

生体情報のマルチモード計測システムの開発

(分担研究：相互作用と乳幼児の心理・行動発達に関する
基礎的研究)

石井威望*、広瀬通孝*、岩田洋夫**、上田 篤***、中垣好之*

要約：生体情報計測に要求される観点として、1. 携帯性、2. 多点同時性、3. 実時間性、の3つを設定し、それぞれに対応した計測装置を開発した。開発されたシステムは、コンパクト心電計、サーモグラム処理ソフトウェアおよびデジタル・シグナル・プロセッサ (DSP) である。

見出し語：心電計、サーモグラム、DSP、胎内音

1. はじめに

著者らのグループでは、従来より各種の生体情報を計測することにより人間の内部状態を観測する研究を行ってきた。本報告では、これまでに開発された計測システムの特徴を、実際の実験環境から発生するニーズに対応づけて整理する。

著者らがこれまでに行ってきた実験を総括すると、生体情報計測に要求される機能として、以下の3つの観点を考えることができる。

- (1) 携帯性
- (2) 多点同時性
- (3) 実時間性

まず(1)の携帯性とは、被験者が計測装置を持ち歩く際に負担が少ないということの意味する。(2)の多点同時性とは、多くの被験者を同時に計測できるということである。そして、(3)の実時間性とは計測中にその場で結果がわかるということである。これらの観点にそれぞれ対応した代表的な計測システムとしては、次の3つが開発されている。

- (1) コンパクト心電計
- (2) サーモグラム処理ソフト
- (3) デジタル・シグナル・プロセッサ(DSP)

以下にそれぞれのシステムの構成および計測例を紹介する。

2. 携帯性を重視したシステム

2-1. 心拍間隔測定装置

一般的な心電図を図1に示す。著者らは、心室収縮期にあらわれる上向き大きな波、すなわちR波に注目し、一つのR波とその次のR波の時間間隔をRRI(R-R Interval)と呼んでいる。R波が設定電圧値を越えたときマイクロコンピュータに信号が送られ、マイクロコンピュータの内部タイマによってRRIが計測され、RRIの値はメモリに記憶される。心拍間隔から覚醒度の指標として、心拍間隔の分散値RRV(R-R Variance)を求めている。

つまり、

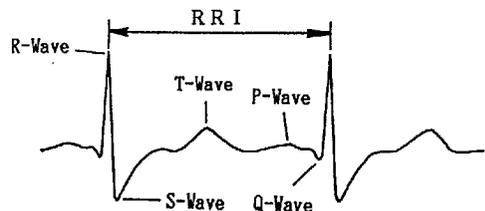


図1 心電図の波形

* 東京大学工学部 (Faculty of Engineering, Univ. of Tokyo)

** 筑波大学構造工学系 (Institute of Engineering Mechanics, Univ. of Tsukuba)

*** 岐阜大学教育学部 (Faculty of Education, Univ. of Gifu)

$$RRV = \left(\frac{\sum (RRI^2)}{n} \right) - \left(\frac{\sum RRI}{n} \right)^2$$

ここで、n：一定時間Tに含まれるRRIの個数である。

このRRVを調べると、作業者に精神的負荷がかかっているときや作業に集中しているときに小さな値を示すことがわかっている。

開発した計測装置は、大きく分けて心電増幅部のアナログ部とそのアナログ部からの信号を計測するマイクロコンピュータのデジタル部から構成され、その大きさは名刺サイズ程度である。その計測システムを図2に示す。その概観を図3に示す。消費電源の低減化ならびにメモリの大容量化にとまない、連続13時間の計測が可能である。

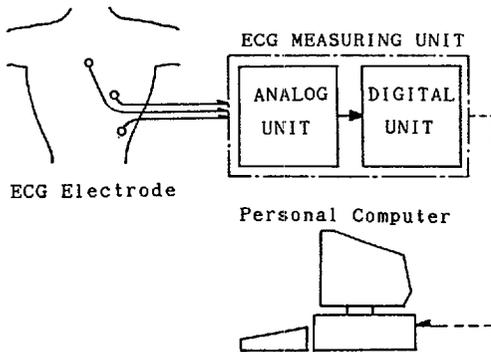


図2 心拍間隔計測システム

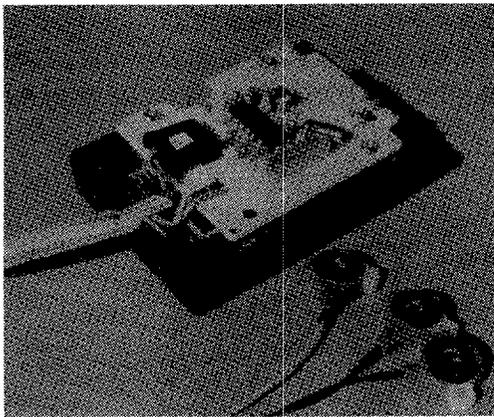


図3 心拍計の概観図

2-2. 長時間の心拍間隔計測例

心拍間隔を長時間計測した結果の中で特徴的な例を以下に示す。図4はVDT作業のモデル

実験で加算作業をしたときのRRVである。本実験では、1分間の心拍間隔の分散値MRRV (Mean RRV)を計算している。ディスプレイに加算の問題が表示され、被験者はそれに答えていくというものである。この作業は自律ベースで行ったが、作業的には他律性の強いものである。この結果からMRRVは、漸次上昇していることがわかる。また、MRRV値には波があるようにも見受けられる。

図5は、学期末試験時における心電計測である。図中のBからCまでが試験である。MRRV

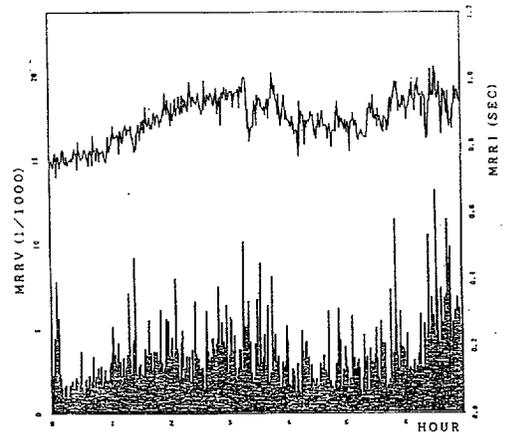


図4 加算

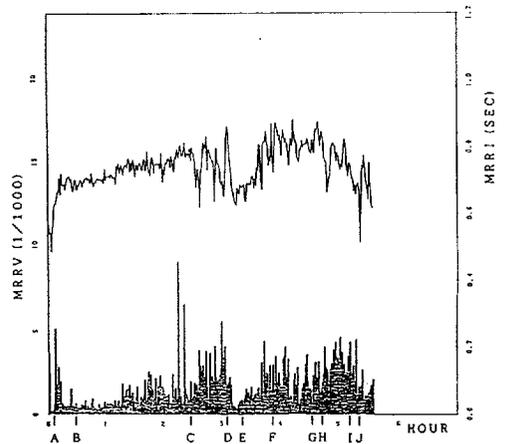


図5 試験

- | | |
|--------|------------|
| A-B 着席 | F-G 机上デバック |
| B-C 試験 | G-H ゲーム |
| C-D 雑談 | H-I 机上デバック |
| D-E 食事 | I-J ゲーム |
| | J- 机上デバック |

の値は試験開始時には低い値を示して試験に集中している様子がわかる。後半になるとその値は段々高くなって、試験への集中が欠けてきた様子がわかる。図中のDからEまでは食事であるが、この間のMRRVは極めて低い値を示している。また、雑談、デバック作業時ではその値は高くなっている。

2-3. フラットTVを用いた実時間観測



図6 フラットTV

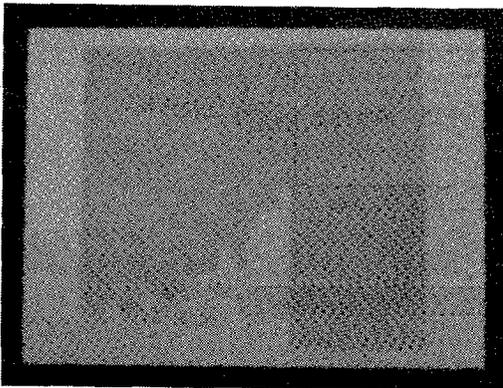


図7 表示されたMRRV

小型心電計測装置で計測したRRIからMRRVを算出し、それをリアルタイムでフラットTV(FLAT TV:SONY製)に棒グラフとして出力する装置を開発した。その様子を図6、図7に示す。これまでの装置は、作業者の心拍計測終了後にならなければ分散値の変化がわからなかったが、MRRVをリアルタイムでTVディスプレイに表示することによって、作業の内容と作業者の内的状態を即時に比較、検討することが可能になった。

3. 多点同時性を重視したシステム

3-1. 顔面皮膚温度計測システム

図8に皮膚温度解析用の計測システムを示す。赤外線カメラでとらえた映像は、サーマル・イメージ・プロセッサに入力され温度分布画像に変換され、一度VTRに記録された後に、パーソナルコンピュータへ送られて処理される。サーモグラフィ(日本アビオニクス・TVS-4300)は256(H)×120(V)、奥行き4ビット(16階調相当)の温度分布画像を毎秒20フレーム得ることができ、被験者の動きに追従することが可能である。本装置では、グレースケールのサーモグラムをNTSCビデオ信号に変換して出力しているために、汎用のフレームメモリを用いて画像解析を行っている。本年度、この装置は、256(H)×256(V)、奥行き8ビット(256階調)の温

NEC PC-9801

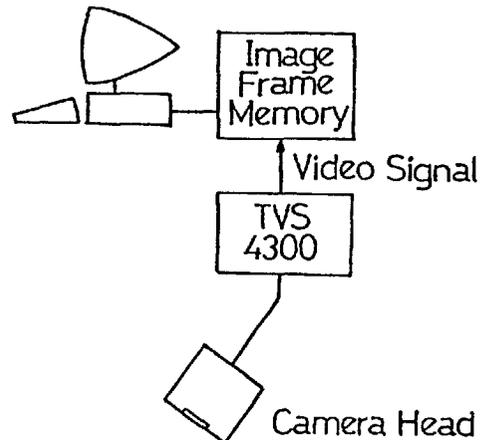


図8 皮膚温度計測システム

度画像を毎秒30フレーム出力するものに改良されている。

被験者の顔面温度分布の変化を測定するために、サーモグラム中に長方形のウィンドウ(大きさが自由に設定可能)を設ける。顔面の平均温度は、長方形のウィンドウ内の平均輝度を算出することにより求める。個人や多人数の顔面温度の変化を計測することができるように、任意の大きさのウィンドウが設定できるようにプログラムされている。

図9は、多人数(10名)の顔面のサーモグラムである。図中の長方形のウィンドウ内の平均輝度を算出して顔面の平均温度を求めている。

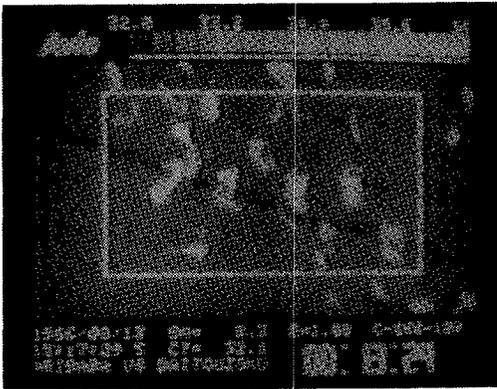


図9 多人数の顔面サーモグラム

3-2. 画像処理LSIによる高速化

前述の装置を用いた研究例としては、劇場における観客の情緒反応(こどもの城)、および母子相互作用における乳児の認知情緒反応(小児

医療研究センター)がある。現在のところ、これらの研究における温度画像の解析作業においては、解析用ウィンドウを手作業で設定しなければならない。そのため、実験後に解析結果を得るまでに多くの時間と労力を要する。この作業が自動化できない最大の理由は、被験者の動きに合わせてウィンドウを設定する過程が高度のパターン認識を要することである。デジタル画像は多くの情報を持っているため、通常のコンピュータにこの作業を代行させようとすると多大な時間を要する上に、認識成績も思わしくない。

しかしながら、最近画像処理を高速に行う専用LSIが開発され、この問題に対する改善方法が現実のものになりつつある。著者らが現在テストを進めている画像処理LSIは、イーゼル社製のパイプライン・プロセッサPIP(型名EZ24016)および特徴抽出プロセッサPEC(型名EZ24017)である。図10にこのシステムの構成図を示す。PIC、PECはラスタ型の画像処理を実行するLSIで、ラスタ走査と同様に画面全体を左から右、上から下に走査しながらパイプライン的に画像処理を実行してゆく。この処理により、512×512画素×8ビットという大量のデータから、閉曲線や角といった大局的な特徴を抽出することができる。各画素の処理は40nsと速いため、上記の処理を1/60秒のリフレッシュ時間に終了することができる。このLSIに被験者の位置を追跡するプログラムを書けば、ウィンドウの設定を実時間で進行することも可能になると考

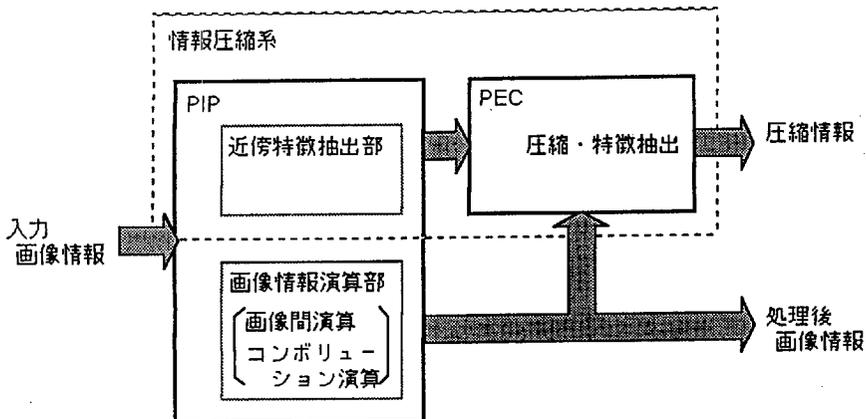


図10 画像処理システムの構成

えられる。

4. 実時間性を重視したシステム

4-1. DSPとは

(1) DSPの概要

DSPとはデジタル・シグナル・プロセッサの略で、名前の通り、デジタル信号処理のアプリケーションを効率よくサポートするためのプロセッサである。基本的な傾向としては、アナログ信号に、実時間でデジタル処理を施すことを目的としている。主な処理内容は、現時点では、デジタルフィルタ、スペクトル解析といったものであり、これらはいずれも積和演算が基本となっている。したがって、DSPのアーキテクチャとしては積和演算を効率よく計算することに重きが置かれている。本研究では比較的安価で、実用化が進んでいる汎用のDSPを活用している。

汎用のDSPとしては、次のような特徴を持ったものがほとんどである。

- 高速な、ハードウェア乗算器とALU
- プログラムROM、データROM、データRAMを内部に持つ
- AD、DAコンバータを容易に接続できる入出力インタフェース
- 複数のバスによるパイプライン処理
- RISCアーキテクチャに近い
- 1サイクル1命令
- 高精度な演算

汎用のDSPの分類としては、世代別のものがよく行われる。第1世代、第2世代と進化してきて、現在、第3世代を名乗るものが出始めているところである。第1世代では、計算は一般に固定小数点で行われ、メモリ空間もかなり狭いものであった。第2世代では、浮動小数点計算が主流となり、メモリ空間も拡大された。第3世代を歌い文句としているものは、計算の性能としては、第2世代の2倍程度となっている。第3世代のDSPは、まだ出そろっていないが、性能等について知られているものでは、おもに、サイクルタイムの短縮により高速化が計られている。

DSPの現在の主な用途を次に挙げる

- 信号処理

デジタルフィルタ、FFT

○音声処理

音声分析・合成・認識、
ボコーダ、音声メール

○通信

モデム、エコーキャンセラ、コーデック、
秘話、FAX、無線

○制御

NC、サーボ

これらはいずれも現在実用の域に達しているものである。画像処理に関しては、速度、メモリ容量の点から、現状のDSPでは処理能力が不足している。

(2) μ PD77230について

ここでは、今回使用したDSPである、日本電気の μ PD77230について紹介する。このプロセッサは、典型的な第2世代のDSPであり、1986年に発売された。以下に、このプロセッサの特徴を挙げる。

- 32ビット浮動小数点及び24ビット固定小数点のハードウェア乗算回路
- 55ビット浮動小数点ALU及び8個のワーキングレジスタ
- 47ビットパレルシフタ
- 150nsのインストラクションサイクル
- 3ステージのパイプライン処理
- マスタ、スレーブの2つのモード
- マスタモードでは8kwordのメモリ空間
- シリアル I/O
- 32ビット=1ワードの命令
- 3段パイプライン処理によりディレイド演算、ディレイドジャンプの概念

μ PD77230の開発環境としては、日本電気よりアセンブラパッケージの他、ハードウェアエミュレータ、ソフトウェアエミュレータなどが用意されている。ここでは、実際に使用したアセンブラパッケージについて紹介する。

アセンブラパッケージには、クロスアセンブラ、リンカ、ライブラリアン、オブジェクトコンバータが含まれている。

このアセンブラの77230のハードに依存した特有の機能としては、プリアセンブル機能があげられる。これは、パイプライン処理により生

じるディレイド演算などに対応するための機能である。つまり、プログラマは、自分の意図する通りの順にプログラムを書き、プリアセンブラに入力すると、これをディレイド演算を考慮して展開し、1インストラクション毎に区切る作業を自動的に行ってくれるというものである。しかしながら、出力されるコードは、アセンブラで書いた場合よりも多少冗長になっているところがあり、特に高速な動作が要求されるような場合には、手直しが必要である。なお、プリアセンブラは、アセンブラソースコードを出力するので、これを見ながら修正をすることにより冗長性を抑えることができる。

リンカは、アセンブラが出力したオブジェクトモジュール及びライブラリファイルを統合し、ロードモジュールを作成する。

ライブラリアンは、オブジェクトモジュール、ロードモジュール及びライブラリアン自身が出力するライブラリファイルに対するモジュール単位の編集を行う。

オブジェクトコンバータは、ロードモジュールを実行可能なHex形式に変換する。

(3) 使用した機器構成

ここでは、マイテック社製のDSPボードMSP 77230STを利用した。ホストとしては、日本電気のPC9801、開発用のソフトとしては、アセンブラパッケージ及びマイテック社のボードに付属のデバッガを利用した。ボードのハードウェア構成としては、マスターモードでのみ利用でき、8kwのメモリをフルに実装している。なお、この8kwの中にはホストとのハンドシェイク

用のポートを含むほか、最上位の2kwはデータの受渡しのための2ポートRAMを配することができるようになっている。このシステム構成の概略を図11に示す。

ボードに付属のデバッガは、プログラムのロード、実行、ステップ動作、メモリ及びレジスタの内容のダンプなどが行える簡単なものである。

4-2. 胎内音測定実験

本研究ではDSPを用いた計測例として、胎内音の測定実験を行ない、胎児の音声の計測可能性について検討している。図12に本実験で用いたセットアップの構成を示す。

音声の収集には、一般にはマイクを用いるが、胎児が声を発しているとすればその音声は数Hzといわれており、この程度の周波数では通常のマイクは使えない。ここでは振動ピックアップ及び超低音用マイクを用いている。振動ピックアップは、もともと建築物や機械などの振動を測定する道具であり、マイクに比べ低い周波数まで測定可能である。超低音用マイクは基本的にはマイクと同じで空気圧変動を測定する道具であるが、マイクに比べてかなり低い音まで収録することができる。

収録に際して、振動ピックアップはお腹に両面テープで張り付けさらに全体をテープバンドで固定する方法で取り付けており、超低音用マイクは手で支持した。

記録装置として、これまではビデオテープレコーダのHi-Fi音声チャンネルを用いた。これは、実験に際して音声と同時に超音波エコー像を記録していたためである。

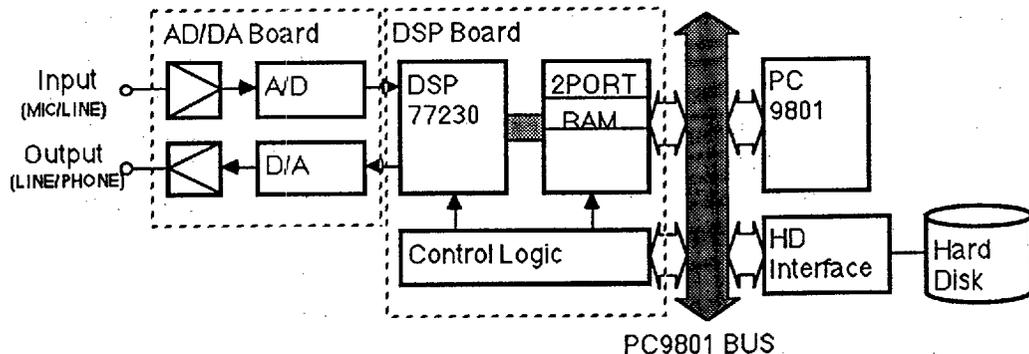


図11 DSPシステム構成図

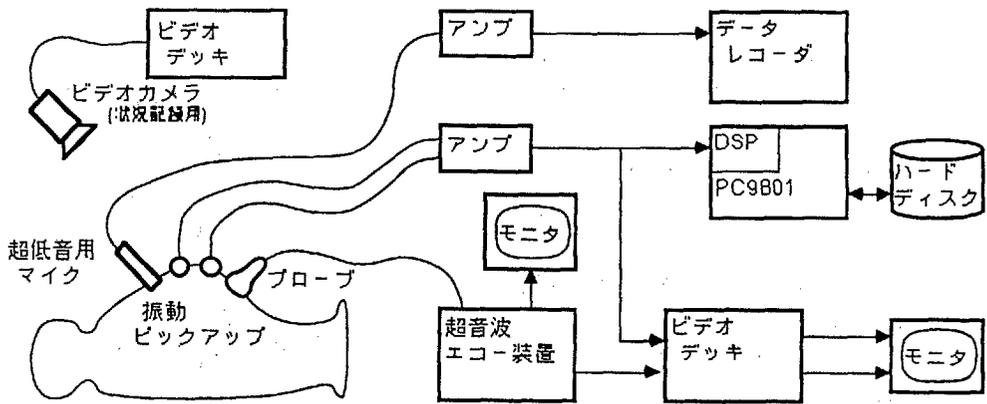


図12 実験装置構成図

しかしながら、数Hzの音に対してこれでは十分でない。そこで、音声データを直接デジタルに変換し、ハードディスクに取り込む方法を試みている。また、超低音用マイクについてはデータレコーダを用いている。

実際、'88年12月24日の実験ではこれらの装置を用いたが、収録した音声と映像の同期をとるのが予想以上に困難で、現時点では音声と映像は別々に分析されている。

分析は基本的にすべてデジタル信号処理で行っており、このため、データは処理に際してデジタルに変換される。分析方法としては周

波数分析を採用している。

図13に分析結果の例を示す。これは、母親が胎児に対して話しかけている時に計測された音声信号に対して周波数分析を行ない、0~60Hzの低周波成分について表示したものである。この結果は可聴域よりも低い領域において様々な振動が観測されていることを示している。これが胎児の音声に相当するかどうかは、超音波エコーによる胎児の声道の動きが確認できれば結論づけることはできない。

4-3. DSPによる胎内音の可聴化

人間の耳にはおよそ100Hzにより低い音は聞

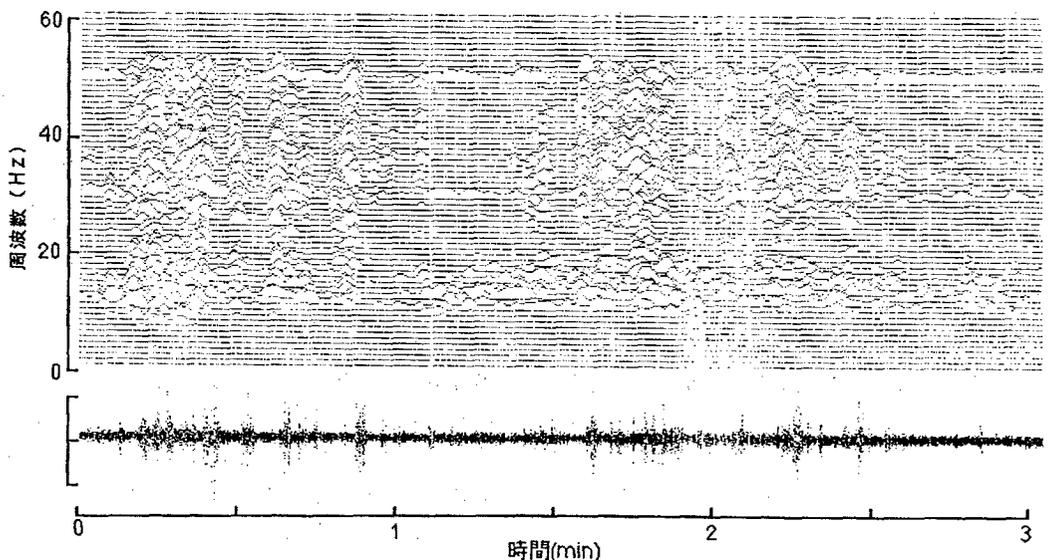


図13

'88/10/8 16:41-16:44 左 16:42:50 母親がしゃべっている

こえにくい。前述の胎内音測定実験を行なう場合には、低周波の振動を耳に聞こえる音に変換することが必要になる。この作業をここでは可聴化と呼ぶことにする。

可聴化について、胎児の音声計測の一手段として、これまで3つの方法による実現を試みてきた。

当初、胎児の声道の音響モデルを数学的に解いた結果によれば、羊水中で胎児が出すと予想される音声は空気中、大人のその数分の1～十分の1であり、100Hz以下の音域に及ぶことが予想されていた。音程を10倍程度に上げる方法として次の2つを考えた。

(1) 繰り返しの方法

1つはテープの早回し似にした方法である。収録された波形を数倍のスピードで再生するのであるがリアルタイムで行うと取り込まれるデータの方が少なく、出力するデータがすぐにつきてしまう。これを補うために、次のデータが取り込まれるまで同一のデータを繰り返し読み出すことにする(図14)。この方法では繰り返しの際して生じるデータのギャップによる音質の劣化が著しく、人間の耳を疲労させ、長時間の使用には向かない。

(2) フーリエ変換及び逆フーリエ変換による方法

もう一つはフーリエ変換および逆フーリエ変換によるもので、これは入力された音声を一度周波数面に写像しここで必要な処理を施した後、再び時間面に戻す方法である(図15)。これによれば、繰り返しの方法と同様に波形に不連続な点が生じるためノイズが入るが、不連続点の間隔が長いので、よい音質が得られる。一方、計算はかなり複雑であり、現在の所、左右の内の一方のチャンネルについて処理を行うことしかできない。人間の耳の雑音除去能力は音をステレオで聞いたときにより強く発揮されると考えられ、2チャンネルを両耳で聞くことが望ましい。

この装置を使用してきた限りでは声と断定できる音は聞かれていない。あいまいな音は多く聞かれるが、これと動きとの関係が不明な場合、あるいは、胎児の動きによる振動と考えられる

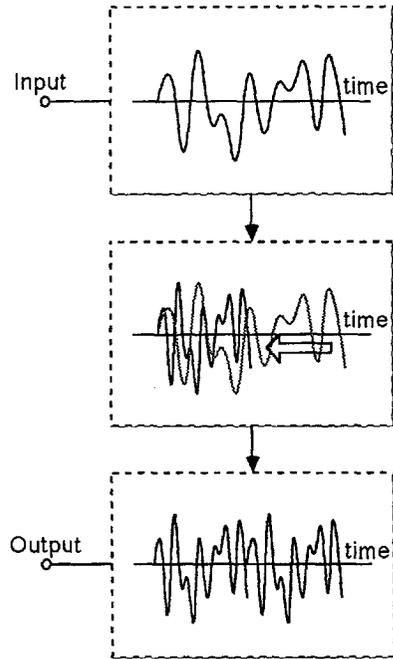


図14 可聴化の方法(その1)
繰り返しの方法による

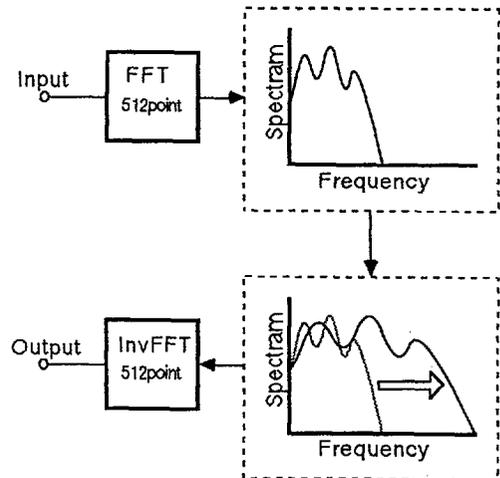


図15 可聴化の方法(その2)
フーリエ変換及び逆フーリエ変換を用いる

場合が多かった。

最近のNHK技研の研究によると、声の周波数は数Hz程度であり、周波数のシフトの量が不足していることが明らかになった。

(3) オシレータを用いた方法

これまでのフーリエ変換及び逆変換を用いた方法、テープレコーダの早回しを模倣した方法

などでは音程を十分に上げることができず、また、音質も良いとは言い難い。これらの性質は、いずれも、これまでの計算アルゴリズムに起因するものである。

そこで、次のような方法を試みた。但し、これまでのところでは、リアルタイムの処理は実現していない(図16)。

○取り込み：まず、入力音にフィルタをかけて、64Hz以上の成分を取り除き、128Hzでサンプルし直して、取り込む。データはハードディスクに蓄える。

○処理：次に、このデータを、再生に都合の良い形に変換する。これは、基本的にはフーリエ変換であり、各周波数の音の成分の強さを求めている。フーリエ変換は512点で計算しており、このうちの、0.25~16Hzの64成分を結果として用いている。

○再生：最後に、上で求めた成分の強さをもとに、オシレータを駆動する。具体的には、強度を求めた各成分の周波数の256倍の周波数のオシレータを用意し、これの出力に成分の強度をかけてやり、これをすべてのオシレータについて加え合わせる。これが出力となる。

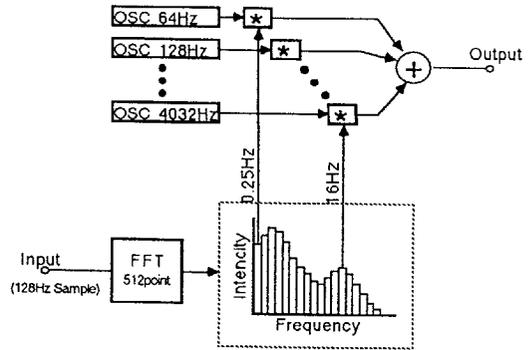


図16 可聴化の方法(その3)
オシレータを多数用いる

この方法は、フーリエ変換及び逆変換を用いた方法と、原理的には大きな差がないが、音の位相を無視しており、その代わり波形に不連続な点が生じることがなくなっている。

5. まとめ

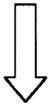
生体情報を計測するために開発された各種システムを実際の実験から要求される機能に応じて分類・整理をおこなった。

Abstract

Development of Multi-modal Measuring System for Physiological Information

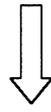
Takemochi Ishii*, Michitaka Hirose*, Hiroo Iwata**, Atusi Ueda***, Yoshiyuki Nakagaki*

Three viewpoint of requirement for physiological information measuring are set: 1. portability, 2. multichannel measuring, and 3. real time measuring. According to each viewpoint, compact ECG meter, image processing software for thermogram, and digital signal processor (DSP) are developed.



検索用テキスト OCR(光学的文字認識)ソフト使用

論文の一部ですが、認識率の関係で誤字が含まれる場合があります



要約:生体情報計測に要求される観点として、1.携帯性、2.多点同時性、3.実時間性、の3つを設定し、それぞれに対応した計測装置を開発した。開発されたシステムは、コンパクト心電計、サーモグラム処理ソフトウェアおよびデジタル・シグナル・プロセッサ(DSP)である。