

2B2-4

把持力増大機構を有する5指駆動型筋電義手

Development of a Five-Finger EMG-Prosthetic Hand
with Grasp-Force Magnification Mechanism

○島 圭介 (広島大学) 高木 健 (広島大学) 芝軒 太郎 (広島大学)
辻 敏夫 (広島大学) 小俣 透 (東京工業大学) 大塚 彰 (県立広島大学)
陳 隆明 (兵庫県立総合リハビリテーションセンター)

Keisuke SHIMA, Takeshi TAKAKI, Taro SHIBANOKI and Toshio TSUJI, Hiroshima University
Toru OMATA, Tokyo Institute of Technology
Akira OTSUKA, Prefectural University of Hiroshima
Takaaki CHIN, Hyogo Rehabilitation Center Hospital

This paper proposes a five-fingered EMG-prosthetic hand, which enables a quick motion and a secure grasp. In order to realize the natural feeling of control similar to that of human movements, the control system includes the impedance model of human forearms, and utilizes the muscle contraction level extracted from the user's EMG signals. To verify the effectiveness of the developed prosthetic hand, the control experiments of quick motion and secure grasp using EMG signals performed with a subject.

Key Words: Prosthetic hand, EMG, Hand grasping

1 はじめに

筋電位 (Electromyogram: EMG) を制御入力とした筋電義手は、自然な感覚で操作できることから、現在までに様々な研究開発が実施してきた [1]–[7]。

筋電義手に求められる機能には、1) 人間の手と同程度な外観や大きさ、2) 俊敏な指の開閉、3) 大きな把持力、4) 5指の独立駆動、5) 軽量性などがある。しかしながらこれらはトレードオフの関係にあり、出力の小さい軽量なモータでこれらを同時に実現することは困難である。

これに対し著者らは、俊敏な動作を行う機構と大きな力を発揮する機構をそれぞれ別の機構として設計して組み合わせることで、328 [g] と軽量であり、かつ俊敏さと力強さを備えた5指駆動型の電動義手を開発している [3]。この義手は5指が独立に動作するため多様な動作が可能であるが、EMG信号を用いた制御については議論されていない。

筋電義手の制御にはEMG信号のパターンを精度良く識別する必要がある。EMG信号のパターン識別問題に対しては様々な手法が提案されており [4]–[6]、著者らも混合正規分布モデル (Gaussian mixture model: GMM) を内包した確率ニューラルネットを提案し、EMG信号の識別に関する有効性を示すとともに、義手型ロボットマニピュレータの制御へ応用している [7]。この制御システムを5指駆動型義手へ応用できれば、高機能な筋電義手を実現できる可能性がある。

本稿では、著者らが提案した義手の制御機構を用い、俊敏な指の開閉と力強い把持が可能な新しい5指駆動型の筋電義手を開発し、EMG信号による制御を実現する。以下、開発した筋電義手の構造について示し、その制御システムについて述べる。また、検証実験によりEMG信号を用いた義手制御の可能性を示す。

2 5指駆動型筋電義手

図1に開発した5指駆動型筋電義手の機構の外観を示す。この筋電義手は5指を有し、示指から小指の4指（以下、単に4指と呼ぶ）は小さな減速比でワイヤを引っ張ることでそれぞれの指が独立かつ俊敏に屈曲する機構（以下、屈曲駆動機構）で駆動する。また、4指とは独立に配置したモータを用いて大きな把持力を得られる機構（以下、把持力増大機構）を持ち、4指のワイヤを屈曲駆動機構と独立して力強く引っ張ることができる。指の各関節にはねじりコイルばねが配置されており、ワイヤの張力を緩めるとばねにより指が開き把持が解除される。母指は先端に設置されたモータによって送りねじを用いて駆動する3リンク構造であり、4指が出力する力強い把持力を支えることができる。さら

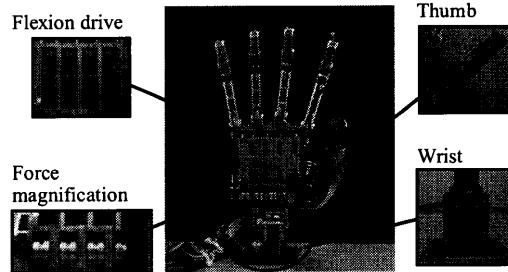


Fig. 1 Overview of the proposed EMG-prosthetic hand

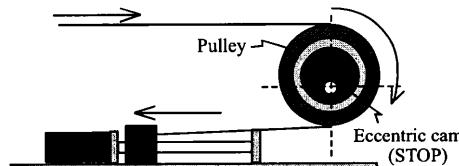


Fig. 2 Motion of the flexion drive [3]

に、義手底部に配置されたモータによって手首の掌屈・背屈駆動が可能である。

義手のモータは屈曲駆動機構のモータ4個と把持力増大機構のモータ1個および、母指用モータ、手首用モータの計7つで構成され、義手は6自由度を有する。5指を独立に動作させることで多様な動作が可能であり、把持対象の形状に応じて包み込むように把持することや、把持物体に対して力強い把持が可能である。なお、義手の大きさは成人男性の手と同程度であり、重量は約398 [g] である。以下、屈曲駆動機構および把持力増大機構 [3]についてそれぞれ詳細を示す。

2.1 屈曲駆動機構 [3]

物体を把持する際、指が把持対象に接触するまでの間は俊敏性が求められる。そこで屈曲駆動機構によりワイヤを駆動し、俊敏に指を屈曲する。この機構はモータ、スライダ、およびそれを駆動するための送りねじによって構成される（図2）。示指から小指の4指にはそれぞれ独立した屈曲駆動機構を配置しており、各指を個別に駆動できる。指先へと繋がるワイヤの一端はスライダに固定されており、モータを駆動し送りねじを回転させスライダを移動させることで、指の開閉が可能である。この際、モータの出力を小さな減速比で駆動して送りねじを高速に駆動することで、

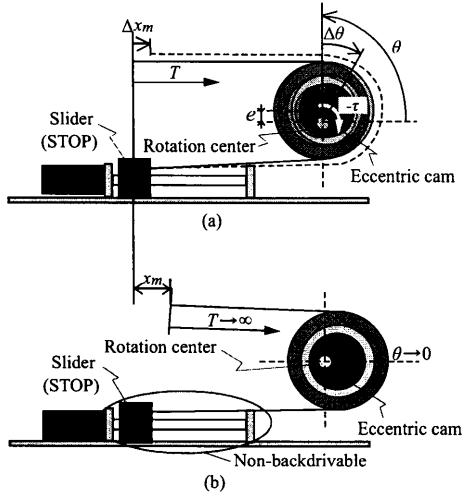


Fig. 3 Motion of the force magnification drive [3]

俊敏な指の開閉を実現する。なお指の開閉時は把持力増大機構は固定され、ワイヤに引っ張られるとき、ブーリーはボールベアリングにより自由に回転する。

2.2 把持力増大機構 [3]

指が把持対象に接触した後にさらに握りこむ場合には俊敏性は必要なく、大きな把持力が求められる。このとき、図3に示す把持力増大機構により力強い把持を行う。把持力はワイヤの張力に依存するため、ワイヤに張力 T を加えたときに生じる変位 x を考える。 T と x が比例関係にあるとすると、弾性係数 k を用いて $T = kx$ と表現できる。このとき、屈曲駆動機構で得られるワイヤの張力を T_f 、その変位を x_f とし、把持力増大機構による張力を T_m 、変位を x_m とすると、屈曲駆動機構と把持力増大機構によって生じた変位は $x_f + x_m$ となり、ワイヤの張力 T は

$$T = k(x_f + x_m) = T_f + T_m \quad (1)$$

となる。ただし、屈曲駆動機構は俊敏性を優先しているため大きな張力 T_f を得ることは困難である。そこで、把持力増大機構によって大きな張力 T_m を得ることを考える。この機構は回転軸から e だけ偏心した偏心カムとブーリー、それらを駆動するためのモータにより構成されており、ブーリーは偏心カムに対し自由に回転することができる。まず変位 x_m を求め、次に偏心カムを駆動するために必要なトルクと張力 T_m を求める。ブーリーにワイヤがほぼ 180 [deg] 卷いてあるとき、このとき偏心カムを駆動することにより生じるワイヤの変位 x_m は、

$$x_m \approx 2e(\cos\theta - \cos\theta_0) \quad (2)$$

と近似できる。ここで θ は偏心カムの回転角度、 θ_0 は偏心カムの初期角度を表している。なお、偏心カムの変位が最も大きくなる点を $\theta = 0$ とする。次に偏心カムを回転させるために必要なトルク τ とワイヤの張力 T_m の関係を考える。図3の(a)のように偏心カムをトルク $-\tau$ で微小角度 $\Delta\theta$ 回転したとき、ワイヤには Δx_m だけ微小変位が生じる。仮想仕事の原理よりワイヤの張力 T は

$$T = \frac{\Delta\theta}{\Delta x_m} (-\tau) \approx \frac{1}{2e\sin\theta} \tau \quad (3)$$

となる。偏心カムの角度が $\theta \rightarrow 0$ となるとき、 $1/(2e\sin\theta) \rightarrow \infty$ となるため、小さなトルク τ でも大きな張力 T を得ることができる(図3(b))。なお、屈曲駆動機構はバックドライブが生じない送りねじを用いているため、スライダは把持力増大機構により増大した張力 T を支えることができる。

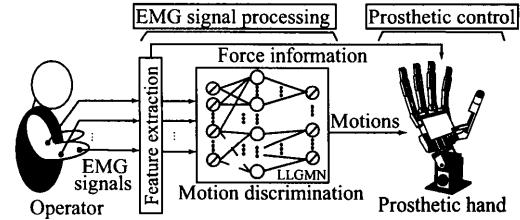


Fig. 4 Structure of the proposed EMG-prosthetic hand

3 筋電義手制御システム

提案する筋電義手制御システムを図4に示す。提案システムは計測したEMG信号から筋力情報や操作者の意図する動作を推定する。これらの情報に基づいて義手の動作や速度、把持力の大きさなどを決定することで、5指を用いた様々な動作を行う。

3.1 EMG信号処理部

3.1.1 特徴抽出処理部

EMG信号計測用の電極から計測したEMG信号をA/D変換(サンプリング周波数: f_s [Hz])し、全波整流後、平滑化処理(カットオフ周波数: f_c [Hz])を施す。このとき得られる時系列信号を $E_l(t)$ ($l = 1, \dots, L$) とし、その後、全チャンネルの和が 1 となるよう正規化したものを特徴ベクトル $y(t) = [y_1(t), y_2(t), \dots, y_L(t)]^T$ として動作識別に用いる。

$$y_l(t) = \frac{E_l(t) - \bar{E}_l^{st}}{E_l^{max}(t) - \bar{E}_l^{st}} \sum_{l'=1}^L \frac{E_{l'}^{max}(t) - \bar{E}_{l'}^{st}}{E_{l'}(t) - \bar{E}_{l'}^{st}} \quad (4)$$

ここで \bar{E}_l^{st} は安静時における $E_l(t)$ の時間平均、 E_l^{max} は事前に計測した各チャンネルごとの最大随意筋収縮時の $E_l(t)$ の値である。また、次式で示す $F_{EMG}(t)$ を筋力情報と定義し、動作の開始と終了の判断および関節トルクの制御に用いる。

$$F_{EMG}(t) = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L \frac{|E_l(t) - \bar{E}_l^{st}|}{E_l^{max} - \bar{E}_l^{st}} \quad (5)$$

3.1.2 動作識別部

EMG信号から抽出した特徴ベクトルに対してニューラルネットによるパターン識別を行い、操作者の動作を推定する。パターン識別には辻らによって提案されたLog-Linearized Gaussian Mixture Network(LLGMN)を用いる[10]。このネットワークはEMG信号が従う統計分布をGMMに従って学習的に推定し、あらかじめ学習させた各動作に対する事後確率を算出できる。

動作決定には、筋力情報 $F_{EMG}(t)$ 、およびLLGMNの出力である事後確率を利用する。 $F_{EMG}(t)$ があらかじめ設定した動作判定閾値 F_{th} を超えたとき動作開始と判定し、LLGMNによって算出された事後確率が最も大きい動作を識別結果とする。また、誤動作を回避するためにLLGMNの出力に関するエントロピー $H(t)$ を次式により計算し、識別判定に利用する。

$$H(t) = - \sum_{k=1}^K Y_k(t) \log_2 Y_k(t) \quad (6)$$

ここで $Y_k(t)$ はLLGMNによって算出する各動作 k に対する事後確率である。 $H(t)$ を設定した閾値 H_{th} と比較し、 $H(t)$ が H_{th} を下回った場合、識別動作を決定する。 $H(t)$ が H_{th} を上回った場合は曖昧な動作と判定し、識別を保留する。

3.2 義手制御部

3.2.1 指の開閉制御

巧みな作業を実現する人間の運動は慣性、粘性、剛性要素からなるインピーダンスモデルを使って表現できる[8]。そこで、こ

れに基づいて手首機構や屈曲駆動機構を制御することで人腕のかたさややわらかさを再現した滑らかな制御を行う。提案義手は屈曲駆動機構により指の開閉を行うため、スライダの変位 x を制御して指の開閉制御を行う。

まず、人間の筋収縮レベルよりスライダ変位 x を求めるため、ワイヤに加わる力を以下のように定義する。

$$M\ddot{x} + B(\alpha)\dot{x} + K(\alpha)(x - x^0) = f \quad (7)$$

$M, B(\alpha), K(\alpha)$ はそれぞれ慣性、粘性、および剛性を表し、 $\alpha(t)$ は筋収縮レベル、 f はワイヤに加わる力を表す。 x, x^0 はそれぞれワイヤの引っ張る長さとあらかじめ設定した初期位置である。ここで、筋収縮レベル $\alpha(t)$ は筋力情報 $F_{EMG}(t)$ を用いて次式のように表される。

$$\alpha_k(t) = \frac{F_{EMG}(t) - F_{th}}{F_k^{\max} - F_{th}} \quad (8)$$

F_k^{\max} は事前に計測した各動作 k ($k = 1, \dots, K$) に対する最大随意収縮時の $F_{EMG}(t)$ の値である。この α を用いて粘性および剛性の筋活動に伴う特性の変化を次式のように表現する [9]。

$$B(\alpha) = b_1\alpha^{b_2} + b_3 \quad (9)$$

$$K(\alpha) = k_1\alpha^{k_2} + k_3 \quad (10)$$

また、ワイヤに加える力 $f(t)$ は筋収縮レベル $\alpha(t)$ を用いて

$$f(t) = \alpha(t)f^{\max} \quad (11)$$

として計算できる。 f^{\max} はあらかじめ設定したワイヤに加わる力の最大値である。これにより、 $M, B(\alpha), K(\alpha)$ とワイヤに加わる力 $f(t)$ から x を求め、これに対して追従制御を行うことで義手の指の開閉制御を行う。

3.2.2 把持力制御

EMG 信号は操作者の力の大きさを反映しているため、EMG 信号から抽出した筋力情報を義手が発揮する力に割り当てれば、物体を把持する力を直感的に制御可能である。物体を把持する際、物体に指が接触するとモータは減速する。そこでこれを検知して屈曲駆動機構を停止し、把持力増大機構により力強い把持を行う。このとき、把持力増大機構のワイヤの張力 T_m と筋収縮レベル $\alpha(t)$ を対応付けて把持力制御を行う。

式(1)よりワイヤの張力 T はワイヤの変位 x と比例関係にあるため、筋収縮レベル $\alpha(t)$ の大きさに比例してワイヤの変位 x を制御して把持力を調節する。なお、 $x \geq 0$ とするため偏心カムの回転角度 θ と初期位置 θ_0 の範囲はそれぞれ $0 \leq \theta \leq \theta_0$ 、 $0 \leq \theta_0 \leq \pi$ としている。ただし、 $\theta = \theta_0$ のとき $x = 0$ とする。ここで、 $\theta = 0$ のときワイヤの変位は最大値 $x = x_m + x_f = 2e(1 - \cos\theta_0) + x_f$ (式(2)) をとるため、 $\alpha(t)$ と x の関係式は

$$x = 2e(1 - \cos\theta_0)\alpha(t) + x_f \quad (12)$$

と表される。また、式(2)を変形した次式に $\alpha(t)$ から求めた x を代入することで、把持力増大機構の目標角度 θ を計算する。

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{x - x_f}{2e} + \cos\theta_0\right) \quad (13)$$

求めた目標角度 θ に対して追従制御を行うことで張力 T を発生し、筋収縮レベルに応じて把持力を制御する。

4 制御実験

4.1 指の開閉動作制御実験

提案するインピーダンス制御法に基づいて指の開閉制御の実験を実施した。被験者は健常な男子大学生 1 名 (23 歳) とした。 $f_s = 1000$ [Hz], $f_c = 1$ [Hz], 電極数は 1 対とし、電極位置は尺側手根伸筋とした 3.1.2 と同じ方法で指を伸展させた状態で指先力の測定を行い、把持力増大機構の偏心カムの初期値は $\theta_0 = 120$ [deg] とした。

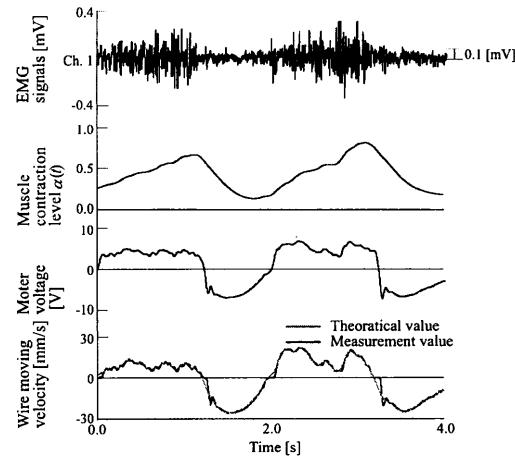


Fig. 5 Experimental results of flexion drive control using EMG signals

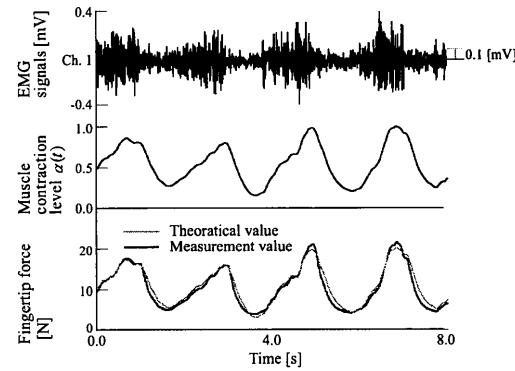


Fig. 6 Experimental results of force magnification drive control using EMG signals

実験結果を図 5 に示す。図は上から順に、EMG 信号、筋収縮レベル $\alpha(t)$ 、中指屈曲駆動機構用モータに加えた電圧(最大指令電圧 10.0 [V])、中指の屈曲駆動機構におけるスライダの速度を表している。スライダの速度は筋収縮レベルから計算した理論値と測定値を併記した。図 5 から、スライダの駆動速度は理論値と同傾向で制御できており、インピーダンス制御に基づいて指の開閉動作の制御が行えていることが確認できる。

4.2 把持力制御実験

EMG 信号により把持力の制御が正常に行えていることを示すために実験を行った。測定対象は義手薬指とし、被験者には薬指の屈曲動作を自由に行わせた。被験者は健常な男子大学生 1 名 (23 歳) とした。 $f_s = 1000$ [Hz], $f_c = 1$ [Hz]、電極数は 1 対とし、電極位置は尺側手根伸筋とした 3.1.2 と同じ方法で指を伸展させた状態で指先力の測定を行い、把持力増大機構の偏心カムの初期値は $\theta_0 = 120$ [deg] とした。

実験結果を図 6 に示す。図は上から順に、EMG 信号、筋収縮レベル $\alpha(t)$ 、指先力を表している。指先力に関しては筋収縮レベルから算出した理論値と測定値を併記した。図 6 から、理論値と測定値が同傾向を示し、筋収縮レベルに基づいて把持力の制御が行えていることがわかる。

4.3 動作識別実験

EMG パターンを用いて提案義手の様々な動作を実現するための動作識別実験を行った。電極数は 4 対 ($L = 4$) とし、識別動作は、図 7 に示す握り、開き、背屈、掌屈、示指と中指の伸展(以下、ピースサインと呼ぶ)、薬指と小指の伸展(以下、摘みと呼ぶ)の 6 動作とした。被験者にはまず各動作(握り、開き、背

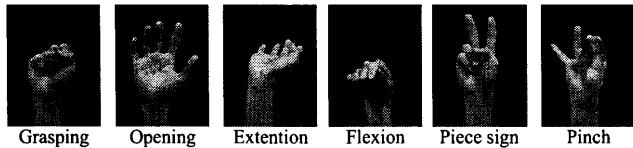


Fig. 7 Discriminated motions

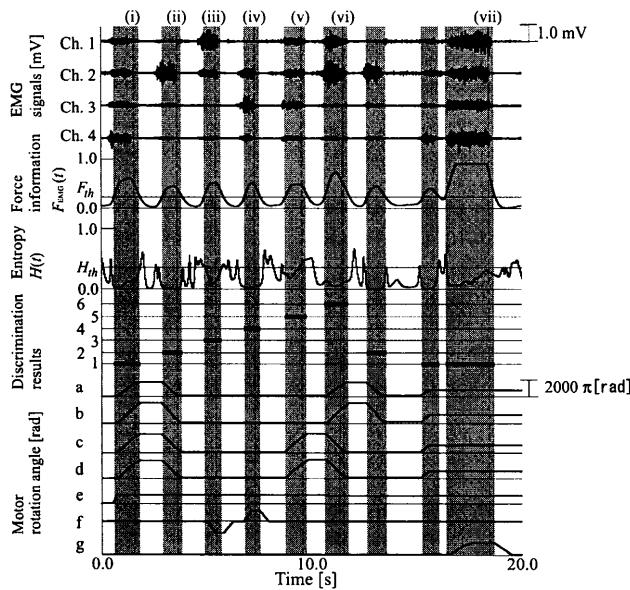


Fig. 8 An example of the experimental results

屈, 掌屈, ピースサイン, 摘み)を順に行ってもらい, その後直径 66 [mm] の円筒(市販のアルミ飲料缶)に対して力強く握る動作を行うよう指示した。

被験者 B による実験結果の一例を図 5 に, 図 9 に実験時の様子を示す。図 8 は上から順に, EMG 信号, 筋力情報 $F_{EMG}(t)$, エントロピー $H(t)$, 識別結果, 示指から小指の 4 指に対する屈曲駆動用モータの回転角度, 母指のモータの回転角度, 手首機構用モータの回転角度, 把持力増大用モータの回転角度を表している。なお, 図中の陰影をつけた区間は動作判定閾値 F_{th} を超えている動作発生区間である。図 5 より, まず握りの識別動作に対して 4 指のモータと母指のモータがそれぞれ正転し屈曲していることが確認できる(図 9(a))。また, 同様に開き, 背屈, 掌屈の単純な動作が順に実現できている(図 9(b) (d))。そして, 次にピースサインと摘みの識別動作が決定されると対応する各指のモータがそれぞれ動作し, 図 9(e), (f) のように 5 指を用いた特徴的な義手動作が実現できている。さらに, 被験者 B が力強く握る動作を行うことで, 筋力情報が大きくなり, これに応じて把持力増大機構のモータの回転角度が増加し, 空き缶を握りつぶすほどの大きな把持力を得られていることがわかる(図 9(g))。このように, 提案義手を EMG 信号を用いて制御することで, 5 指を用いた動作制御および力強い把持が行えることを示した。

5まとめ

本稿では, 俊敏に指を開閉でき, 力強い把持力を持つ 5 指駆動型筋電義手を開発した。提案する筋電義手は 5 指を用いた様々な動作を実施でき, 人間の手の粘弾性特性に基づいたインピーダンス制御による滑らかな動きを実現している。実験から, 屈曲駆動機構と把持力増大機構を EMG 信号を用いて制御でき, 5 指を用いた特徴的な動作を含む 6 動作の制御が行えることを示した。

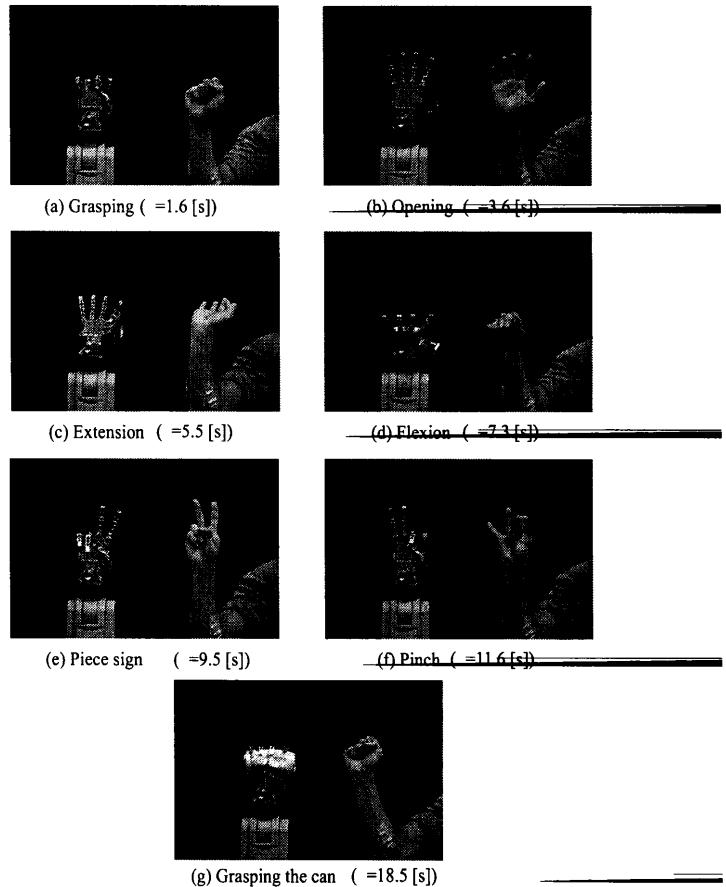


Fig. 9 Motion photographs during prosthetic hand operation

今後は識別動作数の増加を図るために, 周波数情報や筋シナジーを利用した EMG 信号の識別手法を検討していく予定である。

文献

- [1] M. C. Carrozza, G. Cappiello, S. Micera, B. B. Edin, L. Becceai, C. Cipriani: "Design of a cybernetic hand for perception and action", Biological Cybernetics, 95, 6, pp. 629-644, (2006).
- [2] 原田電子工業 SH-2, <http://www.h-e-i.co.jp/>
- [3] 高木健, 小俣透: “把持力増大機構を有する電動義手”, 第 12 回ロボティクスシンポジア論文集, pp. 164-169, (2007).
- [4] D. Graupe, J. Magnussen, A. A. M. Beex: "A Microprocessor System for Multifunctional Control of Uppeer Limb Prostheses via Myoelectric Signal Identification", IEEE Trans. Automatic Control, 23, 4, pp. 538-544, (1978).
- [5] M. F. Kelly, P. A. Parker, R. N. Scot: "Practical Design of an EMG Controlled Above Elbow Prosthesis", IEEE Trans. Biomedical Eng., 37, 3, pp. 221-230, (1990).
- [6] K. Ito, T. Tsuji, M. Ito: "Limbfunction discrimination using EMG signals by neural network and application to prosthetic forearm control", Proc. of IJCNN, Singapore, pp. 1214, (1991).
- [7] O. Fukuda, T. Tsuji, M. Kaneko and A. Otsuka: "A Human-Assisting Manipulator Teleoperated by EMG Signals and Arm Motions", IEEE Transactions on Robotics and Automation, 19, 2, pp. 210-222, (2003).
- [8] T. Tsuji, P. Morasso, K. Goto: "Human Hand Impedance Characteristics during Maintained Posture in Multi-Joint Arm Movements," Biological Cybernetics, 72, pp. 475-485, (1995).
- [9] 辻敏夫, 重吉宏樹, 福田修, 金子真: EMG 信号に基づく前腕運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, 第 66 卷, 648 号 C 編, pp. 2764-2771, 2000.
- [10] T. Tsuji, O. Fukuda, H. Ichinobe and M. Kaneko: "A Log-Linearized Gaussian Mixture Network and Its Application to EEG Pattern Classification", IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part C: Applications and Reviews, 29, 1, pp. 60-72, (1999).