

修士学位論文

論文題名

Gradient-echo type multi-echo sequence を用いた
梨状筋 MR Elastography 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 : 17897603

氏名 : 植木 貴道

(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

Gradient-echo type multi-echo sequence を用いた
梨状筋 MR Elastography 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 17897603

氏名： 植木 貴道

(指導教員名： 沼野 智一)

注：1 ページあたり 1,000 字程度 (英語の場合 300 ワード程度) で、本様式 1~2 ページ (A4 版) 程度とする。

現在、多くの方が悩まされている坐骨神経痛の原因の 1 つに、梨状筋症候群が挙げられている。これは、坐骨神経が梨状筋部を通過するところで起こる絞扼性神経障害であり、痛みとそれによる障害を訴えて来院する。この梨状筋症候群の原因として、梨状筋および坐骨神経の解剖学的変位や、外傷、仙腸関節炎等による梨状筋の収縮、梨状筋におけるトリガーポイントからの関連筋膜痛等が報告されている。梨状筋症候群が生じると、膝から下のすべての筋肉に麻痺を引き起こし、下肢の外側と足の両面の感覚も麻痺するようになる。このように、梨状筋症候群は日常生活に支障をきたしかねない疾病であり、梨状筋の硬さ(弾性率)を評価することは、この症候群の診断・治療を行うことに対して極めて重要である。硬さの情報を得るために最も有用な古典的手法として触診がある。触診は簡便で非侵襲的に硬さの評価を行うことができるが、硬さが主観的であること、手の届かない臓器や奥深い部位には適用することはできないなど、客観性と普遍性の問題が生じている。そのため、大殿筋の深部に位置する筋肉である梨状筋では、直接触診して硬さを評価することは困難である。

このような背景の下、近年、生体内の硬さを画像化できる手段として、magnetic resonance imaging (MRI)を用いた MR elastography (MRE)が開発された。MRE は撮像対象に外部振動を加えながら撮像することで、非侵襲的かつ定量的に弾性率を測定できる技術である。そのため、MRE は体深部の組織であっても、十分な振動さえ伝えることができれば、定量的・客観的に弾性率計測を行うことができる。今現在、MRE を梨状筋に応用し、梨状筋の弾性率を測定したという報告はほとんどない。梨状筋の弾性率測定を

定量的・客観的・再現性良く行うことができれば、梨状筋 MRE が梨状筋症候群に有効な画像診断技術となる可能性があり、梨状筋症候群に悩まされている人々の解決の一助になるかもしれない。

梨状筋 MRE の実施に向けて重要なパラメータは 3 つある。1 つ目は撮像断面である。筋肉には異方性があり、振動波は筋肉の筋線維方向に沿って伝播するとの報告がある。そのため、振動を加える MRE を骨格筋に適応する場合は、筋肉の筋線維方向を考慮して撮像断面を決定する必要がある。2 つ目は振動変位検出方向である。振動変位検出方向は可視化できる伝播波のパターンを決定する。MRE の場合、可視化される伝播波のパターンが変化すると、弾性率も変化する可能性がある。3 つ目は振動周波数である。振動周波数を高くするほど、MRE における空間分解能は向上するが、振動の貫通力が低下する。このように振動周波数と空間分解能には Trade-off の関係があるため、MRE を施行する際には、対象部位に合った適切な振動周波数を選択する必要がある。そこで、本研究は梨状筋 MRE を実施するために、撮像断面と振動変位検出方向、振動周波数の 3 つの検討を行った。

本研究の結果、梨状筋 MRE が実施可能であることを実証した。撮像断面は、梨状筋の筋線維方向に直交する oblique sagittal 断面(梨状筋は楕円形で可視化)、振動変位検出方向は、楕円形の長軸方向(本論文では α 方向と定義)、振動周波数は 100 Hz が適していると示唆された。今後の課題として、多くの健常ボランティアに対して梨状筋 MRE を施行し、梨状筋の弾性率の平均を求めていくことで、梨状筋症候群に有効な画像診断技術として確立していくことが期待される。

目次

第1章 序論	1-1
1.1 研究背景	1-1
1.2 研究目的	1-2
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 NMRの原理.....	2-1
2.3 スピン励起	2-3
2.4 緩和	2-4
2.4.1 T_1 緩和	2-4
2.4.2 T_2 緩和	2-5
2.5 傾斜磁場	2-6
2.5.1 スライス選択傾斜磁場.....	2-7
2.5.2 位置エンコード傾斜磁場.....	2-7
2.5.3 周波数エンコード傾斜磁場.....	2-8
2.6 強度画像と位相画像	2-9
第3章 MREの原理	3-1
3.1 はじめに	3-1
3.2 MREの撮像原理	3-1

3.3	外部振動	3-2
3.4	微小変位検出傾斜磁場	3-2
3.5	外部振動と MEG の同期	3-3
3.6	位相オフセット	3-5
3.7	GRE 系 Multi-Echo MRE パルスシーケンス	3-6
3.8	MRE の空間分解能と振動周波数	3-9
第 4 章 梨状筋症候群		4-1
4.1	はじめに	4-1
4.2	梨状筋	4-1
4.3	坐骨神経	4-2
4.4	梨状筋症候群	4-3
4.4.1	梨状筋症候群の原因	4-3
4.4.2	梨状筋症候群の症状, 身体所見	4-4
4.4.3	梨状筋症候群の診断	4-5
4.4.4	梨状筋症候群の治療	4-5
4.5	梨状筋のトリガーポイント(Trigger Point: TrP)	4-5
第 5 章 梨状筋 MRE における撮像断面		5-1
5.1	背景・目的	5-1
5.2	実験方法	5-1
5.2.1	撮像対象者	5-1
5.2.2	装置構成	5-1
5.2.3	加振パッドの固定方法・配置位置	5-2

5.2.4	撮像条件	5-4
5.2.5	撮像断面	5-4
5.2.6	画像処理	5-7
5.2.7	画像評価	5-7
5.3	結果	5-7
5.4	考察	5-9

第6章 梨状筋 MRE における振動変位検出方向と振動周波数 6-1

6.1	目的	6-1
6.2	実験方法	6-1
6.2.1	撮像対象者	6-1
6.2.2	装置構成	6-1
6.2.3	加振パッドの固定方法・配置位置	6-2
6.2.4	撮像条件	6-2
6.2.5	撮像断面	6-2
6.2.6	振動変位検出方向の設定	6-3
6.2.7	画像処理	6-4
6.2.8	画像評価	6-4
6.3	結果	6-5
6.4	考察	6-9

第7章 結論 7-1

7.1	結論	7-1
7.2	今後の展望と課題	7-1

参考文献

本研究に関する学会発表

謝辞

第1章 序論

1.1 研究背景

現在、多くの方が悩まされている坐骨神経痛の原因の1つに、梨状筋症候群が挙げられている。これは、坐骨神経が梨状筋部を通って出るところで起こる絞扼性神経障害であり、痛みとそれによる障害を訴えて来院する。この梨状筋症候群の原因として、梨状筋および坐骨神経の解剖学的変位^{1-1,1-2)}や、外傷、仙腸関節炎等による梨状筋の収縮、梨状筋におけるトリガーポイントからの関連筋膜痛等が報告されている^{1-3,1-4)}。梨状筋症候群が生じると、膝から下のすべての筋肉に麻痺を引き起こし、下肢の外側と足の両面の感覚も麻痺するようになる。このように、梨状筋症候群は日常生活に支障をきたしかねない疾病であり、梨状筋の硬さ(弾性率)を評価することは、この症候群の診断・治療を行うことに対して極めて重要である¹⁻⁵⁾。硬さの情報を得るために最も有用な古典的手法として触診がある。触診は簡便で非侵襲的に硬さの評価を行うことができるが、硬さが主観的であること、手の届かない臓器や奥深い部位には適用することはできないなど、客観性と普遍性の問題が生じている。そのため、大殿筋の深部に位置する筋肉である梨状筋では、直接触診して硬さを評価することは困難である。

このような背景の下、近年、生体内の硬さを画像化できる手段として、magnetic resonance imaging (MRI)を用いた MR elastography (MRE)が開発された。1995年に Muthupillai らによって基礎理論が発表され¹⁻⁷⁾、肝臓^{1-8,1-9,1-10)}、乳房^{1-8,1-10)}、脳^{1-8,1-10)}、骨格筋^{1-8,1-9,1-11-14)}等に適応されている。MREは撮像対象に外部振動を加えながら撮像することで、対象内部を伝わる波を Wave image として可視化し、その伝播波の波長を測定することで弾性率を算出する技術である^{1-7,1-8)}。そのため、MREは波長変化を算出するための十分な振動さえ伝えることができれば、定量的・客観的に弾性率計測を行うことができる。

今現在、MREを梨状筋に応用し、梨状筋の弾性率を測定したという報告はほとんどない。梨状筋の弾性率測定を定量的・客観的・再現性良く行うことができれば、梨状筋MREが梨状筋症候群に有効な画像診断技術となる可能性があり、梨状筋症候群に悩まされている人々の解決の一助になるかもしれない。

1.2 研究目的

本研究の目的は、梨状筋 MRE を施行するための技術開発である。そこで本研究では梨状筋 MRE を実施する際に重要なパラメータである「撮像断面」、「振動変位検出方向」、「振動周波数」について検討を行った。

1.3 本論文の構成

本論文は第 1 章から第 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

梨状筋 MR elastography (MRE)の技術開発を行うに当たった研究背景, 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核磁気共鳴 (nuclear magnetic resonance : NMR)現象から, MRI 装置を用いた画像取得方法など MRI の原理について述べる。

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, また本研究で使用したパルスシーケンスの特徴について述べる。

第 4 章 梨状筋症候群

梨状筋症候群の関連組織である梨状筋, 坐骨神経の解剖学的特徴から, 梨状筋症候群の原因, 症状等について述べる。

第 5 章 梨状筋 MRE における撮像断面

本研究で使用したパルスシーケンスの特徴を考慮して, 梨状筋 MRE に最適な撮像断面について検討した。

第 6 章 梨状筋 MRE における振動変位検出方向と振動周波数

第 5 章で検討を行った撮像断面において最適な振動変位検出方向と振動周波数の検討を行った.

第 7 章 結論

本研究の結論, 今後の展望と課題について述べる.

第2章 MRIの原理

2.1 はじめに

Magnetic resonance imaging (MRI)とは、核磁気共鳴現象(nuclear magnetic resonance : NMR)を利用した画像診断法である。NMRは1946年にBlochやPurcellによって発見された現象であり、ある特定の原子核に対しエネルギーを与え、その原子核から放出される電波をNMR信号として受け取る。

NMR信号を放出できる原子核は、磁性を有する原子核のみである。磁性を有する原子核とは陽子数または中性子数のどちらか一方、または両方が奇数の核種であり、 ^1H や ^{13}C , ^{39}K などが挙げられる。この磁性を有する原子核では、 ^1H が検出感度および生体内存在比で最も高いことから、現在MRIでは ^1H を主に対象にしている。

MRIでは、原子核にエネルギーを与える特殊な電磁波(radio frequency パルス: RF パルス)と傾斜磁場を使用して任意の断層像を得ることができる。本章ではNMRをはじめとし、MRIの撮像原理について述べる。

2.2 NMRの原理

原子核は質量と電荷を持ち、自転(スピン)の性質を持っている。質量を持つものがスピンしていると慣性モーメント(コマの性質)を持つ。また電荷を持つものがスピニングしていると円電流が発生し、この円電流により原子核は磁気モーメント(磁石の性質)を持つ²⁻¹⁾。磁場にさらされていない ^1H の自転軸はおのおの別の方向を向いているため、磁気モーメントは相殺されている。しかし、静磁場下では ^1H の自転軸が磁場に揃う方向に力が働くようになり、静磁場に対して同じ方向と反対の方向の2方向に向くようになり(Fig. 2-1)、エネルギー準位が分かれる(ゼーマン効果)²⁻²⁾(Fig. 2-2)。どちらに属する ^1H も一方に固定されたものではなく両群を行ったり来たりするが、全体としてはBoltzmann則に従って決まった割合で分布しており、わずかに α 群の方が多い(β 群の ^1H 原子核10万個に対して、静磁場 B_0 が1.5Tのとき α 群が10万1個、3.0Tのとき α 群が10万2個になる)。両者は異なったエネルギー(熱)状態にまたがって動的な平衡状態であり「熱平衡状態」と呼ばれる。これが磁場にさらされた環境では最も安定した(全体のエネルギーレベルが低い)状態である。 α 群と β 群に属する磁気モーメントのほとんどは相殺されるが、わずかに α 群の ^1H が多いため、総和として静磁場方向に磁化ベクトル(巨視的磁化ベクトル)を形成する²⁻³⁾。

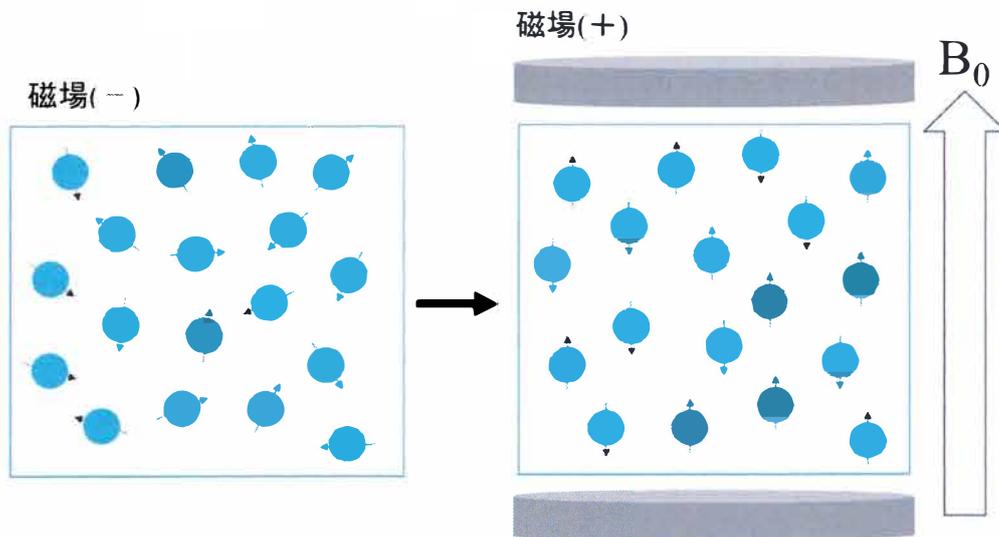


Fig. 2-1 スピンの挙動.

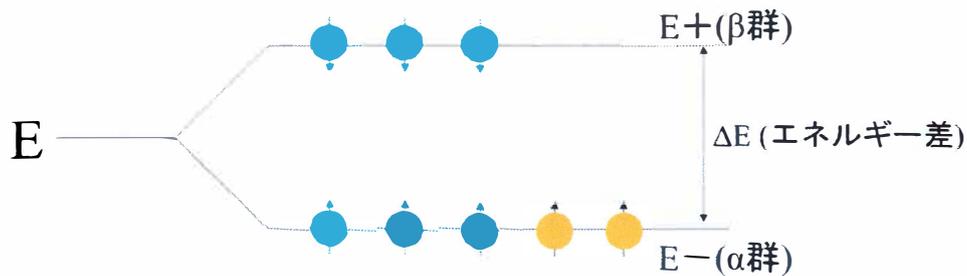


Fig. 2-2 ゼーマン効果.

原子核は慣性モーメントと磁気モーメントの2つの性質を持っているため、磁石の性質を持ったコマと考えることができる。そこに静磁場が存在すると(コマの自転軸を傾けようとする力が働くと)、その方向に対して直角な方向に軸を動かすように力が作用する。この作用のためコマの軸は押した方向に対して直角方向に動くようになる。これをみそすり運動または歳差運動という²⁻¹⁾(Fig. 2-3)。磁場強度と歳差運動の回転周波数には比例関係があり以下の式で表される。

$$\omega = \gamma B_0 \quad 2-1$$

ここで ω は歳差運動の角周波数(Larmor 周波数)[rad/s], γ は磁気回転比[rad/(T·s)], B_0 は静磁場強度[T]である。磁気回転比 γ はそれぞれの核種によって決まっており、 ^1H の場合、 267.4×10^6 [rad/(T·s)] = 42.58 [MHz/T]である。よって、磁気回転比 γ と静磁場強度 B_0 から計算された ω と同一周波数の電磁波を照射することで、NMR 信号を取得することができるため、式2-1はMRIの基本式となっている。

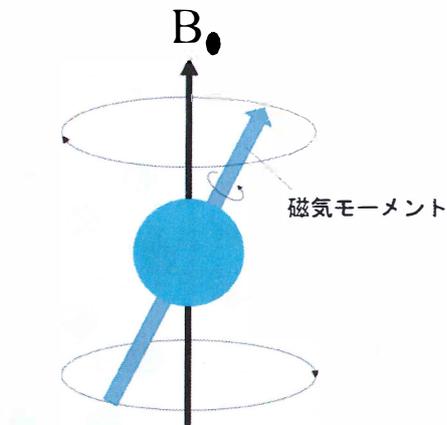
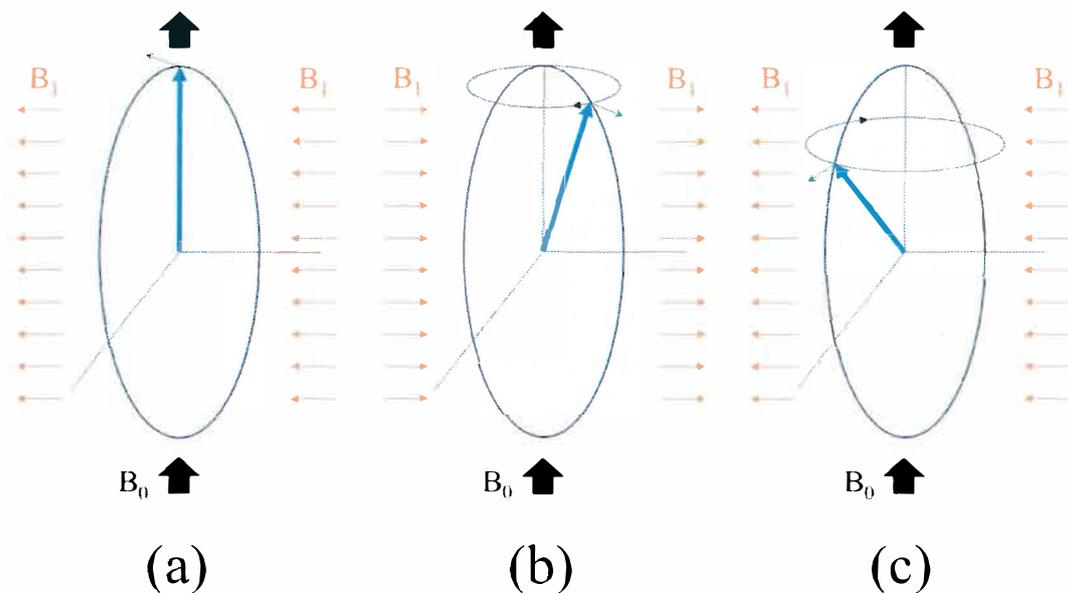


Fig. 2-3 スピンの歳差運動.

2.3 スピン励起

NMR 信号を取得するためには、 ω と同一周波数の電磁波(RF パルス)を照射し、巨視的磁化ベクトルにエネルギーを与える必要がある。そのためには、静磁場方向と直交する方向から電磁波を、Larmor 周波数に合わせて周期的に与えなければならない²⁻¹⁾(Fig. 2-4 (a)→(b)→(c)).このようにすることで巨視的磁化ベクトルをしだいに傾かせ倒すことができる。この現象を励起といい、巨視的磁化ベクトルを 90° 励起させた RF パルスを 90° RF パルスという。



B_1 : RFパルスの磁場成分

Fig. 2-4 巨視的磁化ベクトルを傾ける電磁波(振動磁場).

2.4 緩和

RF パルスを磁気モーメントに与えると励起した状態(エネルギーを持った状態)になり、巨視的磁化ベクトルでは倒れていくようになる。その後、RF パルスを照射しなくなると、磁気モーメントは歳差運動を続けながら、「しだいに」熱平衡状態に戻っていく。この原子核磁気モーメントが励起状態から熱平衡状態に戻る過程を緩和という²⁻³⁾。この時 RF パルスによって得たエネルギーを周囲の組織に放出したり、お互いの ¹H 同士でエネルギーを交換したりする。

巨視的磁化ベクトル M の緩和はその z 軸(静磁場と同じ方向)成分 M_z と x - y 成分 M_{xy} に分けて考える必要がある。 M_z を縦磁化(longitudinal magnetization)、 M_{xy} を横磁化(transverse magnetization)と呼び、前者の緩和を縦緩和(longitudinal relaxation)あるいは T_1 緩和、後者の緩和を横緩和(transverse relaxation)あるいは T_2 緩和という。この2つの緩和は同時に起こるが、まったく独立した過程である。

2.4.1 T_1 緩和

RF パルスを照射され、励起状態にあった磁気モーメントが安定な状態に戻っていく過程において、余分なエネルギーは周囲の組織に振動のエネルギーとして放出する。これを縦緩和あるいは T_1 緩和という。 T_1 緩和は ¹H(スピン)から周囲の組織(格子)にエネルギーを渡す過程であるため、スピン-格子緩和ともいう²⁻⁴⁾。また、励起パルスが照射されてから熱平衡状態の 63.2 %に回復するまでの時間を縦緩和時間または T_1 緩和時間と呼び、以下の式で表される²⁻³⁾。

$$M_z = M_0 \left[1 - (1 - \cos \theta) \exp\left(\frac{-t}{T_1}\right) \right] \quad 2-2$$

ここで、 M_z : 縦磁化、 M_0 : 熱平衡状態の縦磁化、 θ : RF パルスの flip angle [degree]、 t : RF パルス照射されてからの時間 [s]、 T_1 : 縦緩和時間 [s]

T_1 緩和の主な原因は揺動磁場(水分子の回転運動によって空間的、時間的に不規則に変化する磁場)を介して起こる外部へのエネルギーの移動である。RF パルスによって ¹H に蓄えられたエネルギーは周囲の色々な組織、特に水分子の分子運動エネルギーとなる²⁻⁴⁾。このエネルギー授受は分子運動の周波数が磁気モーメントの周波数と一致したとき最も効率よく成功するため、 T_1 緩和時間は最小となる。一般に静磁場強度が高くなるほど T_1 緩和時間は増加する。

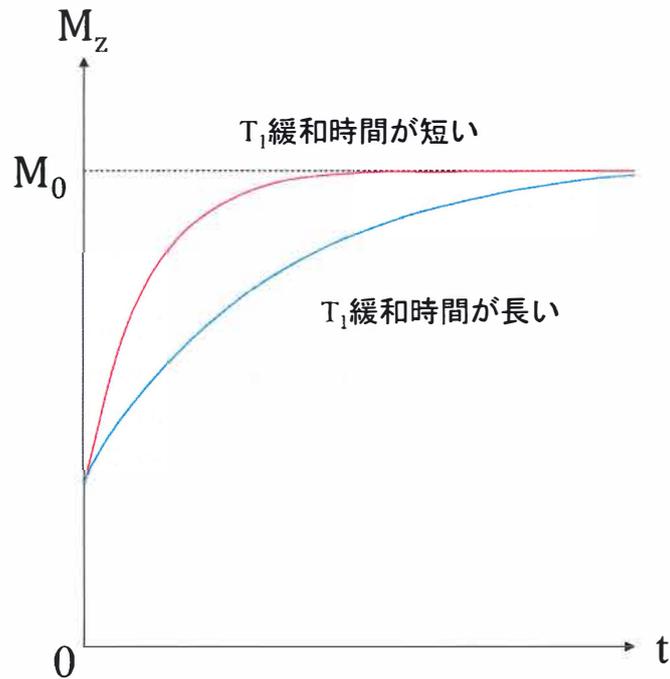


Fig. 2- 5T₁ 緩和 (θパルス後の T₁ 緩和).

2.4.2 T₂ 緩和

揺動磁場や局所磁場の不均一性により、お互いのスピンの感じる磁場が微妙に刻一刻と変化しているため、これにより個々のスピンの位相がずれていく。この過程を横緩和あるいは T₂ 緩和という。T₂ 緩和は個々のスピン同士で影響を及ぼしあっているため、スピン—スピン緩和ともいう^{2,4)}。また、励起パルスが照射されてから熱平衡状態の 36.8% に減衰するまでの時間を横緩和時間または T₂ 緩和時間と呼び、次式で表される^{2,3)}。

$$M_{xy} = M_0 \sin \theta \cdot \exp\left(\frac{-t}{T_2}\right) \quad 2-3$$

ここで、M_{xy}: 横磁化, M₀: 熱平衡状態の横磁化, θ:RF パルスの flip angle [degree], t: RF パルス照射されてからの時間 [s], T₂: 横緩和時間 [s]

T₂ 緩和は、①揺動磁場によってお互いのスピンの感じる磁場が時間的に変化すること、②スピンの動揺による局所磁場の不均一性によって、局所磁場が変化すること、この 2 つによって各磁気モーメントは異なった周波数で歳差運動することになり位相が分散していくため、信号が減衰していく^{2,4)}。

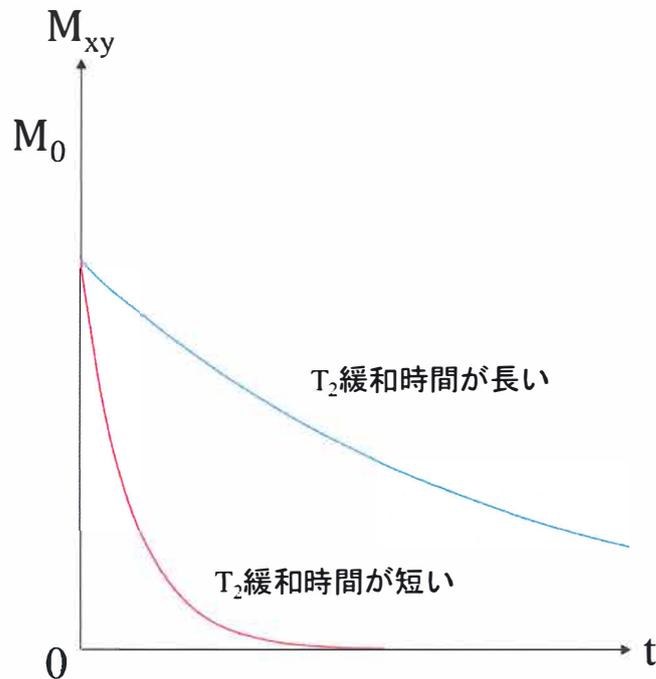


Fig. 2- 6T₂ 緩和 (θパルス後の T₂ 緩和).

2.5 傾斜磁場

MRI では ¹H の信号が生体のどの部位から発生したのかという位置情報がないと画像を構成することができない. そこで使用されるのが傾斜磁場である. 傾斜磁場とは場所によって磁場の強さが異なっている磁場のことであり, 静磁場内に傾斜磁場専用のコイルによって一時的に作られる. MRI では各々のボクセルに位置の情報を与えるために以下の3種類の傾斜磁場が用いられている.

- (1)スライス選択傾斜磁場
- (2)位相エンコード傾斜磁場
- (3)周波数エンコード傾斜磁場

ここでは,これらの傾斜磁場について述べる.

2.5.1 スライス選択傾斜磁場

横断面を得る場合のスライス断の決定は, Fig. 2-7 のように z 軸方向に傾斜磁場をかけ磁場の勾配を作ることによって行われる. 傾斜磁場によってそれぞれの位置で磁場の強さが異なるようになり, スピンは位置によってわずかに異なった周波数で歳差運動をする. 傾斜磁場によってある点における断層内のスピンの共鳴周波数帯域幅(バンド幅)が決定した後, その帯域幅を有するように sinc 関数型に変調された RF 磁界を印加することでその断層内のスピンのみを選択的に励起させることができる. 選択されるスライスの幅は, 帯域幅を小さくしたり, 傾斜磁場の勾配を大きくしたりすると薄くなる²⁻⁴⁾.

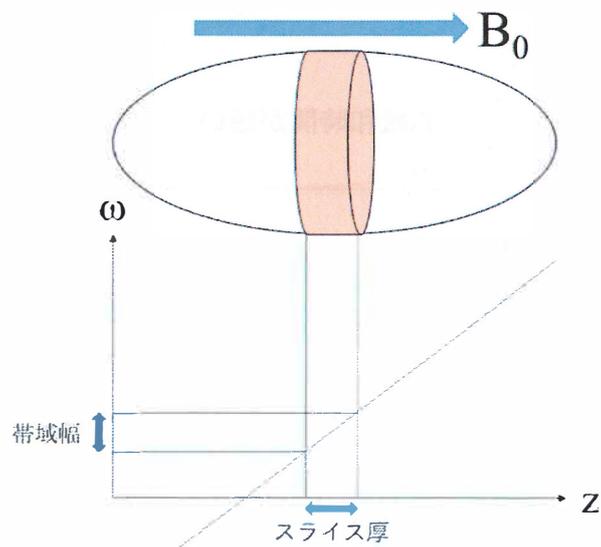


Fig. 2-7 スライス選択傾斜磁場.

2.5.2 位置エンコード傾斜磁場

位相エンコードでは Fig. 2-8 に示すように, 撮像視野(field of view: FOV)の両端における歳差運動の位相差が 2π の整数倍になるように傾斜磁場の強度を(通常印加時間を一定にして)変化させる²⁻¹⁾. 位相エンコード傾斜磁場は通常, 次項に記述する周波数エンコード傾斜磁場の前に印加される.

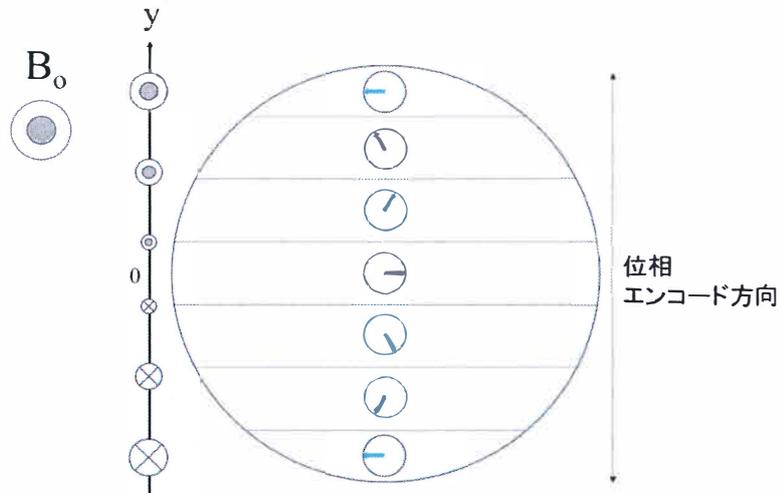


Fig. 2-8 位相エンコードによる位置の識別.

2.5.3 周波数エンコード傾斜磁場

周波数エンコード(あるいは読み取り傾斜磁場)では, Fig. 2-9 に示すように FOV の両端における歳差運動の位相差が 2π の整数倍になるように傾斜磁場の印加時間を(通常強度を一定にして)変化させる. 傾斜磁場の印加時間を変化させていくことは, 受信したエコー信号のサンプリング時刻を変えることと同値であるから, エコー信号を1つ取得すれば読み取り方向の1本のエンコードが完了する²⁻¹⁾. 位相エンコードを印加させた後に, 周波数エンコードを印加することで, 空間周波数領域(k 空間)に信号を蓄積していき, それを逆フーリエ変換することで, 画像を取得することができる.

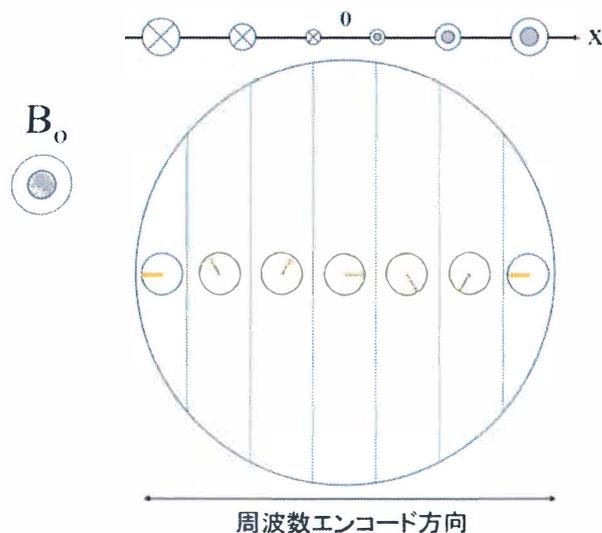


Fig. 2-9 周波数エンコードによる位置の識別.

2.6 強度画像と位相画像

MRI の信号は複素数で実部と虚部から成り立っており、信号 $M(x,y)$ の実部が実信号 $R(x,y)$ (離散フーリエ変換された後のため、フーリエ変換前の NMR 実信号に対応)、虚部が虚信号 $I(x,y)$ になる。取得した MRI 信号は次式で表される。

$$M(x,y) = R(x,y) + iI(x,y) \quad 2-4$$

式 2-4 から実空間座標 (x,y) における巨視的磁化ベクトルの大きさ(強度: magnitude) $Mag(x,y)$ は

$$Mag(x,y) = \sqrt{R(x,y)^2 + I(x,y)^2} \quad 2-5$$

で表される。これを画像として表示すると強度画像(Magnitude image)となる。また、巨視的磁化ベクトルの位相 $\phi(x,y)$ は

$$\phi(x,y) = \tan^{-1} \left[\frac{I(x,y)}{R(x,y)} \right]$$

と表すことができる^{2,3)}。これを画像で表示すると位相画像(Phase image)になる。一般的に臨床の場で使用されているのが巨視的磁化ベクトルの強度分布を表す強度画像であり、位相画像は特殊な場合(MR angiography における phase contrast (PC)法や susceptibility weighted imaging (SWI), 次章で記述する MR elastography (MRE))で利用されている。

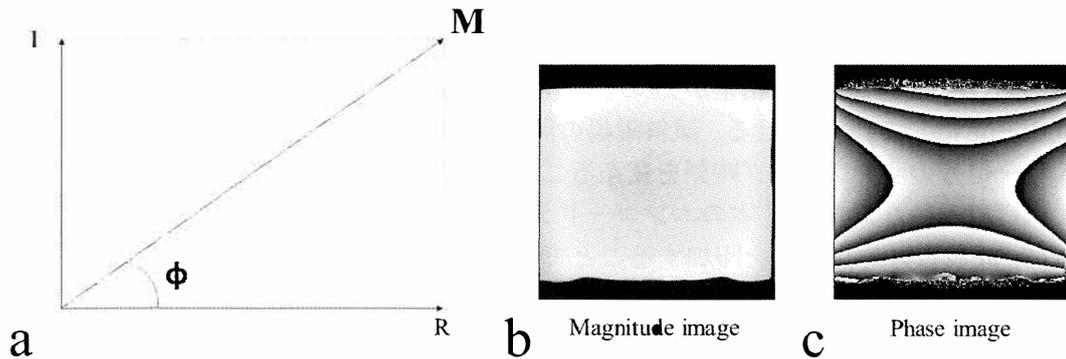


Fig. 2-10 強度画像 (Magnitude image) と位相画像 (Phase image).

第3章 MRE の原理

3.1 はじめに

現在の医療で用いられている画像診断法には、X線写真、computed tomography (CT)、超音波、MRI、核医学などがある。これらはその部位(組織)の形や大きさ、体表からの深さなど極めて詳細に描出することができるが、その組織の硬さの情報を得ることはできない。一方、多くの病変は線維化や浮腫などにより、正常組織と比較して硬いことが経験的・病理学的に知られており、「硬さ」が病変検出ならびに特異的診断の指標となるため、硬さの情報を得ることは極めて重要であるといえる³⁻¹⁾。

硬さの情報を得るために最も有用な古典的方法として「触診」が挙げられるが、これは(1)硬さが主観的であること、(2)手の届かない臓器や奥深い部位は触診できないなど、客観性と普遍性の問題が生じている。それに対し、elastography は非侵襲的に生体臓器や病変の硬さを測定する診断法であり、「硬さ」の指標として「弾性率」を用いる。この弾性率は客観的な硬さの指標であり、MRI で elastography (MRE)を行うことで触診できない部位などの硬さも測定することができる技術として注目を浴びている³⁻¹⁾。

本章では、MRE の撮像原理および本研究で使用しているパルスシーケンス(a gradient-echo type multi-echo sequence)について記述する。

3.2 MRE の撮像原理

MRE は、以下の3つのプロセスによって画像を取得している^{3-1,3-2,3-3)}。

- (1) 撮像対象内に外部振動を加えながら撮像する(Fig. 3-1 a).
- (2) 撮像した画像データの MR 位相画像から、対象内部の伝播波を Wave image として可視化する(Fig. 3-1 b).
- (3) Wave image 内の伝播波の波長(あるいは波数)を計測し、物理式を用いてずり弾性率を算出して、弾性率画像(Elastogram)を作成する(Fig. 3-1 c).

ずり弾性率は以下の物理式から算出することができる。

$$\mu = \rho \cdot (\lambda \cdot f)^2 \quad 3-1$$

ここで、 μ : ずり弾性率(Elastogram の画素値) [kPa], ρ : 密度(人体の密度は水と近似して 1 g/cm^3 である) [g/cm^3], λ : 伝播波の波長 [m], f : 伝播波の周波数(外部振動の周波数と同じため、既知である) [Hz]. よって、Wave image 内の伝播波の波長(λ)を測定することで、ずり弾性率 μ を求めることができる。

MRE で必要なものとして、①外部振動、②振動変位を検出する特殊な傾斜磁場(motion encoding gradient: MEG または motion sensitive gradient: MSG)が挙げられる。次項でこれらについて記述する。

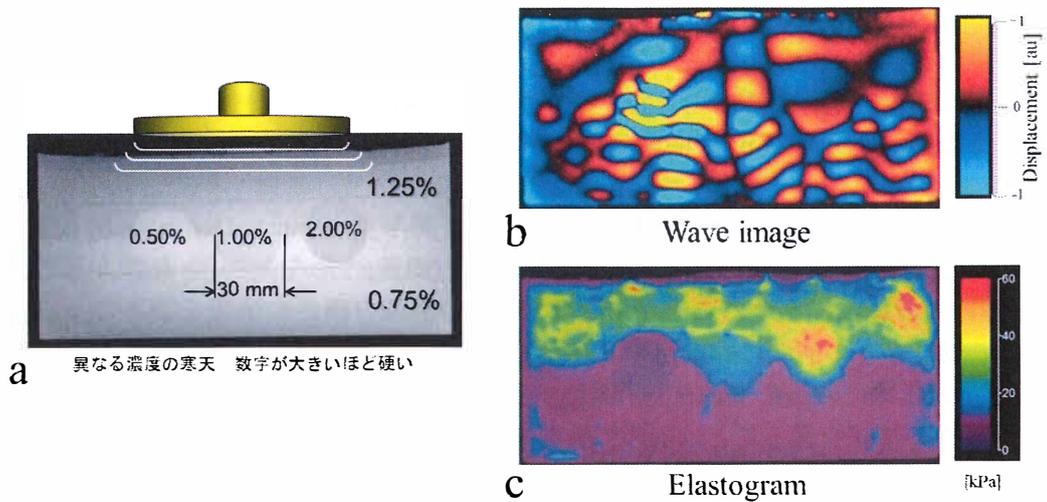


Fig. 3-1 MR elastography の3つのプロセス.

3.3 外部振動

MRE を行うためには、まず生体に外部振動を加える必要がある。撮像対象に振動を加えると、縦波(疎密波)と横波(剪断波)の両方が生体内を伝播するが、疎密波は伝播速度が高く MRE では検出不可能なため、剪断波を標的として行っている。外部振動には、水压振動、空気圧振動、電磁振動、圧電振動などがある。空気圧振動は装置が簡便であること、磁場の影響を受けないことから、現在臨床で使用されている外部振動は空気圧振動が主に使用されており、マグネットルーム外に設置したスピーカからホースを通して、体に密着させている加振パッドに振動を伝えている^{3-1,3-2,3-3}。本研究でもこの空気圧振動装置を用いて実験を行った。

3.4 微小変位検出傾斜磁場

剪断波による変位を位相シフトとして捉えるために、変位エンコード傾斜磁場(MEG)あるいは変位感受性傾斜磁場(MSG)と呼ばれる特有な傾斜磁場を印加して MRE を行っている^{3-3,3-4}。剪断波は横波(進行方向に対して垂直に変位する波)のため、波の進行方向に対して垂直な方向に MEG を印加する。MEG を印加した軸にのみ振動検出の感度を持つようになるため、可視化する振動の変位方向は MEG の印加方向に依存する(Fig. 3-2)。

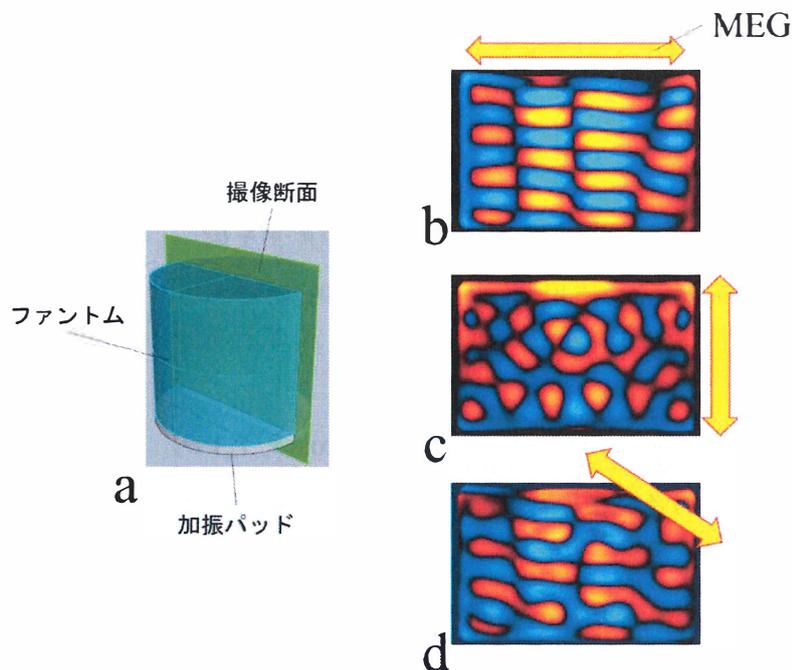


Fig. 3-2 MEG の印加方向とその Wave image.
 a: ファントム撮像の模式図. b: MEG を左右方向に印加した Wave image. c: MEG を上下方向に印加した Wave image.
 d: MEG を斜め 45 度に印加した Wave image.

3.5 外部振動と MEG の同期

振動変位の周波数(= 外部振動の周波数)と MEG を同期させることで、変位を位相シフトとして捉えることができる³⁻¹⁾。以下に MEG と振動を同期させたときの位相シフト量を数式から算出する。

外部振動として単振動(正弦波)を与えてられたときのある位置(\mathbf{r})にあるスピンの変位ベクトル \mathbf{u} は、次式で表される。

$$\mathbf{u}(t) = \mathbf{u}_0 \sin(\mathbf{k} \cdot \mathbf{r} + \omega t + \theta) \quad 3-2$$

ここで、 \mathbf{u}_0 は \mathbf{r} に存在する最大変位(最大振幅)ベクトル、 \mathbf{k} は(弾性体内局所の)波数ベクトル、 \mathbf{r} は位置(原点からの距離)ベクトル、 ω は角周波数、 t は時間、 θ は初期位相で、波数ベクトルの方向は波の進行方向である。

剪断波が振動している、すなわち変位が式 3-2 で繰り返されている間、一定の傾斜磁場(\mathbf{G}_m)を変位(\mathbf{u})方向に印加すると、はじめは磁場が強くなる方向にスピンが移動するため位相が進む(Fig. 3-3 a 左側)。周期 T の最初から半分($T/2$)までに進む位相 $\Delta\phi$ は

$$\begin{aligned}
\Delta\phi\left(0 \rightarrow \frac{T}{2}\right) &= \gamma \int_0^{\frac{T}{2}} (\mathbf{G}_m \cdot \mathbf{u}_0) \sin(\mathbf{k} \cdot \mathbf{r} + \omega t + \theta) dt \\
&= -\left(\frac{\gamma}{\omega}\right) (\mathbf{G}_m \cdot \mathbf{u}_0) [\cos(\mathbf{k} \cdot \mathbf{r} + \omega t + \theta)]_0^{\frac{T}{2}} \\
&= \left(\frac{\gamma T}{\pi}\right) (\mathbf{G}_m \cdot \mathbf{u}_0) \cos(\mathbf{k} \cdot \mathbf{r} + \theta)
\end{aligned} \tag{3-3}$$

ここで、 $T = 1/f = 2\pi/\omega$ を使用した。 γ は磁気回転比である。ところが、周期の後半($T/2 \rightarrow T$)には前半と対照的な反対方向に変位し、式 3-3 と同じ大きさだけ位相が減少することになる。

$$\Delta\phi\left(\frac{T}{2} \rightarrow T\right) = -\left(\frac{\gamma T}{\pi}\right) (\mathbf{G}_m \cdot \mathbf{u}_0) \cos(\mathbf{k} \cdot \mathbf{r} + \theta) \tag{3-4}$$

となって1周期における位相の増減は0となり(Fig. 3-3 a), 変位を位相シフトとして捉えることができない。

$$\Delta\phi(0 \rightarrow T) = \Delta\phi\left(0 \rightarrow \frac{T}{2}\right) + \Delta\phi\left(\frac{T}{2} \rightarrow T\right) = 0 \tag{3-5}$$

そこで、外部振動に同期して \mathbf{G}_m の正負を切り替える。このようにすると位相は周期の後半も前半と同じだけ増加することになるため、1周期の位相シフトは

$$\Delta\phi(0 \rightarrow T) = \Delta\phi\left(0 \rightarrow \frac{T}{2}\right) - \Delta\phi\left(\frac{T}{2} \rightarrow T\right) = \left(\frac{2\gamma T}{\pi}\right) (\mathbf{G}_m \cdot \mathbf{u}_0) \cos(\mathbf{k} \cdot \mathbf{r} + \theta) \tag{3-6}$$

となる(Fig. 3-3 b).

これを N 周期繰り返すと

$$\Delta\phi(0 \rightarrow NT) = \left(\frac{2\gamma NT}{\pi}\right) (\mathbf{G}_m \cdot \mathbf{u}_0) \cos(\mathbf{k} \cdot \mathbf{r} + \theta) \tag{3-7}$$

となる。

そのため外部振動と MEG を同期させることで、最も高い位相シフトを得ることができる。

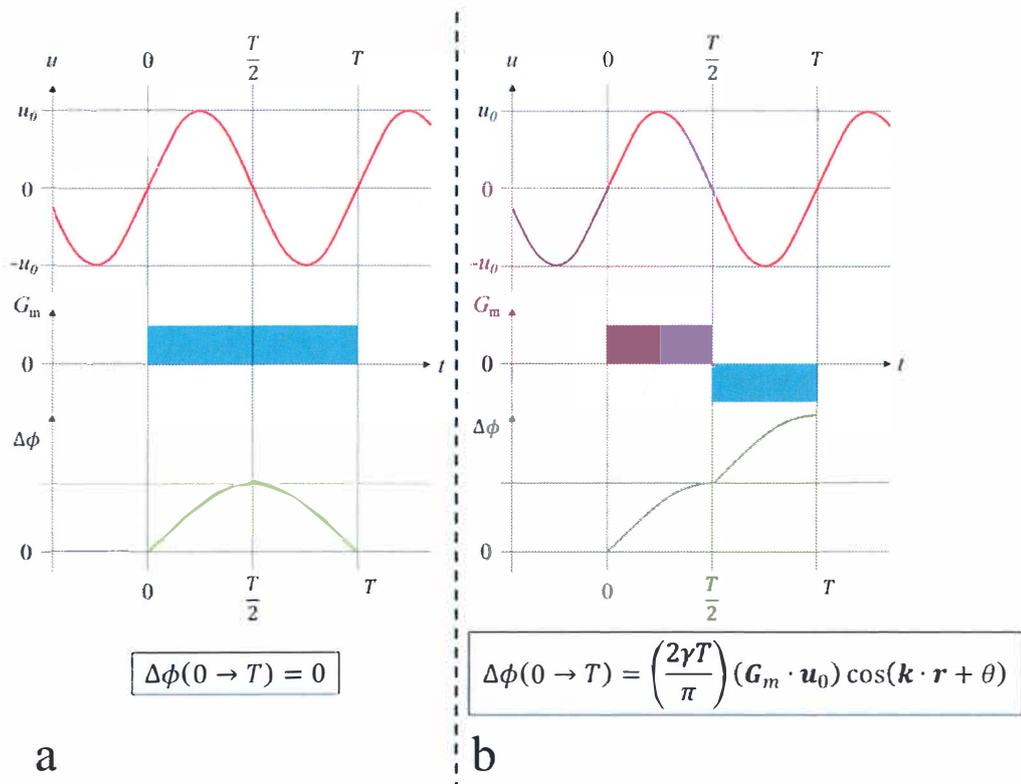


Fig. 3-3 変位 u と MEG(G_m)と位相シフト $\Delta\phi$ の関係.

3.6 位相オフセット

外部振動と MEG の位相の位相差(位相オフセット角)を変えて撮像することを位相オフセットといい、位相オフセット角は式 3-7 の θ に相当する。位相オフセットを行って撮像することの利点は以下の 2 点が挙げられる³⁻¹⁾。

- (1) 位相オフセットを増やすことで、多くの r で正確な位相シフト(変位)を算出することができる。
- (2) 各座標における変位と位相の時間的変化をより円滑に表すことができる(動画として表示できる)。

この 2 点の利点から、位相をオフセットさせて撮像することが主流になっている。位相のオフセットの方法としては、MEG の印加する時間をずらす方法と、外部振動の振動位相をずらす方法がある(Fig. 3-4)。

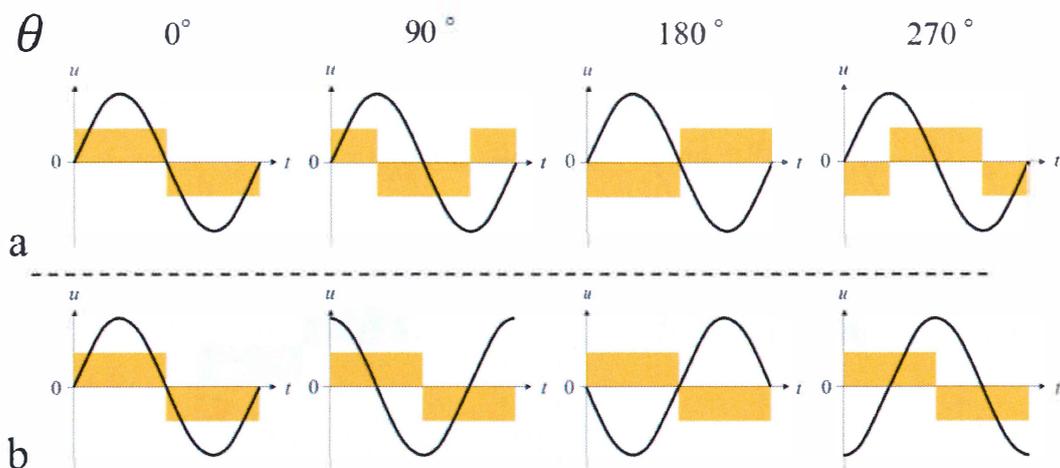


Fig. 3-4 位相オフセット方法(位相オフセット数4).

a: MEG の印加タイミングをずらす方法. b: 外部振動の振動位相をずらす方法.

位相オフセットは雑音を低下させ、変位ならびに位相シフトの誤差を少なくすることができるが、位相オフセット数を増やすほど撮像時間が延長する点や、被験者が動くことによるモーションアーチファクトの出現の可能性が高くなることから、現在の臨床では4枚の位相オフセットでMREを施行している。

3.7 GRE系 multi-echo MRE パルスシーケンス³⁻⁵⁾

現在臨床で用いられているMREパルスシーケンスは、spin echo系やgradient echo系、echo planar imaging (EPI)などにMEGを組み込んで用いられている。そのため、MREを行う際には、MRI装置にMRE撮像用のシーケンスを新たに導入しなければならない。そこで本研究ではMEGを用いない一般的なMRIシーケンスでMRE撮像を行う方法を使用している。本項では、本研究で使用したMREパルスシーケンス(a gradient-echo type multi-echo sequence)について記述する。

GRE系 multi-echo MREパルスシーケンスはMEGを印加しない代わりに、振動周波数を調整して、読み取り傾斜磁場(readout gradient)と振動を同期することで、readout gradient方向に振動する成分を位相シフトとして捉える方法である。Fig. 3-5に本研究で使用したGRE系 multi-echo MREパルスシーケンスを示す。

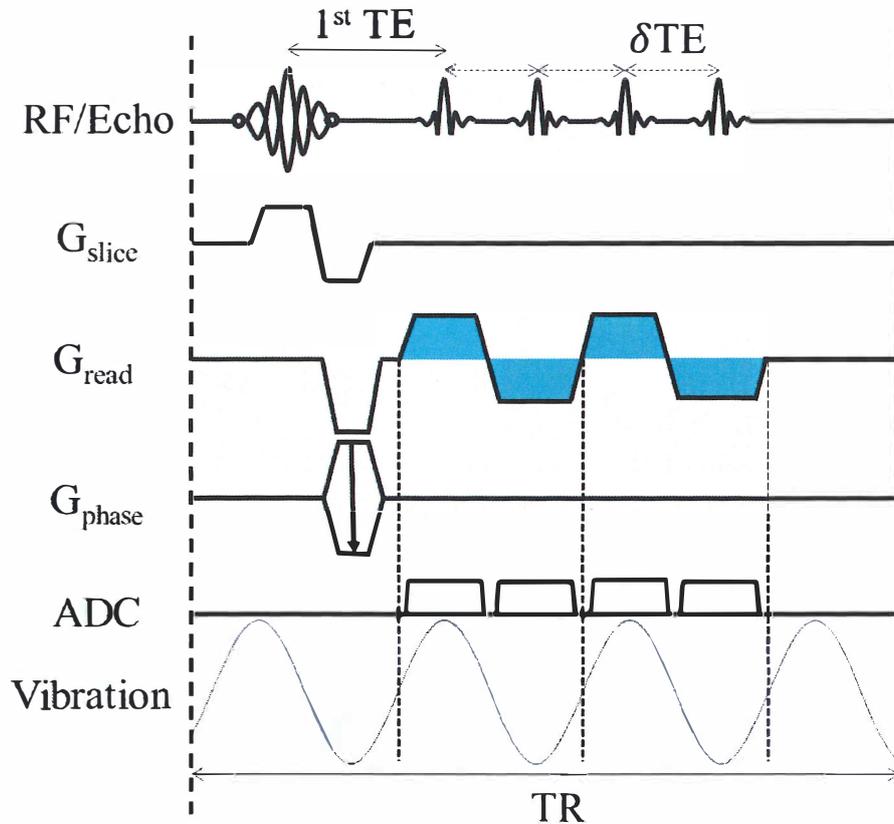


Fig. 3-5 GRE 系 multi-echo MRE パルスシーケンス.

振動の検出感度は MEG を使用した方法と同様で、振動周期と同じ周期で readout gradient を印加した時に最大となる。振動周波数と readout gradient を同期するには、マルチエコーのエコー間隔(δTE)を調整することで容易に設定することができる。以下にある振動周波数に対する δTE の計算方法を示す。

ある振動周波数(f [Hz])に同期したエコー間隔 δTE [s]は以下の式から算出できる。

$$\delta TE = \frac{1}{2f} \text{ [s]} \quad 3-8$$

すなわち、ある振動周波数(f)の周期の半分の時間となる(Fig. 3-5)。例えば、100 Hz の加振の場合、 δTE は $\frac{1}{2 \times 100} = \frac{1}{200} = 0.005 \text{ [s]} = 5.00 \text{ [ms]}$ となる。

また、MRE は振動させながら撮像するため、MRI においてモーションアーチファクトを生じる可能性がある。振動によるモーションアーチファクトを低減させるためには、パルスシーケンスの繰り返し時間(repetition time: TR)に対して振動周波数(f)を $1/TR$ の整数倍に設定し、TR ごとに同じ位相で振動を発生させる必要がある。算出式を以下に示す。

$$f = \frac{n}{TR} \text{ [Hz]}$$

3-9

例えば, TR=40 ms の場合, 使用できる振動周波数は, 25, 50, 75, 100, 125, 150 Hz,...となる. よって, 式 3-8, 3-9 から, 振動周波数を決定すると, それに応じて半自動的に TR や δTE が決定する.

GRE 系 multi-echo MRE パルスシーケンスには以下の利点が挙げられる.

- (1) MRE 専用のパルスシーケンスを必要とせず, 従来の MRI 装置で MRE を実施することができる.
- (2) MEG という特殊な傾斜磁場を使用しないため, TE および TR(=撮像時間)の短縮が可能である.
- (3) 振動感度の異なる画像を, 撮像時間を延長せず取得することができる(後半に発生するエコーになるほど振動の検出感度が増加する)(Fig. 3-6).

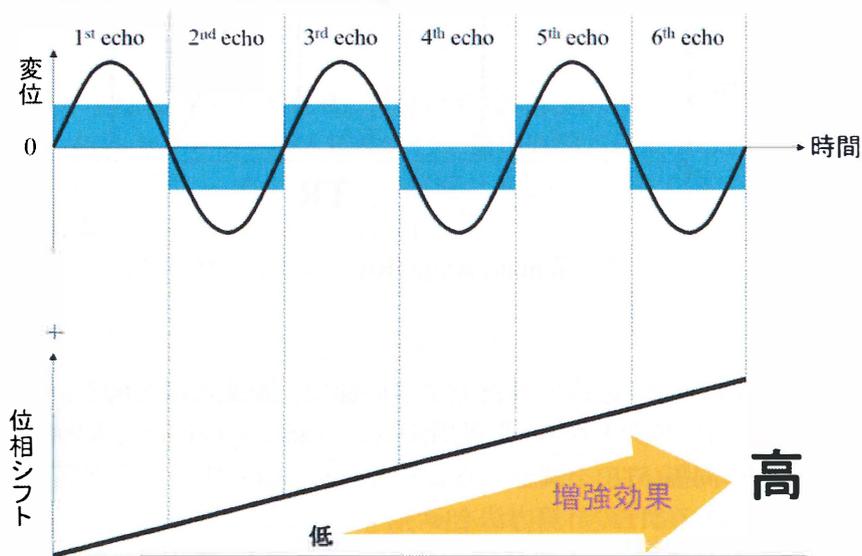


Fig. 3-6 エコー数と振動検出感度の関係.

しかし, GRE 系 multi-echo MRE パルスシーケンスは readout gradient が振動感度を持つ軸になるため, 撮像断面に対して垂直な方向(スライス選択方向)に変位する振動を検出することはできない(Fig. 3-7).

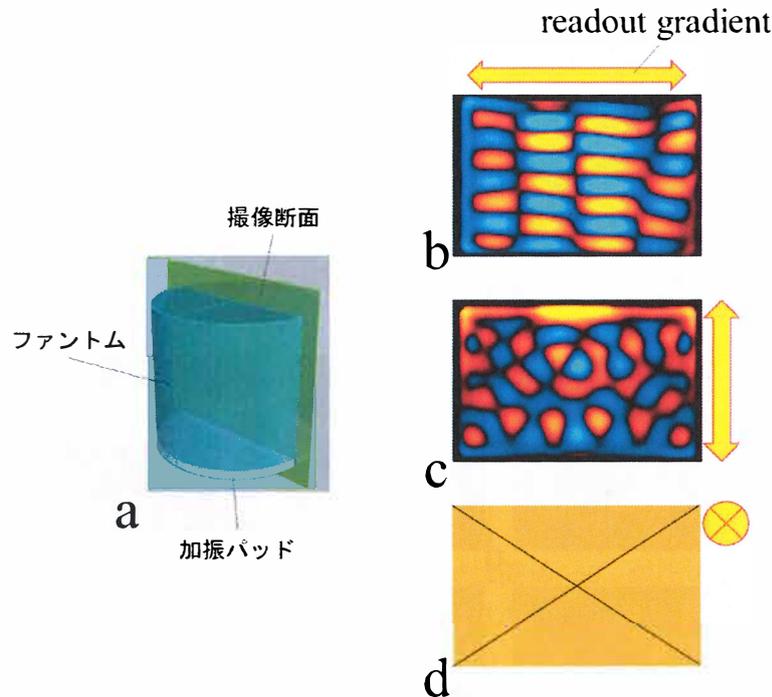


Fig. 3-7 readout gradient の印加方向とその Wave image.
 a: ファントム撮像の模式図. b- d それぞれ得られた Wave image.
 撮像断面に対して平行方向に変位する振動は検出可能であるが(b,c),
 奥行き方向(スライス選択方向)に readout gradient を印加できない
 ため, スライス方向に変位する振動は検出できない(d).

3.8 MRE の空間分解能と振動周波数

外部振動の周波数を高くすると(波長を短くすると), Elastogram の空間分解能が向上するが, 外部振動の周波数が高くなると, 撮像対象内を伝播する加振波の貫通力は低下してしまう³⁻²⁾. Fig. 3-8 に, 周波数の違いによる加振波の貫通力の違いと, 空間分解能の違いを示す. Wave image の明るさは加振波強度の強さを示しており, 100 Hz の加振波(Fig. 3- 8d)はファントムの底まで到達しているが, 150 Hz の加振波(Fig. 3- 8e)では底まで到達していない. このことから, 加振波の周波数が高くなると, 撮像対象内を伝播する加振波の貫通力が低下することを示している. 一方, Elastogram では周波数が高くなると空間分解能が向上し, ロッドの判別が容易になっているものの, 加振波の強度が減衰している部分の弾性率算出に誤差が生じている(Fig. 3-8 f-h). このように,MRE の空間分解能と振動周波数は Trade-off の関係にあるため, MRE を施行する際は, それぞれの部位に合った適切な振動周波数を選択する必要がある.

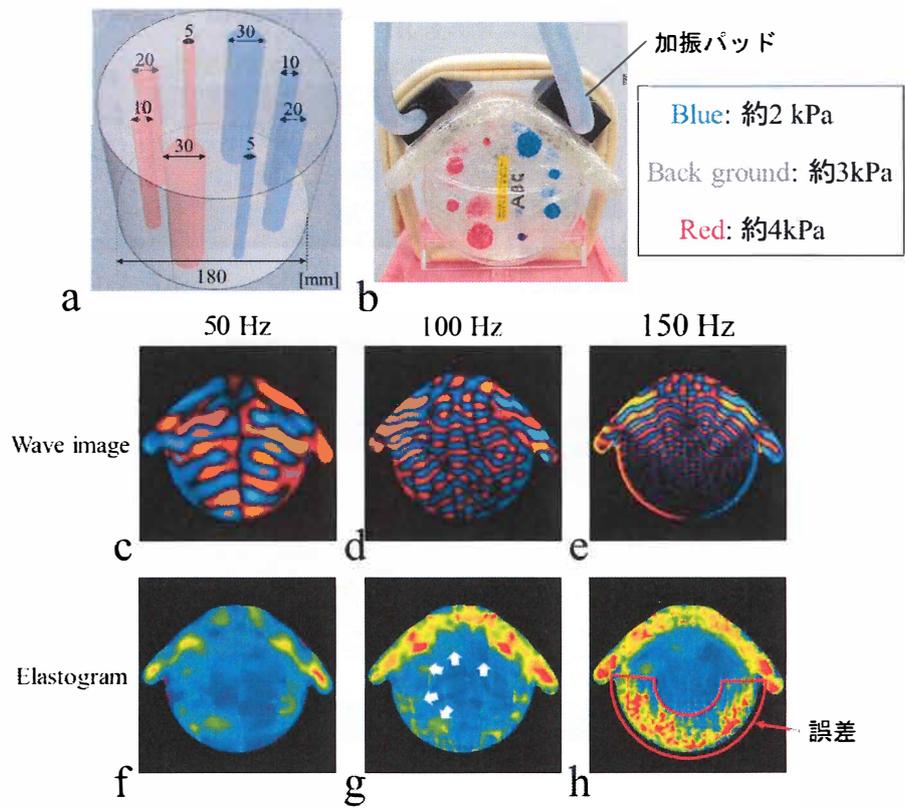


Fig. 3-8 振動周波数と加振波の貫通力および空間分解能.

第4章 梨状筋症候群

4.1 はじめに

梨状筋症候群とは、坐骨神経が骨盤より梨状筋部を通過する部位で起こる絞扼性神経障害であり⁴⁻¹⁾、坐骨神経痛の原因の1つとされている。本章では、梨状筋と坐骨神経、梨状筋症候群および梨状筋のトリガーポイントについて記述する。

4.2 梨状筋

梨状筋は仙骨の前面(第1-4前仙骨孔外側面、大坐骨切痕縁と仙結節靭帯の前面)を起始部とし、大腿骨の大転子上縁を停止部としている。作用は、股関節の外転、伸展(作用は弱い)、外旋であるが、股関節を45~60°屈曲では開排、60°以上の屈曲では内旋となる。支配神経は仙骨神経叢(L5)・S1・S2である⁴⁻²⁾。Fig. 4-1に梨状筋の解剖図を示す。

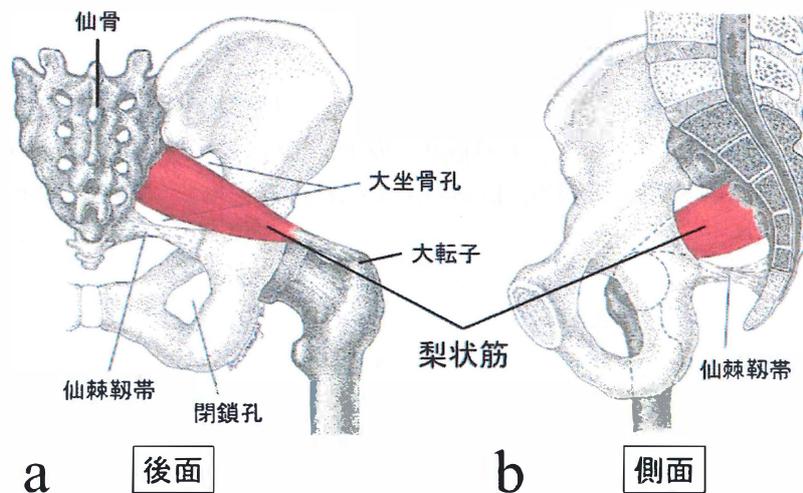


Fig. 4-1 梨状筋解剖図. a: 後面図. b: 側面図. (出典：参考文献 4-3 改編)

梨状筋は深層外旋六筋(梨状筋、内閉鎖筋、外閉鎖筋、上双子筋、下双子筋、大腿方形筋)の1つであり、これらによって股関節の外旋を行っている。梨状筋は大殿筋の深部に位置する深層筋(inner muscle)であり、外側(停止部付近)は大転子に対してその上面の内側において1本の円柱状の腱によってしっかりと固定(停止)されている筋肉である⁴⁻³⁾。Fig. 4-1 bに示すように、梨状筋は大坐骨孔を通過して骨盤の内側から外側に出ている。この堅牢な孔は、腸骨の後部によって、前方部と上方部が、仙結節靭帯によって後方部が、そして下方部は仙棘靭帯によって形成されている⁴⁻³⁾。よって、梨状筋は大坐骨孔を2分するように走行しており、上側を梨状筋上孔、下側を梨状筋下孔と呼ばれている。梨状筋上孔からは上殿動・静脈と上殿神経が、梨状筋下孔からは下殿動・静脈と下殿神経、内

陰部動・静脈と陰部神経，坐骨神経，後大腿皮神経，内閉鎖筋と大腿方形筋への神経が出ている⁴⁻²⁾。

4.3 坐骨神経

坐骨神経は人体内で一番太い神経であり，同じ鞘内の脛骨神経と総腓骨神経の2つの神経から成り立っている⁴⁻⁴⁾(Fig. 4-2)。

i. 脛骨神経(Fig. 4-3)

大腿二頭筋の短頭を除く大腿後面の筋に分布し，足底に至る神経である。大腿二頭筋長頭，半腱様筋，半膜様筋，腓腹筋(内側頭，外側頭)，ヒラメ筋，足底筋，膝窩筋，長母指屈筋，長趾屈筋，後脛骨筋の支配神経となっている。

ii. 総腓骨神経(Fig. 4-3)

大腿二頭筋の短頭に分布し，下腿の外側面と前面と足背に分布する。腓骨頸の深層部で浅腓骨神経と深腓骨神経に分かれる。大腿二頭筋は総腓骨神経が支配神経であり，長腓骨筋，短腓骨筋は浅腓骨神経，前脛骨筋，長趾伸筋，第三腓骨筋，長母趾伸筋，短母趾伸筋，短趾伸筋は深腓骨神経が支配神経となっている。

坐骨神経は大坐骨孔を通り，梨状筋の下を越えて骨盤を出て，内閉鎖筋，上・下双子筋と大腿方形筋に接して下行し，大殿筋の深層部に至る。大内転筋に接して遠位方向に走行し，大腿二頭筋長頭を横切る。膝窩の上で脛骨神経と総腓骨神経の2つに分かれる。

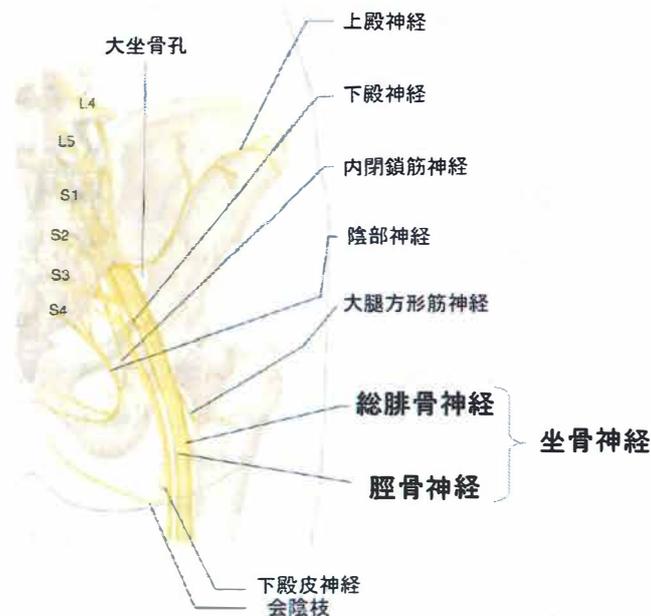


Fig. 4-2 坐骨神経解剖図. (出典：参考文献 4-4 改編)



Fig. 4-3 脛骨神経および総腓骨神経. (出典：参考文献 4-4 改編)

坐骨神経痛は大腿後部の疼痛が特徴であるが、坐骨神経の障害によって、膝から下のすべての筋肉に麻痺を引き起こし、下肢の外側と足の両面の感覚も麻痺するようになる。坐骨神経痛の原因には、腰椎椎間板(L4-L5)ヘルニアが最も多く、その他、筋肉などによる神経圧迫などもある⁴⁴⁾。

4.4 梨状筋症候群

梨状筋症候群とは、坐骨神経が梨状筋部を通過するところで起こる絞扼性神経障害であり、痛みとそれによる障害を訴えて来院する。Yeoman (1928)により初めて梨状筋との関係が示され、Freiburg (1934, 1937)によりさらに詳しく記載された疾患である⁴⁴⁾。

4.4.1 梨状筋症候群の原因

梨状筋症候群の原因として、梨状筋および坐骨神経の解剖学的変位が素因、または原因の大きな部分をなしており(Fig. 4-4)、また、外傷、仙腸関節炎等による梨状筋の収縮等もあげられている⁴⁴⁾。

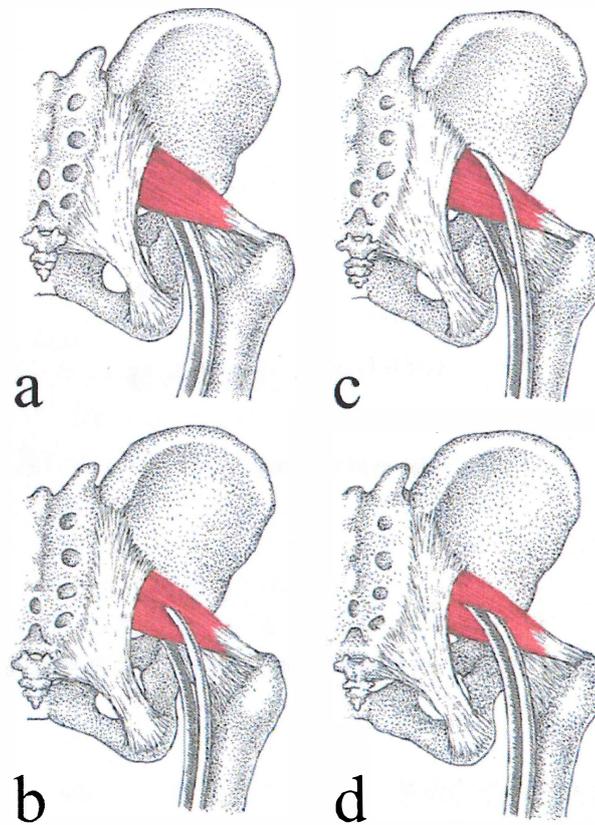


Fig. 4-4 梨状筋付近の坐骨神経走行パターン(4種類).

a: 最も普通で解剖体の約 85%に見られる型. b: 10%強に見られる型.
c: 2~3%に見られる型. d: 1%弱に見られる型. (出典: 参考文献 4-3 改編)

4.4.2 梨状筋症候群の症状, 身体所見

梨状筋症候群の症状は, 臀部の痛みと知覚異常で大腿後面に放散することである. 坐骨神経痛のように大腿後面を下がる痛みがあるが, いくつか異なった点がある⁴⁾.

- (1) 訴える症状のわりに腰椎の動きは良い.
- (2) 時間が経つと大殿筋の萎縮をみることがある.
- (3) 坐骨切痕部の圧痛があり, 痛みの誘発ができる.
- (4) 股関節伸展位で内旋すると痛みが起こり, 外旋にて軽減する.
- (5) 抵抗下で外転, 外旋させると疼痛および筋力の減弱がある.
- (6) 股関節を屈曲, 内転, 内旋させようとする痛みが起こる.

4.4.3 梨状筋症候群の診断

梨状筋症候群の診断は、上記で述べた症状や局麻酔ブロック(局麻酔を梨状筋または坐骨神経に注射し、症状が消失する)により可能となる⁴⁻¹⁾が、坐骨神経痛の原因は複数あること、局麻酔ブロックは侵襲的であることから、梨状筋症候群の診断は困難であるといえる。

4.4.4 梨状筋症候群の治療

梨状筋症候群の治療には、保存療法と観血的療法がある。保存療法は、消炎鎮痛剤、筋弛緩剤、向神経性ビタミンなどの投与、梨状筋を緩める肢位をとらせる。観血的療法は、保存療法無効例、痛みの激しいもの、または大殿筋萎縮をみるような例において、梨状筋切開術を行う。

4.5 梨状筋のトリガーポイント(trigger point: TrP)

Travell と Simons によると、トリガーポイント(trigger point: TrP)とは、「押すと鋭い痛みを感じる過敏になった限局性のスポットで、筋組織の触診可能な索状硬結上の結節の中に存在するもの」と定義され、筋組織内の微細な硬結部位と表現されている。TrP に起因する感覚症状は多岐にわたり、痛みだけにとどまらない。なんらかの機能不全を伴い、筋の硬化、筋力低下、浮腫、吐き気、めまい、姿勢の異常など多様な症状を発症する⁴⁻⁵⁾。

梨状筋の TrP は2か所あり、しばしば骨盤の部位と腰から殿部にかけての複雑な筋膜痛症候群(活性の筋膜 TrP から引き起こされる痛みと自律神経現象で機能障害を伴うもの⁴⁻⁶⁾)の重要な原因を与える⁴⁻³⁾。梨状筋における TrP の関連痛は、まず仙腸関節の部位にはじまり、それから殿部の全体に、そして股関節の後部へと伝わる。その関連痛は後大腿部の近位 2/3 までも広がることもある。Fig. 4-5 に梨状筋の TrP およびその関連痛の模式図を示す。梨状筋症候群の原因における坐骨神経の圧迫・絞扼痛は、梨状筋における活性の TrP に関連する筋膜痛とは原因を異にしているが、この2つはしばしば合併して起こることがある⁴⁻³⁾。

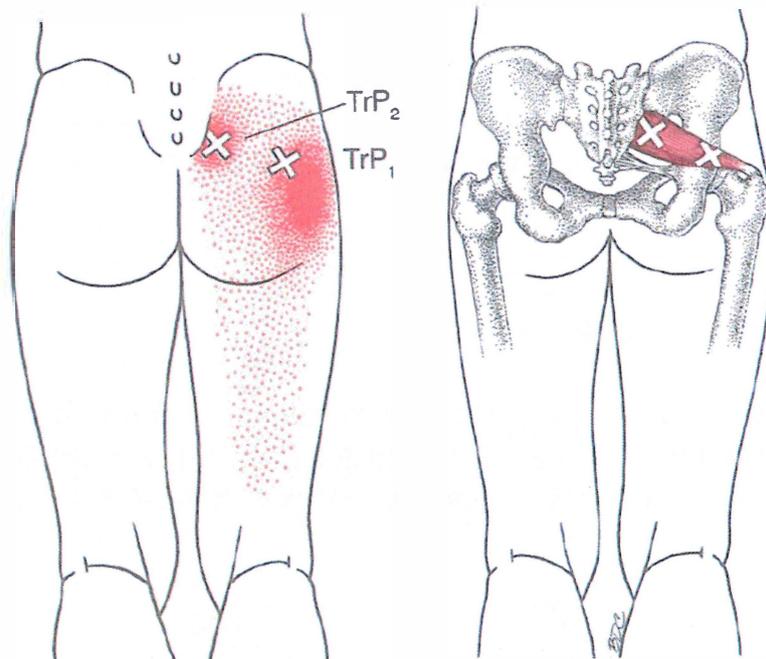


Fig. 4-5 梨状筋における TrP (×印) からの関連痛(赤点)の合成パターン.
(出典：参考文献 4-3)

以下に梨状筋症候群を引き起こすと考えられる3つの条件を示す.

- (1) 梨状筋における TrP からの関連筋膜痛
- (2) 大坐骨孔における梨状筋によって神経および血管が圧迫されること
- (3) 仙腸関節の機能障害

これら3要素はそれぞれ異なる条件ではあるが、しばしば重複した症候の原因となっている.

第5章 梨状筋 MRE における撮像断面

5.1 背景・目的

トリガーポイント(TrP)などによって梨状筋が硬くなってしまっていること(筋硬結)により、坐骨神経を圧迫してしまうことで、梨状筋症候群を引き起こしている可能性が考えられる。しかし、梨状筋は大殿筋の深部に位置する筋肉であるため、直接触診することができない。また、触診は主観的な診断法であり客観性に問題がある。そこで、非侵襲的に硬さを調べることでできる MRE を梨状筋に適用することで、梨状筋症候群に有効な画像診断として使用できる可能性があり、本研究では梨状筋 MRE の技術開発を行っている。

MRE を用いて弾性率を算出するためには、対象内部の伝播波を Wave image として可視化する必要がある(Fig. 3-1 b)。本研究で使用したパルスシーケンス(GRE 系 multi-echo MRE パルスシーケンス⁵⁻¹⁾)では、撮像断面に対して垂直方向(スライス選択方向)に変位する振動を検出することができない(Fig. 3-7 d)。そのため、撮像断面の設定は極めて重要なパラメータの 1 つである。そこで本研究では、梨状筋 MRE に最適な撮像断面について検討を行った。

5.2 実験方法

5.2.1 撮像対象者

本研究に対して同意の得られた成人男性の健常ボランティア 5 名(年齢 21-36 歳)を対象者とした。なお、本研究は首都大学東京健康福祉学部研究安全倫理委員会の承認を得ている(受理番号 17101)。

5.2.2 装置構成

MRI 装置は本学所有の 3T MRI 装置(Achieva 3.0T; Philips Healthcare, Best, The Netherlands)を使用した。この装置は MEG を印加することのできる MRE 専用のシーケンスの導入は行っていない普通の臨床機である。振動は自作の波形発生装置(LabVIEW, USB-6221; National Instruments, TX, USA)が生成した。MRE は振動させながら撮像するため、振動によるモーションアーチファクトを低減させるためには、TR と外部振動を同期させる必要がある。本手法では、TR と振動を同期させるために、MRI 装置の RF パルス発生時に RF 生成機から出力される transistor-transistor logic signal (TTL 信号)を振動の開始のトリガ信号として使用している。この振動波形発生装置によって生成された波形は、パワーアンプ(XTi 1000; Crown, IN, USA)およびスピーカ(Subwoofer TIT320C-4 12”;

Dayton Audio, OH, USA)によって空気圧振動に変換された後、その振動はホースを通して加振パッドに伝えられた。以下に本研究で使用した装置構成を示す(Fig. 5-1)。

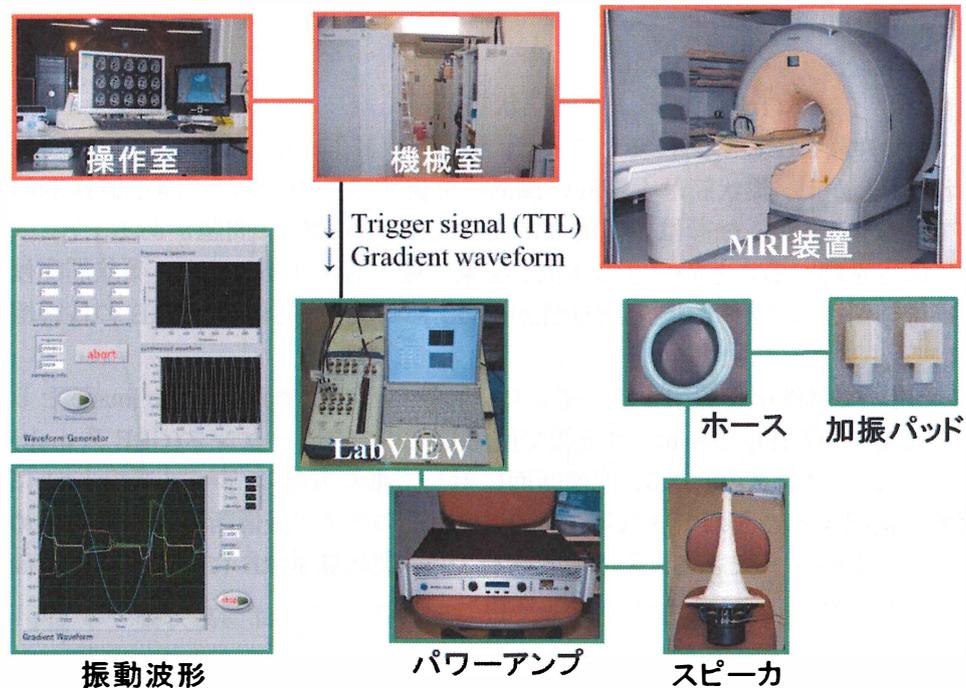


Fig. 5-1 実験装置構成.

5.2.3 加振パッドの固定方法・配置位置

本研究で使用した加振パッドは、梨状筋へ効率的に振動させるために three-dimensional (3D)プリンタ(3D Touch; 3D system, SC, USA)で自作した(Fig. 5-2 a). 腹臥位の健常ボランティアに対し、殿部にシリコンゴムシートを敷き、ゴムバンドで殿部全体を巻いた(Fig. 5-2 b). そのゴムバンドの中に加振パッドを設置し(Fig. 5-2 c), その上からベルクロテープを巻いて圧着度を増加させた(Fig. 5-2 d). その上からトルソコイルを用いて画像を取得した(Fig. 5-2 e). シリコンゴムシートは、加振パッドと対象部との隙間から振動エネルギーが逃げるのを防ぐ役割を担う。また、加振パッドの配置位置は梨状筋近位側直上にある大殿筋に配置した(上後腸骨棘より 2~3 横指下が加振パッドの上端となるようにした)(Fig. 5-3).

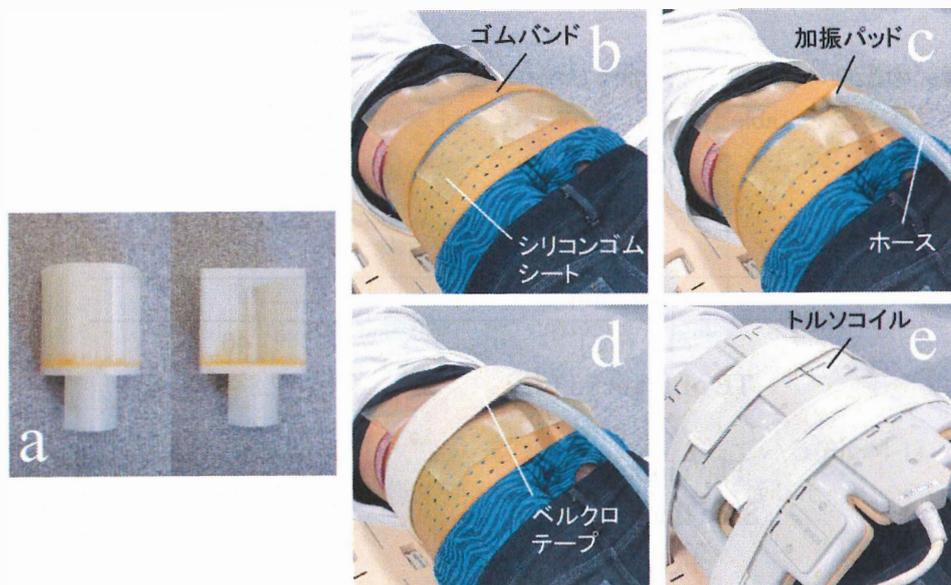


Fig. 5-2 加振パッドと固定方法. a: 3D プリンタで作成した加振パッド.
b-e: 加振パッド固定方法の流れ.

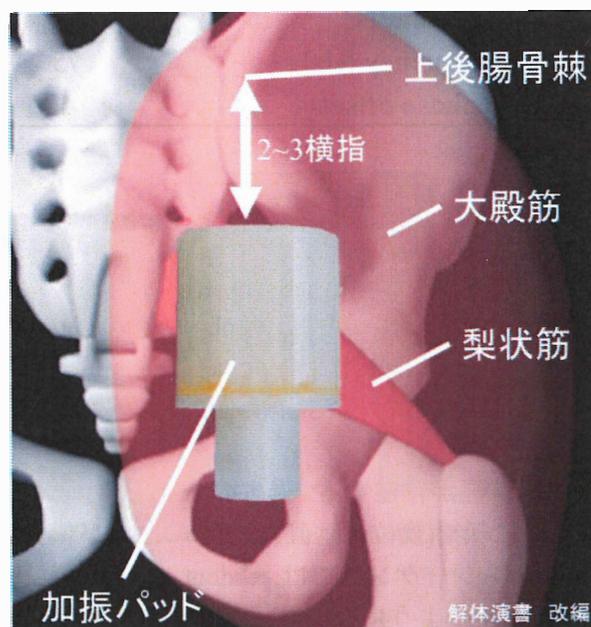


Fig. 5-3 加振パッド配置図.

5.2.4 撮像条件

本研究の撮像には, GRE 系 multi-echo MRE パルスシーケンス⁵⁻¹⁾を使用した(Fig. 3-5). 撮像パラメータを Table 5-1 に示す. 本研究では, 75 Hz の振動周波数で MRE を施行したため, δTE は式 3-8 より 6.66 [ms]と設定した.

Table 5-1 撮像パラメータ.

Parameter	
TR [ms]	40
TE of 1st echo [ms]	2.8 - 2.9
δTE [ms]	6.66
Flip angle[degree]	20
Slice thickness [mm]	10
FOV [mm ²]	250
Matrix	512×512
Coil	SENSE-Torso
Number of signals averaged (NSA)	2
SENSE	No
Regional saturation technique (REST)	Parallel 2
Acquisition time [s]	20.7×4
Vibration frequency [Hz]	75
Vibration phase offset	4

5.2.5 撮像断面

本研究で比較・検討する撮像断面は, 斜軸位断(oblique axial image: OA image), 斜冠状断(oblique coronal image: OC image), 斜矢状断(oblique sagittal image: OS image)の3種類とした. 以下にその撮像断面とした理由および詳細な設定方法を記述する.

筋肉には筋線維による異方性が存在する. 過去の研究から, この異方性によって, 剪断波は筋線維に対して平行に伝播(変位は垂直)しやすいことが報告されている⁵⁻²⁾. また, GRE 系 multi-echo MRE パルスシーケンスでは, readout gradient が振動感度を持っている⁵⁻¹⁾ (Fig. 3-5). そのため, Fig. 5-4 のように readout gradient を筋線維に対して垂直に設定することで, 最も効率良く振動を検出することができる⁵⁻³⁾.

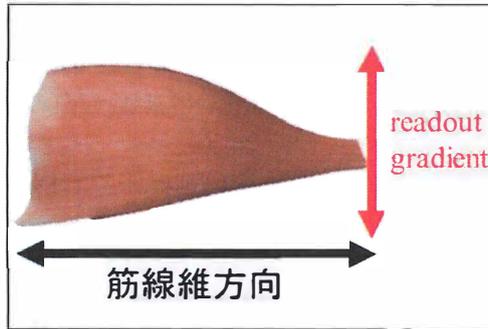


Fig. 5-4 筋線維方向と readout gradient.

梨状筋は仙骨から大転子に向かって3次元的に斜めに走行している(Fig. 4-1). そのため,筋線維方向に合わせるように撮像断面を設定してMREを施行した.

(1) OA image の設定方法(Fig. 5-5)

Fig. 5-5 b に示すように,まず, turbo spin echo (TSE)シーケンスを用いて殿部全体の coronal 断面を撮像し,大腿骨頭と大転子を結ぶ線を基準線として,その撮像断面でもう1度 TSE を撮像した. 得られた TSE の画像から,仙骨と大転子を結んだ線が断面で平行になるように FOV を回転させ, readout gradient と筋線維が垂直になるように設定した. readout gradient は画像の上下方向とした.

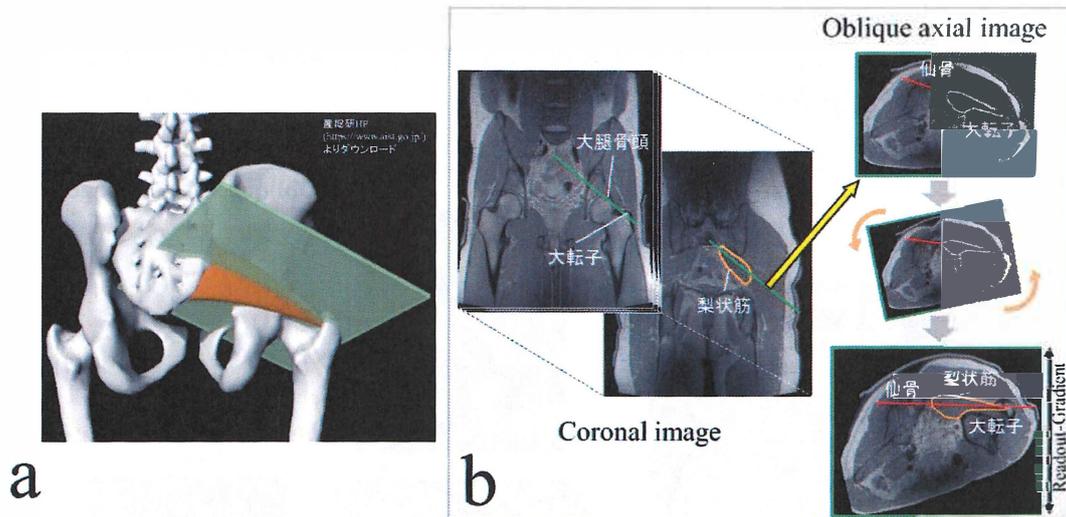


Fig. 5-5 OA image の設定方法. a: OA image の模式図. b: OA image 取得の手順.

(2) OC image の設定方法(Fig. 5-6)

Fig. 5-6 b に示すように, TSE シーケンスを用いて殿部全体の axial 断面を撮像し, 大転

子を通り、かつ、梨状筋の筋線維に沿った線を基準線として、その撮像断面でもう 1 度 TSE を撮像した。得られた TSE の画像から、readout gradient と筋線維が垂直になるように FOV を回転させ OC image とした。readout gradient は画像の上下方向に設定した。

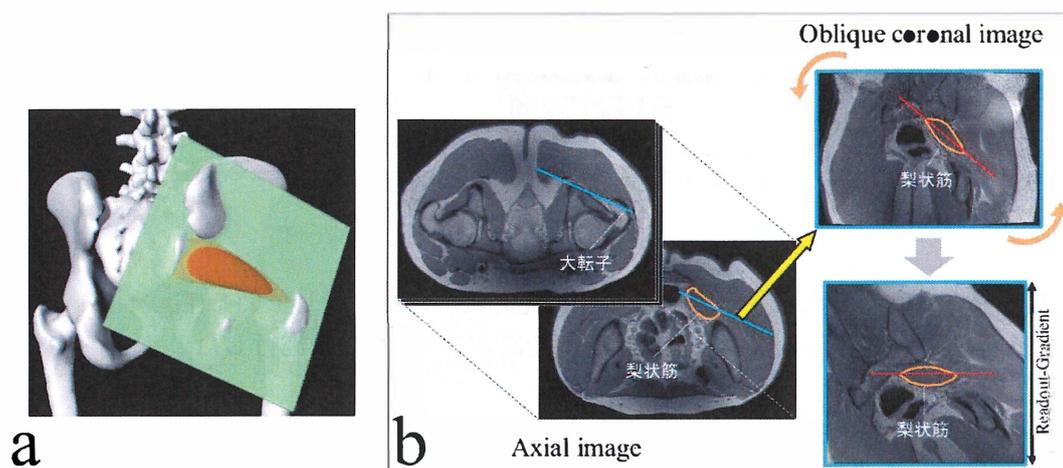


Fig. 5-6 OC image の設定方法. a: OC image の模式図. b: OC image 取得の手順.

(3) OS image の設定方法(Fig. 5- 7)

Fig. 5- 7b に示すように、TSE シーケンスを用いて殿部全体の coronal 断面と axial 断面を撮像し、その 2 つの画像を用いて、梨状筋の筋線維に垂直な基準線でもう 1 度 TSE を撮像した。得られた断面(梨状筋は楕円形で可視化)において梨状筋が大きく可視化されている断面を OS image とし、楕円形の長軸方向(赤線)と readout gradient を平行に設定するために FOV を回転させた。

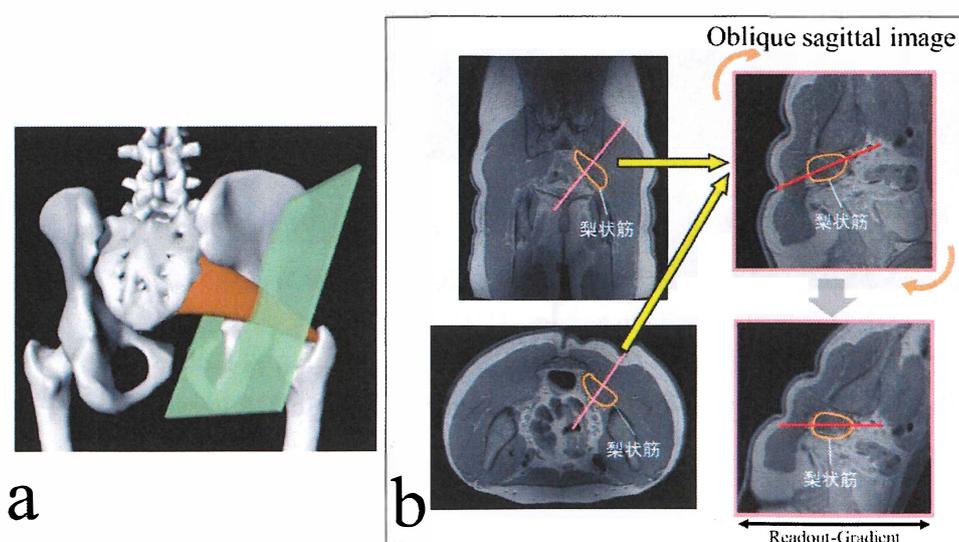


Fig. 5-7 OS image の設定方法. a: OS image の模式図. b: OS image 取得の手順.

5.2.6 画像処理

撮像により得られた MR 位相画像を使用して、以下の手順で Wave image を獲得した。

- ① Image J の「Phase Tools」を使用して、磁場の不均一性および振動の変位検出に起因する MR 位相シフトの位相折り返し(phase wrapping)を除去するために phase unwrapping 処理を行った。
- ② MAYO CLINIC 社の MRE/Wave (Local Frequency Estimate (LFE)アルゴリズムフリーウェア)を使用して、MR 強度画像と phase unwrapping 処理を行った MR 位相画像から、一連の MRE 画像処理を行った。Gaussian spatial bandpass filter によって、高周波ノイズや体動が原因となつて生じる MR 位相シフトを除去し、梨状筋内の伝播波を強調した。本研究ではカットオフを 8~18 waves/FOV とした。

5.2.7 画像評価

正確な弾性率を算出するためには、正確に波長を測定できるような単純な伝播波を可視化している Wave image である必要がある。そこで、3 人の評価者に協力をお願いし、得られた Wave image (動画)に対し以下に示す 4 点の点数付けで視覚評価を行った(Table 5-2)。

Table 5-2 視覚評価基準ならびに点数。

評価基準	点数
筋線維に沿って伝播する1つの波のみ可視化しているもの(OS imageの場合: 筋線維に直交)。	3
筋線維に沿った波が複数可視化されているもの(OS imageの場合: 筋線維に直交)。	2
波の方向がかるうじて判断できるもの。	1
目に見える波がないもの。伝播波の方向が不明。	0

5.3 結果

Fig. 5-8 に 5 名の健常ボランティアの Wave image を示す。この Wave image は MR 強度画像に重ね合わせた画像(Wave image fusion)として表示している。OA image および OC image では、健常ボランティアによって Wave image の伝播波のパターンが異なっていた (Fig. 5-8 a,b,d,e,g,h,j,k,m,n の矢印参照)。それに対し、OS image は健常ボランティアによらず、ほとんど同じ方向に伝播している波となっていた (Fig. 5-8 c,f,i,l,o)。Fig. 5-8 d と h に示す「？」マークは、伝播波の方向が不明であったことを表している。

また、Table 5-3, Fig. 5-9 に点数付けの結果を示す。OA image や OC image と比較して OS image の平均値は高く、標準偏差においては 3 断面で大きな差は見られなかった。

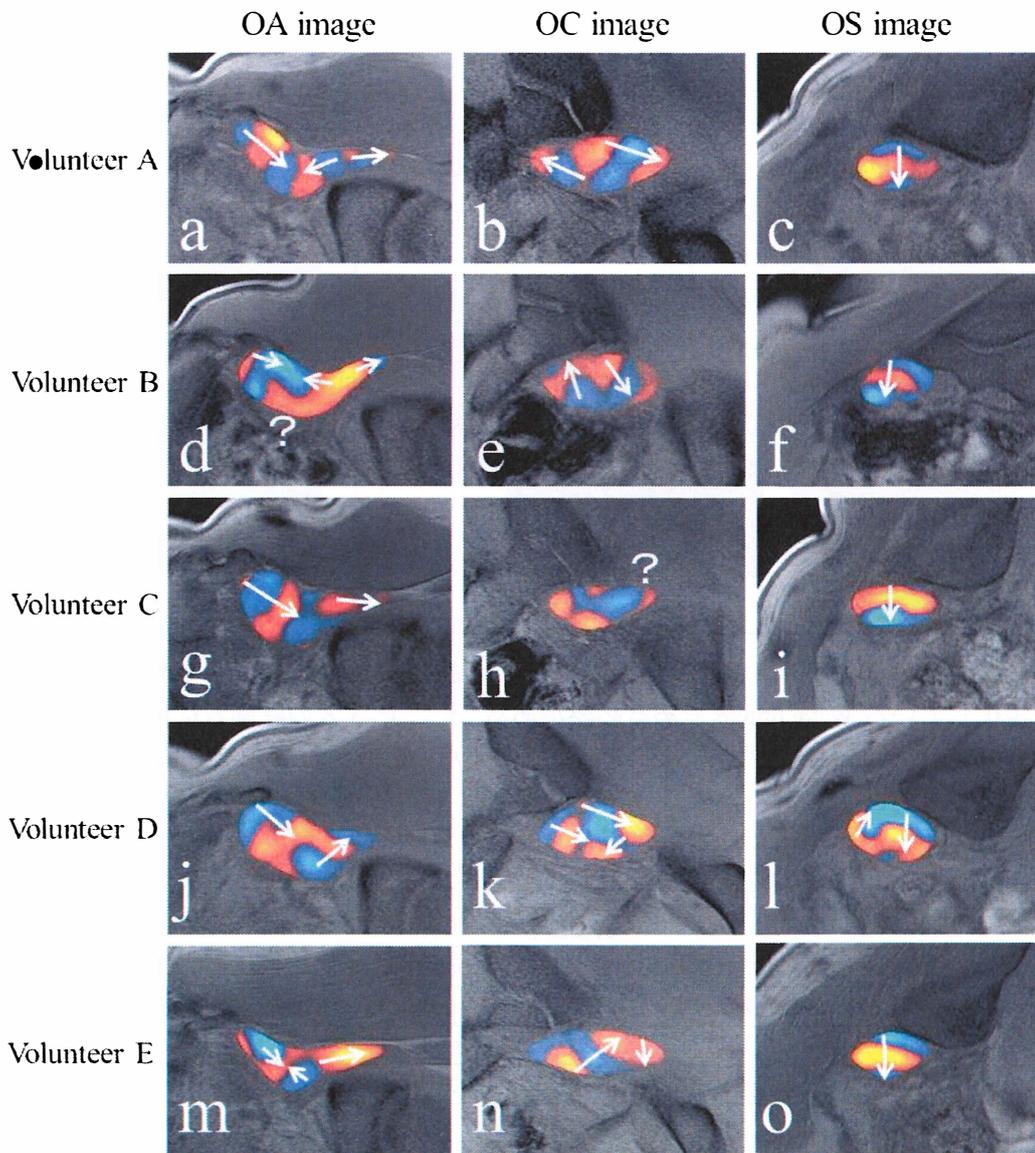


Fig. 5-8 それぞれの撮像断面における 5 名の Wave image.

Table 5-3 3 人の評価者による点数付け結果表.

	OA image	OC image	OS image
平均値	1.7	1.2	2.3
標準偏差	0.72	0.77	0.72

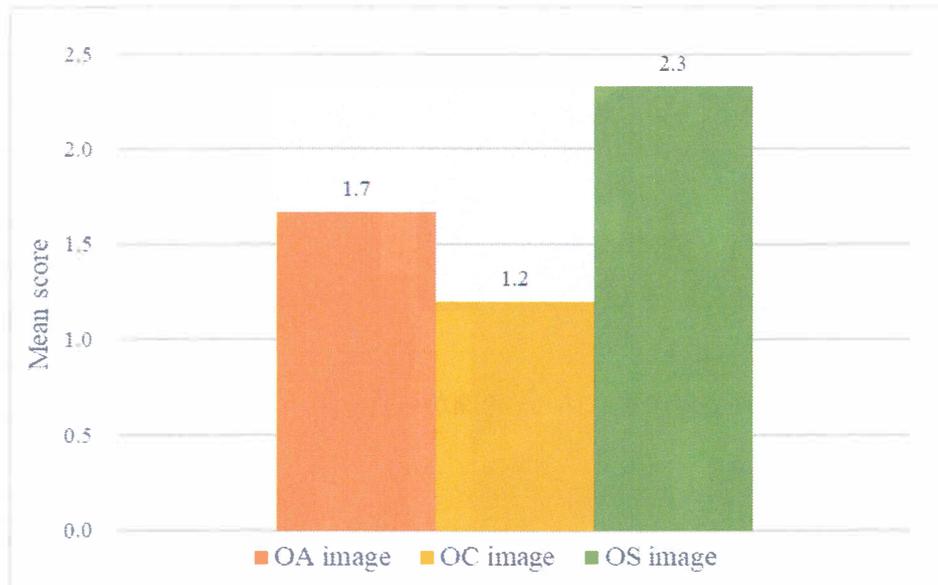


Fig. 5-9 3人の評価者による点数付け結果.

5.4 考察

視覚評価の結果から, OA image や OC image と比較して OS image では1つの波のみを可視化していたといえる. OA image や OC image で Wave image の伝播波のパターンに大きな違いがあった原因, OS image で大きな違いが見られなかった原因を考察する.

以下に梨状筋の解剖図を再掲する(Fig. 5-10). 梨状筋は仙骨から大転子に向かって筋肉の大きさが小さくなっていく筋肉である. また, Fig. 5-11 に示すように, 梨状筋は筋腹の薄い筋肉であり, 3次元的に曲がって走行している. よって, 骨盤の大きさがヒトによって異なることと同様に, 梨状筋の曲率もヒトによって異なっている.

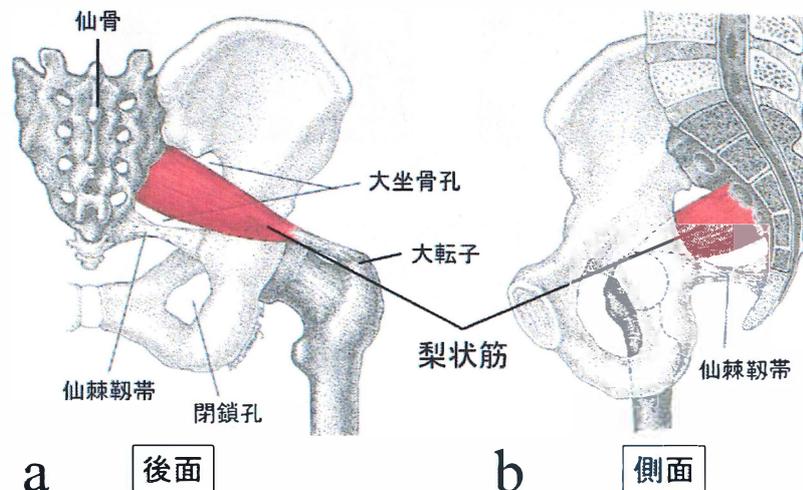


Fig. 5-10 梨状筋解剖図. a: 後面図. b: 側面図. (出典: 参考文献 4-3 改編) (Fig. 4-1 再掲)

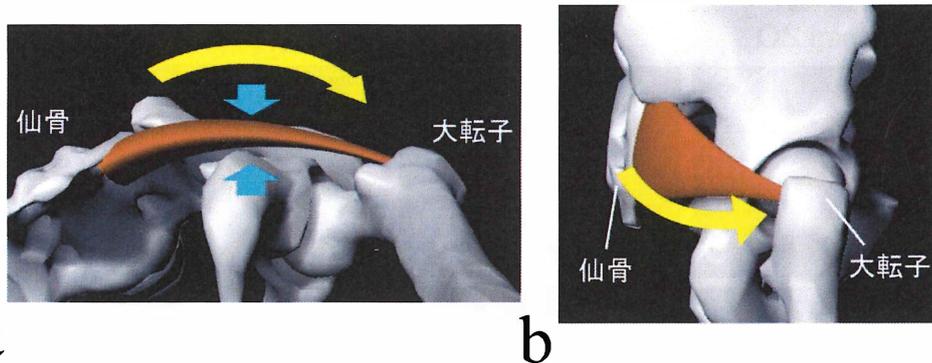


Fig. 5-11 梨状筋走行の模式図. a: 足側から見た図. b: 右側面から見た図.

この解剖学的特徴を踏まえると、梨状筋の筋線維に沿った撮像断面である OA image および OC image で Wave image の伝播波のパターンに違いがみられた原因は 2 つあると考えられる。

1 つは、撮像断面設定における角度の違いが考えられる。ヒトによって梨状筋の曲率が異なるために、健常ボランティアごとに梨状筋内の同じ箇所を可視化できていなかった可能性が考えられる。撮像している箇所が異なっていれば可視化された伝播波のパターンも異なるため、健常ボランティアによって Wave image の伝播波のパターンに違いがあったと考えられる(Fig. 5-12)。

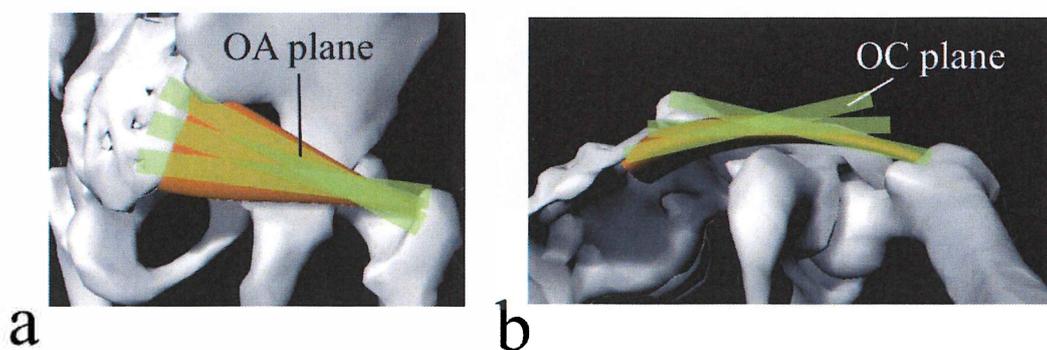


Fig. 5-12 撮像断面の設定角度の違い。

a: OA image を撮像するための撮像断面. b: OC image を撮像するための撮像断面.

2 つ目は、パーシャルボリューム効果による影響である。本研究では画像の SN 比を確保するため、スライス厚は 10 mm としている。この有限なスライス厚によって、筋腹の薄い梨状筋を可視化しようとしたときに、一部では梨状筋ではない部分がスライス面内に入ってきてしまっている可能性があり、この影響で Wave image に差異がみられたと考えられる(Fig. 5-13 a, b 赤色枠内)。

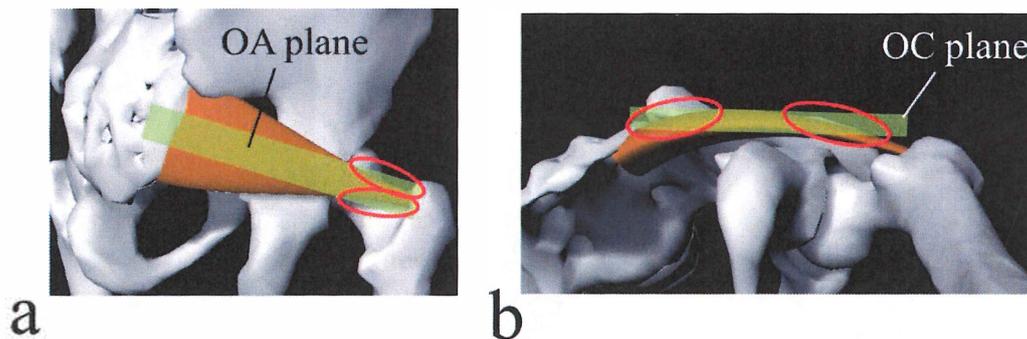


Fig. 5-13 パーシャルボリューム効果の影響. a: OA image を撮像するための撮像断面. 遠位端においてパーシャルボリューム効果の影響の可能性あり.
b: OC image を撮像するための撮像断面. 撮像断面の両サイドにパーシャルボリューム効果の影響の可能性あり.

それに対し OS image は梨状筋の筋線維の方向に直交した撮像断面である(Fig. 5-14 a). 筋線維に直交した撮像断面では、梨状筋の筋腹の小ささや薄さ、曲率にあまり影響を受けないため、パーシャルボリューム効果による Wave image への影響が起こりにくいと考えられる。そのため、OS image は健常ボランティアによらず Wave image にあまり違いがみられなかったと考えられる(Fig. 5-14 b- f)

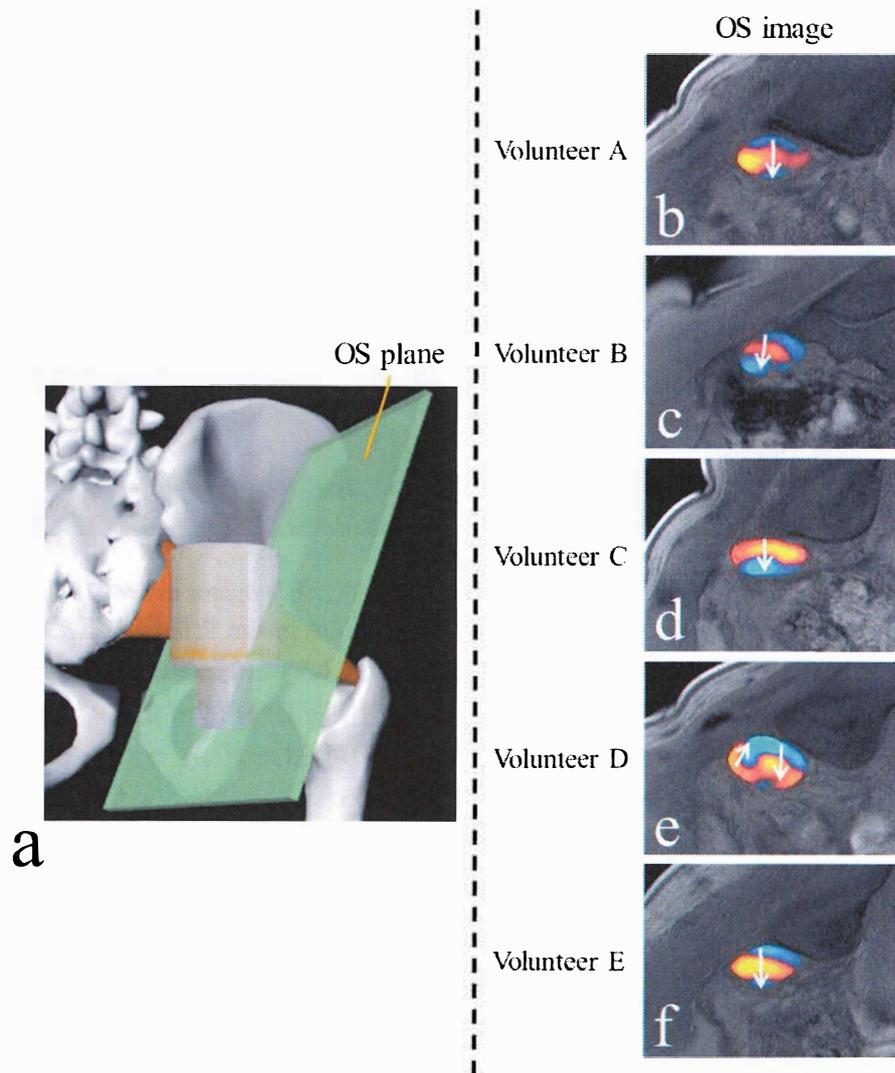


Fig. 5-14 OS image.

本研究の結果から、梨状筋 MRE の最適な撮像断面は筋線維方向に直交する OS image であることが示唆された。

第 6 章 梨状筋 MRE における振動変位検出方向と振動周波数

6.1 目的

MRE では、剪断波による変位を位相シフトとして捉えるために、振動変位を検出する傾斜磁場(motion encoding gradient: MEG)を印加している。この剪断波は横波であるため、波の進行方向に対して垂直な方向に MEG を印加する。MEG を印加した軸にのみ振動検出の感度を持つようになるため、可視化する振動の変位方向は MEG の印加方向に依存する(Fig. 3-2)。また、本研究で使用した GRE 系 multi-echo MRE パルスシーケンス⁶⁻¹⁾では、readout gradient が振動感度を持つ軸となるため、撮像断面に対して垂直な方向(スライス選択方向)に変位する振動を検出することはできない(Fig. 3-7)。このことから、MRE の施行においては、適切な readout gradient の印加方向を調べておく必要がある。

MRE において重要なパラメータの 1 つに振動周波数がある。振動周波数を高くすると、Elastogram(弾性率画像)の空間分解能は向上するが、対象内部を伝播する加振波の貫通力は低下する。反対に、低い振動周波数では、加振波の貫通力は高いが、Elastogram の空間分解能は低下する。このように振動周波数と空間分解能には Trade-off の関係があるため、MRE を施行する際には、それぞれの部位に合った適切な振動周波数を選択する必要がある⁶⁻²⁾(Fig. 3-8)。

前章である第 5 章では、最適な撮像断面について検討を行った。本章では、その最適な撮像断面(oblique sagittal image)における最適な振動変位検出方向と振動周波数について検討を行った。

6.2 実験方法

6.2.1 撮像対象者

本研究に対して同意の得られた成人男性の健常ボランティア 4 名(年齢 22-24 歳)を対象者とした。なお、本研究は首都大学東京健康福祉学部研究安全倫理委員会の承認を得ている(受理番号 17101)。

6.2.2 装置構成

第 5 章と同様に、本学所有の 3T MRI 装置(Achieva 3.0T; Philips Healthcare, Best, The Netherlands)を使用して、実験を行った。他の使用装置もすべて第 5 章のものと同じものを使用した(Fig. 5-1)。

6.2.3 加振パッドの固定方法・配置位置

第5章と同様、加振パッドを大殿筋に配置した(Fig. 5-2, 5-3).

6.2.4 撮像条件

本研究の撮像には、GRE系 multi-echo MRE パルスシーケンス⁶⁻¹⁾を使用した(Fig. 3-5). 撮像パラメータを Table 6-1 に示す. 本研究では、75, 100, 125 Hz の振動周波数で MRE を施行したため、 δTE は式 3-8 よりそれぞれ 6.66, 5.00, 4.00 [ms]と設定した.

Table 6-1 撮像パラメータ.

Parameter	
TR [ms]	40
TE of 1st echo [ms]	2.8 - 2.9
δTE [ms]	6.66 (75Hz), 5.00 (100Hz), 4.00 (125Hz)
Flip angle [degree]	20
Slice thickness [mm]	10
FOV [mm ²]	240
Matrix	512×512
Coil	SENSE-Torso
Number of signals averaged (NSA)	2
SENSE	No
Regional saturation technique (REST)	Parallel 2
Acquisition time [s]	20.7×4
Vibration frequency [Hz]	75, 100, 125
Vibration phase offset	4

6.2.5 撮像断面

第5章の結果より、撮像断面は筋線維に直交する断面である斜矢状断(oblique sagittal image: OS image)とした. Fig. 6-1 b に示すように、TSE シーケンスを用いて殿部全体の coronal 断面と axial 断面を撮像し、その2つの画像を用いて、梨状筋の筋線維に垂直な基準線でもう1度 TSE を撮像した. 得られた断面(梨状筋は楕円形で可視化)において梨状筋が大きく可視化されている断面を OS image とし、楕円形の長軸方向(赤線)と readout gradient を平行に設定するために FOV を回転させた.

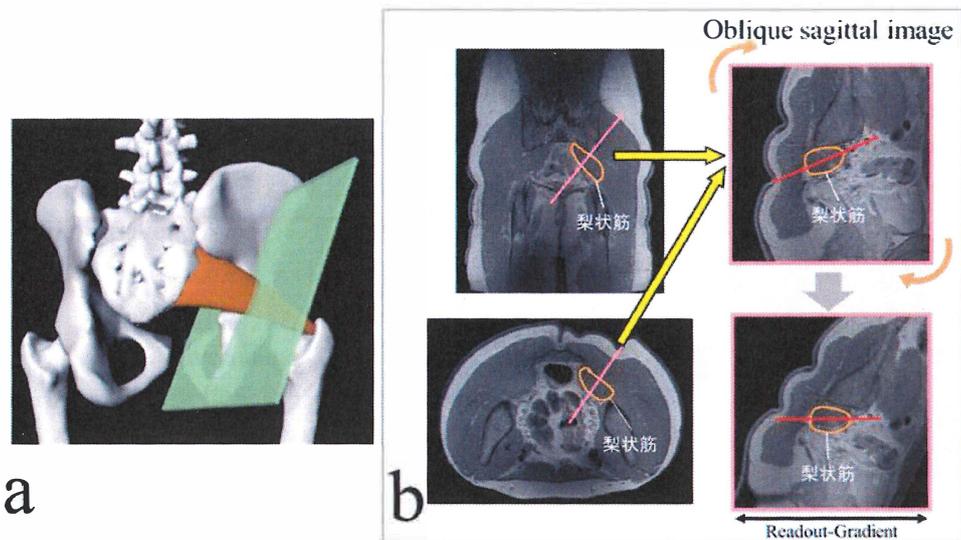


Fig. 6-1 OS image の設定方法. a: OS image の模式図. b: OS image 取得の手順.

6.2.6 振動変位検出方向の設定

最適な振動変位検出方向を検討するために、OS image にて readout gradient を以下の 2 種類の方向で設定し、実験を行った(Fig. 6-2).

- ① 楕円形の α 方向に設定
- ② 楕円形の β 方向に設定

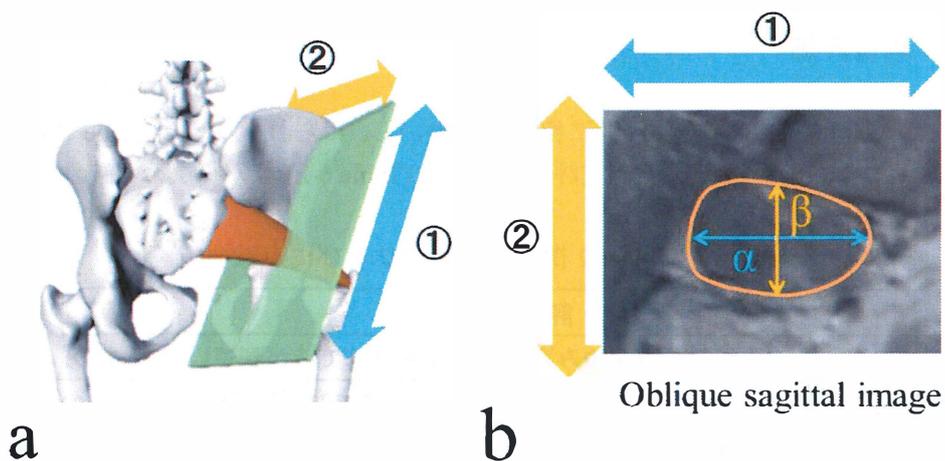


Fig. 6-2 readout gradient の設定方向.

①, ②それぞれで得られた Wave image (raw data)の伝播波方向に合わせて profile を取り, 得られた profile 曲線から山と谷の amplitude の差を算出して伝播波の変位量を求めた(Fig. 6-3).

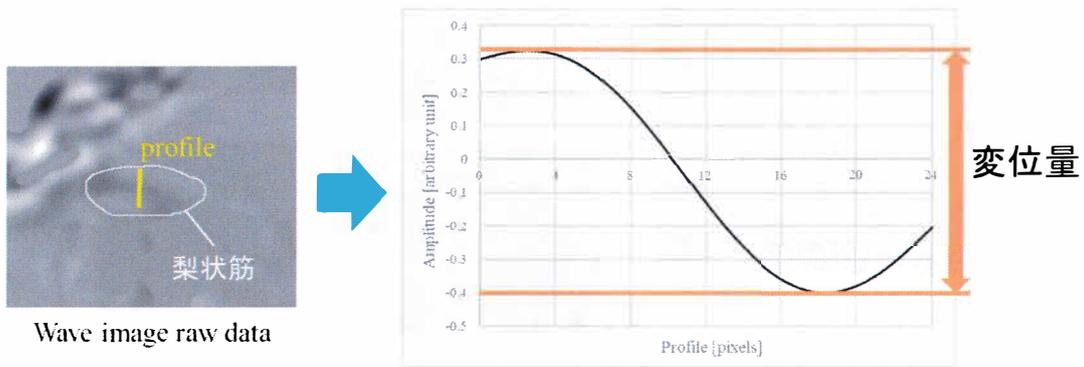


Fig. 6-3 profile 曲線と変位量.

6.2.7 画像処理

第 5 章と同様に, MR 位相画像は phase unwrapping および Gaussian spatial bandpass filter を使用して, MRE 画像処理を行った. カットオフは,本研究も第 5 章と同様に, 8~18 waves/FOV とした.

6.2.8 画像評価

第 5 章と同様に, 3 人の評価者に協力をお願いし, 得られた Wave image (動画)に対し以下に示す 4 点の点数付けで視覚評価を行った(Table 6-2).

Table 6-2 視覚評価基準ならびに点数

評価基準	点数
筋線維に沿って伝播する1つの波のみ可視化され, 全体まで波が到達しているもの.	3
筋線維に沿った波が複数可視化されているもの. 全体まで波が到達していないもの.	2
波の方向がかろうじて判断できるもの.	1
目に見える波がないもの. 伝播波の方向が不明.	0

6.3 結果

(1) 振動変位検出方向

Fig. 6-4 に 4 名の健常ボランティアの Wave image を示す. この Wave image は第 5 章と同様, MR 強度画像に重ね合わせた画像(Wave image fusion)として表示している. α 方向に readout gradient を設定した場合は, 健常ボランティアによらず, 伝播波の方向は同じであった(Fig. 6-4 a,c,e,g 矢印参照). それに対し, β 方向に設定した場合は, Volunteer B, C の Wave image では一部で左から右に伝播する波が可視化された(Fig. 6-4 d,f)が, Volunteer A, D の Wave image では伝播波の方向が不明であった(Fig. 6-4 b,h). そのため, Volunteer A, D での変位量算出は行わず, Volunteer B, C のそれぞれの Wave image を用いて変位量を算出した. その結果, Volunteer B, C ともに α 方向に設定したものの方が β 方向に設定したものよりも, 約 2 倍変位量が大きかった(Fig. 6-5).

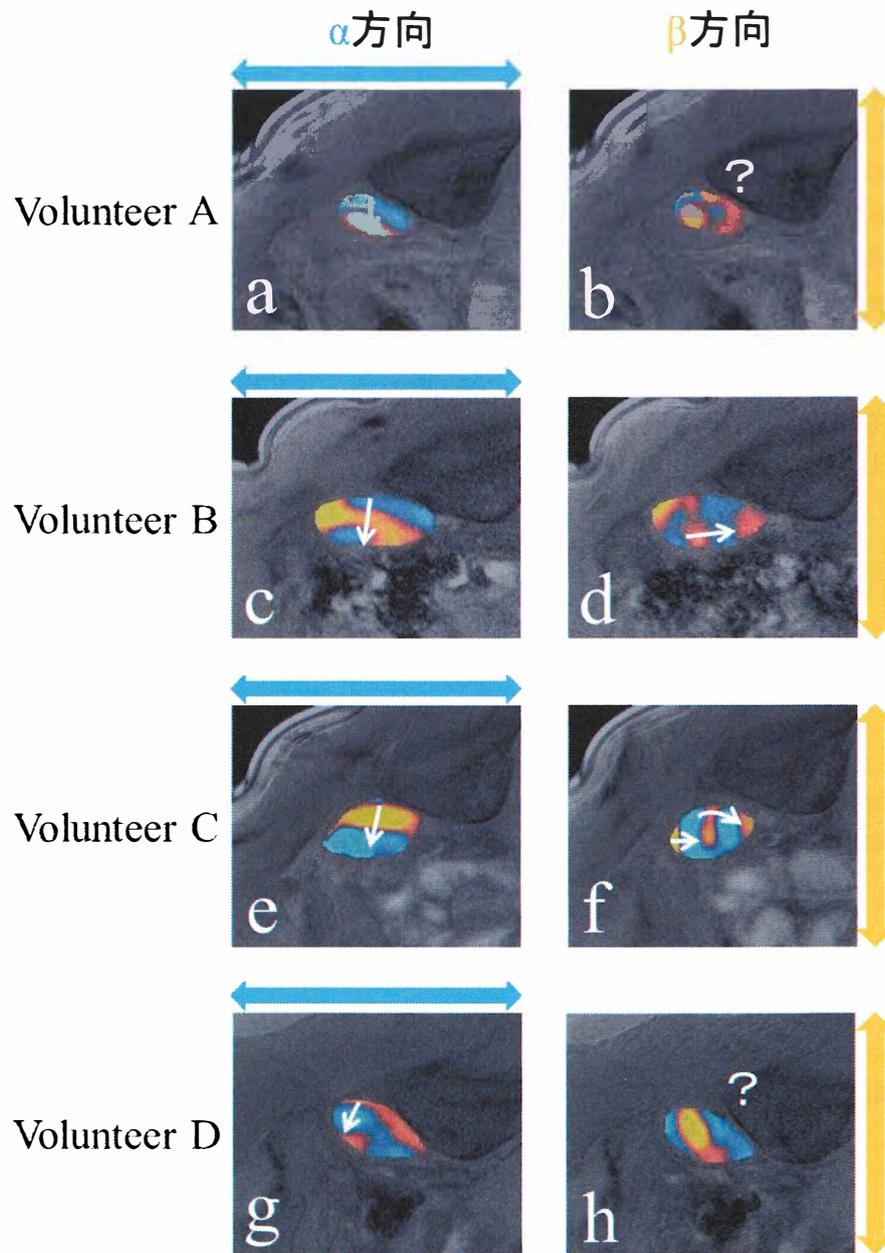


Fig. 6-4 振動変位検出方向を変化させたときの4名の Wave image.

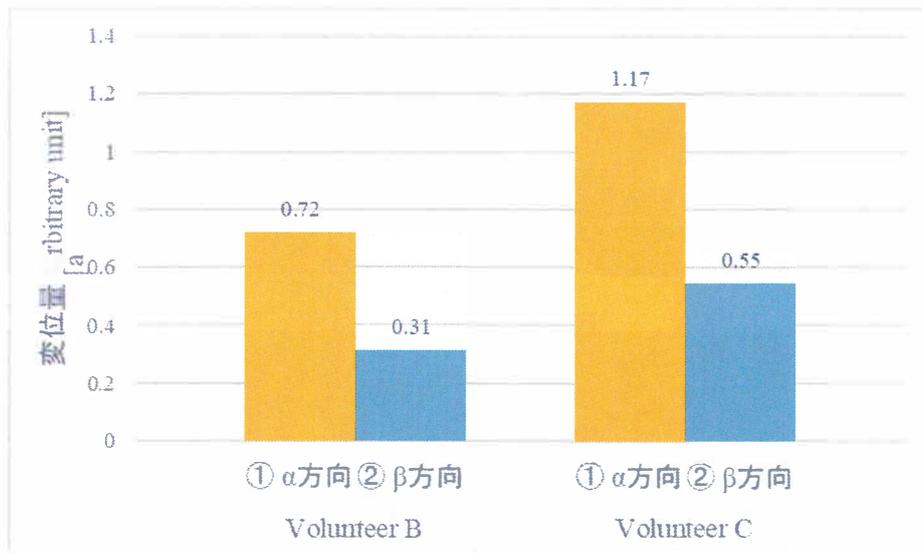


Fig. 6-5 それぞれの振動変位検出方向における変位量.

(2) 振動周波数

Fig. 6-6 に振動周波数を変化させて撮像した梨状筋 MRE の Wave image を示す. この Wave image も MR 強度画像に重ね合わせた画像(Wave image fusion)として表示している. ここでは, (1)の振動変位検出方向の実験から, readout gradient の印加方向は α 方向が良好であったことから, α 方向に readout gradient を設定した Wave image のみを示す. 75, 100 Hz ではどちらの Wave image も全体を伝播する波であった(Fig. 6-6 a,b,d,e,g,h,j,k)が, 125 Hz では振動が十分に伝播していなかった(Fig. 6-6 c,f,i,l).

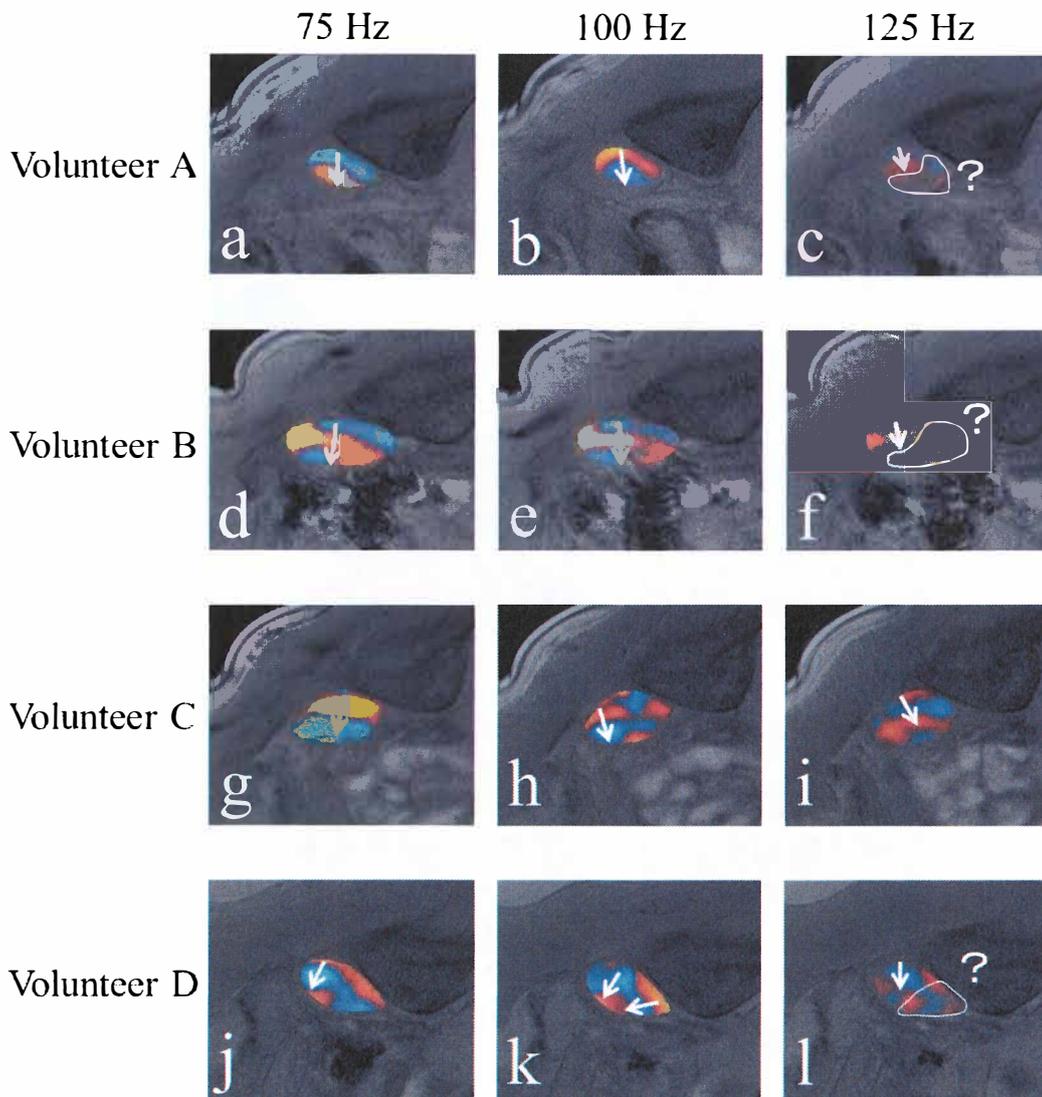


Fig. 6-6 振動周波数を変化させたときの Wave image.

ここで, Table 6-3, Fig. 6-7 に点数付けの結果を示す. 周波数にかかわらず, α 方向の方が β 方向に比較して平均値は高かった. また, 周波数が高くなるほど平均値は減少した.

Table 6-3 3 人の評価者による点数付け結果表.

	75 Hz		100 Hz		125 Hz	
	α	β	α	β	α	β
Mean	2.3	1.3	2.1	0.8	1.8	1.2
SD	0.75	0.89	0.67	0.72	0.58	0.83

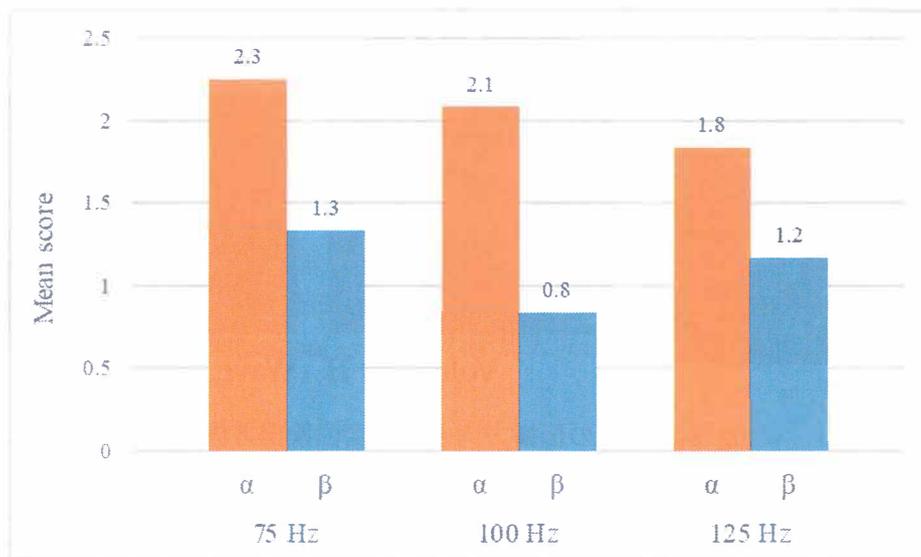


Fig. 6- 73 人の評価者による点数付け結果.

6.4 考察

(1) 振動変位検出方向

結果より、 α 方向において良好な伝播波を可視化した理由として、振動の伝播方向によるものが強く寄与していると考えられる。加振パッドから伝わる波は OS image では黄色矢印方向に進んでいく (Fig. 6- 8 a)。ここで、その矢印を横方向と縦方向の矢印に分解すると、縦方向の成分の方が大きいため、readout gradient を α 方向に印加した方が良好な伝播波を可視化したと考えられる (Fig. 6- 8 b)。Volunteer B, C において β 方向に readout gradient を設定した Wave image に一部で伝播波が可視化された理由も、上記で述べた矢印の横方向の成分を可視化したためと考えられる (Fig. 6- 8 c)。Fig. 6- 5 に示すように、それぞれの振動変位検出方向における変位量を比較すると、 α 方向に設定したものの (縦方向に伝わる波を可視化) の方が、 β 方向に設定したものよりも変位量は約 2 倍大きかった。このことから、縦方向に伝播する波の成分の方が大きいと考えられる。より全体まで伝播するためにも振幅は大きい方が良いため、readout gradient の印加方向は α 方向が適していると考えられる。

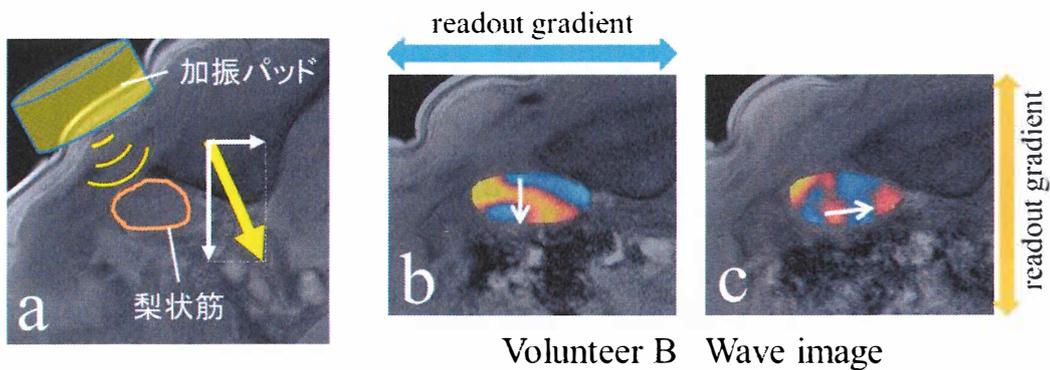


Fig. 6-8 振動の伝播方向と振動変位検出方向.

(2) 振動周波数

振動周波数が高くなるほど MRE の空間分解能は向上するが、加振波の貫通力は低下する⁶⁻²⁾。結果より、75, 100 Hz では全体を伝播する波であったが、125 Hz では振動が十分に伝播していなかった。また、視覚評価の結果から、75, 100 Hz では平均値が 2 点以上で、125 Hz では 2 点を下回っていた。これらの結果および振動周波数と空間分解能の関係を考慮すると、加振周波数は 100 Hz が適していると考えられる(Fig. 6-9)。

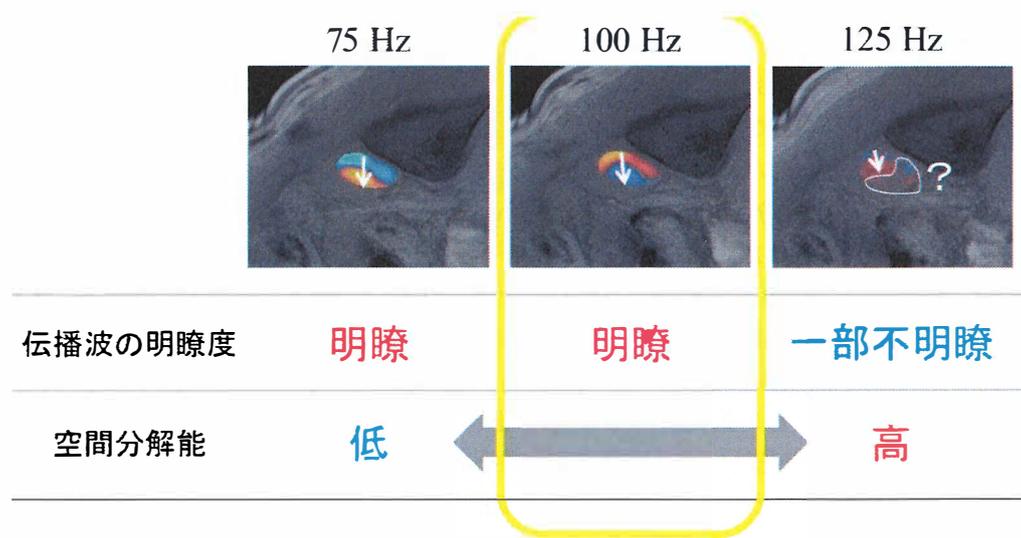


Fig. 6-9 最適な振動周波数.

以上より、梨状筋 MRE における振動変位検出方向は「α」方向、振動周波数は「100 Hz」が適していることが示唆された。

第7章 結論

7.1 結論

本研究により、梨状筋 MRE が実施可能であることを実証した。さらに梨状筋 MRE において、Wave image を明瞭に描出する条件を明らかにした。その条件を以下に示す。

- (1) 梨状筋 MRE での撮像断面は oblique sagittal image が適している。
- (2) 振動変位検出方向(readout gradient の印加方向)は、 α 方向(楕円形の長軸方向)にする。
- (3) 振動周波数は 100 Hz とする。

7.2 今後の展望と課題

本研究では、弾性率を定量的に評価することのできる MRE を梨状筋に適応して、パラメータの検証および技術開発を行った。梨状筋は大殿筋の深部に位置する深層筋(inner muscle)であり、直接触診して硬さを評価することはできない。そこで、MRE を用いて梨状筋の硬さの評価を定量的に行うことができれば、梨状筋症候群の診断に有益な情報を追加できる可能性がある。今現在、梨状筋を対象とした硬さの評価の報告はほとんどない。そのため今後の課題は、多くの健常者ボランティアに対して梨状筋 MRE を施行し、梨状筋の弾性率の平均を求めていくことである。

また、梨状筋には2つのトリガーポイント(筋組織内の硬結部位)が生じやすいとされ、梨状筋症候群を引き起こす原因の1つにトリガーポイントからの関連筋膜痛が挙げられている。そこで、MRE をマルチスライス化し、梨状筋のトリガーポイントが生じやすいと報告されている2箇所それぞれ撮像断面を合わせて撮像する。これによって梨状筋症候群を発症している患者に対し、トリガーポイントが原因で発症しているのか、それとも異なる原因によって梨状筋症候群が発症しているのかを判別することができる可能性がある。

梨状筋は大殿筋の下部に位置しているため、触診で梨状筋と大殿筋の硬さを判別することは難しい。そこで、MRE のマルチスライス化を梨状筋と大殿筋に適応させ、梨状筋と大殿筋の弾性率を同時に計測できる方法を構築する。その方法を行うためにまずは、MRE を大殿筋に適応させた場合の撮像パラメータ(撮像断面や振動変位検出方向)を検討していく。

参考文献

第1章

- 1-1 Vanja Varenika, Amelie M. Lutz, Christopher F. Beaulieu, et al. : Detection and prevalence of variant sciatic nerve anatomy in relation to the piriformis muscle on MRI, *Skeletal Radiology*, 46 : 751-757, 2017
- 1-2 伊集院俊郎, 石堂康弘, 八尋雄平, 他: 解剖学的破格をともなった梨状筋症候群の画像所見 - 症例報告 -. *整形外科と災害外科*, 63 : 737-740, 2014
- 1-3 黒川高秀 : D 坐骨神経麻痺, 長野昭, 平澤泰介編集, *整形外科手術 第11巻 A 神経の手術 I* : 39-41, 中山書店, 東京, 1994
- 1-4 JANET G. TRAVELL, DAVID G. SIMONS : 第10章 梨状筋とその他の短外側回旋筋, 川原群大監訳, *トリガーポイント・マニュアル 筋膜痛と機能障害 III*, 第1版 : 185-211, エンタプライズ株式会社, 東京, 1994
- 1-5 ベン・パンスキー, トーマス・R・ジエスト : 3.16 殿部の血管と神経, 星治訳, *解剖学 基礎と臨床に役立つ I 背部・上肢・下肢*, 第1版 : 190-213, 西村書店, 東京, 2016
- 1-6 荒木力 : エラストグラフィ, *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 -*, 第1版 : 10-11, 140-170, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2011
- 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 YOGESH K, KEVIN J, RICHARD L : Magnetic Resonance Elastography: A Review, *Clinical Anatomy*, 23 : 497-511, 2010
- 1-9 Jens Rump, Dieter Klatt, Jurgen Braun, et al. : Fractional Encoding of Harmonic Motions in MR Elastography, *Magnetic Resonance in Medicine*, 57 : 388-395, 2007
- 1-10 E C Ehman, P J Rossman, S A Kruse, et al. : Vibration safety limits for magnetic resonance elastography, *Physics in medicine and biology*, 53 : 925-935, 2008
- 1-11 Sabine F, Stacie I, Laurel Littrell et al. : Determination of Thigh Muscle Stiffness Using Magnetic Resonance Elastography, *JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING*, 23 : 242-247, 2006
- 1-12 L. Hollis, E. Barnhill, M. Perrins, et al. : Finite element analysis to investigate variability of MR elastography in the human thigh, *Magnetic Resonance Imaging*, 43 : 27-36, 2017
- 1-13 M. Alex Dresner, Gregory H. Rose, Phillip J. Rossman, et al. : Magnetic Resonance Elastography of Skeletal Muscle, *JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING*, 13 : 269-276, 2001
- 1-14 Sun Hwa Hong, Suk-Joo Hong, Joon-Shik Yoon, et al. : Magnetic resonance

elastography (MRE) for measurement of muscle stiffness of the shoulder: feasibility with a 3T MRI system, Acta Radiologica, 57 : 1099-1106, 2016

第 2 章

- 2-1 笠井俊文, 土井司 : MR 撮像技術の原理, 日本放射線技術学会監修, 放射線技術学シリーズ MR 撮像技術学 改訂 2 版 : 54-72, オーム社, 東京, 2015
- 2-2 足立秀治, 荒田洋治 : NMR の原理, 有水昇也編集, NMR 医学 基礎と臨床 改定 2 版 : 15-22, 丸善, 東京, 1991
- 2-3 荒木力 : 原子核磁気モーメント, 磁気緩和, k 空間と画像構成, 向井直人編集, 決定版 MRI 完全解説 第 2 版 : 16-17, 27-45, 72-91, 178-179, 秀潤社, 東京, 2016
- 2-4 山下康行 : プロトンから画像へ - MRI の原理 -, 汝いずこから来たる - プロトンの位置情報(エンコーディング) -, 新版 これで完璧! MRI : 4-19, 56-65, 金原出版, 東京, 2009

第 3 章

- 3-1 荒木力 : エラストグラフィ, 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 -, 第 1 版 : 10-11, 140-170, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2011
- 3-2 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
- 3-3 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 : Magnetic Resonance Elastography: A Review, Clinical Anatomy, 23 : 497-511, 2010
- 3-5 Numano T, Mizuhara K, Hata J, et al : A simple method for MR elastography: a gradient-echo type multi-echo sequence, Magnetic Resonance Imaging, 33: 31-37, 2015

第 4 章

- 4-1 黒川高秀 : D 坐骨神経麻痺, 長野昭, 平澤泰介編集, 整形外科手術 第 11 巻 A 神経の手術 I : 39-41, 中山書店, 東京, 1994
- 4-2 竹井仁 : 梨状筋, 岸清監修, 触診機能解剖カラーアトラス 下, 第 1 版 : 489-491, 文光堂, 東京, 2008
- 4-3 JANET G. TRAVELL, DAVID G. SIMONS : 第 10 章 梨状筋とその他の短外側回

- 旋筋, 川原群大監訳, トリガーポイント・マニュアル 筋膜痛と機能障害 III, 第1版: 185-211, エンタプライズ株式会社, 東京, 1994
- 4-4 ベン・パンスキー, トーマス・R・ジェスト: 3.16 殿部の血管と神経, 星治訳, 解剖学 基礎と臨床に役立つ I 背部・上肢・下肢, 第1版: 190-213, 西村書店, 東京, 2016
- 4-5 Clair Davies, Amber Davies: はじめに, 第2章 トリガーポイントの全容, 大谷素明監訳, 誰でもできる トリガーポイントの探し方・治し方, 第1版: 24, 39-44, 株式会社エクスナレッジ, 東京, 2011
- 4-6 JANET G. TRAVELL, DAVID G. SIMONS: 第1章 用語解説, 川原群大監訳, トリガーポイント・マニュアル 筋膜痛と機能障害 I, 第1版: 3, エンタプライズ株式会社, 東京, 1992

第5章

- 5-1 Numano T, Mizuhara K, Hata J, et al.: A simple method for MR elastography: a gradient-echo type multi-echo sequence, *Magnetic Resonance Imaging*, 33: 31-37, 2015
- 5-2 Debernard L, Robert L, Charleux F, et al.: Characterization of muscle architecture in children and adults using magnetic resonance elastography and ultrasound techniques, *J Biomech*, 44(3): 397-401, 2011
- 5-3 Ito D, Numano T, Mizuhara K, et al.: A new technique for MR elastography of the supraspinatus muscle: A gradient-echo type multi-echo sequence, *Magnetic Resonance Imaging*, 34: 1181-1188, 2016

第6章

- 6-1 Numano T, Mizuhara K, Hata J, et al.: A simple method for MR elastography: a gradient-echo type multi-echo sequence, *Magnetic Resonance Imaging*, 33: 31-37, 2015
- 6-2 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

本研究に関する学会発表

受賞 - 1 件 -

1. 2018年1月26日 つくば つくば医工連携フォーラム2018 **研究奨励賞**
「梨状筋 MR Elastography における体位変化の影響」
植木貴道 1), 沼野智一 1,2), 伊東大輝 1,2,3), 波部哲史 1), 五十嵐佳佑 1), 水原和行 4), 大西孝明 5), 高本考一 6), 西条寿夫 6), 新田尚隆 2), 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

査読付き国際会議 - 1 件 -

1. February27-March3, 2019 Vienna, Austria (**The Voice of EPOS** に選出)
EPOS of the European Congress of Radiology (ECR 2019), C-0794
“The postural influence on MR elastography of the piriformis muscle”
T. Ueki 1), T. Numano 1,2), D. Ito 1,2,3), T. Habe 1), K. Igarashi 1,4), K. Mizuhara 5), K. Takamoto 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 - 8 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
「梨状筋 MR Elastography に適切なパラメータの検討」
植木貴道 1), 沼野智一 1,2), 伊東大輝 1,2,3), 五十嵐佳佑 1,4), 波部哲史 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

「梨状筋 MR Elastography における撮像断面の検討」

植木貴道 1), 沼野智一 1,2), 伊東大輝 1,2,3), 五十嵐佳佑 1,4), 波部哲史 1), 前野利樹 1), 水原和行 5), 高本考一 6), 西条寿夫 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

「梨状筋 MR Elastography で骨盤振動の影響を低減させる方法」

植木貴道 1), 沼野智一 1,2), 伊東大輝 1,2,3), 五十嵐佳佑 1,4), 波部哲史 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

「梨状筋 MR Elastography における体位変化の影響」

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

「仙骨への振動による梨状筋 MR Elastography の検討」

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

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

「体位変化が梨状筋 MR Elastography に与える影響」

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

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
「梨状筋 MR Elastography に適切な加振パッドの配置位置の検討」
植木貴道 1), 沼野智一 1,2,3), 伊東大輝 2,3), 大西孝明 2), 五十嵐佳佑 1), 波部哲史 1), 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
8. 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
「梨状筋 MR Elastography における加振パッドの配置位置の決定」
植木貴道 1), 沼野智一 1,2,3), 伊東大輝 2,3), 大西孝明 2), 五十嵐佳佑 1), 波部哲史 1), 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る。研究の機会を与えていただき、細部に至るまで熱心にご指導賜り、心より感謝の意を捧げます。

東京電機大学 工学部、水原和行教授ならびに、富山大学 医学薬学研究部 高本考一助教には学部生の頃から、本研究に関する様々な御助言ならびに御指導を頂きました。深く感謝の意を表します。

また、同年代で、共に研究について熱い議論を交わした五十嵐佳佑氏、波部哲史氏のおかげで本研究を進めることができました。

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す。沼野智一准教授、水原和行教授、高本考一助教、西条寿夫教授、伊東大輝氏、大西孝明氏、五十嵐佳佑氏、波部哲史氏、前野利樹氏、今田悠斗氏、田中道隆氏、加藤謙弥氏、牧野綾音氏の御指導、御協力に感謝致します。