

筋音図を用いたフィードバック制御機構に基づく バランス能力の評価法の開発

東京大学大学院 神 崎 素 樹
(共同研究者) トロント大学 政 二 慶
早稲田大学 福 永 哲 夫

Development of Appraisal System for Human Balance Based on Feedback Control Mechanism Revealed by Mechanomyography

by

Motoki Kouzaki

Graduate School of Arts and Sciences, The University of Tokyo

Kei Masani

Institute of Biomaterials and Biomedical Engineering,

University of Toronto

Tetsuo Fukunaga

Faculty of Sport Sciences, Waseda University

ABSTRACT

Human bipedal balance is controlled by feedback mechanism, which is appropriate activity of plantar flexors (PF) in response to center of mass (CoM) velocity (CoMvel). Based on the neurophysiological point of view, human equilibrium is able to be evaluated by the result obtained from cross-correlation function (CCF) from CoMvel to muscle activity of medial gastrocnemius (MG). The purpose of present study was to establish the assessment system for human balance on the basis of feedback control mechanism by using mechanomyogram (MMG). During the quiet stance in young ($n = 20$) subjects for 60-s, CoM, CoMvel, electromyogram (EMG) of MG and soleus (SOL), and MMG of PF were measured. Cross-spectral analysis from MMG to CoM,

and EMGs indicated that MMG was coherent with CoM, EMG of MG, and EMG of SOL in frequency range from 0 to 1Hz, from 2 to 4Hz, and from 8 to 12Hz, respectively. Low-pass filtered MMG (cutoff frequency = 1Hz) was significantly related to the CoM, indicating that low-frequency component of MMG reflects the CoM fluctuation. Furthermore, time differentiation of filtered MMG ($d\text{MMG}/dt$) was strongly correlated with CoMvel. From cross-spectral analysis, variable from low-pass filtered MMG (cutoff frequency = 4Hz) to low-pass filtered MMG (cutoff frequency = 1Hz) would represent the muscle activities of MG. We compared the CCF results from two different assessments. As a result, the positive peak value from CCF between CoMvel and EMG of MG was significantly correlated with that from CCF between low-pass filtered MMG and variable from MMG signals. To evaluate the balance with aging by using MMG, the positive peak value of CCF from MMG analyses was compared between young and elderly subjects. The positive peak value was significantly higher in young than in elderly subjects, suggesting that the postural control based on the neurophysiological view in the elderly is inferior to that in the young adults. These results lead us to conclude that an appropriate analysis of MMG is able to assess the human balance controlled by feedback mechanism on the basis of neurophysiological point of view.

要 旨

床反力計を用いた従来のバランス能力検査法の神経生理学的意味合いは薄い。立位バランスは、身体重心速度の検知とそれに応じた適切な足関節底屈筋群の活動を基にしたフィードバック制御機構により調節されている。本研究は、筋音図法によりフィードバック制御機構によるバランス能力の検査法を開発することを目的とした。静止立位60秒間に、身体重心動揺、内側腓腹筋とヒラメ筋の筋電図、および筋音図信号を取得した。筋音図信号が身体重心動揺および筋電図の変動を反映するか否かを定量評価するために、変数間のコヒーレンスを算出した。その結果、筋音図と身体動揺との間には2Hz未満にコヒーレンスが有意水準を上回った。また、筋音図と内側腓腹筋およびヒラメ筋の筋電図系列との間には、それぞれ2-4Hz

および8-12Hzにコヒーレンスが有意であった。筋音図の低周波成分と身体重心および筋音図の低周波成分の一階時間微分系列と身体重心速度との間には強い正の相関が観察された。この結果より、筋音図の非定常な低周波成分は身体重心を反映することが明らかとなった。クロススペクトル解析の結果から、4Hz未満の筋音図系列と1Hz未満の筋音図系列の偏差は内側腓腹筋の筋活動を反映する。したがって、筋音図の低周波成分の一階時間微分系列と4Hz未満と1Hz未満の筋音図信号の偏差系列は、身体重心速度と内側腓腹筋の筋活動をそれぞれ表す。前者と後方で相互相関関数の正のピーク値を20名の被検者ごとに求めたところ、有意な正の相関が認められた。この結果は、筋音図法によりフィードバック制御機構によるバランス能力を評価できることを意味している。さらに、この評価値を用い高齢者と若齢者のバランス能力

の差違を抽出することができた。筋音図の適切な時系列解析により、簡便かつ神経生理学的意味合いを含んだフィードバック制御機構によるバランス能力を正確に評価できることが明らかになった。

緒言

高齢者転倒は、外的環境因子のほか、バランス能力、歩容の変化、筋力低下、反射の衰弱、視力低下、痴呆の進行などが挙げられている³³⁾。特に平衡機能障害が危険因子として指摘されている⁶⁾。したがって、バランス能力のスクリーニング検査は、高齢者の転倒予防対策として有意義である。バランス能力のスクリーニング検査として数多くのテストが提案されている^{21, 37)}。そのうち、計測機器が普及していること³⁷⁾、保険診療適用の検査となり方法が基準化されていること²⁷⁾、評価値がどの施設で実施された検査でも同じ基準で評価できること³⁴⁾から、足圧中心(CoP; center of pressure)動揺の計測が広く用いられている。CoP動揺の計測は、被検者の負担が少ないこと³⁴⁾から、高齢者を含む幅広い年齢層に対して用いるのに適している。

一般的なバランス能力の検査は、静止立位時にどの程度揺れたかを定量化するものである。その測定出力はCoP動揺の要約統計量(振幅, 標準偏差, 面積, 軌跡長)が主である。この要約統計量からバランス能力の指標として加齢変化^{12, 20, 29)}、疾患の識別^{23, 30)}などが検討されている。しかしながら、必ずしもこれら要約統計量は加齢変化やバランス疾患を的確に捉えていないことが指摘されている^{10, 21)}。これは、CoP動揺が非定常な系列であり²⁾、複雑で捉え難い変動であることに起因している^{10, 21)}。この検査法の最も重要な問題点は、CoP動揺が足関節トルクの変動を表しているにすぎず^{22, 25)}、この評価値のバランス能力に関する神経生理学的意味合いが薄いことである¹⁰⁾。

立位バランスは、前庭系、視覚系、固有感覚系

情報を統合した³⁾身体重心(CoM; center of mass)速度の検知とその情報に応じた的確な主働筋の活動を基にしたフィードバック制御により調節されている^{10, 22)}。それ故、従来のCoP動揺の要約統計量ではなく、神経生理学的観点によるフィードバック制御機構に基づいたバランス能力のスクリーニング検査の開発が必要である。しかしながら、この検査法には、大規模な実験設備が必要であること、被検者の負担が大きいことから、高齢者を含めた幅広い対象者に対してバランス能力を常にモニターおよびその結果を基にした処方とは不可能である。

フィードバック制御機構に基づくバランス能力の評価は、身体重心速度と静止立位時の主働筋である足関節底屈筋群の筋活動の変動を正確に捉える必要がある。筋音図は、皮膚表面上の微細振動から筋の機械的活動を評価するために用いられている²⁸⁾。筋音図法の問題点は体動の影響を多大に受けるため、この手法による筋活動様式の取得には静的活動にのみ限定されてきた^{15, 28, 32)}。本研究は、筋音図法が筋の活動のみならず体動を捉えることができることに着目した。この手法により身体動揺の挙動と筋活動の両変数を同時に取得でき、ひいてはフィードバック制御機構に基づくバランス能力を評価することが可能と考えられる。そこで本研究は、筋音図法を用い、身体重心速度の検知とそれに応じた適切な足関節底屈筋群の活動によるフィードバック制御機構に基づくバランス能力の評価法を開発することを目的とした。

1. 研究方法

1.1 被検者

被検者は、23～35歳までの健常成人男性20名(若齢者群)であった。また、バランス能力の加齢変化を検討するために65歳以上の健常成人男性20名(高齢者群)も被検者として参加した。各被検者群の身体特性を表1に示した。本研究の

目的や潜在的な危険性は被検者に口頭および文書により説明し、文書でインフォームドコンセントを得た。また、本研究は東京大学大学院生命環境科学系倫理委員会の承認を受けて実施した。

表1 Physical characteristics of young and elderly subjects

	Age (yrs)	Height (cm)	Body mass (kg)
Young	28.1 ± 4.0	172.9 ± 5.4	69.3 ± 8.3
Elderly	69.7 ± 2.8	165.0 ± 6.6	61.1 ± 7.9

1. 2 立位バランスの測定

被検者は、床反力計 (9281B, キスラー社) 上での約70秒間の静的立位を開眼および閉眼条件下でそれぞれ3回行った。両踵間の間隔を10cmに規定した。開眼条件では、被検者には正面の目の高さに設定された視点 (5cm × 5cm) を注視するように指示した。閉眼条件では、まず視点を注視させ、その後、閉眼するように指示した³⁶⁾。床反力垂直方向成分から前後方向のCoP, 高解像度 (10 μ m) レーザー変位計 (LK-2500, キーエンス社) より腰部の変位 (これをCoMとする^{21, 22)}), ヒラメ筋 (SOL; soleus) および腓腹筋内側頭 (MG; medial gastrocnemius) より表面筋電図 (EMG; electromyogram), ピエゾ抵抗性加速度センサー (ASV-2GA, 共和電業社) より足関節底屈筋群 (PF; plantar flexors) の筋音図 (MMG; mechanomyogram) を計測した。筋音図センサーは装着する場所の形状およびその変化に影響を受けるため、MGの遠位下に装着した。MGの遠位端は、超音波Bモード法 (SSD-900, アロカ社) により視覚的に確認した。このMMG装着位置は、MGとSOL両方の機械的活動を取得することができ、また、筋の形状変化の影響が少なく下腿部の動揺、ひいては身体動揺を捉えることが可能と考えられる。これら信号はサンプリング周波数1,000Hzで取得され、60秒間のデータについて解析した。

1. 3 解析

1. 3. 1 筋音図信号の周波数特性

身体動揺 (CoPおよびCoM) の変動の主成分は1Hz未満である¹¹⁻¹³⁾ ため、身体動揺と筋活動との関連をより明確に捉えるために、取得されたすべての系列についてバターワースフィルター法により遮断周波数4Hz²²⁾ で高域遮断を行った (図1の黒線)。身体重心速度 (CoMvel; CoM velocity) は、高域遮断を行ったCoM系列の一階時間微分により算出した。

MMG信号がCoMおよびEMGの変動を反映するか否かを定量評価するために、変数間のコヒー

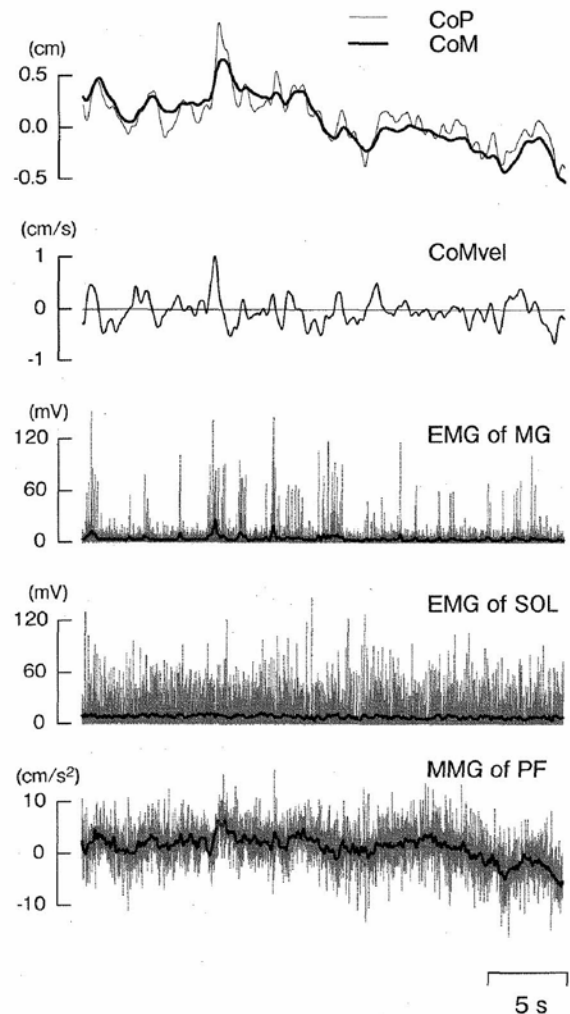


図1 Representative examples of center of mass (CoM), center of pressure (CoP), CoM velocity (CoMvel), electromyogram (EMG) of soleus (SOL), EMG of medial gastrocnemius (MG), and mechanomyogram (MMG) obtained from plantar flexors (PF) for a single trial in one young subject during quiet standing. For EMG and MMG, bold lines indicate the data with low-pass filtered using Butterworth filter (cutoff frequency=4Hz)

レンスとフェイズを算出した⁸⁾。まず、高域遮断を行わないMMG、CoMおよびMG・SOLのEMGデータ(図1, 灰色の線)を2¹³点(8.192秒)からなるサブセットに15分割した。なお、データ解析区間が60秒間であるため隣接するサブセットの約半分のデータ長がオーバーラップしていることになる。13ビットのFFT法により自己スペクトル密度を求め、15のサブセットにおける自己スペクトル密度をアンサンブル平均した¹⁾。MMGデータからCoMおよびMG・SOLのEMGへのコヒーレンス [$Coh^2(f)$] を以下の式により求めた。

$$Coh^2(f) = \frac{|S_{xy}(f)|^2}{S_x(f)S_y(f)}$$

ここで $S_{xy}(f)$ は時系列 x, y のクロスパワースペクトル密度を、 $S_x(f), S_y(f)$ はそれぞれ x, y の自己スペクトル密度を示している。フェイズ [$\theta_{xy}(f)$] は以下のように定義される。

$$\theta_{xy}(f) = \tan^{-1} \frac{\cos S_{xy}(f)}{\sin S_{xy}(f)}$$

本研究のコヒーレンスにおける5%有意水準は0.153と計算される。

1. 3. 2 フィードバック制御

フィードバック制御機構によるバランス能力は、CoMvelとMGのEMG間の相互相関関数(CCF; cross-correlation function)から求めることができる^{10, 22)}。CoMvel(x)とMGのEMG(y)との規格化したCCF [$R_{xy}(\tau)$] は、下記式より求めることができる^{10, 22)}。

$$R_{xy}(\tau) = \frac{\overline{x(t+\tau)y(t)}}{\sqrt{\overline{x^2(t)}}\sqrt{\overline{y^2(t)}}}$$

CCFピーク値は両変数間の類似性の程度を表すため、この値はフィードバック制御機構に基づくバランス能力の指標である^{10, 22)}。

1. 3. 3 生理的振戦

約100msecの周期をもつ筋活動は「ふるえ」として体表面上で捉えることができる。この特異的周波数の「ふるえ」は、筋紡錘を源とするIa線維活動の変動と考えられており⁴⁾、生理的振戦と呼ばれている²⁴⁾。静止立位時においてもSOLで生理的振戦が観察され²⁶⁾、立位バランスに貢献していると考えられている^{9, 10)}。筋の微細振動はMMG信号として定量することができ²⁸⁾、その周波数解析から生理的振戦を抽出することが可能である¹⁵⁾。本研究では、FFT法によりMMG信号のパワースペクトルを求め、8-12Hz成分のみを抽出および積算し、これを静止立位時における足関節底屈筋群の生理的振戦として算出した。

2. 実験結果

2. 1 筋音図信号と身体重心動揺・筋電図信号との周波数的関係

身体動揺(CoPおよびCoM)、MG・SOLの全波整流EMGおよびPFのMMGの典型例を図1に示した。MMG信号はEMG信号とは異なり、低周波成分の体動を含んでいる。

図2にMMGとCoM、MG・SOLのEMGとのコヒーレンスとフェイズを示した。MMGとCoMの間には2Hz未満にコヒーレンスが有意水準を上回った。また、位相差が0radであることから、2Hz未満のMMG信号はCoMの変動を反映していることを意味している。MMGとMGおよびSOLのEMGの間には、それぞれ2-4Hzおよび8-12Hzにコヒーレンスが有意であった。いずれの変数間に1Hz未満の有意なコヒーレンスが認められたが、時間差が0秒(フェーズが0rad)であることから、この低周波成分のコヒーレンスは筋

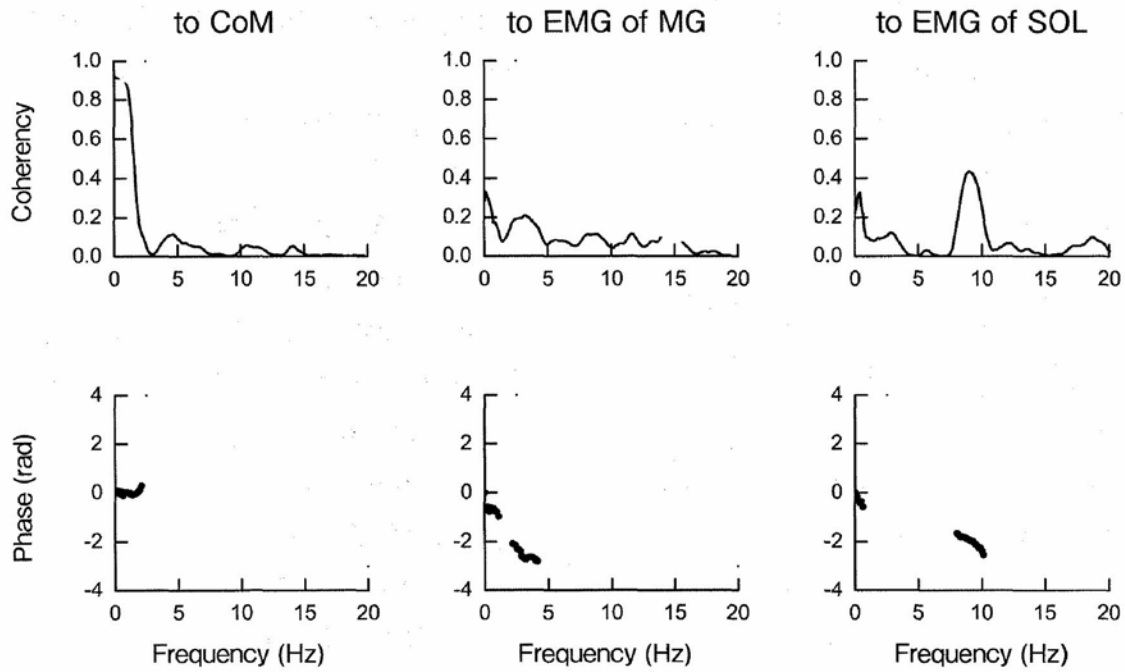


図2 A representative example of coherence (upper) and phase spectrum (lower) from mechanomyogram (MMG) of plantar flexors (PF) to center of mass (CoM) (left panels), to electromyogram (EMG) of medial gastrocnemius (MG) (middle panels), and to EMG of soleus (SOL) (right panels) for one young subject during quiet stance with eye open condition. Thin horizontal line represents the 5% significance level. The phase spectra were plotted only for the frequency range with significant coherence.

活動由来ではない。したがって、MMGとEMG間の1Hz未満のコヒーレンスについては以後の解析から除外した。

MGとCoM, MG・SOLのEMG間の有意なコヒーレンスの周波数帯域を全被検者(若齢者20名)の平均値を図3に示した。典型例(図2)と同様に、MMGとCoM, MG・SOLのEMGとの有意なコヒーレンスの周波数帯域は、それぞれ、0-2Hz, 2-4Hzおよび8-12Hzであった。

CoM, CoMvel, 4Hz (MMG[4Hz]) および1Hzで高域遮断を行ったMMG系列 (MMG[1Hz]), その偏差 (MMG[4Hz]とMMG[1Hz]の差分系列), 1Hzで高域遮断を行ったMMGの一階時間微分系列 ($dMMG[1Hz]/dt$) の典型例を図示した(図4A)。クロススペクトル解析から1Hz未満のMMG系列はCoMを反映し、その一階時間微分系列 ($dMMG[1Hz]/dt$) はCoMvelを示すと考えられる。CoMとMMG[1Hz], およびCoMvelと $dMMG[1Hz]/dt$ との関係をプロットすると(図

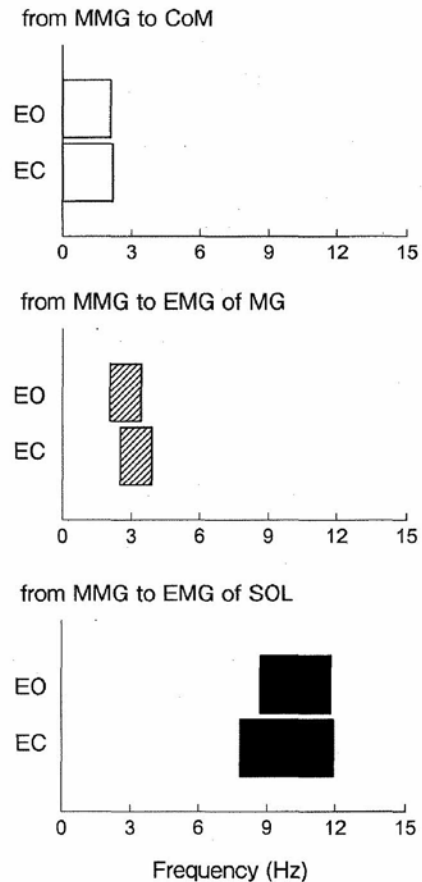


図3 Group-averaged frequency range with significant coherence from MMG of PF to CoM (upper), to EMG of MG (middle), and to EMG of SOL (lower) during EO and EC conditions

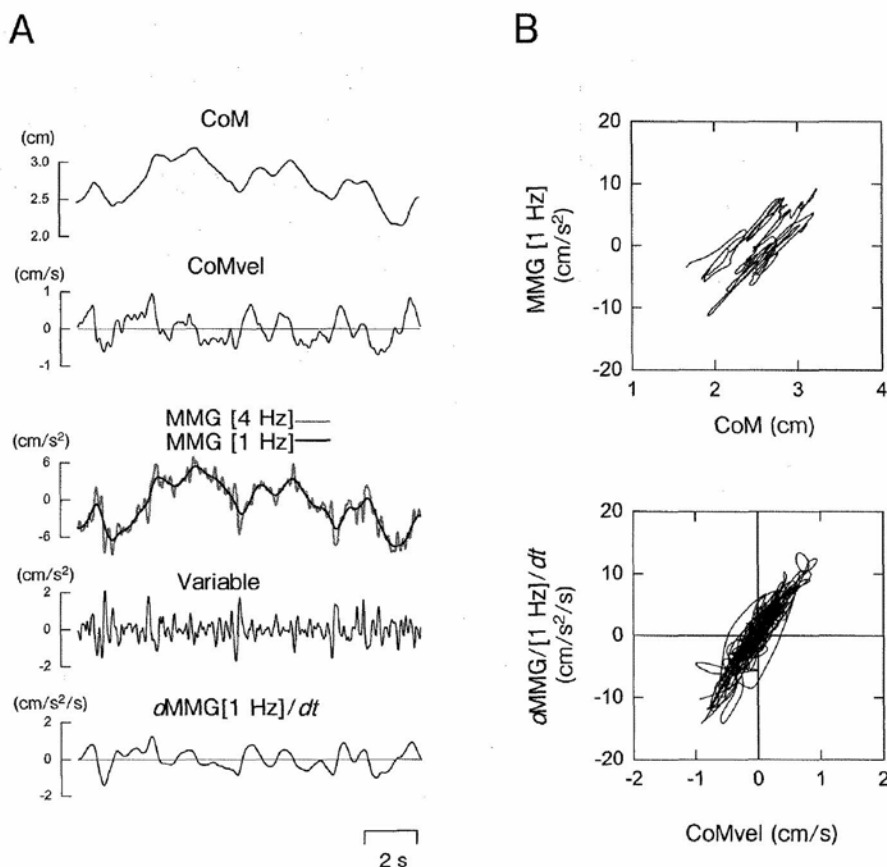


図4 A: Representative examples of CoM, CoM velocity (CoMvel), filtered MMGs (MMG[4Hz] cutoff frequency=4Hz, gray line; MMG[1Hz] cutoff frequency=1Hz, bold line), variable MMG[4Hz]-MMG[1Hz], and time differentiation of filtered MMG[1Hz] ($dMMG[1Hz]/dt$) during quiet standing in one young subject. B: Results of MMG[1Hz] as a function of CoM (upper), and $dMMG[1Hz]/dt$ as a function of CoMvel.

4B), いずれも強い正の相関関係であった。このことから、MMGの低周波成分とその一階時間微分系列は、それぞれCoMおよびCoMvelの変動を反映していると言える。

2. 2 筋音図信号によるフィードバック制御機構の評価

フィードバック制御機構に基づくバランス能力は、CoMvelとMGのEMGとのCCFから評価される^{5,10,22}。本研究においても先行研究と同様のCCFを示している(図5A, 灰色線)。クロススペクトル解析の結果からMMGの2-4Hz成分はMGのEMGの変動を示す。したがってMMG[4Hz]とMMG[1Hz]の偏差はMGのEMGの挙動を反映すると考えられる。すなわち、 $dMMG[1Hz]/dt$ とMMG[4Hz]との関係はCoMvelとMGのEMGの

関係と同義である。 $dMMG[1Hz]/dt$ とMMG[4Hz]のCCFは、CoMvelとMGのEMGのCCFと同様の傾向を示した。フィードバック制御機構に基づくバランス能力はCCFの正のピーク値が重要である^{10,22}。CCFの正のピーク値の従来の解析(x軸)とMMGからの解析方法(y軸)との関係を図5Bに示した。被検者ごとのプロットはアイデンティカルライン($y=x$)から下に逸脱したものの、両者間には有意($p < 0.001$)な正の相関が観察された。

2. 3 高齢者と若齢者のフィードバック制御機構に基づくバランス能力の比較

従来の解析方法(図6A, 上段)およびMMGからの解析方法(図6A, 下段)によるフィードバック制御機構に基づくバランス能力の評価値と

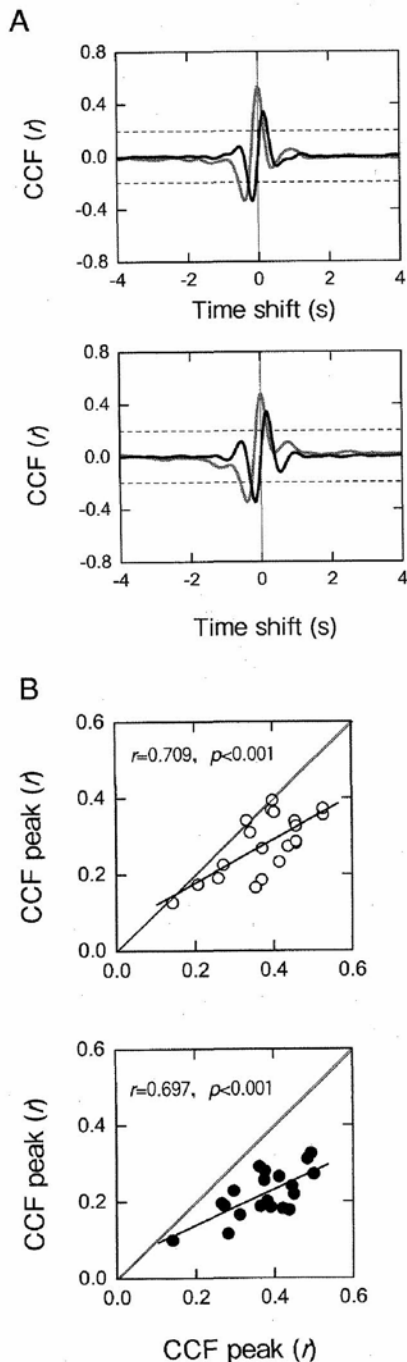


図5 A: Typical examples of cross-correlation function (CCF) from CoMvel to EMG of MG (gray lines), and from $dMMG[1Hz]/dt$ to variable MMG[4Hz]-MMG[1Hz] (bold lines) during quiet standing with EO (upper) and EC (lower). Horizontal broken lines indicate an r value of ± 0.195 at which r is different from zero ($p < 0.05$, $n = \infty$). B: Comparison between CCF peak values calculated from CoMvel and EMG of MG (x-axis), and that from $dMMG[1Hz]/dt$ to variable MMG[4Hz]-MMG[1Hz]. Open (upper) and closed (lower) circles indicate EO and EC conditions across the subjects, respectively. Thin and Thick lines indicate the identical line, and linear regression line, respectively.

してのCCFピーク値は、若齢者に比べ高齢者で有意に低い値であった。また、MMG信号から算出した生理的振戦は、高齢者で有意に高い値を示した。なお、若齢者と高齢者の値の比較は、二元配置分散分析を用いた (Tukey法により多重比較)。

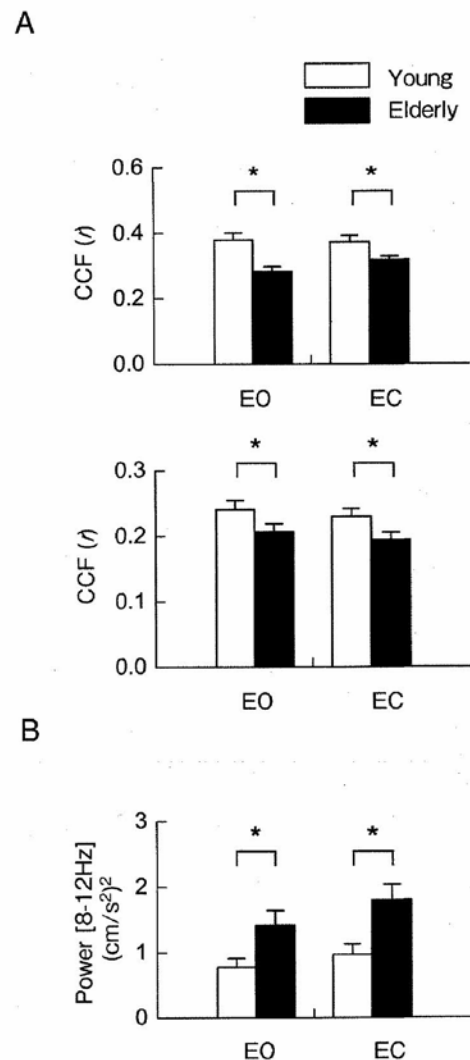


図6 Positive peak value of CCF calculated from CoMvel to EMG of MG (upper in A), that from $dMMG[1Hz]/dt$ to variable MMG[4Hz]-MMG[1Hz] (lower in A), and integrated value of 8-12Hz frequency component of raw MMG signal (B). Open and closed bars indicate the young and elderly subjects, respectively. * indicates the significant difference between young and elderly subjects ($p < 0.05$).

3. 考察

本研究は、MMG法を用い、フィードバック制御機構に基づくバランス能力の評価法を開発する

ことを目的とした。

バランス能力のスクリーニング検査は、数多く存在する。一般的なバランス能力の検査は、静止立位時にどの程度揺れたかを定量化するものであり、その出力変数から加齢変化^{12, 20, 29)}、疾患の識別^{23, 30)}などが検討されてきた。しかし、従来の測定・解析から得られた要約統計量の神経生理学的意味合いは薄く、真にバランス能力の加齢変化やバランス疾患を的確に捉えているとは言い難い^{10, 21)}。神経生理学的見解に基づくと、ヒトの二足立位バランスは、主に CoMvel の検知とその挙動に応じた的確な足関節底屈筋群の活動を基にしたフィードバック制御により調節されている^{10, 22)}。この制御則は、CoMvel と MG の EMG 系列の CCF 解析より導き出されたものである。静止立位時の CoMvel と MG の EMG の CCF は、正と負の明確な 2 つのピークが観察される (図 5)。負のピークは MG の筋活動増大の後に CoMvel の速度増大を意味し、MG の筋活動による後ろ向きのトルクを増加させていることを表している。一方、正のピークは CoMvel が前方速度を持ったときに MG の筋活動により後ろ向きトルクを生じさせていることを表している。神経生理学的な立場では、後者の正のピークが静止立位時のフィードバック制御として意味を持つてくる。CCF の正のピーク値は、若齢者に比べ高齢者で低く (図 6A, 上段)、この評価値はバランス能力の加齢変化を捉えていると言える。

本研究は、簡便かつ正確にフィードバック制御機構に基づくバランス能力の評価法を開発するために、MMG 法に注目した。MMG 法は、ピエゾ素子あるいはピエゾ抵抗性振動センサーにより筋の機械的活動 (運動単位の動員様式など)²⁸⁾のみならず体動も取得することができる。これまでの研究は、この体動をアーチファクトとして扱っており³¹⁾、体動の影響を小さくするために実験条件を限定、および適切なフィルターによる後処

理が行われてきた。本研究では、MMG 法の欠点とも言うべき体動の影響に着目した。すなわち、MMG の低周波成分は CoM を反映し、高周波成分は PF の筋活動レベルを表すと考えた。図 1 に時系列のデータを示した。MMG の非定常成分は身体動揺 (CoM と CoP) と類似し、高周波成分は EMG 様の波形を示している。クロススペクトル解析により MMG と CoM および MG の EMG との周波数的関連性を定量した (図 2)。CoM とは 0-2Hz、MG の EMG とは 2-4Hz に線形の関係であり (図 3)、かつ生理学的に適切な位相差であった。このことから、静止立位時における 4Hz 以下の MMG 信号には、CoM と MG の EMG の変動を含んでいることが解った。

CoMvel は CoM の一階時間微分系列である。1Hz 未満の MMG 系列 (MMG[1Hz]) は CoM を表すため、MMG[1Hz] の一階時間微分 ($d\text{MMG}[1\text{Hz}]/dt$) により CoMvel に相当する変数を算出することが可能と考えられる。CoMvel と $d\text{MMG}[1\text{Hz}]/dt$ との間には強い正の相関が観察され、 $d\text{MMG}[1\text{Hz}]/dt$ は CoMvel の挙動を強く反映することが明らかとなった。MMG と MG の EMG とのクロススペクトル解析から $d\text{MMG}[4\text{Hz}]/dt$ と $d\text{MMG}[1\text{Hz}]/dt$ との差分系列 (偏差) は MG の EMG を反映すると言える。これら MMG 信号の時系列解析から、CoMvel と MG の EMG を反映する系列を抽出することができる。実際、フィードバック制御機構に基づく従来のバランス能力の評価値 (CoMvel と MG の EMG との CCF) と MMG[1Hz] と $d\text{MMG}[4\text{Hz}]/dt$ と $d\text{MMG}[1\text{Hz}]/dt$ との差分系列との CCF を比較すると、その傾向は類似していた (図 5A)。しかし、正および負のピークが出現する時間差が両評価手法間で異なった。これは、筋の電氣的活動を反映する EMG と筋の機械的活動を反映する MMG との時間差が起因していると考えられる。CCF の正のピーク値の従来の解析と MMG からの解析方法との関係を図 5B

に示した。被検者ごとのデータはアイデンティカルライン ($y=x$) から下に逸脱したものの、両者間には有意 ($p < 0.001$) な正の相関が観察された。この結果は、MMGからの評価値は従来のそれらに比べ絶対値は小さく見積もられるが、フィードバック制御機構に基づくバランス能力を正確に評価していることを示している。

立位バランスは、神経生理学的要因のみならず足関節周りの力学的要因も関与していることが指摘されている^{19, 35)}。すなわち、筋活動レベルの増大により足関節周りのスティフネスを高めることで中枢神経系の単純な出力のみで適切な足関節周りのトルクを調節し二足立位を実現する。関節トルクの維持に単関節と多関節筋は役割が明らかに異なることが指摘されており^{9, 14, 16-18)}、静止立位時には二関節筋であるMGが姿勢動揺を調節し、SOLが足関節周りのスティフネスを高める役割を担う^{9, 22)}。MGのEMG系列はCoMあるいはCoPと類似している^{5, 22)}が、SOLのEMG系列は緊張性活動様であり、課題を通して一定の活動レベルを維持している。静止立位時のSOLの緊張的筋活動は100msecの周期を持つ生理的振戦であることが針電極法を用いた先行研究により報告されている²⁶⁾。この特異的周波数を持つ生理的振戦は、筋紡錘を由来とするIa線維活動⁴⁾、運動単位の活動同期²⁴⁾による張力変動と考えられている。生理的振戦は体表面上で捉えることが可能であり、MMG信号に大きく混入する⁷⁾。MMGとSOLのEMGのスペクトル解析により8-12Hzの周波数帯域でコヒーレンスが有意水準を上回った(図3, 最下段)。この結果より、MMGの8-12Hz成分は生理的振戦を反映し、立位バランスの力学的要因を評価する指標となることが示唆された。

本研究では、MMGの信号からフィードバック制御機構に基づくバランス能力および力学的要因としての生理的振戦を評価した。これら指標が加

齢変化を捉えることができるか否かを明確にするために、若齢者と65歳以上の高齢者 ($n=20$) の結果を比較した。その結果、高齢者は若齢者に比べフィードバック制御機構に基づくバランス能力は劣るが、生理的振戦は大きかった。CoP動揺の周波数解析から生理的振戦を検討した研究によれば、若齢者に比べ高齢者で生理的振戦の貢献が大きいことが報告されている¹²⁾。本研究結果および先行研究から、高齢者はSOLの生理的振戦により足関節周りのスティフネスを高めていることが示唆される。すなわち、高齢者は劣ったフィードバック制御を力学的要因により立位バランスを補っていることが推察された。これら結果より、MMG信号から神経生理学的および力学的要因によるバランス能力の加齢差を抽出することが可能であることが示唆された。

結 論

本研究は、MMG法を用い、フィードバック制御機構に基づくバランス能力の評価法を開発することを目的とした。静止立位時におけるMMG信号の適切な時系列解析によりCoM、CoMvel、MG・SOLの活動を抽出することができた。そして、それら系列のCCF解析およびスペクトル解析より、簡便かつ神経生理学的意味合いを含んだフィードバック制御機構に基づくバランス能力を正確に評価できることが明らかになった。

謝 辞

高齢者測定の補助として神崎史氏(早稲田大学エルダリーヘルス研究所)の協力を得た。ここに記して深く感謝の意を表します。本研究に対しまして助成を賜りました(財)石本記念デサントスポーツ科学振興財団に深く感謝申し上げます。

文 献

- 1) Bloomfield P. Fourier Analysis of Time Series. John Wiley and Sons Inc, Toronto (2000)
- 2) Duarte M., and Zatsiorsky N.M.: On the fractal properties of natural human standing. *Neurosci. Lett.*, 283, 173-176 (2000)
- 3) Fitzpatrick R.C., Rogers D.K., and McCloskey D.I.: Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *J. Physiol.*, 480, 395-403 (1994)
- 4) Freund H.-J.: Motor unit and muscle activity in voluntary motor control. *Physiol. Rev.*, 63, 387-436 (1983)
- 5) Gatev P., Thomas S., Kepple T., and Hallett M.: Feedforward ankle strategy of balance during quiet standing in adults. *J. Physiol.*, 514, 915-928 (1999)
- 6) Gehlsen G.M., and Whaley M.H.: Falls in the elderly: Part II, Balance, strength, and flexibility. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 15, 739-741 (1990)
- 7) Goldenberg M.S., Yack H.J., Cerny F.J., and Burton H.W.: Acoustic myography as an indicator of force during sustained contractions of a small hand muscle. *J. Appl. Physiol.*, 70, 87-91 (1991)
- 8) 日野幹雄. スペクトル解析. 朝倉書店, 東京 (1977)
- 9) Kouzaki M.: Significant roles of synergistic muscles in human redundant and complicated activities. *Int. J. Sport Health Sci.*, 3, 181-193 (2005)
- 10) 神崎素樹: 姿勢制御「立位平衡機能の評価とその加齢変化」. トレーニング科学, 18, 201-210 (2006)
- 11) Kouzaki M., Masani K., Akima H., Shirasawa H., Fukuoka H., Kanehisa H., and Fukunaga T.: Effects of 20-day bed rest with and without strength training on postural sway during quiet standing. *Acta Physiol.*, 189, 279-292 (2007)
- 12) 神崎素樹, 政二 慶, 宮谷昌枝, 久野譜也, 金久博昭, 福永哲夫: 加齢に伴う直立姿勢保持能力の減退におよぼす筋量の影響. 高齢者の生活機能増進法, 岡田守彦, 松田光生, 久野譜也編, ナップ, 東京, pp313-315 (2000)
- 13) 神崎素樹, 政二 慶, 宮谷昌枝, 村岡哲郎, 白澤葉月, 久野譜也, 金久博昭, 福永哲夫: 長期運動トレーニングによる高齢者の平衡機能減退の抑制, 体力科学 (Suppl), 52, 157-166 (2003)
- 14) Kouzaki M., Shinohara M.: The frequency of alternate muscle activity is associated with the attenuation in muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.*, 101, 715-720 (2006)
- 15) Kouzaki M., Shinohara M., and Fukunaga T.: Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 80, 9-15 (1999)
- 16) Kouzaki M., Shinohara M., Masani K., and Fukunaga T.: Force fluctuations are modulated by alternate muscle activity of knee extensor synergists during low-level sustained contraction. *J. Appl. Physiol.*, 97, 2121-2131 (2004)
- 17) Kouzaki M., Shinohara M., Masani K., Kanehisa H., and Fukunaga T.: Alternate muscle activity observed between knee extensor synergists during low-level sustained contractions. *J. Appl. Physiol.*, 93, 675-684 (2002)
- 18) Kouzaki M., Shinohara M., Masani K., Tachi M., Kanehisa H., and Fukunaga T.: Local blood circulation among knee extensor synergists in relation to alternate muscle activity during low-level sustained contractions. *J. Appl. Physiol.*, 95, 49-56 (2003)
- 19) Loram I.D., and Lakie M.: Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J. Physiol.*, 545, 1041-1053 (2002)
- 20) Maki B.E., Holliday P.J., and Fernie G.R.: Aging and postural control: a comparison of spontaneous and induced-sway balance tests. *J. Am. Geriatr. Soc.*, 38, 1-9 (1990)
- 21) 政二 慶, 神崎素樹, 白澤葉月, 久野譜也, 金久博昭, 福永哲夫: 測定変量の定常性と再現性の観点から見た重心動揺指標の検討, バイオメカニクス研究, 8, 150-162 (2004)
- 22) Masani K., Popovic M.R., Nakazawa K., Kouzaki M., and Nozaki D.: Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J. Neurophysiol.*, 90, 3774-3782 (2003)
- 23) Mauritz K.H., Dichgans J., and Hufschmidt A.: Quantitative analysis of stance in late cortical cerebellar atrophy of the anterior lobe and other forms of cerebellar ataxia. *Brain*, 102, 461-482 (1979)
- 24) McAuley J.H., and Marsden C.D.: Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. *Brain*, 123, 1545-1567 (2000)

- 25) Morasso P.G., and Schieppati M.: Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J. Neurophysiol.*, 83, 1622-1626 (1999)
- 26) Mori S.: Discharge patterns of soleus motor units with associated changes in force exerted by foot during quiet standing in man. *J. Neurophysiol.*, 36, 458-471 (1973)
- 27) 日本平衡神経科学会: 重心動揺の基準. *Equilibrium Res.*, 42, 367-369 (1983)
- 28) Orizio C.: Muscle sound — Bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 21, 201-243 (1993)
- 29) Prieto T.E., Myklebust J.B., Hoffmann R.G., Lovett E., and Myklebust M.: Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 43, 956-966 (1996)
- 30) Sahlstrand T., Ortengren R., and Nachemson A.: Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop. Scand.*, 49, 354-365 (1978)
- 31) Shinohara M., Kouzaki M., Yoshihisa T., and Fukunaga T.: Mechanomyography of the human quadriceps muscle during incremental cycle ergometry. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 76, 314-319 (1997)
- 32) Shinohara M., Kouzaki M., Yoshihisa T., and Fukunaga T.: Mechanomyogram from the different heads of the quadriceps muscle during incremental knee extension. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 78, 289-295 (1998)
- 33) Tinetti M.E., and Speechley M.: Prevention of falls among the elderly. *N. Engl. J. Med.*, 16, 1055-1059 (1989)
- 34) 時田 喬, 宮田英雄: 高齢者の重心動揺. *Geriatric. Med.*, 6, 821-828 (1999)
- 35) Winter D.A., Patla A.E., Prince F., and Ishac M.G.: Stiffness control of balance in quiet standing. *J. Neurophysiol.*, 80, 1211-1221 (1998)
- 36) 山本昌彦: 重心動揺検査の実際. *Medical Technology*, 9, 105-110 (2001)
- 37) 吉田 晋: 理学療法における姿勢制御研究. *バイオメカニクス研究*, 5, 23-36 (2001)