

$$q_L = \frac{v - d \cos\theta}{r}$$

$$q_R = \frac{v + d \cos\theta}{r}$$

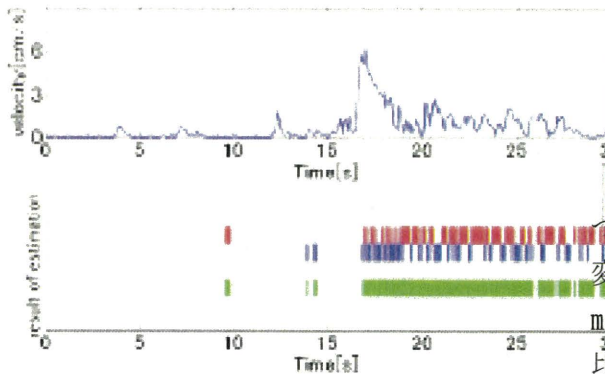


図 4-10 末梢神経活動から推定された歩行速度（上）と左右両後肢の蹴り出し（赤及び青線）

と与えられる. このように得られた q_L, q_R について, National Instruments 社製 A/D, D/A 変換デバイス PCI-6259 を介して Maxon motor control driver DEC 24/3 に送り, ギア比 53:1 に設定されたブラシレス DC モータ EC-max 283837 を駆動した.

○多関節 2脚デバイスの制御

今回使用したデバイスは, 図 4-12 のように, 4 足中 2 足が 3 つの自由度 (関節) を持つモータによって角度制御が可能となっており, 残りの 2 足は車輪がついている構造となっている.

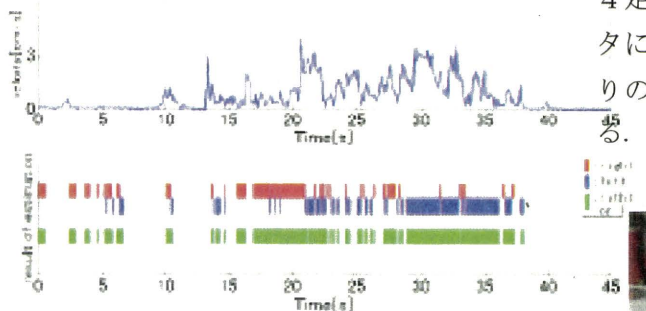


図 4-11 末梢神経活動から推定された歩行速度（上）と左右両後肢の蹴り出し（別の例を示す）

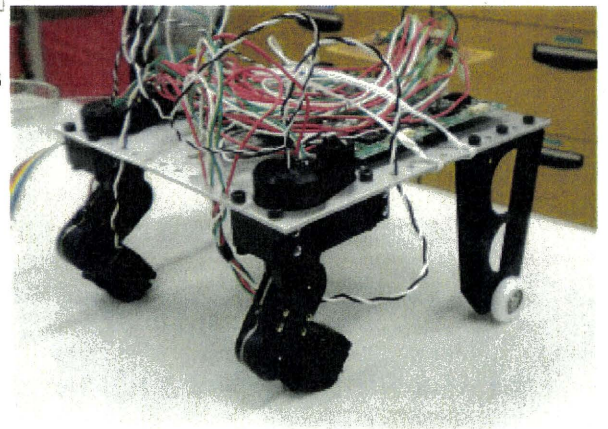


図 4-12 今回, 末梢神経の神経信号によって駆動した多関節 2脚デバイス

外部機器制御

■ 構成

■ 車輪付きデバイスの制御

○車輪駆動デバイスの制御

車輪型駆動デバイスの制御は, 左右両輪の同相成分によって前後進を行い, 逆相成分によって車体の回転を行う. 車体の駆動速度 (推定されたラット歩行速度) が v cm/s, 方向変化が $\dot{\theta}$ deg/s である時, 両車輪の回転速度 q_L, q_R deg/s は車輪半径 r cm, 車輪間距離 d cm を用い,

3 つの関節の内, 1 つは足の向きを制御でき, 残りの 2 つは肘と手首に対応する関節となっている. そのため, 前進, 停止のみだけでなく右や左といった任意の方向に進めることができるデバイスとなっている.

計 8 チャンネルの信号から推定された歩行

状態に応じてデバイスの動作を行う。具体的には、

$(r\ l) = (0\ 0), (0\ 1), (1\ 0), (1\ 1)$ までの4種類の入力に応じて動く。1つの(0/1)が左ないし右の足が動いている動いていないの推定結果に対応している。基本的には、 r ないし l が入力0から1に変化した際に一歩ずつ歩かせるという制御をしている。今回使用したデバイスでは本体の重さから、左右の足を独立に制御してしまうと、体勢が崩れてしまい歩行を続ける事ができなくなってしまう恐れがある。そのために、片側の足が動作している時は、もう片方の足を止めておく必要がある。そのため今回制御方法としてどちらかの足に対しての入力が0から1に変化した際にはそちらの足を動かし始め、動かし終えるまでに逆側の足に対して1の入力がされた場合、動きが終わり次第逆側の足を動かし始めるという制御の仕方を取った。

このように決定された左右両脚の「動作状態」は、National Instruments 社製D/A 変換デバイス PCI-6733 を介して川渕機械技術研究所製によるラット脚模倣デバイス(多関節2脚構造)に送られ、各脚につき2関節3自由度系による蹴り出し動作制御(角度指令サーボモータによる)を行い、図4-9、図4-10の如く、良好な結果を得た。(下の図4-13は車体型デバイスを示す)

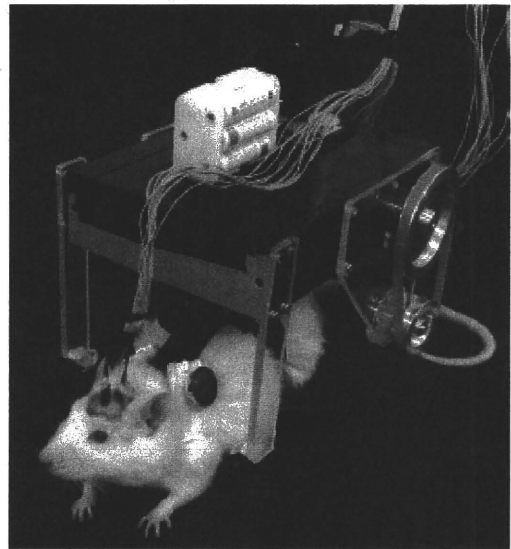


図 4-13 神経信号駆動の車体型デバイス

4-2. 筋電信号を代替信号とした手指の運動状態の推定

4-2-1. 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、まだ電極が完成しておらず、末梢神経信号が取得できない段階での運動神経活動の代替信号として、針筋電信号を用い

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行ない、その情報によってロボットハンドを操作する試みを行なった。

針筋電信号の計測手技は、基本的にはマイクロニューロ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 μm , 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 -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た。

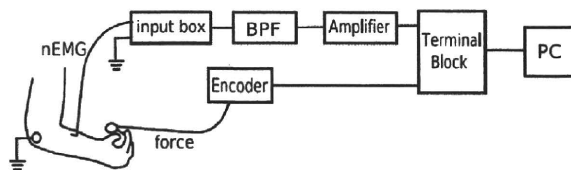


図 4-14 計測実験のダイアグラム

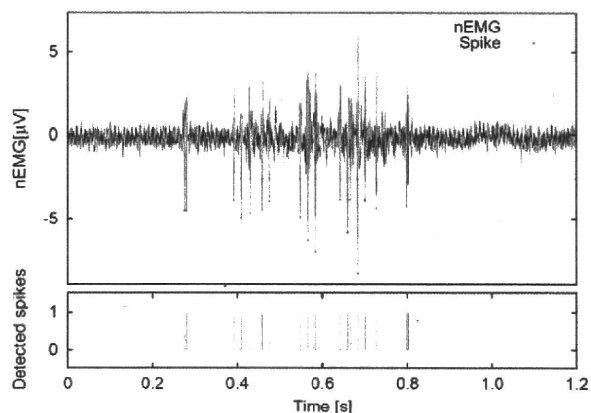


図 4-15. 計測された針筋電信号 (上) と検出したスパイク (下)

この針筋電信号については、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うモデルを考え、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、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。

(倫理面への配慮)

人を被験者とする針筋電実験に関しては、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、倫理委員会の承認を受けると共に、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」に準じて実験を実施した。

4-2-2. 表面筋電信号ヒストグラムとベイズ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) 運動神経系の信号伝達の流れのなかで、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に、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(1つ下のレベルの)活動であり、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。それゆえ、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(互換性)。

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ので、この表面筋電信号を代替信号とする実験系でもロボットハンドの操作を行ない、その結果を末梢神経信号による制御系へフィードバックする事を試みたので、これらの実験について以下に述べる。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かけた値と屈筋側から求めたヒストグラムに重み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同じ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。)

4-3. ロボットハンド/アームに対する随意運動機能と感覚機能の賦与(ロボットハンドに対する随意運動機能・感覚機能統合実験)

人間を対象としたシステムに関しては、7自由度を有するロボットアームと16自由度を有するロボットハンドから構成されるロボットアーム/ハンドシステム(計23自由度)を用いて、被験者の動作どおりに作動する事ができ、また、操作してロボットハンドで物品を把持した際に、ロボットハンドの指に装着した圧センサによって検出した圧に対応した電気刺激として装着者の感覚神経系に入力する事によって、装着者に圧感覚を生成させる事の出来る随意運動機能と感覚機能を有する義手のモデルの構築を行なった。このシステムにおける「随意運動機能」に用いた生体情報に関しては、埋め込み型電極は使用できないので、表面筋電信号を用いた。

本実験に関しては、別章(第5章)に述べているので、そちらを参照されたい。

4-4. マイクロニューログラム法による運動神経活動計測の試み

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から計測する試みを行なってきた。同手法には、前年度・前々年度にも報告を行なったように、1)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、刺入した針電極が運動神経線維に当たる確率自体が非常に小さく、運動神経情報を記録するチャンスが小さい、という問題と、2)神経活動を計測するために筋に力を加えると、筋が収縮するために(電極)針先の位置がすぐにはずれてしまい、継続して安定した信号を計測する事が難しい、という2つの大きな技術的問題点があり、感覚系のように十分な成果を挙げる事は出来ていない。しかしながら、マイクロニューログラム法は awake状態のヒトの被験者から、極く低侵襲的に末梢神経の運動神経信号

を記録し得るほぼ唯一の手法であるので、我々は本実験を継続し、マイクロニューログラム法による運動神経情報の記録と同情報によるロボットハンドの操作を試みた。

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ム実験系と同じである。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場合は、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。

実験は、東京大学倫理委員会の承認を受けると共に、「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た。

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ているが、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、前述のように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極くまれであるが、皆無という訳ではなく、平成20年度、21年度の報告でも記したように、年間で2～3例ほど針電極を運動神経線維(と考えられる神経線維)に当てる事が出来ている。

上にも記したように、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・マイクロステイ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。基本的に、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) を使用しており、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しているが、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、指に加えられている筋張力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。なお、実験は、東京大学倫理委員会の承認を受けると共に、「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た。

前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、筋線維の収縮に伴う神経活動とは別にかかなり長時間の自発的発火が継続して認められた。これまでの例では、運動神経線維に当てる事が出来た症例の全例が拇指対立筋を支配している運動神経線維中に刺入されており、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が確認された (図 4-16)。

ただし、単一に近いわずかな数の運動神経線維への電気刺激であるので、収縮する筋線維の数も極くわずかで、筋収縮もわずかである。



図 4-16 正中神経中の拇指対立筋支配の筋枝（運動神経線維）中に刺入された症例。

電気刺激により、拇指対立筋の収縮が確認された。

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・記録を行なっているが、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 S/N 比が良くなく、拇指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、十分に成功しておらず、マイクロニューログラム法により運動神経線維の活動を計測し、これによってロボットハンド（指）の動きを制御する段階までには至らなかった。

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なっており、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、上肢であればもっと高位で神経活動を計測する（針電極の刺入部位をもっと高位にする）か、あるいは、運動神経線維が多い下肢の末梢神経を対象とする事によって実用に耐えうる神経活動を得る可能性もあると考えている。

4-D. 考察

随意運動機能の実現については、基本的には末梢神経の運動神経情報が記録できるかどうかにかかっており、最終的には電極の問題に帰着するが、今回、平面型のパリレン製電極を末梢神経に貼り付ける形で装着・慢性埋め込みを

行ない、末梢神経活動を記録する事が出来た。今回用いたパリレン電極は、電極部は 4 ch であり、両肢に埋め込んでいるので計 8 ch という事になるが、この少ない ch 数でも歩行状態に関しては、有る程度の状態を推測する事が可能であったことからデータ処理系についてはある程度評価し得るものと考えている。しかしながら、今回のような電極やカップ電極では、末梢神経の神経幹の表面にある神経線維の活動は記録できるものの、深部（中心に近い部位）にある神経活動の計測は困難で、電極数にも限界があるので、やはり、再生型電極など、十分なチャンネル数を具えた電極の開発が必要と思われる。

近年、末梢神経用の電極として、帯どめの様な外枠で末梢神経の神経幹を平べったく押しつぶし、中を走っている神経小束を 1 列に並ぶように配列させ、前述の外枠に設置した電極部で（小束の）活動を計測しようという FINE (flat interface nerve electrode) や、金属ワイヤを束ね、それぞれのワイヤに電極サイトを持たせたものを神経束内に長軸方向、あるいは直径方向に刺入貫通させて、各電極サイトでの電気活動を測定する LIFE (Longitudinal intrafascicular electrode) や TIME (transverse intrafascicular multichannel electrode) と呼ばれる電極が開発され、これ等の電極を用いて末梢神経の運動神経の電気活動が記録されるようになってきているが、これらもチャンネル数は十分とは言えない。

我々は末梢神経用電極として再生型電極を設定し、開発を進めてきたが、今回は、再生型電極を用いた制御は行なえなかった。義手（ロボットハンド）の精細な制御を行なうためにはどの程度のチャンネル数が必要かについては実際に行なってみなければ判らない面が多く、今後の検討を必要とする。

ヒトを対象としたマイクロニューログラム法による実験に関しては、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

への適用に関しては、1) 我々が実験対象とした正中神経では筋枝の比率が少なく運動神経線維に電極を当てること自体が困難、2) 筋収縮に伴って刺入した針電極が動き、針先(電極部)が元の位置からずれてしまうので、長期安定した計測が困難、3) 記録された神経インパルスが運動神経線維の活動であると証明するためには、その活動が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、などの問題点が挙げられ、現状では(上肢の)運動神経情報の計測に用いる事は難しい。ヒトを対象とする場合、埋め込み電極による計測が出来ない電極マイクロニューログラム法に準じた低侵襲の手法で、覚醒状態の人間に適用でき、長期安定した計測が可能な計測手法の開発が望まれるので、現法に対する何らかの工夫が望まれる。

代替信号に関しては、あくまで、末梢神経の運動神経情報が計測できるまでの代替であり、代替信号を用いて開発した制御ソフトウェアにおいて、代わりに用いている代替信号を、本来の末梢神経の運動神経情報に置き換える事が比較的容易であろうという考えから、これまで末梢神経の運動神経情報が十分に得られない状況下で(代替信号を)用いてきたが、今回、予想通り、大脳皮質活動等の代替信号を末梢神経信号に置き換えて制御を行ない、良好な結果を得ている。

4-E. 結論

末梢神経情報により義手(ロボットハンド)の動きを制御する事を最優先課題として義手への随意運動機能の賦与を試みた。結果として、開発目標としていた再生型電極ではなく、平面的なパリレン製電極を(末梢神経に)貼りつける形で末梢神経活動を記録し、ラットの肢の動きに対応して、ラット肢を模した多関節2脚デバイスの動作の制御を行なう事が出来た。しか

しながら、今回の電極のチャンネル数は高々4chであり(両肢では8ch)、数的には満足のいくものではないが、このチャンネル数でもデータ処理等によって歩行の模倣は可能であった点は、外部機器制御を行うための末梢運動神経情報の信号処理に関しては、有る程度評価はし得るのではないかと考えている。どれだけのチャンネル数でロボットハンドの手指の動きをどれだけ精細に推定する事が出来るかは基本的には電極の問題であり、電極が、(末梢神経幹の表面に位置する神経線維のみでなく)、内部を含め、すべての(出来るだけ多数の)神経線維の活動を記録し得る機能を有する事が望まれる。

また、大脳皮質運動野の信号、あるいは筋電信号を末梢運動神経信号の代替として用いて作成した上・下肢の運動状態を推定するアルゴリズムは、大脳皮質運動野の信号や筋電信号の代わりに末梢神経神経活動を用いた場合においても、基本的に同じ処理系を適用し得る事も示されたと考える。

5. 感覚機能と随意運動機能を有するロボットハンドの設計・構築と作動

5-1. ロボットハンドの設計と構築

5-1-A. 研究目的

研究目的と背景

本研究の目的は、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 は最終的には、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。

5-1-B. 研究方法

ロボットハンド/アームの設計と構築

ロボットハンド/アームは、本研究課題に置いて目標とする「随意運動機能と感覚機能を実装した義手」を構築するためのプラットフォームであり、最終的には、生体の運動神経系の情報によって随意的に動かす事ができ、また、同ロボットハンド/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電気刺激のパルス列として変換し、感覚神経系に入力してやる事によって、装着者に体性感覚として提示してやる事も可能と言うシステムを実装させるためのプラットフォームであるので、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）

5-1-C. 研究結果

設計したものの仕様は表 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た。

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し、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（分担者の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 6 mm × 6 mm × 0.5 mm）などをロボットハンドの手指部・手掌部に装着して、法線方向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、これらの情報を圧感覚として提示

するシステムの構築と作動実験を試みた。(図 5-2)

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。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(図 5-3)。ただ、指などの材質は硬性のプラスチックを用いているので、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等の工夫が必要であった。

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)

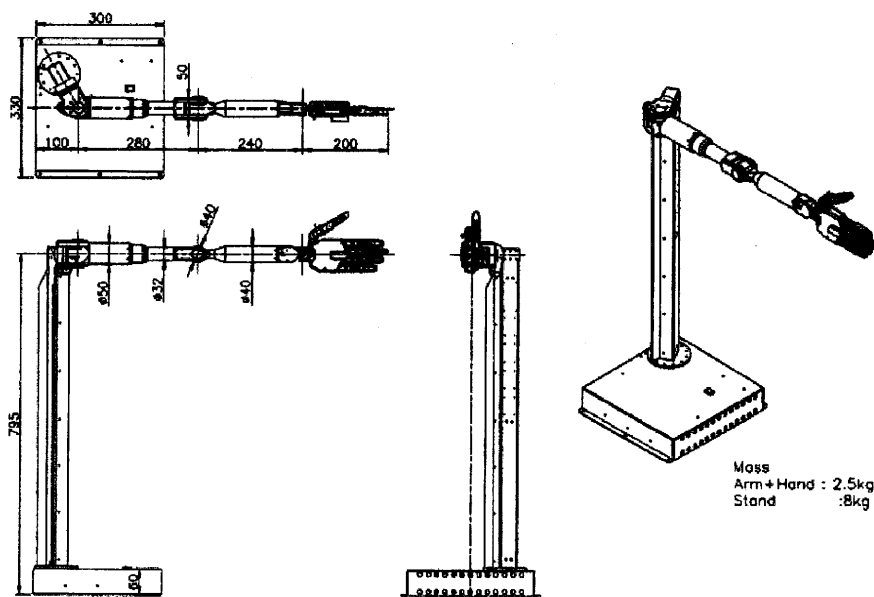


図 5-1. 設計したロボットハンド&アームの概観

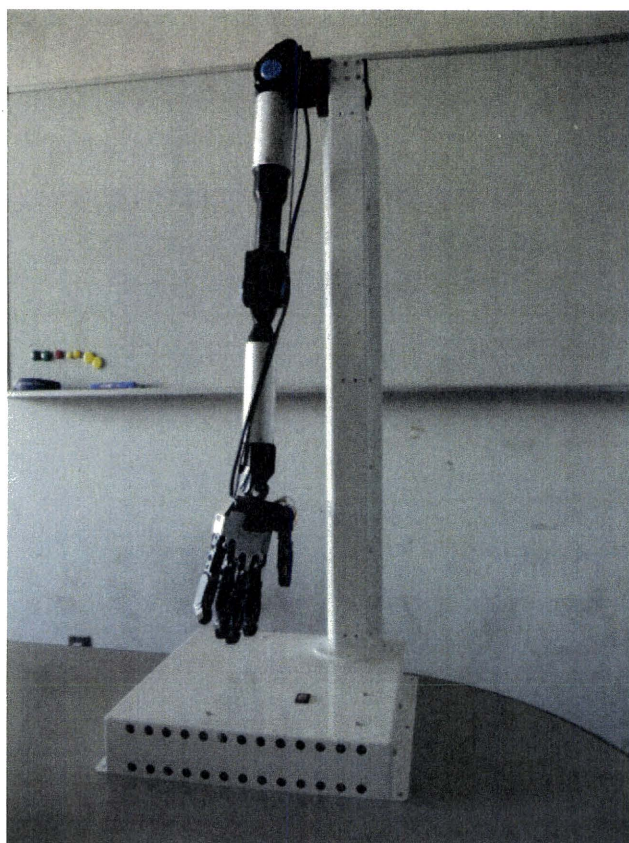


図 5-2. 作成したロボットハンド&アームシステムの概観

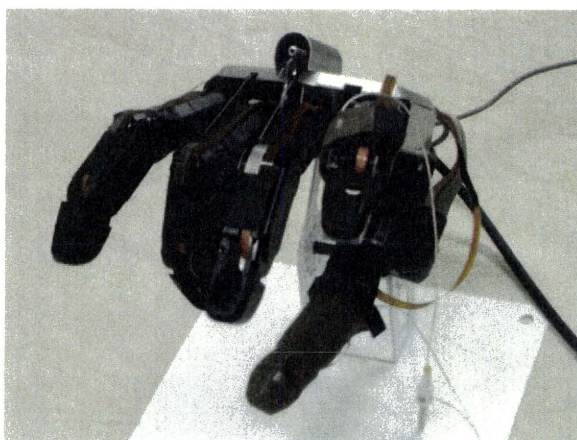


図 5-4. 今回作成したロボットハンド／アームのハンド部の第一指、第二指に静電容量型圧センサを装着したもの

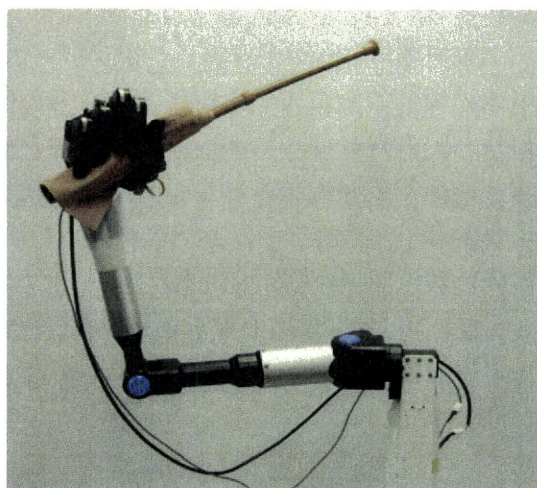


図 5-3. 右アーム・右ハンドを連結し、物体の把持・振り上げ動作を行わせた
(ただしこれは生体情報によって運動を制御しているのではない)

(補) ハンド／アームシステムの仕様

本体構成

■構造

実験に使用したロボットハンド／アームには、上記の設計に基づいて川渕機械技術研究所に特注したロボットハンドを用いた(図5-2)。仕様は下記の通りであり、右腕に相当するロボットアーム(右アーム)、右手に相当するロボットハンド(右ハンド)、左手に相当するロボットハンド(左ハンド)から構成され、ハンドはアーム先端に連結可能であり(図5-3)、ヒトの手腕を模した動作を行うことが可能である。設計の項でも述べたように、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・伸展が可能であるが、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されている

（各2自由度）。また、d) 指間の開閉（外転・内転）については、各指間を個別に開閉させる事は求めず、2～5指が連動して開閉するという設計になっている（合計16自由度で左ハンドは14自由度となっている）。

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、ここに圧センサ類を装着して把持圧の検出を行なった。（図5-4）。

■電源系

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。一方、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。

■制御系

【5指ハンド制御系】

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。

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。

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の部分の設定値である。

各関節番号と大まかな可動域は、Xに代入するコマンドは以下の通り：

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。

【腕部制御系】

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。

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。

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 - + π (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。

【リモート制御】

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）。

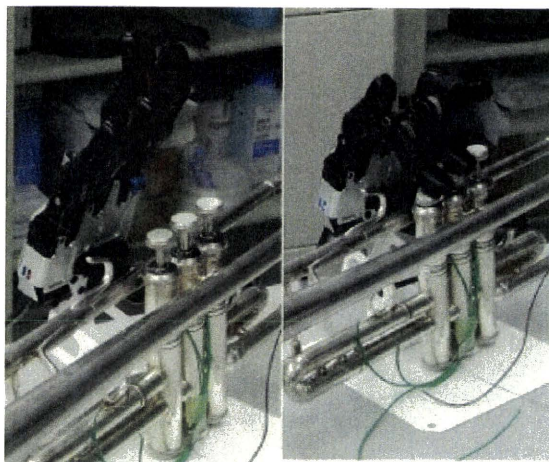


図 5-5. 複数指の一括制御（バルブ押し）例

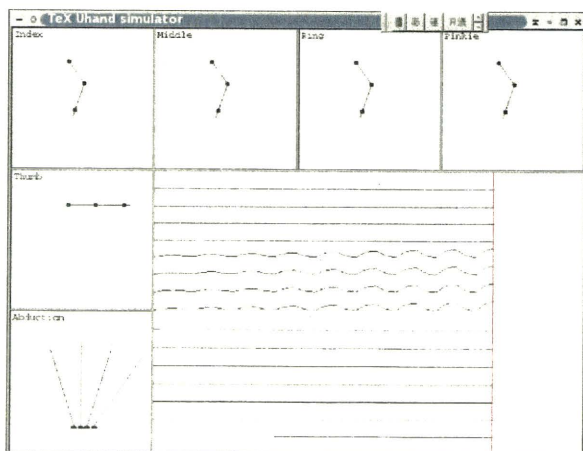


図 5-6. リモート環境においてハンド関節角状況を確認可能とするシミュレータ画面

■ 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。

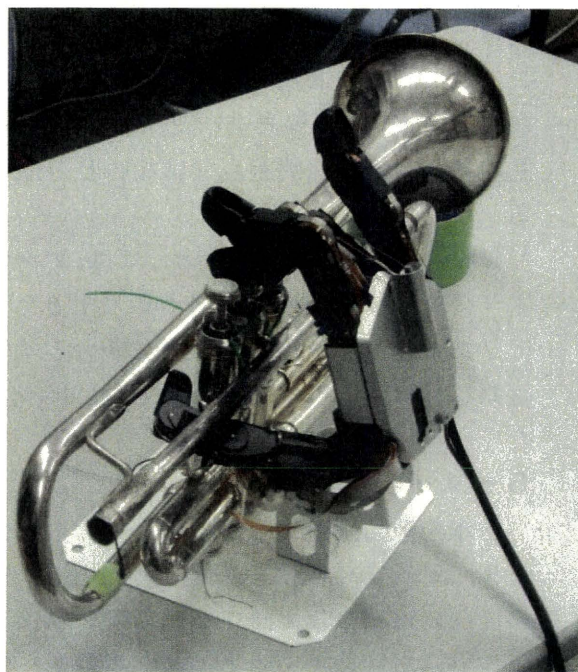


図 5-7. 本システムの活用例（ロボットハンドによるトランペットバルブの操作）。

5-1-D. 考察

随意運動機能と感覚機能を具えた義手のプラットフォームとして用いるロボットハンドの設計を行なった。被験者の随意運動に対してロボットハンドをマスタ・スレーブ形式で作動させる事によって物品を把持させ、その際に指にかかる圧を圧感覚として被験者に戻す、という形の実験を想定していることから、できるだけ人間の大きさに近く、また人間の動作に近い動きを行なう事が可能で、また、指なども物体が把持しやすい形状・特性（柔軟さ）をとるように設計を行なった。今回、自由度はハンド側で16自由度、アーム側で7自由度の計23自由度で、ほぼ生体の動きを模倣できる事を期待したが、それでも物品を把持させる際に、実際の

指とは少し異なる動きになってしまった。これは義手自体の性能の問題であるが、本研究課題で求めるものは、生体情報を如何に計測し、その情報でいかに義手を操作するか、また、義手で検知した刺激を如何に生体（装着者）に提示するか、という問題であり、今回のロボットハンドはこれらの問題点の解答を出すためのプラットフォームと位置付けているので、これは基本的に本質的な問題点ではないと考えている。

実際の臨床に用いる義手としては、アクチュエータも含んだ小型化、生体へ装着するためのアダプタ、皮膚に対応する表層に用いる柔軟な材料等、解決すべき問題は多く残っている。

5-1-E. 結論

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に用いるロボットハンド（義手）の設計・構築を行なった。

ロボットハンド部は計16自由度、アーム部は計7自由度、合計23自由度の運動が可能で、ヒトの動きにほぼ準じた動作をとる事ができ、生体のハンド・アームに近い形状のロボットハンドを、「随意運動機能と感覚機能を有する義手」のプラットフォームとして構築する事ができた。

5-2. ロボットハンドに対する圧力センサシステムの装着

5-2-A. 研究目的

5-2-B. 研究方法 (を併記)

・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、圧の感度が十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た。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)

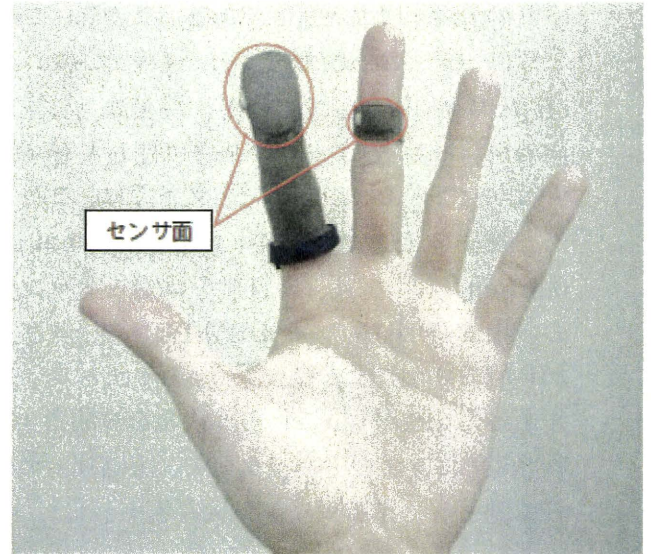


図5-8 Finger TPS system 圧センサ指サック型とバンドエイド型



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、法線力の圧と共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る事とした。

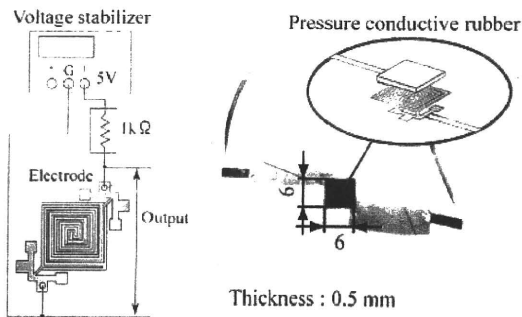


図 5-10 滑り（覚）センサ素子

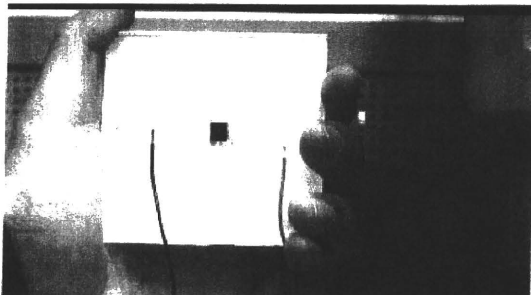


図 5-11 圧電素子を用いた滑りセンサ

5-2-C. 研究結果

5-2-D. 考察（を併記）

製作したロボットハンドに対してセンサの装着を行なった。一定の sensitivity を満たす事、ロボットハンドの指・手掌部に装着が可能な事、などの条件から、今回の実験では、市販の静電容量型の圧センサシステムと、我々（分担者の下条）が開発した、法線方向の圧、および、接線方向へのすべりを検出し得る感圧ゴム製のセンサを用いて、ロボットハンドへの装着とその作動を試みた。両者ともに良好に作動したが、配線等の問題があり、実装には前者の静電容量型のシステムを用いた。問題点は、圧検出に関して、ヒステリシスが無視できるほどには小さくなく、また、今回は各指（手掌部）に対して1か所の検出で実験を行なったが、今後は、圧分布の検出とその feedback を目指す必要がある。また、圧以外のセンサ類（振動センサ、温度センサなど）も実装を目指す必要がある。

5-2-E. 結論

作製したロボットハンドに対する、静電容量型の圧センサシステム、感圧ゴム製の圧・すべりセンサなどの実装とその作動、および、基礎的な動作確認と評価を行い、良好な結果を得た。

5-3. ロボットハンドに対する随意運動機能および感覚機能の実装と作動

5-3-A. 研究目的・背景

本研究の目的は、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る。本章では装着者の意思の通りに作動する随意運動機能と触れた際にあたかも自分の手で触れたように感じる感覚機能を1つのロボットハンドに統合・実装し、こちらの意図通りに作動するかどうか検証を行なった。

構築したシステムは、1) 生体情報信号による義手（ロボットハンド/アーム）の操作部、および、2) 義手に装着したセンサからの情報に応じて対応する感覚として提示する装置、の2つの部分から構成される。まず、生体情報によりロボットハンドを操作する操作部について述べ、次に、ロボットハンドで検出した機械刺激を感覚として提示するシステムについて述べる。

5-3-B. 研究方法

5-3-1. 随意運動機能の実装

本プロジェクトでは、生体の運動神経情報を記録し、その情報に基づいて生体がとろうとしている腕・手の関節角度を推定し、義手（ロボットハンド/アーム）の姿勢や動きを（推定通りに）制御することを最終目標としているが、被験者が人間の場合は、電極を末梢神経に埋め込み、運動神経の活動を記録するという侵襲的手法はとる事ができないため、本実験では末梢神経（運動神経線維）情報の代わりに、表面筋電信号を用いてロボットハンド/アームの操

作を行なった。なお、この表面筋電情報によるロボットハンドの操作に関しては、兵庫県立大学石垣研究室の荒木望助教、および、石垣博行教授の協力を得て実施した。

■筋電情報の取得

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、表面筋電信号を計測する電極は、伸筋側、屈筋側それぞれ3箇所計6箇所測定することとし、屈筋側が第2指、第3指の屈曲動作に動員される浅指屈筋の筋腹付近で第2指・第3指に関連している部位、伸筋側が同じく、第2指、第3指の進展動作に動員される総指伸筋の筋腹付近で第2指、第3指に関連している部位に、また第1指の対立運動を検出するため、拇指対立筋の筋上にも電極を装着した。

信号増幅には日本光電社製汎用生体アンプユニットAB-611Jを用い、同社製筐体MEG-6116に集約し、8chを一体として使用し、これらの表面筋電信号のサンプリングは2500Hzで行った。

表面筋電信号によるロボットハンドの操作は、表面筋電信号を振幅情報や周波数情報といったアナログ信号としての情報で扱うのではなく、（神経情報と同等に扱う事を目的として）パルス信号の集合とみなして扱った。このため、測定した表面筋電信号のうち負のピーク値のみを取り出した信号を用い、伸筋側の表面筋電から求めたピーク値のヒストグラムと屈筋側から求めたピーク値のヒストグラムから、各指の関節角度を算出するというアルゴリズムを用いた。

この際、伸筋および屈筋側の表面筋電信号ヒストグラムに対する重み係数を決定する必要があるが、学習用に測定した指関節角度とこれに対応する表面筋電信号のヒストグラムを用いて最小時情報により得られたパラメータと、

測定した表面筋電信号のヒストグラムから算出する。

この表面筋電信号ヒストグラムを用いた指関節角度推定手法について、実際に角度推定実験を行なった結果では、良好な結果が得られており、今回は本手法によって各関節角度の推定を行なった。また、この際、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、動作する指が異なると、表面筋電信号の周波数特性が変化することを利用して筋電信号の変化からどの指が動作したのかを予め識別する。このようにベイジアンフィルタを用い、事前にどの指が動作したのかを識別し、ベイジアンフィルタを用いることで事前にどの指が動作したのかを識別し、この識別結果を指関節角度推定結果に反映させるという方法を用いて関節角推定を行なった。

推定用のPCを用いて上述の6chの表面筋電信号により、提案手法を用いて各指の関節角度を同時にリアルタイムで推定し、次に、得られた推定角度をTCP/IP通信により0.1秒毎にロボットハンド制御用のPCに送信する。また、ロボットハンド制御用のPCは、送信された推定角度を目標値として位置制御を行うことによりロボットハンドを駆動させるシステムとなっている。

今回、表面筋電情報を用いて行なったロボットハンドの駆動実験のシステム構成図を図5-12に示す。また、図5-13からも、被験者とロボットハンドの指関節が同様の形状となっていることが確認できるが、本手法により被験者の複数の指関節角度を同時に推定することが可能であり(図5-14)、リアルタイムで義手を制御できる可能性が示唆された。

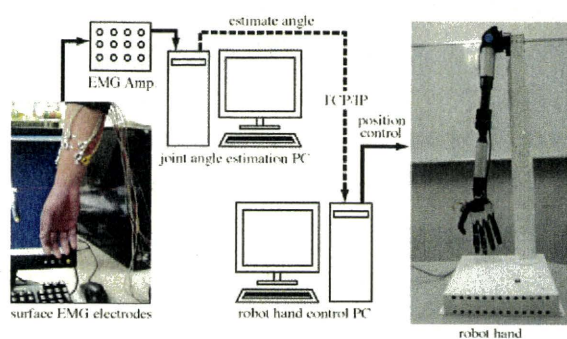


図 5-12 表面筋電情報によるロボットハンド操作のシステム構成

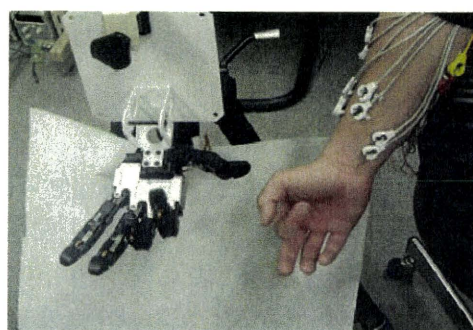


図 5-13 筋電情報によるロボットハンドの操作. ロボットハンドと被験者の手指が同じ形になっているのが判る。

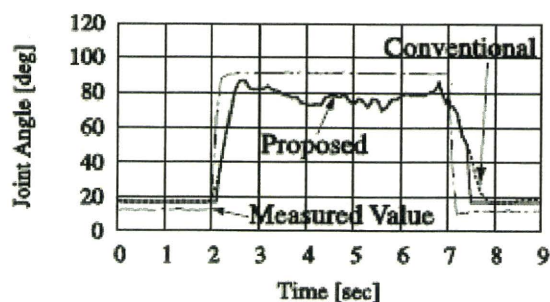


図 5-14 関節角度決定アルゴリズムに従って推定した関節角度と実際に計測した関節角度. 良く合致しているのが判る。

5-3-2. 感覚機能の実装

運動機能を付加したシステムに、感覚機能を付け加える。まず、被験者に表面筋電計測用の電極を装着し、サイバークロブを装着した後、指・腕を色々な角度にとり、その際の各電極位置における筋電とサイバークロブによる各関節角を計測する。これらのデータを学習データとして、表面筋電情報から指関節角度決定を行なうための各パラメータを予め決定し、ロボットハンドが被験者の手指の動き通り動く事を確認する。

次いで、この状態でロボットハンドの各指に圧センサを装着し、ロボットハンド(圧センサ)に加えられた圧を圧感覚として被験者にフィードバック(提示)するシステムの構築を行なう。

被験者に対する感覚提示は、マイクロステイミュレーション法を用いて行なった。具体的な手順としては、

- 1) 義手システムの指・手掌部に圧力センサを装着する
- 2) 義手を操作して物体に触れた際、或いは物体を把持した際に生じる圧を圧センサによって計測する
- 3) その圧感覚を発生する感覚神経線維への電気刺激のパルスの繰り返し周波数を算出
- 4) マイクロニューロプログラム法を用いて末梢神経に刺入したタングステン針電極を介して、圧感覚を発生させたい部位の圧受容器(メルケル板)を支配している感覚神経線維に3)で算出された繰り返し周波数の電気刺激パルス列を出力し、感覚神経刺激によって圧感覚を発生させる、

という手順によった。以下に、これらの手順に用いる装置類・手技などの各要素について説明を加える。

圧センサ

義手に装着した圧力センサは、接触力を検出するフレキシブルな静電容量型圧力センサである PPS社製の Finger-TPS システムを用いた。出力は Bluetooth 通信でパーソナルコンピュータに接続され、更新周波数は 40Hz である。指用としては指サック型やバンドエイド型のもの、また、手掌部用として平面状に貼り付ける形のものもあり、今回はサック型を中心に、把持する物体の形状に合わせて使用した。(図 5-15)

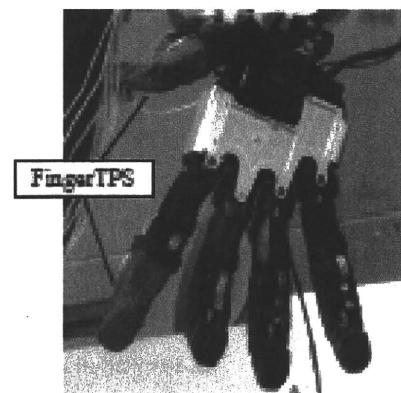


図 5-15 ロボットハンド指に装着した静電容量型圧センサ Finger-TPS system

感覚神経線維へのインタフェース(出力ポート)

マイクロステイミュレーション法

被験者に対する感覚の提示は、マイクロステイミュレーション法を用いて末梢神経中の感覚神経線維に電気刺激(パルス列)として加える事によって行なった。その際、生じる圧感覚の強さを圧センサによって検出した圧と一致させるために、SA-I 機械受容ユニットに与える電気刺激の繰り返し周波数とその際に生成する圧感覚の強度との関係(コーディング則)を予め調べておき、これに応じて、圧によって