

簡易表面筋電位測定システムに関する研究

宮川 大毅*

朝倉 義裕**

Study of Surface Myo-Electric Potential Measurement System

Daiki MIYAGAWA

Yoshihiro ASAKURA

ABSTRACT

The purpose of this study is to develop a measurement system for surface myo-electric potential. The amplifier of this system was assembled using Instrumentation amplifier I.C. with a gain of 500 times. To lower the impedance, a Voltage Follower circuit was added. A battery was used for the power supply. The amplifier showed the S/N ratio was 50dB. To measure two or more group of muscles simultaneously, the measurement channel was adjusted to 3 channels. The electrodes were put in three places (a trapezius muscle and a right and left sternocleidomastoid muscle) in total, an operation that moved the head in the upward and downward directions and right and left directions respectively were done in three sets for ten seconds each. The study concludes that the surface myo-electric potential has been measured quantitatively by the system in the experiment. The system was able to demonstrate in real time a measurement of stripe myo-electric in multi channel by using these circuits and a designed analytical software.

Key words : Surface Myo-electric potential, Bio-potential amplifier, Multi channel, Muscle of neck

1. はじめに

人が歩く、物を動かすなどの動作を行うときに、脳の指令により筋が収縮し、これが駆動力となる。脳から筋への指令は電気信号で行われる。筋の収縮時、筋に微弱な電流が流れている。これを筋電位信号という。筋電位は筋を収縮させるために、脳から伝達される電気信号が筋に到達して初めて観測される。筋電位信号は力の大きさや運動の柔らかさといった人の運動意図を反映して変化する。したがって筋電位信号を測定することにより、ある動作に対してどの筋がどの時点で、どの程度活動しているかを知ることができる。

筋電位の導出法は、用いる電極によって大きく2つに分かれる。1つは、筋内刺入する針電極を用いる方法で、臨床分野で用いられる。もう一つは、皮膚表面に取り付ける表面電極を用いるもので、これによって記録・表示されたものを表面筋電図と呼ぶ。表面筋電図法は、侵襲性がないので、体育・スポーツ、リハビリテーション、人間工学などの分野において主に用いられる⁽¹⁾。

表面筋電図に関しては、義手の制御や動作識別を目的として、スペクトル解析や、多チャンネルの筋電位信号による多変量解析を用いた研究が盛んになり、バーチャルリアリティや手話などで、指の動作をPCに取り組み際にも表面筋電図が使われるようになった⁽²⁾⁽³⁾⁽⁵⁾。

このように現在、表面筋電位は電気生理学的な基礎研究や、臨床医学だけでなく、体育・スポーツやリハビリテーション、バーチャルリアリティの分野へと広い範囲で応用されている⁽⁴⁾。

現在さまざまなメーカーから筋電位測定用のアンプが市販されているが、どれもかなり高価なものである。自分で回路を作ることによりコストを削減するとともに、調整や改良などが自由に行えるメリットがある。

本研究は、将来的にゲームやシミュレータのコントローラとして応用することが目的である。現在、発売されているゲームや、カメラの視点操作は大半が手動のコントローラ操作で行われている。これに筋電位測定装置を応用すれば、例えば首や目の周辺に電極を装着し、実際の生活と同じように頭や目を向きたい方向に動かすことにより、ゲーム内での視点も連動して動くなど、より実体験に近い感覚で直感的に操作できるようになると考えている。

本研究は、簡単に筋電位を測定し、解析できるシステムを開発、改良することを目的とする。

2. 筋電位とは

筋電位は筋が収縮した時に発生するものではなく、筋を収縮させる原因である。したがって、弛緩している筋を押しても、圧縮素子のように電位が発生するわけではない。筋電位は筋を押しても、電位は発生しない。筋電位は筋を収縮させる電気信号が筋に到達して初めて観測されるものである。筋線維の活動は、運動神経細胞からの神

* 専攻科 機械システム工学専攻

** 機械工学科 准教授

経パルス列がこないと電気的にはみえない。

神経筋接合部は通常、筋線維の長さ方向のほぼ中間に存在する。神経接合部から開始した電気的興奮は、筋線維の両端に向かって3~6m/sの速さで伝播していき、筋線維の末端に到達した時点で消滅する。筋線維上の脱分極は、細胞膜を通る膜電流を引き起こし、膜電流は周囲の容積導体を通して電位変化を生じる。この電位変化を導出したものが筋電位である。また、電位変化を時系列信号としてとらえた場合には筋電位信号と呼ぶ。

3. 測定回路

筋電位は皮膚表面のインピーダンスが高く、表面で得られる筋電位はわずか数十 μ Vから数mV、周波数が5~500Hzの微小な信号である⁽¹⁾。これは計測時に周りの電化製品などから発生するノイズに消されてしまう恐れがあるほど微小な信号である。そのため筋電位信号を測定するためには専用の増幅回路が必要になる。

本研究では、電極で検出された筋電位信号に混入するノイズ(雑音)を効果的に抑制するために、双極誘導と呼ばれる測定方法を用いた。双極誘導とは、二つの電極を用いて、入力信号の差分を増幅する方法である。また微小な筋電位信号をA/Dコンバータで測定可能な ± 5 Vを得るためには100~10000倍に増幅する必要がある。そこで、1000倍まで増幅可能なインストルメンテーションアンプを用いて増幅回路を構成した。次に、インピーダンスを下げるためにボルテージフォロワ回路を追加した。今後、筋電位をスイッチとするアプリケーション開発を行う目的で全波整流回路と平滑化回路を追加した。Fig. 1にシミュレーション構成を示す。

4. 回路シミュレーション

4.1. 回路シミュレーション概要 本研究では、回路製作に先立ち回路シミュレーションを行った。回路シミュレーションにはLinear Technology社のLTSpiceを用いた。このソフトは無料であり、Spiceのデータ形式で提供される多様な電子部品を用いてシミュレーションが可能である⁽⁶⁾。本研究で行ったシミュレーションの条件をTable 1に示す。

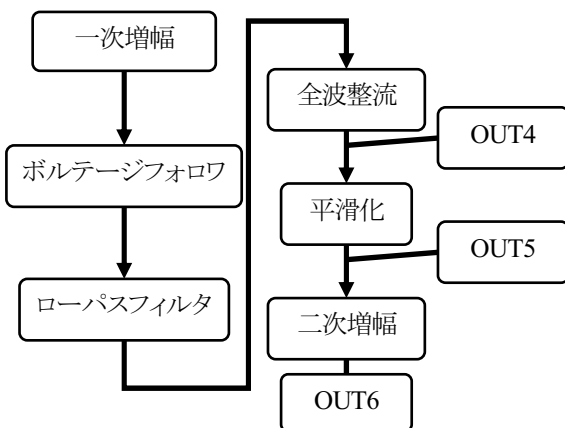


Fig. 1 シミュレーション構成

Table 1 シミュレーション条件

動作電圧[V]	± 6.0
入力電圧(筋電位)[mV]	± 10
入力周波数[Hz]	100(+側), 0(-側)
シミュレーション時間[秒]	0~1

4.2. 回路シミュレーションの結果 Fig. 2にシミュレーション結果を示す。Fig. 2(a)は、Fig. 1中のOUT4とOUT5の出力結果をグラフ化したものである。擬似的な筋電位信号である入力電圧を500倍に差動増幅し、全波整流を行った後、平滑化された信号が確認できた。

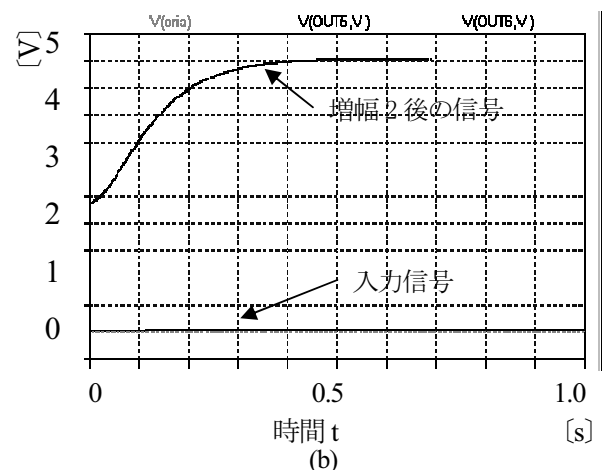
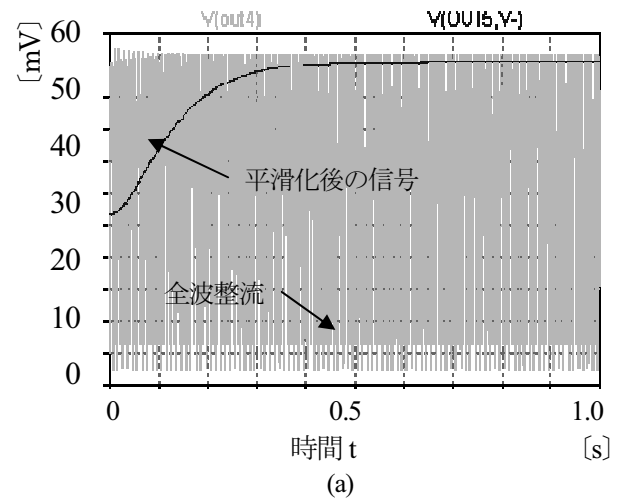


Fig. 2 シミュレーション結果

Fig. 2(b)は、OUT6での出力信号である。平滑後の信号を増幅することにより目的の出力電圧付近の値が得られることを確認した。

5. 実機の評価および考察

Fig. 1の回路に基づいた実回路を製作した。ノイズを受ける原因となる配線の交差等を避けるよう、部品のレイアウトと配線設計を行った。エッチングによりプリント基板を製作し、部品を実装した回路を製作した。

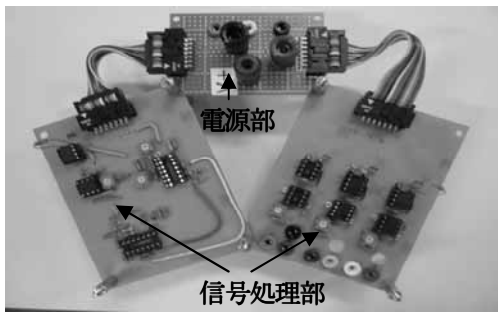


Fig. 3 製作した測定回路外観

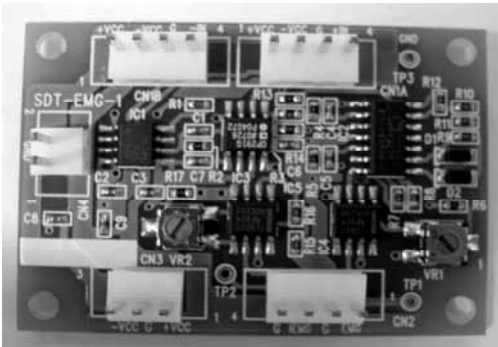


Fig. 4 既製品の測定回路外観

今まで電源を安定化電源から供給していた。そのため交流成分である 60Hz のノイズが入り込んでいたが、それを低減するため乾電池に変更した。Fig. 3 に製作した測定回路外観を示す。

また、製品化されている筋電位測定装置と比較することで、製作した回路が正常動作しているかの検証を行った。Fig. 4 に既製品の測定回路外観を示す。

評価にあたり擬似的な筋電位信号である 10mV、100Hz の信号を入力信号として与え性能評価を行った。Fig. 5, 6 にそれぞれの出力結果を示す。S/N 比は式(1)を用いて算出した。ノイズの出力電圧は、何も信号を入力していない状態で回路から出力された信号とした。

$$S/N[dB] = 20 \log_{10} \left(\frac{V_S}{V_N} \right) \quad (1)$$

ただし、 V_S : 信号の出力電圧、 V_N : ノイズの出力電圧

本実験により以下の結果が得られた。

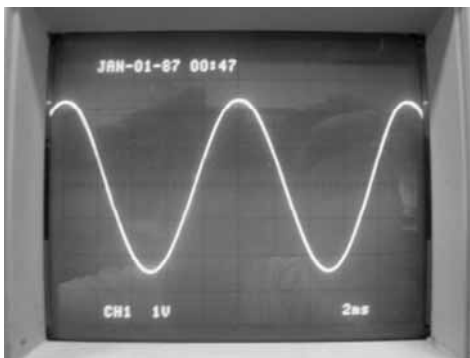


Fig. 5 製作した回路の出力

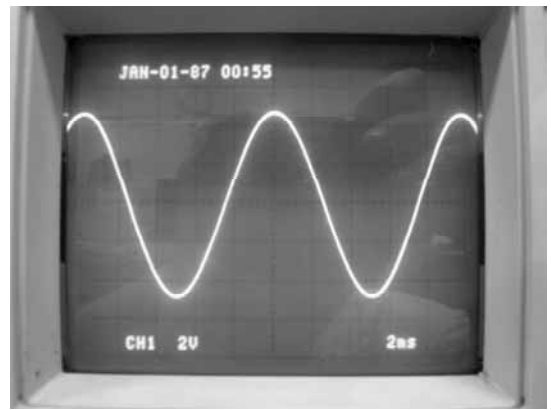


Fig. 6 既製品の回路の出力

- Fig. 5 より入力信号が 500 倍に増幅されて出力されていることがわかった。
- Fig. 6 より入力信号が 1000 倍に増幅されて出力されていることがわかった。
- Fig. 5, Fig. 6 より同じ入力信号から増幅率以外ほぼ同じ出力信号が計測できるとわかった。
- 式(1)よりノイズ耐性は製作した回路が S/N 比で 54dB, 既製品の回路が 56dB とわかった。

以上のことから正確に筋電位信号を測定でき、アプリケーション開発に必要な信号にまで変換できたといえる。

6. 解析ソフト

本研究で開発した解析ソフトは、筋電位信号から重要な特徴量である平均振幅とパワースペクトルを解析、算出する。これらの動作は窓関数をかけ、高速フーリエ変換 (FFT) により可能となる。筋電位の信号の周波数領域が 5 ~ 500Hz⁽¹⁾ であるのでパワースペクトル解析の前処理として 5 ~ 500Hz のバンドパスフィルタを用いた。非活動時と活動時の筋のスペクトル解析をするために、サンプリング波形の任意の範囲を解析するソフトを作成した。複数の筋を同時に計測するために、測定チャンネルを 3ch にした。測定値データを 0.25 秒おきに転送し、ファイルを記録できるようにした。

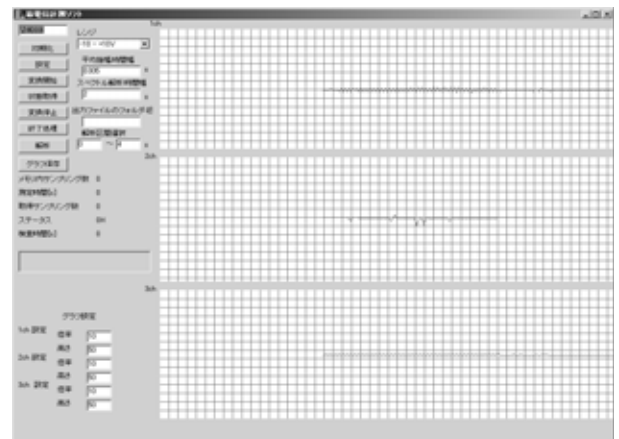


Fig. 7 解析ソフトによるディスプレイ表示の例

また、多チャンネルの同時計測、長時間測定にも対応しており、これらの機能により様々なシチュエーションの測定、解析を行うことができるように汎用性を持たせた。Fig. 7に解析ソフトによるディスプレイ表示の例を示す。

7. 測定実験

本研究で製作した回路を用いて基礎実験を行った。

•測定条件:

被験者は健常者の21歳男性。首周辺の筋を完全に弛緩させた状態にするため、仰向けに寝た状態で測定を行った。

•測定対象:

右側僧帽筋、左側胸鎖乳突筋、右側胸鎖乳突筋⁽⁷⁾

•測定方法:

首を上下左右に向けた状態、リラックスして力を入れず弛緩させた状態、首の被験筋すべてに力を入れた状態それぞれ10秒間保つ動作を行った。

8. 測定結果

僧帽筋を緊張させた結果を Fig. 8.1 に示す。僧帽筋を弛緩させた結果を Fig. 8.2 に示す。

Fig. 8.1 と Fig. 8.2 を比較すると筋電位が発生していることが見てとれる、しかし、ノイズが多く読み取りが困難なため周波数解析結果を示す。Fig. 8.2は本来ならば何も出力信号が出ていないことが望ましいがノイズによる電位が出力されている。

全部位を緊張させ、周波数解析したパワースペクトルを Fig. 8.3 に示す。筋電位の周波数である5~500Hz間ですべての筋において電位が発生しているのがわかる。

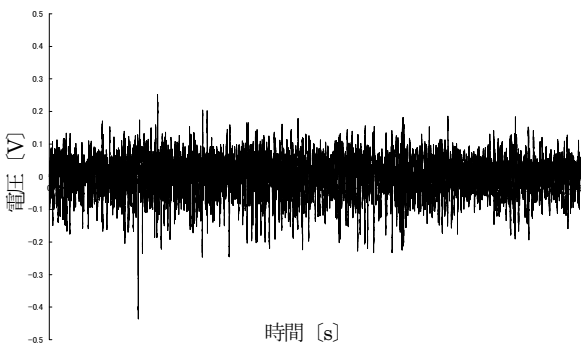


Fig. 8.1 右側僧帽筋の緊張状態の表面筋電図

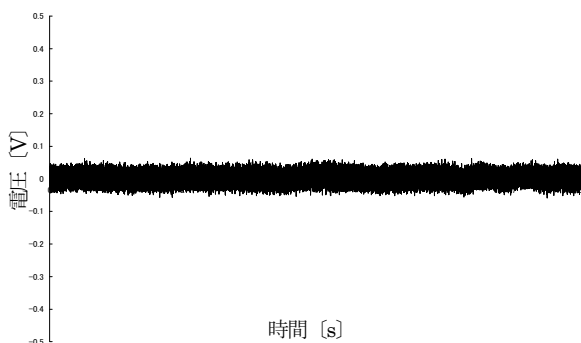
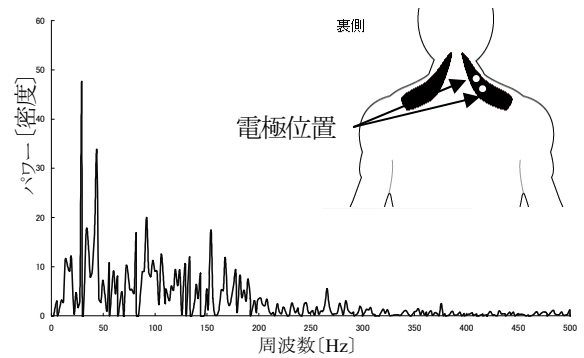
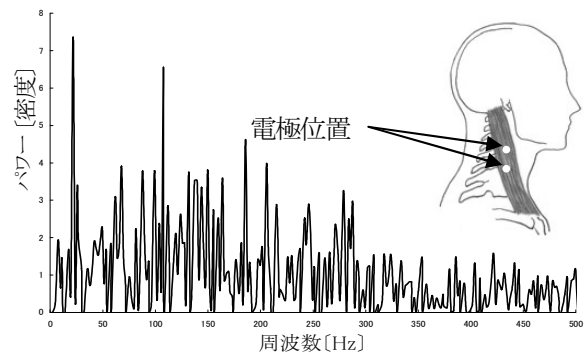


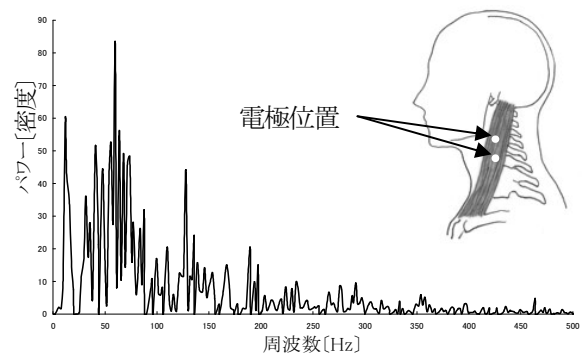
Fig. 8.2 右側僧帽筋の弛緩状態の表面筋電図



(a) 右側僧帽筋

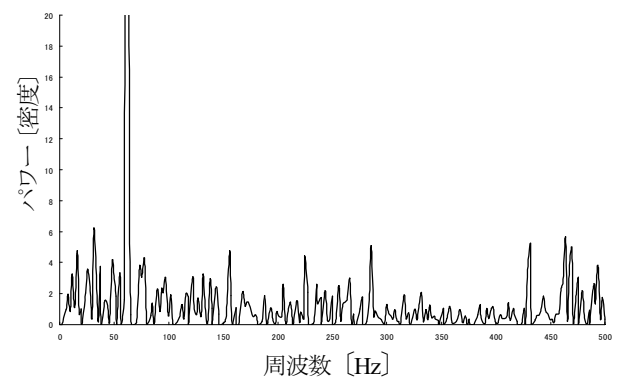


(b) 右側胸鎖乳突筋

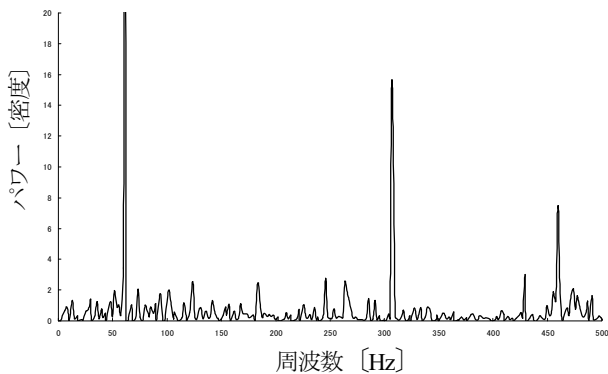


(c) 左側胸鎖乳突筋

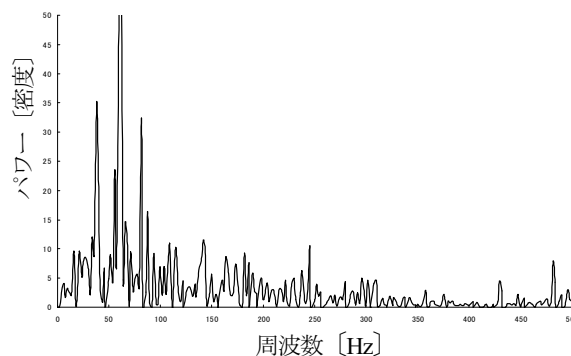
Fig. 8.3 実験結果(全部位緊張状態)



(a) 右側僧帽筋

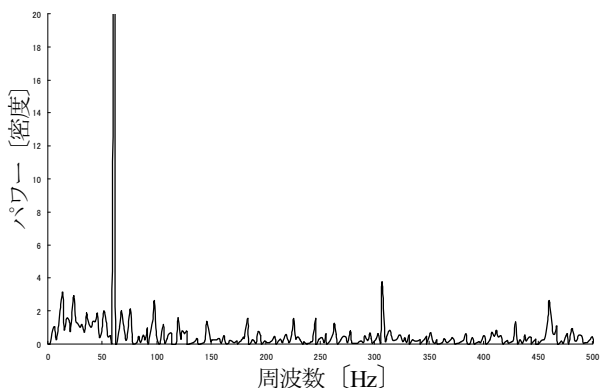


(b) 右側胸鎖乳突筋



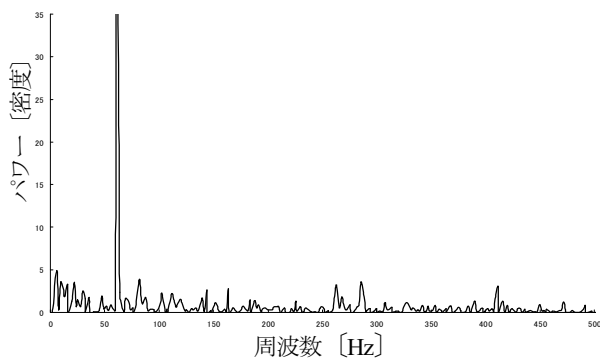
(c) 左側胸鎖乳突筋

Fig. 8.5 実験結果(下向き)

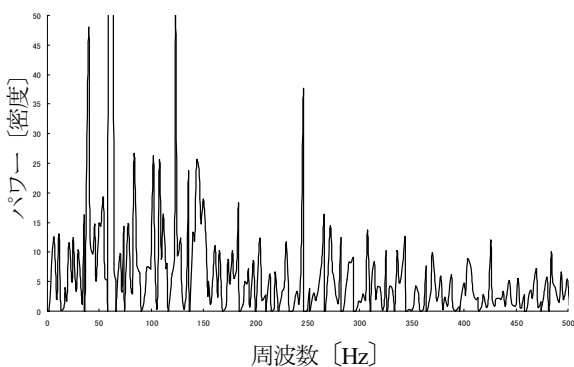


(c) 左側胸鎖乳突筋

Fig. 8.4 実験結果(上向き)



(a) 右側僧帽筋



(b) 右側胸鎖乳突筋

Fig. 8.4 は被験者に首を上に向ける状態を 10 秒間保ってもらった結果である。首の右後ろ側の筋である僧房筋が活動していることがわかる。逆に首の前側から頭の側面までの筋である左右の胸鎖乳突筋は活動していない。

Fig. 8.3(a)と Fig. 8.4(a)を比較すると首を上に向けたときの Fig. 8.4(a)のパワースペクトルが小さい。これは何度も計測を行った結果、筋が疲労してきたためと考えられる。

Fig. 8.5 は被験者に首を下に向ける状態を 10 秒間保ってもらった結果である。左右の胸鎖乳突筋だけが活動していることがわかる。逆に僧房筋は活動していない。

Fig. 8.4 と Fig. 8.5 を比較すると首を下に向けたとき、上に向けたときよりも全体的にパワースペクトルが大きいとわかる。これは、被験者に仰向けに寝てもらったため、頭を持ち上げようとする力が働いたためと考えられる。

以上、今回開発した装置にて測定できるかどうかの観点からまとめた結果を Table 2 に示す。

Table 2 筋電位発生の有無

	上	下	右	左
右側僧房筋	○	×	△	×
右側胸鎖乳突筋	×	○	○	×
左側胸鎖乳突筋	×	○	×	○

ただし、○:電位発生 ×:電位無発生
△:微弱な電位発生

以上の結果より頭を左右に動かしたときは胸鎖乳突筋がそれぞれ片方にだけ電位が発生していることが見て取れた。しかし、頭を右に向けた際に首の後ろ側の筋である僧房筋に微弱ながら電位が発生している。これは首の右側の僧房筋に電極を貼り付けたからと考えられる。

実験結果からそれぞれの筋と計測された筋電位が対応していることから首周辺の筋電位が計測できているとわか

る。全実験を通して、60Hz に大きな交流ノイズが混入しているが、どの筋も 10Hz～200Hz の範囲で大きな活動が見られた。

9. おわりに

エッチングによりプリント基板を製作し、部品を実装した回路を製作した。

改良前と比較して

- ・配線の交差等を避けるよう、部品のレイアウトと配線設計を行った。
- ・交流成分である 60Hz のノイズを低減するために乾電池に変更したことにより、ノイズ耐性を前年と比較すると S/N 比約 25 dB から 54 dB まで向上できた。
- ・測定回路と解析ソフトの 3ch 化に伴い異なった筋の同時測定を用い、その相互関係を考察した結果、首の動作を筋電図から読み取れるようになった。
- ・計測実験より、首を上に向けるときは僧帽筋が活動し、首を下に向けるときは両側の胸鎖乳突筋が活動し、首を左右に向けるときはそれぞれの胸鎖乳突筋が活動しているとわかった。首の姿勢に関する胸鎖乳突筋、僧帽筋の表面筋電位と首運動の関係を知り、大まかに動作を予測できる程度には測定できた。

以上の改良点の成果をみたが、問題として電源を乾電池に変更したことにより、低減されてはいるが、全体的に 60Hz の交流成分がみられる。これは、安定化電源からの混入だけではなく、皮膚表面や電極のリード線からも混入していると考えられる。

これらの回路と解析ソフトを用いてリアルタイムにおける多チャンネルの筋電位測定が行えるシステムを構築した。

参考文献

- (1) 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵, 「バイオメカニズム・ライブラリー 表面筋電図」, 電機大出版局, 2006.
- (2) 廣瀬和彦, 「筋電図判読テキスト」, 文光堂, 1992.
- (3) 伊福部達, 「感覚フィードバック型ハンド」日本ロボット学会誌, 7 巻 5 号. pp.496-500, 1989.
- (4) Clifford Hess and Larry C.H.Li, "APPLICATION OF DEXTEROUS SPACE ROBOTICS TECHNOLOGY TO MYOELECTRIC PROSTHESES", 2003 In NASA, Washington, Technology: The Fourth National Technology Transfer Conference and Exposition, Volume 2, pp.255-268.
- (5) Fernandez M "Electrode Contact Noise in Surface Biopotential Measurements.", 1992, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 14th, Vol. 1, pp.123-124
- (6) 遠坂俊昭, 「電子回路シミュレータ SPICE 実践編」, CQ 出版社, 2004.

- (7) ジョン H. ウォーフィル, 「図説 筋の機能解剖 第 4 版」, 医学書院, 1993.