

信州大学審査学位論文

ヒト生体組織に対する超音波照射の効果に関する研究

2014 年 3 月

森 下 勝 行

# 目 次

## 第1章 序 論

1. 1	研究背景	2
1. 1. 1	運動器疾患の概要	2
1. 1. 2	疼痛と運動機能障害の関連性	4
1. 2	超音波療法	8
1. 2. 1	超音波とは	8
1. 2. 2	超音波の発生原理	8
1. 2. 3	超音波療法とは	9
1. 2. 4	超音波療法の効果	9
1. 2. 5	超音波療法の温熱効果	10
1. 2. 6	超音波療法の機械的効果	10
1. 2. 7	超音波療法の課題	11
1. 2. 8	国内外における超音波療法の使用状況	11
1. 3	研究目的	12
1. 4	論文構成	17

## 第2章 実験方法および使用機器

2. 1	超音波治療器および超音波照射条件	19
2. 1. 1	超音波治療器	19
2. 1. 2	周波数	20
2. 1. 3	強度	21
2. 1. 4	照射時間率	21
2. 1. 5	照射範囲	21
2. 1. 6	照射速度	21
2. 1. 7	照射方法	22

2. 2	超音波照射部位	23
2. 3	測定機器	25
2. 3. 1	痛覚計	25
2. 3. 2	圧痛計	25
2. 3. 3	放射温度計	26
2. 3. 4	組織硬度計	26
2. 3. 5	デジタル角度計	28
2. 3. 6	ハンドヘルドダイナモメーター	28
2. 3. 7	近赤外線分光器	29
第3章	超音波照射が疼痛閾値に与える影響	
3. 1	背景・目的	32
3. 2	方法	32
3. 2. 1	対象	32
3. 2. 2	研究デザイン	33
3. 2. 3	実験条件	33
3. 2. 4	実験手順	35
3. 2. 5	統計解析	35
3. 3	結果	35
3. 3. 1	痛覚閾値の変化	35
3. 3. 2	圧痛閾値の変化	37
3. 3. 3	痛覚閾値測定時のVAS	38
3. 3. 4	圧痛閾値測定時のVAS	39
3. 3. 5	皮膚表面温度の変化	40
3. 4	考察	42
3. 5	結論	43

## 第4章 超音波照射が筋硬度に与える影響

4. 1	背 景・目 的	46
4. 2	方 法	47
4. 2. 1	対 象	47
4. 2. 2	研究デザイン	47
4. 2. 3	実験条件	47
4. 2. 4	実験手順	48
4. 2. 5	統計解析	49
4. 3	結 果	49
4. 3. 1	安静時筋硬度の変化	49
4. 3. 2	運動時筋硬度の変化	51
4. 3. 3	皮膚表面温度の変化	52
4. 4	考 察	54
4. 5	結 論	56

## 第5章 超音波照射が関節可動域と筋硬度および伸張痛に与える影響

5. 1	背 景・目 的	58
5. 2	方 法	59
5. 2. 1	対 象	59
5. 2. 1. 1	対 象（研究3）	59
5. 2. 1. 2	対 象（研究4）	59
5. 2. 1. 3	倫 理	59
5. 2. 2	研究デザイン	60
5. 2. 3	実験条件	60
5. 2. 4	実験手順	62
5. 2. 5	統計解析	62
5. 3	結 果	63
5. 3. 1	自動関節可動域と安静時筋硬度の変化（研究3）	63

5. 3. 2	皮膚表面温度の変化（研究 3）	65
5. 3. 3	自動・他動関節可動域と伸張痛の変化（研究 4）	67
5. 3. 4	皮膚表面温度の変化（研究 4）	70
5. 4	考 察	72
5. 5	結 論	74
第 6 章 超音波照射が筋組織内血液循環と酸素動態に与える影響		
6. 1	背 景・目 的	76
6. 2	方 法	77
6. 2. 1	対 象	77
6. 2. 2	研究デザイン	77
6. 2. 3	実験条件	78
6. 2. 4	実験手順	79
6. 2. 5	統計解析	79
6. 3	結 果	80
6. 3. 1	組織血液ヘモグロビン濃度の変化	80
6. 3. 2	皮膚表面温度の変化	84
6. 4	考 察	86
6. 5	結 論	88
結 語		90
文 献		92
発表論文		103
学会発表		104
謝 辞		106

# 第 1 章

## 序 論

## 1.1 研究背景

### 1.1.1 運動器疾患の概要

ヒトとは、人間の生物学上の標準和名であり、生物（動物）の一種を示す。ヒトの構成は細胞・組織・器官・器官系にあり、これらが複合して高次な構造と高度な機能を有するヒトの個体（生体）を作り出している。ヒトの器官系のなかでも、運動器系は身体活動そのものを司り、自己の意志により制御可能な唯一の器官系といえる。運動器系は、ヒトの身体活動や運動機能に関わる骨、軟骨、関節、筋、腱、靱帯、関節包、関節円板、関節半月、脊髄、末梢神経、血管などの組織や器官から構成される<sup>1)</sup>。これらの組織や器官は、それぞれに独自の機能を有し、密接に連携・協調することで1つの機能的連合を作り出している。ヒトの身体活動は、骨に付着する筋が収縮することで関節が可動し、目的遂行のための運動・動作が行われる。このため、筋・関節を主とした運動器のいずれか1つでも障害をきたすと、運動機能の障害を惹起し、円滑な身体活動が困難となる。この結果、ヒトの日常生活活動（activities of daily living: ADL）や生命・生活の質（quality of life: QOL）が低下する。すなわち、運動器の機能維持・向上は、ADL・QOLの維持・向上に直結する重要な要素となる。

運動器を構成する組織の構造と機能の先天的障害および後天的な器質的变化や退行性変化、外傷などにより引き起こされた疾患を運動器疾患という<sup>1)</sup>。近年、国際的な動向として、運動器の不調・変調に伴う身体の痛み、高齢化に伴う転倒・骨折、若年労働者層による労働障害、スポーツ競技人口の増加に伴うスポーツ障害、不慮の事故・外傷などにより発生した運動器疾患の罹患率が飛躍的に上昇している<sup>1-6)</sup>。これら運動器疾患の原因およびその主症状として「痛み」がある。我が国の国民生活基礎調査の結果から、「腰痛」・「肩こり」・「関節痛」などの痛みを主とした各種症状が占める有訴者率・通院者率が過去10数年間で常に上位を占めており<sup>2-4)</sup>、痛みを主訴とした受診率は70%にも及ぶ<sup>7)</sup>。厚生労働省研究班の調査結果によると、運動器に関連する痛みの症状は日本人の成人の41.4%（約4,200万人）に認められ、痛みによりADLに支障をきたしている

人口は 8.5%（約 910 万人）とされる<sup>6)</sup>。この現象は、日本国内に留まらず国際的にも同様の傾向にある<sup>5-6, 8-10)</sup>。運動器疾患および痛みによる患者の ADL や QOL の低下、これに伴う医療費の増加や就労困難による労働生産性の低下、介護費用の負担など、社会経済に与える損失は多大である<sup>5, 8-12)</sup>。このため、運動器疾患や痛みから発生する諸問題は国際社会における重大な問題として取り上げられている<sup>5-12)</sup>。これらの問題を背景に、国際連合や世界保健機関は「The Bone and Joint Decade」を、米国連邦議会では「The Decade of Pain Control and Research」を定め、各国が主体的に運動器疾患や痛みの予防・治療・教育・研究の啓発に取り組むことを求めた<sup>5-12)</sup>。「The Bone and Joint Decade」の制定後、我が国においても「運動器の 10 年」日本委員会の活動により運動器疾患による生活機能低下の克服の重要性が認識され、内閣官房による「新健康フロンティア戦略」の要介護予防や総合科学技術会議の生命科学の重点課題「健康日本 21」の班研究などに運動器疾患の是正に関する内容の検討がなされた<sup>2)</sup>。これに基づき日本整形外科学会では、運動器の機能低下により「立つ」・「歩く」といった生活に必要な基本動作が困難となり、要介護や寝たきりを呈すること、またはその危険性が高い状態を「運動器症候群 (locomotive syndrome)」<sup>13)</sup>と定義し、その重要性を一般に喚起した<sup>14)</sup>。さらに、「The Decade of Pain Control and Research」制定後、痛みがもたらす諸問題を解決するため、痛みに対する政策が各国の国策に挙げられるまで急速に拡大した。我が国においても、特に慢性疼痛に対して現状の課題や今後の対応について検討するという目的で、2009 年 12 月から厚生労働省が「慢性の痛みに関する検討会」を開催するなど、痛みに対する施策が開始された<sup>2, 15)</sup>。このように運動器疾患や痛みの対策は国際的な共通課題として挙げられており、時を同じくして 2 つの世界規模の運動が展開されている。運動器疾患や痛みに対する予防・治療・教育・研究は国策に挙げられるほど急務の課題であり、その具体的対策は社会的意義の高い取り組みである。



### 1.1.2 疼痛と運動機能障害の関連性

運動器疾患の主症状として「痛み（疼痛）」<sup>16)</sup>がある。疼痛とは、身体の異常を警告する反応として生体の危険を察知し、これを回避するために感覚・知覚・認知する生体防御機構の一部である。しかしながら、身体への危険性が低く生体への警告が必要ではない状態であっても、疼痛が持続しその症状が長期化する場合が少なくない。国際疼痛学会では、疼痛とは「組織の実質的あるいは潜在的な傷害に結びつくか、このような傷害を表す言葉を使って述べられる不快な感覚・情動体験」と定義している<sup>16-17)</sup>。このことから、疼痛には明らかな組織損傷が伴う急性痛と、組織損傷の不完全な治癒、あるいは明らかな組織損傷は伴わないがそれまでの感覚性・情動性の体験によって痛みとして認識される慢性痛が存在する。特に慢性痛は、「痛み」、「活動に対する誤解（痛みから生じた不必要な ADL・活動性の低下）」、「痛み行動」、「抑うつ・不安」、「不適切な治療」、「疾病利得」、「補償問題」、「職場・職務問題」、「家族や社会的な支援過多・過小」などが原因に挙げられ、その多くが心理・社会的要因によるものであることが指摘されている<sup>16)</sup>。上記から、急性痛は実質的な組織損傷やこれに伴う炎症所見が明らかなものであり、慢性痛は、心理・社会的要因が急性痛の遺存症状に加わることによって引き起こされるものである。これらから、疼痛の悪循環を未然に防ぐためには急性痛に対する適切な評価・治療が重要となる。

疼痛はその原因により、1. 侵害受容性疼痛、2. 神経因性疼痛、3. 心因性疼痛の 3 つに分類される。このうち、侵害受容性疼痛は、1. 機械的刺激、2. 化学的刺激、3. 熱刺激の 3 つの侵害刺激によって引き起こされる。機械的刺激とは、「挫傷・切傷・刺圧・押圧・叩打・圧迫・荷重・負荷・伸張・牽引」などの様々な外因的・内因的刺激によるものであり、一次的な疼痛の原因となる。化学的刺激とは、組織損傷や炎症により産生された発痛物質（ブラジキニン）や発痛増強物質（プロスタグランジン・セロトニン・ヒスタミン）といった化学物質によるものである。化学的刺激は、二次的な疼痛の原因となる。熱刺激とは、侵害刺激領域における過剰な寒冷および温熱刺激である。疼痛は、侵害刺

激を受けた直後に生じる鋭い痛みを一次痛、その後少し遅れて生じる鈍く長くような持続する痛みを二次痛という。一次痛は、皮膚や筋膜、骨格筋の血管壁に存在する高閾値機械受容器から A $\delta$  線維を、二次痛はポリモーダル受容器から C 線維を上行し、脊髄を介し脳に伝達される。脳は、末梢から伝達された侵害刺激をこれまでの体験に照らし合わせて疼痛の程度や質を判断する。これらから、疼痛は侵害刺激による発生が引き金となり、これに主観的要素を含む様々な問題が加わることでさらに増強される。疼痛は、複雑な経路を辿ることや様々な因子が関連し合うことで感覚・知覚・認知される「症状」であり、実質的な組織損傷によるものであっても主観的な体験に基づく表現を示すことから客観的な評価が難しく、標準的かつ客観性の高い評価法が確立していない。このため、疼痛の評価や治療は難渋する<sup>15-16)</sup>。

疼痛がもたらす様々な生体への影響を図 1-1 に示す。種々の侵害刺激は、侵害受容器（高閾値機械受容器・ポリモーダル受容器）の感度を上昇させ、求心性感覚神経線維（A $\delta$  線維・C 線維）などの末梢神経系や脊髄・脳などの中枢神経系を介し、体性神経系と自律神経系<sup>\*注 1)</sup>の興奮性を高める。体性神経系の興奮は、骨格筋の緊張を高め筋硬度の増加を惹起する。この結果、筋硬結や筋スパズム、関節拘縮などを引き起こし、関節可動域制限の要因となる。筋硬度の増加は、筋内圧を上昇させ骨格筋内に存在する毛細血管を圧迫することや、筋パンピング作用の低下を引き起こし末梢組織の血液循環を阻害する。自律神経系の興奮は、血管を支配する平滑筋の緊張による血管収縮のため、末梢組織の血液循環不全を生じさせる。これらから、体性神経系と自律神経系の興奮により二次的な血液循環不全が生じ末梢組織に対する酸素・栄養成分の供給不足が引き起こされる。組織の低酸素状態は、代謝産物（疲労物質）の貯留や発痛物質の産生促進に繋がり、これが侵害受容器や感覚神経を刺激することや、さらなる血管収縮および筋硬度の増加を惹起し疼痛を増強させる。さらに、筋疲労や筋収縮の低下、組織の線維化・瘢痕化・壊死などの原因となる。これらから、疼痛の悪循環により生じた様々な問題が更なる疼痛を助長すること、さらには円滑な筋収縮や関節運動の阻害因子となる。筋・関節機能の低下は直接的に運動機能

の障害に繋がり，ADL や QOL の低下を引き起こす（図 1-1）。

---

\*注 1)

体性神経系：

体性神経系とは，末梢神経系のうち動物性機能を担う神経系であり，感覚神経による求心性機序と運動神経による遠心性機序の 2 つの系からなる．その機能は，体性感覚や特殊感覚に基づく骨格筋の反射作用および大脳皮質に基づく運動機能の調節（筋収縮の調整）がある．このため，体性神経系の興奮は骨格筋の筋緊張を高める作用がある．

自律神経系：

自律神経系とは，末梢神経系のうち植物性機能を担う神経系であり，内臓諸臓器の機能を調節する遠心性機序と内臓からの情報を中枢神経系に伝達する求心性機序の 2 つの系からなる．自律神経系の主な機能は，循環，呼吸，消化，発汗・体温調節，内分泌機能，生殖機能，および代謝のような不随意的な機能を制御する．自律神経系はホルモンによる調節機構である内分泌系と協調しながら，種々の生理的パラメータを調節しホメオスタシス（恒常性）の維持に関与している．自律神経系には，交感神経と副交感神経の 2 つの神経系がある．交感神経の興奮は，血管収縮による血液循環不全を引き起こすことや，体温調節やホルモンバランスおよび代謝の障害を惹起し疼痛を誘発・増強させる．

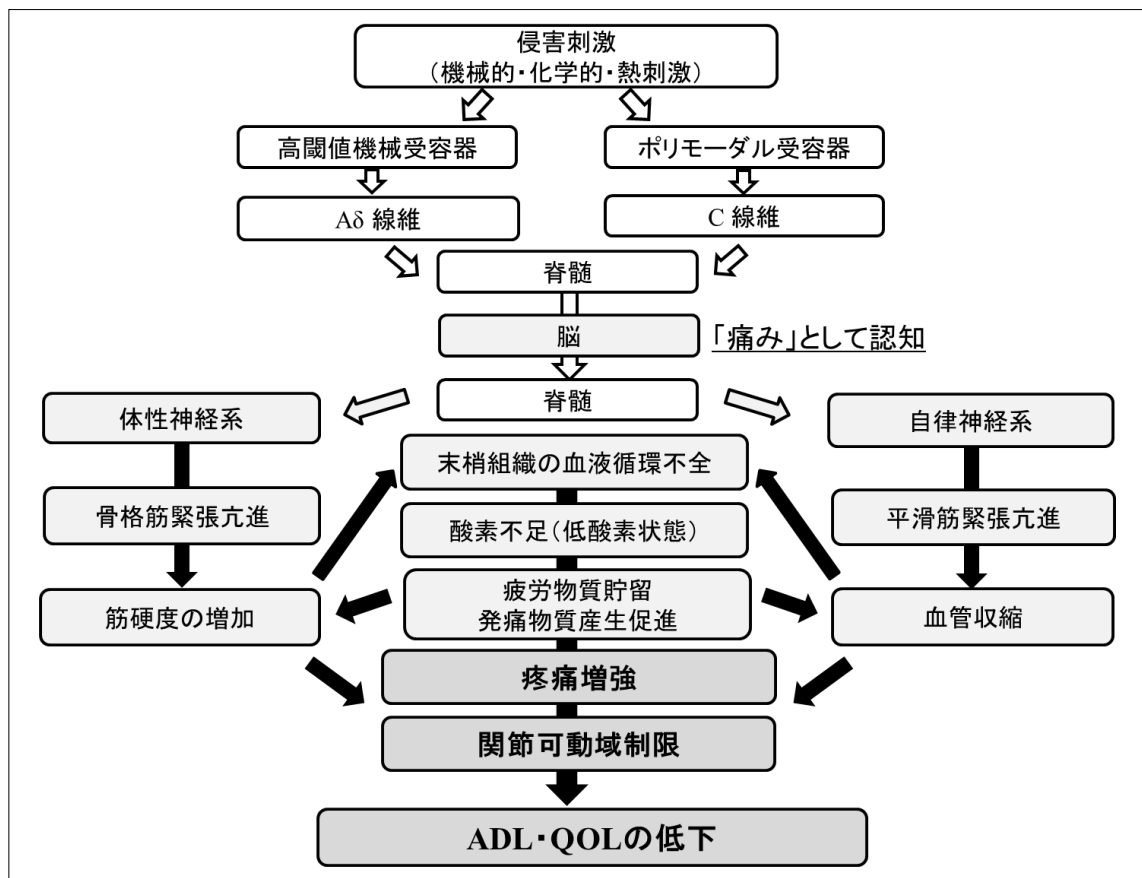


図 1-1 疼痛をもたらす様々な生体への影響

リハビリテーション医学分野において、疼痛や関節可動域制限の治療法として物理療法がある。物理療法とは、温熱、寒冷、電流、音波、電磁波、光線、水、牽引などの物理エネルギーを生体に適応し、種々の生理学的効果を引き出すことによって組織の治癒能力を賦活させる治療法である<sup>18)</sup>。物理療法は医療で用いられる他の治療法と比べ、副作用による人体への影響が少なく、非侵襲的で安全性に優れた治療法である。このなかでも、「超音波」は生体深部までのエネルギー伝播が可能であることや、体内に金属インプラントが挿入されていても安全な照射が可能な唯一の物理療法である<sup>18-19)</sup>。ホットパックやパラフィン、赤外線などの温熱療法は皮膚・皮下組織での熱吸収が高く、生体深部の治療の適応は低い。生体深部までのエネルギー伝播が可能な物理療法には超短波および極超短波があるが、両者とも体内に金属インプラントが挿入されている場合、金属に熱が集中する危険性が高く、その使用は禁忌となっている。その

一方、金属に対する超音波照射は、音響インピーダンスの作用によりエネルギーが反射するため、金属での熱発生が起こらず安全に照射できる利点がある。このため、超音波は疼痛の原因が深部組織に存在する場合や、骨接合術および人工骨頭置換術などの観血的治療（手術）にて体内に金属インプラントが挿入された部位においても安全かつ効果的に照射できる。臨床的に、疼痛部位は深部組織や手術部位（受傷部）に存在することが多く、深部組織や金属インプラント挿入部位の周囲に対する照射が必要であるため、超音波の臨床適応は高い。これらの理由により、超音波は生体深部の治癒および運動機能を向上させる目的で適応されてきた物理療法である。

## **1.2 超音波療法**

### **1.2.1 超音波とは**

超音波とは、ヒトの可聴範囲である 16Hz～20kHz を超えた周波数の音の波である。超音波は音の一種であり、あらゆる種類の音と同様、物質を交互に圧縮・希圧化することでエネルギーを伝達する波から構成されている<sup>18-21)</sup>。

近年、超音波は工学分野や医学分野など多岐に应用されている。医学分野における超音波の応用は、超音波画像診断装置、超音波顕微鏡、超音波メス、癌治療に用いる高密度焦点式超音波療法、疼痛の軽減や組織の治癒を目的とした超音波療法など診断や治療目的のため幅広く活用されている<sup>22)</sup>。

### **1.2.2 超音波の発生原理**

超音波の発生は、超音波治療器における超音波導子の結晶に高周波交流電流を通電することで発生する。結晶は、骨、天然水晶、チタン酸バリウム、合成チタン酸ジルコン酸塩などの圧電気特性を有する物質で作られている。現在の超音波導子は合成チタン酸ジルコン酸塩で作られていることが多い。結晶の圧電気特性によって、結晶は電流が極性を変えるのと同じ周波数で膨張・収縮し交流に反応する。結晶が膨張するとその前面の物質を圧縮し、結晶が収縮する

とその前面の物質を希圧化する．このような，結晶に電流を通電した場合に生じる圧縮と希圧化の原理を逆ピエゾ効果という．この逆ピエゾ効果により生じた圧縮と希圧化が超音波である．圧電気特性を有する結晶に 1MHz の高周波電流を通電すると毎秒 100 万回の機械的振動が生じ 1MHz の超音波が発生する．現在の超音波治療器は逆ピエゾ効果の原理を利用したものである<sup>18-21)</sup>．

### 1.2.3 超音波療法とは

超音波療法とは，超音波の振動エネルギーを医療に応用した物理療法である<sup>18-21)</sup>．超音波は，生体内で吸収，屈折，反射，干渉などの様々な形で組織に伝播される．超音波により組織に高頻度の微細振動を与えることで組織圧力を変化させ，細胞の構成要素や粒子の往復運動を引き起こす．超音波の微細振動により細胞液に気泡が生じ，この気泡が収縮・膨張を繰り返すキャビテーションを引き起こす．さらに，キャビテーションにより生じた気泡周囲の細胞液の微細流動をマイクロストリーミングといい，細胞膜透過性の亢進やイオン移動の促進<sup>18-26)</sup>，代謝の亢進を引き起こし，組織の再形成（リモデリング）を促進させる．これが超音波の非温熱効果（機械的效果）の発現機序である．さらに，超音波は粒子の運動方向とエネルギーの進行方向が同じ波動である縦波であるため，組織に振動を与え摩擦を発生させる．組織に吸収された超音波エネルギーと摩擦から生じた熱エネルギー，さらには様々な形で生体内に伝播された超音波が干渉し合うことでさらに熱が産生される．これが超音波の温熱効果の発現機序である．超音波は，ホットパックやパラフィン，赤外線などの表在性温熱療法の比熱伝導とは異なり，生体内で生じるエネルギー変換による熱産生の工学的特性を有しており，深部組織の加温に有効とされている．

### 1.2.4 超音波療法の効果

超音波は組織温度を上昇させる温熱効果に加え，機械的效果も同時に有している<sup>18-21)</sup>．超音波が連続的に照射される連続波は組織温度上昇に対して最も効果的だが，その一方で機械的效果も同時に起こる．さらに，超音波が間欠的に

照射されるパルス波においてもパルスが発生している間の極短時間において最小限の組織温度上昇の変化は生じている。超音波の照射条件の違いによって、得られる温熱効果と機械的効果の割合が異なるだけで両者の効果はともに生じている<sup>18)</sup>。

### 1.2.5 超音波療法の温熱効果

温熱効果は、照射時間率が100%の連続照射(連続モード)と、強度が $1\sim 2\text{W}/\text{cm}^2$ の高強度の出力を用いた場合に得られやすい。照射時間率とは、超音波を照射している時間と照射していない時間の合計の比あるいは百分率である。照射時間率100%、すなわち超音波が連続して照射され休止時間がないような超音波を連続波といい、組織に伝播されるエネルギー量が多いことから温熱効果が得られる割合が高い。周波数は1MHzよりも3MHz、出力は強度が高くなるほど温度上昇が急峻となる<sup>18-21, 27)</sup>。また、超音波エネルギーはコラーゲンが豊富な組織ほど吸収されやすいため、温度上昇は腱組織、関節包、靱帯、潰瘍組織などの組織で起こりやすい<sup>18-21, 28)</sup>。

温熱効果による生理学的効果は、コラーゲン線維の配列異常抑制<sup>29)</sup>、コラーゲン線維の分子内・分子間架橋結合の減少<sup>30)</sup>、コラーゲン線維の伸張性増加<sup>18-21, 31-33)</sup>、筋・腱の伸張性増加<sup>18-21, 34-37)</sup>、組織流体成分の粘性低下<sup>21)</sup>、局所血流の増加<sup>18-21, 38-42)</sup>、疼痛の軽減<sup>43-50)</sup>、神経伝導速度の増加<sup>51-53)</sup>などがある。これら超音波の温熱効果の基礎的研究の成果は、臨床において術後の癒着や瘢痕、筋スパズムおよび関節拘縮などの改善のために応用されている。

### 1.2.6 超音波療法の機械的効果

機械的効果は、照射時間率が100%未満の間欠照射(パルスモード)と、強度が $1\text{W}/\text{cm}^2$ 以下の超音波を用いた場合に得られやすい。照射時間率100%未満、すなわち超音波が間欠的に照射され休止時間と照射時間が断続的に存在する超音波をパルス波という。機械的効果は、低強度( $0.2\sim 0.5\text{W}/\text{cm}^2$ )で照射時間率が20%程度のパルス波を用いた場合に最も起こりやすい<sup>18)</sup>。

機械的効果は、コラーゲン合成の促進<sup>54-55)</sup>、細胞内カルシウムの増加<sup>56)</sup>、肥満細胞の脱顆粒の増加、走化性因子とヒスタミン遊離の増加<sup>57)</sup>、血管壁透過性の亢進、マクロファージの反応性の増強<sup>58)</sup>、線維芽細胞による蛋白合成率の増加<sup>59-60)</sup>などの作用を引き起こす。これらから、臨床において、炎症や浮腫の軽減、組織修復<sup>55, 61-62)</sup>、創傷治癒<sup>63-66)</sup>、潰瘍組織の縮小<sup>67-68)</sup>、沈着カルシウムの再吸収<sup>69)</sup>、骨癒合の促進<sup>70-71)</sup>、薬剤浸透法（フォノフォレーシス）による薬剤の皮下組織への浸透率の向上<sup>72-73)</sup>などに応用されている。

### 1.2.7 超音波療法の課題

上記 1.2.5 および 1.2.6 にて述べた超音波の効果については、これを否定する報告も存在する。超音波療法の生理学的効果をまとめた Baker ら<sup>74)</sup>の systematic review では、「*in vitro* と *in vivo* 研究の相違点を明確にし、超音波の生理学的効果を理解していくことが重要だが、これまでの研究結果ではその効果を示す理論的根拠に乏しい」、「*in vitro* 研究の結果から臨床適応に推奨できるエビデンスはあるが、実際の臨床効果は不明である」と報告されている。Robertson ら<sup>75)</sup>、Van ら<sup>76)</sup>による systematic review では、「超音波が *placebo*（擬似的施行）より効果があるということを明らかに示す研究は十分ではなく、質の高い研究デザインや研究手順に基づいた効果検証が必要である」と結論付けられている。これらの報告から、超音波療法の効果の可否においては賛否両論あり、超音波療法の効果を証明するためには、質の高い研究デザインや信頼性（再現性・妥当性）の高い評価・測定方法の確立が課題となる。

### 1.2.8 国内外における超音波療法の使用状況

超音波研究は欧米を中心とした海外の研究報告が多い。その背景として、日本国内における超音波療法の認識の低さ、これに伴う超音波治療器の設置率・使用率の低さなどが要因とされている<sup>77)</sup>。我が国の医療施設の超音波治療器の設置率は 29.7%であり、欧米の 92.8～100%に比べて著しく低い<sup>77)</sup>。さらに使用率に着目すると、欧米の 93.2～93.7%に比べて我が国ではわずか 1%である<sup>77)</sup>。



欧米において超音波治療器は物理療法機器の中で設置率・使用率が最も高く、臨床使用の頻度が高い<sup>77)</sup>。各国で医療制度が異なるため単純に比較することは難しいが、我が国における超音波療法の存在は著しく軽視されていることが確認できる。太田<sup>77)</sup>は、日本国内において超音波の原理と特性、臨床応用への基礎知識の不足、さらには超音波療法の科学的根拠が十分に得られていないことが設置率・使用率に反映していると述べている。これらの観点からも、超音波の客観的な科学的根拠を明らかとし効果的な治療指針を考案することが課題である。

### 1.3 研究目的

上記に示したように、超音波療法は、他の物理療法とは異なる特有の効果が期待される治療方法であるにも拘らず、その普及率は低い。また、科学的根拠の不足のため経験的に用いられているのが現状であり、最適な適応法についての知見が乏しい。

本研究では、ヒト生体組織に対する超音波照射の効果の科学的根拠を明らかにするため、種々の工学的手法を用いて研究を実施した。主として、ヒトの身体活動を支持する運動機能の維持・向上を目的に、それと密接に関係がある疼痛、筋硬度、関節可動域、血液循環および酸素動態に対する超音波療法の効果を明らかとするための5つの研究を実施した。上記の5つの評価項目は、図1-1で示した疼痛がもたらす様々な生体への影響から選定した。先行研究と本研究における評価・測定項目の比較を表1-1に、研究順序を図1-2にそれぞれ示す。

研究1として、疼痛閾値に対する超音波照射の効果を検証した。疼痛は、生体に対する侵害刺激が一次的な原因となる。侵害刺激とは、組織を損傷する、または損傷する可能性のある刺激であり、侵害受容器から求心性感覚神経線維にて感覚情報を脳に伝達し疼痛として認知する。このため、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。しかしながら、疼痛閾値に対する超音波療法の効果を客観的に示す報告はない。これら

から、第 1 の研究では、超音波照射が疼痛閾値に与える影響について明らかにすることを目的とした。

研究 2～4 として、筋硬度と伸張痛および関節可動域に対する超音波照射の効果を検証した。侵害刺激は、体性神経系の興奮性を上昇させ、骨格筋の緊張を高めることで筋硬度を増加させる。この結果、筋硬結や筋スパズム、関節拘縮を引き起こすことや、末梢組織の血液循環を阻害し、疼痛の増強や関節可動域制限の要因となる。さらに、関節可動域制限は伸張痛（筋を主とした軟部組織の伸張に伴う痛み）を引き起こし運動機能の低下や治療の阻害因子となる。このため、疼痛や関節可動域制限の改善には、筋硬度の低下や伸張痛を軽減させることが重要である。しかしながら、筋硬度と伸張痛および関節可動域に対する超音波療法の効果とその関連性を客観的に示す報告はない。これらから、第 2 から第 4 の研究では、超音波照射が筋硬度と伸張痛および関節可動域に対する影響について明らかにすることを目的とした。

研究 5 として、筋組織内の血液循環と酸素動態に対する超音波照射の効果を検証した。侵害刺激は、自律神経系の興奮性を上昇させ、平滑筋の緊張を高めることで血管収縮を引き起こす。この結果、血液循環不全となり、末梢組織の低酸素状態を惹起し、疲労物質の貯留、発痛物質の産生促進を引き起こす。疲労物質の貯留は、筋疲労や筋収縮の低下および筋硬度の増加などを引き起こすことや、発痛物質の産生はさらなる血管収縮や化学的刺激による疼痛増強の要因となる。このため、疼痛の改善には、筋組織内の血液循環と酸素動態を促進させることが重要である。しかしながら、筋組織内の血液循環および酸素動態に対する超音波療法の効果を客観的に示す報告はない。これらから、第 5 の研究では、超音波照射が筋組織内血液循環と酸素動態に与える影響について明らかにすることを目的とした。

研究 1～5 において、疼痛の関連因子の 1 つである組織温度（皮膚表面温度）を評価項目に加え研究を実施した。皮膚表面温度は、皮膚交感神経に制御されるため<sup>78)</sup>、疼痛の関連因子として挙げられる<sup>79)</sup>。このため、研究 1～5 の研究目的に加えて、超音波照射による組織温度と各種パラメータとの関連性を明らか

にするため、皮膚表面温度を評価項目に加えた。

研究 1～5 において、超音波療法の効果の科学的根拠を構築するため工学的手法を用いた客観的評価にて研究を実施した。本研究における評価および測定方法に基づく超音波療法の効果については、先行研究では明らかにされていない（表 1-1）。また、研究デザインとして、本研究では超音波照射に加えて **Placebo**（擬似的施行）と **Control**（安静）などの複数の施行条件における比較を実施した。介入研究において、複数の施行条件による比較によって得られた研究結果はより信頼性が高いものとされる。測定プロトコルは、各施行（超音波照射・**Placebo**・**Control**）前 10 分、各施行 10 分、各施行後 20 分の計 40 分間とした。各施行前 10 分間においては、測定項目のデータの安定性を確認し、各施行後に得られたデータの妥当性を確認するために設定した。各施行後 20 分間は、各施行による測定項目の経時的変化を観察するために設定した。先行研究では、本研究で設定した研究デザインや測定プロトコルに基づく超音波照射の効果は検証されていない。

本研究は、5 つの評価項目に対する超音波照射の効果を信頼性の高い研究デザインや測定プロトコルを用いて検証し、ヒト生体組織に対する超音波療法の効果の科学的根拠を明らかとすることを目的とした。

表 1-1 本研究と先行研究における評価・測定項目の比較

評価項目	測定項目・機器 【先行研究】	測定項目・機器 【本研究】	review
疼 痛	◆主観的な疼痛の程度 Visual Analog Scale (VAS) *注 2) (主観的評価)	◆痛覚閾値・圧痛閾値 痛覚計 (客観的評価) 圧痛計 (客観的評価) VAS (主観的評価)	先行研究では, 質問紙法による主観的疼痛評価が主である. 本研究では, 痛覚計と圧痛計による客観的評価と主観的評価を複合させ疼痛を評価した.
筋硬度	◆安静時筋硬度 視診・触診 (主観的評価)	◆安静時・運動時筋硬度 組織硬度計 (客観的評価)	先行研究では, 視て触り組織の硬さを主観的に評価している. 本研究では組織硬度計による客観的評価を安静時と運動時筋硬度を指標に実施した.
関節可動域 伸張痛	◆自動・他動関節可動域 ゴニオメーター (主観的評価) 主観的抵抗量による測定	◆自動・他動関節可動域 デジタル角度計 (客観的評価) ◆他動関節可動域・伸張痛 ハンドヘルドダイナモメーター (Hand Held Dynamometer: HHD) (客観的評価)	先行研究では, 他動関節可動域測定時の押圧力が一定ではない. 本研究では HHD を用いて押圧力を 30N にて統一し測定した. 伸張痛は他動関節可動域測定時に評価した.
血液循環 酸素動態	◆皮膚血流 レーザードップラー ◆大血管動脈血流 超音波エコー (いずれも客観的評価)	◆筋組織内血液循環・酸素動態 近赤外線分光器 (客観的評価) 組織血液ヘモグロビン濃度 (酸素化ヘモグロビン) (脱酸素化ヘモグロビン) (総ヘモグロビン)	先行研究では血流速度測定が主である. 本研究では, 組織血液ヘモグロビンを指標に組織の血液循環と酸素動態を評価した.

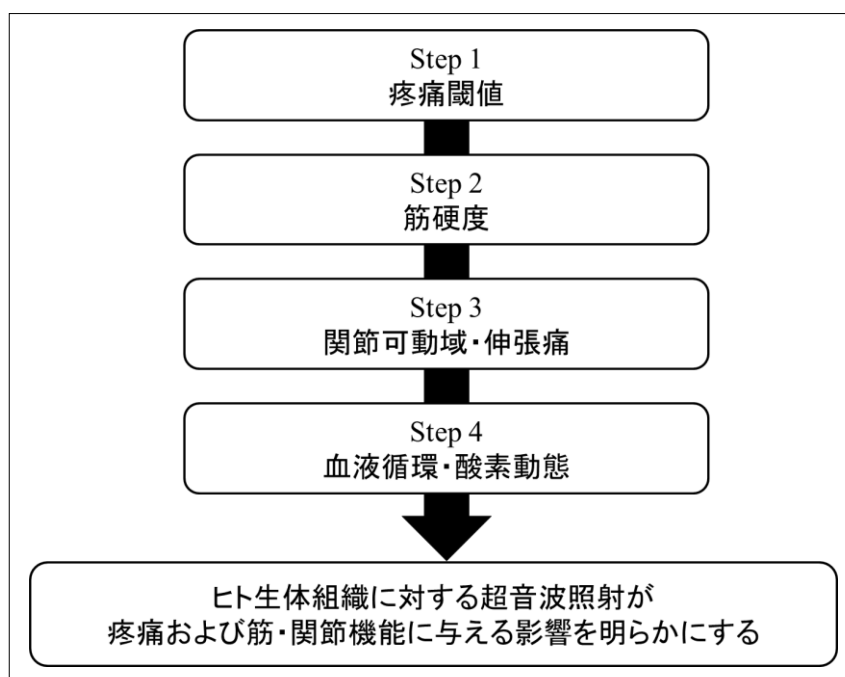
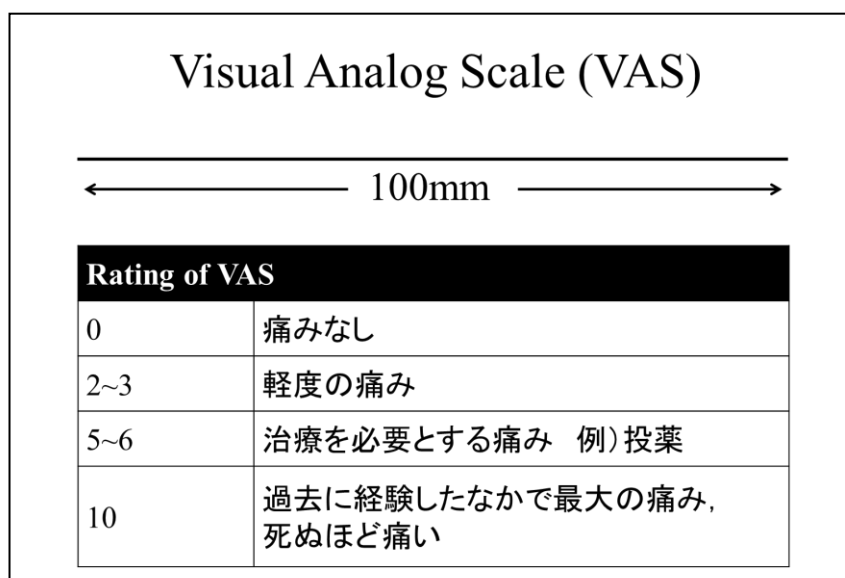


図 1-2 研究のステップ

本研究は疼痛がもたらす様々な生体への影響（図 1-1）に照らし合わせ評価項目を選定し研究を計画・遂行した。

#### \*注 2) Visual Analog Scale (VAS)

VAS とは、痛みの程度を対象者の主観で記録するものである。100mm の直線上の左端を痛みなし（0mm）、右端を過去に経験したなかで最大の痛み、死ぬほど痛い（100mm）として、現在存在する痛みの程度が直線上のどの位置に存在するかを記録する。



## 1.4 論文構成

本論文の構成は6章からなり、それぞれ下記に示す内容を記した。

第1章「序論」では、ヒトの身体活動や運動機能の阻害因子である「疼痛」と、本研究で用いた「超音波療法」を中心に、本研究の背景と目的および論文構成などを記した。

第2章「実験方法および使用機器」では、本研究で使用した超音波治療器や超音波照射条件および測定機器の概要などを記した。

第3章「超音波照射が疼痛閾値に与える影響」では、疼痛の主な原因である侵害刺激に対する超音波照射の効果を記した。

第4章「超音波照射が筋硬度に与える影響」では、筋硬度に対する超音波照射の効果を記した。

第5章「超音波照射が関節可動域と筋硬度および伸張痛に与える影響」では、関節可動域と筋硬度および伸張痛に対する超音波照射の効果を記した。

第6章「超音波照射が筋組織内血液循環と酸素動態に与える影響」では、筋組織内の血液循環と酸素動態に対する超音波照射の効果を記した。

「結語」では、「疼痛および筋・関節機能に対する超音波照射の効果」について、第3章から第6章で得られた基礎研究の成果のまとめと今後の展望および課題について記した。

## 第 2 章

### 実験方法および使用機器

## 2.1 超音波治療器および超音波照射条件

超音波は周波数，強度，照射時間率，照射時間，照射範囲，照射速度，照射方法などの設定が治療効果に影響を与える<sup>18-21)</sup>。このため，超音波療法は病期や症状および治療標的により照射条件を判断する臨床的推論が重要である<sup>80)</sup>。本研究で使用した超音波治療器と超音波照射条件の概要（表 2-1）とその根拠について述べる。

### 2.1.1 超音波治療器

本研究で使用した超音波治療器（EU-940，伊藤超短波社製）（図 2-1）の概要を述べる。本治療器は，1 台に 1MHz と 3MHz の 2 周波超音波が搭載された治療器である。

超音波出力は，連続モードで最大  $2\text{W}/\text{cm}^2$ ，パルスモードで最大  $3\text{W}/\text{cm}^2$ ，有効照射面積（effective radiating area; ERA）<sup>\*注 3)</sup> ( $\pm 20\%$ ) は  $6.0\text{cm}^2$ ，ビーム不均等率（beam nonuniformity ratio; BNR）<sup>\*注 4)</sup> ( $\pm 30\%$ ) は 3.2 : 1 である。

本治療器の安全性においては，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。



図 2-1 超音波治療器（EU-940，伊藤超短波社製）



---

\*注 3) 有効照射面積 (effective radiating area: ERA)

ERA とは、超音波導子表面において超音波エネルギーが実質的に照射される面積をいう。ERA は、結晶体が均等に振動しないため、常に超音波導子の面積より小さい。ERA が超音波導子の表面積に近いほど均一に超音波が照射されていることを意味し、良好な超音波導子といえる。

\*注 4) ビーム不均等率 (beam nonuniformity ratio: BNR)

BNR とは、超音波導子の横断面から照射される超音波のエネルギー強度（空間平均強度）と導子の中心軸上で生じる最大強度（空間最大強度）の比率である。BNR が 1:1 に近いほど波動強度の均等性が良好であり、BNR が大きいほど超音波の波動強度の均等性が不良であることを意味する。通常、良好な BNR は 5:1 以下とされており、6:1 以上のものは使用すべきではない。BNR が 6:1 以上で出力を上げた場合、局所に熱が集中する熱点 (hot spot) を生じることがあり、組織損傷（空洞化現象）の原因となる。

### 2.1.2 周波数

単位時間当たりの粗密サイクルの数で、毎秒当たりのサイクル数 (Hz) で表示される。超音波療法で用いられる周波数は 0.8~3MHz である。現在、国内外で市販されている超音波治療器は 1MHz と 3MHz の 2 つの設定があり、目的に応じて切り替えが可能となっている。周波数により超音波の組織深達性が異なり、周波数が高くなるとエネルギーが集束しやすくなるため深達度は減少し、表層組織にエネルギーが集中しやすくなる。その一方で、周波数が低いと、エネルギー深達度は高くなる。超音波の周波数は 1MHz が深部組織、3MHz では表在組織の治療に適応される<sup>18-21, 81)</sup>。

本研究では表在組織である僧帽筋上部線維（第 2 章 2.2 参照）を標的に超音波照射を実施したため、本実験では 3MHz を採用した。

### 2.1.3 強 度

強度 ( $\text{W}/\text{cm}^2$ ) は超音波導子の単位面積当たりの力であり、導子の出力 ( $\text{W}$ ) を ERA で除した値で表す。超音波の機械的効果を期待する場合は  $0.05 \sim 0.8$  ( $\sim 1$ )  $\text{W}/\text{cm}^2$ 、温熱効果は  $1 \sim 2 \text{W}/\text{cm}^2$  を用いることが推奨されている<sup>18-21, 81)</sup>。

本研究では、超音波照射による疼痛の改善と軟部組織の伸張性増加による筋・関節機能の向上を目的としているため温熱効果の割合が高い  $1 \text{W}/\text{cm}^2$  の設定を採用した。

### 2.1.4 照射時間率

第 1 章 1.2.5 で述べた通り、照射時間率とは超音波を照射している時間と照射していない時間の合計の比あるいは百分率である。照射時間率 100% (連続波) は温熱効果を、照射時間率 100% 未満 (パルス波) は機械的効果が得られやすい<sup>18-21)</sup>。

本研究では、温熱効果の割合が高くなる照射時間率 100% の連続波を採用した。

### 2.1.5 照射範囲

超音波エネルギーの生体内伝播が効果的に実施できる範囲として ERA の 2 倍の範囲 (およそ超音波導子の 2 倍) が推奨されている<sup>18-21, 81)</sup>。

本研究では、上記に準じて超音波の照射範囲を ERA の 2 倍の範囲とした。

### 2.1.6 照射速度

照射速度は超音波治療器の BNR に依存する。BNR が 5 : 1 以下であれば、治療部位に適応する超音波導子の移動速度は  $1 \text{cm}/\text{s}$  と緩徐な速度で適応できるが、BNR が 6 : 1 以上では  $4 \text{cm}/\text{s}$  以上の早い速度で移動させなければならない<sup>18-21)</sup>。

本研究では実験方法を統一するため超音波導子の移動は  $1 \text{cm}/\text{s}$  の速度にて施行した。移動速度は、メトロノームのテンポに合わせて調整した。

### 2.1.7 照射方法

超音波の照射方法として、超音波導子を常に動かす移動法と、固定して動かさない固定法、および水中法がある。移動法には、直線的に往復させながら照射するストローク法と、回転させながら行う回転法がある。一般的な実施方法としてはストローク法が用いられている。固定法は、定在波が発生しやすく、血球の鬱滞や血管内皮損傷などの危険性があるため、低出力パルス照射のみの適応となる<sup>18-21)</sup>。水中法は、対象組織の面積が超音波導子の面積よりも狭い場合か、皮膚表面の凹凸が顕著な部位に適応する<sup>18-21)</sup>。本研究では移動法（ストローク法）を選択した。

表 2-1 本研究における超音波照射条件

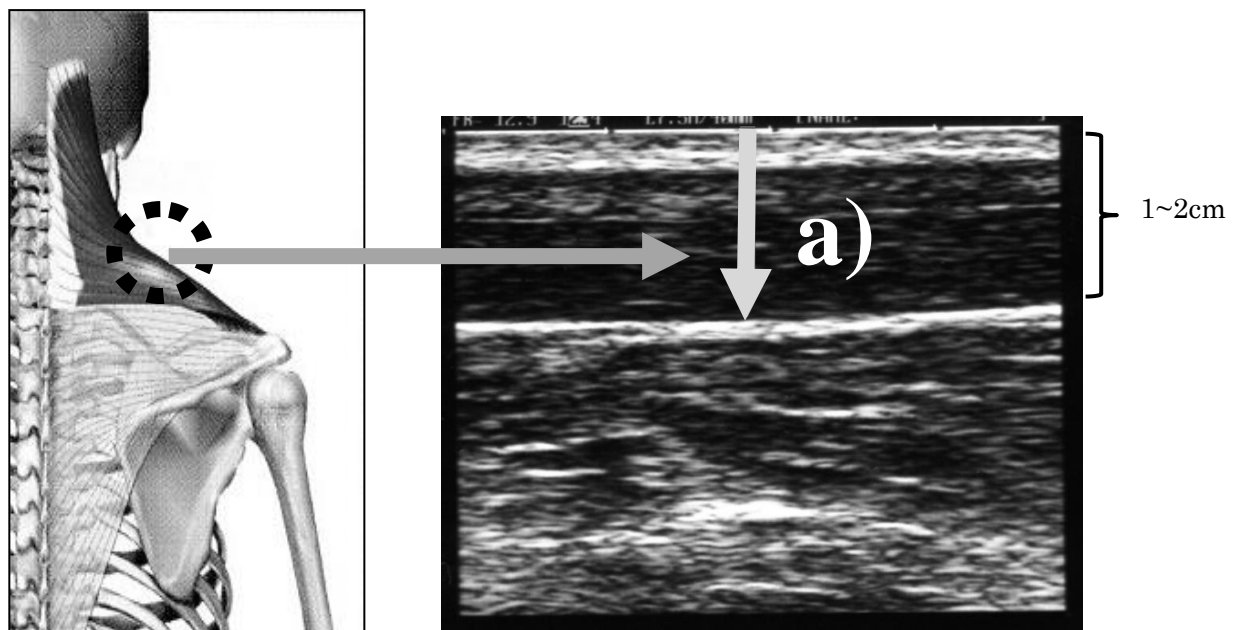
項目	条件	本研究の照射条件
周波数	1MHz・3MHz	<b>3MHz</b>
強度	0.2 ～ 3W/cm <sup>2</sup>	<b>1W/cm<sup>2</sup></b>
照射時間率	20% ～ 100%	<b>100%</b>
照射時間	任意	<b>10 分間</b>
照射範囲	任意	<b>2 × ERA</b>
照射速度	BNR による	<b>1cm / s</b>
照射方法	移動法・固定法・水中法	<b>移動法（ストローク法）</b>

## 2.2 超音波照射部位

本研究における超音波照射部位（図 2-2・2-3）として僧帽筋上部線維を採用した。下記にその概要と根拠を述べる。

### ■ 僧帽筋上部線維（the upper fibers of the trapezius muscle）

僧帽筋上部線維は、頭頸部と鎖骨を連結し、頭頸部・肩甲帯の安定性と運動性に関与する筋である（図 2-2）。



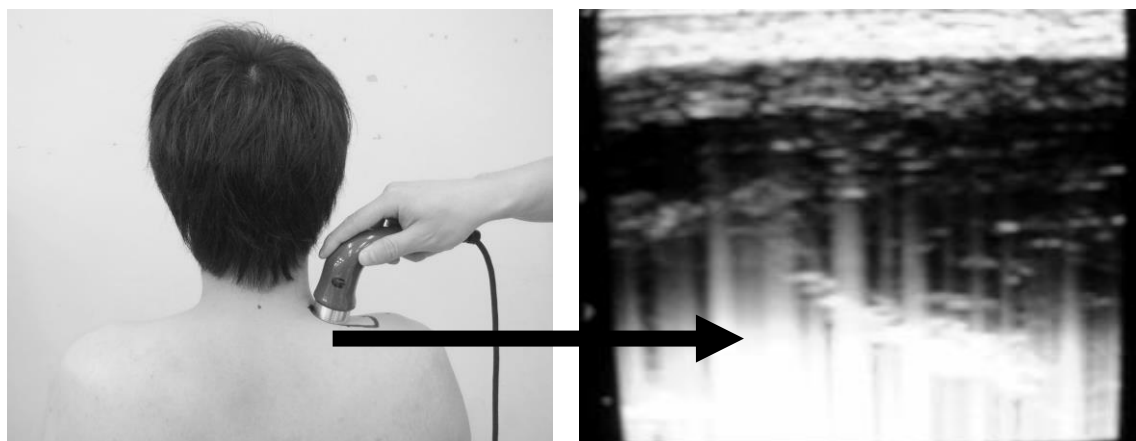
(1) 僧帽筋上部線維<sup>82)</sup>

(2) 超音波エコー所見

図 2-2 超音波照射部位（僧帽筋上部線維）

- (1) 僧帽筋上部線維の位置を示す。
- (2) 超音波エコーにて僧帽筋上部線維を撮影し体表からの距離 a) を測定している。

僧帽筋上部線維は体表より 1~2cm 程度の深さに存在する表在筋であることを示している。



(1) 僧帽筋上部線維に対する超音波照射

(2) 超音波エコー所見

図 2-3 超音波照射

(1) 僧帽筋上部線維に対する超音波照射を示す。

(2) 3MHz, 1W/cm<sup>2</sup>, 連続照射時の組織内画像を示す。超音波エネルギーの伝播状況（反射波）の動態を反映している。

僧帽筋上部線維は、一般的に「肩こり」を引き起こす筋である。いわゆる肩こり症は「頸肩腕症候群」と呼称されており、姿勢、頭頸部の骨アライメント、頸椎疾患、神経疾患、内部疾患などの要因から発生し、頭頸部・背部・肩・上肢に及ぶ種々の違和感の総称である。肩こり症は、第 1 章 1.1.1 で述べた通り、厚生労働省国民生活基礎調査による有訴者率・通院者率が過去 10 数年において常に上位を占める<sup>2-4)</sup>。このため、僧帽筋上部線維の機能改善は頭頸部・肩甲帯の運動機能を高めるとともに、上記の理由からも社会的意義が高い。身体部位別にみた筋硬度値の分布においては、僧帽筋上部線維が腰背筋と並んで最も高いことが確認されている<sup>83)</sup>。筋硬度と疼痛とは密接な関係があり、定常であっても筋硬度が高い僧帽筋上部線維は超音波の効果検証に適した筋と考えた。これらから、本研究の超音波照射部位として僧帽筋上部線維を採用した。

## 2.3 測定機器

### 2.3.1 痛覚計

第3章の実験で使用した痛覚計（TKK-2335，竹井機器工業社製）（図2-4）の概要を述べる．本測定器は，円錐型圧子を使ったペンタイプのもので，先端への圧力を連続的に変えながら，痛覚（針刺激）の閾値をグラム単位で測定できる．



図 2-4 痛覚計（TKK-2335，竹井機器工業社製）

被検者の痛みに対する主観的な訴

えに対して，痛覚計を用いて数値化することで客観的に評価する．測定範囲は0～10g，ストロークは1g 当たり 2mm±10%，寸法は約 13Φ×105mm，質量は約 12g であり軽量で携帯可能である．痛覚閾値は痛覚計を測定部位に静かに押していき，痛みを感じた時点における刺圧力（gf）として測定する．

### 2.3.2 圧痛計

第3章の実験で使用した圧痛計（OE-220，伊藤超短波社製）（図2-5）の概要を述べる．本測定器は，第2章2.3.4で紹介する組織硬度計と一体となっており，スイッチの切り替えで組織硬度計と圧痛計の双方に使用できる．人体における痛みと軟部組織硬度（筋硬度）とは密接な関係があるため，この2つを1つの機器で測定できることは臨床上利便性が高い．



図 2-5 圧痛計  
（OE-220，伊藤超短波社製）

圧痛計は、圧刺激に対する痛み（圧痛）や圧痛の限界値（圧痛耐性）を客観的に評価することができる。被検者の痛みに対する主観的な訴えに対して、圧痛計を用いて数値化することが可能である。圧痛閾値は、測定部位に圧痛計を静かに押していき、閾値における押圧力（Kg・N・lb）として測定する。その閾値は圧痛計に付属する被検者用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。本測定器は、被検者が痛みを感じた瞬間の数値をタイムラグなく表示できる特性があり、得られたデータの客観性が高い。

### 2.3.3 放射温度計

第3章から第6章すべての実験で使用した放射温度計（THI-700L, Tasco Japan 社製）（図 2-6）の概要を述べる。本測定器は、物体から放射される赤外線や可視光線の強度を検知して、物体の温度を測定する温度計である。測定範囲は $-50\sim 500^{\circ}\text{C}$ 、精度は $\pm 2^{\circ}\text{C}$ （ $0\sim 200^{\circ}\text{C}$ ）、寸法は $200\times 47\times 48\text{mm}$ 、重量は約 280g、応答速度は約 1.5 秒である。本測定器は、測定が短時間かつ非接触での測定が可能であり利便性が高い。



図 2-6 放射温度計  
（THI-700L, Tasco Japan 社製）

### 2.3.4 組織硬度計

第4章と第5章の実験で使用した組織硬度計（Accelerated Care Plus 社製プロトタイプ）（OE-220, 伊藤超短波社製）（図 2-7・2-8）の概要を述べる。今回使用した伊藤超短波社製 OE-220 は Accelerated Care Plus 社製プロトタイプを得て製品化された組織硬度計であり測定器の機能に違いはない。本測定器は、対象物の柔軟性（硬度）をリアルタイムに測定することができ、軟部組織硬度の定

量的評価が行える。軟部組織硬度測定は、検査者の押す力（押圧）の相違が軟部組織硬度値に反映され誤差が生じやすい。この誤差を最小限に抑えるため、本測定器は軟部組織の反発力と押圧を 2 つのセンサーで監視し、両者の合計値が一定になる時点の組織の反発力を測定する<sup>84)</sup>。本装置の測定部は外筒と内棒により構成されており、それぞれにセンサーが装着されている。対象物に測定部を押し付けると外筒のセンサー部と内棒のセンサー部に圧力が伝わる。外筒のセンサー部の圧力が 10N に達した時点で、内蔵されたマイコンが内棒のセンサーの数値を 20ms 毎に 5 回測定し加算平均されることで対象物の組織硬度が測定できる。外筒が 10N に達した力を 100% として内棒のセンサーの圧力の割合を算出する。これにより、%表示が可能である。本測定器の信頼性（再現性・妥当性）は我々の報告により既に実証されており<sup>85)</sup>、本研究においても軟部組織硬度（筋硬度）の測定に使用した。



図 2-7 組織硬度計  
(OE-220, 伊藤超短波社製)

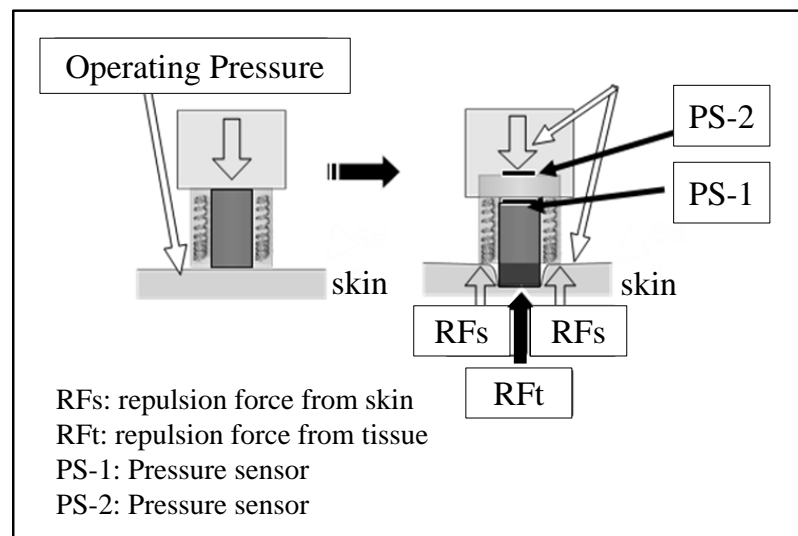


図 2-8 従来型（左側）と本研究で使用した新型（右側）の組織硬度計の内部構造図（文献 84 より引用）

従来型（左側）は 1 つのセンサーで組織硬度を測定。本研究で使用した新型（右側）にはセンサーが 2 つあり、測定時に検査者の押す力（押圧力）の相違による組織からの反発力の誤差を最小限に抑えることが可能。PS-1 と PS-2 の合計が一定値に到達した時、RFt 値を示す。



### 2.3.5 デジタル角度計

第5章の実験で使用したデジタル角度計（MJ-1，佐藤商事社製）（図2-9）の概要を述べる．本測定器は，50.8×65.0×34.0mmのポケットサイズのデジタル精密角度計である．0.1°単位で角度が測定でき，頭部に備えられた気泡管レベルメータで傾きの確認が行える．また，任意の角度を基準点（0度）にセットすることが可能であり，その位置からの角度測定が行える．測定最小モード最小表示は0.1°，測定範囲は±180° 測定精度は±0.1°である．本研究では，自動および他動関節可動域測定に使用した．



図2-9 デジタル角度計  
（MJ-1，佐藤商事社製）

### 2.3.6 ハンドヘルドダイナモメーター

第5章の実験で使用したハンドヘルドダイナモメーター（μ-Tas MT-1，Anima社製）（図2-10）の概要を述べる．本測定器は，筋力測定や圧センサーとして使用可能であり，手掌に収まる超薄型のパームセンサー，テスターおよび解析装置を兼ね合せた機能を有している．また，測定状態（筋力値・抵抗値・圧力値など）をリアルタイムにモニタリングするこ



図2-10 ハンドヘルドダイナモメーター  
（μ-Tas MT-1，Anima社製）

とが可能である．センサー部は，ワイヤーストレインゲージ方式を採用しており，寸法は56×56×12mm，重量約100g，測定範囲は0.1～80kgf，測定精度は±1%である．ハンディーターミナル部は，寸法130×76×25mm，重量約250gと小型であり，センサー部を含め携帯可能な利便性の高い測定器である．本研究では，他動関節可動域および伸張痛測定時の押圧量を統一するために使用した．

### 2.3.7 近赤外線分光器

第6章の実験で使用した近赤外線分光器（NIRO-200, Hamamatsu Photonics 社製）（図 2-11・2-12・2-13）の概要を述べる．本測定器は，生体に安全な近赤外線光を照射し，吸収された度合い（吸光度）の変化によって成分を算出する．近赤外線光が通過した組織内の全ての静脈・毛細血管・動脈の酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンを測定することが可能であり，非侵襲的かつ連続的に組織の血液循環と酸素動態（酸素代謝）を測定することが可能である<sup>86-87)</sup>．

本測定器の照射レーザーは Class1, 波長 775nm, パルス幅 200ns 以下, スペクトル幅 10nm 以下, 繰り返し周波数約 2.7kHz, 出力パワーは output 2mW 以下である．照射プローブは，ケーブル部（光ファイバー：約 4mm (Φ) × 2.5m (L)), ヘッド部（約 8mm (Φ) × 4.5mm (H)）の仕様である．検出プローブは，素子にフォトダイオードを使用し，ケーブル部（多線同軸ケーブル；約 3.2mm × 2.5m (L)), ヘッド部（約 15 × 15 × 7mm (H)）の仕様である．プローブホルダーの材質は Elastomer であり，照射プローブと検出プローブの中心間距離は約 40mm である．機器の特性として，組織酸素化指標（TissueOxygenation Index ; TOI), 正規化ヘモグロビン（Normalized Tissue Hemoglobin Index : nTHI), 酸素化ヘモグロビン濃度変化，脱酸素化ヘモグロビン濃度変化の測定が可能である．また，2チャンネル同時測定も可能である．本研究では，末梢組織の血液循環不全や低酸素状態を想定し，超音波照射における筋組織内血液循環と酸素動態の変化を評価するために使用した．

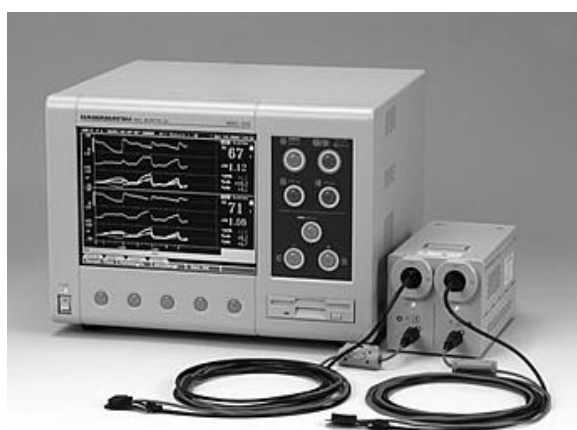


図 2-11 近赤外線分光器  
(NIRO-200, Hamamatsu Photonics 社製)

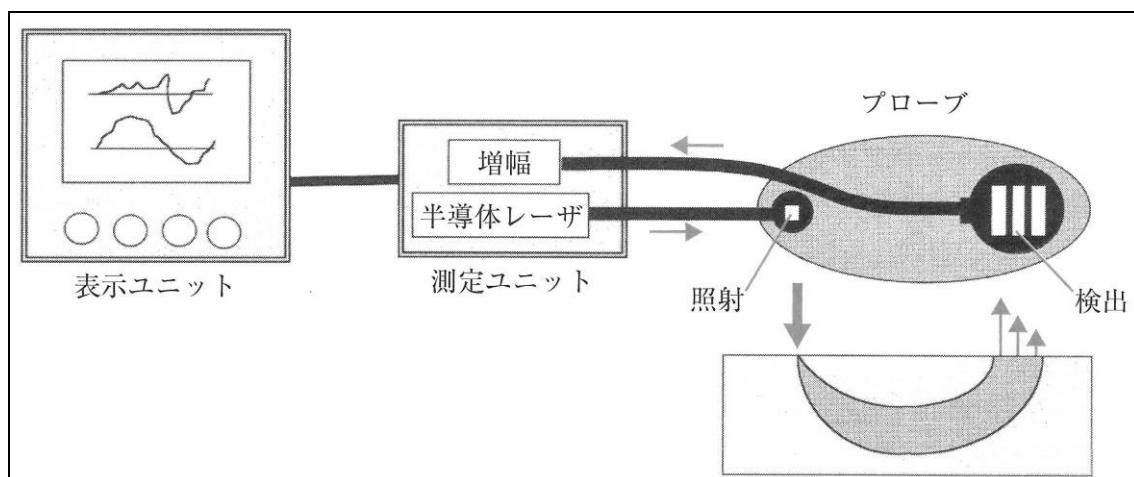


図 2-12 近赤外線分光器の概要（文献 87 より引用）

NIRS のプローブは照射プローブと検出プローブに分かれており、両プローブ間距離の半分が透過深度である。上図に示したように検出プローブは3つの受光素子を持っており、中心間隔 3mm で配置されている。これは、照射光を3つの受光素子で検出して補正を行っているためである（空間分解分光法）。

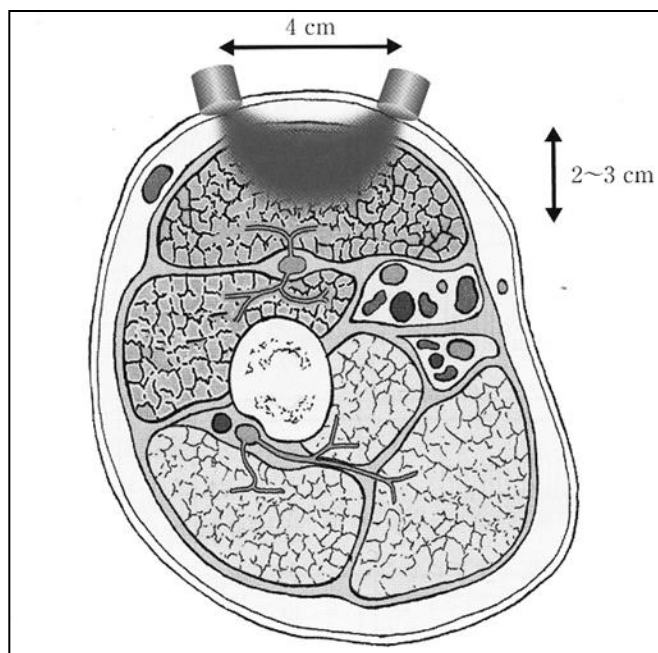


図 2-13 近赤外線光の光路（文献 87 より引用）

近赤外線光の光路は、照射部と検出部間の 4~5 倍であり、透過深度は照射部と検出部間距離の約半分になる。

## 第 3 章

### 超音波照射が疼痛閾値に与える影響

### 3.1 背景・目的

超音波療法は、運動器疾患の疼痛管理を目的とした物理療法として臨床応用されている<sup>45-50, 75-76, 88)</sup>。しかしながら、その効果判定には主観的疼痛評価である visual analog scale (VAS) が多用されており<sup>45-50, 75-76, 88)</sup>、客観的効果判定は少ない。VAS をはじめとする主観的な疼痛評価は、患者自身の精神的・心理的影響や治療者との関係性などのバイアスを受けるため、疼痛に対する評価の信頼性は低い<sup>89-90)</sup>。それゆえ、疼痛に対する超音波療法の効果については更なる検証が必要である。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が、疼痛閾値に対する超音波療法の効果を定量的に示す報告はない。

本研究では、疼痛閾値の定量的評価として痛覚計や圧痛計を用いた痛覚閾値と圧痛閾値の測定を実施した。さらに、痛覚閾値と圧痛閾値測定時の疼痛の程度を VAS による主観的疼痛評価を用いて測定した。客観的疼痛評価と主観的疼痛評価を複合させることにより、主観的要素の影響が大きい疼痛をより客観的に評価できるものと考えた。これらの評価項目は、超音波、Placebo、Control の 3 つの施行条件で比較し、さらに各条件の効果の経時的変化を確認するため、施行後 20 分までを観察した。上記の評価方法に基づき、本研究では、超音波照射が疼痛閾値に与える影響について明らかにすることを目的として研究を実施した。

### 3.2 方法

#### 3.2.1 対象

対象は、健康成人男性 10 名とした。対象は、平均年齢 26 (範囲: 21 - 31) 歳、身長  $172.5 \pm 6.1$  cm、体重  $61.0 \pm 4.5$  kg、BMI  $20.5 \pm 1.5$ 、利き手は全員右手であった。

本研究は、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 08-004）を得て行われたものである。全ての対象者には事前に本研究の目的と内容、利益および危険性について口頭および書面にて説明を行い、参加同意書へ

の自筆による署名をもって研究協力の同意を得た。

### 3.2.2 研究デザイン

施行条件は、同一被験者に対し 1. 超音波照射あり (US 群), 2. 超音波照射なしの擬似的施行 (Placebo 群), 3. 安静 (Control 群) の 3 つを無作為順序にて実施した。異なる条件を施行する間隔は 1 週間以上とした。

### 3.2.3 実験条件

超音波は、周波数 3MHz, 強度  $1\text{W}/\text{cm}^2$ , 照射時間率 100% (連続照射), 照射時間 10 分間, 照射範囲を超音波導子面積の約 2 倍, 照射方法は導子移動速度  $1\text{cm}/\text{s}$  のストローク法にて照射した。照射には超音波治療器 (EU-940, 伊藤超短波社製) を用いた。US 群は上記方法による超音波照射を実施し, Placebo 群では強度  $0\text{W}/\text{cm}^2$  (超音波照射なし) としてストロークを実施した。Control 群には安静 (超音波用ゲルのみ塗布) を指示した。皮膚と超音波導子の間には超音波用ゲルを十分に塗布した。さらに盲検化 (Placebo) を行うため, 超音波用ゲルを平均  $33^\circ\text{C}$  まで加温したのち皮膚に塗布した。

測定項目は、痛覚閾値、圧痛閾値、痛覚閾値測定時の VAS、圧痛閾値測定時の VAS、皮膚表面温度の 5 つとした。全ての測定を同一検者が実施した。測定機器は、痛覚計 (TKK-2335, 竹井機器工業社製), 圧痛計 (OE-220, 伊藤超短波社製), および放射温度計 (THI-700L, Tasco Japan 社製) を使用した。痛覚閾値と圧痛閾値および皮膚表面温度測定時の様子を図 3-1 に示す。痛覚閾値は、針刺激により 0~10gf まで変位する痛覚計を測定部位に静かに押していき, 痛みを感じた時点における刺圧力 (gf) とし, 各 3 回施行して得られる閾値の合計を代表値として解析を行った<sup>91)</sup>。さらに, 痛覚閾値での疼痛の程度を VAS にて評価した。圧痛閾値は, 測定部位に圧痛計を静かに押圧していき, 被検者用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た際の押圧力 (N) として測定した<sup>92)</sup>。各 3 回施行して得られる閾値の平均を代表値として解析を行った<sup>92)</sup>。さらに, 圧痛閾値での疼痛の程度を VAS にて評価した。US 群と Placebo

群および Control 群の施行部位および測定部位は，第 7 頸椎棘突起から鎖骨肩峰端上縁最突出部の中点上（右僧帽筋上部線維部）を中心とした超音波導子面積の約 2 倍の範囲とした．測定肢位は，可及的に体幹中間位を保持し，左右上肢をそれぞれの大腿上に乗せた椅座位とした．



(1) 痛覚閾値測定



(2) 圧痛閾値測定



(3) 皮膚表面温度測定

図 3-1 測定肢位

### 3.2.4 実験手順

測定環境は、室温（24～26℃）、湿度（40～60% RH）が可及的に一定に保たれたものとした。測定を開始する前に対象者を測定室の環境に順応させるため 20 分間の順化時間を設定した。測定プロトコル（図 3-2）は、各施行（US・Placebo・Control）の 10 分間を含めた計 40 分間を 10 分間隔に分割し 5 回の測定を行った。測定順序は、T1（測定開始時）、T2（測定開始時より 10 分後、各施行の直前）、T3（各施行直後）、T4（各施行後 10 分）、T5（各施行後 20 分）とし、それぞれの時点で各項目を測定した。

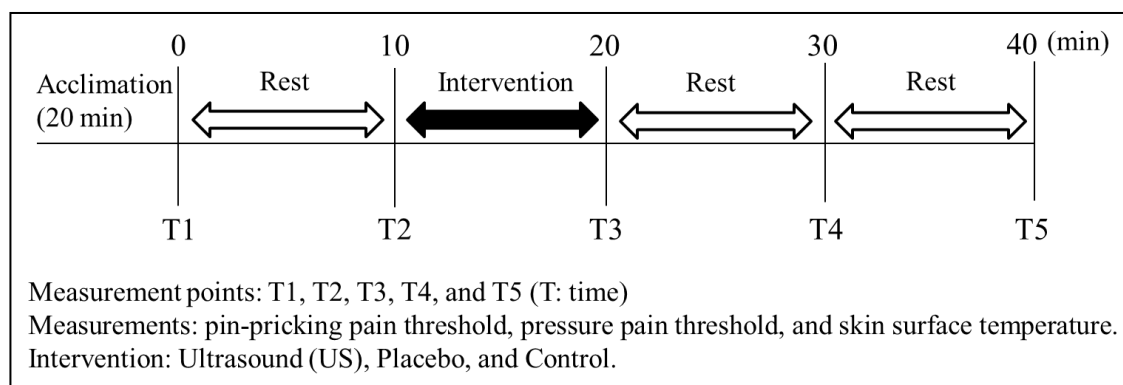


図 3-2 測定プロトコル

### 3.2.5 統計解析

統計解析は、施行条件と測定時間を 2 要因（3 × 5）とする反復測定による二元配置分散分析を行った後に多重比較（Tukey）検定を実施した。有意水準は 5% とした。解析には、統計解析ソフトウェア SPSS 社製 for Windows ver. 21 を使用した。

## 3.3 結果

### 3.3.1 痛覚閾値の変化

二元配置分散分析の結果、US 群の痛覚閾値の測定時間毎の変化のパターンは、Placebo 群、Control 群の変化のパターンと異なっていた。（ $F_{(2, 8)} = 9.48, p < 0.01$ ）（図 3-3）。多重比較の結果、痛覚閾値は T3, T4, T5 で US 群が Placebo 群と Control



群に比べ有意に高かった ( $p < 0.05$ ) (図 3-3・表 3-1)。

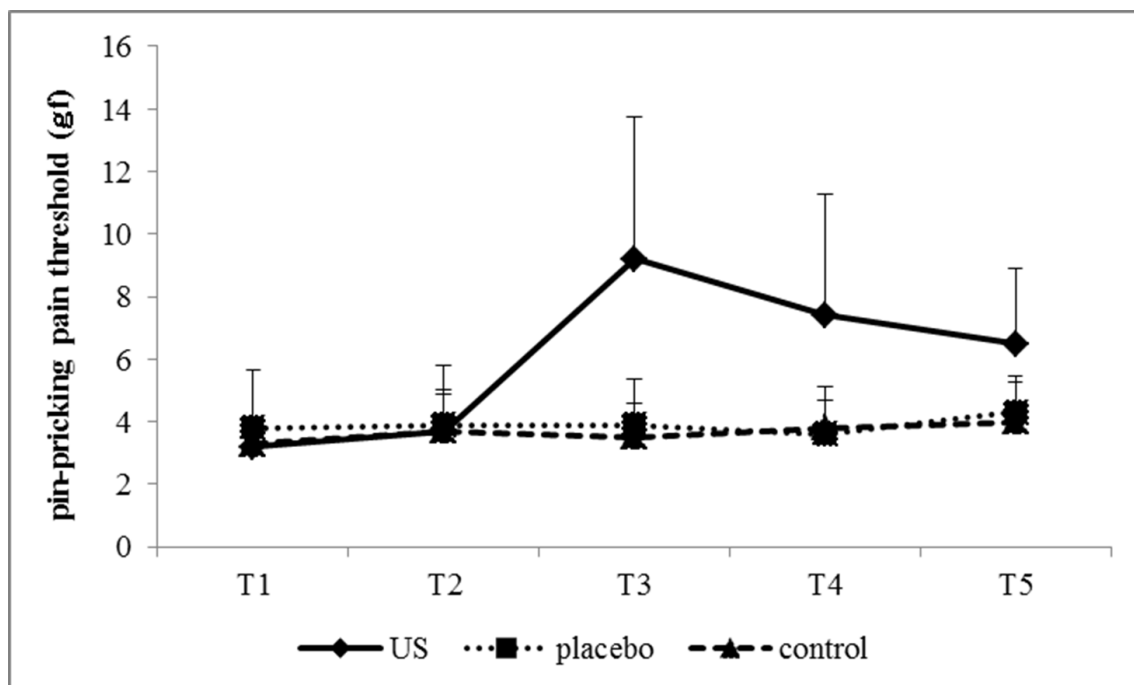


図 3-3 痛覚閾値の経時的変化パターン

US 群, Placebo 群, Control 群の痛覚閾値の経時的変化パターンを示している。痛覚閾値は US 群が Placebo 群および Control 群と比べて変化のパターンに違いを認めた ( $F_{(2,8)} = 9.48, p < 0.01$ )。

表 3-1 痛覚閾値の経時的変化

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における痛覚閾値の経時的変化を示している。US 群が Placebo 群と Control 群に比べ T3, T4, T5 で痛覚閾値が高かった ( $p < 0.05$ )。Placebo 群と Control 群には変化は認められなかった。

	T1	T2	T3	T4	T5
US	3.2 ± 0.4	3.7 ± 1.3	9.2 ± 4.6**	7.4 ± 3.9**	6.5 ± 2.4* ††
Placebo	3.8 ± 1.9	3.9 ± 1.9	3.9 ± 1.4	3.6 ± 1.1	4.3 ± 1.2
Control	3.3 ± 0.7	3.7 ± 1.2	3.5 ± 1.1	3.8 ± 1.3	4.0 ± 1.2

N=10, Unit: gf (mean ± SD)

\*\*:  $p < 0.01$  (US vs. Placebo, Control), \*:  $p < 0.05$  (US vs. Placebo), ††:  $p < 0.01$  (US vs. Control)

### 3.3.2 圧痛閾値の変化

二元配置分散分析の結果、圧痛閾値においても US 群は、Placebo 群、Control 群とは異なるパターンで変化した。( $F_{(2,8)}=9.67, p<0.01$ ) (図 3-4)。多重比較検定の結果、圧痛閾値は T3, T4, T5 で US 群が Placebo 群と Control 群に比べ有意に高かった ( $p<0.01$ ) (図 3-4・表 3-2)。

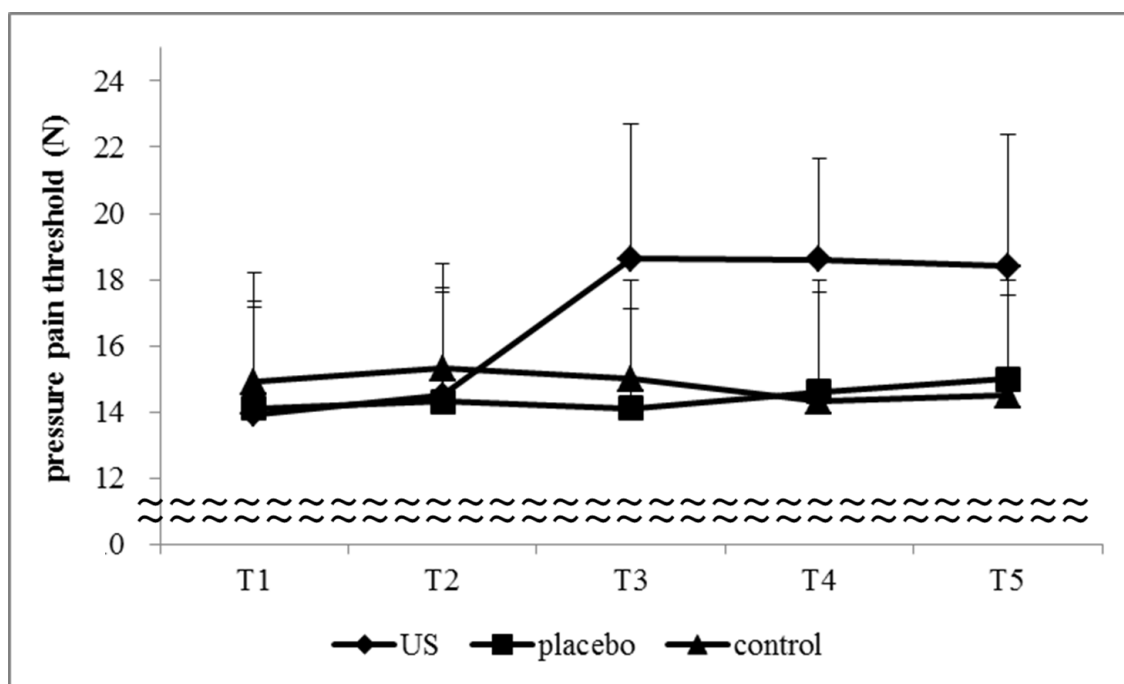


図 3-4 圧痛閾値の経時的変化パターン

US 群、Placebo 群、Control 群の圧痛閾値の経時的変化パターンを示している。圧痛閾値は US 群が Placebo 群および Control 群と比べて変化のパターンに違いを認めた ( $F_{(2,8)}=9.67, p<0.01$ )。

表 3-2 圧痛閾値の経時的変化

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における圧痛閾値の経時的変化を示している. US 群が Placebo 群と Control 群に比べ T3, T4, T5 で圧痛閾値が高かった ( $p < 0.01$ ). Placebo 群と Control 群には変化は認められなかった.

	T1	T2	T3	T4	T5
US	13.9 ± 3.2	14.5 ± 3.1	18.6 ± 4.1**	18.6 ± 3.1**	18.4 ± 4.0**
Placebo	14.1 ± 3.2	14.3 ± 3.4	14.1 ± 3.0	14.6 ± 3.4	15.0 ± 3.0
Control	14.9 ± 3.3	15.3 ± 3.2	15.0 ± 3.0	14.3 ± 3.3	14.5 ± 3.0

N=10, Unit: N (mean ± SD)

\*\* :  $p < 0.01$  (US vs. Placebo, Control)

### 3.3.3 痛覚閾値測定時の VAS

二元配置分散分析の結果, 痛覚閾値測定時の VAS において US 群, Placebo 群, Control 群の間に有意差は認められなかった (図 3-5・表 3-3).

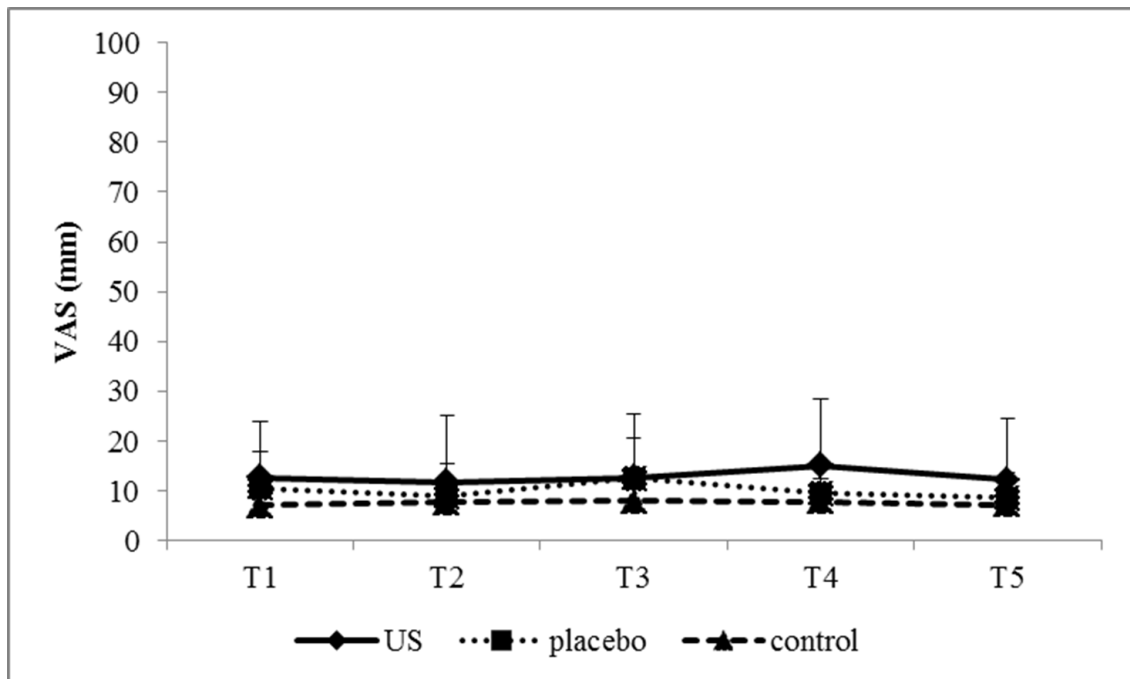


図 3-5 痛覚閾値測定時の VAS の経時的変化パターン

3 群間で有意差は認められなかった.

表 3-3 痛覚閾値測定時の VAS の経時的変化

	T1	T2	T3	T4	T5
US	12.6 ± 11.2	11.6 ± 13.5	12.6 ± 12.7	14.9 ± 13.4	12.1 ± 12.2
Placebo	10.4 ± 7.3	8.8 ± 6.4	12.4 ± 8.0	9.3 ± 6.2	8.4 ± 5.1
Control	7.0 ± 6.2	7.5 ± 7.8	7.8 ± 6.6	7.7 ± 4.7	7.1 ± 4.8

N=10, Unit: mm (mean ± SD)

### 3.3.4 圧痛閾値測定時の VAS

二元配置分散分析の結果, 圧痛閾値測定時の VAS において US 群, Placebo 群, Control 群の間に有意差は認められなかった (図 3-6・表 3-4)。

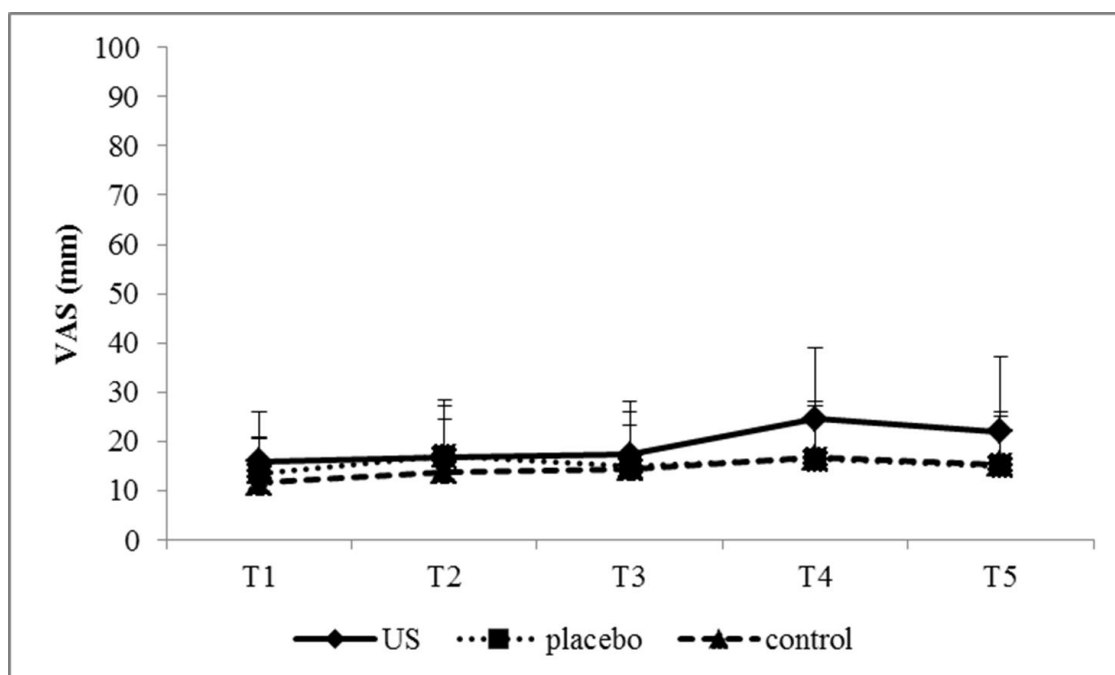


図 3-6 圧痛閾値測定時の VAS の経時的変化パターン

3 群間で有意差は認められなかった。

表 3-4 圧痛閾値測定時の VAS の経時的変化

	T1	T2	T3	T4	T5
US	15.8 ± 10.1	16.7 ± 10.6	17.2 ± 10.9	24.5 ± 14.4	21.9 ± 15.2
Placebo	13.4 ± 7.1	16.9 ± 11.5	14.8 ± 8.5	16.4 ± 11.5	15.0 ± 10.0
Control	11.5 ± 9.3	13.8 ± 10.7	14.3 ± 11.8	16.6 ± 10.6	15.3 ± 10.6

N=10, Unit: mm (mean ± SD)

### 3.3.5 皮膚表面温度の変化

二元配置分散分析の結果、皮膚表面温度において US 群は、Placebo 群、Control 群とは異なるパターンで変化した。 $(F_{(2,8)} = 108.12, p < 0.01)$  (図 3-7)。多重比較検定の結果、皮膚表面温度は T3, T4, T5 で US 群が Placebo 群と Control 群に比べ有意に高かった ( $p < 0.01$ ) (図 3-7・表 3-5)。しかし、US 群の皮膚表面温度は T3 (施行直後) で上昇したが、T5 (照射後 20 分) では照射前の T1 および T2 と同程度の温度に下降 (回復) した。Placebo 群と Control 群では、T3 で下降し、T5 では施行前の T1 および T2 と同程度の温度に上昇 (回復) した。

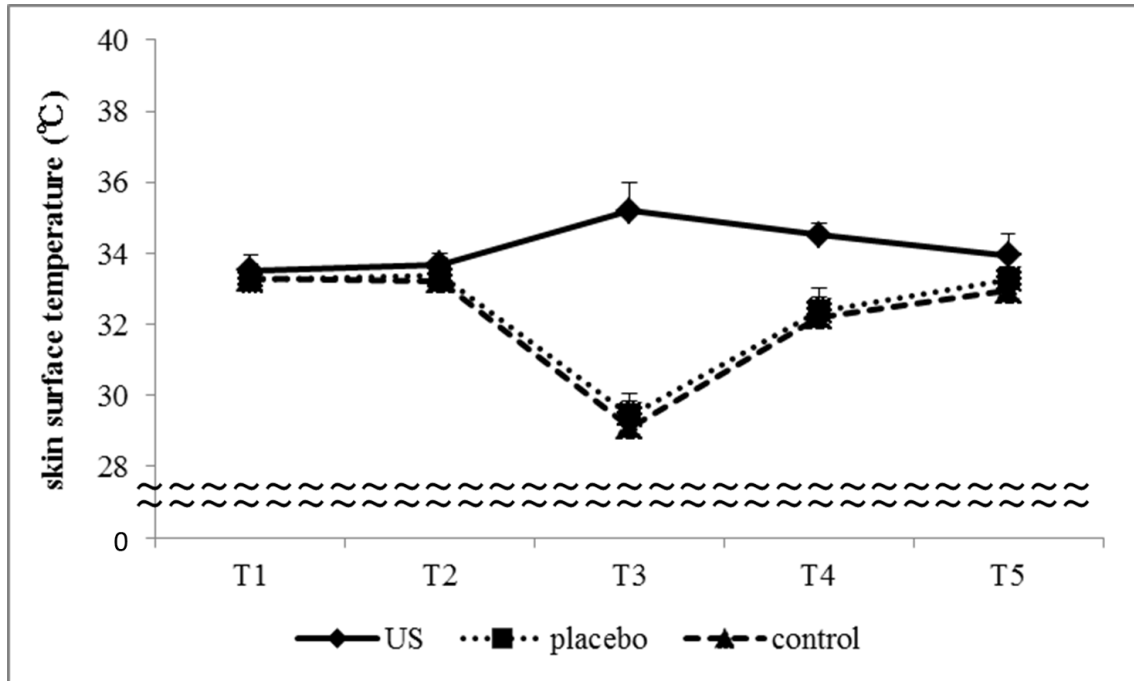


図 3-7 皮膚表面温度の経時的変化パターン

US 群, Placebo 群, Control 群の皮膚表面温度の経時的変化パターンを示している. 皮膚表面温度は US 群が Placebo 群および Control 群と比べて変化のパターンに違いを認めた ( $F_{(2, 8)} = 108.12, p < 0.01$ )

表 3-5 皮膚表面温度の経時的変化

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における皮膚表面温度の経時的変化を示している. US 群が Placebo 群と Control 群に比べ T3, T4, T5 で皮膚表面温度が高かった ( $p < 0.01$ ).

	T1	T2	T3	T4	T5
US	33.5 ± 0.4	33.7 ± 0.3	35.2 ± 0.8**	34.5 ± 0.3**	34.0 ± 0.6**
Placebo	33.3 ± 0.4	33.4 ± 0.5	29.5 ± 0.6	32.4 ± 0.6	33.3 ± 0.3
Control	33.3 ± 0.7	33.2 ± 0.6	29.1 ± 0.7	32.2 ± 0.5	33.0 ± 0.6

N=10, Unit: degree. C (°C) (mean ± SD)

\*\* :  $p < 0.01$  (US vs. Placebo, Control)

### 3.4 考 察

本研究では、超音波照射が疼痛閾値に与える影響を検討した。その結果、超音波照射後に痛覚および圧痛刺激の閾値が増加し、主観的疼痛評価である VAS の変化が認められなかった。この結果は、超音波が侵害刺激に対する閾値を上昇させたことを示している。すなわち、超音波照射後では照射前に加えた痛覚・圧痛刺激量以上の強い刺激が加えられているが、主観的に感じる痛みの程度は照射前や Placebo 群および Control 群との間に差がなく、超音波群において侵害刺激に対する閾値が上昇したことを示している。さらに、超音波照射後 20 分の時点でも侵害刺激に対する閾値がある程度維持されていることは、超音波による疼痛抑制効果が少なくとも 20 分間持続することを示唆している。

痛覚や圧痛刺激に応答する皮膚上の感覚受容器としては、高閾値機械受容器やポリモーダル受容器が存在する。刺すような鋭い痛みは高閾値機械受容器の発火による興奮が A $\delta$  線維を伝導し、皮膚上を圧迫して生じる鈍く疼くような痛みはポリモーダル受容器の発火による興奮が C 線維を伝導する<sup>16)</sup>。このことから、本実験における痛覚および圧痛の侵害刺激は上記の各侵害受容器の発火量を増大させるものと考えられる。疼痛抑制には侵害受容器の感度を低下させ、疼痛閾値を上昇させる必要がある。本実験では、超音波の振動刺激の作用や皮膚表面温度の変化が、皮膚に存在する触圧覚受容器と温痛覚受容器の閾値を上昇させたものと考えられる。このことから、超音波は、皮膚に存在する侵害受容器（高閾値機械受容器・ポリモーダル受容器）の感度の低下をもたらした可能性がある。特に、ポリモーダル受容器は、非侵害レベルから侵害レベルまでの広範囲の機械的・化学的・熱刺激に応じる特性があり、超音波照射により感度の変化が生じやすい受容器と考える。さらに、超音波の組織深達性<sup>18-21, 27, 81)</sup>を考慮すると、筋膜および骨格筋に存在する深部の感覚受容器<sup>93-96)</sup>の閾値に対しても影響を与えた可能性がある。以上の結果、超音波は、皮膚表面および筋深部の感覚受容器の閾値を上昇させ、これが痛覚や圧痛などの侵害刺激に対する感度の低下と痛覚および圧痛閾値の上昇をもたらすことが示唆された。

上記の効果は、超音波の温熱効果が影響したものと考えられる。Draper ら<sup>27)</sup>

は、本実験と同様の条件（周波数 3MHz, 強度 1.0W/cm<sup>2</sup>, 照射時間率 100%, 照射時間 10 分間）の照射により、深部 0.8cm と 1.6cm の温度が 5.8℃上昇したことを報告している。本実験では、皮膚表面温度が超音波照射直後に 1.7℃の上昇を示した。組織加温による生体反応の変化では、組織温度が 1℃上昇すると代謝の促進や軽度の炎症の軽減、2～3℃の上昇では疼痛および筋スパズムの軽減と血流の増加、4℃の上昇で組織伸張性の増加が起こる<sup>20-21)</sup>。本実験における皮膚表面温度は疼痛抑制に達する 2℃の温度上昇には至らなかったが、先行研究における深部温度の上昇<sup>18-21, 27, 81, 97-103)</sup>を考慮すると、超音波の温熱効果が疼痛閾値の上昇に大きく影響したものと考えられる。

一方、皮膚表面温度は超音波照射後 20 分に照射前と同程度の温度に下降した。それにも関わらず、この時点での疼痛閾値の上昇が維持されていることから、疼痛抑制における超音波療法の効果は持続性があることが示唆された。これらの持続効果は、筋深部の温熱の残存効果に加え、超音波の機械的効果が軟部組織に分布する感覚受容器の感度に対して作用している可能性も考えられる。

Placebo 群と Control 群においては皮膚表面温度が照射後 20 分間において低下した。これは超音波ゲルが気化熱の影響で冷却されたためと考えられる。一般的に、組織に対する冷却効果として疼痛閾値の上昇<sup>104)</sup>があるが、Placebo 群と Control 群においてはその効果は認められなかった。

本研究の結果から、超音波療法における有痛性疾患の治療戦略として、疼痛閾値が上昇している超音波照射後 20 分間以内の運動療法の積極的施行が推奨される。この期間は、超音波と運動療法の複合効果が期待される治療時期である。これは超音波療法と併用する運動療法の効果的な治療指標を示唆し、疼痛治療における臨床的意義は高いと考える。

### 3.5 結 論

本研究では、疼痛閾値に対する超音波照射の効果を検証した。疼痛閾値の評価は、痛覚閾値と圧痛閾値を指標に、痛覚計や圧痛計および VAS による複合的な疼痛評価によって実施した。その結果、ヒト生体組織に対する超音波照射の



効果として，痛覚閾値と圧痛閾値を上昇させ，更に 20 分間持続的に閾値が維持されることが示唆された．

## 第 4 章

### 超音波照射が筋硬度に与える影響

#### 4.1 背景・目的

超音波療法は、疼痛および関節拘縮に対する物理療法として臨床応用されている<sup>18-21)</sup>。このため、超音波療法の効果判定として疼痛評価の他に関節可動域を評価指標とした検討がなされている<sup>34-37, 75-76, 88, 105-106)</sup>。先行研究の多くは関節可動域の増大を示唆するものであるが、その要因として超音波から得られる温熱効果が筋や腱などの軟部組織の伸張性を増加させることにあると考察されている。しかし、直接的にヒト軟部組織の物性変化として軟部組織硬度などの客観的指標を用いて定量的に検証した報告はない。

軟部組織とは、臓器や骨などの硬組織を除く体組織と定義され、結合組織を含む皮膚、皮下組織、筋組織、線維組織、脂肪組織、血管、末梢神経などを総称する。軟部組織硬度とは、これら軟部組織の硬さを意味するが、このなかでも特に骨格筋の硬さを反映し、筋の硬度を示す。筋硬度の異常は、筋硬結や筋スパズム、関節拘縮、血液循環不全などの原因となり、疼痛や関節可動域制限を引き起こし、ADLやQOLの阻害因子となる。このため、筋硬度を評価することは疼痛や関節可動域制限に対する超音波の効果検証に重要である。しかしながら、臨床では視診・触診による主観的評価が中心であり、効果判定としての客観性に乏しいのが現状である。また、筋硬結や筋スパズムなどによる疼痛は安静時に限らず筋に負荷が加わる運動時（筋収縮時）に多く認められる。このため、筋硬度による効果判定は安静時のみでは不十分であり、運動時の評価も重要となる。

本研究では超音波療法の効果判定として組織硬度計による筋硬度の定量的評価を行った。今回使用した組織硬度計による筋硬度の評価は我々の報告<sup>85)</sup>により高い信頼性（再現性・妥当性）が確認されている。筋硬度の評価は、安静時と運動時の筋硬度を指標とし、超音波、Placebo、Controlの3つの施行条件で比較した。さらに、各施行条件の効果の経時的変化を確認するため、施行後20分までを観察した。上記の方法に基づき、本研究では、超音波照射が筋硬度に与える影響について明らかにすることを目的として研究を実施した。

## 4.2 方法

### 4.2.1 対象

対象は、健康成人男性 15 名とした。対象は、平均年齢 27（範囲：20 - 35）歳，身長  $174.1 \pm 5.8\text{cm}$ ，体重  $67.8 \pm 6.8\text{kg}$ ，BMI  $22.3 \pm 1.4$ ，利き手は全員右手であった。

本研究は、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 08-004）を得て行われたものである。全ての対象者には事前に本研究の目的と内容，利益および危険性について口頭および書面にて説明を行い，参加同意書への自筆による署名をもって研究協力の同意を得た。

### 4.2.2 研究デザイン

施行条件は、同一被験者に対し 1. 超音波照射あり（US 群），2. 超音波照射なしの擬似的施行（Placebo 群），3. 安静（Control 群）の 3 つを無作為順序にて実施した。異なる条件を施行する間隔は 1 週間以上とした。

### 4.2.3 実験条件

超音波は、周波数 3MHz，強度  $1\text{ W/cm}^2$ ，照射時間率 100%（連続照射），照射時間 10 分間，照射範囲は超音波導子面積の約 2 倍，照射方法は導子移動速度  $1\text{cm/s}$  のストローク法を用いて照射した。照射には超音波治療器（EU-940，伊藤超短波社製）を用いた。US 群は上記方法による超音波照射を実施し，Placebo 群では強度  $0\text{ W/cm}^2$ （超音波照射なし）としてストロークを実施した。Control 群には安静（超音波用ゲルの塗布なし）を指示した。皮膚と超音波導子の間には超音波用ゲルを十分に塗布した。さらに盲検化（Placebo）を行うため，超音波用ゲルを平均  $33^\circ\text{C}$  まで加温したのち皮膚に塗布した。US 群と Placebo 群の施行部位および測定部位は，第 7 頸椎棘突起から肩峰外側端の midpoint（右僧帽筋上部線維部）を中心とした超音波導子面積の約 2 倍の範囲とした。

測定項目は，安静時筋硬度と運動時筋硬度および皮膚表面温度の 3 つとした。安静時筋硬度と皮膚表面温度の測定肢位は，左右上肢をそれぞれの大腿上に乗

せた椅座位とした。運動時筋硬度は、被検側（右側）の肩関節外転 90°保持位による上肢の自重負荷を加えた状態、つまり僧帽筋上部線維の等尺性収縮時に測定した。安静時および運動時筋硬度測定時の場面を図 4-1 に示す。全ての測定は同一検者が実施した。測定機器は、組織硬度計（Accelerated Care Plus 社製プロトタイプ）と放射温度計（THI-700L, Tasco Japan 社製）を使用した。筋硬度測定は各 3 回施行し、その平均値を代表値として採用した。皮膚表面温度は各 1 回の測定値を採用した。



(1) 安静時筋硬度測定



(2) 運動時筋硬度測定

図 4-1 測定肢位

#### 4.2.4 実験手順

測定環境は、室温（25～26℃）、湿度（50～60% RH）が可及的に一定に保たれたものとした。測定を開始する前に対象者を測定室の環境に順応させるため 20 分間の順化時間を設定した。測定プロトコル（図 4-2）は、各施行（US・Placebo・Control）の 10 分間を含めた計 40 分間を 10 分間隔に分割し 5 回の測定を行った。測定順序は、T1（測定開始時）、T2（測定開始時より 10 分後、各施行の直前）、T3（各施行直後）、T4（各施行後 10 分）、T5（各施行後 20 分）とし、それぞれの時点で各項目を測定した。

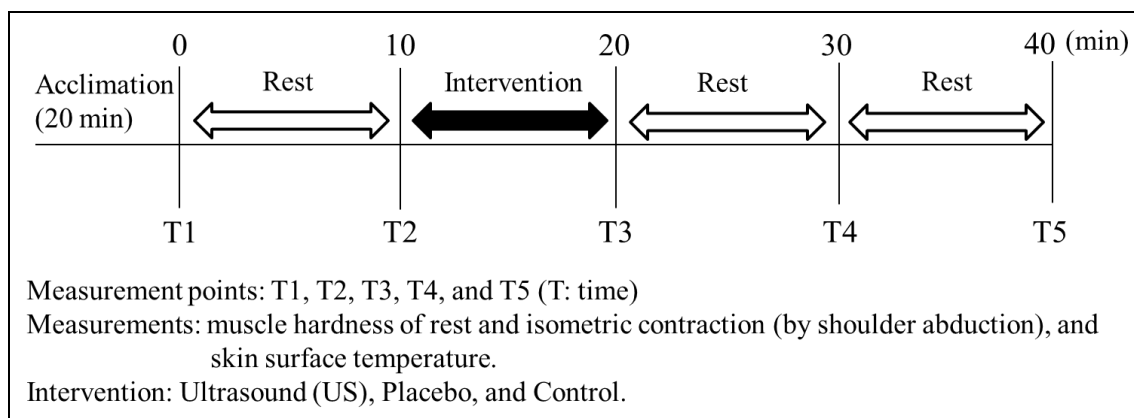


図 4-2 測定プロトコル

#### 4.2.5 統計解析

統計解析は、施行条件と測定時間を 2 要因 ( $3 \times 5$ ) とする反復測定による二元配置分散分析を行った後に多重比較 (Dunnett) 検定を実施した。有意水準は 5% とした。解析には、統計解析ソフトウェア SPSS 社製 for Windows ver. 11.5J を使用した。Dunnett 検定では、各項目の T1 (測定開始時) を対照とし T2 から T5 を比較し各施行条件内における経時的変化を検討した。

### 4.3 結果

#### 4.3.1 安静時筋硬度の変化

二元配置分散分析の結果、安静時筋硬度において US 群、Placebo 群、Control 群の施行条件と測定時間の間で変化のパターンに違いを認めた ( $p < 0.01$ ) (図 4-3)。多重比較 (Dunnett) 検定の結果では、US 群が T1 (測定開始時) に比べ T3, T4, T5 (照射後) で安静時筋硬度が有意に低下したが ( $p < 0.01$ )、Placebo 群と Control 群では有意差が認められなかった (図 4-3, 表 4-1)。US 群では T1 (測定開始時) と比べ T3 (照射直後) では 6.3% の筋硬度の低下が認められた。

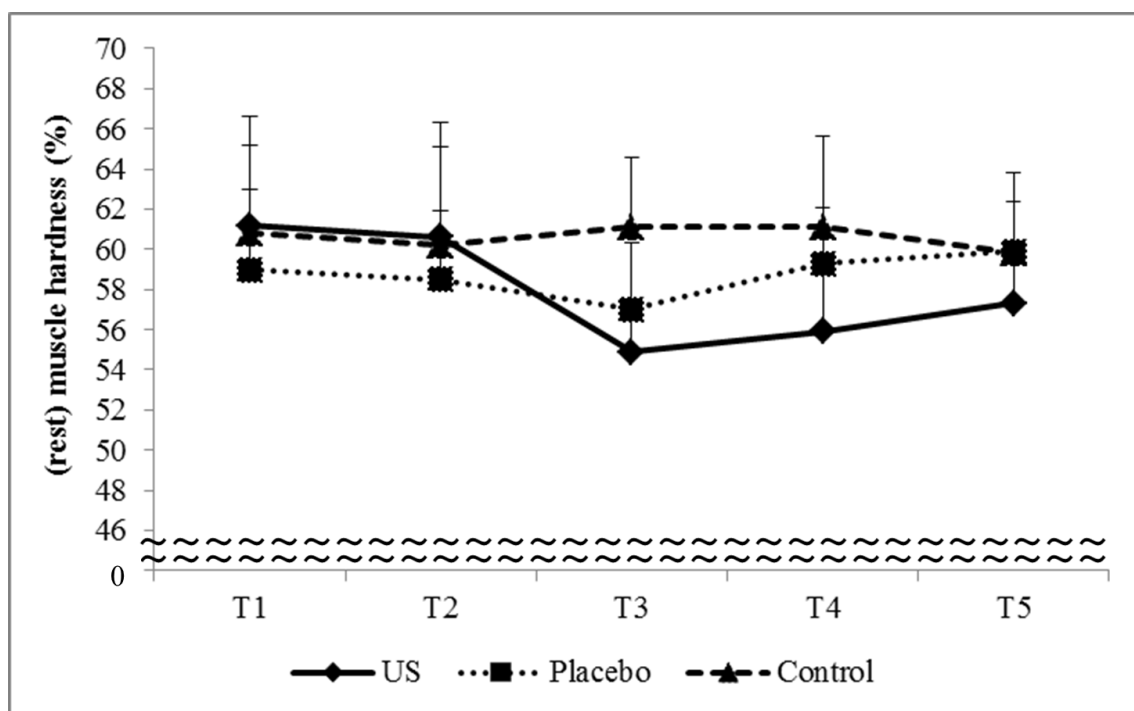


図 4-3 安静時筋硬度の経時的変化パターン

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における安静時筋硬度の経時的変化パターンを示している。安静時筋硬度は US 群と Placebo 群および Control 群の 3 つの施行条件間で変化のパターンに違いを認めた ( $p < 0.01$ )。

表 4-1 安静時筋硬度の経時的変化

US 群は, T1 と比較し T3, T4, T5 で安静時筋硬度が低下した ( $p < 0.01$ )。Placebo 群と Control 群には変化が認められなかった。

	T1	T2	T3	T4	T5
US	61.2 ± 5.4	60.6 ± 5.7	54.9 ± 5.4**	55.9 ± 5.2**	57.3 ± 5.1**
Placebo	59.0 ± 4.0	58.5 ± 3.4	57.0 ± 3.3	59.3 ± 2.8	59.9 ± 3.9
Control	60.8 ± 4.4	60.2 ± 4.9	61.1 ± 3.5	61.1 ± 4.5	59.8 ± 4.0

N=15, Unit: % (mean ± SD)

\*\*:  $p < 0.01$

#### 4.3.2 運動時筋硬度の変化

二元配置分散分析の結果、運動時筋硬度において US 群、Placebo 群、Control 群の施行条件と測定時間の間で変化のパターンに違いを認めた ( $p < 0.01$ ) (図 4-4). Dunnett 検定の結果では、US 群が T1 (測定開始時) に比べ T3, T4, T5 (照射後) で運動時筋硬度が有意に低下したが ( $p < 0.01$ ), Placebo 群と Control 群では有意差が認められなかった (図 4-4, 表 4-2). US 群では T1 (測定開始時) と比べ T3 (照射直後) では 4.1%の筋硬度の低下が認められた.

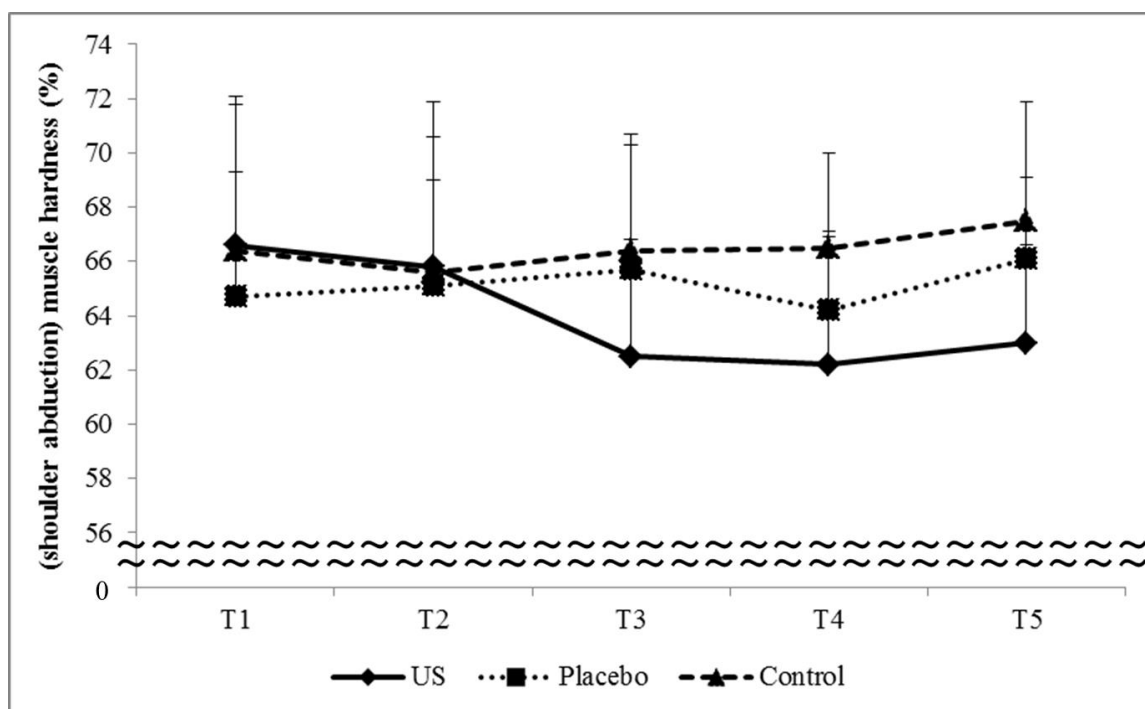


図 4-4 運動時筋硬度の経時的変化パターン

US 群、Placebo 群、Control 群の 3 条件における運動時筋硬度の経時的変化パターンを示している。運動時筋硬度は US 群と Placebo 群および Control 群の 3 つの施行条件間で変化のパターンに違いを認めた ( $p < 0.01$ )。



表 4-2 運動時筋硬度の経時的変化

US 群は、T1 と比較し T3, T4, T5 で運動時筋硬度が低下した ( $p < 0.01$ )。Placebo 群と Control 群には変化が認められなかった。

	T1	T2	T3	T4	T5
US	66.6 ± 5.2	65.8 ± 6.1	62.5 ± 4.3**	62.2 ± 4.7**	63.0 ± 3.6**
Placebo	64.7 ± 4.6	65.1 ± 3.9	65.7 ± 4.6	64.2 ± 2.9	66.1 ± 3.0
Control	66.4 ± 5.7	65.6 ± 5.0	66.4 ± 4.3	66.5 ± 3.5	67.5 ± 4.4

N=15, Unit: % (mean ± SD)

\*\* :  $p < 0.01$

#### 4.3.3 皮膚表面温度の変化

二元配置分散分析の結果、皮膚表面温度において US 群、Placebo 群、Control 群の施行条件と測定時間の間で変化のパターンに違いを認めた ( $p < 0.01$ ) (図 4-5)。Dunnett 検定の結果では、US 群は、T1 (測定開始時) に比べ T3~T4 (照射後) で有意な上昇を示したが ( $p < 0.01$ )、T5 では下降傾向であった ( $p < 0.05$ ) (図 4-5, 表 4-3)。一方、Placebo 群では T1 (測定開始時) に比べ T3, T4, T5 (照射後) で有意に低下し ( $p < 0.01$ )、Control 群には有意差が認められなかった (図 4-5, 表 4-3)。US 群は T1 (測定開始時) に比べ T3 (照射直後) では 3℃ の皮膚表面温度の上昇が認められた。しかし、照射後 20 分では時間経過とともに皮膚表面温度の下降を認め、測定開始時の温度に下降 (回復) する傾向を示した。Placebo 群は、施行直後で低下したが、施行後 20 分では時間経過とともに皮膚表面温度の上昇を認め、測定開始時の温度に回復する傾向を示した。Control 群は、皮膚表面温度の変化は認めず一定した状態を維持した。

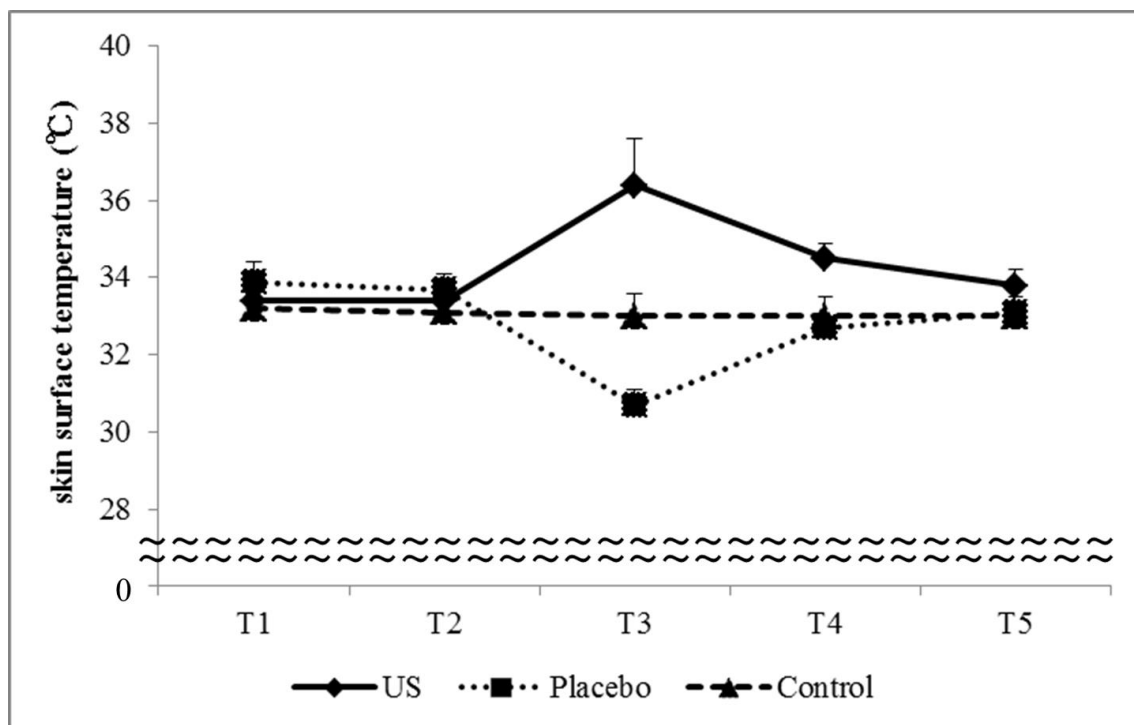


図 4-5 皮膚表面温度の経時的変化パターン

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における皮膚表面温度の経時的変化パターンを示している。皮膚表面温度は US 群と Placebo 群および Control 群の 3 つの施行条件間で変化のパターンに違いを認めた ( $p < 0.01$ )。

表 4-3 皮膚表面温度の経時的変化

US 群では T1 と比較し T3~T4 で有意な皮膚表面温度の上昇を認めたが ( $p < 0.01$ )，T5 では下降傾向であった ( $p < 0.05$ )。皮膚表面温度の最高温度 (36.4°C) は超音波照射直後 (T3) に認めた。Placebo 群は T1 と比較し T3~T5 で有意な皮膚表面温度の下降を認めた。Control 群には有意差は認めなかった。

	T1	T2	T3	T4	T5
US	33.4 ± 0.6	33.4 ± 0.5	36.4 ± 1.2**	34.5 ± 0.4**	33.8 ± 0.4*
Placebo	33.9 ± 0.5	33.7 ± 0.4	30.7 ± 0.4**	32.7 ± 0.3**	33.1 ± 0.2**
Control	33.2 ± 0.7	33.1 ± 0.7	33.0 ± 0.6	33.0 ± 0.5	33.0 ± 0.5

N=15, Unit: degree. C (°C) (mean ± SD)

\*\*:  $p < 0.01$ , \*:  $p < 0.05$

#### 4.4 考 察

本研究では、超音波照射が筋硬度に与える影響を検討した。その結果、超音波は安静時と運動時の筋硬度を低下させ、更に 20 分間持続的にその効果が維持されることが示唆された。

先行研究における関節拘縮に対する超音波療法の効果として、田坂ら<sup>105)</sup>はラット足関節拘縮モデルに対して、トレッドミル走行のみよりトレッドミル走行に超音波療法を併用することが関節可動域制限の予防に有効としている。Usuda ら<sup>106)</sup>はラット足関節拘縮モデルに対して、ストレッチングのみよりストレッチングと超音波療法や赤外線療法などの温熱療法を併用することが関節可動域制限の改善に有効としている。Wessling ら<sup>35)</sup>や Draper ら<sup>36)</sup>はヒトを対象とした実験で静的ストレッチングのみより静的ストレッチングと超音波療法を併用することが関節可動域増大に有効としている。Nakano ら<sup>107)</sup>や Bleakley ら<sup>108)</sup>の meta-analysis においても同様の報告がなされており、関節可動域増大に対するストレッチングと超音波療法の併用効果が示されている。これらの報告は、関節拘縮に対する治療法として従来から行なわれてきた運動療法に加え、超音波療法の併用効果の有用性を示唆するものである。しかし、関節拘縮は関節周囲の軟部組織、特に骨格筋の物性変化に由来するところが大きく<sup>109)</sup>、直接的に筋を中心とした軟部組織の変化を検証することが超音波療法の併用効果における根拠を明らかにする上で重要である。本実験の結果から、超音波照射によって筋硬度が低下することが明らかとなり、上記の併用効果の根拠が示された。この要因としては、超音波が筋の粘弾性に作用し、組織伸張性が増大したことが考えられる。

骨格筋を主とした軟部組織の 1 つの物理的特性として、粘性要素と弾性要素が複合された粘弾性要素（応力/歪み）が存在する<sup>83)</sup>。粘弾性要素は、温度によって粘性係数と弾性係数が変化する特性があり、温度が高くなるに従い応力に対する歪み量が徐々に増加する。すなわち、筋の粘弾性を変化させるためには、筋温の上昇が必要となる。超音波刺激は粒子の運動方向とエネルギーの進行方向が同じ波動である縦波であるため、組織に振動を与え摩擦を発生させる。こ

のような摩擦により生じた熱エネルギーや組織に吸収された超音波エネルギー、更には様々な形で生体内に伝播された超音波が干渉し合うことで産生された熱エネルギーによる超音波の温熱効果が、コラーゲン線維の伸張性増加<sup>31-33)</sup>、局所血流の増加<sup>38-42)</sup>、交感神経活動の抑制<sup>110)</sup>などに働き、筋の粘弾性に影響を与えたものと考えられる。Lehmann ら<sup>32)</sup> や Castel ら<sup>33)</sup> は、組織温度が 3℃以上上昇すると組織の粘弾性が増加し、効果的に軟部組織が伸張されると報告している。また、第 3 章 3.4 で述べた通り、Draper らは<sup>27)</sup> 超音波による深部温度の上昇を報告している。本実験の皮膚表面温度が 3℃超音波照射直後で上昇が認められた結果を考慮すると、超音波による温熱効果が筋の粘弾性変化に作用し、安静時と運動時の筋硬度を低下させたものと考ええる。しかしながら、超音波照射後 20 分において皮膚表面温度は下降したが、筋硬度の低下は維持される傾向を示した。この要因として、筋深部に対する温熱の残存効果に加えて超音波の機械的効果が影響したものと考えられる。第 1 章 1.2.3 で述べたように、超音波の機械的効果であるキャビテーションやマイクロストリーミングは、細胞液に発生した気泡の膨張・収縮により、気泡周囲の細胞液に微細流動を引き起こす。これらの超音波の機械的効果により組織の粘弾性の変化がもたらされた可能性がある。さらに、超音波の機械的効果から得られた細胞膜透過性やイオン移動の促進<sup>23-26)</sup> は、筋収縮・弛緩に関与するカルシウムイオンの放出・吸収促進に作用する。これらの効果は、筋硬度に対して持続的に作用する効果であり、特に運動時筋硬度の低下は、筋の粘弾性変化に加えて筋収縮が円滑化した結果であると考えられる。運動課題として用いた肩関節外転 90°による上肢の自重負荷は、同一被験者による施行のため各群において共通の負荷となる。その同一負荷のために発揮される必要がある筋の負担を、超音波照射により軽減できることが示唆された。

臨床的に筋硬結や筋スパズムなどで疼痛を有する症例においては、筋の防御反応や過剰な筋活動により筋硬度が増加し自動運動（自動関節可動域）が制限される。したがって、運動時筋硬度の低下は、自動運動を円滑にし、パフォーマンスの向上に繋がる可能性があるものと考ええる。今回検討した安静時と運動

時筋硬度に対する超音波照射の効果については先行研究では報告されておらず、今後の臨床評価への応用や治療効果を示す有用な情報であると考える。

本研究により、超音波照射は筋の粘弾性に影響し、安静時と運動時の筋硬度を低下させることが明らかになった。

#### **4.5 結 論**

本研究では、筋硬度に対する超音波照射の効果を検証した。筋硬度の評価は、安静時と運動時の筋硬度を指標に、組織硬度計による定量的評価を実施した。その結果、ヒト生体組織に対する超音波照射の効果として、安静時と運動時の筋硬度を低下させ、更に 20 分間持続的にその効果が維持されることが示唆された。

## 第 5 章

超音波照射が関節可動域と筋硬度および伸張痛に与える影響

## 5.1 背景・目的

超音波療法は、疼痛および関節拘縮に対する物理療法として臨床応用されている<sup>18-21)</sup>。このため、先行研究では疼痛や関節可動域を指標とした検討がなされているが<sup>34-37, 75-76, 88, 105-106, 111-113)</sup>、客観性の高い研究手法にて定量的にこれらの効果を示す報告が少ない。また、超音波の即時効果に言及した報告が多く、その持続性は不明である。本研究では、第 3 章において、疼痛の一次的原因である侵害刺激（痛覚・圧痛刺激）を用いて疼痛閾値の変化を、第 4 章では、疼痛や関節可動域の関連因子である筋硬度を指標とし、それぞれ超音波照射の効果とその持続性を明らかにした。しかしながら、疼痛の改善や関節可動域の増大には、第 3 章と第 4 章で示した結果以外にも、実際の関節運動によって生じる伸張痛（筋の伸張に伴う痛み）の改善が重要となるが、関節可動域と筋硬度および伸張痛に対する超音波照射の効果とこれらの関連性を定量的に示す報告はない。

先行研究では、自動運動・他動運動を含む関節可動域測定にゴニオメーターが使用されているが、検査者間における測定誤差が高く、測定の信頼性が低いことが指摘されている<sup>114-115)</sup>。さらに、他動関節可動域測定における最終域感（関節可動域の最終域から他動運動で押圧した際に生じる抵抗感）の押圧力が統一されておらず、検査者の押圧力によって得られる可動域（角度）が左右される。また、他動関節可動域測定時の最終域感における伸張痛の程度を評価した報告はない。筋硬度測定においては、第 4 章で述べた通り、これまでは視診・触診による評価が主であり、効果判定としての客観性が乏しいことが課題であった。

本研究では、自動・他動関節可動域測定にデジタル角度計を用いた定量的評価を実施した。他動関節可動域測定にはハンドヘルドダイナモメーターを使用し、最終域感における押圧力を統一し測定した。また、他動関節可動域測定時に生じた伸張痛の程度を visual analog scale (VAS) を用いて評価した。これらの評価項目は、超音波、Placebo、Control の 3 つの施行条件で比較し、さらに各条件の効果の経時的変化を確認するため、施行後 20 分までを観察した。上記の方法に基づき、本研究では、超音波照射が関節可動域と筋硬度および伸張痛に与

える影響とこれらの関連性について明らかにすることを目的として研究を実施した。

なお、本章は、投稿論文「超音波照射が筋硬度と関節可動域に与える影響」と「Effects of therapeutic ultrasound on range of motion and stretch pain」の2つの論文の実験結果をまとめて記述する。「超音波照射が筋硬度と関節可動域に与える影響」を研究3、「Effects of therapeutic ultrasound on range of motion and stretch pain」を研究4として表記する。評価項目は、研究3が、自動関節可動域と安静時筋硬度および皮膚表面温度を、研究4が、自動・他動関節可動域と伸張痛および皮膚表面温度とした。上記2つの研究は、実験デザインおよび測定プロトコルともに同様の方法で実施した。

## 5.2 方法

### 5.2.1 対象

#### 5.2.1.1 対象（研究3）

対象は、健常成人男性45名とした。対象は、平均年齢23（範囲：20 - 35）歳，身長  $172.1 \pm 6.3$  cm，体重  $67.3 \pm 11.9$  kg，BMI  $22.6 \pm 3.1$ ，利き手は全員右手であった。

#### 5.2.1.2 対象（研究4）

対象は、健常成人男性15名とした。対象は、平均年齢26（範囲：21 - 32）歳，身長  $171.7 \pm 6.0$  cm，体重  $62.7 \pm 6.9$  kg，BMI  $21.3 \pm 2.2$ ，利き手は全員右手であった。

#### 5.2.1.3 倫理

本研究は、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08-004）を得て行われた研究である。全ての対象者には事前に本研究の目的と内容，利益および危険性について口頭および書面にて説明を行い，参加同意書には自筆による署名をもって研究協力の同意を得た。



### 5.2.2 研究デザイン

施行条件は、同一被験者に対し 1. 超音波照射あり (US 群), 2. 超音波照射なしの擬似的施行 (Placebo 群), 3. 安静 (Control 群) の 3 つを無作為順序にて実施した。異なる条件を施行する間隔は 1 週間以上とした。

### 5.2.3 実験条件

超音波は、周波数 3MHz, 強度  $1\text{W}/\text{cm}^2$ , 照射時間率 100% (連続照射), 照射時間 10 分間, 照射範囲を超音波導子面積の約 2 倍, 照射方法は導子移動速度  $1\text{cm}/\text{s}$  のストローク法にて照射した。照射には超音波治療器 (EU-940, 伊藤超短波社製) を用いた。US 群は上記方法による超音波照射を実施し, Placebo 群では強度  $0\text{W}/\text{cm}^2$  (超音波照射なし) としてストロークを実施した。Control 群は安静を指示したが, 研究 3 では超音波用ゲルの塗布を行わず, 研究 4 においては超音波用ゲルの塗布を行った。皮膚と超音波導子の間には超音波用ゲルを十分に塗布した。さらに盲検化 (Placebo) を行うため, 超音波用ゲルを平均  $33^\circ\text{C}$  まで加温したのち皮膚に塗布した。US 群と Placebo 群および Control 群の施行部位および測定部位は, 研究 3 では第 7 頸椎棘突起から肩峰外側端の midpoint (右僧帽筋上部線維部) を, 研究 4 では第 7 頸椎棘突起から鎖骨肩峰端上縁最突出部の midpoint (右僧帽筋上部線維部) を中心とした超音波導子面積の約 2 倍の範囲とした。

測定項目は, 研究 3 では, 頸部左側屈の自動関節可動域, 右僧帽筋上部線維部の安静時筋硬度と皮膚表面温度の 3 つとした。研究 4 では, 頸部左側屈の自動関節可動域および他動関節可動域, 右僧帽筋上部線維部の伸張痛および皮膚表面温度の 4 つとした。他動関節可動域の評価にはハンドヘルドダイナモメーターを使用し, 右側頭部を 30N で押圧した際の関節可動域を測定した。また, 伸張痛は他動関節可動域測定時 (筋が伸張された状態) における疼痛の程度とし, VAS を用いて評価した。他動関節可動域測定と伸張痛測定の肢位は, active individual muscle stretching (active ID stretching) の僧帽筋上部線維の伸張肢位・方法に順じて施行した<sup>116)</sup>。関節可動域および伸張痛測定時の様子を図 5-1 に示

す．測定肢位は，可及的に体幹中間位を保持し，左右上肢をそれぞれの大腿上に乗せた椅座位とした．測定機器は，組織硬度計（OE-220，伊藤超短波社製），放射温度計（THI-700L，Tasco Japan 社製），デジタル角度計（MJ-1，佐藤商事社製），ハンドヘルドダイナモメーター（ $\mu$ -Tas MT-1，anima 社製）を使用した．なお，筋硬度測定と自動関節可動域測定は各 3 回施行し，その平均値を代表値として解析を行った．他動関節可動域測定（伸張痛測定を含む）と皮膚表面温度は各 1 回の測定値を採用した．



(1) 関節運動前



(2) 関節運動後



(3) 他動関節可動域測定時の伸張肢位

図 5-1 関節可動域測定

#### 5.2.4 実験手順

測定環境は、室温（24～26℃）、湿度（40～60% RH）が可及的に一定に保たれたものとした。測定を開始する前に対象者を測定室の環境に順応させるため 20 分間の順化時間を設定した。測定プロトコル(図 5-2)は、各施行(US・Placebo・Control)の 10 分間を含めた計 40 分間を 10 分間隔に分割し 5 回の測定を行った。測定順序は、T1（測定開始時）、T2（測定開始時より 10 分後、各施行の直前）、T3（各施行直後）、T4（各施行後 10 分）、T5（各施行後 20 分）とし、それぞれの時点で各項目を測定した。

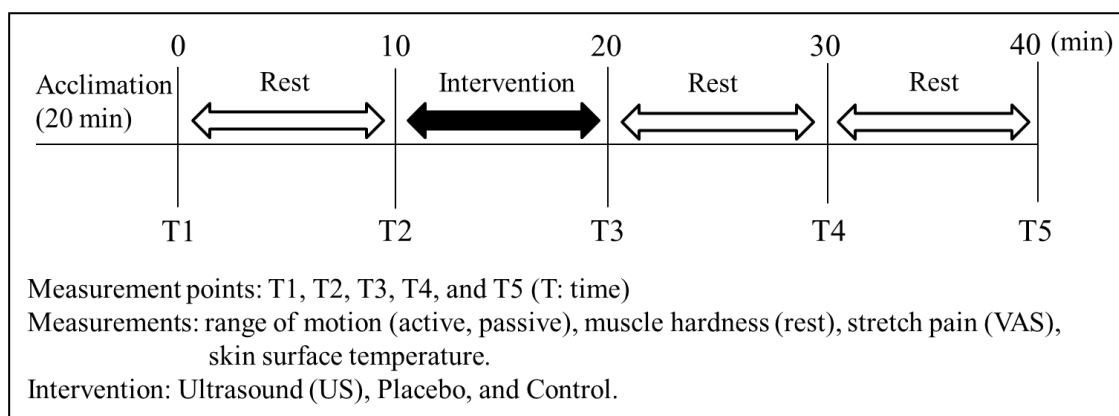


図 5-2 測定プロトコル

#### 5.2.5 統計解析

統計解析は、施行条件と測定時間を 2 要因（3 × 5）とする反復測定による二元配置分散分析を行った後に多重比較（Tukey）検定を実施した。有意水準は 5% とした。解析には、統計解析ソフトウェア SPSS 社製 for Windows ver. 18.0J（研究 3）および ver. 21（研究 4）を使用した。

## 5.3 結果

### 5.3.1 自動関節可動域と安静時筋硬度の変化（研究3）

二元配置分散分析の結果，自動関節可動域と安静時筋硬度において US 群，Placebo 群，Control 群の施行条件と測定時間の間で変化のパターンに違いを認めた（自動関節可動域： $F_{(2,8)} = 30.65$ ,  $p < 0.01$ ，安静時筋硬度： $F_{(2,8)} = 16.46$ ,  $p < 0.01$ ）（図 5-3, 図 5-4）．多重比較の結果では，自動関節可動域は T3, T4, T5（照射後）で US 群が Placebo 群および Control 群に比べ有意に高かった（ $p < 0.01$ ）（図 5-3, 表 5-1）．Placebo 群および Control 群には有意差は認められなかった（図 5-3, 表 5-1）．安静時筋硬度は，第 4 章の US 群の群内比較では T1 と比べ T3, T4, T5（照射後）が低下したが，本章の群間比較では T3, T4, T5（照射後）で US 群が Placebo 群および Control 群に比べ有意に低かった（ $p < 0.01$ ）（図 5-4, 表 5-2）．また，Placebo 群は，第 4 章の結果（群内比較）では有意差が認められなかったが，本章の群間比較では T3 のみ Control 群に比べ有意に低かった（ $p < 0.05$ ）（図 5-4, 表 5-2）．

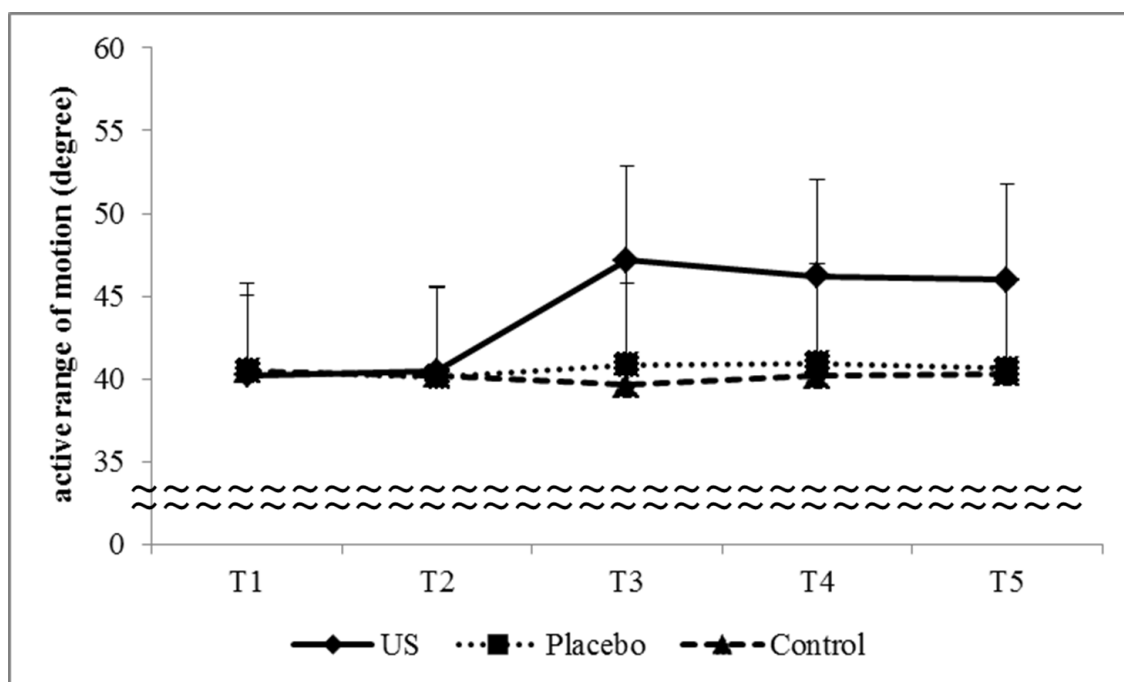


図 5-3 自動関節可動域の経時的変化パターン

US 群，Placebo 群，Control 群の 3 条件における自動関節可動域の経時的変化パターンを示している．自動関節可動域は US 群が Placebo 群および Control 群に比べて変化のパターンに違いを認めた（ $F_{(2,8)} = 30.65$ ,  $p < 0.01$ ）．

表 5-1 自動関節可動域の経時的変化

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における自動関節可動域の経時的変化を示している. US 群が Placebo 群と Control 群に比べ T3, T4, T5 で自動関節可動域が高かった ( $p < 0.01$ ). Placebo 群と Control 群には変化は認められなかった.

	T1	T2	T3	T4	T5
US	40.2 ± 4.8	40.5 ± 5.1	47.2 ± 5.7**	46.2 ± 5.9**	46.0 ± 5.8**
Placebo	40.5 ± 5.3	40.1 ± 5.4	40.8 ± 6.1	40.9 ± 6.1	40.6 ± 5.4
Control	40.5 ± 6.0	40.2 ± 5.9	39.6 ± 5.6	40.2 ± 6.0	40.3 ± 5.3

N=45, Unit: degree (°) (mean ± SD)

\*\*:  $p < 0.01$  (US vs. Placebo, Control)

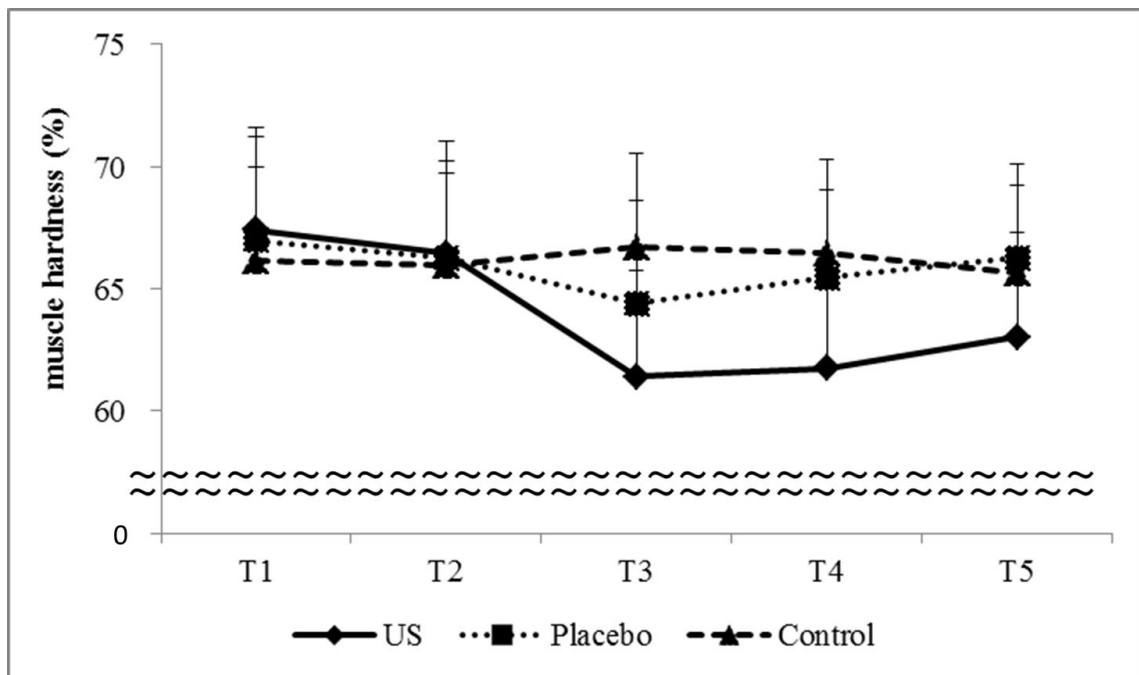


図 5-4 安静時筋硬度の経時的変化パターン

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における安静時筋硬度の経時的変化パターンを示している. 安静時筋硬度は US 群と Placebo 群および Control 群の 3 つの施行条件間において変化のパターンに違いを認めた ( $F_{(2,8)} = 16.46$ ,  $p < 0.01$ ).

表 5-2 安静時筋硬度の経時的変化

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における安静時筋硬度の経時的変化を示している. US 群が Placebo 群と Control 群に比べ T3, T4, T5 で筋硬度が低かった ( $p < 0.01$ ). また, T3 のみ Placebo 群が Control 群に比べ筋硬度が低かった ( $p < 0.05$ ).

	T1	T2	T3	T4	T5
US	67.4 ± 4.2	66.5 ± 4.6	61.4 ± 4.4**	61.7 ± 4.2**	63.0 ± 4.3**
Placebo	67.0 ± 4.3	66.3 ± 3.4	64.4 ± 4.2†	65.5 ± 3.6	66.3 ± 3.9
Control	66.1 ± 3.8	66.0 ± 4.2	66.7 ± 3.8	66.4 ± 3.8	65.6 ± 3.6

N=45, Unit: (%) (mean ± SD)

\*\*:  $p < 0.01$  (US vs. Placebo, Control), †:  $p < 0.05$  (Placebo vs. Control)

### 5.3.2 皮膚表面温度の変化 (研究 3)

二元配置分散分析の結果, 皮膚表面温度は US 群, Placebo 群, Control 群の施行条件と測定時間の間で変化のパターンに違いを認めた ( $F_{(2, 8)} = 457.05$ ,  $p < 0.01$ ) (図 5-5). 多重比較の結果では, これまでの研究 1, 2 と同様, 照射後で US 群が Placebo 群および Control 群に比べ有意に高かった ( $p < 0.01$ ) (図 5-5, 表 5-3). その一方, Placebo 群は Control 群に比べ有意に皮膚表面温度が低かった ( $p < 0.01$ ) (図 5-5, 表 5-3). US 群の皮膚表面温度は T1 (測定開始時) に比べ T3 (照射直後) では平均 2.8°C の温度上昇が認められた. しかしながら, 照射後 20 分間の時間経過とともに皮膚表面温度の低下を認め, T5 (照射後 20 分) では T1 および T2 (照射前) と同程度の温度に下降 (回復) する傾向を示した. Placebo 群は, 施行直後で低下したが, 施行後 20 分では時間経過とともに皮膚表面温度の上昇を認め, 測定開始時の温度に回復する傾向を示した. Control 群では, 皮膚表面温度の変化は認めず一定した状態を維持した.

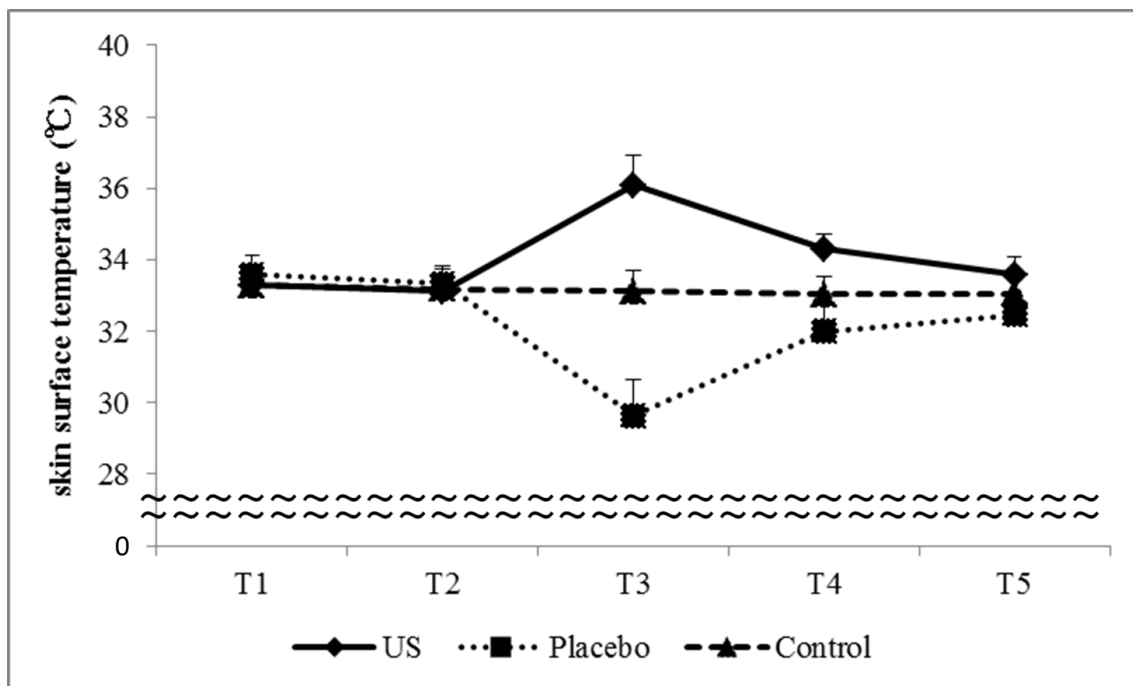


図 5-5 皮膚表面温度の経時的変化パターン

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における皮膚表面温度の経時的変化パターンを示している. 皮膚表面温度は US 群と Placebo 群および Control 群の 3 つの施行条件間において変化のパターンに違いを認めた ( $F_{(2,8)} = 457.05$ ,  $p < 0.01$ )

表 5-3 皮膚表面温度の経時的変化

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における皮膚表面温度の経時的変化を示している. US 群が Placebo 群および Control 群に比べ T3, T4, T5 で皮膚表面温度が高かった ( $p < 0.01$ ). しかし, US 群は照射後 20 分間の時間経過とともに皮膚表面温度は下降し, T5 では T1 および T2 と同程度の温度に回復する傾向を示した. Placebo 群は Control 群に比べ皮膚表面温度が低かった ( $p < 0.01$ ).

	T1	T2	T3	T4	T5
US	33.3 ± 0.6	33.1 ± 0.5	36.1 ± 0.9**	34.3 ± 0.4**	33.6 ± 0.5**
Placebo	33.6 ± 0.5	33.3 ± 0.5	29.6 ± 1.0††	32.0 ± 0.7††	32.5 ± 0.6††
Control	33.3 ± 0.6	33.2 ± 0.5	33.1 ± 0.6	33.0 ± 0.5	33.0 ± 0.5

N=45, Unit: degree.C (°C) (mean ± SD)

\*\*:  $p < 0.01$  (US vs. Placebo, Control) , ††:  $p < 0.01$  (Placebo vs. Control)

### 5.3.3 自動・他動関節可動域と伸張痛の変化（研究4）

二元配置分散分析の結果、自動・他動関節可動域において US 群の測定時間の間における変化のパターンは、Placebo 群、Control 群の施行条件のパターンとは異なっていた（自動関節可動域： $F_{(2,8)} = 11.88, p < 0.01$ ，他動関節可動域： $F_{(2,8)} = 5.05, p < 0.01$ ）（図 5-6, 図 5-7）．多重比較の結果、自動・他動関節可動域は T3, T4, T5 で US 群が Placebo 群と Control 群に比べ有意に高かった（ $p < 0.05$ ）（図 5-6, 図 5-7），（表 5-4, 表 5-5）．伸張痛の VAS においては US 群，Placebo 群，Control 群の施行条件と測定時間の間で変化のパターンに違いは認められなかった（図 5-8・表 5-6）．

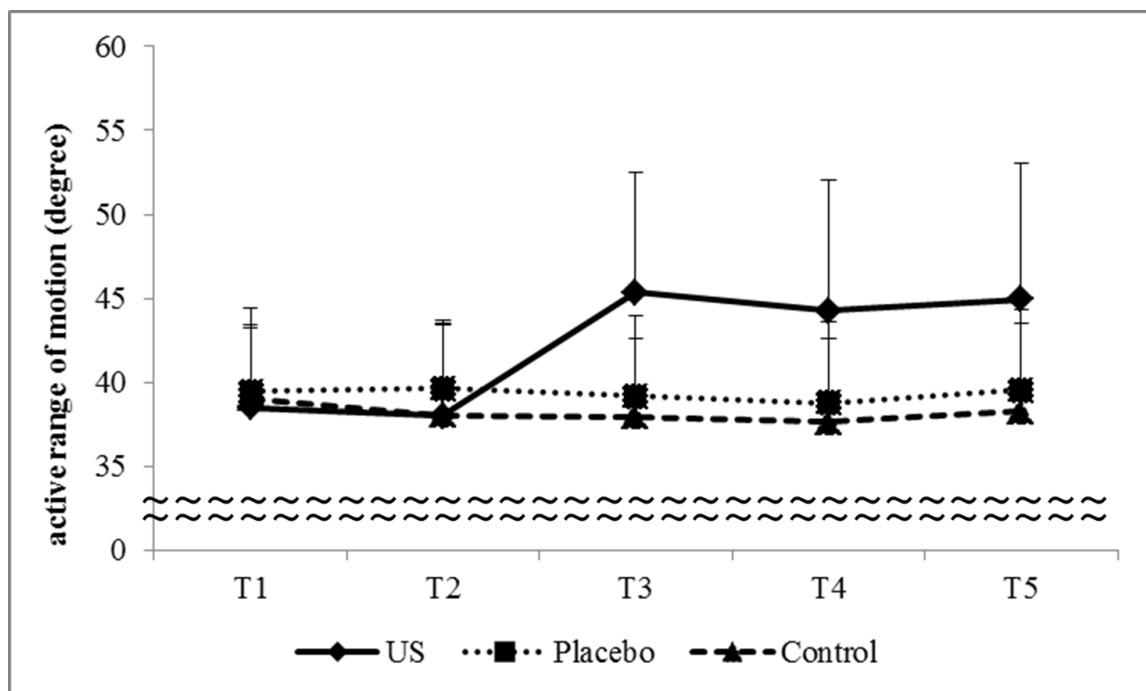


図 5-6 自動関節可動域の経時的変化パターン

US 群，Placebo 群，Control 群の 3 条件における自動関節可動域の経時的変化パターンを示している．自動関節可動域は US 群が Placebo 群および Control 群に比べて変化のパターンに違いを認めた（ $F_{(2,8)} = 11.88, p < 0.01$ ）



図 5-4 自動関節可動域の経時的変化

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における自動関節可動域の経時的変化を示している.  
US 群が Placebo 群と Control 群に比べ T3, T4, T5 で自動関節可動域が高かった ( $p < 0.01$ ).

	T1	T2	T3	T4	T5
US	$38.5 \pm 4.8$	$38.0 \pm 5.6$	$45.4 \pm 7.2^{**}$	$44.3 \pm 7.8^{**}$	$44.9 \pm 8.1^{**}$
Placebo	$39.4 \pm 4.0$	$39.6 \pm 4.1$	$39.2 \pm 3.4$	$38.8 \pm 3.9$	$39.6 \pm 4.0$
Control	$39.0 \pm 5.4$	$38.0 \pm 5.4$	$37.9 \pm 6.0$	$37.6 \pm 6.0$	$38.3 \pm 6.1$

N=15, Unit: degree ( $^{\circ}$ ) (mean  $\pm$  SD)

\*\*:  $p < 0.01$  (US vs. Placebo, Control)

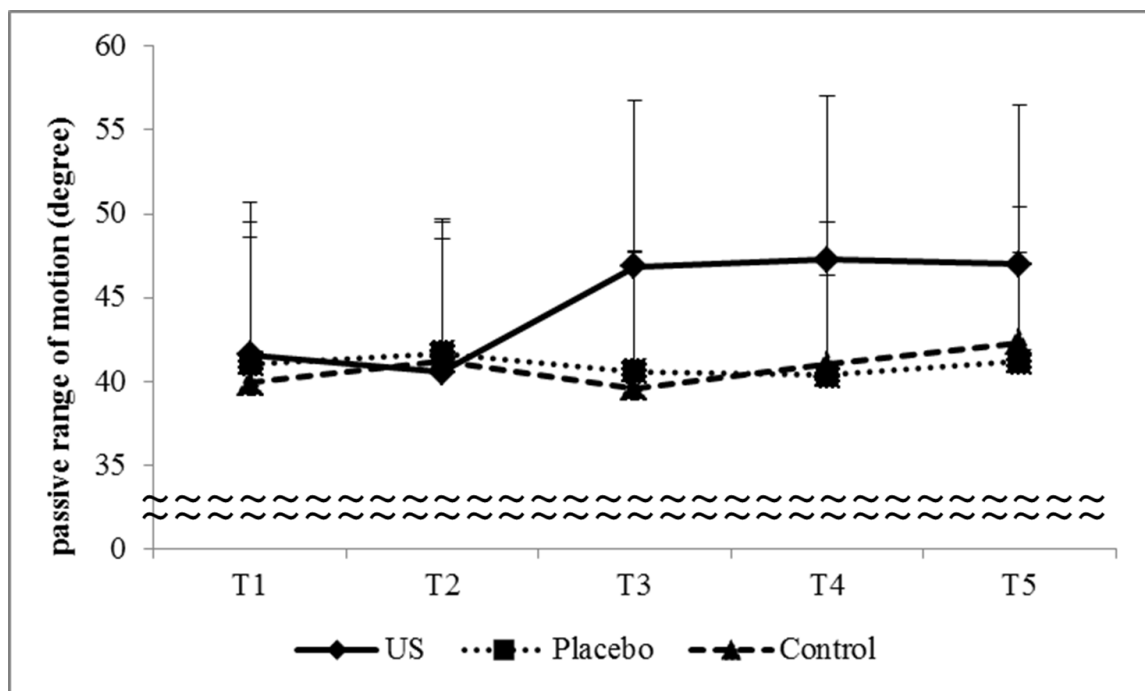


図 5-7 他動関節可動域の経時的変化パターン

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における他動関節可動域の経時的変化パターンを示している. 他動関節可動域は US 群が Placebo 群および Control 群に比べて変化のパターンに違いを認めた ( $F_{(2,8)} = 5.05, p < 0.01$ )

表 5-5 他動関節可動域の経時的変化

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における他動関節可動域の経時的変化を示している.  
US 群が Placebo 群と Control 群に比べ T3, T4, T5 で他動関節可動域が高かった ( $p < 0.05$ ).  
Placebo 群と Control 群には変化は認められなかった.

	T1	T2	T3	T4	T5
US	41.6 ± 9.1	40.5 ± 8.0	46.8 ± 9.9** †	47.3 ± 9.8** ††	47.0 ± 9.5* ††
Placebo	41.0 ± 8.5	41.7 ± 7.9	40.6 ± 7.1	40.4 ± 5.9	41.2 ± 6.5
Control	39.9 ± 8.7	41.2 ± 8.4	39.6 ± 8.2	41.0 ± 8.5	42.3 ± 8.1

N=15, Unit: degree (°) (mean ± SD)

\*\* $: p < 0.01$  (US vs. Control), \* $: p < 0.05$  (US vs. Control)

†† $: p < 0.01$  (US vs. Placebo), † $: p < 0.05$  (US vs. Placebo)

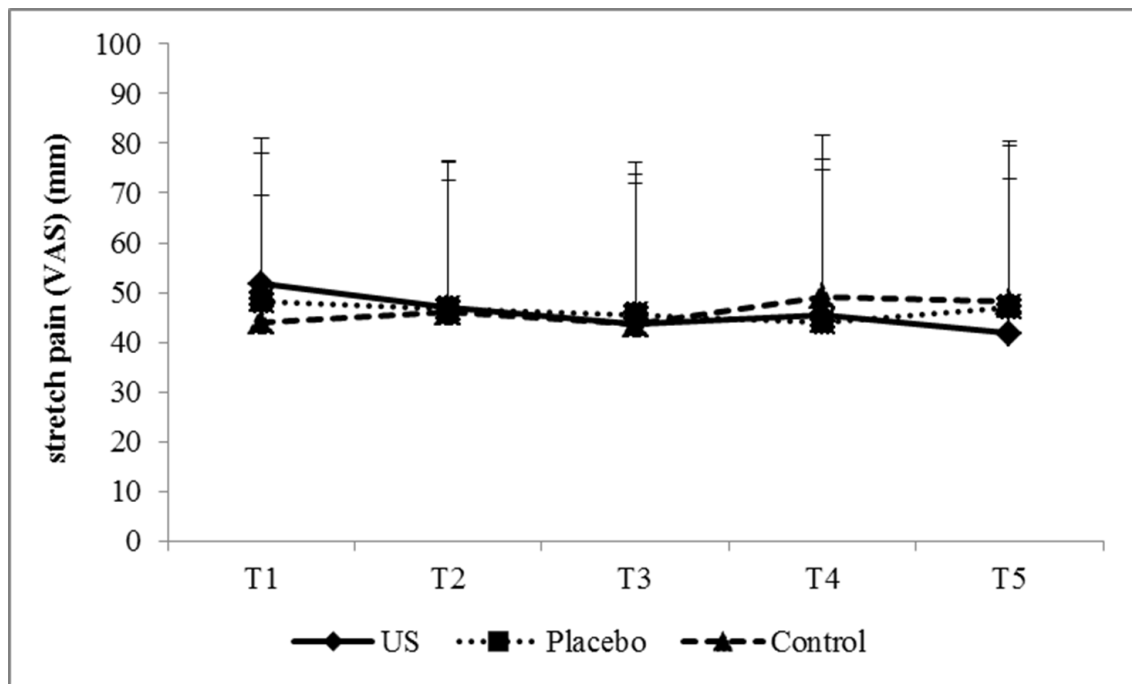


図 5-8 伸張痛の経時的変化パターン

3 群間において有意差は認められなかった.

表 5-6 伸張痛の経時的変化  
3 群間において有意差は認められなかった.

	T1	T2	T3	T4	T5
US	51.7 ± 29.5	46.9 ± 29.7	43.7 ± 30.0	45.4 ± 31.5	41.7 ± 31.2
Placebo	48.2 ± 29.7	46.7 ± 29.4	45.5 ± 30.8	44.0 ± 30.6	47.0 ± 33.4
Control	44.1 ± 25.4	46.0 ± 26.5	43.5 ± 28.5	49.1 ± 32.5	48.1 ± 31.3

N=15, Unit: mm (mean ± SD)

#### 5.3.4 皮膚表面温度の変化（研究 4）

二元配置分散分析の結果, 研究 1, 2, 3 と同様, US 群の皮膚表面温度は, Placebo 群, Control 群の施行条件とは異なるパターンで変化した ( $F_{(2,8)} = 89.18, p < 0.01$ ) (図 5-9). 多重比較の結果, 皮膚表面温度はこれまでの実験と同様, T3, T4, T5 で US 群が Placebo 群と Control 群に比べ有意に高く, ( $p < 0.01$ ) (図 5-9・表 5-7) T5 では照射前の T1 および T2 と同程度の温度に下降 (回復) した. Placebo 群と Control 群では, T3 で下降し, T5 では施行前の T1 および T2 と同程度の温度に回復した.

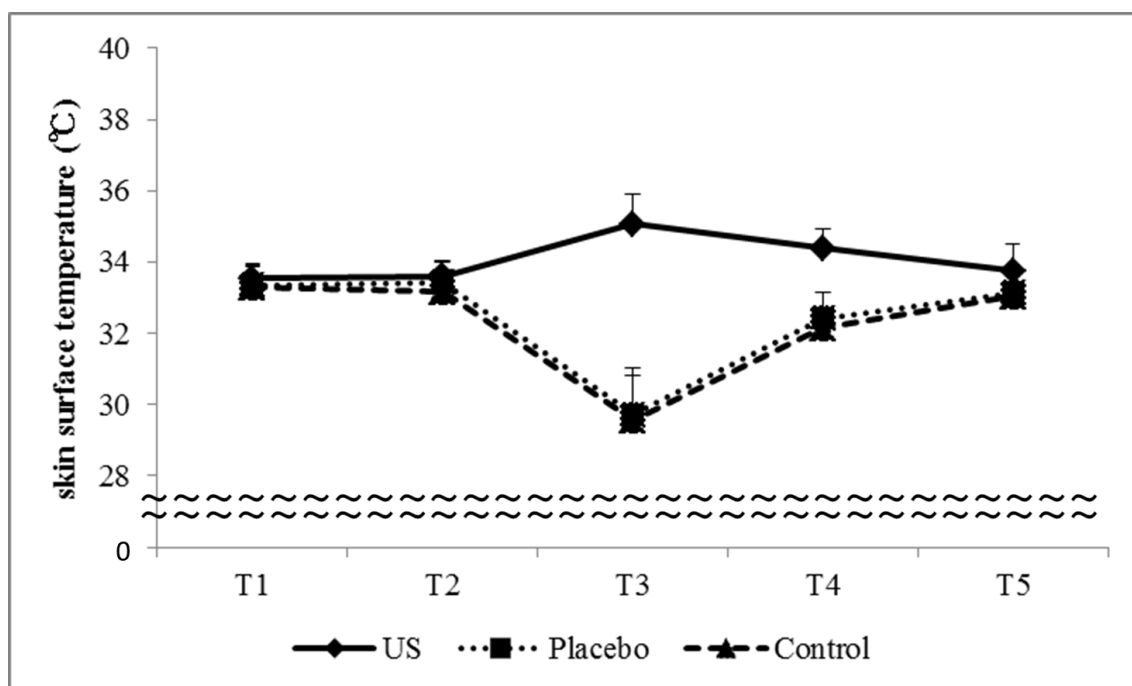


図 5-9 皮膚表面温度の経時的変化パターン

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における皮膚表面温度の経時的変化パターンを示している。皮膚表面温度は, US 群が Placebo 群および Control 群に比べて変化のパターンに違いを認めた ( $F_{(2,8)} = 89.18, p < 0.01$ )。

表 5-7 皮膚表面温度の経時的変化

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における皮膚表面温度の経時的変化を示している。US 群が Placebo 群と Control 群に比べ T3, T4, T5 で皮膚表面温度が高かった ( $p < 0.01$ )。

	T1	T2	T3	T4	T5
US	33.5 ± 0.4	33.6 ± 0.4	35.1 ± 0.8**	34.4 ± 0.6**	33.8 ± 0.8**
Placebo	33.4 ± 0.5	33.4 ± 0.6	29.7 ± 1.1	32.4 ± 0.7	33.1 ± 0.5
Control	33.3 ± 0.6	33.2 ± 0.6	29.6 ± 1.5	32.1 ± 0.5	33.0 ± 0.6

Unit: degree. C (°C) (mean ± SD)

\*\* :  $p < 0.01$  (US vs. Placebo, Control)

## 5.4 考 察

本研究では、超音波が関節可動域と筋硬度および伸張痛に与える影響を検討した。その結果、超音波は自動・他動関節可動域の増大と筋硬度を低下させ、更に 20 分間持続的にその効果が維持されることが示唆された。しかしながら、超音波照射後における伸張痛の程度は主観的疼痛評価である VAS において変化が認められなかった。すなわち、超音波照射後では関節可動域は増大するが、主観的に感じる痛みの程度は照射前や Placebo 群および Control 群と変わらなかった。このことは、超音波照射は、伸張刺激に対する閾値を上昇させ関節可動域を増大させる効果があることを示している。超音波照射後 20 分の時点でも伸張刺激に対する閾値の上昇が維持されており、超音波による伸張痛抑制効果が 20 分間持続することを示唆している。この結果から、超音波は伸張痛閾値の上昇、自動および他動関節可動域の増大をもたらし、少なくとも 20 分間それらの効果が持続することが示唆された。

上記の結果は主に 2 つの要因が考えられる。Mense らは骨格筋内の高閾値機械受容器が伸張刺激に反応し伸張痛を感知することを報告している<sup>94)</sup>。このため、第 1 に、超音波が骨格筋内の高閾値機械受容器や筋長を感知し筋緊張を制御する筋紡錘などの感覚受容器に影響を与え、伸張痛閾値の上昇および関節可動域の増大をもたらしたものと考えられる。第 2 に、超音波が筋硬度を低下させ、筋を主とした軟部組織の伸張性を増大させたことが要因として考えられる<sup>34-37)</sup>。これら神経性要因および物理的要因から、伸張痛閾値や組織伸張性の増大を引き起こし、自動および他動関節可動域を持続的に増大させたものとする。これらの効果の持続性は、超音波照射後の皮膚表面温度の経時的変化からも第 3 章および第 4 章の結果と同様、超音波の温熱効果と機械的効果が影響したものと考えられる。

一方、筋硬度においては Placebo 群が Control 群に比べ施行直後 (T3) のみ低下した。Placebo 群の施行直後の筋硬度の低下は、超音波導子のストロークによる圧刺激が一過性のリラクセーション効果を引き起こした可能性がある。しかし、Placebo 群の施行直後の変化率は僅か 2.6% であることや効果の持続性が認め

られず、さらには自動関節可動域が変化しなかったことを考慮すると、その臨床的意義は低い。Placebo 群の筋硬度においては、第 4 章では Placebo 群の群内における経時的変化が認められず、本章では施行直後のみ Control 群に比べて低かった。このことは、比較した内容が群内比較と群間比較の違いであること、使用した統計解析の手法が異なること、対象者数が異なりサンプルサイズの規模による検出力の違いなどが影響したものと考えられる。

研究 3・4 の Placebo 群と研究 4 の Control 群の施行後の皮膚表面温度の低下は、第 3 章および第 4 章の結果と同様、超音波ゲルが気化熱で冷却されたことが要因と考える。

臨床的に、侵害刺激による組織損傷では組織の線維化や瘢痕化を引き起こす。このことが、疼痛や筋硬度の増加を惹起し、筋硬結や筋スパズムおよび関節拘縮による組織伸張性の低下（関節可動域制限）を発生させる。このため、超音波による組織の粘弾性や伸張性の増大は、組織の線維化や瘢痕化を改善し、鎮痛や関節可動域の増大に繋がる。さらに、関節可動域治療には筋の伸張痛が生じやすいため、本研究における伸張痛閾値の上昇は今後の疼痛治療や関節可動域治療において重要な情報となる。

本研究の結果から、超音波療法における疼痛および関節拘縮の治療戦略として、関節可動域や伸張痛閾値の増大、筋硬度の低下が認められる超音波照射後 20 分間以内の運動療法の積極的施行が推奨される。この期間は、超音波と運動療法の複合効果が期待される治療時期である。これは超音波療法と併用する運動療法の効果的な治療指標を示唆し、疼痛および関節可動域治療における臨床的意義は高いと考える。

本研究では、ハンドヘルドダイナモメーターを使用し伸張刺激を 30N の押圧力で統一し、他動関節可動域および伸張痛の測定を実施した。本研究で用いた測定方法による他動関節可動域測定および VAS を用いた伸張痛の評価は、臨床における客観的な評価法として有用であると考えられる。

## 5.5 結 論

本研究では、関節可動域と筋硬度および伸張痛に対する超音波照射の効果を検証した。関節可動域の評価は自動運動と他動運動を指標に、デジタル角度計による定量的評価を実施した。他動関節可動域測定にはハンドヘルドダイナモメーターを使用し、最終域感における押圧力を統一し測定した。また、他動関節可動域測定時に生じた伸張痛の程度を VAS にて評価した。その結果、ヒト生体組織に対する超音波照射の効果として、伸張痛閾値の上昇と筋硬度の低下による自動・他動関節可動域の増大が認められ、更に 20 分間持続的にその効果が維持されることが示唆された。

## 第 6 章

超音波照射が筋組織内血液循環と酸素動態に与える影響



## 6.1 背景・目的

超音波療法の生理学的効果として、組織代謝の促進<sup>18-21)</sup>、局所血流の増加<sup>38-42)</sup>、組織伸張性の増加<sup>31-37)</sup>などがある。このため、超音波療法は、疼痛および関節可動域制限により発生した末梢組織の血液循環不全に対する物理療法として臨床応用されている。しかしながら、局所血流に対する超音波療法の効果の報告にはいくつかの矛盾がある。諸家によれば、超音波照射によって皮膚および骨格筋の毛細血管および動脈の血流増加が報告されているが<sup>38-42)</sup>、その一方で血流の変化は認められないとの報告がある<sup>117-120)</sup>。木村は、上記の矛盾は血流量の測定方法や実験手法の違いが影響している可能性があるため、信頼性の高い研究手法でさらなる検証が必要であると述べている<sup>22)</sup>。Baker らの systematic review においても、上記と同様の見解が報告されている<sup>74)</sup>。したがって、超音波療法の局所血流に対する効果は未だ定かになっていない。

先行研究では、局所血流の評価として、プレチスモグラフィやレーザードップラーおよび超音波エコーを用いた検討がなされている。プレチスモグラフィ<sup>注5)</sup>は、虚血性反応性充血による依存性血管拡張反応<sup>注6)</sup>を、レーザードップラーは、皮膚表面の血流動態を、超音波エコーは大血管の血流動態の評価が主であり、いずれも血流速度測定によるものである。このため、組織血液ヘモグロビン濃度などの血液構成成分の循環動態から超音波療法の効果を定量的に示す報告はない。ヘモグロビン (Hb) は、血液中に存在する赤血球中のタンパク質であり、酸素分子と結合する性質がある。Hb は、肺から全身へと酸素を運搬する役割を担っており、組織の血液循環や酸素動態を反映する。血液循環の促進は、組織に貯留した代謝産物（疲労物質）および発痛物質の循環促進や、組織への酸素や栄養成分の供給を増大し、疼痛や筋硬結および筋スパズムなどの改善、筋疲労の回復、組織損傷および創傷などの治癒促進に繋がる<sup>40, 121)</sup>。

本研究では、超音波照射による筋組織内血液循環および酸素動態の変化を明らかにするため、組織血液 Hb 濃度の評価が可能である近赤外線分光法 (near-infrared spectroscopy ; NIRS) を用いて検討した。近年、NIRS は筋組織内の血液循環や酸素代謝を評価するために使用されている<sup>122-131)</sup>。NIRS により、

酸素化 Hb (oxygenated Hb; oxy-Hb) および脱酸素化 Hb (deoxygenated Hb; deoxy-Hb) の相対濃度が非侵襲的に測定できる<sup>86-87, 132)</sup>. oxy-Hb と deoxy-Hb の和が総 Hb (total-Hb) である. total-Hb は組織の血液循環量を, oxy-Hb は組織の酸素化状態を反映する<sup>86)</sup>. NIRS の最大測定深度は, 照射プローブと検出プローブ間距離の約半分の距離 (およそ皮膚表面下 20~30mm) であり, 筋組織内の血液循環と酸素動態が評価できる<sup>86-87, 133-134)</sup>.

以上のことから, 本研究では, 疼痛に関連する筋組織内の血液循環および酸素動態に対する超音波照射の効果について NIRS を用いて明らかにすることを目的として研究を実施した. これらの評価項目は, 超音波, Placebo, Control の 3 つの施行条件で比較し, さらに各条件の効果の経時的変化を確認するため, 施行後 20 分までを観察した.

## 6.2 方法

### 6.2.1 対象

対象は, 健常成人男性 11 名とした. 対象は, 平均年齢 25 (範囲: 20-39) 歳, 身長  $169.7 \pm 4.5$  cm, 体重  $67.5 \pm 11.2$  kg, BMI  $22.8 \pm 3.0$ , 利き手は全て右手であった. 全ての対象者には実験の 24 時間前よりカフェインを多量に含む飲食物の摂取や喫煙, および過度の運動を行わないように指示した.

本研究は, 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 No. R-0907) を得て行われた研究である. 全ての対象者には事前に本研究の目的と内容, 利益および危険性について口頭および書面にて説明を行い, 参加同意書には自筆による署名をもって研究協力の同意を得た.

### 6.2.2 研究デザイン

施行条件は, 同一被験者に対し 1. 超音波照射あり (US 群), 2. 超音波照射なしの擬似的施行 (Placebo 群), 3. 安静 (Control 群) の 3 つを無作為順序にて実施した. 異なる条件を施行する間隔は 24 時間以上とした.

### 6.2.3 実験条件

超音波は、周波数 3MHz、強度  $1\text{W}/\text{cm}^2$ 、照射時間率 100%（連続照射）、照射時間 10 分間、照射範囲を超音波導子面積の約 2 倍、照射方法は導子移動速度  $1\text{cm}/\text{s}$  のストローク法にて照射した。超音波照射には超音波治療器（EU-940、伊藤超短波社製）を用いた。US 群は上記方法にて超音波照射を実施し、Placebo 群は強度  $0\text{W}/\text{cm}^2$ （超音波照射なし）としてストロークを実施した。Control 群には安静（超音波ゲルの塗布なし）を指示した。皮膚と超音波導子の間には超音波用ゲルを十分に塗布した。さらに盲検化（Placebo）を行うため、超音波用ゲルを平均  $33^\circ\text{C}$  まで加温したのち皮膚に塗布した。US 群と Placebo 群および Control 群の施行部位および測定部位は、第 7 頸椎棘突起から鎖骨肩峰端上縁最突出部の midpoint 上（右僧帽筋上部線維部）を中心とした超音波導子面積の約 2 倍の範囲とした。

測定項目は、oxy-Hb、deoxy-Hb、皮膚表面温度とした。total-Hb は oxy-Hb と deoxy-Hb の合計値（ $\text{total-Hb} = \text{oxy-Hb} + \text{deoxy-Hb}$ ）から算出した。測定機器は、近赤外線分光器（NIRO-200, Hamamatsu Photonics 社製）、放射温度計（THI-700L, Tasco Japan 社製）を使用した。NIRS プロブは照射プロブと検出プロブの距離間を 40mm（推定組織深達距離 20mm～30mm を想定）に保持し、僧帽筋上部線維部上の皮膚に粘着テープ（NIRS 専用プロブホルダー）にて固定した。NIRS および皮膚表面温度測定時の様子を図 6-1 に示す。NIRS データはサンプリングタイム 1s（1 秒毎のサンプリング）にて測定した。測定肢位は、僧帽筋上部線維部が曝露された状態で左右上肢をそれぞれの大腿上に乗せた椅座位とした。



図 6-1 測定肢位

#### 6.2.4 実験手順

実験環境は、室温（24～26℃）、湿度（40～60% RH）が可及的に一定に保たれたものとした。測定を開始する前に対象者を測定室の環境に順応させるため 20 分間の順化時間を設定した。測定プロトコルは、施行前 10 分（安静）、施行 10 分（US・Placebo・Control）、施行後 20 分（安静）の計 40 分間とした（図 6-2）。NIRS の測定値は施行前後で収集し、得られたデータは 5 分間隔に分割し各区間の加算平均値を算出した（図 6-2）。測定開始時（T1）の平均値でオフセット処理を行い、各区間の差分値（ $\Delta$  oxy-Hb,  $\Delta$  deoxy-Hb,  $\Delta$  total-Hb）を算出した。皮膚表面温度の測定値は、5 分間隔で測定した絶対値を用いて解析を行った。

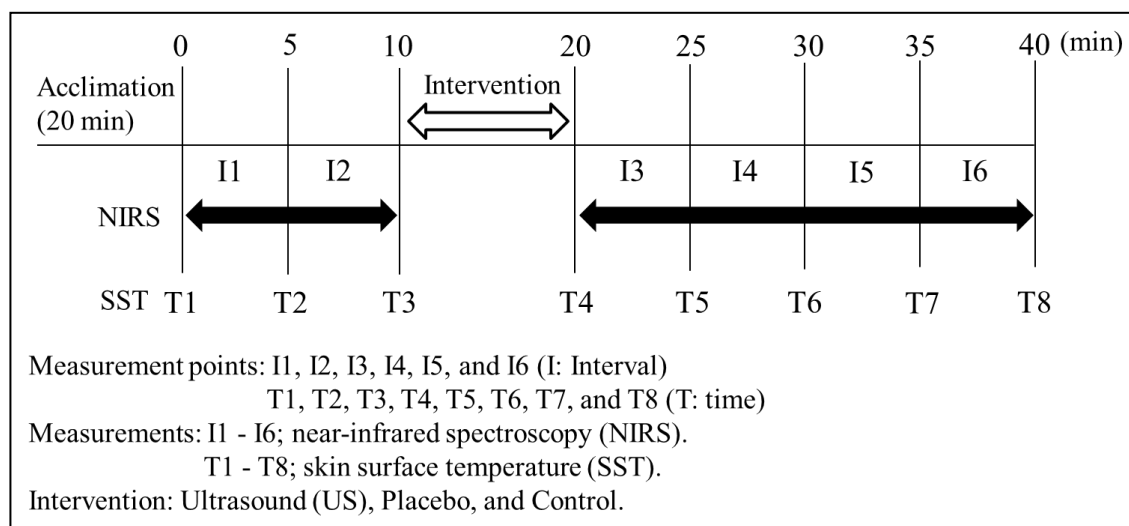


図 6-2 測定プロトコル

#### 6.2.5 統計解析

統計解析は、組織血液 Hb 濃度（ $\Delta$  oxy-Hb,  $\Delta$  deoxy-Hb,  $\Delta$  total-Hb）において施行条件と測定時間を 2 要因（3 × 6）とする反復測定による二元配置分散分析を行った後に多重比較（Tukey）検定を実施した。皮膚表面温度は、施行条件と測定時間を 2 要因（3 × 8）とする反復測定による二元配置分散分析を行った後に多重比較（Tukey）検定を実施した。有意水準は 5%とした。解析には、統計解析ソフトウェア SPSS 社製 for Windows ver. 21 を使用した。

## 6.3 結果

### 6.3.1 組織血液ヘモグロビン濃度の変化

二元配置分散分析の結果,  $\Delta$  oxy-Hb ( $F_{(2, 10)} = 51.96, p < 0.01$ ),  $\Delta$  total-Hb ( $F_{(2, 10)} = 52.91, p < 0.01$ ) において US 群, Placebo 群, Control 群の施行条件と測定時間の間に変化のパターンに違いを認めた (図 6-3・図 6-4・表 6-1).  $\Delta$  deoxy-Hb は US 群, Placebo 群, Control 群の施行条件と測定時間の間で変化のパターンに違いは認められなかった (図 6-5・表 6-1). US 群の組織血液 Hb 濃度の変化パターンを図 6-6 に示す. 多重比較検定の結果,  $\Delta$  oxy-Hb と  $\Delta$  total-Hb において I3 ~ I6 で US 群が Placebo 群と Control 群に比べ有意に高かった ( $p < 0.01$ ) (表 6-1).

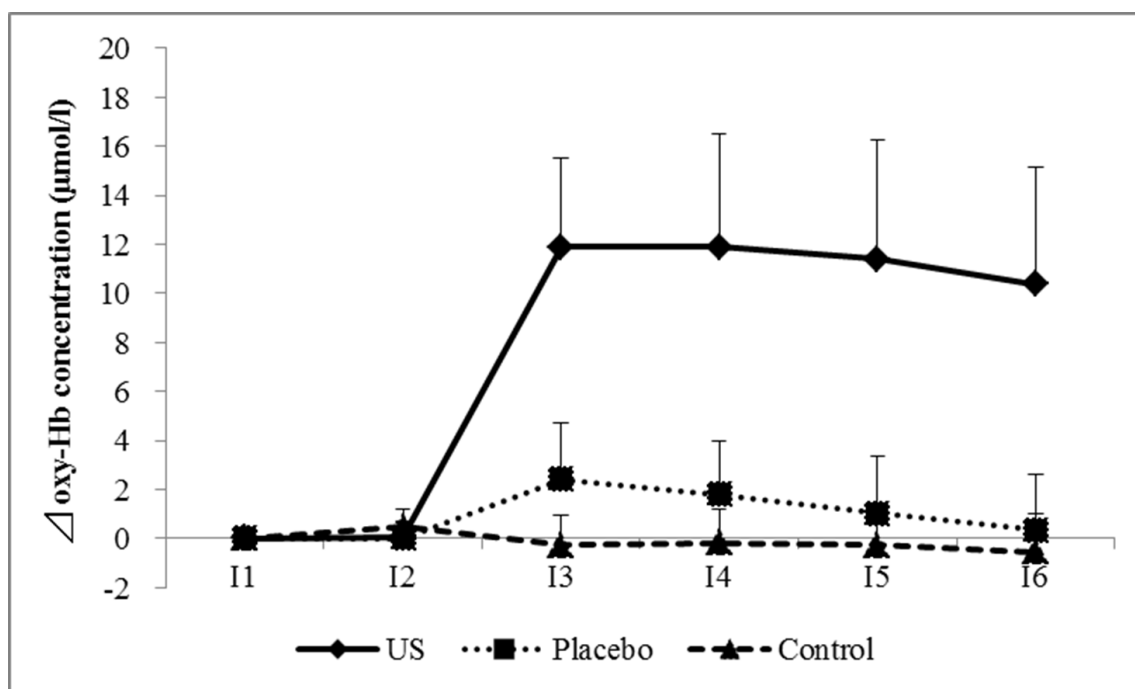


図 6-3  $\Delta$ oxy-Hb 濃度の経時的変化パターン

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における  $\Delta$ oxy-Hb 濃度の経時的変化パターンを示している.  $\Delta$ oxy-Hb 濃度は, US 群と Placebo 群および Control 群の 3 つの施行条件間において変化のパターンに違いを認めた ( $F_{(2, 10)} = 51.96, p < 0.01$ ).

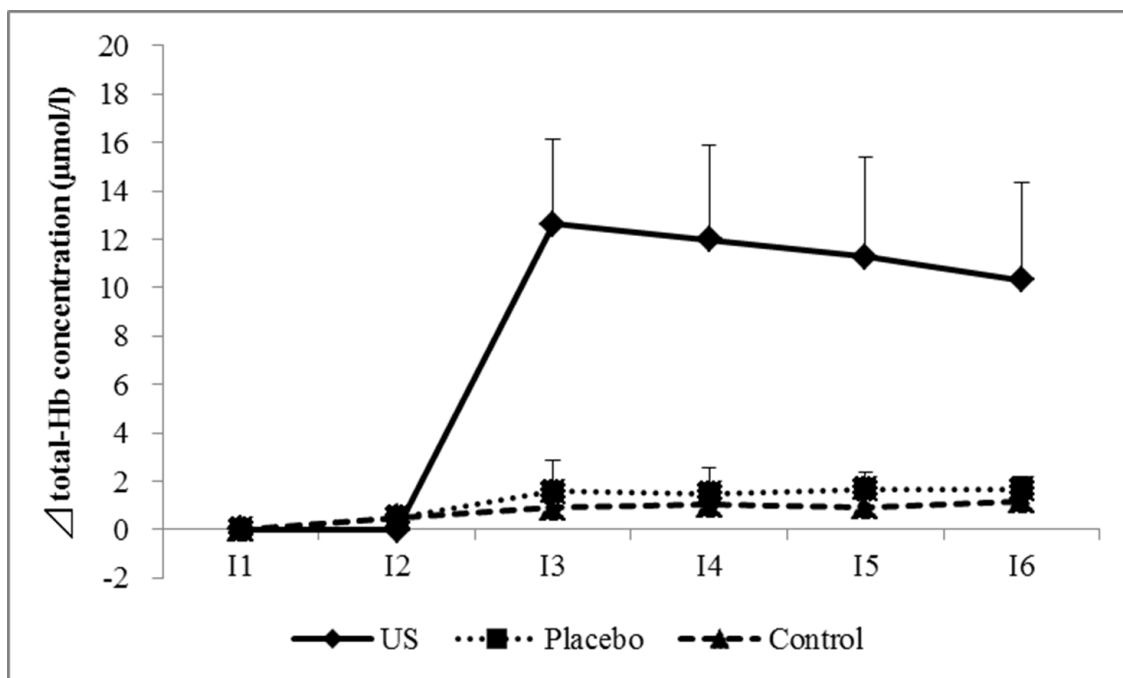


図 6-4 Δtotal-Hb 濃度の経時的変化パターン

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における Δtotal-Hb 濃度の経時的変化パターンを示している. Δtotal-Hb 濃度は, US 群と Placebo 群および Control 群の 3 つの施行条件間において変化のパターンに違いを認めた ( $F_{(2, 10)} = 52.91, p < 0.01$ ).

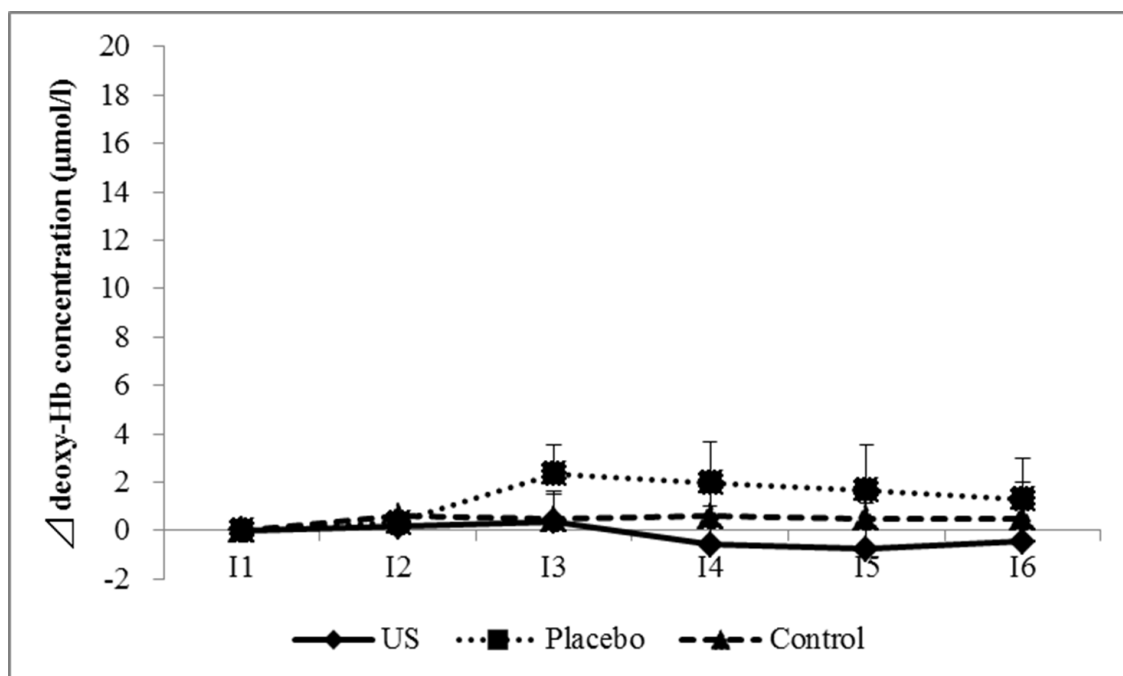


図 6-5 Δdeoxy-Hb 濃度の経時的変化パターン

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における Δdeoxy-Hb 濃度の経時的変化パターンを示している. Δdeoxy-Hb 濃度は, US 群と Placebo 群および Control 群の 3 つの施行条件間において有意差は認められなかった.

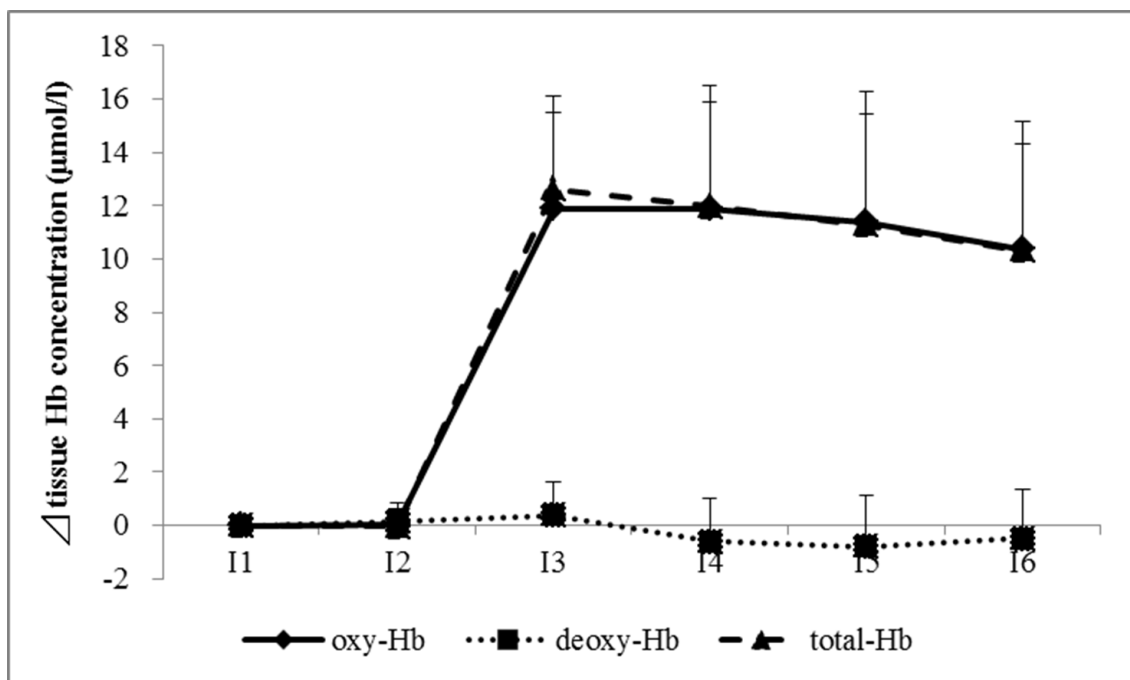


図 6-6 超音波群における組織血液 Hb 濃度の経時的変化パターン

US 群における  $\Delta$ oxy-Hb 濃度,  $\Delta$ deoxy-Hb 濃度,  $\Delta$ total-Hb 濃度の経時的変化パターンを示している. US 群は, I1~I2 に比べ I3~I6 で oxy-Hb と total-Hb が増加した.

表 6-1 組織血液ヘモグロビン濃度の変化

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における  $\Delta$ oxy-Hb 濃度,  $\Delta$ deoxy-Hb 濃度,  $\Delta$ total-Hb 濃度の経時的変化を示している. US 群は Placebo 群および Control 群に比べ I3, I4, I5, I6 で  $\Delta$ oxy-Hb 濃度と  $\Delta$ total-Hb 濃度が高かった ( $p < 0.01$ ).

		US	Placebo	Control	ANOVA
oxy-Hb	I1	0	0	0	
	I2	$0.1 \pm 0.6$	$0 \pm 0.7$	$0.5 \pm 0.7$	
	I3	$11.9 \pm 3.6^{**}$	$2.4 \pm 2.3$	$-0.3 \pm 1.2$	$F = 51.96$
	I4	$11.9 \pm 4.6^{**}$	$1.8 \pm 2.2$	$-0.2 \pm 1.4$	$p < 0.01$
	I5	$11.4 \pm 4.9^{**}$	$1.0 \pm 2.4$	$-0.3 \pm 1.3$	
	I6	$10.4 \pm 4.8^{**}$	$0.3 \pm 2.3$	$-0.6 \pm 1.5$	
deoxy-Hb	I1	0	0	0	
	I2	$0.1 \pm 0.5$	$-0.3 \pm 0.7$	$-0.3 \pm 0.4$	
	I3	$0.4 \pm 1.3$	$-0.7 \pm 2.2$	$-0.1 \pm 0.5$	
	I4	$-0.6 \pm 1.6$	$-1.0 \pm 2.3$	$-0.1 \pm 0.5$	n. s.
	I5	$-0.8 \pm 1.9$	$-0.7 \pm 2.4$	$-0.2 \pm 0.5$	
	I6	$-0.5 \pm 1.8$	$-0.5 \pm 2.3$	$0.1 \pm 0.5$	
total-Hb	I1	0	0	0	
	I2	$0 \pm 0.9$	$-0.3 \pm 0.4$	$0.1 \pm 0.8$	
	I3	$12.6 \pm 3.5^{**}$	$2.1 \pm 3.1$	$-0.2 \pm 1.2$	$F = 52.91$
	I4	$12.0 \pm 3.9^{**}$	$1.2 \pm 3.0$	$-0.2 \pm 1.4$	$p < 0.01$
	I5	$11.3 \pm 4.1^{**}$	$0.5 \pm 2.9$	$-0.3 \pm 1.3$	
	I6	$10.3 \pm 4.0^{**}$	$0.1 \pm 2.5$	$-0.2 \pm 1.6$	

N=11, Unit:  $\mu\text{mol/l}$  (mean  $\pm$  SD)

\*\* $: p < 0.01$  US vs. Placebo, Control

n. s.: no significant



### 6.3.2 皮膚表面温度の変化

二元配置分散分析の結果、これまでと同様、皮膚表面温度において US 群は他の群と異なるパターンで変化した ( $F_{(2,14)} = 165.39, p < 0.01$ ) (図 6-7). 多重比較検定の結果、皮膚表面温度は T4~T7 で US 群が Control 群に比べ有意に高かった ( $p < 0.05$ ) (表 6-2). T4~T8 では US 群が Placebo 群に比べ有意に高かった ( $p < 0.01$ ) (表 6-2). US 群は、T1 (測定開始時) に比べ T4 (照射直後) では平均 3.1℃の皮膚表面温度の上昇が認められた. しかしながら、皮膚表面温度は超音波照射直後で上昇したが、時間経過とともに徐々に低下し、T8 (超音波照射後 20 分) では T1~T3 (照射前) と同程度の温度に下降 (回復) した. T4~T8 では Placebo 群が Control 群に比べ有意に低かった ( $p < 0.01$ ) (表 6-2).

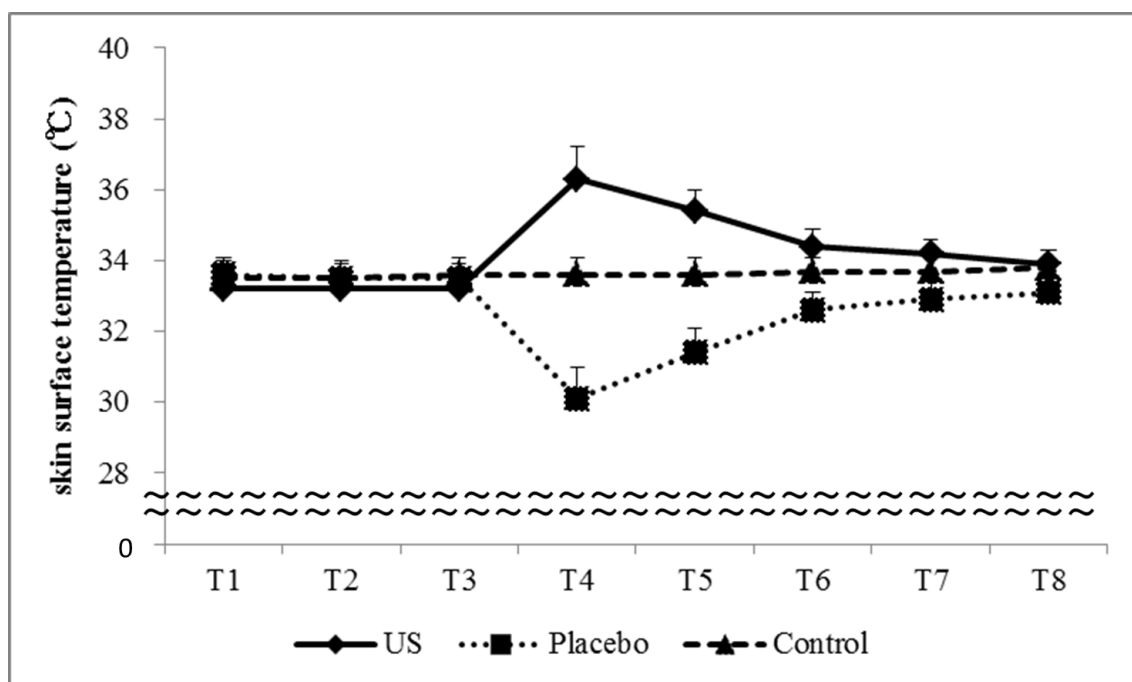


図 6-7 皮膚表面温度の経時的変化パターン

US 群、Placebo 群、Control 群の 3 条件における皮膚表面温度の経時的変化パターンを示している. 皮膚表面温度は、US 群と Placebo 群および Control 群の 3 つの施行条件間において変化のパターンに違いを認めた ( $F_{(2,14)} = 165.39, p < 0.01$ ).

表 6-2 皮膚表面温度の変化

US 群, Placebo 群, Control 群の 3 条件における皮膚表面温度の経時的変化を示している. US 群は Control 群に比べ T4, T5, T6, T7 で皮膚表面温度が高かった ( $p < 0.05$ ). T4, T5, T6, T7, T8 では US 群が Placebo 群に比べ皮膚表面温度が高かった ( $p < 0.01$ )

	US	Placebo	Control	ANOVA
T1	33.2 ± 0.6	33.6 ± 0.5	33.5 ± 0.5	
T2	33.2 ± 0.4	33.5 ± 0.4	33.5 ± 0.5	
T3	33.2 ± 0.5	33.5 ± 0.4	33.6 ± 0.5	
T4	36.3 ± 0.9**	30.1 ± 0.9‡‡	33.6 ± 0.5	$F = 165.39$
T5	35.4 ± 0.6**	31.4 ± 0.7‡‡	33.6 ± 0.5	$p < 0.01$
T6	34.4 ± 0.5**	32.6 ± 0.5‡‡	33.7 ± 0.4	
T7	34.2 ± 0.4§§ †	32.9 ± 0.5‡‡	33.7 ± 0.4	
T8	33.9 ± 0.4§§	33.1 ± 0.5‡‡	33.8 ± 0.5	

N=11, Unit: degree. C (°C) (mean ± SD)

\*\* $: p < 0.01$  US vs. Placebo, Control ‡‡ $: p < 0.01$  Placebo vs. Control

§§ $: p < 0.01$  US vs. Placebo † $: p < 0.05$  US vs. Control

## 6.4 考 察

本研究では、超音波が筋組織内の血液循環および酸素動態に与える影響について NIRS を用いて検討した。その結果、超音波照射群の筋組織内の total-Hb は Placebo 群および Control 群に比べ照射後 20 分間において高かった。total-Hb は、NIRS にて近赤外線光が透過する組織内の oxy-Hb と deoxy-Hb の和であり<sup>86-87)</sup>、NIRS で測定している推定組織深達距離である体表 20～30mm までの組織内の局所血液循環と酸素動態を反映する<sup>86-87, 122-134)</sup>。本実験の測定部位とした僧帽筋上部線維は体表近位の表在筋であり、十分に筋組織内の血液循環および酸素動態を反映しているものと考えられる。このことから、超音波照射群の total-Hb の増加は僧帽筋上部線維の局所血液循環が促進されていることを示唆するものである。超音波照射群においては total-Hb の構成要素である oxy-Hb が増加したが、deoxy-Hb においては変化が認められなかった。total-Hb の増加は oxy-Hb の変化に由来した結果であり、これは組織内の動脈血からの血液循環量が増大したことを示す<sup>86)</sup>。また、この傾向は照射後 20 分間維持されていたことにより超音波による筋組織内の血液循環および酸素動態の促進効果は持続性があることが示唆された。

上記の効果は、皮膚表面温度の変化から、超音波の温熱効果が影響したものと考えられる。本実験では、皮膚表面温度が超音波照射直後に平均 3.1℃の上昇を認めた。さらに、第 3 章 3.4 で述べた通り Draper ら<sup>27)</sup>の実験結果から深部温度の上昇が報告されている。Paul<sup>135)</sup>は、異なる環境温（熱刺激）による曝露にて生体の皮膚表面から筋深部（深部 20mm・40mm）までの温度変化を観察しており、熱刺激による皮膚表面と深部温度の温度上昇には一定の関連性があることを報告している。このため、本実験の皮膚表面温度と Draper らの深部温度の結果には一定の関連性があるものと考えられる。このことから、超音波による温熱効果が皮膚表面から筋深部における局所組織の毛細血管の拡張を引き起こし、血液循環および酸素動態に影響を与えたものと考えられる。温熱が血管拡張を引き起こすメカニズムに関しては、皮膚温度受容器による血管平滑筋の直接的な反射活性や局所脊髄反射の間接的活性による交感神経系の抑制などが

あり<sup>136-137)</sup>、これらの複合効果が皮膚血管拡張に起因したものと考えられる。さらに、超音波による深部加温により骨格筋内の細動脈や毛細血管に分布する筋交感神経の活動抑制に作用し、筋組織内の血管拡張に起因したものと考えられる。しかしながら、皮膚表面温度は超音波照射後 20 分の時点で照射前と同程度の温度に下降する傾向を示した。Draper ら<sup>97)</sup>は、周波数 3MHz、強度 1.5W/cm<sup>2</sup>にて深部 1.2cm の深部温度が 5℃上昇した時点から照射前の元の温度に復元する時間を検討している。その結果、照射前の温度に復元するのは超音波照射後 18 分であることを報告した。この結果は、本実験の皮膚表面温度の推移と近似していた。以上のように、超音波照射後 20 分では皮膚表面温度が低下していたが、血液循環および酸素動態の増加は維持された。このことは、筋深部の温熱の残存効果に加えて、超音波の機械的効果が血管平滑筋や筋自律神経系に直接的に作用した可能性を示唆するものである。また、血管周囲に存在する軟部組織の硬度変化が筋内圧の減少に作用し、血管への直接的な圧迫を軽減させたことも要因として考えられる<sup>138-140)</sup>。これらから、超音波の温熱効果と機械的効果の複合効果が、血管収縮性因子の活性低下と血管拡張性因子の活性亢進に作用し、筋組織内の細動脈や毛細血管の拡張を引き起こし、oxy-Hb を多く含有する新鮮動脈血の流入量を増加させたものとする。

これらに対し、Placebo 群においては皮膚表面温度が施行後 20 分間において低下した。皮膚表面温度の低下は、第 3 章から第 5 章の結果と同様に、超音波ゲルが気化熱で冷却されたためと考える。一般的に、組織に対する冷却効果として二次的な血液循環の増大がある<sup>104)</sup>。しかしながら、Placebo 群には血液循環の変化はなく、その冷却効果は認められなかった。これに対し、超音波は照射後 20 分間において血液循環と酸素動態を増加させた。このことから、筋組織内血液循環と酸素動態に対する超音波の有効性が示唆された。

臨床的に、血液循環不全は組織の低酸素状態を引き起こす。これにより、疲労物質の貯留や発痛物質の産生、および組織の線維化や瘢痕化を惹起し、疼痛を増強させる。疼痛は、筋硬結や筋スパズムおよび関節拘縮などを引き起こし、さらに末梢循環を低下させる。このため、罹患部位の血液循環量を増大させ、

組織の酸素化を促進させることは上記の臨床症状を改善する意味でも重要である。また、筋疲労の回復や組織損傷および創傷の治癒促進においても同様である<sup>21, 40, 112, 121)</sup>。

本研究の結果から、超音波療法における有痛性疾患の治療戦略として、筋組織内の血液循環が増大している超音波照射後 20 分間以内の運動療法の積極的施行が推奨される。この期間は、超音波と運動療法の複合効果が期待される治療時期である。これは超音波療法と併用する運動療法の効果的な治療指標を示唆し、疼痛治療や関節可動域治療に対する臨床的意義は高いと考える。

## 6.5 結 論

本研究では、筋組織内血液循環と酸素動態に対する超音波照射の効果を検証した。筋組織内血液循環および酸素動態の評価には組織血液 Hb を指標に、NIRS による定量的評価を実施した。その結果、ヒト生体組織に対する超音波照射の効果として、筋組織内血液循環および酸素動態の増大が認められ、更に 20 分間持続的にその効果が維持されることが示唆された。

---

### \*注 5) プレチスモグラフィ (体積変動記録装置)

プレチスモグラフィは、1800 年代後半に四肢の血流量を測定する目的で考案された装置である。測定原理は、四肢に巻いたカフで静脈灌流をブロックすることにより、流入し続ける動脈血流により増加する四肢の容積を測定するものである。初期は、水を満たした容器の中に手を入れ、容器から出たところの前腕に巻き付けたカフを約 40mmHg の圧で加圧した際の手容積の増加分だけ水かさが増すことを応用した装置として考案された。現在では、水銀を満たした細いチューブ (水銀式ストレインゲージ) を四肢に巻き付け、微小電流を流し、前腕が腫脹することにより変化する電気抵抗から血流量を推定する測定器へと改良された。虚血性反応性充血からの依存性血管拡張反応を観察する非観血的方法 (侵襲なし) と、動脈内に種々の内皮刺激薬を注入して血流増加反応を観

察する観血的方法（侵襲あり）があり，第 6 章 6.1 のプレチスモグラフィを使用した先行研究では前者の非観血的方法による測定法が用いられている．

\*注 6) 依存性血管拡張反応

血流量の増加により刺激された血管内皮から血管拡張物質亜鉛化窒素が放出され，血管が拡張する反応をいう．プレチスモグラフィは，被験者の上腕部をカフで 5 分間完全駆血することで虚血性反応性充血を引き起こし，駆血解除後の依存性血管拡張反応による血流動態を測定している．

## 結 語

本研究では、ヒトの身体活動および運動機能を阻害する疼痛や、運動機能そのものを反映する筋・関節機能に対する超音波照射の効果を工学的手法を用いた客観的評価にて検討した。評価項目は、疼痛がもたらす様々な生体への影響（図 1-1）に照らし合わせ選定し、疼痛閾値（痛覚閾値・圧痛閾値およびそれぞれの測定時の VAS）、筋硬度（安静時・運動時）、関節可動域（自動・他動運動）、伸張痛（他動運動における筋伸張時の VAS）、筋組織内の血液循環および酸素動態を検証した。さらに、上記の補助的評価として皮膚表面温度を測定した。これらの項目における超音波の持続性を明らかにするため照射後 20 分までの経時的变化も観察した。また、研究の客観性（信頼性）を高めるため、超音波照射群に加えて Placebo 群および Control 群を含めた 3 つの施行条件を比較した。

その結果、超音波は 1. 痛覚閾値および圧痛閾値などの疼痛閾値の上昇、2. 安静時および運動時の筋硬度の低下、3. 自動運動および他動運動時の関節可動域の増大、4. 他動運動における筋伸張時の伸張痛閾値の上昇、5. 筋組織内の血液循環と酸素動態の増加などに効果があることが示唆された。これらの効果は、超音波照射後 20 分間維持されており、疼痛の改善および運動機能の向上に対する超音波の効果の持続性が明らかとなった。本研究で用いた研究デザインや測定プロトコルによる効果検証は、超音波照射群、Placebo 群、Control 群の複数条件設定による比較であり、本実験で得られた結果は客観性が高く、超音波の新たな知見を示す重要な結果であると考ええる。

超音波の効果を更に明らかとし、臨床応用への展開を図るためには、超音波の周波数・強度・照射時間率・照射時間・照射部位などの条件の違いによる効果の違い、超音波と他の温熱療法との効果の違い、超音波と他の物理療法や運動療法との複合効果の有無とその有効性、超音波の臨床効果を明らかとすることが今後の課題として挙げられる。

今後は、工学的手法による客観的評価を用いて上記の課題について検討し、

より有効な超音波療法の確立とその臨床応用への展開に繋げていきたい。また、臨床研究における無作為化比較対照試験にて超音波療法の臨床効果を実証したい。

本研究により、運動器疾患がもたらす疼痛や運動機能障害（筋・関節機能障害）に対する超音波の基礎的情報やその科学的根拠が得られた。本研究が、運動器の不調により日々の身体活動に障害をきたしている人々の ADL や QOL 向上に、また多くの方々の健康に寄与するものであることを懇望する。さらに、本論文の研究成果により臨床における超音波療法の使用率が高まることを期待し、本論文の結語とする。



## 文 献

1. 内田 淳正 (監) : 標準整形外科学第 11 版. 中村 利孝・松野 丈夫・井樋 栄二・馬場 久敏 (編), 医学書院, 東京, pp1-4, 2011
2. 厚生労働統計協会 : 国民衛生の動向 2011/2012. 58 (9), 厚生労働統計協会, 東京, 2011
3. 厚生労働省 : 平成 10 年国民生活基礎調査. [http://www1.mhlw.go.jp/toukei/h10-ktyosa/1-2-3\\_8.html](http://www1.mhlw.go.jp/toukei/h10-ktyosa/1-2-3_8.html) (閲覧日 : 2013 年 11 月 3 日)
4. 厚生労働省 : 平成 22 年国民生活基礎調査. <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa10/3-1.html> (閲覧日 : 2013 年 11 月 3 日)
5. 国分 正一 : 「運動器の 10 年」世界運動－その概略とわが国における展開－. 理学療法 21 (9) : 1127-1132, 2004
6. 山下 敏彦 : 「運動器の 10 年」と「痛みの 10 年」. 理学療法 23 (1) : 3, 2006
7. 吉村 恵 : 痛みの 10 年運動の成果と今後の展望. 理学療法 28 (6) : 755-759, 2011
8. 浜西 千秋 : 「運動器の 10 年」世界運動－運動器疾患治療と医療経済的損失－. 理学療法 21 (9) : 1140-1146, 2004
9. 杉岡 洋一 : 「運動器の 10 年」世界運動と今後の展望. 理学療法学 35 (8) : 423-424, 2008
10. 杉山 洋一 : 運動器の概念と「運動器の 10 年」世界運動. 理学療法 25 : 10-16, 2008
11. 中山 彰一 : 「運動器の 10 年」世界運動と日本理学療法士協会の取り組み. 理学療法 21 (9) : 1133-1134, 2004
12. 松田 晋哉 : 「運動器の 10 年」世界運動－高齢者介護問題と運動器疾患－. 理学療法 21 (9), 1135-1139 : 2004
13. Nakamura K: A “Super-aged” society and the “Locomotive Syndrome”. *J Orthop Sci* 13: 1-2, 2008
14. 日本整形外科学会 : <http://www.joa.or.jp/jp/media/locomo/index.html> (閲覧日 : 2013 年 11 月 3 日)
15. 厚生労働省「慢性の痛みに関する検討会」: 今後の慢性の痛み対策について (提言) 資

料：1-9, 2010

16. 松原 貴子, 沖田 実, 森岡 周 : Pain Rehabilitation. 三輪書店, 東京, 2011
17. Merskey H and Bogduk N: The following pain terminology is updated from “Part III: Pain Terms, A Current List with Definitions and Notes on Usage” Classification of Chronic Pain 2th ed, IASP Task Force on Taxonomy. *IASP Press*, Seattle, pp209-214, 1994
18. Cameron MH (著), 渡部 一郎 (訳) : EBM 物理療法 原著第2版, 第7章 超音波. 医歯薬出版株式会社, 東京, pp198-231, 2006
19. 嶋田 智明, 高見 正利, 田口 順子, 濱出 茂治, 深町 秀彦, 藤原 孝之, 柳澤 健, 山崎 節子 : 物理療法マニュアル, 医歯薬出版, 東京, pp51-63, 1996
20. William EP, William SQ, and Frank U: *Therapeutic modalities in rehabilitation (3ed.)*, Chap 12. Therapeutic Ultrasound. Mc Graw-Hill Companies, New York, 2005, pp360-406
21. Knight LK and Draper DO: *Therapeutic Modalities. The Art and Science 2th ed*, Chap 14. Therapeutic ultrasound. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp252-282, 2013
22. 木村貞治 : 欧米における超音波療法の発展. 理学療法ジャーナル 32 (12) : 917-925, 1998
23. Dinno AM, Crum AL, and Jisen W: The effect of therapeutic ultrasound on electrophysiological parameters of frog skin. *Ultrasound Med Biol* 15 (5): 461-470, 1989
24. Dinno AM, Al-karmi MA, Stoltz AD, Matthews CJ, and Crum AL: Effect of free radical scavengers on changes in ion conductance during exposure to therapeutic ultrasound. *Membrane Biochemistry* 10: 237-247, 1993
25. Al-Karmi AM, Dinno MA, Stoltz DA, Crum LA, and Matthews JC: Calcium and the effects of ultrasound on frog skin. *Ultrasound Med Biol* 20 (1): 73-81, 1994
26. 大野 善隆, 宮津 真寿美, 木山 喬博 : 超音波の機械的効果ーカエルの皮膚における水分子透過性の変化ー. 理学療法学 34 (1) : 29-33, 2007
27. Draper DO, Castel JC, and Castel D : Rate of temperature increase in human muscle during 1MHz and 3MHz continuous ultrasound. *J Orthop Sports Phys Ther* 22 (4): 142-150, 1995
28. Dyson M : Mechanisms involved in therapeutic ultrasound. *J Physiol* 73: 120-136, 1987
29. Okita M, Nakano J, Kataoka H, Sakamoto J, Origuchi T, and Yoshimura T: Effects of

- therapeutic ultrasound on joint mobility and collagen fibril arrangement in the endomysium of immobilized rat soleus muscle. *Ultrasound Med Biol* 35 (2): 237-244, 2009
30. 須釜 聡, 立野 勝彦, 灰田 信英, 濱出 茂治: 関節固定後の持続的筋伸張および超音波照射が筋組織に及ぼす影響—ラットのヒラメ筋におけるコラーゲンの生化学的分析—. *理学療法学* 25 : 368-375, 1998
  31. Gersten JW : Effect of ultrasound on tendon extensibility. *Am J phys Med* 34(2): 362-369, 1955
  32. Lehmann JF, Masock AJ, and Warren CG: Effective of therapeutic temperatures on tendon extensibility. *Arch Phys Med Rehabil* 51 (8): 481-487, 1970
  33. Castel JC : Therapeutic ultrasound. *Rehabil Ther Prod Rev*. Jan/Feb: 22-32, 1993
  34. Lehmann JF: Clinical evaluation of a new approach in the treatment of contracture associated with hip fracture after internal fixation. *Arch Phys Med Rehabil* 42: 95, 1961
  35. Wessling KC, Devane DA, and Hylton CR: Effects of static stretch versus static stretch and ultrasound combined on triceps surae muscle extensibility in healthy woman. *Phys Ther* 67 (5): 674-679, 1987
  36. Draper DO, Anderson C, Shane SS, and Ricard MD: Immediate and residual changes in dorsiflexion range of motion using an ultrasound heat and stretch routine. *J Athl Train* 33 (2): 141-144, 1998
  37. Draper DO: Ultrasound and joint mobilizations for achieving normal wrist range of motion after injury or surgery: A case series. *J Athl Train* 45 (5): 486-491, 2010
  38. Paul WD and Imig CJ: Temperature and blood flow studies after ultrasonic irradiation. *Am J Phys Med Rehabil* 34: 370-375, 1955
  39. Abramson DI, Carolyn B, Yvonne B, Samuel T, Habib R, and Clara F: Changes in blood flow, oxygen uptake and tissue temperatures produced by therapeutic physical agents: I. effect of ultrasound. *J Phys Med Rehabil* 39 (2): 51-62, 1960
  40. Baker RJ and Bell GW: The effect of therapeutic modalities on blood flow in the human calf. *J Orthop Sports Phys Ther* 13 (1): 23-27, 1991
  41. Noble GJ, Lee V, and Noble GF: Therapeutic ultrasound: The effects upon cutaneous blood flow in humans. *Ultrasound Med Biol* 33 (2): 279-285, 2007

42. Fabrizio PA, Schmidt JA, Clemente FR, Lankiewicz LA, and Levine ZA: Acute effects of therapeutic US delivered at varying parameters on the blood flow velocity in a muscular distribution artery. *J Orthop Sports Phys Ther* 24: 294-302, 1996
43. Kuitert JH: Ultrasound energy as an adjunct in the management of radiculitis and referred pain. *Am J Phys Med* 33: 61-65, 1958
44. Middlemast S and Chatterjee DS: Comparison of ultrasound and thermotherapy for soft tissue injury. *J Physiol* 64 (11): 331-332, 1978
45. Munting E: Ultrasonic therapy for painful shoulders. *J Physiol* 64 (6): 180-181, 1978
46. Nwuge VC: Ultrasound in treatment of back pain resulting from prolapsed disk. *Arch Phys Med Rehabil* 64: 88-89, 1983
47. Rovinson V, Broseau L, Casimiro L, Judd M, Shea B, Tugwell P, and Wells GA: Thermotherapy for treating rheumatoid arthritis. *Cochrane Database syst rev* 2: CD002826, 2002
48. 石田 和宏, 吉本 尚, 佐藤 栄修: 腰椎後方手術後の遺残症状に対する超音波療法の効果: 無作為単盲検プラセボ対照比較試験. *理学療法学* 34 (5): 226-231, 2007
49. Özgonenel L, Aytekin E, and Durmusoglu G: A double-Blind trial of clinical effects of therapeutic ultrasound in knee osteoarthritis. *Ultrasound Med Biol* 35(1): 44-49, 2009
50. Dündar Ü, Solak Ö, Samli F, and Kavuncu V: Effectiveness of ultrasound therapy in cervical myofascial pain syndrome: A double blind, placebo-controlled study. *Turk J Rheumatol* 25: 110-115, 2010
51. Currier DP, Greathouse D, and Swift T: Effects of ultrasound on sensory nerve conduction, *Arch Phys Med Rehabil* 59 (4): 181-185, 1978
52. Halle JS, Scoville CR, and Greathouse DG: Ultrasound's effect on the conduction latency of the superficial radial nerve in man. *Phys Ther* 61: 345-350, 1981
53. Kramer JF: Effect of therapeutic ultrasound intensity on subcutaneous tissue temperature and ulnar nerve conduction velocity. *Am J Phys Med* 64: 1-9, 1985
54. Pospisilova J: Effect of ultrasound on collagen synthesis and deposition in experimental granulomatissue, possibilities of clinical uses of ultrasound in healing disorders. *Acta Chir Plast* 18: 176-183, 1976

55. Jackson BA, Schwane JA, and Starcher BC: Effect of ultrasound therapy on the repair of achilles tendon injuries in rats. *Med Sci Sports Exer* 23: 171-176, 1991
56. Mortimer AJ and Dyson M: The effect of therapeutic ultrasound on calcium uptake in fibroblasts. *Ultrasound Med Biol* 14 (6): 499-506, 1988
57. Fyfe MC and Crum LA: Mast cell degranulation: A possible mechanism of action of therapeutic ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 8 (suppl 1): 62, 1982
58. Young SR and Dyson M: Macrophage responsiveness to therapeutic ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 16 (8): 809-816, 1990
59. Harvey W, Dyson M, Pond JB, and Grahame R: The stimulation of protein synthesis in human fibroblasts by therapeutic ultrasound. *Rheumatol Rehabil* 14: 237, 1975
60. Ramirez A, Schwane JA, McFarland C, and Starcher B: The effect of ultrasound on collagen synthesis and fibroblast proliferation in vitro. *Med Sci Sports Exerc* 29: 326-332, 1997
61. Enwemeka CS: The effects of therapeutic ultrasound on tendon healing, a biomechanical study. *Am J phys Med Rehabil* 68: 283-287, 1989
62. Enwemeka CS, Rodriguez O, and Mendosa S: The biomechanical effects of low intensity ultrasound on healing tendons. *Ultrasound Med Biol* 16 (8): 801-807, 1990
63. Nancy BN, McKenzie A, Wong T, West J, and Hunt TK: Incisional wound healing: A controlled study of low and high dose ultrasound. *J Orthop Sports Phys Ther* 18: 619-628, 1993
64. Young SR and Dyson M: The effect of therapeutic ultrasound on angiogenesis. *Ultrasound Med Biol* 16(3): 261-269, 1990
65. Reher P and Doan N: Effect of ultrasound on the production of IL-8, basic FGF and VEGF. *Cytokine* 11: 416-423. 1999
66. Ebenbichler GR, Resch KL, Nicolakis P, Wiesinger GF, Uhl F, Ghanem AH, and Fialka V.: Ultrasound treatment for treating the carpal tunnel syndrome: "Sham" controlled trial. *BMJ* 316: 731-735, 1998
67. Nussbaum EL, Biemann I, and Mustard B: Comparison of ultrasound/ultraviolet-c and laser for treatment of pressure ulcers in patients with spinal cord injury. *Phys Ther* 74: 812-825, 1994
68. Dyson M, Franks C, and Suckling J: Stimulation of healing of varicose ulcers by ultrasound.

*Ultrasonics* 14 (5): 232-236, 1987

69. Ebenbichler GR, Erdogmus CB, Resch KL, Funovics MA, Kainberger F, Barisani G, Aringer M, Nicolakis P, Wiesinger GF, Baghestanian M, Preisinger E, and Fialkamoser V: Ultrasound therapy for calcific tendonitis of the shoulder. *N Engl J Med* 340: 1533-1538, 1999
70. Dyson M: Stimulation of bone repair by ultrasound: Experimental study. *Orthopediia Traumatologia I Protezovanie* 30: 57-61, 1982
71. Duarte LR: The stimulation of bone growth by ultrasound. *Arch Orthop Trauma Surg* 101: 153-159, 1983
72. Kahn J : Iontophoresis and ultrasound for postsurgical temporomandibular trismus and paresthesia. *Phys Ther* 60: 307-308, 1980
73. Wing M: Phonophoresis with hydrocortisone in the treatment of temporomandibular dysfunction. *Phys Ther* 62: 32-33, 1982
74. Baker GK, Robertson JV and Duck AF: A review of therapeutic ultrasound: Biophysical effects. *Phys Ther* 81:1351-1358, 2001
75. Robertson JV and Baker GK: A review of therapeutic ultrasound: Effectiveness studies. *Phys Ther* 81 (7): 1339-1350, 2001
76. van der Windt D, van der Heijden G, van der Berg SG, Riet GT, Winter AF, and Bouter LM: Ultrasound therapy for musculoskeletal disorders: a systematic review. *Pain* 81 (3): 257-271, 1999
77. 太田 厚美 : 何故, 超音波療法は世界的に最も評価が高いのか. 理学療法の歩み 17 (1) : 14-23, 2006
78. 青木 幹昌 : 痛みに関連する生体情報の測定法ー皮膚温ー. 理学療法 23 (1) : 105-108, 2006
79. 烏野 大 : 痛みに関連する生体情報の測定法ー循環ー. 理学療法 23 (1) : 109-113
80. Cheng GA : 物理療法の EBM : 臨床的推論・医療判断学. 理学療法学 39 (4) : 253-256, 2012
81. Cheng GA (2003): An evidence-based model for determining treatment dosages in therapeutic ultrasound using thermometry: an in-vitro investigation using post-mortem pig tissues. *Degree*

of Doctor of Philosophy. Perth: Curtin University of Technology

82. 鈴木 重行 : ID Stretching -Individual Muscle Stretching-. 三輪書店, 東京, pp15, 2007
83. 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
84. 諸角 一記 : 軟部組織硬度の測定法. 理学療法 30 (3) : 363-369, 2013
85. Morozumi K, Fujiwara T, Karasuno H, Morishita K, Castel C, Palermo FX, and Draper DO: 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 (3): 239-245, 2010
86. 日本脳代謝モニタリング研究会 : 臨床医のための近赤外線分光法. 片山容一・酒谷薫 (編), 新興医学出版社, 東京, pp1-9, 2002
87. 烏野 大 : 痛みに関する生体情報の測定法－循環－. 理学療法 23 (1) : 109-113, 2006
88. Gam NA, Johannsen F: Ultrasound therapy in musculoskeletal disorders: a meta-analysis. *Pain* 63(1): 85-91, 1995
89. 松原 貴子 : 慢性疼痛症候群の評価法. 理学療法 28 (6) : 782-787, 2011
90. 渡部 一郎 : 新しい疼痛評価法. 日本物理療学会会誌 13 : 1-12, 2006
91. 荻原 久佳, 烏野 大, 森下 勝行, 遠藤 敏裕, 藤原 孝之, 小駒 喜郎, 阿部 康次 : 経皮的電気刺激における生体の反応－低頻度刺激と高頻度刺激の比較検討－. 生体応用計測 2 : 27-31, 2011
92. 藤原 孝之, 烏野 大, 諸角 一記 : 総合評価システム OE-210, OE-220MANUAL : 圧痛計 (OE-220). EBP の構築－科学的根拠に基づいた治療－ ; 日本生体応用計測研究会総合評価システムセミナー資料 : 9-12, 2011
93. Stacey MJ: Free nerve endings in skeletal muscle of the cat. *J Anat* 105 (2): 231-254, 1969
94. Mence S and Stahnke M: Responses in muscle afferent fibers of slow conduction velocity to contractions and ischaemia in the cat. *J Physiol* 342: 383-397, 1983
95. Adrahams VC, Lynn B, and Richmond FJ: Organization and sensory properties of small myelinated fibres in the dorsal cervical rami of the cat. *J Physiol* 347: 177-187, 1984
96. Mence S: Nociception from skeletal muscle in relation to clinical muscle pain. *Pain* 54 (3): 241-289, 1993

97. Draper DO and Ricard DM: Rate of temperature decay in human muscle following 3 MHz ultrasound: The stretching window revealed. *J Athl Train*. 30 (4): 304-307: 1995
98. Chan KA, Myrer WJ, Measom JG, and Draper DO: Temperature changes in human patellar tendon in response to therapeutic ultrasound. *J Athl Train* 33 (2): 130-135, 1998
99. Cambier D, Herde DK, Witvrouw E, Beck M, Soenens S, and Vanderstraeten G: Therapeutic ultrasound: Temperature increase at different depths by different modes in a human cadaver. *J Rehab Med* 33: 212-215, 2001
100. Demmink HG, Helden JP, Hobaek H, and Enwemeka C: The variation of heating depth with therapeutic ultrasound frequency in physiotherapy. *Ultrasound Med Biol* 29 (1): 113-118, 2003
101. Hayes TB, Merrick AM, Sandrey AM, and Cordova LM: Three-MHz ultrasound heats deeper into the tissues than originally theorized. *J Athl Train* 39 (3): 230-234, 2004
102. Gallo AJ, Draper OD, Brody TL, and Fellingham WJ: A comparison of human muscle temperature increases during 3-MHz continuous and pulsed ultrasound with equivalent temporal average intensities. *J Orthop Sports Phys Ther* 34 (7): 395-401, 2004
103. Karagoz I and Kartal KM: The effects of residual temperature rise on ultrasound heating. *Ultrasound Med Biol* 31 (12): 1665-1672, 2005
104. Knight LK and Draper DO: *Therapeutic Modalities. The Art and Science 2th ed.* Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp214-215, 2013
105. 田坂 厚志, 沖 貞明, 田中 聡, 島谷 康司, 長谷川 正哉, 金井 秀作, 小野 武也, 大塚 彰, 坂口 顕: 関節拘縮発生予防を目的とした超音波療法の効果ーラット足関節ギプス固定モデルを用いたトレッドミル走行での検討ー. 理学療法科学 24 (4) : 577-580, 2009
106. Usuba M, Miyanaga Y, Miyakawa S, and Shirasaki Y: Effect of heat in increasing the range of motion after the development of a joint contracture: An experiment with an animal model. *Arch Phys Med Rehabil* 87 (2): 247-253, 2006
107. Nakano J, Yamabayashi C, Scott A, and Reid WD: The effect of heat applied with stretch to increase range of motion: a systematic review. *Phys Ther Sport* 13: 180-188, 2012
108. Bleakley CM and Costello JT: Do thermal agents affect range of movement and mechanical



- properties in soft tissues? A systematic review. *Arch Phys Med Rehabil* 94: 149-163, 2013
109. Trudel G and Uthoff HK: Contractures secondary to immobility: is the restriction articular or muscular? An experimental longitudinal study in the rat knee. *Arch Phys Med Rehabil* 81: 6-13, 2000
  110. Nacitarhan V, Elden H, Kısa M, Kaptanoglu E, and Nacitarhan S: The effects of therapeutic ultrasound on Heart rate Variability: A placebo controlled trial. *Ultrasound Med Biol* 31 (5): 643-648, 2005
  111. Lehmann JF, Mcmillan JA, Brunner GD, and Blumberg JB: Comparative study of the efficiency of short-wave, microwave and ultrasonic diathermy in the healthy hip joint. *Arch Phys Med Rehabil* 48: 662-666, 1967
  112. Speed CA: Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions. *Rheumatology* 40: 1331-1336, 2001
  113. Wong RA, Schumann B, Townsend R, and Phelps CA: A Survey of therapeutic ultrasound use by physical therapists who are orthopaedic certified specialists. *Phys Ther* 87 (8): 986-994, 2007
  114. Gajdosik RL and Bohannon RW: Clinical measurement of range of motion. *Phys Ther* 67: 1867-1872, 1987
  115. 村田 信, 宮副 孝茂: 傾斜角度計による関節可動域測定. 理学療法科学 18 (3) : 153-157, 2003
  116. 鈴木 重行 : Active individual muscle stretching. 三輪書店, 東京, pp20-21, 2007
  117. Paaske WP, Hovind H, and Sejrsen P: Influence of therapeutic ultrasonic irradiation on blood flow in human cutaneous, subcutaneous, and muscular tissues. *Scand J Clin Lab Invest* 31 (4): 389-394, 1973
  118. Wyper DJ and McNiven DR: Effects of some physiotherapeutic agents on skeletal muscle blood flow. *J Physiol* 62: 83-85, 1976
  119. Rubin JM, Etchison RM, Condra AK, Franklin DT, and Snoddy MA: Acute effects of ultrasound on skeletal muscle oxygen tension, blood flow and capillary density. *Ultrasound Med Biol* 16: 271-277, 1990
  120. Robinson SE and Buono MJ. Effect of continuous-wave ultrasound on blood flow in skeletal

- muscle. *Phys Ther* 75: 145-150, 1995
121. Houghton PE: Effects of therapeutic modalities on wound healing: A conservative approach to the management of chronic wounds. *Phys Ther Rev* 4: 167-182, 1999
  122. Karasuno H, Morozumi K, Fujiwara T, Cheng GA, Yamamoto I, and Senga F: Change in intramuscular blood volume induced by continuous shortwave diathermy. *J phys ther sci* 17: 71-79, 2005
  123. 烏野 大, 諸角 一記, 遠藤 敏裕, 黒岩 千晴, 千賀 富士敏, 藤原 孝之, 山本 巖 : 超短波照射による照射側と非照射側の筋組織内の循環動態の変化. *理学療法* 22 (8) : 1133-1140, 2006
  124. 烏野 大, 諸角 一記, 二瓶 美智子, 遠藤 敏裕, 千賀 富士敏, 藤原 孝之, 山本 巖 : 超短波照射出力の違いによる筋組織内の循環動態の変化. *日本物理療学会会誌* 13 : 24-29, 2006
  125. 二瓶 美智子, 烏野 大, 藤原 孝之, 阿部 康次 : 下肢の筋組織内循環動態における有酸素性歩行運動と温熱刺激の併用効果. *日本物理療学会会誌* 19 : 29-36, 2012
  126. Utsunomiya M, Nitta K, Sawaguchi H, Yoshikawa A, Karasuno H, Morozumi K, Allison GT, Fujiwara T, and Abe K: Changes in blood flow, temperature and muscle endurance in association with cryotherapy. *J Phys Ther Sci* 22: 43-49, 2010
  127. Tran KT, Sailasuta N, Kreutzer U, Hurd R, Chung Y, Mole P, Kuno S and Jue T: Comparative analysis of NMR and NIRS measurements of intracellular PO<sub>2</sub> in human skeletal muscle. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 276: 1682-1690, 1999
  128. Mori H, Ohsawa H, Tanaka HT, Taniwaki E, Leisman G, and Nisijo K: Effect of massage on blood flow and muscle fatigue following isometric lumbar exercise. *Med Sci Monit* 10 (5): 173-178, 2004
  129. Quaresima V, Crisostomi S, Mottola L, Amgelozz M, Franco A, Corsica C, Calvisi V, and Ierrari M: Vastus lateralis metabolic response to explosive maximal isometric leg press exercise. *Adv. Exp. Med. Biol* 578: 167-172, 2006
  130. Perrey S, Thedon T, and Bringard A: Application of near-infrared spectroscopy in preventing work-related musculoskeletal disorders: Brief review. *Int J Ind Ergon* 40: 180-184, 2010

131. Kubo K and Ikebukuro T: Acute and chronic effects of hyperbaric oxygen therapy on blood circulation of human muscle and tendon in vivo. *J Strength Cond Res* 26 (10): 2765-2770, 2012
132. Jobsis FF: Noninvasive, Infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science* 198 (4323): 1264-1267, 1977
133. Cui W, Kumar C, and Chance B: Experimental study of migration depth for photons measured at sample surface. *Proc Soc Photo Opt Instrum Eng* 1431: 180-191, 1991
134. Homma S, Fukkunaga T, and Kagaya A: Influence of adipose tissue thickness on near infrared spectroscopic signal in the measurement of human muscle. *J Biomed Opt* 1: 418-424, 1996
135. Paul W: Temperature of skin, subcutaneous tissue, muscle and core in resting men in cold, and hot conditions. *Eur J Appl Physiol* 64: 471-476, 1992
136. Crockford WG, Hellon FR and Parkhouse J: Thermal vasomotor response in human skin mediated by local mechanism. *J Physiol* 161: 10-15, 1962
137. Wessman MS and Kottke FJ: The effects of indirect heating on peripheral blood flow, pulse rate, blood pressure and temperature. *Arch Phys Med Rehabil* 48: 567-576, 1967
138. 烏野大：局所循環血流に対する物理療法の効果。日本物理療法学会誌 15：15-17, 2008
139. 森下 勝行, 烏野 大, 宇都宮 雅博, 芳川 晃久, 藤原 孝之, 藤本 哲也, 阿部 康次：超音波照射が軟部組織硬度に与える影響。日本物理療法学会誌 17：25-30, 2010
140. 森下 勝行, 烏野 大, 藤原 孝之, 藤本 哲也, 阿部 康次：超音波照射が筋硬度と関節可動域に与える影響。生体応用計測 2：7-10, 2011

## 発表論文

1. 森下 勝行, 烏野 大, 宇都宮 雅博, 芳川 晃久, 藤原 孝之, 藤本 哲也, 阿部 康次: 超音波照射が軟部組織硬度に与える影響. 日本物理療法学会会誌, vol.17, 25-30, 2010
2. 森下 勝行, 烏野 大, 藤原 孝之, 藤本 哲也, 阿部 康次: 超音波照射が筋硬度と関節可動域に与える影響. 生体応用計測, vol.2, 7-10, 2011
3. 森下 勝行, 烏野 大, 横井 悠加, 諸角 一記, 荻原 久佳, 花岡 正明, 藤原 孝之, 藤本 哲也, 阿部 康次: 超音波照射が疼痛閾値に与える影響. 理学療法科学, vol.29 (2), 2014 (印刷中)
4. Katsuyuki Morishita, Hiroshi Karasuno, Yuka Yokoi, Kazunori Morozumi, Hisayoshi Ogihara, Toshikazu Ito, Takayuki Fujiwara, Tetsuya Fujimoto, Koji Abe: Effects of therapeutic ultrasound on intramuscular blood circulation and oxygen dynamics. *The Journal of Japanese Physical Therapy Association*, vol. 17 (1), 2014
5. Katsuyuki Morishita, Hiroshi Karasuno, Yuka Yokoi, Kazunori Morozumi, Hisayoshi Ogihara, Toshikazu Ito, Masaaki Hanaoka, Takayuki Fujiwara, Tetsuya Fujimoto, Koji Abe: Effects of therapeutic ultrasound on range of motion and stretch pain. *Journal of Physical Therapy Science* (Accepted on 5th Dec 2013)

## 学会発表

### ◆ 国際会議

1. Katsuyuki Morishita, Hiroshi Karasuno, Masahiro Utsunomiya, Takayuki Fujiwara, Tetsuya Fujimoto, Koji Abe: Effects of the therapeutic ultrasound on muscle hardness and active range of motion: The 16th International World Confederation Physical Therapy Congress, 2011, Amsterdam (Holland)
2. Katsuyuki Morishita, Hiroshi Karasuno, Kazunori Morozumi, Yuka Yokoi, Takayuki Fujiwara, Tetsuya Fujimoto, Koji Abe: Effect of the therapeutic ultrasound on active range of motion in cervical spine. Japan-Korea 1st Joint Conference, 2012, Nagasaki (Japan)
3. Katsuyuki Morishita, Hiroshi Karasuno, Yuka Yokoi, Kazunori Morozumi, Takayuki Fujiwara, Tetsuya Fujimoto, Koji Abe: Therapeutic ultrasound changes muscle hardness under three conditions; rest, isometric contraction, and weight load. The 6th International World Confederation Physical Therapy – Asia Western Pacific Region & The 12th Asia Confederation for Physical Therapy Congress, 2013, Taichung (Taiwan)

◆ 国内学会

1. 森下 勝行，烏野 大，荻原 久佳，藤原 孝之，藤本 哲也，阿部 康次：関節可動域改善に向けた超音波療法の効果に関する基礎的研究．第 6 回日本生体応用計測研究会，2011，福島
2. 森下 勝行，烏野 大，荻原 久佳，諸角 一記，横井 悠加，藤原 孝之，藤本 哲也，阿部 康次：超音波療法が筋組織内循環動態に与える影響．第 20 回日本物理療法学会学術大会，2012，京都
3. 森下 勝行，烏野 大，横井 悠加，荻原 久佳，諸角 一記，藤原 孝之，藤本 哲也，阿部 康次：超音波療法が筋組織内循環動態と深部温度に与える影響．第 48 回日本理学療法学会学術大会，2013，愛知
4. 森下 勝行，烏野 大，横井 悠加，荻原 久佳，諸角 一記，藤原 孝之，藤本 哲也，阿部 康次：超音波照射が疼痛閾値に与える影響．第 31 回東北理学療法学会，2013，福島
5. 森下 勝行，烏野 大，横井 悠加，荻原 久佳，諸角 一記，藤原 孝之，藤本 哲也，阿部 康次：超音波照射が関節可動域と伸張痛に与える影響．第 31 回東北理学療法学会，2013，福島

## 謝 辞

大学院博士課程における研究全般ならびに本論文の執筆にあたり，懇切丁寧かつ的確で示唆に富んだご指導と格別のご鞭撻を賜った信州大学大学院総合工学系研究科の藤本哲也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を賜った信州大学大学院総合工学系研究科の阿部康次教授，山本巖特任教授，上條正義教授，小駒喜郎准教授，吉田宏昭准教授に深く御礼申し上げます．また，常日頃より研究に対する心構え，実験手法，学会発表，論文執筆など研究者としての第一歩を懇切丁寧にご指導，ご鞭撻を賜った郡山健康科学専門学校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．

本論文の骨子である研究活動を進めるにあたり，日々の業務や研究などでご協力を賜りました郡山健康科学専門学校 後藤昇先生，柳澤健先生，楊箸隆哉先生，半田健壽先生，花岡正明先生，諸角一記先生，小形洋悦先生，橋本雅郎先生，遠藤敏裕先生，吉崎邦夫先生，荻原久佳先生，横井悠加先生，**Robert Holt** 先生，二瓶美智子先生，トータルヘルスクリニック 佐藤竜太先生 に感謝申し上げます．なかでも，英語論文の校正を快諾頂きました **Robert Holt** 先生に深く御礼申し上げます．博士課程の同志として切磋琢磨し，多くの激励と助言ならびに英語論文の校正を快諾頂きました横井悠加先生に心より感謝申し上げます．理学療法士の師であり，今日の研究の機会を与えて下さり，ここまで支えて頂きました北海道千歳リハビリテーション学院学院長 伊藤俊一先生に深く御礼申し上げます．同じく，北海道千歳リハビリテーション学院 副学院長 信太雅洋先生，講師 久保田健太先生，北海道文教大学 田邊芳恵先生，埼玉県立大学 隈元庸夫先生，北海道医療大学 高橋尚明先生 に心より御礼申し上げます．これまでの研究にて実験被検者や助手としてご協力を賜りました郡山健康科学専門学校の学生一同ならびに卒業生一同に心より感謝申し上げます．

最後に、これまでの仕事と研究の両立に理解と協力を惜しまず、研究の全期間にわたり影ながら支えて頂いた家族一同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。

博士課程の研究期間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。誠に有難う御座いました。

2014 年 3 月