

EMG信号を利用した食事支援マニピュレータの制御

独立行政法人 産業技術総合研究所

福 田 修

広島大学大学院工学研究科

辻 村 好 司

辻 敏 夫

広島県立保健福祉大学理学療法学科

大 塚 彰

医 科 器 械 学 第74巻 第5号 別刷

〔平成16年5月1日発行〕

原著



EMG 信号を利用した食事支援マニピュレータの制御

福田 修* 辻村 好司*¹
辻 敏夫*¹ 大塚 彰*²

Control of a Meal-assistance Manipulator Using EMG Signals

Osamu Fukuda*, Kouji Tsujimura*¹,
Toshio Tsuji*¹ and Akira Otsuka*²

* National Institute of Advanced Industrial Science and Technology,
Research Institute for Human Science and Biomedical Engineering

*¹ Graduate School of Engineering, Hiroshima University

*² Department of Physical Therapy, Hiroshima Prefectural College
of Health Sciences

Abstract

The present paper proposes a new manipulator control system for meal assistance. This system consists of an EMG switch part, a manipulator control part and a graphical feedback display. The EMG switch part determines switch number based on the result of the EMG pattern classification using the neural network. The manipulator control part controls the robotic manipulator based on the control command selected in the EMG switch part. In order to examine performance of the proposed system, the experiments were performed with seven subjects which include two handicapped person (A: muscular dystrophy, B: cervical spine injury). Experimental results showed that the proposed system could be easily controlled via the EMG switch.

1. はじめに

労働災害、交通事故、スポーツ事故、疾病による障害者や、寝たきりの高齢者など、介護を必要としている肢体不自由者は数多く存在し、介護ロボット開発の重要性が従来から指摘されている。中でも食事支援ロボットは、毎日の生活において欠かせない重要な役割を担うものとして、介護者・被介護者の両面からその開発が期待されている。

食事というのは楽しみのひとつでもあり、被

介護者にとっては人に気を遣うこと、気を遣わせることなく、自分のペースで思うように食べたいという願いがある。しかしながら、例えば施設やセンターなどでは、食事時に一度に多人数の介助を行わなければならない、人手の面から十分な介助ができなくなるという場合がある。また、家庭内においても、食事介護のために介護者が長時間の外出をすることができないなどの多くの問題が存在している。

食事支援ロボットに関しては、1980年代後半から現在までに多くの研究開発が行われてきた¹⁻⁶⁾。手嶋は、この分野の従来研究をサーベイするとともに、食事支援ロボットに求められる条件として、①各種の食べ物が食べられる、

* 独立行政法人産業技術総合研究所

*¹ 広島大学大学院工学研究科

*² 広島県立保健福祉大学理学療法学科

②1回口に投入する量が適量, ③残さずに最後まで食べられる, ④周りに食べ物をこぼさない, ⑤1回の食事がかかりすぎない(30分以上かかるようでは, 必要な栄養を摂取する以前に満腹に感じてしまう), ⑥安全, ⑦操作性がよい, の7項目を挙げている⁵⁾。しかしながら, 以上の条件をすべて満たす食事支援ロボットの開発はなかなか難しく, 実用化されているものは数少ないのが現状である。例えば, MANUS^{1~3)}という電動車椅子搭載型のロボットが開発されている。しかしながら, このロボットは, アーム自体が食事支援のみを目的としたものではなく, 微細な動きを実現できないといった問題があった。また, イギリスではHandy¹⁴⁾という食事支援ロボットが開発されているが, 操作方法がスプーンで掬う機能しかないので, 移動中にこぼれてしまい, 麺類を扱うことなどは非常に困難であった。また, サイズが大きいという問題もあった。一方, 2002年に(株)セコムより食事支援を目的としたマニピュレータとしてマイスプーンが発売された⁶⁾。このロボットは, 盛り付け時に1口サイズにする, 麺は短く切るなどの必要が残されるものの, 小型軽量で安価であるなどの特徴があり, 普及が期待される有効な装置と考えられる。しかしながら, この装置を操作するインタフェースはジョイスティックとスイッチに限られており, 障害の部位や度合いによっては操作が困難な場合がある。これらのインタフェースは, 製品化に際し非常にリーズナブルな選択と言えるが, 入力方式を限定することで少なからず対象外になる障害者が存在することは否めない。本来, 障害者のためのインタフェースは, ユーザ数の大小にかかわらず多種類を用意し, ユーザ側に自由に選択してもらうのが理想的である。インタフェースの操作自体が障害者にとっての楽しみになる場合も少なくない。しかしながら, このような考えで製品化を行うことは困難であるのが現実と言える。

2. 目 的

われわれは, 人間の特性に自らが学習的に適応するシステムを構築するというコンセプトの

もと, ニューラルネットを利用した人間支援システムの研究をこれまでにやってきた^{7~10)}。特にシステムの核となるニューラルネットに関しては, 適用する分野について既知な問題構造をネットワーク構造に導入し, その能力を向上させることを試みた。例えば, 脳波信号(EEG信号)や筋電位信号(EMG信号)などの生体信号を障害者用のインタフェース手段として利用した研究では, Log-Linearized Gaussian Mixture Network¹³⁾(以下, LLGMNと略記)やRecurrent Log-Linearized Gaussian Mixture Network¹⁴⁾という新しいニューラルネットを開発し, 高精度に人間の意図推定を実現した。これらのネットワークには, パターン識別に有効な統計モデルの1つである混合正規分布モデルや, 動的確率モデルの1つである隠れマルコフモデルが構造として内包されており, これらのモデルに基づいた確率論的なパターン識別が可能である。また, ネットワークの学習待ち時間についても, 実用十分な時間に調節可能とするターミナルラーニング法が導入されている。

生体信号の識別技術を利用した人間支援システムとしては, EMG信号を利用したマニピュレータ制御システムの開発をこれまでにやってきた^{7~10)}。この研究には, 使用者の操作能力に応じた3種類の制御方式として, ①EMG信号と上腕の動きに基づいてマニピュレータを制御する手動制御型, ②スキルを必要とする複雑なタスクにおいてその負担を自動的にアシストするスキルアシスト型, ③あらかじめ複雑な一連動作を作業メニューとして用意しておき, そのメニューを選択・実行することで望みの動作をプレイバックするコマンド入力型がある。これらのシステムは, ソフトウェア的には重度障害者に対しても高い操作性を実現し, 有効性が確認できたものの, そのハードウェアは, 既存のマニピュレータと義手ハンドを組み合わせで構築したものであったため, 実用性, 操作性, 安全性, 価格などの面では問題が残されていた。そこで, 本論文では食事支援に特化したマニピュレータであるマイスプーンを利用し, それをEMG信号で制御するシステムを構築すること

を試みる。

3. 方 法

1) EMG 信号を利用した食事支援マニピュレータシステム

EMG 信号を利用した食事支援マニピュレータシステムの構成を図1に示す。図に示すように、本システムはEMG スイッチ部とマニピュレータ制御部で構成される。マニピュレータにはマイスプーンを利用する。その仕様は表1の通りである⁶⁾。この装置は従来の食事支援ロボットと比べ、小型軽量で安価であるなど優れた特

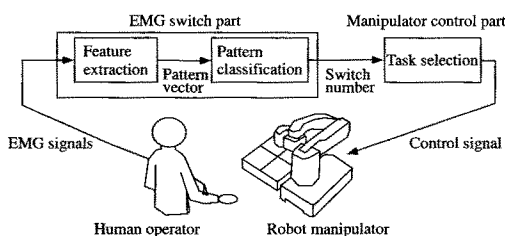


図1 システム構成

表1 マイスプーンの仕様

Dimensions	28[cm](W) x 37[cm](D) x 25[cm](H) (Base unit only, dimensions when stored)
Weight	6[kg] (Base unit only, no attachments)
Power supply	AC100[V] (50/60[Hz])
Maximum power usage	30[W]
Condition for use	temperature: 0~40[°C] humidity: 85[%](No condensation)
Material of case	ABS resin(Base unit)

徴を持っている。本来の操作器具には、ジョイスティックなどを用いるが、ここではEMG スイッチ方式¹⁰⁾を用いる。これにより、ジョイスティックが使えないような重度の障害を有する場合でも装置の制御が可能になる。

2) EMG スイッチ部

EMG スイッチ部の構成を図2に示す。操作者にはEMG 信号計測用の電極を装着し、測定した信号から特徴パターンを抽出する。そして、その特徴パターンの情報からニューラルネットを用いてスイッチ番号（動作）の識別を行う。さらに、その識別が有効であるかどうかを識別の曖昧さを基準にして判定し、誤識別回避を行う。

まず、操作者に装着した L 対の電極から計測した EMG 信号を A/D 変換する。そして、各チャンネルごとに全波整流し、2次のデジタルバタワースフィルタ（カットオフ周波数 1.0 [Hz]）により平滑化する。そして、平滑化した信号をサンプリング周波数 100 [Hz] で採取し、この時系列信号を $EMG_l(n)$ ($l=1, \dots, L$) とする。次に、この信号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特徴パターンベクトル $\mathbf{x}(n) = [x_1(n), x_2(n), \dots, x_L(n)]^T \in K^L$ としてパターン識別に用いる。また、動作の発生を判定するために、全チャンネルの EMG 信号の和の平均 $EMG_p(n)$ を計算する。

EMG 信号のパターン識別には、LLGMN¹³⁾を用いる。このネットワークは混合正規分布モ

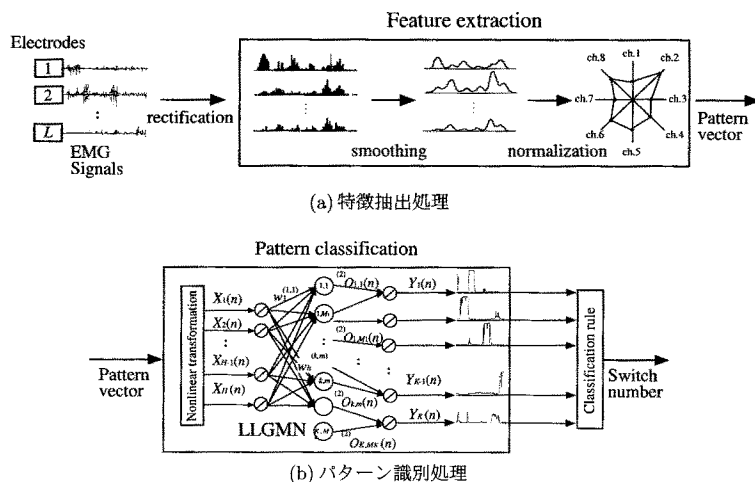


図2 EMG スイッチ部

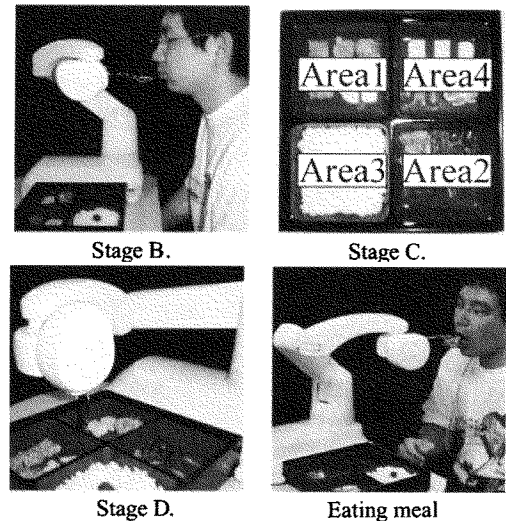
デルを対数線形化してネットワークに展開したもので、サンプルデータが従う統計分布をこのモデルにしたがって学習的に推定し、入力パターンに対する各動作の事後確率を出力することができる。したがってネットワークの出力値が一番高いスイッチ番号を識別結果とする。システムを利用する際には各スイッチに対応する k 個のクラスそれぞれに用意されたサンプルデータを用いて学習を行う。ここでは、学習の収束時間を待つことになる操作者の精神的負担を軽減することを目的として、ターミナルアトラクタを学習則に導入し、収束時間の上限値を指定できるようにしている^{13,14)}。なお、システムを極端に長時間使用する場合には、疲労などにより EMG パターンが変化し、識別精度が低下することが考えられるが、その変化を逐次追加学習し、識別精度を維持することも可能である。このオンライン学習については文献 8) をご参照頂きたい。

システム制御時には、ニューラルネットの出力および EMG 信号の全チャンネルの和の平均である $EMG_p(n)$ をもとにスイッチ番号の識別が有効であるかを判定する。この際、LLGMN の出力層ユニットの各出力は入力に対する各動作の事後確率を示していることから、これらの値からエントロピー $H(n)$ を計算する。エントロピーは、情報のあいまいさを表す評価値であり、この値を利用することで誤動作をソフト的に抑えることができる。識別結果の判定では、 $H(n)$ を設定した閾値 H_d と比較し、 $H(n) < H_d$ であれば、出力が最大となるユニット ($k=1, \dots, K$) に対応する動作を識別動作とする。逆に、もし $H(n) > H_d$ であれば、あいまいな識別として識別を保留する。なお、この誤動作防止アルゴリズムの定性的な効果については、過去に実験的な検証を行った文献 11) があるので参照されたい。

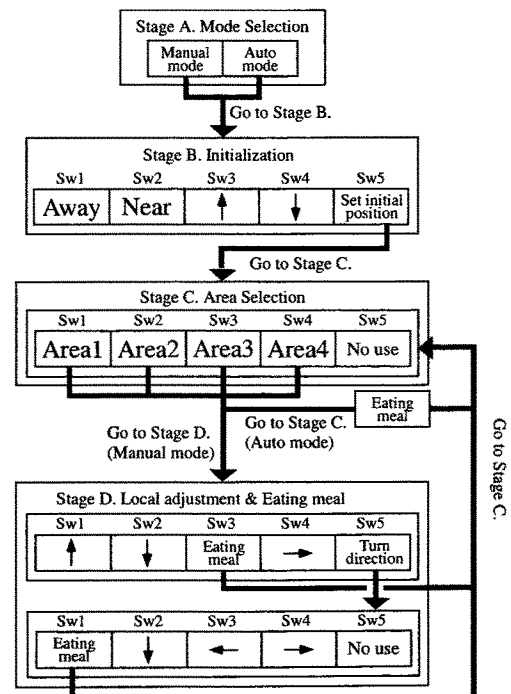
識別保留でないと判定された場合は、筋力情報に基づいて動作発生の有無を判定する。この際、特徴抽出処理で得られた筋力情報 $EMG_p(n)$ と動作発生判定閾値 M_d を比較し、閾値を超えて動作発生と判定された場合のみ、識別スイッチ番号として決定する。

3) マニピュレータ制御部

図 3 にマイスプーン制御の概要を示す。マニピュレータ制御部では、マイスプーンの制御を行うためのコマンド群をメニューとして整理し、ディスプレイを介して使用者に提示する。使用者はこのメニューを EMG スイッチで選択する



(a) 制御風景



(b) 階層メニューとコマンド群

図 3 マイスプーン制御の概要

表 2 各階層のコマンド群

Stage A: モード選択 (区画の選択はいずれもジョイスティックで行なう)	
Manual mode:	アーム制御をジョイスティックを使って手動操作で行うモード
Auto mode:	アーム制御を一部自動で行うモード
Stage B: 口元位置の初期設定	
Away:	口元から遠ざかる方に移動
Near:	口元に近づく方に移動
↑	上方向に移動
↓	下方向に移動
SP: Set initial position	口元位置を設定後、初期位置に移動
Stage C: トレイよりエリアを選択	
Area1	トレイのArea1に移動
Area2	トレイのArea2に移動
Area3	トレイのArea3に移動
Area4	トレイのArea4に移動
No use	この階層では不使用
Stage D: 微調整および摂食	
↑	奥に少し移動
↓	手前に少し移動
EM: Eating meal	食物を把持し、口元位置まで移動後、摂食
→	右方向に少し移動
TD: Turn direction	スプーンが時計回りに90°回転
←	左方向に少し移動
No use	この階層では不使用

ことで制御を実現する。

マイスプーンの操作は、Stage A：モード選択、Stage B：スプーンの口元位置の初期設定、Stage C：食物をのせたトレイからエリアを選択、Stage D：スプーンの位置調節および摂食の4段階で構成される。詳細を表2に示す。

操作者ははじめに、Stage A においてマニュアルモードかオートモードかを選択する。オートモードは、マニュアルモードでの食事が困難な使用者のためのモードであり、トレイの区画内でのアーム制御 (Stage D) を自動で実行できる。次に Stage B では、スプーンを移動 (上下および前後方向) させ、摂食する口元位置を初期設定する。ただしこの口元位置設定は、Stage A でいずれのモードを選択した場合でもマニュアル制御で行う。設定後は、アームが自動的に初期位置に戻る。

Stage A においてマニュアルモードを選択した場合は、Stage C で専用トレイから摂食したい食物の区画 (Area 1~4) を選択し、マニピュレータの先端をその区画上に移動する。そして Stage D で、区画内でマニュアル制御による位置微調整 (前後右方向とスプーンの方法変換、または左右後方向を行って摂食動作を実行する。摂食動作を実行すると、マニピュレータは自動的に食物を掴み口元まで運ぶ。摂食が完了すると再び初期位置に戻り、そこからまた区画を選択し摂食する操作 (Stage C) を繰り返す。

Stage A においてオートモードを選択した場

合には、口元の位置を設定後、Stage C で区画の選択を任意に行うことができるが、区画の中の微調整は自動制御で行うことになる。したがって、Stage D はオートモードでは存在しない。区画の選択後は、図4(a)に示すように一つ一つの区画をあらかじめ用意された順番どおりに、食物を掴み口元まで運び摂食する動作を行う。最後に図4(b)のように残った食べ物をかき寄せる動作を行う。

なお、筋ジストロフィー症や頸椎損傷などの重度障害により5つのスイッチ番号全てを指定できない場合においても、表3に示すようにスイッチ数を有効に利用することでこのメニューを操作することが可能である。例えば3つのスイッチを選択できた場合、それぞれのスイッチを次を選択 (Next)、前を選択 (Previous)、実行 (Execute) と割り当てることで多くのコマンドの選択・実行が可能となる。図5は、3つのスイッチにより5つのスイッチを選択する例

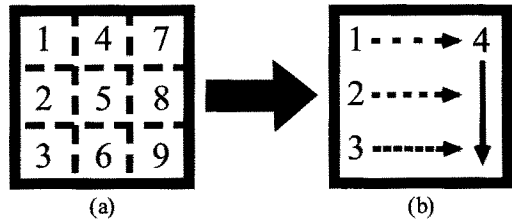


図4 オートモード

表 3 スイッチ数とコマンドとの対応

Number of switch	Name of command		
	Execute	Next	Previous
1	◎	○	—
2	◎	◎	—
3	◎	◎	◎

◎: Available as a command

○: Automatically executed

—: Unavailable

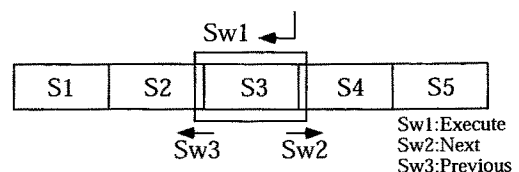


図5 3スイッチによる操作例

を示しており, Sw 2: Next, Sw 3: Previous で5つのスイッチ (S 1, ..., S 5) を選択し, Sw 1: Execute で作業を実行している. また, 本システムは, 特別な筋や動作を選んで使用する必要はなく, 操作者の利用しやすい筋や動作を選ぶことができるため, 操作者にかかる負担は軽く対象者の拡大が期待できる.

4. 実 験

開発したシステムの有効性を確認するために制御実験を行った. 被験者は, Duchenne 型進行性筋ジストロフィー症患者 (男子 14 歳, A), 頸椎損傷患者 (男子 45 歳, B) である. 被験者には実験の主旨を十分に説明し, 書面にて同意を得た. 総実験時間はいずれの被験者も 1 時間程度であった.

被験者 A は, 前腕などに若干の動作可能な部分があるものの, 腕を持ち上げることなどは難しく, 姿勢を崩すと自力では復帰できないため, 車椅子に背を凭れ, 肘掛に手をついた状態で実験を行った. また, マイスプーンの操作には通常 3 動作のコマンドが必要になるが, それら全てを EMG 信号で操作することは困難であったため, 今回の実験では, 前腕伸筋群を緊張させる動作 (Sw 1: Execute), 前腕屈筋群を緊張させる動作 (Sw 2: Next) の 2 動作を用いた. 電極は, 右前腕に 2 電極 (1ch: 橈側手根伸筋, 2ch: 尺側手根屈筋) を装着した. 実験前には, ニューラルネット学習用の教師信号を抽出する必要がある. ここでは, 被験者に前記 2 つの動作を口頭で順番に指示し, 各動作とも 20 [msec] (20 サンプル分) のデータを収集した. ニューラルネットの学習は数秒程度で完了し, その後マイスプーンの操作が可能となる.

被験者 B については, 首より下の身体動作は困難なため, 被験者 A と同様に車椅子に座ったままの状態で行った. コマンドには右目閉眼 (Sw 1: Execute), 左目閉眼 (Sw 2: Next), 両目閉眼 (Sw 3: Previous) の 3 動作を対応させた. 電極は, 目尻に 2 電極 (1ch: 右側頭筋, 2ch: 左側頭筋) を装着した. 被験者 B の場合も被験者 A と同様に, 3 つの対象動作を口頭で順番に指示し, 各動作とも 20 [msec]

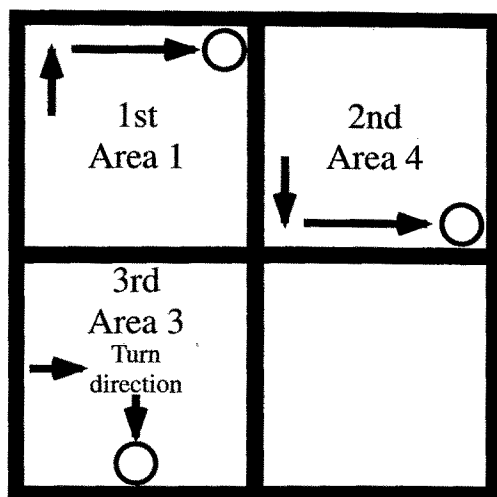


図 6 比較実験の内容

(20 サンプル分) のデータを収集した. なお, 両被験者ともに実験前に数分間の練習を行い, ある程度マイスプーンの制御に慣れてもらった.

また, マイスプーンの本来の操作器具であるジョイスティックと本システムの EMG スイッチとで食事に要する時間の比較を行った. 被験者は, 男子大学生 4 名 (被験者 C: 熟練者, 被験者 D~F: 未熟練者, いずれも健康者), 上肢切断者 1 名 (被験者 G: 未熟練者, 切断後約 4 年) である. 実験ではまず, Area 1 で奥, 右へ微調整を行い摂食, 次に, Area 4 で手前, 右へ微調整を行い摂食, 最後に, Area 3 で右, スプーンの方変換, 手前へ微調整を行い摂食 (図 6 参照) という一連のタスクを被験者に課し, 合計時間を計測した. ただし, 計測前には数分間の練習を行い, 計測回数は被験者 C~F: 5 回, 被験者 G: 3 回とした. 総実験時間は練習も含めていずれの被験者も 1 時間程度であった. EMG スイッチによる操作は, Sw 1: Execute, Sw 2: Next, Sw 3: Previous の 3 動作とし, 操作者がやりやすい動作を割り当てた. 電極はその動作に応じて装着した. この場合もニューラルネットの教師信号取得は, 前述と同様に口頭で各動作を指示しながら順番に実施した. 例えば, Subject G は, 回内 (Sw 1: Execute), 掌屈 (Sw 2: Next), 背屈 (Sw 3: Next) に対応する筋収縮をコマンドに対応させた. 電極は右前腕に 3 電極 (1ch: 橈側手根伸筋, 2ch:

尺側手根屈筋, 3ch: 円回内筋) を装着した。

5. 結果と考察

図7に被験者Aの実験結果の一例を示す。上から実験中の写真((a)口元の位置設定, (b)区画の中での位置調整, (c)摂食), EMG信号, 推定筋力, エントロピー, 識別されたスイッチ番号(SUSは識別保留), 実行された作業名を示す。筋ジストロフィー症による筋力の衰えのため, 健常者のEMG信号と比べると非常に微弱な信号しか計測できなかった。本手法で利用するニューラルネットは, 統計モデルを導入したことで, その出力は識別対象に対する事後確率に相当し, 識別の曖昧さを評価することができる。例えばこの実験では, 動作2を実施する際に識別のあいまいさを示す事後確率のエントロピーが大きくなる傾向があり, 条件に応じて識別を保留することで誤識別の危険を回避している。この効果により, 2動作の識別率はほぼ100%を達成しており, 安定な制御を行うことが可能なが分かる。

図8に被験者Bの実験結果の一例を示す。

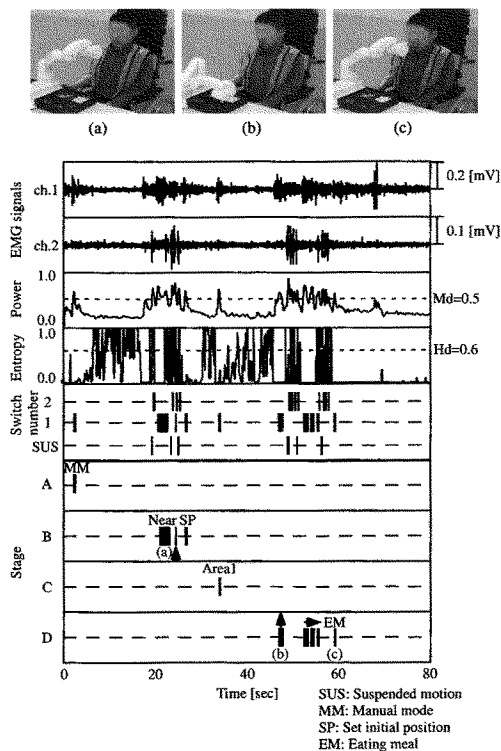


図7 実験結果の一例 (被験者A)

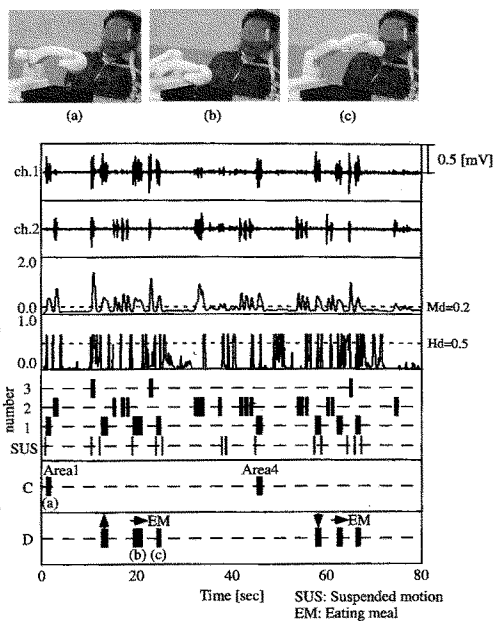


図8 実験結果の一例 (被験者B)

上から実験中の写真((a)区画の選択, (b)区画の中での位置調整, (c)摂食), EMG信号, 推定筋力, エントロピー, 識別されたスイッチ番号(SUSは識別保留), 実行された作業名を示す。この図から開閉眼の組み合わせのみでマイスプーンの安定した制御が可能なが分かる。図7と同様にエントロピーによる誤識別回避が有効に機能している。図9は, 図8の一部を拡大表示したものである。この図よりエント

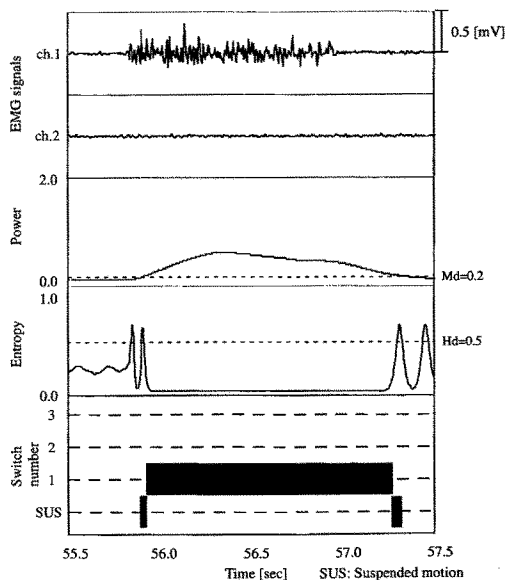


図9 拡大図 (被験者B)

表 4 比較実験の結果

		Subject C	Subject D	Subject E	Subject F	Subject G
Joystick	Mean [sec]	84.4	89.4	87.0	82.4	107.3
	Standard deviation [sec]	1.14	0.89	2.12	3.36	7.10
EMG switch	Mean [sec]	94.6	94.8	95.6	98.8	106.3
	Standard deviation [sec]	2.61	1.10	2.41	3.42	5.00

ロビーが設定した閾値を越えた場合に識別を保留し、あいまいな識別を回避していることが分かる。このように識別保留は、筋力レベルが安定しない動作の開始・終了時や、障害などにより動作中の筋力レベルが安定しない場合に発生することが多い。摂食時に幾らかの誤識別が観測されているが、それ以外の個所では識別精度はほぼ100%を実現している。摂食時に誤識別が発生するのは、目尻に電極を貼っているために操作意図とは反する入力が発生するためである。ただし、この誤識別動作を Sw 2: Next や Sw 3: Previous に対応させておけば、誤った操作が実行されることはないため、摂食を行う上で大きな支障はない。

表4に比較実験の結果を示す。この実験の目的は、マイスプーンの本来の操作器具であるジョイスティックと本システムのEMGスイッチとで食事の要する時間を比較し、両者間に大きな違いがないことを示すことである。優劣を判断することが目的ではない。各値は5試行の平均と標準偏差である。この表より、EMGスイッチの方が多少時間がかかる傾向があるものの、両者の間にそれほど大きな差はないことが分かる。特に被験者G(切断者)の場合は、ほとんど差が見られなかった。なお、EMGスイッチ使用時の識別率はほぼ100%であり、マイスプーンの制御をスムーズに実行することができた。この比較実験より、本システムの有用性を確認することができた。

6. 結 論

本論文では、障害者のための食事支援マニュアルシステムの開発を目的として、EMG信号を利用した制御システムの提案、開発を行った。

開発したシステムでは、ニューラルネットによるEMGパターンの識別結果をスイッチのように扱い、作業メニューからコマンドを選択す

ることによって、目的の操作を実行することができる。構築したシステムによる実験を行った結果、本システムは筋ジストロフィー患者や頸椎損傷患者の方でも無理なく制御が可能であることが確認できた。また、ジョイスティックをインタフェース手段とする場合と本手法との比較実験の結果、本手法がジョイスティックとほぼ同等の操作性を有することが明らかになった。

論文中のシステムではEMG信号を入力信号として利用したが、本システムはEMG信号に限らず加速度信号や脳波信号などほかの入力信号に対しても適用可能であると考えられる。今後はEMG信号以外のインタフェース信号による制御についても取り組み、入力手段の拡大を図ることを予定している。

謝 辞

本システムの開発において多大なご協力を頂いた濱村秀樹氏(広島大学)、および被験者として実験に参加して下さいた東龍史氏、古跡博美氏に感謝の意を表します。なお、本研究の一部はNEDO産業技術研究助成事業(01A17001b)の助成を受けて実施したものでここに改めて謝意を表します。

文 献

- 1) J. Hammel et al., "Clinical Evaluation of the desktop robotic assistant", J Rehabil. Res. Dev., Vol. 26, No. 3, pp.1-16, 1989.
- 2) J. R. Bech et al., "Wheelchair-Mounted Robot Manipulators-Long Term Use by Patients with Duchenne Muscular Dystrophy", Am. J. Phys. Med. Rehabil., Vol. 69, No. 2, pp. 55-59, 1990.
- 3) G. Verburg et al., "Clinical Evaluation of the MANUS Wheelchair-Mounted Manipulator", Proc. RESNA Int. '92, pp.602-604, 1992.
- 4) M. Topping: Handy 1, a robotic aid to

- independence for severely disabled people, Technology and Disability, Vol. 5, No. 2, pp. 233-235, 1996.
- 5) 手嶋教之：食事支援マニピュレータとその要素技術，日本ロボット学会誌，Vol. 14, No. 5, pp. 624-627, 1996.
 - 6) 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. 346-347, 2002.
 - 7) 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.
 - 8) O. Fukuda, T. Tsuji, M. Kaneko and A. Otsuka: A Human-Assisting Manipulator Teleoperated by EMG Signals and Arm Motions, IEEE Trans. on Robotics and Automation, Vol. 19, No. 2, pp. 210-222, 2003.
 - 9) 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. 7, pp. 771-777, 2002.
 - 10) 辻 敏夫，辻村好司，福田 修，金子 真：筋電制御型食事支援ロボットシステム，ロボティクス・メカトロニクス講演会 '02 講演論文集，No. 02-6, 2P1-B03, 2002.
 - 11) 辻 敏夫，市延弘行，伊藤宏司，長町三生：エントロピーを用いた誤差逆伝搬型ニューラルネットによる EMG からの前腕動作の識別，計測自動制御学会論文集，Vol. 29, No. 10, pp. 1213-1220, 1993.
 - 12) 福田，辻，金子：ニューラルネットによる連続動作 EMG パターンの識別，電気学会論文誌 C, Vol. 117-C, No. 10, 1997.
 - 13) T. Tsuji, O. Fukuda, H. Ichinobe and M. Kaneko: A log-linearized Gaussian mixture network and its application to EEG pattern classification, IEEE Trans. Systems, Man, and Cybernetics-Part C: Applications and Reviews, Vol. 29, No. 1, pp. 60-72, 1999.
 - 14) T. Tsuji, N. Bu, O. Fukuda, and M. Kaneko: A Recurrent Log-Linearized Gaussian Mixture Network, IEEE Trans. on Neural Networks, Vol. 14, No. 2, pp. 304-316, 2003.