

# わが国における電動義手の開発のあゆみ

大塚 彰

県立広島大学保健福祉学部理学療法学科

## 抄 録

わが国における電動義手の歴史は、1960年代初頭のサリドマイド薬禍障害による子供たちのための高位欠損児用電動義手の開発・研究からはじまった。その後、いくつかの電動義手が大学や研究機関で開発された。なかでも、早稲田大学のグループが開発した電動義手を基として、1979年に国産初の電動義手であるW I M Eハンドが今仙技術研究所から発売された。しかし、支給制度などの問題から普及しなかった。現在も国内の大学および研究機関などで多くの電動義手の開発研究がなされている。とくに、筋電信号のパターン認識を用いた電動義手やヒトの手指に近似した多機能な機構の電動義手および装飾に優れたシンプルな電動義手などが代表である。本稿では、これらの新しい電動義手に関して解説する。

**キーワード：**サリドマイド薬禍障害, 上肢切断, 上肢電動義肢, 筋電信号, ヒューマン・マシン・システム

## 1 はじめに

道具としての〔手〕、道具を使う〔手〕、ヒトの外的環境の認識を司る〔手〕、感情を表現する〔手〕が欠損した上肢切・離断者は、物を掴んだり握ったりすることが出来ないばかりか、物の表面に触れたり硬さの程度を感じたり重さを量ったりもできない。ヒトと握手をした時や幼い子供の頬に触れた時の温もりも感じることが出来ない。上肢を失うことは、動くか動かないという運動機能を失うばかりか、触れて認識する感覚機能をも失うことである。このことから、上肢義肢（以下、義手と表現）に与えられるべき機能は、運動機能の補填と感覚機能の補填であるといえる。

現在処方されている義手は、以下の形式に4分類される。すなわち、①作業用義手、②装飾用義手、③体内力源能動義手、④体外力源能動義手（動力義手）、である。本論文においては体外力源能動義手に焦点をあて、内外での開発・研究の概要を解説するとともに、最近のわが国の電動義手の開発の状況を解説する。加えて、著者が取り組んできた新しいタイプである「能動（電動）装飾義手」に関して紹介する。

## 2 外力義手の歴史

### 2.1 海外での概要<sup>1-3)</sup>

初めて外力で作動する義手を発表したのは、1877年のDalischの上腕義手であり、制御は空気圧によるものであった。1919年には電流を力原として用いた義手をSchlesingerが開発した。これは、後の電動義手の先駆的な研究である。1949年には、Heinz LaumerとHerald Danklefsenによって小型のモーターで駆動される電動義手が開発された。制御は機械的スイッチであるが指の運動の最終域で自動的に切れるようになっている。同年、スイスの医師であるEdmund Wilmsは、電動義手の特許を取得しリヒテンシュタイン義肢財団によって組み立てられた。Hafnerは1950年にハイデルベルクガス義手を開発した。これは、後のサリドマイド薬禍障害児に対する1952年のガス義手に発展した。その後、体外力源能動義手は、サリドマイド薬禍障害児の発生を契機として研究が発展してきた。

1962年にソ連において、モータを駆動源とし筋電位によって制御する前腕筋電義手が実用化され、市販化を目指した研究が積極的に展開された。ドイツにおいては、フランクフルトの国立専門学校のSchmidlは40種類のプロトタイプの電動義手を開発し、OTTO BOCK社に引き継がれシステム義手に組み込まれた。1968年には、今日でも組み込まれ使用されているElektrohand 'Z6'の開発を行い、1973年には6-Volt Systemの導入を行った。

現在、市販されている電動義手としては、ドイツのOTTO BOCK社のMyobock Electric Handが最も多く使用されている。そのほか、オーストリアVIENATONE社のMYOMOT MM4S (OTTOが製造)、イタリアINAIL社のINAIL Hand (ハンドはOTTOを使用)、ロシア中央研究所のRUSSIAN Handは現在も支給されている。アメリカではHosmer NU-VS Synergetic PrehensorやトータルアームとしてUtah Armが、カナダではVariety System社のVASI Systemなどがあげられる。近年のトピックは、OTTO BOCKのミケランジェロ・ハンドが特筆される。

### 2.2 わが国での電動義手開発の出自

日本国内では、サリドマイド薬禍障害児の就学を機に1968年～1970年の厚生省動力義手実用化特別研究班<sup>4)</sup>の発足から電動義手の研究が開始された。本プロジェクトは国が最初に取り組んだいわゆる福祉用具の開発事業であると称される。

ついで、1971年～1973年の科学技術庁の動力補装具等の開発に総合研究<sup>5)</sup>、さらに、1975年～1978年の科学技術庁、マイクロコンピュータ制御による電動式全腕義手の実用化開発に関する研究<sup>6)</sup>へと続く。その後、多くの電動義手や制御方法が各地の大学やリハビリテーションセンターなどで研究・開発がなされてきた<sup>7-9)</sup>。

体外力源能動義手の研究・開発は、科学の進歩に平行して医学と工学の連携事業として発展してきた。ヒトの手の機能を解析し、そのバイオメカニズム学研究成果を基礎として、生体の持つ機能を出来る限り義手に取り入れる努力が続けられてきている。

## 3 わが国での電動義手の開発・研究のあゆみの概要

ここからは、1960年代のサリドマイド薬禍障害児のための電動義手研究から現在までの研究の代表例につき解説し、その後、著者の経験してきた電動義手の研究の概要を紹介する。

### 3.1 1960年代から1970年代の電動義手の開発に関して

#### 3.1.1 徳島大学電動義手

徳島大学研究班（山田・野島・原田ほか）が開発した両側高位欠損児用電動義手<sup>10)</sup>、肘継ぎ手と前腕の回内・外およびターミナルデバイス（手部）の開閉がマイクロモータで駆動され、肩継ぎ手はユニバーサルジョイントで他動に位置決めされるものである（図1）。義手はフォコメリアであれば残存指、アメリカでは肩でソケット内に取り付けたタッチスイッチに触れることで、各モータを制御するものである。



図1 サリドマイド薬禍障害児のための徳島大学式電動義手（写真はアメリカ児対象）

### 3.1.2 Tokyo Hand

東京大学の研究班（山口・船久保ほか）の電動義手は、肘継ぎ手と前腕の回内・外およびターミナルデバイス（手部）の開閉の3自由度が電動化され、肩継ぎ手も他動的に動かすことができた。制御方法は残存指でジョイスティックを動かし各継ぎ手の個別動作のみでなく、複合動作も可能であった。

以上の2大学を含む大学発の電動義手は、フィールドテストが実施されたが児にとって義手の重量が大きくなり、また、フットユーザーとしての対象児の日常生活から、結局電動義手は長期には使用されなかった。

### 3.1.3 ワセダハンド4P

早稲田大学の加藤らのグループは、前腕切断者用筋電義手「早稲田ハンド4P」を開発した。前腕伸筋群および屈筋群の筋電信号を増幅しハンドの開閉を行うものであった<sup>11)</sup>。本ハンドの特徴は、各指のMP関節とPIP関節がリンク機構によって屈伸することに加え、メカニカルフリッププロップ機構により3指による「つまみ」と5指による「握り」の把持形態が変化できるようになっている。また、拇指の先端には把持の際の圧力を検出する感圧センサが取り付けられて、センサからの信号は、パルス信号に変換し電気刺激としてユーザーにフィードバックされる仕組みになっている。

### 3.1.4 WIME ハンド

ワセダハンド4Pを基本として今仙技術研究所が、わが国で初めて商品化された、5指駆動の電動義手WIMEハンド（Waseda-Imasen Myo-electric Hand）

MEH-11型を開発した（図2）。

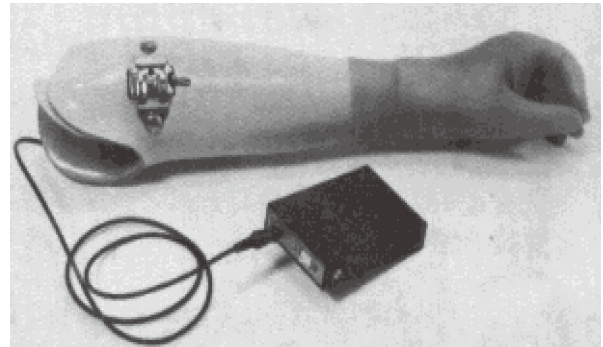


図2 市販されたWIMEハンドを装着した電動義手

1976～1978にかけてフィールドテストが30名に実施され、その約半数がWIMEハンドを支持する成績が得られた。その後、MEH-11の握力不足の改善と耐久性の向上を図った3指駆動のMEH-12、MEH-22が開発され、国産電動義手の第1号として市販化された。しかし、公的な給付制度の問題などから、現在までに74台の販売にとどまった。

## 3.2 近年の電動義手の開発・研究に関して

本稿では、2007年から筆者が広島県立保健福祉大学で開催した「義手を語る会」で発表のあった、各研究者の電動義手の開発・研究を紹介する。近年のわが国の電動義手の開発・研究は、つぎの3つに分類することができる。すなわち、

- ①筋電信号などのパターン認識を用いた前腕切断用多自由度電動義手の開発・研究
- ②プログラミング動作を基本とした多自由度の全腕電動義手の開発・研究
- ③装飾性の優れたシンプルな電動義手の開発研究

### 3.2.1 筋電信号のパターン認識を用いた前腕切断用多自由度電動義手の開発・研究

#### (1) 電気通信大学の横井の開発・研究<sup>12)</sup>

- ①ねじりバネ式ワイヤー駆動を用いた多自由度高出力ロボットハンド（図3）

横井の、関節18自由度が13個のRCサーボモータで制御されるワイヤ型干渉駆動メカニズムを有する、ねじりバネ式ワイヤー駆動は、モータでワイヤをねじることで手指の多関節（MP、PIP、DIP関節）の運動を起こさせる方式である。

- ②個性適応型制御

個性適応型制御とは、動作意図推定において筋電位と手指運動パターンとの対応関係を機械学習により獲得させる方法論が有効であり、個々のヒトの特性に適応させて機器を制御する方法論である。

5指多関節の駆動筋電制御電動義手の操作のために、8～10動作の識別が可能になっている。表面

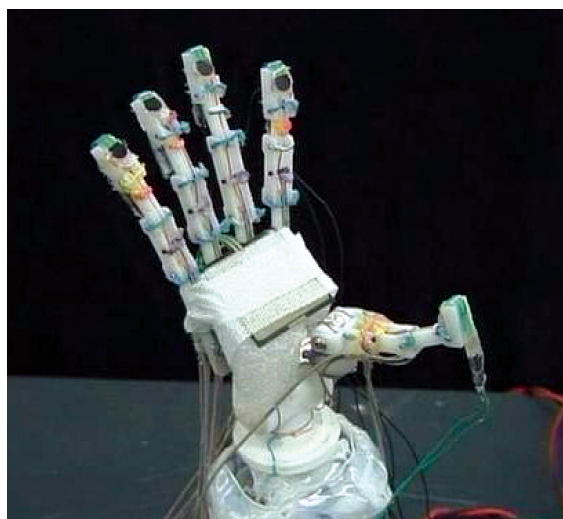


図3 ワイヤ型干涉駆動による 18 自由度を有する 5 指ハンド

筋電 3ch から得られる特徴ベクトルと動作クラスの関連付けを三層ニューラルネットワーク (NN) に学習させる。事項モードでは、教示モードで学習した NN を利用してリアルタイムで動作意図推定を行っている。

横井は個性適応型制御のための動作意図推定法として二つの方法論を提案している。すなわち、自己組織的クラスタリングの考え方を応用することでヒトの適応過程を解析し、筋電位パターンの時価的変動に対しても手指運動パターンの識別性能が保持されるような適応学習の方法論である。一方、筋電位からの動作識別法は、ある動作パターンを明示的に教示して動作との対応関係を構築するのが一般的である。しかし、このような恣意的に教示する方法論では、教示動作数の増大に対して識別空間の重複が大きくなり、識別精度の低下が引き起こされる。そこで、自己組織的クラスタリングの手法を応用することで、筋電位から訓練データを自動生成し識別空間の重複を減少する方法論である。

## (2) 広島大学大学院の辻の研究・開発<sup>13)</sup>

### ①サイバネティック・インターフェース

辻は、生体信号を利用したロボットインターフェースとしてサイバネティック・インターフェース (CI) を提案している。本技術により筋電信号を利用した、義手型マニピュレータシステム、把持力増大機構を有する 5 指駆動型ハンド、筋電マウス (バイオポインタ)、筋電楽器、食事支援ロボット、電動車いす、家電操作の制御の研究である。以下、義手に関して解説する。

### ②義手型マニピュレータの制御 (図 4)

切離断者支援を目的として CI を義手型マニピュレータの制御に応用している。マニピュレータのエンドエフェクタに超音波モータ駆動の WIME

ハンドを使用している。制御法には、EMG (筋電) 制御方式と MMG (筋音) 制御方式の 2 種を提案している。

EMG 制御法では、筋電信号から各筋の活動レベルの特徴を抽出し、NN によるパターン認識を行う。動作決定は NN の出力に基づいて行い、手関節の「背屈」「掌屈」などの単一の動作を識別して電動義手を制御する。加えて、卓上のマニピュレータのアーム部は、加速度センサを用いて計算した上肢の運動の加速度信号に基づいて制御するものである。切断者は自身の身体運動を投影してマニピュレータを操作する。手関節を掌屈しながら手指を開くといった複合動作を行う場合の動作数の増加に対して、筋シナジーの概念を用いた複合動作パターン識別手法をも開発している。



a : 辻教室の hhp の超音波モータ駆動のハンド



b : 義手型マニピュレータ操作の実際

図 4 広島大学大学院のサイバネティック・インターフェースを用いた電動義手

MMG 制御方式の MMG 信号とは、筋の機械的な活動を表した信号であり、EMG 信号と運動駆動源である筋力の中に位置している。EMG 信号と同

様に筋の収縮レベルによって信号の振幅が変化し、発汗などの皮膚インピーダンスの変化に影響を受けない。マニピュレータの制御はEMG制御と同様である。

③把持力増大機構を有する5指駆動型筋電義手

本義手は、屈曲ワイヤ駆動機構で4個のモータと把持力増大カム機構のモータおよび力強い把持を支えることができる拇指機構のモータ、これらに加えて掌背屈が可能な手関節用モータの計7個のモータで構成され6自由度を有している。これらにより5指の多様な動作や空き缶を握りつぶす力強い把持が特色である。

(3) 筑波大学 吉川の研究・開発<sup>14)</sup>

吉川は、多自由度筋電義手の制御として、新しい動作パターン認識であるサポートベクターマシン(SVM)を用いて、筋電信号と動作の関係を学習し、併せて関節角度の推定を行っている(図5)。4chの乾式電極を用い手関節の掌背屈、指の屈伸、前腕の回内外、中間位の7動作を識別動作としている。

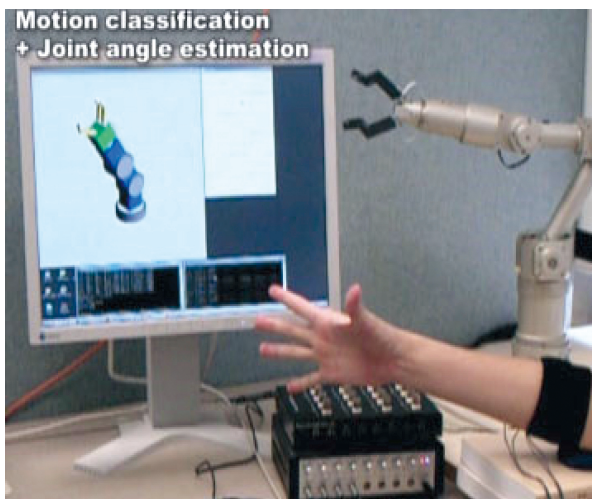


図5 サポートベクターマシンによる動作パターン認識による多自由度義手の操作

SVMとは、1995年にAT&TのV. Vapnikによって統計学的学習理論の枠組みで提案された学習機器のことである。とくに、パターン認識の能力において、音声認識、画像認識などで使用されており、未観測のパターンに対する識別能力が高い。加えて、識別時の計算量が少なく、学習を効率よく行うアルゴリズムがある。

(4) 大阪産業大学 本田の研究・開発<sup>15)</sup>

本田は、多自由度電動義手の操作手法としての筋肉ボリュームの変化を利用した研究を行っている。すなわち、ソケット内の筋収縮に伴う断端の形状変化を圧力分布として計測し、ソケット内の圧力分布をパターン認識させ制御している。ソケット内には54個の感

圧抵抗素子が配され、圧分布のパターン認識は、操作者からの個別に測定した事前の圧分布パターンと義手操作時に測定されるパターンとの単純比較で実現されている(図6)。

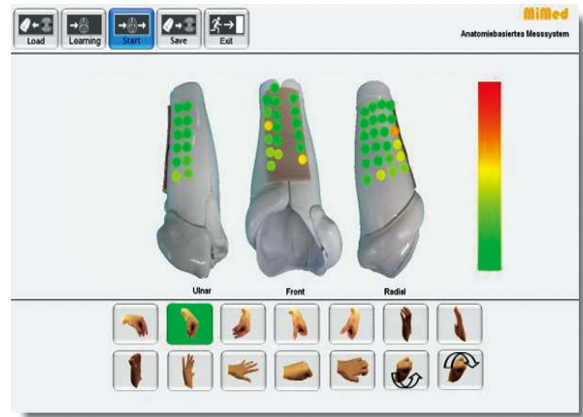


図6 ソケット内部の圧力分布のパターン認識と識別された電動義手の操作

3.2.2 プログラミング動作を基本とした多自由度の全腕電動義手の開発<sup>16)</sup>

東京電機大学 斎藤・東原らは、バイラテラルサーボによる11自由度の油圧駆動型肩義手の研究・開発を進めている。本義手の開発までの先行研究として1970年代、東京大学の船久保と東京電機大学の斉藤らのグループによって、動作軌道をあらかじめプログラミングしておき、必要な動作を呼び出すことのできるマイクロコンピュータで制御された全腕電動義手の開発がある(図7)。この義手は、先天性上肢欠損者に対するもので、肩関節の屈伸、内外転、内外旋、肘関節屈伸、前腕回内外、手関節橈尺屈、5本の指に計

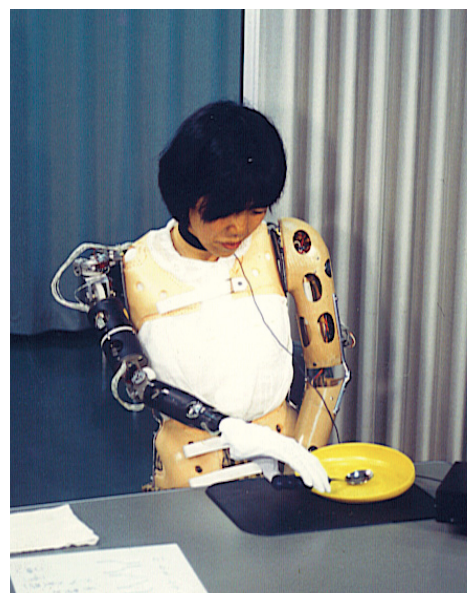


図7 11自由度を有する全腕電動義手

11 台のマイクロモータを配する。指の MP, PIP, DIP 関節はリンク機構で屈伸する機構を持たせている。制御信号はボイスコントロールあるいはルックサイトを用いた。

その後、1980 年代には東京電機大学の齋藤らによって義肢ハンドの開閉方式の 6 自由度の全腕電動義手が開発された。操作は確実性のため顎スイッチを使用し、各関節の個別動作、食事動作のプログラミング動作、ユーザーによるティーチング動作を行うことができた。

バイラテラルサーボによる肩電動義手は、長時間の義手の活用のために作業台に義手を設置して使用できるデスクトップ型肩義手である。本義手は擬似的に装着した状態で作業を行うために、座標系がヒトの上肢と一致しており、腕の可動域の把握が容易で操作性は高められる。義手は 6 自由度の油圧駆動型肩義手で、上腕部には二関節型バイラテラルサーボ、前腕部にはロータリー型バイラテラルサーボ、5 自由度のハンド部から構成されている (図 8)。基本的にはマスター・スレーブシステムであり、モータやドライブ部およびマイコンなどの制御部を義手本体から分離して使用することから、軽量化を実現している。

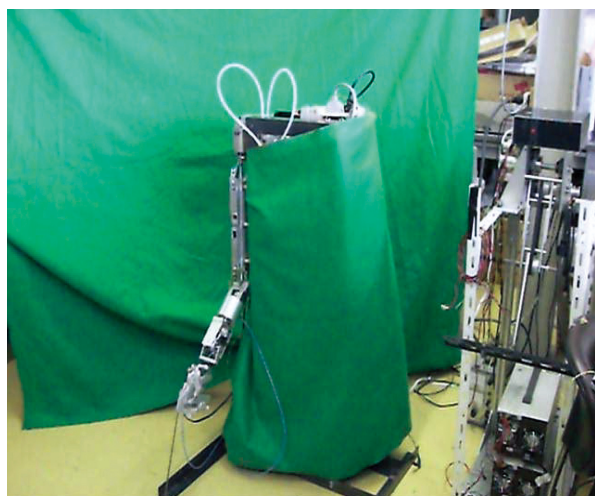


図 8 バイラテラルサーボによる 6 自由度の油圧駆動型義手 + 5 自由度の電動ハンド

### 3.2.3 シンプルな開閉機構を有する筋電義手 高松義肢製作所 東原の研究・開発<sup>17)</sup>

東原は、筋電義手が装飾義手なみの外観と重量で安価格ならば多くの切断者に使用されると考え、シンプルな指開閉機構の簡易型筋電義手を開発した。本義手は部品点数の削減、左右の部品の共通化、1 電極制御で家電用電池により、軽量化と低価格化を実現した。ハンドの形態は、Folding Frame (1 枚のポリプロピレンシート) を折り曲げることで、拇指と示指・中指が対立位の 3 指摘みである。アクチュエータには DC

コアレスモータを使用し、ネジの送り機構によって Folding Frame に取り付けた送りナットを駆動することで指を開閉させる。ソケットを含む義手の総重量は 580g である (図 9)。

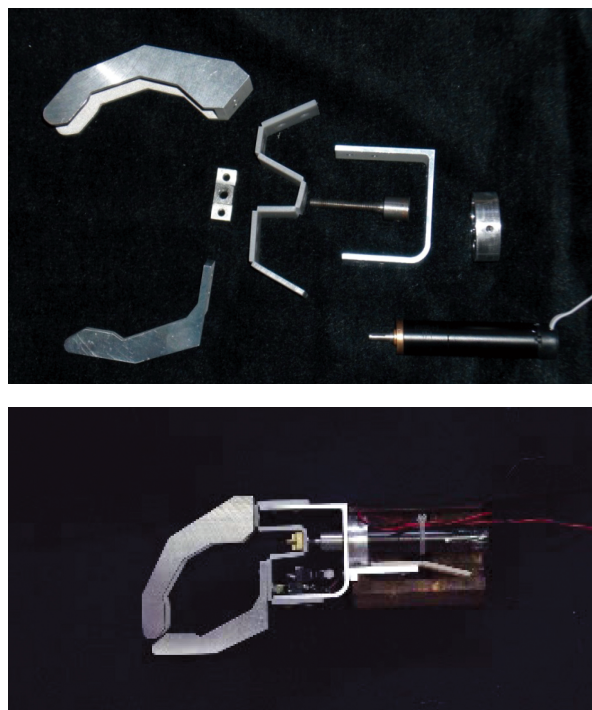


図 9 シンプルな開閉機構筋電制御電動義手

## 4 筆者の装飾電動義手の研究開発<sup>18-21)</sup>

中島らの報告のなかでは、全国の著名な義肢製作所を対象として 1986 年、1997 年の過去 2 回、義手製作実績調査を行い、1986 年の結果は製作された義手のうち装飾義手が 87.7%、能動義手が 7.0%、1997 年の結果は製作された義手のうち装飾義手が 86.7%、能動義手が 9.0% であった。

川村らの報告のなかでは、近畿地区 (京都、大阪、三重、滋賀、奈良、和歌山の 2 府 5 県) の代表的義肢製作会社である 3 社に登録されている手関節より上位の上肢切断者を対象に行ったアンケートの結果より、片側切断者で義手を使用している 403 人中、69 人 (17%) は装飾義手と能動義手のように 2 種類以上の義手を使用していた。装飾義手の使用は 334 人 (80%)、能動義手は 86 人 (21%)、電動義手は 6 人 (1%) であった (重複回答あり)。

調査時期や地域に違いがあるもののこれらの報告より、能動義手の使用者は装飾義手に比べ圧倒的に少ない。これは能動義手に対して、外観的、機能的に不満足な部分があるからで、これらの改善によって能動義手が使い易いものになれば、能動義手を使用する片側

切断者が増え、更なる ADL, QOL の向上を望める。今回の報告においては、切断者が求める装飾性に優れかつ動く手としての体内力源能動装飾義手の開発に焦点をあて以下に述べていく。

#### 4.1 研究・開発の目的

筆者は装飾義手と能動義手の双方のメリットを融合した義手として、能動装飾義手を提案した。柔らかい指先機構を導入することで、より人間らしい把持動作を実現し、健常手をサポートする程度の作業性を持つ補助手とすることで、既存の能動義手とは一線を画す仕様とした。

そこで、開発義手ハンドの設計コンセプトを以下のように決定した。

- 1) 装飾義手並みの外観
- 2) 健常手作業を補助する程度の作業性
- 3) 人間らしい動作の実現

また、この際の装飾性に関して筆者は次のように定義をした。

- 1) ヒトの外観に酷似した装飾性
- 2) ヒトの指の運動（動き）に似た装飾性
- 3) ユーザーの義手操作時の姿勢の装飾性

#### 4.2 義手ハンドの機構の検討

従来の能動（電動）義手のハンドにおける問題点の一つには、ハンドの拇指に対して、示・中指が対立位にあり、いわゆる3指摘みを行う時に手関節継ぎ手が固定されていれば、義手操作時の不自然な姿勢を作り出す。

本研究は、この問題点を検証するために健常者による前腕切断義手の模擬動作による把握・移動パターンの動作解析実験を行った。

##### 4.2.1 ハンドの機能に関する実験

本実験は、義肢のハンドの拇指に自由度を付加することで、義肢を使用する切断者の負担がどの程度軽減するか、また、義肢の操作性がどの程度向上するのを知る目的で実施した。このために、健常者の手関節および拇指の動作を拘束する実験用の長対立装具を作製した。この装具によって被験者の動作自由度を制限し、把握・移動動作時の筋活動や姿勢の変化を調べた。

##### 1) 実験環境および条件

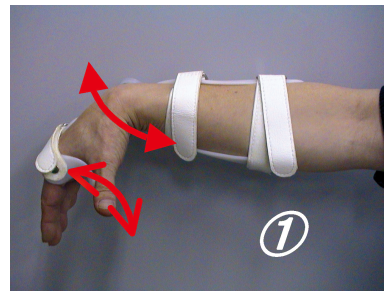
実験環境として被験者は椅子に座った状態で、まず、1. 手をオブジェクト（直径 0.10[ m ], 厚さ 0.01[ m ] の円盤）まで伸ばし、2. テーブル上に置かれたオブジェクトを摘み、鉛直上方に持ち上げて、再びテーブルの同じ場所にセットし、3. 手を初期位置に戻す、というタスクを以下の実験条件下で実行するものとした。この際の把握・移動動作における手関節の運動を評価するためこれらの関節に対して以下の4種類の拘束条件を設定した（図 10）。

条件 1：手関節および拇指はフリー（以下、C1とする）

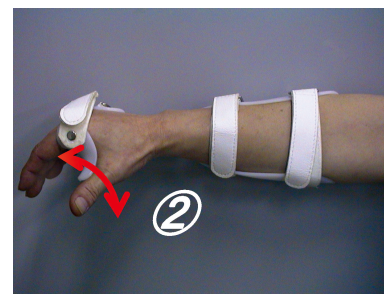
条件 2：手関節の固定と拇指のフリー（以下、C2とする）

条件 3：手関節はフリーで拇指は固定（本拘束条件下での把握動作は体外力源能動義手の模擬動作になる、以下、C3とする）

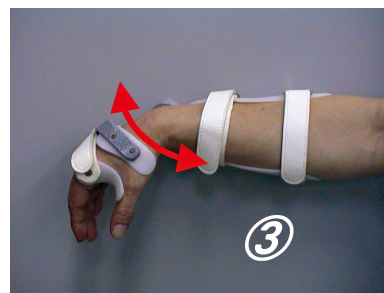
条件 4：手関節と拇指を固定（本拘束条件下での把握動作は従来の体内力源能動義手の模擬動作になる、以下、C4とする）



① 条件 1 (C1)



② 条件 2 (C2)



③ 条件 3 (C3)



④ 条件 4 (C4)

図 10 4 拘束条件

拇指の固定とは、示・中指に対して拇指が対立位にあることをいう。拇指のフリーとは、橈側外転方向の運動をいう。

4.2.2 データ収集と解析方法 (図 11)

被験者は成人男性 3 名とし、前述タスクの試行回数は 4 条件各 3 回の計 12 回行った。そして、この際に発生する筋電位信号をテレメータ (株)NEC 三栄製で計測するとともに、被験者に取り付けたカラーマーカの位置を 2 台の CCD カメラから抽出し、3 次元動作解析装置 (応用計測機製) で動作解析を行った。

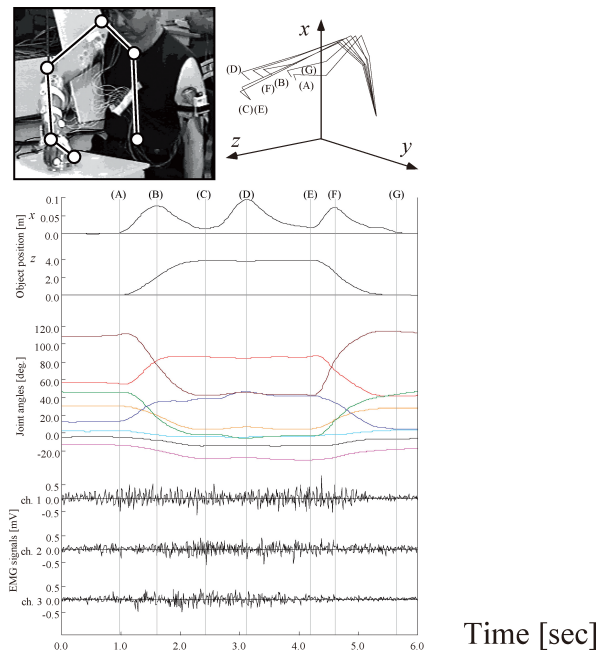


図 11 検討するデータ例

実験後、計測した筋電位を整流積分し、その値から各筋がタスク実施に発生した筋活動量を評価し、各拘束条件における被験者に与える負担を比較した。また、3次元動作解析に関しては、各マーカの 3次元座標位置を計測することにより、被験者の体幹や上肢の各関節角度を計算できる。今回は、被験者の体幹や上肢に対して、3リンク7自由度および5リンク11自由度のモデルを当てはめてタスク時の姿勢変化を計算し、運動学的観点から効果器としての「手」の操作性を評価した。

4.2.3 解析結果

1) 筋活動電位解析

筋電解析に関しては、3人の被験者についてタスク実行時における整流積分筋電値の比較を行った。その代表例を表 1 に示す。

まず、全チャンネルに対する平均値をみると、拘束条件が最も厳しい条件 C 4 の場合で整流積分筋電値が最大となっている。拘束された自由度を補うために無理な代償動作でタスクを実行した結果と考えられた。

表 1 整流積分筋電値の比較

Electrodes	Subjects	A				B				C			
		C1	C2	C3	C4	C1	C2	C3	C4	C1	C2	C3	C4
Ch.1	Mean[μVsec]	58.3	57.6	70.8	84.0	51.4	105.2	99.8	99.9	49.1	92.3	91.3	120.2
	SD	3.3	4.9	5.2	14.3	5.0	8.4	9.5	9.0	4.5	7.8	9.1	12.2
Ch.2	Mean[μVsec]	31.4	34.4	42.6	68.3	42.3	43.8	65.4	88.2	22.8	30.5	31.9	38.9
	SD	2.9	2.1	4.9	6.0	3.8	4.8	4.6	6.5	1.4	1.6	2.0	5.2
Ch.3	Mean[μVsec]	29.4	30.6	38.3	62.7	36.0	34.7	40.7	50.7	58.1	63.0	65.1	67.8
	SD	2.7	2.5	4.3	3.9	3.2	3.0	2.9	2.7	3.1	5.6	3.5	3.4
Ch.4	Mean[μVsec]	23.6	18.2	21.5	26.8	22.4	25.3	25.1	24.7	17.4	29.7	19.8	27.2
	SD	3.0	1.2	1.1	2.3	1.8	1.7	2.6	2.4	2.3	1.9	1.9	3.1
Ch.5	Mean[μVsec]	39.8	23.9	22.7	29.4	11.5	8.6	11.8	17.8	10.5	14.8	16.6	16.8
	SD	9.5	5.7	2.7	4.5	1.3	0.8	0.6	1.1	0.5	1.5	2.3	6.4
Ch.6	Mean[μVsec]	9.8	10.0	9.8	17.5	10.6	9.0	18.1	20.8	28.2	17.2	28.0	18.5
	SD	1.2	0.9	1.0	1.8	1.1	0.4	2.3	3.1	2.9	3.0	3.0	3.1
Ch.7	Mean[μVsec]	9.9	8.9	10.4	11.3	14.8	11.7	16.5	17.0	11.5	23.2	14.2	26.8
	SD	1.2	1.1	1.1	1.9	1.3	0.7	1.7	1.2	1.5	4.1	2.8	5.3
Total	Mean[μVsec]	202.2	183.5	216.1	299.9	189.1	238.4	277.4	319.1	197.6	270.8	266.9	316.2
	SD	23.8	18.4	20.3	34.8	17.4	19.7	24.2	26.0	16.2	25.5	24.6	38.7

Ch.1, trapezius (upper fibers); Ch.2, deltoid (anterior fibers); Ch.3, deltoid (middle fibers); Ch.4, biceps brachii; Ch.5, triceps brachii; Ch.6, wrist extensors; Ch.7, wrist flexors.

また、条件 C 2 と C 3 の値を比較すると、条件 C 2 の場合の方が筋活動電位信号の発生がやや小さい傾向がみられた。このことは、拇指の動作がフリーである場合の方が手関節がフリーである場合よりも筋力の発生が全体として少なくすむことを意味している。

つぎに、各チャンネルでの比較を行うと、肩関節周囲の 1~3 チャンネルにおいて、ほぼ C 1, C 2, C 3, C 4 の順で筋活動電位の発生が大きくなる傾向が認められました。このことは、拇指の動作がフリーであることが肩甲骨帯および肩関節の動作負担を軽減する効果が高いことを示している。

2) 動作 (関節角度) 解析 (表 2)

ここでは、各被験者が対象物を持ち上げた時点での、姿勢について調べた。体幹が左側屈し、前屈し、左に回旋しながら肩甲骨帯が挙上し、肩関節が屈曲する傾向は C 1, C 2, C 3, C 4 の順で強くなるというものであった。拘束により無理な代償姿勢になる傾向がうかがえる結果である。

表 2 対象物を最大持ち上げ時の姿勢 (角度) 変化

Joints	Subjects	A				B				C			
		C1	C2	C3	C4	C1	C2	C3	C4	C1	C2	C3	C4
θ 1	Mean[deg]	-12.7	-16.1	-14.7	-16.5	-12.1	-12.5	-14.0	-14.6	-7.4	-9.8	-9.4	-14.7
	SD	1.8	2.4	0.9	2.3	1.2	1.6	2.0	1.6	0.8	2.1	1.9	3.9
θ 2	Mean[deg]	-17.1	-24.7	-37.3	-88.9	-27.9	-31.7	-38.5	-41.0	-20.8	-24.9	-27.1	-30.6
	SD	1.4	1.8	3.2	1.7	2.4	1.9	2.0	3.6	2.1	3.4	3.4	4.9
θ 3	Mean[deg]	-2.6	-4.2	5.4	13.3	7.2	15.7	15.4	22.0	-8.3	6.2	8.2	12.5
	SD	2.1	1.4	1.5	1.5	1.5	1.4	2.3	2.1	1.4	1.7	2.1	2.4
θ 4	Mean[deg]	-14.3	-14.4	-17.9	-26.5	-4.8	-9.5	-15.5	-21.2	2.3	-9.5	-7.9	-13.7
	SD	1.8	1.8	1.3	1.7	1.3	0.5	2.2	3.7	0.8	1.5	1.4	1.3
θ 5	Mean[deg]	78.9	72.3	67.7	66.1	84.1	92.9	82.0	79.0	91.7	92.8	93.4	90.0
	SD	1.7	2.2	1.4	1.6	0.8	1.6	3.7	5.0	1.6	2.1	1.9	3.7
θ 6	Mean[deg]	20.5	18.7	5.2	1.8	-6.7	-13.1	-20.1	-22.3	8.2	-4.3	-11.0	-11.9
	SD	2.0	2.7	1.8	2.4	3.3	1.4	2.1	2.1	3.3	3.8	2.1	2.9
θ 7	Mean[deg]	40.4	40.2	47.6	29.4	44.9	28.4	29.4	16.6	29.8	23.7	27.1	15.9
	SD	4.2	5.2	2.9	3.0	1.6	1.9	3.3	2.4	3.0	4.8	3.5	3.5
θ 8	Mean[deg]	50.9	56.1	76.7	78.6	45.5	37.7	49.2	56.9	45.0	36.3	36.6	43.4
	SD	3.6	2.9	4.3	2.4	1.9	2.9	4.3	7.1	3.3	4.5	4.2	5.7

θ 1: 体幹右屈曲, θ 2: 体幹伸屈, θ 3: 体幹左方回旋, θ 4: 肩関節伸屈, θ 5: 肩甲骨帯上, θ 6: 肩関節外転, θ 7: 肘関節屈曲。

マーカー位置: 1, 胸骨下端; 2, 胸骨上端; 3, 肩峰; 4, 上腕骨外側上顆; 5, 橈骨茎状突起と尺骨茎状突起の中間部; 6, 示指 MP 関節部; 7, 示指爪; 8, 拇指爪。

3) 操作性の評価 (可操作性楕円解析)

作業中において義手の位置や姿勢をどの程度自由に制御できるかという点は、操作能力の高い義手を設計



する上で考慮すべき重要なポイントの一つである。ここでは、運動学的な観点から操作性を定量化するために、可操作性楕円および可操作度を計算した。

可操作性楕円とは、関節速度を用いて実現し得る手先の速度のすべてを表したものである。楕円は、手先速度の出力発生容易性を示すものであり、楕円の長軸方向に速度を発揮しやすいことを意味する。

図12に被験者Cに関する可操作性楕円を示す。各楕円は、3次元空間内の拘束条件C1~C4の各条件での、横断面、矢状面、前額面においてそれぞれ、上方から、側方から、後方から見た投影図である。なお、いずれも対象物を把持し最高点まで持ち上げた時点の姿勢において計算したもので、各試行の平均値を示している。

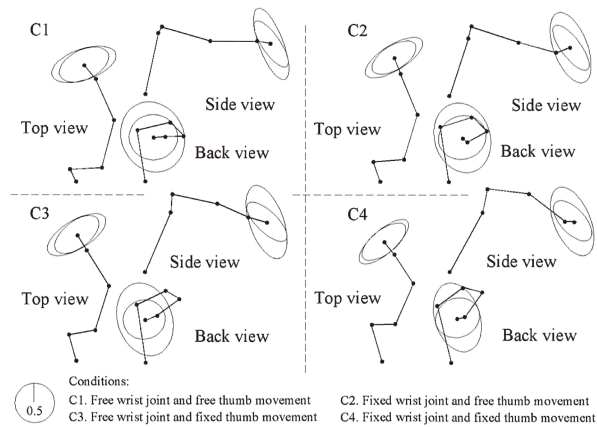


図12 可操作性楕円解析

図中に示す楕円体の主軸半径の長い方向は、大きな手先速度を出しやすい方向を、短い方向は小さな手先速度しか出せない方向を示している。また、小さい方の楕円が手先から肩関節までの3リンク7自由度モデルを使用して計算した結果を、大きい方の楕円が手先から腰部までの5リンク11自由度モデルを使って計算した結果を示している。

拘束条件無しのC1とC2~C4の楕円形状を比較すると、いずれのモデルの場合も上方から見た図において、拘束条件有りの場合では楕円の扁平率が高くなるとともに反時計方向に回転する傾向がみられる。とくに、C4ではその傾向が強いことが認められる。

また、同時に側面からみた図や後方からみた図では、それぞれ水平方向に拡大・縮小している。拘束条件を加えることで、手先の速度を発生しやすい方向が身体に対して斜めに傾いてしまい、しかもその大きさも縮小するために操作性が低くなってしまふことが確認された。

4.2.4 拇指機構の考察

人による義手の模擬動作による把握・移動動作パターンの分析結果から、手関節のみあるいは拇指のみ

に運動を与えた場合には、手関節および拇指の双方を固定した場合と比較して把握・移動動作中の操作性が向上する。また、義手の操作時には、代償的な中枢の筋活動も抑えられることが明らかになった。しかし、手関節が自由とは、体内力源では、制御上においても機構上においても実現に困難があり、体外力源において実現されるものである。そこで、今回の能動義手ハンドの開発においては、手関節自由の機構と同様の操作性を有する拇指のみ自由に近似するハンドを工夫・作製した。すなわち、拇指の開き方向を従来の示・中指に対立して開閉（掌側外・内転）するのではなく、掌側・橈側外転の中間位に開くものである。加えて、ハンドの制御形態はV.C.とするものである。

以上の2点から、今回の開発した能動（電動）義手のハンドは、「拇指が掌側・橈側外転の中間位に開くハンド」とした。

4.2.5 設計した能動（電動）ハンド

1) 駆動方式

ハンドの駆動には、産業用ロボットハンドとして実績のある、ワイヤ・プーリ駆動方式を採用した。一般的に市販のハンドの駆動機構には、リンク方式が採用されている。ワイヤによる駆動方式は、動力をリンクや継ぎ手といった機械的要素から独立して伝達できる。また、多関節駆動においては、動力伝達に関してリンクなどの新たな機構の追加を必要としないために、ハンド機構部の構造を簡略化でき、軽量化を図ることができる、という利点を持つ。欠点としては、プーリなどとの摩擦やワイヤのバネ特性により動力伝達系にヒステリシスが生じる。しかし、逆にワイヤのバネ特性を利用することによって、ヒトの手に特有の柔らかさを求めることができるという利点が生まれる。

2) 多関節同時駆動機構（図13）

ハンドの多関節機構としては、人の手指の関節である、MP関節とPIP関節に運動を与えDIP関節は軽度屈曲位固定とした。1本のワイヤで2関節を同時に駆動できる点が開発ハンドの特色の1つとなる。

すなわち、指のMP関節とPIP関節の屈曲をワイヤで制御し、それぞれの関節の伸展は関節部に組み込まれた戻りバネにより行われるようにした。

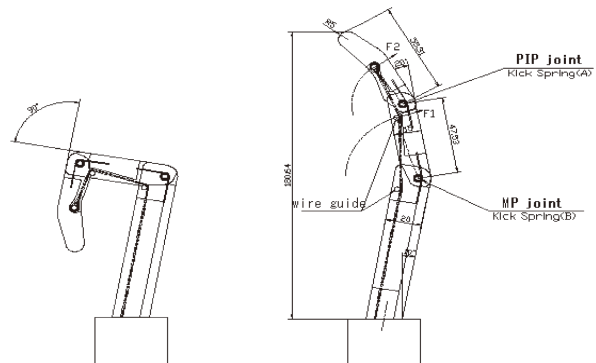


図13 多関節同時駆動機構

### 3) 多指駆動機構 (図 14)

つぎに、拇指を除く4指を同時に駆動させる多指駆動機構システムについて述べる。すなわち、示指と中指、環指と小指の2組についてそれぞれ力(把持力)を与えることができる。異径断面形状の対象物においても、対象物の形状に沿って均等な力で把持を行うことができる。

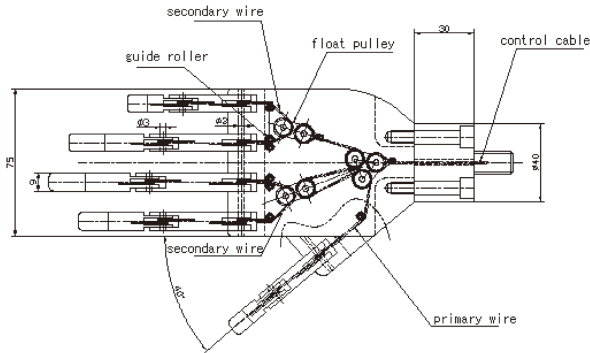


図 14 多指(5指)駆動機構(ワイヤ・プーリ制御)

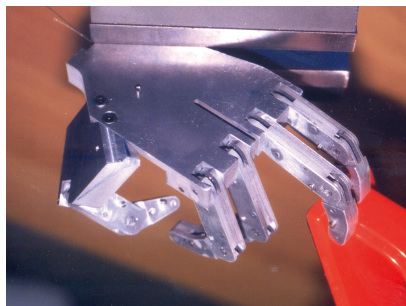
### 4) 拇指内転・外転駆動機構

拇指の内・外転駆動は他指同様に、内転はワイヤ駆動とし外転は戻りバネを付した。拇指の開き方向は、掌側および機側外転の中間位に求めた。図 15 の a に拇指外転の実際を示しておく。手掌に対して外側に開く機構は、実験結果からの利点に加えて、歩行時に上肢を振る際に義手の拇指が切断者の体側に当たるといふ現象も軽減できる。

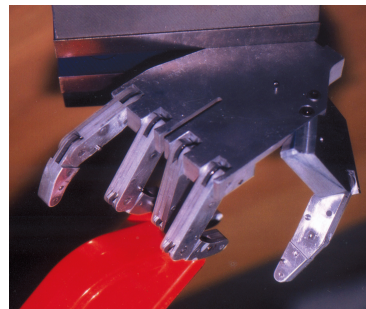
図 15 の b,c,d に他動的柔らかさ・異径断面物把持の様子を示す。



a 拇指外転による代償姿勢の減少



b ある指を制動, 他指は駆動する



c 他動的な柔らかさを持つ



d 異径断面物を把持できる

図 15 開発義手ハンドの特徴

### 4.3 より装飾性の高い補助手としての能動(電動)ハンドの提案

市販の装飾義手の内部に検証済みの把持機構を構築することを試みた。本ハンドは、株式会社佐藤技研製の装飾義手をベースとし、コスメティックグローブは意匠性が最も優れているシリコン製のものを使用した。装飾義手はコスメティックグローブとインナーハンドで構成されているが、今回はインナーハンドに改造を加えて把持機構を構築した。またサイズは女性用の一番小さいサイズを使用した。

構築した機構の外観を図 16 に示す。インナーハンドの手の甲部分をくり抜き、スライダ及びプーリユニットを配置して把持機構を作製した。またワイヤ巻取り歯車及びウォームギアを取り付けた DC モータを、動力源として手首部分に2個配置した。指のリン

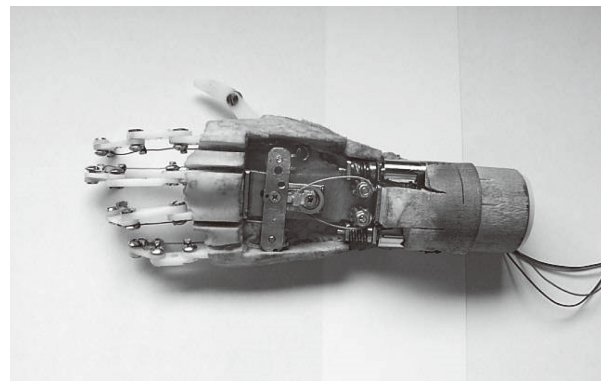
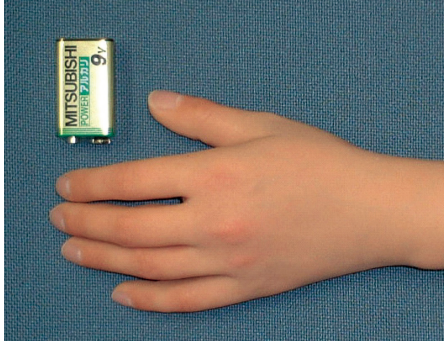


図 16 市販の装飾ハンドに構築した駆動機構

ク機構を構成する部材は、装飾義手で使用されていた部材をそのまま流用し、ワイヤを配置することで把持動作を可能とした。

図 17 に試作したハンドのアウトターを装着した外観



の様子を示す。加えてピン、異径物ともに指が対象物に馴染んでしっかりとした把持動作の実現の様子を図 18 に示す。

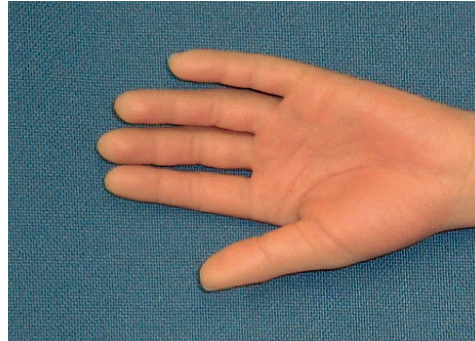
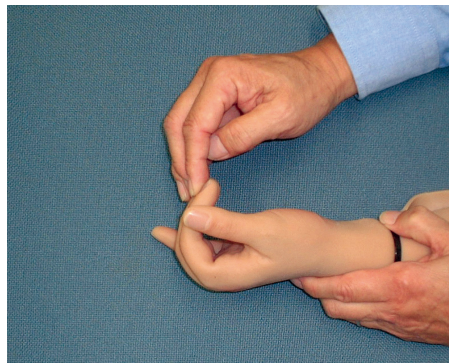


図 17 より装飾性の高い能動（電動）ハンドの外観を示す



ヒトへの接触時の優しさとワイングラスの把持も実現できる

図 18 他動的コンプライアンスと異径状物把持を示す

## 5 おわりに

以上、わが国の電動義手の研究・開発の代表例を過去の『義手を語る会 in Mihara』の発表演題から紹介し、併せて、筆者の最近の義手開発の実際につき述べた。

この良き機会を与えて頂いた学術誌編集委員会西田征治委員長に深謝いたします。

徳島大学医学部附属病院でのサリドマイド薬禍障害児の電動義手開発に携わって今日までライフワークとしての義手開発を継続して、今後も「能動（電動）装飾義手」の完成を目指して意を注いでいきたい。

## 参考文献

- 1) 武智秀雄：手足の不自由な人はどう歩んできたかー人権思想の変遷と義肢・装具のシンポー，東京，医学書院，1981
- 2) L. Loeffler, (平沢泰介 訳)：義手ーその起源と発達ー。大阪，パシフィックサプライ株式会社，

- 1986
- 3) 大西謙吾：電動義手の国外の動向，日本義肢装具学会誌，26：78-81，2010
- 4) 動力義肢の実用化研究班：厚生省特別研究ー動力義肢の実用化研究成果報告書ー，1971
- 5) 科学技術庁研究調整局：動力補装具等の開発に関する総合研究，1974
- 6) 科学技術庁研究調整局：マイクロコンピュータ制御による電動式全腕義手等の実用化に関する研究中間報告，1978
- 7) 加藤一郎ほか：電油式多自由度前腕義肢（ワセダハンドー9H3），バイオメカニズム4，東京大学出版会，139-146，1978
- 8) 野島元雄ほか：上肢高位切断者に対する電動義肢，日本災害医学会誌，21：447-560，1973
- 9) H. Funakubo et al：Japanese Research and Development of Portable Microcomputer System for Cooperative Control of Movement of Electrically Prosthesis, International Conference on Telemanipulators for the Physically Handicapped, 193

- 302, 1979
- 10) 野島元雄：義肢の進歩－特に本邦における上肢電動義手の研究の進歩について－. 日整会誌, 52 : 127 - 151, 1978
  - 11) 西岡研一：前腕用筋電義手ワイルドハンド (WIME HAND). 義手を語る会, 1 : 49 - 51, 2007
  - 12) 横井浩史：個性適応型筋電義手の開発とその適応. 義手を語る会, 1 : 9 - 14, 2007
  - 13) 辻敏夫：広島大学における義手開発の試み－過去から現在まで－. 義手を語る会, 1 : 3 - 8, 2007
  - 14) 吉川雅博：筋電を利用した手のリアルタイム動作推定. 義手を語る会, 1 : 17 - 22, 2007
  - 15) 本田雄一郎：ソケット内の圧力分布を利用した手指のポーズ認識. 義手を語る会, 2 : 27 - 31, 2009
  - 16) 斎藤之男：成長に合わせた幼児から成人までのコンピュータ技師の開発. 義手を語る会, 1 : 15 - 20, 2007
  - 17) 東原孝典：高松義肢製作所における電動義手の取組み. 義手を語る会, 1 : 21 - 28, 2007
  - 18) 大塚彰ほか：体内力原能動義肢ハンドの開発. 日本義肢装具学会誌, 15 : 332 - 339, 1999
  - 19) A. Otuka et al : Development ou internally powered functional prosthetic hand with a voluntary closing system and flexion and radial abduction ~ based on normal human grasping action ~. Procceeding of the 9<sup>th</sup> the IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, 405 - 410, 2000
  - 20) 大塚彰ほか：ヒトの運動解析に基づく義手に関する研究－能動・装飾ハンドの開発. 医科器械学, 72 : 220 - 227, 2002
  - 21) 大塚彰ほか：ワイヤ・プリー駆動ハンドの開発. 日本義肢装具学会誌, 17 : 130 - 134, 2001

# **History of the development of electric-powered upper-limb prostheses in Japan**

Akira OTSUKA

Department of Physical Therapy, Faculty of Health and Welfare,  
Prefectural University of Hiroshima

## **Abstract**

Japan's history of developing electric-powered upper-limb prostheses has its origins in their research and development for children with upper-limb malformations, which were initiated in the early 1960's to support children with thalidomide-related disabilities. Subsequently, some new types of electric-powered upper-limb prosthesis were developed by universities and research institutions, among which Japan's first electric-powered upper-limb prosthesis, WIME Hand, was based on that developed by a study group of Waseda University and placed on the market by Imasen Engineering Corporation in 1979. However, it was difficult to generalize its use due to problems, such as financial assistance. Even today, a large number of electric-powered upper-limb prostheses are being developed and studied in domestic universities and research institutions; for example, those based on myoelectric signal pattern recognition systems and multifunctional or esthetic but functionally simple prosthetic hands and fingers are representative. This paper reports such novel electric-powered upper-limb prostheses.

**Key words** : thalidomide-related disabilities, upper-limb amputation, Electric-powered upper-limb prostheses,  
Myoelectric signal, human-machine-system