

圧電セラミック型心音センサの設計*

今井 信臣**

(株)プリモ開発部)

山崎 芳男***

(早稲田大学理工学研究所)

(平成5年1月28日受付)

内容梗概 心音の解析にあたって、心拍数はおよそ1Hzであるから、この基本波と2, 3, ...次の高調波を正確に捕らえることが重要である。これを実現するためセンサの設計の基本条件として、機会系は圧電セラミック振動板による弾性制御、音響系は空気伝導式による圧力型マイクロホン、電気系は分割電力方式による高出力をFET回路でインピーダンス変換する方式を採用した。センサと人体との整合については、圧着によってできる音響回路の音圧特性が平坦になるような条件を設定した。性能は周波数特性0.5 ~ 500Hz \pm 1dB, 感度 -42.3 dB/Pa at 10Hz が得られた。波形観測の結果、心拍数の1Hzが最もレベルが高く、高調波の分布は数100Hzにわたってなだらかに下降していることが分かった。

キーワード 心音センサ, 分割電極, FET回路, 圧電セラミックマイクロホン, 超低周波マイクロホン

Heart-murmur sensor, Diced electrodes, FET circuit, Piezoelectric microphone, Infrasound microphone

1. まえがき

この研究報告は、心音を電氣的出力として取り出すためのセンサに関するものである。心音センサの研究の歴史は古い。昭和30年代初め、すでに相当数量の電気聴診器が製造販売されていた(プリモ製ES-331型等)。しかし、従来の機械式のものとの音質が異なるという理由であまり使用されなくなった。その音質の違いはセンサに直接伝導式の動電型を使用したことに起因するものと考えられる。

40年代に入り、鈴村¹⁾らによってセンサの工学的基礎研究^{2),3)}が精力的に行われ、各種変換機構の可能性について詳細が検討⁴⁾された。その後、旧ソ連邦での3成分系PZTの発表、PZTを含むセラミックスの薄膜化技術の開発、エレクトレットマイクロホンの信頼性の向上、デジタル技術導入によるFFTアナライザの実用化等、技術面で新しい可能性が見られるようになった。

他方応用面からは最近になって、橋本省三(慶応医学部)、山崎芳男(早稲田大学理工研)らによる「次世代型デジタル聴診器」の研究グループ(1990.8)によって、心音

の信号処理による心臓の異常状態の機械判定を行う試みが緒についている。例えば、心臓に異常をきたしたとき電話回線リアルタイムで病院へデータを送る、あるいは、ディスク等に記録し処理センタで判定するなどである。いずれにしてもセンサの性能はハードウェアでは最重要課題となる。心音の解析にあたっては、心音全体のスペクトラムを正確に把握することが基本と考える。人の心音を、ほぼ零周波数から数kHz間で平坦なセンサで検出すると、心拍数であるおよそ1Hzに基本波があり、このレベルは最も高く、高調波成分は数百Hzにわたってなだらかに下降しており、20Hzのレベルは1Hzに対して15 ~ 20dB低いことが分かる。人の耳で判定する場合、20Hz付近では感度は低下しているから、更に、低いレベルの高調波成分の帯域に依存していることになる。機械判定の場合には可聴周波以下の帯域にも着目すべきである。それは、基本波とその近傍に重要な情報が存在すると考えられるからである。これらを実現するためセンサの性能について抜本的な検討が必要である。設計にあたって次のことを考慮した。

周波数特性は、およそ0.5Hz ~ 500Hz間で平坦であること。そのためには、この帯域で機械系が弾性制御であること、すなわち圧電型が静電型が適している。動電型の場合、共振を0.5Hz以下に設定して上記帯域を質量制御にする方法があるが、比較的小さい面積で人体と接触させることを考慮すると実際の構造は実現困難であ

* Design of piezoelectric heart-murmur sensors.

** Nobuomi Imai (Dept. of R & D. Primo Co., Ltd., Mitaka, 181)

*** Yoshio Ymasaki (Science and Engineering Laboratory, Waseda University, Tokyo, 169)

る。また、160Hz 付近に共振を設定して抵抗制御にする方法もあるが上記帯域にわたって平坦な周波数特性を実現することは極めて難しい。また、従来の機械式聴診器の代わりに使うことも考えると、これと同一の音質を求められるので可能な限り平坦な周波数特性を設定しておくべきである。変換素子には圧電セラミックを使うことにしたが、近年、薄いセラミック（本設計では $40\mu\text{m}$ の厚さ）の加工技術が進歩し、薄い振動板の製作が可能になり空気とのインピーダンス整合が容易になったのがその理由である。また、圧電セラミック型は、静電型（エレクトレットコンデンサ型を含む）と比較して静電容量が桁違いに大きいので、FET のゲート回路の電気的インピーダンスが低くなり絶縁性の安定度の点でも有利である。

感度に関して、心臓の異常音は一般にレベルが低いことが予測されるので、S/N 比のよいものが望まれる。本設計では、圧電セラミック素子の分割電極方式による高感度化、機械変成器による振動板の駆動力の増強を試みた。これによってエレクトレット型より大きなパワーが得られる。S/N 比の改善については、基本波とその近傍のレベルは非常に高いので、この帯域を信号として扱えばより効果的であると考えられる。

雑音除去に関して、電気的雑音のほか、使用中に振動板の背面から入る周囲の音響雑音、擦過音（振動雑音）等前面からの不要な帯域の除去が必要である。

動作の安定、センサを人体に当てるとき振動板が変形を受けるので、外圧との調整、電気的出力の安定化に対する対策が必要である。これに対して空気伝導型の採用、外圧との調整用音響回路の時定数の適切な設定を行った。空気伝導型のほかに直接振動型、加速度型があるが、個人差のある人体に対しては、前者は変換素子の位置が安定しにくい、後者はその質量との共振が生じるので不適と言わざるをえない。

形状については、多点測定など使い易さを考えると小型化が望まれる。

これらを考慮すると、現在の技術水準では設計に関して選択の幅は狭くなる。

センサとして得られた性能は、周波数特性 $0.5\text{Hz} \sim 400\text{Hz} \pm 1\text{dB}$ 、感度 -42.3dB/Pa at 10Hz (2k 負荷) となり、S/N 比も含めて解析に必要な水準に達しているものと考えられる。

2. 原理と設計

2.1 動作原理と構造

Fig. 1 に心音センサの機械音響系 (a)、音響回路 (b) と電気系 (c) を示す。(a) で第 1 振動板 D_1 は圧力 P_1 によって駆動される。 c_2, c_3 を介して S_1/S_2 倍になった P_1 は P_2 として第 2 振動板 D_2 を駆動する。 D_2 は圧電

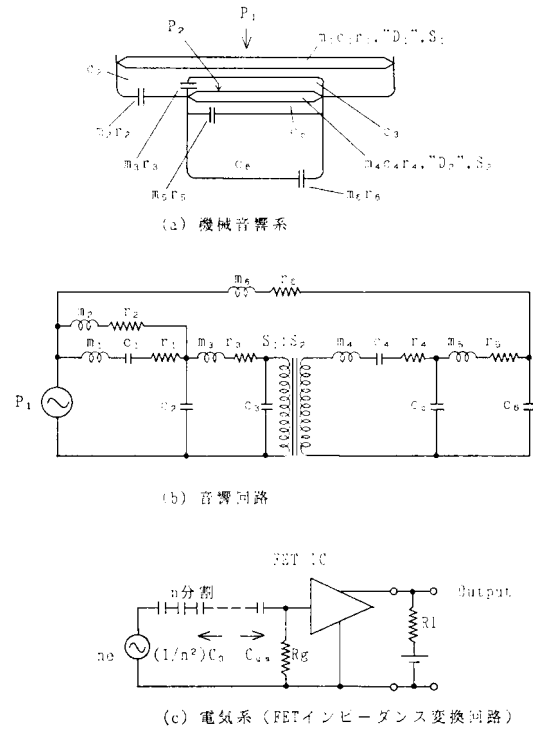


Fig. 1 心音センサの構成

セラミック素子によるパイモルフ構造になっており、 P_2 はここで電気信号に変換される。この信号は内蔵された FET 回路によってインピーダンス変換され、出力信号として取り出される。音響系では、例えば、センサを人体に当てるとき、あるいは作動中、 D_2 は機械的な変形を受けない方がよいので、 $c_2 + c_3$ と m_2, r_2 による時定数、 $c_5 + c_6$ と m_6, r_6 による時定数を適当に設定すれば、 D_2 に加わる力は少なくてすむ。つまり m_2, r_2 から早く空気を逃がすようにする。従って、定常状態では D_2 は完全に中立が保たれている。また、 c_3 と m_3, r_3 によって 1kHz 以上の不要な周波数はカットする。 c_5 と m_6, r_6 は、 D_2 の 1 次共振を制動するためで、これによって D_2 による周波数特性はほぼ平坦になり、 c_3, m_3, r_3 によるハイカットが有効になる。このため、 c_5 の設定は不可欠である。 c_6 は D_2 を圧力型として動作させるための容積である。 D_1 と共に背面は密閉型になっているので雑音除去の点でも有効である。

2.2 電気系

Fig. 2 (a) に振動板の構造を示す。振動板は $85\mu\text{m}$ の G1FRP (ガラスエポキシ板) と電極が分割された $40\mu\text{m}$ の圧電セラミック素子によって構成される。

この分割電極方式^{6),7),10)}は圧電セラミックに発生するパワーを最大限に FET 回路へ送り込むための手段である。素子の分割前の静電容量を C_0 、分割数 (正確には電極のセクション数) を n とすれば、 n 個のセクションが

圧電セラミック型心音センサの設計

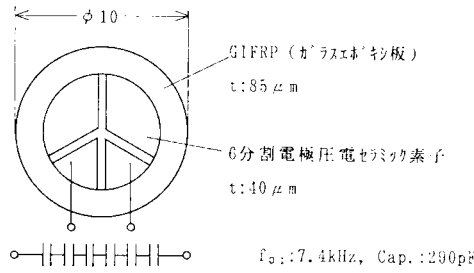


Fig. 2 振動板の構造と電気的等回路

シリーズに接続されるとき、合成静電容量は $(1/n^2)C_0$ 、合成出力電圧は ne (e は 1 層に発生する電圧) となる。従って、FET 回路の出力側も n 倍となる (Fig. 1(c))。FET 回路のゲートソース間に最大電圧が供給される条件は、 $(1/n^2)C_0 \ll C_{gs}$ (FET のゲートソース間の静電容量) である。従って、分割数は、

$$n = \sqrt{C_0 / C_{gs}} \quad (1)$$

で表される。 C_0 については、分割電極間の絶縁部分の面積をあらかじめ差し引いておけば、より正確な値を算出できる。更に、S/N 比、圧電セラミックの比誘電率の温度特性、高入力インピーダンス回路の安定化を考慮すると、実際の分割数は (1) 式で得られた n に $\sqrt{3} \times 10^{-1} \sim \sqrt{10} \times 10^{-1}$ を乗じた値が適切である。一般的な素子の形状では、この補正後、 $n=10$ (20dB の感度上昇) 程度は容易に得られる。本設計では、6 分割とした。

周波数特性に関して、高域は問題ないが低域の限界は信号源の静電容量 $(1/n^2)C_0$ と FET のゲート抵抗 R_g によって決まる。これによるカットオフ周波数は 1 Hz 以下に設定する必要がある。

2.5 機械音響系

振動板の支持構造は特性を大きく左右するので、この設計は重要である。圧電セラミックに発生する電圧は、荷重による応力 σ に比例することは知られている。単純な円板の支持構造の違い (Fig. 3(a)) による応力分布⁸⁾ は次のように求められる。境界条件は、

周辺固定のとき、

$$\begin{aligned} (\sigma_r)_{\max} &= 6qa^2 / (8h^2) & 6k & +3.5\text{dB} \\ \sigma_{r=a} &= 3(1+\nu)qa^2 / (8h^2) & 4k & 0\text{dB} \end{aligned}$$

周辺支持のとき、

$$\begin{aligned} (\sigma_r)_{\max} &= 3(3+\nu)qa^2 / (8h^2) & 6k & +8.1\text{dB} \\ \sigma_{r=a} &= 0 & 4k & -\infty\text{dB} \end{aligned}$$

となる。ここで、Poisson 比 $\nu: 0.33$, $k: qa^2 / (8h^2)$, q : 荷重の強さ, a : 円板の半径, h : 円板の板厚, である。これらは零周波数のときの値であるが、強制振動の場合荷重の周波数が共振周波数より十分低いところでは、上記の値と同等と見なすことができる。右端には電圧比を示した。強制振動のときは周辺固定の $(\sigma_r)_{\max}$ だけが + に反転する。Fig. 3(b) には、これをグラフで示した。明らかに、周辺支持の場合の方が大きな出力を得られるこ

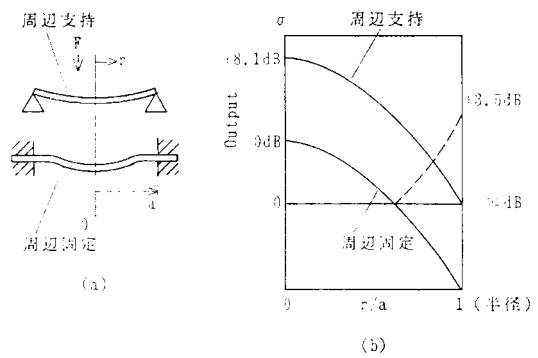


Fig. 3 圧電セラミック円板の支持構造による電圧分布の違い

とが分かる。これらは筆者の実験⁹⁾でも確かめられている。この資料に基づいて、本設計では D_1 の場合は GrFRP (カーボンファイバ板) をシリコンゴムで抱える構造によって、 D_2 の場合にはシリコン系接着剤で振動板の周囲を接着することによって周辺支持の構造にした。これによって D_1 では中心部のたわみは周辺固定の場合の約 4 倍⁸⁾ になる。

Fig. 4(a) に機械変成器のモデルを示した。小型化のため D_2 の口径は $\phi 10$ (面積 S_2) とした。従って、これに対応して後部容積 (c_6) を小さくできる。一方、 D_1 は有効径 $\phi 20$ (面積 S_1) とした。これによって、 S_1 側 (人体) の機械インピーダンス (Z_{m0}) が大きければ、損失の少ない変成器が成立するから $(S_1/S_2)P_1$ が D_2 を駆動することになる。

c_2 の設定については Fig. 1(b) に示すとおり、振幅速度のバイパス回路になっているので感度低下を防ぐ意味で可能な限り小さい方がよい。しかし、 D_1 に十分な

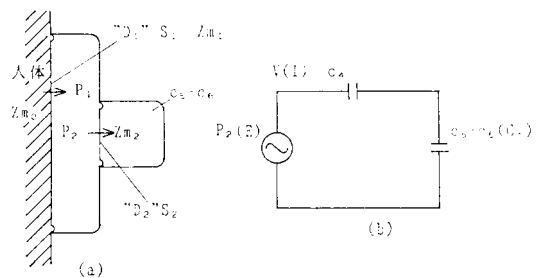


Fig. 4 機械変成器の構成と後部容積の等価回路

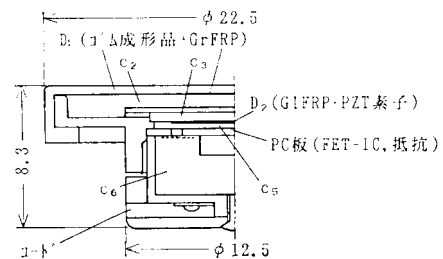


Fig. 5 試作品の構造

ストロークを持たせるためには、ある程度の容積を設定しなければならない。

後部容積 ($c_5 + c_6$) の設定は次のようにした。 D_2 の機械インピーダンスは低い周波数帯域では c_4 と $c_5 + c_6$ によって構成される。 c_4 が十分な振幅速度を得るためには c_4 に対して $c_5 + c_6$ を十分大きく設定する必要がある。 Fig. 4 (b) に等価回路を示した。これは電気回路に対応させることができるので、 $c_5 + c_6$ による振幅速度の損失を 10% (感度としておよそ 1dB) 以下に抑えるためには、 $(c_5 + c_6)/c_4$ 10 の関係が必要であることが分かる。

人体との整合については、センサを人体に圧着させたとき、互いの機械インピーダンス (Z_{m0}) にできるだけ影響を与えないような条件の設定を目標にした。

試作品の構造は Fig. 5 に示した。

3. 測定結果と考察

3.1 センサの性能

周波数特性は Fig. 6 (a) に示した。校正装置は 60cc のキャピティ内に、試作品と B & K4147 (4.5mHz まで測定可能) の振動板をそれぞれ対面させスピーカで駆動する構造である。キャピティと 2 個のマイクロホンとともに低い周波数帯域では、弾性制御であるから周波数特性に関しては、正しい測定結果が得られたものとする。

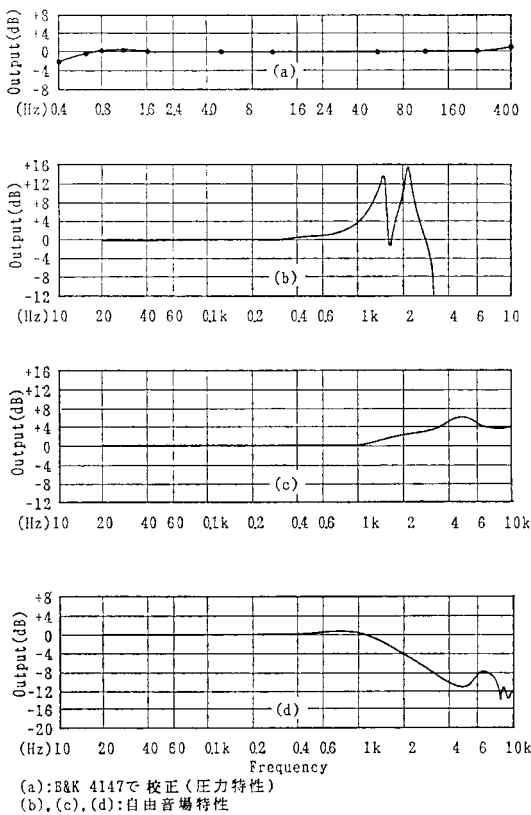


Fig. 6 試作品の周波数特性 (実測値)

400Hz 以上では (b) のように D_1 の共振が現れるが、これは空気中での特性で、人体に圧着した状態では制動される。同時に、人体の機械インピーダンスとセンサの音響回路によって別の回路が形成されるので、この検討が必要である (後述)。(c) は D_1 とハイカットフィルタ (c_3, m_3, r_3) なし (振動板が直接空气中に露出している)。(d) は同フィルタ付きのときの周波数特性を示す。この 1kHz 以上の帯域のカットは擦過音と背景雑音の低減に効果的である。感度は D_1 なしの空気中では -42.3dB/Pa が得られた。これはマイクロホンとしては平均的な値である。人体に圧着したとき D_1 が人体側に与える影響は無視できるので、周波数特性は圧力特性としては 0.4Hz ~ 1kHz 間でほぼフラットと見られる。

雑音に関して、FET 回路からの電氣的雑音は等価入力音圧に換算して 25dB 程度であり、一方、心音の音圧レベルは等価的に 90dB 台であるから、65dB 程度の S/N 比がとれることになる。しかし、これは最大値の 1Hz のときであり 100Hz では心音のスペクトラムから見ておよそ 35dB の S/N 比がとれることになる。

擦過音の大小は従来のセンサではよく問題になっている。この原因は振動板の実行質量の違いによるものである。振動板の厚さは、セラミック型で 130 μ m (本設計)、エレクトレット型では薄いもので 3 μ m になっており、ユニット単体で比較すると後者は 10 ~ 15dB 雑音レベルが低い。しかし、本設計のような D_1 を持つ空気伝導型では、 D_1 で拾った雑音が D_2 へ入力されるので、結局擦過音は D_1 に支配されることになり、敏感上では両者の差はほとんどなくなる。特にエレクトレット型ではこの構造は避けられない。

背景雑音については、圧力型 (後面密閉型) にしたため、結果として振動板の背面からの雑音は入りにくくなっている。この効果は、人体に圧着したときと、開放したときの差が 22dB (500Hz) となって現れているが、実用面での雑音レベルはこれによって決まる。

人体との整合に関しては、音響インピーダンスの測定カップラを作成して、種々の整合条件から考察を行った。Fig. 7 に条件と測定結果を示した。基本条件はカップラの前面を密閉した場合である。このときの検出用マイクロホンの出力電圧は、

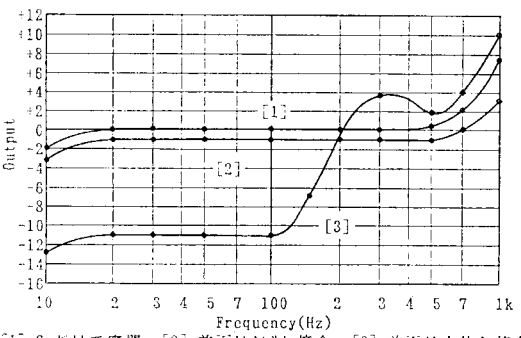
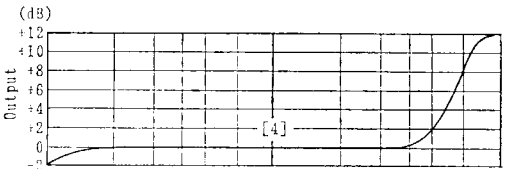
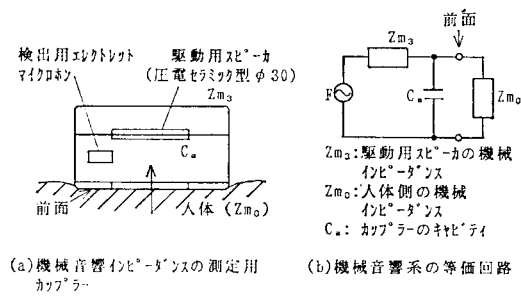
$$E_0 = 1/(j\omega C_a) \cdot U \tag{2}$$

一方、人体と接合したときには同様に、

$$E_0 = Z_{m0}/(1 + j\omega C_a Z_{m0}) \cdot U \tag{3}$$

となる (U は Z_{m3} による体積速度)。 E_0/E によって Z_{m0} が求められる。実測値は (c) で、 E_0 は [1]、 E は [3] (100Hz 以下) で示されている。 [1] で 1kHz のピークは駆動用スピーカの振動板の共振を示しており、10Hz で 2dB 下降しているのは検出用マイクロホンの

圧電セラミック型心音センサの設計



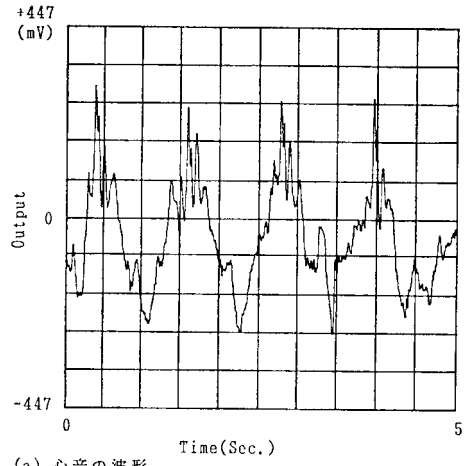
[1]:C_aだけで密閉 [2]:前面はむきと接合 [3]:前面は人体と接合
 [4]:C_aを0.47ccにしたときのシミュレーション特性 (人体と接合)
 (c)各種条件による音響インピーダンス特性

Fig. 7 人体との整合に関する機械・音響インピーダンスの測定

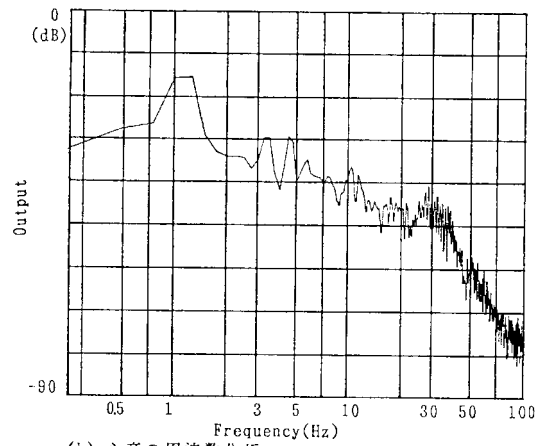
特性によるものである。 E が E_0 に対して -11dB (100 Hz以下)となっているのは、 Z_{m0} (人体の)のコンプライアンスが C_a (5cc)の約2.5倍であることを示している。300Hzのピークは Z_{m0} と C_a による共振を示している。一方、センサを人体に圧着した場合 C_a に相当する要素は c_2 (0.47cc)となるので、これによる共振周波数はよそ1kHzへ押し上げられ、シミュレーションの結果は[4]のようになる。従って、およそ500Hz以下0.4Hzまで (Fig. 5 (a) 参照) 弾性制御となり、平坦な特性で検出していることになる。また、[2]は C_a にセンサを接合したときの特性で、 c_2 が0.47ccであるからキャビティが約10%増加した結果、音圧が1dB低下したことを示している。

3.2 心音の測定例

Fig. 8に心音の測定結果を示した。(a)は時間による変化を示している。センサの低域特性が1Hz以下まで平坦になっているので呼吸による人体の動きも感知する。そのため実際には呼吸を止めて測定した。このセンサを聴診器用 (人の耳で聴く) に使う場合には、20Hz以下は音響回路によってカットすべきである。その他の



(a) 心音の波形



(b) 心音の周波数分析

Fig. 8 心音の測定例

実用機に使用する場合にも、適度のロウカットが必要と思われる。(b)には、これをスペクトロアナライザにかけた結果を示した。最もレベルの高い基本波 (約1Hz) から数百Hzにかけてなだらかに下降していることが分かる。この実験では100Hz以上の帯域で、このレベルから -10dB のところは雑音レベルになっている。従って、1Hzのレベルとの差は70dBになる。

測定時センサは手で固定したが、固定側の機械インピーダンスは (完全固定) とするのが理想的である。また、精密なデータを採取するためには固定方法に工夫が必要と思われる。更に、背景雑音、床からの可聴周波以下の振動雑音も少ないところを選ぶべきである。

4. 結 論

この心音センサは、心音の解析を目的として設計された。基本的な構造は、圧電セラミック振動板による圧力型マイクロホンである。周波数特性は0.4 ~ 500Hz間で $\pm 1\text{dB}$ 、等化回路によって1kHzまで測定可能である。周波数範囲としては、心音の約1Hzの基本波とその高

調波を十分カバーできるものとする。設計上、低域の限界周波数は機械音響系については理論的には零周波数まで可能であるが、実際には工作上、音響回路の密閉度とエアリーク (m_3, r_3, m_6, r_6) の加工精度が重要となる。電気系については、FET のゲート抵抗と振動板の静電容量によって決まるので、本設計のような圧電セラミック型では、分割方式を採用しても大きい静電容量 (本設計では 290pF) が設定できるので問題はないが、エレクトレット型では量産品の場合入力抵抗がそれほど高くない IC を使用しているため、変換素子の静電容量 (10pF 程度) によるカットオフ周波数を 1Hz 以下に設定することはほとんど不可能である。また、圧電セラミック型の場合静電容量が大きいので、FET のゲートの高入力インピーダンス回路の安定性の確保 (悪環境下での使用に耐える)、電氣的雑音レベルの低減にも効果的である。他方、高域周波数の限界はセンサの前室 (c_2) によって決まるので、これは可能な限り小さい方がよいことが分かった。

擦過音 (振動雑音) については、エレクトレット型の場合は単体では少ないが、空気伝導型の構造にした場合第一振動板 D_1 で振動を拾うため利点はないといえる。また、動作安定性の点で、空気伝導型ではセンサを人体に圧着したときには D_1 だけが変形を受けるから、変換素子 (圧電セラミック振動板 D_2) の位置は常に中立を保つことができるので、これが利点になる。リニアリティに関して、センサに入力される音圧レベルは、最大値は個人差があるが 90 ~ 100dB (1Hz のレベル) であるから、FET 回路の最大入力 (116dB)、また、雑音レベル (等価入力音圧 25dB) に対しても十分な余裕が人体との整合に関して、1 ~ 100Hz の重要な帯域では人体、センサともに弾性制御の範囲にあるため圧着によ

る周波数特性の変化は無視してよいと考える。

心音の個人差や疾患による波形の解析は今後の課題になるが、雑音レベルから判断して信号としては 1 ~ 100 Hz の範囲を重点的に解析すべきであると考え。特に、500Hz 以上の帯域は聴感上においても、それほど重要ではないと考える。

謝 辞

本研究のきっかけをお作りいただき、終始熱心にご助言をいただいた慶大医学部橋本省三博士 (現北里研究所病院放射線科名誉部長)、半田俊之介博士 (循環器内科学)、北村正幸氏 (現国立東京第二病院放射線科) らによる「次世代型デジタル聴診器」研究グループの方々へ厚く謝意を表す。

文 献

- 1) 鈴村宣夫, “心音変換器に関する基礎的研究,” 博士論文 (1972).
- 2) 池谷和夫, 鈴村宣夫, 船田哲男, “接触形心音変換器の校正,” 日本ME学会誌 6, 399 - 401 (1968).
- 3) 鈴村宣夫, 池谷和夫, “直接伝導心音変換器の等化回路表示と設計法について,” 日本ME学会誌 9, 218 - 224 (1971).
- 4) 鈴村宣夫, 池谷和夫, “空気伝導形心音マイクロホンにおよぼす振動および雑音の影響,” 信学会医用電子・生体工学研究資料, MBE 71 - 21 (1971.10).
- 5) 今井信臣, “機械トランスを前置した圧電型心音センサ,” 音講論集 2 - 7 - 3 (1990.3).
- 6) N. Imai, "A new piezoelectric microphone with divided electrodes and its applications," J. Acoust. Soc. Jpn. (E) 11, 327-333 (1990).
- 7) N. Imai, "Design of wide range piezoelectric microphones," J. Acoust. Soc. Jpn. (E) 11, 335 - 341 (1990).
- 8) S. Timoshenko and S. Woinowsky-Krieger, *Theory of Plates and Shells* (McGraw-Hill, New York, 1959) (長谷川節訳, 板とシェル理論 (ブレイン図書出版, 丸善, 東京, 1973)).
- 9) 今井信臣, “ダイヤフラム型加速度センサの設計,” 信学技報 EA 90 - 50 (1990).
- 10) N. Imai, U. S. Patent No. 4, 550, 418 (1985. 12).