

博士論文

健全肩における棘上筋の筋硬度の基準範囲と  
腱板修復術後症例への臨床応用

金沢大学医薬保健学総合研究科  
保健学専攻 リハビリテーション科学領域  
機能・能力回復学分野

学 籍 番 号	1929022014
氏 名	清 水 康 史
主任指導教員	西 村 誠 次
副 指 導 教 員	柴 田 克 之
	米 田 貢
提 出 年 月 日	令和6年1月11日

## 目次

要旨 .....	1 頁
Chapter 1. 研究の背景と目的 .....	3 頁
1.1. 諸言 .....	3 頁
1.2. 先行研究 .....	5 頁
1.2.1. 超音波エラストグラフィの種類 .....	5 頁
1.2.2. 「筋の硬さ」に関する用語の整理 .....	7 頁
1.2.3. 超音波エラストグラフィを用いた筋硬度評価 .....	8 頁
1.2.4. 腱板損傷の疫学と治療 .....	8 頁
1.2.5. 腱板修復術後再断裂の危険因子 .....	9 頁
1.2.6. 回旋筋腱板の筋硬度評価 .....	11 頁
1.3. 本研究の目的と検討課題 .....	13 頁
Chapter 2. Real-time tissue elastography を用いた	
筋硬度の測定法 .....	14 頁
2.1. 測定機器 .....	14 頁
2.2. 測定の手順 .....	14 頁
2.3. 初期圧迫力 .....	15 頁
2.4. データ処理 .....	15 頁
Chapter 3. 異なる肩関節水平内転角度における	
棘下筋および小円筋の筋硬度 .....	18 頁
3.1. 序文 .....	18 頁
3.2. 対象と方法 .....	19 頁
3.2.1. 対象 .....	19 頁
3.2.2. 筋硬度の測定法 .....	19 頁



## Chapter 5. 腱板修復術後症例における

棘上筋の筋硬度評価の臨床利用	54 頁
5.1. 序文	54 頁
5.2. 対象と方法	55 頁
5.2.1. 対象	55 頁
5.2.2. 棘上筋の筋硬度の測定法	55 頁
5.2.3. 臨床評価および測定項目	55 頁
5.3. 症例紹介	58 頁
5.3.1. 症例 1	58 頁
5.3.2. 症例 4	60 頁
5.3.3. 症例 7	63 頁
5.3.4. 症例 8	66 頁
5.4. 考察	68 頁
5.4.1. 棘上筋の筋硬度の基準範囲の臨床的意義	68 頁
5.4.2. 代表症例における棘上筋の筋硬度と臨床的特徴	69 頁
5.5. まとめ	71 頁
Chapter 6. 本研究の限界と今後の課題	72 頁
Chapter 7. 結語	74 頁
Supplementary data	75 頁
謝辞	78 頁
利益相反	78 頁
引用文献	79 頁
研究業績	95 頁

## 略語

ABD	: abduction
BMI	: body mass index
ES	: effect size
HF	: horizontal flexion
ICC	: intraclass correlation coefficient
ISP	: infraspinatus muscle
LHB	: long head of the biceps
MRI	: magnetic resonance imaging
RCR	: rotator cuff repair
ROI	: region of interest
RTE	: real-time tissue elastography
SD	: standard deviation
SE	: strain elastography
SEM	: standard error of measurement
SR	: strain ratio
SSC	: subscapularis muscle
SSP	: supraspinatus muscle
SWE	: shear wave elastography
TMI	: teres minor muscle
UCLA	: University of California at Los Angeles
VAS	: visual analog scale

## 要旨

肩関節は人体で最大の可動性を持つ関節であり、手を目的の方向へ定める方向調整機能や手を目的の場所に保持する上肢保持機能を有する。手を巧みに使用するヒトにとって、肩関節の疼痛や機能障害は日常生活動作や生活の質の低下を引き起こす。腱板損傷は肩関節に疼痛や機能低下を惹起する代表疾患であり、50歳以上の中高年のおおよそ1/4に存在しているとされる。全例が症状を有するわけではなく、腱板損傷例のうち症候性はおおよそ1/3であるとされているが、外傷性損傷や保存治療に抵抗する症例では手術治療が選択される。腱板修復術は優れた臨床成績が報告されている一方、術後再断裂は最も高い頻度で生じる合併症として報告されており、その予防は手術や術後リハビリテーションにおける重要な課題である。近年、超音波エラストグラフィの使用によって、筋硬度を定量的に評価することが可能となり、その臨床利用が注目されている。筋硬度には筋の受動張力や活動張力が影響を及ぼすことが報告されており、回旋筋腱板を構成する棘上筋の筋硬度は、腱板修復術後の筋-腱ユニットに加わる張力を推測する指標として再断裂を予防するために有益な情報をもたらす可能性がある。本研究の目的は、腱板修復術後症例に臨床応用するための予備的な基準値を設定するために、健常肩における棘上筋の筋硬度の基準範囲を決定することであった。対象は肩関節疾患や明らかな外傷歴のない男性43名の両肩86肩であった。さらに、腱板損傷の有病率が増加する50歳をカットオフ値とし、50歳未満23名46肩と50歳以上20名40肩に下位分類した。測定はreal-time tissue elastographyを用い、肩関節外転0°および60°における棘上筋の筋硬度をstrain ratioを用いて評価した。はじめに、利き腕、50歳で区分した年代、年齢、body mass index、

肩こりの程度、および肩甲上腕関節の内転制限角度が strain ratio に影響を及ぼすか検討した。さらに、strain ratio に影響する因子を考慮した上で、正規分布法を用いて棘上筋の strain ratio の基準範囲を算出した。また、基準範囲に加えて外れ値を除外することによって、より厳格に設定した修正基準範囲を算出した。その結果、肩関節外転 0°および 60°において、50 歳以上の群では 50 歳未満の群よりも strain ratio は有意に高値を示し、肩関節外転 0°における strain ratio と年齢は、肩甲上腕関節の内転制限角度との間に中程度の正の相関を認めた。一方、利き腕、body mass index、および肩こりの程度は、strain ratio に影響しなかった。これらの結果から、基準範囲は年代別に決定され、腱板修復術後症例への臨床応用を想定した 50 歳以上の群における strain ratio の修正基準範囲は、肩関節外転 0°において 0.98–4.50、肩関節外転 60°において 0.56–2.76 であった。肩関節外転 0°における strain ratio と肩甲上腕関節の内転制限角度との関連から、肩関節外転 0°における strain ratio は肩関節内転に伴う棘上筋の伸長を反映しており、再断裂リスクを把握するための筋-腱ユニットに加わる張力の指標として重要であることが示唆された。算出された 50 歳以上の修正基準範囲を腱板修復術後 8 例に適用した結果、肩関節外転 0°における strain ratio の修正基準範囲の上限値を越えた症例を 2 例に認め、術後の筋-腱ユニットに加わる張力が高いことが推測された。したがって、この 2 例において修復腱が伸長される方向に対する他動可動域練習を通常のリハビリテーションプログラムから 2 週間遅延させた。いずれの症例においても術後再断裂を認めなかった。健常肩における棘上筋の筋硬度の基準範囲は、再断裂を予防するための予備的な基準値として、安全で効果的なリハビリテーションを提供するために有用である可能性が示唆された。

## Chapter 1

### 研究の背景と目的

#### 1.1. 緒言

機能的な関節運動やその制御は、筋が協調的に収縮や弛緩を繰り返すことで成り立っている。したがって、筋の張力を反映する弾性や硬さは運動器疾患に影響する因子として考えることができる。超音波エラストグラフィは軟部組織の「硬さ」を定量的に評価する技術であり、臨床的には肝臓疾患（Fang *et al.*, 2020）や乳癌（Carlsen *et al.*, 2015）、甲状腺病変（Swan *et al.*, 2021）の評価に用いられてきた。この技術を筋に適用することで、筋硬度をリアルタイムに定量的に評価できるようになり、筋損傷（Lacourpaille *et al.*, 2017; Murayama *et al.*, 2022）や筋疲労（Yanagisawa *et al.*, 2011）との関連が報告され、腱損傷の評価といった運動器疾患に対する臨床応用も期待されている（Prado-Costa *et al.*, 2018）。

回旋筋腱板は肩関節において上腕骨頭の求心位を保持するという重要な役割を担っている。腱板損傷は中高年における代表的な肩関節疾患の一つであり、無症候例も含めると50歳以上でおよそ1/4に存在する（Minagawa *et al.*, 2013; Yamamoto *et al.*, 2010）。腱板損傷の治療において、外傷性損傷や保存治療に抵抗する症例においては手術治療が選択され、腱板修復術（rotator cuff repair; RCR）は良好な臨床成績が報告されている（Bashir *et al.*, 2018; Kurowicki *et al.*, 2017; Zuke *et al.*, 2018）。一方、修復腱と骨の着実な治癒を果たすために術式は進歩しているものの、RCR後の再断裂は最も高い頻度で起こりうる合併症であり（Randelli *et al.*, 2012）、腱板広範囲断裂における術後再断裂率は39%



であったとの報告もある (Shah *et al.*, 2022)。術後再断裂は、関節可動域や臨床スコア (Kim *et al.*, 2021)、疼痛 (Haque and Pal Singh, 2018)、筋力 (Sugaya *et al.*, 2007; Yoshida *et al.*, 2018) に影響を及ぼすことから、再断裂を予防しながら肩関節機能を改善させていくことが手術や術後リハビリテーションにおける課題である。したがって、再断裂リスクを予測する指標は、術者やセラピストがリハビリテーションの進捗や術後管理を検討する際に有用な情報となる可能性がある。

近年、腱板損傷に対して鏡視下 RCR を施行した症例において、超音波エラストグラフィを用いた棘上筋 (supraspinatus muscle; SSP) の筋硬度が筋-腱ユニットに加わる受動張力を反映し (Itoigawa *et al.*, 2018)、再断裂を予測する指標となる可能性が示唆された (Itoigawa *et al.*, 2020)。また、死体肩において、腱板損傷のない肩では肩関節外転角度の変化に伴う SSP の筋硬度の変化を捉えられるが、腱板損傷を有する肩ではその変化が小さくなることが明らかになった (Hatta *et al.*, 2015)。これらの報告から、SSP の筋硬度が修復腱の筋-腱ユニットに加わる張力を予測する指標として、RCR 後の再断裂を予防するために有用である可能性がある。しかしながら、SSP の筋硬度を臨床応用するにあたって、どの程度の数値が正常な範囲であるのか、その量的な側面は明らかにされていない。そこで本研究では、術後再断裂を予防するための予備的な基準値として、健常肩における SSP の筋硬度の基準範囲を決定することを目的とし、決定された基準範囲を RCR 後症例に適用した。

Chapter 2 以降で本研究の内容を述べる前に、超音波エラストグラフィを用いた筋硬度評価の動向と腱板損傷術後リハビリテーションにおける課題について、次の 1.2.章で簡単に説明したい。

## 1.2. 先行研究

### 1.2.1. 超音波エラストグラフィの種類

超音波画像診断装置は 1970 年代から臨床で用いられ、従来の B モード画像に加えてドプラーイメージングなど新しいモダリティが開発されてきた。超音波エラストグラフィは 1990 年代に開発された非侵襲的に組織弾性を定量評価することのできる技術であり (Gennisson *et al.*, 2013)、臨床では肝臓疾患 (Fang *et al.*, 2020) や乳癌 (Carlsen *et al.*, 2015)、甲状腺病変 (Swan *et al.*, 2021) の評価に用いられている。

超音波エラストグラフィは、測定原理の違いからせん断波エラストグラフィ (shear wave elastography; SWE) とストレインエラストグラフィ (strain elastography; SE) の 2 種類に大別される (図 1-1)。SWE は、プローブから発生させたせん断波の伝搬速度を計測する技術であり、音速を測定することで弾性率が求められる定量性が最大の利点である。一方で、せん断波を生成する音響放射圧パルスの強度が大きいため、多点の計測を行う場合には計測の時間間隔を空けるように配慮する必要がある (椎名, 2014)。また、せん断波の音速は組織間の違いが大きいため屈折や反射などの影響を受けやすいが、骨格筋では肝臓や皮膚、乳房と比較して組織が不均質であり、計測の再現性を低下させる可能性がある (Davis *et al.*, 2019)。

SE は、プローブを介して組織に圧迫を加え、生じた微小変位を歪みに変換したものをリアルタイムに画像化する技術であり、本研究で使  
用した real-time tissue elastography (RTE) はその一種である。触診と同様に徒手的にプローブを介して対象組織を圧迫しながら画像化できるため、簡便でリアルタイム性が高い利点を有する (椎名, 2014)。一方、欠点としては、同一画面上に描出された組織との相対的な歪みを

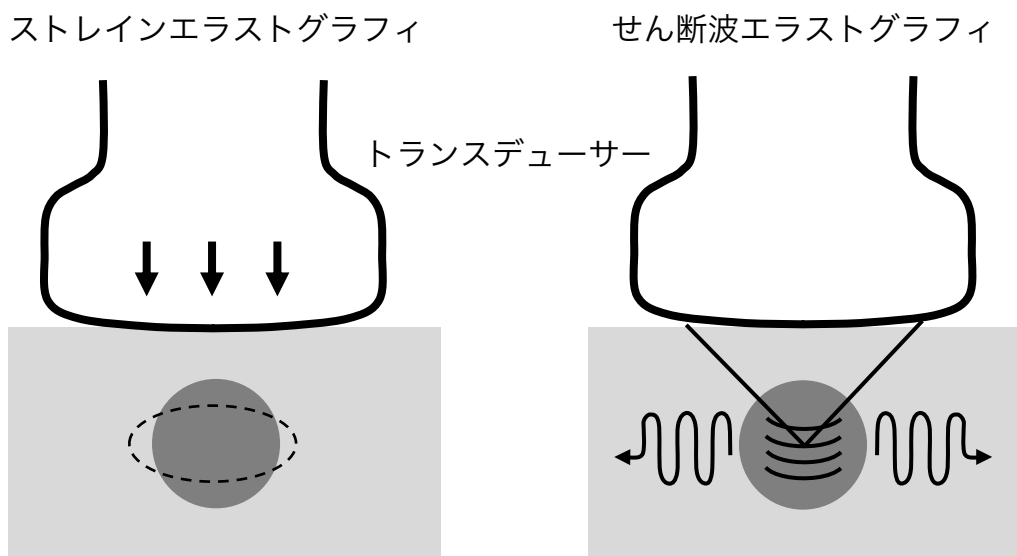


図 1-1. エラストグラフィ技術の種類.

圧迫による歪みを画像化するストレインエラストグラフィと発生させたせん断波の伝搬速度を計測するせん断波エラストグラフィの 2 種類に大別される.

観察するのみであり、組織間や経時的な変化を比較することができない点で定性的な評価であることが挙げられる。しかしながら、同一画面上に硬度の基準となる物質を描出し、基準物質と関心領域 (region of interest; ROI) との歪み比 (strain ratio; SR) を算出することで半定量化することができ、この手法を用いることによって高い検者内再現性が報告されている (Chino *et al.*, 2012)。

SWE と SE のいずれにおいても、組織の圧迫を強めるとより硬く表示されるため、プローブの圧迫力は軽い圧迫で行うことが推奨されている (椎名, 2014; Davis *et al.*, 2019) が、徒手的な圧迫操作による微小な歪みを計測する SE では検者による手技の依存度が高いとされている (山川, 2016)。

#### 1.2.2. 「筋の硬さ」に関する用語の整理

硬度は、硬さと同じ概念であり、工学分野では物体の変形のしにくさを表す。生体組織では一般に触診により圧迫などを加えたときの弾性が硬さとして認識される (金子, 2015)。超音波エラストグラフィを用いた先行研究の中で、「筋の硬さ」に対応する英語表記は、“muscle hardness” や “muscle stiffness”、“muscle elasticity” が用いられている。Inami and Kawakami (2016) は、“muscle hardness” を垂直方向の圧に対する筋の抵抗、“muscle stiffness” を筋の長軸方向に対する長さを変化させる力の変化率、と定義している。SE と SWE において測定原理が異なるため、用語を統一することは困難ではあるが、本研究では、「筋の硬さ」についての用語を「筋硬度」として統一して使用することとする。

### 1.2.3. 超音波エラストグラフィを用いた筋硬度評価

筋硬度に影響を及ぼす力学特性として、筋の受動張力 (Kodesho *et al.*, 2021; Koo *et al.*, 2013; Liu *et al.*, 2019; Maïsetti *et al.*, 2012) や活動張力 (Bouillard *et al.*, 2011; Inami *et al.*, 2017) の関与が報告されている。また、筋硬度と筋疲労 (Yanagisawa *et al.*, 2011) や筋損傷 (Lacourpaille *et al.*, 2017; Murayama *et al.*, 2022)、筋スパズム (Liu *et al.*, 2020) との関連が報告されており、筋硬度は骨格筋の状態を把握するために有用な指標となる可能性がある。

筋硬度を評価した先行研究の多くは、せん断波の伝搬速度を計測する絶対的な定量性から SWE を用いている。一方、骨格筋に対する SR の利用は、検者内再現性だけでなく、検者間再現性も高いことが報告されている (Martínez-Rodríguez *et al.*, 2021)。骨格筋において SE を活用する利点として、SWE よりも大きな範囲の ROI を選択できることが挙げられる (Inami and Kawakami, 2016)。また、SE は深度や下層の骨の影響を受けづらく (Ewertsen *et al.*, 2016)、SWE よりも広範囲の深部の評価に適しているとされている (Inami and Kawakami, 2016) が、SWE と比較して SE を用いた報告は少ないのが現状である。

### 1.2.4. 腱板損傷の疫学と治療

腱板損傷は、肩関節に疼痛や機能障害を引き起こす代表的な疾患の一つである。本邦の山村における住民を対象とした疫学調査では、50 歳以上の一般住民のおおよそ 1/4 に腱板損傷が存在し、年齢とともにその頻度が上昇することが報告されている (Minagawa *et al.*, 2013; Yamamoto *et al.*, 2010)。この結果を日本の人口統計に基づいて推定すると日本人の約 1,900 万人に腱板損傷が存在し、変形性膝関節症や骨

粗鬆症の有病率に匹敵する頻度であることが報告されている（山本, 2015）。一方、腱板損傷を有する者すべてに症状が出現するわけではなく、おおよそ 2/3 は症状のない無症候性腱板損傷であることが報告されている（Minagawa *et al.*, 2013; Yamamoto *et al.*, 2010）。

腱板損傷の治療として、保存治療と手術治療が挙げられる。外傷機転の有無は治療法に大きく関与し、外傷性の腱板損傷は腱板断端が退行するスピードが速く、診断が遅れると一次修復不能となる可能性があるため、早期に診断し、手術治療を検討する（梶と泉, 2018）。一方、非外傷性の腱板損傷の場合には、疼痛のコントロールを行い、拘縮や筋力低下を認める場合には機能改善のためにリハビリテーションを実施する。非外傷性の腱板損傷症例のうち、約 75%の症例が 2 年間のフォローアップ期間で手術治療せず、保存治療が有効であったことが報告されている（Kuhn *et al.*, 2013）。一方、保存治療に抵抗する症例においては手術治療が選択される。いったん発生した腱板断裂は自然癒合することではなく、平均 19 か月のフォローアップ中におおよそ半数で断裂サイズが拡大し（Yamamoto *et al.*, 2017）、断裂した腱板筋では筋萎縮や筋脂肪変性が生じることも報告されている（Hebert-Davies *et al.*, 2017; Goutallier *et al.*, 1994）。したがって、保存治療を行った場合でも、将来的に手術治療に移行する可能性があることを念頭において治療が行われる。

#### 1.2.5. 腱板修復術後再断裂の危険因子

RCR 後の再断裂は最も頻度の高い術後合併症である。その頻度は 11-94%と幅広く（Randelli *et al.*, 2012）、広範囲断裂術後のフォローアップでは 39%に再断裂を認めたことが報告されている（Shah *et al.*,

2022)。再断裂の危険因子としては、手術時の年齢 (Boileau *et al.*, 2005) や糖尿病の基礎疾患 (Cho *et al.*, 2015)、罹病期間 (Tan *et al.*, 2016)、断裂サイズ (Gasbarro *et al.*, 2016; Mall *et al.*, 2014)、筋脂肪変性の程度 (Boileau *et al.*, 2005; Goutallier *et al.*, 2009)、断端の質 (Ishitani *et al.*, 2019; Takeuchi *et al.*, 2021) が報告されている。再断裂例の術後成績に関しては自他覚的に良好とする報告がみられる (Boileau *et al.*, 2005; Harryman *et al.*, 1991; Jost *et al.*, 2006)。その要因として、再断裂したとしても、そのサイズが術前よりも小さくなれば force couple が改善し、骨頭の求心位が保たれることが挙げられている (Sugaya *et al.*, 2007)。一方で、再断裂のサイズが術前と同等かそれ以上の場合には、関節可動域や臨床スコア (Kim *et al.*, 2021)、疼痛 (Haque and Pal Singh, 2018)、筋力 (Sugaya *et al.*, 2007; Yoshida *et al.*, 2018) に影響を及ぼすことが報告されており、再断裂を予防し、修復腱と骨との着実な癒合を図ることが重要である。

鏡視下 RCR 後の再断裂は、術後 3 か月以内に生じやすいことが報告されている (Miller *et al.*, 2011)。一方で、術後 3 か月時点の挙上角度や疼痛がその後の臨床成績に重要であることが示唆されている (Nakamura *et al.*, 2018)。これらの報告は、術後 3 か月までの期間において、再断裂の予防と機能回復の両立を図ることが重要であることを示している。再断裂を予防するために、術者は患者の年齢や術前の核磁気共鳴画像 (magnetic resonance imaging; MRI) 検査を用いた断裂サイズや筋脂肪変性の程度、断端の質の評価から術式を選択し、術操作や修復した断端の張力を加味して術後プロトコルを決定する。一方、術後リハビリテーションは、術者の指示のもと術後プロトコルに従って進められるが、修復腱に加わる張力に影響することが予測される筋

の伸張性や筋スパズムは、MRI 検査や術中麻酔下では評価が困難であり、術後リハビリテーションの段階における再断裂リスクの把握が重要な課題である。

#### 1.2.6. 回旋筋腱板の筋硬度評価

超音波画像診断装置を用いた肩関節疾患の評価は臨床的に広く普及している (Serpi *et al.*, 2021)。一方、超音波エラストグラフィによる筋硬度評価は一般化されているとは言い難く、研究レベルでの報告にとどまっている。死体肩を用いた基礎研究では、SSP に加えた受動張力と筋硬度との間に正の相関関係を認めることが明らかにされている (Hatta *et al.*, 2017)。また、異なる肩関節外転角度による SSP の筋硬度を調査した先行研究では、腱板損傷のない肩では外転角度が小さくなると SSP の筋硬度が増加するのに対して、腱板断裂サイズが大きくなると外転角度に依存する SSP の筋硬度の変化が小さくなることが報告されている (Hatta *et al.*, 2015)。一方、SSP の活動張力と筋硬度との関連については、負荷の漸増に伴って筋硬度が上昇することが報告されており (Ishikawa *et al.*, 2015; Muraki *et al.*, 2015)、RCR 後における SSP の筋活動の指標として筋硬度が用いられている (Ishikawa *et al.*, 2021; Ishikawa *et al.*, 2023)。筋の質に関しては、腱板損傷例の SSP 内の脂肪変性量と筋硬度との間に正の相関関係を認めることが示されている (Gilbert *et al.*, 2017)。しかしながら、筋脂肪変性の臨床的な評価である Goutallier stage では、Stage III までは脂肪量が増えると SSP の筋硬度が低下するが、Stage IV になると上昇するとの報告もあり (Roskopf *et al.*, 2016)、筋の質的評価に対する超音波エラストグラフィの使用については一定の見解が得られていないのが現状である。



RCR に対する超音波エラストグラフィの臨床応用に関して、鏡視下 RCR の術前における SSP の筋硬度が、術中に計測した筋-腱ユニットに加わる受動張力を反映することから、断端の引き出しやすさや一次修復が可能であるかを評価する手法として術前計画に応用できる可能性が報告されている (Itoigawa *et al.*, 2018)。また、術前の SSP の筋硬度と RCR 後の修復状態との間に関連を認め (Jeong *et al.*, 2022)、術後 1 か月時の SSP の筋硬度は再断裂群において治癒群よりも高いことが明らかにされており、リハビリテーションの術後プロトコルを個々の症例に応じて調整するために用いられる可能性が示唆されている (Itoigawa *et al.*, 2020)。一方で、術前の SSP の筋や腱の硬度は術後 1 年経過時の再断裂や術後成績の予測因子にはならないという報告もあり (Ruder *et al.*, 2021)、RCR に対する SSP の筋硬度評価の有用性については議論の余地がある。

前述したように SSP に対する筋硬度評価に関する報告が散見される一方で、棘下筋 (*infraspinatus muscle*; ISP) や小円筋 (*teres minor muscle*; TMI) に対する筋硬度評価については先行研究が少なく、健常者や野球選手を対象とした報告がそのほとんどである。これらの先行研究では、ストレッチングの効果の指標として ISP (Kusano *et al.*, 2017; Mifune *et al.*, 2020; Umehara *et al.*, 2017; Yamauchi *et al.*, 2016; Yuri *et al.*, 2021) や TMI (Umehara *et al.*, 2017; Yamauchi *et al.*, 2016; Yuri *et al.*, 2021) の筋硬度が評価され、高い検者内再現性が報告されている。肩関節疾患に関する報告では、拘縮肩における SSP、ISP、および TMI を含む肩関節周囲筋の筋硬度評価が行われている (Wada *et al.*, 2020)。これらの報告では、筋硬度評価に SWE が用いられているが、SE を用いた ISP や TMI の筋硬度評価については報告されていないのが現状である。

### 1.3. 本研究の目的と検討課題

以上のように、腱板損傷に対する RCR 後の再断裂は臨床的に重要な課題であり、SSP の筋硬度は再断裂リスクを予測するための筋-腱ユニットに加わる張力を反映する指標となる可能性がある。しかしながら、SSP の筋硬度を臨床応用するにあたって、どの程度の数値が正常な範囲であるのか、量的な側面は明らかにされていない。そこで本研究では、まず、RTE を用いた SSP の筋硬度の測定に先立ち、筋の伸長（受動張力の変化）に伴う筋硬度の変化を捉えられるかを確認するために、ISP および TMI を対象とし、筋硬度の指標である SR の検者内再現性を検討するとともに、異なる肩関節水平内転角度における SR の変化について検討した（Chapter 3）。次に、SSP の筋-腱ユニットに加わる張力を予測するための予備的な基準値を作成するために、健常肩における SSP を対象に SR に影響を及ぼす因子（利き腕、50 歳で区分した年代、年齢、body mass index [BMI]、肩こりの程度、および肩甲上腕関節の内転制限角度）を検討し、基準範囲を決定した（Chapter 4）。さらに、決定された SR の基準範囲を RCR 後症例に適用し、代表症例の臨床的特徴を検討した（Chapter 5）。

## Chapter 2

### Real-time tissue elastography を用いた筋硬度の測定法

Chapter 3-5 で行った RTE を用いた筋硬度の測定法をここでまとめて記載する。各 Chapter で個別に行った方法の詳細については、その Chapter の中で新たに明記する。

#### 2.1. 測定機器

筋硬度の測定は、エラストグラフィ機能を搭載したデジタル超音波画像診断装置（Noblus, 日立アロカメディカル社, 東京）を使用した。SR を算出するために、高周波リニアプローブ（L64 プローブ, 5-18 MHz, 日立アロカメディカル社, 東京）の表面に専用のアタッチメント（EZU-TEATC2, 日立アロカメディカル社, 東京）を用いて硬度基準物質となる音響カップラー（EZU-TECPL1, 日立アロカメディカル社, 東京）を取り付け、エラストグラフィ機能である RTE を使用した。音響カップラーは一定の硬さを有するエラストマー樹脂でできており、生体の体表とほぼ等しい音響インピーダンスで作成されている（弾性率;  $22.6 \pm 2.2$  kPa）（藤原ら, 2011）。RTE の測定方式は、検者がプローブによる圧迫を加えることなく、対象自身の呼吸や脈拍といった微小な生理的体動で生じる組織の変位を計測する **non-manual compression** 方式を用いた。この音響カップラーを用いて SSP の筋硬度を計測した先行研究において高い検者内再現性が報告されている（Ishikawa *et al.*, 2015; Muraki *et al.*, 2015; Yuri *et al.*, 2018）。

#### 2.2. 測定の手順

本研究では、測定部位の体表にマーカーで目印をつけた後、Bモード画像を確認することで対象筋の同定を行った。測定肢位を変化させても筋硬度の測定部位が一致するように、最初に計測した肢位におけるBモード画像を基準となる画像として保存し、骨縁の形状や筋内腱の見え方を確認した。測定部位を同定した後、プローブを保持した状態でBモード画像をRTEモードに切り替え、筋硬度の計測を行った。RTEモードでは、測定中のBモード画像とそれに重なって硬度が色づけられたエラストグラムが同一画面に並んで表示された。エラストグラムは、硬い組織ほど青色で、柔らかい組織ほど赤色で示された（図2-1）。RTEの計測は、測定手技に習熟した同一検者が実施した。

### 2.3. 初期圧迫力

本研究では、検者による手技の依存度が少ないと考えられる **non-manual compression** 方式を用いたが、初期圧迫力は測定の再現性を高める上で重要な因子である（藤原ら，2011）。検者は計測中に初期圧迫力を視覚化したストレイングラフを確認するとともに、エラストグラフィ画像上で音響カプラーの色味が青色から緑色に、皮下脂肪組織の色味が黄色から赤色になるように圧迫力を調整した（図2-1）。また、検者間再現性が高い初期圧迫力として、音響カプラーの歪み値を0.17前後にすることがメーカーから推奨されており、この値に近い音響カプラーの歪み値であることを確認した。

### 2.4. データ処理

SEは従来、定性的な評価法であったが、同一画面上の硬度基準物質の歪み値とROI内の歪み値との比をSRとして算出することで半定量

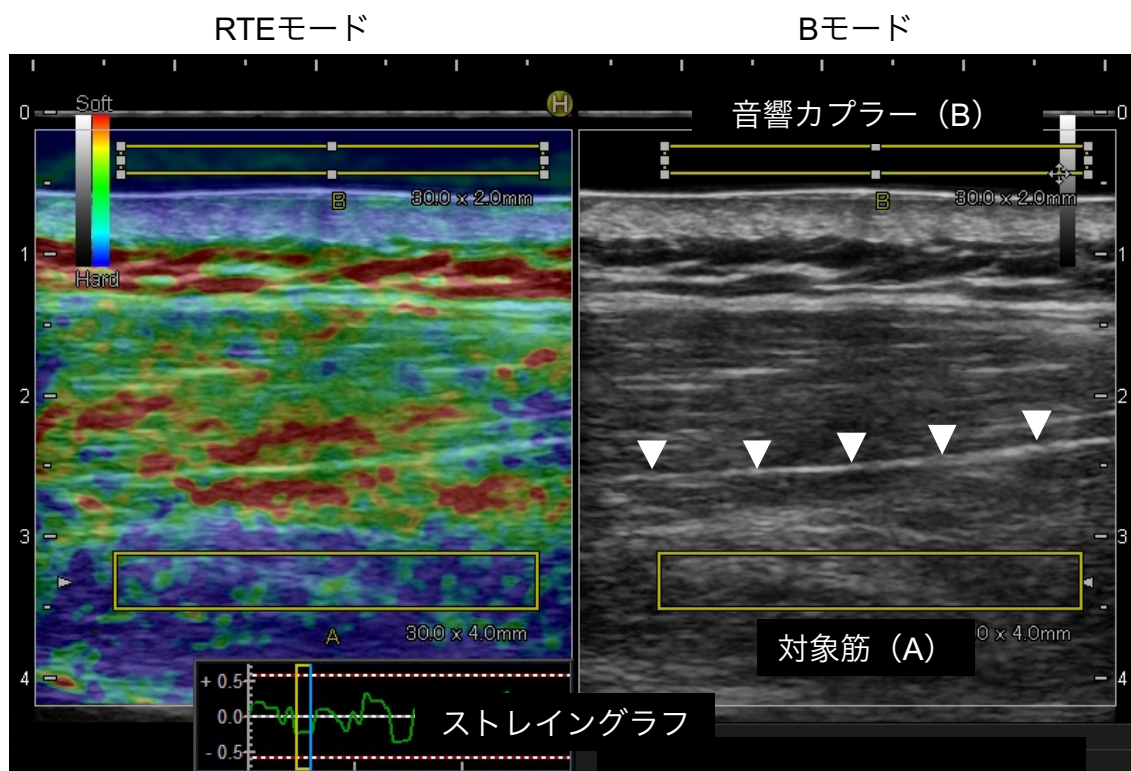


図 2-1. エラストグラフィ画像 (Real-time tissue elastography).

エラストグラフィモードではエラストグラムと B モード画像が一画面に並列して表示された。エラストグラムは、相対的に硬い組織は青色に、柔らかい組織は赤色に示される。初期圧迫力の目安として、ストレイングラフとともに音響カプラーおよび皮下脂肪層の色味を確認した。黄色の長方形の区域は対象筋の関心領域を表した。

Strain ratio (SR) = 音響カプラーの歪み値 (B) / 対象筋の歪み値 (A) として算出した。SR は硬い組織ほど高値を示した。

化することが可能となった (Chino *et al.*, 2012)。SR は、筋の ROI の歪み値 (A) と硬度基準物質となる音響カプラーの歪み値 (B) の比 (B/A) を算出することで定量化した (藤原ら, 2011)。SR は筋が硬いほど高値を示した。検者とアシスタントの 2 名によって B モード画像に適切にエラストグラムが重なりをもっているかが確認され、ランダムに 5 画像が選択された。この 5 画像の SR から最大値と最小値を除いた 3 画像の SR の平均値を測定値として採用した。

## Chapter 3

### 異なる肩関節水平内転角度における棘下筋および小円筋の筋硬度

#### 3.1. 序文

超音波画像診断装置のモダリティの一つである超音波エラストグラフィは非侵襲的に組織弾性を定量評価することのできる技術であり (Gennisson *et al.*, 2013)、筋に適用することで筋硬度を計測することができる。Chapter 1 (1.2.1. 超音波エラストグラフィの種類) で述べたように、超音波エラストグラフィの種類は、測定原理の違いによって SE と SWE の 2 種類に大別され、それぞれに特徴を有する。肩関節の安定性に関与する腱板筋のうち、SSP、ISP、および TMI は超音波画像診断装置により筋腹の観察が可能であり、SWE を用いた ISP や TMI の筋硬度評価では、高い検者内再現性が報告されている (Kusano *et al.*, 2017; Umehara *et al.*, 2017; Yamauchi *et al.*, 2016)。一方で、SE の一種である RTE を用いた ISP や TMI の筋硬度評価において、その再現性は報告されていない。また、筋硬度は筋の受動張力の増加に伴って上昇するが (Kodesho *et al.*, 2021; Koo *et al.*, 2013; Liu *et al.*, 2019; Maïsetti *et al.*, 2012)、ISP や TMI において肩関節肢位の違いによる筋の伸長に伴う筋硬度の変化について検討した報告はない。

Chapter 3 では、RTE を用いた ISP および TMI の筋硬度評価の検者内再現性を検討し、さらに異なる肩関節水平内転角度における筋硬度の変化について検討することを目的とした。その結果、ISP および TMI の筋硬度評価の検者内再現性は高く、肩関節水平内転角度の違いによる筋の伸長に伴う筋硬度の変化を捉えられることが明らかとなった。

## 3.2. 対象と方法

### 3.2.1. 対象

対象は、肩関節に整形外科的疾患の既往のない健常成人男性 11 名（年齢  $22.1 \pm 3.7$  歳，身長  $173.8 \pm 4.8$  cm，体重  $65.8 \pm 5.5$  kg）の両肩 22 肩であった。対象には測定開始 48 時間前から上肢の高強度の運動を禁じた。除外基準は、肩関節および頸椎疾患の既往や手術歴を有する肩とした。1 肩が除外基準に該当し、11 名 21 肩を対象とした。対象者には本研究の目的および方法、不利益、および研究参加と同意撤回の自由について説明し同意を得た。本研究は、金沢大学医学倫理審査委員会の承認を受けて実施した（承認番号 805）。

### 3.2.2. 筋硬度の測定法

RTE を用いた筋硬度測定法の詳細は Chapter 2 に記載している通りである。

### 3.2.3. 筋硬度の測定肢位と測定部位

SWE を用いて ISP や TMI の筋硬度を計測した先行研究では、座位（Umehara *et al.*, 2017; Yamauchi *et al.*, 2016）や腹臥位（Kusano *et al.*, 2017）にて計測が行われている。RTE を用いた本研究では徒手的な圧迫操作が必要であり、検者がプローブを操作しやすく被験者が安定した肢位となる腹臥位を採用した。上肢の肢位は肩関節  $90^\circ$  挙上位にて前胸部にタオルを挟むことで水平面に対して肩甲骨面が  $30^\circ$  となるように調整し、内外旋角度は中間位、肘関節は屈曲位とした。筋の伸長に伴う筋硬度の変化を捉えられるかを確認するために、測定肢位は肩関節水平内転  $30^\circ$ （horizontal flexion  $30^\circ$ ; HF $30^\circ$ ）、および  $90^\circ$ （horizontal



flexion 90°; HF90°) の 2 肢位に設定した (図 3-1)。肩甲骨下角、棘三角、および肩峰後縁に体表からマーカールにて目印をつけ、2 肢位において肩甲胸郭関節の運動が生じず、肩甲上腕関節の水平内転角度が変化していることを確認した。すべての測定は同一日に行われ、筋の伸長が筋硬度に及ぼす影響を除外するために、HF30°、HF90°の順に測定を実施した。

ISP の測定部位は、ISP の斜走線維の腱膜を長軸像で描出しながら近位へたどり、三角筋後部線維をランドマークに同筋が重ならない部位とした (図 3-2)。同様に、TMI の測定部位は、肩甲骨外側縁上に位置する TMI を短軸像で確認後、長軸像にて観察し、三角筋後部線維をランドマークに同筋が重ならない部位とした (図 3-2)。筋の ROI の縦軸は、ISP では斜走線維の腱膜の表層に位置する横走線維の深度の中央 1/3、TMI では筋厚の深度の中央 1/3 とし、横軸は画像内においてできる限り大きく採用した (図 3-3)。2 肢位における RTE の測定部位をできる限り一致させるために、骨縁や筋膜の形状を B モード画像にて確認した。

#### 3.2.4. 肩関節可動域の計測

肩関節水平内転や内旋の関節可動域の低下は肩関節後方軟部組織の柔軟性低下を反映する (Myers *et al.*, 2007; Reinold *et al.*, 2008)。本研究では肩関節後方に位置する ISP および TMI の筋硬度評価を行っており、これらの関節可動域と筋硬度の関連を検討するために、水平内転、肩関節 90°外転位での内旋 (外転内旋)、および肩関節 90°屈曲位での内旋 (屈曲内旋) の関節可動域を計測した。計測は肘関節 90°屈曲位、前腕回内外中間位にて行った。肩関節の関節可動域の計測では肩甲骨

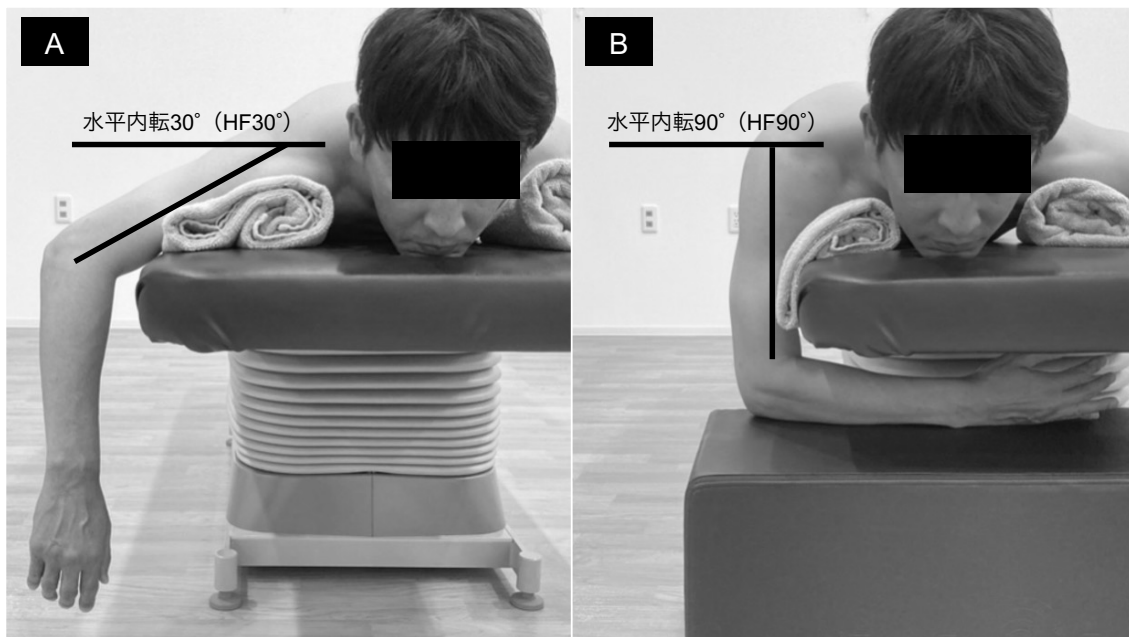


図 3-1. 肩関節水平内転 30°および 60°における測定肢位.

(A) 水平内転 30°: 肩関節は、挙上 90°における水平内転 30°とした.

(B) 水平内転 90°: 肩関節は、挙上 90°における水平内転 90°とした.

2 肢位において肩甲骨腕関節の水平内転角度が変化し、肩甲骨位置が変化していないことを確認した. HF, horizontal flexion.

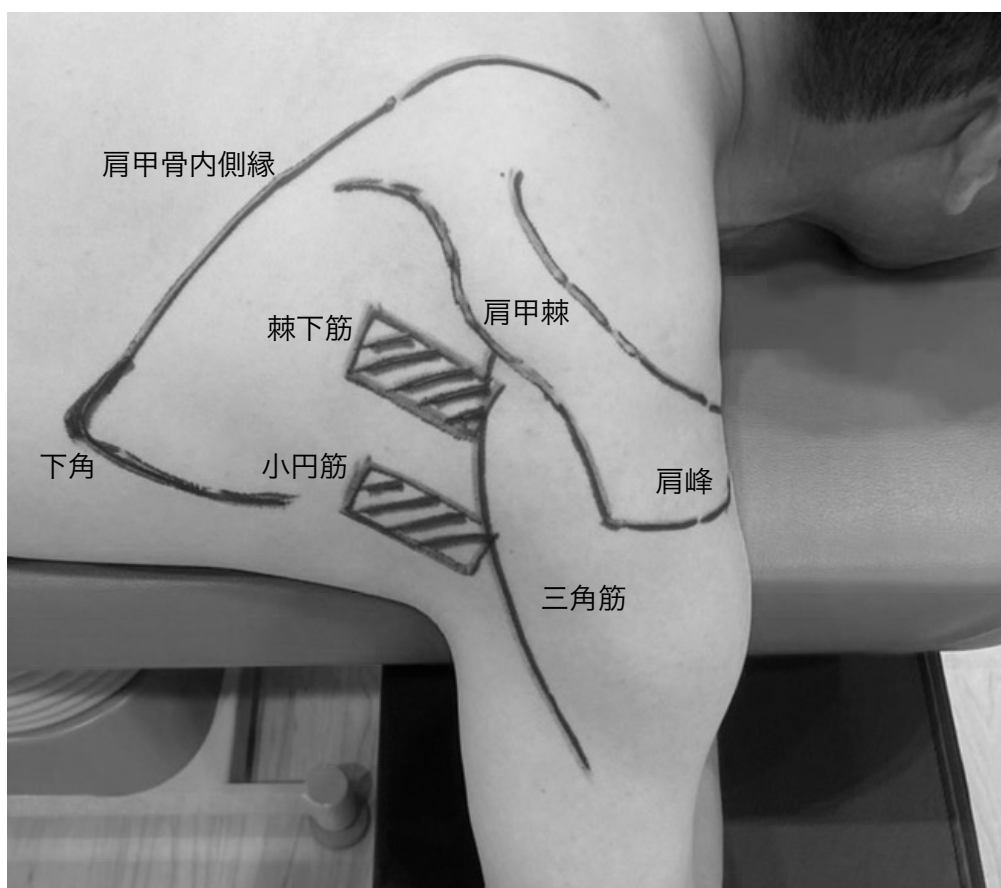


図 3-2. 棘下筋および小円筋の測定部位。

棘下筋および小円筋の測定部位は，Bモード画像にて表層に位置する三角筋後部線維の辺縁を確認し，同筋が重ならない部位とした。

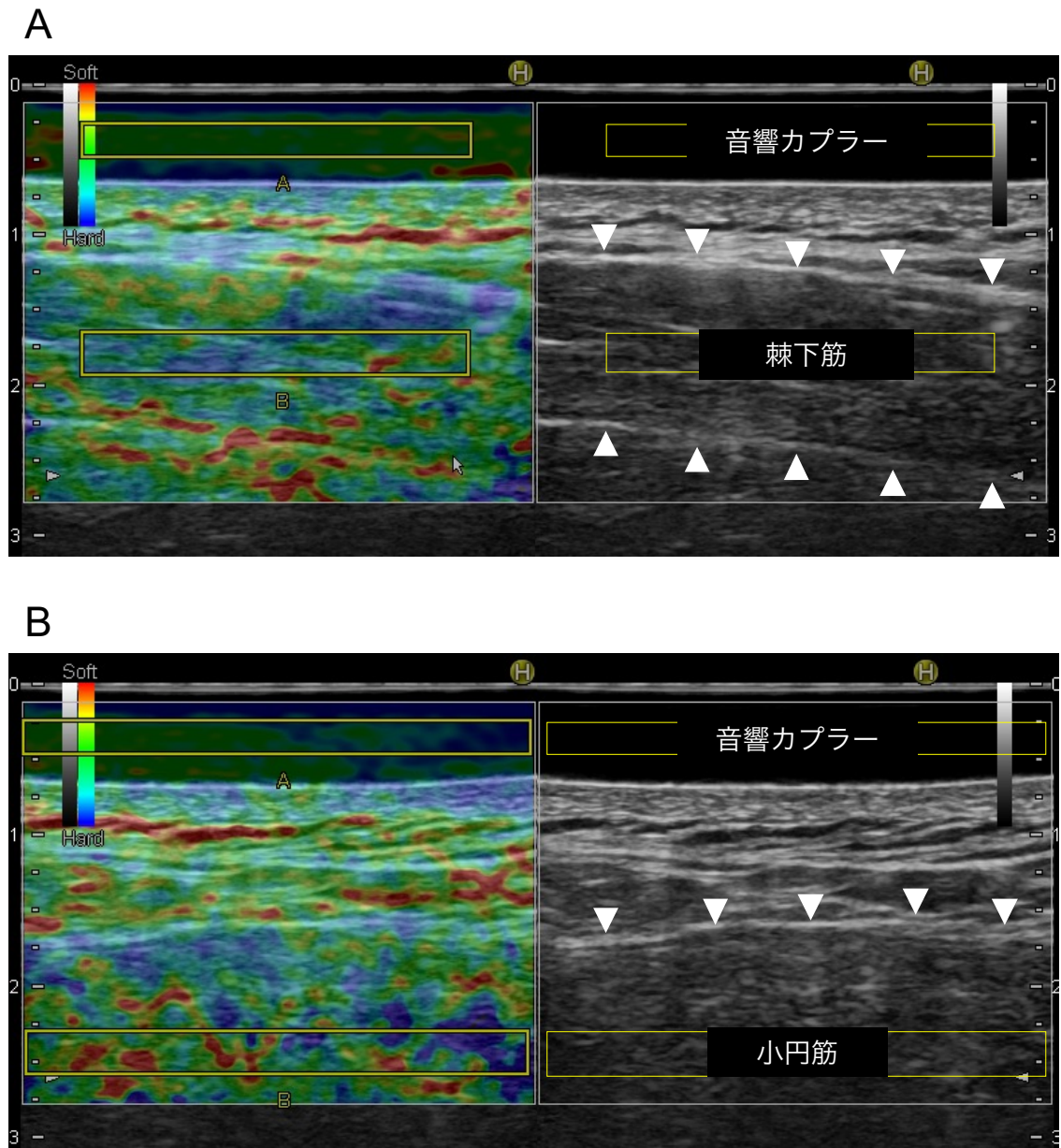


図 3-3. 棘下筋および小円筋のエラストグラフィ画像。

- (A) 棘下筋：斜走線維の腱膜の表層に位置する横走線維の筋腹のうち、筋厚の深度の中央 1/3 を関心領域の縦軸に設定した。
- (B) 小円筋：肩甲骨外側縁上に位置する小円筋の筋腹のうち、筋厚の深度の中央 1/3 を関心領域の縦軸に設定した。

の運動が生じやすく、本研究では肩甲上腕関節の関節可動域を評価するために、検者 2 名によって肩甲胸郭関節の運動が生じないように配慮した。水平内転の計測では、検者が肩甲骨外側縁を手掌で固定した状態で肩関節を水平内転させ、肩甲骨の運動が出現する直前の角度を評価した。外転内旋および屈曲内旋の計測では、検者が烏口突起と肩甲棘を把持した状態で肩関節を内旋させ、肩甲骨の運動が出現する直前の角度を評価した。計測はデジタルカメラで撮影され、解析ソフト（ImageJ version 1.46, 米国国立衛生研究所, 米国）を用いて、関節可動域を計測した。

### 3.2.5. 統計学的解析

統計学的解析は、IBM SPSS Statistics ver. 27（IBM, アーモンク, ニューヨーク州, 米国）を用いて実施した。

検者内再現性の検討には 3 試行の SR の級内相関係数（intraclass correlation coefficient; ICC(1,3)）を用いた。ICC の reliability 値の判定基準は 0.8 以上であれば“almost perfect”であり信頼性は良好とされている（Landis and Koch, 1977）。絶対信頼性を検討するために、測定の標準誤差（standard error of measurement; SEM）を ICC と標準偏差（standard deviation; SD）を用いて次式にて算出した。

$$SEM = SD \times \sqrt{1 - ICC}$$

異なる 2 肢位の水平内転角度において SR の変化を捉えられるか確認するために、各肢位における SR を対応のある t 検定を用いて比較した。また、筋硬度の個人特性が肢位の影響を受けずに保たれるか確認するために、2 肢位間の SR の関連をピアソンの積率相関係数を用いて求めた。さらに、ISP および TMI の筋硬度と肩関節水平内転、外転内旋、

および屈曲内旋可動域との関連を検討するために、両肢位における SR と関節可動域との関連をピアソンの積率相関係数を用いて求めた。相関係数は 0.4–0.7 で中程度の相関、0.2–0.4 で弱い相関、0–0.2 で無相関と定義した。対応のある t 検定において、効果量 (effect size; ES(d)) を算出し、小、中、大をそれぞれ 0.20、0.50、0.80 と定義した (Cohen, 1988)。結果は平均値 ± 標準偏差で示し、いずれも有意水準は 5%とした。

### 3.3. 結果

TMI の計測において、21 肩中 4 肩は音響カプラーの厚みに加えて初期圧迫力が過度にならないようにプローブを操作すると、ROI の深度が 4 cm 以上となり、B モード画像にエラストグラムが同調して重なった画像を得られなかったため除外した。したがって、ISP において 21 肩、TMI において 17 肩を対象に検討した。各肢位における ISP および TMI の SR の ICC(1,3)、SEM を表 3-1 に示した。いずれの肢位においても ICC の reliability 値は 0.8 以上であり、“almost perfect”であった。

ISP および TMI の SR の肢位による比較を図 3-4 に示した。ISP の SR は、HF90°において HF30°よりも有意に高値を示した ( $P < 0.001$ ,  $ES(d) = 0.90$ )。TMI の SR は、HF90°において HF30°よりも有意に高値を示した ( $P < 0.001$ ,  $ES(d) = 3.47$ )。ISP および TMI の SR の肢位間の相関を図 3-5 に示した。ISP の SR は、HF30°と HF90°の間に中程度の正の相関を認めた ( $r = 0.697$ ,  $P < 0.001$ )。TMI の SR は、HF30°と HF90°の間に中程度の正の相関を認めた ( $r = 0.498$ ,  $P = 0.042$ )。

関節可動域は、水平内転  $92.0 \pm 15.6^\circ$ 、外転内旋  $29.9 \pm 12.4^\circ$ 、屈曲内旋  $-9.4 \pm 7.3^\circ$ であった。HF30°における ISP の SR と各関節可動域との

表 3-1. 棘下筋および小円筋の strain ratio の検者内再現性.

対象筋	測定肢位	ICC(1,3)	95%信頼区間	SEM
棘下筋 (n=21)	HF30°	0.97	0.94–0.99	0.07
	HF90°	0.98	0.97–0.99	0.10
小円筋 (n=17)	HF30°	0.97	0.93–0.99	0.03
	HF90°	0.89	0.76–0.96	0.07

ICC, intraclass correlation coefficient; SEM, standard error of measurement; HF, horizontal flexion.

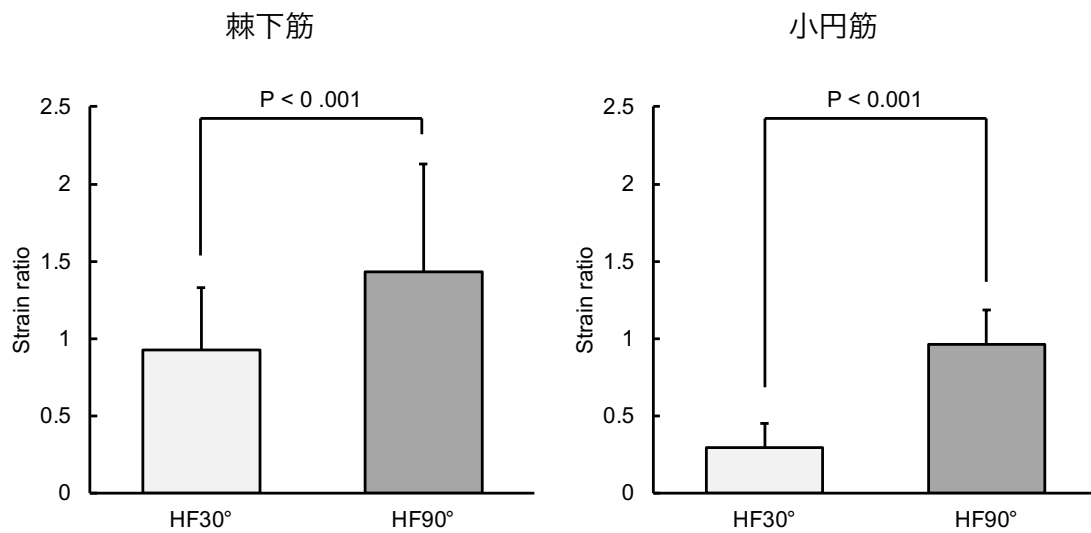


図 3-4. 異なる水平内転角度における strain ratio の比較.

棘下筋および小円筋の strain ratio は、HF90°において HF30°よりも高値を示した。HF, horizontal flexion.



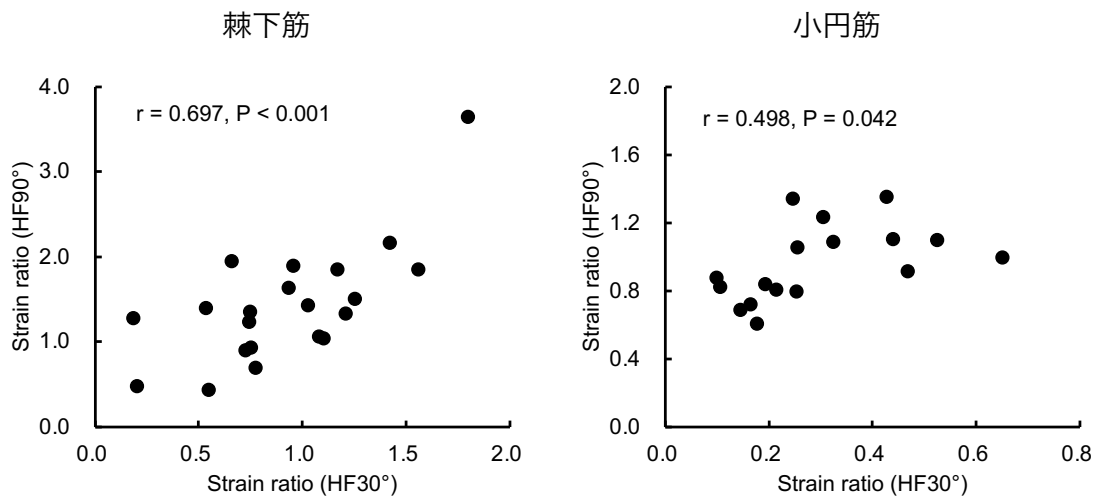


図 3-5. 異なる水平内転角度における strain ratio の相関.

棘下筋および小円筋の strain ratio は、HF30°と HF90°の間に中程度の正の相関を認めた。HF, horizontal flexion.

間に相関を認めなかった（水平内転;  $r = -0.020$ , 外転内旋;  $r = -0.249$ , 屈曲内旋;  $r = 0.022$ ）。HF90°における ISP の SR と各関節可動域との間に相関を認めなかった（水平内転;  $r = -0.374$ , 外転内旋;  $r = -0.242$ , 屈曲内旋;  $r = -0.067$ ）。HF30°における TMI の SR と各関節可動域との間に相関を認めなかった（水平内転;  $r = 0.038$ , 外転内旋;  $r = -0.133$ , 屈曲内旋;  $r = -0.129$ ）。HF30°における TMI の SR と各関節可動域との間に相関を認めなかった（水平内転;  $r = -0.049$ , 外転内旋;  $r = 0.339$ , 屈曲内旋;  $r = -0.025$ ）。

### 3.4. 考察

本研究では、RTE を用いた ISP および TMI の筋硬度の検者内再現性を検討するとともに、筋の伸長（受動張力の変化）に伴う筋硬度の変化を捉えられるか確認するために、異なる肩関節水平内転角度における筋硬度の変化について検討した。

#### 3.4.1. 棘下筋および小円筋の筋硬度評価の検者内再現性

超音波エラストグラフィを用いた先行研究の多くはせん断波の伝搬速度を求めるその絶対的な定量性から SWE が用いられてきた。一方、SE は測定検者の手技的な依存度が高い（椎名, 2014; 山川, 2016）という欠点が見られているが、SSP に対して RTE を用いた先行研究では高い検者内再現性が報告されている（Ishikawa *et al.*, 2015; Muraki *et al.*, 2015; Yuri *et al.*, 2018）。本研究における ISP や TMI においても、計測手技に習熟した検者の ISP および TMI における SR の ICC(1,3)は 0.89–0.98 であり、高い検者内再現性が示された。

RTE による計測における再現性を低下させる要因として、測定部位

の不一致と初期圧迫力のばらつきが考えられる。本研究では、理学療法士 2 名により肩甲骨位置が変化しないことを確認した上で 2 肢位における測定肢位を規定した。また、測定部位は体表マーカーだけでなく B モード画像上の骨縁や筋膜の見え方により同定を行った。初期圧迫力に関しては、過度な圧迫力が加わらないようにストレイングラフを確認するとともに、音響カプラーや皮下脂肪層の色味に配慮することで、高い検者内再現性を示すことができたと考えられる。一方、本研究では検者間再現性について検討することができていない。RTE における ISP や TMI の筋硬度評価を一般化していくために、今後、検者間再現性についても明らかにしていく必要がある。

測定部位の深度や深層の骨が筋硬度に及ぼす影響を SWE と SE を用いて比較した先行研究では、SWE において深度の増加とともにせん断波の速度が低下し、測定部位が骨上にある場合には骨の影響を受ける一方で、SE においては深度の影響を受けなかったことが報告されている (Ewertsen *et al.*, 2016)。したがって、ISP や TMI では測定部位の深層に肩甲骨が存在するため、その影響を受けにくい SE を用いる利点は大きいと考えられる。しかしながら、TMI の筋硬度の測定において、21 肩中 4 肩では皮下脂肪厚や筋厚の大きい対象者では音響カプラーの厚みに加え初期圧迫力が過度にならないようにプローブを引くように操作をすると ROI の深度が 4 cm 以上となり、鮮明な B モード画像が得られず計測が困難であった。したがって、過去の報告では SE は深部筋の評価に有利であるとされているものの、TMI の筋硬度を計測する場合には体格によって対象を選別する必要があり、より深部の筋硬度評価を行うことができるよう機器の設定や開発が期待される。

### 3.4.2. 異なる水平内転角度における筋硬度の変化

本研究において、異なる肩関節水平内転角度における ISP および TMI の筋硬度評価を行った結果、両筋の SR は、HF90°において HF30°よりも有意に高かった。死体肩を用いた先行研究において、肩関節後方筋群の伸長肢位を検討した結果、ISP の中部線維は伸展位内旋、ISP の下部線維は挙上 30°および 60°内旋、TMI は挙上 60°内旋において伸長されることが報告されている (Muraki *et al.*, 2006)。本研究の測定肢位は肩関節挙上 90°であったが、肩甲上腕リズムを考慮すると肩甲上腕関節はおおよそ挙上 60°であり、この肢位において肩関節水平内転角度を増大させることで肩甲骨に対する上腕骨の内旋運動が誘導されると考えられる。したがって、HF 30°から HF90°への肢位の変化によって、ISP 下部線維および TMI が伸長されていることが推察される。筋の伸長と筋硬度に関して、腓腹筋内側頭では足関節背屈角度の増加に伴い筋硬度が上昇することが明らかにされており (Akagi *et al.*, 2012; Chino and Takahashi, 2015)、本研究における水平内転角度の違いによる SR の変化は、RTE が筋の伸長に伴う筋硬度の変化を捉えることが可能であることを裏づける結果となった。

ISP および TMI の筋硬度は HF30°と HF90°の間に有意な正の相関を認めた。この結果から、健常肩における ISP および TMI の筋硬度の個人特性は水平内転角度の違いによる影響を受けないことが示唆された。今後、本法を拘縮肩や腱板損傷を有する症例に臨床応用する場合には、筋の伸長に伴って筋硬度が上昇するという正常な筋の特性が得られない可能性があり、筋の伸長に伴う筋硬度の変化を評価することで 1 肢位のみでの評価では得られない有用な情報を得られる可能性がある。

### 3.4.3. 筋硬度と関節可動域との関連

ISP および TMI の SR と水平内転、外転内旋、および屈曲内旋の関節可動域との間に相関を認めなかった。臨床的に筋の柔軟性の指標として関節可動域を用いることが多く、その制限因子は骨性、筋性、さらに関節包や靭帯などの他の軟部組織が挙げられるが、その判別は検者の end feel によるところが大きく主観的であった。RTE を用いることによって対象とする筋を個々に評価することが可能であり、筋性の可動域制限の指標として筋硬度を用いることができるか検討を行ったが、本研究では筋硬度と関節可動域との関連を明らかにすることはできなかった。肩関節後方構成体の硬さは、上腕骨頭の前上方への偏移 (obligate translation) を惹起し (Harryman *et al.*, 1990)、インピンジメント症候群 (Ludewig and Cook, 2002; Mihata *et al.*, 2015; Myers *et al.*, 2006) や上方関節唇損傷 (Burkhart *et al.*, 2003; Grossman *et al.*, 2005) との関連が報告されている。超音波エラストグラフィを用いる利点は、対象とする筋を個々に評価できる点であり、内旋可動域制限のうち筋性の制限因子をより詳細に評価することができれば、介入方法やコンディショニング評価として有用であると考えられる。本研究の対象は健常者であったため、今後、拘縮を伴う肩関節疾患や柔軟性の低下したスポーツ選手を対象とすることで筋硬度と病態との関連を検討していく必要がある。

### 3.5. まとめ

RTE を用いて異なる水平内転角度における ISP および TMI の筋硬度評価を行った結果、検者内再現性は高く、筋の伸長に伴う筋硬度の変化を捉えることができた。今後、肩関節疾患やスポーツ選手における

検討を行うにあたって応用可能な評価方法であることが示唆された。

## Chapter 4

### 健常肩における棘上筋の筋硬度の基準範囲作成

#### 4.1. 序文

Chapter 1 で述べたように、RCR 後の再断裂は最も高い頻度で生じる合併症であり、関節可動域や臨床スコア (Kim *et al.*, 2021)、疼痛 (Haque and Pal Singh, 2018)、筋力 (Sugaya *et al.*, 2007; Yoshida *et al.*, 2018) に影響を及ぼすことが報告されている。再断裂の危険因子としては、手術時の年齢 (Boileau *et al.*, 2005)、糖尿病の基礎疾患 (Cho *et al.*, 2015)、罹病期間 (Tan *et al.*, 2016)、断裂サイズ (Gasbarro *et al.*, 2016; Mall *et al.*, 2014)、筋脂肪変性の程度 (Boileau *et al.*, 2005; Goutallier *et al.*, 2009)、断端の質 (Ishitani *et al.*, 2019; Takeuchi *et al.*, 2021) が報告されているが、術後リハビリテーションの段階で再断裂リスクを把握できる指標はまだ確立されていない。

超音波エラストグラフィを用いた SSP の筋硬度が筋-腱ユニットに加わる受動張力を反映し (Itoigawa *et al.*, 2018)、再断裂を予測する指標となる可能性が示唆されている (Itoigawa *et al.*, 2020)。しかしながら、SSP の筋硬度を臨床応用するにあたって、どの程度の数値が正常な範囲であるのか、その量的な側面は明らかにされていない。健常肩における SSP の筋硬度の基準範囲は、SSP の筋-腱ユニットに加わる張力を予測するための予備的な基準値となる可能性がある。

本研究では、健常肩における SSP の筋硬度の基準範囲を作成するために、SSP の筋硬度に影響を及ぼす因子 (利き腕、50 歳で区分した年代、年齢、BMI、肩こりの程度、内転制限角度) を検討した。その結果、SSP の筋硬度は年代間で異なり、基準範囲は 50 歳未満と 50 歳以上の

年代別に決定された。

## 4.2. 対象と方法

### 4.2.1. 対象

対象は、肩関節に整形外科的既往のない健常成人男性 48 名の両肩 96 肩であった。対象には測定開始 48 時間前から上肢のトレーニングを含む運動を禁じた。上半身を脱衣した状態で測定部位や肩甲骨位置にマーカで目印をつけて計測を行ったため、対象は男性のみとした。除外基準は、1) 肩関節や頸部の手術歴、骨折、または明らかな外傷歴を有する者、2) 上肢の神経障害を有する者、3) 事前の超音波検査にて腱板損傷や石灰沈着を認めた者、であった。脱臼歴を有した 2 名、腱板損傷 2 名、石灰沈着 1 名の 5 名が除外基準に該当し、43 名の両肩 86 肩を対象とした。対象の属性を表 4-1 に示した。対象には測定開始前に本研究の目的および方法、不利益、研究参加と同意撤回の自由について説明し同意を得た。本研究は、国家公務員共済組合連合会北陸病院医学倫理審査委員会の承認を受けて実施した（2019 年 9 月 20 日承認）。

### 4.2.2. 筋硬度の測定法

RTE を用いた筋硬度測定法の詳細は Chapter 2 に記載している通りである。

### 4.2.3. 筋硬度の測定肢位と測定部位

SSP の筋硬度の計測は、肩関節外転 0° (abduction 0°; ABD0°)、および 60° (abduction 60°; ABD 60°) にて実施した (図 4-1)。測定肢位は、



表 4-1. 対象の属性.

	合計 (n=43)	50 歳以上 (n=23)	50 歳未満 (n=20)
年齢 (歳)	46.7 ± 14.9	34.8 ± 6.8	60.3 ± 8.4
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	22.7 ± 2.8	21.4 ± 2.2	24.2 ± 2.7
利き手 (右:左)	40:3	22:1	18:2

値は、平均値 ± 標準偏差で示した. BMI, body mass index.

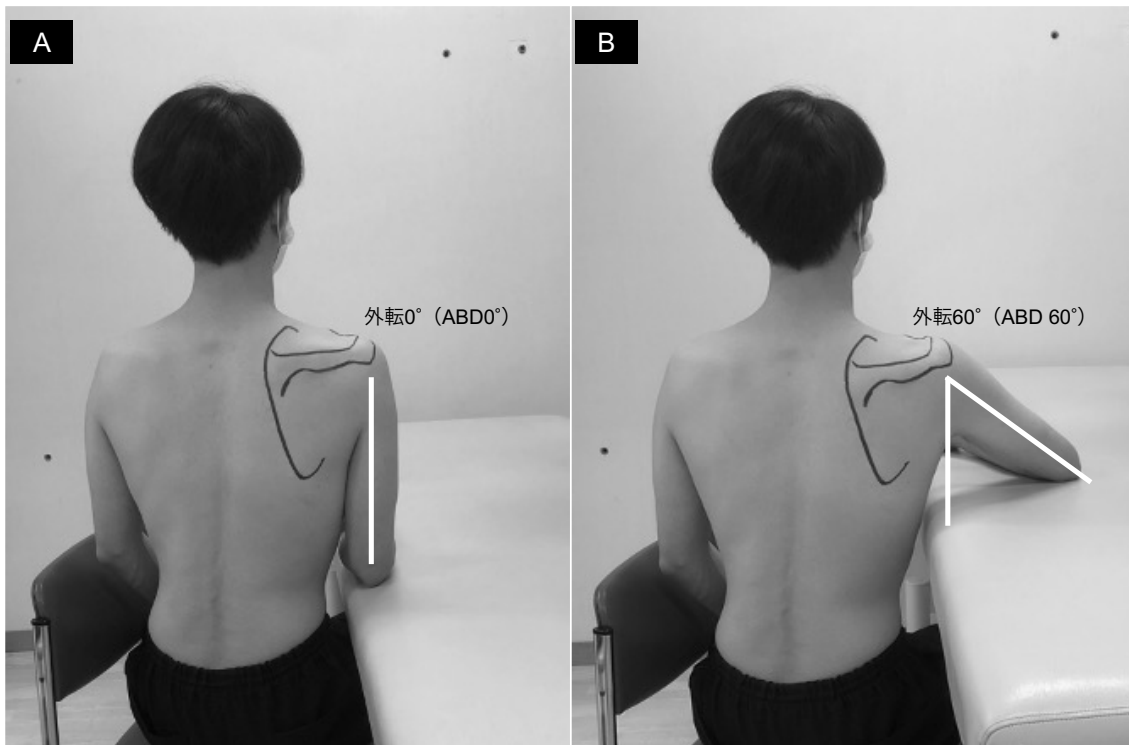


図 4-1. 肩関節外転 0°および 60°における測定肢位.

(A) 外転 0°: 肩関節は、内外旋中間位における外転 0°, 肘関節は屈曲 90°とし、前腕を脱力位にてプラットフォーム上で支持した.

(B) 外転 60°: 肩関節は、内外旋中間位における外転 60°, 肘関節は屈曲 90°とし、前腕を脱力位にてプラットフォーム上で支持した.

2 肢位において肩甲上腕関節の水平内転角度が変化し、肩甲骨位置が変化していないことを確認した. ABD, abduction.

座位にて前腕を脱力してプラットフォームに置いた状態とした。ABD0°では、肩関節外転 0°、内外旋中間位、肘関節 90°屈曲位とした。ABD60°では、肩関節外転 60°、内外旋中間位、肘関節 90°屈曲位とした。各関節角度はゴニオメーター（R-360-W, タイガー医療器, 大阪）を用いて設定した。

SSP の筋硬度の測定部位は、肩甲骨の内側縁と大結節を結ぶ線の近位 1/3 とし、筋の長軸に沿って設定した（図 4-2A）。B モード画像にて測定部位を確認した後、RTE モードに切り替えて計測を行った。ROI の縦軸は SSP の筋厚の深度の中央 1/3 とし、横軸は画像上においてできる限り大きく採用した（図 4-2B）。

#### 4.2.4. 研究プロトコル

RTE の測定に先立ち、年齢、身長、体重、利き腕、現病歴、肩関節周囲の外傷歴や手術歴、および visual analog scale (VAS) を用いた肩こりの程度を聴取した。また、肩関節の超音波画像検査にて無症候性の腱板損傷や石灰沈着の有無を評価した。

測定の再現性を高めるために、対象の肩峰、肩甲骨下角、肩甲骨内側縁、および棘突起にマーカーを用いて目印をつけた。SSP の伸長が筋硬度に影響することを考慮し、ABD60°、ABD0°の順に測定を実施した。一般的な肩関節角度は肩甲上腕関節と肩甲胸郭関節の両者を含めた角度から成る。本研究では、肩甲胸郭関節の運動が生じずに、肩甲上腕関節の外転角度の変化に伴う SSP の筋硬度の変化を評価するために、2 肢位にて肩甲骨位置が変わらないことを確認した。筋硬度の計測後、Yano *et al.* (2020) の方法に基づいて検者 2 名により肩甲上腕関節の内転制限角度を評価した。内転制限角度の計測は、対象の肢位を側

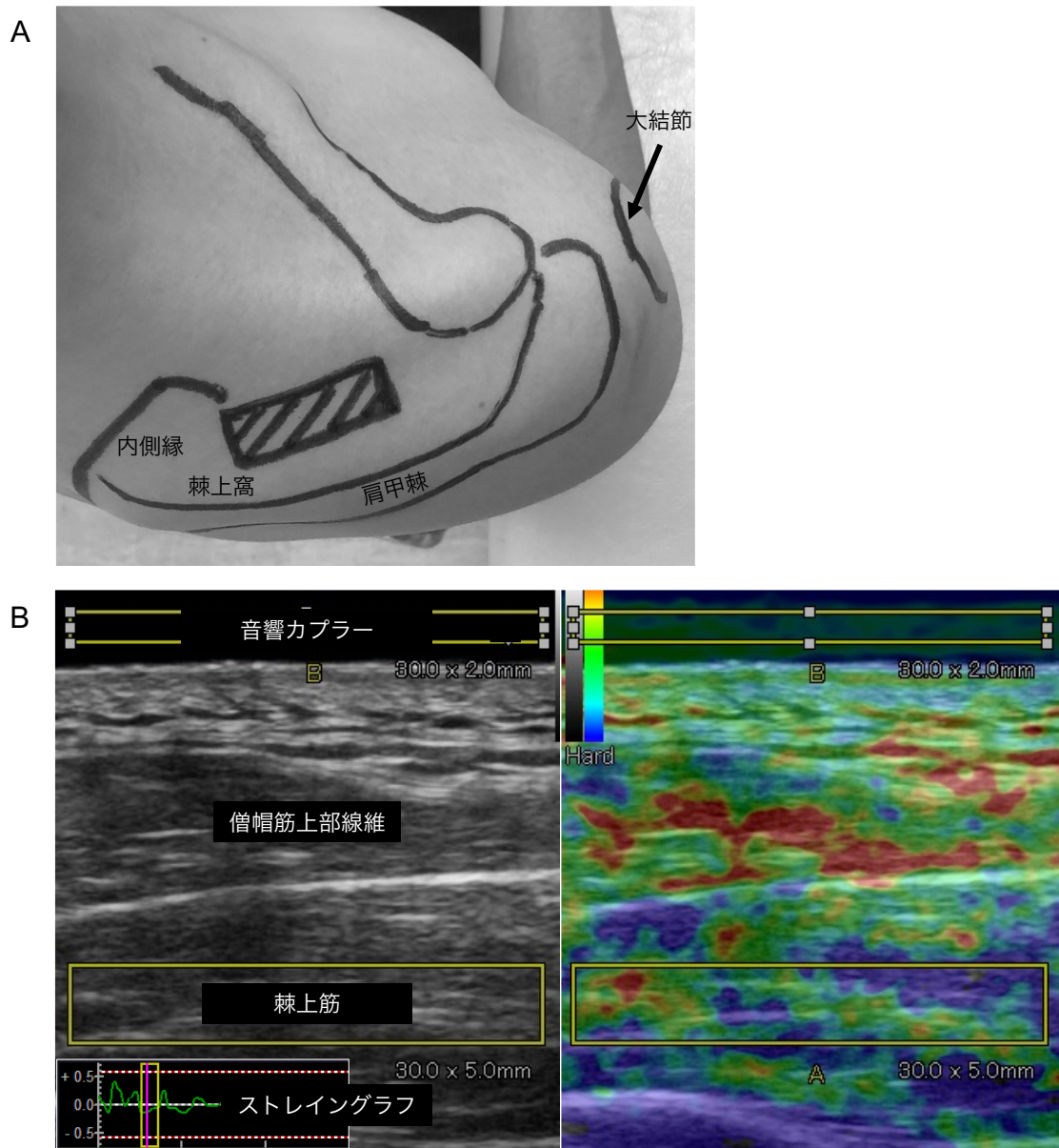


図 4-2. 棘上筋の測定部位およびエラストグラフィ画像.

- (A) 測定部位は、肩甲骨の内側縁と大結節を結ぶ線の近位 1/3 とした。
- (B) 左は B モード画像、右はエラストグラフィ画像を示した。画像上の黄色の長方形の区域は棘上筋の関心領域を示した。カラーコードは組織の相対的なひずみを示し、柔らかい組織ほど赤色に、硬い組織ほど青色に表示された。

臥位とし、検者 1 名が両手で肩甲骨を固定した状態で、もう 1 名の検者が上腕を肩甲骨面にて外転 110°から体側に向かって内転させ、水平面に対する上腕骨の角度をゴニオメーター（R-360-W, タイガー医療器, 大阪）を用いて計測した（図 4-3）。

#### 4.2.5. 統計学的解析

統計学的解析は、IBM SPSS Statistics ver. 27（IBM, アーモンク, ニューヨーク州, 米国）を用いて実施した。

SSP の SR の検者内信頼性を評価するために、Chapter 3 と同様に ICC(1,3)および SEM を求めた。SR の正規性を Shapiro–Wilk 検定を用いて検討した結果、正の歪みをもつ非正規分布を示したため、ノンパラメトリック検定を用いた。測定肢位および利き腕による SR の違いを検討するために、Wilcoxon の符号順位検定を行った。また、年代による SR の違いを検討するために、Mann–Whitney の U 検定を行った。さらに、それぞれの測定肢位における SR、年齢、BMI、VAS を用いた肩こりの程度、および肩甲上腕関節の内転制限角度の関連を検討するために、Spearman の順位相関係数を求めた。相関係数は 0.4–0.7 で中程度の相関、0.2–0.4 で弱い相関、0–0.2 で無相関と定義した。

基準範囲は正規分布法を用いて決定した。両測定肢位における SR は正に歪んだ非正規分布であったため、正規化するために対数変換を行い（図 4-4）、平均値と SD を求めた（西田, 2010）。基準範囲の上限値および下限値を次式にて算出した。

$$\text{下限値} = (\text{平均値}) - 1.96 \times \text{SD}$$

$$\text{上限値} = (\text{平均値}) + 1.96 \times \text{SD}$$

算出された下限値および上限値は逆変換することで元の単位に戻さ

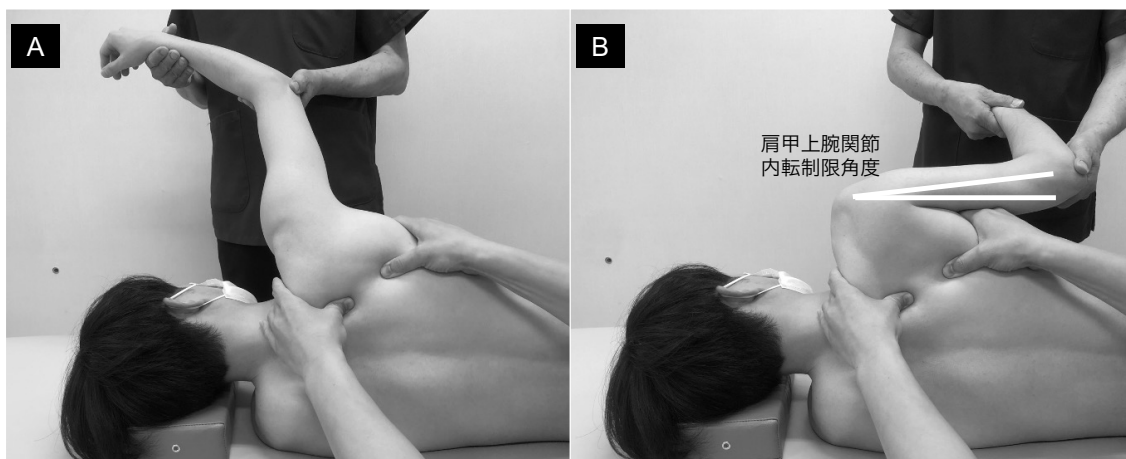


図 4-3. 肩甲上腕関節の内転制限角度の評価方法.

- (A) 側臥位にて, 1 名の検者が肩甲骨を上方回旋させた状態で把持し, もう 1 名の検者が上腕骨を  $110^{\circ}$  まで外転させた。
- (B) 肩甲骨を固定した状態のまま, 上腕骨を体側に向かって徐々に内転させた. ゴニオメーター (R-360-W, タイガー医療器社, 大阪) を用いて, 水平面に対する上腕骨の角度を肩甲上腕関節の内転制限角度として測定した.

内転制限角度の検者内再現性を示す級内相関係数 [ICC(1,1)] は, 0.97 (95% 信頼区間, 0.95–0.98) であった.

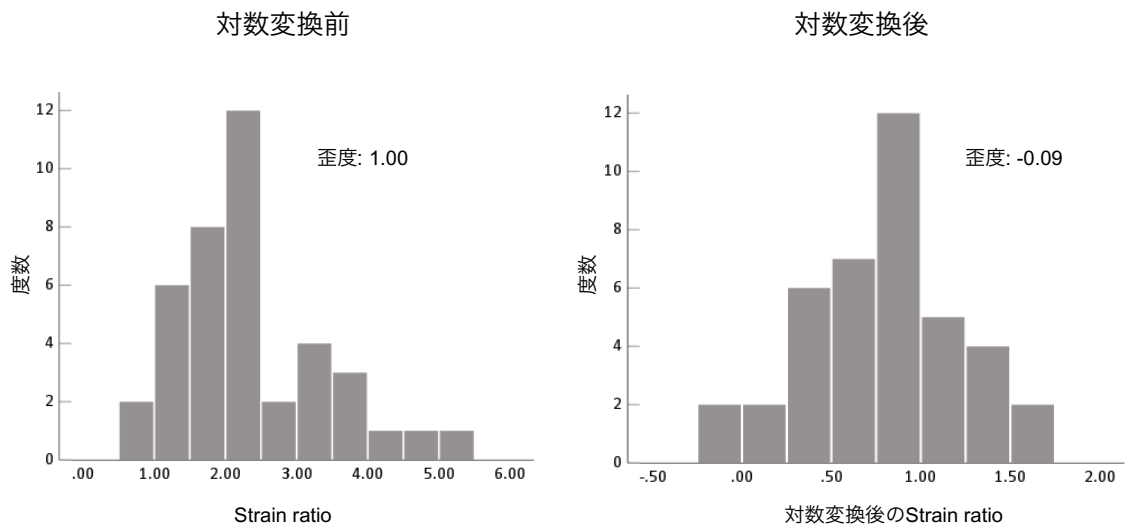


図 4-4. 対数変換前後 **strain ratio** の分布の一例 (50 歳以上, 外転 0°).  
正に歪んだ分布は対数変換後に正規性が確認された.

れた。また、正規分布法による 95%信頼区間を基準範囲として求める場合には、健常肩を対象としていても 5%は基準範囲外となる。したがって、RCR 後症例の筋-腱ユニットに加わる張力の基準範囲として臨床で用いるにあたって、基準範囲外となる症例の見落としを少なくし、より厳格な基準値とするために、四分位範囲の 1.5 倍を上下限とした外れ値を除外した上で算出した修正基準範囲を求めた。

Wilcoxon の符号順位検定および Mann-Whitney の U 検定において、ES(r)を算出し、小、中、大をそれぞれ 0.10、0.30、0.50 と定義した (Cohen, 1988)。有意水準は 5%とした。

#### 4.3. 結果

ABD0°および ABD60°における SSP の SR の ICC(1,3)、および SEM を表 4-2 に示した。いずれの肢位において ICC の reliability 値は 0.8 以上であり、“almost perfect”であった。SR は ABD0°において ABD60°よりも有意に高値を示した ( $P < 0.001$ ,  $ES(r) = 0.71$ )。

利き腕と非利き腕の比較では、両肢位における SR (ABD0°,  $P = 0.083$ ,  $ES(r) = 0.26$ ; ABD60°,  $P = 0.175$ ,  $ES(r) = 0.21$ )、内転制限角度 ( $P = 0.228$ ,  $ES(r) = 0.18$ )、および肩こりの程度 ( $P = 0.109$ ,  $ES(r) = 0.25$ ) は、群間に有意差を認めなかった。両肢位における SR、内転制限角度、肩こりの程度における年代間の比較を表 4-3 および図 4-5 に示した。年代間の比較では、両肢位における SR、内転制限角度、肩こりの程度は 50 歳以上の群において 50 歳未満の群よりも有意に高値を示した。各肢位における SR、年齢、BMI、肩こりの程度、および内転制限角度の相関を表 4-4 に示した。内転制限角度と ABD0°における SR ( $r = 0.406$ ,  $P = 0.011$ )、および年齢 ( $r = 0.476$ ,  $P < 0.001$ ) との間に中程度の正の相関



表 4-2. 棘上筋の strain ratio の検者内再現性.

測定肢位	ICC(1,3)	95%信頼区間	SEM
ABD0°	0.95	0.93–0.97	0.21
ABD60°	0.97	0.96–0.98	0.12

ICC, intraclass correlation coefficient; SEM, standard error of measurement; ABD, abduction.

表 4-3. 各測定肢位における **strain ratio**, 肩甲上腕関節の内転制限角度, および肩こりの程度の年代間の比較.

	合計 (n=86)	50歳未満 (n=46)	50歳以上 (n=40)	P 値	ES (r)
Strain ratio					
ABD0°	1.99 (1.43–2.57)	1.63 (1.21–2.52)	2.21 (1.70–2.83)	0.028	0.24, 小
ABD60°	1.11 (0.80–1.56)	0.92 (0.63–1.27)	1.29 (1.05–1.71)	0.002	0.34, 中
内転制限 角度 (°)	17 (10–25)	13 (6–17)	23 (18–27)	<0.001	0.50, 大
肩こり (VAS: mm)	0 (0–17.5)	0 (0–0)	8 (0–33)	0.003	0.32, 中

値は, 中央値 (第 1 四分位数–第 3 四分位数) で示した. 年代間の比較には Mann-Whitney の U 検定を用いた. ES, effect size; ABD, abduction; VAS, visual analog scale.

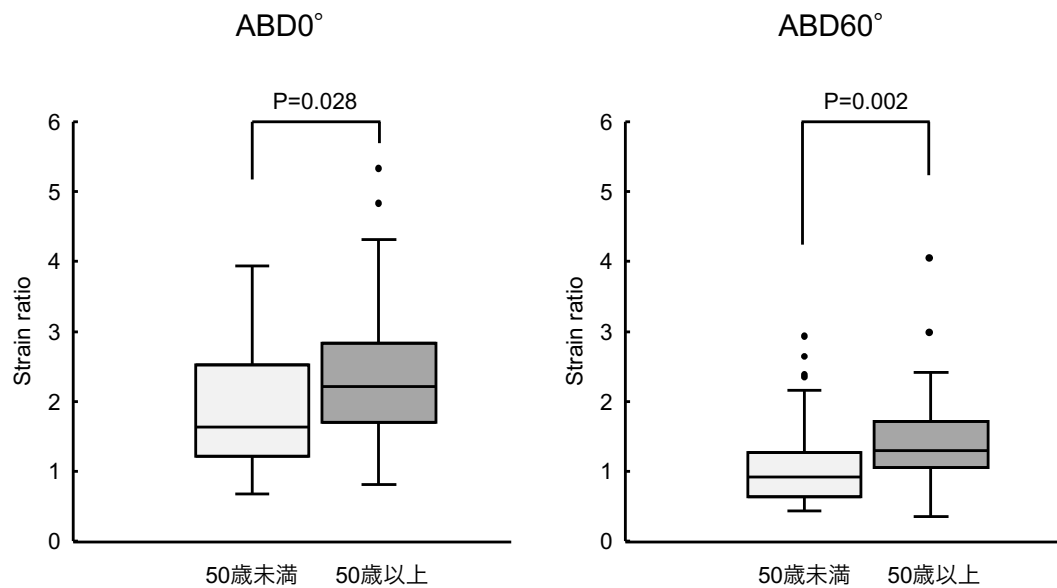


図 4-5. 各測定肢位における strain ratio の年代間の比較.

箱の下端および上端は、それぞれ第 1 四分位数および第 3 四分位数を表し、中央の線は中央値を表す。ひげの両端は、外れ値を除いた最大値と最小値を表す。ドットは、外れ値を示し、四分位範囲の 1.5 倍の範囲外の値として定義された。年代間の比較には Mann-Whitney の U 検定を用いた。両測定肢位ともに 50 歳以上において 50 歳未満よりも strain ratio は高値を示した。ABD, abduction.

表 4-4. 各測定肢位における strain ratio, 年齢, 肩甲上腕関節の内転制限角度, 肩こりの程度, および BMI の相関.

	Strain ratio		年齢 (歳)	内転制限 角度 (°)	肩こり (VAS: mm)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
	ABD0°	ABD60°				
Strain ratio						
ABD0°	1.000	0.384†	0.173	0.406†	0.202	0.258*
ABD60°		1.000	0.244*	0.273*	0.122	0.147
年齢 (歳)			1.000	0.476†	0.287†	0.353†
内転制限 角度 (°)				1.000	0.227*	0.357†
肩こり (VAS: mm)					1.000	0.226*
BMI (kg/m <sup>2</sup> )						1.000

値は, スピアマンの順位相関係数を示した. アスタリスク (\*) およびダガー (†) は有意な相関を表す (それぞれ, P<0.05 and P<0.01). ABD, abduction; VAS, visual analog scale; BMI, body mass index.

を認めた。その他の相関については弱い相関、または無相関であった。

健常肩における SSP の基準範囲、および修正基準範囲を表 4-5 に示した。基準範囲は、ABD0°において 50 歳未満では 0.72–4.17、50 歳以上では 0.95–5.06、ABD60°において 50 歳未満では 0.35–2.56、50 歳以上では 0.53–3.22 であった。修正基準範囲を算出するにあたって、ABD0°において 50 歳以上では 2 肩、ABD60°において 50 歳未満では 4 肩、50 歳以上に 2 肩に外れ値を認めた。外れ値を除外して算出した修正基準範囲は、ABD0°において 50 歳未満では 0.72–4.17、50 歳以上では 0.98–4.50、ABD60°において 50 歳未満では 0.38–1.95、50 歳以上では 0.56–2.76 であった。

#### 4.4. 考察

本研究では、SSP の筋-腱ユニットに加わる張力を予測するための予備的な基準値を作成するために、健常肩における SSP を対象に筋硬度に影響を及ぼす因子（利き腕、50 歳で区分した年代、年齢、BMI、肩こりの程度、内転制限角度）を検討した。さらに、関連因子の検討結果に基づき、健常肩における SSP の基準範囲を年代別（50 歳未満および 50 歳以上）に決定した。

##### 4.4.1. 棘上筋の筋硬度評価の検者内再現性

本研究では、異なる肩関節外転角度における健常肩における SSP の筋硬度について、RTE を用いて計測した SR を指標に検討した。その結果、SR の ICC(1,3)は 0.95–0.97 であり、先行研究（Ishikawa *et al.*, 2015; Muraki *et al.*, 2015; Yuri *et al.*, 2018）と同様に高い検者内再現性が示された。また、SR は SSP がより伸長される ABD0°において ABD60°

表 4-5. 各年代における strain ratio の基準範囲および修正基準範囲.

	50 歳未満	50 歳以上
基準範囲		
ABD0°	0.72–4.17	0.95–5.06
ABD60°	0.35–2.56	0.53–3.22
修正基準範囲		
ABD0°	0.72–4.17	0.98–4.50
ABD60°	0.38–1.95	0.56–2.76

各測定肢位における基準範囲は，対数変換後のスケールで，平均値  $\pm 1.96 \times$  SD で決定された値を逆変換することで元の単位に戻して算出した．修正基準範囲は，四分位範囲の 1.5 倍の範囲外の値を外れ値として除外して算出した．ABD, abduction.

よりも高値を示し、筋の受動張力の変化を捉えることができたと考えられる。Chapter 3 で示したように、ISP や TMI においても SR の検者内再現性は高く、体表から筋腹の観察が可能な腱板筋の筋硬度評価における臨床応用の可能性が示唆された。一方、測定は初期圧迫力や測定部位の同定に関する RTE の計測手技に習熟した検者が行っている点を考慮すべきである。

#### 4.4.2. 棘上筋の筋硬度に影響を及ぼす因子

腱板損傷の危険因子として、外傷歴、利き腕、および年齢が挙げられる (Yamamoto *et al.*, 2010)。したがって、健常肩における SSP の筋硬度の基準範囲を決定する上で明らかな肩関節の外傷歴や無症候性病変 (腱板損傷や石灰沈着) を除外し、筋硬度に影響する因子として利き腕や年齢を考慮する必要がある。SSP の SR はいずれの肢位においても利き腕と非利き腕の間に有意差を認めなかった。この結果は、僧帽筋上部線維 (Wang *et al.*, 2020) や三角筋中部線維 (Wang *et al.*, 2021) の筋硬度が、肩関節外転角度の違いによっては利き腕の方が非利き腕より高値を示した知見とは異なっていた。日常生活における上肢の平均活動量は、利き腕と非利き腕で同等であることが報告されており (Acuna *et al.*, 2010)、SSP のようなインナーマッスルでは、僧帽筋上部線維や三角筋中部線維のようなアウターマッスルよりも、利き腕と非利き腕との間の筋活動量の差が小さい可能性がある。SSP の SR が利き腕と非利き腕の間で差がないという本研究の結果は、上肢のインナーマッスルである SSP の筋活動量の特徴を反映していると考えられる。

両肢位における SR は 50 歳以上の群において 50 歳未満の群よりも

有意に高値を示した。加齢が筋硬度に及ぼす影響は未だ議論の余地がある。受動張力を加えていない状態では、上腕二頭筋、大腿四頭筋、ハムストリングス (Alfuraih *et al.*, 2019)、腓腹筋 (Akagi *et al.*, 2015; Şendur *et al.*, 2020)、およびヒラメ筋 (Akagi *et al.*, 2015) の筋硬度は、高齢者において若年者よりも低いことが報告されている。これらの先行研究では、加齢に伴う筋硬度の低下は筋厚の減少に起因する可能性が示されている。しかしながら、筋量に関して、上肢の筋では下肢の筋と比較して、加齢に伴う筋量の減少が小さいことが報告されており (Janssen *et al.*, 2000)、本研究で対象とした SSP では年齢が筋量に及ぼす影響は小さいと考えられる。一方、受動張力が加わった状態では、上腕二頭筋 (Eby *et al.*, 2015)、および腓腹筋 (Liu *et al.*, 2021) の筋硬度は、高齢者において若年者よりも高いことが報告されている。これらの先行研究から、50 歳以上の群において 50 歳未満の群よりも高い SR を示した本研究の結果は、特に ABD0°において SSP に加わる受動張力の影響を受けている可能性がある。

SR の年代間の比較において統計学的有意差を認めたが、ES(r)は小から中であった。筋硬度は、関節の stiffness の影響を受けることが明らかにされており (Chino *et al.*, 2015)、年代による筋硬度の違いはさらなる外的要因の影響を考慮して慎重に議論する必要がある。肩甲上腕関節の内転制限角度と SR との間の相関は、ABD60°では弱い正の相関であったが、ABD0°では中程度の正の相関を認めた。また、内転制限角度と年齢との間に中程度の正の相関を認めた。いずれの相関も強い相関ではないものの、SR の年代間の違いは年齢よりも内転制限角度の影響を受けていると考えられる。



#### 4.4.3. 健常肩における棘上筋の筋硬度の基準範囲

健常肩における SSP の筋硬度は、年代によって異なったが、利き腕や肩こりの程度、BMI との関連を認めなかったため、SR の基準範囲は年代別に算出された。肩甲上腕関節の内転制限角度は SSP の筋硬度に影響を及ぼすため考慮する必要があるが、内転制限角度と年齢との間に中程度の正の相関を認めたことから、年代別に算出された基準範囲には内転制限の影響が加味されていると考えられる。

本研究で示された SR の分布は正に歪んでおり、正規分布法を用いて基準範囲を算出する場合、その上限値が高く設定される可能性が推察された。したがって、健常肩における SSP の筋硬度の基準範囲を予備的な基準値として、より臨床的に利用可能な指標として確立していくためには、より厳格な基準範囲を設定する必要があった。そこで、四分位範囲の 1.5 倍を上下限とした外れ値を除外した上で算出した修正基準範囲を算出した。ABD0°における SR と肩甲上腕関節の内転制限角度との間に中程度の正の相関を認めたことから、この肢位における SR は SSP の伸長に伴う筋-腱ユニットに加わる張力を反映すると考えられる。本研究で示した基準範囲は健常肩を対象としているため、あくまで予備的な基準値であり、RCR 後の症例に対する臨床利用において慎重に取り扱われるべきであるが、50 歳以上の修正基準範囲、特に ABD0°における上限値を用いることで、患者やセラピストに術後再断裂に対する注意喚起をすることができると考えられる。我々が渉猟しえた限り、本研究は RTE を用いて健常肩における SSP の筋硬度の基準範囲を示した最初の報告であり、RCR 後の予備的な知見として、RTE の臨床利用を加速させる可能性がある。

#### 4.5. まとめ

異なる肩関節外転角度において RTE を用いた SSP の筋硬度評価を行い、SSP の筋硬度に影響を及ぼす関連因子を検討した。また、筋-腱ユニットに加わる張力の指標として SSP の筋硬度を用いるために、その基準範囲を決定した。その結果、SSP の筋硬度は年代間で異なることが明らかとなり、基準範囲は 50 歳未満と 50 歳以上の年代別に決定された。

## Chapter 5

### 腱板修復術後症例における棘上筋の筋硬度評価の臨床利用

#### 5.1. 序文

RCR 後の再断裂は臨床成績に影響を及ぼすため、術者やセラピストにとって重要な課題である。鏡視下 RCR 後症例における SSP の筋や腱の硬度を再断裂の有無によって比較した先行研究では、術後 1 か月時の SSP の筋硬度は再断裂群において治癒群よりも高いことが明らかにされ、SSP の筋硬度が術後の再断裂を予防するために役立つ可能性が示唆された (Itoigawa *et al.*, 2020)。これまで、SSP の筋硬度を臨床応用するにあたって、どの程度の数値が正常な範囲内であるのか、その量的な側面は明らかにされていなかったため、Chapter 4 で示したように、本研究では健常肩における SSP の筋硬度の基準範囲を作成した。Chapter 5 では作成した健常肩における SSP の筋硬度の基準範囲を RCR 後の症例に適用し、代表症例の臨床的特徴を検討するとともに、リハビリテーションプログラムの調整にどのように用いたか、その臨床利用について説明した。

50 歳以上の SSP の筋硬度の修正基準範囲を RCR 後の 8 例に適用した結果、術後 1 か月時に 2 例においてその上限値を明らかに超えており、SSP の筋-腱ユニットに加わる張力が高いことが推測された。したがって、この 2 例において、修復腱が伸長される方向への他動運動を通常のリハビリテーションプログラムから 2 週間遅延させた。いずれの症例においても再断裂を認めなかった。SSP の筋硬度評価は、患者やセラピストが術後再断裂に対して注意しながら、安全で効果的なりハビリテーションを提供するために有用な指標となる可能性がある。

## 5.2. 対象と方法

### 5.2.1. 対象

対象は全例男性であり、単一の医療機関にて腱板損傷に対して鏡視下または直視下 RCR を行った 16 肩のうち、術後 6 か月まで筋硬度の測定をフォローアップすることのできた 8 肩であった。除外基準は、以前の肩関節の手術歴や骨折の既往歴のある者、頸部外傷や神経障害を有する者とした。対象の属性、罹病期間、Cofield 分類 (Cofield, 1981) に基づく腱板断裂サイズ、および術式を表 5-1 に示した。対象者には測定開始前に本研究の目的および方法、不利益、研究参加と同意撤回の自由について説明し同意を得た。本研究は、国家公務員共済組合連合会北陸病院医学倫理審査委員会の承認を受けて実施した (2019 年 9 月 20 日承認)。

### 5.2.2. 棘上筋の筋硬度の測定法

SSP の筋硬度の測定法は、Chapter 4 で示した方法と同様に行った。

### 5.2.3. 臨床評価および測定項目

すべての症例は、腱板損傷の診断と再断裂の有無の評価を行うために、手術前および術後 6–12 か月時に MRI 検査を受けた。断裂サイズや断端の引き込みの程度に応じて鏡視下または直視下 RCR の術式が選択された。SSP の筋硬度の測定は、術前と術後 1、3、および 6 か月時に行われた。さらに、肩関節他動可動域、自動可動域、痛みの程度 (VAS)、および肩関節の機能評価バッテリーである The University of California at Los Angeles Shoulder Score (UCLA スコア) が評価された。

MRI 検査による診断に加えて、肩関節疾患を評価するスペシヤルテ

表 5-1. 症例の属性.

症例 No.	年齢 (歳)	断裂 サイズ	修復腱	発症機序	罹病期間 (月)	術式
1	57	小	SSP	外傷性	6	ARCR
2	51	小	SSP	外傷性	8	ARCR
3	53	小	SSP	外傷性	3	ARCR
4	68	小	SSC	慢性	24	ARCR LHB tenotomy
5	64	中	SSP + ISP	外傷性	1	ARCR
6	47	中	SSP + ISP	外傷性	4	ORCR
7	53	大	SSP + SSC	外傷性	3	ORCR LHB tenodesis
8	75	広範囲	SSP + SSC + ISP	慢性 + 外傷性	2	ORCR SSP, ISP medialization

全例とも男性であった。断裂サイズは以下のように分類された：小断裂，<1 cm；中断裂，1–3 cm；大断裂，3–5 cm；広範囲断裂，>5 cm。SSP, supraspinatus; SSC, subscapularis; ISP, infraspinatus; ARCR, arthroscopic rotator cuff repair; ORCR, open rotator cuff repair; LHB, long head of the biceps.

ストとして、impingement sign (Hawkins test および Neer test)、SSP test (Full can および Empty can)、Speed test、および Belly press test が行われた。Hawkins test は、検者が片手で患者の肩甲骨を固定し、もう一方の手で肩関節を 90° 挙上位にて内旋する評価法である。Neer test は、検者が片手で患者の肩甲骨を固定し、もう一方の手で肩関節を挙上する評価法である。両テストともに疼痛を訴えれば陽性とし、肩峰下 impingement を示唆する。Full can test および Empty can test は、肩関節を肩甲骨面 90° 外転位で親指をそれぞれ上向きと下向きとし、検者が加える下向きの抵抗に対して患者がその位置を保持する評価法である。陽性であれば、SSP 損傷を疑う。Speed test は、前腕回外位、肘関節伸展位にて肩関節 60° 挙上し、検者が加える下向きの抵抗に対して患者がその位置を保持する評価法である。陽性であれば、上腕二頭筋長頭腱 (long head of the biceps; LHB) の結節間溝部に限局した痛みが誘発される。Belly press test は、患者は腹部に手を置き、肩関節を内旋することで手掌を腹部に押し当てる評価法である。陽性であれば肩甲下筋 (subscapularis muscle; SSC) 腱損傷を疑う。

肩関節自動関節可動域は、屈曲、下垂位外旋、および複合内旋が評価された。下垂位外旋は、上腕を体側につけ肘関節 90° 屈曲位における肩関節の外旋角度が測定された。複合内旋は、脊柱の正中線に沿って母指を挙上させ、最も高く届いた脊椎椎体の高位が測定された。

UCLA スコアは、主観的評価 (痛み、満足度、および機能) と客観的評価 (自動屈曲角度および筋力) から成り、肩関節機能の総合的な評価バッテリーとして広く用いられている (Kirkley *et al.*, 2003)。UCLA スコアは 0 点から 35 点で評価され、高いスコアほど機能が優れていることを示す。鏡視下 RCR において、治療成功を決定する UCLA スコア

の閾値は術後 6 か月時に 21 点であり (Xu *et al.*, 2019a)、臨床的に意義のある最小変化量は術後 12 か月時において 3 点であることが報告されている (Xu *et al.*, 2019b)。そこで本研究では、術後 6 か月時の UCLA スコアが 21 点を治療成功の目安とし、術前のスコアから 3 点以上の変化を改善の指標とした。

### 5.3. 症例紹介

RCR 後の 8 例における SSP の筋硬度の推移に、50 歳以上の SSP の筋硬度の修正基準範囲を重ねた結果を図 5-1 に示した。術後 1 か月時において、症例 4 および症例 7 は、ABD0°における修正基準範囲の上限値を越えていた。また、症例 4 は ABD60°においても修正基準範囲の上限値を越えていた。一方、腱板広範囲断裂に対して、修復腱の過度な緊張を防ぐために断端を内方化して修復した症例 8 の筋硬度は、修正基準範囲内であった。術後 6-12 か月時の MRI 検査では、全例に再断裂を認めなかった。

代表的な筋硬度の推移を示した小断裂 2 例 (症例 1 および症例 4) と大・広範囲断裂 2 例 (症例 7 および症例 8) について、以下に詳細を記す。

#### 5.3.1. 症例 1

57 歳男性、左利き、右肩関節痛。作業中に高所から落下しそうになったところを右手で柵につかまり、右肩が強制的に牽引、挙上された。前医では腱板損傷と診断されず、理学療法を受けるも、症状が改善しなかったため、当院を受診、受傷 6 か月後に腱板損傷と診断され、手術を施行した。

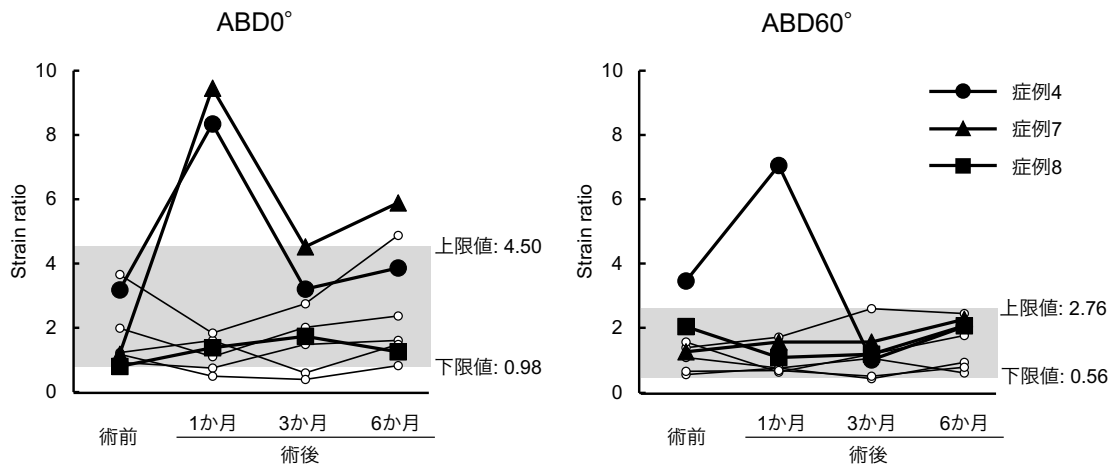


図 5-1. 腱板修復術後 8 症例の strain ratio の推移.

グレーの領域は Chapter 4 で求めた 50 歳以上の修正基準範囲を表している. 症例 4 および症例 7 における術後 1 か月の strain ratio は, ABD0°において基準範囲の上限値を上回っており, 再断裂リスクが高いことが推察された. 広範囲断裂に対して引き込みの強い断端を内包化して修復した症例 8 の strain ratio は基準範囲内であった. ABD, abduction.



術前評価では、右肩に「引っかかり感」の訴えを認めた。肩関節周囲に腫脹や筋萎縮は認めなかった。Hawkins test、Neer test、Full can test、および Empty can test は陽性であったが、Speed test や Belly press test は陰性であった。

MRI 検査の結果、断端の引き込みのない SSP の小断裂を認め、腱板筋の筋脂肪変性はステージ 0 であった。鏡視下 RCR は、内側列に 1 本、外側列に 2 本のアンカーを用いた suture-bridge 法により行われた。

術前、術後 1、3、および 6 か月時の SSP の SR を図 5-2A に示した。小断裂例に対する術後リハビリテーションプログラムでは、2 週間の装具固定期間を設け、他動関節可動域練習は術後 4 日目から開始するが、修復腱の伸長方向に対しては術後 7-9 週目を目安に開始している。本症例において、術後 1 か月時の ABD0°における SSP の SR は上昇せず、基準範囲内であったため、筋-腱ユニットに加わる張力は低いことが推測された。断裂サイズや断端の引き込みの程度といった術前評価や術中に得られた知見に加え、SSP の筋硬度から得られた情報に基づき、拘縮を早期に改善するために SSP の伸長方向への他動関節可動域練習を術後 5 週から開始した。

術後の疼痛コントロールは良好であり、他動および自動関節可動域は術後 6 か月で改善していた。術後 6 か月時の UCLA スコアは 21 点以上であり、術前から 3 点以上改善していた（表 5-2）。また、術後 6 か月時点で再断裂を認めなかった。

#### 5.3.2. 症例 4

68 歳男性、右利き、左肩関節痛。2 年前から特に誘因なく慢性的な左肩関節痛があり、徐々に疼痛増悪したため当院を受診した。腱板損

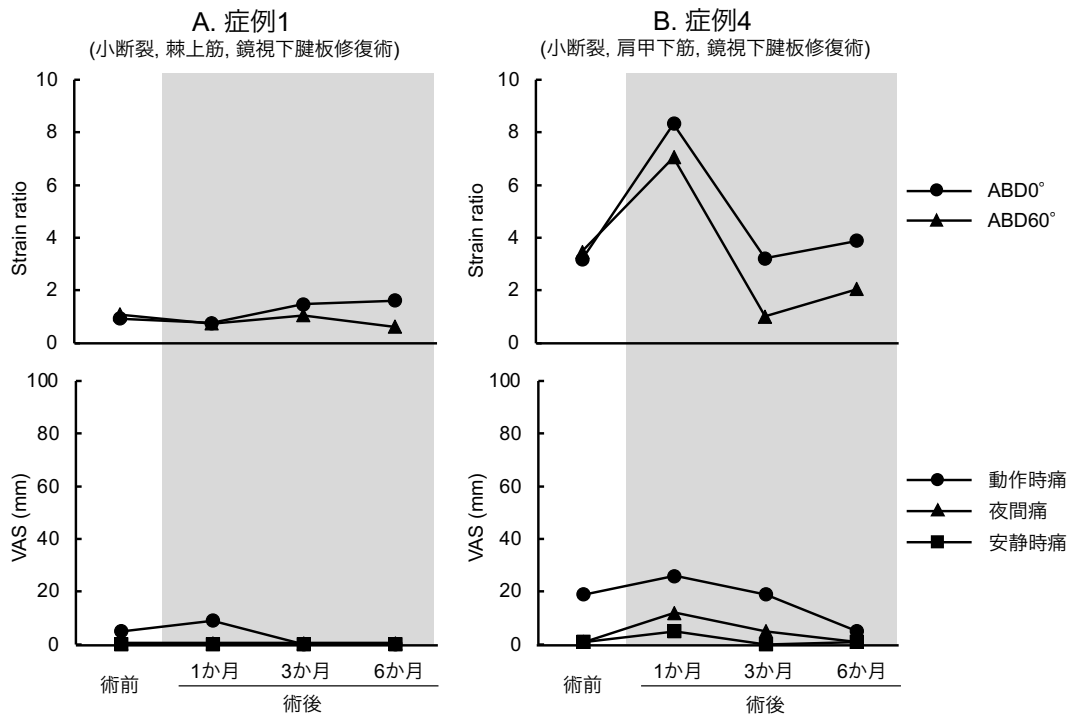


図 5-2. 症例 1 および症例 4 における strain ratio, 痛み (VAS) の推移. 術後 1 か月において症例 4 の strain ratio は, 両肢位ともに増加した. ABD, abduction; VAS, visual analog scale.

表 5-2. 症例 1 および症例 4 における関節可動域, UCLA スコアの推移.

	症例 1				症例 4			
	術前	術後			術前	術後		
		1 か月	3 か月	6 か月		1 か月	3 か月	6 か月
他動可動域 (°)								
屈曲	145	100	130	145	150	100	140	140
外転	130	85	80	110	120	75	90	100
下垂位外旋	60	20	30	45	55	20	40	45
外転外旋	95	–	–	75	75	–	55	65
外転内旋	30	–	–	10	45	–	20	40
自動可動域(°)								
屈曲	140	–	115	140	110	–	105	115
下垂位外旋	50	–	25	40	60	–	30	40
複合内旋 (椎体高位)	Th9	–	S	L2	Th11	–	L4	L1
UCLA スコア (0-35)	20	–	19	34	17	–	15	30

UCLA, University of California at Los Angeles.

傷と診断され、肩甲上腕関節、肩甲胸郭関節、および脊柱の可動域練習を中心とした理学療法を3か月間行ったが、症状軽快せず、手術を施行した。

術前評価では、左肩に夜間痛と疼痛による挙上障害を認めた。肩関節周囲に腫脹や筋萎縮は認めなかった。Hawkins test、Neer test、Full can test、Empty can test、Speed test、およびBelly press testは全て陽性であった。

MRI検査の結果、断端の引き込みのないSSCの小断裂を認めたが、SSP損傷は認めなかった。腱板筋の筋脂肪変性はステージ0であった。鏡視下RCRは、内側列に2本、外側列に1本のアンカーを用いたsuture-bridge法により行われた。さらに、扁平化したLHBに対してtenotomyが行われた。

術前、術後1、3、および6か月時のSSPのSRを図5-2Bに示した。術後1か月時において、ABD0°およびABD60°におけるSSPのSRは上昇し、基準範囲を越えていた。本症例はSSCの上方部損傷であったが、隣接するSSPとSSCの張力は影響し合うと推察し、再断裂に注意する必要があると判断した。症例1と同様に、2週間の装具固定期間を設け、術後4日目から他動関節可動域練習を開始したが、修復腱を伸長する方向に対しては、疼痛に注意しながら術後9週目から開始した。両肢位におけるSRは、術後3-6か月にかけて疼痛の減少とともに低下した。他動および自動関節可動域は術後1-6か月にかけて改善し、UCLAスコアは術後6か月時に治療成功の目安を上回った(表5-2)。また、術後6か月時点で再断裂を認めなかった。

### 5.3.3. 症例7

53 歳男性、右利き、左肩関節痛。犬の散歩中に左腕を強く引かれ、左肩で音が鳴った。その後、近医にて腱板損傷および LHB 脱臼と診断され、手術目的で当院を紹介受診し、受傷 3 か月後に手術を施行した。

術前評価では、左肩に動作時痛、特に結帯動作時痛を強く認めた。肩関節周囲に腫脹や筋萎縮は認めなかった。Hawkins test、Neer test、Full can test、Empty can test、Speed test、および Belly press test は全て陽性であった。

MRI 検査の結果、前上方部（SSP および SSC）の大断裂を認め、特に SSC は断端の引き込みを認めた。腱板筋の筋脂肪変性は SSC においてステージ 1、その他はステージ 0 であった。直視下 RCR は、内側列に 3 本、外側列に 3 本のアンカーを用いた suture-bridge 法により行われた。引き込みを伴った SSC の断端に対して、十分なモビライゼーションを行った上で SSP とともに SSC を修復した。さらに、脱臼した LHB に対して tenodesis が行われた。

術前、術後 1、3、および 6 か月時の SSP の SR を図 5-3A に示した。術後 1 か月時において、ABD0°における SSP の SR は上昇し基準範囲を越えていたため、再断裂に注意が必要と判断した。本症例は大断裂であったため、小断裂例よりも 1 週間長い術後 3 週間の装具固定期間を設け、術後 2 週目から他動関節可動域練習を開始したが、修復腱が伸長される方向に対しては慎重に術後 9 週目から開始した。また、体側で患肢を使用するような日常生活活動に関して、細やかな日常生活動作の指導を行った。術後 3 か月時において、ABD0°における SSP の SR は基準範囲内まで低下したため、拘縮を改善するために積極的な可動域訓練を開始した。他動および自動関節可動域は術後 1-6 か月にかけて次第に改善し、UCLA スコアは術後 6 か月時に治療成功の目安を

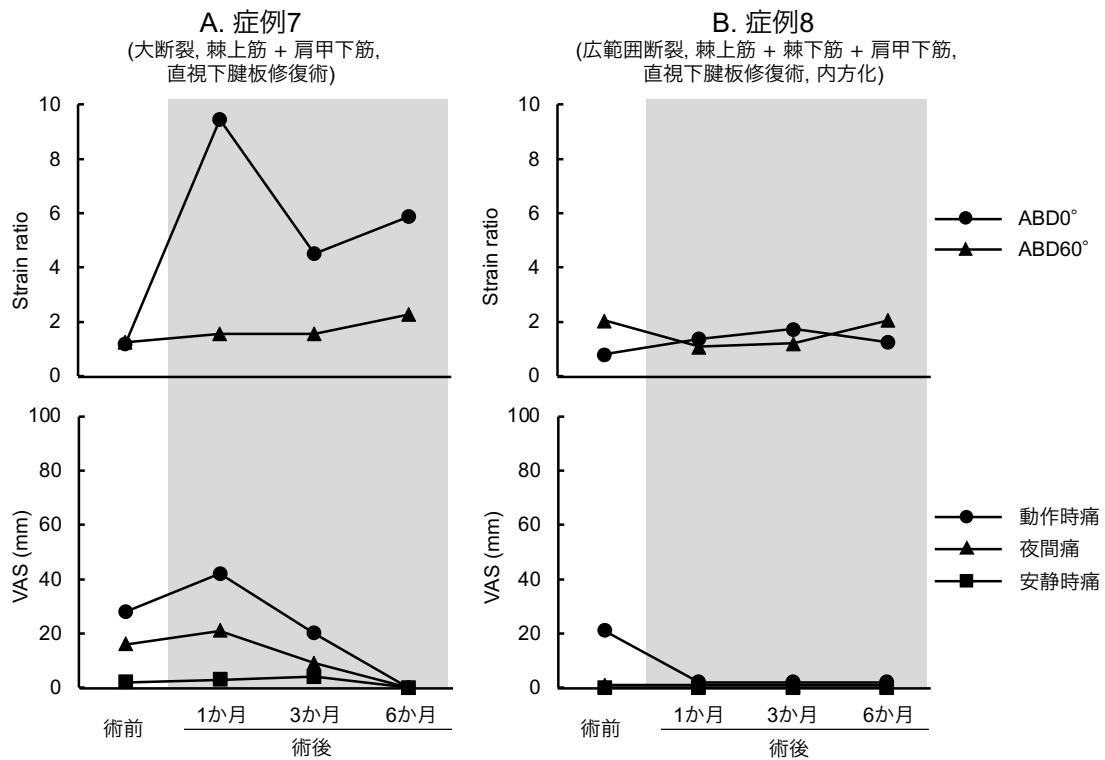


図 5-3. 症例 7 および症例 8 における strain ratio, 痛み (VAS) の推移. 術後 1 か月において症例 7 の strain ratio は, ABD0°において増加した. ABD, abduction; VAS, visual analog scale.

上回った（表 5-3）。また、術後 6 か月時点で再断裂を認めなかった。

#### 5.3.4. 症例 8

75 歳男性、右利き、右肩関節痛。転倒した際に右肩を地面に強打し、右肩関節を前方脱臼した。前医にて受傷当日に脱臼を整復し、三角巾にて 3 週間固定したが、固定期間終了後も自動挙上は不能であった。腱板損傷と診断され、手術目的で当院を紹介受診、受傷 2 か月後に手術を施行した。

術前評価において、右肩関節は自動挙上不能であり、偽性麻痺を呈していた。Hawkins test、Neer test、および Belly press test は陽性であった。

MRI 検査の結果、腱板広範囲断裂（SSP、SSC、および ISP）を認め、特に ISP の損傷が重篤であった。SSP および ISP の筋に外傷性の浮腫が観察されたため、MRI 画像から筋の質を正確に評価することは困難であった。一方、TMI において筋萎縮と筋脂肪変性が確認され、慢性の腱板損傷に新たに急性外傷が加わったことが推察された。

直視下 RCR は suture-bridge 法により行われた。SSC は、内側列に 1 本、外側列に 1 本のアンカーを用いて修復された。SSP と ISP は断端の十分な mobilization を行っても大結節まで引き出すことが困難であった。したがって、SSP および ISP は修復腱への過度な張力を避けるために内方化し、内側列に 3 本、外側列に 3 本のアンカーを用いて修復された。

術前、術後 1、3、および 6 か月時の SSP の SR を図 5-3B に示した。両肢位における SSP の SR は、術後 1-6 か月において基準範囲内で推移しており、修復腱を内方化したことによって張力がコントロールで

表 5-3. 症例 7 および症例 8 における関節可動域, UCLA スコアの推移.

	症例 7				症例 8			
	術前	術後			術前	術後		
		1 か月	3 か月	6 か月		1 か月	3 か月	6 か月
他動可動域 (°)								
屈曲	155	115	140	155	115	90	110	140
外転	105	75	95	120	85	60	65	90
下垂位外旋	60	0	25	35	5	-5	-5	10
外転外旋	65	-	45	80	-	-	-	20
外転内旋	15	-	10	15	-	-	-	10
自動可動域(°)								
屈曲	130	-	130	150	40	-	65	85
下垂位外旋	40	-	20	30	-15	-	-10	-5
複合内旋 (椎体高位)	S	-	L4	L1	L1	-	L5	L2
UCLA スコア (0-35)	16	-	23	29	11	-	12	21

UCLA, University of California at Los Angeles.



きていることが推察された。本症例は広範囲断裂であったため、4週間の装具固定期間を設け、術後2週目から他動関節可動域練習を開始した。術後の拘縮が著しかったため早期の可動域拡大が望ましく、SSPの筋硬度評価によって得られた情報から、修復腱を伸長する方向に対する他動関節可動域練習を症例7よりも2週早く術後7週目から開始し、セルフストレッチングの指導を行った。再断裂することなく、他動および自動関節可動域、UCLAスコアは術後6か月時に改善を認めた(表5-3)。しかしながら、UCLAスコアは術後6か月時において21点であり、治療成功の目安の閾値と同程度であった。症例8では、肩関節の機能障害が残存しており、より長期間のリハビリテーションを必要とした。

#### 5.4. 考察

Chapter 4 で示した健常肩における SSP の SR の基準範囲を RCR 後の 8 例に適用した結果、術後 1 か月時において明らかに基準範囲を越えた症例を 2 例に認めた。Chapter 5 では、さらに代表症例を示し、SSP の筋硬度が再断裂を防ぐためのリハビリテーションプログラムの調整にどのように活用されたかを詳細に示した。

##### 5.4.1. 棘上筋の筋硬度の基準範囲の臨床的意義

RCR 後の修復腱の状態は、関節可動域や臨床スコア (Kim *et al.*, 2021)、疼痛 (Haque and Pal Singh, 2018)、および筋力 (Yoshida *et al.*, 2018) に影響を及ぼすため、術後再断裂の予防は手術や術後リハビリテーションにおける重要な課題である。再断裂は術後 3 か月以内に発生しやすいことが報告されている (Miller *et al.*, 2011)。一方で、術後 3 か月

における機能改善がその後の臨床成績に重要であることも示唆されており (Nakamura *et al.*, 2018)、再断裂を防ぎながら早期に機能改善を図っていく必要がある。したがって、術後リハビリテーションの段階で SSP の筋硬度を再断裂リスクの指標として利用することができれば、個々の症例に応じてリハビリテーションの進度や強度を調整することが可能である。

本研究では、症例 4 や症例 7 のように、ABD0°における SSP の SR について 50 歳以上の修正基準範囲の上限値を越えた場合に、筋-腱ユニットに加わる張力が大きく、再断裂リスクが高いと仮定した。Itoigawa *et al.* (2020) は、鏡視下 RCR 後の再断裂症例において修復状態が良好な症例よりも SSP の筋硬度が術後 1 か月時に高かったことから、再断裂を予防するためのリハビリテーションプログラムの調整に役立つことを示唆したが、再断裂リスクに関する量的側面は明らかにされていなかった。本研究で示した SSP の筋硬度の基準範囲は健常肩を対象として算出されたものであるため、あくまでも予備的な基準値ではあるが、症例への適用は、より厳格に設定した修正基準範囲を用いた。さらなる研究が必要ではあるものの、SSP の筋硬度の基準範囲に関する我々の知見は、患者やセラピストに RCR 後の再断裂を防ぐための注意喚起をすることができ、臨床的に意義が高いと考えられる。

#### 5.4.2. 代表症例における棘上筋の筋硬度和臨床的特徴

症例 4 において、術後 1 か月時の SSP の筋硬度は ABD0°と ABD60°の両肢位で上昇していた。一方、症例 7 の SSP の筋硬度は、ABD0°において上昇していたが、ABD60°においては基準範囲内であった。症例 4 は罹患期間が 2 年と長く、慢性的な疼痛を有していた。Mense (2008)

は、筋スパズムを不随意の持続的な筋収縮と定義し、筋スパズム時に痛みが増強する因子として、筋虚血により pH が低下することで、発痛物質が放出されることを挙げている。先行研究において、SSP の筋硬度は、筋収縮によって上昇することが明らかにされている (Ishikawa *et al.*, 2015; Muraki *et al.*, 2015)。これらの結果から、慢性的な疼痛を有する症例 4 において上昇した ABD60° の SSP の筋硬度は、筋スパズムを反映している可能性がある。

症例 4 は SSP 損傷を伴わず、SSC の単独損傷であった。回旋筋腱板の構造を詳細に調査した報告では、LHB は SSC と SSP に由来する繊維により取り囲まれ、腱板線維は互いに干渉し合うだけでなく、その最深層で関節包として一体となっていることが示されている (Clark and Harryman, 1992)。また、回旋筋腱板は複合体であり、一つの腱板筋の機能は必ずしも独立したものではなく、周囲の筋の影響を受けることが報告されている (Vosloo *et al.*, 2017)。したがって、SSC を修復した症例 4 において、SSC の張力が、隣接する SSP に影響を与えた可能性がある。罹病期間は再断裂の危険因子として挙げられているものの (Tan *et al.*, 2016)、症例 4 は筋脂肪変性を伴わない小断裂であり、術前 MRI や術中所見からは再断裂リスクは低いことが推察された。しかしながら、一方で術後 1 か月時の SSP の筋硬度評価の結果からは筋-腱ユニットに加わる張力が高いことが示唆された。SSP の筋硬度評価は、術前や術中に示される再断裂リスクとは異なる見解をリハビリテーションの段階で示すことができる可能性がある。この再断裂リスクの乖離に対応することで、安全で効果的なリハビリテーションを提供することができると考えられる。

症例 7 の手術では、引き込みの強い SSC 腱の断端を引き出し、SSP

腱と共に修復していることから、修復腱の張力は手術手技から高くなることが推測された。一方、術後 1 か月時の ABD0°における SSP の筋硬度は高値を示し、筋-腱ユニットに加わる張力が高いことが予測され、再断裂のリスクに関して術中所見と SSP の筋硬度評価から得られた情報は一致していた。広範囲断裂に対する症例 8 の手術では、SSP 腱と ISP 腱の断端の引き込みが強かったため、修復部を内方化することで修復腱の張力をコントロールするようにしており、SSP の筋硬度は基準範囲内で推移していた。大断裂や広範囲断裂における筋脂肪の筋変性や筋萎縮は、術後成績に関連することが明らかにされている (Gladstone *et al.*, 2007; Ohzono *et al.*, 2017)。したがって、残存する腱板筋を含め、できる限り早期から機能改善に取り組む必要があるが、このような症例では再断裂リスクが高く、術後のリハビリテーションをより慎重に行う必要があった。RTE を用いた SSP の筋硬度評価は、筋-腱ユニットに加わる張力の指標として、リハビリテーションの強度や進度を調整するために有用である可能性がある。

## 5.5. まとめ

Chapter 4 で決定した 50 歳以上の SSP の筋硬度の修正基準範囲を RCR 後 8 例に臨床応用した。その結果、術後 1 か月時に 2 例において ABD0°の上限値を明らかに超えており、SSP の筋-腱ユニットに加わる張力が高いと判断し、リハビリテーションプログラムを調整した。SSP の筋硬度評価は、患者やセラピストが術後再断裂に対して注意しながら、安全で効果的なリハビリテーションを行うことができる可能性がある。

## Chapter 6

### 本研究の限界と今後の課題

本研究では、健常肩における SSP の筋硬度の基準範囲を作成し、再断裂を予防するために、筋-腱ユニットに加わる張力を予測する予備的な基準値として RCR 後症例に適用した。しかしながら、基準範囲を作成するにあたって、対象は男性のみであり、性差が SSP の筋硬度に及ぼす影響を考慮できていない。腓腹筋では、いかなる背屈角度においても筋硬度の性差は認めなかったことが報告されている (Chino and Takahashi, 2016, 2018) もの、本研究で得られた SSP の筋硬度に関する知見は男性のみに適用されるべきである。職業や活動量、人種、民族といったさらなる外的因子についても考慮できておらず、50 歳のみをカットオフ値とした年代の区分も限定的であった。また、筋硬度の年代間の比較について  $ER(r)$  は小から中であり、検出力を高めるためにサンプルサイズを考慮する必要がある。一般化可能性の観点から、性差や細分化された年代の影響を考慮し、筋硬度に影響する潜在因子を詳細に検討するため、より大きな集団を対象としたさらなる研究が必要である。

本研究では、SSP の筋硬度が筋-腱ユニットに加わる張力の指標として仮定したが、この点に関しては推測の域を脱しない。SSP の筋硬度が再断裂の予防に対して有用であったかは、RCR 後の 8 例のみの検討では不十分であった。本研究における健常肩における SSP の筋硬度の基準範囲は、RCR 後における予備的な基準値として決定されたが、臨床応用するにあたって、再断裂の有無によって SSP の筋硬度の特徴と基準範囲を検討していく必要がある。

また、筋硬度に関する先行研究の多くは、SWEを用いている。SWEとSEの一種であるRTEでは、測定原理が異なり、SWEを用いた先行研究を完全に参照することは困難であり、本研究で得られたSSPの筋硬度の特性や基準範囲に関する知見についてもSWEを用いた場合には異なる可能性がある。

最後に、RTEを用いたSRの検者内再現性は、トランスデューサーの初期圧や測定部位に注意することで良好であったが、検者間再現性は検証できていない。一般的な測定法として普及していくために、検者間再現性を確立することが重要であるが、測定原理の特徴を理解し、測定精度を高めることで、RTEは臨床的に意義のある有用な技術であると考えられる。

## Chapter 7

### 結語

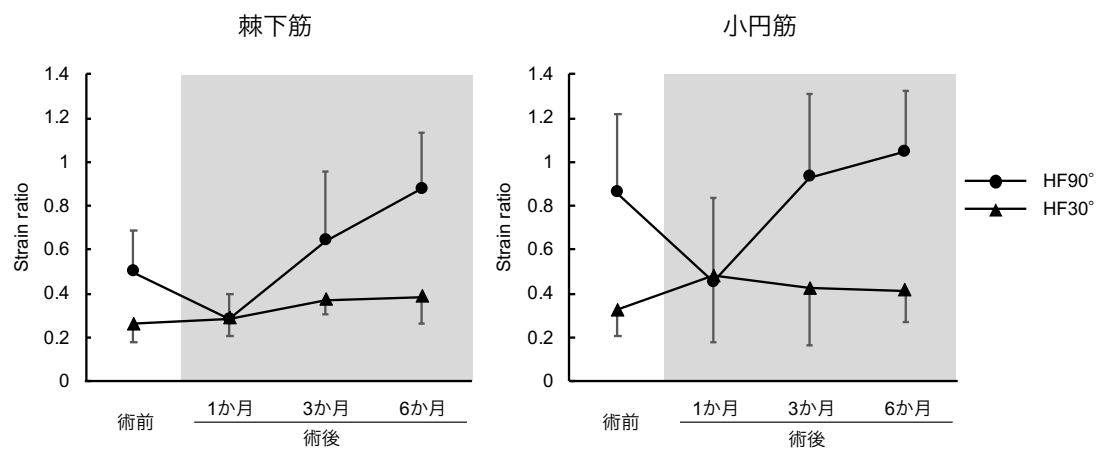
本研究では、健常肩における SSP の SR の基準範囲を 50 歳未満と 50 歳以上の年代別に作成し、RCR 後 8 例に適用した。ABD0°における SR と肩甲上腕関節の内転制限角度との間に中程度の正の相関を認めたことから、この肢位における SR は SSP の伸長に伴う筋-腱ユニットに加わる張力を反映し、基準範囲の上限値を超えた症例では再断裂に注意が必要と判断した。基準範囲は健常肩を対象としているため、あくまでも予備的な基準値ではあるが、SSP の筋硬度評価は RCR 後の症例において、リハビリテーションの進捗や強度を調整するために有用であり、セラピストや患者に再断裂に対する注意を促す指標になると考えられる。

## Supplementary data

本研究では、RCR 後における再断裂群を防ぐために、筋-腱ユニットに加わる張力の指標として SSP の筋硬度評価を用いたが、先行研究ではサルコペニアに対する筋の質を評価するために筋硬度評価の可能性が報告されている (Okyar Baş *et al.*, 2023; Yi *et al.*, 2022)。本稿では Chapter 5 において示した症例について、SSP に加えて、ISP および TMI に対する筋硬度評価を行い、損傷していない腱板筋の筋硬度がどのように推移するか予備的に検討した。8 例のうち、症例 5、症例 6、および症例 8 は ISP を含んだ腱板損傷であったため、ISP ではこの 3 例を除いた 5 例、TMI では 8 例における筋硬度の経時的な変化を示した(補足図)。

サンプルサイズが小さいため統計学的解析を行うことができていないものの、ISP および TMI の筋硬度は、筋がより伸長される HF90°において術後 1 か月時に低下し、術後 3-6 か月にかけて上昇していた。術後 1 か月時は、2-4 週間の装具固定期間を含む積極的な自動運動を行っていない時期であった。術後の疼痛や修復した腱板の緊張の影響を完全に除外することはできないものの、損傷がなく術操作を加えていない腱板筋であっても不動の影響により筋硬度が変化することが示唆された。ラットのヒラメ筋を用いた基礎研究では、不動による筋萎縮に伴って、筋線維を構成するタンパク質の一種である titin 量が減少し、筋弾性が低下することが報告されている (Toursel *et al.*, 2002)。自動運動や日常生活活動での患肢使用の制限が解除される術後 3-6 か月にかけて、筋硬度は上昇して術前と同等になっていることから、筋硬度が筋萎縮を反映する指標となる可能性が示唆された。さらに、長期間の不動によって、細胞内の水分量やグリコサミノグリカン量の減少、





**補足図. 棘下筋および小円筋の strain ratio の推移.**

両筋の strain ratio は、術後 1 か月において低下し、術後 3-6 か月にかけて上昇した。HF, horizontal flexion.

線維性脂肪の浸潤の増加、不規則なコラーゲン・クロスブリッジの形成が報告されている (Donatelli, 2004)。RTE を用いた筋硬度評価は、MRI では評価できない筋実質の初期変化を評価できる可能性がある。本研究では、RCR 後の再断裂を防ぐための SSP の筋硬度評価の臨床応用可能性について述べたが、今後、筋萎縮や筋のコンディショニング評価として評価法が確立されることを期待したい。

## 謝辞

本稿を終えるにあたり、終始懇切丁寧な御指導を賜りました金沢大学医薬保健研究域保健学系 西村誠次 教授および 米田貢 准教授に心より感謝の意を表します。臨床症例に関する御助言と御懇切なる御指導を賜りました 八王子スポーツ整形外科副院長 小林尚史 先生、ならびに測定に多大なる御協力を賜りました国家公務員共済組合連合会北陸病院リハビリテーション科 渡邊奈津希 先生に深謝いたします。また、金沢大学医薬保健研究域保健学系 菊池ゆひ 助教および 太田哲生 助教には、本研究を遂行するにあたって、いつも丁寧で適切な御助言を賜りました。誠にありがとうございます。

また、オージー技研株式会社からの寄付金により本研究を遂行することができました。厚く御礼申し上げます。

本稿作成において、快く研究に参加頂いた皆様に感謝いたします。最後に、絶えず御協力、激励を下さった西村研究室および米田研究室の皆様にも心よりお礼申し上げます。

## 利益相反

本研究の一部は、オージー技研株式会社より寄付金を受けたが、金沢大学医学倫理審査委員会の規定に則り、利益相反には該当しない。

## 引用文献

- Acuna M, Amasay T, Karduna AR. (2010) The reliability of side to side measurements of upper extremity activity levels in healthy subjects. *BMC Musculoskelet Disord*, 11, 168.
- Akagi R, Chino K, Dohi M, Takahashi H. (2012) Relationships between muscle size and hardness of the medial gastrocnemius at different ankle joint angles in young men. *Acta Radiol*, 53, 307–311.
- Akagi R, Yamashita Y, Ueyasu Y. (2015) Age-related differences in muscle shear moduli in the lower extremity. *Ultrasound Med Biol*, 41, 2906–2912.
- Alfuraih AM, Tan AL, O'Connor P, Emery P, Wakefield RJ. (2019) The effect of ageing on shear wave elastography muscle stiffness in adults. *Aging Clin Exp Res*, 31, 1755–1763.
- Bashir A, Seth S, Wani IH, Farooq M, Ul Gani N, Naqshi BF. (2018) Mini-open rotator cuff tear repair: an institutional experience with a midterm follow-up. *Ortop Traumatol Rehabil*, 20, 383–387.
- Boileau P, Brassart N, Watkinson DJ, Carles M, Hatzidakis AM, Krishnan SG. (2005) Arthroscopic repair of full-thickness tears of the supraspinatus: does the tendon really heal? *J Bone Joint Surg Am*, 87, 1229–1240.
- Bouillard K, Nordez A, Hug F. (2011) Estimation of individual muscle force using elastography. *PLoS One*, 6, e29261.
- Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. (2003) The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part I: pathoanatomy and biomechanics.

*Arthroscopy*, 19, 404–420.

Carlsen J, Ewertsen C, Sletting S, Vejborg I, Schäfer FK, Cosgrove D, Bachmann Nielsen M. (2015) Ultrasound elastography in breast cancer diagnosis. *Ultraschall Med*, 36, 550–562.

Chino K, Akagi R, Dohi M, Fukashiro S, Takahashi H. (2012) Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography. *PLoS One*, 7, e45764.

Chino K, Takahashi H. (2015) The association of muscle and tendon elasticity with passive joint stiffness: in vivo measurements using ultrasound shear wave elastography. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 30, 1230–1235.

Chino K, Takahashi H. (2016) Measurement of gastrocnemius muscle elasticity by shear wave elastography: association with passive ankle joint stiffness and sex differences. *Eur J Appl Physiol*, 116, 823–830.

Chino K, Takahashi H. (2018) Association of gastrocnemius muscle stiffness with passive ankle joint stiffness and sex-related difference in the joint stiffness. *J Appl Biomech*, 34, 169–174.

Cho NS, Moon SC, Jeon JW, Rhee YG. (2015) The influence of diabetes mellitus on clinical and structural outcomes after arthroscopic rotator cuff repair. *Am J Sports Med*, 43, 991–997.

Clark JM, Harryman DT. (1992) Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. Gross and microscopic anatomy. *J Bone Joint Surg Am*, 74, 713–725.

Cofield RH. (1981) Tears of rotator cuff. *Instr Course Lect*, 30, 258–273.

Cohen J. (1988) *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd

edition. Lawrence Erlbaum Associates, New Jersey, United states.

Davis LC, Baumer TG, Bey MJ, Holsbeeck MV. (2019) Clinical utilization of shear wave elastography in the musculoskeletal system. *Ultrasonography*, 38, 2–12.

Donatelli RA. (2004) Physical Therapy of the Shoulder, 4th edition. Churchill Livingstone, New York, United states.

Eby SF, Cloud BA, Brandenburg JE, Giambini H, Song P, Chen S, LeBrasseur NK, An KN. (2015) Shear wave elastography of passive skeletal muscle stiffness: Influences of sex and age throughout adulthood. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 30, 22–27.

Ewertsen C, Carlsen JF, Christiansen IR, Jensen JA, Nielsen MB. (2016) Evaluation of healthy muscle tissue by strain and shear wave elastography - Dependency on depth and ROI position in relation to underlying bone. *Ultrasonics*, 71, 127–133.

Fang C, Lim A, Sidhu PS. (2020) Ultrasound-based liver elastography in the assessment of fibrosis. *Clin Radiol*, 75, 822–831.

藤原洋子, 村松剛, 村山直之, 元木満, 三竹毅 (2011) エラストグラフィ用音響カプラーの開発. *MEDIX*, 55, 40–44.

Gasbarro G, Ye J, Newsome H, Jiang K, Wright V, Vyas D, Irrgang JJ, Musahl V. (2016) Morphologic risk factors in predicting symptomatic structural failure of arthroscopic rotator cuff repairs: tear size, location, and atrophy matter. *Arthroscopy*, 32, 1947–1952.

Gennisson JL, Deffieux T, Fink M, Tanter M. (2013) Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagn Interv Imaging*, 94, 487–495.

- Gilbert F, Klein D, Weng AM, Köstler H, Schmitz B, Schmalzl J, Böhm D. (2017) Supraspinatus muscle elasticity measured with real time shear wave ultrasound elastography correlates with MRI spectroscopic measured amount of fatty degeneration. *BMC Musculoskelet Disord*, 18, 549.
- Gladstone JN, Bishop JY, Lo IK, Flatow EL. (2007) Fatty infiltration and atrophy of the rotator cuff do not improve after rotator cuff repair and correlate with poor functional outcome. *Am J Sports Med*, 35, 719–728.
- Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC. (1994) Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin Orthop Relat Res*, 304, 78–83.
- Goutallier D, Postel JM, Radier C, Bernageau J, Zilber S. (2009) Long-term functional and structural outcome in patients with intact repairs 1 year after open transosseous rotator cuff repair. *J Shoulder Elbow Surg*, 18, 521–528.
- Grossman MG, Tibone JE, McGarry MH, Schneider DJ, Veneziani S, Lee TQ. (2005) A cadaveric model of the throwing shoulder: a possible etiology of superior labrum anterior-to-posterior lesions. *J Bone Joint Surg Am*, 87, 824–831.
- Haque A, Pal Singh H. (2018) Does structural integrity following rotator cuff repair affect functional outcomes and pain scores? A meta-analysis. *Shoulder Elbow*, 10, 163–169.
- Harryman DT 2nd, Mack LA, Wang KY, Jackins SE, Richardson ML, Matsen FA 3rd. (1991) Repairs of the rotator cuff. Correlation of functional results with integrity of the cuff. *J Bone Joint Surg Am*, 73, 982–989.

- Harryman DT 2nd, Sidles JA, Clark JM, McQuade KJ, Gibb TD, Matsen FA 3rd. (1990) Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *J Bone Joint Surg Am*, 72: 1334–1343.
- Hatta T, Giambini H, Itoigawa Y, Hooke AW, Sperling JW, Steinmann SP, Itoi E, An KN. (2017) Quantifying extensibility of rotator cuff muscle with tendon rupture using shear wave elastography: A cadaveric study. *J Biomech*, 61, 131–136.
- Hatta T, Giambini H, Uehara K, Okamoto S, Chen S, Sperling JW, Itoi E, An KN. (2015) Quantitative assessment of rotator cuff muscle elasticity: reliability and feasibility of shear wave elastography. *J Biomech*, 48, 3853–3858.
- Hebert-Davies J, Teefey SA, Steger-May K, Chamberlain AM, Middleton W, Robinson K, Yamaguchi K, Keener JD. (2017) Progression of fatty muscle degeneration in atraumatic rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am*, 99, 832–839.
- Inami T, Kawakami Y. (2016) Assessment of individual muscle hardness and stiffness using ultrasound elastography. *J Phys Fitness Sports Med*, 5, 313–317.
- Inami T, Tsujimura T, Shimizu T, Watanabe T, Lau WY, Nosaka K. (2017) Relationship between isometric contraction intensity and muscle hardness assessed by ultrasound strain elastography. *Eur J Appl Physiol*, 117, 843–852.
- Ishikawa H, Muraki T, Morise S, Kurokawa D, Yamamoto N, Itoi E, Izumi SI. (2021) Changes in shoulder muscle activities and glenohumeral motion after rotator cuff repair: an assessment using ultrasound real-



time tissue elastography. *J Shoulder Elbow Surg*, 30, 2577–2586.

Ishikawa H, Muraki T, Sekiguchi Y, Ishijima T, Morise S, Yamamoto N, Itoi E, Izumi S. (2015) Noninvasive assessment of the activity of the shoulder girdle muscles using ultrasound real-time tissue elastography. *J Electromyogr Kinesiol*, 25, 723–730.

Ishikawa H, Muraki T, Yamamoto N, Itoi E, Izumi SI. (2023) Effect of shoulder immobilization position and activities of daily living on the stiffness of the repaired supraspinatus tendon. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 101, 105856.

Ishitani E, Harada N, Sonoda Y, Okada F, Yara T, Katsuki I. (2019) Tendon stump type on magnetic resonance imaging is a predictive factor for retear after arthroscopic rotator cuff repair. *J Shoulder Elbow Surg*, 28, 1647–1653.

Itoigawa Y, Maruyama Y, Kawasaki T, Wada T, Yoshida K, An KN, Kaneko K. (2018) Shear wave elastography can predict passive stiffness of supraspinatus musculotendinous unit during arthroscopic rotator cuff repair for presurgical planning. *Arthroscopy*, 34, 2276–2284.

Itoigawa Y, Wada T, Kawasaki T, Morikawa D, Maruyama Y, Kaneko K. (2020) Supraspinatus muscle and tendon stiffness changes after arthroscopic rotator cuff repair: a shear wave elastography assessment. *J Orthop Res*, 38, 219–227.

Janssen I, Heymsfield SB, Wang ZM, Ross R. (2000) Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr. *J Appl Physiol*, 89, 81–88.

Jeong JY, Khil EK, Kim AY, Lee SA, Choi JA. (2022) Utility of preoperative

shear-wave elastography of the supraspinatus muscle for predicting successful rotator cuff repair: A prospective observational study with MRI correlation. *AJR Am J Roentgenol*, 218, 1051–1060.

Jost B, Zumstein M, Pfirrmann CW, Gerber C. (2006) Long-term outcome after structural failure of rotator cuff repairs. *J Bone Joint Surg Am*, 88, 472–479.

梅博則, 泉俊彦 (2018) 腱板断裂診断・治療のフローチャート. *関節外科*, 37, 704–712.

金子秀雄 (2015) 筋硬度. *理学療法ジャーナル*, 49, 931.

Kim DM, Jeon IH, Yang HS, Shin MJ, Park JH, Kholinne E, Kim H, Park D, Koh KH. (2021) Poor prognostic factors in patients with rotator cuff retear. *Orthop J Sports Med*, 9, 2325967121992154.

Kirkley A, Griffin S, Dainty K. (2003) Scoring systems for the functional assessment of the shoulder. *Arthroscopy*, 19, 1109–1120.

Kodesho T, Taniguchi K, Kato T, Mizoguchi S, Yamakoshi Y, Watanabe K, Fujimiya M, Katayose M. (2021) Relationship between shear elastic modulus and passive force of the human rectus femoris at multiple sites: a Thiel soft-embalmed cadaver study. *J Med Ultrason*, 48, 115–121.

Koo TK, Guo JY, Cohen JH, Parker KJ. (2013) Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force: an ex-vivo study. *J Biomech*, 46, 2053–2059.

Kuhn JE, Dunn WR, Sanders R, An Q, Baumgarten KM, Bishop JY, Brophy RH, Carey JL, Holloway BG, Jones GL, Ma CB, Marx RG, McCarty EC, Poddar SK, Smith MV, Spencer EE, Vidal AF, Wolf BR, Wright RW. (2013) Effectiveness of physical therapy in treating atraumatic full-

- thickness rotator cuff tears: a multicenter prospective cohort study. *J Shoulder Elbow Surg*, 22, 1371–1379.
- Kurowicki J, Berglund DD, Momoh E, Disla S, Horn B, Giveans MR, Levy JC. (2017) Speed of recovery after arthroscopic rotator cuff repair. *J Shoulder Elbow Surg*, 26, 1271–1277.
- Kusano K, Nishishita S, Nakamura M, Tanaka H, Umehara J, Ichihashi N. (2017) Acute effect and time course of extension and internal rotation stretching of the shoulder on infraspinatus muscle hardness. *J Shoulder Elbow Surg*, 26, 1782–1788.
- Lacourpaille L, Nordez A, Hug F, Doguet V, Andrade R, Guilhem G. (2017) Early detection of exercise-induced muscle damage using elastography. *Eur J Appl Physiol*, 117, 2047–2056.
- Landis JR, Koch GG. (1977) The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33, 159–174.
- Liu J, Pan H, Bao Y, Zhao Y, Huang L, Zhan W. (2020) The value of real-time shear wave elastography before and after rehabilitation of upper limb spasm in stroke patients. *Biomed Res Int*, 2020, 6472456.
- Liu J, Qian Z, Wang K, Wu J, Jabran A, Ren L, Ren L. (2019) Non-invasive quantitative assessment of muscle force based on ultrasonic shear wave elastography. *Ultrasound Med Biol*, 45, 440–451.
- Liu X, Yu HK, Sheng SY, Liang SM, Lu H, Chen RY, Pan M, Wen ZB. (2021) Quantitative evaluation of passive muscle stiffness by shear wave elastography in healthy individuals of different ages. *Eur Rad*, 31, 3187–3194.
- Ludewig PM, Cook TM. (2002) Translations of the humerus in persons with

shoulder impingement symptoms. *J Orthop Sports Phys Ther*, 32, 248–259.

Maïsetti O, Hug F, Bouillard K, Nordez A. (2012) Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *J Biomech*, 45, 978–984.

Martínez-Rodríguez R, Galán-Del-Río F, Cantalapiedra JA, Flórez-García MT, Martínez-Martín J, Álvaro-Meca A, Koppenhaver SL, Fernández-de-Las-Peñas C. (2021) Reliability and discriminative validity of real-time ultrasound elastography in the assessment of tissue stiffness after calf muscle injury. *J Bodyw Mov Ther*, 28, 463–469.

Mall NA, Tanaka MJ, Choi LS, Paletta GA. Factors affecting rotator cuff healing. (2014) *J Bone Joint Surg Am*, 96, 778–788.

Mense S. (2008) Muscle pain: mechanisms and clinical significance. *Dtsch Arztebl Int*, 105, 214–219.

Mifune Y, Inui A, Nishimoto H, Kataoka T, Kurosawa T, Yamaura K, Mukohara S, Niikura T, Kokubu T, Akisue T, Kuroda R. (2020) Assessment of posterior shoulder muscle stiffness related to posterior shoulder tightness in college baseball players using shear wave elastography. *J Shoulder Elbow Surg*, 29, 571–577.

Mihata T, Gates J, McGarry MH, Neo M, Lee TQ. (2015) Effect of posterior shoulder tightness on internal impingement in a cadaveric model of throwing. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 23, 548–554.

Miller BS, Downie BK, Kohen RB, Kijek T, Lesniak B, Jacobson JA, Hughes RE, Carpenter JE. (2011) When do rotator cuff repairs fail? Serial ultrasound examination after arthroscopic repair of large and massive

rotator cuff tears. *Am J Sports Med*, 39, 2064–2070.

Minagawa H, Yamamoto N, Abe H, Fukuda M, Seki N, Kikuchi K, Kijima H, Itoi E. (2013) Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: From mass-screening in one village. *J Orthop*, 10, 8–12.

Muraki T, Aoki M, Uchiyama E, Murakami G, Miyamoto S (2006) The effect of arm position on stretching of the supraspinatus, infraspinatus, and posterior portion of deltoid muscles: a cadaveric study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21, 474–480.

Muraki T, Ishikawa H, Morise S, Yamamoto N, Sano H, Itoi E, Izumi S. (2015) Ultrasound elastography-based assessment of the elasticity of the supraspinatus muscle and tendon during muscle contraction. *J Shoulder Elbow Surg*. 24: 120–126.

Murayama M, Inami T, Shima N, Yoneda T, Nosaka K. (2022) Changes in biceps brachii muscle hardness assessed by a push-in meter and strain elastography after eccentric versus concentric contractions. *Sci Rep*, 12, 9214.

Myers JB, Laudner KG, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM. (2006) Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness in throwers with pathologic internal impingement. *Am J Sports Med*, 34, 385–391.

Myers JB, Oyama S, Wassinger CA, Ricci RD, Abt JP, Conley KM, Lephart SM. (2007) Reliability, precision, accuracy, and validity of posterior shoulder tightness assessment in overhead athletes. *Am J Sports Med*, 35, 1922–1930.

- Nakamura Y, Gotoh M, Mitsui Y, Nakamura H, Ohzono H, Okawa T, Shiba N. (2018) Prognostic factors affecting clinical outcomes after arthroscopic rotator cuff repair: importance of functional recovery by 3 months after surgery. *J Orthop Surg Res*, 13, 310.
- 西田敏信 (2010) データの変換・正規化. *臨床病理*, 58, 990–997.
- Ohzono H, Gotoh M, Nakamura H, Honda H, Mitsui Y, Kakuma T, Okawa T, Shiba N. (2017) Effect of preoperative fatty degeneration of the rotator cuff muscles on the clinical outcome of patients with intact tendons after arthroscopic rotator cuff repair of large/massive cuff tears. *Am J Sports Med*, 45, 2975–2981.
- Okyar Baş A, Baş H, Ceylan S, Güner Oytun M, Koca M, Hafızoğlu M, Şahiner Z, Öztürk Y, Balcı C, Doğu BB, Cankurtaran M, Halil MG. (2023) Changes in muscle quality identified by shear-wave elastography and association with sarcopenia. *JPEN J Parenter Enteral Nutr*, 47, 253–264.
- Prado-Costa R, Rebelo J, Monteiro-Barroso J, Preto AS. (2018) Ultrasound elastography: compression elastography and shear-wave elastography in the assessment of tendon injury. *Insights Imaging*, 9, 791–814.
- Randelli P, Spennacchio P, Ragone V, Arrigoni P, Casella A, Cabitza P. (2012) Complications associated with arthroscopic rotator cuff repair: a literature review. *Musculoskelet Surg*, 96, 9–16.
- Reinold MM, Wilk KE, Macrina LC, Sheheane C, Dun S, Fleisig GS, Crenshaw K, Andrews JR. (2008) Changes in shoulder and elbow passive range of motion after pitching in professional baseball players. *Am J Sports Med*, 36, 523–527.

- Roskopf AB, Ehrmann C, Buck FM, Gerber C, Flück M, Pfirrmann CW. (2016) Quantitative shear-wave US elastography of the supraspinatus muscle: Reliability of the method and relation to tendon integrity and muscle quality. *Radiology*, 278, 465–474.
- Ruder MC, Lawrence RL, Soliman SB, Bey MJ. (2021) Presurgical tear characteristics and estimated shear modulus as predictors of repair integrity and shoulder function one year after rotator cuff repair. *JSES int*, 6, 62–69.
- Şendur HN, Cindil E, Cerit MN, Kılıç P, Gültekin İİ, Oktar SÖ. (2020) Evaluation of effects of aging on skeletal muscle elasticity using shear wave elastography. *Eur J Rad*, 128, 109038.
- Serpi F, Albano D, Rapisarda S, Chianca V, Sconfienza LM, Messina C. (2021) Shoulder ultrasound: current concepts and future perspectives. *J Ultrason*, 21, e154–e161.
- Shah NS, Suriel Peguero ES, Umeda Y, Crawford ZT, Grawe BM. (2022) Long-term outcomes of massive rotator cuff tear repair: A systematic review. *HSS J*, 18, 130–137.
- 椎名毅 (2014) 超音波エラストグラフィの研究開発の現状・動向. *Medical Imaging Technology*, 32, 63–68.
- Sugaya H, Maeda K, Matsuki K, Moriishi J. (2007) Repair integrity and functional outcome after arthroscopic double-row rotator cuff repair. A prospective outcome study. *J Bone Joint Surg Am*, 89, 953–960.
- Swan KZ, Nielsen VE, Bonnema SJ. (2021) Evaluation of thyroid nodules by shear wave elastography: a review of current knowledge. *J Endocrinol Invest*, 44, 2043–2056.

- Takeuchi N, Kozono N, Nishii A, Matsuura K, Ishitani E, Onizuka T, Zaitzu Y, Okada T, Mizuki Y, Kimura T, Yuge H, Uchimura T, Iura K, Mori T, Ueda K, Miake G, Senju T, Takagishi K, Nakashima Y. (2021) Stump classification was correlated with retear in the suture-bridge and double-row repair techniques for arthroscopic rotator cuff repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 29, 2587–2594.
- Tan M, Lam PH, Le BT, Murrell GA. (2016) Trauma versus no trauma: an analysis of the effect of tear mechanism on tendon healing in 1300 consecutive patients after arthroscopic rotator cuff repair. *J Shoulder Elbow Surg*, 25, 12–21.
- Toursel T, Stevens L, Granzier H, Mounier Y. (2002) Passive tension of rat skeletal soleus muscle fibers: effects of unloading conditions. *J Appl Physiol*, 92, 1465–1472.
- Umehara J, Hasegawa S, Nakamura M, Nishishita S, Umegaki H, Tanaka H, Fujita K, Kusano K, Ichihashi N. (2017) Effect of scapular stabilization during cross-body stretch on the hardness of infraspinatus, teres minor, and deltoid muscles: An ultrasonic shear wave elastography study. *Musculoskelet Sci Pract*, 27, 91–96.
- Vosloo M, Keough N, De Beer MA. (2017) The clinical anatomy of the insertion of the rotator cuff tendons. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 27, 359–366.
- Wada T, Itoigawa Y, Yoshida K, Kawasaki T, Maruyama Y, Kaneko K. (2020) Increased stiffness of rotator cuff tendons in frozen shoulder on shear wave elastography. *J Ultrasound Med*, 39, 89–97.
- Wang L, Guo X, Tan L, Chen Q. (2021) Quantitative assessment of normal



middle deltoid muscle elasticity at various arm abduction using ultrasound shear wave elastography. *Sci Rep*, 11, 12479.

Wang L, Xiang X, Zhu BH, Qiu L. (2020) Determination of reference ranges for normal upper trapezius elasticity during different shoulder abduction using shear wave elastography: a preliminary study. *Sci Rep*, 10, 17104.

Xu S, Chen JY, Lie HM, Hao Y, Lie DT. (2019a) Determination of threshold scores for treatment success after arthroscopic rotator cuff repair using Oxford, Constant, and University of California, Los Angeles shoulder scores. *Arthroscopy*, 35, 304–311.

Xu S, Chen JY, Lie HM, Hao Y, Lie DT. (2019b) Minimal clinically important difference of Oxford, Constant, and UCLA shoulder score for arthroscopic rotator cuff repair. *J Orthop*, 19, 21–27.

山川誠 (2016) 超音波エラストグラフィの原理. *バイオメカニズム学会誌*, 40, 73–78.

山本敦史 (2015) 腱板断裂の診断と治療, 疫学－症候性断裂と無症候性断裂－. *関節外科*, 34, 937–940.

Yamamoto A, Takagishi K, Osawa T, Yanagawa T, Nakajima D, Shitara H, Kobayashi T. (2010) Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *J Shoulder Elbow Surg*, 19, 116–120.

Yamamoto N, Mineta M, Kawakami J, Sano H, Itoi E. (2017) Risk factors for tear progression in symptomatic rotator cuff tears: a prospective study of 174 shoulders. *Am J Sports Med*, 45, 2524–2531.

Yamauchi T, Hasegawa S, Nakamura M, Nishishita S, Yanase K, Fujita K, Umehara J, Ji X, Ibuki S, Ichihashi N. (2016) Effects of two stretching

methods on shoulder range of motion and muscle stiffness in baseball players with posterior shoulder tightness: a randomized controlled trial. *J Shoulder Elbow Surg*, 25, 1395–1403.

- Yanagisawa O, Niitsu M, Kurihara T, Fukubayashi T. (2011) Evaluation of human muscle hardness after dynamic exercise with ultrasound real-time tissue elastography: a feasibility study. *Clin Radiol*, 66, 815–819.
- Yano Y, Hamada J, Hagiwara Y, Karasuno H, Tamai K, Suzuki K. (2020) A new pathophysiology of atraumatic rotator cuff tears: Adduction restriction of the glenohumeral joint. *JSES Int*, 4, 333–340.
- Yi J, Shin Y, Hahn S, Lee YH. (2022) Deep learning based sarcopenia prediction from shear-wave ultrasonographic elastography and gray scale ultrasonography of rectus femoris muscle. *Sci Rep*, 12, 3596.
- Yoshida M, Collin P, Josseaume T, Lädermann A, Goto H, Sugimoto K, Otsuka T. (2018) Post-operative rotator cuff integrity, based on Sugaya's classification, can reflect abduction muscle strength of the shoulder. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 26, 161–168.
- Yuri T, Mura N, Yuki I, Fujii H, Kiyoshige Y. (2018) Contractile property measurement of the torn supraspinatus muscle using real-time tissue elastography. *J Shoulder Elbow Surg*, 27, 1700–1704.
- Yuri T, Trevino JH, Hatta T, Kiyoshige Y, Jacobs PM, Giambini H. (2021) Stiffness of the infraspinatus and the teres minor muscles during shoulder external rotation: An in-vitro and in-vivo shear wave elastography study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 85, 105328.
- Zuke WA, Leroux TS, Gregory BP, Black A, Forsythe B, Romeo AA, Verma NN. (2018) Establishing maximal medical improvement after

arthroscopic rotator cuff repair. *Am J Sports Med*, 46, 1000–1007.

## 研究業績

### 原著論文

Shimizu K, Watanabe N, Yoneda M, Nishimura S, Kobayashi T. (2023)

Determination of the reference range for semi-quantified elasticity of healthy supraspinatus muscles using real-time tissue elastography and its clinical use in patients after rotator cuff repair. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 104, 105945. (査読あり)

清水康史, 渡邊奈津希, 米田貢, 西村誠次, 小林尚史 (2021) Real-time

tissue elastography を用いた異なる水平内転角度における棘下筋・小円筋の筋硬度評価. *形態・機能*, 19, 41–49. (査読あり)

### 症例報告

Shimizu K, Watanabe N, Yoneda M, Nishimura S, Kobayashi T. (2023)

Providing safe and effective rehabilitation by assessing supraspinatus muscle elasticity using ultrasound real-time tissue elastography after rotator cuff repair: A case series. *Physiother Theory Pract*, 39, 2262–2272. (査読あり)

### 学会発表

○ 清水康史, 渡邊奈津希, 西村誠次, 米田貢, 小林尚史: 肩甲挙筋の伸張による棘上筋の筋硬度変化. 第16回肩の運動機能研究会, 2019.10.25–26. (長野)

○ Shimizu K, Watanabe N, Yoneda M, Nishimura S, Kobayashi T: Reliability of ultrasound strain elastography for measuring hardness of human

infraspinatus and teres minor muscles. 第 43 回日本神経科学大会,  
2020.7.29–8.1. (オンライン)

- 清水康史, 渡邊奈津希, 米田貢, 西村誠次, 小林尚史: 超音波エラストグラフィによる腱板修復術後の筋硬度評価. 第 17 回肩の運動機能研究会, 2020.10.9–10. (オンライン)
- 渡邊奈津希, 清水康史, 米田貢, 小林尚史: 腱板修復術後症例のプログラム立案に対する筋硬度評価の有用性. 第 17 回肩の運動機能研究会, 2020.10.9–10. (オンライン)
- 清水康史, 渡邊奈津希, 米田貢, 西村誠次, 石川峻, 小林尚史: 健常肩における棘上筋筋硬度の基準範囲作成とその臨床応用. 第 19 回肩の運動機能研究会, 2022.10.7–8. (横浜)
- 渡邊奈津希, 清水康史, 米田貢, 西村誠次, 小林尚史: Real-time tissue elastography による棘上筋筋硬度評価の再現性. 第 19 回肩の運動機能研究会, 2022.10.7–8. (横浜)