

医用超音波診断装置のプローブ用圧電セラミックス

(1975年～現在)

Key-words：医用超音波、診断装置、超音波プローブ、圧電材料、セラミックス

注1 超音波を送受信するデバイスで人体に直接に接触する部品。内部に圧電セラミックスが用いられている。

注2 周波数が20 kHzから10 MHzであり人間には聞こえない領域の音波。

超音波プローブ^{注1}用圧電セラミックス(図1)は、妊婦の胎児や心臓の動きなどを観察する医用超音波診断装置(図2)に用いられる超音波プローブ(図3)に使用されている。この圧電材料はジルコンチタン酸鉛(PZT)にリラクサと呼ばれる鉛複合ペロブスカイト構造($\text{Pb}(\text{B}_1, \text{B}_2)\text{O}_3$)の特殊な添加物を加えた高誘電率系圧電セラミックス材料から構成される。このセラミックスは幅が8-15 mm程度、長さ25-75 mm程度、厚さ0.1-0.5 mmに精密に研磨し、両面に電極を付けた圧電振動子材料である。

現在、広く実用化されているアレイ式超音波プローブ(図4)では、圧電セラミックスと音響整合層材料を幅が0.1-0.3 mmにダイシングしたものが実用化されている。この超音波プローブ用振動子は1975年から現在までに世界中で累計100万枚以上が製造されている。

1. 製品適用分野

医用超音波診断装置

2. 適用分野の背景

1970年代に超音波^{注2}を用いた医用診断装置(図2)の応用が開始された。この診断装置では簡便かつ安全に臓器の断層像や胎児の動きが観察できるため、心臓、腹部臓器をはじめ、産婦人科、乳腺、甲状腺、血管、泌尿器などの幅広い分野での診断に利用されはじめた。画像の解像度を向上させるために超音波プローブ(図4)のチャンネル数を増加させる方法が採用され、圧電定数、誘電率が大きく均一性に優れた高性能圧電セラミックス材料が要求されるようになった¹⁾。

3. 製品の特徴と仕様

1960年代にジルコンチタン酸鉛(PZT)セラミックスが開発されていたが、この材料は焼結性が悪く、さ

らに誘電率、圧電定数も充分ではなかった。このPZTの焼結性を向上させ、さらに圧電定数や誘電率を増加させる目的でリラクサと呼ばれる鉛系複合ペロブスカイトをPZTに添加した3成分系圧電材料(図5)が日本の企業を中心に1965年から1975年に開発された。主なリラクサ系材料はマグネシウムニオブ酸鉛¹⁾($\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ 、ニッケルニオブ酸鉛($\text{Pb}(\text{Ni}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$)またはイットリウムニオブ酸鉛($\text{Pb}(\text{Y}_{1/2}\text{Nb}_{1/2})\text{O}_3$)であり、現在でもこれらのリラクサ材料が用いられている。これらの圧電材料は圧電定数 d_{33} が400-800 pC/N、誘電率が2000-6000、キュリー温度 T_c が300-150°Cである²⁾。

4. 製法

これらの3成分系圧電材料の製造方法は通常の固相反応方法である。原料の酸化鉛、酸化チタン、酸化ジルコニウム、五酸化ニオブ、炭酸マグネシウム、酸化



図1 医用超音波診断装置用圧電セラミックス振動子
(株)富士セラミックス ご提供

標準的な圧電セラミックス振動子の形状は幅が8-15 mm程度、長さ25-75 mm程度、厚さ0.1-0.5 mmに精密に研磨し、両面に電極を付けた材料である。



図2 医用超音波診断装置(東芝メディカルシステムズ(株)超音波診断装置)

臓器の断層像や胎児の動きが安全に観察できる医用超音波診断装置。

ニッケル、酸化イットリウムなどの粉体を秤量後に湿式で混合、粉碎、乾燥し、900℃前後で仮焼きを行う。その後この仮焼体を再び微粉碎して、有機バインダーと混合してプレス成型する。これらをセラミックス製のさやに入れ、1200℃前後で焼結する。その後所定の厚みに精密に研磨し、銀や金などの電極を形成する。最後に2 kv/mm程度の直流電圧を印加して圧電振動子が完成する。典型的な医用振動子の形状は70 mm × 15 mm × 0.4 mmである。

5. 将来展望

圧電セラミックス材料は安価で大型形状の基板が作製できるなど、実用化では有利である反面、その圧電特性はセラミックスであるために限界がある。1995年ごろからリラクサ系圧電単結晶が注目され、世界中の各機関で研究されている。リラクサ系圧電単結晶はその圧電定数 $d_{33} > 1500$ pC/NとPZT 3成分系セラミックス材料の約2倍と大きい。また、環境対応として非鉛系圧電材料も研究されており、圧電定数が $d_{33} = 500$ pC/Nのチタン酸バリウム系材料が報告されている³⁾。これらの新材料はコストや特性の問題により、まだPZT 3成分系セラミックスを置換するまでには至っていないが、今後の発展が期待されている。

文献

- 1) 大内 宏, J. Am. Ceram. Soc. **48** 630-636 (1965).
- 2) 山下洋八, Jpn. J. Appl. Phys., **43**, pp. 6679-6682 (2004).
- 3) 唐木智明, Jpn. J. Appl. Phys., **46**, No. 4, pp. L97-L98 (2007).

[連絡先] 山下 洋八

¹東芝リサーチコンサルティング(株)
〒212-8582 川崎市幸区小向東芝町1番地
(株)東芝 研究開発センター内

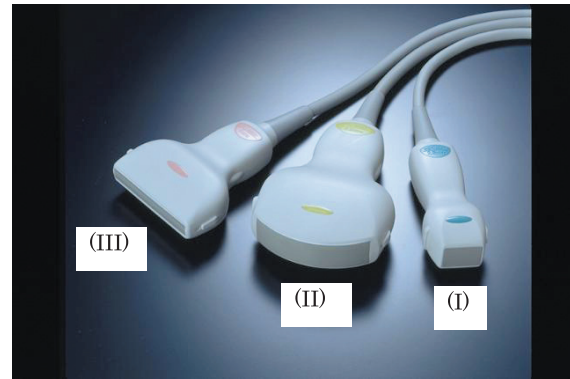


図3 各種の超音波プローブ

(I) 循環器用セクタ, (II) 腹部コンベックス, (III) 高周波リニア (東芝メディカルシステムズ(株)超音波診断装置製品カタログより)

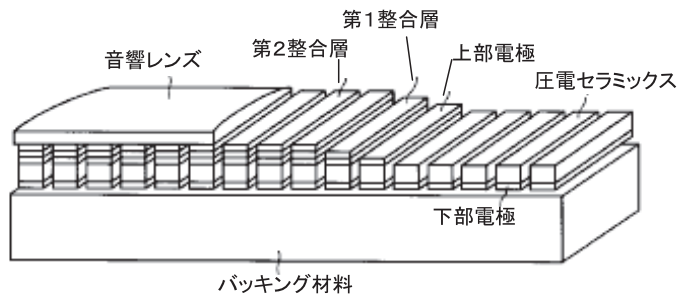


図4 超音波プローブの構造斜視図

超音波プローブはバッキング材料、圧電セラミックス材料、音響整合層、及び音響レンズから構成されている。圧電セラミックスは整合層と共に幅を0.1-0.3 mmにダイシングされる。

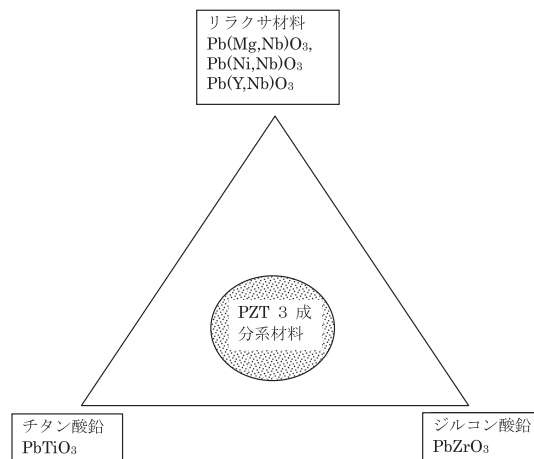


図5 PZT 3成分系材料の相図

3成分系材料は圧電定数や誘電率がPZT 2成分系材料よりも優れている。