

博士学位論文

題 目

超音波エラストグラフィーによる腱の剛性評価手法に関する研究

担当指導教員名	<u>田中 則子</u>
申請年月日	<u>2024年 1月 22日</u>
申請者専攻名	<u>医療福祉工学専攻</u>
学 生 番 号	<u>DL19A001</u>
氏 名	<u>山田 大智</u>

大阪電気通信大学大学院

「超音波エラストグラフィーによる腱の剛性評価手法に関する研究」

目次

第1章 序論	
1.1 本研究の意義・目的	…4
1.2 論文の構成	…6
第2章 Strain elastography による腱の剛性評価の現状	
2.1 はじめに	…9
2.2 腱の機能解剖	…9
2.3 腱障害の病態	…11
2.4 腱障害の定性的評価	…11
2.5 Strain elastography による腱の剛性評価の現状	…12
2.5.1 Strain elastography の基礎	
2.5.2 Real-time Tissue Elastography	
2.5.3 Real-time Tissue Elastography を用いた腱の剛性評価の現状	
2.5.4 Strain ratio 計測を用いた腱の剛性評価の現状	
2.6 Strain ratio 計測における従来法(徒手)の問題点	…18
2.6.1 走査法	
2.6.2 プロブの位置・方向	
2.6.3 初期荷重	
2.7 小括	…20
第3章 徒手による Strain ratio 計測の再現性	
3.1 はじめに	…27
3.2 対象と方法	…27
3.3 結果	…29
3.4 考察	…30
3.5 小括	…30
第4章 ファントムを対象としたモデル実験	
4.1 はじめに	…32

4.2	プローブの荷重量を機械的に制御するための装置	…32
4.2.1	装置の概要	
4.2.2	校正実験	
4.3	単一の内包物が配置されたファントムの作製	…35
4.4	モデル実験における各設定	…36
4.5	ファントムを対象としたモデル実験	…37
4.5.1	走査法が Strain ratio の計測値に与える影響	
4.5.1.1	方法	
4.5.1.2	結果	
4.5.1.3	考察	
4.5.2	反復回数が Strain ratio の計測値に与える影響	
4.5.2.1	方法	
4.5.2.2	結果	
4.5.2.3	考察	
4.5.3	初期荷重が Strain ratio の計測値に与える影響	
4.5.3.1	方法	
4.5.3.2	結果	
4.5.3.3	考察	
4.6	小括	…47
第5章 新たな膝蓋腱剛性評価手法の提案		
5.1	はじめに	…50
5.2	荷重条件	…50
5.3	計測肢の固定方法	…50
5.3.1	下肢関節角度の規定	
5.3.2	計測装置への下肢固定方法	
5.4	プローブの配置	…52
5.5	小括	…52
第6章 ヒト膝蓋腱を対象とした実証実験		
6.1	はじめに	…54

6.2 提案手法と従来法(徒手)の比較実証実験	…54
6.2.1 対象	
6.2.2 方法	
6.2.2.1 Strain ratio 計測	
6.2.2.2 全身関節弛緩性の評価	
6.2.2.3 解析手法	
6.2.3 結果	
6.2.4 考察	
6.3 小括	…59
第7章 総括	
7.1 総括	…61
7.2 今後の展望	…62
謝辞	
研究業績	

第1章 序論

1.1 本研究の意義・目的

筋から骨への力の伝達と緩衝を担う腱¹⁾に生じる腱障害は、腱に加わる負荷と腱の再生能力との不均衡の結果として生じる²⁾。膝蓋腱やアキレス腱の障害はスポーツ動作能力を著しく低下させ^{3,4)}、肩腱板断裂は日常生活活動にも支障をきたす⁵⁾。膝蓋腱障害の有病率は、バレーボール選手で44.6%、バスケットボール選手で31.9%³⁾とされ、発生頻度が高い。腱障害に至った場合、スポーツ活動の復帰までには時間がかかり⁶⁾、痛みのために引退を余儀なくされる患者もおり⁷⁾、腱障害はスポーツ復帰に深刻な影響を与える。

ラットを対象とした検証において、トレッドミル上でのオーバーユース運動を実施させた腱障害モデルラットの棘上筋腱の剛性は、対照群ラットに比べ50%程度まで低下することが示されている⁸⁾(図1.1)。このことから、腱の剛性は腱障害の程度を評価する指標になる可能性があり、腱の剛性の違いを判別可能な評価手法があれば有用と考えられる。

	対照群	腱障害群 (運動後4週)	腱障害群 (運動後16週)
腱の剛性	1.00	0.62	0.51

図1.1 腱障害による腱の剛性低下(文献8より改変引用)

現在、生体組織の剛性評価に用いられている機器一覧を図1.2に示す。硬度計は、価格は数万円程度と安価であり、簡便性が高い。しかし、皮膚、皮下組織、腱など組織ごとに区別して剛性を評価することはできない⁹⁾。Magnetic resonance elastography(以下、MRE)は、深部組織の剛性を評価することが可能であり¹⁰⁾、肝臓線維症の診断に有用であることが示されている¹¹⁾。しかし、この検査には価格が数億円と非常に高価な磁気共鳴画像診断装置が必要であり、検査には20分~1時間と長い時間を要する。また、MREの空間分解能は8mmとされ¹²⁾、膝蓋腱の厚さが5~7mm¹³⁾であることから、腱のように小さな組織を識別することは難しいものと考えられる。Shear wave elastography(以下、SWE)は、プローブからプッシュパルスを放出して組織内を伝わる剪断波の伝搬速度より推定ヤング率を算出することが可能であり¹⁴⁾、筋の剛性評価としての有用性が示され¹⁵⁾、筋を対象とした場合には再現性の高い計測手法である¹⁶⁾。しかし、剪断波は屈折や反射の影響を受けやすく¹⁷⁾、不整な構造物や剛

性の高い構造物に近い部位では、アーチファクトが生じる可能性が指摘されている¹⁸⁾。また、SWEにより算出された腱の推定ヤング率と引張試験機を用いて得られた腱のヤング率を比較検証した報告では、3桁以上の乖離があったとされ、SWEによって得られる腱の推定ヤング率は、腱のヤング率とは大きく異なるとする指摘もある¹⁹⁾。さらに、SWEで算出可能な推定ヤング率の上限値は700kPaとされ、腱の横ひずみで得られるヤング率は10000kPa以上^{19, 20)}であることから、腱の剛性評価は難しいものと考えられる。一方、SEはプローブの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¹⁴⁾超音波エラストグラフィーの一つであり、乳がんの診断技術として有用性が示されている²¹⁾。SEは高い空間分解能を有し²²⁾、最小2mmまで識別することが可能であり²³⁾、SEを用いて腱の剛性を評価する検証が進められている。しかし、SEで計測される変位は、荷重の程度で変化する相対的な指標であることが課題とされている²⁴⁾。このように、現状では腱の剛性の違いを判別できる評価手法として確立されたものがないことが課題となっている。


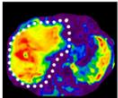
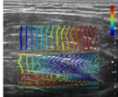
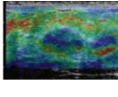
	利点	欠点
硬度計 	<ul style="list-style-type: none"> ・数万円 ・簡便性が高い 	<ul style="list-style-type: none"> ・皮膚, 皮下組織を含む包括的な剛性
MRE Magnetic Resonance Elastography 	<ul style="list-style-type: none"> ・深部の剛性が評価可能 ・肝線維症の診断に有用 	<ul style="list-style-type: none"> ・数億円 ・検査時間が長い(20分~1時間) ・空間分解能(8mm)
SWE Shear Wave Elastography 	<ul style="list-style-type: none"> ・推定ヤング率を算出可能 ・筋の剛性評価として有用 ・再現性が高い 	<ul style="list-style-type: none"> ・骨周囲で生じるアーチファクト ・700kPaが上限
SE Strain Elastography 	<ul style="list-style-type: none"> ・数百万円 ・空間分解能(2mm) ・乳がんの診断に有用 	<ul style="list-style-type: none"> ・再現性が低い

図 1.2 生体組織の剛性を評価する手法

本研究の最終目標は、臨床において、腱の剛性の違いを判別可能な評価手法を確立することである。本論文では、超音波エラストグラフィーを用いた腱の剛性評価手法における問題点を示したうえで、その改良方法を提案し、ヒト膝蓋腱を対象として従来法(徒手)との比較を行い、その有用性を示す。

1.2 論文の構成

本論文の第 1 章では、本研究の背景および目的について述べた。第 2 章では、腱の機能解剖および腱障害の病態について記したうえで、SR 計測による腱の剛性評価の現状と課題について論述する。第 3 章では、これまで再現性が課題とされている徒手による SR 計測の再現性について、SR 計測の経験のない大学生を検者とし、剛性が既知のファントムを計測対象として実証実験を実施してその結果を示した。第 4 章では、ファントムを対象としたモデル実験の結果について述べる。そして、第 5 章では本研究において新たに提案する計測手法について解説する。第 6 章では、ヒト膝蓋腱を対象として提案手法と従来法(徒手)との比較実証検証を行い、提案手法の有用性について論述した。最後に、第 7 章では本論文の総括および今後の展望について述べる。

参考文献

- 1) Voleti PB, Buckley MR, et al.: Tendon healing: Repair and regeneration. *Annu Rev Biomed Eng* 14: 47-71, 2012
- 2) Andonovski A, Andonovska B, et al: Results of arthroscopic treatment of chronic patellar tendinopathy. *Pril(Makedon Akad Nauk Umet Odd Med Nauki)* 41: 71-79, 2020
- 3) Lian OB, Engebretsen L, et al.: Prevalence of jumper's knee among elite athletes from different sports: A cross-sectional study. *Am J Sports Med* 33: 561-567, 2005
- 4) Silbernagel KG, Hanlon S, et al.: Current clinical concepts: Conservative management of achilles tendinopathy. *J Athl Train* 55: 438-447, 2020
- 5) Vidt ME, Santago 2nd AC, et al.: The effects of rotator cuff tear on activities of daily living in older adults: A kinematic analysis. *J Biomech* 49: 611-617, 2016
- 6) Cook JL, Khan KM, et al.: A cross sectional study of 100 athletes with jumper's knee managed conservatively and surgically. The Victorian institute of sport tendon study group. *Br J Sports Med* 31: 332-326, 1997
- 7) Kettunen JA, Kvist M, et al.: Long-term prognosis for jumper's knee in male athletes. A prospective follow-up study. *Am J Sports Med* 30: 689-692, 2002

- 8) Soslowky LJ, Thomopoulos S, et al.: Overuse activity injures the supraspinatus tendon in an animal model: A histologic and biomechanical study. *J Shoulder Elbow Surg* 9: 79-84, 2000
- 9) Ringleb S, Bensamoun SF, et al.: Applications of magnetic resonance elastography to healthy and pathologic skeletal muscle. *J Magn Reson Imaging* 25: 301-309, 2007
- 10) 沼野 智一: 初めての MR エラストグラフィ. *日本磁気共鳴医学会雑誌* 40: 110-117, 2020
- 11) Yin M, Talwalkar JA, et al.: Assessment of hepatic fibrosis with magnetic resonance elastography. *Clin Gastroenterol Hepatol* 5: 1207-1213, 2007
- 12) Solamen LM, McGarry MD, et al.: Phantom evaluations of nonlinear inversion MR elastography. *Phys Med Biol* 63: 145021, 2018
- 13) Rath E, Schwarzkopf R, et al.: Clinical signs and anatomical correlation of patellar tendinitis. *Indian J Orthop* 44: 435-437, 2010
- 14) Ozturk A, Grajo JR, et al.: Principles of ultrasound elastography. *Abdom Radiol* 43: 773-785, 2018
- 15) 河合 誠, 谷口 圭吾・他: Shear Wave Elastography を用いた大腿四頭筋ステイフネスの定量評価. *日本整形外科超音波学会会誌* 26: 48-55, 2014
- 16) Hatta T, Giambini H, et al.: Quantitative assessment of rotator cuff muscle elasticity: Reliability and feasibility of shear wave elastography. *J Biomech* 48: 3853-3858, 2015
- 17) 山越 芳樹, 山本 敦史・他: セン断波伝搬による組織弾性計測. *超音波医学* 42: 589-597, 2015
- 18) 椎名 毅: 超音波工学の基礎 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
- 19) Roskopf AB, Bachmann E, 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) Lynch HA, Johannessen W, et al.: Effect of fiber orientation and strain rate on the nonlinear uniaxial tensile material properties of tendon. *J Biomech Eng* 125: 726-731, 2003

- 21) Itoh A, Ueno E, et al.: Breast disease: Clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology* 239: 341-350, 2006
- 22) 椎名 毅:超音波で硬さを測る:超音波エラストグラフィの理論と実際. *成人病と生活習慣病* 42:769-778, 2012
- 23) 新田 尚隆, 椎名 毅:組織弾性イメージングの理論と実際. *Medical Imaging Technology* 21:106-111, 2003
- 24) Costa RP, Rebelo J, et al.: Ultrasound elastography: Compression elastography and shear-wave elastography in the assessment of tendon injury. *Insight Imaging* 9: 791-814, 2018

第2章 Strain elastography による腱の剛性評価の現状

2.1 はじめに

第2章では、本論文で展開される議論の基礎知識として、腱の機能解剖と腱障害の病態について解説したうえで、SEによる腱の剛性評価の現状について述べる。

2.2 腱の機能解剖

腱は筋から骨への力の伝達と緩衝を担い¹⁾、ランニング中にアキレス腱を介して伝達される力は9kN(体重の12.5倍相当)に及ぶ²⁾とされる。腱は主にコラーゲンとプロテオグリカンで構成され、I型コラーゲンが大半を占める³⁾。腱はコラーゲン分子、線維、線維束、腱ユニットから構成される階層構造をもつ⁴⁾(図2.1)。線維は腱の最小構造単位であり、棒状のコラーゲン分子で構成される⁴⁾。線維は血管、リンパ管、神経を含む結合組織の薄い層であるエンドテノンによって結合される⁵⁾。線維束はエピテノンによって包まれ、エピテノンは腱への血管、リンパ管、神経を含む結合組織である⁵⁾。

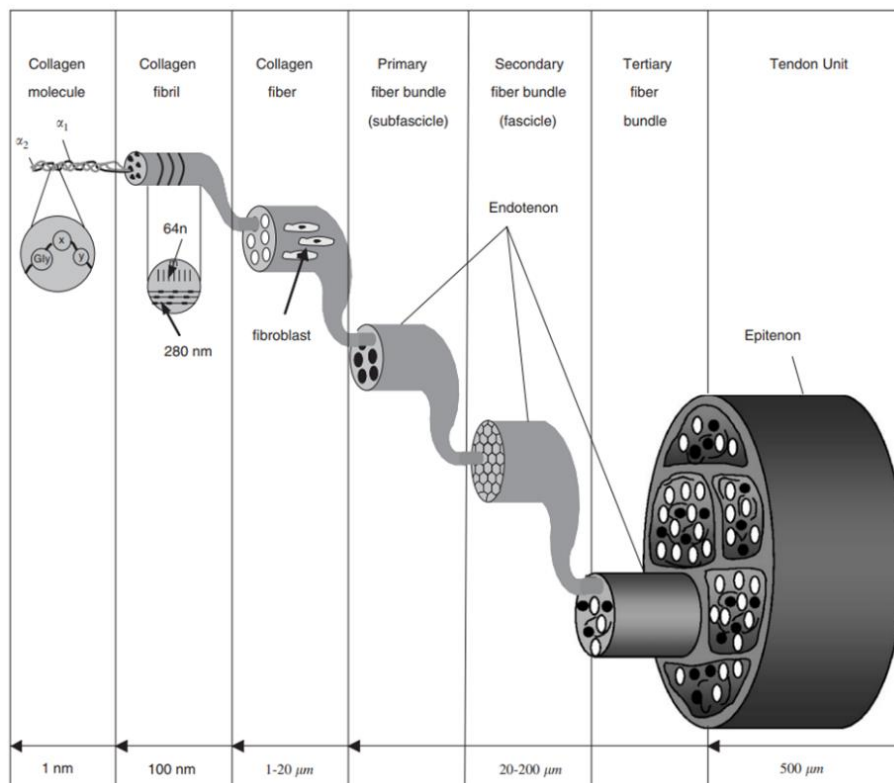


図 2.1 腱の階層構造(文献 4 から引用)

腱の機械的負荷に対する応答は、応力-ひずみ曲線を用いて説明される⁴⁾(図 2.2)。応力-ひずみ曲線の最初の 0~2%はつま先領域といわれ、腱のクリンプパターンの伸びを表す⁶⁾。応力-ひずみ曲線の 2~4%は線形領域といわれ、線形領域の傾きは腱のヤング率を表す⁶⁾。腱が 4%を超えて伸ばされると、線維の微細な断裂が発生し、8~10%のひずみを超えると巨視的な損傷が発生すると考えられている⁶⁾。

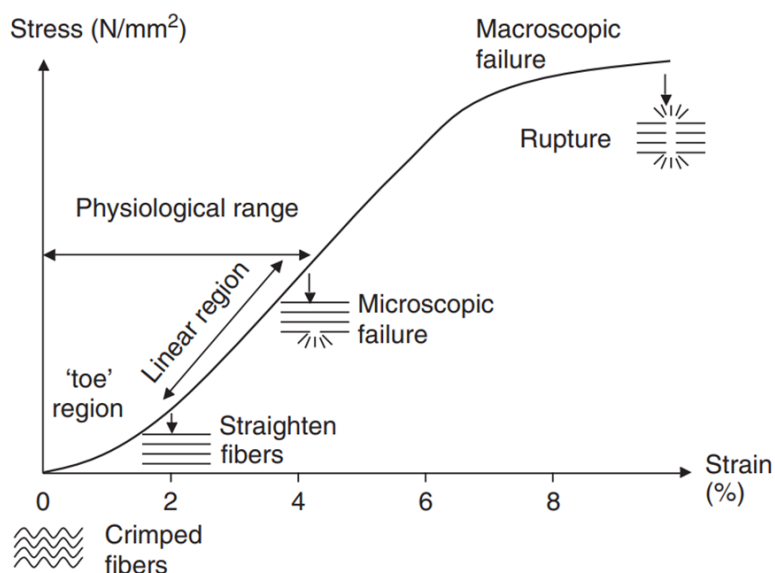


図 2.2 腱の応力-ひずみ曲線(文献 4 から引用)

腱の剛性は、圧縮的な変形より求められるヤング率(単位:kPa)を用いて表記されることが一般的である。腱の長軸に対して直交した変形は縦ひずみと定義され、腱の長軸に対して平行した変形は横ひずみと定義される⁷⁾(図 2.3)。縦ひずみでのヤング率は、ヒツジ屈筋腱で 179 kPa⁸⁾、ウシ伸筋腱で約 100~300 kPa⁹⁾とされ、横ひずみでのヤング率はヒツジ屈筋腱で約 34000 kPa⁸⁾、ウシ屈筋腱で約 10000~40000 kPa¹⁰⁾とされる。

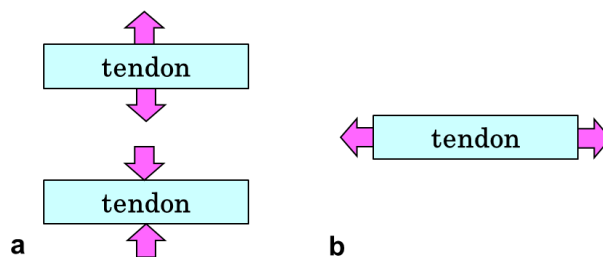


図 2.3 腱の変形様式

a) 腱の縦ひずみ

b) 腱の横ひずみ

2.3 腱障害の病態

活動時の痛み、腱の腫れ、パフォーマンス低下の組み合わせを特徴的な症状とする腱障害¹¹⁾は、一般的なスポーツ傷害や職業障害といわれ¹²⁾、腱に加わる負荷と腱の再生能力との不均衡の結果として生じる¹³⁾。腱障害患者の 1/3 は 6 ヶ月以上スポーツに復帰できない¹⁴⁾、53%が痛みのためにスポーツを引退した¹⁵⁾と報告される。また、腱障害の治療法は確立していない¹⁶⁾といわれていることから、腱障害はスポーツ復帰に深刻な影響を与える。腱障害は、コラーゲン線維配列の乱れ、グリコサミノグリカン含有量の増加、細胞過多、血管新生といった組織学的特徴を有する^{17, 18)}。これらの組織学変化は、腱の機械的特性を変化させ、痛みを引き起こす¹⁹⁾。Soslowsky ら²⁰⁾は、ラットの棘上筋腱を対象とし、トレッドミル上でのオーバーユース運動による腱障害モデルラットを作成し、対照群ラットと腱の剛性を引張試験機による計測により比較した。その結果、腱障害モデルラットでは、対照群に比べて腱の剛性は 50~60% まで低下することを明らかにした。

2.4 腱障害の定性的評価

腱障害の定性的評価評価には、磁気共鳴画像診断装置 (Magnetic resonance imaging, 以下 MRI) や超音波診断装置 (Ultrasound, 以下 US) が用いられる²¹⁾。腱障害に至った場合、MRI の T2 強調画像において高信号を認め²²⁾ (図 2.4)、US においては低エコー、線維配列の乱れ、腱肥厚、血管増生を認める²³⁻²⁵⁾ (図 2.5)。

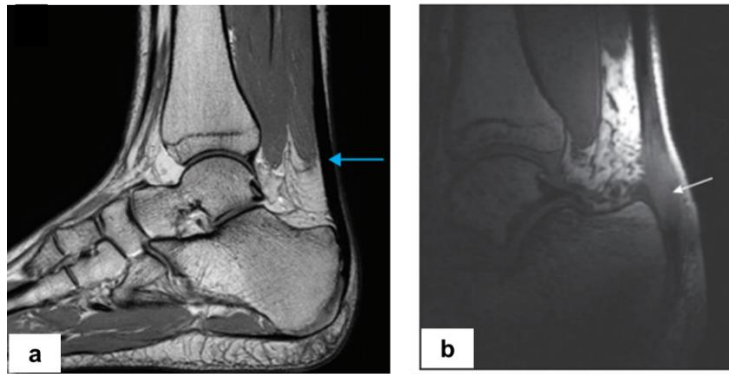


図 2.4 腱の MRI 画像所見 (文献 25, 26 より改変引用)

- a) 正常アキレス腱
- b) アキレス腱障害

正常な腱の MRI 画像では, 信号はほとんど観察されない (青矢印). 腱障害では, T2 強調画像において高信号を認める (白矢印).

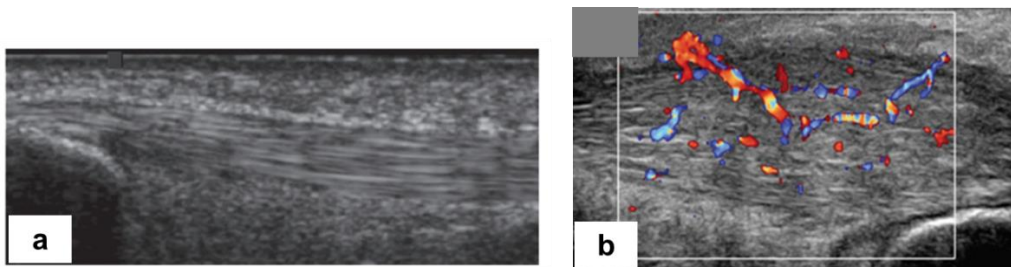


図 2.5 腱の超音波画像所見 (文献 25, 26 より改変引用)

- a) 正常アキレス腱
- b) アキレス腱障害

正常な腱では, 平行な線維配列を示す fibrillar pattern を認める. 腱障害では, 腱内輝度が低下する低エコー, 腱厚が増加する腱肥厚, 異常血流シグナルが出現する血管増生を認める.

2.5 Strain elastography による腱の剛性評価の現状

2.5.1 Strain elastography の基礎

SE は, 式 1 として表されるフックの法則を基礎理論とする超音波エラストグラフィーの一つである. 応力を一定と仮定した場合には, 式 2 に示すように, ひずみはヤング率と逆数の関係を示し, ひずみは剛性を表す指標となる.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (1)$$

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (2)$$

SE では、プローブの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²⁷⁾(図 2.6).

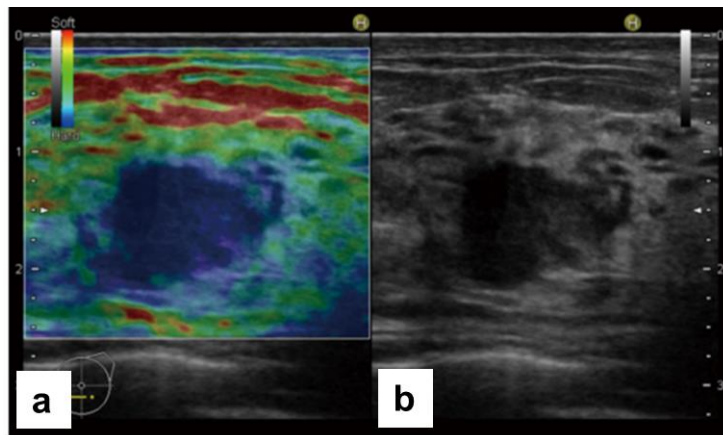


図 2.6 Strain elastography 画像(文献 28 より改変引用)

a)Elastography 画像

b)B モード画像

SE は、Ophir らによって 1991 年に提案され²⁹⁾, 1999 年に椎名, 新田, 植野らと日立社が共同して Real-time Tissue Elastography(以下, RTE)を開発した³⁰⁾. 2003 年に日立社によって世界で初めて製品化され, 主に乳がんの診断技術として発展・普及した³¹⁾.

2.5.2 Real-time Tissue Elastography

RTE の計測アルゴリズムについて解説する. まず, プローブを押し当てて組織を変形させ, 荷重前後の超音波信号が計測される. 超音波信号は組織内に生じた変位の大小に応じて局所的にシフト量が変化するため, このシフト量を複合自己相関法にて計測し, 内部変位を求める. その後, 荷重方向に変位の空間微分が行われ, 局所的なひずみが算出される³²⁾(図 2.6). RTE の特徴として, 高い空間分解能が挙げられ, 最小 2 mm の組織まで識別して評価することが可能である³²⁾. そのため, 腱の剛性評価として, 最も期待される評価手法である.

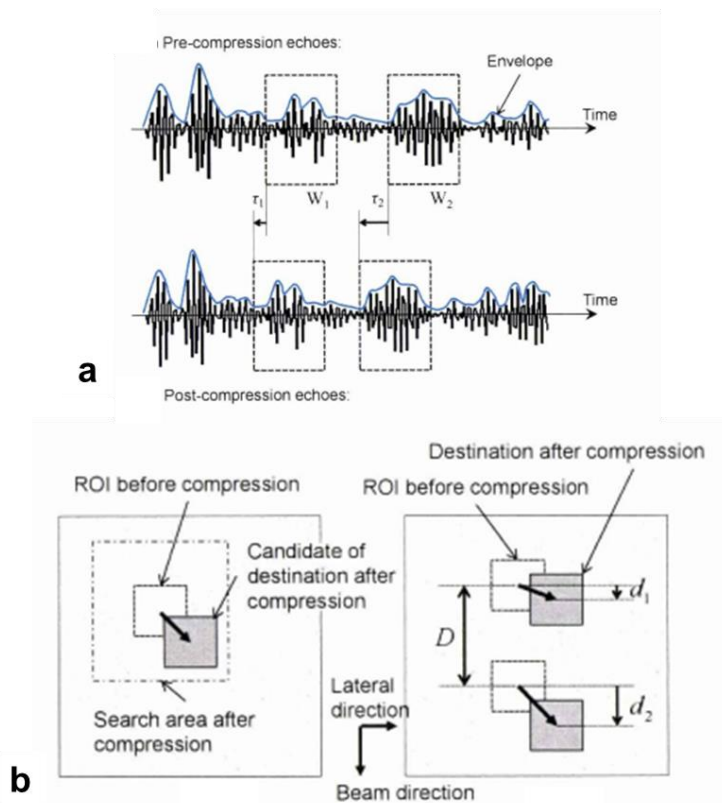


図 2.7 RTE の計測アルゴリズム(文献 32 より改変引用)

- a) 荷重前後の超音波信号
- b) 荷重前後の関心領域の追跡(左), 関心領域の二次元探索により求められるビーム軸方向の変位成分(右)

2.5.3 Real-time Tissue Elastography を用いた腱の剛性評価の現状

アキレス腱障害患者のアキレス腱を, B モードによるグレーディング(グレード 1: 平行な線維配列, グレード 2: 腱肥厚, グレード 3: 低エコー)と RTE によるグレーディング(グレード 1: 青~緑色, グレード 2: 黄色, グレード 3: 赤色)(図 2.8)で定性的に評価した先行研究では, B モードグレーディングでは 47%にグレード 3 を認め, RTE グレーディングでは軟化を示すグレード 3 は 57%であったと報告され³³⁾, アキレス腱障害患者では, アキレス腱の剛性が低下していることが示された. また, 健常者のアキレス腱を同様の方法で評価した先行研究³⁴⁾では, B モード, RTE 共に 1%にグレード 3 を認め, B モードではグレード 2 は 0%であり, 99%が正常を示すグレード 1 と評価された. 一方, RTE においては, 12%で軽度の軟化を示すグレード 2 を認めたことから, RTE では腱障害早期の病変を B モードよりも早期に捉えることができる可能性が示唆された. このため, RTE を用いた腱の剛性評価は, B モードによる定性的評価より

も早期に腱障害を発見できる可能性があると考え³⁴⁻³⁹、腱障害予防につながる評価法として期待されている³⁸。しかし、変位は荷重の程度で変化する相対的な指標であることが課題であった³⁷。そこで、新たな指標として Strain ratio(以下, SR)計測が開発された⁴⁰。これは、ひずみの大きさは荷重の程度で変化するものの、RTE で用いるような微小な荷重下では、剛性の異なる2つの組織のひずみの比率は、ほぼ一定になることを利用した計測手法である²⁸。

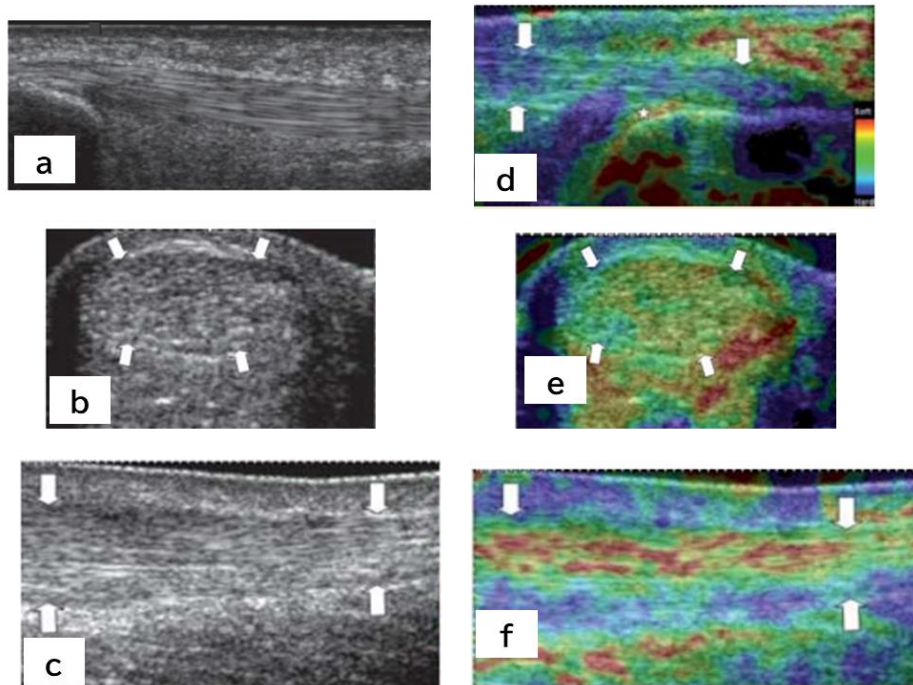


図 2.8 B モード, RTE による腱のグレーディング(文献 33, 34 より改変引用)

- a) B モード グレード 1 (平行な線維配列)
- b) B モード グレード 2 (腱肥厚)
- c) B モード グレード 3 (腱肥厚+低エコー)
- d) RTE グレード 1 (青~緑色)
- e) RTE グレード (黄色)
- f) RTE グレード 3 (赤色)

2.5.4 Strain ratio 計測を用いた腱の剛性評価の現状

SR 計測では、このために開発された一定の剛性をもつ音響カプラをプローブに装着し(図 2.9)、音響カプラと計測対象を同時に変形させ、音響カプラと計測対象の比により SR を求める。なお、本研究において「初期荷重」は荷重が開始される前に計測対象に加えられている荷重とし、「荷重」は初期荷重が加えられている状態からさらに加えられる荷重と定義する(図

2.10). SR 計測においては, 初期荷重が加えられた状態から荷重を加え, 初期荷重が加えられた状態に戻す動作を反復させる(図 2.11).

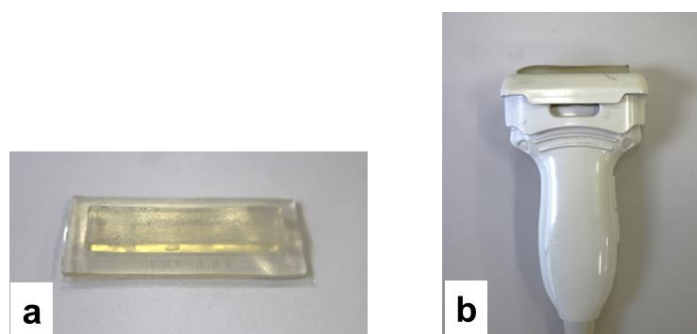


図 2.9 音響カプラと超音波プローブ

a) 音響カプラ

b) 音響カプラを装着したプローブ

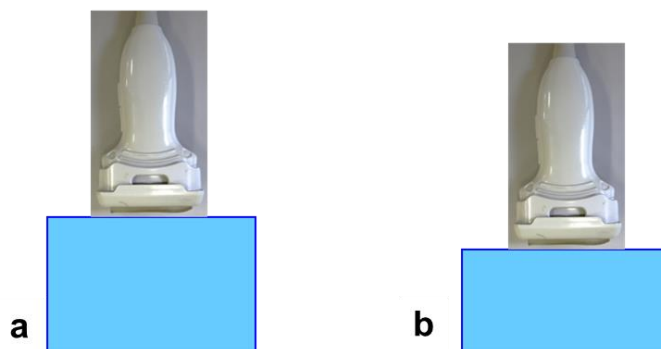


図 2.10 初期荷重と荷重の定義

a) 初期荷重: 荷重が開始される前に計測対象に加えられている荷重

b) 荷重: 初期荷重が加えられている状態からさらに加えられる荷重



図 2.11 Strain ratio 計測におけるプローブ操作

Strain ratio 計測においては、初期荷重からさらに荷重を加え、初期荷重の位置にプローブを戻す操作を繰り返す。

SR 計測時には、Strain graph が画面に表示され、Elastography 表示領域内のひずみ値の平均値がリアルタイム表示され、荷重時は正の値を、荷重軽減時は負の値を示す(図 2.12)。SR 計測では、Strain graph で谷にあたる画像を選択し、選択した画像内で音響カラと計測対象のひずみ値を計測し、音響カラひずみ値を計測対象のひずみ値で除すことで SR を算出する^{41,42)}。

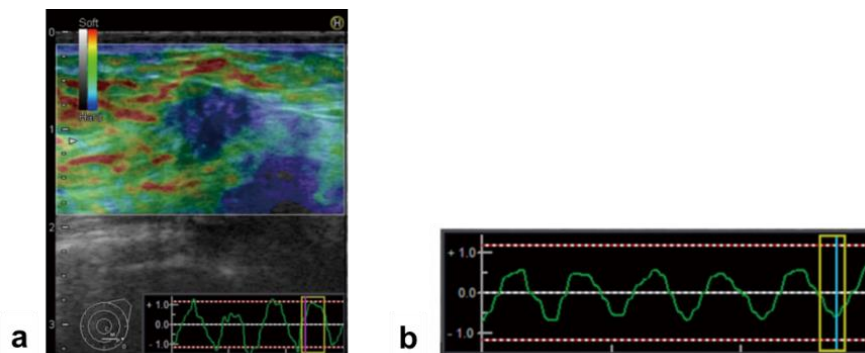


図 2.12 Strain graph (文献 41 より改変引用)

a) Elastography 画像例

b) Strain graph 拡大図

腱を対象とした SR 計測の再現性については、級内相関係数 (Intraclass correlation coefficient: 以下, ICC) は、アキレス腱で 0.63~0.93⁴³⁻⁴⁵⁾、棘上筋腱で 0.73~0.95^{46, 47)}、膝蓋腱で 0.75~0.96^{48, 49)}、変動係数(Coefficient of variation: 以下, CV)はアキレ

ス腱で 0.39⁵⁰⁾と報告されている。ICC では 0.90 以上で再現性が優れていると評価され⁵¹⁾、CV では 0.05 以下が一般的に許容される値⁵²⁾とされることから、腱の SR 計測では再現性が課題となっている。

2.6 Strain ratio 計測における従来法(徒手)の問題点

2.6.1 走査法

腱の SR 計測における走査法には、腱の長軸に沿ってプローブを配置する長軸走査と、腱の長軸に直行してプローブを配置する短軸走査がある(図 2.13)。腱の SR 計測における先行研究では、長軸走査を用いる報告^{35,45,47,49,53-55)}と、短軸走査を用いる報告^{50,56-58)}が混在し、走査法についての規定がない。しかし、音響カプラから腱に加えられる荷重は、長軸走査では荷重は偏りなく腱に加えられるものと想定されるが、短軸走査では、腱の幅が小さく断面が楕円形であることから、加えられる荷重に偏りが生じる可能性が考えられる(図 2.14)。

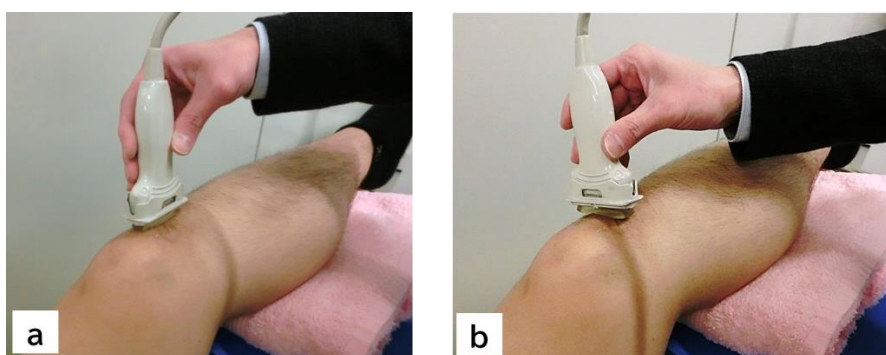


図 2.13 腱の SR 計測における走査法

a)長軸走査

b)短軸走査

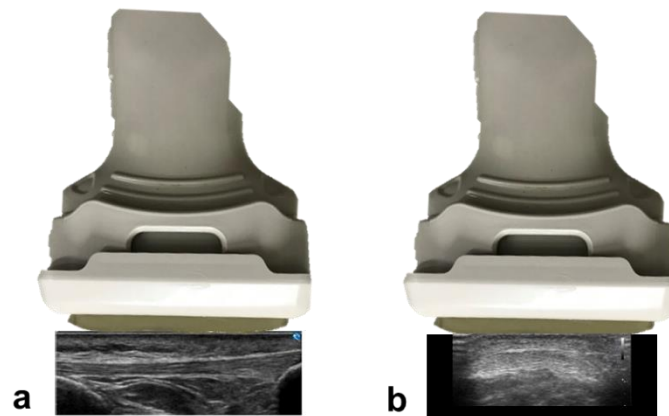


図 2.14 膝の SR 計測におけるイメージ

- a) 長軸走査
- b) 短軸走査

2.6.2 プローブの位置・方向

従来法(徒手)では、プローブを操作する手元を見ずに、プローブの上下動を反復させる必要がある。また、この反復回数については明確な規定はない^{28,59)}。しかし、プローブの上下動を反復させる間に、プローブの位置・方向に横ずれや傾斜が生じる問題が考えられる(図 2.15)。

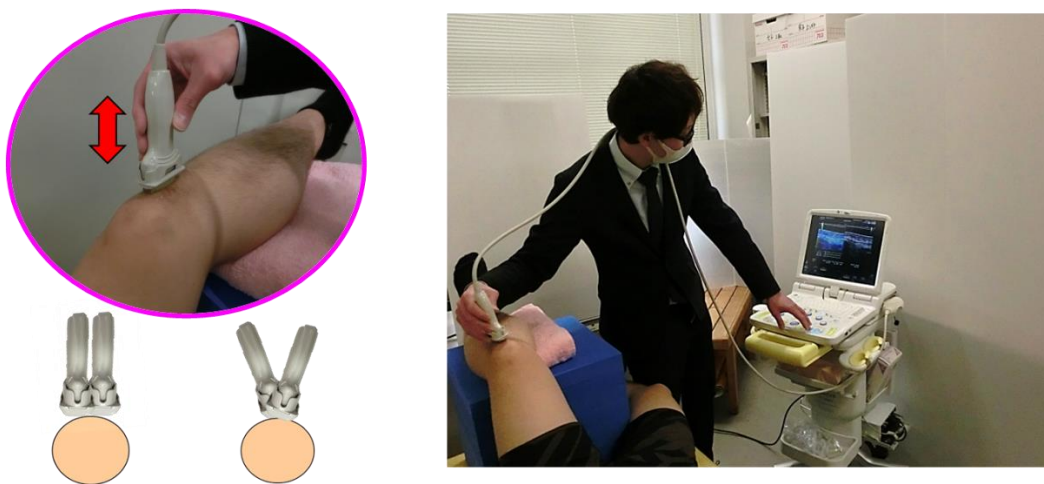


図 2.15 従来法(徒手)を用いた SR 計測におけるプローブの位置・方向の問題

2.6.3 初期荷重

圧縮試験機による剛性計測においては、初期荷重の増加によって組織の剛性が増大する⁶⁰⁾ことが明らかにされており(表 2.1), 剛性評価では初期荷重を一定に制御しておく必要がある。しかし、従来法(徒手)における初期荷重の制御方法は、音響カプラが生体に接触する程度²⁸⁾, 皮下脂肪組織が赤く染まる程度⁵⁹⁾, 同じ色づきとなる状態を保持する⁶¹⁾, Strain graph を参考として制御する⁴²⁾とされる。しかし、RTE における配色は相対的なものであり、どの程度の色付きまでが許容されるかは不明であり、初期荷重を一定に制御する指標として不十分である。また、Strain graph についても、エラストグラフィ表示領域内のひずみ値の平均値を示す相対的なものであり⁴²⁾, 初期荷重に関する情報は含まれていないことから、Strain graph も初期荷重を制御する指標にはならない。このように、従来法(徒手)では初期荷重を一定に制御できていないことも問題として挙げられる。

表 2.1 初期荷重の増加に伴う組織の剛性変化(文献 60 より改変引用)

	ヤング率(kPa)	
	初期荷重 5%	初期荷重 20%
乳腺組織	33±11	57±19
線維組織	107±31	232±60
癌組織	25±4	301±58

2.7 小括

本章では、腱の解剖、機械的特性と腱障害の病態について解説したうえで、SE を用いた腱の剛性評価の現状を述べた。SR 計測は、腱の剛性評価として期待される評価手法であるが、従来法(徒手)による SR 計測では再現性が問題となっており、その原因究明と計測手法の改良が必要である。

参考文献

- 1) Voleti PB, Buckley MR, et al.: Tendon healing: Repair and regeneration. Annu Rev Biomed Eng 14: 47-71, 2012

- 2) Komi PV: Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J Biomech* 23: 23-34, 1990
- 3) Benjamin M, Kaiser E, et al.: Structure-function relationships in tendons: A review. *J Anat* 212: 211-228, 2008
- 4) Wang JHC: Mechanobiology of tendon. *J Biomech* 39: 1563-1582, 2006
- 5) Kastelic J, Galeski A, et al.: The multicomposite structure of tendon. *Connect Tissue Res* 6: 11-23, 1978
- 6) Wang JHC, Guo Q, et al.: Tendon biomechanics and mechanobiology: A mini review of basic concepts and recent advancements. *J Hand ther* 25: 133-140, 2012
- 7) 椎名 毅:超音波で硬さを測る:超音波エラストグラフィの理論と実際. *成人病と生活習慣病* 42:769-778, 2012
- 8) Lynch HA, Johannessen W, et al.: Effect of fiber orientation and strain rate on the nonlinear uniaxial tensile material properties of tendon. *J Biomech Eng* 125: 726-731, 2003
- 9) Salisbury STS, Buckley CP, et al.: Transverse compression of tendons. *J Biomech Eng* 138: 041002, 2016
- 10) Roskopf AB, Bachmann E, 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
- 11) Maffulli N, Khan KM, et al.: Overuse tendon conditions: Time to change a confusing terminology. *Arthroscopy* 14: 840-843, 1998
- 12) Kane SF, Olewinski LH, et al: Management of chronic tendon injuries. *Am Fam Physician* 100: 147-157, 2019
- 13) Andonovski A, Andonovska B, et al: Results of arthroscopic treatment of chronic patellar tendinopathy. *Pril(Makedon Akad Nauk Umet Odd Med Nauki)* 41: 71-79, 2020

- 14) Cook JL, Khan KM, et al.: A cross sectional study of 100 athletes with jumper's knee managed conservatively and surgically. The Victorian institute of sport tendon study group. *Br J Sports Med* 31: 332-326, 1997
- 15) Kettunen JA, Kvist M, et al.: Long-term prognosis for jumper's knee in male athletes. A prospective follow-up study. *Am J Sports Med* 30: 689-692, 2002
- 16) Aicale R, Oliviero A, et al.: Management of Achilles and patellar tendinopathy: What we know, what we can do. *J Foot Ankle Res* 13: 59, 2020
- 17) Sharma P, Maffulli N: Tendon injury and tendinopathy: Healing and repair. *J Bone Joint Surg Am* 87: 187-202, 2005
- 18) Xu Y, Murrell GAC: The basic science of tendinopathy. *Clin Orthop Relat Res* 466: 1528-1538, 2008
- 19) Nourissat G, Berenbaum F, et al.: Tendon injury: From biology to tendon repair. *Nat Rev Rheumatol* 11: 223-233, 2015
- 20) Soslowky LJ, Thomopoulos S, et al.: Overuse activity injures the supraspinatus tendon in an animal model: A histologic and biomechanical study. *J Shoulder Elbow Surg* 9: 79-84, 2000
- 21) Rosen AB, Wellsandt E, et al.: Clinical management of patellar tendinopathy. *J Athl Train* 57: 621-631, 2022
- 22) Yu JS, Popp JE, 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
- 23) Rasmussen OS: Sonography of tendons. *Scand J Med Sci Sports* 10: 360-364, 2000
- 24) Maffulli N, Oliva F, et al. The royal London hospital test for the clinical diagnosis of patellar tendinopathy. *Muscles Ligaments Tendons J* 7: 315-322, 2017
- 25) Docking SI, Ooi CC, Connell D: Tendinopathy: Is imaging telling us the entire story?. *J Orthop Sports Phys Ther* 45: 842-852, 2015

- 26) Hodgson RJ, O'Connor PJ, et al.: Tendon and ligament imaging. *Br J Radiol* 85: 1157-1172, 2012
- 27) Ozturk A, Grajo JR, et al.: Principles of ultrasound elastography. *Abdom Radiol* 43: 773-785, 2018
- 28) 香西 和久: Noblus に搭載した Real-time Tissue Elastography の最新技術. *映像情報メディカル* 46:567-571, 2014
- 29) Ophir J, Céspedes I, et al.: Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging* 13: 111-134, 1991
- 30) 椎名 毅, 新田 尚隆・他: 複合自己相関法による実時間 Tissue Elasticity Imaging. *超音波医学* 26:57-66, 1999
- 31) Itoh A, Ueno E, et al.: Breast disease: Clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology* 239: 341-350, 2006
- 32) 新田 尚隆, 椎名 毅: 組織弾性イメージングの理論と実際. *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY* 21:106-111, 2003
- 33) Zordo TD, Chhem R, et al.: Real-time sonoelastography: Findings in patients with symptomatic achilles tendons and comparison to healthy volunteers. *Ultraschall Med* 31: 394-400, 2010
- 34) Zordo TD, Fink C, et al.: Real-time sonoelastography findings in healthy achilles tendons. *AJR Am J Roentgenol* 193: W134-138, 2009
- 35) Hatta T, Yamamoto N, et al.: In vivo measurement of rotator cuff tendon strain with ultrasound elastography. *J Ultrasound Med* 33: 1641-1646, 2014
- 36) Ooi CC, Malliaras P, 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
- 37) Klauser AS, Faschingbauer R, et al.: Is sonoelastography of value in assessing tendons?. *Semin Musculoskelet Radiol* 14: 323-333, 2010

- 38) Costa RP, Rebelo J, et al.: Ultrasound elastography: Compression elastography and shear-wave elastography in the assessment of tendon injury. *Insight Imaging* 9: 791-814, 2018
- 39) 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
- 40) 三竹 毅, 松村 剛・他: Real-time Tissue Elastography 技術の開発. 医用画像情報学会雑誌 23:70-74, 2006:567-571, 2014
- 41) 香西 和久: Noblus に搭載した Real-time Tissue Elastography の最新技術. 映像情報メディカル 46:567-571, 2014
- 42) 稲見 崇孝, 清水 卓也・他: 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誌 34:2-9, 2014
- 43) 山口 智志, 山本 陽平・他: 超音波エラストグラフィを用いたアキレス腱の弾性の定量的評価. 日本整形外科スポーツ医学会雑誌 34:254-258, 2014
- 44) Yamamoto Y, Yamaguchi S, et al.: Quantitative US elastography can be used to quantify mechanical and histologic tendon healing in rabbit model of achilles tendon transection. *Radiology* 283: 408-417, 2017
- 45) Yamamoto Y, Yamaguchi S, 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
- 46) Brage K, Hjarbaek J, et al.: Ultrasonic strain elastography for detecting abnormalities in the supraspinatus tendon: An intra- and inter reliability study. *BMJ Open* 9: e027725, 2019
- 47) Muraki T, Ishikawa H, 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
- 48) Wadugodapitiya S, Sakamoto M, et al.: In vivo stiffness assessment of patellar and quadriceps tendons by strain ultrasound elastography. *Biomed Mater Eng* 32: 257-266, 2021

- 49) Nusret OK, Agladioglu K, et al.: Strain ratio measurements of patellar and achilles tendons with different reference regions in healthy volunteers. *Ultrasound Med Biol* 45: 2027-2033, 2019
- 50) Koc AS, Pekoz BC, et al.: Usability of achilles tendon strain elastography for the diagnosis of coronary artery disease. *J Med Ultrason* 46: 343-351, 2019
- 51) Koo TK, Li MY: A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med* 15: 155-163, 2016
- 52) Grgic J, Lazinica B, et al.: Test-Retest Reliability of the One-Repetition Maximum (1RM) Strength Assessment: A Systematic Review. *Sports Med Open* 6: 31, 2020
- 53) Dickson DM, Fawole HO, et al.: Reliability of ultrasound strain elastography in the assessment of the quadriceps and patellar tendon in healthy adults. *Ultrasound* 27: 252-261, 2019
- 54) Porta F, Damjanov N, 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
- 55) Schneebeli A, Grande FD, et al.: Real-time sonoelastography using an external reference material: Test-retest reliability of healthy achilles tendons. *Skeletal Radiol* 45: 1045-1052, 2016
- 56) 木谷 健太郎, 鳥居 俊・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
- 57) 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会誌* 29:26-29, 2017
- 58) 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

- 59) 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
- 60) Krouskop TA, Wheeler TM, et al.: Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. Ultrason Imaging 20: 260-274, 1998
- 61) 藤原 洋子, 松村 剛・他:エラストグラフィ用音響カプラーの開発. MEDIX 55:40-44, 2011

第3章 徒手による Strain ratio 計測の再現性

3.1 はじめに

本章では, 徒手による SR 計測の再現性の実際について, SR 計測の経験がない大学生を検者とし, 剛性が既知の値であるファントムを計測対象とした実験とその結果について述べる.

3.2 対象と方法

対象は, 既製品のファントム(幅 100 mm, 高さ 80 mm, 厚さ 80 mm, 図 3.1, ELPT-038, OST 社)内に配置される 4 種類のヤング率の内包物(直径 10 mm, 長さ 80 mm, ヤング率 100 kPa, 200 kPa, 300 kPa, 400 kPa)とした.

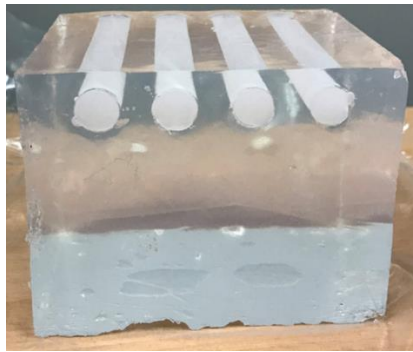


図 3.1 計測対象としたファントム(ELPT-038, OST 社)

内包物(直径 10 mm, 長さ 80 mm)は, ファントム上端部から 10 mm の深さに内包物の中心部が位置するよう配置した. ヤング率 100 kPa, 200 kPa, 300 kPa, 400 kPa の内包物が, 図 3.1 に示す通り左側から順に配置される.

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) を使用した. SR 計測用の音響カプラ(EZU-TECPLI, 富士フィルムヘルスケア社, 幅 50 mm, ヤング率 22.6 kPa)を, 専用アタッチメントにてプローブに装着した. プローブは内包物の中央部に配置し, 走査法は内包物の長軸に対し直角に配置する短軸走査とした. Elastography 表示領域は, 上辺を音響カプラ上縁部, 下辺を内包物下縁部とし, 幅は内包物に合わせた. また, 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¹⁾, 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 3.2).

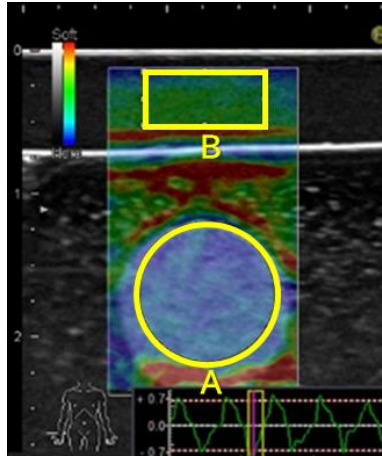


図 3.2 Elastography 画像例

A: 内包物関心領域, B: 音響カプラ関心領域

プローブの初期荷重は音響カプラとファントムが接触する程度^{2,3)}とし、荷重操作については Strain graph で安定した波形が得られるよう操作した⁴⁾。また、自作のデバイスを用いてプローブの配置と傾斜がなるべく一定となるようにした(図 3.3)。

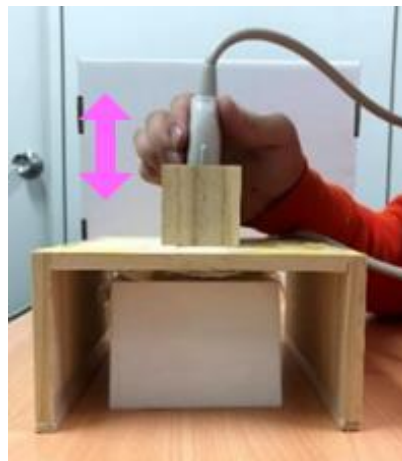


図 3.3 自作デバイスを使用した SR 計測

初期荷重にさらに荷重を加えた後、初期荷重の位置までプローブを戻す操作を繰り返し、Strain graph の谷にあたる画像を選択⁵⁾し、選択した画像において音響カプラのひずみ値を内包物のひずみ値で除して SR を算出した。100 kPa, 200 kPa, 300 kPa, 400 kPa の内

包物の SR 計測を 7 名の検者(A~G)が 1 日 3 回, 3 日間実施した。計測間には十分な休憩を設けた。なお, 検者は SR 計測を初めて経験する大学生であり, 事前に十分な計測練習のうえ, 同じ実験手順でのプレ計測を経験した上で実施した。解析にあたっては先行研究⁶⁻⁹⁾を参考とし, 1 日 3 回計測した平均値を代表値とした。統計処理には, Shapiro Wilk 検定にてデータの正規性を確認した上で, 再現性の検討に ICC(1,1)を用いた。いずれも有意水準は 5%とした。また, 得られた SR の標準偏差を平均値で除して求める変動係数(CV)についても確認をした。

3.3 結果

ICC(1,1)の結果を表 3.1 に示す。ICC(1,1)は 0.56~0.86 と検者によって異なる結果であった。

表 3.1 級内相関係数(ICC)

検者	ICC (1,1)	95%信頼区間	
		下限値	上限値
A	0.86	0.46	0.99
B	0.66	-0.08	0.97
C	0.86	0.47	0.99
D	0.56	-0.03	0.96
E	0.82	0.36	0.99
F	0.71	0.15	0.98
G	0.70	0.14	0.98

CVの結果を表 3.2 に示す。CVは 100kPa: 0.089~0.411, 200kPa: 0.059~0.232, 300kPa: 0.114~0.427, 400kPa: 0.090~0.545 であった。

表 3.2 変動係数(CV)

	検者						
	A	B	C	D	E	F	G
100 kPa	0.181	0.089	0.166	0.121	0.128	0.411	0.275
200 kPa	0.115	0.060	0.232	0.171	0.197	0.223	0.059
300 kPa	0.115	0.379	0.250	0.427	0.299	0.249	0.114
400 kPa	0.169	0.338	0.122	0.545	0.090	0.331	0.283

3.4 考察

本実験では SR 計測を初めて経験する大学生を検者として、剛性が既知であるファントムを対象として SR 計測の再現性を検証した。ICC は 0.90 以上で再現性が優れていると評価され¹⁰⁾、CV は 0.05 以下が一般的に許容される値とされる¹¹⁾。本実験の結果より、ICC は 0.56 ~ 0.86 といずれの検者も 0.90 以下であった。また、CV は 0.059 ~ 0.545 といずれの検者においても 0.05 以上であった。このことより、従来法(徒手)を用いた SR 計測の再現性が課題であることが実証実験的に示された。

3.5 小括

本章では、従来法(徒手)を用いた SR 計測の再現性の現状を確認するために、熟練度に差のない大学生を検者とし、剛性が既知の値であるファントムを対象とした実験を行った。ICC と CV を用いて検証した結果より、従来法(徒手)を用いた SR 計測の再現性は課題であることが示された。

参考文献

- 1) 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

- 2) 香西 和久: Noblus に搭載した Real-time Tissue Elastography の最新技術. 映像情報メディカル 46:567-571, 2014
- 3) 藤原 洋子, 松村 剛・他: エラストグラフィ用音響カップラーの開発. MEDIX 55:40-44, 2011
- 4) 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
- 5) 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
- 6) Yamamoto Y, Yamaguchi S, 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
- 7) 木谷 健太郎, 鳥居 俊・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
- 8) Muraki T, Ishikawa H, 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
- 9) 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会誌 29:26-29, 2017
- 10) Koo TK, Li MY: A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. J Chiropr Med 15: 155-163, 2016
- 11) Grgic J, Lazinica B, et al.: Test-Retest Reliability of the One-Repetition Maximum (1RM) Strength Assessment: A Systematic Review. Sports Med Open 6: 31, 2020

第4章 ファントムを対象としたモデル実験

4.1 はじめに

本章では, 走査法, 反復回数, 初期荷重について, ファントムを対象としたモデル実験を行った結果について述べる.

4.2 プローブの荷重量を機械的に制御するための装置

4.2.1 装置の概要

まず, プローブに加えられる荷重量を計測するための, フォースゲージとプローブの接続手順について述べる. プローブとデジタルフォースゲージ(FGP-5, 日本電産シンポ社)を接続するためのデバイス(図 4.1)を新たに作製した. デバイスは, プローブの形状に合わせて 3D プリンターを用いて作製したもので, 簡便にプローブとデジタルフォースゲージの接続が可能である.

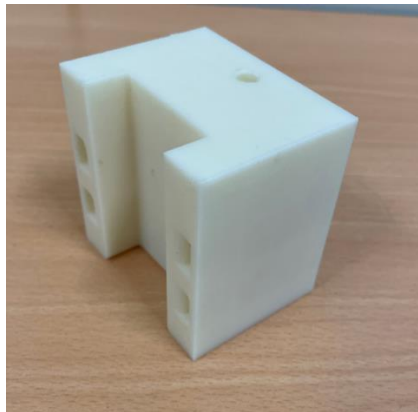


図 4.1 新たに開発したプローブとデジタルフォースゲージを接続するデバイス

プローブとデジタルフォースゲージの接続手順について説明する. まず, デジタルフォースゲージにロッドタイプアタッチメントを装着する. デバイスに内蔵したネジに対応した位置のロッドタイプアタッチメント表面に切れ込みを入れてあり, 内蔵ネジを締めることでデバイスをロッドに固定することが可能である. 2本の結束バンドでプローブをデバイスに固定し, 接続が完了する(図 4.2).

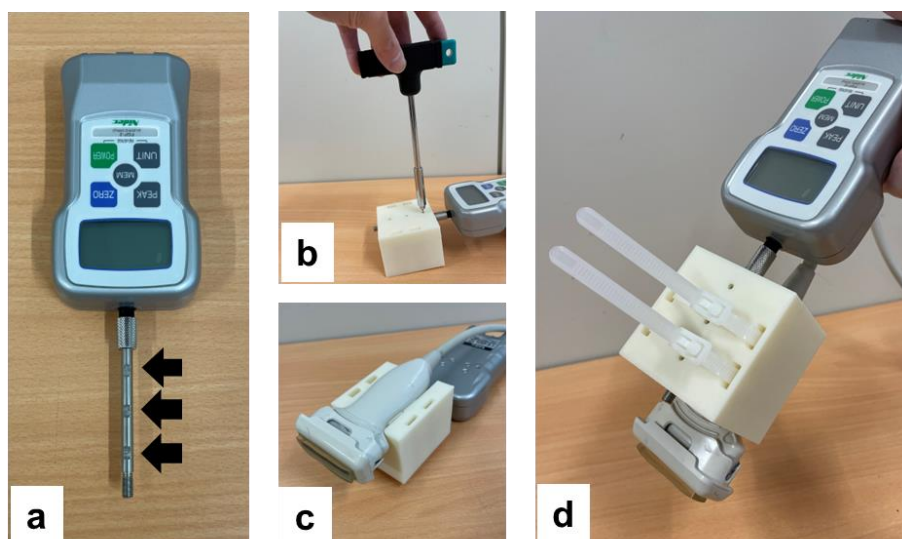


図 4.2 プローブとデジタルフォースゲージの接続手順

- a) フォースゲージに付属のロッドタイプアタッチメント(矢印: 切れ込み)を装着する
- b) ロッドタイプアタッチメントの切れ込みと対応した位置に配置したデバイス内蔵ネジにてデバイスをフォースゲージに固定する
- c) プローブをデバイスに配置する
- d) 結束バンドでプローブをデバイスに固定する

デジタルフォースゲージは、プローブに加えられた荷重量がモニターに表示される。デジタルフォースゲージと連結が可能な卓上試験機(FGS-TV, 日本電産シンポ社)は、動作範囲を手動で設定することが可能であり、設定した範囲を一定の速度で駆動する。また、アドインソフト(FGT-VC, 日本電産シンポ社)では、動作中の荷重量を動作後に確認することが可能である。本研究で用いた計測装置の概略図および外観を図 4.3 に示す。装置を用いた荷重量の制御は、デジタルフォースゲージのモニターで荷重量(N)を確認し、初期荷重と荷重が目標値となるよう、卓上試験機の上昇動作と下降動作の停止位置を設定する。設定した範囲で卓上試験機を駆動させた後、アドインソフトにて駆動中の初期荷重と荷重それぞれの荷重量が目標値どおりに制御されたかを確認する。

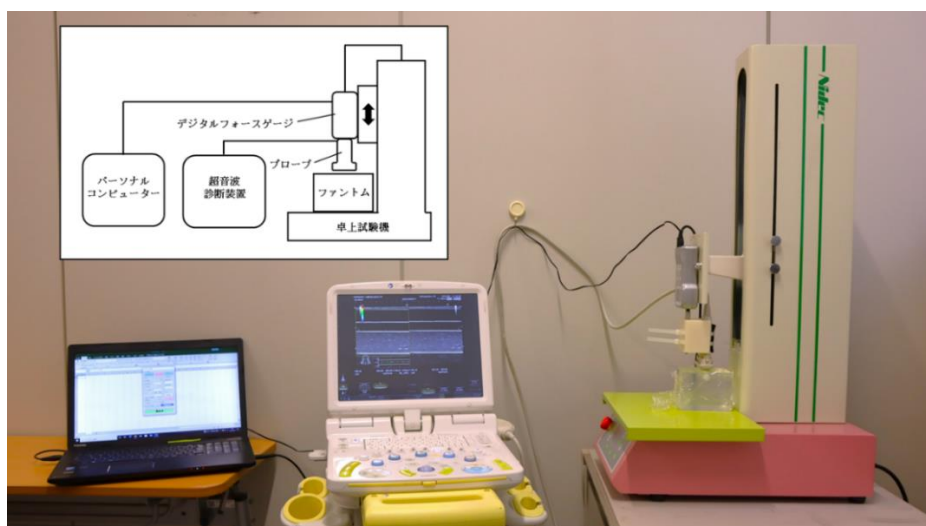


図 4.3 装置の概略図および外観

4.2.2 校正実験

デジタルフォースゲージで計測される荷重量が、直接ファントムに加えられる荷重量と等しいことを証明するため、校正実験を行った。実験環境を図 4.4 に示す。校正実験では、プローブより加えられる荷重を、卓上試験機の台座に固定したフォースゲージ (FGP-2, 日本電産シンポ社) により計測した。荷重は 1.0 N に規定した。計測後はすぐにプローブを台座に固定したフォースゲージから離れた。5 回繰り返して計測を行い、プローブより加えられた荷重量の平均値と標準偏差を求めた。その結果、プローブより加えられた荷重は 0.97 ± 0.02 N であり、デジタルフォースゲージで計測される荷重量は、加えられる荷重量と同等であることが確認された。

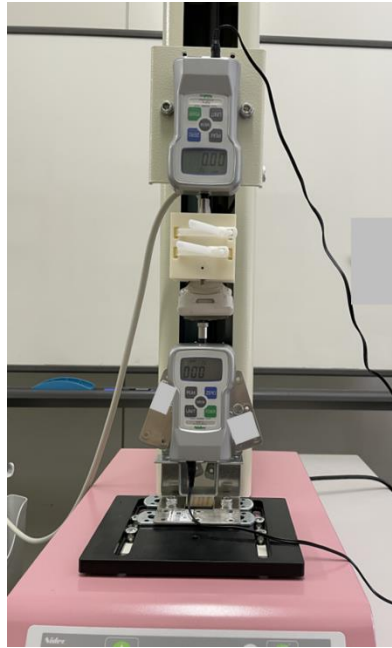


図 4.4 校正実験の計測環境

4.3 単一の内包物が配置されたファントムの作製

次に、走査法、反復回数、初期荷重がSR計測の再現性に与える影響を検証するためには、剛性が既知であるファントムを計測対象とする必要がある。しかし、第3章の実験で用いた既製品のファントム(図4.5)は、ファントム内に複数の内包物が配置されており、計測対象とする内包物の周囲に存在する構造物から受ける影響を除外できない。そこで、本章におけるモデル実験では、単一の内包物が配置されたファントムを新たに作製して用いた。

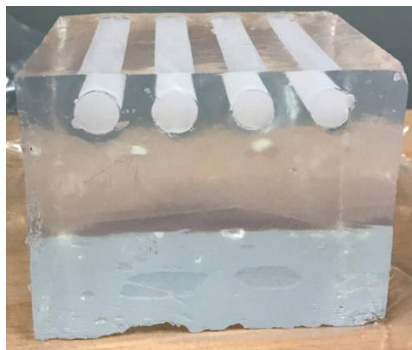


図 4.5 既製品のファントム(ELPT-038, OST社)

新たに作成したファントムの概形寸法は、ファントム（高さ：100 mm、幅：100 mm、厚さ：80 mm）内に配置した単一の内包物（直径 10 mm、長さ 80 mm）であり、ファントムの上端から 10 mm 深部に内包物の中心部が位置するように内包物を配置した（OST 社、図 4.6）。腱の表層には皮下脂肪組織が存在し、脂肪組織の縦ひずみで得られるヤング率は 18kPa^1 ）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、腱の縦ひずみで得られるヤング率は、ヒツジ屈筋腱は 179kPa^2 ）、ウシ伸筋腱では約 $100\sim 310\text{kPa}^3$ ）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（図 4.6）。



図 4.6 新たに作製した単一の内包物を配置したファントム

a)概略図

b)実際の写真

4.4 モデル実験における各設定

SR 計測では、初期荷重からさらに荷重を加え、初期荷重の位置までプローブを戻す操作が必要である。初期荷重は、圧縮試験機による剛性計測にて用いられる初期荷重 5% ¹⁾を参考とし、音響カプラのひずみが 5% となる荷重量を予備的に検証し、 0.5 N とした。荷重については、初期荷重 0.5 N が加えられた状態から、プローブと生体が接触しない荷重量を予備的に検証し、 2.0 N とした。荷重速度については、軟部組織の剛性計測として用いられる荷重周波数 1.0 Hz^1 を参考とし、初期荷重 0.5 N 、荷重 2.0 N の荷重条件でプローブを上下動させた場合に荷重周波数が 1.0 Hz となる荷重速度を予備的に検証し、 400 mm/min とした。

音響カプラと内包物の関心領域の設定は、境界面を含めずに⁴⁾なるべく大きくとれる位置と

し(図 4.7), 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. 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, 荷重後は次の計測までプローブをファントムから離れた状態とした.

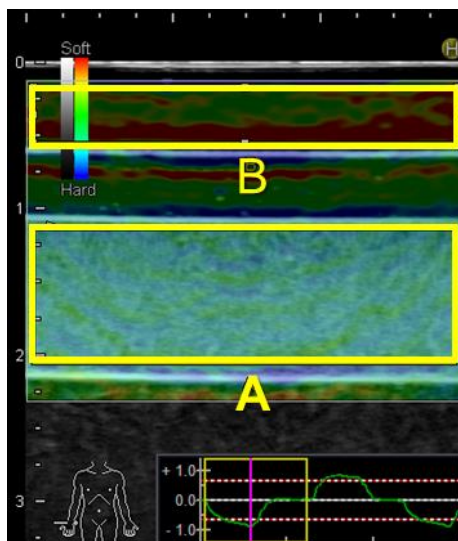


図 4.7 モデル実験における関心領域の設定

A: 内包物の関心領域, B: 音響カプラの関心領域

4.5 ファントムを対象としたモデル実験

4.5.1 走査法が Strain ratio の計測値に与える影響

4.5.1.1 方法

はじめに, 走査法が SR の計測値に与える影響を検証した. まず, 長軸走査で各内包物の SR 計測を 3 往復ずつ行い, これを 6 セット実施した. 続いて, 短軸走査も同様に実施した. SR, 内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値の CV を各セットで算出した. 長軸走査と短軸走査の CV の比較には Wilcoxon signed rank test を用いた. 有意水準は 5%とした.

4.5.1.2 結果

図 4.8 に SR の CV を, 図 4.9 に内包物ひずみ値の CV を, 図 4.10 に音響カプラひずみ値の CV を示す. SR と内包物ひずみ値の CV は, 100 kPa の内包物では 2 条件間に有意差を認めなかったが, 200 kPa, 400 kPa の内包物では, 長軸走査に比べ短軸走査の CV は有意に高値を示した(図 4.8, 図 4.9). 音響カプラひずみ値の CV においては, 100 kPa, 200

kPa の内包物では 2 条件間で CV に有意差を認めなかったが、400 kPa の内包物では長軸走査に比べ短軸走査で CV は有意に高値を示した(図 4.10)。

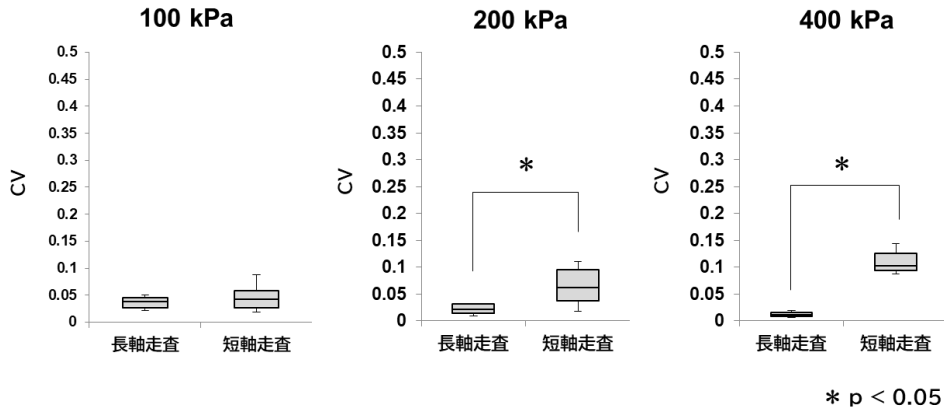


図 4.8 Strain ratio の変動係数(CV)

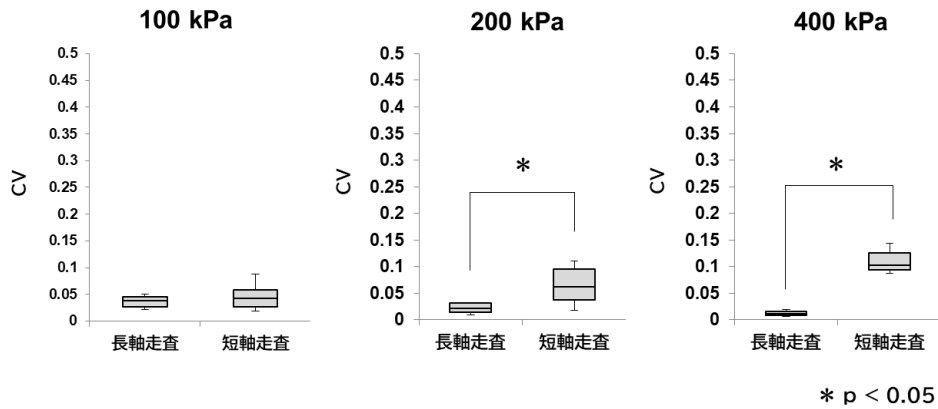


図 4.9 内包物ひずみ値の変動係数(CV)

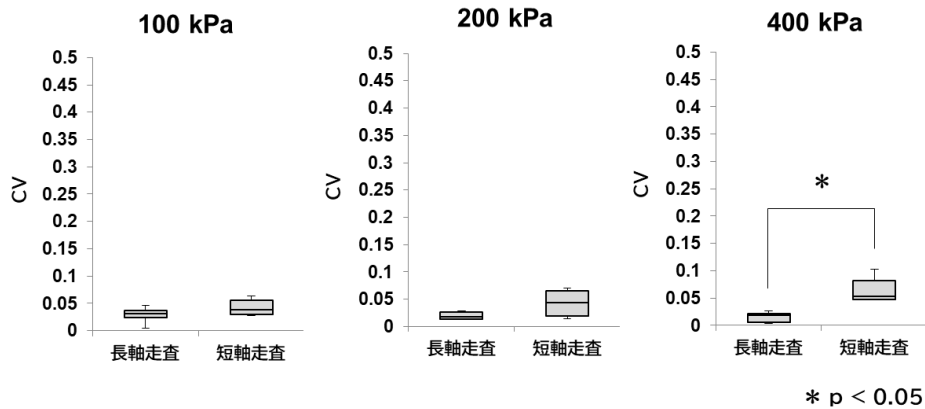


図 4.10 音響カプラひずみ値の変動係数(CV)

長軸走査と短軸走査における各内包物の Elastography 画像例を図 4.11 に示す。「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、400kPa(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(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(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。

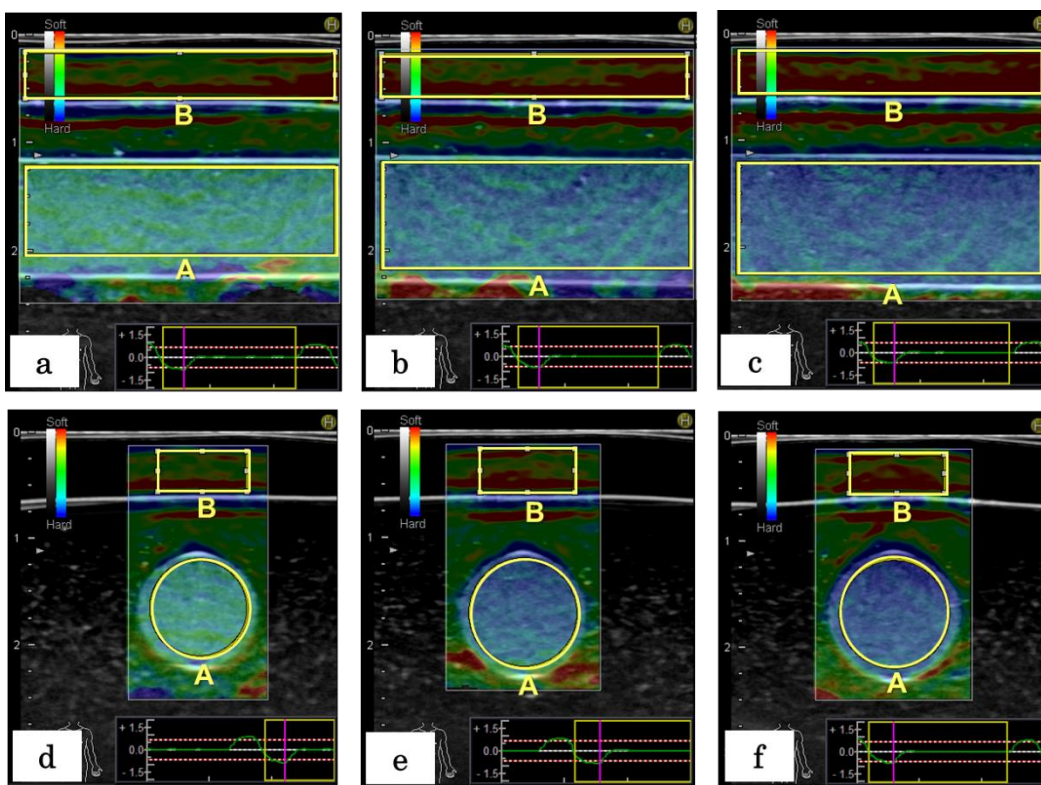


図 4.11 長軸走査と短軸走査における各内包物の Elastography 画像例

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

4.5.1.3 考察

本実験の結果より、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 4.11)。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⁵⁾。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 と 200kPa 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と赤色が均一に配色されるひずみ分布が確認された。これに対し 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局限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弯曲を認めた。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、短軸走査では平面である音響カプラに対して内包物は円形であり、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⁶⁾、剛性が低い音響カプラ中央部は剛性の高い内包物の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弯曲により、内包物が位置する音響カプラの中央部に局限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、200 kPa の内包物においては内包物ひずみ値の測定誤差が、400kPa の内包物においては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 ± 0.2 cm⁷⁾、アキレス腱では 1.2 ± 0.4 cm⁸⁾、棘上筋腱では 1.6 ± 0.3 cm⁹⁾とされ、いずれも音響カプラの幅(5.0 cm)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ものと考えられ、本研究において提案する計測手法における走査法は長軸走査とした。

本実験の限界として、生体における腱の走行と形状が挙げられる。本実験では直線的な構造を持つ内包物を計測対象としたが、肩腱板のように弯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おり¹⁰⁾、このような腱では長軸走査での計測が難しい場合も想定

される。また、本実験で用いた内包物の断面は円形であったが、実際の腱断面の形状は、扁平かつ楕円形であることから、実際の腱断面に近い内包物を対象とした検証も必要と考えられる。

4.5.2 反復回数が Strain ratio の計測値に与える影響

4.5.2.1 方法

次に、本装置を用いた SR 計測における、反復回数が SR の計測値に与える影響を検証した。走査法は長軸走査とし、10 回ずつ反復させ、1~10 回の全てで SR を算出した。これを各内包物において 3 セットずつ実施した。1~3 回、1~5 回、1~10 回の 3 条件で SR の CV を算出し、3 条件間の CV を Friedman 検定を用いて比較した。また、3 回の平均値を代表値した場合、1 回の値を代表値とした場合の 2 条件で ICC を確認した。有意水準は 5%とした。また、反復回数が音響カプラひずみ値に与える影響を検証するため、図 4.12 に示すように、ファントムを配置せずに鉄製の荷重台に直接音響カプラを接触させた音響カプラ単独での条件においても 10 回を 1 セット実施し、1~10 回の音響カプラひずみ値の CV を算出した。

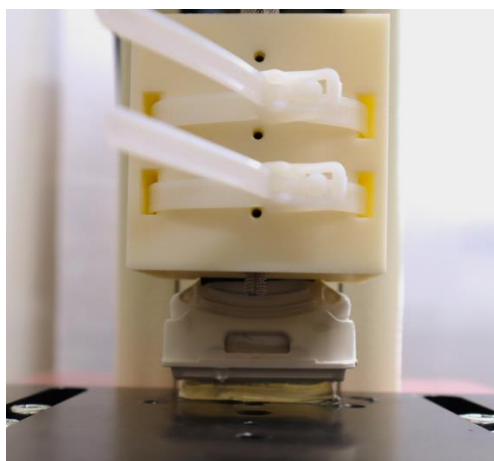


図 4.12 音響カプラ単独での計測環境

4.5.2.2 結果

各内包物 10 回を 3 セット実施した SR の結果を図 4.13 に示す。10 回反復において SR の大きな変化は認めなかった。3 条件の反復回数ごとの SR の CV (図 4.14) は、いずれの内包物においても、3 条件間で有意差を認めなかった。

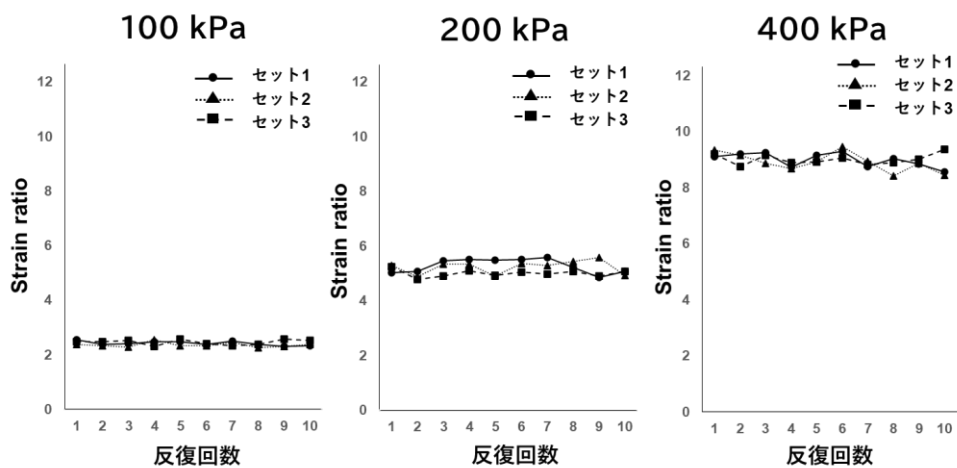


図 4.13 Strain ratio

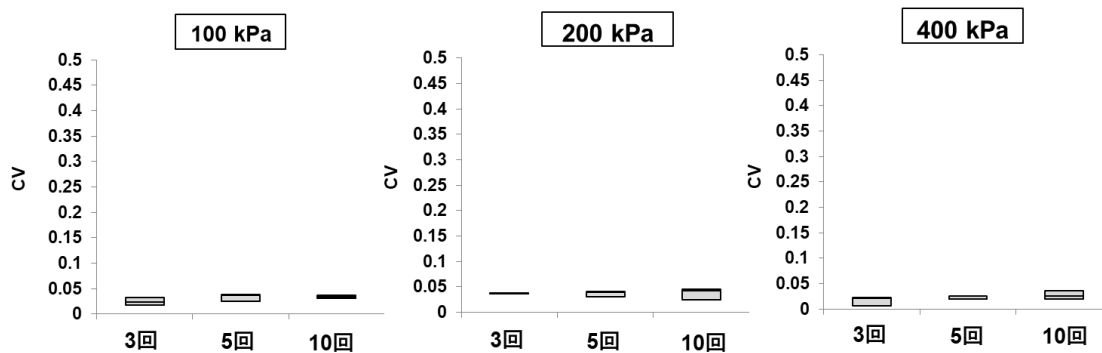


図 4.14 反復回数ごとの Strain ratio 変動係数(CV)

ICC の結果を表 4.1 に示す。3 回の平均値を代表値とした場合、1 回の値を代表値とした場合のいずれにおいても、ICC は 0.99 であった。

表 4.1 級内相関係数

3回の平均値を代表値とした場合		1回の値を代表値とした場合	
ICC(1, 3)	95%信頼区間	ICC(1, 1)	95%信頼区間
0.99	0.99 ~ 0.99	0.99	0.99 ~ 0.99

音響カプラ単独でのひずみ値の結果を図 4.15 に示す。10 回反復時にひずみ値の大きな変化は認めず，CV は 0.023 であった。

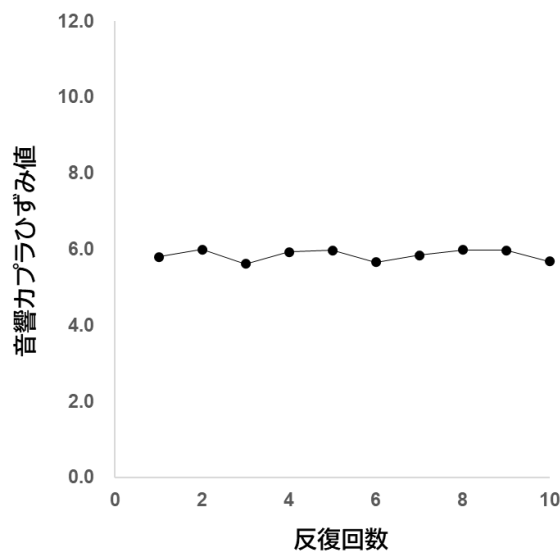


図 4.15 音響カプラ単独条件での音響カプラひずみ値

4.5.2.3 考察

図 4.14 に示したように、1～10 回の範囲内では、SR の CV は一定であった。また、音響カプラ単独条件においても、CV は 0.023 と一定であった。10 回に要する時間は 30 秒であり、30 秒間で生じる音響カプラの応力緩和を検証したところ、0.01 N であった。このように、1～10 回の範囲内では、応力緩和の影響が小さかったことから、反復回数は SR の計測値には影響を与えなかったものと考えられた。

また、3 回の平均値を代表値とした場合、1 回の値を代表値とした場合のいずれにおいても、ICC は 0.99 であった。ICC は 0.90 以上で再現性が優れていると評価される¹¹⁾ことから、いずれの条件においても高い再現性を認めた。従来法(徒手)を用いた腱の SR 計測では、3 回計測した平均値を代表値としているものが多い¹²⁻¹⁵⁾が、本研究のように荷重条件を一定とし

た計測においては、1 回で再現性の高い計測が可能であることが示された。これらの結果より、提案手法における反復回数は 1 回とした。

4.5.3 初期荷重が Strain ratio の計測値に与える影響

4.5.3.1 方法

次に、初期荷重が SR の計測値に与える影響について検証した。走査法は長軸走査とした。初めに初期荷重 0.5 N にて、100 kPa, 200 kPa, 400 kPa の順にそれぞれ 1 往復ずつ SR 計測を行った。初期荷重 1.0 N, 1.5 N も同様の手順で計測した。これを初期荷重の条件ごとに、3 セット実施した。

初期荷重条件間の SR, 音響カプラひずみ値, 内包物ひずみ値の比較には、まず Friedman 検定を行い、Friedman 検定にて有意差を認められた場合に、多重比較 Scheffe 法を用いた。有意水準は 5 %とした。

4.5.3.2 結果

SR の結果を図 4.16 に、音響カプラひずみ値と内包物ひずみ値の結果を図 4.17 に示す。SR は、いずれの内包物においても、初期荷重 0.5 N と 1.5 N の間に有意差を認められた(図 4.16)。音響カプラひずみ値は、SR と同様にいずれの内包物においても初期荷重 0.5 N と 1.5 N の間に有意差を認められたが、内包物ひずみ値はいずれの内包物においても初期荷重条件間で有意差を認めなかった(図 4.17)。

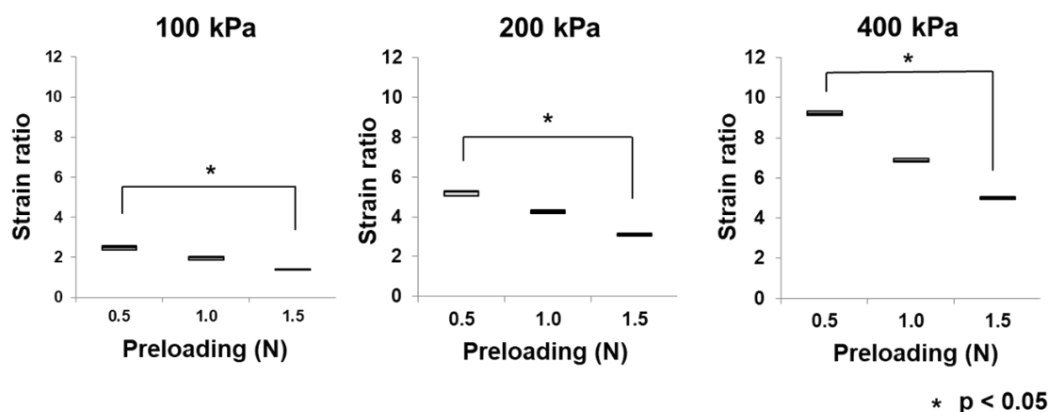
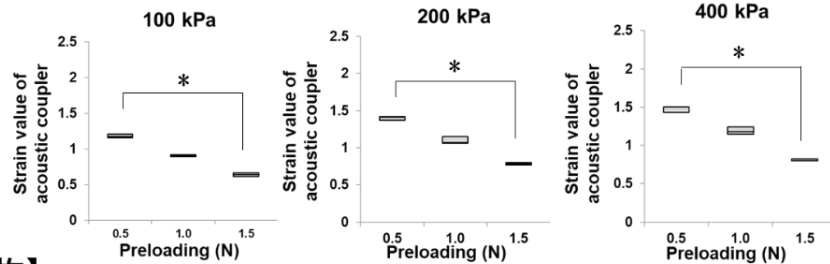
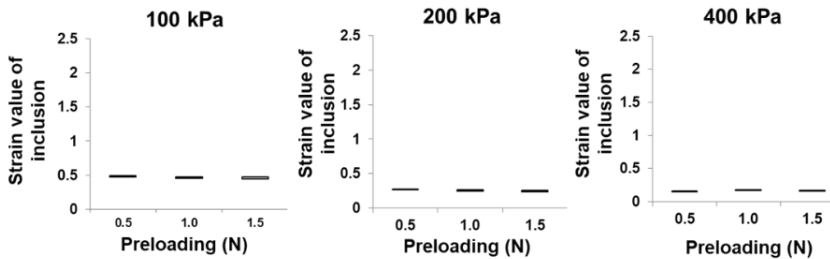


図 4.16 初期荷重条件間の Strain ratio の比較

【音響カプラ】



【内包物】



* p < 0.05

図 4.17 初期荷重条件間の内包物ひずみ値, 音響カプラひずみ値の比較

4.5.3.3 考察

本実験の結果より, いずれの内包物においても, SR は初期荷重 0.5 N に比べ, 1.5 N で有意に小さかった. いずれも SR の構成要素である, 内包物ひずみ値は初期荷重が変化しても一定であったのに対し, 音響カプラひずみ値は初期荷重の増加に伴い低値を示した. 圧縮試験機による剛性計測や MRE による剪断弾性率の計測では, 初期荷重の増加により計測対象の剛性や剪断弾性率が増大すると報告されている^{1, 16)}. また, 剛性の低い組織は, 高い組織と比較して大きく変形する特徴があり⁶⁾, 大きな変形下では, 変形の増加と共に剛性は増大するとされる^{1, 17)}. 本研究に用いた音響カプラ(ヤング率: 22.6 kPa)は, 内包物(ヤング率: 100 kPa, 200 kPa, 400 kPa)に比べ剛性が低かった. そのため, 音響カプラは初期荷重の増加による変形によって剛性が増大し, ひずみ値が低下したと考えられた. これより, 音響カプラのひずみ値を変化がなかった内包物のひずみ値で除して算出した SR は, 低値を示したと考えられた. また, 音響カプラと内包物の間に介在するファントムのヤング率は音響カプラと同等であることから, ファントムも初期荷重の増加による変形によって剛性が増大した可能性がある. しかし, 図 4.18 に示す配置となっており, プローブを介しての荷重は偏りなく内包物に伝わり, SR の計測値への影響が小さかったものと考えられた. また, Hatta ら¹⁸⁾は, 腱の表層軟部組織が SR の計測値に与える影響を検証している. それによると, ブタ棘下筋腱の表層軟部組織

を皮膚, 皮下脂肪組織, 筋と順に除去して各条件の長軸走査における SR を比較した結果, いずれの条件においても SR に有意差を認めなかったとされる(図 4.19). 本実験の結果より, 初期荷重の増加によって SR は有意に低下することから, 再現性の高い SR 計測を行うためには, 初期荷重を制御する必要性が示唆され, 提案手法では初期荷重を 0.5 N に制御するよう規定した.

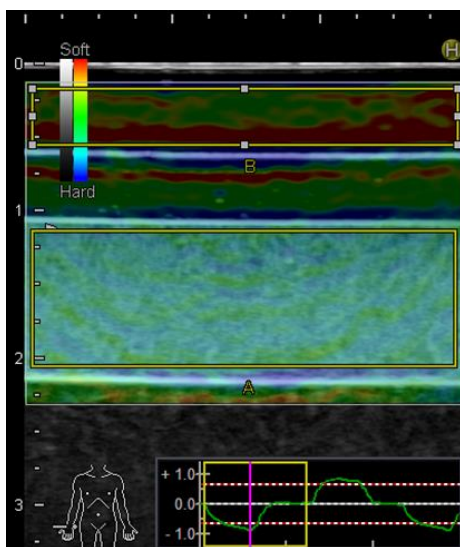


図 4.18 長軸走査における Elastography 画像例

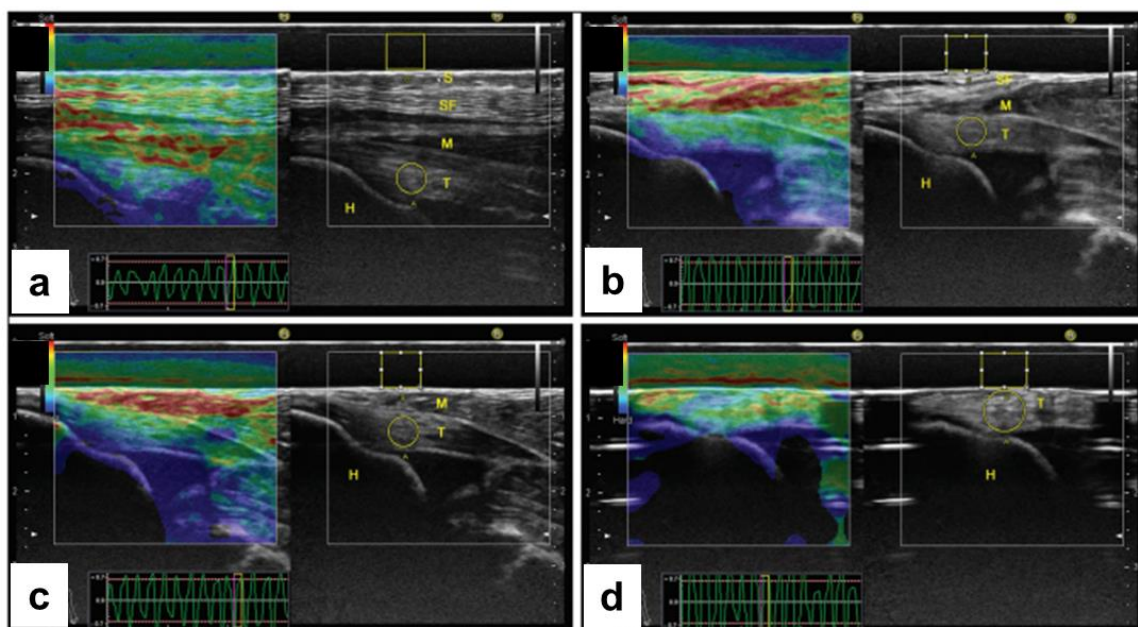


図 4.19 ブタ棘上筋腱の SR 計測時の Elastography 画像(文献 18 より改変引用)

- a) 皮膚からの計測
- b) 皮膚を除去して, 皮下脂肪からの計測
- c) 皮下脂肪を除去して, 筋からの計測
- d) 筋を除去して, 腱からの計測

4.6 小括

本章では, ファントムを対象として, 走査法, 反復回数, 初期荷重が SR の計測値に及ぼす影響について, モデル実験を行い検証した. その結果, 短軸走査に比べ長軸走査で測定誤差が小さいこと, 1 回で再現性の高い計測が可能であること, 初期荷重の変動により, SR が有意に変化することを明らかにした.

参考文献

- 1) Krouskop TA, Wheeler TM, et al.: Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrason Imaging* 20: 260-274, 1998
- 2) Lynch HA, Johannessen W, et al.: Effect of fiber orientation and strain rate on the nonlinear uniaxial tensile material properties of tendon. *J Biomech Eng* 125: 726-731, 2003
- 3) Salisbury STS, Buckley CP, et al.: Transverse compression of tendons. *J Biomech Eng* 138: 041002, 2016
- 4) Uff C, Garcia L, et al.: Further characterization of changes in axial strain elastograms due to the presence of slippery tumor boundaries. *J Med Imaging* 5: 021211, 2018
- 5) Havre RF, Waage JR, et al.: Real-time elastography: Strain ratio measurements are influenced by the position of the reference area. *Ultraschall Med* 33: 559-568, 2012
- 6) 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
- 7) 丸山 盛貴, 田島 吾郎・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

- 8) Singhal M, Parmar N, et al.: Morphometric analysis of tendoachilles with its clinical implication. *Int Anat Res* 7: 6550-6555, 2019
- 9) Kim SY, Boynton EL, et al.: Three-dimensional study of the musculotendinous architecture of supraspinatus and its functional correlations. *Clin Anat* 20: 648-655, 2007
- 10) Crass JR, Vegte GLVD, et al.: Tendon echogenicity: Ex vivo study. *Radiology* 167: 499-501, 1988
- 11) Koo TK, Li MY: A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chirpr Med* 15: 155-163, 2016
- 12) Yamamoto Y, Yamaguchi S, 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
- 13) 木谷 健太郎, 鳥居 俊・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
- 14) Muraki T, Ishikawa H, 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
- 15) 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会誌* 29:26-29, 2017
- 16) Clarke EC, Cheng S, et al.: Using static preload with magnetic resonance elastography to estimate large strain viscoelastic properties of bovine liver. *J Biomech* 44: 2461-2465, 2011
- 17) Erkamp RQ, Wiggins P, et al.: Measuring the elastic modulus of small tissue samples. *Ultrason Imaging* 20: 17-28, 1998

- 18) Hatta T, Yamamoto N, 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

第5章 新たな膝蓋腱剛性評価手法の提案

5.1 はじめに

本章では、ファントムを計測対象としたモデル実験の結果をもとに、ヒト膝蓋腱を対象とした場合の新たな剛性評価手法を提案する。

5.2 荷重条件

走査法については、剛性の高い計測対象では、短軸走査に比べ長軸走査で測定誤差が小さいことが確認されたことから、長軸走査と規定した。

反復回数については、1回で再現性の高い計測が可能であることが確認されたことから、1回と規定した。

初期荷重については、初期荷重の変動によってSRの計測値が有意に変化することが確認されたことから、0.5 Nに制御するよう規定した。

5.3 計測肢の固定方法

5.3.1 下肢関節角度の規定

装置に計測肢を固定する際の下肢関節角度について述べる。膝関節伸展筋の構成要素の一つである大腿直筋は股関節と膝関節に作用をもつ二関節であることから、股関節についても屈曲角度を規定する必要があると考え、股関節は屈曲 60° に規定した。Wangら¹⁾は、膝関節の3次元有限要素モデルを用いて、膝関節屈曲運動時の膝蓋腱のひずみを調査し、膝蓋腱のひずみは屈曲 $30\sim 50^{\circ}$ の範囲で一定であったと報告している(図5.1)。このことから、膝関節屈曲 45° に規定した。足関節は底背屈中間位(背屈 0°)に規定した。

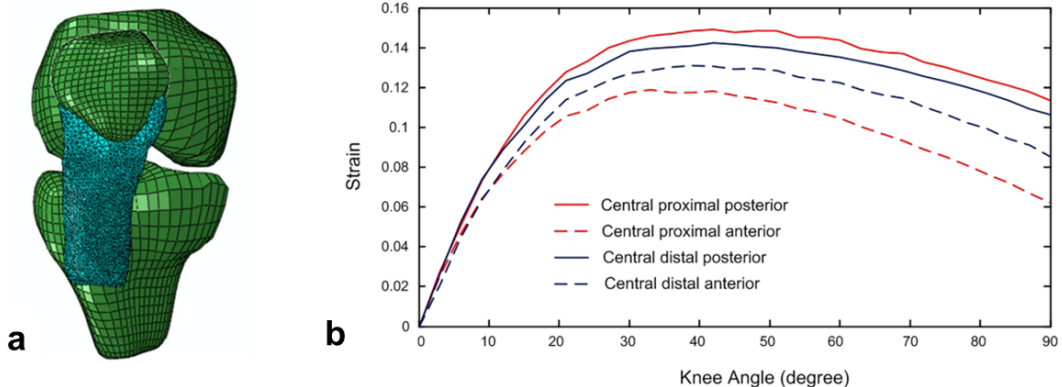


図 5.1 膝関節屈曲運動時における膝蓋腱のひずみ (文献 1 より改変引用)

- a) 膝関節の有限要素モデル
- b) 膝関節屈曲時の膝蓋腱のひずみ

5.3.2 計測装置への下肢固定方法

次に, 計測装置への下肢固定方法について述べる. オルソグラスを用いて被検者ごとの足置きを作成し, 規定の下肢関節角度が保持できるようにした(図 5.2). 装置上に配置したオルソグラスに計測肢をのせベルトで固定し, 被検者に安楽を保ってもらい計測を行った(図 5.3). なお, 計測中に膝関節伸展筋の弛緩が保たれているかを確認するため, 筋電計にて大腿直筋, 内側広筋, 外側広筋の筋活動電位の増加がないことを確認した.



図 5.2 被検者ごとに採型したオルソグラス

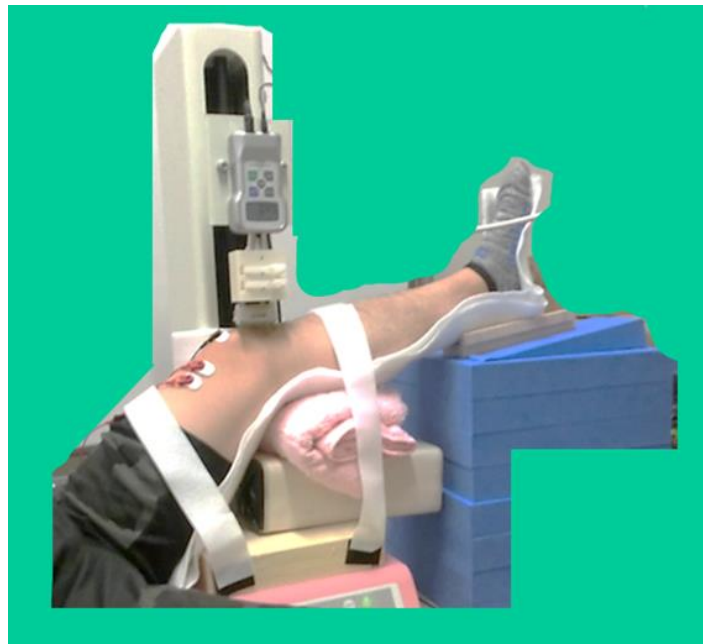


図 5.3 計測装置に下肢を固定した様子

5.4 プローブの配置

膝蓋腱を長軸走査で描出する際に、プローブの配置を一定とするための規定について述べる。まず、膝蓋腱とプローブの中央部にそれぞれマーキングを行った。プローブは、膝蓋腱とプローブのマーキングが一致するように配置した(図 5.4)。

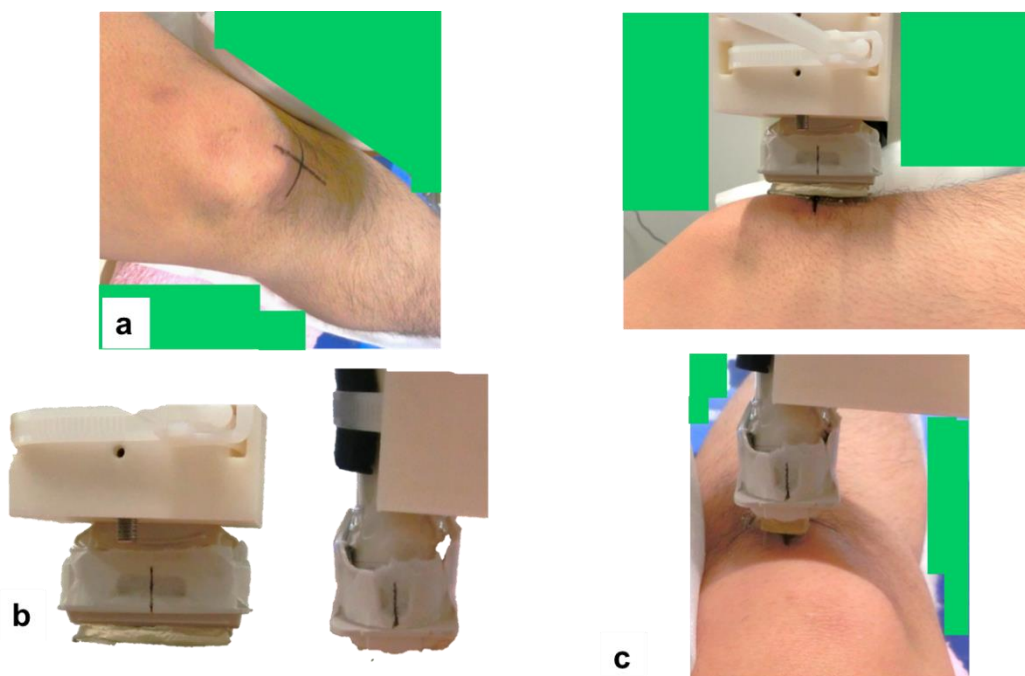


図 5.4 ヒト膝蓋腱の SR 計測におけるプローブの配置

- a) 膝蓋腱のマーキング
- b) プローブのマーキング
- c) 膝蓋腱に配置したプローブ

5.5 小括

本章では、ファントムを対象としたモデル実験の結果をもとに規定した荷重条件に加え、ヒト膝蓋腱を対象とした場合の計測肢の固定方法、プローブの配置についても規定し、新たな計測手法を提案した。これを再現性の高い新たな計測手法(以下、提案手法)とし、次章では従来法(徒手)との比較実験を行い、その有用性を確認する。

参考文献

- 1) Wang K, Hosseinejad SH, et al.: Abiomechanical analysis of 3D stress and strain patterns in patellar tendon during knee flexion. Int J Numer Method Biomed Eng 36: e3379, 2020

第6章 ヒト膝蓋腱を対象とした実証実験

6.1 はじめに

本章では, ヒト膝蓋腱を対象として提案手法と従来法(徒手)との比較実証検証を行い, 提案手法の有用性について論述する。

6.2 提案手法と従来法(徒手)の比較実証実験

6.2.1 対象

対象は, 膝関節に傷害既往のない大学生 3 名(男性 3 名, 年齢 19.6 ± 0.4 歳, BMI 23.6 ± 1.4) の左下肢とした。本実験は大阪電気通信大学の倫理審査委員会の承認を得て行った(承認番号: 生倫認 22-015 号)。被検者には研究の趣旨を説明し, 紙面上で同意を得た。

6.2.2 方法

6.2.2.1 Strain ratio 計測

提案手法を用いた SR 計測の方法について述べる。初期荷重 0.5 N, 荷重 2.0 N とし, 1 往復での SR 計測を各被検者で 3 セットずつ実施した。関心領域は膝蓋腱, 音響カプラ共に, 境界面を含めずになるべく大きくとれる位置として設定し(図 6.1), 音響カプラひずみ値を膝蓋腱ひずみ値で除して SR を算出した。

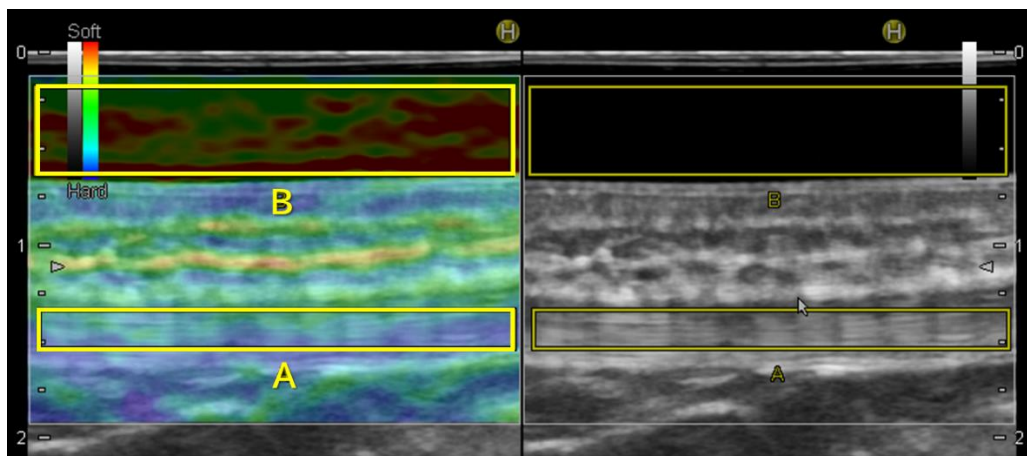


図 6.1 ヒト膝蓋腱の SR 計測における Elastography 画像例
A: 膝蓋腱関心領域, B: 音響カプラ関心領域

従来法を用いた SR 計測の方法について述べる。初期荷重は音響カプラと生体が接触する程度とし、荷重は Strain graph のカーブがなるべく一定となるよう操作した。その他は提案手法と同様の設定とした(図 6.2)。

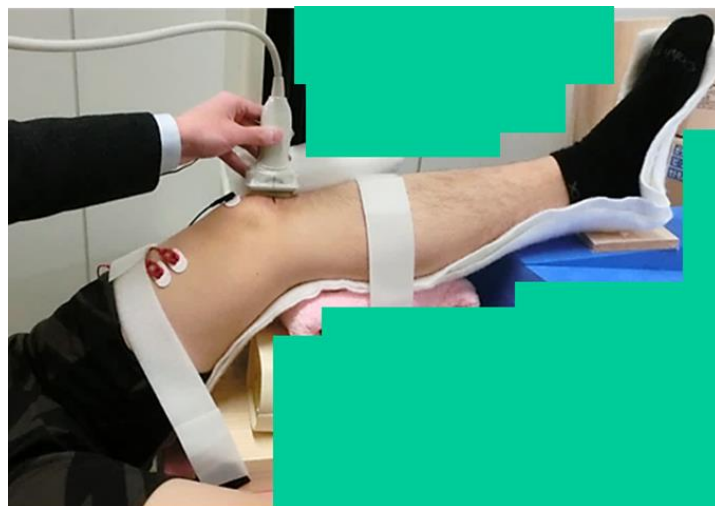


図 6.2 従来法(徒手)の計測環境

6.2.2.2 全身関節弛緩性の評価

各被検者の膝蓋腱のヤング率は未知の値であるため、SR 計測の有用性を判定する指標として、全身関節弛緩性の評価 (Generalized joint laxity: 以下, GJL) を対象者の柔軟性として評価した。GJL では、①手関節、②肘関節、③肩関節、④膝関節、⑤足関節、⑥脊柱、⑦股関節の 7 関節の弛緩性を評価する。評価基準は、①母指が前腕に触れる、②肘伸展可動域 15° 以上、③指を背中後ろで握る、④膝伸展可動域 10° 以上、⑤膝屈曲位での足背屈可動域 45° 以上、⑥膝伸展位の立位で体幹を前屈させ手掌が床につく、⑦立位で股関節を外旋させつま先が 180° 以上開くであり(図 6.3)、基準を満たす場合に 1 点が加算され(①～⑤は片側のみ満たす場合は 0.5 点)、0～7 点で評価される²⁾。点数が高いほど、柔軟性が高いことを意味する。

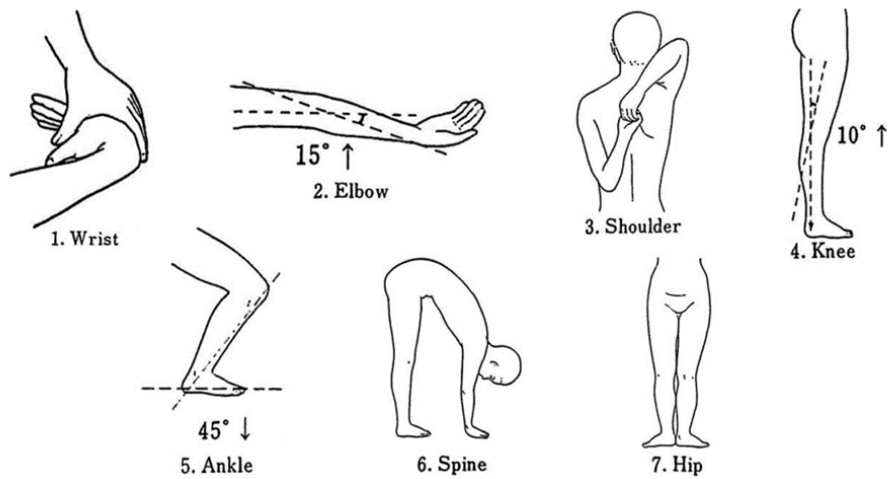


図 6.3 全身関節弛緩性の評価(文献 2 より改変引用)

6.2.2.3 解析手法

SR 計測の再現性については, Shapiro wilk 検定で正規性を確認したうえで, ICC(1,1)を用いて確認した. 有意水準は 5%とした. SR 計測の測定誤差については, CV を用いて確認した.

6.2.3 結果

ICC の結果を表 6.1 に示す. 提案手法の ICC は 0.99 であった. 従来法については, Shapiro wilk 検定の結果, 正規性を認めなかったことから ICC による解析は実施しなかった.

表 6.1 級内相関係数

	ICC (1, 1)	95%信頼区間
提案手法	0.99	0.96 ~ 0.99
従来法(徒手)	—	—

CV の結果を表 6.2 に示す. 提案手法の CV は, 従来法に比べ約 1/10 の値を示した.

表 6.2 変動係数 (CV)

被検者	提案手法	従来法(徒手)
A	0.018	0.184
B	0.012	0.151
C	0.014	0.113

SR と GJL の関係性を示したグラフを図 6.4 に示す。提案手法を用いた SR は、GJL の点数が低い被検者ほど高値を示し、被検者ごとの関節弛緩性に対応した結果となった。一方、従来法を用いた SR では、3 名の被検者で大きな違いを認めず、被検者ごとの関節弛緩性とは対応しない結果であった(図 6.4)。

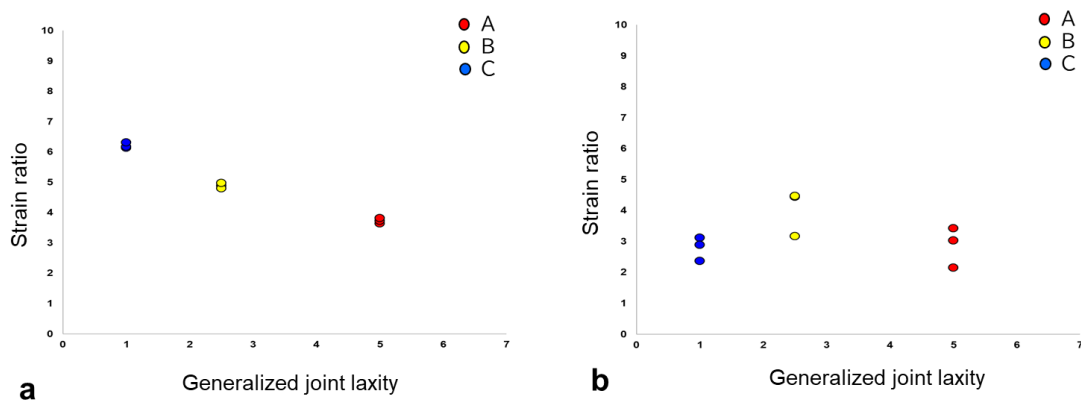


図 6.4 膝蓋腱の SR と GJL の関係性

- a)提案手法
- b)従来法(徒手)

6.2.4 考察

ICC は 0.90 以上で再現性が優れていると評価され²⁾, CV は一般的には 0.05 以下が許容される値とされる³⁾. 提案手法を用いた SR の ICC は 0.99, CV は 0.012~0.018 であったことから、ヒト膝蓋腱を対象とした場合においても、提案手法の高い再現性が確認された。一方、従来法(徒手)の CV は 0.113~0.184 と測定誤差が大きい結果となった。従来法(徒手)

の測定誤差が大きかった要因について考察する。膝蓋腱ひずみ値の CV は、提案手法で 0.013~0.034, 従来法(徒手)で 0.145~0.189 と SR の CV と同様の傾向を示した。このことから、膝蓋腱ひずみ値のばらつきによって、SR の測定誤差が大きくなったものと考えられた。膝蓋腱ひずみ値のばらつきが大きくなった要因を検討したところ、膝蓋腱の線維走行が描出されていない場合に膝蓋腱ひずみ値が異なる値となっていたことから、従来法(徒手)では腱の線維走行を安定して描出することが難しいものと考えられた(図 6.5)。B モードによる超音波画像検査においては、プローブの配置や傾斜が異方性の原因となることが報告されている⁴⁾。SR 計測では、プローブによる荷重を加えることから、プローブの配置や傾斜を一定に保つことは B モードによる検査よりもさらに難しい。本研究の結果より、従来法(徒手)では、膝蓋腱の線維走行が明瞭に描出されないセットを認め、プローブの配置や傾斜にズレが生じていた可能性が考えられた。提案手法では、プローブの荷重は機械的に一定に制御され、配置も一定に保たれたことで、再現性の高い腱の SR 計測が可能であったものと考えられた。

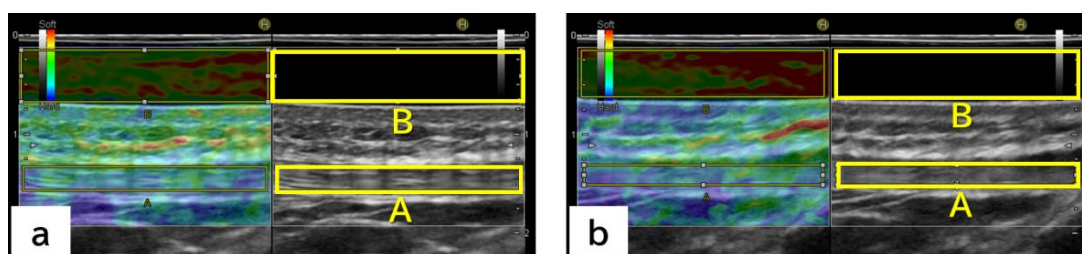


図 6.5 従来法(徒手)を用いた膝蓋腱 SR 計測の画像例(A: 膝蓋腱, B: 音響カプラ)

- a) 膝蓋腱の線維走行が描出されたセット
- b) 膝蓋腱の線維走行が描出されていないセット

次に、膝蓋腱の SR と GJL の関連性より、提案手法の有用性について考察する。本研究における各被検者の膝蓋腱の剛性は未知であるため、本研究では各被検者の関節弛緩性の指標として GJL を用いた。先行研究において、膝蓋腱を移植腱とした前十字靭帯再建術後患者において、GJL が高い患者では、下腿前方移動量が有意に大きいことが報告されており^{5,6)}、GJL と膝蓋腱の剛性は関連する可能性が示唆されている。被検者ごとの GJL の値(点)は、A: 5, B: 2.5, C: 1 と、被検者ごとに異なっていた。提案手法を用いた膝蓋腱の SR は、被検者ごとの関節弛緩性に対応した結果を示した。一方、従来法(徒手)を用いた膝蓋腱の SR は、3名の被検者で大きな違いを認めなかった。提案手法を用いた SR 計測は、従来法(徒手)では区別できない被検者ごとの膝蓋腱の剛性の違いを検出できる可能性が示された。

次に、従来法(徒手)を用いた膝蓋腱のSRが、GJLと対応しなかった要因について考察する。図6.4に示すとおり、提案手法ではGJLの値が最も低い被検者CのSRが最も高い結果であったが、従来法(徒手)における被検者CのSRは、被検者A,Bと大きな違いを認めなかった。そのため、被検者CのSRが、提案手法と従来法で乖離した要因について考察する。被検者Cの提案手法でSRが最も高値を示したセットと、従来法で最も低値を示したセットの音響カプラひずみ値、膝蓋腱ひずみ値を比較したところ、提案手法では膝蓋腱ひずみ値0.51、音響カプラひずみ値3.13、従来法(徒手)では膝蓋腱ひずみ値0.48、音響カプラひずみ値1.14であり、音響カプラひずみ値の乖離が大きい結果であった。第4章のモデル実験で示したとおり、初期荷重の増加によって、音響カプラひずみ値は有意に低下した。従来法(徒手)では、初期荷重が過大となり音響カプラひずみ値が低下したことで、提案手法に比べてSRが低値を示した可能性が考えられた。その結果、従来法(徒手)を用いた被検者CのSRは、GJLとは対応しない結果になったものと考えられた。このように、従来法(徒手)では、荷重量のフィードバックがない状況で計測しているために初期荷重を一定に保つことは難しい。モデル実験で示したように、初期荷重の変動でSRは有意に変化することからも、従来法(徒手)では初期荷重を一定に制御できないことで、腱の剛性の違いを検出することができなかったものと考えられた。

以上の結果より、ヒト膝蓋腱を対象とした場合に、提案手法を用いることで、再現性の高いSR計測が可能であった。再現性の低かった従来法(徒手)と比較した結果、提案手法ではプローブの配置や傾斜が一定に保たれたことで、再現性の高い計測が可能であったものと考えられた。また、提案手法の有用性として、被検者ごとの膝蓋腱の剛性の違いを検出できた可能性が示された。被検者ごとの膝蓋腱の剛性の違いを検出できなかった従来法(徒手)と比較した結果、提案手法では初期荷重が一定に制御され、音響カプラひずみ値が過小になることがないことで、被検者ごとの膝蓋腱の剛性が評価できたものと考えられた。このように、提案手法を用いた腱の剛性評価は、臨床において腱障害の早期発見に貢献できるものと期待される。

6.3 小括

本章では、ヒト膝蓋腱を対象として提案手法と従来法(徒手)の再現性を検証した結果、提案手法を用いたSR計測では、高い再現性が確認された。さらに、提案手法を用いた膝蓋腱のSR計測は、従来法(徒手)では判別できない膝蓋腱の剛性の違いを検出できる可能性が示された。

参考文献

- 1) Maruyama S, Yamazaki T, et al.: Relationship between anterior knee laxity and general joint laxity during the menstrual cycle. *Orthop J Sports Med* 9: 2325967121993045, 2021
- 2) Koo TK, Li MY: A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med* 15: 155-163, 2016
- 3) Grgic J, Lazinica B, et al.: Test-Retest Reliability of the One-Repetition Maximum (1RM) Strength Assessment: A Systematic Review. *Sports Med Open* 6: 31, 2020
- 4) Robinson P: Sonography of common tendon injuries. *AJR Am J Roentgenol* 193: 607-618, 2009
- 5) Kim SJ, Moon HK, et al.: Does severity or specific joint laxity influence clinical outcomes of anterior cruciate ligament reconstruction?. *Clin Orthop Relat Res* 468: 1136-1141, 2010
- 6) Kim SJ, Choi CH, et al.: Bone-patellar tendon-bone autograft could be recommended as a superior graft to hamstring autograft for ACL reconstruction in patients with generalized joint laxity: 2 and 5 year follow up study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 26: 2568-2579, 2018

第7章 総括

7.1 総括

腱障害によって腱の剛性は低下するが、臨床において腱の剛性の違いを判別可能な評価手法は確立されていない。SR 計測は、腱の剛性評価手法として期待されるが、従来の徒手による SR 計測は再現性が低いことが課題であった。そこで本研究では、その課題を解決するために、モデル実験を行い従来法の問題点を明らかにしたうえで、新たな計測手法を提案した。その結果、ヒト膝蓋腱を対象とした実証実験においても、再現性の高い計測が可能であることが確認された。また、提案手法を用いた SR 計測は、従来法(徒手)では判別できない膝蓋腱の剛性の違いを検出できる可能性が示された。

具体的には、本論文の背景および目的を第 1 章で述べ、第 2 章では腱の機能解剖および腱障害の病態について解説したうえで、Strain elastography を用いた腱の剛性評価の現状を述べた。Strain ratio 計測は、腱の剛性評価として期待される評価手法であるが、従来法(徒手)による SR 計測の再現性が課題となっていることを示した。

第 3 章では、これまで再現性が課題とされてきた従来法(徒手)による SR 計測の再現性の現状を確認するために、熟練度に差のない大学生を検者とし、剛性が既知の値であるファントムを対象とした実験を行い、級内相関係数を用いて検証した結果より、徒手による SR 計測の再現性は課題であることが確認された。

第 4 章では、ファントムを対象としたモデル実験を行い、短軸走査に比べ長軸走査で測定誤差が小さいこと、1 回で再現性の高い計測が可能であること、初期荷重の変動により SR が有意に変化することを明らかにした。

第 5 章では、ファントムを対象としたモデル実験の検証結果をもと、新たなヒト膝蓋腱の SR 計測手法として、荷重条件(長軸走査, 反復回数 1 回, 初期荷重 0.5 N), 下肢固定方法, プローブの配置を規定した提案手法を示した。

第 6 章では、ヒト膝蓋腱を対象に実証実験を行い、提案手法を用いた SR 計測は、ヒト膝蓋腱を対象とした場合でも、再現性の高い計測が可能であること、膝蓋腱の剛性の違いを検出できる可能性を示した。

以上を概括すると、本論文で新たに示す提案手法を用いた SR 計測は、再現性の高い腱の剛性評価手法であり、腱の剛性の違いを検出できる可能性があることから、臨床において腱障害の早期発見に貢献できるものと期待される。

7.2 本研究の限界と今後の展望

第6章において、提案手法を用いた膝蓋腱のSR計測は、被検者ごとの膝蓋腱の剛性の違いを検出できることを示した。しかし、本論文では被検者3名での検証にとどまっていることが限界として挙げられる。今後、さらに被検者数を増やして検証を進めていく必要がある。

また、本論文では臨床での腱障害患者を対象とした計測には至っていない。本論文で荷重量の制御に用いた装置は、医療用装置ではない。そのため、臨床応用に向けては装置の改良および医療用装置としての製品化の検討が必要である。今後、機器の大きさ・重量・操作性・安全性について検討し、腱のSR計測に特化した仕様への改良を目指していきたい。

謝辞

本研究を行うにあたり、指導教員として研究から論文執筆に至るまで、多大なるご教示を頂きました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 田中 則子 教授に謹んで御礼申し上げます。田中 則子 教授のご助言・ご指導がなければ、本研究は成立し得ませんでした。深く感謝申し上げます。

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 小柳 磨毅 教授には、研究の方向性や論文執筆にあたり入学当初より多くのご指導を頂きました。謹んで感謝申し上げます。

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 赤滝 久美 教授には、実験のデザインについてご助言を頂くと共に、論文執筆においても多くのご指導を頂きました。心より感謝申し上げます。

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 新川 拓也 教授には、院ゼミ発表会にて貴重なご助言を頂き、論文執筆においても多くのご教示を頂きました。深謝申し上げます。

奈良先端科学技術大学院大学 湊 小太郎 名誉教授には、本論文における構成、主張すべき点など、根幹に関わる部分について、貴重なご教示を賜りました。多大なるご指導を賜り、心より感謝申し上げます。

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 藤川 智彦 教授には、院ゼミ発表会にて貴重なご助言を頂きました。謹んで御礼申し上げます。

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 日坂 真樹 教授には、院ゼミ発表会にて超音波に関する基礎的な部分について、重要なご指摘を賜りました。心より御礼申し上げます。

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 木村 佳記 教授には、本学への入学のきっかけを作って頂きました。木村 佳記 教授の後押しがあって、本研究を進めることができました。謹んで御礼申し上げます。

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 越野 八重美 准教授には、論文投稿にあたり、統計学的解析に関し多くのご指導を頂きました。深く感謝申し上げます。

最後に、研究にご協力頂いた被検者諸氏に心より御礼申し上げます。

研究業績

【学術論文】

1. 山田大智, 田中則子, 越野八重美, 小柳 磨毅: 初期荷重が Strain ratio の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-. 生体医工学 (投稿中)
2. 山田大智, 田中則子, 越野八重美, 小柳 磨毅: 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-. 保健医療学雑誌 (採択)
3. 山田大智, 木村佳記, 田中則子, 杵本卓司, 小柳磨毅他: 生体膝における膝深屈曲位での下腿回旋が膝窩筋腱の組織弾性に及ぼす影響. 日本整形外科超音波学会会誌, Vol.30 No.1, 140-145, 2019
4. 木村佳記, 小柳磨毅, 山田大智, 杵本卓司他: 膝関節と股関節の運動順序の異なる伸長方法における大腿四頭筋の組織弾性の比較. 日本整形外科超音波学会会誌, Vol.30 No.1, 132-138, 2019
5. 山田大智, 木村佳記, 杵本卓司, 小柳磨毅他: 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会誌, Vol.29 No.1.26-29, 2018
6. 木村佳記, 山田大智, 杵本卓司, 小柳磨毅他: 大腿四頭筋の伸長肢位と組織弾性の関係 modified Thomas test 肢位と Ely test 肢位の比較. 日本整形外科超音波学会会誌, Vol.29 No.1.38-44, 2018
7. 木村佳記, 山田大智, 中江徳彦, 杵本卓司, 小柳磨毅他: 大腿四頭筋の伸長法と組織弾性の関係 骨盤肢位による影響. 日本整形外科超音波学会会誌, Vol.28 No.1. 28-33, 2017

【国際会議発表】

1. Daichi Yamada, Yoshinori Kimura, Noriko Tanaka, Naruhiko Nakae, Maki Koyanagi: Effect of knee flexion angle on the elasticity of popliteal tendon in vivo. Asia conference on kinesiology, 2021

【国内発表】

1. 山田 大智, 高木 啓至, 橋田 剛一, 中田 研他: Quadriceps setting における筋弾性率のフィードバックが前十字靭帯再建術後早期の筋活動回復に及ぼす影響. 第 10 回スポーツ理学療法学会学術大会, 2024
2. 山田 大智, 高木 啓至, 橋田 剛一, 佐原 亘他: 鏡視下腱板修復術後の関節可動域と術前関節可動域, 術後疼痛との関連性について—小中断裂患者での検討—. 第 11 回日本運動器理学療法学会学術大会, 2023
3. 山田 大智, 高木 啓至, 橋田 剛一, 中田 研他: 前十字靭帯再建術後に生じた膝前方部痛に対し, 膝屈曲角を考慮した伸展筋力増強運動が, 膝前方部痛の改善に有効であった 1 症例. 第 35 回大阪府理学療法学会学術大会, 2023
4. 山田 大智, 高木 啓至, 橋田 剛一, 中田 研他: Quadriceps setting における筋弾性率計測値のフィードバックが術後筋力回復に及ぼす影響. 第 62 回近畿理学療法学会学術大会, 2023
5. 山田 大智, 田中 則子, 小柳 磨毅: 高硬度の対象物に対する Strain ratio 計測の信頼性. 第 27 回日本基礎理学療法学会学術大会, 2022
6. 山田 大智, 田中 則子, 小柳 磨毅: Probe の初期圧が Strain ratio 計測の信頼性に及ぼす影響. 生体医工学シンポジウム 2022, 2022
7. 福本 竜太郎, 松尾 高行, 山田 大智, 小柳 磨毅: 長母趾屈筋における筋腱移行部移動量と弾性率の関係. 第 33 回日本整形外科超音波学会学術集会, 2022
8. 山田 大智, 田中 則子, 木村 佳記, 小柳 磨毅: 高硬度の音響カプラを用いた Strain ratio 計測の信頼性. 生体医工学シンポジウム 2021, 2021.
9. 山田 大智, 田中 則子, 木村 佳記, 小柳 磨毅: Strain elastography を用いた Strain ratio による硬度計測の検討—ファントムを用いた検証—. 第 9 回日本運動器理学療法学会学術大会, 2021.
10. 三谷 保弘, 小柳 磨毅, 木村 佳記, 山田 大智他: 膝関節屈曲角と大腿四頭筋の収縮が膝蓋腱の伸長に及ぼす影響. 第 32 回日本臨床スポーツ医学会学術集会, 2021
11. 山田 大智, 木村 佳記, 中江 徳彦, 小柳 磨毅他: 生体膝における膝深屈曲位での下腿回旋運動が膝窩筋腱の組織弾性に及ぼす影響. 第 30 回日本整形外科超音波学会学術集会, 2018.
12. 木村 佳記, 小柳 磨毅, 山田 大智, 中江 徳彦他: 膝関節と股関節の運動順序の異

- なる伸長方法における大腿四頭筋の組織弾性の比較. 第 30 回日本整形外科超音波学会, 2018
13. 山田 大智, 木村 佳記, 中江 徳彦, 小柳 磨毅他: 生体膝における膝屈曲角変化が膝窩筋腱の組織弾性変化に及ぼす影響. 第 29 回日本整形外科超音波学会学術集会, 2017
14. 木村 佳記, 山田 大智, 中江 徳彦, 小柳 磨毅他: 大腿四頭筋の伸長肢位と組織弾性の関係 Modified Thomas test と Ely test 肢位の比較. 第 29 回日本整形外科超音波学会, 2017
15. 山田 大智, 木村 佳記, 中江 徳彦, 小柳 磨毅他: 膝深屈曲による膝窩筋腱の組織弾性変化. 第 28 回日本整形外科超音波学会学術集会, 2016
16. 木村 佳記, 山田 大智, 中江 徳彦, 小柳 磨毅他: 大腿四頭筋の伸長肢位と組織弾性の関係 骨盤肢位による影響. 第 28 回日本整形外科超音波学会, 2016