

基礎論文

bioSync: 人々の運動覚体験を融合するウェアラブルデバイス

西田 惇^{*1} 鈴木 健嗣^{*2}

bioSync: Wearable Kinesthetic I/O Device for Blending Kinesthetic Experience

Jun Nishida^{*1} and Kenji Suzuki^{*2}

Abstract – This paper presents a novel wearable kinesthetic I/O device that achieves blending kinesthetic interaction among people. The users are able to perceive muscle activity bi-directionally, such as muscle contraction or rigidity of joints, by connecting users' body. The kinesthetic information is exchanged between users through somatosensory channels by biosignal measurement and stimulation. We have developed a wearable haptic I/O device, called bioSync, that equips a developed electrode system for enabling the same electrodes to perform biosignal measurement and stimulation at 100Hz. Potential scenarios using kinesthetic synchronization include interactive rehabilitation and sports training. It is essential for both the trainers and the learners to perceive not only the physical bodily motions but also the muscle activity. The methodology, performance evaluations, user studies and potential scenarios are described in this paper.

Keywords : Interpersonal Communication; Kinesthesia; Wearable Device; EMS; EMG

1 はじめに

本研究は、身体運動感覚の相互共有を支援することを目的として、体性感覚の一つである運動覚を入出力できる装着型デバイスを用いて他者と筋活動を同調することができるインタラクションを提案するものである(図1(a))。運動感覚を相互に共有することは、リハビリテーションにおける患者と理学療法士、スポーツトレーニングにおけるコーチと選手、運動機能疾患などを持つ患者と介助者の間の相互理解とコミュニケーションの促進において重要である。特にリハビリテーションにおいては、バイオフィードバック療法をはじめとして生体情報の適切な共有により指導・学習効率を向上させる取り組みが活発に行われている [3][4]。人の筋活動は関節角変化や四肢の位置情報と異なり外部から視覚的に取得することが難しいことから、その提示手法について様々な研究がなされているが、手法によっては複数筋活動を同時に把握することができないといった課題や、情報提示位置と実際の筋組織の空間的な対応付けが十分でなく直感的にその知覚が困難であるといった課題がある。そこで本研究では筋刺激(EMS)による筋収縮と、筋電位(EMG)計測による筋活動推定により、身体運動の知覚と深く関わる運動覚に対して入出力を可能とするウェアラブルシステムを開発し、複数人の間で筋活動を共有・同調することで



図1 運動覚融合インタラクションの概要
Fig.1 Overview of the proposed interaction

その教示や確認を可能とする新しい身体運動感覚の融合手法を提案する。ここでは、これを「運動覚融合インタラクション」と定義する。他者と筋活動を同調することで、神経筋疾患に見られる振顫症状を再生成し製品デザイン活動を支援したり(図1(b))、他者の筋発揮力を自身の筋組織を通じて知覚することが可能となる(図1(c))。

^{*1}筑波大学 グローバル教育院/JSPPS

^{*2}筑波大学 システム情報系

^{*1}University of Tsukuba/JSPPS

^{*2}University of Tsukuba

2 関連研究

人の五感情報の共有や伝達、再生成はリハビリテーション、スキルの伝達やエンタテインメント、ソーシャルプレゼンスに関わる分野で数多く研究がなされてきた。

2.1 視覚共有

視覚の共有は没入感のある体験やプレゼンスを伝達する手法としてこれまで多く研究がなされてきた。例えば全周囲の撮影が可能なカメラシステムを備えた装着型デバイスとヘッドマウントディスプレイ (HMD) を用いて、使用者の頭部運動を保存しつつ遠隔地の他者の一人称視野を自身の視野上で再現することで運動スキルの伝達やリモートユーザの作業を支援する手法 [5] や、複数人の一人称視野を並列に提示し相互に共有することで記憶や視覚情報を補完する手法 [6] が提案されている。また一人称視野映像の交換や融合により、律動的な運動の伝達や複雑な手指動作の手順といったスキルの伝達が可能であることも示されてきた [7][8]。このように他者の視覚情報は身体運動の様子を没入感の高い状態で伝達することができるが、身体内部の力覚的体験の詳細な状態を伝達することは難しい。

2.2 触力覚共有

こうした視覚情報に加えて、複数人の中で触覚や力覚を共有する試みも行われてきた。例えば、回転運動が機械的に関連付けられた2つ1組のローラーを用いて離れた場所の人とあたかも同一の物体を共有し操作しているような感覚を提示するデバイス [9] や、サーボモータを用いて2つのリンク機構の関節角動作を同期させることでスティック動作を他者へ伝達・再生するデバイス [10] などが提案されているほか、ビデオ対話相手の上腕動作を模したロボットハンドと握手することで相手との親近感が増幅される報告 [11] など、触力覚コミュニケーションが他者のプレゼンスの増大や理解に大きく寄与することが明らかになっている。

2.3 運動覚共有

前述のような触力覚の伝達に加え、人の運動覚体験を異なるモダリティに変換してその顕在化と共有を試みる研究がリハビリテーションの分野でなされてきた。医療用の筋電図計は筋発揮状況を提示することができる一方、情報提示位置 (モニタ) と計測対象である身体との空間的整合性が低いいため頻繁な視線移動を要したり、複数の筋活動の同時把握が困難であるため使用者にとって認知的負荷の低い理解が難しい。我々はEMG計測システムと光ファイバーで構成する着用型発光スーツを用いて、患者の筋活動の強度を空間的整合性を保ちつつ体表上で発光により提示しリハビリテーションにおける患者の身体運動の知覚を支援する手法 [12] や、EMG計測システムと音響提示システムを

用いて筋活動の強度を実時間で音響情報に変換し提示する手法 [13] を提案している。その他に Augmented Reality (AR) や 3DCG により筋活動量を実空間に重畳提示する手法が提案されている [14][15]。このように筋活動を他の感覚モダリティを通して提示するシステムは特にリハビリテーションの分野においてその有用性が報告されているが、視覚チャンネルを通して提示する系は使用者自身が視認できる範囲の筋活動の知覚に限られたり、聴覚チャンネルを通して提示する系は音響情報に付与できる情報量の制限から単一の筋組織情報の提示のみに留まるといった課題がある。また異なる感覚モダリティ間で感覚情報を交換する場合には、その対応関係について事前に十分に学習する必要がある。

2.4 筋刺激を用いたインタフェース

モダリティ変換を行わずに運動覚に直接感覚を提示する手法として、筋刺激 (EMS) を用いたインタフェースが提案されている。EMSによる運動覚フィードバックにより使用者が視覚情報なしに手首関節角を詳細に記憶できることを利用して、動画の再生位置やゲーム内のボールの位置情報を手首関節角を制御することで提示する手法 [16] や、「振る」「掴む」といった物体とのインタラクションにおけるアフォーダンスの知覚を支援する手法 [17] が提案されている。加えてCG空間内の把持物体の触覚、アバターとのインタラクションをEMSにより提示する手法 [18][19] や、より小型のアレイ電極と機械学習系を用いて手指動作を個別に制御する手法 [20] なども提案されており、EMSは大型のアクチュエータ等を必要とせずに強い運動記憶が残る力覚・触覚フィードバックを提示することが可能な上、使用者の身体動作を誘発できるという利点からユーザインタフェースでの使用例が増えている。このように、これまでEMSにより筋骨格系を駆動させ運動覚を刺激することで、人とデバイスや人とCG空間の間で情報のやり取りを行うインタフェースが多く提案されてきた。

本研究では、外部から視覚的に観測することが難しい身体内部の筋活動を実空間で複数人の中で再生成することで身体運動感覚の相互理解を支援することを目的とする。これを実現するため、EMSとEMG計測により筋組織そのものを受容器かつ効果器として用いて空間的・感覚的整合性を確保しつつ複数人の中で筋活動を合算したり、差分を提示したりすることができる装着可能な運動覚融合デバイスを開発し、その性能評価、ユーザスタディを通して提案インタラクションの妥当性と展開シナリオの実現可能性について議論する。

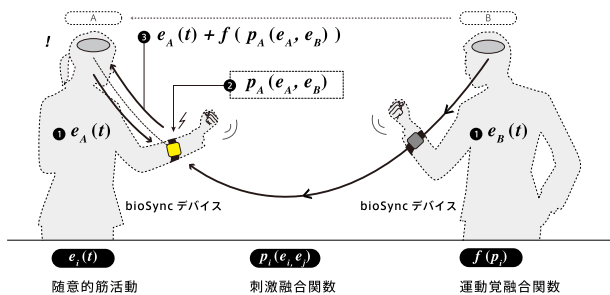


図2 運動覚融合インタラクションのモデル
Fig.2 Model of the proposed interaction

3 運動覚融合インタラクション

提案するインタラクションの特徴とモデル, そしてこれを実現する装着型デバイスの概要について述べる.

3.1 インタラクションの特徴

3.1.1 空間的整合性

生体電位計測点と運動覚提示点を同じとするために, 同一電極により計測と刺激を実現するとともに, 相手と自身の対象筋組織を同じくすることで空間的整合性を保ち, 認知負荷の低い筋活動情報の理解を支援する.

3.1.2 感覚的整合性

筋発揮の発生機序に則した感覚提示を行うことで, 入出力における感覚的整合性を保存できるため, 提示情報の容易な理解と学習を支援する. また運動覚提示は教示後の自己学習を支援する強い動作記憶を誘発するという利点を持つ.

3.1.3 時間的整合性と双方向性

伝達する時間遅延を可能な限り小さくした上で運動覚を双方向に交換することで, 同じ時空間を共有しながら視覚的かつ運動覚的に他者の身体運動を理解することができる. 提案するインタラクションでは筋発揮の強度の提示のみならずタイミングといった時間的情報の教示や共有にも着目する.

3.2 インタラクションモデリング

図2に運動覚融合インタラクションのモデルを示す. 単純化のため, 図中使用者BからAへの一方方向の伝達を考える. $e_i(t)$ はユーザー i の時刻 t における筋電位信号の強度を, $p_i(e_i, e_j)$ はユーザー i と相手ユーザー j の筋発揮に基づくユーザー i の刺激関数を, $f(p_i)$ は自身の随意的筋発揮と筋刺激による不随意的筋発揮を合わせた知覚関数とする. インタラクションの順序を次に示す. 1) 筋発揮: ユーザー A, B ともに随意的筋発揮を行う. この時, 手首部と橈側手根伸筋上に貼付した電極から表面筋電図を取得し, その振幅の平均値から筋活動量 $e_A(t), e_B(t)$ を推定する. 2) 筋刺激: 自身と相手ユーザーの筋発揮量を元に刺激関数 $p_A(e_A, e_B)$ により刺激パルス幅を決定する. 後述の手首動作リズム同期実験では刺激パルス幅 τ , 閾値 θ を用いて式 (1) のよ



図3 提案デバイス概要
Fig.3 Overview of the developed device

うに単純閾値判定を, デモ展示の際は係数 α を用いて式 (2) のように線形的に両者の筋発揮量の差分をパルス幅に反映させる関数を用いた. 3) 運動覚知覚: ユーザー A が知覚する筋活動量を $e_A(t) + f(p_A(e_A, e_B))$ と表す. f は運動覚を知覚する量を定める関数を示す.

$$p_i(e_i, e_j) = \begin{cases} \tau[\text{us}] & (e_j > \theta) \\ 0[\text{us}] & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (1)$$

$$p_i(e_i, e_j) = \alpha|e_i - e_j|[\text{us}] \quad (2)$$

3.3 bioSync: 装着型運動覚融合デバイス

本研究では使用者と観察者の主体的な身体運動を保存しつつ筋活動を共有するため, 提案インタラクションを装着可能な寸法で実現するデバイス bioSync を開発した (図3). 本デバイスは電極群, RFID タグ, バッテリと, 運動覚入出力を行う筋電位計測回路, 筋刺激回路, 電極切替・放電回路, さらに他のデバイスと通信するための RFID 受信機, 無線通信モジュール, マイコンで構成する. 手首部電極内の RFID タグを相手のデバイスにタッチすることでペアリングが完了する. 筐体は上腕部に巻きつけて固定する形態にすることで, 身体運動を阻害せずに使用できるよう構成する.

4 提案手法

開発したウェアラブルデバイスは, EMG 計測システム, EMS システム, 同一筋における EMG 計測と EMS を同一電極により同時に実現するための電極分離機構と電荷放電機構, そして Bluetooth 通信モジュールで構成する (図4(a)).

4.1 同一筋における EMG 計測と EMS を同一電極により同時に実現する機構

同一筋組織に対して同一の電極を用いて同時に EMG 計測と EMS を実現する場合, EMG 計測回路の破壊を防ぐため計測と刺激が互いに干渉しないようにする必要がある. 加えて刺激直後には生体が帯電し EMG 信号の計測に影響するため, 生体内の残留刺激電荷を放電する必要がある. そこで本システムでは EMG 計

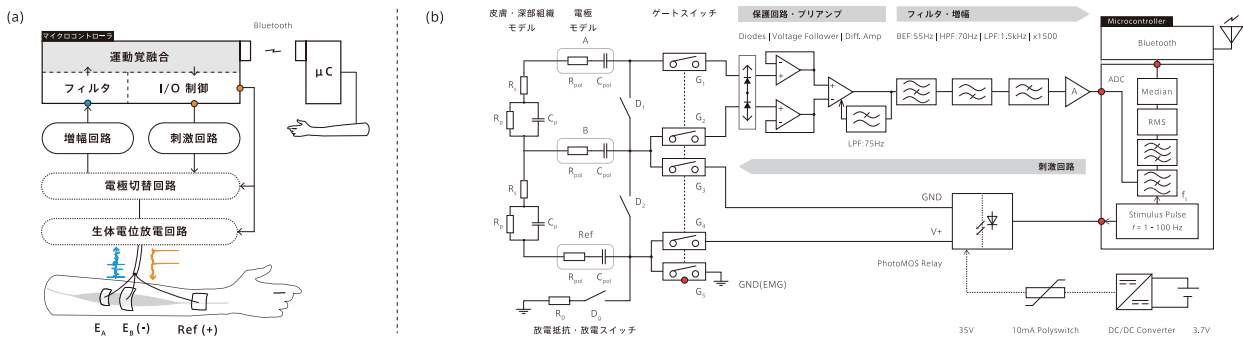


図4 システム構成図: 電極, 切替・放電機構, EMG計測・EMS回路, マイコン

Fig. 4 System configuration of the proposed system

測システムにおける保護回路の動作を刺激信号と同期させ、計測回路と電極を電氣的に分離する機構と、刺激後の生体の残留電位を放電する新たな電荷放電機構、それにデジタルフィルタを用いて刺激によるアーチファクトを除去する手法を提案する (図4(b)). 図5に保護回路と筋刺激のタイミングチャートを示す. 刺激電位を出力している区間 $\tau_{pulse}[us]$ はリレーが解放状態となり、電極を計測回路から切り離す. 刺激電位出力後、刺激回路切り離しのため $\tau_{off}[ms]$ 待機する. その後放電時間 $\tau_{discharge}[ms]$ を経た後、電極を計測回路に再び接続する. 放電終了後に波形が安定するのを待つため、 $\tau_{blank}[ms]$ 待機する. その後、 $\tau_{emg}[ms]$ の間に AD 変換を行う. 計測終了後、計測回路を分離し $\tau_{on}[ms]$ 待機する. これらの手順により安定して刺激しながら筋電位計測を行うことができる. 刺激周波数 40Hz での τ_i は、次のように設定した.

$$\tau_{discharge} = 7ms, \tau_{blank} = 3ms, \tau_{emg} = 10ms, \tau_{on} = 2ms, \tau_{off} = 2ms, \tau_{pulse} = 0us - 800us.$$

マイクロコントローラ内で構成した Bi Quad 2 次ノッチフィルタのカットオフ周波数を刺激周波数と同期させることで、動的な刺激周波数の変動に合わせてアーチファクトの軽減を行う. さらに Bi Quad 4 次バンドパスフィルタにより EMG 信号以外の周波数成分の除去を行う. Muraoka ら [21] は計測と刺激を 60ms 間隔固定で行う機構を提案している. 本システムでは使用用途の変化や個人差に対応するため刺激周波数を 1-100Hz の区間で動的に変更しながら EMG 信号を同時に計測できるよう構成する. また電荷放電機構について、これまで電極間を短絡させることで生体内の電荷を放電する手法が提案されてきたが、本システムでは電極間を短絡させた後に全電極を基準電位に短絡させる事で従来手法と比べ高速な放電を実現している. この際、放電抵抗 R_D を基準電位と電極の間に挿入することでより安定した筋電波形の取得を行う. 電極分離や放電の制御、デジタルフィルタの構成をマイクロ

コントローラで行う. Bluetooth 通信モジュールを用いてペアリングされた他者のユニットと筋発揮量のパケット通信を行う. より低レイテンシで安定した通信を実現するため、イヤホンジャックケーブルにより有線接続情報を交換することもできるよう構成する.

4.2 EMG 計測システム

EMG 計測システムの概要を図4(b)中「保護回路・プリアンプ」「フィルタ・増幅」部に示す. 本システムは湿式電極、電極分離機構、ボルテージフォロワ、差動増幅回路、ノッチフィルタ、バンドパスフィルタ及び後段増幅回路で構成する. 電極は銅箔テープにより作成した差動電極 2 つと基準電極 1 つの計 3 つで構成する. Photo-MOS リレーを用いて電極を計測回路から分離・再接続する作業を繰り返すことで、筋刺激時に共有電極を経由して刺激電位が計測回路に流入することを防ぐ. ボルテージフォロワを用いて皮膚・計測回路間のインピーダンスを調整する. 差動電極から得られた EMG 信号を差動増幅回路により増幅し、差動ノイズを除去する. なお差動増幅素子 (Texas Instruments Inc., INA128) に計測波形の直流成分をフィードバックし直流ノイズを除去し、ノッチフィルタ (帯域除去フィルタ) により商用電源に由来する 50/60[Hz] のノイズを除去する. さらに 2 次ローパスフィルタにより、EMG 信号が分布する 1.5kHz までの周波数帯域以外の信号を除去する. 後段増幅回路により、P-P 値 (出力電圧範囲) が 0-5.0V に、オフセット電圧が 2.5V になるよう調整する. 図6に非発揮時と発揮時の計測回路出力波形と刺激信号出力波形を示す. マイクロコントローラで出力波形を 10bit の精度で AD 変換した後、平滑化及び外れ値除去処理を行う. 平滑化には 30 サンプルを範囲とした二乗平均平方根を求める. 外れ値を除去するため、3 サンプルの RMS 値の中央値を求める (図7). この値が事前に設定した閾値よりも大きい時、0-255 の範囲にマッピングして相手のデバイスに Bluetooth シリアル通信により送信する.

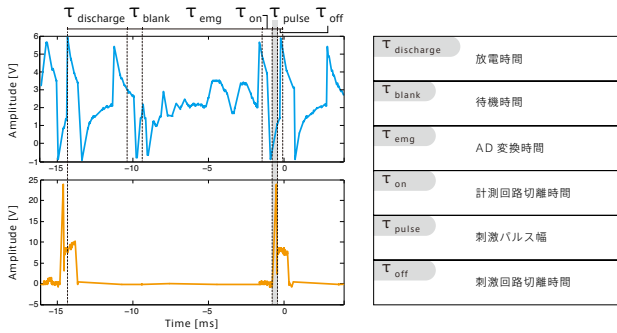


図5 刺激パルス, 放電区間, 計測区間のタイミングチャート
Fig.5 Timing chart for stimulation and the measurement

4.3 EMS システム

EMS システムの概要を図 4(b) 中「刺激回路」部に示す。本システムは湿式電極, リレー, 昇圧回路, 電流制限素子で構成する。電極には基準電極と印加電極の 2 つを用いる。Photo-MOS リレーを用いて刺激回路と制御回路の電源境界を分離することで, 刺激の制御信号と実際の刺激電位を電気的に絶縁し逆流による制御系の破損を防ぐ。刺激パルス幅は 0-800us, 振幅は 25-35V の範囲とし, 刺激周波数は EMG 計測を維持した状態で 1-100Hz の間で動的に変更できる。昇圧型 DC/DC コンバータを用いて刺激電位を生成する。なお安全のため自己復帰型ヒューズを電源直後に挿入し, 人体に過剰な電流が流れることを防ぐ。

5 システム構成

図 8 にシステムの構成を示す。全部品の総重量は約 80g であった。筐体には装着性を考慮して約 60mm × 120mm × 15mm の腕部装着型携帯電話ケースを筐体として用いる。図 9 に電極の構成を示す。電極は銅箔シート, プレート, 固定用ゴムバンドで構成する。導電性粘着シートには市販の低周波治療器に用いられる湿式パッド (OMRON 社製) を用いる。手首部の電極は 40mm × 40mm, 計測・刺激兼用電極と計測専用電極の 2 つはそれぞれ 40mm × 20mm, 40mm × 30mm とし, 両者の間隔は 20mm で構成した。回路は筐体に収納可能なサイズで構成した (図 10)。マイコンと筋電位計測回路の動作, そして刺激電位の生成には 3.7V の小型 Li-Po バッテリ 3 つを用いる。刺激電位用電源に 10mA のポリスイッチを挿入し電流制限を設けた上で 30V に昇圧して使用する。また閾値調整用のトリマおよび筋発揮量を光提示する LED アレイを備える。

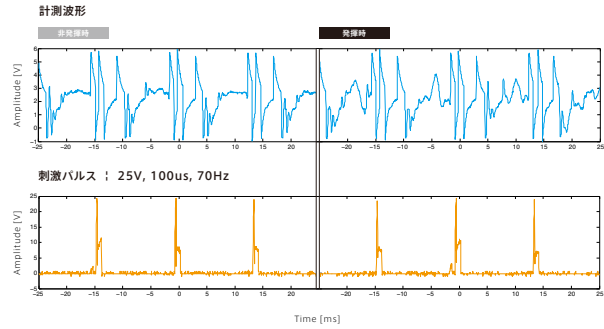


図6 非発揮時と発揮時の計測回路出力波形と刺激信号出力波形
Fig.6 Measuring EMG signals while stimulating

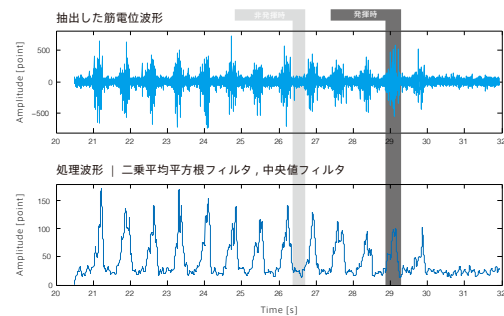


図7 (上) 計測波形から抽出した EMG 信号
(下) 平滑化及び外れ値除去処理後
Fig.7 Extracted and filtered EMG signals

6 性能評価実験

6.1 伝達遅延時間

開発したデバイスの時間応答性を評価する。ここでは片方のデバイスにおける抽出・平滑化・外れ値除去処理を行った EMG 計測値がもう一方のデバイスに無線モジュールを介して受信され刺激信号が生成されるまでの時間を計測する。両者のデバイスの Bluetooth 通信モジュールは事前にペアリングし, 通信経路に障害物は設置しない。オシロスコープ (Agilent Technologies, Inc., MSO-X 3034A) を用いて両者のデバイスが発する送信トリガ及び受信トリガの時間差を計測し, 本デバイスの時間遅れと定義する。刺激周波数 $f_s = 40\text{Hz}$ とし, 被験者 1 名に対して計 25 回実施した。

結果, 運動覚情報の伝達の時間遅れは平均 20.9ms (標準偏差 5.9ms) であった。パケットの送信は筋電計測が終了しフィルタを通した後に 1 回, 受信は刺激直前に 1 回行われるため, 伝達の時間遅れは刺激周波数 f_s に依存する。今回の実験では被験者の筋収縮が最も効果的に行われた 40Hz で行ったため, 時間遅れの最大値は 25ms と推測され, これは結果とほぼ一致する。



図8 システム構成
Fig. 8 System Configuration

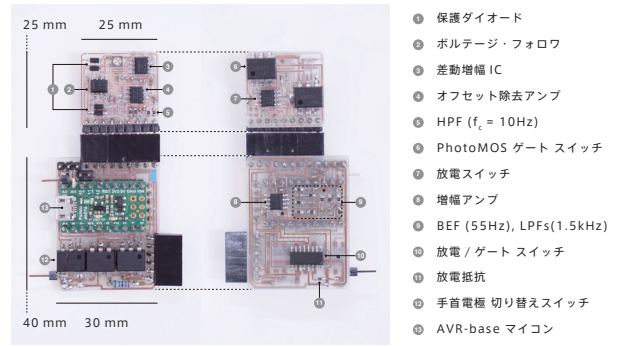


図10 回路構成
Fig. 10 Electronics

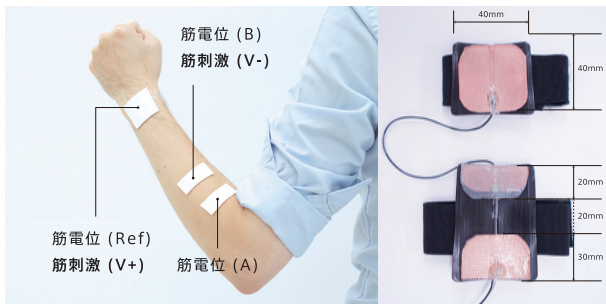


図9 電極構成
Fig. 9 Electrode Placement



図11 計測性能評価: 構成
Fig. 11 Experimental Setup

6.2 刺激強度と計測性能

筋刺激中の筋電位波形の計測性能について評価する。図11に実験概要を示す。被験者は開発デバイスを装着した上で、机上に設置したデジタルフォースゲージ(株式会社イマダ製, ZP-1000N)の先端部を手指部に装着したカフを用いて、手首関節の背屈動作により引っ張る。電極は上腕部橈側手根伸筋上の皮膚表面に貼付する。実験開始前に最大筋収縮時のEMG計測値および引っ張り力を記録し、100%MVC(Maximum Voluntary Contraction)として定義する。被験者は100%MVCに対して75%, 50%, 25%, 0%[N]の力で3回フォースゲージを引っ張り、その時のEMG計測値の最大値3つの平均を求め、100%MVC時のEMG計測値を用いて正規化し随意筋収縮率 [%] と定義する。刺激周波数は40Hzで固定し、刺激パルス幅を0 - 600 μs の間で変化させる。被験者はフォースゲージの表示器を注視する。被験者5名、各筋発揮力及び各刺激強度に対して3回試行し、計420回実施した。

図12に各パルス幅、各%MVC[N]ごとの随意筋収縮率を示す。これより、同じ引っ張り力であっても刺激パルス幅の増大に伴い計測値上で随意筋収縮率が減少することが明らかとなった。

7 ユーザスタディ

7.1 手首動作リズム同期実験

視覚・聴覚を遮断し、提案デバイスを用いて運動覚のみを被験者2名の間で同調した環境下で、手首の周期的なリズム動作が同期されるか観察した。図13に実験構成を示す。被験者の間にパーティションを設け互いの手首動作を隠蔽する。またイヤホンを装着し、手首動作に伴う音を遮断する。手首関節角変化をモーションキャプチャシステム (OptiTrack Inc., V100:R2) を用いて計測する。また被験者は手首動作が同調したと感じた時間をストップウォッチで計測し、報告する。

7.1.1 実験手順

実験参加者は追従側に、実施者は教示側に分かれ、はじめは各自自由な周期で手首の屈伸動作を律動的に行う。3秒後に開発デバイスの電源を投入し運動覚のみを同調する。手首関節角変化をモーションキャプチャシステムで計測し運動周期の変化を記録する。また追従側の被験者は周期が同期したと感じたらその時間を実施者に報告し実験を終了する。6名の参加者に対して計24回実施した。

7.1.2 結果

図14に各被験者ごとの「計測された同期完了時間」と「参加者により報告された同期完了時間」を、図15に被験者2における手首屈伸動作周期の時系列変化を示す。計測値では、平均8.1秒(標準偏差3.91秒)で手

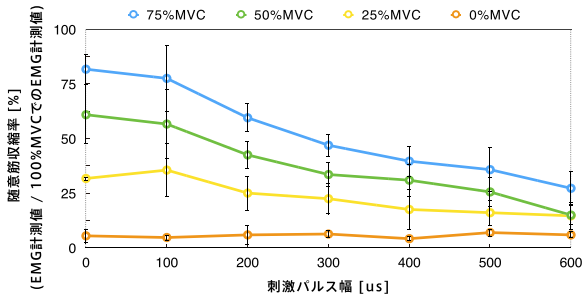


図 12 計測性能評価: 結果
Fig. 12 Experimental Result

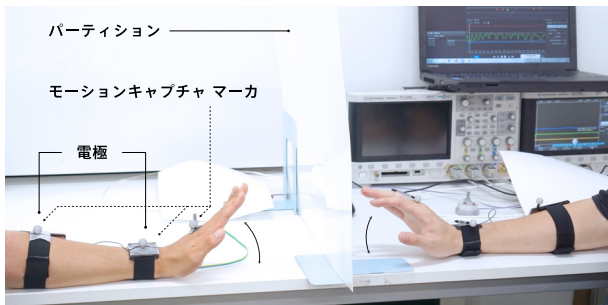


図 13 リズム動作同期実験: 構成
Fig. 13 Experimental Setup

首の運動周期が同調され、報告値では平均 13.8 秒 (標準偏差 3.94 秒) であることがわかった。また周期が同期した後、その状態を維持できていることがわかった。全ての被験者において報告値が計測値より大きくなっていることが明らかになった。パフォーマンスが最も低くなった被験者 1 のコメントを収集した結果、運動覚提示 (筋強縮) が過剰で、自身の随意運動が阻害されていたことがわかった。

7.2 デモ展示

本デバイスは IEEE VR 2016, 情報処理学会シンポジウム インタラクション 2016, ACM SIGCHI2016 などにおいて展示発表を行った。ここでは基本的な同調インタラクションと手指振顫のデモンストレーションを行い、延べ 200 名以上の参加があった。コメントによるフィードバックを収集したところ、「装着者の運動が同期しているので繋がっているような感覚になった」「運動相手と少し親近感を感じた」といった意見や、体験終了後に「手首の反復動作の感覚が強く残った」といった運動覚共有による他者のプレゼンスや運動主体感、運動記憶に関する指摘が得られた。パーキンソン疾患に見られる手指の振顫体験については、「自分自身の手でなくなったような感覚になった」と言った身体所有感の変化に言及したものや、「細かいものをつかむのが難しく、日常生活での困難をよく理解できる手がかりになった」といった患者の身体的状況の理解を示唆するコメントが得られた。またある参加者

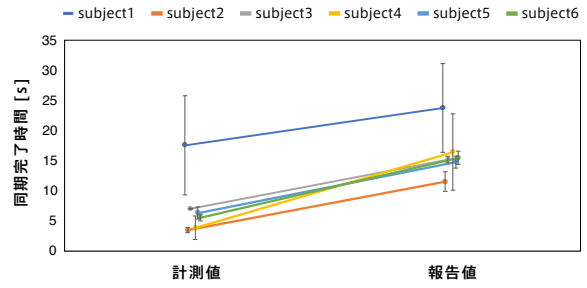


図 14 リズム動作同期実験: シンク時間比較結果
Fig. 14 Experimental result: Sync time comparison

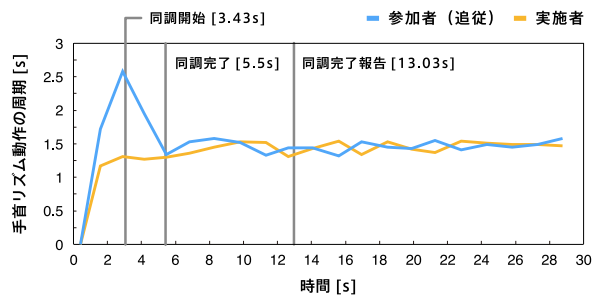


図 15 リズム動作同期実験: 被験者 2 における動作周期変化
Fig. 15 Experimental result: Timing chart of rhythmic action (Subject 2)

は震えた手でも持ちやすくなるスプーンの形状について議論を行うなど、ユーザビリティの評価手法としての有効性が示唆された。筋刺激による運動覚提示は感覚刺激が強く、運動についてより本質的に提示することができるため、他の感覚提示と比べ強い動作記憶を得ることができると推測される。デモ展示を通して運動覚刺激の特徴を利用したデザイン支援手法の有用性が示唆された。

8 考察

8.1 刺激強度と計測性能

パルス幅の増大に伴い計測値上で随意筋収縮率の減少が認められた。これは刺激電位が表面筋電位計測に影響を及ぼしていると考えられ、回路の電気的特性によるものであると示唆される。随意筋収縮率は線形に変化していることから、ソフトウェアによる補正が可能であると考えられる。一方で、刺激により被験者の筋組織の緊張力が増大し、無意識に被験者が筋発揮力を減少させている可能性も考えられる。今後は同一被験者内で新たな主観知覚評価実験を行い、電気的特性と知覚的特性の双方の影響について明らかにしてゆきたい。

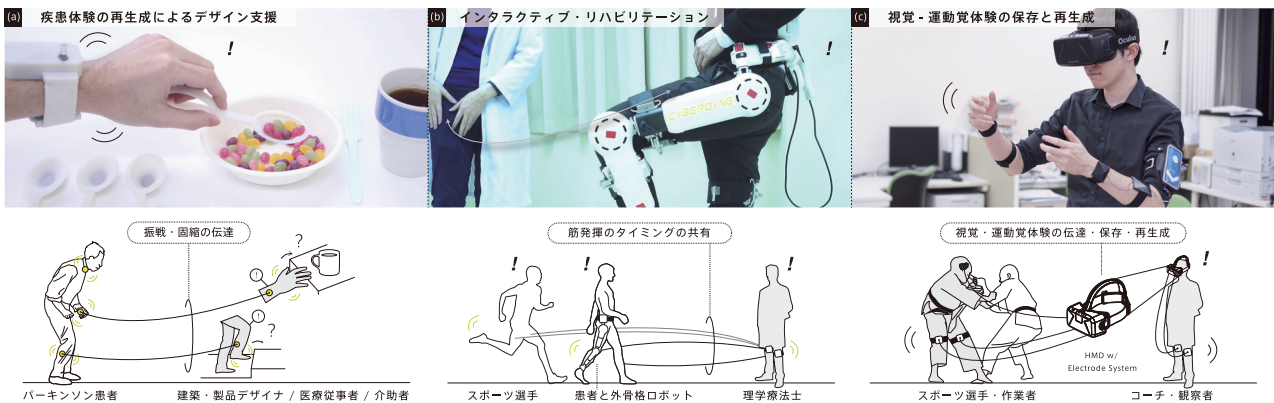


図 16 応用シナリオ: (a) 神経筋疾患の伝送による介助者の理解の支援 (b) 蹴り出しタイミングの共有による歩行機能訓練支援 (c) 視覚・運動覚体験の伝達や保存・再生成によるスポーツ訓練支援

Fig.16 Possible Scenarios: (a) Reproducing embodied tremor experience for assisting product design procedure (b) Interactive gait training by sharing muscle contraction (c) Conveying, recording and reproducing visio-kinesthetic experience for assisting sports training and spectating

8.2 手首動作リズム同期実験

実験結果より、視覚・聴覚入力遮断された状態であっても運動覚同調のみで筋発揮のタイミングを同調できることが明らかになった。これにより、リハビリやスポーツ訓練において、デバイスの使用者と観察者が互いに視認していない場合や、両者の体の向きといった空間的整合性が確保されていない状態であっても筋発揮タイミングの教示とモニタリングが可能であることが示唆される。一方で、ユーザが報告した同期完了時間が計測値より遅くなっていることから、運動覚同調に確証を得られるまで時間がかかっていると考えられる。今後は同一被験者内での学習効果について観察したい。被験者1のパフォーマンスを低下させた原因として過剰な運動覚フィードバックの付与が考えられることから、電極貼付位置の最適化や刺激関数の最適化について今後検討する必要があると考えられる。

9 まとめと今後の展望

9.1 まとめ

本研究では身体運動感覚の相互共有を支援することを目的として、複数人の筋活動を合算したりその差分を提示するといった運動覚を融合するインタラクションの提案とそのモデリング、デバイス開発、性能評価、そしてユーザスタディの結果について述べた。本デバイスは筋発揮情報の提示における感覚的整合性と空間的整合性、時間的整合性を保ちつつ、教示と確認が可能な双方向性を有するという特徴を持つ。開発システムはEMG計測システムとEMSシステム、さらに同一筋に対するEMG計測とEMSを同一の電極を用いて同時に実現する機構で構成し、性能評価実験より

0-600usの刺激パルス幅を出力しながら装着者の筋発揮量を推定できることがわかった。また他者が装着する開発デバイスに20msと低レイテンシで運動覚情報を伝達することが可能で、この特性を利用して視覚・音響情報なしに手首の筋発揮タイミングをデバイス使用者間で同調できることが明らかになった。またデモ展示を通して、運動覚再生成に基づく神経筋疾患体験が振動といった症状の身体知の獲得を支援し、それに基づきデザイン活動を支援できることが示唆された。

9.2 今後の展望

今後は電極のマルチアレイ化や、刺激後の残留電位を生体電気モデルを用いて解析しその特性を明らかにする事で手首関節制御における自由度の拡大と最大刺激周波数の向上を行いたい。現在は2つの刺激電極を用いて複数の筋組織の振動状態と固縮状態を再現している。Tamakiら[20]はアレイ電極と機械学習系を用いて個別の手指を制御する手法について報告しており、手首の運動に伴う筋配置の変更に対してロバストな筋駆動を実現することで提案インタラクションの空間的整合性を高めることができると考えられる。電極の複数化に加え、複数人の中での筋活動融合手法や他の感覚共有との併用についても検討したい。

9.3 応用シナリオ

提案する運動覚融合インタラクションを利用したシナリオを図16に示す。

9.3.1 神経筋疾患の共有による介助者の理解の支援

開発デバイスの運動覚入出力の特性を用いて、パーキンソン疾患を代表とする神経筋疾患に見られる手指の振動や筋の固縮といった疾患体験を健常者の身体上で本質的に再生成することで、製品や空間デザイナー、

そして患者の家族が把持，歩行といった基本的な生活動作 (ADL) の難しさを身体知として理解することを支援する。患者の自立的な生活を支援するにあたっては，周囲の介助者やリハビリテーション中の療法士，日用品の設計などを行うプロダクトデザイナーが日常生活での障害について理解することが重要であるが，こうした神経筋にかかる体験を映像や言語資料で理解することは難しい。特にユーザ中心設計やユニバーサルデザインの分野では設計した製品の評価が重要となるため，これまでチェックリストや身体寸法データベースを用いた客観的資料に基づく評価手法が提案されてきた [22]。

本研究ではこうした従来の客観的な評価指標に加え，提案する装着型運動覚入出力システムを用いて振顫や固縮など疾患の本質的な特性を自身の身体上で再現し日用品や住宅環境の評価を行う主観的かつ主体的な評価手法を提案する (図 16(a))。従来提案されてきた卓上型のマニピュレータや振動子を手指に装着して振顫体験を再生しデザイン手順を支援する手法 [23] と異なり，ウェアラブルであるため活動範囲を制限せずに，神経筋疾患と同質機序で振顫や固縮を再現するため，より本質的なインタラクションの再現がなされる。これにより様々な疾患の程度を再現して試行したり，従来の評価手法と組み合わせて用いることでより現実に即した評価を行うことが期待される。提案する運動覚同調を基にした体験再生手法は，他者の随意運動意思を時空間を共有した状態で伝達することも可能であるため，これまで提案してきた小児の身体特性を再現する身体性変換手法 [24] と共に高い共感が得られることが期待される。

9.3.2 インタラクティブ・リハビリテーション

運動覚を同調できる特性を用いて，歩行機能回復訓練を行うリハビリ中の患者と理学療法士が運動感覚を共有し，自然な筋発揮タイミングの教示と確認を支援する手法を提案する (図 16(b))。近年，下肢装着型のパワーアシスト外骨格を用いた下肢麻痺患者の歩行機能訓練が行われている [25]。これは生体電位センサにより装着者の動作意思を推定し，関節位置に取り付けたモータで歩行動作を教示することでその機能改善を支援するというインタラクティブ・バイオフィードバック仮説に基づく新たなリハビリテーション手法であり，歩行機能の改善に寄与することが報告されている。こうした歩行動作の学習においては，外骨格による体性感覚刺激に基づく関節軌道の習得に加えて，適切な蹴り出しタイミングの習得も重要となる。このような瞬発的な筋発揮の時間的情報 (タイミング) を提案デバイスを用いて理学療法士と共有することで，その確認や教示を可能とする手法を検討する。

9.3.3 スポーツ訓練や観戦の支援

運動技術の形成には関節角度変化や四肢の軌道といった他者の視点から得られる客観的な運動構造情報に加え，体幹や筋発揮の強弱といった自己身体感覚の修得が重要となる。また他者の身体運動を没入感の高い状態で体験するには，周辺環境と身体部位を視認することができる全周囲映像に加えて，視覚刺激に同期した運動覚の再生が映像内の身体部位の所有感増幅に重要な役割を果たすと考えられる。高い没入感と所有感を併せ持つ他者の一人称視野と身体運動感覚の共有や記録・再生を選手とコーチの間で行うことで，自己身体感覚の習得が重要となる剣道や水泳といった種目の訓練を支援したり，選手と観客の新しい観戦を支援する手法について検討する (図 16(c))。

参考文献

- [1] Jun Nishida and Kenji Suzuki. 2017. bioSync: A Paired Wearable Device for Blending Kinesthetic Experience, In Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '17). ACM, New York, NY, USA.
- [2] Jun Nishida, Kanako Takahashi and Kenji Suzuki. 2015. A Wearable Stimulation Device for Sharing and Augmenting Kinesthetic Feedback, in Proc. of Augmented Human, pp.211-212.
- [3] Moreland, J., Thomson, M. and Fuoco, A. 1998. Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: a meta-analysis, Archives of physical medicine and rehabilitation, Vol.79, No.2, pp.134-140.
- [4] Aiello, E., Gates, D.H., Patrilli, B.L., Cairns, K.D., Meister, M., Clancy, E.A. and Bonato, P. 2005. Visual EMG Biofeedback to Improve Ankle Function in Hemiparetic Gait, in Proc. of the IEEE EMBS, pp.7703-7706.
- [5] Shunichi Kasahara and Jun Rekimoto. 2014. JackIn: integrating first-person view with out-of-body vision generation for human-human augmentation. In Proceedings of the 5th Augmented Human International Conference (AH '14). ACM, New York, NY, USA, Article 46.
- [6] Shunichi Kasahara, Mitsuhito Ando, Kiyoshi Suganuma, and Jun Rekimoto. 2016. Parallel Eyes: Exploring Human Capability and Behaviors with Paralleled First Person View Sharing. In Proceedings of the 2016 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '16). ACM, New York, NY, USA, pp.1561-1572.
- [7] Hiroyuki Iizuka, Daisuke Kondo, Hiroki Kawasaki, Hideyuki Ando, and Taro Maeda. 2011. Coordinated behavior between visually coupled dyads. In Proceedings of the 2nd Augmented Human International Conference (AH '11). ACM, New York, NY, USA, Article 23.
- [8] H. Kawasaki, H. Iizuka, S. Okamoto, H. Ando and T. Maeda, Collaboration and skill transmission by first-person perspective view sharing system, 19th International Symposium in Robot and Human Interactive Communication, 2010, pp.125-131.
- [9] Scott Brave and Andrew Dahley. 1997. inTouch: a

- medium for haptic interpersonal communication. CHI EA '97 Proc. of the SIGCHI Conf. on Human Factors in Computing Systems. ACM, New York, NY, USA, pp.363-364.
- [10] Ken Nakagaki, Chikara Inamura, Pasquale Totaro, Thariq Shihpar, Chantane Akikyama, Yin Shuang, and Hiroshi Ishii. 2015. Linked-Stick: Conveying a Physical Experience using a Shape-Shifting Stick, CHI EA '15 Proc. of the SIGCHI Conf. on Human Factors in Computing Systems, pp.1609-1614.
- [11] H. Nakanishi, K. Tanaka, and Y. Wada. 2014. Remote Handshaking: Touch Enhances Video-Mediated Social Telepresence, CHI '14 Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems. ACM, New York, NY, USA, pp.2143-2152.
- [12] N. Igarashi, K. Suzuki, H. Kawamoto, and Y. Sankai, Biolights: Light Emitting Wear for Visualizing Lower-Limb Muscle Activity, in Proc. of IEEE EMBS, pp.6393-6396, 2010
- [13] Y. Tsubouchi and K. Suzuki. 2010. Biotones: A Wearable Device for EMG Auditory Biofeedback, in Proc. of IEEE EMBS, pp.6543-6546.
- [14] S. Kurosawa, H. Kambara and Y. Koike. 2009. Perception of Muscle Activity and a Training System, IEICE Technical Report, pp.35-40.
- [15] H. Inaba et al.. 2003. Visualization of Human Body Sensing for Supporting Sports Motion Analysis, Vol.2 No.3, pp.94-100.
- [16] Pedro Lopes et al. 2015. Proprioceptive Interaction. CHI '15 Proc. of the SIGCHI Conf. on Human Factors in Computing Syst., pp.939-948.
- [17] Pedro Lopes et al.. 2015. Affordance ++: allowing objects to communicate dynamic use. CHI '15 Proc. of the SIGCHI Conf. on Human Factors in Computing Syst., pp. 2515-2524.
- [18] Pedro Lopes et al.. 2015. Impacto: Simulating Physical Impact by Combining Tactile Stimulation with Electrical Muscle Stimulation. UIST '15 Proceedings of the 28th annual ACM symposium on User interface software and technology. pp.11-19.
- [19] 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 館暲. 2000. 皮膚感覚神経を選択的に刺激する電気触覚ディスプレイ (第2報)- 皮膚インピーダンス依存制御-, 日本バーチャルリアリティ学会第5回大会論文集, pp.307-310.
- [20] E.Tamaki, T. Miyaki, and J. Rekimoto. 2011. Possessedhand: Techniques for controlling human hands using electrical muscles stimuli, CHI '11 Proc. of the SIGCHI Conf. on Human Factors in Computing Syst., pp.543-552.
- [21] Y. Muraoka. 2001. Development of an emg recording device from stimulation electrodes for functional electrical stimulation. Frontiers of Med. and Biol. Eng., The Intl J. of the Japan Society of Med. Electronics and Biol. Eng., 11(4), pp.323-333.
- [22] S. Iwarsson. 1999. The housing enabler: An objective tool for assessing accessibility, The British Journal of Occupational Therapy, vol.62, No.11, pp.491-497.
- [23] G. P. Rosati Papini, M. Fontana and M. Bergamasco. 2016. Desktop Haptic Interface for Simulation of Hand-Tremor. IEEE Transactions on Haptics, vol. 9, no. 1, pp.33-42.
- [24] J. Nishida, H. Takatori, K. Sato and K. Suzuki. 2015. CHILDHOOD: Wearable Suit for Augmented Child Experience. in Proc. of SIGGRAPH Emerging Technologies, Article No. 7.
- [25] Suzuki, K., Mito, G., Kawamoto, H., Hasegawa, Y. and Sankai, Y. 2007. Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL, Advanced Robotics, Vol.21, pp.1441-1469.

謝辞

本研究は日本学術振興会特別研究員奨励費（課題番号 16J03777）の助成を受けたものである。

(2016年9月7日受付)

[著者紹介]

西田 惇 (学生会員)



2014年筑波大学理工学群工学システム学類卒業。現在同大学院グローバル教育院一貫制博士課程在学中。2016年より日本学術振興会特別研究員(DC1)。ヒューマンインタフェースとインタラクションに関する研究に従事。

鈴木 健嗣 (正会員)



1997年早稲田大学理工学部物理学科卒業。早稲田大学助手、筑波大学講師、准教授を経て、2016年筑波大学システム情報系教授、現在に至る。人工知能、人支援ロボティクス、および人工現実感に関する研究に従事。博士(工学)。