

形状情報計測への容量型センサの
適用に関する研究

1995年3月

大久保友寛

形状情報計測への容量型センサの 適用に関する研究

1995年3月

大久保友寛

内 容 梗 概

本論文は、筆者が信州大学大学院工学系研究科博士後期課程（システム開発工学専攻）在学中に行った研究の成果をまとめたものであり、形状情報計測への容量型センサの適用の有効性を提案するものである。本方式は精度の点で問題はあるが、構造的に簡単で低価格なシステム構築の可能性が考えられる。また、本論文の応用例以外への適用も有効と考えられる。

本文は6章から構成されている。

1章では、このセンサを適用しようとする病院関係の現状と問題点について述べ、本研究の意義を明確にする。

2章では、容量型センサの原理と問題点について述べる。

3章、第4章および第5章では容量型センサの応用例について述べる。

3章では、病院の手術器械の識別において、手術器械の形状情報の計測への本センサの適用の有効性について述べる。

4章では、ベッド上の患者の動態の計測において、体位の計測への本センサの適用の有効性について述べる。

5章では、ベッド上の患者の生理的情報としての心拍動、呼吸動による体表面の時間的変動の計測に本センサを適用し、その有効性を述べる。

6章では、結論として本研究の成果を総括して述べる。

目 次

	頁
1 章 緒 言	1
1.1 研究の背景	1
1.2 本論文の概要	2
2 章 計測概略	3
2.1 はじめに	3
2.2 計測原理	4
2.3 計測電極の配置方式	5
2.4 回路方式	7
2.5 出力信号	9
2.6 まとめ	11
3 章 手術器械の識別	12
3.1 はじめに	12
3.2 手術器械の形状的特徴	12
3.3 計測原理	14
3.4 センサ部の検討	15
3.5 計測システム	19
3.6 計測結果	21
3.7 識別の可能性の検討	24
3.8 識別アルゴリズムの検討	27
3.9 まとめ	29
4 章 患者動態計測	30
4.1 はじめに	30
4.2 人体の形状的特徴	31
4.3 計測原理	33
4.4 センサ部の検討	34
4.5 計測システム	40

4.6	システムの基本的特性	4 2
4.7	計測結果	4 5
4.8	動態情報計測	4 7
4.9	まとめ	4 9
5 章	体形変動からの生理的情報計測	5 0
5.1	はじめに	5 0
5.2	人体の生理的特徴	5 1
5.3	計測原理	5 3
5.4	センサ部の検討	5 3
5.5	計測システム	5 7
5.6	システムの基本的特性	5 7
5.7	計測結果	6 3
5.8	まとめ	6 9
6 章	結 言	7 0
	謝 辞	7 2
	文 献	7 3

1 章 緒 言

1.1 研究の背景

高齢化社会の到来に伴い医療機関，福祉施設，家庭において，主たる生活の場がベッド上である患者や被介護者の増加が予想されている．それに対し相対的に看護者，介護者が不足することになり，患者等に対する看護および介護の量的，質的低下が懸念される．そのため，看護者等の業務において可能な限り自動化を進め，看護者等が患者等に接する時間を増加させる必要がある．

病院においても自動化の研究は進んでおり，各種システムが稼働しているが解決すべき課題は多い．

例えば，使用済みの手術器械（以下，器械）について洗浄から乾燥まで自動化されているが，器械の識別分類および収納は専門の知識を持った看護婦の手作業によっている．器械の識別にはバーコード付与の方式^{1,2)}が試みられているが，器械面上にコード付与に適切な場所がない形状が存在することや，繰り返し洗浄処理によるコードの耐久性の問題を抱えている．

ベッド上の患者の監視システムについても研究が行われている．システムには患者の外見的姿態情報と生理的情報を計測監視する機能が必要である．

外見的姿態情報は主として頻繁に体位の変換が必要な褥瘡（床擦れ）の発生し易い患者の体位の時間的監視，固定が必要なギプスの位置の監視，ベッドからの落下の監視に有効である．姿態情報については，赤外線TVカメラによる監視方式³⁾やベッドに組み込んだサーミスタ群による温度分布計測方式⁴⁾が提案され試みられている．前者はTVカメラで監視されているという精神的な拘束性や価格の点で，後者は時間応答の点で問題があると考えられる．

生理的情報には生命活動を示す指標となる心拍動，呼吸動がある．心拍動の計測には体表面の電位を測定する心電計⁵⁾，血液の光透過性による光電式脈波計⁶⁾，心臓の鼓動音を観測する心音計⁷⁾による方式が試みられている．呼吸動の計測には生体の電気インピーダンスの変化を計るもの⁸⁾，呼吸によるサーミスタの温度変化を計るもの⁹⁾が試みられている．これらはいずれも患者自身に装着される場合が多く，装着の煩わしさ，患者にとっては苦痛であるという問題を含んでいる．

本論文は上記問題点の解決のため，対象物が立体的要素を有していることに注目し，容量型センサを物体の形状情報の計測に適用し，その有効性を検討したものである．

1.2 本論文の概要

手術器械の識別，患者の体位の計測において，物体または人体の形状情報の計測が必要である．心拍動，呼吸動の計測についても体表面の変形と見なせるのでやはり形状情報の計測となる．形状情報は距離に関係したものであるので，距離という物理量を電気量に変換するために容量型センサを適用することにした．容量型センサは電極間の容量がその面積と距離の比に比例するので，距離の関数である形状情報の計測に適していると考えられる．また，構造的には電極だけでよいので，容易で安価な計測システムの構築が可能と考えられる．

本研究では，各種物体の形状情報の計測に容量型センサを適用し，得られたデータから容量型センサの有効性と問題点を示そうとするものである．

本論文の構成は次のようになっている．1章においては，研究の必要性および歴史的背景について述べている．2章においては，採用した計測システムの概略と理論的検討について述べている．3章，4章，5章は応用例を示した．3章においては，手術器械の識別に関する研究¹⁰⁾，4章においては，ベッド上の患者の動態の計測に関する研究¹¹⁾，5章においては，患者の心拍動・呼吸動の生理的情報の計測に関する研究¹²⁾について述べている．6章においては，全体のまとめとして本研究の有効性と問題点について述べている．

2章 計測概略

2.1 はじめに

三次元空間中の物体形状についての数学的な表現方法は、 (x, y, z) の直交座標系において、 (x, y) 座標における z 方向への距離で与えられ、 $z = f(x, y)$ のように表現される。この形状から得られる三次元データの基本的なデータ構造は、一定間隔で切り出した二次元的点列を (x, y, z) の座標データとして表現するものである。ここで、 (x, y) 平面を等間隔に目盛れば図2.1に示すような二次元的格子データとなり、 (x, y) 平面に対する高さを $z = f(x, y)$ として表示すれば立体表現ができる。各格子点に対応した標本点は画素と呼ばれている。¹³⁾

本論文では、このような画素が対象物の奥行きに関する情報を持つ二次元格子データを取り扱うものである。特に、画素が対象物までの距離を持っている場合には距離画像と呼ばれている。

この章においては、容量型センサによる物体の形状情報の計測の原理と方式について述べ、問題点について考察している。

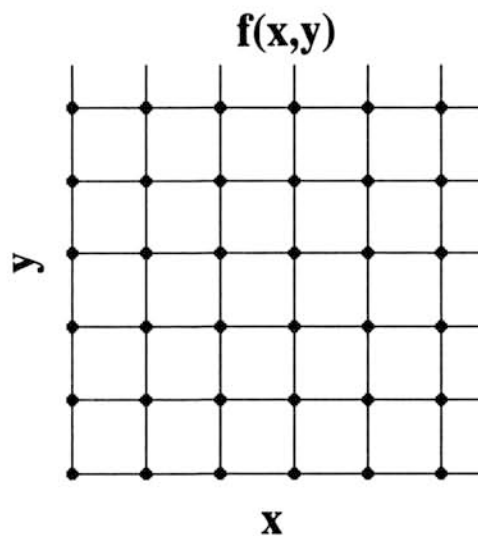


図2.1 二次元格子データ

2.2 計測原理

図2.2において、導電性物体が空間にあってX Y面の各格子点に平面電極があるものとすれば、物体表面と電極との間には静電容量が形成される。各格子点において、対応した物体表面との距離を求めることによって距離画像が得られると同様に、各格子点における容量を求めることによって容量画像と呼ぶことができる画像データが得られる。三次元的な面と平面電極との間の容量を理論的に求めることは、電界が平行でないためかなり困難である。そこで、以後は物体と計測電極との間の電界が平行であると仮定して話を進めることにする。

それによると、各点の容量は平面電極の面積が一定とすると、電極とその真上の対応した物体との間の距離に反比例で近似される。このように各点の容量は距離の関数になるので、容量画像は距離に関係した情報を持つといえる。すなわち、形状が画像データとして得られることになる。しかし、実際には電界は平行ではなく、各電極の真上以外の物体面との間の容量も計測されることになり、正確な距離の情報は得られない。すなわち、画像データにはぼけが入り、計測精度の低下の原因となる。

ところで、物体表面が時間的に変動している場合には、得られる容量も時間的に変動したものとなる。すなわち、画像データも時間的に変動することになり、時間的な情報を得ることが可能である。

各計測点の容量の計測には、電極を移動しながら計測する動的な方法と、各計測点に配置した電極を切り換えて計測する静的な方法がある。本研究においては、前者に比べ機械的振動による影響のない後者の方法を用いることにした。

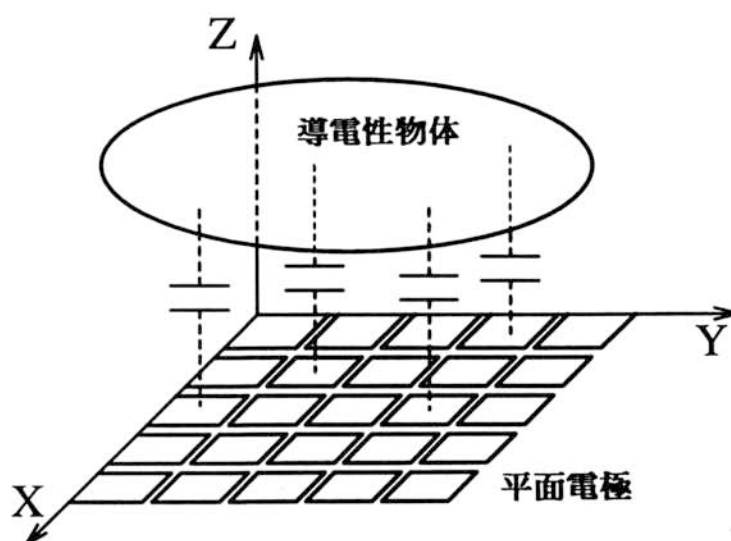


図2.2 計測原理

2.3 計測電極の配置方式

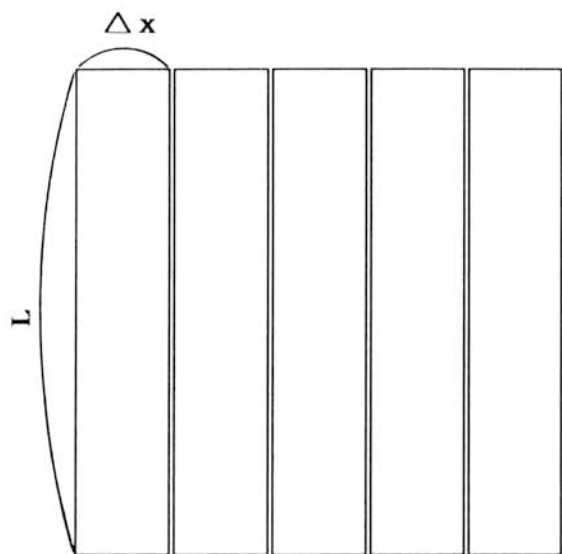
計測電極の配置の方式は、図2.3に示すように一次元型と二次元型に分けられ、それぞれ次のような特徴が考えられる。

一次元型電極によって得られる容量は、等価的に図2.4においてX-Y平面に平行な $z = f(y)$ で表される形状とX方向の幅 Δx 、Y方向の長さ L の電極との間の容量として求められ、空気の誘電率を ϵ とすると $\int_0^L (\epsilon \Delta x / f(y)) dy$ で表される。ところで、この値を満足する形状は無数に考えられるので、一次元型電極によるとY方向の形状情報は失われてしまうことになる。しかし、電極数が少ないので電気信号に変換するためのリード線が容易に取り出せるという特徴がある。

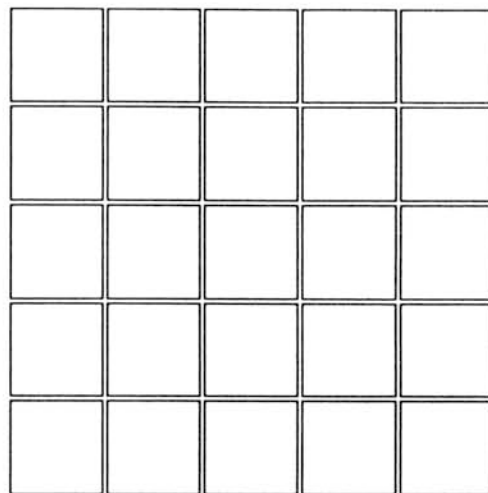
これに対して、二次元型電極においては電極数が多いのでリード線の取り出しが複雑となるが、X方向、Y方向の形状情報が計測できるという特徴がある。

物体面に含まれているより複雑な形状情報の抽出には、電極配置の間隔をできるだけ小さくすることが必要である。ところで、電極間隔が小さくなるにしたがって電極面積が減少し、得られる容量も減少することになる。雑音に対する余裕度を上げるためには、容量は大きい方がよいので、電極間隔の範囲内でできるだけ電極面積を大きくすることが望ましい。

ところで、容量の算出において、物体面と電極との間の電界がすべて平行として考えてきたが、実際には平行ではない。そのため、得られる容量は物体側の面積によって影響されることになる。例えば、面積の大きな物体面が計測電極から遠い場合と、面積の小さな物体面が計測電極に近い場合で、同じ容量になることがある。そのため、得られる容量には正確な距離の情報が含まれないことになる。そこで、できるだけ電界を平行にするためにガードリングのような他の電極で電界を制御する工夫¹⁴⁾、または計測時以外の電極の適当な電位への切り換えによるガード効果付与の工夫が必要となる。



(a) 一次元型電極配置



(b) 二次元型電極配置

図 2.3 電極配置方式

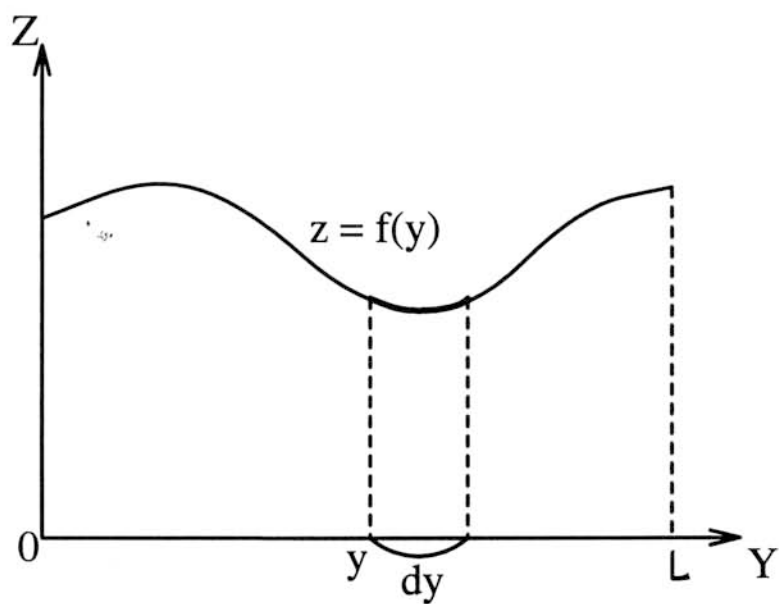


図 2.4 一次元型電極による容量

2.4 回路方式

導電性物体と計測電極との間の容量を電気信号に変換するために次の回路方式を検討した。

入力信号として高周波信号を導電性物体に印加し，計測電極との間の容量を通して流れる電流を計測電極に接続した抵抗の両端の電圧降下として求めた。この方式はいわゆる振幅変調回路になっているので，容量変化は高周波信号の振幅に乗っており，必要な信号は復調回路によって得られることになる。等価回路は図2.5のようになる。図2.5において， V_i は入力信号の電圧， f は周波数， C_x は導電性物体と計測電極との間の容量， C_l は出力における対地容量， R は抵抗， V_o は出力である。

多数の信号の取り出しにおいて，他の信号の影響を除くためになるべく初期の段階でインピーダンス変換することが望ましい。一次元型電極においてはボルテージフォロアによって，二次元型電極においてはFETによってインピーダンス変換を行うことにした。復調は各電極からの出力を切り換えて一つの復調回路を使用することにした。各電極からの出力を切り換える方式は次のようにした。一次元型電極の場合は直接切り換える方式にした。二次元型電極の場合には，直接切り換える方式は配線数が多く複雑となりまた信号も不安定となるので，マトリクスに組んで切り換える方式にした。これらの様子を図2.6に模式的に示した。一次元型配置では m 個の，二次元型配置では $m \times n$ 個の電極があるので，前者には m 個の，後者には $m + n$ 個の切り換えスイッチが必要である。

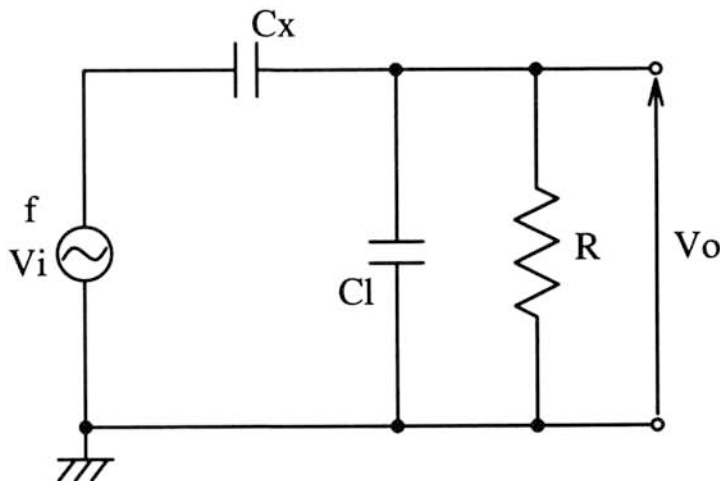
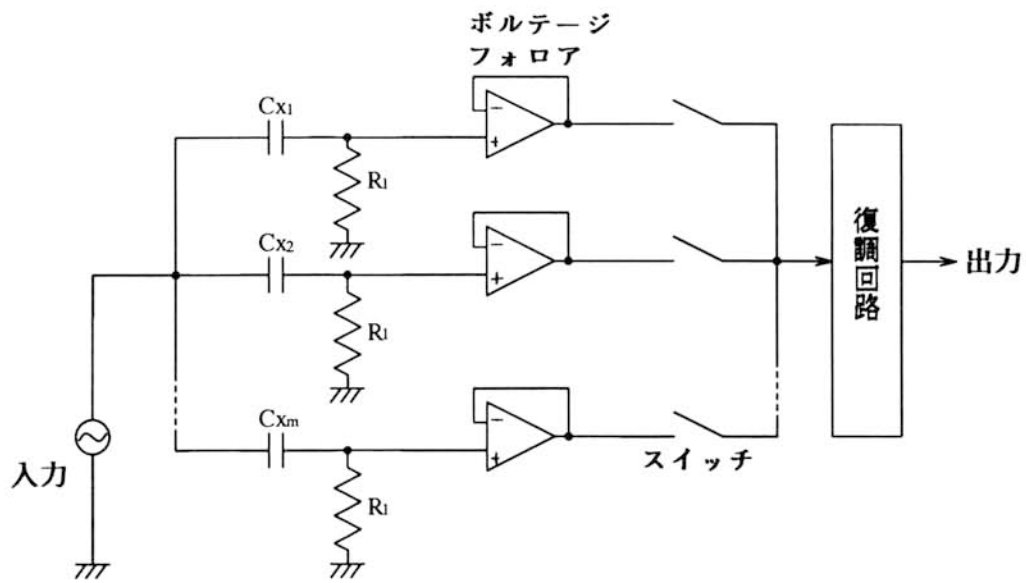
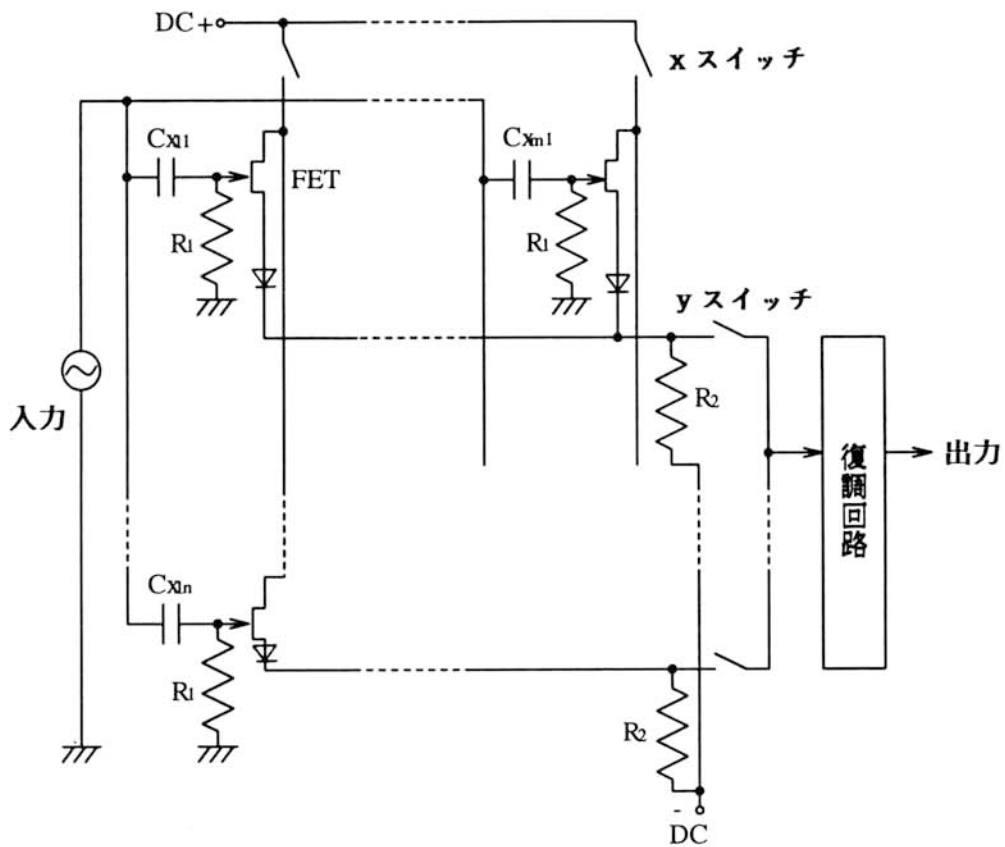


図2.5 等価回路



(a) 一次元型電極配置に対する切換回路



(b) 二次元型電極配置に対する切換回路

図 2.6 容量分布計測回路

2.5 出力信号

(1) 容量と出力の関係 図2.5の等価回路から求めた出力を(2.1)式に示す。

$$V_o = \frac{2\pi f R V_i C_x}{(1 + (2\pi f R (C_x + C_1))^2)^{1/2}} \quad (2.1)$$

この式において、 $C_1 \gg C_x$ とすると(2.2)式に示すように出力は計測容量に比例することになる。

$$V_o = \frac{2\pi f R V_i C_x}{(1 + (2\pi f R C_1)^2)^{1/2}} \quad (2.2)$$

得られた出力から f , V_i , C_x , C_1 についてそれぞれの微係数を求めると f , V_i , C_x については正, C_1 については負となる。このことから, 出力は計測容量に対して単調増加であり, 大きな出力を得るには入力信号の電圧と周波数を大きくすればよいことが分かる。それに対して, 対地容量は出力を減少させる方向なので(2.2)式の関係を保てる範囲内でできるだけ対地容量を小さくすることが望ましい。

(2) 距離と出力の関係 図2.2において, 計測電極面積を S , 物体面と計測電極との距離を z , 空気の誘電率を ϵ とすると容量 C_x は $C_x = \epsilon S / z$ で与えられ, これを(2.2)式に代入して出力として(2.3)式を得る。

$$V_o = \frac{2\pi f R \epsilon S V_i}{(1 + (2\pi f R C_1)^2)^{1/2}} \cdot \frac{1}{z} \quad (2.3)$$

この式によると、出力は距離に反比例していることが分かる。

(3) 時間的変動に対する出力 物体表面が時間的に変動している場合の出力は(2.1)、(2.2)、(2.3)式において C_x を時間の関数とすることによって与えられる。各変数に対する関係は上と同様である。

例として、物体表面が計測電極面からの距離 z_0 で振幅 a の ω_0 なる角周波数で正弦波振動しているとする。距離 z は $z = z_0 + a \sin \omega_0 t$ で与えられるので、これを(2.3)式に代入して(2.4)式を得る。

$$V_o = k \frac{1}{z} = k \frac{1}{z_0 + a \sin \omega_0 t} \quad (2.4)$$

ここで、

$$k = 2\pi f R \epsilon S V_i / (1 + (2\pi f R C_i)^2)^{1/2}$$

とする。

図2.7に物体表面の振動が高周波信号の振幅に乗っている様子を示した。高周波信号の周波数は f 、物体表面の振動の周波数は $\omega_0/(2\pi)$ で、 $f \gg \omega_0/(2\pi)$ なる関係があり、復調によって振動波形を得ることができる。

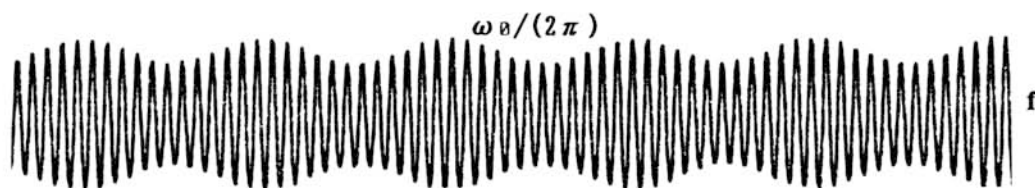


図2.7 時間的変動に対する出力波形

(2.4)式を $z = z_0$ の近傍でテラ展開すると(2.5)式を得る。

$$V_o = k \left(\frac{1}{z_0} - \frac{a}{z_0^2} \sin \omega_0 t + \frac{a^2}{z_0^3} \sin^2 \omega_0 t - \frac{a^3}{z_0^4} \sin^3 \omega_0 t + \dots \right) \quad (2.5)$$

この式によると、出力には ω_0 の高調波成分も入っており、物体表面の振動波形と異なっていることが分かる。

しかし、 $a \ll z_0$ とすると2次以上の項は無視できるので出力は次式で近似される。

$$V_o = k \left(\frac{1}{z_0} - \frac{a}{z_0^2} \sin \omega_0 t \right) \quad (2.6)$$

(2.6)式は第一項の直流分と第二項の交流分の和で表されており、第一項は物体表面の位置の情報を表し、第二項は物体表面の時間的微小変動の情報を表している。これによると、物体表面の微小変動と同様の波形が得られ、その振幅は物体表面が計測電極面に近いほど大きく出力されることが分かる。

ところで、交流振幅分と直流分の比を求めると(2.7)式で与えられる。

$$\text{交流振幅分} / \text{直流分} = a / z_0 \quad (2.7)$$

このことは、振動面の位置が分かると振動変位が計測できることを示している。

2.6 まとめ

本研究で使用する容量型センサについて、物体と計測電極との間の容量を電界が平行という近似によって求め、各計測電極からの出力によって距離に関係した出力分布が得られることを示した。しかし、実際にはガードリングによる工夫をしても完全な平行電界は得られず、物体の形状情報の計測精度は低下するが、おおよその物体面の形状情報は計測されることになる。

また、出力の交流分から物体面の振動の情報の抽出が可能なことを示した。すなわち、本容量型センサにより一つの信号から形状情報と形状の変動情報が得られることになる。

3 章 手術器械の識別¹⁰⁾

3.1 はじめに

最近の医療現場においては、手術内容の高度化、多様化により手術器械（以下、器械）の扱いも複雑さを増している。特に、術後に洗浄した器械の識別分類および収納作業は、専門知識を必要とすることから多くの場合看護婦が行っており、本来の患者看護業務の妨げとなるため、作業の自動化が強く望まれている。

器械の識別には今までにバーコード付与の方式^{1,2)}が試みられており、個体識別が可能で使用経歴を管理することができるが、器械面上にコードの付与に適当な場所がない形状が存在することや、繰り返し洗浄処理によるコードの耐久性の問題を抱えている。

本章は、上記目的のために器械に何ら手を加えることなく、容量型センサによってその種類を容易に識別することを目的とした計測方式、およびその評価に関するものである。

3.2 手術器械の形状的特徴

手術器械には様々な形態のものがあるが、形態的調査¹⁵⁾によれば、そのほとんどは長さ 200mm 幅 100mm 厚さ 10mm 程度の範囲に入ることが知られている。図3.1に代表的な器械として、鉗子、剪刀および鑷子について示す。器械は常に手と生体に接するためと汚染防止のために、滑らかな曲面鏡面で構成されている。このため、製造の仕上げ工程では手作業による研磨が行われることから、一般的な工業製品よりも寸法的な個体差が大きい。例えば、通常的な器械である鉗子、剪刀および鑷子について同じカタログ番号の製品を各々20個抽出して、長さ、幅および厚さについてその寸法のばらつき幅を測定してみるとそれぞれ6mm(3%)、6mm(6%)、0.5mm(5%)程度である。

また、器械の形状的機能的特徴として支点部を長さの中間部（鉗子、剪刀等）あるいは、端部（鑷子）に持ち左右に平面状に展開する形状のものが多いが、図3.2に示すように先が真っ直ぐなもの（直型鉗子）と、先が反っているもの（曲型鉗子）のような三次元的な形状差異のみによって特徴付けられるものも少なくない。これらのことは、個々の器械の形状的特徴が長さ方向に分布していることを示唆している。

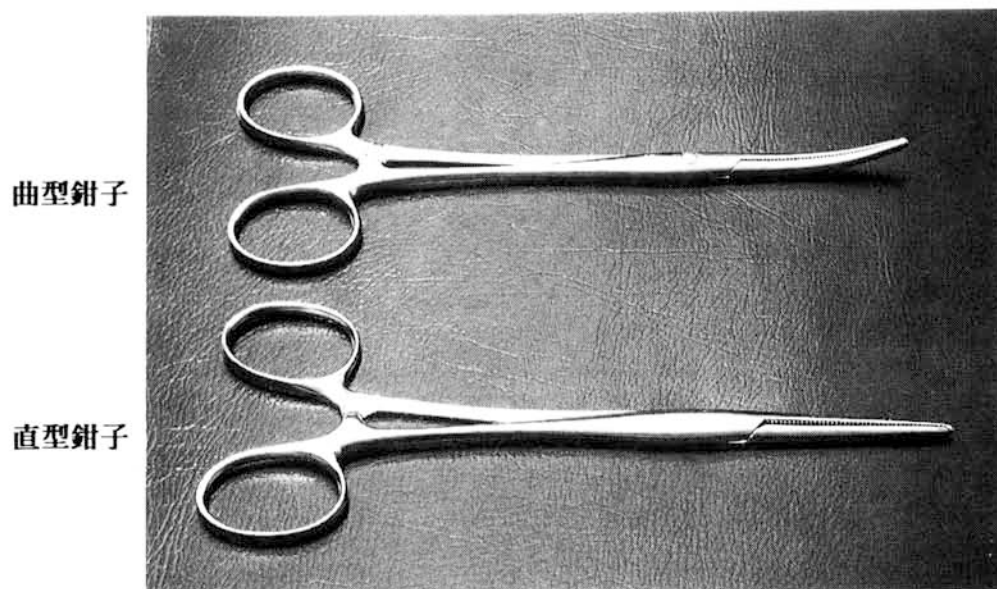


鉗子

剪刀

鉸子

図3.1 手術器械の形状



曲型鉗子

直型鉗子

図3.2 先端形状による差異

3.3 計測原理

通常、形状情報の計測には光学的な手法^{16・17)}が取られるが、器械は図3.1に示すように曲面で、かつ鏡面であるために照明光の異常反射、散乱が原因して安定した画像信号を得ることが難しい。また、光源、被検査物体、光センサとそれぞれ位置が異なるためセンサシステムが大がかりとなる欠点を有する。その他、空中超音波の反射や圧力分布計測による形状把握の試み^{18・19)}もあるが、それぞれ画像信号抽出のために多大な演算を要したり立体的要素抽出が困難であったりする。

本研究では、手術器械の形状的特徴には三次元的なものもあり、その要素の把握も必要なことから、以下に示すような静電的センシング手法の適用を試みた。図3.3に示した断面図のように導電性物体と電極群が絶縁層を挟んで対向しているものとすれば、物体表面上の部分とこれと対向する電極との間には容量が形成される。電気力線が電極から垂直に物体に到達していると仮定すると、容量は面積と距離の比に比例する。電極面積が一定であるとするると容量は距離に反比例することになり、物体の下側半分（電極側）の形状に関する情報が容量分布として得られる。ただし、この値は電気力線が電極から垂直に物体に到達しているとした大きな仮定の元であり、物体面の傾き、周囲条件等によって実測値は様々に変化し計算値と一致しないことが予想される。しかし、個々の物体に固有な形で変形されるため、物体の形状識別に関するデータとしては十分有効なものと考えられる。

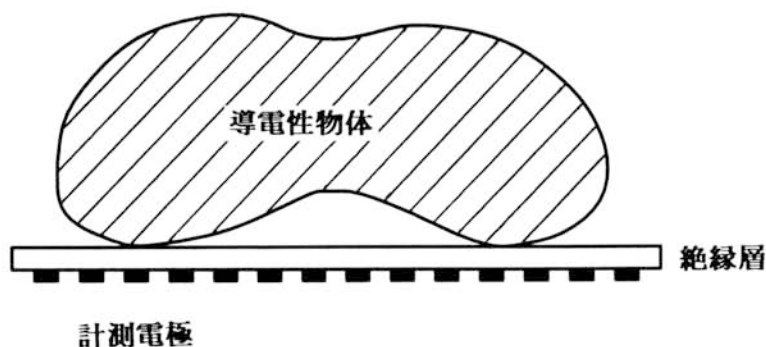


図3.3 容量型センサの原理

3.4 センサ部の検討

測定系を図3.4に示す。すなわち、プリント基板で形成した電極の上に絶縁と支持を兼ねたプラスチック板を置き、その上に被測定物を載せる。被測定物には絶縁層上の電極から高周波信号が加えられる。個々の電極にはそれぞれ局所的な容量に応じた誘導電流が流れるから、個々の電極を切り換えれば物体の形状に関する信号が時系列電気信号として取り出せる。

このセンシング方式では、センサの外面的形態は単なるトレイであり、被測定物をこの上に置くだけで下面形状に関する情報を得ることができる特徴を有している。

ここで、器械はその形状的特徴が幅方向よりも長さ方向にあることに注目し、測定データの簡略化を計る目的でセンサの電極形状を幅方向に長い短冊状として、長さ方向に複数枚平行に配列することにする。すなわち、一次元型電極配置となる。ただし、この簡略化で被測定物の幅が広く位置が高い場合と、幅が狭く位置が低い場合で信号値が等しくなることがあるため、形状に関して一義的に信号値は決まらないことになる。

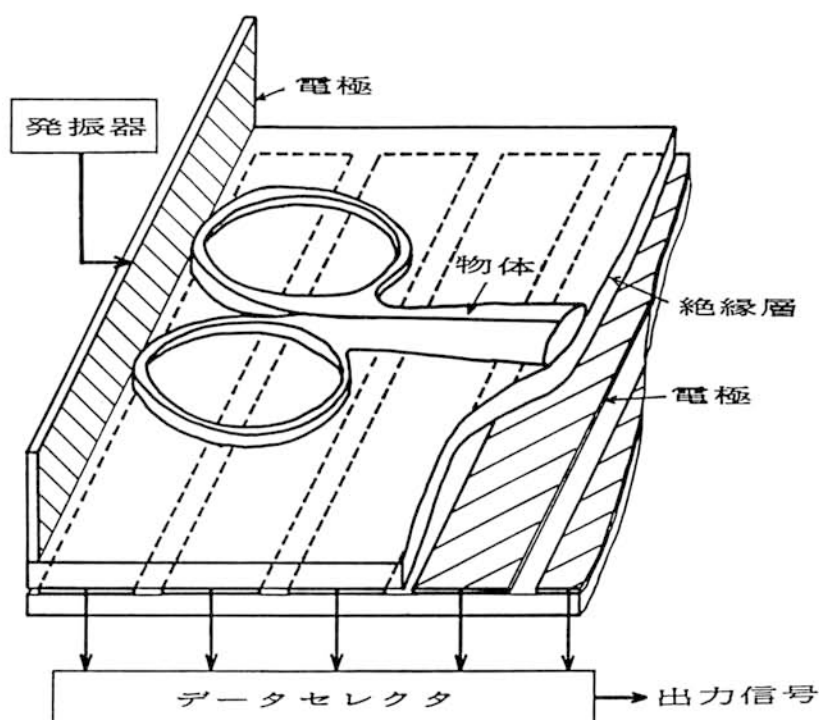


図3.4 センサ部の構造

センサの設計に当たっては、絶縁層の厚さ、電極間隔、センサ面寸法の三つを決める必要がある。以下、それぞれについて検討した。

(1) 絶縁層厚 絶縁層の厚さについては次のような検討を加えた。図3.5は絶縁層（塩化ビニール；比誘電率 3）の厚さを変えた場合の、絶縁層表面上空にある平面物体と電極間の容量 $C(t)$ の変化を両者間距離の関数として計算で表したものである。使用した計算式を図中に示した。ただし、電界は平行としている。 $C(0)$ は t_2 が 0 の場合の $C(t)$ の値である。器械（厚さ 10 mm）が絶縁層表面に置かれた場合、その下半分の下向き面の高さ（ t_2 ）が分布する範囲は絶縁層表面から 0~5 mm である。従って、この範囲での物体面の位置と容量の対応において、位置依存性が少ない方がよく、かつその値の変化比が大きいことが形状情報として望ましい。また、支持台も兼ねているので強度も必要である。これらの観点から絶縁層厚は 2 mm 程度が最適であると考えられる。

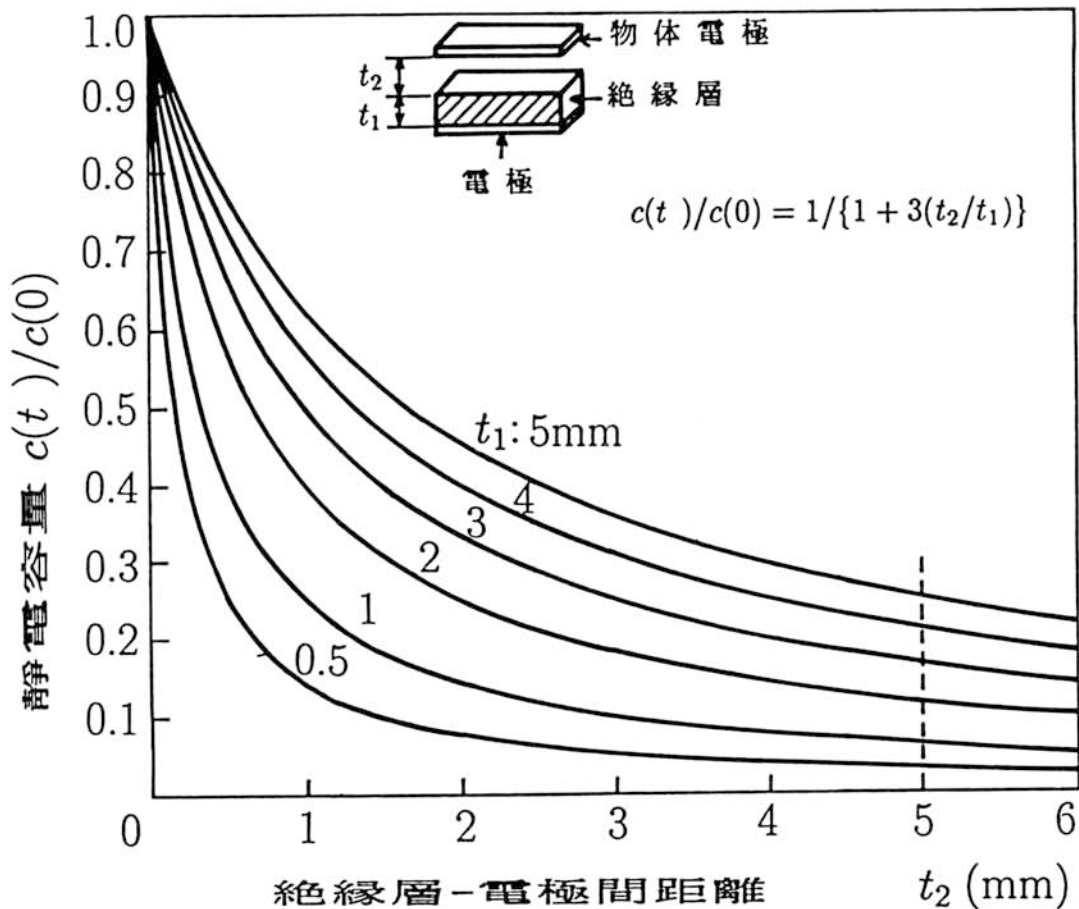


図3.5 絶縁層-電極間の距離と静電容量の関係

(2) 電極間隔 電極配置のピッチは静電的な測定法による器械の空間周波数によって決めた。この測定のためには、前記検討で求めた厚さ 2 mm の絶縁層表面上に置いた器械に 40 KHz の高周波信号を与え、絶縁層の下側を細線電極（直径 0.06 mm）のプローブで走査して誘導信号の振幅を計測する方法を用いた。図3.6はこの測定法自身の空間特性を器械の代わりにプローブと同じ細線を対象として調べたものである。プローブの電極構造を図中に示した。なお、プローブの分解能は最大出力信号の1/2に相当する部分の幅を求め、その逆数として定義した。それによると、このプローブの分解能は 4 cycle/cm 程度ということになる。

同様の方法で、このプローブによって器械三種を測定し、得られた信号波形から求めた空間スペクトルを図3.7に示した。空間スペクトルは形状の空間的な複雑さを表している。たとえば、図において 1 cycle/cm は 1 cm の間に一つの凹凸があるとみなせる。ここで得られた空間周波数範囲はプローブ自体の分解能よりはるかに小さいので、本プローブによる計測法は有効であるといえる。また、これによると器械の空間周波数は 1.4 cycle/cm 程度までにほとんど含まれていることが分かる。このことは、同程度の密度の電極配置ピッチでほとんどの形状データを計測できることを示している。そこで、この図を参考にして電極ピッチを 7 mm（空間周波数 1.43 cycle/cm）として、この条件でなるべく大きな信号利得を得るために電極幅を 6.5 mm、間隔を 0.5 mm とした。ただし、このピッチで抽出可能な空間周波数は 0.71 cycle/cm 以下となるが、図3.7によると大部分の情報は得られることが分かる。

(3) センサ面（トレイ）寸法 3.2で述べた器械の大部分の寸法範囲を考慮して、電極長 10 cm、電極数を 32本とした。これにより、被測定物を載せるトレイは幅 10 cm、長さ 23 cm がセンサ面となるが、この範囲を越える器械もトレイに載せ、部分的特徴が測定できるようにトレイ幅は 15 cm、トレイ長は 25 cm としてある。

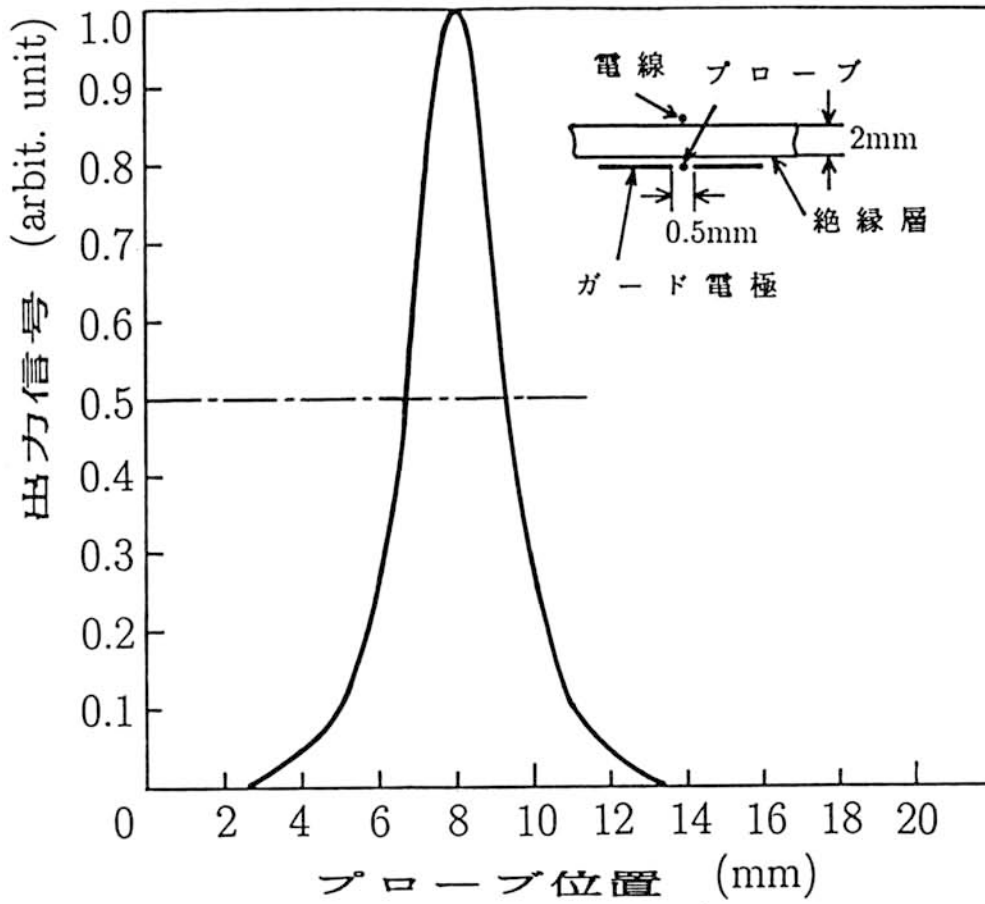


図3.6 静電的測定法によるプローブの空間分解能

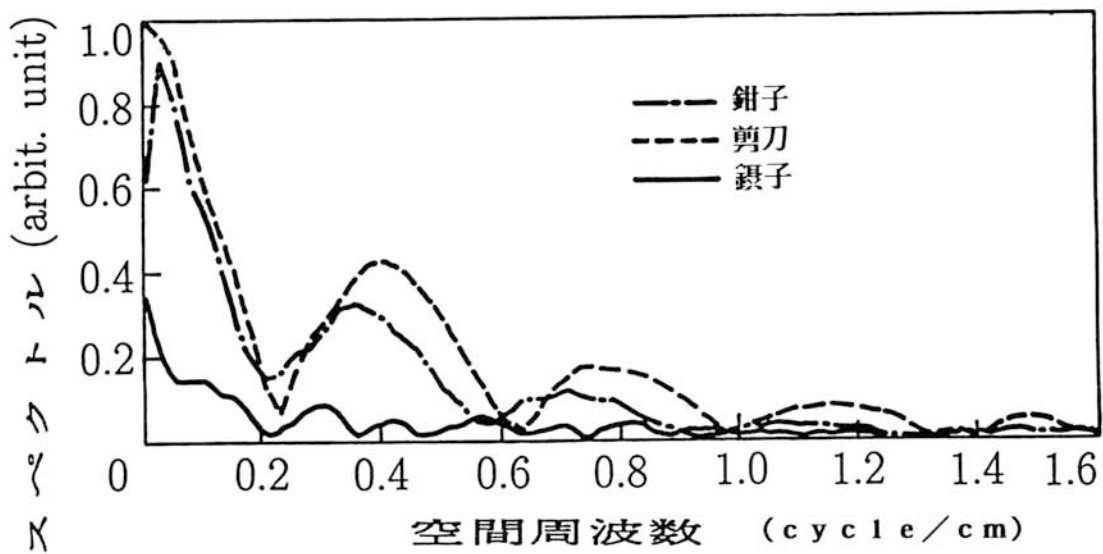


図3.7 静電的測定法による手術器械の空間スペクトル

3.5 計測システム

図3.8は計測システムのブロック図である。トレイ上の器械に印加された高周波信号(40 KHz)は形状に起因した様々な大きさの信号を各電極に誘起する。これをコンピュータからの選択信号によって一本の時系列信号とするが、必要な成分は高周波信号の振幅にあるので実効値の直流成分だけを抽出する。この後、A/D変換を各電極信号毎に同期して行い8ビットのデジタル信号としてからコンピュータに格納する。

図3.9にセンサ部の具体的な回路を示す。この図においてボルテージフォロアはインピーダンス変換回路として働き信号を安定化して、信号の切り換えを容易にしている。

なお、印加する高周波信号の周波数は回路で使用したオペアンプ(ボルテージフォロア)の周波数特性によっている。

以上の検討結果により試作したこの計測システムの一部であるセンサ部の外観を図3.10に示す。

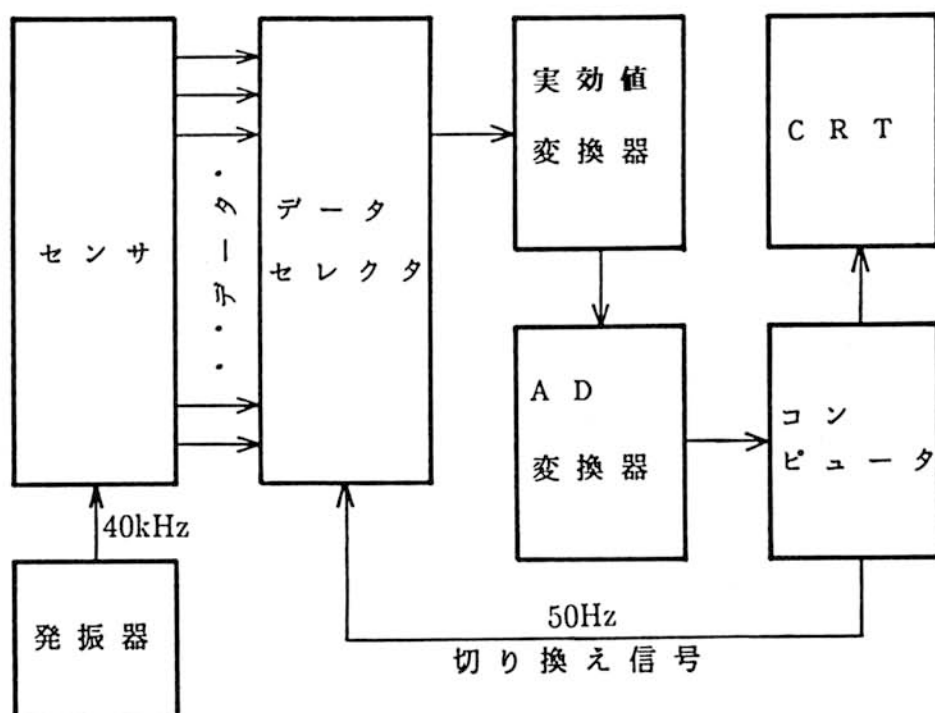


図3.8 センサシステムのブロック図

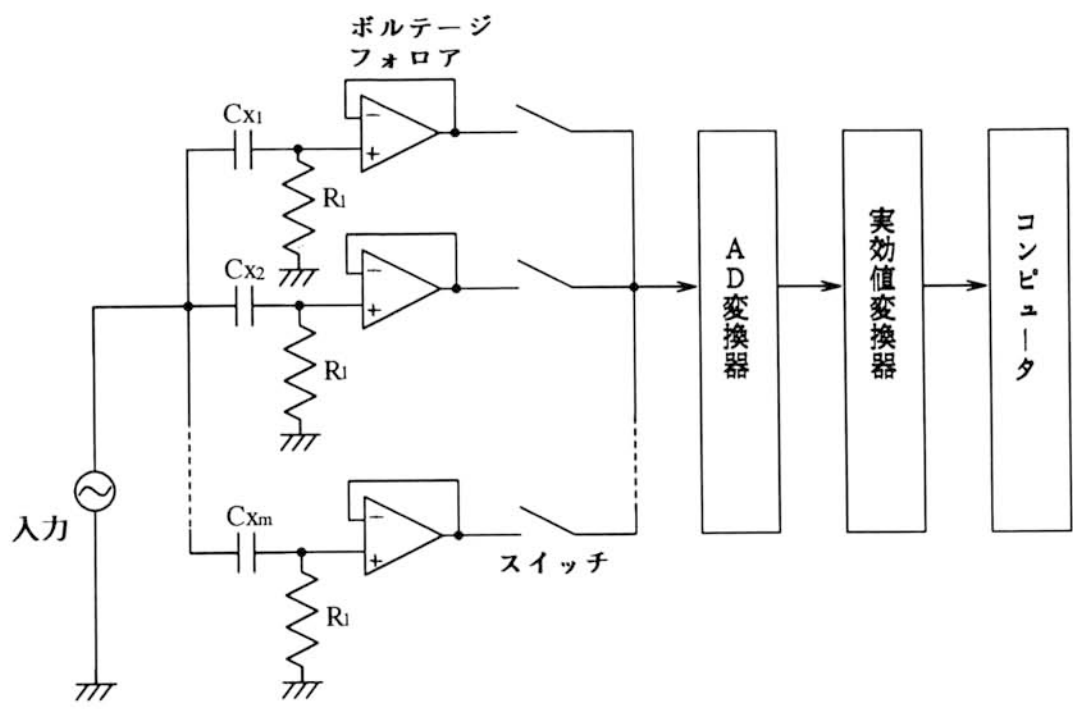


図3.9 計測回路

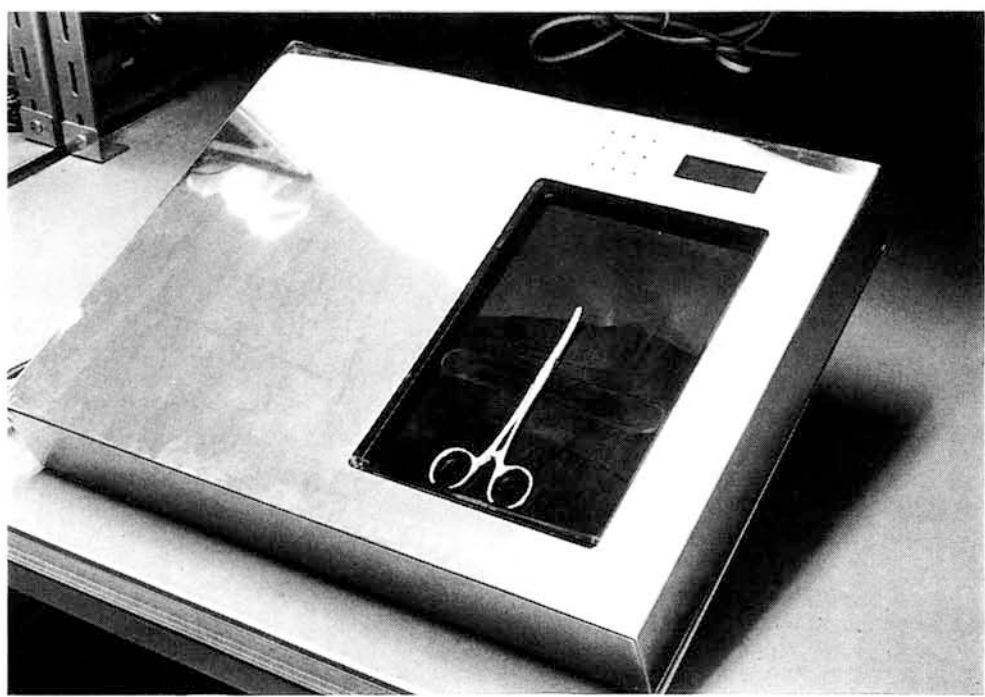


図3.10 センサ部の外観

3.6 計測結果

図3.11は基本的形状の物体をテストサンプルとした場合についての測定結果であり、各電極についての相対値出力である。カーブAは長方形平面金属板（幅3cm、長さ25cm、厚さ1mm）を測定範囲全長に渡って測定面の中央部に電極方向と直角に置いた場合である。サンプルによって被われていない電極部分への横方向の誘導成分、電極寸法、絶縁層厚等の誤差により出力信号がわずかにばらつく傾向があるが、以後の測定では補正して電極間で等出力としている。カーブBは同じサンプルの片端を絶縁層表面に置き、10分の1の傾きで持ち上げた場合の結果であるが、絶縁層（塩化ビニール；比誘電率3）と空気層を考慮に入れて電界が平行と仮定して計算した結果とある程度の一致を見せている。またカーブCは円形平面金属板（直径7cm、厚さ1mm）を測定面に置いた場合の出力である。円形と電極群による交差面積分布は理論上半円形状のデータ分布となるので、形状の測定が良好に行われていることを示している。以上のように、基本的な形状及び立体要素が近似的な計算にほぼ合うことから、本方式によって形状に沿ったデータの抽出が可能なが示された。

次に、実際の器械について計測した。図3.12はペアン鉗子の直型と曲型の出力例である。横軸に並べて示した器械の平面図では両者の違いを表現することは難しいので、例として直型のみを示した。先端部が絶縁層表面より浮き上がる曲型の形状的特徴が、先端部の信号に直型との違いとして顕著に現れることが分かる。

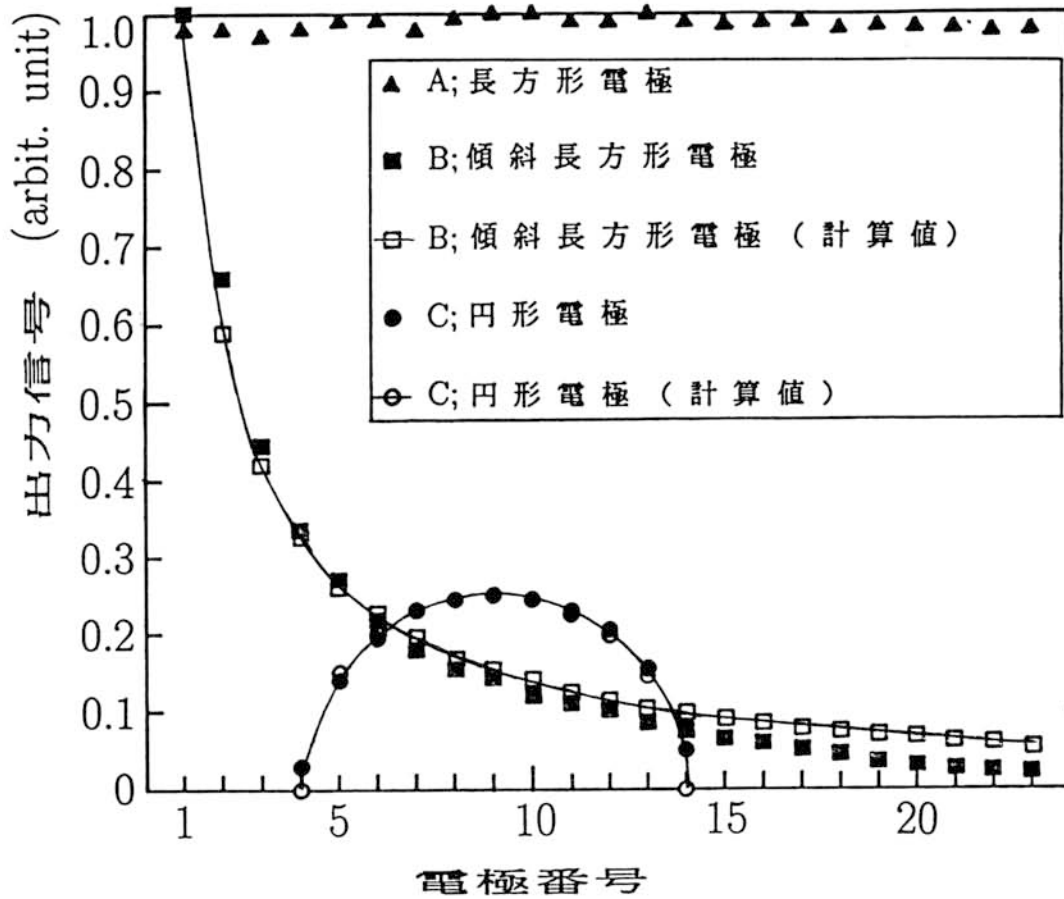


図3.11 テストサンプルに対する出力信号

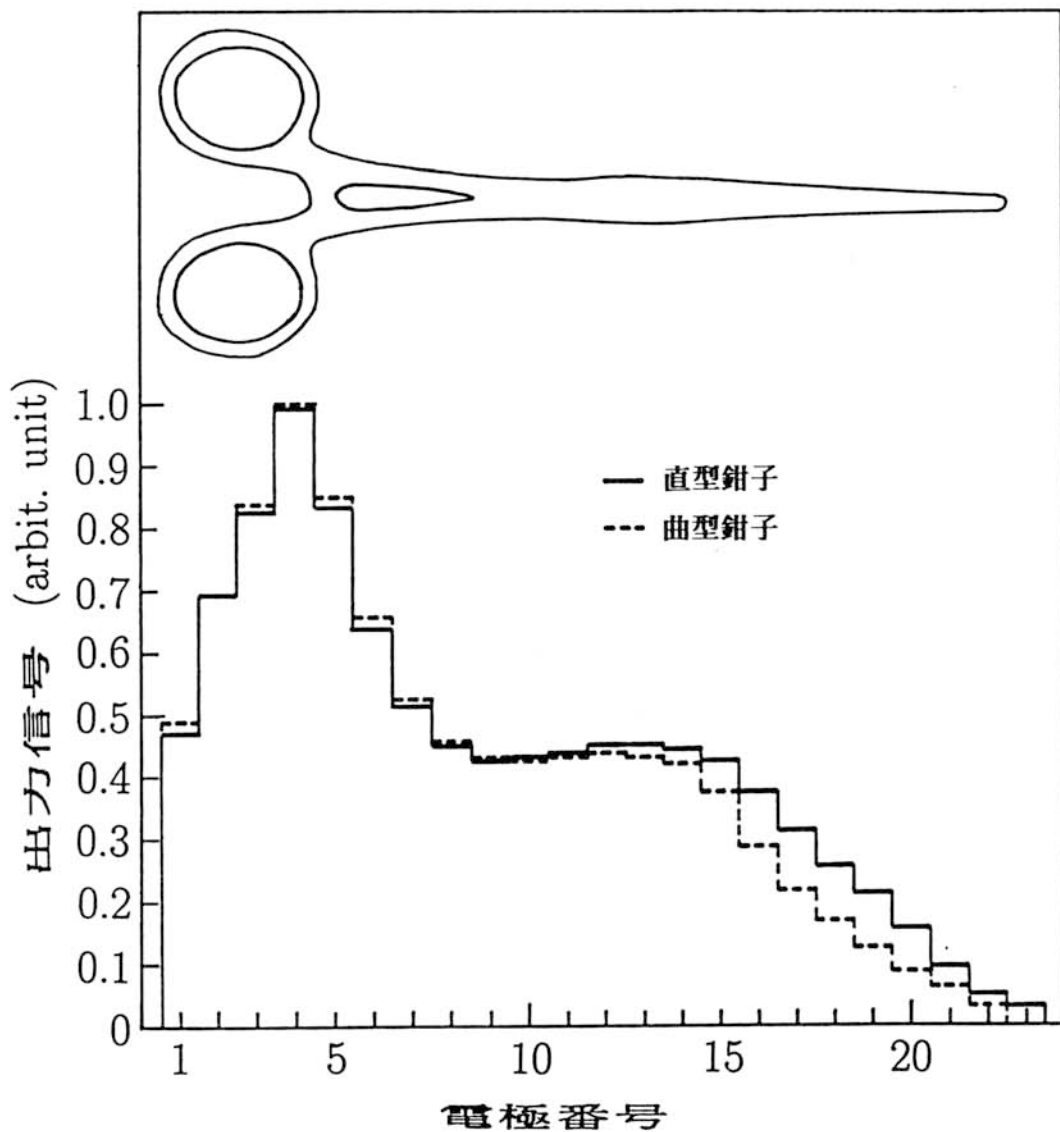


図3.12 直型鉗子と曲型鉗子に対する出力信号

3.7 識別の可能性の検討

本章は形状データの測定システムの試作までをまとめたものであるが、このシステムで識別に足るデータが得られるかを評価しておく必要がある。

図3.13は、直型鋭剪刀についての測定を20個体で行って得た、各電極による出力の平均値パターンである。図には標準偏差も併せて示した。ばらつきは器械の手元付近が比較的大きく、手作業による仕上げ作業が手元に集中していることが分かる。

このような測定を幾つかの種類の種類について行い、形状データを構成している数値列相互間の相関係数を求め、各器械のパターンの類似度を見た。その一部を示したのが図3.14である。縦軸と横軸にそれぞれ並べた器械のパターンの類似度を、その交差点に相関係数の棒グラフで示した。異なった器械種については、剪刀と鉗子という形状的に類似度の比較的高いものの関係、逆にこれらと形状的に異なる鑿子との関係を例として示した。いずれも平均値パターン間の相関係数で示してあるが、その値は小さく種類間の識別が十分可能であることが示されている。

同一器械種については、個別のパターンと平均値パターンとの相関係数を全て求めて、その分布幅を標準偏差の幅として棒グラフ中に斜線範囲で示した。この図から、同種内では平均値と個体間での相関が非常に高いことが示されている。また、○印の交差点すなわち同種内の曲型と直型間の相関も高いことが示されている。このことは、図3.12に示した先端部のパターンの差が信号全体量に比べて小さいことを示している。そこでデータの異なる先端部に限って相関を見てみた。同地点の棒中に示した二つの値は、それぞれ先端部から全体の $2/3$ （○）、および $1/3$ （△）の範囲のデータによる相関係数であり、全体の比較より相関係数が著しく減少することから同一器械種内でも識別が可能となることが分かる。この識別手法は、大まかな識別の後に器械中の特徴的な部分のデータ比較によって更に細かな識別が可能であることを示している。

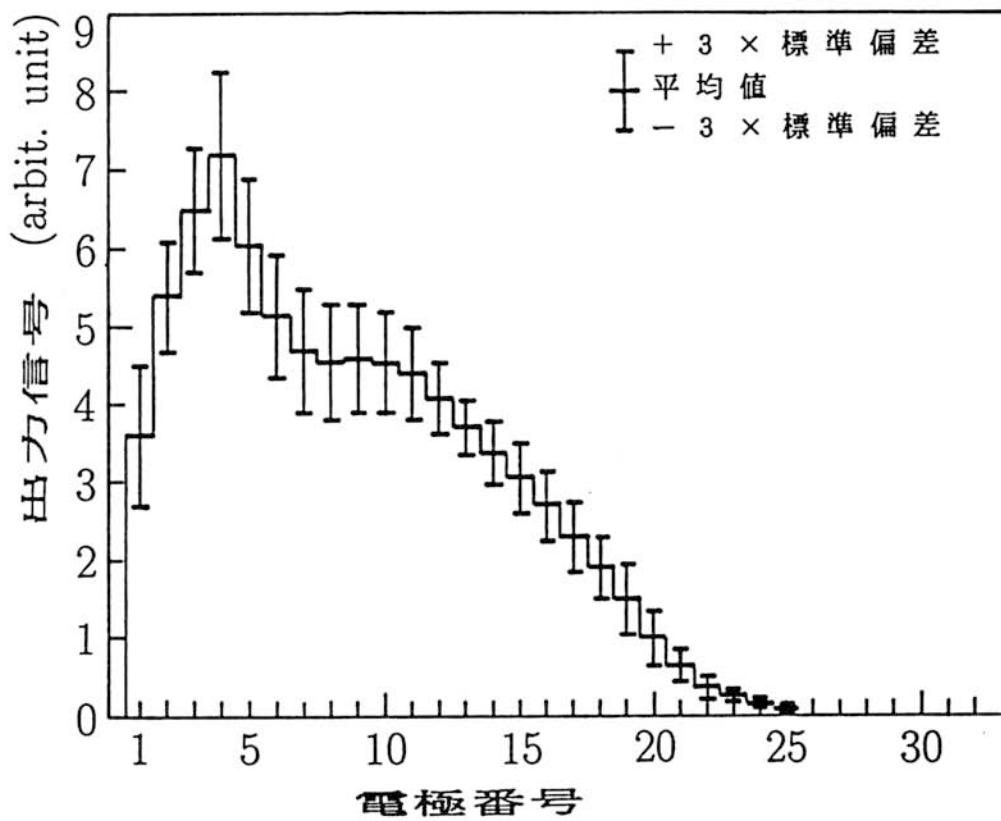


図3.13 直型鋭剪刀に対する平均信号と標準偏差

A₁ ; 直型鉗子 A₂ ; 曲型鉗子
 B₁ ; 直型剪刀 B₂ ; 曲型剪刀
 C ; 鋸子

平均値
 - 3 × 標準偏差

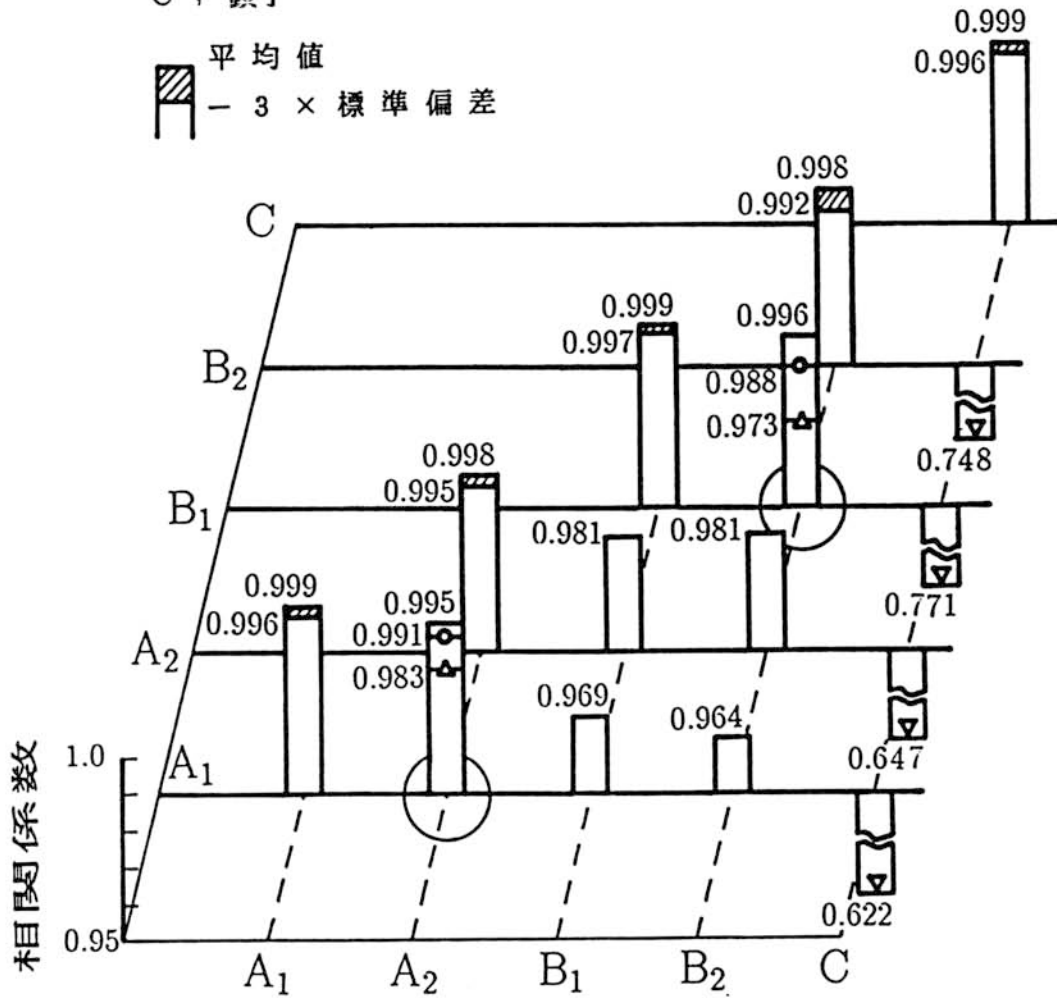


図3.14 器械の出力信号パターン間の相関係数

3.8 識別アルゴリズムの検討

図3.15 に識別のためのアルゴリズムの一例を示す。その考え方を簡単に説明する。正規化した測定データ $S D$ と予め記憶されている標準データ $H D$ との間において、総データ加算値の距離を調べる。この総データ加算値の距離 D が測定データ加算値の10%以内ならば、次にチャンネル毎の距離 d を求めて、識別関数 $f(D, d)$ に代入して関数値 h を決める。

各標準データに対応した識別関数値 h_j を全部求めた後、その中の最大の識別関数値に対応した標準データを有する物体として識別され表示される。

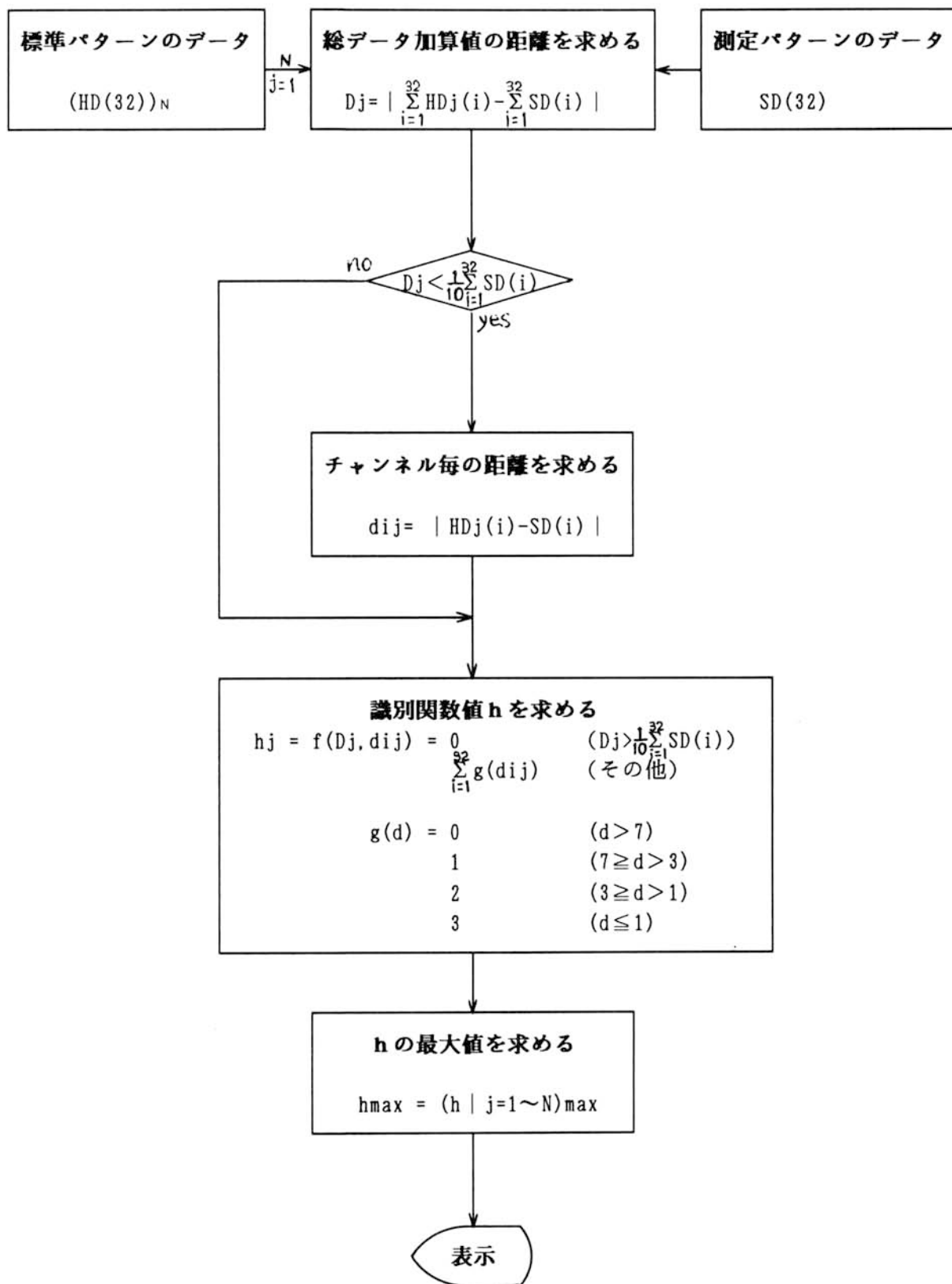


図 3.15 識別のアルゴリズムの例

3.9 まとめ

手術器械を識別する作業を自動化する目的で、簡単な操作で識別できる容量型センサシステムの試作を行った。使用者は手術器械を単にトレイの上に置くだけでよいので扱いが容易である。この装置で得た各種器械のパターンの平均値について相互の相関を見たところ、同種個体間より異種間での相関係数がほとんどの場合に小さく、手作業による仕上げ工程を含むため寸法的なばらつきが一般商品より多いにもかかわらず、器種識別の高い可能性が示された。また、得られる形状データから識別の比較的難しい直型、曲型等同種でありながら、三次元的に形状の異なる物も局部的形状相関値から十分識別できることが示された。この手法は、その他の微小な形状差異にも十分対応できるものと予想される。

本研究においては、手術器械が長さ方向に特徴を持っていることに注目して計測電極の配置を一次元型としたが、器械を斜めに乗せた場合のように配置の方法によっては識別が困難な状況も予想される。その場合には、器械の置き方を統一することによって対処可能と考えるが、より完成度の高い実用的なシステムの実現のためには、二次元的に電極を配置する方法についての検討も今後必要と考える。

4 章 患者動態計測¹¹⁾

4.1 はじめに

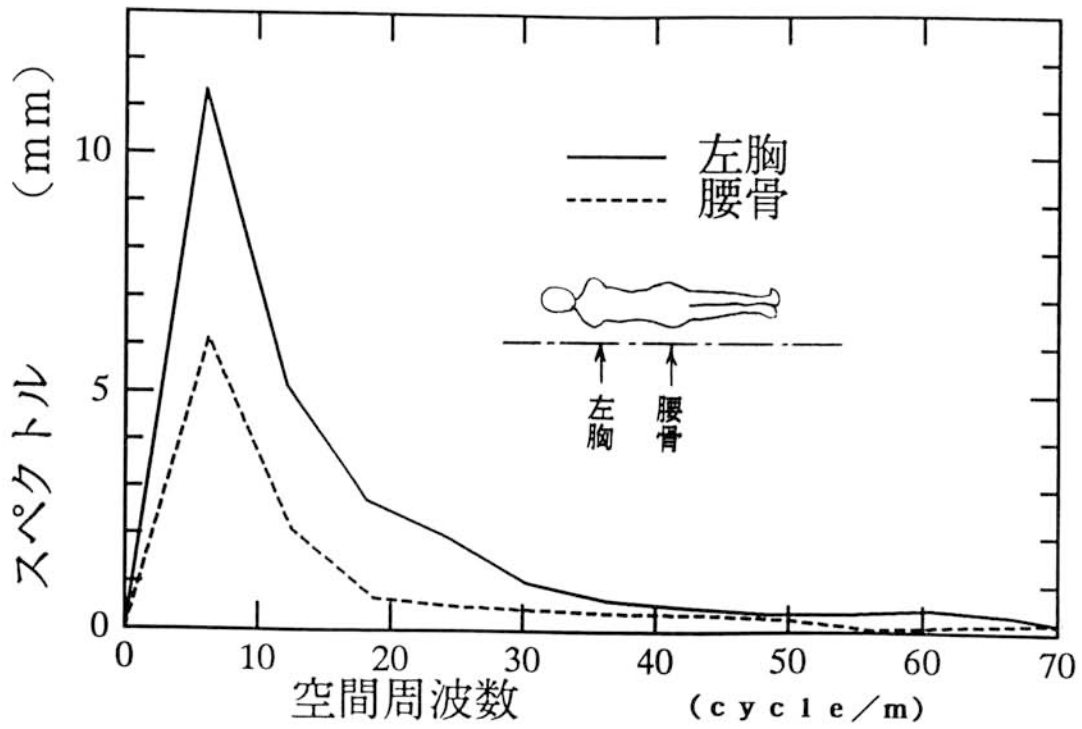
ベッド上の患者の動態を自動的に計測監視するシステムは看護体制の省力化のためにも今後その必要性は増すであろう。このシステムの仕様としては、安価であること、情報を迅速に伝えること、無拘束、無侵襲計測であることなどが挙げられる。従来このような目的のためには、ベッド上空からの赤外線画像撮影³⁾や、ベッドに埋め込んだサーミスタアレイによる温度分布計測方式⁴⁾などが提案されている。前者は見られているという精神的な拘束性や、布団などを体に掛けた場合に計測が困難であること、および価格の点で、後者は時間応答の点で問題があると考えられる。

システムで扱う情報としては、形状、体位、動き、体圧分布などがある。我々は体重によって生ずるベッドの二次元的な沈み込みの分布を電氣的容量分布として捕らえる方式を検討した。この分布には三次元的な位置および圧力の情報が含まれており、上記情報の計測に適していると考えられる。得られた分布からベッド上の体のおおよその位置および体位の変化を推定しようと試みた。

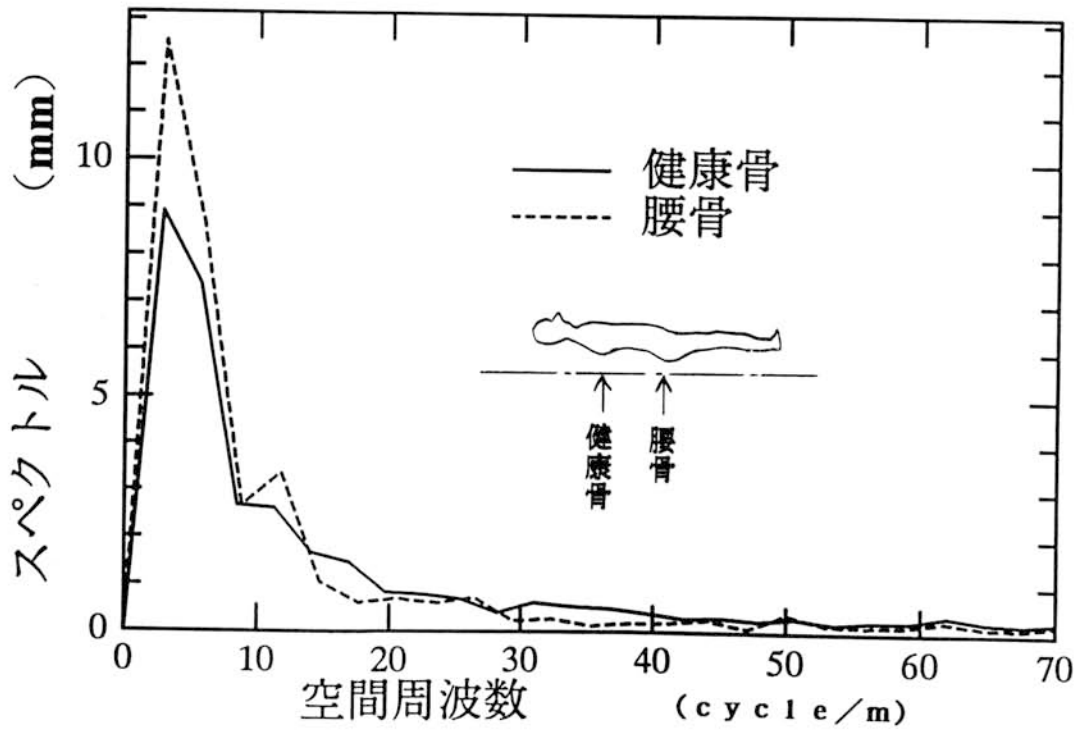
4.2 人体の形状的特徴

人体は寸法的には、成人においておおよそ身長は 1.5 m から 1.8 m の間に、幅は 0.3 m から 0.5 m の間に、厚みは 0.1 m から 0.2 m の間に分布していると考えられる。

体の表面上の各部のおおよその凹凸の程度を調べるために、直棒を体の表面付近に置き、そこからの体の表面までの距離を、体の横方向に対しては 5 mm のピッチで、身長方向に対しては 10 mm のピッチで測定した。そのデータの交流分から空間スペクトル分布を求めた。図 4.1 は体の横方向について、図 4.2 は身長方向についての空間スペクトル分布である。



(a) 左側面の横方向の場合



(b) 背中側の横方向の場合

図4.1 人体形状 (横方向) の空間スペクトル分布

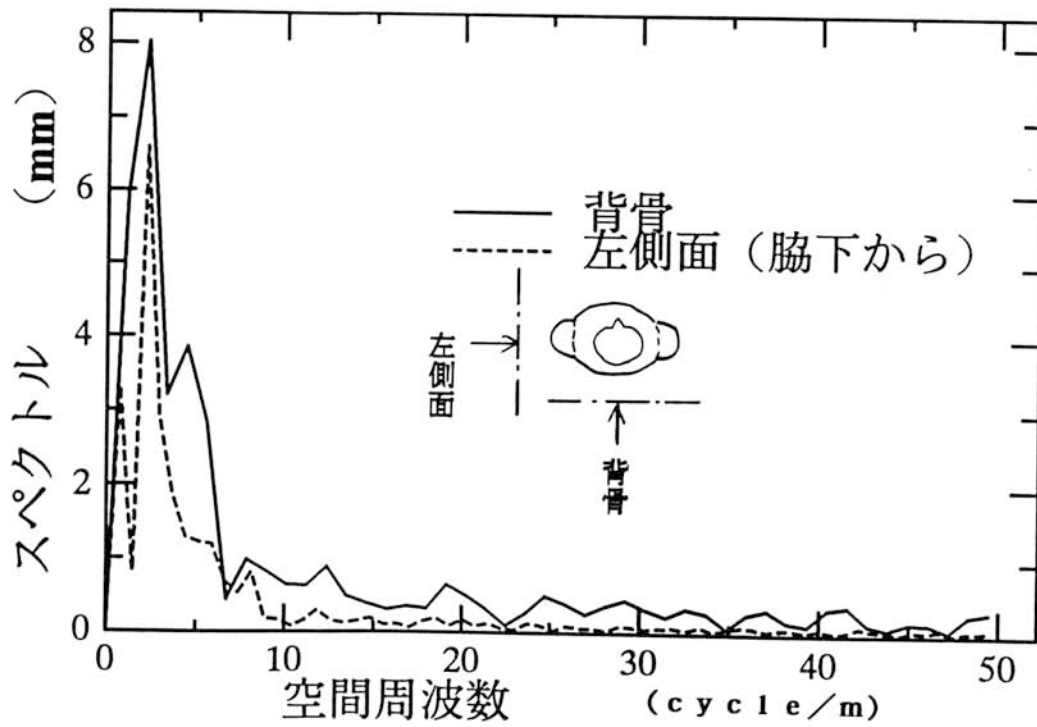


図4.2 人体形状(身長方向)の空間スペクトル分布

4.3 計測原理

本方式では、**図4.3**の断面図に示すように、絶縁性マット（以下、マット）を一様電極と計測電極群で挟み二次元的に分布した容量群を形成した。マットの表面に重量物が置かれるとマットが圧縮されて局所的な沈み込みが起こり、上部の一様電極は物体の下面形状に応じた曲面となる。これと個々の計測電極との間の容量はマットの沈み量に応じて変化するので、これを電気信号に変換して取り出せば沈み分布が計測できる。

なお、生体自身が導電性であることを利用することも可能である。すなわち、マット上の一様電極の代わりに生体自身を電極とするわけである。この方法によると、沈み込みの無い部位の計測が可能であるが、生体を電極とするため直接電気信号を印加することになり電気的安全性の問題がある。また、無拘束の要求からも外れる。ところで、一様電極による方式でも汗や尿により一様電極と生体との間が導通することも考えられるが、生体と一様電極との間に絶縁性物質を置くことや、アースに接続された電極を置くことで対策が可能である。以上の検討から、本研究においては沈み込みの無い部位の計測は困難ではあるが、無拘束性、電気的安全性の面から一様電極による方式を採用することにした。

本方式は容量変化を計測するだけでよいので、応答性がよく安価なシステムの構築が可能である。

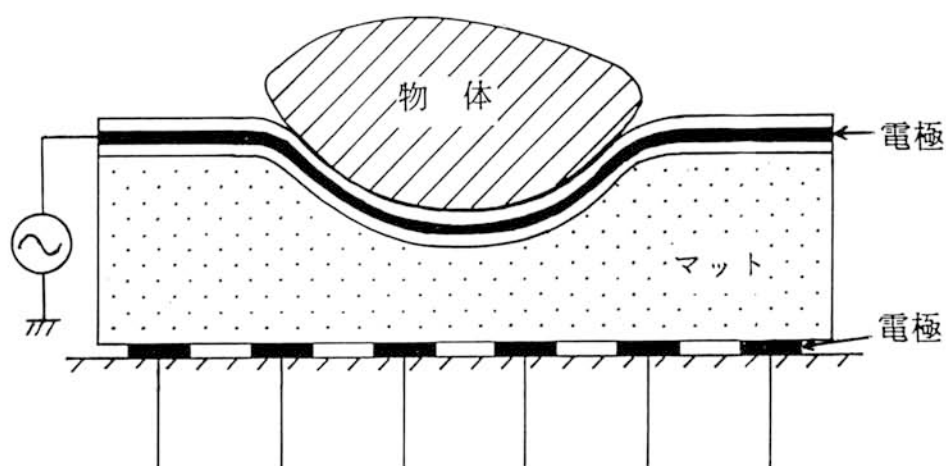


図4.3 センサ部の断面図

4.4 センサ部の検討

センサ部は、計測電極をマトリクス状に配置した平面の上に上面に一様電極を張り付けたマットを置いた構造となっている。これは、次のような伝達系と見なすことができる。すなわち、人体の表面形状情報がマットという伝達系を通して計測電極に伝えられることになる。以下、マットと計測電極について検討した。

(1) マット マットは市販の寝具用の幅 0.9 m ,長さ 1.8 m ,厚さ 6 cm のポリウレタンフォームを使用することにした。ポリウレタンフォームはポリウレタンを発泡したものである。マットの特性としては硬さと復元率がある。これらは、マットの家庭用品品質表示法において、それぞれについて J I S K 6 4 0 1 5・3 かたき試験、および、5・5 繰り返し圧縮残留歪試験の方法で測定することになっている。試験法の概略は次の通りである。

(硬さ) マット中身のフォームを平に置き直径 20 cm の円形加圧板を乗せ一旦フォームの元の厚さの 75 % の距離まで押し込んだ後、元に戻して再び元の厚さの 25 % の距離まで押し込み 20 秒間静止させたときの加圧に要する加重値を kg 単位で測定し、マットの硬さとする。試験機は J I S K 6 4 0 1 に規定されたものを使用する。

(復元率) 一辺が 5 cm 以上の正方形で厚さ 2 cm 以上の大きさのフォームを試片とし、J I S K 6 4 0 1 の 5・7 に基づき試験の厚みの 50 % の距離を 1 分間に 60 回の速さで繰り返し圧縮を 8 万回行った後 30 分間室温に放置して試片の厚さを測定し、繰り返し圧縮残留歪率 (%) を算出する。この数値を 100 から差し引いた数値以下の数値 (%) をもって復元率とする。数値は 3 個の試片の平均値で表す。

市販のマットの硬さは 8 ~ 16 kg , 復元率は 95 % のものが一般的である。マットは硬いほど同じ圧力に対して圧縮され難く沈み込みの量は少なく、例えば硬さ 16 kg のマットは硬さ 8 kg のものより硬く沈み難いといえる。換言すれば、硬いほど得られる容量が少ないことを意味する。また、復元率は数値の大きい程繰り返し使用に対して厚さの減少が少ないことを示す。以上のことから、本研究においては、できるだけ沈み込みが多く大きな容量が得られ易い硬さ 8 kg のマットを使用することにした。

円柱の底面をマットの表面に置き、円柱の上面から力を加えて圧縮率と圧力の関係を円柱の直径を変えて測定した結果を、**図4.4 (a)** に硬さ 8 kg のマットに対して示した。この図によると、圧力が同じでも押し付ける面積が大きくなると圧縮率が増加すなわち沈み込みの量が増加していることが分かる。

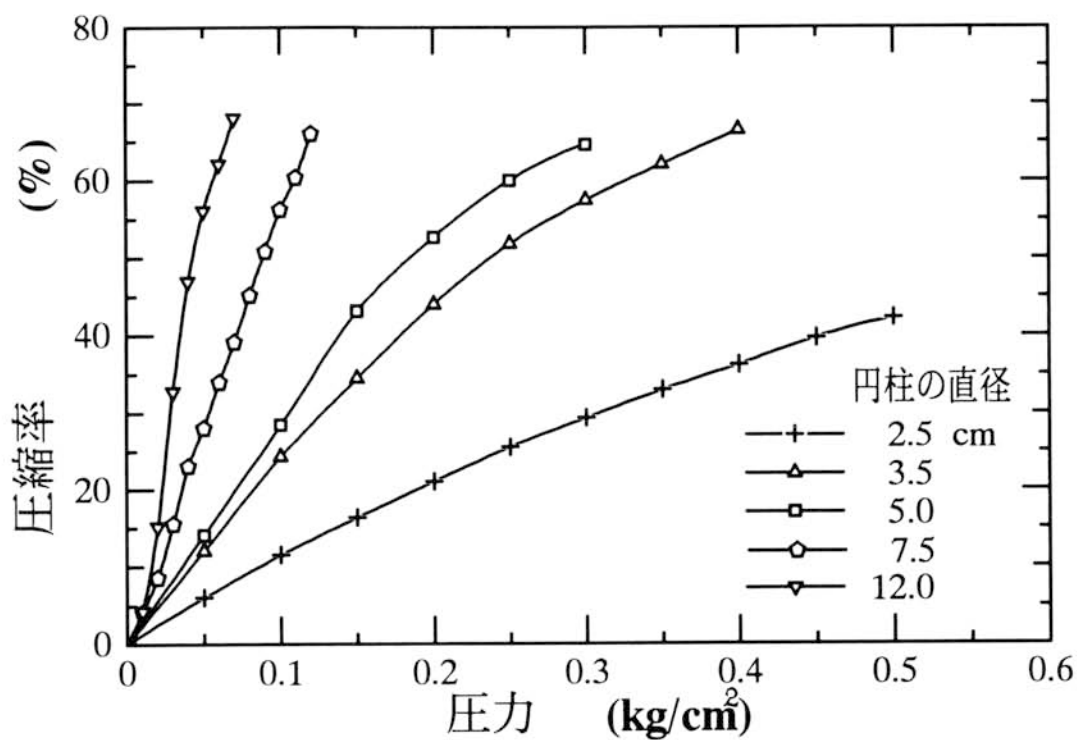
図4.4 (b) は硬さの異なるマットの圧縮率と圧力の関係を直径 12 cm の円柱に対して求めた結果である。同じ圧力に対して比較すると、柔らかいほど圧縮され易いことが分かる。すなわち、硬さが小さいほど沈み込み量は多くなるといえる。

ポリウレタンフォームは縦方向だけでなく横方向についても弾性があり、物体によって直接圧力が働いていない場所でも沈み込みが発生して垂れてくる。この垂れの状態を調べた。**図4.5** は、マットの上から押し付けた直方体底面の沈み込み量を変えながら直方体底面のエッジ近傍の沈み込みの様子を計測した結果である。

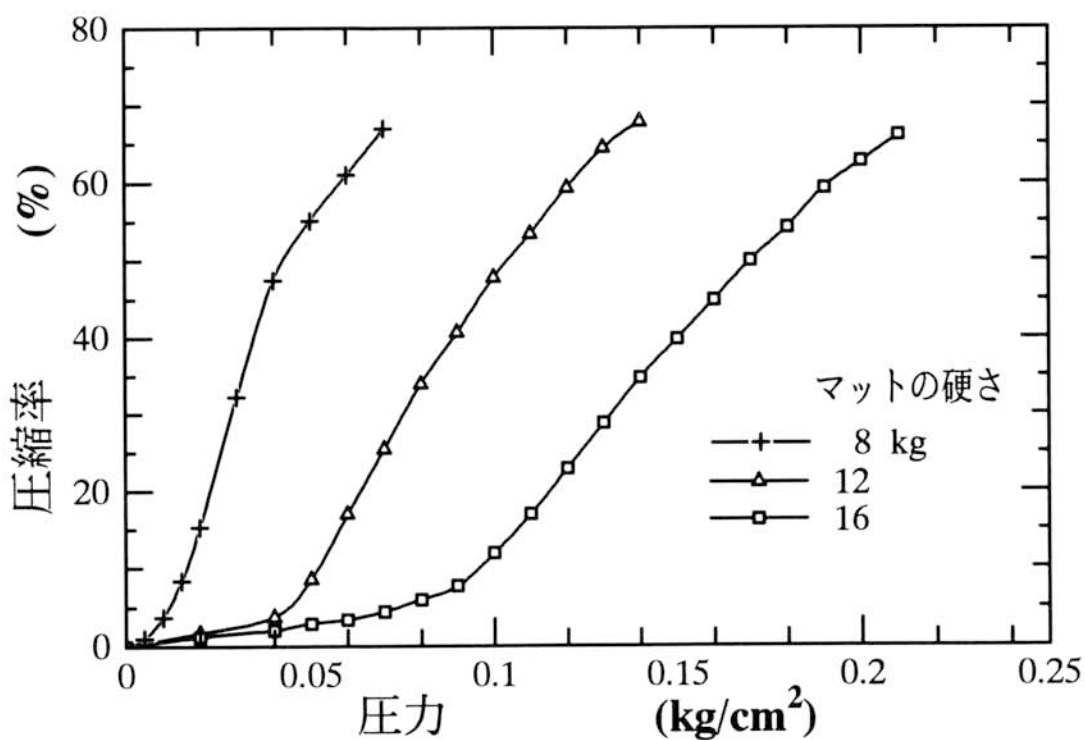
図4.6 は**図4.5** のデータから求めた空間スペクトルである。これはマットの垂れの形状に含まれている空間周波数とみなせる。この図において、振幅スペクトルのピーク値の $\frac{1}{2}$ の値に対する空間周波数をカットオフ周波数と定義して求めると、22 cycle/m となる。この値が大きいほど物体の形状に対するマットの追従性がよいことになる。この図によると、このマットは約 22 cycle/m 以下の空間周波数で変化する形状に対しては、ある程度忠実に変形するということを意味している。**図4.1**、**図4.2**によると、人体形状の持っている空間周波数はそれ以上であるが、このマットは人体形状に対して大部分は反応すると考えられる。

図4.7 に、マットの比誘電率が沈み込みによって変化する様子をマットの圧縮率に対して示した。マットの比誘電率は 70 % の圧縮率で 1.06 であり、圧縮率 1 % 当り約 0.1 % の増加となっている。

マット表面の一様電極としては果樹用の太陽光反射用シート (A | 皮膜付き PET フィルム, 厚さ 12 μ m) を用いた。



(a) 硬さ 8 kg のマットの場合



(b) 硬さの異なるマットの場合

図4.4 圧力によるマットの沈み込み

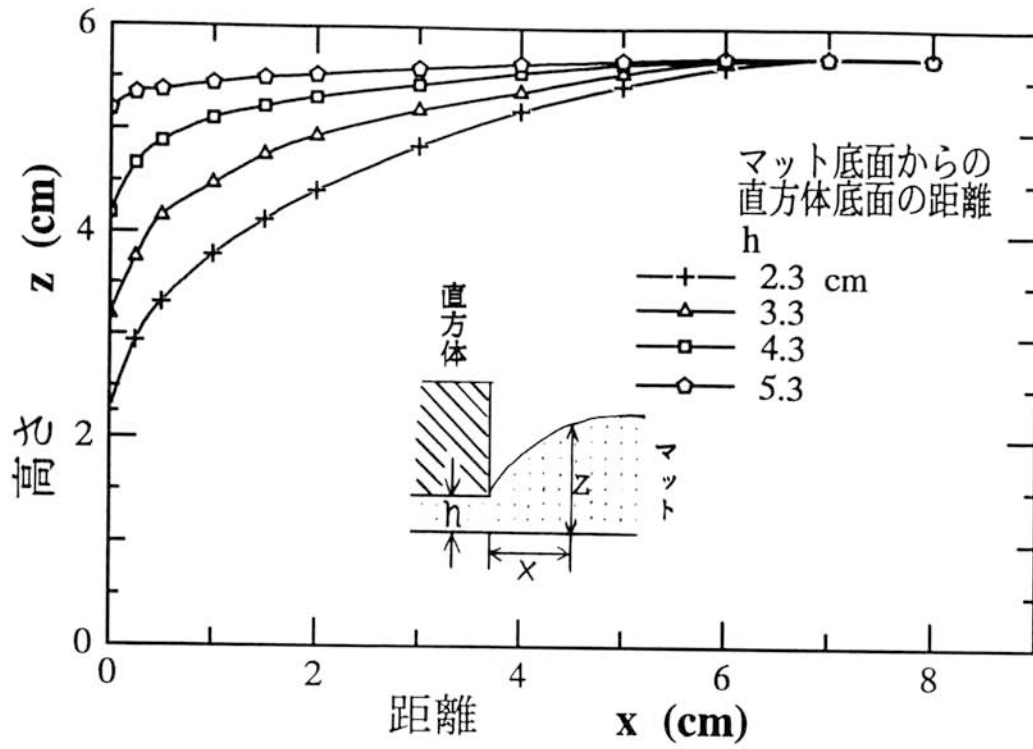


図4.5 エッジ近傍のマットの垂れ特性

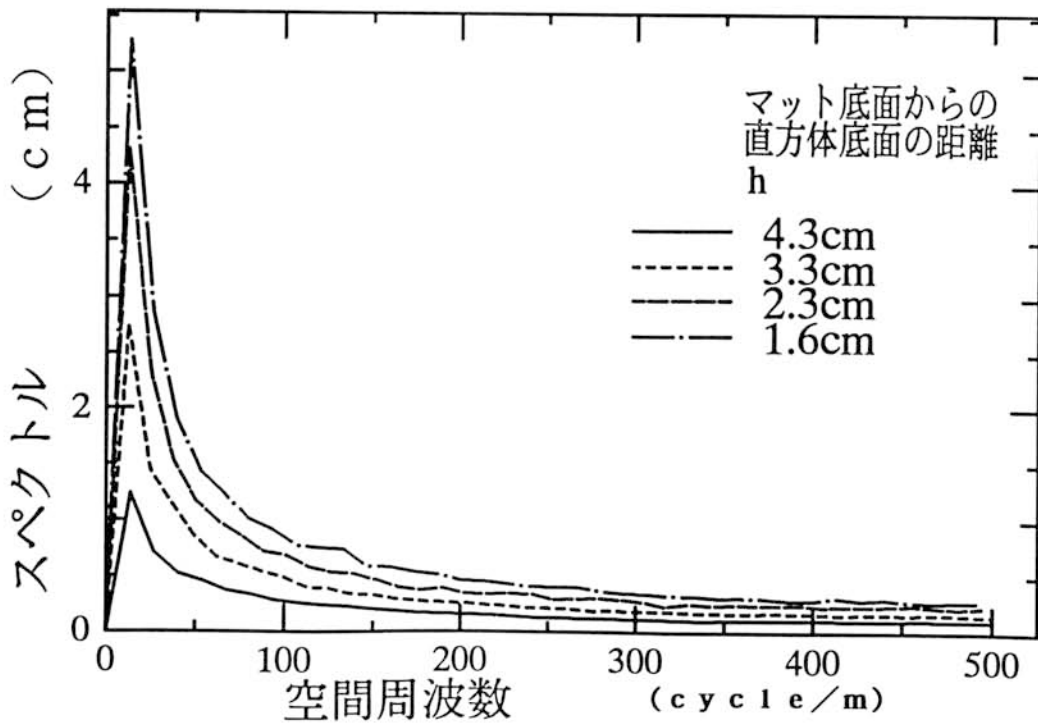


図4.6 形状変化に対するマットの追従性

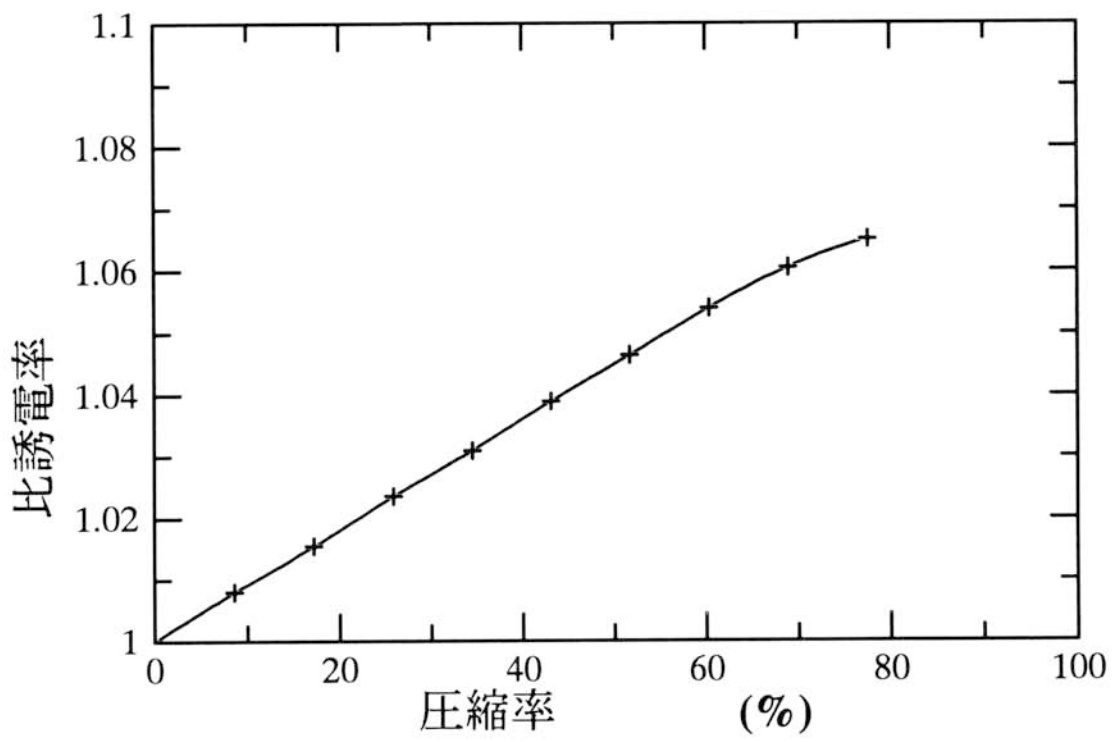


図4.7 マットの沈み込みに対する比誘電率

(2) 計測電極 計測電極の配置については、可能な限り人体形状の特徴を得るために配置のピッチを狭くすることが理想的である。人体形状には図4.1, 図4.2に示した空間周波数の情報が含まれると考えられるが、実際には図4.6のマットの特性で決定される情報の計測になる。従って、この空間周波数の逆数の半分の値をピッチとすればよいことになる。その場合、ピッチは2.2 cm となり、本研究のマットの大きさでは $40 \times 80 = 3200$ 個の計測電極が必要となる。しかし、本研究において容量型センサによる計測の可能性の検討をするため、処理上 8×8 のマトリクスとし、幅方向 11 cm, 長さ方向 22 cm ピッチでマット全体に渡って電極を配置した。その場合、その逆数の2分の1の空間周波数までの情報を計測することが可能である。その値は、幅方向は 4.5 cycle/m, 長さ方向は 2.22 cycle/m である。図4.1, 図4.2によると、この電極ピッチではどちらの方向に対しても高周波成分は計測できないことになる。高周波成分は体表面の細かい凹凸または体の輪郭部分と考えられるので、それらについては正確に計測できないことになるが、胴体の位置およびおおよその形状の計測には十分と考えられる。

図4.8に示すように、実験では長さ 1.8m, 幅 0.9m のマット上に $64 (= 8 \times 8)$ の計測点を設定した。計測電極(A1)は大きな容量を得るために幅 10 cm, 長さ 21 cm の長方形とした。

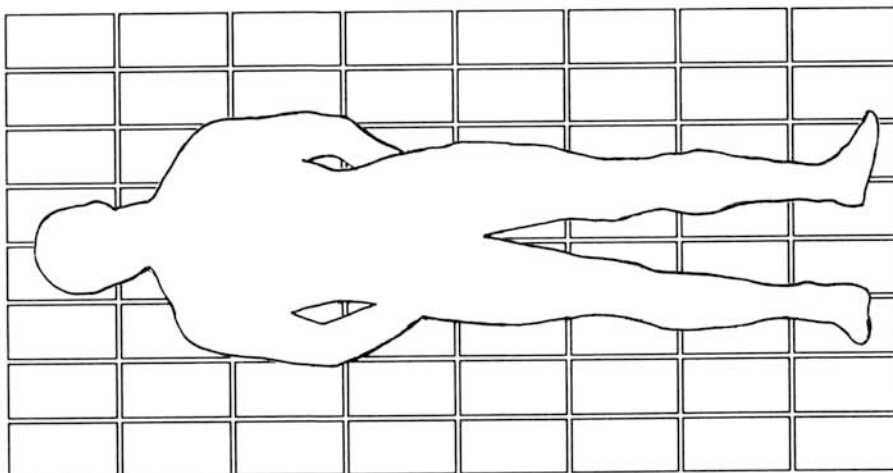


図4.8 計測電極の配置

4.5 計測システム

(1) **回路構成** 二次元的に分布した容量を切り換えて個々の信号を直接取り出す方法は、他の容量の影響によって信号が不安定となり、さらに、配線数が増え回路も複雑になる。そこで、図4.9に示すように破線内のFET回路（ソースフォロア回路）を個々の計測点に配置し、各点を切り換えて計測を行うセンサ回路網を構成した。この場合、上部の一樣電極には通常 40 kHz 7 V_{p-p}の高周波信号が印加され、その一部が計測すべき容量を介してFETのゲートに入力し、出力される。ソースフォロア回路はインピダンス変換回路として働くので、信号は安定しており切り換えが容易に行える。この図で、ダイオードは他の計測点からの信号の回り込みを防止するために挿入してある。

この回路網において、FET回路の出力は次のように表される。

$$V_o = \frac{2\pi f R C_x V_i A}{(1 + (2\pi f R (C_x + C_i))^2)^{1/2}} \quad (4.1)$$

ただし、 f は高周波信号の周波数、 R は抵抗、 C_x は被計測容量、 V_i は高周波信号の実効値電圧、 C_i はFET回路の入力容量と計測電極の対地容量との和、 A はFET回路（ソースフォロア回路）の利得である。

二次元の走査は、FET駆動用の直流電源を切り換えるX走査と出力信号を切り換えるY走査によって行った。

出力信号は、その振幅が必要であるため、実効値変換した後 12 ビットのデジタル信号としてコンピュータに取り込み、沈み込みの様子を表示するようにした。

(2) **処理時間** 処理所間は64点の容量を切り換えて個々の信号を取り出すための時間と、沈み分布をモニタ表示するための時間に分けられる。本システムにおいては前者は0.4秒、後者は1秒であった。なお、使用したコンピュータはPC-386VR(16MHz, EPSON)である。

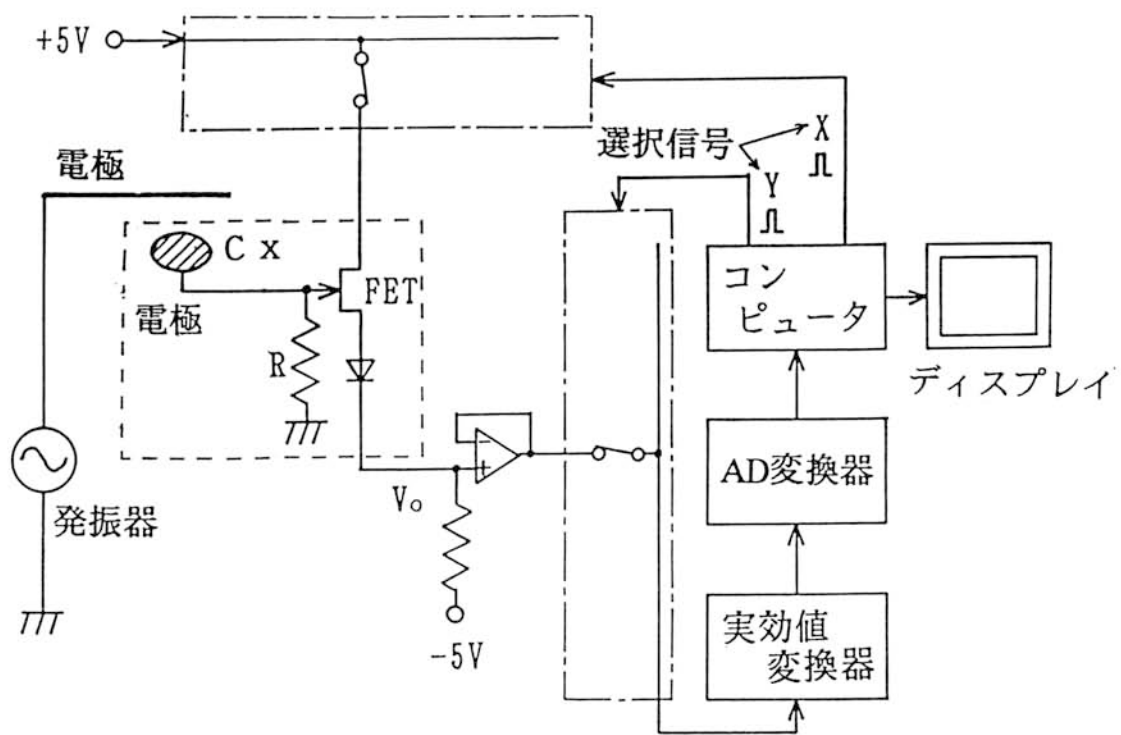


図4.9 容量分布計測回路

4.6 システムの基本的特性

(1) 沈み量と出力の関係 図4.10 はマットの沈み量と出力の関係を実測によって示したものである。人の形状モデルとして、直径の異なるいくつかの円筒をマットの上に置き、円筒の直下に位置した電極に対して計測を行った。図から明らかのように、各円筒において、沈み量と出力の関係はレベル差はあるもののほぼ同様な傾向を示している。

この関係の導出には、(4.1)式において C_x として計測電極と円筒電極との間の容量の計算を必要とするが、かなり困難である。そこで、 C_x を計測電極対間の容量として近似し(4.1)式を計算した。結果を図中破線で示した。計算値は直径の大きな円筒に対する計測値と比べるとレベル差はあるが、傾向は似ている。それは直径の大きい円筒の方がより平面と見なせるからである。計算値の方が全体的にレベルが低い傾向にある。それは計測値には計測電極面の真上以外との間の容量の効果が入っているためと考えられる。破線は計測範囲の円筒に対して最大で +20 %、-15 % の範囲に入っており、実験で得られた容量が実効的に計測電極対として働いていると考えられる。このことから、精度は低下するが各種の円筒の集合と考えられる生体によるマットの沈み量の算出には、破線の関係を用いることにした。

(2) 沈み分布表示 図4.11 は円筒物体(直径 40 cm, 長さ 65 cm)によるマットの沈み分布を等沈み線によって示したものである。図4.10 の関係を用いて各計測点のデータから沈み量を求めた。孤立したデータからの連続値推定は二次元のスプライン補間の手法によった。図中にはA-B間の断面カーブも示してある。断面及び全体の形状共におよそその形状が再現されている。円筒物体の直径方向の沈み分布が丸みを帯びているが、これはマットの垂れによる影響、計測電極ピッチが粗いために輪郭位置の計測が困難であること、および2点間の補間の影響によるものと考えられる。

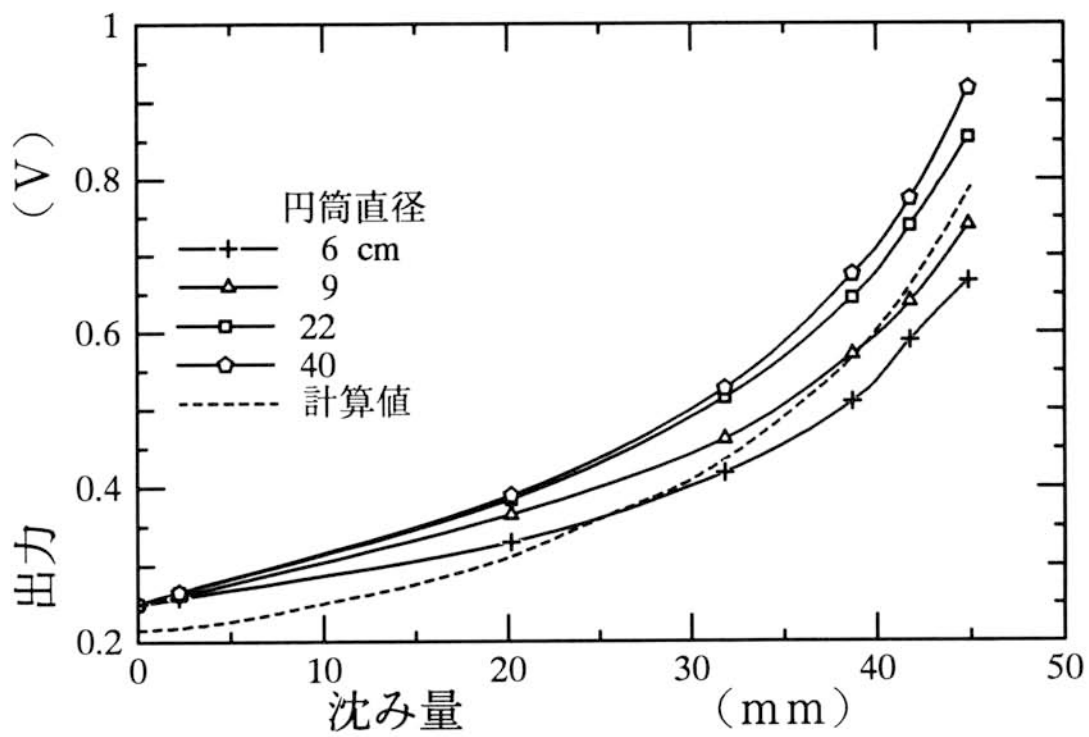


図4.10 マットの沈み量と出力の関係

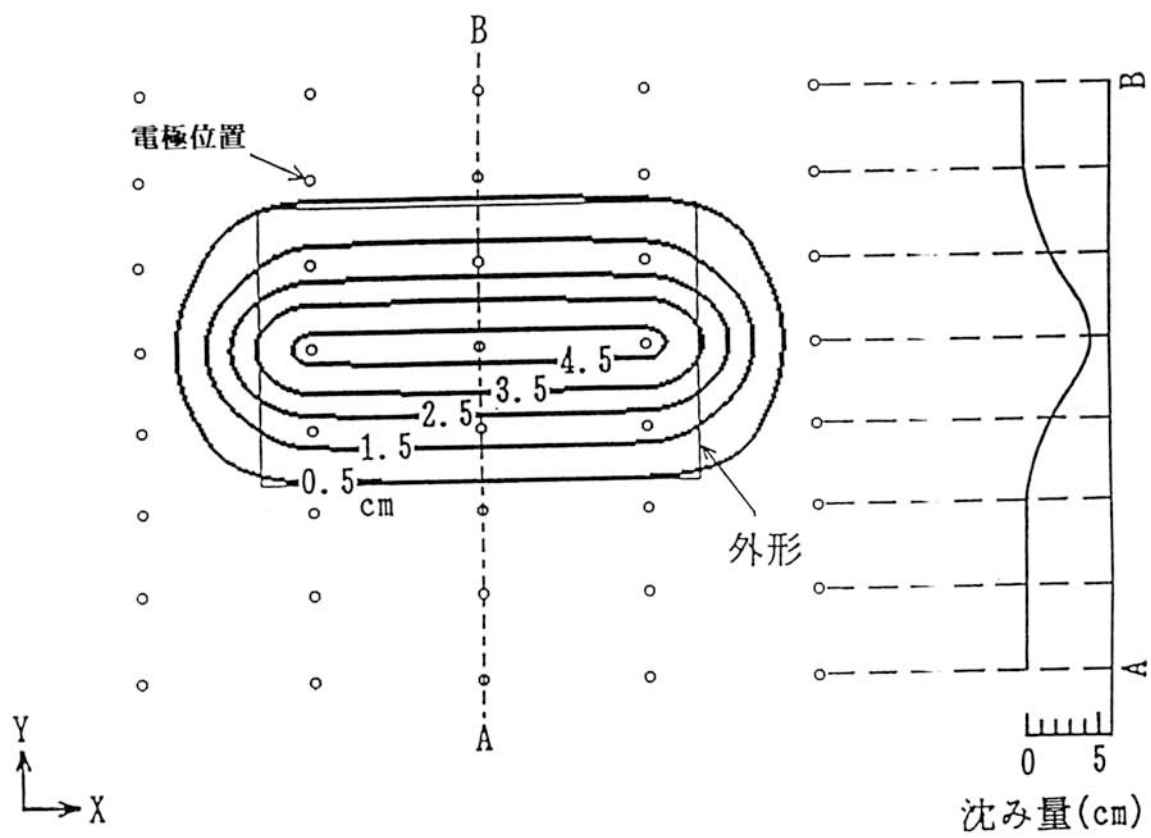
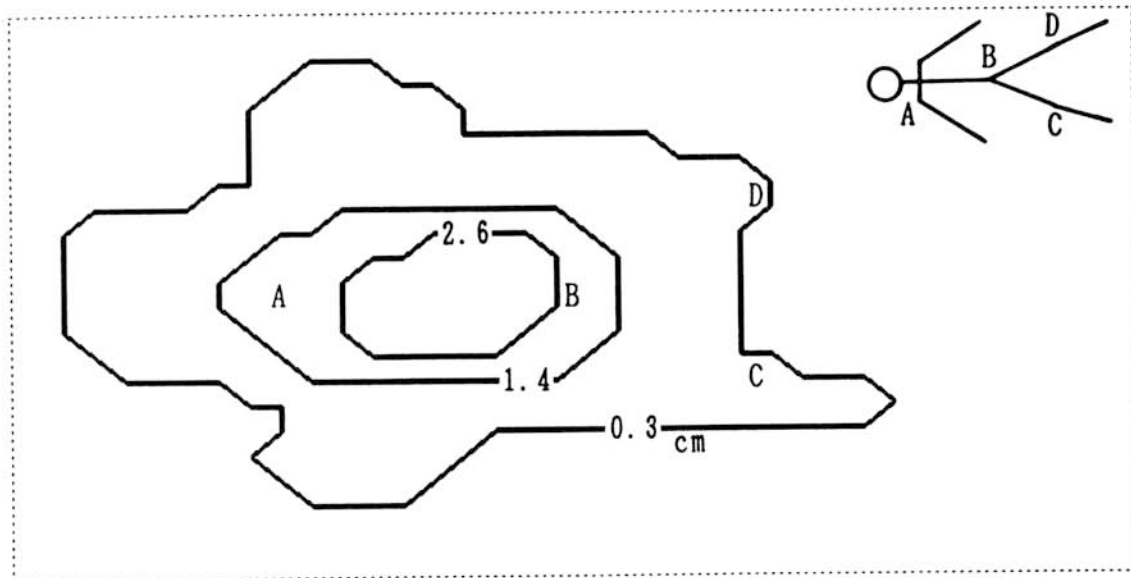


図4.11 円筒物体に対する沈み分布

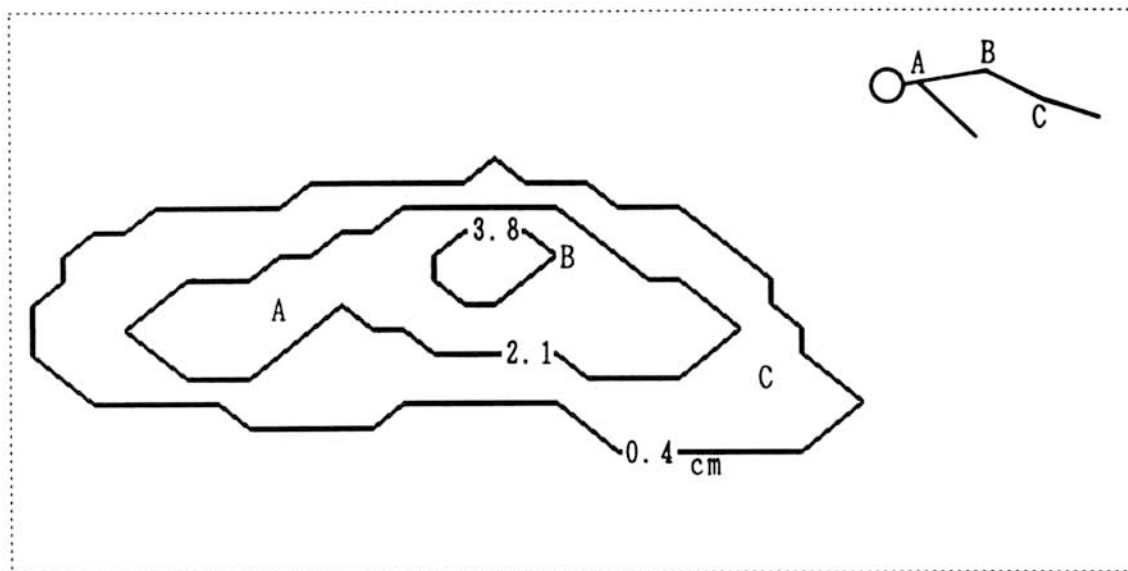
4.7 計測結果

このシステムによって実際に人体について計測し，得られたデータを図形情報として可視化した．**図4.12** にマット上に横臥した場合の沈み分布を各体位における最大沈み量の 10 , 50 , 90 % の等沈み線によって示した．(a) は仰臥位，(b) は右側臥位である．同図内右には各モデルの姿勢と各部の位置 (A , B , C , D) を示した．

これらの分布から，胴体のおおよその位置と体位の違いが推定できる．手足の細部はマット面と同位置か，あるいはそれより上方にあり沈み込みが発生していないため，および電極ピッチが粗いため示されていない．



(a) 仰臥位



(b) 右側臥位

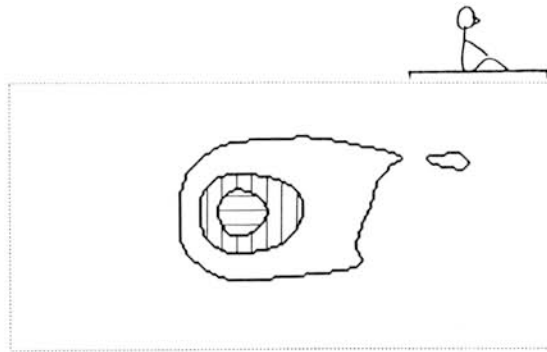
図4.12 横臥人体の沈み分布

4.8 動態情報計測

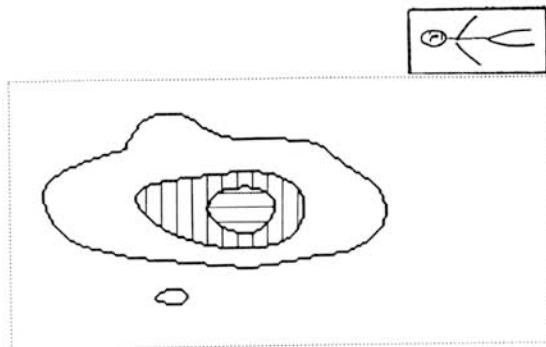
自力で体位を変えることが困難な患者において、同じ部位に対する長時間の圧力により、褥瘡（床擦れ）が生じ易くなる。この対策としては、頻繁に体位を変えて圧力の掛かる部位を変えることが必要である。同一体位で一定時間経過した場合、圧力の掛かっていた部分の情報、時間的情報が分かれば看護者も対処し易い。

図4.13 に各体位における人体の沈み込みの様子を最大沈みの 10 %、50 % および 90 % で示した。図において、50 % 以上から 90 % 未満の範囲を縦線、90 % 以上を横線で示した。なお、右上に体位の簡単なモデル図を示した。各体位の間に差のあることが認められるが、人間の目による判断であり、実用的には自動識別が望ましい。その可能性を調べてみた。各体位において 50 % 以上の沈み込みの占める面積を求め各図の下に示した。その結果によると、座位の方が仰臥位、伏臥位および側臥位よりも、また仰臥位または伏臥位の方が側臥位よりも面積が小さいことが分かる。このことは、面積の比較によっておおよその体位の推定が可能であることを示唆している。また、面積が一定である時間を調べることによって一つの体位の継続時間も推定可能となる。

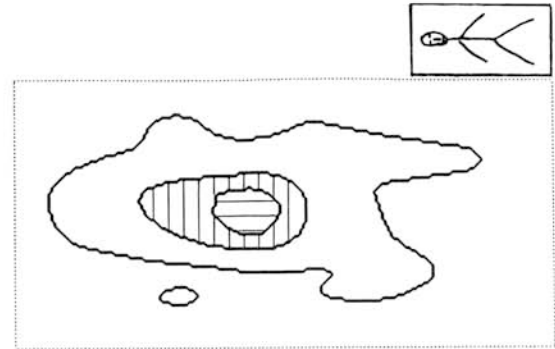
ここでは、例として各体位の推定のために面積による初歩的な手法を示したが、今後、より実用的な画像情報処理技術の適用を検討する必要がある。



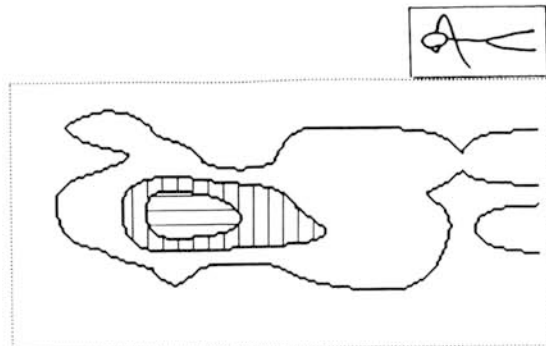
(a) 座位 838 cm^2



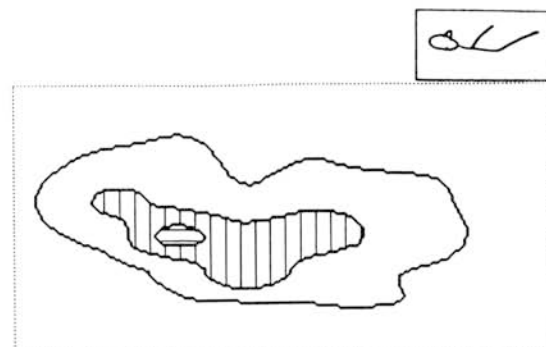
(b) 仰臥位 (開脚) 1256 cm^2



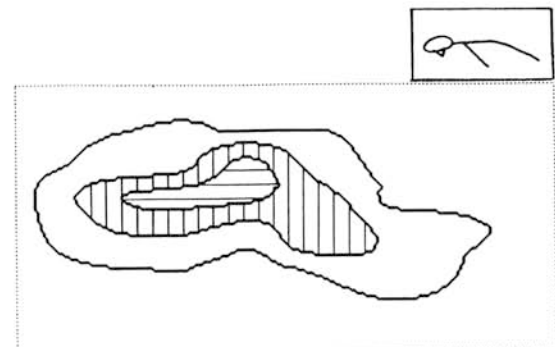
(c) 仰臥位 (閉脚) 1256 cm^2



(d) 伏臥位 1591 cm^2



(e) 左側臥位 1842 cm^2



(f) 右側臥位 2428 cm^2

図4.13 各体位における沈み分布

4.9 まとめ

容量型センサを二次元的に配置したマットについて、体重によるマットのおおよその沈み量を計測して表示する方式を試み、人物の種々の体位の推定が可能な画像を得た。

本方式は、電極群を装着したマットを既存のベッドに設置するだけでセンサ部が構成でき、安価なシステムが実現可能である。

ただし、実用化にあたってはより詳細な形状情報が必要と考えられる。その対策として、計測電極の配置ピッチを小さくして分解能を上げることが可能である。しかし、その場合に大幅な電極数の増加が予想されるので、最小限必要な形状情報を検討して、効率のよい電極配置とすることが望ましい。

5 章 体形変動からの生理的情報計測¹²⁾

5.1 はじめに

ベッド上の患者の様子を計測監視するシステムにおいて、4章で述べた患者の外見的姿勢情報以外に、生理的情報として心拍動、呼吸動等の情報も必要である。心拍動の計測には、電極を体の表面に貼り付けて心筋の活動による電位を測定する心電計によるもの⁵⁾、血液中の光の透過度の変化を測定する光電式脈波計によるもの⁶⁾、心臓の鼓動を観測する心音マイクによるもの⁷⁾などがある。

呼吸動については、胸部に2枚の表面電極を貼って、電気インピーダンスの変化を測るもの⁸⁾、鼻腔に小型のサーミスタをテープで止め、気流による温度変化を測るもの⁹⁾、胸部または腹部に柔軟で伸縮可能な抵抗体とゴムでできたバンドを巻き、その伸縮による抵抗変化を測るもの⁹⁾などがある。

生理的情報の計測には、これらの様々なリモート計測機器が患者自身に装着される場合が多く、装着の煩わしさ、患者にとって苦痛であるなどシステムとして問題を含んでいる。

本研究では、無侵襲・無拘束計測のために患者の基本的データとしての心拍動、呼吸動の生理的情報を患者の体形変動の一種として捕らえる方式を検討した。すなわち、患者はマットに圧力あるいは変形を加えているので、この計測によって患者の体表面の時間的変動がおおよそ計り知れることが予想される。すなわち、心拍動や呼吸動は姿勢の微変動として考えれば、姿勢計測の時間変動分として計測できる可能性が考えられる。

本章においては、4章で述べた計測システムによって得られた信号の時間的変動分に注目し、これによって心拍動、呼吸動の情報が計測されることを示した。

この方式においては、患者に一切苦痛を与えずに自然な状態で前記諸情報が計測できること、計測システムが比較的低価格で実現できる可能性があることなどの特徴がある。

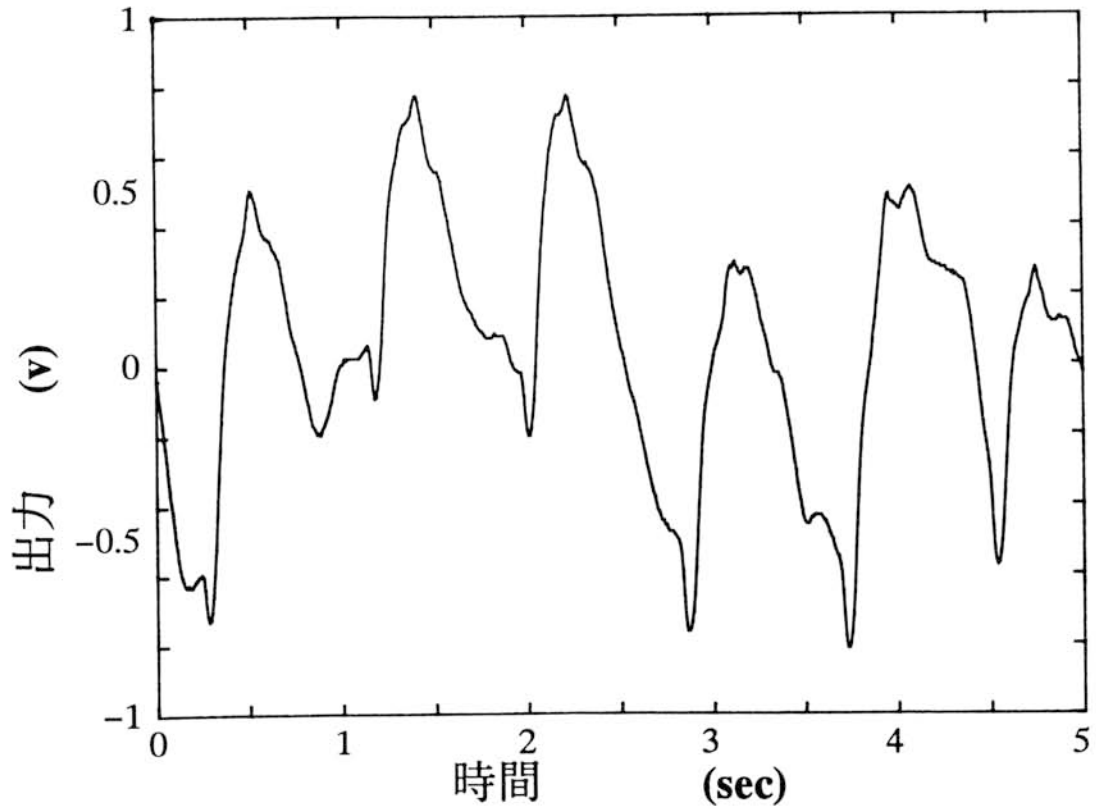
5.2 人体の生理的特徴

人体表面の変動の原因としては、主として心臓、肺、骨格筋の収縮運動が挙げられる。これらは激しい運動をした直後に顕著で、心臓の鼓動による体の震え、呼吸による胸部や腹部の動きが自覚される。

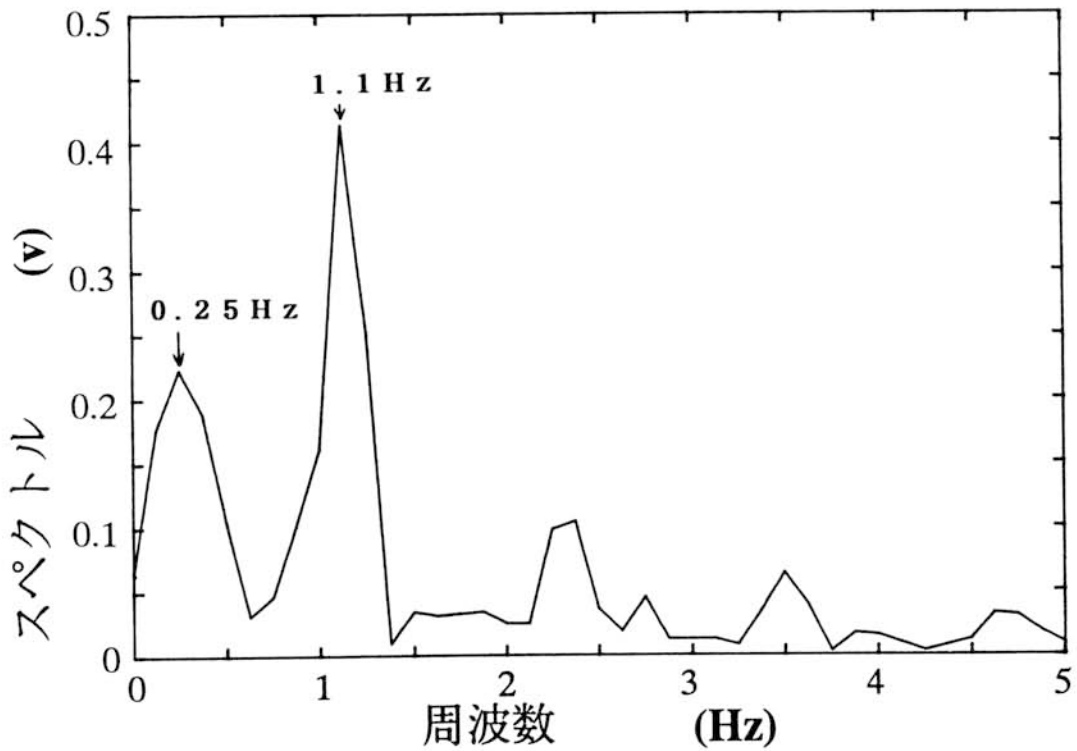
心臓に起因する振動は心音、脈波などであり、心臓の収縮が原因となり、それに伴う弁の開閉、血管の圧力変動、血流の運動量変化が及ぼす衝撃などを反映するものであって、いずれも心拍動に同期する信号が観測される。

これらの動きを圧電型の加速度センサによって計測してみた。これは圧電素子に力が加わったときに生じる電荷を検出して加速度を求めるものである。加速度を2回積分することによって変位が得られる。

図5.1に頸動脈に加速度センサを押し付けて計測した結果を示した。それによると、周期性の波形が観測される。この波形の周波数スペクトルによると、おおよそ0.25 Hzと1.1 Hzにピークがある。低周波成分は呼吸動、高周波成分は心拍動によるものと考えられる。このことは、体表面の変動には心拍動、呼吸動の情報が含まれていることを示唆している。



(a) 体表面の振動特性



(b) 体表面振動の周波数スペクトル

図5.1 加速度センサによる体動計測

5.3 計測原理

本方式では、4章の図4.3の断面図と同様に、ポリウレタンフォームのマットを上部の一樣電極と下部の計測電極で挟み容量を形成した。

マット上の物体が変動している場合には、それに伴って一樣電極と計測電極との間の容量も変化するので、変動成分を含んだ電気信号が得られる。従って、心拍および呼吸による体表面の変動は信号の変動成分から求められることになる。

本方式は容量変化を計測するだけで複数の情報が得られるので、応答性がよく安価なシステムの構築が可能である。

5.4 センサ部の検討

センサ部は、弾性体のマットを計測電極と変動する人体によって挟んだ構造となっており、振動系を形成している。マットと計測電極について検討した。

(1) マット マットは4章と同様に市販の寝具用のポリウレタンフォームを使用することとした。マットの上に人体が乗っている場合、マットのバネ特性と人体の重さによって振動系が形成されると考えられる。マットのバネ定数を k ($\text{kg} \cdot \text{s}^{-2}$)、人体の重さを m (kg) とすると、固有振動数は $(k/m)^{1/2}$ に比例する。²⁰⁾

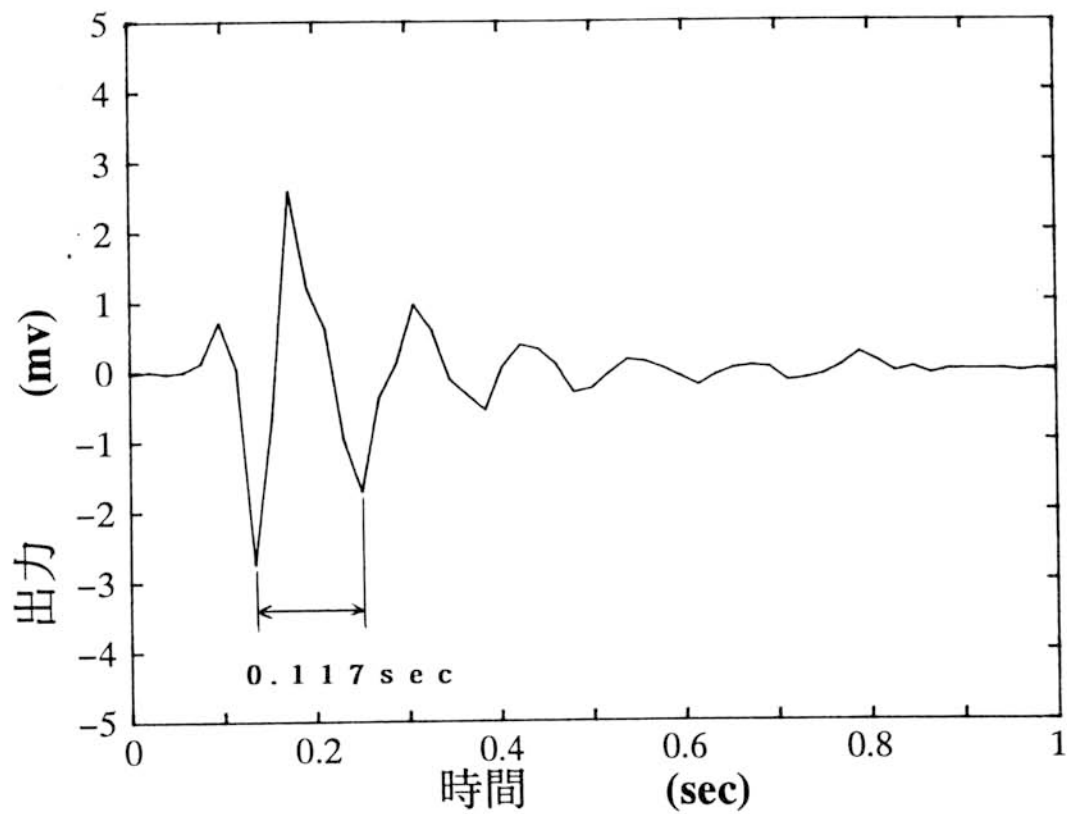
この系の固有振動数を調べる実験を行った。マットの上に金属の入った底面の直径が11 cmの金属製のボールを乗せ、金属の重さを変えてその上面を木槌で叩き振動波形を計測した。波形の計測には金属表面に設置した加速度センサを用いた。図5.2

(a) は例として硬さ8 kgのマットについて10 kgの重さに対する振動波形を示したものである。この図から波形の周期を求めると約0.117 secとなり、その逆数から固有振動数として8.5 Hzを得る。この波形の周波数スペクトル分布を求めたものが図5.2 (b) である。8.3 Hzあたりにピークがあることが分かる。硬さ8 kgから16 kgのマットについて、金属の重さを変えて測定した振動波形のスペクトルで最大の周波数を固有振動数として求めた。この方法によって求めた重さに対する固有振動数の関係をマットの硬さを変えて図5.3に示した。これによると、マットの固有振動数は金属の重さの増加に対して減少し、またマットの硬さの増加に対して増加することが分かる。図5.1によると、心拍動による振動数は1.1 Hz程度である。従って、

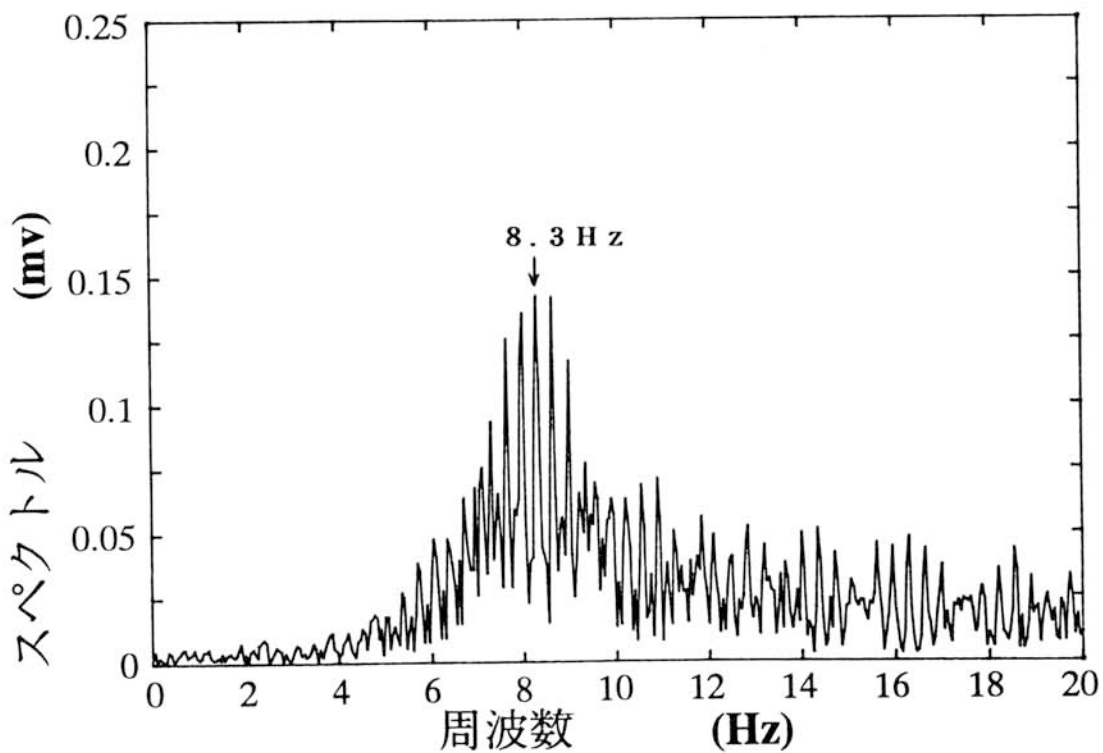
この検討で使用した範囲の硬さのマットによって心拍動による信号を観測するためには、適当なローパスフィルタによってマットの影響を除去することは可能である。

本システムにおいては、マットは硬い方が固有振動数が高くてよいのであるが、圧縮率が低くなり得られる容量変化は小さくなる。本システムを4章のシステムと統一することも考慮して、以上の検討から、4章と同様に8 kgの硬さのマットを使用することにした。

(2) **計測電極** 計測電極と物体との間の静電容量は面積に比例するので、計測電極面積を大きくすれば信号レベルも大きくなる。しかし、計測電極の大きさは体の大きさ程度を限度とした。その理由としては、必要な信号源が体にあり、それ以上に電極が大きいとノイズ混入の確率が高くなると考えられるからである。以上の検討より、4章と同様の電極を用いることにした。



(a) 振動特性



(b) 周波数スペクトル

図5.2 加速度センサによるマットの振動測定

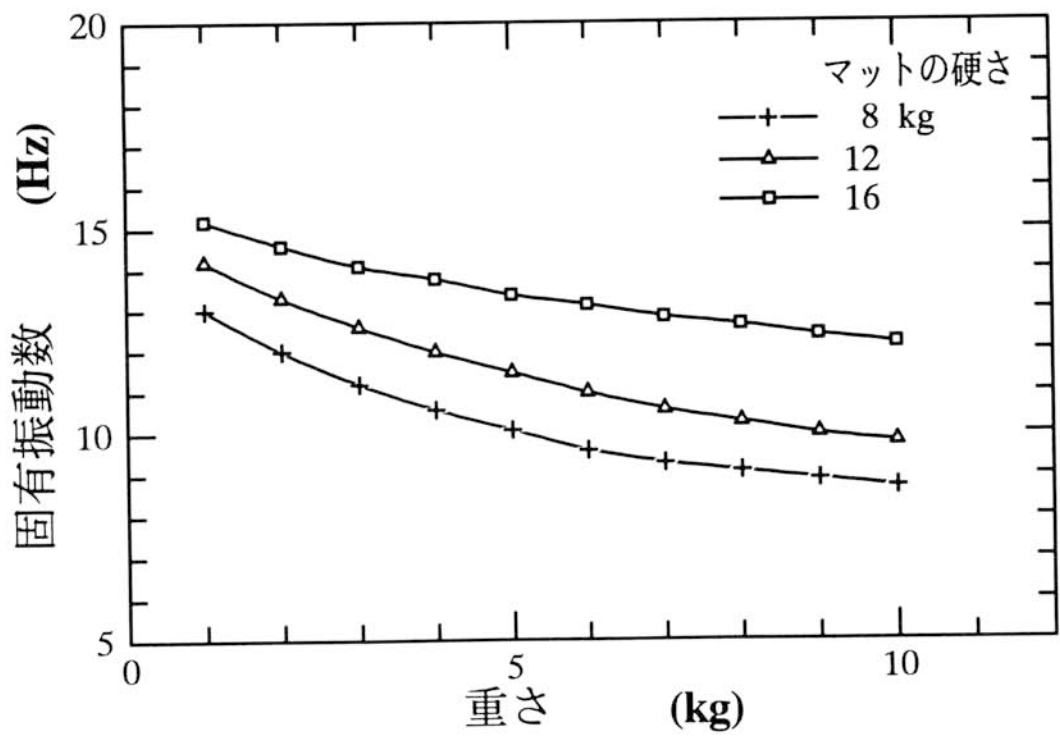


図5.3 物体の重さに対するマットの固有振動数

5.5 計測システム

(1) 回路構成 基本的な回路構成は4章と同様である。得られる出力も(4.1)式で表せる。

心拍動と呼吸動のように混在した時間情報を得る場合には切り換えを止めて同一の計測点で連続して計測し、適当なフィルタの組合せで個々の波形が観測できるようにした。

5.6 システムの基本的特性

(1) マットの特性 マットは上に置かれた物体の重さに対して固有振動数を持つことが図5.2において示されたが、容量型センサにおいてどの様に観測されるか確かめた。図5.2と同様に、マット上の一様電極の上にボールを置き、その中の硬い重量物に木槌で鋭い衝撃を与え、その真下の計測電極と一様電極との間の容量の時間的変化を計測した。硬さ 8 kg のマットについて重さ 10 kg に対する結果を図5.4に示した。これによると、マットは減衰振動していることが分かる。この図によると、周期は 0.117 sec であり、その逆数を求めると振動数は 8.5 Hz となる。重さを変えて振動波形を求め、それぞれの周波数スペクトルから各重さに対する固有振動数を調べた結果を示したものが図5.5である。重くなるに従って振動数は減少しており、この関係は図5.2の加速度センサによる計測結果と一致している。

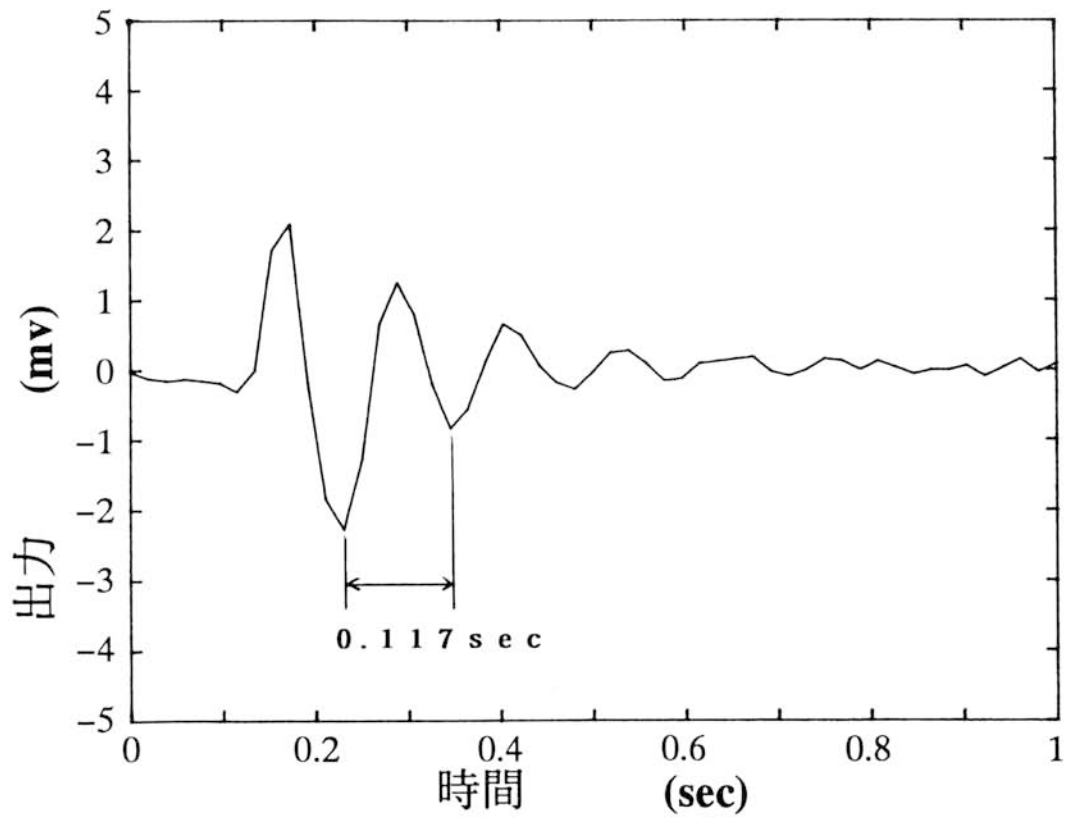


図5.4 容量型センサによるマットの振動特性

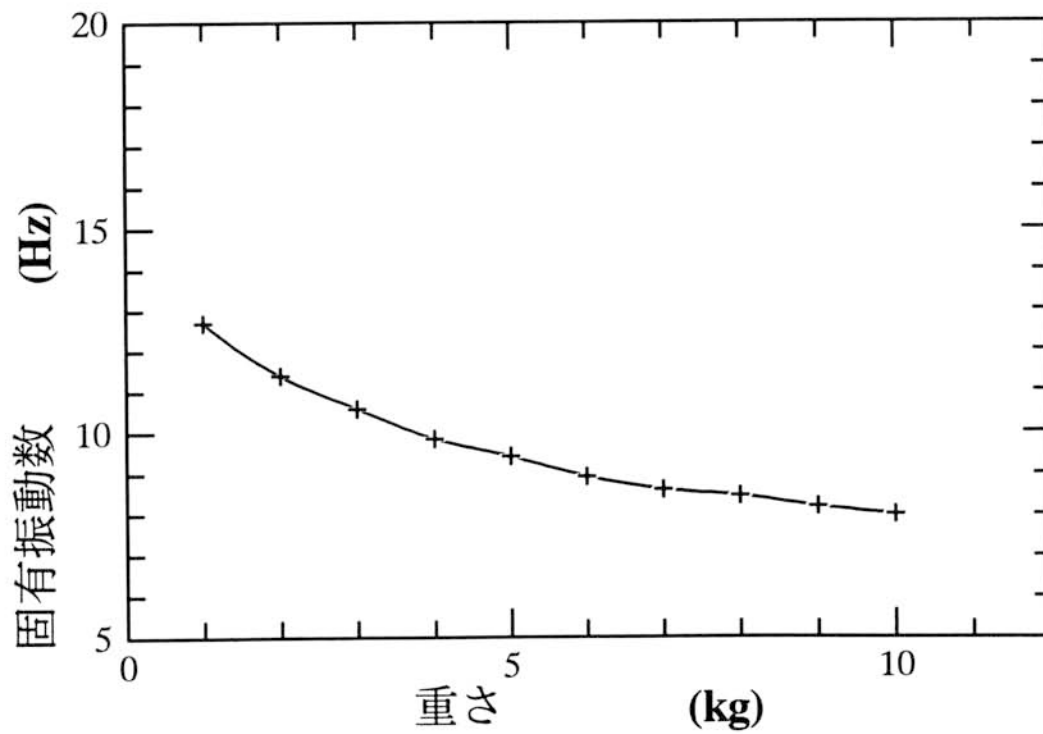
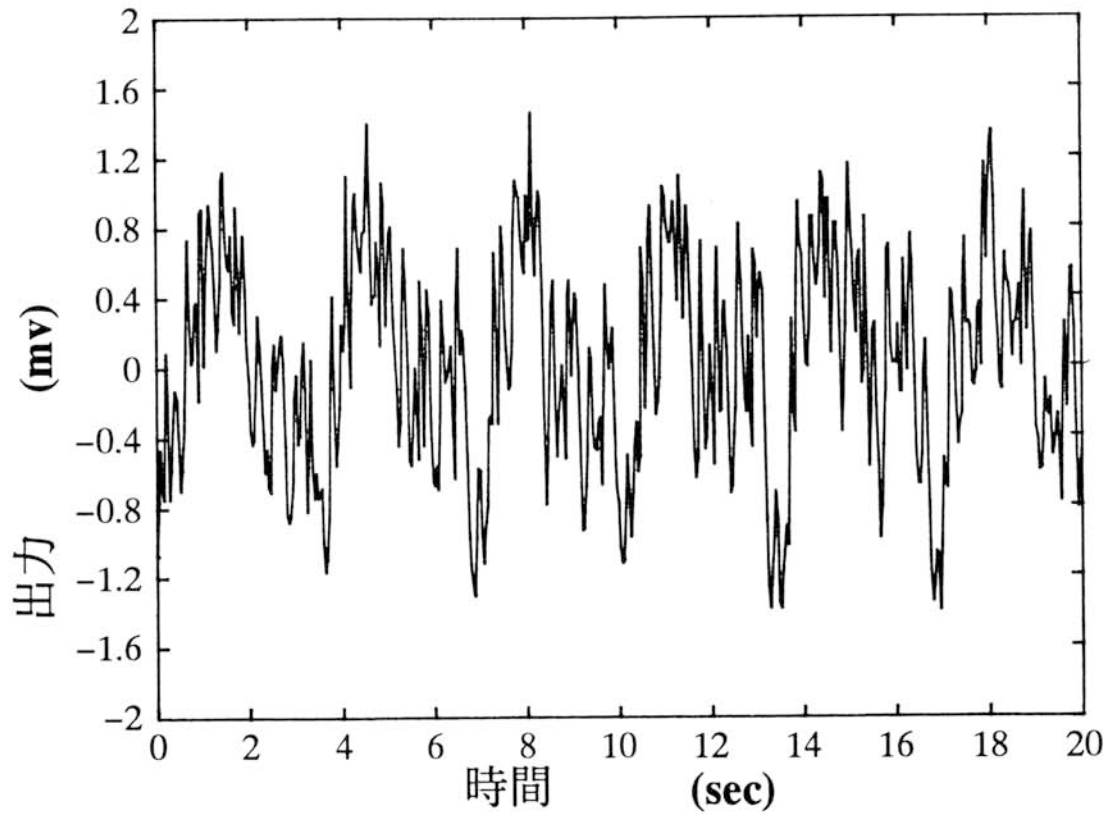


図5.5 物体の重さに対するマットの固有振動数

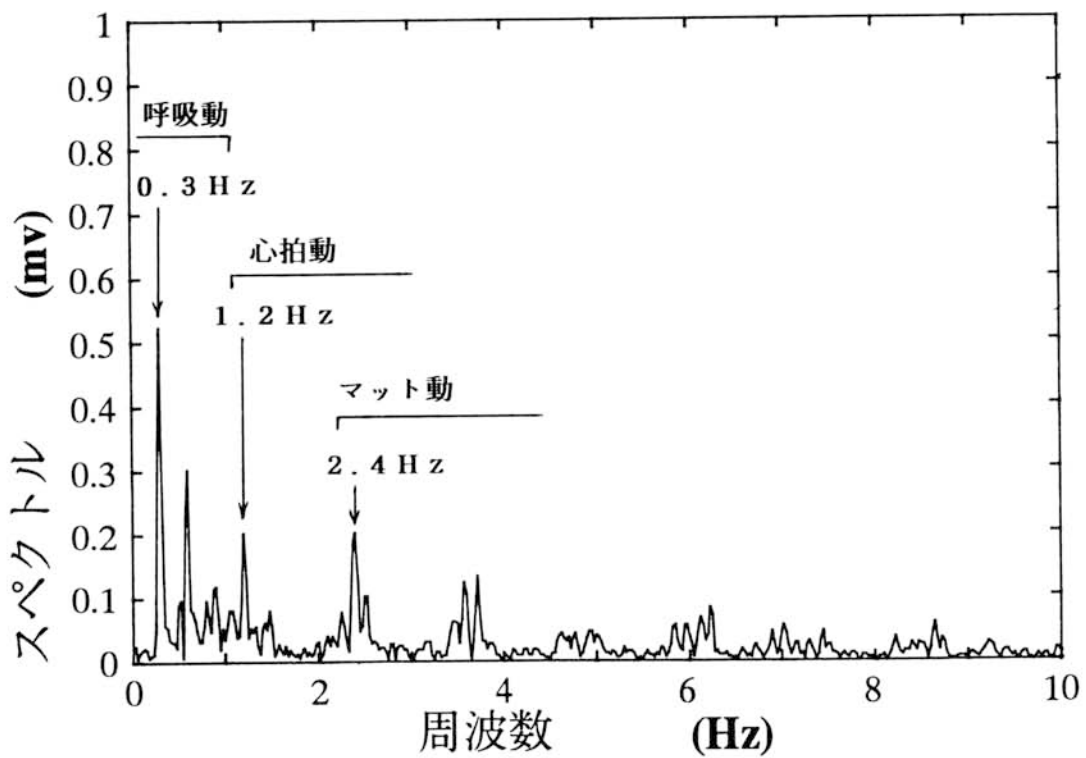
(2) 計測信号の検討 図5.6は、仰臥位の成人の乳頭部と反対側の背中の下にあるセンサ電極から得られた、体表面の微小変動による信号を示したものである。体動は大きな信号変化を与え計測不能となるので、計測中は安静状態とした。同時に、その信号をスペクトル解析した結果も示した。この計測においては、脈拍数は1分間約72であり、呼吸数は約3秒の周期であった。これを周波数で表すとそれぞれ、1.2 Hz、0.33 Hzとなる。時間的变化を見ると、いくつかの振動成分の混在した規則的に変化している波形が観測されている。周波数特性を見ると、おおよそ3つのグループに分けられ、0.3 Hz、1.2 Hz、2.4 Hzあたりにピークのあることが分かる。0.3 Hzは呼吸動、1.2 Hzは心拍動、2.4 Hz以上はマットの振動に起因したものと考えられる。

図5.7は、計測に対するマットの影響を調べるために、マットなしとありの場合について、人体の背中に高周波入力信号用の電極を付けて呼吸を止めて心拍動を計測した結果である。マットなしの場合には、計測電極の上にマットの代わりに硬い絶縁物を置き、その上に仰臥位で横たわった。この図の波形から、マットありの場合には、マットなしの場合に比べ多くの高周波成分が混在していることが観測される。この図の波形の周波数特性を図5.8に示す。それによると、心拍動信号と考えられるピークはマットなしの場合には0.875 Hz、ありの場合には1.0 Hzである。一方、2 Hzから7 Hzにおいて、マットなしでは心拍動信号より低レベルであるのに対し、マットありでは同レベルの振幅である。すなわち、この周波数範囲はマットの固有振動数の影響によるとみなせる。ところで、同一人物にもかかわらずマットありとなしで心拍動の周期が異なっているのは、計測時の体の生理的な状態の差によると考えられる。

以上の検討から、この場合には、マットの影響は2 Hzのローパスフィルタの使用により除去可能なことが分かった。

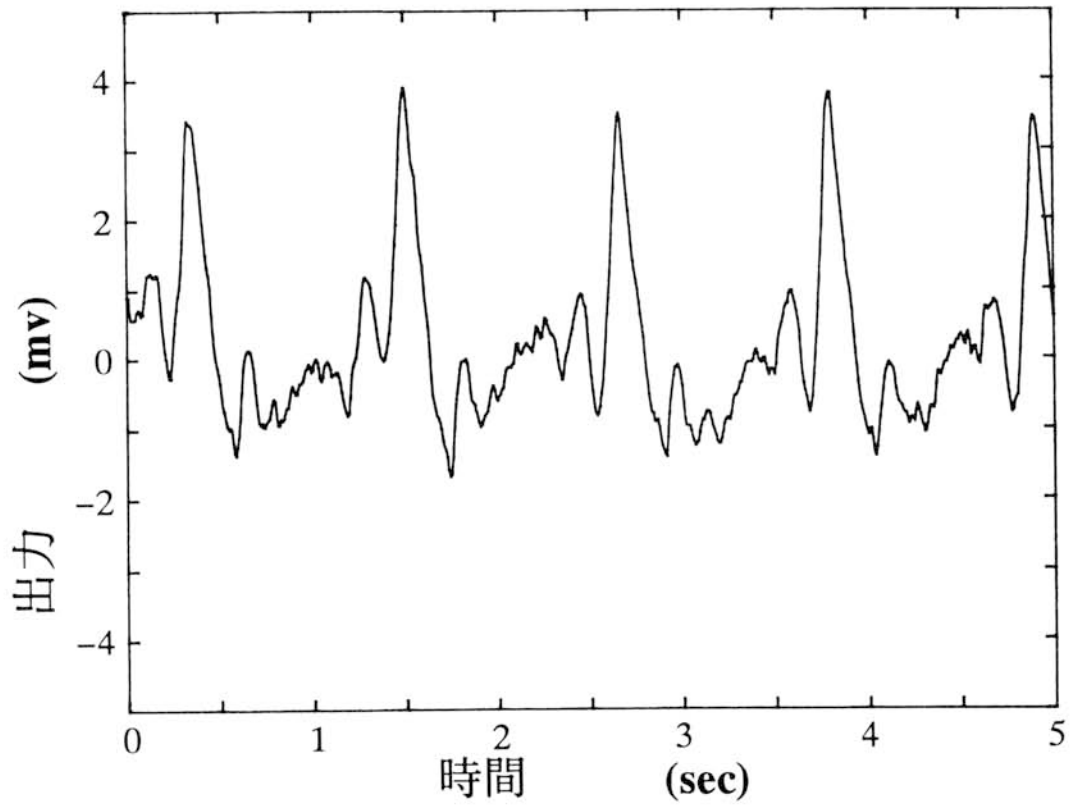


(a) 時間的变化

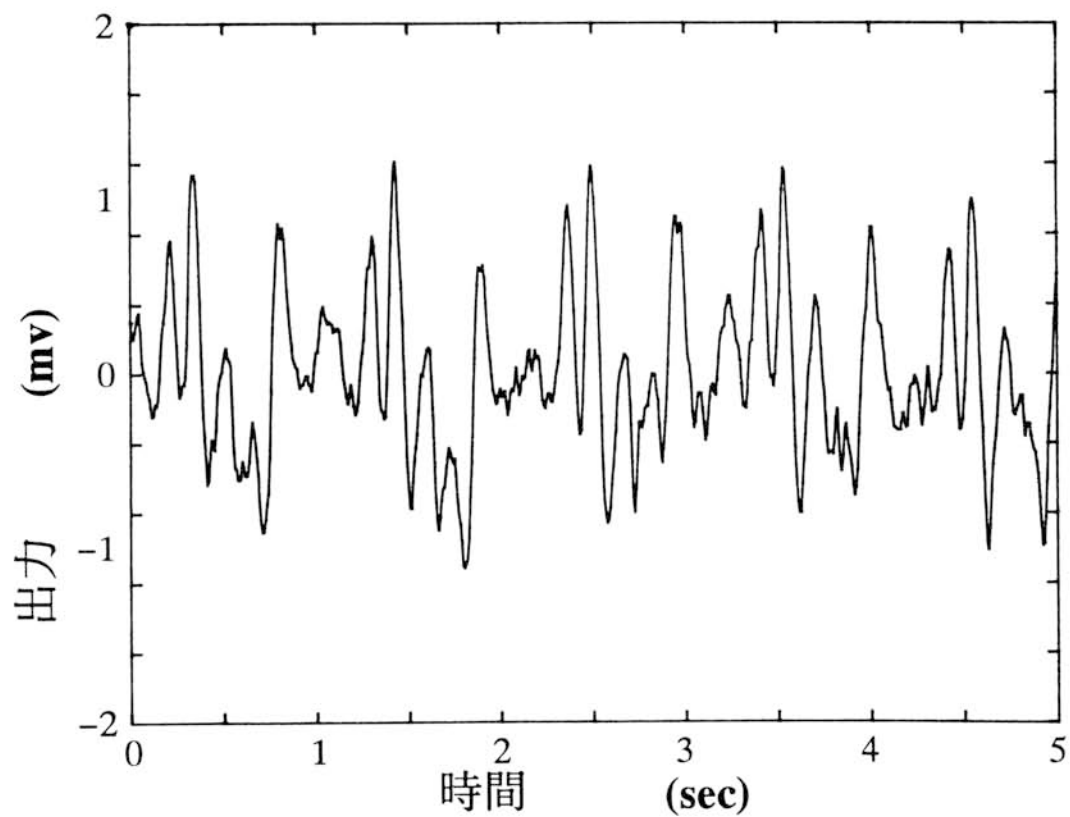


(b) 周波数スペクトル分布

図5.6 人体表面変動の計測結果

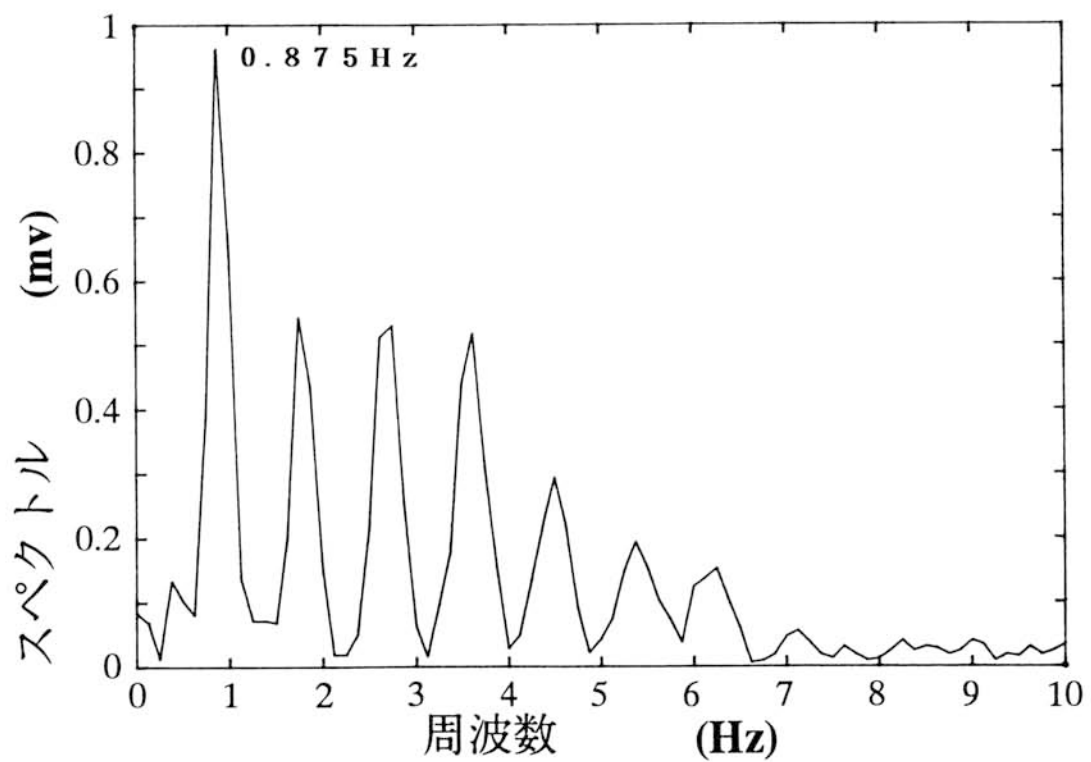


(a) マットなしの場合

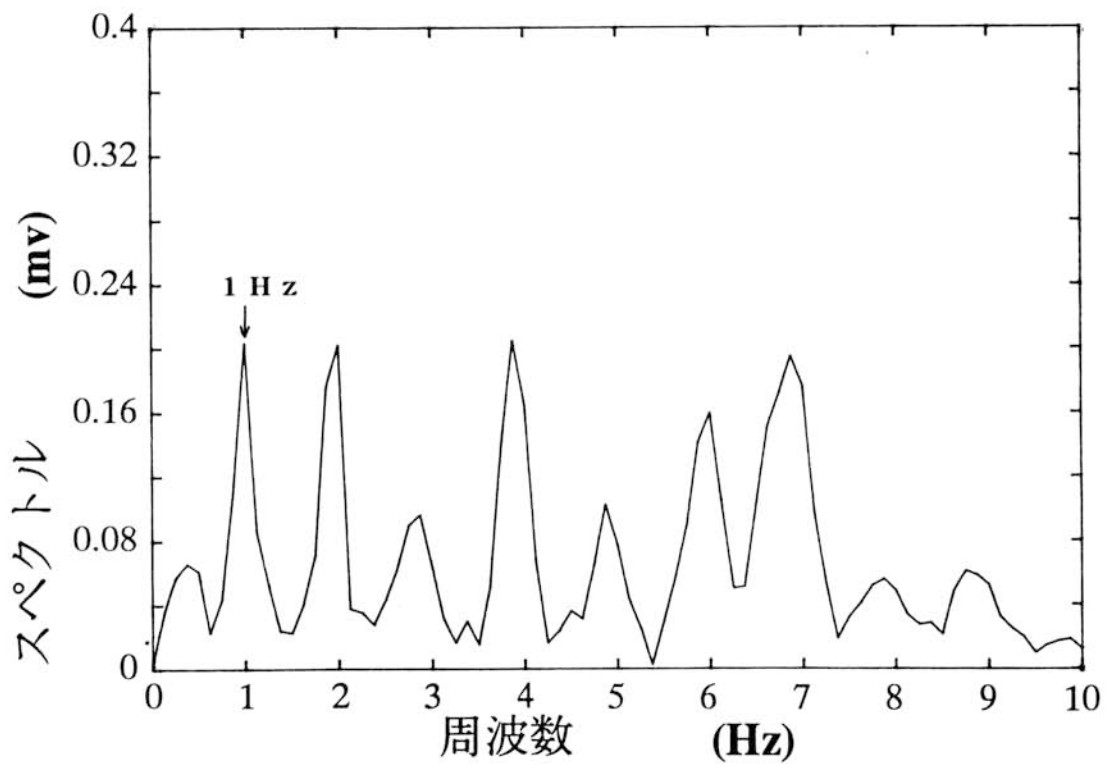


(b) マットありの場合

図5.7 心拍動計測に対するマットの影響



(a) マットなしの場合



(b) マットありの場合

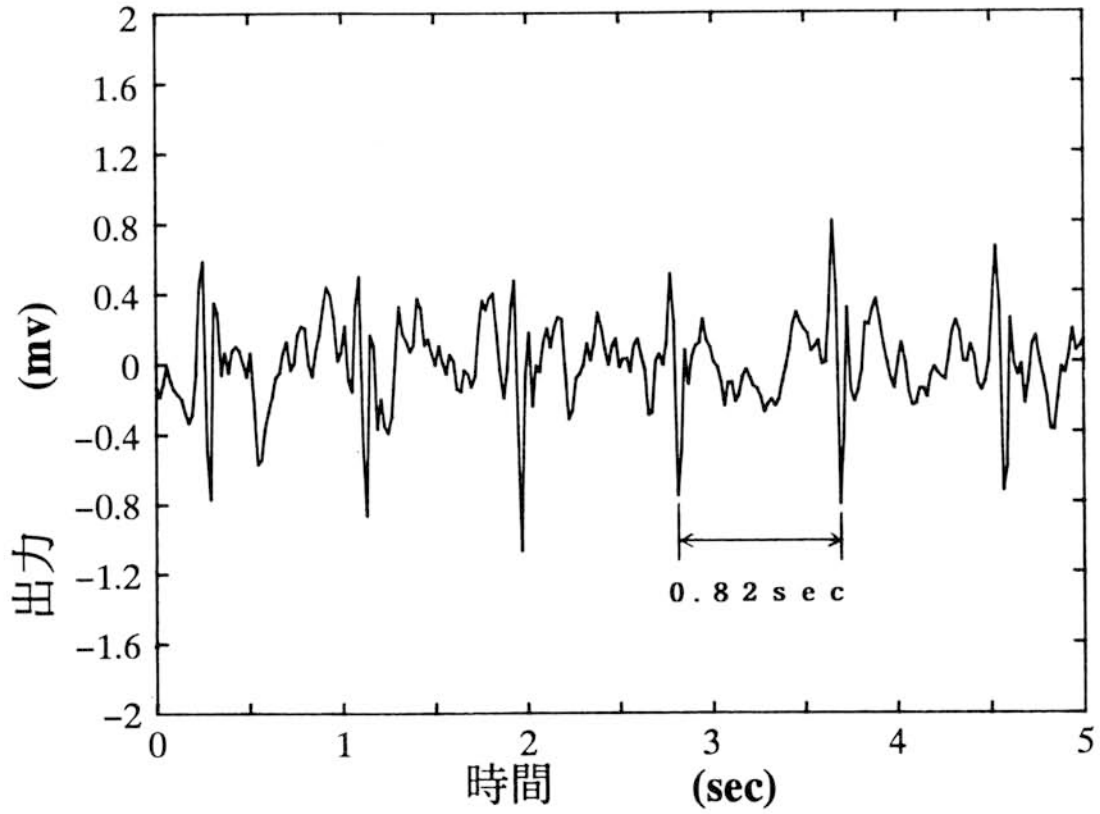
図5.8 心拍動波形の周波数スペクトル分布

5.7 計測結果

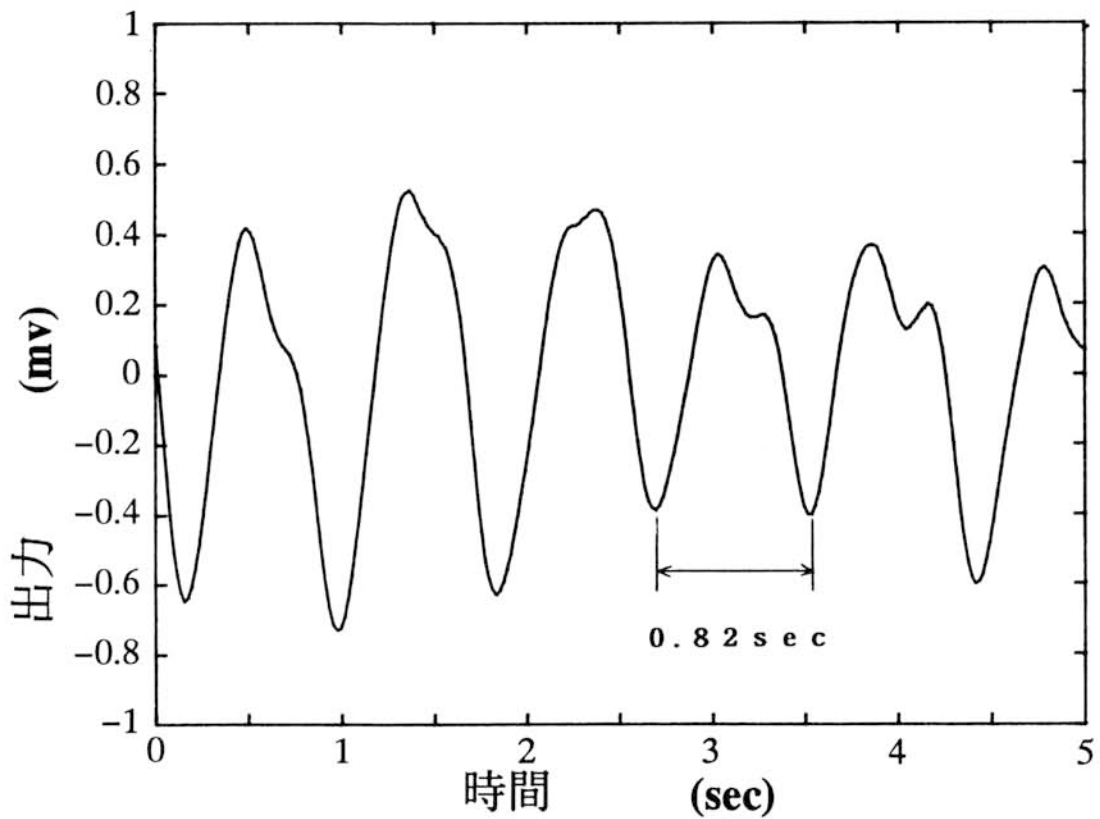
(1) 心拍動計測 図5.9は、仰臥位の人の乳頭部と反対側の背中の下にあるセンサ電極から得られた、体表面の微小変動による信号の時間的变化を示したものである。体動は大きな信号変化を与え計測不能となるので、計測中は自発呼吸で安静状態とした。計測の際には、2 Hz のローパスフィルタによって電源ノイズおよびマットの影響を、0.8 Hz のハイパスフィルタによって呼吸動の影響を除去した。同時に計測した右手指と左手指の間の皮膚表面電位差の時間的变化も示した。この電位差は心筋によって発生した電気信号と同期しており、心拍動計測の参考とした。図によると、計測波形には表面電位差の信号に同期した周期的な波形が観測される。このことは、容量型センサによる信号には心拍動に関係した成分が含まれていることを示している。以上の結果、適当なフィルタの組合せによって呼吸動とマットの影響の少ない心拍動の信号の計測が可能なが分かった。しかし、それにより心拍動に含まれる高周波成分の情報は抽出できなくなるが、心拍数の計測は十分に可能である。

計測信号に与えるセンサ位置の影響を調べる実験を行った。図5.10に、背中幅方向の各点に対する信号の振幅を求め、示した。これによると、レベル差はあるものの背中の広い範囲で信号が計測されていることが分かる。このことは、計測電極の位置が多少ずれても計測可能なことを示唆している。信号の振幅は背中の左右で差がある。これは心臓の動きの影響が左側の方が大きいためと考えられる。

以上の実験を側臥位、伏臥位に対して行い、心拍動の計測が可能なることを確認した。また、複数の成人の被験者に対しても同様に計測可能なことを確認した。



(a) 皮膚表面電位差による場合



(b) 容量型センサによる場合

図5.9 心拍動信号

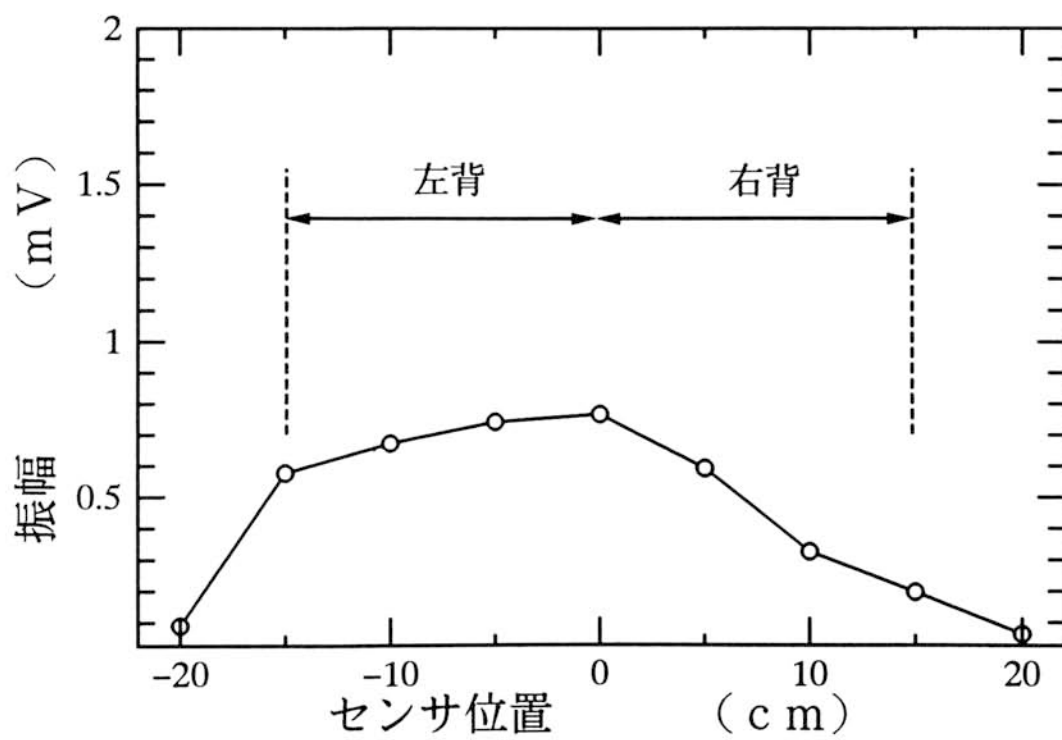
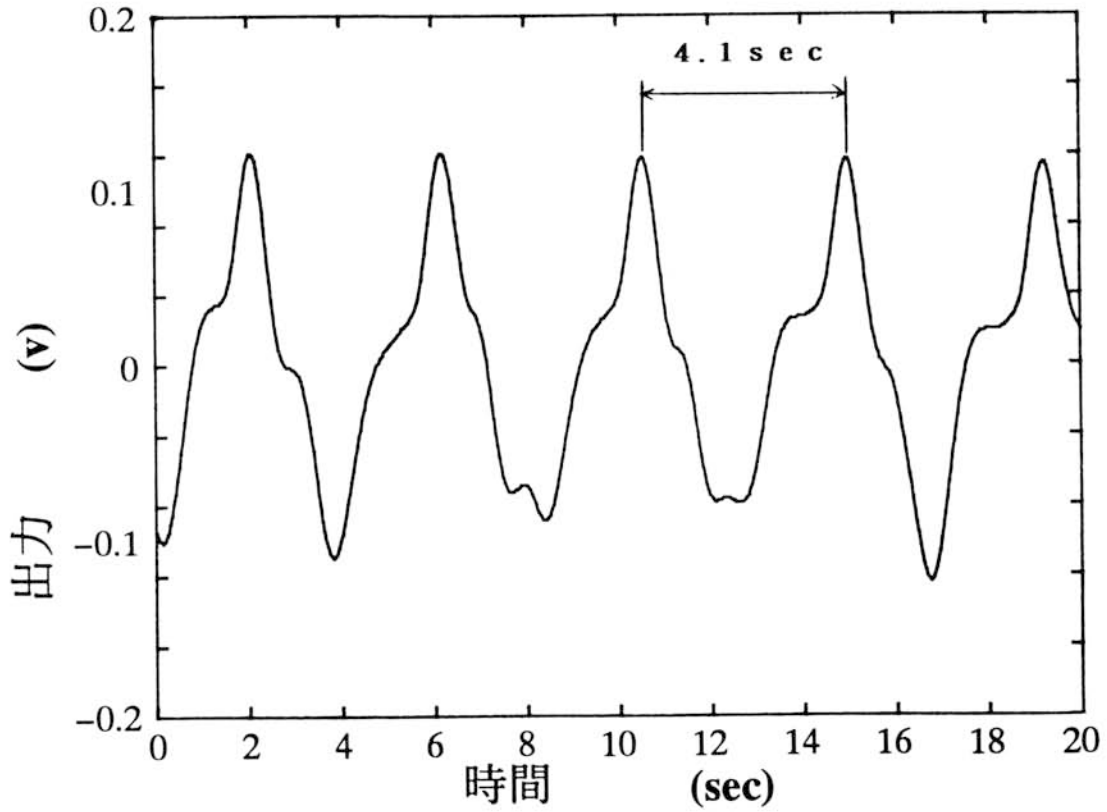


図5.10 センサ位置による心拍動信号の振幅分布

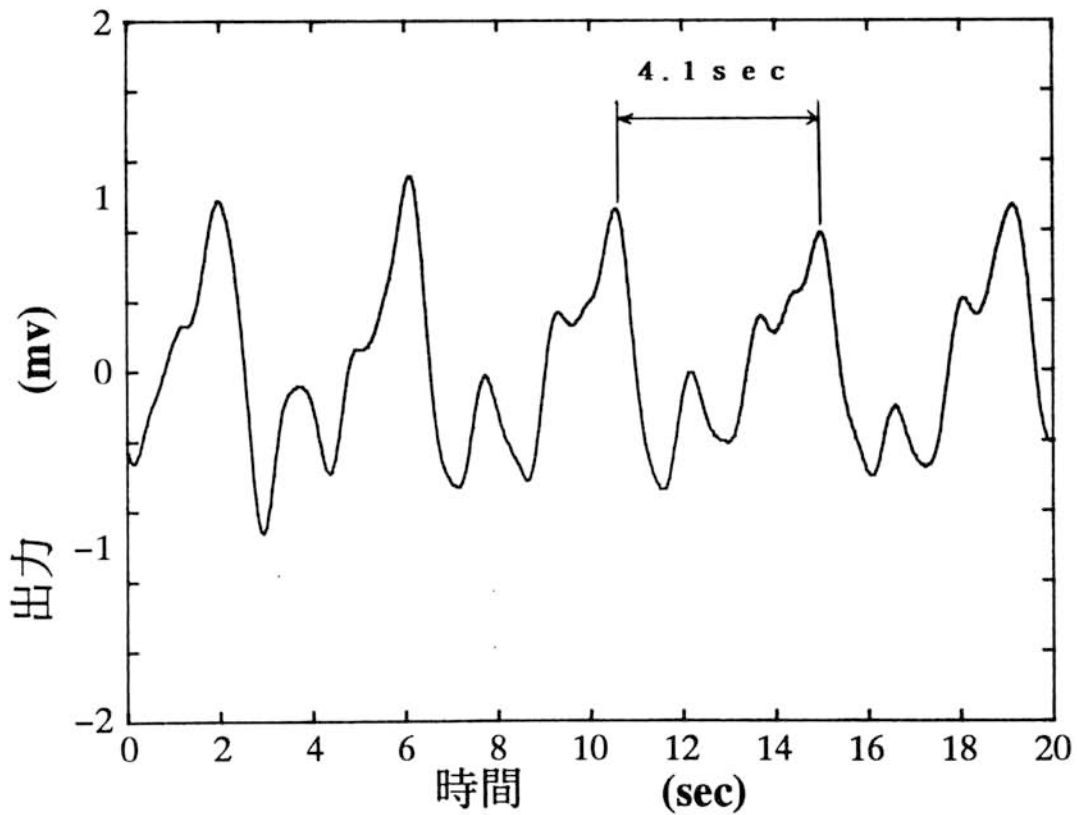
(2) 呼吸動計測 図5.11 は心拍動の場合と同様に計測した呼吸動信号を示したものである。0.6 Hz のローパスフィルタによって電源ノイズおよび心拍動の影響を除去した。同時に、鼻腔に取り付けた呼吸によるサーミスタの温度変化を抵抗変化として計測し、その時間的変化も示した。図において、正のピークが呼の状態である。両者は同期しており、容量型センサによる信号には呼吸動に関係した成分が含まれていることが分かる。以上の結果、適当なフィルタによって心拍動とマットの影響の少ない呼吸動の信号の計測が可能なが分かった。しかし、それにより呼吸動に含まれる高周波成分の情報は抽出できなくなるが、呼吸数の計測は十分に可能である。

図5.12 に図5.10 と同様にセンサ位置を変えて計測した結果を示した。これによるとレベル差はあるものの、背中の中の広い範囲で信号が計測されていることが分かる。このことは、計測電極の位置が多少ずれても計測可能なことを示唆している。信号の振幅は背中の中央部に比べ左右の方が大きい。これは左右の肺の動きによる影響と考えられる。

以上の計測を側臥位、伏臥位に対して行い、呼吸動の計測が可能なることを確認した。また、複数の成人の被験者に対しても同様に計測可能なことを確認した。



(a) サーミスタによる場合



(b) 容量型センサによる場合

図5.11 呼吸動信号

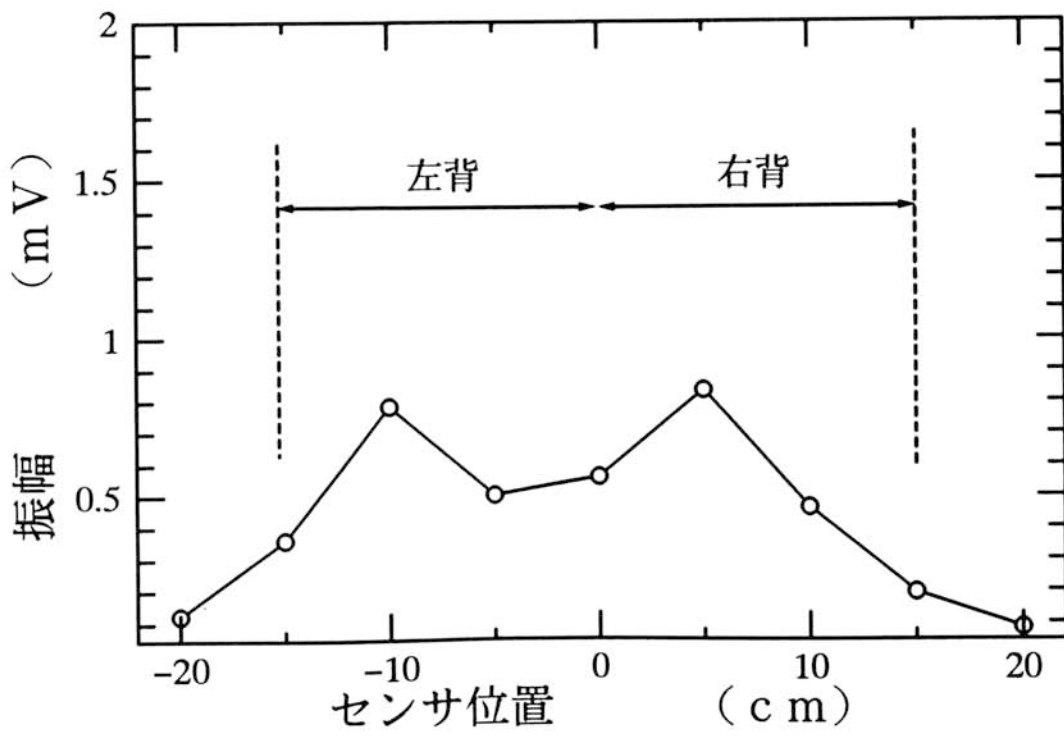


図5.12 センサ位置による呼吸動信号の振幅分布

5.8 まとめ

容量型センサを配置したマットについて、心拍動、呼吸動の生理的情報の計測が可能な信号を得た。その情報は他の信号の除去のためのフィルタの影響で周波数帯域の狭いものとなるが、心拍数および呼吸数の計測には十分である。ただし、心拍動、呼吸動に含まれる詳細な情報を抽出するためにはマットに対する検討をする必要がある。

ところで、湿度に対する影響を考慮する必要がある。湿度は誘電率に影響を与えると考えられ、その変動はノイズとして計測されることになる。しかし、湿度による影響はその変動分に対してのフィルタ処理またはフィードバックによるデータ処理によって対策可能と考えられる。

本方式は、電極を装着したマットを既存のベッドに設置するだけでセンサ部が構成でき、安価なシステムが実現可能である。この方法によると、患者は計測用部品の装着は不用で、マットの上に横になるだけで無侵襲無拘束の計測が可能である。このことは患者および看護婦にとって従来よりも負担の軽減になる

6章 結 言

本論文は、医療現場の業務およびベッド上の患者の監視・計測に対する自動化システムの構築において、その基本的な物体形状情報の計測技術として、容量型センサの適用の可能性を検討したものである。

以下、各章別にまとめる。

2章では、容量型センサによる物体の形状情報の計測の概略について述べている。電極間の容量が距離の関数であることを利用して、容量の計測から物体の形状情報が得られることを示し、一次元型および二次元型電極配置に対する等価回路について説明した。

3章、4章および5章は容量型センサの応用例について述べたものである。

3章では、手術器械が長さ方向に形状的特徴を有していることに注目し、一次元的な電極配置のセンサによる形状情報の計測を試みた。代表的な器械数種についての計測データから相関係数を求め、各器械の識別分類が可能であることを説明した。

4章では、二次元的な電極配置のセンサの適用により、マット上の人体の重さによるマット表面の一樣電極の沈み込み分布を求めた。沈み込みの少ない手足のような軽い部分の計測は困難であるが、胴体の計測は可能であり、体位の違いや体の位置の推定が可能なことを示した。

5章では、体表面の微変動を体形変動の一種として捕らえることによって、容量型センサから得られた信号の交流分から適当なフィルタの組合せによって生理的情報として心拍動、呼吸動の情報の抽出が可能なことを示した。

4章および5章のシステムは無侵襲無拘束な計測が可能のため、患者にとって安心できる計測システムといえる。また、両者は一つのシステムとして構築でき、得られた信号の直流分から体位の計測が、交流分から体表面の振動の計測が可能である。

本論文では容量型センサの形状情報への適用の有効性について示すことができたと思う。適用した医療関係のシステムは必要性は大でありその実用化が急がれる。

本システムはセンサの主要部が電極でよいので安価なシステムの構築が期待でき、本論文の応用例以外にも幅広い分野で形状情報計測に適用が可能であると考えられる。例えば、人間の手のひらの形状情報の計測への適用に関して報告されている。^{21,22)}

しかし、本容量型センサは現在主流の光学的手法に比べ計測精度は低くその劣性は

否定できない。

従って、本研究のシステムの実用化においては計測精度を上げる工夫が必要となろう。そのためには、今後形状と容量の関係の理論的な解明および実験を、さらに形状識別のソフト面の検討をしていきたいと考える。

謝 辞

本論文は、信州大学大学院工学系研究科教授米沢義道博士の御指導のもとに、大学院在学中の研究テーマとして形状情報計測への容量型センサの適用に関して行われた研究の成果をまとめたものである。先生には、在学中に研究に対して熱心な御指導、ご鞭撻を頂き、さらに、挫折しかけた筆者に対し暖かい御助言と激励を頂き深謝致します。

筆者に信大の博士後期課程においての研究の機会を与えて頂いた株式会社千代田製作所および同社七尾広美社長はじめ従業員の皆様の暖かい御支援に深く感謝致します。

研究の遂行において暖かい励ましおよび有益な御討論、御助言を頂いた信州大学大学院工学系研究科助教授伊東一典博士，橋本昌巳助手，今関義弘助手，金子弘昌技官に感謝致します。

研究のお手伝いをして頂いた卒業生池田成喜君，荒井善昭君，卒研究生廣重陽君およびその他卒業生，在學生に感謝致します。

最後に妻の両親，姉妹家族に感謝致します。療養中の父と介護をしながら励まして頂いた母と兄，そして療養中の身ながら暖かい理解を示し励ましてくれた良き理解者である妻桂子および二人の子供たちに感謝します。

最後に次の言葉を座右の銘として本論文の締めくくりとしたい。

大事は一日にして成らず，不屈の努力によって成る。

苦勞できることは生きていることの証である。

文 献

- 1) 三木高憲, 大瀬和子, 浅井昇代子, 司馬良一, 白瀧邦雄, 島田桂吉, 松本悟, 藤岡芳朗: 手術器械準備自動化システム, 日本手術部医学会誌, 10-2, 208/211 (1989)
- 2) 小西恵三, 関隆夫, 根本喬, 坂詰功, 住谷健二, 大谷潔, 村山記男, 山口福二, 木内紀昭, 平瀬良治, 村田昭夫, 木下雅夫, 加藤真一, 宇佐美光司, 鶴島信孝, 本田宏志, 本田隆治: 網製小物2次元データコード表示に関する技術的検討, 医科器械学会誌, 62-4, 202 (1992)
- 3) 片岡照栄, 柴田幸男, 高橋清, 山崎弘郎: センサハンドブック, 1074/1075, 培風館, 京都 (1986)
- 4) T. Togawa, T. Tamura, J. Zhou, H. Mizukami and M. Ishijima: Physiological monitoring systems attached to the bed and sanitary equipments, IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 11th Annual International Conference, 1461/1463 (1989)
- 5) 日本エム・イー学会: ME事典, 49/50, コロナ社, 東京 (1978)
- 6) 八木寛: 医用電子計測, 47, 産業図書株式会社, 東京 (1985)
- 7) 日本電子機械工業会: ME機器ハンドブック1, 52/55, コロナ社, 東京 (1988)
- 8) 八木寛: 医用電子計測, 180/181, 産業図書株式会社, 東京 (1985)
- 9) 片岡照栄, 柴田幸男, 高橋清, 山崎弘郎: センサハンドブック, 1078/1079, 培風館, 京都 (1986)
- 10) 大久保友寛, 米沢義道, 伊東一典: 手術器械識別のための容量型センサ, 医用電子と生体工学論文集, 30-4, 248/252 (1992)
- 11) 大久保友寛, 米沢義道: 容量型センサによる患者動態の計測システム, 医用電子と生体工学論文集, 32-2, 132/135 (1994)
- 12) 大久保友寛, 米沢義道, 伊東一典, 橋本昌巳: 容量型センサによる患者監視システム, 信学技報, MBE94-60, 33/38 (1994)
- 13) 井口征士, 佐藤宏介: 三次元画像計測, 7/8, 昭晃堂, 東京 (1990)
- 14) 竹山説三: 電磁気学現象理論, 64/65, 丸善株式会社, 東京 (1970)
- 15) 村山良介, 藤田和子: INSTRUMENT IN OPERATING ROOM, 金芳堂, 京都 (1974)

- 16) 石井優, 長田正: レーザトラッカーによる3次元物体の特徴抽出, 計測自動制御学会論文集, 10-5, 79/85 (1974)
- 17) 谷田貝豊彦, 出澤正徳: 走査モアレ法と三次元形状の自動計測, 応用物理学会誌, 47-4, 370/375 (1978)
- 18) 渡辺澄夫, 渡辺英行, 斉藤敦久, 北川博雄, 米山正秀: ニューラルネットワークを用いた超音波ロボットアイの実用化, 日本音響学会 平成3年度秋季研究発表会講演論文集, 909/910 (1991)
- 19) 石川正俊, 下条誠: ビデオ信号出力を持つ圧力分布センサと触覚パターン処理, 計測自動制御学会論文集, 24, 662/669 (1988)
- 20) 桜井良文, 小畑耕郎: 振動・衝撃の計測, 1/2, 朝倉書店, 東京 (1970)
- 21) 大久保友寛, 池田成喜, 米沢義道, 橋本昌巳, 伊東一典: 容量型センサによる手の形状情報計測, 平成4年度電子情報通信学会信越支部大会論文集 (1992)
- 22) 大久保友寛, 米沢義道, 橋本昌巳, 伊東一典: 容量型センサによる手の形状情報計測, 医用電子と生体工学・第31巻特別号 (第32回日本エム・イー学会大会論文集, 144 (1993))