

EMG 信号と触覚刺激を用いた Human-Human Interface

島 圭介*・植野 岳**・Erhan AKDOGAN***
辻 敏夫**・長谷川 正哉****・大塚 彰****

A Human-Human Interface Using EMGs and Tactile Stimulation

Keisuke SHIMA*, Gaku UENO**, Erhan AKDOGAN***,
Toshio TSUJI**, Masaki HASEGAWA**** and Akira OTSUKA****

This paper proposes a novel human-human interface (HHI) using electromyograms (EMGs) and tactile stimulation as an interactive communication tool between human and human. In this system, EMGs is utilized to measure muscle conditions of human, and then the muscle force and muscular coordination are evaluated based on EMGs. Evaluated results are converted to stimulation signals, and then sent to another human as tactile stimulation for interactive communication. For accurately communication, stimulation signals are generated based on human sensory characteristics. In the experiments, utilizing small oscillators as tactile stimulators, human sensory characteristics for stimulation amplitudes and effective oscillation patterns for multi-channel stimulation were investigated. Muscle condition during forearm motions of an imaginary therapist was also evaluated and sent to an imaginary patient for verification of the proposed method. The results lead us to conclude that the proposed HHI could use to communication tool for motor function rehabilitation.

Key Words: tactile stimulation, vibration stimulation, sensory characteristics, interactive communication, electromyogram

1. はじめに

人間の意思を機械に伝えるためのヒューマン・マシン・インタフェースは現在まで数多くの研究が行なわれており、人間から機械へ、機械から人間への効果的な情報伝達の方法がさまざまに検討されている。

近年では、人間の生体生理情報を利用することで、直感的に機械へ意思伝達できるものが多く提案されている。たとえば、北村ら¹⁾や Fukuda ら²⁾、Yang ら³⁾は計測した筋電位 (Electromyogram: 以下, EMG) から被験者の動作を推定し、識別結果に応じたロボットハンドの制御を実現している。ま

た、水口ら⁴⁾は音声認識を用いて電動車椅子の操作を行なっている。一方、機械から人間の体感的な情報提示方法として体性感覚を利用した研究が行なわれている。太田ら⁵⁾は振動を用いた文字情報の触覚提示を行なっており、南澤ら⁶⁾は重さや慣性を提示可能な触覚ディスプレイを開発している。

このようなインタフェース技術は、複数の人間間の内部状態などの情報伝達手段として利用できる可能性がある。本論文では、このような人間と人間間の情報伝達について考える。

たとえば、運動機能リハビリテーションにおいては、訓練中の患者に対して複数の筋の収縮状態や身体運動状態を理学療法士・作業療法士 (以下, 療法士) が評価し、理想的な運動や筋収縮の度合いなどを患者に伝達することが必要である。この際、療法士は視診や触診により筋の収縮状態を評価しながら、運動に関連する筋付近の皮膚を触る、軽くたたくなどを行なうことで各筋の協調的な筋の収縮を指示している⁷⁾。しかしながら、触診や口頭によって多数の筋の収縮度合いを正確に評価することや、各筋の協調した収縮を的確に伝えることは非常に困難である。このようなケースにおいては、患者-療法士間の情報伝達を支援する技術があれば非常に有用であると考えられる。

本論文では、人間と人間の相互の情報伝達の新しい手段として Fig. 1 に示す EMG 信号と触覚刺激を用いた Human-Human Interface (以下, HHI) を提案する。提案法は EMG 信号を用いて筋の収縮状態を定量的に評価し、人間の感覚特

* 広島大学大学院医歯薬保健学研究院 広島市南区霞 1-2-3

** 広島大学大学院工学研究院 東広島市鏡山 1-4-1

*** イェルディズ工科大学電子機械工学部
トルコ共和国イスタンブール

**** 県立広島大学保健福祉学部 三原市学園町 1-1

Graduate School of Biomedical & Health Sciences,
Hiroshima University, 1-2-3 Kasumi, Minami-ku,
Hiroshima

** Graduate School of Engineering, Hiroshima University,
1-4-1 Kagamiyama, Higashihiroshima

*** Mechatronics Engineering Department, Yildiz Technical
University, Istanbul, 34349 Turkey

**** Faculty of Health and Welfare, Prefectural University
of Hiroshima, 1-1 Gakuencho Mihara

(Received October 18, 2011)

(Revised May 16, 2012)

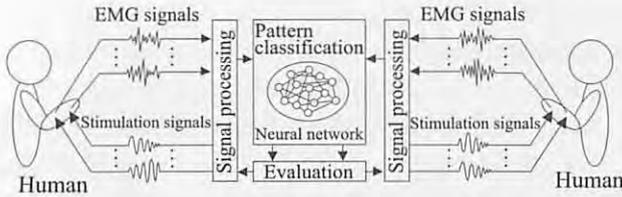


Fig. 1 Concept of Human-Human Interface (HHI)

性に基づく触覚提示を用いて運動状態や筋収縮などの情報を体感的に伝達する。提案 HHI を用いることで、たとえばリハビリテーションなどにおける療法士-患者間の情報共有を促進して効果的な訓練の実施が期待できる。

以下、2 章では関連する従来研究を紹介し、3 章で本論文で開発したプロトタイプシステムについて述べる。4 章では人間の触覚刺激に対する知覚特性の評価実験について説明する。5 章では、人間の知覚特性を取り入れたシステムによる情報伝達実験について述べ、最後にまとめる。

2. 関連研究

古くからヒューマン・マシン・インタフェースの研究はさまざまに行なわれており、前述のように北村ら¹⁾や Fukuda ら²⁾、Yang ら³⁾は計測した EMG 信号からニューラルネットワークやサポートベクターマシンを用いて被験者の動作(手の握り、開きなど)を推定し、識別結果に応じたロボットハンドの制御を実現している。また、山海ら⁸⁾は複数の筋の EMG 信号から使用者の動作を推定し、運動補助を行なう外骨格型装置を提案しており、武田ら⁹⁾は EMG 信号を利用した音楽インタフェースの開発を行なっている。

また、ヒューマン・マシン・インタフェースの技術をリハビリテーションに応用し、定量的・効果的な訓練の実施を目指したさまざまな試みがある。たとえば Hunt ら¹⁰⁾は、歩行訓練に両足の運動を補助するロボットを取り入れることで下肢筋力や心肺機能の回復効果があることを示した。同様に Krebs ら¹¹⁾は手首運動訓練に対する脳卒中患者の上肢麻痺への回復効果を、Song ら¹²⁾は EMG 信号を利用した上肢運動訓練に対する脳卒中への回復効果を示している。さらに、関節可動域の改善を支援する CPM (Continuous Passive Motion) 装置¹³⁾や EMG 信号と電気刺激を用いた PAS システム (オージー技研株式会社)¹⁴⁾などは医療現場で広く利用されている。

一方、複数の人間間のインタフェースに関しては、たとえば Billinghamst ら¹⁵⁾が遠隔地の共同作業にウェアラブルコンピュータを用いた情報共有を行なうことで作業の効率化を実現した。葛岡ら¹⁶⁾は、作業の遠隔指示をロボットを用いて行なうことで、指示者と作業者間の効率的な情報伝達を行なっている。また、宮部¹⁷⁾らはネットワークを介したテキストベースのリアルタイムコミュニケーションにおいて人が許容できる応答時間について調査を実施している。しかしながら、これらの研究では人間から人間へ運動情報や筋の収縮状態などを伝達することはできない。

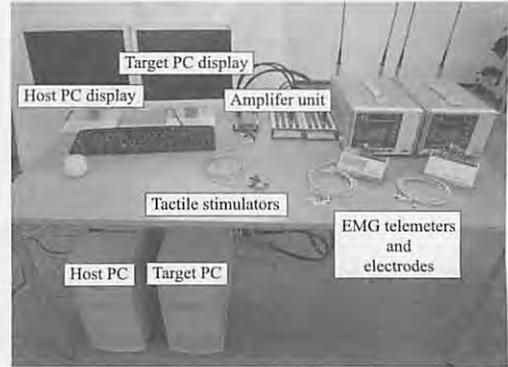


Fig. 2 Overview of the developed prototype system



Fig. 3 Tactile stimulators¹⁸⁾

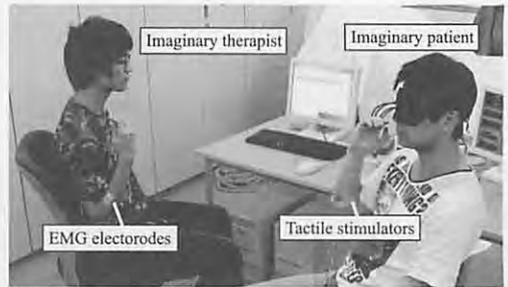


Fig. 4 Communication scene using the prototype system

これに対して本論文では、人間と人間の相互の情報伝達の新しい手段として EMG 信号と触覚提示を用いた HHI を提案する。EMG 信号を用いて筋の収縮状態を定量的に評価し、人間の感覚特性に基づく触覚提示を用いて情報を体感的に伝達する。提案 HHI を用いることで、運動時の各筋の使い方を定量的に伝達・訓練できる可能性がある。

3. 開発したプロトタイプシステム

Fig. 2 にプロトタイプシステムの概観を示す。プロトタイプシステムは EMG テレメータ、触覚刺激装置、信号増幅回路、制御 PC から構成される。触覚刺激装置の制御には MATLAB の xPC Target を用いる。xPC Target は 2 台の PC を使い、1 台をプログラムの設計用 (Host PC)、もう 1 台を制御用 (Target PC) として用途を分けることでリアルタイム制御が可能である。触覚刺激装置には Fig. 3¹⁸⁾ に示す小型振動刺激装置 (以下、振動子) を用いる。また、療法士と患者の EMG 信号を Fig. 2 に示す生体電極を用いて計測し、

Target PC を用いて評価を行なう。そして、評価結果に基づいて制御信号を信号増幅回路で増幅し、振動子をリアルタイムに制御する。Fig. 4 にシステムを用いた実験風景を示す。図は EMG 信号と振動子を用いて、仮想的に設定した療法士の動作を仮想的な患者に伝達しているところである。仮想患者は目隠しをしているため、仮想療法士の動作を見ることはできない。しかしながら、振動によって仮想療法士の動作を判断し同様の動作を行なっている。

プロトタイプシステムのソフトウェアは信号計測・処理部、パターン識別・評価部、刺激制御部の3つの処理部から構成される。以下、各処理部の詳細を示す。

3.1 信号計測・処理部

筋の収縮状態の伝達に際し、療法士・患者の双方の EMG 信号を計測し、筋の収縮度合いを表わす筋力情報と、複数の筋における筋収縮の協調性を表わす筋協調情報を抽出する。まず、運動を行なう際に関係する筋の位置を決定し、療法士、患者双方にそれぞれ L 対の生体電極を貼付する。電極を用いて計測した L 対分の EMG 信号は A/D 変換 (サンプリング周波数: f_s [Hz]) し、チャネルごとに全波整流した後、2 次のローパスバターフスフィルタ (カットオフ周波数: f_c [Hz]) を用いて平滑化処理を施す。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。各チャネルごとに正規化したものを $E(t) = [E_1(t), E_2(t), \dots, E_L(t)]^T$ と定義する。

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

ここで、 $\overline{EMG_l^{st}}$ は安静時における $EMG_l(t)$ の時間平均、 EMG_l^{max} は事前に計測した各チャネルの最大随意収縮時の値を表わす。その後、全チャネルの和が1となるように正規化したものを、EMG パターンとしてパターン識別・評価部の入力に用いる。また、EMG 信号の振幅は力の大きさを反映しているため、動作の発生と終了の判断には以下に定義する筋力情報 $F_{EMG}(t)$ を用いる。

$$F_{EMG}(t) = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L E_l(t) \quad (2)$$

ここで $F_{EMG}(t)$ があらかじめ設定した力の閾値 F_{th} を超えた時刻を動作発生と定義する。

3.2 パターン識別・評価部

運動訓練時には、患者が筋を正しく使えているかどうかを評価する必要がある。各筋の収縮状態の特徴は EMG パターンに現れているため、Tsuji らが提案した確率ニューラルネットワーク Log-Linearized Gaussian Mixture Network (以下、LLGMN)¹⁹⁾を用いて評価する。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、学習データが従う統計分布を学習的に推定することができる。LLGMN の高い学習能力により、個人差による EMG 信号の違い、電極位置のずれ、疲労や発汗などによる EMG 信号の変化に対応することができる。学習後のネットワークは、新

たな EMG パターンを入力することで、学習した各動作に対する事後確率を出力する。事後確率の最も高い動作を用いれば、EMG パターンから使用者の動作を推定可能である²⁾。

本論文では、LLGMN に訓練対象動作の理想的な EMG パターン (療法士から計測した EMG パターン) を学習させる。そして患者に動作を実施させ、学習後の LLGMN に患者の EMG パターンを入力する。これにより、患者の EMG パターンが療法士の EMG パターンにどれくらい近いかを事後確率として算出できる。患者の行なう動作と目標動作を比較することで、患者が正しく筋を収縮できているかの評価が可能となる。このように、LLGMN を用いることで患者の動作を療法士の EMG パターンに基づいて定量的に評価できると考えられる。

3.3 刺激制御部

運動情報を触覚に提示するために、プロトタイプシステムでは振動刺激を用いる。振動は痛みを伴わない安全な刺激であり、ある程度の強度範囲であれば刺激を提示されている間でも随意的な運動が可能である。触覚刺激装置としては Fig. 3 に示す振動子 VBW32C25 (Audiological Engineering Corp 製、サイズ: $1 \times 0.73 \times 0.42$ inch (長さ×幅×厚さ)、重さ: 6.5 g、振動周波数: 100~800 Hz) を用いる。振動子は最大振幅 I_{max} [m/s^2] (振動周波数: f_l [Hz]) 以下の任意の振幅 (以下、振動量) で制御可能である。また、振動刺激を与える際には、連続して振動を提示することによる順応を防ぐために、 t_s [s] 振動するごとに t_d [s] のインターバルをはさむ²⁰⁾。療法士と患者双方から得られた EMG パターンと評価結果に基づき、筋力情報を振動の振幅、筋協調情報を複数振動子の振動パターンに対応させて振動子を制御する。そして、人間の振動刺激に対する感覚特性を考慮して振動子を制御することで、定量的かつ効果的な情報伝達を図る。

4. 振動知覚特性の評価

開発したプロトタイプシステム用いて運動情報を振動刺激により伝達できるかどうかを確認するため、振動に対する人間の知覚特性の同定実験を実施した。実験では最大振幅 I_{max} を $42 m/s^2$ 、振動周波数 f_l を人間が最も振動を感じやすいとされる $250 Hz$ ²⁰⁾ に設定した。

4.1 振動量知覚実験

まず、筋の収縮度合いを振動量に変換して伝達することを想定し、振動量に対する身体各部位の知覚特性を調査した。

(1) 実験条件

感覚尺度構成法として広く用いられているマグニチュード推定法²¹⁾を採用し、振動量に対する知覚特性を調べた。被験者は健康な男子大学生7名 (A~G、平均年齢: 21.1、標準偏差 0.4) とし、刺激部位は Fig. 5 に示す右上肢8箇所の筋付近 (総指伸筋、橈側手根屈筋、尺側手根屈筋、尺側手根伸筋、上腕二頭筋、上腕三頭筋、大胸筋、僧帽筋) とした。振動量は10段階に設定し ($4.2 \sim 42 m/s^2$ 、刻み幅: $4.2 m/s^2$)、5段階目の振動量を標準刺激とした。また、 t_s を $0.5 s$ 、 t_d を

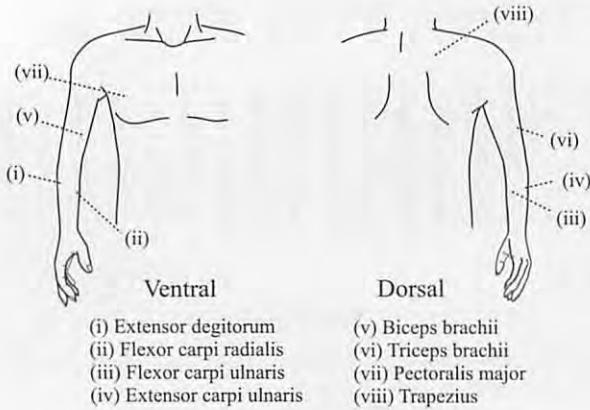


Fig. 5 Locations of stimulation

0.25 s に設定した。実験では最初に標準刺激を提示し、その後間隔を空けて各段階の刺激を提示した。刺激の提示時間および間隔は 5 s とした。被験者には、標準刺激で感じた大きさを 100 とし、提示された刺激の大きさを数値で答えさせた。これを 1 試行とし、10 段階の振動量の各段階を 1 回ずつ無作為に提示した。各 10 段階の振動提示を 1 セットとして実験を行なった。

(2) 結果と考察

Fig. 6 に代表的な被験者 3 名分の結果を示す。図はすべてのセットで平均値を求めたものを示しており、各線はそれぞれの刺激箇所による知覚実験の結果である。図の横軸は提示した振動量、縦軸は標準刺激の大きさを 100 とし、被験者が答えた値 (以下、感覚量) を表わしている。このとき、各被験者は与えた最小の振動量は知覚することができず、知覚できた最小の振動量 (以下、刺激閾) は 7 m/s^2 付近となった。図から、被験者間および各部位において知覚の特性がおおよそ同様の傾向を示しており、各被験者は振動量の変化に対して線形的な変化を感じていないことがわかる。そこで、刺激箇所を右総指伸筋付近としたときの全被験者 7 名の結果 (平均値) を Fig. 7 に示す。図から、計測した刺激閾を最小値にとると振動量と感覚量が対数関係にあることがわかる。そこで、本論文では被験者に提示した振動量 I と感覚量 E の関係を次式で表現する。

$$E = K \log \frac{I}{I_0} \quad (3)$$

係数 K と刺激閾 I_0 を計測結果から最小二乗法を用いて同定した近似曲線は Fig. 7 に実線で併記している。図から、多少の誤差は含むものの、(3) 式を用いることで振動量の知覚特性を表現できることがわかる。これは振動量に対する知覚特性が、人間は刺激をその強度の対数に比例して知覚しているという Fechner の法則²¹⁾に従っているためであると考えられる。またこの結果は、(3) 式の逆関数を用いれば任意の感覚量を振動として提示できる可能性を示唆している。Fig. 8 には、次式に示す逆関数を用いて振動を提示した実験の結果を示している。

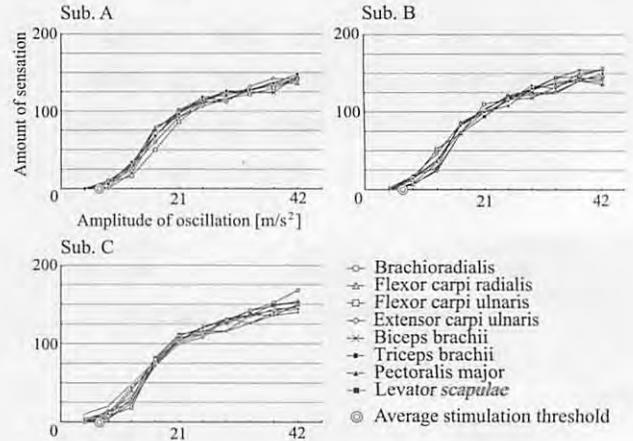


Fig. 6 Sensory characteristics at each location

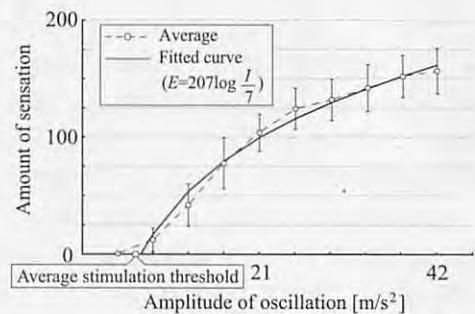


Fig. 7 Relationships between tactile stimulation and sensory characteristics

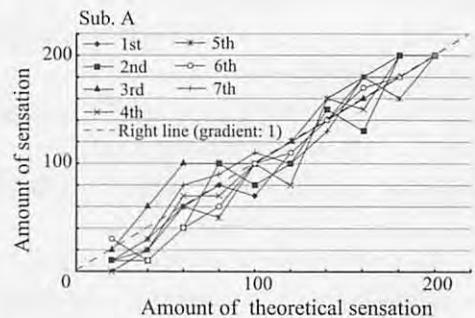


Fig. 8 An example of sensory characteristics using the exponential function (4)

$$I = I_0 10^{\frac{E}{K}} \quad (4)$$

なお被験者は A、刺激部位は右総指伸筋であり、図の横軸は (4) 式に入力した感覚量の理論値、縦軸は被験者が実際に答えた感覚量である。図には傾き 1 の直線を併記しており (破線)、結果がある程度線形に変化していることがわかる。感覚量の理論値と被験者が答えた値の相関係数は被験者 3 名において 0.97 となり、高い相関を得られた。これにより、(4) 式を用いることで被験者に任意の感覚量を知覚させられることを明らかにした。

4.2 空間情報知覚実験

つぎに、人間が運動の際に使用する複数の筋の情報を複数の振動子に割り当てて伝達することを想定し、複数の振動子

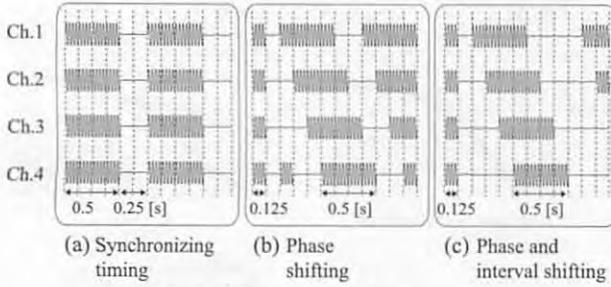


Fig. 9 Three types of tactile stimulation

を同時に振動させた際の空間情報の知覚特性を調査した。

(1) 実験条件

被験者は健康な男子大学生 3 名 (A~C, 平均年齢: 21.7, 標準偏差: 0.6) とし, Fig. 5 に示すうちの右前腕の 4 つの筋付近 (Ch. 1: (i) 総指伸筋, Ch. 2: (ii) 橈側手根屈筋, Ch. 3: (iii) 尺側手根屈筋, Ch. 4: (iv) 尺側手根伸筋) にそれぞれ振動子を装着して実験を行なった。ここで, 前腕に貼付した複数の小型振動の知覚の難しさは古賀らによって報告されている²²⁾。古賀らは腕に沿って配置した 8 個の振動モータのうち 2 個を時間差で振動させ, その距離を知覚できるか検証した。しかしながら, 認識率は 30% 程度であり, また振動の与え方による違いなどを詳細に議論していない。そこで本論文では, 各振動子の振動の与え方に着目し, Fig. 9 とつぎに示す 3 種類の振動を用いて実験を行なった。

- (a) $t_s = 0.5 \text{ s}$, $t_d = 0.25 \text{ s}$ とし, 全振動子の振動提示のタイミングを同期させる
- (b) $t_s = 0.5 \text{ s}$, $t_d = 0.25 \text{ s}$ とし, 振動子ごとに振動提示のタイミングを 0.125 s ずつ変化させる
- (c) $t_s = 0.5 \text{ s}$, $t_d = 0.5 \text{ s}$ とし, 振動子ごとに振動提示のタイミングを 0.125 s ずつ変化させる

なお, (b), (c) は知覚の時差を生じさせないために, 初めに 0.125 s の振動を提示している。実験では, 4 個の振動子の振動の有無が認知できるかを調べた (振動有: 16.8 m/s², 無: 0 m/s²)。すべての振動子が振動しない状態を除いた全 15 パターン ($2^4 - 1$) に対し, 各パターンが 5 回提示されるよう, 計 75 試行の振動提示を行なった。各試行では 5 s 間振動を提示し, 被験者にはどの振動子が振動しているかを答えさせた。

(2) 結果と考察

Fig. 10 に 3 種類の振動の与え方を用いて行なった実験結果 (被験者 A) を示す。図の横軸は振動を提示した振動子のチャネル番号, 縦軸は各パターンの正答率である。図では, 1 個の振動子のみが振動している場合には被験者が振動の数と位置を正答率 100% で認知できていることがわかる。一方, 複数の振動子が振動している場合は正答率が低下している。各被験者において振動の与え方ごとに複数振動の正答率を求めた結果を Fig. 11 に示す。結果から, (a) 「タイミング同期」, (b) 「位相変化」, (c) 「位相・間隔変化」の順に正答率が高いことがわかる。また, (a) の各振動子を同期して振動させた

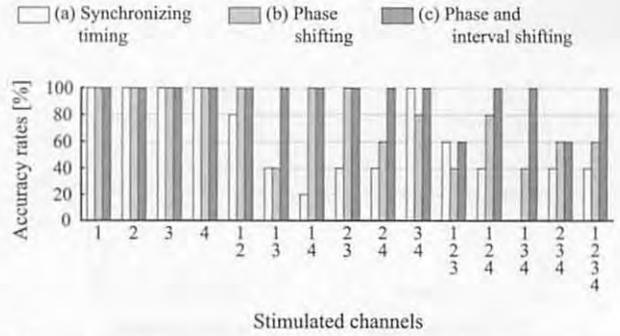


Fig. 10 An example of accuracy rates of multi-channel stimulation with each type

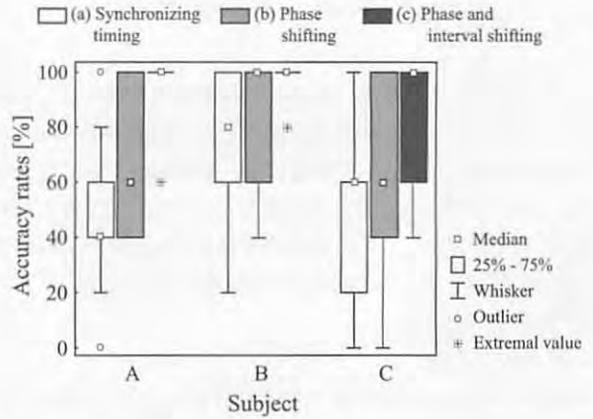


Fig. 11 Average accuracy rates of multi-channel stimulation with each type

場合に最も認知が難しく, 正答率は $55 \pm 15\%$ となった。これは, 複数の振動を提示した際に, ある刺激の存在が他の刺激の知覚を妨害するマスキング現象が生じたことが原因と考えられる²³⁾。マスキングは各刺激の「強度差が大きい」, 「距離が近い」, 「提示のタイミングが近い・継続時間が長い」の 3 つの要因によって引き起こされる。今回の実験では各振動に強度差はないが, 振動子間の距離が近く, 振動提示のタイミングが近い。Fig. 9 に示すように, (a), (b), (c) の順で同時に振動する振動子の数が少なくなり, インターバルが長くなった結果, 正答率が高くなったことが示唆される。特に (c) においては平均正答率が $92 \pm 5\%$ となったことから, この方法を用いれば複数の振動子を用いた振動パターンを被験者に伝達可能であることを明らかにした。

5. パターン情報伝達実験

療法士と患者間において EMG 信号と振動刺激を用いた運動情報の伝達が可能かどうかを検証した。

5.1 実験条件

被験者 2 名をそれぞれ仮想的な療法士と患者に見立て, 療法士の EMG パターンを振動パターンに変換して患者に伝達する。被験者は健康な男子大学生 2 名 (22 歳) とし, それぞれを仮想的な療法士と患者に設定した。仮想療法士には生体電極を Fig. 5 に示すうちの 4 つの筋付近 (Ch. 1: (i) 総指伸筋,

Ch. 2: (iii) 尺側手根屈筋, Ch. 3: (v) 上腕二頭筋, Ch. 4: (vi) 上腕三頭筋) に取り付け ($L = 4$), 背屈 (M1), 掌屈 (M2), 肘の屈曲 (M3), 伸展 (M4) の4動作をあらかじめLLGMNに学習させた. 仮想患者には生体電極を仮想療法士と同じ部位に取り付け, 振動子を各電極の付近に取り付けた. サンプル周波数 f_s を 1000 Hz, f_c を 1 Hz としてEMG信号を計測した. 仮想療法士から得られたEMGパターンを振動パターンに変換し, 仮想患者に取り付けた各筋付近の振動子に提示した. なお, 振動は(4)式の指数関数およびFig.9(c)に示す振動提示方法を用いた. $F_{EMG}(t)$ が $F_{th} = 0.2$ を超えているときのみ振動が提示されるように設定し, 仮想患者にはあらかじめ各チャンネルの最大の振動量を提示した.

実験では, 仮想療法士に4つの動作を60s間ランダムに行なわせ, システムは計測したEMGパターンを振動パターンに変換して仮想患者に取り付けた各振動子に提示する. このとき, 仮想患者には各振動子の振動の大きさに合わせて筋に力を入れて動作を行なうよう指示した. なお, 仮想患者には目隠しをし, 仮想療法士の動作が見えないようにした. ただし, 各動作とそれによって発生するEMGパターンはあらかじめ被験者に口頭で説明を行なった. 実験は3試行行なった. また, 仮想患者のEMGパターンが仮想療法士のEMGパターンに近いかを評価するために, LLGMNを用いて仮想患者のEMGパターンを識別した. 前述のように, 仮想療法士のEMGパターンでLLGMNの学習を行なっているため, 仮想療法士と仮想患者のEMGパターンの近さをLLGMNの出力である事後確率で算出でき, 識別結果, ならびに識別率を用いて仮想患者の運動を評価することができる.

5.2 結果と考察

Fig. 12 に実験中の写真を, Fig. 13 に実験結果の1例を示す. Fig. 12 中の○印は仮想療法士と仮想患者の指先位置 (中指) を 0.1 s ごとにプロットしたものである. 図より, 仮想患者は仮想療法士の動作を見ることはできないにもかかわらず, 仮想療法士と同様の動作を追従して行なっている. Fig. 13 は上からそれぞれ実験中の仮想療法士から得られたEMG信号, 筋力情報, 識別結果, 提示した振動の大きさ, および仮想患者から得られたEMG信号, 筋力情報, 識別結果を示している. 振動は最大振動量 (42 m/s^2) が1となるように正規化したものである. 図の陰影部分は仮想療法士および仮想患者が動作を行なっている時間を示す. また, 仮想患者の識別結果が直前の療法士の識別結果と異なる部分を白抜きで示している. 結果から, 動作を行なっている間各チャンネルのEMG信号に応じて振動子が振動していることがわかる. 仮想患者は振動を知覚した後に動作を行なっているため, EMG信号が仮想療法士から遅れて発生している. ただし, 各チャンネルのEMG信号がおおむね一致しており, EMGパターンの識別結果も仮想療法士と仮想患者の結果がほぼ一致している. 双方のEMGパターンの近さを評価するために, 直前の仮想療法士の識別動作を正解として仮想患者の動作を比較すると, 全3試行の平均一致率は $99 \pm 2\%$ となった. ここで, 各被験者

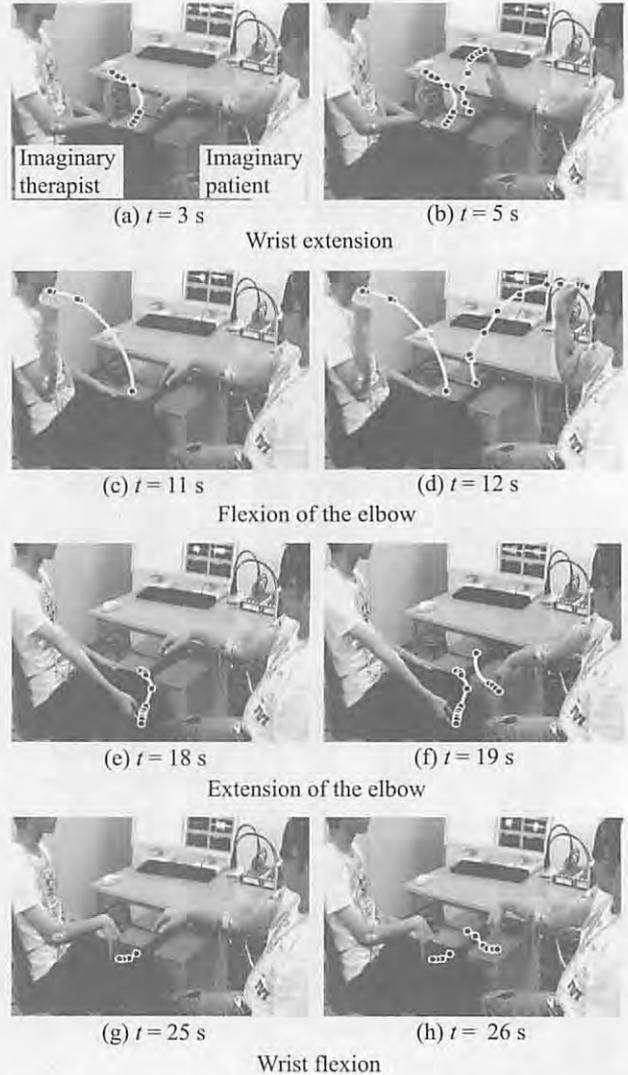


Fig. 12 A series of photos during communication experiments

によって各筋の協調度合いや皮膚インピーダンスなどが異なるため, 計測したEMG信号は必ずしも同じになるとは限らない. ただし, 今回の実験ではこれらの違いがEMG信号に与える影響が少ないと考えられる動作と電極位置を対象としたため正しく運動の伝達ができたと推測される. 被験者による筋の協調度合いなどの変化が提案法に与える影響については今後調査が必要である.

以上より, EMGパターンと振動刺激を用いることで運動情報の伝達が可能であることを確認した. なお, 本論文では提案するEMG-触覚インタフェースを用いて療法士から患者への一方向の伝達のみを実施したが, 同じ方法で相互の運動情報伝達も可能である.

6. おわりに

本論文では, 人間と人間の相互の情報伝達を可能とする新しいコミュニケーション手段としてEMG-触覚インタフェースを提案した. 提案システムではEMG信号を用いて人間の運動情報を取得・評価し, 振動刺激を用いて情報を直接触覚

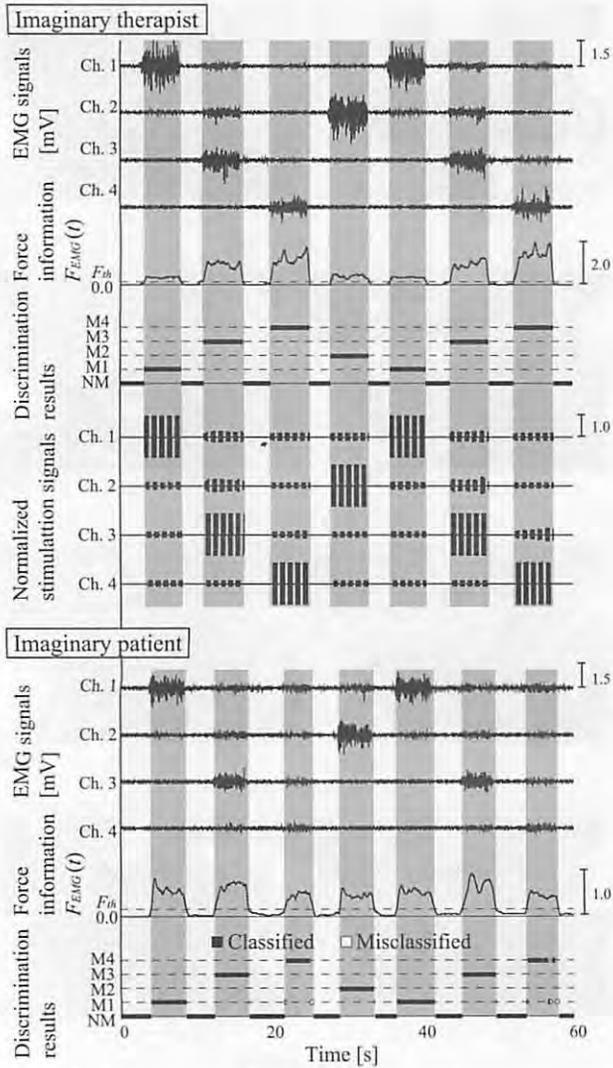


Fig. 13 An example of communication experiments using EMG signals and tactile stimulations

に伝達することが可能である。提案 HHI を用いることで、たとえばハビリテーションなどにおける療法士-患者間の情報共有を促進して効果的な訓練の実施が期待できる。

実験では振動量の知覚特性と空間情報の知覚特性を調べ、知覚特性を取り入れた運動情報の伝達を行なった。その結果、以下の点を明らかにした。

- (i) 振動量の知覚特性は Fechner の法則に従い、指数関数に基づいて任意の振動の大きさを伝達可能である (相関係数 0.97 ± 0.01)。
- (ii) 空間情報はマスキング現象の影響により知覚が困難となるが、同時に振動する振動子の数を少なくし、インターバルを長くすることで知覚が可能である (正答率 $92 \pm 5\%$)。
- (iii) EMG 信号と振動刺激を用いた運動情報の伝達を行ない、平均 $99 \pm 2\%$ の精度で動作の伝達が可能である。今後は、より効果的な情報伝達のためにマスキング現象を回避する方法について強度差・距離・時間のそれぞれの観点

からさらなる検証を行なう。また、人間から得られる運動情報の評価方法や伝達する情報について検討し、言語情報の伝達など適用先について検討していく予定である。

謝辞 本論文の執筆にあたり、多大なご助言とデータ収集にご協力いただきました片岡仁之氏に深く感謝の意を示します。また、本研究の一部は科学研究費補助金基盤研究 (B) (21360118) および特別研究員奨励費 (22-8320) の研究助成によるものでここに改めて謝意を表します。

参考文献

- 1) 北村, 辻内, 小泉: 筋電信号による動作推定に基づくロボットハンドのマニピュレーション, 日本機械学会論文集, **73**-735, 152/158 (2007)
- 2) 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, 210/222 (2003)
- 3) D. Yang, J. Zhao, Y. Gu, X. Wang, N. Li, L. Jiang, H. Liu, H. Huang and D. Zhao: An Anthropomorphic Robot Hand Developed Based on Underactuated Mechanism and Controlled by EMG Signals, *Journal of Bionic Engineering*, **6**-3, 255/263 (2009)
- 4) 水口, 西森, 村井, 齊藤, 尾崎, 小西: 音声命令による電動車椅子の操作, 電子情報通信学会技術研究報告, **108**-67, 49/54 (2008)
- 5) 太田, 河野, 行元, 内山, 長谷川, 岸本, 河田, 仲本: 振動を用いる触知覚通信に関する研究川崎医療福祉学会誌, **18**-2, 465/470 (2009)
- 6) 南澤, 深町, 梶本, 川上, 館: パーチャルな物体の質量および内部ダイナミクスを提示する装着型触力覚ディスプレイ, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, **13**-1, 15/23 (2008)
- 7) L.W. Pedretti 編著, 小川, 山口, 菊池, 清水共訳: 身体障害の作業療法 症例・評価治療の実際, 改訂第 2 版, 協同医書出版社 (1988)
- 8) 山海, 李: 装着型下肢用パワーアシストシステムによる振り運動での仮想インピーダンス調整に関する研究, 日本機械学会論文集 C 編, **71**-705, 1686/1695 (2005)
- 9) 武田, 杉山, 島, 植野, 柴, 福田, 辻: 筋電操作型ミュージック・インタフェース—肢体不自由者のための楽曲演奏システム—, *人間工学*, **45**-1, 36/45 (2009)
- 10) A.C. Dunne, D.B. Allan and K.J. Hunt: Characterisation of oxygen uptake response to linearly increasing work rate during robotics-assisted treadmill exercise in incomplete spinal cord injury, *Biomedical Signal Processing and Control*, **5**-1, 70/75 (2010)
- 11) H.I. Krebs, B.T. Volpe, D. Williams, J. Celestino, S.K. Charles, D. Lynch and N. Hogan: Robot-Aided Neurorehabilitation: A Robot for Wrist Rehabilitation, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **15**-3, 639/650 (2007)
- 12) R. Song, K. Tong, X. Hu and L. Li: Assistive Control System Using Continuous Myoelectric Signal in Robot-Aided Arm Training for Patients After Stroke, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **16**-4, 371/379 (2008)
- 13) R.B. Salter, H.W. Hamilton, J.H. Wedge, M. Tile, I.P. Torode, S.W. O'Driscoll, J.J. Murnaghan and J.H. Slinger: Clinical application of basic research on continuous passive motion for disorders and injuries of synovial joints; A preliminary report of a feasibility study, *Journal of Orthopedic Research*, **1**-3, 325/342 (1984)
- 14) オージー技研株式会社: PAS システム,

<http://www.og-giken.co.jp/product/butsuri/GD601/index.htm>

- 15) M. Billingham, S. Weghorst and T. Furness, III: Wearable Computers for Three Dimensional CSCW, Proc. First Int. Symp. Wearable Computers, 39/46 (1997)
- 16) 上坂, 葛岡, 小山, 山崎: 遠隔作業指示支援ロボットの操作インタフェースがロボットの志向表現に与える影響の研究, 情報処理学会論文誌, 45-1, 168/177 (2004)
- 17) 宮部, 吉野: リアルタイム遠隔テキストコミュニケーションにおける対人許容応答時間の評価, 情報処理学会論文誌, 50-3, 1214/1223 (2009)
- 18) J. Lieberman and C. Breazeal: TIKL: Development of a Wearable Vibrotactile Feedback Suit for Improved Human Motor Learning, IEEE Transactions on Robotics, 23-5, 919/926 (2007)
- 19) 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: Application and Reviews, 29-1, 60/72 (1999)
- 20) 東山, 谷口, 宮岡, 佐藤: 触覚と痛み, プレーン出版 (2000)
- 21) 大山, 今井, 和気: 新編 感覚・知覚心理学ハンドブック, 誠信書房 (1994)
- 22) 古賀, 永野, 清田, 下塩, 小山: 腕につけた振動モータによる音楽情報伝達方法, 電子情報通信学会技術研究報告, 100-7, 9/16 (2000)
- 23) バイオメカニクス学会, 坂本, 清水, 水戸, 高野倉: 生体のふるえと振動知覚: メカニカルバイブレーションの機能評価, 127, 東京電機大学出版局 (2009)

[著者紹介]

島 圭介 (正会員)



2005年広島大学工学部第二類卒業。2007年同大学院工学研究科博士課程前期修了。2009年同博士課程後期修了。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)。生体信号解析, ニューラルネットワーク, ヒューマンインタフェース, 医療システムなどの研究に従事。IEEE, 機械学会などの会員。

植野 岳



2010年広島大学工学部第二類卒業。2012年同大学院工学研究科博士課程前期修了。EMG信号と触覚提示を用いたリハビリテーション支援システムに関する研究に従事。

Erhan AKDOGAN



2007年マルマラ大学理学博士課程後期修了。2008~2009年広島大学大学院工学研究科客員研究員。1999年よりマルマラ大学リサーチアシスタント, 2010年よりイェルディズ工科大学 Assistant Professor, 理学博士。リハビリテーションロボット工学, ヒューマンマシンインタフェースなどの研究に従事。

辻 敏夫 (正会員)



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。計測自動制御学会学術奨励賞(1986), 論文賞(2002, 2008), バイオメカニクス学会論文賞(1990), 日本義肢装具学会論文賞(2000), 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, ニューラルネットワーク, 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, バイオメカニクス学会, 日本機械学会, 電気学会などの会員。

長谷川 正哉



2010年神戸大学医学系研究科博士課程後期修了。2001年広島三菱病院医療技術課理学療法士, 2004年県立広島大学保健福祉学部助手, 2007年金城大学医療健康学部講師を経て, 2010年より県立広島大学保健福祉学部講師, 現在に至る。博士(保健学)。リハビリテーション関連機器の開発研究に従事。日本義肢装具学会, 日本靴医学会, 日本臨床バイオメカニクス学会などの会員。

大塚 彰



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。95年広島県立保健福祉短期大学教授, 2000年広島県立保健福祉大学教授, 2005年県立広島大学保健福祉学部教授, 現在に至る。博士(工学)。義手を含む福祉用具の開発研究に従事。