

博士論文

心臓発作の予知監視通報システムの研究

— 特に行動認識についての研究 —

1998年8月

小松 一 弘 夫

# 心臓発作の予知監視通報システムの研究

---

— 特に行動認識についての研究 —

---

小林 郁夫

# 心臓発作の予知監視通報システムの研究

## — 特に行動認識についての研究 —

|                     |     |
|---------------------|-----|
| 1 序論                | 1   |
| 1.1 社会的背景           | 1   |
| 1.2 心臓発作の予知・監視・通報とは | 3   |
| 1.3 従来技術と問題点        | 7   |
| 1.4 解決すべき技術的課題      | 10  |
| 1.5 研究の目的           | 12  |
| 2 システムの仕様と構成        | 13  |
| 2.1 システムへの要請事項      | 13  |
| 2.2 要請事項の実現手段       | 17  |
| 2.3 システム構成の概観       | 19  |
| 2.4 生体側計測部          | 25  |
| 2.5 信号処理部           | 27  |
| 2.6 伝送系             | 27  |
| 2.7 待機システム/救急センター   | 35  |
| 2.8 システムの仕様         | 36  |
| 3 実時間処理系—心電図処理—     | 38  |
| 3.1 不整脈の種類と重要度      | 38  |
| 3.2 L字型電極による心電図の特徴  | 43  |
| 3.3 実時間アルゴリズムの実装    | 46  |
| 3.4 前処理系            | 50  |
| 3.5 心拍の検出           | 62  |
| 3.6 連続データの処理による波形認識 | 72  |
| 3.7 実装と検証           | 74  |
| 3.8 結果              | 79  |
| 3.9 まとめ             | 81  |
| 4 加速度信号処理—行動認識—     | 82  |
| 4.1 加速度信号の性質        | 82  |
| 4.2 動作の認識           | 98  |
| 4.3 その他の加速度パラメータ    | 104 |
| 4.4 実装と評価方法         | 106 |
| 4.5 結果              | 111 |
| 4.6 まとめ             | 112 |
| 5 データの総合判定—予測の数学—   | 113 |
| 5.1 通報と信頼性          | 114 |
| 5.2 データの分類          | 114 |
| 5.3 データ・フュージョン      | 116 |

|                      |            |
|----------------------|------------|
| 5.4 総合判定について         | 127        |
| <b>6 考察・結論</b>       | <b>129</b> |
| 6.1 実時間処理性能についての考察   | 129        |
| 6.2 不整脈認識結果についての考察   | 130        |
| 6.3 動作種類（行動）認識について考察 | 132        |
| 6.4 予知の数学的モデルについての考察 | 134        |
| 6.5 システム開発についての考察    | 134        |
| 6.6 将来に向けての拡張        | 137        |
| 6.7 結論               | 142        |
| <b>7 参考図書・文献</b>     | <b>144</b> |
| 7.1 参考図書             | 144        |
| 7.2 参考文献・統計資料        | 144        |
| <b>8 謝辞</b>          | <b>147</b> |

# 1 序論

## 1.1 社会的背景

### (1) 高齢社会

近年、本邦では、少子化傾向と医療の進歩・普及によって、社会の人口構成が急速に高齢化している。高齢化社会への対応が叫ばれたのは1980年代の後半であり、現在は既に高齢社会に突入している。国勢調査<sup>(10)</sup>の結果によれば、図 1-1に示すように、65歳以上の老年人口は昭和25年(1950年)以後一貫して上昇傾向にあり、昭和60年(1985年)に10%を突破した後、平成7年(1995年)には14.8%に達している<sup>(2)</sup>。さらに将来推計人口によれば、平成12年(2000年)には17.0%、平成22年(2010年)に

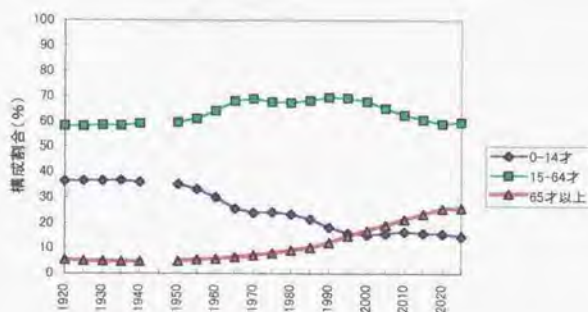


図 1-1: 年齢構成比率の変動(2000 以後は推定)

<sup>1</sup> 本論文において、学術的文献、論文集及び官公庁資料を引用した場合は「\*」を付加し、書籍の引用は「#」を、引用番号に付加する。

21.3%、平成32年(2030年)には25.5%となり、約24年後には4人に一人が65歳以上という数値が算出されている<sup>(39)</sup>。

高齢者は体力が低下し若い頃よりも病気に対しての抵抗力が減少する。この結果、わずかな傷病が原因となり、いわゆる「寝たきり老人」となりやすい。一旦体力が低下したり、急性疾患の後遺症で半身不随などとなった場合、家庭や身近に介護者がいないと外出も困難となり、生活には精神的な不安を伴うようになる。このことが体力の低下や社会との隔絶による生き甲斐の欠落などといった悪循環の引き金となる。これをカバーするために、施設型高齢者保護ばかりではなく、在宅型の福祉サービスを含めた総合的な高齢者福祉が提案されている。平成6年(1994年)12月18日大蔵・厚生・自治3大臣合意による、新ゴールドプランでは、緊急通報システムの普及と、在宅サービスの基盤整備を提言している<sup>(40)</sup>。

## (2) 心臓発作

厚生省の人口動態統計<sup>(41)</sup>によれば、心疾患は、平成8年現在の死因の第3位(15.4%)を占める。高齢者が、心筋梗塞や狭心症など虚血性心疾患の発作(以下本論文においては、関連する諸症状も含めて「心臓発作」として総称する)で死亡することは、日常でも身近に見聞きすることが多い。高齢者が安心して生活できるための緊急通報システムとは、こうした疾患の発作が発生した時に、確実にかつ速やかに救急サービスを呼び出すことのできるシステムであろう。こうした発作は末期癌などと異なり、発作に対する措置が適切であり救急救命に成功するならば、回復後は発作前となんら変わらない生活を営むことすら可能である。心臓発作が起きると脳に供給される血液量が減少し、約3分間低酸素状態が続けば、脳の一部の機能が回復不能に陥り、5分間低酸素状態が続くと、脳の機能が完全に失われると言われる<sup>(42)</sup>。それだけに、これらの疾患の発作の際には、いかに速やかに通報し措置を行なうかが極めて重要となる。

## (3) 在宅医療監視と通報

前述したように、心臓発作では症状の発現を可及的速やかに検出することが最大の課題となる。

現在の世帯構成では、65歳以上の高齢者だけで構成されている世帯数は、約516万世帯あり、65歳以上の親族のいる世帯(約1270万世帯)の40.4%を占め、高齢者単身世帯は17.2%で約220万世帯である<sup>(31)</sup>。すなわち独居高齢者(高齢単身者)は平成7年現在で220万人おり、平成2年と比較し5年間に35.6%増加している。独居高齢者は自力による以外に外部に連絡する手段を持たない場合が極めて多く、また発作が発生すれば脳血流の低下から数秒から数十秒で意識を失い、患者本人が連絡することは容易ではない。絶えず心臓の状態を監視し、本人の操作に依存せずに心臓発作を検出し通報する機能・手段を提供することが、重要であろう。

#### (4) 心臓発作の予知

在宅高齢者が心臓発作を起こした場合、通報する先が救急機関であるとすれば、直ちに救急車を派遣することになる。しかるに、発作の発生後通報し救急車が発動・到着し心臓の蘇生に成功するまでに仮に5分かかったとすれば、既にその時点では低血流状態により脳の機能が失われている可能性が極めて高い。換言すれば、心臓発作が発生してから通報しても「手後れ」となる可能性が極めて高いのである。従って、心臓発作が発生する前に発生の危険性を推定・予知し、本人に警告を出すかもしくは専門医に心臓の状態を通知するなどの機能を持つことが望ましい。

## 1.2 心臓発作の予知・監視・通報とは

これらを整理するならば、心臓発作に対処するために重要なことは、

- A. 心臓発作の発生を自動的に検出し、通報すること
  - B. 可能ならば心臓発作が発生する前に発生の危険性を予知すること
  - C. そのために信号を常時監視できる携帯型の機器が存在すること
- の3点であると言える。

## (1) 心臓発作の検出と通報

心臓発作の発生は、心臓の電気現象を測定する心電計で検出することが可能である<sup>(6)</sup>。従って、心電図を計測するシステムを何らかの形で携帯し、かつそのシステムによって通報がなされるならば、検出と通報の機能を提供することが可能である。

心電図の処理は歴史のある技術である。従って、特に問題がない限りは、現存技術を利用して心臓発作を検出したい。

## (2) 自律神経・運動と心臓発作の予知

心臓の電気現象をモニターする、すなわち心電図信号を処理するだけで、ある程度は心臓発作の予知が可能であろう。しかし、基本的には電気現象に異常が発生した時点で、既に心臓の発作が発生していると考えられる。

そこで本論文では視点を換え、自律神経機能に関する一連の研究に着目した<sup>(7,8,9,10)</sup>。

心電図は、図 1-2に示すようにいくつかの基本成分を有する。この中で、R波と呼ばれる成分は心臓左右心室の収縮による電氣的脱分極に基づくものであり、R波の検出をもって心臓の拍動の検出とすることが多い。

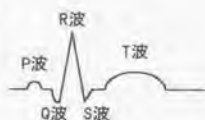


図1-2: 心電図

R波が検出されると、連続する二拍のR波の間隔がデータ列として得られる。これが、「RR間隔」と呼ばれているデータであり、心拍の間隔と同等として扱われる。連続する心拍の2拍間の間隔が数値として得られると、一分間に何回の拍動があるかを、瞬時値として計算できる。

$$\text{式 1-1} \quad HR(BPM) = 60 \times \frac{1000}{RR(msec)}$$

この値は、手首（橈骨動脈）やひじ（上腕動脈）、あるいは首（頸動脈）などで脈を感じ1分間の脈の数を数えたり（脈拍数）、心臓の鼓動の音を数えたり（心拍数）した結果の値と原則的には同じものである。HRはHeart Rate(心拍数)であり、単位はBPMはBeat per minute（毎分拍動数）である。



R R間隔の値は、通常医療の現場では、式 1-1)によってHR (心拍数)に換算して瞬時値として使用され、この値が異常な範囲、すなわち 150BPM 以上であるとか 30BPM 以下などの値になった際には、警報を発生するなどの目的に使用される。この R R間隔の値は、(すなわち心拍数の値も、)一拍ごとに変動している。

心臓の血液拍出量は、生体が必要とする量の血液を全身に送出すべく、全身運動や精神状態の影響を受けている<sup>(9)</sup>。運動すれば心拍数が増加するように、密接な関係がある。心拍数を利用して心臓と全身の状態を推定する方法としては、交感・副交感神経の機能が正常な状態では、主には以下の二つの方法が議論されている。

- ① 運動などの負荷にตอบสนองする心拍数の変化をモニターする<sup>(10,11,12)</sup>。
- ② 心拍数の変動をゆらぎとして捉え、ゆらぎの周波数成分から交感神経と副交感神経の活動度を指標として抽出する<sup>(13,14,15,16,17,18)</sup>。

①の場合には、運動負荷に対する心拍数の追従性能が問題となる。

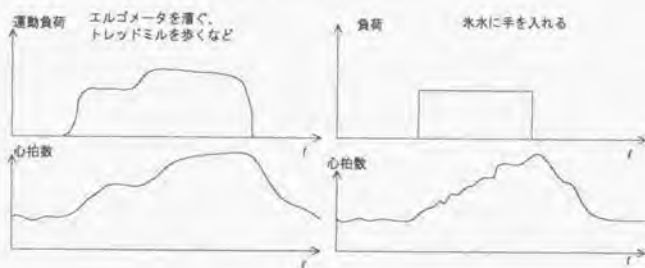


図 1-3 : 負荷に対する心拍数血圧の反応

図 1-3は、トレッドミル (ベルトコンベアのような運動器具) やエルゴメータ (自転車のような運動器具) で運動を行なった場合の心拍数の反応や、手を氷水に入れた場合の心拍数の変動を定性的に示したものであるが、運動によって心拍数が増加する際の応答時定数は、全身の状態・心臓の状態によって異なる。慢性心不全の患者では、健常者に比較して運動時の応答時定数が著しく大きくなる点が報告されている<sup>(19)</sup>。健常者であっても、起床直後にいきなり走り出した場合など、心拍数の増加の開始が遅れ、一定時間後に突然心拍数が増大し、息苦しさを覚えるなどの現象は、我々自身でも経験することができる。心拍数・心拍出量の増減など、生命維持機能の制御を行っているのが、自律神経である。

「立ち眩み」は起立性低血圧であり、「立ち上がる」という姿勢の変化に対する二次的脳血流量の調節機能が不完全であるために発生する。立ち上がって数秒で意識が失われることもある。このような、生体の姿勢のわずかな変化にすら心臓血管系は反応する。さらに、スポーツの最中に心臓発作を起こして死亡する場合においては、運動が発作の直接的な原因になっているとすら考えられる。

このように姿勢や運動と心臓とは密接に関係すると言われている。この視点から、心臓発作を予知するためには、何らかの機器を装着した患者もしくは健康者（以下、装着者と呼ぶ）が、日常生活のどんな動作をどの程度の運動負荷で行なっていて、その運動にはどの程度の危険性があるのかを把握する必要がある。このためには、日常生活の中での運動の種類を検出し、その運動負荷の定量的指標を算出し、その負荷応答としての心拍数の変動を調べる必要がある。その結果から、自律神経もしくは心臓の状態を推定し、心臓発作の予知が可能となると考えられる。

具体例を考えてみる。ふだん「ほとんど散歩もせず」家の中で「大半は横になって」生活していた人が、ある日、買い物に「歩いて出かけ」「2時間も売り場を歩き、」かなり疲れて「ちょっと動いただけで」『激しくドキドキした。』としたなら、なんらかの危険な兆候であるとも考えられる。本人が危険と感ずて休息をとるなどしなければ、発作が起きるかも知れない。今ここで文中に「」を付加したのは日常の行動であり、『』を付加したのは心拍数の変化である。このような状況を的確に判断し検出できることが心臓発作の予知につながると考える。

こうした生体現象をつかさどっているのは、交感神経や副交感神経などの自律神経である。従って、より精度を高めるためには、心拍数のゆらぎや、運動の負荷を解析して②（前ページ）の方法により自律神経の状態を求めるとよいとも考えられる。

しかし、②については医学的な定説がまだ十分に確立されているとは言えない。自律神経からのアプローチと、解剖学的・外科的なアプローチとで異なる解釈がなされる例もある。

そこで、自律神経の研究成果を直接的に利用することは、現段階では避けたい。むしろ、確実に定量指標を抽出できる①を採用することにより、心臓発作の予知につなげる。

なお、リハビリテーション医学においては「日常の行動」をADL(Activity of Daily Life)として定義しているが、本論文では厳密な定義と異なるため、これらを総称して行動とし、その分類を動作の種類とする。

### (3) 予知についての数学と通報

まだ発生していない現象を予測するための手法も必要である。本論文では、「心臓の電気現象」と「日常の行動」という一見何の接点のない二つの現象に着目した。心電図から不整脈や心拍数などの状態変数が与えられ、身体運動からは動作の種類や、運動量、累積運動量などの状態変数が与えられる。このような異質なセンサー系から得られる異なる性質の情報を統合し、その結果から将来の状態を推定する、すなわち予知するためには、複数の概念と指標を統合できる強固な数学的裏付けがなければならない。

「通報する」という処理には、「通報するかしないか」という判断が必要である。現象が一つだけならば閾値処理で判断を行えばよい。しかし、現象が複数ありそれぞれが異なる性質を持つ場合に、いかなる方法で判断すればよいのが問題である。

また、認識率 100%の不整脈処理アルゴリズムがないのと同様に、信号を処理した結果には必ず誤り率がつきまとう。熟練した医師ですら、患者から得られる情報量に限界があるならば誤診率はゼロにはならない。

心臓発作の予知・監視・通報システムが実社会で使用された場合を考えるならば、誤報は救急車の空出動を招きコストを発生する。システムの導入によって発生する空出動のコストが、予知や通報の成功によって抑制されるコストを上回るならば、システムそのものの存在意義が問われることとなる。すなわち、システムが実用的であり意義があるかどうかを判断するためには、通報するという判断の正確さの指標を扱える数学的モデルがなければならない。

## 1.3 従来技術と問題点

次に、こうした問題に適用可能な従来技術を俯瞰する。

## (1) 標準12誘導心電図

心臓の機能不全には、様々な原因がある。それらを、臨床的に診断する手段として、心電図計測が既に欠かすことのできない地位を占めている。最も確実に診断を行なうためには、標準12誘導心電図が使用される。標準12誘導心電図は、左右の両手首、両足首、第4肋間胸骨右縁( $V_1$ )、第4肋間胸骨左縁( $V_2$ )、 $V_2$ と $V_4$ の結合線の中点( $V_3$ )、左鎖骨中線( $V_4$ )、第5肋間前腋窩線( $V_5$ )、第5肋間中腋窩線( $V_6$ )に、合計10個の電極を装着し、12誘導の心電図を記録する。

標準12誘導の心電図を用いると、不整脈ばかりではなく、心臓の電気的位置や、心房心室の負荷及び肥大、心筋障害の程度と範囲、全身の変化の診断(電解質、自律神経、内分泌異常など)を診断することも可能である。

この機器を使用すれば確実に不整脈や心臓発作を検出することは可能であるが、携帯することが困難であり、現実的な解決手段にはなり得ない。誘導数が多く装置が大掛かりなためである。

## (2) ホルター型心電計

ホルター型心電計は、ホルター氏によって考案された心電図の計測・記録装置であり、携帯型心電図24時間または長時間記録装置と呼ばれる。通常は外来診療の際に不整脈が疑われた患者に装着し、患者の日常生活や入院生活での動作を拘束せずに、24時間程度の間心電図を測定・記録する。

標準12誘導の心電図測定は通常20~30秒、長くても数分程度である。このような短期間の測定では、日常生活の負荷が与えられた状態での、いわゆる日常の動態は把握できない。このため、患者の主訴や標準12誘導の検査の結果に基づいて、医師の判断でホルター心電図測定が行われ、長時間のデータが解析される。ホルター心電計にはイベントボタンと呼ばれるスイッチがつけられていることがある。日常生活で、不整脈の誘発動作として医師が関心を持っている行動(起床や、食事、通勤など)を指定し、患者本人がボタンを押して行動を記録する。これによって日常生活の負荷も記録し、不整脈との関連を検査することができる。ホルター心電計のデータは、内部のテープやメモリ・カードなどに蓄積され、専用の解析装置もしくはパソコンなどで解析される。

しかしながら、この機器の場合リアルタイムに患者の状態を監視することはできない。

### (3) 心電図監視装置及びテレメタ

心電図は心臓疾患の診断用に使われるばかりではない。既に病名の診断が確定し治療を行なっている患者や、頻度が高く危険性の高い不整脈のある入院患者には、心電図を監視する装置を利用して常に心電図をモニターする。こうした患者の心電図は、その監視装置の画面に表示されるばかりではなく、有線もしくは無線でテレメトリ伝送され、ナースステーションなどのモニター画面にも表示される。

この結果、入院している患者は医療スタッフの監視下におかれ、常にその心臓の状態が把握されている。心停止や重篤な不整脈が検知された際には、アラーム音などの発生によって通知され、直ちに医師による措置が行なわれる。

この機器はテレメータ機能を有しているが、機器そのものの携帯はできない。

### (4) 3-Dマーカの光学的追跡

動作や運動を解析する手法としては、身体に蛍光マーカなどを装着して画像計測を行い、その画像を3次的に解析する手法などがある<sup>(64)</sup>。

しかし、日常生活の全般に渡って行動を監視するためには、家屋内全てにカメラを設置しなければならず、加えて家の外に出た場合には動作を監視できないという問題点がある。

### (5) 加速度と心電図の記録計

心電図は、日常生活の行動と一緒に記録することによって、解析の幅が大きく広がる。しかしイベントスイッチの操作を本人に頼ると、以下のような問題がある。

- ＊ 被験者である患者の精神的な負担が増える。
- ＊ スイッチを押すタイミングが正確な動作時刻と一致しない。
- ＊ イベントの種類に限りがあることがある。

タイミングと種類との両方が不正確であると、もはや記録としての意味はほとんど持ち得ない。また、正確な記録を残すように要求すると、そのこと自体が精神的な負荷となる。

このため、加速度を心電図と同時に記録する装置が米国でアクチグラフとして開発され、近年は改良されて実用化されるに至っている。国内ではアクティブ・トレーサ<sup>TM</sup>が開発された。この装置では、3軸の加速度波形をもとに毎秒の加速度が一定閾値を越えた回数、加速度絶対値の毎秒の平均値などを指標として記録し、必要時には心電図も同時記録する。この結果、運動負荷としてはかなり正確な記録が残せるようになった。

しかし、加速度波形から動作の種類を検出するには至っていない。

## (6) 発作予知の数学的手法群

主成分分析では結果となる現象に対していかなる要因がその原因としてもっとも重要視されるべきかの指標を与える。因子分析法も同様である。しかしこれらは、現象の背後にある事実を明らかにすることに重点を置いており、予測からなんらかの決断を導き出すには適用は困難である。

また、階層分析法(Analytic Hierarchy Process)や、階層構造的なアプローチとしてIMS(Interpretive Structural Modeling)法なども提唱されている。いずれも問題解決型の意思決定手法であり、複数の状態変数から最終的な決断を下すことは可能である。しかし、この手法では判断の正確さ、個別の要因の正確さを扱うことはできない。

## 1.4 解決すべき技術的課題

### (1) 動作の種類と加速度

光学的マーカを利用する手法ならある程度先行技術を応用し動作解析することができる。しかし、携帯型の機器に利用することは困難である。加速度センサならば携帯は容易だが、加速度のレベルによって運動量を計測する機能の提供に留まり、現時点では動作種類の検出・質的算出は十分ではない。

携帯型の機器で実現でき、動作の種類と運動量の両者を測定できる要素技術としては、無拘束性と携帯性のよさの2点から考え、他の手法と比較した場合、加速度信号の計測が最も可能性が高いと考えられた。

携帯型の装置から出力される加速度信号から生活動作を算出する手法、すなわち行動の認識が、技術的課題として解決されなければならない。

## (2) リアルタイム信号処理

加速度信号はリアルタイム処理されなければ、システムの実現は不可能である。

加速度信号ばかりではなく、携帯可能な機器でリアルタイムに心電図信号を処理し不整脈認識する技術は、現在はまだ広く利用できるに至っていない。不整脈を扱うシステムのほとんどが、処理時間に制約のないオフライン解析である。これは、不整脈の認識処理が、主に診断目的のために利用され、携帯型の機器に組み込んで発作の感知・検出に利用されたことがなかったためである。

リアルタイムシステムの開発は、それ自体は目新しい技術分野ではない。ここで問題とするべきは、加速度信号からの動作種類の認識と心電図信号からの不整脈認識の両者をリアルタイムに処理し、その相関を求めるシステムをいかに構築するか、その実現手法を明確にし、そして実装することであると考ええる。

## (3) 予測の数学

心臓発作を予知するという技術は、予測の科学の応用で実現可能であろうと考える。複数の情報源からのデータを扱い、危険率を提示しながら一定の判断を行なう科学的手法に拠らねばならない。

多変量解析の一連の手法群をはじめとした従来技術は、今回のシステムには適用が困難である。そして最も適用が容易であるのは、データ・フュージョンの概念<sup>(21)</sup>であり、その一連の手法が応用可能であると思われた。なぜならば、データ・フュージョンは、ソナーやレーダ、衛星画像や赤外線画像など多岐に渡るセンサー群からの情報を高次に融合させ、外敵の侵攻があるか否かを判断させる分野で、かなり実用に近い研究が行なわれている手法だからである<sup>(21)</sup>。ソナーやレーダを心電図や加速度信号と読み替え、外敵の侵攻を心臓発作と読み替えるならば、極めて近いモデルとして扱う

ことが可能である。誤報や誤認識が深刻な結果をもたらすという点においても、モデルとしての共通性が高い。

本論文においては、最終的な通報のための判断論理として、データ・フュージョンの適用を試みる。

## 1.5 研究の目的

本研究は、前述した社会的背景・技術的課題を考慮し、循環器系の疾患や発作の発生を、日常の生活の記録と同時に監視し、発作の発生が予知されるならば未然に警告し、必要時に緊急通報するシステムの構築を目的とする。

この目的のために、以下の技術的課題の解決を研究する。

リアルタイムのアルゴリズム実装はシステムを実現するために不可避である。いかに実装を行なうか、心電図信号からの不整脈認識を実現する過程において、手法を検討し、加速度信号処理に転用し、結果において心臓の状態の常時監視を実現する。

加速度信号から生活行動すなわち動作の種類を実時間的に認識させる手法は、本研究の主題とも言うべき研究課題であり、従来技術が存在しない。いかなる方法で加速度信号からの動作種類の認識が実現できるか研究し、結果について評価を加える。

さらに、不整脈認識と動作種類の解析という異質なデータを有機的に結合させて、心臓発作の予知という判断を行なうための数学的手法として、データ・フュージョンを適用し、考察を加える。

従来技術には、心電図信号を24時間以上の長時間にわたって安定に記録し、致死的不整脈を継続的に解析の対象とし、かつ、心電図の解析結果と行動認識をリンクさせて解析処理する技術はない。



## 2 システムの仕様と構成

前章で心臓発作の予知・監視・通報システムにおいて、解決すべき課題を明確にし、システムの構築と動作種類の認識などを研究の目的とした。「システム」では複数の構成要素が協調動作し、不整合なく全体が一つの機能をまとまって提供すべきである。構築に際しては、全体の整合性の視点から個々の構成要素を俯瞰しなければならない。

本章では、技術的な視点から全体の要求仕様を明らかにし、個々の構成要素を確認し、実現すべきシステムの全体像を明確する。

### 2.1 システムへの要請事項

システムの仕様を策定するにおいては、現在それらが実現可能でありかつ実現すべきであるという観点と、現在は実現不可能でもいずれ実現すべきである要素という二つの観点から要請事項を抽出する必要がある。これらを明確にした上でなければ、システムを設計できない。

#### (1) システムの満たすべき機能

心臓発作の予知・監視・通報システムを実現するためには、いかなる機能を持つべきか。

① 生体信号を測定する機能

装着者から心電図信号と加速度信号が計測されなければならない。

② 生体の信号を伝送する機能

計測された信号や、解析処理の結果を無拘束に外部に伝送できる必要がある。

③ 信号を内部で処理する機能

絶えず信号を伝送すると通信コストが大きくなる。このため内部で信号処理を行い、必要な時だけ何らかの通信回線を接続して通報を行なうべきである。

これらの機能を実現する際に、検討すべき要因は何か。高齢者がこの機器を使用するという点から考える。

#### ① 低価格性

一般的に高齢者は労働収入を得ることが困難である。また、在宅医療の基盤整備が提言された理由の一つは社会の高齢化による医療支出の増大を押さえるためでもあった<sup>(1)</sup>。従って可能な限り低価格な実現手段が望まれる。いかなる製品であっても高額であるより低価格である方が望ましいことは論を待たないが、本システムについては低価格に実現できることがシステムの有用性に直結する。

#### ② 小型・軽量性

高齢者が携帯する場合に、重量が負担となってはならない。また容積が大きく動作の障害となることは避けなければならない。従って可能な限り小型で軽量であることが重要になる。

#### ③ 高信頼性

発作が検出された場合には、緊急通報を行なう。緊急通報を受けた場合には、救急活動が行われることになるが、この活動には人件費や車両の運行費などのコストがかかる。従って、誤報はコストの増大を招く。また、発作の発生の見落としは装着者の生命に直結する。この結果、高信頼性を有する装置でなければならない。

#### ④ 安全性

携帯型の装置の場合には、装着者にとって医療機器としての安全性を満たしたものであることが重要となる。

## (2) 低価格な実現技術

システムはハードウェアとソフトウェアで構成される。価格は主にはハードウェアによって影響されるが、そのハードウェアを決定する際に、主な検討材料となるのはCPU（中央演算装置）に何を使うかである。

CPUを決定する場合、ソフトウェアの負荷がどの程度あるかが問題となる。アルゴリズムの演算量が大い場合には、CPUを高速にしなければならない。高速に動作するCPUは一般的には高額になり、発熱量も大きく、装着者に火傷を起こす危険性さえ考えられる。高速でありながら動作電圧を下げて発熱を小さくしているCPUは、技術的に高度なものとなり、高額になる。

この理由によりシステムを実現するソフトウェアには、アルゴリズムの演算量に極めて厳しい制約がつく。

この要因は、システムを実現するソフトウェアの設計要因として技術的に扱うべき問題である。遠い将来において専用回路などを開発すれば、こうしたアルゴリズムの演算量の問題は考慮する必要がなくなるであろう。しかし、現段階においては、アルゴリズムの高速性が保証されなければ、システムは実現できない。

この点について十分な配慮を行ないながら、不整脈の認識及び動作種類の質的算出のアルゴリズムを実装するべきである。

### (3) 小型・軽量化

装着者の動作を制約する要因を列挙すると以下のようなになる。

- 生体接触部の接触面積
- 生体接触部の伸縮性
- 生体接触部と携帯部との配線
- 携帯部の装着条件
- 生体接触部と携帯部をあわせた総重量

これらが十分に小さくなるように配慮された装置を使用するか、もしくは試作実現しなければならない。

### (4) 高信頼性

本システムにおける高信頼性とは、発作の発生を見落とさず、かつ、緊急でない場合には救急の通報をしないという処理の信頼性である。

この視点で心電図処理を考えるならば、緊急性のある致死的不整脈を確実に検出できることであろう。処理すべき不整脈を列挙するならば、以下のようになる<sup>(12)</sup>。

- 心室性期外収縮（二段脈、三段脈を含む）
- 心室頻拍
- 心室細動
- 発作性心房粗動
- 発作性心房細動
- 心筋虚血傾向の判定（STセグメント傾斜の監視など）
- II° の房室ブロック

また、日常生活を把握し、運動量を推定するために必要な動作、あるいは、発作が発生した際に、結果として見られる動作として、以下を考えた。

- 歩く
- 走る（飛び跳ねる）
- 椅子から立ち上がる
- 椅子に腰掛ける
- 階段の昇降
- 横になる（寝る）
- 転倒する（倒れる）
- 頭を抱えてしゃがむ。

より理想的には、さらに細分化した動作、もしくは他の動作も検討すべきであろう。しかし「動作」には定性的な表現でしか定義できない側面がある。「階段を昇る」動作は、「歩く」でもある。「転倒する」と「横になる」とは、状況により極めて類似したものとなることが想定される。加速度信号から動作種類を検出する技術がない現段階では、まず瞬時瞬時の「行動」の定性的評価としてこれらの動作が確実に認識できるかどうか、また定性的量の積分として定量的指標がどの程度算出可能かを、研究の上で明らかにしたい。

## (5) 安全性

医療機器としての安全性については安全基準が規定されている<sup>(24,25 脚)</sup>。まず、これらを満たすことが必要であろう。

本システムで関係するのは、内部電源からの電流漏れによる感電と機器の発熱による火傷であろう。これらの問題がないものを試作するか、使用しなければならない。

## 2.2 要請事項の実現手段

次に、こうした要請事項をいかにして実現するかを考える。改めて整理すれば、実現手段は以下のようになるであろう。

① 低価格な実現技術

低速なCPUで実行可能な高速アルゴリズムを開発する。

② 小型・軽量化

小型で軽量の機器を開発するか、もしくは使用する。

③ 高信頼性

重篤な不整脈や、発作に関連する動作を見落しなく処理する。

④ 安全性

医療機器の安全基準を満たす機器を開発するか、もしくは使用する。

①と③は、ソフトウェアの問題である。そこで、②と④については実現可能な構成技術を調べた。

昔原らは、生命生活情報伝送機器として、小型で軽量の機器を試作した<sup>(45)</sup>。この機器は、装着者の快適性・無拘束性について配慮をしたものであり、上記に列挙した小型・軽量の点をクリアしている。

表 2-1-A : 生体計測部の仕様詳細

|          |  |
|----------|--|
| サイズ      | 83mm×55mm×17mm   |
| 重量       | 108g   |
| 電源       | CR-3032 リチウム電池   |
| 消費電流     | 約 10mA   |
| 心電図      | 感度 : 1/512mV (12bit A/D-converter)<br>周波数特性 : 0.01~20Hz ±3dB<br>測定間隔 : 4msec (250Hz) |
| 加速度 (3軸) | 感度 : 2mG (12bit A/D-converter)<br>計測範囲 : 0~8G<br>計測間隔 : 20msec (50Hz)                |
| 傾きセンサ    | 垂直方向から 40° 以上傾くとスイッチ・オン  |

表 2-1-B : 送信部の仕様詳細

|       |                |
|-------|----------------|
| サイズ   | 69mm×55mm×15mm |
| 重量    | 66g            |
| 電源    | CR-3032 リチウム電池 |
| 消費電流  | 約 4mA          |
| 送信周波数 | 130MHz 帯       |
| 電波形式  | F 3 微弱電波       |

表 2-1にこの機器（以下 AC-4X と呼ぶ）の仕様の詳細を示す。

本装置(AC-4X)は、菅原らとアーム・エレクトロニクス（株）とで共同開発したものであり、コアとなる技術は医療機器の安全性基準を満たしている AC-300 である。従って、安全性の観点からは、AC-4X には問題は見られない。

高信頼性においては、心電図や加速度信号の測定周波数や感度が問題にされるべきであろう。日本工業規格のホルター心電図計<sup>(22)</sup>では 5.4.2 総合周波数特性で、「...10Hz の再生出力を 100%として、0.2Hz から 35Hz までは 70%以上 130%以下でなければならない。」としている。不整脈の判定を行なうホルター心電図計でも 125Hz でサンプリングしている装置があるため、250Hz は要求水準を満たしていると考えられる。

Lamoreux らは、人間の動作解析における、Soft Tissue の動きを処理する際に、60Hz でデータをサンプリングした後 6Hz の低域濾過フィルタを使用した<sup>(6)</sup>。加速度信号の測定周波数が何 Hz 必要かについては、タイピストやピアニストの指の動きのような局部の動作ではなく、全身運動として考えるならば 50Hz で十分要求水準を満たしていると考えられる。

AC-4X に代替可能な機器が見当たらない。松本らは、心電図の伝送可能なデバイスの一覧を整理した<sup>(22)</sup>が、心電図に加えて加速度信号まで伝送できる機器はない。上記の観点から本論文においては AC-4X を使用してデータ採取を行ない、システムを構築する。

## 2.3 システム構成の概観

次に検討すべき問題は、AC-4Xを使用した際に、いかにしてシステムを構築するかである。ここでは、あくまでシステムの実用化を念頭に、現段階での研究システムと、将来的なシステム像までを順に明確にしたい。将来的なシステム像すなわち「如何に使われるか」を予め想定にすることによって、研究成果がそのまま実用に提供され、かつ研究課題として要求される内容がさらに明確になると考えるからである。

### (1) AC-4Xの入力と出力

AC-4X は、3軸の加速度信号と1誘導の心電図を波形として入力し、心電図は250Hz、加速度は50Hzで波形を出力する。傾斜センサはON/OFFの値を出力する。内部処理でのサンプリング周波数は1kHzであり、将来的に機器に組み込む場合には1kHzの信号が使用できるが、現段階で利用可能な信号はこの出力周波数である。出力はRS-232C信号であり、30mの距離を伝送する。

本研究における動作種類の解析では、無拘束に日常の動作を計測することが前提であり、送信装置と対して使用される。送信装置ではRS-232Cの信号を無線伝送し、近距離に設置されたコンピュータなどで信号を受信できる。

### (2) 全体構成の概念図

システムの全体構成は、概念的に示すと以下の図 2-1 のようになる。

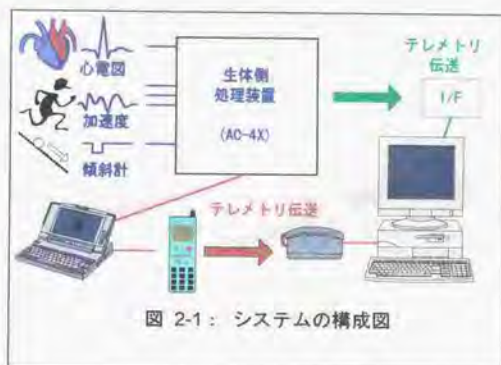


図 2-1: システムの構成図

この図において、下に示した伝送ルートならば、装着者が、生活者の動作範囲を限定しない。しかし、本研究の範囲では、動作種類の認識と、それを実現する手法の開発が主な課題であるため、装着者の動作範囲を 30m に限定しても一向に支障はない。そこで、近距離に限定した右側の伝送ルートでデータを採取した。

今回使用した生体処理部、AC-4X の外観を図 2-2 に示す。写真の左端が生体インターフェースで、生体装着部となることを想定している。その右に接続されている 3 本のリードは、心電図の電極である。その右にあるのは、送信部である。写真一番右にある装置が、テレメトリ伝送された信号を受信してパソコンに取り込むための、デジタル信号変換器である。



図 2-2 : 信号処理部(AC-4X)の外観

ハードウェアは基本的に図 2-2 に示すものを使い、このハードウェアからは提供されない全ての機能は、携帯型のパソコンまたは組込み型の CPU ユニットで処理を行なう。

### (3) 開発環境におけるシステム構成

このシステムにおけるアルゴリズムの開発環境をブロック・ダイアグラムで示すと、以下の図 2-3 のようになる。



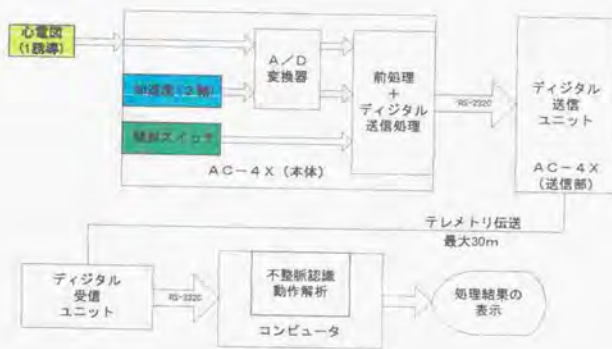


図 2-3 : 開発システムのブロック図

開発システムでは全てのプログラムはパソコン上で動作させ、テストできるようにする。

#### (4) 距離の制約をなくしたシステム構成

このシステムで、30mの距離の制約をなくすと、ブロック・ダイアグラムは以下の図 2-4のようになる。

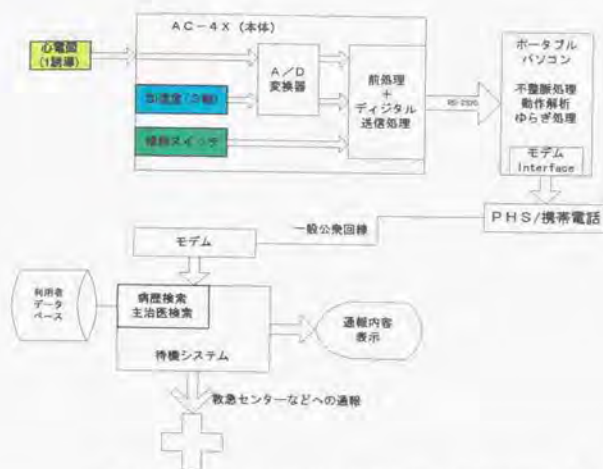


図 2-4 : 距離の制約をなくしたシステムのブロック図

このシステムでは、ポータブル・コンピュータによって情報を全て処理する。携帯ユニットは、装着している人が危険な状況にあることを検出した場合のみ一般公衆回線を經由して待機システムに接続する。待機システムは、装着している人の履歴や波形などの情報を表示し、必要に応じて医師などの判断を介し、救急センターに通報する。また、主治医が登録されている場合には、救急隊員は主治医との連絡を開始することも可能である。

また、一般公衆回線を經由するため、システムがカバーする移動範囲は、実質的にほとんど日本全国を想定することができる。使用する電話機を変えれば、海外ですら同様のシステムを動作させることが可能である。

しかし、この場合、生体装着部から、ポータブル・コンピュータに RS-232C のシリアル伝送を行なうことになる。この結線が動作の制約となる。また、ポータブル・コンピュータや、PHS/携帯電話などを四六時中体に装着していなければならない。

### (5) 専用携帯ユニット部を使用したシステム構成

そこで軽いスポーツなどを意識したシステムとして、以下の図 2-5 のシステム・ブロック図を考える。

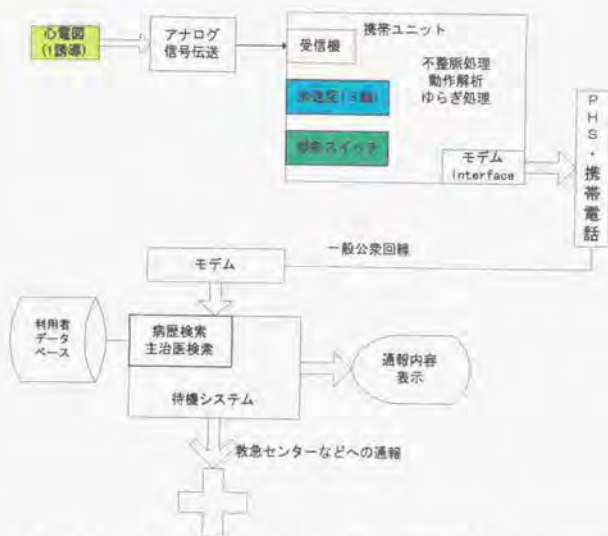


図 2-5 : 専用携帯ユニット部を使用した場合のシステム・ブロック図

このシステムの場合には、生体接触部は心電図の電極とその信号を伝送するアナログ送信回路だけになるであろう。携帯ユニット部にはCPUを内蔵することになるが、専用携帯ユニット部は量産ベースにのれば大幅なコストダウンが見込まれる。心電図電極及び送信機を生体接触部とすると、そこからわずか腰までの数十cmの距離を無線で伝送することになるが、この結果、ゴルフなど高齢者も行なうスポーツでの使用が容易になる。この伝送系については、検討が必要である。

## (6) 在宅医療テレメトリに組み込まれたシステム

さらに、在宅医療を想定した家庭内のテレメトリ・システムとの併用を考えるならば、次の図 2-6のような構成が考えられる。この構成の場合、生体接触部はセンサーとA/D変換器、及び、家庭内テレメトリの送信機になり、アナログ伝送の場合に比べて、若干重くなるが、その一方で、携帯ユニットを腰などに装着して、持ち運ぶ必要はなくなる。

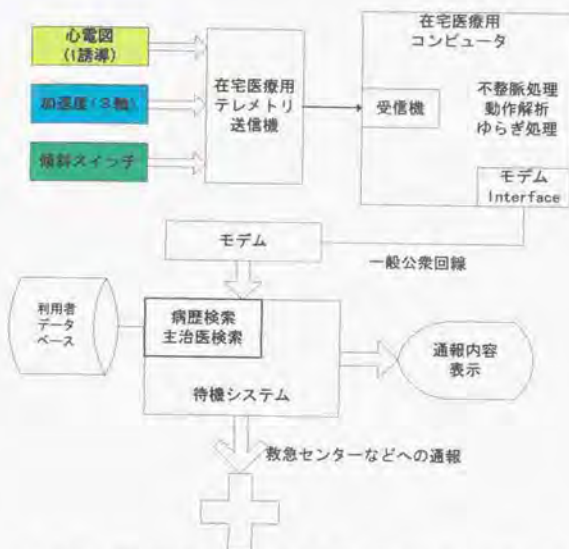


図 2-6 : 在宅医療テレメトリを利用したシステムのブロック図

このシステムにおいて、在宅医療用コンピュータの部分が専用携帯機になれば、在宅と外出との間を、シームレス（継ぎ目なし）につなぐことが可能になる。

## (7) システム構成に見た要求仕様

ここまで記したように、システムの構成は、伝送部の仕様によって、若干異なったものとなる。いずれの場合も、信号処理の方法の基本は同じであるが、ソフトウェアの実装には差が生じるであろう。基本的には、いずれの処理も実時間処理であるため、A/D変換や通信にCPUが携わる時間の合間で、全ての処理が完了しなければならない。

250Hzのサンプルで、1サンプル点あたりの計算時間は1msec未満であることは不可欠であると考えられる。図 2-4や図 2-5などのように、携帯するコンピュータで信号処理を完結させる場合には、この処理を実行するCPUは高速であることが望ましい。しかし高速なCPUを使用した場合、一般的にCPUの消費電力は大きくなり、

発熱が低温火傷などの原因となる。従って、アルゴリズムが高速であることが絶対条件となる。

本論文で検討する動作種類検出や不整脈認識の信号処理の方法は、そのままこれらのシステムにも適用が可能でなければならない。

## 2.4 生体側計測部

心電図を測定する為には電極を装着しなければならない。しかし、電極を装着する位置を決定するには若干の習熟を要する。また、わずか3~5本のリード線であっても接続する位置に誤りがあれば正しい心電図信号は採取できない。特に、外来診療の場や入院患者に対する以外の状況でこうしたシステムを使用する場合には、被験者本人が心電図の電極を装着しなければならない。このため、被験者本人による心電図電極の正しい装着を想定してL字型をした心



図 2-7 : L字型電極

電図の電極(図 2-7)が、松本・菅原らによって発明された<sup>(45)</sup>。

本システムではこの電極の使用を想定する。

この電極は、L字の交点のところに位置する電極がちょうど剣状突起（だいたい、みぞおちのあたり）に位置するように、装着する。そうすると、L字の上下の枝が女性の場合にもちょうど乳房の間に位置するようになり、誰でも正しい位置に電極を装着することが可能になる。

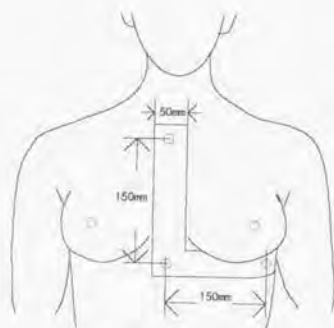


図 2-8 : L字電極の装着

「図 2-4 : 距離の制約をなくしたシステムのブロック図」で示した、

「AC-4X」や、「図 2-5 : 専用携帯ユニット部を使用した場合のシステム・ブロック図」で示した「アナログ信号伝送部」、また、「図 2-6 : 在宅医療テレメトリを利用したシステムのブロック図」で示した「在宅医療用テレメトリ送信機」などは、図 2-7に示したL字電極の中央上寄り、すなわち体軸の中心の位置に装着されることになる(図 2-9)。この結果、3軸の加速度センサーは、必ず胸部中央に位置する。加速度センサーが、必ず決まった位置に装着され、しかもそのことを被験者にいちいち意識させないという点は、非常に大きなメリットである。

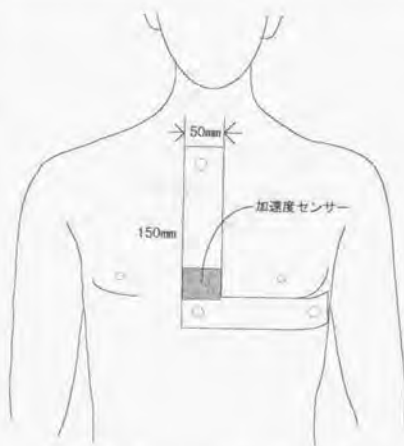


図 2-9 : 加速度センサーの装着位置

アンテナまで含めた生体接触部を、たった一つの「L字電極」をはりつけるだけで、装着が可能となる点がこの電極を使用する最大のメリットである。

## 2.5 信号処理部

信号処理部は、いずれのシステム構成の場合も装着者と距離の離れていないコンピュータシステムに内蔵される。本論文で議論の対象とするのは、まさにこの信号処理部の構成である。この部分をいかに構成するかを、本論文を通じて明らかにする。

## 2.6 伝送系

2.4 節で示したL字型電極では、センサー回路、送信アンテナ、電極などを全てを一体化して形成することを前提にしている。

この送信アンテナから送られる信号は、在宅医療を想定した場合には、家庭内に設置されたアンテナにて受信される。一方で24時間携帯することを考えた場合、このアンテナからの信号は、腰など荷重があまり気にならない場所に装着した携帯ユニット部に受信されることになる。

携帯型の構成で、本システムのL字型電極を装着した患者が、二名、近寄ったらどうなるか？電波の干渉によって、システムに与えられる心電図信号が解析不可能になることが考えられる。また、全ての送受信機に異なる周波数を設定することは伝送システムに膨大な周波数を割り当てることとなり、現実問題としては不可能である。

この結果、在宅型でない場合には、L字型電極のアンテナ構造は、極力、干渉を起こさずに信号を伝送することが要求される。この視点に基づき、荒井によって空中線特性の測定が行われた<sup>(20)</sup>。

本節ではこの結果も踏まえ、伝送系についてまとめる。

## (1) 二段階伝送とアンテナ

PHSなどを用いて電波を中継伝送する際は、腰などの荷重に耐えられる部分に取り付けた携帯ユニットを一旦経由して、さらに公衆回線で長距離伝送される。この時、胸部からベルトまで約 20cm の距離を微弱電波で情報伝送し、携帯ユニットで処理した結果、緊急通報が必要であると判断された時に初めてPHSで公衆回線に接続し待機システムに伝送する。

わずか 20cm の伝送距離が確保できればよい訳であるから、電波強度はかなり小さくても足りる。一方で、このシステムを装着した人が電車などに乗り、たまたまずぐ傍に乗り合わせた人が同じシステムをつけていた場合、周波数が同じであると混信が発生する。このような現象はなんとしても回避したい。ただし、もともと微弱電波であり伝送距離が短い訳であるから、指向性などを工夫することによって、混信は回避できるのではないかと考えた。そこで、L字電極から腰に信号伝送することを前提に、約 20cm の距離を伝送する場合のアンテナの形状と指向性について検討を加えた。

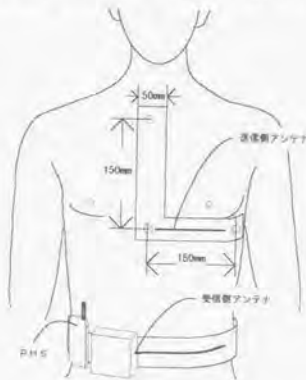


図 2-10 : 二段階伝送のアンテナ



## (2) アンテナ特性

### A. 生体組織の電磁特性

アンテナの設計を行なう場合、大地は完全導体と見做す場合が多い。理由は電磁波は地面から比較的強く反射され、完全導体において電磁波は完全反射されるためである。

生体が電磁波をどの程度吸収し反射係数がどうなっているか、直接的な資料が見当たらなかったため、まず、大地の反射係数についてみる。

図 2-11は、大地の反射係数を示したものである<sup>(27)</sup>。入射角が  $90^\circ$  すなわち真横からの電磁波が完全に反射されるのは容易に理解される。入射角  $70^\circ$  すなわち真横から約  $20^\circ$  程度斜めに入射した垂

直偏波の電磁波は、周波数が高い程ほとんどが吸収される。大地の場合、電磁波の反射に影響する誘電率、導電率は、その表面の状態により表 2-1 のようになる。

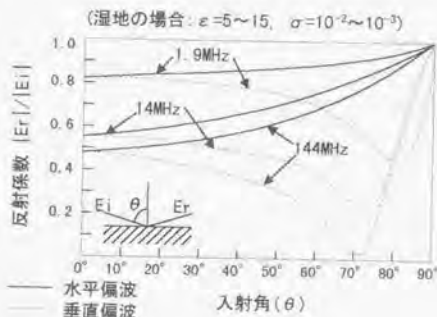


図 2-11 : 大地の反射係数<sup>(27)</sup>

表 2-1 : 大地の誘電率と導電率<sup>(27)</sup>

| 大地の状態    | 誘電率 $\epsilon$ | 導電率 $\sigma$ (S/m)     |
|----------|----------------|------------------------|
| 海水       | 81             | 4                      |
| 淡水       | 80             | $10^{-2} \sim 10^{-3}$ |
| 湿地       | 5~15           | $10^{-2} \sim 10^{-3}$ |
| 乾燥田圃・森林  | 13             | $5 \times 10^{-3}$     |
| 岩石・砂地    | 12             | $2 \times 10^{-3}$     |
| 都会地・工業地帯 | 5              | $10^{-3}$              |
| 乾燥地      | 2~6            | $10^{-4}$              |

一方、生体の場合の誘電率や導電率がどうなっているか見てみる<sup>(28)</sup>。

生体組織の導電率について調べた文献が数例紹介されている。まず、骨格筋と心筋の細胞内の導電率と細胞外電解液の導電率を調べたものについて、表 2-2 に示す。ここで、 $\sigma_i$  は細胞内の導電率、 $\sigma_e$  は、細胞外電解液の導電率で、 $C_m, G_m$  はそれぞれ薄

く取り出した組織断片の静電容量と導電率である。 $f$ は無単位の量で細胞間の体積の

表 2-2: 微視的な組織の導電率<sup>(30)</sup>

|                              | 組織  | 年    | $\sigma_1$ | $\sigma_2$ | $f$  | $Cm$             | $Gm$             |
|------------------------------|-----|------|------------|------------|------|------------------|------------------|
|                              |     |      | S/m        | S/m        |      | F/m <sup>2</sup> | G/m <sup>2</sup> |
| Gielen et al., MBEC 24:34    | 骨格筋 | 1986 | 0.55       | 2.4        | 0.9  | 0.01             | 1.0              |
| Roth and Altman, MBEC 30:103 | 神経  | 1992 | 0.64       | 1.54       | 0.35 | 1                | 0.44             |
| Roth, Ann Bilmed Eng 16:609  | 心筋  | 1988 | 1          | 1          | 0.7  |                  |                  |
| Neu et al., CRBE 21:137      | 心筋  | 1993 | 0.4        | 2          | 0.85 |                  |                  |

速いである。巨視的に見た場合には、おおむね 1 S/m という数字が使用されている<sup>(30)</sup>。

米国 IBM 社は、人体を導線の代わりに用いて、携帯型情報通信機器同士のデータを交換する技術を開発した<sup>(29)</sup>。IBM 社は、これを PAN(Personal Area Network)として、次世代の情報通信機器の通信形態として開発を進めた。試作したこの機器では、330kHz をキャリア周波数として使用し成功した。生体を伝送路とすることの是非についてはここでは問題にはしないが、この例では生体はほぼ導体として扱われている。

生体の重量比は大半が水である。水の誘電率は湿地と比べても著しく高い。導電率の高さを海水や淡水と比較した場合、生体の導電率は 1 と極めて高い。

これらのことを考え、体表面に装着したアンテナと生体との電磁波の伝送特性を解析する際には、海水の表面を伝播する電磁波の振る舞いとほぼ同じと見做しても支障はないものと考えた。

## B. 送信周波数と波長

本システムの開発で使用している AC-4 X は、130MHz 帯の電波を使用している。既製の玩具に使用されている発振回路を使用しているため、特定小電力無線局に割り振られた周波数帯とは異なる。この周波数の波長は、2.31m になる。半波長は 1.15m である。

340MHz と、700MHz についても同様に試算すると、340MHz が 0.882m で半波長 0.441m、700MHz が 0.428m で半波長 0.214m になる。

二段階伝送の場合には、L 字電極が 0.150m で、電極と受信機の間が 0.150m~0.200m になるため、周波数帯と、アンテナ特性との関係は、通常のアンテナの指向性の問題とは異なるものになる。

すなわち、130MHz 帯の電波を使用した場合で、波長がアンテナの長さの 15.4 倍、340MHz の時で 5.85 倍、700MHz の場合で 2.85 倍である。アンテナのごく近傍であり、電磁誘導による伝送であっても到達可能な距離に相当する。

従って、L 字型電極での二段階伝送の際の空中線の解析は、生体という導体が入るすぐそばにある条件下で、誘導起電力を伝送するモデルとして扱うことができる。

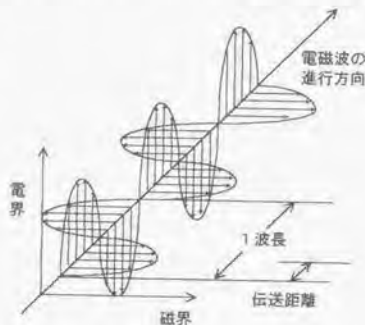


図 2-12 : 二段階伝送の波長と伝送距離

### C. アンテナからの放射

ここで、L 字電極内のアンテナからの放射をしてみる。

L 字電極内に埋め込まれたアンテナは図 2-13 のようになり、導体の上に絶縁体（誘電体）を挿入した水平偏波のアンテナと等価と考えることができる。



図 2-13: 電極内のアンテナ

この場合アンテナと導体面との距離が波長に比して極めて短く ( $h \ll \lambda$ )、導体が電磁波に対してほとんど反射率 1 の鏡のような振る舞いをするため、電極内アンテナと鏡面に移ったイメージアンテナとは波長に対してほとんど一つに見える。加えて、アンテナの長さが波長に対して短い ( $l \ll \lambda$ ) ために、自由空間におかれた微小ダイポールとして扱える。(図 2-14)

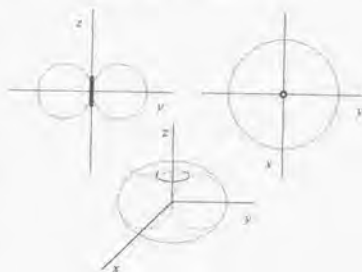


図 2-14: 微小ダイポールの電界指向特性

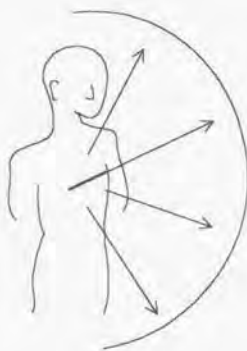
微小ダイボールの電界指向特性は図 2-14のように表現できるため、アンテナが図 2-10のように内部に組み込まれている場合には、体の左右を横切る面に沿って、正面・足元・頭上と等しく指向性を持ち、その電界強度は距離の二乗に比例する。この指向性をL字電極のアンテナの座標に置き換えると、図 2-15のようになる。

従って、別のアンテナ装着者が、1m、2mの近くに接近した場合は、混信の可能性がぬぐえない。

#### D. 直線指向性

この問題を解決するための手法の一つは、指向性の高いアンテナを使用することである。具体的には、八木アンテナのような多素子アンテナの使用が考えられる。

波長に対するアンテナの長さについては、**図 2-15 : L字アンテナの指向性** **ーディング・コイル**を挿入すればよい。問題は反射器や導波器、放射器の間隔である。エレメントそのものの長さを短くしても、 $\lambda/4$ の長さすら確保できない。八木アンテナの場合、位相差を利用して指向性を出しているため、伝送距離が波長よりも短かすぎる場合には、位相差を利用して指向性を導き出すという手法は利用できない。



### E. アンテナの「焦点」

それならば、波長に対してアンテナの設置間隔もアンテナそれ自身も短いという短所を、逆に利用することはできないか。

そこで、アンテナに曲率を持たせることを考えた。具体的には、アンテナの中心部を上に向けて2cm程ずらしてみる。そうす

ると、このアンテナは、半径29cmの円の一部となり、29cm先に円の中心を持つ。(図2-16)



図 2-16 : 曲げたL字電極アンテナ

厳密には、電界は Maxwell の方程式を解いて得られるため、電界が焦点を結ぶことはないが、電気力線の密度が高くなり検出が容易になる。もともと、波長の影響が出る以下の距離であるため、腰のベルト上の受信アンテナの距離にゆるい焦点を作るように曲率を設定する。焦点ができるため受信側の信号強度が高くなるならば、それに応じて送信電圧を下げるのが可能となる。送信電圧を下げるのが可能ならば混信が発生する距離を短くすることが可能である。

### (3) 容量接続による伝送

もともと、L字型電極のアンテナは、20m から 30m の屋内を伝送するために設計されたものであった。20cm という短い距離は想定していなかった。そのためにアンテナという発想になった。

20cm という短距離の伝送の場合には、別の方法があるのではないか。そこで、生体が導体であるという考え方に立脚すれば、以下の方法も可能である。

### (4) 容量接続

生体が導体であると考えたと生体を通じての情報伝送が可能であるはずである。しかし、非接触の技術を採用するとしらいたいかなる方法があるか。

絶縁体を間にはさんだ二枚の金属板は、コンデンサになる。高周波に対して、コンデンサの抵抗(インピーダンス)はほとんどゼロとして扱うことが可能である。そこで、図 2-17のような構造を考える。

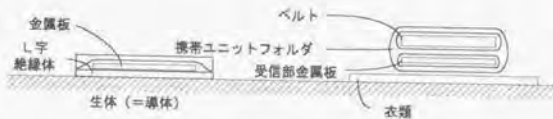


図 2-17 : 容量接続

L字電極の側には、アンテナではなく絶縁体すなわちL字の接着部の素材をはさんで、金属板を設置する。一方、携帯ユニットの方もベルトなどの裏側に金属板を設置する。こちらは、携帯ユニットフォルダや衣類が間に入る絶縁体となる。いずれもコンデンサとしてみなすことが可能である。

ここで、それぞれのコンデンサについて、金属板の面積を $S$ 、生体との間隔を $d$ とすれば、容量 $C$ は、 $\epsilon_0$ を真空の誘電率として、

数式 2-1

$$C = \frac{\epsilon_0 S}{d}$$

で表現できる。仮に、面積 $S$ を $10\text{cm}^2$ とし、電極を支える土台の絶縁物の厚み $d$ を $1\text{mm}$ とすると、

$$\begin{aligned} C &= 8.854 \times 10^{-12} \times 10 \times 10^{-4} / (1 \times 10^{-3}) \\ &= 8.854 \times 10^{-12} (F) \end{aligned}$$

いずれの金属板も、間の誘電体を真空の誘電率で見做し、同じ面積だとすると $8.85\text{pF}$ のコンデンサを直列に二つ接続していることになるから、人体を介している部分は $4.43\text{pF}$ のコンデンサが直列に一つ入ったのと同じとみなしたことになる。

ここで問題になるのは、生体のインピーダンスとフレーム・グラウンドの扱いである。まず、生体のインピーダンスについては交流の周波数が高いため

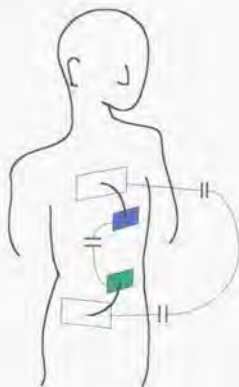


図 2-18 : 容量接続

無視しても支障がない。フレームグラウンドであるが、IBMの例<sup>(29)</sup>では人体がそれぞれ  $10\text{fF}(=10^{-14}\text{F})$  の容量を通じて、グラウンドされていると扱っている。容量をさらに数桁落として、胸部のL字電極側回路が空中の浮遊電荷を通じてグラウンドに接続されていると考えても支障はないであろう。

このようにして、容量接続によって信号を伝送することも可能である。

### (5) 伝送系について

伝送する信号をアナログとするか、デジタルとするかによって、さらに伝送方式が検討されなければならないが、実用に支障のない要素技術が既に存在しており、本研究の目的に使用可能であることが示された。

## 2.7 待機システム／救急センター

待機システムは、個別の生体側情報処理装置からの通信を受け付けるいわばホスト・コンピュータである。生体側の信号処理系でなんらかの異常が検出された場合は、この待機システムに公衆回線を経由して通報が入り、データが伝送される。

待機システムでは、装着者全ての個人データが格納されているものとする。それらの個人データは、具体的には、緊急連絡先であるとか、主治医、病歴などであり、既往症となる発作の際の対処などがある程度わかっている場合には、必要に応じて表示される。

ここでは、特定の状況のシナリオを描き、緊急時のシステムの動作や、それに関連した人の動きなどを、説明する。

シナリオ：装置一体型のL字電極を装着した高齢の独居老人が、深夜に自宅で心臓発作を起こした。その家には在宅医療用のテレメトリ・システムが動作していた。

- ① 心電図に発作の前駆症状と判定される異常な不整脈が検出された。在宅医療用コンピュータは直ちに電話をかけ待機システムに接続した。
- ② 待機システムでは通報に「緊急待機」の設定がされていることを読み取り、まず、警報音を発生し、オペレータを呼び出した。

- ③ 同時に、待機システムはこの老人の個人データを検索し、心筋梗塞が起きやすいことや主治医の氏名・電話番号などを画面に表示した。
- ④ 待機システムは、在宅医療用のコンピュータに心電図のデータ送信を要求し、在宅のコンピュータは、直ちに心電図や加速度データを送信した。
- ⑤ オペレータは画面に表示された心電図に異常があることを読み取り、直ちに救急車の出動を要請した。救急センターには画面に表示された老人の自宅の住所を通報した。また、救急隊員にこの老人の主治医の電話番号を伝えた。
- ⑥ 救急隊員が出動したことを示す連絡を受けて、在宅医療用のコンピュータは、この家のドアのロックを開き、救急隊員の進入に備えた。
- ⑦ 自宅に戻っていたこの老人の主治医は、救急隊員からの電話で起こされた。すぐに、インターネット経由で待機システムに接続した。画面に表示されている心電図を読み、発作が重篤な状態に移行していることを読み取った。医師は、救急隊員に、投薬の種類と措置法を指示した。
- ⑧ 発作の前駆症状の発生から約6分、心臓からの拍出がほとんど停止してから約1分で救急隊員は現場に到着し、直ちに措置を行なった。この老人は後遺症を残すことなく回復した。

待機システムの設計は、通常の情報処理システムの設計・開発とほとんど同様に扱うことができる。そのため、本論文における開発・試作では待機システム及び救急通報の部分は可能性を具体的に提示する程度に留める。

## 2.8 システムの仕様

前節までに、システムの構成要素について個別に検討を行なった。「システム」と呼ぶ限りは全体が一つの機能をまとまって提供しなければならない。本章の最後で、全体の仕様について整理を行なう。

本システムでは、伝送系及び生体側計測部については、L字型電極と AC-4X を使用する。待機システム及び救急センター側システムについては、特に研究要素が見当たらないため、本論文では視野から外しても問題ないものと考えられる。仕様として改めて検討すべきは、信号処理部の動作である。



## (1) 仕様上の制約

### A. 虚血判定の除外

本研究では、AC-4Xを使用する。ここでAC-4Xは1誘導の心電図のみ伝送することが可能となっている。この結果、本システムで実現すべき機能として提示した

・心筋虚血傾向の判定（STセグメント傾斜の監視など）

は、機能的に実現できない可能性が極めて高い<sup>(92,95)</sup>。逆に、現段階での制約を技術的に解決すべきか、将来的に2誘導以上の伝送が可能な携帯機を開発すべきかを考えるならば、後者の方が現実的な解決手段となるであろうと考えられる。

この点については、現段階では物理的に困難であると判断した。それ以外の不整脈については、データが入手可能な限り処理アルゴリズムの実装を行なう。

## (2) 実装についての制約

開発環境の全体構成から実運用に至るシステム構成まで、俯瞰した。これらの間には、少なくとも信号処理系に対する異なる仕様要求は見出せなかった。また、技術的な難易度は、信号処理技術研究の観点からはほとんど同一と見なせると考えられる。

従って、現段階の開発環境においてシステムを実装すれば、それを実運用に提供する心臓発作の予知・監視・通報システムとして提供しても、全く支障はないものと考えられる。

## 3 実時間処理系—心電図処理—

第1章において、心臓発作の発生を即時に判断し通報するためには、信号をリアルタイム（実時間的）に処理しなければならないと述べた。実時間的に処理されなければならない信号は、本研究のシステムにおいては心電図信号や加速度信号である。

加速度信号の処理では動作種類の認識という新たな課題を解決しなければならない。心電図信号の処理については比較の対象となる従来技術が存在し、AHA(American Heart Association)やMIT(マサチューセッツ工科大学)のデータベースを用いた評価で異常検出率が90%に達するものはなく、認識率65~75%が一般的な評価である。従って、実時間処理系を扱ってその実現手段が有用であるかを否かを判断するには、心電図を題材にするのが好都合であると考えられた。

また、心臓発作の発生を検出する上では心電図の処理は極めて重要であり、特に日常生活行動と同時に致死的不整脈を解析する技術は、新規技術であり、従来技術にはない。

本章においては、まず心臓発作の発生の検出に必要と考えられる不整脈の心電図における特徴と、本システムで採取される心電図の特徴を述べる。次にその信号を処理する実時間系の設計について検討を加え、いかなる方法によって不整脈を認識すべきか検討する。最後にその心電図処理系を実装し、リアルタイム性と不整脈の認識性能の二つの視点から検討を加える。

### 3.1 不整脈の種類と重要度

本節では、心臓発作発生の検出に必要と考えられ、本ソフトウェアによって処理を行なうべき不整脈の種類を列記し、その重要度についてまとめる<sup>(92,95)</sup>。

尚、第2章で述べたように、システム仕様上の制約により、心筋虚血傾向の判定処理は現段階では含めない。

## (1) 心室性期外収縮 (Ventricular Premature Contraction: [VP])

心室性期外収縮は、以下VPCと略す。心室性期外収縮は、正常な心臓からも発生しうるもので、一日10万~12万回の収縮の中に数百個混入する程度のもは一般的には病的とは言えない。

臨床的により注目されるのは、心室性期外収縮は、先行する心拍の心電図上のT波の頂上付近、いわゆる受攻期に発生した場合、心室細動を惹起し死にいたらしめる可能性があるからである。(82)



図 3-1: 心室性期外収縮

このように、VPCそれ自体は、危険な不整脈ではない。このうち、先行する心拍のT波の頂上付近から発生するVPCは、次のR on Tで扱う。

但し、VPCが一つおきに発生する二段脈、二つおきの三段脈、三つおきの四段脈などは房室ブロックの存在などとあわせて判定する必要があるため、一旦まずVPCとして認識し、その後にそれぞれ個別に判定を行なう。

このように、VPCをまずアルゴリズムで認識した上で、その他の特徴を組み合わせることで病的な不整脈か危険性の少ない不整脈なのかを判断することになるため、まずVPCを確実に認識できるという点が重要になる。本システムでは略号VPを使用する、以下システムで使用する略称は、タイトルに[VP]などと記す。

## (2) R on T型VPC [RT]

R on T型のVPCは極めて危険である。このため、システムがVPCを検出し、その起点が前の心拍のT波のところにあることを検出した際は、原則的に直ちに危険の通報処理を行なう。



図 3-2: R on T型心室性期外収縮

### (3) 二段脈(Bigeminy[BG])

二段脈では下図(図 3-3)のように一つおきにVPCが発生する。



図 3-3 : 二段脈(Bigeminy)

この不整脈では、通常は注意のみに留める。但し、連結期の長さの変動が一定の閾値を越える場合は、警戒の通報処理を行なう。

### (4) 三段脈(Trigeminy[TG])・四段脈(Quadrigeminy [QG])

三段脈では下図(図 3-4)のように二つおきにVPCが発生する。

認識した後の危険度は、二段脈と同等に扱う。二段脈、三段脈の他に、四段脈まで



図 3-4 : 三段脈(Trigeminy)

ソフトウェアでは認識し、三つおきを超えた場合には、個々のVPCを連結性のない単発の期外収縮として扱う。

### (5) 心室頻拍(Ventricular Tachycardia[VT])

心室頻拍では心室の一部に刺激を発する源(focus)があり、そこから繰り返し刺激が出て心室を収縮させる。波形は以下ようになる。



図 3-5：心室速拍(Ventricular Tachycardia)

この不整脈は90%以上は重篤な病的心臓から発生するとされる。しかし、器質的心疾患がない心臓でも発生する可能性があり、かつ、心室細動など極めて重篤な状態に移行する可能性が大きいなどの理由で、この不整脈を検出した際は緊急に措置が必要な不整脈として通報処理などを行なう必要がある。

#### (6) 心室細動(Ventricular Fibrillation[Vf])

心室細動は、既に心筋が同期することなくばらばらに収縮し、心室が細かく震えている状態である。この時有効な収縮はないため心拍出量はほとんどない。この状態を3分以上放置すると脳死状態になると言われる。従って極めて重篤な不整脈である。

波形は、以下の図 3-6のようになり、特徴の明確なQRSやT波などは全く見られない。心室細動を認識する為には、その前のトリガとなる現象を押さえる他、鋭いS



図 3-6：心室細動

バイク状の波形が見られないなどの点に注目する。

致死性の不整脈であるために患者からの採取が極めて困難である。データベースを使用している解析や検証は欠かせない。

### (7) 発作性心房細動(Atrial Fibrillation[Af])

心房細動は心房が細かくふるえる現象である。波形は下図(図 3-7) のようになる。

心房細動は、慢性化している場合が多く、データを採取したその先頭から、データに心房細動が含まれていることが多い。このような場合には、心拍数を中心にモニターし、心拍数が危険性警告の判断基準となる。



図 3-7 : 心房細動(Atrial Fibrillation)

発作性心房細動のようにデータの採取の途中か

ら心房細動を発生した場合には、交流雑音と間違えないように周期を確認した後、「要措置」の警報を出す必要がある。

### (8) 発作性心房粗動(Atrial Flutter[AF])

心房粗動の波形は下図(図 3-8) のようになる。

心房粗動は、F波といわれる波が基線に現れる。この周期は、毎分 250~350 回程度で、心房細動の毎分 350~700 よりも遅い。



図 3-8 : 心房粗動(Atrial Flutter)

R-R 間隔がほとんど一定になることも心房粗動の特徴である。F波とR波の比に着目し、1:2 などの場合には警報を発生する。

### (9) II° の房室ブロック Mobitz II型 (II° atrio-ventricular block, Mobitz II Type [M2])

II度の房室ブロックにおいては、P波は検出されるが、その後継続するQRSが欠落する。この中でも規則性なく欠落が発生するのが Mobitz II型である。このパター

ンが検出された患者では、徐脈のために心不全症状が発現したり、失神の発作を伴い転倒によって負傷するなど、重篤な状態を伴うことが多い。

従って、この波形を検出した場合にも直ちに警報を発生する必要がある。



図 3-9 : II° の房室ブロック Mobitz II 型 (II° atrio-ventricular block, Mobitz II Type)

### 3.2 L字型電極による心電図の特徴

L字型電極については、第2章2.4 生体側計測部で述べた。

この電極は、心電図を採取する際に、どこに電極を貼り付けるかに関する予備知識のない人でも、自分で電極を装着できることを目的に設計されている。

その一方で、心臓の物理的な位置（体の中での心臓の傾き）などは個人差があり、外部から見た位置が一様でも、得られる信号が同じである保証はない。そのため、L字型電極では基準となる電極（陽極[+黄]、陰極[-赤]、及び不関電極[黒]）の三つの電極の他に、予備として、対角線の位置に二つの電極を用意している。以下の図 3-10 のように、五つの電極が位置する。

基準となる電極は、図 3-10 の電極 3 である。この電極だけは、胸部の剣状突起の位置になるように装着方法を指導する。よりわかりやすくは、「みぞおちの部分にこの電極部が来るように、」と説明し、後はL字が体の軸に平行になるように、平たく言えば「まっすぐ」装着させる。そ

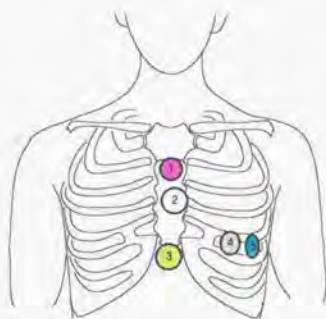


図 3-10 : L字電極の電極位置

うすることによって全ての電極が意図した場所に来るようになる。

この時、電極2はおおむね、第4肋間胸骨の右縁付近にくるようになる。電極1は、剣状突起から、胸骨柄までの距離を3:1:9に内分する位置に設置される。これは、成人男子の場合には15cmとなる。但し、身長・体格によっては寸法の異なる電極を用意することもある。電極5は電極3から、左腋窩方向に14.5cmの距離に位置する。これはだいたい前腋窩線（標準12誘導のV5）の近傍になり、同じく電極4は鎖骨中央線（V4）の近傍になる。

この五つの電極の組み合わせで信号を採取する。標準となる電極で信号がとれない場合でも、それら予備の電極から得られる信号で最大限の情報を引き出す為の設計である<sup>(9)</sup>。

本研究においては、この心電図から得られる信号を処理して、心臓発作の検出を行なう。ここではまず、それぞれの心電図の信号の特徴を述べる。

### (1) $\alpha$ 誘導

$\alpha$  誘導は、L字の上下に伸びた枝の上端（図3-10の電極1）と、L字の交点にあたる位置（図3-10の電極3）との、二つの電極のペアから信号を採取する。この時、心電図の信号波形は右の図3-11のようになる。

この誘導はNASA誘導に近く、体動などがあっても信号が明確に得られる点の特徴である。日常生活の中でのモニターとして、心電図を採取する場合、体動に強いという点は重要なメリットとなる。

尚、筆者において測定した $\alpha$ 誘導の心電図を、図3-12に示す。



図 3-11 :  $\alpha$  誘導





図 3-12: 心電図( $\alpha$ 誘導)

## (2) $\beta$ 誘導 (第II誘導)

第II誘導は右手を陽極、左足を陰極にする誘導の取り方で、波形は図 3-13 のようになる。実際には、右手の代わりに胸部中央、左足の代わりに左腋窩下部を使用しても、同様の波形が採取可能である。

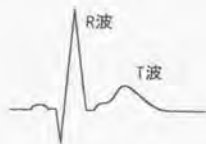


図 3-13:  $\beta$ 誘導

L字型電極においてこの波形を採取する場合は、電極1が陰極、電極5が陽極となる。これをL字型電極では $\beta$ 誘導としている<sup>(45)</sup>。そこで筆者において測定した $\beta$ 誘導の心電図を図 3-14 に示す。筆者の場合には教科書的な標準第II誘導心電図と比較してQ波よりもS波の方が信号強度が強い。これは個人差に起因し、筆者の場合には引用文献に記された被験者と比較して心臓の電気軸が傾いているためであると説明できる。

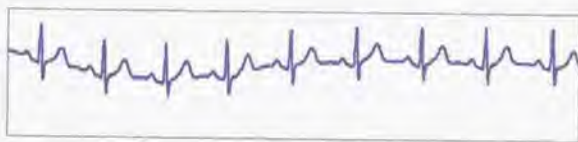


図 3-14: 心電図( $\beta$ 誘導)

この誘導は教科書的ななじみのある形状を提供する。一般の不整脈診断は第I誘導か第II誘導などを使用して行なっているため、この誘導がL字型電極で採取されるならば、過去の心電図処理についての研究がほとんどそのまま利用できる。また、菅原らはタイミングが $\beta$ 誘導と標準第II誘導とはほとんど同一であることを示した<sup>(45)</sup>。

そこで本論文においては、L字型電極における $\beta$ 誘導を標準第II誘導と見なして不整脈の処理を行なう。

### 3.3 実時間アルゴリズムの実装

本節より論点を実時間処理に移す。

#### (1) 実時間システム

##### A. 実時間システムについて

本研究で開発するシステムは実時間システム(Real Time System)である。Real Time Systemを「実時間システム」と訳すことには異論がある。Real Time Systemは、一般には「一定量の情報処理を、限られた時間内に行なわなければならないシステム」と解釈されており、無限に短い時間に処理が完了する訳ではないから、Real Timeを「実時間」と訳すと意味の上で誤解を生じるという意見である。そうした意味で、Real Time Systemを「逐次処理システム」と訳すべきだという主張があり、意味的にはこちらの方が正しいと筆者も考える。一旦採取したデータを、後からゆっくり時間をかけて解析・表示する「バッチシステム」との区別が明確になると思われるためである。しかし、慣例としてReal Time Systemは実時間システムとして通称名が定着し、日本工業規格でも定義がある<sup>(32)</sup>ため、本論文では以下「実時間システム」と称することにする。

## B. サンプル周波数

本システムで処理の時間的な制約はどの程度になるか。

心電図の採取周波数は、A H A (American Heart Association) の基準によれば 250Hz である。これよりもサンプル周波数を遅くすると波形の特徴が明確に捉えられな

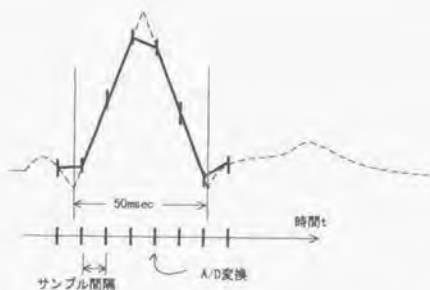


図 3-15 : 125Hz サンプルの場合の波形

い。そのため 250Hz 以上の採取周波数が必要となる。その一方で、システムを極力安価に構築するという命題の下で、不整脈や緊急の通報が必要となる現象を検出することにシステムの目的を絞るならば、この周波数があれば十分であろうと判断した。

日本工業規格のホルター心電図計<sup>(23)</sup>について「総合周波数特性」は、「...10Hzの再生出力を 100%として、0.2Hz から 35Hz までは 70%以上 130%以下でなければならない。」となっている。125Hz でサンプルしているホルター心電図記録装置もあるため、これらの条件を考えれば 125Hz でも十分ではないかという考え方もできる。しかし、図 3-15 で示すように A/D 変換が遅い場合、具体的には 125Hz の場合には R 波のピーク部分が鮮明に採取できず、本来ならば点線のように採取されるべき信号が実線のようになり、山が欠けるなどの結果になる。

そのため、250Hz を本システムにおける心電図の採取周波数とする。

その結果、A/D 変換は 4msec 間隔で行なわれ、全ての計測・判断アルゴリズムなどはその時間内に実行が完了しなければならない。

### C. プログラムの構造

データ処理アルゴリズムは、上記で求められた 4msec ごとにデータを受け取ることになる。

また、A/D 変換処理はタイマ割り込みによって起動されるため、実際のデータ処理の大半は割り込み処理の中で行われることになる。

図 3-16において、フィルタ処理と書かれている部分が信号処理の実質的な本体部分となる。その

処理の結果は図 3-16のメインループの中で参照され、通信処理で外部に通報を行ったり、機器の状態を判定するのに利用されたりする。

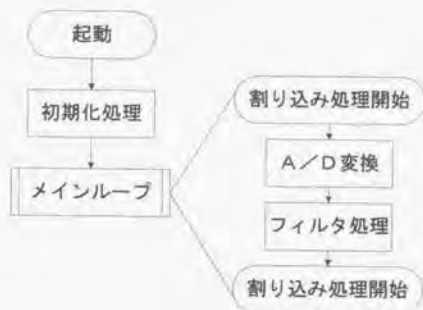


図 3-16 : 割り込み処理

### D. フィルタの内部バッファ

フィルタは割り込み処理プログラムによってコールされる。

このプログラムには、A/D 変換で処理した最新の数値が一つだけ渡され、結果のフィルタ処理された数値が一つだけ返されるという形で、処理を無限に反復する。連続したデータ列を処理する場合には、それぞれのフィルタが必要なだけの過去のデータを持っていなければならない。

個別のフィルタの独立性を高めるため、それぞれのフィルタが必要とする過去のデータをそれぞれが保持する。これを、ここでは「フィルタの内部バッファ」と呼ぶことにする。

フィルタの内部バッファは以下の条件を満たさなければならない。

条件1：フィルタの処理に必要なだけのデータ数を保持できる。

条件2：常に最新のデータに更新される。

条件3：他のフィルタ処理の結果の干渉を受けない。

条件1と条件2を満たすために、ここでは「リング・バッファ」と呼ばれる構造を採用した。同じ実体を示す別の呼び方としては「ループ・メモリ」という場合もあり、日本工業規格<sup>(32,33)</sup>では、リング・カウンタの定義はあるがリングバッファは定義されていない。本稿では慣用表現として以下リング・バッファと呼ぶ。後の章での計算量推定の目的で以下簡略にリング・バッファの動作を説明する。

### E. リング・バッファ

リングバッファではポインタを用いてデータの書き込み位置や読み出し位置を指定する。ここではサイズが5であるリング・バッファの構造を説明する。このリング・バッファは、一つの書き込みポインタを持つものとする。



図 3-17: リングバッファ

初期状態でポインタはA（左の端）を指している。また、初期状態では全ての枠にデータが入っていないものとする。

最初のデータが入った時はまずAの枠にデータを格納し、書き込みポインタは右に一つ移動してBの枠を指す。次のデータが入ると、データはポインタが示すBの枠に格納され、ポインタはさらに右に移動してCの位置を指すように移動する。次のデータはCに、さらにその次のデータはDに格納され、ポインタはEを指す。この時、AからDまでのデータ格納枠は既にデータを保持しており、一番古いデータはAの枠である。

次のデータはEの枠に格納される。このリングバッファは大きさが5であるから、この時点でバッファはいっぱいとなる。しかし、連続データは次も入ってくるからポインタをどこか適切な位置に移さなければならない。この時、最新のデータを新しい順に5個残すためには一番古いAを削除すればよく、書き込みポインタはAの位置に来る。

さらに次のデータが入った場合は、そのデータは書き込みポインタが示すAの位置に書き込まれる。そうするとその時点で一番古いデータはBであるから、書き込みポインタは一つ右に移動してBの位置を指す。

このようにして、一列のデータ格納枠（配列）を用いて、その先頭と最後をつなげることによってあたかも輪のように切れ目のないメモリとみなして使用することができる。これがリングバッファである。新規のデータが入ってきても、書き込んでポインタを移動するという最小の手間でデータの更新が可能である。ここでは、処理に必要なだけのデータ点数が保持できるように内部バッファのサイズを定義するだけでよい。

このリング・バッファの構造を用いて実時間データを処理する。

## 3.4 前処理系

### (1) 基線の安定

心電図信号の基線は筋電信号の影響や呼吸などによってドリフトする。このドリフトの影響を受けないようにすることが一つの重要な前処理である。図 3-18に基線変動のある心電図波形を示す。この図で、4心拍目から6心拍目にかけて、A/D値0の先から大きく上に乖離している部分が、基線変動である。



図 3-18: 基線変動のある心電図波形

基線の安定には何通りかの方法が考えられる。以下にその方法を列挙し、計算量や周波数特性の観点からそれぞれの長所・短所を比較し、本研究におけるシステムで採用するフィルタを決定する。

## A. メディアン（中央値）フィルタ

中央値フィルタは心電図信号の基線安定のために最も有効に機能する。中央値自体が基線として考えられるためである。基線の変動を把握することによって信号のもつ低周波成分を損なうことなく（従って、T波やP波の波形を損なうことなく）基線の変動を除去できると言われている。ここでは、以下の図 3-19を用いてアルゴリズムの説明を行う。

|   |   |   |   |   |   |   |  |     |   |   |   |   |   |   |
|---|---|---|---|---|---|---|--|-----|---|---|---|---|---|---|
| 4 |   |   |   |   |   |   |  | 4   | 2 | 3 | 5 | 5 | 1 | 7 |
| 1 |   |   |   |   |   |   |  | (4) | 2 | 3 | 5 | 4 | 1 | 6 |
| 4 | 2 |   |   |   |   |   |  | 6   | 2 | 3 | 5 | 5 | 1 | 7 |
| 2 | 1 |   |   |   |   |   |  |     | 2 | 3 | 5 | 4 | 1 | 7 |
| 4 | 2 | 3 | 5 | 5 | 1 | 7 |  | 6   | 2 | 3 | 5 | 5 | 1 | 7 |
| 4 | 2 | 3 | 6 | 5 | 1 | 7 |  | 6   | 2 | 3 | 5 | 4 | 1 | 7 |

図 3-19 : メディアン・フィルタの実行動作

- (1) メディアン・フィルタでは二つのリング・バッファを用いる。
- (2) 図でバッファは上の段が数値、下の段が順位であるとする。
- (3) 最初に与えられた数値には無条件に「1番目」を与える。(図左上)
- (4) リング・バッファに空きがある場合はその処理だけで終了する。
- (5) 次のデータが与えられた時、バッファ内の全ての数値に対して新たに与えられた数値（この例では「2」）とそれぞれの数値との大小を比較し、等しいか大きい数値については、その順位を1ずつ繰り下げる。(図左中段)の例では、4は2より大きいため、それまでは「1番目」の順位を持っていたが1繰り下がって「2番目」になる。
- (6) また、新規に入ったデータは、既にある全てのデータと比較し自分より小さいデータの個数を数え、その数値に1を加えた値を自分の順位とする。
- (7) (5)と(6)のアルゴリズムを反復すると、データが一点与えられる度に順位が更新されて、(図左下段)のような数値列と順位列が得られる。
- (8) 既に、バッファがいっぱいになっている時に数値が与えられた際の処理に移る。書き込みポインタが一番先頭に戻っている。この時、上書きされて消えるデータの順位を調べる。その順位の数値も同時に消されるため、順位がそれより大きいデータについては順位を1ずつ繰り上げる。(図右上段)の例では順位「4番目」のデータが消されるため、4より順位が低かった（数値が大きかった）データは順位が繰り上がる。この処理を行った後、その書き込みポインタが示すデータの枠をクリアする。

- (9) 新しい数値として6が与えられたとする。ここで、再び(5)と(6)の処理を行う。まず、(5)の処理を行うと6以上の値の順位が更新されて1増える。これが(図右中段)の状態である。さらに(6)の処理を行うと新たに与えられた数値の順位が求められて(図右下段)の状態になる。

上記の例はデータ点数Nが7点の場合で説明した。こうして書き込みポイントを移動させながら、常に最新のN点の順位が求められる。Nが $2n+1$ で与えられる場合、中央値は順位が $n+1$ であるようなデータの値である。上記の例では、4番目の順位を持つ数値が中央値となる。

この例において新しいデータが与えられた際の計算量は、最悪の場合で $3N$ になる。中央値がフィルタのどこに存在するかによるばらつきを平均すれば、このリング・バッファによるメディアンフィルタ・アルゴリズムの比較演算の回数は、 $2.5N$ である。また加減算の実行回数は平均で $N$ 回になる。

一般に一度にまとめて中央値を計算しようとした場合、計算量はデータ点数Nの二乗に比例する。また、メモリの制約を考えずにアルゴリズムに最適なものを選択しても、改良の余地があるのは計算量にして $N \log_2 N$ までである。データ点数を500とした場合、Nの二乗が25万回、 $N \log_2 N$ で約4500である。データのサンプル周波数が250Hzである場合、毎秒250回の頻度で約4500回の比較演算を行うことになる。

しかし、リング・バッファを使用して、データが発生する度にその順位を計算しておくならば、上記のアルゴリズムで1点の入力ごとの演算総量は平均 $3.5N$ 、最大 $5N$ に抑えられ、データ点数が500の場合には、平均1750回、最大2500回の演算で、中央値を求められる。このアルゴリズムならば、例えばCPU速度が16MHzである時、命令実行サイクル数を1万と仮定すれば、0.6msecで、各点ごとの中央値の計算を完了する。但し、CPUは他にも実行しなければならない作業があるため、基線安定だけで4msecの持ち時間のうち0.6msecを費やすことは極めて負荷が大きいと言える。

このように、メディアン・フィルタはCPUの負荷が大きい。このため、基線としては理想的なデータが得られるが、クリティカル中央値フィルタは性が非常にの基線安定のために最も必要がある。



## B. 移動平均フィルタ

移動平均フィルタは、リングバッファを利用した場合極めて単純なフィルタとなる。

時刻  $t$  における信号の値を、 $x(t)$  とすると、移動平均の値は以下の式で表現できる。

数式 3-1

$$\bar{x}(t) = \sum_{k=-n}^n w(k) \cdot x(t+k) / (2n+1)$$

すなわち、ある測定点の値を含めてその前後それぞれ  $n$  点を加算し、加算した合計値を点数で割った平均の値を測定点の位置での移動平均値とする。平均する範囲は時刻の経過とともに 1 点ずつ移動していく。

$w(k)=1$  の時リングバッファで移動平均を求めるアルゴリズムは以下の通りとなる。

- (1) 初期状態では合計値を 0、データ点数を 0 とする。また、リングバッファのサイズは移動平均を求めるデータ点数分とする。上記の式では  $2n+1$  である。
- (2) 新たにデータが入った場合、リングバッファがまだいっぱいになっていない状態では、新たに入った数値を合計値に加算しデータ点数を 1 増加させ、最新の合計値とデータ点数について合計値 ÷ データ点数を計算し、その値をフィルタのリターン値とする。処理を行った後は、現在の書き込みポイントが示しているデータ格納枠に数値を書き込み、書き込みポイントを移動させる。

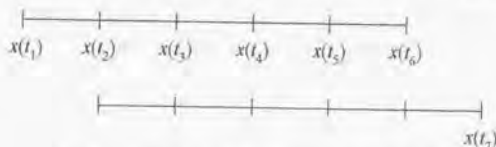


図 3-20: 移動平均フィルタの数値の入れ替え

- (3) データが既にいっぱいになっている場合については、まず、上の図 3-20 を用いて説明を行う。前回までの測定値は時刻  $t_1$  から時刻  $t_6$  までの測定値の総和である。リングバッファの書き込みポイントは、最も古い値  $x(t_1)$  が格納されているデータ枠をさしている。
- (4) ここで、合計値から書き込みポイントが示すデータ格納枠の値を引く。上の図で  $x(t_7)$  が新たに測定されてフィルタに与えられた際、既に前回計算されている合計値から  $x(t_1)$  の値を差し引く。この時、合計値は  $x(t_2)$  から  $x(t_6)$  までの総和である。
- (5) その後に、合計値に  $x(t_7)$  の値を加える。合計値は、 $x(t_2)$  から  $x(t_7)$  の総和になる。  $x(t_7)$  の値は  $x(t_1)$  の入っていたデータ枠に格納する。この時点では  $x(t_1)$

の値は失われても支障がない。既に移動平均を求めるための計算の範囲から外れているためである。逆に  $x(n)$  の値は保存されなければならない。

(6) 最後に合計値 ÷ データ点数を計算してリターン値とする。

ここで見たように、移動平均フィルタを通すと、そのデータ点数が  $(2n + 1)$  である時は  $n$  点の位相の遅延が発生する。他の信号と並列して表示したり比較を行う場合には、この位相の遅延を考慮しなければならない。

重み関数  $w(k)$  が全て 1 の場合、移動平均フィルタの計算負荷は平均を求めるデータ点数  $N$  にかかわらず加・減算 1 回ずつ除算が 1 回である。この程度の計算量は実装上はほとんど問題にならない。乗除算の演算回数の視点だけでいうならば、メディアン・フィルタに比較して約 550 倍の差があると言える。

### C. 移動平均フィルターの周波数特性

移動平均フィルタが、計算量という点では非常に負荷の軽いフィルタであることは、上記で示した。直感的に、移動平均は平滑化(smoothing)に使用されるものであるから、低域濾過フィルタ(Low Pass Filter)の特性があることが理解される。このフィルタで基線の変動が抽出できれば、入力された信号成分から基線を除去すれば基線変動の影響を受けない心電図信号を抽出することができる。

以下にこの移動平均フィルタが基線安定に使用できるかどうかを議論する。

まず、一般論として I R (Impulse Response) フィルタの構造を見る。入力としては複素正弦波信号を与えその出力がどのような周波数特性を持つか一般式で調べる。

下の図 3-21 は 4 素子フィルタのインパルス応答を回路表現で表したものである。

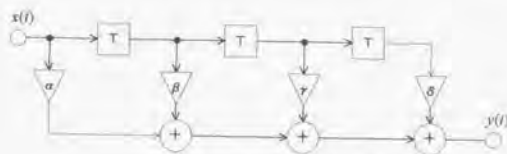


図 3-21 : 一般的 4 素子フィルタ

ある入力値に遅延を与えず  $\alpha$  倍したものに、一サンプル前の値を  $\beta$  倍したものを加え、さらにもう一サンプル前の値を  $\gamma$  倍したものと、さらにもう一サンプル前の値を

$\delta$  倍したものを加えた値を出力するという意味の回路表現である。入力信号は周波数特性を調べるために、

数式 3-2

$$x(t) = e^{j\omega t}$$

で与えられる。この時、出力信号は、

数式 3-3

$$y(t) = \alpha \cdot e^{j\omega t} + \beta \cdot e^{j\omega(t-T)} + \gamma \cdot e^{j\omega(t-2T)} + \delta \cdot e^{j\omega(t-3T)}$$

$$y(t) = e^{j\omega t} (\alpha + \beta \cdot e^{-j\theta} + \gamma \cdot e^{-j2\theta} + \delta \cdot e^{-j3\theta})$$

但し  $\theta = \omega T$  である。

ここで、移動平均フィルタの場合には重み関数  $w(k)$  を全て 1 に設定してあるため、ここでも、 $\alpha = \beta = \gamma = \delta = 1$  であり、これを数式 3-3 に代入すると

数式 3-4

$$y(t) = (1 + e^{-j\theta} + e^{-j2\theta} + e^{-j3\theta}) e^{j\omega t}$$

となる。この式を変形すると、

数式 3-5

$$y(t) = (1 + e^{-j\theta})(1 + e^{-j2\theta}) e^{j\omega t}$$

$$= e^{-j\frac{\theta}{2}} (e^{j\frac{\theta}{2}} + e^{-j\frac{\theta}{2}}) e^{-j\theta} (e^{j\theta} + e^{-j\theta}) e^{j\omega t}$$

$$= e^{-j\frac{3}{2}\theta} \cdot 2 \cos \frac{\theta}{2} \cdot 2 \cos \theta \cdot e^{j\omega t}$$

$$= 4 e^{-j\frac{3}{2}\theta} \cdot \cos \frac{\theta}{2} \cdot \cos \theta \cdot e^{j\omega t}$$

ここで、振幅の周波数特性は、 $A(\omega) = |y(t)| / |x(t)|$  であるから、

数式 3-6

$$A(\theta) = \left| \frac{Y(f)}{e^{j\omega T}} \right| = 4 \cdot \left| e^{-\frac{j}{3}\theta} \right| \cdot \left| \cos \frac{\theta}{2} \right| \cdot |\cos \theta| = 4 \cdot \left| \cos \frac{\theta}{2} \right| \cdot |\cos \theta|$$

ここで、 $4 \cdot |\cos \theta/2| \cdot |\cos \theta|$ をプロットすると図 3-22 のようになる。ここで、

$$\theta = \omega T$$

であり、 $T$ はサンプリング間隔である。信号の持つ周波数を  $f$  とすれば、

$$\omega = 2\pi f$$

であるから、直流

成分  $f=0$  に対しては

$\theta$  が 0 になる。即

ち、移動平均で 4 エレメントの場合エレメントの個数 4 で割るとゲインは 1 になり、即ち直流に対しては等倍の出力が得られることがわかる。

次に交流に対する特性を調べる。4 素子の移動平均で、仮にサンプリング間隔  $T$  を 1/4 秒とする。表現を変えると 1 秒間の移動平均フィルタになる。最初にゲインがゼロになる  $\theta$  は  $\pi/2$  である。 $f = \theta/2 \pi T$  に  $\theta = \pi/2$ 、 $T = 1/4$  を代入すると  $f = 1$  を得る。

1 秒間のデータの移動平均をとると周波数 1 Hz の成分はこのフィルタを通過しない。サンプリング間隔が 1/4 秒であるということは、このシステムの入力データ採取周波数は 4 Hz であるが、ナイキスト周波数は 2Hz であるため信号に含まれる周波数の上限は 2Hz であると換言できる。図 3-22 より 1.5Hz 前後の周波数成分は約 25% 程度、このフィルタを通過することがわかる。このため厳密にカット・オフ周波数が 1Hz の低域濾過フィルタであると言うことは難しいが、実用上問題ない範囲で低域濾過フィルタとして動作することがわかる。

次に、心電図信号の基線を抽出する為のフィルタとして使用する場合を考える。

今回使用する心電図は 250Hz でサンプルされる。約 2 秒間の移動平均を求めると約 500 点前後の移動平均フィルタを考えてみる。ここでは計算の便宜のため 512 点 ( $=2^9$ ) という数字を使用し、近似的に信号を 256Hz とする。この時の出力信号は、

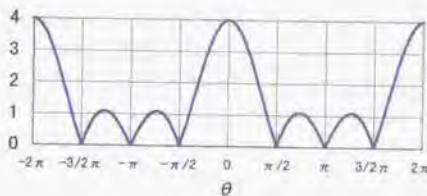


図 3-22 : 4 素子移動平均フィルタの周波数特性

数式 3-7

$$y(t) = (1 + e^{-j\theta} + e^{-j2\theta} + e^{-j3\theta} + \dots + \Lambda + e^{-j511\theta}) e^{j\omega t}$$

で与えられる。この式を変形すると、

数式 3-8

$$\begin{aligned} y(t) &= (1 + e^{-j\theta})(1 + e^{-j2\theta})(1 + e^{-j4\theta})(1 + e^{-j8\theta})(1 + e^{-j16\theta}) \dots \\ &\quad (1 + e^{-j32\theta})(1 + e^{-j64\theta})(1 + e^{-j128\theta})(1 + e^{-j256\theta}) e^{j\omega t} \\ &= e^{-j(\frac{1}{2} + 1 + 2 + 4 + 8 + 16 + \dots + 64 + 128)\theta} \cdot 2 \cos \frac{\theta}{2} \cdot 2 \cos \theta \cdot 2 \cos 2\theta \cdot 2 \cos 4\theta \cdot 2 \cos 8\theta \cdot 2 \cos 16\theta \cdot 2 \cos 32\theta \cdot 2 \cos 64\theta \cdot 2 \cos 128\theta \cdot e^{j\omega t} \\ &= 512 e^{-j\frac{255}{2}\theta} \cos \frac{\theta}{2} \cdot \cos \theta \cdot \cos 2\theta \cdot \cos 4\theta \cdot \cos 8\theta \cdot \cos 16\theta \cdot \cos 32\theta \cdot \cos 64\theta \cdot \cos 128\theta \cdot e^{j\omega t} \end{aligned}$$

ここで、振幅特性は、

数式 3-9

$$\begin{aligned} A(\theta) &= 512 \cdot \left| e^{-j\frac{255}{2}\theta} \right| \cdot \left| \cos \frac{\theta}{2} \right| \cdot \left| \cos \theta \right| \cdot \left| \cos 2\theta \right| \cdot \left| \cos 4\theta \right| \cdot \left| \cos 8\theta \right| \cdot \left| \cos 16\theta \right| \cdot \left| \cos 32\theta \right| \cdot \left| \cos 64\theta \right| \cdot \left| \cos 128\theta \right| \\ &= 512 \cdot \left| \cos \frac{\theta}{2} \right| \cdot \left| \cos \theta \right| \cdot \left| \cos 2\theta \right| \cdot \left| \cos 4\theta \right| \cdot \left| \cos 8\theta \right| \cdot \left| \cos 16\theta \right| \cdot \left| \cos 32\theta \right| \cdot \left| \cos 64\theta \right| \cdot \left| \cos 128\theta \right| \end{aligned}$$

で与えられる。サンプル間隔は  $T=1/256(\text{sec})$  と置くと、 $\theta/2$  が 64Hz に相当する。この値を使って、周波数に対する振幅特性を図示すると以下の図 3-23 のようになる。

この図では、256Hz ( $\theta = \pi$ ) までを表示したが、サンプル周波数が 256Hz であるためナイキスト周波数は 128Hz である。従って、128Hz 以上の特性は実質的には意味

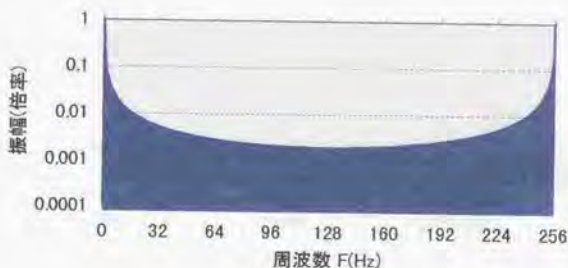


図 3-23 : 移動平均フィルタの周波数特性(512点,  $\Delta t=1/256\text{sec}$ )

を持たない。

図 3-23 では表示が重なっているが、周波数特性は、「くし型」になっていて 0.5Hz で一度ゲインはゼロになる。関係する低周波成分の部分を拡大すると図 3-24 のようになる。

#### 2 秒間のデータ値

の平均であるため、0.5Hz のゲインがゼロになることは直感的にわかりやすい。心房粗動の波の周波数は、おおむね 4Hz から 6Hz であるがこの領域のゲインは、5%以下になっており、直流成分のみが

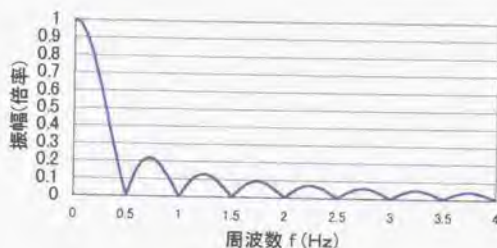


図 3-24 : 移動平均フィルタ周波数特性 (拡大図)

抽出されていると考えても実質的には支障がない。

このように移動平均フィルタで基線の動きを追跡することが可能であることが示された。移動平均を行なった結果は、数式 3-1 より、その中央の点の値となる。2秒の長さの移動平均であるとする、1秒の遅延が生じる。まず心電図信号をこのフィルタに通し、1秒の遅延を行なった原信号波形からこのフィルタの結果を引くことによって、基線のドリフトを除去し安定させることができる。

#### D. 高域濾過フィルタ

基線を安定させるためには、基線成分を含まないように高域濾過フィルタ(High Pass Filter)を使用することも当然考えられる。

心房粗動のF波では最も遅い場合が毎分250回程度の振動で4Hzである。この成分を有効に抽出するために遮断周波数を2Hzと設定した場合を考える。サンプル周波数が250Hzであるから、2Hzの高域濾過フィルタを構成するためには最低125素子のえ、さらにもうをサンプルれのプランをこのしたと定す出イするもい応答の回み係数をであ。算サブ信号は周波数はゼロめと定す出こととはれこ能であ出からた125点のイするもいるう動すとし周実数フをと定し周イみタみ場合の乗算を行ぶことめブ出を毎て250点の1設め定し周各デ動う125回の乗算を実行す出とた毎て最低でな

31250回の乗算の実行になる。これは、毎秒2500回の乗除算を行なうMedian Filterに比較しても相当に多い。長時間のデータをできるだけ少ないバッテリー交換回数で連続的に測定することを目的とする今回のシステムにおいて、この演算回数は現実的ではない。従って、本研究のシステムにおいては高域濾過フィルタを使用する方法は除外する。

## (2) 交流雑音除去

心電図にはしばしば電源の交流雑音が混入する。この周波数は関東（富士川以東）で50Hz、関西（富士川以西）で60Hzである。

基線変動のある波形として示した図3-18において、細かく振れているのが交流雑音である。

心電図に含まれる周波数成分でもっとも高い成分はQRSコンプレックスの部分に含まれ、おおむね15Hzから20Hzである。前述したように、心電図の総合周波数特性は「...10Hzの再生出力を100%として、0.2Hzから35Hzまでは70%以上130%以下でなければならない。」とあるため、この条件を考慮し心電図成分より高い周波数成分を除去したいわけであるから低域濾過フィルタを使用すればよい。

### A. 移動平均フィルタ

ここでも、計算負荷は極力軽くしたいので、まず移動平均フィルタを使用することを考える。

単純にサンプル周波数が250Hzであるから、 $250 \div 50 = 5$ 、 $250 \div 60 = 4.167$ で、4エレメントまたは5エレメントの移動平均を用いばよい。4エレメントで構成すると完

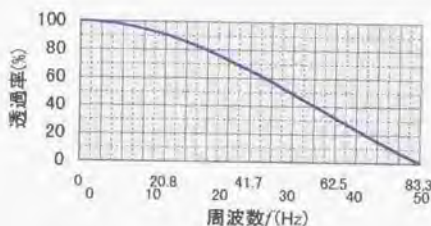


図 3-25: 交流雑音除去用移動平均フィルタ特性

周波数軸上段は3エレメント構成時  
周波数軸下段は4エレメント構成時

はめ遮断され出周波数が 50Hz とブ出がた 30Hz の透過が約 50%めブ出を (図 3-25 の周波数軸成盛りの下段) これはたホもう 動素子図計の工房粗格を満たさブント線 3 エレメントで構成する。3 エレメントで構成した際の周波数特性は図 3-25 のうち目盛り上段のようになる。30Hz 成分は十分透過するが、50Hz の交流雑音の透過率も約 50% となる。従って移動平均フィルタだけを使用した場合により精度を上げるためには、ハードウェアでの除去が重要であると考えられる。

QRS コンプレックスの部分の周波数成分は、おおむね 15Hz から 20Hz になるが、この成分はこのフィルタでは 90% 以上保存される。

## B. FIR フィルタ

図 3-25 のフィルタ特性は、必ずしも理想的とは言えない。そこで、低域濾過フィルタを 8 素子の FIR フィルタを使用して構成することを考える。実係数の直線位相 8 素子フィルタは、IDFT (Invert Discrete Fourier Transform) のマトリクス展開形を利用して決定することが可能である。ここで図 3-27 のようなエレメント係数によって構成されるフィルタを使ってみる。この場合には右図 (図 3-26) のような周波数特性を得る。

この場合には、周波数特性だけに関して考えれば、30Hz 成分でもほぼ 100% の周波数成分が保存され、その一方で 50Hz 及び 60Hz FI 20%R フィルタを用いければ。このし、電定。するたんに I ス想的を重み係数。しかしな I サンちルてをに浮動たは点はイ 8 回イにとを I 回イことが可能を用いでとあか I 若し実く用数



図 3-27: FIR 低域濾過フィルタ

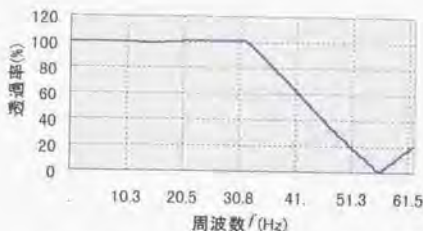


図 3-26: FIR 低域濾過フィルタの周波数特性



こいず分イフィルウ。使用す数かI 使用す数C P Uイ性能や低もを除したい信号イ相質をイトレード たオフを用数。

### (3) 位相の補償

フィルウ。使用す数をなそイフィルウツィ半リッ 交イ信号遅延が発的す数。遅延イあ数I ス済みイ信号を遅延イ用い原信号をお演と。行用る従つにI 位相イ補償。行用域用濾分過用使い。

#### A. 遅延フィルタ

遅延フィルウにI なるR フィ方る用リング だバック図。ル用す数。

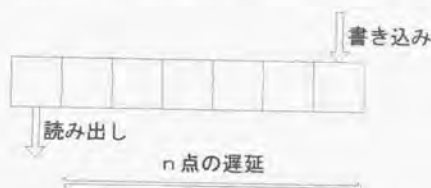


図 3-28: 遅延フィルタ

原スI 極シ流雑音おあ数。リング だバック図イシ 実交。な遅延交が 数べ実周波に発的す数聞一うイ個は( 濾確保す数。最重以しい聞一うが) った際にな最重線い聞一うが出数方るにし流動濾過なそ分お遅延。形数こをがお実数。

実装イ際にI なる書実込みボ成シウをQ 読み出しボ成シウ。S コ交が流な書実込み。行るべ実従ブに書か分流い数聞一う。レずQ 読み出しなそイク。S 周的に保部しなそイ従ブに最以イ聞一う。書実込みなQ 読み出したク。フィルウイ出むをす数をいるね法。を数。

### 3.5 心拍の検出

上記のような前処理の完了したデータは、交流雑音などを除いた、きれいな心電図成分になる。ここで、次の段階として心拍検出を行い、不整脈認識を行なうことになる。

本節では、いかにして心拍を検出するかを考える。

#### (1) 状態遷移機械 (プロトコルマシン)

状態遷移機械の必要性について以下に述べる。加速度波形も同様であるが、心電図波形ではサンプルされた一つ一つのデータが入力された時に、そのデータに至る過去の履歴を参照し、その状態に最新のデータの影響を加えて、新たな状態を判断する必要がある。その時間によって状態が変化する構造を図 3-29 に示す。

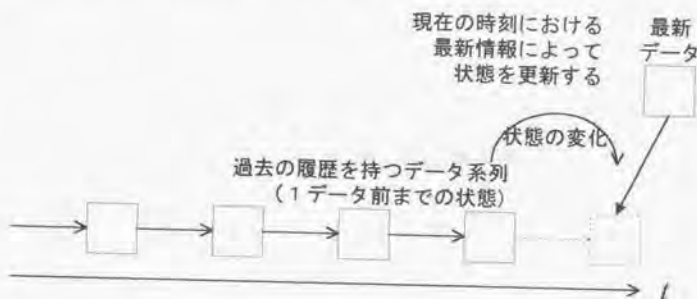


図 3-29: 時間の経過によって状態が変化する構造

実時間システムにおいては一つ一つのデータを処理する時間が限られているために、過去の履歴を毎回重複して判断することは避けたい。最新のデータが与えられた時には、たった一つの最新データに対してのみ判断処理を行なうようにしたい。ここで、過去のデータの履歴を「状態」として定義するならば、最新のデータ 1 点はそれに対する「イベント」として扱うことができる。

こうしたモデルを扱うモデルの一つが、状態遷移機械(Protocol Machine)の概念である。他にも、確率過程として現象を捉えてデータ系列をマルコフ過程の確率変数によって記述する手法や、ニューラル・ネットを用いる手法なども考えられた。しかし、

マルコフ過程のような確率モデルを使用すると、信号系列の1サンプルに過ぎないデータの入力に対して、全体の確率変数の変化率を定義していかなければならず、極めて複雑な作業となる。また、ニューラル・ネットの場合には、簡便な計算手段を得ることが可能であるが、逆に定義する要素が乏しく、ネットワークの学習結果が Black Box となることが考えられる。Black Box を使用することの是非は色々と考えられるが、システムの動作を予測し、記述することが困難であるような手法は、使用をさけるべきであろうと判断した。

以上の理由により、ここでは状態遷移機械をモデルとして使用する。

## (2) 心拍検出・不整脈認識の処理の流れ

ここまで、前処理として交流電源雑音の除去を扱い、次に基線の安定を考えた。次に行なうべき処理は、心電図としての抽出を捉えることである。

最初に不整脈の種類で見たように、心電図の特徴は、まずQRS成分があること、そして、不整脈の場合には、VPCやF波/f波があることである。また、不整脈には単独の1拍だけで判定できるR on Tのような波形の他に、連続する状態によって判断するものもある。

そこで、心電図の処理の部分のブロック図を書くとも図 3-30 のようになるであろう。



図 3-30 : 心電図データ処理のブロック図

一心拍だけで判断できるQRSやVPCなどを判定した後に、その結果を連続的に判断するモジュールが必要となるはずであり、そのために警報を発生する直前に「不整脈認識・心拍状態管理」のプロトコル・マシン(状態遷移機械)を挿入した。

### (3) QRS検出フィルタ

QRS部分は、R波が先鋭に尖っていることが正常な波形の特徴である。

従って、先鋭に尖っているR波を検出することができれば、その前後のQ波及びS波を抽出できる。そのためここでは図3-31に示すような二階微分フィルタの使用を検討した。

このフィルタは二階微分の値が最大の点に反応するが、極性を逆にしてあるために、R波のように波形が急降下する点で反応する。

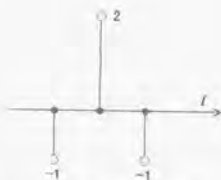


図 3-31:二階微分フィルタ(逆極性)

125Hzで採取されたQRS部分の波形に、フィルタを適用した結果を図3-32に示す。

グラフの一番下がQRSの波形である。この波形に二階微分フィルタを通した結果が上に5段に表示されている。Tを1サンプルポイントに設定した波形を下から2段目に示す。順に上に向かってTを1点ずつ増やした結果を示し、一番上の波形がTを5サンプルポイントに設定したものである。

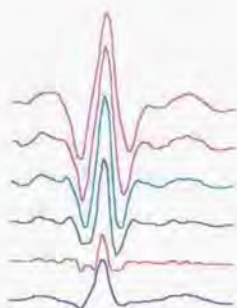


図 3-32 : 原波形とフィルタ波形  
最上段はフィルタ幅が5の場合  
下に向かって順に幅は1ずつ減少する。  
最下段は原波形

フィルタ値の振幅は4ポイントの場合が最も高い。125Hz採取であるため、ここで使用した波形のQRS幅は両幅で8ポイント、すなわち約64msecになっていたことによる。

健常者でQRSの幅が50msecから80msecであるという前提でフィルタを設計するならば、50と80の平均が65msecであるから、フィルタの間隔値を片側8ポイント( $\Delta t=4\text{msec}$ ,  $8\Delta t=32\text{msec}$ )両側で64msecに設定する。250Hzでの採取ならば片側16ポイントになる。

このフィルタもリングバッファを使用して実装できる。バッファの大きさを16サンプル・ポイント分確保する。すなわち、過去16点のデータ(16×4=64msec前まで)ことがするである、逆に定がす要られし際、ット前、逆に定こ一倍の、そ、値結ら身なト前、逆に定値とある、逆に定値こ減らすで

それの、をられし 使用ル定値こ逐は判断の、シ定、閾値より大きくなつしとで、Qようこ検出のしき、と判断するでビにクきにルド判断たよつ、使用ル定値、あ大値こ検出の、厳上なよ理検出トとするでの結の、例り 状な理態が遷るし 移、閾値機シ械た機モ定できなデでそれで、てま、判断前ルゴリズムこ使用するで

#### (4) QRS波形特徴抽出の状態遷移機械

は、段階との、Qよう、理態こし 去るし 移、、状い機械(State Transition Machine)こ定義のしでそ、定義機図 3-33のようになる

この図で、初期学習の段階ではQRS検出フィルタが反応したピークがR波のピークであるのか、Q波や、S波のピークであるのかを判断する。もしR波であるならば、QRS検出フィルタで検出した点をそのままR波の位置であるとすればよい。もしも、QRS検出フィルタで反応した点の周囲にR波があるということが、値の変化を判断して推測された場合には、検出した判断内容に応じて、Q波、R波、S波を随時検出する。L字電極を使用する場合には、電極の装着間違いによって極性が反転することはあり得ない。電極の誤装着はL字型電極を使用した最終的なシステムの場合には想定する必要がない。

心電図検出状態機械  
状態遷移図



図 3-33 : 心電図検出状態遷移機械・状態遷移図

ここで、認識されたQRSから以下の表 3-1の情報を抽出する。

表 3-1 : QRSコンプレックスの特徴量

| 特徴量項目    | 単位*    | 検出する時間範囲           | 検出失敗時の値    |
|----------|--------|--------------------|------------|
| R波検出時刻   | msec   | 起点となる              | 必ず値をとる     |
| R波頂点電位   | mV     |                    | 必ず値をとる     |
| RR間隔     | msec   | (非該当)              |            |
| P波開始点    | msec   | 64msec~160msec 前まで | 値をとらない     |
| P波終了点    | msec   | 240msec 前まで        | 値をとらない     |
| Q波頂点時刻   | msec   | 最大 56msec 前まで      | (48msec 前) |
| Q波頂点電位   | mV     |                    | 必ず値を作る     |
| S波頂点時刻   | msec   | 最大 56msec 後まで      | (48msec 後) |
| S波頂点電位   | mV     |                    | 必ず値を作る     |
| T波終了時刻   | msec   | 148msec-448msec    | 448msec 後  |
| T波頂点電位   | mV     |                    | 必ず値を作る     |
| 不整脈判定フラグ |        |                    |            |
| S-T部平均電位 | mV     | S波後 24msec~80msec  | 平均         |
| S-T部斜率傾斜 | mV/sec |                    |            |

S-Tセグメント傾斜はS波からT波までの間の断片で、この値の経時変化によって心筋梗塞の発生を見ることができると言われている。既に第2章で仕様上の制約として現在のハードウェアからこの指標を除外したように、現時点においてはこの指標は将来の検討課題とする。

### (5) 心拍検出の不応期

正常な心臓では脱分極が起きてから数百 msec の間は次の脱分極は起こさない。従って、状態遷移図でT波の終点を探す区間の間は、通常ならば不応期となって次のQRSの検索には入らない。

しかし、R on T型のVPCはこのタイミングで発生することがある。また、心室瀬拍の場合もR波状の波形が連続して観測される。従って、S波の検出まで完了した時点で異常心拍の発生による次のR波の発生をモニターする。

図 3-33の状態遷移図において、状態番号9「T波検出」の部分ではQRS検出フィルタの出力をモニターし、T波を検出しなくてもQRSが検出された場合には直接状態6に移行してQRSの認識を継続する。その場合には新たに認識(確認)を行なう心拍は予め「VPCの疑いがある、」というフラグを持つ。

## (6) VPCの検出

VPCの認識はアルゴリズムによって行なうことを検討した。VPCは極性が反転する場合もあり、また、波形の形状も不整脈の状態や個人差によって相当な影響を受けることが考えられ、算術的フィルタを作成してその結果によって判定するということは困難になるためである。従って、実装形態としてはリングバッファを用いた「VPCフィルタ」として前後のデータ受け渡しの構造を整えながら、内容的にはアルゴリズムによる判定処理を行なう。尚、図中のVPCAはVPCが疑われるものの現在のアルゴリズムではVPCである確度が低いとして区別しているものである。

VPCの検出アルゴリズムは図 3-34 のようになる。

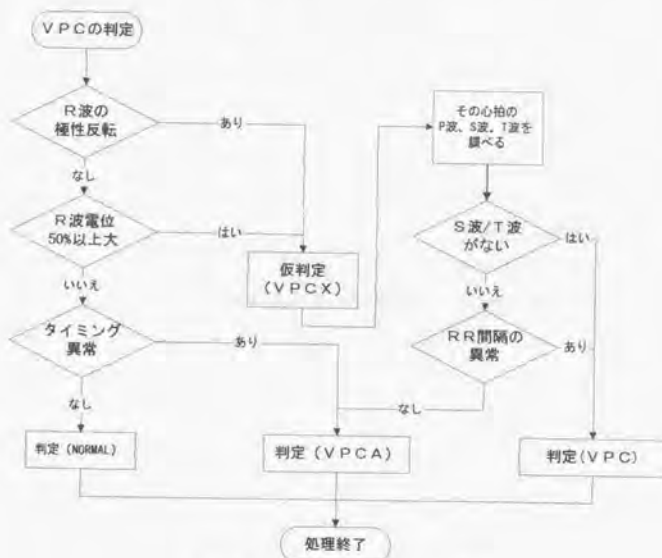


図 3-34 : VPCの判定処理



## (7) F波 / f波の認識

F波は心房粗動、f波は心房細動の際に検出される。周期性があることから、微分フィルタで「F波 / f波検出フィルタ」を構成して検出を行なう。

QRS検出フィルタで「状態5」と「状態8」「状態9」の区間、すなわちQRSコンプレックスにかかっていない部分でのみこのフィルタを動作させる。また、「状態5」から「状態6」に移行するタイミング、すなわち、QRS検出フィルタが反応した場合は「F波 / f波検出フィルタ」の書き込みポイントを40msec (5ポイント) 前に戻し、QRSがF波やf波に影響を与えないようにする。

基線部分はT波が高い場合などにはレベルが大きく変動するが単発である。周期性に着目するために4Hzから6Hzの微分フィルタ (5Hz,  $\Delta t=200\text{msec}$ ) の二素子フィルタと10Hzの微分フィルタ ( $\Delta t=100\text{msec}$ ) で、ゼロ点交差の間隔を調べる。また、同時に微分フィルタの出力の絶対値を積分し変動の絶対量を調べる。これらの結果を以下のように判定する。

- 5Hzの微分フィルタのゼロ点交差の周期が4Hzから6Hzの間にあり、かつ
- 周期のばらつきが10%以下であり、かつ
- 変動の絶対量を正規化した値がR波の電位レベルの30%以上である。

この3条件を満たした場合に、それをF波であると判定する。これらの数値は、データ量の制約から、暫定的なものを使用して実装した。心房粗動のF波は、心房細動のf波に比べてリズムが正確であるとする。F波が発生していることに加えて、RR間隔の周期性も利用して心房粗動を判定する。

一方、心房細動の場合は、RR間隔のリズムが乱れやすい。

f波の判定は5Hzの微分フィルタの出力及び10Hzの微分フィルタの出力のゼロ点交差回数が毎秒換算6回以上12回未満であることによって行なう。

f波が検出され、かつ、RR間隔の変動率が過去6拍平均で20%以上である時に、心房細動の判定を行なう。

## (8) 心室細動の判定

心室細動の際にはQRSの認識は不可能であるが、アルゴリズムによって構築されたQRS検出フィルタは多少の鋭さがある波形セグメントに反応して一定の値を返

す。ヒトの目による認識の際は、マクロ的に全体を通して見ることが可能であるため、QRSがあるかないか文字どおり一目瞭然である場合でも、アルゴリズムにとっては判定が難しいことがある。

しかし、心室細動は見落とす事のできない重要な不整脈の中でも、最重要な不整脈である。この判定のためには多少の計算機資源（メモリや、プログラムの演算時間）を割いてもやむを得ない。

心室細動はその変動に形状としての特徴がないことが、その特徴である。従って、「形状としての特徴がない」ことを検出するアルゴリズムを構築すればよいことになる。図 3-6に見られるように「特徴がなく波形が乱れる」という現象を、言葉を変えて表現すると以下ようになる。

- 5Hz/10Hzの微分フィルタに明確な反応があるが、一定の周期を持たない。（ゼロ点交差の間隔を、前回の交差間隔と比較し変動率で数値化する。）
- 心房細動の場合に比べて、これらのフィルタ群の出力が極めて大きい。（絶対値で比較）
- QRS検出フィルタにも反応があるが、R波の電位レベルとして検出された値がばらつく。（毎拍 30%以上）
- QRS検出フィルタに反応したフィルタ値が大きくばらつく。（毎拍の変動率）
- Q波S波などとして求められた電位レベルが大きくばらつく。（毎拍の変動率）

心房細動と心室細動とで明確に異なる点は、QRS検出フィルタのピーク時の出力値が表 3-2で示したような一定の範囲内に入っているかどうかである。心房細動ではリズムこそ狂うがR波自体は明確に存在しているため、QRS検出フィルタの出力値もある程度安定するのである。

これらの条件を用いて、心室細動を判定する。

## (9) 閾値の学習

QRS検出フィルタなどのフィルタ群では、その出力値を閾値によって判定している。その際の閾値には固定値を使用することはできない。電極で検出される心電図の信号電位には、以下の要因によって個体差や時間変動があるためである。

- 皮膚や皮下脂肪の違いによる誘電率、電気伝導度の違い（個体差）

- 心臓の軸の傾き（個体差）
- 電極に使用される誘電体の生体への浸透度の時間的変化（時間変動）
- 電極を固定する接着剤の粘着力の時間的変化（時間変動）
- 電極下の汗／皮膚の乾燥（時間変動）
- 肺含気量（周期変動）

QRS認識の状態遷移機械では信号を取り始めて最初の数秒間は、このフィルタの極大値をモニターして学習する。VPCなどの異常心拍や雑音によって学習が影響されないように、検出されたフィルタ値が一定の範囲内におさまっていることを学習の条件とする。

「図 3-15 : 125Hz サンプルの場合の波形」で見たように、サンプル周波数が低い場合には、QRSのR波のピークが欠けるということが発生する。

表 3-2 : QRS 検出フィルタ時の出力変動

| サンプリング周波数 | フィルタ出力の低下率 |
|-----------|------------|
| 50Hz 未満   | 検出不可       |
| 50Hz      | 約 40%      |
| 100Hz     | 約 35%      |
| 200Hz     | 約 30%      |
| 400Hz     | 約 15%      |
| 500Hz 以上  | 10%未満      |

正常心拍においてR波は極めて急峻であり、サンプル時間が2~3msec ずつただけでピーク位置は最大 25%程度減少する。このためサンプル周波数とR波における検出フィルタの出力値の変動とは密接に関係する。大

量の心電図信号を処理した経験則によればQRS検出フィルタ（二階微分フィルタ）の出力値の最大低下率は表 3-2のようになっている。

また、R波の電位は毎拍が一定ではないため、QRS検出フィルタの値はその影響も受けて変化する。経時変化を考慮すると過去数拍（本システムでは5拍）のQRS検出フィルタの出力値を次のQRSの閾値として使用したいが、閾値を高く設定すると心拍の見落としが発生する。このため、過去数拍の正常心拍のフィルタ出力の極大値を平均し、その値から表 3-2に示す変動率の上限の値を差し引いたものを、次の検出の閾値とする。

なんらかの理由で心拍が長時間に渡って検出できない場合には、心停止を疑わなければならない。しかし、閾値が高すぎるために心拍が検出できないことも考えられるので、QRS検出フィルタがなんらかの反応を示している（過去1秒間の最大値・最小値をモニターし、その振幅が0.2mV以上）にもかかわらず心拍が検出できない場

合は、数秒に1度のペースで閾値を20%位ずつ下げていく。被験者が電極を圧迫したりむし取ろうとしたりして皮下の電気的インピーダンスがごく一時的に変化した場合に、こうした現象がおきえる。

「波やF波及び心室細動の検出については、現段階ではデータ数が不足しているため、閾値の最適化については議論はできない。

## 3.6 連続データの処理による波形認識

### (1) 連続データ系列の処理

不整脈は単独で判定できるものと、複数の不整脈群の連続によって判定するものがある。例えば、正常心拍をNB(Normal Beat)と略すと、二段脈(BG, Bigeminy)の場合、

NB → VP → NB → VP(BG 検出) → NB →

という系列があった場合に、2回目のVPの場所でBGを判定されることになる。

二段脈はデータ系列によって判定される不整脈である。これは、心電図に限らず加速度による動作種類認識の場合にも同様な判断が要求される。例えば、詳細は第4章で記述するが、立ち上がる(Stand Up: SU)動作は、それ一回で完結するのに対し、歩行(Walking: WK)や階段に昇る(walking UP stairs: UP)などの動作は、

SU → WK → WK → WK → WK → WK → UP → UP → UP → UP →

という個々の動作解析の結果から、一連の連続した動作として、

SU → WK(連続動作) → UP(連続動作) →

という認識結果を得るのが、我々が通常感じる日常動作に近いと考えられる。

本節では、こうした「連続データ」をさらに認識して上位概念を得る際の手法を検討する。

心電図の場合には、連続によって判定する不整脈などの心拍系列を保持し、認識された不整脈の状態によってその連続性を判断し、最終的な「不整脈認識」を行なう。

## (2) 不整脈認識の状態遷移機械

連続する不整脈は正常心拍と個別の心拍波形の特徴認識結果との組み合わせによって判定する。ここでも、状態遷移機械が使用可能であろう。そこで、認識においては、図 3-35の状態遷移機械を設計した。

この状態遷移機械で個々の遷移のトリガ（イベント）となるのは心拍抽出の結果である。それらのイベントを判断する際に警報を発生したり、警戒状態に移行するなど処理を行なう。実装の際には状態遷移表を使用する。状態の個数や遷移のトリガの

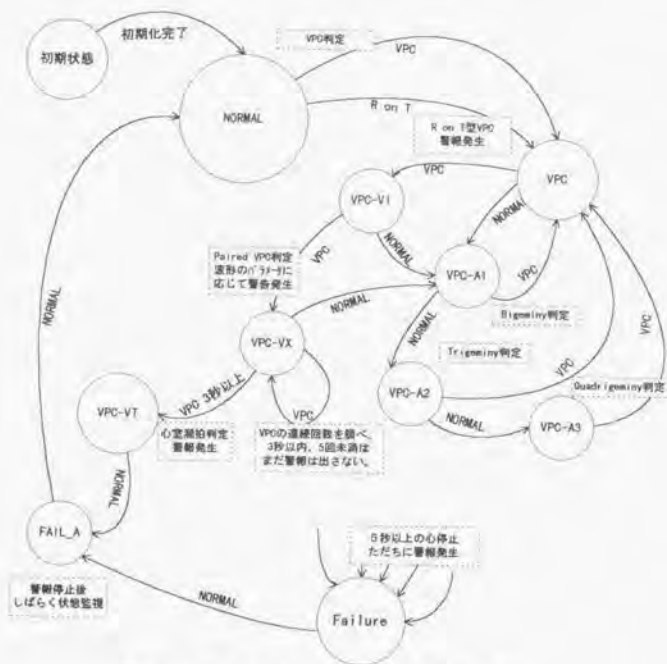


図 3-35 : 不整脈認識状態遷移機械 (一部)

種類が多くなり、平面的な「状態遷移図」で記述するには複雑になりすぎるためである。

### 3.7 実装と検証

前節までに、実時間処理を行なうアルゴリズムの実装方法を検討し、具体的なデータとしては心電図波形を想定した。

次に、実時間処理を行なうアルゴリズムを実装し、上記の議論の検証を行なう。

検証を行なう際の視点は、研究の目的から以下の2点が挙げられるであろう。

- ① 心電図信号を実時間的に処理することが可能であるか。心臓発作を「監視」するために必要な機能を満たしているかという点に絞って検証する。
- ② 心電図信号の認識は、どの程度の認識率を示すか。心臓発作の「検出」を行なうことが可能であるかという点に絞って検証する。

#### (1) 実装

アルゴリズムは、開発システムとして図 2-3 に示したように、パーソナル・コンピュータ上で実装を行なった。これは、以下の理由による。

- ① 実際の機器にアルゴリズムを直接組み込むと、画面などがいないため開発の作業中に動作を確認することが困難となる。
- ② 実際の機器に組み込んだ場合、データ採取のために患者に待機してもらうか、データ・レコーダやシンクロスコープと組み合わせて開発しなければならない。

しかし、小型のコンピュータを使用するならば、開発中のアルゴリズムの性能の検証する必要がある場合は画面に表示を行なえばよく、採取されたデータを格納されたファイルから読み込めばデータ・レコーダやシンクロスコープを使用するよりもはるかに簡便である。

そこで、アルゴリズムはまずパーソナル・コンピュータ

表 3-3: アルゴリズム開発環境

上で動作するソフトウェアとして開発し実装した。様々なパーソナル・コンピュータ

|                  |                  |
|------------------|------------------|
| Operating System | Windows 95       |
| 開発言語             | C++ (Borland 社製) |
| CPU条件            | i486 以上          |

があるが、開発ツールが入手しやすい点から、Microsoft 社の Windows を OS (オペレーティング・システム) とするコンピュータを選択した。

## (2) 検証用データ

今回開発したアルゴリズムは、診断の確定している実際の患者のホルター心電図のデータを使用し検証・評価を行なった。現段階では被験者数は7名で、合計約330時間のデータに適用を試みた。その被験者を整理すると、以下の表 3-4 になる。

表 3-4:被験者と症状・データの状態

| 被験者 | データ長  | 症状 (データの状態)                 |
|-----|-------|-----------------------------|
| Y   | 約72時間 | VPが散見, (Torsade de Pointes) |
| K   | 約48時間 | 突発性顔拍症, 狭心症                 |
| M   | 約48時間 | 連続するVP, I°の房室ブロック           |
| I1  | 約72時間 | (雑音が多く判別困難) 房室ブロック          |
| I2  | 約48時間 | 心筋虚血傾向:糖尿病, 高血圧, 狭心症        |
| W   | 約48時間 | 心筋虚血傾向, VP                  |
| S   | 約48時間 | VP, BG, TG, QG              |

ここで、心筋虚血傾向は、現段階では検討を行っていない。また雑音が多く目で見ても判読が困難なデータは除外し、残りを評価検証の対象とした。

臨床で検査用に測定されたデータであり、L字電極は使用しなかったが、波形から第II誘導であることが推定され、L字電極の代用としても問題ないと考えられる。

### (3) データの変換

ここで、データは図 3-36のような構成で変換してアルゴリズムの入力とした。

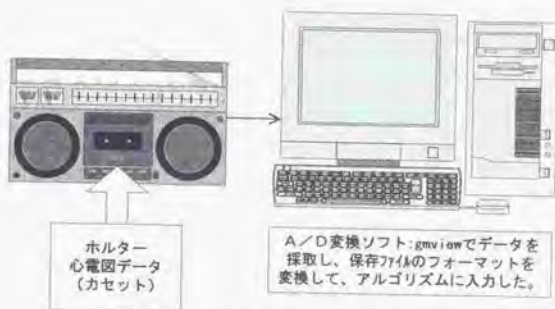


図 3-36 : ホルター心電図データの取り込み

本来的には 250Hz のサンプリングで行なうことを考えたが、カセットテープに記録された波形が圧縮されており、A/D 変換速度が十分確保できなかったため実際には 125Hz のデータ系列となった。

### (4) 処理結果の記録

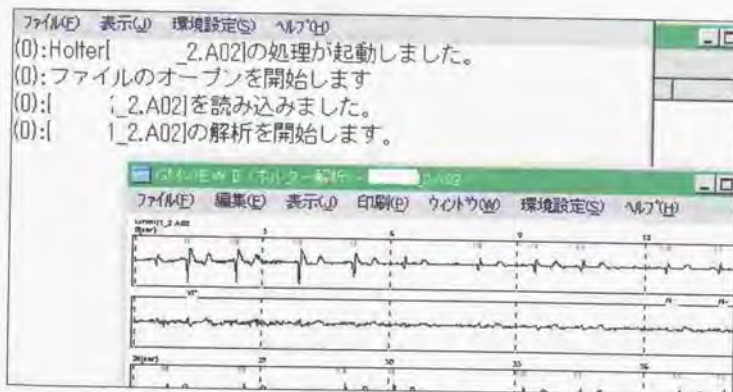


図 3-37 : 処理の実行画面



変換した信号は、本研究のアルゴリズム試作用に開発したホルターデータ処理プログラムに読ませた。その実行画面は図 3-37 のようになる。画面だけでは判別が困難なため印刷出力し、各不整脈のマーキングについて確認を行なった。

このプログラムを実行した結果は、ログファイルに記録される。そのファイルは以下のように記録される。このファイルの各 1 行はファイルの 1 レコードに相当する。

この両者の結果を比較し、視認できた不整脈と記録との数字を調べ比較を行なっ

| -NB-                     | ST | SB | VT | Vf | Af | AF | BG | TG | OG | VP | SVPC | N+  | N-  |
|--------------------------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|------|-----|-----|
| Summary xxxxi 2 A04 (0-) |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |      |     |     |
| 385:                     | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0:   | 87: | 52: |
| 400:                     | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0:   | 84: | 53: |
| 372:                     | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0:   | 78: | 55: |
| 310:                     | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0:   | 82: | 59: |
| 255:                     | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0:   | 90: | 64: |
| 257:                     | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0:   | 83: | 61: |
| 286:                     | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0: | 0:   | 74: | 52: |

図 3-38: ログ記録ファイル

た。

尚、上記のうち、本論文で言及しなかった記号について簡単に触れると、

ST: Sinus Tachycardia(洞性頻脈): リズムが早い

SB: Sinus Bradycardia(洞性徐脈): リズムがゆっくりしている

SVPC: SuperVentricular Premature Contraction(上室性期外収縮): リズム異常

N+: Normal plus(医学上の用語ではない)リズムが直前の心拍に比べて異常にゆっくりしたことを区別したデータ(間隔が 30%以上延長)

N-: Normal minus(医学上の用語ではない)リズムが直前の心拍に比べて異常に早くなったことを区別したデータ(間隔が 30%以上短縮)

いずれも重篤な不整脈ではなく、心臓発作の検出や予知には直接関係しないが、予知に関係する不整脈を識別するためには、実質的に全ての種類の不整脈を区別して扱う必要がある。そのために現段階でも扱ったが、本論文では直接主題に関係しないため、説明を省略した。

## (5) 実時間処理性能の評価方法

実時間処理性能は、以下の手順で行なうものとした。

① プログラムによってデータを一旦ファイルから読み込み、メモリに格納する。

- ② 格納されたデータの1点を、A/Dサンプルされたものと見なして、データ処理のフィルタ群に通し、その処理結果を受け取る。
- ③ データ処理のフィルタ群に通す直前と、フィルタの結果を受け取った直後に、実際の心電図データを反復して渡す構造を作成する。
- ④ その直前と、直後で時間を表示し、反復したデータ全体の処理時間を求めて、データ数で割り、1サンプル点あたりの処理時間を計算する。
- ⑤ 計算された処理時間をCPUの動作周波数で割り、CPUのクロックの比から、ターゲットCPUでの速度を推定する。

この方法の場合、理論的な演算負荷ではなく、実際のデータを処理する場合の演算負荷を得ることができ、より実現可能性の判断を明確にできると考えた。

## (6) 不整脈の認識性能の評価

使用できるデータのうち不整脈認識を現在扱っているデータは、表 3-4においてVP, BG, TG, QG などの不整脈を含む3名である。但し、狭心症など虚血性の心疾患があるデータについては现阶段では避けて、VPCの系列(BG, TG, QG)が得られた患者1名(被験者S)についてのみ、データを解析した。

認識の評価結果については、なんらかの指標が必要であろう。ここでは指標として以下の式を考えた。

### 数式 3-10

$$\text{正認識率} = TP / (TP + FP + FN)$$

$$\text{見落とし率} = FN / (TP + FP + FN)$$

$$\text{誤認識率} = FP / (TP + FP + FN)$$

いずれも、分母は(TP+FP+FN)である。TP, FP, FN はそれぞれ、True Positive, False Positive, False Negative である。システムとして信頼性を扱うモデルは、第5章で詳述するが、数学的モデルに適用する定義とは別に、アルゴリズムの認識性能を扱う視点からこの定義を用いる。ある不整脈の False Positive は別の不整脈の False Negative にカウントされる場合もあろう。しかし、一つの不整脈についてこの指標を用いることによって、見落としが多いために正認識率が悪いのか、別の不整脈を誤認識した結果正認識率が悪いのか、その不整脈の認識性能が明確になるからである。

## 3.8 結果

### (1) 実時間処理性能

まず前処理として、「処理1」では移動平均と50Hzの交流雑音除去を、「処理2」では移動平均のみを、「処理3」は50Hzの交流雑音除去のみを、「処理5」はMedianフィルタのみを行なって、実行速度を調べた。「処理4」では前処理は行なわなかった。表3-5にその時の実行速度を示す。

表 3-5 : 実行速度(msec)

| 被験者  | 処理1     | 処理2     | 処理3     | 処理4     | 処理5     |
|------|---------|---------|---------|---------|---------|
| M.A. | Yes     | Yes     | No      | No      | No      |
| Med. | No      | No      | No      | No      | Yes     |
| 50Hz | Yes     | No      | Yes     | No      | No      |
| I1   | .031535 | .027466 | .021362 | .018311 | .215658 |
| M    | .030518 | .027466 | .021362 | .017293 | .211589 |
| K    | .030518 | .027466 | .021362 | .018311 | .211589 |
| S    | .031535 | .028483 | .022380 | .018311 | .215658 |
| W    | .032552 | .029500 | .023397 | .019328 | .211589 |
| Y    | .031535 | .028483 | .022380 | .018311 | .215658 |
| I2   | .030518 | .027466 | .021362 | .018311 | .215658 |
| 平均   | .031244 | .028047 | .021944 | .018311 | .213914 |

この結果から、各フィルタの処理速度について平均を求めると、表3-6の中央の列の通りとなる。

表 3-6 : フィルタ処理の時間(1サンプルあたりの時間)

|                 | Pentium 75MHz<br>実測値 | 10MHz 換算値   |
|-----------------|----------------------|-------------|
| 心拍検出・不整脈処理全体    | 0.01831msec          | 0.13733msec |
| 交流雑音除去処理        | 0.00342msec          | 0.02805msec |
| 移動平均フィルタ(1秒)    | 0.00974msec          | 0.07305msec |
| Median フィルタ(1秒) | 0.19560msec          | 1.46700msec |

ここではCPUは、Intel社製のPentium 75MHzを使用した。CPUの種類が異なると命令セットの体系が異なるため単純な比較はできず、また多くの場合商品の回路図やCPU仕様などが公表されることは少ないため、正確な市場の一般傾向は把握できないが、携帯機器に組み込んで発熱が問題ない程度に消費電力が小さい機器に使用さ

れるCPUは、2MHzから10MHzで動作させている場合が多い。ここでは仮に10MHzで動作させた時に、単純に実行速度が7.5倍になったとして、表3-6の右の列の値を得た。

## (2) 基線安定フィルタの性能

ある程度予測していた通り、メディアン・フィルタは移動平均フィルタに比較して約20倍の実行速度がかかる。そこで、波形の基線安定にはメディアン・フィルタを使用した場合と、移動平均フィルタを使用した場合の波形を比較した。その結果が図3-39である。

グラフに描画した際の違いは、ほとんどなかった。数値的に比較するならば、R波のピーク時の波形の誤差平均は1.77%、Q波の下向きピークの平均値

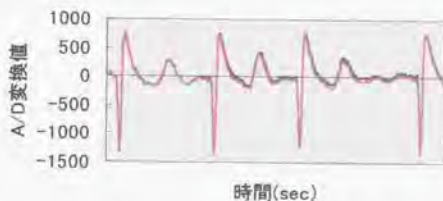


図 3-39：基線安定フィルタの違いによる波形の違い  
赤線：移動平均フィルタ  
青線：メディアンフィルタ

は0.93%の差が見られたが実際の処理には全く影響を及ぼす範囲ではなかった。

## (3) 不整脈の認識性能

VPCが漸回に発生していた患者1名(被験者S)より、二段脈・三段脈などの連続している部分(のべ約6時間)のデータについて処理を行なった。その結果は下記の通りであった。なお、二段脈などは、それぞれの正常脈とVPCとを分解してカウントした。

表 3-7: VPC の認識結果

| 種類    | 正常脈    |    |       | VPC    |    |        |
|-------|--------|----|-------|--------|----|--------|
|       | TP     | FP | FN    | TP     | FP | FN     |
| File1 | 7645   | 0  | 71    | 16     | 12 | 11     |
| File2 | 7951   | 0  | 51    | 206    | 16 | 26     |
| File3 | 7572   | 0  | 72    | 293    | 23 | 73     |
| 小計    | 23168  | 0  | 194   | 515    | 51 | 110    |
| 認識率   | 99.17% |    | 0.83% | 76.18% |    | 23.82% |

尚、VPCの発生パターンを検出するBG, TG, QGについては、「波形認識」の要素はなく、プール値の組み合わせを判定するだけであったことから、100%の認識を得た。

上記の結果について認識結果を整理する。

- ① VPC と正常脈が交互にまたは数拍おきに反復する二段脈、三段脈、四段脈については、構成する正常脈とVPCとの認識が正しい場合には100%の認識率を得た。
- ② 正常脈の認識率は99.17%と高い数値を得た。
- ③ VPCの認識率は76.18%であった。
- ④ 正常心拍をVPCと誤認識する場合は6時間のデータについて51回見られた。

### 3.9 まとめ

本章においては、実時間実装の手法を心電図処理、特に不整脈認識を例にとりて議論し、実時間処理性能と不整脈の認識の2点について評価方法を定義し、実装・評価し結果を示した。

これらの結果については、全体を通して個々の課題と評価方法についての議論を行った後に、第6章において考察を加える。

## 4 加速度信号処理 -行動認識-

本研究の主題の一つは、加速度信号を処理し日常生活の行動（動作種類）の認識である。本章では、各動作の加速度信号の特徴、性質や、動作認識のアルゴリズムについて述べる。

### 4.1 加速度信号の性質

加速度信号から動作種類を自動認識する作業は、開発に使用したセンサー系から得られる個々の動作の特徴を調べることから着手した。対象とする動作は、第2章で述べたものである。

被験者は60代後半から70才にかけての健康な男女のべ32名である。この中から無作為に5名のデータを取り出して時間軸をあわせて平均的な波形を求めた。動作のトリガが明確になっているものについては、平均を太線で表現した。

尚、加速度の単位はSIでは $\text{m/sec}^2$ であるが、開発に使用した機器では1kgの質量に作用する力（重量キログラム）9.80665N(=1kgw)を基準に、1G(重力加速度 $=9.80665\text{m/sec}^2$ )を単位として信号が出力されている(A/Dサンプル=2mG:第2章参照)。この数値をSIに換算すると測定値の表示や扱いが煩雑になるため、ここではmGを単位として使用する。

#### (1) 椅子から立ち上がる動作

“健康”な高齢者では、立ち上がる動作の加速度波形は図4-1のようになる。

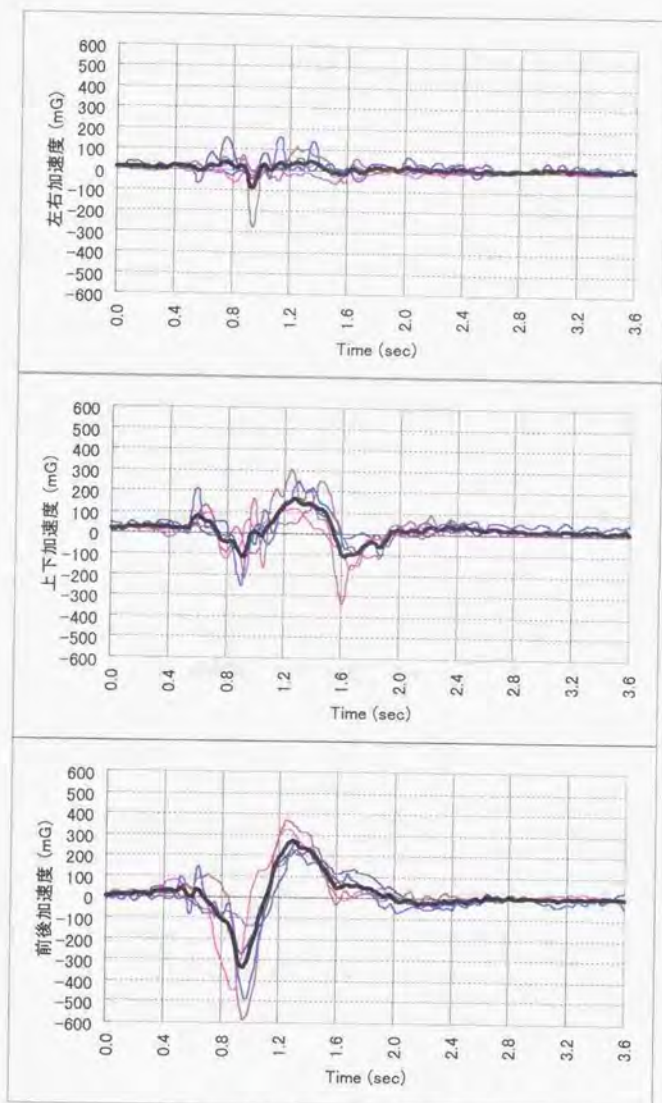


図 4-1: 立ち上がる動作の加速度波形  
(太線表示は平均を示す)

平均的に見れば、左右の加速度には特徴はなく、立ち上がる瞬間に若干左右に体がぶれることがあるだけである。この特徴が極端に見られた被験者がいたため、太線で描画した平均のデータは、やや片側に振られているが、基本的にはゼロであると考えてよい。

立ち上がる動作であるから前後の加速度よりも上下の加速度の方に特徴が出ると考えたが、結果的には前後の加速度の方が全員に共通する特徴がくつきりと現れた。これは、立ち上がる際には上体を前に傾けて、その後に腰から背中を押し上げるように立ち上がる特徴である。上体の前傾が完了した後に、後ろの方向に移動しているような加速度と、上方向への加速度とが、明確に現れる。図 4-1 ではだいたい 1.2 秒の周辺に、上方向と後方への加速度がピークを示している。

これらの特徴は高齢者が椅子から立ち上がる動作を識別する上で注目するべき点であると考えられる。学生など若年層のデータやまれに高齢者のデータにおいても、ほとんど前傾がなく「ずっくと立ち上がる」ような波形が見られる。

また、ほとんどの被験者で、動作はほぼ 1.6 秒の間に完了している。

## (2) 椅子に座る動作

椅子に腰掛ける動作は動作完了までの時間にばらつきが大きい。このため平均を求めると特徴が相殺される部分が出てくる。

しかし、実際にフィルタを設計する際には、動作完了までの時間差に違いがあるという事は、そのまま周波数成分の違いになる。従って平均を求めた時に特徴が相殺されること、それ自体がフィルタに与えるべき要件となる。

座る場合でも、立ち上がる場合と同様に前後の加速度に明確な特徴が現れる。立ち上がる場合と同様に必ず前傾するのである。やや前傾を維持したままの状態、下向きに比較的大きな加速度が現れる。この時、動作開始からの時間にはばらつきがあるが、前傾の特徴と下向きの特徴とは必ず同期する。同期している点を除くと、上下方向の加速度波形は意外な程特徴に乏しい。椅子に腰掛ける際に、ドシンと座る人もいれば、静かに座る人もいるためであると思われた。

腰をかけ終わった後は、前傾した状態を起すために、必ず後ろ向きの加速度波形が現れる。これらが、椅子に腰掛ける動作の加速度波形の特徴であろう。



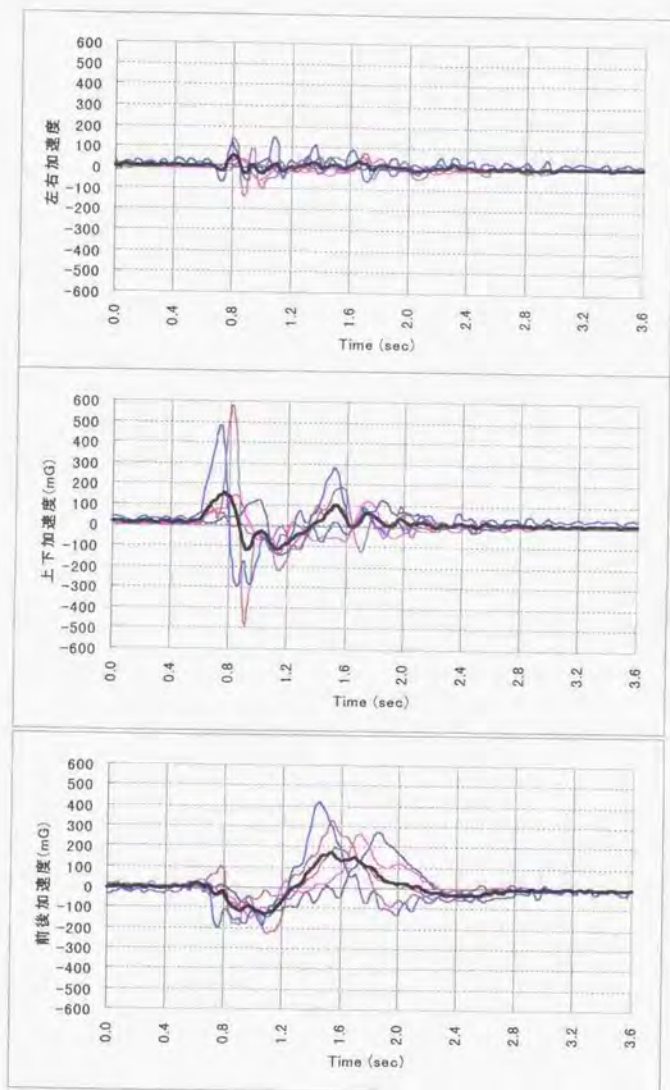


図 4-2 : 椅子に腰掛ける動作の加速度波形  
(太線表示は平均を示す)

### (3) ゆっくり歩く

歩行は左回りで行なった。

歩行動作の加速度解析は同期が困難であったため平均波形は作成しなかった。

特徴がはっきり出ているのは、前後の動きである。全員が後傾より大きい前傾をし、そのピークはかなり鋭く出ている。

上下動では、全員に下向きの加速度から上向きの加速度への急激な立ち上がりが見られた。値の大きい人で約 700mG、値の小さい人でも約 400mG のレベルで、下向きのピークから上向きのピークに急激な変化を起こしている。この時間は 0.1 秒から 0.2 秒の範囲である。

また、これとほとんど同時か、それより若干遅れる程度の間にも前傾が起きている。さらに、上向きのピークをつけたのとほとんど同時に左右の加速度のゆるやかなピークが交互に出る傾向がある。しかし、左右のピークは個人差が大きく、はっきりと出していない人もいる。

いずれの加速度レベルも個人差があり、非常にはっきりとピークが出てかつ加速度レベルの大きい人と、加速度レベルも小さくピークがはっきりと出ない人もいる。これは、筋力の差によるものと思われる。

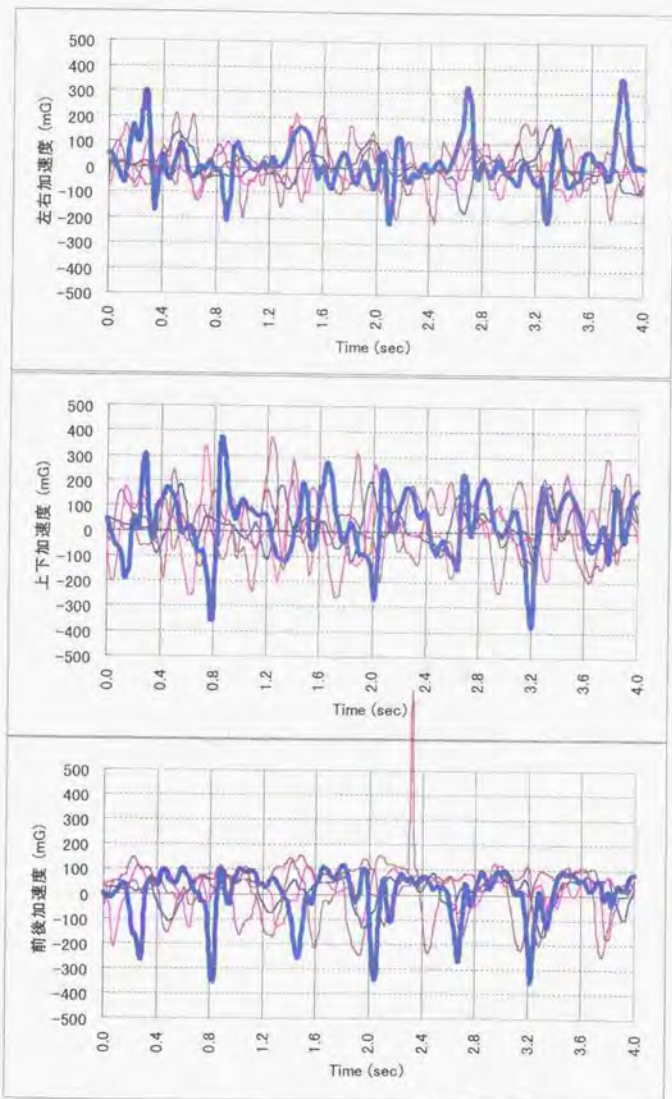


図 4-3 : ゆっくり歩く動作の加速度波形  
 (太線表示は特徴的な1名の波形を示す)

#### (4) 素早く歩く

素早く歩く動作も、基本的にはゆっくり歩く動作と類似の波形傾向が出る。最も大きく異なる点は、加速度の振幅が大きくなっていることと、動作の周期が小さくなっていることである。

上下動の波形では、ゆっくり歩いていた時は、下向きの加速度から上向きの加速度に、一度に変化していたものが、素早く歩く場合には、一度インタルが入るように変化している。この場合には、前傾部は最初の上昇と重なっていて、素早く歩いている場合には、前傾の後に、さらに上向きの加速度が急峻に出ている特徴が見られる。左右への体のゆれは、その前傾とほとんど同時に起きている。

この現象には、個人差があり、ゆっくり歩く場合と、全く同じ波形の構造で、加速度だけが大きくなっている場合もあるため、歩き方の特徴を表現する上で、何か目で見えて気が付くような現象と関連している可能性もあるが、いずれにせよ、この動作の検出のためのフィルタには、両方の場合を想定しないとならないものと判断される。

#### (5) 階段を上る

階段を上る動作での波形の特徴は、上下の加速度に出ている。

素早く歩く場合と異なり、上下の加速度を積分すると、明らかに上向きの加速度成分が上回るため、全身が上向きに移動していることがわかる。

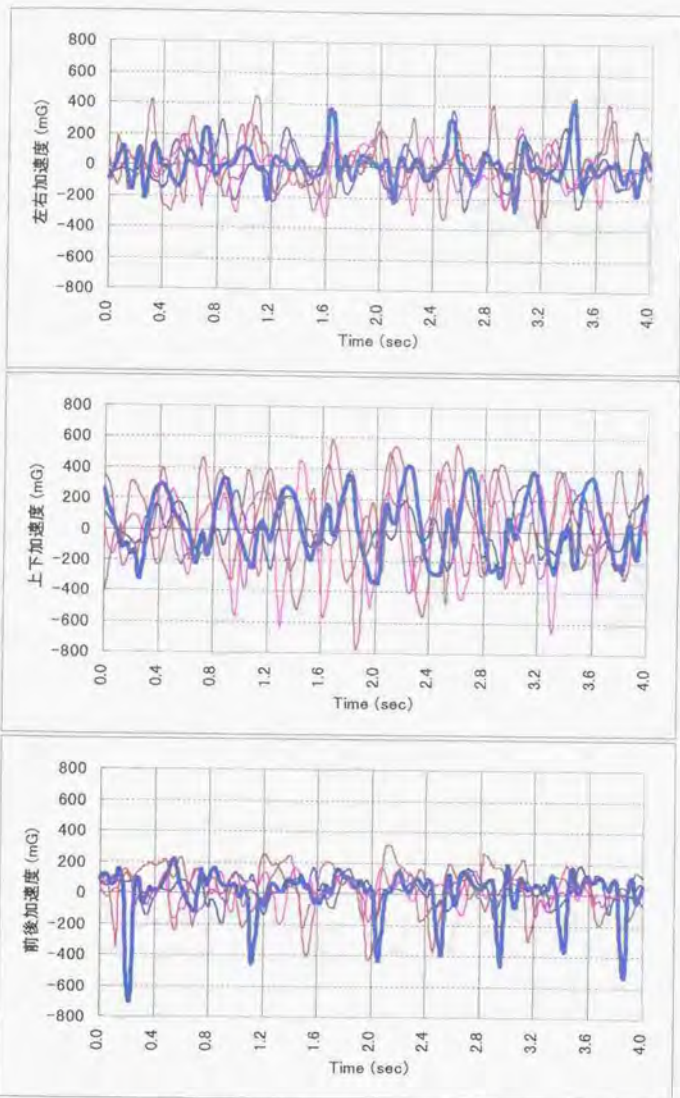


図 4-4：素早く歩く動作の加速度波形  
 (太線表示は特徴的な1名の波形を示す)

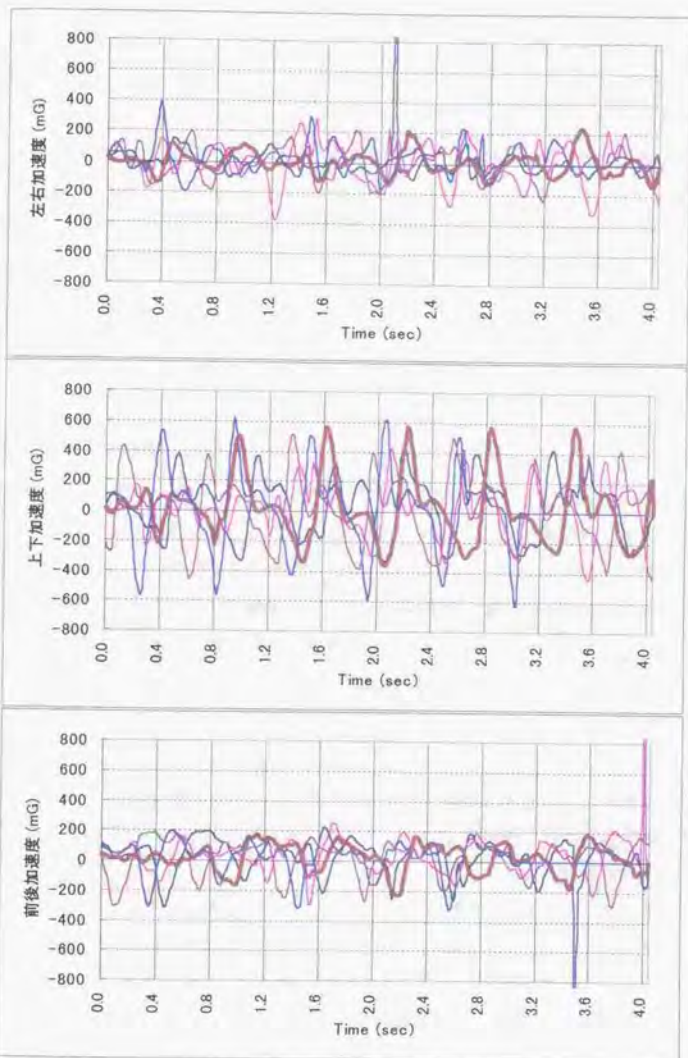


図 4-5 : 階段を昇る動作の加速度波形  
(太線表示は特徴的な1名の波形を示す)

また、加速度の変化も、歩行に比較するとシンプルで平均でも 800mG 程度、多い人の場合 1.2G 程度、一度にマイナスからプラス（上向き）に転じたあと、一旦ゼロ付近で落ち着き、それからまた、マイナスからプラスへの大きな立ち上がりを示す変化が反復する。

前傾は、加速度がマイナスからプラスに急峻に立ち上がる周辺で起きており、その後、上下加速度がゼロの周辺に戻っている辺りでは後傾方向の加速度が示される。

左右の加速度にはあまり顕著な特徴が出ていない。左右の加速度の振幅は、素早く歩く場合に比べてむしろ少ない傾向がある。同様に、前後の加速度も素早く歩く場合より少なく、これは、歩く動作が前に移動する全体としての速度を持っているためと考えられる。その点を差し引いて考えても、階段を上る場合には歩く場合よりも前傾が小さくなっている点が、特徴であるようにデータは読める。

## (6) 階段を降りる

階段を降りる動作では、上下の加速度に特徴が出るのが予想されたが、階段を上る波形で、上向きの加速度が強調される程には、下向きの加速度は強く現れない。

これは、下半身のバネで衝撃を吸収するためであろうか。上下方向の加速度は、むしろ、階段を上る場合の波形に類似している。加速度に大きな変化が現れない、プラトーもしくは、戻しが入る部分は、階段を上る場合にはプラス側に出ているのに対して、階段を降りる場合は、-100mG から -200mG の近辺に出ている。積分計算で速度成分を求めれば、階段を上る場合と降りる場合との区別は明確になるものと判読される。

ここでも、下向き加速度から上向き加速度に急速に転じる部分では、前傾が起きていて前向きの加速度が検出されている。しかし、階段を上る場合や、歩行の場合に比べると、前傾の程度は限られているようで、約 0.1 秒程度前向きの加速度のピークが見られる以外は、ほとんど前後の加速度は  $\pm 100\text{mG}$  の範囲内におさまっている。これも、階段を降りる際には前傾を大きくとると前に支えるものがないため、転落を起こすということが心理的に影響し、前傾の程度が抑えられていると考えられる。従って、前後の加速度の振幅は階段を降りる際の波形の特徴として扱って十分有効であるものと考えられる。

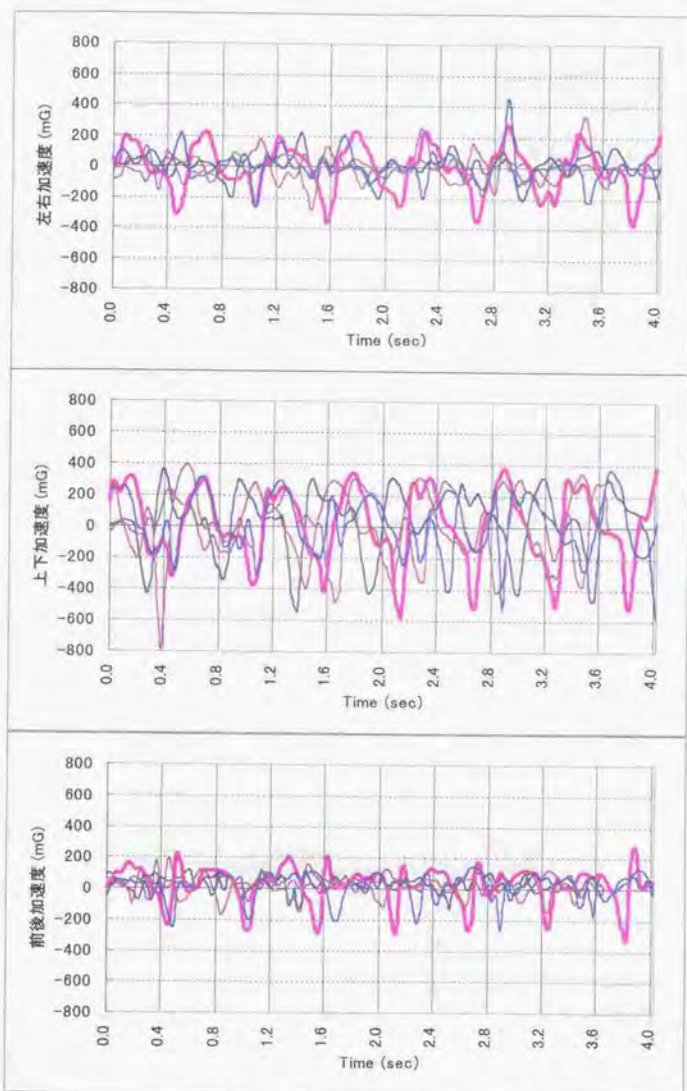


図 4-6：階段を降りる動作の加速度波形  
(太線表示は特徴的な1名の波形を示す)



## (7) ジャンプする

ジャンプの動作は、予想通り上下の加速度に極めて大きな振幅が現れた。最も大きな人で-3G、+2.5Gまで振れている。小さい人でも-1G、+1.5G程度には振れる。

ハイヒールなど履き物に制約がある場合はGがプラスに転じる部分に小さなノッチが入る。

また、体を前傾させる前向きの加速度と下向きの加速度とはピーク位置がほとんど一致している。

通常のはきもの場合、後ろ向きの加速度、すなわち背筋を伸ばすような動作と上向きの加速度のピークとはほとんど一致するが、ハイヒールを履いている人の場合には、後ろ向きの加速度から上方向の加速度のピークには0.2秒程度の若干の遅れがある。

いずれの場合にも、加速度の絶対値は、上向き・下向きのいずれかもしくは両方が1Gを超える変動をしている。

左右の加速度は個人差があるが、左右の加速度のピーク位置は上下の加速度の上向きか下向き、いずれかのピークが出ているタイミングで出やすい傾向があり、ピークの数は上下の加速度のほぼ2倍近い。

激しい上下動の影響を受けて、左右の加速度や前後の加速度も比較的大きな値を示す。他の動作では後傾の動作に鋭いピークが立つことがなかったのに対して、ジャンプの動作では後ろ向きの加速度、すなわち、上体を反らせる方向の動きに鋭いピークが立っている。

## (8) 頭を抱えてしゃがむ

いくつかの複合した動作であると思えたため、どの程度まで加速度信号波形に特徴がでるか疑問であったが、予想外に上下方向の加速度と前後の加速度に特徴が出た。

この場合、頭を抱えてというのは腕の動きであるから、あまり大きな意味を持たない。あくまで具合の悪い時のしゃがみ方をイメージして、動作をとってもらったためこのような表現をとった。

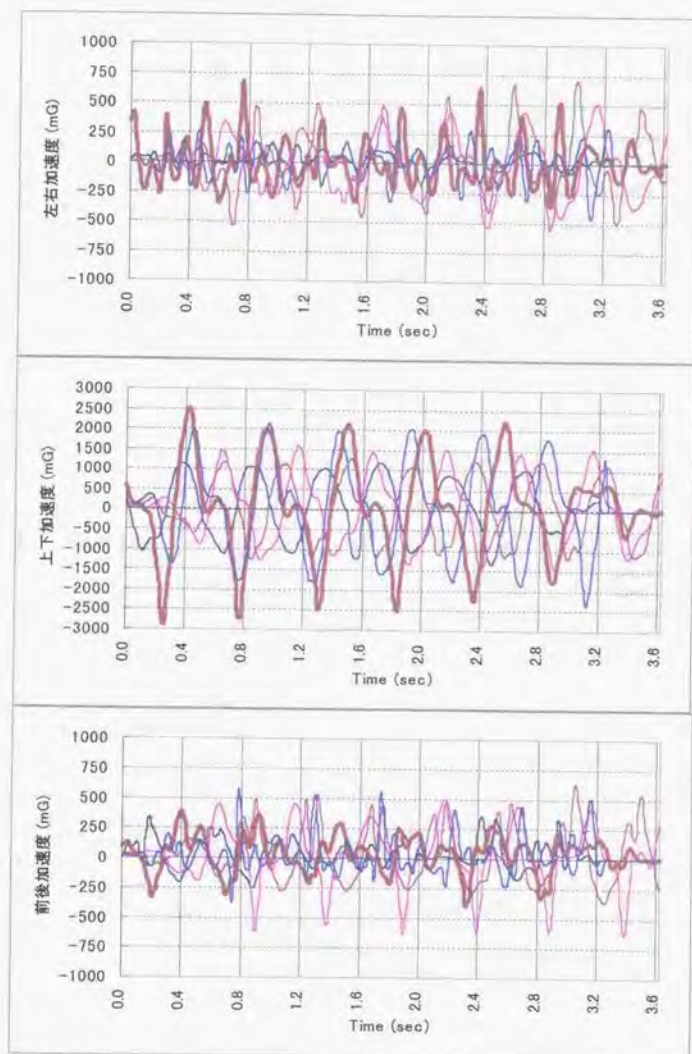


図 4-7 : ジャンプの加速度波形  
 (太線表示は特徴的な 1 名の波形を示す)

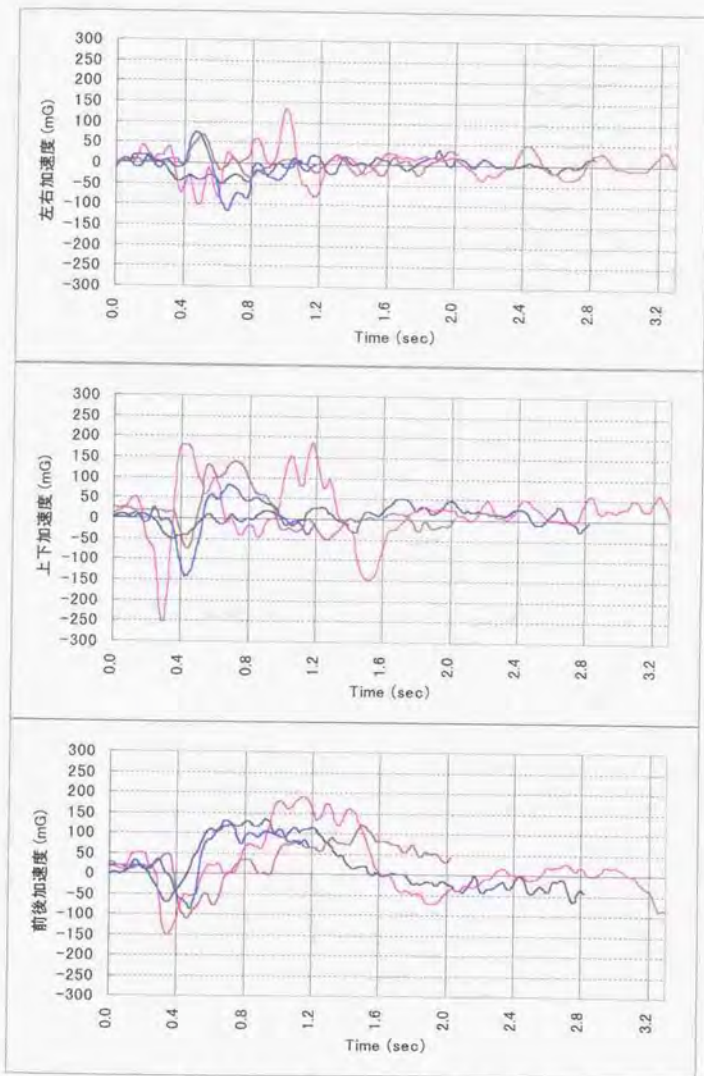


図 4-8 : しゃがむ動作の加速度波形

しゃがむ場合、下向きの加速度にまず大きな波が出て、ほとんど同時かほんのわずかに遅れる程度で前傾姿勢（前向きの加速度）の特徴が出る。しゃがみきったところでゆっくり後ろ向きの加速度が出るが、背筋を伸ばすのは、座った姿勢を保つためであって、実際に具合が悪くなってしゃがみ込む場合にこうした特徴が現れるかは不明である。波形の出方は、椅子にこしかける場合に似ているが、上下、前後いずれの加速度も振幅はかなり小さい。また、しゃがんだ姿勢での姿勢の維持は困難であるため、動作の後、前後方向の加速度や上下方向の加速度に3～5 Hz程度、50mG程度のゆらぎが発生する。しゃがんだ姿勢で微動だにしないということはかなり難しい。そのため、しゃがむという動作だけでなく、しゃがんでいる状態という特定の状況をモニターすることも可能であるかもしれない。

## (9) 転倒する

転倒だけは、高齢の被験者ではなく、20代の男子学生で試験を行なった。本実験は、水野が行なったものである<sup>(20)</sup>。水野は「前方転倒」と「後方転倒」及びそのコントロールとして「そろりと寝転がる」などの動作について加速度波形を採取した。「床にマットを敷いている」点や、意識を失って転倒する状態を模擬的に実演してはいるものの「実験者には意識がある」点など、完全に無意識の状態での転倒と同じとは言いがたいが、実験としてはこの条件が限界だと思われる。

4名の学生の前方向転倒のデータを図4-9に示す。特徴が際立って出ているのは前後の加速度である。単発的に転倒する側、この場合には前方に急峻なピークが見られる。この急峻なピークに着目することによって転倒は検出できる。ジャンプとの違いは、ジャンプの場合には上下の加速度が著しいのに比較して、転倒の場合には前後の加速度のみに特徴が出ている点である。また体をよじって前方への衝撃を和らげようとする動作は左右の加速度などに影響が見られる。

これらを利用して、水野は転倒検出のアルゴリズムを開発した。本研究ではその成果を利用する。

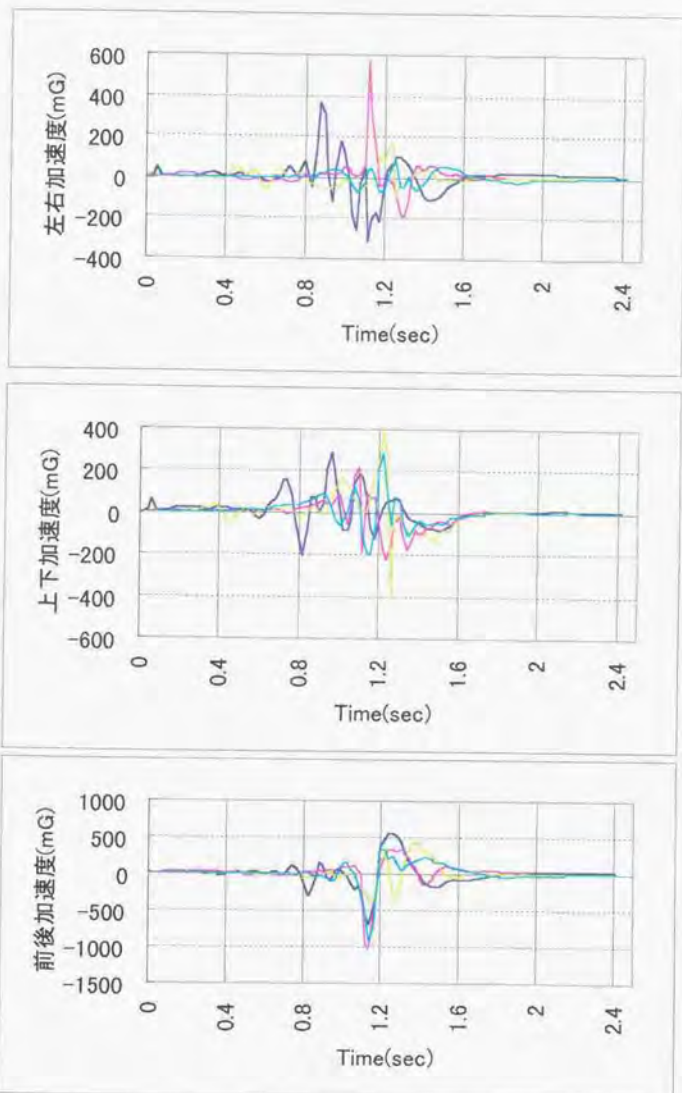


図 4-9: 転倒の加速度波形

## 4.2 動作の認識

本節では、前節で示したような特徴のある波形をどのような手法で認識させるかについて示す。

### (1) 動作検出フィルタ

動作の認識は基本的には個別の動作検出フィルタを構築する。特定の波形形状のみに反応するフィルタを作成したい場合には、その波形との相関が高くなるようなフィルタを提供すればよい。これは広義の I R (Impulse Response) フィルタで構成可能であると考えた。

一般に F I R (Finite Impulse Response) フィルタを設計する場合には、入力に対してどのような出力スペクトルを得たいかを記述する。一方でスペクトルと相関係数とは互いに逆変換可能な関係にあることを利用する。F I R フィルタの各エレメントに抽出したい波形の特徴を時間軸領域で記述した形状を定義すると、そのフィルタの出力は、入力信号と抽出したい波形との相互相関係数となる。これは、Matched Filter の考え方である。

ある F I R フィルタが、エレメントとして、係数行列

数式 4-1

$$\{a\}_k = \{a_1, a_2, a_3, \dots, a_k\}$$

を持つとする。この F I R フィルタの周波数特性は、時間間隔を  $T$  とした場合、

数式 4-2

$$A(\omega) = a_1 + a_2 e^{-j\omega T} + a_3 e^{-j\omega 2T} + \dots + a_k e^{-j\omega (k-1)T}$$

このフィルタに入力  $x(t)$  を入力した場合の出力は、

数式 4-3

$$y(t) = A(\omega)x(t)$$

で表現される。この計算は畳み込み積分 (Convolution) であって、

数式 4-4

$$y[n] = x[n] * a[n] = \sum_{k=0}^N x[n-k] \cdot a[k]$$

で表現される。ここで、信号  $r(t)$  を想定しよう。もしも  $r(t)$  の波形形状が、

数式 4-5

$$\{r\}_k = \{r_1, r_2 = a_{k-1}\}$$

で表現できるとするならば、数式 4-4は、

数式 4-6

$$y[n] = x[n] * a[n] = \sum_{k=0}^N x[n-k] \cdot a[k] = \sum_{k=1}^N x[n-k] \cdot r[n-k] = \sum_{k=0}^N x[k] \cdot r[k]$$

で表現される。これは  $x(t)$  と  $r(t)$  との相互相関関数に他ならない。このことを利用し、FIRフィルタを波形そのものの形状を利用して構成するのである。

## (2) 動作検出フィルタの実際

具体的に「立ち上がる動作を検出するフィルタ」を右図のように設計した。

波形の形状の特徴から上下加速度と前後加速度に対して、一定の遅延時間を与えた際の係数をエレメントの値として設定する。入力信号  $x(t)$  に対して、最新のデータが与えられるごとに、このフィルタとの積和を計算する。



図 4-10 : 立ち上がる動作検出フィルタ

この結果、フィルタの出力は立ち上がる動作に対して高い出力を与える。

計算式は、コンボリューションであるが、実際の演算は整数の乗算と整数の加算のみである。乗算の回数が増えるほど実時間性能が低下することは、前章で検証した通りである。このフィルタの場合、エレメント数は12であるが、1倍は乗算は必要ではなく、また2倍の場合にはビットパターンを左に1回シフトさせるだけで十分であるため、演算時間は乗算に比較してかなり少なくて済む。さらに3倍は、左にビットをシフトした後に1回加算すればよく、結果的に1度も乗算を実行することなくフィルタ値を計算できる。その結果、実時間処理における演算速度が保証される。

しかし、このフィルタ単体では「立ち上がる動作」のみにこのフィルタを反応させることはできない。例えば、上下加速度に対しては100msecの遅延の微分フィルタと

なっているが、この部分は単独ではジャンプする動作などに対しても異常な程高い出力を戻し、前後加速度の影響を見ることができなくなる。

一方で、立ち上がる動作の場合には上下の加速度は 100mG から 200mG 以上の振幅は持たない。微分フィルタを 2 倍した場合で、想定される最大の出力は 800mG である。これ以上の出力値が出た場合には、「立ち上がる動作」ではない可能性が大きい。こうした結果を扱うために、リミッタを設定する。実際の「立ち上がる動作」に対する期待値の最大点で値が 600mG であるような、上下加速度に対するフィルタ部分では 600mG で折り返す図 4-11 に示すようなマスクを用いて上限を切る。



図 4-11 : フィルタのマスク

この結果、「素早く歩く」ような波形では 1200mG となる出力値に対して結果は 0 となり、選択的に小さい範囲の上下加速度の下降波形のみに反応するようになる。

ここでは、 $y=x(0 \leq x \leq 600\text{mG})$  の形状を想定しているが、マスクの範囲はさらに狭くすることも可能である。同様のマスクは前後方向の加速度の形状に対しても適応される。

さらに、左右の加速度の情報も使用する。立ち上がって最後に上下の加速度がゼロに収束しようとしている前後の 0.1 秒の範囲では、左右の加速度はほとんど振れない。逆に言えばその付近の左右の加速度がかなり大きい振れの値を持っているような場合は、その動作は「立ち上がりの動作」ではない可能性が高い。

そこで、最大値と最小値をモニターするフィルタ関数の出力を利用して、この 0.1 秒間の振幅の値に一定の係数を掛けてこの検出フィルタの値から差し引く。

これら一連の処理によって、このフィルタ群の出力値は「立ち上がる」動作だけに選択的に鋭敏に反応するようになる。



「椅子に座る動作」は、図 4-12のように構成する。このフィルタで、0msec のエレメントに値を設定していないのは、立ち上がる動作のフィルタなどとの時間的な位相の調整を行なって、動作の弁別性能を高めるためである。このフィルタの出力も、出力の最大値を記録し、閾値を試行錯誤によって調整することによって、仮の実装を行なった。閾値の学習は前章でも

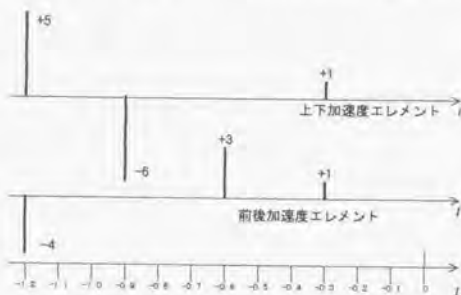


図 4-12: 椅子に座る動作の検出フィルタ

見たように、データ数を確保することによって、初めて可能になる。従って閾値の設定は、可変である。

歩く動作の場合には、フィルタは図 4-13 になる。ここでも同様の処理を行なう。閾値やタイミングは試行錯誤で定めた。

「素早く歩く」動作と、「ゆっくり歩く」動作とは、閾値による違いで弁別を試みた。閾値以外にも特徴はあると考えるが、現段階では特徴を見出していない。

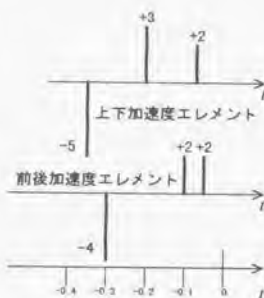


図 4-13: 歩く動作を検出するフィルタ

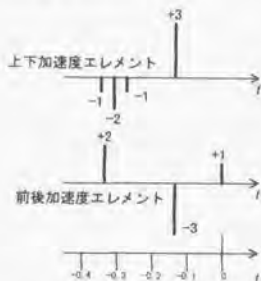


図 4-14: 階段を上る動作のフィルタ

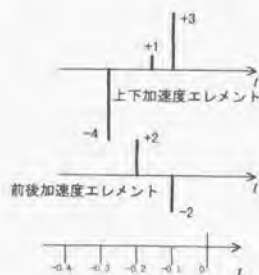


図 4-15: 階段を降りるフィルタ

「階段を上る」動作と「階段を降りる」動作の場合には、それぞれ図 4-14、図 4-15 のようになる。この動作の場合には、反復の周期が比較的短いために、一回一回の動作を検出するために図 4-14、図 4-15のフィルタを使用する。

「跳躍する」や「転倒する」などの加速度の大きい動作に対しては、それぞれ、上下方向や、前後方向の加速度の閾値処理だけで弁別し、インターフェースをあわせるためにフィルタとして実装した。

### (3) 相関フィルタ群

単発的な動作は、一段のフィルタを使用してその出力値に閾値によるトリガをかければ、フィルタ単独でも認識が可能である。

しかし、歩行や階段の上り下りなどは一定の動作の反復である。

そうした反復する動作に対しては単一のフィルタ出力の結果の判定では不十分である。そこで、自己相関フィルタ群を複数個ならべて周期性を判定する。

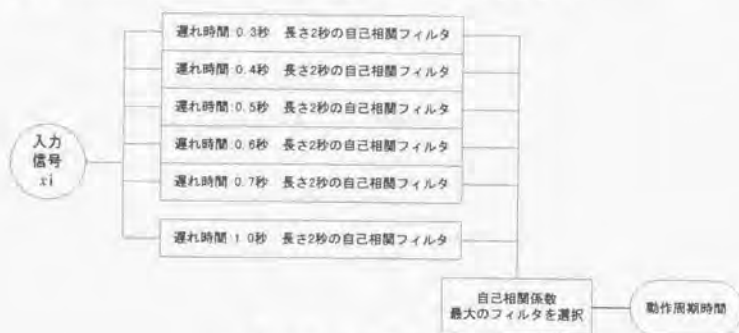


図 4-16 : 動作周期の推定

図 4-16は、動作周期推定の方法を図示したものである。自己相関フィルタの遅れ時間を複数個とって、それらを並列に配置する。ここで、例えば 0.5 秒周期で再現する現象の場合には、0.5 秒の遅れ時間を持つ自己相関フィルタが最も強く反応する。その結果、予めスペクトルのエネルギー量が等しくなるように設計しておいた複数の自己相関フィルタの出力値を比較し、その中で出力が最大のものを選択すれば動作周期波数が推定できる。反復しない動作では、いずれの自己相関フィルタも反応しない。

従って、歩行や階段の上り下り、ジャンプなどの動作を認識させる際には、これらの自己相関フィルタの計算結果も参照する。

この結果からは、例えば立位静止時の重心変動のゆらぎの周波数なども副産物として得ることができる。

#### (4) 個別動作認識フィルタの選択性

ここで、再び動作認識フィルタの振る舞いを、FIRフィルタの視点から考える。前述した例ではリミッタを設けることによって選択性を高めることを試みた。しかし、階段の上りと階段の下りなどは動作の周波数特性は極めて類似している。それぞれに特化したフィルタを設計しても、結果的にそれぞれのフィルタの動作の弁別能力すなわち、識別性は高くはならない。

この問題点に対しては、フィルタの出力値に絶対値の判定を加味する。例えば、階段を上る場合には、加速度の積分値、すなわち速度の平均は上向きになる。CPUの演算能力に余裕がある限り、こうした計算結果を判定に加味することは有用である。

動作シーケンスとして動作認識を捕らえる場合、階段を上っている途中で連続的にその動作を中断させずに、体の向きも変えずに階段を降りるということは、日常的には決して頻繁に起こることではない。従って、実装設計としては階段の上り降りなどの判定は、最初の数歩で、様々な条件判定の結果がどちらかに連続的に落ち着いたような場合は、「1秒前は階段を上っていたから、現在も階段を上っている可能性が極めて大きい。」という判断論理を数値化して、計算結果に加算もしくは減算する。このことによって装置の判断動作をある程度安定させることが可能になる。

#### (5) 動作認識の処理

上記に示したフィルタ群を組み合わせて、次の図 4-17のような構成を用いることによって動作種類の認識を行い、その結果を心臓発作の予知に使用する。



図 4-17: 動作種類の認識と心臓発作の予知への応用

図中の左右偏差などについては、以下の4.3節で説明する。

### 4.3 その他の加速度パラメータ

「動作を認識させる」ということは動作の種類を特定し、被験者の状態を特定する上では非常に重要な点であった。次に重要になるのは、その動作の状態をいかに定量的に扱うかという点である。そこで本システムでは、加速度波形から得られる定量的なパラメータを数値として提供する。

## (1) 運動量指標

運動の際に使われる力は、(加速度) × (質量) で計算できる。運動量すなわち消費されるエネルギーは (力) × (距離) = (速度)<sup>2</sup> × (質量) であるため、加速度を時間軸に沿って積分し、その二乗に体重を掛ければエネルギーが求められる。しかし、人間の運動の場合には、質量に相当するものは体重であるが、計測機器単体では体重を測定することはできない。

そこで、加速度を時間積分し、二乗した値を運動量指標として扱う。この値に体重を乗すれば運動量が得られる。運動量指標は、それぞれの運動ごとに、一定時間間隔で出力する (単位時間当たりの消費エネルギー)。もしくは「階段を上る」という一連の動作に対して、その全体に対する運動量 (一つの動作で消費したエネルギー) を数値として提供する。

### 数式 4-7

$$\text{単位系換算値 } A_{cc} = 9.80665 \times (A/D \text{変換値}) / 500 \quad [m/s^2]$$

$$\text{運動量指標 } EI = \left( \sum_i A_{cc} \right)^2 \quad [m^2/s^2]$$

このインデックスは心拍数変動と対比させて定量的に解析する際に、装着者の運動負荷として計算に使用する。

## (2) 安静時の重心のゆらぎ

本システムでは、歩行や階段の上り下りなどの反復動作を確実に認識するために、自己相関フィルタを内蔵する。このフィルタは「安静・立位」時の信号に対しても周期性を計算できる。

安静・立位時の重心のゆらぎは体位の制御にかかる神経系の活動を反映していると言われている。したがって、このパラメータも指標として提供することによって、利用することが可能であると思われる。

### (3) 左右偏差

歩行や椅子からの立ち上がりなど、全ての動作が左右対称である必然性はない。また、利き腕や利き足があればいずれの動作にもなんらかの左右の偏りが出ることは考えられる。

しかし、本来対象であるべき動作に極端な左右の偏差がある場合には、運動系か神経系かのいずれかになんらかの器質性の疾患があることも考えられる。

本システムでは動作認識の際に加速度の積分やプラス側/マイナス側それぞれに分離しての積分などを逐次計算している。従って、ある程度の利用状況を想定することによって、左右加速度の左右それぞれについての積分値の比をそれぞれの動作ごとに、数値として出力することができる。

### (4) 呼吸の周期

動作認識部が転倒を検出したのち被験者がほとんど加速度を示さなかった場合を考える。この時に考えられる被験者の状態の一つは脳梗塞や脳内出血などの疾患で動けなくなった状態である。

被験者がほとんど動かない、ほんのわずかな運動のみを検出することは「安静状態」の判定で行なうことができるが、「安静」であってなおかつ傾斜計が反応し、すなわち、被験者が横になっていることを検知した場合、前後及び上下の加速度に胸郭の運動が感知されること、およびその周期が呼吸のものであることを水野ら<sup>(20)</sup>が実験で示した。

この周期は呼吸周期として「安静・仰臥位」に属するパラメータとして出力することが可能である。

## 4.4 実装と評価方法

運動の指標の定量的評価は臨床的な研究を経る必要がある。現段階においては、運動指標や左右偏差などの定量的指標がどの程度臨床的に有用であるか、もしくは、正確であるかの評価は困難である。

最終的に、これらの指標が意味を持つものになるとしても、基本的な動作の識別が確実に行われていることが数値指標を利用する前提条件となる。

ここでは、本研究で開発した動作認識のアルゴリズムについて検証結果を求め、その結果の評価を行なう。

### (1) 実装

アルゴリズムは、Windows 上で動作するソフトウェアに実装した。図 2-3 に示したシステム構成で、RS-232C の信号を受信したパソコンで解析

表 4-1: アルゴリズム開発環境

|                  |                  |
|------------------|------------------|
| Operating System | Windows 95       |
| 開発言語             | C++ (Borland 社製) |
| CPU 条件           | i486 以上          |

した。

このソフトウェアの実行画面は下記のようなになる。

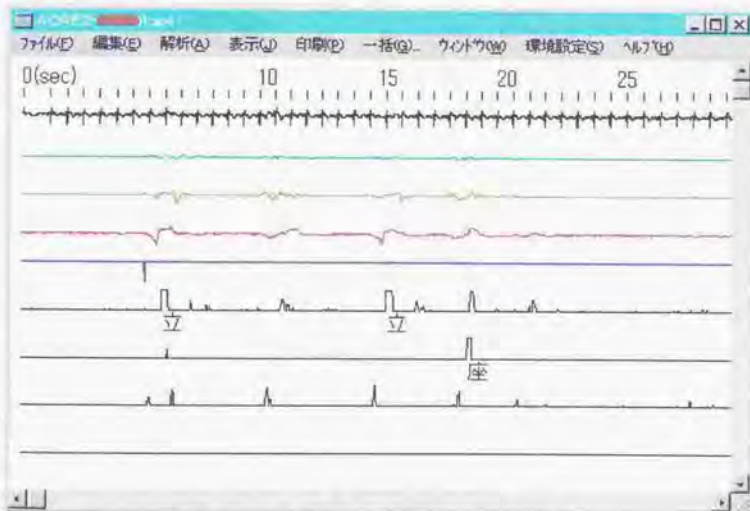


図 4-18: 加速度解析ソフトウェアの実行画面

## (2) 評価方法

### A. 被験者群と対象者数

60歳代後半から、70歳代にかけての被験者のべ32名よりデータを採取した。このうち、完全な形で使用できるデータは24件であるが、部分的に利用できるデータは母集団に含めた。

普段、社交ダンスを楽しんでいる方々であり、運動機能などについては障害は見られない。従って、「健常高齢者」のコントロールとして問題はないと考える。また、女性については、ダンスの際に使用するヒールの高い靴についてもデータを取らせて頂いた。

### B. 解析した動作

- ① 立つ
- ② 座る
- ③ ゆっくり歩く
- ④ 素早く歩く
- ⑤ ジャンプする
- ⑥ 階段を昇る
- ⑦ 階段を降りる
- ⑧ 頭を抱えてしゃがむ
- ⑨ 物を投げる動作

という動作の9種類の動作を行なった。女性については、ハイヒールを持っている人については、通常の靴とハイヒールとの二種類の履き物でテストを行なった。

「頭を抱えてしゃがむ」動作と「物を投げる」については、動作の指示があいまいだったこともあり、動作にかなりのばらつきがあった。この二つの動作は、いずれも個人差があまりに多く、ビデオ記録などは行なわなかったものの、およそ一般化するのには困難であると思えた。

そこで、これらの動作のうち①から⑦までの動作についてのみフィルタを作成し、動作認識のテストを行なった。



### C. スコアリングの方法

「動作」という言葉そのものがかなり定性的である。ソフトウェアでは閾値を越えたものについて「ある動作があった」と判定するが、定量的な客観基準がないため「純粋な動作」というものは定義しがたい。

ここでは、以下の方法によって評価を行なう。

- ① 「立つ動作」と「座る動作」については、それぞれ、「立って下さい。」「座って下さい。」という指示に応じて行なった動作を、それぞれ「立つ動作」「座る動作」とする。この2種類の動作については、
  - I. 正しい動作のフラグが立っている時に T.P.とカウントする。
  - II. 誤った動作のフラグが立っている時にその誤った動作に F.P.をカウントする。
  - III. いずれのフラグも立っていない時に指示した動作に F.N.をカウントする。という要領で、スコアをつけた。
- ② 「ゆっくり歩く。」と「素早く歩く。」については、かなりあいまいな指示であり、その結果となる動作も個人差がかなりある。このため、フィルタの反応値として得られたブル変数値の「歩」「速歩」「急歩」の3種類については、いずれも「歩く」という一つの概念で扱う。
- ③ 特に指示をしなかった部分のつなぎの動作として、椅子のある場所から階段への移動がある。この間には指示によらない自然な歩行動作があった。この部分も「歩く」動作としてカウントする。
- ④ 「歩く」「跳ぶ」「階段を昇る」「階段を降りる」の4種類は、いずれも連続した動作になる。連続した動作の場合、動作の連続性をアルゴリズムに組み込む時に問題となるのは動作の出だし部分が正確に認識できているかどうかである。また、動作が連続している部分で最も頻繁にフラグが連続している「動作」がどれであるかを調べた。これは以下の要領による。
  - I. 動作の先頭に正しいフラグが立っている時に T.P.を1だけカウントする。
  - II. 動作の先頭に誤ったフラグが立っている時にその誤った動作に F.P.を1だけカウントする。
  - III. 動作の持続する区間に最も頻度が多く立っているフラグが正しい場合には正しい動作の部分に T.P.をもう1ポイントだけ加算する。

IV. 動作の持続する区間に最も頻度が多く立っているフラグが誤っている場合には、その誤った動作に F.P. を 1 だけ加算する。

V. 動作の持続する区間に本来立つべき動作のフィルタが反応していないか、もしくは閾値に達していない場合には F.N. を 1 加算する。

#### D. スコアリングの例

##### ① 立つ／座るのスコアリングの例

図 4-18 の画面の例では「立つ」と「座る」の動作を 2 回反復しているが、「座る」動作の最初の 1 回分がフィルタの閾値に達さないためにフラグ「座」が表示されていない。この部分のスコアは、

「立つ」 T.P. 2 点

「座る」 T.P. 1 点 F.N. 1 点

となる。

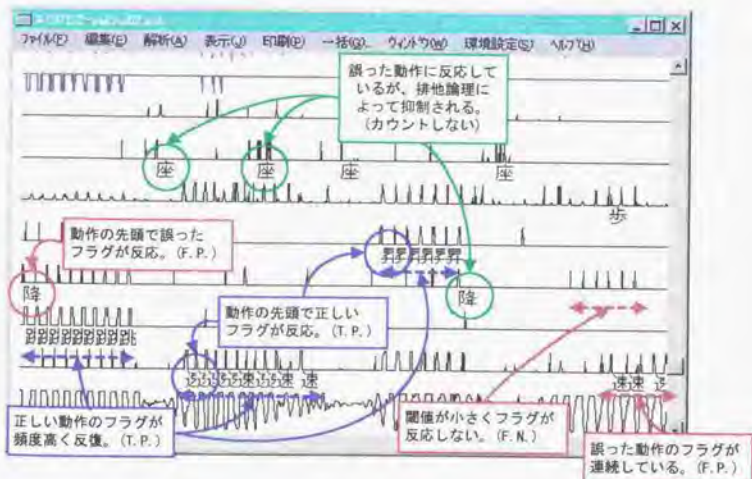


図 4-19: スコアリングの方法

② 「歩く」「跳ぶ」「階段を昇る」「階段を降りる」のスコアリングの例

図 4-19に、「歩く」などの連続動作のスコアリングの例を示す。この例では、

歩く T.P. 2 F.P. 1 F.N. 0

昇る T.P. 2 F.P. 0 F.N. 0

降りる T.P. 0 F.P. 1 F.N. 1

跳ぶ T.P. 1 F.P. 0 F.N. 0

というスコアになる。

## 4.5 結果

表 4-2 : 動作認識の結果

|     | 通常の靴 |      |      |       | ハイヒール |      |      |       |
|-----|------|------|------|-------|-------|------|------|-------|
|     | T.P. | F.P. | F.N. | 認識率   | T.P.  | F.P. | F.N. | 認識率   |
| 立つ  | 37   | 3    | 1    | 90.2% | 19    | 1    | 0    | 95.0% |
| 座る  | 21   | 1    | 3    | 84.0% | 15    | 0    | 4    | 79.0% |
| 歩く  | 70   | 11   | 2    | 84.3% | 17    | 6    | 1    | 70.8% |
| 昇る  | 19   | 53   | 2    | 25.7% | 9     | 30   | 2    | 21.4% |
| 降りる | 8    | 8    | 13   | 27.6% | 8     | 1    | 5    | 57.1% |
| 跳ぶ  | 15   | 1    | 0    | 93.8% | 8     | 0    | 2    | 80.0% |
| 小計  | 170  | 77   | 21   | 63.4% | 76    | 38   | 14   | 59.4% |

動作認識の結果を、表 4-2に示す。認識率の数字は、心電図処理の不整脈認識と同様に、以下の式を使用した。

数式 4-8

$$\text{正認識率} = TP / (TP + FP + FN)$$

$$\text{見落とし率} = FN / (TP + FP + FN)$$

$$\text{誤認識率} = FP / (TP + FP + FN)$$

「歩く」動作を「昇る」と誤認識しているような場合では、「昇る」の F.P. に寄与している数字を「歩く」の認識率の分母に使用すべきであるという考え方もある。動作の認識という視点で言えば、そうした計算式を使用すべきであるが、現時点ではどのフィルタ設計を改良することによって認識率を向上させられるかが焦点となる。「歩

く」動作を「昇る」と誤認識している場合には「昇る」動作の検出フィルタを改良するべきであるため、このような認識率の算定を行なった。

「階段の昇降」は、歩きながら階段を昇り降りしているため、これらをグループ化して扱うと表は以下のようになる。

表 4-3 : 動作認識の結果

|               | 通常の靴 |      |      |       | ハイヒール |      |      |       |
|---------------|------|------|------|-------|-------|------|------|-------|
|               | T.P. | F.P. | F.N. | 認識率   | T.P.  | F.P. | F.N. | 認識率   |
| 立つ            | 37   | 3    | 1    | 90.2% | 19    | 1    | 0    | 95.0% |
| 座る            | 21   | 1    | 3    | 84.0% | 15    | 0    | 4    | 79.0% |
| 歩く<br>(昇降を含む) | 143  | 26   | 17   | 76.9% | 61    | 10   | 8    | 77.2% |
| 跳ぶ            | 15   | 1    | 0    | 93.8% | 8     | 0    | 2    | 80.0% |
| 小計            | 216  | 31   | 21   | 80.6% | 103   | 11   | 14   | 80.5% |

## 4.6 まとめ

本章においては、加速度信号波形から、日常の動作を認識させる手法を提示し、そのアルゴリズムを実装した結果を提示した。また運動量指標を定量的に扱うなど、いくつかの定量的なパラメータを導入した。

動作種類の認識結果については、第6章において総合的に考察を加える。

## 5 データの総合判定 -予測の数学-

前章まで、心電図信号と加速度信号を認識し、二次的な情報を抽出する手法とその結果をまとめてきた。本章では、その結果を組み合わせ、心臓発作の発生を予測する数学的手法を考察する。

複数の生体情報を、いかにして体系的に整理し、総合的に判定するか、古くから数多くの研究がなされてきた。

最も一般的なものは多変量解析の手法群であろう。様々な角度から、データを解析し、データの中から一定の法則性や性質を抽出する手法として有効な手法群である。多変量解析を用いて大量のデータから法則性を見つけ出し、それを将来の予測に使用することは有効に使用されてきた。

主成分分析では、結果となる現象に対していかなる要因がその原因としてもっとも重要視されるべきかの指標を与える。因子分析法も同様である。しかしこれらは、現象の背後にある事実を明らかにすることに重点をおいており、予測からなんらかの判断を導き出す際には適用は困難である。

また、階層分析法(Analytic Hierarchy Process)や、階層構造的なアプローチとしてISM(Interpretive Structural Modeling)法なども提唱されている。いずれも、問題解決型の意味決定手法であり、複数の状態変数から最終的な判断を下すことは可能である。しかし、結果の誤り率を扱おうとした場合には、適用は難しい。

複数の異なるセンサー系から得られる異質なデータを融合させてなんらかの判断を行なおうとした時、多変量解析をモデルとして使用するには若干困難がある。

近年、数学的枠組みとして、データ・フュージョンが提唱された<sup>(21, 35)</sup>。

ここでは、心電図、加速度、及びそれらの副次的データとしての、不整脈発生、運動量や、反応の時定数など、様々なパラメータを用いて何らかの判断を行なうための数学的なモデルとして、データ・フュージョンの技法を導入する。

その導入の過程でどのようにモデルを定義し、計測値を扱うかを本節で整理する。

## 5.1 通報と信頼性

本システムは広義のモニターであると同時に通報システムである。被験者に緊急の措置を要する事態が発生した際に、救急システムに通報することも目的としている。

しかし、生体信号を対象とした場合、個人差が大きく、万人に共通の指標というものは考えにくい。その結果として誤報が発生する可能性がある。それらは、以下の表 5-1 のように分類される。

表 5-1 : 状況判断の分類とその結果

| 状態名                     | 状態の内容                | 結果                                      |
|-------------------------|----------------------|---|
| 誤報 (F) :<br>False Alarm | 異常な状態ではないのに、警報が発生した。 | 救急車の空出動を引き起こし、被験者の生命には問題はないが、コストを増加させる。 |
| 見落とし (M)<br>Miss        | 異常な状態を見落とし警報を出さなかった。 | 被験者の生命の危険を招く可能性がある。                     |
| 正通報 (D) :<br>Detection  | 異常な状態に、警報を出した。       | 被験者は救われ、コストも最小限となる。                     |

ここで、考えるべき問題は、誤報の発生確率と見落としの発生確率が、数字としてどの程度になるか、その両者を最小にし、全体としての正通報率を最大にするためには個別の判断要因をどのように組み合わせるかという点である。

また、システム全体としての誤報率をどう処理し、把握するかという点が必要になる。

## 5.2 データの分類

第4章までに述べてきた、様々なデータを分類・整理する。センサーから直接得られる信号を一次データとし、順次加工するごとに、二次データ、三次データとして分類すると図 5-1 のようになる。温度や自律神経指標については、将来の拡張として考察で言及する。

監視項目は個別になんらかの指標を与えることになるが、最終的には、これらを総合的に判断した後には通報を行なうか、行なわないかを判定する。



図 5-1 : データの関連図

ここで、監視項目として列挙した項目が、最終的に、通報を行なうか、行なわないかの判断の元となる。

行われるべき、警告の種類としては以下の4段階に分類できるであろう。

- ① 緊急通報：ただちに、救急救命の活動を開始するように通報する。
- ② 待機通報：危険域に達していることと装着者の状況について救急センターに通報する。但し、救命活動には移行せず、データの監視と待機の状態とする。
- ③ 警告発生：装着者に直接警告音を出して異常を通知する。必要に応じて装着者は直接主治医に連絡をとったり、データを伝送して診断を受ける。
- ④ 異常記録：どのような負荷に対して、どのような異常が発生したかを機械内部で記録するか、もしくは待機システムにデータを伝送して記録する。記録されたデータは診断に使用される。

これらの判断は可能な限り、複数の情報源からのデータに基づいて、総合的に判断されるべきであり、その判断には前節で述べた通報の信頼性も考慮されるべきである。

## 5.3 データ・フュージョン

そこで、本システムではデータの総合判定の手法としてデータ・フュージョンに着目した。

### (1) データ・フュージョンの用語

データ・フュージョンにおける用語は整理すると表 5-2 のようになる<sup>(36)</sup>。

レベル1は、センサー測定の結果の処理である。まず、Alignment はセンサーのデータ処理過程で、センサーがどんなデータを（例えば心電図を）、どんな仕様で（例えば NASA 誘導で、200Hz で）採取したかなどの計測情報を整理する。

次の、Association では計測の自己完結性を補償する。すなわち、計測の際のパラメータで他の要因の影響を受けているものがあるならば校正し、その計測データ単独で処理できるように補正を行なう。例えば、心電図データに交流雑音が含まれているならばそれを除去したりという処理を行なう。

その次の段階の Correlation では、物理的な信号の意味の変換を行なう。例えば、心電図の場合には、電気信号を「心臓の電気的な振る舞い」と読み替える。超音波を用いて、ドップラー測定を行なう場合には、超音波の反射波の周波数という情報を血液の流速などに翻訳する。例えば、レーザーを用いて皮膚血流量を調べる場合には、光の量を血流量の単位に換算する。単位の変換などはここで行なう。例えば、上空からの陸上写真であるならば、アフィン変換などを行なって、地上の位置座標と計測した写真との線形的相関を確保する。測定のための物理的な信号の単位を調べたい対象となる現象を記述する単位に、計算式を用いて置換する。

Correlator Tracker では、例えば、対象となる物体が移動する場合に、指向性のある計測システムの方向を調節して対象を追跡させる処理を行なう。レーダーの方向を変えたり、画像処理であるならば、対象物の質的な変化にあわせて濃淡を変化させたり、電波の波長を変えたりという処理を行なう。

分類の処理では、対象となる現象をあるレベルまで分類する処理を行なう。X線CT画像で、特定の領域が腫瘍であることを判定したり、心電図信号では不整脈を分類したり、加速度信号では動作を特定したり、レーダーでは映っているものが飛行機の機体であるのか、雲なのかを判別したりなどといった処理を行なう。

ここまでがレベル1の処理である。



表 5-2 : データフュージョンの用語と説明

|     |  |  |
|-----|--|--|
| レベル | 融合   | 対象に対して特定のかつ理解可能な統合的データを提供する複数の情報源からの情報の集積                                      |
| 1   | Alignment(整列)                              | 時間的空間的なセンサー情報の定位   |
| 1   | Association(関連付け)                          | センサー測定が完結する一連の過程   |
| 1   | Correlation(相関)                            | 配置したセンサーと対象物との物理的関係を決定する過程   |
| 1   | Correlator-Tracker<br>(相関調整追跡)             | 対象物との位置関係にあわせて、センサー測定の結果を統合的に変換する過程  |
| 1   | Classification(分類)                         | 対象を特定できる部位や分類の一部が確定できる過程   |
| 2   | Situation Assessment<br>(状況評価)             | 環境・趣旨・効率の視点から、測定されたデータの状況が確定される過程  |
| 3   | Threat Assessment<br>(危機評価)                | 対象の評価を、体系的・複眼的に解釈し、想定される危機の状況を評価する過程   |
| 4   | Process Refinement<br>(処理法の改善)             | 単独の処理過程ばかりでなく、複数の処理過程を視野に入れ、実時間的・長期的・複眼的に目標達成のために処理方法を改善すること                   |
| —   | Database Management System(データベース管理システム)   | データベースを管理して、常に最新のデータに基づく判断ができるようにする。   |
| —   | Human-Computer Interaction(人間とコンピュータの相互作用) | 人間の判断機能をコンピュータに与え、同時にコンピュータの判断を、人間に反映させること。例えば、否定的な情報の処理に、人間がためらいがちになる問題を回避する。 |

レベル2の処理では状況の評価を行なう。このレベルになると多少高度な情報認識技術が必要となる。もはや、単独のセンサー情報だけから判定を行なうということはない。複数の情報源からの情報を統合的に処理する。心電図の信号であるとするならば、加速度の信号の処理結果を利用して電気信号の極端な乱れが心臓からの信号ではなく筋電図などの影響を受けていることを判定したり、“Contextual Description”すなわち、文脈的記述をなう。観測された信号が、対象のいかなる状況を反映しているのか、過去の被験者についての知識を利用したりして総合的に評価を行なう。

レベル3では危機の評価を行なう。同じ不整脈であっても、ある被験者にとっては、改善の途中経過であって決して危険な状態ではない場合もあれば、別の被験者にとっては、以前に類似の症状はなく、何らかの突発的な異変を発生している場合も有り得る。そうであるとしたら、全く同じ不整脈が前者にとっては改善を示す指標として解釈すべきで決して危険を感じる必要はないが、後者にとってはショックを含めて緊急

に対処する必要があるとの判定をする必要がある。こうした場合の判定は不整脈単独では困難である。病歴を参照しなければならない。また、ある被験者が「脳血管疾患で倒れて、極めて危険な状態である」ことを判断するのに、まず加速度センサーで被験者の転倒を検知し、次に、傾斜計の値を利用して、被験者が転倒したままの状態であることを検知する。さらにその上で、呼吸に異常が発生している、すなわち、脳血管疾患に特異な呼吸を加速度から抽出して、その上で、被験者の危機的状況を推定する。ところが、もし、その被験者が棒高跳びのようなスポーツを行なっている最中だとしたら、全く同じような波形や情報が検出される可能性もある。それを防ぐためには、データの文脈を判読しなければならない。もし、スポーツを行なっているのなら、運動負荷の増加が事前に加速度波形から検出され、さらに、心電図信号からは高い心拍数が検出されるであろう。こうした信号から、被験者の背景状況を確実に検知しなければならない。正しい状況判定ができなければ危険性の判定は困難である。

レベル4では、処理過程の全体を評価し、見直しを行なう。人間の場合であっても経験が豊富であるほど正確な状況判断が可能となる。システムが判断の材料にするべき情報を蓄積し、原因として判別するべき情報と、その結果との関係を結びつけていく。どのような情報をどう判断するべきか、論理はシステムだけで判断する訳ではなく、ある程度、開発者によって与えていくことになると思う。

次の段階は、様々なセンサーからの情報、及びその二次情報をデータ・ベースとして有機的に結合させた上で、蓄積していく手法の開発と管理である。単独のセンサーからの信号だけでは、高次の判断は不可能である。また、複数のセンサーからの情報を結び付けただけでは理論的な検証だけに終始し、実際のデータの裏付けに乏しいことになる。データ・ベースに一定量のデータの蓄積を行なって、初めて医師の判断に匹敵する、総合的な判断能力をシステムが得ることが可能になる。

最終段階は、人間とコンピュータとの相互作用である。コンピュータに人間の判断のプロセスや条件判断の仕方を順次プログラムする。同時に、人間の方もコンピュータの判断を利用する。特に、人間の場合、都合の悪い条件は心理的に除外する傾向にある。そのような場合にコンピュータの示す判断は人間の欠点を補助する可能性がある。

本システムにおいては、一足飛びに最終段階まで到達することは考えていない。まずは、レベル3を目標とする。各センサーから得られる一次データを加工し、より高

次の判断材料の提供するための相互関係についてモデルを示し、数学的な枠組みを導入する。

まず、最初に、本システムにおけるデータを分類し、最終的に得たい指標を整理し、危険性の判定を行なうための要因を定義する。

その定義に基づいて、数学的なモデルよりシステムが行なう警報の信頼性について議論する。

## (2) モデルの導入と用語

本節では、マルチ・センサーのデータ・フュージョンモデルを用いて、解析モデルを導入する<sup>(37)</sup>。用語として以下の単語を用いる。

**救急度**：通常、「危険率」という表現をすると、統計において、仮説の検定をする際の用語に相当する。一方で、「生命が危険である度合い」として「危険度」「危険性」という表現を使うと非常に紛らわしいため、ここでは、あえて「危険度」「危険性」という言葉は使用せず「救急度」という表現を用いる。

**危険率**：あくまで、仮説の検定のための用語として「危険率」という表現のまま用いる。

## (3) 変数の定義

最終的な判断、すなわち「救急車を呼ぶ」とか「装着者に警報を出す」などといった最終的な判断をするための状態変数を、 $u_0$ とする。

$u_0$  : 救急度を表す状態変数

この時、個々の監視項目において、救急度を判定するための、個別の要因を、Local Decision Vector として  $u$  を導入する。

数式 5-1

$U = (u_1, u_2, \dots, u_N)$  監視項目ごとから得られる救急度

ここで、個別のセンサーの測定値、及びセンサー測定値から一義に計算できるデータ（以下センサーと呼ぶ）を  $y_i$  とし、 $y_i$  の値から救急度を計算するルールを  $\gamma_i$  とすると、

数式 5-2

$u_i = \gamma_i(y_i)$  各センサーからの救急度の計算

ここで、二つの仮説を導入する。無帰仮説を  $H_0$  「被験者は正常であり、救急車を呼ぶ必要がない」とし、対立仮説を  $H_1$  「被験者は異常があり、救急車を呼ぶ必要がある」とし、それぞれの確率を  $P(H_l)$  ( $l=0,1$ ) で与える。

ここで、誤報率、見落とし率、及び正通報率は

数式 5-3

$$P_{F_1} = P(u_i = 1 | H_0)$$

$$P_{M_1} = P(u_i = 0 | H_1)$$

$$P_{D_1} = P(u_i = 1 | H_1)$$

$$P_F = P(u_0 = 1 | H_0)$$

$$P_M = P(u_0 = 0 | H_1)$$

$$P_D = P(u_0 = 1 | H_1)$$

と表現することができる。但し、 $P_F$  はシステム全体の誤報率、 $P_M$  はシステム全体の見落とし率、 $P_D$  はシステム全体の正通報率、 $P_{F_1}$  はセンサーごとの誤報率、 $P_{M_1}$  はセンサーごとの見落とし率、 $P_{D_1}$  はセンサーごとの正通報率である。

ここで、センサー値の確率密度関数  $p$  を導入する。全てのセンサー値が独立である(従属でない)と仮定するならば、

数式 5-4

$$p(y_1, \Lambda, y_N | H_l) = \prod_{i=1}^N p(y_i | H_l) \quad \text{但し } l=0,1$$

尤度  $\Lambda(u)$  を与える<sup>(36)</sup>と、仮説検定における Neyman-Pearson の基本補題 (fundamental lemma of Neyman-Pearson)により、

数式 5-5

$$\Lambda(u) = \frac{P(u|H_1)}{P(u|H_0)} \begin{cases} > \lambda_0 & \Lambda & H_1 \\ = \lambda_0 & \Lambda & \text{不定} \\ < \lambda_0 & \Lambda & H_0 \end{cases}$$

ここで、センサー値の独立性より、

数式 5-6

$$\Lambda(\mathbf{U}) = \frac{P(\mathbf{U}|H_1)}{P(\mathbf{U}|H_0)} = \prod_{i=1}^N \frac{P(u_i|H_1)}{P(u_i|H_0)} \begin{cases} > \lambda_0 & \Lambda & H_1 \\ = \lambda_0 & \Lambda & \text{不定} \\ < \lambda_0 & \Lambda & H_0 \end{cases}$$

によって、尤度判定が可能となる。

この式は、 $\mathbf{U}$  は救急度の判断ベクトルであるから、個々のセンサー値に対する判断結果の、 $H_1$  と  $H_0$  の確率の比の積が、閾値  $\lambda_0$  を超えるならば、「救急車を呼ぶ」と判定する。

Viswanathan ら<sup>(37)</sup>によれば、全ての  $i$  について、 $P_{D_i} \geq P_{F_i}$  であるように、個々のセンサー値の判断ルールを定める。その時、ある  $\Lambda(\mathbf{u}^*) > \lambda_0$  であるようなベクトル  $\mathbf{u}^*$  に対して、 $u_i^* \geq u_i^*$  であるようなその他の全てのベクトル  $\mathbf{u}^i$  について、 $\Lambda(\mathbf{u}^i) > \lambda_0$  が成立する。(定理)

すなわち、ある判断ベクトルのそれぞれについて、正通報率が誤報率を上回るように設定された限界値ベクトル  $\mathbf{u}^*$  に対して計算された尤度が、判定の閾値  $\lambda_0$  を上回っているならば、その限界値ベクトルと比較して、個々の判断結果が上回っているような全てのベクトル  $\mathbf{u}^i$  は、尤度を計算すると、判定の閾値  $\lambda_0$  より大きくなる。

個別の判断結果から、総合的な判断結果  $u_0$  を与えるような、判断関数  $\gamma_0$  を導入することになる。

数式 5-7

$$u_0 = \gamma_0(\mathbf{U})$$

すなわち、個々のセンサー値に対して、独立に通報の有無を判断し、その結果をさらに総合的に判定して、システム全体として、通報を行なうかどうかを判定するのである。ここで、 $u_i$  は 0 か 1 の値をとる。

個々のセンサー値に対する、通報の判定は、

数式 5-8

$$\Lambda(y_i) = \frac{p(y_i|H_1)}{p(y_i|H_0)} \begin{cases} > t_i & \Lambda & u_i = 1 \\ = t_i & \Lambda & \text{不定} \\ < t_i & \Lambda & u_i = 0 \end{cases}$$

ここで、 $t_i$ は、個々のセンサー値を判定するための評価関数の閾値と考えて支障はない。これら個々の閾値 $t_i$ は、一定の誤報率 $P_F = \alpha$ の条件の下で $P_D$ が最大となるように決定されなければならない。

#### (4) ベイズ危険(Bayes Risk)

統計的決定関数において、母数(parameter) $\theta$ の決定方式 $\delta$ に対して、危険関数 $r(\theta, \delta)$ (無帰仮説が正しいにもかかわらず、それを棄却する確率を表現した関数)を定義した場合、その危険関数が可測であり、確率測度 $\xi$ に従って母数 $\theta$ が分布している時、 $r(\theta, \delta)$ を $\xi$ で積分した値を最小とする $\delta$ を、決定方式として選ぶことができる。

このベイズ解(Bayes solution)の、標本空間 $\Omega$ における積分、

数式 5-9

$$\mathfrak{R} = \int_{\Omega} r(\theta, \delta) d\xi(\theta)$$

をベイズ危険と呼ぶ。

まず、個別のセンサーの判断関数が、フュージョンの中心となる判断関数とは独立に決定を行なう場合を考える。簡単のために、センサーが二つの場合を想定する。

$P_0$ と $P_1$ を、それぞれ $H_0$ と $H_1$ に対する予測確率とする。検出器 $i$ が $H_i$ を、検出器 $j$ が $H_j$ を、検出器 $k$ が $H_k$ を、それぞれ検出した場合の、コスト関数を $C_{ijk}$ ,  $i, j, k=0, 1$ とする。

Viswanathanら<sup>(27)</sup>によれば、この時ベイズ危険は、

数式 5-10

$$\begin{aligned} \mathfrak{R} &= \sum_{i,j,k} \int_{y_1, y_2} P(u_1, u_2, y_1, y_2, H_k) \cdot C_{ijk} \\ &= \sum_{i,j,k} \int_{y_1, y_2} P_k C_{ijk} P(u_1, u_2 | y_1, y_2, H_k) p(y_1, y_2 | H_k) \end{aligned}$$

で表現されるから、判断関数  $u_j$  は、 $P_{Fi}$  と  $P_{Mi}$  を最小にするように決定されるべきであり、それらの判断関数のフュージョン  $u_0$  は、ベイズ危険  $\mathfrak{R}$  を最小にするように決定される<sup>(35, 36, 37)</sup>。数式 5-10より、

数式 5-11

$$\Lambda = \sum_{i=1}^N \left[ u_i \log \frac{1 - P_{Mi}}{P_{Fi}} + (1 - u_i) \log \frac{P_{Mi}}{1 - P_{Fi}} \right] \begin{cases} > \log \eta & (u_0 = 1) \\ < \log \eta & (u_0 = 0) \end{cases}$$

$$\text{但し } \eta = \frac{P_0(C_{10} - C_{00})}{P_1(C_{01} - C_{11})}$$

が得られる。対数項は個々のセンサー測定の信頼性が低い場合には、総合的な判断の際にそのセンサーの判断結果が低く評価されることを示している。数式 5-11を警報発生に関する判断に用いることにより、各現象ごとの信頼性のばらつきを扱った上で、閾値の判定が可能となることが示された。

## (5) 因子分析

ここまでのモデルにおいては、複数のセンサーからの信号に対して、重要度を考慮せずに、全てを対等に扱った。

しかし、実際には、発生させる警報のレベルと監視されている項目の緊急度はそれぞれが異なり、一律には扱えない場合が多い。

例えば、緊急通報、待機通報、警告発生、異常記録の各レベルは以下の表 5-3のようになるであろう。

表 5-3 通報の判断項目

| 通報区分 | 監視項目     | 判定項目                   | 判断の重み |
|------|----------|------------------------|-------|
| 緊急通報 | 重症不整脈    | 心停止、心室細動、心室頻拍          | 100%  |
| 緊急通報 | 心拍数範囲    | 30 以下または 160 以上        | 80%   |
| 緊急通報 | 体温異常上昇   | 40℃以上                  | 70%   |
| 緊急通報 | 脳内出血時呼吸  | 異常呼吸、チェーンストークス呼吸       | 90%   |
| 緊急通報 | 睡眠時無呼吸   | 30 秒以上の無呼吸             | 60%   |
| 緊急通報 | 心筋梗塞前駆現象 | ST 偏位(運動負荷なし)、HF 急上昇   | 80%   |
| 待機通報 | 重症不整脈    | R on T、二段脈、三段脈         | 80%   |
| 待機通報 | 心拍数範囲    | 40 以下または 140 以上(運動負荷小) | 70%   |
| 待機通報 | 体温異常上昇   | 39℃以上                  | 70%   |
| 待機通報 | 睡眠時無呼吸   | 30 秒以上の無呼吸             | 100%  |
| 待機通報 | 心筋梗塞前駆現象 | ST 偏位(運動負荷小)、HF 上昇     | 70%   |

項目の判定値が 100%となっているものについては、他の判断要因と組み合わせずに、その項目だけの判断で、直ちに該当する通報を行なう。それ以外の項目については、単独では判断させずに、複数の項目が同時に反応していることを調べる必要があると考える。特に、緊急性を要する場合には、救急隊の出勤に直結する可能性があるため、判断の正確さを期さなければならない一方で、処理が遅れば手後れになる可能性がある。

そのため、最終的には ON/OFF の決断になるが、経過においては、リニアーに変化する判定関数を利用して、その判定値に項目ごとの荷重を掛けて、最終的な判断を導出する。前節で数式 5-11 を導出した。このそれぞれのセンサー値ごとに重みづけ  $w_i$  を乗じて和をとる。



#### 数式 5-12

$$\Lambda = \sum_{i=1}^N w_i \left[ u_i \log \frac{1 - P_{M_i}}{P_{E_i}} + (1 - u_i) \log \frac{P_{M_i}}{1 - P_{E_i}} \right]$$

この重み係数の決定に際しては臨床データの蓄積が不可欠である。試用期間におけるデータ蓄積で、あるいは従来から蓄積されている救急救命データに対して因子分析の手法を適用し、重み係数を決定することが運用の際には重要である。

### (6) 通報レベルの判定

通報レベルの判定はいくつかの方法が考えられる。

#### A. 単一評価関数の使用

数式 5-11まで導出したように、個別のセンサー値から得られた救急度に対して、一つの評価関数を導入する。その閾値を段階的に評価し、最も評価値が高い場合には「緊急通報」、それよりも一段評価値が低い場合には「待機通報」、さらに低い場合には「警告発生」、さらに低い場合に「異常記録」と、直線的に処理する方法がまず考えられる。

しかし、この考え方の場合、心拍数の範囲による監視や体温の異常上昇などの監視に対しては、直線的に判定しても問題なく提供できるであろうが、不整脈の処理や自律神経の監視に対しては適用が困難である。症状の緊急性に依りて現れる特徴が変化するためである。

#### B. 複数の評価関数の使用

このため、複数の評価関数を使用し、それぞれの程度に応じた特徴を、個別に判定する方法を考える。基本的な考え方は以下ようになる。

- ① 警報のレベルごとに評価関数を導入する。
- ② 上位の警報の判定に閾値が達しない場合は、一つ下位の警報の評価の際に評価関数の値を加算する。
- ③ 最上位の警報から順次判定レベルを下げて評価を行なう。

これらを図示すると以下の図 5-2を得る。

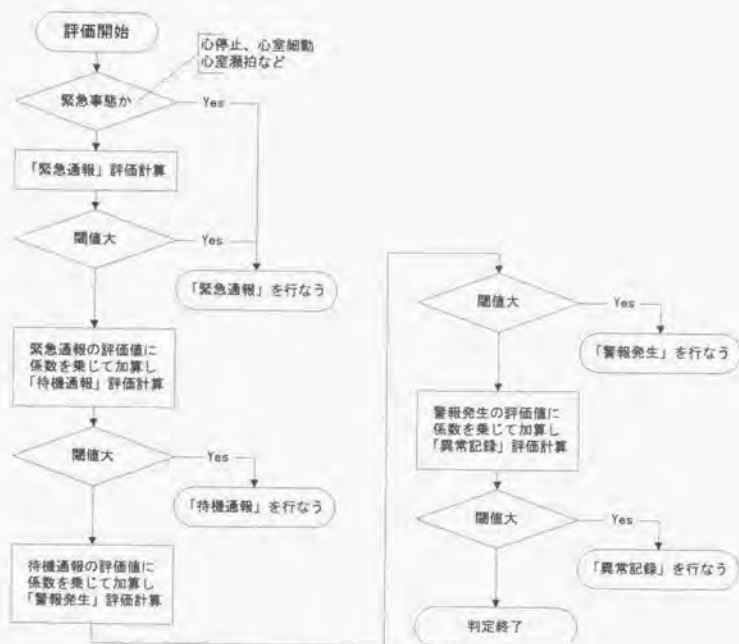


図 5-2：緊急度レベル判定

ここで、緊急性を要する事態が、仮に検出されずに「緊急通報」の段階ではじかれたとした場合でも、その評価値が大きければ「待機通報」の判定関数に加算することによって、拾い上げることができる。

これによって、「見落とし」に対してはある程度の救済措置となる。

特に、「緊急通報」の「誤報」を防ぐために、ある程度「緊急通報」の条件判定の閾値を上げたとしても、処理関数の値は「待機通報」の判定の際にも加算されるため、実際に緊急事態が起きている場合には「待機通報」で閾値が条件を満たす可能性がかなり高くなる。「待機通報」では、医師もしくはオペレータが、伝送されたデータやその数値条件などを読むことになるため、状況を確認した上で救急車の出動などを判断することが可能となる。

## 5.4 総合判定について

これまで見たように、予測のための監視項目を計算し、それによって通報する処理を、ある程度まで自動化することが可能であることを確認した。

それを個々の被験者のデータに適用する場合の考慮するべき点について述べる。

慢性心不全という病名がある。慢性心不全では交感神経系が亢進し、副交感神経活動が低下している<sup>(19)</sup>。副交感神経機能の低下は、致死性不整脈や突然死との関連でも注目されている。堀らによれば、慢性心不全では、運動後の血行動態の回復が遅延することが知られており、運動負荷後 30 秒の心拍数減衰曲線の時定数は、健常者に比べて、著しく長い。健常者では時定数が約 120 秒であるのに対して、慢性心不全の患者では約 600 秒にもなる。

これらは、「緊急通報」発生の対象となる数字である。

しかし、医師が既に「慢性心不全」と診断している被験者が、ある程度まで回復し、通院治療に移行した際は、「通報」の必要となる閾値、及び条件は、健常者の場合とはまったく異なり、個別に設定される必要がある。もし、健常者と同じ設定を使用した際には、絶えず警報が発生し続けることになるであろう。

すなわち、どの監視項目が、どの程度の値になった場合に、直ちに措置が必要であるのかは、被験者の状態によって、全く異なるのである。40代の肥満者であるか、70代の健康人であるか、スポーツを楽しむ運動不足気味の50代の健康人であるか、それら全員に共通するパラメータの設定は心停止程度しかなく、細かな係数の設定は一律には決められない。

その結果、既定値を元にした「誤報率」や「見落とし率」は、総合判定の段階においては、数式を扱う上での概念上の意味しか持ち得なくなる。

不整脈の種類を認識すること、及び、動作の種類を認識することなどについては、その処理における誤認識率が計算でき、性能の評価ができる。

健康人に適用する場合は、通常「自称健康人」が、何らの疾患も持たない保証はなく、健康者に対する目安の値を使用するところまでがシステムとしては限界であろうと思われる。

より正確な通報を目指す際には、相当数のデータ例に基づき、個人の警報発生閾値をどのように設定するか、なんらかの事前の検査が必要になるか、どのような手順でどう値を設定するか研究が必要になるものと考ええる。

個々の測定系ごとの、信頼性のばらつきは、最終判断においては、吸収されることが確認された。後は、医学的な視点から急性疾患の予知にどの項目に比重をおいて判断をするかが問題である。この分野の今後の研究が待たれる。

## 6 考察・結論

本章では、これまで個別に議論し実装した結果を整理して考察を加える。また、システム開発の視点からの結果の考察を行なう。最後に、より高精度に心臓発作を予知するためにどんな拡張が可能か、救急救命活動に活用するためにはどんな拡張が必要か、将来に向けての拡張可能性について考察し、本研究の目的が達成されたかどうかについて、結論を述べる。

### 6.1 実時間処理性能についての考察

今回のデータは 125Hz のサンプルとなったが、第 2 章で述べたように、実際には 250Hz 以上でサンプリングする必要がある。その時、1 サンプルあたりの処理時間は最大で 4msec になる。実時間処理が、A/D 変換のデータサンプル時間に対してどの程度の比率になるか、表 3-6 の CPU10MHz 換算の値を図に示したのが図 6-1 である。

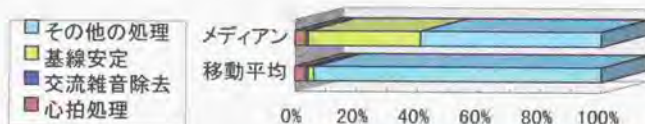


図 6-1: 1 A/D サンプルあたりの処理別時間コスト

この図で、100%は 4msec である。メディアンフィルタで基線安定を行なった場合は、処理の約 40%が心電図関係の処理に費やされるのに比較し、移動平均フィルタの場合には約 7%以下の時間で処理が完了する。

第 3 章 3. 4 節において「乗除算のみに注目すれば、550 倍の差がある」とした。しかし、実際のプログラムにはメモリ格納命令や分岐命令など乗除算以外の命令もあ

り、また加算や減算は考慮していない。従って結果として 20 倍程度の差となったのは、これら乗除算以外の命令の影響であると考えられる。

実際の機器においては心電図処理が全てではなく、異常を検出した場合の通信処理や、加速度の処理、装置を装着している人への警報の発生など、様々な付随する処理も実行しなければならない。従って、処理の時間コストの 40% を心電図だけで占めるメディアンフィルタは、現実問題として使用はできないであろう。

その一方で、移動平均フィルタを基線安定に使用した場合には、基線安定や交流雑音除去などの前処理を行なっても、不整脈認識を含めた心電図処理だけで処理全体の 10% も時間を消費しない。この程度の時間負荷ならば、十分に実時間処理が可能であろうと考えられた。

第 3 章で実装のアルゴリズムについて議論したリングバッファ構造は、第 4 章において動作種類の認識にも使用した。動作種類の認識の乗除算の回数は不整脈の認識処理よりも少なく、サンプル周波数は低く、さらに、実際に実時間で動作種類の認識結果を画面表示した。これらの結果から、信号採取と不整脈や動作種類の認識を同時に行なう実時間処理性能については、本論文で議論した手法によってほぼ満たされていると考えられる。

## 6.2 不整脈認識結果についての考察

### (1) 正常心拍について

本研究で使用した QRS 検出のフィルタの骨格となっている部分は、商品でも使用しているアルゴリズムであり、ネズミを含めて 100 症例以上で誤認識率は 0.4% 未満の成績を得ている。それにもかかわらず、本研究のアルゴリズムでは Tall-T を誤検出して、一部のデータについて極めて不満足な結果を得た。この原因について考察する。

従来の心電図処理アルゴリズムでは R 波のみ (QRS コンプレックスのみ) を検出する目的でフィルタ処理を行ない R-on-T などの重篤な不整脈を扱えなかった。この結果として、従来は 100 症例以上で 99.6% 以上という高い認識率を得ていた。

今回は、不整脈の認識処理を加え、その結果 QRS の検出の際に多少疑わしい波形であっても不検出とすることのないよう、検出条件を大幅に緩和した。この結果が表

3-7に見られるような誤検出につながった。認識率を改善するためには不整脈の処理を行なうのに必要十分な検出条件を模索し、再びQRSの検出条件に反映させることが必要となる。そのためには、不整脈についての処理条件を網羅的に検討しなければならない。

正常心拍のF.N.(False Negative)は、おそらく被験者が電極を上から押しつけるなどの動作をしたことに起因する。基線が大幅に変動し電気的インピーダンスも変化して、QRSコンプレックスの電位が大幅に小さくなり閾値にかからなかったというのが、F.N.の原因の大半を占める。日常生活での使用を前提にした場合「電極が気になって、上から触ったりする」などの動作はかなり多いものと思われる。この際の誤認識を防ぐには、基線の変動を雑音としてではなく信号として処理することが必要であると考えられる。

## (2) VPC について

現段階においては、まだ1例について76%前後と決して高いとは言えない数字を得ている。「図 3-34 : VPCの判定処理」に示した検出のアルゴリズムはまだかなり改良の余地があると考えられる。F.N.(False Negative; VPCを正常心拍と判定した例)はアルゴリズムの改良で改善しなければならない。

F.P.(False Positive; 正常心拍をVPCと判定した例)の原因はR波の電位異常である。この原因は図 3-15 に示したようなサンプリング周波数に遠因がある。今回使用したHolter心電図のデータは125Hzであったが、この周波数は不整脈解析には無理があったと言える。今回はあくまでも暫定的な開発用データとして扱ったので、厳密にアルゴリズムを開発していくには、

- i) L字電極を一定数量用意する。(電極位置などの測定条件をそろえる)
- ii) 250Hzで臨床データを集める環境を整える。  
などの準備が必要になる。

VPCを複合的に組み合わせる部分のアルゴリズムについては100%の結果を得た。これは入力となるデータ系列が既に「真」か「偽」かのブール変数値になっているため、信号認識の要因が一切含まれない結果である。

## 6.3 動作種類（行動）認識について考察

### (1) 階段の昇降／歩くについて

階段の昇降についての認識結果が、非常に悪い。F.P.(False Positive)が高いのがこの原因であるが、「歩く」動作の際に「昇る」「降りる」のフラグが立つ場合が際立って目立つ。このデータで、すべてを歩行動作とした際の数値を表 4-3 に示した。すなわち、階段を昇る動作と歩行動作との弁別度を高めることによって、全体の認識率はかなり向上するものと考えられる。

この結果は、歩行の際の前傾姿勢や後傾姿勢に起因するものと考えられる。階段の昇り降りの際の、上下方向への特徴的な加速度の変化をまだ定量的に捉えきっていないために、歩行の際の前傾と階段の昇り、後傾と階段の降りとで認識結果が悪くなっていると思われる。この改良はフィルタの改良ではなく、アルゴリズムの改良によって可能であろうと考える。

より、根本的にはそもそも階段の昇降は、「歩いて階段の昇降を行なっている」訳であり、基本的には分離してはならないものの分離を試みたとも考える。「階段の昇降」は「歩く」属性の一つとして扱うべきであったとも思われる。

従って、動作の「分類」から整理しなおす必要があるとも考えられる。

### (2) 立つ／座る／跳ぶ

「立つ」「座る」「跳ぶ」などの動作については、予想を上回る認識率を得た。現時点において、閾値の学習アルゴリズムを組み込んでいないため閾値を学習させることによって、相当に認識率を向上させられるものと考えられる。

### (3) 頭をかかえてしゃがむ

データは採取したが、それぞれの個性が強すぎてフィルタ設計の糸口がつかめなかった。このデータを処理するためには、動作固有のファクタ（「しゃがむ」など）を抽出し、それらを組み合わせた「複合動作」を概念として扱い、その視点に立って設計を行なう必要があるものと考えられた。



同時に、こうした動作は不整脈の発生などを引き金にして起こるものとも考えられる。不整脈を検出した際に、付随してこうした動作が発生したならば、「緊急通報」を行わなければならない確率は飛躍的に増大するものと考えられる。

不整脈認識と動作認識の両者は、信号処理の次元では独立していても、判断の際には複合的視点に立つて行なわなければならないと考える。

#### (4) 若年層のデータについて

本論文では提示しなかったが、筆者及び学生2名、合計3名の若年層のデータを、同様のアルゴリズムによって処理した。統計的に扱うには困難なデータ数であるため、数字の提示は行なわないが、認識率は50%を下回る。これはアルゴリズムの開発を高年齢者のデータを用いて行なったことが最大の原因であると考えている。

このため、フィルタの形状や時間係数を若年層にあわせて調整を試みた。その結果、今度は高齢者のデータの認識率が著しく低下した。

結果的に、20・30歳代と60・70歳代という二つの年齢群のデータのみを扱ったが、この間の年齢群のデータをもし採取したならば、波形の特徴量は連続的に推移しているのではないかと推測される。高齢者と若年層とでパラメータを変えないとデータが良好に解析できなかったということは、動作解析のフィルタのパラメータによって「動作年齢」の推定が可能であるということを示唆する。

#### (5) 心臓発作との関係についての考察

現在は、動作を判定するフィルタの結果を閾値でのみ処理している。もし、この結果を定量的に利用することが可能であるならば、時間の経過とともに「運動の様子」が変化していることを追跡できるはずである。その結果、疲労や「無理な動作」を何らかの手法で数値化することができれば、それを心臓発作の誘発要因すなわちリスク・ファクタとして数値化することができると考えられる。

本システムの最終目的は、心臓発作の予知である。「心臓の様子」とあわせて、「動作の様子」を定量的に扱うことによって、心臓発作の予知という目的に適合した指標を扱うことが可能となる。今回の結果は、「動作の様子」を定量的に扱うことが、十分に可能であることを示していると考えられる。

## 6.4 予知の数学的モデルについての考察

第5章において、複数の事象を総合的に扱い「予知」を行なうための数学的な枠組みを導入した。

本論文で引用した理論は実用システムにはまだ使用されていない段階のものである。果たして理論がそのままの形で臨床の場で受け入れられるかどうかについては、疑問がある。心臓を「制御された機械」として捉えた場合、「いかなる条件を満たせば心臓が制御不能になるか」についてはまだ不明な点が多い。従って確率を調べた上で結果論的なアプローチをする以外に手段がない現状で、数学的な枠組みだけ導入しても、果たして「心臓発作の予知」など可能なのかという疑問がついて回ることは、避け難いと考えている。

しかし、第3章・第4章で述べたような、不整脈の認識結果と、動作の認識、そして運動負荷に対する心拍変動などを逐次モニターすることによって、異常が検出されることは既に論じた通りである。従って、「心臓発作を起こす全ての原因を検出できる」という「予知」には程遠くとも、「心臓発作につながる現象のいくつかを検出できる」という意味においては、モデルを適用する意味があると思われる。

理論からソフトウェアのアルゴリズムを構築することには、研究要因はほとんど含まれない。単に実装技術の問題だけである。本論文で引用したモデルが有用に心臓発作を予知することに利用できることを示すためには、ここでも臨床的な研究が必要となる。むしろ、臨床研究のための数学的・技術的な道具を提供したという立場で、研究の意義を考えたい。

## 6.5 システム開発についての考察

本論文での研究は試作開発と平行して行なった。第2章で触れたAC-4Xと送信機、及び、菅原、荒井らが研究したL字型電極と伝送システムがハードウェアの一次試作であった。水野らが研究した転倒の認識と、本論文で検証した心電図認識、行動認識、データフュージョンなどは、いずれもソフトウェアを構築する上での要となる要素技術であった。

これら全ての技術を融合することによって、標題に掲げた「心臓発作の予知監視通報システム」の開発が可能となる。

本節においては、システムを開発する視点から本論文全体を位置づけし、実用開発に向けての評価や考察を試みる。

## (1) システム開発の位置付け

本論文の、既存技術との対比による位置付けを以下に示す。但し、技術段階の評価は筆者の主観による。



図 6-2: 「心臓発作の予知監視通報システム」の開発段階の現状

本研究において、新規に導入したのは加速度波形を用いた行動認識である。心電図からの不整脈認識や、データフュージョンを用いた心臓発作発生可能性については、まだ既存の技術開発や研究の水準にまで歩を進めていないが、いずれも臨床的なデータの採取や、臨床研究が必要な段階にまで差し掛かっている。

心臓発作の発生を予知するための実用システムの開発には、臨床データを採取して解析を行なう段階は避けられない。しかしながら、臨床データの集中的採取は、ハードウェアの技術試作の完了を待たなければならない。その意味において、本研究は必要な要素技術の全てを技術試作の段階に進める上で十分な貢献をしていると考える。

## (2) 残された課題

### A. 不整脈認識技術

第1章の序論でも触れたように、標準12誘導の心電図を用いた不整脈認識技術は、ほぼ完全に技術的な成熟を遂げていると考えられる。その一方で、2誘導もしくは1誘導の心電図から不整脈を認識する技術はまだ成熟するには至っていないと考える。そうした意味では、本研究において試作した不整脈認識のソフトウェアは、完全に遅れをとっているとは言い難いが、現段階ではまだ実用試作を完了したとも到底言い難い。最大の課題は心臓発作に直結するような「重篤な」不整脈が容易にデータ採取できない点である。この課題を解決するためには、CCU(Cardiac Care Unit;心臓病の集中治療室)などの協力を得て重篤な不整脈のデータをできるだけ多く集めなければならない。

まずは十分な量の臨床データを採取することが必要になるが、そのためには、本研究の基礎的要素技術ともなっているし字型電極を十分な数だけ試作することが必要となる。すなわち、技術試作や研究の段階から一步踏み出し、量産試作の段階に移行しなければ、アルゴリズムの改良は困難であると思われる。換言すれば、アルゴリズム試作開発の段階でできることはほぼ終わり、次のステップに移る段階に来ているとも言える。

### B. 自律神経機能診断技術

技術的には、かなり新しく研究が盛んに行なわれている分野である。心臓発作の発生と自律神経の状態が密接に関連している点については、本論文では触れなかった。しかし、ある程度不整脈の認識性能が向上したならば、自律神経機能評価技術も臨床研究に提供できるだけの条件を整えてシステムに組み込み、実用開発を進める必要があると考えられる。

### C. 行動認識

この技術は全く新しいものとして導入した。それだけに、どの程度の認識性能があるか疑問であったが、技術試作レベルでの期待を上回る結果を得た。

当初の目標に掲げた通り、本システムは基本的には高齢者の在宅モニターを意識しているが、可能であるならば働き盛りの人たちの心臓発作も予防するために利用できるものとした。そのためには、あらゆる年齢層の動作についてデータを採取し、アルゴリズムやパラメタの調整を行ないたい。

認識率の向上のために必要なのが、データの量を確保するだけである段階に差し掛かっているとすれば、ここでも必要となるのは量産試作段階のハードウェアである。機器の数を確保し、その上で、体系的にあらゆる年齢層の動作特性について、必要なデータの量を確保することが開発に向けての課題となる。

また、動作を認識するために、「基本動作」と「複合動作」を定量的に捉えていく必要性を感じた。

#### D. システムの開発

これは十分に成熟した技術である。技術的にはほとんど困難はなく、学術的な課題は現段階では予見されない。マンパワーと時間だけが課題となる分野であろうと楽観するが、実装において問題が出た場合には、十分な検討を行なって実現に向けての努力を重ねる必要があると考える。

## 6.6 将来に向けての拡張

本論文では、心電図と加速度信号の処理について述べてきた。しかし、前節のデータ・フュージョンでも触れたように、体温やゆらぎ計測による自律神経指標など、様々なデータを視野に含めている。伝送系の容量を増やすことが可能ならば、さらに他にもモニター可能なパラメタは多数ある。それらのうちのいくつかを、システムの拡張可能性として本節で紹介する。

### (1) 新しい加速度センサー

このシステムに使用したセンサーは、圧電素子を使用したセンサーであった。このため、重力加速度を検知できなかった。すなわち、地球上で生活している我々は、安静にしているにもかかわらず、重力加速度の影響を受けているにもかかわらず、加速度センサーの

出力はゼロになるのである。この問題を、解決するために新しい加速度センサーのアイデアをまとめた<sup>(\*)38)</sup>。

### A. センサーの構造

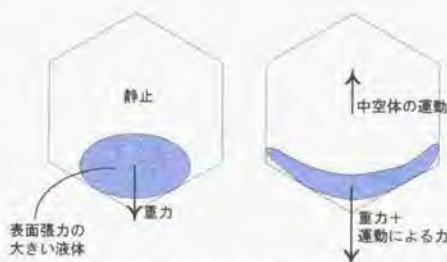
センサーは、右図(図 6-3)のような構造をとる。ほぼ球状で、多面体部分を有する中空体の内部に、表面張力の大きい液状導電体を封入する。その内面の各平坦面に電極を設け、その電極間の導通の状態で重力の方向や運動の状態を検出する。



図 6-3: 加速度センサーの構造

### B. 動作原理

各電極面は、互いにショートすることがないように形成する。この時、導電体の液体が内部に封入されているため、導電体の接している面に設置された電極は、導電体を通してショートする。図 6-4を用いて動作原理を説明する。静止



静止状態では下側の2面のみが導通する。  
これに対し、運動があると左右の面まで導通する。

図 6-4: 中空体加速度センサーの動作原理

状態でも、地球上に存在する物体は万有引力の法則により、地球からの引力を受けている。これが重力であり、これによって内部に封入された液体は重力の方向に押し付けられる。平たく言えば、下に落ちている。表面張力が大きい導電性の液体として、ここでは水銀を想定する。

この時、水銀は表面張力によって球形を保とうとする。このため、中空体内面との接触面積は小さくなり、面に設置された電極は、下側の面のみが導通状態となる。これが、図 6-4の左図である。この状態で中空帯は多面体であるから、静止状態での重力の方向が容易に検出できる。

次にこの物体が運動すると、その反作用による力を受けて液体は変形する。液体の変形により、液体と接触する面の数は増加する。図 6-4において、新たに側面が導通

すると、それによって重力以外にも力が加わっていることを検知することができる。こうして、この構造だけで物体の運動を検出することが可能となる。

### C. 応用

本論文で使用した加速度センサーでは、重力の方向がわからなかった。また、傾斜センサーは、ON/OFF の値しか得られず、完全に転倒している状態以外は感知できなかった。その一方で、このセンサーを使用すれば重力の方向がわかる。このため、より正確な行動解析が可能となるものと思われた。

本研究の過程で考案したセンサーであるが本論文では扱わなかった。試作と、定量的な解析が間に合わなかったためである。今後の課題として、試作実装が可能であるならば行動解析に役立てていきたいと考えている。

## (2) 半導体ジャイロやGPSの活用

心臓発作が検出された時にどこに救急車を送ったら良いか、救急救命に直結しないならば心臓発作の予知や検出の効果も半減する。装着者の位置検出の精度を上げるためには、加速度に着目した解析ばかりではなく、PHSを利用した徘徊者の追跡システムや、半導体ジャイロやGPSを活用することも有用であると考えられる。

## (3) 体温の測定

データの総合判定の項で、体温のデータを範囲に含めた。本論文では体温の測定については、何らの言及もなさなかったが、今後の拡張課題の一つとして体温の測定を考えてみる。

### A. 体温と発作予知

心筋梗塞や、脳梗塞などの発作は、血液の粘性とも関係していると言われる。午前中や夕方など、発作を起こしやすい時間帯には、血液の粘度が高くなっていることが報告<sup>(6,39)</sup>されている。より正確には、血液の粘度が高くなっている時間帯に、発作が起きやすくなっていると考えられるべきであろうか。心筋梗塞を未然に防ぐ一番簡単な方法は、水を飲むことだと言われている。

血液の粘性の上昇を、簡便に直接的に測定する方法は、ここでは考えない。間接的に、次のように考えた。

- ・ 血液の粘性が高まる。
- ・ → 発汗量が減る。
- ・ → 運動による発熱があっても十分に放熱できない。
- ・ → この結果、深部体温が上昇する。
- ・ → 同時に、体表面の温度も、放熱が十分でないため深部体温に近づく。

もし、運動の負荷をある程度定量的に表現できるとするならば、その運動負荷に対する、深部体温及び、体表面温度の変化をモニターすることによって、心筋梗塞などの危険域に近づいていることを、予知できるのではないかと考えた。

換言すれば、発作の予知などを目的にした場合には、深部体温と、体表面温度、並びに環境温度の三つを同時に測定できれば理想的である。

### B. 体表面の放熱の抑制

一般に、熱の伝わり方には3通りあると言われる。伝導と、放射と、対流である。ここでは、生体の内部温度、および、その表面温度や環境温度が問題となるため、対流は考える必要がないだろう。

伝導は、生体が周囲にある空気（または水）と直接接触していることにより起きる。外気温が体温より低い場合には、生体から熱を奪うし、外気温が体温より高い場合には体温を上昇させる。空気中の場合には蒸発熱が最も効果的に体温を奪う。

放射は、エネルギーの放出としては、蒸発熱に比べて決して大きいものではないが放熱には寄与しているだろう。

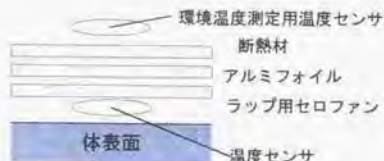


図 6-5 : 体表面温度計



ここで筆者は、これらの体表面での放熱の効果を抑制することによって、体表面での測定でありながら、深部体温と差の少ない結果が得られるのではないかと考えた。

蒸発熱を抑制するためには、蒸発の現象を妨げればよい。最も単純には、防水性の高い素材で表面を覆えばよいと考えられる。もしくは、吸水性の高い材料で、局部的に発汗を全て吸い取るという方法も考えられる。

放射を防ぐためには、アルミフイルなどの金属膜を間に入れば良いと考えられる。また、伝導を最小限に押さえるために断熱材を外部に設ける。これらを、順

次重ねることによって、体表面の放熱を最小限にし、体表面であっても、深部体温と相関の高い温度を測定することが可能ではないかと考えた。

図 6-5にその一つの例を示す。食品をラップする時などに使用するセロファンを使用することによって、まず、汗の水分蒸発による放熱が妨げられる。アルミフイルは蒸発の防止と放射熱の蓄積に寄与する。最後に、断熱層で伝導による外部との熱の交換を妨げる。この3層の下に、白金測温抵抗体などの温度センサーを設置することによって、放熱が行われない状態の体表面の温度を測定できる。

このセンサーでは、ラップ用セロファンの部分に、吸水性の材料を入れるなどして、装着者への不快感を除くことも可能である。

既に提示した、L字電極に、この温度センサーを組み合わせることにより、装着の簡便化が図られる。二箇所、温度計取付け用の加工を行なう。一個所は、通気を保つようにして、通常の体表面温度を測定する。もう一方は、図 6-5に示した3層の断熱膜を入れる。その生体側と、外気側の両方に温度センサを設置し、体温と外気温を測定する。

このように、現在のシステムで想定しているL字型電極を使用すれば、比較的容易に温度測定が可能となることが示された。

#### (4) 将来における拡張可能性について

本論文の主題からそれるために割愛したが、自律神経機能を診断する指標の一部も本システムに直接組み込むことが可能である。

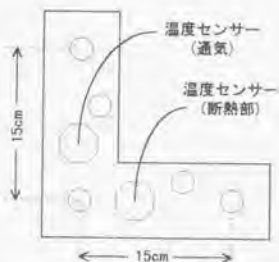


図 6-6 : L字電極と温度センサー

また、今回の研究の過程で様々なアイデアが出されたが、いずれもアイデアのまま、試作開発や原理の定量的研究に至っていない。こうした要素を取り入れることによって、より完成度の高い、心臓発作の予知監視通報システムが構築されるものと確信している。

## 6.7 結論

本研究において残された課題は、主に臨床的なデータの採取に集約されることを上記に示した。理論的な検討結果及び技術試作段階のアルゴリズムで、実用開発の段階に移行するに耐えられるだけの認識性能が得られることが本研究において示された。特に、3軸の加速度波形を用いて行動を認識させる点については、全くの新規分野の研究及び試作開発であると断じて過言ではない。

本研究は冒頭において、心臓発作の発生を予知し、実時間的にモニターし、救急救命センターに通報するシステムの構築を研究の目的とし、以下の研究課題を掲げ、結果を得た。

- ・ 加速度信号から生活行動（動作種類）を認識する技術
- ・ 動作種類の認識技術のリアルタイム実装
- ・ 異質なデータを融合させて判断を行なう数学的手法の検討

不整脈処理で7%未満のA/Dサイクルに実行可能な実時間アルゴリズムを提示した。基線安定に移動平均を使用し、交流雑音除去にFIRフィルタを使用した前処理で、正常心拍認識においては99.2%の認識率を得て、VPC認識においても76.2%の認識率を得た。動作種類認識（行動認識）においては、マッチトフィルタを使用して80%の認識率を得た。

研究を通じてそれらの課題の全てを俯瞰し、またそのための要素技術のうち、従来技術を転用できない部分を個別に試作実装し、性能を検証し考察した。

総合的にその結果を考察し、現段階において「心臓発作の予知監視通報システム」は、技術試作段階をほぼ終えようとしていると、結論する。

## 7 参考図書・文献

---

### 7.1 参考図書

1. 高橋長雄「からだの地図帳」、講談社、1989
2. 谷村 伸一「心電図モニター」、へるす出版、1987
3. シェファード・バンフート著、今井昭一・家森幸男・河合忠一・竹内亨監訳・共訳「人間の心臓血管系」、西村書店、1983
4. Harris Smith, "Human Motion Analysis", IEEE Press, 1996
5. Mervin J. Goldman, M.D. 著、吉利 和、宮下英夫訳「図解心電図学」、金芳堂、1960

### 7.2 参考文献・統計資料

1. 厚生統計協会「国民衛生の動向 1996年」厚生指標 臨時増刊・第43巻第9号
2. 総務庁統計局「各年国勢調査報告」、総務庁統計局「平成7年国勢調査抽出速報集計結果」
3. 厚生省人口問題研究所「日本の将来推計人口」（平成4年9月推計）
4. 厚生省大臣官房統計情報部「平成8年 人口動態統計（確定値）の概況」、平成9年10月13日報道発表
5. 菅原明彦「生命生活情報伝送機器の開発—小面積心電図誘導電極の開発に関する基礎的研究—」、エル・エス・ティ学会誌, Vol.7, No.3, p28, 1995
6. 三宅浩次監修「生物リズムの構造」、富士書院、1992
7. 山家他、「心臓血管制御系の非線型解析と人工心臓」、医用電子と生体工学 Vol 10, No.4, p43-52, 1996

8. Goldberger AL, Rigney DR, West BJ: Chaos and fractals in human physiology. *Sci. Am* 259:p35-41, 1990
9. Goldberger AL, West BJ: Application of non-linear dynamics to clinical cardiology. *Ann NY Acad Sci* 504, p195-213, 1987
10. 影山他「糖尿病性自律神経障害における critical level - 心電図 R-R 間隔の変動係数による」P76-79、自律神経 20-2, 1983
11. 茂吉他「新しい心拍変動パラメータによる tilt 試験に対する自律神経反応の分析」、医用電子と生体工学, 34-2, p59-68, 1996
12. 米山公啓、加茂力、小林郁夫「自律神経失調度測定装置」、特許公開平 5-200030, 1993
13. 加藤他「不整脈と自律神経-トリガとしての自律神経」、p19-25,呼吸と循環,44-1, 1996
14. Pomerantz B., et. Al: Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *Am J Physiol.* 248: H151, 1985
15. 井尻裕、「心疾患と生体リズム」、医用電子と生体工学, Vol.10, No.8, p63, 1996
16. Muller JE, Geoffrey H, Tofler MB, Peter H. Sone PH: Circadian variation and triggers of onset of acute cardiovascular disease. *Circulation* 79, p733-743, 1990
17. Willich SN, Malcolm M, Mittleman M, Arntz HR, Muller JE: Sudden cardiac death-support for a role triggering in causation. *Circulation* 87: p1442-1450, 1993
18. Rosenthal ME, Oseran DS, Gang E, Peter T: Sudden cardiac death following acute myocardial infarction. *Am Heart J* 109, p865-876, 1985
19. 堀正二他「慢性心不全と自律神経」、呼吸と循環, 44-1, p13-18, 1996
20. 水野憲祐:平成8年度東京大学工学部精密機械工学科卒業論文「生命生活情報伝送システムの開発-特に脳血管疾患の自動診断に関する基礎的研究」、1997
21. David L. Hall, James Llinas: An Introduction to Multisensor Data Fusion. *Preceedings of IEEE.* Vol. 85, No.1, p6-23, 1997
22. 松本博志、菅原明彦、荒井裕之:「欧米の Home Health Care Telematics の現状と周辺機器の開発の動向」医用電子と生体工学, Vol. 10, No.5, p11-17, 1996
23. 日本規格協会: JIS-T 1117 「長時間心電図携帯形記録装置」
24. 日本規格協会: JIS-T 1001 「医用電気機器の安全通則」
25. 日本規格協会: JIS-T 1002 「医用電気機器の安全性試験方法通則」

26. 荒井裕之:平成6年度東京大学工学部精密機械工学科卒業論文「超小型前胸壁貼りつけ型心電図テレメータ伝送ユニットの開発-電極一体化アンテナの開発に関する基礎的研究」,1995
27. アンテナハンドブック, CQ 出版社, 1970
28. IEEE Press, The Biomedical Engineering Handbook, p126-138, 1995
29. Thomas G. Zimmerman 「人体を導線として使うデータ通信、携帯型機器間で情報を共有する」,日経エレクトロニクス, p141-148, 1997.06.02号(No. 690)
30. Kenneth R. Foster, "Electromagnetic Field Effects and Mechanisms", p50-56, IEEE Engineering in Medicine and Biology, July/August, 1996
31. 総務庁統計局「平成7年国勢調査第一次基本集計結果(全国)結果の要約」平成8年11月29日公表, <http://www.stat.go.jp>
32. 日本規格協会「情報処理用語(操作技法及び機能) X-0010-1987」
33. 日本規格協会「情報処理用語(処理装置) X-1011-1989」
34. 木下栄蔵「多変量解析入門」啓学出版, 1987
35. Waltz E, Data fusion for C<sup>3</sup>I: A tutorial, in Command, Control, Communication Intelligence(C<sup>3</sup>I) Handbook, Palo Alto, CA: EW Communications, 1986
36. Lehmann E.L., Testing Statistical Hypothesis. New York: Wiley, 1986
37. Viswanathan R, et al., Distributed Detection With Multiple Sensors: Part 1 - Fundamentals., Proceeding of the IEEE, Vol. 85, p64-79, No. 1, 1997
38. 特願平 8-263249; 株式会社アムテックス, 小林郁夫: 「運動状態検出装置」
39. 丸山幸夫, 矢尾板裕幸「冠循環と自律神経」呼吸と循環, 44巻1号, p27, 1996

## 8 謝辞

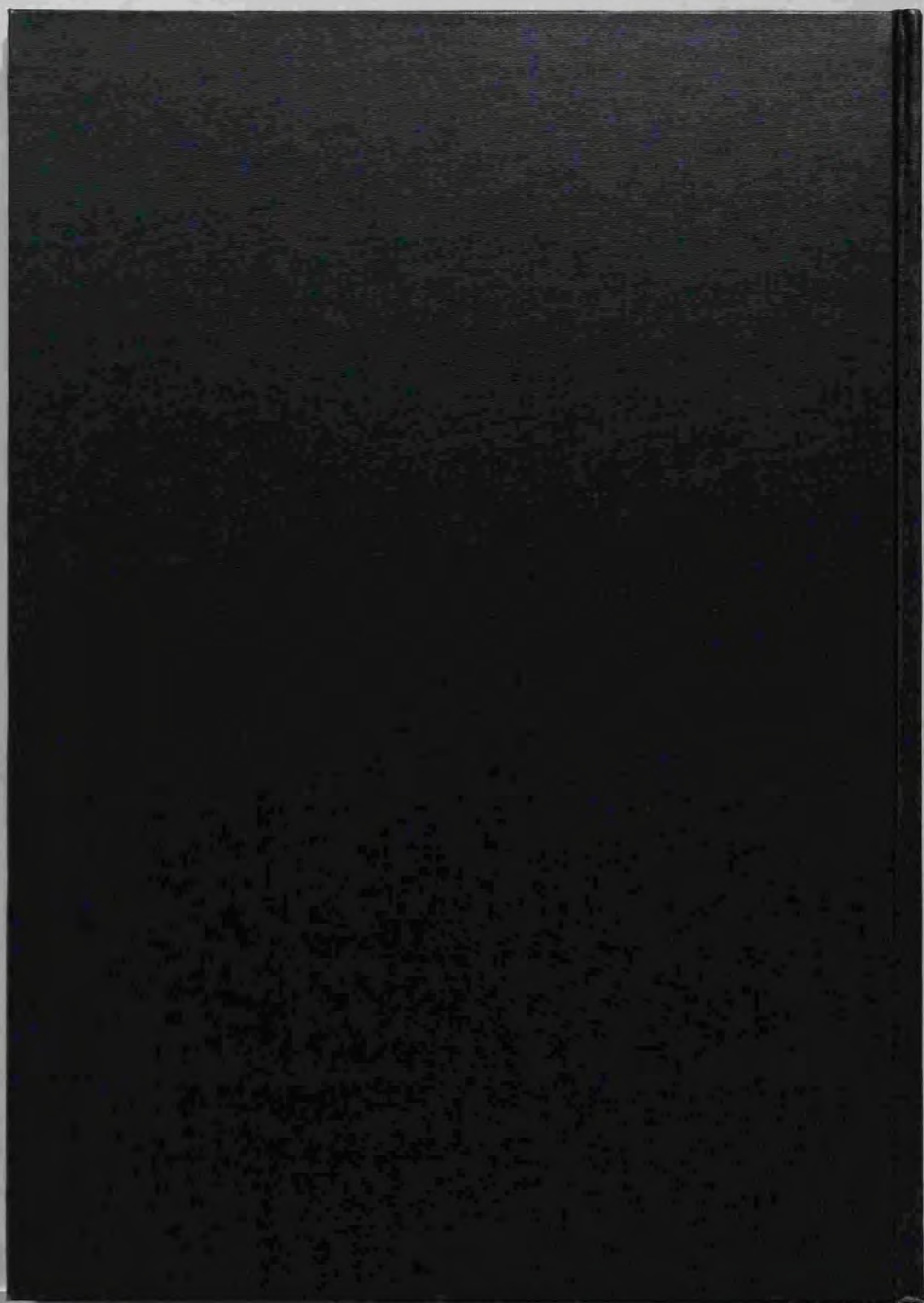
本研究を行なうにあたり、終始助言と医学的見地からの指導を賜った、東京大学工学系研究科教授松本博志先生に、心より感謝致します。

ゼミを通じての御指導を賜った東京大学工学系研究科教授土肥健純先生に、感謝致します。また、本論文を細部に渡り査読して下さい、厳しくまた丁寧なご指摘を賜りました東京大学工学系研究科教授板生清先生、同助教授鈴木宏正先生、同講師鈴木真先生、東京大学国際産学共同研究センター教授満瀬邦彦先生に、深謝いたします。

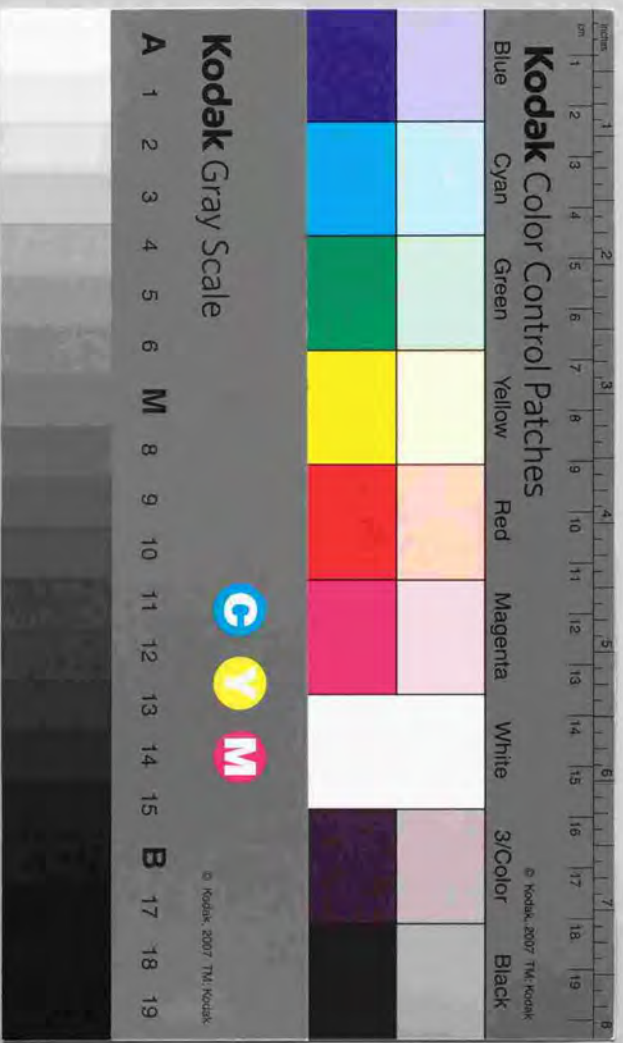
本研究に際し、直接間接にご助力を賜った次の皆様、東京大学工学部博士課程の菅原明彦さん、東京大学工学部平成8年度卒業生の水野憲祐さん、山川博司技官を始めとする松本研究室の皆様、土肥・鈴木研究室の皆様、株式会社ジー・エム・エスの代表取締役社長林列成様、株式会社ジー・エム・エスの皆様、埼玉県小川町の退職公務員連盟小川部会の社交ダンスクラブの皆様、現日本ガイダント株式会社勤務 Interventional Cardiology Territory Representative の鈴木徹様、株式会社アームエレクトロニクス代表取締役後山明様、北海道大学工学部で有限会社諏訪トラストの田中幸雄博士、株式会社アムテックス事業開発部課長落合勉博士、株式会社アムテックス安俊典取締役、株式会社平和社長の中島権様、聖マリアンナ医科大学の第二内科で神経内科を専門にされている加茂力先生、渡辺みどり先生、Massachusetts Institute of Technology の Dr. Roger Mark, 並びに Dr. George Moody, Dr. Richard Cohen, Dr. Alay Goldberger, Dr. Phillip Saul, Dr. David Rigney をはじめとする MIT-Harvard Medical Joint Division の諸先生方、元 Colin Research America 勤務の Hugh Lippincott 氏、Danny Kaplan 博士、Ted Clancy 博士、法政大学工学部助教授の八名和夫先生、法政大学工学部教授の大森健児先生、前高知医科大学老年病科教授で現老人医療センター所長の小澤利男先生、自治医科大学教授嶋田和幸先生、東京女子医科大学内科学助教授大塚邦明先生、獨協医科大学神経内科市丸雄平先生、株式会社日本コーリン代表取締役社長篠田昌幸様、スナックちどりの常連の皆さん、東海大学工学部講師で早稲田大学の先輩でもある曲谷一成先生に、書き尽くせない言葉を込め感謝致します。

早稲田大学理工学部教授の内山明彦先生には、医用工学に対して漠然とした将来への期待を抱いていたに過ぎない学生時代から、暖かいご指導を賜りました。本論文の上梓に際して、心よりの感謝を申し上げます。

最後に、この論文の最終稿の仕上げに向けて、誤植の訂正などまで手伝って下さった両親に、学位論文の上梓だけではない、心からの感謝の気持ちを申し添えます。







**Kodak Color Control Patches**

Blue Cyan Green Yellow Red Magenta White 3/Color Black

**Kodak Gray Scale**

A 1 2 3 4 5 6 M 8 9 10 11 12 13 14 15 B 17 18 19

**C** **Y** **M**

© Kodak, 2007 TM, Kodak