

小型体導音センサの実装法*

○ 平原 達也, 清水 奨太 (富山県立大学 工学部)

小幡 健一, 岩城 一隆, 増田 恵介 (日本エレクトロニクスサービス(株))

1 はじめに

体内外にある様々な音源から体を伝わってくる体導音を体表面で検出できる。体内に音源があるものは体の軟組織による減衰が大きいために[1]、また、体外に音源があるものは体表面でほとんどが反射されるために、体導音は微弱なものとなる。このような微弱な体導音を検出するセンサとして、電子聴診器や、圧電セラミックを用いた心音センサ[2]や、非可聴つぶやき声と呼ばれる微弱な肉導音を検出するNAMマイク[3]などがある。

本報告では、ダイヤフラムを露出した小型のエレクトレット・コンデンサ・マイクロホン (ECM) をウレタンエラストマーで覆うタイプの小型体導音センサに関する問題点を改善するいくつかの実装法について述べる。

2 従来の体導音センサの構造と問題点

従来の小型体導音センサ[4]は中島によって提案されたNAMマイクの構造[5,6]をベースにしている。NAMマイクはFig.1に示すようにダイヤフラムを露出したECM全体をソフトシリコンやウレタンエラストマーで包埋するものである。このNAMマイクでは筐体内に充填した高分子材料中にECMを置くため、その固定には工夫が必要であった。

先に報告した小型体導音センサ[4]の構造はFig.2に示すもので、ECMをプリント基板に半田づけしてアクリル筒を被せ、その筒の中にウレタンエラストマーを充填するものであった。この構造では、ECMが固定されるため実装が容易になり、若干の感度向上も認められた。しかし、試作したセンサの感度には大きな個体差が認められた。また、この体導音センサではNAMマイクと同様にECMが電氣的に浮いているために、センサを皮膚に装着したときに誘導ハム雑音を拾うことがあり、実際に使用する場合はECMのグラウンド側と体を別途接続させる必要があった。

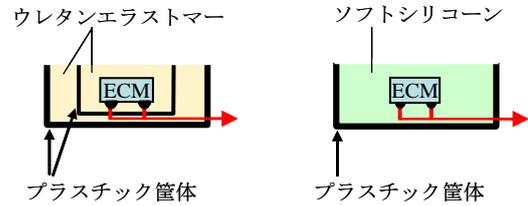


Fig.1 NAMマイクの構造の一例

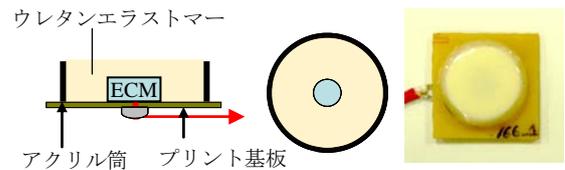


Fig.2 先に試作した小型体導音センサの構造

3 新型体導音センサの構造

これらの体導音センサの問題点を考慮して、Fig.3に示す構造の体導音センサを試作した。すなわち、ダイヤフラムを露出したECMを増幅回路が搭載されたプリント基板に半田づけし、その上に円錐状あるいは円筒状の窪みを持つセンサ筐体を嵌め込み、窪みにウレタンエラストマーを充填してECMのダイヤフラムを覆う。ECMを載せたプリント基板とセンサ筐体とは接着剤で固定する。

センサ筐体はアルミニウム製で、内径 $L = 20\phi$ (外形は 22ϕ)、 $D = 4\text{ mm}$ の場合、総重量は円筒状筐体で 5 g 、円錐状筐体で 6 g である。ウレタンエラストマーは、硬度 15 の人肌

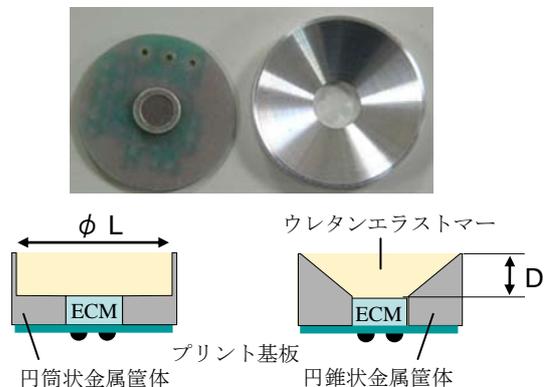


Fig.3 円筒状筐体および円錐状筐体を用いた新しい体導音センサの構造

* Implementation designs of small body-conducted sound sensors, by HIRAHARA, Tatsuya, SHIMIZU Shota (Toyama Prefectural Univ.), OBATA Ken'ichi, IWAKI Kazutaka, MASUDA Keisuke (NES)

ゲル（エクシールコーポレーション）を用いた。ECMは小型（6φ）で高感度なEM158（プリモ）を用いた。ダイヤフラムを露出させたECMの気導感度は100 Hz～10 kHzで-33dB（0 dB = 1V/Pa）であった。

プリント基板に搭載したプリアンプは、単電源オペアンプを用いた利得20 dBのものである。なお、低域の通過帯域を拡げるために、カップリングコンデンサの容量は通常よりも大きくしてある。

4 新型体導音センサの感度特性

上述した構造の小型体導音センサをそれぞれ5個ずつ試作し、50 Hzから20 kHzまでの感度特性を計測した。Fig.4に代表的なものの音圧感度特性を示す。青線は円錐筐体、赤線は円筒筐体、実線は体導音センサに重量負荷をかけない状態、点線は75 gの重量負荷をかけた状態での音圧感度特性である。

Fig.2に示す従来構造のセンサと比較すると、今回試作した体導音センサは、いずれの筐体構造でも1 kHz以下での音圧感度が10～20 dB向上し、1 kHz以上の音圧感度はほとんど変わらなかった。センサの上側から重量負荷をかけた場合、100 Hz以上の感度が15 dBほど下がるが、低域の音圧感度は上昇した。この重量負荷をかけた状態は、体導音センサを皮膚に押さえつけて用いる場合に相当する。

また、試作した体導音センサの加速度感度は、1 kHzにおいて-30～-20 dB（0 dB = 1V/m/s²）であった。加速度センサを用いた皮膚伝導マイク（プリモ, S17）の加速度感度は約-45 dBで今回試作した体導音センサよりも低感度である。ただし、皮膚伝導マイクは加速度感度の周波数特性が共振点以下では平坦であるのに対し、試作した体導音センサの加速度感度の周波数特性は平坦ではない。

なお、今回試作した体導音センサの感度特性の個体差は約5 dBで、従来構造のセンサの個体差よりも小さくなった。また、従来の体導音センサで問題となっていた皮膚装着時の誘導ハムノイズは解消された。

5 マルチマイク型体導音センサ

体導音センサの感度を向上させる方法として、複数のECMを用いる方法がある。ECMの直径は6φなので、内径20φの円筒の中に最大で7個のECMを置くことができる。

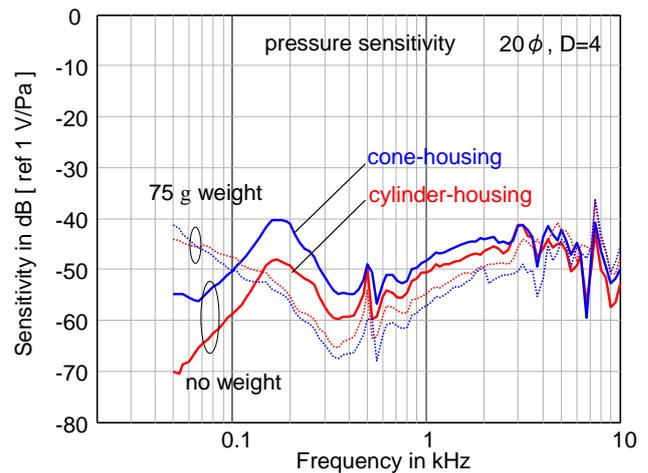


Fig.4 新型体導音センサの感度特性

体導音は低周波成分が主であり、生体軟組織の音速は空気の音速より速いから、その波長は長く20 mm程度の位置差による位相差は無視できる。したがって、複数のECM出力を加算することによって、センサ感度を上げることができる。実際に、4個のECMを用いた場合、1個の場合より、気導感度は約5 dB、Fig.2の従来構造で試作したQuad-マイク体導音センサの感度は約4 dB上昇した。

6 まとめ

誘導雑音が無く安定した感度特性が得られる小型体導音センサの実装法と、感度が向上するマルチマイク型体導音センサの実装法を提案し、それらの有効性を示した。

謝辞

本研究は総務省SCOPEにより実施した。

参考文献

- [1] M.Otani *et al.*, "Numerical simulation of transfer and attenuation characteristics of soft-tissue conducted sound originating from vocal tract," *Applied Acoustics* **70(3)**, 469-472, 2009.
- [2] 今井信臣 他, "圧電セラミック型心音センサの設計," *音響学会誌* **49(9)**, 629-634, 1993.
- [3] S.Shimizu, *et al.*, "Frequency characteristics of several non-audible murmur (NAM) microphones," *Acoust.Sci.&Tech.* **30(2)**, 139-142, 2009.
- [4] 平原、清水, "小型体導音センサによる種々の体導音検出," *音講論*, 627-628, 2009-10.
- [5] 中島, "ソフトシリコン型NAMマイクロフォンの開発と評価," *信学技報 SP2005-07*, 2005.
- [6] 中島 他, "ウレタンエラストマー二重包埋構造型NAMマイクロホン," *音講論*, 21-22, 2006-09.