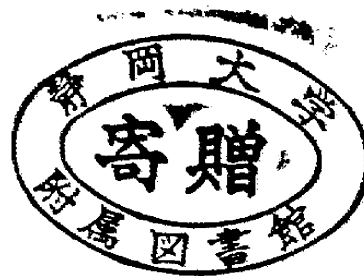


直立時のヒト下腿における筋血流の1分変動と 体液量変動1分波の関係

(研究課題番号11680020)

平成11・12年度科学研究費補助金(基盤研究(C)(2))

研究成果報告書



静岡大学附属図書館



030850481 0

平成14年3月

研究代表者 稲村欣作

(静岡大学 教育学部)



直立時のヒト下腿における筋血流の1分変動と 体液量変動1分波の関係

(研究課題番号11680020)

平成11・12年度科学研究費補助金(基盤研究(C)(2))
研究成果報告書

平成14年3月

研究代表者 稲村欣作
(静岡大学 教育学部)

はじめに

本冊子は平成 11・12 年度科学研究費補助金・基盤研究(C)(2)「直立時のヒト下腿における筋血流の 1 分変動と体液量変動 1 分波の関係」(研究課題番号 11680020)の研究成果をまとめたものである。

研究組織

研究代表者 稲村欣作 静岡大学教育学部・教授

研究分担者 間野忠明 名古屋大学環境医学研究所・教授 (平成 11 年度)

岩瀬 敏 名古屋大学環境医学研究所・助教授 (平成 12 年度)

* 研究分担者の交代は教授の退官による。

研究協力者 天岸祥光 静岡大学理学部・教授

研究経費

平成 11 年度	2,400 千円
平成 12 年度	600 千円
計	3,000 千円

研究成果

I 研究の目的と意義および背景

人が臥位から立位に体位変換をすると血液は重力の影響をそのまま受け、10-15 秒以内に約 500 ml の量が下降する。その際には、最も重要な脳血流を維持するために交感神経性反射やホルモン調節などが働らき、末梢血管を収縮させて血管抵抗を高め、全身血圧を維持する。だが、健康人でもそれが十分に働かず起立性低血圧を引き起こすことがある。立位においてヒトは、構造的にも機能的にも脳血流の不足を起こしやすいとみなされている²⁵⁾。

起立時の場合、健常人では頸動脈洞や胸腔内の血圧受容器が重力による血圧の低下を直ちに感知して交感神経を賦活化し、末梢血管を収縮させる。一方、心拍数の増加も引き起こして血圧を維持し、脳血流の減少を防止している。しかし、起立時の血液下降に対して働く補償作用には、交感神経系の働きばかりではなく、筋ポンプやホルモンの作用も深く関与している^{23),25)}。

著者らは、そのような作用のひとつとして、姿勢動揺の1分変動と体液量変動1分波が呼応して働く体液貯留補償作用を発見した。本作用においては、直立時に起こる姿勢動揺の1分変動が、下腿の血液貯留で引き起こされる血管の自動収縮と呼応して、下腿三頭筋に筋ポンプ作用を引き起こす。その結果、筋ポンプ作用による血液量の変動が体液量変動1分波となって身体上方に伝播し、血液下降を防いでいることが明らかになった。著者らはこれまで体液量変動1分波の成因と作動機序を検討してきたが、血流に関するデータの測定・分析が不足し、1分波の成因が体液の内でも血流にあることを示す直接的な証拠を得ることができなかった。今回、組織内血流指標においてそれを可能とする機器を入手できたので、さらなる体液量変動1分波の成因と作動機序の検討を行うことにした。

本研究で使用する組織 $SO_2 \cdot Hb$ 量モニター PSA III N からは、近赤外線分光法により局所組織における微小血管中の血液酸素飽和度と総ヘモグロビン量の変動を継時的に測定できる。本研究の実験においてヘモグロビン濃度が変動する可能性はないので、総ヘモグロビン量は組織中血液量を直接反映していることになる。これまで著者らが指標としてきた身体周囲長の変動は体液量変動の指標であり、血液とリンパ液の区別ができなかった。今回、組織中総ヘモグロビン量に1分変動を検出できれば、体液量変動1分波の成因がリンパ系ではなく血管系に存在することの1つの重要な証拠となるであろう。また、組織血液酸素飽和度は組織酸素の代謝を示す指標である。その変

動に1分変動が存在するとすれば、立位時のヒラメ筋組織における、酸素代謝の動態を知ることができる。いずれも新しい知見となるはずである。

本研究の目的は、まだ解明されていない血液循環に関する指標の1分変動を測定分析し、体液量変動1分波の作動機序をさらに解明にすることとした。体液量変動1分波の知見はまだ、生理学においてトピックの段階である。その作動機序がより明確になれば、その学術的意義は高くなり、すでに応用研究にて開発した「筋ポンプによる起立性低血圧防止法」^{16),19)}の普及にも役立つはずである。

II これまでの研究状況

1. 姿勢動揺1分変動の発見

1984年に稲村は、静止立位時の身体重心動揺測定において、姿勢動揺の指標とされる足庄中心動揺に含まれる1分変動を発見した²⁾。その後、著者らは、その1分変動が足底の機械受容感覚に係わりを持つことを明らかにしたが(1986)³⁾、機械受容感覚との関連は特異的なものではなく、この1分波の成因が体液量変動に関連性を持つことを明らかにした(1987)⁴⁾。

2. 体液量変動1分波の発見

1987年、著者らはラバーストレンゲージプレチスモグラム法により身体各部位における周囲長の微細な変動を測定し、その変動に1分周期があることを発見した。そして、その1分波が足庄中心動揺の1分波と関連を持つことを報告した(1988)⁵⁾。身体各部位周囲長の低周波成分は体液量の変動を示す。そこで、著者らはその1分波を体液量変動1分波と名付け、それに関連すると思われる血圧変動や筋交感神経活動なども加えた同時測定を行い、クロススペクトル分析を開始した。それ以後、体液量変動1分波について、以下の事項を明らかにしてきた。

- 1) 姿勢動揺の1分波の本態は静脈還流量の変化である。また、体液量変動1分波の形成過程には、胸腔内の低圧系血圧受容器を介する交感神経性反応が働いている(1988)⁵⁾
- 2) 体液量変動1分波の形成過程には、下腿の筋収縮による筋ポンプ作用が働いている(1990)^{7),9)}。
- 3) 体液量変動1分波は体液の再配分または分布の保持の役割を持ち、その成因は血管

の自動収縮に由来すると思われる (1989) 6),13)。

- 4) 筋ポンプが、静止立位において体液量変動 1 分波に働く作動機序の詳細 (1991) 8),10),18)
- 5) 交感神経性反応が、静止立位において体液量変動 1 分波に働く作動機序の詳細 (1993) 14),15)。

3. 起立位低血圧防止法の開発

すでに、池上ら (1985) が同じ目的で研究を試みた¹⁾が、著者らの見いだした体液量変動 1 分波の知見がなかったためか、その後の発展が見られず、教育現場への普及には及ばなかった。

著者らは、開発研究の予備実験を 1991 年に開始し、その可能性を明らかにした¹¹⁾。また、姿勢動揺が起らない状態の直立姿勢では、体液量変動 1 分波の振幅が減弱し、心拍出量も時間に従って減少することを確認した (1993) 12)。1992 年には、平成 4 年度文部省科学研究費補助金 (一般研究 C)・課題番号 04680122 により、下肢の随意的筋収縮が心拍出に及ぼす効果を検討し、下腿三頭筋の随意的筋収縮だけでは起立性低血圧防止法に役立たないこと¹⁷⁾、1995 年には、平成 6 年度文部省科学研究費補助金 (一般研究 C)・課題番号 05680083 により、姿勢動揺の前方偏倚時に下肢後側、後方偏倚時に下腹部の筋群を随意収縮させる方法が起立性低血圧防止に役立つことを明らかにした¹⁷⁾。1996 年には、平成 7 年度文部省科学研究費補助金 (一般研究 C)・課題番号 07680106 により、その随意的筋収縮の強度は、最大筋収縮の 20 %程度が有効であることを明らかにした。1997 年には啓蒙のために雑誌・「保健の科学」に開発した方法を発表した¹⁹⁾。また、これまでのデータを詳細に検討して理論を確立した²⁰⁾。さらに、この方法において筋収縮が行われていない時には、総末梢血管抵抗が上昇していることで逆効果は起こらないであろうことを見いだした²⁰⁾。

4. 体循環指標における 1 分変動の検索

今回、健康な男子学生延べ 33 名を測定し、分析可能な 20 名の立位データについてオートパワースペクトル分析を行い、これまでに明らかにされている指標に加えて、左下腿のヒラメ筋組織血液酸素飽和度と組織中総ヘモグロビン量に、これまでと同様の周波数 (0.0146 ± 0.005 Hz) を持つ 1 分変動を検出した。だが、クロスパワースペクトル分析をした結果、下腿ヒラメ筋放電の 1 分変動を基準にして求めた位相差については散布度が大きく、確定的なことがいえなかった。位相差の散布度が大きくなった原因には、使用した各種測定器の老朽化のためにこれまでより大きなノイズが測定

データへ混入したこと、および、その分析過程におけるノイズ処理に工夫が不足したためと考えられた。そこで、研究成果報告書提出の1年間延期を申請して再度データを分析し直した。

ノイズ処理によりオートパワースペクトル分析の位相差解析ができたデータは11名分であったが、その結果により新しい知見が得られ、体液量変動1分波の作動機序をより明確にすることができた。

Ⅲ 研究方法

1. 被験者

年齢18歳～22歳の健康な男子学生11名を対象とした。

2. 測定項目

1) 体液量変動

各身体部位における体液量変動の指標として、左足首から胸部乳頭までの身体周囲長変動を14カ所のレベルにおいて、ラバーストレインゲージプレチスモグラム法により測定した。

2) 全身血液循環指標

フィナプレス (Ohmeda 2300) により左中指の血圧変動を心臓レベルに測定部をつり下げて測定し、全身血圧変動の指標とした。フィナプレス測定値の校正のために自動血圧計 (A&D UA-743) にて最高血圧と最低血圧 (カフは右上腕部に装着) を5分ごとに測定した。

3) 胸部血液循環指標

心拍数を求めるために生体電気用増幅器 (日本光電 AM601-G) により心電図を記録した。一回心拍出量と心拍出量を求めるためにインピーダンスプレチスモグラム法 (AI-601G, ED-601G) により、首から胸骨レベルまでの胸部電気抵抗とその微分波を測定した。

4) 末梢血液循環指標

近赤外線分光法 (バイオメディカルサイエンス PSA-III N) により、左下腿下部のヒラメ筋組織血液酸素飽和度と組織中総ヘモグロビン量を測定した。

角田らの方法²⁶⁾により下腿血流量と下腿平均血圧および下腿血管抵抗を求めるために、左足首から膝下までの下腿電気抵抗とその微分波をインピーダンスプレチスモグ

ラム法 (AI-601G, ED-601G)により測定した。

5) 下肢と体幹の筋放電

筋収縮の指標として、生体電気増幅器 (日本光電 AM-601G) を使用して、表面電極法により前脛骨筋、ヒラメ筋、大腿直筋、大腿二頭筋、腹直筋、および脊柱起立筋の筋放電を測定した (測定側は左側)。

2) 足圧中心動揺

立位時における姿勢動揺の指標として、足圧中心の前後動揺と左右動揺を重心動揺計 (パテラ K-105S) により測定した。

3. 実験方法

立位の状態で約 15 分間、ベッド上に背臥位の状態で約 45 分間費やして被験者に各種測定器のセンサーを装着した。約 10 分間の安静椅座位をとらせた後、重心動揺計のフォースプレート上でフリースタンスの直立姿勢をとらせ、「自然に体が動くのはかまわないが、意識的には動かない」ように指示をし、40 分間の立位を保持させた。目の高さ 2m 前方に視標を置いてできるだけそれを見ているよう指示した。起立して 3 分以内に測定を開始し、上腕の血圧測定以外は 40 分間の連続測定をした。血圧測定は 5 分ごとに行った。実験終了後、センサーの装着位置に印を付けてから取り外し、身体周囲長と各種センサーの装着位置をメジャーにより測定した。測定中に起立性低血圧の兆候が出た場合には直ちに椅座位をとらせ実験を中止した。

4. 分析方法

データは A/D コンバータ (カノーパス ADXM-98A) にて、測定と同時にマイクロコンピュータ (NEC PC-9801VM) に取り込むとともに、データレコーダ (ソニーマグネスケール KS-616U とエヌエフ回路設計ブロック RP-882) に収録して後日マイクロコンピュータ (エプソン PC-486H、富士通 FMV C4/80L) にて分析した。データの同時取り込みに失敗した場合のみデータレコーダの再生信号をマイクロコンピュータに取り込んだ。

A/D コンバータの取り込み周波数は、身体周囲長と足圧中心動揺のデータでは 10 Hz、その他のデータでは 1k Hz とした。分析の初めにノイズ除去を行った。明らかにノイズと判別できるデータを除去し、除去した部分を両端のデータを結ぶ直線の値で補完した。その後逆フーリエ変換を利用したデジタルフィルターを使用してノイズを除去した。ノイズ除去をしたデータにおいて以下の前処理をおこなった。

- 1) 身体周囲長(BC)と足圧中心動揺(FPC)のデータは、10 Hzのデータを21項移動平均により平滑化してから、リサンプルをして1 Hzデータにした。
- 2) ヒラメ筋組織血液酸素飽和度(leg StO₂)と組織中総ヘモグロビン量(leg Hb)は、1 kHzのデータを1001項移動平均により平滑化してから、リサンプルをして1 Hzデータにした。
- 3) 筋放電データ(EMG)は、全波整流をしてから1秒ごとに平均積分して1 Hzデータにした。
- 4) 胸部体液量(TV)、下腹部体液量(lower AV)、下腿三頭筋体液量(CV)は、それぞれの部分の上下に位置するBCの変動と両者の距離から直円錐台型の体積を1 Hzデータから求めた(TVは乳頭から約6 cm下まで、AVは臍から約5 cm下まで、CVは下腿三頭筋におけるヒラメ筋上部から腓腹筋中央までの体積)。
- 5) 次のデータ(サンプリング周波数: SF = 1 kHz)は、以下に示すそれぞれの方法により当該時点での値を求め、スプライン補間をしてからリサンプルをして1 Hzデータにした。
 - (1) 心拍数(HR)は、R波を検出してR-R間隔の逆数として求めた。
 - (2) 一回心拍出量(SV)と心拍出量(CO)は、心電図R波をトリガーにして胸部インピーダンスプレチスモグラムの出力からKubicekらの式²¹⁾により算出した。
 - (3) 血圧データでは、フィナプレスの出力から収縮期血圧(DBP)と拡張期血圧(SBP)を検出し、全身平均血圧(MBP)を(SBP-DBP)/3+DBPで算出した。また、総末梢血管抵抗(TPR)をMBP/COで求めた。
 - (4) 下腿インピーダンスプレチスモグラムの出力から心電図R波をトリガーとして、角田らの方法により下腿血流量(leg BF)を求め、その後、下腿平均血圧(leg MBP)と下腿血管抵抗(leg RBV)を算出した²⁶⁾。
- 6) 上記5)のデータにはまだノイズが含まれているので、±3SDの範囲外にあるデータと明らかにノイズと思われるデータを除去して直線による補完を行った。

前処理により作成した40分間データ(N=2400、SF=1 Hz)の前または後を除いた2048秒のデータについてFFTを使用した周波数分析を行った。分析の妨げになる低周波数成分と高周波成分をフィルターで除去してオートパワースペクトル分析を行い1分前後の周期を示すパワーピークを検索した。検出したパワーピークの周波数帯を中心として通過させるバンドパスフィルターをデータに施した後、クロスパワースペクトル分析を行って、クロスパワー、位相差、コヒーレンス等を求めた。クロスパワーピー

クの判定においては、コヒーレンスが 0.5 以上を有効と判定した。

IV 結 果

被験者の身長は 173.3 ± 1.7 cm (Mean \pm SE)、測定開始 5 分後における背臥位の最高血圧は 122.1 ± 3.3 mmHg、最低血圧は 69.3 ± 2.8 mmHg、心拍数は 52.5 ± 2.5 bpm であった。立位の最高血圧は 123.7 ± 3.4 mmHg、最低血圧は 77.7 ± 2.1 mmHg、心拍数は 73.9 ± 3.2 bpm であった。

図 1 に身体周囲長(BC)と足圧中心前後動揺(FPC)のデータ例を示した。判別はかなり難しいが、どの部位のデータにも 1 分程度の周期を持つ変動を観察できた。下肢では膝上を除いて時間経過に従った増加の傾向が見られた。体幹の臍より上部では減少の傾向が見られた。この傾向には個体差があり、それぞれで体液貯留の発生する部位にちらばりが見られた。しかし平均的には下肢では増加の傾向を示し、体幹では減少の傾向を示した。その傾向変動を図 2 に示した。

BC のパワースペクトル分析では、個人毎に、全ての身体部位に共通したパワーピークが検出され、これまでと同様の周波数 0.00147 ± 0.004 Hz (周期: 65.9 s \pm 1.9 s) を持つ 1 分変動を検出した。FPC を基準データとしたクロススペクトル分析でも、同じ周波数帯域に共通したパワーピークがみられた。基準データからの位相差では、最も先行する部位から離れるに従って位相の遅れが大きくなり 1 分変動が波として伝播していることを示した。クロススペクトル分析から得た基準からの平均位相差を図 3 に示す。下腿では、ヒラメ筋上部と腓腹筋中央が足首と膝下より先行し、下腿の上下に 1 分変動が伝播していた。大腿と体幹では、膝上と臍下が先行するグループと、大腿下部あるいは上部、みぞおちあるいは胸下部が先行するグループに分類できた。これらの体液量変動 1 分波を発信する位相先行部位は BC の増加傾向を示し、体液貯留を示唆した。これらのピークにおけるコヒーレンスは、下腿、大腿、体幹それぞれにおいて、位相の最も先行している部位が 0.8 以上の高い値を示し、位相の遅れるに従って各部位のコヒーレンスが小さくなった。

体循環指標と足圧中心動揺のデータ例を図 4 に示した。図 4 のデータは、時系列上の 1 分変動を観察しやすくするため、デジタルフィルターにより低周波成分を除去したものである。ヒラメ筋の組織血液酸素飽和度 (leg StO₂) と組織中総ヘモグロビン量 (leg HB) には明瞭な 1 分変動を観察できた。下腿血管抵抗 (leg RBV) には時折大きな値が入っているので 1 分変動を見ることはできなかったが、他の指標では、早い周波数成分に重畳する 1 分変動を観察できた。

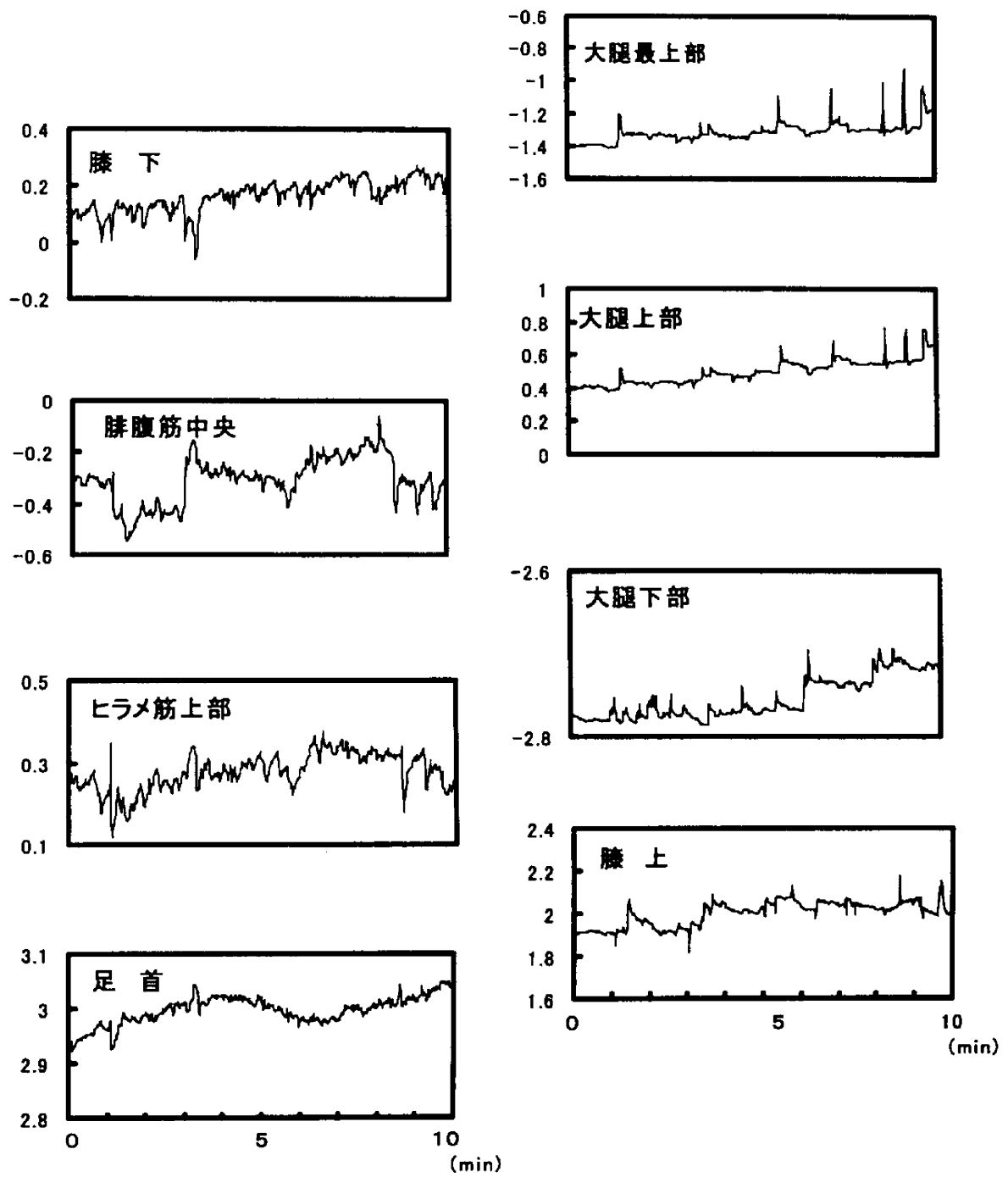


図1-1 下肢身体周囲長のデータ例。縦軸は身体周囲長(mm)を示す。被験者：男子 22 歳。測定開始から 10 分間を示した。

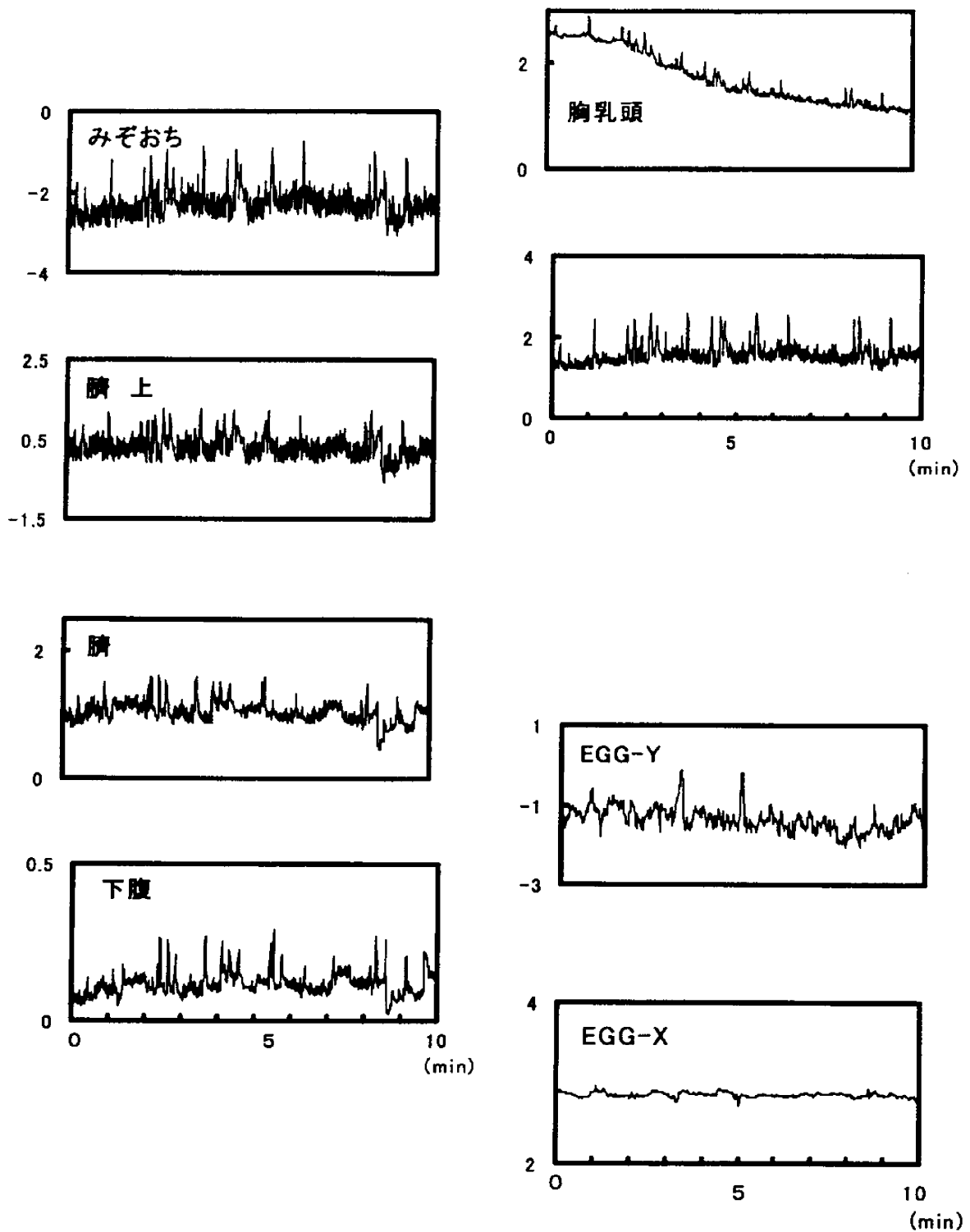


図1-2 体幹身体周囲長と足圧中心動揺のデータ例。EGG-Y:足圧中心前後動揺, EGG-X:足圧中心左右動揺。縦軸の単位は全て mm である。被験者:男子 22 歳。測定開始から 10 分間を示した。

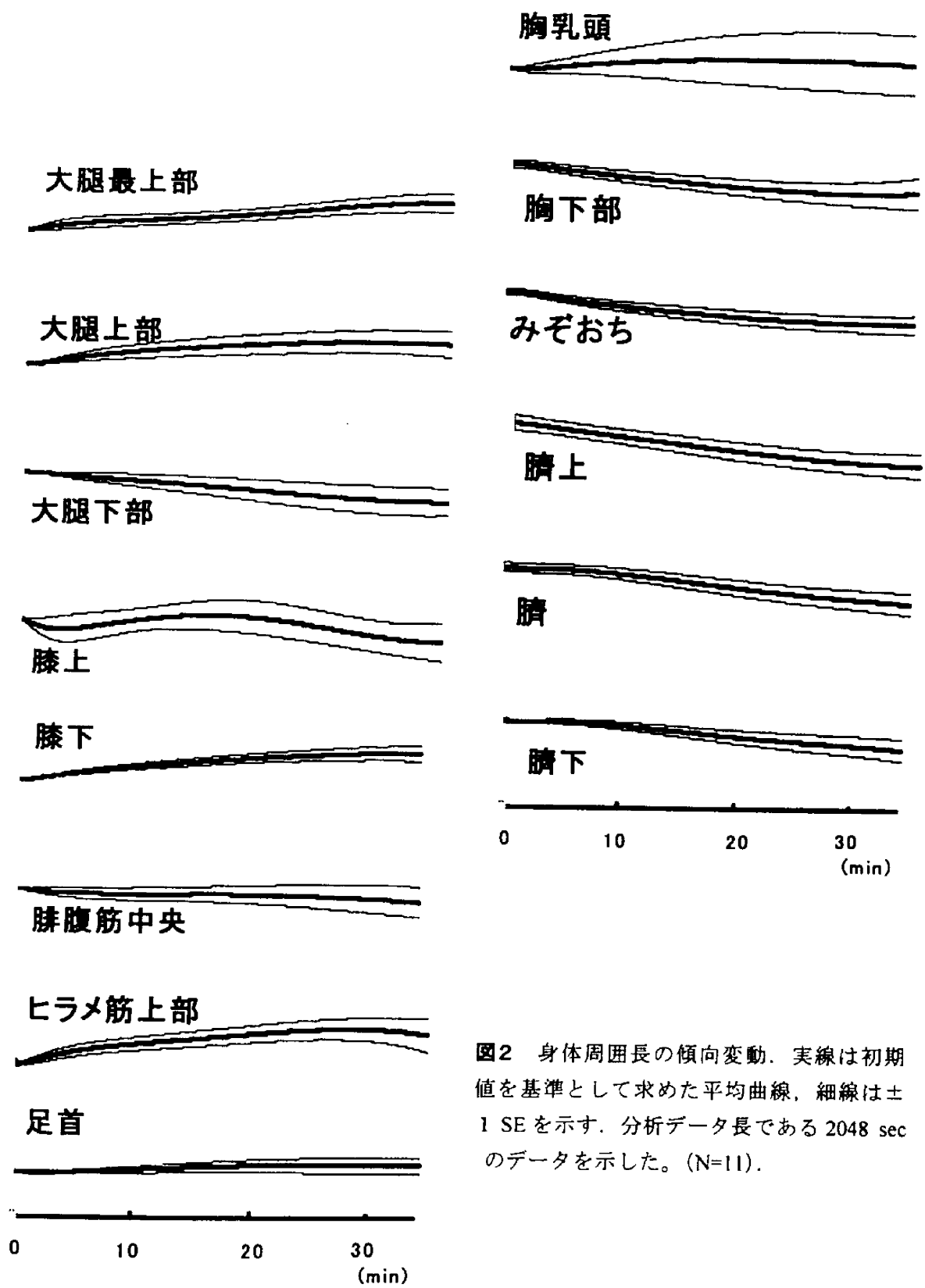


図2 身体周囲長の傾向変動。実線は初期値を基準として求めた平均曲線，細線は±1 SEを示す。分析データ長である 2048 sec のデータを示した。(N=11).

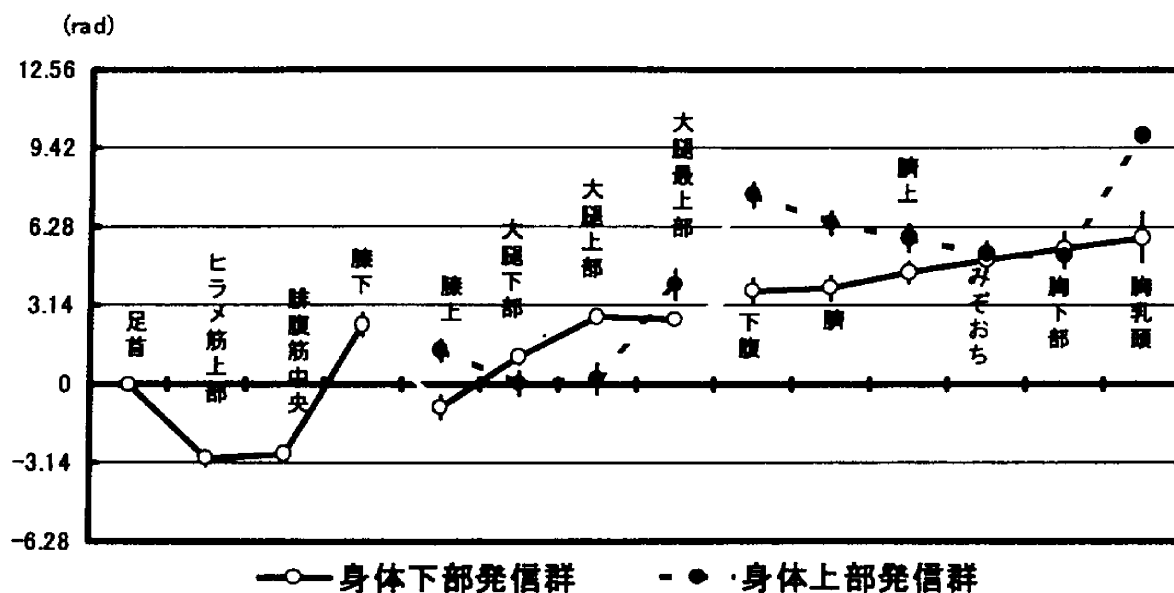


図3 足圧中心動揺を基準として求めた体液量変動1分波の平均位相差。縦軸は位相差 (rad), 垂線は±1 SEを示す。プロットした位相は全てプラス位相である。目盛りは 1π で示すが 2π で1周期である。マイナス値は基準データの位相より先行, プラス値は遅れを示す。身体下部発信群: N=6, 身体上部発信群: N=5.

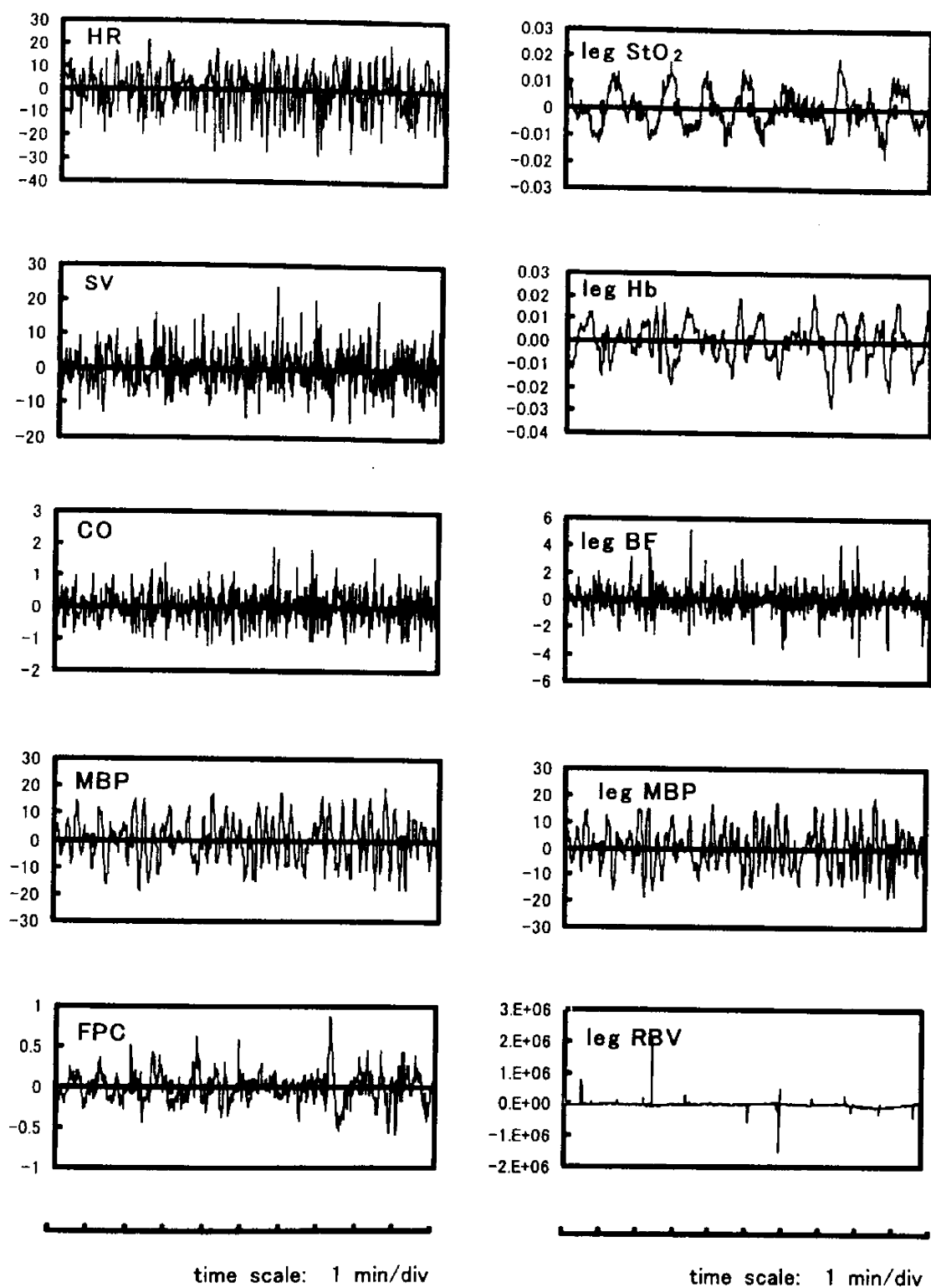


図4 体循環指標と足圧中心動揺の低周波成分除去データ例。HR:心拍数(bpm), SV:1回心拍出量(ml), CO:心拍出量(l/min), MBP:平均血圧(mmHg), FPC:足圧中心動揺(mm), leg StO₂:ヒラメ筋上部組織血液酸素飽和度(%), leg Hb:ヒラメ筋上部組織中総ヘモグロビン量(cm·g/l), leg BF:下腿血流量(ml/s), leg MBP:下腿平均血圧(mmHg), leg RBV:下腿血管抵抗(dyne·s·cm⁻⁵)。被験者:男子22歳、測定開始後10~20分を表示した。

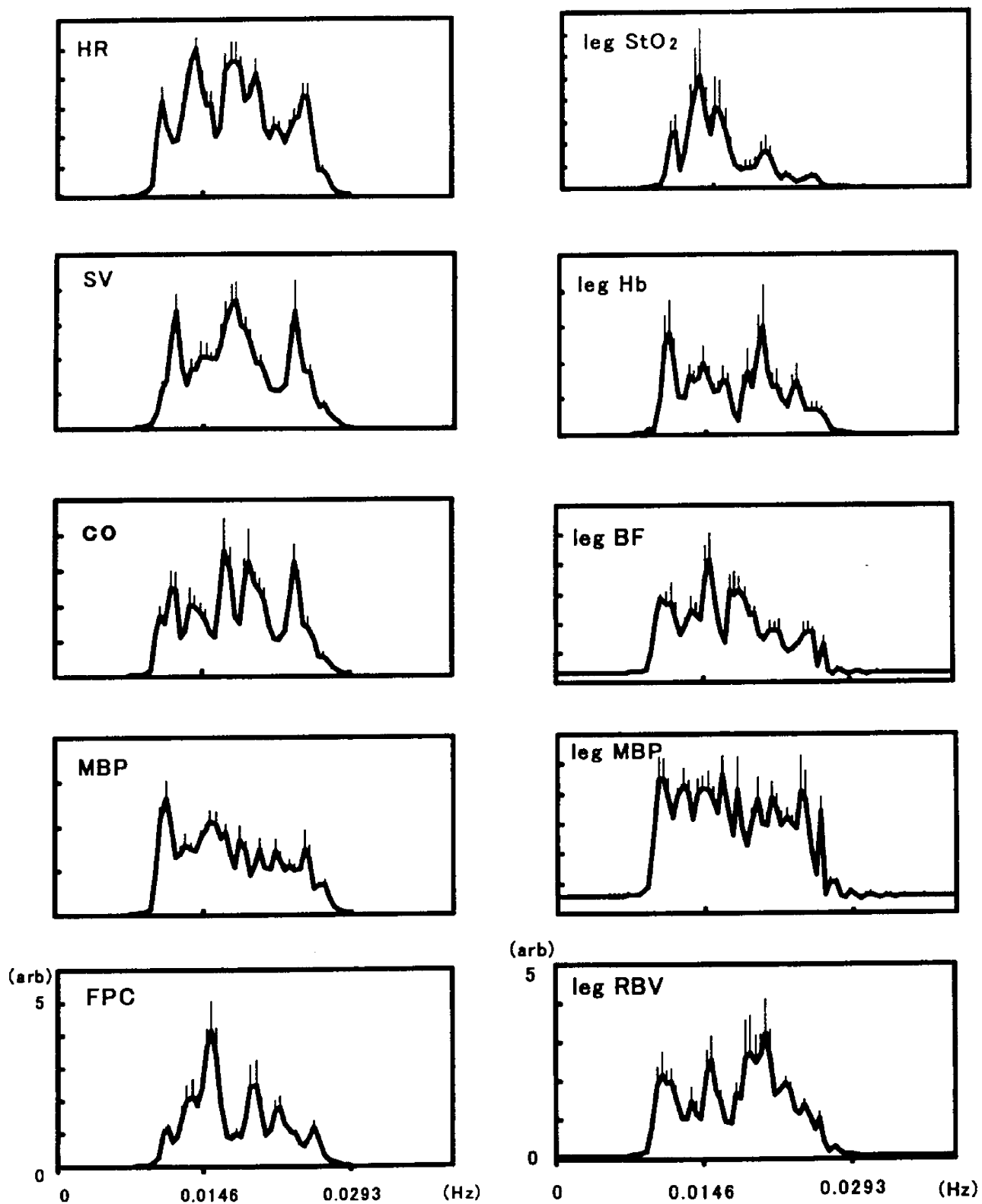


図5 体循環指標と足圧中心動揺の平均オートパワースペクトル。縦軸：パワー(arb)，横軸：周波数(Hz)，垂線は± ISEを示す。略号は図4と同じ (N=5)。

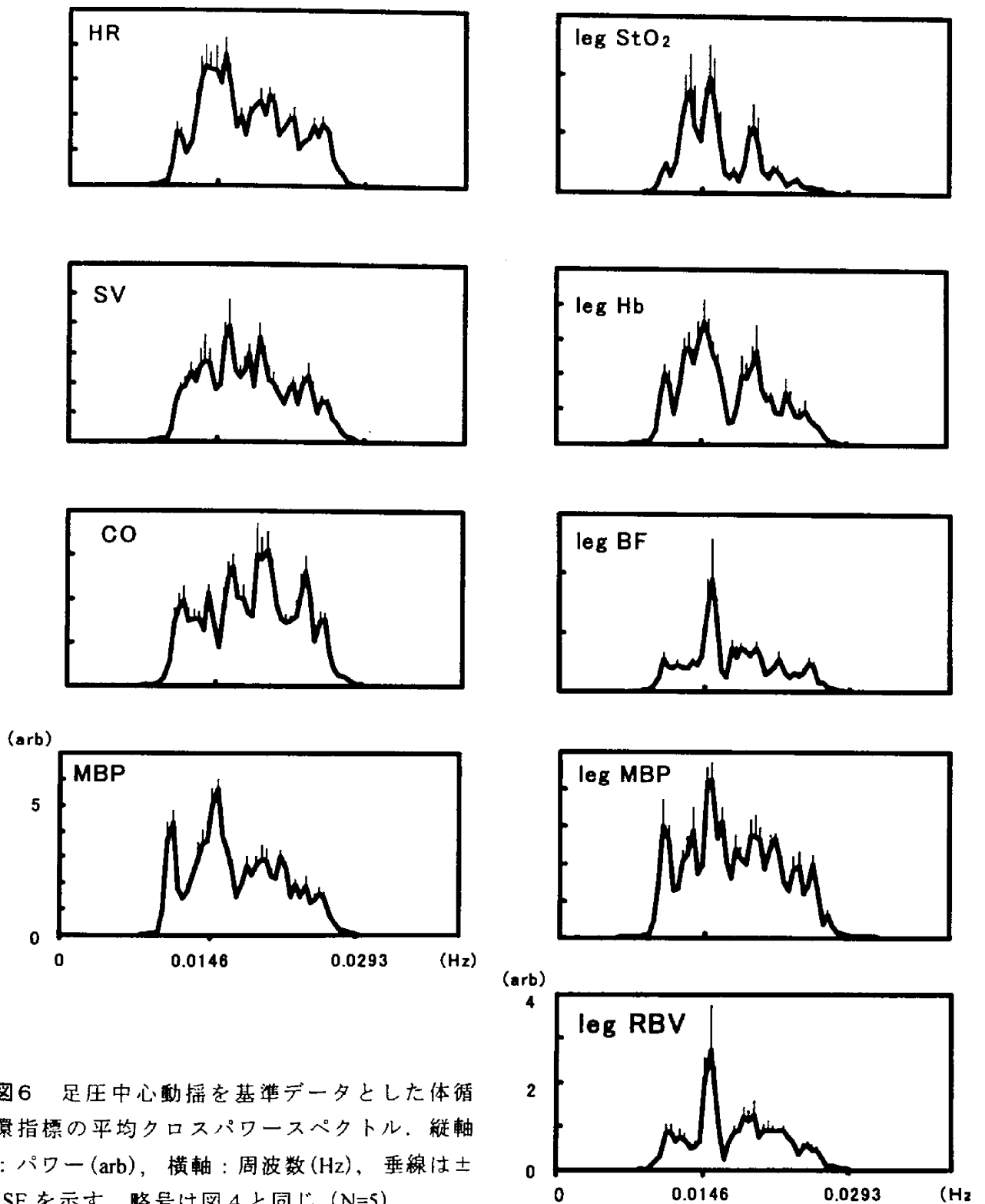


図6 足圧中心動揺を基準データとした体循環指標の平均クロスパワースペクトル。縦軸：パワー(arb)，横軸：周波数(Hz)，垂線は±ISEを示す。略号は図4と同じ(N=5)。

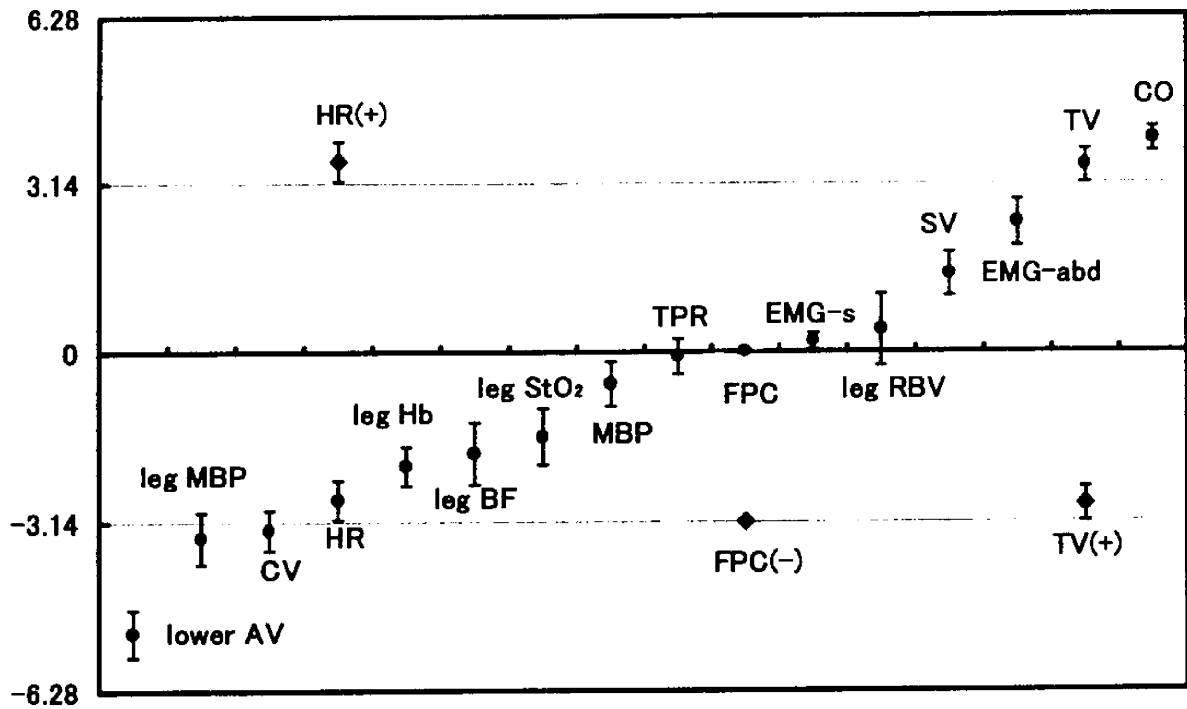


図7. 足圧中心動揺を基準として求めた体循環指標の平均位相差. 縦軸は位相差 (rad), 垂線は±1 SEを示す. プロットした位相は全て増加位相である. lower AV:下腹部体液量, leg MBP:下腿平均血圧, CV:下腿三頭筋体液量, HR:心拍数, leg Hb:ヒラメ筋上部組織中総ヘモグロビン量, leg BF:下腿血流量, leg StO₂:ヒラメ筋上部組織血液酸素飽和度, MBP:平均血圧, TPR:総末消血管抵抗, FPC:足圧中心動揺, EMG-s:ヒラメ筋放電量, leg RBV:下腿血管抵抗, SV:一回心拍出量, EMG-abd:腹直筋下部放電量, TV:胸部体液量, CO:心拍出量.

これらの指標における平均オートパワースペクトルを図5に示した。これらの平均パワーは、1分変動のパワーピーク周波数が3周波数分解能(0.0146～0.0156 Hz)の範囲にある5名の被験者から求めた。図では0.0151 Hzのところ共通してパワーピークを観察できた。他の被験者のデータでも個体差によるピーク周波数のちらばりはあるが、この周波数帯域で各指標に共通したパワーピークを検出できた。この成分の平均周波数は、 0.0146 ± 0.0047 Hzであり、周期に換算すると 67.7 ± 2.1 sとなり、1分変動と見なせた(これまでの結果では、周期: 82～51 sに分布)。

図6に、図5と同じ被験者から求めたこれらの指標のクロスパワースペクトルを示す。基準データはBCの分析と同じFPCとした。オートパワースペクトルより明瞭なパワーピークが0.0151 Hzのところ共通して観察できた。これらのピークにおけるコヒーレンスは、

インピーダンスプレチスモグラフィによるデータでは0.5～0.7の値であったが、その他のデータでは0.7以上の高値を示した。オートパワースペクトルと同様に、他の被験者のデータでも個体差によるピーク周波数のちらばりはあるが、この周波数帯域で各指標に共通したピークを検出できた。

図7にクロスパワースペクトル分析から求めた各指標1分変動の位相差を示す。縦軸は位相差(基準であるFPC 1分変動の位相からの位相遅れ)を示し、マイナス値は基準より先行、プラス値は遅れを意味する。図には、位相が先行する順に各指標の増加位相(各指標の値が増加・増大する位相)の平均値をプロットした。考察に必要な場合には、1つの指標に減少位相(位相の値を半周期: π ずらす)や前後の変動の増加位相(位相の値を1周期: 2π ずらす)を示した。

各1分変動における増加位相の順番は、下腹部体液量(lower AV)、下腿平均血圧(leg MBP)、下腿三頭筋体液量(CV)、心拍数(HR)、ヒラメ筋組織中総ヘモグロビン量(leg Hb)、下腿血流量(leg BF)、ヒラメ筋組織血液酸素飽和度(leg StO₂)、平均血圧(MBP)、総末梢血管抵抗(TPR)、足圧中心動揺(FPC)、ヒラメ筋放電量(EMG-s)、下腿血管抵抗(leg RBV)、一回心拍出量(SV)、腹直筋下部放電量(EMG-abd)、胸部体液量(TV)、心拍出量(CO)であった。

V 考 察

本研究の被験者は、週4日以上バレーボールまたはサッカーを練習している運動選手であり、心拍数は低かった。立位と臥位の血圧には差が無い健常な若者である。体液量変動の指標である身体周囲長の分析結果において、立位保持の間、時間経過に従って身体周囲長は体幹上部では減少し、下肢では増加した。この傾向はこれまで^{10),18)}

と同様の結果であった。このことは、重力により体液貯留ができることを示しているが、これまでより身体の比較的高いレベルに貯留ができる被験者が多かった。身体周囲長のパワースペクトル分析から、これまでと同様の体液量変動1分波を検出した。その1分波の周波数はこれまでの結果^{10),18)}とほぼ一致した。体液量変動1分波の伝播の様相については、1分波の発信部位により数種の形態が見られるが、本研究では大腿と体幹において、それぞれふたつのグループにまとまった。この結果には、直立姿勢制御における腹筋の使い方が影響していると予測された。以上、著者らが発見した体液量変動1分波については、これまでの結果の再現性を確認できた。

足圧中心動揺および体循環指標の分析結果では、パワースペクトル分析によりすべてのデータにこれまでと同様の1分変動を検出した。それらの周波数はこれまでの結果^{10),14),15),18)}とほぼ一致した。これらの1分変動は低周波成分を除去するとほとんどの指標に置いてグラフでも観察できた。今回、1分変動の検出を目的とした、ヒラメ筋組織血液酸素飽和度と組織中総ヘモグロビン量の変動には他の高周波数帯域の変動成分が少なく、測定データそのままでも1分変動を観察できた。

足圧中心動揺の1分変動を基準としたクロススペクトル分析による位相差を位相遅れの順にプロットするとかなり滑らかな直線に近い形を示した。これは、先行する機能変動のうち1分変動が次々と伝達されていくことを示唆している。これまで、体循環指標データのクロススペクトル分析ではヒラメ筋放電量を基準データとして分析してきたが、今回は身体周囲長の分析と同じく足圧中心動揺を基準データとした。両者の1分変動には位相差がほとんどないことが明らかになっているので、これまでと同じ結果が出るはずである。以前に報告した下腿三頭筋体液量、足圧中心、ヒラメ筋放電量、腹直筋下部放電量、胸部体液量の位相差は、本研究においてもこれまでの結果¹⁸⁾とほぼ一致する位相差を示した。ただし本研究では、下腹部体液量において位相順は同じであったが、位相差が1/3周期ほど以前の結果より先行していた。内臓の下がり具合と体液貯留の出来具合によるためか、下腹部体液量における1分変動の位相差は安定しないようである。

著者らが明らかにした体液量変動1分波の作動機序を、図7の位相順からこれまでより合理的に説明することができる。ここでは、ヒトが起立して血液量が下降する時点、または立位において、動作等の何らかの条件によって血流配分がリセットされ、血液量が重力により身体下方に移動する時点を、体液量変動1分波の作動機序の初めとする。

第1位相では、重力により血管内の血液量が下降し、下腿三頭筋体液量が増加すると共に下腿平均血圧が上昇する。足圧中心は後方にある。少し遅れて心拍数が増加す

る。このとき胸部体液量は前の1分波の増加位相にあたっているため、心拍数の増加には主として頸動脈洞の血圧低下を介した交感神経性反射が働いていると思われる。下降した血液量が毛細管に広がるためには時間必要で、下腿血流量とヒラメ筋組織中総ヘモグロビン量が増加するのは少し遅れる。組織中総ヘモグロビン量の増加により組織血液酸素飽和度が増加する。

第2位相では、下腿三頭筋体液量の増加による伸展刺激で血管平滑筋が自動収縮を開始し、第1位相で始まっている交感神経性反応と共に血液量を上部に押し上げる。この血液量の上昇により、身体の重心が高くなりそのモーメントにより足圧中心が前方に移動する。

第3位相では、このモーメントによる身体の前傾により、前庭脊髄反射や下腿三頭筋伸長反射などが関与する立ち直り反射が賦活化して下肢後側の筋が収縮し、ヒラメ筋放電量が増加する。下腿血管抵抗も最大になり、この時の筋ポンプ作用により静脈還流が増加して一回心拍出量が増加する。

第4位相では、立ち直り反射により身体が引き戻されて後傾すると、今度は前庭脊髄反射や頸反射が関与する立ち直り反射により腹筋群が収縮する。第2、第3位相で腹部まで戻された血液量はこの時のポンプ作用により胸部まで押し上げられ、胸部体液量が増加する。このとき心拍数は2回目の増加位相になっているため、胸部体液量の増加と心拍数の増加が相まって心拍出量が増加し、全身平均血圧がもとのレベルに戻される。胸部血液量の補償が完了すると、頸動脈洞と胸部血圧受容器への刺激が無くなるため、反応は休止する。しかし、重力は常に人体に加わっているため、再び血液量の下降が起きて次のサイクルに移ることになる。

以上、本研究においてこれまでの測定項目に血液循環指標を加えて測定分析した結果、より明確な体液量変動1分波の作動機序を説明ができた。PSA-IIIで測定した組織中総ヘモグロビン量については、寒冷血管反応において血液量の変化を反映することが明らかにされている²⁴⁾。近赤外分光法による測定結果はヘモグロビンよりミオグロビンの動態を反映するとの意見もあるが²²⁾、血液のヘモグロビン濃度が変化しない条件では、血液量を直接示す指標といえる。本研究の条件では、実験中に循環血漿量が増加することはないと思われるため、ヘモグロビン濃度も変化しない。また、組織血液酸素飽和度は、組織での酸素消費と酸素供給のバランスを反映した酸素代謝の指標であり、PSA-IIIにおいては、採血による静脈血酸素飽和度との高い相関が確認されている。

著者らは体液量変動1分波の成因について、①この1分波の波形がリンパ管の自動収縮によるリンパ流の1分変動とは異なっていること、②この1分波は背臥位等、筋

ポンプが働かない状態でも消失しないこと、③この1分波の発信部位は血液貯留位置であり、姿勢変換等による血液貯留位置の変化に従って変化すること（リンパ液はそうのように早くは移動できない）から、その成因はリンパ系ではなく血管系に存在するはずで、体液量変動1分波は血液貯留に起因する経壁圧の上昇によって引き起こされる血管の自動収縮により引き起こされると推定した^{10) 13) 18)}。

本研究の結果において、組織血液量の指標である組織中総ヘモグロビン量に明瞭な1分変動が検出されたことは、体液量変動1分波の成因が血管系にあることを示唆していると思われる。また、位相分析において組織中総ヘモグロビン量と組織血液酸素飽和度の位相を作動機序の第1位相に組み込んで合理的に説明できたことも、血管の自動収縮が成因であることを示唆している。実験中、組織血液酸素飽和度のデジタル出力の変化は6%以内であった。酸素供給が大きく変動しては生体にとって不都合であることの現れと思われる。しかし、その変動中に振幅が小さくても明瞭な1分変動が検出されたことは、直立姿勢においては、身体の重心が後方に移動した時に血液供給がなされ、前方に移動した時に少なくなるようなリズムカルな代謝が行われていることを示している。今後、体液量変動1分波については、代謝の面からの分析も必要と思われる。

VI 文 献

- 1) 池上晴夫, 西保 岳, 姜 熙成, 高橋瑞子: 起立性低血圧の予防法に関する研究、日本体育学会第36回大会号, 250, 1985.
- 2) 稲村欣作, 河合 学: 直立姿勢において足底の圧および触感覚情報が関与する重心動揺成分, 静岡大学教養部研究報告(自然科学篇), 第20巻, 33-49, 1985.
- 3) 稲村欣作, 河合 学, 青木賢一, 天岸祥光, 間野忠明, 大原孝吉: スタビログラムの低周波成分について —約1分前後の周期をもつ周波数成分と機械受容感覚情報との係わり—, 姿勢研究, 第6巻, 第1号, 1-11, 1986.
- 4) 稲村欣作, 青木賢一, 間野忠明: 立位時足圧中心における約1分前後の周期をもつ動揺, 環境医学研究所年報, 38, 262-267, 1987.
- 5) 稲村欣作, 間野忠明, 青木賢一: 立位時における体動揺の1分波と体液循環, 環境医学研究所年報, 39, 59-63, 1988.
- 6) 稲村欣作, 間野忠明, 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, 環境医学研究所年報, 1989, 40, 68-72.
- 7) 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), 第25巻, 27-32, 1990.
- 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身体動揺の1分波と下腿筋ポンプ作用, 姿勢研究, 第11巻, 第1号, 39-50, 1991.
- 9) INAMURA, K., MANO, T., IWASE, S., AMAGISHI, Y., and AOKI, K.: Low frequency components of the body's center of gravity and blood circulation. *Frontiers of Medical and Biological Engineering*, 3, 139-144, 1991.
- 10) INAMURA, K., MANO, T., IWASE, S., AMAGISHI, Y., and AOKI, K.: Fluctuation of body sway which has about 1 minute period and muscle pumping in the lower legs during static standing in humans. *ICNF '91, Proceedings of the International Conference on Noise on Physical Systems and 1/f Fluctuations*, 1991, Kyoto, p.727-730.
- 11) 稲村欣作, 間野忠明, 岩瀬 敏, 天岸祥光: 継続的静止立位における起立性低血圧防止法 —下腿の随意的筋収縮が体液量変動1分波に及ぼす効果, 静岡大学教養部研究報告(自然科学篇), 第27巻, 35-40, 1992.
- 12) 稲村欣作, 間野忠明, 岩瀬 敏, 天岸祥光: 能動的静止立位時における不随意的な身体動揺による筋ポンプ作用の役割, 静岡大学教養部研究報告(自然科学篇), 第28巻, 15-19, 1992.
- 13) 稲村欣作, 間野忠明, 岩瀬 敏, 山本清人: ヒトの能動的静止立位における体液

- 量変動 1 分波の発生部位及びその 1 分波と筋ポンプ作用との関係, 環境医学研究所年報, 44, 325-330, 1992.
- 14) 稲村欣作, 間野忠明, 岩瀬 敏: 能動的立位における体液量変動 1 分波の下腿血液貯留補償作用と筋交感神経活動, 自律神経, 第 30 巻, 第 4 号, 358-364, 1993.
 - 15) INAMURA, K., MANO, T., IWASE, S.: Role of the sympathetic nervous system in the generation of one-minute wave in body fluid volume during upright standing. *Environmental Med.*, 37(2): 117-128, 1993.
 - 16) INAMURA, K., MANO, T., IWASE, S.: A method for preventing orthostatic hypotension during prolonged static standing. In: *Vestibular and Neural Front*, K. Taguchi, M. Igarashi and S. Mori (eds), International Congress Series 1070, Excerpta Medica, Elsevier, Amsterdam, pp379-382, 1994.
 - 17) 稲村欣作, 間野忠明, 岩瀬 敏, 天岸祥光: 長時間静止立位における起立性低血圧防止法の開発 (1) 一下肢の随意的筋収縮が心拍出量に及ぼす効果, 静岡大学教養部研究報告(自然科学篇), 第 30 巻, 35-38, 1995.
 - 18) INAMURA, K., T. MANO, S. IWASE, Y. AMAGISHI and S. INAMURA: One-minute wave in body fluid volume change enhanced by postural sway during upright standing. *Journal of Applied Physiology*, 81(1), pp.459-469, 1996.
 - 19) 稲村欣作, 間野忠明, 岩瀬 敏, 天岸祥光, 稲村貞子: 筋ポンプを利用した起立性低血圧防止法 — 長時間の直立不動で起こる「脳貧血」は筋ポンプによって防止できる —, 保健の科学, 第 39 巻第 11 号, 809-814, 1997.
 - 20) INAMURA, K., T. MANO and S. IWASE.: Isometric muscle contractions voluntarily synchronized with one-minute oscillations in postural sway improve orthostatic tolerance. *Advances in Exercise and Sports Physiology*, 5(4), pp.89-100, 1999.
 - 21) Kubicek, W.G., Patterson, R.P. and Witsoe, D.A.: Impedance cardiography as noninvasive method of monitoring cardiac function and other parameters of cardiovascular system. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 170:724-7232, 1970.
 - 22) 久野譜也: 近赤外線分光法で得られる情報の意味 — プロトン NMR (^1H NMR) との関連から —, 体育の科学, 第 51 巻, 513-517, 2001.
 - 23) Mano, T.: Microneurographic researches on sympathetic nerve responses to environmental stimuli. *Jpn. J. Physiol.*, 48: 99-114 (1998)
 - 24) 酒井秋男, 斎藤建夫, 東 弘三, 柳平担徳, 浅野功治: 組織酸素飽和度 (StO_2) およびヘモグロビン量 (Hb vol) 測定装置の開発, 医器学, 第 64 巻, 264-269, 1994.

- 25) Smith, J.J. and Kampine, J.P.: Circulatory Physiology - the essential- ed3. Baltimore, Williams and Wilkins, 1990.
- 26) 角田伸一, 新藤和雅, 塩沢全司, 間野忠明: 下肢の impedance plethysmography による交感神経活動の評価法について, 臨床神経学, 30(1) : 41-44, 1990.

