

## ロボティック・エイド\*

福田修\*\*, 辻敏夫\*\*\*

### 1. はじめに

福祉機器の開発は、古くは疾病、戦争、労災などによる障害者を対象とする日常生活 (Activities of Daily Living: ADL) の支援が目的であったが、近年の生活環境の多様化につれて社会活動 (就労、スポーツ、娯楽、コミュニケーション) の支援すなわち生活の質の向上 (Quality Of Life: QOL) を目指すようにシフトしてきた。また我が国では、高齢化が世界的に例を見ないほど急速に進行しており、これに重ねて少子化の傾向も高まっていることから、独居老人などの問題も深刻化しつつある。一般的に高齢者や障害者は、若年健常者に比べて運動機能や感覚機能などが低下しており、彼らの自立生活や就労、あるいは介護力の補完を実現するために、ロボットによる支援が期待されている。

本総説では、ロボットによる高齢者・障害者支援について解説するとともに、その一例として、我々がこれまでに取り組んできた筋電制御型マニピュレータを紹介する。このシステムに含まれる要素技術を紹介しながら、障害者にとって使いやすい装置を開発するためには、どのような機能を考慮する必要があるのかについて検討を行う。

### 2. ロボットによる高齢者・障害者支援の取り組みと現状

工学技術を利用した高齢者・障害者支援の取り組みを振り返ると、米国では、傷病軍人に対する義肢・装具の開発に始まり、1971年以降には各地にリハビリテーション工学センター (Rehabilitation Engineering Center: REC) が設置されている。また1979年には、障害者支援技術の成果発表を目的として北米リハビリテーション工学協会 (Rehabilitation Engineering Society of

North America: RENSA) が設立され、活発な活動を行っている。ヨーロッパでは、第2次世界大戦後に各国で障害者支援政策が開始され、1988年からは HELIOS (Handicapped People in the European community Living Independently in an Open Society) と呼ばれる支援計画が実施されている。また新しい動きとしては、EU 諸国で TIDE (Technology Initiative for Disabled and Elderly people) 計画がスタートしており、高齢者や障害者を支援する技術が検討されている。一方、我が国では、1960年代のサリドマイド児用の動力義肢の開発に始まり、1970年代には公的なプロジェクトによる研究開発も盛んに実施された。1980年代には、国際障害者年や北米 RENSA の活動も知られるようになり、日本リハビリテーション工学協会が設立された。1990年代以降は、身体障害者福祉法の制定とともに旧通産省や旧厚生省が中心となって研究を支援するシステム作りを今日まで進めている。

以上のような活動を通して、これまでに様々な福祉機器や支援ロボットの開発が行われている。その中から本総説では特に、高齢者・障害者の運動機能を支援するロボットに着目する。このような目的で研究開発されたロボットは、大別すると2つのグループに分けられる。1つは、衰えた身体機能を高めるものであり、もう1つは、失った (衰えた) 身体機能を補完するものである。前者の代表例には、機能回復のための運動療法装置がある。Salter<sup>1)</sup> や (株) 安川電機<sup>2)</sup> は、持続的・受動的な関節屈伸運動 (Continuous Passive Motion: CPM) を行う装置を開発しており、藤江<sup>3)</sup> は、高齢者の寝たきりを予防する歩行訓練装置を開発している。また、Krebsら<sup>4)</sup> もインピーダンス制御されたロボットを使用者に握らせて上肢運動感覚の神経機能を訓練するシステムを開発している。

後者の代表例は、下肢障害者用の車椅子に関する研究であろう。ただし、この分野は研究開発のみならず、製品としても既に成熟しており、技術革新には既成概念を打ち破る全く新しいアイデアが期待される。最近、ジョンソン・エンド・ジョンソン (株) が発表した IBOT<sup>5)</sup> は、ジャイロセンサーを利用したバランス保持機能を有しており、従来の車椅子では困難な2輪

\*受付: 2002年6月30日 受理: 2002年7月31日

\*\* (独) 産業技術総合研究所

National Institute of Advanced Industrial Science and Technology.

\*\*\* 広島大学大学院工学研究科

Graduate School of Engineering, Hiroshima University.

バランス走行や階段昇降を実現している。斬新な移動機構は、今後の展開が期待される。

上肢障害者の支援用に開発されたマニピュレータは、食事支援を目的としたものが多く、1980年代後半から欧米をはじめ多くの研究機関で発表されている。例えば HANDY1<sup>6)</sup> は、英国で開発・販売されたマニピュレータであり、使用者が指定した食べ物を専用スプーンで口元まで運ぶ。MANUS<sup>7)</sup> は、電動車椅子に搭載されたロボットアームであり、摂食や飲み物を飲むことができる。国内ではセコム(株)<sup>8)</sup> が、ジョイスティックなどで制御可能な食事支援ロボットを開発し、2002年から販売を開始している。

一方、運動障害は無いものの筋力が衰えて作業の遂行が困難な場合などに、その力を補助・拡張するパワーアシスト型のロボットがこれまでに研究されている。これに関しては、1990年に Kazerooni<sup>9)</sup> が提案した人体装着型の Extender と呼ばれる装置が有名である。国内でも、小山ら<sup>10)</sup> が装着型の介護支援ロボットを研究開発している。その他にも、最近では高齢者などの精神面のケアにペット型のロボットを利用することが試みられようとしている。柴田<sup>11)</sup> は、特別擁護老人ホームなどにアザラシ型のロボットを導入し、入所者とロボットのインタラクションを通じたセラピー効果について研究している。福祉ロボットの新たな展開として期待される。

ロボットにより失った(衰えた)身体機能を支援するためには、生体とロボットをうまく融合し、一つのシステムとして機能させることが重要となる。元来ロボット工学は、人間の機能を理解・模写するという一面を持っており、そのゴールは人間と同等の機能を実現することにあるとも言われる。こうした点から、身体機能支援ロボットの研究は、ロボット工学における最適なアプリケーションの一つであると考えられる。一方人間工学は、人に優しい技術、使いやすい機器、生活しやすい環境を設計する工学であり、身体機能に基づいた解析が必要とされる。すなわち、ロボット工学と人間工学は、共通、もしくは非常に近い領域のテクノロジーを基盤としており、これら二つの学問を統合的に扱うことで、より高度な高齢者・障害者支援ロボットの開発が期待できる。次節では以上を踏まえ、著者らがこれまでに研究開発を行ってきた筋電制御型マニピュレータについてそのコンセプトと要素技術を紹介する。



図1 筋電制御型マニピュレータ

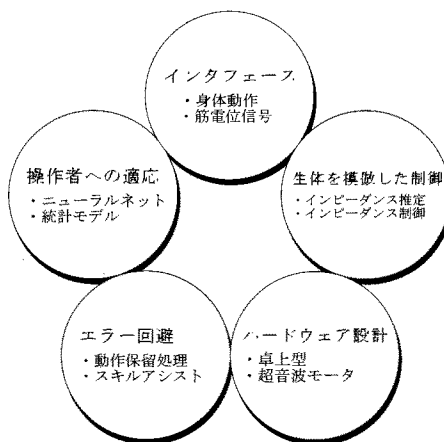


図2 システムの開発コンセプト

### 3. 筋電制御型マニピュレータ<sup>12),13),14)</sup>

図1に筋電制御型マニピュレータを制御中の前腕切断者の様子を示す。この操作者は、切断後30年以上が経過しているにもかかわらず、操作を開始した直後から非常にスムーズな制御を実現した。

#### 3-1. システムの開発コンセプト

図2にシステムの開発コンセプトを示す。まず始めに検討したのは、使用者とマニピュレータのインタフェースである。対象とする使用者は、操作能力の低下や身体機能障害などにより入力装置のハードウェアを十分に扱えない場合も考えられるため、これらの使用者にとっても直感的に扱いやすい入力手段として、残された身体動作と筋電位信号を利用することにした。筋電位信号は、人間の活動筋から計測できる微弱な電気信号であり、切断者の残存筋からも計測可能なことが多い。

次に検討したのが使用者への適応機能である。使用

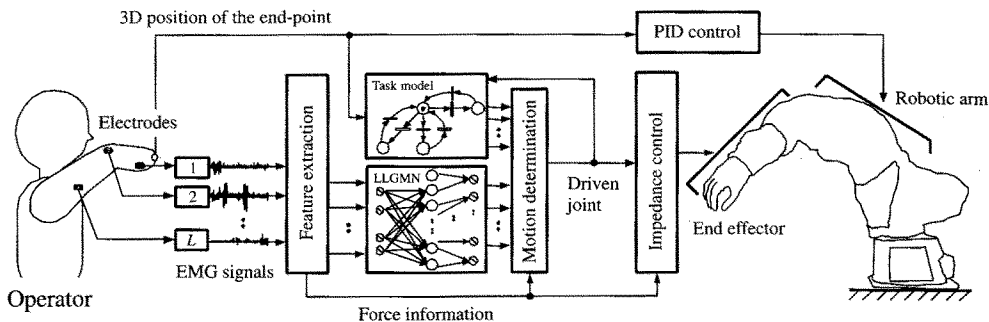


図 3 システムの構成

者の操作能力や障害度には大きな個人差が存在するし、筋電位信号も計測部位によってパターンが大きく変化するため、本システムでは辻らが提案した統計構造内包型ニューラルネット<sup>15)</sup> (Log-Linearized Gaussian Mixture Network: LLGMN) の学習機能を利用し、これらに対する適応を実現した。

操作者の意図をシステムに正確に伝達できたとしても、マニピュレータ自身の制御が適切でなければ意味がない。特にマニピュレータを自身の腕のように制御するためには、人腕の運動特性を取り入れた制御系を設計する必要があるだろう。これに関して本システムでは、運動の「しなやかさ」や「滑らかさ」を調節する人腕の関節インピーダンスモデルを導入した<sup>16)</sup>。なお、このモデルのパラメータである関節の粘弾性および慣性モーメントは、辻らが人腕から実験的に計測した値<sup>17), 18)</sup>を用いた。

使用者の操作能力が未熟な場合などに発生する操作エラーは、作業の遂行を妨げるだけでなく、危険な事故につながる可能性もあるため、これを回避する対策が必要とされる。そこで本システムでは、2段階の動作決定プロセスを導入することにした<sup>14)</sup>。第1段では、入力信号に基づく動作意図の推定のために、動作発生の有無、動作の種類、誤識別の危険性に関する各々の事後確率を計算する。第2段では、作業対象に応じたタスクモデルに基づいて第1段で計算した各事後確率を修整し、その後最終的な動作決定を行う。以上のプロセスにより、操作性の向上やエラーの軽減が実現できる。

本システムを義肢装具のような装着型ではなく、卓上型のマニピュレータとしたのは、従来研究で指摘が多かった重量やバッテリーの問題を回避するためである。ただし、マニピュレータのエンドエフェクタ部は電動義手<sup>9)</sup>を利用しており(図1参照)、必要に応じて前腕切断者の断端部に装着することも可能である。こ

の義手は駆動源に超音波モータを利用しており、駆動ノイズをほとんど発生しない。

### 3-2. システム構成

システム構成を図3に示す。制御系は、アーム部を制御する系と、エンドエフェクタ部を制御する系の2系統からなる。前者の系では、三次元位置センサ (ISOTRACK II: POLHEMUS 社製) により操作者の断端部の位置を計測し、その軌道からアーム部先端の目標軌道を生成して PID 制御を行う。操作者の動作とアームの動作を一対一に対応させることにより、直感的な操作が実現できる。一方、後者の系では筋電位信号を利用した制御を実施する。この信号は、操作者の動作意図、筋力、関節の粘弾性などに関する情報を豊富に含んでおり、計測も容易である。自身の腕を動作させるのと同じ原理で制御指令を伝達できることから、切断者にとって自然な操作感覚が実現できる。

この筋電制御方式は、米国の数学者 N. Wiener<sup>20)</sup> によるサイバネティクスの提唱以来、電動義手のインタフェースとして着目され、これまでに数多くの先行研究<sup>21)~23)</sup>が実施されている。しかしながら、実際にこの種の義手を使用する切断者はほとんど存在しないのが現状であり、この原因について、装置自身の問題をはじめ、公的給付制度の問題や装置に関する情報不足などの問題が検討されている<sup>24)</sup>。研究者は、これらの問題を打開し、普及を実現する優れたポテンシャルを持った装置の開発に努力しなければならない。

次に、我々がこれまでに提案してきた筋電処理手法を紹介する。この方法は、特徴抽出、ニューラルネット処理、スキルアシスト、動作決定、インピーダンス制御からなる。

#### 3-2-1. 特徴抽出

特徴抽出処理では、複数チャンネルの筋電位信号から筋力情報と筋の協調パターンを抽出する。まず、 $L$  対の電極から測定した筋電位信号をチャンネルごとに全

波整流後、2次のデジタルバタワースフィルタ(カットオフ周波数  $f_c$ [Hz])により平滑化する。そして、この信号を  $E_l(n)$  としてサンプリング(サンプリング周波数  $f_s$ [Hz])し、全チャンネルの平均を計算したものを筋力情報  $E_a(n)$  として定義する。ただし、 $n$  は  $n$  番目のサンプルであることを示す。この筋力情報は、動作の発生確率、関節トルク、関節インピーダンスなどの計算に利用する。

次に、 $E_l(n)$  の全チャンネルの和が1となるように正規化したものを筋の協調パターン  $\mathbf{x}(n) = [x_1(n), x_2(n), \dots, x_L(n)]^T \in \mathbb{R}^L$  として定義する。この協調パターンは、次のニューラルネット処理において動作意図の事後確率を推定するのに利用する。

### 3-2-2. ニューラルネット処理

筋電位信号のパターン識別に関する研究は、1970年代頃から活発に行われてきた。これらの研究は、1980年代頃まではARモデルなどの線形モデルを利用した手法<sup>25)</sup>が中心であったが、Rumelhartら<sup>26)</sup>による誤差逆伝播型ニューラルネットの提案以来、非線形写像を学習的に獲得する手法<sup>27)</sup>が盛んに試みられるようになった。しかしながら、非線形・非定常な筋電位信号を誤差逆伝播型ニューラルネットでモデル化するには、大規模なネットワーク構造が必要になったり、学習がローカルミナマに頻繁に陥ったりするため、実際の制御システムに組み込むことは極めて困難であった。

ニューラルネット処理では、辻ら<sup>15)</sup>が提案した統計構造内包型のニューラルネットであるLLGMNを用いる。LLGMNは、パターン識別問題に適した統計構造をネットワークに導入しており、入力される筋の強調パターン  $\mathbf{x}(n) = [x_1(n), x_2(n), \dots, x_L(n)]^T$  に対して高いモデル化能力を実現する。ネットワークの出力  $\mathbf{y}(n) = [y_1(n), y_2(n), \dots, y_K(n)]^T \in \mathbb{R}^K$  は、与えられた入力パターンに対する各動作  $k$  ( $1, \dots, K$ ) の事後確率を示す。

### 3-2-3. スキルアシスト

スキルアシスト処理では、実施する作業に応じてあらかじめ用意したタスクモデルにより、動作決定のアシストを行う<sup>14)</sup>。タスクモデルは、ベトリネット<sup>28)</sup>により記述する。このモデルは、現在の作業状態を過去の動作履歴から推定し、操作者の作業状態  $m$  ( $1, \dots, M$ ) に応じた修整係数  $\gamma_m = [\gamma_{m,0}, \gamma_{m,1}, \dots, \gamma_{m,K+1}]^T \in \mathbb{R}^{K+2}$  を出力する。また、このタスクモデルを利用して、作業毎に関節トルクや関節インピーダンスなどの制御パラメータを調節することも可能である。システムがこれらのパラメータを自動的に適正值に切り替えることで、各作業に応じた操作が容易になる。

### 3-2-4. 動作決定

推定動作は、以下の2段階のプロセスを経て決定される<sup>14)</sup>。まず第1段では、ニューラルネット処理で計算した各動作の事後確率  $y_1(n), y_2(n), \dots, y_K(n)$  に加えて、筋力情報  $E_a(n)$  に基づく動作の発生確率  $y_0(n)$ 、および動作の保留確率  $y_{K+1}(n)$  を計算する。動作の保留確率は、事後確率  $y_1(n), y_2(n), \dots, y_K(n)$  のエントロピー値に基づく指標であり、この値が大きい場合は誤動作の確率が高いと予測される。次に第2段では、第1段で計算した  $y_0(n), y_1(n), \dots, y_{K+1}(n)$  に上述のタスクモデルから出力される修整係数  $\gamma_{m,0}, \gamma_{m,1}, \dots, \gamma_{m,K+1}$  を掛け合わせ、その結果最も高い値となる動作を推定動作として決定する。以上2段階のプロセスにより、確率論に基づいたエラーの軽減が実現できる。

### 3-2-5. バイオメトリック・インピーダンス制御

エンドエフェクタ部の各関節は、動作決定処理の結果と筋力情報  $E_a(n)$  から計算した関節トルク、関節インピーダンスに基づいて制御される<sup>16)</sup>。人腕の運動特性に基づいた制御を実施することで、自身の腕を動かすような自然な操作感覚が実現できる。なお制御の詳細に関しては、文献<sup>16)-18)</sup>を参照されたい。

## 4. 制御例

開発したシステムによる制御実験として、食事作業支援を実施した。被験者は切断者(44才、男性)で、3年前に事故のため右手首から15cm程の部位で前腕を切断している。電極は  $L=6$  対、カットオフ周波数およびサンプリング周波数は、 $f_c=1.0$ [Hz]、 $f_s=27$ [Hz] とそれぞれ設定した。図4は、ペットボトルを持ち、回外動作でコップに注ぎ、コップを持ち、コップを回内させて飲む。そして、スプーンを握らせ、回外動作でスプーン皿よりスプーンをすくい、口元で回内動作を行うことでスプーンを飲むという一連の動作を実施した際の様子を示している。比較的時間がかるものの、各動作は非常にスムーズであり、誤動作は観測されなかった。

図5は、食事支援中の信号処理の一例である。被験者は健康者(大学院生、男性)で、実施する作業、パラメータなどは図4と同様に設定した。図は上から、筋電位信号、筋力情報  $E_a(n)$ 、決定された動作、タスクモデルで推定された作業状態、エンドエフェクタ部(ハンド開閉、手首回内外)の関節角度を示している。図より、システムが現在の作業状態を正しく推定しながら食事支援を実現していることが読み取れる。回外動作(VII supination)の一部分に突発的な誤識別が見られるが、その他の誤識別は見られなかった。なお、誤識別時の関節角度については、その変化が滑らかで

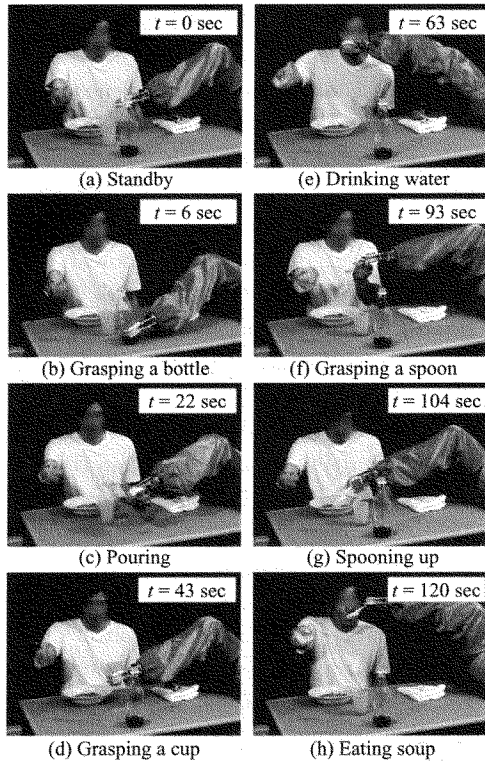


図 4 食事支援の一例

あることが分かる。これは、インピーダンス制御における粘弾性が一種のフィルタ効果を果たすためであり、軽微な誤識別であればこのフィルタ効果により影響を抑えられることを示している。

## 5. まとめ

本総説では、ロボットによる高齢者・障害者支援について解説するとともに、その具体例として著者らがこれまで取り組んできた筋電制御型マニピュレータを紹介した。

福祉機器開発におけるロボットの必要性については様々な議論があるが、現状で不必要と答える研究者の多くが、人間とロボットの機能・特性が大きく掛け離れている点を理由として挙げる。人間が人間を支えるようなロボットと人間の共存は、人間工学やロボット工学に携わる研究者の一つの目標であり、今後はお互いの垣根を越えた研究展開が期待される。

### 参考文献

- 1) R. B. Salter: Clinical Application of Basic Research on Continuous Passive Motion for

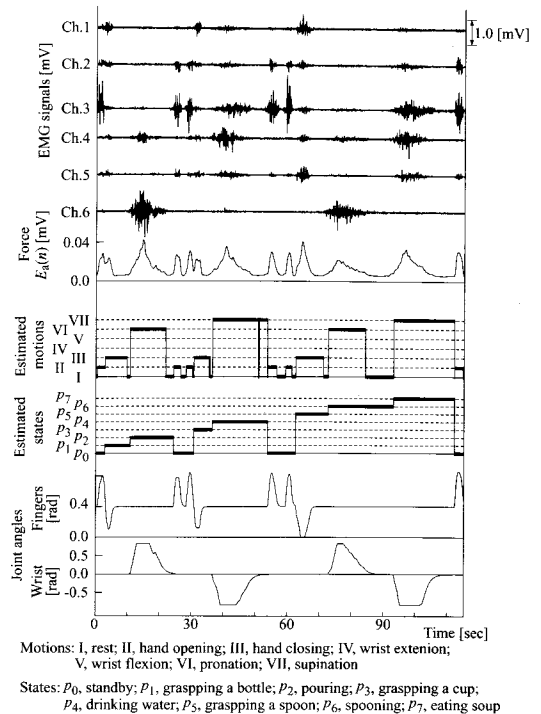


図 5 信号処理の一例

Disorders and Injury of Synovial Joints. A Preliminary Report of a Feasibility Study, *J. Orthop. Res.*, No. 1, pp. 325-342 (1984).

- 2) <http://www.yaskawa.co.jp/ja/technology/64-2/t08.htm>
- 3) 藤江正克：歩行支援ロボット，日本ロボット学会誌，Vol. 14, No. 5, pp. 16-19 (1996).
- 4) H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen and B. T. Volpe: Application of Robotics and Automation Technology in Neuro-Rehabilitation, *Proceedings of Japan/USA Symposium on Flexible Automation*, Vol. 1, pp. 269-275, ASME (1996).
- 5) 平山浩一郎：車いすを超えた新しい概念の移動機器，一発明を商品にするまで，日本機械学会誌，Vol. 105, No. 1002, pp. 67-68 (2002).
- 6) M. Whittaker: Handy1 Robotic Aid to Eating: A Study in Social Impact, *Proc. RESNA Int. '92*, pp. 589-594 (1992).
- 7) G. Verburg et al. : An Evaluation of the MANUS Wheelchair-Mounted Manipulator, *Proc. RESNA Int. '92*, pp. 602-604 (1992).
- 8) 石井純夫：四肢障害者のための食事支援ロボット，

- 日本機械学会誌, Vol. 105, No. 1002, pp. 62-63 (2002).
- 9) H. Kazerooni: Human-Robot Interaction via the Transfer of Power and Information Signals, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. 20, No. 2, pp. 450-463 (1990).
  - 10) 小山猛, 山藤和男, 田中孝之: 介護用装着型ヒューマンアシスト装置に関する研究 (第1報, コンセプト, システム設計と実機の開発), 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 66, No. 651, pp. 155-160 (2000).
  - 11) 柴田崇徳: 人の心を癒すメンタルコミットロボット, 日本ロボット学会誌, Vol. 17, No. 7, pp. 29-32 (1999).
  - 12) O. Fukuda, T. Tsuji, A. Otsuka, M. Kaneko: EMG-based Human-Robot Interface for Rehabilitation Aid, *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Vol. 4, pp. 3492-3497 (1998).
  - 13) 福田修, 辻敏夫, 金子真: EMG 信号を利用した手動制御型人間支援マニピュレータ, 日本ロボット学会誌, Vol. 18, No. 3, pp. 387-394 (2000).
  - 14) 辻敏夫, 高橋恒介, 福田修, 金子真: 事象駆動型作業モデルを利用した EMG 信号のパターン識別, 日本ロボット学会誌, Vol. 20, No. 8 (印刷中).
  - 15) T. Tsuji, O. Fukuda, H. Ichinobe, M. Kaneko: A log-linearized gaussian mixture network and its application to EEG pattern classification, *IEEE Transactions on System, Man and Cybernetics-Part C: Applications and Reviews*, Vol. 29, No. 1, pp. 1-13 (1999).
  - 16) 辻敏夫, 重吉宏樹, 福田修, 金子真: EMG 信号に基づく前腕動力義手のバイオミメティック制御, 日本機械学会論文集 C 編, vol. 66, no. 648, pp. 294-301 (2000).
  - 17) T. Tsuji, K. Goto, M. Moritani, M. Kaneko and P. Morasso: Spatial characteristics of human hand impedance in multijoint arm movements, *Proc. of IEEE International Conf. Intelligent Robots and Systems*, pp. 423-430 (1994).
  - 18) 辻敏夫, 加藤荘志, 柴田智章, 金子真: 手首関節の等尺性筋収縮における伸張反射機構の動態と関節インピーダンスの変化, 計測自動制御学会論文集, Vol. 34, No. 11, pp. 1698-1705 (1998).
  - 19) K. Ito, T. Tsuji, A. Kato and M. Ito: An EMG Controlled Prosthetic Forearm in Three Degrees of Freedom Using Ultrasonic Motors, *Proceedings of the Annual International Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 14, pp. 1487-1488 (1992).
  - 20) N. Wiener: *CYBERNETICS or Control and Communication in the Animal and the Machine*, MIT Press, 1948.
  - 21) I. Kato, E. Okazaki, H. Kikuchi and K. Iwanami: Electro-Pneumatically Controlled Hand Prosthesis Using Pattern Recognition of Myo-Electric Signals, *Digest of 7th ICMBE*, P. 367 (1967).
  - 22) R. B. Jerard, T. W. Williams and C. W. Ohlenbusch: Practical Design of an EMG Controlled Above Elbow Prosthesis, *Proceedings of 1974 Conf. Eng. Devices for Rehabil.*, Tufts Univ. School of Med., p. 73 (1974).
  - 23) S. C. Jacobson, D. F. Knutti, R. T. Johnson and H. H. Sears: Development of the Utah Artificial Arm, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 29, No. 4, pp. 249-269, (1982).
  - 24) 澤村誠志: 義肢装具支給サービスにおける問題点, (財) 日本障害者リハビリテーション協会発行「リハビリテーション研究」, 第 32 号, pp. 2-9 (1979).
  - 25) D. Graupe, J. Magnussen and A. A. M. Beex: A Microprocessor System for Multifunctional Control of Upper Limb Prostheses via Myoelectric Signal Identification, *IEEE Trans. Automatic Control*, vol. 23, no. 4, pp. 538-544, (1978).
  - 26) D. E. Rumelhart, J. L. McClelland, R. J. Williams: Learning internal representations by error propagation, In *Parallel Distributed Processing*, Rumelhart DE, McClelland JL, the PDP Research Group (eds). MIT Press: Cambridge, vol. I, pp. 318-362 (1986).
  - 27) M. F. Kelly, P. A. Parker and R. N. Scott: The Application of Neural Networks to Myoelectric Signal Analysis: A preliminary study, *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol. 37, no. 3, pp. 221-230 (1990).
  - 28) 例えば W. Reising 著, 長谷川健介, 高橋宏治訳: ベトリネット理論入門, シュプリンガー・フェアラーク東京株式会社 (1988).