筋電を利用したアクチュエータの駆動*

大 滝 英 征^{*1}, 綿 貫 啓 一^{*1}

Driving of an Actuator Using Muscular Voltage

Hideyuki OTAKI and Keiichi WATANUKI

It is difficult to drive an actuator using muscular voltage measured by the conventional method, which is based on medical treatment and is not intended to elucidate the movement of an arm. In this paper, we propose a suitable measuring method to elucidate the movement by changing the position of an electrode. We also propose two evaluation values calculated from measured voltage to represent the movement of an arm. Using a fuzzy method based on these values, we can represent the movement of an arm fairly well. We applied this fuzzy method to driving an arm-type actuator, which can reproduce the movement of an arm.

Key Words: Muscular Voltage, Electrode, Arm, Robotics, Fuzzy Method

1. ま え が き

筋電を直接的に利用した義手開発がなされてきている。しかし、義手の機械的構造に対しては、相応のものが製作されているにもかかわらず、制御がままならず、実用化直前で停滞してしまっている。これには、得られた筋電の大きさ^{(1)~(4)}と腕の運動状態との相関がとりにくいことがその一因となっている。確かに、被検筋を覆う皮膚上への電極の貼付法、得られた筋電情報の評価法等は、すでに医療関係では確立されてきている。しかし、この手法は、被検筋そのものの病理学的所見を得るためのものであり、被検筋のかかわっている腕全体の動きを把握することを目途したものではない。

そこで、従来、義手開発にてもそのまま採用されてきた医療学的見地に基づく電極の貼付法を再検討する。そして、新たな貼付法により得られた筋電を適切に処理し、腕の動きを概略把握できるような評価法を誘導する必要がある。本報では、その第1段階として、従来の測定方式に準拠するものの、筋電を双極導出する基点となるアース電極の貼付点を変更した。

これにより筋電の絶対値に近い値を得ることができ、腕の運動状況を比較的正確に把握することができた。これらについて報告する。

2. 皮膚への表面電極の貼付法

筋は多くの筋繊維が束ねられて構成されている。この筋繊維の表面は形質膜で覆われ、そこに静止電位(膜電位)が存在する。この静止電位は、筋の収縮に伴って変化し、活動電位となる。筋電図はこの活動電位の変化部(筋の興奮部と非興奮部の境界)が移動していく状況をとらえたものである。医療学的な立場では、被検筋を覆う皮膚上に、アース電極を挟んで正、負電極を2~3 cmの距離をおいて貼付し、双極導出している。

医療学的立場ではこの電位変化が正常であるか否かを判定できればよい。ちなみに、図1(a)は上腕二頭筋を対象にし、腕を曲げ、伸ばしする途上の筋電波形を示したもので、高周波成分のみが顕著に現れている(筋電測定には市販の高感度増幅器使用、入力インピーダンス:100 M Ω)。この筋電波形より筋の病理学的な所見は得られるであろうが、腕の動きに伴う波形変化の兆しは読取りにくい。結局、この波形からは腕がどのような角度状態、負荷状態にあるのか、把握は困

* 原稿受付 1995年11月16日。

^{*1} 正員、埼玉大学工学部 (〒338 浦和市下大久保255)。

(a) Muscular voltage measured by the conventional method

(a) The force acts on the muscle

(b) Muscular voltage measured by the proposed method

Fig. 1 The difference of muscular voltage by the position of electrodes

難といえる。

これに対して、被検筋とまったく関係ない筋にアース電極を貼付すると、零レベルがオフセットされるので、結果的に、被検筋の絶対値に近い筋電が得られるものと考えられる。したがって、腕の曲がり状況等を把握できると考えられる。

図1(b)はアース電極を上腕筋とほとんど関係のない手首に貼付し、測定した結果を示したものである。腕の動きに伴って変動する低周波成分が、高周波成分に重なって観測される。

3. 筋電波形の評価

図1(a), (b)に現れた高周波成分、低周波成分がおもに何に起因するか、以下の実験を行ってみた。

(i) 腕の曲げ角を一定(90°)にし、一定負荷をかける。この場合、図2(a)に示したように、筋長はほとんど変化しないので、筋に加わる収縮力の影響分だけが抽出できようことを目途している。その結果、図2(b)にも示したように負荷が変化しても低周波成分はあまり見られず高周波成分のみが顕著に観察された。このことより、高周波成分は主に筋の収縮力に起因するものといえる。

(ii) 前腕にひねり動作をさせる。これは(i)の逆

(b) Muscular voltage when an arm is bended

(c) Muscular voltage when an arm is twisted

Fig. 2 Muscular voltage

を目的としたものである。すなわち、図2(a)に示した筋の配置状況を勘案すると、ひねりによって筋長が変化しても、筋に加わる収縮力はほとんど変化しないものと考えた。図2(c)はその結果を示したものである。ひねりという現象を勘案し電極の貼付法をCH1, CH2の2種選んだが、筋方向に貼付したCH1に筋電変化が顕著に現れた。この場合、低周波成分だけが目立って現れ、高周波成分は低減化している。したがって、低周波成分はおもに筋長の変化、ひいては腕の屈伸に起因するものであることがうかがい知れる。

4. 筋電による腕の状態の推定

4.1 筋電波形の周波数分析 次に、筋長と収縮力の両方が関与している動作を筋電波形を利用して推察する方法を検討する。本報では、まず、適宜、筋電を取込み、そのFFT解析結果(ただし、振幅スペクトラムを算出)を利用して低周波数成分と高周波数成分を分離、腕の状態に結びつく評価値を誘導した。ついで、この評価値を元に、ファジィ推論を適用して、種々の腕の動作を推定する手法を誘導した

(i) 低周波成分の評価値：図2(c)に見られた低周波成分は、FFT解析結果を勘案し、とりあえず0~10 Hzの周波数の波が重畳しているとみなした。そしてこの低周波成分を評価するための評価値1として、振幅スペクトラムにおいて、上記周波数帯の面積、すなわち、各周波数 f の振幅 $|A_f|$ に周波数間隔 Δf ($\Delta f = 1/T = \Delta t \times N$, T : 解析の時間, Δt : 標本化間隔, N : サンプル数)を掛け、その値を総和した値をとることとした。

(ii) 高周波成分の評価値：高周波成分は10~300 Hzの周波数の波が重畳しているものとみなした。上記同様、その周波数帯の面積モーメント、すなわち、各周波数の振幅 $|A_f|$ に周波数間隔 Δf および周波数 f を掛け、その値を総和した値を評価値2とした。こ

Fig. 3 The device for measuring the movement of an arm

こで、周波数を掛合せたのは、周波数が筋繊維に発生する活動電位のスパイク数に比例するものと考えたためである。

4.2 腕の状態と評価値との関係

(i) 腕を一定角まで曲げ、保持した場合：目標角まで曲げ動作をゆっくり行い、以後、その角度を保持した場合について、経過時間に対する筋電と腕の曲げ角および評価値との関係を求めた。目標角は、腕に力を入れず真直ぐに伸ばした状態を基準とし、そこから測った角度で、100°, 135°などを選んだ。また、曲げ角

(a) The relation between the muscular voltage and the movement of an arm

(b) Evaluation value

Fig. 4 Elucidation of the movement of an arm using evaluation values

は図3に示したような肘部で折れ曲がるジグを作成、ポテンシオメータにより角度検出した。

図4は、その結果例を示したもので、評価値1は、腕の曲げが進歩するにつれ増大し、ほとんどの場合1以上の値をとる。しかし、腕の角度を保持するだけの状態になると、急激に1以下に減少する。また、図2(b)のように腕の角を一定に保持した状態で負荷を加えた場合でも、値が1以下であることに変化はない。

(a) The relation between the muscular voltage and the movement of an arm

(b) Evaluation value 1

(c) Evaluation value 2

Fig. 5 Elucidation of the movement of an arm using evaluation values

一方、評価値2は曲げ動作が終了し切るまでは、筋に多少なりとも収縮力が作用するため、増大傾向にあり、1以上の値を取る。角度の保持状態に移ると、徐々に減少するものの、ほぼ1以上の値を維持するようである。

また、角度の保持状態で負荷を加えた場合は、あたかも負荷に比例するようにして増大する。値は1以上である。ただしここで、筋が疲れた状態下では、図中の結果例2のように評価値全体が下がる傾向を示す。本報では、このような状態下での値は除外することとした。

(ii) 腕を曲げ、伸ばしさせた場合の評価値：腕全体をだらりと伸ばした状態から、前腕を1秒かけて150°近傍まで曲げ、その状態を1秒保持する。その後、1秒かけて元の状態まで伸ばす。この場合の、経過時間に対する筋電および腕の曲げ角の変化状況を図5(a)に示した。筋電の低周波成分は、腕の曲げ、伸ばし動作に対応し変化している。高周波数成分は、腕の曲げ、保持過程で現れているものの、腕を伸ばす過程では目立たなくなっている。これは、腕を元の位置に戻す場合には、収縮力をさほど要さないためであろう。

図5(b), (c)は曲げおよび伸ばし過程における評価値1, 2を腕の曲げ角との関係で示したものである。曲げ角に対応して評価値1は増大し、腕角が120°を越えると、急激に大きくなる。腕を保持している状態下では、評価値は急激に低下し、1以下にもなる。評価値2も同様の傾向を示す。しかし、腕を保持している状態でも、値はあまり低下しない。

次に、腕を曲げた状態から伸ばした状態への移行過程では、評価値1は1以下の値から急回復した後、曲げ角に対応して徐々に低下する。評価値2は曲げ過程が終了し、角度保持をしていた時の値をほぼ初期値とし、徐々に減少するようである。

(iii) ひねり動作：図6に前腕に内側から外側へ向

Fig. 6 The relation between the muscular voltage and the movement of an arm when an arm is twisted

Fig. 7 Elucidation of the movement of an arm using value 1 and value 2

(a) Membership function by each values

(b) The relation between the arm angle and membership function

Fig. 8 Membership function

けてのひねり(回外ひねり)あるいは外側から内側へ向けてのひねり(回内ひねり)を与えた場合について、筋電の時間的変化状況を示した。いずれにおいても、筋

Fig. 9 The movement of an arm estimated from Fuzzy theory

電の高周波数成分は目立たず、低周波成分が、ひねり角度に対応して正負と変化している。これは、ひねり動作においては、前述したように、筋長が変化するものの、収縮力の負担はあまりないがためと考えられる。以上のようなことから、腕のひねり状況の把握は、低周波成分の示す電位およびその正負を追跡するのみで可能であると考えられる。

4.3 ファジイ推論の適用による腕の状態の推定

4.3.1 腕の曲げ、伸ばし状態の判定

(i) 曲げの状態：図4、5にて評価値1は腕が曲がり始めると急激に1以上の値を取り、しかも曲げ角の増加とともに増加する傾向にある。一方、評価値2も腕の曲がりにつれ増大し、1以上の値をとるようである。したがって、この場合の評価値1、2が図7に示した判定基準の範囲内にあれば、腕は曲げの状態であると判断することとした。

(ii) 伸ばしの状態：図5では、腕を伸ばすにつれ評価値1は徐々に減少する傾向にある。一方、評価値2は急激に1未満になり、以後徐々に変化する。それゆえ、評価値1、2が図7に示した判定基準域に入場合は、伸ばしの状態であると判断することとした。

(iii) 保持の状態：図4では、腕の曲げ角を保持した状態で、評価値1は急激に減少しほぼ1以下になる。また、評価値2は曲げ角の保持とともに減少していくもののほぼ1以上にとどまっている。この傾向は、図5でもうかがい知れる。これらのことから、評価値1が1未満で、評価値2が1以上なら保持と判断する。

4.3.2 メンバシップ関数 腕の曲げ、伸ばし動作を大きく行う場合、あまり大きく行わない場合、動作を停止(保持)した場合を想定し、ファジイ集合のメンバシップ関数を、図4、5の結果をも踏まえ図8(a)のように設定した。

Fig. 10 The sham arm

Fig. 11 The movement of a sham arm estimated using proposed method

また、腕の曲げ角の全体集合のメンバシップ関数を図8(b)のように選んでみた。

図9は、このメンバシップ関数を元に腕の角度を推察した結果である。曲げ伸ばしに対応した傾向は把握できるようである。

5. アーム装置の駆動

4章で述べたファジィ推論に立脚した場合、腕に見立てたアーム装置を腕の動作に追従させて駆動できるか検討した。図10は試作したアーム装置の概観を示したものである。アームは3関節からなり、上部が固定端となっていて、中間部の関節でDCモータによる曲げ、伸ばし動作、ステッピングモータによるひねり動作が行える。

ひねり動作は、4・2節でも述べたようにFFT解析をあえて行う必要がないので、筋電データを128点ごとに抽出し、電位変化としきい値(0.015 mV)を選び、電位に比例させて行った。

曲げ、伸ばし動作については、随時記録された筋電データを256点ごとにサンプリングし、前述の方法に準拠し評価値1, 2を求めた。そして、図7, 8に示し

Fig. 12 The movement of a sham arm estimated using proposed method

たルールとメンバシップ関数から角度を推定し、それに比例した電圧を駆動モータに印加することとした。

図11に筋電より換算したひねり角とアームのひねり角との関係を示した。アームの動作は、回内ひねり、回外ひねりが連続的に行われても方向は追従できているようである。しかし、角度の絶対値までは追従できていないが、これは、アーム装置の不完全さが影響しているものと考えられる。

図12は、ファジィ推論した腕の曲げ角と实际的に得られたアームの軌跡を示したものである。上記同様、腕の曲げ動作への追従はできているようであるが、絶対値的には、まだ差があるようである。

6. ま と め

筋電測定用電極のうち、アース電極を被検筋と直接的に関係のない手首に貼付した結果、高周波成分と低周波成分の含まれた波形が観察されるようになった。この低周波成分は腕の動きに対応して変動し、高周波成分は筋に加わる収縮力等に応じて変動する。

腕のひねり動作による低周波成分はひねり動作とほぼ対応している。それゆえ、義手等に適用する場合には、筋電に比例した電圧で制御を加えればよい。

腕の曲げ動作に対しては、動作形態に対応して低周波成分と高周波成分とのかかわりが変わる。そこで、低周波成分および高周波成分を評価する評価値を誘導、腕の状態との対応をとった。この両評価値を組合せれば、腕の置かれている状況を把握できることがわかった。

そこで、ちなみに、両評価値を元にメンバシップ関

数を構成, ファジイ推論により腕の置かれている状況を推察したところ, 大雑把にはあるが対応がとれた。これを元に, アーム装置の駆動を試みたが, 装置自体の不十分さもあり傾向は一致するものの, 絶対値的な対応はまだであった。

ただし, ファジイ推論で, 腕の置かれた状態を区分する評価値 1, 2 の絶対値は, 被験者や電極の貼付位置に影響されと考えられるが, これについては今後

の課題である。

文 献

- (1) 人工の手研究会, バイオメカニズム, (1972), 47-55, 東京大学出版会.
- (2) 星宮望, 計測と制御, 28-7 (1989), 595-600.
- (3) 増田正, 製品科学研究所報告, no. 110 (1988), 5-9.
- (4) 谷江和雄, 機械技術研究所報告, no. 106 (1980), 37-43.