

ヒト総指伸筋の Isometric contraction 中の機能的筋硬度の変化について

小宮秀明*・黒川修行**・前田順一***・竹宮 隆****

Influencing Factors on Muscle Stiffness Accompanying Stepwise Increased Muscle Tension During Isometric Contraction of the Extensor Digitorum Muscle

Hideaki KOMIYA*, Naoyuki KUROKAWA**, Jun-ichi MAEDA*** and Takashi TAKEMIYA****

Summary

Since there are no standard methods or instruments for measuring muscle stiffness, the relationship between muscle force and muscle stiffness seems not to have been previously investigated. We have been much interested in muscle stiffness observed during muscle activity and/or muscle fatigue.

The purpose of present investigation was to clarify the influencing factors on muscle stiffness during stepwise increased muscle tension in submaximum isometric contraction. Non-invasive measurement of muscle stiffness was based on the principle of the pushing method. Muscle stiffness was determined in the extensor digitorum at rest and during muscle contraction of 5 kgf, 10 kgf, 15 kgf, 20 kgf, 25 kgf and 30 kgf. The mean value of muscle stiffness at rest was $434.2 \pm 188.2 \text{ gf/cm}^2$, and at each stage muscle tension values were $727.4 \pm 111.5 \text{ gf/cm}^2$, $925.6 \pm 251.4 \text{ gf/cm}^2$, $1306.8 \pm 386.0 \text{ gf/cm}^2$, $1504.3 \pm 406.6 \text{ gf/cm}^2$, $1698.5 \pm 601.8 \text{ gf/cm}^2$, and $1935.2 \pm 632.4 \text{ gf/cm}^2$ respectively.

A steeper straight line was observed in muscle tension exerted by contraction and muscle stiffness until 55% of MVC, and there was a high correlation ($r = 0.878$, $P < 0.01$) between muscle stiffness and %MVC. Hysteresis in strain-stress curves were observed not only at rest but also during muscle contraction. Furthermore, the loop areas in hysteresis gradually increased in accordance with increase of muscle tension. Despite decrease in the blood flow velocity with the increased load, no complete stop of blood flow was observed in the muscle contraction.

Even if the load was fixed for 5 minutes at 15%MVC, the slight increase was found for hysteresis, circumference and EMG during the sustained isometric handgrip strength.

These results suggest that the study of muscle stiffness and hysteresis is in relation to the peripheral circulatory factors as well as neuronal ones.

-
- * 宇都宮大学教育学部保健体育科 (〒 321-8505 栃木県宇都宮市峰町 350)
Department of Education, Utsunomiya University (350, Minemachi Utsunomiya, Tochigi, 321-8505)
 - ** 東北大学大学院医学系研究科環境保健医学 (〒 980-8575 宮城県仙台市青葉区星陵町 2-1)
Environmental Health Sciences, Tohoku University Graduate School of Medicine (2-1 Seiryomachi, Aoba-ku, Sendai 980-8575)
 - *** 宮城教育大学 (〒 980-0845 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉)
Department of Education, Miyagi University of Education (Aoba Aramaki Aoba-ku Sendai, 980-0845)
 - **** 日本体育大学大学院 (〒 158-8508 東京都世田谷区深沢 7-1-1)
Nippon Sport Science University (7-1-1 Fukasawa, Setagayaku, Tokyo, 158-8508)

I. 緒言

これまで競技者の筋肉の硬さは運動後の疲労の程度や回復の状態を知る手がかりとみなされ、スポーツ活動の前後に皮膚表面から触診する主観的な方法がとられてきた。その結果、疲労に伴い筋が硬くなることやアネロビックな運動能力が優れた競技者ほど収縮時のそれが硬いとされてきた。これまで、紺野¹⁰⁾や猪飼ら⁵⁾は筋硬度計を用いて筋の硬さの測定を試みてきたが、これらの測定は鍛錬者の筋肉の硬さのみならず活動下の筋緊張およびその経時的な疲労を判定する上で極めて重要であると思われるが、その生理的な情報を客観的な尺度として定量化したものではない。体表から人体局所の筋組織の硬さ軟らかさの状態を時間の関数として測定する押圧法の試みは、筋肉に至る末梢組織のコンプライアンスを簡便に定量化することに通じ、筋肉における脂肪・水分・微小血管網の総合的なコンパートメント情報の生理的な把握にとっても意義のあることと考える。

われわれは歪み-応力の2次元解析法の原理³⁾を基礎に、これまで生体軟組織の安静状態における硬度測定について定量化を試みた⁹⁾。一方、軟部組織コンパートメントが神経性の緊張下すなわち筋活動中の状態の変化の程度と歪み-応力曲線の応答がどのように変わっていくかについては関心がある。

本論の目的は、種々の生理的条件下の機能的な筋硬度測定に続き、前腕周径囲、筋電図および前腕血流速度などの生理的情報を用いて Isometric 型の筋活動中の筋硬度および Hysteresis の変動要因を知ることである。

II. 方法

A. 対象

被験者は、19歳から21歳 (20.1 ± 0.9 歳) の陸上競技部 (短距離4名、投擲3名) に所属する健康な男子大学生7名であった。被験者には実験に先立ち研究目的、実験方法などを詳細に説明し実験参加の承諾を得た。被験者の身長は 175.6 ± 5.6 cm, 体重は 74.3 ± 9.7 kg であり、前腕の筋硬度測定部位の周径囲と皮下脂肪厚は 27.6 ± 2.0 cm, 4.6 ± 0.8 mm であった (Table 1)。

B. 測定手順と負荷方法

前腕部の総指伸筋表面の皮下脂肪厚は、東芝メディカル社製の超音波測定装置 (SONOLAYER-L, SAL-32B) を用いて計測した。前腕周径囲は筋腹の最大囲をメジャーで測定した。最大随意筋力 (MVC) は椅座位の姿勢で竹井機器社製の握力計を用いて3回測定し、その中の最高値を成績として採用した。

安静時および筋活動中の筋硬度測定は、椅座位の姿勢で前腕を測定台の上に軽く固定した総指伸筋の筋腹中央部で行った。測定中は生体側の振動によるアーティファクトの発生があり、これを排除するため FD ピックアップが下降する際には止息の状態で行い、また皮膚表面上の押圧子が接触する点にマークを付け同一部位での反復測定が適切に行えるようにした。筋活動の様式は Isometric 型の掌握運動とし、荷重型の掌握装置を試作し負荷量を 5 kgf から 30kgf まで 5 kgf ずつ増加させ、筋活動中の筋硬度、前腕周径囲、筋電図および血流速度を求めた。また、数日後に15%MVCでの5分間の持続的な掌握

Table 1 Physical characteristics and maximum voluntary contraction of subjects.

Physical characteristics					
Age	Body Height	Body Weight	Skinfold thickness	Circumference of forearm	Maximum voluntary contraction
(year)	(cm)	(kg)	(mm)	(cm)	(kgf)
20.1	175.6	74.3	4.6	27.6	56.3
0.9	5.6	9.7	0.8	2.0	8.7
					Upper:Mean
					Lower:S.D.

運動を行い、1分ごとの筋硬度、周径囲および筋電図の測定を実施した。

C. 筋硬度, Hysteresis, 筋電図および血流速度の測定

筋硬度の測定は日本光電社製のFDピックアップ(SB-1T, 分解能: 1% FS, 非直線性: 1% FS)を等速運動が可能なpotentiometerのアームに取り付け、2.5mm/secの速度で作動する装置を開発した。また、FDピックアップが上下方向に移動する際にはアームの接合部分とFDピックアップ部分に水準器を取り付け被験体に対し常に圧迫子と接触面の角度が直角になるようにした。potentiometer本体に取り付けたFDピックアップの圧迫子を皮膚表面上から押圧した際に得られる歪み-応力曲線は日本光電社製の前置増幅器(S-1485)を介して理科電気社製のX-Yレコーダー(RW-21)上に、また歪み量はx軸に、応力はY軸に入力されるよう接続した。

この押圧時の曲線は押圧初期の皮下脂肪層を反映した緩慢な上昇部分と筋肉層を反映した比較的急勾配な部分のBi-componentから構成される³⁾。実際の線形分析では筋肉層を代表する比較的急勾配の領域(Second component)の回帰式を基に圧に対する変位の変化量を求め、Horikawa et al.³⁾の方法に従い次式を用いて筋硬度を算出した。

$$E = Id (1 - \mu^2) (y/x)$$

尚、この時のEは筋硬度、Iは基礎盤の定数(I=0.85)、dは圧迫子の直径(d=1.0)、 μ はポアソン比($\mu=0.5$)、xは歪み、yは応力である。

押圧子を用いて粘弾性素材に加圧および減圧を実施した際には、それらの曲線に不一致が生じる。今回はタマヤ計測システム社製のDigitizing area-line meter Super Planix β を用いて筋の応力緩和現象の指標としてHysteresis面積をg・cm単位で算出した。

筋電図は総指伸筋から表面双極誘導法により導出した。電極間隔は30mmとし筋線維の走行方向と一致させた。その時の時定数は0.01秒で電極間抵抗は5k Ω 以下とし、得られた筋電図信号は全波整流した後に積分回路にアナログ入力し積分筋電図(iEMG)として解析した。

血流速度は段階的な漸増負荷中の循環状態を知る目的から双方向型超音波ドップラー血流計(林電機社製:DVM-4200)を用いて上腕動脈、橈骨動脈

(肘関節部、茎状突起部)のうち聴取可能な部位を選択し血流量の指標とした。血流測定用のプローブは5MHzの貼り付け型を使用し、筋の収縮中に測定部位が移動しないように固定器を用いて密着し測定した。尚、各筋力発揮時の諸変量の平均値の比較には対応のあるt-testを行い、危険率5%未満をもって有意とした。

III. 結果

A. 被験者の形態および随意最大筋力

前腕の筋硬度測定部位の皮下脂肪厚および随意最大筋力(MVC)の平均値と標準偏差は、それぞれ 27.6 ± 2.0 cm, 4.6 ± 0.8 mm, 56.3 ± 8.7 kgfであった。

B. 筋硬度, Hysteresis, 周径囲およびiEMGの測定

得られた歪み-応力曲線は全て非線形となり、加圧初期の脂肪層の傾きに比し筋肉層のそれは急峻となることが確認された(Fig. 1)。また、収縮力の増大に伴い、歪み-応力曲線の傾きは鋭くなる傾向を示した。

軟部組織に圧を加えた際にみられる歪みの発生と消失経過の間のずれはHysteresis(履歴現象)と呼称されるが¹⁴⁾、今回の成績においても押圧を与えている間の変位発生過程と減圧過程での変位曲線は同一曲線を辿らずhysteresisが観察され筋力の増大に伴い増加する傾向が得られた。

安静時および低筋力の場合には曲線に筋収縮性動揺がみられないものの、筋力の増大に伴い曲線の動揺は顕著となり、最大収縮時には正確な歪み-応力曲線が得られず、従って今回は被験者全員が測定可能な強度である30kgfまでとした。

安静時から30kgfまでの筋活動中の筋硬度、Hysteresis, 周径囲, およびiEMGは負荷強度に伴い増加傾向がみられ、血流速度は減少傾向が観察された(Table 2, Fig. 2)。また、被験者によりMVCに相違が見られるため相対値である%MVCとの関係をみると筋硬度は30kgf、すなわち相対的強度である約55%MVCまでは直線的に増加した。

筋活動中の筋硬度、HysteresisおよびiEMGとの間には、筋硬度とHysteresis間で $r = 0.783$ ($p < 0.01$)、筋硬度とiEMG間で $r = 0.320$ ($p < 0.05$)、HysteresisとiEMG間で $r = 0.380$ ($p < 0.05$)と有

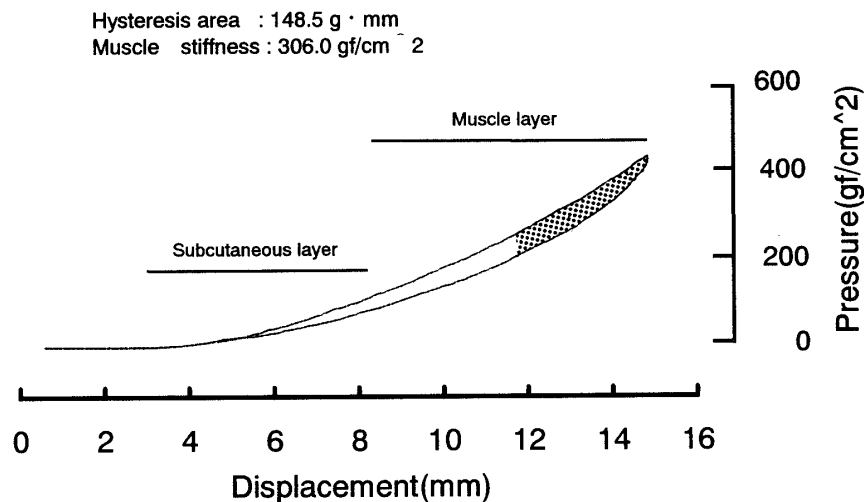


Fig. 1. Typical pattern of strain-stress curves in the extensor digitorum at rest. The curve determined during pushing was composed of a site of slow evaluation reflecting the subcutaneous fat layer at the beginning of pushing (first component) and a site with a relatively steep gradient, which reflected the muscle layer (second component). In actual linear analysis, the amount of change in displacement against pressure was obtained from the regression formula in the second component.

意な相関が認められた。

また、5分間の持続的筋活動中の筋硬度、Hysteresis, 前腕周経路およびiEMGは時間経過に伴い僅かな増加が確認された (Table 3)。

IV. 考察

生体組織は、弾性と粘性の性質が合わさった粘弾性を有し、組織に静的加重を加えた場合の生体内の力学的な挙動は弾性要素と粘性要素から構成されている¹⁶⁾。しかしながら、生体組織の負荷に対する物理的挙動は、多くの場合これらの要素が複数組み合わせられた多要素モデルとして扱われる¹³⁾。実際、生体の各器官を構成要素の特色から見ると、皮膚—皮下脂肪組織—筋組織系は物質の構成が単純でなく、複雑な複合素材と見ることができる。また、安静時の静的条件下の標本であっても各組織は末梢神経支配や局所の循環・液性調節などの因子によって規定されており、その硬さ・軟らかさの状態はある範囲で変動することが考えられる。さらに筋の収縮活動中あるいは収縮後の過渡的な条件下では生理的な機能要素の発動が関与するため、筋組織の力学的な変動は一層顕著となる。

今回は、これまでの基礎実験から知り得た筋の緊張状態や循環状態など⁹⁾の測定条件を整えた上で、

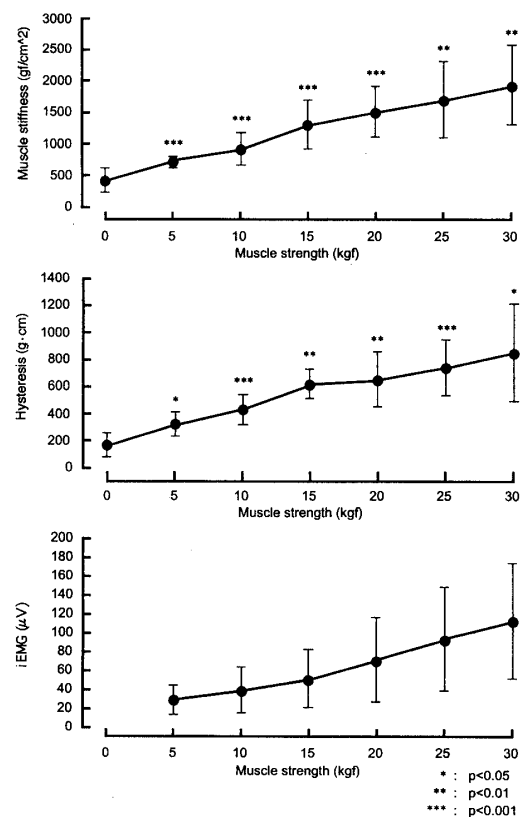


Fig. 2. Changes in muscle stiffness, hysteresis and iEMG of the extensor digitorum accompanying stepwise hand grip contraction.

ヒト総指伸の Isometric Contraction 中の機能的筋硬度の変化について

Table 2 Mean values of muscle stiffness, hysteresis, circumference, iEMG and Blood flow velocity during stepwise isometric contraction.

	rest	5kgf	10kgf	15kgf	20kgf	25kgf	30kgf	Correlation
Muscle stiffness (gf/cm ²)	434.2 188.2	727.4*** 111.5	925.6*** 251.4	1306.8*** 386.0	1504.3*** 406.6	1698.5*** 601.8	1935.2*** 632.4	0.878@
Hysteresis (g · cm)	178.0 90.7	334.9* 91.8	440.8*** 111.9	622.8*** 108.2	651.7** 204.4	741.6*** 205.9	850.0** 359.9	0.795@
Circumference (cm)	27.1 1.7	27.3* 1.8	27.4* 1.7	27.5* 1.8	27.5* 1.8	27.6* 1.8	27.8* 1.7	— 0.049
iEMG (μ V)		30.1 15.1	38.9 24.5	51.1 30.8	71.4 44.2	92.9 54.3	112.9 61.3	0.418@
Blood flow velocity (cm/sec)	42.7 10.7	43.3 11.9	36.6** 8.3	26.1*** 6.5	22.4*** 6.2	18.8*** 5.4	15.3*** 5.3	— 0.75@

Upper: Mean

Lower: S.D.

*: p<0.05, **: p< 0.01, ***:p<0.001 vs value of rest

@:p< 0.01

Correlation indicates r values of each variables against

Table 3 Mean values of muscle stiffness, hysteresis, circumference and iEMG during 5 minutes isometric contraction.

	0 minute@	1 minute	2 minutes	3 minutes	4 minutes	5 minutes
Muscle stiffness (gf/cm ²)	809.9 174.7	950.1 329.3	874.5 256.4	887.5 235.8	1009.5 267.2	1027.7* 223.5
Hysteresis (g · cm)	313.6 133.0	344.2 116.9	386.2 218.5	416.0 243.5	438.5 214.0	509.8* 170.8
Circumference (cm)	27.7 2.1	27.9* 2.0	28.0** 1.7	28.0** 2.0	28.0** 2.0	28.0** 2.0
iEMG (μ V)		26.9 11.4	26.7 12.6	26.1 11.2	26.8 12.5	27.5 13.2

Upper:Mean

Lower:S.D.

*:p<1.05, **:p<0.01 vs value of 0 minute

@: 0 minute indicates the values of immediately after beginning of isometric contraction.

筋の収縮度に対応した筋硬度の測定を試みた。また、本研究は体表からの押圧によって得られた成績であるため細胞間液・毛細血管系を含めた筋コンパートメントの硬さ・軟らかさを総合的に評価するものである。

A. 安静時の筋硬度と Hysteresis の生理学的解釈
一般に、筋の瞬発力の優劣と筋硬度の関係については猪飼⁵⁾、紺野¹⁰⁾の報告以来、問題の提起はなされながらも継続的な課題として今日に至っている。この背景には、体表からの筋硬度分析に対する局所組織の構造と機能の検討が十分でなかったこと、ま

たこれらに関する客観的な情報がほとんどないことによるものと考え。著者らは、この問題について既に基礎研究を行い新しい機器の開発に伴う精度と再現性の検討を行ってきており⁹⁾、この様な経緯を含めて考察を進めたい。

まず、体表からの押圧法により筋硬度を算出する場合には、皮下脂肪層や筋層の厚みが測定に影響するものと予想される。皮下脂肪については、超音波測定装置を用いて皮下脂肪層の厚みを測定し、押圧子の下降距離を適切に選択した。次に、押圧子を十分に下降した場合、通常の脂肪層は圧着されるため、硬度の計算からは理論的に無視できるとされている³⁾。また、筋硬度の算出は超音波像の脂肪層の厚さから判断し筋肉層を反映する歪み-応力曲線の second component 部分のみを採用した。ただし、この押圧法は脂肪層自体が極端に厚い場合や脂肪層に対し筋層が相対的に薄い場合には、正確な値が得られないため適用すべきでない¹⁰⁾と考える。本実験ではスポーツ経験を有する学生で肥満度の小さい被験者を選んでおり、その中でも比較的脂肪層が薄く、筋層が厚い部位を測定部として選択した。今回の結果からは、筋活動中の筋硬度と Hysteresis との間で $r=0.783$ と極めて高い相関が得られた。このように被験者を anaerobic なトレーニングを行っている競技者に限定した場合には、収縮中の筋硬度と Hysteresis との間に有意な相関がみられ、日常の筋力トレーニングで獲得した筋肥大と相まって筋細胞間隙での組織水の貯留状態や筋周辺の血管床の発達状態が関係するものと推察される。

B. 筋活動中の iEMG および荷重からみた筋硬度の変化

骨格筋の重要な生理的役割の一つは筋活動中の機能性であり、著者らの最終目標は最大活動時における筋硬度の測定である。運動強度が最大に近づくと筋の収縮性振動により正確なデータが得られないため、今回は全被験者のデータが採取できる 30kgf までとした。この値は MVC の約 55% (45.6% から 67.7%) に相当する。この時の各筋力に対応する筋硬度をプロットすると、ある一定の収縮強度までは筋硬度は直線的に上昇することが観察された。これら筋硬度の増加現象は神経系と循環系の立場から論じることが可能と考える。既にヒトの前脛骨筋を対象に共振周波数を利用した加藤ら⁷⁾の研究による

と、筋硬度は張力が最大値の 75% まではほぼ直線的に増加し、その後傾斜は急に緩やかになることを報告している。今回の測定で被験者間に多少の相違はみられたが、約 55% MVC までレベルオフはみられず、低・中程度の強度までは加藤ら⁷⁾の成績とほぼ一致する傾向が得られた。しかしながら、70% MVC 以上の測定は実施しておらず高強度でのレベルオフの可能性については、測定方法や筋種などを考慮し検討すべきである¹¹⁾と考える。

今回の 55% MVC 以下の強度においては収縮強度に比例した筋硬度の増加が確認された。この筋の収縮強度に呼応した筋硬度の上昇の主たる要因は α -motor neuron の発射頻度の増加と動員された筋線維数の増加⁴⁾が強く関与するもの¹²⁾と考える。ただし、今回測定を行った被験者の中には負荷量が増大した際に筋硬度の増加に比例した iEMG の変化がみられない例もあり、これらの事から筋硬度の変化には神経性の生理的な要因と相まった筋線維に加わる Biomechanical な張力の増大といった物理的な影響を反映することも推察できる。そこで、生体に加わる負荷量を 15% MVC (6.8kgf から 10.2kgf) と一定にし、5 分間の持続収縮を行った際の筋硬度の変化に及ぼす神経性の関与、すなわち iEMG の変化について検討を行った。既に数分間の一定の負荷の下では、その疲労に伴い iEMG が徐々に増加することが知られている。今回の成績では 5 分間の isometric 収縮中に筋への荷重は一定であるにもかかわらず筋硬度と Hysteresis が僅かに増加することが観察された。このことは、筋硬度の増加の主要因として荷重に対する Biomechanical な筋張力と共に神経性の影響が大きいもの¹³⁾と考える。ただし、筋硬度の増大に神経性の recruitment と物理的な荷重のどちらが一義的に作用するかについては明らかでない。

C. 筋活動中の Hysteresis および周径囲からみた筋硬度の変化

筋硬度は生体内の粘性要素と弾性要素が混在する粘弾性の特性として評価できる¹⁴⁾。生体に外圧を加えその変位をみる際、変位発生の時間経過は圧の時間経過よりも遅れることが知られており、これはまた変位が時間の関数になっているため、組織に圧が加えられた際に発生する変位とその消失経過の間には Hysteresis が発生する¹⁴⁾。この両曲線に囲まれた部分 (loop area) の発生は筋などの粘弾性素材に固

有の特徴であり、圧の経過時間が急激なほど loop area が顕著に大きくなることが知られている¹⁴⁾。

超音波ドップラー血流計を用いた Kagaya and Homma⁶⁾ は70% MVC の静的な掌握運動中においても上腕動脈での完全な血流閉塞が観察されないことを報告している。今回の成績においても負荷強度の増大に伴い血流速度の顕著な減少がみられるものの30kgf (55% MVC) においても完全な血流の停止には至らず、末梢静脈系での pooling が筋内圧の上昇を惹起し一時的な筋の硬化と Hysteresis の増大が惹起されたものと考ええる。従って、筋硬度は筋が構造的に有する組織としての硬さの他に末梢循環の血液量、細胞間隙の組織水量および神経性の筋緊張などの総和として捉えなければならない^{1, 12, 14)}。さらに筋の収縮強度の増加と Hysteresis の関係についてみると、その変位の発生と消失過程のずれは一層顕著となる。これは、組織に力を一定時間与えた際に、当初発生した応力が減退し消失するためであり、細胞内や細胞間隙からの組織水の steal による^{2, 15)} 応力緩和現象¹²⁾ の要因の一つと考えることができる。ただし、筋力トレーニングで筋の形態的变化が出現し筋の微細構造や脈管容積量が増加⁸⁾ したような一流のボディービルダーや持久性トレーニングで骨格筋の微小循環網が発達したマラソン選手では筋コンパートメント情報が非競技者のそれと異なることも予想される。

以上より、Hysteresis の定量化は筋活動中の筋細胞環境での浮腫の形成や局所的な水移動を知る手がかりとして、また障害の予防の面から極めて重要な指標になり得るものと考ええる。

V. 要約

19歳から21歳の健康な男子大学生7名を対象に生体内筋組織の総合的な硬さを押圧法の原理に従い Isometric 型の筋活動時における筋硬度および Hysteresis の変化を定量化し、その変動要因を前腕周径囲、筋電図および前腕血流速度などから検討した。得られた結果は次の通りである。

- 1) 段階的な筋活動強度の増加に伴い筋硬度は増大し、その傾向は約55%MVC までほぼ直線的であることが確認された。
- 2) 安静時のみならず筋収縮中の歪み-応力曲線には Hysteresis が観察され、筋力の増加に応じて

顕著となる傾向が判明した。

- 3) 段階的な負荷漸増に伴い、前腕周径囲および iEMG は増加し、血流速度は減少を示した。
- 4) 5 分間の持続型 isometric 収縮では、筋硬度、Hysteresis、前腕周径囲および iEMG に緩やかな増加傾向を得た。

以上より、段階的な漸増負荷中の筋硬度は約55% MVC までほぼ直線的な増加を示すことおよび Hysteresis に変化が得られることから、筋活動中の筋硬度は局所の微小循環動態および神経・筋緊張の状況から機能の減衰などの分析に手がかりとなる可能性を考察した。

引用文献

- 1) 赤沢堅造, 藤井克彦, 笠井 健, 真島英夫 (1970) 筋収縮における粘性力と収縮力の推定. 医用電子と生体工学 8 : 212-219
- 2) Hargens A R, Gomez M A, Evens K L, Tipton C M and Akeson W H (1981) Correlation of interstitial fluid pressure and contraction force in canine skeletal muscle. *Bibl Anat* 20 : 260-262
- 3) Horikawa M, Ebihara S, Sakai F and Akiyama M (1993) Non-invasive measurement method for hardness in muscular tissues. *Med & Biol Eng & Comput* 31 : 623-627
- 4) Jahnke M T, Proske U and Struppler A (1989) Measurements of muscle stiffness, the electromyogram and activity in single muscle spindles of human flexor muscles following conditioning by passive stretch or contraction. *Brain Research* 493 : 103-112
- 5) 猪飼道夫, 杉本良一, 石河利寛 (1960) スポーツ生理学, 東京同文書院, pp 29-31
- 6) Kagaya A and Homma S (1997) Brachial arterial blood flow during static handgrip exercise of short duration at varying intensities studied by a doppler ultrasound method. *Acta Physiol Scand* 160 : 257-265
- 7) 加藤正道, 村上新治, 松本伍良 (1979) 随意収縮時におけるヒト前頸骨筋の硬さの変化について. 医用電子と生体工学 17 : 10-14
- 8) Klausen K, Andersen L B and Pelle I (1981) Adaptive changes in work capacity, skeletal muscle capillarization and enzyme levels during training and detraining. *Acta Physiol Scand* 113 : 9-16
- 9) Komiya H, Maeda J and Takemiya T (1996) A

- new functional measurement of muscle stiffness in humans. *Advances in Exercise and Sports Physiol* 2 : 31-38
- 10) 紺野義雄 (1952) 筋硬度に関する研究 (第一報) 筋硬度差による運動能力の判定法. *体力科学* 1 : 180-185
 - 11) 工藤恭利 (1975) 粘弾性モデル. 計測と制御 14 : 275-280
 - 12) 中山 淑 (1976) 生体物質 (4) -機械的性質-. *医用電子と生体工学* 14 : 58-63
 - 13) 岡小天 (1974) 物理科学選書 7 「バイオレオロジー」 裳華房 22-28
 - 14) 沖野 遥 (1976) 硬さとコンプライアンス. *呼吸と循環* 24 : 197-203
 - 15) Ole M S, Alan R H, Kirstin R K, Kardel P B, Oystein J and Lars H (1984) Intramuscular fluid pressure during isometric contraction of human skeletal muscle *J Appl Physiol* 56 : 287-295
 - 16) 佐藤正明 (1986) 生体組織の力学特性. *医用電子と生体工学* 24 : 213-219
- (平成12年3月23日受付, 8月4日訂正, 9月29日受理)