

ヒト骨格筋硬度の客観的評価法の確立

国立スポーツ
科学センター 松林 武生
(共同研究者) 同 土肥 美智子

Human Muscle Elasticity Examined by Ultrasonic Measurement

by

Takeo Matsubayashi, Michiko Dohi
Japan Institute of Sports Sciences

ABSTRACT

The purpose of this study was to establish a method to quantify muscle elasticity by using "Real-time Tissue Elastography (RTE)", an ultrasonic technology for monitoring tissue elasticity. Repeated examinations on phantom and on human vastus lateralis muscle suggested that RTE could estimate their elasticity properly with measurement error of approximately 10%. Though a systematic error caused by subcutaneous fat was present in the muscle-elasticity measurement with a use of surface-press-typed apparatus, it was not found in the measurement with RTE. A surface-press-typed measure suggested that muscle became harder briefly immediately after it went through a resistance exercise. On the other hand, RTE suggested that muscle elasticity did not change immediately after the exercise, and got softer progressively for 2 days. These results suggest that the present method is useful for quantifying and examining the elasticity of muscle. Further studies, e.g., verifying what characteristics of muscle tissues RTE is sensitive for, would make the present method more valuable.

要 旨

本研究の目的は、超音波による組織弾性イメージング技術 (RTE) を用いて筋硬度を評価する手法の信頼性、再現性、有用性について検討することであった。超音波プローブと体表面との間に硬度校正用ゲルを挟み、これとの相対的な硬さ (押圧に対する変形率比) として筋硬度を定量化した。ファントムゲル硬度とヒト外側広筋硬度の繰り返し測定から、本手法は組織硬度を適切に定量化できること (測定誤差 10% 前後) を確認した。体表押圧型硬度計での筋硬度測定において確認された皮下脂肪由来の系統的誤差は、本手法で測定した筋硬度には確認されなかった。レジスタンス運動後の筋硬度の測定では、体表押圧型硬度計は運動直後に筋が硬化したことを示したが、RTE による測定では運動直後の筋硬度変化を認めず、その後 2 日ほどかけて次第に軟化したことを示した。RTE による測定が捉える筋の組織的变化が何であるかは今後検討していく必要はあるが、本手法は筋硬度を評価する有用な手法となり得るだろう。

緒 言

筋は、自由に張力を発生させることで身体運動を形成することができる唯一の動力源である。筋の機能を高めることは高いスポーツパフォーマンスにつながり、高い Quality of Life につながる。筋の機能は、筋力、筋持久力などの指標により表現されるが、筋が“機能を発揮するのに良い状態であるか”ということも重要な要素のひとつだと考えられる。以下ではこれを、筋コンディションと呼ぶ。筋コンディションを観察、評価することは容易ではないが、臨床の間ではこれを評価する指標のひとつとして、硬さ (筋硬度) がしばしば用いられる。検査者の触診によりその程度が評価されることが多く、疲労し

た筋は硬くなりやすいこと、局所的に硬化した筋部位は損傷 (肉離れ等) を起こしやすいこと、などが経験的に指摘されている。ただし、触診による評価方法は検査者の主観に影響されやすく、評価の客観性、再現性が低いことが問題となる。より客観的な評価方法を確立させることは、診察においても、筋コンディションに関する学術的検討を行ううえでも、重要な課題となる。

筋硬度を客観的に評価する試みは、これまで多くなされてきた。最もよく用いられてきた測定方法は、体表面から筋腹へ向けて一定の押圧を加え、その変形を評価するものである¹⁾。ただしこの変形は筋硬度のみを反映したものであると言いはる難く、皮下脂肪と筋との総合的な硬度を反映したものとなることが指摘されている。一方、押圧に対する筋の変形のみを抽出する方法として、超音波画像診断技術を応用した方法も提案されている²⁾。生体断面を非侵襲的に画像化することができる同技術は、医療現場や生体断面的研究の手法のひとつとして広く用いられているものであり³⁾、押圧に対する皮下脂肪厚と筋厚の変化を別々に定量することが可能である。近年、超音波画像診断技術を応用して組織の硬度を評価する新たな技術として、組織弾性イメージング技術 (Real-time Tissue Elastography : RTE) が注目を集めている⁴⁾。この技術は、生体組織の硬さ (正確には押圧に対する組織変形率) をリアルタイムで簡便に可視化できる技術であり、癌治療など一部の臨床の場でその有用性が報告されている⁶⁾。RTE による組織弾性の算出・表示は図 1 のようになる。ただし、RTE により算出される組織変形率は押圧に依存するということには、注意が必要である。組織変形率は押圧が強いほど大きくなるものであり、この変形率をそのまま組織弾性 (硬度) の評価値として用いることはできない。しかしながら、空間分解能が高いことなど多くの利点を有しているこ

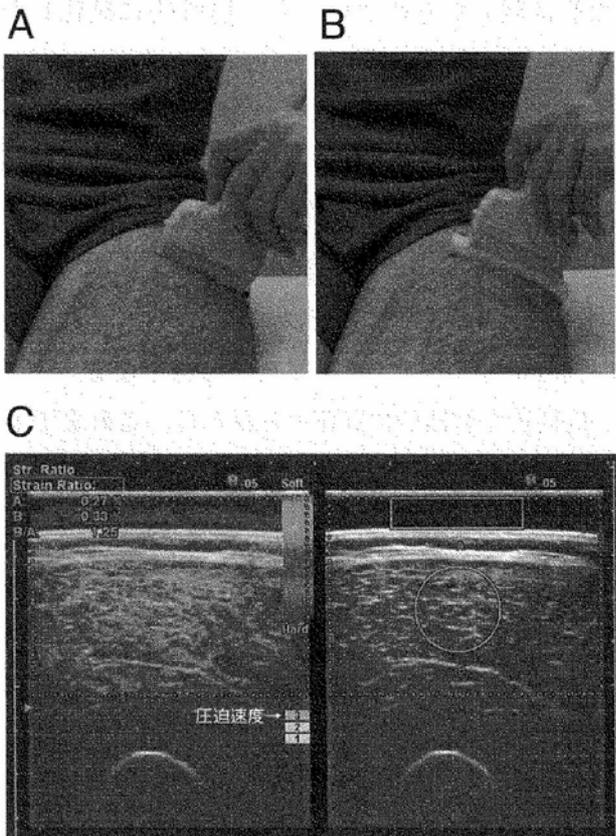


図1 RTEによる組織弾性の評価

A: プローブを体表面に直接押しあてた場合,
B: 硬度較正用ゲルを挟んだ場合,
C: 測定画面 (硬度較正用ゲルを挟んだ場合).
RTEによる組織弾性の評価手順: (1) 超音波プローブを体表に垂直に当て、これをわずかに振動させる (A); (2) 超音波断層像上では、映し出された組織断面がプローブ加振と同期して周期的に変形する; (3) 組織断面の変形率 (Strain Ratio) がリアルタイムに計算され、その分布が断層像上にカラーで重畳表示される (C左側).

とから、RTEを用いて筋硬度の客観的評価を行うことができれば、臨床や研究の場において有用な手法のひとつになり得ると考えた。そこで本研究では、RTEを用いて筋硬度を定量化する方法を考案し、同方法の信頼性、再現性、有用性について検討することを目的とした。

1. 研究方法

国立スポーツ科学センターに設置されている RTE 機能を備えた超音波画像診断装置 (EUB-7500, 日立メディコ社製) を用いて、筋硬度測定に関する 3 つの実験を行った。ヒトを対象とした実験 (実験 2, 実験 3) については、「独立行政法人日本スポーツ振興センター国立スポーツ

科学センターにおける人間を対象とする研究実施要綱」に定められた倫理審査委員会の承認を得たうえで実施した。被検者には、事前に本研究内容について書面および口頭にて説明を行い、実験参加への同意を得た。

RTE を用いて筋の絶対的な硬度を評価する方法として、測定の際に超音波プローブと体表面との間に硬度較正用の固形様ゲルを挟む方法を考案した (図 1B)。このゲルと筋との変形率を比較することにより、同ゲル硬度との相対的な値として筋硬度を評価することができる。常に同一硬度の較正用ゲルを用いることで、異なる被験者間での筋硬度の比較、また同一被験者の異なる時点間での筋硬度の比較が可能となる。

1.1 実験 1: 信頼性の検討 (ファントム実験)

較正用ゲルとは異なるファントムゲルを用意し、この硬度を較正用ゲルとの相対的な値として評価することで、硬度較正用ゲルを用いた測定の信頼性について検討した。硬度が異なる 2 種のゲル (10% 圧縮強度は、ゲル A : 2.3 Nmm^2 , ゲル B : 3.6 Nmm^2 , 共にエクシールコーポレーション社製) を、互いに較正用ゲル、ファントムゲルとして用いる条件、またそれぞれのゲルを較正用ゲル、ファントムゲルの両方に用いる条件において測定を行った。較正用ゲル、ファントムゲルともに、大きさは $100 \times 20 \text{ mm}$ 、厚さは 10 mm とした。ファントムゲル上に較正用ゲルを配置し、その上に超音波プローブを垂直に位置させ、周期的な押圧を加えた。押圧の周期は、メトロノームを用いることで 1 Hz に規定した。また押圧の強さがほぼ一定となるよう、RTE 測定画面内に表示される圧迫速度 (図 1C 中央) が「3」となるようにプローブの振動幅を調節した。変形率算出時の測定範囲 (Range of Interest : ROI) は、較正用ゲル、ファントムゲルともに $30 \times 8 \text{ mm}$ の長方形範囲とした。各条件それぞれ

10回ずつ、較正用ゲルとファントムゲルとの変形率比を求め、平均および標準偏差を算出した。なお、測定時には超音波用ゼリーは使用せず、ゲルに直接プローブを押しあてた（以下、ヒト筋を対象とした実験においても同じ）。

1.2 実験2：信頼性の検討（ヒト外側広筋を対象とした繰り返し測定の実験的再現性）

ヒト筋の硬度測定を繰り返し行い、測定の実験的再現性について検討した。成人男性5名5脚（脚の左右はランダム）の外側広筋（大腿部50%部位）を対象とした。被験者には測定台上で座位姿勢（股・膝関節ともに90°、測定台は足部が床に着かない高さ、背もたれは無く腕で上体を垂直に支持）をとらせ、対象部位には力を入れないよう指示した。大腿部水平断面が映し出されるようにプローブを位置させ、脚に対して垂直方向にプローブを振動させた（1Hz、圧迫速度「3」）。較正用ゲルにはゲルA（100×20×10mm）を用いた。変形率比算出時のROIは、較正用ゲルでは30×8mmの長方形範囲、外側広筋では直径20mmの円形範囲とした（図1C右側）。10回の変形率比算出で1回の測定とし、これを10分程度の休息を挟みながら5回実施した。各測定において変形率比の平均（これを代表値とする）と標準偏差を算出したのち、5つの代表値の平均と標準偏差を算出した。

1.3 実験3：臨床的な使用可能性の検討（被験者間比較）

RTEにより評価する筋硬度（以下、RTE筋硬度と呼ぶ）と、従来よく用いられている体表押圧型の生体組織硬度計（PEK-1、井元製作所社製）により測定された筋硬度（以下、体表押圧型筋硬度と呼ぶ）との関係性について検討した。成人男性8名14脚（両脚6名、片脚のみ2名）、成人女性6名12脚（両脚6名）を被験者とした。

RTE筋硬度と体表押圧型筋硬度の測定は、ともに外側広筋（大腿部50%部位）を対象とした。RTE筋硬度の測定姿勢、測定時のプローブ振動方法、較正用ゲル、変形率比算出時のROIは、実験2と同様とした。ただし、女性被験者には外側広筋の筋厚が20mm未満の者がおり、この場合にはROIを適宜小さく調節した。変形率比は5回算出し、その平均を測定値とした。体表押圧型筋硬度の測定はRTE筋硬度の測定と同様の姿勢にて行い、5回の計測値の平均を測定値とした。得られた両筋硬度間の相関係数を算出し、5%水準にて相関の有意性を検定した。

また、被験者のうち男性4名（8脚）には上記測定後にレジスタンス運動を行わせ、筋硬度の変化を運動直後、15分後、30分後、1時間後、2時間後、3時間後、4時間後、1日後、2日後、3日後、4日後に観察した。レジスタンス運動は、レッグエクステンション・マシン（EAGLE Leg Extension, Cybex International社製）を用いた膝関節伸展運動とした。負荷は最大1回挙上可能重量の70%とし、10回×5セットを実施した。動作のテンポは挙上1秒・下降1秒とし、セット間は100秒の休息をはさんだ。全セットを自力で完遂できない被験者には、補助者がわずかに助力を与えることで完遂させた。全ての測定時点において、RTE筋硬度、体表押圧型筋硬度を測定したほか、主観的な筋硬度（筋の張り）と筋痛の程度を、視覚的アナログスケール法⁷⁾（Visual Analog Scale: VAS）により評価した。なお、被験者数が少なかったこと、RTE筋硬度の変化が多様であったことなどから、統計的な検定は行わなかった。

2. 研究成果

2.1 ファントム実験

表1は、RTEを用いて測定した硬度較正用ゲルとファントムゲルとの硬度（変形率）比である。

表1 ファントム実験の結果

| | | ファントム | |
|------|------|-----------|-----------|
| | | ゲル A | ゲル B |
| 硬度校正 | ゲル A | 1.00±0.08 | 0.77±0.10 |
| 硬度校正 | ゲル B | 1.28±0.14 | 1.04±0.06 |

値は平均 ± 標準偏差を示す。

双方に同一のゲルを使用した場合は、比はほぼ1となった。また校正用にゲル A を、ファントム用にゲル B を用いた場合の比の逆数 ($1/0.77 \approx 1.30$) は、互いに逆のゲルを使用した場合に得られた比に近い値であった。比の標準偏差は0.06から0.14の範囲であった。

2.2 繰り返し測定の再現性

表2は、外側広筋を対象として繰り返した RTE 筋硬度測定の結果である。各測定内での標準偏差は0.06から0.25の範囲であった。また各測定間で代表値を比較すると、最大0.70の差が確認され、標準偏差は0.14から0.25の範囲であった。

表2 RTEを用いて繰り返し測定した外側広筋の硬度

| | 被験者 | | | | |
|------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| | A | B | C | D | E |
| 測定1 | 1.65 (0.13) | 2.18 (0.09) | 1.67 (0.12) | 2.82 (0.22) | 2.94 (0.24) |
| 測定2 | 1.89 (0.13) | 2.12 (0.12) | 1.87 (0.10) | 2.21 (0.14) | 2.83 (0.17) |
| 測定3 | 1.45 (0.13) | 2.03 (0.09) | 2.14 (0.15) | 2.16 (0.08) | 2.93 (0.25) |
| 測定4 | 1.98 (0.10) | 2.62 (0.10) | 2.29 (0.11) | 2.18 (0.12) | 2.62 (0.23) |
| 測定5 | 1.90 (0.15) | 1.92 (0.13) | 1.79 (0.16) | 2.28 (0.10) | 2.65 (0.06) |
| 平均 | 1.77 | 2.18 | 1.95 | 2.33 | 2.79 |
| 標準偏差 | 0.19 | 0.24 | 0.23 | 0.25 | 0.14 |

測定1-5の値(代表値)は、10回算出した変形率比の平均(括弧内は標準偏差)。最下段は、5つの代表値の平均と標準偏差。

2.3 体表押圧型筋硬度との関係、レジスタンス運動後の筋硬度変化

図2は、RTE筋硬度と体表押圧型筋硬度との関係である。RTE筋硬度は値が大きいほど筋が

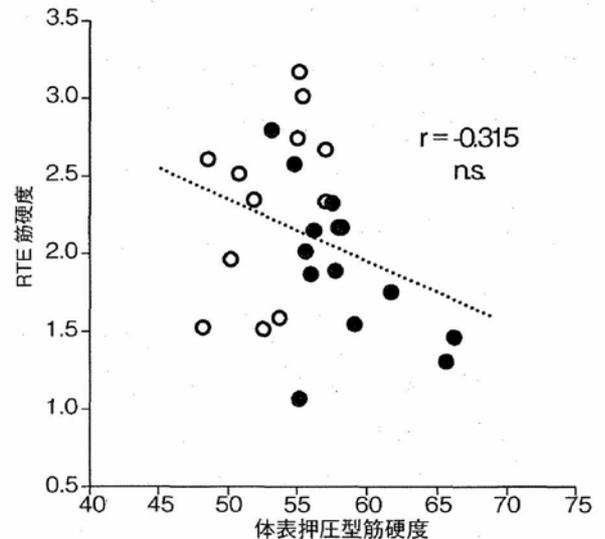


図2 RTE筋硬度と体表押圧型筋硬度との関係
●:男性, ○:女性,
直線は男女のプロット全てを回帰したもの

柔らかいことを意味するが、体表押圧型筋硬度は値が小さいほど柔らかいことを意味する。体表押圧型筋硬度に関しては、女性被験者が男性よりも低値を示す(柔らかい)傾向にあったが、RTE筋硬度においてはこの傾向はそれほど明確ではなかった。男女別に両指標間の相関係数を算出すると、男性では $r = -0.585$ ($p < 0.05$)、女性では $r = 0.451$ (n.s.:有意でない)であり、理論的には負の関係となるはずの相関が女性においては逆となる結果となった。男女をあわせた場合の相関係数は $r = -0.315$ (n.s.) であった。

図3は、レジスタンス運動後の各指標の変化である。RTE筋硬度は運動直後には大きな変化を示さなかったが、時間経過とともに次第に高値となる(筋が柔らかくなる)傾向を示した(図3A)。一方、体表押圧型筋硬度は運動直後、15分後に高値となった(筋が硬くなった)が、1日後までには運動前と同程度の値に戻り、その後には大きな変化は認められなかった(図3B)。主観的な筋硬度は、運動直後に大きく上昇し(筋が硬く張っていると感じ)、その後は少しずつ低下していった。1日後には再度わずかな上昇をみせたが、3日後には運動前の水準へと戻った(図3C)。筋痛は、運動直後から1~2時間後までわ

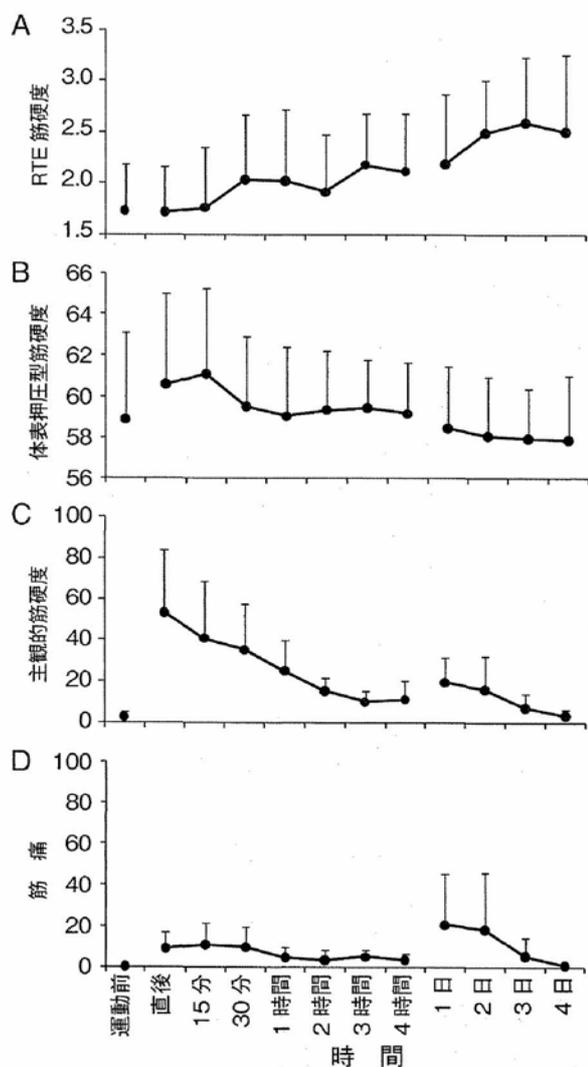


図3 レジスタンス運動後の各指標の変化
縦棒は標準偏差を示す

ずかに上昇した後に一度低下したが、1日後に大きく上昇してピークとなり、これが低下したのは3日後であった(図3D)。

3. 考察

本研究は、硬度が均一な較正用ゲルとの相対値(押圧に対する変形率の比)として硬度を表現することで、筋硬度の定量化を試みた。RTEによって算出される組織変形率を、被験者内、被験者間で客観的に比較できるように評価したのは、我々が知るかぎり本研究が初めてであり、その信頼性は慎重に検討しなければならない。

ファントムゲルの硬度測定では、較正用ゲルと硬度が等しいファントムに対してはほぼ1という

測定値を、より柔らかいファントムには1より大きな値を、硬いファントムには1より小さな値を得た。硬い組織は押圧に対する変形が小さくなることから、このような測定値が得られたことは妥当であるといえる。また、較正用ゲルとファントムゲルとの硬度が逆となった場合には、得られる測定値もほぼ逆数となった。このことは、変形率比の算出が適切な精度をもって行えたことを支持する結果である。ただしこれらの結果は、10回算出した変形率比を平均することで得られたものである。このときの標準偏差から変動係数(CV = 標準偏差/平均値 × 100 [%])を算出すると、5.5~12.8%であった。これは単回での変形率比算出では最大で約13%の誤差が生じる可能性があることを意味しており、複数回算出した値を平均することで精度を高める必要があることを示している。なお、測定された変形率比は10%ゲル圧縮強度から予測される理論値(較正用がゲルA、ファントムがゲルBの場合、 $2.3/3.6 = 0.64$)とわずかに異なっていたが、これは本研究でのゲルの圧縮変形が10%より小さかったことが主な理由であると考えられる。

外側広筋を対象とした繰り返し測定においても、10回算出した変形率比の標準偏差はファントム実験と同程度であり、CVに換算すると2.1~9.0%であった。ただし、この測定過程を5回繰り返したときの代表値の標準偏差も大きく、CVに換算すると4.9~12.0%であった。このことは、ヒト筋を対象とした場合には、複数回算出した変形率比の平均を代表値としても、10%前後の測定誤差が生じるということの意味している。測定誤差が生じる要因としては、筋が緊張していた可能性、測定姿勢が測定間でわずかに異なっていた可能性、押圧の加え方が一定していなかった可能性などが考えられる。

RTE筋硬度と体表押圧型筋硬度とを比較した実験では、男性のみに有意な相関関係が認めら

れ、女性においてはこれが認められなかった。このことには、女性被験者には皮下脂肪を多く有する者がいたことが関連していると推察される。測定対象部位の皮下脂肪厚を超音波画像診断装置により計測したところ、体表押圧型筋硬度と有意な相関関係 ($r = -0.677$, $p < 0.01$) が確認された。つまり体表押圧型硬度計を用いた筋硬度測定では、皮下脂肪厚が大きいものほど硬度が低いという系統的誤差が生じていた可能性がある。このような誤差が、女性において RTE 筋硬度と体表押圧型筋硬度との関係性を捉えづらいものにしたと考えられる。一方で、RTE 筋硬度と皮下脂肪厚との間には、有意な関係性は認められなかった ($r = 0.242$, n.s.)。この結果のみから RTE 筋硬度測定に皮下脂肪が影響しないと結論付けることはできないが、体表押圧型筋硬度のように系統的な誤差は生じていなかったことが示された。

レジスタンス運動後には、RTE 筋硬度と体表押圧型筋硬度はそれぞれ異なる変化を見せた。運動後すぐに大きな変化をみせた体表押圧型筋硬度は、筋内水分量の変化を反映していたと推察される。一般に、レジスタンス運動直後には筋内水分（血液・組織液）量が急性的に増加し、これが運動前の状態へ回復するまでに数時間必要であることが知られている。この間は筋内圧が高まり、筋が張った感覚が生じるとともに伸展性が失われる。レジスタンス運動直後の体表押圧型筋硬度の変化は、この筋内水分量変化の様相とよく似たものであった。一方 RTE 筋硬度には運動直後の変化は認められず、筋内水分量（筋内圧）変化の影響は現れなかったといえる。このことには、RTE 筋硬度測定が非常に小さな押圧、小さな筋形状変化のもとで行われることが関係しているかもしれない。筋内水分量が増して筋内圧が上昇した状態では、筋を一定量変形させるのに必要とされる押圧が大きくなると推察さ

れるが、これは筋に比較的大きな形状変化を強いる場合のみであるかもしれない。推測の域を脱しないが、もし微小な筋変形を生じさせるために必要とされる押圧が、筋内圧が上昇した状態でも変化しなければ、運動直後に RTE 筋硬度が変化しなかったことへの説明となる。運動後、時間が経過すると RTE 筋硬度はゆっくりと増加していき、筋が次第に柔らかくなっていくことを示した。このことには、筋内水分量の増減（筋内圧の変化）とは異なる要因、例えば筋組織をとりまく結合組織の量や硬さ等が変化した可能性を示唆する。ただし、RTE 筋硬度が何の変化を反映したのか判断することは、現段階では困難である。

4. まとめ

本研究は、RTE を用いた筋硬度測定の信頼性、再現性、有用性を検討した。ファントム実験やヒト外側広筋での繰り返し測定から、RTE を用いて筋硬度を評価することは可能であるが、測定値には約 10% の測定誤差が内在することが示唆された。皮下脂肪に起因する系統的誤差は確認されなかった。RTE による筋硬度測定では、レジスタンス運動直後に生じる筋内水分量の増大（筋内圧の上昇）に起因した筋の硬化を捉えることはできなかったが、運動後に時間をかけて筋が柔らかくなるような変化が起きている可能性を示唆した。測定誤差をより小さくすることや、測定値が筋のどのような組織的变化を反映しているかを今後検討していく必要はあるものの、本手法は筋硬度を評価する有用な手法となり得るだろう。

謝 辞

本研究に対して助成を賜りました（財）石本記念デサントスポーツ科学振興財団に深く感謝申し上げます。

文 献

- 1) 北田耕司, 田卷弘之, 芝山秀太郎, 倉田博. 筋疲労による収縮時の筋硬度変化. *J. J. Sports Sci.*, 13: 273-280(1994)
- 2) 村木里志, 福田修, 福元清剛. 筋の厚さ(量)と硬さ(質)から筋力を推定する方法の開発. 明治安田厚生事業団第24回健康医科学研究助成論文集. 126-133(2009)
- 3) Ikai M., Fukunaga T., Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift Fur Angewandte Physiologie Einshliesslich Arbeitsphysiologie*, 26: 26-32(1968)
- 4) 三竹毅, 松村剛, 脇康治, 村山直之, 山本佳子. Real-time Tissue Elastography技術の開発. 医用画像情報学会雑誌, 23(2): 70-74(2006)
- 5) 松村剛, 椎名毅, 大阪卓司, 脇康治, 村山直之, 山本佳子. Real-time Tissue Elastography技術の開発. *MEDIX*, 41: 30-35(2004)
- 6) 橋本秀行. Real-time Tissue Elastographyを使用した乳腺腫瘍の新しい診断法. *MEDIX*, 41: 11-14(2004)
- 7) MHS Hayes, DG Paterson., Experimental development of the graphic rating method. *Psychological Bulletin*, 18: 98-99(1921)

