



原著

走査法の違いが Strain ratio 計測値に及ぼす影響 —Real time Tissue Elastography とファントムを用いた検討—

山田大智^{1,2*}, 田中則子^{1,3}, 越野八重美^{1,3}, 小柳磨毅^{1,3}

¹ 大阪電気通信大学大学院 医療福祉工学研究科 医療福祉工学専攻

² 大阪大学医学部附属病院 リハビリテーション部

³ 大阪電気通信大学 医療健康科学部 理学療法学科

要旨

【緒言】

超音波診断装置の Strain elastography 機能を用いた Strain ratio (SR) 計測は、音響カップラと対象物のひずみ値の比率から、生体組織の剛性を非侵襲的に計測できる。しかし、SR 計測における走査法の違いが計測値に及ぼす影響は明らかにされていない。本研究の目的は、Real-time Tissue Elastography と超音波エコー用ファントム（以下、ファントム）を用いて、走査法の違いが SR の計測値に与える影響を検証することである。

【方法】

ファントム内に配置した異なる剛性をもつ独立した内包物（ヤング率 100kPa, 200kPa, 400kPa）を計測対象とし、走査法は長軸走査と短軸走査の 2 条件とした。測定誤差の評価には、変動係数（Coefficient of variation: CV）を用いた。

【結果】

SR、内包物ひずみ値、音響カップラひずみ値の CV は、100kPa の内包物では各条件で同程度の値を示したが、200kPa と 400kPa の内包物では、長軸走査に比べて短軸走査において高値を示した。Elastography 画像を確認した結果から、200kPa と 400kPa の内包物では、内包物のひずみ分布が不均一であることや、短軸走査では音響カップラの湾曲に伴い中央部に限局したひずみ分布を示した。

【結論】

剛性が高い対象物の SR 計測では、長軸走査に比べて短軸走査における SR の測定誤差が増加することが示された。

受付日 2023 年 9 月 15 日

採択日 2023 年 11 月 30 日

*責任著者

山田大智

大阪電気通信大学大学院 医療福祉工学研究科 医療福祉工学専攻

大阪大学医学部附属病院 リハビリテーション部

E-mail:

dl19a001@oecu.jp

キーワード

strain elastography

strain ratio

走査法

はじめに

膝蓋腱やアキレス腱などの腱障害は、腱に加わる負荷と再生能力が不均衡となった結果として生じ¹⁾、跳躍などのスポーツ動作能力を著しく低下させる^{2,3)}。腱障害の画像評価には、磁気共鳴画像診断装置（Magnetic resonance imaging: MRI）と超音波診断装置（Ultrasound: US）が用いられる⁴⁾。腱障害の MRI 画像は T2 信号強度が増加し⁵⁾、US では低エコーを認める⁶⁾。腱は

4% 以上のひずみで微視的なコラーゲン線維の破壊を引き起こして⁷⁾剛性が低下し、さらなるひずみにさらされることで腱障害が進行すると考えられている⁸⁾。そのため、腱障害を早期に発見する手段として、腱の剛性評価が着目され^{9,10)}、定量的な剛性の評価方法が検討されている¹¹⁾。

生体組織の剛性を定量的に評価する方法として、磁気共鳴画像エラストグラフィ（Magnetic resonance elasto-

graphy: MRE) がある。MRE は、撮像対象に対して音響的または機械的な剪断波を加え、軟部組織の剪断弾性率を推定する評価法である¹²⁾。しかし、この検査は実施できる環境が限定され、時間と高額な費用を要するため、臨床使用は限られる¹³⁾。これに対し、MRI を補完する検査機器として組織の剛性を計測する Elastography 機能を搭載した US が期待されている¹⁴⁾。US の Elastography 機能には、荷重による組織の変位を計測し、組織の剛性をカラーマッピング表示する Strain elastography (SE) と、プローブからプッシュパルスを出して組織内を伝わる剪断波の伝搬速度より剪断弾性率を推定する Shear wave elastography (SWE) がある¹⁵⁾。また、プローブの走査法には、観察する対象物に対して平行にプローブを当てる長軸走査と、対象物に対して直角にプローブを当てる短軸走査がある¹⁶⁾。SWE 計測では、長軸走査がプッシュパルスの組織内伝搬速度を正確に計測できるとされ¹⁷⁾、アキレス腱の SWE 計測においても、短軸走査よりも長軸走査の再現性が高いと報告されている¹⁸⁾。しかし、長軸走査の SWE 計測で算出される腱の推定剪断弾性率には実際の剪断弾性率とは乖離があり、SWE 計測で得られる腱の推定剪断弾性率は、正確ではない可能性が指摘されている¹⁹⁾。一方、SE はこれまでは色調を用いた定性的な剛性評価であったが²⁰⁾、新たに定量的な評価法として、計測対象のひずみ値と参照領域のひずみ値の比率を求める Strain ratio (SR) 計測が開発された²¹⁾。しかし、SR 計測では長軸走査を用いた報告²²⁻²⁸⁾と短軸走査を用いた報告²⁹⁻³²⁾が散見され、走査法の違いが SR の計測値に及ぼす影響については明らかにされていない。

SE 計測のひとつである超音波診断装置に搭載される Real-time Tissue Elastography (RTE) を用いた SR 計測では、組織にプローブを押し当てて変形させ、任意に選択した関心領域のひずみ値 (変形率) を算出する³³⁾。ひずみ値はプローブによる荷重の程度で変化する相対的な

指標であり、SR 計測のために開発された一定の剛性をもつ音響カプラのひずみ値と計測対象のひずみ値の比により SR が求まる³⁴⁾。本研究の目的は、RTE を用いた圧縮的変形を評価する SR 計測³⁵⁾において、異なる剛性をもつ単一の内包物を配置したファントムを用いて、走査法の違いが SR の計測値に及ぼす影響を明らかにすることである。

対象と方法

1. 計測対象

計測対象は、ファントム (OST 社製) 内に配置した単一の内包物とした (図 1)。腱の表層には皮下脂肪組織が存在し、脂肪組織のヤング率は 18kPa³⁶⁾と報告されている。これを参考に、計測対象となる内包物周辺部のヤング率は 20kPa とした。また、腱の剛性を示すヤング率は、ヒツジ屈筋腱は 179kPa³⁷⁾、ウシ伸筋腱では約 100~310kPa³⁸⁾と報告されることから、内包物のヤング率は 100kPa, 200kPa, 400kPa の 3 種類とした。

2. プローブの荷重を制御する装置

RTE を用いた SR 計測は、通常は手動的にプローブを操作して実施される。このとき、プローブによる荷重を加える前の初期荷重の違いが、SR の計測値に影響を与える可能性が示唆されている³⁹⁾。そのため、本研究では以下の装置を用いてプローブの初期荷重を一定に制御した。実験設定の概略図を図 2 に示す。卓上試験機 FGS-TV (日本電産シンボ社製) に固定したデジタルフォースゲージ FGP-5 (日本電産シンボ社製) に、自作の接続デバイスを用いてプローブを固定した。SR 計測時の荷重量は、フォースゲージと卓上試験機のアドインソフト FGT-VC (日本電産シンボ社製) を用いて調整した。プローブの荷重のための上下運動の移動速度は 400 mm/min とした。



図 1. 計測対象としたファントム (a: 概略図, b: 実際の写真)

3つのファントム (高さ: 10.0cm, 幅: 10.0cm, 厚さ: 8.0cm) に剛性の異なる単一の内包物 (直径: 1.0cm, 長さ: 8.0cm, ヤング率: 100kPa, 200kPa, 400kPa) を、ファントム上端から 1.0cm 深部にその中心部が位置するよう、それぞれ独立して配置した。

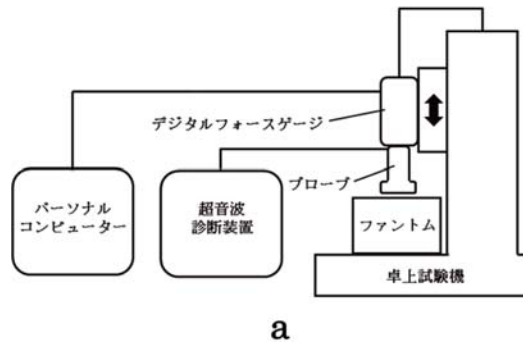


図2. 実験設定の概略 (a: 概略図, b: 実際の写真)

桌上試験機, デジタルフォースゲージ, プローブを連結し, SR 計測時の初期荷重および荷重を制御した。

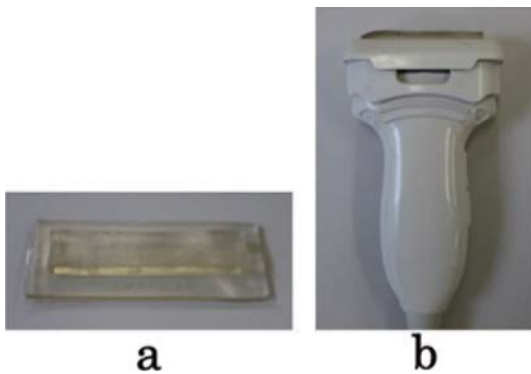


図3. a: 音響カプラ, b: 音響カプラを装着したプローブ
SR 計測用に開発された音響カプラ EZU-TECPL1 (幅: 5.0 cm, 富士フィルムヘルスケア社製) を, 専用アタッチメントを使用しプローブに装着した。

3. Strain ratio 計測方法

3.1. 装置

SR 計測には超音波診断装置 Noblus と L64 プローブ (いずれも, 富士フィルムヘルスケア社製) を使用し, 専用アタッチメントにより, 音響カプラ EZU-TECPL1 (幅: 5.0cm, 富士フィルムヘルスケア社製) をプローブに装着した (図3)。プローブは, いずれの走査法においても内包物の中央部に配置し, 長軸走査では内包物の長軸に平行に配置し, 短軸走査では内包物の長軸に対し直角に配置した。

3.2. 関心領域

SR 計測における Elastography の表示領域は, 長軸走査では上辺を音響カプラ上縁部, 下辺を内包物下縁部とし, 幅は画面に合わせた。短軸走査における上辺と下辺の設定は長軸走査と同一とし, 幅は内包物の幅に合わせた。計測対象と周辺部の境界ではアーチファクトが生じやすいことから⁴⁰⁾, 音響カプラと内包物の関心領域は, 音響カプラ, ファントム, 内包物の境界を含めずに, 各

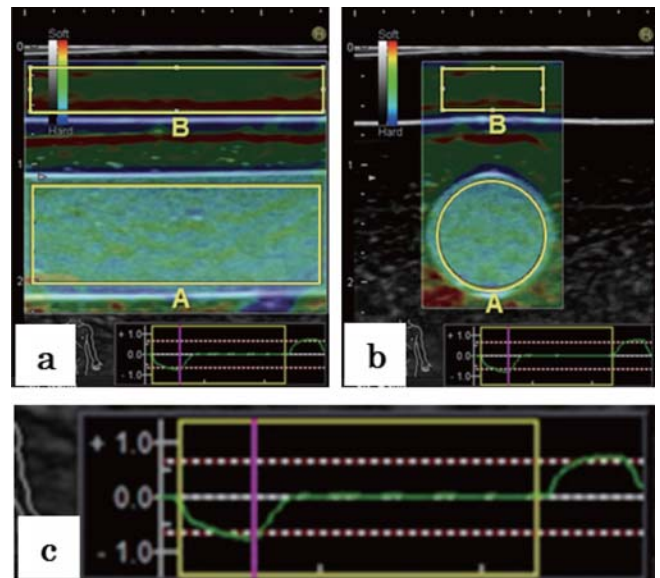


図4. Strain ratio 計測時の Elastography 画像 (a: 長軸走査, b: 短軸走査, c: Strain graph 拡大図)
A: 内包物関心領域, B: 音響カプラ関心領域

形状に合わせて可及的に大きくとれる位置に設定した (図4)。

3.3. 荷重条件

Uff ら⁴⁰⁾の報告を参考に, SR 計測に用いる初期荷重は 1.0N とした。RTE を用いた SR 計測では, 初期荷重にさらに荷重を加えた後, 初期荷重まで抜重する操作を繰り返す必要がある⁴¹⁾。本研究では, 初期荷重に加える荷重を 3.0N とし, その後, 上記の操作を 1 往復として 5 往復繰り返した。また, 荷重時間の延長によって生じる音響カプラと内包物の応力緩和を考慮し, 初期荷重が負荷された状態から直ちに計測を開始し, 荷重を 5 往復繰り返した後はプローブをファントムから離れた。

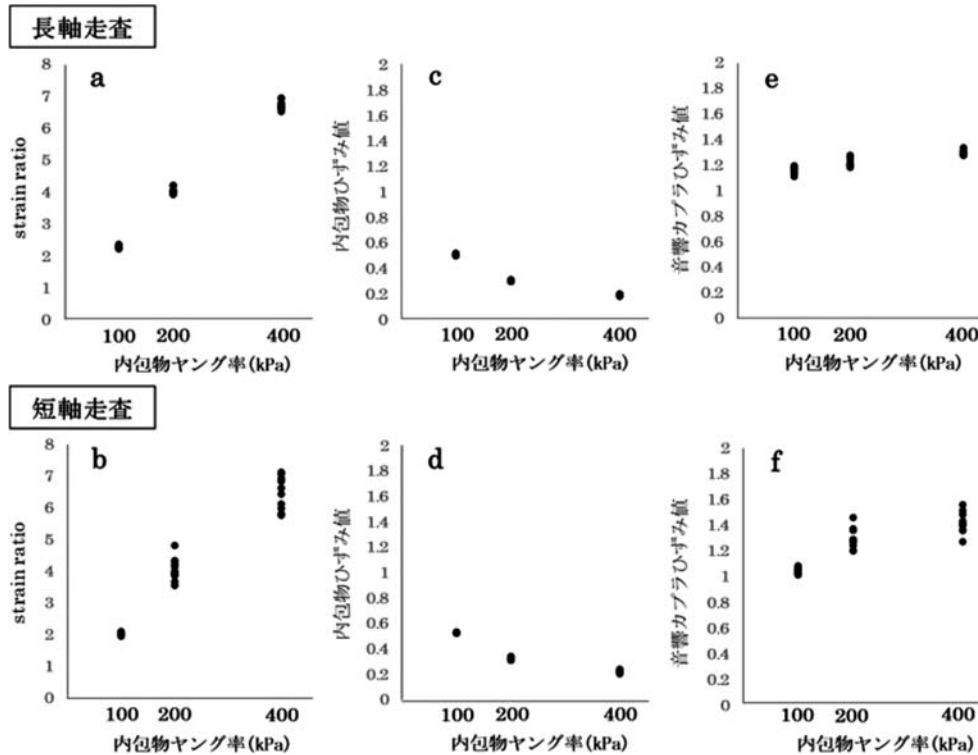


図5. Strain ratio, 内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値
 a: Strain ratio (長軸走査), b: Strain ratio (短軸走査), c: 内包物ひずみ値 (長軸走査), d: 内包物ひずみ値 (短軸走査), e: 音響カプラひずみ値 (長軸走査), f: 音響カプラひずみ値 (短軸走査)

3.4. Strain graph

RTE では, Elastography 表示領域内のひずみ値の平均値が Strain graph として画面下段部に表示され, 荷重時は正の値, 抜重時は負の値として表示される (図4). SR 計測では Strain graph の谷にあたるフレームの選択が推奨されている^{41, 42)}. このため, 5 往復中 3 往復目の抜重時に Strain graph の谷にあたるフレームを選択し, 音響カプラひずみ値を内包物ひずみ値で除して SR を算出した.

3.5. 計測順序

計測順序は初めに長軸走査にて, 100kPa, 200kPa, 400 kPa の順にそれぞれ 10 回ずつ計測を行い, 短軸走査も同様の手順で計測した.

4. 解析方法

得られた SR の測定誤差の評価には, 標本の標準偏差を平均値で除して算出される変動係数 (Coefficient of variation: CV)⁴³⁾ を用いた. SR, 内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値それぞれの CV を内包物ごとに算出した.

結果

長軸走査と短軸走査における 100kPa, 200kPa, 400kPa の SR, 内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値を図5に示す. 図6の Elastography 画像において, 「内包物の関心領域 (A)」は, 長軸走査, 短軸走査ともに, 100kPa (a, d) では全体が緑色に配色された均一なひずみ分布を示すが, 200kPa (b, e), 400kPa (c, f) では緑色と青色が混在する不均一なひずみ分布であった. 一方, 「音響カプラの関心領域 (B)」では, 200kPa (b, e), 400 kPa (c, f) において長軸走査と短軸走査の画像が異なっていた. 長軸走査 (b, c) は全体が赤く配色される偏りのないひずみ分布を示したが, 短軸走査 (e, f) では, 中央部が限局して赤く配色される不均一なひずみ分布が認められた.

100kPa, 200kPa, 400kPa の SR, 内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値の CV を表1に示す. SR, 内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値それぞれの計測値 (平均値 ± 標準偏差: 100kPa, 200kPa, 400kPa) を記す. 長軸走査 SR は 2.27 ± 0.044 , 4.02 ± 0.091 , 6.70 ± 0.129 であり, 短軸走査 SR は 1.99 ± 0.045 , 4.03 ± 0.342 , 6.46 ± 0.494 であった. 内包物ひずみ値 (長軸走査) は 0.50 ± 0.007 , 0.30 ± 0.004 , 0.19 ± 0.006 , 内包物ひずみ値 (短軸走査)

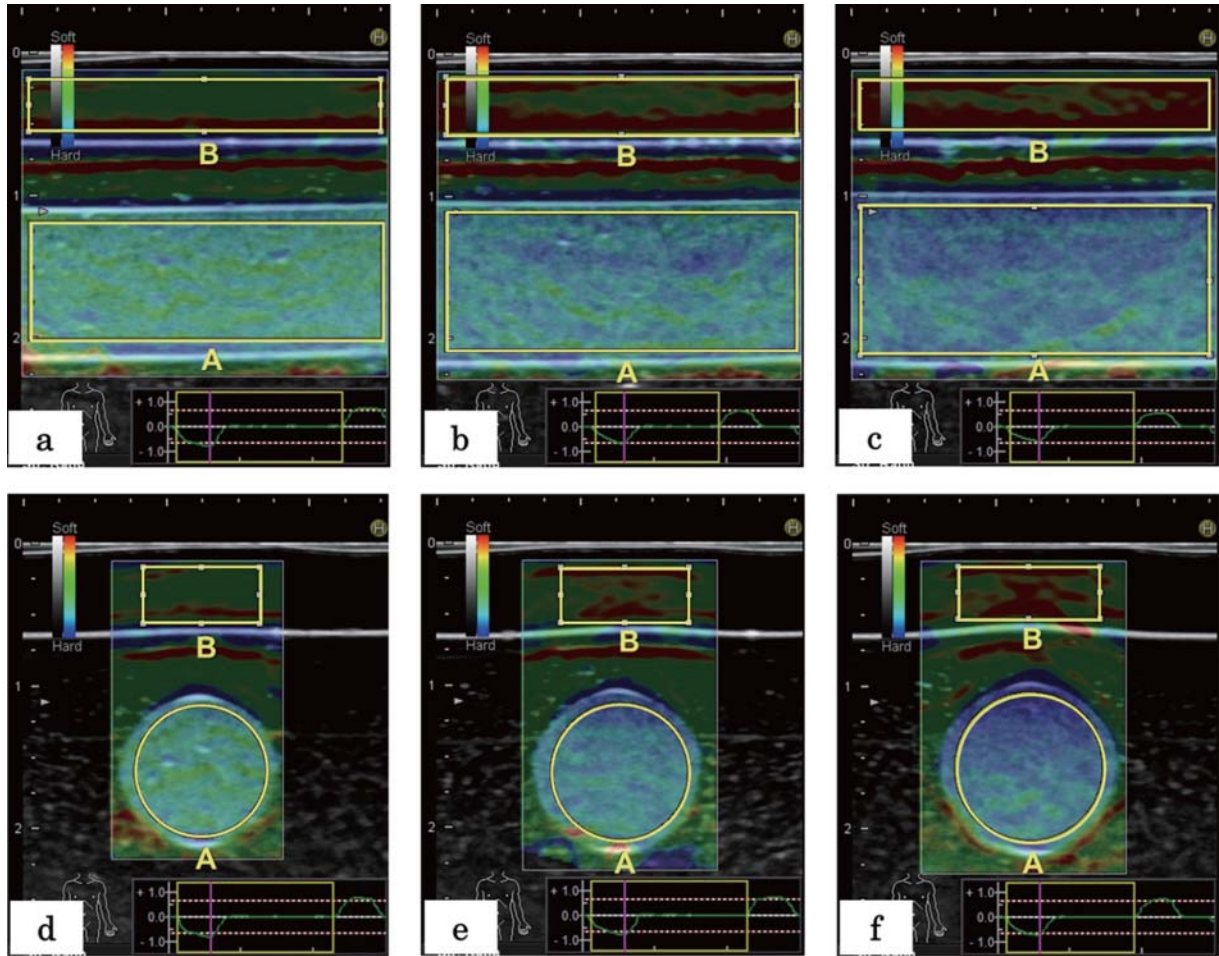


図6. 長軸走査と短軸走査における各内包物の Elastography 画像例

a : 100kPa, b : 200kPa, c : 400kPa (a~c: 長軸走査),
 d : 100kPa, e : 200kPa, f : 400kPa (d~f: 短軸走査),
 A : 内包物関心領域, B : 音響カプラ関心領域

表1. Strain ratio, 内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値の変動係数

		変動係数		
		strain ratio	内包物ひずみ値	音響カプラひずみ値
長軸走査	100kPa	0.019	0.013	0.019
	200kPa	0.022	0.013	0.024
	400kPa	0.019	0.031	0.013
短軸走査	100kPa	0.022	0.009	0.020
	200kPa	0.085	0.029	0.059
	400kPa	0.076	0.047	0.055

は 0.52 ± 0.004 , 0.32 ± 0.009 , 0.21 ± 0.010 であった. 音響カプラひずみ値 (長軸走査) は 1.15 ± 0.023 , 1.21 ± 0.029 , 1.29 ± 0.017 であり, 音響カプラひずみ値 (短軸走査) は 1.04 ± 0.021 , 1.29 ± 0.077 , 1.41 ± 0.078 であった

(図5). また, SR, 内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値の CV は, 100kPa の内包物ではいずれの走査法においても同程度の値を示した. しかし, 200kPa と 400kPa の内包物では, 短軸走査の SR, 内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値の CV は, 長軸走査に比べ高値を示した (表1).

考察

本研究は, 走査法の違いが SR の計測値に与える影響を明らかにするため, 剛性の異なる単一の内包物を配置した同一のファントムを対象として, 長軸と短軸の2つの走査法で SR 計測を行い, 得られた計測値より SR, 内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値における測定誤差 (CV) を比較した. その結果, 100kPa の内包物の測定誤差は, 長軸走査と短軸走査において同程度であったが, 剛性の高い 200kPa と 400kPa の内包物では, 長軸

走査に比べて短軸走査で SR, 内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値それぞれの測定誤差は増大した。

短軸走査の測定誤差が増大した要因を Elastography 画像により検討した (図 6)。100kPa の内包物では長軸走査と短軸走査のいずれにおいても, 全体が緑色に配色される均一なひずみ分布が確認されたが, 200kPa と 400kPa の内包物では, 緑色と青色が混在する不均一なひずみ分布が確認された。ひずみ分布が不均一な対象物の SR 計測は, 関心領域が小さい場合には測定誤差が増大する可能性が示唆されている⁴⁴⁾。200kPa と 400kPa の内包物はひずみ分布が不均一であったことから, 関心領域が小さい短軸走査では測定誤差が増大したと考えられた。

次に, 100kPa の内包物では, 長軸走査と短軸走査のいずれも音響カプラ全体が緑色に配色される均一なひずみ分布が確認された。これに対し 200kPa と 400kPa の内包物では, 長軸走査では内包物の剛性増加に伴い, 音響カプラ全体が赤く配色される偏りのないひずみ分布が確認された。一方, 短軸走査では音響カプラの中央部が限局して赤く配色される不均一なひずみ分布が確認され, 内包物の形状に沿った音響カプラの湾曲を認めた。長軸走査では, 音響カプラと内包物はいずれも平面であることから荷重は均一に加えられ, 音響カプラのひずみに偏りは認めなかった。これに対し, 剛性の低い組織は高い組織と比較して大きく変形するため⁴⁵⁾, 短軸走査では剛性が低く平面である音響カプラの中央部が, 剛性の高い内包物断面の円形形状に沿って変形したと考えられた。こうした音響カプラの湾曲により, 内包物が位置する音響カプラの中央部に限局した不均一なひずみ分布が生じ, 音響カプラひずみ値の測定誤差が増大したと考えられた。

以上のことから, 200kPa と 400kPa の内包物において, 内包物ひずみ値と音響カプラひずみ値の測定誤差が増大した結果, SR の測定誤差も大きくなったと考えられた。腱の幅は, 膝蓋腱では $2.8 \pm 0.2\text{cm}$ ⁴⁶⁾, アキレス腱では $1.2 \pm 0.4\text{cm}$ ⁴⁷⁾, 棘上筋腱では $1.6 \pm 0.3\text{cm}$ ⁴⁸⁾とされ, いずれも音響カプラの幅 (5.0cm) よりも小さい。そのため, 腱の SR 計測では, 長軸走査を選択するほうが測定誤差は小さくなると考えられ, 本研究で得られた知見は, 腱の SR 計測における走査法の選択に重要な情報を提供すると考えられた。

今後の課題として, 生体における腱の走行と形状が挙げられる。本研究では直線的な構造を持つ内包物を計測対象としたが, 生体における腱は必ずしも直線的な走行をしていない。肩腱板のように湾曲し走行する腱の超音波画像においては, 長軸走査では超音波入射角によって

腱内に低エコーや無エコーが発生するアーチファクトが生じやすいと報告されている⁴⁹⁾。また, 膝蓋腱やアキレス腱などの断面の形状は, 本研究で用いた内包物よりも断面が平坦になっている場合が多い。今後は, 腱の走行や断面の形状が SR 計測に及ぼす影響についてもさらなる検討が必要である。

利益相反

本研究において開示すべき利益相反はない。

文献

- 1) Andonovski A, Andonovska B, Trpeski S: Results of arthroscopic treatment of chronic patellar tendinopathy. Pril (Makedon Akad Nauk Umet Odd Med Nauki) 41: 71-79, 2020
- 2) Lian OB, Engebretsen L, Bahr R: Prevalence of jumper's knee among elite athletes from different sports: A cross-sectional study. Am J Sports Med 33: 561-567, 2005
- 3) Silbernagel KG, Hanlon S, Sprague A: Current clinical concepts: Conservative management of achilles tendinopathy. J Athl Train 55: 438-447, 2020
- 4) Rosen AB, Wellsandt E, Nicola M, et al.: Clinical management of patellar tendinopathy. J Athl Train 57: 621-631, 2022
- 5) Yu JS, Popp JE, Kaeding CC, et al.: Correlation of MR imaging and pathologic finding in athletes undergoing surgery for chronic patellar tendinitis. AJR Am J Roentgenol 165: 115-118, 1995
- 6) Rasmussen OS: Sonography of tendons. Scand J Med Sci Sports 10: 360-364, 2000
- 7) Sharma P, Maffulli N: Tendon injury and tendinopathy: Healing and repair. J Bone Joint Surg Am 87: 187-202, 2005
- 8) Arya S, Kulig K: Tendinopathy alters mechanical and material properties of the achilles tendon. J Appl Physiol 108: 670-675, 2010
- 9) Hatta T, Yamamoto N, Sano H, et al.: In vivo measurement of rotator cuff tendon strain with ultrasound elastography: An investigation using a porcine model. J Ultrasound Med 33: 1641-1646, 2014
- 10) Zordo TD, Fink C, Feuchtner GM, et al.: Real-time sonoelastography findings in healthy achilles tendons. AJR Am J Roentgenol 193: W134-138, 2009
- 11) Foure A: New imaging methods for non-invasive assessment of mechanical, structural, and biochemical



- properties of human achilles tendon: A mini review. *Front Physiol* 7: 324, 2016
- 12) Ringleb SI, Bensamoun SF, Chen Q, et al.: Applications of magnetic resonance elastography to healthy and pathologic skeletal muscle. *J Magn Reson Imaging* 25: 301-309, 2007
 - 13) Shimoyama D, Shitara H, Hamano N, et al.: Reliability of shoulder muscle stiffness measurement using strain ultrasound elastography and an acoustic coupler. *J Med Ultrason* 48: 91-96, 2021
 - 14) Ooi CC, Malliaras P, Schneider ME, et al.: "Soft, hard, or just right?" Applications and limitations of axial-strain sonoelastography and shear-wave elastography in the assessment of tendon injuries. *Skeletal Radiol* 43: 1-12, 2014
 - 15) Ozturk A, Grajo JR, Dhyani M, et al.: Principles of ultrasound elastography. *Abdom Radiol* 43: 773-785, 2018
 - 16) 木野達司: 運動器の超音波 (第1版), 南山堂, 2009
 - 17) Eby SF, Song P, Chen S, et al.: Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J Biomech* 46: 2381-2387, 2013
 - 18) Payne C, Watt P, Cercignani M, et al.: Reproducibility of shear wave elastography measures of the achilles tendon. *Skeletal Radiol* 47: 779-784, 2018
 - 19) Roskopf AB, Bachmann E, Snedeker JG, et al.: Comparison of shear wave velocity measurements assessed with two different ultrasound systems in an ex-vivo tendon strain phantom. *Skeletal Radiol* 45: 1541-1551, 2016
 - 20) Itoh A, Ueno E, Tohno E, et al.: Breast disease: Clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology* 239: 341-350, 2006
 - 21) 三竹 毅, 松村 剛, 脇 康治・他: Real-time Tissue Elastography 技術の開発. *医用画像情報学会雑誌* 23: 70-74, 2006
 - 22) Nusret OK, Agladioglu K, Gungor HR, et al.: Strain ratio measurements of patellar and achilles tendons with different reference regions in healthy volunteers. *Ultrasound Med Biol* 45: 2027-2033, 2019
 - 23) Dickson DM, Fawole HO, Newcombe L, et al.: Reliability of ultrasound strain elastography in the assessment of the quadriceps and patellar tendon in healthy adults. *Ultrasound* 27: 252-261, 2019
 - 24) Porta F, Damjanov N, Galluccio F, et al.: Ultrasound elastography is a reproducible and feasible tool for the evaluation of the patellar tendon in healthy subjects. *Int J Rheum Dis* 17: 762-766, 2014
 - 25) Hatta T, Yamamoto N, Sano H, et al.: In vivo measurement of rotator cuff tendon strain with ultrasound elastography. *J Ultrasound Med* 33: 1641-1646, 2014
 - 26) Yamamoto Y, Yamaguchi S, Sasho T, et al.: Quantitative ultrasound elastography with an acoustic coupler for achilles tendon elasticity: Measurement repeatability and normative values. *J Ultrasound Med* 35: 159-166, 2016
 - 27) Schneebeli A, Grande FD, Vincenzo G, et al.: Real-time sonoelastography using an external reference material: Test-retest reliability of healthy achilles tendons. *Skeletal Radiol* 45: 1045-1052, 2016
 - 28) Muraki T, Ishikawa H, Morise S, et al.: Ultrasound elastography-based assessment of the elasticity of the supraspinatus muscle and tendon during muscle contraction. *J Shoulder Elbow Surg* 24: 120-126, 2015
 - 29) Koc AS, Pekoz BC, Donmez Y, et al.: Usability of achilles tendon strain elastography for the diagnosis of coronary artery disease. *J Med Ultrason* 46: 343-351, 2019
 - 30) Alsiri N, Palmer S: Biomechanical changes in the gastrocnemius medius-achilles tendon complex in people with hypermobility spectrum disorders: A cross-sectional compression sonoelastography study. *Front Med (Lausanne)* 19: 1062808, 2023
 - 31) 木谷健太郎, 鳥居 俊, 米津貴久・他: Real-time Tissue Elastography によって評価した膝蓋腱弾性の発育変化-小中学生男子サッカー選手を対象にした横断的検討-. *日本成長学会雑誌* 20: 23-29, 2014
 - 32) 山田大智, 木村佳記, 中江徳彦・他: 生体膝における膝深屈曲が膝窩筋腱の組織弾性変化に及ぼす影響. *日本整形外科超音波学会誌* 29: 26-29, 2017
 - 33) 香西和久: 組織の硬さの違いを画像化する「Real-time Tissue Elastography」. *超音波検査技術* 37: 344-348, 2012
 - 34) 藤原洋子, 松村 剛, 村山直之・他: エラストグラフィ用音響カプラーの開発. *MEDIX* 55: 40-44, 2011
 - 35) 椎名 毅: エラストグラフィ- static 法と dynamic 法 -. *乳腺甲状腺超音波医学* 4: 11-15, 2015
 - 36) Krouskop TA, Wheeler TM, Kallel F, et al.: Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrason Imaging* 20: 260-274, 1998
 - 37) Lynch HA, Johannessen W, Wu JP, et al.: Effect of fiber orientation and strain rate on the nonlinear uniax-



- ial tensile material properties of tendon. *J Biomech Eng* 125: 726-731, 2003
- 38) Salisbury STS, Buckley CP, Zavatsky AB: Transverse compression of tendons. *J Biomech Eng* 138: 041002, 2016
- 39) Yoshii Y, Ishii T, Etou F, et al.: Reliability of automatic vibratory equipment for ultrasonic strain measurement of the median nerve. *Ultrasound in Med & Biol* 40: 2352-2357, 2014
- 40) Uff C, Garcia L, Fromageau J, et al.: Further characterization of changes in axial strain elastograms due to the presence of slippery tumor boundaries. *J Med Imaging* 5: 021211, 2018
- 41) 皆川洋至：整形外科領域の超音波エラストグラフィ. *超音波医学* 40: 485-494, 2013
- 42) 稲見崇孝, 清水卓也, 三木貴弘：ヒト骨格筋における超音波エラストグラフィの基礎理論と臨床応用. *日本整形外科スポーツ医学会雑誌* 34: 2-9, 2014
- 43) Ditlevsen S, Lansky P: Firing variability is higher than deduced from the empirical coefficient of variation. *Neural Comput* 23: 1944-1966, 2011
- 44) Havre RF, Waage JR, Gilja OH, et al.: Real-time elastography: Strain ratio measurements are influenced by the position of the reference area. *Ultraschall Med* 33: 559-568, 2012
- 45) 林紘三郎：生体軟組織の力学的性質. *日本ゴム協会誌* 62: 346-356, 1989
- 46) 丸山盛貴, 田島吾郎, 亀井陽一・他：膝 MR 画像を用いた膝蓋腱サイズの計測 - BTB graft 採取幅の予測因子の検討 -. *東北膝関節研究会誌* 26: 51-55, 2017
- 47) Singhal M, Parmar N, Singhal D: Morphometric analysis of tendoachilles with its clinical implication. *Int Anat Res* 7: 6550-6555, 2019
- 48) Kim SY, Boynton EL, Ravichandiran K, et al.: Three-dimensional study of the musculotendinous architecture of supraspinatus and its functional correlations. *Clin Anat* 20: 648-655, 2007
- 49) Crass JR, Vegte GLVD, Harkavy LA: Tendon echogenicity: Ex vivo study. *Radiology* 167: 499-501, 1988



Original article

Influence of different scanning method on strain ratio measurement: A phantom study using real-time tissue elastography

Daichi Yamada^{1,2*}, Noriko Tanaka^{1,3}, Yaemi Koshino^{1,3}, Maki Koyanagi^{1,3}

¹ Faculty of Biomedical Engineering, Osaka Electro-Communication University Graduate School, Osaka, Japan

² Department of Rehabilitation, Osaka University Hospital, Osaka, Japan

³ Faculty of Health Science, Osaka Electro-Communication University, Osaka, Japan

ABSTRACT

Introduction

Strain ratio (SR) measurement using the strain elastography function of an ultrasound diagnostic device can be used to noninvasively measure the stiffness of living tissue by calculating the ratio of strain values between the acoustic coupler and the target material. However, there are no reports on the influence of different scanning methods on SR measurements. Therefore, this study investigated the influence of different scanning methods on SR measurement, using real-time tissue elastography and a phantom.

Methods

Independent inclusions with stiffness values of 100, 200, and 400 kPa were placed in the phantom and measured using both longitudinal and transverse scanning methods. Measurement error was used to examine the coefficient of variation.

Results

The coefficients of variation of SR, inclusion strain values, and acoustic coupler strain values were similar for both scanning methods with 100 kPa inclusions, but for the 200 and 400 kPa inclusions, the transverse scanning method showed higher values compared with the longitudinal scanning method. Elastography images showed heterogeneous strain distribution in the 200 and 400 kPa inclusions, and the strain distribution was concentrated in the center of the acoustic coupler due to the curvature of the acoustic coupler used in the transverse scanning method.

Conclusion

These results suggest that the SR measurement error increases when SR measurements are performed using the transverse scanning method compared with the longitudinal scanning method for materials with high stiffness.

Key words: strain elastography, strain ratio, scanning method