

疲労振戦の抑制を目的とした筋電フィードバックシステムの開発

Development of EMG feedback system for Inhibition of fatigue tremor

知能機械システム工学群

知能メカトロダイナミクス研究室 1180058 國友 歩

1. 緒言

近年、安定な立位姿勢の維持や歩行が困難な身障者に対して、機械を用いたリハビリが盛んになってきている。その中には、生体信号のひとつである筋電に基づいて動作をアシストする機器があり、それを振戦の改善に応用できないか検討がなされている。しかしながら、それは改善効果を十分に検証しないまま試験的に利用されている状態と言える。そこで、振戦を抑える際に、原因とされる生体信号のノイズに対してどのような力をかけ、どう作用したのか明らかにする必要がある。それが達成されれば、リハビリの対象患者の選定、並びにトレーニング方法の指標を明瞭なものにできると期待できる。

そこで、本研究では表面筋電位を身体情報として扱い、それを元に振戦を低減するためのフィードバックをかけることのできるシステムの開発を行う。本研究では、健常者でも生じる疲労振戦を対象とする。

2. 振戦について

パーキンソン病などの病気の主な症状としてあげられる振戦という現象は、本人の意思とは関係なしに起こるふるえのことであり、その患者の日常生活を著しく困難なものにする。本実験で取り扱う振戦という現象の詳細、特に生理的振戦のメカニズムについて文献⁽¹⁾に基づき説明する。

振戦はふるえを発生させる要素として2つの発生源があり、身体部位や筋疲労の度合いによって振幅や力の大きさに変動はあるが、基本的に2つのピーク周波数が現れるとされる。

指を水平保持した状態での振戦のピーク周波数を求めることのできる振戦発生数理モデルを説明する。指の機械システムのモデルを図1に示す。 t を時間、水平レベルからの角度を $\theta(t)$ とし、角度変化を時間関数で表している。各筋肉のモデルは張力要素 f_p 、弾性要素 k_p, k_i, k'_p, k'_i 、粘性要素 b_p, b'_p で構成されている。また、指の付け根を球体として見たときの球の半径を r 、球の中心から指先までを l とする。

身体部位の変動 $\theta(t)$ を2階の線形微分方程式で表すと

$$F(t) \cdot r - F'(t) \cdot r = I \frac{d^2\theta(t)}{dt^2} + C_e \frac{d\theta(t)}{dt} + K_e \theta(t) + mg \left(\frac{l}{2} \right) \quad (1)$$

係数 I 、 C_e 、 K_e は、それぞれ指の慣性モーメント、関節の摩擦係数、関節の硬さ係数である。定数項 $(mg(l/2))$ は指の重力モーメントであり、 m は指の質量、 g は重力加速度、 l は指の長さを表している。左辺は指に働くモーメントの合計、右辺の各項は係数を含めて左辺のモーメントの次元と一致している。 $\theta(t)$ は次の式(2)で求める。

$$\theta'(t) = \theta(t) + \frac{mgl}{2K_e} \quad (2)$$

振戦のピークを求める方程式は

$$\frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{Sb}{2} \tanh\left(\frac{Sap\theta \cos \xi}{2}\right) \cos \xi d\xi \cdot e^{j\psi} \quad (3)$$

$$= \theta \cdot \frac{1}{A} (j\omega + \alpha) \left[\frac{Bj\omega + D}{j\omega + \alpha} + \frac{B'j\omega + D'}{j\omega + \alpha'} \right]$$

であり、両辺の振幅の大きさと位相を求めることにより ω 、 θ_0 を求めることができる。ここで、 α は主動筋の弾性係数(k_i, k_p)と粘性係数(b_p)で、 α' は拮抗筋の弾性係数(k'_i, k'_p)と粘性係数(b'_p)で示される定数である。

$$\alpha = \frac{k_i + k_p}{b_p}, \quad \alpha' = \frac{k'_i + k'_p}{b'_p}$$

また、係数は以下でも止まる。

$$A = \frac{rk_i}{Ib_p}, \quad B = \frac{r^2k_i}{I}, \quad D = \frac{Bk_p}{b_p}, \quad B' = \frac{r^2k'_i}{I}, \quad D' = \frac{B'k'_p}{b'_p}$$

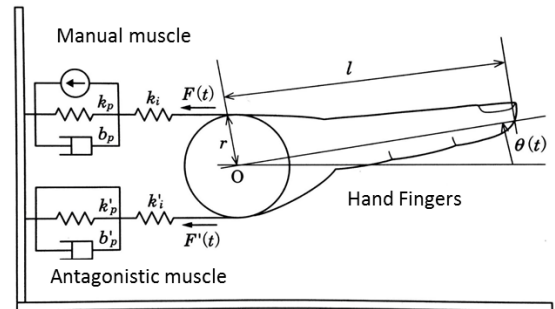


Fig. 1 Mechanical system in finger

3. フィードバックシステム

目標とする筋電フィードバックシステムの前提として、振戦を起こす必要がある。貢献度の比較が行いやすいため、一つのシチュエーション、今回は簡単な姿勢保持時により生じる前腕における疲労振戦に焦点を絞ることとする。

フィードバックシステム構築に当たり使用した実験装置と、想定されるフィードバックの手法について述べる。

3.1 実験装置

筋電計には DELSYS 社の Trigno を使用した。センサー一つで四極多点筋電計と三軸加速度計の同時計測が可能になっている。今回は表面筋電位と加速度を計測する。

腕に疲労振戦を起こすための負荷およびそれを抑える力をかけるためのモータには、山洋電気の DC サーボ機構を用いた。サーボモータは型番 T730-012EL8、サーボアンプには TS1A2AA を使用している。モータの駆動電圧は 140V である。トルク制御を用い、電圧による指令を行う。

PC は Dell デスクトップパソコン Inspiron 3650 ミニタワー Core i5 モデル 16Q31 を使用した。本システムにおける PC は、筋電計より送られてきた情報をリアルタイムにモータを動かす値へと変換し、送る役割を担っている。DC モータの駆動とエンコーダの値取得のために、アナログボード (AIO-160802L-LPE) とカウンタボード (CNT-3204MT-LPE) を挿入した。また、駆動させるプログラムにはアナログモード内部のタイマを使用している。また、アームの角度により作動するリミットスイッチ、手動による緊急停止スイッチと2段階で緊急停止を可能とする安全装置を組み込んだ。

3.2 フィードバックの手法

筋電フィードバックシステムの概要としては、モータを用

い負荷をかけることで疲労振戦を生じさせ、その筋電値から身体情報を取り出し、何らかのパラメータを通じて抑える力を導出する。それをモータに送り振戦に加えていく。以上をリアルタイムに行い、生じた筋電値ないし加速度の変化から、振戦を抑えるために要する力の推定、またその改善効果を定量化する。また、筋電値からモータを動かすために、激しく正負に振動している表面筋電位値を均すために RMS を用いる。RMS は全体からデータのある個数取り出し、それぞれを二乗した後平均を算出して平方根をとった値である。本実験では筋電のサンプルを k_i 、取り出す個数を a とすると、求めたい $RMS(k)$ は次の式(3)で表される。

$$RMS(k) = \sqrt{\frac{1}{a} \sum_{i=1}^a (k_i)^2} \quad (3)$$

現在は $a=20$ と設定している。また同様に、筋電値に係数をかける必要があるが、測定する筋や動き、果ては日によって大きさが著しく変動するため、活動量の正規化として %MVC を用いることを検討している。

4. 疲労振戦の詳細

フィードバックシステムの動作確認として、実際に疲労振戦を起こし、加速度や筋電値などの比較等を示す。

フィードバックを行うにあたり、本実験における姿勢保持での振戦の現象が不明瞭あることが課題となる。よって、ピーク周波数や筋電計を貼る位置の基準を設けるために、予備実験として想定されるフィードバックシステムと同環境下でモータを使って疲労振戦を起こし計測を行った。筋電値と加速度のデータの取得・編集は、筋電計付属の Delsys 社の EMGworks Analysis, EMGworks Acquisition というソフトを使用した。

被験者は健康な 22 歳の男性に協力を仰いだ。筋電計を貼る位置としては、手首の深指屈筋と、肘関節付近の腕橈骨筋付近の 2 か所を選んだ。選定理由は以下のとおり⁽²⁾である。

深指屈筋は親指以外の 4 本の指、及び手関節の屈曲に関与しており、本実験の把持においても影響を及ぼしていると考えられる。加えて、筋電計だけでなく加速度計も備えたセンサを用いるので、同時に加速度に基づく振戦の情報を腕末端での測りとることができる。また、非常に太い筋であり、筋電を検知しやすいことも選定の理由として挙げられる。

腕橈骨筋は、肘の内側に存在し、肘関節の屈曲に貢献する筋である。そのため、今回のモータ負荷への抵抗に大きく貢献すると考えられる。

実験手順は、上記の箇所に筋電計を貼り、右肘を台に置きハンドルを握る。そしてモータにより 35N の負荷をかけ、水辺面より 45° の位置で保持することで疲労振戦を起こす。ふるえが始まってから 30 秒の計測を行う。実験中の姿勢と筋電計を貼った位置を図 2 に示す。また、実験における加速度計と筋電計の計測値をそれぞれ PSD のフィルタにかけたものを図 3 に示す。

図 3 より、先行研究と同様に上位中枢系由来の 12Hz 付近のピーク周波数が加速度計、深指屈筋の筋電計で見られた。このことより、振戦の身体情報を取得するためには深屈筋を用いることがよいと考えられる。

また、反射神経系由来と思われる小さなピーク周波数が 22Hz 付近で見られるが、この付近の周波数は、現在のモータを動かすための処理を行うことで消えてしまう。よって、反射神経系の振動を抑えるには、腕の質量を変える、ばね定数が小さいと考えられる伸展方向を扱うなどの条件の見直しが必要になると考えられる。

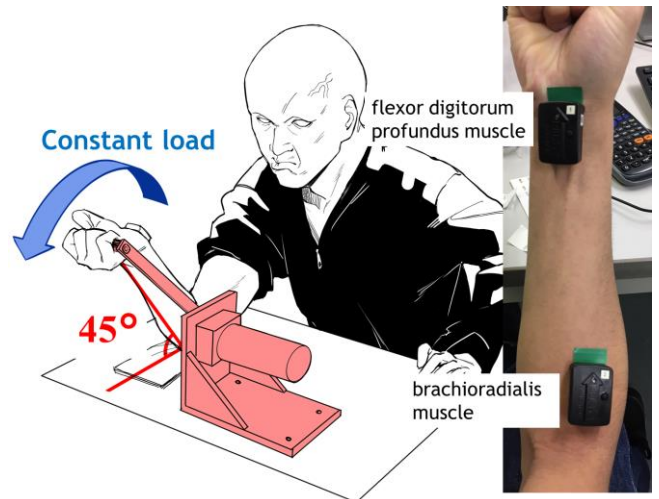


Fig. 2 Attitude during the experiment and position of electromyograph

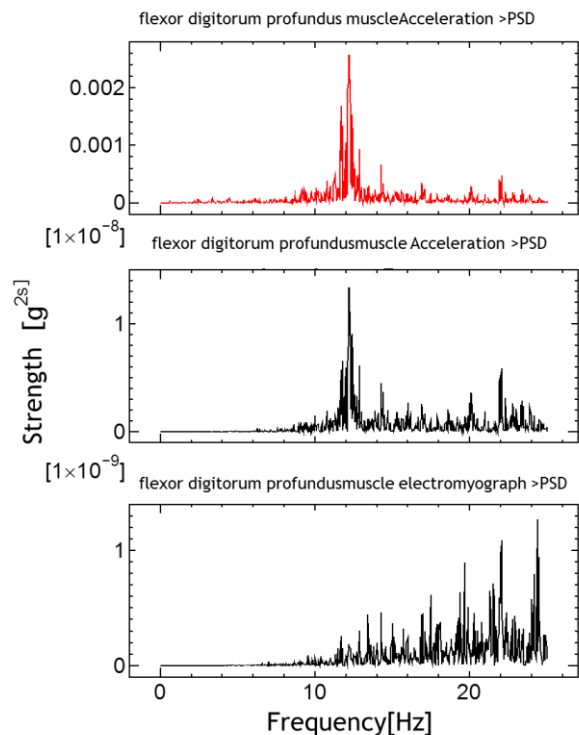


Fig. 3 被験者 1 の筋電と加速度の PSD

5. 結言

本論文では、筋疲労の抑制に如何な力を要するかを推定するためのフィードバックシステムの構築を行った。また、その動作、および取り扱う振戦の詳細を確認した。その結果、反射神経系の振動を抑える際に、現在の設定では筋電フィードバックをかけるとピーク周波数が損なわれてしまうことが分かった。よって、条件を変更し、検討し直す必要がある。

今後の研究としては、人体に教示可能な振戦抑制の力を教示するため、筋電フィードバックの手法を検討する。

6. 参考文献

- (1) 坂本 和義, 清水 豊, 水戸 和幸, 高野 倉雅人, 生体のふるえと振動知覚, 東京電機大学出版局, 2009.
- (2) 筋肉の名称を覚えよう
<https://muscle-guide.info/category/forearm>