A study on vibration control of physiological tremor using dynamic absorber

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-03 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/11055

動吸振器を用いた振戦の抑制に関する研究*

小松崎俊彦[*1]，岩田佳雄[*1]，小川孝吉[*2]

A Study on Vibration Control of Physiological Tremor using Dynamic Absorber

Toshihiko KOMATSUZAKI[*3], Yoshio IWATA and Koukichi OGAWA

*3 Graduate School of Natural Science and Technology, Kanazawa University
Kakuma-machi, Kanazawa, Ishikawa, 920-1192 Japan

In the present study, mitigation of an intrinsic vibration in human limb called physiological tremor is investigated. The tremor is observed in most human arms even at physically well condition that is derived from excessive stress or chills, therefore, it may cause anyone bad effect on precise operation such as welding and surgery. In this study experiments are performed where the transcription task is imposed on subjects whose wrists are equipped with the dynamic absorber attenuating the tremor in their hands. Good results are obtained where the tremor is reduced to approximately tenth compared with the case without damper. Furthermore, the numerical model of human limbs is introduced, where the tremor is induced by van der Pol type self-excited vibration mechanism. It is also shown that the dynamic absorber can attenuate vibration in human arm despite the intrinsic nonlinearity.

Key Words : Tremor, Control, Experiment, Dynamic absorber, Self-excited vibration, Simulation

1. 緒　　言

生体の内部には，外界の周期現象と呼応して睡眠覚醒周期などのような概日周期があることはよく知られているが，一日のうちに何度も繰り返される呼吸や心拍など生理的に重要な現象も超日リズムとして数多く存在する．なかでも，精密作業時における緊張や寒冷時，加齢等が原因となって，意志とは無関係に手指にわずかなふるえ（振戦）が生じる場合がある．特に疾患でない場合，このふるえは生理的振戦と呼ばれ，特別な物理的負荷の無い自然な状態で生じる(1)．中枢神経系は大きく関与せず，主に末梢における神経－筋フィードバック系を形成する筋紡錘中の感度調整装置としての錘内筋が正常な緊張を保っている状態において発生すると考えられているが(2), (3)，その発生要因は明らかでない．精密加工時など，手先に精密な作業が要求される場合には，わずかなふるえが精度に影響を及ぼしたり，作業の非効率性などの問題が生じる．特に，手術時において医師の手に顕著なふるえが生じるような状況があれば，患者の生命が危険に晒される可能性がある．

また，振戦には上述の生理的振戦の他に，病理的振戦と称されるものがあり，その代表的な病態としてパーキンソン病が挙げられる(1)．疾患時のふるえを可能な限り取り除くことは，患者を支援しその生活を向上させるために重要である．振戦を取り扱ったこれまでの研究においては，その発症要因を医学的および工学的手段により解明する試みがなされている．特に，波形から特徴を抽出して病態診断へ応用する研究が多数報告されている(2), (4), (5)．また，一部の病態に関しては振戦に対する人間の意識が関与する可能性に着目して，バイオフィードバックによる振戦治療が検討されており(1), (6)，その効果が期待されている．さらに一方では，手指に生じる振動の数学モデルを構築し，その発生メカニズムを理論的に説明する試みもなされているが(3), (7)-(9)，現象を包括的に説明可能なモデルの提案には至っていない．

高度に機械化が進んだ現代社会においては，従来は人間の手によって行われていた作業の自動化により高精度，高効率，および安全性が確保されてきた．今後ますます複雑高度化する機械に対して，人間工学的知見に基づき機器の操作性向上を目指すことは重要であるが，少なからず人間の手によりなされる機会の多い作業を，機能補完という立場で支援する機器の開発は少ない．特に，振戦現象を振動問題として捉え，人間側の対策を講じた研究は見当らない．

*原稿受付　2007年09月07日
*1正員，金沢大学大学院自然科学研究科（〒920-1192　石川県金沢市角間町）
*2正員，金沢大学工学部人間・機械工学科.
E-mail: toshi@t.kanazawa-u.ac.jp

そこで，本研究では精密作業時に発生する人間の手指の震えに注目して，筆記作業時に人間の手指に生じる振戦を対象に，手指の振動を低減することを目的とする．そのひとつの試みとして，機械的な制振装置として知られている動吸振器を適用し，手首装着時の手指の振動を低減する．非作業時の場合，および作業時においても個人によっては振戦の強度が微弱であること，また，振戦の出現に再現性が無いことから，振戦の誘発装置を作成し被験者に擬似的に振戦を発生させ，動吸振器の制振効果を実験により確認した．ただし，生体に見られる振動現象は本来，実験で検討したような強制振動系ではなく，一種の自励振動系であると考えられる．そこで，振戦が自励的に駆動される比較的簡略な数値モデルで前腕の振動を模擬し，動吸振器の生体への適用性について検討を行った．

2. 振戦の分類

臨床的には，健常人にも見られる生理的振戦とパーキンソン病等の病的振戦とに大別され，さらに，それぞれについて随意運動時にのみ発生する運動時振戦（企図振戦），および安静時に不随意的に発生する静止時振戦とに分類される[1]．振戦の分類，およびそれぞれに観察される特徴的な周波数成分を表１に示す．本態性振戦は老人性振戦や緊張時の振戦などの特別な物理的負荷を与えない状況において自然に出現する振戦である．また，疲労振戦は静的，あるいは動的な物理的負荷が持続的に与えられた際，四肢の錘内筋が過緊張して疲労することにより生じると考えられている．一方，病理的振戦は錘内筋の疲労がさらに重度となった結果，ガンマ運動ニューロン支配を受ける筋紡錘のゲイン調整が機能しなくなった場合に起こるとの説明がなされている[2]．

本研究では，本態性振戦に分類され，意識的に同一姿勢を維持したときに現れる姿勢時振戦を制振対象として，健常者を対象にその計測，および制振実験を行う．

3. 振戦計測に関する基礎的検討

振戦計測には加速度センサを用い，FFT アナライザにて波形処理を行う．振戦の評価にあたり，検出する加速度の方向，センサの取り付け位置および姿勢の状態など，計測条件の確立を目的として基礎的検討を行った．

姿勢については図１に示すように，椅座位において腕を前方に伸ばし地面に対して水平に保ち，手掌部を体の内側に向けた状態を計測対象とした．本姿勢は，被験者に対して様々な姿勢や計測方法で予備実験を行った結果，最も振戦が現れやすく，また主要な振戦周波数の値が安定していたことにより採用した．また，加速度センサの取り付け位置は拇指基部および人差し指の第 2 関節について検討したが，前者の場合には，いずれの被験者においても検出される振戦は小さく識別困難であったため後者を採用した．さらに，垂直および水平方向の加速度を計測したところ，ともに同程度の振戦を検出可能ながら，前者については，姿勢維持によると思われる低周波のゆらぎが見られたため，水平方向の振動を計測対象とした．

3・1 計測結果　本研究における健常被験者 5 名のうち，自然な状態で比較的大きな振戦を示す被験者の姿勢時振戦を計測した例を図2 に示す．10Hz 前後に加速度スペクトルのピークが見られ，従来の研究報告と一致する．ただし，振動数に関しては比較的再現性があるものの，振戦振幅そのものが小さく，同一被験者でも心身の状況によって発現が不安定で実験条件を一定に保つことが困難であるため，次に述べる方法で振戦を模擬した．

Table1　Classification of tremor

	Physiological tremor	Pathological tremor
Resting tremor	Essential tremor (About 10Hz)	Parkinson tremor (About 4Hz)
Motion tremor	Fatigue tremor (About 5Hz)	Cerebellar tremor (About 4Hz)

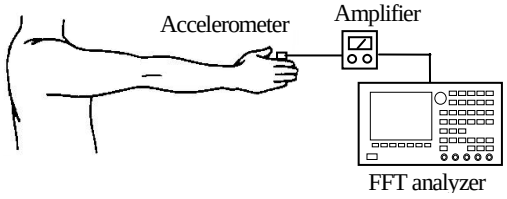
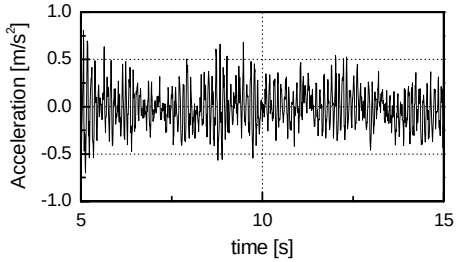
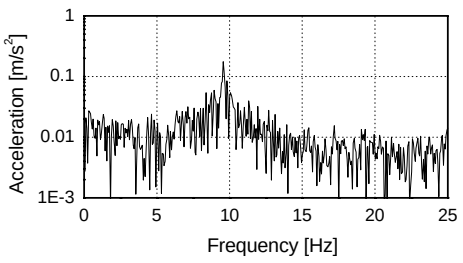


Fig.1　Posture of measurement



(a)　Time history



(b)　Frequency characteristic

Fig. 2　Measured tremor acceleration

Table 2　Characteristic of Exciter

Radius of eccentric weight	3.5 mm
Mass of eccentric weight	50 g
Total mass	360 g

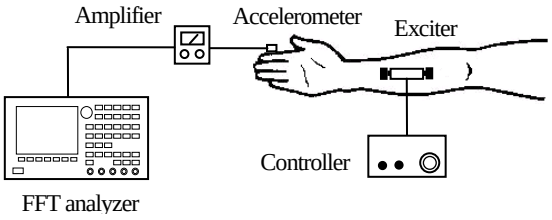
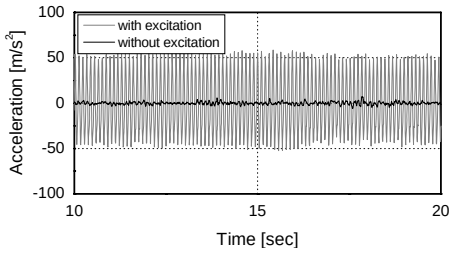
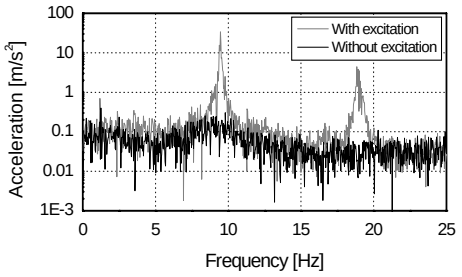


Fig. 3　Tremor amplification using exciter



(a)　Time history



(b)　Frequency characteristic

Fig.4　Amplified tremor acceleration by exciter

3・2　加振装置　　実験の再現性の確保や計測および実験に対する被験者の慣れの問題を考慮して，偏心質量を取り付けたモータを腕に固定して偏心質量を回転させ，腕を強制的に 9Hz で加振した状態を振戦と見なして計測，実験を行うこととした．図 3 に示すように前腕内側部位に加振装置を取り付け，腕の姿勢および加速度センサ取り付け位置などは強制加振無しの場合と同様の条件にて計測した．加振装置の仕様を表 3 に，モータを前腕に取り付けた状態とそうでない状態での人差し指における加速度時間波形およびその周波数解析結果を図 4 に示す．加振状態においては 9Hz 付近に顕著なピークが見られるが，同時に 2 次の高調波成分も現れている．偏心質量が前腕の回転運動を誘起したために，検出された加速度波形に歪みが生じたことが原因と考えられるが，このままの状態で以後の実験を継続した．

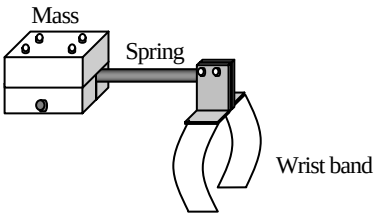


Fig. 5　Dynamic absorber for human wrist

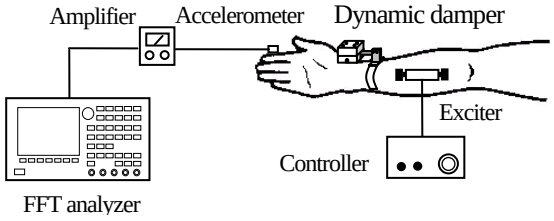


Fig. 6　Experimental setup for the damping of tremor

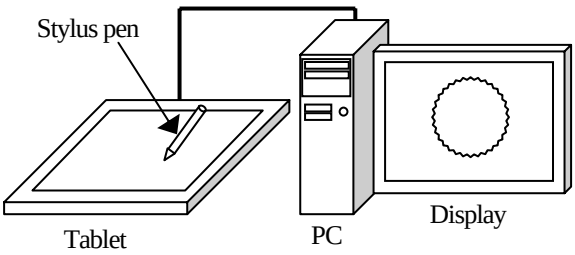


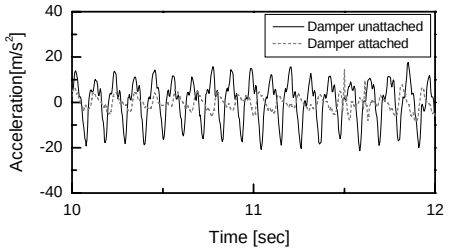
Fig. 7　Tremor evaluation system for tracing task

3・3　動吸振器の構造　　本研究では，振戦を抑制するための制振装置として動吸振器を用いる．作成した動吸振器は図 5 に示すように，リン青銅板のはりの先端に重りを取り付けたもので，動吸振器の質量は 48g，板ばねの長さは 35mm を基本とする．本稿における実験では，強制加振によって振戦を模擬するため調整は不要であるが，自然な状態で現れる振戦の個人差に対応するためにその長さを可変にして固有振動数を調整可能な構造とした．基本の固有振動数は強制加振の振動数に一致させて 9Hz に設定し，減衰比は 0.005 である．

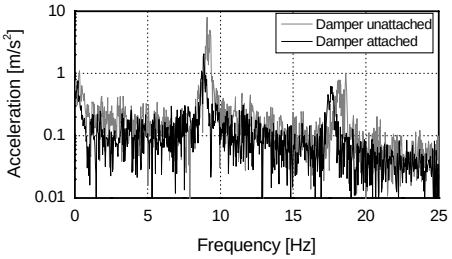
4.　振戦の抑制に関する実験

動吸振器による振戦の抑制効果を確認するために，手首付近に動吸振器を取り付けた状態で実験を行った．まずは，作業負荷を与えず腕の姿勢を保つのみの場合の制振効果について検討し，PC ディスプレイ上に提示された円の輪郭を，ディジタイザ装置を用いてトレースする作業を 5 名の被験者に与え，動吸振器の制振効果が，描円パターンに及ぼす影響について評価した．

4・1　実験方法　　実験は図 6 のように腕を水平に伸ばし偏心質量モータを前腕内側部に取り付けた状態

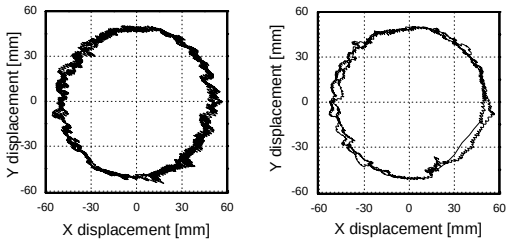


(a) Time history of tremor acceleration



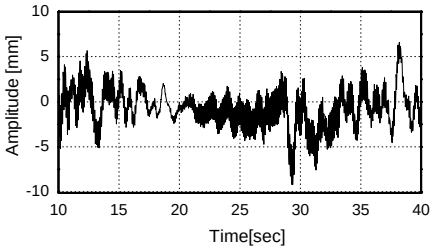
(b) Frequency characteristic of tremor

Fig. 8 Acceleration measured at forefinger

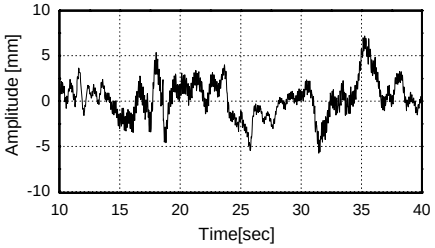


(a) Without damper (b) With damper

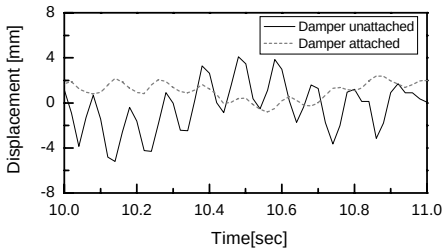
Fig. 9 Depiction of circle on display



(a) Case without dynamic damper



(b) Case with dynamic damper



(c) Magnified time scale for both cases

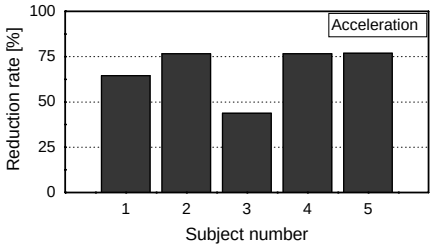
Fig. 10 Time scale expansion of circle trace

で行う．動吸振器は，ダンパ質量が手首上に位置するように，固定部の位置を調整して取り付ける．振戦は，人差し指第2関節における水平方向の加速度によって評価し，加振条件は，9.0Hz の振動が発生するようにモータの回転数を統一した．これは，従来報告されている生理的振戦の平均的な振戦の周波数が 10Hz 前後であるのに加え，本研究で対象とした被験者の振戦を計測した際の平均的な値を指している．また，実験を行う際に，被験者には特別に振動に対して意識せず，力も入れずに自然体で作業するよう指示した．これは，被験者の制御意思の有無が振戦に対して影響する可能性を極力排除するためのものである．

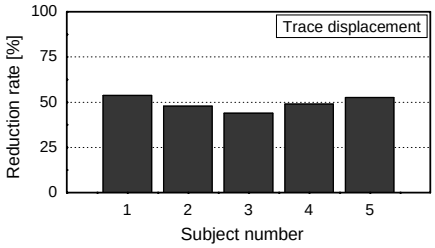
ダンパによる作業時の実質的な制振効果を検討するため，加速度計による計測と同時に作業評価実験も行った．図7に示す評価システムは，被験者にスタイラスペンを持たせ，PC のディスプレイ上に描かれた直径 100mm の円周をタブレット上にてなぞるものであり，ペンのタブレット上 x，y 座標値が PC に取り組まれる仕組みになっている．評価実験は1周を約 30 秒間かけてなぞり，1回の実験につき2周なぞることとする．実施に先立ち，PC ディスプレイを注視しながらの描円作業に慣れてもらうために，加振装置が無い状態で被験者に十分練習させたうえで本実験を行った．

4・2 実験結果 図8に，作業課題を与えず姿勢を保つのみの場合の動吸振器による制振実験結果を示す．図 8(a)は，ある1名の被験者について，動吸振器の有無による振戦波形の時系列比較，同図(b)はその周波数解析結果を表す．いずれにおいてもダンパの制振効果が確認できるが，特に，周波数解析結果における 9Hz のピークに注目すると，20%程度まで振動が抑制されていることがわかる．なお，同ピークの周波数が動吸振器取り付け時に低下しているのは，加振用モータの回転特性が実験中に若干変動することが主要因と考えられる．また，周波数特性において2次および3次の高調波が見られるが，これは加速度計による計測方向が完全に水平にならず，波形が歪むためである．

4・3 作業実験結果 被験者がスタイラスペンを用いて描円運動を行った際の描画パターンを図9に示



(a) Decrement of acceleration at forefinger



(b) Decrement of trace displacement

Fig. 11　Comparison of tremor reduction among subjects

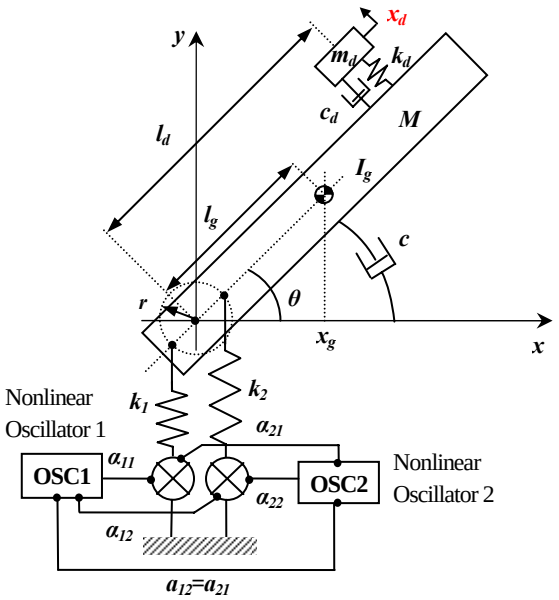


Fig. 12　Analytical model of tremor in human forearm

す．動吸振器の有無によらず，いずれも直径 100mm の円周にそって描かれているが，動吸振器を取り付けた状態には歪みが小さいことがわかる．この歪みを定量的に評価するために，描円波形から時系列を抽出したものを図 10 に示す．これは，被験者がトレースした直径 100mm の基準円からの変動分を縦軸に表したものであり，図 10(a)は動吸振器なしの場合，同図(b)は動吸振器を取り付けた場合の結果を表す．また，細部の相違を見るために，両者の時系列を時間軸方向に拡大したものを同図(c)に示す．大きなゆらぎの中に見られる周期的な波形が制振対象の振戦であり，動吸振器の効果によって低減されていることがわかる．一方，比較的低周波で非周期的な波形は被験者の技量に依存したゆらぎであり振戦そのものではないと考えられる．これらの結果はある 1 名の被験者に関するものであるが，5 名の被験者に関して，動吸振器無しの場合に対する動吸振器取り付け時の振動低減量を，加速度振幅および基準円からの変動振幅について表したものを図 11 に示す．後者についてはハイパスフィルタにより低周波のゆらぎをカットしている．特に被験者 3 に関して制振効果が顕著に現れているが，その他 4 名についても振幅を低減できていることがわかる．

5.　振戦の数値解析モデル

実験においては再現性確保のために加振装置を取り付け，振戦を模擬した状態で計測を行っていたが，振戦の発生は本来，強制系ではなく自励現象であると推測される．そこで，生体の振戦を数値的に再現するために数値シミュレーションを行った．前腕部をモデル化の対象とし，肘を水平面に付け前腕を水平面よりある一定の角度で傾けた状態を保つ場合に，上下方向に現れる振戦を想定して数値モデルを構築した．また，前腕モデルに動吸振器を付加した場合の制振効果についても検討を行った．

5・1　前腕の振動モデル　　図 12 に示すように，前腕を模擬した直方体の棒が，肘に相当する点を中心として回転運動する系を考える[7), (8)]．実際の生体を見ると，前腕部の回転運動を駆動する役割を担っているのは上腕 3 頭筋および上腕 2 頭筋であるため，これらに相当する力発生源として，ばねを介して支点を中心に距離 r の点に結ばれた 2 本のアクチュエータを考える．なお，実際の筋肉は収縮力のみで引張方向には力を発生しないが，簡略化のため両方向に力を発生できるものとする．さらに，それぞれの筋肉には生体神経系を模擬した振動子が結合され，関節角をフィードバックして振動を持続させる役割を持たせる．本モデルでは谷らのリズム運動に関する研究[10]を参考に，ファンデルポール型非線形特性を有する振動子を考慮し，自励振動系を構成した．

図 12 に示す系に対する運動方程式を以下に記述する．まず，動吸振器が無い状態において，主振動系（前腕）の回転運動に対する運動方程式は，角変位 θ を微小として次のように表される．

Table 3　Parameter used in the analytical model

Primary system (forearm)		
Mass	m	1.56 kg
Offset from rotation center	l_g	0.132m
Inertia moment	I	0.0412 kgm^2
Damping coeff.	c	0.5 Nms/rad
Distance of elbow and radii	r	0.05 m
Stiffness of muscle	k_i	2200 N/m
Nonlinear oscillator		
Coupling coeff. of oscillators	α_{ij}	0.0001
Coupling coeff. of oscillator and muscle	a_{ij}	0.4
Sensitivity factor of sensor	b_i	0.5
Coupling coeff. Of sensor and oscillator	β_i	500
Nonlinear parameter	ε_i	0.6
Natural frequency of oscillator	ω_i	56.5 rad/s
Dynamic absorber		
Mass	m_d	0.04 kg
Stiffness	k_d	157.9 N/m
Damping coefficient	C_d	0.025 Ns/m
Distance from elbow	l_d	0.23 m

$$\left(Ml_g^2 + I_g\right)\ddot{\theta} + c\dot{\theta} = r\left(-F_1 + F_2\right) \quad \cdots\cdots (1)$$

ここで，Mはアーム質量，l_gは回転中心から重心までの距離，I_gは重心回りの慣性モーメント，cは減衰係数，F_1およびF_2はアクチュエータによる発生力である．次に，アクチュエータに結合された非線形振動子は，以下の運動方程式に従う．

$$\ddot{X}_1 + \varepsilon_1\left(X_1^2 - 1\right)\dot{X}_1 + \omega_1^2 X_1 = -a_{12}X_2 + S_1 \quad \cdots\cdots (2)$$

$$\ddot{X}_2 + \varepsilon_2\left(X_2^2 - 1\right)\dot{X}_2 + \omega_2^2 X_2 = -a_{21}X_1 + S_2 \quad \cdots\cdots (3)$$

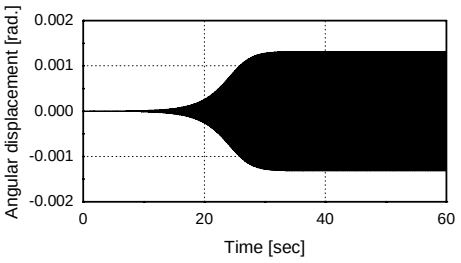
ω_1，ω_2はそれぞれ振動子の固有振動数，S_1，S_2はセンサ入力，ε_iは非線形パラメータ，a_{ij}は非線形振動子同士の結合係数を表す．さらに，アクチュエータ発生力を次の式で表現する．

$$F_1 = \sum_{j=1}^{2}\alpha_{1j}X_j - k_1 x_1, \quad x_1 = -r\theta \quad \cdots\cdots (4)$$

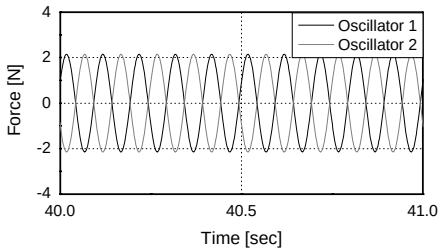
$$F_2 = \sum_{j=1}^{2}\alpha_{2j}X_j - k_2 x_2, \quad x_2 = r\theta \quad \cdots\cdots (5)$$

式(4), (5)において，α_{ij}は振動子と各筋肉との結合係数，x_1およびx_2は筋肉の変位である．センサ出力については次の式で表される．

$$S_1 = b_1\beta_1 x_1 \quad \cdots\cdots (6)$$



(a) Angular displacement of forearm



(b) Force generated by oscillators

Fig. 13　Numerical results of forearm tremor excited by nonlinear oscillators

$$S_2 = b_2\beta_2 x_2 \quad \cdots\cdots (7)$$

b_iはセンサ感度，β_iはセンサと振動子の結合係数を表す．なお，非線形振動子によるアクチュエータの駆動が無い場合，前腕モデルの固有振動数は2.6Hzとなる．

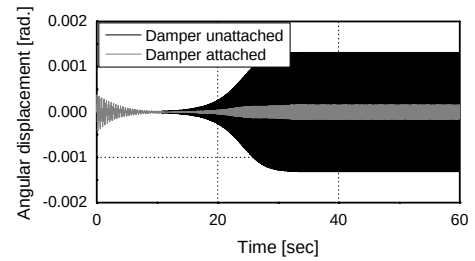
以上の前腕モデルに対して，回転中心より距離l_dの位置に動吸振器を取り付けた場合，主振動系および動吸振器の運動方程式はそれぞれ次のようになる．

$$\begin{aligned}\left(Ml_g^2 + I_g\right)\ddot{\theta} + c\dot{\theta} + l_d c_d\left(l_d\dot{\theta} - \dot{x}_d\right) \\ + l_d k_d\left(l_d\theta - x_d\right) = r\left(-F_1 + F_2\right)\end{aligned} \quad \cdots\cdots (8)$$

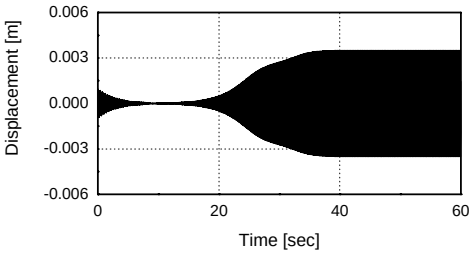
$$m_d\ddot{x}_d + c_d\left(\dot{x}_d - l_d\dot{\theta}\right) + k_d\left(x_d - l_d\theta\right) = 0 \quad \cdots\cdots (9)$$

式(8)および(9)において，m_d，c_dおよびk_dはそれぞれ動吸振器の質量，減衰係数およびばね定数を表し，x_dは動吸振器の取り付け面に対する垂直方向の変位である．以上の式(1)から(9)に設定したパラメータ値を表3に示す[8), (10)]．

5･2　振戦の数値シミュレーション　前節で示した数値計算モデルを用いて，振戦の数値シミュレーションを行った．数値積分には4次のルンゲ・クッタ法を用い，時間刻みは1msecとした．まず，動吸振器を取り付けていない状態において，非線形振動子の自励的駆動による主系の振動について計算を行った結果を図13に示す．図13(a)は主系の角変位，同図(b)は非線形振動子によるアクチュエータ生成力であり，2



(a) Angular displacement of forearm



(b) Displacement of dynamic damper

Fig. 14 Numerical results of forearm tremor when the dynamic damper is attached

つのアクチュエータが逆位相の力を発生するよう非線形振動子間の結合係数を決めている．力の時刻歴は角変位と同様に, 計算開始 30 秒後付近で振幅が飽和するが, 逆位相の特徴がわかり易いよう時間軸を 40 秒付近で拡大している．振動数は角変位，力ともに振動子の固有振動数 10Hz である. 続いて, 以上のように自励的に生成された前腕振戦モデルに対して，動吸振器を取り付けた場合の制振効果を同じく数値計算により検証する．動吸振器に与えたパラメータは表 3 に示すとおりであり，実験との整合性を考慮して設定した．これらのうち，動吸振器取り付け位置 l_d=0.23m は手首位置に相当する．動吸振器取り付け時のシミュレーション結果を図 14 に示す. 図 14(a)は動吸振器の有無による前腕部角変位の比較を表し, 同図(b)は動吸振器の変位である．シミュレーションの初期に変位の増大が見られるが，自由振動成分によるものと考えられる．以後は安定して良好に振動振幅を抑制できていることがわかり，振動の発生が自励的なメカニズムによるものである場合においても，動吸振器による制振効果が確認された.

6. 結　言

本報告では，人間の手指に不随意的に発生する生理的振戦を抑制することを目的として，動吸振器による低減方法について実験，および数値解析により検討を行った．腕を伸ばす姿勢を維持した場合に観測される姿勢時振戦を具体的な制振対象として取り扱ったが，自然な状態で観測される振戦の再現性確保の困難さから，加振装置を腕に取り付けて振戦を模擬した．被験者により程度の差はあるが，動吸振器を手首付近に取り付けることにより，手指における加速度，および描画作業時の手先のふるえを比較的良好に抑制できることを実験的に示した．さらに，生体に生じる振動が自励現象であることの前提のもとに，ファンデルポール型振動子による前腕の自励駆動モデルを構築し，実験と同様に動吸振器を用いて振動を抑制可能であることを示した.

謝　辞

本研究は，科学研究費補助金（若手研究(B)，課題番号 15760150）の交付を受けて実施されたものであり，ここに謝意を表する．また，実験の遂行に多大なるご協力を賜った元・金沢大学大学院自然科学研究科前期課程学生（現・ダイキン工業株式会社）渡辺宗之氏に感謝申し上げる.

文　献

(1) Fukumoto, I., Shindo, K., Sakakibara, M. and Matsumoto, Y., A Basic Study of Frequency Control of Human Tremor by Stress, *Technical Report of IEICE*, MBE95-84, (1995), pp. 61-67.
(2) Fukumoto, I., An Experimental Study of Physiological Tremor, *Technical Report of IEICE*, MBE95-05, (1995), pp. 41-47.
(3) Fukumoto, I., Computer simulation of Parkinsonian Tremor, *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 8, (1986), pp. 49-55.
(4) Kobayashi, T., Motoki, M., Murayama, N., Nakanishi, R. and Okumura C., Studies for Quantitative Estimation of Voluntary Movement in Patients with Parkinson's Desease, *Technical Report of IEICE*, MBE95-136, (1996), pp. 19-24.
(5) Kobayashi, T., Fukazawa, H., Murayama, N., Nakanishi, R. and Okumura C., Quantitative Analysis of Voluntary Movement in Patients with Parkinson's Desease, *Technical Report of IEICE*, MBE96-115, (1997), pp. 111-117.
(6) Sakakibara, M., Shindo, K. and Fukumoto, I., A Basic Study of Tremor Frequency Variation by Suppressing Intension, *Technical Report of IEICE*, MBE95-83, (1995), pp. 53-60.
(7) Fukumoto, I., Computer Simulation of Physiological Tremor, *Technical Report of IEICE*, MBE93-80, (1993), pp. 7-14.
(8) Okada, K., Hando, S. and Fukumoto, I., Physical Tremors of Forearm Considering Antagonistic Muscles, *Japanese Journal of Physiological Anthropology*, Vol. 7, No. 4, (2002), pp. 41-50.
(9) Watanabe, A. and Saito, M., Simulation of Physiological Hand Tremor by Two-Reflex-Loop Theory, *Journal of the Society of Biomechanisms*, No.7, (1984), pp. 32-40
(10) Tani, J., Qiu, J. and Yamaguchi, E., Rhythmic Movement of Dragonfly Wing Model, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C,* Vol. 63, No. 614 (1997), pp. 3390-3395.