

論文

表面筋電位による前腕動作の評価

大久保富彦* 田邊友久* 三好 泉*

Evaluation of Forearm motion by Surface musculo electric potential

Tomihiko OOKUBO, Tomohisa TANABE and Izumi MIYOSHI

Abstract Recently, research has been done to develop an interface tool which makes use of “bio-response”. However, due to a lack of measuring system and equipment which can be used easily, it was hoped that there would be development. The distinctive features of our method are the surface electrodes which have been glued around of forearm, and the analytical technique of signal wave. 6 surface electrodes were glued at equal distance on a single pole. As for analytical process, first, the output signals of each electrode is full wave rectified and integrated in each frequency band, and these integrated values are then added up. This figure is the intensity of musculo electric potential passed on the position of each electrode. Furthermore, the musculo electric potential of each point is added up. This is the quantity of musculo activity in the whole of the forearm. In this way, it was shown that the distribution of musculo electric potential around the forearm and intensity levels were readily available for tool development and rehabilitation.

Keywords Forearm motion, Surface musculo electric potential, Surface electrode

1. はじめに

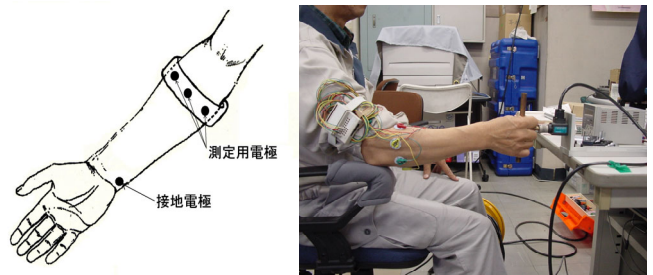
ヒトが動作しているときの筋活動の評価には筋電位が用いられており、目的筋を触手で探し出し針電極の尖刺や表面電極を貼付して測定している。これらの方法は被験者に恐怖感を抱かせたり、筋の特定に解剖学的知識が必要であったり、また、各電極の取り扱いや信号処理を熟知していないと利用出来なかった。実用上も筋の検出、測定、解析など大変な手間と時間がかかっていた。

一方、高齢者機器などに使われている操作具、操作機器の操作力などを定める一般的な確立した方法は無く、企業の経験、使用者からの要望などで決められ、あまり重要視されていない。データベース化されたものも見かけられるが、そのほとんどは感覚的定性的評価である¹⁾。ヒトが使う製品を筋電位などの生体反応で直接的定量的に評価することが出来れば、慣れや視覚など外乱的要素を比較的排除出来るので機器設計への効果も大きいといえるが、技術者や介護者が機器開発やリハビリに簡易に使用できる測定方法や測定具が無かった。

そこで運動担当筋個々の絶対評価ではなく、前腕特定部位の筋電出力状態の変化に着目し、筋活動を筋電位分布状態として総体的に捉え、特定筋の精確な計測は二次的なものとした簡易な測定・解析方法を提案するものである。

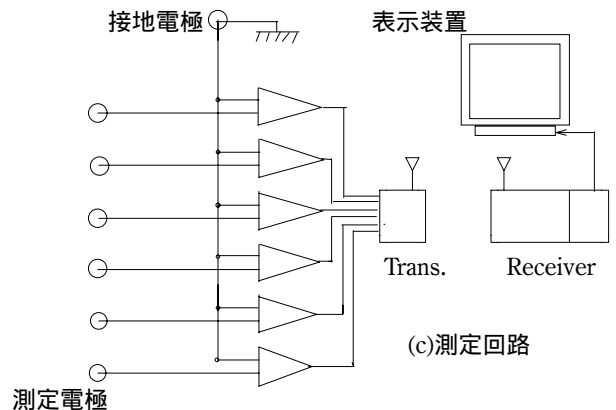
2. 環状帯筋電位分布測定と手首の回旋運動

測定電極の貼付け位置を図1(a)に示す。表面電極は6個で、貼付ける位置は、被験者の上腕骨内側上顆より前方約60mm、外周を環状にほぼ等間隔に配列する。



(a)電極貼付状態

(b)実験装置



(c)測定回路

図1 実験方法

* 製品科学技術グループ

第1測定点(1ch)は手掌の中指延長線上とし被験者から見て時計回りに、第1測定点(1ch)から第6測定点(6ch)となるよう等間隔に配列する。

接地電極は電気的に不活性な部位で筋の少ない関節付近の骨の隆起、腱等が望ましく、ここでは手首内側の茎状突起に貼付した。被験者は55歳から60歳の男性5人で上肢の運動能力は健常である。

実験装置を図1(b)、測定回路を図1(c)に示す。筋電位測定は多用途テレメータSYNA ACT MT-11(NECメディカルシステムズ製)、解析ソフトはBIMUTAS(キッセイコムテック製)を利用した。トルク変換器はTORKDUCER KB22-015, KB-002(クボタ製)で、出力をデジタルオシロスコープDL708E(横河電機製)で監視している。測定条件は感度250 μ V、時定数0.03s、ノイズ除去フィルタ50Hzである。

実験方法はトルク変換器に取付けられたレバーを右手で軽く握り、椅子に腰掛けた状態で肘を椅子の肘掛けに軽く付け前腕を水平に出す。前腕と上腕は約120°のリラックスした状態とする。この状態で前腕だけで回内、回外方向へレバーを介して固定軸に指定トルクを2秒間加え、そのとき発生する6個の測定電極の電位信号を測定する。

図2に信号処理方式を示す。前腕の筋電位は一般に、安静時は電位レベルが極めて低く、動作に伴う筋収縮時に数mV~数 μ Vの電圧が発生し、周波数は数Hz~数百Hzである。筋電位信号の元波形は図2のように電圧、周波数、位相等が複雑に影響しあったノイズ状の波形となって測定される。なお、波形の横軸は時間、縦軸は電位を表す。

一般的には、この元波形をそのまま全波整流して面積積分しているが、本方法は高周波域のデータをも出来るだけ抽出するため、FFT解析を行い5Hz~85Hzを10Hzごとの8つの帯域に分けた。85Hzを越える帯域は極めて低い出現率であったため省略した。

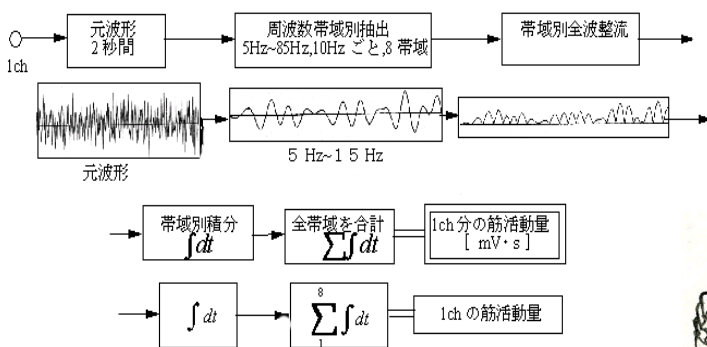


図2 信号処理方式(5Hz~15Hz帯域)

次に、8つの帯域別に全波整流してから、そのおののを面積積分し、さらにそれら8つの積分値の合計した値を一つの測定電極の出力値とする。この処理方法を6個の測定電極全てに対して行い、各測定電極の電位信号の強度(mV·s)と

した。この6点の総合計値すなわち、48個の面積積分値の合計を前腕のねじり動作による筋活動量(mV·s)と呼ぶことにする。この一連の方法では、全帯域一括積分した場合の出力値の約2.4~2.7倍になることが判り、より精確に筋活動を見いだすことが出来る。

3. 応用例

3.1 リハビリテーションへの応用

図3は各電極における出力(平均値)を六角のレーダーチャートの座標軸にあわせて示したもので、被験者側から見た分布状態を示す。レバー取付け角度は(a)30°左傾斜、(b)0°(垂直)、(c)30°右傾斜。指定トルク値は47N·cm, 93N·cm, 140N·cmである。レバー取付け角度に関わらず、回内、回外動作とも検出端における出力の強さはトルク値の大きさにほぼ比例している。

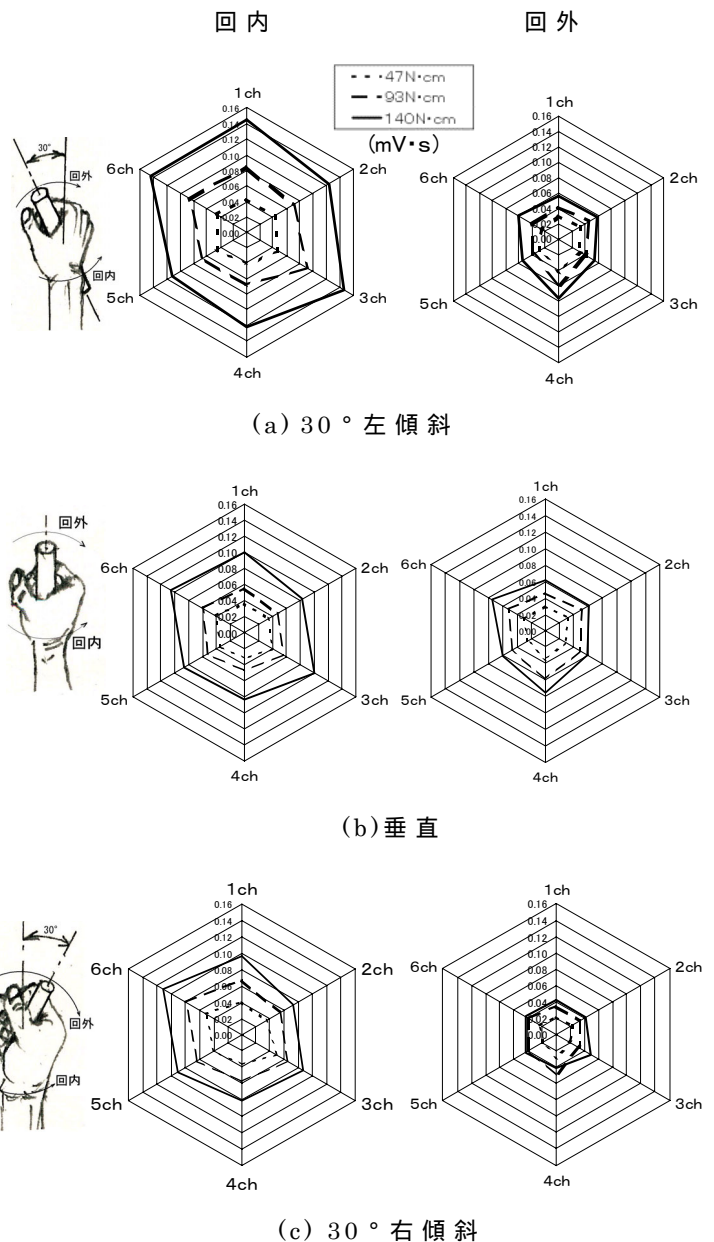


図3 環状筋電位分布

また、回内動作は座標軸 3ch と 6ch を対称軸とした扁平な分布状態を呈し、回外動作では 1ch ~ 4ch を対称軸とした扁平な分布状態をそれぞれ概ね呈することが明らかとなった。図 3(a)において回内と回外の比較から、回外にねじった方が全ての ch で出力は小さく、これは手首を回外にねじった方が筋活動量は少ないことを意味している。また、回内では 3ch と 6ch 部位の筋活動が大きく、回外では 4ch 部位の筋活動が大きくなること明らかとなった。(b), (c)においても概ね同様な分布状態となった。

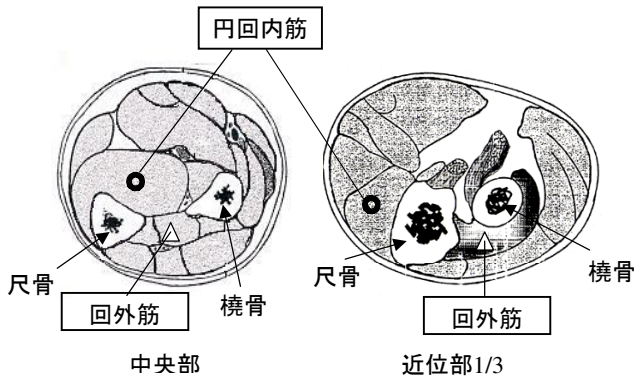


図4 前腕の横断面²⁾

前腕の回旋は数種の筋が協調して緊張・弛緩して行く。その運動を担当しているのが図4に示す円回内筋と回外筋であると言われている。肘や肩に力をいれたり、動かしたりせず、前腕だけを慎重に回旋するとこの二つの筋が相互に協調しあって、尺骨の周りに橈骨を巻き付けるように筋が動く³⁾。そのとき、近くに貼付された表面電極は強い電位を捉え、遠くの表面電極は伝搬されて弱くなった電位を捉えるため、図3のような特徴的な分布状態を呈するものと考えられる。このことは六角形のレーダーチャートの座標や例えば扁平などの形状から、筋の強さを視覚的に判別できるため、リハビリテーションに容易に反映させることが出来るであろう。

このように回旋運動を担当する筋を特定して電位を測定することなく、前腕環状部位の電位信号の強度とその強度分布から前腕の動作による筋活動量等を総体的に評価できることが判った。

3.2 操作具の角度、方向などの設計評価

図5はねじりレバー角度と筋活動量について示したもので横軸は取付け角(°)、縦軸は2秒間の筋活動量(mV·s)である。回内運動では、トルク値に関わらず右傾斜方向の取付け角度が他の角度より筋活動量は少なく、トルク値が大きいほどその差は顕著であった。また、回外運動では、どの取付け角度においても筋活動量に大きな差はないことを示している。さらに、いずれのトルク値、取付け角度においても回内運動より回外運動の筋活動量は小さいことが判った。すなわち、マン・マシンインターフェース設計において、一般に慣行的に行われている取付け角度が垂直なレバーよりも

右傾斜レバーの設計として、さらに、回内運動方向のばね力を弱くすることで、左右バランスの取れた使用感が得られることが判った。これは前腕の総体的な筋活動量によって操作具の角度、方向などの設計評価が得られることを示したものである。

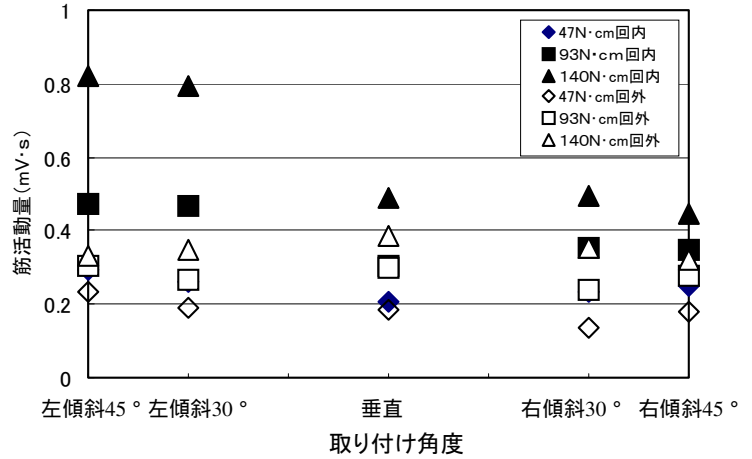


図5 ねじりレバー角度と筋活動量

3.3 高齢者、障害者リハビリテーションの効果の評価及びばね力の設計

図6は操作トルク(N·cm)に対する被験者個人の筋負担率(%)を示したものである。筋負担率とは、操作時に発生する筋活動量を、瞬間最大トルクの8割を安定最大トルクと見なして、このときの筋活動量で徐したものである。瞬間最大トルクは、その状態を2秒間持続することができず、測定

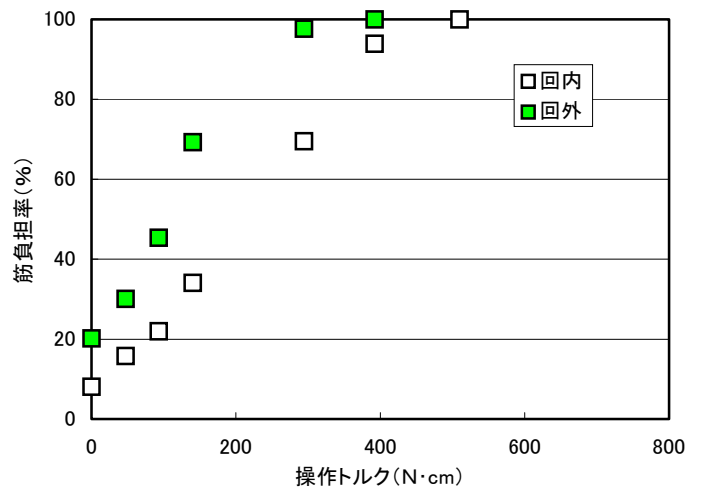


図6 前腕操作トルクと筋負担率(個人)

不能であったため、その8割のトルクをほぼ安定して出し得るトルクの上限と仮定して筋負担率を計算した。従ってここでは、この8割のトルクを安定最大トルクとする。回内動作は回外動作を示し、回外動作は回内動作より筋負担率が高いことを示している。これは一般には、回外動作の安

定最大トルク時の筋活動量が回内動作のそれより小さいため、操作時の筋活動量が小さくても筋負担率としては高くなる。また、安定最大トルク時の筋活動量の変化によって勾配も変わることが分かり、筋肉の増減など人体に対する評価指標の一つとなる。

リハビリテーション、筋力トレーニングなどでは一般的に生体の“力”の評価が重要とされており、筋負担率というパラメータにより、前腕の筋力の変化を見る指標とすることができる。たとえば、障害からの回復の度合い、トレーニングにおけるいわゆる“筋が付いた”などの評価基準になりうるものである。

図7は被験者5人の操作トルクと筋負担率の関係を筋負担率曲線としてを示したものである。破線は被験者中の最も筋力のある人(イ)と最も筋力の無い人(ロ)を示している。筋力

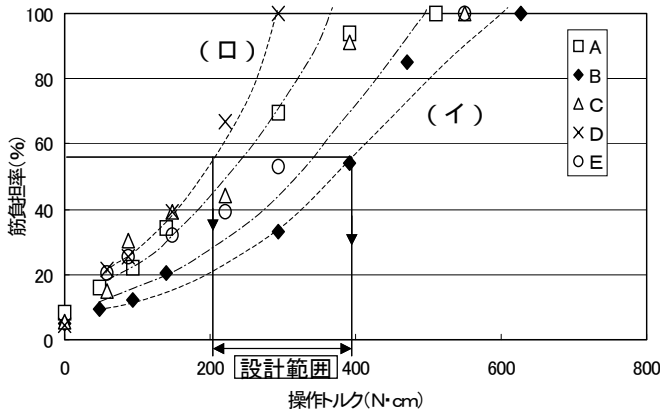


図7 筋負担曲線(全員)

のある人ほど勾配は緩くなる。また、例えば一点鎖線のようなパーセント値を入れれば、自分の全体に対する位置づけもはっきりし、リハビリテーション等の筋力回復訓練の具体的な目安に利用できる。

さらに、曲線(イ)と(ロ)を利用して、例えば55%の筋負担率で操作できるようにするには、約200~400(N·cm)の範囲のトルク値で機器を設計すればよいことが判る。

このように、本提案の方法によって得られた筋負担率曲線を用いて、リハビリテーション施設や介護施設における訓練効果の評価あるいは機器開発におけるばね力の設計などに利用できることを示した。

4. 簡易測定具の試作

本提案の筋活動解析方法は担当筋個々の電位出力を測定する必要がないため筋の特定は考えなくて良い。しかし、6個の表面電極と一つの接地電極を貼付するため、セッティングの煩わしさがある。そこで図8のような測定具を開発した。

これは伸縮性のあるバンドに6個の表面電極をほぼ等間隔に取付けたものである。電極はフックに着脱自在にとりつけられるようになっているため、市販の使い捨て自己粘着式電

極(ディスポ-ザル電極)を簡単に取付け、取り外しが出来る。また、バンドの両端にはマジックテープが付けてあり腕の周囲、任意の場所に装着できるようにしてある。

前腕へのセット方法は最初に測定部位の清掃(接触抵抗の除去のため)後、第一測定点の位置に本測定具の第一電極を貼付、次にバンドを軽く引張りながら腕周囲に巻き付けるように各電極を貼付してゆき、最後に両端どうしをマジックテープで止める。図8に測定具と装着状態を示す。

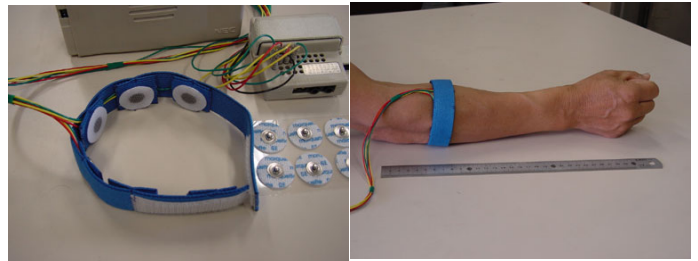


図8 測定具の試作

5. まとめ

福祉機器や高齢者機器の開発が叫ばれ、多くの企業や団体で様々な機器が研究開発されている。しかし、実用化され障害者や高齢者に利用されて好評なものはほんのわずかであり、ほとんどの開発品、研究結果は実用になっていないといわれている。そのため、より効果的な仕組みや現場サイドの意見を採り入れた開発が進められている。

生体反応を機器開発に使う動きもこの流れに沿ったものであるが、簡易に使えるような方式や測定具が無くその開発が望まれていた。

本方式は腕の動作を筋電位で評価するもので、ねじりという限定的な動作ではあるが、腕断面の総体的な筋電位分布状態やその強度から、簡易に機器開発設計やリハビリテーションに利用できることを示した。現状は基礎実験の範囲であるが、今後実用的データの集積を行い、早期の実用化を目指したい。なお、本方式については特許出願済みである。

参考文献

- 1) (社)人間生活工学研究センター(HQL): 高齢者身体機能データベース.
 - 2) Aldo. O. Perotto(栢森 良二訳): 筋電図のための解剖ガイド(四肢・体幹), 西村書店.
 - 3) J. Castaing, J.J.Santini(井原, 他共訳): 関節運動器の機能解剖, 協同医書出版社.
- (原稿受付 平成14年7月30日)