関分光法を用いた手技療法前後の血流動態変化の計測. 第 27 回日本柔道整復接骨医学会学術大会. 抄録集 p. 116.

Yasuhiro Matsuda, Mikie Nakabayashi, Yumie Ono(2018). Changes in skeletal muscle blood flow by manipulative therapy: a diffusion correlation spectroscopy study. fNIRS2018. I-71.

Mikie Nakabayashi, Kanichiro Nozaki, Yasuhiro Matsuda, Masashi Ichinose, Yumie Ono (2018). Fatigue effect on muscle blood flow and oxygenation during handgrip exercise: a combined diffuse correlation spectroscopy and time-resolved near-infrared spectroscopy study. fNIRS2018. I-60.

松田康宏 (2017). 機能的近赤外分光法(fNIRS)を用いた疼痛可視化技術の検討. 第 26 回日本柔道接骨師医学会学術大会. 抄録集 p. 36.

松田康宏, 鈴木達也, 小野塚實, 小野弓絵 (2017). 医療従事者に患者の「痛み」を伝える生体情報計測と可視化技術の検討. 第 31 回人工知能学会全国大会. 抄録集 3E2-OS-11b-2.

熊谷将史, 松田康宏, 立花要, 小枝宰 (2016). 人工関節による股関節脱臼の一症例. 第 25 回日本柔道整復接骨医学会学術大会. 抄録集 p. 114.

立花要, 松田康宏, 小林喜之, 又吉啓太 (2016). エコーによる陳旧性アキレス腱断裂の評価. 第 25 回日本柔道整復接骨医学会. 抄録集 p. 124.

松田康宏, 鈴木達也, 小野塚實, 小野弓絵 (2016). 脳機能計測による手技療法の疼痛緩和効果の評価, 生体医工学シンポジウム, 抄録集 p. 16.

謝辞

本研究の遂行にあたり，明治大学理工学部電気電子生命学科 小野弓絵教授には懇切丁寧なご指導を頂きました。研究に対する考え方や大学教員としての在り方など多くの事を学びました。ここに心から感謝の意を表します。また，明治大学経営学部経営学科 一之瀬真志教授には，研究に対する多くのご指導やご助言をいただいたことに深謝いたします。本論文の審査にあたり，明治大学理工学部電気電子生命学科 田中幹也教授，嶋田総太郎教授よりの確なご指摘や多くのご助言をいただきました。ここに深謝いたします。また，神奈川歯科大学歯学部 小野塚實名誉教授には，博士後期課程入学から長きに渡り，激励のお言葉やご助言をいただき心から感謝いたします。さらに，本論文を作成するにあたり，健康医工学研究室の鈴木達也さん，中林実輝絵さんをはじめ，多くの研究室の皆様から沢山のアドバイスやご協力をいただきました。心より御礼申し上げます。最後に，私の博士後期課程への進学を快諾し，研究生活を心身ともに支えてくれた家族と両親に深く感謝の意を表します。