

原著

棘上筋 MR エラストグラフィ (MRE) に適応した
振動システムの開発伊東大輝^{1,2} 沼野智一^{1,2} 水原和行^{3,2} 高本考一⁴ 大西孝明¹ 西条寿夫⁵論文受付
2016年6月30日論文受理
2016年10月12日

Code No. 261

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 東京電機大学工学部⁴ 富山大学大学院医学薬学研究部神経・整復学講座⁵ 富山大学大学院医学薬学研究部システム情動科学講座

緒言

組織の硬さは、疾患状態を把握するうえで重要な指標の一つである。骨格筋においては、筋の収縮状態や損傷および疾患等による生理・病理的变化が組織の硬さ変化として反映される。肩の損傷は、野球やテニ

ス、バレーボール等の腕を振るスポーツにおいて深刻な問題となっており、その損傷が原因で満足にスポーツをできなくなる場合も少なくない。肩の損傷は回旋筋腱板(棘上筋、棘下筋、小円筋、肩甲下筋)で頻発し、その中でも、棘上筋の損傷が第一に起こることが報告

The Development of Vibration System for Applying Magnetic Resonance Elastography (MRE) to the Supraspinatus Muscle

Daiki Ito,^{1,2} Tomokazu Numano,^{1,2*} Kazuyuki Mizuhara,^{3,2} Kouichi Takamoto,⁴ Takaaki Onishi,¹ and Hisao Nishijo⁵¹ Department of Radiological Science, Graduate School of Human Health Science, Tokyo Metropolitan University² Health Research Institute, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology³ Department of Mechanical Engineering, Tokyo Denki University⁴ Department of Judo Neurophysiotherapy, Graduate School of Medicine and Pharmaceutical Sciences, University of Toyama⁵ Department of System Emotional Science, Graduate School of Medicine and Pharmaceutical Sciences, University of Toyama

Received June 30, 2016; Revision accepted October 12, 2016

Code No. 261

Summary

Palpation is a standard clinical tool to diagnose abnormal stiffness changes in soft tissues. However, it is difficult to palpate the supraspinatus muscle because it locates under the trapezius muscle. The magnetic resonance elastography (MRE) uses harmonic mechanical excitation to quantitatively measure the stiffness (shear modulus) of both the superficial and deep tissues. The purpose of this study was to build a vibration system for applying the MRE to the supraspinatus muscle. In this study, a power amplifier and a pneumatic pressure generator were used to supply vibrations to a vibration pad. Six healthy volunteers underwent MRE. We investigated the effects of position (the head of the humerus and the trapezius muscle) of the vibration pad on the patterns of wave propagation (wave image). When the vibration pad was placed in the trapezius muscle, the wave images represented clear wave propagation. On the other hand, when the vibration pad was placed in the head of the humerus, the wave images represented unclear wave propagation. This result might be caused by wave interferences resulting from the vibrations from bones and an intramuscular tendon of the supraspinatus muscle. The mean shear modulus also was 8.12 ± 1.83 (mean \pm SD) kPa, when the vibration pad was placed in the trapezius muscle. Our results demonstrated that the vibration pad should be placed in the trapezius muscle in the MRE of the supraspinatus muscle.

Key words: magnetic resonance elastography (MRE), supraspinatus, muscle, shoulder, stiffness

*Proceeding author

されている¹⁾。ゆえに、棘上筋の硬さを評価することは、回旋筋腱板損傷の予防あるいは治療効果の判定に役立つ可能性がある。一般的に、組織の硬さ計測には触診が行われている。触診は簡便で非侵襲的に組織の硬さを知ることができるが、主観的であるほか、体表面に位置する組織に限られる。棘上筋に関しては僧帽筋の下部に位置するため、触診することは非常に困難である。

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、超音波診断装置を用いた超音波エラストグラフィ^{2~4)}が開発された。特に、剪断波を用いた超音波エラストグラフィ^{3,4)}は組織の硬さ(弾性率)を定量的に測定可能である。しかし、このような超音波を利用した手法は撮像領域(field of view: FOV)に限られるほか、術者の習熟度が測定の再現性に影響を与える可能性がある。

他方、magnetic resonance imaging(MRI)装置を用いたMRエラストグラフィ(MR elastography: MRE)も、1995年にMuthupillaiらによって基礎理論⁵⁾が発表され、今日までに肝臓^{6~9)}、乳房^{6,10)}、脳^{6,11)}、骨格筋等^{6,12~14)}の臨床応用が報告されている。MREは外部から振動を加え、その伝播波(剪断波)の波長から弾性率を算出する^{5,6)}。振動による組織の変位は、その振動と同期した双極傾斜磁場を印加することで位相シフト量に変換される。すなわち、振動による組織の変位はMR位相画像上にエンコードされることになる。撮像により得られたMR位相画像はphase unwrappingやspatial bandpass filter等で処理されることで、撮像対象に伝播する波を画像化(wave image)し、その波長変化から弾性率を算出する。そのため、MREで算出される弾性率はwave imageに依存しており、wave imageのパターンが変化すると算出される弾性率も変化する可能性がある。

MREは、波長変化を算出するのに十分な振動さえ伝えることができれば、定量的に再現性良く弾性率測定が可能である。すなわち、超音波エラストグラフィの欠点を補う手法になり得る。近年、簡便な加振方法として、マグネットルーム外に設置したスピーカの音圧を利用したものがよく用いられている⁶⁾。スピーカが発生させた音圧は、ピニールチューブ等によってマグネットルーム内に搬送され、振動パッドを振動させる。しかし、振動パッドと加振部との間に隙間ができると、振動が撮像対象まで伝わらない場合がある。特に、骨格筋を撮像対象にする場合、部位や個人によって加振対象部の曲率が大きく変化するため、振動パッドの配置が難しい。

本研究の目的は、棘上筋MREに適応した振動システムの構築である。現在、棘上筋MREの報告は極めて少ない¹⁴⁾。そのため、棘上筋MREにおける振動パッドの配置位置の検討は、十分に行われているとはいえない。精度の高いMREを実施するには、再現性のよい振動を撮像対象に伝える必要があるため、振動パッドの配置位置は非常に重要である。今回、われわれは棘上筋の遠位側にある上腕骨頭と近位側にある僧帽筋の二つの配置位置でMREを実施した。撮像により得られたwave imageから伝播波の形状と振幅をそれぞれ比較し、棘上筋MREを実施するための振動パッドの至適配置位置について検討を行った。

1. 方法

1-1 撮像対象

本研究に対して同意の得られた健常ボランティア男性6名(年齢層20~34歳)を対象にMREを行った。なお、対象となった健常ボランティアに関しては、当施設の倫理委員会(13001)の承認を得ている。

1-2 MRE シーケンス

すべてのMREは一般的なグラディエントエコー型のマルチエコーシーケンス¹⁵⁾を用いて撮像した(Fig. 1)。この方法は、MRE専用シーケンスを必要としない。MRE専用シーケンスでは、極性が逆で、大きさが同じ二つのローブを持つ双極傾斜磁場(motion encoding gradient: MEG)を印加することで、振動による変位量をMR位相シフト量として検出する。一方、本手法はMEGを使用せず、エコーを取得するために印加する読み取り傾斜磁場(readout gradient)が振動による変位を検出する。振動の検出感度は振動周期と同じ周期でreadout gradientを印加したときに最大となる。つまり、振動による変位をより効果的に検出するには振動とreadout gradientを同期する必要がある。これらの同期はマルチエコーのエコー間隔(δ echo time: δ TE)を調整することで簡単に達成できる。本手法には三つの利点がある。1)MEGを使用しないため、TEおよび撮像時間の短縮が可能。2)振動の検出感度が異なる数種類の画像を、撮像時間を延長せずに取得可能(後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)。3)MRE専用のシーケンスを必要とせず、従来のMRI装置でMREを実施可能。しかし、本手法ではreadout gradientが振動を検出するため、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。

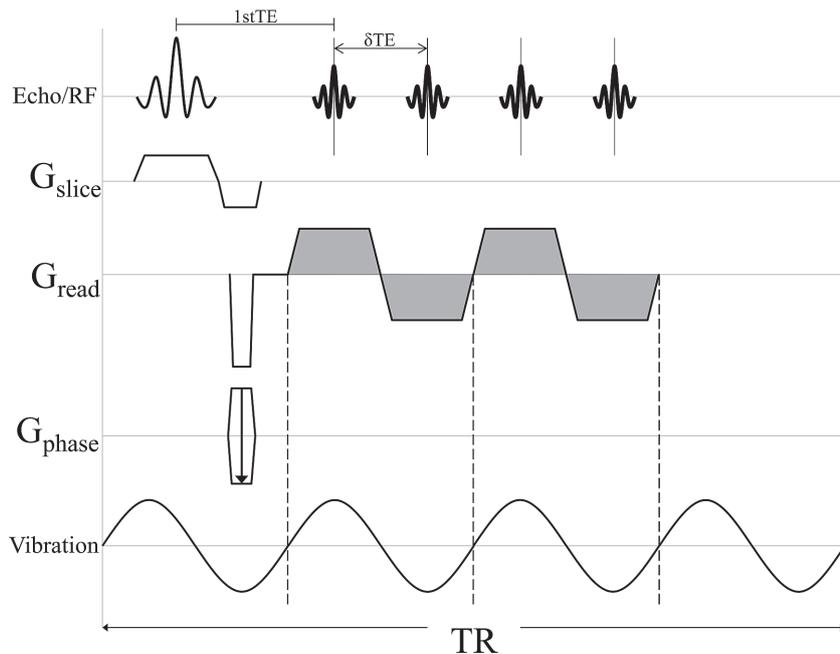


Fig. 1 The sequence diagram for a gradient-echo type multi-echo MRE sequence. The multiple symmetrical readout gradient lobes (gray filled parts) generated multiple gradient echoes, and sensitized tissue displacement due to vibrations. Detecting the sensitization of vibrations is maximum if the period of the readout gradient (dashed line) is twice the period of δTE .

1-3 使用機器および撮像条件

MRI 装置は Achieva 3.0T (Philips Healthcare, Best, The Netherlands), 受信コイルは shoulder coil を使用した。適切な撮像断面を決定するために, turbo spin echo (TSE) シーケンスを用いて, 棘上筋の冠状断および矢状断のプロトン密度強調画像を撮像した。MRE は棘上筋の軸位断で実施し, 棘上窩からの反射波の影響を避けるために, 棘上筋上部のスライス断面を選択した。振動周波数は 100 Hz とし, readout gradient の印加方向 (振動による変位を検出する方向) は棘上筋の短軸方向 (anterior-posterior 方向) に設定した。また, 振動の増感効果を最大にするために, 振動と readout gradient を同期した (δTE : 5 ms)。撮像条件は, 以下のとおりである。matrix 256×256, number of averages 4, sensitivity encoding (SENSE) reduction factor 2, flip angle 20°, field of view 170 mm, slice thickness 5 mm, 1st TE 2.3 ms, 2nd TE 7.3 ms, 3rd TE 12.3 ms, repetition time (TR) 40 ms, total acquisition time 80 s (振動位相オフセット数 4; 振動位相オフセット角 0°, 90°, 180°, 270°)

振動は自作の波形発生装置 (LabVIEW, USB-6221; National Instruments, TX, USA) が生成した。本手法では振動位相を波形発生システムによって制御するため, 振動発生のタイミングと撮像開始のタイミング

を同期する必要がある。この同期は, 波形発生システムが radio frequency (RF) パルス発生時に RF 生成機から出力される transistor-transistor logic (TTL) 信号のタイミングに同期することで達成できる。この波形発生システムによって生成された波形 (出力電圧 ± 1.3 V) 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) により, 音圧振動に変換された後, ビニールチューブを通してマグネットルーム内の振動パッドに伝送された。なお, 振動は各振動位相オフセットの撮像が終了するまで連続的に発生させた (20 s の連続加振となる)。

1-4 振動パッドの固定方法および評価方法

1-4-1 上腕骨頭に振動パッドを配置 (棘上筋の遠位側)

Three-dimensional (3D) プリンタ (3Dtouch; 3D System, SC, USA) で自作した振動パッド (Fig. 2a) を上腕骨頭にシリコンシートを挟んで配置した。シリコンシートは振動膜の役割を担い, 振動パッドと加振対象部との隙間から空気が漏れるのを防ぐ。振動パッドの固定は空気が注入可能な加圧式肩部サポーター (Coldwrap; Excel Plan Co., Ltd, Hyogo, JAPAN) を用いて行った (Fig. 2b)。

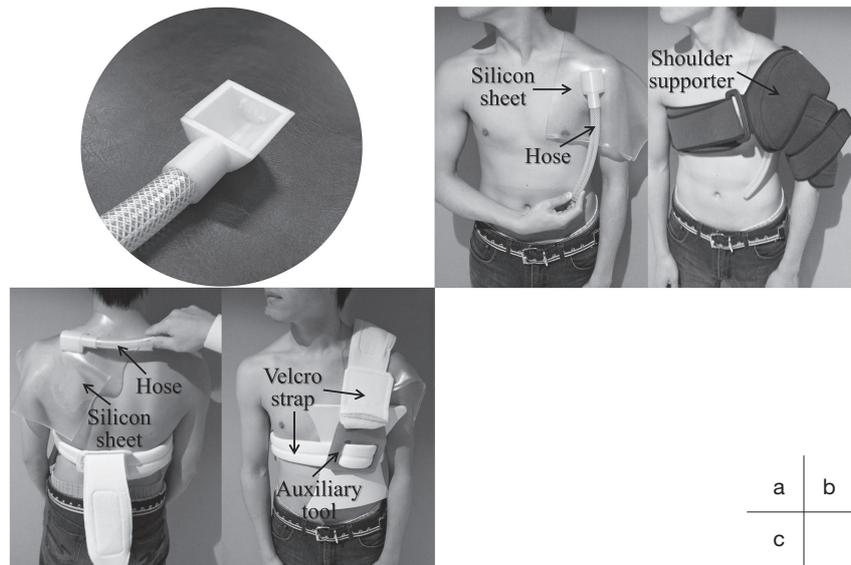
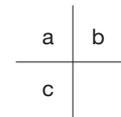


Fig. 2 MR elastography setup.

- (a) A vibration pad designed using a 3D printer (size, W 5 cm×D 5 cm×H 2.5 cm).
 (b) The securing method of the vibration pad placed in the head of humerus.
 (c) The securing method of the vibration pad placed in the trapezius muscle.



1-4-2 僧帽筋に振動パッドを配置(棘上筋の近位側)

上腕骨頭に振動パッドを配置した場合と同様の振動パッド(Fig. 2a)を僧帽筋(肩甲棘三角部より3 cm 頭側)にシリコンシートを挟んで配置した。振動パッドの固定は、ベルクロテープと3Dプリンタで作成した補助具を用いて行った(Fig. 2c)。

1-4-3 評価方法

固定方法による wave image の違いを「波の伝播方向の明瞭性」に着目して、視覚的に評価した。また、棘上筋に伝播する波の振幅は以下の手順で評価した。

1) Magnitude image 上で棘上筋辺縁に region of interest (ROI) を設定した。2) その ROI を amplitude image (MRE/Wave, Mayo Clinic) に適用し、振幅の平均値を算出した。なお、amplitude image は各振動位相の変位から算出された振幅を反映した画像である。3) ボランティアごとに、僧帽筋に振動パッドを配置した場合の振幅で正規化し、相対評価を行った。

1-5 画像処理

撮像により得られた MR 位相画像は phase unwrapping および Gaussian spatial bandpass filter によって処理され、wave image に変換された (MRE/Wave, Mayo Clinic)。弾性率は、棘上筋が線形弾性、等方性、均質性、非圧縮性である仮定の下、次式により算出された。

$$\mu = \rho f^2 \lambda^2$$

μ : 弾性率 (kPa)

ρ : 密度 ($\approx 1000 \text{ kg/m}^3$)

f : 振動周波数 (s^{-1})

λ : 伝播波の波長 (m)

伝播波の波長は wave image 上で棘上筋内の振動が強く伝播している位置にプロファイルをとり、四つの振動位相オフセット画像 (Fig. 3a) から平均値を算出した。なお、波長は波のピーク間の距離 (Fig. 3b) とし、棘上筋に半波長しか振動が伝播していない場合には、半波長から波長を算出した。

2. 結果

2-1 振動パッドの固定方法による wave image および振幅の変化

Figure 4 に上腕骨頭に振動パッドを配置した場合の wave image を示す。Wave image の輝度は可視化した振動の変位量を相対的に表している。ボランティア E に関しては、棘上筋の遠位部から近位部に向かって波が伝播している様子が確認された。しかし、ほとんどのボランティアにおいては、可視化された伝播波は非常に不明瞭であり、波の伝播方向を認識することができなかった。Figure 5 には僧帽筋に振動パッドを配置した場合の wave image を示す。上腕骨頭に振動パッドを配置した場合とは対照的に、すべてのボランティアにおいて、可視化された伝播波は明瞭であり、棘上筋の近位部から遠位部に向かって波が伝播している様子が確認された。

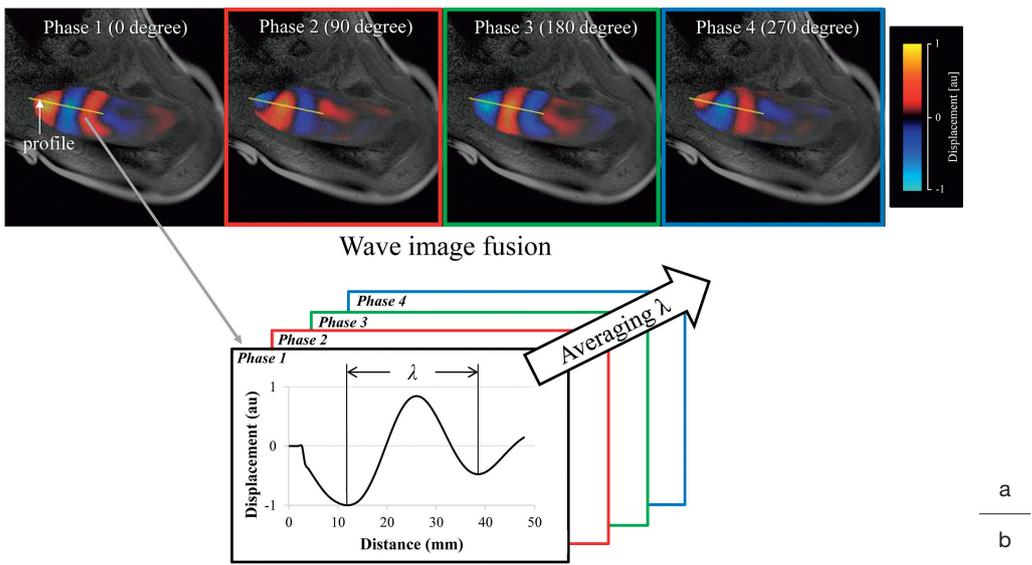


Fig. 3 The method of measuring the wavelength.
 (a) Four vibration phase offset images. Each image shows an axial magnitude image overlaid with the wave image. The yellow lines indicate the profile to measure the wavelengths.
 (b) The representation of wave propagation along the profile on the wave image of Phase 1 (0 degree). The profile was used to measure the wavelengths, and the average value (4 vibration phase offsets) was calculated.

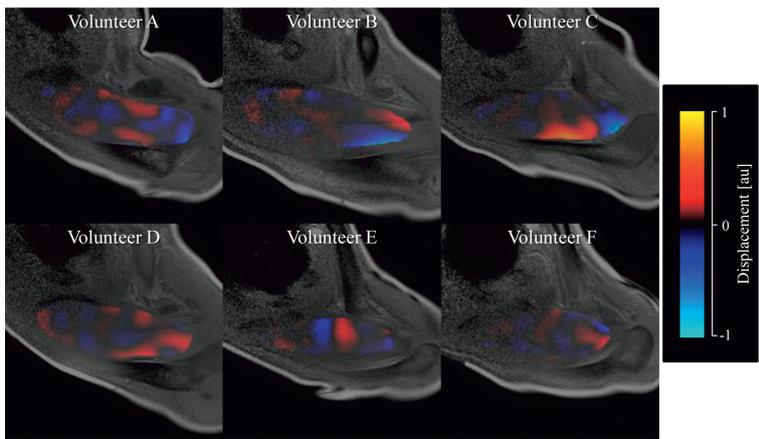


Fig. 4 Each image shows the axial magnitude image overlaid with the wave image for the case of placing the vibration pad in the head of the humerus.

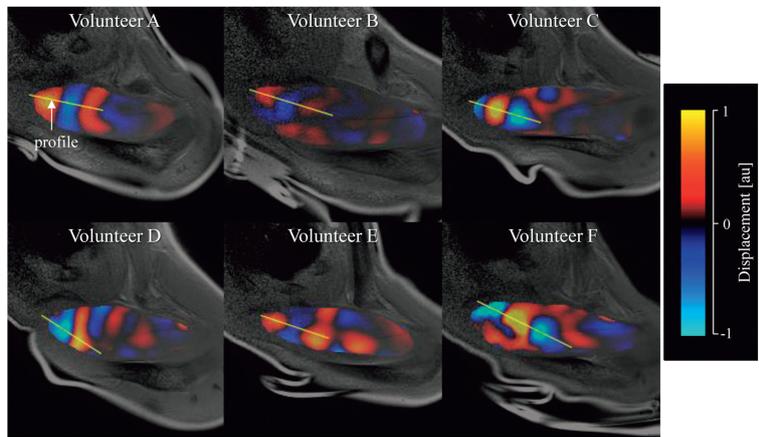


Fig. 5 Each image shows the axial magnitude image overlaid with the wave image for the case of placing the vibration pad in the trapezius muscle. The yellow lines indicate the profile to measure the wavelengths.

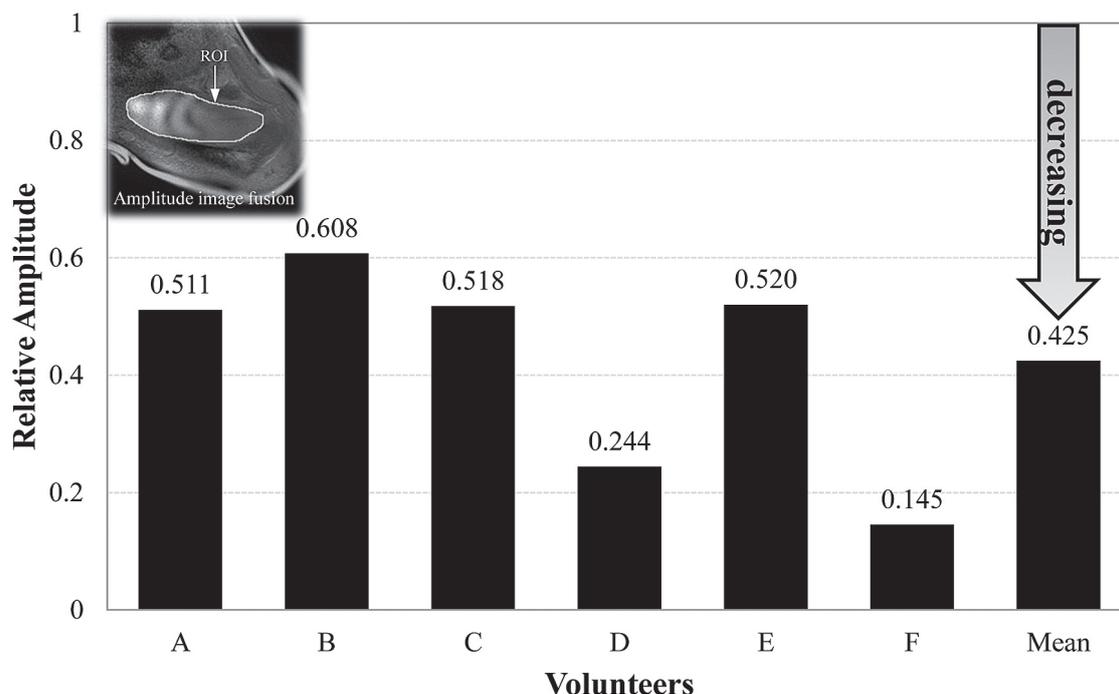


Fig. 6 The relative amplitude (normalized with the amplitude of placing the vibration pad in the trapezius muscle in each volunteer) of placing the vibration pad in the head of the humerus.

Figure 6 には固定方法による伝播波の振幅の違いを示す。上腕骨頭に振動パッドを配置した場合には、僧帽筋に配置した場合と比べ約 40% (全ボランティアの平均値) も振幅が低下した。

2-2 棘上筋の弾性率

上腕骨頭に振動パッドを配置した場合には、棘上筋への伝播波の波長を目視で認識することが困難であったため、弾性率の評価は僧帽筋に振動パッドを配置した場合のみで行った。ボランティア 6 名に対して、算出された棘上筋の弾性率は 8.12 ± 1.83 (平均値 \pm SD) kPa であった。

3. 考 察

MRE は撮像対象に伝播する波を可視化し、波長を求めることで弾性率を算出する。ゆえに、MRE では撮像対象に振動が伝わっていることが絶対条件となる。現在、スピーカおよび振動パッドを用いた空気圧による加振方法が一般的であるが、振動パッドと加振対象部との間に隙間が生じると、振動が撮像対象に伝播しない場合がある。MRE は肝臓の線維化診断を目的として、肝臓の弾性率測定によく利用されている。肝臓 MRE の場合、振動パッドは胸壁前部⁷⁻⁹⁾ に配置する。胸壁前部は曲率が小さく、振動パッドと加振対象部との隙間が生じにくい。一方、骨格筋を撮像対象にした場合、部位や個人によって曲率が大きく変化する

ため、MRE を実施するには、振動パッドの配置位置は極めて重要になる。しかし、棘上筋を対象にした MRE の報告は極めて少ないため、適切な振動パッドの配置位置を検討する必要がある。今回は振動パッドを上腕骨頭あるいは僧帽筋の 2 種類の位置に配置し、それぞれの伝播波の形状・振幅を評価した。

上腕骨頭に振動パッドを配置した場合には、ほとんどのボランティアにおいて、不明瞭な wave image となり、可視化された波の伝播方向を認識することができなかった。この理由として、二つの要因が考えられる。一つ目は棘上筋周囲の骨からの振動による影響である。棘上筋の遠位部(上腕骨頭側)には、肩甲骨や鎖骨、烏口突起等の多くの骨が存在する。仮にこれらの骨それぞれが加振源となると、棘上筋には多方向からの波が伝播するため、棘上筋内で波が干渉し合うことになる。波が干渉した場合には、振動による組織の変位量に変化するため、wave image のパターンが変化する。二つ目は、筋内腱による影響である。棘上筋の遠位部には筋内腱が存在し、二つの筋繊維束に分かれている。すなわち、棘上筋の軸位断に関しては、遠位部で筋線維の配列が上下方向で異なることになる (Fig. 7a)。また、剪断波は筋線維の方向に伝播しやすいことが報告されており¹²⁾、棘上筋に関しては、遠位部に波が到達すると筋内腱を境に二つの波に分かれることが報告されている¹⁴⁾。ゆえに、遠位部から振動を加えると、棘上筋に到達するとともに二つの波に分か

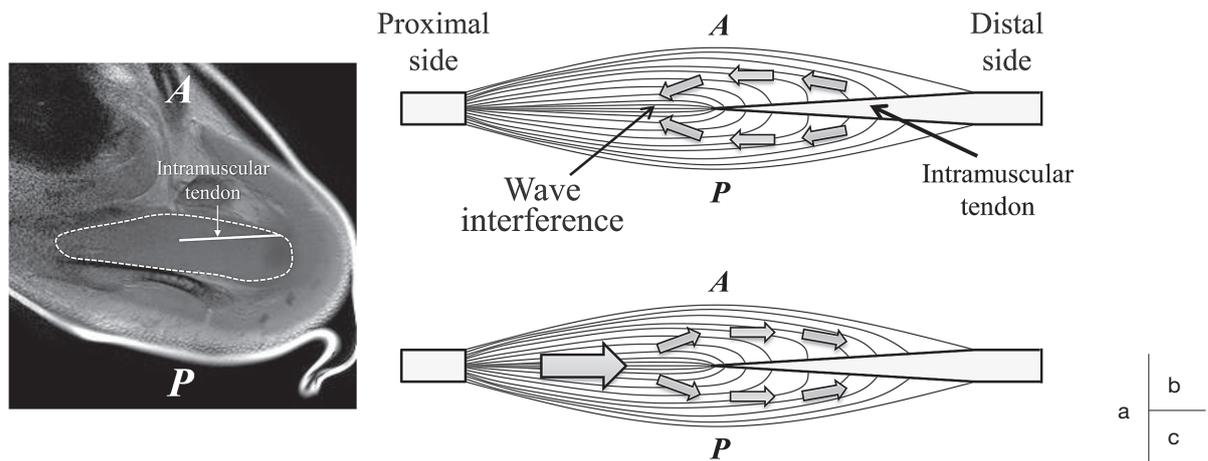


Fig. 7 The influences of the intramuscular tendon of the supraspinatus muscle.
 (a) The axial magnitude image of the supraspinatus muscle.
 (b) The schematic view of the supraspinatus muscle. When the vibrations are applied from the distal side of the supraspinatus muscle, the waves interfere within the supraspinatus muscle (gray arrows).
 (c) The schematic view of the supraspinatus muscle. When the vibrations are applied from the proximal side of the supraspinatus muscle, the waves propagate to the supraspinatus muscle without wave interference (gray arrows).

れ波が互いに干渉し合う可能性がある (Fig. 7b). 上腕骨頭に振動パッドを配置した場合には、これらの波の干渉が影響を及ぼし、wave image 上で可視化できる波の形状・振幅を変化させたと考えられる。その中で、ボランティア E に関しては、骨からの振動の影響が小さかった、あるいは筋繊維によって分けられる上下二つの波の位相が偶発的に一致したため、wave image が明瞭になったと推測する。

一方、僧帽筋に振動パッドを配置した場合には、明瞭な wave image となり、棘上筋の近位部から遠位部に向かって波が伝播している様子を確認できた。これは、上腕骨頭に振動パッドを配置したときに生じた、骨からの振動および筋内腱による影響をより小さくできたことに起因すると考えられる。棘上筋の近位部は遠位部と比べ骨が少なく、また振動も筋肉(僧帽筋)を通して棘上筋に伝えているため、骨からの振動による影響は小さい。また、棘上筋の近位部には筋内腱が存在しないため、加振装置から発生させた振動は棘上筋の内部で干渉することなく伝播すると考えられる (Fig. 7c)。ゆえに、僧帽筋に振動パッドを配置した場合には、上腕骨頭に振動パッドを配置した場合に比べ、明瞭な wave image が得られたと考えられる。また、Fig. 6 より、振動パッドを僧帽筋に配置した場合の方が上腕骨頭に振動パッドを配置した場合よりも伝播波の振幅が非常に大きいことがわかった。これも、上記で説明したように、波の干渉が影響していると考えられる。伝播波の振幅が小さい場合には、波長を正確に算出できない可能性があり、その結果算出された

弾性率も不正確な可能性がある。以上より、振動パッドの至適配置位置は僧帽筋であることが示唆された。

今回われわれが健常ボランティア 6 名を対象に MRE を行った結果、棘上筋の弾性率は 8.12 ± 1.83 kPa であった。過去の報告では、健常ボランティア 7 名を対象に MRE を行い、弾性率は 10.6 ± 3.18 kPa の値を示している¹⁴⁾。過去と今回の実験を比較すると、弾性率、SD とも 1~2 kPa 異なることになるが、いずれにしても弾性率を評価するにはサンプル数が少ない。骨格筋の弾性率は、振動周波数や実験装置構成、筋繊維の配列等によって変化することが報告されている¹³⁾。特に筋繊維の配列に関しては、棘上筋は筋内腱を有する羽状筋の一種であり、上腕二頭筋等の紡錘状筋と比較して複雑な配列となっている。棘上筋の弾性率を議論するためには、本研究よりもサンプル数を増やして棘上筋 MRE を実施することが必要であろう。

4. 結語

棘上筋 MRE に適した振動システムを決定するために、振動パッドの配置位置の検討を行った。Wave image 上で可視化された伝播波の形状および振幅から、振動パッドの配置位置は僧帽筋が(棘上筋の近位側)適切であることが示唆された。棘上筋以外においても、より精度の高い MRE を実施するには、振動パッドの配置位置を十分に検討しなければならない。

なお、本研究の要旨は第 43 回日本放射線技術学会秋季学術大会 (2015 年、金沢) にて発表した。

参考文献

- 1) Matsuki K, Watanabe A, Ochiai S, et al. Quantitative evaluation of fatty degeneration of the supraspinatus and infraspinatus muscles using T2 mapping. *J Shoulder Elbow Surg* 2014; 23(5): 636-641.
- 2) Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging* 1991; 13(2): 111-134.
- 3) Sandrin L, Tanter M, Gennisson JL, et al. Shear elasticity probe for soft tissues with 1-D transient elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2002; 49(4): 436-446.
- 4) Sarvazyan AP, Rudenko OV, Swanson SD, et al. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound Med Biol* 1998; 24(9): 1419-1435.
- 5) Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, et al. Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves. *Science* 1995; 269(5232): 1854-1857.
- 6) Mariappan YK, Glaser KJ, Ehman RL. Magnetic resonance elastography: a review. *Clin Anat* 2010; 23(5): 497-511.
- 7) Yoshimitsu K, Mitsufuji T, Shinagawa Y, et al. MR elastography of the liver at 3.0 T in diagnosing liver fibrosis grades; preliminary clinical experience. *Eur Radiol* 2016; 26(3): 656-663.
- 8) Takamura T, Motosugi U, Ichikawa S, et al. Usefulness of MR elastography for detecting clinical progression of cirrhosis from child-pugh class A to B in patients with type C viral hepatitis. *J Magn Reson Imaging* 2016; 44(3): 715-722.
- 9) 齋藤茂芳, 田中景子, 橋渡貴司. MR エラストグラフィ: 異なる 2 種類の直接逆問題再構成法による肝弾性率測定. *日放技学誌* 2016; 72(2): 128-138.
- 10) Siegmann KC, Xydeas T, Sinkus R, et al. Diagnostic value of MR elastography in addition to contrast-enhanced MR imaging of the breast-initial clinical results. *Eur Radiol* 2010; 20(2): 318-325.
- 11) Fattahi N, Arani A, Perry A, et al. MR Elastography Demonstrates Increased Brain Stiffness in Normal Pressure Hydrocephalus. *AJNR Am J Neuroradiol* 2016; 37(3): 462-467.
- 12) 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* 2011; 44(3): 397-401.
- 13) Bensamoun SF, Ringleb SI, Littrell L, et al. Determination of thigh muscle stiffness using magnetic resonance elastography. *J Magn Reson Imaging* 2006; 23(2): 242-247.
- 14) 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. *Magn Reson Imaging* 2016; 34(8): 1181-1188.
- 15) Numano T, Mizuhara K, Hata J, et al. A simple method for MR elastography: a gradient-echo type multi-echo sequence. *Magn Reson Imaging* 2015; 33(1): 31-37.

問合先

〒116-8551 荒川区東尾久 7-2-10
 首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学域 沼野智一