20904 ヒト上腕の筋の粘弾性特性の筋力と表面筋電位による評価

Viscoelasticity Evaluation of Muscles of Human Arm by Measurement of Muscle Force and SEMG

○学 宗兼 齊雅 (農工大) 正 佐久間 淳 (農工大) 非 牛村 直喜 (三菱重工)
正 久保田 利幸 (住友金属) 正 小笠原 誠 (農工大) 正 谷 充博 (農工大)

Narimasa MUNEKANE, Tokyo University of A&T, 2-24-16 Nakacho, Koganei 184-8588, Tokyo
Atsushi SAKUMA, Tokyo University of A&T
Naoki USHIMURA, MITSUBISHI Heavy Industries, LTD.
Toshiyuki KUBOTA, Sumitomo Metal Industries, LTD.
Makoto OGASAWARA, Tokyo University of A&T
Mitsuhiro TANI, Tokyo University of A&T

Key Words: *Visco Elasticity, Biomechanics, Muscle, Elbow Torque, Surface EMG, Measurement*

In the fields of the medical welfare and sports, it is required to evaluate the deformation characteristic of muscles. But the properties of the biological soft tissue like muscle depend on the surrounding environment. So it is necessary for in situ measurement of the muscle properties. In this study, we built the movement model of human arm and the constitutive model of the muscle, and we adopted the method of the viscoelasticity evaluation of the muscles in human arm by the measurement of muscle force and SEMG. Then, we try to construct the measurement system of the properties and examined the time response of the force and SEMG by the application of the system to human arm.

1. 緒 言

臨床・福祉やスポーツ分野において、生体の構造や力学的特性を明らかにすることはヒトの多様な運動や機能のメカニクス解析を行うために必要である。ここで筋の力学的特性を明らかにするために、引張試験などの工学的手法が挙げられる。しかし、障害や運動機能の評価のための身体各部へ作用する負荷の計測を行う場合、この手法では高侵襲であるため、人体への適用は困難である。このため、侵襲性の低い計測によって筋の力学的特性の評価を行うことが望ましい。

本研究では、粘弾性特性の評価に用いる事を目的としてヒト上肢の筋を肘関節を中心に等尺性収縮させた時の、筋力や表面筋電位を計測する。

2. 屈腕の駆動原理

2-1 筋の物性の in situ 計測 生体組織の物性計測には、引張試験など一般に侵襲性の高い計測法が用いられる。しかし、筋など軟組織の物性は環境に強く依存性するため⁽¹⁾、実際の状態を調べる in situ 計測の実現が理想的である。

ここで筋の物性の in situ 計測のためには、まず対象となる筋が存在する部位の解剖学的な構造、および同定すべき物性が満足すべき数理的な関係を明らかにしておくことが不可欠である。この課題に対し、本節ではヒトの上腕の運動モデルおよび筋駆動の構成モデルをまず示す。

2-2 上肢構造の運動モデルと筋の構成モデル ここで、図1に示すように、上肢の伸展状態を運動の基準として、この基準状態から肘関節の角度 θ_E の回転運動について考える。この運動に際しては、前腕部の粗面に結合する上腕筋や上腕二頭筋などの筋長が変化するが、これら上腕部内側の筋の変形を表現するひずみ ϵ_{Hi} とし次式を考える。

$$\epsilon_{Hi} = \frac{\Delta l_H}{l_H} = \frac{\phi_E}{2l_H} \theta_E \quad (1)$$

ここで、 l_H は上腕骨の基準長さで ϕ_E は肘関節径とする。

このとき、上腕部内側の筋の変形には、筋収縮による能動的な影響と外力による受動的な影響を考慮する必要がある。これらの変形メカニクスを表現する構成モデルとして、本研究では全ひずみ ϵ_{Hi} を受動ひずみ ϵ^p と能動ひずみ ϵ^a の和によって表す。

$$\epsilon_{Hi} = \epsilon^p + \epsilon^a \quad (2)$$

Fig.1 Upper limb anatomy(a), actuation model(b) and muscle model(c).

これらの内容を次節以降に示す。

2-3 筋の受動変形 筋は、多く含む水分などに起因して、その受動変形にひずみ速度依存性があること、および負荷維持時に応力緩和現象を観察できることが知られている⁽²⁾。この受動変形の特徴を表す構成モデルの1つとして、筋については粘弾性モデルを考える事ができる⁽³⁾。このとき、受動ひずみ ϵ^p は弾性部ひずみ ϵ^e と粘弾性部ひずみ ϵ^v の和として表すことができる。

$$\epsilon^p = \epsilon^e + \epsilon^v \quad (3)$$

2-4 筋の能動変形 筋への入力刺激 μ によって生じる能動ひずみ ϵ^a を算出するため、筋の能動変形に関して、基準状態での入力刺激 μ_0 と駆動入力刺激 μ^a を用いた係数を Λ とす

Fig.2 Test System Schematic (a) and its picture (b).

Fig.3 measurement equipment of SEMG .

る次式の関係を考える.

$$\varepsilon^a = \Lambda(\mu - \mu_0) = \Lambda\mu^a \quad (4)$$

2-5 筋の物性同定 本節のここまでで示した運動モデルと構成モデルで観ると、引張試験などで一般に観察される受動ひずみ ε^p は、全ひずみ ε_{Hi} と能動ひずみ ε^a が既知であれば同定できる事となる。

上腕部内側の筋の全ひずみ ε_{Hi} については、肘関節径 ϕ_E が既知であれば、肘関節角度 θ_E の計測によって求めることが可能である。一方の能動ひずみ ε^a に関しては、これを筋の幾何学的な形状変化から求める事は難しいが、筋駆動時に計測可能な表面筋電位を筋への駆動入力刺激 μ^a として考える事が原理的には可能である。

3. 筋の駆動状態の計測

3-1 計測の装置と条件 本節では、上腕屈曲における上腕部内側の筋の特性を調べる目的で、駆動入力刺激 μ^a に表面筋電位を用い、肘関節の回転運動に関する等尺性収縮実験を

行った結果を示す。この実験では、筋の粘弾性特性の影響も考察するために、高速、中速および低速で筋駆動させた。

この計測に関しては、ハンドル式の上腕肘関節の回転運動に対する負荷装置を用いながら、仕様を任意に組み替え可能な自作の表面筋電位計による計測を行う。負荷装置の概要図と写真を図2に、表面筋電位計の写真を図3に示す。この表面筋電位計は、通過帯域 $3 \sim 3 \times 10^3 \text{ Hz}$ で増幅倍率 400 倍の差動増幅回路を有し、これに上腕二頭筋の長手方向に対し肘側 3 分の 1 付近に設置した直径 10mm、中心距離 20mm の双極電極からの信号を入力する。また増幅後の波形については、全波整流およびローパスフィルタにて平滑化処理を行い、駆動入力刺激 μ^a としての評価を行う。

実験は肘角度 0 度において、意識的に最速で随意最大筋力まで発揮させる速度 α 、0.75 秒で随意最大筋力まで発揮させる速度 β 、10 秒で随意最大筋力まで発揮させる速度 γ の 3 条件で、等尺性収縮を行った。この時、最大随意収縮は 3 秒間行い、各実験後は 60 秒の休息を取った。

なお本報においては、著者 1 名のみを被験者とした試行数 5 回の結果である。なお、速度の順番は回数を重ねることによる疲労の影響から計測される荷重にばらつきが生じることを考慮して、 α 、 β 、 γ を適当にばらつかせて行った。

3-2 結果と考察 まず、図 4(a) に等尺性収縮実験で計測された発生筋力 F_{Hi}^I の時間応答を示す。負荷速度によって最大筋力に差が現れる事が分かる。一方の図 4(b) に示す、速度 α において収縮開始から 1 ～ 2 秒の SEMG の平均値を求めた表面筋電位を基準とする比の時間応答に関しては、本報では負荷速度による大きな差違が観られなかった。この特性を利用して筋の粘弾性に関する物性を同定する事も可能と考えられる。

4. 結 言

以上の関係式と実験手法を用い、これから筋の物性値の同定法を検討していく。

文 献

- (1) 小笠原・佐久間・久保田・谷, 生体軟組織の粘弾性変形特性の環境依存性評価, 第 21 回バイオエンジニアリング講演会, No.08-53(2009), pp185-186.
- (2) 林紘三郎, バイオメカニクス, (2000), pp.29, コロナ社.
- (3) 小笠原・佐久間・田富・柳澤・谷, 3 要素固体モデルの非線形物性値の同定法とその生体軟組織への適用, 機論, A75-750 編, (2009), pp.251-258.

Fig.4 Variation of elbow torque(a) and EMG ratio(b) in arm curl.