

機関番号：34404

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2009 ～ 2010

課題番号：21700708

研究課題名（和文） 高齢者の動的姿勢制御機能向上を目指した「転倒防止装置」
開発に関する研究研究課題名（英文） Development of safety against overturning aimed at improving
posture control in the elderly研究代表者 野村 国彦（NOMURA KUNIHICO）
大阪経済大学・経営情報学部・准教授

研究者番号：80440957

研究成果の概要（和文）：

本研究は、高齢者の転倒防止を目指した行動支援機器開発において干渉波電流（IFC）刺激手法の利用可能性を探るために IFC 刺激装置を試作し、IFC 刺激を用いた微弱な電気刺激が平衡機能を向上させる可能性について検討した。腓腹筋表面からの IFC 刺激では、重心動揺は低減せず、増加する傾向にあった。この結果から、微弱な電気刺激でも IFC 刺激は皮膚表面ではなく深部で電気刺激効果が生じるため、筋紡錘に影響を与えたことが示唆された。一方、両脚の膝関節への IFC 刺激印加については、重心動揺の低減傾向が確認された。

研究成果の概要（英文）：

In this study, I made a prototype of interferential current (IFC) stimulator to explore the availability of IFC stimulation method in a development of behavior support equipment aimed at preventing falls in the elderly. I examined whether a very small current stimulus with IFC improve the equilibrium function. Body sway did not reduce with IFC stimulus on the surface of the gastrocnemius muscle. This result suggests that IFC stimulation with a weak current influence the muscle spindle due to a current effect of IFC stimulation occurs in deep, not directly beneath of skin. In contrast, IFC stimulation applied to the knees joint in both legs, the reduction of body sway was confirmed.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	2,600,000	780,000	3,380,000
2010年度	800,000	240,000	1,040,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,400,000	1,020,000	4,420,000

研究分野：神経科学、人間医工学、応用健康科学

科研費の分科・細目：応用健康科学

キーワード：立位制御、静止立位、転倒防止、スティッフネス制御モデル、間欠制御モデル

1. 研究開始当初の背景

我が国の国家体制において高齢者医療費の削減は重要な課題となっている。このためには高齢者が健康長寿を全うすることが非常に重要である。健康長寿のためには日常からの活発な活動や運動の継続が鍵となる。しかし、加齢とともに身体諸機能が低下するため、高齢者にとっては転倒防止が非常に重要な課題となる。

高齢者の転倒事故は内的要因である姿勢制御機能の低下と外的要因である環境が複雑に絡み合った結果として生じる。過去の研究からも転倒事故を防止するためには、感覚機能を向上させることを期待した取り組みが為されてきたが、その多くはトレーニング期間が必要である。即時的な効果が得られる行動支援機器があれば、高齢者の転倒に対する不安を軽減させ、活発な身体活動を行い易くすることを助けることが可能となる。

一般的に、姿勢制御機能は平衡機能検査として重心動揺の面積や形、前後・左右方向の振幅や標準偏差によって評価される。これらパラメータに着目し、これまで深部感覚や皮膚感覚のトレーニングなどにより重心動揺が低減することが示されている。例えば、軽い指タッチにより重心動揺が低減した (Jeka, J. J. and Lackner, J. R. *Med Rehabil* 84: 1560-1563, 2003)。また、足底部に敷いた硬さの異なるスポンジに対して硬さの違いを判断させるトレーニングを行うことで重心動揺が低減した (Morioka, S. and Yagi, F. *Gait & Posture* 20(1): 36-40, 2004)。一方で、機械的な振動刺激と姿勢制御機能との関係を調べた研究において、足底部への振動刺激を感覚閾値下の微弱な強度で印加することで重心動揺が低減することが報告されている (Priplata, A., Niemi, J., et al. *Phys Rev Lett* 89(23): 238101, *Lancet* 362: 1123-1124, 2003)。これらの研究から深部感覚の機能向上による即時的な効果としての可能性が示された。

通常、機械的振動刺激を利用した研究の多くでは、振動刺激を姿勢制御に対して外乱刺激となるような目的で使用されている。例えば、若年健常者の腓腹筋上の皮膚表面から70Hzの振動刺激を加えた際、重心動揺が増加することが報告されている (若槻ら、理学療法科学 18(1): 13-18, 1991)。この刺激により腓腹筋の筋紡錘の機能が低下していることが考えられる。しかし、上記の微弱な振動刺激の場合、感覚器の機能向上が確率共振理論のもと生じるのかもしれない。

皮膚表面に電極を貼付し電気刺激を行う方法を用いたデバイス開発のこれまでの研究では、視覚不自由者などへの情報伝達手段

として、あるいは義手操作者への感覚情報 (義手の開閉角度や把持力などの情報) をフィードバックするための代替的信息伝達手段として電気刺激を用いてきた。また、姿勢制御に関する研究では、外乱刺激として前庭への電気刺激が用いられてきた (Wardman, D. L. and Taylor, J. L. et al., *J Physiol* 551(3): 1033-1042, 2003, Fitzpatrick, R. C. and Day, B. L., *J Appl Physiol* 96: 2301-2316, 2004)。一方で、姿勢制御機能向上を目的として電気刺激を用いた数少ない研究では、片脚静止立位時の重心動揺を低減させる効果があることを報告している (Gravelle, D. C., Loughton, C. A. et al., *Neuroreport* 13(15): 1853-1856, 2002)。この研究で用いられた電気刺激は微弱な電流を用い、刺激波形がノイズ様に変化するものであった。

2. 研究の目的

本研究の目的は、電気刺激手法を用いて深部感覚の感度向上させることで姿勢制御機能の向上を目指した行動支援機器開発の可能性を探ることである。

過去の多くの研究では、機械的振動刺激あるいは電気刺激を姿勢制御における外乱刺激として用いてきた。深部感覚の機能向上を目指した付加的な刺激手法として機械的振動刺激と電気刺激を用いた研究は少なく、さらには電気刺激手法を用いた研究は少ない。また電気刺激により重心動揺が低減することを確認した研究において用いられた電気刺激は、ホワイトノイズを用いている。しかし、ノイズ様の刺激が受容器感度向上のために最も効果的なのかどうかは不明である。そこで、本研究は皮膚インピーダンスを低く抑える干渉波電流刺激 (Interferential current, IFC) の印加が姿勢制御機能に及ぼす影響を検討することで電気刺激を用いた行動支援機器開発の可能性を探る。

3. 研究の方法

(1) 干渉波電流刺激の原理

生体に印加する電気刺激の波形の種類は多岐にわたる。その中でも最も良く用いられる波形はパルス波である。パルス波を用いる場合パルス幅を短く (1msec 以下) することで皮膚インピーダンスを低く抑えることが可能となる。このパルス波をバースト状に連続させることで刺激感を与えうる (Kaczmarek, K. A., Webster, J. G. et al., et al., *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 38(1): 1-16, 1991, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 39(7): 701-715, 1992)。しかし、通常この手法を用いる場合、陽陰極1組の電極に通電するため、通電された電流は最終的に電極直

下に一番集中することになる。そのため刺激効果は電極直下が最も高くなる。

本研究では、深部感覚の機能向上を目指していることから生体内部で電流効果が高い電気刺激手法を選択する必要がある。そこで物理療法の現場で用いられる IFC に着目した。IFC 刺激は、陽陰極 2 組の交流電流を用い、それぞれ異なる周波数の電流を通電した際、生体内部で電流が干渉することで深部に電気刺激効果が発生するものである (May, H. U., Nippel, F. J. et al., *Prog. Clin. Biol. Res.* 187: 469-478, 1985, Nemeč, H. Br. *J. Physiotherapy*, 12: 9-12, 1959, Szehi, E.; and David, E. *Electromedica*, 48(1): 13-17, 1980)。IFC 刺激に用いられる交流電流の周波数は 4000~5000Hz である。この周波数での交流電流は、皮膚インピーダンスが低く痛みを感じずに通電できる。そこで、本研究は広く用いられている 4000Hz と 4100Hz の 2 組の交流電流を選択した。

筆者の過去の研究において 2 組の交流電流を発生する IFC 刺激装置を用いて片脚立位時の重心動揺を評価した (野村, デサントスポーツ科学, 29: 143-151, 2009)。その試作器をもとに両脚に IFC を印加可能にするために 4 組の交流電流を発生する装置を試作する。

IFC 刺激では、それぞれの陽陰極の組間が絶縁されていなければ、他の組の電極に電流が流れてしまう。本研究では、各陽陰極の組間を絶縁するために、絶縁電源 IC (コーセル社製 DC-DC コンバータ, SUWR50515C) を採用した。さらに、ノート PC のバッテリー電源から USB を介して +5V の電源を 1 次電源とし、初段に電子回路電源とも絶縁処理した (コーセル社製 DC-DC コンバータ, ZUW60515)。これら 2 段の絶縁処理を施すことで被験者への安全性を確保した。

通常、電気刺激で最も用いられる刺激装置の出力制御方式は定電圧制御型である。これは出力先の抵抗値が変化した際、出力電流を制御することで設定した電圧値を出力する方式である。被験者に貼付した電極の状態や体動によって変化する電極-皮膚間のインピーダンス変化に対して、過大な電流が流れないため安全性が高い。デメリットは生体にどの程度の電流が通電しているかを制御できないことである。

(2) 片脚立位時の腓腹筋への IFC 刺激効果 (実験 1)

筆者の過去の研究において、片脚立位時に 2 組の交流電流を用いた IFC 刺激を膝関節付近に印加したときに重心動揺が低減することを確認した。そこで、本研究では、IFC 刺激の効果が異なる部位においても確認されるのかどうかについて検討した。

下腿三頭筋は表面側に腓腹筋が配置して

いる。また腓腹筋は内側頭と外側頭に分かれるが、姿勢制御において、内側頭は速度に依存した力発揮を、外側頭は持続的な力発揮を担うとされている。実験 1 では、腓腹筋の深部感覚に与える IFC 刺激の影響を検討した。

① プロトコール

電極は、オムロン社製導電性粘着パッド (HV-HYPAD-S3) を用いた。支持脚の腓腹筋内側頭に筋腹を挟むようにして 2 組の電極を貼付した (図 1)。このとき前額面でクロスするように配置した。貼付前に電極貼付位置付近をアルコールで湿らせた脱脂綿で皮脂や汚れを除去した。電極貼付後 20 分経過した後に電気刺激感を感じる強度を調べた。刺激は徐々に増加させていき、刺激感を感じたら合図をしてもらった。それぞれ 5 回の計測値の平均を IFC 刺激に対する感覚閾値とした。実験条件は、刺激強度を感覚閾値の 0% (コントロール)、40%、60% と 80% の 4 種類とした。各条件 4 回計 16 回の計測を行った。

② 重心動揺計測

重心動揺評価のため床反力計 (キスラー社製 9286A) を用いて鉛直方向の力 (F_z) と x 軸周りのトルク (M_x)、y 軸周りのトルク (M_y) を 40 秒間連続的に計測した。データ収集は、A/D ボードを介して BioWare Ver. 3.22 を用いて行った。

③ データ解析

データ解析はオフラインで行った。計測された F_z , M_x , M_y を用いて足圧中心点 (Center of Pressure, CoP) を計算した。その後の計算には 30 秒間のデータを用いた。

CoP のデータをもとに、重心動揺評価として 95% 確率楕円の面積 (Area)、1 秒あたりの CoP 軌跡長 (Velocity)、左右方向の分散 (SD ML) と前後方向の分散 (SD AP) を計算した。

(3) 両脚への IFC 刺激効果 (実験 2 および 3)

両脚での立位時にも IFC 刺激効果が確認できるのかを検討するために、実験 2 では両膝に IFC 刺激を行った際の重心動揺を評価した。電極は膝の内・外側に 2 組貼付した。この際、2 組が水平面でクロスするように配置した。貼付位置は図 2 に示す。



図 1 実験設定の概要図

実験2のプロトコル、重心動揺計測、データ解析は、それぞれ2. 研究方法(2)①、②、③と同様である(実験条件、計測時間および分析区間を除く)。実験条件は、感覚閾値の0%、40%および80%とした。計測時間は70秒とし、各条件4回計12回の繰り返し計測を行った。計測で得たデータのうち60

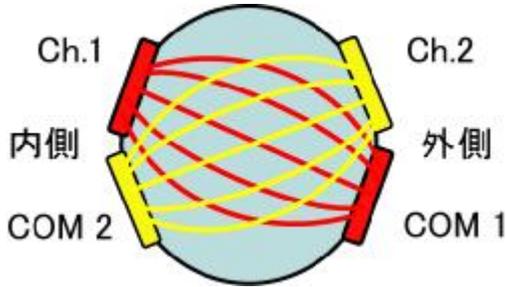


図2 膝関節における刺激用電極位置

秒間のデータを分析した。また、感覚閾値を検査する際は、左右をランダムに選び被験者にはどちらの膝に刺激が加えられるかを伝えずに行った。

さらに実験3として、実験2と同様の手順で、IFC 刺激位置を両脚の腓腹筋とした場合も検討した。電極配置に関しては、実験1と同様で両脚に行った。

(4) 動的姿勢制御の評価方法

動的姿勢制御を評価するためには、これまで移動動作のある局面に注目し分析する手法あるいは機能的リーチ・テストを行うことが多かった。本研究では、これまで行われてきた動的姿勢制御機能を評価する方法とは異なる評価方法の検討を行った。具体的には、i) 床反力計上で立位を維持しているときに、床反力計から得られた信号をオシロスコープに提示し、そのフィードバック信号を動かさないようにする方法と、ii) 開眼状態のときの平衡位置の平均を中心に周期5秒、振幅±1cmで正弦波状に上下するようオシロスコープに信号を提示し、その信号の変動に自身の前後方向のCoP位置を合わせる方法、である。このときに得られたCoPの前後方向の動揺のみに着目し、その時系列からFFTによってパワースペクトルを取得した。ここで、真のパワースペクトルに近いパワースペクトルを推定するために、計測は複数回(3回)行った。

これら実験で得られた結果の解釈のために姿勢制御モデルを用いる。これまで広く支持されてきたモデルは、足関節の剛性によって硬く固定された漸近安定な状態で神経制御の役割は限定的だと考えられ、筋の剛性とアキレス腱の剛性のみで記述されるものが長く指示されてきた。さらに、これに加え神経制御により筋の剛性が調整されるという

スティッフネス制御(身体動揺の位置と速度情報に基づき比例微分制御するもの)が提唱されている。本研究ではさらにこの比例微分制御を状態依存でON/OFFする間欠制御モデルも用いて検討する。

ヒト直立姿勢時の身体の矢状面の運動は、足関節をピンジョイント回転軸とする単一リンク倒立振子によってモデル化することができる。モデル化した振子の慣性モーメントを I 、足関節トルクを T とすると、姿勢の微小な傾き θ に対する運動方程式は、

$$I\ddot{\theta} = mghq - T$$

と表せる。ここで m は質量(体重)、 g は重力、 h は足関節から重心までの距離である。さらに足関節トルク T は足関節固有の受動的なトルクと神経制御により筋の剛性が変化する能動的なトルクに分けることができる。

$$T = Kq + B\dot{q} + f_p q_{\Delta} + f_D \dot{q}_{\Delta} + sx$$

ここで Δ は神経フィードバックの伝達時間遅れで、 θ_{Δ} は $\theta(t - \Delta)$ である。また平均ゼロ、標準偏差1のホワイトガウシアンノイズ $\xi(t)$ を用い、標準偏差 σ でトルクノイズをモデル化する。このとき姿勢動揺のダイナミクスは次式で表される。

$$\begin{aligned} I\ddot{\theta} &= mghq - (Kq + B\dot{q} + f_p q_{\Delta} + f_D \dot{q}_{\Delta}) + sx \\ &= (mgh - K)q - B\dot{q} - f_p q_{\Delta} - f_D \dot{q}_{\Delta} + sx \end{aligned}$$

受動的弾性係数 K の値は mgh よりも小さく、おおよそ $K \approx 0.8mgh$ 程度であると考えられている。そのため立位を達成するためには能動的フィードバック制御(神経制御)が不可欠である。

比例微分制御は上記モデルにおいて連続的に制御するのに対して、間欠制御モデルは、状態に依存して神経制御のON/OFFが変化する

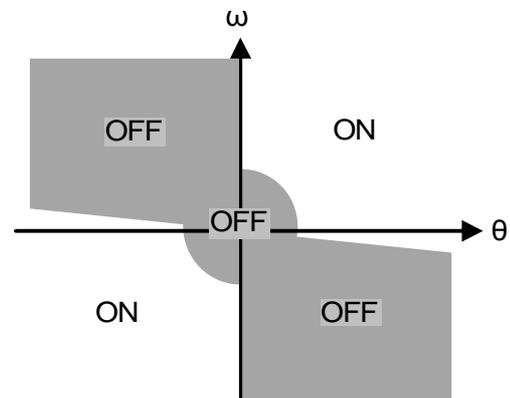


図3 状態依存オン・オフ制御の条件

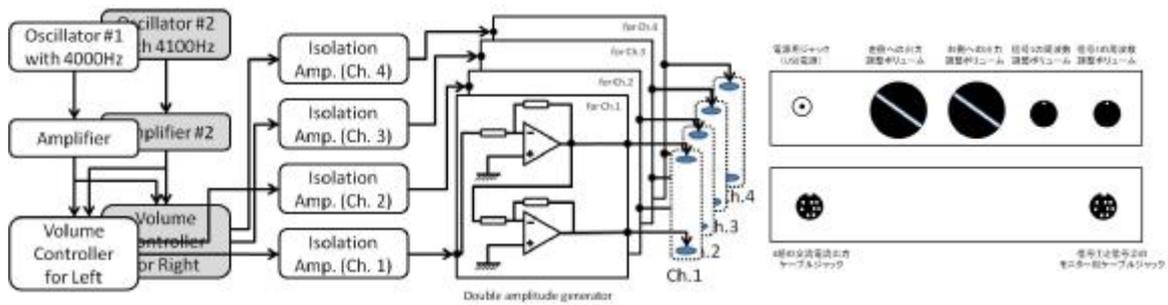


図 5 4チャンネル出力対応電圧制御型 IFC 刺激装置のシステム構成および刺激装置 Box の前面背面

る。その状態とは速度変化と位置情報をもとに変化する (図 3)。

4. 研究成果

(1) IFC を用いた刺激装置

本研究で試作した IFC 刺激装置の概要を図 5 に示す。試作した刺激装置は、 $17 \times 25 \times 5\text{cm}$ のボックスに回路が収まっている。

このボックスには刺激強度を示す電圧値や各発振回路の周波数を表示することが出来ないため、電源供給用のノート PC にてモニタした。この際、LabVIEW2010 を用いた。回路は完全にアナログ回路となっている。そのため、発振周波数が温度の影響を受けやすかった。特に、電源投入直後は回路全体の温度が安定していないため、発振周波数のドリフトが見られた。しかし、電源投入後 30 分程度で周波数が安定したことから、試作した IFC 刺激装置は実験を行う際には十分な機能を備えていると評価できた。

(2) 実験 1

腓腹筋内側頭への IFC 刺激時の片脚立位では、重心動揺の低減効果は確かめられなかった。刺激強度については、過去の研究をもとに感覚閾値強度を 100%として、実験条件は 0%、40%、60%、80%強度の 4 条件行い、0% のコントロール条件と比較した。その結果、Area、Velocity、SD ML および SD AP のそれぞれにおいて、刺激強度が増すにつれて増加する傾向にあった (図 4)。このことは、膝関節に IFC 刺激を印加した過去の研究とは異なった。本研究で行った腓腹筋上からの IFC 刺激の場合、電流効果が筋内部で生じることにより、筋紡錘に影響を及ぼしたものと考えられる。また、その際に、感覚閾値として評価する刺激強度では筋紡錘の邪魔をする刺激強度に相当していた可能性が考えられる。本研究では定電圧制御型の刺激装置を試作し、用いたため、実際に生体内にどれだけ電流が通電していたかを明確に出来なかった。今後、通電している電流量を明確に出来る装置によりこの問題を明確にする必要がある。

(3) 実験 2 および 3

筆者の過去の研究と実験 1 の結果から、片

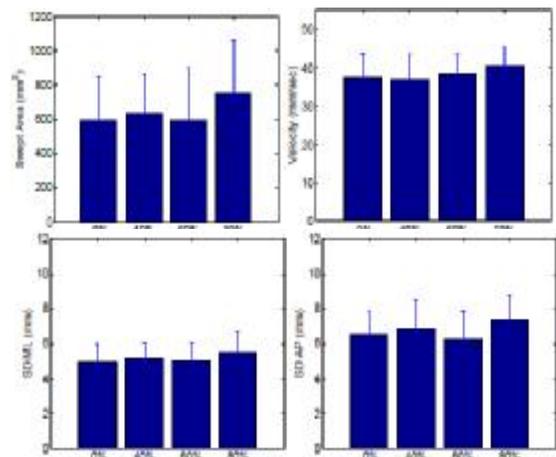


図 4 腓腹筋内側頭への IFC 刺激時の片脚立位時の重心動揺パラメータ

脚立位時に膝関節あるいは腓腹筋へ IFC 刺激を印加させると膝関節の場合のみ重心動揺低減効果が表れることが示された。しかし、片脚での静止立位ではあるが、実際は立位中ほとんどが力の調節に意識を集中していないと 40 秒も立位を保持できないことから、両脚での静止立位とは性質の異なる立位制御が行われていることが想像される。そこで、静止立位として両脚立位での膝関節あるいは腓腹筋への IFC 刺激の影響を明確にしておくことが必要である。

本研究の両脚への IFC 刺激における実験 2 と実験 3 に共通する結果は、被験者により IFC 刺激強度の増加とともに重心動揺パラメータが増加する者と減少する者に分かれた。そのため全被験者の平均を求めると増加も減少もしない結果となった。これらの結果は、片脚立位と異なり、両脚立位になると指示基底面が大幅に増加することで、内部の制御モデルが変化するのかもしれない。

高齢者の場合、若年者に比べると明確な傾向を示した。図 6 にはその一例を示す。膝関節への IFC 刺激において 40% の刺激強度のときに重心動揺が低減することが示された。しかし、若年者に比べ感覚閾値も高く、言いかえると電気刺激に対する感度も低下しているため、実際に生体に通電された電流量は若年者よりも多かもしれない。この点も今後定

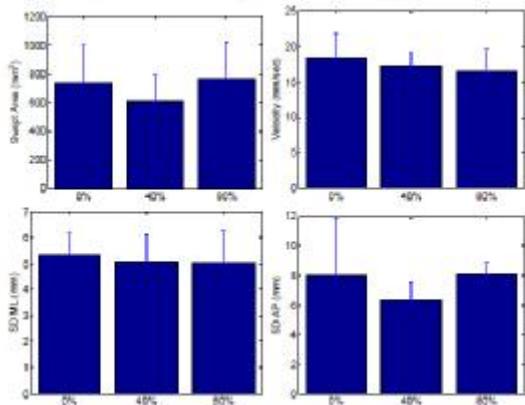


図 6 高齢者の重心動揺に対する IFC 刺激効果

電流制御型の刺激装置により明確にする必要がある。

(4) 動的姿勢制御の評価方法

静止立位姿勢による動的姿勢制御機能評価の可能性について議論する。図 8 には、一例として若年健常者の開眼（一番左）、閉眼（左から 2 番目）、視覚フィードバックにより CoP 位置を安定させる条件（左から 3 番目）、および 5 秒周期で CoP を $\pm 1\text{cm}$ の振幅で振動させる条件（一番右）の 4 つの条件におけるパワースペクトルを示した。各図内の 2 本の直線は Matlab の `fmincon` 関数を用いて最小誤差を推定して求めた。これら直線の傾きは、 $f^{-\alpha}$ の次数 α として求めた。低周波側の直線（緑色）の傾き (α) は高周波側の直線（赤色）の傾き (β) よりも小さい。また 2 本の直線の交点を **Node** とした。ここで注目すべきことは、閉眼時に α は低下するが、**Node** の変化は認められない。一方、視覚フィードバックで CoP を安定させようとする α の低下とともに **Node** が高周波側に移動する。さらに、動的に CoP を振動させる条件では、**Node** の高周波側への移動とさらなる α の低下が

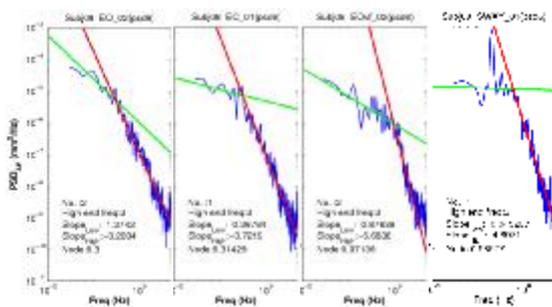


図 8 4 つの条件における PSD とその傾き

確認された。

次にこれら PSD を再現するモデルの係数を求めたところ（図 7）、スティッフネス制御モデル（上段）でも間欠制御モデル（上段）でもかなりよく再現できることが確認された。単にフィッティングの良し悪しでどちら

のモデルが妥当かは判断できない。次に、各係数に着目すると、静止立位時の開眼、閉眼時にスティッフネス制御モデルではそれぞれ P が 0.23 と 0.31 mgh Nm/rad 、 D が $114 \sim 116 \text{ Nms/rad}$ 程度であるのに対して、間欠制御モデルのそれらは P が 0.4 と 0.9 mgh Nm/rad 、 D が 10 と 0 Nms/rad であった。このことから開眼、閉眼条件ではスティッフネス制御モデルの粘性係数 D が生理学的に考え難い大きさになっていることから間欠制御モデルでの再現が妥当だと考えられる。視覚フィードバックのある条件では、両モデルともに粘弾性係数が大きい。このことは通常の静止立位ではないことを示唆している。今後、詳細なモデルの検討を行うことで、疑似的な静止立位で動的姿勢制御特性が評価できるかもしれない。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕（計 5 件）

①野村泰伸、野村国彦、他 3 名、ヒト静止立位制御機能の定量化と制御理論モデルに基づくその解釈、バイオメカニズム学会誌 Vol. 34, No. 2, pp. 116-123, 2010、査読あり〔学会発表〕（計 2 件）

①野村国彦、静止立位重心動揺に基づく姿勢維持機能評価、(社) 日本補綴歯科学会 歯科補綴ウィンタースクール 淡路 2009、2009 年 11 月 13 日 淡路夢舞台国際会議場

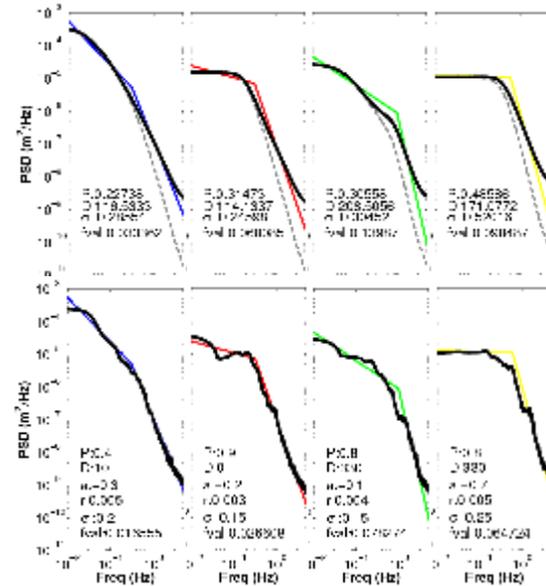


図 7 スティッフネス制御モデル（上段）と間欠制御モデル（下段）でのパワースペクトルの再現

6. 研究組織

(1) 研究代表者

野村 国彦 (NOMURA KUNIHIKO)

大阪経済大学・経営情報学部・准教授

研究者番号：80440957