

TMGを用いた骨格筋の力学的特性と皮下脂肪厚との関係

Relationship between mechanical properties of skeletal muscle using tensiomyography and subcutaneous fat thickness

平塚和也, 角田直也

Kazuya HIRATSUKA and Naoya TSUNODA

ABSTRACT

The purpose of this study was to clarify the relationship between mechanical properties of skeletal muscle using tensiomyography (TMG) and subcutaneous fat thickness (FT).

Subjects were 124 male athletes (age 20.8 ± 2.7 years, height 171.8 ± 6.4 cm, weight 65.9 ± 10.9 kg). TMG was used to assess mechanical characteristics in Rectus femoris muscle (RF). Maximal displacement of the muscle belly (Dm), muscle contraction time (Tc) and contraction velocity (V_{90}) were analyzed in all subjects (de Paula Simola et al., 2015). B-mode ultrasonic method was used to assess FT in RF.

FT was not correlated to Dm ($p=0.172$; $r=-0.123$). And also, FT was not correlated to Tc and V_{90} ($p=0.186$; $r=-0.12$, $p=0.334$; $r=-0.087$).

In this study, it was found that the Dm, Tc and V_{90} was not affected by FT. From these result, it was considered that mechanical properties assessed by TMG not reflected to the thickness of subcutaneous fat.

Key words; tensiomyography, mechanical properties, subcutaneous fat thickness

I. 緒 言

ヒトの骨格筋の機能特性を計測することは様々な分野への応用を期待できる。たとえばスポーツ分野では疲労推定やスポーツ種目における適正の評価及び方向づけ、医療分野では筋疾患の診断や治療による効果等に適用することが可能である。

また、特にヒトを対象とする計測では、非侵襲性かつ被験者のモチベーションによる影響を除くことができる努力しない手法が、骨格筋の機能特性を正確に評価する上で重要である。骨格筋の機能特性を評価する手法は多岐にわたるが、近年、Tensiomyography (TMG) がその評価法のひとつとして注目されている^{6) 7)}。

TMGは、電気刺激装置を用いて骨格筋上の体表面に電気刺激を与え、骨格筋が収縮する際に、その径が側方へ変形・拡大するときに生じる変位をデジタル変位センサーで計測し、変位-時間曲線から変位とその時間的情報を算出して、骨格筋の力学的特性を評価したものである⁸⁾。この手法は自発的な努力を要せず、非侵襲性に加え、実時間性及び簡便性に優れている¹⁵⁾。そのため、被験者のモチベーションによる影響を取り除くとともに、自発的な努力ができない又はしない状況においても簡便に評価することができる。これまでにTMGを用いて筋疲労の評価³⁾、筋委縮及び回復の評価¹²⁾、筋損傷部の機能診断⁴⁾、筋線維タイプの推定¹¹⁾などスポーツ及び医療分野で活用され、広範な応用が試みられている。しかし、この手法は皮膚表面上からの計測であるため、皮下脂肪の影響を考慮しなければならない。皮下脂肪には物理的外力に対するクッションの役割¹⁰⁾があるため弾力性がある。先行研究¹⁴⁾では、皮下脂肪の厚さによって弾力性は異なることが報告されている。つまり、皮下脂肪の厚さによって、TMGから算出された変位とその時間的情報に影響を及ぼす可能性が考えられる。皮下脂肪の厚さによる系統的な誤差の有無について明らかにすることは、TMGを用いて骨格筋の力学的特性を正確に評価する上で重要である。

そこで本研究は、TMGを用いた骨格筋の力学的特性と皮下脂肪厚との関係性を明らかにすることを目的とした。

II. 方 法

1. 被験者

男子アスリート124名(年齢 20.8 ± 2.7 歳、身長 171.8 ± 6.4 cm、体重 65.9 ± 10.9 kg)を対象とした。あらかじめ被験者には本実験の目的と方法を十分に説明し、書面にて同意を得た上で実験を行った。被験者にはどのような状況であっても、測定を中止することができることを事前に伝えた。また、

本研究は本学のヒトを対象とした研究に関する倫理審査委員会に申請し、許可を得た上で実施した。なお、被験者には測定前の運動を控えるように指示し、測定前に運動を行っていないことを確認した上で測定を実施した。

2. 測定項目

1) 骨格筋の力学的特性

骨格筋の力学的特性は筋収縮測定装置(TMG-100、TMG社製、Tensiomyography; TMG)を用いて、大腿直筋(Rectus femoris muscle; RF)を評価した(Fig.1)。測定姿勢は、仰臥位で実施した。その際、膝屈曲角度が30度となるように三角パットを使用した。また、被験者には下腿の筋を弛緩させるように指示した。デジタル変位センサーの設置位置は、Šimunić¹³⁾の報告を参考に、上前腸骨棘と膝蓋骨上部を結ぶ50%の位置とし、RFに対して垂直にセットした。なお、デジタル変位センサーには、 $0.17 \text{ N} \cdot \text{mm}^{-1}$ に調整したバネを使用した。電極位置は、デジタル変位センサーを中心に近位部と遠位部に貼付し、電極間距離は5cmとした⁵⁾。また、電極を接触させる体表は、電極への抵抗を除去するために剃毛処理を行った。電気刺激における単一刺激のパルス幅は1msとした。刺激範囲は40mAから110mAとし、最大変位が発現するまで10mAずつ増加させた。また、刺激によって筋の疲労及び増強の影響を最小限に防ぐ為、刺激間の休憩時間を10秒とした⁵⁾。TMGの変位-時間曲線から算出した項目は、最大変位量(最大変位の振幅、maximal displacement; Dm)、収縮時間(最大変位の10%から90%に至るまでの時間、contraction time; Tc)及び収縮速度(最大変位の0%から90%までの変位量、contraction velocity; V_{90} , $V_{90} (\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}) = 90\% \text{Dm} / \Delta t_{90}$)とした³⁾。なお、TMGの測定は、習熟した1名の測定者が実施した。

2) 皮下脂肪厚

皮下脂肪厚(subcutaneous fat thickness;

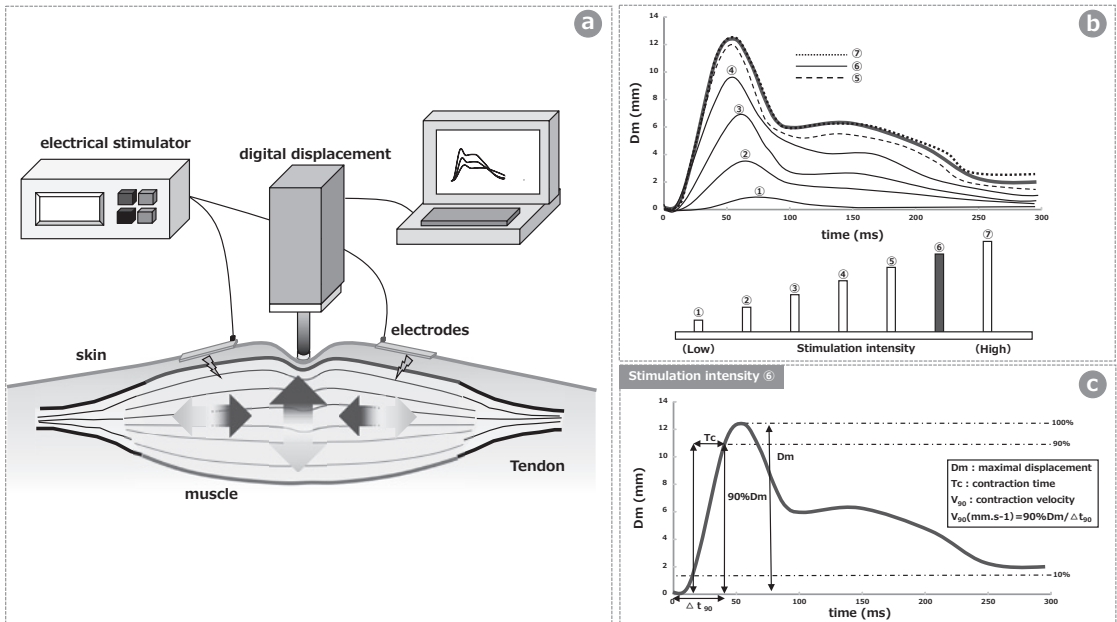


Fig.1 Schematic representation of TMG measurement. (a) : Principle of TMG ; (b) : TMG protocol ; (c) : TMG parameters.

FT) の測定は、超音波診断装置 (Echo Camera SSD-900L, ALOKA 社製) を用いて測定した。被験者の測定姿勢はTMGの測定姿勢と同様にした。また、FTの測定位置もTMGのデジタル変位センサーの位置と同様にした。超音波診断装置の超音波発振周波数はFTと筋の境界が明確に判断できる7.5MHzを用いて測定した。また、表層部の筋組織を圧迫せずに明瞭な超音波画像を得るため、プローブにエコーゼリーを添付して超音波画像の撮影を行った。さらに、超音波診断装置の画像のゲインとフォーカスは、被験者ごとに調節しFTが見みえやすい最適な設定で行った。得られた画像を、画像分析ソフトを用いて、皮膚とプローブの接触面である画面上部から皮下脂肪と筋の筋境界線までの厚さをFTとして計測した (Fig.2)。なお、FTの測定は、習熟した1名の測定者が実施した。

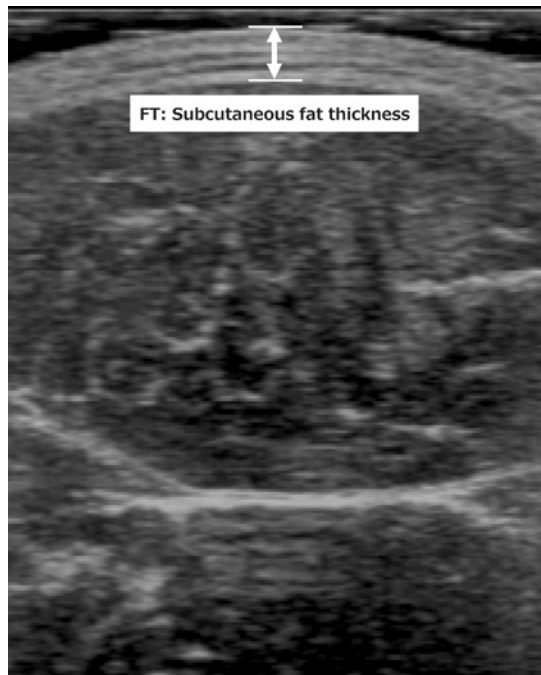


Fig. 2 Measurement of FT.

3. 統計処理

本研究における統計量は平均値と標準偏差で示

した。項目間の相関関係の検定には、Pearsonの積率相関係数を用いた。なお、統計処理の有意水準は5%とした。

Ⅲ. 結 果

Table 1には、RFのDm、Tc、V₉₀及びFTの平均値と標準偏差を示した。TMGから算出されたDm、Tc及びV₉₀はそれぞれ、9.6±2.5mm、26.5±4.4ms及び167.6±50.1mm・s⁻¹であった。FTは、0.61±0.25cmであった。

Fig.3にはFTとDm、Tc及びV₉₀との関係を示した。FTとDmの間には、有意な相関が認められなかった ($p=0.172$; $r=-0.123$)。また、FTは、Tc及びV₉₀との間においても有意な相関が認められなかった ($p=0.186$; $r=-0.12$, $p=0.334$; $r=-0.087$)。

Ⅳ. 考 察

TMGは皮膚表面上から計測するため、皮下脂肪の厚さによって系統的な誤差を生じさせる可能性がある。そこで本研究は、TMGを用いてRFの力学的特性 (Dm、Tc及びV₉₀) を評価し、FTとDm、Tc及びV₉₀との関係について検討した。その結果、RFにおけるFTとDm、Tc及びV₉₀の間には、全ての項目間で有意な相関が認められなかった。つまり、TMGから算出されたDm、

Tc及びV₉₀は、皮下脂肪の厚さによる系統的な誤差を生じさせないことが明らかとなった。その理由として2つのことが考えられる。1つ目の理由として、TMGの測定原理が挙げられる。TMGは骨格筋が収縮する前に0.17 N・mm⁻¹のバネが組

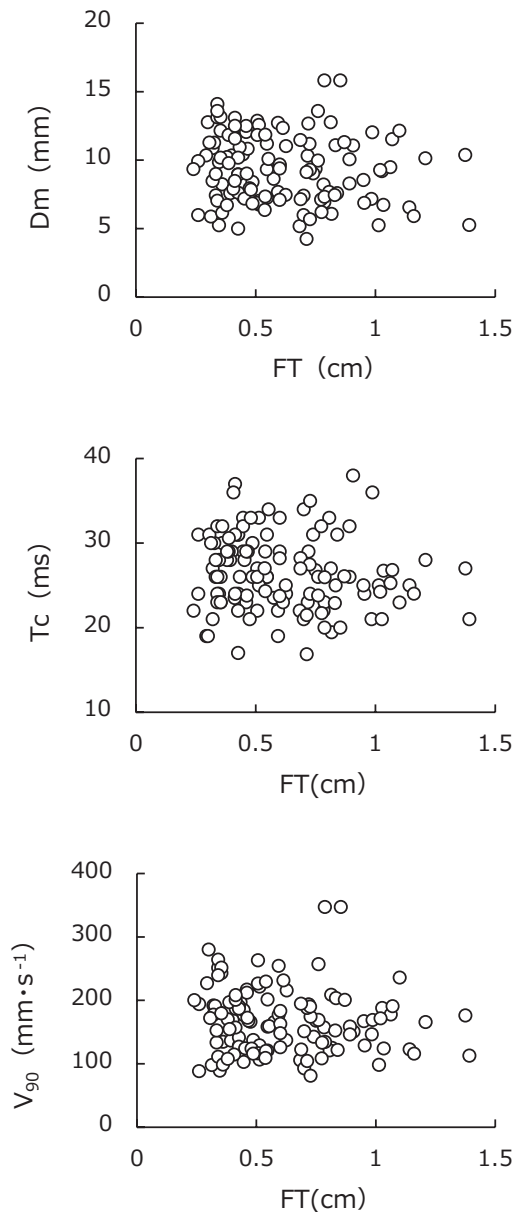


Fig. 3 Relationship between FT and TMG parameters in RF.

Table 1 TMG parameters and FT in RF.

	Mean	(SD)
Dm (mm)	9.3	(2.5)
Tc (ms)	26.5	(4.4)
V ₉₀ (mm·s ⁻¹)	167.6	(50.1)
FT (cm)	0.61	(0.25)

Dm: maximal displacement, Values are mean (SD).
 Tc: contraction time,
 V₉₀: contraction velocity,
 FT: subcutaneous fat thickness

み込まれたデジタル変位センサーを筋腹に対して垂直に配置する。その後、筋に対して一定の圧力をかけた状態（プレテンション）から測定を開始する。先行研究^{9) 16)}では皮膚表面から変位量を計測するという点が同一である筋の硬さを評価する手法において、皮下脂肪の厚さ以上の圧子を押し込むと、皮下脂肪はバネとして働かなくなることが報告されている。つまり、本研究のTMGはFT以上のプレテンションしたことによって、皮下脂肪の弾性要素の働きがなくなり、皮下脂肪自体の影響を取り除いた可能性が考えられる。また、TMGは、最大変位が発現するまで（変位がプラトーになるまで）電気刺激を増加させる。その後、変位-時間曲線から骨格筋の力学的特性を評価する。有岡ら²⁾は、機械的な刺激を加え、筋及び皮下脂肪の粘弾性を評価した。その結果、収縮レベルが20%以上になると皮膚及び皮下脂肪の弾性の変化が小さくなることが報告されている。本研究のTMGの測定は、最大変位が発現するまで電気刺激を増加させるため、少なくとも低強度の収縮レベルではないことが考えられる。つまり、本研究の皮下脂肪は中・高強度の収縮によって弾性の変化が小さくなったため、どの皮下脂肪の厚さにおいてもTMGのDm、Tc及びV₉₀の測定値に影響を及ぼさなかった可能性が考えられる。2つの目の理由として、被験者が挙げられる。先行研究¹⁾によるとFTには性差がある。また、スポーツ選手と一般人のFTを比較したところ、スポーツ選手のFTは一般人と比べて薄いことが報告されている。本研究は、皮下脂肪が比較的薄い男子アスリートを使用したため、このような結果になった可能性が推察される。以上の理由から、本研究におけるTMGを用いたRFの力学的特性は、皮下脂肪の厚さによって系統的な誤差を生じていなかったことが示された。今後は、アスリートだけではなく比較的皮下脂肪が厚いヒトや部位を評価し、系統的な誤差の有無を検討する必要があるだろう。また、系統的な誤差が生じた場合、どの程度の皮下脂肪の厚さから系統的な誤差が生じる

のかを詳細に検討することも骨格筋の力学的特性をより正確に評価する上で重要であるだろう。

V. ま と め

本研究は、TMGを用いてRFの力学的特性(Dm、Tc及びV₉₀)を評価し、FTとDm、Tc及びV₉₀との関係について検討した。その結果、TMGから算出されたDm、Tc及びV₉₀は、皮下脂肪の厚さによる系統的な誤差を生じさせないことが明らかとなった。

本研究は、令和元年度国士舘大学体育学部附属体育研究所研究助成により実施した。

参考文献

- 1) 安部 孝、福永 哲夫. 日本人の体脂肪と筋肉分布. 杏林書院. 1995.
- 2) 有岡 征志郎、内山 孝憲. 機械刺激による筋・皮下組織・皮膚の力学特性の解析. 生体医工学. 50 (6). 613-619. 2012.
- 3) de Paula Simola RÁ, Harms N, Raeder C, Kellmann M, Meyer T, Pfeiffer M, Ferrauti A. Assessment of neuromuscular function after different strength training protocols using tensiomyography. J Strength Cond Res. 2015 May ; 29 (5) : 1339-48.
- 4) Hunter AM, Galloway SD, Smith IJ, Tallent J, Ditroilo M, Fairweather MM, Howatson G. Assessment of eccentric exercise-induced muscle damage of the elbow flexors by tensiomyography. J Electromyogr Kinesiol. 2012 Jun ; 22 (3) : 334-41.
- 5) Latella C, Ruas CV, Mesquita RNO, Nosaka K, Taylor JL. Test-retest reliability of elbow flexor contraction characteristics with tensiomyography for different elbow joint angles. J Electromyogr Kinesiol. 2019 Apr ; 45 : 26-32.
- 6) Martín-San Agustín R, Benítez-Martínez JC, Medina-Mirapeix F, Casaña-Granell J. Sex Differences and Patterns of Muscle Stiffness in the Knee Flexor and Extensor Musculature Through Analysis of Isolated Bellies. J Strength Cond Res. 2018 Sep 28.
- 7) Martín-San Agustín R, Medina-Mirapeix F, Alakhdar Y, Benítez-Martínez JC. Sex Differences in the Velocity of Muscle Contraction of the

- Hamstring and Quadriceps Among Recreationally Active Young Adults. *J Strength Cond Res.* 2019 May ; 33 (5) : 1252-1257.
- 8) Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J. Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012 Dec ; 22 (6) : 866-72.
 - 9) Sakai F, Ebihara S, Akiyama M, Horikawa M. Pericranial muscle hardness in tension-type headache. A non-invasive measurement method and its clinical application. *Brain.* 1995 Apr ; 118 (Pt 2) : 523-31.
 - 10) 清水 宏. あたらしい皮膚科学第2版. 中山書店. 2011.
 - 11) Šimunič B, Degens H, Rittweger J, Narici M, Mekjavić IB, Pišot R. Noninvasive estimation of myosin heavy chain composition in human skeletal muscle. *Med Sci Sports Exerc.* 2011 Sep ; 43 (9) : 1619-25.
 - 12) Šimunič B, Koren K, Rittweger J, Lazzar S, Reggiani C, Rejc E, Pišot R, Narici M2, Degens H. Tensiomyography detects early hallmarks of bed-rest-induced atrophy before changes in muscle architecture. *J Appl Physiol.* 2019 Apr 1 ; 126 (4) : 815-822.
 - 13) Šimunič B. Two-dimensional spatial error distribution of key tensiomyographic parameters. *J Biomech.* 2019 Jul 19 ; 92 : 92-97.
 - 14) 高野倉 睦子、吉永 実路、川上 鈴奈. 若年女性の上半身における皮膚弾力性と皮下構造に関する研究. 人間-生活環境系シンポジウム報告集38, 257-258, 2014.
 - 15) Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Usach R, Doutres DM, Maffiuletti NA. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010 Aug ; 20 (4) : 761-6.
 - 16) 内山 孝憲、永岡 学. 押し込み型の硬度計. バイオメカニズム学会誌, Vol. 40, No.2. 2016.