

ヒトの静止立位時における 体液量変動 1 分波の定量分析

Quantitative Analysis of 1 Minute Wave in Body Fluid Volume Change during Static Standing in Humans

稲村欣作、間野忠明*、岩瀬 敏**、天岸祥光、青木賢一***

Kinsaku INAMURA, Tadaaki MANO*, Satoshi IWASE**,
Yoshimitsu AMAGISHI, Ken-ichi AOKI***

(Received Oct. 9, 1990)

I はじめに

人体は多量の体液を含むので、ヒトが地球上にいる限り重力による静水圧の影響から逃れることはできない。多くの場合、その影響は閉じた液体の系をなす脈管系に現れる。ヒトがどのような姿勢をとっても静水圧は身体下方に向かって働くので、長時間の静止姿勢では水平な臥位姿勢を除き、その時の身体の下部に静脈血の貯留が引き起こされる¹⁻³⁾。静水圧の影響に対する脈管系の補償作用は、運動を遂行するための前提条件のひとつ、すなわち姿勢の保持または継続に重要な役割を持つ。例えば、起立時にこの補償作用が十分に働かないと起立性低血圧が起り、ヒトの立位保持は不可能になる^{4,5)}。重力負荷に対する脈管系の補償作用は、運動の遂行にとって姿勢を調節する平衡機能に優るとも劣らない重要な役割分担を担っているといえよう。

起立時とその直後の立位姿勢におけるこの補償作用には、主として交感神経性反応による血管収縮が働くといわれている。もちろんこの時、呼吸運動による胸腹腔のポンプ作用も静脈還流に働く。しかし、これは重力負荷に関わりなく作動するものである。また、足踏や歩行などのリズムカルな運動が加わると、その部分の筋収縮によるポンプ作用もこの補償作用に加わることになる¹⁻⁶⁾。

著者らはこれらの知見に加え、数種の静止姿勢において生ずる静脈血の貯留部位で、血管平滑筋の自動収縮が体液量変動の 1 分波を生み出し、この補償作用に働いていることを明らかにした³⁾。また静止立位時においては、この体液量変動 1 分波と静止立位に伴う体の動揺が同期して、下腿の筋ポンプ作用が働いていることを明らかにした⁷⁻⁹⁾。さらにこの 1 分波には、胸腔内血圧受容器のうちの容積受容器を介した交感神経性反応が関与することも明らかにした^{7,10,11)}。

著者らはこれまで、体液量変動 1 分波の成因とその作動機序を明らかにするために定性分析を先行してきた。したがって、まだこの 1 分波の定量分析を実施していない。そこで本研究では、静止立位時における体液量変動 1 分波の定量分析を行なうことにした。

* 名古屋大学環境医学研究所 教授

** 名古屋大学環境医学研究所 助手

*** 常葉学園大学外国語学部 教授

本研究の目的は、その体液量変動1分波の振幅を定量すること、および下腿筋ポンプ作用に関わる機能の作動機序について、その時間関係を定量することとした。

II 方 法

1. 被 験 者

年齢19歳～32歳の健康な男子7名。

2. 測定項目と方法

- 1) 足圧中心前後動揺 (FPC); 体動揺の指標として、重心計 (PatellaK105s, ANIMA G1804s) により測定した。(フリー・スタンス、開眼固視条件)
- 2) 身体各部位における周囲長の変動 (BC); 体液量変動の指標として、ラバー・ストレンゲージ・プレチスモグラム法¹²⁾により測定した。測定部位は、下腿下部から心臓の位置までの間で9箇所を設定した。キャリブレーションは、ラバー・ストレンゲージに装着時とほぼ同等の引張りを加えた状態で、長さの変化量をノギスで計測し、ストレイン・アンプの出力と対比した。なお、装着時の引張りは、ゲージ長と出力との間でほぼ満足する直線関係が得られる長さとした。
- 3) 下腿筋放電 (EMG); 筋収縮度の指標として、表面誘導による筋放電をポリグラフ (日本光電 RM-6200) により測定し、時定数0.1秒で全波整流平均積分をした。測定部位はヒラメ筋 (EMG-s) および前脛骨筋 (EMG-t) とした。
- 4) 胸腔内体液量 (IFV); インピーダンス・プレチモグラム法¹³⁾ (日本光電 AI-601G 使用) により測定した。測定部位は首から胸骨レベルの間とした。
- 5) 下腿体液量 (GFV); 測定器の都合で、4名は下腿のBCから推定し、3名はインピーダンス・プレチモグラム法により測定した。双方の出力変動を対比したところ、ほぼ一致した変動とみなせることを確認した。

3. 実 験 方 法

被験者に各センサーを装着の後、重心計のフォース・プレート上で約30～40分間の直立姿勢をとらせた。

4. 分 析 方 法

本研究では、高速フーリエ変換 (FFT) を利用してオート・パワー・スペクトル分析とクロス・パワー・スペクトル分析^{14,15)}を実施した。まず、データ・レコーダの再生信号をサンプリング間隔100msでA/D変換し、マイクロ・コンピュータに取り込んだ。その後EMGについては1秒毎の平均積分値を求め、他の項目については21項移動平均を行ってから1秒間隔のデータをサンプルした。これらエイリアシング防止のための前処理をした後、1024～2048秒間のデータについて、デジタル・フィルター処理およびスペクトル分析等を行った。

III 結 果

図1は、FPCとBCの生データ、およびフィルターにより求めたそれらの1分波の例 (S1; 23歳) を示したものである。生データ全体の傾向として、時間経過とともに上体のBCは減少し、下肢のそれは増加した。しかし、2～3の部分に分けて観察すると、上体では胸部のBCは必ず減少するけれども、腹部のそれが減少するのは2例だけで、他は変わらないかまたは増加する傾向を示した。また下肢では、下腿上部のBCが1名を除いて増加したけれども、大腿のBCには増減し続けるものと増えたり減ったりするものがみられた。表1にその増減傾向を示す。

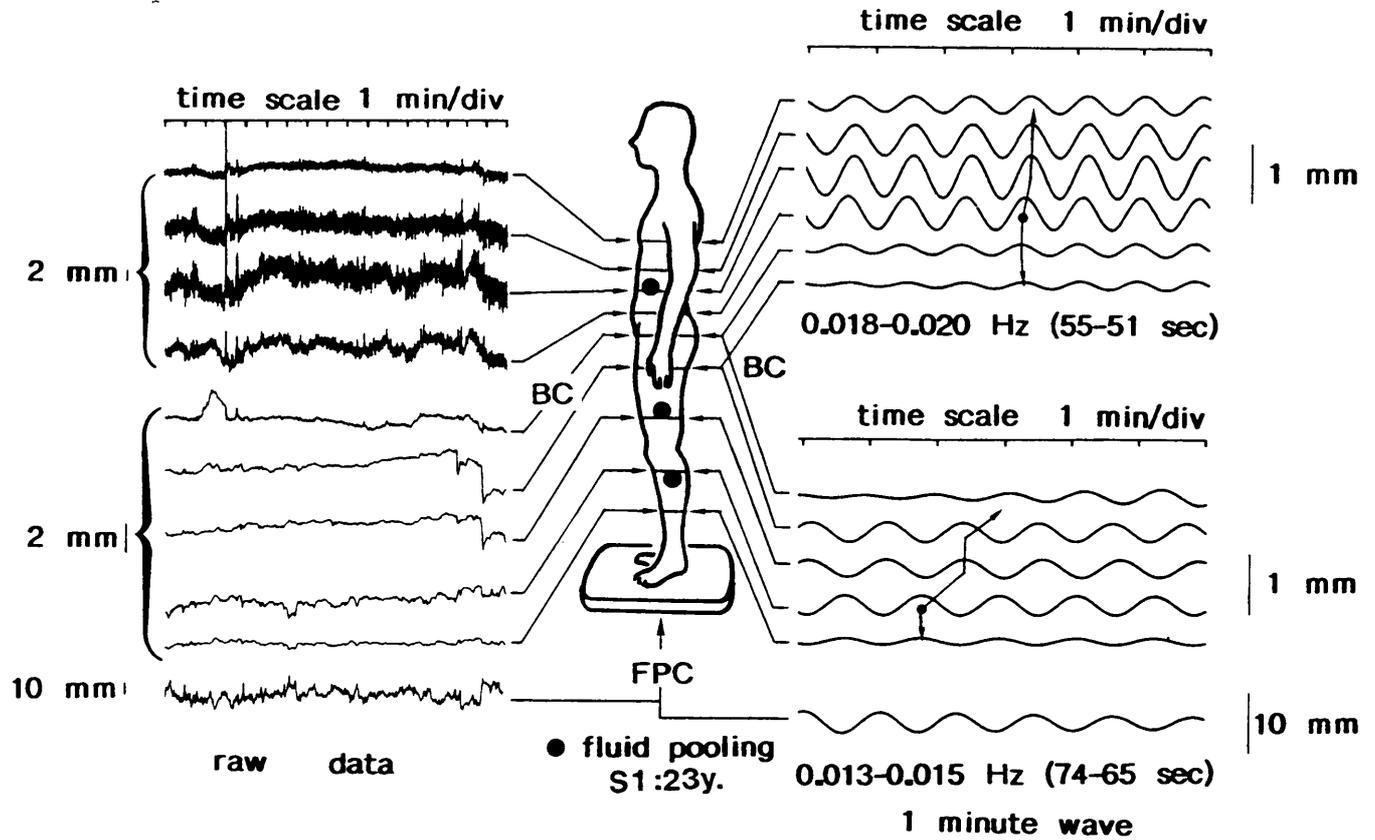


図1
足圧中心（FPC）と身体周囲長（BC）の生データ例（左）、およびデジタル・フィルタにより求めたそれらの1分波（右）：静脈血の貯留は下腿ばかりではなく腹部にも引き起こされ、その貯留部位に体液量変動の1分波が発生して他の部分に伝播していた。下腿の1分波はこれまでにみいだされたやや遅い成分、腹部のそれはやや速い成分にその波長が一致した。

表1
身体各部位における周囲長（BC）の増減傾向：これらの増減傾向は体液量の変動をしめす。この表から体液貯留が腹部と下腿に起こることを読み取れる。

measured body part	subject No.						
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7
chest	-	-	-	-	-	-	-
lower chest	-	-	±	-	-	-	-
stomach	-	-	+	-	-	-	-
abdomen	-	±	+	±	-→+	±	-
lower abdomen	-→+	+→-	-→±	+	-	+→-	-→+
upper thigh	+→-	+	-→+	+	-	+	-→±
lower thigh	+→-	+	+	+	+	+	+
calf	+	+	+	+	+	±	+
under the calf	±	±	±	+	+	±	+

(+) ; increase (-) ; decrease (±) ; no change

絶対値表示で1分波を観察すると、図1右側のように腹部と下腿上部の振幅が大きく、それから離れるに従い振幅は小さくなった。また、両部分の1分波が他よりも先行し、それらより離れた部分になるにつれて次第にその位相が遅れていた。この結果はスペクトル分析によっても確認でき、下腿の1分波はこれまでにみいだされたやや遅い成分（周波数；0.013-0.016 Hz, 周期；77-63 sec）、腹部のそれはやや速い成分（周波数；0.018-0.020 Hz, 周期；56-50 sec）にその波長が一致した。これらのことから、静脈血の貯留は下腿ばかりではなく腹部にも引き起こされ、その貯留部位に体液量変動の1分波が発生して他の部分に伝播していることが推定された。

波動の頂点と谷からもとめたBC 1分波の平均振幅と標準偏差を表2に示す。BC 1分波の変動を波動の頂点と谷でみると、それは、下腿で0.1~0.2mm、腹部で約1mm、胸部で約0.5mmという僅かな変動であった。試みに体積の変動量を直円錐台形として計算したところ、1分波の発生する下腿ふくらはぎ部分（測定BC間の平均距離10.9cm）で1.3ml/cycle、腹部臍の位置（測定BC間の平均距離6.5cm）で9.6ml/cycle、胸部乳頭下の部分（測定BC間の平均距離6.5cm）では6.0ml/cycleであった。

表2

波動の頂点と谷からもとめた身体周囲長1分波の平均振幅と標準偏差

frequency component measured body part	lower component (0.013-0.015 Hz)		higher component (0.018-0.020 Hz)	
	M(mm)	SD(mm)	M(mm)	SD(mm)
chest			0.213	0.155
lower chest			0.286	0.153
stomach			0.563	0.343
abdomen			0.554	0.304
lower abdomen	0.199	0.113	0.227	0.126
upper thigh	0.145	0.102	0.146	0.118
lower thigh	0.075	0.082		
calf	0.115	0.117		
under the calf	0.043	0.045		
foot pressure center	2.122	1.621		

(M); mean, (SD); standard deviation, N=7

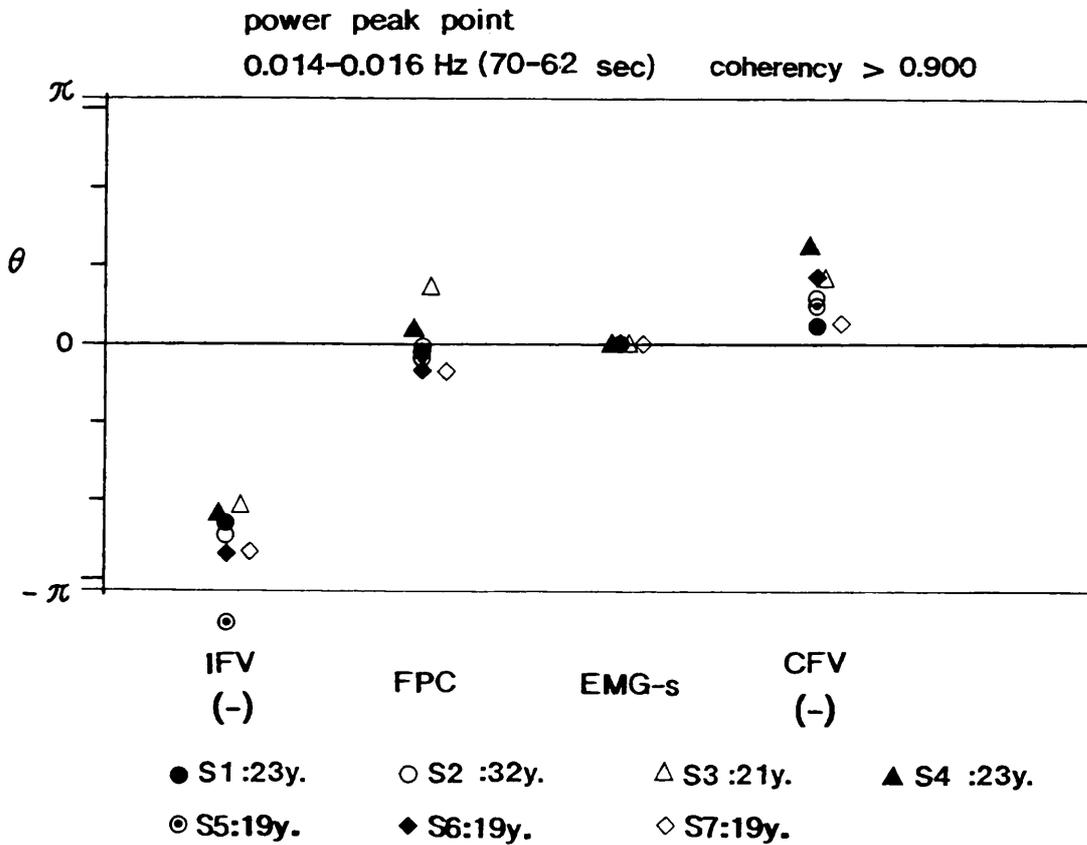


図2 ヒラメ筋筋放電 (EMG-s) の1分波を基準として求めた、下腿筋ポンプ作用に關与する1分波の位相差：位相順は①胸腔内体液量 (IFV) 減少、②足圧中心 (FPC) 前方偏位とEMG-sの増加、③下腿体液量 (CFV) 減少の順であった。1周期は $-\pi \sim +\pi$ で示される。

下腿筋ポンプ作用に關与する機能において、クロス・パワー・スペクトル分析により求めた1分波の位相差を図2に示す。その位相順は①IFV減少、②FPC前方転位とEMG-sの増加、③CFV減少の順であった。図3はEMG-sを基準データとして、これらの位相差から求めた1分波の遅れ時間を図示したものである。IFVが減少してから、FPCが前方偏位してEMG-sが増加するまでの時間は平均27秒、EMG-sが増加してCFVが減少するまでの時間は、平均7秒であった。統計検定として、T検定による平均差の検定を実施した結果、これらふたつの時間差は1%レベルで有意であった。また、IFVとCFVは反転關係にあり、IFVの減少とCFVの増加およびその逆の位相差には有意差が得られなかった。さらにFPCとEMG-sの位相差も有意差はなかった。そこでこれらは、統計的にほぼ同時に起こると判定した。

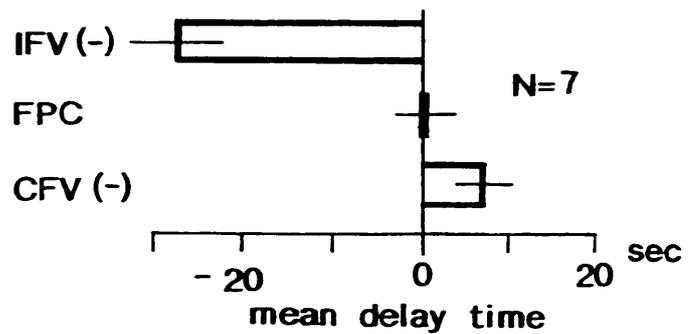


図3 ヒラメ筋筋放電 (EMG-s) の1分波を基準として求めた、下腿筋ポンプ作用に關与する1分波の遅れ時間：胸腔内体液量 (IFV) が減少してから足圧中心 (FPC) が前方偏位してEMG-sが増加するまでの時間は平均27秒、EMG-sが増加してCFVが減少するまでの時間は平均7秒であった。これらふたつの時間差は1%レベルで有意であった。また、FPCとEMG-sの位相差は平均がゼロであった。横実線は ± 1 標準偏差を示す。

IV 考 察

これまでの研究では^{37,40)}、生データをその振幅の標準偏差で規格化してから分析をしてきた。そのため立位時の体液量変動1分波の伝播方向については、たんに上方に伝播することしか知ることができなかった。本研究では、BCの定量化した絶対値データを分析し詳細に検討したところ、これまでにみいだした1分波のやや遅い成分は下腿で発生し、やや速い成分は腹部で発生すること、またそれぞれが周辺部に伝播することを明らかにできた。この結果は、すでに明らかにした著者らの結果からみてもより合理的な結果と思われる。

すなわち、著者らは、異なった静止姿勢により引き起こされた血液貯留部位の変化に従いこの1分波の伝播方向が変わることから、この1分波が血管平滑筋の自動収縮により発生することを明らかにした³⁾。それからみれば、下腿と腹部に貯留が起った場合、その1分波は本研究結果のと通りの伝播を示すはずである。

下腿で発生した1分波は腹部まで伝播して消失するけれども、その静脈還流促進作用あるいは静脈血液量の下降防止作用は、腹部で発生した1分波に受け継がれる。さらに腹部1分波の伝播量は途中で半分ほど失われるが、胸部にまで伝播し補償作用の働きをする。これらのことは、波のエネルギー変化からみても合理的なことと思われる。すなわち、エネルギーを消費しながら胸部にまで伝えられた波エネルギーが心臓の充満圧の低下を補償していると思われる。またさらに、胸部で吸収されずに残ったエネルギーが、跳ね返り等の波の干渉作用を引き起こしているものと思われる。

さて、これまでの筋ポンプ作用に関する位相順の結果^{8,9)}にはふたつの疑問点があった。そのひとつは、位相順においてFPCが後方に偏位するとEMG-sが増加する関係を説明できなかったことである。他のひとつは、位相差においてEMG-sの増加からCFV減少までに時間がかかり過ぎたことである。本研究ではこれまでに測定した4名のデータも含まれているが、それらについてはデータレコーダー信号の再生から分析作業をやり直した。その結果、この位相順においては、FPCが前方に偏位するとEMG-sが増加するという説明可能な関係を得ることができた。この関係は先行研究の結果¹⁶⁾とも一致する。またCFVの位相遅れについては、その平均が7秒と非常にゆっくりとした筋ポンプ作用の効果にかかる時間としては、ほぼ妥当な値を得ることができた。

これまでの結果が本研究と異なった原因を究明するためそのデータ分析過程を調査したところ、FPCについてはプラス・マイナス記号の表示ミス、CFVについてはデータの正負逆転をみいだした。したがって、これまでの結果^{8,9)}も位相差については本研究と同じになるので、ここにて修正をする。なお、筋ポンプ作用に関連する分析では測定項目の尺度が異なるので、これまでと同様に規格化したデータを採用し、振幅の定量を行わなかった。

著者らはこれまで、立位時の姿勢制御に重心の上下動による振子モデルをあてはめて、この1分波の筋ポンプ作用をやや遅い成分の位相差から説明してきた。すなわち、起立による胸腔内の体液量の減少と下腿体液量の貯留が重心位置の下降を起こす。同時に前方への重力モーメントが減少し、足圧中心点が後方に移動する。それと前後してヒラメ筋の収縮が強まり、次に前脛骨筋のそれが強まる。その結果、両者の筋収縮による筋ポンプ作用が下腿体液量を減少させると説明してきた。しかし、本研究の結果ではIFVとCFVの1分波よりFPCの1分波が約7秒先行していた。単純な振子モデルなら物質と重心の動きは一致するはずであり、ここでの結果はそれと異なる。体内での物質移動がただ1個の質量中心移動では説明できないことを示している。したがって、本研究の場合に単純な振子モデルをあてはめることは妥当性を欠くと思われる。すなわち、体液の下降速度が上体と下肢で異なるとか、なんらかの補償作用が働いていることが考えられる。

その結果、足圧中心の前方偏位と同期してヒラメ筋が収縮し、筋ポンプ作用が引き起こされるものと思われる。IFVの減少からEMG-s増加までの時間が平均24秒とかなりの時間を必要とするのはそのためではないかと思われる。

下腿の筋ポンプ作用はFPCの1分波に同期して作動するが、胸部の体液移動によって引き起こされる重心の上下動とは直接的に関係するものではないと思われる。しかし、それが胸部静脈血の減少に由来する下腿静脈血の貯留を補償していることは確かなことである。

V 結 論

ヒトの静止立位時において、足圧中心動揺とプレチスモグラム法による身体各部位の体液量変動、および下腿抗重力筋の筋放電を同時測定し、それらの1分波を定量分析した。その結果、以下の結論を得た。

- 1) 静止立位時における静脈血の貯留は、下腿ばかりではなく腹部にも引き起こされ、その貯留部位に体液量変動の1分波が発生して他の部分に伝播する。これまでにみいだした体液量変動1分波のやや遅い成分は下腿で発生し、やや速い成分は腹部で発生するものであった。
- 2) 下腿で発生した1分波は腹部まで伝播して消失するけれども、その静脈還流促進作用あるいは静脈血液量の下降防止作用は、腹部で発生した1分波に受け継がれ、胸部にまで伝播して補償作用の働きをする。
- 3) 下腿筋ポンプに関与する1分波の位相差では、胸腔内体液量減少より足圧中心後方偏位が先行していた。したがって立位時の姿勢制御には、単純な振子モデルをあてはめることは妥当ではないと思われる。

なお、これまでの研究についてそのデータ分析過程を調査したところ、FPCについてはプラス・マイナス記号の表示ミス、CFVについてはデータの逆転をみいだした。したがって、これまでの研究結果も位相差については本研究と同じになるので、ここにて修正をする。

文 献

- 1) Gauer, O.H. and Thron, H.L.: Postural Changes in the circulation. In: Handbook of Physiology, W.H. Hamilton (Ed), sect. 2, vol. III, chapt. 67, 2409-2439, Am. Physiol. Soc., Washington (1965).
- 2) Blomqvist, C.G. and Stone, H.L.: Cardiovascular adjustments to gravitational stress. In: Handbook of Physiology, J.T. Shepherd, F.M. Abboud and S.R. Geiger (Eds), sect. 2, vol. III, chapt. 28, 1025-1063, Am. Physiol. Soc., Maryland (1983).
- 3) 稲村欣作, 間野忠明, 岩瀬 敏: 1分波の発振部位と体液貯留部位との関係からみた体液量変動1分波の成因, 名古屋大学環境医学研究所年報, 41, 51-56 (1990).
- 4) Rothe, C.F.: Reflex control of veins and vascular capacitance. *Physiol. Rev.*, 63, 1281-1342 (1983).
- 5) 岩瀬 敏, 齋藤 満, 間野忠明, 稲村欣作, 三輪武次, 山崎良比古: 起立性失神の交感神経性機序について, 名古屋大学環境医学研究所年報, 37, 42-47 (1986).
- 6) Smith, J.J. and Kampine, J.P.: 循環の生理 第2版, 村松 準 (監訳), 医学書院, 東京 (1989).
- 7) 稲村欣作, 間野忠明, 岩瀬 敏, 青木賢一: 立位時における体動揺の1分波と体液循環, 名

古屋大学環境医学研究所年報, 39, 59-63 (1988).

- 8) 稲村欣作, 間野忠明, 岩瀬 敏, 天岸祥光, 青木賢一: ヒトの静止立位時における体動揺の1分波と下肢血液貯留との関係, 静岡大学教養部研究報告(自然科学篇), 25, 27-32 (1990).
- 9) Inamura, K., Mano, T. and Iwase, S.: One minute wave of body sway related to muscle pumping during static standing in human. In: Disorders of posture and gait 1990, T. Brandt, W. Pauls, W. Bles, M. Dieterich, S. Krafczyk and A. Straube (Eds), 55-57, Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1990).
- 10) 稲村欣作, 間野忠明, 岩瀬 敏, 青木賢一: 身体各部位における体液量変動の1分波と体液分布の保持, 名古屋大学環境医学研究所年報, 40, 68-72 (1989).
- 11) Inamura, K., Mano, T. and Iwase, S.: One minute wave in body fluid volume and sympathetic control during static standing in human. In: Disorders of posture and gait 1990, T. Brandt, W. Pauls, W. Bles, M. Dieterich, S. Krafczyk and A. Straube (Eds), 312-315, Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1990).
- 12) Whitney, R.J.: The measurement of volume changes in human limbs. *J. Physiol.*, 121, 1-27 (1953).
- 13) Kubicek, W. G., Patterson, R. P. and Witsoe, D. A.: Impedance cardiography as a noninvasive method of monitoring cardiac function and other parameters of the cardiovascular system. *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, 170, 724-732 (1970).
- 14) 日野幹雄: スペクトル分析(第8刷), 朝倉書店, 東京(1982).
- 15) 臼井支朗, 伊藤宏司, 三田勝巳: 生体信号処理の基礎(伊藤正美監修) オーム社, 東京(1982).
- 16) 間野忠明, 平沢弥一郎, 山崎良比古, 鬼頭伸和, 御手洗玄洋: ヒトの立位での重心動揺と抗重力筋の筋紡錘活動について, 名古屋大学環境医学研究所年報, 29, 12-14 (1978).

Abstract

The purpose of this study is to quantify one minute wave (1-MW) in body fluid volume change during static standing in humans, which compensates for the venous blood pooling by gravitational stress. The 1-MWs of fluctuations in body circumferences, foot pressure center and other parameters were analyzed with auto-power and cross power spectral analysis.

The blood pooling was found to be evoked not only in the lower legs but also in the abdomen. The 1-MW which generated in the calf was propagating upward and disappeared at the lower abdomen. The 1-MW which generated in the abdomen was propagating to the chest. Fluid volume change at the heart level in the chest by this 1-MW was estimated to be approximately 6.0ml/cycle. This value suggests that the 1-MW may have a compensatory role for depress of filling pressure in the heart.

A mechanism of muscle pump in the lower legs related to body sway in the standing was confirmed from phase differences of the 1-MWs. The muscle pump was activated when the foot pressure center shifted forward. It can be concluded that the simple pendulum model is inadequate to applying to the control of static standing posture in this study.