

触する便座には42φの開放口を設け、便座への座位時に大腿部後面がこの開放口の中央に位置するようにした。

カフユニットは、すでに開発したトイレ設置型体重関連・心機能情報モニタシステムに組み込むよう設計試作した。本ユニットは、反射形光電センサを内蔵した加圧板（加圧有効径30φ；アクリル製で、大腿部と接触する面は弾性薄膜コーティングを施したもの：図2参照）、ウレタン製流体封入チャンバ、圧計測用カフ（ウレタン製）から構成され、加圧板が大腿部長軸方向に対して垂直に押し上げるようにスライドガイドを設けて、安定した圧迫ができるように製作した。また、チャンバから加圧板までの機械的摩擦による圧損失を考慮して、両者の間に圧計測用カフを設置し、加圧板に作用する圧力を直接検出する方式とした。カフ圧（ $P_c$ ）の加減圧制御は、ギアポンプ（TG-47A-PU-CB-B603、ツカサ電工(株)；24V、定格吐出圧力 0.5 kgf/cm<sup>2</sup>、定格吐出流量 230ml/min）により流体（水）をチャンバに流入あるいは流出させることにより行った。カフ圧（ $P_c$ ）および光電センサからの容積脈波信号（PGp）は100Hzのサンプリング周波数によりA/D変換（12bit）してパソコンに取り込み、データ処理・解析を行った。

## 2. 実験的評価

試作システムの使用性能を評価するため、健常男子大学生15名に対し、実験主旨を説明、承諾を得られた後

に、計測実験を行った。被験者には、普段の日常生活でトイレ使用する自然な状態で便座に座ってもらい、血圧計測を行った。計測は、同一位置・姿勢で2～3分間隔で3回、引き続き立ち上がってから便座に座り直してから同様に3回の計測を行い、合計90回の計測を試行した。このとき、参考までに手首部で容積振動法による血圧計測を行い、大腿部血圧との比較資料とした。

## C. 研究結果

全ての被験者に対し、加圧に伴う容積脈波信号（PGp）は、便座と大腿部後面が密着した通常の座位姿勢において、容積振動法で典型的に観測される脈波振幅変化パターンが良好かつ安定して得られた（図3参照）。しか

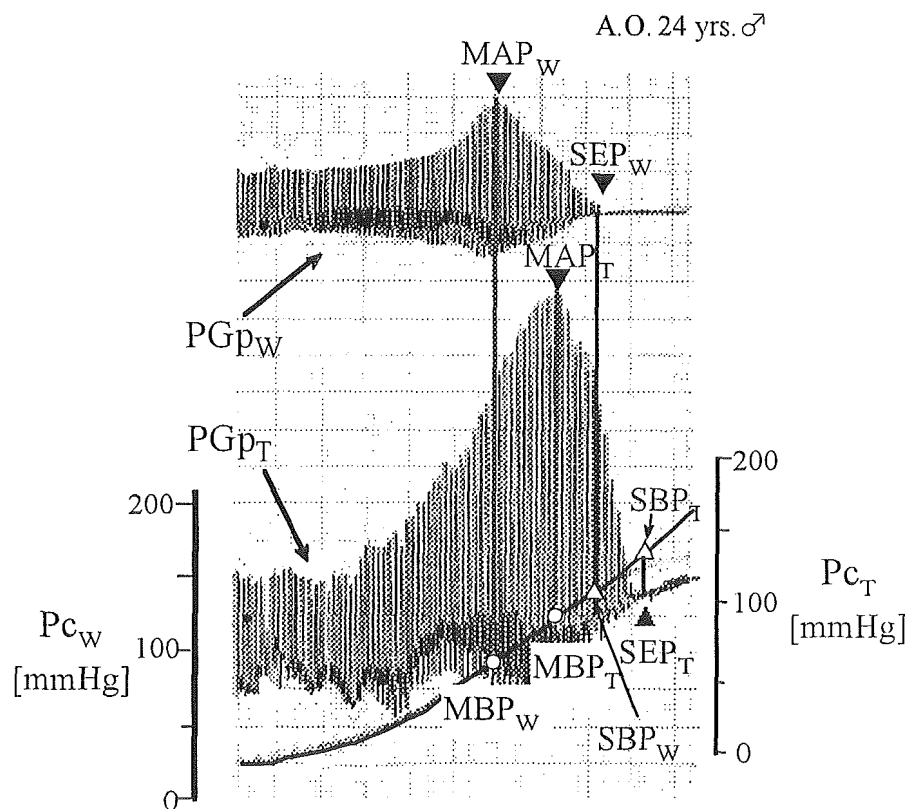


図3：カフ圧( $P_c$ )と光電容積脈波(PGp)の同時記録例。図中の記号の添字TとWは、それぞれ大腿部および手首部を表す。カフ圧の軸は心臓レベルに補正した値を示す。MAPおよびSEPは、それぞれ脈波振幅最大点および消失点を示す。したがって、MAPおよびSEPに対応したカフ圧が、それぞれ平均(MBP)および最高血圧(SBP)となる。

し、便座と大腿部接触面とに隙間が生じるような座り方（図4参照）の場合、大腿部の加圧が有効に組織に伝達されず、血压計測が困難となる場合もあった。

図3は、カフ圧( $P_c$ )と光電容積脈波(PGp)の同時記録例である。図中の記号の添字TとWは、それぞれ大腿部および手首部を表す。カフ圧の軸は心臓レベルに補正した値を示し、MAPおよびSEPは、それぞれ脈波振幅最大点および消失点を示している。したがって、MAPおよびSEPに対応したカフ圧が、それぞれ平均(MBP)および最高血圧(SBP)となる。

同図記録例で示されるように、容積脈波振幅は、血管の力学的非線形弾性特性<sup>10)</sup>に対応した変化パターンを示し、容積振動法に基づく血圧値決定が容易に行えることが判る。

手首( $SBP_w$ )と大腿部最高血圧( $SBP_T$ )、および手首( $MBP_w$ )と大腿部平均血圧( $MBP_T$ )の差( $SBP_w - SBP_T$ ;  $MBP_w - MBP_T$ )と標準偏差は、それぞれ $-2.5 \pm 6.4 \text{ mmHg}$ および $3.0 \pm 5.0 \text{ mmHg}$ であった。

#### D. 考察

以上述べてきたように、本年度は前年度までの研究成果に基づき、実際使用を想定したトイレ便座からの血圧計測システムの構築を行った。構築に際し、大腿部圧迫用カフユニットは、すでに開発したトイレ設置型体重関連・心機能情報自動計測システムに組み込み可能なように設計試作を行った。したがって、構築した全体システムは、体重関連情報（体重、排泄量、排尿速度）はもとより、バリストカーディオグラムと血圧、および両者から推定される心拍出量<sup>4,7,9)</sup>と言った循環機能情報を無意識計測できる高機能なシステムとして構築できたと言える。

トイレ便座からの血圧計測を行う場合、加圧板の押上により、大腿部に有効に加圧力が作用するか否かによって、計測結果に大きな影響を及ぼすことは事実である。図4に示すように、大腿部と便座との間に隙間が生じるような座り方であれば、加圧力は有効に大腿

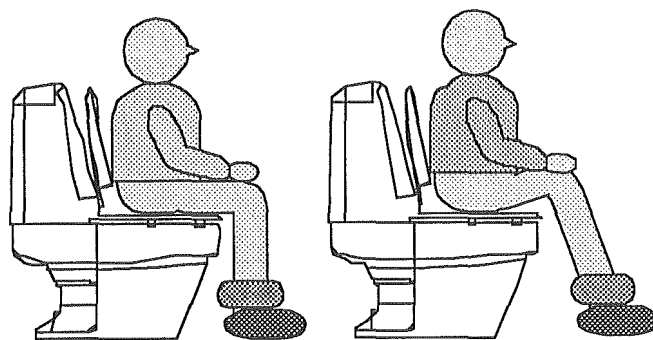


図4：便座と大腿部後面が密着した通常の便座での座位姿勢（左側）と両者が接触せずに隙間が空いた座り方の例

部に伝達されず、良好な血圧計測が困難となることは明らかである。また、座り方により、便座と大腿部の相対的位置関係に偏りがあったり、表層部において小動脈血管床の存在が少ない臀部が便座開放口に位置した場合、当然容積脈波の検出は困難となり、血圧計測は良好に行われない。さらに、今回対象としている貫通動脈の血管走行にも個人差があると考えられ、実用的には、便座開放口を便座長手方向に最低2箇所設けるなどの工夫も必要となろう。なお、大腿部は比較的単純な組織構成となっているため、大腿部の三次元有限要素モデルを構築し、局所加圧に伴う大腿組織内圧力分布を解析し、より有効な局所加圧法を見い出すことも今後重要な課題であろう。

しかし、一方において、便座と大腿部後面が密着した通常の座位状態では、図3に示すように、容積振動法で観測される典型的な容積脈波振幅変化パターンが得られ、血圧計測が良好に行われていることが判る。大腿部血圧は中枢側血圧と比べ、差異が生じることは生理学的に不可避と思われる。しかし、基準血圧として手首血圧値とした場合、大腿部血圧と比較的良好な一致を見た。しかし、全体的に最高血圧にはバラツキが大きく、大腿部最高血圧はピーキング現象と思われる高値を示した。

さて、大腿部での真の血圧値は不明であり、トイレ便座からの血圧計測法の妥当性は

明言できない。実際にはかなり困難ではあるが、直接血圧との対比実験を今後行う必要がある。しかし、大腿部から得られた容積脈波変化パターンは、他の部位、例えば今回参照とした手首における撓骨動脈、あるいは指動脈でのそれ<sup>10)</sup>と同様な変化パターンを示していることは、ここで用いた反射形光電容積脈波センサで血管運動を捉えていることは間違いなく、本法による血圧計測は他の部位と同程度に妥当性があるものと考えられることができる。

いずれにしても、トイレ便座から得た血圧値は中枢側のそれとは異なったものであることを念頭に置いて本システムを利用していくことが必要であろう。しかし、当該血圧と中枢血圧とに差異があったとしても、毎日の血圧トレンドが捉えられれば、ヘルスケアの面からの血圧情報としては十分な有用性があるものと思われる。今後、さらに被験者数を増やししながら、本法で得られた最高/平均血圧と従来法で得たそれらとの同時対比実験を行い、本法の精度評価を進めて行くことが現実的であり、また重要であろう。

以上、本年度はこれまでのトイレ設置型生体情報モニタリングの高度化を目指す一端として、健康管理に不可欠な血圧情報を取り上げ、前年度までの成果に基づき、実際場面を想定した血圧計測システムの構築を行った。また、被験者による実際使用を通し、その使用性能を実験的に検討し、本法の有用性が示された。今後、本研究で得たシステムに基づき、上述した諸課題を検討しながら、血圧値決定の自動アルゴリズムの開発を行い、血圧計測の全自動化を進めながら、すでに開発を行ったトイレ設置型体重関連・心機能情報計測システムに本法を組み込んだ総合システムの構築を行う予定である。そして、心拍出量や血圧情報、更に尿成分などの生化学情報を無意識自動計測できる次世代のトイレ設置型生理機能インテリジェントモニタシステムの研究開発をさらに推進していくことが重要である。

## E. 結論

日常生活で容易に健康モニタリングできる簡易システムの家庭内導入を行うことを目指し、トイレ使用時に無意識的に体重関連/心機能情報を計測・データ収集を行うことのできる、これまでに開発してきた全自動モニタシステムの高度化を図り、トイレ便座からの血圧計測について、実際場面を想定した計測システムの構築を行い、被験者による実際使用性能についての実験的検討を通し、本法の有用性が示された。今後、本研究で新たに生じた諸課題を解決しながら、実用システムの開発を図っていく予定である。これに成功すれば、国内外をみてもこのような血圧計測システムは初めてであり、またこれまでの研究で得たバリストカーディオグラムとの組合せにより心拍出量の計測も可能となり、本システムの高度化と今後の発展に大きく寄与できることが期待される。

## F. 参考文献

- 1) 戸川達男：無拘束計測の展望, BME, 4巻, 8号, 1-6, 1990
- 2) 山越憲一：無侵襲・無拘束生体計測、病態生理、10巻、6号、477-487、1991
- 3) 山越憲一：無侵襲、無拘束、そして無意識計測へ、精密工学会誌、62巻、11号、1525-1529、1996
- 4) 山越憲一：トイレに設置するモニタリングシステム、BME、10巻、5号、30-38、1996
- 5) K. Yamakoshi, et al: Non-conscious and automatic acquisition of body and excreta weight together with ballistocardiogram in a lavatory, Proc. 18th Ann. Conf. IEEE EMBS, 1.1.6-4(CD-ROM), 1996
- 6) 山越憲一：トイレに設置するモニタリングシステム—全自動計測システムの開発研究—、長寿科学総合研究平成8年度研究報告、Vol. 8、100-107、1997
- 7) 山越憲一：トイレに設置するモニタリングシステム—体重関連・心機能情報の全自動計測システムの開発研究—、長寿科学総合研究平成9年度研究報告、Vol.

9、1997

- 8) 大嶋章寛、山越憲一、中川原実、黒田真朗、川原田淳：トイレを利用した体重関連・心機能情報の在宅無意識計測システム、信学技報、Vol. 98, No. 95, MBE-98-18/25, 15-21, 1998
- 9) 大嶋章寛、吉田秀成、山越憲一、中川原実、川原田淳：健康支援を目的とした体重関連・心機能情報のトイレ内無意識モニタリング、第13回生体・生理工学シンポジウム論文集、485-488, 1998
- 10) K. Yamakoshi, et al: New oscillometric method for indirect measurement of systolic and mean arterial pressure in the human finger, Med. & Biol. Eng. & Comput., 20, 307-313 & 314-318, 1982
- 11) 松田隆洋、岡本明男、中川原実、野川雅道、田中志信、山越憲一、奥正次郎、田中孝英、宮脇義徳：容積振動法による居所圧迫式小型手首血圧計測法に関する検討、医用電子と生体工学、39巻（特別号）、248、2001

## G. 研究発表（平成11年度～13年度）

### 1. 論文発表

- ① 山越憲一：無侵襲計測技術の最近の動向、人工臓器、28巻(1)、16/23、1999
- ② 甲雅宏、中川武大、前田剛宏、岡本明男、野川雅道、中川原実、田中志信、山越憲一：無意識生体計測法を用いた在宅健康管理システムの開発、生体・生理工学シンポジウム論文集、15巻、223/226、2000
- ③ Yamakoshi K: Unconstrained physiological monitoring in daily living for health care, Frontiers Med. Biol. Engng., 10(3), 239-259, 2000
- ④ 前田剛宏、大嶋章寛、岡本明男、中川原実、田中志信、山越憲一：トイレを利用した無意識生体情報計測システムの開発研究—トイレ便座を利用した血圧計測法に関する基礎的検討—、信学技報、MBE2000-26、41/46、2000
- ⑤ 田中志信、中川原実、山越憲一：生理機能の在宅モニタ技術、BME、14(2)、8/17、2000
- ⑥ 山越憲一、田中志信：高齢者支援のためのセンサ技術、計測と制御、40巻(5)、343/350、2001

### 2. 学会／講演会発表

- ⑦ 大嶋章寛、吉田秀成、岡本明男、中川原実、田中志信、山越憲一、川原田淳：体重関連・心機能情報のトイレ内無意識計測システム、第38回日本ME学会大会、仙台；医用電子と生体工学、37巻（特別号）、382頁、1999（4）
- ⑧ Kawarada A., Tsukada A., Sasaki K., Ishijima M., Tamura T., Togawa T. & Yamakoshi K.: Evaluation of automated monitoring system for home health care European Medical & Biological Engineering Conference, Vienna; Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol.37, Supl. 2, 844-845, 1999(11)
- ⑨ 山越憲一：生体計測技術の新展開—無侵襲、無拘束、そして無意識計測へ—、平成11年度日本エム・イー学会北陸支部大会、金沢、1999（2）
- ⑩ 山越憲一：健康維持・管理のための在宅生体計測法、石川県バリアフリー機器等開発研究調査会、第13回情報伝達機器部会、金沢、1998(12)
- ⑪ 前田剛宏、大嶋章寛、岡本明男、中川原実、田中志信、山越憲一：トイレ便座を利用した血圧計測システムに関する実験的検討、第39回日本ME学会大会、東京；医用電子と生体工学、第38巻（特別号）、478、2000(5)
- ⑫ Kawarada A., Nanbu M., Tamura T., Ishijima M., Yamakoshi K. & Togawa T.: Fully automated monitoring system of health status in daily life, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Chicago, 2000(7)
- ⑬ 前田剛宏 岡本明男 野川雅道 中川原実 田中志信 山越憲一：無意識生体情報計測システムを備えたヘルスケアユーティリティの開発—トイレ便座を利用した血圧計測法に関する基礎的検討—、平成12年度日本ME学会北陸支部大会、2000(12)
- ⑭ 前田剛宏、岡本明男、野川雅道、中川原実、田中志信、山越憲一：トイレ便座を利用した容積振動型血圧計測に関する検討、第40回日本ME学会大会、名古屋；医用電子と生体工学、39巻（特別号）、349、2001(5)

加速度計を用いた健康モニタリングに関する研究

分担研究者 太田茂 川崎医療福祉大学教授

研究要旨

我々は数年来、独居高齢者の居室に焦電型赤外線センサを設置して健康状態を遠隔地からモニタリングするシステムの開発に取り組んでいるが、被験者に密着した情報でシステムの信頼性を高める手段として、加速度計に関する研究も続けている。本年度は、2軸加速度計を発展させた3軸加速度計を開発し性能を評価した。%酸素摂取量で表した運動強度との相関関係で計測精度を検証した後、若年被験者による負荷実験や幅広い年代にわたる歩行計測を実施して、健康状態の推測に3軸加速度計が役立つことを確かめた。

A. 研究目的

我々は独居高齢者の居室に設置した赤外線センサを用いて宅内行動をモニタし健康状態を推測するシステムの開発に取り組んでいる。このような部屋に固定するセンサは測定洩れが少ない利点はあるが、個人に密着していない限界もあるので、健康状態をより正確に推測する手段として携帯型加速度計を用いて運動状況を定量的かつ連続的に計測する研究も続けている。

前年度は、携帯型2軸加速度計を用いて計測したエネルギー消費量つまり運動強度から健康状態を推測する方法について研究し、歩行時時の加速度振幅を一步毎の時間で正規化した値とエネルギー消費量の代表的指標である%最大酸素摂取量とのリニアな関係を示して、体調が良ければ人は良く動くことから、加速度変化から健康状態が推測できることを示唆した。しかしながら、2軸加速度計で得られる情報には限界があるので、本年度は3軸加速度計を新規に開発し、これを用いて加齢による運動量変化等の研究を実施した。

B. 研究方法

1. 実験装置

Analog Devices社製のADXL202を基板に2個直交させて3軸化した加速度計を新規に開発し、これを体の重心に近い腰背部に、直立状態で前後方向がX軸、上下方向がY軸、左右方向がZ軸に一致するようクリップ等で固定して、歩行に伴う加速度変化を計測した。20Hzでサンプリングした結果をシリアルインタフェースを介してHandspring社製携帯情報端末に一時記録し、このデータを富士通製ノートパソコン(FMV-BIBLO NE3/500L)に移して解析した。連続使用時間は電池寿命の制約から約8時間である。

歩行速度を一定に保つため、SAKAI Woodway と

OMRON Healthy Walkerという2種類のトレッドミルを使用した。心拍数はポラール製のハートレートモニターで計測した。

2. 計測方法

(1) 実験1

3軸加速度計の計測精度を運動生理学分野の運動強度指標である%最大酸素摂取量で検証した。被験者は20歳代の健康な男女6名である。酸素摂取量の計測には、安全性が高い自転車エルゴメーターとダグラスバッグを用い普遍的な漸増負荷法で%最大酸素摂取量に対応する運動負荷の強さに応じた心拍数を求めた。次に、腰背部に加速度計を装着し心拍数と酸素摂取量のリニアな関係を利用して最大酸素摂取量の30、40、50、60、70、80%に対応する心拍数に達するまで歩行速度を高めて定常状態到達時の加速度変化を30秒間計測した。今回は高齢者を意識して走行実験を省いたので、低速歩行時に誤差が生じ易い加速度振幅ではなく計測値と移動平均値の差の絶対値を積算して求める平均加速度を評価指標として採用した。

(2) 実験2

負荷装着歩行時の加速度値から被験者の体力変化を推測する可能性を評価した。この実験では20代の被験者7名に対し3軸加速度計のみ装着した無負荷状態を基準として、①左右足関節に各1kgの錘、②同じく各2kgの錘、③左右膝関節に屈曲制限装具、④腰背部に5kgの錘、⑤同じく10kgの錘という5種類の負荷を装着した状態で、それぞれ3km/hの速度で5分間歩行してもらい、その中央3分間の上下、前後、左右の各軸の加速度変化を計測した。速度は高齢者を意識して低くした。

(3) 実験3

加齢の影響を知るため、幅広い年齢層の被験者の歩行時の加速度を計測した。この実験では21歳から71歳までの23名の健康な男女の腰背部に3軸

加速度計を装着し 3 km/hと 5 km/hの歩行速度における加速度変化を 1分から 3分程度（被験者の体力に応じ調節）計測した。この速度は杉山らや阿久津らの歩行速度に関する報告を参考にして定めた。

（倫理面への配慮）

実験は全て事前説明に基づく被験者本人の同意の下に実施した。実験に関し個人のプライバシーに触れる要素は無い。トレッドミル使用時は事故が起こらぬよう周りに人を配置し万一の場合に備えると同時に計測時間も適宜調整した。以上、倫理面における問題は無い。

### C. 研究結果

#### (1) 実験 1

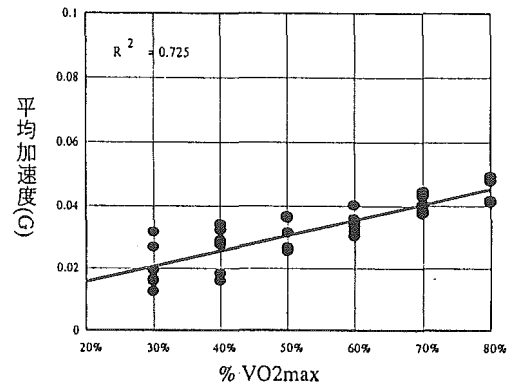
各被験者の歩行時の平均加速度と運動強度の関係を検証した。加速度計から直接得られる情報は前後(X軸), 上下(Y軸), 左右(Z軸)の各方向の加速度であるが、各軸の平均加速度を要素とする合成ベクトルの大きさ（以下、3軸合成値という）も計算で求めた。図 1 に左右方向と 3 軸合成値の平均加速度を示す。横軸は%最大酸素摂取量で表した運動強度である。図中の  $R^2$  は回帰直線の適合度を示す決定係数である。平均加速度と運動強度との間に強い相関関係があることは図から明白である。

#### (2) 実験 2

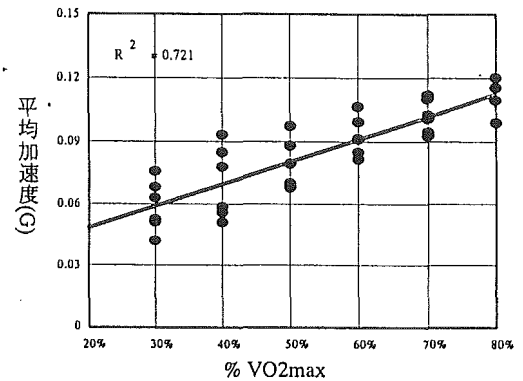
若年の被験者に対し、歩行を制限する多様な負荷装着時の平均加速度の変化状況を図 2 に示す。横軸は左から①無負荷, ②左右足関節に各 1kgの錘, ③同じく 2kgの錘, ④左右膝関節に屈曲角度制限50度の装具, ⑤腰背部に 5kgの錘, ⑥同じく 10kgの錘装着時に対応している。なお, (a)は前後(X軸), (b)は上下(Y軸), (c)は左右(Z軸)の各方向, (d)は 3 軸合成値に関するものである。この実験では足関節の錘が最も顕著に影響し、体の揺れは多くの軸について、無負荷 < 1 Kg 負荷, 1 Kg 負荷 < 2 kg 負荷となる傾向を示した。特に前後軸では、被験者全員について無負荷 < 1 Kg 負荷 < 2 Kg 負荷であった。

これに対し、膝関節装具は全員に共通する傾向見当たらない。

腰背部の錘については、多くの被験者の前後、上下および 3 軸合成値は、5 kg 負荷 < 10kg 負荷という傾向を示すが、左右軸については、反対の傾向を示す被験者もいる。なお、前後左右の軸において、無負荷 > 5 kg 負荷という傾向が目立つ原因は前傾姿勢の影響と思われる。



(a) 左右方向(Z軸)



(b) 3 軸合成値

図 1 平均加速度と運動強度

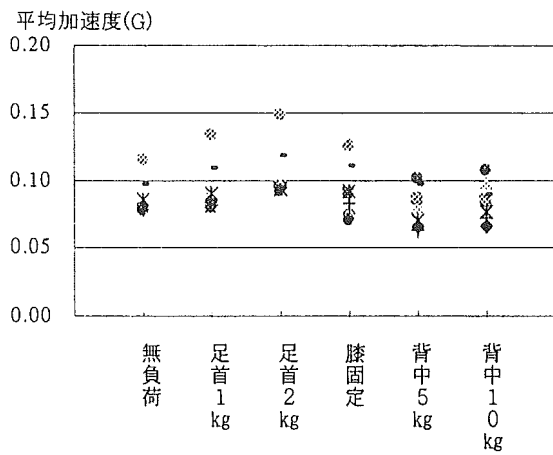
#### (3) 実験 3

5 km/h 歩行時の被験者の年齢と左右方向(Z軸)平均加速度の関係を図 3 に示す。縦軸は平均加速度、横軸は年齢である。各年代の被験者の平均加速度は広く分散しており加齢の影響を認めることは困難であるが、平均加速度の最小値は年齢に関係なく 0.4 前後の値という際立った特徴がある。これらの最小値に対応する被験者は概ね日頃から体を良く動かしている人たちで、この図は、日々の努力である程度まで体力低下は防げるという常識の正しさを示しているものと思われる。

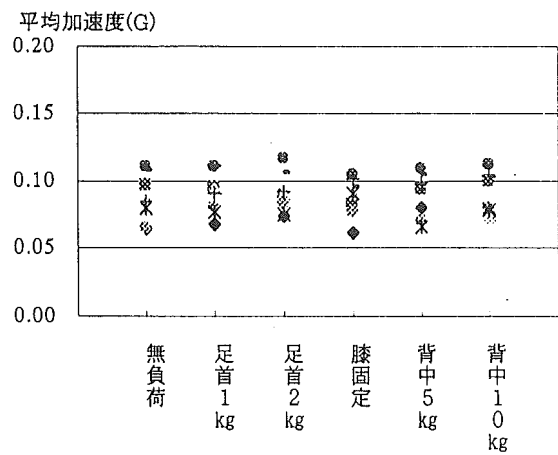
### D. 考察

加速度計に関しては、加速度振幅を指標とする研究報告例が多いが、この指標には速度に関する情報が含まれていない。昨年の報告書で各振幅を、それに要した時間で正規化した加速度振幅こそ合理的な指標であると述べたが、この指標は高齢者にしばしば見られる摺足のような加速度変化が小さい低速歩行時には適していない。

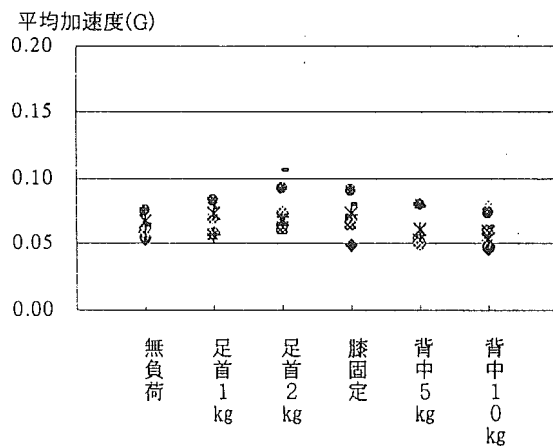
3 軸加速度計の完成で情報量が増えたので、本年度は簡単かつ正確に求められる平均加速度を指標とした。不足する速度関連情報が必要な局面では FFT で求めた歩行周波数を併用する。



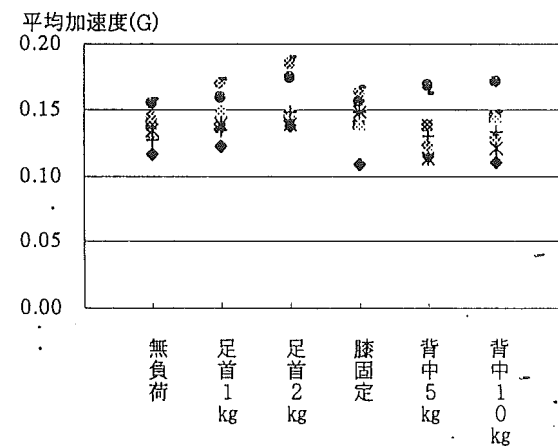
(a) 前後方向 (X 軸)



(b) 上下方向 (Y 軸)



(c) 左右方向 (Z 軸)



(d) 3 軸合成値

図 2 各種負荷が歩行に与える影響

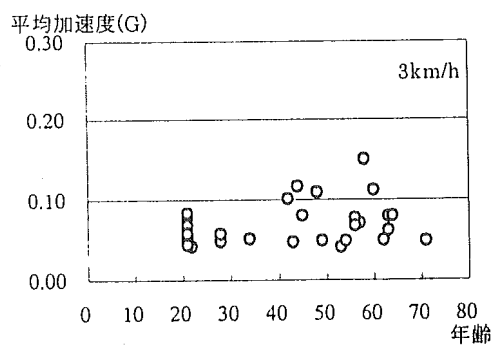


図 3 年齢別左右方向平均加速度

さて、直立状態ではヒトは垂直方向に重力に由来する静的加速度を常に受けており、加速度変化の中央値は上下軸のみ 1G (G: 重力加速度)、他の軸では 0G である。歩行中の姿勢変動の影響は各軸の移動平均値を基線にすることで排除した。平均加速度は、この基線と加速度波形が形成する図形の面積から容易に求められる。なお、図 1 に示した平均加速度と運動強度の線形な関係は、運動強度が 3 軸加速度計で正確かつ容易に計測できるこ

とを示唆している。

実験 2 で用いた負荷は全て脚筋力等の低下を模擬したもので、多くの負荷についての有効性が認められたが、膝装具のように殆ど影響されない被験者が多かったり、腰背部に軽い錘を乗せた時の方がかえって安定したりする。こうした結果は 3 km/h の速度を維持するため使用したトレッドミルの影響と思われる。つまり、脚筋力や姿勢保持能力に余力がある被験者は歩きにくい状況でも何とか努力して環境に適応するので顕著な変化は現れにくい。勿論、極めて強い負荷を課すか極度の疲労状態で計測すれば適応能力の影響を排除できるであろうが、こうした極限状態での計測には転倒等の事故多発が予想されるので、トレッドミルを用いる実験には馴染まない。

また、ヒトは腰背部の錘に対して前傾姿勢をとって錘の重心と体の重心を一致させ対処する習性がある。このため、軽い負荷に対しては体が適応し大きな影響は現れないばかりか上下方向では、無負荷時より少ない人が多い。勿論、被験者の適応能力を超える負荷、例えば、極端に重い錘は確

実に影響すると思われるが、こうした負荷は事故発生の可能性が高く危険なので実施が憚られる。

これに対し足関節の踵は姿勢変化では補償できない。これが前後軸について全員、無負荷<1 Kg負荷<2 Kg負荷という分かり易い結果を示した原因と思われる。3軸合成値に関する上記結果は統計的にも5%の水準で有意である。また、腰背部の踵についても、姿勢が異なる無負荷時と負荷装着時とは比較できないが、5 kg負荷<10kg負荷については10%程度の有意差があり、負荷に影響されたと述べても支障ないと思われる。

実験2によって、若い人でも歩行し難い状況では歩行時の平均加速度に変化が生じることが判った。このことは、老化に伴う脚筋力や平衡機能の低下を窺わせる有力な情報が3軸加速度計で得られることを意味している。ただし、その影響がどの軸に出るかについては個人に依存する。

もっとも、図3は各人の平均加速度は年齢より普段の運動習慣や基礎体力等に左右され個人差が大きいことを示しており、この図から、加齢の影響を判断することは難しい。

次に、3 km/h歩行時の左右軸と前後軸の平均加速度の比を図4に示す。縦軸は比率、横軸は年齢である。被験者を5歳刻みのグループに分け、各グループ毎の平均値で各グループを代表させた。左右軸/前後軸比が0.7前後に集中する理由は2本の足で歩く人間の特性上、前後左右共に歩数に依存するためと思われる。しかし、図2が示すように、この値は下肢や腰部の機能に支障が生じると変化するため、健康バロメータとしての役割を果たすことができる。その意味で、55歳以上の値がやや高いことは興味深い。

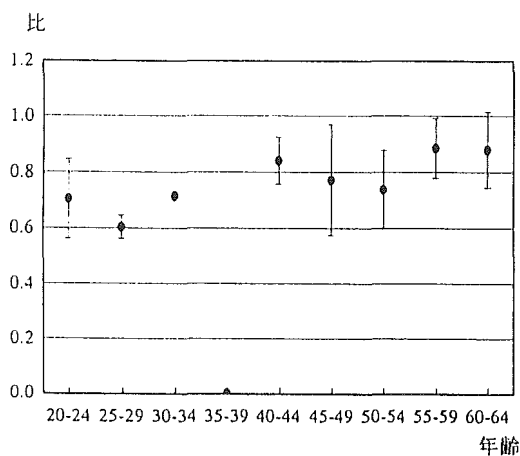


図4 年齢群別左右軸/前後軸平均加速度比

## E. 結論

実験1では、3軸加速度計の計測結果と%最大酸素摂取量とのリニアな関係を示し、運動強度計としての適合性を明らかにした。

実験2で利用した負荷は脚筋力や平衡機能の低下状況を模擬するもので、若い人でも歩行困難な状況下では平均加速度が変化するという結果は、加齢による脚筋力や平衡機能の変化が3軸加速度計で判断できる可能性を示唆している。

独居高齢者の健康状態を知る上で歩行状況や運動強度の大小は重要な情報であるが、こうした検査には、フォースプレートやビデオカメラを使うもの、排気を溜める大きな袋を背負うなど物々しいものが多い。一方で、万歩計では情報が少なすぎる。つまり、十分な情報を提供でき、しかも、簡便な計測手段は殆ど実存していない。その点、3軸加速度計は量産すればコストは大幅に低下できる可能性があり有望と思われる。

実験3では、20歳代から50歳代までの年代では各人の暦年齢よりも普段の運動習慣や基礎体力等の属人的要素の影響の方が大きいことが判った。従って、加速度計で加齢の影響を判断することは現時点では難しいと言わざるを得ない。実際に高齢者を計測した際に疲労に至る時間の短かさや歩行姿勢に加齢の影響が窺われたので加速度計測は必ずしも無意味とはいえないが、目的を達成するためには、トレッドミルの使用や計測時間等の計測環境を見直し、何時でも何処でも実施できる手軽で安全な計測方法を確認する必要がある。

しかしながら、焦電型赤外線センサの補助センサとして加速度計が独居高齢者の健康モニタリングに役立つことに疑問の余地はない。

## F. 研究発表

### 1. 論文発表

- 1) 谷川智宏, 品川佳満, 藤谷恭信, 太田 茂, 長尾光城 (2001) 携帯型加速度計を用いた運動強度の計測—加速度波形と運動強度の関係—, 川崎医療福祉学会誌11 (1), 99-105
- 2) 谷川智宏, 太田 茂, 長尾光城 (2001) 携帯型3軸加速度計を用いた運動量計測の試み, 川崎医療福祉学会誌11 (2), 313-317

### 2. 学会発表

なし

## G. 知的所有権の取得状況

1. 特許取得 特願2001-150545 運動機能測定装置および運動機能測定システム  
特願2001-353935 運動機能測定装置および運動機能測定システム
2. 実用新案取得 なし
3. その他 なし



入浴温度刺激による発汗作用の時系列的同定に関する研究

分担研究者氏名 石島正之

東京女子医科大学・先端生命医科学研究所・助教授

研究要旨 温度刺激による発汗作用は自律神経活動に影響される。ここではその発汗分泌過程を一定温度の湯の入浴時に観察した。浴槽内に各種の電気化学的センサを設置し、その経時変化を計測分析した。その結果 pH、導電度、酸化還元電位に指数または対数関数で回帰できる再現性のある応答を得た。日々入浴することで、突然死などに関係するとされる自律神経活動の一端を、時間医学的な長期間にわたり無自覚的に計測できる可能性を示した。

A. 研究目的

発汗は温度刺激により日常的に引き起こされる現象である。正常時の発汗にはこの他に精神性発汗や味覚性発汗などがある。汗の発生源となる汗腺は交感神経支配によるが、副交感神経の緊張も発汗量を増大させることが知られている。さらには交感・副交感神経のバランスが崩れることにより発汗障害が発生する。このため発汗の測定は自律神経機能検査の一つとして取り入れられている。汗は2種類の汗腺から分泌し、その分泌成分も異なる。エクリン汗腺は顔面、胸部や背部など身体全体に分布し、その分泌成分にはナトリウム、塩素、重炭酸、乳酸、アンモニア、尿酸などが含まれる。

一方入浴は温度刺激となって発汗作用を引き起こす。水温を毎回一定とすることで、一定の刺激負荷となり、その応答に再現性をもたらす点で適切な生理学的検査となり得る。この研究では、日々の入浴時に汗の発生を定量的かつ経時的に計測することで、無自覚検査による熱負荷時の長期的な自律神経活動の変動をとらえ、時間医学の観点からの計測の可能性を検討することにある。

B. 研究方法

浴槽内で温度刺激により発生した汗は水中を拡散してゆく。そこで、浴槽内水の電気化学的性質の変化を総合的にとらえることで、発汗の活動をモニタリングした。水温を41℃に自動

設定し、浴槽内に位置した被検者の胸部上・水面近傍（部位A）、または背中下・臀部近傍（部位B）にセンサを設定した。測定項目として導電度、pH、塩換算濃度、酸化還元電位を選択した。浴槽内に気泡ジェットを噴出し攪拌させた状態と、入浴剤を入れた状態を含み、それぞれの条件下で観測した。

被検者は最小6分間、静かに一定の場所に位置した。センサ出力は増幅器を通し、サンプリング周波数2Hzにてデータロガーに収集した。その後バッチ処理にて11秒移動平均、データの解析、そして回帰分析を行った。

C. 研究結果

導電度とpHの顕著な変化を部位Aにおいて、酸化還元電位（ORP）を部位Bにて観測した。塩換算濃度はどちらの部位においてもセンサの分解能（0.1%）以上の変化を認めなかった。また、気泡ジェットによる攪拌時には、出力は安定はしているものの（出力処理時定数=1s）、すべてのセンサ出力に変化を認めなかった。入浴剤混入による観測では、基準値はシフトしたが同様の経時変化を得た。各センサの単位補正出力を回帰曲線と共に次頁の図に示す。

D. 考察

身体より水中に拡散したイオンの浴槽内平均を経時的に観察するため、気泡ジェットでの浴槽内攪拌を試みたが、体表面近傍での濃度の

1/20000 程度に希釈されると推定され、濃度はそれぞれのセンサの分解能以下となるため、出力変化を認めることができなかつた。攪拌のない状態でも、センサの設置部位によって測定できない項目があつたのは、それぞれの項目に関与するイオン（たとえば pH は主に重炭酸イオン）が温水の比重と異なつたためと考えられる。よつてセンサの設置部位を選択することで、分泌イオン群を一部分離してそれぞれ観測できることが判明した。

身体を静止して安定させた状態でも観測データは不安定であつた。水中を異質の濃度の液体が移動するためであろう。ただし各データを移動平均後、回帰することにより測定項目量の経

時変化を再現性と共に安定して得ることが可能であつた。

汗を構成する各種イオンの専用センサを用いることで、その分泌の経時変化を観測することもできる。しかし、センサによっては扱いが容易ではない。ここに取り上げたセンサは自由度が高く、長期間の観測を容易とし、時間医学的な計測に適切な構造をもつものと考えられる。

#### E. 結論

浴槽内に電気化学的センサを適切に設置することで、温度刺激による発汗作用を定量的に計測できた。日々のこれらの値から自律神経活動の一端が検出できることが示唆された。

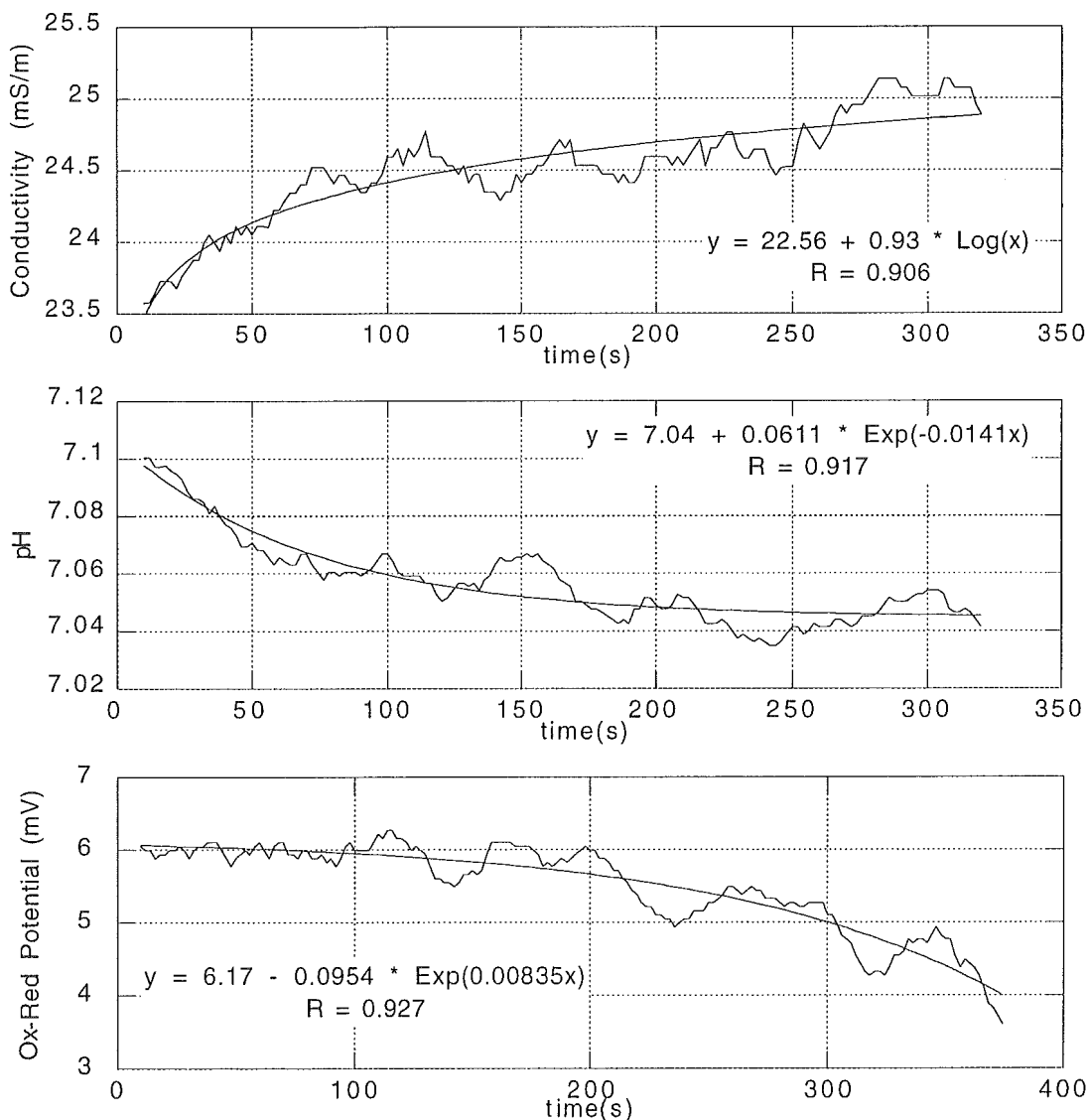


図 各項目の経時変化（導電度、pH、酸化還元電位）とその回帰

## 健康自動計測を導入した住宅設計

分担研究者 川原田 淳 広島県立保健福祉大学教授

**研究要旨:**ウェルフェアテクノハウス高岡において性能評価等を行ってきた在宅健康計測システムの高度化を目指し、今年度は本システムを一般家庭に導入する際に、長時間の生体計測や健康状態のモニタを行う面で重要な問題となる測定環境の整備に関する検討を行った。前年度までに行ってきたトイレを利用した体重・排泄量測定システム、浴槽やベッドを利用した心電図測定システム等による無意識生体計測技術に加えて、身体内テレメトリを利用したコードレスセンサの開発により、より詳細で連続的な長時間生体情報収集や健康モニタが可能となった。

### A. 研究目的

超高齢社会に突入している現在では、疾病の早期発見も然ることながら、病気の発症を未然に防ぐための健康の管理・維持という健康制御の確立が重要である。その実現のためには生体情報を長時間記録することが必須であり、無拘束計測技術の進展が強く望まれるが、実際の計測時の問題として、センサ・電極と記録計との間にコードが介在し、測定環境を著しく損なうということが挙げられる。特に在宅において、長時間の生体計測や健康状態のモニタを行う場合には、この問題をクリアすることが必要となってくる。また、この問題は複数の生体情報を同時測定する場合において、被験者の煩わしさばかりでなく、コードに起因した誤測定の原因ともなり易い。

本研究では以上の点を鑑みて、無拘束計測時における測定環境の向上のため、センサのコードレス化やセンサを直接身体に装着せずに生体情報を測定する方法について検討を行ってきた。生体情報の測定のためには、被験者の身体にセンサや電極を直接装着しない方法、あるいはそれを意識させず、無意識的に計測・記録が行われることが理想的である。在宅時においては、日用品や家具等の家庭用調度品の中に生体情報計測のためのセンサを組み込み、日常生活においてこれらを使用した際に自動的

に生体情報の測定が行われるシステムの構築が可能であり、完成度の高い無意識計測を実現できる。一方、屋外のフィールドワーク時においては、センサを身体に装着し、小型記録計を携帯する最小限の拘束は避けられないが、なるべく被験者にセンサを装着していることを意識させないよう工夫したセンサのコードレス化や計測・記録機器のウェアラブル化が有効である。本研究では、上述の無意識及び無拘束計測法について検討を行い、更にこれらを統合化し、被験者が屋外であるか在宅時であるかによって自動的にこれら計測方法を切り換え、被験者が意識することのないシームレスの測定環境を提供し、長時間の生体情報収集を実現するシステムの完成を目指す。

従来の長時間無拘束計測は、超小型記録計を携帯し、24時間にわたる生体情報を記録するホルター記録計に代表されるが、在宅時においても機器の携帯が必要であり、被験者に煩わしさを与えていた。本研究で開発予定のシステムでは、在宅時における生体情報収集のために、ベッド、浴槽や便器等の日常生活用品の中にセンサや電極を設置し、これら調度品を使用したときに自動的に心電図等の生体情報が測定・計測される。このため、入浴中や就寝時においてセンサや電極を身体に装着する必要が無く、リラックスしたより自然に近い状態での測定が可

能となる。一方、就業時をはじめとする屋外でのフィールドワーク時には最小限のセンサの装着、記録計の携帯が必要ではあるが、身体内テレメトリを利用しセンサをコードレス化することにより、センサの装着感を軽減するとともに、センサのワンタッチ装着を可能にする。したがって、本法により身体へのセンサレスやセンサ装着の簡便化がはかれるが、長時間にわたる生体情報の連続計測を目的とした場合、測定が無意識的に行われることやその手順が簡略化されることは重要であり、従来の無拘束計測の測定時間が最長1日程度であったのに対し、本法の利用により、非常に長期の連続計測を実現できる可能性がある。

## B. 研究方法

前年度までの研究課題において、住宅内における長時間生体情報計測技術を確立するための在宅健康計測システムの構築を行ってきた。本システムは、日常生活において頻繁に利用する家庭用調度品の中にセンサを組み込み、これを使用する時に自動的に生体情報が計測・記録されるものであり、その実現例として、トイレを利用した体重・排泄量測定システム、浴槽やベッドを利用した心電図測定システム等の開発を行った。また、これらの装置を1つの集積化されたシステムとするために、各種生体信号の自動計測や各装置間におけるデータ伝送を行い、完全自動化計測システムを完成させ、これを「ウェルフェアテクノハウス」に導入し、実際の住宅において性能評価を行った。

今年度は、住宅外での就業時や外出時における無拘束計測の測定環境を改善するために、コードレスセンサの開発を行うとともに、前述の在宅健康計測システムとコードレスセンサによる屋外無拘束計測システムでのデータ収集や記録方式・形態に関するプラットフォームを共通化し、統一されたフォーマットとしてデータ管理が行われるように、屋外・在宅計測システムの統合化及び測定環境のシームレス化を試みる。

屋外における無拘束計測時には、センサ装着と小型記録計の携帯が必要となるが、センサと

記録計との間を身体内テレメトリによりコードレス化し、配線による煩わしさを軽減する。また、コードレスセンサは、身体にワンタッチで装着できるように工夫した。その研究成果を次項目の研究結果において報告する。

（倫理面への配慮）

本研究においては、被験者のプライバシーの確保が大きな問題となるため、被験者の実名、個人情報等が特定されないように注意を払った。また、ボランティアによる長時間の実験では、測定上の危険性が無いことを周知し、インフォームドコンセントを書類で確認する等の倫理面への配慮を行った。

## C. 研究結果

本研究では極近距離テレメトリを利用したコードレスセンサの実現例として、まず1チャンネルコードレスセンサ装置の試作、性能評価を行った。次に多チャンネル化の前段階として2チャンネルコードレスセンサについて性能評価し、実用性について検討した。最後に搬送波周波数の異なる送受信器を2個使用し、4チャンネルコードレスセンサを試作し、性能評価、実用性の検討を行った。

### 1. 1チャンネルコードレスセンサの概要

図1は試作した1チャンネルコードレスセンサの概要を示している。今回は心電図測定用のコードレスセンサを試作し、心電図波形の変化をパルス周波数変化(PFM: Pulse Frequency Modulation)として送受信した。同図上段は胸部に装着される送受信部を、下段は受信部を示し

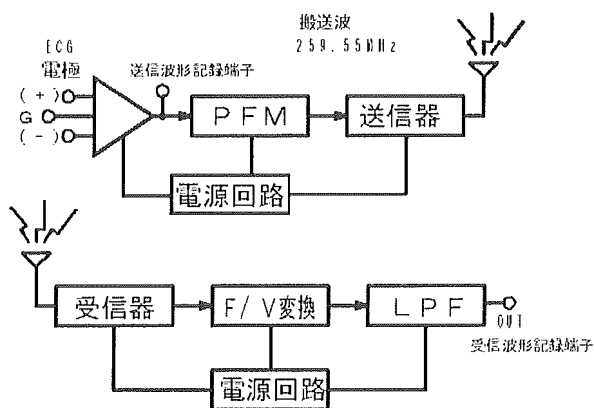


図1 1チャンネルコードレスセンサの概要

ている。送信部は心電図電極、PFM変調回路、送信器、電源回路から構成されており、重量（電池を含まない）は32.5 g、消費電流は8.8 mA、大きさはW: 45 x L: 45 x H: 10 mmである。また、受信部は受信器、復調器、フィルタ、電源回路から構成されている。システム全体の特性として、入出力の伝達特性は0 - 2 Vの範囲で直線性が保たれており、高域遮断周波数は50 Hz(-3 dB)である。

図2(a)は心電図シュミレータで作成した模擬心電図波形（第I誘導）を本システムで送受信した結果を示している。図2(b)は同模擬心電図を心電計（ECG - 6206; 日本光電）により記録した結果である。システムの遮断周波数の影響により、受信波形では高周波成分を含むR波の

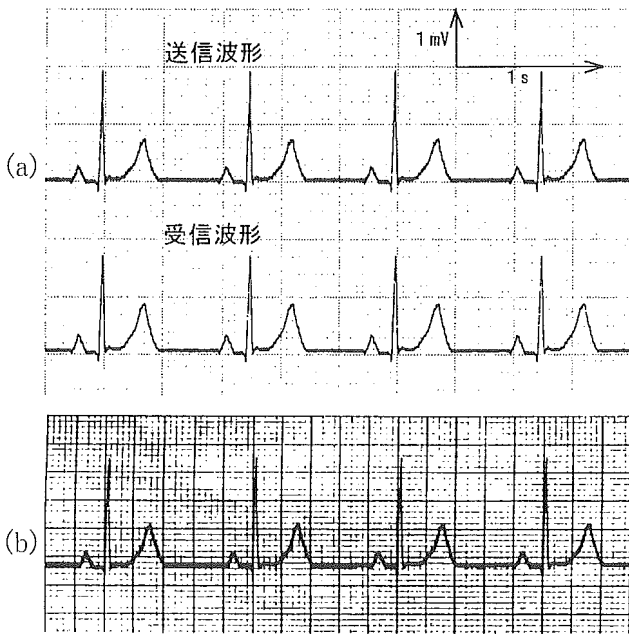


図2 1チャンネル模擬心電図波形の送受信結果(a)と心電計の出力波形の比較(b)

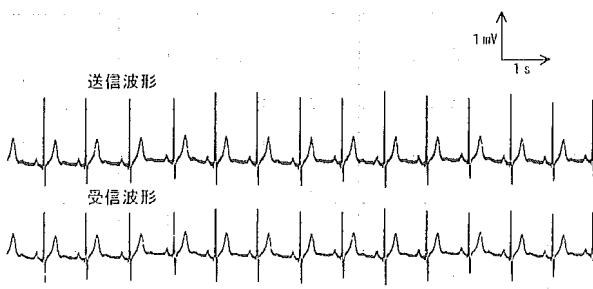


図3 1チャンネル実測心電図波形の送受信結果

ピークの減少が見られるが、その他の波形部分では入力波形、心電計出力波形と比較してもほぼ完全に波形が再現されていることがわかる。

図3は実際に本装置を用いて健康成人男子よりCM5誘導法で計測した心電図波形を送受信した結果である。模擬心電図波形と同じくR波の減少以外はほぼ完全に波形が再現されていることがわかる。1チャンネル送受信システムは軽運動時や送受信器間の距離を4 - 5 m離れた時もシステム全体は安定しており、十分に実用に供し得ると思われた。

## 2. 2チャンネルコードレスセンサへの応用

1で述べたように複数の生体情報の同時計測のためにコードレスセンサの多チャンネル化が必要となるが、その足掛かりとして2チャンネルコードレスセンサについて検討した。一つのチャンネルをパルス周波数の変化(PFM)、もう一方のチャンネルをパルス幅の変化(PWM: Pulse Width Modulation)として変調させた波形に2つの生体情報を重畳させた。

図4は2チャンネルコードレスセンサの概要である。同図上部に示すように、送信部では2つのセンサ信号をそれぞれパルス周波数、パルス幅として変換したパルス列に基づいてFM変調を行い、UHF帯の搬送波に乗せ送信する。同図下部に示す受信部では、これを受信復調しパルス列に復元するが、このパルス列をF/V (Frequency/Voltage)変換した後ローパスフィルタ(LPF)を通しチャンネル1の出力とする。一方でパルス列を積分、サンプル&ホールドして、パルス幅を電圧に変換しLPFを通しチャンネル2の出力とする。ここではパルス幅に情報を乗せるために、1チャンネルコードレスセンサと比較すると大型ではあるが高性能な送受信器を使用し

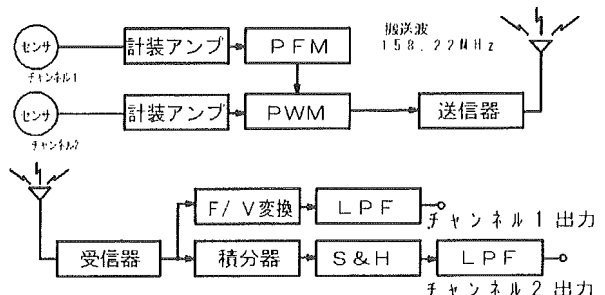


図4 2チャンネルコードレスセンサの概要

た。チャンネル1、2共に入出力特性は0 - 2 Vの電圧レベルで直線性が保たれており、高域遮断周波数はそれぞれ 50 Hz、250 Hzであった。

図5に心電図シュミレータで作成した模擬心電図波形の送受信結果を示す。チャンネル1には第I誘導を、チャンネル2には第II誘導を使用した。図5(a)は送信波形、図5(b)は受信波形を示す。

チャンネル2の第II誘導波形のR波の振幅が多少増大しているのは、チャンネル2の周波数特性が数Hz以降最大1 dB程度増加し、20 - 70 Hzの周波数帯域にピークを有するために生じたものと考えられる。しかし、チャンネル1、2共にほぼ完全な送受信が行われた。

実際の被験者（健康成人男子）に対する測定においては、被験者の身体加速度と心電図波形の同時測定によりシステムの評価を行った。

身体加速度を計測する際、センサの取り付け位置や感度軸の方向を決めることは重要であるが、今回は加速度感度軸と下腿骨方向が一致するよう左足の下腿部に装着した。測定はチャンネル1に心電図波形（第I誘導）を、チャン

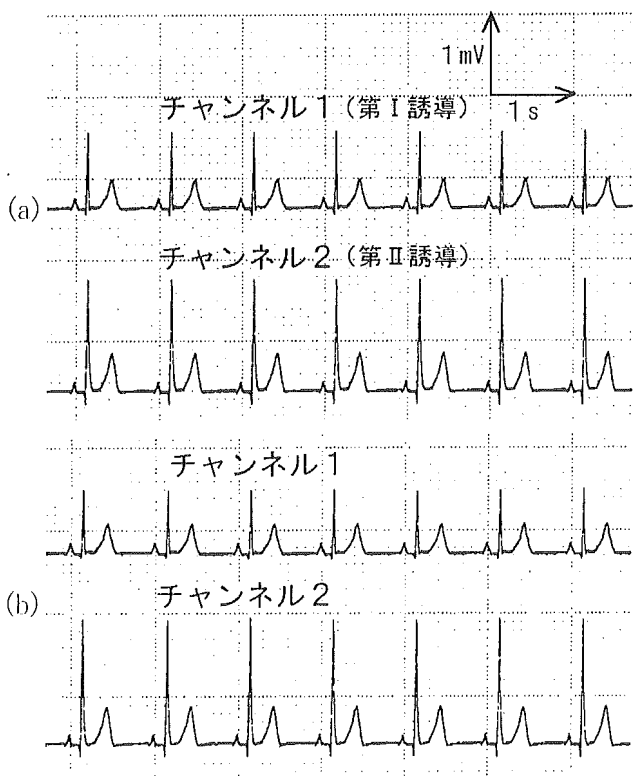


図5 2チャンネル模擬心電図の送信波形(a)と受信波形の比較(b)

ネル2に加速度センサにより測定した身体加速度を入力し、2チャンネルの送受信を行った。

加速度センサは静止時に加速度が0 g ( $g$ は重力加速度)になるように校正し、フルスケール±5 gに設定した。センサの高域遮断周波数はノイズ除去用LPFを設けたため63 Hzである。日常生活においてはこの応答速度で十分と考えられるが、スポーツ医学等の分野で加速度を計測する際は100 Hz程度までの信号を記録できるように考慮する必要がある。

被験者は座位安静状態で、加速度センサを装着した足は地面に対して垂直になるようにし、素早く足踏みを行った。図6(a)に送信波形を、(b)に受信波形を示す。受信側の加速度波形の振幅が、送信側より多少増大しているのは前述の通りチャンネル2の入出力特性の周波数応答が平坦でないためと考えられる。心電図波形は第I誘導を計測した。

心電図送信波形では運動開始直後に筋電図が重畳するのが認められるが、チャンネル1の高域遮断周波数が50 Hz程度のため、受信波形においてはこの筋電図の混入は減少した。

今回は心電図の長時間計測に加え身体活動量の評価のため、身体加速度の同時測定の例を示したが、各チャンネルの性能を踏まえその他多くの生体情報の組み合わせが考えられ、今後更に検討を加えたい。

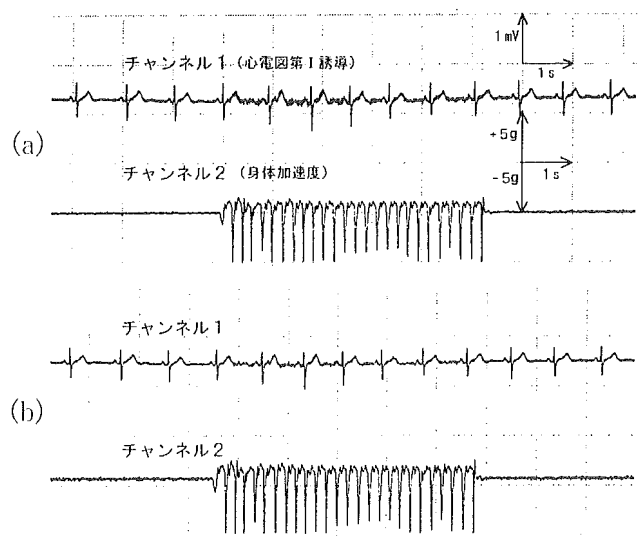


図6 実測による2チャンネル生体情報の送信波形(a)と受信波形の比較(b)

### 3. 4チャンネルコードレスセンサへの発展

2チャンネルコードレスセンサでは、パルス周波数およびパルス幅に情報を重畳させ多重化をはかった。これ以上の多重化に対してはパルス振幅に情報を重畳させることや、また周波数分割、時分割等の方式が考えられるが、生体テレメトリに関しては回路の複雑化、大型化を極力避けることが必要である。そこで本研究では搬送波周波数の異なる2つの送受信器すなわち、2チャンネルコードレスセンサを同時に2つ用い、4チャンネルコードレスセンサとして実現する可能性について検討した。

表1に4チャンネルコードレスセンサ送受信器の

表1 4チャンネルコードレスセンサ送・受信器の諸特性

チャンネル名	遮断周波数(Hz)	大きさ(mm)	重さ(g)
PFM1	50	W: 34 x L: 14 x H: 9	14
PWM1	250		
PFM2	70	W: 27 x L: 8 x H: 6	3
PWM2	10		

各チャンネルの諸特性について示す（大きさ、重さは送信器の規格を示す）。ここでPFM1、PWM1は前述の2チャンネルコードレスセンサで示したPFM、PWMの各チャンネルを示す。また、PFM2、PWM2は最初に述べた1チャンネルコードレスセンサを2チャンネルコードレスセンサとして改良したもので、高域遮断周波数特性は低いが小型であり、システムの軽薄化には適している。

生体情報の組み合わせを考えると、4チャンネルすべてが数十Hz程度の周波数帯域を必要とするわけではなく、生体情報の長時間計測において重要な呼吸波形、体温等は数Hz程度の周波数帯域で記録が可能である。

実験ではPFM1に心電図波形（第I誘導）、PWM1に身体加速度、PFM2に呼吸波形、PWM2に体温を入力した。呼吸波形の検出方法はブリッジ回路を通し、鼻腔前部に固定したサーミスタで呼吸気流に伴う温度変化により検出した。体温の測定方法は腋下にエポキシ樹脂で固めたサーミスタを挟み、その出力をブリッジ

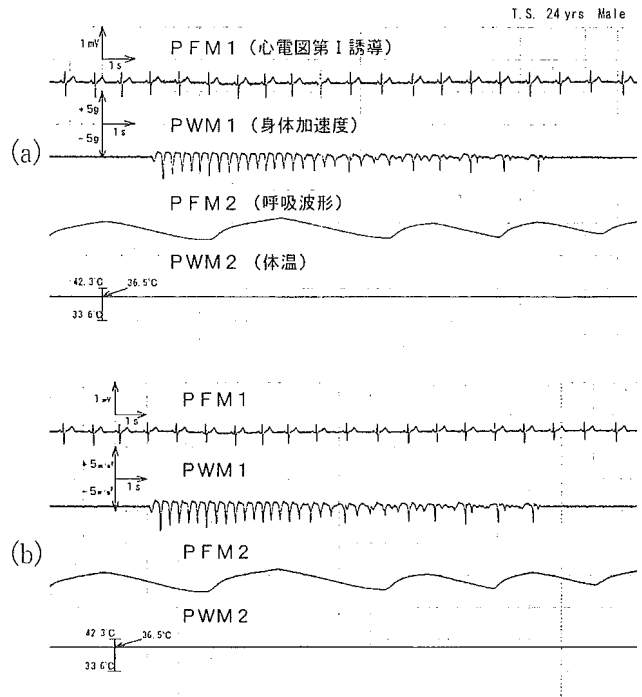


図7 実測による4チャンネル生体情報の送信波形(a)と受信波形の比較(b)

回路を通して検出し、34 - 42 °C間で体温 - 電圧特性に直線性が保たれるように校正した。

被験者（健康成人男子）は、座位安静状態で、加速度センサを装着した足は地面に対して垂直になるようにし、素早く足踏みを行った。

図7(a)は4チャンネル同時送受信記録の送信波形、(b)はその受信波形を示している。各チャンネル間および二つの送受信波形間に干渉は無く、全体的としてほぼ完全な波形の再現が行われている。被験者の運動に伴い、心電図波形への筋電図の混入や呼吸波形の変化等が認められた。また、3 - 4 mの距離の範囲において、安定かつ良好な4チャンネル同時通信が可能であった。

### D. 考察

1チャンネルコードレスセンサについては大きさ、重量共に実用段階まで到達しており、システムの性能や安定性にも問題はなく、センサと記録計間のリード線の省略により、測定環境が向上された。

一方、複数の生体情報の同時計測は重要であり、チャンネル数を増やすことが望まれる。この

目的のため、パルス周波数変調およびパルス幅変調による2チャンネルコードレスセンサについて検討した。この方法では変調波形の周波数を設定する際、送受信器の性能、復調器のS/N比等、多くのパラメータを考慮する必要があった。したがって各チャンネルの高域遮断周波数に直接関与する変調周波数の中心周波数、変化帯域を一義的に高周波数に設定することが困難であった。医用テレメータに要求される条件として、各チャンネルの高域遮断周波数は100 Hz程度が望ましいが、今回は各チャンネルの性能に合わせ生体情報を選択することにより、多チャンネル化を実現した。本システムが多様な生体情報の測定に利用されることを考慮すると、コードレスセンサの高域遮断周波数を100 Hz程度の高周波数帯域にする必要があり、今後の課題にしたい。加えて今回性能評価した4チャンネルコードレスセンサは、2チャンネルコードレスセンサを2つ併用することにより実現したが、更に多重化を行う場合を考慮すると新たな周波数分割や時分割方式を検討することが必要である。また、コードレスセンサによる生体情報の長時間計測においては膨大な量のデータが蓄積されるため、データの蓄積技術についても検討しなければならない。

コードレスセンサを利用することにより、リード線やコネクタに起因する測定時のアーチファクトを大幅に削除することが可能であるが、被験者の体位や動作その他の原因により信号にアーチファクトが混入する可能性がある。この場合、複数信号の同時記録を行えば、これらの信号間の比較によりアーチファクトの除去を行うことが可能であり、コードレスセンサの多チャンネル化を行うことの必要性が高い。また、近距離テレメトリを用いた長時間の無拘束計測においては、日常生活の中での計測が大部分であることから、電車内や自動車等の利用時における電磁波障害の影響等も考慮する必要がある。よってアンテナの形状、長さ、通信可能距離に対する検討は本法の実用化に対し重要な問題であり、今後これらを踏まえて4チャンネルコードレスセンサによる24時間計測やデータ解析を通してシステ

ム全体の性能評価を行っていく予定である。

次に、生体情報の長時間計測のためには、計測諸技術の向上も然ることながら、被験者の測定環境を改善することが重要な要素となってくる。本研究では、従来より無拘束生体計測や患者モニタ等において、センサ・電極からのリード線が被験者の測定環境を大きく乱していたことを配慮し、センサ・電極と測定・記録計間のリード線を身体内テレメトリにより省略する研究を計画し、その結果、被験者の測定環境を著しく向上させることが可能となり、更にケーブルに起因する多くの測定上のトラブルを解消した。

一方、超高齢社会に突入している現在では、疾病の早期発見や予防診断、あるいは健康の管理・維持という健康制御を目的とする在宅モニタリングの必要性が益々高まっている。在宅における生体計測において重要なことは、毎日の測定を継続して行い、その健康状態を把握・管理することであるが、このためには、なるべく簡単な方法で生体情報の収集が行え、できれば被験者が無意識のうちに測定が行われることが望ましい。今回の研究プロジェクトを通して、在宅における健康状態の把握のために、家庭用調度品の中にセンサを組み込み、これらを使用した際に無意識的に生体情報の計測・記録を行う方法（無意識モニタリング）について検討し、トイレでの体重・排泄量測定や浴槽やベッドでの心電図計測を行うとともに、これらを統合化した健康自動計測システムの開発を行ってきた。

これらの二つの研究テーマ、すなわち、「無拘束計測時の測定環境向上のためのコードレスセンサ」および「無意識計測による在宅健康モニタリング」は、いかに生体情報を長時間、簡便に測定するかという点で、共通のプラットフォームを持つが、それぞれ以下のようなメリットとデメリットが考えられる。すなわち、在宅における無意識計測はセンサ装着を必要とせず、生体計測としてはほぼ理想に近い方法であるが、測定環境が住宅内に限られる。これに対し、コードレスセンサは屋外においても使用ができるが、センサの装着や記録計の携帯が必要となる。



本研究では、両法の利点と欠点を考慮した上で両者を統合し、屋外ではコードレスセンサを、屋内では無意識モニタリングを利用するという長時間無拘束・無意識計測法の確立を試みる。このためには、屋外と在宅において自動的に計測手段が切り換わり、シームレスな測定環境で計測が維持されることや、屋外で記録されたデータを帰宅時に自動的に住宅内データ管理用コンピュータに吸い上げ、統一化された個人情報として保存・管理するシステムの構築が必要であり、今後はこの点に重点をおいて検討を行う予定である。

#### E. 結論

本研究で得られた知見をまとめると

1. 1チャンネルコードレスセンサにおいて、送信部の小型化が可能となり、システムの性能、安定性についても良好で、無拘束計測における測定環境の向上がはかれた。
2. 2チャンネルコードレスセンサでは、パルス周波数、パルス幅変調を行うことにより、良好な2チャンネルの信号伝送が可能であった。
3. 2種類の送受信器を併用することにより、4

チャンネルコードレスセンサを実現したが、各送受信器、各チャンネル間に干渉もなく良好な送受信が行われた。またセンサの小型化もはかれた。

4. 長時間無拘束計測時においてコードレスセンサは測定環境の著しい向上、リード線トラブル等の削減につながり、本研究の有用性が示された。

#### F. 研究発表

##### 1. 論文発表

- ① 川原田淳：在宅における各種生理機能の無意識計測. 運動・物理療法、Vol.12、No.4、pp.301-308、2001.

##### 2. 学会発表

なし

#### G. 知的財産権の取得状況

##### 1. 特許取得

なし

##### 2. 実用新案登録

なし

##### 3. その他

なし

研究成果の刊行に関する一覧表

書籍 なし

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
Mitsuhiro Ogawa, S. Ochiai, K.Otsuka, T.Togawa	Remote Monitoring of Daily Activities and Behaviors at Home	Proc. 23rd Annual Inter. Conf.IEEE Eng. in Med. Biol.		842.pdf	2001
落合嗣郎, 小川充洋, 戸川達男	在宅健康モニタリングにおける生活パターンの定量解析の試み	医用電子と生体工学	39 巻特別号	638	2001
小川充洋, 鈴木亮二, 井筒岳, 辻隆之, 岩谷力, 戸川達男	WTH 水沢における健康モニタリングー生活時間調査との比較ー	医用電子と生体工学	39 巻特別号	639	2001
高橋裕子, 小川充洋, 大竹佐久子, 井筒岳, 辻隆之, 戸川達男	独居高齢者宅における健康・生活モニタリングの一例	医用電子と生体工学	39 巻特別号	641	2001
戸川達男, 小川充洋	家庭における生活習慣のモニタリング	臨床モニター	12 巻 suppl.	33	2001
山越憲一, 田中志信	高齢者支援のためのセンサ技術	計測と制御	40 巻 5 号	343-350	2001
谷川智宏, 太田茂, 長尾光城	携帯型 3 軸加速時計を用いた運動量計測への試み	川崎医療福祉学会誌	11 巻 1 号	99-105	2001
谷川智宏, 品川佳満, 藤谷恭信, 太田茂, 長尾光城	携帯型加速時計を用いた運動強度の計測ー	川崎医療福祉学会誌	11 巻 2 号	313-318	2001
川原田淳	在宅における各種生理機能の無意識計測	運動・物理療法	12 巻 4 号	301-308	2001
A. Tachikawa, S. Uchida, K. Iramina, S. Ueno	Measurement of magnetic fields associated with end plate potentials induced from neuromuscular junctions in frogs	Proceedings of Biomagnetism 2000		1003-1005	2001
S. Uchida, K.Goto, A. Tachikawa, K. Iramina, S. Ueno	Magnetocardiographic Imaging for Ischemic Myocardial Muscles on Ratsm IEICE	Trans. Information and Systems	E85-D(1)	30-35	2002
内田誠也, 伊良皆啓治, 上野照剛	マイクロ SQUID の医療応用	マグネティック研究会 2001	12	69-74	2001
立川光, 内田誠也, 伊良皆啓治, 上野照剛	神経筋接合部の自動磁場計測	第 16 回日本生体磁気学会	14 巻 1 号	118-119	2001