

bioSync: 運動覚同調インタラクションの提案と 装着型運動覚入出力デバイスの開発

西田 惇^{1,a)} 鈴木 健嗣^{2,b)}

概要: 本研究では、他者と身体運動感覚を相互に共有する運動覚同調インタラクションの提案と、これを実現する装着型運動覚入出力デバイスの開発について述べる。リハビリテーションやスポーツトレーニングにおいては筋活動を始めとする運動感覚を教示者と学習者の間で共有する事が重要であるが、外部からこれらを観測することは難しい。本研究では生体電位計測と筋刺激を同一の筋組織に対して同一の電極により同時に実現する電極システムを開発し、双方向通信モジュールと組み合わせることで体性感覚を経由した運動覚の共有を可能とするウェアラブルシステムを開発した。本稿ではインタラクションの設計と新しい生体残留電位放電機構の考案、知覚評価実験の結果について述べる。

Wearable Haptic I/O Device for Synchronous Kinesthetic Interaction

JUN NISHIDA^{1,a)} KENJI SUZUKI^{2,b)}

Abstract: In this paper, we propose synchronous kinesthetic interaction among people so that people are able to perceive the sensation of body motion such as muscle activities or rigidity of joints interactively. To achieve this, we present an integrated electrode system that is capable of muscle stimulation and EMG measurement on the same muscle by using the common electrodes simultaneously. One of the possible application is an interactive rehabilitation for assisting gait training by sharing the timing of the backward kick-out. It is also possible to transfer neuromuscular disease such as tremors from patients to caretakers and medical staffs. The methodology, perceptual experiment, and potential scenarios are described in this paper.

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事を目的として、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相互理解とコミュニケーションにおいて重要である。しかしながら関節角変化や四肢の位置情報と異なり人の筋活動情報は外部から視覚的に取得することが難しい。

1.1 関連研究

これまで様々な感覚モダリティを通して運動感覚を提示する研究が行われてきた。医療用の筋電図は筋発揮状況を提示することができるが、情報提示位置(モニタ)と対象となる身体との空間的整合性が低く頻繁な視線移動を要するため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を用いた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[1]、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[2]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[3]。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

¹ 筑波大学 エンパワーメント情報学プログラム

² 筑波大学 システム情報系/JST CREST

University of Tsukuba, Tsukuba, Ibaraki 305-8577, Japan

a) jun.nishida@acm.org

b) kenji@ieee.org

れている。しかしながら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、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。

1.2 運動覚同調インタラクション

そこで本研究では、筋刺激と筋電位計測により、身体運動の知覚と深く関わる運動覚に対して入出力を行うことができるシステムを用いることで、筋活動の計測とその提示における空間的・感覚的・時間的整合性を保ちつつ、複数の筋組織の活動情報を提示可能で、さらに複数人の中で教示や確認を可能とする双方向性を有する身体運動感覚の同調手法を新たに提案し、これを「運動覚同調インタラクション」と定義する (図 1(a))。本手法は次のような特徴を持つ。

空間的整合性 生体電位計測点と運動覚提示点の空間的整合性と、相手の筋組織と自身の筋組織の空間的整合性を保つことで直感的な理解を支援する。

感覚的整合性 筋発揮の発生機序に則した感覚提示を行い、入出力における感覚的整合性を保存することで、より直感的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利点を持つ。

時間的整合性と双方向性 実時間で感覚を双方向に同調することで、同じ時空間を共有しながら身体感覚を理解することができる。これまで筋骨格系の駆動によりデバイスと情報のやり取りを行うインタフェースの提案がなされてきたが [4]、ヒト-ヒト間で運動覚チャンネルを通して身体運動感覚を相互共有する試みはない。

1.3 応用シナリオ

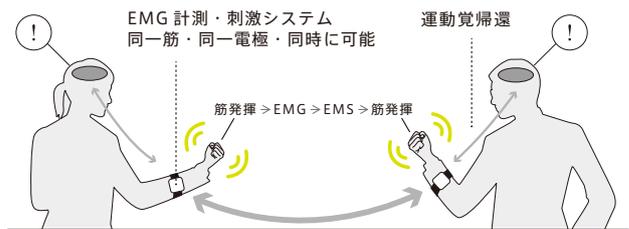
1.3.1 インタラクティブ・リハビリテーション

リハビリ中の患者と理学療法士が運動感覚を共有することで自然な教示と確認を支援することが考えられる。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。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行うことでその機能改善を支援するものであるが、外骨格による関節軌道の教示に加えて蹴り出しタイミングの学習も重要となる。こうした瞬発的な筋発揮の時間的情報(タイミング)を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 (図 1(b) 左)。

1.3.2 神経筋疾患の共有による介助者の理解の支援

パーキンソン疾患を代表とする神経筋疾患の特性として手指の振盪や筋の固縮が挙げられる。これらは患者の

(a) 運動覚同調インタラクション



(b) インタラクティブ・リハビリセッション 神経筋疾患の共有によるデザイン支援

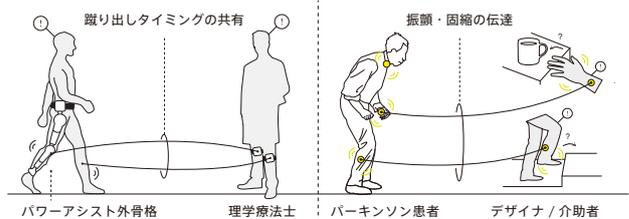


図 1 (a) 提案する運動覚インタラクションの概要: 運動覚帰還を基に相互に筋活動状況を知覚できる (b) 応用シナリオ: 蹴り出しタイミングの共有による歩行機能訓練支援, 神経筋疾患の伝達による介助者の理解の支援 (c) 開発した装着型デバイス

Fig. 1 (a) Conceptual representation of the proposed interaction (b) Concrete Scenarios (c) Developed devices

基本的な生活動作 (ADL) に影響し、介助者を含む生活の質 (QOL) の低下を招く。こうした神経筋疾患と日常生活での障害について周囲の介助者やリハビリテーション中の療法士、そして社会全体が理解することが重要である。そこで提案する運動覚共有システムを用いて疾患の本質的な特性を患者と時空間を共有しながら自身の身体上で再現することで、製品や空間デザイナー、そして家族がその疾患を身体知として理解することを支援する (図 1(b) 右)。

1.3.3 インタラクティブ・スポーツトレーニング

運動技術の形成には形やフォーム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。これらが重要となる剣道や水泳といった種目の訓練において、選手とコーチの間で運動覚を同調することで体性感覚を通じた筋発揮量やそのタイミングの確認と教示を可能とする。

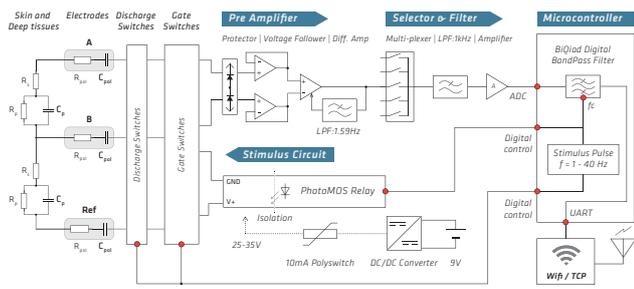


図 2 システム構成: 電極, 放電機構, 切替機構, EMG 計測回路, EMS 回路, マイコン

Fig. 2 System configuration of the proposed system

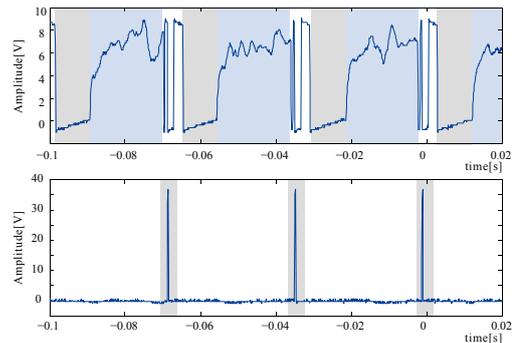


図 3 刺激パルス, 放電区間, 計測区間のタイミングチャート
 Fig. 3 Timing chart for stimulation and the measurement

2. 提案手法

本システムは, 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で構成する。

2.1 EMG 計測システム

EMG 計測システムの概要を図 2 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。電極に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 つを用いる。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し破壊することを防ぐ。差動増幅回路により差動電極から得られた EMG 信号を差分増幅し, 差動ノイズを除去する。差動増幅素子に計測波形の直流成分をフィードバックすることで直流ノイズを除去する。RC フィルタにより商用ノイズおよび不要な周波数帯域を除去する。

2.2 EMS システム

EMS システムの概要を図 2 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壊を防ぐ。刺激パルス幅は 0-600us, 振幅は 25-35V の範囲で調整可能とする。刺激周波数は EMG 計測を維持した状態で 1-40Hz 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。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。

2.3 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 を同時に実現する場合, 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 信号が変質又は消失してしまうため, 生体内の残留刺激電荷を放電する必要がある。本システムでは EMG 計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気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 3 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はリレーが解放状態となり, 電極は計測回路から切り離される。刺激電位を出力していない区間はリレーが接続状態となり, 放電時間を経た後, 電極は計測回路に再び接続される。Bi Quad 6 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 らは計測と刺激を 60ms 間隔固定で行う機構を提案しているが (16Hz) [5], 本システムでは刺激周波数 1-40Hz 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といった利点を持つ。また電荷放電機構について, Muraoka らは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を提案しているが [5], 本システムでは電極間を短絡させた後に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。電極分離や放電のタイミング制御や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。Wifi モジュールを用いて TCP/IP 通信で他者のユニットと通信を行う。

3. システム構成

筐体は約 60mm × 60mm × 25mm であり, 上腕部に装着可能な寸法である。電極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。刺激電位の生成には 3.3V の小型 Li-Po バッテリーを 20mA の自己復帰型ヒューズによる電流制限を設けた上で昇圧して使用する。

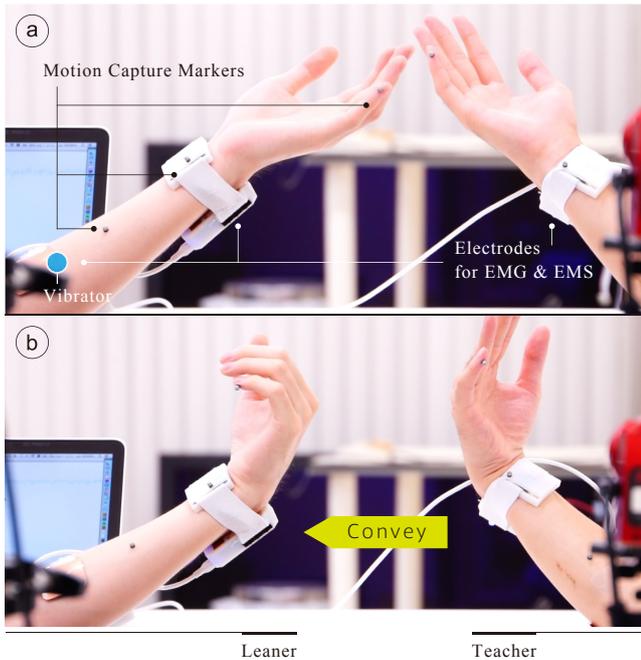


図 4 (a) 実験設定 (b) 運動覚伝達の様子
 Fig. 4 (a) Experiment setup (b) Overview of the sync

4. 知覚評価実験

運動覚指示における学習者の主観知覚強度について評価する。指示者は無作為に指定された把持力の範囲内で筋発揮を行う。筋発揮量に合わせて刺激パルス幅を $0-(d_0+3T)[\mu\text{s}]$ の範囲にマッピングし、学習者の前腕を刺激する。学習者は提示運動強度を 5 段階で回答する。初期値 d_0 は被験者毎に調整し刻み幅 T は $70\mu\text{s}$ で固定とする。学習者の電極付近に振動モータを取り付け、EMS の動作に伴う皮膚振動の状況を隠蔽する (図 4(a))。学習者は自身と指示者の手指動作を視認しない。被験者 5 名、計 225 試行実施した。

指示者の運動強度の推定に基づく刺激パルス幅と学習者の主観知覚尺度の結果を図 5 に示す。これより、指示者の運動強度と提示先の知覚尺度に線形の相関が認められた ($R = 0.9936$)。加えて刺激パルス幅が大きくなるに従って標準偏差が大きくなる傾向が認められた。これは感覚の強さの差を感じる最小の値 (丁度可知差異) が刺激強度に比例して増すことを示すウェーバーの法則と一致する。また実験終了後に指示者と提示先の被験者のコメントによるフィードバックを収集したところ、「身体運動とその感覚の共有により上腕が接続しているような感覚になった」といった意見や、「終了後に手首の反復動作の感覚が強が残った」といった運動記憶に関する指摘が得られた。

5. まとめと今後の展望

5.1 まとめ

本稿では運動感覚を体性感覚経路で同調するインタラクションの提案とデバイス開発について述べた。これは筋発

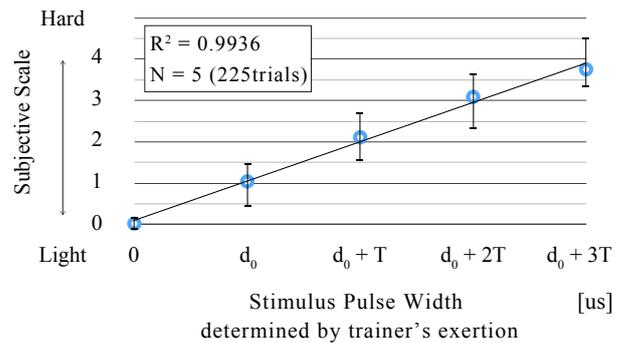


図 5 主観知覚評価実験の結果
 Fig. 5 Result of perceptual experiment

揮とその感覚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、指示と確認が可能な双方向性を兼ね持つという特徴を持つ。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た。また提案システムにおける主観強度評価実験を行い、5 段階で運動覚の伝達が可能であることを確認した。提案する運動覚同調を基にした身体性共有手法は、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ため、高い共感が得られることが期待される。

5.2 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放電時間の最適化と最大刺激周波数の向上を行いたい。また応用について、パーキンソン疾患の生体電位計測と身体動作計測を通して提案システムによる再現度の評価を行い、疾患の理解の支援と空間環境の評価のための取り組みを実施してゆきたい。また新たなインタラクティブ・スポーツ訓練支援の検証も行いたい。

参考文献

- [1] N. Igarashi, K. Suzuki, H. Kawamoto, and Y. Sankai, "Biolights: Light Emitting Wear for Visualizing Lower-Limb Muscle Activity," in Proc. of IEEE EMBC, pp.6393–6396, 2010
- [2] Y. Tsubouchi and K. Suzuki, "Biotones: A Wearable Device for EMG Auditory Biofeedback," in Proc. of IEEE EMBS, pp.6543–6546, 2010
- [3] S. Kurosawa, H. Kambara and Y. Koike, "Perception of Muscle Activity and a Training System," IEICE Technical Report, pp.35–40, 2009
- [4] Pedro Lopes et al., "Proprioceptive Interaction," in Proc. of CHI, 2015
- [5] Y. Muraoka et al., "Specifications of an electromyogram-driven neuromuscular stimulator for upper limb functional recovery," in Proc. of IEEE EMBC, 2013
- [6] J. Nishida et al., "A Wearable Stimulation Device for Sharing and Augmenting Kinesthetic Feedback," in Proc. of Augmented Human, pp.211–212, 2015