

修士論文要旨

フィードバック制御を利用した疲労振戦抑制法の開発

Development of a fatigue tremor suppression method using feedback control

知能機械システム工学コース

動的デザイン研究室 1225012 金川 駿一郎

1 緒言

振戦とは、人体に起こる不随意的な震えのことである。振戦は、病的な症状が原因で震えが発生する病的振戦とそれ以外の様々な原因で震えが発生する本態性振戦がある⁽¹⁾。いずれの振戦の抑制法として薬の投与や電極による震えの制御バランスを整える抑制法が存在するが、リスクやコストが問題視されている。そこで、振戦の抑制法の1つとして振戦に外力で何らかのフィードバックを行い抑制する方法がある。

私たちの研究目的は、適切なフィードバックによる振戦の抑制法を開発することである。そこで、健常者の前腕に疲労振戦を起し、抑制実験を行う。疲労振戦とは、体が疲労したときに起こる振戦であり、いくつかのピーク周波数を持つ。そのピーク周波数をターゲットの周波数として抑制させることで疲労振戦を抑制できると考える。疲労振戦抑制の制御法は、動吸振器を利用した方法⁽²⁾や筋電位から震えを示す信号を取り除く方法⁽³⁾⁽⁴⁾が存在する。我々は振戦にスカイフックの理論に基づいて遅延フィードバック制御を行う抑制法を使用した。また、抑制を行うために、前腕で起こす疲労振戦のターゲット周波数を確認する必要がある。

ターゲット周波数をモデルと実験から決定した。使用する文献を参考に振戦発生モデル⁽⁵⁾を最小二乗法で解き、振戦の周波数を導出した。実験からは、モータで負荷をかけ疲労振戦の加速度を計測することで振戦のピーク周波数を導出した。それらの結果よりターゲット周波数を決定し、疲労振戦の抑制実験を行う。疲労振戦抑制の制御法は、スカイフックに基づいた遅延フィードバック制御を行った。速度ではなく加速度を遅延フィードバックさせるため、振戦を定常波と仮定し、遅延をさせ、周期をずらすことで抑制できると考えた。疲労振戦の抑制実験を行った。

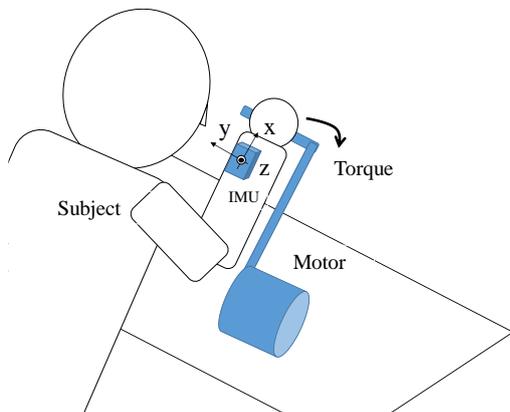


Fig. 1 Experimental scenery.

2 実験について

2.1 実験装置

研究で使用したセンサと実験装置について説明する。使用した加速度計は、TSND151を使用した。またTSND151は、加速度と角速度を計測することができる。サンプリング周波数1000Hzで計測を行った。負荷をかけるモータは、定格トルクは、1Nm、ギア比は1/60である。

計測方法として、図1のような姿勢をとり前腕の伸展方向(図1矢印方向)にモータのトルクを掛け、計測を行った。

2.2 実験条件

本研究における行った実験は、2.1で説明した実験装置で行い、実験条件を表1に示す。被験者は、健常な20代男性6人に行った。加速度計は図1のように手首内側に固定し、座標軸は図のとおりである。モータの入力トルクを図1の矢印の方向に6Nm付加する。計測時間を31秒とし、解析時間を計測時間の始め1秒を除いた30秒とした。

3 疲労振戦の判別

疲労振戦の発生を判別するための実験を行う。計測した疲労振戦のz軸加速度を使用し、疲労振戦の発生を判別する標準偏差を作成したい。そのために、疲労振戦を加速度計で計測する実験を行う。表1の実験条件から被験者前腕に負荷を掛け続ける実験を行う。モータで負荷を掛け、前腕の加速度計を取り付けている位置付近に直接触れ振動が起きていることを確認してから計測を行った。

3.1 実験結果

図2に被験者の1人の結果を示す。疲労視線が起きる前が青線、発生しているときに黒線で示している。被験者全員の加速度の計測データより、10Hz付近にピーク周波数を確認した。その結果から、10Hz付近のピークの大きさで疲労振戦の発生を判別する。

疲労振戦の判別法として計測中に行う必要があるため、ピーク周波数の範囲でバンドパスフィルターを用いてピーク周波数の成分を取り出す。直近1秒間の計測データから標準偏差を取り、一定の値を継続的に超えたときに疲労振戦が発生したと判別した。計測した実験結果より被験者6人の10Hz

Table 1 Experimental conditions.

| Subject | 6 |
|--------------|-------|
| Torque[Nm] | 6 |
| Time[s] | 31 |
| Analyze[s] | 30 |
| Sampling[Hz] | 1000 |
| accelameter | Wrest |

付近のピークは、11~15Hz にかけてピークが存在しているためバンドパスフィルターの範囲を11~15Hzとした。そのとき、疲労振戦が起きているとするピークの大きさを 0.05m/s^2 とすると、フィルターを通した加速度の標準偏差の値が、 $1.2\text{--}1.5\text{ m/s}^2$ となった。この目安を用いて疲労振戦の判別を行う。

4 ターゲット周波数の導出

疲労振戦を抑制するためのターゲット周波数を決定するためにモデルと実験から導出を行う。振戦発生モデルと表1の条件に3節で作成した疲労振戦の発生目安を用いて疲労振戦が発生してから計測を行いターゲット周波数の導出を行う。

4.1 振戦モデル

このモデルは、遅延と飽和関数を持つ自励振動系モデルである⁶⁾。図3に疲労振戦が発生システムを5つのサブシステムに分割したものを示す。図3より、機械システム、筋紡錘、脊髄・上位中枢神経路、張力要素が作用することで自励振動系のモデルとなる。

まず機械モデルについて説明する。図4のように前腕のモデルとして水平方向のつり合い式をとると式(1)、(2)になる。

$$\frac{dF}{dt} + \frac{k_i + k_p}{b_p} F = \frac{k_i}{b_p} \left(f_p - b_p r \frac{d\theta'}{dt} - k_p r \theta' \right) \quad (1)$$

$$\frac{dF'}{dt} + \frac{k'_i + k'_p}{b'_p} F' = \frac{k'_i}{b'_p} \left(b'_p \frac{d\theta'}{dt} + k'_p \theta' \right) \quad (2)$$

このとき、 k_p, k_i, k', k'_i は弾性係数、 b_p, b'_p は減衰係数、 f_p は張力要素からの入力である。 θ' は重力成分を含んだ振動角である。次に、前腕部の肘を中心としたモーメントのつり合い式を式(3)に示す。

$$F(t) - F'(t) = \frac{I}{r} \left(\ddot{\theta}(t) + J_e \dot{\theta}(t) + \omega_e^2 \theta'(t) \right) \quad (3)$$

$$J_e = C_e / I, \quad \omega_e^2 = K_e / I,$$

式(3)の I, C_e, K_e はそれぞれ前腕の慣性モーメント、関節の摩擦係数、硬さ係数である。

次に、筋紡錘の説明を行う。筋紡錘は、入力 $\theta'(t)$ と出力 $e''(t)$ の関係となっている。ここでは、振動角度によって、筋が伸縮するとき起こる電位を表現している。

$$e''(t) = H_a \left[\theta' + T_m \frac{d\theta'}{dt} + a_2 \frac{d^2\theta'}{dt^2} \right] \quad (4)$$

次に、神経経路の説明を行う。神経経路では、脊髄神経路と上位中枢神経路に分かれるため、ここで、それぞれの経路にかかる時間差によって遅延が生じる。式を式(5)に示す。

$$\begin{aligned} e'(t) &= e_1''(t - \tau_1) + e_2''(t - \tau_2) \\ &= H_1 \left\{ \left[\theta'(t - \tau_1) + T_m \frac{d\theta'(t - \tau_1)}{dt} + a_2 \frac{d^2\theta'(t - \tau_1)}{dt^2} \right] \right. \\ &\quad \left. + H_2 \left[\theta'(t - \tau_2) + T_m \frac{d\theta'(t - \tau_2)}{dt} + a_2 \frac{d^2\theta'(t - \tau_2)}{dt^2} \right] \right\} \end{aligned} \quad (5)$$

この、 τ_1 と τ_2 は、脊髄と上位中枢神経路にかかる時間である。

次に、張力要素について説明する。張力要素は、神経経路より増幅された電位 e' を筋張力 f_p へ変換を行う。その式を式(6)に示す。

$$f_p(t) = \frac{S_b}{2} \tanh \left(\frac{S_a e'(t)}{2} \right) \quad (6)$$

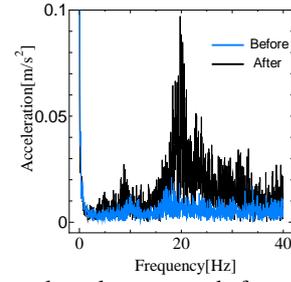


Fig. 2 Experimental results compare before and after fatigue tremor.

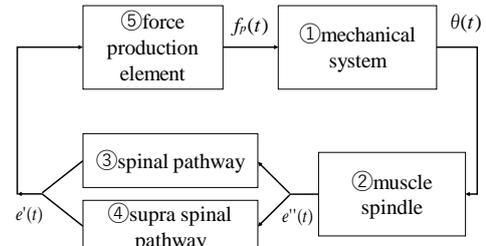


Fig. 3 Schematic diagram of tremor system

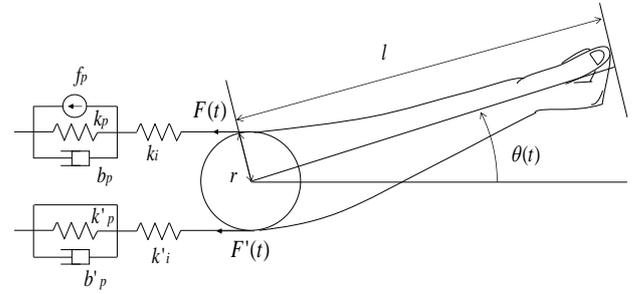


Fig. 4 Mechanical modelling of arm

Table. 2 Physical parameters and coefficients in the analytical model

| Symbol | Unit | Value |
|-----------|----------------------|-----------------------|
| m | kg | 1.440 |
| l | m | 0.450 |
| r | m | 0.038 |
| k_{i0} | N/m ³ | 9.00×10^6 |
| k_{p0} | N/m ³ | 3.60×10^6 |
| k'_{i0} | N/m ³ | 1.80×10^7 |
| k'_{p0} | N/m ³ | 7.20×10^6 |
| b_{p0} | N/m ³ | 2.00×10^5 |
| b'_{p0} | N/m ³ | 2.00×10^5 |
| K_e | Nm | 1.77×10^2 |
| C_e | sNm | 3.20×10^{-3} |
| T_m | s | 1.50×10^2 |
| a_2 | s ² | 1.00×10^4 |
| τ_1 | ms | 3.10×10^2 |
| τ_2 | ms | 9.10×10^2 |
| H_1 | pulse/s ² | 3.00×10^4 |
| H_2 | pulse/s ² | 5.10×10^4 |
| S_a | m/pulse/s | 5.00×10^{-3} |
| S_b | N/(pulse/s m) | 4.56×10^3 |

式(6)における, S_b , S_a は, それぞれ筋繊維に関するパラメータである.

そして, 式(1)と(2), (3), (6)より式(7)を示すことができる.

$$\begin{aligned} & A \left(\frac{d}{dt} + \alpha' \right) \frac{S_b}{2} \tanh \left(\frac{S_a e'(t)}{2} \right) \\ &= \left(\frac{d}{dt} + \alpha' \right) \left(\frac{d}{dt} + \alpha \right) \left(\frac{d^2}{dt^2} + J_e \frac{d}{dt} + \omega_e^2 \right) \theta'(t) \\ &+ \left(\frac{d}{dt} + \alpha' \right) \left(B \frac{d}{dt} + D \right) r \theta'(t) \\ &+ \left(\frac{d}{dt} + \alpha \right) \left(B' \frac{d}{dt} + D' \right) r \theta'(t) \end{aligned} \quad (7)$$

このとき A, B, C, D は以下のように示される.

$$\begin{aligned} A &= \frac{r^2 k_i}{I b_p}, \quad B = \frac{r^2 k_i}{I}, \quad D = \frac{B k_p}{b_p}, \\ B' &= \frac{r^2 k_i'}{I}, \quad D' = \frac{B' k_p'}{b_p'}. \end{aligned}$$

これにより, 図3のシステムについて説明した. 式(7)を解くために, 基本解を式(8)のようにおき, 代入することで式(9)のようになり, 最小二乗法から解を求めた.

$$\theta'(t) = \theta_0 \cdot \exp(j\omega t) \quad (8)$$

式(4.8)を代入することにより式(9)となる

$$\begin{aligned} & \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{S_b}{2} \tanh \left(\frac{S_a p \theta_0 \cos \xi}{2} \right) \cos \xi d\xi \cdot e^{j\omega t} \\ &= \theta_0 \left\{ \frac{(j\omega + \alpha)}{A} \right\} \left\{ J_e j\omega + \Delta\omega^2 + \frac{Bj\omega + D}{j\omega + \alpha} + \frac{B'j\omega + D'}{j\omega + \alpha'} \right\} \end{aligned} \quad (9)$$

式(9)は, 実部と虚部の2式となり, 未知数として θ_0 , ω を持つため. 最小二乗法で解くことができる. 表2のパラメータを使用し, 解の振戦周波数 5.83Hz を求めた.

4.2 ターゲット周波数の導出の実験

表1の条件で疲労振戦を抑制するためのターゲット周波数を導出する実験を行った.

図5に加速度の実験結果をフーリエ変換したものに示す. 図5のように 10Hz 以外のピーク周波数は, 被験者ごとに異なるピークを示していた. この結果から, 実験で全員に確認できた 10Hz に対して抑制するフィードバックを行うと決定し, 10Hz のピークに対して疲労振戦の抑制実験を行う.

5 疲労振戦の抑制

5.1 抑制方法

疲労振戦を抑制するための理論として, スカイフックの理論に基づいて, 遅延フィードバック制御を用いた. スカイフックの理論に基づき, 前腕にダンパを仮定する. 図4のように, 振戦の抑制したいターゲット周波数(赤線)に対して, 1/4 周期位相をずらした加速度(青線)をモータ出力にフィードバックさせることで振戦を抑制できると考え, 式を以下に示す.

$$F' = F - c\ddot{x}(t - \Delta t) \quad (10)$$

ここで, F' はフィードバックさせるトルク, F はモータからのトルク, c は減衰, $\ddot{x}(t - \Delta t)$ は計測した加速度のターゲット周波数から 1/4 周期前の値である. 減衰を 0.03N/m, ターゲット周波数が 10Hz なので Δt が 0.025s とした. またモデルより遅延時間が 0.06s であることから Δt が 0.05s の時も確認した.

5.2 実験手順

条件は, 表1の基に行い, 計測結果を比較するために, 5.1

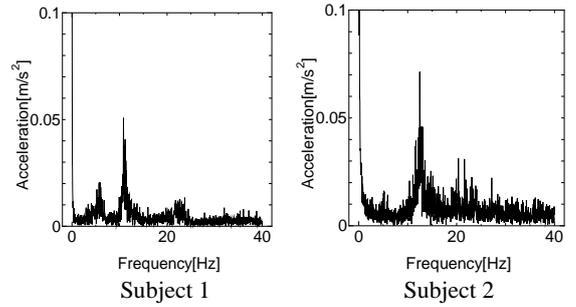


Fig. 5 Experimental result for determining peak frequency of fatigue tremor.

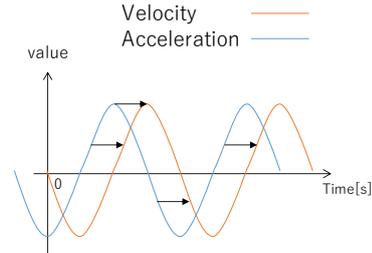


Fig. 6 Delayed feedback control based on skyhook theory. tremor.

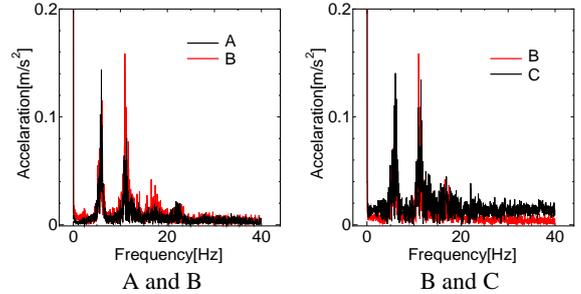


Fig. 7 Experimental results A B and B C to suppress of fatigue tremor.

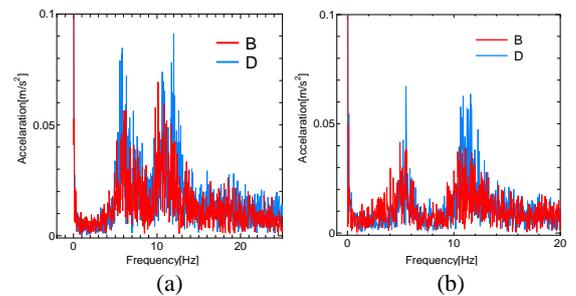


Fig. 8 Experimental results B and D to suppress of fatigue

節で示した減衰の付加する方向と逆向きで負荷する計測を行った. その手順を以下に示す.

- A) 負荷のみの計測
- B) 理論のフィードバックの計測
- C) 負荷のみの計測
- D) 理論の逆符号のフィードバックの計測
- E) 負荷のみの計測

の順で遅延時間を変更させそれぞれ 1 回ずつ計測した.

5.3 実験結果

遅延時間 0.05s のときの実験結果をフーリエ変換したものを図7に示す. 黒線が A,C,E の負荷のみ, 赤線が B のフィードバックを行ったとき, 青線が D の逆向きにフィードバックを行ったときの計測結果である. 全被験者 6 人の内 4 人で図

7のようにフィードバック中に変化が見られた。また、図8に遅延時間の変化を示す。(a)が0.025s、(b)が0.05sの遅延時間である。(a),(b)どちらも同じ被験者3名がピーク周波数の大きさが5.1の仮定通りに影響を与えていることが確認できる。

6 結言

本研究では、加速度から疲労振戦をスカイフックの理論に基づいて遅延フィードバックさせたところ、フィードバック中で比較を行ったとき、この遅延フィードバック法では、振戦が減少に向かうことが確認できたが、振戦の抑制には至っていない。遅延時間やモデルに考察する余地が存在するため今後は、外力を加えることのできるモデルを作成し、振戦を抑制できる外力を調べ、実験によって検証を行っていきたい。

文献

- (1) 中島 健二, 標準的神経治療:本態性振戦, 日本神経治療学会, 治療指針政策委員会 pp.300-303, 2010.
- (2) 畑中悟, 小松崎俊彦, 多田薫, 松田匡司, “アクティブマスダンパを用いた振戦尾抑制に関する研究”, 日本機械学会論文集, Vol85, No879, (2019), pp.1-13
- (3) 西本 圭吾, 関 雅俊, 安藤 健, 藤江 正克, 筋電信号を用いた時系列対応 NN による本態性振戦患者の随意動作識別法の開発, 日本機械学会, 生活生命支援医療福祉高学区系連合大会 2010 講演論文集, No.10-52, pp.463-464, 2011.
- (4) 安藤 健, 医工連携による実践的医療福祉ロボットの開発, 顎機能誌, J. Jpn. Soc. Stomatognath. Funct, 22, pp.104-108, 2016.
- (5) 坂本和義, 清水豊, 水戸和幸, 高野倉雅人, “生体の震えと振動知覚 メカニカルバイブレーションの期の評価”, 東京電機大学出版, 第1版, (2009), pp.1-46