

修士学位論文

論文題名

安定した大腰筋 MR elastography 技術の開発

(西暦) 2019 年 1 月 4 日 提出

首都大学東京大学院

人間健康科学研究科 博士前期課程 人間健康科学専攻

放射線科学域

学修番号 : 17897610

氏名 : 波部 哲史

(指導教員名 : 沼野 智一)

(西暦) 2018 年度 博士前期課程学位論文要旨

学位論文題名

安定した大腰筋 MR elastography 技術の開発

学位の種類： 修士（放射線学）

首都大学東京大学院

人間健康科学研究科 博士前期課程 人間健康科学専攻 放射線科学域

学修番号 17897610

氏名： 波部 哲史

(指導教員名： 沼野 智一)

我々は磁気共鳴画像法(Magnetic Resonance Imaging : MRI)を用いた MR Elastography (MRE)によって大腰筋の弾性率を測定し、腰痛の原因とされる「筋硬結」を評価するための技術開発を行っている。厚生労働省による調査では、腰痛の症状を訴える人の数が非常に多いことが報告されており、腰痛は大きな社会問題になっている。椎間板ヘルニアや脊柱管狭窄症など画像診断等で原因を特定できる腰痛(特異的腰痛)は腰痛全体の 15 %程度であり、その他 85 %は厳密に原因を特定できない腰痛(非特異的腰痛)であるとされている。すなわち腰痛のほとんどは原因を特定できていないということが現状である。非特異的腰痛の原因として、職業姿勢や身長などが挙げられるが、近年筋肉の性状と腰痛の関連性についての調査が進められている。その中で大腰筋の過度な緊張による「筋硬結」が腰痛の原因として示唆されている。「筋硬結」を評価する方法として触診や筋硬度計があるが、大腰筋は深部に位置する筋肉であり、これらの方法で定量的に「筋硬結」を評価することは困難である。

MRE は撮像対象に振動を加えながら撮像を行うことで、その振動を MR 位相画像で wave image として可視化し、振動波の波長から弾性率を算出する技術である。そのため撮像対象に振動を伝えることさえできれば、MRE は深部の組織でも非侵襲的かつ定量的に「筋硬結」を評価できる可能性を有する。先行研究から大腰筋を効率良く振動させる機序は次の①から③であることが分かった。①背側から腰椎直上に振動子(加振パッド)を配置する、②加振パッドからの振動によって腰椎を振動させる、③腰椎の振動によって大腰筋を振動させる。腹臥位では背側から腰椎直上に加振パッドを配置することが容易である一方で、大腰筋付近に存在する腸管のガスが大腰筋内の伝播波に影響を及ぼす。本研究では大腰筋 MRE に対して腸管のガスが与える影響の検討と、その影響を低減させるために撮像体位の検討を行った。

撮像には Gradient-echo type multi-echo MRE シーケンスを使用し、axial 断面において腹臥位、仰臥位でそれぞれ撮像を行った。axial 断面で撮像を行うことで、左右両方の大腰筋を 1 度に観察可能である。振動周波数は 75 Hz で加振方法は音圧式を用い、加振パッドはどちらの体位でも腰部背側に配置した。それぞれの撮像体位で得られた wave image における大腰筋内の伝播波の進行方向が明瞭であるか、そして振動波形か

ら振動強度を比較した。MRE の画像処理には MAYO CLINIC の MRE/Wave を使用した。

本研究の結果、以下の 2 つの結果が得られた。

- ① 腸管のガスが存在していると、大腰筋内の伝播波の振動強度が小さくなった。
- ② 仰臥位で MRE を実施することで大腰筋内の伝播波の進行方向がより明瞭になった。
まず①の結果を考察する。その理由として、大腰筋と腸管のガスの音響インピーダンスが大きく異なることによる大腰筋と腸管のガスとの境界での反射が考えられる。MRE で可視化される伝播波はせん断波であり、空気中では伝播しない。そこで腸管のガスの音響インピーダンスを「0」と仮定すると、大腰筋と腸管のガスとの境界における伝播波の反射率は、その計算式より「-1」となる。これは大腰筋から腸管のガスに進む伝播波(入射波)はそれらの境界において「位相が反転し、全反射する」ことを意味する。この反射波は位相が反転しているため、入射波と干渉することで大腰筋と腸管のガスの境界付近では振動強度が減少したと考えられる。

次に②の結果を考察する。その理由として、仰臥位では腸管のガスが上行結腸や下行結腸から横行結腸に移動しやすくなったことが考えられる。腸管のガスは腹臥位では上行結腸や下行結腸に停滞しやすい。そのため腹臥位では大腰筋の側に腸管のガスが存在した状態になりやすい。よって、仰臥位では上述した反射の影響を低減できたため、大腰筋内の伝播波の進行方向がより明瞭になったと考えられる。

大腰筋 MRE を安定して行うためには、仰臥位における撮像が適していると考えられる。今後、本手法によって多くのボランティアの弾性率を測定することで、原因不明とされる非特異的腰痛の診断に新たな知見をもたらすことが期待される。

目次

第 1 章 序論	1-1
1.1 研究背景	1-1
1.2 研究目的	1-1
1.3 本論文の構成	1-2
第 2 章 MRI の原理	2-1
2.1 はじめに	2-1
2.2 磁気モーメントと NMR 現象	2-1
2.3 緩和	2-3
2.3.1 縦緩和	2-3
2.3.2 横緩和	2-4
2.4 傾斜磁場	2-4
2.4.1 スライス選択傾斜磁場	2-6
2.4.2 傾斜磁場と k 空間	2-6
2.5 MR 信号と MR 画像再構成	2-8
第 3 章 MRE の原理	3-1
3.1 はじめに	3-1
3.2 弾性率	3-1
3.3 外部振動	3-2
3.4 変位エンコード傾斜磁場(MEG)と振動変位の検出	3-3

3.5	MRE パルスシーケンス	3-6
3.5.1	MEG を用いた MRE パルスシーケンス	3-6
3.5.2	MEG を用いない Gradient-echo type multi-echo MRE シーケンス	3-7
3.6	振動位相オフセット	3-9
3.7	せん断弾性率算出	3-10
第 4 章 腰痛		4-1
4.1	はじめに	4-1
4.2	腰痛のリスクと分類	4-1
4.3	腰椎と周辺の筋肉	4-2
4.4	トリガーポイント(Trigger Point : TP)	4-3
4.5	非特異的腰痛と TP	4-3
第 5 章 大腰筋 MRE における腸管ガスの影響		5-1
5.1	はじめに	5-1
5.2	目的	5-2
5.3	対象	5-2
5.3.1	対象者	5-2
5.3.2	対象筋	5-2
5.4	方法	5-3
5.4.1	撮像装置と撮像条件	5-3
5.4.2	実験装置構成	5-4
5.4.3	加振パッドの固定方法	5-4
5.4.4	検討項目	5-5

5.5 結果	5-6
5.6 考察	5-8
5.7 結論	5-10

第6章 大腰筋 MRE に適した撮像体位の検討

6-1

6.1 はじめに	6-1
6.2 目的	6-2
6.3 対象	6-2
6.4 方法	6-3
6.4.1 撮像装置と撮像条件	6-3
6.4.2 加振パッドの固定方法	6-4
6.4.3 検討項目	6-4
6.5 結果	6-4
6.6 考察	6-6
6.7 結論	6-8

第7章 結論

7.1 結論	7-1
7.2 今後の課題と展望	7-1

参考文献	I-1
------	-----

本研究に関する学会発表	II-1
-------------	------

謝辞	III-1
----	-------

第1章 序論

1.1 研究背景

腰痛は日常生活の制限や、休職の主たる要因となっており、個人、家庭、組織、および産業などに経済的に膨大な負担を引き起こしている¹⁻¹⁾。腰痛は急性、亜急性、慢性に分類される。腰痛の考えられるリスク要因は職業姿勢、抑うつ、肥満、身長、年齢などいくつか同定されているが、腰痛の発症の原因は明確になっておらず、診断が困難となっている。そのため腰痛患者のうち約85%以上が原因不明というのが現状である¹⁻²⁾。腰痛の発症の原因は運動器疾患、神経疾患、内臓器疾患、心因性のそれぞれに由来するものに大別できるとされる。その中でも、腰部の骨格筋と腰痛についての研究が近年なされており、筋肉と腰痛の関連性についての調査が進んでいる。これまでに腰椎周囲に存在している筋肉である脊柱起立筋(Erector Spinae muscle : ES)、多裂筋 (Multifidus muscle : MF)、および大腰筋(Psoas Major muscle : PM)の断面積や脂肪浸潤と腰痛の関係についての報告がいくつかある^{1-3,4)}。しかしそれぞれの報告を比較すると、その結果には一貫性が見られず、腰痛の原因究明には至っていない。

一方で、これら腰部の筋肉の緊張状態(硬さ)が腰痛と相関があることが示唆されている。ES、MFについては超音波装置や、後述するMR elastography (MRE)を用いて「硬さ」を測定した報告がある^{1-5,6)}。しかしながら、これまでの研究において生体の深部に位置する大腰筋の「硬さ」を測定したという報告は我々の知りうる限りない。組織の硬さを画像化する技術として磁気共鳴画像法(magnetic resonance imaging : MRI)を用いたMREがある¹⁻⁷⁾。MREは、すでに肝線維化のステージングなどに臨床応用されており、非侵襲的かつ定量的に実施可能であることから、肝生検に代わる新たな技術として考えられている¹⁻⁸⁻¹⁰⁾。MREは、脳¹⁻¹¹⁻¹⁵⁾、乳房¹⁻¹⁶⁻²⁰⁾、血管¹⁻²¹⁻²³⁾、心臓¹⁻²⁴⁾、腎臓^{1-25,26)}、肺¹⁻²⁷⁾および骨格筋¹⁻²⁸⁻³⁰⁾を含むその他の臓器の病変に適用するために検討されている。

MREによって大腰筋の硬さを測定することで、これまでに原因不明であった非特異的腰痛に対して新たな知見をもたらす可能性がある。

1.2 研究目的

本研究では、安定して大腰筋 MRE を実施することを目的とした。現在、腹臥位で MRE を実施しているが、腸管のガスの影響が見受けられ、これは安定して大腰筋 MRE を実施するための障害となっている。そこで、大腰筋 MRE における腸管のガスの影響を検討し、その影響を低減するために撮像体位の検討を行った。

1.3 本論文の構成

本論文は1章から7章までの構成であり、内容は以下の通りである。

第1章 序論

腰痛の社会問題およびMREの臨床応用、本研究の目的について述べる。

第2章 MRIの原理

本研究の基礎であるMRIの原理について、核磁気共鳴 (Nuclear Magnetic Resonance : NMR), MRI撮像方法の基礎原理を述べる。

第3章 MREの原理

本研究で用いた技術である、MRI撮像技術を応用したMR Elastography (MRE)の基礎原理について述べる。

第4章 腰痛

現代社会における腰痛の問題点、腰痛の原因や分類について述べる。

第5章 大腰筋MREにおける腸管ガスの影響

腸管ガスが大腰筋MREに対して与える影響について検討を行った。

第6章 大腰筋MREに適した撮像体位の検討

腹臥位と仰臥位の2つの撮像体位で大腰筋MREを実施し、撮像体位によって腸管ガスの影響を低減可能であるかを検討した。

第7章 結論

本研究の結論、今後の課題と展望について述べる。

第2章 MRIの原理

2.1 はじめに

MRIは核磁気共鳴現象 (nuclear magnetic resonance : NMR)を利用して、生体内の水および脂肪分子を構成する ^1H 原子核の体内分布を画像化する。MRI技術発展の歴史は、1946年 Purcell, Bloch が NMR 信号の検出に成功したことに端を発した²⁻¹⁻³⁾。1973年には Lauterbur が NMR 信号を用いた生体の画像化、すなわち MRI を開発し²⁻⁴⁾、1980年代から MRI 装置が医用画像装置として登場した。MRIは X線撮影や Computed Tomography (CT)検査と比較して撮像に時間がかかる検査であったが、高速 Spin echo 法や Echo Planar Imaging 法などの高速撮像技術が開発され、現在では大幅に撮像時間が短縮されている。

また、MRI装置を用いた技術として、MR spectroscopy, Diffusion Weighted Imaging, Diffusion Tensor Imaging, MR elastography および MR finger printing など様々な技術が開発されている。さらに近年、Artificial Intelligence (AI)による深層学習(Deep Learning)を用いた Deep Learning Reconstruction などにより更なる高速撮像化、高画質化が図られており、現在でも MR 技術は発展を続けている。

本章では、MR 信号発生の基礎となる NMR 現象をはじめ、MRIにおける撮像過程について述べる。

2.2 磁気モーメントと NMR 現象^{2-5,6)}

原子核は陽子と中性子から構成され、これらの粒子は自転(スピン)している。この回転方向はランダムであり、原子の質量数、及び陽子数が共に偶数であるとスピンの相殺することで原子核はスピンを持たない。一方、スピンを持つ原子核はファラデーの法則によって磁場を生じる。これを磁気モーメントと呼び、原子核は小さな磁石のように振る舞う。ここでは一般に MRI で利用される水素原子核(プロトン)について述べる。

プロトンが静磁場 B_0 内に存在するとき、プロトンが持つ磁気モーメントは B_0 からトルクを受け、歳差運動(味噌すり運動)をしている。磁気モーメントは B_0 と平行で、同じ方向あるいは反対方向を持つ成分に分かれる。 B_0 と反対方向を向いている磁気モーメントは、 B_0 によるトルクに逆らっており、より高いエネルギーを持っている(Fig.2-1)。この状態を熱平衡状態と呼び、それぞれの磁気モーメントのエネルギー差 ΔE は以下の式で表される。

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 \quad [J]$$

ここで γ 、 \hbar はそれぞれ磁気回転比及びディラック定数である。このエネルギー差 (ΔE) に相当する電磁波を照射すると、その電磁波と磁気モーメントが共鳴し、磁気モーメントはそのエネルギーを吸収する。これによって低いエネルギーを持っていた磁気モーメントは高いエネルギーへと遷移する。この遷移現象を NMR 現象と呼び、熱平衡状態から電磁波を照射してより高いエネルギー状態にすることを励起と呼ぶ。この電磁波の

エネルギーE はプランク定数 h と周波数 ν_0 を用いて $E = h\nu_0$ と書ける。よって ν_0 は以下のように求められ、その周波数はラジオ波(Radio Frequency pulse)の帯域であることから RF と呼ばれる。

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 = h\nu_0$$

$$\frac{\gamma \hbar B_0}{2\pi} = h\nu_0$$

$$\omega_0 = \gamma B_0 \text{ [Hz]} \quad (1)$$

(1)式をラーモア方程式といい、 ω_0 をラーモア周波数 (共鳴周波数) という ($\omega_0 = 2\pi\nu_0$)。それぞれの磁気モーメントはこの周波数を持って歳差運動をしている。

MRI ではこの磁気モーメント自体ではなく、各ボクセル内の磁気モーメントのベクトル和から信号を得ている。このベクトル和を巨視的磁化 M といい、熱平衡状態では B_0 と同じ方向を向いている。この M に対して垂直な方向 (B_0 に垂直な方向) に RF を照射すると、 M は RF の磁場成分によって RF 方向を軸とした歳差運動を行い、Fig.2-2 のように x-y 平面に倒れるような動きを取る。MRI における励起は RF によって静磁場と垂直な方向に M を倒す過程であると表現される。そして Fig.2-2 を RF の周波数(ラーモア周波数 ω_0) で回転する回転座標系と考えると、この現象を M が x-y 平面に倒れていく現象と考えることが出来る。そして Fig.2-3 のように M を 90° 倒す RF を 90° RF などと表現し、z 軸の成分 M_z を縦磁化、x-y 平面の成分 M_{xy} を横磁化と呼ぶ。

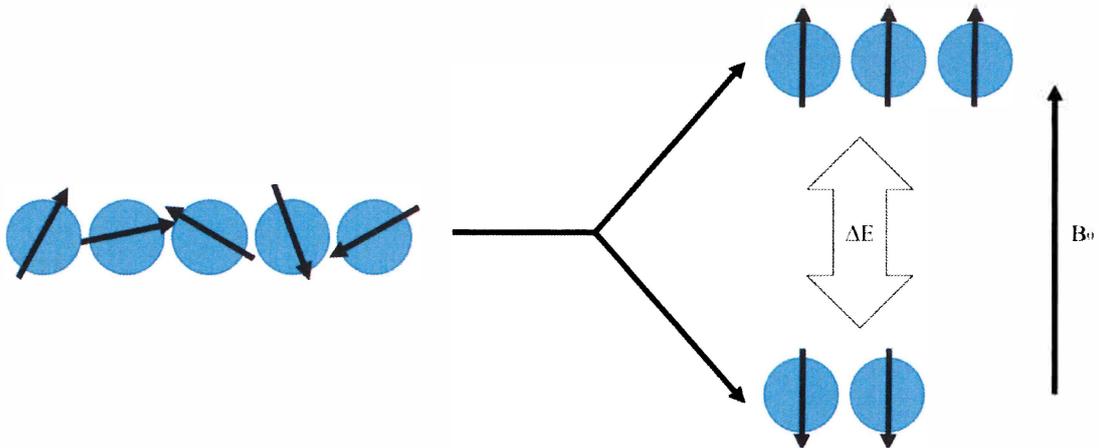


Fig.2-1 静磁場 B_0 によるエネルギー準位の分裂

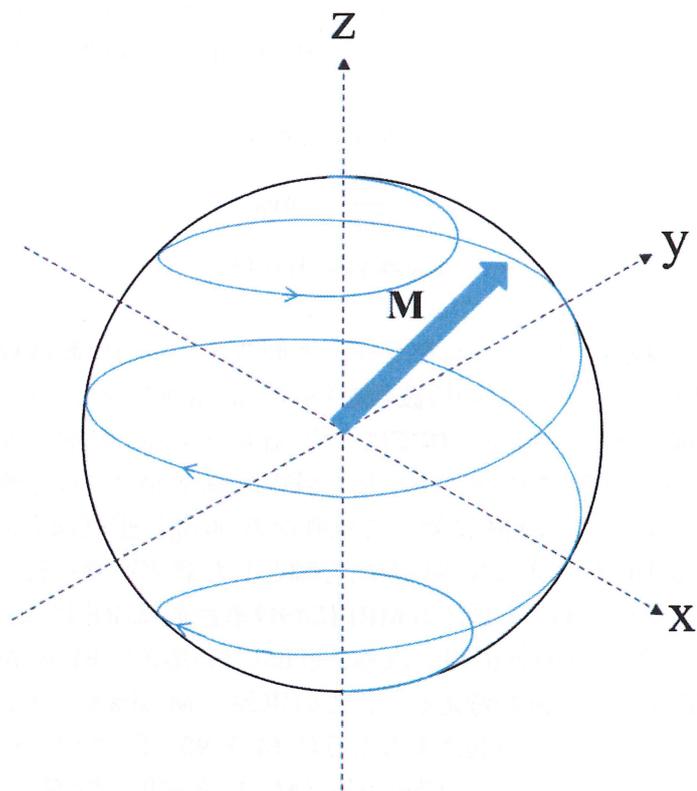


Fig.2-2 磁化 M の歳差運動

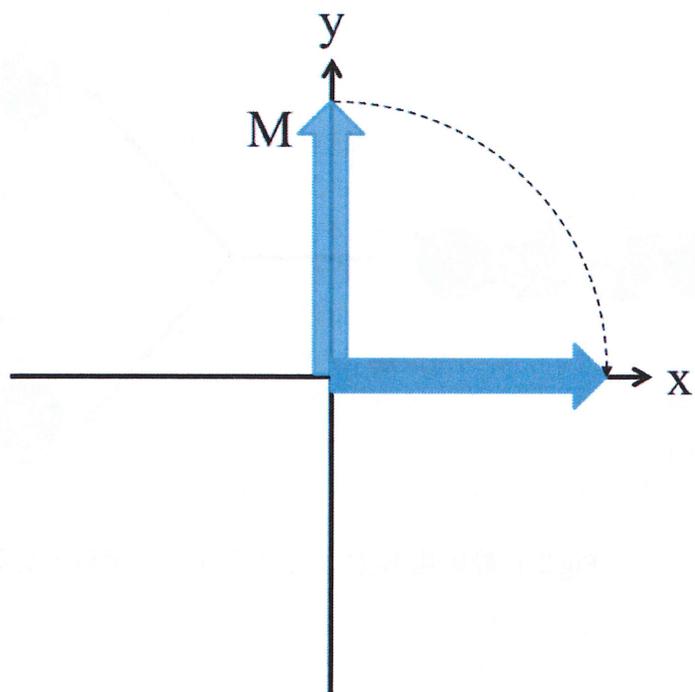


Fig.2-3 90° RF による磁化 M の挙動(ω_0 の回転座標系)

2.3 緩和²⁻⁷⁾

共鳴周波数と一致した RF を照射している間, 上述のように M は x - y 平面に倒れていく. この RF 照射を止めた時, M はエネルギーを放出しながら, だいに熱平衡状態に戻っていく. このように励起された状態から熱平衡状態に戻る過程を緩和と呼ぶ. 緩和には縦緩和($T1$ 緩和)と横緩和($T2$ 緩和)があり, これらはそれぞれ独立したメカニズムを持つ.

2.3.1 縦緩和($T1$ 緩和)

$T1$ 緩和は縦磁化の回復過程である. 励起された磁化 M は RF によって与えられたエネルギーをスピン系外(格子)に与えることでエネルギーを放出する. 格子とは具体的には分子を指し, 与えられた運動エネルギーは分子の運動エネルギーとして利用される. 縦磁化を M_z , 励起される前の縦磁化を M_0 とすると, 90° RF を照射したときの $T1$ 緩和はネイピア数 e を用いて以下のような時間 t の関数で表される. (Fig.2-4)

$$M_z = M_0(1 - e^{-\frac{t}{T1}})$$

このとき, $t=T1$ とすると, 以下のようなになる.

$$M_z = 0.632M_0$$

したがって, 励起されてから縦磁化が熱平衡状態の 63.2%まで回復する時間が $T1$ 値と定義される.

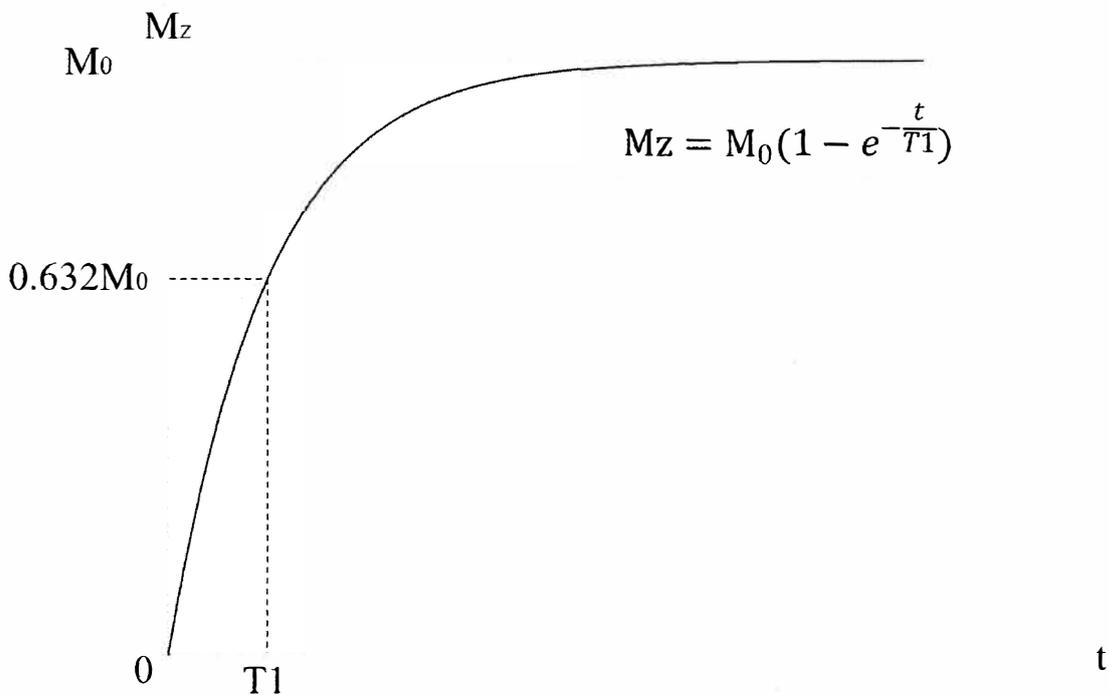


Fig.2-4 $T1$ 緩和

2.3.2 横緩和(T2 緩和)

T2 緩和は横磁化の減衰過程である。励起によって発生した横磁化 M_{xy} はそれぞれの磁気モーメントの位相が揃った状態であるが、それぞれの磁気モーメントによって、それぞれのスピン(プロトン)は異なった強度の磁場 ΔB を受ける。上述のラーモア方程式から、共鳴周波数は ΔB に比例して変化する。つまり、それぞれのプロトンは異なった周波数で回転するため位相が時間とともに分散していく。この位相分散により横磁化は減衰する。90° RF を照射したとき、T2 緩和は以下の式で表される(Fig.2-5)。

$$M_{xy} = M_0 e^{-\frac{t}{T_2}}$$

このとき $t=T_2$ とすると、以下ようになる。

$$M_{xy} = 0.368M_0$$

したがって、T2 値は 90° RF 直後の横磁化(M_0)の 36.8%まで横磁化が減衰するまでの時間と定義される。

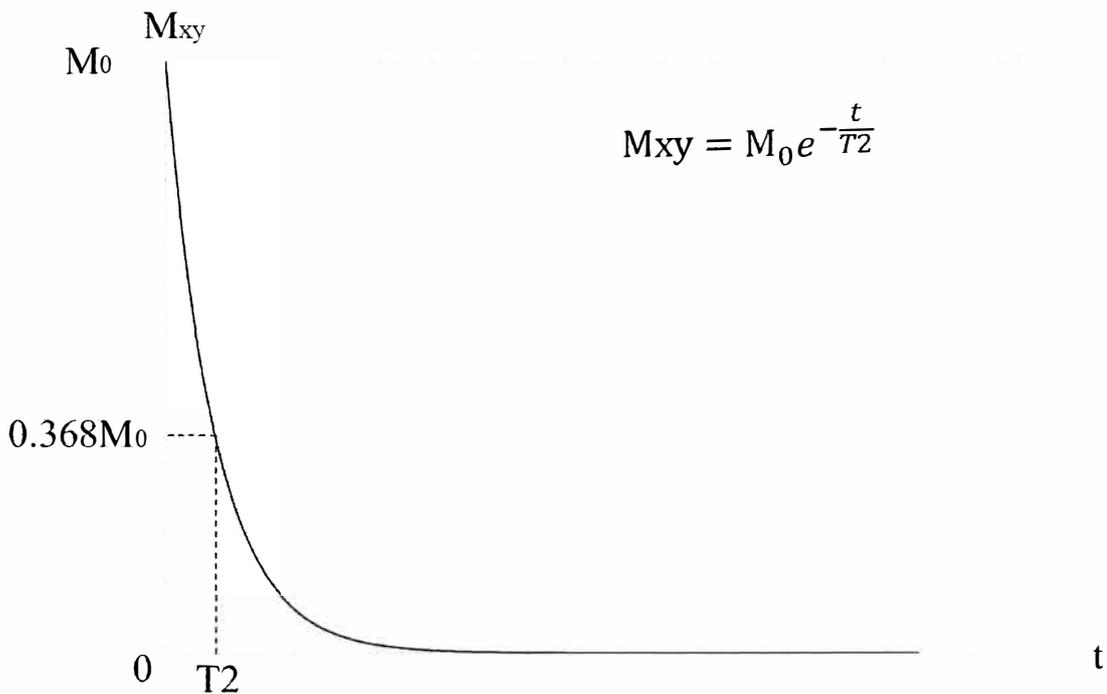


Fig.2-5 T2 緩和

2.4 傾斜磁場²⁻⁸⁾

MR 撮像には、空間的な磁場強度を線形的に変化させる傾斜磁場を利用する。この傾斜磁場を用いることで様々な情報を MR 信号に付与でき、一般的な MRI では位置情報を付与するために使用される。他にも Diffusion Weighted Imaging ではプロトンの拡散度

の情報を付与し、MR elastography では振動の変位情報を付与できる。ここでは傾斜磁場による位置情報の付与に関して、スライス選択傾斜磁場と k 空間について述べる。

2.4.1 スライス選択傾斜磁場²⁻⁹⁾

スライス断面の決定には、スライス厚方向にスライス選択傾斜磁場 G_z を用いる (Fig.2-5)。この傾斜磁場により、スライス厚方向のプロトンはそれぞれ異なった磁場にさらされ、異なった共鳴周波数を持つ。ここで、ある中心周波数 ω_c と周波数帯域幅 (band width : BW) $\Delta\omega$ を持つ RF パルスを照射することによって、 $\Delta\omega$ の範囲に共鳴周波数を持つプロトンのみを選択的に励起する。スライス位置は ω_c を調整することで選択し、スライス厚は $\Delta\omega$ 及び傾斜磁場の強さによって選択できる。

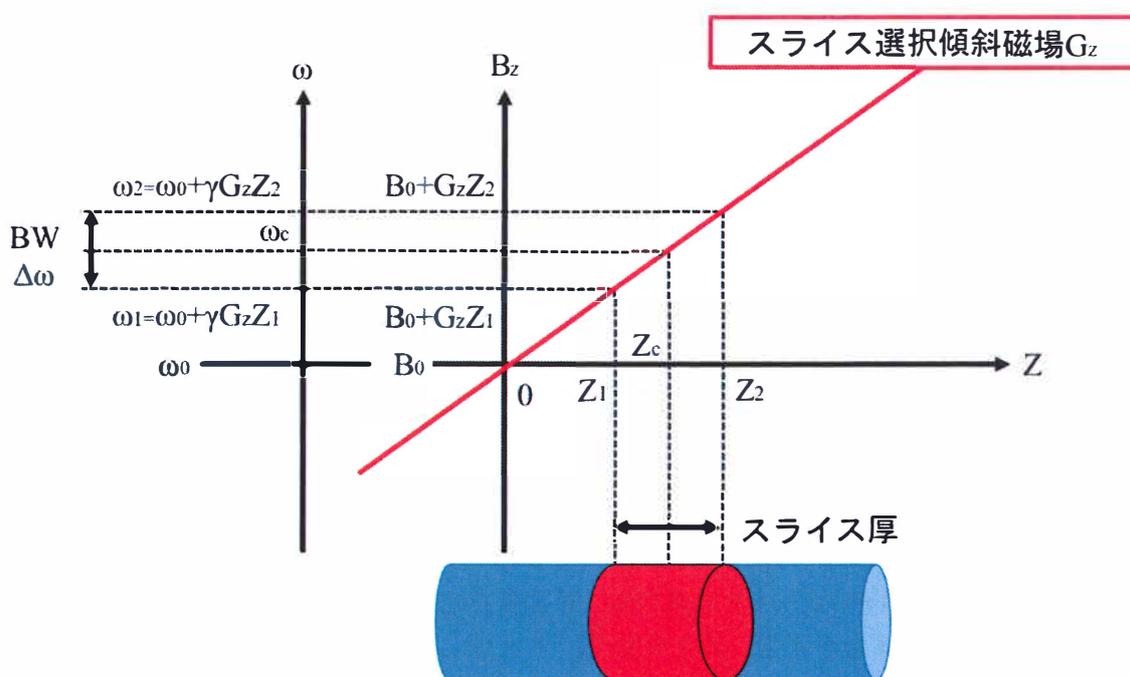


Fig.2-5 スライス選択傾斜磁場

2.4.2 傾斜磁場と k 空間²⁻¹⁰⁾

MR 撮像において、撮像断面内の位置情報について説明する際には k 空間を用いた説明がしばしば行われる。ここでは傾斜磁場と k 空間について述べる。

傾斜磁場によって線形的に磁場強度を変化させることで、位置によってプロトンの回転速度(周波数)が変化する。例えばある軸に傾斜磁場を印加したとき、そこから離れるほど磁化ベクトルは速く、あるいは遅く回転することになる。これによって傾斜磁場を印加した軸に沿って磁化ベクトルの位相が変化し、空間的にねじれたような状態となることで、空間的な「波」を形成する (Fig.2-6)。この「波」がある距離にいく

つ存在しているかを空間周波数といい、cycles/mm などの単位を用いて表す。例えば Fig.2-7(a)の場合、X 軸方向に 7つの波が存在しており、Fig.2-7(b)の場合、Y 軸方向に 3つの波が存在している。

この空間周波数についてももう少し詳細に述べる。傾斜磁場を印加したとき、ある位置の位相の回転角は傾斜磁場強度 G と印加した時間 t に比例するため、傾斜磁場で作られる空間周波数もこれらに比例する。ここで G が時間的に変化するとき、空間周波数 k は、以下の式で表される。

$$k = \gamma \int_0^t G(t') dt' \text{ [cycles/mm]}$$

2次元のイメージングでは、ある平面の2軸における k をそれぞれ計算し k_x, k_y とする。これを座標 (k_x, k_y) という座標系と考えたものが k 空間である。傾斜磁場強度や印加時間によって空間周波数が決まり、得られたMR信号からある時点での空間周波数成分の量を取得し k 空間に充填する。この k 空間に逆フーリエ変換を行うことで、MR画像として再構成することが出来る。

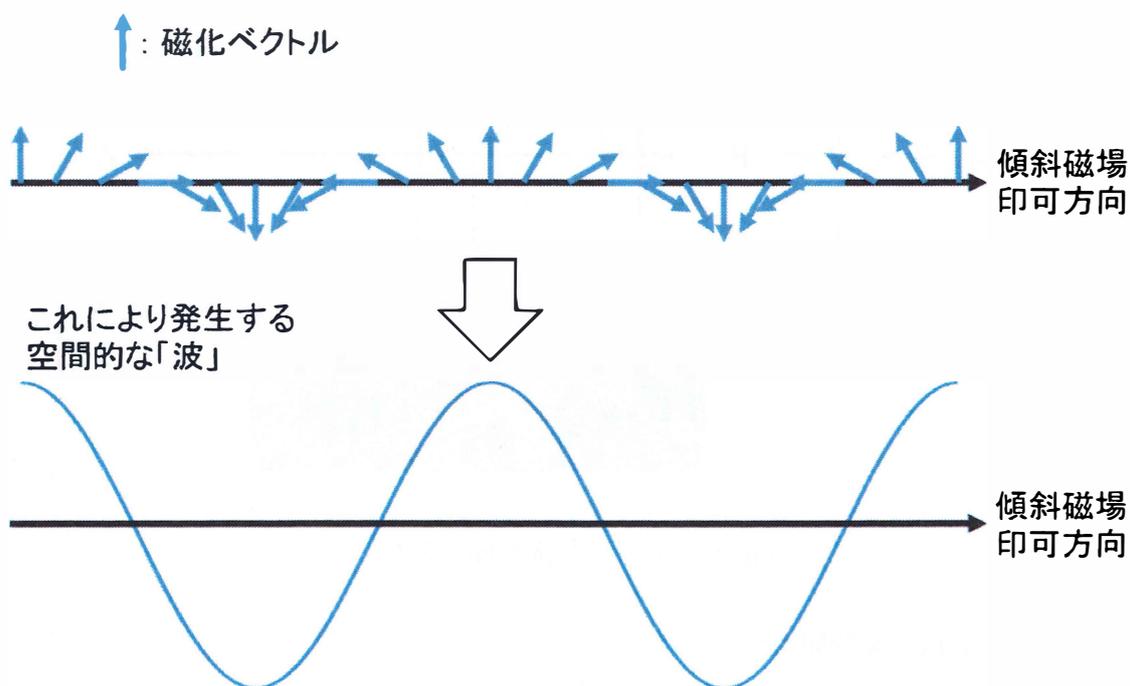


Fig.2-6 傾斜磁場印可による位相の変化と空間的な「波」

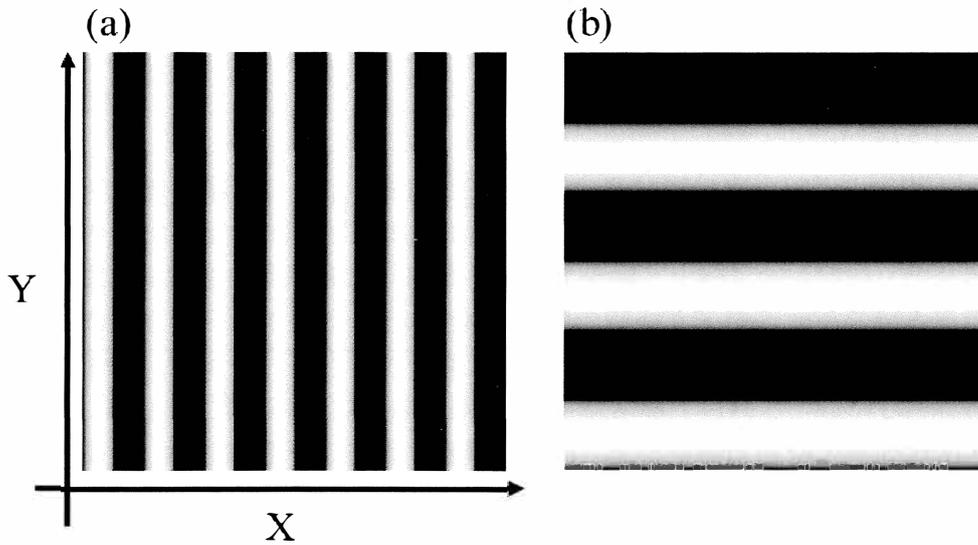


Fig.2-7 ある空間周波数成分のみを持つ画像の一例

2.5 MR 信号と MR 画像再構成^{2-8,11)}

2.3 で述べたように、励起された磁化は x-y 平面を回転しながら熱平衡状態に戻ろうとする。これによりコイル内を貫く磁束の本数が変化するため、ファラデーの法則によりコイルに円電流が生じ、MR 信号が交流電流として検出される。この MR 信号は直角位相感受性検波によって基準角周波数と、そこから 90° 位相がずれた状態のそれぞれで信号を取得する(Fig.2-8)。MRI では前者を実信号 R、後者を虚信号 I と呼び、MR 信号を複素数として表す($M=R+iI$)。この実信号、虚信号はそれぞれの k 空間を逆フーリエ変換することによって得られる。このとき、実信号を a、虚信号を b とすると、磁化 M の大きさ(M)及び位相(φ)を以下のように求めることが出来る(Fig.2-9(a))。

$$M = \sqrt{a^2 + b^2} \quad , \quad \varphi = \tan^{-1} \left(\frac{b}{a} \right)$$

この M を画像化したものは MR 強度画像(Fig.2-9(b))と呼ばれ、一般的に言われる MR 画像はこの MR 強度画像を指す。 φ を画像化したものは MR 位相画像(Fig.2-9(c))と呼ばれ、臨床では Phase Contrast 法を用いた MR angiography や MR elastography に用いられる。

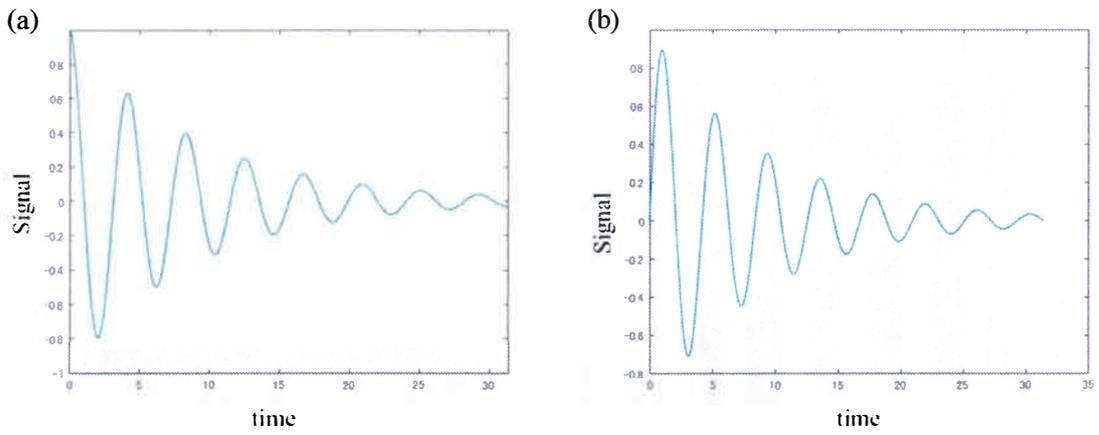


Fig.2-8 直角位相感受性検波による複素 MR 信号
 基準角周波数での信号取得(a)と 90° 位相をずらした信号取得(b)

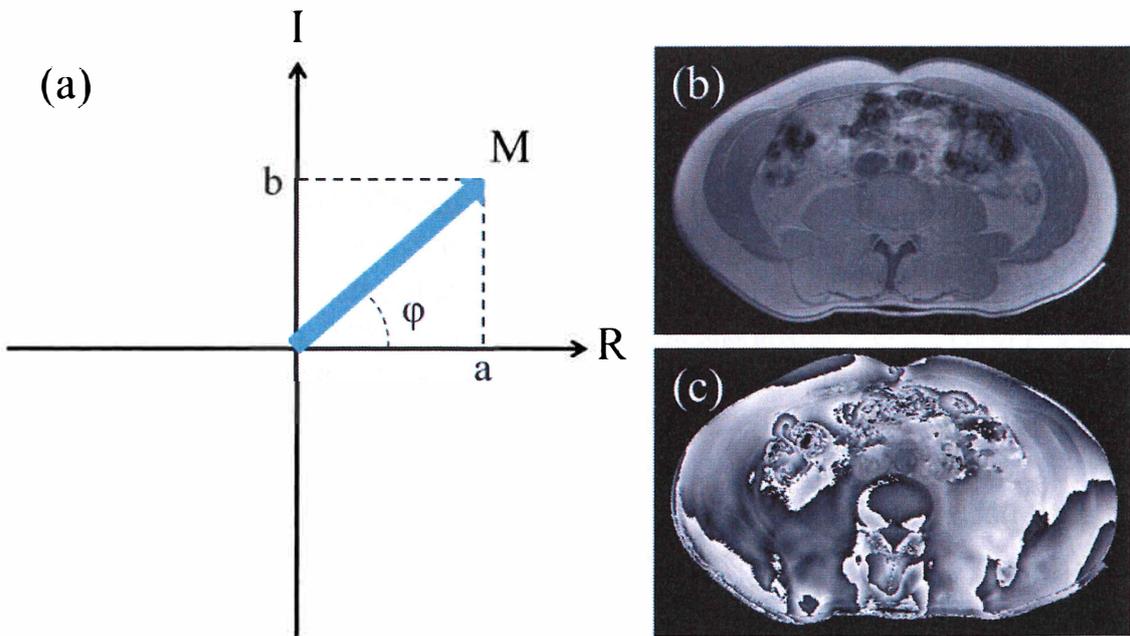


Fig.2-9 複素 MR 信号(a)と MR 強度画像(b), MR 位相画像(c)

第3章 MR elastography の原理

3.1 はじめに

X線写真や超音波装置、CT、MRIなどの画像診断技術は高分解能化が進んでおり、臓器や病変の形状やサイズなどは詳細に描出することができる。一方で、多くの病変は線維化、浮腫、細胞密度の増加などにより、正常組織と比較して「硬い」ことが経験的にも病理学的にも知られている。そのため、上記の画像診断技術で得られる形状や大きさといった情報に加えて「硬さ」の情報が病変の診断の一助となりうる³⁻¹⁾。

臨床的に「硬さ」の情報を得る方法は触診や生検が挙げられる。しかし、触診は評価が主観的であり、深部組織への適用も困難である。また生検は侵襲的検査であり、患者に大きな負担を課す検査である。そこで、非侵襲的に生体臓器や病変の「硬さ」を測定する画像診断技術として超音波装置を用いた Ultra sound elastography (USE)³⁻²⁾やMRI技術を応用した MR elastography(MRE)が注目されている^{3-3,4)}。USEは超音波の特性上、深部組織への適用が困難であり、プローブの大きさによって観察範囲が制限されている。一方MREは撮像対象に振動を伝えることが出来れば深部組織にも適用可能であり、観察範囲は撮像した断面全体と広範囲である。

MREの撮像過程をFig.3-1に示す。本章では、MREの原理について述べる。

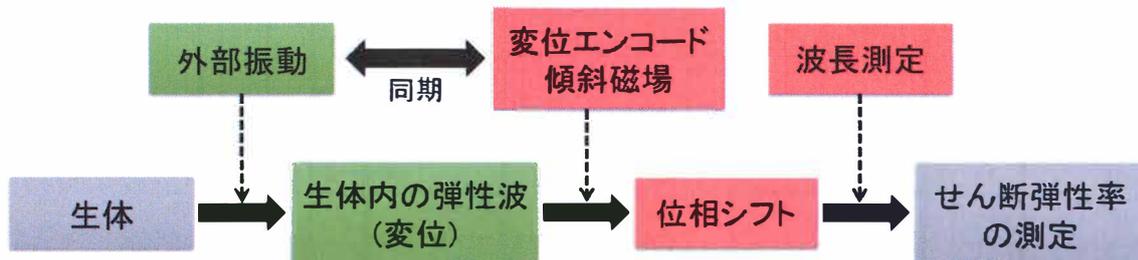


Fig.3-1 MR elastography の撮像過程

3.2 弾性率³⁻⁵⁾

MREでは「硬さ」を「弾性率」の値として定量的に評価可能である。ある物体の変形前の長さをL、弾性率c、応力P、Pによる変位をΔL、歪みをεとすると、フックの法則からこれらの関係は以下の式で表される。

$$P = c \frac{L}{\Delta L} = c\varepsilon \text{ [Pa]}$$

この式から、一定の応力Pをかけたときcが大きいほどεが小さくなり、その物質が硬いことを意味している。

弾性率には、ヤング率、せん断弾性率、および体積弾性率など様々な表現方法が存在するが、MREでは一般にせん断弾性率によって「硬さ」を評価する。せん断弾性率は、

ある面に平行に加わる応力(せん断応力)に関わる弾性率である。Fig.3-2 のように、1 辺を L とする立方体のある面に対してせん断応力 P を加えたとき、 ΔL の変位が生じたとする。このとき、歪み ε ($\Delta L/L$) は $\tan \theta$ に等しく、 θ が十分に小さいとき、 $\tan \theta \approx \sin \theta \approx \theta$ と近似できるため、せん断弾性率 μ は以下のように表される。

$$P = \mu \theta, \quad \mu = \frac{P}{\theta} \text{ [Pa]}$$

μ の単位にはパスカル(Pa)が用いられている。生体軟部組織の弾性率には一般的に kPa が用いられる。

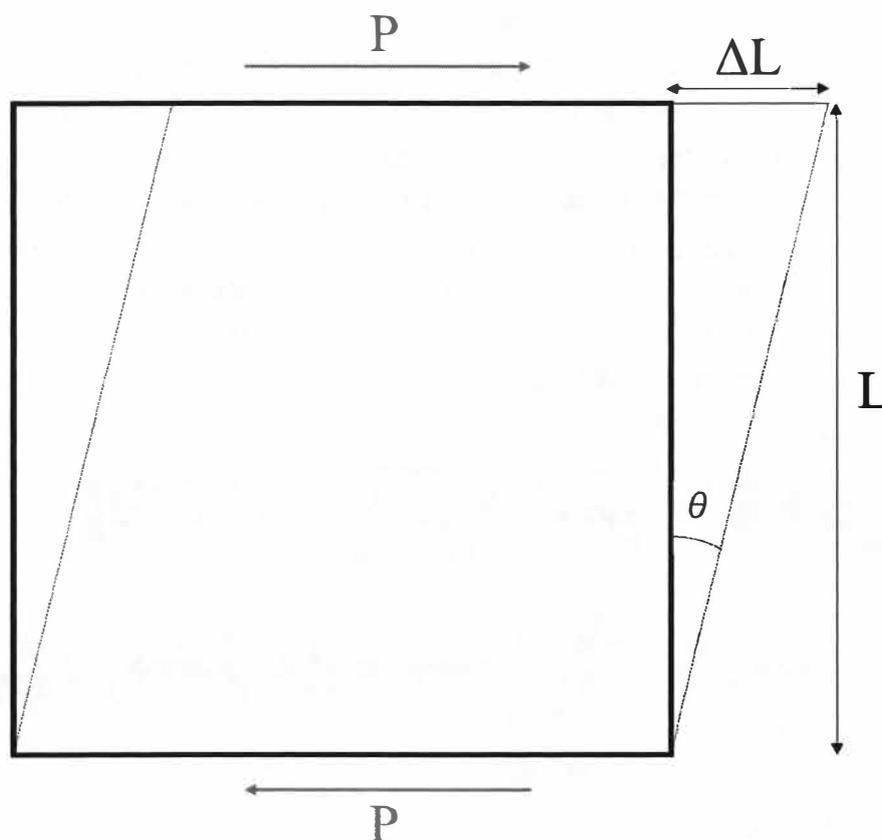


Fig.3-2 せん断応力

3.3 外部振動^{3-6,7)}

ある物体に力を加えると変形するが、力を解除すると変形が元に戻るような物体を弾性体という。この弾性体に圧力を加えたとき、圧力による変位は3次元的に広がるため、ある断面について考えると、変位は断面に垂直なもの(垂直変位)と平行なもの(せん断変位)に分けられる。またそれぞれの変位に対して歪みと応力が生じ、それらを垂直歪み、垂直応力、およびせん断歪み、せん断応力という。

ある弾性体を微小体積に分けて考えると、ある体積内で生じた応力は隣の体積内に力

を及ぼす。これが繰り返し生じることで、応力は振動波として伝播し、これを弾性波と呼ぶ。垂直応力による弾性波は進行方向と変位方向が同一の縦波であり、せん断応力による弾性波(せん断波)は進行方向と変位方向が垂直な横波である(Fig.3-3)。縦波は伝播速度が非常に高く、MR 装置では時間分解能が十分ではないため、MRE で縦波をとらえることは難しい。そのため、MRE ではせん断波をとらえることでせん断弾性率を算出している。

生体内の測定対象にせん断波を生じさせるために、MRE では機械的な外部振動を加える必要がある。外部振動の発生方法として、水圧振動、空気圧振動、電磁振動、圧電振動、および収束超音波を用いた手法があり、MRE では一般に空気圧振動による手法が用いられている。

空気圧振動を加えるためにはスピーカーのような音圧発生装置が用いられる。音圧発生装置はマグネットルーム内で使用することが出来ないため、マグネットルーム外で発生された空気圧はビニールチューブを通してマグネットルーム内に誘導される。このビニールチューブはマグネットルーム側で振動パッドと呼ばれる振動子と接続されており、体表面に設置された加振パッドから空気圧が生体に加えられる。そして空気圧が生体内に垂直応力およびせん断応力を発生させる。

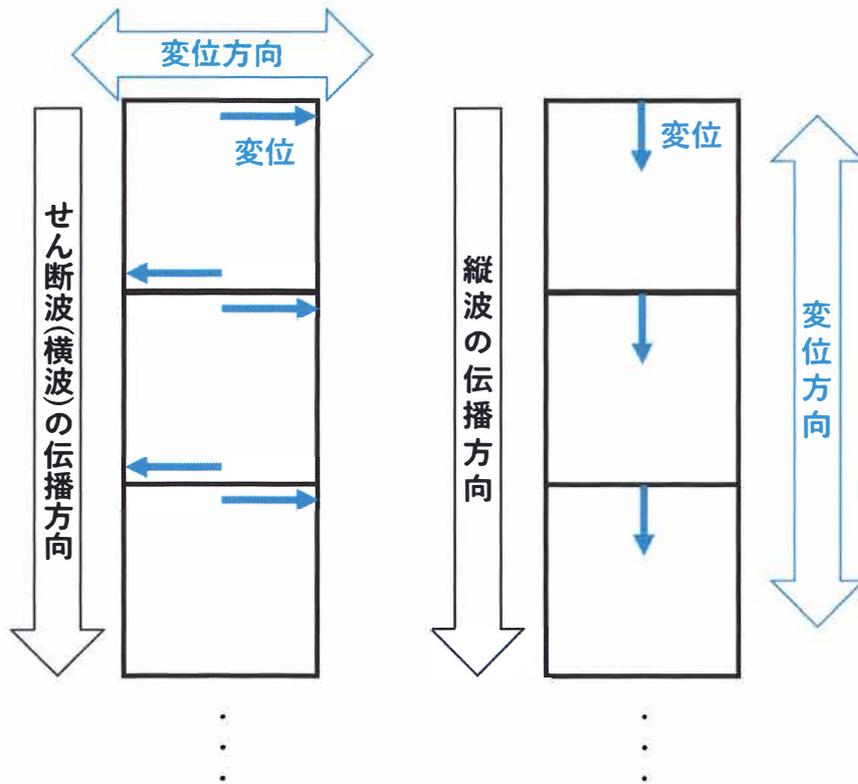


Fig.3-3 せん断波(横波)と縦波

3.4 変位エンコード傾斜磁場(MEG)と振動変位の検出³⁻⁷⁾

生体内で生じたせん断波を検出するためには、変位エンコード傾斜磁場 (Motion Encoding Gradient : MEG)が必要となる。この MEG をある軸に印加することによって、主に MEG の印可方向と一致した方向の振動変位を位相シフトに変換することが可能となる。例えば、MEG を z 軸方向に印加した場合には z 軸に変位する振動を検出し(Fig.3-4), x 軸方向に印加した場合には x 軸に変位する振動を検出する(Fig.3-5)。MRE では伝播波の波長を測定する必要があるため、伝播波の進行状態を可視化しなければならない。しかし、Fig.3-4, Fig.3-5 に示す例では x-z 平面内を貫くように振動が伝播しているため進行状態を撮像断面内に可視化することが出来ない。一方、Fig.3-6 に示す例では振動の伝播方向が撮像断面と平行となるため、撮像断面内に進行状態を可視化できる。

振動するせん断波に対して MEG を印加すると、ある位置に存在していたプロトンの磁化が振動によって変位し、磁化の位相がシフトする。例えば Fig.3-7(a)のように MEG を印加すると、位相シフト $\Delta \phi$ は MEG の印加時間が $T/2$ となったとき最大となるが、その後 T までに 0 となる。振動の変位が $T/2$ から T の間では負の値を取ったため、0 から $T/2$ の間の位相シフト量と相殺してしまっており、これでは変位を位相シフト量として検出できない。そこで Fig.3-7(b)のように振動の変位と同期するように MEG の極性を正負反転させることで、印加した MEG による位相シフト量が蓄積された状態となり、変位を検出可能となる。

また、MEG の印加するタイミングをあえてずらすことで異なる振動位相の変位を検出可能である。このように多時相での撮像を行うことで、波が「伝播」している状態を wave image として可視化することが出来る。

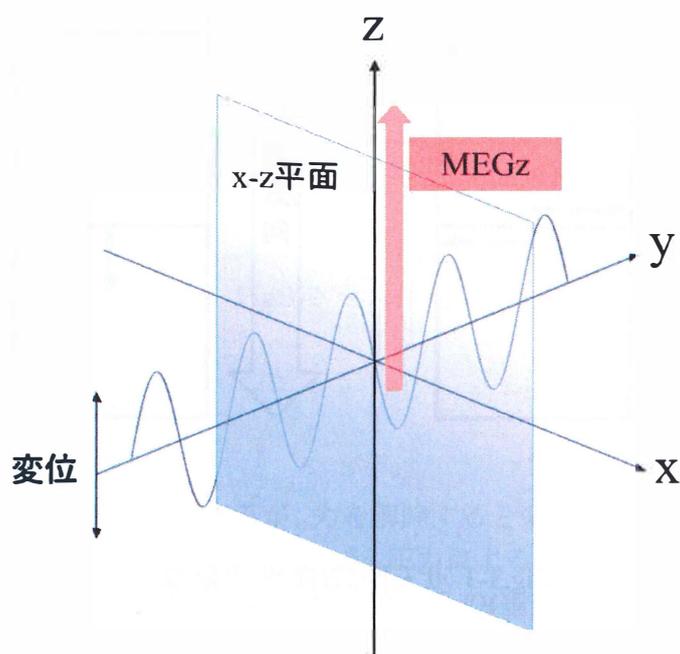


Fig.3-4 変位と MEG の関係 (z 軸, x-z 平面)

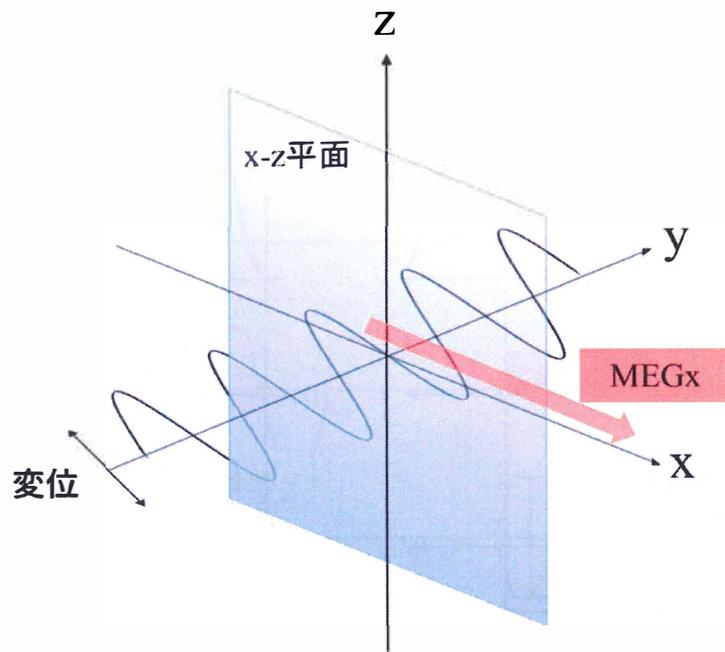


Fig.3-5 変位と MEG の関係 (x 軸, x-z 平面)

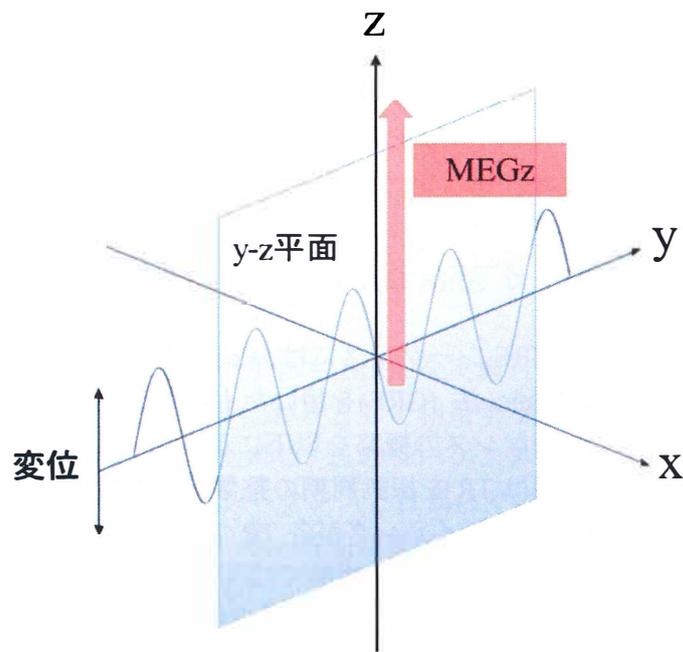


Fig.3-6 変位と MEG の関係 (z 軸, y-z 平面)

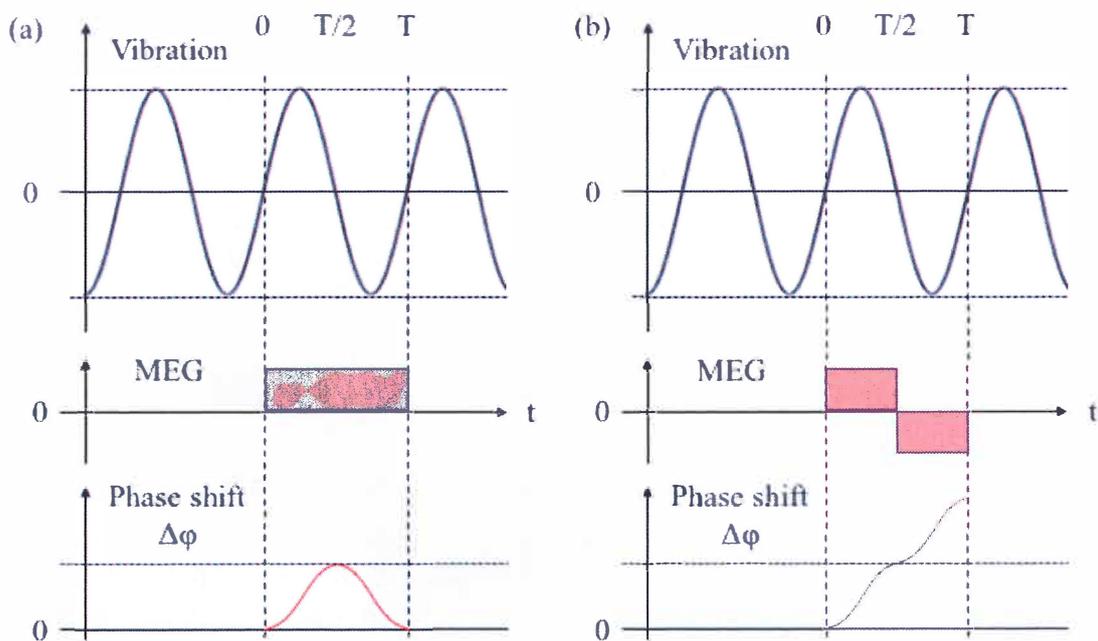


Fig.3-7 変位による位相シフトの蓄積

3.5 MRE パルスシーケンス

臨床で行われている肝臓 MRE は、MRE 専用のシーケンスが使用可能な MRI 装置でのみ実施されている。一方、我々の研究グループではそのようなシーケンスが導入されていない MRI 装置でも MRE を実施可能な Gradient-echo type multi-echo MRE シーケンスを使用している³⁻⁸⁾。ここでは MEG を用いた MRE シーケンス、及び MEG を用いない Gradient-echo type multi-echo MRE シーケンスについて述べる。

3.5.1 MEG を用いた MRE シーケンス

臨床で用いられている MRE シーケンスには、Echo Planar Imaging 法 (EPI) を用いたものと、Gradient Recalled Echo 法 (GRE) を用いたものがある。例として MEG を用いた GRE 系 MRE パルスシーケンスの概略を以下に示す(Fig.3-8)。

まず、MRE を行うためには TR を振動周期の整数倍に設定する必要がある。そうしなければ、MEG が印加されるタイミングが各 TR で異なってしまい、MEG で検出した変位が各 TR で異なってしまふ。この状態では変位を検出することはできない。これは次に述べる MEG を用いないシーケンスでも同様である。

次に、臨床で用いられる MRE シーケンスでは MEG を他の傾斜磁場とは独立して任意の方向に印加できる。例えば Fig.3-8 では MEG を slice 方向(z 軸方向)に印加しているため、x-y 平面内を伝播し、z 軸方向に変位するせん断波を検出している。

この MEG を用いたシーケンスでは、MEG を印加するタイミングをずらして撮像を行うことで多時相での撮像を行っている。この多時相撮像により、波が伝播する状態を観察可能である。

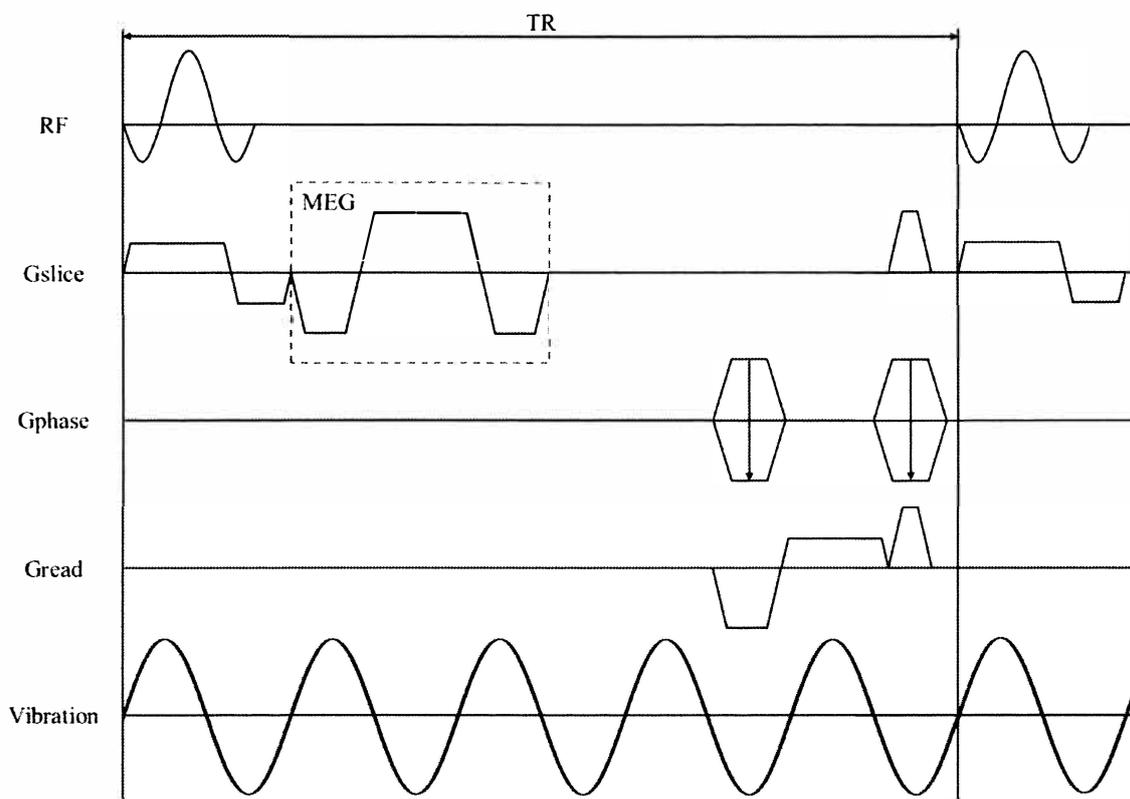


Fig.3-8 MEG を用いた GRE 系 MRE シーケンス ³⁻⁹⁾図4 より引用

3.5.2 MEG を用いない Gradient-echo type multi-echo MRE シーケンス

我々が用いた Gradient-echo type multi-echo MRE シーケンスの概略を以下に示す (Fig.3-9).

本シーケンスでは MEG を用いずとも MRE を実施可能であり、周期的に極性が反転する readout gradient を MEG の代わりとして利用することでせん断波の変位を検出している (MEG-like effect). そのために、このシーケンスは以下のような特徴を持つ。

まず 1 つ目に、MEG を用いたシーケンスとは異なり、検出する変位の方向は readout gradient の方向に依存するため、slice 方向に変位の検出感度を持たせることは 2 次元のイメージングでは不可能である。

2 つ目に、本シーケンスではエコーの間隔 (δTE) が振動周期により制限される。具体的には、 δTE が振動周期の $1/2$ となるように設定を行う。これにより readout gradient の周期と振動の周期が一致するため、readout gradient による検出感度が最大となる。

最後に、後半に発生したエコーであるほど、readout gradient を印加する回数が増加

するため変位による位相シフト量が蓄積する(変位に対する検出感度が上がる). Fig.3-10(i)は Fig.3-10(b)~(h)のプロファイルに対するフーリエ変換後のスペクトルを示している. 後半のエコーになるほどフーリエ変換後の **amplitude** が大きくなっていることから, 同じ外部振動の変位に対してより強力に変位を検出していることが分かる. そのため, **MRE** 画像処理に用いる画像のエコーを前半, あるいは後半とすることで, 変位に対する検出感を任意に選択可能である.

そして3つ目に本シーケンスでは, **readout gradient** によって変位を検出しているため, **readout gradient** を印可するタイミングを自由に設定することが出来ない. よって多時相撮像を行うためには振動の位相をずらして撮像を行う必要がある.

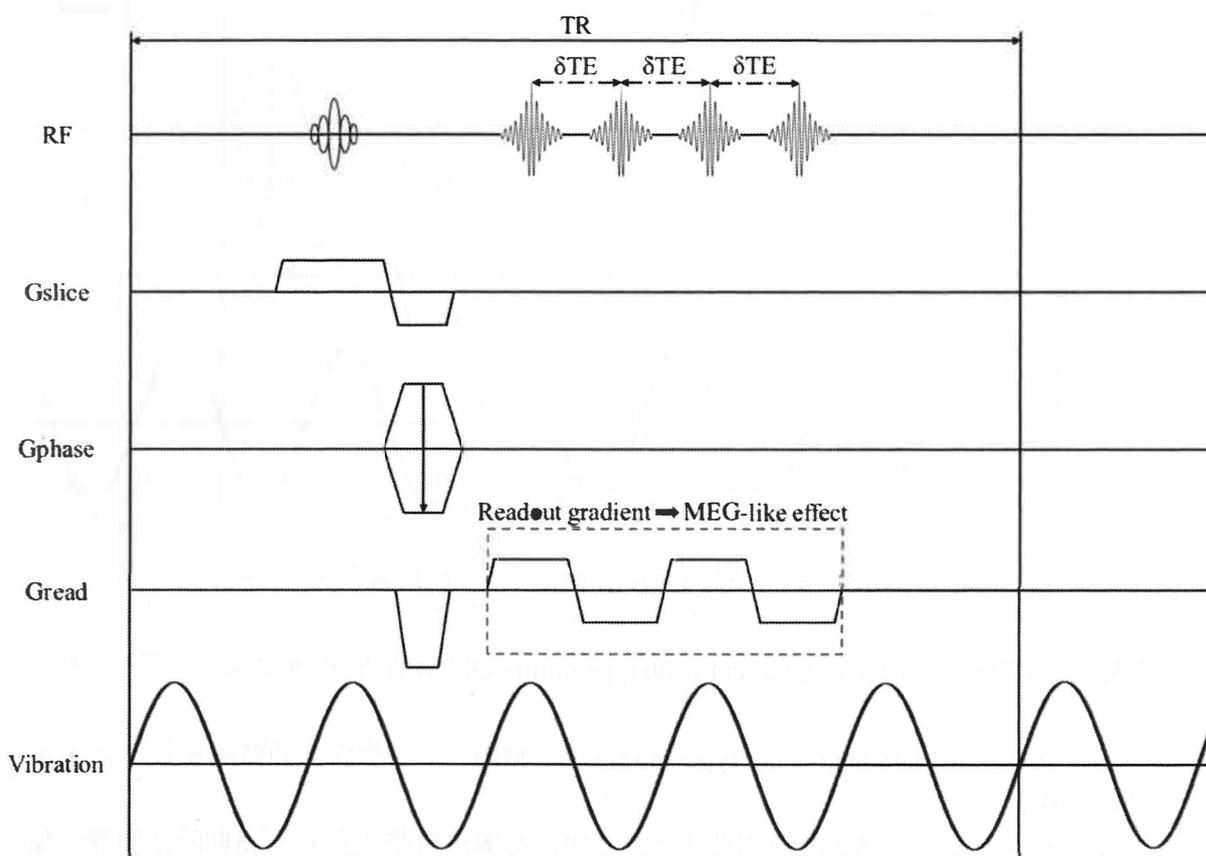


Fig.3-9 MEG を用いない Gradient-echo type multi-echo MRE シーケンス

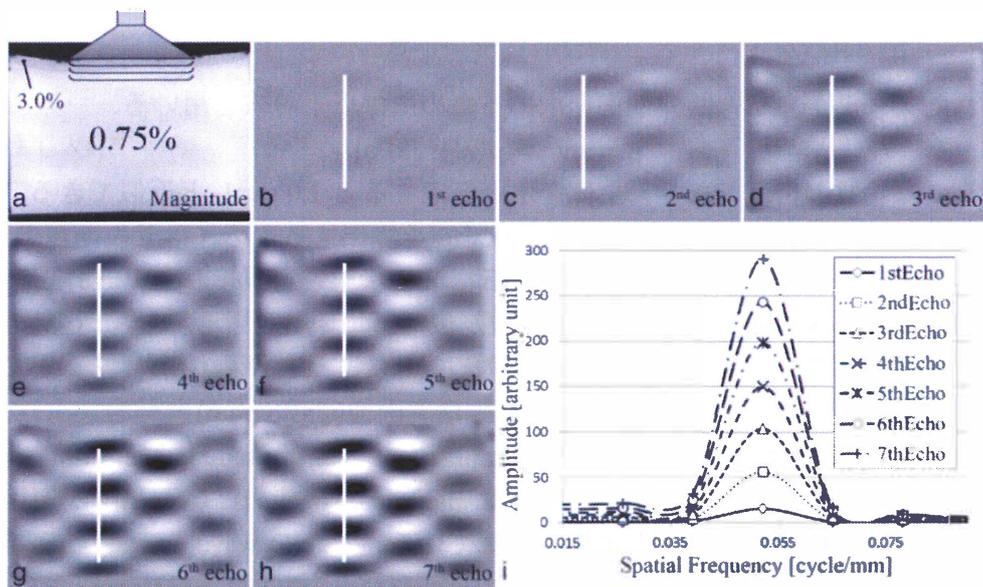


Fig.3-10 エコー数による振動感度の変化 ^{3-8)Fig.2}より引用

3.6 振動位相オフセット

第3章 3.5 で述べたように、MRE では伝播波の進行状態を可視化するために多時相の撮像が必要となる。Fig.3-11 のように、振動と MEG の印加するタイミングをずらすことで異なる振動位相における撮影を行うことが出来る。そのために、MEG を用いたシーケンスでは MEG の印加タイミングをずらし、MEG を用いないシーケンスでは外部振動の位相をずらすことで多時相撮像を行っている。0° から 360° までの範囲で振動位相を表現したとき、位相を4分割(0°, 90°, 180°, 270°)して撮影を行う場合には振動位相オフセットは4となる。振動位相オフセットを大きくすると波の時間分解能は向上するが、その分撮像時間が延長する。

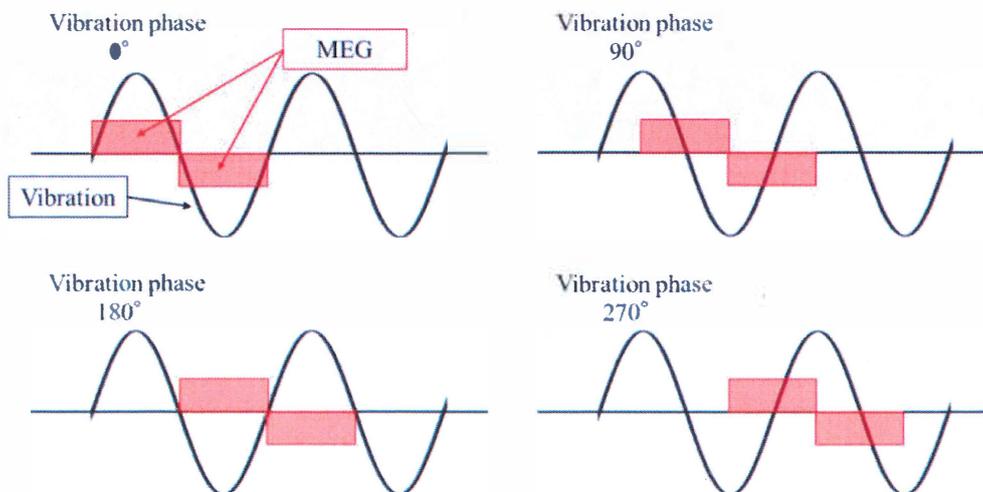


Fig.3-11 多時相撮像(位相オフセット 4)

3.7 せん断弾性率算出³⁻⁷⁾

得られたデータからせん断弾性率を求めるためには以下の式を用いる。

$$\mu = \rho v^2 = \rho(\lambda f)^2 \text{ [kPa]}$$

ここで、 ρ は物質の密度であり、生体を水と仮定すると 1.0 g/mL と近似できる。f は外部振動の周波数であるので既知である。よって μ を算出するためにはせん断波の波長 λ を求めればよい。この λ を求めるために、伝播波の状態を可視化した **wave image** が用いられる。この **wave image** 上で、対象に波が伝播していることを確認できる領域でその波長 λ を測定する。この λ を上式に代入することで、せん断弾性率 μ を算出できる。MRE ではこれを各ピクセルに行うことで、弾性率画像(**elastogram**)を得る。

Fig.3-12 に硬さの異なるロッドを封入した phantom の **magnitude image**, **wave image**, および **elastogram** を示す。封入したロッドは **magnitude image** 上では円形で描出されており、右に向かうほど硬いロッドが封入されている。これを **wave image** 上で確認すると、硬いロッドほど波長が長くなっていることがわかる。そして **elastogram** では色が赤いほうが硬いことを示しており、右に封入されているロッドの方が硬いことが確認できる。

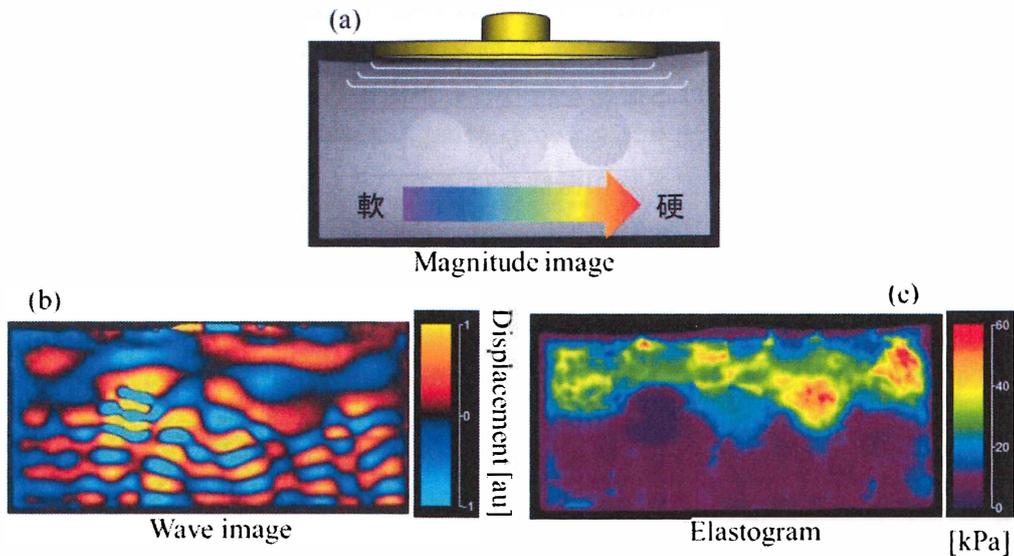


Fig.3-12 ロッドを封入した phantom の **magnitude image**(a), **wave image**(b), および **elastogram**(c)

第4章 腰痛

4.1 はじめに

現在腰痛は多くの人々が抱えている問題となっている。例えば、腰痛は世界中で日常生活の制限や休職の主な原因となっており、個人、家庭、組織、産業、及び政府に対して膨大な経済的負担を引き起こしている⁴⁻¹⁾。アメリカでは成人における身体障害の理由として腰痛は第2位であり、労働時間を失う原因としても一般的である。腰痛が原因で失われた労働時間は、一年あたりに約1億5000万日と推定され⁴⁻²⁻⁴⁾、それに伴うコストは1000億ドルから2000億ドルと推定されている^{4-5,6)}。また国内では腰痛を訴える人の割合(有訴者率)は男性では第1位、女性では第2位を占めている(平成22年国民生活基礎調査)。

このように国内および世界中で腰痛は大きな社会問題となっている。その一方で、多くの腰痛は原因を明確に特定できないというのが現状である。

本章では腰痛のリスクや分類、また我々がMREの対象としている骨格筋や筋肉に発生するトリガーポイントと腰痛との関連について述べる。

4.2 腰痛のリスクと分類

腰痛は「腰部に存在する疼痛」という定義が成り立つが、具体的には、「触知可能な最下端の肋骨と臀溝の間の領域に存在する疼痛」とするのが一般的である⁴⁻⁷⁾。腰痛はその有症期間から慢性、亜急性、急性などと分類されるが、ここでは腰痛の原因に基づいた分類を述べる。

腰痛の原因として、脊椎由来、神経由来、内臓由来、血管由来、心因性などと大別される(Table 4-1)⁴⁻⁸⁾。Table 4-1で示す原因のうち、原因の明らかな腰痛(特異的腰痛:specific low back pain)と明らかなではない腰痛(非特異的腰痛:non-specific low back pain)の2つに分類できる。特異的腰痛として、腫瘍、感染、外傷、および画像診断により特定できる腰椎椎間板ヘルニア、腰部脊柱管狭窄症などの腰椎疾患が挙げられる。そして特異的腰痛は腰痛全体のうち15%以下であるといわれている。その一方で、非特異的腰痛は前述のような明らかな原因のない腰痛を総称したものである。そして腰痛を主訴として医療機関を受診する場合、そのほとんどは非特異的腰痛であり、非特異的腰痛は腰痛全体の85%を占めるといわれている^{4-9,10)}。このように、腰痛のほとんどは原因不明であるのが現状である。

Table 4-1 腰痛の原因

脊椎由来	腰椎椎間板ヘルニア
	腰部脊柱管狭窄症
	分離性脊椎すべり症
	変性脊椎すべり症
	代謝性疾患(骨粗鬆症など)
	脊椎腫瘍(原発性, 転移性腫瘍)
	脊椎感染症(化膿性脊椎炎, 脊椎カリエスなど)
	脊椎外傷(椎体骨折など)
	筋筋膜性腰痛
	腰椎椎間板症
	脊柱靭帯骨化症
	脊柱変形
	神経由来
馬尾腫瘍など	
内臓由来	腎尿路系疾患(腎結石, 尿路結石など)
	婦人科系疾患(子宮内膜症など)
	妊娠
血管由来	腹腔内病変, 後腹膜病変など
	腹部大動脈瘤
心因性	解離性大動脈瘤など
	うつ病
その他	ヒステリーなど

4.3 腰椎と周辺の筋肉

腰部に存在する筋肉は、さまざまな姿勢を維持し、脊柱のバランスを保つうえで重要な働きを担っている。その中で腰椎背筋群(多裂筋, 最長筋, 腸肋筋, 腰方形筋)では姿勢と筋内圧および筋内圧と筋血流の関係, そして筋電図による機能的評価などが行われてきた⁴⁻¹¹⁾。

そして近年, MRI 技術の発達とともに筋肉が画像化できるようになったことで, 筋肉の形態的評価が可能となった。腰椎背筋群と腰痛の関連性についての MRI を用いた研究はすでに行われており, 筋肉の大きさ(断面積)や脂肪浸潤について評価したものがい

くつかある⁴⁻¹²⁻¹⁴⁾。しかし、これらを文献間で比較すると、腰痛の有無と筋肉の断面積や脂肪沈着の間では一貫した結果となっておらず、実験条件などによって結果が異なると推察されている。そのためこのような評価では腰痛の原因を特定できるまでには至っていない。

4.4 トリガーポイント(Trigger Point : TP)

トリガーポイント(Trigger Point : TP)は、Dr. Janet Travell と Dr. David Simons によって「骨格筋の中に存在する非常に過敏で限局した点で、索状硬結のように触知可能な結節の上に存在している」と定義された(Fig.4-1)⁴⁻¹⁵⁾。TP は一般的な検査では診断することが出来ないが、2008年に僧帽筋におけるTPの索状硬結をMREで特定可能であることを示唆する報告がなされている⁴⁻¹⁶⁾。TPは筋肉の拘縮を起こし、筋肉を緊張した状態にさせる。また各筋肉のTPは関連痛パターンで示される特徴的な痛みや機能障害の原因となる。

TPは、活動性と潜在性に分類することができる。活動性TPはTPを触診した際に、圧痛や関連痛パターンを引き起こすとされている。潜在性TPは触知の際にTPのように感じる小結節などを指す。このTPは痛みがなく、関連痛を引き起こさないが、筋肉のこわばりが生じる可能性が高い。また筋肉が障害を受けると活動性TPに移行する可能性がある⁴⁻¹⁷⁾。

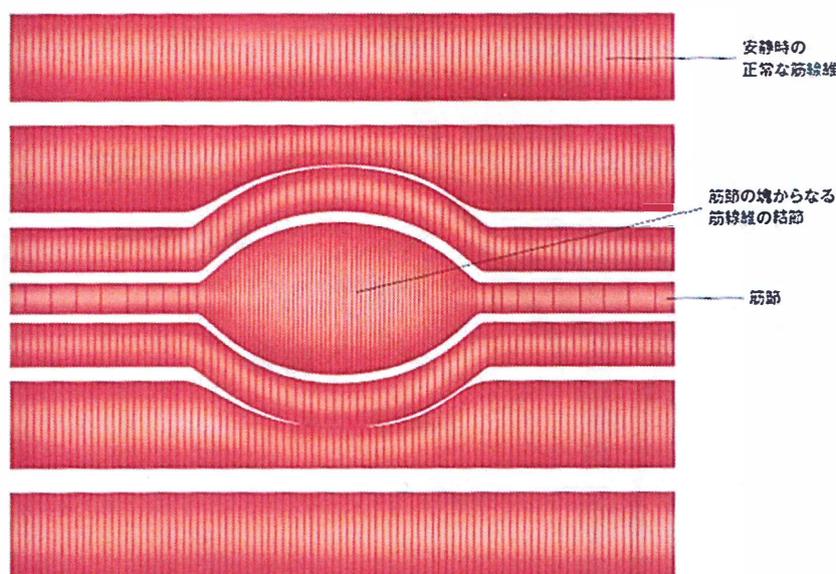


Fig.4-1 トリガーポイント⁴⁻¹⁷⁾

4.5 非特異的腰痛とTP

非特異的腰痛とTPとの関連性を報告した文献はいくつかある。その中で非特異的腰

痛患者では腰方形筋，腸肋筋，そして中臀筋において活動性 TP が多くみられ，大腰筋における活動性 TP は最も少なかったと報告されているものがある⁴⁻¹⁸⁾。しかし触診によって「硬さを評価」するよりも「TP を検出する」ほうが困難であり⁴⁻¹⁹⁾，深部に位置する大腰筋においては精確に活動性 TP を検出できていなかった可能性が同文献内で示唆されている。

腸腰筋の解剖を Fig.4-2 に，腸腰筋における TP の好発部位と関連痛のパターンを Fig.4-3 に示す⁴⁻²⁰⁾。×印は触診可能なトリガーポイントを示し，そのトリガーポイントによる関連痛パターンを赤色で示している。大腰筋は収縮を行うことで股関節を屈曲させる筋肉であるので，大腰筋の TP は長時間椅子に座り続けるような場合に発生しやすいと推察されている。

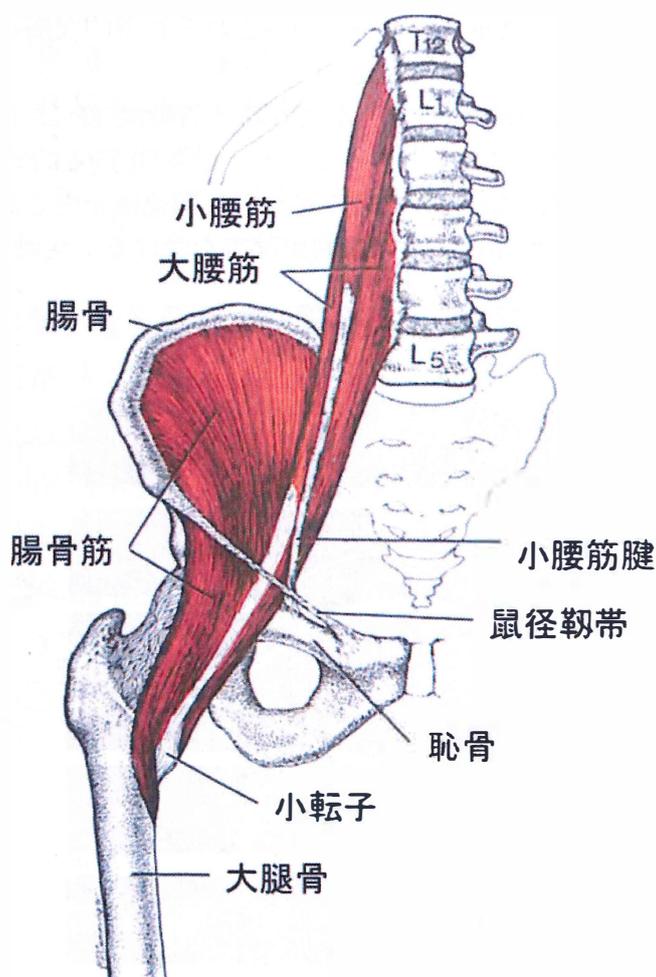


Fig.4-2 腰部解剖⁴⁻²⁰⁾

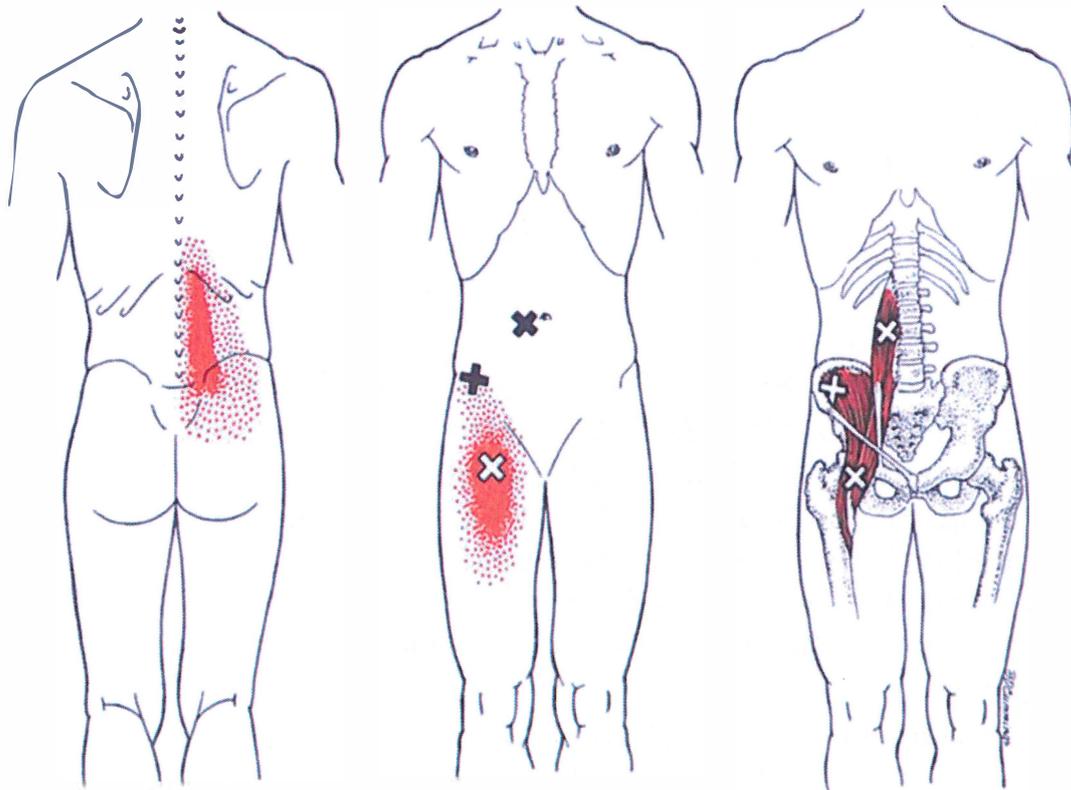


Fig.4-3 腸腰筋(大腰筋, 腸骨筋)におけるトリガーポイントの好発部位と関連痛のパターン⁴⁻²⁰⁾

第5章 大腰筋 MRE における腸管ガスの影響

5.1 はじめに

現在、腰痛患者の増加は非常に深刻な問題となっているが、腰痛の約 85%は原因を特定できない非特異的腰痛である。腰痛の原因の1つとして、大腰筋の緊張状態が影響していると考えられているが、大腰筋は深層に位置するため筋硬度計や触診などによる定量的な「硬さ」の評価は困難である。そのため、大腰筋の「硬さ」に関する報告は我々の知りうる限りない。このような背景のもと、我々は MRE の技術を用いて、大腰筋の「硬さ」を評価するための研究を行っている。

MRE では、外部から機械振動を加えながら撮像し、撮像対象部の伝播波の波長から弾性率を算出するため、撮像対象部に確実に振動を加え、**wave image** として可視化できることが求められる。先行研究から、大腰筋を振動させる機序として以下のことが分かっている(Fig.5-1)。まず加振パッドを背部の正中に配置し、加振パッドからの振動によって腰椎を振動させる。大腰筋は第12番の胸椎から大転子に付着しており、第1腰椎から第4腰椎の横突起および椎体に付着している。そのため腰椎が振動することで、腰椎に付着している大腰筋を効率的に振動させ、axial 断面で内側から外側に伝わる振動を可視化できる。

しかし大腰筋 MRE において、axial 断面において大腰筋の外側で伝播波が不明瞭となることがあり、これには大腰筋に接するように存在する腸管ガスが影響していると推察される。

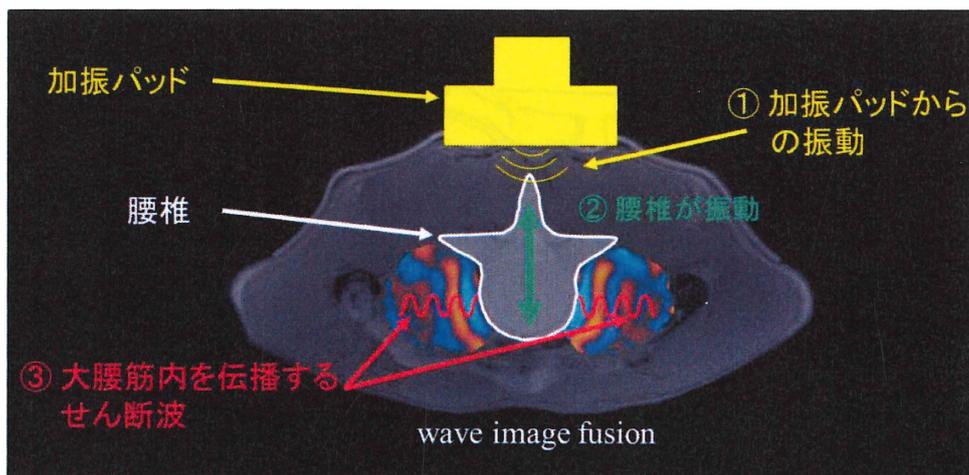


Fig.5-1 大腰筋の振動機序

5.2 目的

大腰筋 MRE において、腸管ガスが及ぼしている影響について検討を行うことを目的とした。

5.3 対象

本研究における対象者の身体情報と、撮像対象の大腰筋について述べる。

5.3.1 対象者

対象者は、首都大学東京荒川キャンパス研究安全倫理委員会の承認のもと(承認番号：13001, 17101), インフォームドコンセントにより同意が得られた成人男性の健康ボランティアを対象とした。被験者は腰部に外科的疾患を有していない者に限った。Table.5-1 に被験者の身体情報を示す。

Table.5-1 対象者の身体情報

	volunteer1	volunteer2
Age	22	21
Sex	male	male
Height [cm]	181.5	162
Weight [kg]	74.1	57
BMI [kg/m ²]	22.5	21.7
Anamnesis	No	No

5.3.2 対象筋

大腰筋(Psoas Major Muscle : PM)は腸腰筋の1つであり、腸骨筋、大腰筋、小腰筋の3つの筋肉を合わせて腸腰筋と呼ぶ。大腰筋は腰椎の前外側部から骨盤内の周辺を下行する長い筋肉である。起始は、浅頭：第12胸椎-第4腰椎の椎体、肋骨突起、および深頭：腰椎の肋骨突起であり、大腿骨の小転子に停止する(Fig.5-2)。大腰筋は本質的には大腿の筋肉であり、主要な働きは股関節の屈曲である。大腿が固定された状況下では、大腰筋は腰椎を屈曲させるように働く。

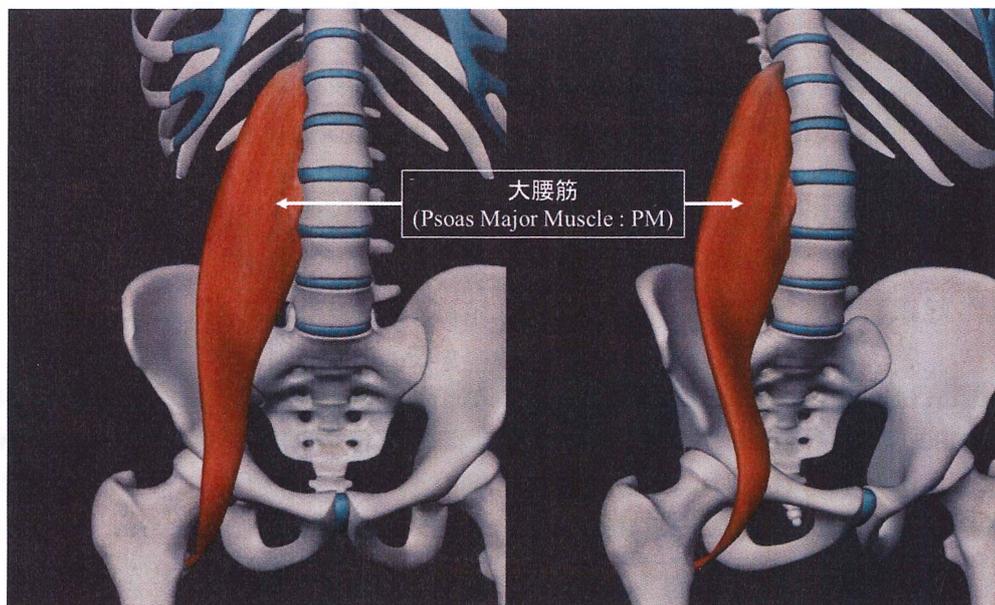


Fig.5-2 大腰筋
(筋ナビ プレミアム版より)

5.4 方法

撮像装置と撮像条件，撮像装置構成，加振パッドの固定方法について述べる．また，本研究における検討項目について述べる．

5.4.1 撮像装置と撮像条件

撮像装置は PHILIPS 社製の 3.0T MRI 装置(Achieva 3.0T X series Quasar Dual)を使用した．撮像には Gradient-echo type multi-echo MRE シーケンスを用いた(第 3 章 3.5.2)．撮像条件を Table.5-2 に示す．振動周波数は 75 Hz とし，それに対応した δTE として 6.67 ms を用いた．振動変位の検出方向(read out gradient の印加方向)は，先行研究より AP 方向とし，撮像は第 4 腰椎レベルの axial 断面で行った．

Table 5-2 撮像条件

Parameter	
TR	40 ms
TR	2.4 ms
δTE	6.67 ms
FA	20°
Slice	10 mm
Matrix	512 × 512
FOV	290~330 mm
NSA	4 times
Vibration frequency	75 Hz
Vib. Phase offset	4
Coil	SENSE-Torso
Read out direction	AP

5.4.2 実験装置構成

実験の装置構成を Fig.5-3 に示す. 本実験では Gradient echo-type multi-echo MRE シーケンスを使用している. 本手法では, 各 TR 開始時の振動位相は同一となる必要がある. これを達成するために, 我々は MR 装置から発生する RF パルスからの transistor-transistor logic (TTL)信号を外部振動開始のトリガ信号として用いた(Fig.5-3 ①). 振動波形の生成および入出力の監視には, LabVIEW(USB-6221; National Instruments, TX, USA)を使用し(Fig.5-3 ②), 振動の発生には電力増幅器(XTi 1000; Crown, IN, USA, Fig.5-3 ③)および空気圧発生器(Subwoofer TIT320C-4 12"; Dayton Audio, OH, USA, Fig.5-3 ④)を用いた. 発生した振動はビニールチューブ(Fig.5-3 ⑤)を通してマグネットルーム内に誘導され, 加振パッドと呼ばれる振動子によって生体に振動を加えている.

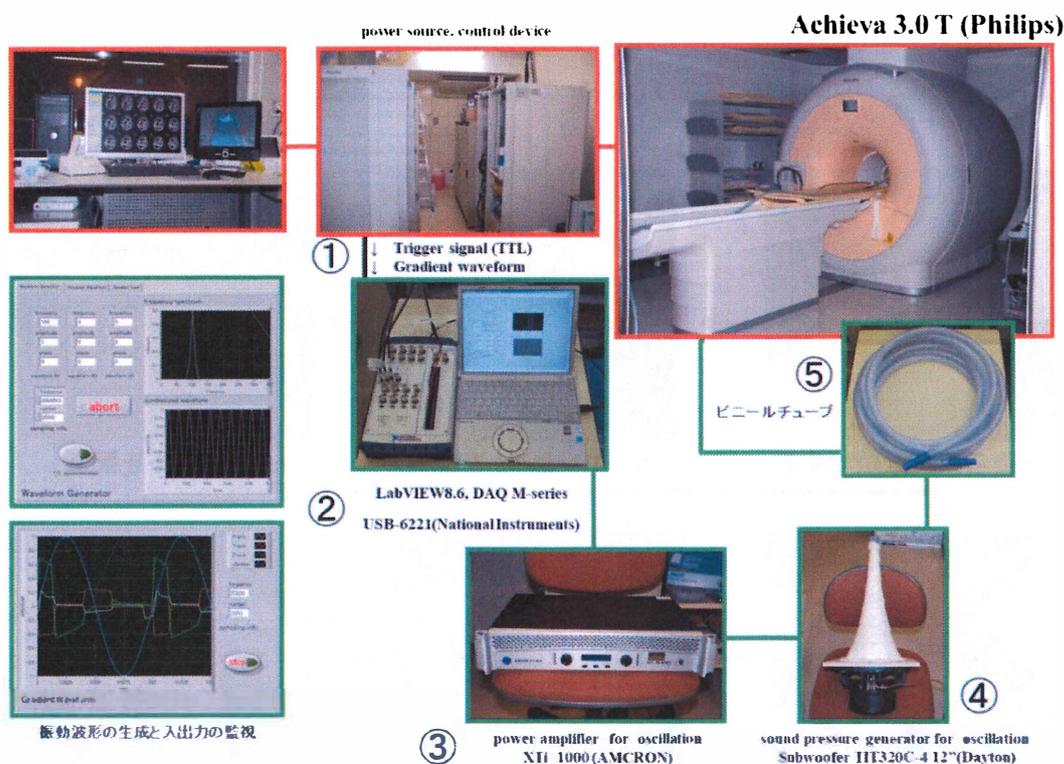


Fig.5-3 実験の装置構成

5.4.3 加振パッドの固定方法

加振パッド(Fig.5-4)は three dimensional (3D)プリンタ(3DTouch; 3D Systems, SC, USA)で自作したものを使用した. 腹臥位の被験者の背部正中に対して, Jacoby line が加振パッドの下端となるように加振パッドを配置した. 加振パッドの固定方法を Fig.5-5 に示す. まず加振パッドからの振動が漏れ出さないように, 腰部にシリコンゴム素材のシートを敷く. その上加振パッドと加圧式サポータを設置して, ベルクローテープで固定した. この上に Torso coil を配置して撮像を行った. 固定後に加圧式

サポータに空気を送り込むことで、加振パッドと体表を密着させた。

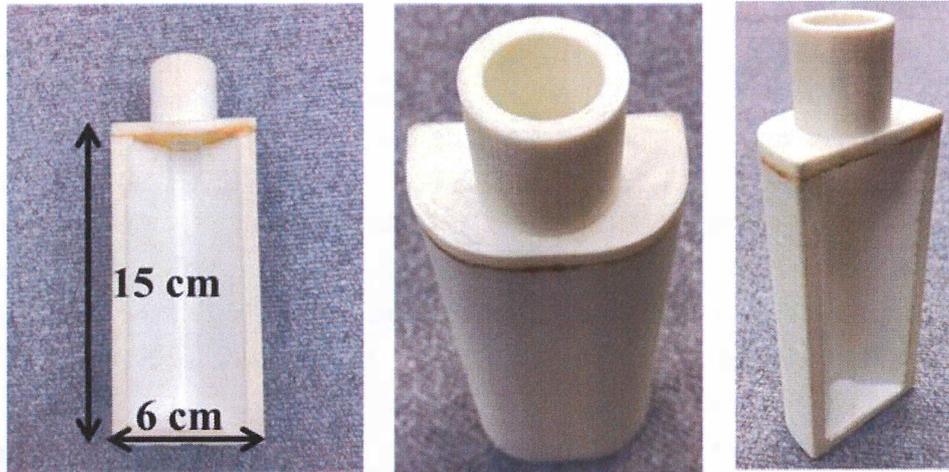


Fig.5-4 加振パッド

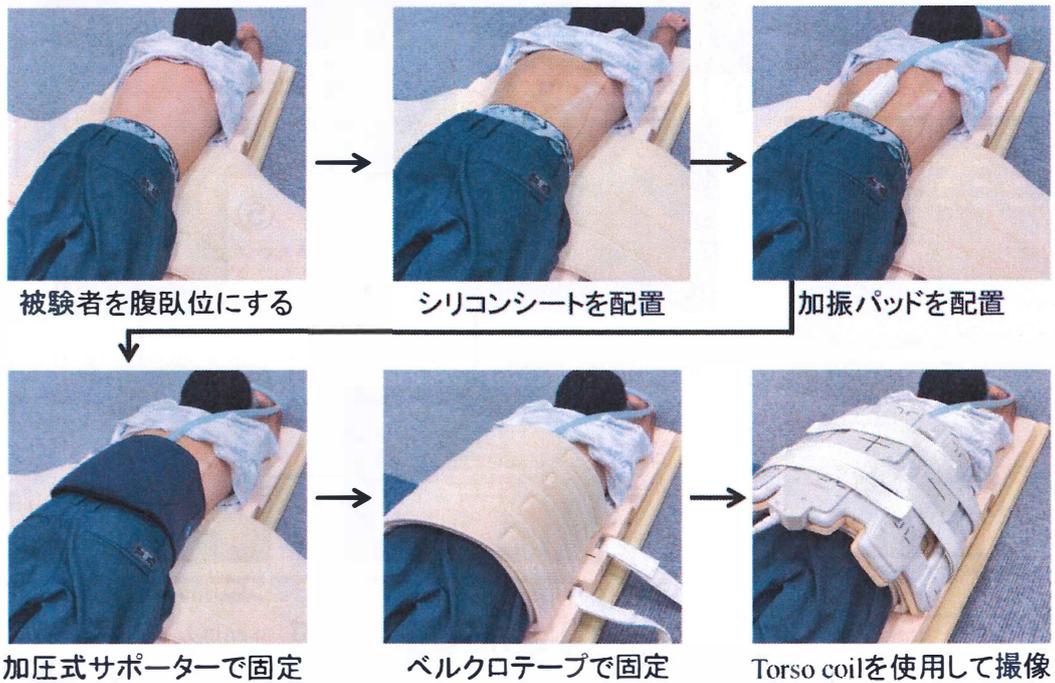


Fig.5-5 加振パッドの固定方法

5.4.4 検討項目

MRE の画像処理には MAYO CLINIC のフリーソフトウェアである MRE/Wave を使用した。得られた wave image を確認し、伝播波の進行方向を評価した。具体的には伝播波が1方向に伝わるような伝播波であるか、あるいはどちらに進んでいるのかわからないような伝播波であるかを評価した。

また、wave image に対して振動が伝播している方向に profile をとり、wave image 上で腸管のガスの影響によって伝播波が不明瞭となった領域において 8 位相の中で振幅の最大値を測定した(Fig.5-6). 得られた profile curve の振幅はその profile 中の最大値を 1 として正規化を行った. 得られた最大振幅を比較することによって腸管のガスの影響について検討を行った.

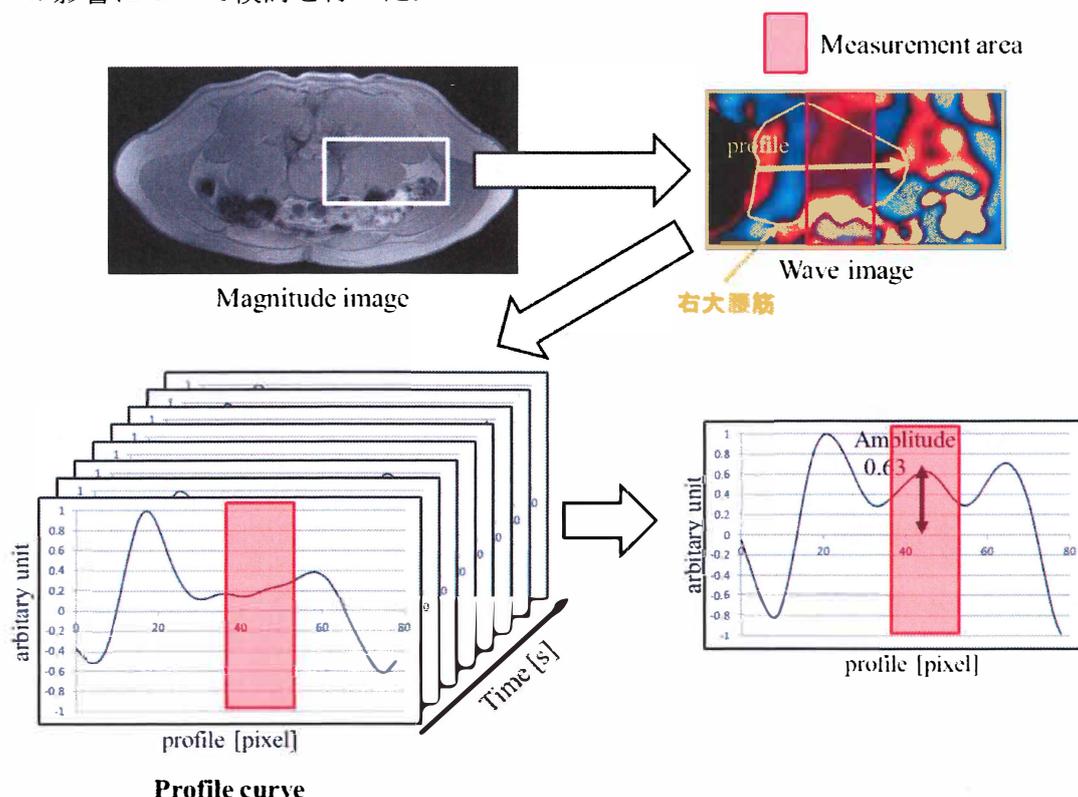


Fig.5-6 プロファイルと振幅の測定方法

5.5 結果

Volunteer 1, volunteer 2 において得られた wave image と profile curve をそれぞれ Fig.5-7, Fig.5-8 に示す. それぞれにおいて, 赤く囲われた領域は振幅の測定に使用した領域を示している. また, 測定された振幅を Table5-3 に示す.

どちらも大腰筋の外側で伝播波の進行方向が不明瞭であった. Volunteer 1 における結果では左右の大腰筋で振幅が大きく異なっていたが, Volunteer 2 における結果では振幅は左右で大きな変化は見られなかった.

Table 5-3 振幅

	volunteer1	volunteer2
Left	0.15	0.42
Right	0.63	0.51

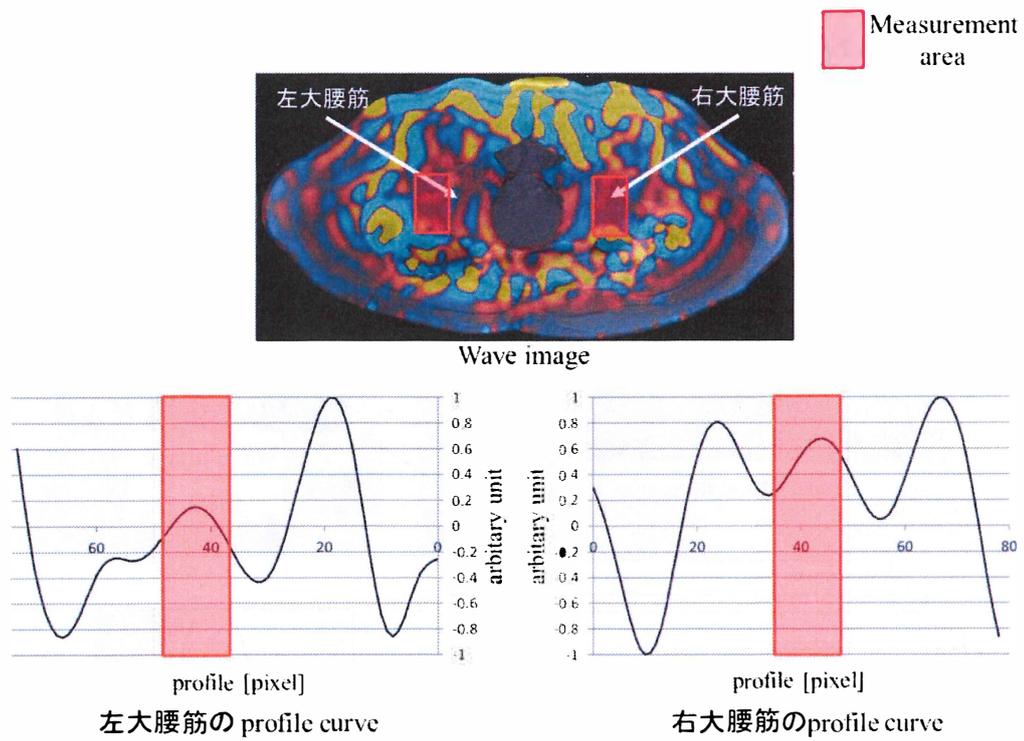


Fig.5-7 volunteer1 の wave image と profile

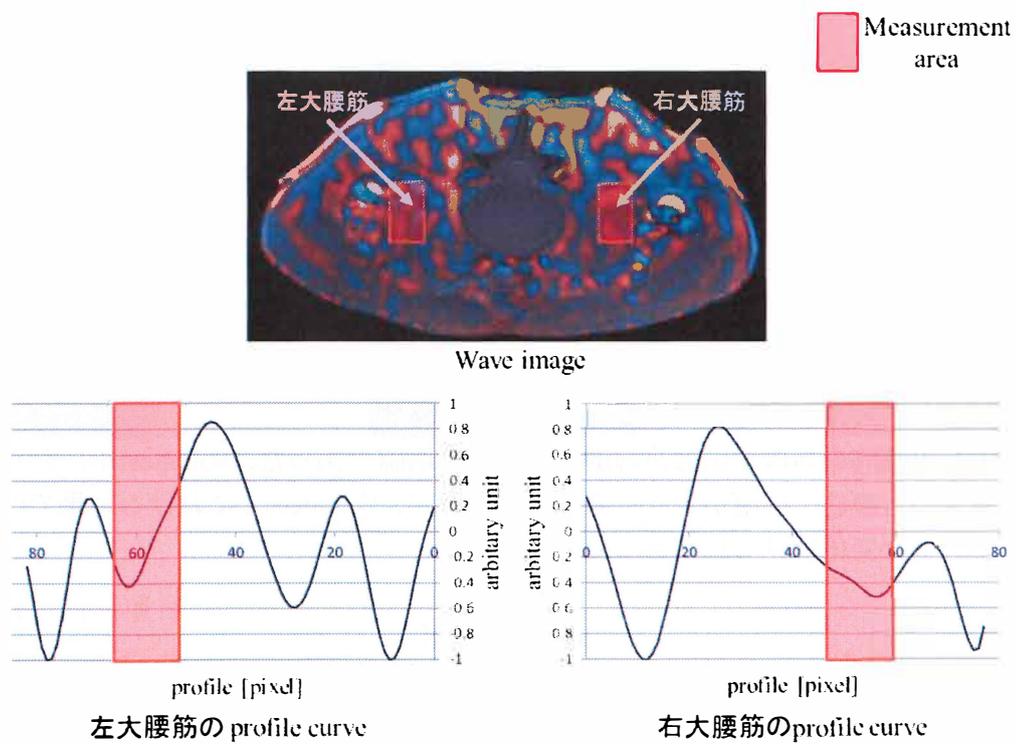


Fig.5-8 volunteer2 の wave image と profile

5.6 考察

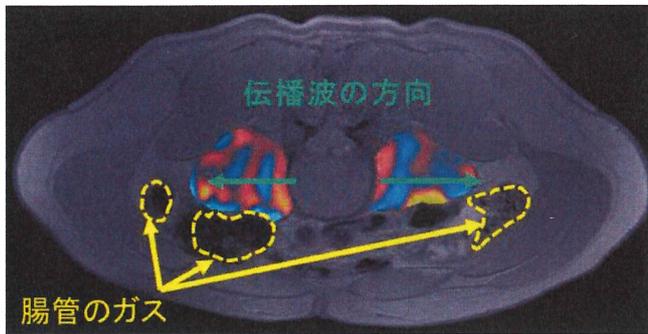
得られた振幅の左右差の絶対値を取ると、volunteer 1 では 0.48、volunteer 2 では 0.09 となり、volunteer 1 の方が振幅の左右差が大きくなった。得られた magnitude image(Fig.5-9)を見ると、大腰筋の周りに存在する腸管のガスの量についても volunteer 1 の方が volunteer 2 の左右差よりも大きい。このことから、腸管のガスの量の左右差によって振幅の左右差が現れたと推察される。

腸管のガスが伝播波に対してどのような影響をもたらしたかについて考察する。そのために音響インピーダンスについて述べる。音響インピーダンスは主に音波について用いられる値であり、音響インピーダンスを Z 、組織の密度を ρ 、そして組織内の音波の速度を c とすると、 $Z=\rho \cdot c$ で表される。Fig.5-10 のように、ある媒質 1 (Z_1) 内を伝播した音波が、異なる媒質 2 (Z_2) に進もうとしたとき、その境界における音波の挙動は反射率によって定義される。媒質間の境界部分では、各媒質の音響インピーダンスの差が大きいほど反射率が大きくなる。例として、空気の音響インピーダンスはとても小さいため、他の組織との境界では反射率がとても大きくなる(Table 5-4)。これらの特性は超音波検査では馴染み深いものである。

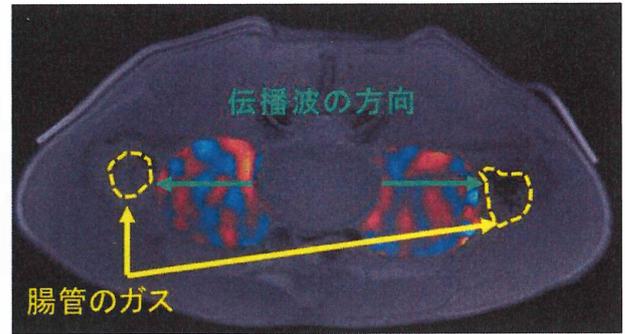
上述のように音響インピーダンスは音波に定義されることが一般的である。MRE で可視化されている伝播波はせん断波(横波)であるため、Table 5-4 に示す音響インピーダンスの値と一致しないと推察される。しかし、音響インピーダンスの違いによって起こる反射などの現象については大きく異ならないと考えて考察を行う。

大腰筋 MRE において、筋肉から空気(腸管のガス)に伝播波が進んでいる場合を考える。せん断波は空気中を伝播しないため、腸管のガスにおけるせん断波の音響インピーダンスは「0」と仮定できる。Fig.5-10 の反射率の計算式にこの値を用いると、反射率は「-1」となる。これは筋肉から腸管のガスに入射した伝播波が、その境界で位相が反転し、かつ全反射することを示している。このとき発生している現象を Fig.5-11 に示す。まず時間 t の場合を考える。組織の境界に入射した波(実線)は、反射波(点線)を生じる。これらは変位が正負逆のため弱め合うことで、入射波の振幅はもとの振幅よりも小さくなる。次に時間が Δt 進んだ時を考える。この時、入射波と反射波は打ち消し合うため、入射波の振幅は 0 になる。この考察は境界面に対して垂直に波が入射した場合を仮定している。実際には波が斜入する場合も考えられるが、大腰筋内の伝播波は人体の左右方向に進行するものが主であることが分かっており、この影響が支配的であると考えられる。

以上のことから、大腰筋内の伝播波は、大腰筋と腸管のガスの境界付近では振幅が小さくなると推察される。

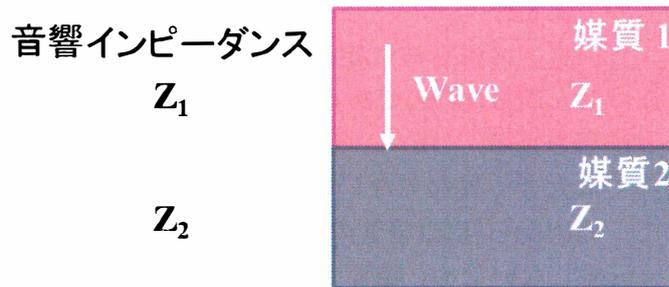


Volunteer1
Wave image fusion



Volunteer2
Wave image fusion

Fig.5-9 Magnitude image と腸管のガス



$$\text{反射率} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

菅和雄 わかる音響の基礎と腹部エコーの実技 新版 東洋書店 2013

Fig.5-10 音響インピーダンスと反射率

Table 5-4 媒質と音響インピーダンス ⁵⁻¹⁾より一部引用

媒質	音響インピーダンス [$10^6 \text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$]	筋肉と媒質間の反射率 [%]
空気	0.0004	99.95
脂肪	1.35	10
水	1.5	4.76
筋肉	1.65	0

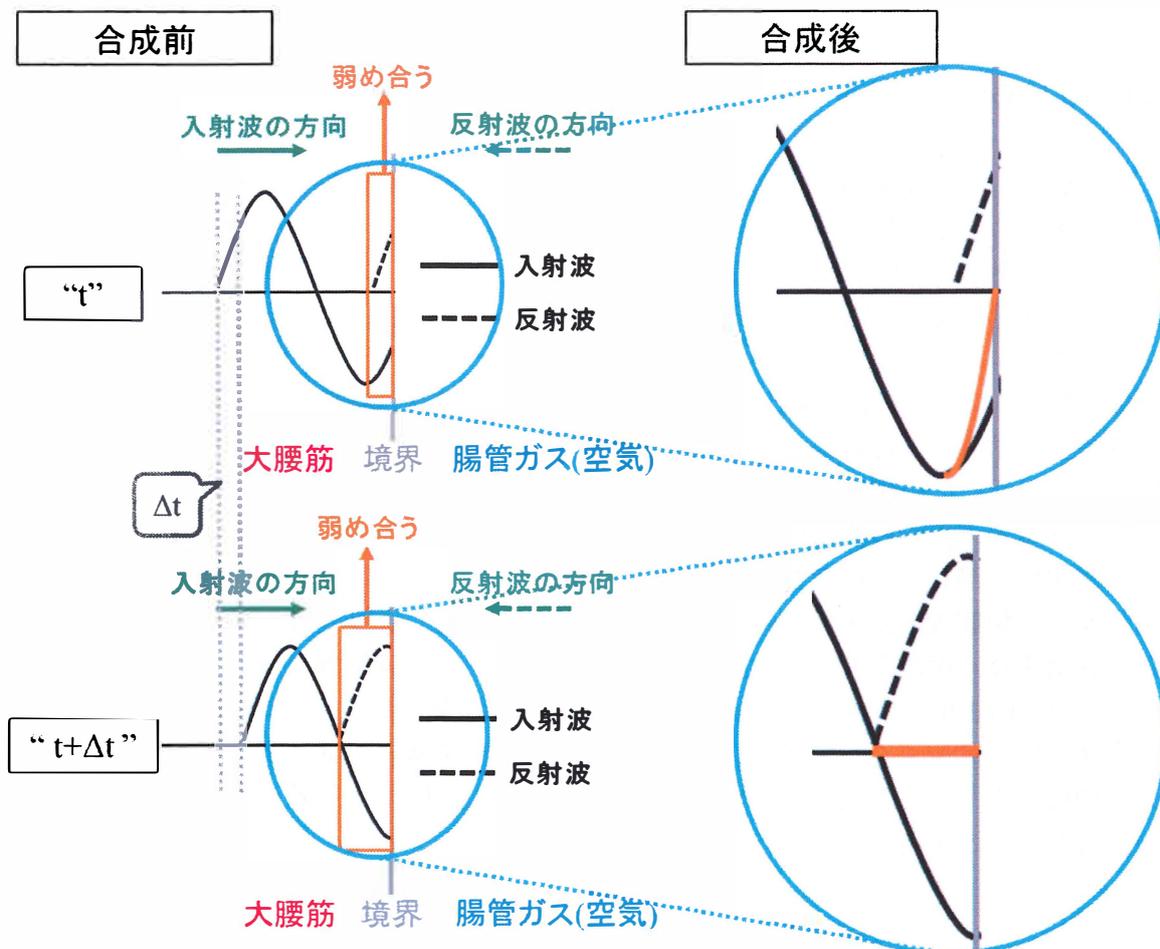


Fig.5-11 腸管のガスによる反射波の影響

5.7 結論

本章の結果から、大腰筋 MRE において腸管のガスは大腰筋内の伝播波の振幅に影響を与えていることが示唆された。実際には反射はある一方向のみに生じるわけではなく、多方向に生じる。よって多方向に発生した反射波が大腰筋内の伝播波と干渉し、伝播波が不明瞭となったと推察される。

伝播波が不明瞭である領域において組織の弾性率を測定してしまうと、その値は真値とは大きく異なっている可能性がある。そのような領域は弾性率測定に用いるべきではなく、対象組織で測定可能な領域が狭くなってしまう。

次章では、この不明瞭な領域を低減する方法について述べる。

第6章 大腰筋 MRE に適した撮像体位の検討

6.1 はじめに

MRE では、外部振動を加えることで対象組織内にせん断波を発生・画像化し、その波長を求めることで組織の弾性率を算出することが出来る。そのため、対象組織に振動を伝え、せん断波が伝播している状態を可視化できていることが前提となる。前章では腸管のガスが大腰筋 MRE に与えている影響について述べ、腸管のガスによる影響によって伝播波が不明瞭となったと結論づけた。

腸管(大腸)は上行結腸、横行結腸、下行結腸、S 状結腸、直腸から成る(Fig.6-1)。そのうち上行結腸、下行結腸、直腸は後腹膜臓器であり、横行結腸、S 状結腸は腹腔内臓器である。そのため体位変換によって、ガスが停滞しやすい部位が変化する。仰臥位では腹腔内臓器である横行結腸、S 状結腸に停滞しやすく、腹臥位では上行結腸、下行結腸、直腸に停滞しやすくと推察される。

我々の大腰筋 MRE 技術では、加振パッドからの振動により腰椎が振動することで大腰筋を効率良く振動させることが出来る。加振パッドの配置位置は腰椎を振動させるために、背部の正中矢状面に配置する必要がある。これを容易に行うために、これまでの撮像体位は腹臥位で行ってきた。しかし、大腰筋の付着部を考慮すると、腹臥位では上述の理由により axial 断面において大腰筋の外側(左右方向)に腸管のガスが停滞しやすいと推察される(Fig.6-2)。

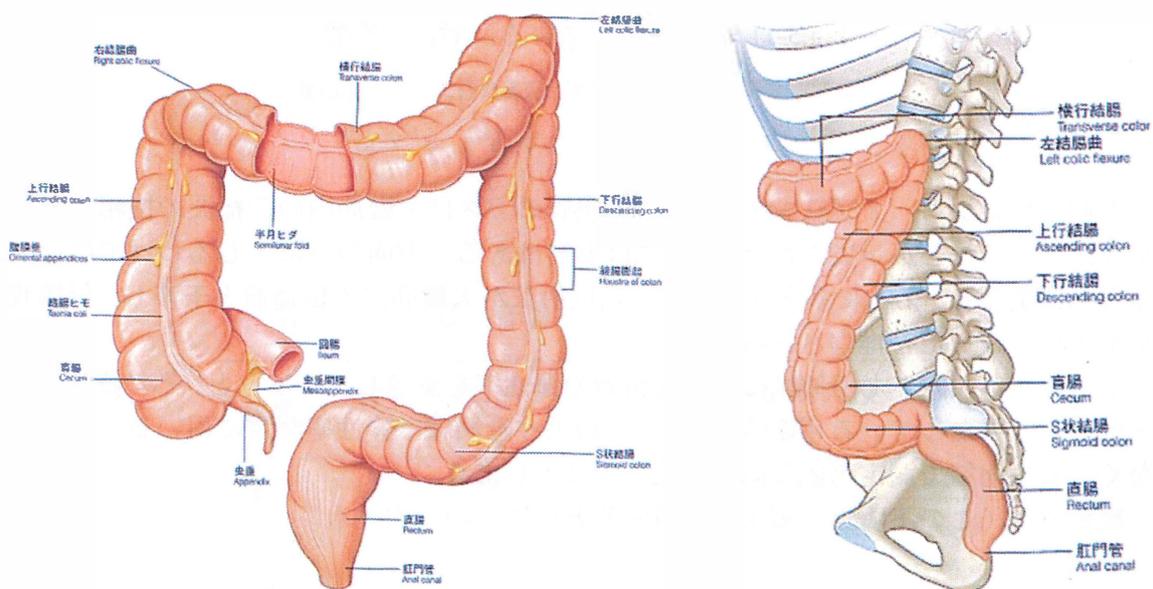
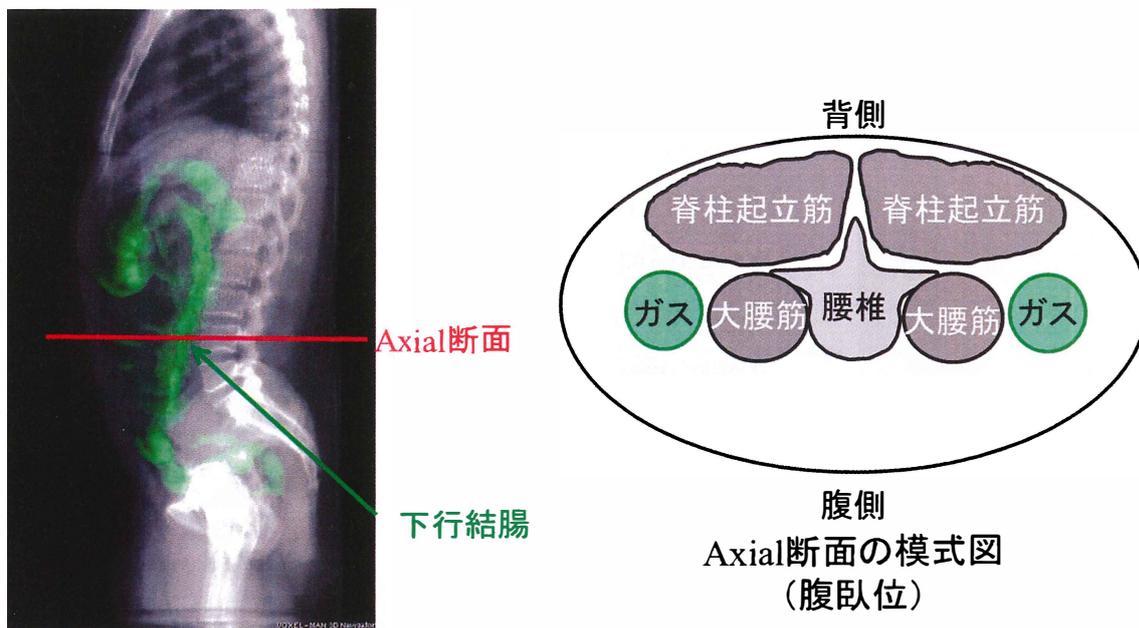


Fig.6-1 大腸の解剖 6-1)



VOXEL-MAN 3D-Navigator
(Springer)

Fig.6-2 大腸の走行と axial 断面

6.2 目的

腹臥位と仰臥位ではガスの停滞しやすい位置が異なると推察され、仰臥位では腹臥位に比べて大腰筋と腸管のガスの位置が離れると考えられる。本章では、仰臥位に撮像体位を変化させることで大腰筋MREに腸管のガスが与える影響が変化するかどうかを検討した。また大腰筋MREに適した撮像体位の検討を目的とした。

6.3 対象

対象者は、首都大学東京荒川キャンパス研究安全倫理委員会の承認のもと(承認番号：13001, 17101)、インフォームドコンセントにより同意が得られた成人男性の健常ボランティアを対象とした。被験者は腰部に外科的疾患を有していない者に限った。Table 6-1 に被験者の身体情報を示す。対象者の大腰筋を対象筋とした。

Table 6-1 対象者の身体情報

	volunteer
Age	22
Sex	male
Height [cm]	181.5
Weight [kg]	74.1
BMI [kg/m ²]	22.5
Anamnesis	No

6.4 方法

撮像装置と撮像条件, 加振パッドの固定方法について述べる. また, 本研究における検討項目について述べる.

6.4.1 撮像装置と撮像条件

撮像装置はPHILIPS社製の3.0T MRI装置(Achieva 3.0T X series Quasar Dual)を使用した. 撮像には Gradient-echo type multi-echo MRE シーケンスを用いた. 撮像条件は Table 6-2 に示す. 加振方法は, 第5章と同様の方法を用いた(Fig.5-3,4).

Table 6-2 撮像条件

Parameter	
TR	40 ms
TR	2.4 ms
δ TE	6.67 ms
FA	20°
Slice	10 mm
Matrix	512 × 512
FOV	290~330 mm
NSA	4 times
Vibration frequency	75 Hz
Vib. Phase offset	4
Coil	SENSE-Torso
Read out direction	AP

6.4.2 加振パッドの固定方法

腹臥位における加振パッドの設置部位・固定方法は5章と同様とした(Fig.5-5). 仰臥位では加振パッドの設置部位は腹臥位と同様とした. 固定方法をFig.6-3に示す.

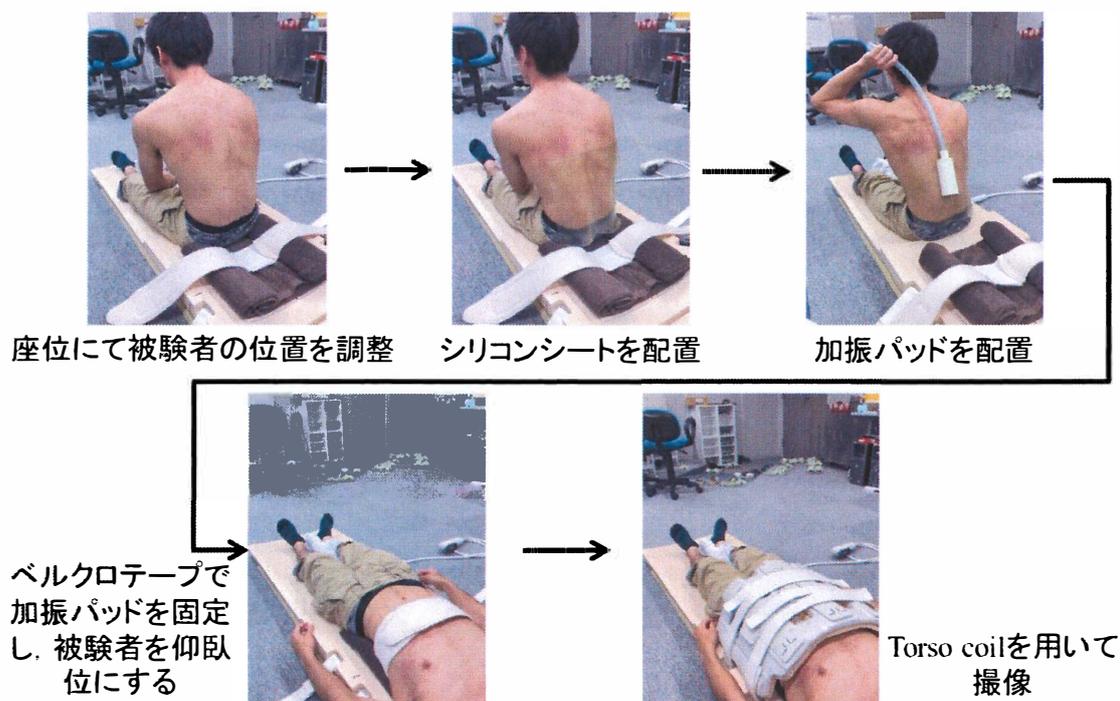


Fig.6-3 加振パッドの設置方法

6.4.3 検討項目

腹臥位と仰臥位における wave image を比較し、伝播波の伝播方向が1方向であるかどうか、伝播波のパターンの明瞭さについて視覚的に評価した.

6.5 結果

腹臥位と仰臥位における wave image を Fig.6-4, Fig.6-5 にそれぞれ示す. 腹臥位では axial 断面において大腰筋の外側で伝播波の進行方向及び伝播波のパターンが不明瞭であった. 一方、仰臥位では外側でも進行方向は1方向であり、伝播波のパターン(縞模様)も明瞭であった.

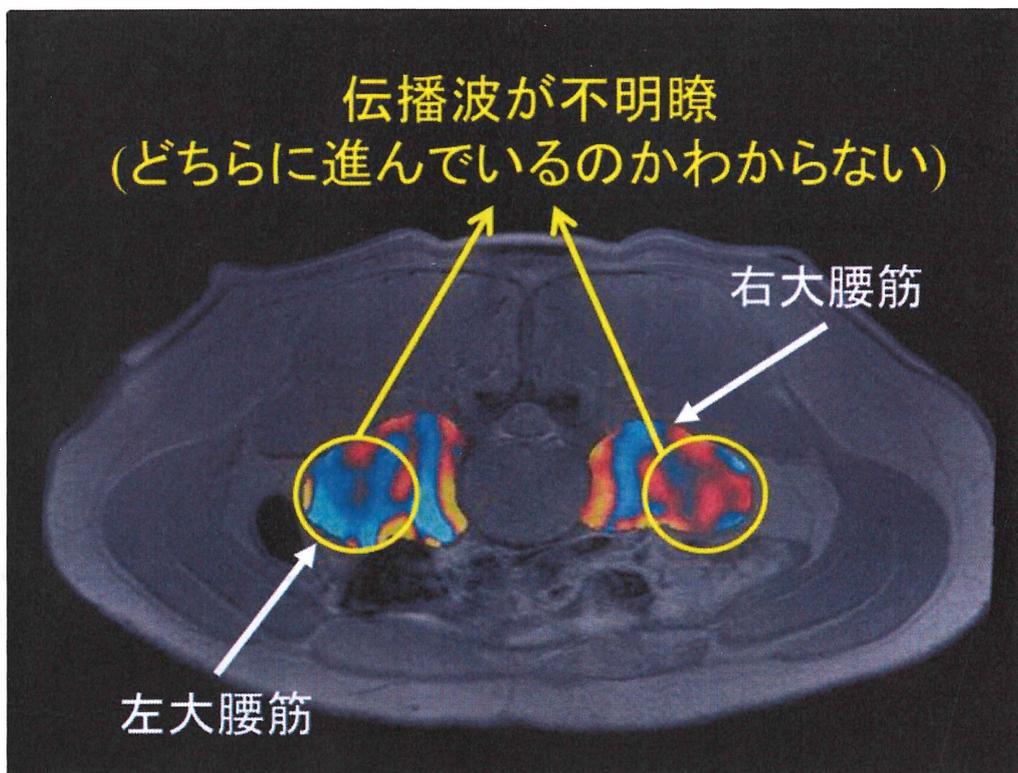


Fig.6-4 腹臥位における wave image fusion

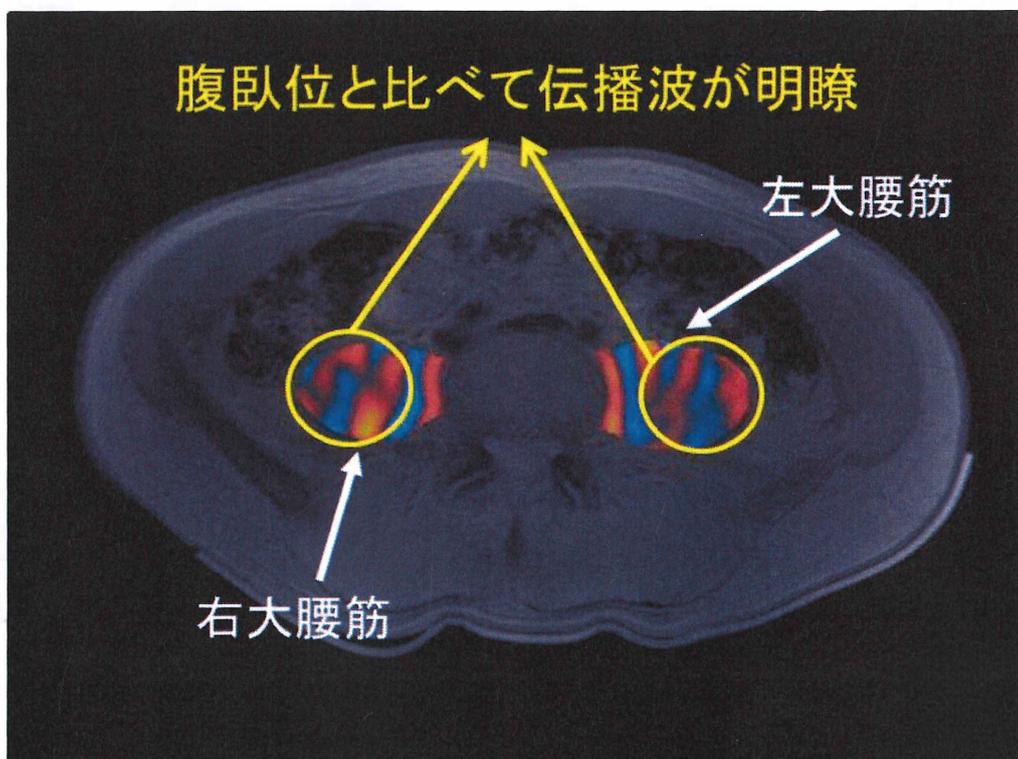


Fig.6-5 仰臥位における wave image fusion

6.6 考察

仰臥位における wave image の方が明瞭であった点について考察する。腹臥位における MR magnitude image から、大腰筋に接するように腸管のガスが存在している(Fig.6-6)。これは腹臥位では腸管のガスが下行結腸に存在しやすいためであると考えられる。この腸管のガスが仰臥位ではどのように移動するかを考えるために、腹臥位の画像を 180° 回転させた画像を示す。下行結腸に存在していた腸管のガスは、より腹側に存在する横行結腸に移動しやすいと推測される。実際に仰臥位における画像では、大腰筋の外側に存在する腸管のガスが少なくなっていることが分かる(Fig.6-7)。これにより、第5章で述べた腸管のガスの影響を受けにくくなったため、仰臥位における wave image がより明瞭であったと考えられる。

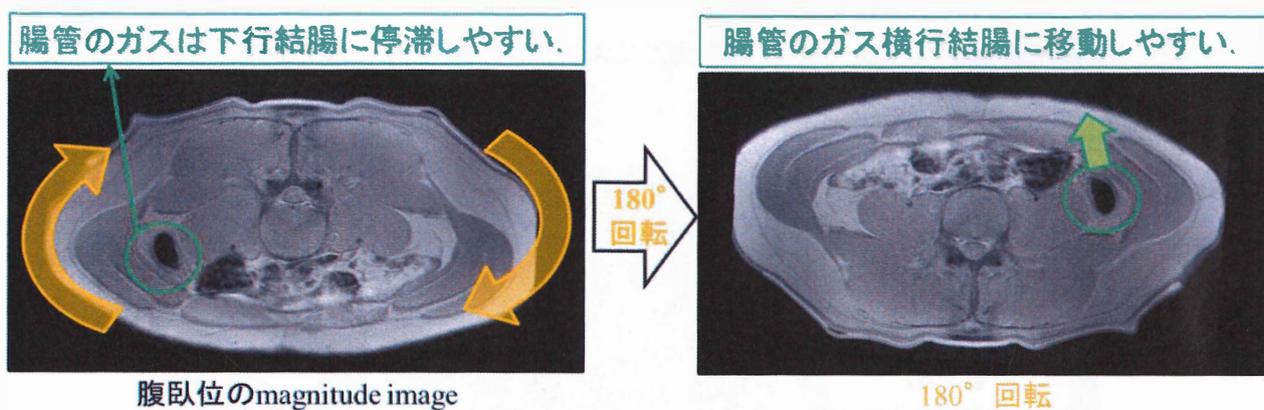


Fig.6-6 腹臥位における magnitude image

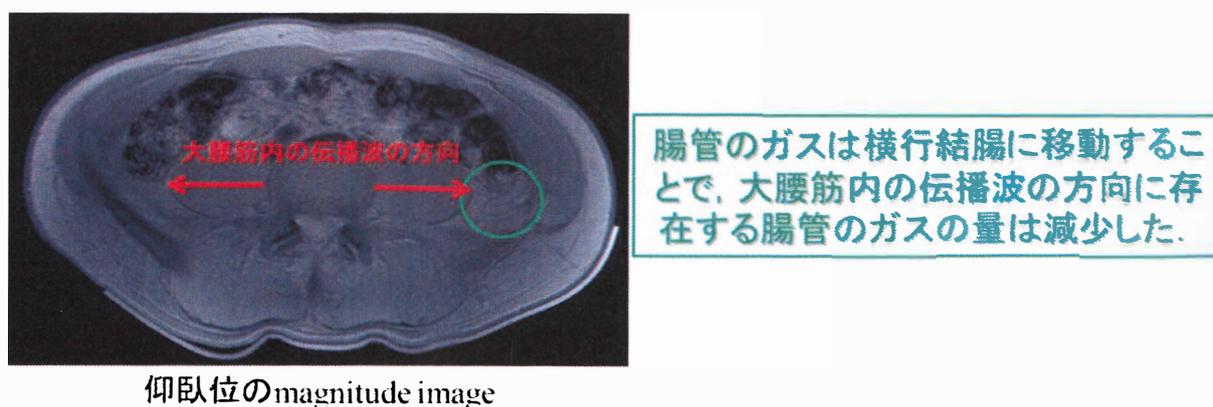
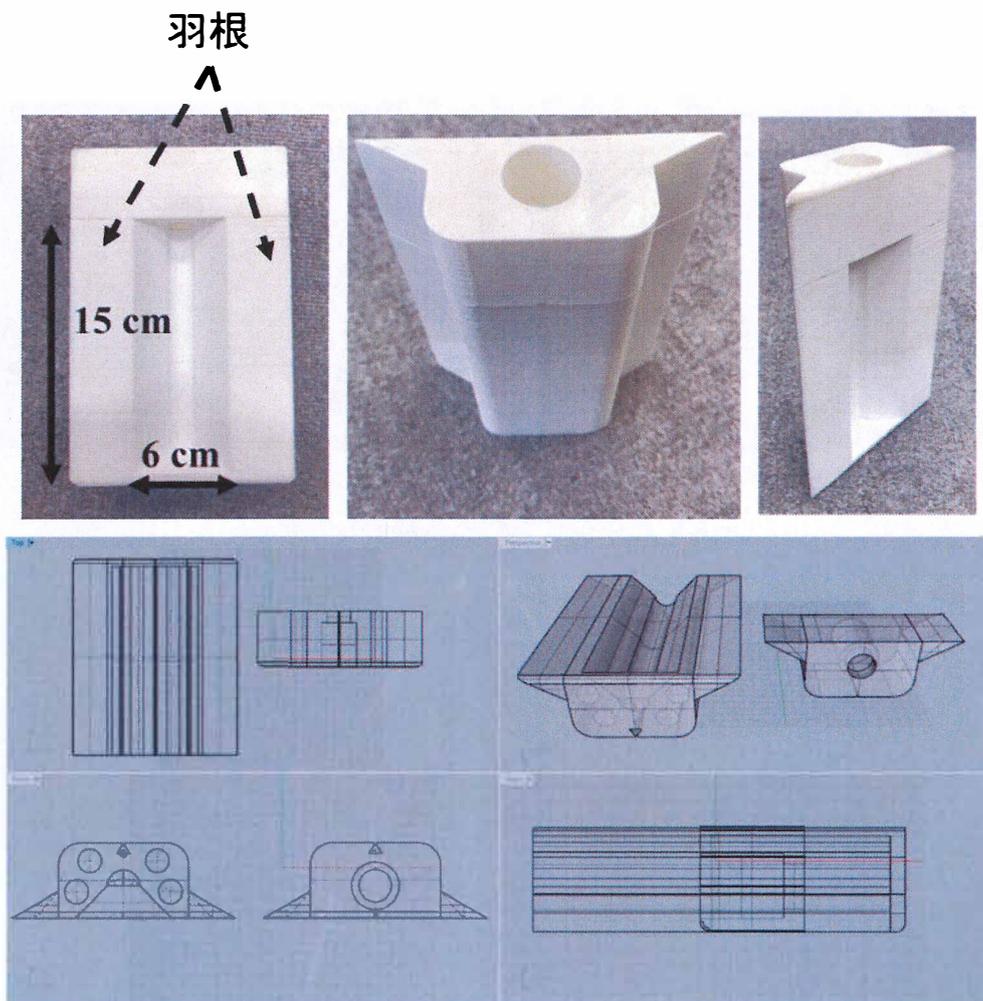


Fig.6-7 仰臥位における magnitude image

また腹臥位では加圧式サポーターによって加振パッドを被験者の背部に圧着させていたため、圧力によっては圧着が不十分でとなくなってしまう可能性もあった。しかし仰臥位にすることによって加振パッドを被験者の自重によって固定することが可能となる。これによってより再現性の高い加振パッド固定が可能になると推察される。

しかし加振パッドが背部に食い込むように圧着されるために、被験者に痛みが生じた。これに対する対策として、Fig.6-8 のような加振パッドを設計し、3D プリンタで作成した。この加振パッドでは、振動部は従来のパッドと同じ構造で、振動部周囲に「羽根」のような構造を追加した。そしてこの加振パッドによって加振パッドの食い込みを低減した(Fig.6-9)。現在では大きな痛みはなく MRE を実施可能となっている。



Rhinoceros 5

Fig.6-8 改良した加振パッド

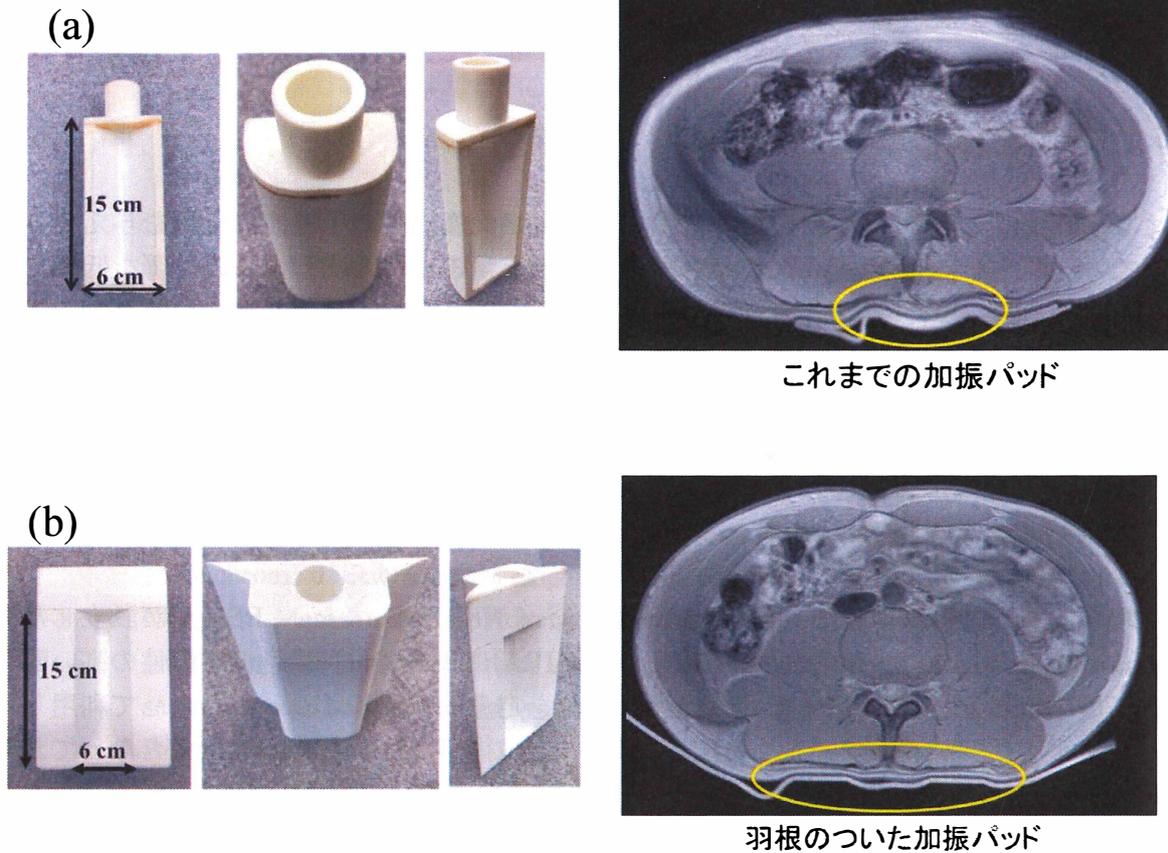


Fig.6-9 加振パッドによる食い込みの変化. 従来のパッド(a)と改良したパッド(b).

6.7 結論

本章では、大腰筋内の伝播波に対する腸管ガスの影響が撮像体位によって変化するかについて検討を行った。

仰臥位では腹臥位よりも腸管のガスの影響を受けにくくなり、明瞭な伝播波を可視化できた。また加振パッドを被験者の自重によって安定して固定することが可能となった。以上から、我々の大腰筋 MRE 技術では仰臥位が適した撮像体位であると推察される。

第7章 結論

7.1 結論

本研究では、大腰筋 MRE において腸管のガスが大腰筋内の伝播波に影響を与えていることを明らかにした。そして撮像体位を仰臥位とすることで腸管ガスの影響を低減できることが分かった。以上より、安定して大腰筋 MRE を実施可能な技術を開発することが出来た。

7.2 今後の課題と展望

今後の課題、展望として大腰筋 MRE の再現性評価が挙げられる。

現在、北米放射線学会(Radiological Society of North America : RSNA)が設立した Quantitative Imaging Biomarker Alliance (QIBA)によって、再現性、客観性の高い臨床画像を取得し、その画像から得られた計測値を定量的なバイオマーカーとして利用しようとする動きが進んでいる。QIBA では様々な技術がプロジェクトの対象となっており、それぞれの技術に対して施設や装置間などでの標準化を目的としている。そして MRE については、臨床で行われている肝臓 MRE が対象となっており、再現性評価の動きは国際的に進められている。

具体的には、大腰筋の弾性率の測定を複数回行い、それらの値が変化していたとき、その変化が MRE 技術の持つばらつきであるか、あるいは真に弾性率が変化したのかを区別する必要がある。そのためには我々の大腰筋 MRE 技術の再現性を評価しておく必要がある。

その評価を行った後、健常者の大腰筋弾性率測定、非特異的腰痛患者の大腰筋弾性率測定・比較を多くのボランティアで行う。それによって、大腰筋 MRE が非特異的腰痛の原因特定に寄与できる可能性がある。

参考文献

第 1 章

- 1-1 Beatrice D. : Low Back Pain, Background Paper 6 - Priority diseases and reasons for inclusion, 24 : 1-29, 2013.
- 1-2 Deyo RA. : Measuring the functional status of patients with low back pain. Arch Phys Med Rehabil 69 : 1044-1053, 1988.
- 1-3 Roseline D'hooge, Barbara Cagnie, Geert Crombez, et al. : Increased intramuscular fatty infiltration without differences in lumbar muscle cross-sectional area during remission of unilateral recurrent low back pain. Manual Therapy, 17 : 584-588, 2012.
- 1-4 Q WAN, C LIN, X LI, et al. : MRI assessment of paraspinal muscles in patients with acute chronic unilateral low back pain. Br J Radiol, 88 : ,2015.
- 1-5 Mitsuhiro Masaki, Tomoki Aoyama, Takashi Murakami, et al. : Association of low back pain with muscle stiffness and muscle mass of the lumbar back muscles, and sagittal spinal alignment in young and middle-aged medical workers. Clinical Biomechanics, 49 : 128-133, 2017.
- 1-6 MAUD CREZE, MARC SOUBEYRAND, JIN LONG YUE, et al. : Magnetic Resonance Elastography of the Lumbar Back Muscles: A Preliminary Study. Clinical Anatomy 31 : 514-520, 2018.
- 1-7 Muthupillai P, Lomas DJ, Rossman PJ, et al. : Magnetic Resonance Elastography by Direct Visualization of Propagating Acoustic Strain Waves. SCIENCE, 269 : 1854-1857, 1995.
- 1-8 Rouviere O, Yin M, Dresner MA, et al. : MR elastography of the liver; preliminary results. Radiology, 240(2) : 440-448, 2006.
- 1-9 Motosugi U, Ichikawa T, Sano K, et al, : Magnetic resonance elastography of the liver. Jpn J Radiol, 28(8) : 623-723, 2010.
- 1-10 Huwart L, Sempoux C, Salameh N, et al. : Liver fibrosis : noninvasive assessment with MR elastography versus aspartate aminotransferase-to-platelet ratio index. Radiology, 245(2) : 458-466, 2007.
- 1-11 Jffmann K, Maderwald S, de Greiff A, et al. : Determination of gray and white matter elasticity with MR elastography. Proc Intl Soc Mag Reson Med 11 : 1768, 2004.
- 1-12 McCracken PJ, Manduca A, Felmlee J, et al. : Mechanical transient-based magnetic resonance elastography. Magn Reson Med 53 : 62&629, 2005.
- 1-13 Kruse SA, Rose GH, Glaser KJ, et al : Magnetic resonance elastography of the brain. Neuroimage 39 : 231-237, 2008.
- 1-14 Green M, Sinkus R Cheng S, et al. : 3D MR elastography of the brain at 3 tesla. Proc Intl Soc Mag Reson Med 13 : 2176, 2005.
- 1-15 Green MA, Bilston LE, Sinkus R : In vivo brain viscoelastic properties measured by

- magnetic resonance elastography. *NMR Biomed* 21 : 755-764, 2008.
- 1-16 Mcnight AL, Kugel JL, Rossman PJ, et al : MR elastography of breast cancer: preliminary results. *AIR* 178 : 1411-1417, 2002.
- 1-17 Lorenzen J, Sinkus & Inrenzen M, et al : MR elastography of the breast: preliminary clinical results. *Rofo* 174 : 830-834, 2002.
- 1-18 Sinkus R, Tanter M, Xydeas T, et al : Viscoelastic shear properties of in vivo breast lesions measured by MR elastography. *Magn Reson Imaging* 23 : 159-165, 2005.
- 1-19 Sinkus R, Siegmann K, Xydeas I, et al : MR elastography of breast lesions: understanding the solid/liquid duality can improve the specificity of contrast-enhanced MR mammography. *Magn Reson Med* 58 : 1133-1144, 2007.
- 1-20 Sinkus R, Tanter M, Catheline S, et al : Imaging anisotropic and viscous properties of breast tissue by magnetic resonance elastography. *Magn Reson Med* 53 : 372-387, 2005.
- 1-21 Dong H, Mazumder R, Illapani VSP, et al : In vivo quantification of aortic stiffness using MR elastography in hypertensive porcine model. *Magn Reson Med* 78 : 2315-2321, 2017.
- 1-22 Kolipaka A, Araoz PA, McGee KP, et al : Magnetic resonance elastography as a method for the assessment of effective myocardial stiffness throughout the cardiac cycle. *Magn Reson Med* 64 : 862-870, 2010.
- 1-23 Elgeti I Rump J, Hamhaber U, et al : Cardiac magnetic resonance elastography initial results. *Invest Radiol* 43 : 762-772, 2008
- 1-24 Sack I, Rump J, Elgeti T et al : MR elastography of the human heart: noninvasive assessment of myocardial elastic changes by shear wave amplitude variations. *Magn Reson Med* 61 : 668-677, 2009.
- 1-25 Warner L, Yin M, Glaser KJ, et al : Noninvasive In vivo assessment of renal tissue elasticity during graded renal ischemia using MR elastography. *Invest Radiol* 46 : 509-514, 2011.
- 1-26 Lee CU, Glockner JF, Glaser KJ, et al : MR elastography in renal transplant patients and correlation with renal allograft biopsy: a feasibility study. *Acad Radiol* 19 : 834-41, 2012.
- 1-27 Goss BC, McGee KP, Ehman EC, et al : Magnetic resonance elastography of the lung: technical feasibility. *Magn Reson Med* 56 : 1060-1066, 2006.
- 1-28 Dresner Md Rose GH, Rossman PJ, et al : Magnetic resonance elastography of skeletal muscle. *J Magn Reson Imaging* 13 : 269-276, 2001.
- 1-29 Uffmann K, Maderwald S, Ajaj W et al. : In vivo elasticity measurements of extremity skeletal muscle with MR elastography. *NMR Biomed* 4 : 181-190, 2004.
- 1-30 Sabine F, Stacie I, Laurel L, et al. : Determination of thigh Muscle Stiffness Using Magnetic Resonance Elastography. *JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING* 23 : 242-247, 2006.

- 2-1 Purcell EM, Torrey HC, Pound RV. : Resonance absorption by nuclear moments in a solid. Phys Rev 69 : 37-38, 1946.
- 2-2 Bloch F, Hansen WW, Packard M. : Nuclear Induction. Phys Rev 69 : 127, 1946.
- 2-3 Bloch F, Hansen WW, Packard M. : The nuclear induction experiment. Phys Rev 70 : 474-485, 1946.
- 2-4 P. C. Lauterbur. : Image Formation by Induced Local Interaction; Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance. Nature 242 : 190-191, 1973.
- 2-5 荒木力 : 原子核磁気モーメント-役者は量子の世界に住んでいる-, 向井直人, 決定版 MRI 完全解説 第 2 版 : 16-45, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2014.
- 2-6 荒木力 : 巨視的磁化-その振る舞いは古典力学に則って-, 向井直人, 決定版 MRI 完全解説 第 2 版 : 48-69, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2014.
- 2-7 荒木力 : 磁気緩和-演技の決め手は緩和時間-, 向井直人, 決定版 MRI 完全解説 第 2 版 : 72-91, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2014.
- 2-8 荒木力 : MR 信号-セリフは暗号化されている-, 向井直人, 決定版 MRI 完全解説 第 2 版 : 108-122, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2014.
- 2-9 荒木力 : 傾斜磁場-舞台を彩る大道具-, 向井直人, 決定版 MRI 完全解説 第 2 版 : 492-496, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2014.
- 2-10 押尾晃一 : k-空間入門, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 31 : 179-186, 2011.
- 2-11 荒木力 : k 空間と画像再構成-暗号を解読する舞台裏空間-, 向井直人, 決定版 MRI 完全解説 第 2 版 : 173-179, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2014.

第 3 章

- 3-1 沼野智一 : MR エラストグラフィがもたらす情報-筋の硬さ評価を中心に, INNERVISION, 3 : 24-27, 2012.
- 3-2 Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity in biological tissues. Ultrason Imaging 13 : 111-134, 1991.
- 3-3 Muthupillai P, Lomas DJ, Rossman PJ, et al. : Magnetic Resonance Elastography by Direct Visualization of Propagating Acoustic Strain Waves. SCIENCE, 269 : 1854-1857, 1995.
- 3-4 YOGESH K, KEVIN J, RICHARD L, et al. : Magnetic Resonance Elastography : A Review, Clinical Anatomy, 23 : 497-511, 2010.
- 3-5 荒木力 : 変位、歪み、応力と弾性率, 影山博之編集, エラストグラフィ徹底解説-生体の硬さを画像化する- : 18-23, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2011.
- 3-6 荒木力 : 波動, 影山博之編集, エラストグラフィ徹底解説-生体の硬さを画像化する- : 40-44, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2011..
- 3-7 荒木力 : MR エラストグラフィ, 影山博之編集, エラストグラフィ徹底解説-生体の硬さを画像化する- : 140-158, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2011.
- 3-8 Numano T, Mizuhara K, Hata J, et al : A simple method for MR elastography: a

- gradient-echo type multi-echo sequence : Magn Reson Imaging, 33 : 31-7, 2015.
- 3-9 GE Healthcare : MR touch 技術解説. MR touch book. General Electric Company : 2-3, 2015

第 4 章

- 4-1 Beatrice D. : Low Back Pain, Background Paper6 - Priority diseases and reasons for inclusion, 24 : 1-29, 2013.
- 4-2 Stewart WF, Ricci JA, Chee E, et al. : Lost productive time and cost due to common pain conditions in the US workforce. JAMA 285 : 2443-2454, 2003.
- 4-3 Ricci JA, Stewart WF, Chee E, et al. : Back pain exacerbations and lost productive time costs in United States workers. Spine 31 : 3052-3060, 2006.
- 4-4 Guo HR, Tanaka S, Halperin WE, et al. : Back pain prevalence in US industry and estimates of lost workdays. Am J Public Health 89 : 1029-1035, 1999.
- 4-5 Rubin DI : Epidemiology and risk factors for spine pain. Neurol Clin 25 : 353-371, 2007.
- 4-6 Carey TS, Evans AT, Hadler NM, et al. : Acute severe low back pain. A population-based study of prevalence and care-seeking. Spine 21 : 339-344, 1996.
- 4-7 Hagen KB, Jamtvedt G, Hilde G, et al. : The updated Cochrane review of bed rest for low back pain and sciatica. Spine 30 : 542-546, 2005.
- 4-8 日本整形外科学会 : 定義, 日本整形外科学会, 日本腰痛学会監修, 日本整形外科学会診療ガイドライン委員会, 腰痛診療ガイドライン策定委員会編集, 腰痛診療ガイドライン 2012 : 12-13, 南江堂, 東京, 2012.
- 4-9 Deyo RA. : Measuring the functional status of patients with low back pain. Arch Phys Med Rehabil 69 : 1044-1053, 1988.
- 4-10 Airaksinen O, Brox JI, Cedraschi C, et al. : Chapter4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. Eur Spine J 15 : 192-300, 2006.
- 4-11 菊池臣一 : 第三章 腰痛の病態 : 菊池臣一編集, 腰痛 第 2 版 : 91-101, 2014.
- 4-12 Roseline D'hooge, Barbara Cagnie, Geert Crombez, et al. : Increased intramuscular fatty infiltration without differences in lumbar muscle cross-sectional area during remission of unilateral recurrent low back pain. Manual Therapy, 17 : 584-588, 2012.
- 4-13 Q WAN, C LIN, X LI, et al. : MRI assessment of paraspinal muscles in patients with acute chronic unilateral low back pain. Br J Radiol, 88 : ,2015.
- 4-14 Mitsuhiro Masaki, Tomoki Aoyama, Takashi Murakami, et al. : Association of low back pain with muscle stiffness and muscle mass of the lumbar back muscles, and sagittal spinal alignment in young and middle-aged medical workers. Clinical Biomechanics, 49 : 128-133, 2017.
- 4-15 Simons DG, Travell J, Simons LS. : Myofascial pain and dysfunction. The trigger point manual, Vol.1, 2nd edition. Baltimore: Williams & Wilkins : 90-91, 1999.
- 4-16 Qingshan Chen, Jeffrey Basfordm Kai-Nan An. : Ability of magnetic resonance

elastography to assess taut bands. *Clinical Biomechanics* 23 : 623-629, 2008.

- 4-17 Simon Niel-Asher : トリガーポイントとトリガーポイントの構造, 伊藤和憲監訳, ビジュアルでわかるトリガーポイント治療 : 36-37, 緑書房, 東京, 2010.
- 4-18 Juan J, Maria T, Daiana P, et al. : Original Research Article Myofascial Trigger Points, Pain, Disability, and Sleep Quality in Patients with Chronic Nonspecific Low Back Pain, *Pain Medicine*, 14 : 1964-1970, 2013.
- 4-19 Njoo KH, Van der Does E : The occurrence and inter-rater reliability of myofascial trigger points in the quadratus lumborum and gluteus : a prospective study in non-specific low back pain patients and controls in general practice. *Pain*, 58 : 317-323, 1994.
- 4-20 Simons DG, Travell J, Simons LS. : Myofascial pain and dysfunction. The trigger point manual, Vol.1, 2nd edition. Baltimore: Williams & Wilkins : 90-91, 1999.

第 5 章

- 5-1 菅和雄. : 音響の基礎, 菅和雄編, わかる音響の基礎と腹部エコーの実技, 新版 : 20-27, 東洋書店, 東京, 2002.

第 6 章

- 6-1 Richard L. Drake, A. Wayne Vogl, Adm W. M. et al. : 腹部・大腸, 塩田浩平訳, グレイ解剖学アトラス, 原著第 1 版 : 156, エルゼビア・ジャパン株式会社, 東京, 2008.

本研究に関する学会発表

査読付き国際会議 - 1 件 -

1. February27-March3, 2019 Vienna, Austria
EPOS of the European Congress of Radiology (ECR 2019),
“Evaluation of repeatability of psoas major muscle MR Elastography”
T. Habe 1), T. Numano 1,2), D. Ito 1,2,3), K. Igarashi 1,4), T. Ueki 1), K. Mizuhara 5), K. Takamoto 6), H. Nishijo 6)
1) Dept. of Radiological Sciences, Tokyo Metropolitan University
2) National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)
3) Office of Radiation Technology, Keio University Hospital
4) Department of Radiation Technology, Yokohama Sakae Kyosai Hospital
5) Dept. Mechanical Engineering, TOKYO DENKI UNIVERSITY
6) Faculty of Medicine, Graduate School of Medicine and Pharmaceutical Science for Education, University of Toyama

国内学会発表 - 7 件 -

1. 2018年10月4-6日 仙台 第46回日本放射線技術学会秋季学術大会
「大腰筋 MR Elastography における異なる検者間の再現性」
波部哲史 1), 沼野智一 1,2), 伊東大輝 1,2,3), 五十嵐佳佑 1,4), 植木貴道 1), 前野利樹 1), 水原和行 5), 高本考一 6)
1) 首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学域, 2) 産業技術総合研究所健康工学研究部門, 3) 慶應義塾大学病院放射線技術室 4) 横浜栄共済病院 放射線技術科, 5) 東京電機大学工学部, 6) 富山大学医学薬学研究部
2. 2018年9月7-9日 金沢 第46回日本磁気共鳴医学会大会
「大腰筋 MR Elastography における再現性の検討」
波部哲史 1), 沼野智一 1,2), 伊東大輝 1,2,3), 五十嵐佳佑 1,4), 植木貴道 1), 前野利樹 1), 水原和行 5), 高本考一 6)
1) 首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学域, 2) 産業技術総合研究所健康工学研究部門, 3) 慶應義塾大学病院放射線技術室 4) 横浜栄共済病院 放射線技術科, 5) 東京電機大学工学部, 6) 富山大学医学薬学研究部
3. 2018年4月12-15日 横浜 第74回日本放射線技術学会総会学術大会
「腰方形筋に MRE を適用するためのパラメータ検討」
波部哲史 1), 沼野智一 1,2), 伊東大輝 1,2,3), 五十嵐佳佑 1,4), 植木貴道 1), 水原和行 5), 高本考一 6)

1)首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学域, 2)産業技術総合研究所健康工学研究部門, 3)慶應義塾大学病院放射線技術室, 4)横浜栄共済病院放射線技術科, 5)東京電機大学工学部, 6)富山大学医学薬学研究部

4. 2018年1月26日 つくば つくば医工連携フォーラム 2018

「腹臥位と仰臥位における大腰筋 MR Elastography の比較」

波部哲史 1), 沼野智一 1,2), 新田尚隆 2), 伊東大輝 1,2,3), 五十嵐佳佑 1), 植木貴道 1), 水原和行 4), 大西孝明 5), 高本考一 6), 西条寿夫 6), 三澤雅樹 2)

1)首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学域, 2)産業技術総合研究所健康工学研究部門, 3)慶應義塾大学病院放射線技術室 4)東京電機大学工学部, 5)東京都保健医療公社東部地域病院, 6)富山大学医学薬学研究部

5. 2017年10月19-21日 広島 第45回日本放射線技術学会秋季学術大会

「大腰筋 MR Elastography に適した撮像体位の検討」

波部哲史 1), 沼野智一 1,2), 五十嵐佳佑 1), 植木貴道 1), 伊東大輝 1,2,3), 水原和行 4), 高本考一 5), 西条寿夫 5)

1)首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学域, 2)産業技術総合研究所健康工学研究部門, 3)慶應義塾大学病院放射線技術室, 4)東京電機大学工学部, 5)富山大学医学薬学研究部

6. 2017年9月14-16日 宇都宮 第45回日本磁気共鳴医学会大会

「大腰筋 MR Elastography における腸管内ガスの影響」

波部哲史 1), 沼野智一 1,2), 新田尚隆 2), 伊東大輝 1,2,3), 五十嵐佳佑 1), 植木貴道 1), 水原和行 4), 高本考一 5), 西条寿夫 5), 大西孝明 6)

1)首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学域, 2)産業技術総合研究所健康工学研究部門, 3)慶應義塾大学病院放射線技術室, 4)東京電機大学工学部, 5)富山大学医学薬学研究部, 6)東京都保健医療公社東部地域病院

7. 2017年4月13-16日 横浜 第73回日本放射線技術学会総会学術大会

「MR Elastography におけるホース長変化による生体内での振動強度変化」

波部哲史 1), 沼野智一 1,2,3), 大西孝明 2), 伊東大輝 2,3), 水原和行 4), 五十嵐佳佑 1), 植木貴道 1)

1)首都大学東京健康福祉学部放射線学科, 2)首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学域, 3)産業技術総合研究所健康工学研究部門, 4)東京電機大学工学部

備考(学部生時代)

国内学会発表 - 1 件 -

1. 2016年10月13-15日 大宮 第44回日本放射線技術学会秋季学術大会
「MR Elastographyにおける加振装置ホース長による振動強度変化」
波部哲史 1), 沼野智一 1,2,3), 五十嵐佳佑 1), 植木貴道 1), 伊東大輝 2,3), 大西孝明 2), 水原和行 4), 高本考一 5)
1)首都大学東京健康福祉学部放射線学科, 2)首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学域, 3)産業技術総合研究所健康工学研究部門, 4)東京電機大学工学部, 5)富山大学医学薬学研究部

謝辞

本研究は、首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 人間健康科学専攻 放射線科学域、沼野智一准教授の御指導のもとに進められたものであります。研究に関して基礎からご教示いただき、細部に至るまで熱心にご指導を賜りました。心より感謝の意を捧げます。

東京電機大学 工学部 水原和行先生には工学、力学的な面で御助言、ご指導を賜りました。また富山大学 医学薬学研究部 高本考一先生には骨格筋に関する運動学の面で御助言、ご指導を賜りました。御二方とも、私が学部生の際からお世話になりました。深く感謝申し上げます。

最後に、本研究は、首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 人間健康科学専攻 放射線科学域、沼野研究室の研究員の支援によるものであります。沼野智一先生、伊東大輝氏、五十嵐佳佑氏、植木貴道氏、前野利樹氏、加藤謙弥氏、牧野綾音氏また御卒業、御修了されました先輩、後輩の皆様の御指導、御協力に感謝致します。