

国士舘大学審査学位論文

「核磁気共鳴画像装置を用いた鍼灸施術時における
非侵襲温度分布測定に関する研究」

「Noninvasive Temperature Measurement During
Acupuncture and Moxibustion Treatment Using MRI」

中村 優

平成 27 年度 博士課程卒業論文

核磁気共鳴画像装置を用いた鍼灸施術時における
非侵襲温度分布測定に関する研究

Noninvasive Temperature Measurement During Acupuncture and
Moxibustion Treatment Using MRI

国士舘大学大学院工学研究科

応用システム工学専攻

博士課程

13-DE002 中村 優

指導教員 二川 佳央 教授

概要

核磁気共鳴画像装置(MRI : Magnetic Resonance Imaging equipment)は現在の医療現場において、電磁波を利用した画像診断装置として最も普及しているシステムの一つである。MRI は強い静磁場内に置かれた生体にパルス状(RF: Radio Frequency)電磁波を照射することによって、その生体組織中に励起された水素原子核スピンの緩和することに伴って誘導される NMR(Nuclear Magnetic Resonance)信号を受信し、生体内部の任意の断面を画像化する方法である。

本研究ではこの MRI を用い、プロトンの縦緩和位相信号の位相差を温度差に変換するシステムにより、ファントムモデル内および生体内を非侵襲で温度測定することで、生体外部に置かれた熱源および生体への刺激刺激が生体内部の温度変化にどのように影響するかについて検討を行うものである。またこれらの研究により得られた結果から各種施術における生体の反応の差異を確認することで現在まで鍼灸臨床および教育の現場において提示されることのなかった局所深部温度に関するエビデンスを得ることを目的とした。

MRI による温度測定には、 T_1 緩和時間、プロトンケミカルシフトおよび水分子拡散係数など温度に関するパラメータが用いられ、それぞれに対応して信号強度法、位相法、拡散画像法がある。本研究では、0.3T 永久磁石オープンタイプ MR 装置(AIRIS-II, (株)日立メディコ製)を使用し、位相法を用いて温度測定を行った。また、使用する熱源および生体への介入方法として、統合医療分野および、補完代替医療分野で広く用いられている鍼灸治療において実施される施術法を用いた。

鍼灸治療とは近年、西洋医学に対し、欧米などでは特に西洋医学では対処しきれない疾患や疾病に対する処置法として、あるいは西洋医学の補助的役割として、補完代替医療や統合医療といった分野の一部とされ、これらの分野の中でも特に注目を浴びている技法の一つである。この鍼灸分野に関しては、近年多くの研究が行われているものの、施術介入時の生体深部温度変化に関する研究は行われてこなかった。これは生体深部の温度変化を非侵襲で測定することが技術的に困難であるという理由と共に、工学的な知見をもって東洋医学を評価するという試みが一般的ではなかったことに起因する。

本論文はMRIを用いたプロトンの縦緩和位相差を温度差に変換するシステムを使用し生体深部温度測定を行うという技術を東洋医学分野の一つである鍼灸医学に適応した初めての研究報告であり、全5章から構成される。

第1章では研究背景およびMRIの現状や撮像理論について、および生体において実験を行う先行実験用に用いられたファントムモデルに関する内容を述べている。

第2章ではMRIを用いたプロトンの縦緩和位相測定から温度変化を算出する方法における灸法施術時の非侵襲温度測定がファントムモデル内部において実施可能であることを示し、生体に対しても本法が適用できることを示している。この実験で得られた結果は灸法施術時の施術部直下において、従来技術では獲得し得なかった筋層までの温度変化を測定、画像化したものである。本章によって得られた結果は灸法を使用する際の臨床現場ならびに教育現場に大きく寄与するものである。

第3章ではMRIを用いたプロトンの縦緩和位相測定から温度変化を算出する方法における灸頭鍼法施術時の非侵襲温度測定がファントムモデル内部において測定可能であることと共に、MRI内金属持ち込み時のアーチファクトの影響について述べている。本章で得られた結果は、灸頭鍼法という伝統ある施術に対し明確化されていなかった施術時の熱の伝達機序についても明らかにし、加えて施術時のファントムモデル内部での温度変化についても明らかにしたものである。本章によって得られた結果は鍼灸臨床および教育の現場に対し大きな意味を持つものであると同時に、MRIガントリ内金属持ち込みに対しても言及しているため、医療用鍼を用いた局所加温の可能性についても大きな意味をもたらすものである。

第4章ではMRIを用いたプロトンの縦緩和位相測定から温度変化を算出する方法において熱源を用いない鍼法施術時の非侵襲温度測定がファントムモデル内部において測定可能であることを述べている。この実験で得られた結果は鍼法施術介入時の施術局所に対し、従来技術では獲得しえなかった生体深層の温度変化を測定、画像評価したものである。本研究によって得られた知見は鍼灸分野の臨床および教育の現場に大きく寄与するものである。また、これら3つの章で得られた結果を比較検討することにより、それぞれの施術時のファントムモデル内および生体内で起こる温度変化の差を明らかにし、臨床現場においてより適切な施術の選択を行うための一つの指標を提示するものである。

第5章では総括を行うと共に、特にこれらの結果がエビデンスに乏しいと言われる鍼灸治療での、鍼、灸それぞれの介入において、どちらの刺激も生体深部に温度変化を起こすことを明らかにしたこと。また、それぞれの治療法で生体における反応が異なることを明らかにしたという点を強調し、まとめたものである。

以上これらの実験を含めた検討を行うことにより、MRIを使用したプロトン縦緩和位相測定による生体内部温度分布変化測定のシステムに妥当性があることを報告する。これらの研究は今後ハイパーサーミア治療などの温熱治療を行う際、MRIを用い生体内部の温度測定をリアルタイムで捉えながら局所的な施術が行える可能性に対し大きく寄与するものである。加えて、本研究はMRIと医療用鍼を用いた超低侵襲温熱治療の可能性も示すものであり、今後の医療現場において革新的な応用に至る新技術の検討を行う際に活用することができる内容が含まれている。また、鍼灸領域においては今まで多くが経験的に評価されていた施術時の生体深部の温度変化に対し言及するものであり、定量的な評価として言及されることが一般的ではなかった領域を開拓したもので、臨床的側面および教育的側面において大きな進歩をもたらす研究である。

目次

概要

第1章 序論

1-1 研究背景.....	8
1-1-1 従来研究.....	9
1-1-2 本論文の目的.....	9
1-1-3 本論文の構成.....	10
1-2 核磁気共鳴画像装置.....	11
1-2-1 核磁気共鳴画像装置とは.....	11
1-2-2 核磁気共鳴画像装置の撮像理論.....	16
1-2-3 核磁気共鳴画像装置を用いた温度分布測定理論.....	22
1-2-4 MR 高感度温度分布撮像用ファントムモデル.....	24

第2章 核磁気共鳴画像装置を用いた灸法施術時の非侵襲温度分布測定

2-1 はじめに.....	29
2-2 ファントムモデルを用いた赤外線サーモグラフィ撮影.....	30
2-3 ファントムモデルを用いた MR による温度測定.....	31
2-3-1 熱輸送方程式を用いた温度分布の理論的解析.....	32
2-3-2 核磁気共鳴画像装置を用いた温度分布画像撮像.....	33
2-3-3 測定結果および考察.....	34
2-4 核磁気共鳴画像装置を用いた生体内温度分布撮像.....	35
2-4-1 熱輸送方程式を用いた温度分布の理論的解析.....	36
2-4-2 核磁気共鳴画像装置を用いた温度分布撮像.....	37
2-4-3 測定結果および考察.....	38

第3章 核磁気共鳴画像を用いた灸頭鍼法施術時の非侵襲温度分布測定

3-1 はじめに.....	39
3-2 ファントムモデルを用いた MR 内金属持ち込み実験.....	40
3-2-1 ステンレス製および、銀製鍼を用いた撮像実験.....	41
3-2-2 結果考察.....	45
3-3 ファントムモデルを用いた灸頭鍼施術時温度測定.....	46
3-3-1 熱輸送方程式を用いた温度分布測定.....	46
3-3-2 赤外線サーモグラフィを用いた温度分布測定.....	47
3-3-3 核磁気共鳴画像装置を用いた温度分布測定.....	49
3-3-4 測定結果および考察.....	51

第4章 核磁気共鳴画像装置を用いた鍼法施術時の非侵襲温度分布測定

4-1 はじめに.....	52
4-2 生体を用いた鍼法施術時の温度分布測定.....	53
4-2-1 鍼法施術時のサーモグラフィによる温度分布測定.....	53
4-2-2 核磁気共鳴画像装置を用いた鍼法施術時の温度分布測定.....	55
4-2-3 測定結果および考察.....	58

第5章 総括

5-1 総括.....	60
【本研究に関する発表論文等】.....	62
【参考文献】.....	66
謝辞.....	68

図表目次

第1章 序論

図 1-2-1-1	各種 MRI 装置.....	12
図 1-2-1-2	MRI 撮像原理図.....	13
図 1-2-1-3	MRI により得られる画像.....	14
図 1-2-1-4	MRI 装置の基本構成.....	14
図 1-2-1-5	さまざまな RF コイル.....	15
表 1-2-2-1	T1 強調画像・T2 強調画像における高信号・低信号物質代表例.....	17
図 1-2-2-1	スピン緩和概要.....	18
図 1-2-2-2	磁場ベクトル緩和の概念.....	19
図 1-2-2-3	緩和時間計算結果.....	19
図 1-2-2-4	オープン型 MRI AIRIS-II(0.3T).....	20
表 1-2-2-2	AIRIS-II 主な仕様.....	20
表 1-2-2-3	AIRIS-II RF System.....	21
図 1-2-3-1	NEC 三栄社製サーモトレーサ.....	22
図 1-2-3-2	サーモグラフィ熱分布画像.....	22
図 1-2-4-1	ファントムモデル.....	24
表 1-2-4-1	ファントムモデル材料仕様.....	24
図 1-2-4-2	T1 緩和時間短縮効果.....	25
図 1-2-4-3	外部電界の変化に応じ向きを変える双極子の回転運動.....	27
図 1-2-4-4	試料挿入による共振周波数と Q 値の変異.....	28

第2章 核磁気共鳴画像装置を用いた灸法施術時の非侵襲温度分布測定

図 2-1-1	台座型温灸と円筒型温灸.....	29
図 2-2-1	赤外線サーモグラフィを用いた温灸施術時表面温度.....	30
図 2-3-1	各種温灸.....	31
図 2-3-1-1	熱輸送方程式を用いたシミュレーション結果.....	32
図 2-3-2-1	MRI を用いた温度測定画像.....	33
図 2-4-1	足三里穴部位.....	35
図 2-4-1-1	シミュレーション結果.....	36
図 2-4-2-1	MRI を用いた継時的温度測定画像.....	37

第3章 核磁気共鳴画像装置を用いた灸頭鍼法施術時の非侵襲温度分布測定

図 3-1-1 灸頭鍼施術時の様子.....	39
図 3-2-1-1 ガントリ内磁性体持ち込み画像.....	41
図 3-2-1-2 ガントリ内銀鍼持ち込み時の画像.....	43
図 3-2-1-3 光ファイバー温度計を用いた温度測定実験.....	43
図 3-2-1-4 0.14mm 銀 4cm 刺入 T1.....	44
図 3-2-1-5 0.14mm 銀 4cm 刺入 T2.....	44
図 3-2-1-6 刺入時の温度.....	44
図 3-3-1 シミュレーション結果.....	46
図 3-3-2-1 サーモグラフィによる温度測定結果.....	47
図 3-3-2-2 各店の温度変化.....	48
図 3-3-3-1 MRI を用いた温度変化.....	49
図 3-3-3-2 P 点における灸頭鍼施術時の温度分布グラフ.....	50

第4章 核磁気共鳴画像装置を用いた鍼法施術時の非侵襲温度分布測定

図 4-1-1-1 サーモグラフィを用いた刺鍼時の生体表面温度.....	53
図 4-1-1-2 サーモグラフィを用いた表面温度測定結果.....	54
図 4-2-2-1 測定点および冠状断面の切断線.....	55
図 4-2-2-2 使用された鍼.....	56
図 4-2-3-1 温度測定結果.....	57
図 4-2-3-2 a 点における温度測定結果.....	57
図 4-2-3-3 図 4-2-3-2 各ピークの平均値および回帰直線.....	58
図 4-2-3-3 鍼施術時の時間に対する温度変化.....	59

第1章 序論

1-1 研究背景

医療分野において、現在 EBM(Evidence-Based-Medicine)という概念の基、治療がなされる西洋医学が我が国をはじめ先進国での医療の現場の中心にあることは一般的な事実である。しかし、近年この西洋医学に対し、欧米などでは特に西洋医学では対処しきれない疾患や疾病に対する処置法として、あるいは西洋医学の補助的役割として、補完代替医療や統合医療といった分野に大きな注目が集まっている。これらの分野の中でも特に注目を浴びている技法が東洋医学であり、鍼灸医学である。米国では 1971 年にニクソン大統領が中国訪問中、鍼麻酔下にて行われた手術を目の当たりにし、このことが大々的に記事にされたことにより、鍼灸が脚光をあび、現在多くの受療者が鍼灸治療を受療しているという。一方、我が国日本では鍼灸治療に対して認知率 90%以上を誇りながら、受療率が 5~6%と大変低い数字を示している。この原因の一つとして、鍼灸治療が経験医学であり、現在日本の鍼灸師により行なわれている施術の多くが科学的なエビデンスを持たないことに起因すると考えられる。

本論文では、鍼灸の東洋医学的古典に基づいた術式、および技法のエビデンスを明らかにする礎として、工学的視点により鍼灸治療に対する熱的な定量解析を行なってきた研究成果をまとめる。

研究内容としては灸法メカニズムの解析および各種温熱施術時における体内温度分布の測定精度を向上するための技術開発である。温灸法とは艾を用いて生体に温熱刺激を与える施術方法の一つで、その使用方法の簡便さから、鍼灸師が施術を行う際、頻繁に用いられる方法の一つである。近年では数社の製品が一般の薬局等でも購入することが可能なため、自宅でセルフケアを行う為に用いられるケースも多く見られる。このように一般に浸透しつつある温灸ではあるが、温灸施灸時の皮下温度分布を定量解析した研究、発表は非常に少ない。これは生体内の温度変化を非侵襲で捉えることが非常に困難であることに起因する。これらと同様に鍼施術時に鍼に灸を纏わせ、鍼による機械刺激と灸による温熱刺激を同時に与える灸頭鍼という技法が広く鍼灸治療の中で実践されている。しかし、この技法についても温灸施術時と同様、熱伝達様式や、皮下温度分布等についての研究発表が非常に少ない。また熱源を持たない、鍼法のみに関しても皮下温度分布等についての研究発表が非常に少ないため、本研究ではこの鍼法に関しても生体において施術時の生体内温度変化を撮像、解析するものとする。またこれらの得られた結果を比較検討することで、それぞれの治療法の利点を明確にできるものとする。

1-1-1 従来研究

現在、生体の温度変化を測定する装置は赤外線サーモグラフィやサーミスタなど、生体の表層あるいは極浅層での温度変化測定を行うものが一般的である。しかし、近年、経皮的あるいは鏡視下にて施行される温熱療法や、凍結療法など低侵襲性治療のモニタリング技術のひとつとして、MRIを用いた生体深部温度分布測定技術が確立されてきている。なかでも土肥らは0.3T永久磁石オープンタイプMR装置(ARIS-II, 日立製)を用い、非侵襲での温度計測を試みている[1]。これらの技術は現在、ハイパーサーミア等の西洋医学的な分野で盛んに研究が行われているが、東洋医学および、補完代替医療の現場にてこれらの技術が用いられた事例は発表されていない[2]-[6]。また本研究にて主に使用されている灸法に関する工学的な研究に関しても森田らや石田により発表されているが、熱電対を用い艾の燃焼温度特性を解析したものであり、生体内における温度変化に関し言及されたものではない[7]-[9]。鍼灸分野において、工学的な視点を持ちその特性が量的に評価されることは稀な例であると言える。

1-1-2 本論文の目的

生体内非侵襲温度計測の東洋医学および補完代替医療分野への応用は前節で述べた通り、一般的に行われているものではない。しかし、温熱療法の一環とし、機械刺激や温熱刺激を与えることで生体の反応を誘起し、治療効果としているこれらの治療法において、刺激介入時の生体の温度的な変化を捉えることは、臨床上および教育上、必要不可欠なことである。現在の臨床の場においてはその多くが主観的および質的に判断されるものであり、表層温度に関していくつかの発表がなされているものの深部温度に関して言及されないというのは大きな問題である。本研究では0.3Tオープン型の核磁気共鳴画像装置を使用し、水素イオンの縦緩和信号の位相測定より得られる物体内部の温度情報取得法を用いて、ファントムモデルおよび生体内での非侵襲温度分布測定を行なうものとする。また本研究で用いられる温度計測方法は、温度上昇による T_1 の延長と磁場均一性の低下により、低下した信号を読み取る信号強度法等が信号変化に多くの要因が絡んでしまうという点に対し、組織依存性が少ないため、今後の温度計測法の主流になるであろうとされている。この方法を用い、東洋医学における鍼灸分野で日常的に使用される鍼法、灸法、灸頭鍼法においてそれぞれ施術中の生体内温度分布変化を測定し、シミュレーションによる結果も交え、量的に解析するものである。また、将来これらMRIを用いて撮像された任意の断層画像内にてカラーバーによる温度変化を画像化すれば、東洋医学分野のみならず、多くの温熱治療時における、患者説明、また教育の現場においての直感的な説明が可能である。これらの方法を用い、本論文では鍼灸施術時の生体内における温度分布変化測定に関し報告する。

1-1-3 本論文の構成

本論文は核磁気共鳴画像装置(Magnetic Resonance Imaging : MRI)を用い、生体内およびファントムモデル内の温度分布を非侵襲にて撮像、測定した結果に対し考察、検討を行ったものであり、その熱源、および生体内における温度変化のトリガーとして東洋医学分野の鍼灸施術を用いたものである。これらの内容が全 5 章から構成される。

第 1 章「序論」では生体内温度分布測定に関する従来研究から、鍼灸分野において施術時の生体内および対象内温度分布についての歴史にふれ、従来研究を踏まえたうえで本研究の新規性を明確にするものである。また同時に核磁気共鳴画像装置についてその撮像理論とそれを基にした温度測定法に関し説明を加えるものとする。

第 2 章「核磁気共鳴画像装置を用いた灸法施術時の非侵襲温度分布測定」では、核磁気共鳴画像装置を用い、東洋医学における鍼灸の現場で一般的に用いられる温灸法に関し、施術時のファントムモデル内および生体における非侵襲温度分布測定を行った結果をシミュレーション結果と比較検討した結果を示す。本研究に用いられた温灸法とは、厚紙にて作られた中が空洞の円筒型台座の中に艾を敷き詰められたものを用い、艾部分に点火することで生体に温熱刺激を与える方法である。

第 3 章「磁気共鳴画像装置を用いた灸頭鍼法施術時の非侵襲温度分布測定」では、第 2 章で用いた非侵襲温度分布撮像法と同様の撮像方法にて、熱源を医療用鍼の竜頭(持ち手部)に灸を設置し、燃焼させることで温熱刺激を与える灸頭鍼法に変更し、ファントムモデル内温度分布を撮像した結果を示す。また得られた結果を熱輸送方程式より得られるシミュレーション結果と比較検討を行う。また本実験では原則、貴金属の持ち込みが規制されている MRI シールドルーム内に医療用鍼を持ち込むため、通常、臨床現場で使用されるステンレス製および銀製の医療用鍼においてそれらが撮像画像に与える影響について実験を行った結果も共に示す。

第 4 章「核磁気共鳴画像装置を用いた鍼法施術の時非侵襲温度分布測定」では、本章まで熱源として用いていた灸を排除し、医療用鍼のみを使用し医療用鍼刺入時の機械刺激のみで生体深部にて温度変化が誘起される様子を非侵襲にて撮像した結果を示す。本実験に関しては熱源を使用していないため、量的な考察においては前章までで得られた、熱源有の結果および、赤外線サーモグラフィを用いて撮像した皮膚表面温度との比較にて検討を行った結果を示す。

第 5 章「総括」ではこれら第 1 章から第 4 章までの内容の総括を行い、今後の展望を述べるものとする。

1-2 核磁気共鳴画像装置

1-2-1 核磁気共鳴画像装置の概要

MRI (Magnetic Resonance Imaging equipment: 核磁気共鳴画像装置)は NMR (nuclear magnetic resonance: 核磁気共鳴現象)を用いて生体の任意の断層像を得ることができる装置である。

NMR 現象の発見は古く、1939 年に遡る。この年 Rabi らにより高真空下での分子の高周波磁場吸収現象(気体での NMR 現象)が初めて観測された。一方、液体や固体などの物質に対しては、1946 年のハーバード大学の Bloch とスタンフォード大学の Purcell らにより別々に発見された。NMR 現象の発見当初は、物理学者らにより核磁気共鳴現象およびこれを用いた核の性質解明などの理論面での研究が主に行われた。しかし、1950 年 Dickson, Proctor らにより化学結合状態により核磁気共鳴周波数が異なるという現象が発見されると、NMR 現象を使って物質の化学構造を調べようという研究が盛んになり、NMR は成分分析法として世の中に広まった。一方、NMR 現象を利用しようとして断層像を得ようという試みは、1973 年 Lauterbur により初めて行われた。その後、Damadian, Hinshaw, Mansfield らにより人体各部の画像化の研究が進められるとともに、高磁場化などにより装置性能が大幅に向上し、1981 年には MRI の臨床試験が開始された。

1982 年に、UCSF(University of California San Francisco)より、静磁場強度 0.35 [T]の全身用超伝導磁石を用いたマルチスライス・マルチエコー法による画像が報告され、1980 年代の終わりには、1.5 [T]の超伝導磁石を用いた全身用 MRI が業界の標準となった。その後、2, 4, 7, 8 [T]の全身用 MRI (7 [T]と 8 [T]のシステムは、実際には頭部のみの撮像)が提案されている。

撮像技術に関しては、低フリップ角を用いた高速勾配エコー法の開発、MR angiography (磁気共鳴血管撮影法)の開発、EPI の実用化、高速スピン・エコー法の開発、functional MRI の発明、Hyperpolarized gas MRI の開発、パラレル MRI、リアルタイム MRI など、さまざまな手法が提案され、実用化されてきた[10], [11]。

近年では、超伝導磁石を使用したトンネル型 MRI(図 1-2-1-1(a))だけではなく、永久磁石を利用することでガントリ開口径が広いことによる心理的な圧迫感が少なく、外部からのアプローチも容易なオープン型 MRI(図 1-2-1-1(b))が広く普及している。また、2003 年には MRI の医学におけるその重要性和応用性が認められ、"核磁気共鳴画像法に関する発見"に対して、Paul Christian Lauterbur と Sir Peter Mansfield にノーベル生理学・医学賞が与えられた。



(a) トンネル型 MRI



(b) オープン型 MRI

図 1-2-1-1 各種 MRI 装置

X線 CT(computed tomography)や MRI などの画像診断装置の出現により、これまで診断が困難であった脳梗塞(のうこうそく)、脳出血や腫瘍などのより確実かつ早期の診断が可能となってきた。中でも MRI は、以下に示すような種々の特徴を有し、臨床の場でなくてはならない装置になっている。

- ✓ 疾病によりコントラストが大きく変わるため、診断能が高い。
- ✓ 任意多断層断面および 3 次元画像が得られ、病変の広がりを正確に把握できる。
- ✓ 骨によるアーチファクトが無く、脊椎、頭蓋内疾患などの診断に極めて有用である。
- ✓ 造影剤を用いずに、血液などの体内液の流れの空間分布が求まる。
- ✓ 電離放射線を用いないため放射線障害のような危険性がない。

MRI は電磁波を利用した診断装置として、最も普及しているシステムである。MRI は強い静磁場内中に置かれた生体に、パルス状電磁波(RF: Radio Frequency)を照射することによって、その生体組織中に励起された水素原子核スピンの緩和することに伴って誘導される NMR(Nuclear Magnetic Resonance)信号を受信し、生体内部を画像化する方法である。MRI 撮像原理図を図 1-2-1-2 に示す。

NMR 信号の周波数は、印加する磁束密度の大きさに比例する。例えば、水素原子核の核磁気回転比は $42.57[\text{MHz/T}]$ であるので、現在臨床用として多く用いられている静磁場強度(以下、慣例により磁束密度で表す)が $1.5 [\text{T}]$ の MRI 装置では、放射される NMR 信号は約 $64 [\text{MHz}]$ である。印加する静磁場強度を高めることにより得られる NMR 信号の SN 比が改善され、分解能の向上につながることから、現在では $8 [\text{T}]$ 程度までの MRI 装置も研究されている。また、印加する静磁場強度だけではなく、RF パルス形状や信号処理アルゴリズムなどについても研究が行われ、画像処理の高速化やさまざまな種類の画像を描画することも行われている。図 1-2-1-3(a), (b)には通常の T_1 , T_2 強調画像, (c)には脳内の血管のみを描画した磁気共鳴血管撮影像(MRA: Magnetic Resonance Angiography)の例を示す。

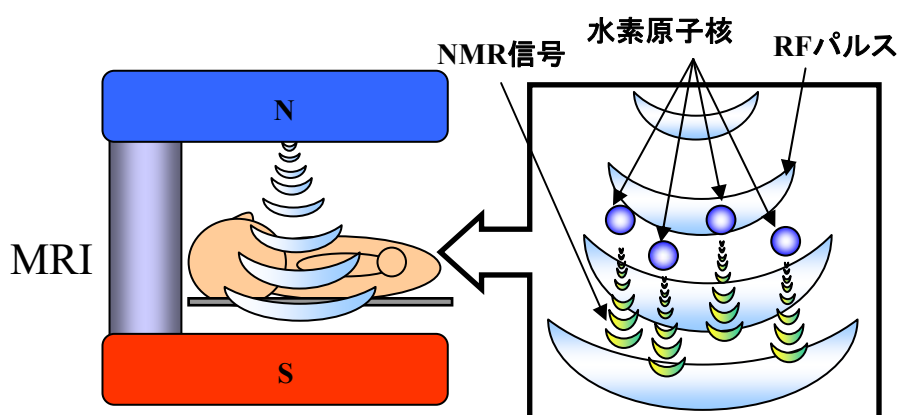


図 1-2-1-2 MRI 撮像原理図

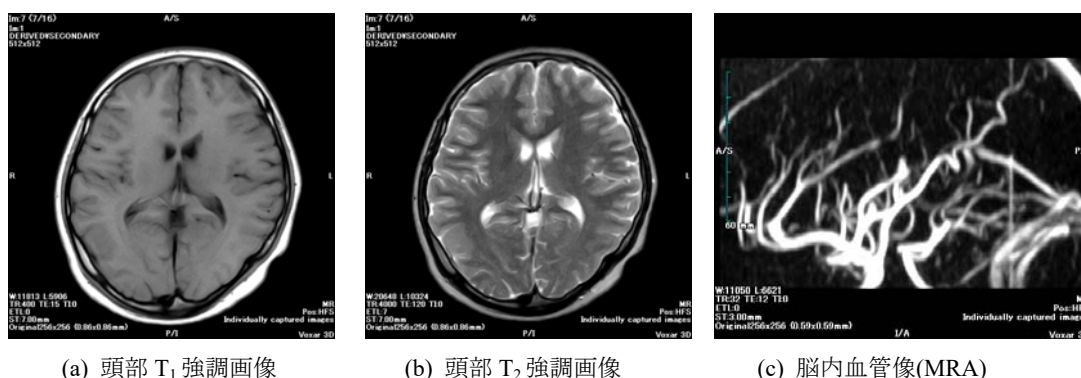


図 1-2-1-3 MRI により得られる画像

図 1-2-1-4 は、MRI 装置の基本構成であり、①静磁場を発生させる部分と、②RF パルス・NMR 信号の送受信を行う部分に大別できる。①については、強い静磁場を得るため(臨床用としては、3 [T]の装置が市販されている)超電導技術を用いた電磁石が広く用いられている(永久磁石を用いた装置もある)。②では、高周波信号の授受を行うアンテナ技術が重要であり、図 1-2-1-5 に示すようなさまざまな RF コイル(アンテナとして動作するものの、慣例的にコイルと呼ばれている)が開発されている。ここで、(a)、(b)は、バードゲージコイルと呼ばれ、二つのリング状導体を複数の導体棒で接続した構造である。また、(c)の基本構造は、ループアンテナである。(d)は複数のループアンテナをアレー化し、広範な領域で画像化を行うものである。いずれも、送受信を行う信号周波数の波長に比較して小型であるため、目的の周波数で整合するための回路が付加されている。

現在では、撮像の高速化や高解像度化などを目指して、静磁場強度を高めた装置の開発が進められている。NMR 信号の周波数は印加する静磁場強度に比例するため、NMR 信号受信用コイルを高周波に対応したものに改良していく必要がある。また、被験体(生体)に照射する RF パルスによる生体組織でのエネルギー吸収量(SAR : Specific Absorption Rate)を低下させるといったことも研究課題として残されている[12]。

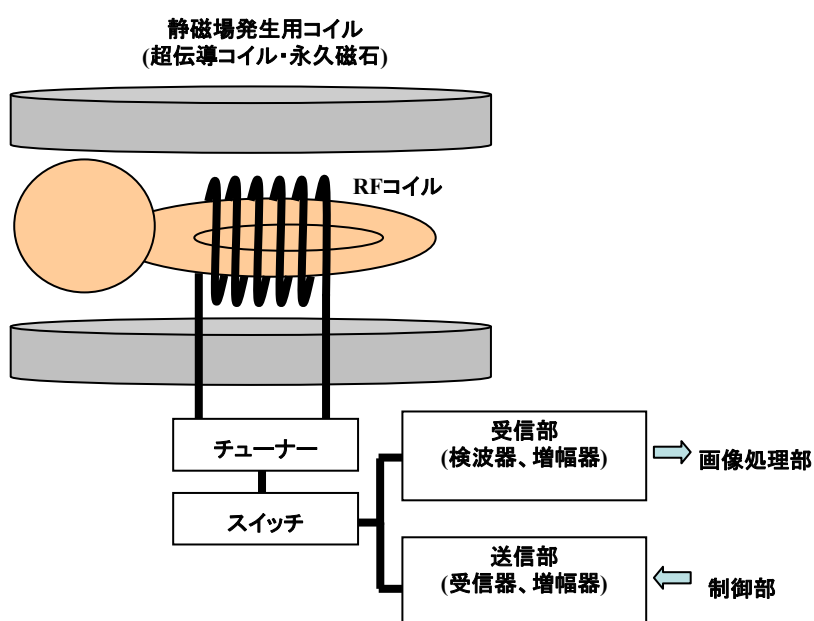


図 1-2-1-4 MRI 装置の基本構成



(a) 頭部用コイル(Head Coil)



(b) 膝用コイル(Knee Coil)



(c) 表面コイル(Join Coil)



(d) 腹部用コイル(Flex Body Coil)

図 1-2-1-5 さまざまな RF コイル

1-2-2 核磁気共鳴画像装置の撮像理論

原子核は陽子と電子、中性子から構成されている。MRI に直接関係するのは陽子(プロトン)であり、その重要な特徴は、プラスの電荷を持ち常に回転しているということである。電荷が回転するとそこに電流が生じる。電磁誘導により、電流のあるところには常に磁場ができる。逆に磁石が回転すると電流が生じ、電流と磁場は表裏一体の現象となっている。

通常の状態では当然バラバラの方向を向いているこの小さな磁石が磁場の中に置かれると、磁場の方向と平行に並ぶ。揃って同じ方向に並ぶことにより、大きな力＝磁化(magnetization)が生じる。実際は、磁場方向に並ぶものと、全く逆方向に並ぶものに分かれ、磁場の強さに応じ磁場方向のものが多くなる。これが縦磁化と呼ばれる。この磁化は小さな磁石(陽子: プロトン)が多いほど、また磁場が強いほど大きくなる。さらに磁場の強さによって決まった周波数のコマのような回転運動を始める。この回転運動が歳差運動(precession)と呼ばれるものである。この回転数(周波数)はラーモア周波数と呼ばれ、式(1-2-2-1)で表される。

$$f_0 = \gamma B_0 [\text{Hz}] \quad (1-2-2-1)$$

f_0 : 共鳴周波数 γ : 磁気回転比 B_0 : 外部磁場の強度

ここで、歳差運動の周波数は単純に外部磁場の強度に比例し増加する。周波数は加える磁場により変化し、プロトンの周波数からそのプロトンの受けている磁場の強さも簡単に理解できる。この時点ではそれぞれプロトンの回転数は同一だが、それぞれランダムな方向に向いている。これと同じ周波数(共鳴周波数)の電磁波(RF パルス)を与えると、原子核はそのエネルギーを吸収する。この現象を共鳴(resonance)という。そして、共鳴によりエネルギーを吸収した状態を励起(excitation)状態という。信号の形成のためには電磁誘導による電気信号が必要になる。この信号を検出するためには磁場の垂直なアンテナが必要である。検出できる信号を放射させるためには磁場と垂直の磁化成分が必要となる。磁場と垂直方向の磁化を横磁化という。横磁化がないと信号の取得はできない。90°倒したときに横磁化は最大となる。

T₁ 強調画像は RF パルスにより減少した縦磁化が元の状態に回復する過程で放射される信号を受信して画像化する。MRI で検出できる信号の強さ(横磁化)は RF パルスを照射する時点の縦磁化の大きさに依存する。このため最初の RF パルス照射から次の RF パルス照射までの間にどれだけ縦磁化が回復するかにより次の信号強度が決まる。T₁ が長いものはなかなか回復せずに RF パルス照射のたびに信号の減衰が起こる。最終的には全く信号が出ない飽和状態になる。

T₂ 強調画像とは、RF パルスにより位相が揃った(大きな磁石となった)プロトンが元のバラバラの状態に戻る過程を示す。RF パルスに共鳴し、外部からのエネルギーを受け取るとバラバラの方向(位相)を向いていたプロトンが歳差運動で位相が一致して回転する。そして、磁場と平行であった磁化が傾き、横磁化が発生し縦磁化が減少する。RF パルス照射時間を変化させることにより縦磁化の倒れる角度は自由に変えることができる。こ

の角度をフリップアングル(Flip Angle, FA)という。発生する横磁化は 90° のときに最大となる。 T_2 信号は各組織のプロトンの信号がいつまで続くのかを表している。それは、磁石が小さくなるとアンテナで受信できる電流が小さくなることに一致し、 T_2 信号が長いほど信号強度が持続することになる。このことより各組織の間の T_2 の違いを強調するためには信号受信のタイミングを遅くする。

人体の各組織は固有の T_1 , T_2 信号を持っている。実際の撮像では組織間の違いをより見やすくするためにプロトン密度, T_1 , T_2 信号それぞれのパラメータを強調した画像を作成する。それらを見比べることにより、組織の状態を推測し診断を行う。 T_1 強調画像・ T_2 強調画像における高信号・低信号物質を表 1-2-2-1 に示す。

表 1-2-2-1 T_1 強調画像・ T_2 強調画像における高信号・低信号物質代表例

	高信号(白)	低信号(黒)
T_1 強調画像	脂肪, 造影剤 結合水, 急性出血	自由水, 腫瘍, 脳白質
T_2 強調画像	自由水, 血液	脂肪, 筋肉, 出血

MRI の画像化法は、磁場焦点法、バックプロジェクション法など種々の方法が開発されたが、現在の MRI ではほとんどがフーリエ変換法で画像を得ている。本項ではこのフーリエ変換法での撮像方法を説明する。MRI ではスピンを励起するための回転磁場としての電磁波および励起されたスピンより放出される電磁波の波長は通常 1m 以上であり、X 線診断装置のように電磁波の直進性を利用して、断層像を得ることはできない。そこで、MRI では種々の工夫をして、測定対象の位置識別を行っている。位置識別の方向を x, y, z とすると、静磁場 B_0 に線形勾配磁場 $G(x, y, z)$ が重畳されてできる磁場 $B(x, y, z)$ を、式(1-2-2-2)に示す[13]。

$$B(x, y, z) = B_0 + G(x, y, z) \text{ [T]} \quad (1-2-2-2)$$

このような磁場に測定対象を入れると測定対象各部での核磁気共鳴周波数 $\omega(x, y, z)$ は式(1-2-2-3)のように表される。

$$\omega(x, y, z) = \gamma(B_0 + G(x, y, z)) \text{ [rad/s]} \quad (1-2-2-3)$$

このように x 方向の線形勾配磁場を掛けると、位置 x に比例して核磁気共鳴周波数が変化する。MRI では x, y, z 方向の 3 種類の線形勾配磁場を用いることにより 3 次元位置識別を行っているが、具体的な位置識別法は方向により異なる。

核磁気共鳴画像装置による画像は主として縦緩和による T_1 強調画像と横緩和による T_2 強調画像に分類できる。緩和現象は歳差運動が元の状態に戻る過程であるが、それは磁気ベクトル方向(z 方向)と回転方

向(xy 方向)に分けて考えることができる。図 1-2-2-1 に示すように、静磁場を与えた後に、RF パルスを与えて原子核をスピンさせ、磁気ベクトルは図 1-2-2-2 に示すような軌跡を描く。この際、 z 方向が熱平衡状態に戻る過程を縦緩和または T_1 緩和といい、 xy 方向が熱平衡状態に戻る過程を横緩和または T_2 緩和という。原子核では縦緩和と横緩和とが独立であることが知られており、各々別々に考える必要がある。実際に RF パルスを停止したときの時間を $t=0$ として、縦緩和・横緩和の磁化ベクトルの大きさを時間経過を測定したときの、縦緩和 M_z 、横緩和 M_{xy} はそれぞれ式(1-2-2-4)、(1-2-2-5)のように表される[13]。

$$M_z = M_0 (1 - e^{-k_1 t}) \quad (1-2-2-4)$$

$$M_{xy} = M_0 e^{-k_2 t} \quad (1-2-2-5)$$

$M_z \cdot M_{xy}$: 縦/横磁化ベクトルの大きさ

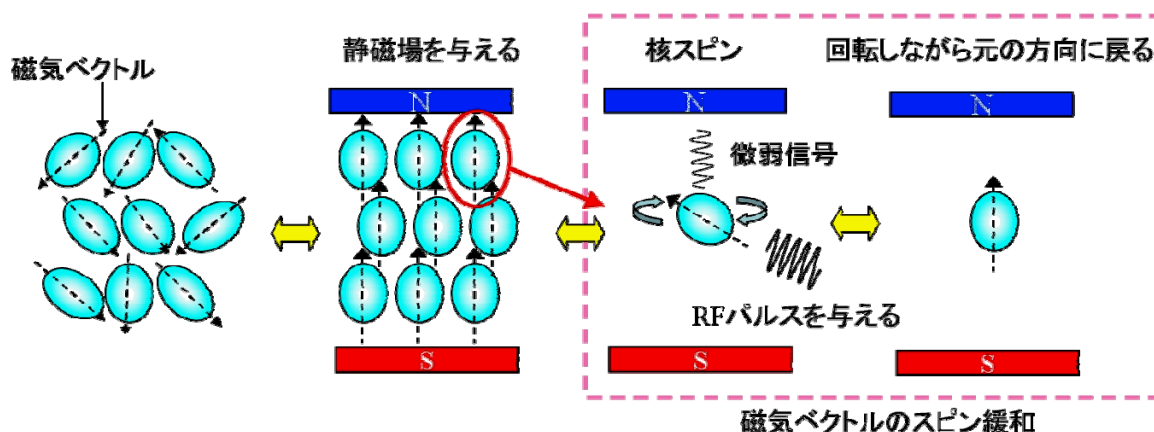
M_0 : 定常状態の磁化ベクトルの大きさ

$k_1 \cdot k_2$: 定数

それぞれの関数の時定数 $1/k_1$, $1/k_2$ をそれぞれ T_1 , T_2 という値とおく。これらの値はそれぞれの物質固有の値であり、 T_1 強調画像、 T_2 強調画像の由来となった定数である。この値をそれぞれの物質による差が最も大きくなるように、パルスを与える間隔 (TR: repetition time) と検出するまでの時間 (TE: echo time) を経験的に割り出し、更にコントラストをつけるような設定を行っている。

つまり、 T_1 強調画像とはおもに縦緩和によってコントラストのついた核磁化分布を画像にしたものであり、 T_2 強調画像とはおもに横緩和によってコントラストのついた核磁化分布を画像にしたものである。

スピン緩和の概要を図 1-2-2-1 に示し、スピン緩和の概念を図 1-2-2-2 に示す。 T_1 緩和、 T_2 緩和時間により画像の濃淡が決定される式(1-2-2-4)および式(1-2-2-5)を Mathematica を用いて T_1 , T_2 緩和時間による信号強度の違いを図 1-2-2-3(a)(b)に示す。



x, y, z 方向の磁気ベクトル緩和時間により T_1, T_2 信号強度が決まる。

図 1-2-2-1 スピン緩和の概要

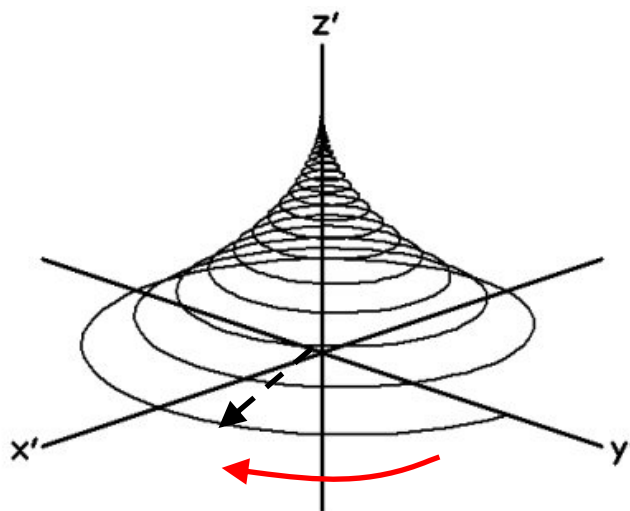
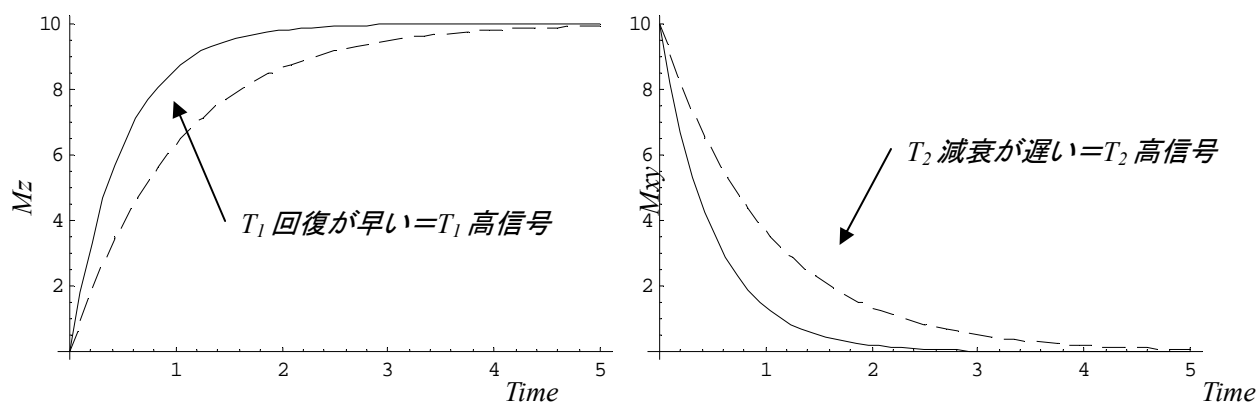


図 1-2-2-2 磁気ベクトルのスピン緩和の概念



(a) 縦緩和 M_z (T_1 緩和)

(b) 横緩和 M_{xy} (T_2 緩和)

図 1-2-2-3 緩和時間計算結果 (Mathematica)

縦緩和 M_z (T_1 緩和)では, T_1 回復の早い物質が T_1 強調画像において高信号(白)となり, 横緩和 M_{xy} (T_2 緩和)では, T_2 減衰の遅い物質が T_2 強調画像において高信号(白)となる。

すなわち, 物質のもつ緩和時間を意図的に短縮・遅延させることができれば, 物質の信号強度をコントロールすることができ, 生体内において MR では撮像が困難である部位においても, 信号強度を強くすることで撮像の容易化ができる。

本研究で使用するオープン MR 装置の仕様を図 1-2-2-4 および表 1-2-2-2, 表 1-2-2-3 に示す。

本装置は MR 画像での観察と(MR 透視下で)穿刺・吸引・レーザ照射・薬剤注入・冷凍手術などの治療を同時に行うことのできるオープンタイプ MR 装置「I-MR^{※1}model AIRIS-II, (株)日立メディコ」である。MRI 装置は画像診断機器として臨床現場に不可欠な装置となり, オープン MR 装置の出現はそれまでの単なる画像診断としての利用だけでなく, 開口部の広さや被ばくの問題がないという特性を生かした MR 装置下での治療への応用という道を拓いた点で注目されている。

※1 I-MR (Interventional MR, Intraoperative MR): 主に脳神経外科治療の分野で先行しており、手術室の中にオープンMR装置を配置し、開頭手術において、脳腫瘍などを確実に摘出できたかその場で高速にスキャンし、MRI リアルタイム観測下での治療、観察を行う。



図 1-2-2-4 オープン型 MRI AIRIS-II (0.3T)

表 1-2-2-2 AIRIS-II 主な仕様

項目	内容
販売元	株式会社日立メディコ
形式名称	I-MR model AIRIS-II (AIRIS-II)
周波数	12.7[MHz] 式(1-2-2)より
出力	最大 5[kW], 平均 500[W]
静磁場強度	永久磁石方式による 0.3[T]
I-MR パッケージ	インルームモニター(20 インチカラー液晶モニター) モニター支持アーム(ガントリー回り 360 度) IR(赤外線), マウス, 膝用台 MR フルオロスコーピー(ソフトウェア)

表 1-2-2-3 AIRIS II RF System

Power amp type	Solid state, QD 4 channels output
Power amplifier rise of fall time	Less than 35[μs]
Transmitter type	Full digital, 200[kHz] bandwidth
Transmit power	5[kW] power amp peak, 500[W] average Duty cycle: 10% square wave
Modulation	Amplitude, phase, digital modulation Digital phase control: 0.05 [degree]
DAC resolution	12 [bits]
Frequency synthesizer	Digital
Receiver	Full digital, 1QD channel or 2QD channels(option) Digital sampling speed: 500 [k points/sec] Analog bandwidth: 160[kHz], one time more over sampling
Preamp noise figure	0.3 [dB]
ADC resolution	16 [bits]
Variable Bandwidth	Automatic and manual control, 3.6-160[kHz] digital filter
Receiver coils	Head; Type QD, "split top", "open" design inner dimension 220(W)×288(H), Body; Type QD, 380(W)×1200(L) for medium, 380(W)×1050(L) for small, 380(W)×1500(L) for large, flexible
Transmission coil	Flat type, QD
Decoupling Method	Active Decoupling

1-2-3 核磁気共鳴画像装置を用いた温度分布測定理論

温度測定は、様々な生産プロセスや気象、環境、実験等で、最も多く行われている測定分野のひとつであり、医療関係の研究においても広くその手法が行われている。電氣的な温度測定には熱起電力または電気抵抗の変化を利用して温度を測定する。測定方法は測定対象に検出部を接触させ、両者が熱的平衡に達した時の検出部の電氣的特性によって温度測定を行う。

温度センサの種類も多種にわたるが、近年では非侵襲での温度測定技術に注目が集まっている。近年の東洋医学分野における研究においても、図 1-2-3-1、図 1-2-3-2 に示す赤外線サーモグラフィカメラなどで体表面の温度測定を行っているものが散見される。赤外線は絶対零度(-273.15[°C])以上のすべての物体から放射されている。赤外線サーモグラフィカメラは、温度上昇に応じて放射量が増える赤外線を、対象の温度変化として可視化している。しかし、サーモグラフィカメラは物体の表面温度の測定は可能ではあるが、生体のように浸透深度が極めて浅い物質では、物体内部の測定が困難である。



図 1-2-3-1 NEC 三栄社製 サーモトレーサ

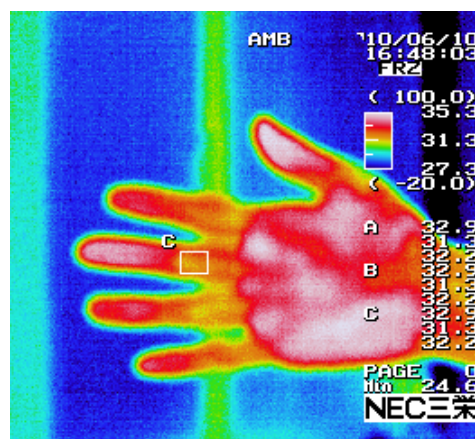


図 1-2-3-2 サーモグラフィ熱分布画像

MRIによる温度測定には、 T_1 緩和時間、プロトンケミカルシフトおよび水分子拡散係数など温度に関するパラメータが用いられ、それぞれに対応して信号強度法、位相法、拡散画像法がある。本研究では、0.3T 永久磁石オープンタイプ MR 装置(AIRIS-II, 日立メディコ製)を使用し、この機種で実現可能な位相法を用いて温度測定を行った。本研究では、AIRIS-II に温度測定システムソフト V4.5-IOP1 を使用し、物体内部の温度測定を行う。

時刻 t_1 と t_n の複素信号の差分 $\Delta S_{1,n}(x, y)$ から, 式(1-2-3-1)を用いて, この間に生じた位相変化 $\Delta \phi_{1,n}(x, y)$ を計算する[14]。

$$\Delta\phi_{1,n}(x,y) = \tan^{-1}\{\Delta S_{1,n}(x,y)\} \quad (1-2-3-1)$$

次に、式(1-2-3-2)の関係から、この間に生じた温度変化 ΔT , $n(x, y)$ を計算する.

$$\Delta T_1, n(x, y) = \frac{\Delta \phi_1, n(x, y)}{f_0 \cdot C \cdot TE \cdot 2\pi} \quad (1-2-3-2)$$

共鳴周波数 f_0 は式(1-2-2-1)より算出する。本実験では $B_0 = 0.3[\text{T}]$, $\gamma = 4.257 \times 10^7 [\text{Hz/T}]$ である。よって共鳴周波数 $f_0 = 12.8[\text{MHz}]$, 撮影シーケンスのエコー時間 TE , プロトンケミカルシフト温度係数 $C = -0.01[\text{ppm}/^\circ\text{C}]$, 撮影シーケンスのエコー時間 TE で表せる。この方法は, 位相差 $\Delta \phi_1, n(x, y)$ と温度差 $\Delta T_1, n(x, y)$ の関係を利用したものである。 $n(x, y)$ は位置を表す。

上記に示す他の測定法に, 温度上昇による T_1 の延長と磁場均一性の低下により, 低下した信号を読み取る信号強度法があげられるが, 多くの要因が信号変化に絡んでしまう。しかし, 式(3-1-2-2)から推測できるように, 位相法は組織依存性が少ないため, 生体のような不均一な組織が分布する対象の温度評価に適している[15]。

1-2-4 MR 高感度温度分布撮像用ファントムモデル

電磁波を用いた実験において、実際に人体を用いた評価が困難である場合、人体と等価的な電磁気的性質を有する人体ファントムモデルが用いられる。人体ファントムモデルは実験に用いる物理ファントムモデルと、数値シミュレーションに用いる数値ファントムモデルに大別される。本章では MR 実験に用いられる物理ファントムモデルについて述べる。

物理ファントムモデルを構成する材料は自立形成可能な固体材料と保持・封入する容器内に充填して使用するゲル状・液体材料がある。固体材料としては、セラミックやシリコン等の長期安定性に優れたものや長期間の使用はできないものの比較的安易に作成できる寒天を用いたものがある。これらのファントムモデルは図 1-2-4-1(a) に示すような低含水組織(ドライファントムモデル)と、図 1-2-4-2-1(b)に示すような高含水組織(ウェットファントムモデル)に分類される。主に水素原子を撮像する MR においては高含水組織(ウェットファントムモデル)が不可欠である。人体のモデルとしては容易に作成ができる高含水組織(ウェットファントムモデル)が使われるが、水分の蒸発や温度変化による電気定数の変化を防止・補正する必要がある。最近では、ある程度広い周波数範囲にわたり、標準測定方法で規定されている電気定数を実現する広帯域ファントムモデルの開発が進められている。様々なファントムモデル材料を表 1-2-4-1 に示す。



(a)ドライファントムモデル (グラファイトゴム)



(b)ウェットファントムモデル (寒天)

図 1-2-4-1 ファントムモデル

表 1-2-4-1 ファントムモデル材料仕様

ファントムモデル名称	組成	組織
ドライファントムモデル	グラファイトパウダー	低含水組織
シリコン	シリコン カーボンファイバー	低含水組織
糖質	砂糖・塩 セルロース・水	高含水組織 (脳)
寒天	水・寒天	高含水組織
ゲル	TX151・ポリエチレンパウダー 水・塩・寒天など	高含水組織

人体の多くは水で構成されており、MRI においても画像コントラストが出にくく診断が困難な場合があるため、生体組織に写り方が異なる物質を取り込ませることで画像にコントラストを持たせる研究が多く進められている。また、マイクロ波加熱は医療分野においても重要な技術であり、評価モデルが必要不可欠である。

前節で様々な食品の MR 画像を撮像するにあたり、 T_1 、 T_2 信号強度を決める要因は、油・水だけではなく、金属イオンの濃度(鉄分・マンガン等)により、 T_1 緩和時間が短縮されることで、たとえ水分の多い物質であっても T_1 強調画像にて高信号になることがわかった。図 1-2-2-3 に示した緩和時間を示す。図から、図 1-2-4-2 に示すように、金属イオンの分布により T_1 の信号強度を決める T_1 緩和時間の短縮が発生する。これは T_1 短縮効果と呼ばれ、MR 造影剤にはガドリニウム等の金属を一定量分布させ T_1 短縮効果により、組織によるコントラストをつけ強調させることで診断の容易化を行っている。しかし、発疹、下痢、頭痛などの副作用も報告されている。

本実験では、水に一定濃度の金属イオンを分布させることで発生する T_1 短縮効果を利用し、 T_1 強調画像で高信号となるがマイクロ波帯において加熱が困難な油ではなく、 T_1 強調画像でも高信号であり、水の電磁気的特性を有する MR 温度測定用ファントムモデルの開発を行う。電磁気的特性の計測には円筒空洞共振器を用いてマイクロ波帯の誘電特性を計測する。

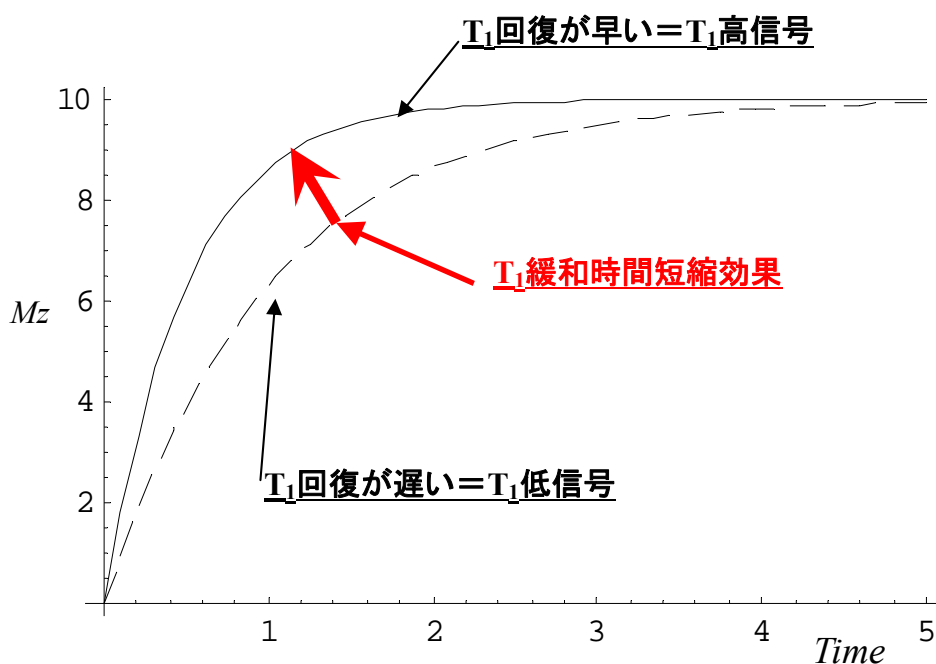


図 1-2-4-2 T_1 緩和時間短縮効果

誘電体に対する高周波電磁界の作用として、誘電体へ高周波が照射されると、一部は表面で反射され、大部分は誘電体への中へ透過する。このとき電磁波は、その誘電体の特性に応じて吸収されて熱を発生する。誘電体は高周波電磁界中では、その内部に持つ正負の電荷が外部の電界により少しずつ移動して、誘電体の両端に正負の電極を生じる。これを分極と呼んでおり、移動する電荷の種類により電子分極、原子分極、双極子(配向)分極、界面分極などと呼ばれる種類に分けられている。各分極を生じるのに要する時間を緩和時間 τ と呼ぶが、高周波電磁界の周期 $T=1/\tau$ がこの緩和時間に近くなると、高周波はその誘電体に著しく吸収されて熱を発生する。これが誘電加熱の原理であるが、この分極の度合いを示すものがその物質の誘電率であり、誘電率は一般にベクトル量で式(1-2-4-1)のように複素数で表される。

$$\varepsilon = \varepsilon' - j\varepsilon'' \quad (1-2-4-1)$$

誘電体内で外部電界 E の作用により電荷が移動して分極が生じる状態を電気変位 D と呼び、式(1-2-4-2)のような関係がある。

$$D = \varepsilon E \quad (1-2-4-2)$$

誘電体が電磁波を吸収して熱を発生することは即ちここで電磁波の損失を生じることを意味しているが、その損失は式(1-2-4-3)で与えられる。

$$P = 2\pi f E^2 \varepsilon'' \quad (1-2-4-3)$$

このように、電磁波の誘電体損失は、その周波数と、与えられた電界の2乗(即ち電力)と、誘電率の虚数部分に比例する。この ε'' はまた、次のような関係にあるので、誘電率(一般に ε' をさす)と、 $\tan\delta$ の大きい材料は、高周波損失も大きいことになる。ここで δ は D が E に対して遅れを生じるベクトル角で式(1-2-4-4)に示すような関係がある。

$$\frac{\varepsilon''}{\varepsilon'} = \tan\delta \quad (1-2-4-4)$$

ϵ' と ϵ'' は周波数に依存しており、本論文で取り扱う高周波およびマイクロ波の領域では、配向分極による吸収が主体であり、ほかの分極に対しては ϵ'' はほとんどゼロに近く減衰を生じない。それは、配向分極の $1/\tau$ が高周波(数十～数百MHz)およびマイクロ波(1～数10GHz)に近いので、他の分極の $1/\tau$ は、それよりはるかに高い周波数となるので、本論文で取り扱う周波数範囲ではこれらの分極に対する影響はほとんどない。一般に誘電率と呼ばれているものは、この ϵ' を指しており、また、 $\epsilon'=\epsilon_0\epsilon_r$ (ϵ_0 は真空の誘電率で一定値)として、比誘電率 ϵ_r で表すことも多い。この場合、高周波損失は、 $\epsilon''=\epsilon'\tan\delta$ 、すなわち $\epsilon_r\tan\delta$ で求められるが、 δ の変化が主要な要素となるのである。この δ は誘電体損失角とも呼ばれ、一般には損失角正接で示されることが多い。先に述べたように、誘電体内の原子や電子の移動に要する緩和時間は極めて小さく、マイクロ波以下の周波数の電磁波に対しては損失とならないが、物質内の分子が対をなしている結合体は、その分極における高周波電磁波を吸収するような緩和時間を持っているものが多い。この場合は、いくつかの分子の結合した基が分極して双極子となり、外部電界の変化に応じてその向きを変えるが、それは図1-2-4-3に示すような主として双極子の回転運動であり、そのときの内部摩擦が損失となり熱を発生する。電場が交流の場合、交流に対応して分極の向きが変化し、分子量が大きいと高周波になるにつれて双極子の振動がついていけなくなり時間的ずれが生じてくる。それによって電気エネルギーの一部が熱エネルギー変換され電力損失となる[16]。

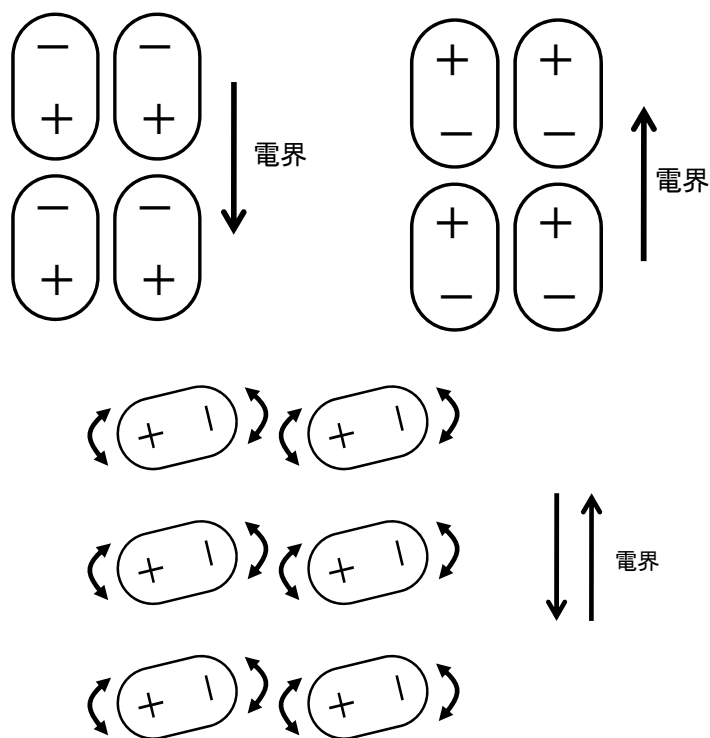


図 1-2-4-3 外部電界の変化に応じ向きを変える双極子の回転運動

本実験では、円筒空洞共振器を用いて上記で述べたマイクロ波帯における誘電特性を摂動法を用いて算出する。共振器内に微小な誘電体や磁性体を挿入すると、共振周波数や Q 値(Quality Factor)が変化する。この共振周波数や Q 値の変化量を測定し、材料の複素誘電率および複素透磁率を測定する方法が共振器法である。共振器法では、微小な誘電体や磁性体を挿入するので、共振器内の電磁界が試料挿入の前後で等しいと仮定して求める。この仮定を用いることを摂動法といい、方形や円筒形の共振器や共振モードに対して式(1-2-4-5), (1-2-4-6)が導かれる。これら式内における試料の体積 ΔV および試料挿入前の f_0 , Q_0 , 試料挿入後の f_L , Q_L を測定し、複素比誘電率および複素比透磁率を求める。 α_ε は共振モード, 試料形状で決まる定数である。誘電体挿入による共振周波数, Q 値の変位を図 1-2-4-4 に示し, Q 値算出式を式(1-2-4-7), (1-2-4-8)に示す[17]。

$$\varepsilon_r' = 1 - \frac{1}{\alpha_\varepsilon} \frac{f_L - f_0}{f_L} \frac{V}{\Delta V} \quad (1-2-4-5)$$

$$\varepsilon_r'' = 1 - \frac{1}{2\alpha_\varepsilon} \left(\frac{1}{Q_L} - \frac{1}{Q_0} \right) \frac{V}{\Delta V} \quad (1-2-4-6)$$

f_0 : 非挿入時の共振周波数 f_L : 挿入時の共振周波数 Q_0 : 非挿入時の Q 値 Q_L : 挿入時の Q 値
 α_ε : 共振モード, 試料形状で決まる定数 V : 共振器体積 ΔV : 試料体積

$$Q_0 = \frac{f_0}{f_0' - f_0''} \quad (1-2-4-7)$$

$$Q_L = \frac{f_L}{f_L' - f_L''} \quad (1-2-4-8)$$

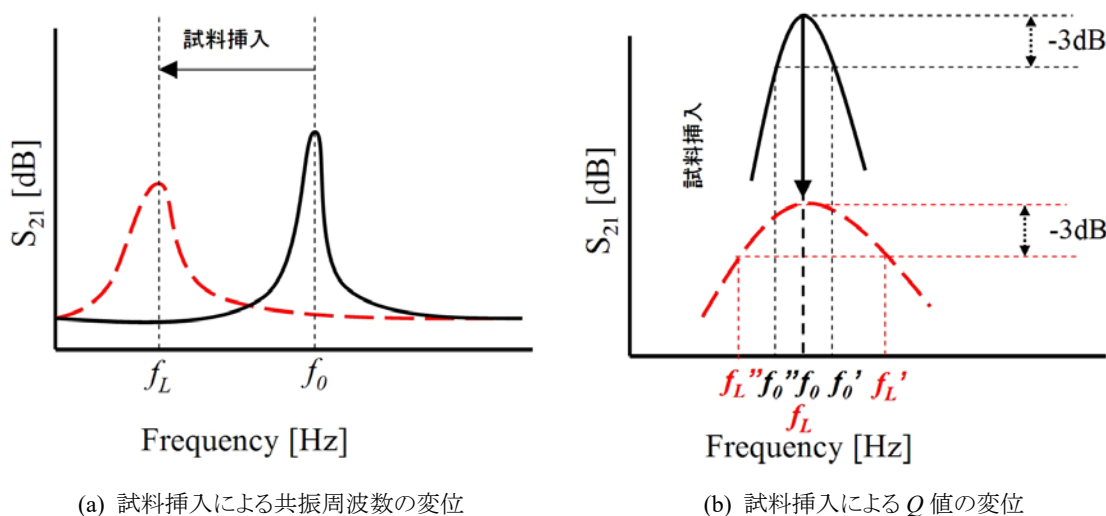


図 1-2-4-4 試料挿入による共振周波数と Q 値の変位

第2章 核磁気共鳴画像装置を用いた灸法施術時の 非侵襲温度分布測定

2-1 はじめに

洋の東西を問わず医療分野では患部の温度を上昇させ治療を行う方法が広く実施されている。一方、施術中の生体内温度を非侵襲で測定する技術は実用化されていない。本研究では MRI (Magnetic Resonance Imaging equipment：核磁気共鳴画像装置)を用い、プロトンの縦緩和位相測定による、内部温度変化の非侵襲計測を行う。温度測定を行う際に用いる熱源には、現在日本の東洋医学の臨床の場において、鍼灸師が頻繁に用いる、灸法の内、温灸法と呼ばれる方法を用いて、ファントムモデル内の温度変化測定を行った。灸法とはヨモギの絨毛を乾燥させて作成した艾に火をつけ、生体に温熱刺激または侵害刺激を与えることで治療とする方法である[18]。

生体における非侵襲での温度変化測定は、物理的に微弱な信号の微小変化を捉えねばならず、困難を有する。しかし、これらの生体内温度変化の測定が実用可能になれば、電波加熱時における物体内の非破壊温度測定技術への応用が可能となる。本研究ではこれらの基礎段階の研究と位置づけ、プロトンの縦緩和位相測定による、温灸施灸時のファントムモデル内温度変化を定量解析した結果を報告する。また本実験にて使用した温灸を図 2-1-1 に示す。



図 2-1-1 台座型温灸と円筒型温灸

2-2 ファントムモデルを用いた赤外線サーモグラフィ撮影

MRI を用いたファントムおよび生体内の温度分布を測定するため事前に赤外線サーモグラフィを用いて、温灸の燃焼時間および温灸施術時のファントム表面温度を測定した。測定方法として NEC 三栄社製のサーモトレーサを用いて図 2-1-1 で示した両タイプの温灸の燃焼時を上面，下面双方から撮影し，共に点火後から 360 秒前後で消火することを確認した。温度分布を図 2-2-1 に示す。また福島らの温灸を用いた研究でも台座型，円筒型共に点火後 360 秒後には灸の表面温度が定常値となった[6]。

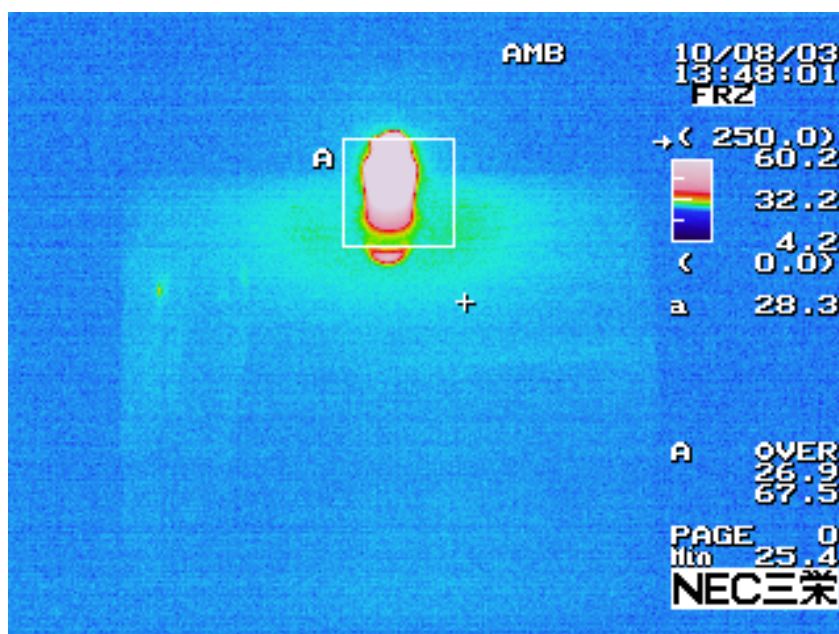


図 2-2-1 赤外線サーモグラフィを用いた温灸施術時表面温度

2-3 MR 用ファントムモデル

MRI (Magnetic Resonance Imaging equipment : 核磁気共鳴画像装置)を用いて、ファントム上に貼付された、温灸の施灸時の温度分布を測定、画像化する。本実験で使用する温灸は、図 2-3-1 に示される市販の台座型温灸と円筒型温灸のうち、円筒型温灸を用いることとした。温度測定には MRI を用いた縦緩和位相測定による非侵襲内部温度分布測定法を用い、温度測定箇所は温灸貼付部の直下とした。実験方法として、温灸を貼付したファントムモデルを MR ガントリ内へ設置し、その状態から温灸に着火を行い、オペレーションルームにて温度分布の測定を行う。温度分布撮像時の MR スライス断面は横断面について撮像を行った。

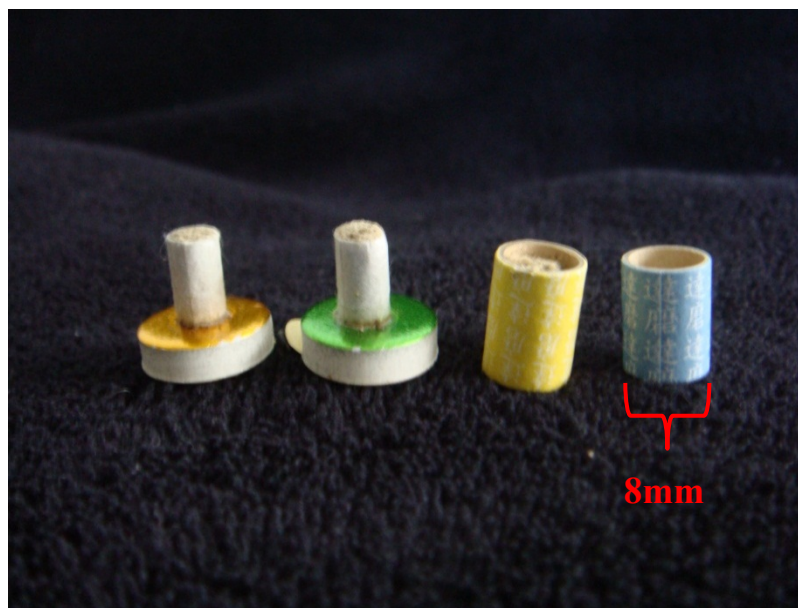


図 2-3-1 各種温灸

2-3-1 熱輸送方程式を用いた温度分布の理論的解析

本研究において取得された実測値の整合性を確認するため、式(2-3-1-1)に表される熱輸送方程式を用いて、ファントムモデル上において台座型温灸を熱源とし、温灸を燃焼させた際の理論的シミュレーションを行った。また、本シミュレーションは熱源着火後 10 秒後のものとする。なお、Air Gap 部の熱伝導率は 0.0241 とした。これらの結果をグラフに表し、図 2-3-1-1 に示す。

$$\frac{\partial}{\partial t} \rho c T = \gamma \nabla^2 T + q \quad (2-3-1-1)$$

ただし、 c は比熱、 γ は熱伝導率、 T は温度、 q は発熱である。

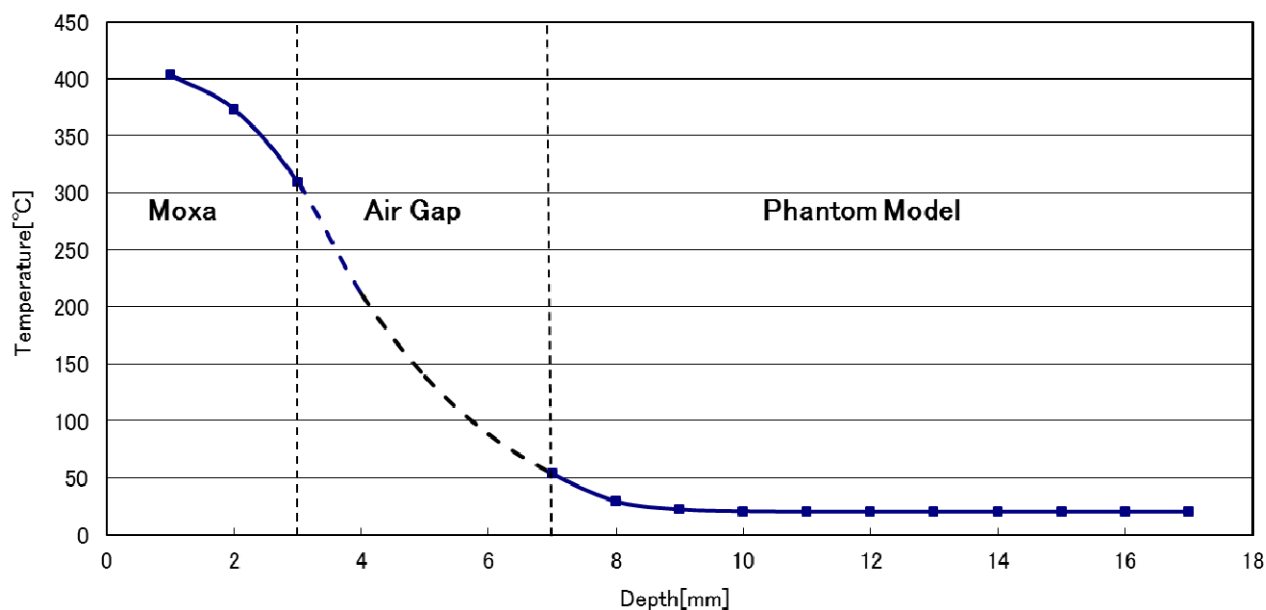


図 2-3-1-1 熱輸送方程式を用いたシミュレーション結果

2-3-2 核磁気共鳴画像装置を用いた温度分布画像撮像

MR を用いた T_1 位相法によるファントム内温度分布測定に成功した。MR 画像を基に得られたファントムモデル断面の温度分布結果を図 2-3-2-1 に示す。

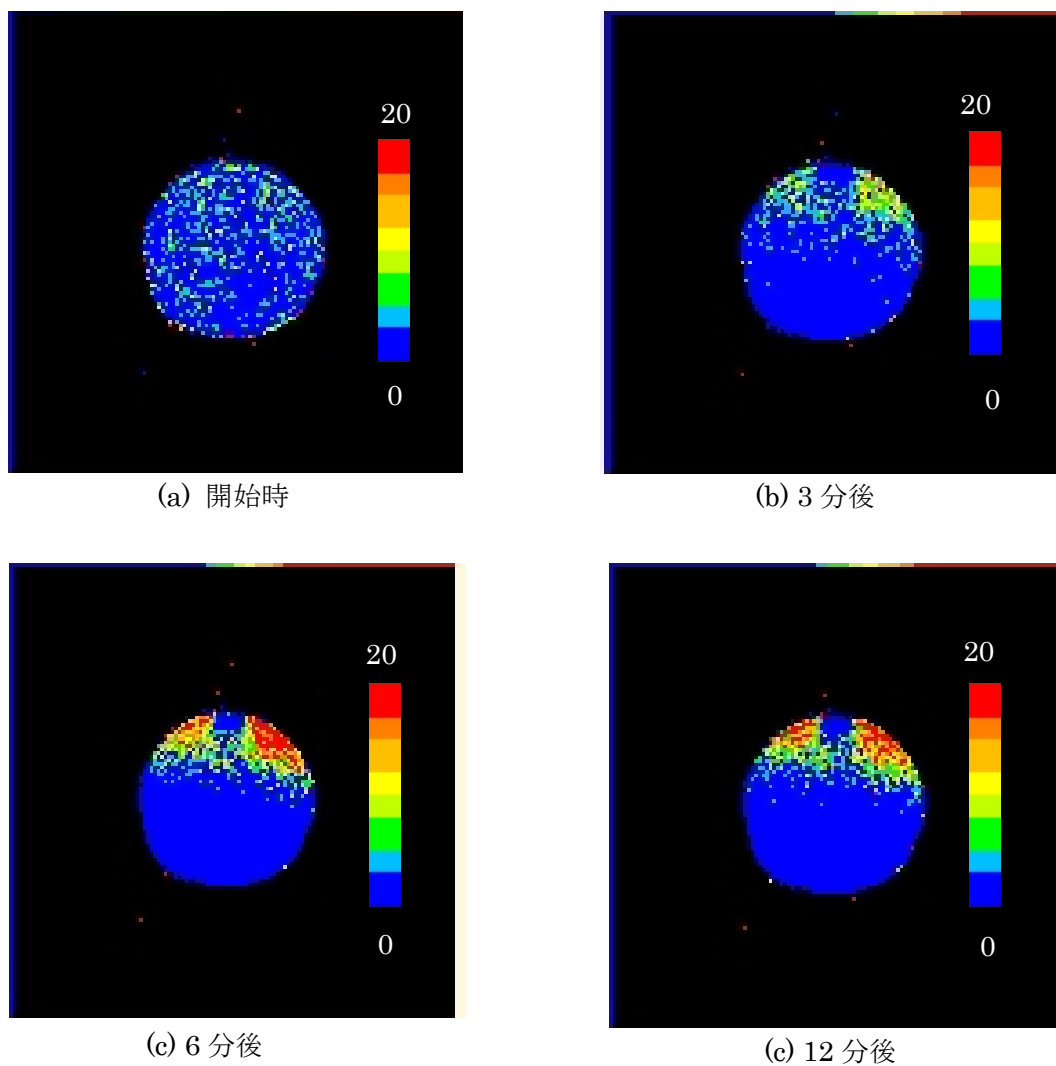


図 2-3-2-1 MRI を用いた温度測定画像

2-3-3 測定結果および考察

MRI を用いた T_1 信号の変化を測定することにより、ファントム内部温度分布画像取得を行うことに成功した。またシミュレーション結果と、画像から得られた結果がほぼ同等の結果を示したため、今回取得した温度分布測定が信頼できるものであったことが示された。また、今回取得した画像において、温灸貼付部位直下の温度分布画像が正確に取得できていないが、これは今回取得した台座型の温灸の台座部に金属が用いられていたためと考えられる。原則として、MRI 内においては金属の持込が禁止されており、MRI は電磁波を使用し画像を構成していることから、金属持込により、画像が正しく構成されない可能性が考えられる。加えて、本実験では熱源の鎮火後もファントムモデル内にて温度の下降を画像として取得することができなかったが、これは本実験に使用したファントムモデルが生体の筋層と同じ水分含有率を目的とした、寒天ファントムモデルを用いたため、ファントムモデル自体の蓄熱性が高かったことに起因する。実際の生体においては血流等、熱を放散させる機序が多く存在しているため、それらを考慮にいれたダイナミックファントムモデルの作成が求められることも考察された。

2-4 核磁気共鳴画像装置を用いた生体内温度分布撮像

本節では生体内における温灸施術時の温度分布を測定，またシミュレーション結果との検討をおこなう。本稿では，前項での考察を受け，使用する温灸を台座部に金属を使用している台座型の温灸から，金属を使用していない筒型のものに変更し実験を行なった。また，測定方法はMRIを用いたプロトンの縦緩和位相測定を基に温度変化を算出する方法にて生体内の温度分布を測定した。測定部位はWHO/WPRO 標準経穴部位にて定められた，足三里穴(ST36)を用いて測定を行った。なお測定部位の選定においては追実験を行う際に同様の部位にて実験が行えるよう，当経穴を選定したのみであり，経穴における穴性等の東洋医学的背景などは一切無視するものとする。また足三里穴は前脛骨筋，一筋の筋腹上に位置しているため，これも選定の理由とする。足三里の部位については図 2-4-1 に示す。図内白線はMRI 撮像時の Transverse 切断面である。これらの条件にて，被験者の前脛骨筋が動かぬよう，厳重な固定を行い，ファントムモデルにおける内部温度分布測定と同様の条件にて測定を行った[19], [20]。

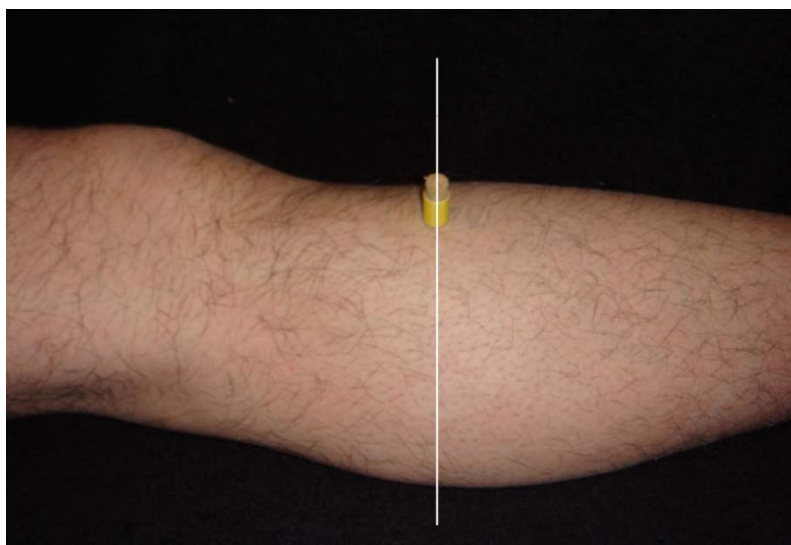


図 2-4-1 足三里穴部位

2-4-1 熱輸送方程式を用いた温度分布の理論的解析

本研究において取得された実測値の整合性を確認するため、式(2-4-1-1)に表される熱輸送方程式を用いて、ファントムモデル上において台座型温灸を熱源とし、温灸を燃烧させた際の理論的シミュレーションを行った。これらの結果をグラフに表し、図 2-4-1-1 に示す。

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = q + \gamma \nabla^2 T - V_s (T - T_0) \quad (2-4-1-1)$$

ただし、 ρ は比重、 c は比熱、 γ は熱伝導率、 V_s は血液の熱容量、 q は発熱、 T は温度、 T_0 は血液による自然放熱と物体の温度である。

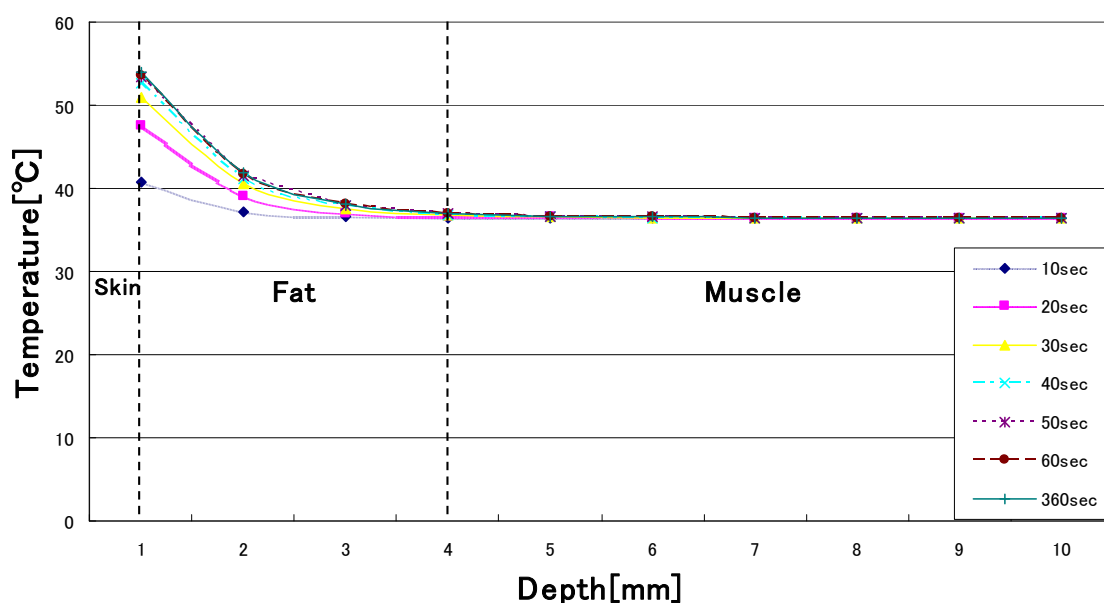


図 2-4-1-1 シミュレーション結果

2-4-2 核磁気共鳴画像装置を用いた温度分布撮像

MRI を用いたプロトンの縦緩和位相測定から温度変化を算出する方法では対象内の温度測定を経時的に温度測定画像が取得できるため、測定開始時より経時的に温度測定を行った結果を図 2-4-2-1 に示す。これらの結果により足三里穴における施灸時の局所温度分布が明らかになった。白抜き矢印にて足三里部位を示す。

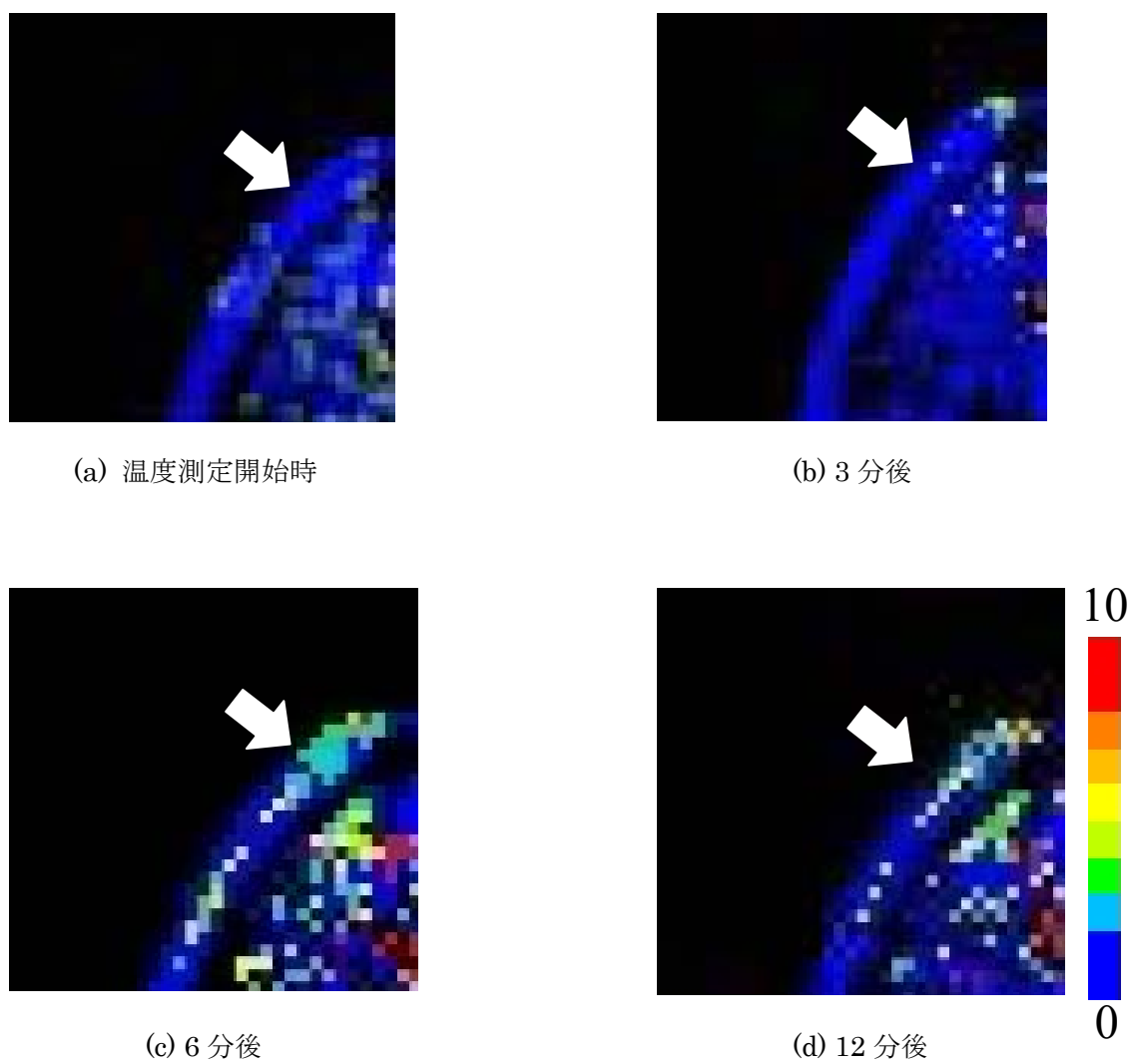


図 2-4-2-1 MRI を用いた継時的温度測定画像

2-4-3 測定結果および考察

本実験の結果により、MRI を用いたプロトンの縦緩和位相測定から温度変化を算出する方法における非侵襲温度測定が生体を用いた場合においても測定可能であることが示唆された。経時的な温度変化の測定においては施灸部直下に温度上昇が確認できるが、ファントムにて行った先行実験で得られた熱の伝導様式と明らかに異なる温度の上昇の画像が取得された。この結果は今回作成、使用したファントムモデルが生体の筋層と同等の水分含有率を目的としたのみのファントムモデルであり、皮膚層、脂肪層、筋層、骨といった実際の生体とは大きく異なる組成のファントムモデルを使用したため、今回のような結果が得られたと考察する。また実際の生体では組成の問題と共に、血流による熱の放散が大きく影響することも考えられ、より人体に近いファントムモデルの作成が求められる。また、今回得られた実測値の結果とシミュレーションの結果を比較すると、体表面および、脂肪層での温度上昇はほぼ近似した値が求められているが、筋層に関してはシミュレーションで得られた結果以上の温度上昇が実測値で確認できる。灸法施術により単純な熱の伝導が起こったものとは別に生体のフィードバックにより局所の温度上昇が起こったことが明らかになったものと考察できる。ただし、今回得られた結果により、施灸部直下に温度上昇が認められたことは明らかであり、今後この温度上昇のどこまでが施術された灸の熱が伝播されたものであり、どこまでが局所の熱感の認知による生体反応からもたらされたものかを詳細に検討する必要がある。

第3章 核磁気共鳴画像装置を用いた灸頭鍼法施術時の 非侵襲温度分布測定

3-1 はじめに

医療分野では温熱刺激を利用した治療法が様々な場面で用いられている。これは西洋医学のみではなく東洋医学の分野でも盛んにみられる治療法である。東洋医学の一つである、鍼灸医学においても例外ではなく、灸法を始め、灸頭鍼など方法は多岐に渡る。灸頭鍼法とは、金属を針状に加工した医療用鍼の持ち手部に灸を設置し、灸部に点火することで、鍼による侵害刺激と灸による温熱刺激を同時に与える施術法である[20]。灸頭鍼法は鍼法、灸法と共に、鍼灸治療施術時に広く行われる手技のひとつである。以下、図 3-1-1 に灸頭鍼の施術風景を示す。本研究では灸頭鍼施術時におけるファントムモデル内の温度変化を測定、撮像した結果を報告するものとする。実験方法として、ファントムモデル内の刺鍼、および灸頭鍼施術時の内部温度測定を MRI を用いた、プロトンの縦緩和位相測定により計測、画像化し、その結果を定量解析したものを報告する。



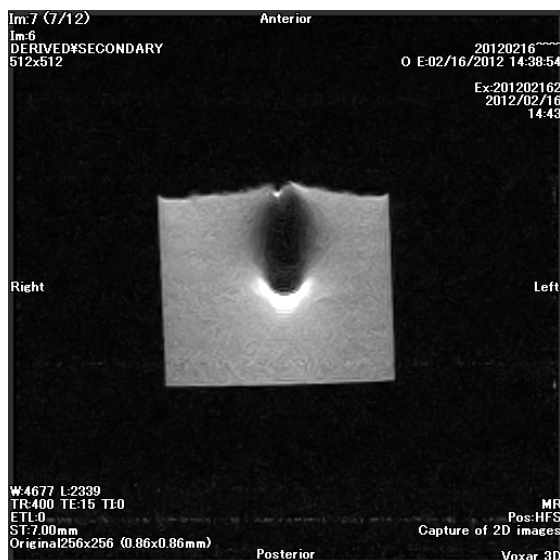
図 3-1-1 灸頭鍼施術時の様子

3-2 ファントムモデルを用いたMR 内金属持ち込み実験

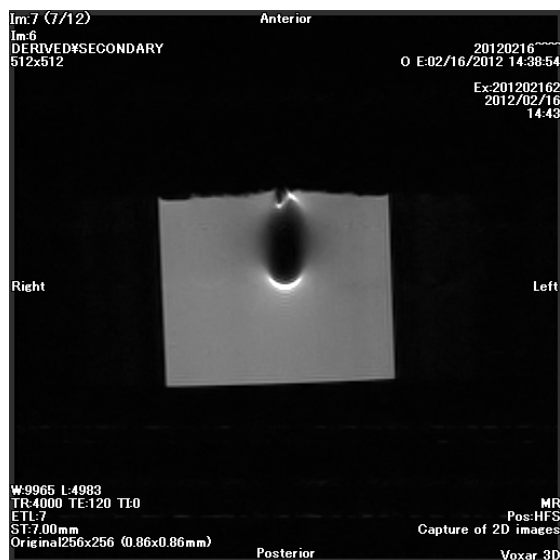
灸頭鍼は施術時に熱源である灸の他に鍼を用いる。一般的に医療用鍼に用いられている材料はステンレス鋼であるため、原則 MRI 内への持込が禁止されている磁性体である。しかし、医療用の鍼は太さ 0.2mm、長さ 40mm 程度のものであるため、本実験で用いられている静磁場強度 0.3T の MRI においては、撮像室に入室した際に、ガントリへ鍼が引き寄せられるような事象は発生しない。しかし、MRI 画像撮像下では、磁場と電波の影響を反映し、画像撮像を行うため、磁性体をガントリ内に持ち込んだ際の影響を確認する必要がある。MRI 撮像時のガントリ内医療用鍼持込に関する先行研究は発表されていないため、MRI 内医療用鍼持込が画像に及ぼす影響を検討した。また、本実験では MRI ガントリ内にステンレスおよび銀と金属を持ち込んでいるため、MR の RF エネルギーが金属を介し熱エネルギーに変換される可能性が考えられる。宮地や山崎らの報告でも、MRI 撮像時における熱の発生が報告されているため、MR における灸頭鍼施術時の温度測定を行う先行実験として、RF パルスにおける鍼体の温度上昇の可能性を確認するため、ファントムにおけるステンレス鍼、銀鍼刺鍼時の温度上昇についても光ファイバー温度計を用い温度測定を行った。光ファイバー温度計は温度計の先端より、5mm 間隔で 4 点測定を行った。これらの結果も同様に以下に示す[22]、[23]。

3-2-1 ステンレス製および銀製鍼を用いた撮像実験

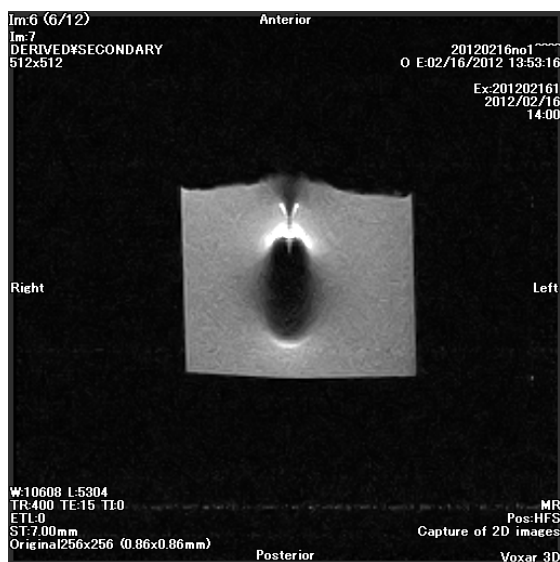
一般的に医療用鍼に用いられるステンレス鍼を数種類用意し，異なる刺入深度にてファントムモデル上に刺鍼した際の MR 画像を図 3-2-1-1(a)-(h)に示す。



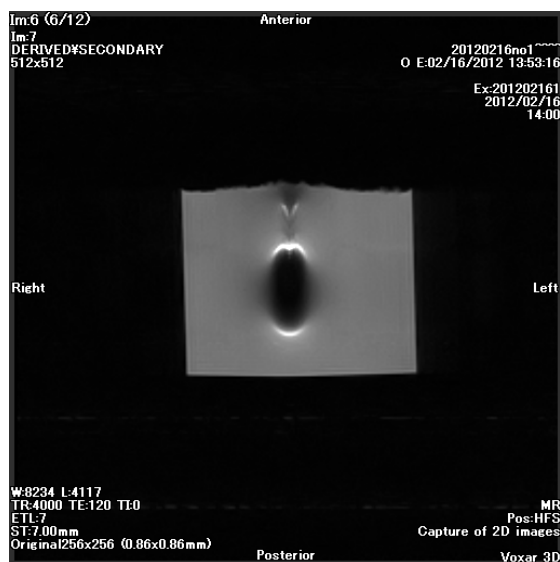
(a) T₁ 画像 ステンレス φ0.14 刺入:2cm



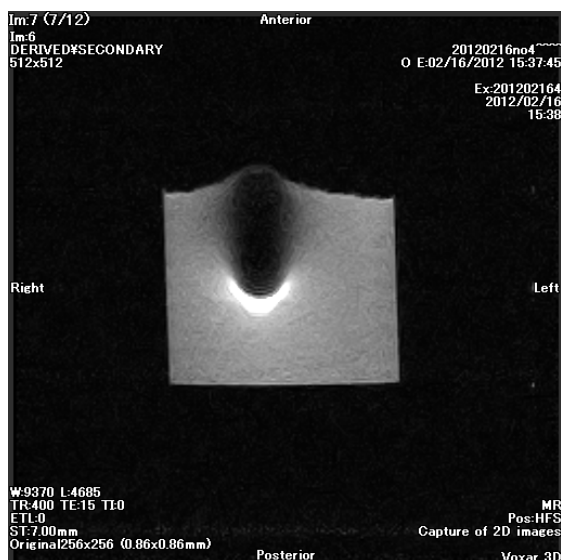
(b) T₂ 画像 ステンレス φ0.14 刺入:2cm



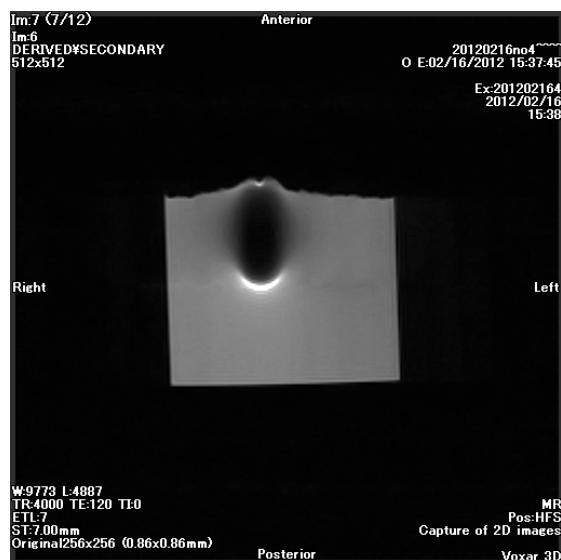
(c) T₁ 画像 ステンレス φ0.14 刺入:4cm



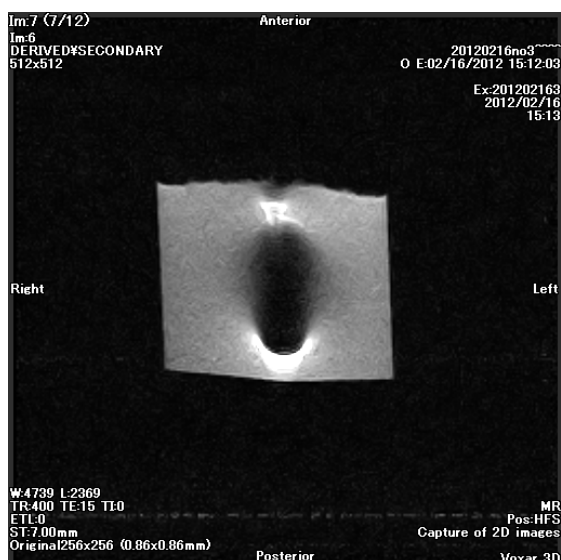
(d) T₂ 画像 ステンレス φ0.14 刺入:4cm



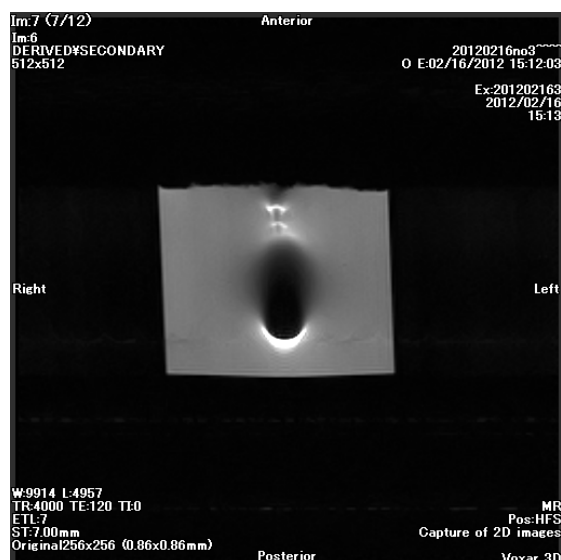
(e) T₁画像 ステンレス φ0.25 刺入:2cm



(f) T₂画像 ステンレス φ0.25 刺入:2cm



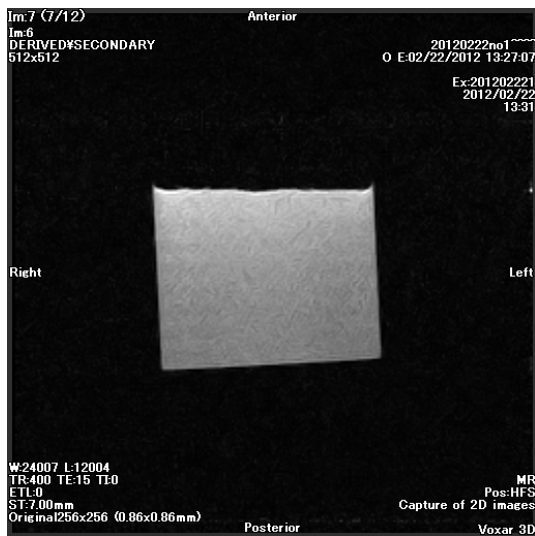
(g) T₁画像 ステンレス φ0.25 刺入:4cm



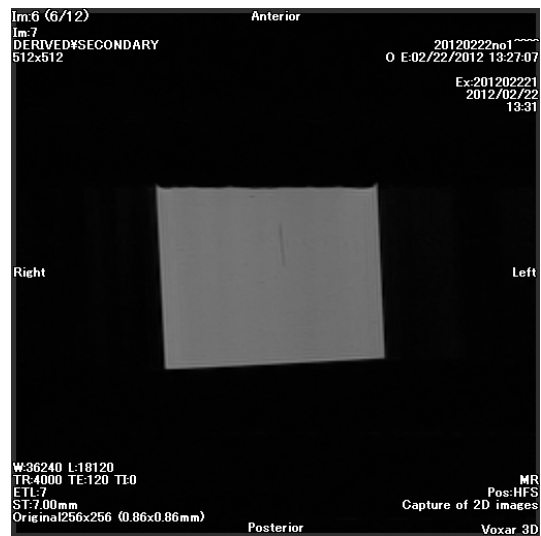
(h) T₂画像 ステンレス φ0.25 刺入:4cm

図 3-2-1-1 ガントリ内磁性体持込時の画像

図 3-2-1-1(a)-(h)で示されたとおり、ステンレス製の医療用鍼をファントムに刺入し MR 画像を撮像した際には、いずれの場合においても鍼体を中心にその周囲が無信号となってしまう画像の取得はできない。これらの結果を踏まえ、鍼の材料を、主に刺鍼練習用や、古典鍼灸を行う鍼灸師が用いる銀製の鍼に変更し画像取得を試みた結果、正常な画像が撮像できた。結果を図 3-2-1-2(a), (b)に示す。



(a) T₁画像 銀 φ0.14 刺入:4cm



(b) T₂画像 銀 φ0.14 刺入:4cm

図 3-2-1-2 ガントリ内銀鍼持込時の画像

また、これらの結果をもとに RF パルスにおける鍼体の温度上昇の可能性を確認するため、ファントムにおける銀性鍼刺鍼時の温度上昇についても光ファイバー温度計を用い温度測定を行った。光ファイバー温度計は温度計の先端より、5mm 間隔で ch1 から 4 の 4 点の測定を行う。使用は図 3-2-1-3 に示し、得られた結果を図 3-2-1-4 から図 3-2-1-6 に示す。

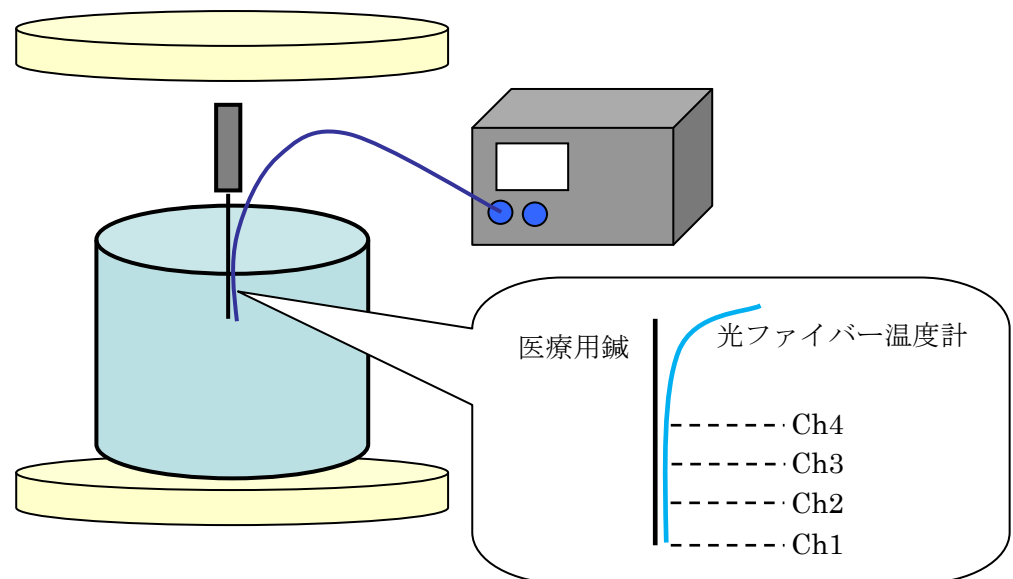


図 3-2-1-3 光ファイバー温度計を用いた温度測定実験

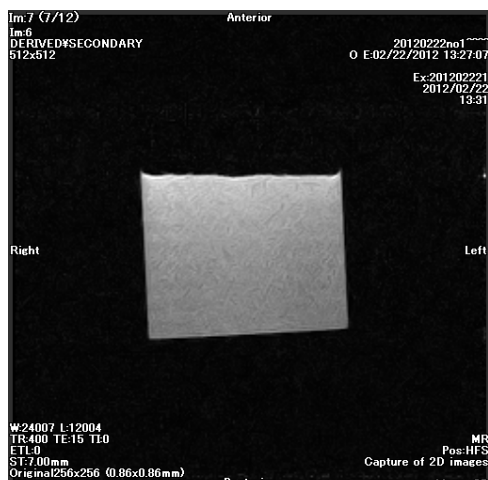


図 3-2-1-4 0.14mm 銀 4cm 刺入 T1

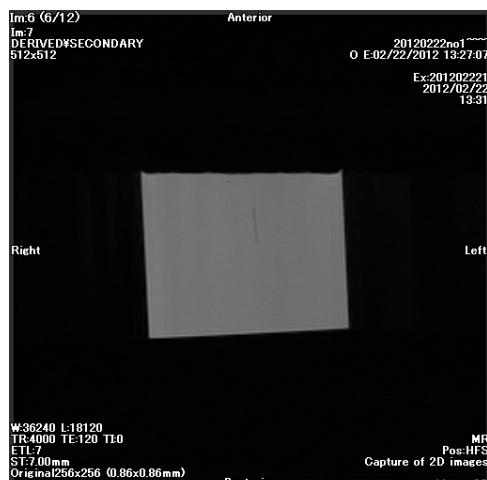


図 3-2-1-5 0.14mm 銀 4cm 刺入 T2

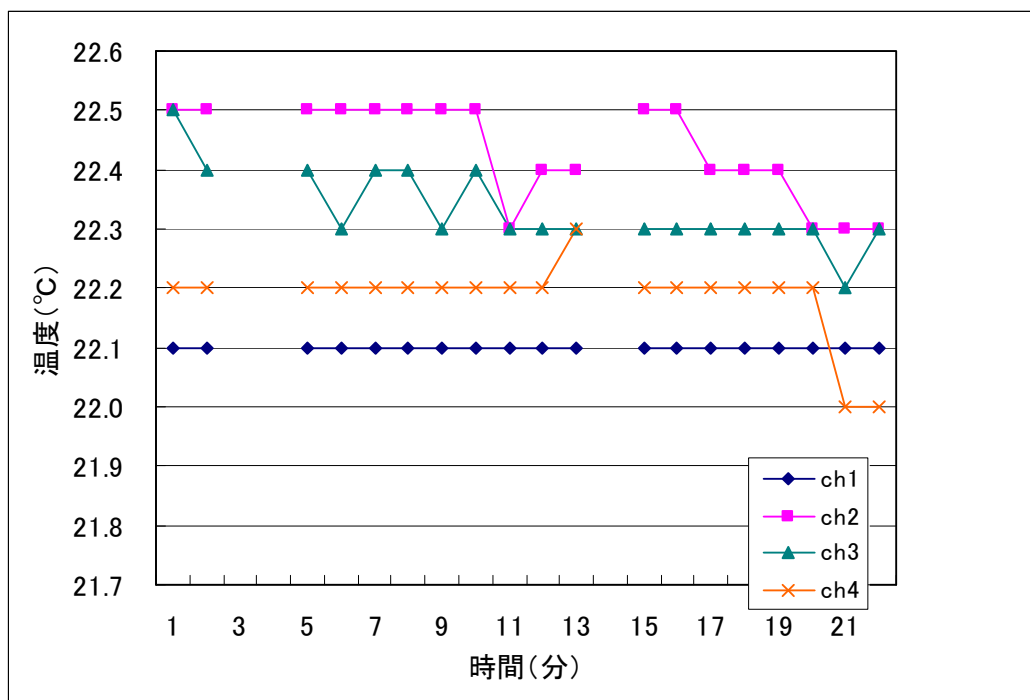


図 3-2-1-6 刺入時の温度

本実験により，MRI ガントリ内，銀製鍼持込により，RF エネルギーが熱エネルギーに変換され，ファントムが加熱されるという明白な結果は得られなかった。測定点各点において 0.2 度前後の温度のばらつきは確認できるものの，ばらつきに一貫性がないため誤差の範疇であると考察する。これらは RF の波長およびファントム内に RF パルスが照射された際の波長短縮をおこした RF の波長が，今回実験に用いた長さ 4cm の鍼およびそれに取り付けられたラックと共振する波長でなかったことが考えられる。

3-2-2 結果考察

本実験により，MRI ガントリ内部における医療用鍼持ち込みに対して，ステンレス製鍼を持ち込んだ際は画像に乱れが生じるが，銀製の鍼を持ち込んだ際は正常な画像が取得されることが明らかになった。また，温度測定実験により，いずれの鍼を持ち込んだ際も鍼持込により，RF エネルギーが熱エネルギーに変換されファントムが加熱されるという明白な結果は得られなかった。測定点各点において 0.2 度前後の温度のばらつきは確認できるものの，ばらつきに一貫性がなく，いずれの鍼における共通性も見受けられないため，誤差の範疇であると考察する。これらは RF の波長およびファントム内に RF パルスが照射された際の波長短縮をおこした RF の波長が，今回実験に用いた長さ 4cm の鍼およびそれに取り付けられたラックと共振する波長でなかったことが考えられる。この点については今後，ラック部分のコイル相当部位の長さの調節や，インダクタ等を鍼柄部分に取り付けるなどの実験を行い，MRI 内にて鍼を用いた新しい局所温熱療法の可能性として実験を進め，研究開発を行なう予定である。

3-3 ファントムモデルを用いた灸頭鍼施術時温度測定

本研究では MRI (Magnetic Resonance Imaging equipment：核磁気共鳴画像装置) を用い、プロトンの縦緩和位相測定による、内部温度変化の非侵襲計測を行った。温度測定を行う際に用いる熱源は灸頭鍼を用い、ファントムモデル内の温度変化測定を行った。生体における非侵襲での温度変化測定は、物理的に微弱な信号の微小変化を捉えねばならないため、困難である。しかし、これらの生体内温度変化の測定が実用可能になれば、電波加熱時における物体内の非破壊温度測定技術への応用が可能となる。本研究は生体内温度変化を測定するための基礎研究と位置付け、ファントムモデル内の温度変化を測定する。

3-3-1 熱輸送方程式を用いた温度分布の理論的解析

本研究において取得された実測値の整合性を確認するため、式(2-3-1-1)に表される熱輸送方程式を用いて、ファントムモデル上において台座型温灸を熱源とし、温灸を燃焼させた際の理論的シミュレーションを行った。また、本シミュレーションは熱源着火後 10 秒後のものとする。なお、Air Gap 部の熱伝導率は 0.0241 とした。これらの結果を図 3-3-1 に示す。

$$\frac{\partial}{\partial t} \rho c T = \gamma \nabla^2 T + q \quad (3-3-1-1)$$

ただし、 c は比熱、 γ は熱伝導率、 T は温度、 q は発熱である。

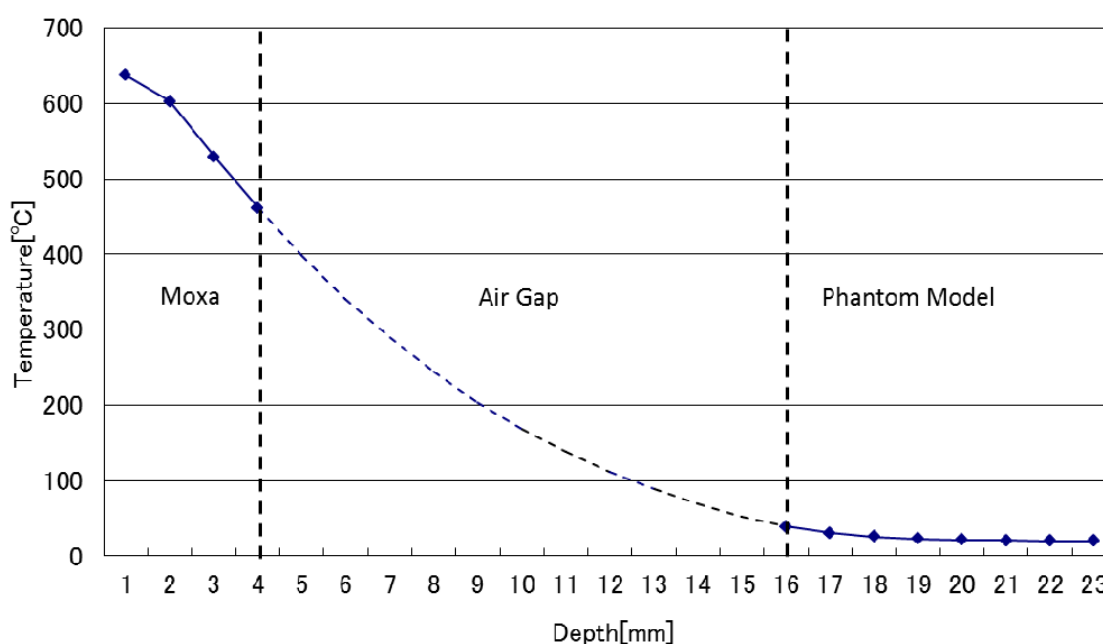


図 3-3-1 シミュレーション結果

3-3-2 サーマグラフィを用いた温度分布測定

灸頭鍼の熱源である，灸部分の燃焼時間並びに，燃焼温度および燃焼中のファントムモデル表面温度を測定するため，赤外線サーモレーサを用いて先行実験を行った。尚，実験装置は，使用鍼にセイリン社製，40mm φ0.20 のステンレス鍼を用い，使用灸に同じくセイリン社製，ラック灸を用いた。これらの鍼および灸を用い，吸水性ポリマーでイオン交換水を固めて作成したウェットファントムモデル上で施術を行い，施術中の表面温度分布をNEC製赤外線サーモレーサを用い撮像した。結果を図 3-3-2-1 に示し，図内 a 点から g 点の経時的な温度変化を図 3-3-2-2 に示す。

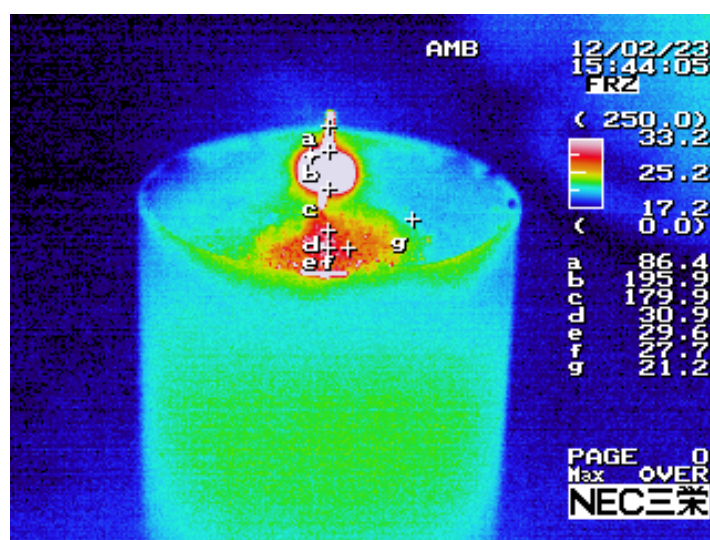


図 3-3-2-1 サーマグラフィによる温度測定結果

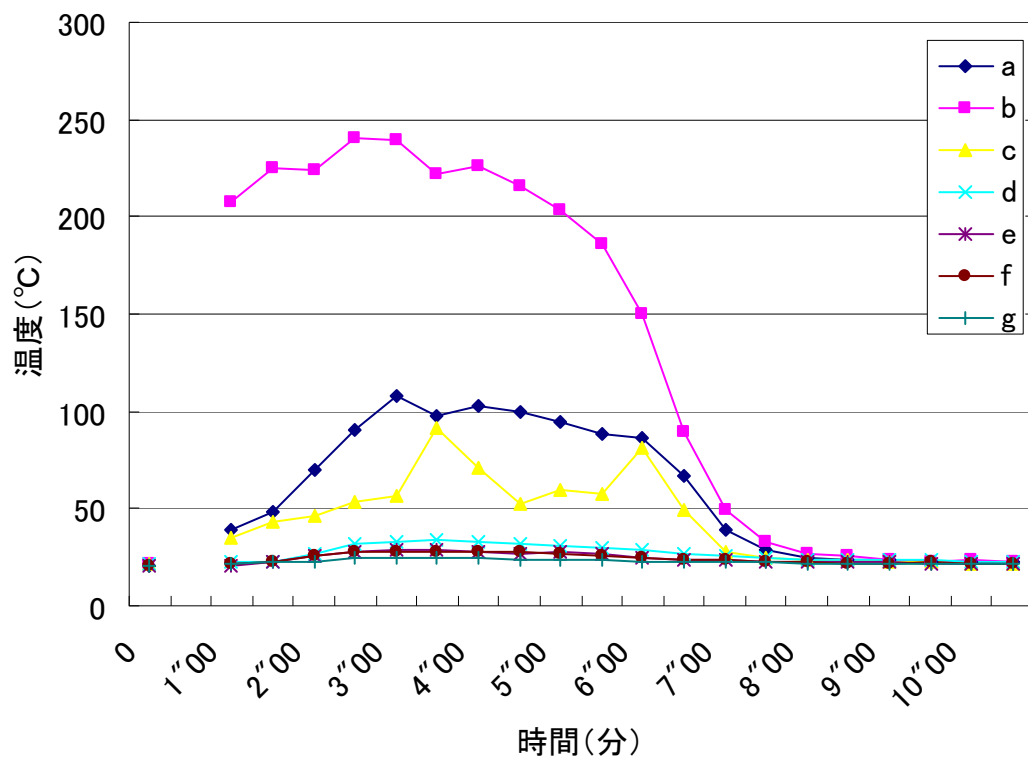


図 3-3-2-2 各点の温度変化

3-3-3 核磁気共鳴画像装置を用いた温度分布測定

MRI を使用したプロトンの縦緩和位相測定を温度変化として算出するシステムを用い、灸頭鍼施術時のファントムモデル内温度分布を測定する。使用する医療用鍼は銀製のものを使用し、ラック部分は銅製のものを使用する。その上にセイリン社製の炭化艾を設置し、熱源とする。また対象のファントムモデルには 8 パーセントの寒天ファントムモデルを用い、水分含有量を生体の筋層と同等にして実験を行った。実験に際し、MRI の初期設定の画像を取得した後、熱源に着火し、30 秒枚の温度分布画像を取得するものとする。またこれらの得られた結果を図 3-3-3-1 に示し、図内 P 点における温度変化測定結果を図 3-3-3-2 に示す。またこれらの結果と熱輸送方程式により得られたシミュレーションの結果を比較し考察する。

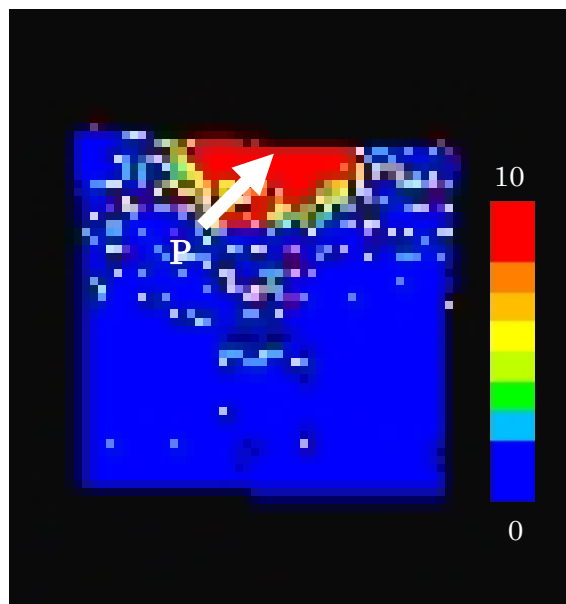


図 3-3-3-1 MRI を用いた温度測定

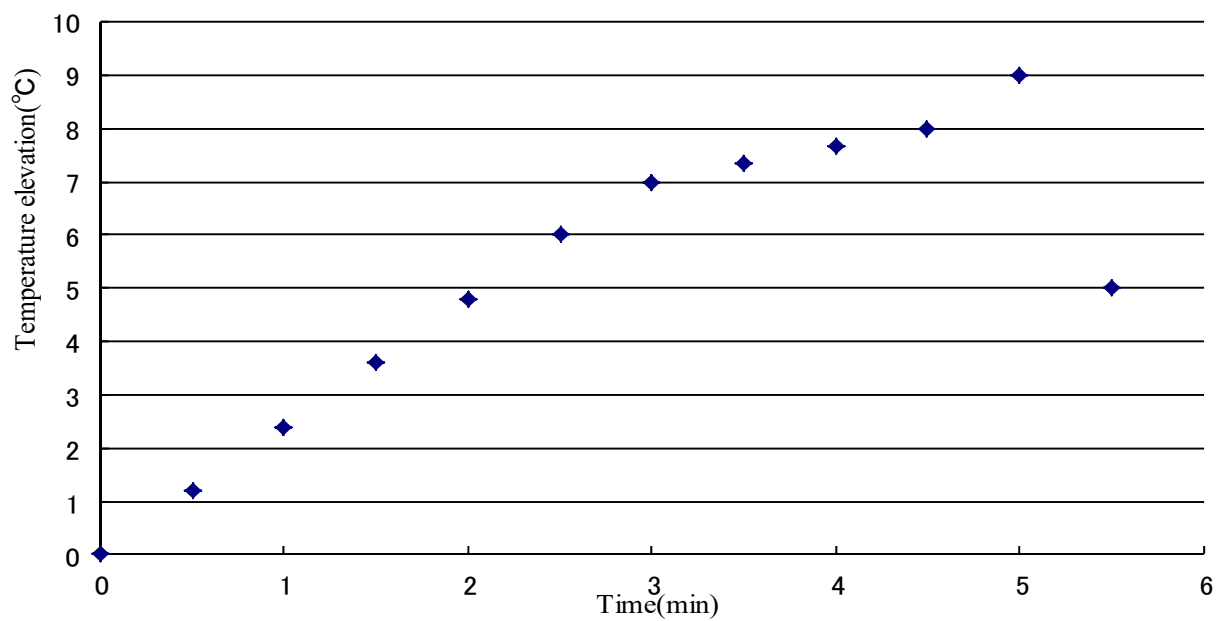


図 3-3-3-2 P 点における灸頭鍼施術時の温度分布グラフ

3-3-4 測定結果および考察

本実験により、灸頭鍼施術時のファントムモデル内温度分布を非侵襲で測定することに成功した。先行実験より、灸頭鍼の熱の伝達様式に伝導熱は含まれないこと、また MRI ガントリ内への金属持込によって医療用鍼が熱的な影響を受けないことを加えて考察すると、本実験で得られた結果が灸頭鍼施術時のファントムモデル内温度分布の機序について明らかにしている。また、温灸施術時のファントムモデル内温度分布とほぼ同等の結果が得られていることから、両灸法において、使用している両灸のもともと持っている熱量の違いはあるが、熱の伝播様式自体に大きな違いはないことが考察できる。これらの結果により、温灸法と灸頭鍼法では熱源からの熱の伝播様式は変わらないが、灸頭鍼においては鍼における機械的刺激が加わっているため、生体内において起こる反応が変わってくるものであると考えられる。これらの考察を実証するため、今後この灸頭鍼法においても、より生体に近いファントムモデルを用いた、温度測定の実施および実際の生体を用いた温度測定の実施が求められる。

第4章 核磁気共鳴画像装置を用いた鍼法施術時の 非侵襲温度分布測定

4-1 はじめに

生体に温熱刺激および機械刺激を与え、その刺激に対する生体反応を引き出すことで、効果を引き出す鍼灸では、鍼刺激と灸刺激という主に2種の生体へのアプローチ方法を用いて施術を行い、その効果が得られている。このうちの灸法とは鍼灸治療の際に用いられる技法のひとつであり、艾を燃焼させることにより、生体に温熱刺激を与え、その刺激に対する生体反応を引き出すことで効果とする施術法である。灸法は日本の鍼灸師にとって一般的な施術法であるにもかかわらず、熱の伝播様式や施術時の対象の内部温度変化などのメカニズムが明確になっていない。一方、鍼法とは、生体にステンレス製あるいは銀製等の鍼を用い、侵害刺激を与え、その刺激に対する生体反応を引き出すことで、効果とする施術法である。この鍼法においても施術時の生体内温度変化が明らかになっていない。これは生体における非侵襲温度測定が、物理的に微弱な信号の微小変化を捉えねばならず、困難を有することに起因する。本研究では核磁気共鳴画像装置（MRI）を用いて、水素原子の縦緩和信号の位相側定より得られる物体内部の温度情報取得法を用いて、ファントムモデルおよび生体内での非侵襲温度分布測定を行うものとする。

本研究で用いるMRIを用いた水素原子の縦緩和信号T1の位相を得る方法とは、従来、用いられている信号強度法が温度上昇によるT1の延長と磁場均一性の低下により、低下した信号を読み取ることで、信号変化に多くの要因が絡んでしまう方法であるのに対し、組織依存性が少なく非侵襲温度計測を生体適応する際組織に依存する誤差が低減できる利点を有する。本研究は生体モデルにおける非侵襲での温度測定を行うと共に、得られた結果により、鍼や灸が与える温熱効果による温度分布においても検証を行うものとする。

4-2 生体を用いた鍼法施術時の温度分布測定

本研究はMRIを用いたプロトンの縦緩和位相測定を温度差に変換するシステムを用い、鍼法施術時の生体内温度分布測定を行うものである。本実験で用いられる鍼法は熱源を持たず、金属製の医療用鍼を用い、生体に機械刺激を与えることで生体に温度上昇をもたらすかを測定したものである。本実験では機械刺激に対するフィードバックで局所の温度上昇が認められるか、また熱源を使用しない場合においても、MRIを用いた温度測定法で生体内の非侵襲温度分布測定が可能であるかを検討するものである。

4-2-1 鍼法施術時のサーモグラフィによる温度変化撮像

生体を用いた鍼法施術時の温度変化測定ではこれまでの実験と異なり、施術内容に熱源を含まないものである。そのため、これまで解析に用いてきた熱輸送方程式を用いることができない。よって、本実験ではMRIを用いた温度分布測定と比較検討および、データの構成を行うため、事前に赤外線サーモグラフィを用いて鍼法施術時の生体表面温度分布測定を行った。この結果を図4-1-1-1に示す。また図4-1-1-2に、図4-1-1-1に示した鍼法施術時の刺鍼部直下であるA点におけるの時間に対する温度変化を示す。尚、刺鍼直後は施術時の手の接触による表面温度誤差があるので初期温度測定後は生体の温度に対する時定数である6分をあけて測定した。図4-1-1-2に示す結果より、皮膚表面において、刺鍼により12分間で1.0℃の温度上昇が得られており、この結果により、MRIで得られる温度分布を校正した。

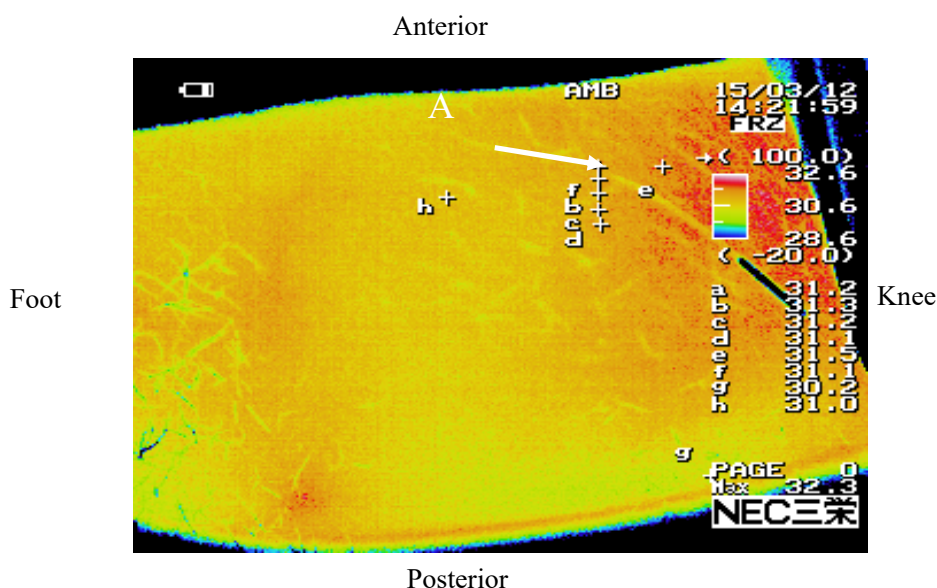


図 4-1-1-1 サーモグラフィを用いた刺鍼時の生体表面温度

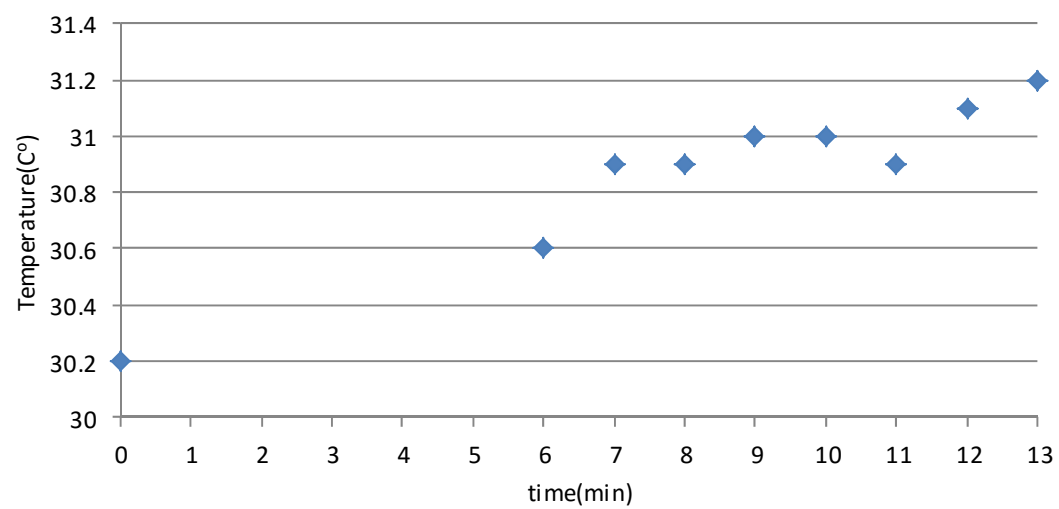


図 4-1-1-2 サーモグラフィを用いた表面温度測定結果

4-2-2 鍼法施術時のMR 温度測定

MRI (Magnetic Resonance Imaging equipment : 核磁気共鳴画像装置)を用いて、生体における足三里穴(ST36)上に刺鍼された鍼法施術時の温度分布を測定、画像化する。環境条件として、温度 24℃、湿度 40%のシールドルーム内で実験を行った。足三里穴および、使用されたスライス断面を図 4-2-2-1 に示す。本実験で使用する鍼は図 4-2-2-2 に示される銀製の鍼を用い、刺鍼深度は皮膚面に対し、斜め 45° の斜刺で 3mm とし、弾入のみ行い、刺入は行わないものとする。刺鍼は温度測定前に行い、鍼のみを施術箇所に着置する置鍼状態で温度測定を行うものとする。なお、銀製の鍼を用いた理由はMRI 撮像時に発生する磁気の影響をなくするためである。なお、刺鍼直後は鍼刺入時の押し手の接触により表面温度に誤差が生じるため、初期温度測定後は、生体温度に対する時定数である 6 分をあけて測定した。

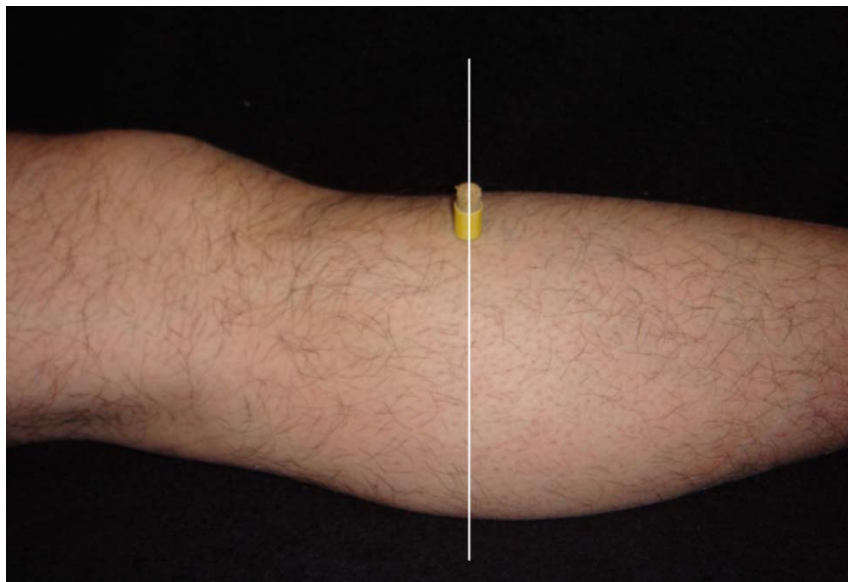


図 4-2-2-1 測定点および冠状断面の切断線

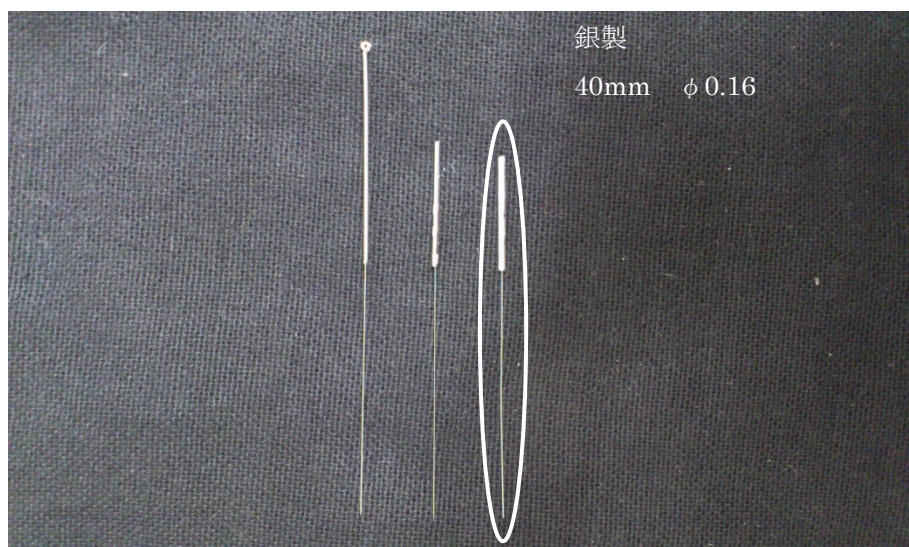


図 4-2-2-2 使用された鍼

4-2-3 測定結果および考察

MRI を使用したプロトンの縦緩和位相測定を温度変化として算出するシステムを用い、鍼治療施術時のファントムモデル内温度分布を測定する。使用する医療用鍼は銀製のものを使用し、対象は足三里穴(ST36)とする。また、本実験での介入は鍼刺激のみであり、熱源は使用しない。これらの実験により得られた結果を図 4-2-3-1 に示し、図内 a 点にて行われた温度測定結果を図 4-2-3-2 に示す。また、図 4-2-3-2 の平均値を算出した結果を図 4-2-3-3 に示す。本実験では刺激時に時間に対する温度上昇の様子も継続的に撮像を行ったため、それらの得られた結果を図 4-2-3-4 に示す。

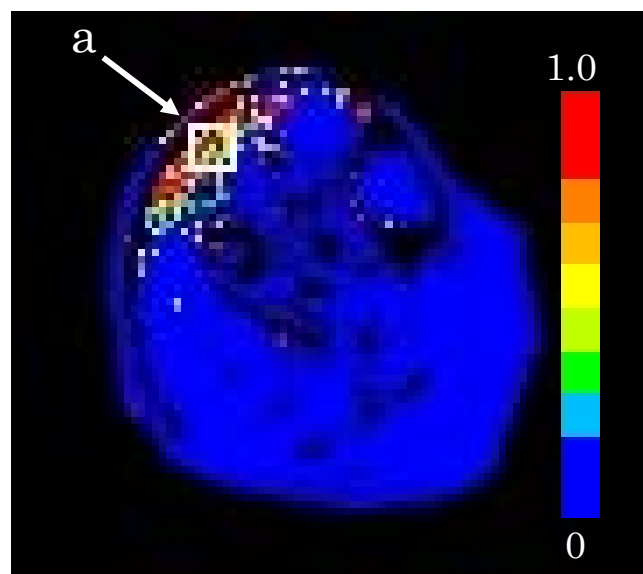


図 4-2-3-1 温度測定結果

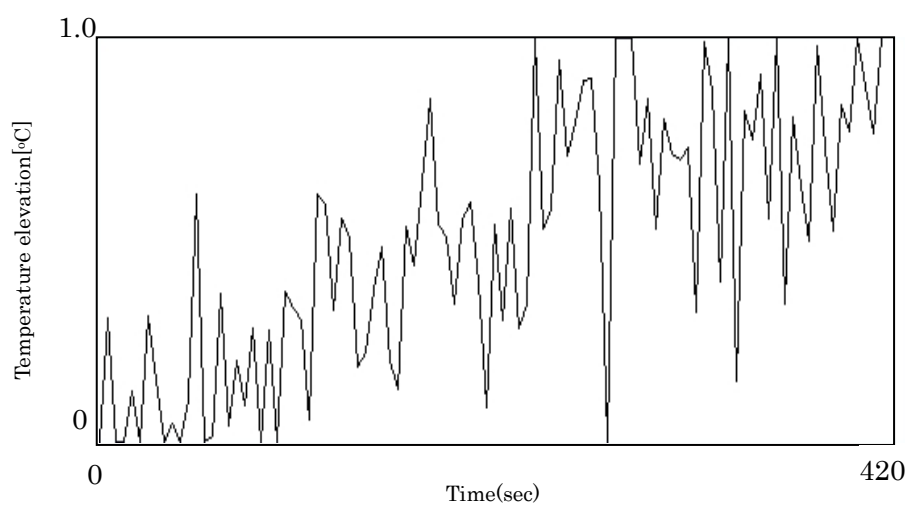


図 4-2-3-2 図 4-2-3-1 中 a 点における温度測定結果

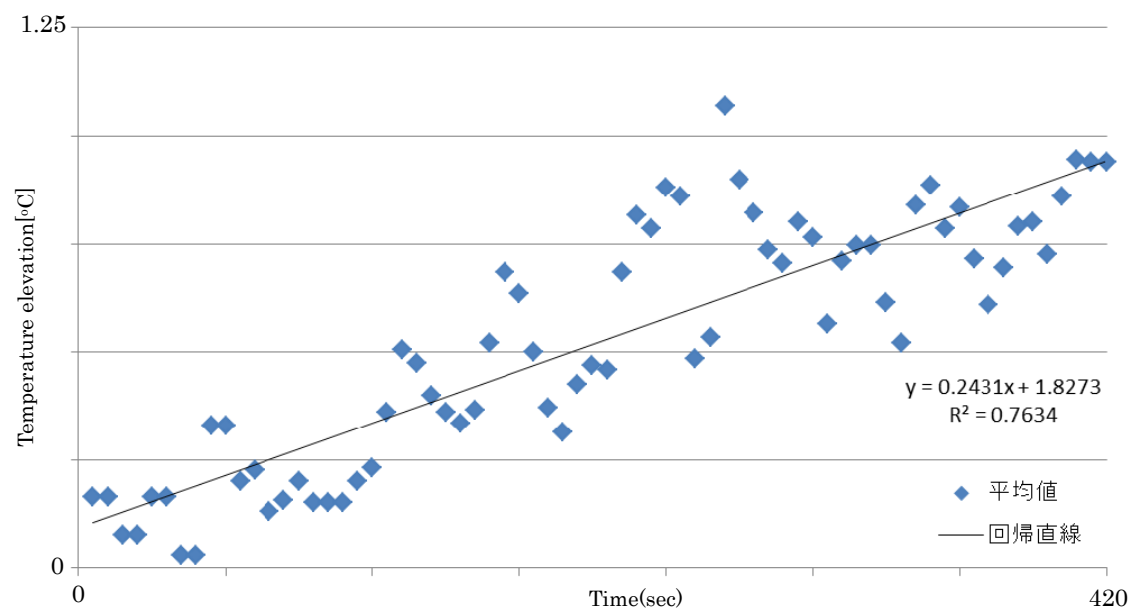


図 4-2-3-3 図 4-2-3-2 における各ピークの平均値および回帰直線

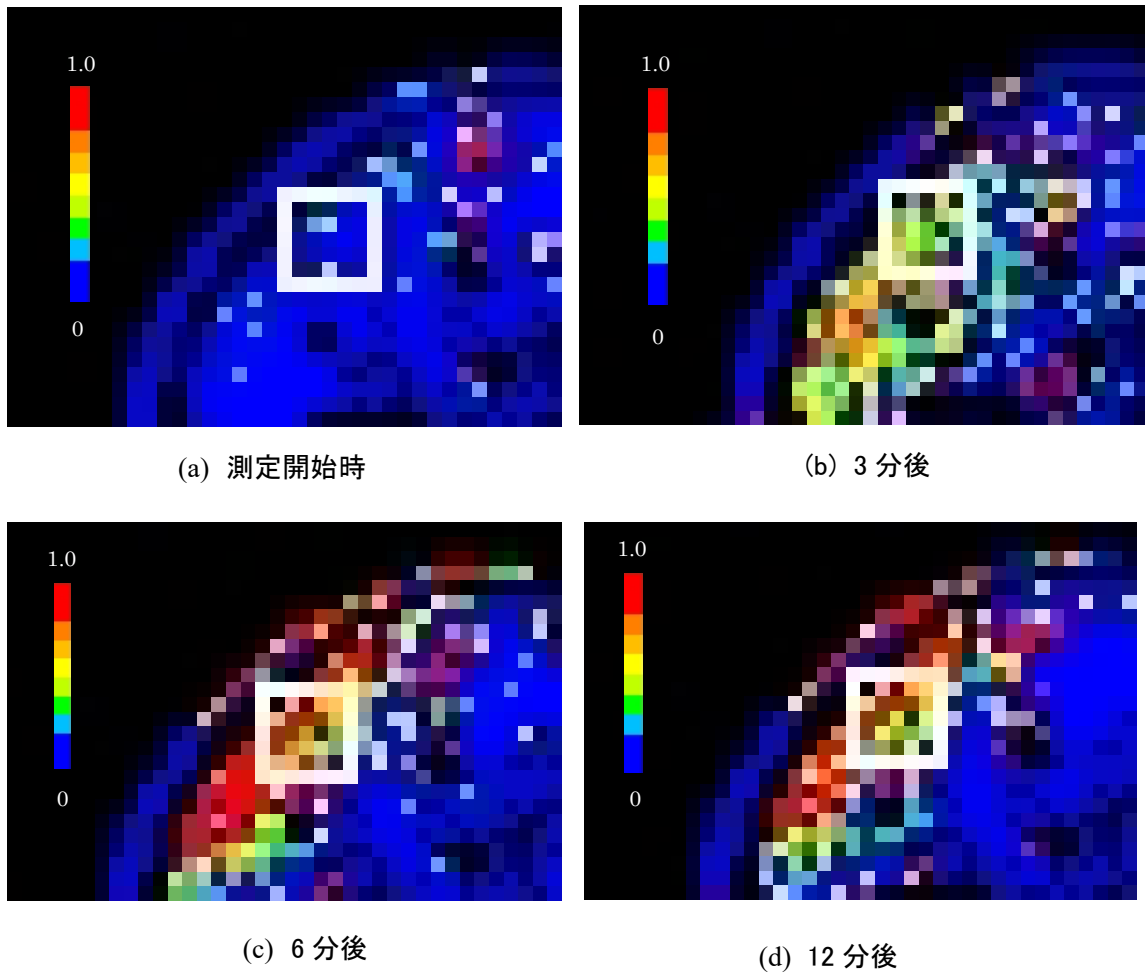


図 4-2-3-4 鍼施術時の時間に対する温度変化

本実験により、温熱刺激、侵害刺激とも、刺激に対する生体のフィードバックで温度上昇を示すという結果が得られたが、与える刺激の種類によって、温度上昇の機序が変わることも確認された。これは温熱刺激における、TRP チャンネルの賦活や侵害刺激に対する C 繊維の賦活など、生体が異なった機序でフィードバックを行うことに起因すると考えられる。また MRI による鍼法施術時の温度分布画像が取得できたため、鍼法施術時の生体内温度分布が明らかになった。これらの結果を基に、今後、灸頭鍼施術時の生体における温度測定を実施し、鍼法のみおよび灸法のための施灸時と生体内部での温度上昇のメカニズムが異なるかどうかの検討を行う予定である。

第5章 総括

5-1 総括

本論文では、核磁気共鳴画像装置(MRI)を用い、プロトンの縦緩和位相差を測定し、温度変化として算出するシステムを用い、東洋医学分野における鍼法および灸法施術時の非侵襲内部温度分布測定実験技術について検討し、評価を行った結果についてまとめた。「第1章 序論」では研究背景およびMRIの現状や撮像理論、および生体において実験を行う先行実験用に用いられたファントムに関する内容を述べた。また「第2章 核磁気共鳴画像装置を用いた灸法施術時の非侵襲温度分布測定」ではMRIを用いたプロトンの縦緩和位相測定から温度変化を算出する方法における灸法施術時の非侵襲温度測定がファントム内部および生体を用いた場合においても測定可能であることを述べた。また経時的な温度変化の測定においては施灸部直下に温度上昇が確認できるが、ファントムにて行った先行実験で得られた熱の伝播様式と明らかに異なる温度上昇の画像が取得された。これらの結果は本実験で使用されたファントムの特性に寄与するものである。加えてシミュレーションの結果と合わせて考察することで、生体における灸法施術では単純な熱の伝搬とは別に、生体のフィードバックにより局所の温度上昇が起ることが明らかになった。「第3章 核磁気共鳴画像装置を用いた灸頭鍼法施術時の非侵襲温度分布測定」ではMRIを用いたプロトンの縦緩和位相測定から温度変化を算出する方法における灸頭鍼法施術時の非侵襲温度測定がファントム内部において測定可能であることを述べた。また先行実験により、灸頭鍼の熱の伝播様式に伝導熱は含まれないこと、加えてMRIガントリ内への金属持込によって医療用鍼が熱的な影響を受けないことを明らかにしている。また第二章で明らかにされた温灸施術時のファントムモデル内温度分布とほぼ同等の結果が得られていることから、両灸法において、熱の伝播様式が同様であることを述べた。最後に「第4章 磁気共鳴画像装置を用いた鍼法施術時の非侵襲温度分布測定」ではMRIを用いたプロトンの縦緩和位相測定から温度変化を算出する方法における鍼法施術時の非侵襲温度測定がファントム内部において測定可能であることを述べた。本実験により、温熱刺激が関与せず侵害刺激のみの介入でも生体のフィードバックによって温度上昇を示すという結果が得られた。また前章と比較検討を行うことで与える刺激の種類によって、温度上昇の機序が変わることも確認された。これは温熱刺激における、TRPチャネルの賦活や侵害刺激に対するC繊維の賦活など、生体が受ける刺激により異なった機序でフィードバックを行うことに起因すると考えられる。またMRIにより鍼法施術時の温度分布画像が取得できたため、鍼法施術時の生体内温度分布が明らかになった。以上をふまえ、MRIのプロトン縦緩和位相測定を温度変化に算出する方法を用いた生体内およびファントムモデル内、非侵襲温度分布測定の可能性および、この方法を用いることで可視化された鍼灸療法施術時の生体内における温度分布の様子を確認することができた。現在、一般的にエビデンスに乏しい分野と位置づけられ、量的に解析される機会の少ない鍼灸分野において、生体深部温度の変化を可視化することにはとても大きな意義があり、これらの研究を基に灸法施術時の熱輸送方式の詳細や鍼法施術時の生体内温度上昇の機序など、今後、さらに鍼灸施術が生体に起こしている現象の礎を築くものである。本研究では介入を加えた直下における温度変化という現象その

ものを切り取った結果である。今後の課題として、熱刺激、侵害刺激を生体に与えた際のフィードバック機序と本実験の結果を照らし合わせることで鍼灸治療が効果を挙げる機序をより鮮明にすることを考えている。

本研究に関する発表論文等

【学術雑誌】

(査読付)

1. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “MRI による鍼灸施術時の温度分布測定”, 電気学会論文誌 C, Vol.135, No. 10, pp.1205-1209, 2015.
2. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa, “Noninvasive MRI Measurement of the Temperature Distribution during Carbonized Moxa-Needle Treatment”, Pacific Science Review, Vol.14, No. 3, pp.295-298, 2012.

【国際会議】

(査読付)

1. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa, “Measurement of Noninvasive Temperature Distribution during Acupuncture Heating Treatment in Human Leg”, In CD of the Proceedings of the 2015 Association for Microwave Power in Europe for Research and Education (4pages), September 2015.
2. Suguru Nakamura, “Meridian Therapy as Traditional Japanese Medicine”, In printing of the Proceedings of the 2015 International Council of Medical Acupuncture and Related Techniques, May 2015.
3. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa “Noninvasive Temperature Measurement during Acupuncture Treatment Using MRI”, Proceedings of The 6th Asian Congress of Hyperthermic Oncology and The 31th Japanese Congress of Thermal Medicine, p.169, September 2014.
4. Suguru Nakamura, “Study on effect of moxibustion treatment from the noninvasive temperature measurement using MRI”, Proceedings of the 2013 International Council of Medical Acupuncture and Related Techniques, p. 73, December 2013.
5. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa, “Study on Noninvasive Measurement of Temperature Distribution in Carbonized Moxa-Needle Treatment”, Proceedings of the 2013 Asia-Pacific Microwave Conference, pp. 624-626, November 2013.
6. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa, “Study on Noninvasive MRI Measurement of the Temperature Distribution”, Proceedings of the 45th International Symposium on Stochastic Systems Theory and Its Applications, pp. 79-80, November 2013.
7. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa, “Noninvasive Heating and Measurement of the Temperature Distribution during Carbonized Moxa-Needle Treatment”, Proceedings of the 2013 Association for Microwave Power in Europe for Research and Education, pp. 192-195, September 2013.
8. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa, “Study on Temperature Distribution in

Carbonized Moxa-Needle Treatment”, Proceedings of the 2012 Asia-Pacific Microwave Conference, pp. 31-33, December 2012.

9. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa, “Noninvasive Internal Temperature Measurement During Moxa-Needle Treatment Using MRI”, Proceedings of the, Second Global Conference on Microwave Energy Applications, pp. 420-430, July 2012.
10. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa “Noninvasive Temperature Measurement During Moxibustion Using MRI”, Proceedings of the 2011 Asia-Pacific Microwave Conference, pp. 594-597, December 2011.
11. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa “Noninvasive, Temperature Measurement by Longitudinal Relaxation Time of Proton Using Magnetic Resonance Imaging”, Proceedings of the 2011 Korea-Japan Microwave Conference, pp. 202-205, November 2011.

【国際会議】

1. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa, “Study on Noninvasive Measurement of Temperature Distribution in Human Leg Using MRI”, Proceedings of the Asia-Pacific Conference on Fundamental problems of Opto- and Micro-electronics, pp.23-26, August 2014.
2. Suguru Nakamura, Masamichi Nakamura, Eiichi Maeda, Yoshio Nikawa, “Noninvasive Temperature Distribution Measurement of Carbonized Moxa-Needle Treatment Using MRI”, Proceedings of the 2012 Asia-Pacific Conferences on Fundamental Problems of Opto- and Microelectronics, pp.121-124, August 2012.

【国内会議】

1. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “MRI を用いたプロトン縦緩和位相測定による生体下肢部非侵襲温度変化測定”, 平成 27 年度第 32 回日本ハイパーサーミア学会学術大会要旨集, p. 151, 2015 年 9 月.
2. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “鍼灸および灸頭鍼施術時の MRI による非侵襲生体内温度分布測定”, 平成 27 年電気学会 電子・情報・システム部門大会要旨集, pp. 800-802, 2015 年 9 月.
3. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “MRI を用いた RF パルス熱エネルギー変換応用のためのファントム内部非侵襲温度測定”, 第 8 回日本電磁波エネルギー応用学会シンポジウム講演要旨集, pp. 64-65, 2014 年 11 月.
4. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “鍼灸施術時の MRI による温度分布測定”, 平成 26 年電気学会 電子・情報・システム部門大会要旨集 pp. 829-831, 2014 年 9 月
5. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “MRI による灸頭鍼施術時における非侵襲内部温度分布に関する検討”, 平成 25 年電気学会 電子・情報・システム部門大会要旨集 pp. 1025-755, 2013 年 9 月

6. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “MRI を用いた電波熱エネルギー応用のためのファントム内部非侵襲温度測定”, 第 7 回日本電磁波エネルギー応用学会シンポジウム講演要旨集, pp. 86-87, 2013 年 9 月.
7. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “MRI を用いたプロトン縦緩和位相測定による非侵襲内部温度変化測定”, 平成 25 年度第 30 回日本ハイパーサーミア学会学術大会要旨集, p. 191, 2013 年 8 月
8. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “MRI を用いた非侵襲内部温度分布に関する検討”, 平成 25 年電子情報通信学会総合大会論文集, p.155, 2013 年 3 月.
9. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “鍼を用いた電波熱エネルギー応用のためのファントム内部非侵襲温度測定”, 第 6 回日本電磁波エネルギー応用学会シンポジウム講演要旨集, pp. 80-81, 2012 年 10 月.
10. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “灸頭鍼施術時の温度分布に関する検討”, 平成 24 年電気学会 電子・情報・システム部門大会要旨集 pp. 753-755, 2012 年 9 月.
11. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “プロトンの縦緩和位相測定による内部温度変化の非侵襲計測”, 第 5 回日本電磁波エネルギー応用学会シンポジウム講演要旨集 pp. 44-45, 2011 年 11 月.
12. 中村 優, 中村 真通, 前田 栄一, 二川佳央, “MRI を用いた温灸施灸時の温度分布測定に関する検討”, 平成 23 年電気学会 電子・情報・システム部門大会要旨集 pp. 666-667, 2011 年 9 月.

【関連論文】

1. Yamato Kudo, Suguru Nakamura and Yoshio Nikawa, “Study on Measuring Cholesterol Level Using Microwaves”, 2013 Asia-Pacific Microwave Conference Proceedings, pp. 1033-1035, Dec., 2013.
2. Yamato Kudo, Suguru Nakamura and Yoshio Nikawa, “Study on Measuring Cholesterol Level Using Microwaves”, Proceedings of 14th International Conference on Microwave and High Frequency Heating, pp. 187-190, Sept. 2013.
3. 二川佳央, 中村 優, ” SAR 集中のためのメタマテリアル構造の研究”, Japanese Journal of Hyperthermic Oncology, p. 157, 2013 年 9 月.
4. 二川佳央, 工藤大和, 中村優, “マイクロ波における材料の複素誘電率・透磁率温度依存性の動的測定”, 第 7 回日本電磁波エネルギー応用学会シンポジウム講演要旨集, pp. 158-159, 2013 年 9 月.
5. 二川佳央, 工藤大和, 中村優, “媒質内電磁界可視化センサーの開発”, 第 7 回日本電磁波エネルギー応用学会シンポジウム講演要旨集, pp. 76-77, 2013 年 9 月.
6. Yoshio Nikawa and Suguru Nakamura, “Dynamic Measurement of Permittivity and Permeability Using Ferrite Loaded Cavity”, 2013 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest, 4 pages, In CD-ROM, June, 2013.
7. Yoshio Nikawa and Suguru Nakamura, “Dynamic Measurement of Temperature Dependent Permittivity and Permeability Using Cylindrical Cavity Resonator”, Proceedings of 14th International Conference on Microwave and High Frequency Heating, p. 244, 2013.
8. Yoshio Nikawa, Yamato Kudo and Suguru Nakamura, “Development of Miniature Diode Sensor to Visualize EM Field Distribution”, Proceedings of 14th International Conference on Microwave and High

Frequency Heating, p. 244, 2013.

9. 二川佳央, 中村 優, “電磁界集中のためのメタマテリアル構造の研究”, 第6回日本電磁波エネルギー応用学会シンポジウム講演要旨集, pp. 124-125, 2012 年 10 月.
10. 二川佳央, 中村 優, “マイクロ波における電磁気特性に関する温度依存性動的測定評価”, 第6回日本電磁波エネルギー応用学会シンポジウム講演要旨集, pp. 114-115, 2012 年 10 月.
11. Yoshio Nikawa, Suguru Nakamura, ” Dynamic Measurement of Temperature Dependent Permittivity of Liquid by Microwave Heating”, Proceedings of the Asia-Pacific Conference on Fundamental problems of Opto- and Micro-electronics, pp. 174-178, August, 2012.
12. Yoshio Nikawa, Suguru Nakamura, “Measurement of Temperature Dependent Permittivity and Permeability under Microwave Irradiation”, Proceedings of GCMEA 2012 / MAJIC 2nd, pp.392-404, July, 2012.

参考文献

- [1] 土肥美智子, 原田潤太, 吉廣昭子, 小村和美, 最上拓児, 高橋哲彦 “0.3T オープンタイプ MR 装置による温度測定” 医学・生物学サーモロジー 25.1 (2005): 18.
- [2] 會澤重勝, 校條由紀, 東家一雄, 仲西宏元, 戸田静男 “灸研究の現在” 日本鍼灸学会雑誌, vol.53(5), pp.601-613, 2003 年 11 月.
- [3] 會澤重勝, 大槻彰, 宇佐美研一, 坂本浩二 “皮膚組織に及ぼす施灸の影響—施灸による皮膚温度の変化” 全日本鍼灸学会雑誌, vol.35(2), pp.105-110, 1985 年 9 月.
- [4] 菅田良仁, 東家一雄, 大西基代, 黒岩共一, 戸田静男, 木村通郎 “艾の燃焼温度と生体内温度変化” 関西鍼灸短期大学年報 3, pp.43-45, 1988 年 4 月.
- [5] 鹿島研司, 伊藤巧, 西条一止, “灸刺激に対する体表温度変化のサーモグラフィによる観察” 東方医学, vol. 2, No. 1, pp. 26-34, 1986 年 7 月.
- [6] 福島正也, 宮本俊和, 徳竹忠司, 濱田淳, 吉川恵士 “温筒灸の燃焼時表面温度及び粘着力の製品特性に関する調査研究” 理療教育研究, vol. 32, No. 1, 2010 年 3 月.
- [7] 森田矢次郎, 今井文雄, 呉邵忠 “灸による温度刺激の熱工学的研究” 人間と生活環境, 1(4), pp.29-33, 1996
- [8] 呉邵忠, 中村昭夫, 森田矢次郎 “灸による温度刺激の熱工学的研究(続報-艾燃焼特性に与える各影響因子の検討-)” 人間と生活環境, 6(1), pp.33-39, 1998
- [9] 石田かおり “艾灸とその温度特性” 生活工学研究, vol. 2, No. 1, 2000 年.
- [10] 高原 太郎 "MRI 自由自在" 株式会社メジカルビュー社, pp.14-24, 2005 年 3 月
- [11] 遠藤 真広 "医用イメージング技術の最近の発展" 電子情報通信学会論文誌, Vol. J87-D-II No.1, pp.3-18, 2004 年 1 月.
- [12] 菊池 悟, 斉藤 一幸, 高橋 応明, 伊藤 公一 "MRI 用バードゲージコイルに挿入された生体内磁界の均一性と SAR 評価" 電子情報通信学会論文誌 B, Vol. J93-B, No.2, pp.294-302, 2010 年 2 月.
- [13] Yoshio Nikawa, Masashi Nishioka, “Microwave Diagnosis Based on MRI Imaging” GCMEA 2008 / MAJIC 1st, pp.799-802, 2008.
- [14] Michiko Dohi, Junta harada, Akiko Yoshihiro, Kazumi Komura, Takuji Mogami, Tetsuhiko Takahashi “MR temperature mapping 0.3T open type MR scanner” HITACHI MEDICAL Corporation, MEDIX, Vol.32 pp.14-18 September 2000.
- [15] Yoshio Nikawa, Akira Ishikawa "Microwave and RF Heating for Medical Application Under Noninvasive Temperature Measurement Using Magnetic Resonance" Journal of the Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science, pp.244-249, December 2010.
- [16] A.C. Metaxas and R.J. Meredith "Industrial Microwave Heating" The Institute of Engineering and Technology, January 1, 1988.
- [17] Seiji Maruoka, Yoshio Nikawa, Taisuke Izumikawa, Satoshi Maji: “Over Sized Cylindrical Cavity to Measure Complex Permittivity in Millimeter Waves” 2009 Asia-Pacific Microwave Conference Proceedings, In CD, 4 Pages, Dec. 2009.
- [18] 社団法人東洋療法学校協会 “はり灸理論” 医道の日本社, pp.20-25, 2007 年 3 月.
- [19] 白石尚基, 上原明仁, “臨床経穴局所解剖学カラーアトラス” 文光堂, pp. 50-51, 2010 年.
- [20] WHO 西太平洋地域事務局, “WHO/WPRO 標準経穴部位” 医道の日本社, p. 63, 2009 年.
- [21] 社団法人東洋療法学校協会 “はり灸理論” 医道の日本社, pp.1-2, 2007 年 3 月.

- [22] 宮地 利明 “MRI の安全性” *日本放射線技術学会雑誌*, vol.59, No.12, pp.1508-1516, 2003 年.
- [23] 山崎 勝, 山田英司, 工藤禎宏, 東田満治, “MRI 検査における RF 照射による温度上昇の検討-ループファントムを用いた局所温度の測定-“ *日本放射線技術学会雑誌*, vol.61, No.8, pp1125-1132, 2005 年 4 月.

謝辞

本論文の執筆にあたり、修士課程より国士舘大学大学院工学研究科二川研究室に5年間という長きもの間在籍させて頂き、また大変なご多忙の中、終始丁寧な御指導、御助言、叱咤激励を賜りました二川佳央教授に最大の感謝を心より述べさせていただきます。

本論文の副査として、二川教授と同様に貴重な御意見、御指導を賜りました明治大学理工学部 加藤和夫教授、国士舘大学理工学部 大屋隆生教授、国士舘大学理工学部 清水敏寛教授に心より感謝申し上げます。

本学進学から5年間、他大学、他分野からの進学であるにも関わらず、多くの御指導、御助言頂きました、国士舘大学理工学部健康医工学系 小崎充教授、同 大浦邦彦教授、同 和田匡史教授に心より感謝申し上げます。

学会投稿論文の共著者にもなって頂き、鍼灸分野における知見や最新の情報を提供して頂きました、前田鍼灸院、前田栄一先生、また本論文の原型となる東京医療専門学校教員養成科における卒業論文作成の際、多くの御助言、御指導頂きました、東京医療専門学校専任教員、中村真通先生に、心より感謝申し上げます。

また、国士舘大学大学院工学研究科電気工学専攻二川研究室のメンバーには、他学系から二川研究室への進学ながら、私の不得手とする分野のサポートをして頂き、こころより感謝いたします。

国士舘大学理工学部健康医工学系4年および3年二川研究室のメンバーには、共に生体に対する工学応用について切磋琢磨させて頂き、深く感謝いたします。

そして、大学生時代より実に10年という長い年月の間、急な予定の変更等にも寛大に対応して頂き、学業優先でアルバイトをさせて頂いた、やまや青葉台店のスタッフの皆様に深く感謝いたします。本研究において、学会等での御意見、多くの書籍、学術論文、講演等より、多大なる刺激を受けさせていただき、ここには書ききれないほど多くの方々の支援の元、論文完成に至ることができました。

これから本論文を参考とし、土台とする後輩が一人でも多いことを願い、本研究および国士舘大学二川佳央研究室の更なる発展を望みます。

最後に、大学、専門学校、大学院と長きに渡る私の学生生活および研究生生活を支援し、激励し続けてくれている、父 中村洋一、母 中村優美、弟 中村奨にこの論文を捧げます。