適応フィルタを用いた振戦抑制制御システムの開発と 食事支援ロボットへの応用

矢野 賢一*・大原 瑛一*・堀 畑 聡**
青木 隆明***・西本 裕****

Development of Tremor Suppression Control System Using Adaptive Filter and Its Application to Meal-assist Robot

Ken'ichi YANO*, Eiichi OHARA*, Satoshi HORIHATA**,
Takaaki AOKI*** and Yutaka NISHIMOTO****

A robot that supports independent living by assisting with eating and other activities which use the operator's own hand would be helpful for people suffering from tremors of the hand or any other body part. The proposed system using adaptive filter estimates tremor frequencies with a time-varying property and individual differences online. In this study, the estimated frequency is used to adjusting the tremor suppression filter which insulates the voluntary motion signal from the sensor signal containing tremor components. These system are integrated into the control system of the Meal-Assist Robot. As a result, the developed system makes it possible for the person with a tremor to manipulate the supporting robot without causing operability to deteriorate and without hazards due to improper operation.

Key Words: tremor suppression, adaptive filter, meal-assist robot, human-machine interface, signal analysis

1. はじめに

パーキンソン病患者は、現在世界に 400 万人以上おり、さらに高齢化によって 2040 年までに倍増するといわれている。主な症状は、振戦、筋固縮、無動、姿勢保持障害である。多くの患者の初期症状である振戦は、身体の一部または全身に現れる不随意かつ律動的な振動と定義されており、その振動は個人差が大きく、時変性がある。振戦を伴う病気として、パーキンソン病のほかには本態性振戦やジストニアなどがあり、高齢者に起こる老人性振戦といったものもある。

このような振戦をもつ患者が困難とする動作の 1 つに食事

があげられる。食事を支援するロボットとして HANDY-1¹⁾ や、My Spoon²⁾、Winsford Feeder³⁾などが実用化されているが、いずれもスイッチやジョイスティックなどによって操作するものである。パーキンソン病患者のような手腕を動かせる患者にとって、これらの機器は残存機能を生かせない上、リハビリの観点からも好ましくない。そのため、患者が実際に手腕を動かして食事することを支援する自立志向型のロボットの開発が望まれている。

時変性のある振戦をもつ利用者がハプティック装置などのヒューマンマシンインターフェイスを操作するためには、力覚センサなどの信号に含まれる振戦信号と操作者の意志信号を正確に分離し、振戦による影響を除去した上で、操作性よく装置を動作させる必要がある。つまり、オンラインで個人差のある振戦周波数を特定し、振戦信号を分離した意思信号を参照入力とすることにより、ロボットの誤作動や意図しない動きを防ぎ、違和感なく食事動作を支援できるようなシステムが望まれる (Fig.1)。

これまでに振戦抑制に関して、多くの研究が行われてきた。M. Nawate らは移動平均法によってマウス操作時の振戦の補正を試み⁴⁾、J. Gonzalez らは同様の分野で、最適なイコライザーを利用したデジタルフィルタリングアルゴリズムを発展させた⁵⁾。しかし、この方法は遅延が大きいため今回対象とするような手動装置には向かない。C.N. Riviere ら

* 岐阜大学工学部 岐阜市柳戸 1-1

** 日本大学松戸歯学部 松戸市栄町西 2-870-1

*** 岐阜大学医学部付属病院整形外科 岐阜市柳戸 1-1

**** 岐阜大学医学部 岐阜市柳戸 1-1

* Faculty of Engineering, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu

** Nihon University School of Dentistry at Matsudo, 2-870-1 Sakae-cho-nishi, Matsudo

*** Department of Orthopaedic Surgery & Rehabilitation, Gifu University School of Medicine Hospital, 1-1 Yanagido, Gifu

**** Gifu University School of Medicine, 1-1 Yanagido, Gifu
(Received February 26, 2009)
(Revised July 22, 2009)

Fig. 1 Basic concept of this study

は微細手術における生理的振戦抑制に、非線形適応ノイズ除去アルゴリズムを用い良好な結果を得ているが、振戦検出用のセンサが必須であり、手そのものの振戦を抑制するものではない⁶⁾。S. Pledie らは、インピーダンス制御における振戦抑制のためのフィードバックループをもったマン・マシンモデルを作成した⁷⁾。この方法は、事前の測定が必要であり振戦の変化に対応できないこと、振戦と任意運動の周波数が近い個人には適さないという問題点がある。

そこで本研究では、振戦の影響による意図しない動きや装置の誤動作を防ぐことができ、さらに利用者の個人差や時変性のある振戦にも対応することのできるヒューマンマシンインターフェースの開発を行なうことを目的とする。また、本論文では振戦の特性は、適応フィルタを用いた振戦周波数推定システムにてオンラインで推定する。そして、推定した振戦周波数を用いて振戦分離用フィルタを可変にし、未知の振戦や振戦の変化に対応させる。最終的に、これらのシステムを食事支援ロボットの制御系に導入することにより、振戦のある患者でも自律した食事動作が可能となる食事支援システムを開発する。

2. パーキンソン振戦の解析

パーキンソン病の振戦は、振幅の大きな1秒間に3~7回くらいのふるえであり、個人差が大きく、病気の進行とともに変化し、体調や薬の効き方によっても変化することなどが知られている。また、振戦を抑えるための抗パーキンソン病薬によって、体幹を絶えずくねらせる周期的な不随意運動などの副作用が起こる。本論文では、この周期的な不随意運動も振戦と称することとする。これらは、個人差が大きく、病気の進行とともに変化し、体調や薬の効き方によっても変化することなどが知られている。

本研究では、振戦分離フィルタ作成の際のパラメータの決定や、振戦周波数推定法の構築のために、振戦の周波数特性と

周波数領域での時間変化を調べる必要がある。そこで、手首で振戦の起こる患者 A と抗パーキンソン病薬による周期的な不随意運動の起こる患者 B のそれぞれの振戦について測定・解析を行なった。その結果、患者 A に関しては、 5.7 ± 0.5 Hz の振戦現象が見られ、従来までに報告されている結果と一致した。

一方で、患者 B に関しては、体幹を絶えずくねらせるような周期的な不随意運動をもつため、モーションキャプチャーを用いて患者の動きを測定した。測定条件として、被験者には椅子に座った状態で、スプーンをもって、机の上の皿と口元とを往復する動作や、皿の上のものを救う動作を指定した。Fig.2 と Fig.3 に、患者 B の会話中および食事中における振戦の測定・解析結果を示す。ここで、動きを示すマークは患者の両肩、右肘、右手首、スプーン両端の計6つ取り付けた。また、患者から見て X は左右方向、Y は上下方向、Z は前後方向である。撮影のフレームレートは 60 fps とした。図中において、(a) は振戦が顕著に現われる肩の位置の追跡結果、(b) はデータ全体に対するフーリエ変換結果、(c) は Z 方向の短時間フーリエ変換 (STFT) 結果である。STFT には長さ 512 のハミング窓を用い、周波数分解能は約 0.1 Hz である。

これらの結果より、(a) より、Z 方向に周期性のある大きな動きが見られ、(b)(c) の結果からこの周波数は約 1.4 ± 0.5 Hz であることがわかった。また、不随意運動と同様に、動作時や緊張しているとときの振戦は、非動作時よりリラックスしてい

Fig. 2 Tracking result while the examinee was talked with students and relaxed

Fig. 3 Tracking result while the examinee scooped up food with a spoon and brought it to her mouth

るときに比べ不規則になるということも確認できた。

以上より、振戦の周期には時変性や個人差があるため、単一のフィルタで安定して振戦を除去することは難しい。また、振幅も一定でないため、振戦をモデリングして減算する方法でも安定した成果は得られない。そこで本研究では、振戦の変化にも安定して対応でき、さらに装置の操作性などを劣化させないような振戦抑制法を開発する。具体的には、適応フィルタを用いた振戦周波数推定と、帯域遮断フィルタによる振戦分離を組み合わせた方法を提案する。システムの設計パラメータとして、事前に得られた振戦周波数の時間変化が短時間では 0.5 Hz 程度であること、振戦の帯域幅は 0.2 Hz 程度であることを利用する。

3. 振戦抑制システムの設計

2 章での解析結果を基に、Fig. 4 に示す振戦抑制制御系を設計する。つまり、提案する振戦周波数推定アルゴリズムにより振戦周波数を逐次推定し、振戦除去フィルタを適時切り替え、振戦信号の分離を行なう。結果として、一般の適応フィルタを用いる方法に比べ、常に安定性の保証された所望のフィルタ特性をもったフィルタで信号を処理することができる。

3.1 振戦抑制フィルタの設計

振戦分離用フィルタのフィルタタイプはバンドストップとした。ローパスタイプでも可能だが、遅延が大きく、遮断周波数以上の信号をすべて除去してしまうため、今回対象とするようなデバイスでは操作性が劣化する。特に遅延に関して、

Fig. 4 Tremor suppression system

今回用いるパラメータで設計した場合、バンドストップに比べ非常に大きな遅延が発生し、操作性が劣化する遅延量である 0.1 sec 以下とすることが難しい⁸⁾。設計するフィルタのプロトタイプには意思信号への影響を少なくするため、通過域が平坦な ChebyshevII 型を用いた。

設計する際、安定であることに加え、(1) 式に示す通過帯域の群遅延 $t_{delay} < 0.1$ s, 遮断帯域幅 $f_{stop} = 0.3$ Hz, 通過帯域と除去帯域の差 $f_{diff} = 0.1$ Hz を固定パラメータとし、遮断帯域の中心周波数 f_c を (2) 式で示すように 1.0~8.0 Hz の間で遮断帯域幅 $f_{stop} = 0.3$ の 1/2 ずつオーバーラップさせながら、複数のフィルタ係数ベクトルを求めた。

$$\begin{cases} t_{delay} < 0.1 \text{ [s]} \\ f_{stop} = 0.3 \text{ [Hz]} \\ f_{diff} = 0.1 \text{ [Hz]} \end{cases} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} f_c(n) &= 1 + n(f_{stop}/2) \quad (n = 0, 1, 2, \dots) \\ F_{pass1}(n) &= f_c(n) - f_{stop}/2 - f_{diff} \\ F_{stop1}(n) &= f_c(n) - f_{stop}/2 \\ F_{stop2}(n) &= f_c(n) + f_{stop}/2 \\ F_{pass2}(n) &= f_c(n) + f_{stop}/2 + f_{diff} \end{aligned} \quad (2)$$

振幅応答の一例を Fig. 5 に示す。ここで、Fig. 5 と (2) 式のパラメータは対応している。群遅延の数値例として、 $f_c = 3.0$ Hz としたとき、15 サンプル以内 (ローパスでは 150 サンプル以上)、 $f_c = 5.0$ Hz としたとき、6 サンプル以内 (ローパスでは 110 サンプル以上) である。フィルタ構造は直接型 II 構造の 2 次セクションフィルタとした。設計したフィルタ係数を、後述の振戦周波数推定アルゴリズムによって推定された振戦周波数に応じて切り替える。

3.2 振戦周波数推定システムの設計

周波数推定には、オフラインでは高速フーリエ変換 (FFT) による解析が有効だが、バッファを必要とすることからオンラインでの使用には向かない。つまり、FFT による解析では、サンプリング点数 (バッファ点数) n_s とサンプリング周波数 f_s によって周波数分解能 f_{re} が $f_{re} = f_s/n_s$ のように決まる。ここで、サンプリング周波数がハブティックデバイスに最低限必要とされる $f_s = 1000$ Hz である場合、0.1 Hz の分解能を出すにはサンプリング点数 $n_s = 10000$ となり、バッファに 10 秒分のデータが必要という結果になる。さらに計算量も多くなり、毎サンプルごとの推定は難しい。

Fig. 5 Example of the bandstop filter for tremor elimination

このため本研究では、周波数分解能と計算量を考慮して、IIR型2次全域通過フィルタと適応アルゴリズムを用いた振戦周波数推定法を提案する。全域通過フィルタ (APF) とは全周波数で振幅特性が1であり、特定の周波数のみで位相が反転するというものである。IIR型2次APFの伝達関数は(4)式で表わされる。これを(5)式、Fig.6のように構成することで、ノッチフィルタ (遮断) として利用することができる。 α , ρ と位相の反転する正規化角周波数 w_c には、(5)式のような関係があり⁹⁾, α は位相の反転する周波数 (ノッチ周波数), ρ は位相反転の急峻さ (ノッチの急峻さ) を決定する。

$$H_{APF}(z) = \frac{\rho^2 + \alpha z^{-1} + z^{-2}}{1 + \alpha z^{-1} + \rho^2 z^{-2}} \quad (3)$$

$$H_{Notch}(z) = \frac{1}{2} \left(1 + \frac{\rho^2 + \alpha z^{-1} + z^{-2}}{1 + \alpha z^{-1} + \rho^2 z^{-2}} \right) \quad (4)$$

$$w_c = \cos^{-1} \left(-\frac{\alpha}{1 + \rho^2} \right) \quad (5)$$

このとき、係数 α を更新する適応アルゴリズムを導く必要がある。その係数更新法には(6)式で表わされる最急降下法を用いた。ここで、 $\nabla(i)$ は時間 i における勾配ベクトル、 μ は更新量を決定するステップサイズパラメータである。

$$W(i+1) = W(i) + \mu(-\nabla(i)) \quad (6)$$

(6)式に本研究で更新する係数 α を適用すると、(7)式と

Fig. 6 Notch filter using APF

なる。ただし、LMS (Least Mean Square) アルゴリズムに従って $\hat{\nabla}(i)$ は $\nabla(i)$ の推定値とし、評価関数 $J = E[e(i)^2]$ の推定値を(8)式のように $\hat{J}$ とした ($E[\bullet]$ は期待値演算を表わす)。

$$\alpha(i+1) = \alpha(i) + \mu(-\hat{\nabla}(i)) \quad (7)$$

$$\hat{J}(i) = e(i)^2 \quad (8)$$

また、Fig.6から $e(i), y(i)$ が(9)式、(10)式で表わされることを用いると、 $\hat{\nabla}(i)$ は(11)式のように計算できる。

$$e(i) = \frac{1}{2} \{x(i) + y(i)\} \quad (9)$$

$$y(i) = \rho^2 u(i) + \alpha u(i-1) \quad (10)$$

$$\begin{aligned} \hat{\nabla}(i) &= \frac{\partial \hat{J}(i)}{\partial \alpha(i)} = \frac{\partial e(i)^2}{\partial \alpha(i)} = 2e(i) \frac{\partial e(i)}{\partial \alpha(i)} \\ &= e(i) \frac{\partial (x(i) + y(i))}{\partial \alpha(i)} \\ &= e(i) \frac{\partial (x(i) + \rho^2 u(i) + \alpha u(i-1))}{\partial \alpha(i)} \\ &= e(i) u(i-1) \end{aligned} \quad (11)$$

よって最終的に求められる α の更新式は(12)式となる。

$$\alpha(i+1) = \alpha(i) + \mu \{e(i) u(i-1)\} \quad (12)$$

適応アルゴリズムは誤差 $e(i)$ が最小となるために、 $x(i)$ と $y(i)$ が逆位相になるように α が更新される。これは、入力信号中の周期雑音の周波数に対応した α が求まることを意味する。本研究において振戦を周期雑音とみなすことで、振戦周波数に一致した α を求めることができ、(5)式より時刻 i での振戦周波数 $w_c(i)$ を求めることができる。ただし、 α と ρ の値によってはアルゴリズムが発散するため、閾値を決めておく必要がある。本研究では、 $\rho = 0.995$ のとき、 $\alpha > -1.99495$ とした。

この推定法を用いた場合、解像度はステップサイズパラメータ μ によって任意に決定でき、計算量も少ないため、毎サンプルごとの更新が可能である。ただし、 μ の大きさは推定精度と収束速度のトレードオフの関係にあるため、システムにあったものを選ぶ必要がある。

APFのための適応アルゴリズムは求めたが、そのまま本研究での振戦周波数推定アルゴリズムとすることはできない。なぜなら、扱う信号がさまざまな周波数でパワーをもった有色信号だからである。適応アルゴリズムは最もパワーの大きい周波数 (多くの場合は低周波) に収束する。そこで、振戦推定アルゴリズムへの入力にハイパスフィルタをかけることで、低周波への収束を防ぐ。カットオフ周波数は振戦や不随意運動の周波数以下とし、解析結果より1.0 Hzとした。

また、人の動作はさまざまな周波数をもっている上に、たとえば、お皿の上のものをかき集める動作や、口と皿との往復などといった周期的な動作も含まれている。このような一時的な周期動作やパワーの大きな動作への対応として、(13)式

Fig. 7 Assessment sequence for colored signal

で求まる時刻 i の推定周波数 $f_e(i)$ Hz を Fig.7 のブロック図のように制御し、最終的な推定周波数 $f_t(i)$ Hz とする。

$$f_e(i) = \cos^{-1} \left(-\frac{\alpha(i)}{1 + \rho^2} \right) \left(\frac{180}{\pi} \right) \quad (13)$$

ここで、 $h(i)$ 、 $v(i)$ はそれぞれ (14) 式、(15) 式で示すような評価関数である。

$$h(i) = (1 - \lambda)(f_t(i) - f_e(i)) + \lambda h(i - 1) \quad (14)$$

$$v(i) = \frac{\sum_{j=i-k}^i (f_e(j) - f_e(i))}{k} \quad (j = i - k) \quad (15)$$

λ は忘却係数、 $f_t(i)$ は最終的に振戦として扱う周波数である。(14) 式は時刻 i までの f_t と f_e のずれを監視する。忘却係数を用いて再帰的に計算することで過去のデータに対する重みをもつことができ、解析の際に得られた、“周波数領域での数あるピークの中から振戦を判別する際、比較的長時間観測し続けられるものを振戦ということが出来る”という振戦判別法を利用している。(15) 式は時刻 $i - k$ から i までの推定周波数の分散を計算し、アルゴリズムの収束を監視している。実際の処理では、 $v(i)$ は k サンプルごとに更新される ($v(i \sim i + k) = v(i)$)。 h_r 、 n は解析結果より得られた振戦周波数の時間変化を基準として決定する。そして、得られた $f_t(i)$ が (16) 式を満たすように (2) 式における n を決定する。

$$f_c(n) - f_{stop}/4 < f_t(i) \leq f_c(n) + f_{stop}/4 \quad (16)$$

3.3 正規化と多次元信号の扱い

振戦の周波数と同様に、振戦の振幅も一定でない。たとえば、手先が震える患者では 1 cm 程度であったのに対し、不随意運動の患者では 4 cm 程度と大きな差があった。そのため、(12) 式においてステップサイズ μ が一定では、扱う振戦の振幅に応じて更新量が変化してしまうため、安定性が劣化したり、精度と収束速度を考慮した適切なステップサイズを決めることが難しい。そこで、入力信号の正規化を行なう。LMS アルゴリズムにて入力信号を正規化することとは、更新量 (ステップサイズ) を正規化することであり、これは正規化 LMS アルゴリズムを用いることと等価である。よって、正規化されたステップサイズは (17) 式ようになる。ここで、 $\hat{\sigma}(i)^2$ は (18) 式で示される入力信号の分散の推定値であり、 γ は忘却係数である。

$$\mu_n(i) = \frac{\mu}{\hat{\sigma}(i)^2} \quad (17)$$

$$\hat{\sigma}(i)^2 = \gamma \hat{\sigma}(i - 1)^2 + (1 - \gamma)x(i)^2 \quad (18)$$

また、補足として、LMS アルゴリズムの収束条件が

$$\mu_{max} \propto \frac{1}{\sigma(i)^2} \quad (19)$$

と表わされることから、分散による除算でステップサイズが正規化されることがわかる。

今回対象とするような手動操作のデバイスには、力覚センサが用いられることが多い。こういった多次元信号に対する周波数推定では、各信号は個別に用いるのではなく、総合的に取り扱うことが望ましい。はじめに、単純な足し合わせによる方法を考察したが、第 2 象限と、第 4 象限において符号の異なる信号の足し合わせが発生するため、安定な方法ではない。そこで、以下の式のように計算した値を用いる。

$$|F| = \sqrt{(F_x + F_o)^2 + (F_y + F_o)^2 + (F_z + F_o)^2} \quad (20)$$

ここで、 F_o は力覚センサの最大測定値である。力覚センサからの振戦信号は 0 を交差する周期信号となる可能性があるため、 F_o を加えてある。ここで、 F_o は一定値であるため、周波数の推定には影響しない。なお、振戦周波数推定には、力成分とモーメント成分のどちらか一方のみを使用すればよく、ここでは、力成分を用いる場合について示した。

4. 振戦抑制実験シミュレーション

提案システムの有効性をテスト信号を用いたシミュレーションと、実験により得られた信号を用いたオンラインシミュレーションを通して検証した。はじめに、テスト信号によるオフラインでの周波数推定シミュレーション結果を Fig.8 に示す。

ここで、Fig.8 の 1 段目はテスト信号、2~4 段目は手法 (a)：APF のみによる推定の場合、(b)：APF への入力の前にカットオフ周波数 1 Hz の Highpass フィルタを加えた場合、(c)：手法 (b) に Fig.7 のシステムを加えた場合の結果である。テスト信号は、2~4 段目で Reference として示される周波数 (以下 f_r と示す) をもつ正弦波を振戦と仮定し、そこに外乱として $T_1 \sim T_4$ のそれぞれでさまざまな周波数の正弦波と白色雑音を加えたものである。

T_1 での入力は振戦とする正弦波と被験者の意図する低周波の動作信号であるため、(a) の方法ではパワーの大きな低周波へ収束してしまっているが、(b) と (c) の方法では f_r に収束していることから、Highpass フィルタは有効に作用しているといえる。つぎに、 T_2 で f_r に近い周波数の外乱を与えた。これにより (b) の方法では、 $T_2 \sim T_3$ にかけて推定周波数が f_r から外れてしまっているが、(c) の方法では Fig.7 のシステムが有効に働き、推定周波数と f_r に大きな誤差はない。 T_4 では f_r を少しずつ変化させており、(b) と (c) の方法では良好に推定できている。結果として、実際に起こりえる振戦周波数の変動、振戦ではない周期動作が混ざった場合

Fig. 8 Frequency estimation result of test signal

Fig. 9 STFT result of force sensor data

の両方に対応することができた。このシミュレーションでは、およそ5秒以内の周期動作は振戦ではないと判断し、その他の連続的に変化する周期動作を振戦と判断するよう h_r , v を決定した。

つぎに、実際に食事支援ロボットで使用する力覚センサの先端にスプーンを取り付け、健常者が振戦を再現した力覚データを用いたシミュレーションで振戦抑制フィルタを含む提案システムの有効性を検証した。Fig.9は入力信号、出力信号のそれぞれを短時間フーリエ変換によって表わしたものである。4.5~5.0 Hz 付近のピークが振戦である。 f_{stop} の遮断帯域幅は遅延を考慮して Fig.9 に示すとおり 0.3 Hz 程度である

Fig. 10 Time series result of force sensor data

が、振戦周波数が変化しても良好に除去できている。

Fig.10 には特に振戦周波数の変動が大きい 15 ~ 25 s を拡大し、時間領域で表わしたものを示す。この結果より振戦周波数が変化しても、振戦の大部分が除去されており、さらに、遅延がほとんどないことがわかる。

5. 食事支援ロボットへの応用

5.1 食事支援ロボット MARo の構成

Fig.11 に示す食事支援ロボット (Meal-Assist Robot: MARo) を新たに開発し、提案システムの検証を行なった。MARo は 4 つのアクティブ関節、2 つのパッシブ関節をもち、力覚センサとエンドエフェクタを取り付けるアタッチメントを備えている。Fig.12 に MARo のリンク構造を示す。各リンクパラメータは以下のとおりである； $d_1=0.171$, $d_3=0.047$, $a_2=0.050$, $a_3=0.092$, $d_4=0.205$, $d_6=0.036$, $a_s=0.040$, $a_g=0.079$ m. d_e は取り付けるエンドエフェクタ (スプーン、ペン、歯ブラシなど) によって変わり、今回は $d_e=0.013$ m のスプーンを取り付けて実験を行なった。 $J_1 \sim J_4$ は DC モータにて駆動するアクティブな関節であり、 $J_5 \sim J_6$ はポテンシオメータによる角度検出のみのパッシブな関節である。グリップ部とスプーン部は J_5 を通して接続されており連動する。また、グリップ部先には 6 軸力センサが取り付けられている。

振戦を抑制するために、第 5 リンクでの振戦を取り除くことで、スプーン部での振戦も抑制することができる。これは Fig.12 における点 P を $J_1 \sim J_4$ によって制御することにより実現できる。

5.2 制御方法

本制御系のブロック線図を Fig.13 に示す。図中において、 F_s : 力覚センサ信号, F_f : 座標変換された力覚信号, F_r : 目標力覚信号, x : 目標位置, q : 関節角度, V : 指令電圧, W_t : フィルタ係数ベクトルを表す。システムの動作周波数 f_s は 1000 Hz である。力覚センサより得られた信号 F_s は、関節角度ベクトル q と運動学により計算される変換行列 T_{sr} を用いて基準座標系の信号 F_f に変換される。振戦抑制フィルタによって随意運動の成分のみとなった力覚信号 F_r をアドミタンスコントローラにより、目標位置、角度に変換する。ここでは、 $[F_{rx}, F_{ry}, F_{rz}]$ より $[x_r, y_r, z_r]$ (点 P の位置) が求まり、 M_z より J_4 の関節角度が求まる。それらを、逆運動学、逆モータモデルを通してロボットへの入力とする。

Fig. 11 Picture of Meal-Assist Robot (MARo)

Fig. 12 Structure of MARo

Fig. 13 Velocity based admittance control system for MARo

5.3 制御実験結果

Fig.14 に目標力覚信号 F_{rz} , Fig.15 にエンコーダ値とポテンシオメータ値から計算したスプーン先端の 3 次元軌跡を示す. 被験者 (健康者による振戦の再現) には口とお皿を往復する運動を指示した. 初めの 30 秒は振戦抑制システムを

Fig. 14 Results of the reference force signal F_{rz}

Fig. 15 Trajectory of the spoon of MARo

ON にし (黒色の線), その後, システムを OFF にした (灰色の線). システム ON では振戦が抑制され, お皿と口をスムーズに往復することができたが, システム OFF では振戦により思いどおりに操作することができず, お皿に到達することができなかった. 本論文では示していないが, 周波数や振幅がさまざまに異なる振戦・被験者にも対応することができを確認した. これらの結果より, 提案手法を用いて振戦を抑制しつつ食事動作の支援を行なうことが可能となった. なお, シミュレーション, 実験を通して変更した振戦抑制システムのパラメータはステップサイズパラメータ μ のみである.

6. おわりに

本研究では, パーキンソン振戦を解析し, 振戦抑制システムの設計と評価を行なった. 患者によってさまざまである振戦に対応するために, オンライン振戦周波数推定法を提案した.

APF と 2 つの評価関数を用いた振戦周波数推定法により, 振戦と意思信号とが混在するセンサ信号から振戦周波数をオンラインで正確に推定することが可能となった. さらに提案手法は, 振戦抑制のためのダンピングを得るためのアドミッタンスパラメータの制御などにも用いることができ, 非常に有効な手法であると考えられる.

謝辞 本研究は知的クラスター創生事業 (岐阜・大垣地域ロボティック先端医療クラスター) の助成により行われた. ここに記して感謝を表す.

参考文献

- 1) M. Whittaker: Handy-1 Robotic Aid to Eating, A Study

- in Social Impact, Proc. RESNA, 589/594 (1992)
- 2) R. Soyama, S. Ishii and A. Fukase: The Development of Meal-Assistance Robot 'My Spoon', Proceedings of the 8th International Conference on Rehabilitation Robotics, 88/91 (2003)
 - 3) Winsford Feeder: http://www.wisent.com/self_feed.htm
 - 4) M. Nawate, D. Morimoto, T. Watanabe, K. Abe, S. Fukuma and S. Honda: A Painting Tool with Blurring Compensation for People Having Involuntary Hand Motion, IEICE HIP, **103**, 59/64 (2004)
 - 5) J.G. Gonzalez, E.A. Heredia, T. Rahman, K.E. Barner and G.R. Arce: Filtering involuntary motion of people with tremor disability using optimal equalization, Proc. IEEE Int. Conf. On Systems, Man and Cybernetics, **3**, 2402/2407 (1995)
 - 6) C.N. Riviere, Wei-Tech. Ang and P.K. Khosla: Toward Active Tremor Canceling in Handheld Microsurgical Instruments, IEEE Trans. on Robotics and Automation, October, **15-5**, 793/800 (2003)
 - 7) S. Pledge, K.E. Barner, S.K. Agrawal and T. Rahman: Tremor suppression through impedance control, IEEE Trans on Rehabilitation and Engineering, **8-1**, 53/59 (2000)
 - 8) M. Kanagawa, K. Kiyokawa, H. Takemura and N. Yokoya: A Study on the Effect of Time Lag on Direct Manipulation of Virtual Objects, Transactions of the Virtual Reality Society of Japan, **4-3**, 563/571 (1999)
 - 9) M. Kobayashi, I. Komatuzaki and Y. Ito: A Study on an Algorithm and a Convergence Performance for Adaptive Notch Filter Using Tandem Connection of Second-Order System, Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers. A, **J83-A-5**, 594/598 (2000)

堀 畑 聡

1989年日本大学大学院理工学研究科博士後期課程修了。91年豊橋技術科学大学生産システム工学系助手, 98年生産システム工学系講師を経て, 2005年日本大学松戸歯学部助教授, 現在に至る。非定常信号処理, 音響・振動工学, 非線形物理学に関する研究に従事。日本物理学会, 日本応用数理学会, 日本音響学会, 日本機械学会の会員。

青 木 隆 明

1991年岐阜大学医学部医学科卒業, 95年岐阜大学医学部大学院卒業(医学博士)。岐阜大学医学部附属病院整形外科臨床講師, 運動器リハビリテーション医学の研究・診療に従事, 現在に至る。

西 本 裕

1985年岐阜大学大学院医学研究科修了(医学博士)。同年岐阜大学医学部附属病院医員, 86年岐阜県立岐阜病院医員, 88年岐阜大学助手医学部, 2002年岐阜大学助教授医学部看護学科, 2005年岐阜大学教授医学部看護学科, 現在に至る。骨軟部腫瘍の診療・研究, 成人看護病態学, リハビリテーションの教育を担当。

[著 者 紹 介]

矢 野 賢 一 (正会員)

1999年豊橋技術科学大学大学院理工学研究科博士後期課程修了。同年豊橋技術科学大学工学部生産システム工学系助手, 2004年岐阜大学工学部機械システム工学科助教授, 2006年人間情報システム工学科助教授となり現在に至る。2002年~2003年ベルリン工科大学客員研究員。システム制御理論とその応用に関する研究に従事。システム制御情報学会, 日本機械学会, 日本鑄造工学会, 日本ロボット学会, IEEEなどの会員。

大 原 瑛 一

2008年岐阜大学工学部人間情報システム工学科卒業。同年岐阜大学大学院人間情報システム工学専攻入学。振戦抑制制御や福祉ロボットの開発などの研究に従事。