

験系では、対象はあくまで動物に限られ、感覚系実験同様、運動動作の意図が正確に解釈（推定）できるかどうかという問題点はあるが、これは感覚系ほどは困難ではない）。

このため、我々は、運動神経活動によるロボットハンドの動きの制御への橋渡しの技術として、まず、1) 同じく運動神経系由来の情報の流れの中で、末梢神経よりももう一段上のレベルの信号である大脳皮質運動野のニューロン活動を埋め込み型神経電極で計測するか、或いは、2) 末梢神経の1段下のレベルの信号で、末梢の運動神経線維の活動に伴って発生する筋電信号し、同じくパルス状の信号を持つ針筋電信号、の2者を用いてロボットハンドの動きを制御する試みを行っているので、以下にこれらについて述べる。

B. 研究方法

(C. 研究結果と併載)

マイクロニューログラム法による運動神経活動の計測

我々は、感覚神経系の実験同様、ヒトを対象として運動神経活動をマイクロニューログラム法を用いて末梢神経系において計測し、その情報を用いて手・指をどのように動かしたいかを推定し、その結果から、マスタ・スレーブ形式で義肢を動かそうという試みを行っているが、前年度にも報告を行なったように、感覚系のようにはまだ十分な成果を挙げ得ていない。これは、主として、我々がマイクロニューログラム実験を行なっている正中神経の前腕部では、運動神経線維の比率が少なく、刺入した針電極を運動神経線維に当てること自体が非常に困難でまれ、という理由によるが、我々は本年度も継続して本実験を試みている。

実験の装置類・セッティングに関しては、感覚生成を目的としたマイクロニューログラフィ実験系と同じであるので、詳細についてはそちらを参照されたい。マイクロニューログラム実

験を行ない、単一神経線維からの信号が記録されるようにマイクロニューログラム針電極の針先位置を調整している際に、たまたま運動神経線維らしき反応を示す信号が得られた際に、運動神経を対象とした実験を行なうと言う形をとっているが、年間で針電極を運動神経線維（と考えられる神経線維）に当てる事が出来たのは数例であった。

実験は、東京大学「人を直接対象とした生体計測及び行動科学的研究に対する倫理規定」に基づき、十分なインフォームドコンセントの下に実施している。

刺入を行う末梢神経としては主に正中神経を対象とし、前腕部でマイクロニューログラム針電極の刺入を行った。

実験系は人工的感覚生成の項に記したマイクロニューログラム法・マイクロスティミュレーション法と同じであるので、装置類など、詳細についてはそちらを参照されたい。

導出した活動電位は、300~3000Hz 帯域のバンドパスフィルタを通し、プリアンプを介して最終的には22000~50000倍程度に増幅し、コンピュータディスプレイ、及びオシロスコープを用いて観察を行うという実験系に従っているが、この際にスピーカーを介して音としても活動電位のモニタを行い、指の力の入れ方や関節角などと発火パターンの関係のチェックを行なっている。また、タングステン針電極は、シャフト径は約120 μm でチップ部分の径が約10 μm 、チップ先端部分の非絶縁部分の径が約1 μm で、インピーダンスは2~12M Ω 程度のもの（FHC Inc 25-05-1、25-06-1）を使用している。

針電極の刺入は前腕部で正中神経を対象として行なうが、この部分の正中神経に含まれる運動神経線維は、拇指球筋枝、および、虫様筋枝のみであるため、この位置でマイクロニューログラムを施行した場合、運動神経線維の活動を記録できる頻度はまれであるが、皆無という訳ではない。

昨年度（平成20年度）の報告でも記したように、運動神経線維群中に針電極が刺入された例では、一般に、針電極の刺入時、injury burst があり、それに引き続いてかなり長時間の自発的発火が継続して認められた（筋線維の収縮に伴う神経活動とは別）。これまでの例では、全例が拇指対立筋を支配している運動神経線維であり、回路を刺激モードに切り替えて電気刺激を加えると、拇指対立筋の収縮と第1指の対立運動が認められる事によって同筋を支配している運動神経線維に当たっている事の確認を行なった。ただし、単一に近いわずかな数の運動神経への電気刺激であるので、収縮量は極くわずかであった。

筋収縮を確認した後、回路を再び計測モードに変え、被験者に運動神経線維が支配している筋（拇指対立筋）に力を入れさせ、その際のマイクロニューログラムの計測・記録を行なった。

これまで刺入した針電極を運動神経線維に当てる事が出来た例では、いずれもノイズレベルが高く、指の対立筋に力を入れた際の運動神経線維の活動の分離に関しては、成功しておらず、マイクロニューログラム法により計測した運動神経活動によりロボットハンドの動きの制御を行なう段階までには至っていない。

マイクロニューログラム実験は感覚生成実験との乗り入れ実験の形で行っており、通常刺入の対象としている正中神経では感覚神経線維が圧倒的に多い事、また、マイクロニューログラム法では、運動神経活動の記録では、筋肉に力を入れると針が動いてしまいやすい事などから、どうしても感覚生成実験が優先される形となり、運動神経活動記録実験は後回しとなってしまうきらいがあるが、対応として運動神経線維が多い下肢の末梢神経を対象とする事も考えている。

in vivo 埋め込み電極を用いた動物末梢神経における運動神経活動の計測とその応用

マイクロニューログラム法は基本的にはあくまで1チャンネルの針電極法で、また、皮膚の上から刺入した電極を周りの組織との抵抗のみで固定している形をとるので、システムの動作を理論的・原理的に確認する場合には非常に有用であるが、実際の臨床への応用は不可能であり、実際の臨床に適用する場合には、埋め込み型の多チャンネル電極などを用いて神経系（神経線維群）の情報を慢性的に計測・記録してやる必要があり、この研究方向が本筋であると考えている。このため、電極の項に述べているように、我々は、神経再生型電極を中心とした幾種類かの末梢神経用神経電極の開発を行い、試作した電極の in vivo 慢性埋め込み実験も行っているが、現時点ではこれらの電極を用いて長期間安定して運動神経線維の活動電位（運動に伴う自発活動）を計測する事が、まだ十分には出来ていない。このため、電極の完成を急ぐと共に、次項に述べるように、昨年度から行なっている末梢神経信号の代替信号（大脳皮質運動野の信号&筋電信号）を用いてロボットハンドの動きを制御する試みを継続・発展させて行なうと共に、（commercially available で）入手可能なカフ電極や剣山型電極等も用いて末梢神経における神経活動の記録を行ない、基礎データの取得とその解析を行なう事も考慮していたが、本年度は、前者の代替信号（大脳皮質運動野の信号&筋電信号）を用いてロボットハンドの動きを制御する試みを中心に実験を行った。

大脳皮質運動野の信号と針筋電信号を末梢運動神経信号の代替として用いた運動状態の推定

我々は、まだ、埋め込み電極による末梢神経活動の計測・記録が十分にできないために、代替信号として、大脳皮質運動野の信号、及び、筋電信号（針筋電信号・表面筋電信号）、の二種の信号を用いて、実験動物（ラット）、あるいは被験者の肢の運動状態を推定し、外部機器を操

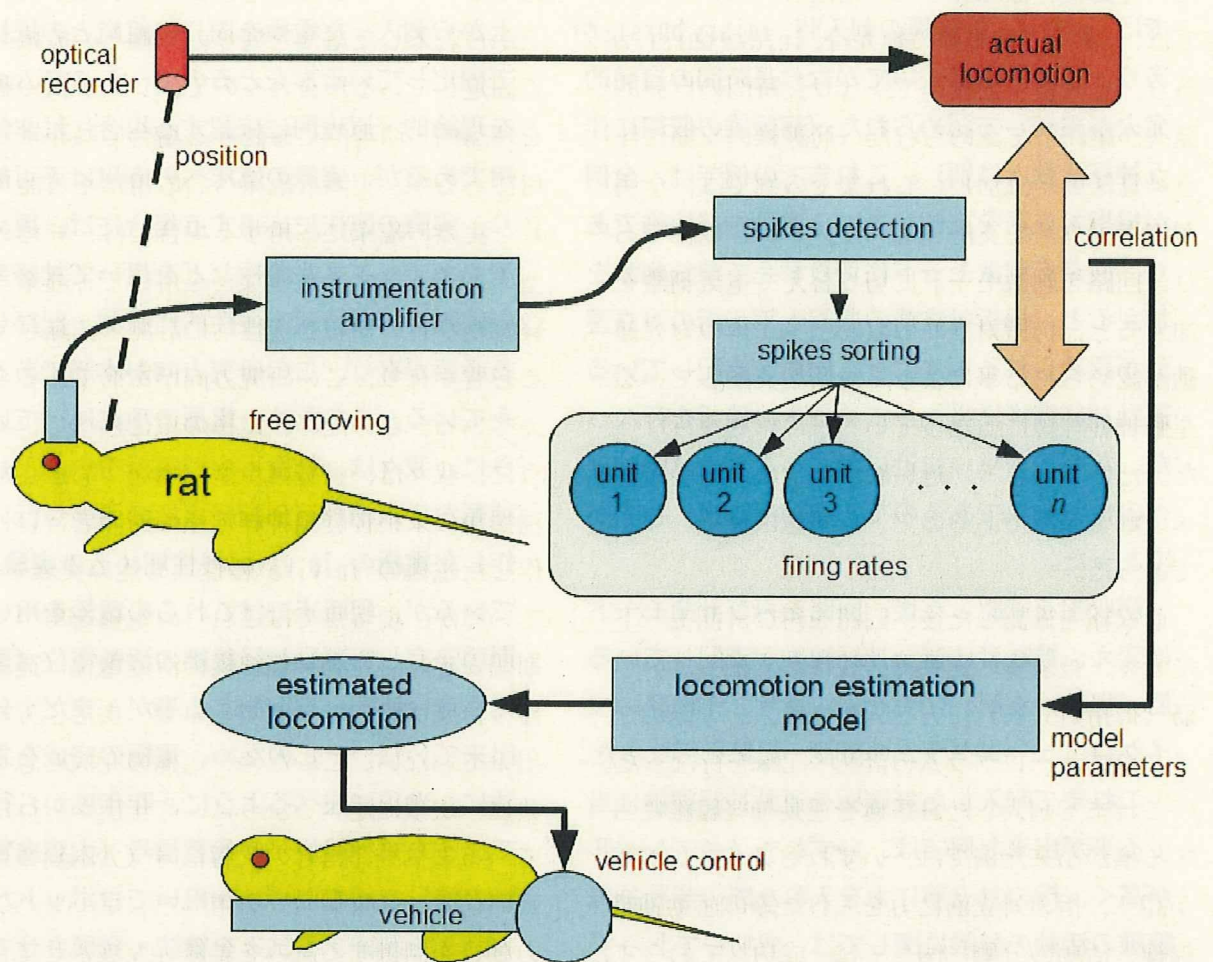


図 4-1 ラット神経系・行動計測システムの構成。

作するという実験系を用いて研究を行っている。これらの代替信号は、運動神経情報伝達の経路において、末梢神経に伝達される1つ上位の活動（末梢神経線維に信号を伝達する上位運動ニューロンの活動）と、一つ下位の活動（末梢神経の運動神経線維の活動に伴って発火・収縮する運動単位と呼ばれる筋線維群の活動）であり、共に末梢神経活動と同じ、時系列のインパルス状の電気活動列で表現される信号で、かつ、末梢神経における信号と相関性が極めて高い。それゆえ、電極が完成し、末梢神経運動信号の計測が可能となった際には、これらの代替信号を用いて構築した義手の操作・制御プログラムにおいて、大脳皮質運動野信号や筋電信号のパラ

メータを末梢神経系の運動信号のパラメータに容易に置き換えうる事が予想される。

本年度は、大脳皮質運動野の信号に関しては、昨年度からの運動状態の推定—推定精度の向上を継続し、また、筋電信号に関しては、昨年までの針筋電情報を用いる実験系に加え、表面筋電信号のピーク値のヒストグラムをとる事により表面筋電信号を針筋電情報と同等に扱い、また、ベイジアンフィルタを用いる事により作動指を推定する方法を用い、作動指の同定・動作推定について良好な結果を得たので、これらについて以下に概説する。

大脳皮質運動野の信号を用いた運動状態の推定

A. 信号計測

神経信号および歩行動作の計測系は以下のよう構成した。まず、神経信号については Multichannel Systems 社製生体信号増幅装置 PGA-64 / FA-64I を用いて電位ゲイン 5,000、通過帯域 500 – 3,000 Hz とし、サンプリングレート 25 kHz にて信号処理用コンピュータに取り込むこととした。A/D 変換ボードには National Instruments 社製 PCI ボード PCI-6254 (最大 32 chs) を採用し、計測制御には Linux (Gentoo; kernel 2.6 系) を基本ソフトとして汎用 A/D・D/A 変換ドライバ comedi (<http://www.comedi.org> より入手可能) を用いた。これらは、C 言語による自作プログラムにより、オンラインでの FIFO 計測・制御が可能となっている。本システムを用い、主として大脳皮質一次運動野(M1)・運動前野(PM)を対象とした計測を実現した。

また、歩行動作については KEYENCE CV-5700 画像処理装置を用い、実験フィールド上方に設置したカメラから 10 fps 程度の処理レートにて SVGA (1024 × 768 pixels) 解像度での画像取り込みを行い、ラット背部に取り付けたカラーマーカの位置をトラッキングすることで、ラットの位置情報を得る系を構築した。上記に上げた 2 系統の計測対象は、KEYENCE CV-5700 の撮像タイミングに合わせて発せられるフラッシュ信号を介し、同期処理が可能となっている。

A. 発火検出および弁別

上記の通り得られた信号系列に対し以下の信号処理および特徴抽出を行った。まず神経信号に対しては、平均的な神経発火波形をテンプレートとするマッチドフィルタを施し、ノイズ・アーチファクトの軽減を図った。その上で、同信号の局所的な時間ピークを検出することで、振幅を特徴料とする神経発火時系列 s_t を検出した。

次に、検出された神経発火について、混合正規分布(Gaussian mixture model; GMM) の考えに基づき振幅 s_t 毎に N 個のクラスへの分類を行った。すなわち、 s_t のヒストグラムに対し、クラス毎に期待値 μ_n 、分散 σ_n 、相対的な重み w_n ($n=1, \dots, N$) とする正規分布 (Gauss distribution) を仮定し、これらの重み付き線形和によって得られたヒストグラムが記述できるものとした。ここで、一つの神経細胞は概ね同じ波形・振幅の発火信号を生成し、それがガウス性ノイズによって乱されているものと考え、 N 個のクラスがそれぞれ 1 神経ユニットに対応するものと捉えることが可能である。このような分布を定めるパラメータは、EM アルゴリズム (Expectation-Maximization algorithm) により比較的低廉な計算量にて最尤推定できることが知られている。以上によって得られた分布を踏まえ、新たに観測された神経発火 s_t に対し、上記 GMM 分布上での条件付き確率 $p(s_t | n)$ を最大とするような n を選択することで各神経に対応させる弁別を行った。

一方、歩行動作については KEYENCE CV-5700 より得られたラットの位置座標の時間差分から、ラットの歩行速度および方向角変化を特徴量として得た。

B. 歩行推定モデル

本研究における歩行推定モデルは、(1) 実測された神経発火パターンの時系列およびラットの歩行速度・方向変化から、両者の対応関係を同定すること、(2) 同定結果を基に、神経発火パターンから各時刻におけるラットの歩行速度・方向変化を推定することを目的としたものである。

ここでは、KEYENCE CV-5700 より得られるラット位置情報が得られる頻度 (概ね 100ms であるが画像処理の負荷に応じて 80 – 120 ms 程度の範囲を変動する) を処理単位とするデータ処理フレーム p において、神経発火頻度

$$y(p) = [y_1(p) \cdots y_n(p) \cdots y_N(p)]^T$$

に基づき歩行状態特徴量 $x(p)$ を推定する枠組みを考える。ここで、歩行状態特徴量は、ラットの実動作に伴う移動速度および方向変化角速度を要素としてもつベクトルである。我々のシステムでは、上記の $x(p)$, $y(p)$ の関係を

$$x(p+1) = Fx(p) + G\xi$$

$$y(p) = Hx(p) + \eta$$

なる状態空間表現によって記述した。ここで、 F は自由行動するラットから実測された $x(p)$ の時系列パターンより

$$F = \arg \min_F E\{|x(p+1) - Fx(p)|^2\}$$

となるよう事前に同定しておく。一方、 H も同様に自由行動するラットから実測された $x(p)$, $y(p)$ に基づいて

$$H = \arg \min_H E\{|y(p) - Fx(p)|^2\}$$

として同定することができる。このとき、 $x(p)$ は

$$\tilde{x}(p) = F(I - K_p H)\tilde{x}(p-1) + FK_p y(p-1)$$

のようにカルマンフィルタ型アルゴリズムによって推定される。ただし、 K_p は時刻 p 時点でのカルマンゲインである。特に H を構成する要素について、実験中に適宜繰り返し同定することで、これを各時刻における神経活動と実動作の対応関係を表すパラメータとみることができる。本研究では、この H の時間変動が、神経系ネットワークの可塑的变化に伴うパターンの変動や電極の位置ずれによる計測環境の遷移を表す指標としても用いられうることを指摘した。

筋電信号を代替信号とした手指の運動状態の推定

針筋電信号による手指の運動状態の推定

針筋電信号は筋線維が収縮する際に発生する電気活動を筋組織内に刺入した針型の電極を用いて計測したものである。1本の運動神経線維は

(部位によって異なるが) 一般に数本~数十本の筋線維を支配しており(運動単位)、ある運動神経線維に活動が生じると、この運動神経線維に支配されている筋線維群が同期して収縮する事になる。このため、針筋電信号は、発生源の運動単位によって強度や形は異なるが、ニューロンの電気活動や軸策を伝導する電気活動と同様にインパルス形式の電気活動の列で表現されるので、神経活動との置換が容易と言う利点があり、また、皮膚表面で筋肉の電気活動を計測する表面筋電法とは異なり、深部の筋肉の活動状況を直接計測・記録する事が可能と言う利点も有る。

そのため、我々は、針筋電信号を運動神経活動の代替信号として、得られた発火パターンと指や手の動きとの対応を求める事により、針筋電信号から、被験者が意図している手・指の動作の解析、あるいは動作指の弁別などを試みてきた。

B. 研究方法

(C. 研究結果と併載)

針筋電信号の計測手技は、基本的にはマイクロニューログラム実験と同じであり、電極は、末梢神経線維に刺入しているのと同じマイクロニューログラム針電極(FHC社の微小タングステン針電極(型番:26-05-1, シャフト径 125 μ m, 電極インピーダンス 2.5M Ω , エポキシコーティング))を用いて、末梢神経に刺入する代わりに、計測対象の筋群に刺入する(一般には屈筋・伸筋などのように相拮抗する動きを司る2種類の筋に刺入)。

計測系に関しては、基本的に、大脳皮質運動野に針電極を刺入する場合と同じであり、針電極からの信号はプリアンプ、アンプ(MEG-6116, 日本光電製)を介して約5400倍に増幅し、通過帯域500Hz-3000Hzのバンドパスフィルタにかけた後、AD変換ボード(DAQCard-6024E, National Instruments社製)を用いて計測範囲

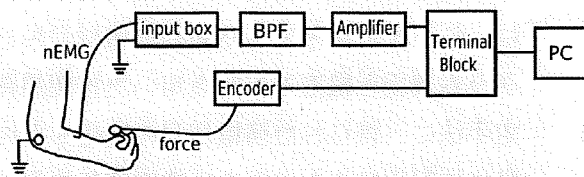


図 4-2 計測実験のダイアグラム

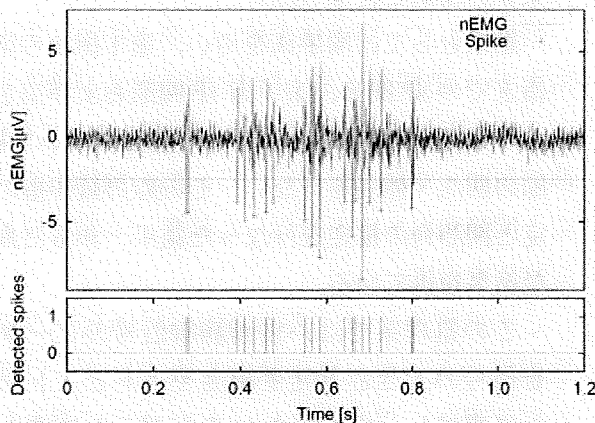


図 4-3. 計測された針筋電信号（上）と検出したスパイク（下）

-10 V. ~+10 V, 分解能 12bit, サンプリングレート 10~20 kHz で (CyberGlove からの指関節の角度情報と共に) PC に取り込み、処理を行う。

計測した針筋電信号から、被験者が意図している手・指の動作の解析、あるいは動作指の弁別などを行なう場合のデータ処理の流れも大脳皮質運動野の場合とほぼ同じで、スパイク検出のあと、スパイクソーティングを行い（多くの場合は amplitude に閾値を設定して分類）、各ユニットが、瞬時発火頻度（ある bin に発火した数）から、線形モデルや状態空間モデル、あるいは Artificial Neural Network を用いて運動状態の推定を行い、これも良好な結果を得ている。

昨年度（平成20年度）は、針筋電信号と単収縮畳み込みモデルによる手指筋の等尺性収縮時張力の推定を行ない、また、この際、時刻 t に、確率分布 $p(t)$ で、それぞれ独立にスパイクの発火が起こるといふモデルを考え、計測された

高々数十個（一般的には10個以下）の運動単位の活動から、その背後にあり、筋を構成するすべての運動単位においてその時刻に発火しているスパイクの個数 $n(t)$ の期待値 $E[n](t)$ を、カーネル法で推定する手法を提案し、本年度はこれらの手法によって針筋電情報による被験者が意図している手・指の動作の解析、あるいは動作指の弁別などを継続したが、実際に腕・手・指を動かし、ロボットハンドにこの動作をマスタ・スレーブ形式で模倣させる場合に、（電極が極細ではあるが）筋肉の収縮による針先の動きに伴う痛みなどの発生の可能性があるため、特に多数のチャンネルを必要とする場合には表面筋電信号を代替信号として用いる手技について検討を加え、本年度（平成22年度）は、主にこの表面筋電を代替信号とする手法を用いて義手の動作の制御を行なうアルゴリズムの開発を進めた。

これについては、次項に述べる。

表面筋電信号ヒストグラムとベイジアンフィルタを用いた動作指の識別と指関節角度の推定

我々は、現在、末梢神経における運動神経信号の代わりに、代替信号として大脳皮質運動野の信号と針筋電信号を用いてきたが、これらの信号を代替信号とする理由は、1) これらの信号は運動神経系の信号の流れにおいて、大脳皮質運動野の信号（上位運動ニューロンの信号）は末梢神経における信号（下位運動ニューロンの信号）の1つ上のレベルの信号であり、一方、針筋電信号は末梢神経の運動神経線維の活動が生じた際、その活動によって当該運動神経線維に支配されている筋線維群が収縮する事によって生じる活動で、お互いに強い相関を有し、また、いずれもパルス形式の電気活動という情報形態をとっているため、末梢神経における運動神経信号の計測が可能となった際に、大脳皮質運動野の信号や針筋電信号を用いて作成した処理プロ

グラムを末梢神経情報をパラメータとしたプログラムに変換する事が比較的容易に行ないうるであろう、という点に有る。

しかしながら、大脳皮質運動野の信号は明らかに観血的・侵襲的手法によって電極を埋め込み、計測を行なう必要が有り、また、針筋電信号も、我々はマイクロニューロプログラム針電極と言う直径 120 μm の極く細い電極を用いているが、完全には非侵襲とはいえず、特に筋肉を収縮させた場合などは、針先が筋肉内で動くために、痛みを生じる場合も少ないとは言えず、何本も針電極を刺入するという訳にはいかない。これに対して表面筋電信号は、筋肉の電気活動を体表に装着した電極により記録するもので、深部にある筋肉の活動の評価は容易でないという問題点も有るが、無侵襲、かつ、長時間安定して計測する事が可能という大きな長所を有する。ただし、針筋電と異なり、完全なパルス状の電気活動の列では無く、多数の筋線維の活動を積分した値となるので、パルス列で表される末梢神経の信号と同等に扱うには何らかの形での対応付けが必要という問題点は存在する。

我々は、得られた表面筋電信号のピーク値の分布をヒストグラムとして表し、指関節角度は伸筋と屈筋の張力のバランスにより決定されると考えられるため、ある指の関節角度を伸筋側の表面筋電から求めたヒストグラムに重みをかけた値と屈筋側から求めたヒストグラムに重みをかけた値の和として求める事によって、このヒストグラムの値と指関節角度の関係を線形モデルとして推定するという手法を検討してきたが、本手法では、ある1つの筋の活動による表面筋電信号が、他のチャンネルの筋電信号にも重畳してしまう事などから、1本の指の関節角度の推定を行う場合は概ね良好な結果を得る事が出来たが、複数の指関節角度を同時に推定する場合には、非動作指の推定結果に大きな誤差が生じ易いという問題点が残されていた。

この問題点の解決を図る事を目的として、我々は、これまで試みてきた表面筋電信号のヒストグラム表現と線形モデルを用いた指関節角度推定手法に、得られた筋電信号の変化がどの指の動作に起因するものかを、確率情報を利用したパターン分類法のひとつであるベイジアンフィルタを用いた識別手法を加えた新たな手法を考案し、検討を行なった。

結果として、同手法を用い、第1指から第5指までのMP関節、第1指IP関節および第2指から第5指のPIP関節の計10関節について指関節の屈曲・伸展を行ない、その際の動作指の同定と関節角の推定を行なった結果、非常に良好な結果を得ている。

この処理系では、表面筋電信号のピーク値を信号の大きさと発生頻度を表すヒストグラムに変換し、得られたヒストグラムに重みづけした値と指の関節角度との関係式を求める事で(表面)筋電信号からの指関節角度推定を実現する手法を用いたが、この筋電信号の変換手法は、表面筋電をサイズの原理を加味した針筋電情報に変換するのと等しい意味を持つと考えられ、最終的には末梢神経信号との対応付けも可能と考えられる。(本手法によって得られた処理方法のソフトウェアを末梢神経信号による制御ソフトウェアに変換するという形で応用する事も可能と考える。)

(倫理面への配慮)

本研究はヒト遺伝子解析研究、社会的コンセンサス等を必要とする研究ではないが、動物実験に関しては、「東京大学動物実験規則」に基づいて科学上・動物福祉上適切に実施した。又、人を被験者とするマイクロニューロプログラム実験に関しても、従来の臨床を含む研究経験で安全性は十分に確認されているが、被験者に対する十分なインフォームドコンセントのもとに、ヘルシンキ宣言(1975年東京改訂)の趣旨に沿い、人を被験者とする場合の倫理上の指針を与えて

いる東京大学医学部の「人を直接対象とした生体計測及び行動科学的研究に対する倫理規定」に準じて実験を行い、術者も研究分担者である経験を積んだ神経内科医が行うなど、法令の遵守と万全の安全性の確保を講じて実施した。

D. 考察

マイクロニューログラム法は、感覚生成のための実験系としては非常に有用であるが、運動神経系の記録には色々な問題点が存在する。まず第一に、運動神経線維の神経活動を記録する事が容易ではない事が挙げられる。マイクロニューログラム法を用いて運動神経の活動を記録した報告については、余りなされておらず、角田らの報告など少数例に留まる。その大きな理由としては、運動神経活動を記録するには、まず筋収縮を起こさせ、生じた神経インパルスがこの筋収縮と同期している事を示さなければならないが、筋活動が生じると筋電活動によるアーチファクトが混入し神経活動の観察が困難になるという問題点が挙げられ、この点は本研究でも大きな障害となっている。また、これまでの運動神経インパルスを同定する手法としては、筋電図をトリガーとして加算し、残ってきたインパルスが運動神経インパルスとする手法がとられているが、この手法ではオンラインで運動神経系のインパルスを記録・評価することは困難であり、義手の制御のように、リアルタイム制御を必要とする計測に用いるには何らかの工夫を必要とする。

さらに、我々が、今、針電極の刺入を行っている前腕部の手関節に近い部位における正中神経に含まれる筋枝は、①拇指球筋枝（短拇指屈筋の浅頭、短拇指外転筋、拇指対立筋、を支配）、および、②虫様筋枝（虫様筋を支配）のみであり、比率が少ないので、針電極が筋枝に入る事は比較的まれであり、運動神経活動の計測を目的とする場合には、運動神経活動記録に特化して、筋枝の多く含まれる末梢神経系、あるいは

末梢神経系の筋枝が多く含まれる部位において、刺入を行なう必要があり、運動神経活動計測に特化した実験系を組む必要が有る。

マイクロニューログラム実験は、例えて言えば、数千本の電話回線の束の中に針を突っ込み、たまたま針の先が当たった電話回線の情報を盗聴する、という実験系であり、どの回線に当たるかは、by chance で、予測不可能である。それゆえ、現在は、マイクロニューログラム実験は、色々な種類の神経線維に当たった場合にも対応できるように用意しておき、単一機械受容ユニットを探す過程で、針電極が感覚神経線維にあたった場合（大部分はこれである）には感覚生成実験を、もし、筋枝由来の線維（運動神経線維）に当たった場合には運動神経活動の計測とその情報によるロボットハンドの運動制御実験を行うという方針を取っている。しかしながら、上腕部の正中神経に含まれる運動神経線維の比率の小ささ通り、これまでの我々のマイクロニューログラム実験で、運動神経線維に‘当たった’のはごく稀であった。また、この際もS/N比が悪く、運動信号の計測が困難であった。基本的には運動神経活動の計測のためには、運動神経活動の計測に特化した実験系を組み、運動神経線維の比率が多い末梢神経系に電極を刺入する事が望まれるが、上でも述べたように、筋枝への刺入には成功し、その電気刺激により筋の収縮は誘発出来ても、逆に、筋の収縮時の神経活動を録ろうとした場合には、運動時に必然的に生じる筋電などの電気生理現象によって神経信号がこれらの信号に埋もれてしまう状態が発生する事と、筋肉の収縮により、針電極の位置が動いてしまい、直ぐに神経活動が記録できなくなってしまうという事態が非常に高い頻度で生じる事から、現況では、マイクロニューログラム法による運動神経活動の記録は原則的に可能ではあるが、長期的に安定した記録、特に運動時の記録は極めて困難と言わざるを得ず、計測・記録手技に関しては今後の検

討が必要である。

運動によって生じるアーチファクトの問題は、低侵襲型の電極（マイクロニューログラム）にせよ、侵襲型の埋め込み電極にせよ、末梢神経を対象とする場合には、まずこれらの点をクリアする必要がある。

代替信号に関しては、現時点では、前述のように末梢神経の運動神経情報が十分に得られず、代替信号を用いざるをえない状況であるが、代替信号を用いた実験系で良好な結果を得ており、特に筋電を用いた作動指の同定・動作推定については良好な結果を得ている。

大脳皮質運動野の信号は末梢神経における信号と同様に、基本的に一定の強度の電気活動のパルス列によって表現され、また、表面筋電情報も、ピーク値のヒストグラムを算出する事によって、サイズの原理を加味した針筋電情報と同一に扱えると考えられ、末梢神経活動が計測できるようになれば、現在代替信号をパラータとして用いているプログラムをそのまま神経信号をパラメータとしたプログラムに移植・応用しようと考えている。

現時点での大きな問題点としては、1) ロボットハンドの手・指の関節の角度を（装着者が）希望する通りの値にコントロールしようという方針で制御系を開発しているが、この際、筋電や大脳皮質運動野の信号から推定される関節角の値がゆらぎ、指や手関節（あるいは肘関節）が振動してしまう現象が生じやすい事、2) 多指を用いた物品の把握と、その際に指に加わる物理的な圧を圧感覚として生体にフィードバックする、感覚-運動フィードバック系の実装と作動が挙げられ、この点の解決を図ると共に、十分な検出能とチャンネル数を持った末梢神経用の電極の完成へと研究を進めて行く予定である。

E. 結論

本稿においては、特に大脳皮質運動野の信号と筋電信号を末梢運動神経信号の代替として用

いた運動状態の推定実験について述べた、課題はいくつか残るものの、次年度において末梢運動神経情報による外部機器制御を行うための、信号処理面での準備が整いつつあることが示された。

F. 健康危険情報

特になし

G. 研究発表

1. 論文発表

1. 論文発表

1) Yuji Yamakawa, Akio Namiki, Masatoshi Ishikawa and Makoto Shimojo. Knotting a Flexible Rope using a High-speed Multifingered Hand System based on Synthesis of Knotting Manipulation Skills; Robotics 2010 Current and Future Challenges, pp. 149-166, 2010

2. 学会発表

1) 深山理, 谷口徳恭, 鈴木隆文, 満洲邦彦. 神経系計測における主観的な発火波形判定の尖度に基づく定量化; 第48回日本生体医工学会大会. 2009.4.25 (東京)

2) 深山理, 鈴木隆文, 満洲邦彦. ラットカーシステムを用いた運動皮質における可塑的な機能変化抽出の試み; 第3回 Motor Control 研究会. 2009.5.30 (岡崎)

3) 深山理, 鈴木隆文, 満洲邦彦. 車体型 Brain-Machine Interface ラットカーを用いた大脳における情報表現変化の抽出; 電気学会電子・情報・システム部門大会. 2009.9.3 (徳島)

4) 杉本貴大, 浅野航平, 深山理, 鈴木隆文, 満洲邦彦. EM アルゴリズムとスパース性を利用した神経スパイクソーティング手法; 生体医工学シンポジウム. 2009.9.19(千葉)

5) 小濱卓也, 深山理, 鈴木隆文, 満洲邦彦. レバー押しに同期した電気刺激によるラット一次運動野における可塑的変化の誘発の検討; 第24

- 回生体・生理工学シンポジウム. 2009.9.24(仙台)
- 6) 浅野航平, 深山理, 鈴木隆文, 満洲邦彦. スパイク・ソーティングのための隠れマルコフモデルの変分推論: 日本神経回路学会第 19 回全国大会 2009.9.24(仙台)
- 7) 伊藤孝佑, 山崎博人, 鈴木隆文, 満洲邦彦. カフ電極による末梢神経信号データの逐次の信号弁別; 日本神経回路学会第 19 回全国大会 2009.9.25(仙台)
- 8) Osamu Fukayama, Takafumi Suzuki, Kunihiko Mabuchi. Analyzing transition in correlation between neural signals and locomotion through vehicular BMI RatCar; Neuroscience2009. 2009.10.19(シカゴ)
- 9) Takafumi Suzuki, Naoki Kotake, Takuya Kohama, Osamu Fukayama, Kunihiko Mabuchi. Study on brain adaptation using rat-machine fusion systems and multi functional neural electrodes; The 3rd International Symposium on Mobiligence. 2009.11.20 (淡路)
- 10) 鈴木隆文, 橋秀幸, 戸高貴文, 古川浩太郎, 満洲邦彦. 多針筋電信号による指の動作推定(末梢神経信号による義手制御を目指して); 日本機械学会第 22 回バイオエンジニアリング講演会. 2010.1.9(岡山)
- 11) 伊藤孝佑, 山崎博人, 鈴木隆文, 満洲邦彦. 末梢神経接続による運動機能代行に向けて ~ラット坐骨神経信号からの運動情報抽出と下肢運動推定の試み~; 脳と心のメカニズム第 10 回冬のワークショップ. 2010.1.13(北海道)
- 12) 深山理, 小濱卓也, 鈴木隆文, 満洲邦彦. 車体型BMI「ラットカー」を用いた運動皮質における可塑的变化の検出と誘導; 脳と心のメカニズム第 10 回冬のワークショップ. 2010.1.13(北海道)
- 13) 芳賀達也, 深山理, 鈴木隆文, 満洲邦彦. 発火確率モデルを用いた神経細胞ネットワーク構造の動的推定法-培養神経細胞に対する試験的解析; 脳と心のメカニズム第 10 回冬のワークショップ. 2010.1.13(北海道)
- 14) 橋秀幸, 鈴木隆文, 満洲邦彦. 針筋電信号と単収縮畳み込みモデルによる手指筋の等尺性収縮時張力の推定; 電気学会. 2010.2
- 15) 芳賀達也, 深山理, 鈴木隆文, 満洲邦彦. 発火確率モデルを用いた無入力条件下での培養神経細胞ネットワークの結合強度解析; 電気学会医用・生体工学研究会. 2010
- 16) Takafumi Suzuki. Development of flexible neural probes and their applications to neuroprostheses; 2nd UK-Japan Workshop on the Brain-Machine Interface. 2010.
- 17) M Ayumu, Y. Naruse, T. Hayakawa, T. Nogai, Y. Terazono, N. Fujimaki, T. Murata. Phase-related Phenomena in MEG Analyzed by Phase-compensated Averaging; 17th International Conference on Biomagnetism. 2010.3.30 (ドゥプロヴニク)
- 18) Ayumu Matani. Phase series analysis for analyzing phase-related phenomena in MEG eoichs; 第 24 回日本生体磁気学会大会. 2009. 5. 28 (金沢)
- 19) 山川雄司, 並木明夫, 石川正俊, 下条誠. 高速多指ハンドと高速視触覚フィードバックを用いた柔軟紐の結び操作; 日本ロボット学会. 2009.
- 20) Taku Senoo, Yuji Yamakawa, Satoru Mizusawa, Akio Namiki, Masatoshi Ishikawa, and Makoto Shimojo. Skillful Manipulation Based on High-speed Sensory-Motor Fusion; 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation. 2009.5.15 (Kobe)
- 21) Taku Senoo, Yuji Yamakawa, Satoru Mizusawa, Akio Namiki, Masatoshi Ishikawa and Makoto Shimojo. Skillful Manipulation Based on High-speed Sensory-Motor Fusion; 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation. 2009. (Kobe)

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得
2. 実用新案登録
3. その他
該当なし

厚生労働科学研究費補助金（医療機器開発推進研究事業）

分担研究年度終了報告書（平成20年度分）

研究課題名：

**義肢に対する感覚機能と随意運動機能賦与実験に用いる
プラットフォームとしてのロボットハンドの設計と構築**

課題番号：H20-ナノ一般-003

分担研究者：

深山理 東京大学大学院情報理工学系研究科 助教

下条誠 電気通信大学電気通信学部 教授

石川正俊 東京大学大学院情報理工学系研究科 教授

満洲邦彦 東京大学大学院情報理工学系研究科 教授

研究要旨

本分担研究は、義肢システムにおいて、1) 神経系の情報を計測し、リアルタイムで装着者の意図どおりに（随意的に）動かす事を可能とし、かつ、2) 義肢に設置したセンサ類によって検出した情報を、“神経電極”を介して生体の神経系に入力し、我々が自然に感じている“感覚”としてフィードバックする事を可能とする技術の確立を主目的としている。これらの技術の feasibility を実証するための義手のプラットフォームとして、これらの機能を実装するロボットハンド（義手）の構築と評価実験を行った。本ロボットハンド/アームシステムの位置づけは、義手の動きを運動経情報でコントロール可能で、かつ、義手に装着したセンサ類で検出した刺激を、自然な感覚として装着者に伝えうる事を実証するためのプラットフォームであり、構築したロボットハンドの仕様とセンサの装着、および、このシステムの簡易的な実用システムへの組み込みとその基礎的な動作確認を行なった。満洲が研究全般の統括を行い、ロボットハンドに関しては、設計・構築は深山・石川が、装着するセンサ類の設計と実装は下条・石川が共同で担当した。

A. 研究目的

A. 研究目的と背景

本研究は、生体の神経系（神経線維、或は神経細胞）と人工物である外部機器の信号ラインを神経電極などのインタフェース素子で直接かつ永続的に接続する技術を確立し、その技術を用いることにより、義手に随意運動機能と感覚機能を付与しようというものであり、本研究課題で開発した技術の feasibility は最終的に、これらの技術（随意運動機能と感覚機能）を実装した義肢システムを用いて実証する必要がある。そのためのプラットフォームとして、これらの機能を実装するロボットハンド（義手）の設計・作成とロボットハンドに装着する（体性感覚機能実現のための）センサ類の設計・開発を行った。

B. 研究方法（ロボットハンド／アーム）

ロボットハンド／アームは、生体の運動神経系の情報によって随意的に動かす事が出来、また、同じくロボットハンド／アームに装着したセンサ類によって検出した物理的な刺激の情報を、感覚神経系に（電気刺激のパルス列として）入力してやる事により体性感覚として（装着者に）提示してやる事が出来ると言う随意運動機能と感覚機能を実装する事が可能で有る事を示すためのプラットフォームであり、技術的な新規性や独創性は求めないが、出来る限り人間に近い手・指の大きさや形と動きに対する自由度を持ち、また、形状も、手・指などにセンサを装着しやすい構造となるように設計を行なった。（図 5-1）

C. 研究結果

メーカー側の事情により完成が1年遅れたが、ロボットハンド／アームの設計と作成を行った。

完成したロボットハンドの仕様は表 5-1 の通りであり、ハンド部に関しては、第1指は2関節、第2～第5指は3関節から成り、各関節は生体と同じ可動範囲で個別に屈曲・伸展が可能で、自由度に関しては、a) 第1指は、MP関節・IP関節の屈曲・伸展の他に、橈側内転・外転、掌側内

転・外転、および、対立運動が可能（5自由度）、b) 第1指との把持操作を行う第2、第3指については、それぞれ、MP、DIP、PIP関節の屈曲・伸展（3自由度）が可能、c) 第4、第5指については、DIP関節は独自に屈曲・伸展しうるが、MP関節とPIP関節の屈曲・伸展の動きは連動させるように設計した（各2自由度）。また、d) 指間の開閉（外転・内転）は各指間を個別に開閉させる事までは（今回は）求めず、2～5指が連動して開閉するように設計を行った（合計16自由度）。

また、アーム部に関しては、手関節での屈曲・伸展、橈屈・尺屈、回内・回外、の3自由度、肘関節では屈曲・伸展の1自由度、および、肩関節では3自由度（前方挙上・後方挙上、側方挙上、外旋・内旋）の計7自由度が可能で、各関節の作動は、小型モータによる直接駆動としている。

また、ロボットハンドの指部・手掌部等は、表面に圧センサ等を装着しやすい構造となっており、commercially available の静電容量型の指サック形式の圧センサシステム（Finger TPS system）や（下条らの開発に成る）導電性ゴム製の圧・すべり検出センサの素子（サイズは6mm×6mm×0.5mm）などをロボットハンドの手指部・手掌部に装着し、法線力の圧とともにせん断応力を検出し、これらの圧情報を被験者（の感覚神経線維）にフィードバックし、圧感覚として提示するシステムの構築と作動実験を試みている。（図 5-2）

D. 考察

本研究で用いるロボットハンド／アームは、生体の神経系と義手側の信号ラインとの間の相互の入出力を行なう事によって、義手に随意運動機能と感覚機能を付与する事が可能で有る事を示すためのプラットフォームであり、技術的な新規性や独創性は求めないが、出来る限り人間に近い手・指の大きさや形と動きに対する自由度を持つように設計を行なった。メーカー側の都合により、完成が1年遅れたが、その間、全体の完成前に、各部分（手指部・アーム部）ごとに随意運動のプロ

グラムを作動させ、また、センサを装着して感覚伝達実験も行う事が出来たので、これによる実験の遅れは避ける事が出来た (図 5-3)。ただ、指で把持させる場合は、指部に柔軟で弾性を持った高分子のサックなどを装着させるなどの工夫が必要と考えられる (図 5-4)。

表 5-1. ロボットハンド/アームの基本的仕様

能動自由度	ハンド : 16 自由度 アーム : 7 自由度 総数 : 23 自由度
関節可動範囲	人間と同等
定格発生力	掌中央 : 0.5kg 指先 : 0.2kg
大きさ, 質量	ハンド : 約 185mm×100mm×36mm, 0.5kg アーム : 約 600mm×□□50mm, 2kg スタンド : 約 810mm×300mm×330mm, 8kg (モータドライバ, DC 電源内蔵)
外部インターフェイス	専用 PCI ボード

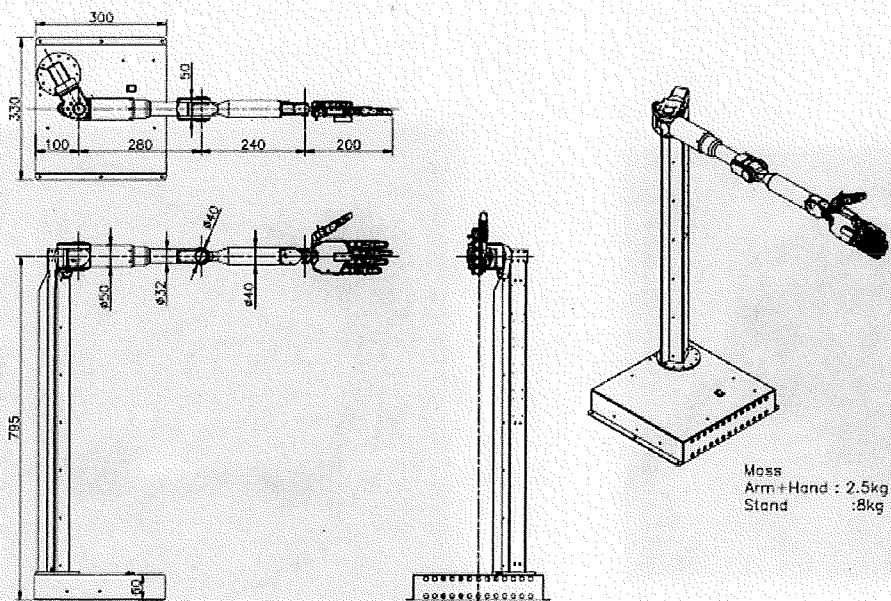


図 5-1. 設計したロボットハンド&アームの概観

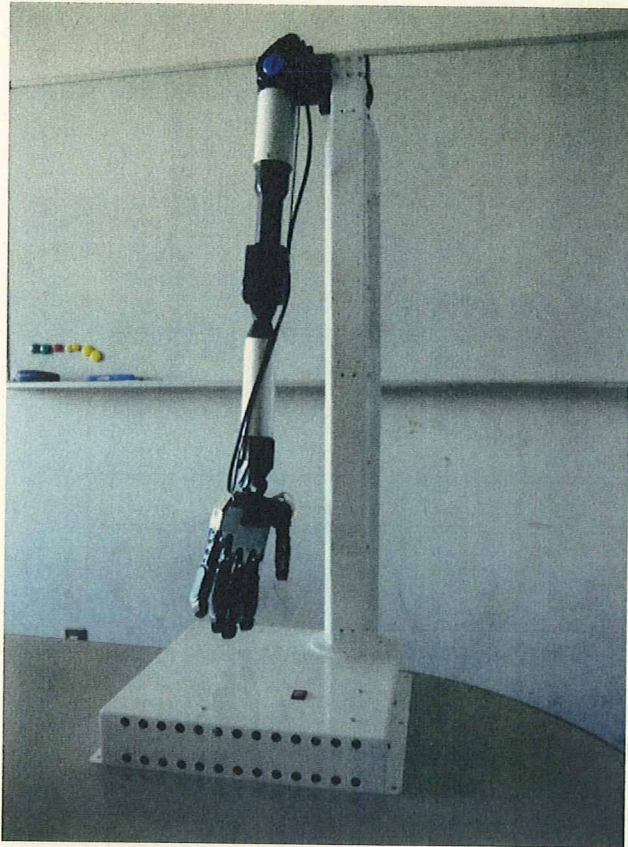


図 5-2. 作成したロボットハンド&アームシステムの概観

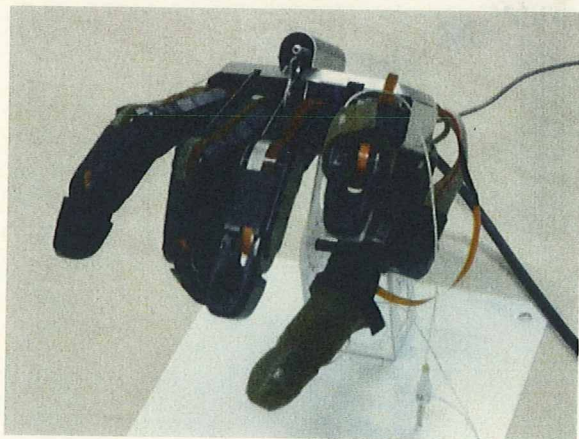


図 5-3. 今回作成したロボットハンド/アームのハンド部の第一指、第二指に静電容量型圧センサを装着したもの

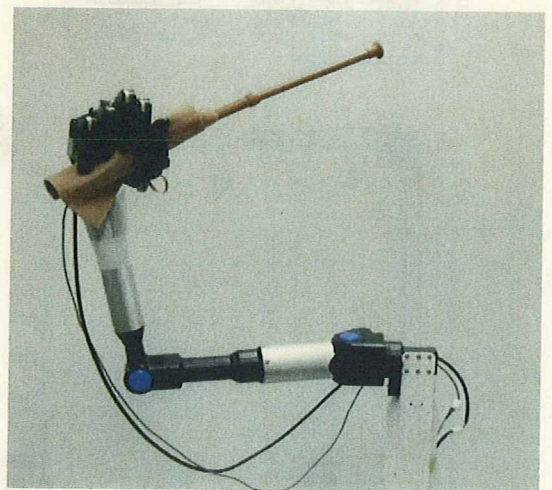


図 5-4. 右アーム・右ハンドを連結し、物体の把持・振り上げ動作を行わせた
(ただしこれは生体情報によって運動を制御しているのではない)

(補) ハンド／アームシステムの仕様

A) 本体構成

本システムは、右腕に相当するロボットアーム（右アーム・7自由度）、右手に相当するロボットハンド（右ハンド・16自由度）、左手に相当するロボットハンド（左ハンド・14自由度）から構成される。このうち右ハンドは右アーム先端に連結可能であり（図5-10）、計23自由度にてヒト手腕を模した動作を行うことが可能である。

B) 電源系

(1) ハンド

左右ハンドは、それぞれ2系統のDC電源（50VA程度）を必要とする。このうち一系統は内蔵する制御基板およびDIP関節（指先5点）のモータ駆動用電源であり、直流5.2-5.4V程度を印加する。稼働中の最大電流は2A程度である。もう一系統はDIP以外の関節モータを駆動するための電源であり、直流8-12V程度を印加する。負荷に応じて最大4A程度の電流供給が必要である。

(2) アーム

アームについては本体土台部分に電源が内蔵されており、AC100V（100VA程度）の電源供給によって駆動される。

C) 制御系（ハードウェア）

ハンド・アームのいずれについても、パーソナルコンピュータ(Core2Duo 3GHz程度を搭載)から専用シリアル通信ボードを介して制御が行われる。3m程度までの信号線長について、正常に制御可能であることを確認済みである。

D) 制御系（ソフトウェア）

ハンド・アームともに、コンピュータ上においてPID制御ループを含むプログラム(Windows XP上)が稼働しており、上記通信を介して各関節角を受信し、またモータへのトルク指令を送信する。各関節の角度制御を最低100ms程度のlatencyにて行えるほか、ハンドに関してはさらに角速度お

よびトルク指示による制御も実装されている。

各関節への指令は、上記プログラムに下記の指令コマンドを発行することによって行われる。

(1) ハンド（左右共通）

各コマンドはASCII文字列であり、"hnX0.0"の形式を1単位とする。冒頭のhは制御対象がハンドであることを示し、nは関節番号、XはDdVvTtのいずれか（下記参照）、0.0の部分が設定値である。各関節番号と大まかな可動域は、以下の通り：

0	第1指対立運動	0.0 - $\pi/2$
1	第1指内外転	0.0 - $\pi/4$
2	第1指捻り	0.0 - 0.2
3	アブダクション	0.0 (開) - 0.3 (閉)
4	第2指PIP	0.0 (伸展) - 2.0 (屈曲)
5	第3指PIP	同上
6	第4指PIP	同上
7	第5指PIP	同上
8	第1指PIP	同上
9	第3指MP	0.0 (伸展) - 0.2 (屈曲)
10	第1指DIP	-0.1 (屈曲) - $\pi/2$ (伸展)
11	第2指DIP	同上
12	第3指DIP	同上
13	第4指DIP	同上
14	第5指DIP	同上
15	第2指MP	0.0 (伸展) - 0.2 (屈曲)

Xに代入するコマンドは以下の通り：

- D 角度設定
(直接入力：上の可動域の範囲)
- d 角度設定
(直前の状態に対する相対入力)
- V 角速度設定

(直接入力)

v 角速度設定

(直前の状態に対する相対入力)

T トルク設定

(直接入力)

t トルク設定

(直前の状態に対する相対入力)

最後に 0.0 の部分に、各コマンドに対応する値 (rad)が代入される。

以上のコマンドは空白文字 (0x20) を区切



図 5-5. 複数指の一括制御 (バルブ押し) 例

りとして複数配置することが可能であり、改行 (0x0d)に至るまでの 1 行を基本単位として発行される毎に PID 制御ループの目標値を更新する。これにより、図 5-5 のように複数の指を一括して制御することが可能である。

(2) アーム

アーム用コマンドも同様に ASCII 文字列であり、"anX0.0" の形式を 1 単位とする。冒頭の a は制御対象がアームであることを示し、n は関節番号、X は D d のいずれか (下記参照)、0.0 の部分が設定値である。各関節番号と大まかな可動域は、以下の通り：

0 肩関節外旋～内旋

- π - $+\pi$ (挙上)

1 肩関節内転～外転

0.0 - $\pi/2$

2 肩関節回内～回外

- $\pi/2$ - $+\pi/2$

3 肘関節屈曲～伸展

0.0 - $\pi/2$

4 肘関節回内～回外

- $\pi/2$ - $+\pi/2$

5 手首相当部位の背屈～掌屈

- $\pi/4$ - $+\pi/4$

6 手首相当部位の橈側～尺側変位

- $\pi/4$ - $+\pi/4$

X に代入するコマンドは以下の通り：

D) 角度設定

(直接入力：上の可動域の範囲)

d 角度設定

(直前の状態に対する相対入力)

ハンドでの速度・トルク制御に相当する機能は未実装であるが、上記プロトコルにて対応可能の見込みである。

以上のコマンドはハンドに対する指令と同様に複数を一括発行することができ、ハンドへの指令と混在することも可能である。

E) リモート制御

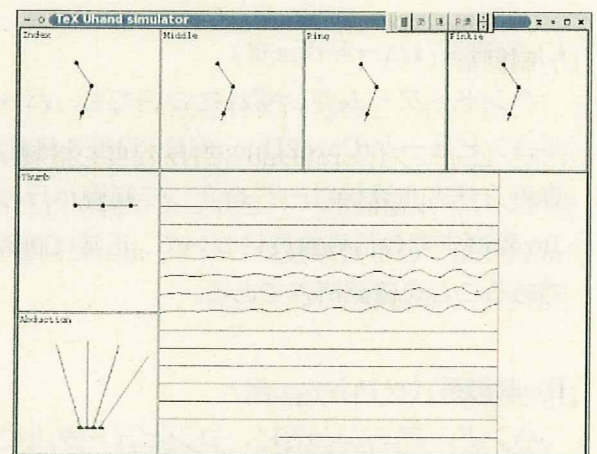


図 5-6. リモート環境においてハンド関節角状況を確認可能とするシミュレータ画面

上記コマンドは TCP/IP ネットワーク接続を介して伝送することも可能となっている。また、リ

モート環境においてハンドの実機が存在しない場合に各関節角の生成値を確認するためのシミュレータを開発した（図 5-6）。

F) 実用例

本システムは、これまでに簡単な把持動作や定形運動パターンの呈示によってテストを行ったほか、図 5-7 に示すようにトランペットのバルブ操作といった複雑な操作にも適用可能であることを確認した。



図 5-7. 本システムの活用例（トランペットバルブの操作）。

B. 研究方法 (補: ロボットハンドに対する圧力センサシステムの装着)

・静電容量型圧センサシステム

我々は今回のロボットハンドに装着する圧分布センサとして、感圧導電性ゴムに金めっき電極を縫い込む構造を用いた触覚センサを考えていたが、この感圧ゴムのセンサシートは、圧分布を計測する事は可能であるものの、圧の感度が充分に高くないと言う問題があるので、このシステム以外に、圧感度・分解能が高い圧センサ素子 (PPS社の静電容量型の触覚センサ Finger TPS system)、および、新しく開発した感圧導電性ゴム製の圧・すべりセンサをロボットハンドの手・指に装着して、手指にかかる圧の計測とフィードバックを行っている。Finger TPS system は PPS 社が開発した静電容量型の圧力センサであり、フレキシブルであるので、人の手などに装着し、接触力を検出する事が可能である。写真中の赤丸で囲われている部分がセンサのセンシング部分であり、この部分に加わった圧力を測定することができる。

Finger TPS には指サック型、バンドエイド、掌用の3種類の形状があり、装着部位によってセンサの種類を変えて装着可能である。図5-8は、指サック型とバンドエイド型の2種類を手に装着したものである。

Finger TPS は Finger TPS センサハブ一つにつき6個のセンサを通信することができ、センサハブを追加することで最大12個まで同時に通信することが可能である。Finger TPS の出力は blue tooth 通信により送受信機を介してパソコンに送信され、40 Hz で更新される。Finger TPS の電源は Finger TPS 無線装置から供給され、Finger TPS 無線装置は USB 接続で充電できる。Finger TPS の使用法はユーザー向けに API が用意されており、この API を組み込むことで使用でき、ユーザーの用途に応じた独自のシステムの構築が可能である。

(図5-9)

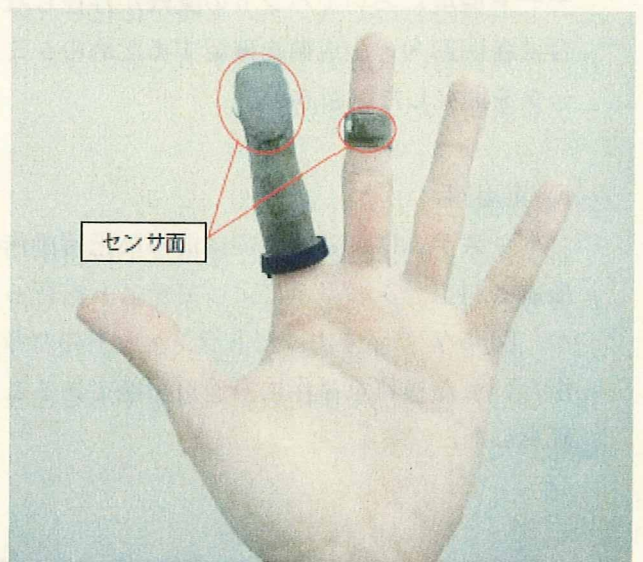


図5-8 Finger TPS system 圧センサ指サック型とバンドエイト型



図5-9 Finger TPS system とその接続概観

・圧・すべりセンサシステム

この圧・すべりセンサシステムは、分担者の下条らの開発になるもので、感圧導電性ゴムを用いており、法線方向の圧も測定可能であるが、せん断変形に対して特長的な周波数帯域成分を持つ電圧変化を示し、電圧変化の周波数解析 (ウェーブレット解析) を行った際の特定周波数帯域の変化から、法線方向の力成分と初期すべりの分離・検出が可能である。この際、これまででは、得られる情報をすべりの有無 (on か off) のみに限定していたが、現在は、法線方向の圧、および、すべり

の強さに関しても検討を行なっている。本プロジェクトでは、このすべり検出センサの素子 (6 mm × 6 mm × 0.5 mm) (図 5-10、5-11) をロボットハンドの手指部 (DIPJ-末節、DIPJ-PIPJ 間、及び、PIPJ-MPJ 間) に装着し、法線力の圧とともにせん断応力を検出し、これらの情報を被験者 (の神経系) にフィードバックして、圧感覚・すべり感覚として提示する事を試みている。

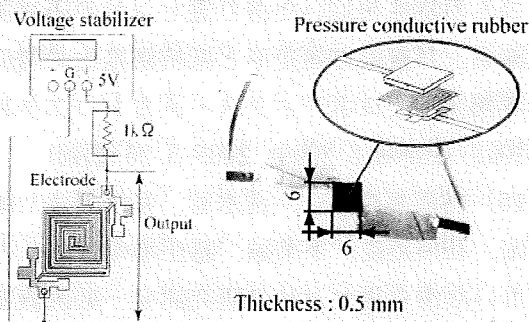


図 5-10 滑り (覚) センサ素子

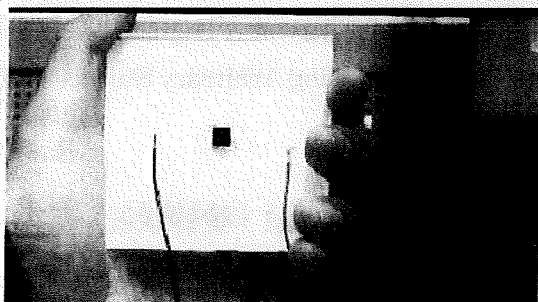


図 5-11 圧電素子を用いた滑りセンサ

E. 結論

以上のように生体の神経系と義手の信号ラインを結合する事によって、義手に随意運動機能と感覚機能を付与し得る事を実証するためのプラットフォームとして、ロボットハンド (義手) の設計・構築を行ない、これらの機能の実装とその作動を試み、基礎的な動作確認と簡易的な実用システムへの組み込みによる評価までを行った。

具体的には、筋電信号などにより、生体側の随

意運動をロボットハンドで再現するシステムの実装、および、このロボットハンドの指に装着した圧センサに対する機械的 (圧) 刺激をパルス列電気刺激に変換し、マイクロスティミュレーション法を用いて被験者の感覚神経線維 (SA I ユニット) に入力してやる事によって装着者に圧感覚として提示するシステムの実装を行ない、これらが良好に動作する事を確認したが、これらについては、それぞれ、「神経インタフェースによる義肢における随意運動機能の実現」及び「神経インタフェースによる義肢における感覚機能の実現」の項を参照されたい。

次年度には、これまでの成果を統合すべく研究・開発を進めていく予定である。

F. 健康危険情報

特になし

G. 研究発表

1. 論文発表

2. 学会発表

- 1) 深山里, 谷口徳恭, 鈴木隆文, 満洲邦彦. 神経系計測における主観的な発火波形判定の尖度に基づく定量化; 第 48 回日本生体医工学会大会. 2009.4.25 (東京)
- 2) 深山里, 鈴木隆文, 満洲邦彦. ラットカーシステムを用いた運動皮質における可塑的な機能変化抽出の試み; 第 3 回 Motor Control 研究会. 2009.5.30 (岡崎)
- 3) 深山里, 鈴木隆文, 満洲邦彦. 車体型 Brain-Machine Interface ラットカーを用いた大脳における情報表現変化の抽出; 電気学会電子・情報・システム部門大会. 2009.9.3 (徳島)
- 4) Takafumi Suzuki, Naoki Kotake, Takuya Kohama, Osamu Fukayama, Kunihiko Mabuchi. Study on brain adaptation using rat-machine fusion systems and multi functional neural electrodes; The 3rd International Symposium on Mobiligence. 2009.11.20 (淡路)