

## 在宅での心磁図計測

分担研究者 上野照剛 東京大学大学院医学系研究科 医用生体工学講座

### 研究要旨

本年度は、心磁図計測における基礎データを収集することを目的に、当研究室で所有しているSQUID磁束計を用いてラットの心磁図が計測できることを確認し、心磁図発生源を表現するための方法として磁場の $|rot|$ を求めた。さらに、心臓異常がある場合に心磁図にどのような変化が生じるか調べるために、心筋梗塞モデルのラットを用い、梗塞前後、並びに梗塞後時間経過に対する心磁図の変化を調べた。左心室の心筋に血液を循環している左環状動脈を結糸したときのラットの心磁図を計測し、心室心筋脱分極時および心室再分極時の変化を分析し、梗塞部位と磁場分布の関係を調べた。その結果、梗塞の個所と $|rotB|$ 分布に相関があったことにより、心磁図計測が心筋梗塞の発見において有効であることがいえ

た。

### A. 研究目的

本研究では、超高感度の磁気センサであるSQUID磁束計を用いて、ベッドに横になるだけで手軽に心磁図を計測することができるシステムの開発を目指す。心臓の異常の検出に通常用いられている心電図は電極を体表面に張りつける必要があるため軽い拘束状態となる。しかし、心磁図は体に非接触で計測するため、ベッドの中にSQUID磁束計を埋め込むことが可能である。このため、睡眠中など通常の生活の中で全く気にせず、健康状態を計測することができる。しかも、心磁図では心電図で得られない情報が得られるため心臓疾患の早期発見が可能である。

本年度は、心磁図計測における基礎データを収集することを目的に、当研究室で所有しているSQUID磁束計を用いてラットの心磁図が計測できることを確認し、心磁図発生源を表現するための方法として磁場の $|rot|$ を求めた。さらに、心臓異常がある場合に心磁図にどのような変化が生じるか調べるために、心筋梗塞モデルのラットを用い、梗塞前後、並びに梗塞後時間経過に対する心磁図の変化を調べた。左心室の心筋に血液を循環している左環状動脈を結糸したときのラットの心磁図を計測し、心室心筋脱分極時および心室再分極時の変化を分析し、梗塞部位と磁場分布の関係を調べた。

### B. 研究方法

#### ラット心磁図計測

ラットの心磁図測定は、Wister系の5匹牡ラットを用いた。平均体重312g、STDは97g、最低体重200g、最高体重460gであった。ラットはNembutal(40 mg/kg)で麻酔したのち、四肢を固定して計測した。

心磁図は、左右前肢から計測した心電図のR波に同期して、2000回加算平均した。図1はラットの位置関係とセンサー配置、および座標軸を示す。センサーは、9および12チャンネルを頭部側、10および11チャンネルを腹部側の向きに置き、9および12チャンネルの中心を胸骨柄の直上に合わせた。そこから左右へ15 mm、腹部側に15 mm移動し、計6個所計測した。計測されたデータは12チャンネル×6回であるが、重なり合うチャンネルのデータを平均し、中心付近の6×6のデータを解析した。

心磁図および心電図はバンドパスフィルター0.5-500 Hz、サンプリング5000 Hzで処理した。R波の出現した時刻を0 msとし、P波の前(-90 ms~-80 ms)で心磁図波形のオフセットを行った。計測された6×6のデータで磁場(B)分布の等高線図を作成した。測定表面の電流分布の強度を調べるために、 $rotB$ の大きさを計算し、トポグラフを作成した。P、QRS、T波の時間に対応する $|rotB|$

の最大値の座標を求め比較した。

心筋梗塞モデルにおけるラット心磁図の計測では、平均重量±STDが391±233gで、200gから700gまでの7匹のWister系の牡ラットを用いた。ラットはNembutal(40mg/kg)で麻酔した後、前方頸部を切開し、気管切開術を行った。外形2.3mm、内径1mm、長さ20mmのシリコンチューブをラットの気管に固定し、Y字管を通して、人口呼吸器(SN-480-7; シナノ製作所)を用いて強制呼吸を行った。一呼吸の換気量は2ml~5mlで、ラットの大きさに応じて変更し、呼吸数は100/minになった。

Johnsら方法で冠状動脈梗塞術を行った。開胸した後開胸器によって心臓を表に出し、左環状動脈に絹糸を掛け軽く結んだ。ラットの状態が安定していることを確認した後、頸部および胸部の切開部を縫合した。ただし、環状動脈に掛けられた絹糸は引かれると梗塞される用に胸部表面に出した。

ラットの心臓部の直上の皮膚表面にディワーの底面の中心を合わせて計測を開始し、10分間梗塞前の心磁図を計測した後、ラットの位置が動かないように環状動脈に掛けられた絹糸を引っ張り、30分間心磁図を計測した。

### C. 研究結果

図2に正常ラットにおける心磁図波形を示す。

図3は-60 msおよび-58 ms、-56 ms、-44 ms、-40 ms、-2 ms、4 ms、5 ms、34 msにおける心磁図の等高線図(左)と|rotB|のトポグラフ(右)を示す。左下の図は、心磁図の重ね書きである。図中におけるPは磁場の湧き出しのピークを示し、Nは磁場の吸い込みのピークを示す。トポグラフについて、白が高く、黒が低い値を示す。矢印は

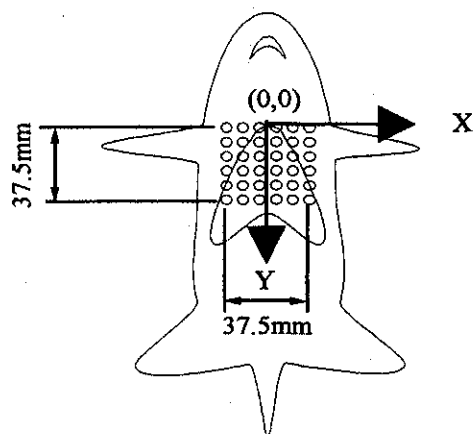


図1 ラットの位置関係とセンサー配置、および座標軸



図2 正常ラットにおける心磁図波形

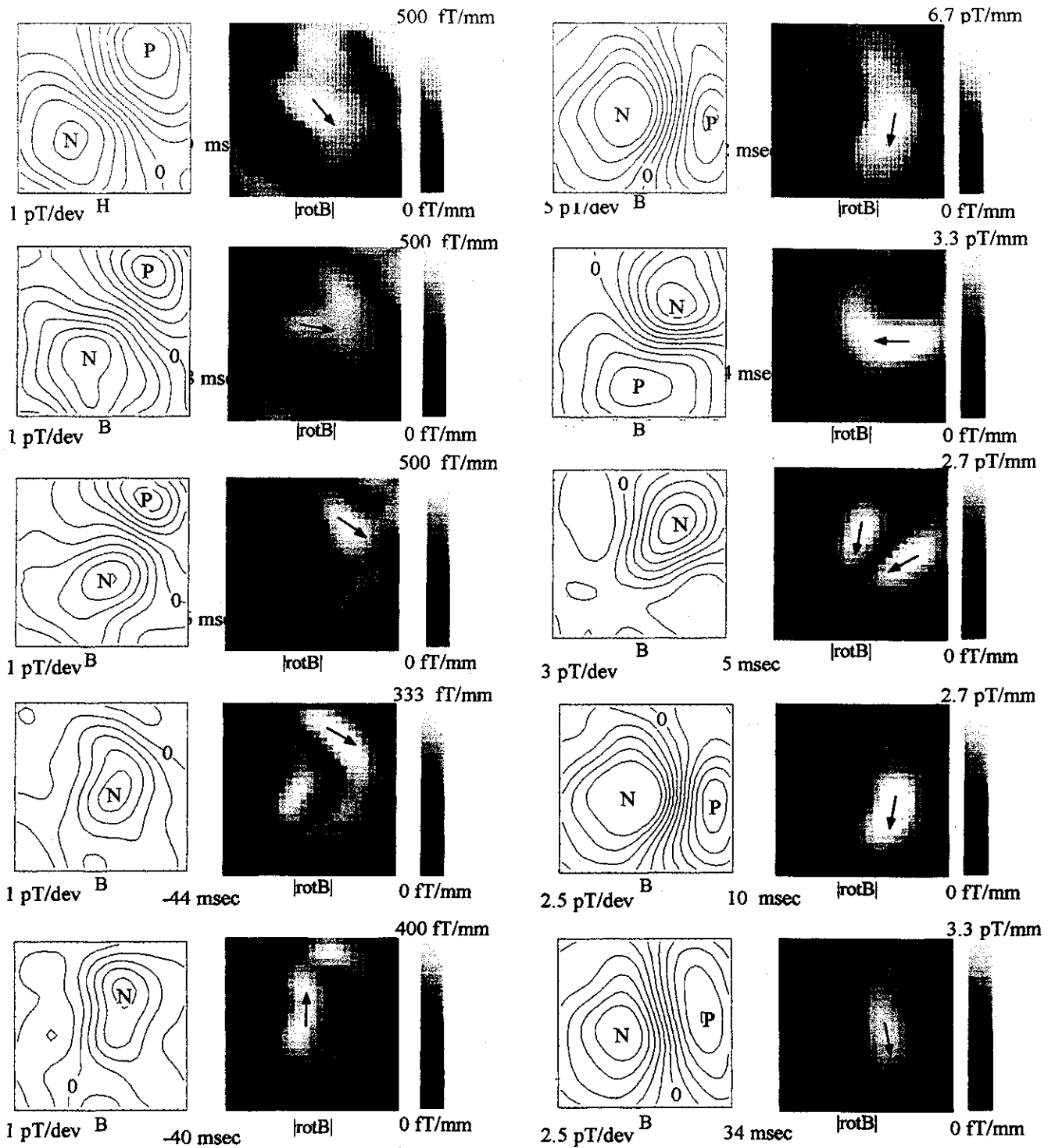
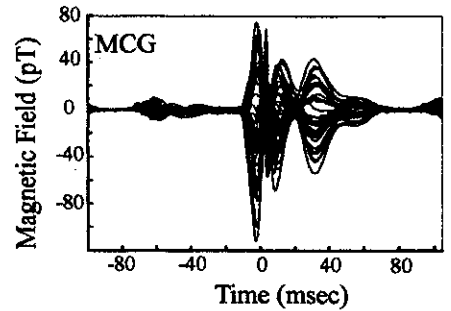


図3 心磁図の等高線図 (左) と  $|\text{rot}B|$  のトポグラフ (右)



|rotB| の最大値の座標における電流の向きを示す。

図4は左から、-69～-40 ms、-11～9 ms、20～35 msの|rotB|の最大値の座標の変化を示す。上部がラットの頭部側、下部がラットの腹部側となり、左中央部に心臓が位置する。

-69 ms～-40 msにおける|rotB|のピークは-69 ms～-60 msに測定面の中心付近を線形的に移動した。-58 msに左上部側に新しいピークが発生し、-56 ms～-50 msに次第に中心部のピークが小さくなった。-48 ms～-40 msにまた中心部のピークが大きくなり、左上部のピークが小さくなった。

-11 ms～9 msにおける|rotB|のピークは-11 ms～1 msに右下方へ移動し、3 ms～4 msに電源の向きが左に変わった。5 ms～7 msには、-11 ms～1 msと同じ位置と方向へ戻った。

20 ms～35 msにおける|rotB|のピークは測定面の中心部にあり、ほとんど移動しなかった。

心電図の波形は、心房の脱分極によって生ずるp波、心室の心筋の脱分極によって生じるQRS波、心筋の再分極によって生じるT波から成り立っている。図5は、梗塞前後6分間の心電図波形の違いを示す。細線が梗塞前、太線が梗塞後を示す。梗塞前後の6分間の心電図の波形動き調べるために、図5中の心室脱分極陽性最大ピーク(QRSp1)、心室脱分極陰性最大ピーク(QRSn1)、心室脱分極-再分極間平均電位(ST)、心室再分極最大ピーク(T)の1分おき変化を図6に示す。梗塞後1分後には心電図は、T波の上昇、QRSp1、QRSn1およ

びSTの下降が計測され、2分以降は揺らぎも少なくその状態が維持された心電図が計測された。心房心室伝達時間(PQ時間)も梗塞後長くなった。

図7は、梗塞前後6分間の心磁図波形の違いを示す。心電図と同様に細線が梗塞前、太線が梗塞後を示し、破線がラットの位置を示す。その結果、CH2, CH3, CH10のQRSおよびSTにおける磁場の上昇、CH5, CH6, CH7, ch8において磁場の下降が計測され、CH1, CH2, CH3, CH4, CH5, CH6のT波における磁場の上昇とCH10における磁場の下降が計測された。

梗塞によって顕著に変化したQRSn1(6.5 ms)における磁場Bの分布の梗塞前後変化を図8に示す。左の等高線図が梗塞前、右が梗塞後を示す。破線がラットの心臓の位置、白丸がピックアップコイルの位置を示す。梗塞前、中央部に陰性の山および腹部側に陽性の山が見られ、梗塞後各の山が高くなった。次に、電流分布で比較するために、|rotB|の分布を算出し、その等高線図を図9に示す。左の等高線図が梗塞前、右が梗塞後を示し、図10は梗塞前後差の等高線図を示す。破線がラットの心臓の位置、白丸がピックアップコイルの位置を示す。梗塞前の|rotB|の分布は腹部側に陽性の山が見られ、梗塞後にその山が大きくなった。

T波(27 ms)ピーク時も同様な解析を行ない、|rotB|の梗塞前後差の等高線図を図11に示す。破線がラットの心臓の位置、白丸がピックアップコイルの位置を示す。梗塞後、腹部側の陽性の山が高くなり、QRSn1における|rotB|が増加した部位と同様な変化パターンを示した。

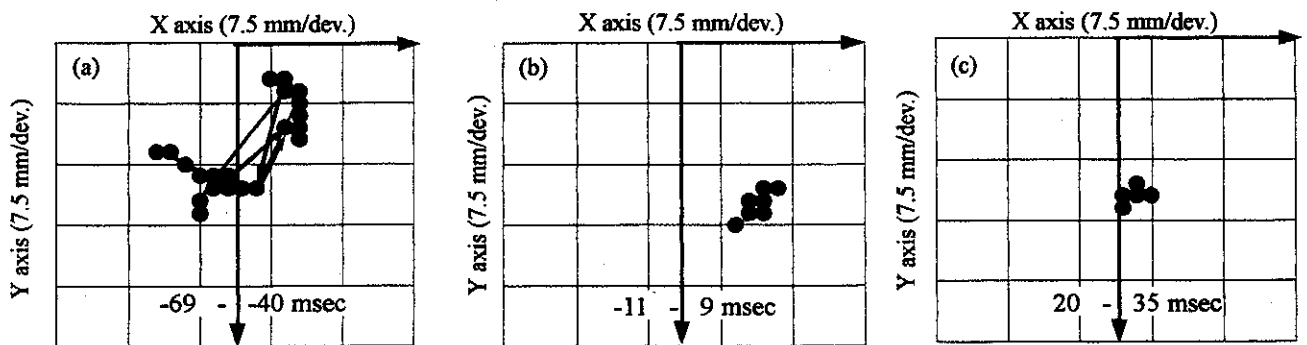


図4 |rotB|の最大値の座標の変化

#### D. 考察

心臓疾患の診断における心磁図の利用は心電図ほど普及していないが、期外収縮の発生部位やWPW症候群の副伝導路の位置の推定についての研究、薬物ストレスにおけるT波の変化の研究において心磁図優位の報告がある。

心臓疾患の診断的な研究に対して、心磁図発生のメカニズム解明の報告については散見される程度である。対象は犬であり、ラットのような小動物の心磁図は報告されていない。本研究では、将来的にラットの心疾患モデルを作成し、異常心磁図を測定し、臨床診断に応用することが目的である。その場合、心室興奮時や再分極過程時において、心臓の電気的活動が広範囲に興奮しており、心臓の電気的活動をダイポールと仮定するには問題がある。広範囲の興奮部位を推測するためには、 $|\text{rotB}|$ の分布を求めた方が有効である。

ラットの心臓の大きさは約10 mmであり、位置は左よりの中心部付近にあった。 $-69 \text{ ms} \sim -40 \text{ ms}$ の $|\text{rotB}|$ より、ピークは頭部側にあり、心房由来のP波の磁場分布と推測される。 $-11 \text{ ms} \sim 9 \text{ ms}$ の $|\text{rotB}|$ より、ピークは左腹部側にあり、心室由来のQRS波の磁場分布と推測される。 $20 \text{ ms} \sim 35 \text{ ms}$ の $|\text{rotB}|$ より、ピークは心室と心房の中間にあり、再分極過程の波であるT波の磁場分布と推

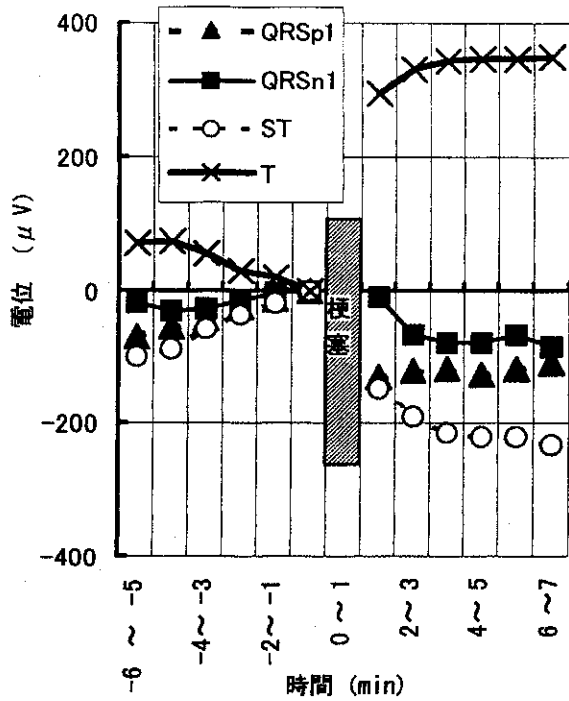


図5 心電図におけるQRSp1およびQRSn1、ST、Tの時間変化

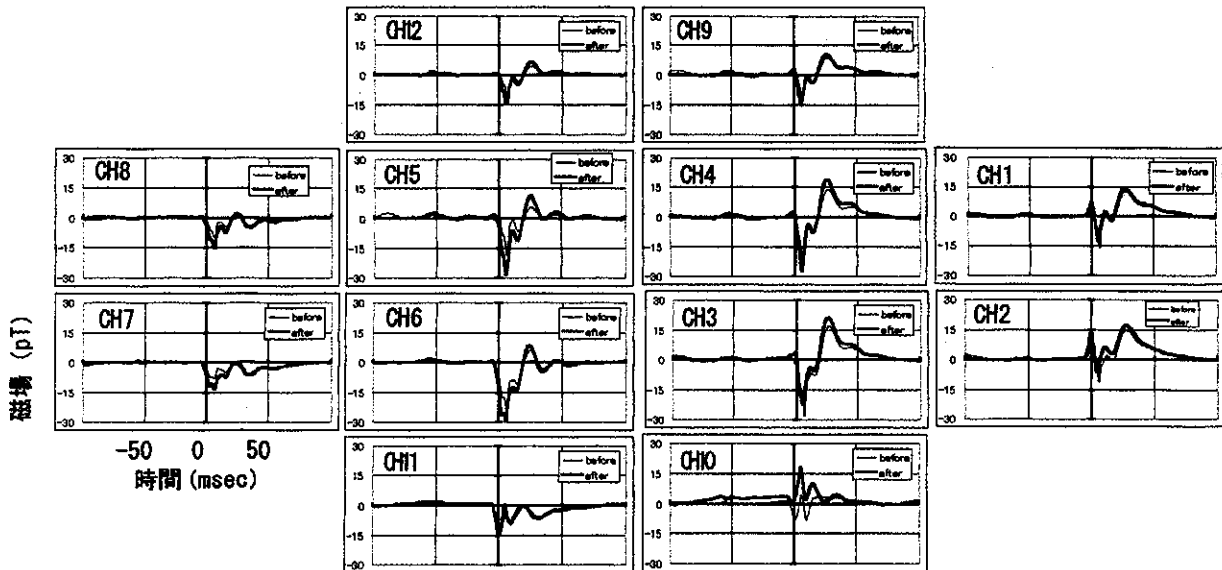


図6 梗塞前後の12チャンネルの心磁図

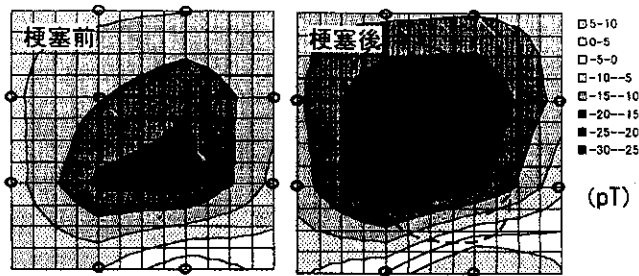


図7 QRS波 (6.5ms) における梗塞前後の磁場分布。表示領域は一辺が22.5mmの正方形

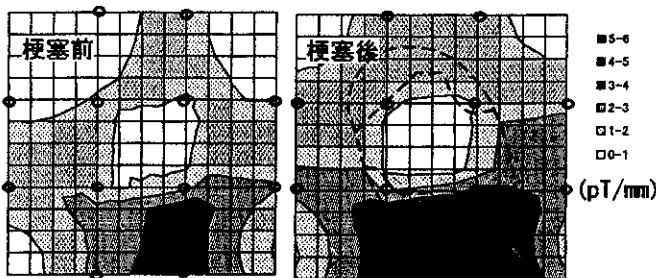


図8 QRS波 (6.5ms) における梗塞前後の|rotB|分布。表示領域は一辺が22.5mmの正方形

測される。 $-69\text{ ms} \sim -40\text{ ms}$ の|rotB|より、2つのピークが交互に活動する現象が観測された。心房活動が2つの信号源より成り立っている可能性が示唆された。しかし、推定された位置が心臓の真上ではなく、心房活動の複雑な信号源の活動はさらに生理的に検討する必要がある。 $-11\text{ ms} \sim 9\text{ ms}$ の|rotB|より、心電図のR波出現の直後の2ms間、QRS波の信号源の向きが90度変化する現象を観測した。これは心室内における心筋興奮の伝播によって起こると考えられる。

本研究では、また、左心室の心筋に血液を循環している左環状動脈を結糸したときのラットの心磁図を計測し、心室心筋脱分極時および心室再分極時の変化を分析し、磁場分布Bおよび|rotB|の変化を調べた。その結果、測定面の腹部側における|rotB|が増加したことが測定された。透磁率が一定である仮定のもとでは|rotB|分布は測定面と水平な成分の電流分布と相関があるため、心筋脱分極および再分極の電流分布が反映したと考える。左環状動脈は心臓の下壁から左前壁を循環しており、結糸することによって下壁から左前壁の心筋が虚血状態となり、心筋の活動電位が変化したこ

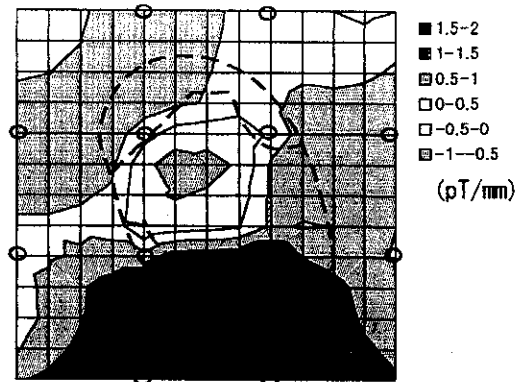


図9 QRS波 (6.5msec) における|rotB|の梗塞前後差の分布。表示領域は一辺が22.5mmの正方形

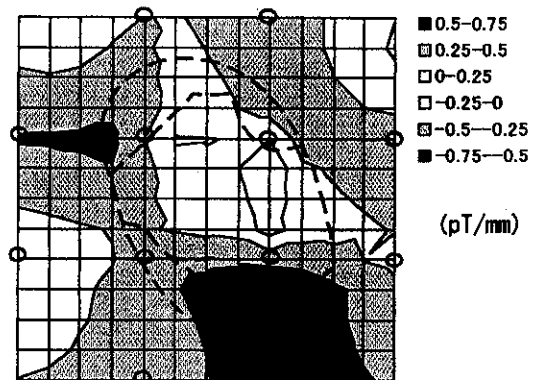


図10 T波 (6.5ms) における|rotB|の梗塞前後差の分布。表示領域は一辺が22.5mmの正方形

とよって磁場が変化したと考える。

梗塞の個所と|rotB|分布に相関があったことにより、心磁図計測が心筋梗塞の発見において有効であることがいえる。

#### E. 討論

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が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 よりもおちるため、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. 研究発表

### 1. 論文発表

“Measurements of Auditory and Visually Evoked Magnetic Fields of Rats Using a 12 channel High Resolution DC-SQUID magnetometer” Resent Advances in Biomagnetism, 1999, Tohoku University Press, p81-84.

“Measurements of Magnetocardiogram of Rats Using a 12 channel High Resolution DC-SQUID magnetometer” Resent Advances in Biomagnetism, 1999, Tohoku University Press, p85-88.

“Measurements of Auditory Evoked Electric and Magnetic Fields of Rats Before and After Transcranial Magnetic Stimulation with High Frequency Repetitive Train Pulses” Resent Advances in Biomagnetism, 1999, Tohoku University Press, p929-932.

“12チャンネル高分解能 SQUID 磁束計を用いたラットの心磁図計測” 日本応用磁気学会誌 Vol.23 No.4-2

“High Resolution Magnetocardiography for The Study of Dynamic Propagation of Exitation Sites in Rats Cardiac Muscles” IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 35, No. 5, Part 2, 1999, p4124 - 4126

### 2. 講演発表

“心電図異常ラットの心磁図計測” 第38回日本エム・イー学会, 1999, 4, 仙台

“ラットの心磁図と心ベクトルについて” 第38回日本エム・イー学会, 1999, 4, 仙台

“High Resolution Magnetocardiography for The Study of Dynamic Propagation of Excitation Sites in Rats Cardiac Muscles” Intermag 99, 1999, 5, Kyongju, Korea

“高分解能心磁図計測によるラットの心筋活動の電流推定” 第14回日本生体磁気学会, 1999, 5, 岡崎

“高分解能 SQUID 磁束計を用いた心疾患モデルラットの心磁図計測” マグネティクス研究会, 1999, 9, 盛岡

“左環状動脈閉塞モデルラットの心磁図と心ベクトルについて” 第22回応用磁気学会, 1999, 10, 北九州

“高分解能 SQUID を用いたラット心磁図計測における電流分布推定” 第13回日本エム・イー学会秋季大会, 1999, 10, 豊中

“Current Source Imaging for High Resolution Magnetocardiography in Normal and Abnormal Rat Cardiac Muscles” 44<sup>th</sup> Annual Conference on Magnetism & Magnetic Material, 1999, 11, San Jose, USA

## G. 知的所有権の取得状況

なし

高齢者に負担の少ない心臓負荷試験法の長期的検討

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

研究要旨 運動負荷試験などの心機能検査を長期的に行うことは、心臓疾患のトレンドを見だし、将来を予測することに役立つ。この研究は、これまでのような長期継続検査の負担を排した検査法を用いて、入浴時に負荷試験を日々1年間行い、その検査法と検査データの有用性を検討した。その結果、この検査法は長期検査に有用なものと、心負荷順応力の予測を可能とすることが示された。

A. 研究目的

定期的な生理機能や生化学的な検査は、疾病の早期発見に寄与することが知られている。また、時間医学的な見地から疾病の将来予測にも寄与するとされる。これらの寄与は検査を頻回に行うことで確度が増す。しかし、行動が容易でない高齢者にとっては、頻回な検査を病院でおこなうことは現実的ではないため、在宅でおこなうことが適切になる。ただし、在宅で長期的な検査をおこなう場合、どのように簡単な操作でも、例えば体表に電極を装着するような単純なことでも、いづれ忘れるか負担となってくる。とくに自覚症状もない患者では、義務的な検査はストレスとなり、そのことから疾病を引き起こしかねない。また環境によっては、このような日課は介護者の負担を増すことになる。

一方、自転車エルゴメータなどによる運動負荷検査は安静時検査よりも、心機能検査に有効なことがある。よって日々負荷試験を行うことで、疾患の早期発見や慢性疾患の将来予測に役立つ可能性がある。この研究では、被検者の日々の入浴（熱負荷）をとおして心機能のモニタリングを行い、長期検査法の実用性と、そこで得られた長

期的なデータからその医学的有用性を検討した。この長期検査では、検査を意識させないように入浴を遂行するため、入浴直前にセンサーを装着するような操作をまったく必要としない無自覚検査法による心電図の計測法を取り入れた。

B. 研究方法

和洋折衷型の浴槽内壁に、これまでに開発した特殊水中電極を3カ所に設置した。それらの電極は医用微小電位増幅器（最大72dB、周波数帯域0.1~100Hz、回路内にデジタルハムフィルタ挿入）を経てデジタルデータレコーダに接続した。それらの電源回路は浴室照明と共用することで、入浴時に浴室の明かりを点灯するという日常の動作のみで、すべての回路が作動する構造とした。

被検者（健常成人男性36歳）は夜10時から12時の間に入浴することとした。1年を通して収集したデータはA/D変換（標本頻度200Hz）ののちにハードディスクに連続的に格納した。その後バッチ方式でデジタル処理により心拍数の検出、データ補間による再サンプルをおこなった。1日ごとに計測されたその熱負荷による心拍

の変化を指数関数に近似回帰し、入浴直後に発生する心拍のピークから20秒後の心拍の順応速度を1日ごとに算出した。つぎに、この順応速度を時系列化した関数を自己回帰モデルなどに当てはめてその周期性を抽出した。

### C. 研究結果

入浴中、心拍は図1のように変化した。この心拍の順応過程は、これまでの被検者(12名)と同様の指数関数状の減衰パターンを示した。その順応速度は日々変化していて(0.03/s~0.12/s)、冬には遅く、夏には早い順応傾向を示した(図2)。その時系列関数を周波数分析した結果、1年の周期と2カ月弱の周期の2つの周期が顕著であった。

### D. 考察

負荷に対する心拍の順応速度は心機能の特性を示すひとつの指標である。一般的には高齢者ほど、また心疾患によっては重度なほど順応速度は遅くなるとみられている。この長期的な観察の結果、これまで考えられていたように、寒い時期では負荷に対しての順応回復速度が遅い傾向を示した。しかしその1年周期のほかに、短い周期が重畳していることが発見された。

この発見は、個人の負荷反応を長期的に観察することで、その個人の周期が得られ、その周期トレンドから将来が予測出来る可能性を示唆している。

またこの発見は、負荷に対しての回復力が劣る時期は、必ずしも冬の酷寒の時期ではなく、春や秋にも発生することを示している。この観察結果は、冬に発生頻度が高いと考えられているある特定の心疾患が、必ずしも酷寒の時期に発生しない事実と一

致している。

すでに存在が知られている生理学的な日内変動の影響を避けるため、被検者は一定の時間に入浴をした。この検査を続ける上でのそれ以外の制約は皆無であった。このため1年に及ぶ計測が、被検者の努力や苦痛なく継続できた。

### E. 結論

以上の結果から、この無自覚的な検査システムは長期計測を可能とするシステムであることが示された。また、長期的な入浴負荷試験により、心機能の負荷からの回復力が予測できる可能性が示唆された。

### F. 研究発表

#### 1. 論文発表

① M. Ishijima & T. Togawa, Chronodiagnostic acquisition of recovery speed of heart rate under bathing stress, *Physiological Measurement*, 20(4): 369-375, 1999.

②石島正之, 心電信号計測の可能性と限界, *心電図*, 18(6): 895-901, 1998.

#### 2. 学会発表

①石島正之, 時間医学における長期データの解析に関する一考察, 第38回日本ME学会大会, *医用電子と生体工学*, 37 suppl: 400, 1999.

②石島正之, 呼吸/心電図の長期的モニタリング法, 第10回日本臨床モニタ学会, 10 suppl: 41, 1999

③石島正之, 入浴負荷による心拍順応過程の長期的な変動要因, 第16回日本心電学会学術集会, *心電図*, 19(5): 521, 1999.

④M. Ishijima, A two-years trend in

the recovery speed of heart rate during bathing stress. The first joint meeting of BMES & EMBS (11th Biomed Society of IEEE & Int conference of Eng in Med and Bio Society), Abstract Book: 56-57, 1999.

⑤石島正之, 長期的検査データの時間医学的データマイニング, 第19回 医療情報学連合大会, 医療情報学連合大会論文集 19: 588-589, 1999.

⑥ M. Ishijima, Acquisition of long-term cardiopulmonary function, The 3rd Polish-Japan Seminar on Biomedical Engineering, Abstract: 67, 1998.

G. 知的所有権の取得状況

1. 特許取得

特許出願：生体由来の電気信号測定装置及び測定方法 (P1132012)、1999

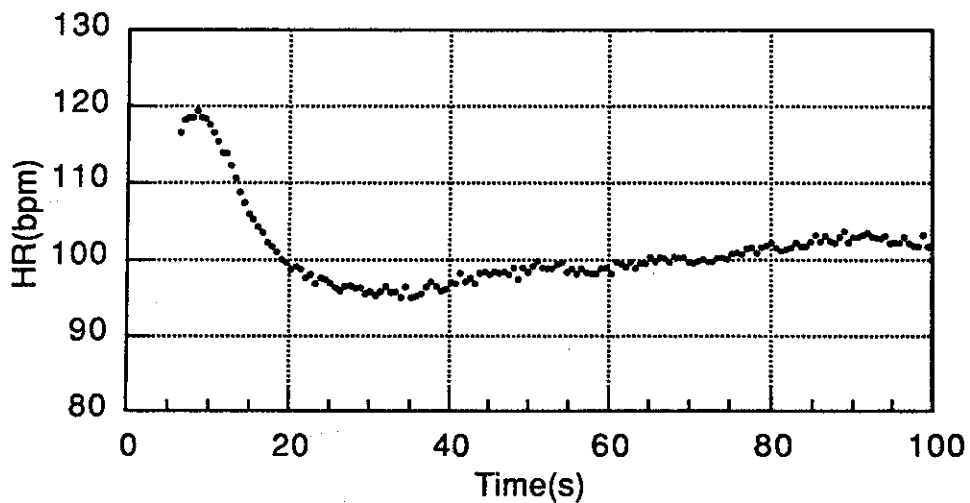


図1 入浴後の心拍の一時的上昇と順応課程

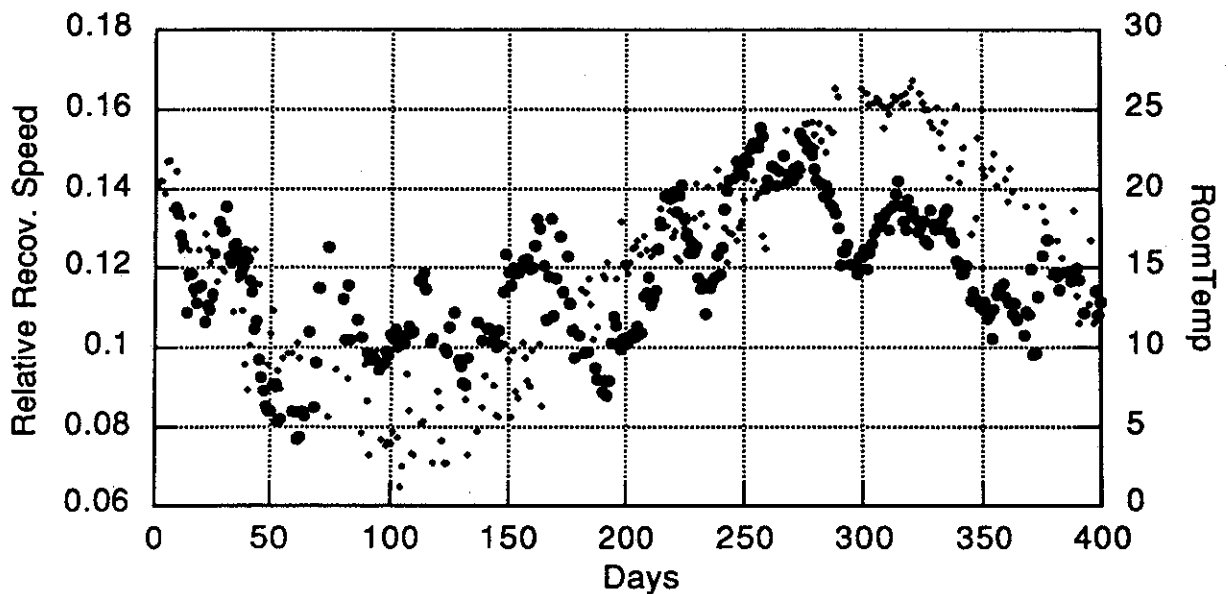


図2 心拍順応速度の年間変動。小さい点は大気温度。

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—

分担研究者 山越憲一（金沢大学工学部・教授）

健康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自動計測システムの構築を目指し、特にトイレ設置型体重関連情報無意識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。本年度はこれまでの研究成果に基づき、当該システムの高度化を図ることを目指し、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自動血圧計測の可能性について実験的検討を行い、具現化の可能性と技術的問題点等について有益な所見を得たので報告する。

キーワード：無意識自動生体計測、トイレ便座、血圧計測、容積振動法、反射型光電容積検出、局所加圧、大腿部血圧

#### A. 研究目的

高齢社会を目前にしている我が国では、年々増加の一途をたどっている国民医療費の削減の上でも、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、すなわち在宅医療(ホームケア)の急進展が期待されている。

この様なホームケアの早期実現には工学技術を充分に活用することが不可欠であり、実際「セルフケア計測技術」、「健康情報の運用技術」、「療養者の生活支援技術」、「高齢者のための自立・介護支援技術」などの分野で活発な研究開発が進められている<sup>1)</sup>。しかし、特にホームケアの基盤であるセルフケア計測は必ずしも工学技術を充分に活用しているとは言いがたいのが実情である<sup>2,3)</sup>。この場合、測定のためのセンサ類を見に付けず、測定操作等も一切行わず、無意識のうちに各種健康情報を自動的に入手することができれば、これに越したことはないであろう<sup>4)</sup>。

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、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・排尿量・排便量、及び心臓の血液駆出機能を反映する

バリストカーディオグラム(BCG)を取り上げ、家庭に設置されているトイレ内のスペースを利用して、無意識的にこれらを自動計測し、かつデータ収集する体重関連・心機能情報モニタシステムの開発を行ってきた<sup>5-10)</sup>。

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。

本年度は特に血圧計測に焦点を絞り、(i)血圧計測部位及び計測法、(ii)血圧計測のための加減圧法及びカフ形状、(iii)血圧計測用便座の試作と実験システムの構築について実験的検討を行い、無意識自動血圧計測の可能性と技術的問題点などについて有益な所見を得たので、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

通常、非観血で血圧計測する場合、上腕部

に带状カフ(腕帯；計測法により必要なセンサを内臓)を巻き、血压計にて計測することが一般に行われている。トイレ使用時において、このようなカフやセンサを身に付けず、血压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、計測部位と計測法を決定する必要がある。

計測部位については、従来から行われている部位、例えば上腕、手首、手指、

浅側頭動脈部などではカフ・センサを装着しなればならず、不相当と考えられる。現在広く普及されている洋式トイレの場合、男子排尿時を除きトイレ使用中は便座に座るが、この時、便座と接触する大腿後部で血压測定できれば、可能性のある部位として考えられる。このような試みは、国内外をみても皆無であり、ここではその可能性を探ってみた。

図1は、ヒト(右)大腿部後面(a)と大腿中央部断面(b)の血管走行の解剖図を示したものである。便座と接触する大腿後部表在組織中には主たる中小動脈の走行はなく、大腿後部を栄養する外腸骨動脈→大腿動脈→大腿深動脈と分岐してきた貫通動脈があり、これは短内転筋の最下部を通り(第3貫通動脈)、大内転筋を貫通し(第4貫通動脈)、大腿二頭筋の短頭に入る血管走行となっている。したがって、便座からの血压計測の対象血管はこの領域の小動脈系となると思われる。

一方、血压計測法に関しては、上記計測部位との関係で、従来の聴診法やカフ振動法などの適用は困難であり、血管運動あるいは血管内容積変化を検出して、血管の力学的非線形弾性特性から最高/平均血压を間接計測する容積振動

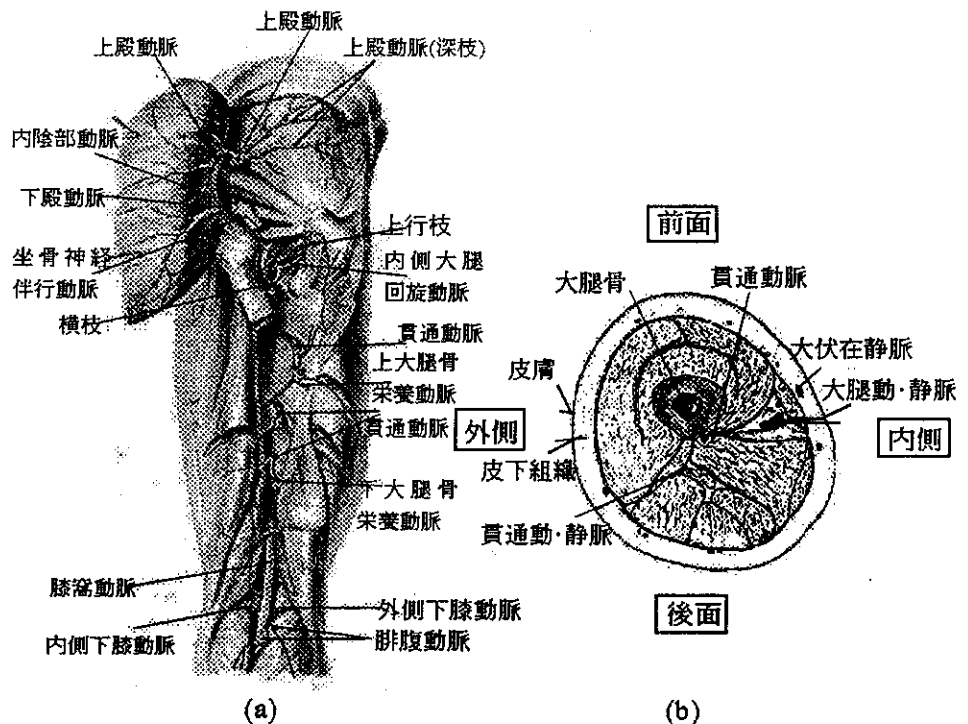


図1：大腿部後面の血管走行(a)と中央部断面(b)

法<sup>1)</sup>の適用可能性について追求した。

## 2. 便座面圧分布計測と加減圧法、カフ形状及び容積検出法

ヒトが便座に座るとき、ほぼ下肢重量を除く体重分が便座と接触する大腿後部表面に分布圧力として作用する。この圧力が当該対象血管と周囲血管をも圧閉してしまうことは望ましくなく、予備実験として体重50~70kgfの男子大学生4名を対象に、汎用されている既成便座(便座幅80mm)および座面積を広くした試作便座(便座幅130mm；既成便座より内側20mm、外側30mm幅を広げたもの)を用い、便座面に超小形圧センサを置いて座圧分布の計測を行った。

次に、当該動脈血管を加減圧する方法については、带状カフを用いて大腿部を巻き付けるという方法は現実的でないため、貫通動脈を部分圧迫する局所加減圧法を採用した。この部分圧迫用のカフサイズは、便座の形状とサイズを考慮しながら、ポリウレタンシート材を用いて種々のものを作製(30mmφ、40mmφ、50mmφ、60mmφ)し、次に述べる容積検出法により動脈性容積脈波から圧閉有無を調べたところ、30mm□のも

のでも血管を圧閉できることが確認された。

一方、容積検出には、超音波法、電氣的インピーダンス(又はアドミタンス)法、光電法などが考えられるが、ここでは簡便性を優先して反射形光電容積検出法を採用した。光源には近赤外発光ダイオード(TLN102;  $\lambda = 940\text{nm}$ )を用い、光検出には種々の光センサを検討した結果、比較的取扱いの容易な高感度フォトダイオード(HP12464R5)を採用した。実験に供した光源および光センサの構造概要については次項で述べる。

### 3. 実験用システム

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2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を50mm $\phi$ の開放口を設け、透明ポリウレタンシート材(厚さ0.1mm)で作製した局所加圧用カフ中央部に光センサ(フォトダイオード)を固着し、このカフ(空気袋)をアクリル製プレート(30mm $\phi$ )

を用いて圧迫する方式を利用した。プレートには、図示したように6個のLED光源を植込み、近赤外光はカフを介して当該部皮膚組織周囲を照射し、反射光をカフ中央部で検出するようにした。プレートによる加圧は、加減圧ロッドを用い、今回はこのロッドをアクチュエータに接続し、その上下動によりカフ内圧を加減圧制御した。

光センサで検出した反射光量変化(光電容積脈波信号; PGp)およびカフ内圧信号(Pc)は記録計により記録、あるいは必要に応じてA/D変換後、パソコンに取り込み、データ解析を行った。

トイレ便座上で座位姿勢で血圧計測を行う場合、計測箇所は大腿部が便座と接触している面、かつ貫通動脈が走行している箇所に限定される。そこで、本実験では、計測箇所を前述の解剖学的所見を考慮し、次のように決定した。

図3に示すように、貫通動脈が分布すると

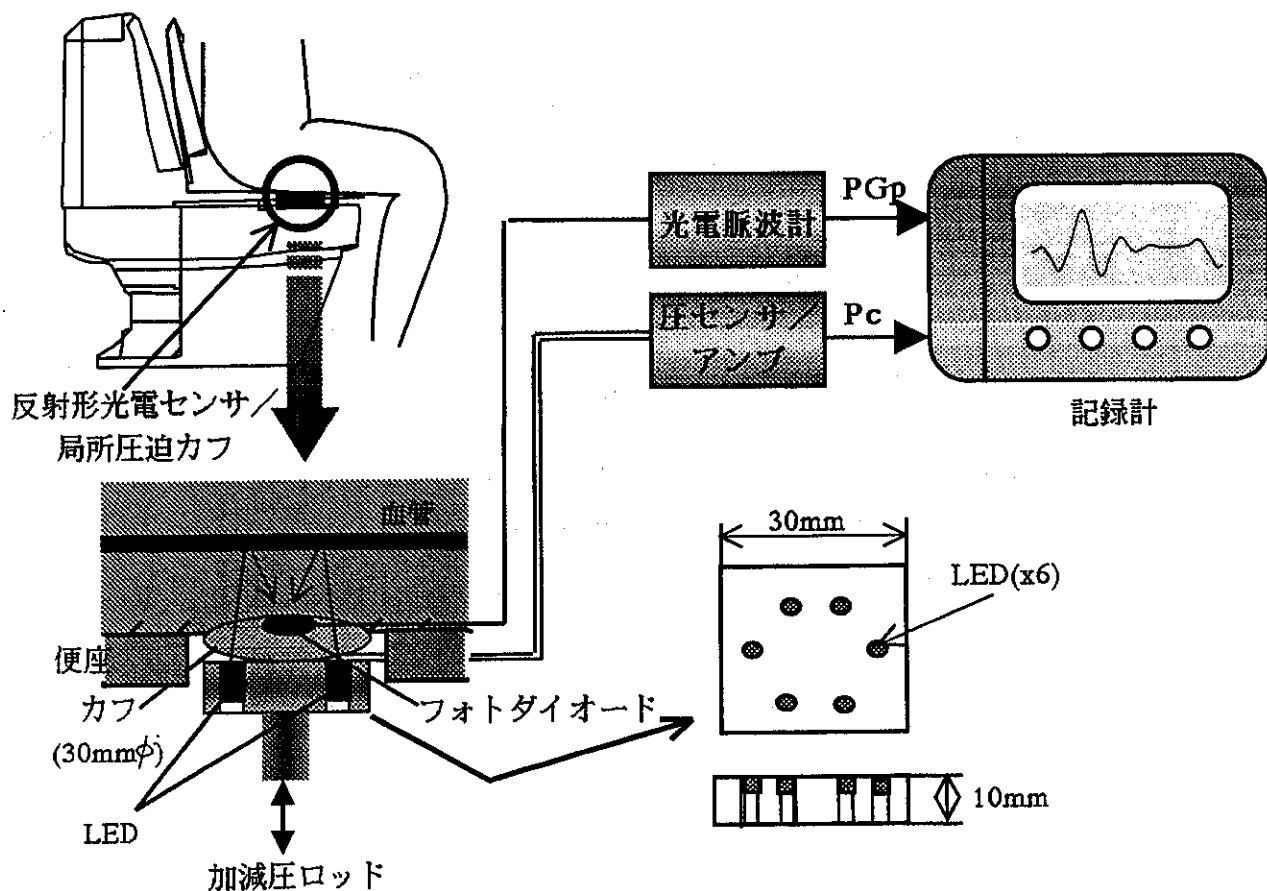


図2: トイレ便座を利用した血圧計測用実験システムの全体構成

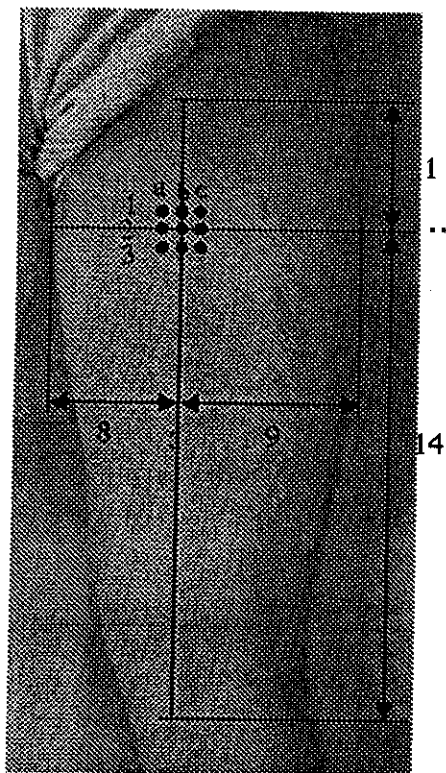


図3：計測点の正規化

思われる近辺に、1cm間隔でマトリクス状に計測点を9点取り、計測点2-bを基準点とした。この基準点は、まず大腿長軸方向(縦方向)では大腿部を膝裏の中心点から垂直方向に大腿部と臀部の境界までを14：1、横方向では縦方向で決定した点の水平方向を大腿部内側から8：9に分割して、縦横方向の交点として基準点を決定した。複数の被験者での血圧計測において、このような正規化を行い、計測点を決めて各点で血圧計測を行った。

被験者は健常男子大学生4名とし、また、大腿部での計測結果との対比として、右手人指し指基節での容積振動法による同時計測を行った。

### C. 研究結果

#### 1. トイレ便座における

#### 座面圧分布計測

図4は、既成トイレ便座(a)および試作便座(b)上での座圧分布の計測結果例である。同図は各計測点とその計測点における座圧を表記している。また、点線は被験者(体重63kgf)が便座に座った時の位置関係を示しており、便座を横切る点線は臀部と大腿部との境界を示している。

既成便座では、臀部～大腿部と便座との接触面積が小さいため、100～200mmHg以上の座圧が被験者の自重により負荷されていることが判る。座位姿勢における大腿部血圧は、心臓位置までの水頭圧がかかっており、心臓位置での血圧が生理学的範囲であるとしても、当該血圧計測部周囲に高い座圧が負荷されていることは好ましくない。

この座圧による大腿部血圧への影響を抑制するには、便座での接触面積を大きくすればよく、実際接触面積をおよそ1.5倍とした試作便座では、座圧40～70mmHgで分布しており(図4(b)参照)、心臓位置までの水頭圧分を考慮すれば、この程度の座圧が血圧計測に及ぼす影響は小さいと思われる。

以上より、以下の実験では、試作便座を図2に示した実験システムに適用して、血圧計

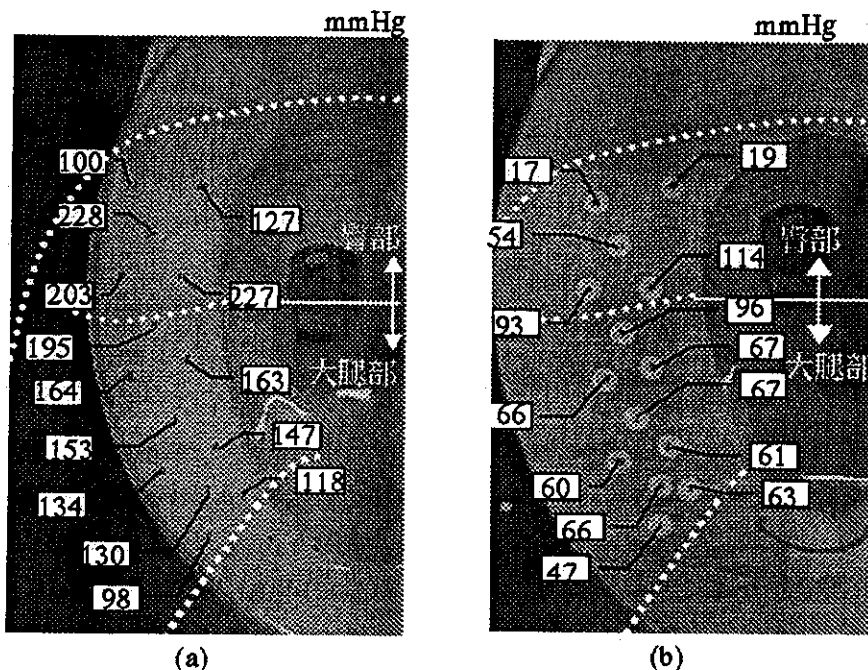


図4：既成トイレ便座(a)および試作便座(b)上での座面圧分布

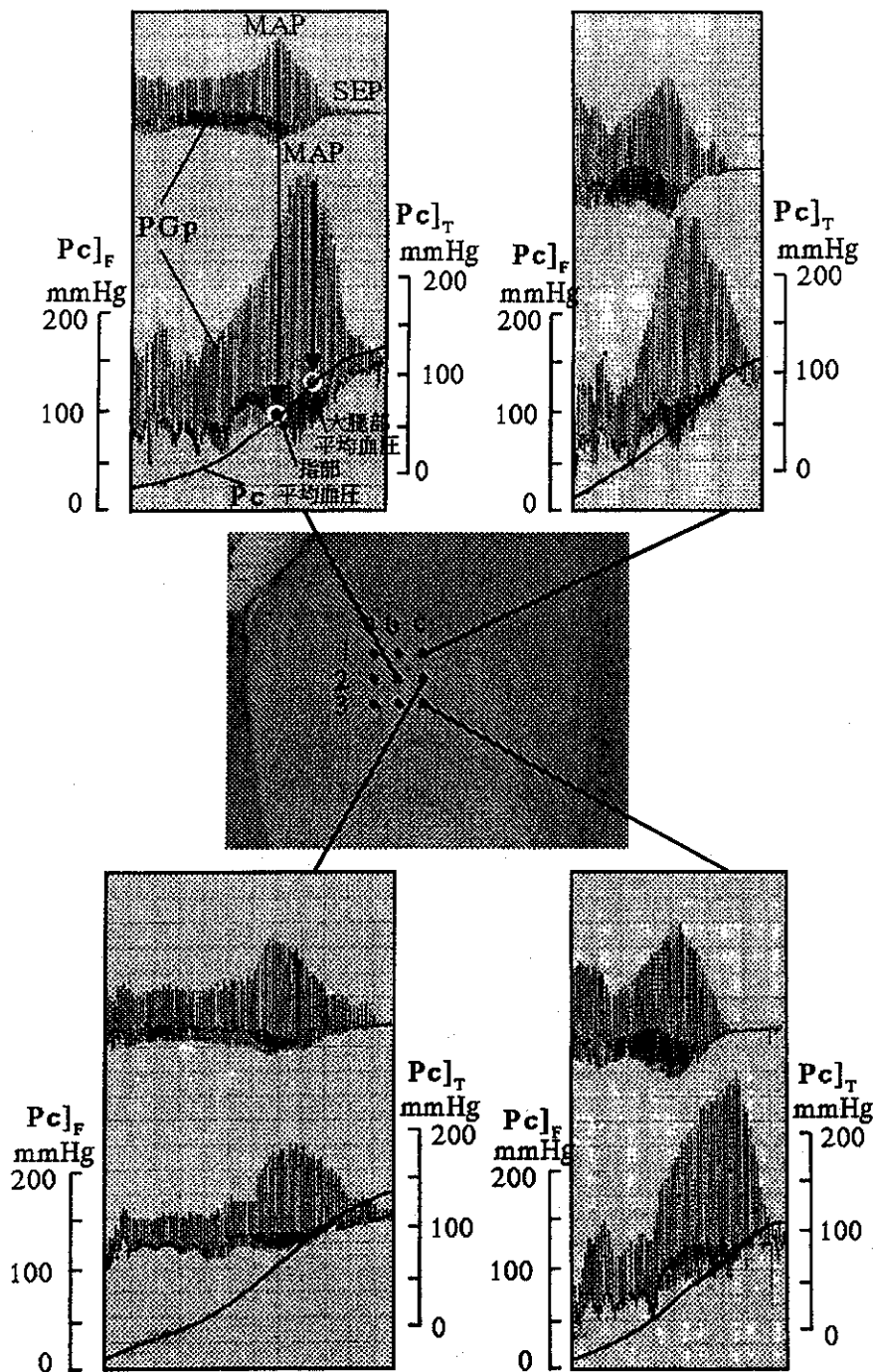


図5：大腿部の各計測点(図中央参照)におけるカフ圧 $Pc$ と容積脈波( $PGp$ )の記録例。記録図上段は参考として指動脈で得た容積脈波を示す。カフ圧は手指部および大腿部での計測を心臓レベルで補正した値(それぞれ $Pc]_F$ および $Pc]_T$ )を示す。 $PGp$ の振幅最大点(MAP)および消失点(SEP)に対応するカフ圧値として平均および最高血圧が間接測定できることに注意。

測の可能性を検討した。

## 2. 実測例と計測点の影響

図5は、大腿部および手指部で容積振動法

を適用したときのカフ圧( $Pc$ )と容積脈波( $PGp$ )の同時記録例である。同図中央部に被験者の右大腿部の拡大画像と計測点を示してある。記録図は、計測点2-b(左上)、1-c(右上)、2-c(左下)、および3-c(右下)での記録結果を示している。また、カフ圧は大腿部および手指部共に心臓レベルに換算した値(それぞれ $Pc]_T$ および $Pc]_F$ )を示した。大腿部の計測箇所によって光電容積脈波振幅の大きさに差異が見られるが、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計測されていることが判る。また、振幅最大点(MAP)も良好に捉えられており、これより便座からの血圧計測が十分可能であることが示唆される。

しかし、被験者によっては、前述の正規化された全ての計測点で容積振動法で見られる標準的な振幅変化パターンが必ずしも観測できない場合もあり、血圧値決定が困難であった箇所も存在した。

## 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発展させ、健康管理情報としてより有用な血圧情報を取り上げ、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、既成の便座では自重により座面にかなりの大きさの体表面圧が負荷され、当該血管(貫通動脈)

周囲の血管を圧閉して血圧計測に支障を来たす可能性があると考え、大腿部に接触する面積を増加させた便座を試作し、局所加圧法を用いた光電的容積振動法に基づく血圧計測用実験システムを構築した。この実験システムにより便座からの血圧計測を試みたところ、計測点位置により容積振動法で典型的にみられる容積脈波振幅変化パターンが観測できない箇所が存在したが、全体的にみると便座からの血圧計測は十分可能であることが示されたことは意義深い。

一般に容積振動法では、血管の非線形弾性特性によりカフ圧が平均血圧と一致した所で容積脈波振幅が最大となることが実証されており<sup>1)</sup>、カフ圧変化に伴う容積脈波振幅変化は山形様パターンを示す。今回の実験で光電的に検出された容積脈波振幅変化が山形にならず、血圧計測が困難と判断された原因の一つとして次のようなことが考えられる。すなわち、本研究で計測対象血管とした貫通動脈は、先述した解剖学的所見から、大腿部を走行する動脈の中でも末梢に位置する血管であり、その位置や走行に個人差があることが考えられる。さらに、便座の座り方にも個人差があると思われる。その結果、各被験者で正規化した同一計測点でも、被験者ごとの計測可否に影響を与えているものと考えられる。これらを解決する一手法として、光による容積検出でなく、電気的インピーダンス(またはアドミタンス)法による容積検出が考えられ、今後この方法の本実験システムの適用についても検討していく必要がある。

一方、血圧値については本実験に参加した被験者において、平均血圧は指動脈平均血圧と良い相関を示したが、最高血圧に関しては指動脈血圧値と比して全体的に高値を示す傾向が認められた。これは、ピーキング現象に起因することも考えられるが、他方、計測対象血管(貫通動脈)が大腿部体表面と大腿骨の中間層を走行する血管であり、局所圧迫用カフによる圧力が当該血管に十分に伝達されず、血管を圧閉するのに余分な圧力が必要であったためとも考えられる。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達についても解析することが重要であろう。

いずれにしても、便座からの血圧計測という計測部位の関係上、中枢血圧との差異は生理学的に不可避なことであり、本法の実用化が可能となれば、健康管理情報としての大腿部血圧のデータベースの作成も今後必要となっていくものと考えられる。

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、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可能性が示された。今後、本研究で得たシステムに基づき、計測点で左右されない先に述べたような容積検出法の検討や便座という狭い領域での加圧システムの開発など、新たに生じた技術的課題を解決しながら、便座からの血圧計測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ことが重要であると思われる。

## 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の可能性について実験的検討を行い、その実現可能性があることを確認できた。今後、本研究で新たに生じた技術的課題を解決しながら、その具現化を図る予定である。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テ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示された。

## F. 参考文献

- 1) 特集「ホームケアテクノロジー：健康長寿社会をめざして」：日本機械学会誌、101巻、950号、1998
  - 2) 戸川達男：無拘束計測の展望、BME、4巻、8号、1-6、1990
  - 3) 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
  - 4) 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
  - 5) 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
  - 6) 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
  - 7) 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
  - 8) 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
  - 9) 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
  - 10) 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
  - 11) 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
- monitoring in daily living for health care, Front. Med. Biol. Eng., (in press), 2000
2. 学会／講演会発表
  - ③ 山越憲一、田中志信：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特別講演会、12月、金沢、1999
  - ④ 山越憲一：在宅で気軽に健康情報が得られるトイレモニタリングシステム、トリガー、(日刊工業新聞社)、18巻、4号、110-113、1999
  - 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回日本エム・イー学会大会、5月、東京、2000 (発表予定)

## G. 研究発表

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号、16-23、1999
- ② K. Yamakoshi: Unconstrained physiological

在宅高齢者の健康自動計測システム・在宅での行動の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

独居高齢者が安心して生活するためには、事故や急病など緊急時に通報する手段が必要である。

我々が数年来開発してきた独居高齢者のモニタリングシステムは、宅内に設置した赤外線センサによって計測した行動パターンから平常／非平常を判定する。宅内での転倒事故などの緊急事態に速やかに応答するには原理的に不可能である。

そこで加速度センサを試作し、日常の基本行動をどの程度把握できるか実験を行った。

赤外線センサと加速度センサとを組み合わせ、データを総合的に解析することにより転倒を自動的に検出できる可能性がある。

#### A. 研究目的

我々は独居高齢者の宅内行動を計測することにより、高齢者の健康状態を推定するモニタリングシステムを開発してきた。このシステムは独居高齢者の自宅内に赤外線センサを設置し、計測した行動パターンから平常／非平常を判定する。行動パターンは、時刻における高齢者の位置情報であるため、高齢者の姿勢、動作、健康状態などの詳細な状況は判断できない。

宅内における動作で特に問題なのは転倒である。従来、高齢者が押しボタンを押すことで緊急時に対応しているが、転倒時に有効に機能するとは限らない。そもそもその場で動けなくなれば押しボタンを押すことさえかなわないからである。しかし赤外線センサと加速度センサとを組み合わせることにより、転倒時にも有効な緊急通報手段を実現できるかもしれない。赤外線センサによって高齢者がいる場所がわかる。加速度センサにより姿勢、動作がわかる。2種類のセンサからの情報を統合すれば、場所にそぐわない姿勢、動作の場合を異常事態と判定することが可能である。例えば、床の上で横になっているときは転倒のおそれがあるし、階段で過大な加速度変化が認められれば転落のおそれがある。加速度センサは常に携行する必要があるので無意識とはいえませんが、高齢者の日常行動を束縛する度合いは少ないので、その意義を理解してもらえば実用的に用いることは可能と考える。

本研究の主たる目的は、加速度センサを利用した転倒検出システムの開発である。今年度は予備実験として、プロトタイプ of 加速度センサを用いて、日常の基本行動をどの程度把握できるかを検討評価した。

#### B. 研究方法

##### 1. 実験装置

加速度センサとしては、Analog Devices 社製の2軸加速度計 ADXL202 を搭載した評価用電子回路基板を使用した。この基板を 9×5×1.5 cm のプラスチックケースに納め、ベルトクリップ金具により腰に装着できるようにした。この加速度計は安価に入手でき消費電力も少なく利用しやすいセンサであり、振動、衝撃といった AC 加速度だけでなく、DC 加速度（いわゆる傾斜角）も高精度に計測できる。また個人情報端末 IBM 社製 WorkPad と電池をプラスチック板に取付け、小さなショルダーバッグに収納するようにした。個人情報端末と加速度センサは RS-232C ケーブルで接続する。個人情報端末は 12×8.2×1.8 cm、170g の液晶表示部を有する電子手帳のようなもので、専用ペンで手書き入力して使う。メモリを 4MB 搭載し、乾電池で動作する。個人情報端末から加速度センサにコマンドを送信すると加速度センサは、X軸、Y軸の加速度データを 2バイトずつ計 4バイト返信する。サンプリング周波数にも依存するが、4時間以上連続して計測すること

が可能である。個人情報端末で動作する加速度計測用プログラムは本実験用に新たに作成した。

この加速度センサを図 1に示すように右腰に装着した状態で計測すると進行方向がX軸、上下方向がY軸になる。加速度波形データについては一定時間毎に平均値を求め、その値を用いて正規化することで、生データのベースラインのドリフトを補正している。

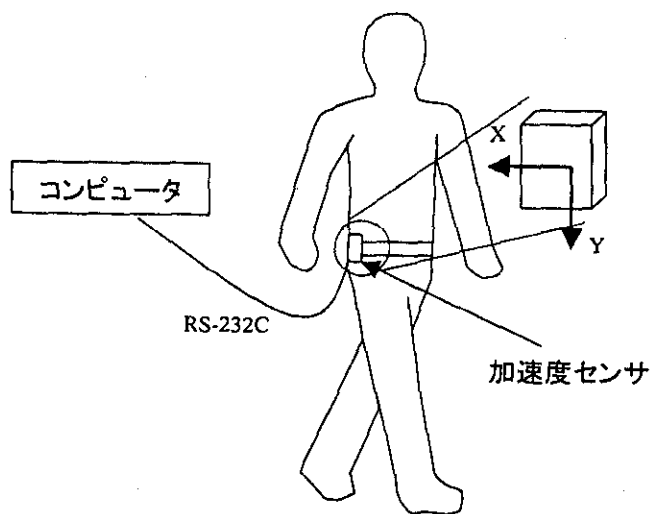


図 1 加速度計測の概念図

## 2. 計測方法

今回は基本行動のうち、歩行と転倒について計測した。歩行は平地を自然に歩いた場合について計測した。転倒には様々な状況が考えられるが、今回は何かにつまずいた場合に的を絞って実験した。本来の目的からいえば、被験者は高齢者を対象とすべきであるが、今回の実験では 20歳代の健康な人を対象とした。評価は目視による判断を主体としたが、FFT (Fast Fourier Transformation) も利用した。なお加速度のサンプリング周波数は 40Hz である。歩行動作は個人差だけでなく同一人物のバラツキも大きい。そのため不特定多数の解析には大量のデータが必要であるが、本実験では特定被験者について解析できれば充分という姿勢で、各被験者にセンサを装着してもらい、歩行時や転倒時の計測を行い、歩行や転倒の推定可能性について検討した。

### (倫理面への配慮)

倫理面の問題は無い。本実験は実験室実験であり、計測結果は個人の特徴を表す性質のものでは

ないし、実験結果から個人を特定できるものでもない。

## C. 研究結果

### 1. 普通歩行時

平地を普通に歩行した場合の波形を図 2に示す。図から明らかなように歩行時には床に足がつく衝撃と反作用から急峻な加速度波形が観測される。そのピーク値に交互の強弱変化が認められる理由は、センサを右腰に装着しているための影響と思われる。人が 2歩進むのに必要な時間を「歩行周期」と定義すると、この値を図 2から求めることができる。また 1秒間の歩数「歩行周波数」も単位時間におけるピークの数から求めることができ、速度変化も判明する。普通歩行の大きな特徴は歩行周期が安定しており、極端な振幅あるいは周期の変化はみられないことであるが、速く歩けばX、Y両軸とも振幅は大きくなる。

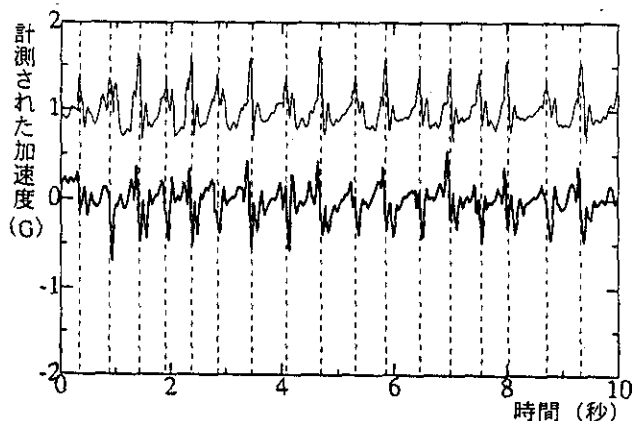


図 2 普通歩行時の波形  
(太線：X軸、細線：Y軸)

すり足歩行時の波形は普通歩行時の波形よりも滑らかで振幅が小さい。しかし床反力による加速度変化は普通歩行時とほとんど変わらず、両者の自動識別は必ずしも容易ではない。

### 2. 転倒時

歩行中につまずいた場合を想定して被験者にわざと転倒してもらった。その際の波形を図 4に示す。この場合転倒は歩行状態から静止状態への移行時に起こるので、矢印で示すように転倒直後に急激に加速度が変化する。前のめりに転倒した場合はX軸の値が  $-1G$  に近づくことや、転倒直後すぐには起きあがれず、静止に近い状態が続くな

どの状況から自動判定は可能と思われる。また転倒時の加速度変化は、一般にベッドに横になるときよりも急峻であるから、これも判断の根拠として利用できよう。転倒という判定が困難な場合でも、急激な加速度変化は何らかの異常状態が疑われる場合が多いので、しかるべき処理が必要となる。

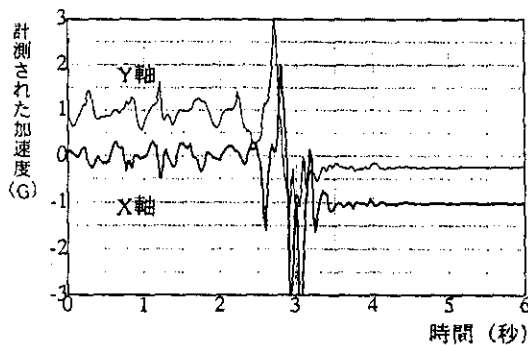


図 3 転倒時の波形

### 3. FFT による計測結果の解析

普通歩行と摺り足歩行時の波形を正確に見分けることは難しいので、スペクトル解析手法を導入した。図 4 は様々な速度における歩行時の Y 軸加速度を 256 点の FFT で解析した結果である。図から明らかなように、いかなる歩行速度でも、歩行周波数に一致する部分に大きなピークが現れるが、その高さは明らかに歩行速度に依存することが分かる。

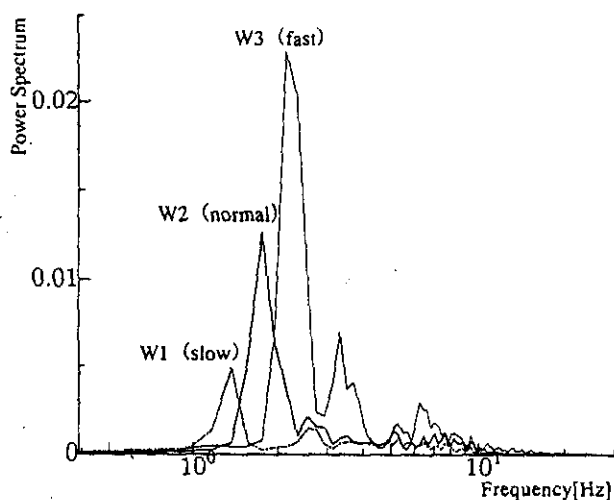


図 4 歩行時のパワースペクトル

### D. 考察

基本行動については大まかな特徴は見つけられたものの目視による判断が困難な場合も多い。そこでスペクトル解析を実施したところ、目視では難しかった波形の変化を捉えることができた。歩行時は、普通歩行時、摺り足歩行時ともにパワースペクトルのピーク周波数に注目すれば特徴を捉えることができる。転倒時は加速度の急峻な変化と変化量の大きさ、変化前後の加速度の値に注目すれば転倒を検出することができる。ただし今回の実験では歩行と転倒という限られた基本行動を評価しただけなので、その他すべての行動において特徴を捉えらるという保証はない。また年齢による違いや個人による違いなども本実験の結果から決定できるものでもない。

### E. 結論

加速度を連続して計測することにより高齢者の基本行動を自動的に推定することができそうである。コンピュータによるリアルタイム解析の実現に一途の光を見つけることができた。今後加速度センサのデータ取得を無線化し、行動の自由を束縛しないよう、よりコンパクトな形状にしたい。また実際に高齢者に装着してもらい、若者と高齢者の違いについて実験する必要がある。さらに多人数の被験者により、多くの知見を蓄積する必要がある。

### F. 研究発表

#### 1. 論文発表

- 1) 品川佳満他：元気な独居高齢者の在宅モニタリングシステム、川崎医療福祉学会誌、9 (1), 87-92 (1999)

#### 2. 学会発表

なし

### G. 知的所有権の取得状況

#### 1. 特許取得

なし

#### 2. 実用新案登録

なし

#### 3. その他

なし