

平成21年度戦略的基盤技術高度化支援事業

「ジャイレータ技術を用いたバイタルサイン検出装置
の研究開発」

研究開発成果等報告書

平成22年3月

委託者 関東経済産業局

委託先 株式会社ジェピコ

目次

第1章 研究開発の概要	3
1 - 1 研究開発の背景、研究目的及び目標	
1 - 2 研究体制	
1 - 3 当該プロジェクトの連絡窓口	
1 - 4 研究成果概要	
第2章 研究開発 本論	4
2 - 1 テーマ【1 - 1】信号処理 LSI のワンチップ化	
(1) 本テーマの目的	
(2) 研究の内容	
(3) まとめ	
2 - 2 テーマ【1 - 2】超高感度圧力センサの開発	12
(1) 本テーマの目的	
(2) 研究の内容	
(3) まとめ	
2 - 3 テーマ【1 - 3】基板回路設計により基板の小型化	14
(1) 本テーマの目的	
(2) 研究の内容	
(3) まとめ	
2 - 4 テーマ【2 - 1】Ethernet ネットワーク環境をプラットフォームとするシステムの研究開発	16
(1) 本テーマの目的	
(2) 研究の内容	
(3) まとめ	
2 - 5 テーマ【2 - 2】パラメータ書き換えにより、多分野に対応できるユニットの研究開発	17
(1) 本テーマの目的	
(2) 研究の内容	
(3) まとめ	
2 - 6 テーマ【2 - 3】データ集計システムの研究開発	20
(1) 本テーマの目的	
(2) 研究の内容	
(3) まとめ	
第3章 研究総括	22
3 - 1 平成21～22年度の成果総括	
3 - 2 本研究開発の成果を踏まえた事業化の取り組み	

第1章 研究開発の概要

1 - 1 研究開発の背景、研究目的及び目標

本研究開発の目的は、人体の下に非接触で敷いたマットに伝わるバイタルサイン(脈拍、呼吸、体の動き等)を微小な圧力信号として超高感度圧力センサで抽出する装置を小型化・高機能化するため、複数 LSI チップのワンパッケージ化、超高感度圧力センサの小型化、通信ネットワーク・データ集計システムの開発、多用化(離床検知、睡眠判断等)するためにパラメータ設定技術の開発を行う。また、事業化を目指し、少量・多品種生産実現化の研究開発をおこなう。

1 - 2 研究体制

研究組織及び管理体制

学校法人 法政大学

財団法人 東京都医学研究機構

株式会社 ジェピコ(事業管理者兼研究実施)

1 - 3 当該プロジェクトの連絡窓口

株式会社ジェピコ

〒186-0002 東京都国立市東 1 - 4 - 13 COI 国立ビル

システム&ワイヤレスソリューション部 麻生 忠明

TEL:042-580-6850 FAX:042-580-6851 e-mail:taso@jepico.co.jp

1 - 4 研究成果概要

試作開発した「バイタルサイン検出装置」は非接触でバイタルサインを検出する事が可能であり、この検出されたバイタルサインより離床・睡眠・異常などの判定が1つの装置で実現可能とした。又、データ集積システムとLANボードの開発により1台のPCにて複数のバイタルサイン検出装置を管理できるような機能も追加し、多分野における使用も可能となっている。

次に述べる機能が本システム(バイタルサイン検出装置)の特徴である。

非接触

センサ内蔵エアマットを布団やベッドマットレスの下に敷くだけでバイタルサインを検出することができる。

多機能

離床判定や睡眠状態、異常検知を本システムで計測することができる。

高機能

1台の組み込みボードコンピュータ等にて本システム 10台を同時に管理することができる。

第2章 研究開発 本論

2-1 テーマ【1-1】信号処理 LSI のワンチップ化

(1) 本テーマの目的

3チップの汎用 LSI をバイタルサイン検出 LSI にワンチップ化する。ジャイレータ技術を用いたフィルタと PWM 制御の組み合わせにより、従来のフィルタ精度 ($\pm 5\%$) を $\pm 10\text{ppm}$ に高精度化する。PWM 制御に対応可能なジャイレータフィルタ機能を 8 ブロック搭載し、バイタルサイン検出を 1 チップで処理できる LSI を開発する。

(2) 研究の内容

フィルタ実現手段として代表的なものを掲げると、

- ・パッシブフィルタ
- ・アクティブ・フィルタ
- ・スイッチトキャパシタフィルタ
- ・デジタル・フィルタ

などが存在する。この中で、パッシブフィルタとアクティブ・フィルタは入力信号を時間連続波として扱うフィルタであり、スイッチトキャパシタフィルタとデジタル・フィルタは入力信号を時間離散値として扱うフィルタである。連続波型のフィルタであるアクティブ・フィルタは一般的に抵抗と容量および増幅素子 (普通はオペアンプ) により構成する。アクティブ・フィルタの副次的目的の一つにコイル (インダクタンス) の追放があり、コイルは周波数が低くなると大きくなる、集積化に適さないなどの問題がある。同じ理由により高周波用フィルタを除いてパッシブフィルタはアクティブ・フィルタにより駆逐された。一方、アクティブ・フィルタは複雑な帰還 CR ネットワークにより特性が決定されるため、CR 定数に高い精度が要求され、さらにゲイン、遮断周波数、遮断特性などを独立して設定できないという不便さがある。これはオペアンプ全体の特性が帰還率によって支配され、その帰還率が CR ネットワークによって決定されることと等価である。つまりアクティブ・フィルタには次の課題がある。

- ・遮断周波数や Q 値を設計値とすると入手不可能な CR 定数値が要求される。
- ・高精度なフィルタ特性を実現しようとする、存在しない定数が要求される。
- ・フィルタの種類によって回路が大きく変わる。
- ・遮断周波数や Q 値などを変更すると、CR 定数総てを変更する必要がある。

上述の従来型フィルタの課題を解決するためにジャイレータ型フィルタを新規に考案した。図 1-1a はジャイレータの原理を忠実にモデリングしたものである。信号入力電圧がトランジスタの順方向電圧 V_{be} に比較して十分に大きいと仮定できるものとする、コンデンサ両端の電圧と入力端子の電圧は、それぞれ以下のようにあらわすことができる。

$$R_2 \cdot I_L = V_C \quad \text{式 1}$$

$$R_1 \cdot I_C = V_L \quad \text{式 2}$$

一方、コンデンサ両端の電圧と電流との関係は、

$$C \frac{dV_c}{dt} = I_c \quad \text{式 3}$$

式 1~式 3 より、入力電圧 V_L と入力電流 I_L だけの式に整理すると、

$$V_L = R_1 R_2 C \cdot \frac{dI_L}{dt} \quad \text{式 4}$$

コイルの電圧と電流に関する基本特性 $V_L = L(dI_L/dt)$ と式 4 を比較すると、

$$R_1 R_2 C = L \quad \text{式 5}$$

式 5 から $R_1 R_2 C$ はインダクタンス L と見なすことができる。なお、図 1-1a および式 1、式 2 において、 R_1 と R_2 は、それぞれ電圧 V_C と V_L を電流に変換するためのコンダクタンスとして機能している。

ジャイレータの基本原理

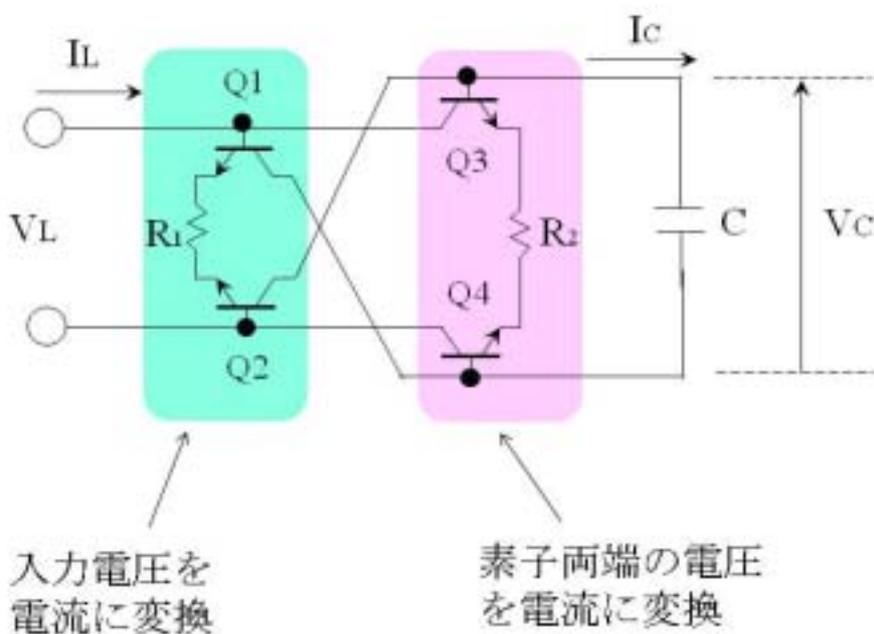


図 1-1a ジャイレータの基本原理 (回路)

Definition of Gyration

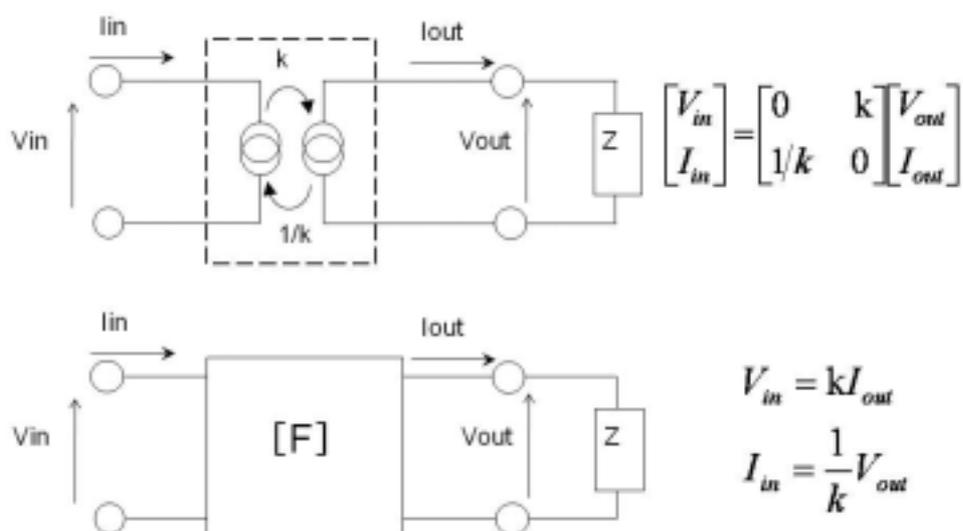


図 1-1b ジャイレータの基本原則（行列表記）

図 1-1a 「ジャイレータの基本原則（回路）」, 図 1-1b 「ジャイレータの基本原則（行列）」を電圧、電流、インピーダンスの関係式であらわす。

$$V = ZI \tag{式 6}$$

式 6 において、電圧 V は抵抗 R_1 によって電流 I に変換されると考える。また、電流 I は抵抗 R_2 によって電圧 V に変換されると考える。この関係を数式であらわすと式 7 と式 8 が得られる。

$$V = R_1 I \tag{式 7}$$

$$I = \frac{V}{R_2} \tag{式 8}$$

式 7 と式 8 を式 6 に代入すると、

$$R_1 I = Z \frac{V}{R_2} \tag{式 9}$$

$$V = \frac{R_1 R_2}{Z} I \tag{式 10}$$

式 10 は電圧と電流の関係がインピーダンス Z の逆数である。「電圧を電流に変換する手段」を差動増幅器によるトランスコンダクタンス回路により実現することができる。

差動増幅器によるジャイレータ(1)

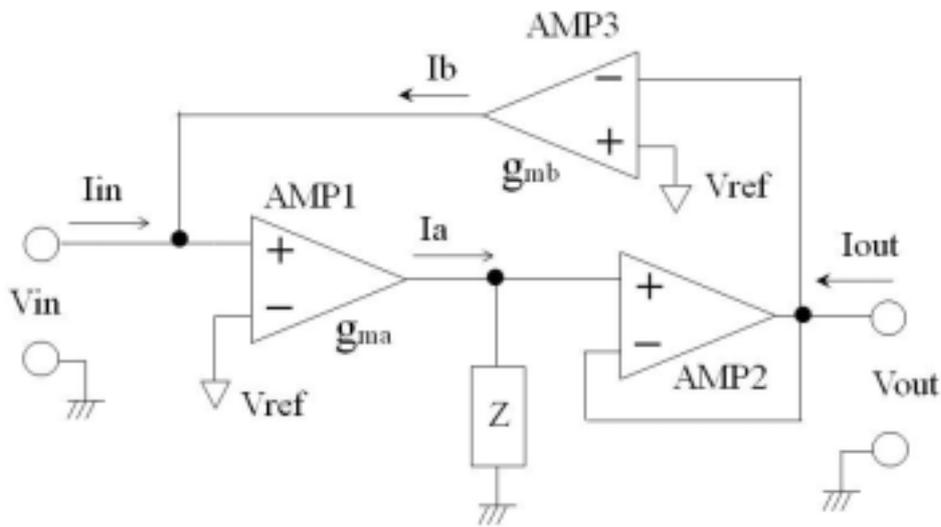


図 1-2 差動増幅器によるジャイレータ

図 1-2 において、AMP1、AMP3 は電圧信号を電流信号に変換するトランスコンダクタンス回路である。増幅素子では制御電圧によって出力電流を制御するため、電圧に対する電流の変化を相互コンダクタンスとして式 11 で定義する。

$$g_m = \lim_{\Delta \rightarrow 0} \frac{\Delta I}{\Delta V} = \frac{dI}{dV} \quad \text{式 11}$$

AMP1 の相互コンダクタンスを g_{ma} 、AMP3 の相互コンダクタンスを g_{mb} と区別して考える。AMP はトランスコンダクタンス回路、AMP2 はボルテージフォロア回路なので、出力電圧は式 12 であらわすことができる。

$$V_{out} = I_a Z = V_{in} g_{ma} Z \quad \text{式 12}$$

また、入力電流は出力端子電圧を AMP3 の電圧電流変換回路によって電流に変換された電流と正負が逆の関係にあるので、

$$I_{in} = -I_b = -V_{out} (-g_{mb}) = V_{out} g_{mb} \quad \text{式 13}$$

$$V_{out} = \frac{I_{in}}{g_{mb}} = V_{in} g_{ma} Z \quad \text{式 14}$$

式 13 と式 14 から、入力インピーダンス Z を求めると、

$$Z_{in} = \frac{V_{in}}{I_{in}} = \frac{1}{g_{ma}g_{mb}Z} = \frac{1}{g_m^2 Z} \quad (g_{ma} = g_{mb} = g_m) \quad \text{式 15}$$

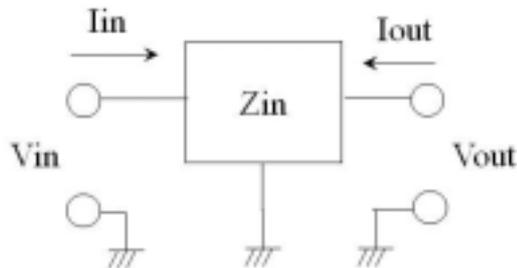
図 1-2 で Z がキャパシタンスの場合、入力端子からみたインピーダンス Z_{in} は、式 17 であらわすことができる。

$$Z = \frac{1}{j\omega C} \quad \text{式 16}$$

$$Z_{in} = \frac{j\omega C}{g_m^2} = j\omega \left(\frac{C}{g_m^2} \right) \quad \text{式 17}$$

式 16、式 17 の比較から、キャパシタンスは等価的にインダクタンス C/g_m^2 となり、さらに g_m 値の調整によってインピーダンスの制御が可能となる。相互コンダクタンスを制御するには、図 1-2 の差動増幅器の電圧 電流変換効率を制御すればよく、入力回路が差動増幅器によるトランスコンダクタンス回路で構成されている場合、その電流源の値を制御することに等しい。以上の機能を入出力 2 端子対回路としてあらわすと図 1-3 となる。この場合、出力端子はジャイレータとしては特別の意味は持たない。ジャーレータ特性としてインピーダンスが逆数として見えるのは、あくまでも入力端子から見た場合である。したがって、接地されたコンデンサをインダクタンス特性として利用するのが、ジャイレータとしての利用方法となる。

差動増幅器によるジャイレータ(2)



$$Z_{in} = \frac{V_{in}}{I_{in}} = \frac{1}{g_{ma}g_{mb}} \frac{1}{Z} = \frac{1}{g_m^2} \frac{1}{Z} \quad (g_{ma} = g_{mb} = g_m)$$

図 1-3 差動増幅器によるジャイレータ

(3) まとめ

本技術を含むセンサ信号処理 LSI をバイポーラプロセスにより製造し、その特性を評価した。図 1-4 に本 LSI の外観図を示す。

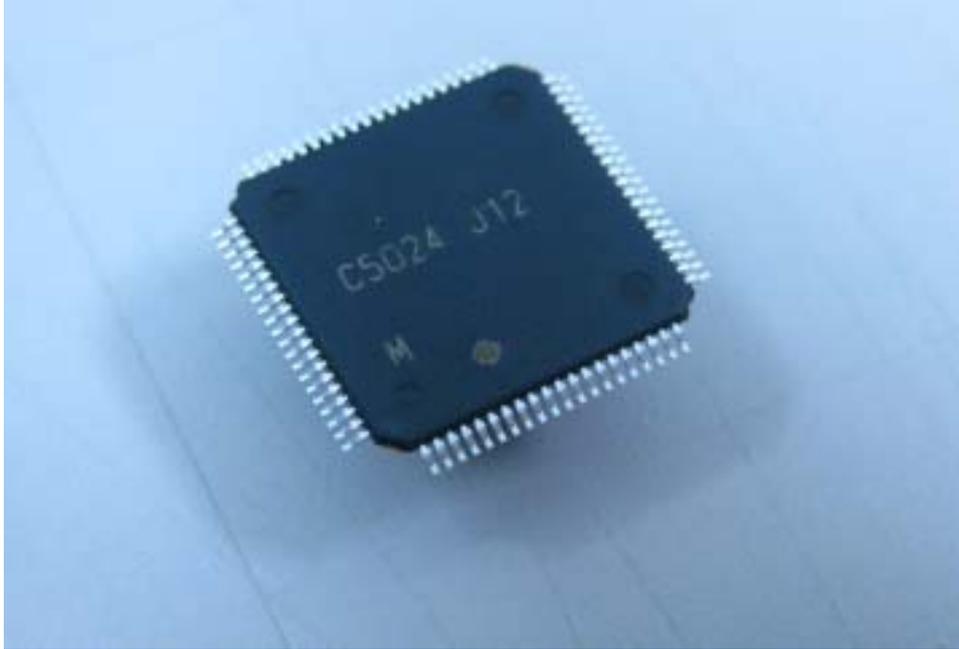


図 1-4 製造された LSI の外観

図 1-6 は本ジャイレータ技術により作成した LPF、HPF、BPF の周波数特性である。フィルタ特性調整端子を利用して遮断周波数を可変できる事が確認できる。

電氣的に調整することにより遮断周波数を $\pm 10\text{ppm}$ の精度で制御できることを確認した。結果として、図 1-5(a) ~ 図 1-5(c) に示す。

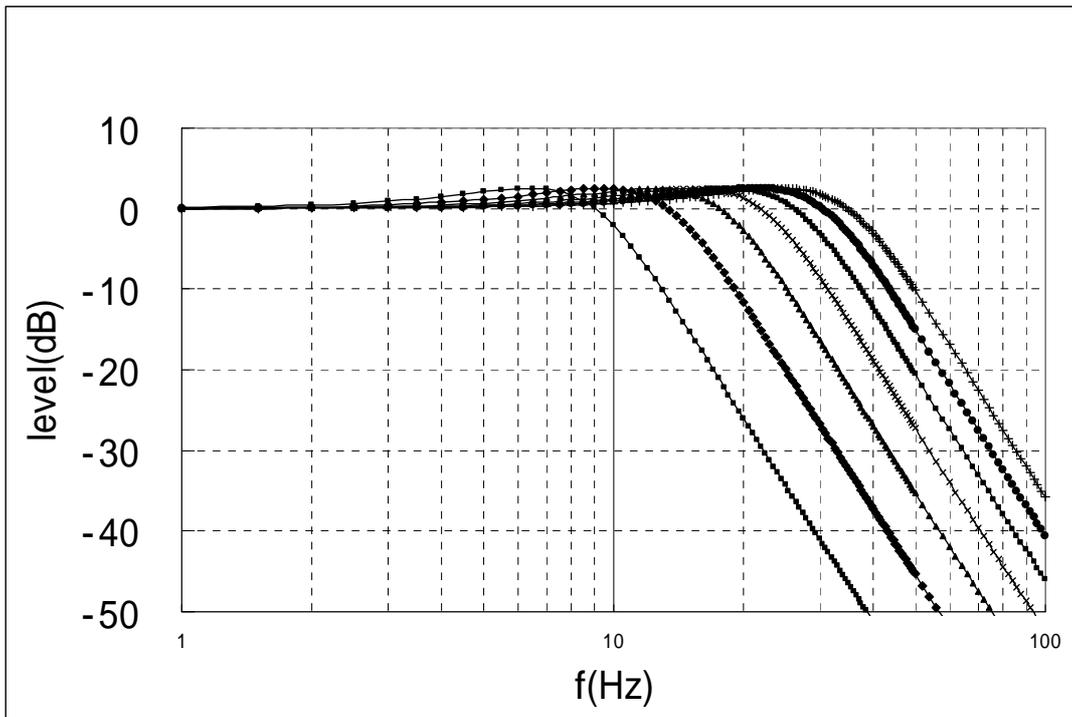


図 1-5(a) 製造された LSI のデータ(LPF)

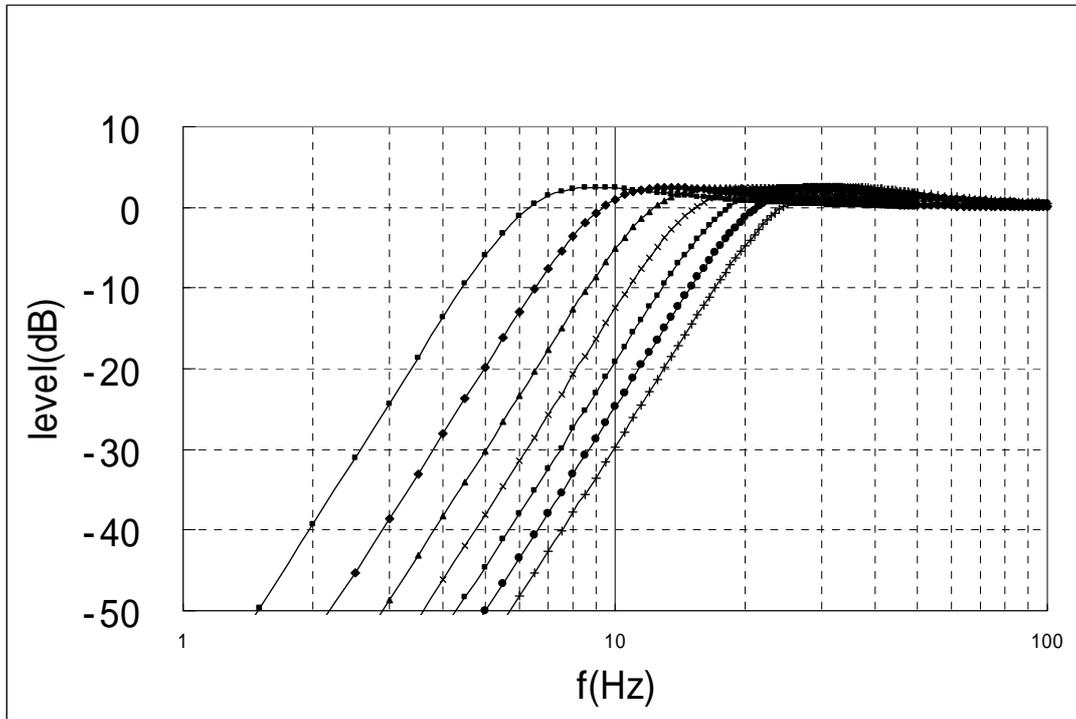


図 1-5(b) 製造された LSI のデータ(HPF)

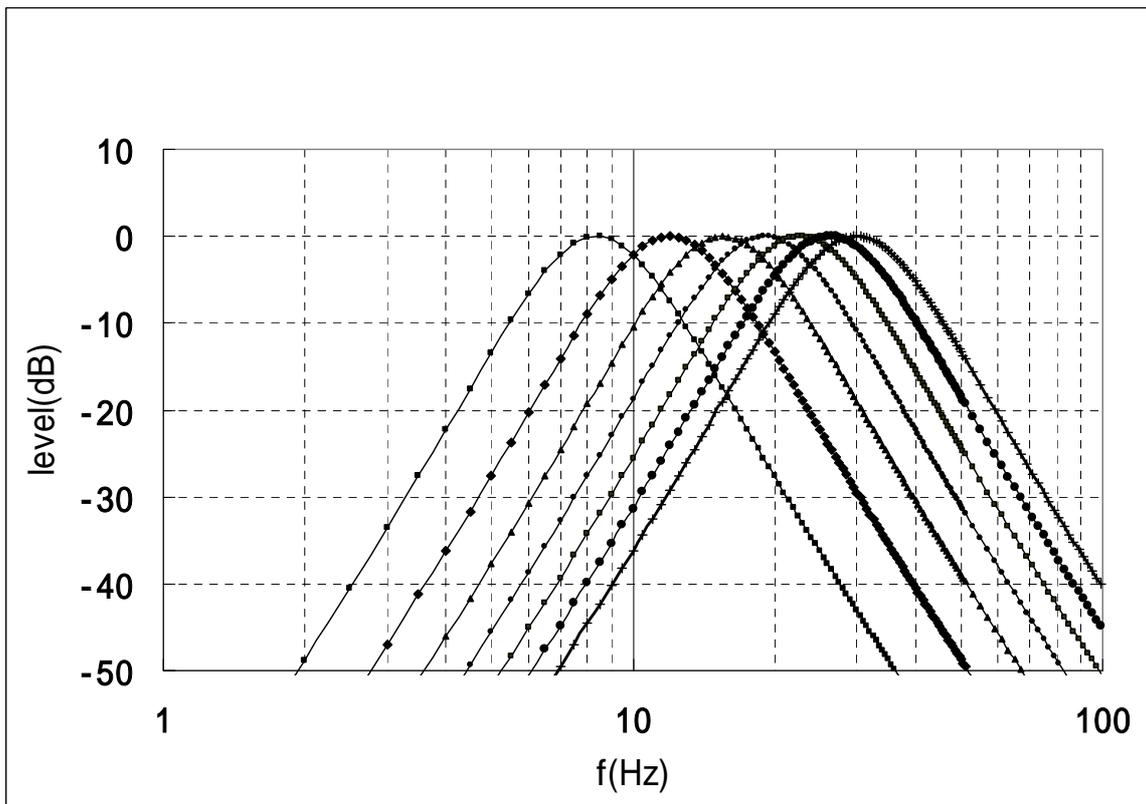


図 1-5(c) 製造された LSI のデータ(BPF)

ジャイレータ型フィルタの精度に関する開発成果をまとめると、

- 1、半導体内部のCRばらつきを吸収してフィルタの周波数精度をクロック精度とすることができた。
- 2、クロック周波数の源発がセラミック振動子の場合は、セラミック振動子精度に、クリスタル振動子の場合はクリスタル振動子精度となる。
- 3、半導体の温度特性、経年変化などによる抵抗値、容量値の変動も吸収することができる。
- 4、外部クロック周波数でフィルタの動的制御が可能となる。
- 5、クロック信号はマイコン等から分岐して入力させることができる。

消費電力に関する開発成果

従来の生体計測システムではセンサ信号処理用半導体 JA4001 (10mA) を計3個使用していたため、その全体消費電流は30mAであった。今回開発した JA8086 は消費電流が20mAであるため、33%の消費電流削減率を達成することができた。

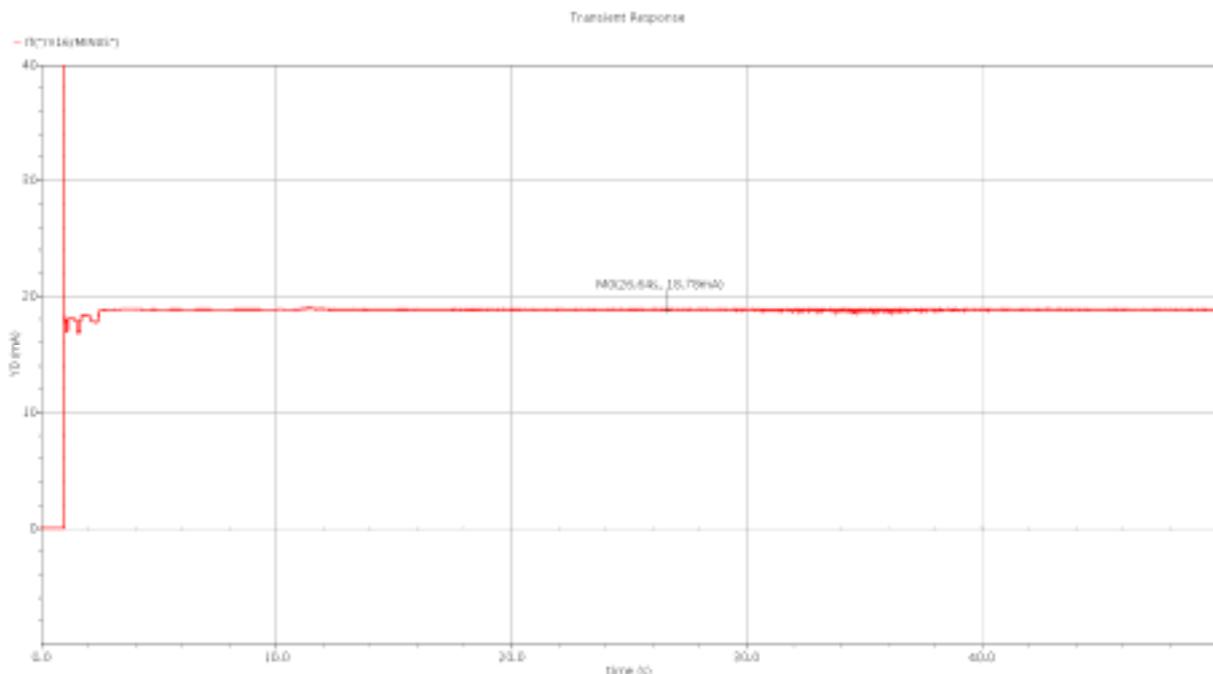


図 1-6 消費電流値

なお、本半導体開発においては、全電流駆動型回路を搭載しているため、電源電圧が変動しても消費電流が変動しない。

2 - 2 テーマ【1 - 2】超高感度圧力センサの開発

(1) 本テーマの目的

現在使用している超高感度圧力センサの容積を 20%以下に小型化して、エアマット内に内蔵する。超低周波領域の感度ばらつき ($\pm 6\text{dB}$) を $\pm 3\text{dB}$ に高精度化する。

(2) 研究の内容

提案するシステムでセンサとして用いるマイクによる事象の計測原理を明確化するために、ここでは代表的なマイクであるコンデンサマイク (Electret Condenser Microphone) の構造とその数学的モデルについて考察する。

(2) - 1 コンデンサマイクの構造

コンデンサマイクは デバイス全体を覆うカン、 永久電荷の蓄えられたエレクトレットフィルム、 エレクトレットフィルムと対になる電極、 エレクトレットフィルムの背面を覆うチャンバ、 開空間とチャンバ内の閉空間を繋ぐオリフィス、 FET 電力増幅器の6つの要素で構成される。前面にはエレクトレットフィルムと電極が微小なスペースをもって装着されている。このフィルムは電荷が荷電されており、その表面は絶縁体でコーティングされている。そのため電荷が放電することなく永久電荷として蓄えられている。このフィルムは圧力を受け歪む。その歪みにより電極とのスペースが変化し、その変化に応じて静電容量と静電容量両極の電圧が変化する。これにより、圧力の変化を検知することが可能となる。

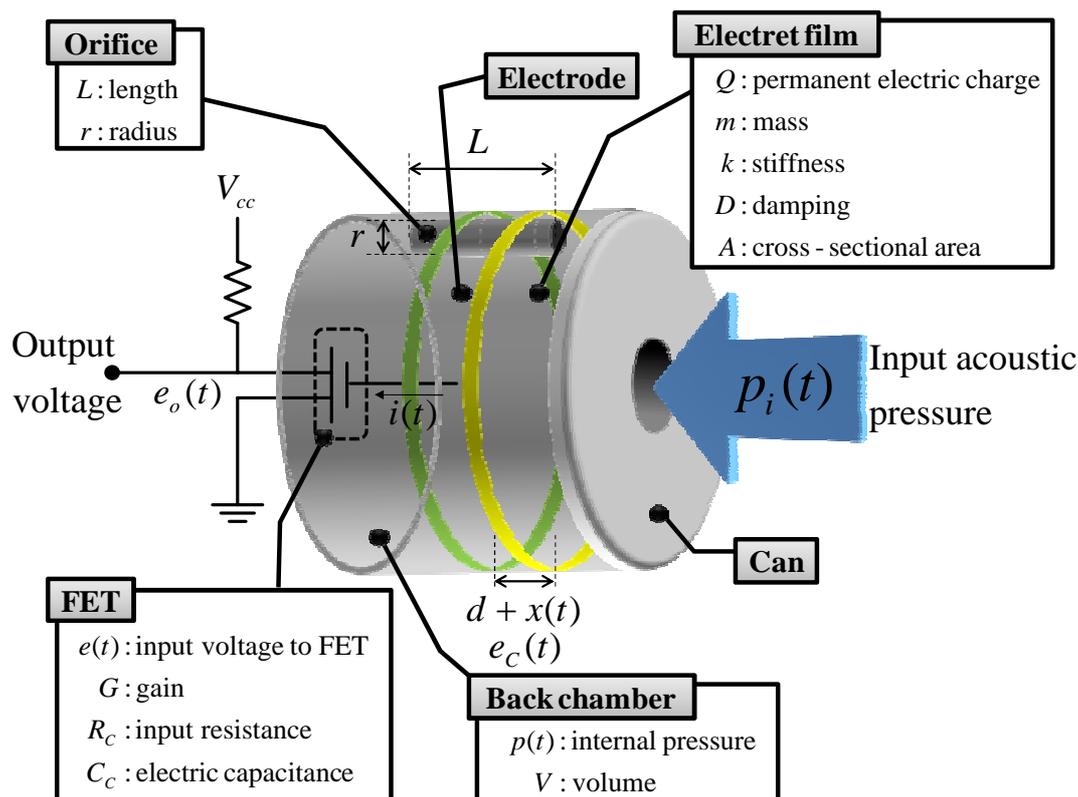


図 2-1 コンデンサマイクの構造

(3) まとめ

本研究では、被験者の睡眠時の生体信号計測を行うためにコンデンサマイクに密閉チャンバを接続したセンサやそれを応用した高感度圧力センサをこれまで用いてきた。しかし、このセンサのサイズは 15mm×100mm ある。そこで、この問題を解決するために、上述したマイクの数学的モデルをもとに低周波数領域において平坦特性を持たせた小型の低周波マイクを新たに設計し開発した。この低周波マイクでは従来のコンデンサマイクに密閉チャンバを接続し低周波数領域まで感度を向上させたマイクと比較すると、より小型で低周波数領域における感度が高く、生体信号の微少な圧力変動の計測に特に適していることが実験により分かった。今回開発したコンデンサマイクの寸法は 10mm となり、目標値を達成した(図 2-2)。周波数特性についても目標値である $\pm 3\text{dB}$ を達成した(図 2-3)。



図 2-2 センサ

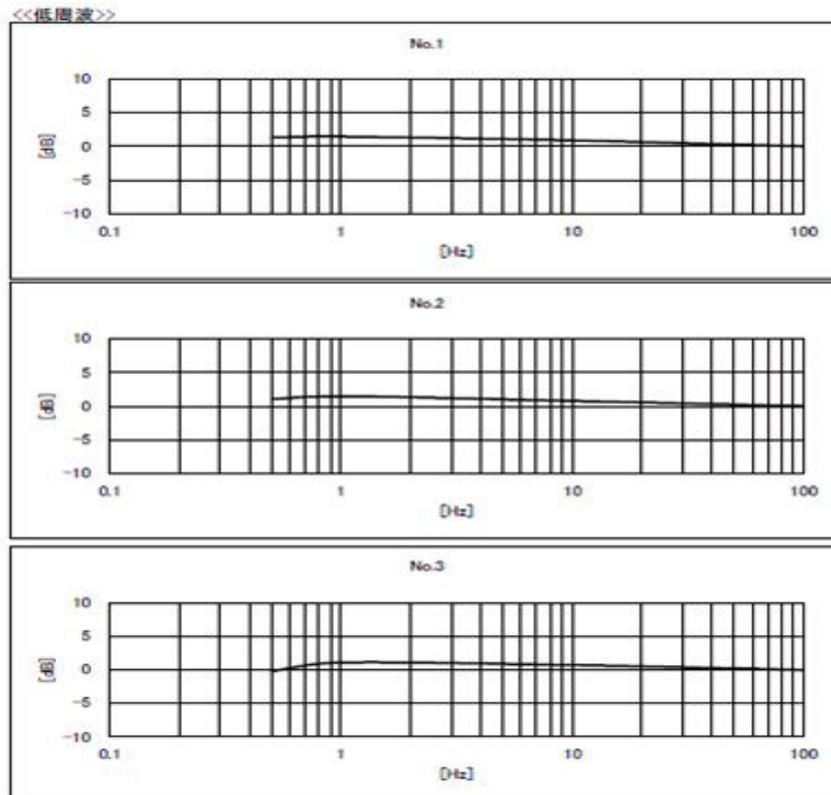


図 2-3 センサ特性

2 - 3 テーマ【1 - 3】基板回路設計による基板の小型化

(1) 本テーマの目的

アナログ信号処理機能 + デジタル信号処理機能を集合基板化し、基板サイズを 70mm × 70mm に小型化する。(PCB ガラスエポキシ 4 層 70mm × 70mm)

(2) 研究の内容

新規に考案したセンサ信号入力インターフェースは時定数増幅型であり、容量 C × 抵抗 R で決まる時定数を増幅させる事ができる。図3-1に時定数増幅回路のブロック図を示す。時定数増幅率 G_v により時定数は式 3-1 に示すように増幅される。

$$T = G_v \times CR = G_v(CR)$$

式 3-1

したがって、実装する容量 C を $1/G_v$ に低減することが可能となる。従来、大型の電解コンデンサを使用する必要があったが、小型のセラミックコンデンサに置き換える事ができ基板の小型化に大きく寄与した。

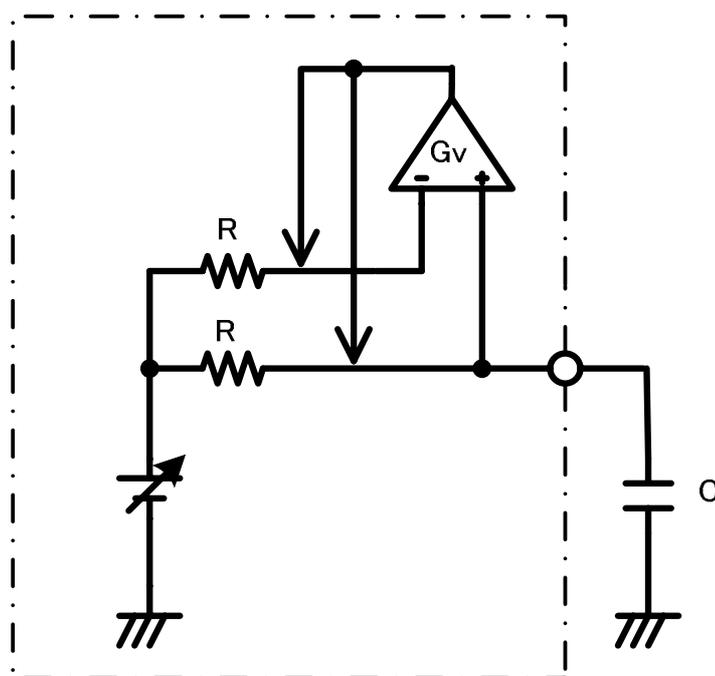


図 3-1 時定数増幅回路のブロック図

開発手順

アナログ周辺回路の設計

LSI をワンパッケージ化したことにより、144 ピン必要だったものを 80 ピンに削減することができたことに加え、それに伴う周辺部品点数が減り、実装面積を減らすことが出来た。

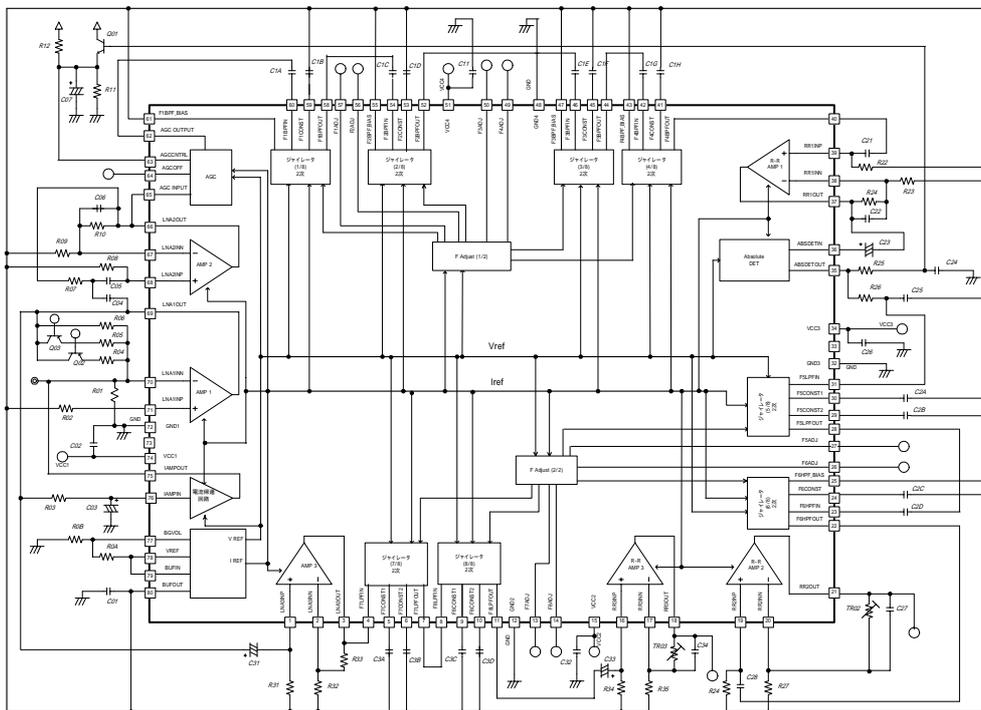


図 3-2 アナログ周辺回路

(3) まとめ

新規開発 LSI を組み込んだ回路の設計、及び、部品のレイアウト、最適なピン配置の検討により、目標としていた 70mm x 70mm の基板サイズにアナログ信号処理機能 + デジタル信号処理機能を集約することが出来た。基板図を図 3-3 に示す。

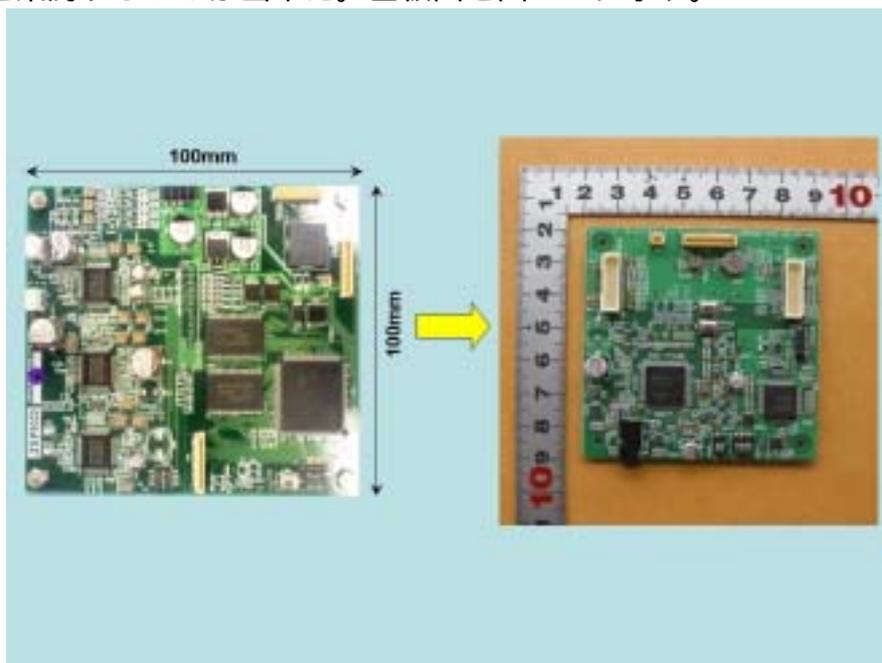


図 3-3 開発した小型ユニット (70mm x 70mm)

2 - 4 テーマ【2 - 1】Ethernet ネットワーク環境をプラットフォームとするシステムの研究開発

(1) 本テーマの目的

本研究開発では 10 台を同時接続させる事を目標とする。

従来のリアルタイム転送方式に比べて、転送時間を 100 分の 1 に短縮させることを目標とする。

(2) 研究の内容

従来のリアルタイム転送方式で、57.6kbps だったものを、LAN に接続することで転送速度を 100Mbps まで上げることが可能となる。さらに、LAN 接続では、10 台同時に接続することも可能となる。

以下、開発した新たな I/F ボードを紹介する。

LAN ボードの開発



図 3-4 開発した LAN インターフェースボード

(3) まとめ

開発した LAN ボードを使用してバイタルサイン検出装置 10 台が LAN のネットワーク上で同時接続することが可能となった。



図 3-5 開発したネットワーク接続型バイタルサイン検出装置 (10 台)

2 - 5 テーマ【2 - 2】パラメータ書き換えにより、多分野に対応できるユニットの研究開発

(1) 本テーマの目的

離床・睡眠状態・異常をバイタルサインより検出するアルゴリズムの研究開発を行い、システムのパラメータを変更することで離床・睡眠状態・異常というような用途の切り替えを行えるシステムの研究開発。

(2) 研究の内容

本研究は、再委託先である、財団法人東京都医学研究機構の協力のもとアルゴリズムの研究開発を行った。

研究実施者：財団法人東京都医学研究機構 東京都精神医学総合研究所 榛葉俊一

1. ジャイレータ技術を用いたフィルタで得られたバイタルサインの信頼性の検討

マットの振動を圧センサでとらえ、ジャイレータ技術を用い分離した体動（ジャイレータ体動信号）、心拍（ジャイレータ心拍信号）、呼吸（ジャイレータ呼吸信号）に対応する信号を、離床・睡眠状態・異常を検出するためのバイタルサインとして利用することの信頼性を検討した。信頼性の検討のために、本技術による信号と従来の計測法で得られた信号との比較を行った。

従来の計測には、購入消耗品である心電計(GMS社、RF-ECG)による心拍計測、呼吸ピックアップ(日本光電社、TR-753T)による呼吸計測、生体アンプ(日本光電社、AB-610J)による筋電図計測を用いた。心電計の電極は前胸部に装着した。呼吸ピックアップは胸下部に巻いた。また、筋電図用の生体アンプ電極は下腿下部に装着した。

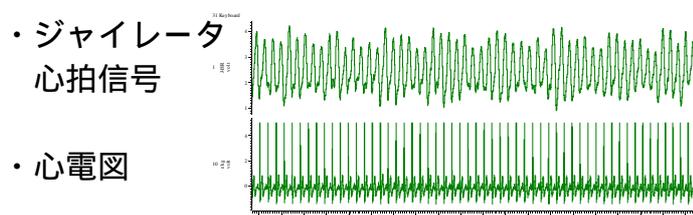


図 4-1

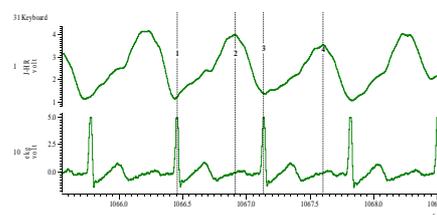
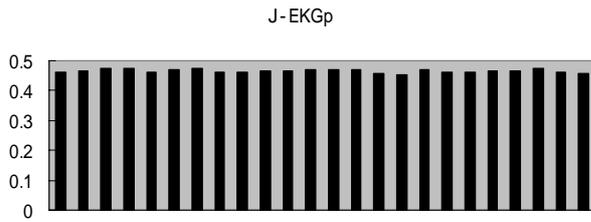


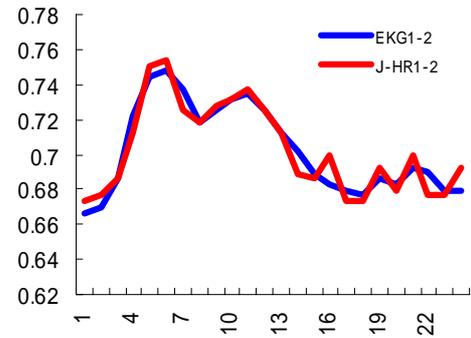
図 4-2、 図 4-1 の拡大と計測（点線）

心拍の比較では、ジャイレータ心拍信号のピークと心電図の R 波との間隔を求めたところ（図 4-1、4-2）平均が 465 ミリ秒なのに対して標準偏差が約 6 ミリ秒とおよそ 1.3% ばらつきは小さく、両者の間隔はほぼ一定であることが分かった（図 4-3、約 30 秒間の一拍ごとの測定記録例）。R 波は心室の電気活動を、ジャイレータ心拍信号のピークは拍動を反映していると考えられる。両者の 0.5 秒程度の差は電気活動の始まりからの潜時を表していると考えられる。

秒



秒



(図 4-3)ジャイレータ信号ピークとR波との間隔 (図 4-4)ジャイレータピーク間隔(赤)と心電図R R間隔(青)との相関

安静時のジャイレータ心拍信号は心電図のR波にほぼ 100%対応しており(図 4-1)、信頼性は高いことが認められた。R R間隔の変動に追従してジャイレータ心拍ピークが高い精度で変化することが観察された(図 4-4)。一方会話時や足を動かす体動時には、ジャイレータ心拍にノイズが混在するようになり心電図心拍との対応は不良となる傾向が認められた。

ジャイレータ呼吸信号と胸部バンドによる呼吸ピックアップの比較では、ジャイレータ呼吸信号の安定性の高さが観察された(図 4-5)。両者の相関は高いが、ピックアップを使用した場合にはバンドの位置により呼吸の振幅が不安定であるのに対して、ジャイレータ呼吸信号は安静時には安定して呼吸反応を反映した(図 4-5)。

ジャイレータ
呼吸信号

ピックアップ
呼吸信号

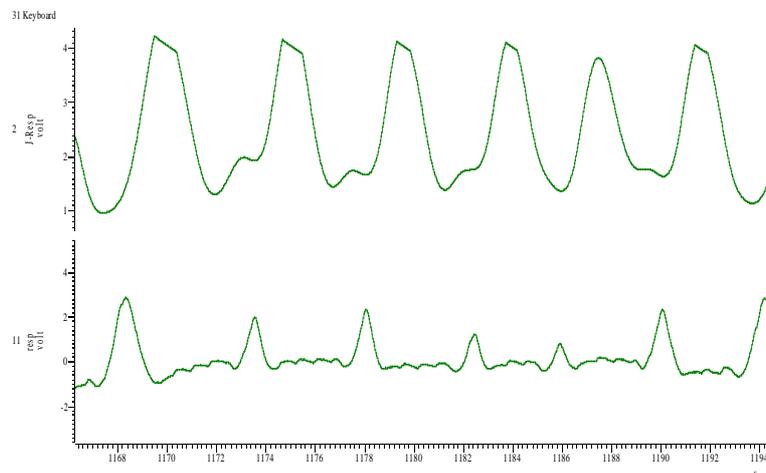
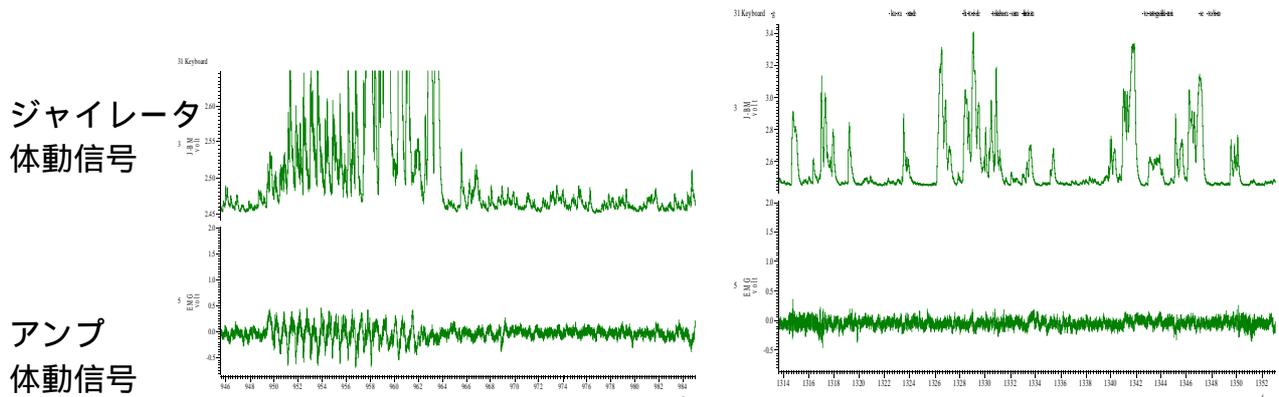


図 4-5

会話中や体を動かしているときの両者の相関が悪くなるのは、呼吸以外の信号が混在してしまうためと考えられる。

アンプの電極をつけた足を小刻みに動かした場合は、アンプの体動信号とほぼ同期したジャイレータ体動信号がみられた（図 4-6）。会話はジャイレータ信号では体動として感知されるが、通常のアンプでは足のみの動きに対応した信号のみが認められた（図 4-7）。



（図 4-6）ジャイレータ体動指標と足の筋電図 （図 4-7）会話をしている時の記録

（3）まとめ

ジャイレータ心拍および呼吸信号は安静時に従来の心電図心拍および胸部ピックアップによる呼吸信号と正確に対応していた。ジャイレータ心拍は会話時や体動時には不正確になる傾向が認められた。一方ジャイレータ呼吸信号は安静時にピックアップ信号よりも呼吸の振幅を安定して反映することが分かった。ジャイレータ体動信号は鋭敏で体の動きに加え、会話など微細な体の動きにも対応した。

離床の検出は主として体動信号により、睡眠状態は体動と心拍により、異常は心拍と呼吸により検出するアルゴリズムが考えられた。体動によりジャイレータ心拍信号は乱れるがそれが離床の検出に利用できた。睡眠状態はジャイレータ体動と心拍信号に加え、心拍変動解析による副交感神経指標を利用することでより正確に判定できることが示された。異常状態は心機能障害に関してはジャイレータ心拍信号で、呼吸障害に関してはジャイレータ呼吸信号でとらえられることが示唆された。マットの圧力センサから得られた信号をジャイレータ技術によるフィルタで分離した心拍、呼吸、体動のパラメータを書き換えることにより、多分野に対応できるユニットの開発が可能であると考えられた。

2 - 6 テーマ【2 - 3】データ集計システムの研究開発

(1) 本テーマの目的

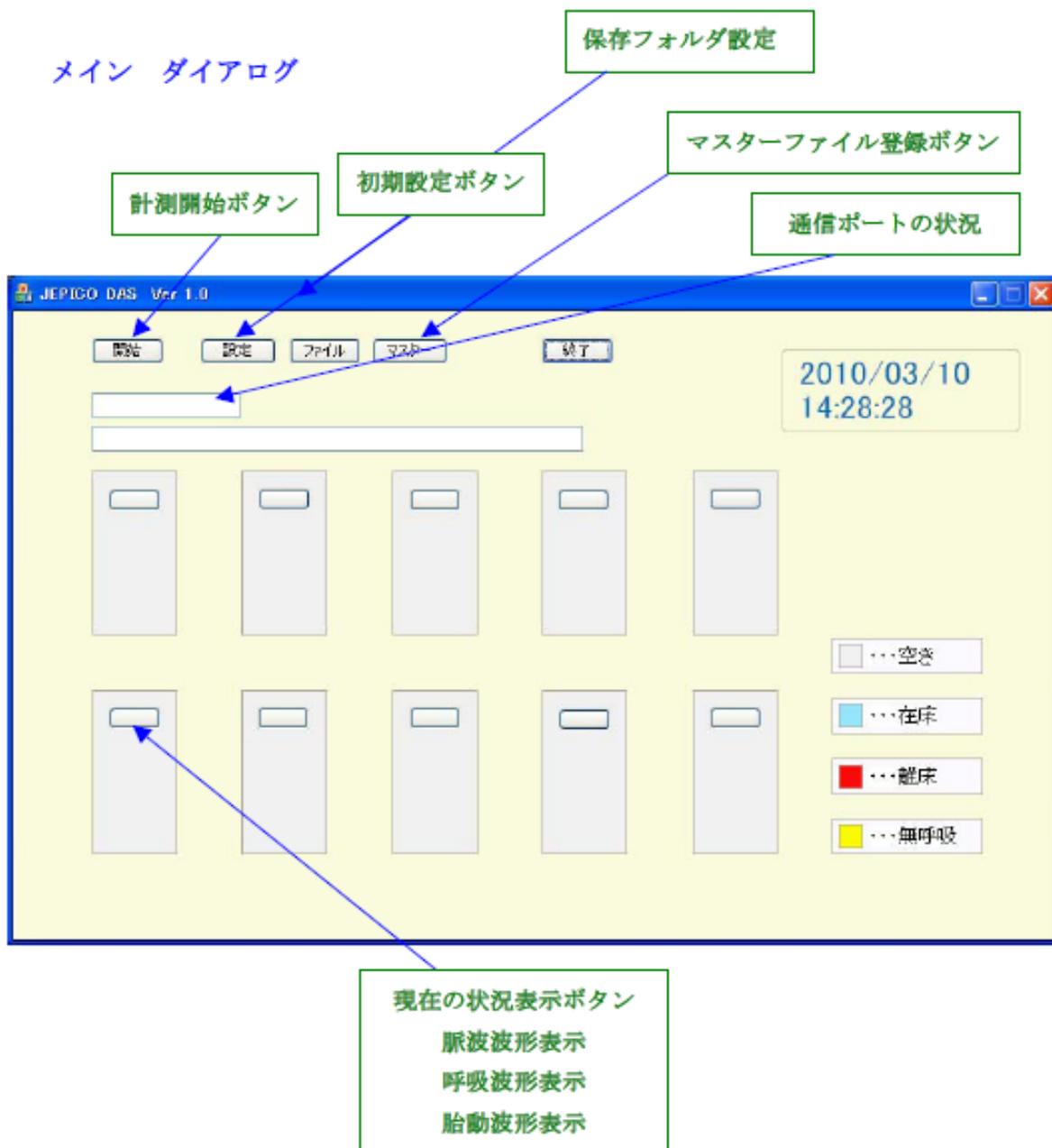
組み込み用ボードコンピュータ等でネットワークに接続されているすべての装置データを集計することができ、患者等の状態を把握できるシステムとする。

(2) 研究の内容

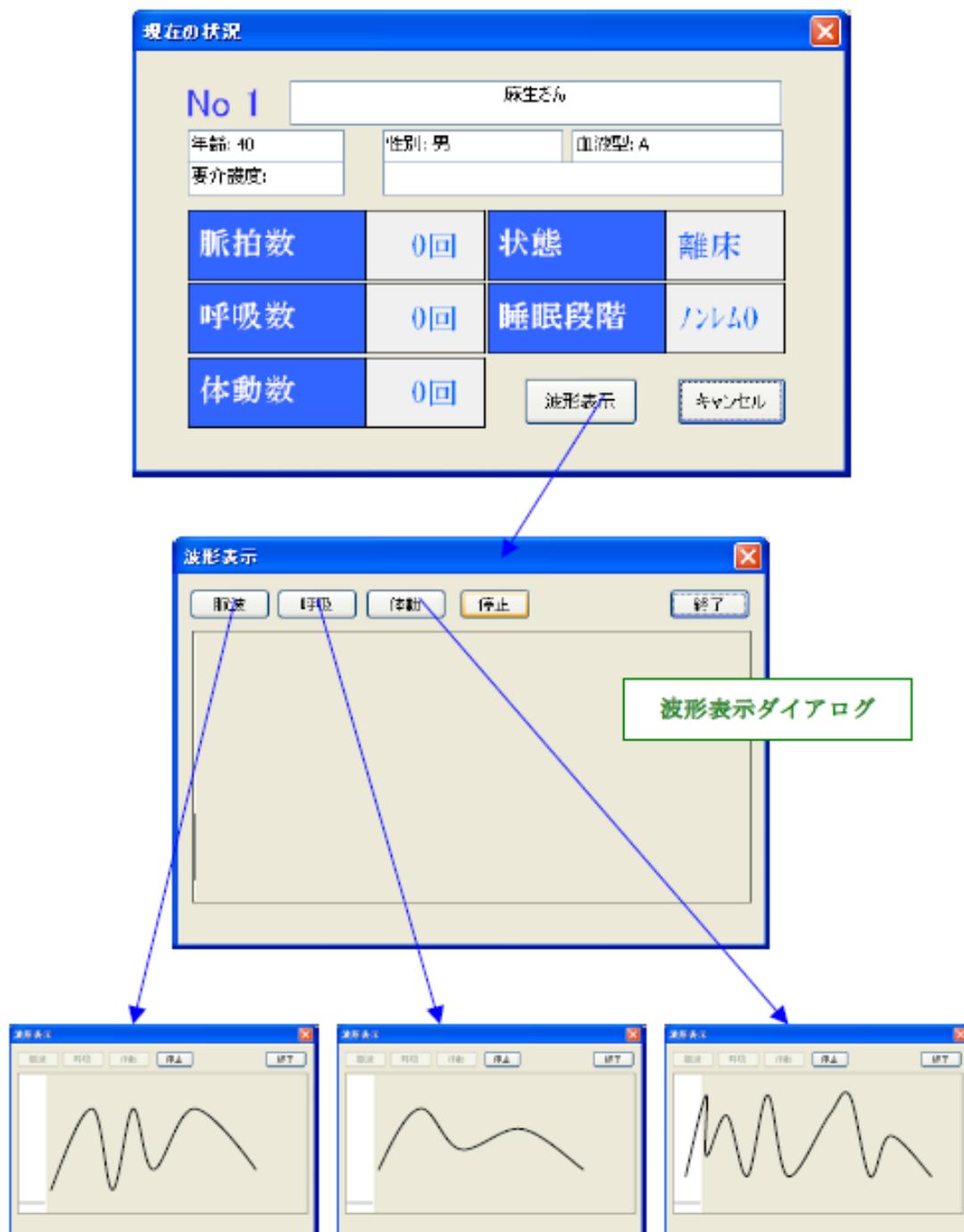
LAN の環境上に接続された複数のバイタルサイン検出装置を一つの組み込み用ボードコンピュータ等で集計できるソフトウェアを開発した。開発したソフトウェアの概要は以下の通りである。

データ集計ソフトウェア画面

1、メインダイアログ



5、現在の状況表示ダイアログ



(3) まとめ

本研究の課題であった、10台の同時接続が可能となり、その10台の集計データが本ソフトで集計することが可能となった。このことにより、介護施設や医療施設等での運用も可能と思われる。

第3章 研究総括

3-1 平成21～22年度の成果総括

本研究では、6つのテーマ「信号処理 LSI のワンチップ化」、「超高感度圧力センサの開発」、「基板回路設計により基板の小型化」、「Ethernet ネットワーク環境をプラットフォームとするシステムの研究開発」、「パラメータ書き換えにより、多分野に対応できるユニットの研究開発」、「データ集計システムの研究開発」に取り組み、仕様化と共に開発を実施した。

その結果、すべてのテーマを1つのシステムとして結集させることができ、多目的に利用および応用が可能な装置が完成した。本システム開発では拡張性や発展性を考慮しているため、今後市場調査と並行して必須機能の抽出、追加要求事項の仕様化など、各市場の要求に合致した技術開発を進めていく予定である。

以下、現在想定している応用分野ならびに、要求事項の一例である。

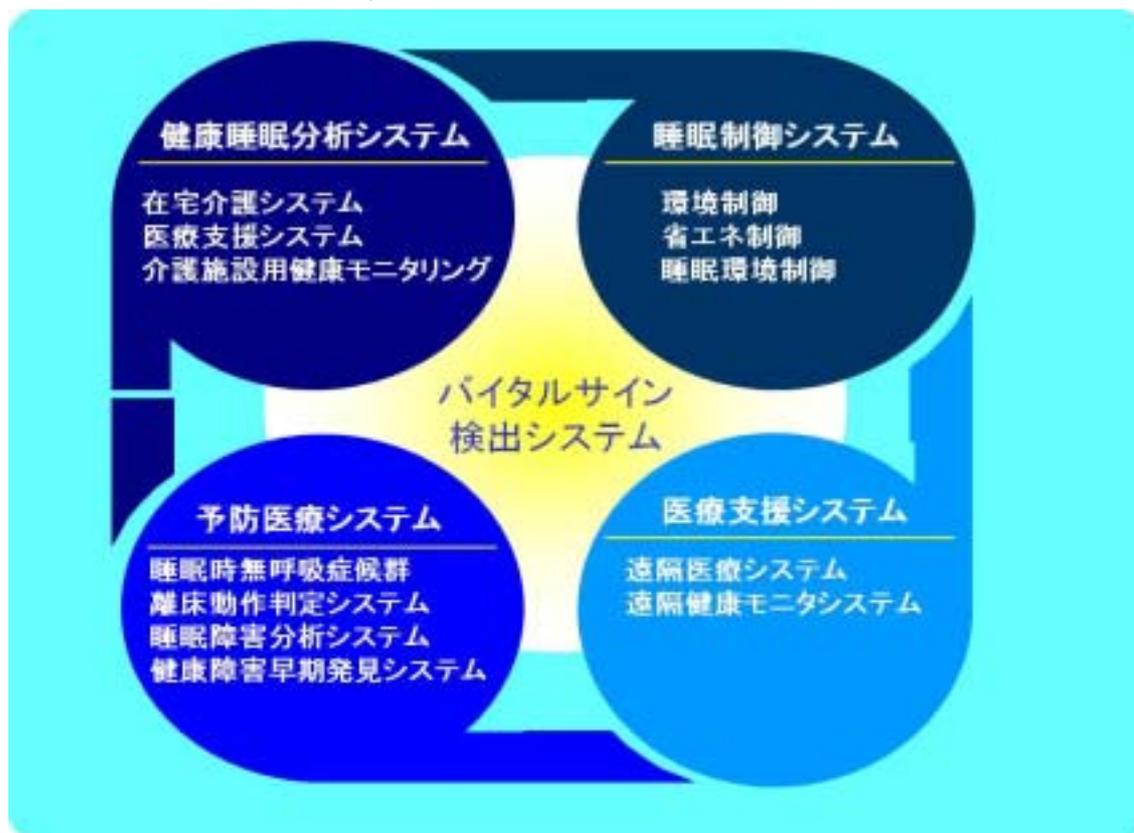
予防医療・オーダメード医療を目的とする在宅での健康管理・睡眠管理。
計測用医療機器に睡眠分析機能を付加することにより、多角的な診断を可能とする。
非接触計測手段を用いているため、使用者の肉体的負担や心理的負担のない計測機器。
機器操作が容易で高齢者に配慮し、在宅環境にも適した計測機器である。



開発装置全体図

3 - 2 本研究開発の成果を踏まえた事業化の取り組み

治療を中心とする医療から健康管理・予防医療への拡大、医療施設を中心とする医療から在宅支援やセルフケア（家庭用医療機器による計測）の推進、睡眠障害を診断・治療対象とする社会認知の拡大など、健康や睡眠に関わる医療機器の用途や利用分野が近年拡大する傾向にある。さらに睡眠分析機能に関しては、ヒトの睡眠の多様性と特殊性は医学的に解明されていない部分も多く、本開発技術による簡便な睡眠分析機能は、被験者を飛躍的に拡大できることから、睡眠分析データの蓄積が進み、ヒトの睡眠を解き明かすブレイクスルーとなりうる。さらに健康管理機能と睡眠分析機能の複合・融合は初めての試みであり、睡眠状態の一面的な分析用途にとどまらず、睡眠状態と生体情報（脈波数、呼吸数、いびき状態、無呼吸状態）との関連性分析など、医学的に解析・発展の余地があり、その用途の拡大は極めて広範である。



用途

予防医療を目的とする生体情報・睡眠情報の計測およびデータ蓄積。
オーダメイド医療を目的とする個人に密着した生体・睡眠体外診断装置。
健康障害・睡眠障害の早期発見。睡眠と他現象との関連性分析。
睡眠時無呼吸症候群の早期発見システム。
睡眠状態を利用した各種制御機器。新規家電機器。

利用分野

医療機関・介護・在宅用の健康管理・睡眠分析システム。
睡眠時無呼吸症候群の早期発見システム。
健康障害・睡眠障害の早期発見。睡眠と他現象との関連性分析。
離床時危険回避装置