

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 25 年 6 月 10 日現在

機関番号：52101

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2010～2012

課題番号：22560235

研究課題名（和文）使用者個別の特性に対応する自律整合機能を有する汎用介助機器の開発

研究課題名（英文）Development of general care equipment capable of autonomous adjusting to individual characteristics

研究代表者

菊池 誠（KIKUCHI MAKOTO）

茨城工業高等専門学校・電子制御工学科・教授

研究者番号：20270217

研究成果の概要（和文）：本研究では、個々のユーザの特性に対応した自律的な整合性機能を有する汎用性のある補助装置の開発を目指している。この研究では特にその中心的な研究テーマとして、神経筋骨格系のむだ時間を特定することに着目した。最初のステップとして、神経筋骨格系におけるむだ時間の同定方法が、筋電位と筋肉の運動を測定したデータとシステムモデルを使用して新たに提案された。次の段階で、研究者は人間の手の把握系に対する筋電位と皮膚表面の加速度を測定するシステムを構築した。その後、筋肉収縮と神経筋骨格系におけるむだ時間の値が数学的モデルに基づいて正確に得られることを調べ、提案した方法の有効性を確認した。その結果、本研究の基礎技術は将来の介助機器の改良に貢献できることを示した。

研究成果の概要（英文）：This study aims to development of general care equipment capable of autonomous adjusting to individual characteristics. In particular, this study has focused attention on identifying the dead-time in the nerve-musculoskeletal system at muscular contraction as the central research theme. As the first step, an identification method of dead-time in the nerve-musculoskeletal system was newly proposed by using system model, measured myogenic potential and muscle's motion. As next phase, researcher constructed a system to measure a myogenic potential and acceleration on a grasping system of a human hand. After that, some values of dead-time in the nerve-musculoskeletal system with muscular contraction were precisely obtained based on a mathematical model. The results have shown that its method was possible to indirectly obtain a dead-time in the grasping system of the human being. There is an expectation that the results can be applied to the improvement for care equipment for daily living in the future.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2010年度	900,000	270,000	1,170,000
2011年度	1,000,000	300,000	1,300,000
2012年度	1,300,000	390,000	1,690,000
計	3,200,000	960,000	4,160,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：機械工学

キーワード：運動制御、自律整合機能、表面筋電位、制御パラメータ、生体情報

1. 研究開始当初の背景

ヒューマンサポートに関する研究は、国内・国外の大学、企業、研究所等で盛んに研究され、実用的な成果も数多く得られている。このような研究開発は、少子化・高齢化の傾向の中で今後とも重要な社会課題である。中でも高機能で汎用的な介助機器の開発は非常に重要であり、ヒューマンサポートにおける次世代モデルを研究することは将来の社会に大きく貢献できる。また、近年、ロボットスーツやヒューマノイドロボットを最先端として、高機能車椅子に至るまで、介助機器の高機能化は進んでおり、今後もこの分野の研究開発は進み続けると予想できる。

一方、介助機器には「汎用化」という重要な課題がある。一般に介助機器は使用者の目的や身体的条件に応じて、個別に製作、改良、調整を行わなくてはならない。このため、実用的機能は実現できても少量生産のために製品価格が上がり、結果的に、個人使用者に届かないか、もしくは大きな経済的負担となってしまう。この問題は将来への大きな課題である。

基本的に介助機器は個々の使用者に合わせて、オーダーメイドすることが一般的であるが、調整項目のすべてが汎用化できないことではない。それらの項目の中で、介助機器が使用者の状況に合わせて自動調整できる部分もある。そこで、本研究では介助機器における個体差自動補正機能に着目して、これを実現する一連の基礎研究を着想した。

また、介助機器への動作指令は、使用者の身体機能を使って行われるが、その機能を実現しているのは神経や筋骨格で構成される身体制御系である。この制御系のパラメータは使用者の身体的内部になるため測定が非常に難しいが、内部状態に影響を与えずに測定できれば、その結果は使用者の状態を特徴付けるだけでなく、介助機器の高度化へも利用することができる。

基本的に、人体の姿勢や手足の制御は、感覚器官、神経系と筋骨格系によって実現されている。特に立位姿勢制御系は、体の重心を有限の領域内に維持する基本的な制御問題であると同時に全身の基本機能の状態が反映する複合的制御である。従来の研究にはヒトの立位姿勢制御系に関して、制御パラメータを自動的に解析する手法、さらに解析方法

にアトラクタの概念を採用して、運動方程式の時变的かつ非線形的な変化に関して、ニューラルネットワークによる同定法を試みて、ヒトの状態を評価する手法などがある。また、立位姿勢制御系の調節系や筋骨格系に関する数学モデルを作成して、実際に測定した生体情報を用いて、人体内部の制御パラメータの同定に成功した例もある。さらに制御系の数学モデルと同定結果を比較することで、制御系内部に存在する制御パラメータを、測定対象に影響を与えることなく推定できる例もある。また、ニューラルネットワークと画像処理技術を利用して重心動揺から得られるアトラクタパターンを被験者の制御特性と関連付けることで立位姿勢制御系の非線形的特性を定量的に表現する例もある。

2. 研究の目的

人間の神経筋骨格系におけるパラメータ同定は汎用性を持つ介助機器の基本設計には欠くことのできない技術である。特に、人間の生体制御システムにおけるパラメータ同定はマン・マシンシステムの設計において重要である。本研究では、ヒトが何らかの指令を受けてから神経系が反応して、筋肉の収縮が生じるまでの一連の動作を行うシステム、いわゆる神経筋骨格系における制御パラメータの同定を主なテーマとして報告する。具体的には、生体制御系のパラメータ同定技術を人間の腕に応用して、ヒトの手把握制御系のパラメータ自動同定を行う。ここでは特に、制御パラメータの中で重要な“むだ時間”についての自動同定を実施した。

3. 研究の方法

神経筋骨格系の“むだ時間”の同定は、システムモデルを作成した後、測定筋電位および筋肉の動き（皮膚表面の加速度）などの被計測物理量を、ARMAXモデルを基礎とする推定アルゴリズムに適用して実行された。

神経系や筋骨格系に存在する制御要素の利得、遅れなどの制御パラメータを測定するには、活動中の神経細胞などの被測定系に影響を与えないようにする必要がある。しかしこのような測定を実現することは一般には困難である。そこでこれを可能にする一手法として、生体制御系の内部モデルを利用した制御パラメータの間接測定法を作成・提案し

た。

本研究では最初に、ヒトの手把握制御系を表現できる数学モデルとして、式(1)を仮定した。ここではヒトの手把握制御系 $H_s(s)$ に外部から指令 $u(t)$ (視覚からの入力) が与えられた場合を想定する。制御系はこの指示に従うために制御動作を開始し、これによって皮膚表面の加速度 $r_w(t)$ を変化させる。ここで s をラプラス変換、 z を z 変換、 k を自然数とすると $u(t)$ 、 $H_s(s)$ 、 $r_w(t)$ の離散表現はそれぞれ $u(k)$ 、 $H_s(z)$ 、 $r_w(k)$ となる。それらの関係は A R M A X (Auto Regressive Moving Average Exogenous) モデルに従うと式(1)となる。

$$r_w(k) = H_s(z)u(k-1) + H_n(z)w(k) \quad (1)$$

ここで $w(k)$ は白色雑音、 $H_n(z)w(k)$ はゆらぎを表現する項である。さらに、この同定モデルに E L S (Extended Least Squares)法を適用して式(2)のパルス伝達関数を得る。

$$H_s(z) = \frac{b_1 + b_2 z^{-1} + b_3 z^{-2} + \dots + b_{m+1} z^{-m}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_n z^{-n}} \quad (2)$$

ここで m および n は同定の過程で設定するモデルの次数である。次に式(2)を連続系表現に変換して式(3)を得る。

$$H_s(s) = \frac{b_{c1}s^m + b_{c2}s^{m-1} + b_{c3}s^{m-2} + \dots + b_{c(m+1)}}{s^n + a_{c1}s^{n-1} + a_{c2}s^{n-2} + \dots + a_{cn}} \quad (3)$$

ヒトの反射的な動作は、筋骨格系や局所的な神経系の働きにより行われる。この前提に基づき系を線形化すると、被測定系の数学モデルは式(4)のように近似的に仮定することができる。

$$H_s(s) = \frac{f_{b1}s^m + f_{b2}s^{m-1} + f_{b3}s^{m-2} + \dots + f_{b(m+1)}}{s^n + f_{a1}s^{n-1} + f_{a2}s^{n-2} + \dots + f_{an}} \quad (4)$$

このとき式(3)と式(4)の各係数を比較することで制御パラメータを求める複数の条件式を得ることができ、制御パラメータを求める複数の条件式を得る。

$$b_{c1} = f_{b1}, \dots, b_{c(m+1)} = f_{b(m+1)}, a_{c1} = f_{a1}, \dots, a_{cn} = f_{an}$$

つまり式(4)の係数 $f_{b1}, \dots, f_{b(m+1)}, f_{a1}, \dots, f_{an}$ のいずれかには、制御系のフィードバック係数や時定数などの制御パラメータが含ま

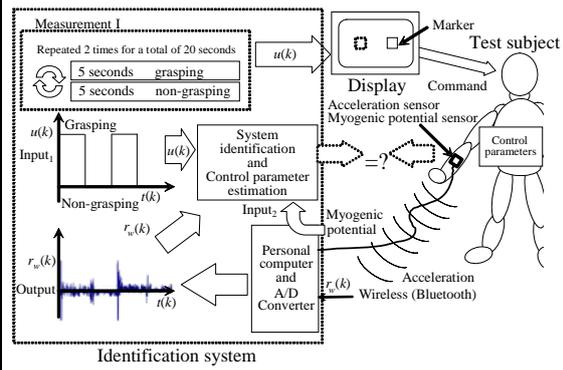


図1 計測系

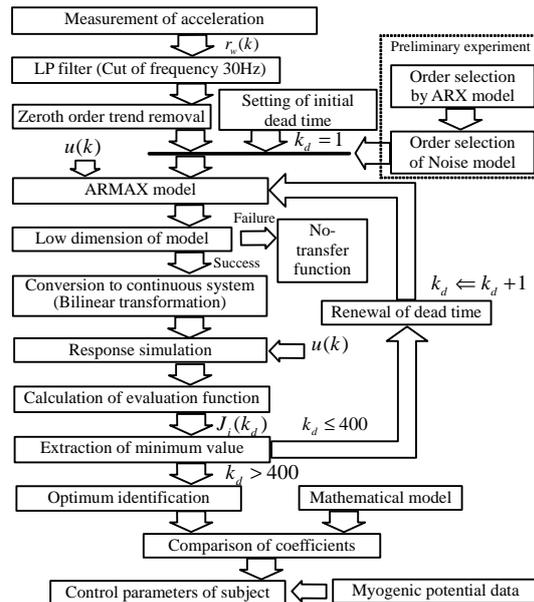


図2 最適モデル推定アルゴリズム

れることになる。これらの式を用いて特定の制御パラメータを同定することができる。そこで、本研究では必要な一連のデータを収集するために図1の計測系を構成した。

生体制御時の測定では、被験者に作業負荷を与える測定が有効である。図1に「測定」と定義した測定方法を示す。最初に入力 $u(k)$ を計算機で生成し、表示装置を介して被験者にこの情報を与える。この入力是被験者に5秒ごとの把握・非把握を、「右」「左」「右」「左」の順で計20秒間指示するものである。その場合の生体情報を皮膚表面加速度計と筋電位計により測定して出力として抽出する。次に入力と出力を利用して、システム同定および制御パラメータの算出を行う。上述のように「測定」は、被験者が視覚入力に

従って動作を繰り返す形式の測定であり、このような反復する矩形状の入力パターンは、パラメトリックな同定に比較的適している。

以上のように、制御パラメータを推定する仕組みは比較的簡単ではあるが、実際の作業では数式の参照に用いられる推定モデルを最適に保つことは難しい。特にヒトの神経筋骨格制御系の場合、同定対象となる被測定系にはむだ時間が含まれるが、実際はその値を正確に求めることは困難である。しかしながら、一般的に入力信号と出力信号の相関値の変化からむだ時間を求める方法が採用されている。この方法は、シミュレーションによって合成する検証データに関して、その変化の始まりが明確な場合には有効であるが、実測データのように、変化の始まりが不明確な信号に対しては実用的ではない。さらに、システム同定においては、むだ時間要素の存在が同定精度の低下に関係するため、ここでは同定モデルに予めむだ時間を導入したARMAXモデルを採用した。このモデルでは、予想されるむだ時間を指定することで同定誤差を最小限に抑えることができる。そのために、同定後に低次元化を行うこと、およびアルゴリズムの実用性を考慮して、本研究ではむだ時間を同定する推定モデルの最適解を図2の最適モデル推定アルゴリズムにより自動的に計算することにした。

まず、前処理として高周波雑音を除去するために、離散化データ $r_w(k)$ に対して遮断周波数 30Hz のローパスフィルタをかける。さらに、 $r_w(k)$ から 0 次のトレンドを除去したものと入力 $u(t)$ を用い、生体制御系のシステム同定を行う。次に同定モデルの次数を決定する。予備実験として簡単な ARX モデルによる同定を行い、IC (Akaike Information Criterion) 規範を用いてモデルの次数を推定する。その予備実験を基に、AIC 法で求めた次数以上のもので計算機の能力を超えない値を選択し、 $H_n(z)$ の分子の次数を設定してシステム同定を試みた。その後パルス伝達関数式(2)の極を求め、代表的な極を残す形で次数の低次元化を図った。そしてその結果から式(2)の各係数 a_1, \dots, a_n および b_1, \dots, b_{m+1} を得るようにした。次に式(2)を双一次変換して式(3)を求めた。双一次変換は離散系から連続系への一般の変換法であるが、変換対象となるパルス伝達関数の極が -1 の近傍にあると変換精度が低下する。一方算出した代表的な

極には -1 近傍のものが含まれていないため、ここではこの変換法を採用している。

ここで、むだ時間の検出と同定結果の妥当性の両面を併行して調べるため、式(5)の評価関数 $J_i(k_d)$ を定義する。

$$J_i(k_d) = \frac{1}{l} \sum_{k=1}^l |r_w(k) - r_{ws}(k)| \quad (5)$$

ここで k_d は d の離散化表現、 l はデータ数、 $r_{ws}(k)$ はシステム同定により求めた入力 $u(k)$ に対する応答シミュレーション結果である。この値が最小の場合が最適な同定結果であり、そのときのむだ時間 k_d が真の値に最も近いと判断できる。次に問題となるのは $J_i(k_d)$ の最小値を探索するアルゴリズムである。仮に J_i が k_d に関する連続関数で、 k_d に対する微分値が比較的小さいという条件を満たすならば、ニュートン法などの数値計算法が適用できるが、実際の推定結果は図3のように関数の包絡線は全体的に滑らかな曲線を描くが、推定結果自身は連続的な曲線群（たとえば破線部分(a)）と不連続な部分（たとえば空白部分(b)）から構成されている。この不連続部分は、モデル構造を指定の次数まで低次元化できなかったことを示している。このことから、実際の推定結果に対してはニュートン法などの手法は使えない。そこで図2のフィードバックループに示すように、むだ時間 k_d を適当な区間について、 k_d を 1 ステップごとに増加させながら同定と低次元化を逐次行う。その後、評価関数 $J_i(k_d)$ を用い、最適な“むだ時間”とそのときの同定結果を求める。また、図2のフィードバックループ内で更新されるARMAXモデルが、システムを正しく記述しているかどうかを調べるために残差解析を実施した。入力データおよび推定データを基にモデル構造を同定し、モデルと推定データに関して残差（予測誤差）を計算した。そして、残差と入力データとの相互相関関数を 25 遅延ステップまで求めた。ただし、ここでは残差が白色性であり、入力データに対して独立であると仮定する。このときこれらの変数に対して 99% の信頼区間を求めることで、仮定したモデル構造の妥当性を調べた。その結果、残差相関はデータの多くが信頼区間内にあり、データの同定法として妥当なモデルであることを確認している。

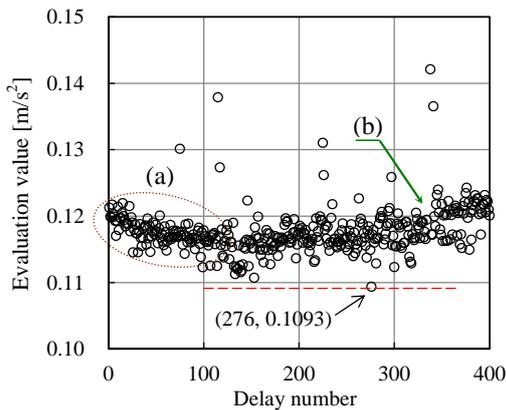


図3 推定結果例

4. 研究成果

本研究ではヒトの神経筋骨格系の制御パラメータを自動同定する方法を提案して、その方法を実験により検証した。その結果として、

- (1) 脳からヒトの手把握制御系に与えられる信号が脊髄、脊髄分節、運動神経を介して筋骨格系内の筋肉に伝わるまでの“むだ時間”を設定した分解能で自動的に測定する手法を開発した。
- (2) 信号が運動神経から筋肉に到達して、筋肉収縮が開始され、実際に皮膚表面に力学的効果を生じさせるまでの“むだ時間”を設定した分解能で自動的に測定する手法を開発した。

一般的に、介助機器に与えられる操作コマンドは、使用者の残された生体機能によって行われる(生体機能は神経筋骨格系によって実現される)。ここで問題となるのは、この生体制御システムの制御パラメータが使用者の生体内にあることである。このことは、それらの測定を非常に困難にしている。しかし、これらの制御パラメータを測定できれば、使用者の状態を特徴付けるだけでなく、介助機器自体がこれらの制御パラメータの情報を利用できるため、それらの測定技術は介助機器の基本機能を向上させる可能性もある。特に、生体内の各種むだ時間は生体制御モデルを同定する際にも有用であり、生体制御を行う際にも制御機器の調整などに利用できる。以上の知見を踏まえると、本研究で得られた研究成果は介助機器の汎用化を提供する基盤技術の一つになると考えられる。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計1件)

Makoto KIKUCHI : Effect of Finger Nerve-Musculoskeletal System on Medical Micromanipulator Based on A Physiological Modelling, International Journal of Modelling and Simulation, Vol. 32, Issue 4, 2012, ACTA Press, pp.221-228, DOI:10.2316/Journal.205.2012.4.205-5509, 査読有

〔学会発表〕(計3件)

Makoto KIKUCHI : Identification of Dead Time in Nerve-Musculoskeletal System at Muscular Contraction, IASTED International Conference, Modelling and Simulation (MS 2012), July 3 - 5, 2012, Banff, Canada, DOI: 10.2316/P.2012.783-029, 査読有

Makoto KIKUCHI : A Proposal on Self-organizing Model of Minimal Physiological Neural Network Capable of Logical Operation, Proceedings of the 22th IASTED International Conference on Modelling and Simulation, pp.214-219, ISBN:978-0-88986-887-8, Calgary, Canada, DOI: 10.2316/P.2011.735-0432011.7.5, 査読有

Makoto KIKUCHI : Proposal of Cell Configuration Control Capable of Inheriting the Properties Using Crossover Recombination The 4th International Conference on Positioning Technology (ICPT 2010), pp.173-177, Nov. 26, 2010, Busan, Korea, <http://pem.kaist.ac.kr/icpt2010/>

6. 研究組織

(1)研究代表者

菊池 誠 (KIKUCHI MAKOTO)
茨城工業高等専門学校・電子制御工学科・教授

研究者番号：20270217