

図2 MNE で閉塞前後の電流源推定した結果(ST部)。上図：閉塞前 下図：閉塞後の電流分布矢印は電流源の大きさと向きを表す。

図4 MNE で閉塞前後の電流源推定した結果(ST部)。上図：閉塞前 下図：閉塞後の電流分布矢印は電流源の大きさと向きを表す。

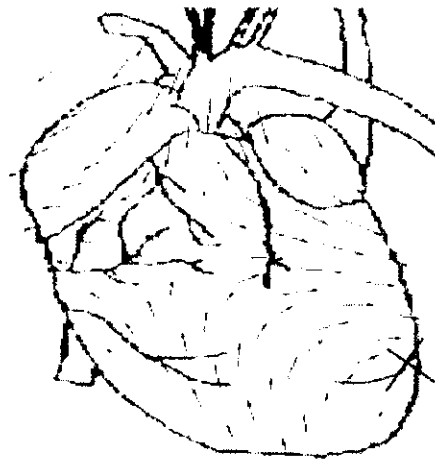
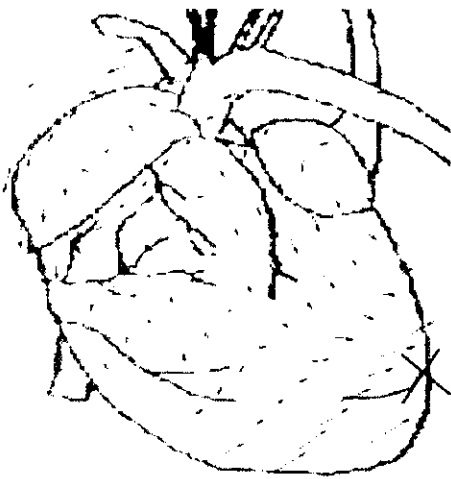
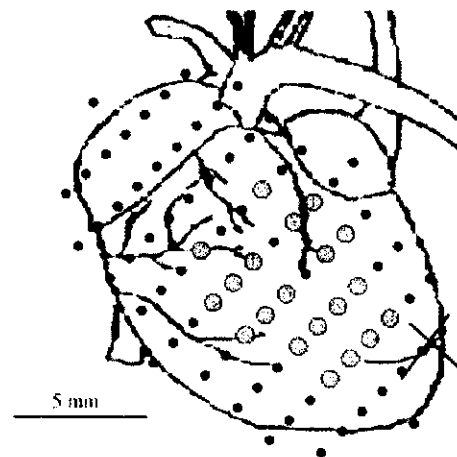
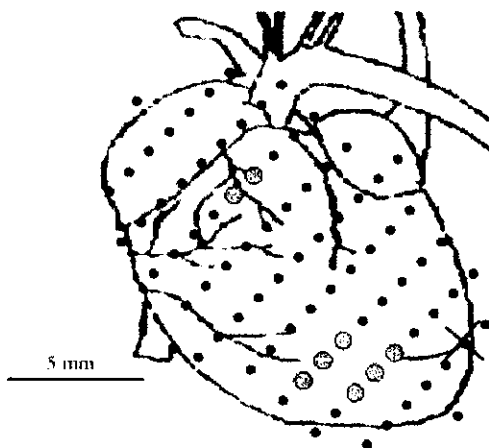


図3 ST部における電流双極子の大きさの変化の統計的検定結果。灰色の円は有意に電流が増加した場所 ($p < 0.05$, paired t-test)

図5 ST部における電流双極子の大きさの変化の統計的検定結果。灰色の円は有意に電流が増加した場所 ($p < 0.05$, paired t-test)



は壊死しておらず、虚血状態にあったと考えられる。正常心室心筋が虚血になると、伝達速度の遅れと活動電位の異常が起こる。心筋の活動電位に関して、虚血になると、活動電位のピークが 0mV までしか上がらず、活動電位の定常状態（プラトー相）も短くなり、早く再分極が起こる。実形状モデルでかつ正常心筋の一部に虚血部位を作り、活動電位を用いて心磁図を解析するシミュレーションが Czapski ら(梗塞個所 2 条件: 前方部、先突部) や Killmann (梗塞個所 8 条件: 前壁中隔、後方基底部、側壁、横隔膜側、各々大小二種類) らによって報告されている。Czapski の先突部に梗塞があるときの ST 部および T 部の磁束密度分布の結果は、ST 間について、湧き出し吸込み共に上昇し、モデル側から見て右側に湧き出し、左側に吸込みの分布になった。もしこの分布をベクトルアローマップで解析すると上向きのベクトルアローとなる。T 波については、ピークの高さはほとんど変わらないが、上部に湧き出し下部に吸込みの分布になった。ベクトルアローは左向きとなる。

Killmann らは 8 条件の梗塞個所を作り、計算された磁束密度分布からさらに NME を用いて逆問題を解き、ST 部の電流分布を計算した。特に本研究で関係がある左側壁梗塞の結果は、梗塞個所ので電流分布の大きさが最大になり、電流の向きは右方向を向いていた。ただし、梗塞個所を小さくすると最大電流が小さくなり、電流の向きは若干下向きになる。つまり、Czapski らや Killmann の結果を合わせて考えると、本研究で得られた ST 部の電流源の増加や T 波の電流源の偏向は、正常心筋と虚血心筋との電位差が電流源となったと推測される。つまり、ST 部の有意な電流分布の増加個所をみることによって、虚血心筋の領域を診断できる可能性が示唆された。

E. 結論

本研究では、心筋梗塞疾患モデルのラットを用い心磁図を計測し、心磁図計測による心磁図の変化が、心筋梗塞の早期発見につながる可能性があることを示した。心磁図が非接触で計測できるため、心磁図が測定できる環境を整えば心電図よりも容易に、異常のモニタが可能である。しかし、今回用いた磁束計は、液体ヘリウムを用いる SQUID 磁束計であり、在宅で容易に用いるというわけにはいかない。従って、実際に在宅で利用するためには、液体窒素で冷却する高温超伝導 SQUID あるいは、フラックスゲート磁束計を用いることになる。これらの磁束計は感度的に液体ヘリウムを用いる SQUID よりも劣るため、センサーのレイアウトやセンサーと体との位置関係による磁気信号の違い等の詳細な検討が、今後の研究で必要である。

F. 健康危険情報

特になし

G. 研究発表

1. 論文発表

Journal of Applied Physics Vol. 87, No. 9, pp 6205 - 6207, 2000

Current Source Imaging for High Spatial Resolution Magnetocardiography in Normal and Abnormal Rat Cardiac Muscles

S. Uchida, K. Iramina, K. Goto and S. Ueno

IEEE Transactions on Magnetics, 2000 (In Press)
A comparison of iterative minimum norm estimation and current dipole estimation for magnetic field measurements from small animals
S. Uchida, K. Iramina, K. Goto and S. Ueno

Proceedings of Biomagnetism 2000 (in press)
Measurement of magnetic fields and current source localization in auditory cortical activity of rats by a 12-channel dc-SQUID gradiometer
S. Uchida, K. Goto, A. Tachikawa, K. Iramina and S. Ueno

Proceedings of Biomagnetism 2000 (in press)
Measurement of high spatial resolution
magnetocardiogram and source localization in
rats with occlusion
S. Uchida, K. Goto, A. Tachikawa, K. Iramina
and S. Ueno

日本応用磁気学会誌 2001 (in press)
最小ノルム法を用いた心筋虚血ラットの電流
源の推定
内田誠也, 伊良皆啓治, 後藤恵一, 上野照剛

2. 学会発表

Measurement of Auditory Evoked Magnetic
Fields of Rats Using a 12 Channel High
Resolution DC-SQUID Magnetometer
Intermag 2000, 1999, 4, Toronto, Canada

Measurement of magnetic fields and current
source localization in auditory cortical activity of
rats by a 12-channel dc-SQUID gradiometer
12th International Conference on Biomagnetism,
2000, 8, Espoo, Finland

Measurement of high spatial resolution
magnetocardiogram and source localization in
rats with occlusion
12th International Conference on Biomagnetism,
2000, 8, Espoo, Finland.

“因子分析を用いた心磁図からの心動態機能
解析の試み” 第 39 回日本エム・イー学会,
2000, 5, 東京

“心筋梗塞ラットの高分解能心磁図計測及び
梗塞個所の推定” 第 39 回日本エム・イー学会,
2000, 5, 東京

“心筋梗塞ラットの高分解能心磁図計測およ
び梗塞箇所の推定” 第 15 回日本生体磁気
学会, 2000, 5, つくば

厚生科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）
分担研究報告書

トイレ設置型生理機能モニタリング
—トイレ便座を利用した血圧計測に関する実験的検討(第2報)—

分担研究者 山越憲一（金沢大学工学部・教授）

健康管理支援システムの一つとして、これまで分担者は、家庭の調度を利用した在宅健康モニタリングシステムの構築を目指し、特にトイレ設置型体重関連・心機能情報自動計測システムの開発研究を行い、当初の目的を達成してきた。本年度は昨年度に引き続きこれまでの研究成果に基づき、健康維持・管理の上でより重要な生理情報である血圧を取り上げ、トイレ便座を利用した血圧計測の可能性について実験的検討を行い、その具現化と技術的問題点等について検討を加えたので報告する。

キーワード：トイレ便座、血圧計測、容積振動法、反射型光電容積検出、電気的インピーダンス脈波検出、局所加圧、大腿部血圧

A. 研究目的

我が国は、2015年には4人に1人が65歳以上という超高齢社会となることが確実視されている。高齢人口の増加と共に、国民医療費は年々増加の一途をたどっており、その削減の上でも、従来の病院や医療施設のみに頼らず普段の日常生活の中で自己の健康維持や疾病予防を管理する自立型の医療、すなわちホームヘルスケアの急進展が期待されている。

この様なホームヘルスケアの実場面を考えると、測定のためのセンサ類を身に付けさせず、測定操作等も一切行わず、普段の日常生活下で無意識のうちに各種健康情報を自動的に入手できることが最も望ましいと考えられる^{1,3)}。

著者らは、これまでこの様なセルフケア計測技術の確立を目指し、特に家庭に常設されているトイレ内のスペースに着目し、また日常の健康状態をモニタするバイタルサインとして体重・排尿/排便量・排尿速度、および心臓の血液駆出機能を反映するバリストカードィオグラム(BCG)を取り上げ、無意識的にこれらを自動計測し、かつデータ収集するトイレ設置型体重関連・心機能情報モニタシステムの開発を行ってきた^{4,9)}。

本研究はこれまでの成果を踏まえ、残された課題である、(1)より質が高く健康維持・管理の上で重要な生理情報である血圧を含む循環機能情報の自動計測、(2)尿成分の無意識自動計測、(3)開発システムの低廉化や耐久性など、より実用に向けたシステムの改良などについて検討し、トイレ設置型モニタリングシステムの高度化を図ることを目標として研究開発が実施された。

本年度は昨年度に引き続き、特に血圧計測に焦点を絞り、トイレ便座からの血圧計測のための実験用システムを新たに構築し、実システム開発に必要な要素技術として容積検出法と局所加圧法についてさらに検討を加え、実システムの具現化に対する技術的問題点等について新たな所見を得たので、その概要を報告する。

B. 研究方法

1. 血圧計測部位と計測法について

前年度（平成11年度）の長寿科学総合研究報告でも述べたように、トイレ使用時において、カフやセンサを身に付けず、血圧計測という一連の操作とデータの記録までを全て自動化するには、便座と接触する大腿部後面

が血圧計測部位として唯一の箇所であり、本年度の実験についても当該箇所を採用した。この箇所は、解剖学的に貫通動脈血管床が血圧計測部位となることが考えられ、これまでその容積脈波の検出に反射形近赤外光電容積脈波計（光源；高輝度LED、TLN102、ピーク波長940nm、東芝；光検出器；PINフォトダイオード、HPI-2464R5、指向性120°、受光面積2.36mm²、光電子工業研究所）用いていた。

しかし、便座への座り方の多少の違いにより、当該動脈血管と容積検出位置の相対的なズレが生じ、本研究で採用している間接血圧計測法である容積振動法¹⁰⁾で観測される典型的な容積脈波振幅変化パターンが計測できない場合があった。

そこで、本年度は上記問題点の解決を図るため、電気的インピーダンス法による容積検出を試みると共に、これまでの近赤外光電センサに

広く、また受光面積が前年度使用したものより20倍以上大きい高感度フォトダイオードを用い、図1右側に示すようなプレート形センサを試作した。これを用い、前述した検出位置による相対的ズレの問題解決が図られるかどうか検討した。

2. 血圧計測用実験システム

以上の検討に基づき、トイレ便座を利用した大腿部血圧計測のための実験用システムの構築を行った。図1はその全体構成を示している。大腿部計測部位と接触する便座に40mm²の開放口を設け、塩ビ製液体封入カフ上加圧平板（前年度の研究結果より大きさ30mm²のものを使用）を固定し、座位時の体重によりカフ内圧（Pc）を増圧（被測定者の体重により差はあるが、50～65kgfの体重で150～200mmHg以上程度）させて局所圧迫するようにした。血圧測定時

は電磁バルブを介してカフ内圧を減圧制御する方式とした。

前述したように、容積脈波計測には電気的インピーダンス法あるいは反射形光電容積脈波法を適用できるように便座部を作成した。前者では、図1左側に示すように、便座面に一対の通電電極を、加圧平板端面に一対の検

表1：試作電気的インピーダンス計および光電容積脈波計の仕様

電気的インピーダンス計		光電容積脈波計	
検出法	四電極法	検出法	反射形
通電電流	2mA _{rms} (一定) 50kHz正弦波 (出力インピーダンス；4kΩ _{max})	光源	高輝度LED TLN102(東芝)×6個 ピーク波長940nm
入力インピーダンス	10MΩ	光検出	高感度フォトダイオード SPD-102(シャープ) 指向性120° 測定波長700-1050nm 測定ピーク感度波長940nm 受光面積50.24mm ²
測定範囲	Z: 0-50Ω(±1.5%) ΔZ: ±0.05Ω(±1.5%)	周波数特性	0-50Hz(-3dB)

改良を加えた反射形光電脈波法による容積検出の両法を試みた。

表1は使用した試作電気的インピーダンス計および光電容積脈波計の主な仕様性能をまとめたものである。インピーダンス脈波計測には四電極法を用い、大腿部後面と接触する便座に幅5mm長さ50mmのテープ状通電電極一対を設置し、局所加圧板に幅5mm長さ30mmの検出電極一対を設置して（図1左側参照）、減圧過程でのインピーダンス脈波ΔZを検出した。

一方、光電容積脈波計測では、前年度と同様に反射方式を採用し、光検出器として指向性が

出電極を設置してインピーダンス脈波（ΔZ）計測を行った。

一方、後者では、加圧平板に先述したLED6個を周辺に、中央部にフォトダイオードを埋設して光電容積脈波（PGp）の計測を行った。カフ圧Pc、およびインピーダンス脈波ΔZあるいは光電脈波PGpの信号は100Hzのサンプリング周波数によりA/D変換して汎用パーソナルコンピュータに取り込んだ。

被験者は健常男子大学生5名とし、実験内容と目的等を説明して同意を得てから血

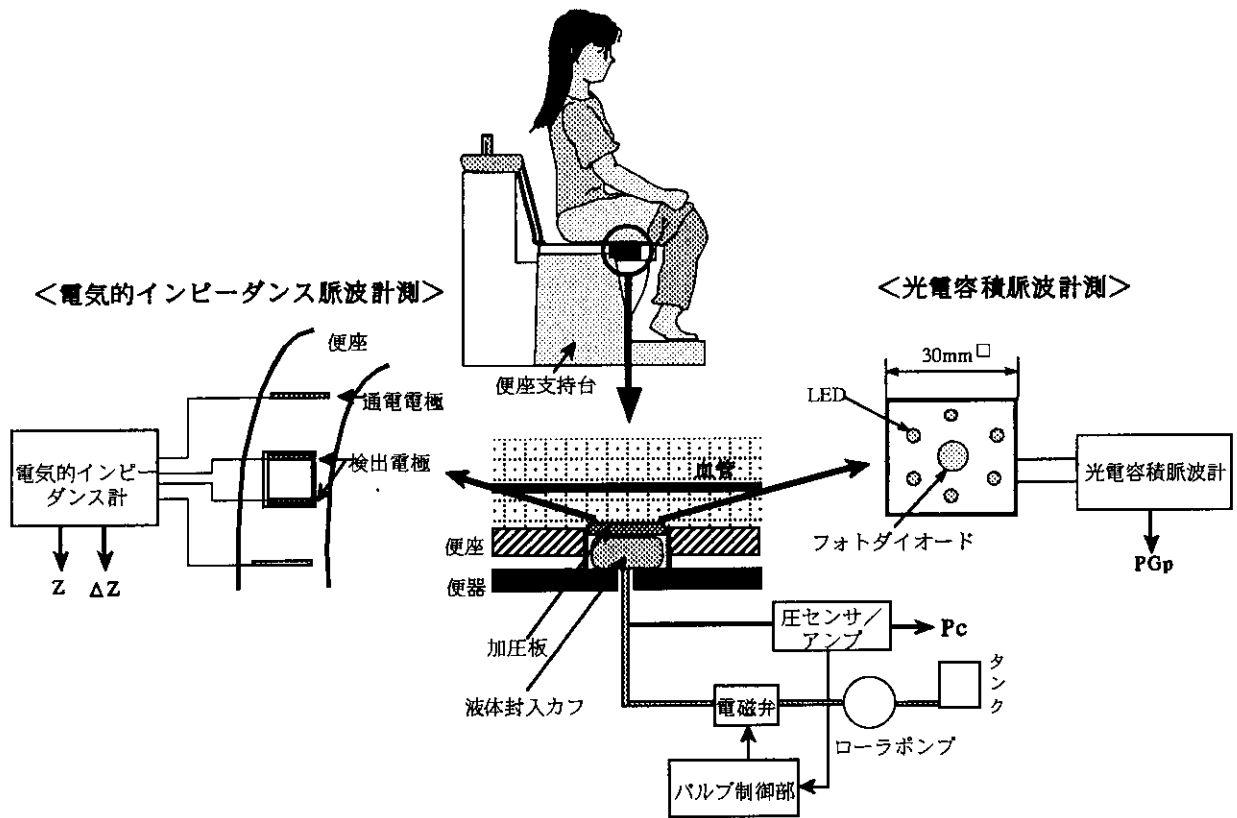


図 1 : トイレ便座からの血圧計測用実験システムの全体構成

圧計測を複数回試みた。

C. 研究結果

1. 電気的インピーダンス法による容積脈波計測

図 2 (a)に観られるように、電気的インピー

ダンス法により大腿部後面からのインピーダンス脈波 ΔZ は良好に観測されたが、カフ内圧の減圧に伴う ΔZ 振幅変化については、容積振動法で典型的に観測される振幅変化が見られなかった。これは、インピーダンス法による容積脈波検出が大腿深部中央付近を走行する

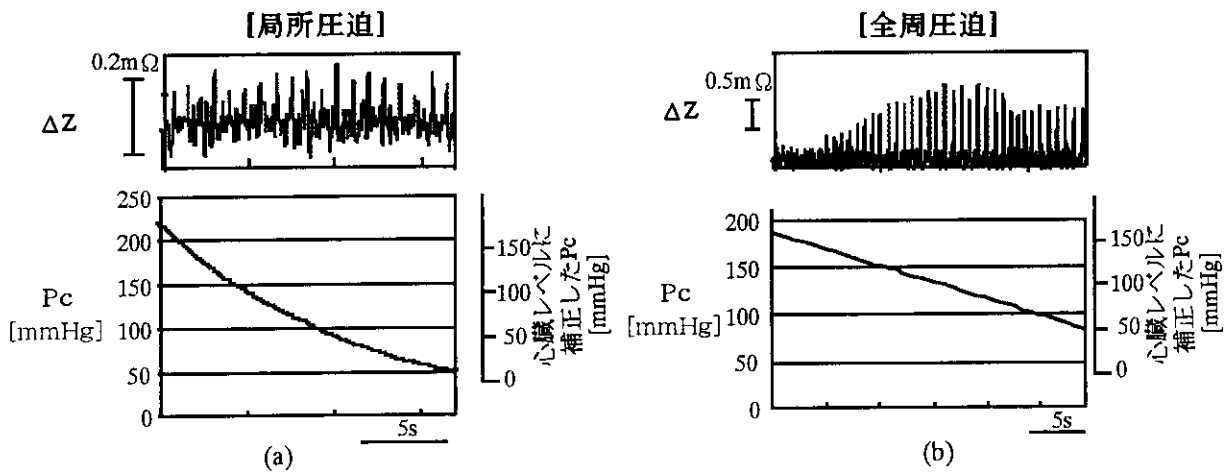


図 2 : 電気的インピーダンス脈波計測を用いた容積振動法による血圧測定記録例 (説明本文参照)

比較的太い貫通動脈の容積脈波を主に検出していることが考えられ、本実験で用いた局所加圧では圧力が当該血管部位に伝搬されず、血管内外圧差に変化を及ぼさなかったためであると考えられる。その証左の実験結果例として、局所圧迫でなく、大腿部を全周圧迫した場合、同図(b)に観られるように、カフ減圧に伴い典型的な容積振動波形が観測されたことから理解される。

すなわち、インピーダンス法による容積脈波の検出は、座り方の多少の違いはあまり問題なく脈波検出可能であるが、この検出法を利用し、容積振動法を適用して血压計測を行う場合、大腿全周を加圧して当該血管にカフ圧を伝播させれば血压計測が可能であることが判る。しかし、本実験システムのような局所加圧法では容積振動法の適用は困難であり、局所加圧法の更なる工夫が必要であることが判明した。

2. 光電容積脈波法による血压計測

図3は、光電容積脈波法を利用した場合の、脈波信号PGpとカフ圧Pcの同時記録例で

ある。前年度の結果と異なり、計測部位の多少のズレにも拘わらず、カフ減圧に伴うPGp振幅変化が良好に記録されており、光センサの受光面積を大きくした効果が有効に現れたものと考えられる。しかし、局所加圧直下の周辺組織からの血液容積変化に伴う反射光量変化も検出するため、最高血压以上のカフ圧においても僅かなPGp信号が重畳されていることが判る。血压判定と言う観点では、この記録例より、PGpの出現点(SEP;あるいは急な立ち上がり点)、およびPGp振幅最大点(MAP)に対応するカフ圧を求めれば、それぞれ最高(SBP)および平均血压(MBP)が間接的に決定できる。

本実験結果とインピーダンス脈波計測による実験結果との対比、および近赤外光の組織透過性を加味して考えると、光電容積脈波の検出箇所は比較的浅部に介在する細い貫通動脈血管床の容積変化を検出し、この領域では局所加圧により有効に圧力が血管壁に伝達されているものと推測される。一方、インピーダンス法では、比較的深部の太い貫通動脈の

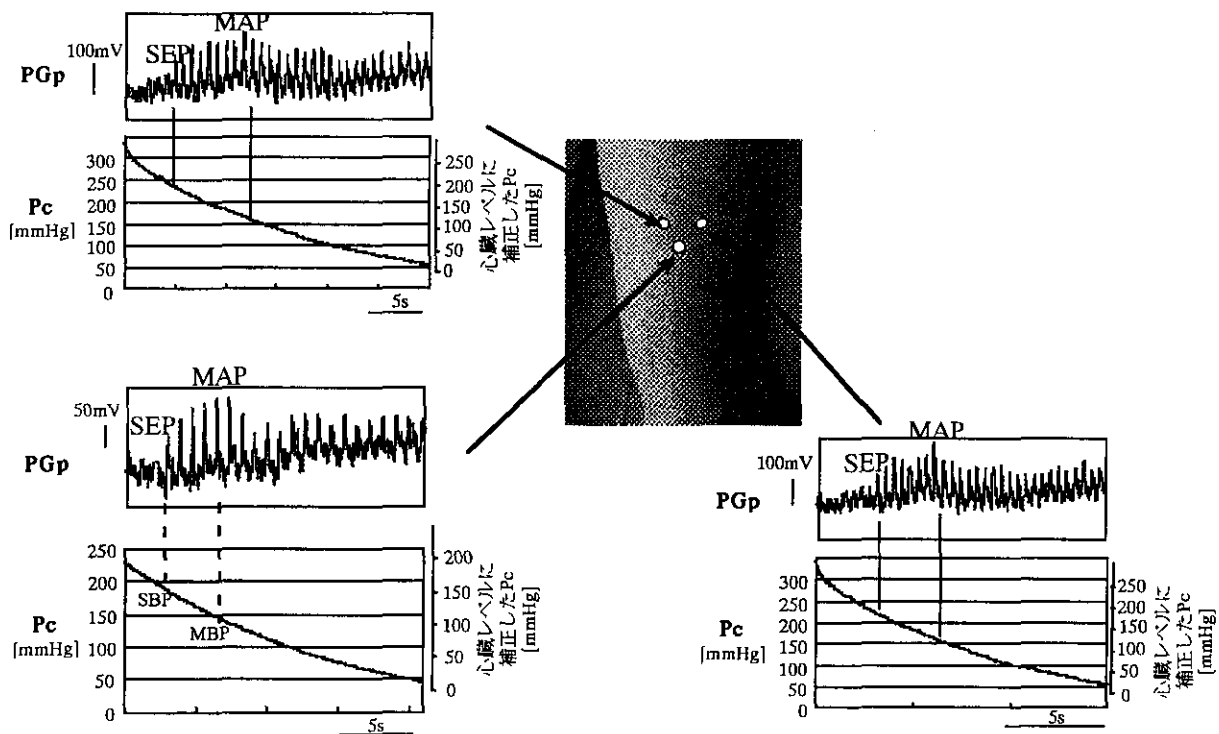


図3：反射形光電容積振動法による血压測定記録例。大腿部の各計測点(におけるカフ圧Pcと容積脈波(PGp)を同時記録した。カフ圧Pcはの左側に大腿部での計測を心臓レベルで補正した値を示す(説明本文参照)

容積変化が浅部の細い貫通動脈のそれより脈波検出の寄与率が大きく、前述した実験結果が得られたものと考えられる。

D. 考察

以上述べてきたように、本年度はこれまでの研究成果を更に進展させ、容積振動法に基づく便座からの間接血圧計測の可能性について実験的検討を行った。その結果、容積脈波検出に電氣的インピーダンス法を適用した場合、大腿部後面からの脈波検出は良好に行われるが、便座からの局所加圧では、脈波検出寄与率の大きい大腿深部貫通動脈血管床まで有効な圧力伝播ができないことが判明した。より中枢側の血圧計測と言う観点では、本インピーダンス法が有効であるが、便座を利用した局所加圧法による血圧計測には現時点では困難であることが判った。この点に関しては、今後大腿部の三次元有限要素モデルを構築し、局所加圧による生体組織内での圧力伝播について解析し、より有効な局所加圧法を見出すことが必要であろう。

一方、光センサの受光面積を大きくして、反射形光電容積脈波検出法を本実験システムに適用した結果によれば、大腿部後面の検出位置の多少の違いがあても血圧計測が可能となり、従来問題となっていた技術的課題は解決されたものと考えられる。しかし、光電的方法では、その原理上から深部動脈の脈波検出は困難であり、浅部に介在する比較的細い貫通動脈の容積変化を捉えているものと考えられ、したがって血圧値も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、本法で得た血圧値、特に平均血圧に関しては、同時測定した従来の上腕動脈血圧値と比べ5mmHg前後の差異は認められたが、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。いずれにしても、便座からの血圧計測という測定部位の関係上、中枢血圧との差異は生理学的に不可避なことであろうが、今後、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も重要であろう。

今回試作した便座からの血圧計測用実験システムでは、図1に示したように、計測部位の加圧は座位での体重を利用し、電磁バルブにより減圧制御を行った。そして、血圧測定終了後に小型ローラポンプで液体封入カフに規定量の流体を再注入する方式を採った。便座周辺の限られたスペースでは、このような方式は有効であったが、カフ内圧の最大値は個々人の体重の大きさに依存し、座位姿勢での大腿部血圧計測では、心臓レベルと測定部位との水頭圧が加算された血圧となっており、場合によっては十分なカフ内圧上昇ができなかったこともあり、今後はカフ内圧の加減圧制御も更に検討する必要がある。

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入れ、前年度に引き続き、その計測法に関する実験的検討を行い、無意識自動血圧計測の具現化が示された。今後、本研究で得たシステムに基づき、前項で述べた諸課題を検討しながら、便座型血圧計測の実システムの具現化を目指していくことが重要であろう。そして、心拍出量や血圧情報、更に尿成分などの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モニタシステムの研究開発をさらに推進していく予定である。

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験的検討を行い、その具現化の見通しを得ることができた。今後、本研究で新たに生じた諸課題を解決しながら、その実システム化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. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

1. 論文発表

- ① 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
- ② Yamakoshi K: Unconstrained physiological monitoring in daily living for health care, *Frontiers Med. Biol. Engng.*, 10(3), 239-259, 2000
- ③ 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
- ④ 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

2. 学会／講演会発表

- ⑤ 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、*医用電子と生体工学*、第38巻（特別号）、478、2000(5)
- ⑥ 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)

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, 314-318, 1982

厚生科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）
分担研究報告書

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、これまで独居高齢者宅の居室に設置した赤外線センサで捉えた宅内行動で健康状態を推測しようとしてきた。こうした固定式センサは着け忘れの心配はないが健康状態の変化を迅速に検知する事は難しい。そこで、昨年度から携帯型の加速度計で健康状態を推測する研究も始め、本年度は、運動強度の簡便な計測法を模索した。実験の結果、加速度振幅を一步当たりの所要時間で除した正規化振幅の平均値と運動強度との間に強い相関関係があることが判った。この事実は、加速度計によって独居高齢者の健康状態が推測できる可能性を示唆している。

A. 研究目的

世界有数の長寿少子国である我が国では独居高齢者の増加が著しい。我々は、予期せぬ疾病や怪我に見舞われる危険性が高い高齢者のために、居室に設置した赤外線センサで宅内行動をモニタリングしているが、携帯型の加速度計を用いて健康状態を推測する研究も昨年からはじめた。昨年度は歩行状態の変化から転倒を検出するための実験を行ったが、本年度は運動量の定量化について研究した。なお、センサの無線化については問題が多く本年度も実用化できなかった。

一般に人は体調が良ければ積極的に行動する。つまり、健康状態と運動量は密接な関係にある。しかし、運動量という概念は曖昧なので、本論文では運動生理学の分野でエネルギー消費量の尺度として用いる最大酸素消費量（以下、 VO_{2max} と略す）を基準とする運動強度を運動量の指標とする。つまり、歩行・走行時の加速度計出力を $\%VO_{2max}$ に換算することによって、加速度計を用いて運動強度を求めることの生理学的正当性を確保する。

運動強度が連続的に把握できれば健康状態の推定が容易になるが、これまで $\%VO_{2max}$ の計測はトレッドミル等の特殊な測定環境と、それに対する被験者の慣れを要し一般的ではなかった。こうし

た環境下で高齢者の運動強度計測を強行すれば怪我の発生や生命の危険すらありうる。その点、加速度は極めて容易かつ安全に計測できるから、本研究の実用的価値は高い。

B. 研究方法

1. 実験装置

加速度計としては、Analog Devices社製の2軸加速度計 ADXL202を箱に収めクリップ金具でベルトに固定して使用した。直立状態でこれを右腰に装着すると、前後方向がX、上下方向がY軸になる。この出力信号をノートパソコン(FUJITSU FMV-BIBLO NE3/500L)に送信しファイルに記録した。実験中は速度を一定に保つ必要があるため、トレッドミル運動負荷装置(SAKAI Woodway)を用いて安定した運動負荷を加えた。心拍数の計測にはポーラハートレイトモニターを使用した。

2. 計測方法

心拍数と酸素摂取量との間にはリニアな関係があることが知られている。そこで、酸素摂取能力と心拍数との相関関係が既知である5名を被験者とした。本来なら高齢者も含めるべきであるが、今回はトレッドミルを使う実験であることから20代4名と40代1名の健康男性を選んだ。歩行については VO_{2max} の30から60%、走行については50から

90% に相当する心拍数に達するまで加速し、その速度を30秒間維持しながら加速度計の出力を記録した。

3. 解析方法

X、Y両軸の計測値から振幅を読み取り、各振幅値と、その振幅を所要時間で除して正規化した値の一定時間内の平均値を求めた。実際には、センサを右腰に固定しているため、右足着地時の衝撃が左足よりも大きく、一步の切りわけが難しいので、振幅は原則として2歩単位で読み取った。

長期計測時のデータ蓄積量を考えると、平均値を求める時間は余り短くできないが、今回は全員16歩分について平均を求めた。

(倫理面への配慮)

本実験は実験室で行い、個人のプライバシーに触れる要素は少ない。開始に先立ち被験者全員に実験趣旨を充分説明し同意を得た。全員トレッドミルに習熟しており、計測中は事故に備えて相互にサポートしあった。以上、倫理面における問題は特に無い。

C. 実験結果

1. 歩行時の加速度変化

歩行については、 VO_{2MAX} と心拍数の比例関係が既知の被験者を選び、心拍数をパラメータとして VO_{2MAX} の30, 40, 50, 60%時の加速度を計測した。

ある被験者の50% VO_{2MAX} 時の歩行時の加速度変化を図1に示す。横軸は時間で縦軸の単位はG(重力加速度= $9.8m/s^2$)である。図から明らかのように、1歩毎の振幅は見分けにくいが2歩なら比較的容易に読み取れる。

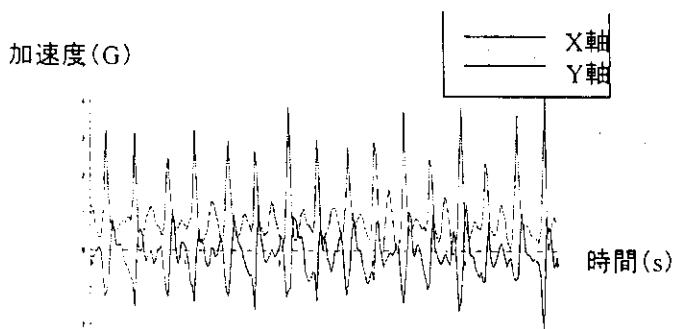


図1 歩行時の加速度波形(50%)

2. 走行時の加速度変化

走行についても、心拍数をパラメータに VO_{2MAX} の50, 60, 70, 80, 90%時の加速度変化を計測した。

ある被験者の50% VO_{2MAX} 時の歩行時の加速度変化を図2に示す。単位は図1と同様である。走行についても、振幅の読み取りは見分け易い2歩を単位とした。

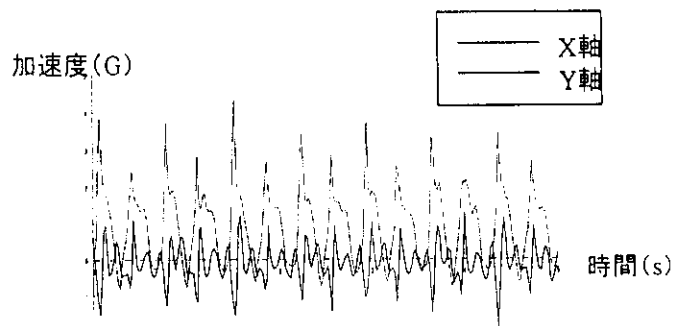


図2 走行時の加速度波形(50%)

3. 上下軸加速度変化

運動強度と上下軸平均振幅の関係を代表して、ある被験者の計測結果を図3に示す。図の横軸は% VO_{2MAX} で、縦軸の単位はGである。歩行時と走行時のデータを同一平面上に記入した。歩行に関しては運動強度と平均振幅の間には比例に近い関係が見られることと、走行に関しては飽和する傾向にあることが図からわかる。被験者数が少ないという制約はあるが、この傾向は今回の実験ではかなり一般的である。

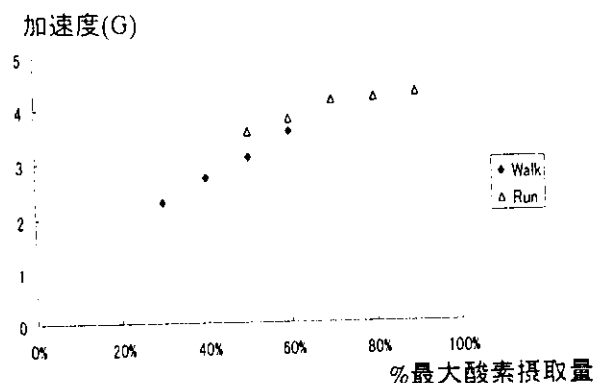


図3 運動強度と上下軸平均振幅

運動強度と上下軸正規化平均振幅の関係を代表して、ある被験者の計測結果を図4に示す。図の横軸は $\%V_{O_{2max}}$ で、縦軸の単位はG/sである。図3と同様に歩行時と走行時のデータを同一平面上に記入した。歩行・走行を問わず、正規化平均振幅は運動強度の増大に応じて増大する傾向が見られる。特筆すべきは歩行と走行のデータが整然と並ぶ点で、振幅の正規化には大きな意味があると思われる。

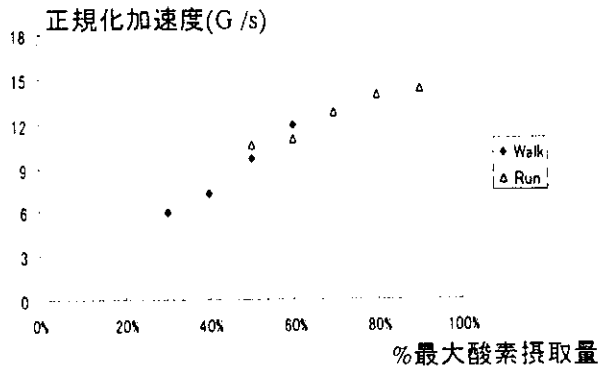


図4 運動強度と上下軸正規化平均振幅

4 前後軸加速度変化

運動強度と前後軸正規化平均振幅の関係を代表して、ある被験者の計測結果を図5に示す。図の横軸は $\%V_{O_{2max}}$ で、縦軸の単位はG/sである。図4と同様に歩行時と走行時のデータを同一平面上に記入した。

図から明らかなように、歩行時の計測結果から規則性は見つけにくいですが、走行時の正規化平均振幅は運動強度の増大に応じて比例に近い状態で増大する傾向が見られる。

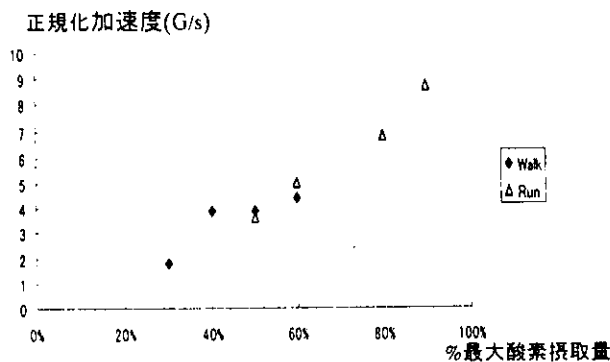


図5 運動強度と前後軸正規化平均振幅

5 両軸加速度振幅のベクトル和

図6は、ある被験者の上下と前後両軸の正規化平均振幅の構成要素のベクトル和である。図の横軸は $\%V_{O_{2max}}$ で、縦軸の単位はG/sである。図5と同様に歩行時と走行時のデータを同一平面上に記入した。

図から明らかなように、歩行・走行を問わず、運動強度の増大に応じて両軸正規化平均振幅は増大するが、広域での飽和傾向も読み取れる。特に歩行と走行のデータが重なる傾向は感動的である。

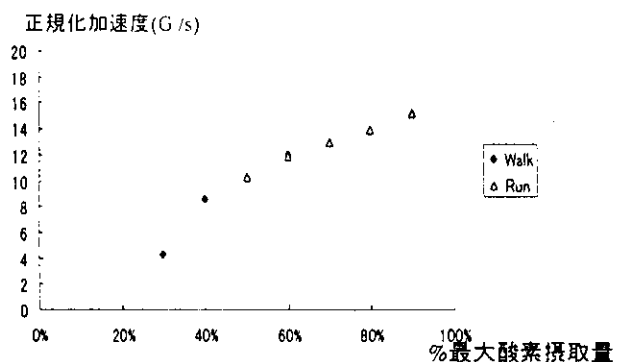


図6 運動強度と両軸正規化振幅のベクトル和

D. 考察

1 運動強度と加速度振幅の相関

図7の(a), (b)および(c)は、それぞれ、被験者全員の上下軸、前後軸および両軸のベクトル和についての正規化平均振幅値を集積したもので、各部分図中の直線または曲線は近似直線および近似曲線である。図の横軸は $\%V_{O_{2max}}$ で、縦軸の単位はG/sである。図6と同様に歩行時と走行時のデータを同一平面上に記入した。

図7(a)に見られるように、データが近似直線周辺に集中することは、上下軸正規化平均振幅が歩行時の運動強度の指標として優秀であることを示している。この理由は、運動強度の増大は一般に移動速度の増大を意味するが、特に歩行中に速度を上げるためには足を高く上げて歩幅を伸す必要があり、必然的に上下軸振幅が増大するためである。

図7(b)では、運動強度の増大に対し走行時の正

規化平均振幅が二次曲線的に増大する傾向が顕著で、前後軸正規化平均振幅が走行時の運動強度の指標として有用であることが判る。この理由は、既に高速で走行中の場合、更に加速するためには高く跳ぶより、足を強く前へ踏み出し、かつ、後ろに蹴り出す方が有利であるためと考えられる。

図7(c)は、いわば、図7の(a)と(b)を纏めたもので、歩行走行を問わず運動強度と両軸の正規化平均振幅のベクトル和とが強い相関関係を示すことから、歩行を含む低速移動時から走行を含む高速移動時まで一貫した総合的な運動強度の指標として利用可能であることがわかる。

E. 結論

今回の実験によって、両軸の正規化平均振幅のベクトル和と $\%V_{O_{2max}}$ で表される運動強度との間には強い相関が見られることが明らかになった。従って、2軸以上の加速度計を適切に用いれば、日常生活における幅広い場面における運動強度が求められる可能性があることが示唆された。

運動強度と加速度振幅の関係については、垂直方向の加速度振幅からエネルギー消費量が推定出来るという報告が既にある。しかし、我々は単なる加速度振幅より正規化した振幅が重要と考えており、さらに、前後軸の加速度振幅も走行時の解析には有用である。結論として、運動強度の総合指標としては、両軸正規化平均振幅のベクトル和が最善と考えている。

運動強度と加速度振幅の関係は複雑な解析を待たずとも直観的で分かり易い。これを定量的に証明できたことが本研究の成果である。

F. 健康危険情報

なし

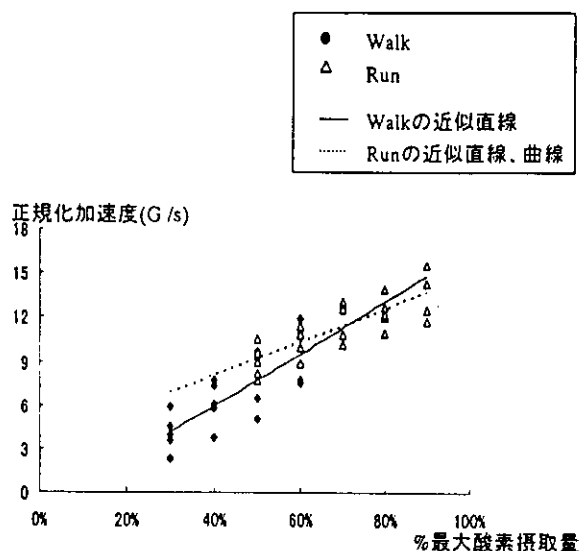
G. 研究発表

1. 論文発表

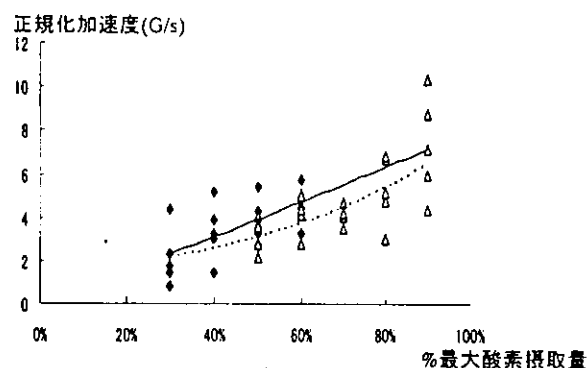
なし

2. 学会発表

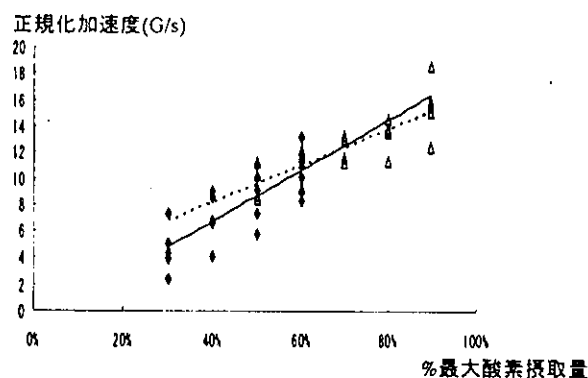
- [1]品川佳満、太田茂他: 赤外線センサによる独居高齢者の在宅行動モニタリングシステム, ライフサポート学会徳島大会



(a) 上下軸正規化平均振幅



(b) 前後軸正規化平均振幅



(c) 両軸正規化平均振幅

図7 運動強度と正規化平均振幅集積図

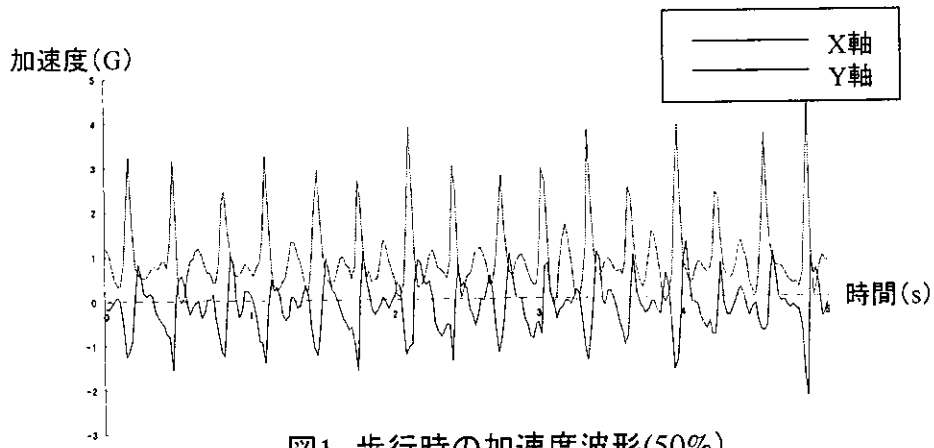


図1 歩行時の加速度波形(50%)

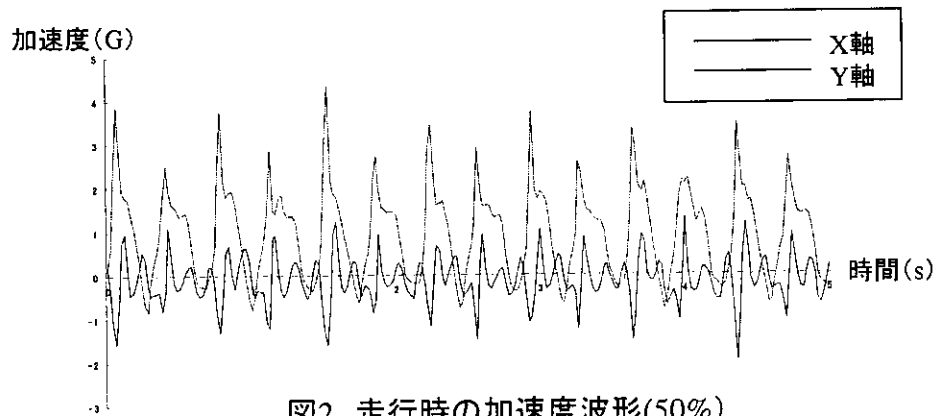


図2 走行時の加速度波形(50%)

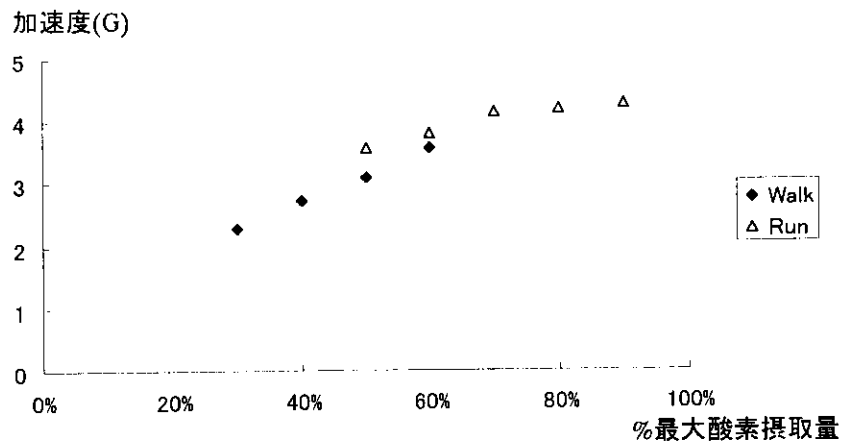


図3 運動強度と上下軸平均振幅

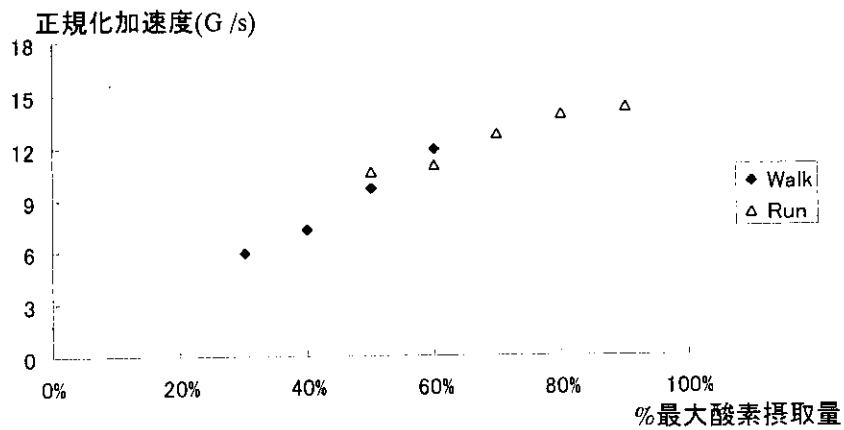


図4 運動強度と上下軸正規化平均振幅

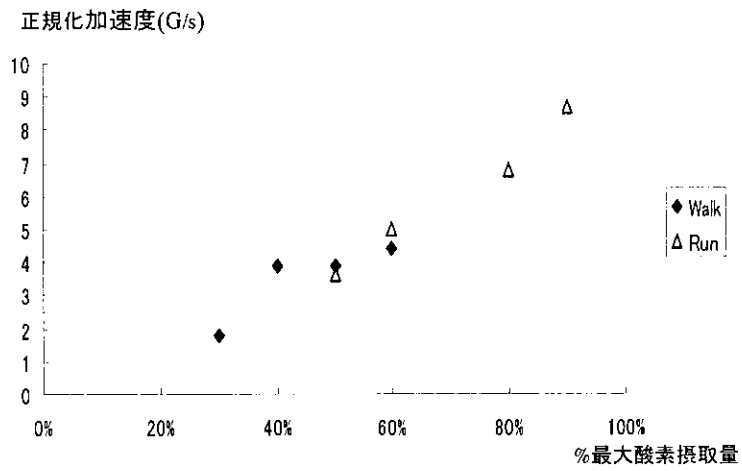


図5 運動強度と前後軸正規化平均振幅

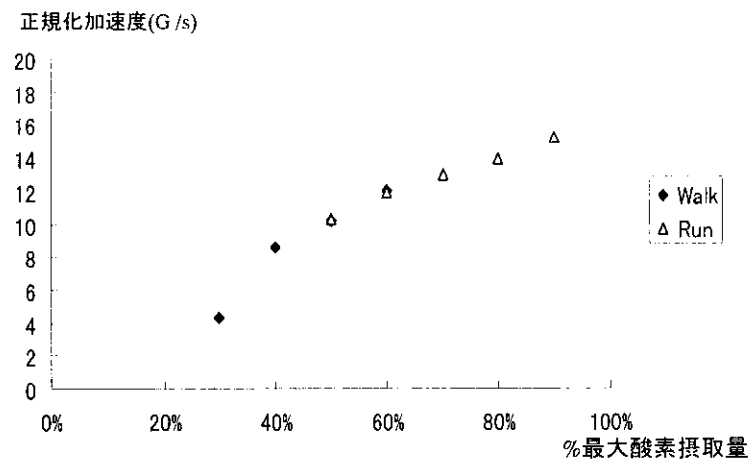
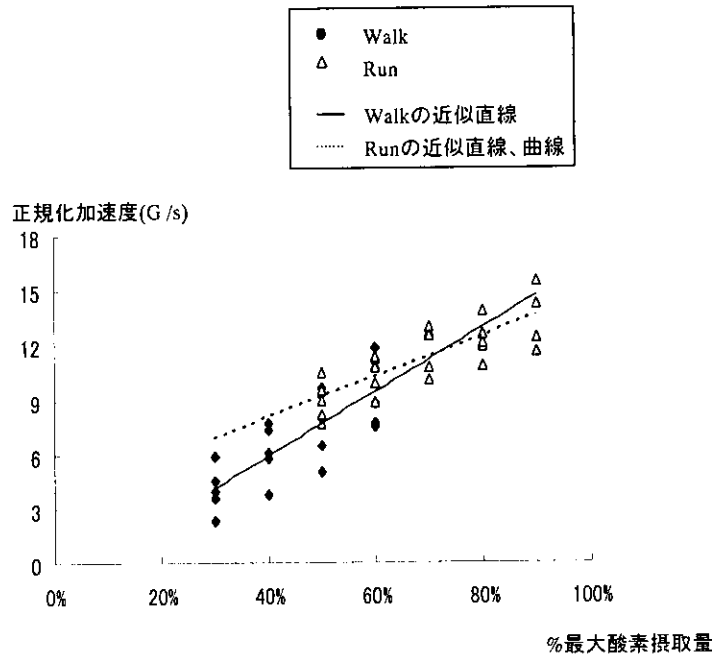
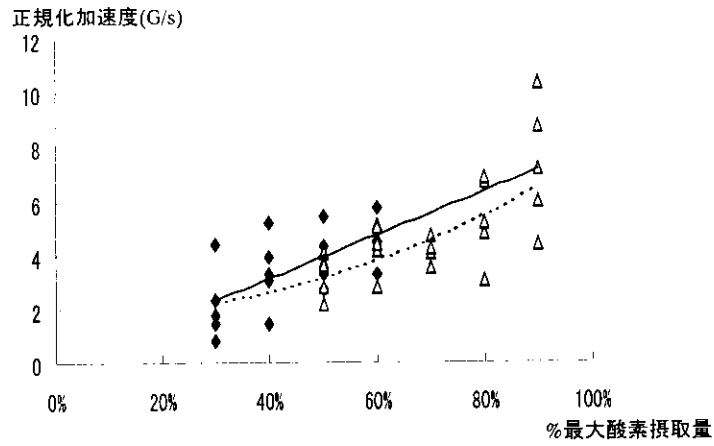


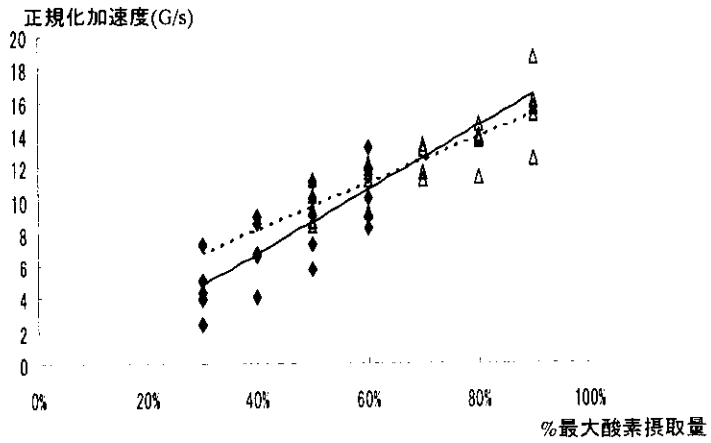
図6 運動強度と両軸正規化振幅のベクトル和



(a) 上下軸正規化平均振幅



(b) 前後軸正規化平均振幅



(c) 両軸正規化平均振幅

図7 運動強度と正規化平均振幅集積図

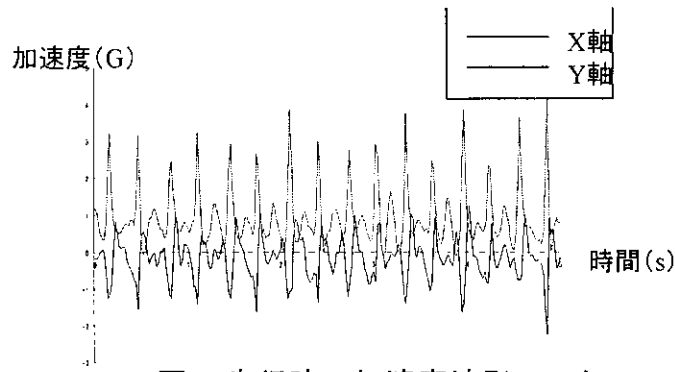


図1 歩行時の加速度波形(50%)

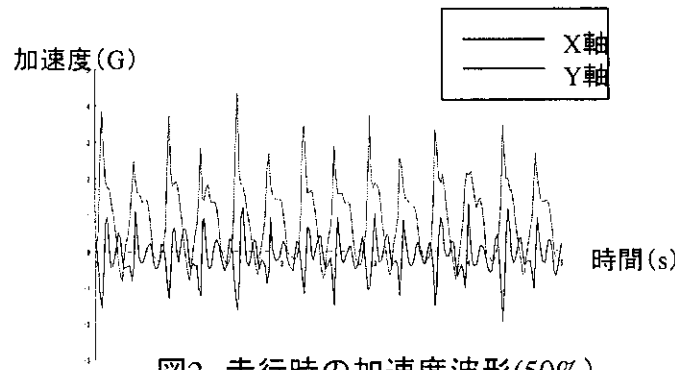


図2 走行時の加速度波形(50%)

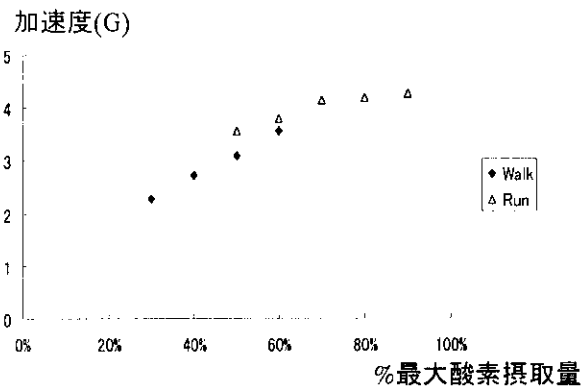


図3 運動強度と上下軸平均振幅

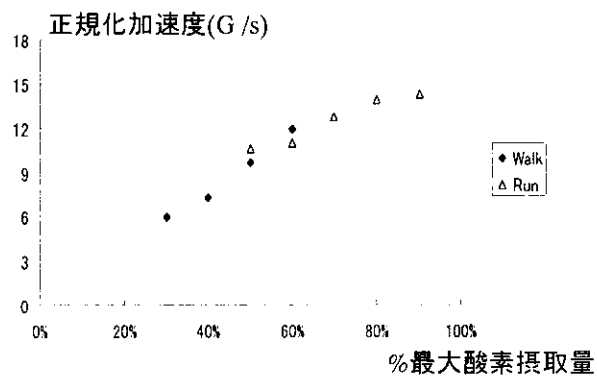


図4 運動強度と上下軸正規化平均振幅

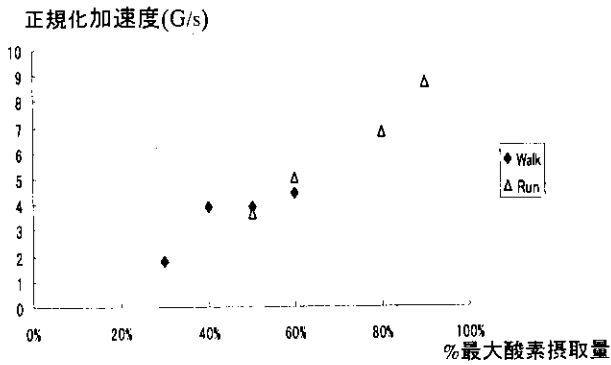
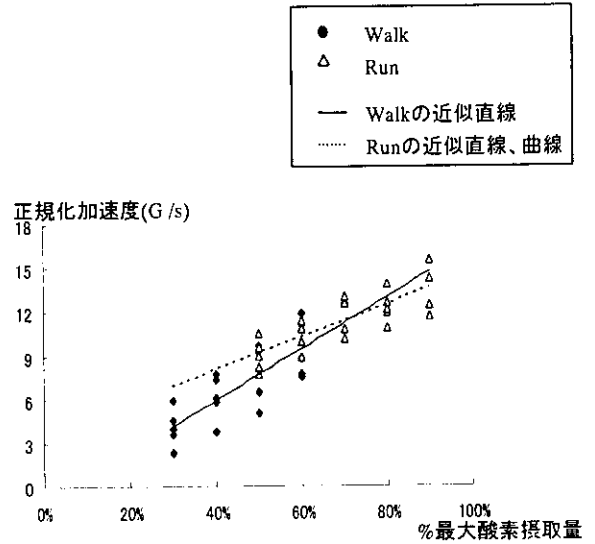


図5 運動強度と前後軸正規化平均振幅



(a) 上下軸正規化平均振幅

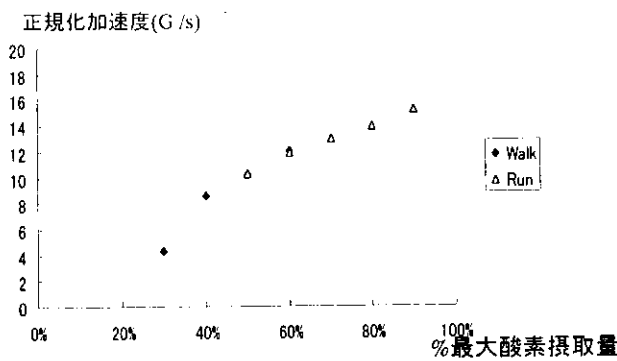
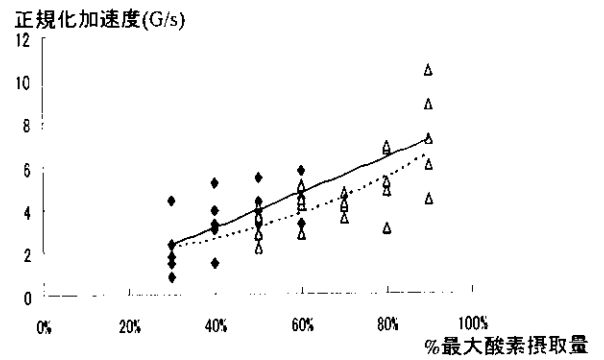
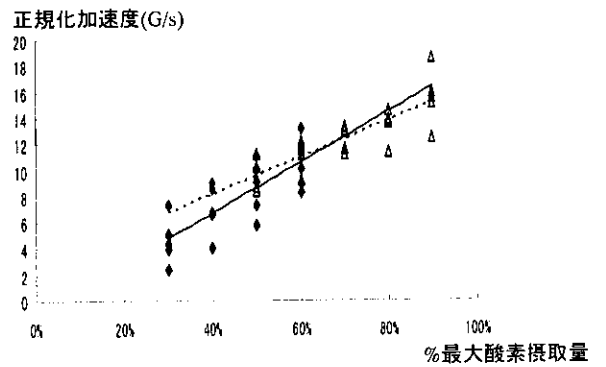


図6 運動強度と両軸正規化振幅のベクトル和



(b) 前後軸正規化平均振幅



(c) 両軸正規化平均振幅

図7 運動強度と正規化平均振幅集積図

シャワー浴時の心電図モニタリングに関する研究

分担研究者 石島正之

東京女子医科大学・医用工学研究施設・助教授

研究要旨 高齢者の浴室内での労作中の健康をモニタリングするために、本研究ではシャワー浴またはシャワーで洗髪するなどの負荷時の心機能を評価する方法を検討した。本研究の特徴として、電極を体表に装着することなく、単にシャワーを浴びるだけで心電図を計測するシステムとした。その結果、労作中のため筋電図の重畳はあるものの、電気信号の誘導法などを考慮することで、心拍の変化をモニタリングすることが可能であった。

A. 研究目的

高齢者や患者によっては大きな熱負荷となる入浴は、身体の緊張をやわらげる作用があると同時に、心機能などに負担となる場合がある。このために、入浴中の無意識的な心電図のモニタリングが東京医科歯科大学の戸川のグループによって研究開発されてきた。一方日本では、浴槽から出て身体を洗う習慣であるが、その労作の中でも特にシャワーで頭髪を洗うなどの労作は大きな負荷となる。ここでは、この理由から通常のシャワー浴やシャワーによる洗髪時にも心機能の変化をモニタリングする機構を検討した。ただし、毎回心電図用電極などを体表に装着することは負担が多く長期的な観測には不適當である。このため本研究では無意識入浴負荷心電図計測と同様に、体表電極などを一切必要としない無自覚的な計測法を検討した。これにより入浴中のみならず、洗い場での労作中の健康状態を本人の意識すら持たずにモニタリングし、高齢者などが浴槽の外で起こりうる危険を回避する環境を整えることを目的とする。

B. 研究方法

シャワー状の温水の電気的特性を得るために、シャワーヘッドの内部に特殊電極を組み

込み、ノズル金属板、それと独立した2組の金属電極を用意した。測定中の電気的安定性を得るため、電極金属にはすべて分極電圧の少ない銀塩化銀を用いた。これらの電極を定電流源と電圧観測点とする四端子法で、シャワー状の温水の周波数特性と位相特性を求めた。測定ではノズルと外部電極との距離、水量、印加周波数などを変数とした。水源としては貯水槽の水を連続回転のポンプで加圧する方式とし、その水圧と設定流量を一定（13.5ℓ/min）に保った。またノズルから放出されるシャワーは広がりを持つが、どのような距離間隔においても、放出水はすべて電極面に電気的に接する状態を保った。

次に生体用差動増幅器（最大ゲイン66dB、周波数帯域0.5Hz - 80Hz）の負極側とノズル電極を接続し、床面に配した2枚の平板電極を増幅器の正極側と中性端子に導いた。この電極構成により、被検者はシャワーを頭部、胸部、背部にそれぞれあてることで、単一誘導の心電図を記録した。

C. 研究結果

シャワー状温水（40° C）のボード線図を図1に示す。すべての設定が一定であるにもかかわらず、測定中のインピーダンスとその

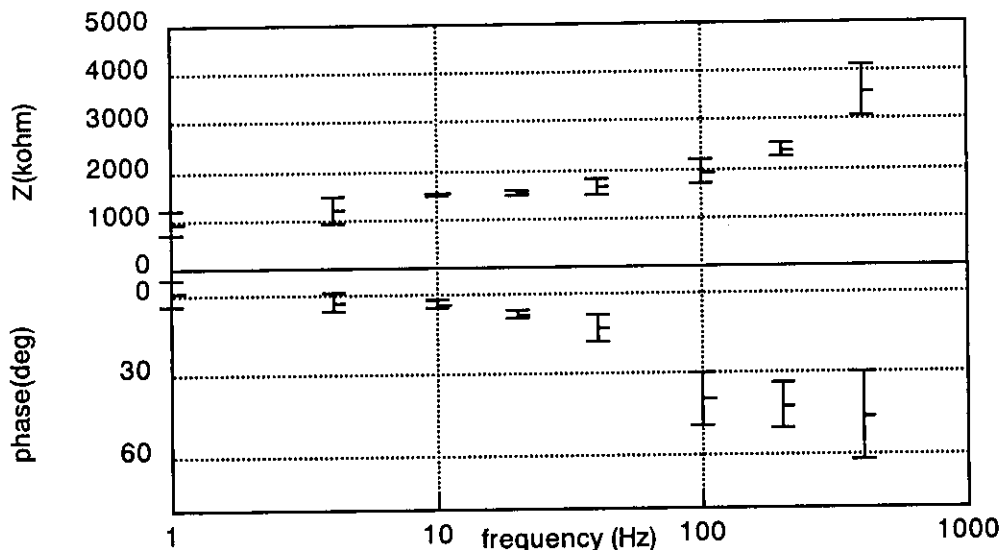


図1 シャワーの周波数特性

位相は多くの測定周波数において不安定であった。図1ではその分散と平均値 (n=10) を示してある。体表から8 cmのノズルの距離においては低域側の周波数では約1.5Mohmであった。この値は周波数が増加するにつれて、また距離が離れるにつれて増加した (図2)。

シャワーの放水量が極端に少ない場合 (10ℓ/min以下) を除いて、その放水量を変化させても、電気インピーダンスの変化は観察された不安定な変動以下の値であった。よって水量の相違による実質的なインピーダンス変化は観測することは出来なかった。

実際の心電図測定では電極インピーダンスの大きさから予測されたように、商用周波雑音が大きく、かつ時間的に不規則に重畳していた。しかし、接地個所と差動増幅器中性点を適切に選定することにより、雑音が入力段で飽和することはなく、デジタルフィルタで多くを除去することが可能であった。しかし、シャワーヘッドは手に持たなくとも、立位姿勢保持のために発生する筋電は、周波数的に心電図と競合するため、デジタルフィルタ処理を施しても適正な心電図を得るには困難なこともあった (図4)。

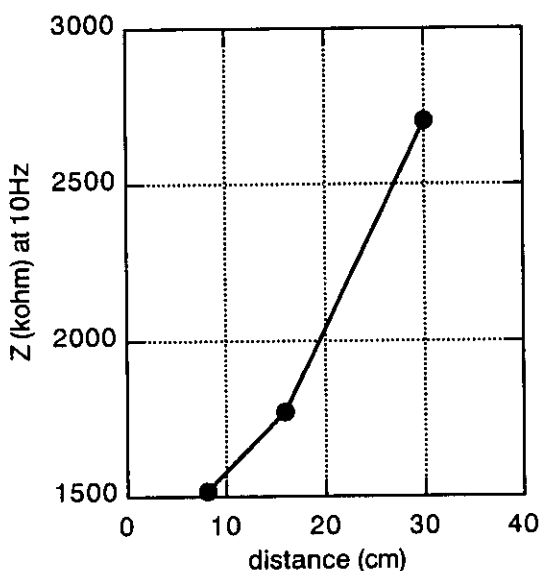


図2 距離によるZの変化

D. 考察

ノズル-体表間の実用的な距離から判断すると、その電極インピーダンスは2Mohm程度となる。通常的心電図体表面電極のインピーダンスは、適切な皮膚の処理のもとでは20kohm以下であるため、シャワー電極ではその100倍にもなっている。またその位相特性は誘導性を示した。

これらの観測からシャワー心電計測系の電気的等価回路は図3のごとくなる。体表を流れる温水の抵抗Rbは十分に大きく信号源に影響を与えないため、シャワーノズルからカランに至るまでのインピーダンスZnを大きくすることで、信号を有効に取り出すことが出来た。