

VR を利用した筋電義手操作トレーニングシステムの開発と 仮想 Box and Block Test の実現

芝 軒 太 郎^{*1} 村 上 隆 治^{*1} 島 圭 介^{*2}
辻 敏 夫^{*1} 大 塚 彰^{*3} 陳 隆 明^{*4}

A Task Training System for EMG-based Prosthetic Hand Using VR Technology and Virtual Realization of the Box and Block Test

Taro Shibasaki^{*1}, Takaharu Murakami^{*1}, Keisuke Shima^{*2},
Toshio Tsuji^{*1}, Akira Otsuka^{*3} and Takaaki Chin^{*4}

This paper proposes a virtual prosthetic hand (VH) and a virtual training system for controlling of electromyogram (EMG) prosthetic hands in virtual reality environment. The VH has human skin-like texture with 22 joints, and can realize a wide variety of human hand movements controlling each joint angle. Trainees can control it by using EMG signals and 3D position and posture measured from his or her forearm, and can perform training such as holding and moving virtual objects by controlling the VH voluntarily. In this paper, virtual box and block test (BBT) was developed as an example for operation training of the prosthetic hand. Experiments were conducted on five healthy subjects for five days. Manipulation ability of subjects were evaluated using seven indices calculated from the measured EMG signals and 3D position and posture during performing the virtual BBTs. Comparing the evaluated indices of the first and last days, four out of the seven indices show a significant difference at the 0.1% level, and one out of the seven at the 1% level. The results lead us to conclude that the proposed system could be used for operation training of EMG prosthetic hands.

Key Words: Prosthetic Hand, Virtual Training, Electromyogram, Neural Network, Box and Block Test

1. は じ め に

上肢切断者に対する生活支援の一環として、能動義手や筋電義手など様々な義手の処方が行われている。特に、筋電義手はその制御手段として人間の活動筋から計測できる筋電位 (Electromyogram: 以下, EMG と略記) 信号を利用する。EMG 信号に含まれる力の入れ具合や行う動作, 運動の硬さ・柔らかさなどの情報を精度良く識別できれば筋電義手を自らの手のように操作できる可能性があり, 数多くの研究開発が行われている [1]~[6].

人腕に匹敵する筋電義手の実現には, 義手の機能や制御方法

の充実のみならず, 上肢切断者自身が筋電義手を自由自在に操作するための訓練を行うことや適切な操作能力評価を受けることが必要不可欠である。従来, コンピュータ上で筋電義手の操作訓練やその評価を行うシステムが開発されており [7]~[13], 筋電義手操作に必要な EMG 信号の発生・分離の訓練や仮想的な義手の操作訓練が可能となっている。しかしながら, 実際の義手を装着した際に実施されるような作業の訓練と評価をコンピュータ上で同時に実現可能なシステムは検討されていない。

そこで本論文では, 実環境での筋電義手作業訓練に匹敵する訓練をバーチャルリアリティ (Virtual reality: 以下, VR と略記) 環境下で実現することを目的とし, 仮想的なハンド (Virtual hand: 以下, VH と略記) および義手作業訓練システムを提案する。このシステムは, VR 環境下に任意の物体を生成・配置することが可能であるため, 臨床現場における訓練の再現や VR 環境独自の訓練が実現できる。また, 計測したデータから操作者の作業能力・運動能力を定量的に評価可能である。

以下, 2 章で筋電義手操作トレーニングの現状と課題を述べ, 3 章で開発したトレーニングシステムについて説明する。4 章で仮想的に Box and Block Test (以下, BBT と略記) のトレーニング実験を実施し, 5 章で実験結果と考察を述べる。

原 2011 年 8 月 3 日

^{*1}広島大学大学院工学研究科

^{*2}広島大学大学院医歯薬学総合研究科

^{*3}県立広島大学保健福祉学部

^{*4}兵庫県立リハビリテーション中央病院

^{*1}Graduate School of Engineering, Hiroshima University

^{*2}Graduate School of Biomedical Sciences, Hiroshima University

^{*3}Faculty of Health and Welfare, Prefectural University of Hiroshima

^{*4}Hyogo Rehabilitation Center

■ 本論文は有用性で評価されました。

2. 筋電義手操作トレーニングの現状と課題

医療現場における筋電義手操作訓練では、実際に義手を装着して訓練を始める前に、まず療法士がEMG信号を計測するための適切な電極位置を経験的に決定し、筋機能の回復やEMG信号の随意制御を目的としたEMG信号制御訓練が行われる[14]。この際、多自由度の筋電義手を自由自在に制御するためには、少なくとも以下の3点を考慮した訓練が必要とされる[10]。

- 随意的に筋を収縮し、EMG信号を発生できること
- 複数の筋を協調させ、意図する動作のEMG信号パターンを再現できること
- 意図したタイミングで動作を実行できること

EMG信号制御訓練に関しては、これまでもいくつか検討がなされてきた[7]～[10]。例えばDupontら[7]のシステムやOtto Bock社製の筋電義手操作訓練システムであるMyo Boy[8]はEMG信号を安定して発生させるための随意的な筋収縮訓練を実現している。また、Soaresら[9]はモニタに表示された人腕モデルの画像を確認しながら複数の筋を協調して制御することにより、肘の屈伸、手首の回内外を訓練可能なシステムを提案している。さらに辻ら[10]は多自由度義手制御を目的とし、随意的な筋収縮、筋の協調制御、筋収縮のタイミングが訓練可能なシステム(EMG-Based Rehabilitation Aid: 以下、EBRAと略記)を提案し、実験によって訓練者のEMG信号制御能力が向上することを確認している。

ただし、これらのシステムはEMG信号の随意的な制御を主な目的としており、筋電義手を用いた作業については考慮されていない。日常生活での筋電義手使用を想定すると、訓練者個々に義手の使用用途や目的が異なり、その時々で手先の位置や姿勢が様々変化する。そのため、訓練によってEMG信号の随意的な制御が可能となったとしても、実際に筋電義手を装着した場合には目的の作業が困難となる問題がある。このことから、義手を装着した状態での作業訓練を長期間にわたって実施しなければ、日常生活において筋電義手を自由に制御することは困難である。

しかしながら、患者個々の訓練のための筋電義手を常備し、長期間の訓練および処方を実施可能な医療施設は限られる[14]。したがって、筋電義手を用いた作業訓練を代替可能なシステムがあれば非常に有用である。

実環境における筋電義手作業訓練を代替するためには、筋電義手を模擬する仮想的なハンドを開発し、それを用いた作業能力と運動能力を定量的に評価する必要がある。これに対し、Takeuchiら[11]やHauschildら[12]は、仮想的な義手を操作して物体の把持や解放が可能なシステムを実現している。しかしながら、これらのシステムは実施した作業を成功タスク数やタスク遂行時間などの単純な成功度合いのみで評価しており、訓練者のEMG信号の制御能力や運動スキルなどについては評価していない。人腕に匹敵する巧みな義手作業能力(例えば疲れにくい程度の力による物体把持や滑らかな運動など)の獲得には、訓練者の能力の的確な評価と適切な訓練指示が必要不可欠である。これに対し、福田ら[13]は二次元空間上での物体把持シミュレータを開発し、計測したEMG信号や位置データを用いて作業成績、

仮想義手の動作、筋電操作の三つの観点に基づく把持動作の詳細な解析を行っている。ただし、仮想義手の自由度が手の開閉のみと低く、多自由度義手を用いた物体の把持・解放等の作業訓練を行うことはできない。仮想環境下においてより有用な多自由度義手作業訓練システムを開発するためには、作業能力・運動能力を適切に評価できるトレーニングシステムの構築が求められる。

3. 筋電義手操作トレーニングシステム

提案するトレーニングシステムは、三次元VR環境内に存在するVHを訓練者から計測するEMG信号と位置・姿勢情報を利用して自由に操作できる。また、環境内の仮想物体を把持して移動させるなどの作業が可能である。以下、本システムで使用するハードウェア、およびVHと制御システムの詳細を示す。

3.1 ハードウェアおよびVirtual hand

Fig. 1に開発したトレーニングシステムのハードウェア構成を示す。本システムは、訓練者のEMG信号を計測するためのマルチテレメータと操作者の位置を計測する3D位置センサ、VR環境内のVHと物体を制御するコンピュータ、フィードバックディスプレイおよびスピーカから構成される。ディスプレイにはVHと訓練環境を構成する物体が表示されており、訓練者はVHを自らの腕の位置とEMG信号を変化させながら操作し、作業訓練を行う。

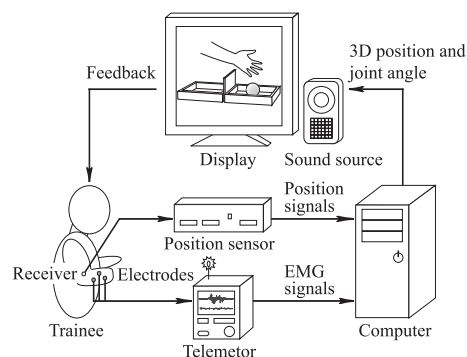


Fig. 1 Hardware components of the proposed system

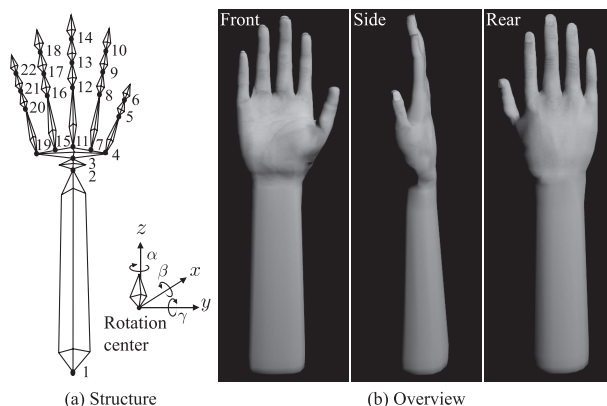


Fig. 2 Developed virtual hand (Right hand, palmar side)

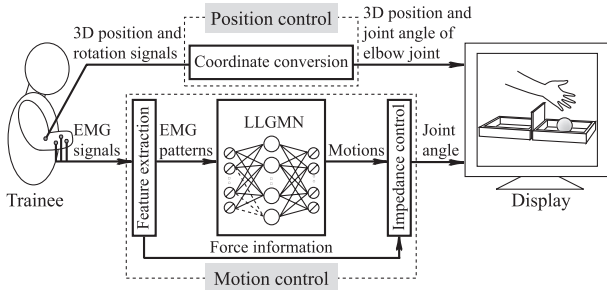


Fig. 3 Overview of the virtual hand control system

VH および訓練に使用する物体は、任意の形状・大きさの仮想物体を VR 環境内に生成・制御可能な 3D コンテンツ開発ソフトウェア Virtools [15] を用いて開発した。開発した VH のリンク構造および概観を Fig. 2 (a), (b) に示す。VH はヒトの手の構造に基づき、肘と手首および各指から構成される片手 22 関節の剛体リンク構造とした。また、リンク表面に人肌を模したテクスチャを貼付することで人腕のような自然な概観を実現している。これにより、各関節の初期角度・平衡角度を適切に設定することで現在広く普及している義手 [8] や 5 指を有する多自由度義手など、様々な多自由度義手の動きを再現することができる。各関節は三つの回転自由度 $[\alpha, \beta, \gamma]^T$ を有するボールジョイントとし、肘関節の三次元位置 $[x, y, z]^T$ を与えることで VH の三次元位置を制御できる。さらに、各関節と他の仮想物体の接触判定が可能である。Virtools はコンピュータから入力された情報を VH と物体に反映させ、60.0 [fps] でディスプレイに表示する。

3.2 Virtual hand 制御システム

Fig. 3 に VH 制御システムの構成を示す。VH 制御システムは、まず計測した EMG 信号に特徴抽出処理を施し、抽出した特徴からニューラルネットワークを用いて訓練者の意図する動作の識別を行う。識別した動作と筋力情報をもとに VH の関節角度を制御する。また、訓練者の手先の三次元位置と姿勢の情報を用いて 3D 空間上での VH の位置と姿勢を制御する。以下、各処理の詳細を示す。

3.2.1 EMG 信号の特徴抽出

訓練者から計測した L チャネル分の EMG 信号を A/D 変換 (サンプリング周波数: 1,000 [Hz]) し、各チャネルで全波整流を行う。次に、二次のデジタルバタワースローパスフィルタ (カットオフ周波数: 1.00 [Hz]) で平滑化処理を施し、このとき得られる時系列信号を $EMG_l(t)$ ($l = 1, 2, \dots, L$) とする。そして、各チャネルごとに正規化した $e_l(t)$ を次式のように定義する。

$$e_l(t) = \frac{EMG_l(t) - \overline{EMG_l^{st}}}{EMG_l^{\max} - \overline{EMG_l^{st}}} \quad (l = 1, 2, \dots, L) \quad (1)$$

ここで、 $\overline{EMG_l^{st}}$ は安静時における $EMG_l(t)$ の時間平均値、 $EMG_l^{\max}$ は事前に計測した各チャネルの最大随意筋収縮時の値を表す。その後、全チャネルの和が 1 となるように正規化し、動作識別に用いる特徴ベクトル $\mathbf{v}(t) = [v_1(t), v_2(t), \dots, v_L(t)]^T$ を算出する。

$$v_l(t) = \frac{e_l(t)}{\sum_{l'=1}^L e_{l'}(t)} \quad (2)$$

また、EMG 信号の振幅は訓練者の発揮する力の大きさを反映しているため、次式で定義する筋力情報 $F_{EMG}(t)$ を手先動作の発生・終了の判定とインピーダンス制御に利用する。

$$F_{EMG}(t) = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L e_l(t) \quad (3)$$

3.2.2 手先動作の識別

動作識別には、Tsuji らによって提案されたフィードフォワード型ニューラルネットワークの一種である、Log-Linearized Gaussian Mixture Network (以下、LLGMN と略記) [16] を用いる。LLGMN は混合正規分布モデルを対数線形化してネットワークに展開したものであり、サンプルデータが従う統計分布を学習的に推定できる。LLGMN の学習能力により、EMG 信号の個人差や電極位置のずれなどによる EMG 信号の変化に対応できる。

まず、あらかじめ訓練者に訓練対象とする動作 c ($c = 1, 2, \dots, C$) を実施させ、その特徴ベクトル $\mathbf{v}(t)$ を LLGMN に学習させる [3] [10] [16]。そして、学習後の LLGMN に新たな特徴ベクトル $\mathbf{v}(t)$ を入力することで、訓練者が行った動作が学習した動作のどれに属するかを事後確率 $\mathbf{Y}(t) = [Y_1(t), Y_2(t), \dots, Y_C(t)]^T$ として出力できる。

動作決定は、LLGMN の出力と筋力情報 $F_{EMG}(t)$ を用いて行う。 $F_{EMG}(t)$ をあらかじめ設定した閾値 F^{th} と比較し、 $F_{EMG}(t) \geq F^{\text{th}}$ であれば、LLGMN の出力である事後確率が最も高いものを識別結果とする。この際、あいまいな識別による誤動作を防止するために次式で定義するエントロピー $H(t)$ を利用する。

$$H(t) = - \sum_{c=1}^C Y_c(t) \log Y_c(t) \quad (4)$$

$H(t)$ をあらかじめ設定した閾値 H^{th} と比較し、 $H(t) < H^{\text{th}}$ であれば動作を決定する。また、 $H(t) \geq H^{\text{th}}$ であればあいまいな識別として決定を保留し、直前の識別結果を用いる。

3.2.3 VH のインピーダンス制御

人間の手を補綴する筋電義手は、義手自体の見た目に違和感がないことのみならず、その動作においても人間らしいことが望ましい。巧みな作業を実現する人間の手先の運動は、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こと [17] から、辻らは人間の手首のインピーダンス特性に基づいた義手の制御法を提案している [3]。本論文では、この制御法に基づき VH の関節角度の制御を行う。

まず、VH の各関節まわりの運動方程式を次式のように定義する。

$$M_i \ddot{\theta}_{i,r} + B_i(a(t)) \dot{\theta}_{i,r} + K_i(a(t)) (\theta_{i,r} - \theta_{i,r}^o) = \tau_i(t) \quad (5)$$

$\theta_{i,r}$, $\theta_{i,r}^o$ はそれぞれ関節角度とその平衡位置である。ただし、 i ($i = 1, 2, \dots, 22$) は Fig. 2 (a) に示した番号に対応する関節番号であり、 $r \in \{\alpha, \beta, \gamma\}$ は関節の回転自由度である。また、

Table 1 Initial joint angles and maximum equilibrium joint angles

i	$\theta_{i,r}^{st}$			$\theta_{i,r}^{max+}$	$\theta_{i,r}^{max-}$
	α	β	γ	γ	γ
1	0.00	0.00	0.00	—	—
2	0.00	0.00	16.0	—	—
3	0.00	0.00	8.0	—	—
4	75.0	0.00	-19.0	-5.00	-32.0
5	32.0	-30.0	5.00	—	—
6	-2.00	-10.0	0.00	—	—
7	0.00	0.00	-2.00	—	—
8	0.00	0.00	-16.0	-3.00	-62.0
9	0.00	0.00	-22.0	—	—
10	0.00	0.00	0.00	—	—
11	0.00	0.00	0.00	—	—

i	$\theta_{i,r}^{st}$			$\theta_{i,r}^{max+}$	$\theta_{i,r}^{max-}$
	α	β	γ	γ	γ
12	0.00	0.00	-19.0	-7.00	-61.0
13	0.00	0.00	-23.0	—	—
14	0.00	0.00	0.00	—	—
15	0.00	0.00	0.00	—	—
16	0.00	0.00	-19.0	-8.00	-61.0
17	0.00	0.00	-19.0	—	—
18	0.00	0.00	0.00	—	—
19	0.00	0.00	0.00	—	—
20	0.00	0.00	-19.0	-5.00	-60.0
21	0.00	0.00	-14.0	—	—
22	0.00	0.00	0.00	—	—

M_i , $B_i(a(t))$, $K_i(a(t))$ はそれぞれ慣性, 粘性, 剛性を表し, $a(t)$ は筋収縮レベル, $\tau_i(t)$ は肘と手首, 各指の発揮するトルクを表す. 筋収縮レベル $a(t)$ は, 筋力情報 $F_{EMG}(t)$ を用いて次式のように定義する.

$$a(t) = \frac{F_{EMG}(t)}{F_{EMG}^c} \quad (6)$$

F_{EMG}^c は事前に計測した各動作 c に対する最大随意筋収縮時の $F_{EMG}(t)$ である. このように表現される $a(t)$ は, 訓練者が動作 c を行っているときの筋の収縮レベル ($0 \leq a(t) \leq 1$) と見なすことができる. この $a(t)$ を用いて, 筋活動に伴う粘性および剛性の特性の変化を次式のような非線形モデルを用いて表現した [3].

$$B_i(a(t)) = b_{i,1}a(t)^{b_{i,2}} + b_{i,3} \quad (7)$$

$$K_i(a(t)) = k_{i,1}a(t)^{k_{i,2}} + k_{i,3} \quad (8)$$

また, 関節トルク $\tau_i(t)$ は筋収縮レベル $a(t)$ を用いて次式で定義する.

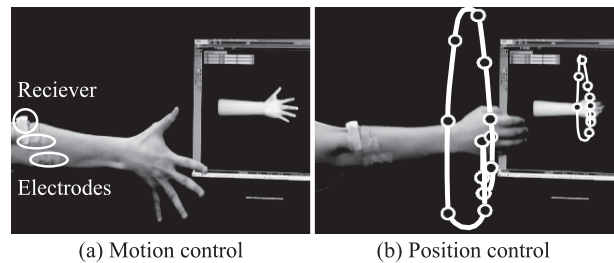
$$\tau_i(t) = a(t)\tau_i^{\max} \quad (9)$$

なお, $\tau_i^{\max}$ は各関節の発揮するトルクの最大値である. ここで, M_i , $b_{i,j}$, $k_{i,j}$ ($j = 1, 2, 3$), $\tau_i^{\max}$ はあらかじめ設定する定数であり, k_3 , b_3 は安静時の粘弾性に相当する. 本論文ではこれらの定数を辻 [3] が実験により計測した値を参考に試行錯誤的に決定した.

以上の制御法に基づき, 筋力情報から目標とする VH の関節角度を求め, これに対して追従制御を行うことで前腕の動作を実現する. なお, VH は全リンクの初期角度および平衡角度を任意に調節することで, 5 指を使って物体を包み込むような人間らしい把持動作や, 市販の筋電義手のピンチ (母指と他指でつまむ) 動作 [8] などを自由に実現可能である. 例えば, 制御する関節とその初期角度 $\theta_{i,r}^{st}$ および各回転自由度に対する正負の最大平衡角度 $\theta_{i,r}^{max+}$, $\theta_{i,r}^{max-}$ を **Table 1** に示すように設定した場合, VH の母指と他指は対立位をとり, 市販の筋電義手 [8] のようなピンチ動作が実現できる.

3.2.4 VH の位置と姿勢の制御

VH の位置と姿勢の制御は, VH の肘関節位置 $\mathbf{P}_{elbow}(t) \in \mathbb{R}^3$ および肘関節角度 $\theta_1(t) \in \mathbb{R}^3$ を制御することで行う. ここで, 訓練者が前腕切断者であることを想定し, 訓練者の肘窩付

**Fig. 4** Examples of the virtual hand control

近に取り付けた位置センサから計測した三次元位置 $[x', y', z']^T$ と位置センサの姿勢を表すオイラー角 $[\alpha', \beta', \gamma']^T$ を制御に用いる. なお, 今回用いた VR 環境の座標系は左手系に従うため, 右手系で計測されるデータを左手系に座標変換して用いる. また, 物体把持判定やトレーニング評価に用いるための手先位置 $\mathbf{P}_{hand}(t)$ を次式で定義する.

$$\mathbf{P}_{hand}(t) = \mathbf{P}_{elbow}(t) + A \begin{bmatrix} \cos \beta' \sin \gamma' \\ \sin(-\beta') \\ \cos \beta' \cos \gamma' \end{bmatrix} \quad (10)$$

ここで, A はあらかじめ設定する前腕の長さである.

3.3 制御例

開発したシステムを用いて VH を操作している様子を **Fig. 4** に示す. 操作者は右前腕に 6 対の電極, 右肘付近に位置センサのレシーバを装着している. VH のリンクの初期角度および平衡角度は人が自然に手を開閉させたときの手の形を再現できるように試行錯誤的に決定したものである. また, **Fig. 4 (b)** は腕を時計周りに回転させたときの様子を示しており, ○印は操作者と VH の中指の根元の位置を 0.1 [s] ごとにプロットしたものである.

このように, 開発したシステムは計測した EMG 信号から操作者の発揮した力や動作を推定し, 操作者の動作に対応して VH を制御可能である. また, 位置センサで計測した三次元位置とオイラー角を用いて手先姿勢/位置変化を追従・表現できる.

4. 実 験

4.1 仮想 Box and Block Test の実現

本論文では VR 環境下における作業トレーニングの一例として, Box and Block Test [18] を対象とした.

BBT は患者の上肢機能を客観的かつ定量的に評価するための手法であり, 筋電義手の操作能力評価にも用いられている. BBT のイメージ図を **Fig. 5** に示す. BBT は, 二つの箱, しきり, 多数の木製ブロックを使用する. 箱の大きさは縦 28.8 [cm], 横 28.8 [cm], 高さ 8.50 [cm] であり, 二つの箱の間に高さ 19.0 [cm] のしきりがある. 患者は片方の箱に無作為に配置されている一辺 2.50 [cm] のブロックを掴み, しきりを越えてもう片方の箱に移す. そして, 制限時間内に移すことのできたブロックの数によって患者の能力を評価する.

本論文では BBT を VR 環境内に再現することで, 訓練中に計測した EMG 信号や位置・姿勢情報から訓練者の能力を定量的に評価する. 構築した仮想 BBT の環境は, 箱, しきり, 球

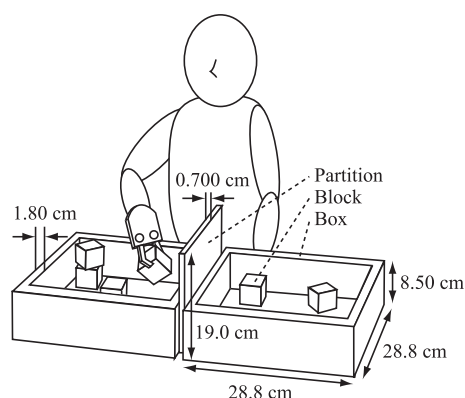


Fig. 5 Box and Block Test

体から構成される。把持対象物である球体は半径 $r = 3.00$ [cm] とし、右箱の中心に配置した。特に球体に対しては球体中心の三次元位置 $P_{\text{ball}}(t)$ を制御することで、VH で球体を押し動かす挙動や球体を把持する挙動を再現した。また球体解放時、球体が箱底より高い位置に存在する場合は自由落下するように位置制御を行った。VH で球体を把持するための条件は、1. 手先位置 $P_{\text{hand}}(t)$ と球体中心位置 $P_{\text{ball}}(t)$ の距離が p^{th} 以下、2. 筋力情報 $F_{\text{EMG}}(t)$ が $F_{\text{grasp}}^{\text{min}}$ 以上かつ $F_{\text{grasp}}^{\text{max}}$ 以下、3. 識別結果が握りとした。また識別結果が開きの場合に球体が解放されるものとした。ここで、 p^{th} 、 $F_{\text{grasp}}^{\text{min}}$ 、 $F_{\text{grasp}}^{\text{max}}$ はあらかじめ設定する定数である。

訓練者は VH を操作して右箱内にある球体を把持し、左箱内に移すというタスクを繰り返し実施する。その際、球体把持中にしきり・箱に衝突した場合や左箱外に球体を移した場合は失敗とした。作業が成功・失敗した際にはそれぞれに対応する音を鳴らし、訓練者にフィードバックした。作業の成功・失敗時、また球体を箱外へ押し出してしまった場合は球体が右箱の中心に再配置されることとした。

4.2 実験方法

構築した仮想 BBT システムを用いて連続した 5 日間のトレーニング実験を行った。被験者は健康大学生 5 名とし、EMG 信号を用いた機器操作の経験者 1 名（被験者 A、22 歳男性）、および未経験者 4 名（被験者 B～E、平均年齢：22.5 歳、標準偏差：0.58 歳、男性）とした。EMG 信号の計測は右前腕に装着した 4 対 ($L = 4$) の電極を用いて行った。電極位置は Ch. 1: 尺側手根伸筋、Ch. 2: 深指屈筋、Ch. 3: 総指伸筋、Ch. 4: 尺側手根屈筋付近の皮膚表面とし、マルチテレメータ (MT11, NEC 三栄社製、サンプリング周波数 1,000 [Hz]) を用いて EMG 信号を計測した。また右肘窩に位置センサ (IsotrakII, Polhemus 社製、位置精度 ± 2.4 [mm]、角度精度 $\pm 0.75^\circ$ 、サンプリング周波数 60 [Hz]) を装着し、三次元位置と姿勢を計測した。対象動作は開き (M_1)、握り (M_2)、背屈 (M_3)、掌屈 (M_4) の 4 動作 ($C = 4$) である。また、予備実験から動作発生・終了の判定閾値を $F^{\text{th}} = 0.200$ 、エントロピーの閾値を $H^{\text{th}} = 0.300$ とし、球体把持判定に用いるパラメータはそれぞれ $p^{\text{th}} = \sqrt{2}r$ 、 $F_{\text{grasp}}^{\text{min}} = 0.200$ 、 $F_{\text{grasp}}^{\text{max}} = 1.00$ とした。

まず、訓練初日は対象とする動作の発生・維持が十分可能と

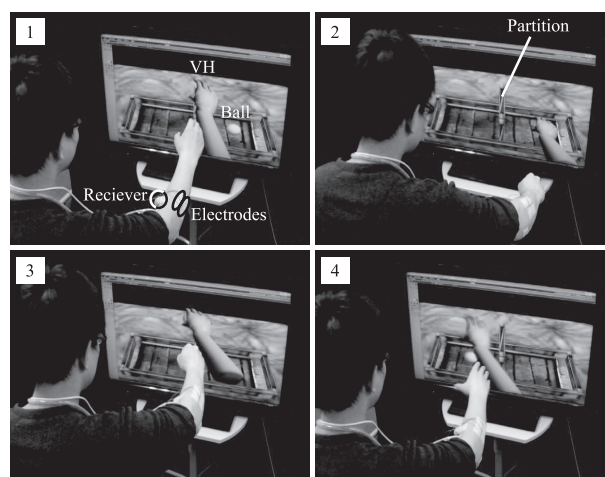


Fig. 6 Scenes from the virtual BBT training

なるように EBRA [10] を用いた訓練を実施した。各被験者は椅子に座り、前腕を机の上に置いた状態（着座姿勢）で 1 時間程度の訓練を行ったのち、EMG 信号制御の熟練度を評価するため、動作の識別率を検証した。動作識別率検証では着座姿勢および立った状態（直立姿勢）において各動作を 7 回ずつ無作為に提示し、被験者には提示された動作を 2 秒間維持するよう指示した。

2～5 日目は提案システムを用いて仮想 BBT トレーニングを実施した。BBT1 分間を 1 セッションとし、1 日に合計 10 セッション行った。事前に被験者にはタスクを可能な限り多く実行するよう指示した。また、VR 環境下における VH の挙動を確認させるため、BBT 開始前と 5 セッション終了後に 3 分間の練習時間を設けた。各訓練日の最後に訓練初日と同じ条件で直立姿勢での動作識別率検証を行った。

5. 結果と考察

仮想 BBT を用いた訓練の様子を Fig. 6 に、訓練中に計測した被験者 A のデータの一例を Fig. 7 に示す。Fig. 7 は訓練最終日の第 10 セッションの結果であり、横軸は時間、縦軸は上からそれぞれ計測した EMG 信号、筋力情報 $F_{\text{EMG}}(t)$ 、エントロピー $H(t)$ 、識別結果、位置センサより計測した位置と姿勢、球体位置、VH の動作する関節の角度を示している。なお、簡略化のため関節角度 θ に関しては、添字 (i, r) のみ記している。陰影をつけた領域は筋力情報 $F_{\text{EMG}}(t)$ から算出した動作発生区間である。図から、被験者はまず物体に近づき、3.7 [s] 付近で物体を把持した後に球体を移動させ、4 [s] 直後で物体を解放しており、被験者が一連の作業を繰り返し実現していることが分かる。6 [s] 付近で球体が初期位置に戻っているのは、中央にあるしきりに衝突してタスクを失敗したためである。

以下、各セッションの結果を (i) タスク遂行能力、(ii) 上肢運動制御能力、(iii) 筋力制御能力、(iv) 手先動作制御能力の四つの観点から評価する。なお特に記載のない限り、結果における各数値は平均値 $\pm$ 標準偏差を表す。

(i) タスク遂行能力の評価

成功したタスクの回数とその時間平均値を Fig. 8 (a), (b) に

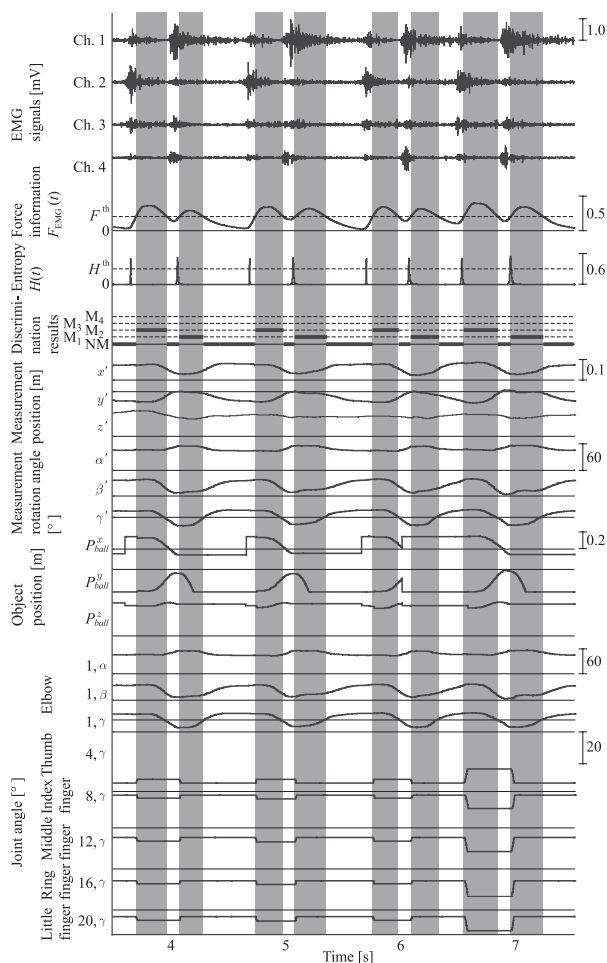


Fig. 7 An example of experimental results (Subject A)

示す. 図には訓練日ごとの全被験者の平均値を示しており, 参考として被験者 A (経験者) の平均値も併せてプロットしている. また, 各訓練日における全被験者の結果を Holm 法を用いて多重比較検定した. なお, 仮想 BBT 訓練は 2 日目以降に行ったため, 図には訓練 2 日目からの結果を示している. Fig. 8 (a), (b) から全被験者ともセッション数を重ねるにつれて成功タスク数は増加し, タスク実行時間は減少する傾向が見られる. 訓練 2 日目がそれぞれ 11.9 ± 7.11 [time], 1.58 ± 0.631 [s] であったのに対し, 訓練最終日ではそれぞれ 21.3 ± 6.12 [time], 0.898 ± 0.248 [s] となった. このことから提案システムによる作業を繰り返し行うことで, タスクを短時間で数多く実行できるようになることが分かる.

(ii) 上肢運動制御能力の評価

上肢運動制御能力は, 1 回のタスクで被験者が発揮する最大手先速度, および手先躍度の絶対値積分値 (以下, 簡単のため積分手先躍度と呼ぶ) をそれぞれタスク数で平均した値を用いて評価した. 積分手先躍度は Flash ら [19] の提案した躍度最小モデルを参考にし, 運動の滑らかさを評価する指標として用いた. なお, 積分手先躍度を算出する際には各タスクを同一基準で比較するために, そのタスクを成功するまでに要した手先移動時間を 1, 手先移動距離を 1 として正規化を行っている. 最大手先速度の結果を Fig. 8 (c) に示す. 図から, 最大手先速度はゆるやかな増加傾向が確認できる. しかしながら, 2 日目 (0.844 ± 0.164 [m/s]) から 3 日目 (0.968 ± 0.162 [m/s]) は大きく増加したのに対し, 3 日目以降は増加量が小さく, 有意差は認められなかった. また, 機器操作経験者である被験者 A の結果も 4 日目までは最大値付近となったものの, 5 日目は全被験者の平均値付近となっている. ただし, 成功タスク数 (Fig. 8 (a)) は 3 日目以降も増加傾向にあることから, 手先速度を徐々に

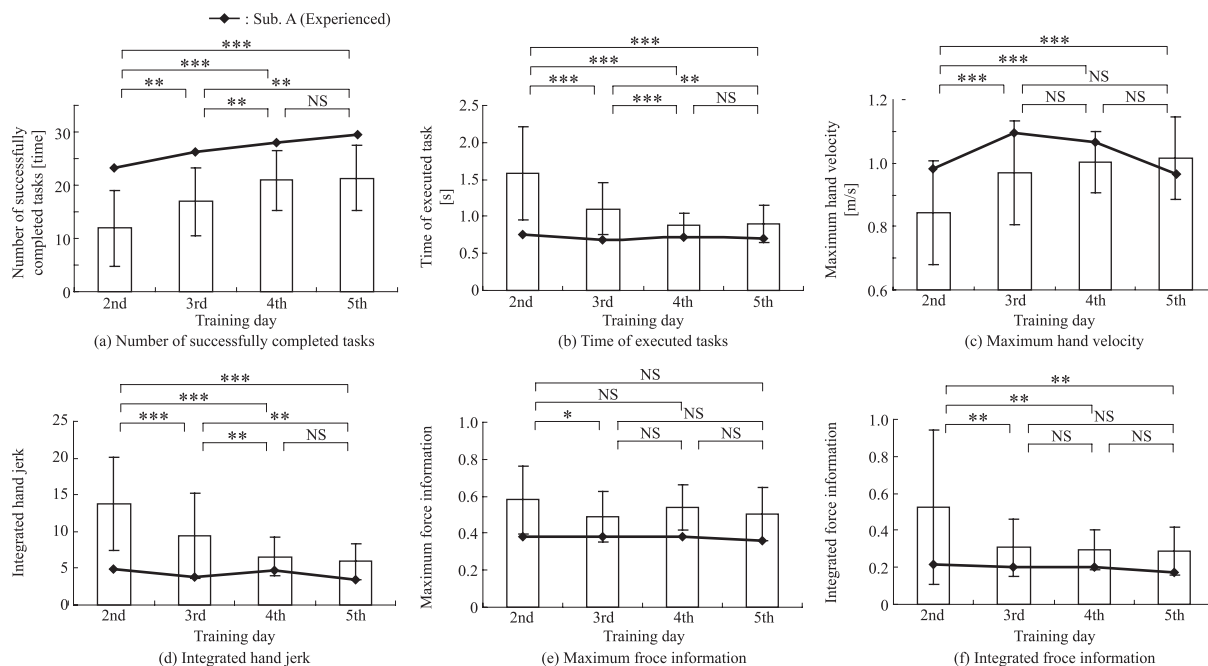


Fig. 8 Experimental results

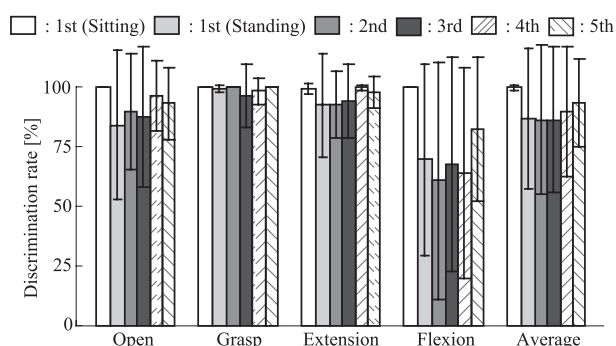


Fig. 9 Average discrimination rates of each motion. Motion discrimination experiments were conducted with the subjects sitting (on the first day, after EBRA training) and standing (from the first day to the fifth day)

減少させ、タスクの確実性を優先したものと考えられる。次に Fig. 8 (d) に示す積分手先躍度は、2 日目 (13.8 ± 6.34) から 3 日目 (9.41 ± 5.87) にかけては平均値が大きく減少し、さらに 4 日目 (6.57 ± 2.63), 5 日目 (5.90 ± 2.47) では標準偏差が小さくなっている。このことから、4 日間の訓練で全被験者が同程度の滑らかさの運動を実現できるようになったことが分かる。

(iii) 筋力制御能力の評価

各タスク中に被験者が発揮した最大筋力情報の平均値、および積分筋力情報の平均値を Fig. 8 (e), (f) に示す。図から最大筋力情報、積分筋力情報ともにゆるやかな減少傾向が見られる。このことから、BBT 中に少ない力でタスクを実行できるようになっていることが分かる。しかしながらどちらの指標も訓練 3 日目以降の結果に有意差は認められなかった。特に最大筋力情報は単調に減少しておらず、3 日目 (0.488 ± 0.134) と比べて 4 日目 (0.538 ± 0.122) が増加している。これは球体を把持する際に発生した筋力情報 $F_{EMG}(t)$ が閾値 F_{grasp}^{min} を越えなければ球体を掴めないために、訓練者が意識して大きめの力を発生させて物体把持を行ったと予想される。実際に義手を使用する際には疲れにくい程度の軽い力で動作を行う必要があるが、本実験では仮想 BBT を行う際の力加減は指示しておらず、また被験者の発揮した力のフィードバックは行っていないため、適切な力加減を獲得できなかったものと考えられる。

(iv) 手先動作制御能力の評価

Fig. 9 に Ebra による訓練を約 1 時間実施したあとに着座姿勢、直立姿勢で計測した動作識別率 (訓練初日)、および仮想 BBT 訓練を 10 セッション終えたあとに直立姿勢で計測した動作識別率 (2 日目～5 日目) を示す。Fig. 9 の結果から、Ebra を用いた訓練により着座姿勢においては $99.9 \pm 1.10\%$ の動作識別率を実現できることが分かる。しかしながら、直立姿勢では $86.7 \pm 29.2\%$ となり、識別率が低下している。これは直立姿勢において自身の腕を支える筋力を発揮し、EMG 信号が変化したためだと考えられる。それに対して 2～5 日目の提案システムを用いた訓練後においては動作識別率が緩やかに増加する傾向が見られ、5 日目訓練後の動作識別率は $93.3 \pm 18.2\%$ となった。これにより、BBT を行うことで直立姿勢の動作制御能力が多少向上したことが分かる。ただし、動作識別率の増加は 6.63%と

小さく、また各訓練日間の結果に有意差は得られなかった。これは今回の提案システムによる訓練では動作維持の必要性がなく、実行した動作を維持する能力があまり向上しなかったと考えられる。さらに仮想 BBT 訓練時は右箱で握り動作、左箱で開き動作を行うため、動作位置が限定されるのに対し、動作識別率検証実験時は様々な位置で動作をする必要があったことも影響している。

以上のように、提案システムを用いることで実際の義手制御能力評価に用いられている BBT を再現可能なことが明らかになった。また、(i) タスク遂行能力の評価、(ii) 上肢運動制御能力の評価、(iii) 筋力制御能力の評価、(iv) 手先動作制御能力の評価という観点から、作業能力の向上のみならず運動の質を定量的に評価可能となった。このとき、訓練時間は 1 日 1, 2 時間程度であり、1 週間程度の訓練によって作業能力の向上が認められた。また、今回の実験では義手を装着せずに訓練を行ったが、上肢切断者では義手の重量が訓練に影響を与える可能性があるため、仮想訓練においても仮義手を装着するなどの工夫が必要である。今後はフィードバック情報の追加と動作維持訓練を導入し、訓練効果を高めていくとともに、適切な訓練回数や日数について検討する。

6. まとめと今後の課題

本論文では、筋電義手操作訓練を目的とした VR 環境下における作業訓練システムを提案するとともに、そのプロトタイプを開発した。このシステムは EMG 信号と位置センサを用いて多自由度義手モデルである VH を操作し、任意の物体を生成・制御可能な仮想訓練環境の中で様々な作業訓練を行うことができる。また、作業訓練の一例として Box and Block Test を構築し、被験者 5 名に対して 5 日間のトレーニング実験を実施した。その結果、BBT 訓練初日と最終日の成功タスク数、タスク実行時間、最大手先速度、積分手先躍度が有意水準 0.1%、積分筋力情報が有意水準 1% で有意差が認められ、提案システムを筋電義手操作訓練に利用できる可能性を示した。

今後は適切なフィードバックの追加や動作維持のトレーニングの導入を検討し、システムの改善を図る。また上肢切断者を対象に実験を行い、義手の重量が訓練に与える影響度を調査するとともに適切な訓練回数や日数の検討を行う予定である。

参考文献

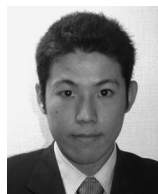
- [1] R.B. Jerard, T.W. Williams and C.W. Ohlenbusch: "Practical Design of an EMG Controlled Above Elbow Prosthesis," Proceedings of the 1974 Conference on Engineering Devices in Rehabilitation, p.73, 1974.
- [2] S.C. Jacobson, D.F. Knutti, R.T. Johnson and H.H. Sears: "Development of the Utah Artificial Arm," IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol.29, no.4, pp.249-269, 1982.
- [3] 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メテック制御", 日本機械学会論文集 C 編, vol.66, no.648, pp.2764-2771, 2000.
- [4] 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.
- [5] M.C. Carrozza, G. Cappiello, S. Micera, B.B. Edin, L. Beccai and C. Cipriani: "Design of a cybernetic hand for perception

- and action,” *Biological Cybernetics*, vol.95, no.6, pp.629–644, 2006.
- [6] 辻敏夫, 島圭介, 村上洋介: “筋シナジーに基づく複合動作のパターン識別”, *日本ロボット学会誌*, vol.28, no.5, pp.606–613, 2010.
- [7] A.C. Dupont and E.L. Morin: “A Myoelectric Control Evaluation and Trainer System,” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol.2, pp.100–107, 1994.
- [8] Otto Bock web page, <http://www.ottobock.com/>
- [9] A. Soares, A. Andrada, E. Lamounier and R. Carrijo: “The Development of a Virtual Myoelectric Prosthesis Controlled by an EMG Pattern Recognition System Based on Neural Networks,” *Journal of Intelligent Information Systems*, vol.21, no.2, pp.127–141, 2003.
- [10] 辻敏夫, 福田修, 大塚彰, 金子真: “義手制御を目的とした筋電操作トレーニングシステム”, *電子情報通信学会論文誌 D-II*, vol.J83-D-II, no.10, pp.2030–2039, 2000.
- [11] T. Takeuchi, T. Wada, M. Mukobaru and S. Doi: “A Training System for Myoelectric Prosthetic Hand in Virtual Environment,” *IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, pp.1351–1356, 2007.
- [12] M. Hauschild, R. Davoodi and G.E. Loeb: “A Virtual Reality Environment for Designing and Fitting Neural Prosthetic Limbs,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol.15, no.1, pp.9–15, 2007.
- [13] 福田修, 卜楠, 上野直広: “仮想義手制御システムを利用した把持動作の評価”, *計測自動制御学会論文集*, vol.46, no.9, pp.578–585, 2010.
- [14] 陳隆明: *筋電義手訓練マニュアル*, pp.28–30, 株式会社全日本病院出版会, 2006.
- [15] Virtools web page, <http://www.3ds.com/products/3dvia/3dvia-virtools/>
- [16] T. Tsuji, O. Fukuda, H. Ichinobu 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, Application and Reviews*, vol.29, no.1, pp.60–72, 1999.
- [17] T. Tsuji, P. Morasso, K. Goto and K. Ito: “Human Hand Impedance Characteristics during Maintained Posture in Multi-Joint Arm Movements,” *Biological Cybernetics*, vol.72, pp.475–485, 1995.
- [18] V. Mathiowetz, G. Volland, N. Kashman and K. Weber: “Adult Norms for the Box and Block Test of Manual Dexterity,” *The American Journal Occupational Therapy*, vol.39, no.6, pp.386–391, 1985.
- [19] T. Flash and N. Hogan: “The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model,” *The Journal of Neuroscience*, vol.5, no.7, pp.1683–1703, 1985.



芝軒太郎 (Taro Shibasaki)

2008 年徳島大学工学部知能情報工学科卒業。2010 年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。現在同大学大学院工学研究科博士課程後期在学中。日本学術振興会特別研究員 (DC2)。筋電義手、生体信号解析、次元削減などの研究に従事。IEEE 学生会員。(日本ロボット学会学生会員)



島 圭介 (Keisuke Shima)

2005 年広島大学工学部第二類卒業。2007 年同大学大学院工学研究科博士課程前期修了。2009 年同博士課程修了。2007–2008 年日本学術振興会特別研究員 (DC1)。現在同特別研究員 (PD)。博士 (工学)。日本医療機器学会論文賞 (2008), Honorable Mention awarded for the student paper presented at 2008 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics などを受賞。生体信号解析, ニューラルネット, ヒューマンインタフェースなどの研究に従事。IEEE, 電子情報通信学会などの会員。



大塚 彰 (Akira Otsuka)

1972 年高知リハビリテーション学院卒業。2002 年広島大学大学院工学研究科博士課程後期修了。博士 (工学)。徳島大学医学部附属病院, 愛媛大学医学部附属病院などを経て, 1995 年県立広島大学保健福祉短期大学教授, 2000 年広島県立保健福祉大学教授。現在 (県立広島大学教授) に至る。日本義肢装具学会土屋和夫論文賞 (2000), 日本義肢装具学会飯田賞本賞 (2003), 医科器械学論文賞 (2003) などを受賞。義手を含む福祉用具の開発研究に従事。日本義肢装具学会, 日本リハビリテーション医学会, 日本理学療法士協会などの会員。



村上隆治 (Takaharu Murakami)

2010 年広島大学工学部第二類卒業。2012 年同大学大学院工学研究科博士課程前期修了。在学中は筋電義手操作トレーニングの研究に従事。



辻 敏夫 (Toshio Tsuji)

1985 年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同大学工学部助手, 同助教授を経て, 2002 年より同大学大学院工学研究科教授。現在に至る。工学博士。本会学術奨励賞 (1986), 論文賞 (2002), バイオメカニズム学会論文賞 (1990), 日本義肢装具学会論文賞 (2000), 日本医科器械学会論文賞 (2003), the K.S.Fu Memorial Best Transactions Paper Award of the IEEE Robotics in 2003, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門学術業績賞 (2004) などを受賞。人間とロボットの運動制御, 生体信号解析, ニューラルネット, ヒューマン・マシンシステムなどの研究に従事。IEEE, 日本人間工学会, バイオメカニズム学会, 日本機械学会, 電気学会などの会員。(日本ロボット学会正会員)



陳 隆明 (Takaaki Chin)

1986 年徳島大学医学部卒業。神戸大学整形外科講座入局。1987–1991 年神戸大学医学部大学院博士課程修了。神戸大学大学院医学博士。1990–1992 年マックギル大学 (カナダ) 留学, 客員研究員。1992 年から兵庫県立総合リハビリテーションセンター整形外科医長兼リハビリテーション科医長を経て 2006 年より部長。2007 年から神戸大学大学院客員准教授。国際義肢装具協会 (International Society for Prosthetics and Orthotics) 日本支部会長, 国際義肢装具協会 (International Society for Prosthetics and Orthotics) フェロー, 日本義肢装具学会副会長, 日本義肢装具学会理事, 日本義肢装具学会評議員, 日本リハビリテーション学会評議員, 日本脊髄障害医学会評議員, 日本整形外科学会専門医, 日本リハビリテーション学会専門医・指導責任者。2001 年飯田賞奨励賞 (日本義肢装具学会), 2006 年飯田賞本賞 (日本義肢装具学会)。