

機関番号：34412

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2009～2010

課題番号：21700587

研究課題名（和文） 容量性結合電極を用いた多チャンネル表面筋電図インターフェースの開発

研究課題名（英文） Development of capacitively-coupled multi-channel surface EMG interface

研究代表者

中村 英夫（HIDEO NAKAMURA）

大阪電気通信大学・医療福祉工学部・講師

研究者番号：40411475

研究成果の概要（和文）：本申請研究の目的は、多チャンネル表面筋電図による信号入力インターフェースをユーザがより直感的に利用できるように神経-筋活動情報を利用し、容量性結合-いわゆる、コンデンサーを構成して衣服の上からでも多チャンネル筋電図を長時間記録が可能な生体信号記録システムを開発することである。

本研究では、特に容量結合型電極形状が出力波形にどのような影響を与えるかについて回路モデルを検討し、ガードリングすることで雑音低減が可能であることを示した。また、筋電図モデルにより信号雑音比と活動電位伝導速度の推定結果との関係性を調査した。筋電図モデルの検討により、尖度と信号雑音比との関係性が明らかになり、実信号でも信号雑音比を推定することが容易にできることが示された。

以上の成果により、今後インターフェース開発の電極開発、および筋からの神経性入力信号同定技術の開発の礎となるデータが得られた。

研究成果の概要（英文）：The purpose of this study is to develop the computer interface which uses neuromuscular information from capacitively-coupled multi-channel surface EMG signals and then which can record over clothes.

In this study, firstly, how shapes of capacitively-coupled electrode effect output signal is examined with the hardware model. The result shows that signal-to-noise ratio can be reduced with guarding around the electrode plates. Also, the relationship between signal-to-noise ratio and muscle conduction velocity is examined with simulated EMG model. Based on the simulated EMG model, the relationship between signal-to-noise ratio and kurtosis is clarified. From the result, we can easily measure signal-to-noise ratio of real EMG signal with kurtosis.

This study made advantages for developing the computer interface with capacitively-coupled multi-channel surface EMG signals.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	2,300,000	690,000	2,990,000
2010年度	1,100,000	330,000	1,430,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,400,000	1,020,000	4,420,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・リハビリテーション科学・福祉工学

キーワード：表面筋電図，多チャンネル，容量性結合電極

1. 研究開始当初の背景

表面筋電図とは生体が動作するとき筋を収縮させた際に発生する電気活動電位を金属等の導電性電極により対象筋の近傍の皮膚表面上から検出し、増幅することで観測することを指す。近年、多チャンネルを格子状に縦横等間隔に並べて多チャンネルで表面筋電図を記録し、それらの時間・空間的な情報から筋を動作させるために働く神経活動が皮膚表面上から計測できることを報告している[1]。現在、筋電図を用いた研究分野において、多チャンネルに筋電図記録を用いてさまざまな運動様式における神経-筋系活動に関する新たな筋生理学的知見を得るための研究が活発である。

従来、針電極やワイヤー状の細い金属製電極を筋内に直接刺入して神経-筋系活動を計測していた。ただし、それらの電極を用いた計測にはいくつか欠点がある。1) 人体に対しては侵襲性が高いこと、2) 電極近傍の神経-筋系活動のみしか計測できないこと、3) 動作が制限されることである。多チャンネル表面筋電図を使用することで以上の欠点を軽減することができる。ただし、信号源である筋と電極との距離が比較的大きく、皮膚を介していることで波形が減衰するなど神経-筋系活動を計測するためには技術的な多くの困難がともなう。

また、一般的に生体電気信号を体表面上から検出するための電極は、金属製もしくは導電性物質を皮膚表面上に貼付、もしくはゲル状、もしくはペースト状の導電性物質を電極に仕込んで記録する。近年、心疾患を心電図でモニタするために長時間記録するための研究開発が盛んに取り組まれている。ヒトと電極とが接触する部位に直接導電性物質を長時間電極を添付しておくことで湿疹や皮膚炎を引き起こす大きな要因となる。容量性結合電極は衣服の上からでも心電図記録が可能であるため、直接電極を皮膚に接触させることがなく皮膚への負担が軽減され、長時間モニタリングに適切であると推察される。吉村ら[2]による研究では、浴槽内に設置した電極により心電図信号を検出可能なシステムを報告している。これにより入浴中の心電図モニタリングが可能となった。さらに近年では、植野ら[3]は、布を挟んで皮膚と電極との容量性結合により心電図を記録することが可能であることを示し、睡眠中の心電図をモニタリングが布団のシーツの下に電極を仕込むことで可能であることを報告している。以上の例だけにとっても、電極を生体と非接触型にすることによって無意識・無拘束で生体信号をモニタリングにおいてさまざまな生体情報計測の適用範囲を押し広げることが可能であることが推察できる。

2. 研究の目的

本申請研究の目的は、多チャンネル表面筋電図による信号入力インターフェースをユーザがより直感的に利用できるように神経-筋活動情報を利用し、かつ金属等の導電物質を直接皮膚に接触させずに電極と皮膚との間に絶縁物を挟むことで容量性結合—いわゆる、コンデンサー—を構成して衣服の上からでも多チャンネル筋電図を長時間記録が可能な生体信号記録システムを開発することである。

表面筋電図を入力信号としたヒューマンインターフェースとして利用する機器についてのすでいくつか報告されている[4][5]。しかし、それらの研究では、異なる筋の筋電図信号をフィルタ処理して振幅情報のみを利用しているのみである。本申請で提案される神経活動パターンに基づいたインターフェースにより、より多くの入力情報量を習得できる可能背があり、直観的なインターフェースの実現が期待できる。

また、電極を皮膚表面と直接接触せずに筋電図を検出できるような機器を開発することは、筋生理学的にも意義がある。現在、筋電図検査は皮膚に電極を直接添付するため、衣服を脱ぐ必要がある。しかし、衣服を着けたまま筋電図を測定できれば実験室外でも容易に記録でき、実験条件の範囲が大いに広がる点、学術的に大きく寄与できると考える。

3. 研究の方法

1) まず、電極形状が波形にどのような影響を与えるかを定量的に検討した。試作した回路モデルの概要図を図1に示す。電極は一片の長さが4.0cm, 5.0cm, 6.0cmでそれぞれ面積が16.0, 25.0, 36.0cm²の正方形の銅板をそれぞれ6枚ずつ用意した。極板はアクリル板に接着剤で貼り付けて固定した。同じ面積の極板を単一のアクリル板に図1のように等間隔に並べた。極板間の距離は隣接する極板の端から60.0cmになるように配置した。それぞれの電極は真ん中に配置している電極を接地用電極、左右がそれぞれ信号検出用電極C1, C2とした。

また、極板面積が16.0cm²となる回路モデルについてはすべての極板について3.25mm幅のカードリングを行って漏れ電場の影響があるかを調査するために試作した。試作したガードリング電極の概要図を図2に示した。ガード部と電極部との間は1.0mmの隙間を設けた。カードリングの部材は銅箔導電性テープ(TAKACHI社製CUS-13T)を用いた。ガードリング部と電極部とは1箇所ずつはんだ付けで導線を接続して導通させた。

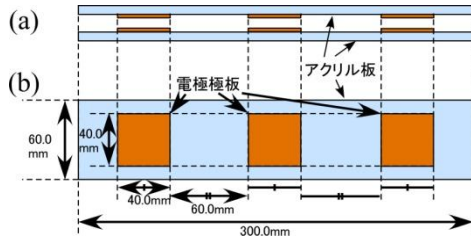


図 1 試作電極の概要図

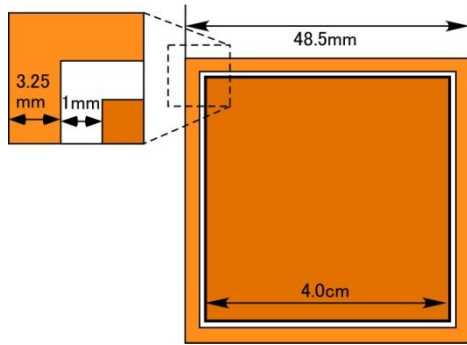


図 2 電極部面積が 16cm² のものをガードリングした電極部の概要図

各電極からの出力信号は、バッファ回路の入力端へと接続されている。バッファ回路によりインピーダンス変換を行っている。バッファ回路には高精度オペアンプ(TL064)を用いた。

上記の電極からの出力を増幅部に接続した。増幅部の初段には、計装アンプ (INA114) を用いた。回路全体の増幅率は全体で 50 倍とし、遮断周波数 100Hz のハイパスフィルタを組み込んでいる。

入力信号は発振器から出力した。入力信号波形の振幅は peak-to-peak で 3V、周波数は 2Hz の方形波とした。デューティ比は 1 で固定した。記録時間は 30 秒間である。図 2 の左から (a) 16cm², (b) 25cm², (c) 36cm² の極板面積の回路モデルに入力した信号波形を示している。

2) また、多チャンネル表面筋電図により得られる神経-筋系活動から得られる情報についての計測法についての開発に取り組んだ。また、実測データの妥当性を検証するために筋電図モデルを作成し、検討も行った。

開発した格子状多点電極 (図 3) は、中央部にある金属棒が電極であり、材質は純銀 (純度 99.9%) を用いた。奥行き方向に 8 本、幅方向に 8 本の計 64 本の電極を回路基板面から突き出している。電極の断面直径は 1mm である。すべての電極からの筋電位信号を入力とするバッファ回路を構成した。これにより、入力インピーダンスを上げることで、基

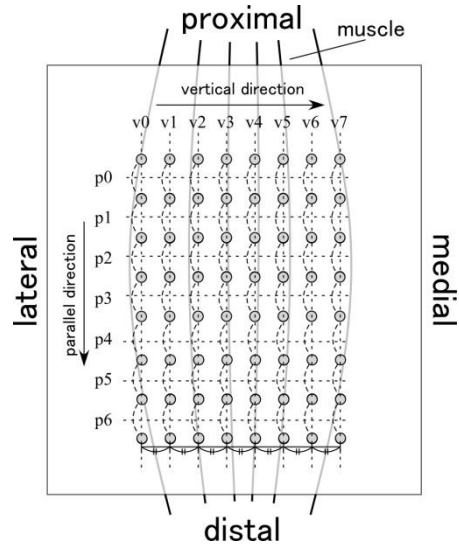


図 3 筋電極配置の概略図

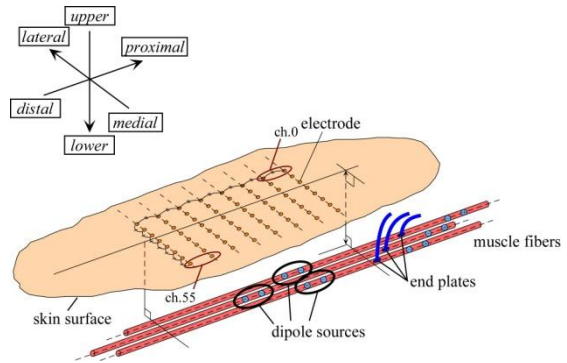


図 5 筋電図モデル

線動揺を抑えることが可能となり、信号雑音比を向上させることができる。よって、受動電極で SNR を向上させるために必要な導電性ゲルを電極部に注入したり、皮膚のインピーダンスを低減させるために皮膚表面を削ったりするような前処理が必要なく、簡便に筋電図記録をすることが可能となる。

開発した格子状多点電極により記録される筋電図信号は双極誘導法を用いている。つまり、2つの電極間の差動増幅を記録することで同相信号雑音を低減させている。奥行き方向に合う2つの電極間において双極誘導法により1チャンネルを記録した。つまり、奥行き方向1列につき、双極誘導表面筋電図7チャンネルを記録することができる。よって、合計56チャンネルの表面筋電図信号を記録することが可能である。筋線維走行方向に対して並行な筋電図チャンネル列を p{0-6} と表記する。また、垂直に配列したチャンネル列を p{0-7} と表記する。たとえば、チャンネル (p3, v2) と表記することで、筋線維走行方向に対

して近位部から4列目のチャンネル列と走行方向と垂直に遠位部から3列目のチャンネル列とを満たすチャンネルを表す。

図4に本研究で模擬筋電図を生成するための筋電図モデルについての概要図を示した。筋電図は神経軸索を伝導してきた活動電位が神経筋接合部へと至り、伝達物質を筋へ放出することで筋が興奮し、MUAPを発生するというメカニズムである。本研究で用いる筋電図モデルは、筋線維上を双極子が伝導することでMUAPが発生すると仮定する。そのときの皮膚表面での電位を図4に示すように配置された各点での電極毎に算出した。計算の方法は、映像法により、皮膚表面を対称面として双極子のある位置と反対側に同じ大きさの仮想の双極子を配置し、そのときの皮膚表面における電位を算出した。電位を算出する式はポアソン方程式より導出され、以下の式(1)により算出できる。

$$V=I/2\pi\sigma(1/r_+-1/r_-) \quad (1)$$

ここで、Iは双極子の電流源強度[A]、 σ は導電率[S/m]、 r_+ [m]、 r_- [m]は電極から双極子の正極子および負極子までのそれぞれの距離を表す。実測筋電図では双極誘導法により56チャンネルの信号としたため、各点において導出された電位信号を、筋線維走行方向と並行でとなり合う電極間の差分波形を算出して56チャンネル表面筋電図信号を導出した。

4. 研究成果

1) 図5に電極面積を16cm²、25cm²、36cm²としたときの入力信号波形(図5(a)-(c))と出力波形(図5(d)-(f))とをそれぞれ示す。

図5(d)-(f)は、それぞれ図5(a)-(c)の入力に対する出力信号波形を示している。図5(d)-(f)に示す出力波形は商用電源雑音や高周波雑音を低減させるために、IIRデジタルハイパスフィルタを遮断周波数100Hzで適用したものである。0V近辺の太い帯状の信号は60Hzの商用電源雑音である。図5(d)-(f)の波形はスパイク状を呈している。これは基線を0V付近に留めるよう安定化させるために増幅回路微部にハイパスフィルタを組込んでいるため、微分波形が出力されているためである。

図5(d)-(f)のいずれもスパイク状の出力振幅が一定周期で振動していることが見て取れる。この振動周波数はいずれの極板面積

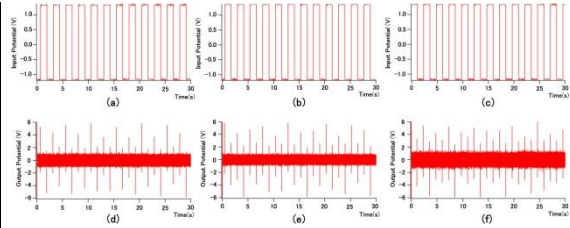


図5 入力波形と出力波形：(a)16cm²
(b)25cm² (c)36cm²

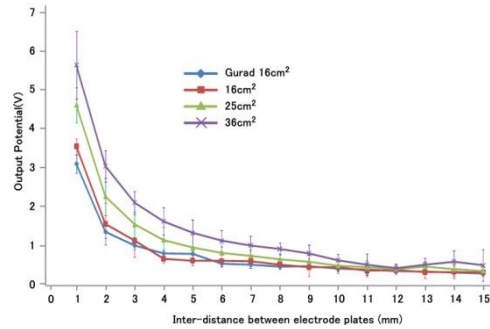


図6 極板面積、電極間隔と出力電位振幅との関係

での実験でも同様であり、約0.16Hzであった。

次に、極板間隔を1.0mmから15.0mmまで変化させたときの出力された微分波形の基線からのピーク値を計測した結果を図8に示す。ただし、極板間距離が増大すると雑音が埋もれてピーク値が観測できなくなる場合があった。そのような場合はデータとして含めなかった。各実験条件において少なくとも3点以上のサンプルを得ている。また、図6の誤差範囲は標準偏差を表している。

極板面積が増大するにつれて出力ピーク値が大きくなる傾向が示された。ただし、極板間隔が増大すると、ピーク値の差は低減し11.0mmを超えたあたりではほとんど差が見られなくなった。

また、ガードリングした電極でのピーク平均値の変化を見ると、ほぼ16cm²の極板面積の電極でのピーク平均値と同様の傾向で変化することがわかった。

表 1 活動電位伝導速度の推定結果と信号雑音比との関係

SNR[dB]	19.8	10.8	7.5	3.2	
MFCV[m/s]	3.64	3.58	3.82	3.82	
Measurement value					
MFCV [m/s]	Range	3.57-3.86	3.33-3.86	3.33-5.00	2.78±6.25
	Mean	3.62±0.11	3.60±0.17	3.80±0.41	3.84±0.66
Correlation value		0.95±0.02	0.82±0.04	0.68±0.08	0.53±0.07

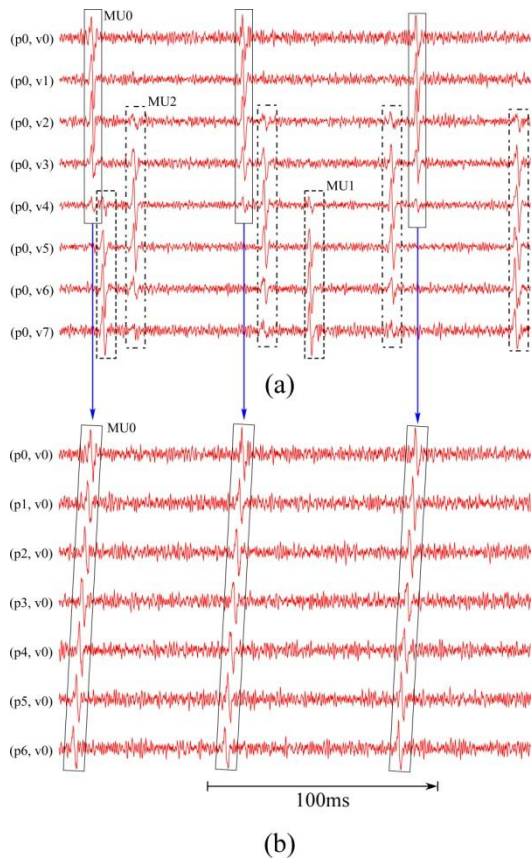


図 7 模擬筋電図の作成例

2) 次に神経性活動を反映する運動単位活動電位を表面筋電図から導出する方法の開発についての研究の結果である。作成した模擬筋電図波形の一例を示す。図 7(a) に示した電極配置に従い、(p0, v*) のチャンネル群の波形を示している。筋線維走行方向に対して垂直な配列であるため、同一の MUAP はいずれのチャンネルにもほぼ時間遅れなく観測される。図 7(a) 中の四角の枠により囲まれている波形群は同一の運動単位から発生した活動電位である。図 7(a) より、同一の活動電位波形は複数のチャンネルに分布しており、電極と運動単位の筋中の位置分布との相対的距離が小さいところは活動電位振幅が高く、相対的距離が大きくなるに従い振幅は減衰している。異なる活動電位ではチャンネル間の分布が異なる。筋内での運動単位の分布が異なるため、電極との相対的位置関係が変化することによる。また、同一運動単位から発生する活

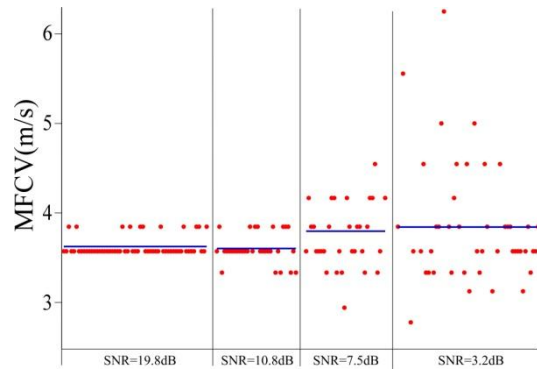


図 8 活動電位伝導速度推定結果精度と信号雑音比との関係

動電位群は、一定の負荷を筋へ与え、動員されてから運動単位興奮性が安定すると、ほぼ一定時間間隔で発火する。以上の情報に基づくと、図 7(a) には 3 つの異なる運動単位から発生した活動電位波形が観測されることがわかる。

図 7(b) は、図 7(a) と同時に記録した (p*, v0) のチャンネル群を表示した筋電図波形である。図 7(b) の上部に観測される活動電位群は図 7(a) における MU0 とほぼ同時刻であると観測されることから同じ運動単位から発生した活動電位群であることが分かる。また、図 7(b) の活動電位はチャンネル間で時間差が観測される。これらは筋線維上を伝導することにより起こる。これらのチャンネル間の時間差を計測し、活動電位伝導速度を推定することに利用する。生成した筋電図波形の時間間隔は 5s とし、サンプリング周波数は実測の筋電図と同様に 10kHz として模擬筋電図を生成した。

本研究において、生成した模擬筋電図の条件は次の通りである。運動単位の数を 3 個と固定した。各運動単位の存在する範囲は、図 9 の電極配置図における真ん中（平行方向にチャンネル p3 の中間位置とチャンネル v3 と v4 との中間位置を原点 0 とすると、筋線維走行方向と垂直方向には ±7.5mm の範囲内、神経筋接合部は原点 0 から筋線維走行方向と平行に近位方向に 40.0mm の位置とした。また、表 1 に模擬筋電図の信号雑音比と活動電位伝導速度に関する設定値についての値、および開発した計測システムにより計測された MFCV の値について示した。また、MFCV を計測した際に p0 から p6 での隣接するチャンネル間の相関係数の平均値と標準偏差を算出して示した。信号雑音比は筋電図モデルで生成した活動電位波形の相の最大値と最小値間の値を生成した正規分布雑音の 1 標準偏差で除したものとした。ただし、各信号雑音比を設定する際には運動単位の筋線維分布中心位置の深さを 4mm から 9mm の間で変化させる

ことで調整した。また、開発したシステムでは活動電位発火時刻をトリガとして活動電位伝導速度を推定する。本実験で生成した模擬筋電図において設定した活動電位発火時刻と開発したシステムによって計測した活動電位発火時刻とは 100%の一致率であった。

図 8 に、深さを変化させ、信号雑音比を変化させたときの活動電位伝導速度の計測結果を表した。横軸に信号雑音比、縦軸に活動電位伝導速度を示し、図中の円点が計測した活動電位伝導速度、実線が各信号雑音比区間の活動電位伝導速度の平均値を表している。信号雑音比が 19.8dB と比較的高い場合は、計測された結果の精度および模擬筋電図作成時の設定変数との比較による正確度も高いといえる。信号雑音比を徐々に低減させていくに従って、活動電位伝導速度の値のばらつきが大きくなっている。

今回の研究では、インターフェースの開発までには至らなかったが、設計の指針、及び開発環境の整備と神経-筋系活動の生理学的な情報の計測についての筋電図モデルによるも可能となり、研究目的の遂行する上で十分な成果が得られた。今後、これらの成果に基づき容量結合型電極による多チャンネル表面筋電図インターフェースの完成を目指して継続して研究を行う。

5. 主な発表論文等

[雑誌論文] (計 4 件)

- 1) 中村英夫, 岩崎孝紘, 小西有人, 吉田正樹: 多チャンネル表面筋電図による非侵襲的神経-筋系活動計測法, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol.109, pp.79-82, 2010. (査読無)
- 2) 中村英夫, 塩見玲雄: 回路モデルによる心電図測定のための容量結合性電極形状の検討, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol.110, pp.27-30, 2010. (査読無)
- 3) 中村英夫: 多チャンネル表面筋電図を用いた運動単位活動計測による反射系機能評価, バイオエンジニアリング講演会講演論文集, Vol.22, 2009. (査読無)
- 4) 中村英夫: 多チャンネル表面筋電図による非侵襲的神経-筋系活動計測法, 電子情報通信学会技術研究報告, 2009. (査読無)

[学会発表] (計 11 件)

- 1) Nakamura, H., Iwasaki, T. Konishi, Y. and Yoshida, M.: Neuromuscular reflex evaluation with multi-channel surface EMG signal decomposition technique, The 18th Congress of International Society of Electrophysiology and Kinesiology, 18 June 2010, Aalborg, Denmark.
- 2) Iwasaki, T. Nakamura, H. Konishi, Y. and Yoshida, M.: Development of simultaneous

measurement system of motor unit discharge rate and conduction velocity with multi-channel surface EMG electrodes, The 19th International Congress of Clinical Neurophysiology, 18 June 2010, Aalborg, Denmark.

- 3) Nakamura, H.: Development of electrophysiological recording system for long term monitoring with capacitively-coupled electrodes, IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering, 24 Oct 2009, Osaka.
- 4) Nakamura, H. Hirata, T: An electrophysiology recording system model with capacitively-coupled electrodes, The 11th World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 9 Sep 2009, Munch, Germany.
- 5) 中村英夫, 岩崎孝紘, 小西有人, 吉田正樹: 多チャンネル表面筋電図による非侵襲的神経-筋系活動計測法, 電子情報通信学会 ME とバイオサイバネティクス研究会, 2010 年 3 月 10 日, 玉川大学.
- 6) Nakamura, H. Ono, Y. Yoshida, M.: Evaluation of cardiovascular system activity to respiratory frequency with heart rate variability and continuous blood pressure, 第 49 回日本生体医工学会大会, 2010 年 6 月 27 日, 大阪国際交流センター.
- 7) 中村英夫, 塩見玲雄: 回路モデルによる心電図測定のための容量結合性電極形状の検討, 電子情報通信学会 ME とバイオサイバネティクス研究会, 2010.
- 8) 中村英夫, 岩崎孝紘, 小西有人, 吉田正樹: 格子状多点表面筋電極による運動単位活動計測についての定量的評価, 第 25 回生体・生理工学シンポジウム, 2010 年 7 月 9 日, 岡山大学.
- 9) 中村英夫: 多チャンネル表面筋電図を用いた運動単位活動電位計測による反射系機能評価, 第 22 回バイオエンジニアリング講演会, 2010 年 1 月 9 日, 岡山理科大学.
- 10) 中村英夫, 岩崎孝紘: マトリックス状表面電極による上腕二頭筋運動単位活動計測システムの開発, 第 48 回日本生体医工学会大会, 2009 年 4 月 24 日, タワーホール船堀, 東京.

6. 研究組織

(1) 研究代表者

中村 英夫 (HIDEO NAKAMURA)

大阪電気通信大学・医療福祉工学部・講師
研究者番号: 40411475