

別刷

計測自動制御学会 論文集

年 第 卷 第 号

(P. ~P.)



社団法人 計測自動制御学会

インピーダンス・トレーニング：人間は手先インピーダンスを訓練により調節できるのか？†

辻 敏夫*・神 字 芳 彦*・加 藤 莊 志**
金 子 真*・川 村 貞 夫***

Impedance Training : Can We Regulate Our Hand Impedance Through Training?†

Toshio TSUJI*, Yoshihiko KANJI*, Takashi KATO**,
Makoto KANEKO* and Sadao KAWAMURA***

The present paper argues that appropriate regulation of mechanical impedance is a key of dexterity of human movements, and proposes a new training method, which is called *Impedance Training*, to improve trainee's impedance regulation ability. During the training, the desired value of the hand impedance is given, and the trainee is instructed to regulate his or her own hand impedance to the desired one as close as possible based on biofeedback information such as EMG signals of muscles, joint angles of the upper limb, and the realized hand impedance. In order to evaluate the proposed method, the training experiments were carried out, and it is shown that the trainees can regulate their hand impedance through training.

Key Words: impedance, training, human movements, stiffness, viscosity

1. ま え が き

最近、スポーツやリハビリテーションに有効な筋トレーニング法の研究が盛んに行われている¹⁾。現在、一般に行われているトレーニングは筋力トレーニングが主流で、等尺性(isometric)、等張性(isotonic)、等速性(isokinetic)の運動を行うものがある。等尺性運動は筋の長さを変えずに筋を収縮させて行うトレーニングで、器具をあまり必要とせず手軽に行うことができる。等張性運動は筋の張力と負荷が釣り合った状態で力を発揮し筋を収縮させる方法で、例えば手にダンベルを持って肘の曲げ伸ばしを行う方法がこれにあたる。等速性運動は一定の速度で動く負荷装置に対して力を発揮し筋収縮させる方法で、特別な装置を用いてトレーニングを行う。

一方、我々がスポーツや運動を行う場合を考えると、効果

器である筋骨格系の特性が運動内容に応じて巧みに調節されていることがわかる。例えばボールのキャッチング動作を例にとると、ボールをキャッチする際に腕を必要以上にかたくすればボールの勢いをうまく吸収できず弾いてしまい、また、必要以上にやわらかくしているとボールの勢いに負けてうまくキャッチングできないだろう。我々はボールの速さ、重さ、大きさなどの状況に応じて巧みに腕の特性を調節してボールのキャッチング動作を行っている。

このような人間の調節能力は一般に機械インピーダンスを用いて表現することができ、特に上肢運動に関して腕の機械インピーダンスの計測が盛んに行われている²⁾⁻⁹⁾。そして、人間が腕の姿勢や筋の収縮レベルを変化させて手先インピーダンスを調節していることが明らかにされてきた。したがって、訓練により人間のインピーダンス調節能力を向上させることができればスポーツトレーニングやリハビリテーションに有効であると考えられる。

最近、リハビリテーションにおける運動療法の分野で、インピーダンスをキーワードにした研究がいくつか報告されている。運動療法は訓練者の運動能力の回復を目的とした訓練で筋力増強訓練や関節可動域訓練などに分けられる。筋力増強訓練に関して、例えば Weltman ら¹⁰⁾は水の粘性抵抗を利用した筋力訓練法を提案している。水中では比較的無理のない筋力訓練を行うことができ、現在ではスポーツやリハビリテーションの分野で幅広く行われている。また、野中ら¹¹⁾は、負荷側にインピーダンス特性を持たせ、その特性を変え

† 第16回日本ロボット学会学術講演会で発表(1998・9)

* 広島大学工学部 東広島市鏡山 1-4-1

** 広島大学大学院国際協力研究科 東広島市鏡山 1-5-1

*** 立命館大学理工学部 草津市野路東 1-1-1

* Faculty of Engineering, Hiroshima University, Higashi-Hiroshima

** Graduate School for International Development and Cooperation, Hiroshima University, Higashi-Hiroshima

*** Faculty of Science and Engineering, Ritsumeikan University, Kusatsu

(Received March 23, 1999)

(Revised August 23, 1999)

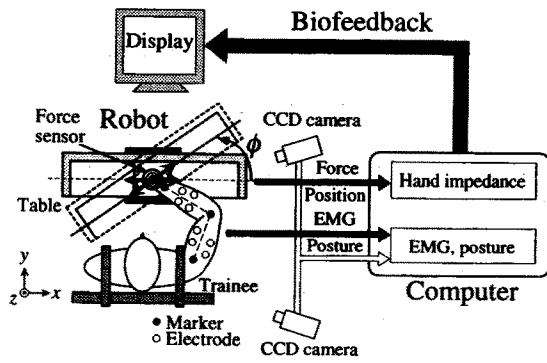


Fig. 1 Prototype of the impedance training system

て筋力トレーニングを行うという筋力訓練システムの開発を行っている。一方、関節の拘縮、筋の萎縮の予防、改善などの目的で行われる関節可動域訓練を支援するために、ロボットを用いて患者の関節を他動運動させる CPM (Continuous Passive Motion) 装置の研究も盛んに行われている。特に、榊ら¹²⁾、岡島ら¹³⁾はインピーダンス制御した訓練装置を用いることでより柔軟な関節可動域訓練を実現している。

インピーダンス制御したロボットを利用したリハビリテーション装置に関しては、Hoganら¹⁴⁾¹⁵⁾がロボットアームの先端に取り付けたハンドルを訓練者に握らせ、自動運動させることにより感覚神経機能の訓練を行うという装置を開発している。また、Noritsuguら¹⁶⁾はインピーダンス制御したゴム人工筋マニピュレータによるリハビリテーションロボットを開発した。しかしながらこれらの従来研究はいずれも人間のインピーダンス調節能力そのものをトレーニングの対象にしているわけではない。

そこで本研究では、人間の手先インピーダンス調節能力を訓練する新しいトレーニング法を提案する。この方法は、訓練者が自らの手先インピーダンスを積極的に調節し目標とする手先インピーダンスを実現するように行うもので、本研究ではこのようなトレーニング法をインピーダンス・トレーニングと呼ぶことにする。以下、2で本論文で構成したインピーダンス・トレーニング装置のプロトタイプを示し、3では人間の手先インピーダンス調節能力の特徴を実験的に考察する。4ではインピーダンス・トレーニングのリハビリテーションへの応用可能性について検討する。

2. インピーダンス・トレーニング装置

2.1 システムの構成

Fig. 1に開発したプロトタイプシステムの構成を示す。本システムは訓練者の手先に強制変位を加えるためのロボット、ロボット制御、信号処理を行う計算機、訓練情報を表示するディスプレイから構成される。本システムではロボットとして1自由度のリニアモータ軸テーブル((株)日本トムソン製:最大駆動力10kgf)を用いた。テーブルには6軸力センサ(ピーエル・オートテック製、分解能:並進力*x*軸, *y*軸:

0.005 [N], *z*軸:0.15 [N], 回転力:0.003 [Nm])を取り付け、訓練者がハンドルに加える力を測定する。ハンドルの位置はテーブルに取り付けたエンコーダ(分解能:2μm)により求める。また、テーブル本体下部に取り付けた回転台((株)日本電油製)でテーブルの方向φを制御することができ、さまざまな作業方向で訓練することができる。

我々は、筋の収縮レベルや姿勢を変えることで手先インピーダンスを調節している。したがって、手先インピーダンスを調節する訓練を行う際には、実際の手先インピーダンスに加えて筋電位や姿勢などの情報を訓練者にフィードバックせねばならない。そこで、訓練中は、手首関節の屈筋(橈側手根屈筋:FCU)・伸筋(尺側手根伸筋:ECU)、肘関節の屈筋(上腕二頭筋:BB)・伸筋(上腕三頭筋:TB)、肩関節の屈筋(大胸筋:PM, 三角筋前部:DA)・伸筋(大円筋:TM, 三角筋後部:DP)から表面筋電位を測定する。また、2台のCCDカメラから訓練者の体に取り付けたマーカーを検出することで姿勢を測定する。以下、まず手先インピーダンスの計測方法について述べ、インピーダンスの訓練法、バイオフィードバックの順に説明する。

2.2 手先インピーダンスの計測

いま、訓練者が作業空間内で上肢の姿勢を維持している場合を考える。この訓練者の手先に外部から微小な強制変位を加えたとき、手先動特性はインピーダンスモデルを用いて

$$M_e \ddot{x}(t) + B_e \dot{x}(t) + K_e(x(t) - x_v(t)) = F(t) \quad (1)$$

のように近似することができる²⁾。ただし $F(t)$ は手先力、 $x(t)$ は手先位置、 $x_v(t)$ は手先の仮想軌道を表す。 M_e , B_e , K_e はそれぞれ手先の慣性、粘性、ステイフネスである。強制変位印加時刻を t_0 とすると時刻 t における手先の動特性は(1)式より

$$M_e d\ddot{x}(t) + B_e d\dot{x}(t) + K_e dx(t) = dF(t) \quad (2)$$

となる。ただし、 $dx(t) = x(t) - x(t_0)$, $dF(t) = F(t) - F(t_0)$ である。

本トレーニングシステムでは、訓練者の手先に強制変位を加えたときの手先位置 $x(t)$ と手先力 $F(t)$ を計測し、(2)式から最小二乗法により手先インピーダンスを計算する⁹⁾。これにより訓練者の手先に実際に生じているインピーダンスの値を知ることができる。

2.3 手先インピーダンスの調節訓練

このトレーニングでは、手先インピーダンスの目標値が訓練者に提示され、訓練者はこの目標値を実現するよう自らの手先インピーダンスを調節する。訓練中は、訓練者の手先に強制的な変位を与え、このときの手先位置と手先力から手先インピーダンスを計算する(2.2節参照)。強制変位後、訓練者には実際の手先インピーダンス、筋電位や姿勢などの訓練情報がフィードバックされ、その情報をもとに自らの手先インピーダンスが目標値に近づくように腕の筋収縮レベルや姿勢を調節する。

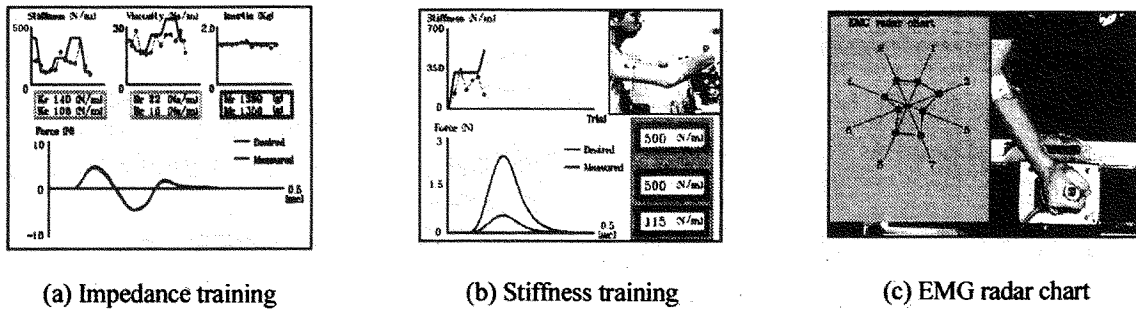


Fig. 2 Examples of the biofeedback display

このとき、強制変位による手先の運動と目標インピーダンスから (3) 式を用いて目標手先力を計算する。

$$F^*(t) = M_r \ddot{x}(t) + B_r \dot{x}(t) + K_r x(t) \quad (3)$$

ただし、 $F^*(t)$ は目標手先力、 $dx(t) = x(t) - x(t_0)$ は手先変位で、 M_r 、 B_r 、 K_r はそれぞれ目標とする手先の慣性、粘性、スティフネスである。訓練者は、強制変位後ディスプレイに表示される目標手先力と実際の手先力の波形を見て、できるだけ手先力を目標手先力に合わせるよう自らの手先インピーダンスを調節する。うまく手先インピーダンスを目標値に一致させることができれば、手先力は目標手先力に一致することになる。トレーニングでは、手先インピーダンスの要素を個別に調節する訓練が必要となる場合がある。手先スティフネスを調節する訓練を行う場合は、

$$F_k^*(t) = K_r dx(t) \quad (4)$$

により目標手先力を計算し、スティフネスに起因する手先力 $F_k(t) = K_e dx(t)$ をできるだけ目標手先力 $F_k^*(t)$ に合わせるように手先スティフネスを調節する。粘性、慣性を調節する訓練を行う場合も同様に、

$$F_b^*(t) = B_r \dot{x}(t) \quad (5)$$

$$F_m^*(t) = M_r \ddot{x}(t) \quad (6)$$

を用いばよい。ただし、 $F_b^*(t)$ 、 $F_m^*(t)$ はそれぞれ手先の粘性、慣性の調節を個別に訓練するとき使用する目標手先力である。訓練者はこのような試行を繰り返し行うことにより自らの手先インピーダンス調節能力を訓練することができる。

2.4 バイオフィードバック

トレーニング中は、インピーダンス、筋電位、姿勢、力波形などの情報をもとに手先インピーダンスの調節を行う。したがって、それぞれの情報を訓練者に対して的確にフィードバックすることが非常に重要である。

Fig. 2にプロトタイプシステムにおけるバイオフィードバック画面の一例を示す。Fig. 2(a)は、実際にスティフネス、粘性、慣性の調節能力を同時に訓練しているときのフィードバック画面である。画面の上部には目標インピーダンスや実際のインピーダンスの値、また、それらの実験中の推移を表

示している。また、下部には手先力と目標手先力の波形を表示し、訓練者はこの画面を見て手先力と目標手先力を一致させるように手先インピーダンスを調節する。このとき表示されるインピーダンスの情報から実際に目標値を実現できたか確認することができる。

Fig. 2(b)は、手先スティフネスの調節能力を訓練しているときのフィードバック画面である。Fig. 2(a)と同様に、画面にはインピーダンスや力波形の訓練情報を表示している。

筋電位の情報は、Fig. 2(c)のようなレーダーチャートで表示する。筋電位は、外乱前の測定値を整流積分した後（測定時間500[msec]）、各筋（2.1参照）の最大随意収縮時の整流積分値に対して正規化したものを筋収縮レベルと定義しこれを表示する。画面の丸印は、肩、肘、手首関節に作用する屈伸筋の筋収縮レベルを表している。これら屈伸筋の情報をレーダーチャートの左右に分けることで、筋の収縮パターンを簡単に読み取ることができる。

訓練は、このように必要な情報を適切に組み合わせフィードバックすることで行う。

3. 人間の手先インピーダンス調節能力

本トレーニングシステムの有効性を検証するために3名の男子学生（年齢：21～25才）について手先インピーダンス調節能力を調べるトレーニング実験を行った。実験中、被験者の正面には2台のディスプレイを設置し、主ディスプレイにはFig. 2(a), (b)に示すようにインピーダンス情報（目標値、計測値とその試行回数に伴う変化）と手先力情報（目標値と計測値）を、副ディスプレイには筋電位情報（Fig. 2(c)）をそれぞれ表示した。また上肢の姿勢は視覚、体性感覚により知ることができる。被験者には大きな力でハンドルを押しついたり引っ張ったりしないように指示し、上肢姿勢に関する与えられた条件のもとでディスプレイに表示される手先インピーダンスの目標値をできるだけ実現するように指示した。

3.1 手先粘弾性調節能力の訓練効果

Fig. 3にスティフネス調節能力の訓練結果の一例を示す。Fig. 3(a), (b)はそれぞれ訓練回数1回目と6回目の目標スティフネスと訓練者が実現した手先スティフネスの推移である。訓練中は、肩、肘、手首関節を水平面に、手先と体の距離

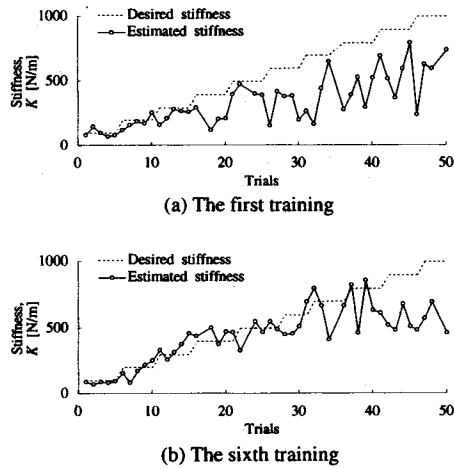


Fig. 3 Change of human hand stiffness during the first and sixth training of stiffness regulation ability (subject A)

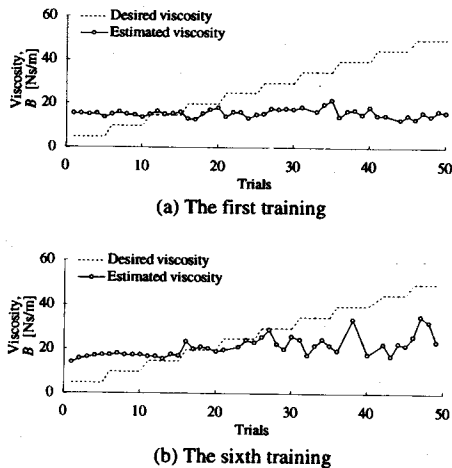


Fig. 4 Change of human hand viscosity during the first and sixth training of viscosity regulation ability (subject A)

を 0.4m に維持し、目標スティフネスを 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700, 800, 900, 1000[N/m], 作業方向 ϕ を 0[deg.]とした。図中の点線は目標値で丸印(実線)は推定結果を表す。なお、この訓練では手先スティフネスの調節を腕の等尺性筋収縮のみで行うものとし、訓練者にはハンドルに力を加えないよう指示した。これにより腕の筋は共収縮することになる。図から 1 回目の訓練では目標値が 400 [N/m] 以上になるとほとんど実現できていないのに対して、6 回目の訓練では 1 回目にくらべ高い目標値まで実現できており、訓練によるスティフネス調節能力の向上が見られる。

一方、Fig. 4に粘性調節能力の訓練結果の一例を示す。Fig. 4(a), (b)はそれぞれ訓練回数 1 回目と 6 回目の訓練結果である。訓練条件は目標粘性を 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50[Ns/m]とし、姿勢などの条件は上記のスティフネス訓練と同様である。図から、横軸の試行回数 16 回目から 27 回目(目標粘性 15~25[Ns/m]に相当)の範囲に注目する

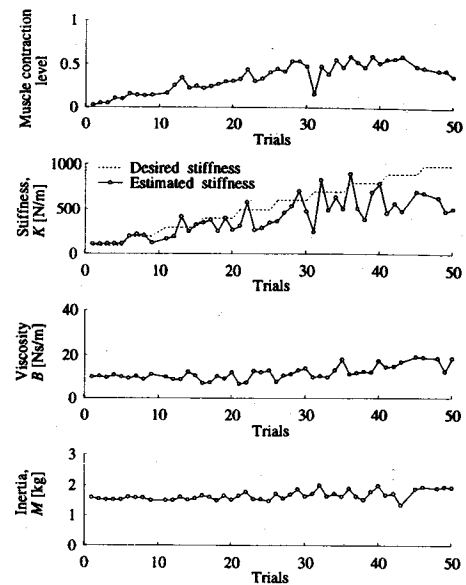


Fig. 5 Changes of human hand impedance and muscle contraction level during training of stiffness regulation ability (subject A)

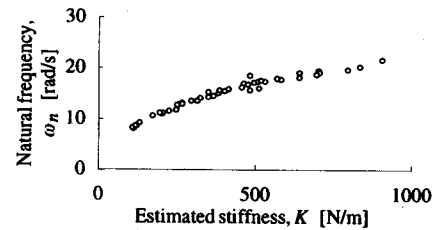


Fig. 6 Changes of the natural frequency with the increase of the hand stiffness (subject A)

と、訓練 1 回目 (Fig. 4(a)) に比べ 6 回目 (Fig. 4(b)) の訓練中の方が目標値に近い手先粘性を実現できていることがわかる。しかしながら、それ以外の目標粘性に対しては顕著な訓練効果は見られない。以下では、このようなトレーニングを十分行った後の訓練者のインピーダンス調節能力を詳しく解析する。

3.2 手先スティフネスの調節能力

ここでは手先スティフネス調節能力を調べた実験結果の一例を示す。Fig. 5は上から訓練中の筋収縮レベル、スティフネス、粘性、慣性で横軸は試行回数である。訓練条件は、肩、肘、手首関節を水平面に、手先と体の距離を 0.4m に維持し、目標スティフネスを 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700, 800, 900, 1000[N/m], 作業方向 ϕ を 0[deg.]とした。図より筋収縮レベルが上がるにつれてスティフネスも大きくなっており、スティフネスの調節に筋の収縮活動が大きく関係していることがわかる。Fig. 6は訓練中の手先の固有角周波数とスティフネスの関係で、スティフネスの増加に伴い固有角周波数も増加している。つまり、人間は腕の筋活動を変化させ手先スティフネスを調節することで手先の速応性を調節できるのである。

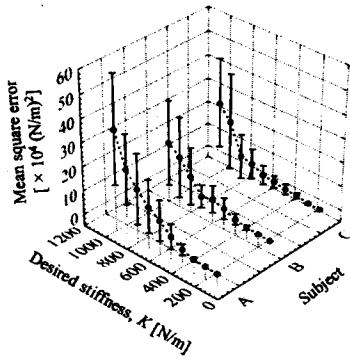


Fig. 7 Mean square errors and standard deviations between desired and estimated stiffness

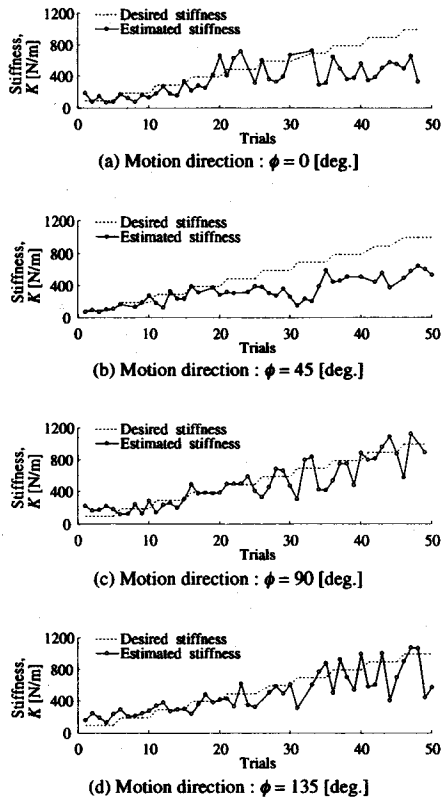


Fig. 8 Changes of human hand stiffness regulation ability with the motion direction (subject A)

Fig. 7に訓練者のスティフネス調節能力を評価した結果を示す。この評価は目標スティフネスと訓練者が実現した手先スティフネスとの平均自乗誤差とその標準偏差によりおこなった。Fig. 7は30試行の平均自乗誤差と標準偏差を示しており、目標スティフネスが大きくなれば調節は難しくなり、特に目標値が400[N/m]を越えるあたりからばらつきが急に増加していることがわかる。

Fig. 8は手先の作業方向 ϕ を0, 45, 90, 135[deg]に変化させて行った訓練結果の一例である。図より作業方向45[deg.]では、目標値が500[N/m]以上になると実現不可能になっているのに対して、作業方向90, 135[deg.]では、目標値1000[N/m]

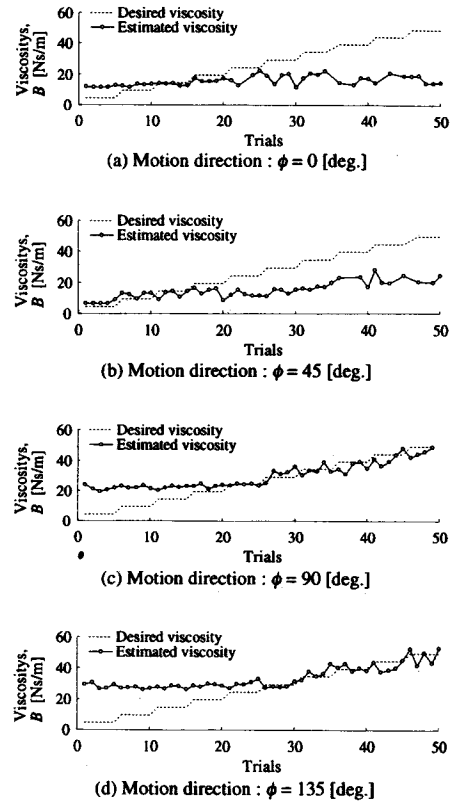


Fig. 9 Changes of human hand viscosity regulation ability with the motion direction (subject A)

が実現可能である。

3.3 手先粘性の調節能力

次に手先粘性調節能力を調べた実験結果の一例を示す。Fig. 9は手先の作業方向 ϕ (0, 45, 90, 135[deg])を変化させて行った訓練結果の一例である。図より作業方向0, 45[deg.]では、低い目標値しか実現できないのに対して、作業方向90, 135[deg.]では高い目標値しか実現できていない。Fig. 10に訓練時の手先粘性と筋収縮レベルの関係を示す。図より筋収縮レベルに伴う粘性の変化量が作業方向によって大きく異なっていることがわかる。

Fig. 9, 10の結果は作業方向に依存して手先粘性が変化することを示しており、逆に言うを与えられた作業方向に対して自分の身体の向きを変えることで、手先粘性の調節がある程度の範囲で可能であることを意味している。ただし本実験装置 (Fig. 1) では被験者は身体の向きを自由にすることはできないため、この点をこれ以上詳しく議論することは難しい。今後、詳しく解析する必要があると考えている。

3.4 手先慣性の調節能力

ここでは手先慣性調節能力を調べた実験結果の一例を示す。Fig. 11(a)は姿勢を肩、肘、手首関節を水平面に、手先と体の距離を0.4mに限定した場合、Fig. 11(b)は姿勢を自由にした場合の訓練結果である。Fig. 11(a)は慣性を全く調節できていないのに対して Fig. 11(b)ではかなり正確に目標慣性を実現している。Fig. 12は訓練時の手先の減衰係数と

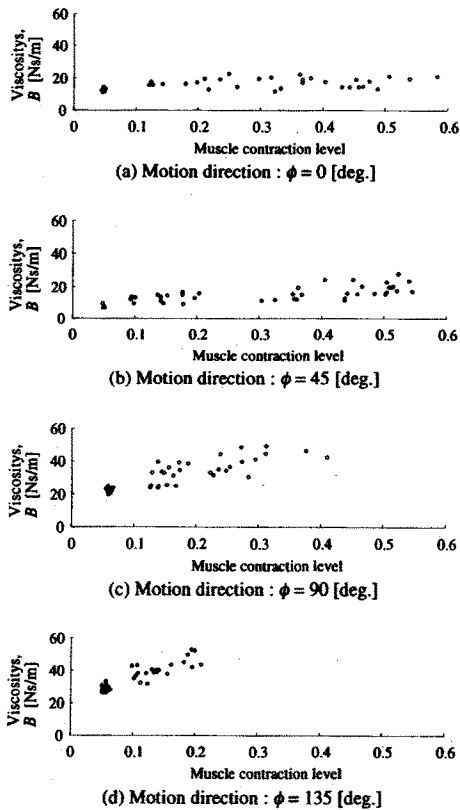


Fig. 10 Relations between the human hand viscosity and the muscle contraction level (subject A)

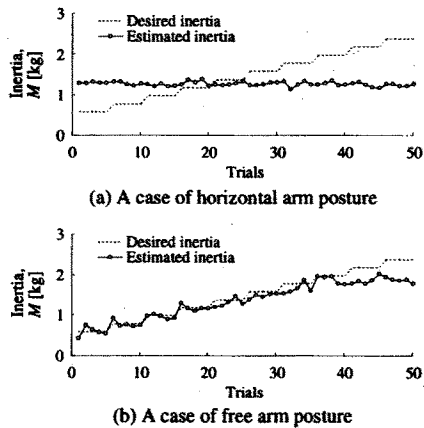


Fig. 11 Changes of human hand inertia during training of inertia regulation ability (subject A)

慣性の関係を示しており、慣性の増加に伴い減衰係数は減少している。つまり、腕の姿勢を変化させ慣性を調節することで手先の減衰性を調節できるのである。

3.5 手先インピーダンスの調節

最後に、Fig. 13にステイフネス、粘性、慣性を同時に調節するトレーニングの訓練結果を示す。図は姿勢を限定しないで目標インピーダンスを減衰係数0.6、固有角周波数5、10、15、20[rad/s]を満たすパラメータ（目標の慣性は1.6、1.4、1.2、1.0[kg]）とした場合で、上からステイフネス、粘性、慣

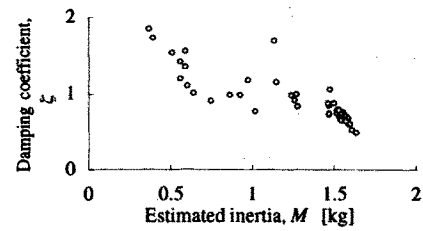


Fig. 12 Relations between the damping coefficient and the hand inertia (subject A)

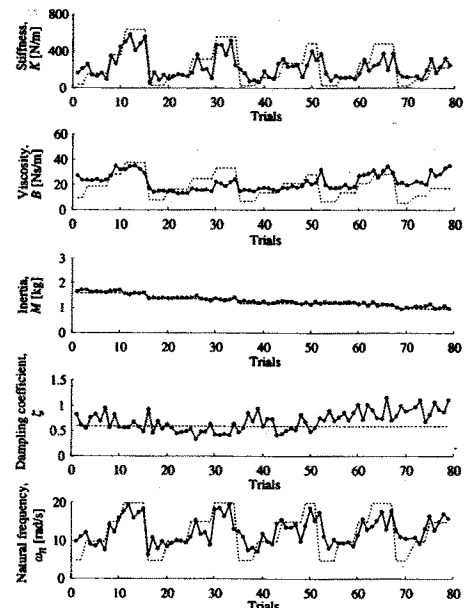


Fig. 13 Changes of human hand impedance during training under a case of free arm posture (subject B)

性、減衰係数、固有角周波数である。Fig. 13からステイフネスはある程度調節できているのに対して、粘性はあまり調節できていないことがわかる。また、手先の慣性はうまく調節できている。以上の実験から、本論文で提案したトレーニング法を用いることにより、人間のインピーダンス調節能力をかなり効果的に訓練、評価できることが明らかになった。

4. まとめ

本論文では、まずインピーダンス・トレーニングという新しい概念を提案し、その概要を説明した。そして、このトレーニング法をリハビリテーションへ応用するためプロトタイプシステムを構築し、インピーダンス、筋電位、姿勢や目標力などの情報を適切にフィードバックする方法を示した。

次にこのシステムの有効性を検証するため手先インピーダンス調節能力を調べる実験を行い、

- 1) 人間が手先インピーダンスを訓練により調節できること、
- 2) ステイフネスの調節には筋の収縮活動が大きく関係しており、人間は筋の収縮レベルを調節して手先の速応性を調節していること、

- 3) インピーダンスの調節の手段を筋の共収縮のみに限定した場合、粘性はステイフネスより調節が難しいこと、
- 4) 粘性の調節能力は作業方向によって大きく異なること、
- 5) 手先慣性の調節は姿勢の調節だけで行っており、人間は姿勢を変えて手先の減衰性を調節できること、

などを示した。以上より、健常者の手先インピーダンス調節能力をある程度明らかにすることができた。

今後は、本トレーニングシステムの機能をより拡張させるとともに、リハビリテーショントレーニングの実用化を目指して、障害者に対する訓練効果を明らかにする必要があると考えている。なお本研究の一部は日本学術振興会未来開拓学術研究推進事業 (JSPS-RFTF96P00804)、および文部省科学研究費 (11650450) の助成によるもので、ここに改めて謝意を表します。

参考文献

- 1) 金久 博昭：筋のトレーニング科学，高文堂出版社 (1989)
- 2) 辻 敏夫：ヒトの上半身運動のしなやかさを計測する，計測と制御，**35-9**，689/695 (1996)
- 3) F.A.Mussa-Ivaldi, N.Hogan and E.Bizzi : Neural, mechanical and geometric factors subserving arm in humans, *Journal of Neuroscience*, **5-10**, 2732/2743 (1985)
- 4) J.M.Dolan, M.B.Friendman and M.L.Nagarka : Dynamics and loaded impedance components in the maintenance of human arm posture, *IEEE Transaction on Systems, Man and Cybernetics*, **23-3**, 698/709 (1993)
- 5) 辻 敏夫，後藤 和弘，伊藤 宏司，長町 三生：姿勢維持中の人間の手先インピーダンスの推定，計測自動制御学会論文集，**30-3**，319/328 (1994)
- 6) T.Tsuji, P.G.Morasso, K.Goto and K.Ito : Human hand impedance characteristics during maintained posture, *Biological Cybernetics*, **72**, 457/485 (1995)
- 7) 辻 敏夫，森谷 正三，金子 真，伊藤 宏司：等尺性筋収縮における人間の手先インピーダンスの解析，計測自動制御学会論文集，**32-2**，271/280 (1996)
- 8) 五味 裕章，川人 光男：運動中に変化する腕の機械インピーダンス，生体・生理工学シンポジウム論文集，311/314 (1994)
- 9) 神字 芳彦，辻 敏夫，加藤 荘志，金子 真：上半身姿勢による人間の手先インピーダンス調節，バイオエンジニアリング講演会論文集，413/414 (1998)
- 10) A.Weltman, C.Janney, C.B.Rians, K.Strand, B.Berg, S.Tippitt, J.Wise, B.R.Cahill and F.I.Katch : The Effects of hydraulic resistance strength training in pre-pubertal males, *Med. Sci. Sports Exerc.*, **18**, 629/638 (1986)
- 11) 野中 壽子，伊藤 晋彦，三田 勝巳，矢部 京之助：粘性負荷に対する動的筋収縮の運動力学的分析，人間工学，**34-2**，79/87 (1998)
- 12) 榊 泰輔，近藤 正志，永田 広治，松熊 研司，坂本 武志，堀内 敏夫：多自由度・力制御の可能な下肢用リハビリ装置，ロボット学会学術講演会論文集，1039/1040 (1995)
- 13) 岡島 康友，田中 尚文，長谷川 雅人，内田 成男，木村 彰男，富田 豊，堀内 敏夫，近藤 正志，榊 泰輔：関節可動域訓練装置：柔らかさを与える機構の検討，総合リハビリテーション **26-4**，363/369，医学書院 (1998)
- 14) N.Hogan, H.I.Krebs, J.Charnnarong, P.Srikrishna and A.Sharon : MIT - MANUS : a workstation for manual therapy and training II, *Proc. of Telemanipulator Technology - SPIE - The International Society of Optical Engineering*, Vol.1833, 28/34 (1993)
- 15) H.I.Krebs, N.Hogan, M.L.Aisen and B.T.Volpe : Application of Robotics and automation technology in neuro-rehabilitation, *Proc. of Japan/USA Symposium on Flexible Automation*, Vol. 1, ASME, 269/275 (1996)
- 16) T.Noritsugu, T.Tanaka and T.Yamanaka : Application of Rubber Artification Muscle Manipulator as a Rehabilitation Robot, *Proc. of IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, 112/117 (1996)
- 17) 大井 淑雄，博田 節夫：リハビリテーション医学全書7 運動療法，医歯薬出版社 (1982)

[著者紹介]

辻 敏夫 (正会員)



1985年広島大学大学院工学研究科博士前期修了。同年同大学工学部助手。94年同大学助教授。92年ジェノバ大学(イタリア)客員研究員。人間とロボットの運動制御，ニューラルネット，マン・マシンシステムなどの研究に従事。電気学会，日本ロボット学会，IEEE等の会員(工学博士)。

神字 芳彦



1999年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年(株)東芝に入社。在学中はヒトのインピーダンス調節機構の研究に従事。

加藤 荘志



1996年広島大学大学院生物圏科学研究科博士課程後期単位修得退学，同年同大学大学院国際協力研究科助手。現在に至る。ヒトの脊髄神経機構に関する神経生理学的研究，およびヒトの運動制御機構に関する神経科学的研究に従事。日本生理学会，日本運動生理学会，日本バイオメカニクス学会，日本体育学会の会員。

金子 真 (正会員)



1981年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了。同年通産省工業技術院機械技術研究所入所。90年九州工業大学情報工学部機械システム工学科助教授。93年広島大学工学部第二類(電気系)教授。ロボティクスやセンサの研究に従事(工学博士)。

川村 貞夫 (正会員)



1981年大阪大学基礎工学部生物工学科卒業。1986年大阪大学基礎工学部機械工学科博士課程修了(工学博士)。同年大阪大学基礎工学部助手。1987年立命館大学理工学部助教授。1995年同教授。1996年より同学部ロボティクス学科教授。学習制御，ロボットの運動制御，空気圧駆動システム，ワイヤ駆動システム，人間運動特性の計測・解析などの研究に従事。