

科学研究費助成事業（学術研究助成基金助成金）研究成果報告書

平成 24 年 5 月 21 日現在

機関番号：12501

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2011～2011

課題番号：23657168

研究課題名（和文） 多点筋電図法・vEMGの開発

研究課題名（英文） Development of multichannel electromyography, the vEMG

研究代表者

下村 義弘 (SHIMOMURA YOSHIHIRO)

千葉大学・大学院工学研究科・准教授

研究者番号：60323432

研究成果の概要（和文）：

骨格筋の表面筋電図を計測して可視化するための vEMG (visual electromyography) のモジュールと、その可視情報を定量化するための画像解析システムに関する基礎的方法の二点を開発した。コーディングおよび伝送には LED の色信号を用いた。このモジュールを多数用いることで、あたかも筋電図のトポグラフを直接見るかのような測定システムの実現への道を拓いた。

研究成果の概要（英文）：

The fundamental method was developed which can measure and visualize the surface electromyogram and quantify its visible information by specially developed image analysis system. The color signal of LED was used for coding and transmission. Topographic electromyogram directly on the skin will be composed by using many vEMG modules.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
交付決定額	3,100,000	930,000	4,030,000

研究分野：生理人類学、人間工学、デザイン科学

科研費の分科・細目：人類学・応用人類学

キーワード：可視化、計測工学、人間生活環境、ユーザインタフェース、リハビリテーション

1. 研究開始当初の背景

筋電図は Basmajian と De Luca (1985)¹⁾ による筋機能分析から、ヒトの筋骨格活動を定量化するために多くの研究で用いられてきた。表面筋電図は目標とする筋の皮膚上に置いた電極で双極誘導されることが多い。これは主動筋の特定が解剖学的に可能であることと、高いノイズ耐性が得られるためである。筋電図に関する研究としては、主動筋と協働筋の共収縮の検討^{2) 3)}のほか、疲憊まで追跡計測し単独の筋の疲労特性を明らかにした研究⁴⁾がある。新しい方法論としては、超高密度の多点グリッド電極を用いた研究⁵⁾がある。近年は工業製品の使い勝手の評価指標として用いられることが一般化してきた。

筋電図の増幅器については、入力インピーダンスが極めて大きく差動入力間オフセットが小さい“アクティブ電極”が一般化し、

ノイズ耐性が非常に高くなった。一方でデータの取り込みと処理については、AD コンバータを用いて波形として集録・解析する方法が一般的である。これは膨大なデータ処理⁶⁾が研究者に課せられており、従来からその方法は変わっていない。先進的には、全身にセンサをおいて表皮全体から脳波や運動を測定する通称“MoBI”の方法論の提唱も行われている⁷⁾が、具体的な技術や実現方法の提案はない。

現在の筋電図は、単一の筋活動を個別に計測しオフラインで解析するものである。ヒトを全身的に眺めた場合、筋間の関連性が協働の観点において重要である。波形の数値表現は研究者による直観的理解を難しくし、個別の解析に手間をかけることは、より高度な研究に従事するモチベーションを下げしてしまう。筋電図の可視化計測は表面筋電図を画像

解析によって測定するものであり、同時に研究者の観察眼による直観的理解を可能にする。本方法論は、生理人類学⁸⁾の独自の筋電図学的方法論となると思われる。

2. 研究の目的

本研究の目的は、筋電図の可視化計測方法を構築することであった。具体的には、表面筋電図を可視化するための vEMG (visual electromyography) のモジュールと、その可視情報を定量化するための画像解析システムの基礎の二点を開発することであった。

3. 研究の方法

(1) 設計の概要

筋電位の包絡線振幅 (iEMG) に応じて出力を変える発光ダイオード (LED) を備え、単独で作動する表面筋電図の計測モジュールによって可視化することとした。このモジュールは多数の骨格筋上にいくつも貼付して用いることで、あたかも筋電図のトポグラフ⁹⁾を直接観察できるかのような測定システムを想定した。データを定量化するには、ビデオカメラを用いて画像解析することとした。モジュールは、増幅とフィルタ、積分回路からなるアナログ増幅・処理回路部と、マイコンのデジタル処理からなる信号伝送部によって構成された。システム全体の概念を図 1 に示す。

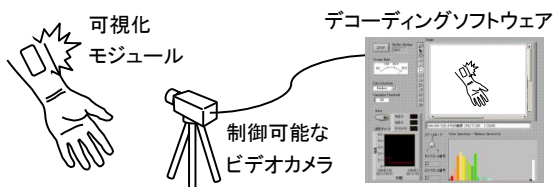


図 1. 可視化計測システムの概念

(2) 伝送方法

iEMG は LED の発光制御によってエンコードされ、ビデオカメラと画像解析によって元の信号にデコードされることとした。技術的課題として、①コーディング方法、②発光制御方法、③姿勢変化による外乱、④環境光による外乱の 4 点が考えられた。これらの課題をもとに決定した LED の発光制御方法は、以下の通りであった。また筋電図の積分処理以降の発光出力までのプロセスは、PIC16F1936 マイコンコントローラ (Microchip Technology, Inc.) によって実装された。なお伝送に可視光を用いているものの、方法論的には、高速のパルス列を用いる一般的な可視光通信とは異なるものとなった。

①コーディング方法：発光強度を伝送情報と

した。PWM (パルス幅変調) や可視光通信におけるシリアル (文字列) 伝送はビデオカメラのフレームレートから考えて現実的ではないため、時間をパラメータとするコーディングは避けた。

②発光制御方法：LED の発光強度の線形性とダイナミックレンジの確保、および回路の簡略化のため、1kHz 程度のキャリア周波数をもつ PWM 制御をマイクロコントローラによって行うこととした。

③姿勢変化による外乱：同一の照射角特性をもつ赤・緑 2 色の LED (拡散版含む) を用いて、それらの発光強度の和に対する一方 (赤) の比率をとることとした。これにより姿勢変化にともなう見かけの輝度変化による影響をビデオフレームごとにキャンセルした。

④環境光による外乱：照度や照明の色環境が影響するため、カメラのホワイトバランス機能や白色オブジェクトによる較正が必要と考えられたが、今後の課題とした。

(3) vEMG モジュール

耐ノイズ性、フィルタの充実、基板面積の縮小を基本方針とするアクティブアンプとして設計・製作された。入力インピーダンス 10 GΩ、同相信号除去比 (CMR) 100 dB の計装用差動増幅器 AD620 (Analog Devices, Inc.) を増幅度 5 で用いた。負電源の生成にはスイッチドキャパシタ電圧コンバータ LM2664M6 を、後段の増幅処理にはクアッド OP アンプ LMC6464 を用いた (ともに National Semiconductor, Co.)。増幅回路はアクティブバンドパスフィルタの 2 段構成 (2 次バターワース特性、13.3 Hz~340Hz) とした。増幅部全体のゲインは 410 であった。絶対値回路は回路規模を縮小するために非バッファリング 1 アンプ構成とした。増幅された筋電位は絶対値および時定数 0.2 秒のアクティブ積分回路によって包絡線化 (最終ゲイン 1370) され、時定数 0.05 秒の RC ローパスフィルタを経て伝送元信号 (iEMG) として出力された。

この出力信号をもとに PWM による LED の発光制御や、電極浮き時のノイズによる入力飽和の検出と出力制御を PIC16F1936 マイコンコントローラによって行った。

(4) 画像解析システム

可視化モジュールの発光色を画像解析するためのマシンビジョンシステムが LabVIEW2011 (National Instruments, Co.) を用いて開発された。ブロックダイアグラムに上記の信号伝送方法に基づくデコードプロセスおよび波形データ保存プロセスを実装した。

4. 研究成果

(1) 製作物

双極誘導の表面筋電図の包絡線振幅に応じて緑～赤に色調を変える発光ダイオードを備えたハードウェアモジュールを作成した(図2および図3)。このモジュールは単独で作動し、その入力は双極誘導のための2つの生体電極、アース電極、そして筋電位の増幅率や校正方法などを設定するためのスイッチであり、出力は混色発光するLEDと、筋電図の生波形および包絡線の電圧信号であった。内部にはアナログ増幅部、フィルタ部、マイコンによるエンコードおよびその他処理部、LED駆動部とプログラミングおよび通信用コネクタが設けられた。骨格筋を実測した結果、発揮筋力に応じて実際に色調が変わり筋活動の様子を可視化することに成功した(図4)。前腕などの筋が多い部位における多点計測でもクロストーク(電極間干渉)は問題とならず、このモジュールを多数用いることで、あたかも筋電図のトポグラフを直接見るかのような測定システムの実現への道を拓いた。

可視化モジュールを画像解析するためのデコーディングソフトウェアとして、マシンビジョンシステムが開発された(図5および図6)。関心領域内のLEDの発光のスペクトルをPCに接続したカメラのムービー画像から抽出し、緑と赤の発光強度の比を求め表面筋電図の皮膚上の包絡線振幅(モジュールのiEMG信号)をリアルタイムで得るシステムであった。

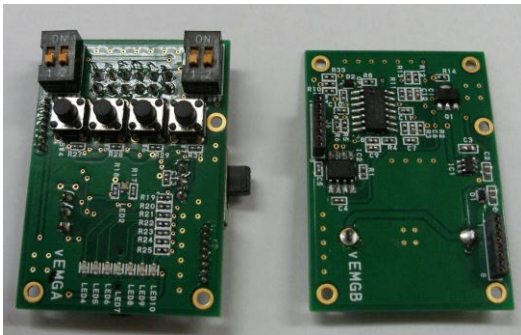


図2. vEMGモジュール基板(左:デジタル処理部およびインタフェース部、右:アナログ増幅部)

電極近傍の皮膚上に粘着テープで固定できるように、高密度の部品配置で2枚組の基板とした。デジタル処理部の横に出ているのは電源スイッチ、その他上面にあるのはアナログゲイン調整および校正のほか予備を含むマイクロコントローラ内パラメータの設定スイッチである。電池(CR2032×1個)はアナログ増幅部背面に装着された。2枚の基板は相互に接続され、40mm×50mm×20mmの直方体状ハウジングケースに入った。ケースを通して基板には電極クリップ付きの数10mm程度の短いケーブルが繋がりを、一般的な粘着ゲル電極を使って筋電位がアンプ回路に入力された。

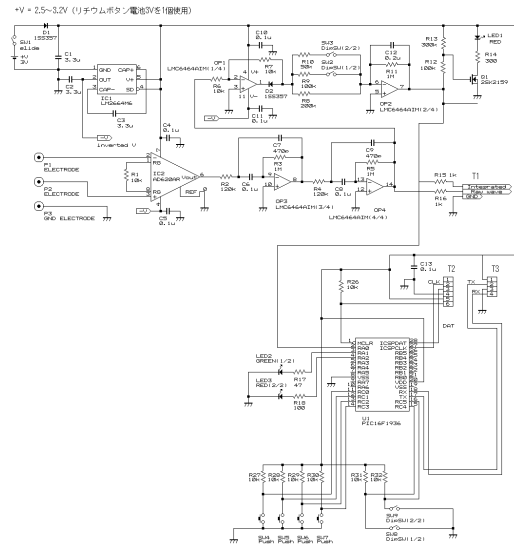


図3. vEMGモジュールの内部回路図

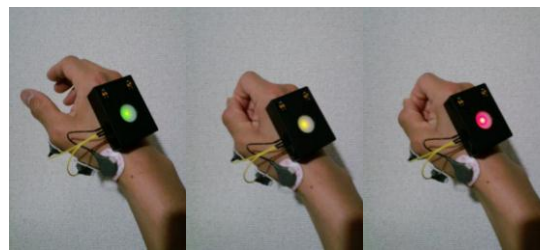


図4. vEMGモジュールの装着状況例
短母指屈筋に双極電極を装着し、右から徐々に力んだ様子。電極には一般的な心電図や表面筋電図用の粘着ゲルタイプを用いた。手関節側側の黒いケーブルに繋がっている電極はアースである。モジュール本体は両面テープで皮膚上に固定された。

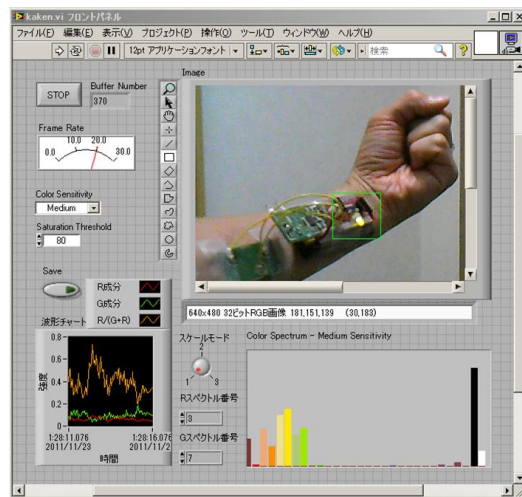


図5. マシンビジョンシステムのフロントパネル(ユーザインタフェース)部分
プログラムは設定された関心領域内の色分布を解析し、iEMGの振幅をデコードした。画面内の映像は、試作段階のモジュールによる試験状況であり、右下はスペクトルグラフ、左下はそれから得られたiEMG波形である。

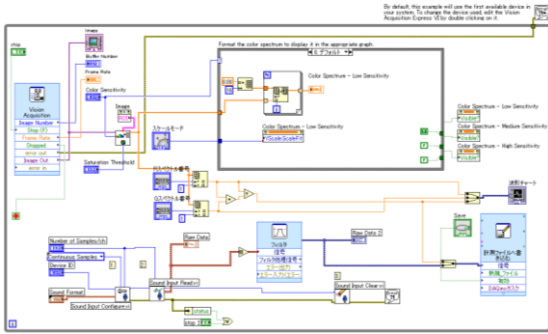


図 6. マシンビジョンシステムのブロックダイアグラム (プログラミング) 部分

Vision Acquisition、IMAQ ColorLearn などの VI (仮想計測器) を用いた。また、iEMG のアナログ電圧のモニタのために、PC のサウンドポートと Sound Input Read VI を用いて波形観察機能をオプションとして実装した。

(2) 評価実験

製作した vEMG モジュールとデコーディングソフトウェアからなるシステム全体を評価するために、以下の実験を行った。

筋電図の振幅が比較的大きい短拇指屈筋上にモジュールを装着し、カメラとの相対姿勢を一定に保ちながら亜最大下で自由収縮させ筋電位を測定した。環境光による影響を把握するためにカメラのホワイトバランスや自動露出調整はすべて無効にした。室内照明は一般的な白色蛍光灯であった。モジュール部の照度はおおよそ 5 lx および 250 lx の 2 条件を試行した。データ集録システム MP-150 と専用ソフトウェア AcqKnowledge 4.1 (BIOPAC Systems, Inc.) によって集録した可視化モジュールの出力波形 (iEMG) とマシンビジョンシステムによってデコードされた波形 (任意単位) を比較した。

実験の結果、システム全体は動作し、計測サンプル (図 7) では波形は定性的にほぼ一致した。モジュールからの電圧信号とデコードされた信号を比較したところ、高い一致性を示した。しかしデコードデータは環境照度が高いほどわずかに増大する非線形性が見られた。また、ソフトウェア上での演算処理の都合上動画のサンプリングレートが 30Hz を下回り、時間的分解能に若干の低下が見られた。

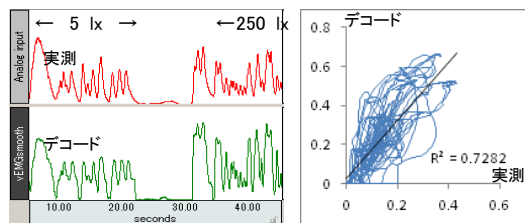


図 7. 実測 iEMG とデコードデータのサンプル比較波形チャート (左) とその波形の x-y プロット (右)

(3) まとめ

可視光をコーディング規則ならびに伝送方法として、非接触で表面筋電図を計測することに成功した。環境光による外乱やカメラ側の性能の影響を受ける可能性があるため、システム全体におけるコーディング規則と較正方法の最適化、ならびに画像処理の高速化が残された課題である。

参考文献

- 1) Basmajian J and De Luca C, Muscles alive. Their functions revealed by electromyography. 5th edn, Williams & Wilkins, Baltimore, 1985
- 2) Duque J et al., Evaluation of handgrip force from EMG measurements. Ergonomics 26(1): 61-66, 1995
- 3) Hoozemans MJM et al., Prediction of handgrip forces using surface EMG of forearm muscles. Journal of Electromyography and Kinesiology 15: 358-366, 2005
- 4) Mamaghani NK et al., Changes in surface EMG and acoustic myogram parameters during static fatiguing contractions until exhaustion: Influence of elbow joint angles. Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science 20(2): 131-140, 2001
- 5) Farina D et al., The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. Journal of Electromyography and Kinesiology 18: 16-25, 2008
- 6) Hägg GM et al., Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. Journal of Electromyography and Kinesiology 10: 301-312, 2000
- 7) Makeig S et al., Linking brain, mind and behavior. International Journal of Psychophysiology 73: 95-100, 2009
- 8) Sato M, The development of conceptual framework in physiological anthropology. Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science 24(4): 289-295, 2005
- 9) Shimomura Y et al., Visualization of surface electromyogram to evaluate coordinated muscular activities on forearm while using hand tools. 10th International Congress of Physiological Anthropology, Abstracts Book: 17, 2010

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[学会発表] (計 1 件)

下村義弘、勝浦哲夫、筋電図の可視化計測方法、日本生理人類学会第 65 回大会、2011 年 11 月 26 日、関西大学 100 周年記念会館

6. 研究組織

(1) 研究代表者

下村 義弘 (SHIMOMURA YOSHIHIRO)

千葉大学・大学院工学研究科・准教授

研究者番号：60323432