

EMG 信号と触覚フィードバックを利用したダイレクト・リハビリテーション

片岡 仁之¹, Erhan AKDOGAN², 島 圭介¹, 辻 敏夫¹, 長谷川 正哉³, 大塚 彰³

¹ 広島大学大学院 工学研究科, ² トルコ共和国 マルマラ大学, ³ 県立広島大学 保健福祉学部

Hitoshi KATAOKA¹, Erhan AKDOGAN², Keisuke SHIMA¹, Toshio TSUJI¹, Masaki HASEGAWA³, Akira OTSUKA³

¹Graduate School of Engineering, Hiroshima University, ²Marmara University in Republic of Turkey, ³Department of Health and Welfare, Prefectural Hiroshima University

1 はじめに

近年, ロボット機器を利用した身体運動機能のリハビリテーションを支援する研究開発が盛んに行われている. 例えば, 坂森らは下肢における持続的他動運動が可能なCPM装置を開発しており¹⁾, 古荘らは, ロボット機器だけではなく Virtual reality 技術を利用したリハビリテーションシステムの開発を行っている²⁾. しかしながら, これらのシステムでは被験者が実施した運動に対して負荷を与えて筋力増強を促したり, 各筋力の補助によって運動実現をサポートするものがほとんどである.

人間は筋の協調制御によって複雑な身体運動を実現しており, 身体各筋を随意的かつ協調的に収縮できなければスキルを伴う運動を実現することはできない. 効果的なリハビリテーションを行うためには, 被験者が実施した運動の評価・訓練だけでなく, 運動を実現するための各筋の協調制御能力を評価・訓練する必要があるだろう.

筋収縮の評価には, 筋電位 (Electromyogram; 以下, EMG) が広く用いられており, ロボット機器を利用したリハビリテーションシステムにも筋力や疲労度の評価に利用されている. しかしながら, 被験者の筋収縮に着目し, 筋の協調制御能力をトレーニング可能なシステムは提案されていない.

そこで本稿では, 身体動作時の筋の協調制御能力に着目し, 筋協調パターンを触覚へフィードバックするダイレクト・リハビリテーションシステムを提案する. 提案システムでは, 計測したEMG信号から患者の身体動作を評価し, 評価結果に基づいて患者の各筋付近に配置した振動子を制御する. 理

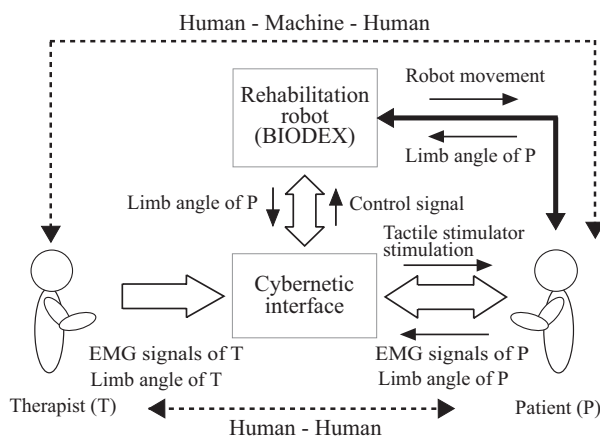


Fig. 1 Concept of the proposed system (CRA)

想的な筋協調パターンを触覚を通じて患者にフィードバックすることで, 患者は指示されるEMGパターンに基づいて筋の協調制御機能の回復トレーニングを実施できる. また, 評価結果に基づいてリハビリテーションロボットを制御することで, 運動実現をサポートすることが可能となる.

以下, 提案システムのコンセプトとシステム構成を説明し, 構築したプロトタイプシステムによる検証実験の結果を示す.

2 Cybernetic rehabilitation aid

2.1 コンセプト

Fig. 1 に提案するリハビリテーションシステム Cybernetic rehabilitation aid (CRA) の概念図を示す. CRA は, EMG 信号の計測装置, 触覚フィードバック用の振動子 (VBW32C25, Audiological Engineering Corp), 視覚フィードバック用のディスプレイ, 信号処理や機器制御などを行うコンピュータ, そして多用途筋機能評価運動装置 BIODEX (BIODEX System 2,

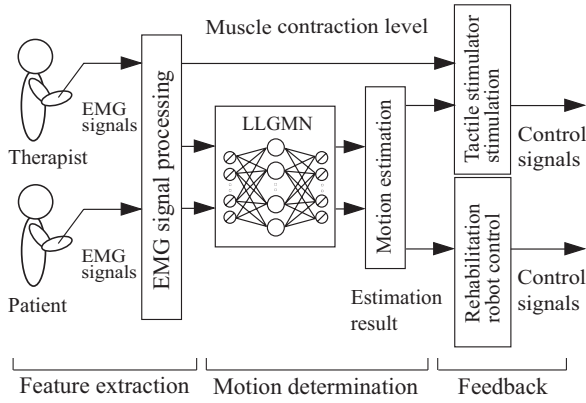


Fig. 2 Structure of the computer processing of CRA

BIODEX Medical System, Inc.) から構成される。提案システムは Cybernetic Interface³⁾ の技術を応用し、計測した EMG 信号のパターンから患者と理学療法士それぞれの身体動作を推定する。理学療法士の EMG パターンを目標とする筋の協調パターン(目標 EMG パターン)とし、それを基に患者の EMG パターンを評価する。得られた評価結果に基づき、患者の各筋の付近に配置された振動子を制御して目標 EMG パターンを患者にフィードバックする。これにより、理学療法士は自身の EMG パターンを用いて患者の運動実現を補助することができ、CRA はあたかも Human-Human Interface (HHI) のように機能する。また、患者はリハビリテーションロボット BIODEX を自身の EMG パターンに基づいて制御することも可能である。具体的には、患者が目標 EMG パターンを再現できれば、患者の筋力に応じて BIODEX を制御し、運動補助を行う。このとき、CRA は患者がロボットを制御する際の Human-Machine Interface (HMI) として機能するとともに、理学療法士がロボットを介して患者を訓練する Human-Machine-Human Interface (HMHI) として働く。これにより、患者は筋の協調制御とともに運動を訓練することが可能となる。

2.2 プロトタイプ

Fig. 2 に構築したプロトタイプにおけるコンピュータの内部処理の一例を示す。プロトタイプシステムは、EMG 信号の特徴抽出、確率ニューラルネットに基づく動作判定・評

価、EMG パターンのフィードバック部によって構成される。

2.2.1 EMG 信号計測・特徴抽出処理

L チャンネル分の生体電極を用いて計測したの EMG 信号は、サンプリング周波数 f_s [Hz] で A/D 変換後、各チャンネル全波整流を行う。そして、2 次のローパスバターワースフィルタ(カットオフ周波数 f_c [Hz]) により平滑化し、このとき得られる時系列信号を $E_l(t) (l = 1, \dots, L)$ とする。さらに $E_l(t)$ を全チャンネルの和が 1 となるように正規化することで EMG パターンを得る。また、時刻 t における筋収縮レベル $F_{EMG}(t)$ を次式で定義する。

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

ここで、 E_l^{st} は安静時における $E_l(t)$ の時間平均、 E_l^{max} は事前に計測した各チャンネルの最大随意収縮時の値を表す。そして、 $F_{EMG}(t)$ 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。

2.2.2 動作判定・評価

患者と理学療法士それぞれの EMG パターンは、確率ニューラルネットの一種である Log-Linearized Gaussian Mixture Network (以下、LLGMN と略記)⁵⁾ を用いてパターン識別を行う。LLGMN は混合ガウス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、あらかじめ与えた学習データが従う統計分布を学習的に推定可能である。学習後の LLGMN に新たなサンプルデータを入力することで、学習データに対する事後確率を算出できる。CRA では、LLGMN にあらかじめ理学療法士の EMG パターンを学習させる。学習後の LLGMN に患者の EMG パターンを入力することで、目標 EMG パターンに対する事後確率を算出可能である。このとき、事後確率の最も高い動作を患者が行った動作と判定する。

次に、パターン識別の結果得られた識別結果、および EMG パターンから患者の筋協調制御能力を評価する。患者に各動作を実施させ、上述の LLGMN を用いて EMG パターンの識別を行う。識別結果が目標動作と異なる場合、患者が目標動作の実現に必要な EMG

パターンを発揮できていないと判定し、患者に取り付けた振動子を用いて目標EMGパターンをフィードバックする。これにより、患者は理学療法士のEMGパターンを目標として筋協調制御の訓練を実施できる。

2.3 EMGパターンのフィードバック

動作の評価後は、患者に取り付けた振動子を用いて目標EMGパターンのフィードバック、ならびにBIODEXの制御を行う。振動子はEMG信号計測用の生体電極付近に装着し、目標EMGパターンにおける各筋の収縮レベル $F_{EMG(l)}(t)$ をフィードバックする。ただし、

$$F_{EMG(l)}(t) = \frac{E_l(t) - E_l^{st}}{E_l^{max} - E_l^{st}} \quad (2)$$

である。振動子の制御は、計算機から出力、増幅した正弦波を用いて行う。振動子は、出力信号の周波数・振幅を変化させることで、振動周波数および振動の大きさを任意に制御可能である。提案システムでは、人間が最も振動を感知しやすい振動周波数とされる250 [Hz]を用いた⁶⁾。なお、連続して振動による刺激を与え続けると慣れが生じるため、連続使用する場合には0.25秒間隔のインターバルを与えた。

また、BIODEXは各関節においてIsotonic, Isometric, Isokinetic, Passive, Eccentricの5種類のトレーニングが可能なりハビリテーションロボットであり、被験者に与える負荷の大きさや種類を任意に変更して各関節の運動訓練を実施できる。プロトタイプシステムでは、評価したEMGパターンが目標と異なる場合はBIODEXをIsometricモードとし、一致する場合はIsokineticモードとした。これにより、患者が筋の協調制御を随意的に行えなければ運動を実施することができないため、運動実現に必要な筋の協調制御をトレーニングすることが可能である。

3 実験

3.1 方法

実験では、提案するコンセプトの有効性を確認するため、まず筋協調パターンの触覚へのフィードバックの有効性を検証した。振動子による触覚フィードバックのみを用いて目標

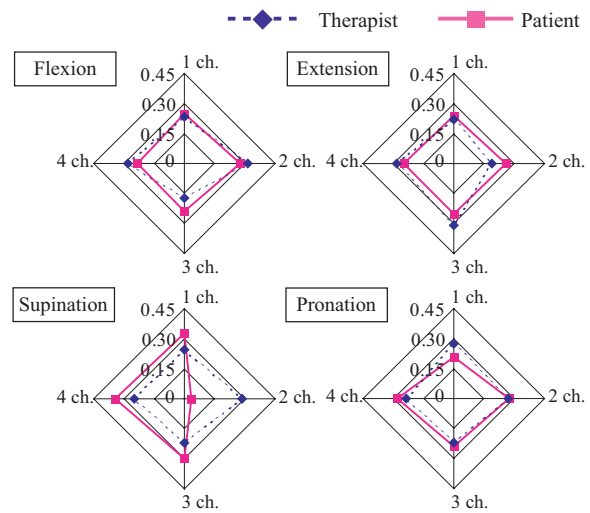


Fig. 3 Examples of EMG patterns before training

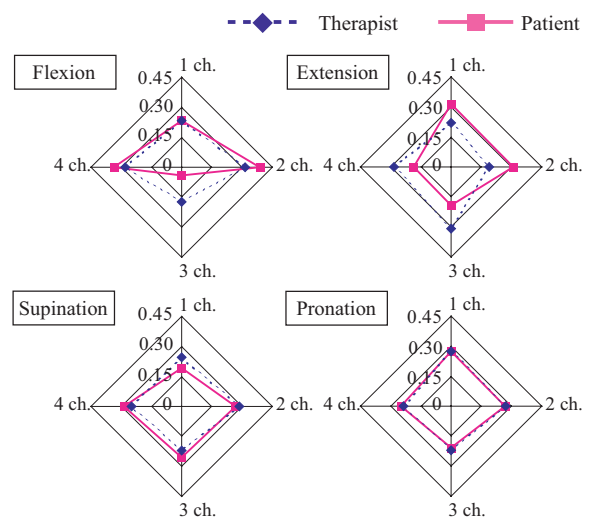


Fig. 4 Examples of EMG patterns after training

EMGパターンを患者へフィードバックし、目標EMGパターンが再現できるか検証した。被験者は健常な男子大学生2名をそれぞれ患者、理学療法士と仮定した。対象とする身体動作は肘関節の屈曲 (Flexion)、伸展 (Extension)、回外 (Supination)、回内 (Pronation) の4動作とし、4チャンネルの電極を用いた (Ch.1:上腕二頭筋, Ch.2:上腕三頭筋, Ch.3:腕橈骨筋, Ch.4:橈側手根屈筋)。また、触覚フィードバック用の振動子を各電極付近に1つずつ、計4つ配置した。実験では、理学療法士が肘関節の4動作のうち一つを連続して3回ずつ行った結果を用いて触覚へフィードバックを行った。患者には目標動作を提示し、振動子の振動を感じた時点から振動子が停止するまでの間、

振動部分の筋に力を入れるように意識して動作を行わせた。目標EMGパターンが再現できている場合は、信号音を鳴らして患者にフィードバックを行った。

3.2 結果

まず、Fig. 3に患者に指示した各動作の目標EMGパターンと、実験前に計測した患者のEMGパターンを示す。図から、各動作のEMGパターンが目標EMGパターンと異なっていることがわかる。次に、Fig. 4に振動子を利用したリハビリテーション実験後のEMGパターンを示す。図から、実験前のEMGパターンと比較して形状が変化しており、振動を感じて目標EMGパターンの再現を試みていることが確認できる。特に、回外、回内動作においてはEMGパターンが目標EMGパターンに近づいており、触覚フィードバックによる筋の協調制御機能の訓練が行えたことがわかる。しかしながら、屈曲、伸展動作においては目標とEMGパターンが異なっている。これは、目標として与えたEMGパターンの差異を患者が正確に認識できなかったことに起因すると考えられる。本稿では筋収縮レベル $F_{EMG(i)}(t)$ を用いて目標EMGパターンのフィードバックを行っていたため、今後は人間の触覚特性を考慮した有効なフィードバック方法を検討する必要があると考えられる。

また、Fig. 5に患者の実験前後の各動作における識別率を示す。実験前の屈曲、伸展、回外、回内それぞれの識別率は20.3%、100%、0%、0%であったのに対し、実験後は0%、90.9%、100%、78.9%となった。屈曲、伸展動作において識別率は多少減少しているが、回外、回内動作においては大幅に識別率が上昇している。4動作全体の識別率に関しても実験前が30%であったのに対し、実験後は67.4%に上昇した。このことから、触覚フィードバックを用いたトレーニングによって目的動作の再現率が向上することが確認できた。

4 まとめ

本稿では、身体運動の実現における筋の協調制御能力をトレーニングすることを目的とし、触覚にEMGパターンをフィードバック

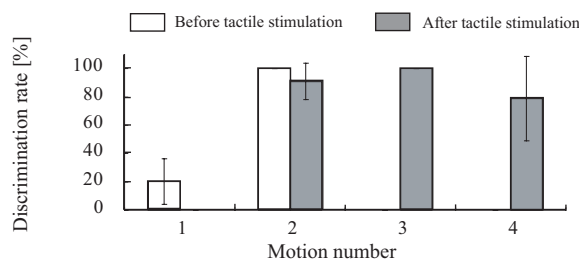


Fig. 5 Discrimination results of patient motions

するダイレクト・リハビリテーションシステムを提案した。検証実験により、振動子を用いた触覚へのフィードバックを行うことでEMGパターンを教示でき、結果として動作全体における識別率が37.4%向上した。今後は、より効果的な触覚フィードバック方法の検討、およびBIODEXの制御による運動訓練補助を実現する予定である。

参考文献

- 1) 坂森ら：“膝・股関節独立運動制御方式CPM装置の開発”，電子情報通信学会技術研究報告.MBE,MEとバイオサイバネティクス, Vol.96, No.75, pp. 99-104, (1996).
- 2) 古荘ら：“三次元上肢リハビリ訓練システムの開発：第1報：ERアクチュエータを用いた機構およびシステム全体の開発”，日本ロボット学会誌, Vol.23, No.5, pp. 629-636, (2005).
- 3) 辻, 福田：“サイバネティック・インタフェースで人間を支援する”，計測と制御, 第45巻, 第5号, pp. 395-401, (2006).
- 4) Audiological Engineering Corp, <http://www.tactaid.com/skinstimulator.html>
- 5) T.Tsuji et al.：“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, 60-72, (1999).
- 6) 触覚伝達機器の設計支援情報：<http://www.tsukuba-tech.ac.jp/info/kenkyu/kaken/home.html>

〒739-8527 広島県東広島市鏡山1-4-1
 広島大学大学院工学研究科
 生体システム論研究室 片岡仁之
 TEL：0824-24-7676
 E-mail：kataoka@bsys.hiroshima-u.ac.jp