

論文 / 著書情報
Article / Book Information

題目(和文)	PZNT圧電性単結晶を用いた高感度・広帯域超音波プローブの開発に関する研究
Title(English)	
著者(和文)	斉藤史郎
Author(English)	
出典(和文)	学位:博士(工学), 学位授与機関:東京工業大学, 報告番号:乙第3561号, 授与年月日:2001年11月30日, 学位の種別:論文博士, 審査員:
Citation(English)	Degree:Doctor (Engineering), Conferring organization: Tokyo Institute of Technology, Report number:乙第3561号, Conferred date:2001/11/30, Degree Type:Thesis doctor, Examiner:
学位種別(和文)	博士論文
Type(English)	Doctoral Thesis

**PZNT 圧電性単結晶を用いた
高感度・広帯域超音波プローブの
開発に関する研究**

斉藤史郎

目 次

	ページ
第1章 緒 論	1
1 - 1 . 本研究の背景と目的	1
1 - 2 . 本論文の構成	3
第2章 圧電材料と超音波プローブの基礎	5
2 - 1 . まえがき	5
2 - 2 . 超音波診断装置発達の経過	5
2 - 3 . 超音波プローブの基礎	10
2 - 4 . 圧電材料	16
2 - 4 - 1 . 圧電材料の基礎	16
2 - 4 - 2 . セラミック材料	19
2 - 4 - 3 . 高分子材料	22
2 - 4 - 4 . リラクサ系材料	23
2 - 4 - 5 . その他材料	29
2 - 5 . 超音波プローブ研究の現状	30
2 - 5 - 1 . 1次元アレイプローブ	30
2 - 5 - 2 . 2次元アレイプローブ	44
2 - 5 - 3 . リラクサ系圧電単結晶を用いた超音波プローブ	52
2 - 6 . 参考文献	56
第3章 P Z N T 結晶の誘電・圧電特性の評価	62
3 - 1 . まえがき	62
3 - 2 . P Z N T の大型育成結果	63
3 - 3 . P Z N T の材料特性評価	67
3 - 3 - 1 . 振動子の作製	67
3 - 3 - 2 . 誘電・圧電定数の算出方法	71
3 - 3 - 3 . P Z N T の誘電・圧電特性	73
3 - 3 - 4 . P Z N T のその他材料特性	78
3 - 3 - 5 . 面内の特性ばらつき	80
3 - 4 . あとがき	84

3 - 5 . 参考文献	8 5
第4章 パルスエコー特性シミュレーションによるPZNTプローブの設計と解析	8 6
4 - 1 . まえがき	8 6
4 - 2 . 超音波プローブの等価回路モデルの作成	8 6
4 - 2 - 1 . 厚み縦効果振動子の Mason モデル	8 6
4 - 2 - 2 . 非圧電層の等価回路	8 9
4 - 2 - 3 . 超音波プローブの等価回路	8 9
4 - 2 - 4 . 超音波送受信系の等価回路	9 0
4 - 2 - 5 . 積層圧電体の等価回路	9 2
4 - 3 . PZTセラミックプローブによる等価回路の検証	9 7
4 - 3 - 1 . 振動子選定とプローブ作製	9 7
4 - 3 - 2 . シミュレーションによる相対感度比較	9 8
4 - 3 - 3 . 実測による相対感度比較	1 0 0
4 - 3 - 4 . 考察	1 0 3
4 - 4 . PZNTプローブのパルスエコーシミュレーション	1 0 5
4 - 4 - 1 . インピーダンス変換器非内蔵型プローブ	1 0 5
4 - 4 - 2 . PZNTプローブの高感度・広帯域特性の考察	1 0 7
4 - 4 - 3 . インピーダンス変換器内蔵型プローブ	1 0 8
4 - 5 . あとがき	1 1 0
4 - 6 . 参考文献	1 1 0
第5章 PZNT超音波プローブの基本性能評価	1 1 2
5 - 1 . まえがき	1 1 2
5 - 2 . シングルプローブの作製と基本性能評価	1 1 2
5 - 2 - 1 . 振動子及びプローブ作製法	1 1 2
5 - 2 - 2 . パルスエコー特性	1 1 7
5 - 2 - 3 . 駆動パルス連続印加特性	1 2 0
5 - 3 . アレイプローブの作製と基本性能評価	1 2 1
5 - 3 - 1 . 振動子作製法	1 2 1
5 - 3 - 2 . アレイ加工性の評価	1 2 3
5 - 3 - 3 . プローブ作製法	1 2 8
5 - 3 - 4 . 1層整合構成プローブ	1 3 1
5 - 3 - 5 . 2層整合構成プローブ	1 3 5
5 - 3 - 6 . 広ピッチ型アレイプローブ	1 4 1
5 - 3 - 7 . インピーダンス変換器内蔵構成プローブ	1 4 7

5 - 4 . あとがき	1 5 0
5 - 5 . 参考文献	1 5 1
第 6 章 循環器用セクタ型 P Z N T アレイプローブの作製と評価	1 5 3
6 - 1 . まえがき	1 5 3
6 - 2 . ハーフサイズ振動子によるプローブ	1 5 3
6 - 2 - 1 . 振動子作製法	1 5 3
6 - 2 - 2 . プローブ作製法	1 5 7
6 - 2 - 3 . パルスエコー特性	1 5 9
6 - 2 - 4 . 画像特性	1 6 9
6 - 3 . フルサイズ振動子によるプローブ	1 6 7
6 - 3 - 1 . 振動子作製法	1 6 8
6 - 3 - 2 . パルスエコー特性シミュレーション	1 7 0
6 - 3 - 3 . プローブ作製法	1 7 6
6 - 3 - 4 . パルスエコー特性実測	1 7 8
6 - 3 - 5 . 画像特性	1 8 4
6 - 4 . あとがき	1 8 7
6 - 5 . 参考文献	1 8 8
第 7 章 今後の課題	1 8 9
第 8 章 結 論	1 9 1
8 - 1 . 本研究で得られた成果	1 9 1
8 - 2 . 今後の展望	1 9 3
8 - 3 . 総括	1 9 4
謝 辞	1 9 5
本研究に関連した発表文献	1 9 6

第 1 章

緒 論

1 - 1 . 本研究の背景と目的

近年の診断医療現場で広く普及している画像診断機器は、病気の早期発見・診断に必要不可欠なものとなっており、21 世紀の高齢化社会においてその重要性は益々高まっている。生体情報を画像として表示し診断に供する画像診断機器には、本研究で対象としている超音波診断装置以外に X 線診断装置、X 線 C T (Computer Tomography) 装置、M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置、核医学診断装置などがある。これらと比較して超音波の最大の特長は、リアルタイム断層像が容易に得られることである。この他、無侵襲であること、小型・安価であること、診断対象部位が心臓を始め、胎児、腎臓、肝臓、血管などほとんどの生体軟部組織と広いこと、ドプラ効果を利用して血流情報が得られることなどが特長として挙げられる。一方、超音波は骨や体内ガスで強く反射されるため、その影の部分の情報が取れないことが最大の欠点で、肺やガスのある消化管の診断にはあまり用いられていない。また超音波の性質として、得られる画像の分解能は高周波数ほど良いが、生体中での超音波の減衰は周波数にほぼ比例して増加するために高周波になると生体深部の情報を高感度で得られにくいことも挙げられる。裏を返せば、生体深部など超音波が減衰しやすい、もしくは伝搬しにくい部分の画像を如何に鮮明に描出するかが性能を向上するために重要なこととなる。超音波診断装置ではプローブから生体中に超音波信号が送信され、内臓などからの反射信号がプローブで受信されて電気信号に変換される。プローブから取り出される電気信号はアナログ信号だが、近年はデジタル技術の発達によりプローブから出力された後に、直ちにデジタル信号に変換されて信号処理され、画像化される。デジタル信号の処理技術では、プローブの出力にノイズに埋もれていない信号成分が存在すれば様々な方法で対応できる。しかしプローブ出力にノイズ成分だけしかなければデジタル技術がいくら発達しても診断装置の画質向上は望めない。すなわち超音波診断装置においてデジタル信号を扱うことができない唯一の構成要素である超音波プローブが、診断装置の性能を大きく支配している。とりわけ超音波送受信素子である圧電材料の性能が大きく影響する。

超音波プローブ用圧電材料の選択指針として、

- 1) 電気エネルギーと機械エネルギーとの変換効率である電気機械結合係数が大きいこと
- 2) 生体との音響的整合がとりやすいように音響インピーダンスが生体のそれに近いこと
- 3) 送受信回路との電氣的整合がとりやすい誘電率と周波数定数であること
- 4) アレイプローブなどにおいて、加工性に優れること

- 5) プローブ作製プロセス、及び使用温度範囲で特性変動が小さいこと
 - 6) 安価であること
 - 7) 入手しやすいこと
- などが挙げられる。

これらを満たす圧電材料として、ジルコン酸鉛 (PbZrO_3) とチタン酸鉛 (PbTiO_3) の固溶体であるジルコン・チタン酸鉛 (PZT) セラミックが、最も多用されている数 10~200 個の短冊状振動子を配列したアレイプローブで用いられている。PZT セラミックは棒状振動子の電気機械結合係数 k_{33} が 70~75% と大きいこと、比誘電率 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$ が 500~5000 の範囲を用途に応じて容易に選べ、安価に入手しやすいこと、加工性に優れることなどが主な要因である。PZT セラミックは 1955 年に Jaffe によって発見されて以来、それまでの主役だったチタン酸バリウム (BaTiO_3 、 $k_{33}=50\%$) セラミックに取って替わるようになった。その後、微量の添加物や構成元素の置換、製造プロセスの向上などにより、結合係数の向上や誘電率の多様化が実現されて現在に至っている。しかし k_{33} は 1960 年代に 75% に向上してから 30 年以上もの間ほとんど改善されていない。

これに対し、1982 年に桑田らによって亜鉛ニオブ酸鉛とチタン酸鉛を 91:9 のモル比で固溶させた圧電単結晶 ($0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ 、表記は PZN - PT あるいは PZN と PT のモル比を示して PZNT 91/9 などが用いられているが、本論文では主として PZNT で表わす) の k_{33} が、92% と極めて大きな値であることが報告された。本研究ではこの単結晶材料に着目し、文献データを用いて簡単なシミュレーションを行ったところ、超音波プローブの性能向上に著しい効果が図れそうだと感触を得た。すなわち、断層像画質やドブラ感度の向上が図れ、従来は診断が困難だった初期の小さな病変の早期発見が期待されるであろうと考えた。超音波プローブに適用する場合、比較的小さな振動子サイズで済む循環器や腹部領域に用いられる 2.5~7.5MHz のセクタ型プローブでも 10~15mm × 10~20mm 以上必要である。しかし報告された PZNT の大きさはせいぜい数 mm 角であり、循環器用セクタプローブに適用できる大きさの PZNT で優れた超音波特性が得られるかどうか未知であった。そこで筆者の研究グループでプローブに適用できる大きさを目指した PZNT の育成を行い、改良を重ねられた結果、循環器用プローブに適用できる 15mm × 20mm 以上の PZNT が得られるようになった。

筆者はこの PZNT を用いた超音波プローブを作製することにより、従来の PZT セラミック型プローブでは達し得ない高感度・広帯域プローブの実現を目指して研究を行った。その結果、PZT と機械的強度などが異なる PZNT に適用できるプローブ作製プロセスを考案して、初めて PZNT を用いた循環器用セクタプローブを作製した。そして、作製した PZNT 型プローブが PZT 型プローブに比べて約 2 倍の感度向上を達成し、PZT 型プローブでは成し得なかった高解像度の断層像と高感度のカラードブラを同時に得ることを実現した。本論文は PZNT の誘電・圧電特性評価、プローブ化プロセスの確立とプローブの超音波特性把握、さらに実際に診断装置に搭載しての高解像度断層像と高感度カラードブラの実証についてまとめたものである。

1 - 2 . 本論文の構成

本論文は図 1-2-1 に示すように全編 8 章から構成されている。概要は第 2 章で基礎論を述べた後、第 3 章で P Z N T の誘電・圧電特性評価、第 4 章でシミュレーションによるプローブ設計・解析、第 5 章で振動子・プローブの作製とパルスエコーを中心とした基礎特性、第 6 章で画像評価用プローブの作製と評価を述べるというものである。

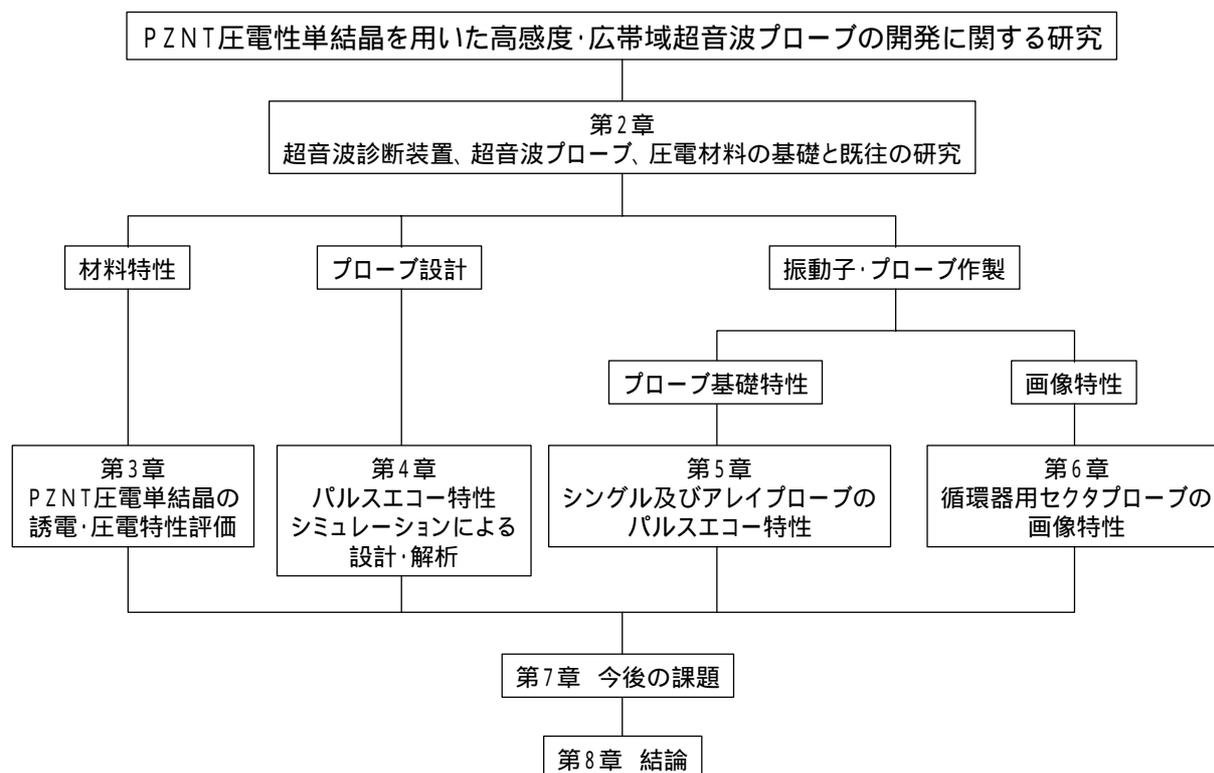


図 1-2-1 本論文の構成

第 2 章「圧電材料と超音波プローブの基礎」では、超音波診断装置の発達の経緯と超音波プローブの基礎を述べることにより、本研究において土台となる知識をまとめる。続いて本研究のオリジナリティを明確にするために、超音波プローブ用圧電材料と超音波プローブにおける発達の経緯と研究の現状、本研究で着目した P Z N T が属するリラクサ - P T 系圧電単結晶を用いた超音波プローブに関する研究開発の経緯を述べる。以上により、本研究が圧電セラミックの代名詞ともいえる P Z T に取って替わる単結晶材料を用いたプローブを提供できる可能性を示唆して、50 年以上に渡る超音波診断装置開発の歴史において本研究の位置付けを明らかにする。

第 3 章「P Z N T 結晶の誘電・圧電特性の評価」では、筆者の研究グループにより育成された P Z N T を用いて行った材料特性評価について述べる。本研究ではフラックス法により育成された P Z N T を用いたが、循環器用セクタプローブの圧電振動子では 15 × 20mm 大の振動子が必要となる。誘電率や電気機械結合係数、音響インピーダンスなどの材料特性に加えて、誘電率と結合係数の面内ばらつき、超音波プローブの作製プロセスで必須となるアレイ加工における機械的

強度についても述べる。

第4章では「パルスエコー特性シミュレーションによるPZNTプローブの設計と解析」について述べる。PZNTを用いた超音波プローブを設計し、作製したプローブが本来の性能を發揮しているかを検討するためには、シミュレーションによる解析ツールをもつことが必須である。そこでシミュレーションプログラムを作成し、その精度について既存のPZTセラミックを用いたプローブを試作して検証を行った。その方法は結合係数のみ異なるPZTセラミック、誘電率のみ異なるPZTセラミックを用いた4種類のプローブを試作して感度と帯域についてシミュレーション結果と実測とを比較するというものである。その後シミュレーションにより、PZNTを用いた超音波プローブの性能予測を行った。

第5章では「PZNT超音波プローブの基本性能評価」について述べる。まずPZNTによるシングルエレメント型超音波プローブについて述べる。この振動子形状の電気機械結合係数は薄板縦振動モードの k_t になり、PZNTのそれは58%、PZTセラミックでは51%、音響インピーダンスは両者ともほぼ同じで $33 \sim 34 \times 10^6 \text{kg/m}^2\text{s}$ (=Mraylsであり、以降Mraylsを用いる)であり、この振動子特性から得られるプローブ特性を述べる。次にアレイプローブの基本性能評価について述べる。この振動子形状の電気機械結合係数は短冊状縦振動モードの k_{33} になり、PZNTのそれは83%、PZTセラミックのそれは68%と大きな違いが出る。またPZNTの音響インピーダンスは22Mraylsが得られ、PZTセラミックの29~30Mraylsに比べて生体軟部組織の音響インピーダンスに近く特性を有する。PZTと異なるPZNTの機械的強度を考慮した振動子作製とプローブ作製プロセスを述べた後、音響整合層の層数の違いによるパルスエコー特性、インピーダンス変換器内蔵型プローブの特性について既存のPZTを用いたプローブと比較する。

第6章では「循環器用セクタ型PZNTアレイプローブの作製と評価」について述べる。この章はPZNTを用いた超音波プローブとして最も有効な診断領域の一つである循環器用にターゲットを当て、実機搭載を念頭に置いた仕様で検討した内容を述べる。まずターゲットとしたプローブ用振動子として面積が足らなく、2枚並べることで作製したプローブについて述べる。続いて1枚の振動子でプローブを作製した結果を述べる。この際2枚並べて作製・評価したプローブの結果を踏まえ、PZNT型プローブは周波数の異なる二品種のPZTセラミック型プローブの性能を併せもつと予想し、改良を施した。

第7章「今後の課題」ではPZNTを用いた超音波プローブ実用化の観点から、PZNT育成、振動子、プローブに関する今後の課題を述べる。

第8章「結論」では本研究で得られた成果と今後の展望を述べた後、課題を踏まえて最後に本研究を総括する。

第 2 章

圧電材料と超音波プローブの基礎

2 - 1 . まえがき

本章では超音波診断装置の発達の経過、超音波プローブの基礎、超音波プローブ用圧電材料開発の経過を述べることにより、本研究において土台となる知識をまとめた。続いて超音波プローブの研究の現状について、1次元アレイプローブと2次元アレイプローブに分けてまとめ、最後にPZNTが属するリラクサ系の圧電単結晶を用いた超音波プローブ開発の経緯をまとめた。これにより本研究が圧電セラミックの代名詞ともいえるPZTに取って替わる単結晶材料を用いたプローブを提供できる可能性を示唆し、50年以上に渡る超音波診断装置開発の歴史において本研究の位置付けを明らかにした。

2 - 2 . 超音波診断装置発達の経過

超音波が診断用として臨床医学への応用が試みられたのは、1940年代に入ってからオーストリアのDussik¹⁾による報告が最初と考えられており、第2次世界大戦(1939年~1945年)後、Dussik²⁾に加え米国のBallentineら³⁾がチタン酸バリウムセラミックを超音波発生素子とした2.5MHzのプローブを用いて脳疾患の診断法を報告している。これらは透過法による診断だが、脳疾患部と健康部の超音波吸収の度合いにそれほど差が無いことから臨床的成果を上げるには至らなかった。一方、対象物体からの反射波を利用するエコー法が、船舶航行用の音響測深機や魚群探知機、金属中の小さな欠陥を発見する超音波探傷機などに用いられるようになり技術が熟してきていた。このエコー法を適用し、米国ではWildら⁴⁾が15MHzの水晶振動子を用いてin vitroで生体組織からのエコー信号を確認し、国内では菊地ら⁵⁾がホルマリン固定の脳標本を用いて、解剖学的異常と超音波エコーとの関係について論文発表を行った。この時は2~5MHzの超音波パルスを送受信する探傷機が用いられた。

当初は単一の振動子を用いて、生体中からのエコーを振幅の変化で表示するAモード法(AはAmplitudeの略)が用いられていた。しかしAモード法による診断は対象部位からの情報が極めて少ないため、Bモード法(BはBrightnessの略)による断層像描出の研究⁶⁾が徐々に行われるようになっていった。Aモード法とBモード法の原理を図2-2-1に示す。信号の取得には、単一の振動子を機械的に走査する方法が用いられた。図2-2-2は超音波ビームの主な走査方法であり、診断部位に合わせて最適な方法が採られ、これらを組み合わせた複合走査法も用いられる。

Bモード法の研究が報告されるのと同時期に、里村ら⁷⁾によって振動子として水晶やチタン酸

バリウムを用いて超音波のドプラ効果による血流検出への応用が報告された。検出には連続波超音波が用いられ、流れている血液に送信された超音波に生じるドプラ信号を検出して、その周波数分析により血流の状態が測定された。しかし連続波を用いていたため、血流の部位を特定することはできなかった。これを改良すべく、Baker⁸⁾はそれぞれ半円形の送信・受信振動子からなるプローブを用いて、1 μ s幅の5MHzバーストによるパルスドプラ法を提案し、軟部組織中の任意の深さにある血管の血流速度を調べた。図 2-2-3 にドプラ法の原理を示す。血流の速度 v は生体中の音速 c に比べて遅いので、ドプラ偏移周波数 f_d は図中の式で表わされる。なお、連続波ドプラ法は高速血流測定に際して実用上の測定限界がないという特徴があるので、距離（深さ方向）分解能を有するパルス波ドプラ法とあわせて、両者とも現在に至るまで目的に応じて使い分けられている。

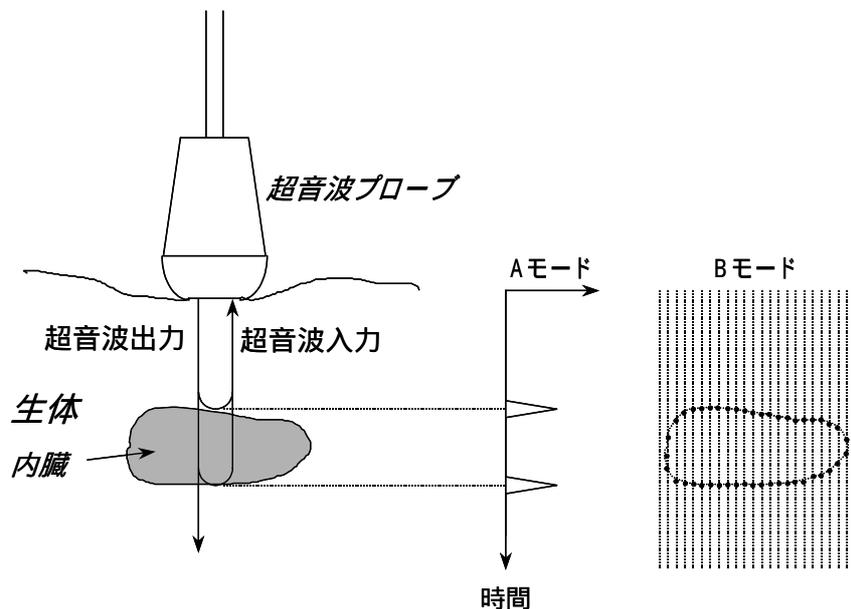


図 2-2-1 Aモード法とBモード法の比較

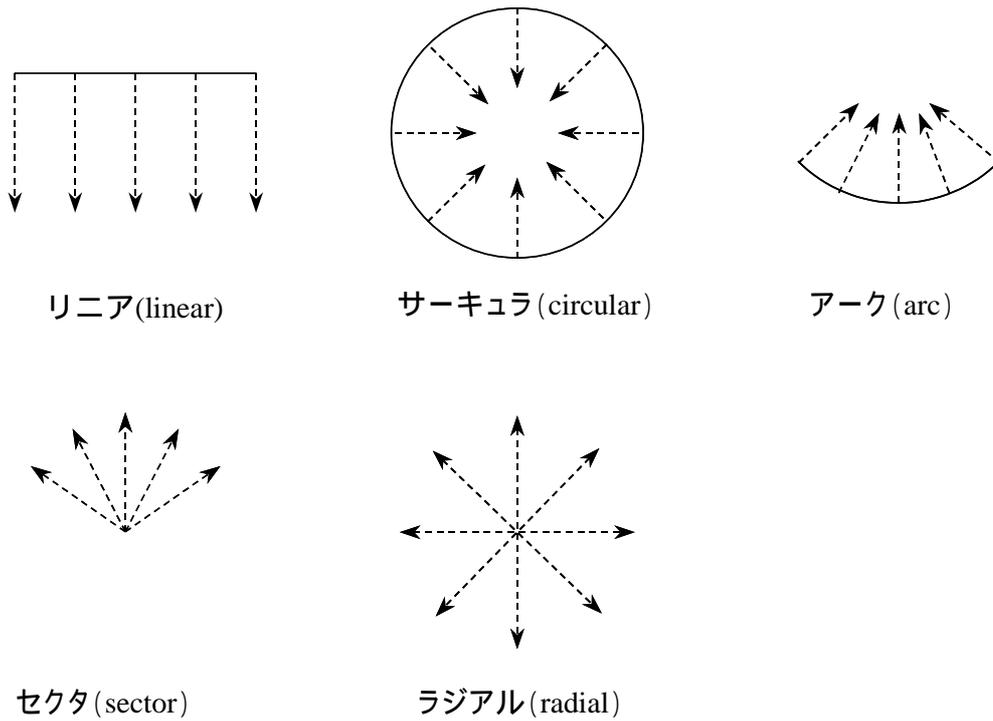


図 2-2-2 超音波ビームの走査法

$$f'_0 = \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta} f_0$$

$c \gg v$ であるため

$$f_d = \frac{2v \cos \theta}{c} f_0$$

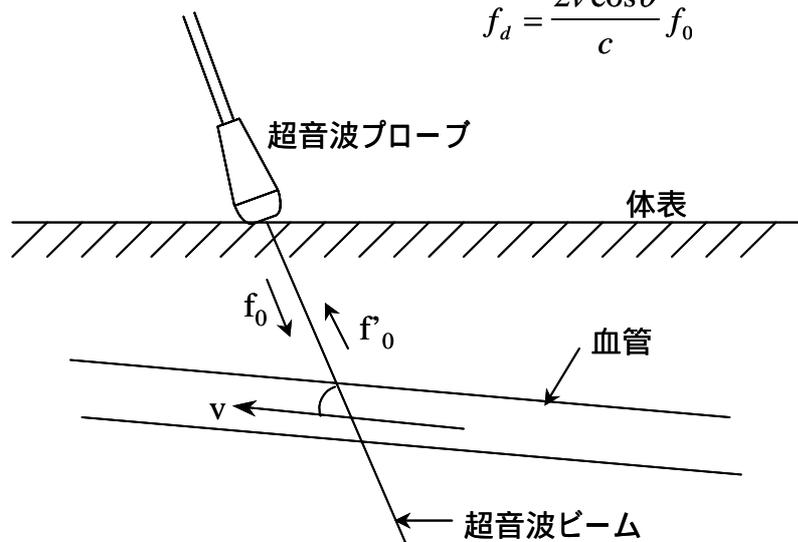


図 2-2-3 ドブラ法の原理

その後、超音波診断装置が飛躍的な進歩を遂げるきっかけになったのは、電子的なスイッチの切り替えによりリアルタイム断層像が容易に得られる電子走査型の診断装置が用いられるようになってからである。最初の研究報告は、1971年に内田ら⁹⁾が行ったものである。図 2-2-4 に示すような幅 0.5mm、長さ 12mm、厚さ 1mmの振動子を用いて 2MHz、200chのアレイプローブを作製し、穴をあけたスポンジの断層像を示した。20 個のアレイ素子群による指向特性が、10mm、2.25MHzのシングルプローブと同等であった。さらに同時駆動素子数を 20 として、リニア電子スキャンにより得られた直径 20mmの孔をあけたスポンジの B モード像が、従来のシングルプローブを機械的に走査して得られた B モード像と同等の画質になることも報告された。加えて、リアルタイム性を強調し、診断距離を 25cmとしたときに、毎秒 16 枚の画像が得られるとしている。ただ、この時点では電子フォーカスの技術は開発されていなかった。続いて 1973 年に、オランダ・エラスムス大学の Bomら¹⁰⁾が 10mm × 4mmの振動子を 20 個配列したアレイプローブを用いて、500 人以上の患者に対して心臓の B モード像を取得した研究論文を報告した(図 2-2-5)。その後、遅延回路を挿入して、超音波の送信タイミングを制御することにより任意の距離に焦点を結ばせる電子フォーカス技術が開発され、性能が一層向上した。

次のブレークスルーは 1982 年のカラードブラ表示装置の登場である¹¹⁾。従来のパルスドブラ法では、超音波ビーム方向のある深さの血流情報を捉えるのみであったが、カラードブラ装置は、心臓や大血管を流れる血流速を 2 次元の画像として、従来の B モード像と同時に表示することを可能にした。これは、レーダ技術である M T I (Moving Target Indicator) システムを血流速に適用できるように開発された自己相関器と組み合わせることにより、心臓などの動きと血流速を区別できるようにしたことが実用化への突破口になった。B モード像と血流像を区別するため、B モード像は白黒、血流像はカラー表示とし、超音波ビーム方向に向かってくる血流を赤色で、離れていく血流を青色で表示し、速度の大小を濃淡で表示できるようにした。また、血流の乱れ(分散)の表示は緑色を割り当て、血流の速度が速いほど色を明るく表示している。1980 年代後半から半導体技術の進歩により、超音波診断装置の性能はさらに向上し、1990 年代に入るとデジタル技術が信号処理に用いられるようになった。特に受信時の遅延時間設定にデジタル技術を適用することにより、リアルタイム性が特徴である超音波診断装置において、フレーム数を落とさずに深さ方向の広い範囲にわたってフォーカスすることが可能になった。

1990 年代の後半になると、生体中を伝搬する超音波の非線形効果によって発生する 2 次高調波を画像化するハーモニクイメーキング法^{12~14)}が脚光を浴びるようになった。この方法では、エコー信号に含まれる 2 次高調波を取り出した後、従来のパルスエコー法と同様の処理により B モード像を表示する。その特徴は、基本波を主ビームとして形成する従来の B モード像と比較して S/N が低下するという欠点はあるものの、送信音圧の 2 乗に比例して 2 次高調波が発生するので主ビームに対してサイドローブレベルが低い、2 次高調波なので方位分解能が良い、発生する 2 次高調波は超音波伝搬方向に徐々に蓄積されて形成されるので多重反射の影響を受けにくいことなどが挙げられる。その結果、抜けの良い B モード像が得られ、臨床現場で注目されるようになってきた。今後の超音波診断装置は、ハーモニクイメーキングによる B モード画質

を如何に向上させるかが、その性能を左右するといっても過言ではない。

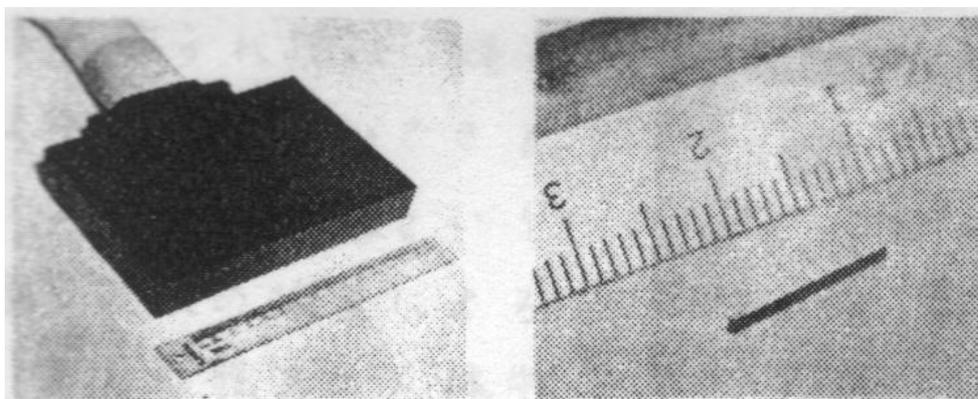


図 2-2-4 最初の電子スキャン法の報告で用いられたプローブと振動子⁹⁾

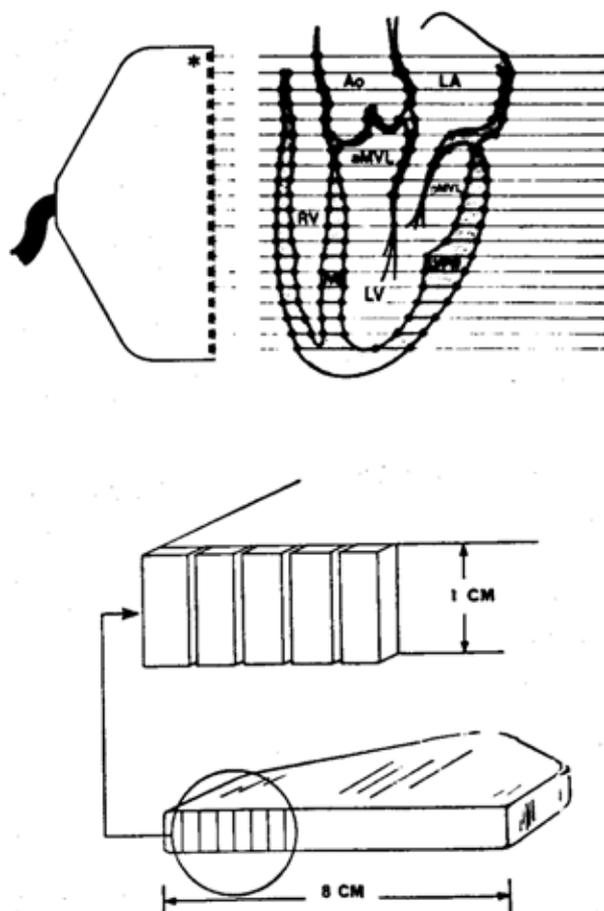


図 2-2-5 Bomによるアレイプローブを用いた断層法の提案¹⁰⁾

2 - 3 . 超音波プローブの基礎

超音波プローブでは図 2-3-1 に示すように、電気信号が入力されると超音波信号に変換され、生体に超音波が放射される。そして、その超音波が臓器などの界面で反射し、反射信号が超音波プローブに入力されると電気信号に変換される。超音波プローブに要求される基本的な特性は以下のように3つある。

感度：どの程度小さなものまで感知できるか

距離分解能：感知したものの遠近の差（図 2-3-2 の x ）をどの程度細かく識別できるか

方位分解能：感知したものの左右の差（図 2-3-2 の y ）をどの程度細かく識別できるか

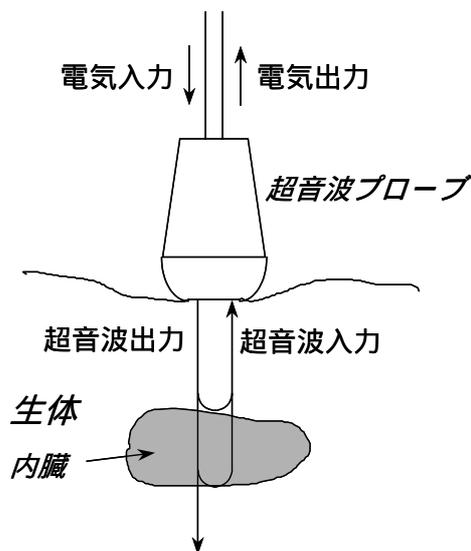


図 2-3-1 超音波プローブにおける信号の送受信

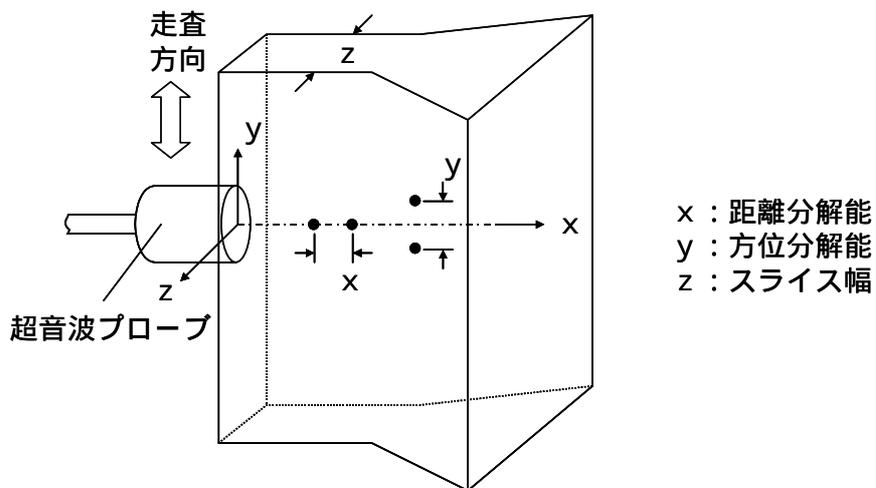


図 2-3-2 距離分解能と方位分解能

超音波プローブの基本的な構造を図 2-3-3 に示す。電気から超音波へ、あるいは超音波から電気への変換を行う、すなわち電気音響変換を担う材料には圧電材料が用いられる。超音波送受信面側には、音響マッチング層（音響整合層）と音響レンズが形成され、背面側にはバック材が形成される。超音波プローブでは圧電材料の厚み縦振動を利用して超音波を発生する。すなわち、圧電振動子に電圧パルスが印加されると圧電効果により超音波パルスが励起されて生体中に送信される。そして生体中で音響インピーダンス（密度×音速で与えられる物質固有の値。電気回路とのアナロジーでは電気インピーダンスに相当する）の異なる臓器などの界面で、超音波パルスが反射して超音波プローブに受信される。生体の音響インピーダンスは、脂肪や実質臓器では 1.3～1.5Mrayls であり、骨では 3.8～7.4Mrayls である。

図 2-3-4 に超音波プローブで受信されたエコー信号の時間波形とその周波数スペクトラムの一例を示す。本論文ではエコー波形と周波数スペクトラムを合せてパルスエコー特性と呼ぶ。このパルスエコー特性において、プローブの基本性能を決める感度と中心周波数、-6dB 比帯域を以下のように定義する。

- 1) 感度：エコー波形の波高値
- 2) 中心周波数：図 2-3-4 において周波数スペクトラムのピークから 6dB 低い低域側周波数 f_l と高域側周波数 f_h の中間である $(f_h + f_l) / 2$
- 3) -6dB 比帯域： f_l と f_h の周波数差と中心周波数の比で $2(f_h - f_l) / (f_h + f_l)$

性能が優れたプローブとは、高感度、すなわちエコー信号の振幅が大きいことと、広帯域、すなわち周波数スペクトラムの帯域が広いことである。これは上記 ~ の超音波プローブに要求される特性の中で、特に と に関連し、超音波プローブの基本性能である。なお はアレイプローブの場合の配列ピッチや超音波周波数に依存するので、プローブの設計仕様で決まる性能である。 の高感度であるということは微弱な生体中からの受信信号をより大きな電気信号に変換できる能力のことであるが、広帯域性については距離分解能に影響することに加えて以下に述べる点で重要な性能指標である。まず超音波プローブの駆動信号は短い電圧パルス、すなわち広帯域の信号なので、プローブも広帯域である方が送信効率向上に都合が良い。次に生体中において超音波は周波数にほぼ比例して減衰するので、生体深部からは減衰の少ない低周波の信号成分の方が支配的に受信されることになり、プローブはその低周波成分が含まれている超音波を効率良く電気信号に変換できる方が望ましい。また浅部の方は高分解能の高周波成分の信号も減衰せずに受信されるので、プローブは高周波成分が含まれている超音波を効率良く電気信号に変換できることが望ましい。例えば、脂肪や肝臓、筋肉の減衰は 0.5～1dB/(MHz・cm)であり^{15,16)}、周波数 3.75MHzの超音波パルスが深さ 10cmを往復する場合は 35～70dBもの減衰となる。これが 2MHzの場合は、20～40dBの減衰であり、15～30dBの感度の違いが生じることになる。従って、2MHzから 3.75MHzまでの成分を有する広帯域のプローブがあれば、浅部から深部の広い領域からの反射信号を効率よく電気信号に変換することが可能になる。とはいっても対象臓器の体表からの深さや超音波減衰から、生体の診断に用いられる超音波パルスの周波数はほぼ決まり、循環器や腹部では中心周波数が 2～5MHz、小児や乳腺、末梢部位では同 5～7.5MHz、血管内では同 10～

30MHzが主であり、特殊な場合として眼球や表皮では30MHz以上の高周波が用いられる。

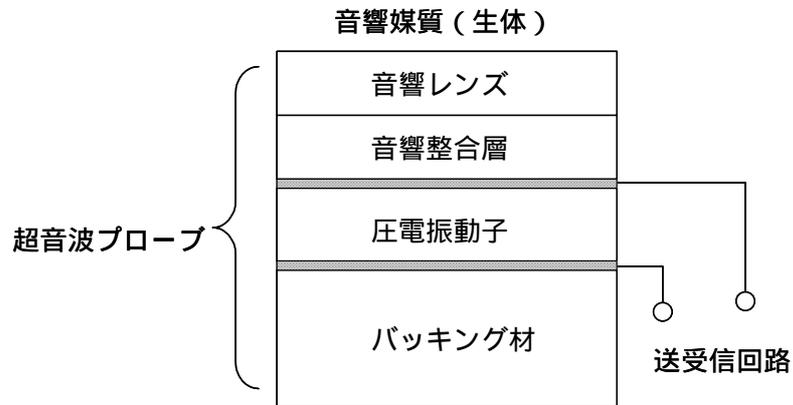


図 2-3-3 超音波プローブの構造

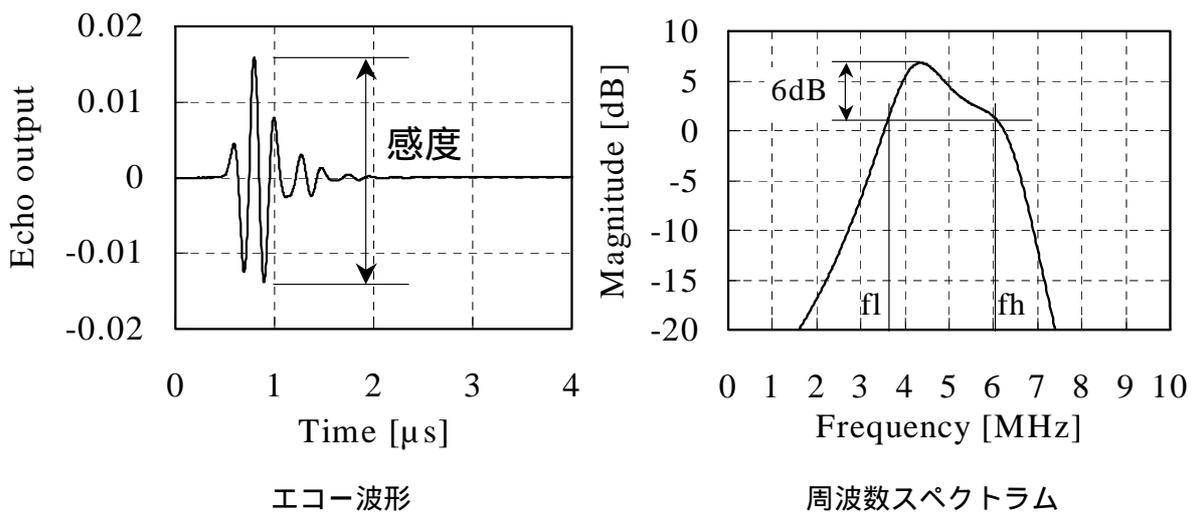


図 2-3-4 エコー波形と周波数スペクトラム (パルスエコー特性)

また生体中での超音波の音速は 1500m/s 前後なので、超音波の波長は 0.05 ~ 1mm 程度となる。その結果用いられる圧電材料は、材料やプローブ構造（後述する積層の有無、バッキング材の音響インピーダンスなど）にもよるが、厚さを厚み縦振動の反共振周波数で決まる波長のほぼ 1/2 とする場合が多く、数 10 μm から数 100 μm 程度となる。以上述べたことに関連するが、その他の広帯域性が望ましいこととしては、複数の周波数での送受信が可能となることである。同じ超音波プローブでも広帯域特性を有すれば、部位に応じて浅部で高周波数、深部では低周波数で駆動することが可能となる。さらに上述のハーモニックイメージング法では、2 次高調波を受信するので、送信時は基本波成分、受信時は 2 次高調波成分を有効に電気信号に変換できるように広帯域である方が好ましい。例えば、2MHz で送信するとすれば、4MHz までの帯域をもっていると高感度のハーモニック画像が得られる。

次に音響整合層は圧電材料と生体との音響的整合をとるためのもので、厚さが 1/4 波長程度、音響インピーダンスが圧電材料と生体との間のもので用いられる¹⁷⁻²⁰⁾。圧電材料として多用されている P Z T セラミックの音響インピーダンスは 30 ~ 35 Mrayls であり、生体実質臓器の音響インピーダンスとの間には 20 倍近い差があり、音響整合の取り方がプローブの性能を大きく左右する。音響整合層を中心とした超音波プローブの設計手法には多くの報告があり、代表的なものを表 2-3-1 に示す。

表 2-3-1 各種設計法による音響整合層の音響インピーダンス

手 法	著 者	1 層整合層		2 層整合層			
		式	数値例	式		数値例	
		Z1	Z1	Z1	Z2	Z1	Z2
半無限大伝送路	Kossoff ²¹⁾ Goll ²²⁾	$\sqrt{Z_C Z_L}$	7.0	$\sqrt[4]{Z_C Z_L^3}$	$\sqrt[4]{Z_C^3 Z_L}$	14.8	3.25
Mason モデル	Souquetら ²³⁾	$\sqrt[3]{2Z_C Z_L^2}$	5.3	-	-		
K L M モデル	Desiletsら ²⁵⁾	$\sqrt[3]{Z_C Z_L^2}$	4.2	$\sqrt[3]{Z_C^4 Z_L^3}$	$\sqrt[3]{Z_C Z_L^6}$	8.81	2.33
modified K L M (Mason) モデル	McKeighen ²⁷⁾	$\sqrt[3]{Z_C Z_L^2}$	3.47	$\sqrt[3]{Z_C^4 Z_L^3}$	$\sqrt[3]{Z_C Z_L^6}$	6.31	2.15
K L M モデル + 統計的設計	McKeighen ²⁸⁾			計算による最適値	計算による最適値	8.0	2.55

* Zc は圧電振動子の音響インピーダンスで数値例では P Z T セラミックの 33.2 Mrayls

ZL は音響媒質の音響インピーダンスで数値例では生体（水）の 1.5 Mrayls

2 層整合層の Z1 は第 1 整合層（振動子側）、Z2 は第 2 整合層の音響インピーダンス

まずKossoff²¹⁾やGoll²²⁾による一次元の半無限大伝送路(音響媒質)モデルによる古典的な音響整合条件は、圧電振動子と音響媒質の音響インピーダンスの積の平方根であり、厚さの条件はその周波数で決まる波長の1/4である。これに対してSouquetら²³⁾はMasonモデル²⁴⁾を、Desiletsら²⁵⁾はKLMモデル²⁶⁾を用いて、超音波プローブの最適設計を行う手法を提案した。本研究では超音波プローブの設計にはMasonモデルとそれを応用したモデルを用いており、後に詳しく述べる。Masonモデルは電気機械基本式から誘導されたものであるが、KLMモデルは振動子部分を音響的な伝送線と考えると、その中央に電気端子を接続することで音響回路と電気回路の動作を直感的にわかりやすくしたところに特徴がある。両者とも得られる結果はほぼ同等である。

その他の音響整合層の設計法として、McKeighen²⁷⁾はKLMモデルを用いつつ、Desiletsら²⁵⁾の手法をより現実に近くする手法を提案した。Desiletsらのものは、エアバック状態であるバックキング材の音響インピーダンスがゼロのときの設計手法なので、バックキング材が存在する実際のプローブとは異なる。McKeighenの提案した手法は、プローブの超音波放射面側から振動子側を見込んだインピーダンスから決めるもので、バックキング材による音響的負荷の影響を反映できる。この方法によれば、従来のKLMモデルよりも整合層の音響インピーダンスは小さい値の方が良い。表2-3-1にはバックキング材の音響インピーダンスを3Mraylsとしたときに求まる各整合層の音響インピーダンスを示してある。McKeighen²⁸⁾はさらに統計的手法を取り込んで最適な音響整合層を決める方法も提案した。この方法では今までのような公式を用いずに、整合層の音響インピーダンスと厚さを変えて、受信エコーの振幅がピークに対して-20dB、-40dBになるまでのパルス幅と周波数スペクトラムの帯域を評価指標にして最適化する。この方法によれば最適な音響インピーダンスは、バックキング材を考慮していないKLMモデルと超音波放射面側から見込んだインピーダンスを求めたKLMモデルを用いた場合の間の値となる。なお音響整合層の最適厚は、短冊状振動子の反共振周波数で決まる波長を λ としたときに 0.35λ が良いとしている。翻って本研究の手法は後に詳細に述べるが、このMcKeighenの方法に近く、Masonモデルを用いた送受信系でのエコーとその周波数スペクトラムを求めることにより、音響整合層の最適化を行った。PZTセラミックを送受信素子とした2層整合層のアレイ型プローブの場合、1層目(圧電振動子側)の整合層の音響インピーダンスは6~8Mraylsが用いられ、それに適している材料として、フィラ入りの樹脂や音響インピーダンスが大きなアルミナなどの粉末と樹脂との混合物などが用いられる。また、2層目は音響インピーダンスが2~3Mraylsの樹脂が用いられることが多い。

次のプローブ構成材であるバックキング材は、圧電振動子の振動を強制的に抑えることにより、短い超音波パルスを得るようにすることと振動子を機械的に支持することが主な役割である。短い超音波パルスになれば、図2-3-2に示してある x が小さくなるので、距離分解能が向上する。一方で振動が抑制されるので、送信時は超音波パルスの振幅が減少、受信時は変換される電気信号の振幅が減少するので感度が低下する。プローブ設計時には分解能と感度がトレードオフの関係にあることを念頭に入れる必要がある。その他バックキング材に要求される項目として、バックキング材裏面からの反射波が圧電振動子に戻らないように減衰の大きなものを用いる必要がある。バックキング材裏面からの反射波が十分に減衰しないで、再び圧電振動子に戻ると、バックキング材

の厚さの $2n$ 倍 (n は自然数) の位置に相当する部位にあたかも反射体が存在するように見える虚像 (アーチファクト) 現象を引き起こす。短い超音波パルスを得るには、振動を抑制できれば良いので音響インピーダンスの大きな材料をバックング材にすることが有効である。しかし例えば PZT セラミック以上の音響インピーダンスである銅や真鍮などの金属を用いると、数 MHz 帯では減衰が小さいため、アーチファクトとなる裏面からの反射信号が減衰せずに振動子まで戻ってしまう。そこでバックング材には金属粉末と樹脂との混合物や、ゴムと樹脂との混合物などが用いられる。1962 年には現在も用いられているタングステン粉末とゴム粉末、樹脂との混合物が良く、タングステン粉末は音響インピーダンスを大きく、ラバー粉末は減衰を大きくすることに寄与すると報告されている²⁹⁾。Sayer^ら³⁰⁾ は、タングステン粉末とアラルダイトの混合物をベースに Al, Sn, Pb, Cu 粉末を加えたものによるバックング材としての効果を調べ、最も密度の差が大きいタングステン粉末とアラルダイトを組み合わせたときに減衰が大きくなることを報告した。また Grewe^ら³¹⁾ はタングステン粉末、アルミナ粉末、PZT 粉末と高分子との混合した音響インピーダンスが 3~10 Mrayls のバックング材について調べ、粉末同士の結合が弱いと摩擦を起こしつつ振動するので減衰が大きくなるとの考察を行い、Sayer^ら と同様にタングステン粉末の場合が高分子と密度差が大きいので、減衰が大きくなると結論付けた。

最後のプローブ構成材としての音響レンズは、生体中に放射される超音波を集束して細いビームを得るために設けられる。音響レンズは短冊状振動子をアレイ状に配列したアレイ型超音波プローブを中心に用いられているが、シングルプローブや図 2-3-5 に示すように複数の同心円状振動子を配列したアニュラプローブでは振動子自体を凹面状にして超音波ビームを集束できるようにするので、音響レンズは用いられないこともある。音響レンズに要求される項目としては、生体の音響インピーダンスに近いこと、生体の音速よりも遅いこと、音響レンズ内での多重反射の影響が小さいこと、隣接素子間のカップリングの影響が小さいことなどが挙げられる。

については生体との界面での反射を小さくして、超音波の透過率を上げる必要があるためである。については生体よりも音速が遅ければ凸面状にすることができるので、超音波送受信面と生体との密着性が良くなるからである。そのためにはスネルの法則からわかるように生体の音速よりも遅い材料を用いる。については音響レンズ内で多重反射があると、バックング材のところで述べたようにアーチファクトを引き起こすからである。についてはアレイプローブの場合に要求され、配列振動子間のカップリングを抑制するためである。これらの条件を満たすものとして、シリコーン樹脂 (音響インピーダンス 1.2~1.5 Mrayls、音速 1000~1100 m/s、減衰 5~10 dB/(MHz·cm)) が多くのアレイプローブで用いられている。しかし音響レンズ内で超音波信号の減衰が大きいと感度低下を引き起こすため、多重反射の影響が出にくい高周波プローブでは減衰の小さい音響レンズが用いられる。

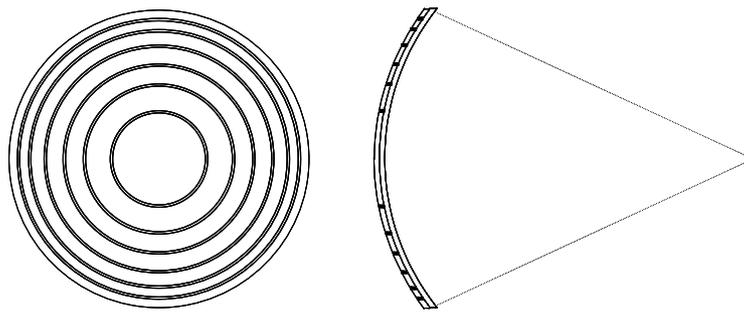


図 2-3-5 アニュラアレイ用振動子

2 - 4 . 圧電材料

超音波プローブ用の圧電材料として、最も多く用いられているのは P Z T に代表される圧電セラミックである。市販されている圧電セラミックの種類は非常に多いが、性能的にそれほど変わらない材料でも製造メーカーによって異なる名称で呼ばれている。これは製造時に極微量の添加物を加えることによって、圧電性能はほとんど同じでも誘電率やキュリー点などの物理的性質を変えて様々な用途に供するためである。この他一素子面積が比較的大きなアニュラアレイプローブや高周波プローブで用いられているポリフッ化ビニリデン (P V D F) に代表される高分子圧電体がある。

2 - 4 では超音波プローブ用圧電材料として圧電セラミックと高分子圧電体他の圧電材料について述べ、その後本研究で着目している亜鉛ニオブ酸鉛とチタン酸鉛の固溶体単結晶が属するリラクサ系単結晶材料について述べることにより、圧電材料の中での P Z N T の位置付けを明確にする。

2 - 4 - 1 . 圧電材料の基礎

図 2-4-1 に示すような絶縁体の両端に形成した平行板電極を考え、電極に単位面積あたり $\pm q$ なる電荷を与えると、その電界により絶縁体の内部では正負の電荷が変位して電荷が現れる。これを誘電分極が生じたといい、この絶縁体を誘電体と呼ぶ。誘電分極を量的に表わすには誘電体の 1 点において電荷の変位に垂直な面を考え、この面の単位面積を通った電荷の量をその大きさとし、正電荷の変位方向をその方向とするベクトル P を用いる。これを分極と呼ぶ。

ある結晶物質に圧縮応力や引張応力などを与えて機械的歪を発生させると、誘電分極が発生する。これを圧電正効果と呼ぶ。逆にこの物質に電界 (電圧) を与えて分極を起こさせると、機械的な応力を生じて歪を発生する。これを圧電逆効果と呼ぶ。この時圧電正効果で発生する電荷量は応力の強さに、また圧電逆効果で生じる歪は電圧に比例する。両者は可逆現象の互いに逆の過程を表しているので、まとめて圧電効果と呼んでいる。すなわち圧電性を示す結晶では応力 T 及び歪 S なる弾性的量 (慣習上、機械的量と呼ぶ) と電界 E 及び電気変位 (電束密度) D あるいは

分極 P なる誘電的量（電気的量ともいう）とが、圧電効果を介して互いに関連しあっており、これを電気機械結合（Electromechanical coupling）という。このような現象は 1880 年に J.Curie 及び P.Curie 兄弟によって水晶を用いた実験により発見された。圧電効果は水晶を始め、電気石、ロッシェル塩などの対称中心を欠く結晶に現れる。結晶は構成原子やイオンの配列の仕方、すなわち対称性により 32 の晶族に分類される。そのうち 20 晶族は対称中心を欠き、圧電効果を示す。これまでに結晶構造が知られている約 9000 個の無機、有機の全結晶を圧電性が発現する対称中心をもたないという条件で選び出すと約 2800 個ある。この中には金属元素、合金なども含まれているので、そのうちで圧電性結晶は約 2500 程度と推定される。この圧電性結晶のうち 10 晶族に属する結晶は結晶構造的に自発分極を持つ結晶で極性結晶、または温度変化により電荷を発生するために焦電性結晶と呼ばれる。この晶族に属する結晶のうちで外部電界により自発分極の向きを簡単に变化出来る結晶を強誘電性結晶と呼び、このような物質を強誘電体という。これらの関係を図 2-4-2 に示す。強誘電体は必ず焦電性、圧電性を示すが、焦電性のものが強誘電体であるとは限らない。また圧電材料の電気機械結合係数はその分極と振動モードにより分類されている。図 2-4-3 に各種の振動モードを示す。これらのうちで円板試料の広がり方向の振動モードである k_p (Coupling factor planar mode) と円柱（または角棒）試料の長さ方向の振動モードである k_{33} (Coupling factor longitudinal mode) は測定が容易で精度が高いために良く用いられ圧電材料の評価としては最も重要な値である。超音波プローブの主要構造であるアレイ型では、角棒試料の一方向が長い形状（短冊状）での振動モードとなる電気機械結合係数 k_{33}' (Coupling factor rectangular bar mode または Coupling factor sliver mode) が用いられる。

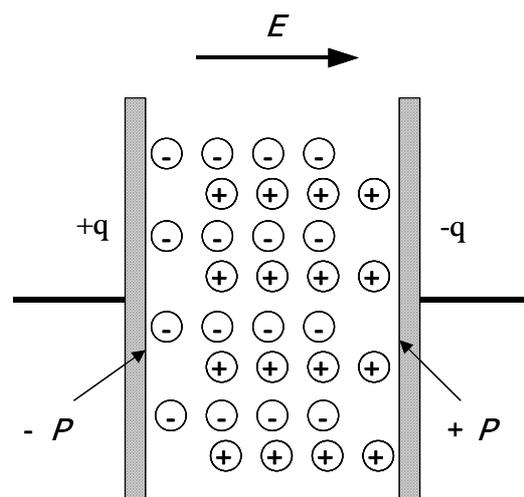


図 2-4-1 誘電分極

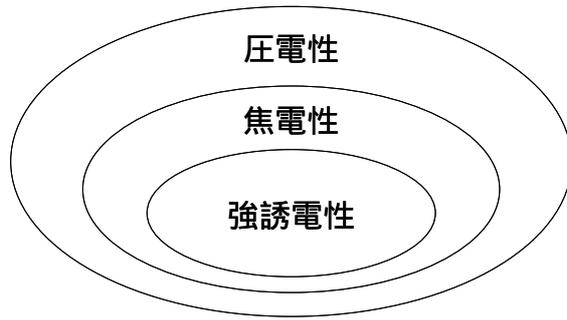
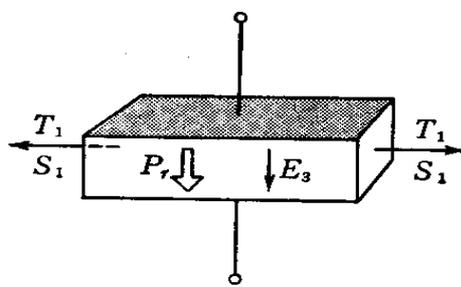
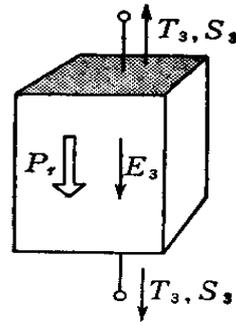


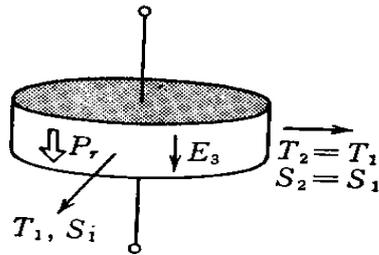
図 2-4-2 圧電性、焦電性、強誘電性の関係



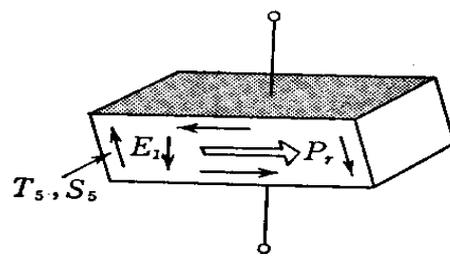
(a) 棒の横効果 k_{31}



(b) 棒の縦効果 k_{33}



(c) 円板の広がり振動 k_p



(d) 厚みすべり振動 k_{15}

図 2-4-3 圧電材料の振動モード

2 - 4 - 2 . セラミック材料

現在超音波プローブに用いられている送受信用圧電材料の中で代表的なものは、ジルコン・チタン酸鉛系 (P Z T) セラミックである。1940 年以前は水晶の他、電気石やロッシェル塩に代表される水溶性圧電結晶が強誘電体として知られていた。特に水晶はフランス政府から潜水艦を検知する音響トランスデューサの開発を依頼されたランジュバンによって利用された。1917 年に開発されたランジュバンの超音波トランスデューサは人類が圧電気を積極的に利用した最初のものであり、天然水晶が用いられた。その後無線通信技術の発達により水晶振動子の需要が拡大すると天然水晶だけでは賄いきれなくなり、人工水晶の研究が行われ、第二次世界大戦の終わり頃に実用化の土台が出来上がった。一方ランジュバンの考案した超音波トランスデューサで用いられていた水晶は、形状が小さい、電気インピーダンスが大きいなどの欠点のため、次第に Ni などの磁歪効果を利用した振動子に取って替わられていった。分解能向上のため超音波の周波数が高くなると水晶振動子が用いられるようになったが、水晶には電気機械結合係数が小さいという欠点があった。

このような状況の下、世界各国で強誘電性セラミックの研究が行われた。アメリカでは 1943 年に Wainer らが、ロシアでは 1945 年に Wul らが、イギリスでは 1946 年に Coursey らが、日本では 1944 年に小川らが、チタン酸バリウム ($BaTiO_3$) の強誘電性について発表した。 $BaTiO_3$ の結晶構造を図 2-4-4 に示す。この構造は酸素 8 面体の ABO_3 ペロブスカイト型であり、Ba は格子の頂点に、O は面心に、Ti は体心にある。キュリー温度以下では結晶は正方晶となり、Ti が体心から少しずつ O のどれかに近接した位置を占める。Ti は 4 価の陽イオンであり、このイオンの変位により双極子モーメントを生じ、自発分極の原因となる。 $BaTiO_3$ の自発分極は外部電界により反転させることができるので、 $BaTiO_3$ は強誘電体に分類される。終戦後まで互いに他国の事情が一切不明であった当時を考えると、 $BaTiO_3$ の発見は互いに独立でほぼ同時と考えられている。しかしこのセラミックが電圧によって伸び縮みして、振動するということは想像もされなかった。セラミックにおける圧電性の発見には高誘電率特性から始まって圧電性に至るまでの 3 つのステップがあった。第 1 のステップは、上記複数の研究機関での 1000 を超える高誘電率の発見、第 2 のステップは、その高誘電率は強誘電性に起因するという 1946 年の von Hippel らの報告である。そして重要な第 3 のステップは、1946 年の Roberts³²⁾ による分極処理による圧電性の発見である。この発見以来、強誘電性セラミックは圧電材料として大きく取り上げられて、実用化に向けた研究が進められていった。

圧電セラミック材料の発見で最も大きなブレイクスルーは、チタン酸バリウムに比べて電気機械結合係数が大きく、かつ誘電率も大きい P Z T の発見である。1951 年に白根ら³³⁾ はジルコン酸鉛 ($PbZrO_3$) にチタン酸鉛 ($PbTiO_3$) を 20mol% まで固溶させて、室温で強誘電性を示すことを報告し、翌年には $PbTiO_3$ のモル分率が 40% と 45% の間に菱面晶と正方晶の相境界 (Morphotropic Phase Boundary = M P B) があることを報告した³⁴⁾。沢口³⁵⁾ は 1953 年に $PbZrO_3$ - $PbTiO_3$ の相図を示した。一般に M P B 近傍の組成で優れた圧電特性が得られるが、これらの発表では P Z T セラミックの圧電性については触れられていない。それを初めて報告したの

は、1954年のJaffe³⁶⁾である。Jaffeは図2-4-5に示すように、 PbTiO_3 のモル分率を変えて結合係数 k_r (円板の広がり方向)を測定し、菱面晶と正方晶のMPBである PbTiO_3 のモル分率が45%のときに k_r が最大の37%になることを報告した。

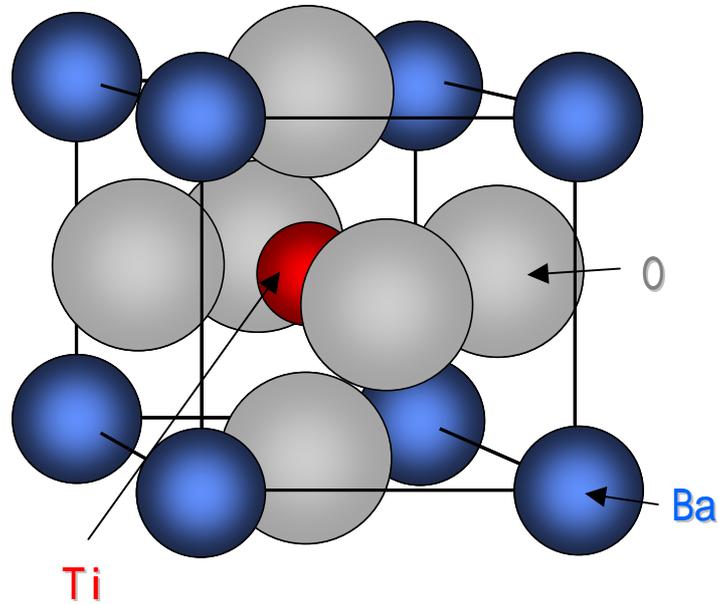


図2-4-4 チタン酸バリウムの結晶構造

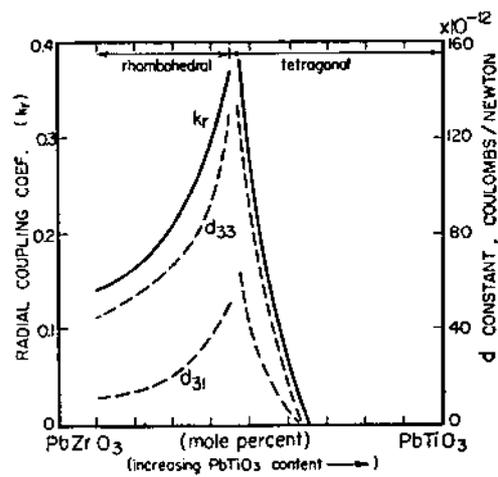


図2-4-5 PbZrO_3 - PbTiO_3 固溶系セラミックにおける電気機械結合係数の組成依存性³⁶⁾

超音波プローブ用圧電材料の性能を決める振動モードの厚み縦振動の k_{33} については、実測はしていないが推定で50%から60%になるとしている。その後Jaffe³⁷⁾は1955年にPZTに加えてPbTiO₃-PbHfO₃他の圧電特性についてもまとめて発表した。1959年になるとKulcsar³⁸⁾はAサイト元素であるPbの一部をSrに置換することで誘電率が1300を超え、 k_p が50%になることを発表した。また同年にKulcsar³⁹⁾はLaやNd、Ta、Nbを添加することで、 k_p が最大で54%となり、誘電率も1500を超えることを発表した。このように一部元素の置換や微量元素の添加により、PZTの性能は向上した。Berlincourt⁴⁰⁾は1960年に図2-4-6に示すようにPbZrO₃のモル分率を変えたときの各結合係数について調べ、PbZrO₃のモル分率を52%としたPZT 52/48で k_{33} が最大の67%になり、 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$ が730になることを発表した。これ以降は商品となったPZTの発表へと続き、まず同じ1960年にPZT-4とPZT-5なる商品名で、PZT-4で $k_{33}=64\%$ 、 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0 = 1200$ 、PZT-5で $k_{33}=67.5\%$ 、 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0 = 1500$ が発表された⁴¹⁾。1965年にはJaffe⁴²⁾が現在も広く用いられているPZT-5AとPZT-5Hを発表し、PZTが圧電セラミックの代名詞になる地位を確立した。Jaffeは論文中でPZT-5Aはキュリー点が高いのでハイドロホンに、PZT-5Hは誘電率と結合係数が大きいので蓄音機のピックアップに適しているとしている。これらPZTセラミックの一連の発表での誘電、圧電特性の推移を表2-4-1に示す。現在ではプロセスや添加物の研究の進歩などにより、安定した特性を有するPZTセラミックが比誘電率 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$ 約200~5000くらいまで広範囲に選ぶことができる。従って超音波プローブの設計に当たっては、これらを適切に選択することが重要となる。一方電気機械結合係数については、30年以上ほとんど改善されずに現在に至っている。

ところでPZTを単結晶にすれば特定方位の圧電性能が向上すると誰しも思い、1960年代から研究されてきたが^{43~48)}、せいぜい0.5mm角の結晶が得られている程度であり、実用に供されてはいない。この理由はジルコン酸鉛を含むと高温からの冷却時にジルコン酸鉛とチタン酸鉛に近い2種類の単結晶に分離してしまい、圧電特性の優れた相境界付近の組成が極めて得られにくいからである。以上よりPZTに関しては、セラミック、単結晶とも性能向上に関する研究が行き詰まっている感があり、最近ではメモリ応用などの薄膜以外では研究機関も減ってきている。

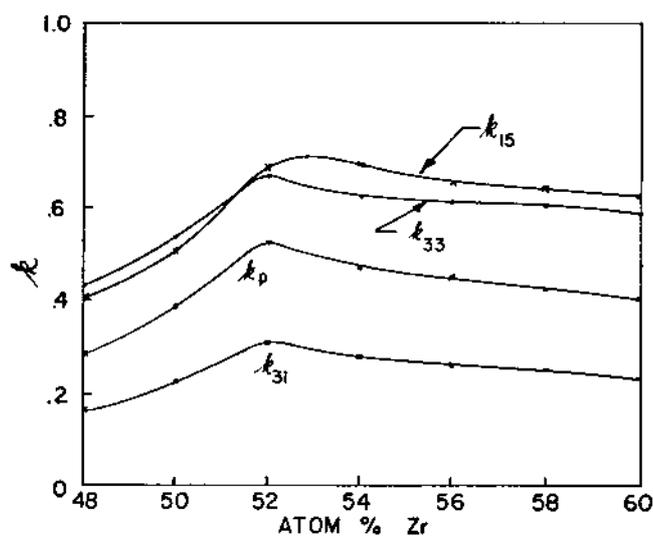


図 2-4-6 P Z T において PbTiO_3 のモル分率を変えた時の各結合係数⁴⁰⁾

表 2-4-1 P Z T セラミックの発表初期からの誘電、圧電特性

	$\text{Pb}(\text{Zr}_{0.55}\text{Ti}_{0.45})\text{O}_3$	$\text{Pb}_{0.875}\text{Sr}_{0.125}(\text{Zr}_{0.54}\text{Ti}_{0.46})\text{O}_3$	$\text{PZT54/46+2La}_2\text{O}_3$	PZT52/48	PZT-4	PZT-5	PZT-5A	PZT-5H	BaTiO_3
k_{33} [%]	50-60			67	64	67.5	70.5	75	50
k_p [%]	37	51	51	52.9	52	54	60	65	36
k_{31} [%]	22			31.3	31	32	34	39	21
k_{15} [%]				69.4	65	65.5	68.5	67.5	48
k_t [%]							49	50.5	38
$\frac{T}{0}$	585	1325	1545	730	1200	1500	1700	3400	1700
$\frac{11}{0}$				1180	1360	1285	830	1470	1260
密度 [$\times 10^3 \text{kg/m}^3$]	7.1	7.16	7.49	7.55	7.5	7.5	7.75	7.5	5.7
キュリー温度 []					340	360	365	193	115
引用文献番号	25	27	28	29	30	30	31	31	31

2 - 4 - 3 . 高分子材料

1969 年に河合⁴⁹⁾が延伸、分極したポリフッ化ビニリデン (polyvinylidene fluoride : P V D F) 膜に大きい圧電性を発見して以来、30 余年が経過した。1976 年に大東⁵⁰⁾は P V D F の結合係数 k_t が 20% と、極めて大きい値であることを報告した。P V D F は P Z T セラミックと異なり結合係数が小さく、かつ機械的共振尖鋭度 Q_m も小さいので、共振反共振法⁵¹⁾で結合係数を求めると実際よりも大きな値となってしまう。そこで大東は電氣的インピーダンスの周波数特性の実測と、集中定数で表わした計算とのフィッティングを行うことで正確な値を求めた。筆者ら⁵²⁾は P V D F などの低 Q_m 、 k_t 材料の k_t を正確に求める方法として、高分子圧電体を用いたエアバック構成のシングルプローブにおいて感度と周波数スペクトラムの帯域を用い、実測とシミュレーションとの相関を取ることを提案した。具体的には後に述べる超音波プローブの送受信感度のシミュレーションにおいて、 k_t と Q_m をパラメータに感度と帯域の複数の組み合わせを求め、そこに実測値をフィッティングするという方法である。

P V D F の発見に続いて 1980 年に古川⁵³⁾によってフッ化ビニリデンと三フッ化エチレンの共重合体 P(VDF-TrFE) に強誘電性があることが報告され、1982 年に大東⁵⁴⁾によって、V D F を 75mol% とした P(VDF-TrFE) の k_t が 30% と極めて大きいことが報告された。P V D F の場合、未延伸のものは非圧電性だが、延伸することで結晶構造が 型結晶となり、分極処理により圧電性を付与することができる。これに対して P(VDF-TrFE) では、V D F が 0.60 から 0.82 の間で、型結晶が安定な構造をとる。従って延伸を必要とせず、溶液や溶融体から作成した未延伸膜でも分極処理により圧電性をもたせることができる。また P V D F は 80 ~ 100 で圧電性が消失するのに対し、P(VDF-TrFE) は 130 ~ 160 まで使用可能である。

一方、別の高分子圧電体として宮田⁵⁵⁾が 1980 年にシアノビニリデンと酢酸ビニルの交互共重合体 P(VDCN-VAc) が圧電性をもつことを示し、続いて 1984 年⁵⁶⁾に k_t が 25% と P V D F よりも大きいことを報告した。P(VDCN-VAc) は非晶性で、ガラス転移温度は 170 と高い。ガラス転移温度で分極処理を行うと、CN 基が数個集団で電界方向に配向して分極が生じ、室温でも分極が維持される。P(VDCN-VAc) も延伸によって結合係数を大きくすることができる。この他の高分子圧電材料には、V D F と四フッ化エチレンの共重合体である P(VDF-TeFE) は V D F が 70 ~ 80mol% のときに P(VDF-TrFE) とほぼ同様な性質を示す。P(VDF-TeFE) は、P(VDF-TrFE) に比べて結合係数と耐熱性に劣るが、より柔軟性があるので複雑な形状に加工しやすいという特徴がある。以上の高分子圧電材料の特性をまとめて表 2-4-2 に示す。これらを超音波プローブ用圧電材料として P Z T セラミックと比較すると以下ようになる。

- 1) 音響インピーダンスが生体に近い
- 2) 結合係数が小さい
- 3) 誘電率が小さい
- 4) 誘電損失と機械的損失が大きい

以上のような特徴をもつ高分子圧電材料は、一素子面積が小さく電気インピーダンスが大きくなる汎用のアレイプローブには向かないが、一素子面積が比較的大きいアニュラアレイプローブ

や高周波プローブ、大口径アレイプローブに有効である。

表 2-4-2 高分子圧電材料の圧電物性

	PVDF	P(VDF-TrFE)	P(VDF-TeFE)	P(VDCN-VAc)
密度 [$\times 10^3 \text{kg/m}^3$]	1.78	1.88	1.90	1.20
音速 [km/s]	2.26	2.40	2.20	2.62
音響インピーダンス [Mrayl]	4.02	4.51	4.18	3.14
k_t [%]	20	30	21	22
k_{31} [%]	16	8	7	5
比誘電率	6.2	5.3	5.5	6.0
\tan	0.25	0.14	0.19	
Q_m	10	25	17	
キュリー温度 []	170	130		

2 - 4 - 4 . リラクサ系材料

リラクサは誘電率の最大値を示す温度が周波数とともに高温へ移動し、さらに誘電率最大値が低下する性質を示す強誘電体材料の総称である。しかしながら一般的には鉛を含む複合ペロブスカイト化合物、すなわち $\text{Pb}(\text{B}_1, \text{B}_2)\text{O}_3$ （但し、 B_1 はMgやZnなどの2,3価の陽イオン、 B_2 はNbやWなどの5,6価の陽イオン）の組成式をもつ材料を表わす。このタイプの材料は1950年代に旧ソビエト連邦で数多くの物質が合成されその特性が明らかにされた⁵⁷⁻⁶⁰。これらの材料のほとんどは前述のリラクサ現象を示すが、 $\text{Pb}(\text{Fe}_{1/2}\text{Nb}_{1/2})\text{O}_3$ （PFN）などはリラクサ現象を示さない。Smolenskiiは1958年の報告でrelaxatorsなる表現を用いているが、1980年代に米国のペンシルバニア州立大学の材料研究所がこの現象を示す材料の総称としてリラクサ（Relaxor）の名称を使用してから、現在ではこの名称が学会などでも一般的になっている。

図2-4-7に代表的なリラクサ材料であるマグネシウムニオブ酸鉛 $\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ （PMN）とチタン酸鉛 PbTiO_3 （PT）を固溶させた材料、 $0.9\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3-0.1\text{PbTiO}_3$ 、（略号PMNT90/10）と通常の強誘電体であるチタン酸バリウムの誘電率の温度特性を示す。チタン酸バリウムでは誘電率のピークが鋭いが、リラクサ系材料では比較的ブロードなピークを示している。また、リラクサ系材料では周波数が高くなるとともに誘電率が減少し、そのピークが高温側にシフトする特徴がある。Cross⁶¹はBサイトイオンの不規則な配列がこのようなリラクサとしての挙動を引き起こすと説明している。

図2-4-8にPZTとリラクサ-チタン酸鉛（PT）系圧電材料の相境界（MPB）を示す。PZTはMPB-の領域にあるものが主として実用に供されているが、リラクサ-PT材料の相境界であるMPB-の領域にあるものは応用面での実績がなく、ほとんど実用化されていない。しかしPZT単結晶の相境界での育成に比べるとリラクサ-PT系単結晶の場合は比較的容易である。

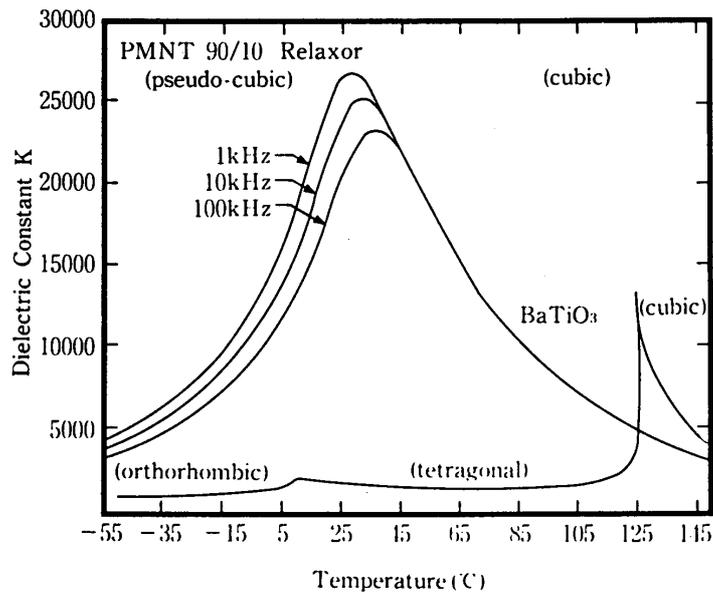


図 2-4-7 通常圧電体（チタン酸バリウム）とリラクサ（マグネシウムニオブ酸鉛 - チタン酸鉛）の誘電率の温度特性

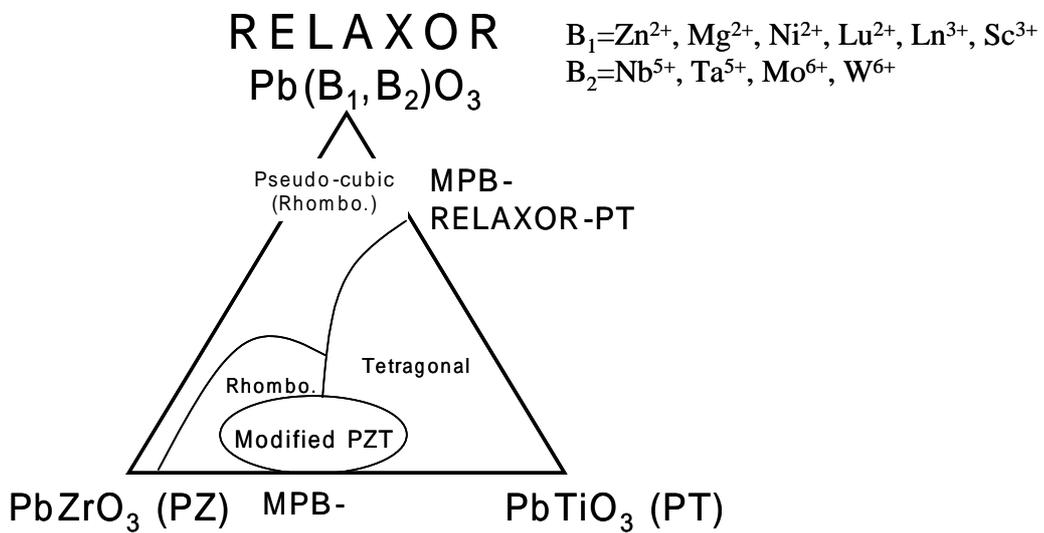


図 2-4-8 PZTの相境界（MPB - ）とリラクサ - チタン酸鉛（PT）の相境界（MPB - ）

実用的な観点で最も重要な報告は、1982年に桑田らが報告した亜鉛ニオブ酸鉛 $\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ (PZN) とチタン酸鉛 (PT) との固溶体単結晶である PZNT 91/9 (本論文では 9mol% のチタン酸鉛を固溶させた組成を PZNT と表記している) である⁶²⁾。この報告は 1969年に野村ら⁶³⁾が PZN と PT の固溶体単結晶の強誘電性を見出し、相境界が PT のモル分率が 9~10mol% のときであることを報告してから研究が継続されてきた積み重ねで見発見されたものである^{64,65)}。彼らはこの単結晶で初めて圧電特性の方位依存性を明らかにし、(100)面の結晶は k_{33} が 92%、圧電 d 定数 $d_{33} = 1500\text{pC/N}$ であることを報告した。1990年にはペンシルバニア州立大学の Shrout⁶⁶⁾が、マグネシウムニオブ酸鉛 (PMN) と PT を固溶させた単結晶において、相境界近傍の PMNT 70/30 を試作して $d_{33} = 1500\text{pC/N}$ を報告した。PMNT 70/30 の k_{33} は後に約 92% であることが報告された⁶⁷⁾。

PZNT と PMNT 系圧電単結晶の特性を表 2-4-3 に示す。これらの圧電単結晶はキュリー温度 T_c が PZNT では約 178、PMNT 70/30 では約 150 と PZT セラミックの $T_c (= 120 \sim 350)$ に比べると低く、その使用温度範囲が制限される。山下ら^{68,69)}はリラクサであるスカンジウムニオブ酸鉛 $\text{Pb}(\text{Sc}_{1/2}\text{Nb}_{1/2})\text{O}_3$ と PT を固溶させたセラミックで k_{33} が 76% と従来の PZT を凌ぐ特性であること報告し、1996年の単結晶育成に引き続き⁷⁰⁾、翌 1997年に PSNT 67/33 で k_{33} が 72% であることを報告した⁷¹⁾。PSN と PT の MPB 組成は PSNT 58/42 近傍であり、約 9mol% チタン酸鉛が少ない組成で k_{33} が 72% であるのが、MPB からの組成ずれを考慮すると比較的大きいと考察している。しかし PSNT 系圧電単結晶はその融点が 1400 と高いので良質の単結晶を育成することが容易ではなく、PZNT や PMNT 並みの k_{33} は報告されていない。

以上、リラクサ - PT 系圧電単結晶材料である PZNT や PMNT の結合係数 k_{33} はセラミックの $k_{33} (< 80\%)$ に比べると極めて大きく、超音波プローブ用圧電材料として魅力的な圧電材料といえる。

表 2-4-3 PZNT、PMNT 系圧電単結晶の特性

	PZNT 92/8	PZNT 92/8	PZNT 91/9	PZNT 91/9	PZNT 90.5/9.5	PZNT 90.5/9.5	PMNT 70/30	PMNT 65/35
面方位	(111)	(001)	(111)	(001)	(111)	(001)	(001)	(001)
k_{33} [%]	39.5	93.8	68	92	64.4	89.4	80.8	92.3
$d_{33}^T / 0$	2150	4200	4100	2200	4300	1400	2890	3100
キュリー温度 []	165	165	178	178	176	176	150	160
引用文献番号	67	67	62	62	67	67	67	67

米国のThe Defense Advanced Research Projects Agency (D A R P A) はリラクサ - P T系圧電単結晶に着目し、米国内の大学や民間企業に対して圧電単結晶の育成や応用について資金援助をしている。現在D A R P Aが支援している研究プログラムは 15 件であり、5 大学 (Lehigh Univ.、M I T、Stanford Univ.、Rutgers Univ.、Pennsylvania State Univ.)、9 民間企業 (Blatek Inc.、Ceramare Corp.、Cerone Inc.、Crystals Associate Inc.、Lasergenics Inc.、Material Systems Inc.、Rockwell Science Center、Tetrad Corp.、TRS Ceramics) が資金援助を受けている。このホームページ⁷²⁾にはさらに各プログラムの目標、研究開始時期、共同研究相手先、研究アプローチの詳細、担当者連絡先などが記載されている。研究プログラムのタイトルと機関名の一例を表 2-4-4 に示す。ほとんどの研究プログラムは 1997 年 6 月以後に開始されている。

表 2-4-4 D A R P A が支援している圧電単結晶に関する研究プログラムと研究機関

研究タイトル	研究機関
1-3 Single Crystal Composites for Broadband Ultrasonic Imaging Transducers	Blatek, Inc., State College, Pennsylvania
Seeded Hydrothermal Growth of Large PZT Crystals and Single-Crystal Array Transducers	Ceramare Corporation, Highland Park, New Jersey
Near-Net Shape Single Crystal Components of Relaxor Materials by the Solid State Method	Cerone, Inc., Cleveland Hights, Ohio
Single Crystal Growth of Lead Magnesium Niobate Lead Titanate Solid Solutions	Crystal Associates Inc., East Hanover, New Jersey
Growth of Large Piezoelectrical Crystals by BSFT Technique	Lasergenics, Inc., San Jose, California
Single Crystals Grown from Polycrystalline Precursors	Lehigh University Bethlehem, Pennsylvania
Processing and Application of Solid State Converted High Strain Undersea Transmitter Materials	Material Systems Inc., Littleton, Massachusetts
Growth of Relaxor Ferroelectric PMNT & PZNT Single Crystals	Rockwell Science Center Thousand Oaks, California
Synthesis of Normal - and Relaxor-based Ferroelectric Single Crystals	Rutgers University Piscataway, New Jersey
The Investigation of the Growth of Lead Magnesium Niobate (PMN) - and Lead Zinc Niobate (PZN) - Lead Titanate (PT) Solid Solution Single Crystals by the Bridgman Technique	Stanford University, Stanford, California
Single Crystal Perovskites with High Piezoelectric Performance	The Pennsylvania State University, University Park,
Single Crystal Relaxor Ferroelectrics for High Performance Biomedical Ultrasound Transducers	TRS Ceramic, Inc University Park, Pennsylvania

D A R P A から研究資金を獲得している TRS Ceramics はホームページ⁷³⁾ に図 2-4-9 に示すような圧電単結晶の写真と歪 - 電界特性などのデータを載せている。これによれば圧電単結晶の歪は P Z T - 5 H に比べて極めて大きく、1% を超える値が得られている。

TRS Ceramics at a Glance:

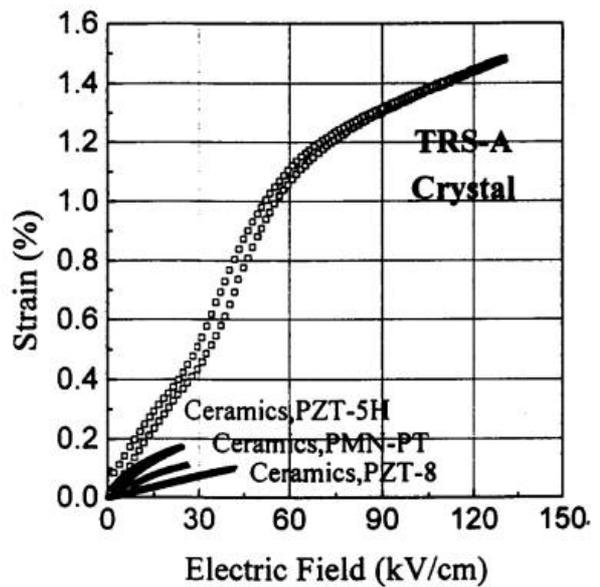
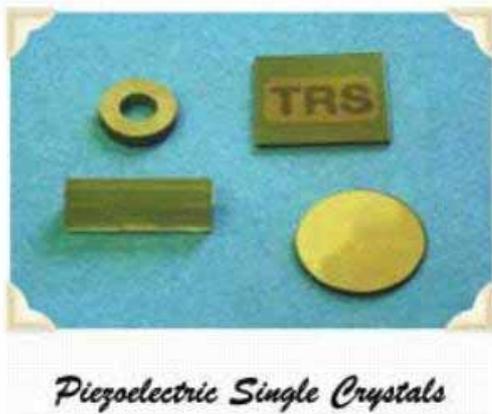
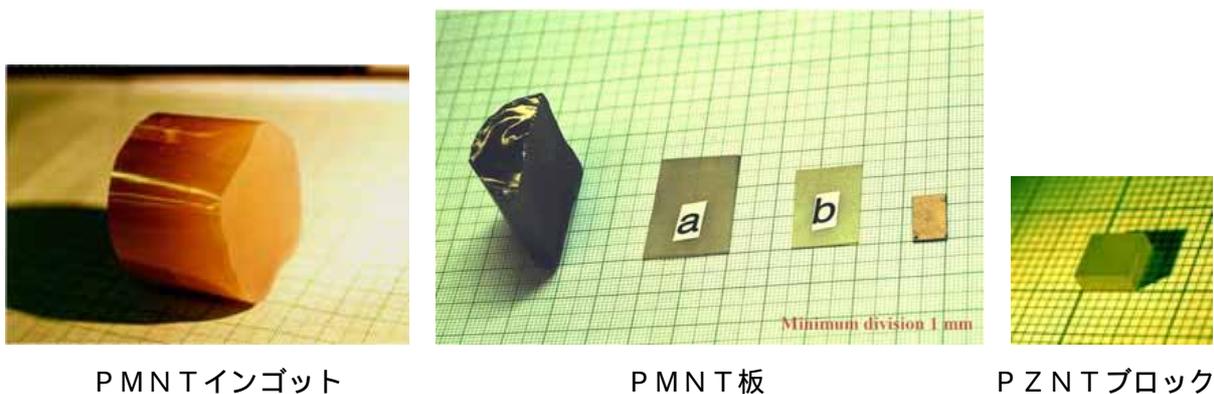


図 2-4-9 TRS Ceramics による圧電単結晶と歪 - 電界特性 (同社ホームページより)

この他 H.C. Materials Corporation は同社のホームページ⁷⁴⁾ に図 2-4-10 に示すように PZNT 系と PMNT 系の圧電単結晶を掲載している。PMNT 系は 2 インチ径の大きなインゴットが掲載されているが、PZNT 系は数 mm 角と小さい。同社は中国人の P. Han が興した会社であるが、中国科学院の上海珪酸塩研究所のカタログには図 2-4-11 に示すような圧電単結晶が掲載されている。このように、リラクサ - PT 系圧電単結晶は米国と中国で精力的に育成が行われている。



PMNT インゴット

PMNT 板

PZNT ブロック

図 2-4-10 H.C. Materials Corporation による圧電単結晶 (同社ホームページより)



図 2-4-11 中国科学院・上海珪酸塩研究所による圧電単結晶（同研究所カタログより）

2 - 4 - 5 . その他材料

これまで述べてきた圧電材料に加えて、超音波プローブの送受信材料として用いられている圧電材料はニオブ酸リチウム (LiNbO_3) とタンタル酸リチウム (LiTaO_3) に代表される高溶融点単結晶である。これらの結晶の育成は、るつぼの中で溶融している融液に種結晶を浸して熱平衡に達した後に、これを徐々に引き上げて融液を冷却、凝固、結晶化させる引き上げ法が用いられる。これらの特徴を以下に示す。

- 1) 電気機械結合係数が大きい (LiNbO_3 の Y-cut 36° 板は $k_t=55\%$)
- 2) 周波数定数が大きい (同上 $3620\text{Hz}\cdot\text{m}$)
- 3) キュリー点が高い (同上 1210)
- 4) 誘電率が P Z T に比べて 1 桁 ~ 2 桁小さい (同上 29)
- 5) 機械的 Q が大きい
- 6) 強誘電体である (P Z T に比べると分極ははるかに小さく、水晶と圧電セラミックの長所を兼ね備えている)
- 7) 分極が安定である (常温で凍結されている)
- 8) 超音波の伝搬損失が小さい (LiNbO_3 は 500MHz で 0.05dB/cm 以下)
- 9) 音響インピーダンスは P Z T セラミックとほぼ同じ
- 10) へきかい性があるので、強いショックを与えると割れやすい
- 11) 急熱急冷に脆い

以上の特徴を利用して、 10MHz 以上の高周波プローブや原子炉内部の探傷など高温環境下で使用され、医用よりも産業用としての有用性が高い。

2 - 5 . 超音波プローブ研究の現状

超音波プローブの研究は、2 - 3 で述べた基本性能である高感度と広帯域性を目指したものである。その際には、以下の2点を考慮する必要がある。まず駆動回路からの電気エネルギーを如何に圧電材料に有効に投入するか、あるいは圧電材料で電気信号に変換された受信信号を如何に受信回路に送るかの電氣的マッチングである。もう一つは超音波プローブから生体などへの音響負荷に対して如何に有効に音響エネルギーを送信するか音響的マッチングである。2 - 5 では現在の主流のプローブ構成である1次元アレイ型と、アイデアは古くからあるが技術バリアが高く、現在も各研究機関で精力的に行われている2次元アレイ型について述べ、最後にリラクサ - P T 圧電材料を用いた超音波プローブ開発の経緯を述べて本研究の位置付けを明確にする。

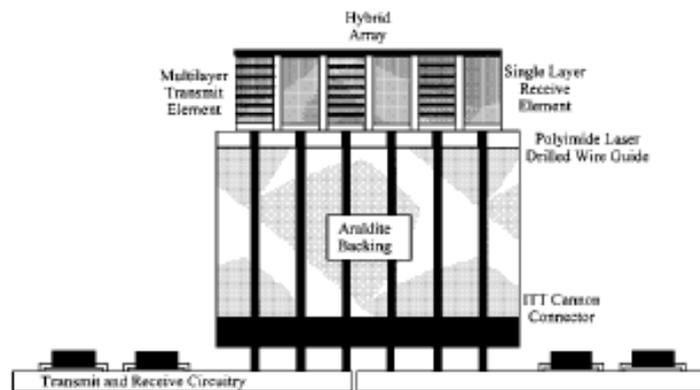
2 - 5 - 1 . 1次元アレイプローブ

a. 電氣的マッチング

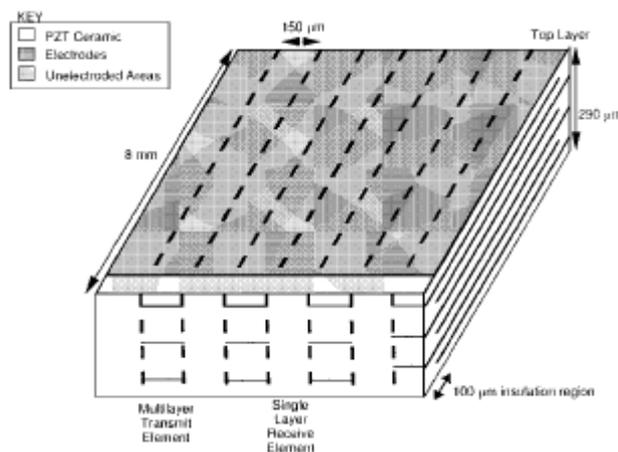
循環器や腹部用の一般的なアレイプローブには $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$ が 3400 の P Z T - 5 H が用いられており、例えば 3.75MHz セクタプローブ単素子の 3.75MHz 近傍の電気インピーダンスは 300 ~ 400 である。しかしプローブと回路を接続するケーブルの特性インピーダンスが 50 系であるので、電氣的にミスマッチングとなる。従ってプローブの性能向上のためにプローブヘッドの電気インピーダンスを下げる、もしくは回路素子を接続することによるインピーダンス変換により電圧ロスを少なくして受信回路に信号を伝達するかの手段が採られ、主に以下の3種類のアプローチがある。まず、材料科学面からのアプローチとして高誘電率材料の使用である。P Z T - 5 H の誘電率を上回る圧電セラミックとして、 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$ が 5000 の P Z T セラミックが各社から商品化されているが、 k_t が 130 ~ 150 と低くなり、脱分極が起こりやすくなるので、総合的に P Z T - 5 H に取って替わるまでには至っていない。一方、竹内ら⁷⁵⁾は、 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$ が 30000 近くにもなるリラクサ系電歪材料の P M N T を用いて D C バイアスを印加することで圧電性を発現させ、プローブに適用する研究について報告した。P M N T は 400V/mm の電界を印加することで k_t が 45% になり、さらに後述の 1-3 型コンポジット構成にすると同様の印加電界で k_t が 54% と P Z T セラミック並になることを報告した。しかし振動子の厚さが数 100 μ m であるので、100 ~ 200V もの直流電圧を印加する必要がある、実用化には至っていない。

電氣的マッチングのための二番目のアプローチとして、材料の工学的側面から積層セラミックを用いる方法がある。この方法は本研究でも着目しており後述するが、山水ら⁷⁶⁾はシングル型トランスデューサで圧電材料の種類や各層の厚さを変えるなどの積層構成とすることで広帯域特性が得られることを報告した。積層構成による電気インピーダンスの低減は、積層セラミックコンデンサの考え方と同じである。すなわち n 層の積層構成で、一層おきに電氣的に接続する並列構成とすることで静電容量が n^2 倍、従って電気インピーダンスは $1/n^2$ になる。さらに各層の分極方向を互いに逆になるようにすることで、共振周波数は全厚が等しい単層構成と同じになる。P Z T - 5 A 相当の P Z T セラミックでも 2 層構成で比誘電率が 8000 相当となり、電気インピーダンスを下げるには有効な手段であり、実用化されている。Greensteinら⁷⁷⁾は 15 層までの積層セ

ラミックを一体焼成法により作製し、理論どおりに電気インピーダンスの低減と良好な共振特性が得られることを報告した。この方法は積層数を増やすことで駆動電圧を下げることができるメリットもある。Emeryら⁷⁸⁾は5MHz、64素子のアレイプローブにおいて図2-5-1(a)に示すように一層おきに送信と受信振動子を配置し、送信振動子を5~7層の積層構成、受信振動子を単層構成にすることでS/N向上を図った。振動子は図2-5-1(b)に示すハイブリッド構成であり、送信用となる積層構成部は $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$ が約2000、受信用となる単層構成部は $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$ が約2900となった。送信素子の電気インピーダンスが4.6MHzで約15になり、15Vの駆動パルスにより送信感度が従来の単層構成に比べて約13dB向上した。受信部は高入力インピーダンスのFETアンプを接続することでS/Nが約8dB向上し、送受信あわせてS/Nが21dB向上した。積層構成は一素子の大きさが数100 μm 角程度と小さく、電気インピーダンスの大幅な低減が必要な2次元アレイプローブにも有効な手段である。積層構成は高感度化だけでなく広帯域化にも有効である。Hossackら⁷⁹⁾は、図2-5-2(a)に示すように2層の圧電体による積層構成にして、各層の駆動信号の印加タイミングを制御することにより、2次高調波成分も発生させて図2-5-2(b)に示すような広帯域特性の受信信号が得られるプローブを提案した。

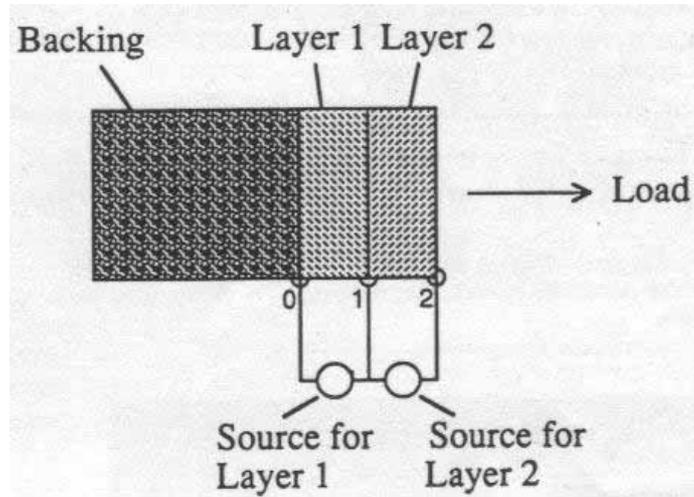


(a) プローブ断面構造

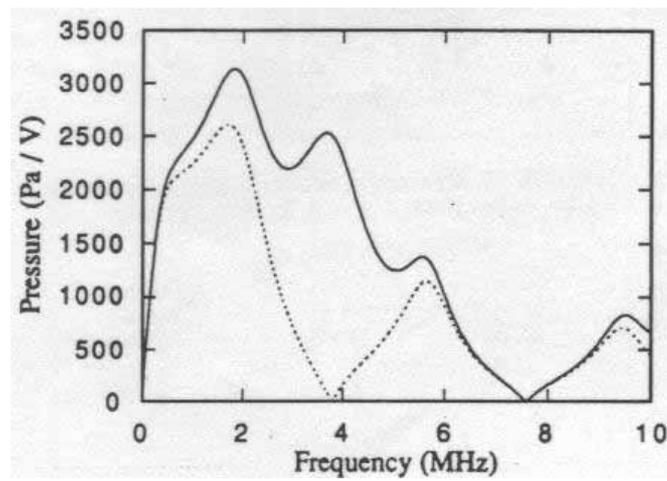


(b) ハイブリッド振動子

図2-5-1 積層、単層構成のハイブリッド振動子によるアレイプローブ⁷⁸⁾



(a) プローブ構造



(b) 周波数スペクトラム

図 2-5-2 2層の圧電体層により広帯域特性を図ったプローブ構造⁷⁹⁾

電氣的マッチングのための三番目のアプローチは、電氣工学的側面からインピーダンスを下げる方法である。これには大きく二つあり、まず受動素子であるインダクタンスをプローブヘッドに対して並列や直列に接続することで、動作周波数近傍でのインピーダンスを下げる方法である。直列に入れる場合は振動子と同軸ケーブルとの間に入れて、容量性の圧電振動子との直列共振によりインピーダンスを下げる。並列に入れる場合は同軸ケーブルと受信回路との間に入れる場合で、同軸ケーブルの容量成分をキャンセルする。前者の場合はプローブヘッドが大きくなってしまいうため実用的ではなく、後者が主として用いられている。次に図 2-5-3 に示すようなエミッタフォロワ⁸⁰⁾などの能動素子を振動子と同軸ケーブルとの間に入れる方法である。この方法によればプローブヘッドの電氣インピーダンスをエミッタフォロワの出力抵抗まで下げることができるので、50 系の同軸ケーブルとの電氣的マッチングが取れる。図 2-5-3 においてプローブからの受信信号はダイオードD1, D2 を介してトランジスタTrのベースに伝達され、エミッタ出力がダイオードD3 とケーブルを介して診断装置本体に伝達される。駆動パルスがプローブに印加されない期間においては V_{CC} と V_{DD1} , V_{DD2} によるバイアス状態になり、トランジスタTrはオン状態となる。よってダイオードD1, D2 は抵抗R1, R2 を流れる電流により順方向にバイアスされてオン状態となる。一方、送信時は送信信号がダイオードD5 を介してプローブに印加される。駆動信号は数 10V以上であり、 V_{CC} , V_{DD1} , V_{DD2} は数Vであるので、駆動パルスによってダイオードD1, D2, D3 は逆バイアスされオフ状態となるのでトランジスタTrのベース・エミッタ間に駆動パルスが印加されなく、トランジスタTrの破損防止が図られる。本研究ではこのエミッタフォロワを用いてプローブを作製し、画像評価を行った。

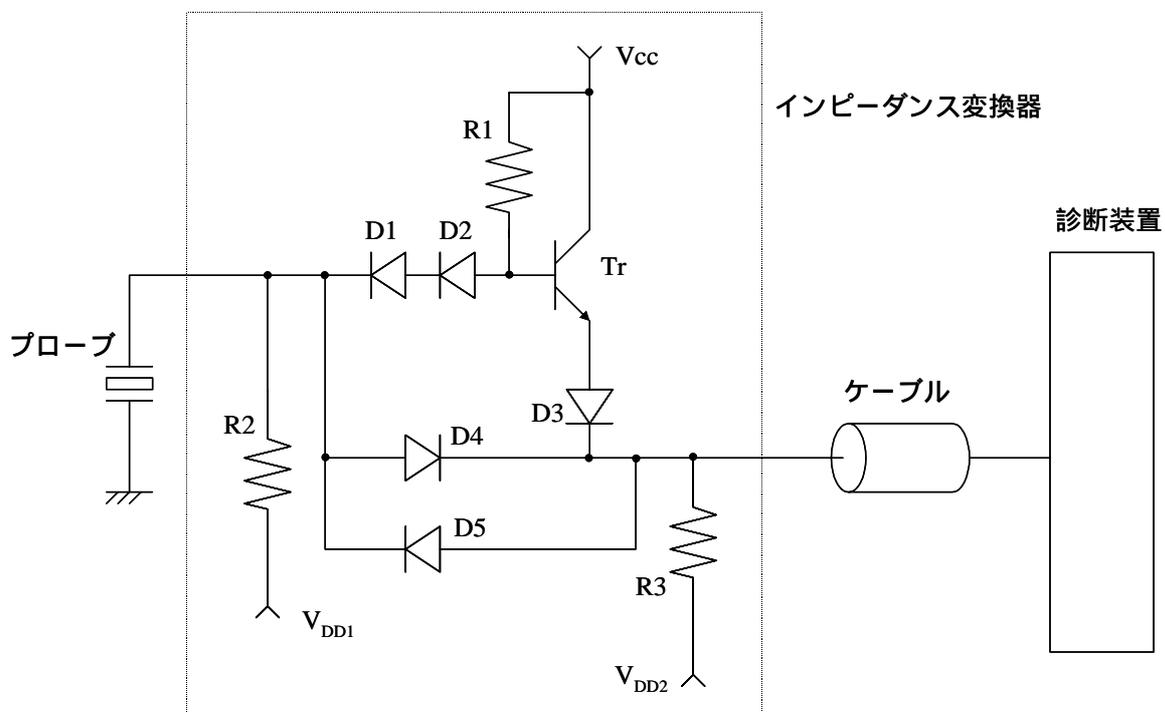


図 2-5-3 インピーダンス変換器による送受信信号伝達回路⁸⁰⁾

b. 音響的マッチング

(1) 音響整合層

次に超音波プローブの性能向上のためのもう一つの側面である音響的マッチングに関する研究を述べる。これは生体の音響インピーダンス 1.5MraylsとPZTセラミックの音響インピーダンス 30~35Mraylsの大きな違いを如何に改善するかである。まず音響整合層は上述のように2層構成が現在の主流であるが、井上ら⁸¹⁾は3層構成を提案した。PZT-5Aタイプセラミックによる3.5MHzリニアアレイプローブにおいて、1層目がホウ珪酸ガラス(音響インピーダンス 11.0Mrayls)、2層目がガラス・エポキシのコンポジット(同 3.2Mrayls)、3層目がウレタン樹脂(同 1.8Mrayls)の3層整合層を用いた。1層整合層、2層整合層のプローブと肝臓のBモード像を比較した結果、1層と2層整合層プローブの画質の違いは顕著だったが、2層と3層の違いは顕著ではなかったと結論付けた。ここでは1層目としてガラスを用いたが、実用上の大きな問題として、圧電振動子と1層目との接着層を如何に薄くするかである。つまり3層整合層の場合1層目の音響インピーダンスは11~12Mraylsが望ましいが、圧電振動子上に塗布して硬化させる方法ではこのような音響インピーダンスは得られず、ガラスやグラファイトなどの板を接着する方法をとることになる。一般に音響的に見えなくなる厚さは波長の1/200以下といわれており、エポキシ樹脂で3.5MHzプローブの場合、3~5 μ m以下にする必要がある。電極が形成された圧電振動子とガラスなどの板でこれを全素子に渡って実現することは容易ではない。さらに超音波画質での顕著な向上を実現することも容易ではなく、3層整合層は現実には用いられてはいない。

(2) 圧電材料

次の音響的マッチングを図ることによるプローブの性能向上に向けたアプローチとして、圧電材料の音響インピーダンスを生体に近づけることが挙げられる。PZTセラミックの音響インピーダンスは30~35Mraylsであり、構成元素を変えて音響インピーダンスを1/2や1/3にすることはできないので、材料そのものを変えるか複合構成にするかになる。前者で代表的なのが先述の高分子圧電体である。PVDFの発見から10年ほど経過して1980年代に入るとShaw⁸²⁾やNguyen⁸³⁾がPVDFのシングル及びアレイプローブについて相次いで発表し、その後高分子圧電体を発見した日本において重要な発表が行われた。特に大東のグループ^{84~86)}が精力的に発表を行い、P(VDF-TrFE)を用いた図2-5-4に示す5MHz、64素子のアレイプローブで良好な肝臓のBモード像が得られることを報告した。高分子圧電体の誘電率はPZTセラミックに比べて2桁以上小さいので、素子毎にインダクタとトランスを高分子圧電体と駆動回路との間に接続してインピーダンスの低減を図った。しかし医師がプローブを持って操作するには重くなってしまう。筆者ら⁸⁷⁾は、この欠点をカバーし、さらに高分子圧電体の特性である可とう性と大口径化が容易であることを生かし、5MHz、192素子の乳がん集検用のアレイプローブを報告した。

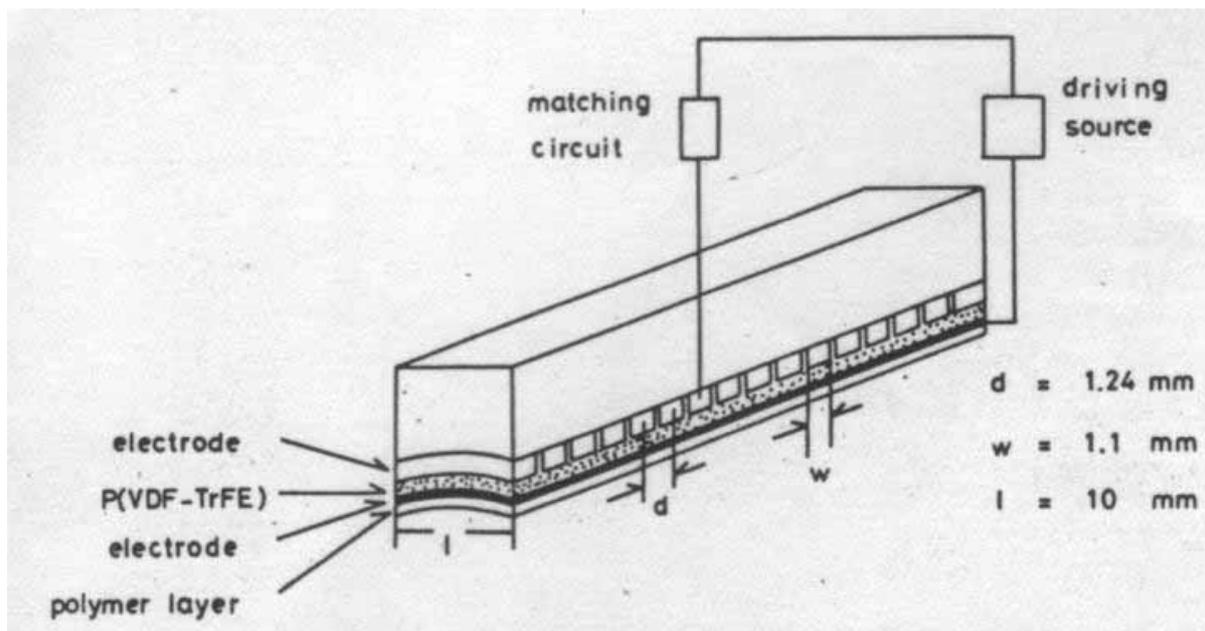


図 2-5-4 高分子圧電体P(VDF-TrFE)によるアレイプローブ⁸⁶⁾

筆者らが行った高分子プローブにおいて、研究初期のプローブ構造は図 2-5-5 に示すように高分子圧電体を 2 層構成とし、加えて電気インピーダンスが $1/2$ になるように音響インピーダンスの大きな金属で裏打ちする構成とした。このような構成にすると裏打ち金属との界面が振動の固定端になるので基本共振は $1/4$ 波長分となり、通常の $1/2$ 波長共振の場合に比べて電気インピーダンスが $1/2$ になる。さらに電気インピーダンスを低減するため、インダクタとトランスを接続した。しかし高分子圧電体を折り曲げると接着剤の逃げ場がなくなることと、高分子圧電体にアレイ電極を形成して電極リードを引き出すので 1.12mm のアレイピッチのまま引き出さなければならず、後段のインダクタやトランスを配置することが難しくなるという問題があった。そこで高分子圧電体の低音響インピーダンスを利用して、図 2-5-6 に示すように高分子圧電体ではない高分子フィルム（ポリイミドフィルム）にアレイ電極を形成してエポキシ樹脂で接着するプローブ構成とした⁸⁷⁾。さらに両側に電極リードを一素子おきに引き出すことができるので、片側は 2.24mm ピッチで後段の回路に接続することが可能となる。またアレイ電極が形成されたポリイミドフィルムは耐熱性に優れているので、後段のインダクタとトランスが実装された回路基板との接続は異方性導電フィルムを用いて加熱しても高分子圧電体には影響がなく、脱分極を引き起こさない。このプローブは同一深さの面を画像化する C モード用であり、水中に入れて走査するので、体表に接する必要がない。従って音響レンズを形成する必要がなく、高分子圧電体の可とう性を生かして凹面にすることで超音波ビームを集束することが可能となる。以上のように高分子圧電体は可とう性や薄い膜ができることによる高周波化の容易性を利用して、一素子面積がアレイプローブよりも大きいアニュラアレイプローブなど特殊なプローブに適用されている。

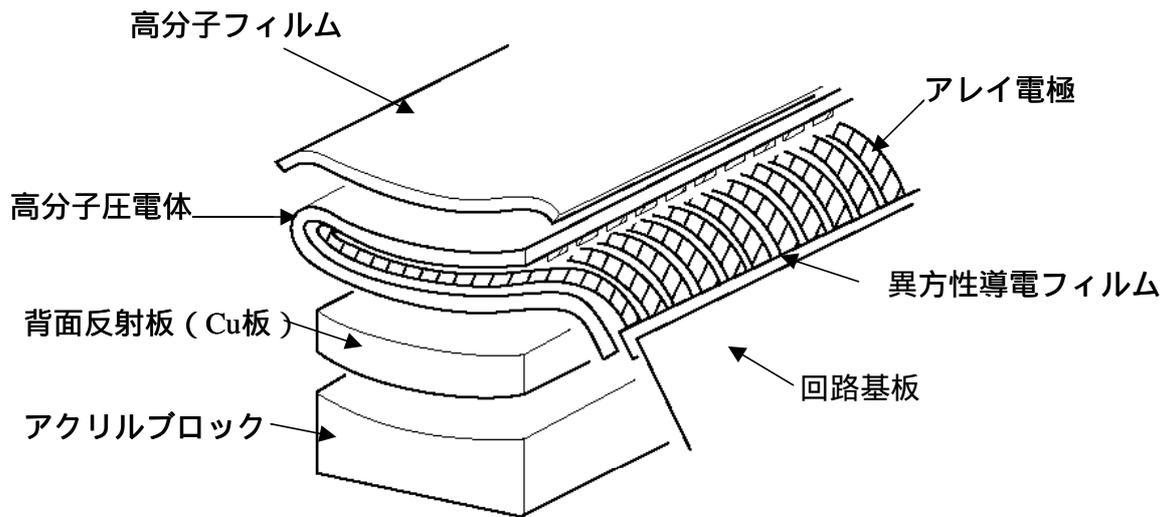


図 2-5-5 研究初期の乳がん集検装置用高分子プローブの構造

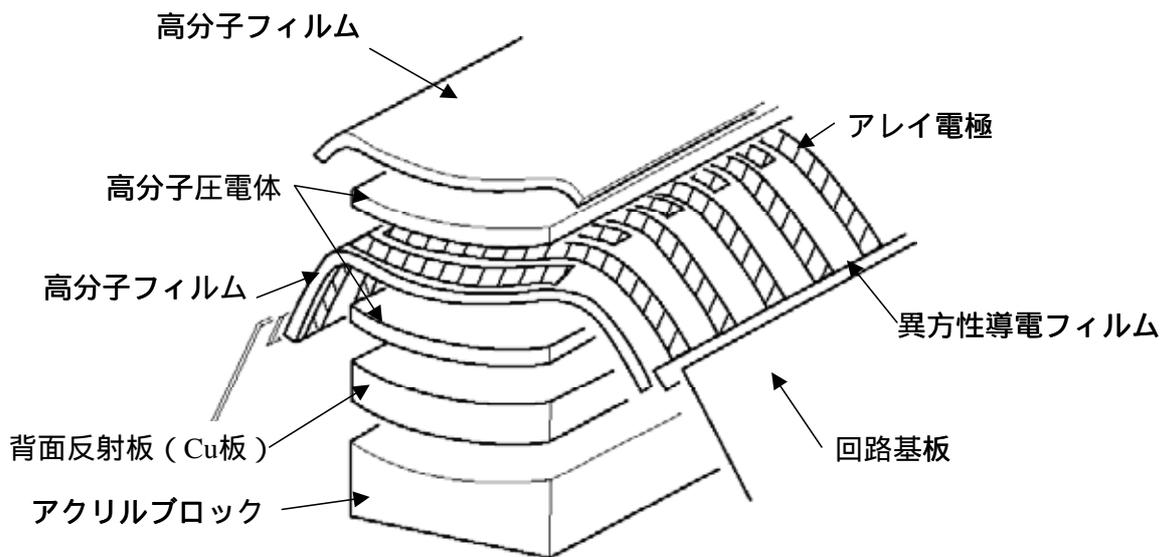


図 2-5-6 乳がん集検装置用高分子プローブの構造⁸⁷⁾

Choffletら⁸⁸⁾はPZTセラミックと高分子圧電体PVDfの長所を生かすべく、図2-5-7に示すように $\lambda/2$ 厚 (λ は超音波の波長)のPZTと $\lambda/4$ 厚のPVDfを積層構成にして、PZTを送信用、PVDfを受信用振動子とするプローブを考案した。PZTは圧電 d 定数が高いので高い送信感度が得られ、PVDfは圧電 g 定数が高いので(開放端の)高い受信感度が得られる。さらにPVDfは受信用振動子としてだけでなく、厚さが $\lambda/4$ なので整合層としての役割も果たす。その結果PZTを送受信素子とした場合に比べて16dB、PVDfを送受信素子とした場合に比べて38dBの感度向上が図られた。

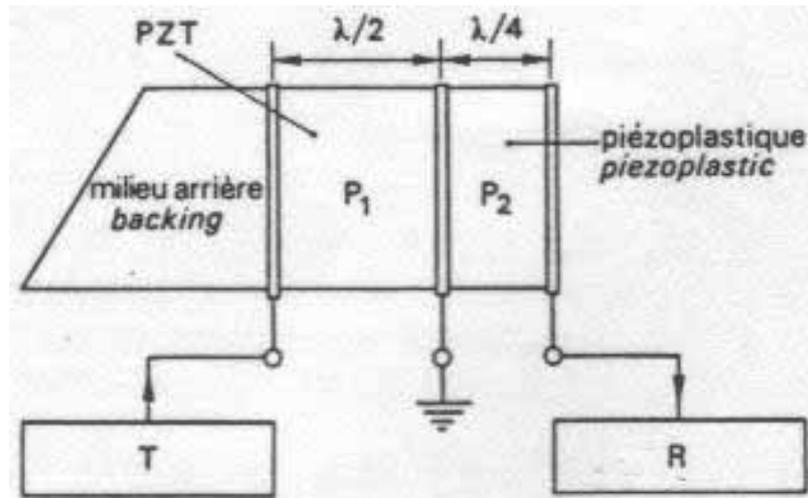


図2-5-7 PZTを送信用、PVDfを受信用としたプローブ⁸⁸⁾

次に同様に音響マッチングの観点から超音波プローブの性能向上を図る方法として、誘電率と結合係数が大きいPZTセラミックと音響インピーダンスが小さい樹脂とを混合することにより単相での性能を凌駕する複合圧電材料がある。Newnham⁸⁹⁾は図 2-5-8 に示すように、2 相複合体における各相が空間的につながっている次元によって結合形態を 10 種類に分類した。図 2-5-9 に示す簡単な 1 次元結合モデルにより、複合圧電体の有効性を考えてみる。

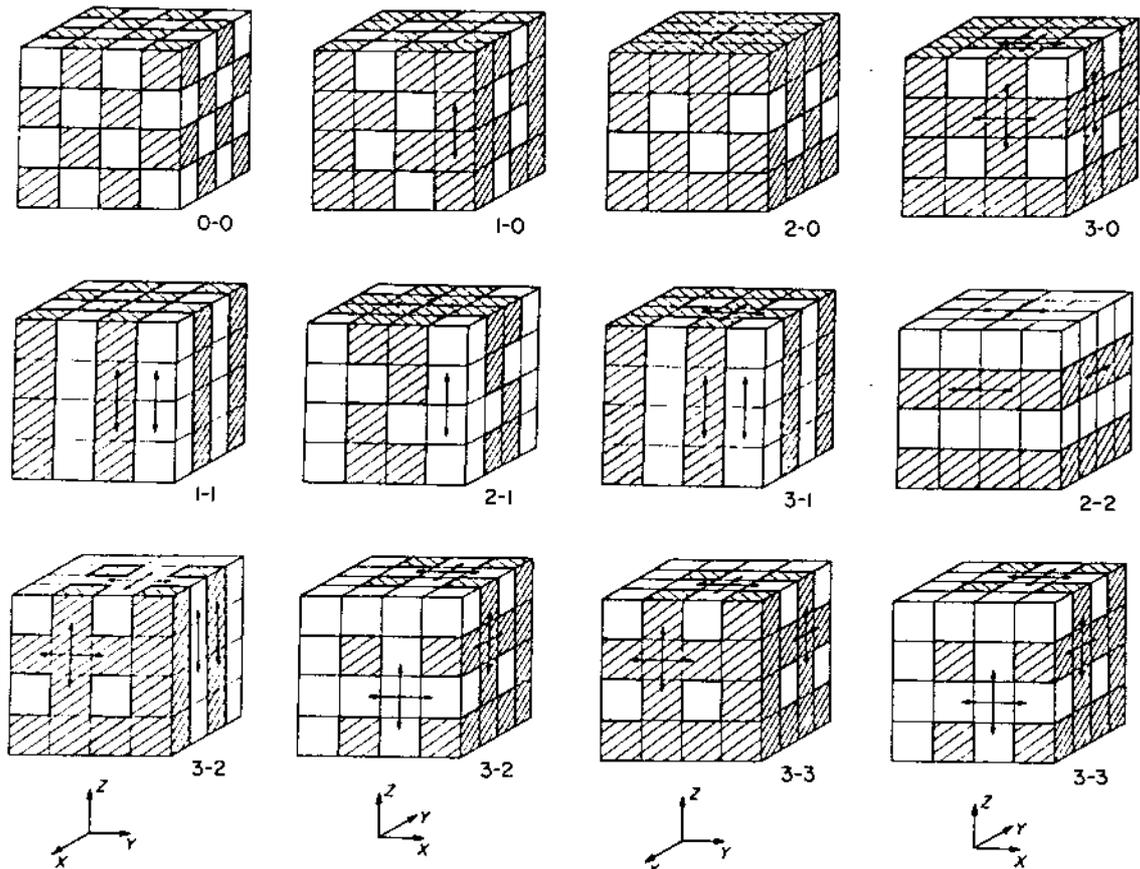


図 2-5-8 2 相複合体における 10 種の連結形態⁸⁹⁾

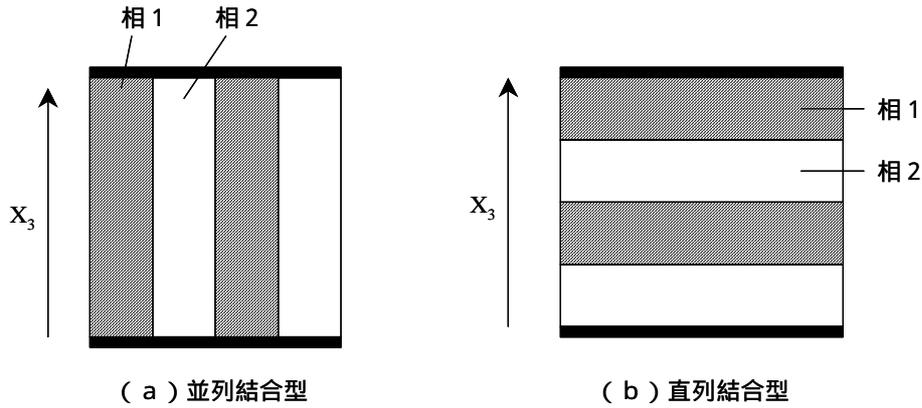


図 2-5-9 複合形態の 1 次元モデル

図 2-5-9 において電極は上下面に形成されており、電界が X_3 方向に印加されるとする。各相の体積分率 v 、圧電 d 定数、誘電率、弾性コンプライアンス s を添字 1, 2 で区別したとき、(a) に示す並列結合型の複合体としての圧電 d 定数 \bar{d}_{33} と圧電 g 定数 \bar{g}_{33} は次式で与えられる。

$$\bar{d}_{33} = \frac{{}^1v^1d_{33}^2s_{33} + {}^2v^2d_{33}^1s_{33}}{{}^1v^2s_{33} + {}^2v^1s_{33}} \quad (1-1)$$

$$\bar{g}_{33} = \frac{{}^1v^1d_{33}^2s_{33} + {}^2v^2d_{33}^1s_{33}}{({}^1v^2s_{33} + {}^2v^1s_{33})({}^1v^1\epsilon_{33} + {}^2v^2\epsilon_{33})} \quad (1-2)$$

ここで、相 1 を圧電性のない樹脂層、相 2 を PZT セラミックによる圧電層とし、体積分率が等しいとすると、 ${}^2d_{33} \gg {}^1d_{33} = 0$ 、 ${}^1v = {}^2v = 1/2$ 、 ${}^2s_{33} \ll {}^1s_{33}$ であるので、 $\bar{d}_{33} \cong {}^2d_{33}$ 、 $\bar{g}_{33} = {}^2g_{33}/v = 2^2g_{33}$ となる。従って、圧電 d 定数は圧電セラミックの d 定数にほとんど等しい状態を維持しつつ、圧電 g 定数は、体積分率が小さいほど大きくなる。これに対して、図 2-5-9 (b) に示す直列結合型の場合は、

$$\bar{d}_{33} = \frac{{}^1v^1d_{33}^2\epsilon_{33} + {}^2v^2d_{33}^1\epsilon_{33}}{{}^1v^2\epsilon_{33} + {}^2v^1\epsilon_{33}} = \frac{{}^2v^2d_{33}^1\epsilon_{33}}{{}^1v^2\epsilon_{33} + {}^2v^1\epsilon_{33}} \ll {}^2d_{33} \quad (1-3)$$

$$\bar{g}_{33} = \frac{{}^1v^1d_{33}}{{}^1\epsilon_{33}} + \frac{{}^2v^2d_{33}}{{}^2\epsilon_{33}} = {}^1v^1g_{33} + {}^2v^2g_{33} = {}^2v^2g_{33} < {}^2g_{33} \quad (1-4)$$

となるので \bar{d}_{33} 、 \bar{g}_{33} とも単相の圧電体よりも小さな値になる。このように圧電定数における複合形態の重要性がわかる。図 2-5-8 に示す複合形態の中で、超音波プローブ用として主に研究され

てきたのが、3-1型と2-2型である。1980年代半ばから圧電層・非圧電層の表記を用いるのが一般的になり、3-1型は1-3型として表記されるようになってきたので、以降はそれに従う。

図2-5-10に示す1-3型複合圧電体では体積分率により材料特性が大きく変わり、Smithら⁹⁰⁾はPZTと樹脂から成る1-3型複合圧電体において、複合圧電体としての材料特性を理論的に計算し、さらに実測値と比較した。図2-5-11は理論計算結果を示しており、PZTの体積分率が40~50%程度で結合係数 k_t が65~68%、音響インピーダンスが12~14Mraylsとなっている。また、Gururajaら⁹¹⁾は1-3型複合圧電体のPZT柱の配列周期と共振特性の関係を電気的インピーダンス特性とレーザプロブによる表面の変位測定により調べた。その結果樹脂の横波波長が配列周期に比べて長いと複合圧電体はあたかも均質な振動子として振舞うことを見出した。1-3型複合圧電材料は一般的に以下の4つの特徴をもつ。

- 1) 電気機械結合係数がPZTセラミック並に大きい
- 2) 音響インピーダンスがPZTセラミックの1/2以下と小さく、生体の音響インピーダンスに近い
- 3) 機械的にフレキシブルである
- 4) 横方向の機械的アイソレーションが良い^{92,93)}。

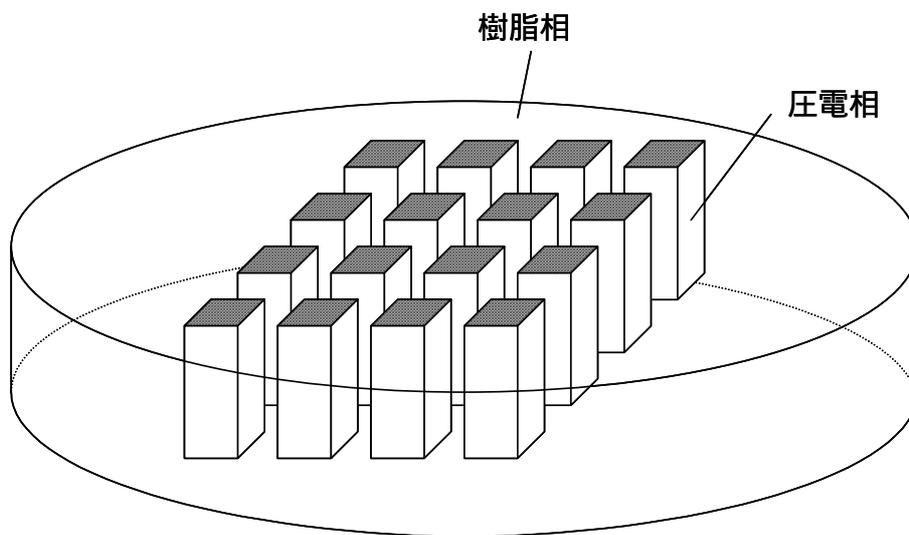


図 2-5-10 1-3 型複合圧電体

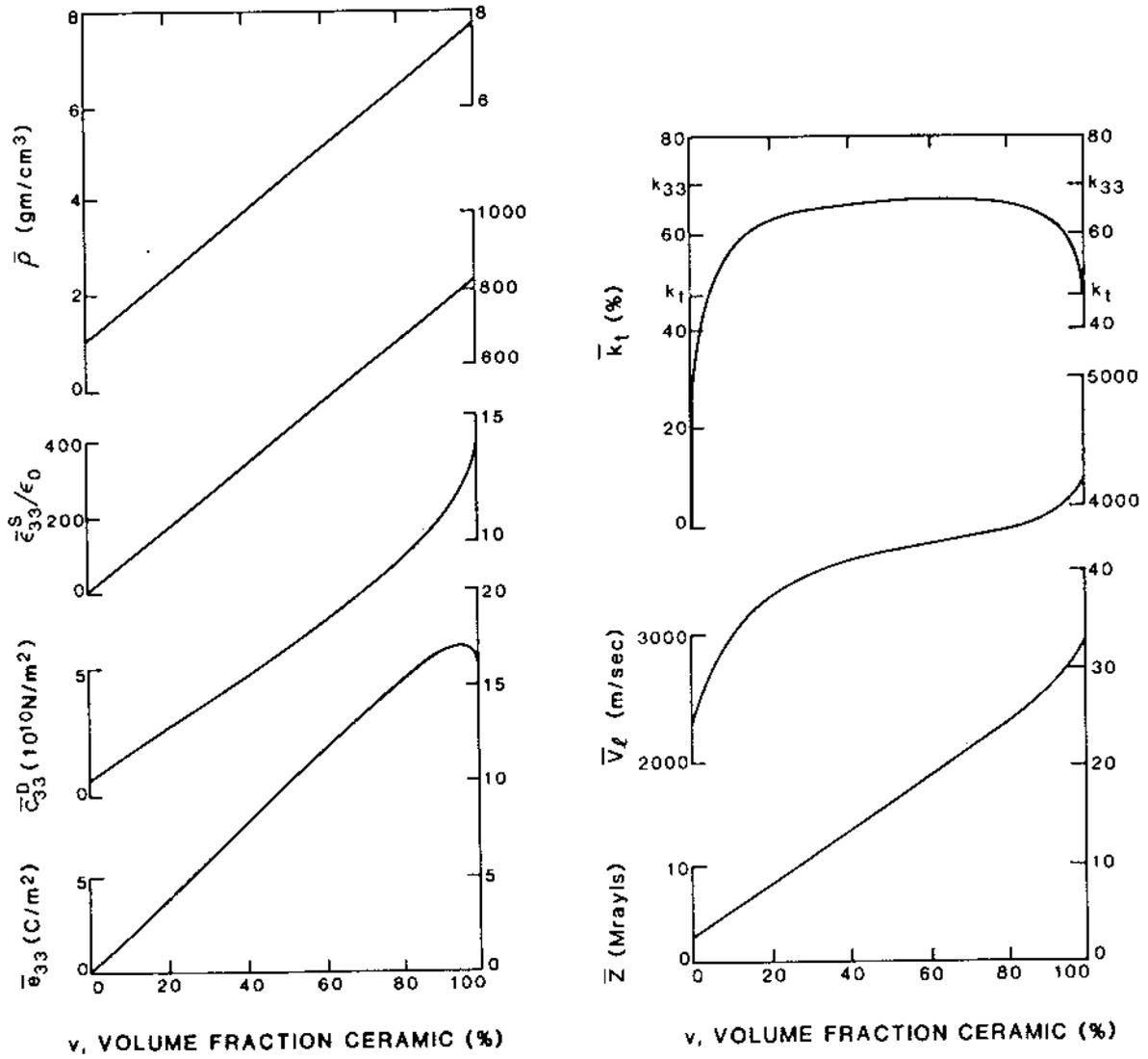


図 2-5-11 1-3 型複合圧電体において体積分率を変えたときの材料特性⁹⁴⁾

1)と2)については、超音波プローブ用圧電材料として単相のPZTセラミックでは得られない特徴といえる。2)については音響整合層が単相のPZTセラミックで2層形成した場合と同等の効果を1層で得ることができる。また3)については凹面への加工が容易になり、音響レンズが不要で高感度な超音波プローブを実現できるというメリットがある。特にレンズによる減衰が著しくなる10MHz以上の高周波での効果が大きい。4)については電極のみをアレイ分割したダイシング不要のアレイプローブの実現以外に、図2-5-12のアニユラアレイ⁹⁴⁾や図2-5-13の直交2断面を画像化できる同軸パイレーンプローブ⁹⁵⁾の形成が可能となる。

1-3型複合圧電体はこのように超音波プローブ用圧電材料として有用性が高いので、作製プロセスも様々な方法が研究された。代表的なものを以下に示す。

[1] PZTファイバ配列法⁹⁶⁾

押し出し成形法などで作製されたPZTファイバを空間配列し、樹脂を注入して固める。その後所定の厚さに切断・研磨して電極を形成し、分極処理を行う。

[2] ダイシング法⁹⁷⁾

分極済みの平板PZT振動子を基盤に固定し、ダイシングマシンでx, y方向に切断して基盤上にPZT柱が配列されたように加工する。その後空隙に樹脂を充填して研磨し、電極を形成する。

[3] PZT薄板積層法⁹⁸⁾

PZT薄板と樹脂薄板の積層体を作り、積層方向に垂直にスライスし、薄板に加工する。さらにこの複合体薄板と樹脂薄板の積層体を作り、所定の厚さに切断・研磨し、電極形成、分極処理を行う。

[4] ロストワックス法^{99,100)}

PZT柱を形成する部分を空間にした型を樹脂で作製し、この型を包むようにPZTのスラリーを流し込んで乾燥させる。次に型の樹脂を焼き飛ばし、残ったPZTを焼結する。これにより上下の平板の間にPZT柱の配列されたものが得られ、その空隙に樹脂を注入して固める。その後所定の厚さに研磨して電極を形成し、分極処理を行う。

なお[1]と[4]の方法については必ずしもPZT柱はx, y方向に規則正しく配列する必要はなく、様々な配置とすることができる。

以上の1-3型複合圧電体は圧電層と非圧電層によるものだったが、Kwokら¹⁰¹⁾は、PZTセラミックと高分子圧電体P(VDF-TrFE)の両圧電層から成る1-3型複合圧電材料を報告した。ここではPZTの体積分率は5~6%であり、PZTとP(VDF-TrFE)のd定数の極性が異なることを利用して、両者の分極方向を逆にして配列すると単一周波数のプローブが得られ、分極方向を同一にして配列すると横方向の振動の影響により多周波数のプローブを形成できることを提案している。またMillsら¹⁰²⁾は1-3複合圧電体の誘電率が単相PZTセラミックに比べて小さくなることを補うべく、1-3型複合圧電体を積層構造にすることで高感度、広帯域化を図り、音響整合層がない状態で単相PZTの場合に比べて5.2dBの感度向上、-6dB比帯域は23%から30%になったことを報告している。

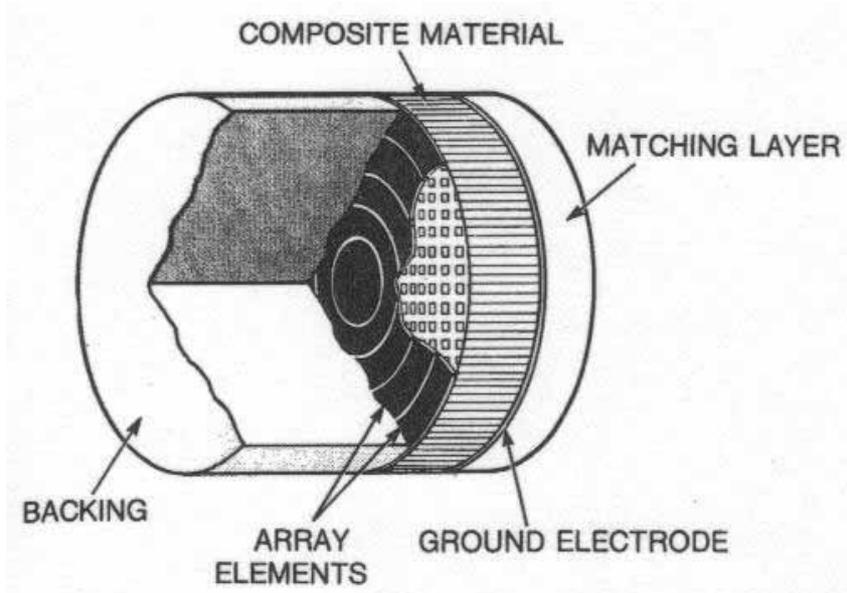


図 2-5-12 1-3 型複合圧電体のアニュラアレイプローブへの応用⁹⁴⁾

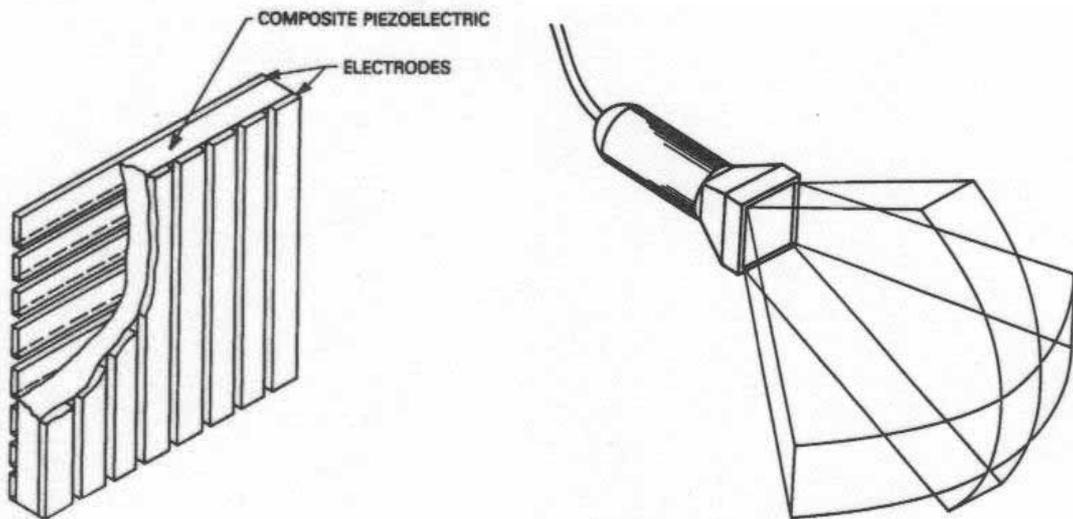


図 2-5-13 1-3 型複合圧電体の同軸バイプレーンプローブへの応用⁹⁵⁾

2 - 5 - 2 . 2次元アレイプローブ

2次元アレイプローブはレンズ方向(1次元アレイではアレイ加工時のダイシング方向であり、スライス方向とも呼ばれる)が2個以上の複数素子から成るアレイプローブのことであり、与える機能により以下のように分類される。これは当然のことながら分割素子数や回路規模に大きく依存する。

1.25D：レンズ方向の口径を変更可能(可変口径)。ただし固定焦点。

1.5D：レンズ方向は可変口径で、焦点距離もダイナミックに変更可能。ただし、レンズ方向の超音波音場は中心軸に対して対象。

1.75D：レンズ方向は可変口径で、焦点距離もダイナミックに変更可能。かつレンズ方向超音波音場が、中心軸対象性なし。これにより生体の不均一性による位相の乱れを補正することが可能になり、画質向上が可能。ただしレンズ方向の素子の大きさは波長の数倍程度と大きく、超音波ビームのステアリングはほとんど出来ない。

2D：レンズ方向がスキャン方向(1次元アレイにおけるアレイ配列方向のことで、電子スキャンの方向。アレイ方向とも呼ぶ)と同様(ピッチ、数)の素子配列で、電子フォーカス、超音波ビームのステアリングも同程度に可能。

なお上記分類によれば従来の1次元(1D)アレイプローブは、レンズ方向口径が一定の固定焦点プローブといえる。

2Dアレイプローブによる超音波診断装置は、個々の振動子を独立に制御できるので、1次元アレイプローブでは不可能だった3次元的な超音波ビーム走査が可能となり、リアルタイムの3次元超音波画像が得られる。これは医用超音波に携わる研究者の夢であると同時に大きな目標でもある。しかしこの目的のために2Dアレイプローブを正直に構成しようとする、著しい数の素子数(例えば中級機種 of 循環器用セクタプローブの素子数である64素子をマトリクス状に配置すると、 $64 \times 64 = 4096$)になり、電極リード引出し技術を始めとするプローブ実装技術、膨大な回路規模と装置コスト、開発コストなど1Dアレイプローブの延長ではやりきれないのが実状である。そこでそれぞれ目的に応じて上記のような分類で研究開発が行われている。1.25Dから2Dアレイプローブに共通する研究開発課題を挙げると以下ようになる。

- 1) 2次元状への振動子分割、配列技術
- 2) 電極リード引出し技術
- 3) 一素子が小さくなることによる高電気インピーダンス対策
- 4) プローブヘッドの発熱対策
- 5) 隣接素子とのアイソレーション
- 6) 素子数が増えることによるケーブル本数の増大
- 7) 開発コスト

上記のどれをとっても1Dアレイプローブに比較したときの技術バリアは高い。しかし本研究で着目している圧電単結晶PZNTは、高感度、広帯域超音波プローブを実現させることができるので、2Dアレイプローブにおいても基本性能である感度と帯域の向上に貢献できる可能性が

高く、2D アレイプローブの現状を知っておく必要がある。

1)と2)については関連することが多いので、ここでは同時に扱うこととする。1Dアレイではアレイ方向に沿って横方向にリードを引き出せばよいが、1.25D以上になるとそういうわけにはいかない。最も単純には振動子下面のバッキング材を貫通させて引き出すことである。1970年代にStanford大^{103,104)}から図 2-5-14 に示すように、ハーフカットにより2次元状に配列されたPZTセラミック振動子上にバンプを形成してリードを引き出して裏面の回路基板と接続する方法が考案された。プローブ仕様は周波数が2.4MHzで2.2mm角の16×16配列であり、1次元アレイに比べて素子ピッチが広く、かつアレイ方向の素子数も少ないものであった。小島¹⁰⁵⁾はハーフカットする振動子の溝の深さと共振特性の関係を調べ、全厚の60～70%の深さまでカットすればスプリアスの影響が小さいと報告し、3.5MHz、1.5mm角振動子を80×32素子配列したプローブを試作した。

また2Dアレイプローブの研究開発でリーダー的存在といえるDuke大のSmithら^{106～108)}は図 2-5-15 に示すようにバッキング材中に銀ワイヤーを挿入し、その挿入孔に銀エポキシを充填して振動子裏面と導通をとる方法を採用した。このようにすることにより狭ピッチでの分割が可能になり、幅方向の共振の影響を無視できる振動子の幅 w と厚さ t の比 w/t が0.67よりも小さくできると主張している。試作したプローブは、図 2-5-15 のように1層マッチング構成の2.3MHzで0.4mm角振動子を16×16配列したものであった。-6dB比帯域は63%、素子間クロストークは-29dBであった。しかし振動子裏面での導通確保が十分とはいえず、改良が重ねられた。1993年¹⁰⁹⁾には図 2-5-16 に示すように0.6mm角で16×16配列の2Dアレイプローブ用として、振動子裏面側に20層からなるアルミナ基板を配する方法を発表した。この方法では音響インピーダンスの大きなアルミナによる感度低下の影響を低減するために振動子裏面に銀エポキシからなる $1/4$ ミスマッチ層が形成されている。その結果 $1/4$ ミスマッチ層とアルミナ多層基板がない場合に比べてエコー波形の尾引きは長くなったが(-6dB比帯域は34%から14%に狭帯域化)、向上が必須である感度は4dB改善された。その後アルミナ基板の層数を増やすことにより多素子化を目指す研究開発が行われていったが、エコー波形の振動が続いてしまう尾引きの問題は改善されなかった。そこで1995年から^{110,111)}図 2-5-17 に示すように音響インピーダンスが小さいポリイミドの多層基板によるリード引出し法を研究するようになった。ポリイミド多層基板を用いることによりワイヤーによるリード引出しに比べて、スプリアスの発生が抑えられ、-6dB比帯域が52%から64%に広がった。ただ容量性の負荷が増えたことにより感度が5dB下がった。一方、隣接素子とのクロストークは、ワイヤー法では-24.5dBだったのに対し、ポリイミド多層基板では-31.2dBと大幅に改善された。これはエレメントファクタ(1素子による送信音場で、カップリングが大きいとビーム幅は狭くなる)にも反映され、図 2-5-18 に示すように理論値までは行かないが、ワイヤー法に比べて広がった。その後1999年¹¹²⁾にはカテーテル用を目指した小型2Dアレイの研究結果が報告された。前方視用10×10素子と側方視用11×13素子で共に5MHz、径は12フレンチ(3.8mm)で同軸ケーブル70本のものを作製した。その他の主な仕様はエレメントピッチは0.2mm、カーフ幅30 μ m、振動子厚0.29mm、口径2mmであり、-6dB帯域は50～55%

となった。Duke大では現在高周波化と細径化に向けた研究開発が行われている。

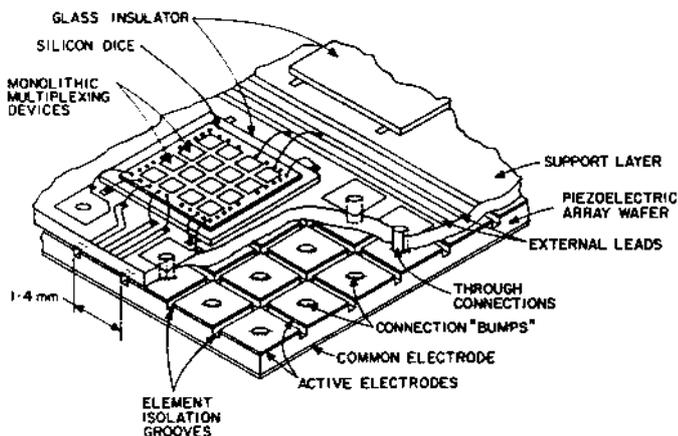


図 2-5-14 振動子のハーフカット、バンプによる 2Dアレイプローブのリード引出し¹⁰⁴⁾

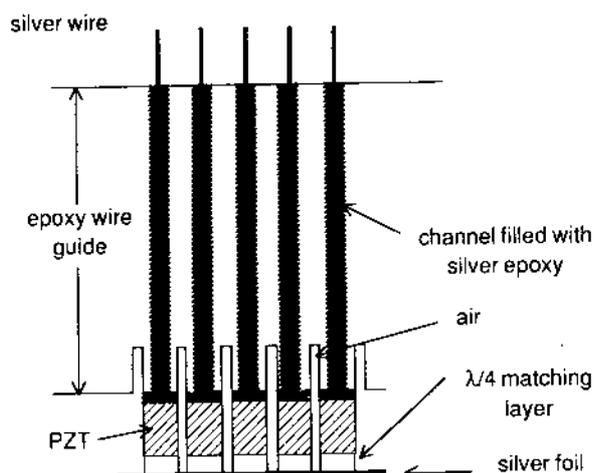


図 2-5-15 2Dアレイプローブのバックング裏面からのリード引出し¹⁰⁶⁾

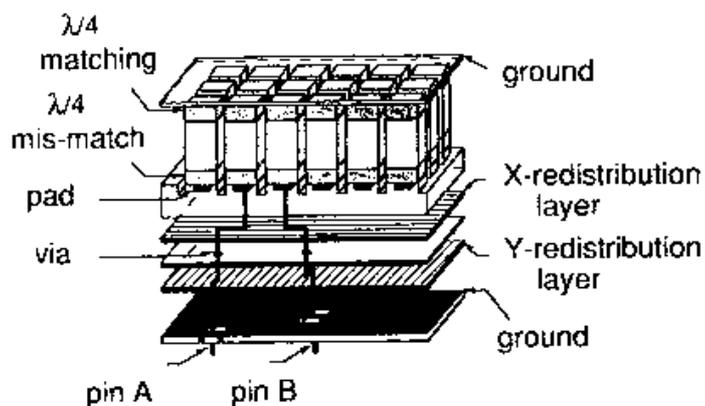


図 2-5-16 多層アルミナ基板による 2Dアレイプローブのリード引出し¹⁰⁹⁾

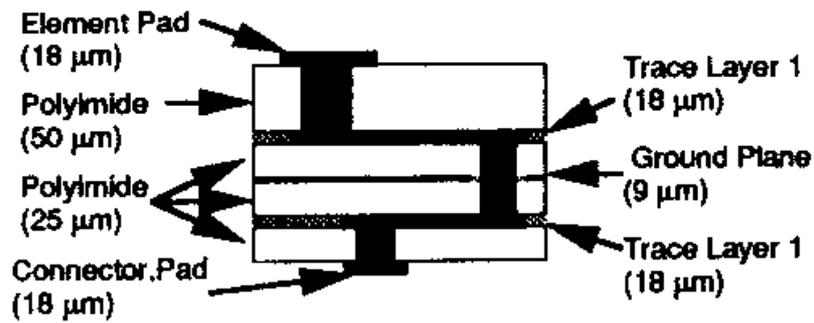
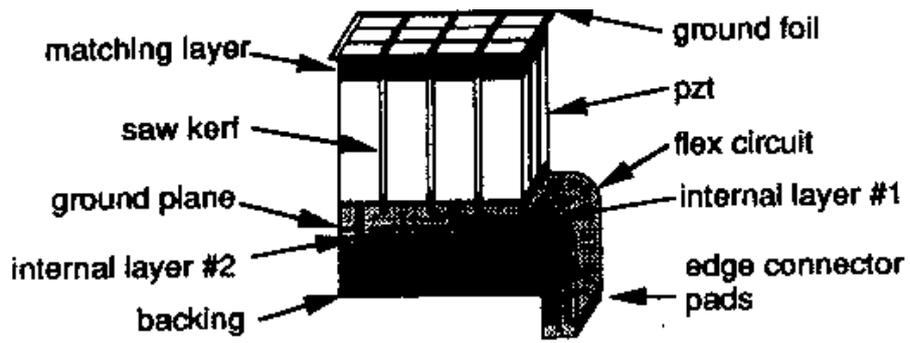


図 2-5-17 多層ポリイミド基板による 2Dアレイプローブのリード引出し¹¹⁰⁾

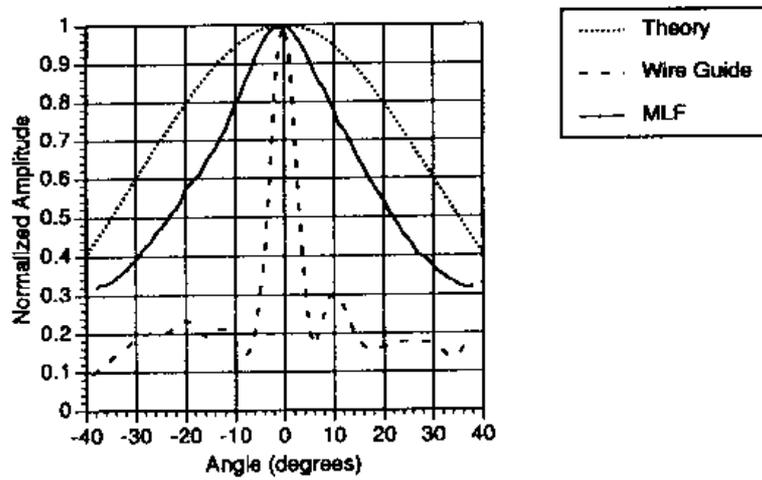


図 2-5-18 ワイヤー法とポリイミド多層基板によるリード引出しによる
エレメントファクタの比較¹¹⁰⁾

またHP社(現Agilent Technology社)でも振動子裏面からリードを引き出す2Dアレイプローブの研究開発が行われ、1997年^{113~115)}に2.5MHzの50×50素子が発表された。ここではバックング材の作製方法が次のように特徴的である。まずバックングとしてタングステン粉末とエポキシ樹脂との混合物のシートにBeCuリードフレームを形成し、中間層を介して複数枚を積層する。その後振動子接着面と反対側の両面にCrAu電極を形成して250μm角にパターンニングする。このバックング材と振動子(PZT-5H)を低粘度エポキシで接着し、その後マッチング層を形成する。カッティングはバックングへの切り込み深さが50μmになるようにフルカットするというものである。これにマルチプレクサが内蔵されたPGA(Pad Grid Array)を異方性導電シートにより接着するので着脱可能となり、プローブヘッドに故障が起きたときなどに取替えができる。試作プローブの単素子指向特性は半値幅が36°で理論値の76°に比べて狭いが、クロストークレベルは-42dBで低い。

その他振動子下面からリードを引き出す方法として、Hallら¹¹⁶⁾は図2-5-19に示すように1-3型複合圧電体を用いて2Dアレイ化する方法を報告した。しかし2Dアレイの素子ピッチが2.54mmと広く、周波数が1.2MHzで素子数が10×10配列とプローブとして十分な仕様とはいえない。

次に1Dアレイプローブを並べることにより、2Dアレイとする方法も発表されている。1981年にPappalardo¹¹⁷⁾が k_{31} の振動モードを利用して、1.6MHzの0.8mm角振動子による23×23配列のプローブを作製し、シュリーレン法による送信音場の測定結果を示した。また同年にGellyら¹¹⁸⁾が2MHz、1.5mm角振動子から成る16素子の1Dアレイを16列並べる2Dアレイを発表し、2Dアレイプローブで初めてBモード像を発表した。1996年にはSiemens社のBechtoldら¹¹⁹⁾が図2-5-20に示すようにstackable double lineアレイと称して、両側からリードを引き出した3.5MHzの64×2素子アレイを32列並べて64×64素子配列する2Dアレイを発表した。単素子は0.22mm角と1Dアレイのアレイ方向幅に比べて遜色がない。この方法によれば各素子の導通の歩留まりは99.6%と極めて高い。1Dアレイを並べる方法とは異なるが、Bureauら¹²⁰⁾は図2-5-21に示すように、フレキシブルプリント板を埋め込んだ構成で50×50素子、3MHzの2Dアレイを発表した。エレメントピッチは308μmで、PZTの切断は154μmピッチで30μm厚のブレードを使用した。サブダイス部分はハーフカットとし、エレメントファクタ改善のため整合層も切断した。ただし共通電極を切らないようにレーザを使用した。感度ばらつきは85%以上の素子が±2dB以内となり、比帯域は約60%であった。

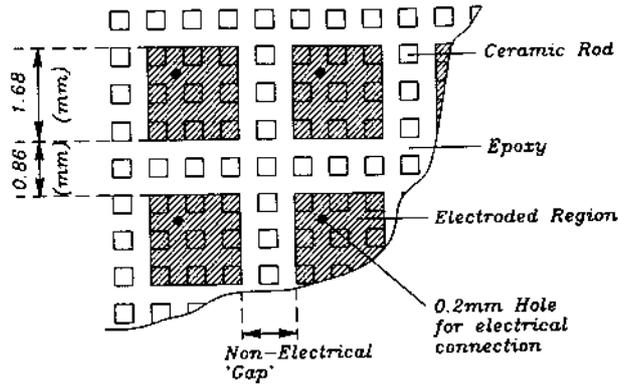


図 2-5-19 1-3 型複合圧電体を用いた 2Dアレイプローブ¹¹⁶⁾

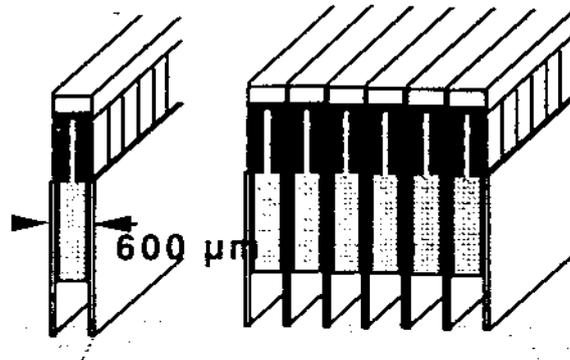


図 2-5-20 ダブルラインアレイによる 2Dアレイプローブ¹¹⁹⁾

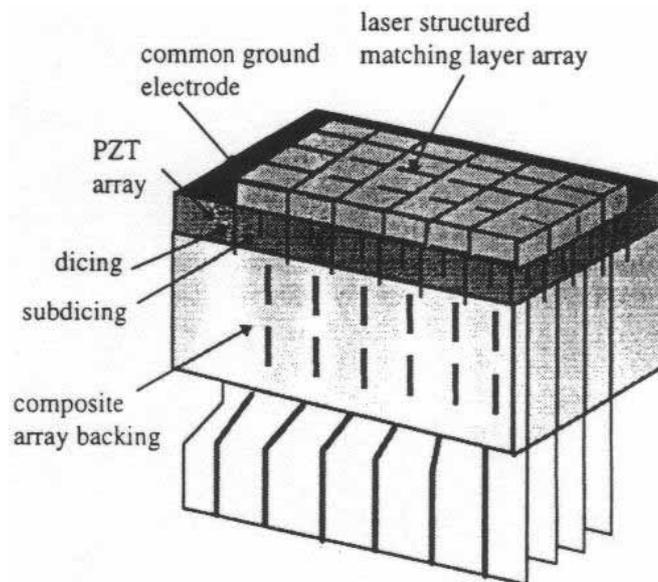


図 2-5-21 複数枚の F P C を埋め込んだ構造の 2Dアレイプローブ¹²⁰⁾

また 1.25Dから 1.75Dの場合、レンズ方向の分割数は 3~10 程度となるので、橋本ら¹²¹⁾は図 2-5-22 に示すように振動子上にリード引出し部を形成する方法を提案した。電極のマトリクス状への分割はエッチングで行い、フォトリソトによる絶縁層と導電層を順次スピンコーティング法により形成して所定のパターンにフォトマスクを用いてパターンニングし、5MHzで 30×5 素子の 2Dアレイを試作した。-6dB比帯域が 64%と従来の 1Dプローブと遜色なく、エレメントファクタも理論値からわずかに狭い程度であった。Gellyら¹²²⁾は 1997 年に多層のポリイミド基板を用いて、3.5MHz、曲率 40mmの 1.5Dコンベックスアレイプローブを試作した。ポリイミド基板はリソグラフィを使ってスライス方向の 7 分割の配線(線対称な素子はショートするので 4 素子分)を両側に引き出せるように形成した。主な仕様はレンズフォーカスが 70mm、アレイ方向ピッチが 0.5mm、レンズ方向は 7 分割で幅は端から 2.375 - 2.375 - 2.375 - 4.75 - 2.375 - 2.375 - 2.375mmとし、口径が 5, 10, 15, 20mmになるような可変口径とした。近距離分解能の改善が確認され、深さ 110mmからのエコー信号の -6dB比帯域が約 80%と広く良好な特性になった。Wildesら¹²³⁾は 1998 年にポリイミド多層基板による 6×96 素子、3.75MHzの 1.75Dアレイを発表した。リード引出しはレンズ方向ピッチ 0.6mmの 1/3 のピッチで両側に引き出す方法を採用した。なお 1 素子が小さくなるので圧電材料として誘電率 5500 の P M N T 系セラミックを用い、従来の P Z T - 5 H に比べて約 6dB感度が向上した。

次に 1 素子が小さくなることによる高電気インピーダンスになることを改善する研究について述べる。その方法は 1Dアレイプローブの電氣的マッチング(2 - 5 - 1 (a))で述べた積層圧電体を用いるというものである。Goldbergら¹²⁴⁾は 80 μ m厚の P Z T - 5 A のグリーンシートを 16 層重ねて積層体を作製し、幅 0.94mm×長さ 0.94mm×厚さ 1.3mmに加工した。静電容量が 850pFになり、1MHzでのインピーダンスが単層の 4k に比べて 50 とほぼ理想的な値になった。その結果 50 負荷での挿入損が単層に比べて理論どおりの 23dB改善された。しかし高歩留まりで 2Dアレイを実現するには実装技術のブレークスルーが必要であり、Goldbergらは 2Dアレイから 1.5Dアレイへと研究の方向を変えていった。1994 年¹²⁵⁾に P Z T - 5 H の 3 層構成とする 1.5Dアレイを報告した。図 2-5-23 に示すように 1 素子の大きさが幅 0.37mm×長さ 3.5mm×厚さ 0.66mmの積層体から成るセクタプローブを試作し、画像評価を行った。信号電極及び共通電極の導通をとるために、0.2mm径のスルーホールを形成した。2.25MHzでのインピーダンスが単層の 800 に比べて 100 となり、50 系負荷での送受信感度は約 10dB改善された。その結果腎臓(成人男子)の B モード像のペネトレーションが大幅に改善された。

次に 2Dアレイになると素直にリードを引き出した場合に、ケーブル本数が膨大になることに對する研究を述べる。Smithら^{126~128)}はリアルタイムの 3 次元画像を得ることを目的に送信用素子と受信素子を例えば図 2-5-24 に示すように一部独立に、一部両用に設定し、かつ使用しない素子もあるようにしてできるだけ少ない素子数で最大の効果の大きい方法を発表した。図 2-5-22 は 16×16 配列のマトリクスだが、96 の送信素子、32 の受信素子からなっており、そのうち 16 素子が送受兼用になっている。従って使用している素子数は全 256 素子の 44%に当たる 112 素子であり、ケーブル本数の大幅削減が実現されている。このようにすることで製造過程で不良素

子が発生してもその位置が使用しなくてすむものであればプローブとして成り立つ確率が高くなる。しかし一方で使用しない素子が存在するため、同じ面積の 1Dアレイに比べて感度が劣る。これを改善するには駆動電圧を上げればよいが、そうするとプローブヘッドの発熱が激しくなるので最適設計が必要となるが、現行の 1Dアレイプローブに取って替わる時代の到来はまだ見えていないのが現状である。

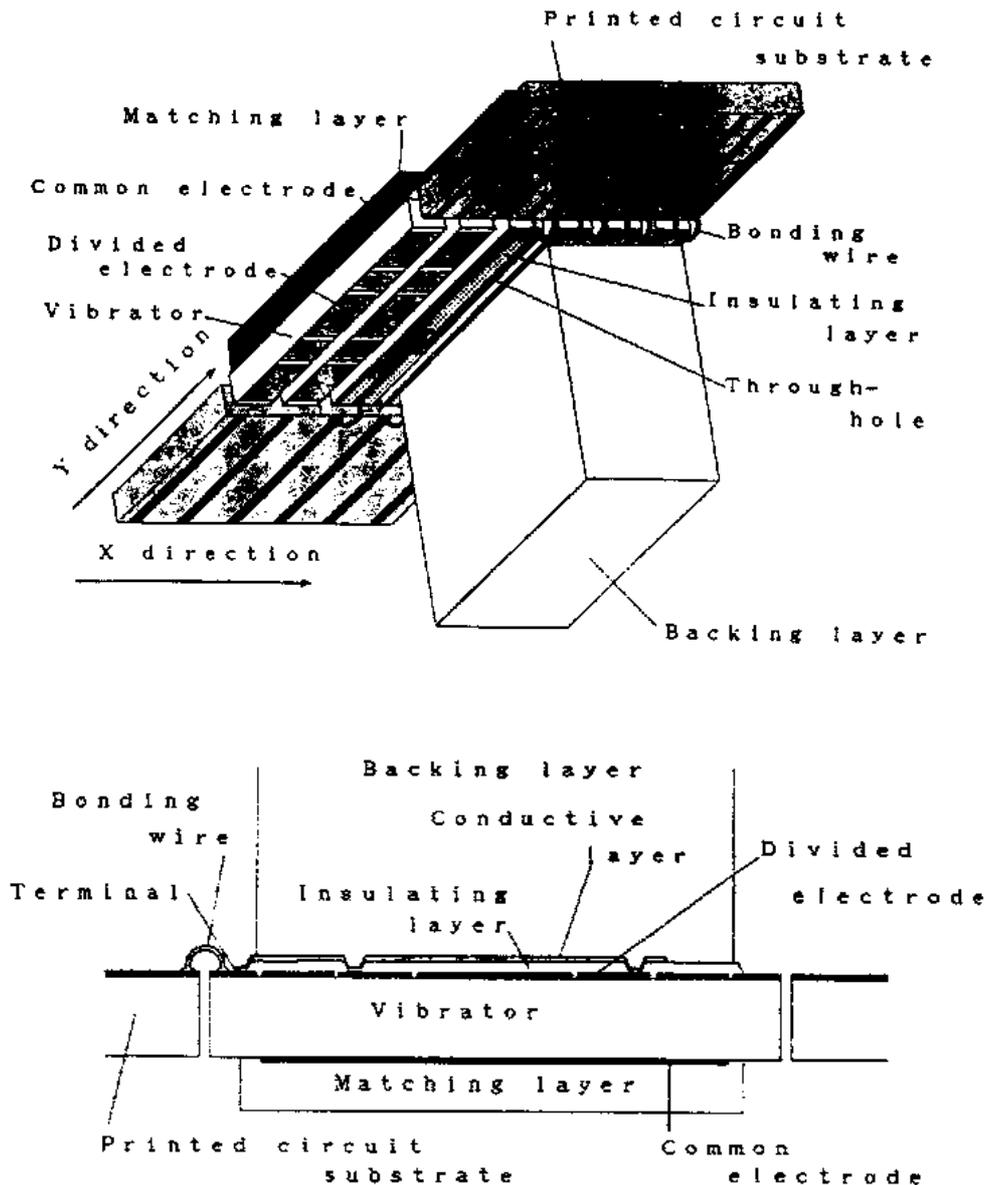


図 2-5-22 振動子上にリード引出し部を設けた 2Dアレイプローブ¹²¹⁾

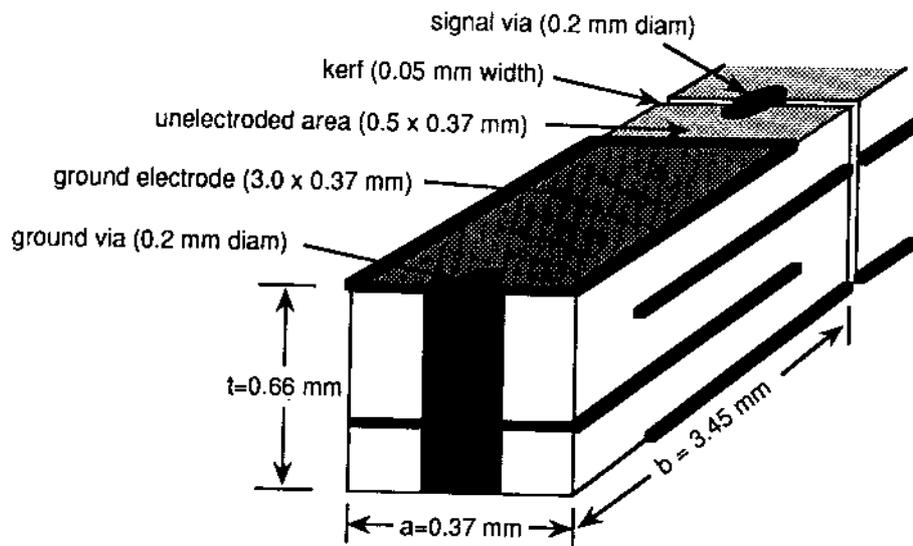
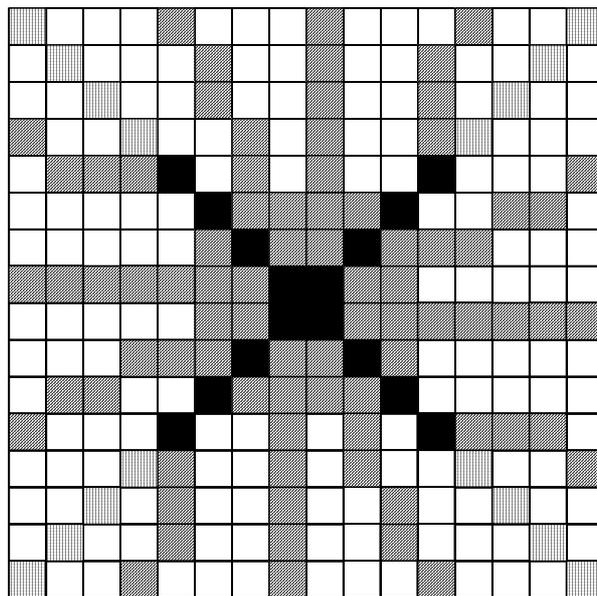


図 2-5-23 1.5Dアレイ用積層圧電体の構造¹²⁵⁾



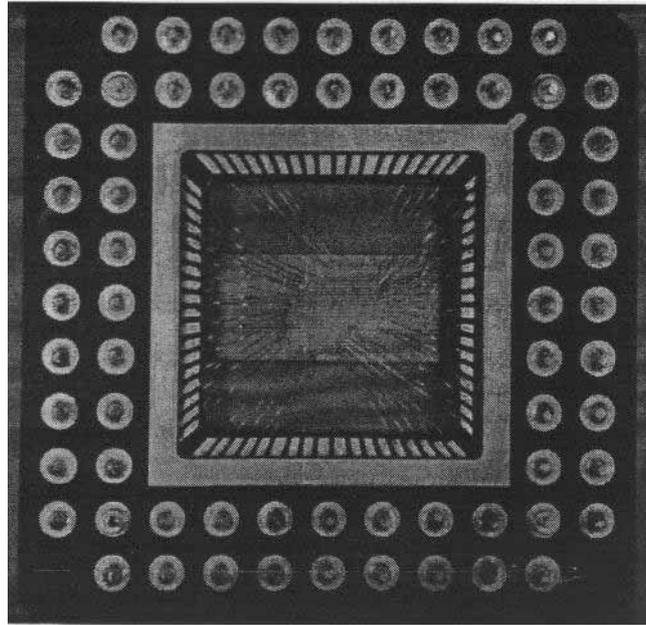
受信専用
 送信専用
 送受信両用

図 2-5-24 送受信振動子の配置¹²⁸⁾

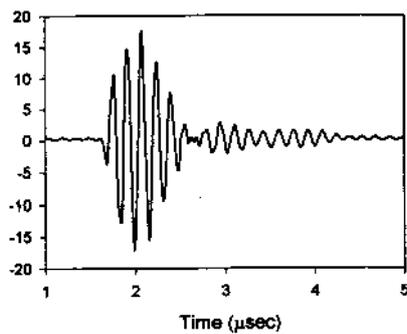
2 - 5 - 3 . リラクサ系圧電単結晶を用いた超音波プローブ

リラクサ系圧電単結晶を用いた超音波プローブに関して、これまでに報告されているのは本研究で着目している P Z N 系とマグネシウムニオブ酸鉛 (P M N) 系の 2 種類である。最初の報告は、1997 年 3 月に米国で開催された S P I E (The International Society for Optical Engineering) 主催の国際シンポジウム Medical Imaging 1997 において、筆者¹²⁹⁾と Pennsylvania State 大の Lopath¹³⁰⁾によってなされた。いずれも直径 1.5 ~ 2mm 程度のディスク状振動子を用いたシングルプローブのパルスエコー特性である。Lopath らは P T のモル比を 8% とした P Z N との固溶系単結晶 (ここでは本研究で用いている 9mol% P T を固溶させた P Z N T と区別するために P Z N T 9 2 / 8 と表記する。以降 P T のモル比を明記する場合は左記の表記とする。) を用いており、直径 2mm のディスク状振動子を用いて 35MHz のシングルプローブを試作して、P Z T - 5 H によるプローブとの比較を行った。その結果、感度はほぼ同等で、- 6dB 比帯域が 57% と P Z T - 5 H 型プローブの 32% に比べて広がった。また P Z N T 8 8 / 1 2 でアレイ型のパルスエコー特性のシミュレーション結果を示しており、6dB 以上の高感度化が期待されると述べている。一方で P Z T セラミックとは異なるアレイ加工性の難しさも指摘している。1997 年以降は上述のように D A R P A による米国内の大学や企業への研究資金の援助がなされ、米国内において特に圧電単結晶の育成に関する研究が加速され、現在も進行している。

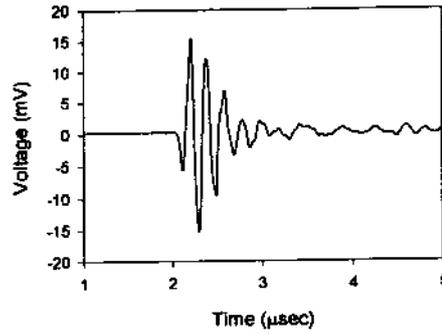
リラクサ系圧電単結晶を用いたアレイプローブの発表は、シングルプローブ発表の 1 年後の Medical Imaging 1998 において、同じく筆者¹³¹⁾と Lopath¹³²⁾によってなされた。いずれも画像特性の発表はなく、パルスエコー特性についてである。Lopath らは室温で菱面晶となる P Z N T 9 5 . 5 / 4 . 5 を用い、15 × 6mm の薄板に加工して 5MHz、48 素子のアレイプローブを試作した。アレイ加工は良好な振動特性を得るために < 1 0 0 > 方向に平行にすることがポイントとしている。1 チャンネルが 2 素子からなるサブダイス構成で、1 素子の形状は 11mm × 0.07mm である。リード引出しは図 2-5-25 に示すように振動子の周囲に配置したセラミック基板へのワイヤーボンディングを用いている。しかしパルスエコー特性はバックリングやマッチング樹脂の収縮によると思われる単結晶のクラック発生の影響で不良素子があって最適化されておらず、80% を超える広帯域特性だが感度は P Z T - 5 H 型プローブと同等であった。図 2-5-25 よりエコー波形の尾引きは P Z N T 型の方が優れているが振幅は同等であり、圧電単結晶の高電気機械結合係数と低音響インピーダンスの特性が反映されていない。



(a) アレイプローブ外観



P Z T プローブ



圧電単結晶プローブ

(b) エコー波形

図 2-5-25 Lopathらによる P Z N T 系圧電単結晶を用いたアレイプローブとエコー波形¹³²⁾

また同学会で Pennsylvania State 大の Ritter¹³³⁾ は、P Z N T 9 2 / 8 を用い dice and fill 方式による 1-3 型コンポジットプローブを報告した。Ritter は大きな P Z N T が出来ないので複数枚を並べる方法を探り、体積分率が 58 ~ 69% の 1-3 型コンポジットを作製した。図 2-5-26 は体積分率が 69% のコンポジットであり、2 枚の単結晶板を並べているが、その境界は区別がつかない。これに 65 で 1kV/mm の電界を印加して分極処理を施し、音響インピーダンス 11.6Mrayls のバッキング材を用いて中心周波数 4.35MHz、8 素子のアレイプローブを試作した。P Z T - 5 H による 1-3 型コンポジットプローブとの比較を行い、感度は同等、-6dB 比帯域は 112% と P Z T - 5 H 型コンポジットプローブの 65% に比べて極めて広がった。

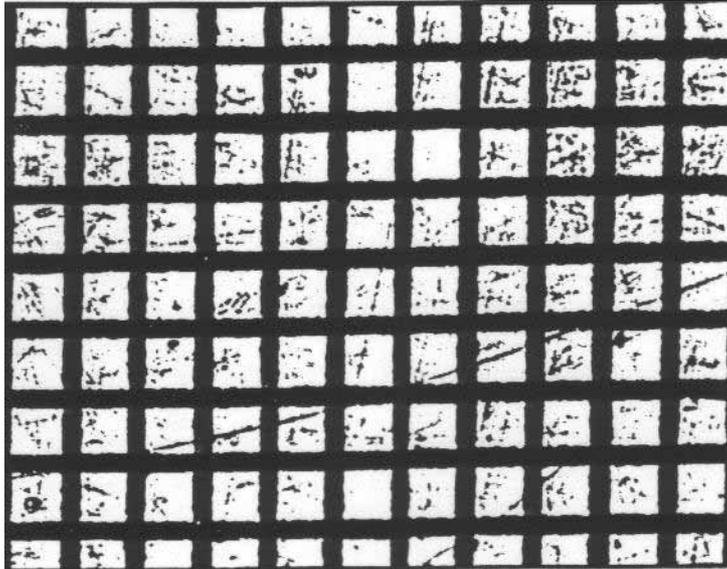
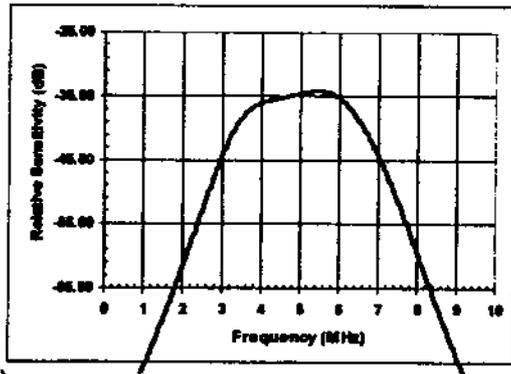


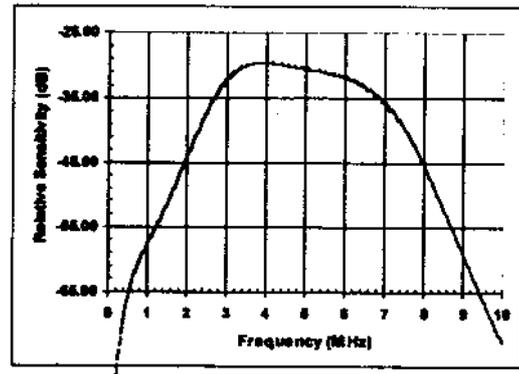
図 2-5-26 Ritterらによる P Z N T 系圧電単結晶を用いた 1-3 型コンポジットの外観¹³³⁾

アレイプローブによる画像特性の最初の報告は、1998 年 10 月にアジアで初めて開催された I E E International Ultrasonics Symposiumにおいて筆者¹³⁴⁾が行った。このときは 2 枚の P Z N T 振動子を並べて循環器用セクタプローブを作製した。引き続いて翌 1999 年 2 月に Medical Imaging 1999 において、フルサイズ振動子による循環器用セクタプローブを作製し、その画像特性について筆者¹³⁵⁾が発表した。これらの詳細は第 6 章で述べる。一方、同年 11 月に Agilent Technology 社の Panda¹³⁶⁾が日米誘電体セミナーで、P M N T 6 8 / 3 2 によるパルスエコー特性と画像特性を発表した。P Z T - 5 H によるアレイプローブとの周波数スペクトラムは図 2-5-27 に示すように、P M N T 型プローブの方が約 25% の広帯域特性を示した。また感度も 3 ~ 5 dB 向上した。画像特性は P M N T 型プローブによる心臓の断層像が示されているが、P Z T - 5 H 型との比較がなされていない。Panda は P Z N T の方が P M N T よりも音響インピーダンスが生体に近いので、音響的マッチングに優れていると述べている。同時に P M N T の組成ばらつき低減と機械的強度に対する対策の必要性を指摘している。Park⁶⁷⁾は電気機械結合係数の大きな M P B 近傍において P T のモル分率が少ない P Z N T 系の方が、P M N T 系よりも組成ばらつきは小さいと述べている。

P Z N T と P M N T 以外のリラクサ - P T 圧電単結晶を用いた超音波プローブの発表はまだなく、Panda の発表以降特筆すべき報告はない。日本では東芝以外からの発表はない。ただ 1998 年以降は上述のように米国あるいは中国では育成技術が進展しているので、特に米国の超音波プローブ専門会社である Tetrad Corporation¹³⁷⁾ や MicroSound Systems¹³⁸⁾ では、ホームページにリラクサ - P T 圧電単結晶を用いた超音波プローブに関する記載がある。



P Z T セラミックプローブ



PMNT 68 / 32 圧電単結晶プローブ

図 2-5-27 Panda による P Z T セラミックと PMNT 68 / 32 圧電単結晶を用いた超音波プローブの周波数スペクトラムの比較¹³⁶⁾

2 - 6 . 参考文献

- 1) K. T. Dussik, "Über die Möglichkeit, hoch grequente mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zur verwenden," Z. ges Neurol. Psych., Vol. 174, p. 153, 1942.
- 2) K. T. Dussik, "Ultraschallanwendung in der Diagnostik und Therapie der Erkrankungen des zentralen Nervensystems," Ultraschall in der Medizin p.283, Zurich, 1949.
- 3) H. T. Ballentine, R. H. Bolt, T. F. Hueter, and G. D. Ludwig, "On the detection of intracranial pathology by ultrasound," Science, vol. 112, pp. 525-528, 1950.
- 4) J. J. Wild, "The use of ultrasonic pulses for the measurement of biological tissues and the detection of tissue density changes," Surgery, vol. 27, pp. 183-188, 1950.
- 5) 田中憲二、菊池喜充、内田六郎, "超音波による頭蓋内解剖学的異常検出について (第 1 報)," 日本音響学会誌, vol. 8, no. 2, p. 111-112, 1952.
- 6) Y. Kikuchi, R. Uchida, K. Tanaka, and T. Wagai, "Early cancer diagnosis through ultrasonics," J. Acoust. Soc. Am., Vol.29, No.7, pp.824-833, 1957.
- 7) S. Satomura, S. Matsubara, and M. Yoshioka, "A new method of mechanical vibration measurement its application," Memoirs of the Institute of Scientific and Industrial Research, vol. 13, pp. 125-133, 1956.
- 8) D. W. Baker, "Pulsed ultrasonic Doppler blood-flow sensing," IEEE Trans. Sonics & Ultrason., vol. 17, pp. 170-185, 1970.
- 9) 内田六郎、荻原芳夫、入江喬介, "電子走査超音波診断装置," 第 19 回日超医講論集, pp. 65-66, 1971
- 10) N. Bom, J. Roelandt, F. E. Kloster, C. T. Lancee, and P. G. Hugenholtz, "Multi-element system and its application to cardiology," Proc. 2nd World Congress on Ultrason. Med., pp. 297-299, 1973.
- 11) K. Namekawa, C. Kasai, M. Tsukamoto, and A. Koyano, "Imaging of blood flow using autocorrelation," Ultrason. Med. Biol., vol. 8, p. 138, 1982.
- 12) T. Christopher, "Finite amplitude distortion-based inhomogeneous pulse echo ultrasonic imaging," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 44, No. 1, pp. 125-139, 1997
- 13) B. Ward, A. C. Baker, and V. F. Humphrey, "Nonlinear propagation applied to the improvement of resolution in diagnostic medical ultrasound," J. Acoust. Soc. Am., vol. 101, no. 1, pp. 143-154, 1997.
- 14) 梅村晋一郎, "Tissue harmonic imaging: 抜けの良さを生むメカニズム," J. Med. Ultrasonics, vol. 25, no. 4, pp. 323-324, 1998.
- 15) S. A. Goss, R. L. Jhonston, and F. Dunn, "Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammlian tissues," J. Acoust. Soc. Am. Vol. 64, No. 2, pp. 423-457, 1978.
- 16) S. A. Goss, R. L. Jhonston, and F. Dunn, "Compilation of empirical ultrasonic properties of

- mammlian tissues II," J. Acoust. Soc. Am. Vol. 68, No. 1, pp. 93-108, 1980.
- 17) G. C. Southworth, "Principles and applications of waveguide transmission," D. Van Nostrand Co., Inc., New York, pp. 272-273, 1950.
 - 18) H. J. McSkimin, "Transducer design for ultrasonic delay lines," J. Acoust. Soc. Am., vol. 27, no. 2, pp. 302-309, 1955.
 - 19) R. E. Collin, "Theory and design of wide-band multisection quarter-wave transformers," Proc. IRE, vol. 43, pp. 179-185, 1955.
 - 20) H. J. McSkimin, "Performance of high frequency barium titanate transducer for generating ultrasonic waves in liquids," J. Acoust. Soc. Am., vol. 31, no. 11, pp. 1519-1522, 1959.
 - 21) G. Kossoff, "The effects of backing and matching on the performance of piezoelectric ceramic transducers," IEEE Trans. Sonics Ultrason., vol. SU-13, pp. 20-30, 1966
 - 22) J. H. Goll, "The design of broad-band fluid-loaded ultrasonic transducers," IEEE Trans. Sonics Ultrason., vol. SU-26, no. 6, pp. 385-393, 1979.
 - 23) J. Souquet, P. Defranould, and J. Desbois, "Design of low-loss wide-band ultrasonic transducers for noninvasive medical application," IEEE Trans. Sonics Ultrason., vol. SU-26, no. 2, pp. 75-81, 1979.
 - 24) W. P. Mason, "Electromechanical transducers and wave filters," 2nd ed., D. Van Nostrand Company, Chap. 6, 1948.
 - 25) C. S. Desilets, J. D. Fraser, and G. S. Kino, "The design of efficient broad-band piezoelectric transducers," IEEE Trans. Sonics Ultrason., vol. SU-25, no. 3, pp. 115-125, 1978.
 - 26) R. Krimholtz, D. A. Leedom, and G. L. Matthaei, "New equivalent circuits for elementary piezoelectric transducers," Electronics Letters, vol. 6, no. 13, pp. 398-399, 1970.
 - 27) R. E. McKeighen, "Optimizing transducer design for medical imaging," Proc. IEEE Eng. In Medicine & Biology Society, pp. 402-404, 1989.
 - 28) R. E. McKeighen, "Optimization of broadband transducer designs by use of statistical design of experiments," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 43, No. 1, pp. 63-70, 1996.
 - 29) A. Lutsch, "Solid mixtures with specified impedances and high attenuation for ultrasonic waves," J. Acoust. Soc. Am., vol. 34, pp. 131-132, 1962.
 - 30) C. M. Sayers and C. E. Tait, "Ultrasonic properties of transducer backing," Ultrason., vol. 18, no. 3, pp. 57-60, 1984
 - 31) M. G. Grewe, T. R. Gururaja, T. R. Shrout, and R. E. Newnham, "Acoustic properties of particle/polymer composites for ultrasonic transducer backing applications," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr., vol. 37, no. 6, pp. 506-514, 1990.
 - 32) S. Roberts, "Dielectric and piezoelectric properties of barium titanate," Phys. Rev., vol. 71, no. 12, pp. 890-895, 1947.
 - 33) G. Shirane, E. Sawaguchi, and Y. Takagi, "Dielectric properties of lead zirconate," Phys. Rev., vol. 84, no. 3, pp. 476-481, 1951.
 - 34) G. Shirane and K. Suzuki, "Crystal structure of $\text{Pb}(\text{Zr-Ti})\text{O}_3$," J. Phys. Soc. Jpn., Short notes, p. 333, 1952.
 - 35) E. Sawaguchi, "Ferroelectricity versus antiferroelectricity in the solid solutions of PbZrO_3 and PbTiO_3 ," J. Phys. Soc. Jpn., vol. 8, no. 5, pp. 615-629, 1953.
 - 36) B. Jaffe, R. S. Roth, and S. Marzullo, "Piezoelectric properties of lead zirconate-lead titanate solid-solution ceramics," J. Appl. Phys., vol. 25, pp. 809-810, 1954.
 - 37) B. Jaffe, R. S. Roth, and S. Marzullo, "Properties of piezoelectric ceramics in the solid-solution series lead titanate-lead zirconate-lead oxide: tin oxide and lead titanate-lead hafnate," J. Research Natl. Bur. Standards, vol. 55. No. 5, pp. 239-254, 1955.
 - 38) F. Kulcsar, "Electromechanical properties of lead titanate zirconate ceramics with lead partially replaced by calcium or strontium," J. Amer. Ceramic Soc., vol. 42, no. 1, pp. 49-51, 1959.
 - 39) F. Kulcsar, "Electromechanical properties of lead titanate zirconate ceramics modified with certain three- or five-valent additions," J. Amer. Ceramic Soc., vol. 42, no. 7, pp. 343-349, 1959.
 - 40) D. A. Berlincourt, C. Cmolik, and H. Jaffe, "Piezoelectric properties of polycrystalline lead titanate zirconate compositions," Proc. IRE, pp. 220-229, 1960.
 - 41) D. A. Berlincourt, B. Jaffe, H. Jaffe, and H. A. Krueger, "Transducer properties of lead titanate zirconate ceramics," IRE Trans. Ultrason. Engineering, PGUE-8, pp. 1-6, 1960.
 - 42) H. Jaffe and D. A. Berlincourt, "Piezoelectric transducer materials," Proc. IEEE, vol. 53, no. 10, pp. 1372-1386, 1965.

- 43) S. Fushimi and T. Ikeda, "Single crystals of lead titanate solid solutions," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 3, pp. 171-172, 1964.
- 44) S. Fushimi and T. Ikeda, "Phase equilibrium in the system PbO-TiO₂-ZrO₂," J. Amer. Ceram. Soc., vol. 50, no. 3, pp. 129-132, 1967.
- 45) K. Tsuzuki, K. Sakata, G. Ohara, and M. Wada, "The growth of ferroelectric Pb(Zr_xTi_{1-x})O₃ single crystals," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 12, No. 10, pp. 1500-1503, 1973.
- 46) K. Tsuzuki and K. Sakata, "Dielectric properties of single crystals of Pb(Zr_xTi_{1-x})O₃ solid solutions (x ~ 0.5)," Ferroelectrics, vol. 8, pp. 501-503, 1974.
- 47) R. Clarke and R. W. Whatmore, "The growth and characterization of PbZr_xTi_{1-x}O₃ single crystals," J. Crystal Growth, vol. 33, pp. 29-38, 1976.
- 48) T. Hatanaka and H. Hasegawa, "Dielectric properties of Pb(Zr_xTi_{1-x})O₃ single crystals including monoclinic zirconia," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 34, No. 9B pp. 5446-5448, 1995.
- 49) H. Kawai, "The piezoelectricity of poly (vinylidene fluoride)," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 8, pp. 975-976, 1969.
- 50) H. Ohigashi, "Electromechanical properties of polarized polyvinylidene fluoride films as studied by the piezoelectric resonance method," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 47, no. 3, pp. 949-955, 1976.
- 51) M. Onoe and H. Jumonji, "Useful formulas for piezoelectric ceramic resonators and their application to measurement of parameters," J. Acoust. Soc. Am. Vol. 41, No. 4, pp. 974-980, 1967.
- 52) S. Saitoh, H. Honda, N. Kaneko, M. Izumi, and S. Suzuki, "The method of determining k_t and Q_m for low Q piezoelectric materials," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 620-623, 1985.
- 53) T. Furukawa, M. Date, E. Fukada, Y. Tajitsu, and A. Chiba, "Ferroelectric behavior in the copolymer of vinylidene fluoride and trifluoroethylene," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 19, pp. L109, 1980.
- 54) H. Ohigashi and K. Koga, "Ferroelectric copolymers of vinylidene fluoride and trifluoroethylene with a large electromechanical coupling factor," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 21, no. 8, pp. L455-L457, 1982.
- 55) S. Miyata, M. Yoshikawa, S. Tasaka, and M. Ko, "Piezoelectricity revealed in the copolymer of vinylidene cyanide and vinyl acetate," Polym. J., vol. 12, no. 12, pp. 857-860, 1980.
- 56) S. Tasaka, K. Miyasato, M. Yoshikawa, S. Miyata, and M. Ko, "Piezoelectricity and remanent polarization in vinylidene cyanide / vinyl acetate copolymer," Ferroelectrics, vol. 457, pp. 267-276, 1984.
- 57) G. A. Smolenskii and A. I. Agranovskaya, "Dielectric polarization and losses of some complex compounds," Sov. Phys. Tech. Phys., vol. 3, pp. 1380-1382, 1958.
- 58) G. A. Smolenskii, V. V. A. Isupov, A. I. Agranovskaya, and N. N. Krainik, "Ferroelectrics with phase transitions," Sov. Phys. Solid State, vol. 2, no. 11, pp. 2584-2594, 1961.
- 59) G. A. Smolenskii, V. V. A. Isupov, A. I. Agranovskaya, and N. N. Krainik, "New ferroelectrics of complex composition IV," Sov. Phys. Solid State, vol. 2, no. 11, pp. 2651-2654, 1961.
- 60) V. A. Bokov and I. E. Myl'nikova, "Ferroelectric properties of monocrystals of new perovskite compounds," Sov. Phys. Solid State, vol. 2, no. 11, pp. 2428-2432, 1961.
- 61) L. E. Cross, "Relaxor materials," Ferroelectrics, vol. 76, pp. 241-267, 1987.
- 62) J. Kuwata, K. Uchino, and S. Nomura, "Dielectric and piezoelectric properties of 0.91Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O₃-0.09PbTiO₃ single crystals," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 21, No. 9, pp. 1298-1302, 1982.
- 63) S. Nomura, T. Takahashi, and Y. Yokomizo, "Ferroelectric properties in the system Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O₃-PbTiO₃," J. Phys. Soc. Jpn., vol. 27, pp. 262, 1969.
- 64) J. Kuwata, K. Uchino, and S. Nomura, "Diffuse phase transition in lead zinc niobate," Ferroelectrics, vol. 22, pp. 863-867, 1979.
- 65) J. Kuwata, K. Uchino, and S. Nomura, "Phase transitions in the Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O₃-PbTiO₃ system," Ferroelectrics, vol. 37, pp. 579-582, 1981.
- 66) T. R. Shrout, Z. P. Chang, N. Kim and S. Markgraf, "Dielectric behavior of single crystals near the (1-x)Pb(Mg_{1/3}Nb_{2/3})O₃-(x)PbTiO₃ morphotropic phase boundary", Ferroelectrics Letters, vol. 12, pp. 63-69, 1990.
- 67) S. E. Park and T. R. Shrout, "Characteristics of relaxor-based piezoelectric single crystals for ultrasonic transducers," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 44, No. 5, pp. 1140-1147, 1997.

- 68) Y. Yamashita, "Improved ferroelectric properties of niobium-doped $\text{Pb}[(\text{Sc}_{1/2}\text{Nb}_{1/2})\text{Ti}]\text{O}_3$ ceramic material," *Jpn. J. Appl. Phys.* Vol. 32, No. 11A, pp. 5036-5040, 1993.
- 69) Y. Yamashita, "Piezoelectric properties of niobium-doped $\text{Pb}[(\text{Sc}_{1/2}\text{Nb}_{1/2})_{1-x}\text{Ti}_x]\text{O}_3$ ceramics material near the morphotropic phase boundary," *Jpn. J. Appl. Phys.* Vol. 33, No. 8, pp. 4652-4656, 1994.
- 70) Y. Yamashita and S. Shimanuki, "Synthesis of lead scandium niobate-lead titanate pseudo binary system single crystals," *Mater. Res. Bull.* Vol. 31, No. 7, pp. 887-895, 1996.
- 71) Y. Yamashita and K. Harada, "Crystal growth and electrical properties of lead scandium niobate-lead titanate single crystals," Vol. 36, No. 9B, pp. 6039-6042, 1997.
- 72) URL は <http://www.darpa.mil/dso/thrust/md/PiezoCrystals/index.html>
- 73) URL は <http://www.trsceramics.com/>
- 74) URL は <http://www.hcmat.com/>
- 75) H. Takeuchi, H. Masuzawa, C. Nakaya, and Y. Ito, "Relaxor ferroelectric transducers," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 697-705, 1990.
- 76) S. Yamamizu and N. Chubachi, "Ultrasonic transducer composed of two piezoelectric layers with variable weighting," *Jpn. J. Appl. Phys.* Vol. 24, Supple. 24-1, pp. 68-70, 1985.
- 77) M. Greenstein and U. Kumar, "Multilayer piezoelectric resonators for medical ultrasound transducers," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 43, No. 4, pp. 620-622, 1996.
- 78) C. D. Emery and S. W. Smith, "Ultrasonic imaging using a 5-MHz multilayer/single-layer hybrid array for increased signal-to-noise ratio," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 46, No. 5, pp. 1101-1119, 1999.
- 79) J. A. Hossack and B. A. Auld, "Multilayer transducers for broadband applications," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 605-610, 1991.
- 80) 吉江剛、"超音波診断装置"、特公平 6-96005.
- 81) T. Inoue, M. Ohtaa, and S. Takahashi, "Design of ultrasonic transducers with multiple acoustic matching layers for medical application," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, vol. 34, no. 1, pp. 8-16, 1987.
- 82) H. J. Shaw, D. Weinstein, L. T. Zitelli, C. W. Frank, R. C. DeMattei, and K. Fesler, "PVDF transducers," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 927-940, 1980.
- 83) H. G. Nguyen, P. Hartemann, and D. Broussoux, "Single element and array PVDF transducers for acoustic imaging," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 832-836, 1982.
- 84) E. Nishihara, M. Kobayashi, J. Morita, R. Omoto, N. Hashimoto, and K. Kimura, T. Miya, and H. Ohigashi, *JSUM proceedings*, 40, p.221, 1980.
- 85) H. Ohigashi, K. Koga, M. Suzuki, T. Nakanishi, K. Kimura, and N. Hashimoto, "Piezoelectric and ferroelectric properties of P(VDF-TrFE) copolymers and their application to ultrasonic transducers," *Ferroelectrics*, vol. 60, pp. 263-276, 1984.
- 86) K. Kimura, N. Hashimoto, and H. Ohigashi, "Performance of a linear array transducer of vinylidene fluoride trifluoroethylene copolymer," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. SU-32, no. 4, pp. 566-573, 1985.
- 87) 金子長雄、齊藤史郎、本多博樹、高見沢欣也、"高分子圧電体を用いたリニア・アレイ型超音波探触子"、日本超音波医学会、第47回研究発表会、1985.
- 88) L. Chofflet and M. Fink, "A multi-piezoelectric structure: the stacked transducer," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 611-614, 1991.
- 89) R. E. Newnham, D. P. Skinner, and L. E. Cross, "Connectivity and piezoelectric-pyroelectric composites," *Materials Res. Bull.*, vol 13, pp. 525-536, 1978.
- 90) W. A. Smith, A. A. Shaulov, and B. A. Auld, "Tailoring the properties of composite piezoelectric materials for medical ultrasonic transducers," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 642-647, 1985.
- 91) T. R. Gururaja, W. A. Schulze, L. E. Cross, R. E. Newnham, B. A. Auld, and Y. J. Wang, "Piezoelectric composite materials for ultrasonic applications. part I: resonant modes of vibration of PZT rod-polymer composites," *IEEE Trans. Sonics & Ultrason.*, vol. 32, pp. 481-498, 1985.
- 92) A. A. Shaulov, W. A. Smith, and B. M. Singer, "Performance of ultrasonic transducers made from composite piezoelectric materials," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 545-548, 1984.
- 93) A. A. Shaulov and W. A. Smith, "Ultrasonic transducer arrays made from composite piezoelectric materials," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 648-651, 1985.
- 94) A. Shaulov, W. A. Smith, J. Zola, and D. Dorman, "Curved annular array transducers made

- form composite piezoelectric materials," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 951-954, 1989.
- 95) A. A. Shaulov, "Biplane phased array for ultrasonic medical imaging," U.S. Patent 4,671,293, 9 June, 1987.
 - 96) R. E. Newnham, D. P. Skinner, K. A. Klicker, A. S. Bhalla, B. Hardiman, and T. R. Gururaja, "Ferroelectric ceramic-plastic composites for piezoelectric and pyroelectric applications," *Ferroelectrics*, vol. 27, pp. 49-55, 1980.
 - 97) 中谷千歳、竹内裕之、片倉景義、"複合圧電材料の医用超音波探触子への応用、" *信学技報*、US83-30、pp. 7-12, 1983.
 - 98) ジョン・ゾラ、"複合電気トランスジューサの製造方法、"特開昭 60-54600.
 - 99) W. Wersing, "Composite piezoelectrics for ultrasonic transducers," IEEE International Symposium on Application of Ferroelectronics, 1986.
 - 100) K. Lubitz, A. Wolff, G. Preu, R. Stoll, and B. Schulmeyer, "New piezoelectric composites for ultrasonic transducers," *Ferroelectrics*, vol. 133, pp. 21-26, 1992.
 - 101) K. W. Kwok, H. L. W. Chan, and C. L. Choy, "Lead zirconate titanate/ poly(vinylidene fluoride-trifluoroethylene) 1-3 composites for ultrasonic transducer applications," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 46, No. 3, pp. 626-637, 1999.
 - 102) D. M. Mills and S. W. Smith, "Multi-layered PZT/polymer composites to increase signal-to-noise ratio and resolution for medical ultrasound transducers," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 46, No. 4, pp. 961-971, 1999.
 - 103) M. G. Maginness, J. D. Plummer, W. L. Beaver, and J. D. Meindl, "State-of-the-art in two dimensional ultrasonic transducer array technology," *Med. Phys.*, vol. 3, no.5, pp. 312-318, 1976.
 - 104) J. D. Plummer, R. G. Swartz, M. G. Maginness, J. R. Beaudouin, and J. D. Meindl, "Two-dimensional transmit/receive ceramic piezoelectric arrays: construction and performance," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. SU-25, no. 5, pp. 273-280, 1978.
 - 105) T. Kojima, "Matrix array transducer and flexible matrix array transducer," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 649-654, 1986.
 - 106) S. W. Smith, H. G. Pavy, Jr., and O. T. von Ramm, "High-speed ultrasound volumetric imaging system part I: transducer design and beam steering," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 38, No. 2, pp. 100-108, 1991.
 - 107) S. W. Smith, G. E. Trahey, and O. T. von Ramm, "Two-dimensional arrays for medical ultrasound," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 625-628, 1991.
 - 108) S. W. Smith, G. E. Trahey, and O. T. von Ramm, "Two-dimensional array for medical ultrasound," *Ultrason. imaging*, vol. 14, pp. 213-233, 1992.
 - 109) S. W. Smith and E. D. Light, "Two-dimensional array transducers using thick film connection technology," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 40, No. 6, pp. 727-734, 1993.
 - 110) S. W. Smith, R. E. Davidsen, C. D. Emery, R. L. Goldberg, and E. D. Light, "Update on 2-D array transducers for medical ultrasound," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1273-1278, 1995.
 - 111) R. E. Davidson and S. W. Smith, "Two-dimensional arrays for medical ultrasound using multilayer flexible circuit interconnection," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 45, No. 2, pp. 338-348, 1998.
 - 112) E. D. Light, J. O. Fiering, W. Lee, P. D. Wolf, and S. W. Smith, "Two-dimensional catheter arrays for real time intracardiac volumetric imaging," *SPIE*, vol. 3664, pp. 76-84, 1999.
 - 113) M. Greenstein, P. Lum, H. Yoshida, and M. S. Seyed-Bolorforosh, "A 2.5 MHz 2D array with z-axis backing," *SPIE*, vol. 3037, pp. 48-54, 1997.
 - 114) M. Greenstein, P. Lum, H. Yoshida, and M. S. Seyed-Bolorforosh, "A 2.5 MHz 2D array with z-axis electrically conductive backing," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 44, No. 5, pp. 970-977, 1997.
 - 115) L. Daane and M. Greenstein, "A demountable interconnect system for a 50x50 ultrasonic imaging transducer array," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 44, No. 5, pp. 978-982, 1997.
 - 116) D. D. N. Hall, G. Hayward, and Y. Gorfu, "Theoretical and experimental evaluation of a two-dimensional composite matrix array," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 40, No. 6, pp. 704-709, 1993.
 - 117) M. Pappalardo, "Hybrid linear and matrix acoustic arrays," *Ultrasonics*, pp. 81-86, 1981.
 - 118) J. F. Gelly and G. Maerfeld, "Properties for a 2D multiplexed array for acoustic imaging,"

- Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 685-689, 1981.
- 119) M. Bechtold, B. Granz, and R. Oppelt, "A 2-D acoustic array for diagnostic imaging," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1573-1576, 1996.
 - 120) J. M. Bureau, W. Steichen, and G. Lebail, "A two-dimensional transducer array for real-time 3D medical ultrasound imaging," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1065-1068, 1998.
 - 121) S. Hashimoto, S. Saitoh, and M. Izumi, "A two-dimensional array probe using an insulating layer and a signal line on the vibrator," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 33, No. 5B, pp. 3147-3150, 1994.
 - 122) J. F. Gelly, P. Tournois, J. M. Bureau, T. Nguyen, P. Maurel, and W. Steichen, "Curved-linear 128x7 two-dimensional array for 1.5D ultrasound medical imaging," SPIE, vol. 3037, pp. 71-80, 1997.
 - 123) D. G. Wildes, K. M. Durocher, W. A. Hennessy, R. S. Lewandowski, K. W. Rigby, J. K. Sleeter, L. S. Smith, G. C. Sogoian, V. S. Venkataramani, A. A. Bhawe, J. J. David, L. J. Keres, G. A. Lillegard, X. M. Lu, D. P. Miller, G. L. Potrykus, J. J. Strother, and N. H. Tea, "A multi-row transducer array for adaptive imaging," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1831-1834, 1998.
 - 124) R. L. Goldberg, S. W. Smith, R. A. Ladew, and J. C. Brent, "Multi-layer PZT transducer arrays for improved sensitivity," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 551-554, 1992.
 - 125) R. L. Goldberg and S. W. Smith, "Multilayer piezoelectric ceramics for two-dimensional array transducers," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 41, No. 5, pp. 761-771, 1994.
 - 126) O. T. von Ramm and S. W. Smith, "Real time volumetric ultrasound imaging system," SPIE, vol. 1231, pp. 15-22, 1990.
 - 127) S. W. Smith, H. G. Pavy, Jr., and O. T. von Ramm, "High-speed ultrasound volumetric imaging system part I: transducer design and beam steering," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 38, No. 2, pp. 100-108, 1991.
 - 128) H. G. Pavy, Jr., S. W. Smith, and O. T. von Ramm, "An improved real time volumetric ultrasonic imaging system," SPIE, vol. 1443, pp. 54-61, 1991.
 - 129) S. Saitoh, T. Kobayashi, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Single-element ultrasonic probe using PZN-PT single crystal," Proc. SPIE 3037, pp. 22-29, 1997.
 - 130) P. D. Lopath, S. E. Park, K. K. Shung and T. R. Shrout, " $\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3/\text{PbTiO}_3$ single crystal piezoelectrics for ultrasonic transducers," Proc. SPIE 3037, pp. 170-174, 1997.
 - 131) S. Saitoh, T. Kobayashi, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Phased array ultrasonic probe using $\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ - PbTiO_3 single crystal," Proc. SPIE 3341, pp. 264-271, 1998.
 - 132) P. D. Lopath, S. E. Park, K. K. Shung, and T. R. Shrout, "Single crystal PZN/PT transducers," Proc. SPIE 3341, pp. 242-248, 1998.
 - 133) T. A. Ritter, K. K. Shung, X. Geng, and T. R. Shrout, "1-3 single crystal composites for ultrasonic transducer arrays," Proc. SPIE 3341, pp. 249-261, 1998.
 - 134) S. Saitoh, T. Kobayashi, T. Takeuchi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "A 3.5 MHz phased array probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ - 0.09PbTiO_3 single crystal," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1847-1850, 1998.
 - 135) S. Saitoh, T. Kobayashi, T. Takeuchi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Improved images by a 3.5 MHz array probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ - 0.09PbTiO_3 single crystal," Proc. SPIE 3664, pp. 147-154, 1999.
 - 136) R. K. Panda, J. Chen, H. Beck, and T. R. Gururaja, "Single crystal transducers for medical imaging applications," The 9th US-Japan Seminar extended abstract, pp. 143-146, 1999.
 - 137) URL は <http://www.tetradcorp.com/>
 - 138) URL は <http://www.microsnd.com/>

第3章

PZNT結晶の誘電・圧電特性の評価

3-1. まえがき

第1章で述べたように、桑田らは亜鉛ニオブ酸鉛とチタン酸鉛を91:9のモル比で固溶させた圧電単結晶PZNTの電気機械結合係数 k_{33} が92%であることを報告した。この値は現在超音波プローブ用圧電振動子として用いられているペロブスカイト構造のPZT($k_{33}=70\sim 75\%$)に代表されるセラミック材料では達し得ない大きな値である。しかしこの報告でのPZNTの大きさは数mm角と小さく、循環器用セクタプローブの振動子には適用できない大きさであった。本章では筆者の研究グループにより循環器用セクタプローブに適用できる大きさに育成されたPZNTを用いて誘電・圧電特性を評価した内容について述べる。

3-2. PZNTの大型育成結果

半導体材料で最も利用されている単結晶シリコンは、原料を精製後融点以上の温度で溶融して引き上げるチョクラルスキ(Czochralski)法により製造する。しかし Ti^{4+} などの遷移元素や酸素との結合力の弱い Pb^{2+} などを含むPZNTのような酸化物は、溶融すると分解(Incongruent melt)して誘電率が小さくほとんど圧電性のない不安定な結晶であるパイロクロア(Pyrochlore)構造となってしまう。またPZNTをセラミックで作製しようとしてもパイロクロア構造が優先的に合成されて、ペロブスカイト構造にならず電気機械結合係数も小さなものしか得られない。そこでPZNTの育成には、融点よりも低い温度での溶液からの単結晶育成(Solution growth)が必要となる。通常は高温で溶融したPbOなどの溶媒(これを融剤:フラックスという)とした溶液成長であるフラックス法が用いられる。フラックス法では単結晶の原料とフラックスを白金るつぼなどの容器に入れて高温で溶融させる。その後0.5~20 /時間程度の速度で冷却し、自然に単結晶の核を発生させる。徐冷することにより、この核を大きくして単結晶を大型化し、常温まで冷却する。そして固まりからフラックスを酸や水などで溶解して単結晶を取り出す。この方法は比較的容易に単結晶を作製できるため研究用として広く用いられている。本研究ではこのフラックス法により大型化が図られたPZNTを用いた。

大型化の手法は、白金るつぼが65mm × 80mmと大きいものを用いたことと、るつぼ底部を強制的に冷却して単核成長を促したことである¹⁾。図3-2-1に強制冷却しない状態で育成された洗浄後の単結晶を示す。最大の単結晶はるつぼ上部で得られた大きさ約20×30×15mmであった。また側部で成長した比較的形状の良いものは、(100)面より核発生して、<111>方向に成

長して矢じり型をしていた。この単結晶は主として第5章で述べるシングルプローブに用いた。

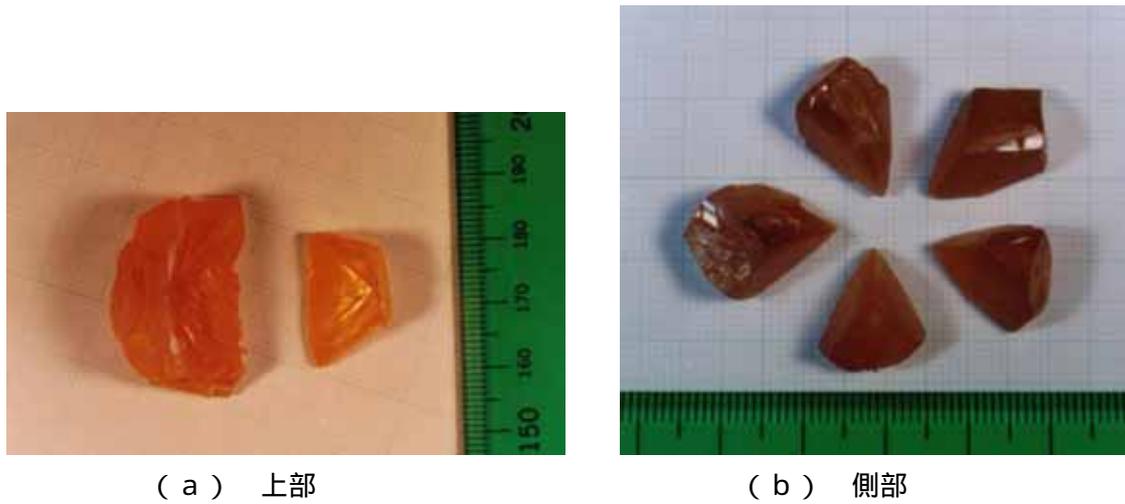


図 3-2-1 強制冷却がない状態で育成された単結晶

るつぼ底部を強制的に冷却する方法では、図 3-2-2 に示すように口径 6mm のアルミナパイプから酸素ガスを $800\text{cm}^3/\text{min}$ 吹き付け、徐冷速度を $1^\circ/\text{時}$ とした。得られた最大結晶はるつぼ底部から成長したことが確認され、図 3-2-3(a) に示すように大きさは $43 \times 42 \times 40\text{mm}$ 、重さは 415g であった。この最大結晶の全体の形状は立方体の一つの頂点を伸ばした矢じり型で、強制冷却しない方法でるつぼ壁面から成長した結晶と似た形である。さらに本結晶はるつぼ底面に (100) 面で核発生し、斜め上方の $\langle 111 \rangle$ 方向にやや優先的に成長していた。 (100) 面にスライスしたウェハの一例を図 3-2-3(b) に示す。一部のウェハには PbO フラックスによる内包物が多く見られた。

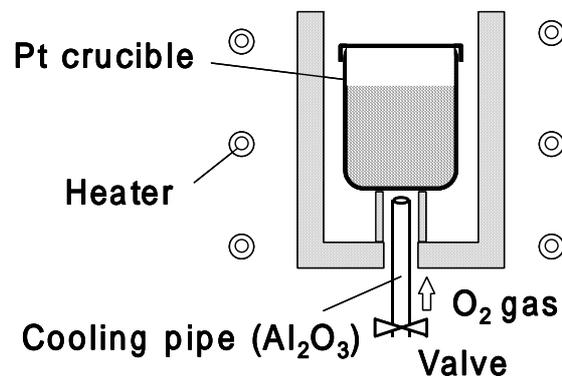


図 3-2-2 酸素ガス吹き付けによる P Z N T 育成

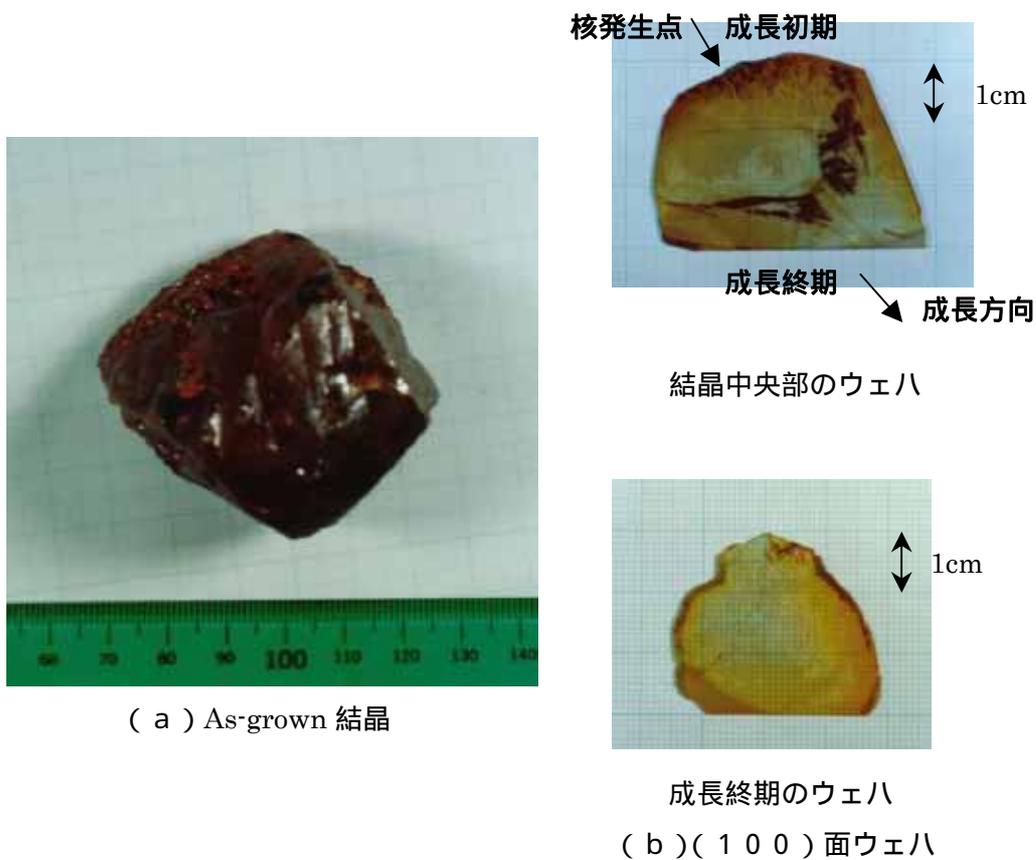
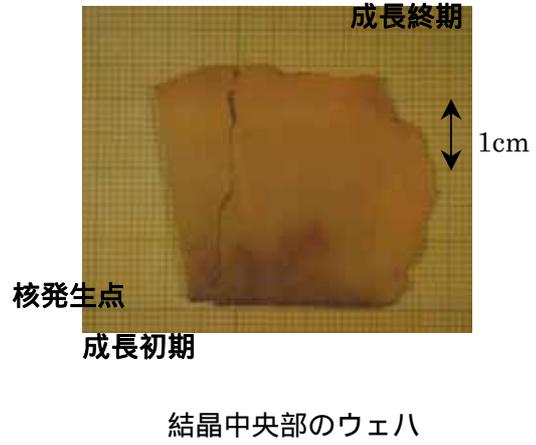


図 3-2-3 酸素ガス吹き付けにより育成された P Z N T の外観と (1 0 0) 面ウェハ

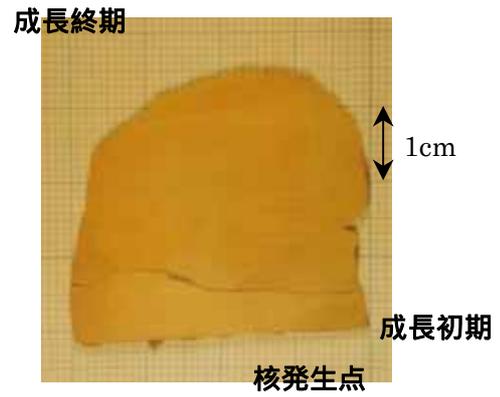
また徐冷速度を 0.5 /時と遅くして得られた最大結晶の外観と (1 0 0) 面ウェハを図 3-2-4 に示す。この結晶は大きさが 55 × 50 × 30mm の半球状、重さは 380g であった。この結晶もるつば底面に (1 0 0) 面に近い面で核発生し、斜め上方の < 1 1 1 > 方向にやや優先的に成長していた。図示した (1 0 0) 面ウェハは結晶中央部から切り出したものと、中央部から約 10mm 離れた位置のものである。いずれも周辺部は濃黄色、内部は淡黄色であった。中央部のウェハは核発生点近傍に赤黒いフラックスと白色で針状の内包物があった。しかし徐冷速度が 1 /時の実験で見られた 5mm 幅の白い筋状の部分は存在せず、結晶中央部の内包物もなかった。以上より徐冷速度を遅くすることが内包物の低減に有効であることがわかった。



(a) As-grown 結晶



結晶中央部のウェハ



結晶中央から 10mm ずれた
位置のウェハ

図 3-2-4 徐冷速度を 0.5 /時と 1 / 2 にして得られた
PZNTの外観と(100)面ウェハ

次に徐冷速度を結晶育成の初期から終期にかけて徐々に速くすることで、徐冷期間中の結晶育成速度を概ね一定になるようにした²⁾。成長速度の速い初期の 1270 から 1100 までは 0.4 / 時、育成中期の 1100 から 1000 までは 1.0 / 時、育成終期は 2.0 / 時とした。得られた最大結晶の外観と(100)面ウェハを図 3-2-5 に示す。大きさは 60mm × 32mmの半球状、重さは 400gであった。育成中期から終期に当たる部分の(100)面ウェハ内部には、内包物が少なく、クラックも中央部に発生しなかった。このロットから内包物とクラックがほとんどなく、循環器用超音波プローブの振動子に出来る大きさ(15×20mm以上)のウェハが 8 枚得られた。以上より徐冷期間の温度プロファイルを変えて結晶育成速度を一定に近く保つことが、クラック抑制に効果があるといえる。

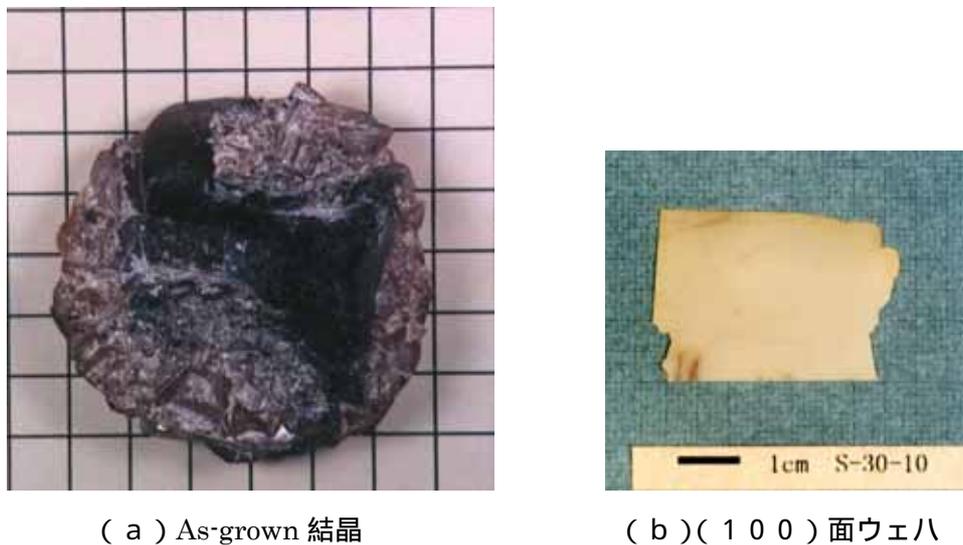


図 3-2-5 徐冷速度を変えて得られた P Z N T の外観と (1 0 0) 面ウェハ

3 - 3 . P Z N T の材料特性評価

超音波プローブ用圧電材料として着目すべき材料特性は、電気機械結合係数と音響インピーダンス、誘電率、周波数定数などである。これらを求めるにはウェハに電極を付与して振動子化する必要がある。3 - 3 ではその振動子化プロセスも含め P Z N T の電気的特性について述べる。なお振動子化プロセスの一部は第 5 , 6 章で述べるプローブ特性のところでも取り上げる。また P Z N T のような多成分系酸化物単結晶の電気的特性を評価する場合、特性ばらつきを如何に低減するかも実用化には重要なポイントになる。作製された超音波プローブが個々によって感度や帯域などの特性が異なれば実用に供されないのはいうまでもない。そこでこのばらつきについても検討を行った。

3 - 3 - 1 . 振動子の作製

超音波プローブで利用する圧電材料の振動モードは厚み縦振動である。従って分極処理は振動子の厚さ方向に施し、振動子の厚さで共振周波数が決まる。以下に振動子作製プロセスを示す。

< 評価用振動子の作製プロセス >

ラウエカメラによる方位決め

得られた結晶塊をホットプレート（設定温度 120 ）上で加熱後、サンワックス（産研社、型名MTC-201）を用いて石膏上に固定し、ゴニオメータにセットする。その後最大の厚み縦振動の電気機械結合係数が得られる（100）面を出す³⁾。ただし特性ばらつき評価用として、一部のサンプルは（110）面に平行にスライス加工した。

所定の厚さに切断、研磨

まずダイヤモンドカッタで厚め（0.5～0.7mm 程度）に切断する。切断時の割れを防ぐため、1回の切断スピードは10mm 大の結晶で約10分程度。この時結晶が飛び散るのを避けるためにガラス板や石膏などで周りを囲っておく方が良い。その後#2000の研磨剤で所定の厚さ（0.1～0.3mm程度）に研磨する。

洗浄

電極形成前のウェハ表面清浄化のため、50 にてアセトン15分、塩化メチレン60分、アセトン15分の順で、超音波洗浄。

電極形成

スパッタ法でTi(0.05 μm)/Au(0.2 μm)またはNi/Auの電極を両面に形成する。後に述べるようにはんだ付けによるリード引出しを可能にするため、Ti/Cu/Auの3層構成電極も一部のウェハに適用した。P Z T セラミックでは銀の焼付け電極が多用されている。これは信頼性の高い電極リード引出し法であるはんだ付けを可能にするとともに、低コストでできるためである。筆者の研究グループでは P Z N T にも銀焼付け電極を試みたが⁴⁾、誘電率がスパッタ電極に比べて約 1/3 に低下したことから、700 以上の高温での焼成により電極と P Z N T との間に圧電性のないパイロクロア層が形成される問題が発生した。そこで本研究では P Z N T の優れた圧電特性を可能な

限り引き出せるように、スパッタ法で電極を形成した。

外形加工

一般のアレイプローブ用の振動子は矩形状(例えば循環器用セクタプローブでは15×20mm程度)である。電極を形成したウェハの矩形状加工はダイサ(DISCO製、型名DAD-2H/6T)で行った。筆者の研究グループにより、PZNTは機械的強度を表わす指標の一つである破壊靱性 K_{IC} がPZTセラミックに比べて約1/3であることがわかっており⁵⁾、加工の際は注意を要する。両面に電極を形成したウェハは、ガラス板に0.07mm厚程度のポリイミド(カプトン)テープを貼った箇所にエレクトロンワックスで固定するか、もしくはドレッシングボードなどの快削性の板に直接エレクトロンワックスで固定する。切断速度は遅い方(送り速度0.5mm/s以下程度)が好ましい。また加工用のブレードはGaAsなどの脆弱材用として用いられる202Jタイプ(DISCO製)が望ましい。このブレードはダイヤモンド砥粒を比較的接着力の弱い樹脂で固定しており、切断が進むにつれ古いダイヤモンドが外れて常に新しい砥粒が出やすくなっている。

分極処理

キュリー点以上のシリコンオイル中(200℃)より電界冷却する。シリコンオイルを入れたパイレックスガラスに試料をセットし、200℃まで昇温後、約15分間0.3~1kV/mmの電界を印加して、その後電界を保持したままで40℃まで冷却する。印加電界に幅を持たせたのは以下の理由による。循環器用セクタプローブの振動子の場合、大きさが15×20mm程度になり、印加電界が大きいと割れや反りが大きくなることが判明した。そこで比較的大きい振動子の場合は0.3kV/mm程度の低電界で分極した。詳細は第6章で述べる。その結果反りが抑えられプローブ作製時の破損を防ぐことができた。後に述べるように低電界で分極してもアレイ加工後に再分極処理を施すことにより、本来の圧電特性を得ることができた。

短冊状への加工

PZTセラミックの場合、短冊状試料の誘電・圧電特性を評価するための加工は図3-3-1に示すように行っていた。すなわち、板状の圧電振動子をカプトンテープ(厚さ約0.07mm)に貼り付けた後、ガラス板にエレクトロンワックスで固定し、ブレードの切り込み深さをカプトンテープの途中までになるように設定するという方法である。この方法ではカプトンテープの粘着力により、短冊状への加工時に振動子が吹き飛ばすことがなく、加えて加工後にエタノール中に浸けておくことで容易にカプトンテープから剥すことができる。これをPZNT振動子にも適用したところ、図3-3-2に示すようにカプトンテープとの接着面側にチッピング(周辺部破損)が多発した。PZTセラミックのときはこのようなチッピングは発生していなかったため、この結果はPZNT単結晶がPZTセラミックよりも破壊靱性が劣ることを示している。ただカプトンテープとの接着面側のみでチッピングが発生し、その反対の面ではチッピングが発生しなかったのは、以下の理由によると考えられる。図3-3-1においてダイサのブレードは時計回りに回転し、ガラス板(ステージ)は右から左に移動する。従って振動子の上面側には切断時に圧縮応力がかかり、下面側(カプトンテープとの接着面)には引張り応力が発生する。一般に圧縮限界応力の方が引張り限界応力よりも数倍以上大きいため、PZTセラミックよりも破壊靱性が劣るPZNTでは

チッピングが発生したと考えられる。

これを改善するためには、P Z N T 振動子を快削性の板でアレイ加工時に吹き飛ばないように固定することが有効と考えられる。一方、超音波プローブの構造を考えた場合、圧電振動子はバックリング材に接着されてアレイ加工される。この状態で良好に切断するのが難しいとなれば実用上大きな課題になると考え、フェライトゴムバックリング材に P Z N T を貼り付けてチッピング発生の有無を調べた。フェライトゴムバックリング材はフェライト粉末とクロロプレンゴムとの混合物であり、音響インピーダンスは約 6.2Mrayls である。P Z N T 振動子とバックリング材との接着はエポキシ系接着剤（グレースジャパン製、型名 ECCOBOND#27）を用いて、80℃にて 1.5 時間で硬化させた。切断後、エポキシ剥離剤（日化精工製、型名 GELPEE）で短冊状振動子をバックリング材から剥離した。アレイ加工後の上面写真と切断された振動子の断面写真を図 3-3-3 に示す。これにより特に目立ったチッピングは発生せず、フェライトゴムバックリング材に接着することでアレイ加工できることがわかった。

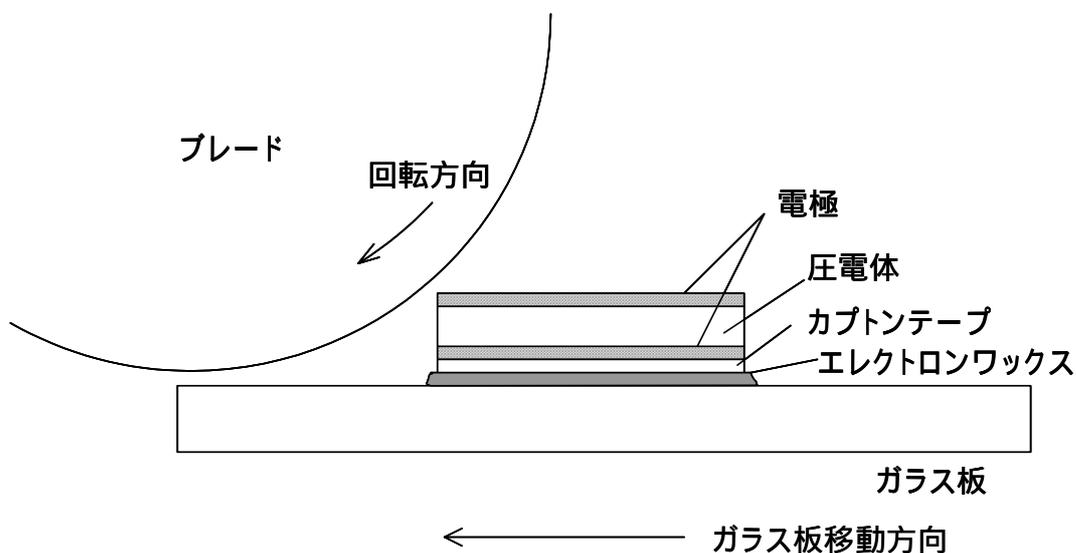
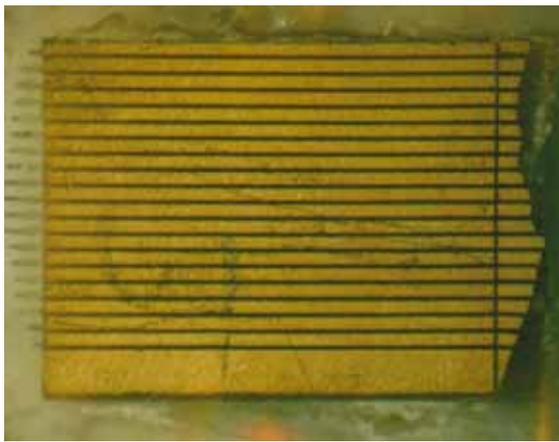


図 3-3-1 チッピングが発生した P Z T セラミックと同様の切断方法

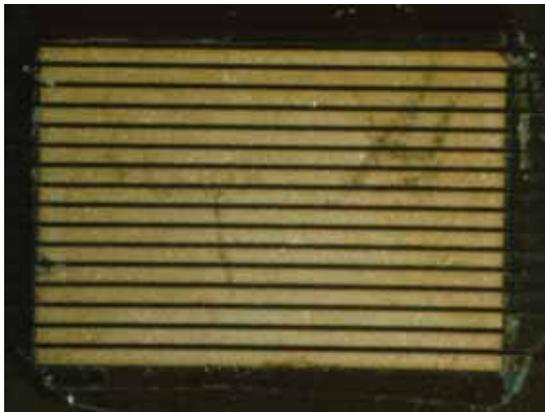


上面写真

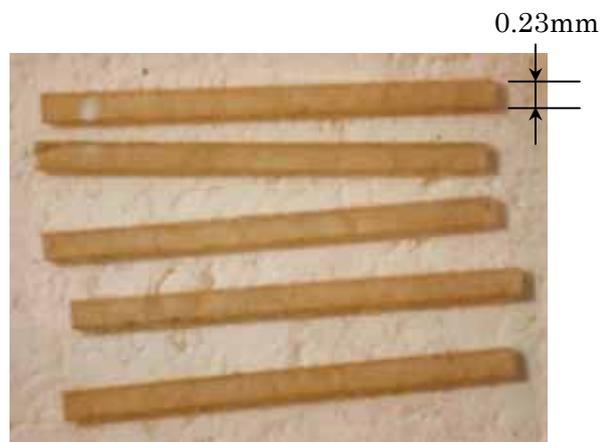


分解後の断面写真

図 3-3-2 図 3-3-1 の方法で短冊状に加工した P Z N T 振動子の上面及び断面写真



上面写真



分解後の断面写真

図 3-3-3 フェライトゴムバック材に接着した P Z N T 振動子のアレイ加工後の写真

3 - 3 - 2 . 誘電・圧電定数の算出方法

誘電・圧電定数の算出は以下の方法により行った。

比誘電率 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$ と誘電損失 \tan

インピーダンスアナライザ (YHP4192A) で 1kHzの静電容量と誘電損失を求めることにより算出⁶⁾。

密度

重量と体積を測定して算出。

電気機械結合係数 k_t, k_{33}, k_{33}'

ネットワーク・スペクトラムアナライザ (H P 4195A) にて共振周波数 f_r と反共振周波数 f_a を求め、次式で算出⁷⁾。

$$k = 1 / \sqrt{0.405 \times f_r / (f_a - f_r) + 0.810}$$

音速 v

Masonによる圧電材料の等価回路⁸⁾からも明らかなように、共振点近傍での最大のインピーダンスを与える周波数は反共振周波数であり、この周波数での厚さ t との関係から次式で算出。

$$v = 2f_a \cdot t$$

周波数定数 Nr_t, Nr_{33}'

共振周波数と厚さとの積

機械的 Q

共振尖鋭度のことであり、次式で算出⁹⁾。

$$Q_m = \frac{1}{2\pi f_r C R}$$

ただし C、R は図 3-3-4 に示す振動子の等価回路定数である。

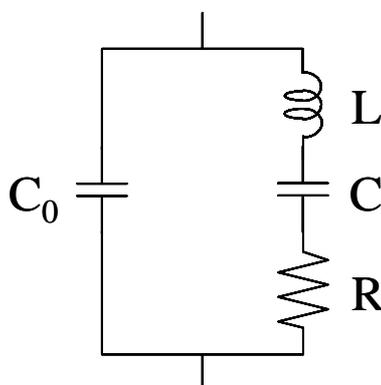


図 3-3-4 振動子の集中定数等価回路

3 - 3 - 3 . P Z N T の誘電・圧電特性

3 - 3 - 2 で述べた振動子化プロセスを得られた P Z N T に適用して評価を行った。表 3-3-1 にロット名と育成条件を示す。るつぼ容積は全て 250cc であり、酸素ガス吹き付けによる局所冷却により大型結晶が得られたものを主として記載してある。表 3-3-2 は各ロットの誘電・圧電特性のばらつきをまとめたもので、表 3-3-3 には図 3-3-5 に示す厚み縦振動の 3 種類の振動子において、各特性の平均値、その平均値の代表値と P Z T セラミックとの比較を示す。なお、短冊状及び棒状振動子の幅 w と厚さ t の比 w/t は全て 0.5 ~ 0.6 であり、厚み縦振動への幅振動の影響が出ない形状とした⁹⁾。また振動子の面積がロットによって異なるが、これはこれら振動子を用いて作製したプローブの仕様が異なるためである。図 3-3-6 には P Z N T 及び P Z T セラミックの平板及び短冊状振動子の代表的なインピーダンス特性を示す。以下に P Z N T の誘電・圧電特性の特徴を示す。

表 3-3-1 ロット名と育成条件概要

ロット名	育成条件概要
S3	るつぼ径のスケールアップのみ。アルミナロッドによるるつぼ底部の冷却
S14	酸素ガス吹き付け。冷却速度 1 / 時
S21	同上
S17	酸素ガス吹き付け。冷却速度 0.5 / 時
S28	酸素ガス吹き付け。冷却速度可変
S30	同上

表 3-3-2 各ロットの誘電・圧電特性のばらつき

ロット	サンプル数		厚さ t [μ m]	長さ l [mm]	幅 w [mm]	分極前 \tan	分極前 $\frac{\epsilon'}{\epsilon''}$	分極後 \tan	分極後 $\frac{\epsilon'}{\epsilon''}$	共振 周波数 f_r [MHz]	反共振 周波数 f_a [MHz]	周波数 定数 $f_r \cdot t$ [Hz·m]	周波数 定数 $f_a \cdot t$ [Hz·m]	結合係数 k_p [%]
S3	3	平均値	224	9.91	8.49	0.026	9173	0.015	2943	7.32	8.87	1639	1986	60.5
		最大値	228	12.93	8.49	0.030	9730	0.017	3880	7.53	9.18	1657	2020	62.0
		最小値	220	6.90	8.49	0.022	8440	0.012	2130	7.18	8.63	1624	1933	58.3
		標準偏差	4	3.02	0.00	0.004	663	0.003	881	0.19	0.28	16	47	1.9
S14	7	平均値	214	10.34	8.49	0.027	8366	0.015	3256	7.67	9.13	1643	1956	58.2
		最大値	224	14.51	8.50	0.029	9310	0.019	3480	8.00	9.55	1705	2006	62.9
		最小値	207	5.61	8.48	0.022	5930	0.012	2630	7.30	8.85	1595	1884	54.0
		標準偏差	6	3.78	0.01	0.002	1135	0.002	327	0.26	0.22	41	41	3.3
S17	8	平均値	212	14.47	13.62	0.027	7678	0.017	3206	8.33	9.51	1760	2012	52.0
		最大値	222	26.17	15.01	0.034	9600	0.022	3540	8.90	10.10	1811	2081	57.4
		最小値	200	7.79	6.31	0.022	5140	0.014	2770	7.70	9.10	1709	1960	41.8
		標準偏差	7	6.35	3.07	0.004	1491	0.003	282	0.40	0.42	35	37	4.8
S21	8	平均値	232	19.68	13.23	0.040	9928	0.015	2523	7.20	8.60	1671	1997	58.9
		最大値	235	21.80	15.00	0.047	10430	0.019	2780	7.40	8.95	1702	2059	60.7
		最小値	230	17.60	11.00	0.035	9640	0.013	2090	7.03	8.40	1624	1952	56.7
		標準偏差	2	1.42	1.91	0.006	362	0.002	236	0.15	0.18	26	32	1.5
S28	13	平均値	233	14.5	14.0	0.027	8014	0.010	3465	7.34	8.69	1710	2024	57.5
		最大値	235	20.0	14.0	0.030	9280	0.011	3650	7.50	8.85	1739	2068	59.8
		最小値	230	9.5	14.0	0.023	5980	0.008	3120	7.18	8.35	1668	1946	55.1
		標準偏差	2	4.6	0.0	0.002	875	0.001	137	0.09	0.13	23	32	1.6
S30	14	平均値	256	18.9	14.0	0.033	7594	0.014	2909	6.50	7.77	1667	1992	58.8
		最大値	258	24.0	14.0	0.042	8750	0.016	3490	6.70	7.90	1722	2015	60.5
		最小値	255	12.0	14.0	0.028	5670	0.010	2410	6.40	7.65	1645	1966	53.3
		標準偏差	1	3.5	0.0	0.003	1053	0.002	372	0.09	0.06	24	15	2.0

表 3-3-3 各ロットの誘電・圧電特性まとめとPZTセラミックとの比較

	PZNT単結晶							PZTセラミック	
	S3	S14	S21	S17	S28	S30	代表値	T96 (PZT5A相当)	PZT5H
密度 $\times 10^3$ [kg/m ³]	8.42						8.4	7.7	7.5
電気機械結合係数 k_t [%]	60.5	58.2	58.9	52.0	57.5	58.8	58	51	51
k_{33}' [%]	79.5	86.1		80.8	84.3		83	68	68
k_{33} [%]	92.1						92	75	75
音速 v_t [m/s]	3760	3920	3990	4020	4050	3980	3950	4480	4500
v_{33} [m/s]	2520	2500		2780	2670		2600	3820	3900
v_{33} [m/s]	2460						2460	3750	3700
音響インピーダンス Z_t [Mrayl]	31.7	33.1	33.6	33.8	34.1	33.5	33	34	34
Z_{33}' [Mrayl]	21.2	21.1		23.4	22.5		22	30	29
Z_{33} [Mrayl]	20.7						21	26	26
周波数定数 Nr_t [Hz·m]	1640	1640	1670	1760	1710	1670	1680	2010	2000
Nr_{33}' [Hz·m]		720		890	790		810	1530	1510
Nr_{33} [Hz·m]	590						590	1350	1330
比誘電率 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$	2940	3260	2520	3210	3470	2910	3050	2100	3400
誘電損失 $\tan \delta$	0.015	0.015	0.015	0.017	0.010	0.014	0.014	0.017	0.020
機械的 Q	27						30	50	65
キュリー温度 T_c []			180 ⁵⁾				180	290	193
サンプル数	3	7	8	8	13	14			

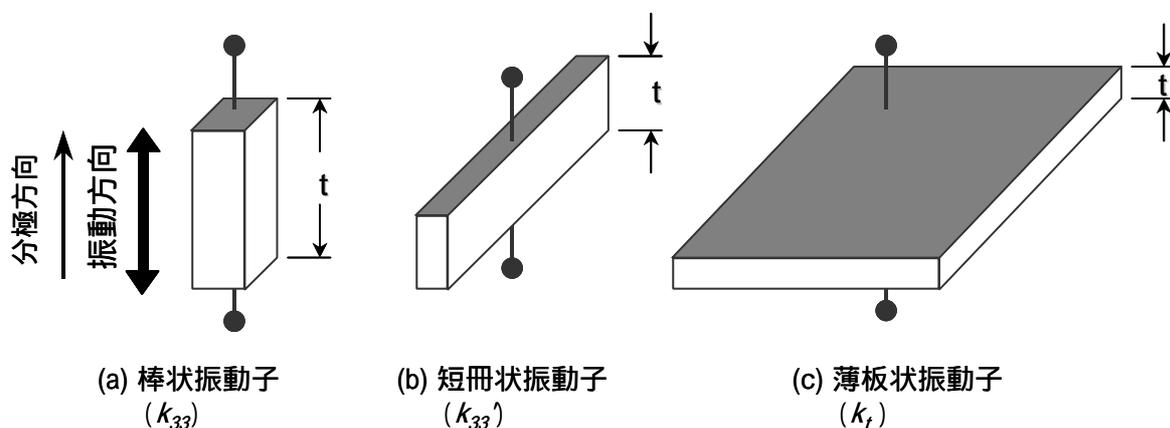
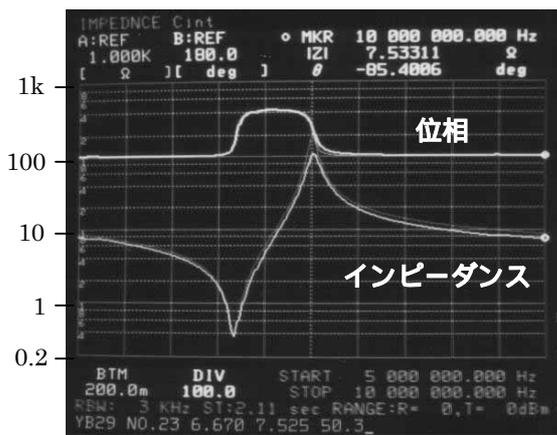
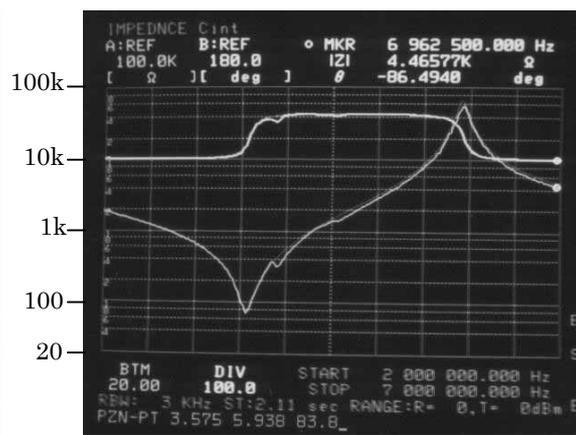


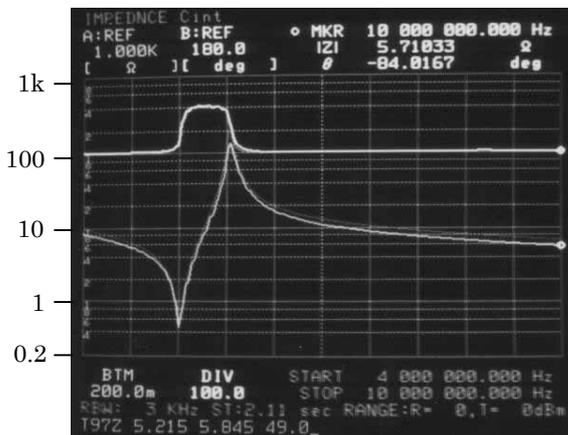
図 3-3-5 厚み縦振動の振動子



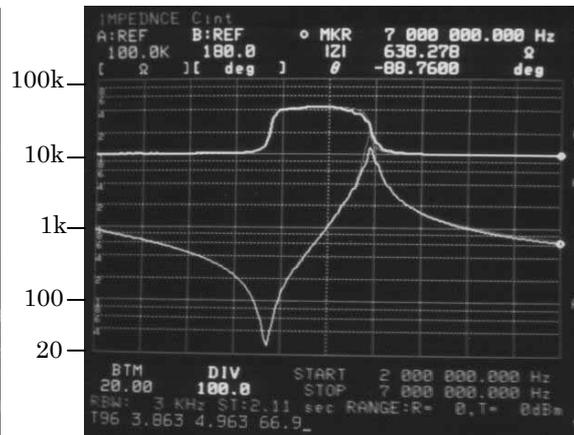
H : 5 ~ 10MHz
P Z N T 平板



H : 2 ~ 7MHz
P Z N T 短冊



H : 4 ~ 10MHz
P Z T 平板



H : 2 ~ 7MHz
P Z T 短冊

図 3-3-6 P Z N T 単結晶と P Z T セラミックの平板及び短冊状振動子のインピーダンス特性

< P Z N T の誘電・圧電特性の特徴 >

アレイプローブで用いられる短冊状振動子の電気機械結合係数である k_{33} が 83% と P Z T セラミックに比べて極めて大きく、P Z T セラミックの k_{33} よりも大きい。図 3-3-6 からわかるように短冊状振動子では共振周波数と反共振周波数の差が P Z T セラミックに比べて極めて広い。また P Z N T の k_{33} が 92% と桑田らの報告⁶⁾ と同等の値となった。 k_t も 58% と P Z T セラミックに比べて 1.1 倍大きい、 k_{33} や k_{33}' の 1.2 倍以上に比べるとその程度は小さかった。以上より、P Z N T は P Z T セラミックに比べて k_{33} が大きいことにより、特にアレイ型超音波プローブの高感度、広帯域化が期待される。

ところで 3 種類の結合係数の大小関係は一般に $k_{33} > k_{33}' > k_t$ となる。これは棒状振動子の場合に横方向の振動がクランプの影響が最も小さいので縦振動が最大の結合係数となるからであり、短冊状振動子では一方向のみのクランプであるため棒状振動子に次ぐ結合係数となるからである。

短冊状振動子の音響インピーダンスは 22Mrayls で、P Z T セラミックの約 75% と小さく、生体の音響インピーダンス (1.5Mrayls) に近い値であった。これは密度が P Z T に比べて約 10% 大きい、音速が P Z T セラミックの 60 ~ 70% と遅いことによる。この低音響インピーダンス特性により、プローブの広帯域化が図れる。

短冊状振動子の周波数定数 N_{r33} が 810Hz・m と P Z T セラミックの 1/2 強の小さな値であった。周波数定数が小さいことは方位分解能の向上を図るために多素子化が進む超音波プローブで、同一周波数において P Z T セラミックよりも薄くなることを意味する。その結果、一素子あたりの静電容量低下が P Z T セラミックよりも抑えられ、ケーブルとの電氣的インピーダンス整合に有利となる。一方、 N_{r33} が小さいと幅振動の影響が出ないようにするための w/t の制限が厳しくなり、厚さが薄くなる高周波数では幅を小さくしなければならないので、アレイ加工時の歩留まりの観点から高周波数では不利といえる。その他 N_{r33} が小さいとプローブ作製において、同一周波数ではダイシング時のブレードの切り込み深さが浅くてすむので、ブレードへの負荷が少なくすむということもいえる。

比誘電率 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$ は、P Z T - 5 A と P Z T - 5 H の中間の値になった。誘電率は、電氣的整合を決める重要なパラメータだが、表 3-3-2 からわかるように結合係数や共振周波数に比べてばらつき (標準偏差) が大きかった。ただ分極前の誘電率に比べて平均値に対する標準偏差の相対値は小さくなった。また分極前の値に比べて 1/3 程度に小さくなるのが P Z N T の特徴である。

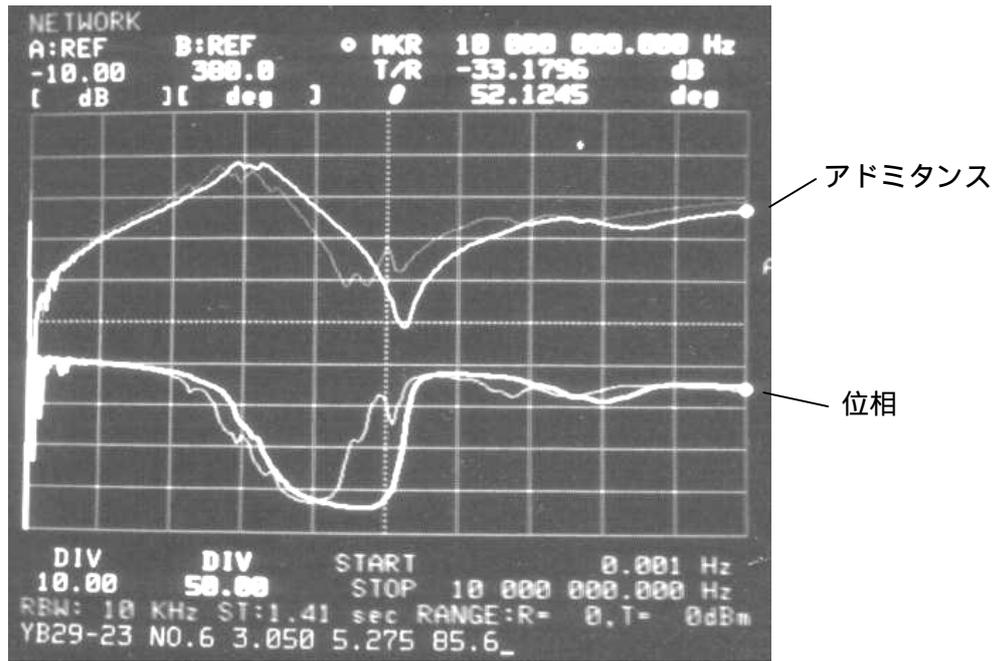
酸素ガス吹き付けにより 40mm 角程度の大型結晶が得られた S3 以外のロットでの誘電率のばらつきは、それぞれ振動子の大きさの違いはあるものの有意差があるとはいえない。これは徐冷速度を変えた育成実験が、内包物低減やクラック抑制には有効だったが、組成ばらつき低減にはさほど効果がなかったといえる。なお、商品としてプローブに適用する振動子とするには、誘電率のばらつきを平均値 $\pm 5\%$ 以下程度にする必要があり、今後の課題といえる。一部のロットの面内ばらつき解析は後に述べる。

誘電損失と機械的 Q はともに P Z T よりも小さくなったが、プローブの特性に与える影響としてはほとんど同等といえる。

ところで短冊状に加工したPZNTの中で図 3-3-7 に示すように、脱分極したものがあつた。この振動子に室温で 1kV/mmの電界を 10~30 秒程度印加したところ、太線のようなアドミタンス特性となり、80%を超える k_{33} になつた。これはPZNTのキュリー点が 180~190^{5,6)}であるため、ダイサによる短冊状への加工時の摩擦熱により脱分極したものと考えられる。このアレイ加工後の分極プロセスはPZNTを用いたプローブで重要なプロセスとなる。

次に k_{33} の温度特性について調べた。超音波プローブでは電圧パルスを印加して超音波を生体中に送信する。生体中に超音波が送信されていればそれほどでもないが、実際には電圧パルスが印加されて生体中に超音波が送信されない状態、すなわちプローブが放置されている状態では、放射されない超音波エネルギーがプローブ内で熱エネルギーに変換されて、プローブが発熱する。その結果、音響レンズ表面が発熱し、使用するとき火傷を起こす危険性が生じる。それを防ぐべく、駆動電圧等を制御することより音響レンズ表面温度は周囲に対して 25 以内程度の温度上昇にする必要がある。従つて実用温度範囲内で圧電振動子自体は最大で 70~80 程度になり、この範囲で圧電振動子の特性が安定している必要がある。しかしPZNTのキュリー点は 180~190 であり、使用時以外でもプローブ製造プロセスにおいてははんだ付けや接着剤の硬化など高温にさらされるので、使用時及び作製プロセスの両方で脱分極が心配される。加えて、PZNTは 70~80 で菱面体晶から正方晶への相変態もある^{5,6)}。

測定は恒温槽に入れた状態でインピーダンス特性を測定して k_{33} を算出した。PZNTの形状は幅 0.14mm×長さ 12mm×厚さ 0.26mmで全て同一ロット、PZTセラミックは幅と長さと同じで厚さが 0.38mmである。結果を図 3-3-8 に示す。キュリー点が 290 で最も高いPZT-5Aタイプセラミックは、180 まで k_{33} の低下はほとんどなかつた。またPZT-5Hタイプセラミックは 120~130 までほとんど変わらず、その後徐々に低下し 180 で 30%程度になつた。これに対しPZNTは試料によって様子が異なり、一部は相転移点近傍で 1~2%程度の k_{33} 低下が見られたが、その後 120 までは 80%以上をキープし、その後徐々に低下した。また別のサンプルは相転移点を超えてから徐々に低下し始め、120 でPZTセラミックと同等の 70%程度となつた。このように試料によりばらつきがある原因として、チタン酸鉛のモル分率による組成ばらつきが考えられ、今後の検討課題である。



細線：再分極前、太線：再分極後

図 3-3-7 P Z N T 短冊状振動子の再分極前後のアドミタンス特性

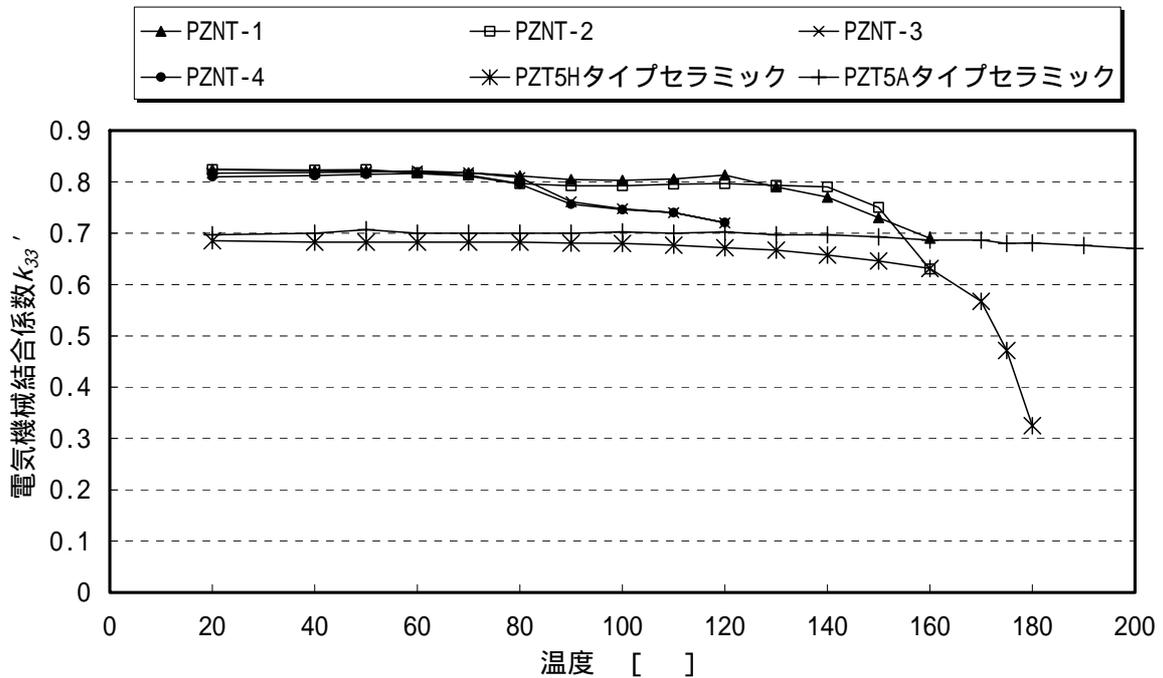


図 3-3-8 電気機械結合係数 k_{33} の温度特性

3 - 3 - 4 . P Z N Tのその他材料特性

抗電界 E_c

超音波プローブを駆動する電圧パルスは、矩形波バーストやサインバースト、あるいはコンデンサからの放電パルスなどが用いられるが、分極方向と逆方向成分が存在する場合がある。その逆方向成分の大きさによっては脱分極が生じることが考えられ、抗電界を知っておくことは重要である。ただ本研究では分極方向のみの成分が存在する単極性パルスで一連の評価を行った。測定は図 3-3-9 に示すソーヤタワー型回路で、室温にて 1Hz で駆動し、x-y のリサージュを描かせて $D - E$ (電束密度 - 電界) 特性を測定した。用いた振動子の形状は P Z N T が 5mm 角で厚さが 0.2mm、P Z T セラミック(東芝セラミックス社製 T - 9 6 = P Z T - 5 A タイプセラミック)が 8mm 角で厚さが 0.2mm であり、結果を図 3-3-10 に示す。これより P Z N T の抗電界は約 0.4kV/mm で T - 9 6 材の約 1/3 であった。従って P Z N T は P Z T セラミックの約 1/3 の逆方向電界で脱分極する。このことは第 2 章で述べたハーモニックイメージングでは高調波成分を含まない双極性のサインバーストなどが用いられるので、注意すべき点である。

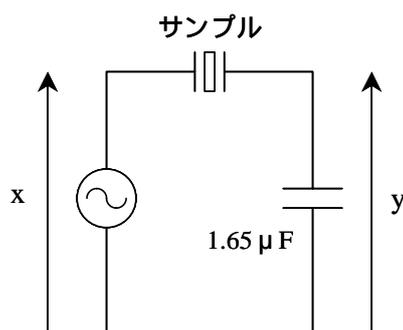
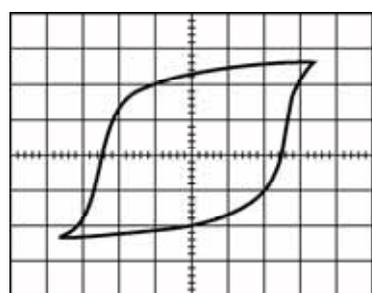
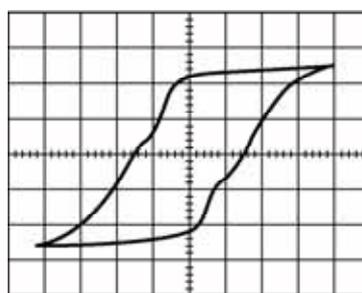


図 3-3-9 $D - E$ 特性測定回路



V: 50V/div.
H: 100V/div.

T - 9 6 (PZT5Aタイプセラミック)



V: 20V/div.
H: 50V/div.

P Z N T

図 3-3-10 P Z N T と P Z T セラミックの $D - E$ 特性の比較

d 定数の電界依存性

$S - E$ (歪み - 電界) 特性を調べることにより、圧電 d 定数の電界依存性を調べた。図 3-3-11 が測定回路で、ポテンシオメータ出力を差動増幅して測定した。測定したサンプルは $D - E$ 特性で用いたものと同じで、駆動周波数は 0.2Hz とした。結果は図 3-3-12 に示すように PZNT の方が PZT セラミックよりも電界依存性が大きくなり、高電界になるにつれて傾きは小さく、すなわち d 定数は小さくなった。原点と 0.5kV/mm 近傍、さらに傾きが負の場合における d 定数を表 3-3-4 に示す。原点近傍では PZNT の d 定数が 3~4 倍大きく桑田らの報告⁶⁾と一致したが、電界が大きくなるにつれて小さくなり、 0.5kV/mm 程度では 1.3~1.7 倍になった。超音波プローブの場合は、 $0.2 \sim 1\ \mu\text{s}$ 幅の電圧パルスを $0.1 \sim 0.4\text{kV/mm}$ 程度印加する。直流バイアスに近い $S - E$ 特性とは異なるために推定しにくい、電界依存性があることを考えると原点近傍よりも d 定数は小さくなると予想される。なお本研究では後に駆動電圧に対するエコー振幅特性について調べている。

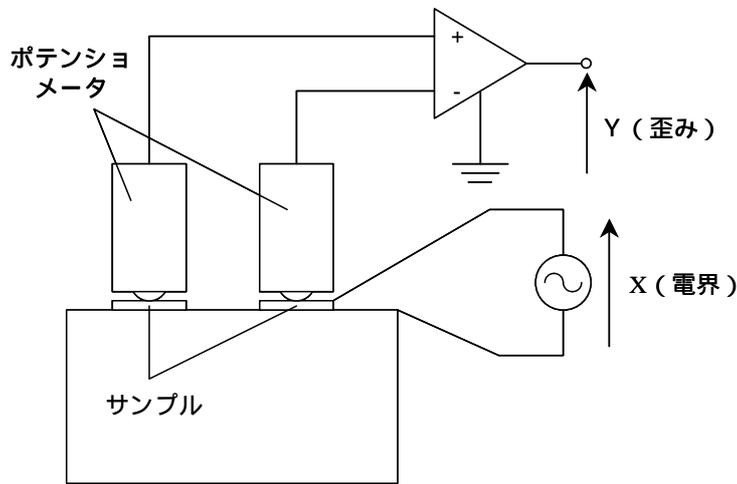


図 3-3-11 $S - E$ 特性測定回路

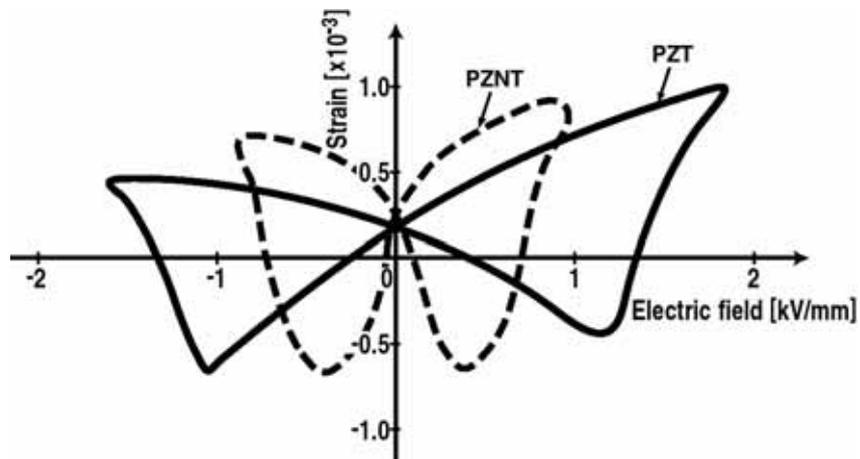


図 3-3-12 PZNT と PZT の $S - E$ 特性の比較

表 3-3-4 S - E特性から求めた圧電定数 (単位 : 10^{-12}m/V)

	PZNT	T-96
文献値 ⁶⁾	1570	446
傾き正 原点近傍	2200	640
傾き正 0.5kV/mm近傍	600	470
傾き負 原点近傍	1870	400
傾き負 0.5kV/mm近傍	480	290

3 - 3 - 5 . 面内の特性ばらつき

誘電率と結合係数についてウェハ内の面内ばらつきについて調べた。用いたウェハのロットは表 3-3-1 の S3 の (1 1 0) 面である。

ウェハは図 3-3-13 に示すように、厚さ約 0.4mm に鏡面研磨し、スパッタ法により Ti/Au 電極を形成した。その後結合係数 k_t が測定できるように約 4mm 角に切り出し、図 3-3-14 に示すように番号を付けた。分極は電界冷却により 200 のシリコンオイル中 1kV/mm の電界を 15 分間印加し、その後電界を印加したまま 40 まで冷却した。測定はインピーダンスアナライザ (YHP4192A) により、周波数 1kHz で - 50 150 - 50 の往復を 15 時間かけて行った。その結果は図 3-3-15, 16 のようになり、以下に示すような 3 種類の特徴にまとめられる。

桑田らの報告⁶⁾と同様に菱面体晶と正方晶の相境界が明瞭なもの。相転移点は 70 ~ 90 。 (サンプル No.1 から 9, 11 ~ 13 で図 3-3-14 の白抜き数字部分)

相境界が不明瞭なもの。核発生点近傍が多かった。 (サンプル No.14 ~ 16, 18)

相境界が 2 段階あるように見えるもの。このサンプルは相境界が不明瞭なものの外側にあった。 (サンプル No.10, 17 で図 3-3-14 の網掛け部分)

温度上昇時と下降時でヒステリシスを示し、相転移点が変わった。次に温度上昇時の室温 (20) における面内分布を図 3-3-17 に示す。最小値 470、最大値 4530、平均値 1910 と大きくばらついた。また核発生点近傍の誘電率が最も大きく、外側になるにつれて小さくなった。以上の結果を基に行った考察を以下に述べる。

(1) 現在用いられている P Z T セラミックの誘電率の面内ばらつきが平均値 $\pm 5\%$ 以内であることから考えると、このサンプルは誘電率の面内ばらつきが大きく、このままでは汎用のアレイプローブに適用するのが難しい。後に述べる径 1.5mm 程度の小さな振動子を用いる体腔内用などの特殊プローブが向いている。

(2) 菱面体晶と正方晶の相境界が明瞭であったサンプルの相転移点から P T のモル分率を求めると 8.3% ~ 9.2% となった。原料調合時が 9% であるから、それよりも少なめの結晶が得られていることになる。

(3) チタン酸鉛 (P T) のモル分率が変わると相転移点が変わることから、相転移点不明瞭なサンプルは面内で P T のモル分率が一様でないとして推定される。このサンプルは核発生点近傍に P T のモル分率が一様でない部分が多かったといえる。この理由は P T が垂鉛ニオブ酸鉛

Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O₃よりも結晶成長が起こりやすいためであり、結晶のできはじめは温度が高いため、それがより促進されるためと考えられる。

(4) 核発生点近傍で誘電率が大きくなったのは、育成初期にP Tのモル分率が高くなるので、菱面体晶と正方晶の相転移点が下がり、誘電率が大きくなったといえる。

(5) 温度上昇時と下降時で相転移点が変わった理由を以下に述べる。菱面体晶から正方晶への、またはその逆方向への安定状態になるには、ある閾値を越えるエネルギーが必要になる。従って温度上昇時と下降時では相境界近傍のある温度範囲で安定な相が異なることになり、その結果ヒステリシスをもつと考えられる。

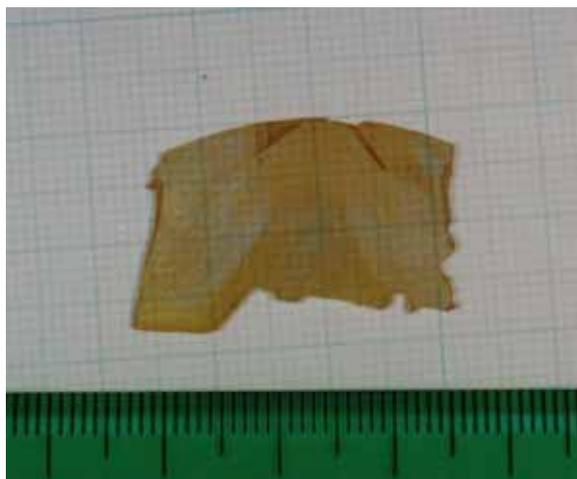


図 3-3-13 鏡面研磨後の(110)面ウエハ

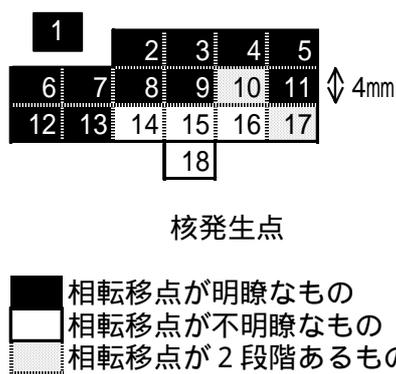


図 3-3-14 4mm 角に切り出した(110)面試料のサンプル番号

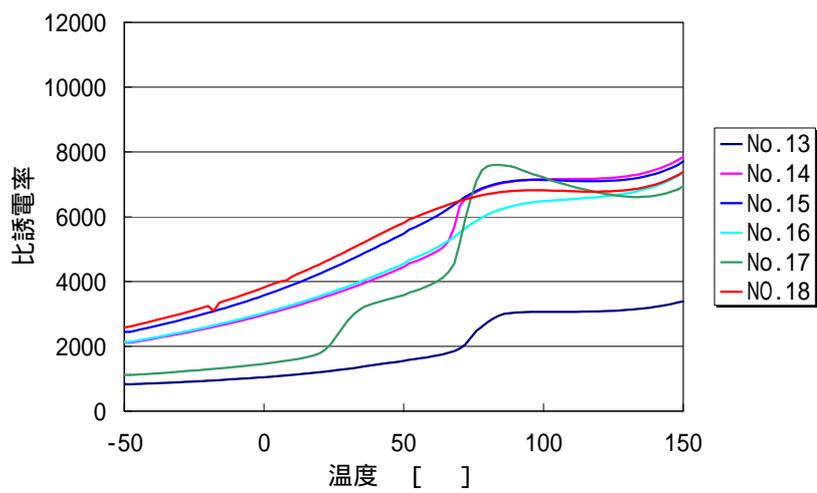
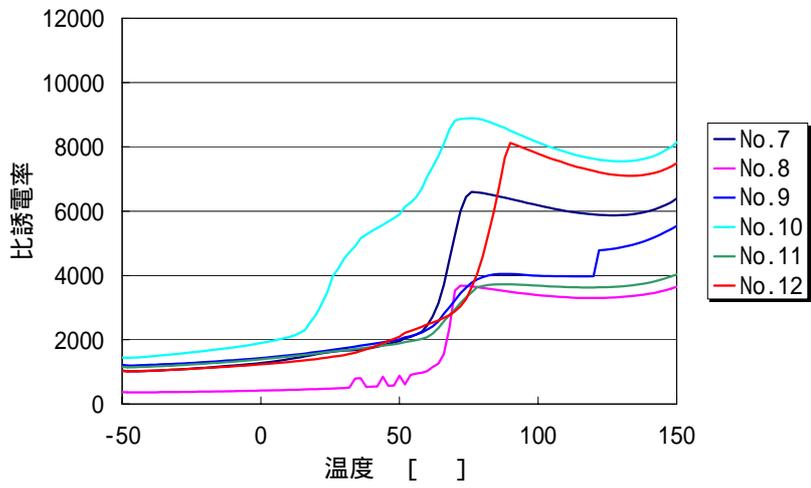
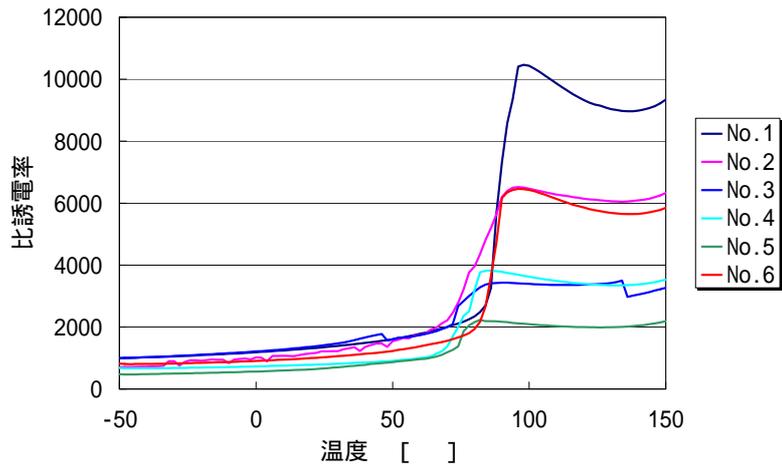


図 3-3-15 (1 1 0) 面ウェハの誘電率の温度特性 (- 50 150)

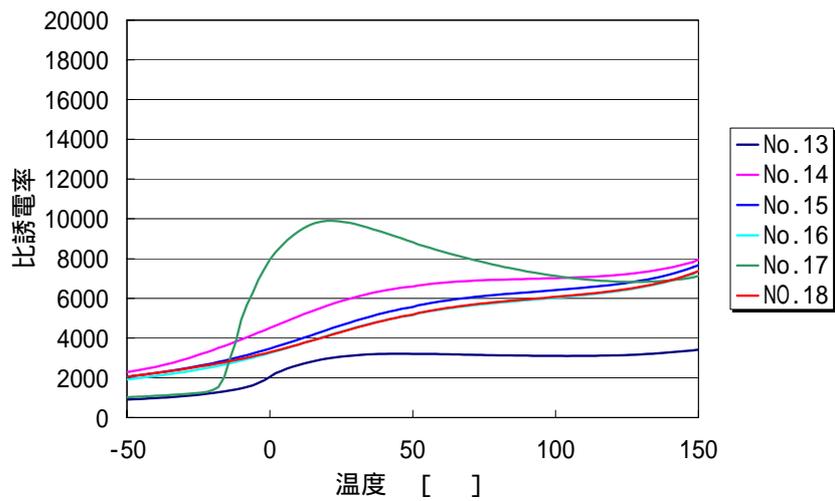
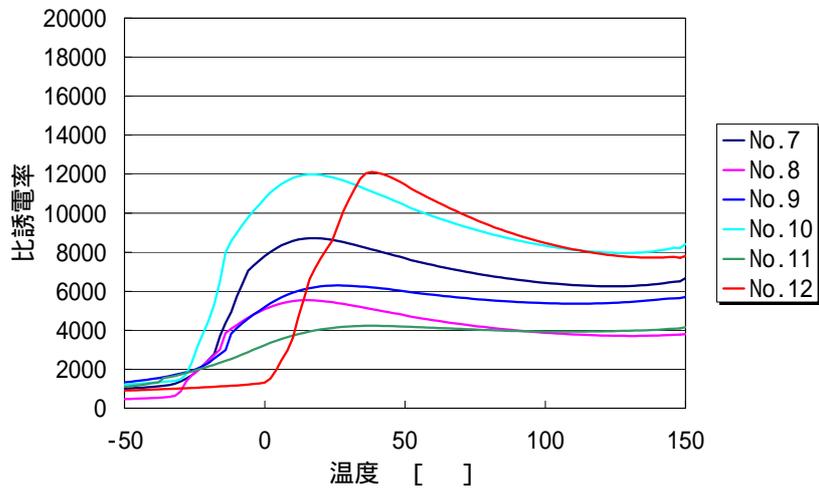
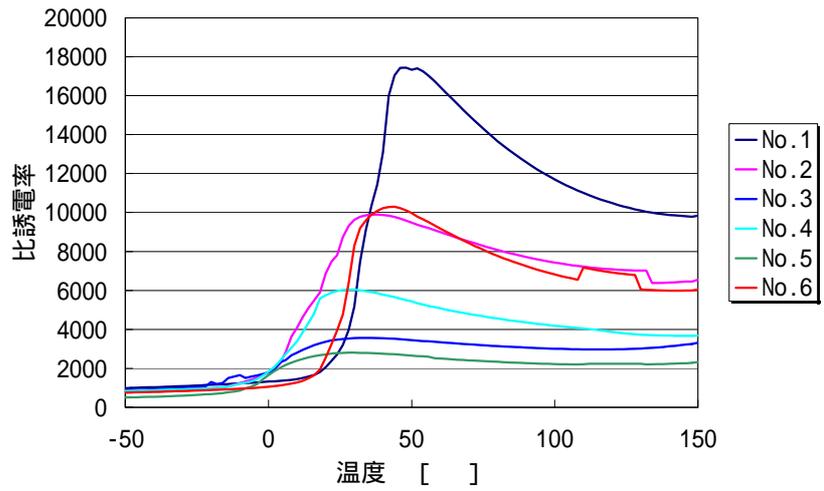
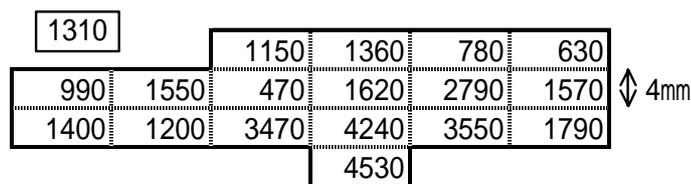


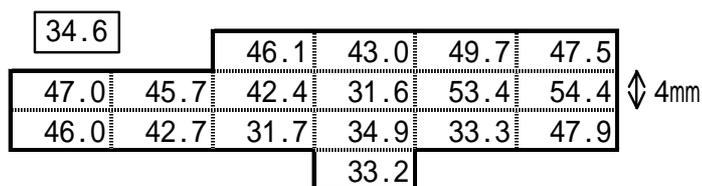
図 3-3-16 (1 1 0) 面ウェハの誘電率の温度特性 (150 - 50)



核発生点

図 3-3-17 温度上昇時の 20 mm における比誘電率の面内分布 (ロット S3、(110)面)

図 3-3-18 に結合係数 k_t の面内分布を示す。試料は (110) 面であり、その絶対値は (100) 面で測定した表 3-3-2 の各ロットよりも小さくなった。 k_t の大小よりも面内分布に着目すると、図 3-3-17 の誘電率の面内分布との相関は見られなかった。この結果は、Park¹⁰⁾の報告と一致する。超音波プローブでは、誘電率と結合係数の両者とも感度と帯域に影響するので、PT の分布を均一にして面内ばらつきを低減することが今後の課題である。



核発生点

図 3-3-18 電気機械結合係数 k_t の面内ばらつき (ロット S3、(110)面、単位：%)

3 - 4 . あとがき

第 3 章では筆者の研究グループにより循環器用プローブに適用できる大きさに育成された P Z N T を用いて、誘電・圧電特性、及びその面内ばらつきを評価した結果について述べた。その結果アレイプローブに用いられる短冊状振動子の電気機械結合係数である k_{33} が 83% と、P Z T セラミックの 68% に比べて極めて大きな値が得られた。またこの形状での音響インピーダンスが 22Mrayls と P Z T セラミックの 30Mrayls に比べて、生体 (1.5Mrayls) に近い値となった。従って超音波プローブの高感度化と広帯域化が期待される。その一方で P Z N T は P Z T セラミックに比べて機械的強度が弱く、短冊状振動子への加工には工夫が必要であった。

次に平板振動子の誘電率や結合係数の面内ばらつきを調べた結果、両者の相関はほとんどなかった。しかし誘電率は循環器セクタプローブ用振動子 (大きさ 15 × 20mm) では P Z T セラミッ

クでの指標である平均値 $\pm 5\%$ 以内を満たしておらず、今後の課題である。筆者の研究グループではブリッジマン法により大型化を研究している^{11~16)}。組成ばらつきの低減には、育成された結晶と同じ量の原料を加えることにより溶液の濃度を一定に保つことが必要になるであろう。

3 - 5 . 参考文献

- 1) T. Kobayashi, S. Shimanuki, S. Saitoh, and Y. Yamashita, "Improved growth of large lead zinc niobate titanate piezoelectric single crystals for medical ultrasonic transducers," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 36, No. 9B, pp. 6035-6038, 1997.
- 2) S. Saitoh, T. Kobayashi, T. Takeuchi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Improved images by a 3.5 MHz array probe using 0.91Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O₃-0.09PbTiO₃ single crystal," Proc. SPIE 3664, pp. 147-154, 1999.
- 3) J. Kuwata, K. Uchino, and S. Nomura, "Dielectric and piezoelectric properties of 0.91Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O₃-0.09PbTiO₃ single crystals," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 21, No. 9, pp. 1298-1302, 1982.
- 4) K. Harada, S. Shimanuki, S. Saitoh, and Y. Yamashita, "Effect of fired Ag electrodes on electrical properties of Pb[(Zn_{1/3}Nb_{2/3})_{0.91}Ti_{0.09}]O₃ single crystals," J. Ceram. Soc. Jpn Vol. 106, pp. 116-118, 1998.
- 5) Y. Hosono, K. Harada, S. Shimanuki, S. Saitoh, and Y. Yamashita, "Crystal growth and mechanical properties of Pb[(Zn_{1/3}Nb_{2/3})_{0.91}Ti_{0.09}]O₃ single crystal produced by solution Bridgman method," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 38, No. 9B, pp. 5512-5515, 1999.
- 6) 電気材料工業会、圧電セラミック振動子の試験方法 EMAS-6007、昭和 61 年 3 月。
- 7) M. Onoe and H. Jumonji, "Useful formulas for piezoelectric ceramic resonators and their application to measurement of parameters," J. Acoust. Soc. Am. Vol. 41, No. 4, pp. 974-980, 1967.
- 8) W. P. Mason, "Electromechanical transducers and wave filters," 2nd ed., D. Van Nostrand Company, Chap. 6, 1948.
- 9) M. Onoe and H. F. Tiersten, "Resonant frequencies of finite piezoelectric ceramic vibrators with high electromechanical coupling," IEEE Trans. Ultrasound Eng., vol. 10, pp. 32-39, 1963.
- 10) S. E. Park and T. R. Shrout, "Characteristics of relaxor-based piezoelectric single crystals for ultrasonic transducers," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 44, No. 5, pp. 1140-1147, 1997.
- 11) S. Shimanuki, S. Saitoh, and Y. Yamashita, "Single crystal of the 0.91Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O₃-0.09PbTiO₃ system grown by the vertical Bridgman method and its characterization," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 37, No. 6A, pp. 3382-3385, 1998.
- 12) K. Harada, S. Shimanuki, T. Kobayashi, S. Saitoh, and Y. Yamashita, "Crystal growth and electrical properties of Pb[(Zn_{1/3}Nb_{2/3})_{0.91}Ti_{0.09}]O₃ single crystals produced by solution Bridgman method," J. Amer. Ceram. Soc., vol. 81, no. 11, pp. 2785-2788, 1998.
- 13) 原田耕一、嶋貫専治、小林剛史、山下洋八、斉藤史郎, "鉛系圧電単結晶の育成及び電気的特性," 日本結晶学会年会、PB58、pp. 151, 1998.
- 14) K. Harada, S. Shimanuki, T. Kobayashi, S. Saitoh, and Y. Yamashita, "Dielectric and piezoelectric properties of Pb[(Zn_{1/3}Nb_{2/3})_{0.91}Ti_{0.09}]O₃ single crystals grown by solution Bridgman method," Key Engineering Materials Vols. 157-158, pp. 95-102, 1999.
- 15) 原田耕一、細野靖春、小林剛史、嶋貫専治、山下洋八、斉藤史郎, "下支え方式ブリッジマン法による圧電単結晶の育成," USE99, pp. 239-240, 1999.
- 16) K. Harada, Y. Hosono, S. Saitoh, and Y. Yamashita, "Crystal growth of Pb[(Zn_{1/3}Nb_{2/3})_{0.91}Ti_{0.09}]O₃ using a crucible by the supported Bridgman method," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 39, No. 5B, pp. 3117-3120, 2000.

第4章

パルスエコー特性シミュレーションによる

PZNTプローブの設計と解析

4 - 1 . まえがき

超音波プローブの設計、解析などのためシミュレーションによる解析ツールをもつことは重要である。圧電単結晶PZNTを用いた超音波プローブでも、音響整合層の厚さや音響インピーダンス、層数、バックング材の音響インピーダンスなどのプローブ設計を始め、試作プローブの性能確認、PZTセラミックプローブとの性能比較などのため、パルスエコー特性のシミュレーションが果たす役割は大きい。本章ではMasonモデル¹⁾により、圧電体を分布定数表示し、これに音響整合層やバックング材を付加して超音波プローブを等価回路表示した。次にこのプローブの等価回路を基に送信回路と受信回路を付加して超音波送受信系を構成し、電圧伝達関数の周波数特性を求めることにより周波数スペクトラムを得た。さらにパルスの周波数特性を考慮した送受信パルスに逆フーリエ変換を施してエコー波形を求めた。そして等価回路モデルの精度をPZTセラミックプローブにより検証した後、PZNTを用いたプローブの性能予測を行った。

4 - 2 . 超音波プローブの等価回路

4 - 2 - 1 . 厚み縦効果振動子の Mason モデルの作成

超音波プローブに用いられる振動子は図 4-2-1 に示すように、分極方向に駆動電界を印加し、それと同方向に発生する変位を利用する。弾性体（誘電体）では歪み S が小さいときは発生する応力 T の大きさは歪みに比例するが、圧電体の場合は電界 E を印加しても応力が発生する。また、弾性体では電束密度 D は印加電界に比例するが、圧電体の場合は外部応力により歪ませても電束密度が発生する。これらの関係は以下の圧電基本式によって示される。

$$\left. \begin{aligned} T_3 &= c_{33}^E S_3 + e_{33} E_3 \\ D_3 &= e_{33} S_3 + \epsilon_{33}^S E_3 \end{aligned} \right\} \quad (3-1)$$

ここで、 c_{33}^E は電界一定での弾性定数、 e_{33} は圧電定数、 ϵ_{33}^S は歪み一定での誘電率である。次に、 $z (= 3)$ 軸方向の変位 u は $x (= 1)$ 、 $y (= 2)$ 軸方向に比べて非常に大きいので、運動方程式は、

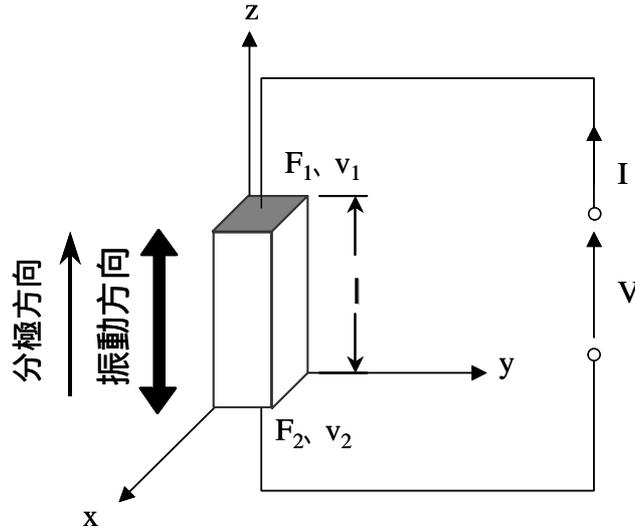


図 4-2-1 厚み縦効果振動子

$$\rho \frac{\partial^2 u_3}{\partial t^2} = \frac{\partial T_{33}}{\partial z} \quad (3-2)$$

となる。さらに、圧電体外への漏洩フラックスはほとんど起こらないので、

$$\frac{\partial D_3}{\partial z} = 0 \quad (3-3)$$

となる。圧電体は電気入力によって両面に応力（音圧）が発生する、あるいは音圧の入力によって電圧が発生するので、図 4-2-2 に示すように一対の電気端子と二対の機械端子からなる 6 端子回路で表わすことができる。(3-2)、(3-3)式の一般解を求めて、これに境界条件を考慮して(3-1)式に代入し、図 4-2-2 における両端面の音圧 F_1, F_2 と粒子速度 v_1, v_2 、電圧 V 、電流 I の関係式を求めると以下のようなになる。

$$F_1 = \frac{Z_0}{j \tan(\frac{\omega l}{v})} v_1 - \frac{Z_0}{j \sin(\frac{\omega l}{v})} v_2 + \frac{\phi}{j \omega C_0} I \quad (3-4)$$

$$F_2 = \frac{Z_0}{j \sin(\frac{\omega l}{v})} v_1 - \frac{Z_0}{j \tan(\frac{\omega l}{v})} v_2 + \frac{\phi}{j \omega C_0} I \quad (3-5)$$

$$V = \frac{\phi}{j \omega C_0} (v_1 - v_2) + \frac{1}{j \omega C_0} I \quad (3-6)$$

ここで Z_0 は圧電体の音響インピーダンス、 k は圧電体の音速 v と制動容量 C_0 から決まる係数で、短冊状振動子の場合は、

$$\phi = k_{33}'(v \cdot C_0 \cdot Z_0 \cdot l)^{1/2} \quad (3-7)$$

となる。電圧と音圧とを理想トランスで結合して(3-4)~(3-6)式をまとめて表わしたのが、図 4-2-3 に示す Mason の等価回路である。厚み縦振動の場合、電気端子側に現れる負性容量が特徴である。 k はトランスの一次側(電気側)と二次側(音響側)の巻線比を表わしており、それが大きい、すなわち結合係数が大きい方が、音圧が大きくなる。

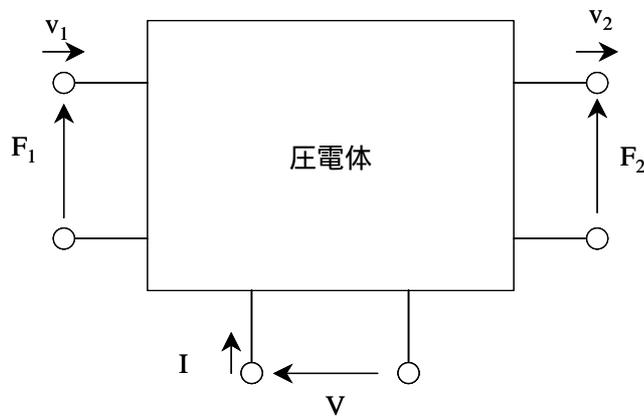


図 4-2-2 圧電体を表わす 6 端子回路

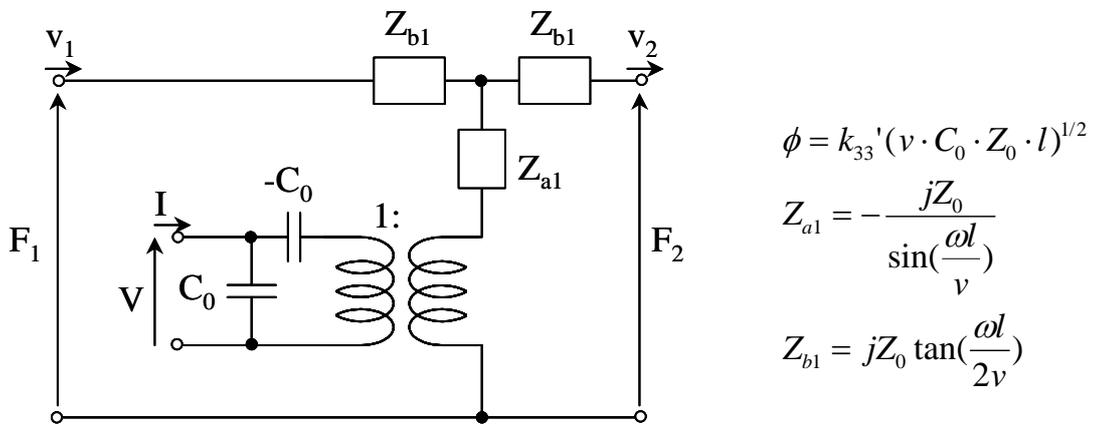


図 4-2-3 縦効果振動子の Mason の等価回路

4 - 2 - 2 . 非圧電層の等価回路

音響整合層や接着層、電極層などの非圧電層については分布定数線路で表わし、図 4-2-4 に示す T 型回路で表示する。具体的には密度と音速（複素数表示し、虚部が減衰を表わす）、厚さで表現する。この回路は圧電体の等価回路において、電気端子をなくした場合と同じになる。

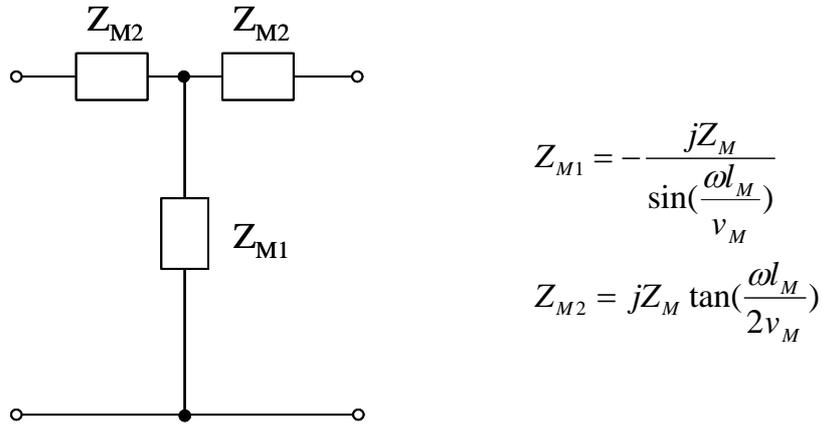


図 4-2-4 非圧電層の等価回路

4 - 2 - 3 . 超音波プローブの等価回路

以上の圧電体と非圧電層の等価回路を用いた代表的な超音波プローブの一次元構造を図 4-2-5 に示す。図 4-2-5 は接着層と電極層を無視した 2 層の音響整合層からなる場合であり、バッキング材は実質的に厚さが無限大という条件であるため厚さのない音響負荷として表される。図 4-2-5 の電気端子 (V, I) と音響端子 (F, v) との関係は以下の F マトリクスで表わすことができる。

$$\begin{pmatrix} V \\ I \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F \\ v \end{pmatrix} \quad (3-8)$$

(3-8)式より、プローブの電気端子から見た電気インピーダンス Z_{in} は、

$$Z_{in} = \frac{V}{I} = \frac{AF + Bv}{CF + Dv} = \frac{AZ_F + B}{CZ_F + D} \quad (3-9)$$

で計算される。ただし、 Z_F は媒質（生体）の音響インピーダンスである。

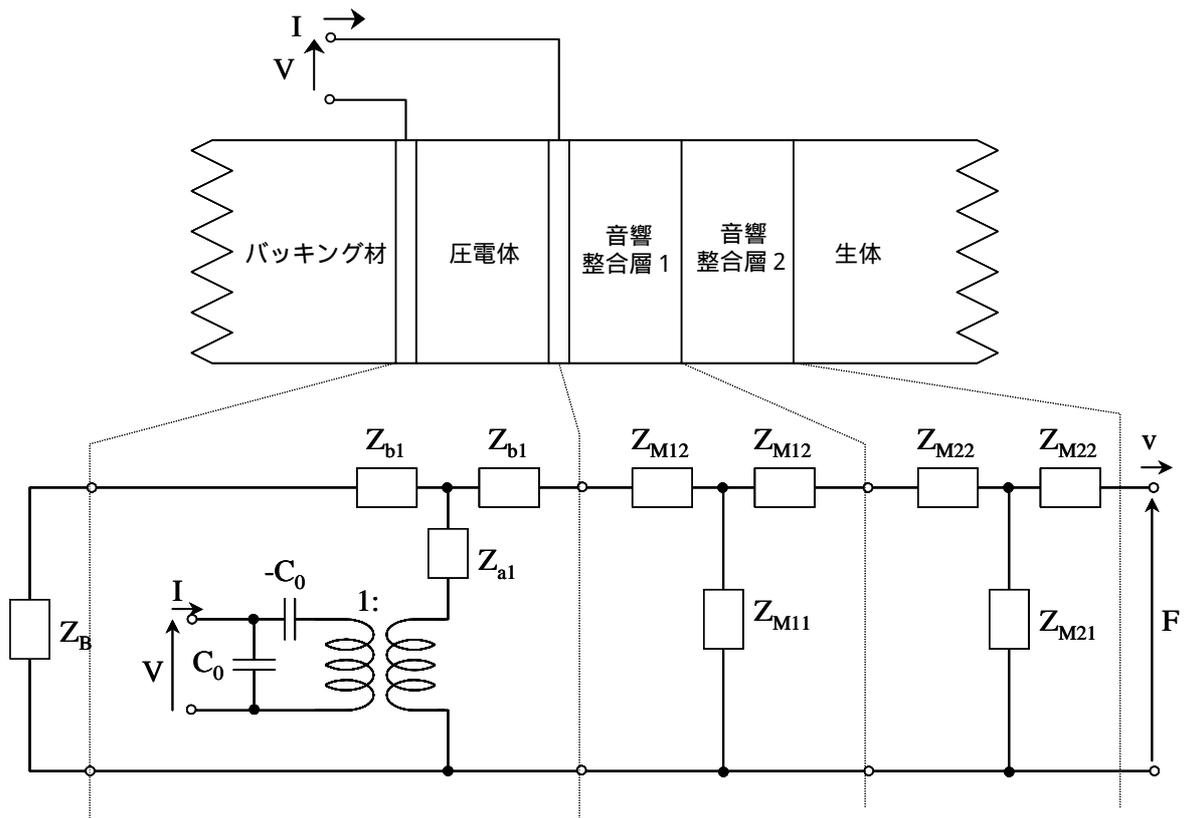


図 4-2-5 超音波プローブの構造と等価回路表示

4 - 2 - 4 . 超音波送受信系の等価回路

超音波送受信系の等価回路を図 4-2-6 に示す。ここで、 Z_1 は送信回路の出力インピーダンス、 V はパルサ回路によるプローブへの印加電圧、 Z_2 、 V_2 はそれぞれ受信回路の入力インピーダンスと入力電圧である。プローブヘッドに接続する通常約 2mの同軸ケーブルは、後述するインピーダンス変換器内蔵型プローブの等価回路表示をわかりやすくするため独立して示し、所定の特性インピーダンスを有する分布定数線路（パラメータは特性インピーダンス、単位長さ当たりの静電容量、長さ）で表示した。超音波プローブでは、一般に同一素子で送信と受信を行うので、受信時のプローブの等価回路はFマトリクス of 逆行列を求めることになる。シミュレーションのため作成したプログラムは別の素子で受信する場合にも対応可能としたので、その場合は受信素子のパラメータを入力する。また音響媒体（生体）からの反射信号は、鏡面反射条件である開放端音圧 $2F_F$ 、出力インピーダンス Z_F の音圧源で表される。音響媒体の減衰を考慮する場合は、減衰係数と伝搬長を考慮する。

図 4-2-6 において、送信側の関係は以下ようになる。

$$V' = AF_F + BV_F \quad (3-10)$$

$$I = CF_F + Dv_F \quad (3-11)$$

$$V = V' - Z_1 I \quad (3-12)$$

$$F_F = Z_F v_F \quad (3-13)$$

(3-10)、(3-11)式を(3-12)式に代入し、(3-13)式から v_F を消去すると以下に示す送信側の伝達関数が得られる。

$$\frac{F_F}{V_1} = \frac{Z_F}{AZ_F + B + Z_1(CZ_F + D)} \quad (3-14)$$

同様にして、受信側の伝達関数は以下ようになる。

$$\frac{V_2}{F_F} = \frac{2Z_2}{DZ_2 + B + Z_F(CZ_2 + A)} \quad (3-15)$$

従って送受信総合の伝達関数 $H(f)$ は(3-14)、(3-15)式から以下のように求まる。

$$H(f) = \frac{V_2}{V_1} = \frac{F_F}{V_1} \cdot \frac{V_2}{F_F} = \frac{2Z_F Z_2}{\{AZ_F + B + Z_1(CZ_F + D)\}\{DZ_2 + B + Z_F(CZ_2 + A)\}} \quad (3-16)$$

以上より、(3-16)式を各周波数に対して求めることにより、プローブの電圧伝達関数の周波数特性が求まる。また、送受信パルスの周波数スペクトラム $V_2(f)$ は以下ようになる。

$$V_2(f) = H(f)V_1(f) \quad (3-17)$$

$V_1(f)$ は駆動パルスの周波数スペクトラムであり、矩形1波、2波、サインバーストなどの周波数スペクトラムとなる。 $V_2(f)$ を逆フーリエ変換することにより、送受信パルスの時間波形が得られる。

次にプローブヘッドとケーブル間にエミッタフォロワからなるインピーダンス変換器を内蔵するプローブの超音波送受信系の等価回路は図 4-2-7 のようになる。インピーダンス変換器内蔵型は本研究で画像評価を行ったプローブの構成であり、インピーダンス変換器の回路図は図 2-5-3 に示してある。この場合、送信時はインピーダンス変換器を素通りして電圧パルスがプローブに印加されるので図 4-2-6 と同じとなり、受信時にプローブヘッドの出力信号がインピーダンス変換器に入力される。インピーダンス変換器は図 4-2-7 のように入力インピーダンス Z_i の入力部と電圧源、出力インピーダンス Z_o の組合せで表わすことができる。ここでも同様に電圧伝達関数 V_2/V_1 を各周波数に対して求めて周波数スペクトラムとし、送受信パルスの逆フーリエ変換を施す

ことでエコー波形が求まる。

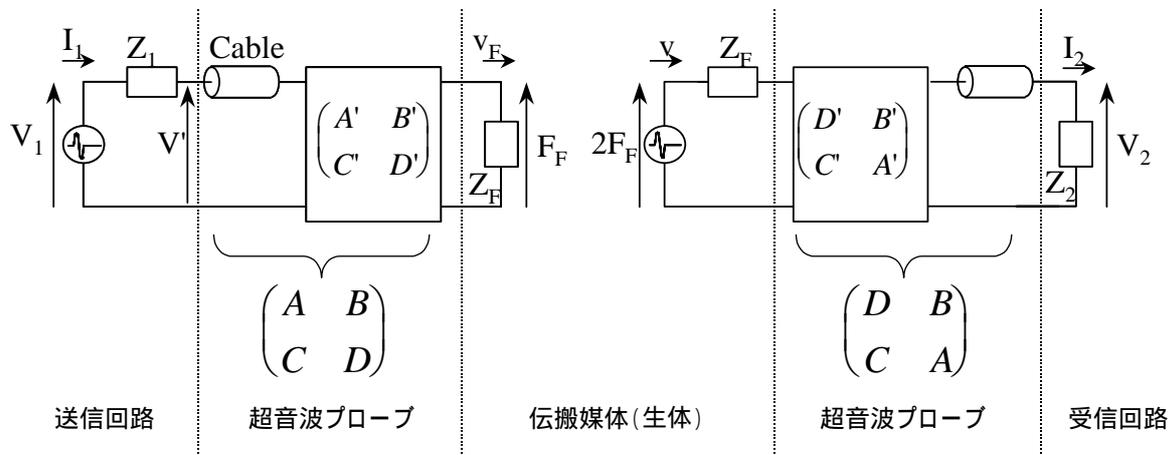


図 4-2-6 インピーダンス変換器非内蔵型プローブの超音波送受信系の等価回路表示

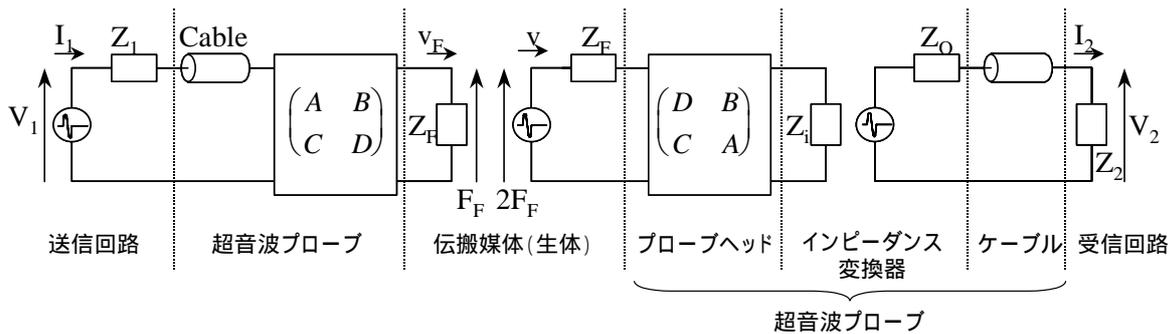


図 4-2-7 インピーダンス変換器内蔵型プローブの超音波送受信系の等価回路表示

4 - 2 - 5 . 積層圧電体の等価回路

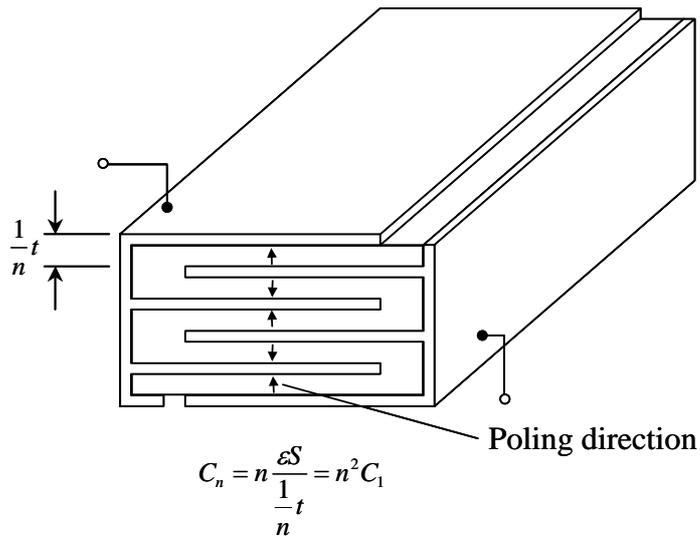
今までは圧電体が 1 層の場合の等価回路について述べたが、プローブの高感度化や多機能化などのために積層圧電体が有効になる^{2~7)}。ここでは図 4-2-8 に示すように 2 種類の積層構成についてシミュレーションプログラムを作成した。まず図 4-2-8(a)のように分極方向が互いに逆になるようにして 1 層おきに内部電極を接続して音響的に直列接続、電気的には並列接続する構成である。このようにすると基本共振周波数は厚さ t の単層構成の場合と同じになるので、 n 層構成の場合、各層の厚さが $1/n$ 倍で n 層が並列接続されるので静電容量は n^2 倍、すなわちインピーダンスは $1/n^2$ 倍となる。従って第 2 章で述べたように多素子化するアレイプローブにおいて電気インピーダンスが大きくなってしまふ場合の電氣的マッチングに有効である。すなわち、受信時の等価回路は図 4-2-9 のように表わすことができるので、プローブヘッドの開放端電圧 V_p が一定のとき、プローブヘッドのインピーダンス Z_p が小さくなれば、受信回路への入力電圧 Z_o は大きくなるので

感度向上が図られる。ただ、実際は入力音圧が一定のとき発生する電界は一定だが、電界と圧電体 1 層分の厚さの積で決まる V_p は積層数に反比例して小さくなる。しかし、それでも Z_p が小さくなる効果を生かすことができ、高感度化に有効な構成である。

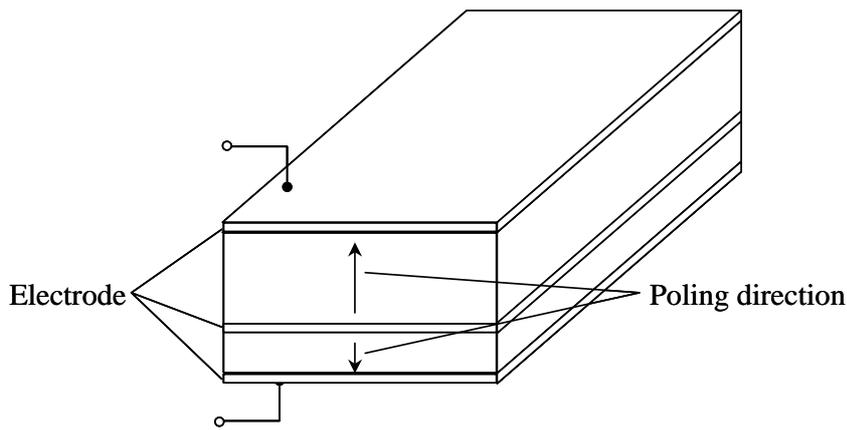
これに対して図 4-2-8(b)は、分極方向が逆で厚さの異なる 2 層構成において電極リードを両端面から引き出す構成であり、電気的にも音響的にも直列接続となる。このような構成では基本及び奇数次の高調波に加えて、偶数次の高調波も励振される⁸⁾。従って 3 次以上の高次高調波に比べて電気音響変換効率の高い基本波と 2 次高調波を利用し、2 次高調波では基本波よりも高分解能の B モード像、低周波の基本波では生体の超音波減衰の影響が小さくなる高感度のドプラ像を得ることができる。さらに 2 層の圧電体の厚さ比を変えることにより、基本及び 2 次共振の電気機械結合係数の相対値を制御できるので B モード信号とドプラ信号の感度を相対的に変えることが可能となり、プローブの仕様に合わせた設計ができる。ただ、圧電体のもっている電気音響の変換能力を分割しているため、それぞれの周波数の性能（感度と帯域）は単層構成の各周波数のものに比べると劣る。図 4-2-10 には、偶数次の高調波を励振できる積層圧電体の別の構成例を示す。図 4-2-10(a)はほぼ同一の音響インピーダンスで同一の厚さのものをバッキング材側に形成する構成であり、基本波の場合内部電極部が振動の節となる $1/4$ 型共振構成である。図 4-2-10(b)は図 4-2-8(b)と似ているが、電気インピーダンスの低減が図れる構成である。しかし図 4-2-8(b)の場合に比べて内部電極からリードを引き出す構成となるので、図 4-2-8(a)の場合と同様に内部電極からリードを引き出すという製造技術面のハードルが高い。さらに図 4-2-8(a)と異なり、各層の分極方向と印加電界の方向を逆にする必要があるため、上下の外部電極を接続する前に分極処理を施さなければならない。

以上の積層圧電体の等価回路は次のように考えることができる。まず図 4-2-8(a)の音響的に直列接続、電気的に並列接続の場合、2 層整合層構成のプローブの 1 次元モデルは図 4-2-11 のように書ける。ここで各層は図 4-2-12 のように性質の異なる 3 種類のセクションとして 8 端子回路で表現し、これらを縦続接続することでプローブを構成することができる。特に隣接圧電体層の分極方向が逆になるので、圧電体層間の接着層の電気端子を入力と出力で極性が反転するように接続することがポイントとなる。もし各圧電体層が同一材料の同一厚さのものであれば入力パラメータは 1 層分ですむ。また積層数がいくつであっても 8 端子回路で表示することができる。圧電体層間の接着層及び電極層の厚さを無視して 2 層構成とした場合の等価回路は図 4-2-13 のようになる。この等価回路で V 、 I と F_2 、 v_2 を関係づける F マトリクスが圧電体を表わす。

次に図 4-2-8(b)の音響的にも電気的にも直列接続構成のプローブの 1 次元モデルは図 4-2-14 のように、2 層構成の圧電体の等価回路は図 4-2-15 のように示される。この場合、上述の電気的に並列接続構成の場合と異なり、端子数は積層数を n とすると、 $4(n+1)$ となる。図 4-2-15 の場合は V_1+V_2 、 I と F_2 、 v_2 とを結びつける F マトリクスが圧電体を表わす。また分極方向による極性は 1 と 2 の符号をもって表わし、図 4-2-15 の場合では 1 と 2 の符号は異なる。なお各層の符号が全て同じ場合は、単層構成に他ならない。



(a) 音響的に直列接続、電気的に並列接続の積層圧電体



(b) 音響的にも電気的にも直列接続の積層圧電体

図 4-2-8 積層圧電体

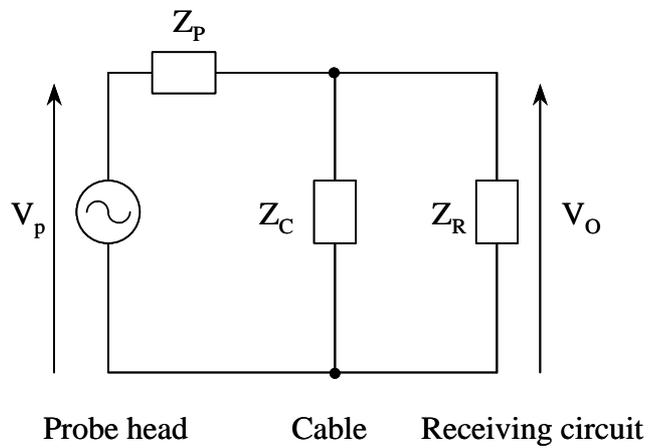
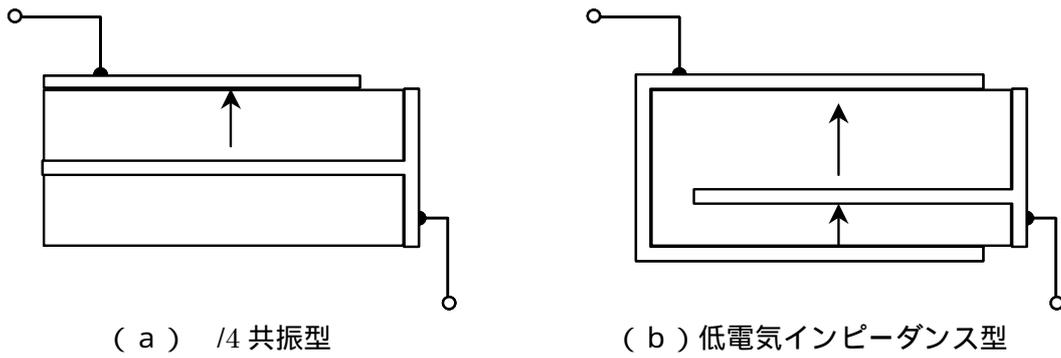


図 4-2-9 受信時の等価回路



(a) $1/4$ 共振型 (b) 低電気インピーダンス型

図 4-2-10 偶数次高調波を励振できる圧電体構成

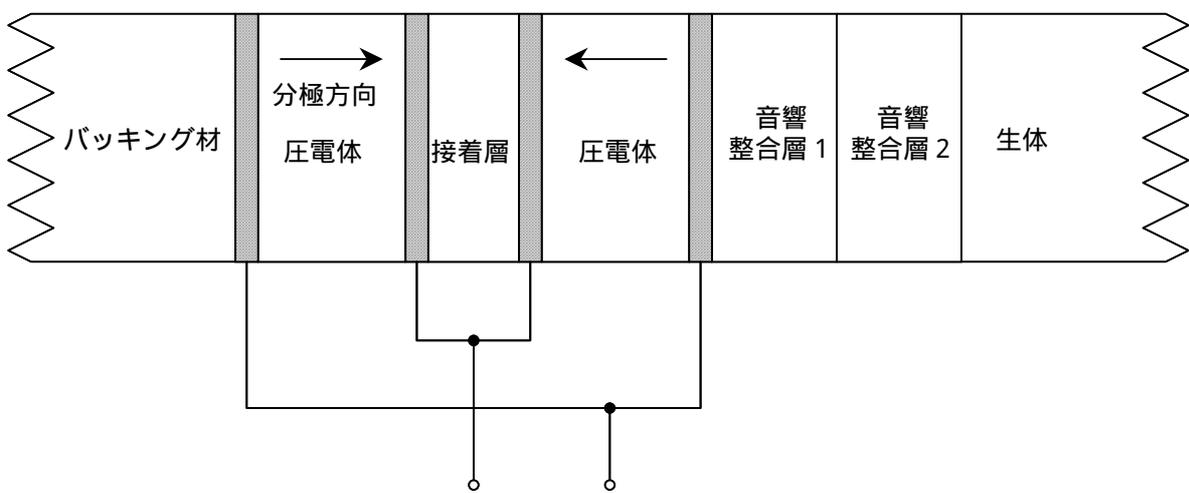
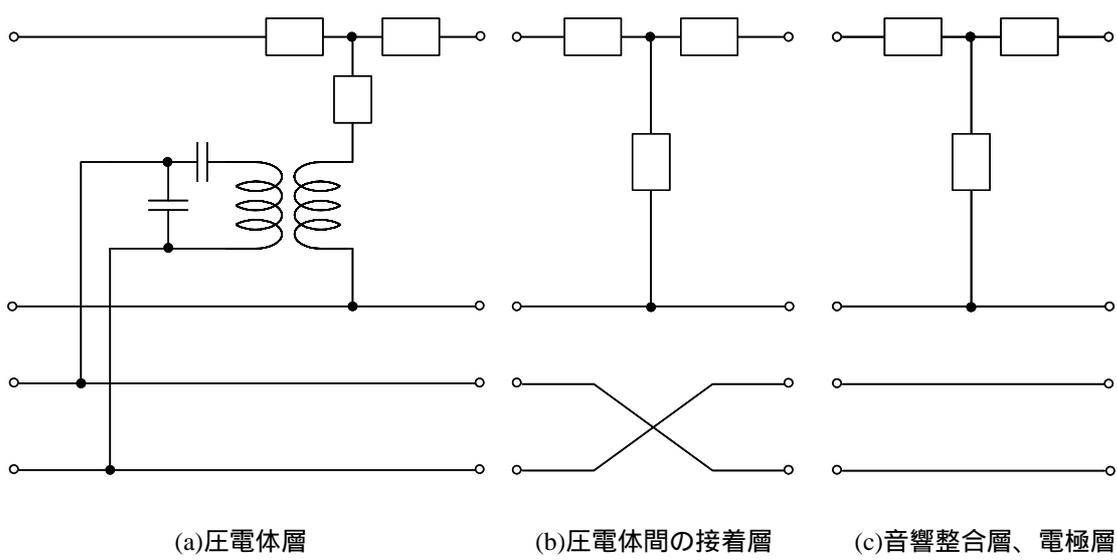


図 4-2-11 音響的に直列接続、電氣的に並列接続構成の 1 次元モデル



(a) 圧電体層 (b) 圧電体間の接着層 (c) 音響整合層、電極層

図 4-2-12 積層構成のための性質の異なる層の等価回路

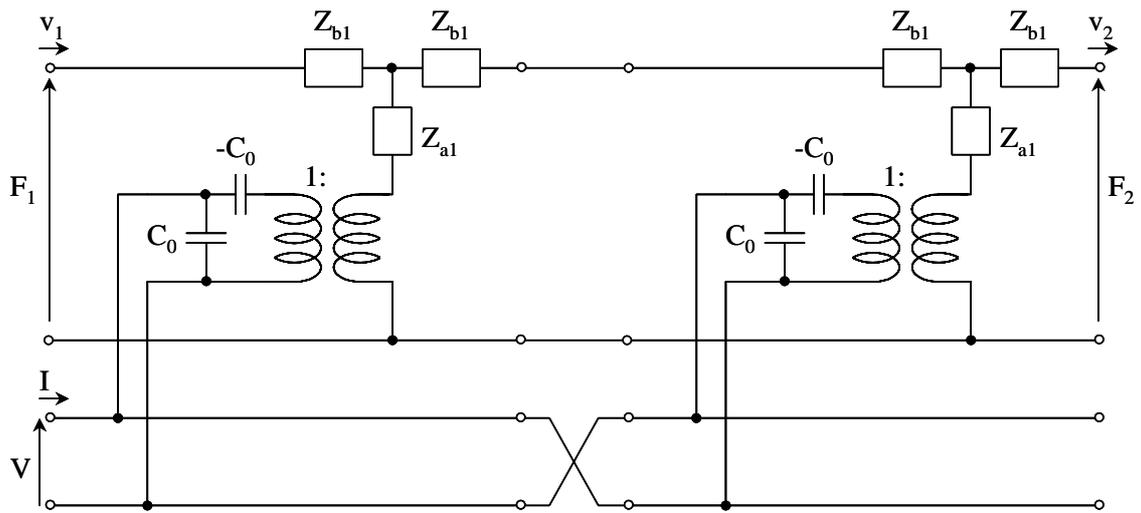


図 4-2-13 音響的に直列構成、電氣的に並列構成の 2 層圧電体

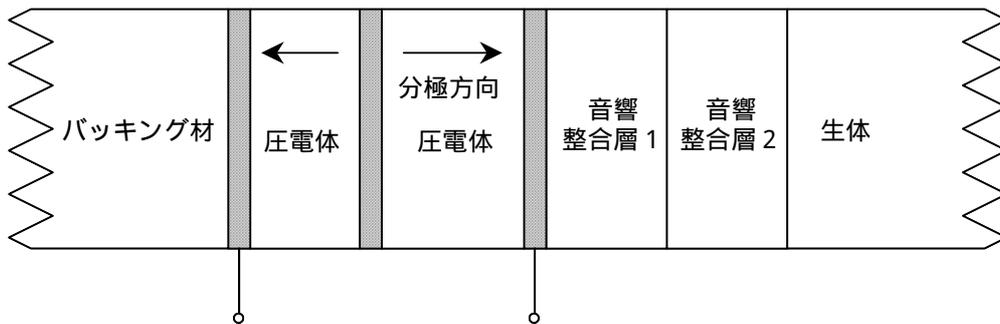


図 4-2-14 音響的にも電氣的にも直列構成の 1 次元モデル

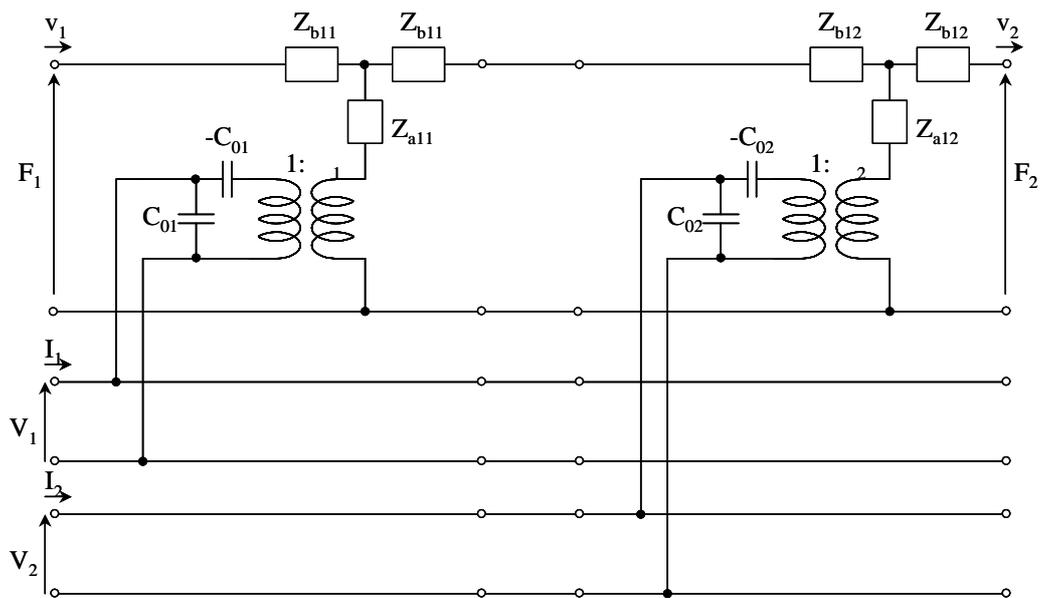


図 4-2-15 音響的にも電氣的にも直列構成の 2 層圧電体

4 - 3 . P Z T セラミックプローブによる等価回路の検証

以上の等価回路を基に作成したパルスエコー特性のシミュレーションプログラムの精度を確認するために、誘電・圧電定数が既知の P Z T セラミックを用いてプローブを作製し、評価を行った。その方法は基準のセラミックに対して脱分極処理を施す、あるいは組成を変えることにより、できるだけ結合係数のみ変えたもの、誘電率のみ変えたもので複数のプローブを試作して感度と帯域を比較するというものである。

4 - 3 - 1 . 振動子選定とプローブ作製

試作したプローブは変動要因をできる限り少なくするためシンプルな構成とし、レンズ方向の有効口径が約 6mm で、40 素子 (サブダイシングなし) 1 層音響整合構成のアレイ型とした。試作に当たっては、結合係数と誘電率のプローブ感度への影響をできるだけ独立して評価することができるように、表 4-3-1 に示す 4 種類の P Z T セラミックを用いた。結合係数のみを低下させたものを作るために P S N 4 4 / 2 2 / 8 の脱分極は、逆電界を印加することにより行った。バックング材はフェライトゴム (音響インピーダンス 6.2Mrayls) 音響整合層はフィラ入りエポキシ樹脂である STYCAST#2651MM (音響インピーダンス 4.9Mrayls) 音響レンズはシリコン樹脂 (音響インピーダンス 1.3Mrayls、減衰 0.56dB/(MHz・mm)) を用いた。アレイ加工では 0.05mm 厚のブレードを用い、0.19mm ピッチで切断した。その後、約 2m 同軸ケーブル (110pF/m、特性インピーダンス 50) を接続した。表 4-3-2 に各プローブの振動子の特性と音響整合層厚の実測値を示す。表 4-3-2 の周波数定数は反共振周波数と厚さの積である。結合係数が同じ場合、周波数定数が大きいと同じ周波数の振動子を得るときに厚くなる。ほぼ結合係数のみ、または誘電率のみ異なる振動子になり、望ましい振動子が得られた。

表 4-3-1 作製したプローブ種類と用いた P Z T セラミック

プローブ種類	P Z T セラミック種類
基準品	東芝セラミックス PSSN 44/2/8
結合係数のみ小	東芝セラミックス PSSN 44/28の脱分極品
誘電率のみ小	東芝セラミックス PSSN 45/2/2
誘電率のみ大	三菱化成 MPEC-1

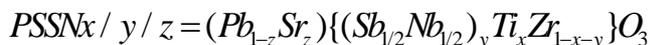


表 4-3-2 プローブの振動子特性と音響整合層厚

プローブ種類	振動子				音響整合層
	比誘電率 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$	結合係数 k_{33}' [%]	厚さ [mm]	周波数定数 [Hz・m]	厚さ [mm]
基準品	2290	67.7	0.29	1930	0.15
結合係数小	1900	58.2	0.29	1780	0.16
誘電率小	1150	67.3	0.28	1930	0.15
誘電率大	3580	66.8	0.29	1890	0.16

4-3-2. シミュレーションによる相対感度比較

シミュレーションに当たり、断層像やドプラなどの各モードによってプローブを駆動する電圧が異なるので、現実に用いられる次の3つの制限条件について感度比較を行った。その3つはパルサ回路の耐電圧、プローブ表面の発熱、送信パワー規制である。この内プローブ表面の発熱については、容量性である振動子の静電エネルギー $CV^2/2$ (C:静電容量、V:電圧)が一定になる条件とした。以下、は駆動電圧一定、は駆動パワー一定という表記を用いる。

受信感度は送受信感度から送信感度を引いて求めた。以下にシミュレーション条件を示す。実測での駆動パルス(診断装置と同等の専用回路を使用)は3.75MHzの矩形波を用いるが、実駆動条件に近くプローブそのものの特性が反映されるように広帯域の5MHzとした。また音響レンズは減衰のみを考慮し、生体との音響インピーダンスの違いは小さいので無視した。結果を表4-3-3に、駆動パワー一定での送受信のエコー特性を図4-3-1に示す。

< 計算条件 >

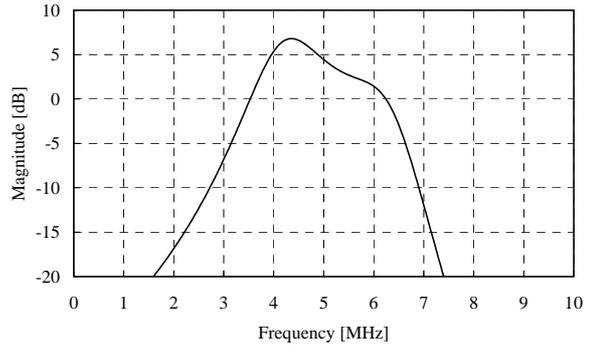
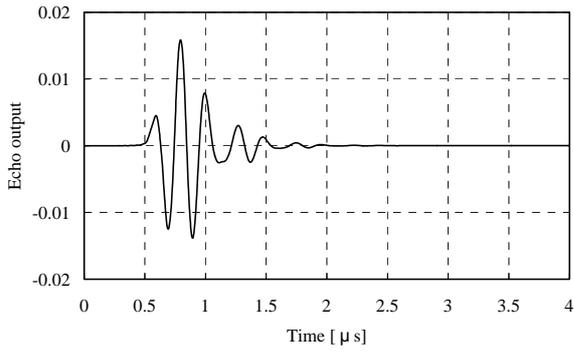
- ・ 駆動パルス：5MHz 矩形 1 波、送信抵抗 10
- ・ 装置浮遊容量 350pF、受信回路入力抵抗 1.5k
- ・ ケーブル：110pF/m,2m,特性インピーダンス 50
- ・ 音響整合層：STYCAST#2651MM の 1 層構成
- ・ 音響レンズ：厚さ 1mm のシリコン樹脂材で厚さ分の減衰を考慮
- ・ 振動子の表 4-3-2 以外の定数

形状 0.14mm × 6.0mm、密度 $7.66 \times 10^3 \text{kg/m}^3$ 、誘電損失 0.02、機械的 Q 80

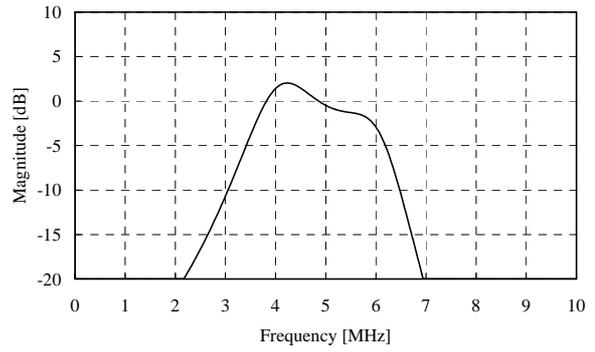
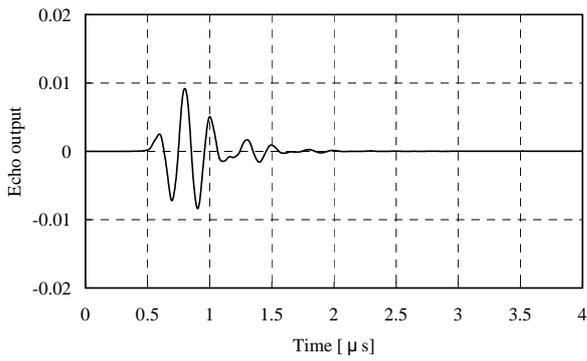
図 4-3-1 よりエコー波形は振幅が異なるのみで、形はほぼ同じになった。また周波数スペクトラムも形はほぼ同じになった。結合係数がほぼ同じ基準品と誘電率小、誘電率大のものを比べると駆動パワー一定下での送信感度は理論通りにほぼ同じになった。一方、基準品と結合係数小の比帯域を比べると後者の方が広がった。これは振動子の共振周波数と反共振周波数の差から考えると矛盾する結果であるが、実験結果とも合わせて後に考察する。

表 4-3-3 シミュレーションによる各プローブの比較

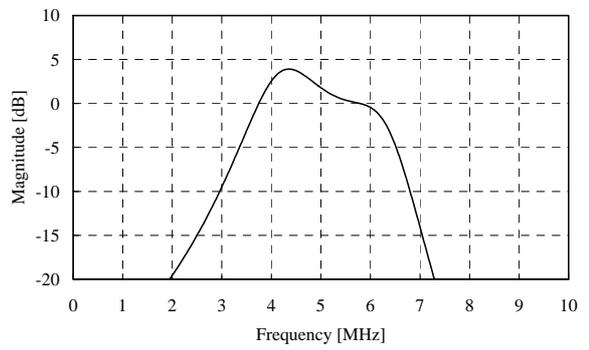
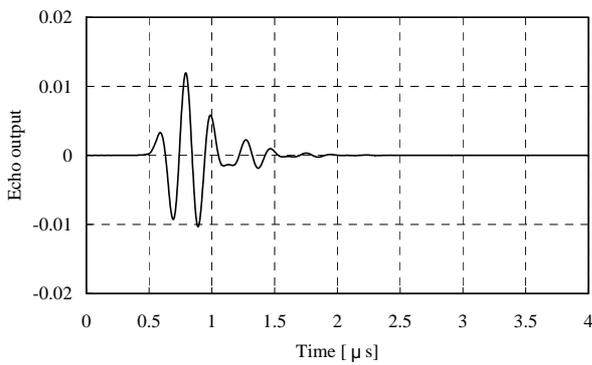
プローブ種類	中心周波数 [MHz]	比帯域 [%]	基準品に対する相対感度				
			駆動電圧一定		駆動パワー一定		受信 [dB]
			送信 [dB]	送受信 [dB]	送信 [dB]	送受信 [dB]	
基準品	4.86	52.2	0	0	0	0	0
結合係数小	4.80	54.6	-2.9	-5.4	-2.0	-4.6	-2.6
誘電率小	4.93	54.8	-2.9	-5.4	0.0	-2.5	-2.5
誘電率大	4.78	55.7	1.9	3.2	-0.1	1.2	1.3



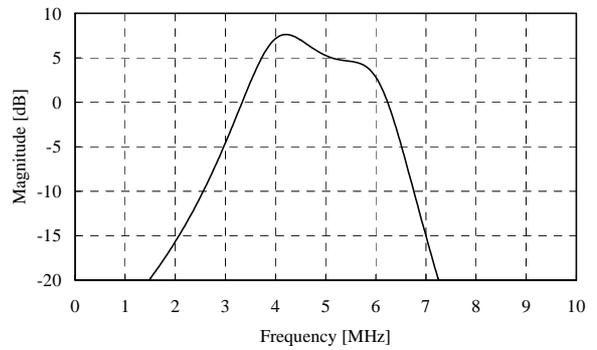
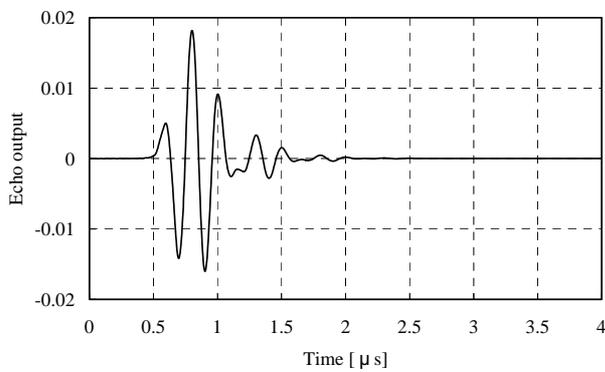
基準品



結合係数小



誘電率小



誘電率大

図 4-3-1 シミュレーションによるパルスエコー特性

4 - 3 - 3 . 実測による相対感度比較

代表的な特性で評価するため、中心部 30 素子 (ch6 ~ ch35) のみ測定し、加算による信号処理を行った。パルスエコーの測定ブロック図を図 4-3-2 に示す。パルサは診断装置で使用しているものと同等の矩形 1 波を駆動波形とする専用装置を用いた。感度は、各素子の波高値 (V_{pp} 値) の平均値で定義し、中心周波数と比帯域は各素子のエコーをパソコン上で加算した後の波形から算出した。

図 4-3-3 に各プローブの 30 素子加算後のエコー波形と周波数スペクトラムを示す。波形は 4 つのプローブともほぼ同じ形になった。周波数スペクトラムはシミュレーションに比べて、中心周波数に対して左右対象になった。この理由は実測では音場の影響、つまり低周波成分の超音波ビームが高周波成分に比べて広がるので、反射後プローブに戻ってくる割合が低周波になるほど低くなり、シミュレーションの方が低周波のレベルが高くなったためと考えられる。

次に送信感度を求めるため、図 4-3-4 に示す音響天秤法で送信パワー測定を行った。パルスエコー測定 (駆動電圧一定の送受信感度測定) と音響天秤法による送信パワー測定 (送信感度測定) の結果を基にした各プローブの比較を表 4-3-4 に示す。実測は駆動電圧一定で行っているため、駆動パワー一定下での数値は振動子の静電容量からの換算値である。

表 4-3-3 (シミュレーション) と表 4-3-4 (実測) を比べると、4 種類のプローブとも中心周波数はシミュレーションの方が高くなった。これは実験におけるパルサの帯域が高域までのびていなかったためと考えられる。また相対感度、比帯域はシミュレーションとほぼ同様な傾向を示した。シミュレーションと同様、振動子の共振周波数と反共振周波数の差に反し、基準品よりも結合係数小の方が広帯域になったが、これについては後に考察する。駆動パワー一定下の送信感度は基準品と誘電率小、誘電率大の 3 種類で結合係数の違いが 1%程度なので、2dB に満たないこの程度の違いは測定誤差などのばらつき範囲と考えられる。

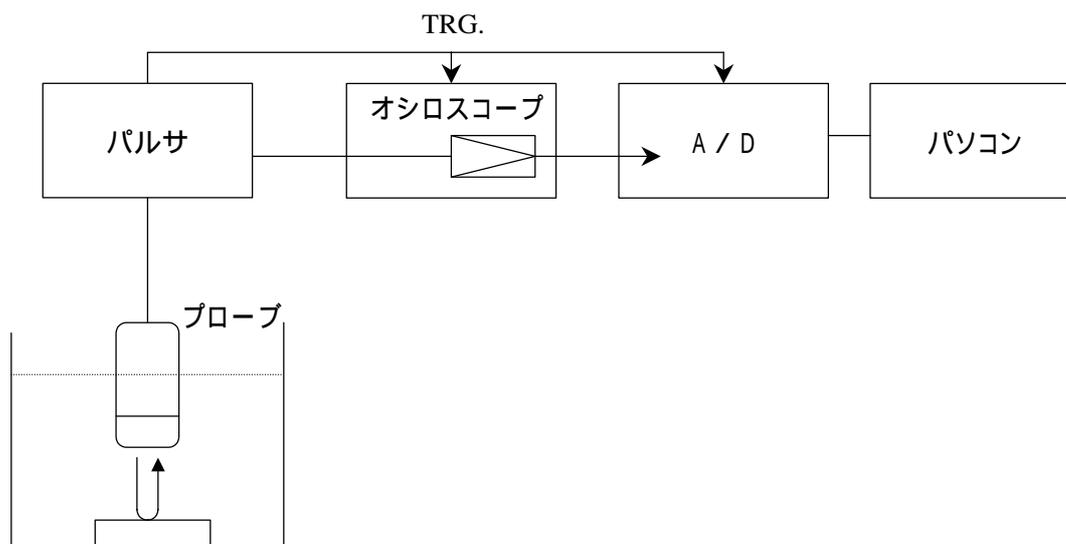
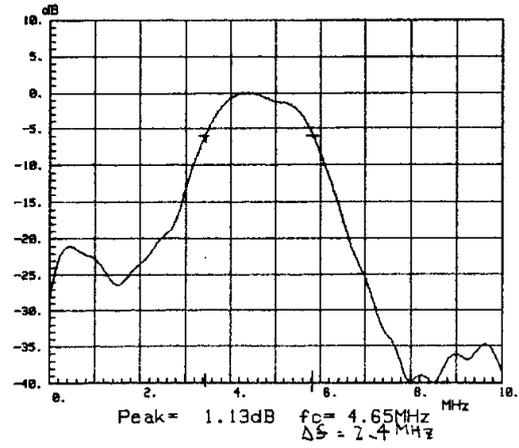
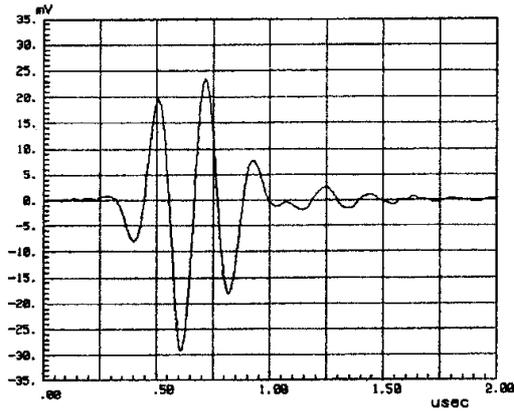
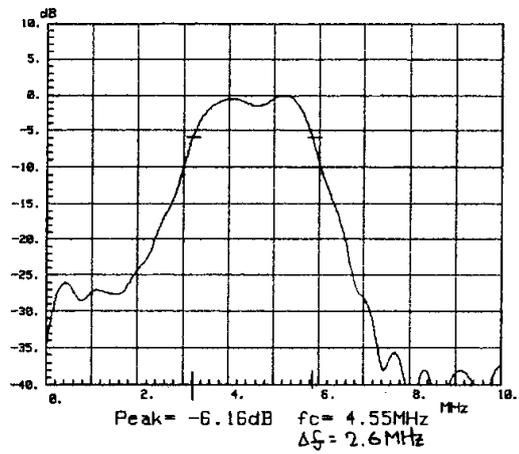
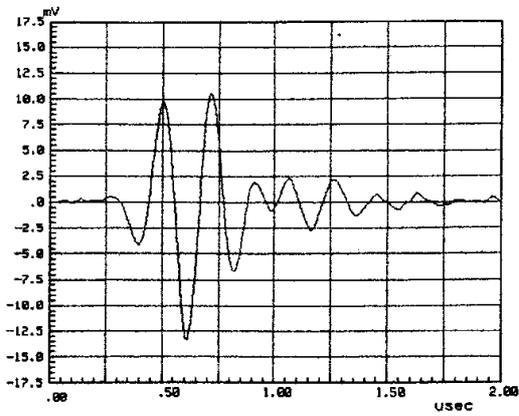


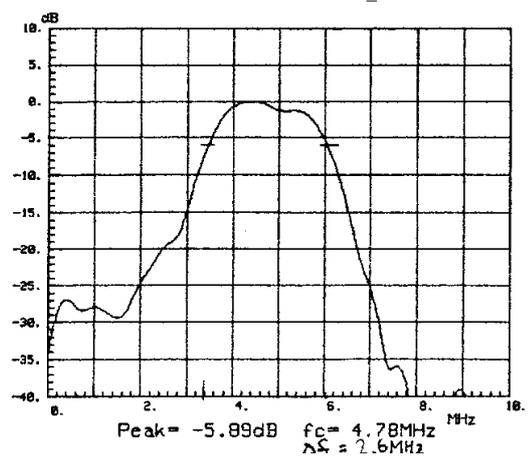
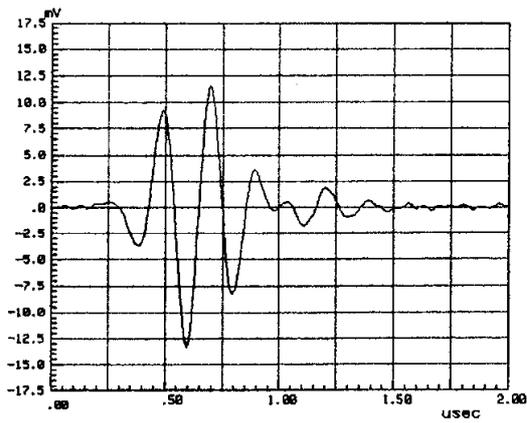
図 4-3-2 パルスエコー特性測定のプロック図



基準品

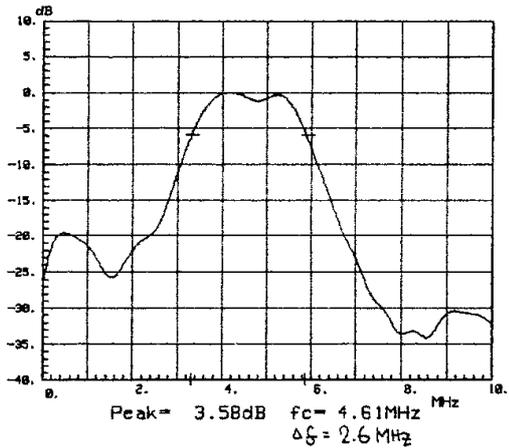
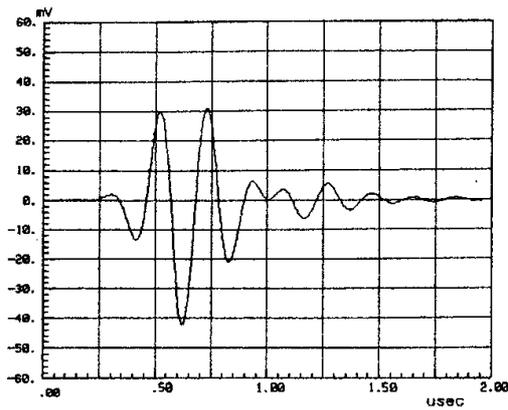


結合係数小



誘電率小

図 4-3-3 実測によるパルスエコー特性 (その1)



誘電率大

図 4-3-3 実測によるパルスエコー特性 (その 2)

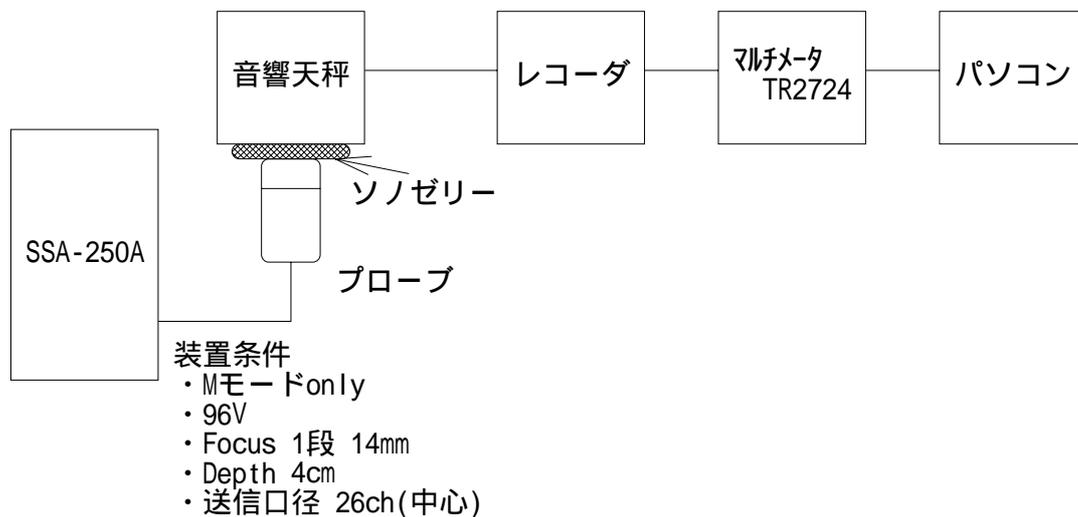


図 4-3-4 音響天秤法による送信パワー測定

表 4-3-4 実測による各プローブの比較

プローブ種類	中心周波数 [MHz]	比帯域 [%]	基準品に対する相対感度				
			駆動電圧一定		駆動パワー一定		受信 [dB]
			送信 [dB]	送受信 [dB]	送信 [dB]	送受信 [dB]	
基準品	4.65	51.6	0	0	0	0	0
結合係数小	4.55	57.1	-2.5	-6.1	-1.7	-5.3	-3.5
誘電率小	4.78	54.4	-3.4	-6.0	-0.6	-3.2	-2.6
誘電率大	4.61	56.4	0.2	2.1	-1.7	0.2	1.9

4 - 3 - 4 . 考 察

シミュレーションの精度について

表 4-3-2 から表 4-3-4 をまとめたシミュレーションと実測との感度比較結果を表 4-3-5 に示す。圧電振動子はほぼ結合係数のみ、誘電率のみ異なるものを使用することができて望ましいプローブを試作できた。基準品に対する相対感度は、いずれの制限条件の場合も実測とシミュレーションとの違いはほぼ 1dB 以内であり、プローブの試作ばらつき、測定誤差などを考慮すると両者は良く一致しており、シミュレーションの精度はあるといえる。

表 4-3-5 シミュレーションと実測との感度比較

プローブ種類	振動子定数		基準品に対する相対感度 [dB]					
			駆動電圧一定 (回路耐電圧)		駆動パワー一定 (プローブ発熱)		送信パワー一定 (パワー規制)	
			計算	実測	計算	実測	計算	実測
基準品	2290	67.7	0	0	0	0	0	0
結合係数小	1900	58.2	-5.4	-6.1	-4.6	-5.3	-2.6	-3.5
誘電率小	1150	67.3	-5.4	-6.0	-2.5	-3.2	-2.5	-2.6
誘電率大	3580	66.8	3.2	2.1	1.2	0.2	1.3	1.9

結合係数の感度への効果について

表 4-3-5 より、作製・測定したプローブは結合係数が 10% 違うと駆動電圧一定で約 6dB、駆動パワー一定で約 5dB、送信パワー一定で約 3dB の効果がある。注意しなければならないことは、これは試作したプローブの条件での結果であり、インピーダンス変換器内蔵型など別のプローブで精度の高い数値を得るためには新たに計算する必要があるということである。

誘電率の感度への効果について

本プローブのように一素子が小さくてインピーダンス変換器のないものでは、誘電率は大きい方が好ましく、基準の比誘電率 2200 に対して比誘電率 3600 で 2dB 弱の感度向上が見込める。

結合係数と帯域の関係について

圧電振動子は結合係数が大きくなると、共振周波数 f_r と反共振周波数 f_a の差が大きくなるので帯域が広くなり、 f_r に対する比 $(f_a - f_r)/f_r$ は結合係数の 2 乗に比例する。その結果、結合係数が大きなプローブは広帯域になり、生体などの超音波減衰媒体では、深部ほど結合係数の小さなプローブとの感度差が開くことやドプラリファレンス周波数をより広い範囲で設定できることなどが期待される。しかしシミュレーション、実測とも基準品と結合係数小のプローブの帯域を比較するとむしろ後者の方が広帯域になった。以下にこれについて考察するため、新たに実験を行った。

評価した上記 4 種類のプローブはばらつきの少ない中心部の素子を用いて評価したが、厳密にはプローブが異なれば多少のばらつきはある。そこでこれを排除して振動子の結合係数の違いのみで評価ができるように、同一プローブの同一チャンネルの振動子を脱分極させて結合係数を低

下させ、その前後で比較することにした。まず脱分極条件を決めるために、プローブの状態ではバック材や音響整合層などのために脱分極の程度がわかりにくいので、単体の振動子に逆電界を印加してその前後で結合係数を比較した。用いた振動子は今回試作したプローブ用を短冊状に切断したものである。形状は幅 0.17mm×長さ 8.5mm×厚さ 0.29mm で、これをネットワークアナライザ (HP 4195A) にセットして逆電界を印加しながらアドミタンス特性を観察した。その結果以下の条件を得た。

脱分極条件：900V/mm (260V) の直流電圧を 5 秒間印加することで、 k_{33} が 69.7% から 56.3% に低下

脱分極前後のアドミタンス特性を図 4-3-5 に示す。細線が脱分極前で、太線が脱分極後である。脱分極に伴い、共振周波数は高く、反共振周波数は低い方向に動いた。この条件で実際のプローブを用いて脱分極実験を行った。測定条件を以下に示す。

<測定条件>

パルサ/レシーバ：パナメトリクス社 5 0 5 2 U A (Att. 2dB、Gain 40dB、E=1、DR=50Ω)

音響ターゲット：水中 25mm に設置したステンレスブロック

逆電界条件：900V/mm (260V) を 5 秒間印加

表 4-3-6 に脱分極前後のパルスエコー特性の測定結果を示す。脱分極で結合係数が約 13% 低下したことに対する -6.6dB という感度減少は先に述べた「基準品」と「結合係数小」の比較実験と良く一致した。一方、比帯域も脱分極の前後の違いは、同様に脱分極後の方が広がった。このことは図 4-3-5 からわかるように脱分極により反共振周波数が低下しているので、振動子の密度はほとんど変化がないことを考えあわせると、音響インピーダンスが小さくなり生体に近づいたことが関係しているといえる。以上のことからセラミック振動子の結合係数低下に伴うプローブの狭帯域への影響は小さいといえる。

表 4-3-6 脱分極前後のパルスエコー特性

	感度[dB]	中心周波数[MHz]	-6dB比帯域[%]
脱分極前	0	4.54	54.5
脱分極後	-6.6	4.68	55.4

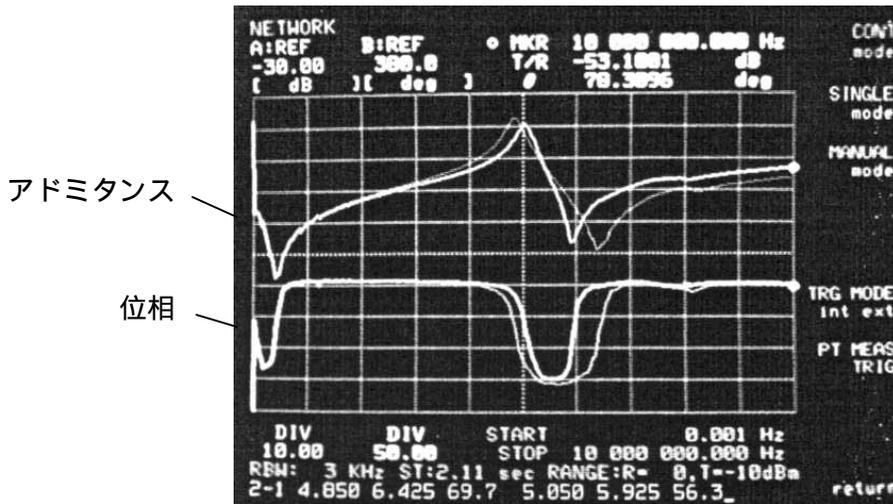


図 4-3-5 短冊状セラミック振動子の脱分極前後のアドミタンス特性
(細線：脱分極前、太線：脱分極後)

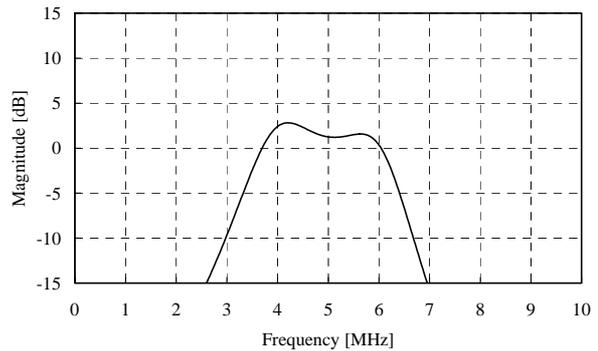
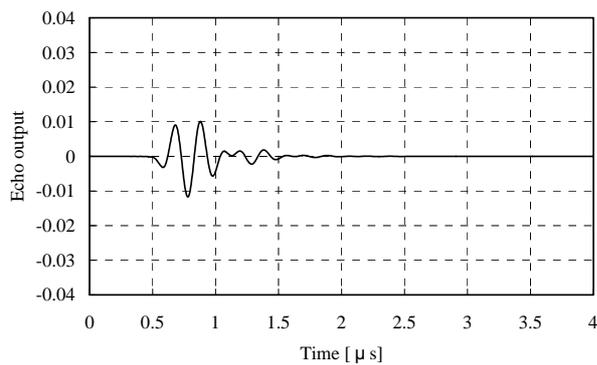
4 - 4 . P Z N T プローブのパルスエコーシミュレーション

4 - 4 - 1 . インピーダンス変換器非内蔵型プローブ

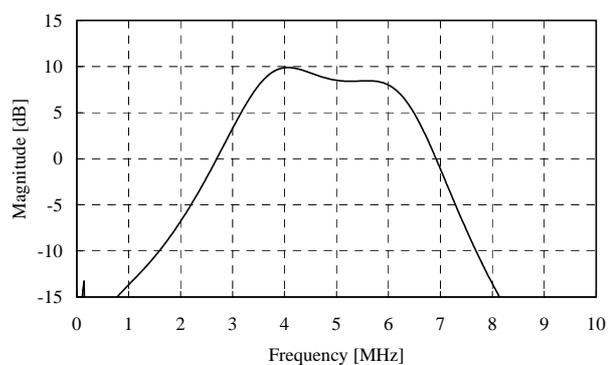
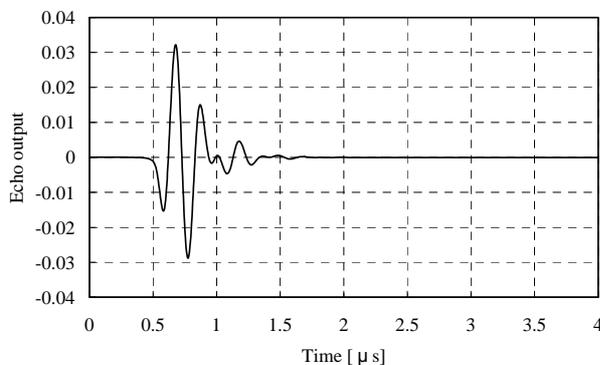
4 - 3 で用いた P Z T セラミックの「基準品」と比較することより、P Z N T 型プローブのパルスエコー特性のシミュレーションを実施した。プローブ構造は 4 - 3 と同一であり、レンズ方向の有効口径が約 6mm で、40 素子(サブダイシングなし) 1 層音響整合構成のアレイ型とした。P Z N T の比誘電率は、表 3-3-3 からでは 3050 だが、このシミュレーションでは文献値⁹⁾の 2200 を用いた。セラミックの振動子厚は 4 - 3 と同一で (0.29mm)、これにより得られる中心周波数とほぼ同じになるように P Z N T の厚さを決め 0.17mm とした。この厚さは幅振動による厚み振動への影響が大きい形状比 (幅 / 厚さ = 0.8 > 0.6) になったことを付記する。このように同じ周波数のプローブを得るための振動子の厚さが P Z N T はセラミックに比べて薄くなるということから、短冊状に切断するアレイプローブでは幅振動の影響のない形状比を得るために必要な幅が狭くなるので、P Z N T は 5MHz を越えるような高周波数にはあまり向かず、低周波数に向く振動子といえる。また P Z N T 型プローブの音響整合層厚は、周波数スペクトラムの形が中心周波数に対して左右対称になるように厚さを調整して決めた値 (0.17mm) である。計算結果を表 4-4-1 に、駆動電圧一定での送受信のエコー特性を図 4-4-1 に示す。

表 4-4-1 シミュレーションによる P Z T セラミックプローブと P Z N T 単結晶プローブの比較

振動子種類	中心周波数 [MHz]	比帯域 [%]	セラミック型プローブに対する相対感度				
			駆動電圧一定		駆動パワー一定		受信 [dB]
			送信 [dB]	送受信 [dB]	送信 [dB]	送受信 [dB]	
PZTセラミック	4.87	58.5	0	0	0	0	0
PZNT単結晶	4.83	73.3	5.4	9.0	3.2	6.8	3.6



P Z T セラミックプローブ



P Z N T 単結晶プローブ

図 4-4-1 シミュレーションによるパルスエコー特性の比較
(駆動電圧一定、インピーダンス変換器非内蔵型)

図 4-4-1 より両者のエコー波形での相違点は、P Z T セラミックプローブでは正極性の 2 波目の大きさが 1 波目よりも大きいものに対し、P Z N T 単結晶プローブの場合は、正極性の 2 波目の方が小さく、ダンピングのきいた波形になったことである。これは 4 - 4 - 2 で考察するが、P Z N T の音響インピーダンスがセラミックのそれよりも生体に近いためと考えられる。また周波数スペクトラムはこのエコー波形の違いを反映して P Z N T 型プローブの方が広帯域になった。これらを数値化した表 4-4-1 において両者の中心周波数は振動子の結合係数と音速を考慮して P Z N T と音響整合層の厚さを調整したため、ほぼ同じになったのがわかる。それに対して比帯域は P Z N T 型プローブが約 1.3 倍と広がった。また感度は P Z N T 型プローブの場合、最も感度向上の程度が低い送信パワー一定でも約 4dB の向上が期待される結果になり、有意な差といえる。

4 - 4 - 2 . P Z N T 型プローブの高感度・広帯域特性の考察

P Z N T を用いた超音波プローブの特徴は、感度向上と同時に広帯域化が期待されることである。広帯域化については、生体中の超音波減衰で感度劣化が少ないことやドプラリファレンス周波数を幅広く設定できること、T H I (Tissue Harmonic Imaging) に有利という特徴がある。そこで P Z N T 型プローブの高感度・広帯域特性の要因についてシミュレーションにより考察した。振動子定数で P Z N T が P Z T セラミックと結合係数以外に違うのが周波数定数である。密度は約 9% P Z N T の方が大きいですが、音速が遅いので P Z N T は音響インピーダンスが P Z T よりも生体に近い。シミュレーションは結合係数が変わると共振周波数も変わることには注意して行った¹⁰⁾。

表 4-4-2 で基準とした振動子 1 は、表 4-3-2 の P Z T と同じである。これに対して振動子 2 は結合係数のみを低下させたもの相当とした。結合係数が低下すると周波数定数も小さくなるので、音響インピーダンスを同じにするために密度を大きくした。これに対して振動子 3,4 は P Z N T 相当の結合係数と音響インピーダンスを独立させて評価するために設けたものである。まず振動子 3 は結合係数のみ大きくして P Z N T 相当にしたもので、結合係数の増大に伴い音速も増加するので音響インピーダンスを振動子 1 と同じにするために密度を小さくした。また振動子 4 は音響インピーダンスのみが P Z N T 相当と小さいもので、周波数を変えないために密度を小さくした。これに P Z N T を加えて 5 種類の振動子を想定してシミュレーションを実施した。結果を表 4-4-3 に示す。

表 4-4-2 シミュレーションに用いた振動子定数

振動子	結合係数 k_{33} [%]	比誘電率 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$	密度 10^3 [kg/m ³]	音速 [m/s]	音響インピーダンス [Mrayl]	備考
振動子1	67.7	2290	7.66	3900	29.9	基準
振動子2	57.7	2290	8.30	3600	29.9	結合係数小
振動子3	82.4	2290	6.10	4900	29.9	結合係数大
振動子4	67.7	2290	6.25	3900	24.4	音響インピーダンス小
PZNT	82.4	2200	8.42	2900	24.4	

表 4-4-3 結合係数と音響インピーダンスの感度、帯域への効果を調べるシミュレーション結果

振動子	中心周波数 [MHz]	比帯域 [%]	送信感度 [dB]	送受信感度 [dB]	受信感度 [dB]
振動子1	4.87	58.5	0	0	0
振動子2	4.90	55.5	-2.1	-4.0	-1.9
振動子3	4.87	67.2	3.4	6.6	3.2
振動子4	4.84	63.6	-0.5	-0.7	-0.2
PZNT	4.83	73.3	3.2 (+5.4)	6.8 (+9.0)	3.6

感度は駆動パワー一定の計算結果で、P Z N T のみ静電容量が異なるので () が駆動電圧一定の場合

表 4-4-3 より結合係数のみを 14.5% 向上させて P Z N T 相当とした振動子 3 型プローブでは、

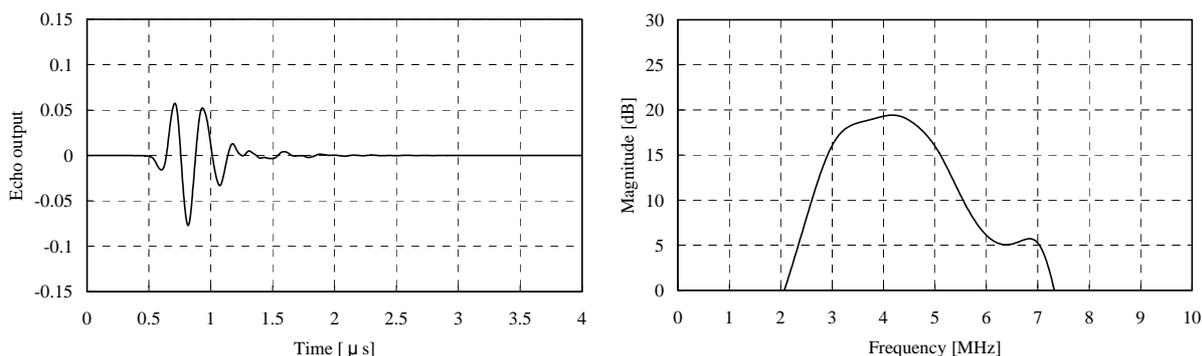
感度は約 7dB 向上し、比帯域も 8.7 ポイント(ポイント は比帯域の差であり、%改善量を表わす) 広くなった。これは図 4-2-3 に示してある圧電体の等価回路で、結合係数は電気側と機械側を結びつけるトランスの巻線比に比例するので、共振点近傍の通過帯域では高効率となり、感度も帯域も向上したためといえる。また振動子 4 型プローブによる音響インピーダンスを P Z N T 相当にした場合の広帯域化は 5.1 ポイントであり、結合係数 14.5%の向上分まではいかないが、比較的大きな効果であった。ただこのときの感度は振動子 1 型に比べて同等以下であり、バックキグ材と音響整合層条件を固定したプローブ構成では音響インピーダンスが小さい効果は広帯域性に現われることを示している。つまりバックキグ材の音響インピーダンスを固定したために、振動子 4 型は振動子 1 型に比べて音響インピーダンスが小さいので相対的に振動が抑えられる方向の構成となり、感度が微減したといえる。以上より、振動子 3 型と振動子 4 型の帯域改善度の和が P Z N T 型プローブの振動子 1 型に対する広帯域化になっていると考えられる。すなわちバックキグ材と音響整合層条件を固定した P Z N T 型プローブの現行 P Z T セラミック相当である振動子 1 型プローブに対する広帯域化は、高電気機械結合係数による寄与が約 60%で、低音響インピーダンスによる寄与が約 40%になる。

4 - 4 - 3 . インピーダンス変換器内蔵型プローブ

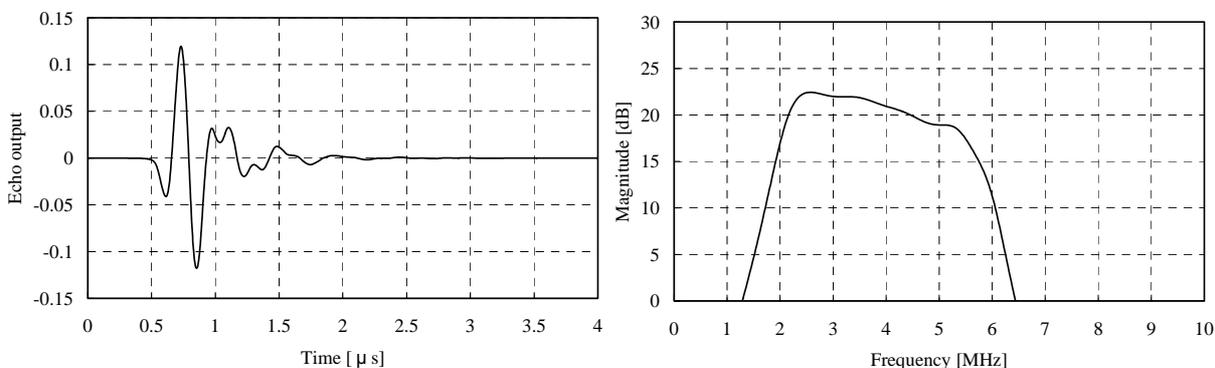
汎用の循環器用セクタプローブとして用いられているものにインピーダンス変換器内蔵型がある。4 - 4 - 3 ではこのインピーダンス変換器内蔵型でのシミュレーションを行った。後に述べる画像評価を想定し、2 層の音響整合層を用いる条件とした。1 層目はアルミナ粉末とエポキシ樹脂(アラルダイト)の混合物で音響インピーダンスが 7.6Mrayls、2 層目がエポキシ樹脂で音響インピーダンスが 3Mrayls である。またバックキグ材もクロロプレングムとエポキシ樹脂の混合物からなる高感度タイプの音響インピーダンスが 2.2Mrayls と小さいもの(以降ライトバックキグと呼ぶ)を想定した。その他の計算条件を以下に、駆動電圧一定でのパルスエコー特性を図 4-4-2 に、インピーダンス変換器内蔵型とを合わせたまとめを表 4-4-4 に示す。

< 計算条件 >

- ・インピーダンス変換器：入力抵抗 1.4k、入力容量 14pF、出力抵抗 55
- ・振動子形状：0.14mm × 11.2mm
- ・振動子厚：P Z T セラミックが 0.35mm、P Z N T 単結晶が 0.26mm
- ・音響整合層厚：
 - P Z T セラミック：第 1 が 0.14mm、第 2 が 0.13mm
 - P Z N T 単結晶：第 1 が 0.22mm、第 2 が 0.15mm



P Z Tセラミックプローブ



P Z N T単結晶プローブ

図 4-4-2 シミュレーションによるパルスエコー特性の比較
(駆動電圧一定、インピーダンス変換器内蔵型)

表 4-4-4 P Z T型プローブに対するP Z N T型プローブの相対感度 (単位: dB)

プローブ種類	送受信感度		受信感度
	駆動電圧一定	駆動パワー一定	送信パワー一定
インピーダンス変換器非内蔵型	9.0	6.8	3.6
インピーダンス変換器内蔵型	5.4	3.9	1.0

図 4-4-3 より、エコー波形はインピーダンス変換器非内蔵型の場合と同様に P Z N T 型プローブの方がダンピングのきいたものになった。また周波数スペクトラムではセラミック型で 7MHz 近傍に小さな山が見られるが、これは高感度にするために設定した 2 層音響整合の厚さの影響で生じたものである。表 4-4-4 において各条件の感度は 2.6~3.6dB の違いが出ており、インピーダンス変換器内蔵型の方が P Z N T 型プローブの向上分が小さくなった。これは周波数や素子面積、

インピーダンス変換器の有無などプローブ構成条件が異なるためと考えられる。一方、比帯域を比べてみるとセラミック型プローブが62%であるのに対し、PZNT型は96%と約1.5倍広くなり、インピーダンス変換器非内蔵型の場合(約1.3倍)よりも向上度が大きくなった。これもプローブ構成の違いで生じた結果と考えられる。

4 - 5 . あとがき

第4章では超音波プローブのMasonモデルによる等価回路表示と作成したシミュレーションプログラムのPZTセラミックプローブを用いての検証、PZNT型プローブの性能予測について述べた。等価回路については超音波プローブで利用する圧電体の振動モードである厚み縦振動の圧電基本式を基に、電気端子と音響端子をFマトリクスで結びつけた。さらに音響整合層やケーブルなどを考慮してプローブを等価回路表示し、これに送受信回路を接続して超音波送受信系を構成し、各周波数の電圧伝達関数を求めて周波数スペクトラムとし、それを逆フーリエ変換することでエコー波形を求めた。また、積層構成の等価回路表示についても述べた。

次に作成したシミュレーションプログラムの精度を検証するため、結合係数のみ異なるPZTセラミック、誘電率のみ異なるPZTセラミックを用いたプローブを試作して感度と帯域についてシミュレーション結果と実測とを比較した。その結果、シミュレーションと実測との相対感度の違いはほぼ1dB以内であり、シミュレーションの精度があることを実証した。結合係数10%の違いによるプローブ感度への効果は、インピーダンス変換器非内蔵型の5MHz小型セクタプローブの場合、駆動電圧一定で6dB、発熱一定で5dB、送信パワー一定で3dBである。また誘電率のプローブ感度への効果は上述のプローブで基準の約2200に比べ、3600で約2dBである。これをもとにPZNT型プローブの性能予測を行った。その結果、インピーダンス変換器非内蔵型の5MHz小型セクタプローブの場合、駆動電圧一定で約9dB、インピーダンス変換器内蔵型の3.75MHz標準セクタプローブでは同様に約5dBの感度向上が期待できる結果となった。またインピーダンス変換器非内蔵型の5MHz小型セクタプローブにおいて、バッキング材と音響整合層条件を固定した場合にPZT型プローブに比べて得られる約1.3倍の広帯域特性の内訳についてシミュレーションを行った。その結果、高電気機械結合係数による寄与が約60%、低音響インピーダンスによる寄与が約40%となった。

本章では1次元モデルを用いて超音波プローブを等価回路表示したが、より精度を上げるには音場による超音波ビームの拡散を考慮する、有限要素法による2次元表示¹⁾などが有効となる。

4 - 6 . 参考文献

- 1) W. P. Mason, "Electromechanical transducers and wave filters," 2nd ed., D. Van Nostrand Company, Chap. 6, 1948.
- 2) 金子長雄、斉藤史郎、本多博樹、高見沢欣也、"高分子圧電体を用いたリニア・アレイ型超音波探触子"、日本超音波医学会、第47回研究発表会、1985.
- 3) S. Saitoh, M. Izumi, and K. Abe, "A low-impedance ultrasonic probe using a multilayer piezoelectric ceramic," Jpn. J. Appl. Phys. Supple. 28-1, pp. 54-56, 1989.

- 4) 斉藤史郎、泉守, "超音波プローブ用積層圧電体," 超音波医学 vol.16 No.5, pp.419-424, 1989.
- 5) 斉藤史郎、泉守、阿部和秀, "積層形低インピーダンス超音波プローブ," 東芝レビュー vol.43 No.12, pp.989-992, 1989.
- 6) 斉藤史郎、泉守, "積層圧電素子を用いた超音波プローブ," 超音波テクノ vol.3 No.7, pp.57-60, 1991.
- 7) S. Saitoh and M. Izumi, "A dual frequency ultrasonic probe," Jpn. J. Appl. Phys. Supple. 31-1, pp. 172-174, 1991.
- 8) S. Saitoh, M. Izumi, and Y. Mine "A dual frequency ultrasonic probe for medical applications," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 42, No. 2, pp. 294-300, 1995.
- 9) J. Kuwata, K. Uchino, and S. Nomura, "Dielectric and piezoelectric properties of $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ - 0.09PbTiO_3 single crystals," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 21, No. 9, pp. 1298-1302, 1982.
- 10) S. Saitoh, T. Kobayashi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Simulation and fabricating process for a medical phased array ultrasonic probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ - 0.09PbTiO_3 single crystal," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 37, No. 5B, 3053-3057, 1998.
- 11) D. M. Mills and S. W. Smith, "Multi-layered PZT/polymer composites to increase signal-to-noise ratio and resolution for medical ultrasound transducers," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 46, No. 4, pp. 961-971, 1999.

第 5 章

P Z N T 超音波プローブの基本性能評価

5 - 1 . まえがき

本章では圧電単結晶 P Z N T を用いて試作・評価した超音波プローブの基本性能について述べる。まず小さな P Z N T でも適用可能な、直径 1.5mm のディスク状振動子を用いる 20MHz のシングルプローブのパルスエコー特性について述べる^{1,2)}。続いて本研究の主目標であるアレイプローブについて、音響整合層の 1 層構成と 2 層構成、及びインピーダンス変換器内蔵構成に関するプローブ作製プロセスとパルスエコー特性を述べる^{3,4)}。アレイプローブの試作では P Z N T は従来の P Z T セラミックと誘電・圧電定数や機械的強度が異なるので、独自のプロセスが必要となる⁵⁾。これらを踏まえて得られたパルスエコー特性につき、第 4 章で述べたシミュレーションを適用して、妥当な性能となっているかを検証した。

5 - 2 . シングルプローブの作製と基本性能評価

5 - 2 - 1 . 振動子及びプローブ作製法

アレイプローブの試作・評価を行う場合は、どんなに小さな振動子でも 10mm 角程度のウェハが必要である。それに対し 5 - 2 では 3mm 角程度あればプローブの試作・評価ができる小型のシングルプローブに焦点を当てた。シングルプローブでは、チタン酸鉛 (P T) のモル分率を 12mol% とした P Z N T 8 8 / 1 2 による 50MHz プローブのシミュレーション結果と P Z N T 9 2 / 8 の試作結果を Lopath が報告している⁶⁾。この報告によれば P Z N T 8 8 / 1 2 では k_t が 61% と大きくなるのでシングルプローブには有利としている。本研究では最終目標をアレイプローブの性能向上にしているので、シングルプローブでは P T はアレイプローブと同じ 9mol% の P Z N T を用いて加工プロセスなどを中心にパルスエコー特性を含めて評価した。

プローブ作製に用いた振動子形状は図 5-2-1 に示す直径 1.5mm のディスク状であり、中心周波数を 20MHz と設定した。従って電気機械結合係数は振動方向に垂直な面方向が束縛された形状の厚み縦振動を表わす k_t となり、圧電材料の種類によって k_{33} などとの大小関係は異なる。例えば P Z T - 5 A 系圧電セラミックである T - 9 6 材 (東芝セラミックス社製) では k_{33} が 75%、 k_t が 51% で大きく異なるのに対し、C - 2 4 材 (東芝セラミックス社製) などのチタン酸鉛系圧電セラミックでは k_{33} が 54%、 k_t が 52% とほぼ等しい値になる。P Z N T の場合も表 3-3-3 に示してあるように P Z T 系セラミックと同様の関係で、 k_{33} に比べて k_t は小さく 58% 程度の値となる。プローブ作製に使用した P Z N T の育成ロットは S3 である。以下に振動子への加工プロセスを示す。

PZNTのシングルプローブ用振動子作製プロセス

<項目>	<方法>
方位決め	ラウエカメラにて(100)面を出す
切断	ダイヤモンドカッタで0.4~0.5mm厚に切断
研磨	ダイサと手研磨により0.08~0.09mm厚(20MHz)に研磨 手研磨では、#2000のアルミナ粉末使用
電極形成	スパッタによりNi(0.2 μ m)/Au(0.5 μ m)
切断	ダイサで3mm角に切断
分極	200 シリコンオイル中で1kV/mmを15分間印加し、 電界を印加したまま40 まで冷却
複数枚積層	エポキシ接着剤 ECCOBOND#27 により室温で硬化
外周加工	研磨機で 1.5mm に加工 研磨条件は#100~200の砥石を用い、周回速度4~6m/s
単板に剥離	エポキシ剥離剤 GELPEE 中に浸す

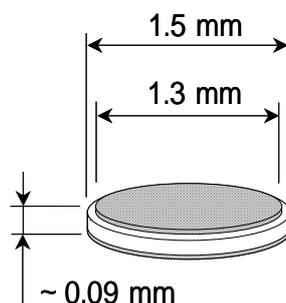


図 5-2-1 シングルプローブの振動子形状

複数枚積層したのは、後工程での取扱を容易にするためと同時に多数枚得るためである。さらに両端部には厚さ約3mmのPZTセラミックによるダミー部分を設けて全厚が10mm程度になるような積層体にした。パルスエコー特性比較のためPZTセラミックでも振動子を作製したが、PZNTと異なる点は分極方法と複数枚の積層である。使用したT-96材のキュリー点は290とPZNTの180に比べて高いので、電極形成後分極処理(100で2kV/mmの電界を30分間印加)を行い、3mm角に切断した。そしてエレクトロンワックスを用いて複数枚接着し、外周加工後100に加熱してエレクトロンワックスを溶かして単板に分離した。なお分極方向は超音波エコー評価で負極性パルス印加するため、超音波放射面側がプラスとなる。表

5-2-1 に作製した P Z N T と P Z T の諸特性、図 5-2-2 にアドミタンス特性を示す。1MHz より低い周波数で見られる共振は径方向共振であるが、両者とも 20MHz 近傍にきれいな厚み縦振動が得られている。従って上記プロセスで、割れや破損がなくアドミタンス特性からも問題となりそうな不要振動が現れなかったといえる。表 5-2-1 より周波数定数 N_{rt} を求めると P Z T が 2000Hz・m、P Z N T が 1700Hz・m となり、P Z T に比べて約 15% 小さくなった。この結果と結合係数を考慮すると、P Z N T の場合は同じ周波数を得るのに厚さが P Z T の約 80% と薄くなる。

表 5-2-1 シングルプローブ用振動子の諸特性

	比誘電率 $\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$	厚さ [μm]	誘電損失 $\tan \delta$ [%]	共振周波数 [MHz]	反共振周波数 [MHz]	結合係数 k_t [%]
PZTセラミック	1970	106	1.80	19.1	21.6	50.6
PZNT単結晶	2210	80	2.79	21.5	25.0	55.1

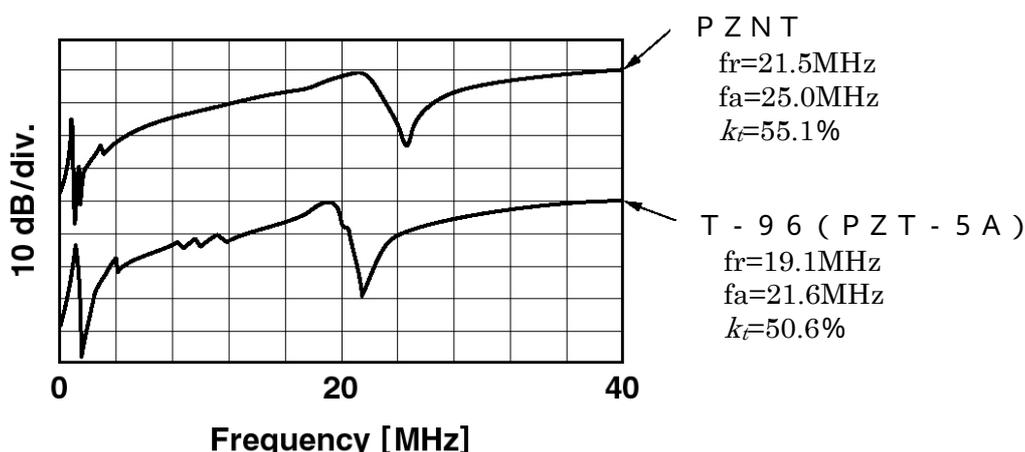


図 5-2-2 シングルプローブ用振動子のアドミタンス特性

プローブ構造は図 5-2-3 に示すように、真鍮製の円筒形ケースに振動子を乗せて、そのケースをアースとしてリードを引き出す構成とした。プローブ化プロセスを以下に示す。

シングルプローブ試作プロセス

電極エッチング 片面（分極処理時の負極接続側）を 1.3mm にエッチング。
マスクとして STYCAST#2651MM (Emerson & Coming 社) を顕微鏡下で塗布。

Au エッチング液：沃素沃化カリウム水溶液

Ni エッチング液：硫酸銅、塩酸とメタノール水溶液

ケーブル接続	<p>導電ペースト epo-tek 417 (Epoxy Technology 社) で接合 硬化条件：40℃、12 時間 ケーブルは#42 の極細同軸型で長さ 2m、静電容量 55pF/m、 特性インピーダンス 65-j30</p>
ケースに封入 バックリング剤充填	<p>導電ペースト epo-tek 417 でアース (外側電極) とケースを接続 epo-tek 301-2 (Epoxy Technology 社) を充填し室温で硬化 音速 2660m/s、音響インピーダンス 3.1Mrayls、 減衰 10.7dB/mm at 20MHz</p>
マッチング層形成	<p>STYCAST#2651MM の 1 層構成 音速 3060m/s、音響インピーダンス 4.7Mrayls、 減衰 4.7dB/mm at 20MHz 研磨は治具に固定し、ダイサにより上部を削ぎながら実施。 微調整はインピーダンス特性を見ながら、剃刀で研磨。</p>

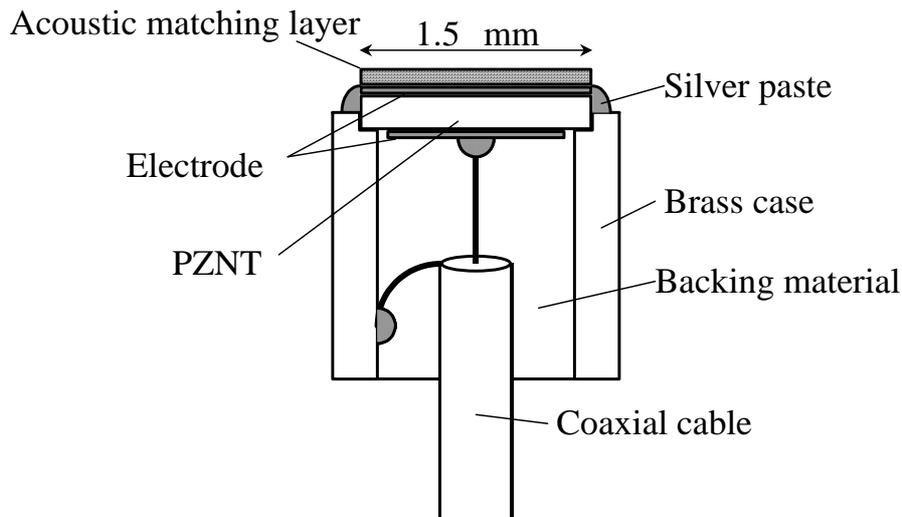


図 5-2-3 シングルプローブの構造

図 5-2-4 に振動子、図 5-2-5 にプローブの外観写真を示す。振動子は周囲がエッチングされ部分電極になっている面が信号側で、全面電極の方がアース側である。電極エッチングは上述のように、顕微鏡下で手作業にてマスクとなる樹脂を塗布してから実施したので真円に比べると多少歪んだ。また割れや破損は肉眼では観察されなかった。プローブ外観写真では音響整合層が薄いので電極が透けて見えている。図 5-2-6 に P Z T 型と P Z N T 型プローブのインピーダンス特性を示す。20MHz のインピーダンスが 50 Ω になるように整合層の厚さを調整したところ、P Z N T 型プローブが約 35 μm、P Z T 型プローブが 38 μm で約 10% の違いがでた。両者とも共振点

近傍では1層整合層構成で現れる2つのインピーダンス極大値が確認できる。



図 5-2-4 シングルプローブ用振動子の外観写真

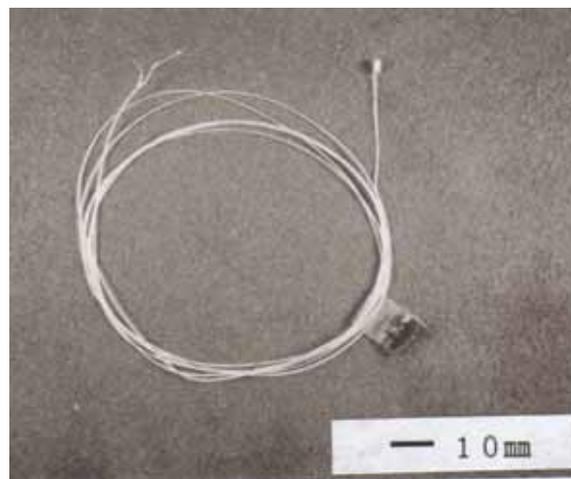


図 5-2-5 シングルプローブの外観写真

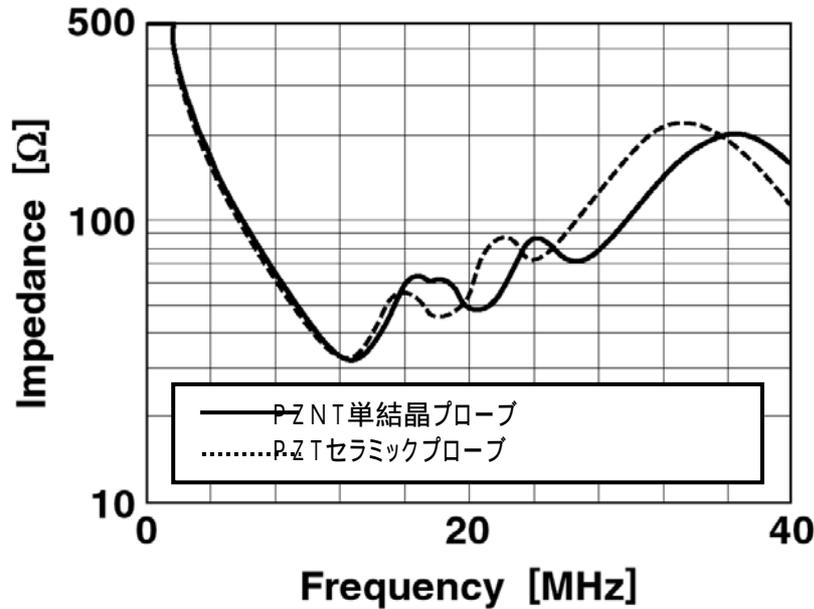


図 5-2-6 シングルプローブのインピーダンス特性

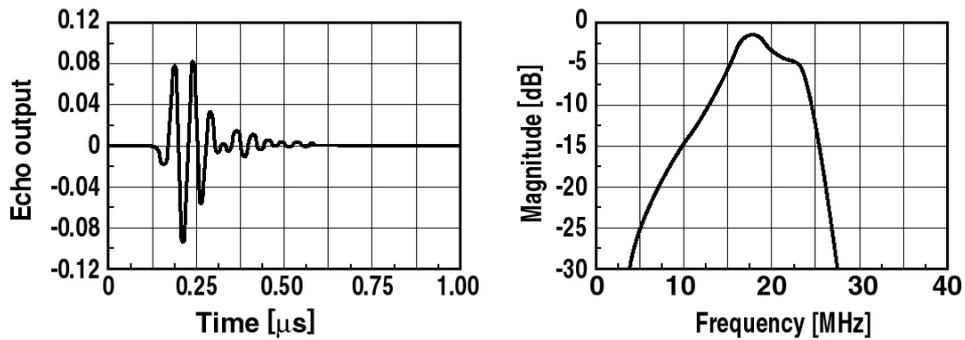
5 - 2 - 2 . パルスエコー特性

シミュレーションと実測により、PZT型及びPZNT型プローブの比較を行った。パルサ/レシーバは30MHzの帯域を有する負極性パルスの5052UA(パナメトリクス社製、設定条件: Gain40dB、E=1、DR=45Ω)を用いた。測定は水中4mm深さに設置したステンレスブロックからのパルスエコー特性を測定した。図5-2-7,8にシミュレーションと実測によるパルスエコー特性、表5-2-2に数値データを示す。

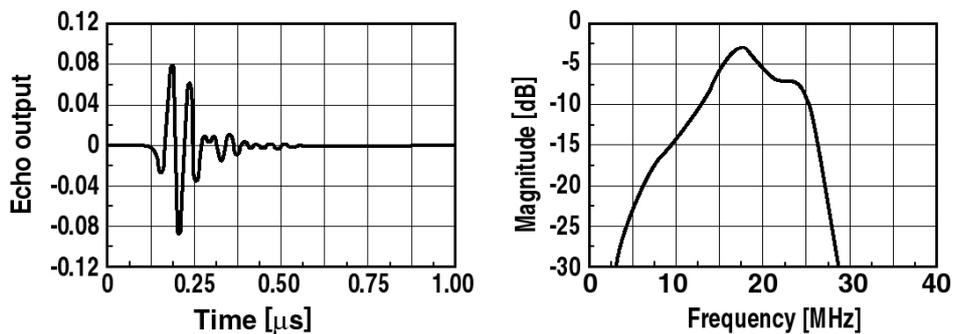
感度はシミュレーションではPZT型及びPZNT型プローブはほぼ同等、実測ではPZNT型が約1dB上回った。Lopathらの報告⁶⁾でも感度はPZTセラミックプローブとほぼ同等であった。しかしPZNT型プローブの実測でエコー波形の尾引きがPZT型よりもわずかではあるが、長くなった。これは図5-2-6のインピーダンス特性において、18MHz近傍に見られるリップルの影響と考えられる。ディスク状振動子のアドミタンス特性では18MHz近傍には何も見られないので、プローブ作製においてPZNT型プローブの方が同軸ケーブル接続部の導電ペーストの量が多かったためと考えられる。ところでディスク状振動子は薄板モードの結合係数である k_t であるが、もし加工性などが問題なければ樹脂を充填した1-3型複合圧電体として用いるとセラミックに比べて大きな結合係数 k_{33} を利用することになるので、高感度化が期待される。ただ20MHzの場合、厚さが0.08mm以下になるため、幅振動の影響が小さい幅/厚さ<0.6の条件を考慮すると幅を0.05mm以下にしなければならず、切断加工は非常に難しいであろう。Ritterら⁷⁾はPTが8mol%のPZNTを用いた1-3型コンポジットプローブを報告しており、感度はPZT-5Hよる1-3型コンポジットプローブと同等だが118%の広帯域特性が得られている。なお試作では0.03mm厚のブレードを用いて、PZNTの体積分率59%と69%の2種類試作し、中心周波数

4.35MHzを得ているが、20MHzを超える高周波コンポジットプローブの報告はない。

一方、-6dB帯域はP Z N T型プローブの方が約12ポイント(%改善量)広くなり、実際の帯域幅としては4MHz広帯域となった。両振動子の音響インピーダンスがほぼ同じ(P Z T : 35Mrayls、P Z N T : 34Mrayls)なので、帯域は結合係数の2乗に比例する。P Z N Tの場合、 k_t の2乗はP Z Tのそれに比べて約16%大きく、これが帯域の違いに現れたといえる。

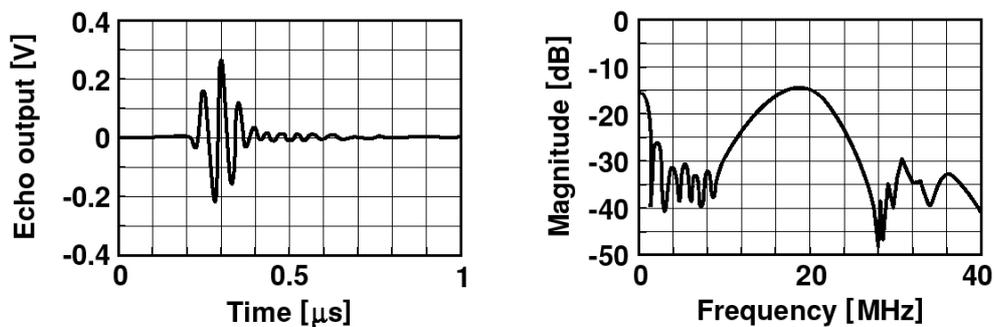


P Z Tセラミックプローブ

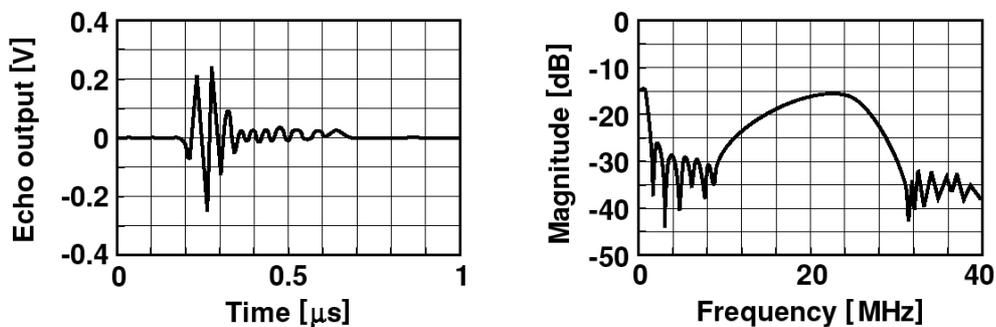


P Z N T単結晶プローブ

図 5-2-7 シングルプローブのパルスエコー特性シミュレーション



P Z T セラミックプローブ



P Z N T 単結晶プローブ

図 5-2-8 シングルプローブのパルスエコー特性実測

表 5-2-2 シングルプローブパルスエコー特性

	シミュレーション		実測	
	PZTセラミック プローブ	PZNT単結晶 プローブ	PZTセラミック プローブ	PZNT単結晶 プローブ
中心周波数 [MHz]	19.0	19.4	18.2	19.6
感度 [dB]	0	0	0	1.3
-6dB比帯域 [%]	52.2	59.1	50.7	62.9

5 - 2 - 3 . 駆動パルス連続印加特性

プローブの電氣的信頼性評価として、駆動パルスを連続印加したときの劣化の程度を調べた。P Z N T の場合は抗電界が約 0.4kV/mm と T - 9 6 材の 1.2kV/mm に比べて小さいため、脱分極などが懸念されるのでパルスを連続印加することによりエコー波形の変化を調べた。試験条件を以下に示す。P Z N T の場合、ピーク値で約 1.3kV/mm の電界が分極方向に対して順方向にかかる。逆方向にはほとんどかからない。スタート時のエコー波形の V_{pp} 値を 100 としたときの、各時間経過後のエコー波形の相対値を図 5-2-9 に示す。

< 試験条件 >

パルサ：パナメトリクス社製 5 0 5 2 U A

電圧 108V、Gain 40dB、E=1、繰返し周波数 5kHz、印加時間 10 時間

(= 繰返し回数 1.8×10^8)

P Z T 型、P Z N T 型プローブともパルス印加直後に劣化して、その後は安定状態となった。P Z N T 型プローブの方が P Z T 型よりも感度低下はわずかに多かったが、それでも 1dB に満たなかったため、実用レベルといって良い。

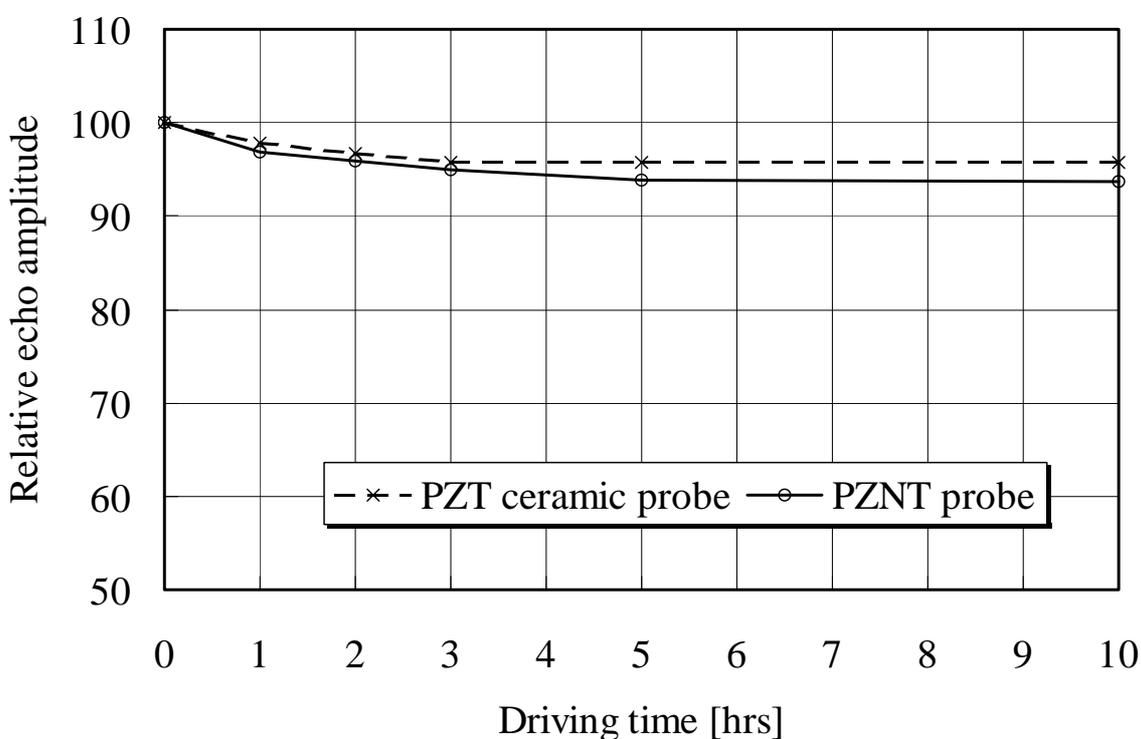


図 5-2-9 駆動パルス連続印加試験におけるエコー振幅の相対値

5 - 3 . アレイプローブの作製と基本性能評価

5 - 3 - 1 . 振動子作製法

作製したプローブは口径が異なる汎用及び小型電子セクタ^{3,4)}の 2 種類である。アレイ方向(スキャン方向)は使用した振動子の大きさにより全素子対応が作製できず、単素子のパルスエコー特性の基本性能評価を目的にプローブ化した。使用した単結晶ロットはS3, S14, S17, S21 である。As grown状態から振動子化までのプロセスを以下に、得られた薄板状振動子のインピーダンス特性の一例を図 5-3-1 に示す。共振、反共振とも明瞭なインピーダンス特性が得られているのがわかる。

<アレイプローブ用 P Z N T の振動子化プロセス>

ラウエカメラによる(100)面への方位決め

ダイヤモンドカッタによる約 1mm 厚への切断

ダイサ、手研磨(#2000 のアルミナ粉末研磨剤使用)による厚さ調整(0.21~0.23mm)

ダイサでの研磨条件: ブレード厚 0.5mm、送りピッチ 0.1mm、送り速度 5mm/s

超音波洗浄(電極形成の前処理)

洗浄手順: アセトン 15 分、塩化メチレン 60 分、アセトン 15 分の順、液温 50

スパッタリングによる電極形成

Ti(0.05 μm)/Au(0.2 μm)

ダイサによる矩形板への切断

長さ 8mm 以上で幅 8.5mm と 15mm の 2 種類

試料のセット: ガラス板に貼ったカプトンテープ上にエレクトロンワックスで固定

切断条件: ブレード 202J タイプ、厚さ 0.05mm、送り速度 0.3mm/s

分極処理

200 シリコンオイル中で、1kV/mm の電界を 15 分間印加し、その後電界を印加したまま

40 まで冷却

電極のエッチング

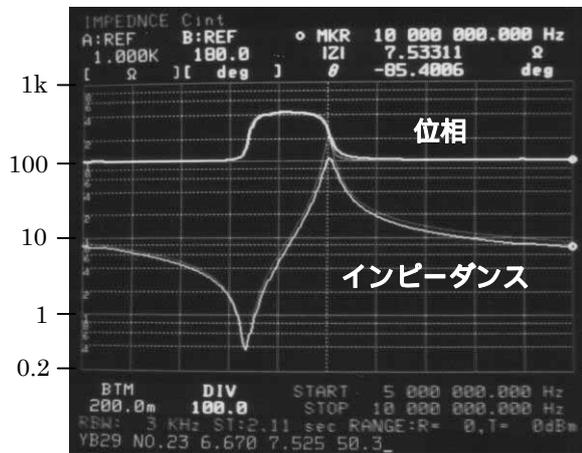
カプトンテープで有効電極部をマスキング後、図 5-3-2 のようにエッチング

<エッチング液>

Au: 沃素沃化カリウム水溶液(4.5mol/l)

Ti: 水 85cc、アンモニア水 15cc、エチレンジアミン四酢酸 2g、過酸化水素水 50cc

P Z N T の厚さは約 0.23mm としたが、これは以下の理由による。試作したアレイプローブの素子ピッチは 0.19mm(広ピッチ型以外)、ブレード厚が 0.05mm としたので、振動子幅は 0.14mm となる。この幅で幅方向の影響が出ない厚さは幅/厚さ < 0.6 を考慮すると 0.14mm 以下となる。そこでアレイプローブで多用される周波数の 3.5MHz 近傍になるようにした。



H : 5 ~ 10MHz

図 5-3-1 P Z N T 平板インピーダンス特性

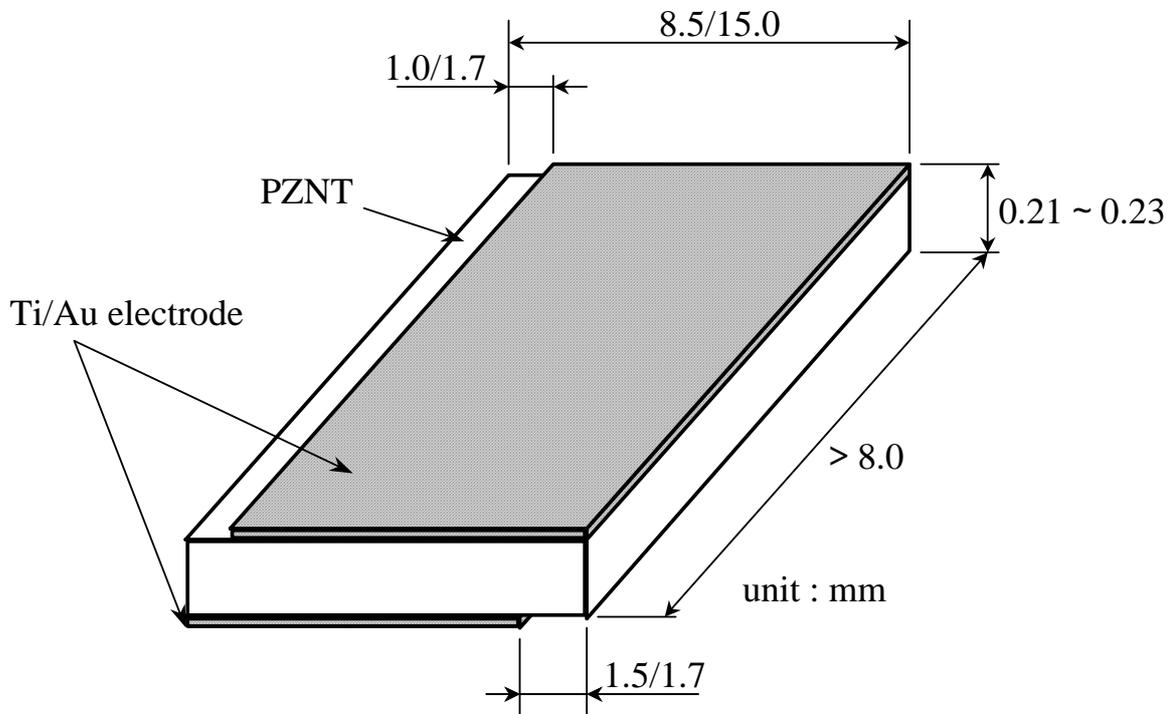


図 5-3-2 作製した振動子の電極形状

5 - 3 - 2 . アレイ加工性の評価

プローブ作製では1枚の振動子をバッキング材に貼り付け、前面側には1層あるいは2層の音響整合層を構成した状態でダイシングソーによりアレイ加工を行う。アレイ加工では0.02～0.05mm厚のブレードを用いて、切り込み深さ約0.5mmから最大1.5mm程度、送り速度0.5～1.5mm/sで切断する。この際バッキング材に0.2～0.3mmの切り込みを入れて、リード引出し用のフレキシブルプリント板(FPC)も切り込んで信号電極を分割する。音響インピーダンスが2.2Mraylsと小さなライトバッキング(クロロプレノゴムとエポキシ樹脂の混合物)構成プローブにおいて、従来のPZTセラミック型と同条件でアレイ加工を行ったところ、図5-3-3に示すようにチッピング(周辺部破損)が発生した。これはPZNTがPZTセラミックに比べて機械的強度が劣ることによるものであり、筆者の研究グループでは定量的な評価も行った⁸⁾。図5-3-3はアレイ加工した短冊状振動子の切断面の写真で、チッピング発生部はバッキング材との接着面側であり、音響整合層との接着面にはチッピングはほとんど発生していなかった。切断時はプローブヘッドを固定したステージが時計方向に回転しているブレードに向かって動くので、振動子の音響整合層側は圧縮応力が働くのに対し、バッキング材側は引張り応力が働く。一般に圧縮応力による破壊限界の方が、引張り応力の場合よりも5～10倍ほど大きく、圧電セラミックでも実測されている⁹⁾。引張り強度は抗折強度の約1/2で、T-96材の抗折強度は90～100MPaである。PZNTの場合も同様な関係だと思われるが、PZNTを用いたアレイプローブでは、割れや破損がないようにPZTとは異なるアレイ加工プロセスを見出すことが必要となる。

そのために着目したのは、ブレードの種類、ブレードのドレッシングの有無、バッキング材の種類などである。PZTセラミックプローブで用いられている通常のブレードは数 μm 径のダイヤモンド砥粒を樹脂でベース金属上に固定し、切断が進むに連れて古いダイヤモンドが取れて新しい砥粒が出るようになっている。これに対しガリウム砒素ウェハなどの脆い材料を切断するブレードとして、ダイヤモンド砥粒固定用樹脂がより柔らかいもので切断により取れやすいものがあり、この新しい砥粒が出やすいブレードを使用した。さらにブレードの送り速度は通常1.0mm/s程度であるが、折れを防ぐために0.3mm/sと遅くし、かつバッキング材をフェライトゴムにした。フェライトゴムバッキングは、フェライト粉末とクロロプレノゴムとの混合物で音響インピーダンスが6.2Mrayls、減衰が約4dB/(MHz \cdot mm)であり、ライトバッキングよりもアレイ加工性が良い。これを示したのが図5-3-4で、バッキング材のみにブレードで切り込み溝を入れたものだが、フェライトゴムバッキングでは切断溝が明瞭に観察されるのに対し、ライトバッキングの場合はバッキング材の樹脂で溝が埋まった。以上のブレード種類、送り速度、バッキング材の材質変更によるアレイ加工結果を図5-3-5に示す。切断面は特に目立ったチッピングが発生せず大幅な改善が見られ、アドミタンス特性も共振と反共振が明瞭に現れた。

一方、プローブ仕様によっては感度重視でライトバッキングを使用する方が好ましい場合がある。そこで図5-3-6に示すようにアレイ加工時にドレッサ(DISCO製、型番MODBN045)を設置し、アレイ加工毎にブレードがドレッシングされるようにした。このアレイ加工法を用いて得られたライトバッキングによる短冊状振動子の切断面を図5-3-7に示す。図5-3-3に比べてチッ

ピングの発生がほとんどなく、良好な切断面が得られた。従ってライトバッキング構成の場合は、このドレッサを用いるアレイ加工法が有効であるといえる。もちろんフェライトゴムバッキングの場合も本方法を適用できることはいうまでもない。

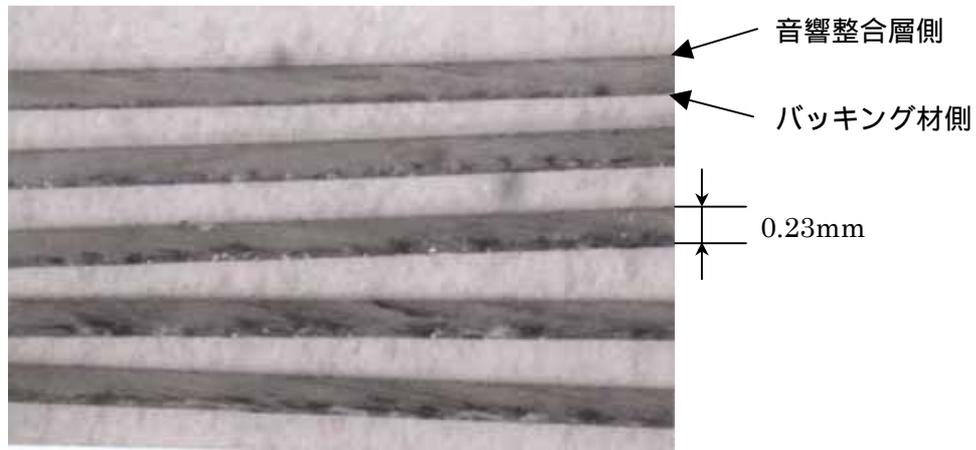


図 5-3-3 従来の P Z T セラミックプローブと同条件で行ったアレイ加工による振動子断面写真

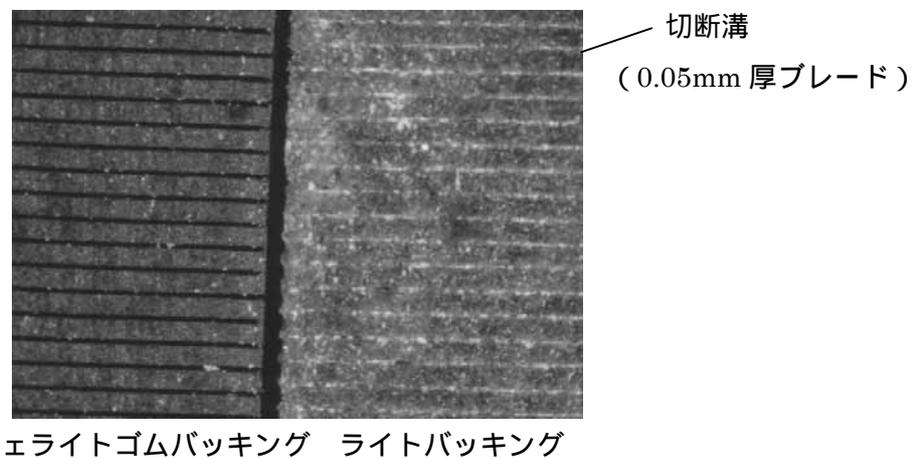
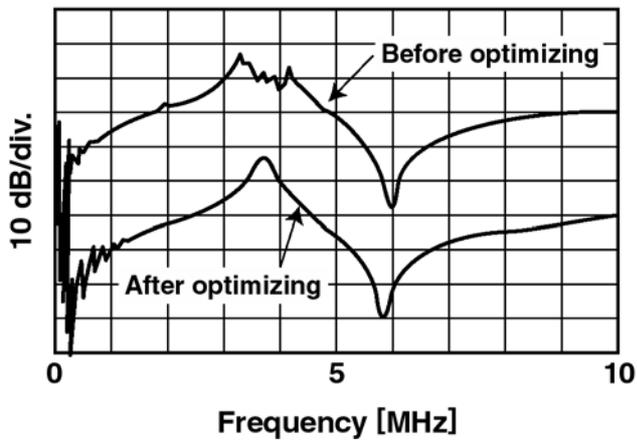
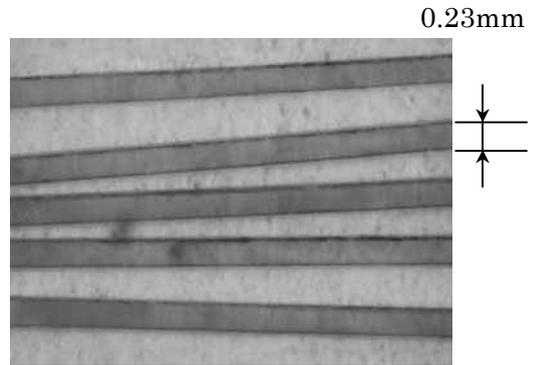


図 5-3-4 フェライトゴムバッキングとライトバッキングの加工性の違い



改善前後のアドミタンス特性



改善後の切断面

図 5-3-5 アレイ加工改善前後の短冊状振動子のアドミタンス特性と改善後の切断面
(改善前の切断面は図 5-3-3)

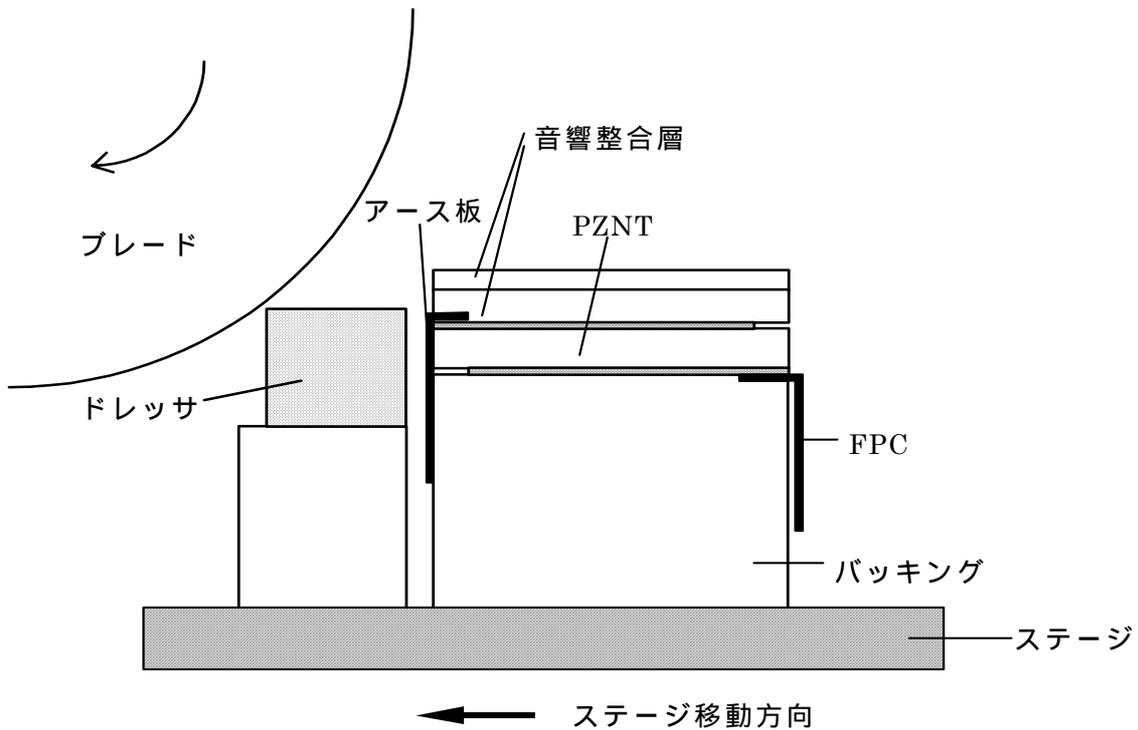


図 5-3-6 ドレスサ設置によるアレイ加工

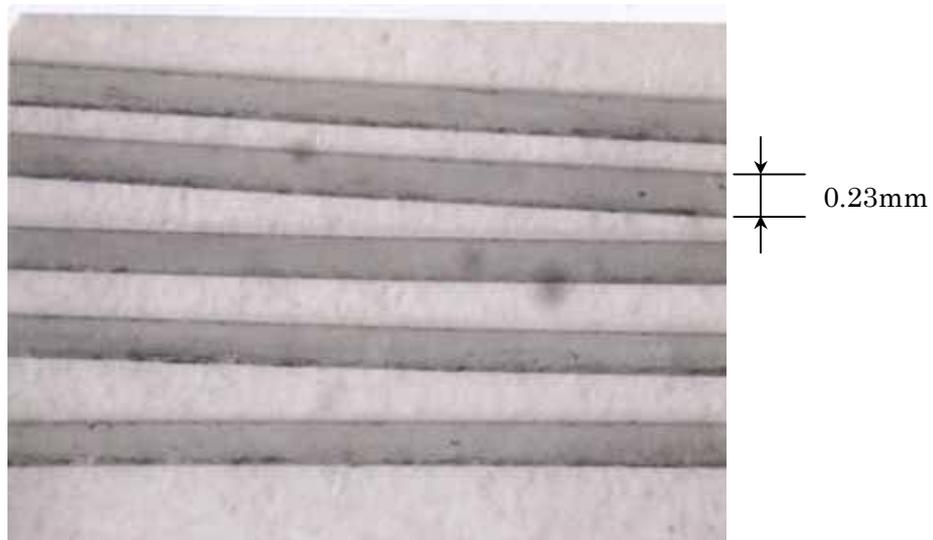


図 5-3-7 ドレッサを使用したライトバッキング構成プローブで
アレイ加工後分離した短冊状振動子

以上は、ブレードのダイヤモンド砥粒の粒径が#4500 と細かい $0.5 \sim 3 \mu\text{m}$ のものを用いて行った結果だが、P Z T セラミックプローブの場合は#3000 以下のもう少し粗い粒径、例えば $2 \sim 6 \mu\text{m}$ 以上のブレードが用いられる。粒径 $2 \sim 6 \mu\text{m}$ のブレードによる短冊状振動子の切断面を図 5-3-8 に示す。問題となりそうなチッピングは発生しなかったが、ブレードの仕様どおりに切断面が粗くなった。1 枚のブレードで数多くのアレイ加工を行う場合は、粒径の大きい方が磨耗が少ないが、本研究ではチッピング発生が同程度に抑えられることから粒度 $0.5 \sim 3 \mu\text{m}$ のブレード (DISCO 製、型番 202J) を用いた。

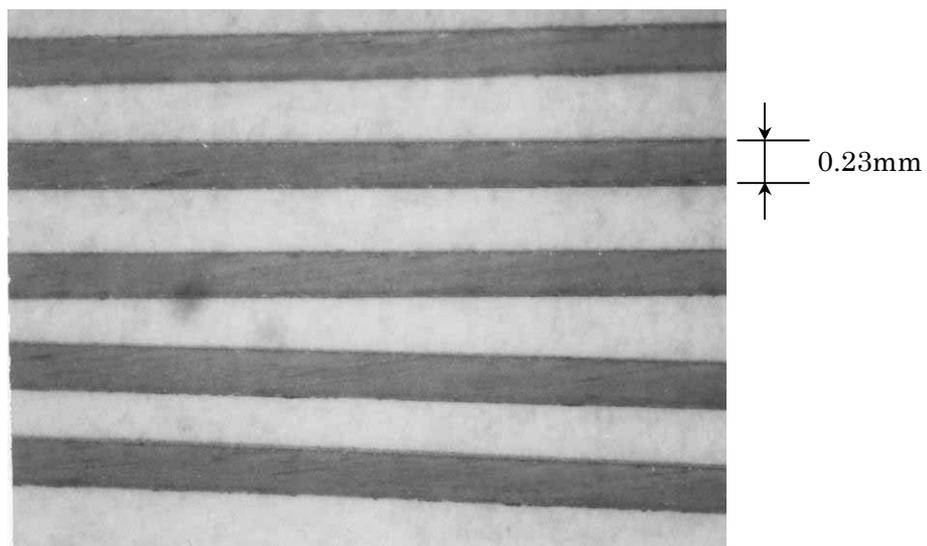


図 5-3-8 粒度の粗いブレード (粒度 $2 \sim 6 \mu\text{m}$) を用いたときの短冊状振動子の切断面

しかし切断面が良好な短冊状振動子でもインピーダンス特性に不要振動が現れるものが発生した。これはPZNTのキュリー点が180℃程度と低いことによる脱分極と考え、アレイ加工後に再分極処理を施してみた。短冊状振動子は途中までプローブを作製し、その後分離して得た。具体的には厚さ約0.22mmのPZNT振動子をフェライトゴムバッキングにエポキシ接着剤（グレースジャパン製、ECCOBOND#27）を用いて、60℃、2時間で硬化させてアレイ加工を施した。切断条件は0.05mm厚のブレードを用い、切断ピッチ0.19mm、送り速度0.3mm/sにて40素子分加工した。その後エポキシ剥離剤（日化精工製、型名GELPEE）で短冊状振動子をバッキング材から剥離した。そして分離した短冊状振動子それぞれに再分極処理を施し、室温で1kV/mmの電界を約10秒間印加した。再分極処理はネットワークアナライザ（HP4195A）でアドミタンス特性を観察しながら行った。再分極前後の共振、反共振周波数（ f_r 、 f_a ）と結合係数 k_{33} のばらつきを表5-3-1に、再分極前後のアドミタンス特性の一例を図5-3-9に示す。

再分極処理で主として f_a が高くなったことにより k_{33} が約4%向上し、アドミタンス特性も不要共振が少なくなった。さらに標準偏差も小さくなり、ばらつきが改善された。ただ振動子によっては同一ロットでアレイ加工を施しても脱分極がほとんど生じないものもあった。これはPZNTの組成ばらつきによるものと考えられ、脱分極を抑えられて特性の良好な組成があるかどうかの検討は今後の課題である。本研究で用いた組成では再分極処理の効果は大きいので、後のプローブ特性のところでも再分極処理前後のパルスエコー特性について述べる。

表 5-3-1 再分極前後の圧電特性

	再分極前			再分極後		
	f_r [MHz]	f_a [MHz]	k_{33}' [%]	f_r [MHz]	f_a [MHz]	k_{33}' [%]
平均値	3.56	5.44	79.4	3.58	5.92	83.4
最大値	4.05	5.93	84.9	3.90	6.28	87.8
最小値	3.15	4.85	71.5	3.23	5.43	78.4
標準偏差	0.24	0.28	3.4	0.19	0.27	2.5

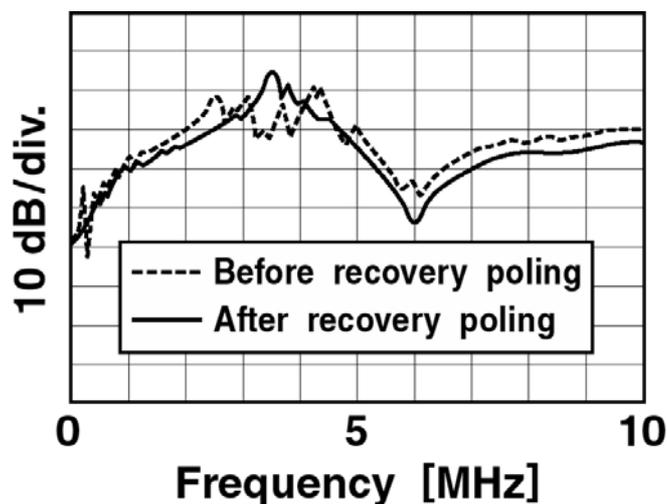


図 5-3-9 再分極前後の短冊状振動子のアドミタンス特性の一例

5 - 3 - 3 . プローブ作製法

試作したプローブのヘッド部分の構造を図 5-3-10 に示す。図 5-3-10 は音響整合層が 2 層構成のものであるが、1 層構成の場合も同様である。ただ広ピッチ型アレイプローブの場合は、1 素子を 2 分割するサブダイスを行っており、作製プロセスを含めて後述する。音響整合層は 2 層ともアレイ加工時に分割する構成としており、その方が隣接素子とのクロストークが減り良好な音場が形成される。電極リード引出しは F P C を用いており、信号側はアレイ加工時にバックング材に 0.2 ~ 0.3mm 程度の切り込みを入れることで F P C にも切り込んで各素子に分割される構成である。共通電極側は信号側と反対側の側面で振動子と接続する。この接続部は不要振動の原因となるので、信号側、共通電極側とも振動子との接続部は反対面側の電極がエッチングで除去することにより、超音波が送受信されない構成となっている。またエッチングで除去する幅はプローブ種類によって異なる。

プローブ試作では P Z N T は比較対象とした T - 9 6 材に比べてキュリー点が低いということと機械的に脆いということから、一部独自のプロセスにて行った。P Z T 型プローブの作製プロセスで、振動子が室温以上の熱にさらされるのは、F P C とのはんだ付け、バックング接着、第 2 音響整合層接着、アレイ切断である。このうちアレイ切断は避けることが出来ないため、切断後に上述の再分極処理を施すことにした。そしてはんだ付けの代わりに、導電ペーストを用いて 40 で振動子と F P C を接着した。またバックング材の接着は、接着剤の硬化温度を P Z N T の相転移点よりも低い 60 とした。プローブ試作プロセスを以下に示す。

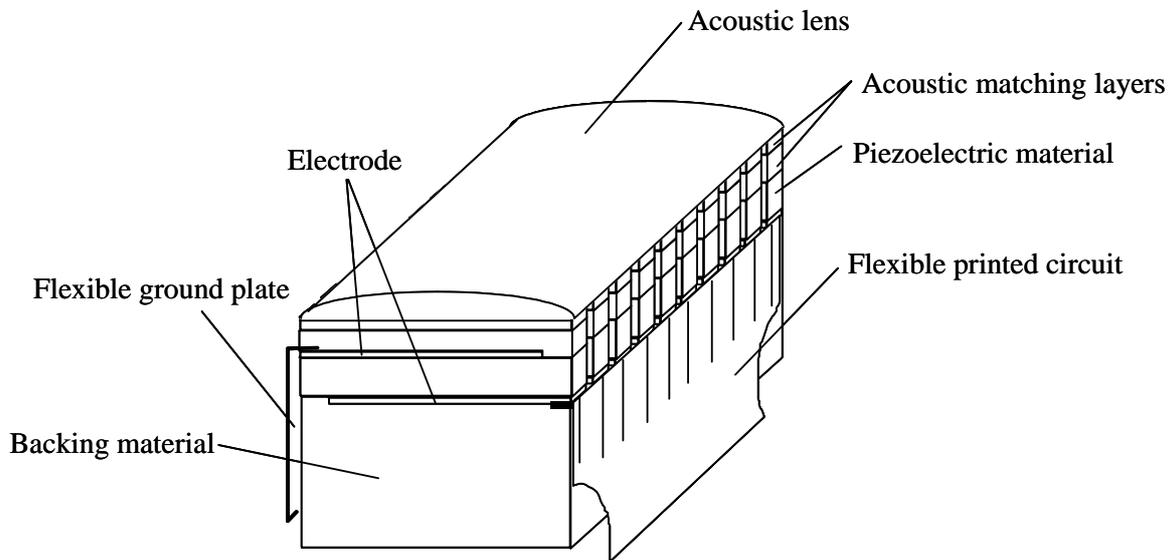


図 5-3-10 アレイプローブの構造（2層整合構成）

< P Z N T 型アレイプローブ試作プロセス >

振動子の超音波放射面にカプトンテープを張り付けた後、F P C を導電ペーストで接着

導電ペースト：epo-tek 417（硬化条件：40℃、12h）

分極方向は駆動パルスの極性にあわせる。例えば正極性パルスで駆動する場合は、F P C 側を分極時のプラス側とする。

バックング接着

バックング材：フェライトゴム

接着剤：ECCOBOND #27（硬化条件：60℃、2h）

バックング裏面側をガラス板にエレクトロンワックスで接着

（超音波放射面がガラス板と平行になるようにする）

カプトンテープを剥がし、塩化メチレンで表面を洗浄

アース板を導電ペーストで接着（硬化条件などは 上記と同じ）

音響整合層形成

1層構成の整合層材料：STYCAST #2651MM（硬化条件：室温、12h）

2層構成の場合：

第1層材料：アルミナ粉末 + アラルダイト、アルミナ 75wt%（硬化条件：40℃、12h）

第2層材料：ルミマット、接着剤は ECCOBOND #27 で硬化条件は 上記と同じ

アレイ切断

切断条件：ブレードタイプ 202J、厚さ 0.05mm、切断ピッチ 0.19mm、送り速度 0.3mm/s

ガラス板から外し、インピーダンスチェック

切断溝にシリコン樹脂（東芝シリコン社、型名 TSE-387）を充填

音響レンズ接着（接着剤：シリコン樹脂 TSE-387）

キャップに装填

再分極処理

条件：1～8素子をまとめて、室温で 1kV/mm の電界を 10 秒間印加

PZNT 振動子と FPC との接続に用いた導電（銀）ペーストははんだ付けに比べてアレイ切断や FPC の折り曲げにより、断線の確率が高かった。そこでこれを改善するため、図 5-3-11 に示すように、アレイ加工前に FPC を曲げてバック材と両面テープで固定し、さらにエポキシ樹脂で接続部を固定して断線防止を図った。その結果、後述するように 40 素子からなる小型アレイプローブは全素子断線無しで得ることができた。FPC 以外に PZNT を用いたアレイプローブのリード引出し法としてワイヤーボンディングを用いる方法も報告^{10,11)}されているが、不良素子が多く必ずしも良い方法とはいえない。

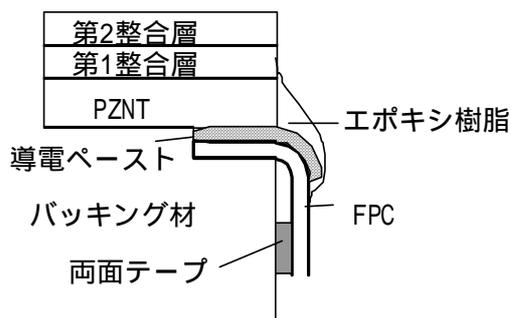
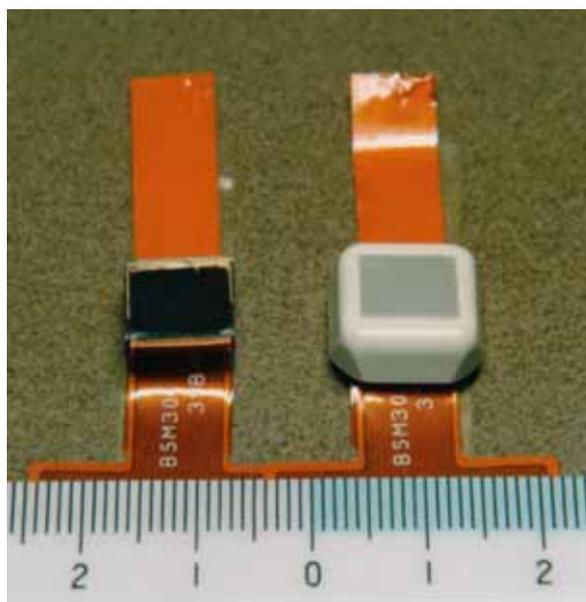


図 5-3-11 FPC 接続部の断線対策

5 - 3 - 4 . 1 層整合構成プローブ

用いた振動子は 8.5mm × 8mm 以上の矩形形状、アレイ加工後の単素子の有効面積は 0.14mm × 6mm である。図 5-3-12 にアレイ加工後及びキャップに装填後の写真を示す。図中黒くなっているのが音響整合層の STYCAST である。パルスエコー特性比較のため T - 9 6 材 (P Z T - 5 A 相当) を用いたプローブも試作した。P Z N T は約 0.23mm 厚の振動子を用いて中心周波数が 3.5MHz 近傍になるようにしたので、T - 9 6 材の場合は周波数定数の違いから厚さは約 0.4mm とした。また音響整合層は P Z N T と同じ STYCAST #2651MM を用い、厚さは両プローブともほぼ 0.2mm が最適厚であった。



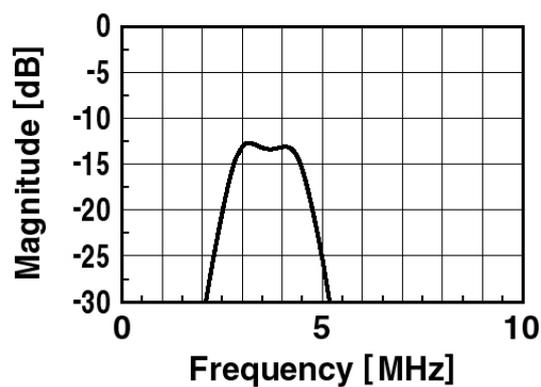
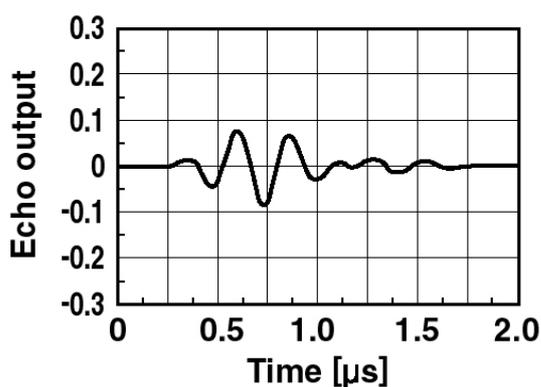
アレイ加工後 キャップ取り付け後

図 5-3-12 プローブヘッドの外観写真

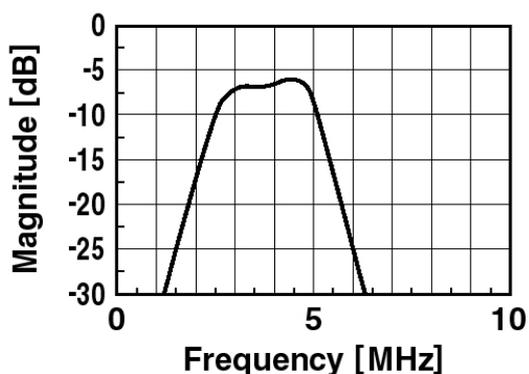
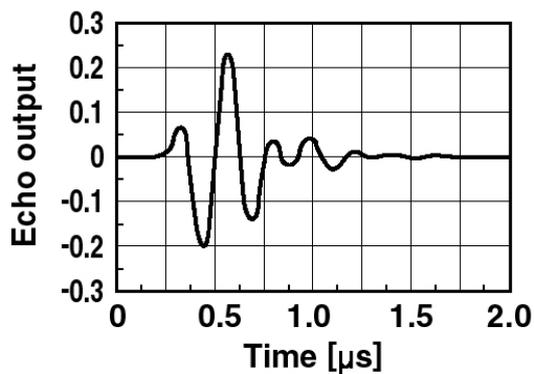
パルスエコー測定は、2m の同軸ケーブル(容量 110pF/m、特性インピーダンス 50 Ω)接続後、水中 25mm に設置したステンレスブロックからのエコーを求め、パルサ/レシーバとして 5 0 5 2 U A (設定条件 : E=1、DR=50、Gain=40dB)を用いた。合せてシミュレーションも行った。シミュレーション及び実測の代表素子のパルスエコー特性を図 5-3-13、14 に、40 素子平均の数値データを表 5-3-2 に示す。なお P Z N T 型プローブの再分極処理の効果は 5 - 3 - 5 で詳しく述べるため、ここでは再分極後の結果を示してある。

表 5-3-2 1層整合構成プロープのパルスエコー特性

	実測			シミュレーション		
	中心周波数 [MHz]	相対感度 [dB]	-6dB比帯域 [%]	中心周波数 [MHz]	相対感度 [dB]	-6dB比帯域 [%]
PZT型	3.45	0(基準)	51	3.58	0(基準)	58
PZNT型	3.55	8	71	3.67	11	85

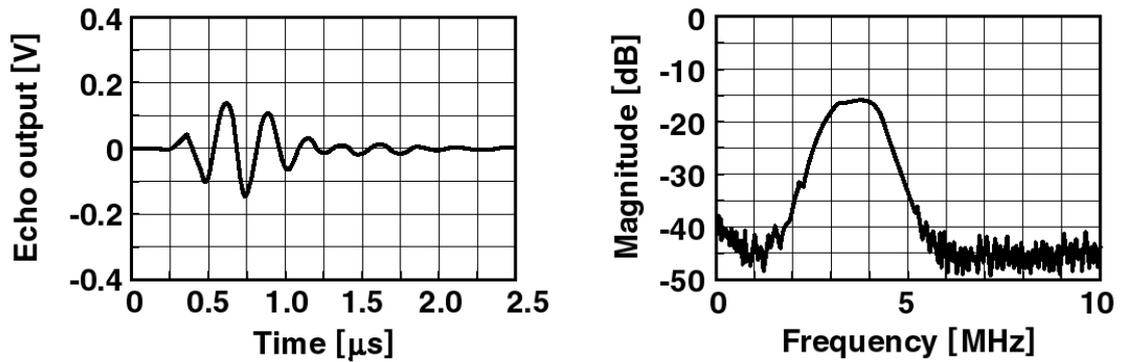


P Z Tセラミックプローブ

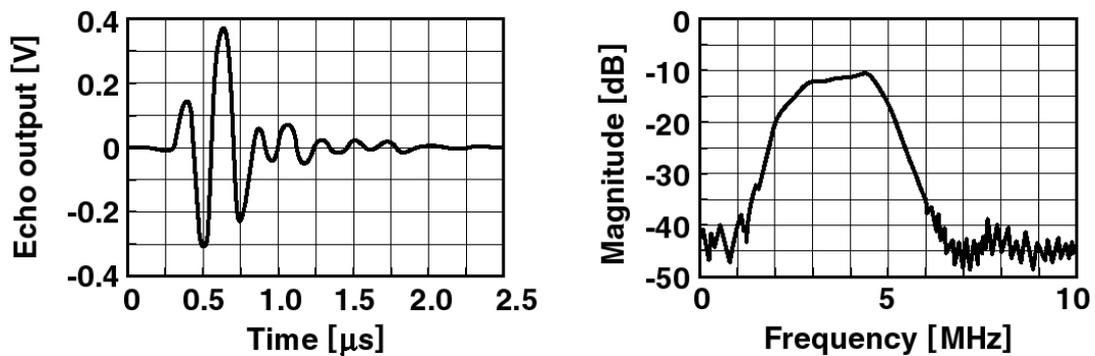


P Z N T単結晶プローブ

図 5-3-13 シミュレーションによるパルスエコー特性の比較 (1層整合構成)



P Z Tセラミックプローブ



P Z N T単結晶プローブ

図 5-3-14 実測によるパルスエコー特性の比較（1層整合構成）

中心周波数がほぼ等しいプローブが得られ、補正なしで感度などの比較が可能である。P Z N T型プローブがP Z T型に比べ約 8dB 高感度になり、大幅な感度向上を達成した。また、エコー波形はシミュレーション、実測ともP Z T型が約 3 波だったのに対し、P Z N T型は約 2 波と短くなった。これが帯域に反映されて、P Z N T型の方が 20 ポイント広帯域になった。この帯域はP Z T型プローブの 2 層整合構成とほぼ同じであり、従来のP Z T系セラミックでは不可能な値といえる。広帯域化の要因は、第 4 章で述べたように結合係数が大きいことと音響インピーダンスが生体に近いことと考える。

図 5-3-15 にP Z N T型及びP Z T型プローブのエコー出力の素子ばらつきを示す。P Z T型に比べてP Z N T型の方が素子ばらつきが大きくなった。しかし実用レベルとしての一つの判断基準である平均値 $\pm 20\%$ 以内を満たさなかった素子は最端部の ch40 の 1 素子のみであった。この素子はP Z N Tの特性ばらつきのためではなく、バッキング材あるいは音響レンズ接着が不十分であった可能性が高い。従って、8.5mm \times 7.6mm の有効部分の特性ばらつきは小さかったといえる。

ところで、シミュレーションと実測で感度差が 3dB あった。この値は第 4 章で述べたシミュレーションの精度判定結果である 1dB 程度以内から考えると大きい。この感度差の原因として、パルサ・レシーバの送受信条件が不十分であったことと、PZNT の誘電率ばらつきによる影響が考えられる。

まず今回使用したパルサ・レシーバは超音波プローブの測定で汎用品として用いられているパナメトリクス社 5052UA であり、本研究の画像評価で用いた診断装置の回路とは異なる。診断装置の場合は、ドライバのオン抵抗でほぼ一定の出力インピーダンスが得られる正極性パルスであり、等価回路定数は精度良く把握されている。これに対して今回のパルサは、コンデンサの放電を利用した負極性パルスであり、配線長のインダクタンス分との共振を起こすなど等価回路定数の精度が不十分だった可能性がある。しかし予想できる送受信条件の値以上に実測とシミュレーションとの感度差が生じたと考えている。

従って感度差が生じた原因として、後者の影響も大きい可能性がある。プローブに用いた振動子のロットは S14 であり、分極後の比誘電率が 3280 のものを用いた。しかし表 3-3-2 に示してあるように、誘電率の標準偏差は平均値の約 10% と大きく面内ばらつきもある。従って振動子において有効部分の領域の誘電率が全体よりも小さかったとすれば、第 4 章で述べたように誘電率の違いによる感度への影響を考慮すると 2dB 前後の感度の違いはありと考えられる。

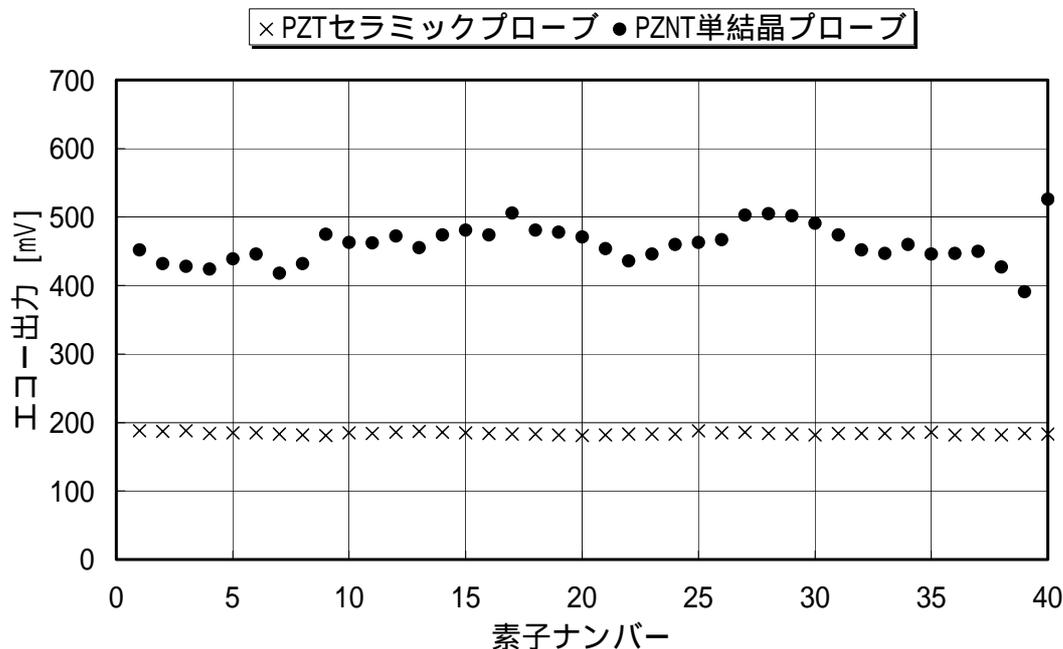


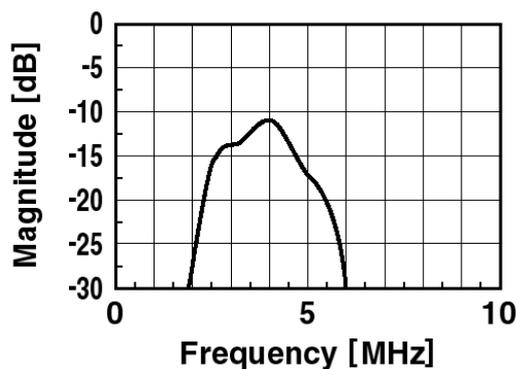
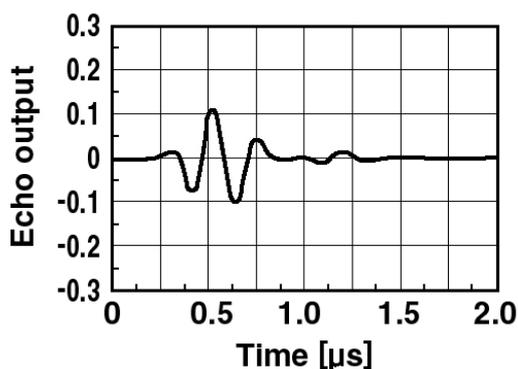
図 5-3-15 1 層整合構成プローブの感度ばらつき

5 - 3 - 5 . 2層整合構成プローブ

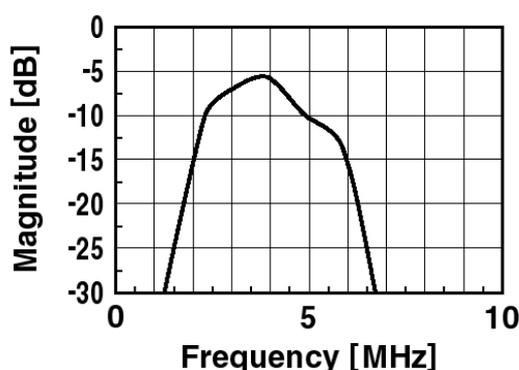
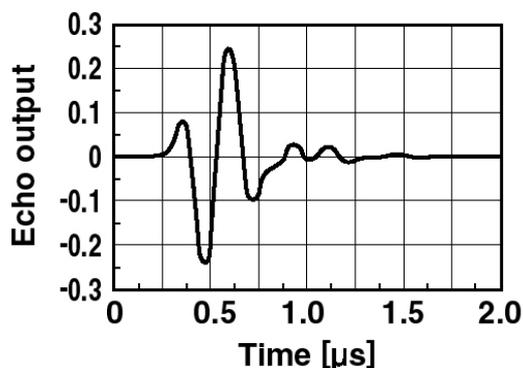
使用した振動子形状は1層整合構成の場合と同様であり、音響整合層のみ変更した。図5-3-16にシミュレーションによるパルスエコー特性、図5-3-17に実測による代表素子のパルスエコー特性を示す。PZNT型プローブは再分極処理後の特性である。図5-3-18~20に、PZT型、再分極処理前後のPZNT型プローブのエコー出力、中心周波数、-6dB比帯域の素子ばらつきを示し、表5-3-3に数値データを示す。

表 5-3-3 2層整合構成プローブのパルスエコー特性

		PZT型	PZNT型	
			再分極前	再分極後
中心周波数 [MHz]	実測	3.57	3.59	3.57
	シミュレーション	3.61	3.78	
感度 [dB]	実測	0(基準)	4.2	4.7
	シミュレーション	0(基準)	6.9	
-6dB比帯域 [%]	実測	72	87	86
	シミュレーション	74	97	

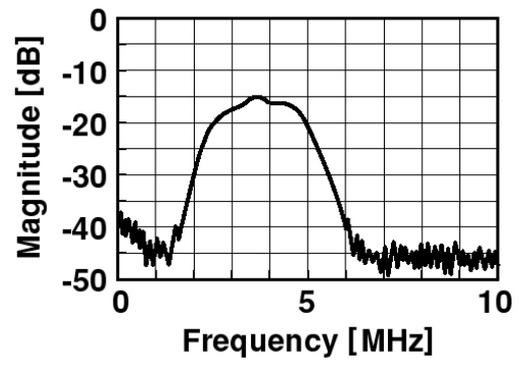
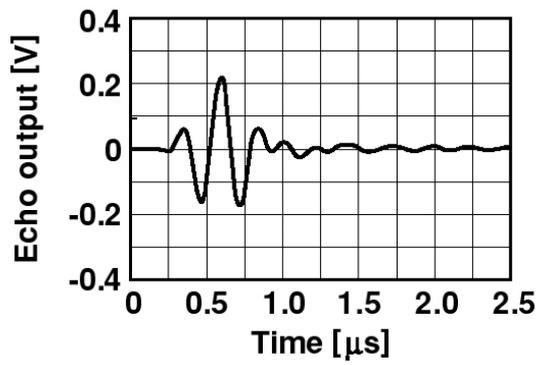


PZTセラミックプローブ

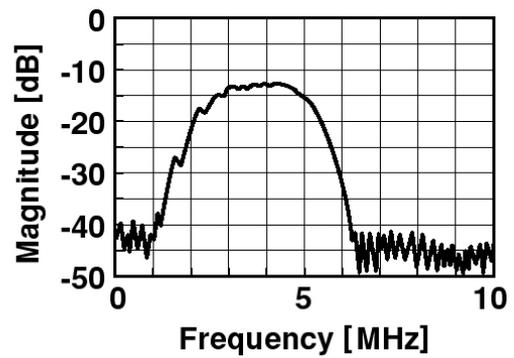
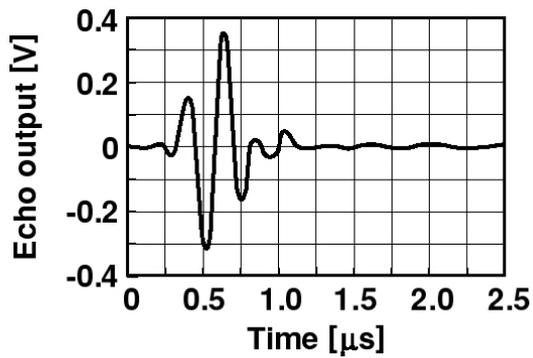


PZNT単結晶プローブ

図 5-3-16 シミュレーションによるパルスエコー特性の比較 (2層整合構成)



P Z T セラミックプローブ



P Z N T 単結晶プローブ

図 5-3-17 実測によるパルスエコー特性の比較 (2 層整合構成)

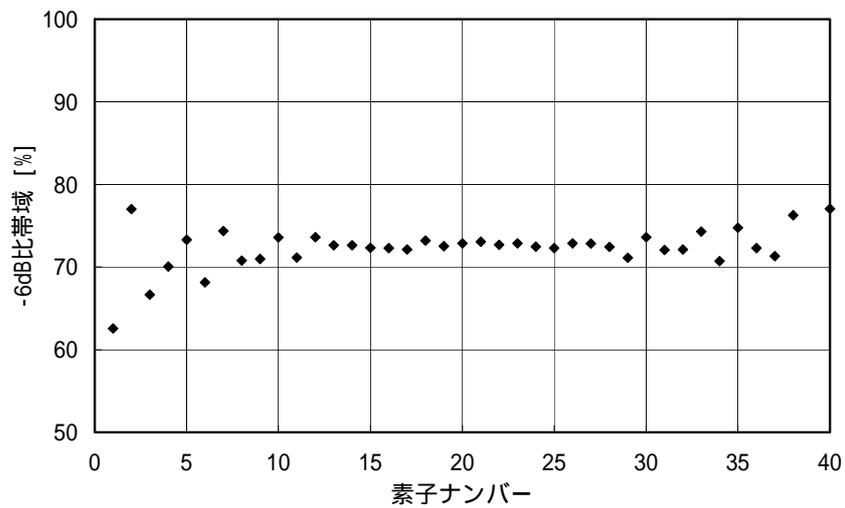
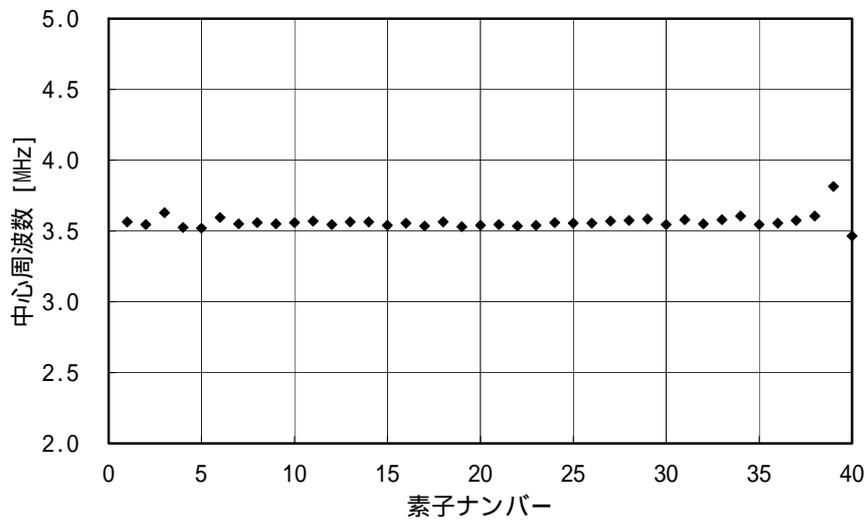
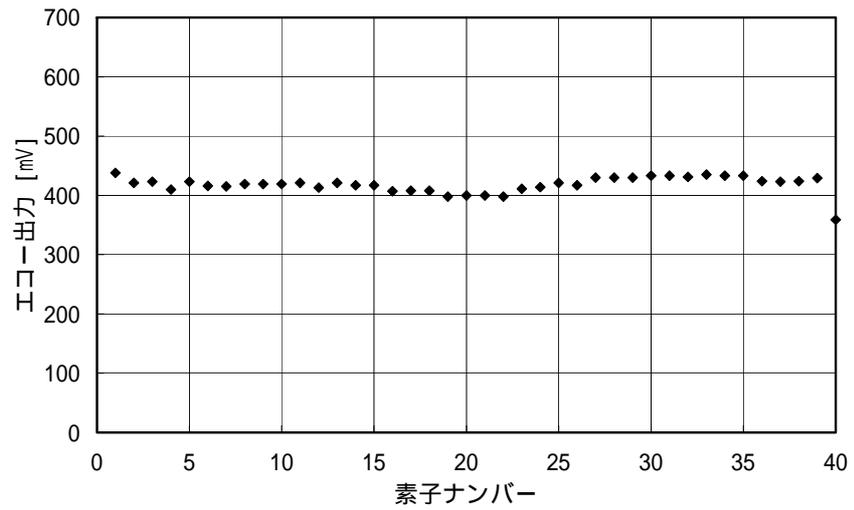


図 5-3-18 P Z T セラミックプローブの素子ばらつき (2 層整合構成)

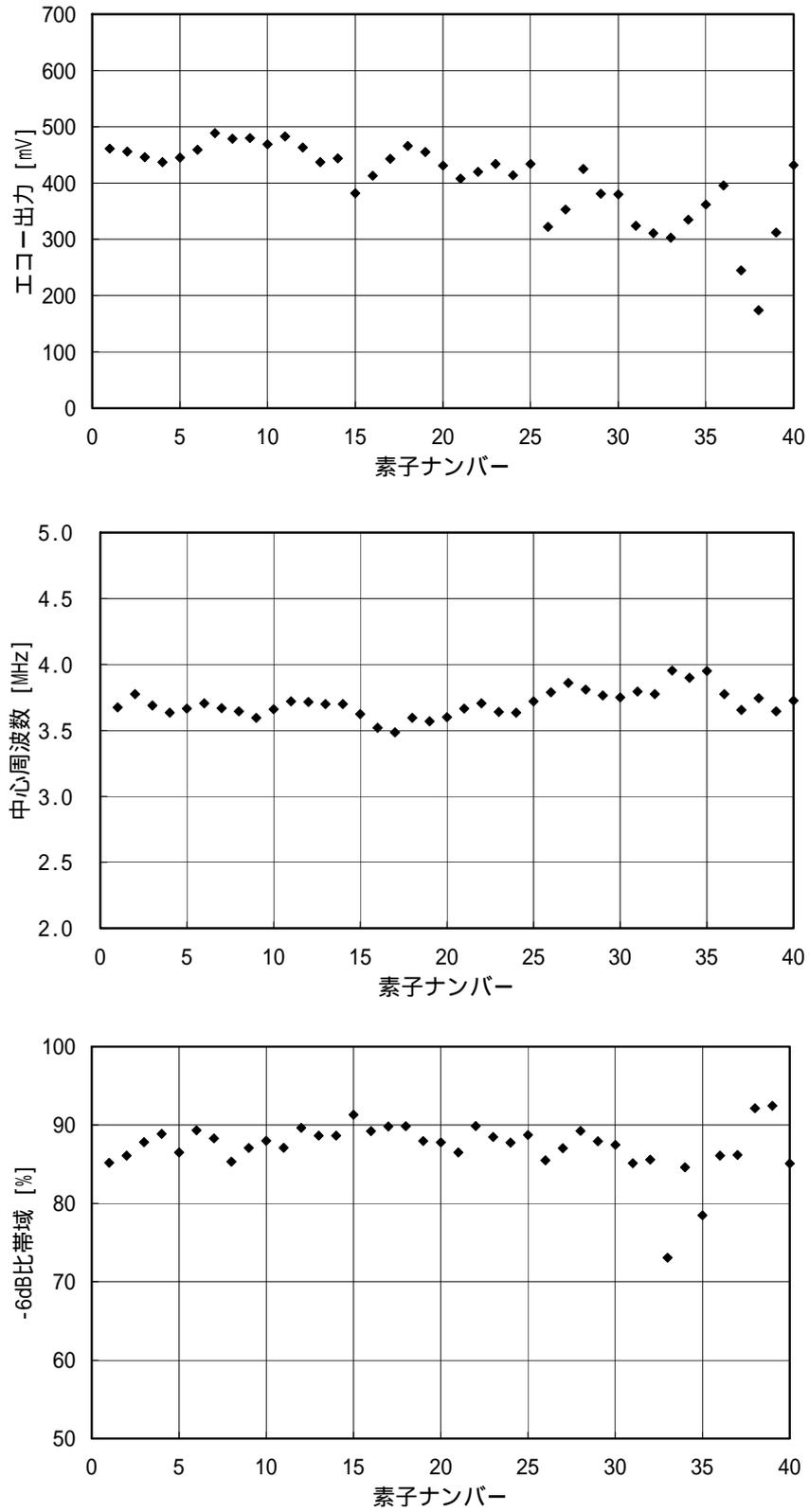


図 5-3-19 PZNT 単結晶プローブの素子ばらつき (2 層整合構成、再分極前)

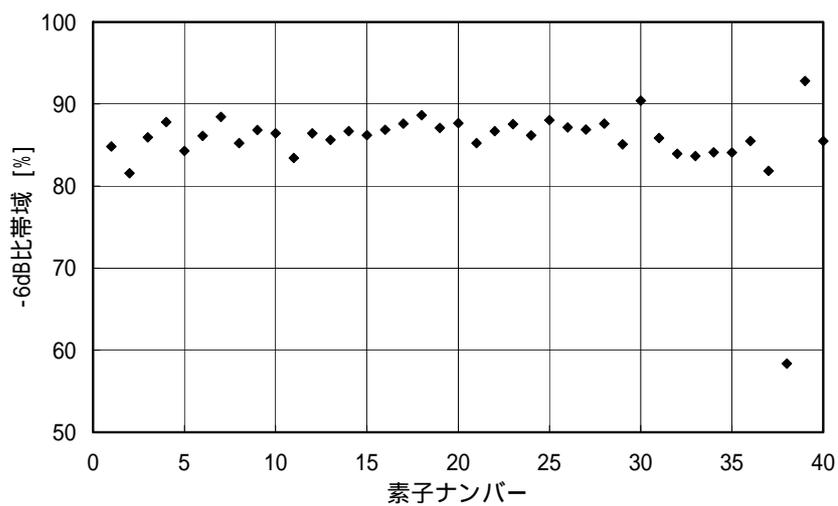
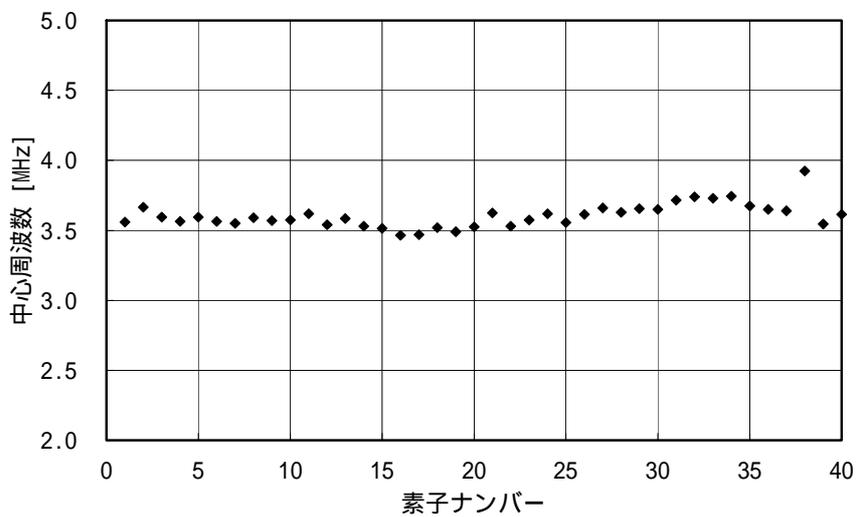
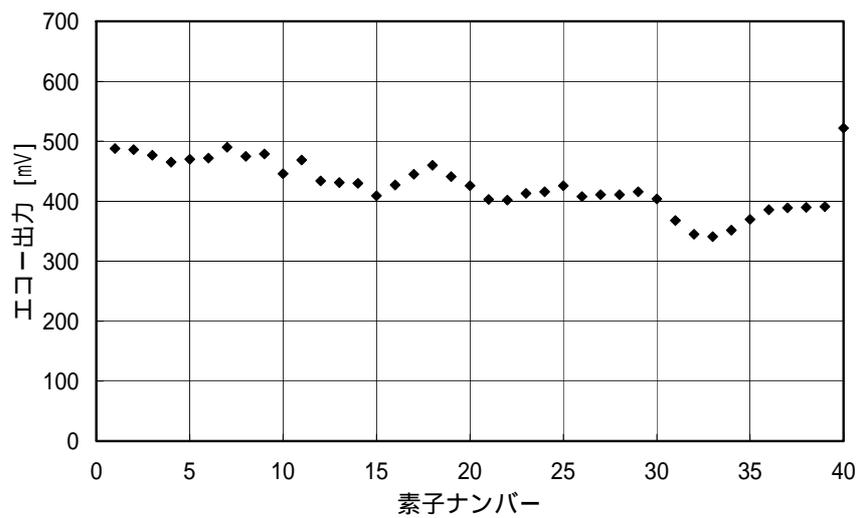


図 5-3-20 PZNT単結晶プローブの素子ばらつき(2層整合構成、再分極後)

エコー波形はP Z T型が約 2 波であるのに対してP Z N T型は約 1.5 波と少なく、ダンピングの効いた波形になった。P Z T型のエコー波形は、P Z N T型の 1 層整合構成の波形と良く似ている。波数は 1 層整合構成に比べP Z T型は約 1 波、P Z N T型は約 0.5 波それぞれ短くなった。また周波数スペクトラムはP Z T型、P Z N T型とも左右対称の肩の尖らないガウス分布に近いものとなった。これは帯域内の群速度がほぼ一定で、尾引きに悪影響を与えていないことを意味する。P Z N T型の - 6dB 比帯域はシミュレーション結果より狭かったが、それでも 85%を超える広帯域特性が得られた。またP Z T型の 2 層整合による感度向上は 3dB であり、P Z N T型の場合は 1, 2 層整合とも同じ感度になった。P Z T型の方が、整合層数を増やしたことによる広帯域化の程度は大きい、これは音響インピーダンスの違いといえる。P Z N Tの音響インピーダンスはT - 9 6 材に比べて生体に近いため、生体との音響的整合では元々T - 9 6 材より優れているので、多層整合の効果が徐々に少なくなってくるといえる。なおシミュレーション結果との感度の差異の原因は、1 層整合構成の場合と同様と考えられる。

次にエコー出力の素子ばらつきは、P Z T型、再分極後のP Z N T型、再分極前のP Z N T型の順に大きくなっていることがわかる。両プローブとも両端近傍のばらつきが比較的大きい。これは、振動子の特性が反映されているというよりも、バックリング材あるいは音響レンズ接着が不十分であった可能性が高い。それを除いた両端 5ch ずつを無視しても、P Z N T型の感度ばらつきが大きい。ただ、ch26 以降の感度は、再分極によりばらつきが低減されたといえる。このことは、8.5mm × 7.6mm という小さな有効領域内でも組成ばらつきが生じており、ch26 以降が脱分極しやすかったからではないかと考えられる。また中心周波数のばらつきは両プローブとも感度や帯域に比べて小さく、P Z N Tは組成ばらつきがあっても音速を決定する密度や弾性率への影響が小さいからと考えられる。

再分極処理による効果は再分極前にエコー出力が平均値 ± 20%以内に満たなかったのが 6 素子だったのに対し、再分極後は 2 素子に減った。またエコー出力も 0.5dB 向上し、再分極処理により感度向上と素子ばらつき低減が図られたことが確認された。逆をいえばP Z N Tはアレイ切断などで脱分極しやすいといえる。従ってP Z N T型プローブには再分極処理が必須のプロセスとあって良い。なお帯域の再分極前後での変化は 1 ポイント前後と小さかった。

5 - 3 - 6 . 広ピッチ型アレイプローブ

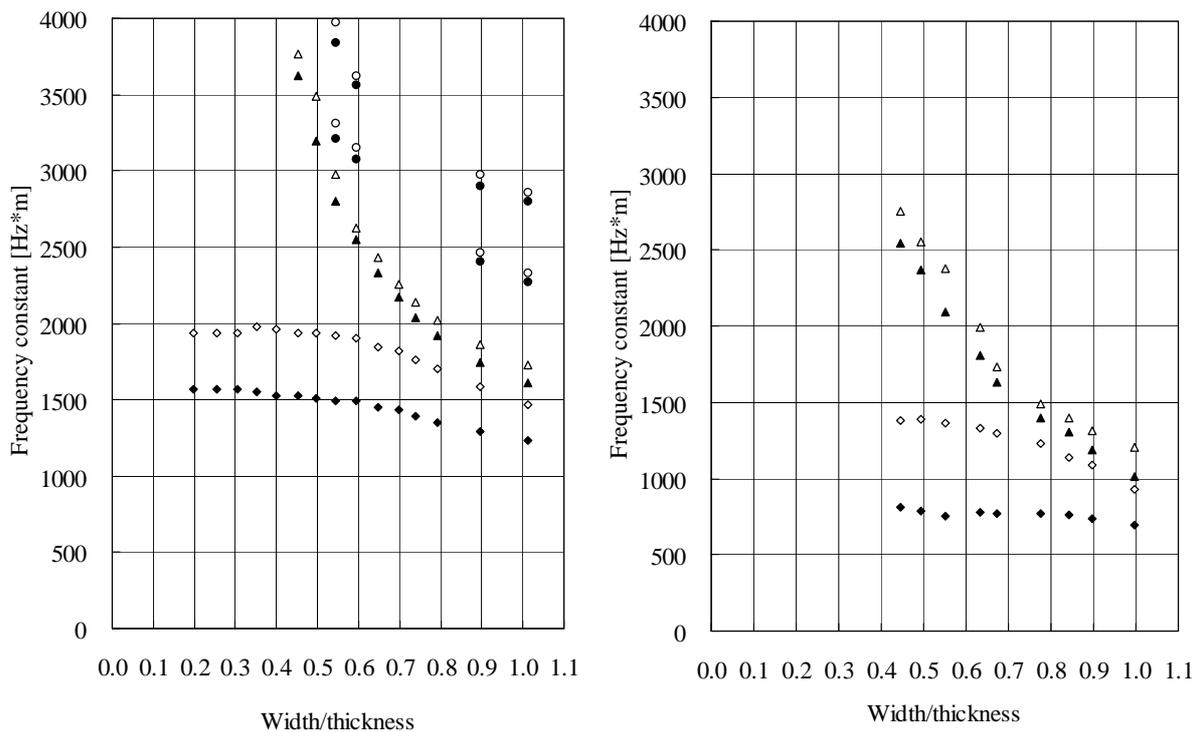
PZNTの短冊状振動子の周波数定数は表 3-3-3 に示してあるように、PZTセラミックに比べて60%に満たない値である。従って同一の中心周波数を有するプローブを得るにはPZTよりも薄くする必要がある。またプローブの中には素子数を減らした低価格仕様のもがあり、セクタプローブの場合、フットプリント(口径)を変えないで感度を確保するので、素子ピッチが広がる。一方、セクタスキャンする際にグレーティングローブが発生しない条件は走査角を、素子ピッチを d 、媒体を伝搬する超音波の波長を λ とすると以下の式で与えられる。

$$d < \frac{\lambda}{1 + |\sin \theta|} \quad (4-1)$$

従って走査角が 90° でもグレーティングローブが発生せずに最も幅が広がる条件は $d = \lambda/2$ であり、標準プローブの 3.5MHz では最大の素子ピッチは 0.25mm 程度となる。通常 0.05mm 厚のブレードでアレイ加工するので素子幅は 0.2mm となり、PZTセラミックの場合厚さは 0.38mm 程度なので幅/厚さは 0.53 で、 0.6 以下を満たす。しかしPZNTの場合は厚さが $0.21 \sim 0.23\text{mm}$ 程度なので、幅/厚さは $0.8 \sim 0.9$ となり幅振動の影響が出る。図 5-3-21 は短冊状振動子の周波数定数の形状依存性を調べたものであり、PZNTはPZTに比べて周波数定数は小さいが、各形状比における低次と高次の共振、反共振の関係はほとんど同じである。形状比が $0.8 \sim 0.9$ のときはPZTもPZNTも同様に厚み振動の反共振と幅振動の共振が非常に近接して起こるので、純粋な厚み振動は得られない。PZNTの幅/厚さが 0.9 の場合のアドミタンス特性は図 5-3-22 に示すように幅振動の影響が大きく出ている。そこで、このような仕様でPZNTを用いてプローブを作製する場合は、 1ch を2分割以上するサブダイスを施す必要がある。一般にセクタプローブの場合、 90° 走査してもグレーティングローブが発生しないような素子ピッチとなるように設計するので、サブダイスのない 1ch 構成となるのが普通である。その結果、機械的強度がPZTに比べて劣るPZNTでより狭い幅でアレイ分割することになるので、技術的バリアが高くなる。

そこでサブダイスのピッチで切断する方法と最終ピッチの2倍ピッチで切断し、その後切断溝にシリコーン樹脂を充填・硬化後、残った振動子の中央部を切断するという2つの方法(前者は以後通常切断、後者は2倍ピッチ2回切断と呼ぶ)を試みた。図 5-3-23 にPZNTをバッキング材(フェライトゴム)にエポキシ樹脂(ECCOBOND#27)で接着し、2倍ピッチ2回切断と 0.126mm ピッチで通常切断した場合の上面写真を示す。切断条件は厚さ 0.03mm の 202J タイプブレードを用いて送り速度 0.3mm/s とした。外観上2倍ピッチ2回切断によるサブダイスは直線状に切断されたのに対して、通常切断は一部のPZNTが折れていた。図 5-3-24 に両者のアドミタンス特性を示す。2倍ピッチ2回切断はアドミタンス特性でも共振点の割れが少ないのに対して、通常切断は再分極を施しても割れが消えなかった。また結合係数 k_{33} は通常切断では再分極を施しても共振点の割れにより精度のある数値を求めることができなかった。2倍ピッチ2回

切断では共振点の割れはほとんどなかったが、再分極を施しても k_{33} が77%とこれまで述べてきた83%に比べると小さかった。この結果より k_{33} が小さい問題はあるものの2倍ピッチ2回切断によるサブダイスが有効であると判断し、下記プロセスによりプローブを作製した。有効口径を確保するため、に示すサブダイスではブレード厚を0.020mmもしくは0.025mm、に示すメインダイスでは0.03mmとした。サブダイスのブレード厚をメインダイスより薄くしたのは、サブダイスの切り込み深さを浅くしたためである。

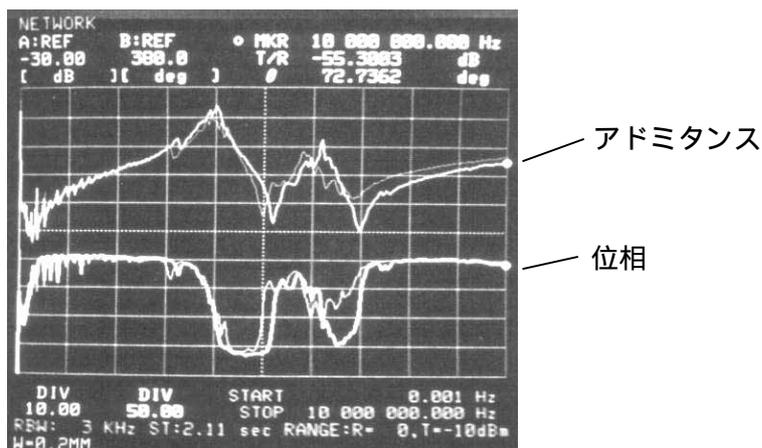


T - 9 6 (P Z T 5 A タイプセラミック)

P Z N T 単結晶

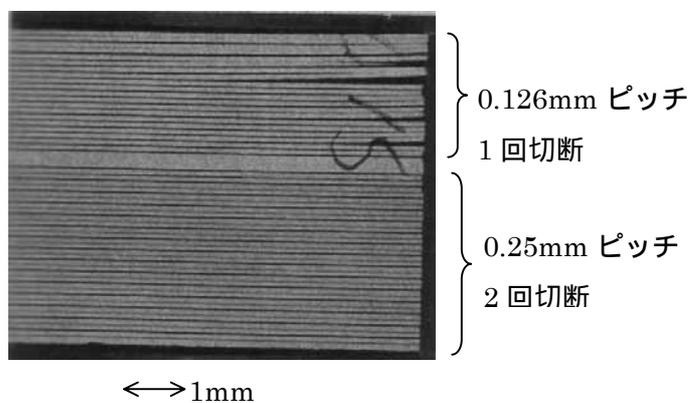
塗りつぶし部：共振周波数×厚さ、白抜き部：反共振周波数×厚さ

図 5-3-21 短冊状振動子の周波数定数の形状依存性

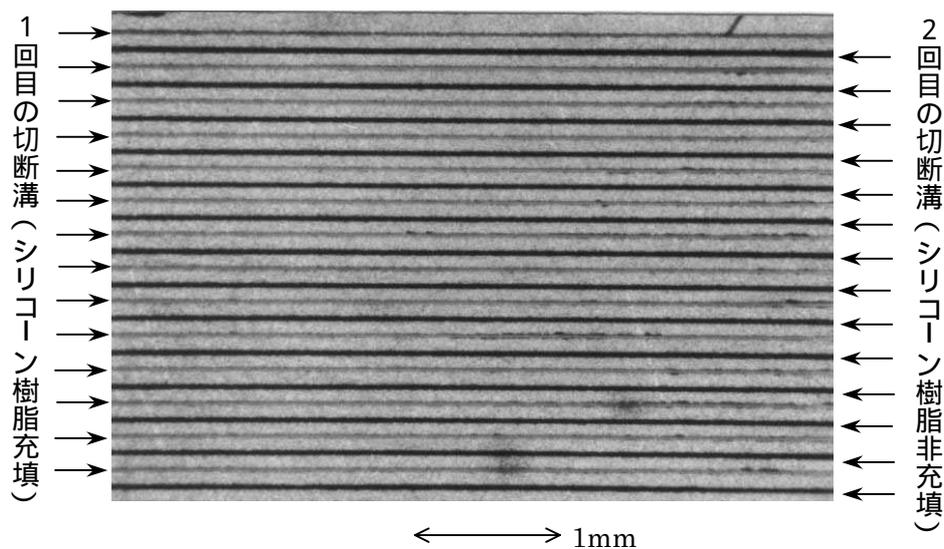


H : 0 ~ 10MHz

図 5-3-22 幅/厚さが 0.9 のときのアドミタンス特性 (細線 : 再分極前、太線 : 再分極後)

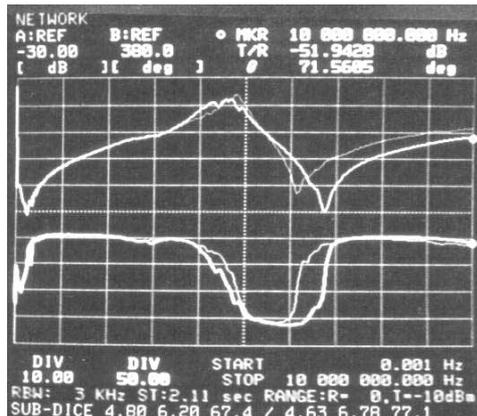


(a) 通常サブダイスと 2 倍ピッチ 2 回切断



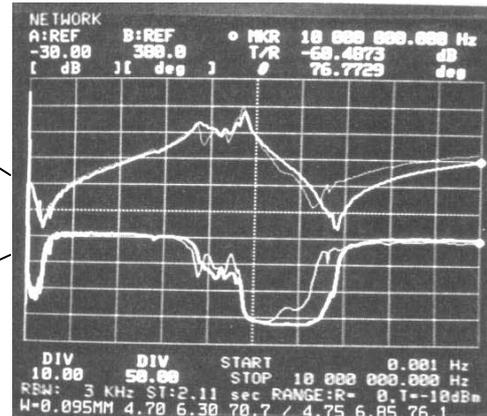
(b) 2 倍ピッチ 2 回切断拡大写真

図 5-3-23 サブダイスの可能性評価



アドミタンス

位相



H : 0 ~ 10MHz

H : 0 ~ 10MHz

(a) 2 倍ピッチ 2 回切断

(b) 通常切断

図 5-3-24 2 倍ピッチ 2 回切断と通常切断のアドミタンス特性

(細線 : 再分極前、太線 : 再分極後)

< 広ピッチ型アレイプローブの作製プロセス >

振動子の超音波放射面にカプトンテープを張り付けた後、F P C を導電ペーストで接着

導電ペースト : epo-tek 417 (硬化条件 : 40 、 12h)

バックング接着

接着剤 : ECCOBOND#27 (硬化条件 : 60 、 2h)

バックング裏面側をガラス板にエレクトロンワックスで接着

(超音波放射面がガラス板と平行になるようにする)

カプトンテープを剥がし、塩化メチレンで表面を洗浄

アース板を導電ペーストで接着 (硬化条件などは と同じ)

第 1 音響整合層形成

材料 : アルミナ + アラルダイト (厚さ約 0.22mm) で、アルミナ 75wt% (硬化条件 : 40 、 12h)

第 2 音響整合層形成

材料 : ルミマツト (厚さ 0.125mm) 接着剤 : ECCOBOND#27 (硬化条件は と同じ)

サブダイス

切断位置 : F P C の信号線中央部、バックング材への切り込み深さ : 0.05mm

切断条件 : ブレード 202J、厚さ 0.025 又は 0.020mm、切断ピッチ 0.25mm、送り速度 0.3mm/s

フランジ外径 : 48.4mm (ブレード突き出し量 0.9mm)

切断溝にシリコン樹脂 TSE-387 を充填し、12h 放置

メインダイス

切断位置 : サブダイスの切断溝間の中央部、バックング材への切り込み深さ : 0.35mm

切断条件 : ブレード 202J、厚さ 0.03mm、切断ピッチ 0.25mm、送り速度 0.3mm/s

フランジ外径：48.0mm（ブレード突き出し量 1.3mm）

切断溝にシリコン樹脂 TSE-387 を充填

音響レンズ接着（接着剤：シリコン樹脂 TSE-387）

再分極処理

条件：1～8 素子をまとめて、室温で 1kV/mm の電界を 10 秒間印加

用いた振動子はレンズ方向の長さが 15mm のものである。図 5-3-25 は上記プロセス 終了後の F P C 接続部のプローブヘッドであり、折れや蛇行は観察されなかった。次に比較用としてサブダイスをせずに 0.25mm ピッチのアレイ加工で作製した P Z T 型プローブとパルサノレーバ 5 0 5 2 U A（ $E=1$ 、 $DR=50$ 、 $Att=12\text{dB}$ 、 $Gain=40\text{dB}$ ）を用いてパルスエコー特性を測定した。反射体は水中 60mm に設置したステンレスブロックである。代表素子のパルスエコー特性を図 5-3-26 に示す。中心周波数は P Z T 型 3.7MHz に対して P Z N T 型が 4.1MHz と高くなった。また P Z T 型プローブに対する感度は、1.3dB と高感度ではあるものの向上度合いが小さく、-6dB 比帯域も P Z T 型 74% に対して P Z N T 型 75% とほぼ同じであった。感度向上が小さかったのは結合係数が大きくなかったことと、それにより共振周波数が高くなったので整合層条件が不十分となったことが挙げられる。その結果帯域も狭かったといえる。図 5-3-27 に示す k_{33} の形状依存性のよう、P Z T は幅 / 厚さを 0.6 から徐々に小さくしていったとき 0.35 程度までは k_{33}' が大きく変動しないのに対し、P Z N T は幅 / 厚さが 0.45 くらいで小さくなり始める。これは幅が狭いと再分極処理を行っても十分回復していないことを示しており、切断時の熱により P Z N T の結晶構造が部分的に菱面体晶から正方晶に変化してドメインの乱れが生じたことが考えられるが詳細は不明である。以上 2 倍ピッチ 2 回切断によりアレイ加工は可能であったが、P Z N T の幅が狭くなることにより、本来の性能を発揮させることができなかった。整合層条件や作製プロセスの見直しが今後の課題である。

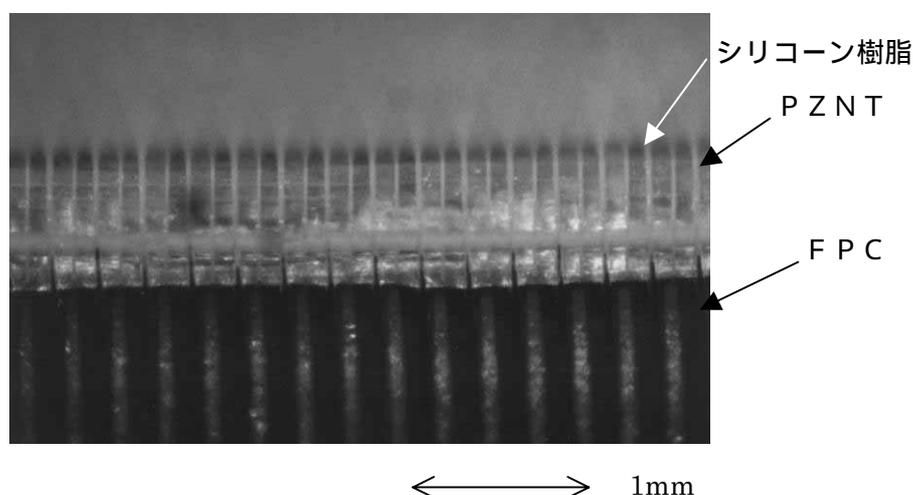
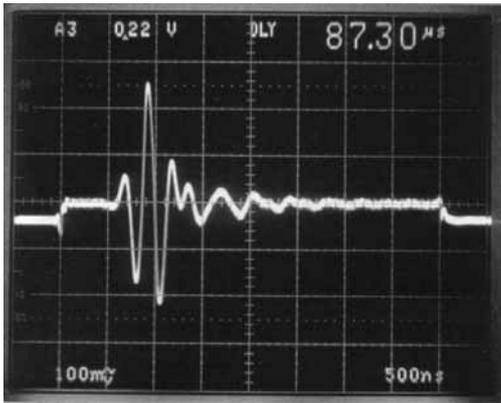
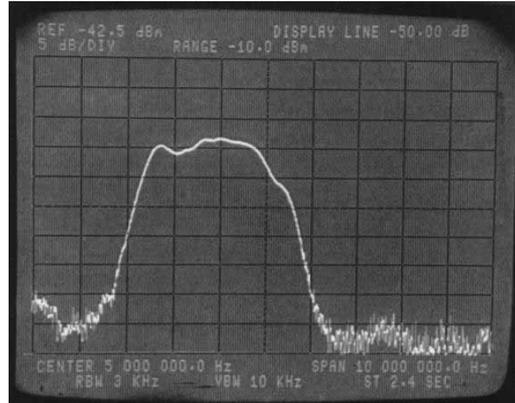


図 5-3-25 2 倍ピッチ切断後のプローブヘッドの P Z N T と F P C の接続部分

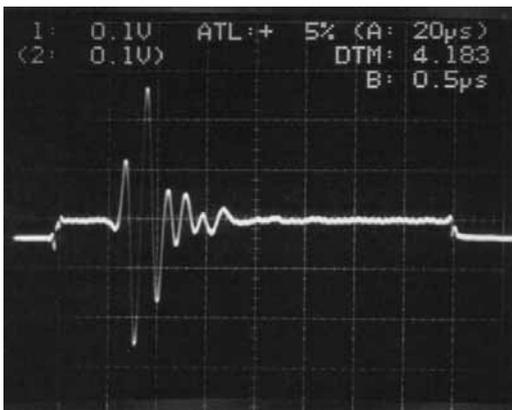


V : 0.1V/div.
H : 0.5 μ s/div.

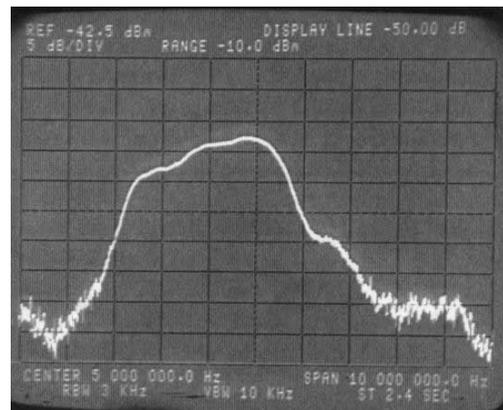


V : 5dB/div.
H : 1MHz/div.

P Z Tセラミックプローブ



V : 0.1V/div.
H : 0.5 μ s/div.



V : 5dB/div.
H : 1MHz/div.

P Z N T単結晶プローブ

図 5-3-26 広ピッチ型アレイプローブのパルスエコー特性

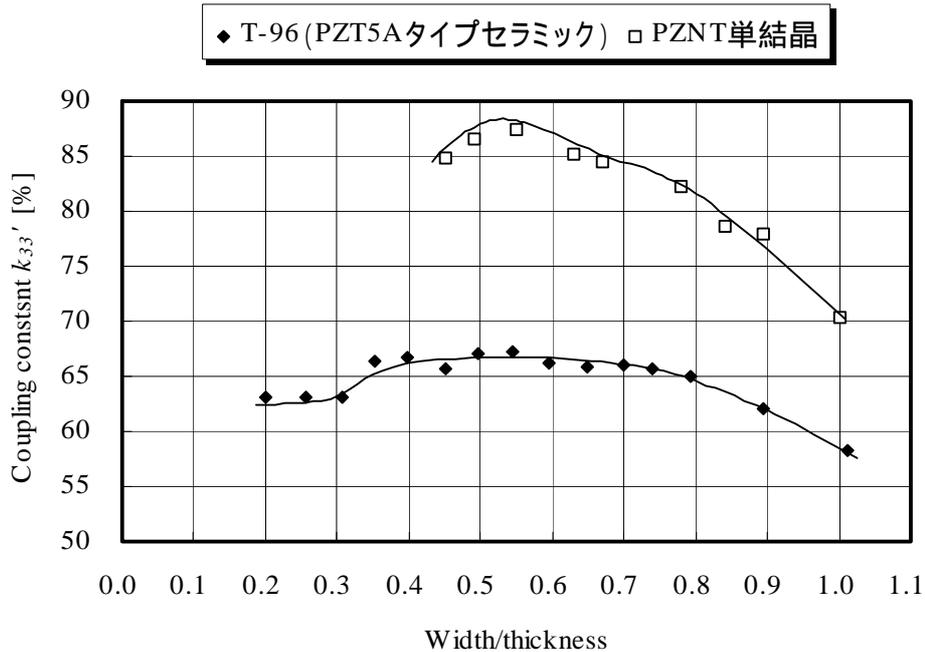


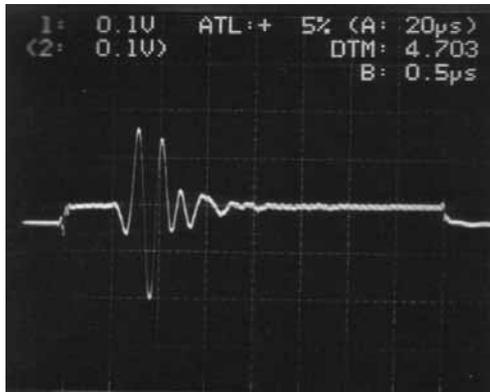
図 5-3-27 k_{33} の形状依存性

5 - 3 - 7 . インピーダンス変換器内蔵構成プローブ

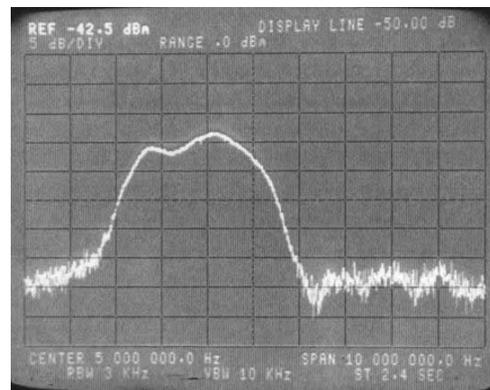
高分解能画像を得るために多素子化の傾向にある超音波プローブで、エミッタフォロワなどによるインピーダンス変換器内蔵型は、多素子化で単素子の面積が小さくなることにより高電気インピーダンスとなって起こる感度低下を改善するもので高感度化に有効な方法である。本研究でも画像評価はこのインピーダンス変換器内蔵型プローブで行った。ここでは第6章で述べる画像評価用プローブを念頭に入れて、レンズ方向の長さを標準のセクタプローブ仕様である 15mm の素子でプローブを試作し、パルスエコー特性を評価した。プローブの作製プロセスは5 - 3 - 3 で述べた方法と同じであり、フェライトゴムバッキングの2層整合層構成とした。アレイ加工時にドレッサを設置してのドレッシングは行わなかった。パルサ・レーバは画像評価を行った診断装置と同一のものを使用した専用回路を用いて、水中 60mm に設置したステンレスブロックからのエコーを測定した。以下にシミュレーション条件を、図 5-3-28 に実測によるパルスエコー特性、表 5-3-4 にシミュレーションと実測の比較データを示す。

<シミュレーション条件>

- ・ 駆動パルス：4MHz 矩形 1 波、送信抵抗 10 Ω 、受信抵抗 1.5k Ω
- ・ インピーダンス変換器：入力抵抗 1.4k Ω 、入力容量 14pF、出力抵抗 55 Ω
- ・ 音響レンズ：厚さ 1mm 分の減衰 0.56dB/(MHz \cdot mm)を考慮

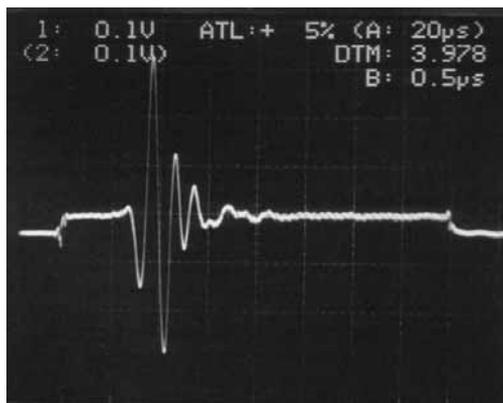


V : 0.1V/div.
H : 0.5 μs/div.

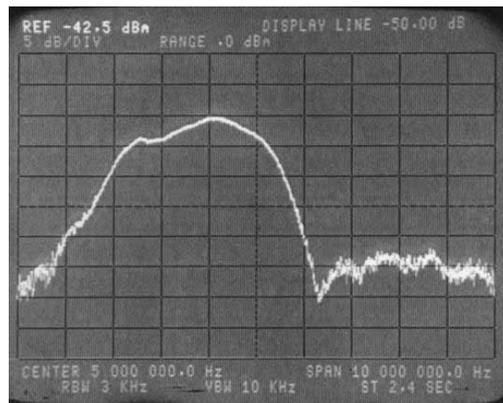


V : 5dB/div.
H : 1MHz/div.

P Z T セラミックプローブ



V : 0.1V/div.
H : 0.5 μs/div.



V : 5dB/div.
H : 1MHz/div.

P Z N T 単結晶プローブ

図 5-3-28 インピーダンス変換器内蔵型プローブのパルスエコー特性（実測）

表 5-3-4 インピーダンス変換器内蔵型プローブのパルスエコー特性

	シミュレーション		実測	
	PZT型	PZNT型	PZT型	PZNT型
中心周波数[MHz]	3.54	3.45	3.63	3.63
感度[dB]	0(基準)	3	0(基準)	4
-6dB比帯域[%]	72.1	86.3	73.3	85.4
帯域幅[MHz]	2.27 - 4.82	1.96 - 4.94	2.30 - 4.96	2.08 - 5.18

シミュレーションと実測の感度と帯域は良く一致した。中心周波数と帯域に比べて感度の違いがわずかに大きいですが、それでも 1dB であった。P Z T 型プローブに対する感度向上 4dB、- 6dB 比帯域 85% は、P Z T 型では達し得ない有意差である。また、帯域幅の 2.08~5.18MHz は P Z T 型では不可能なドプラリファレンス周波数を設定できる範囲である。その結果、低周波数に設定した場合は高感度のドプラ信号、高周波に設定した場合は低流速検出に有効である。

次に使用したパルサ回路は送信電圧を変えることができるので、プローブヘッドのみでエコー出力の線形性を評価した。その結果を図 5-2-29 に示す。図 5-2-29 より、実使用範囲でのエコー出力の線形性は P Z T と同様に十分であることが確認された。この結果は記述の歪 - 電界 ($S - E$) 特性から求めた圧電 d 定数には電界依存性があり、高電界で小さくなったことを考慮するとプローブ特性には好ましい結果である。 $S - E$ 特性は直流バイアス下で測定するのに対して、診断装置では高電界パルス印加で使用するので異なる条件となり、P Z N T は実際の使用条件での圧電特性に線形性があるということになる。

ところで上述のようにインピーダンス変換器の受信部はエミッタフォロワにより構成され、2m 同軸ケーブルによる受信電圧の損失を抑える働きをしている。P Z N T は P Z T よりも誘電率³³ ϵ^T が大きいので中心周波数近傍でのインピーダンスが小さいので、インピーダンス変換器の効果は小さいことが予想される。実際にエコー出力の線形性評価ではヘッドのみを用いており、P Z N T 型の感度向上は P Z T 型に対し 5dB であった。これに対しインピーダンス変換器と同軸ケーブルを接続した状態では 4dB であった。従ってインピーダンス変換器内蔵型の感度向上が小さいことが確認された。それでも差は約 1dB なので、プローブヘッドのインピーダンスが直接感度に影響するインピーダンス変換器非内蔵型に比べて、インピーダンス変換器内蔵型では開放端出力に近い出力がインピーダンス変換器で得られるので、後者の方が適しているともいえる。

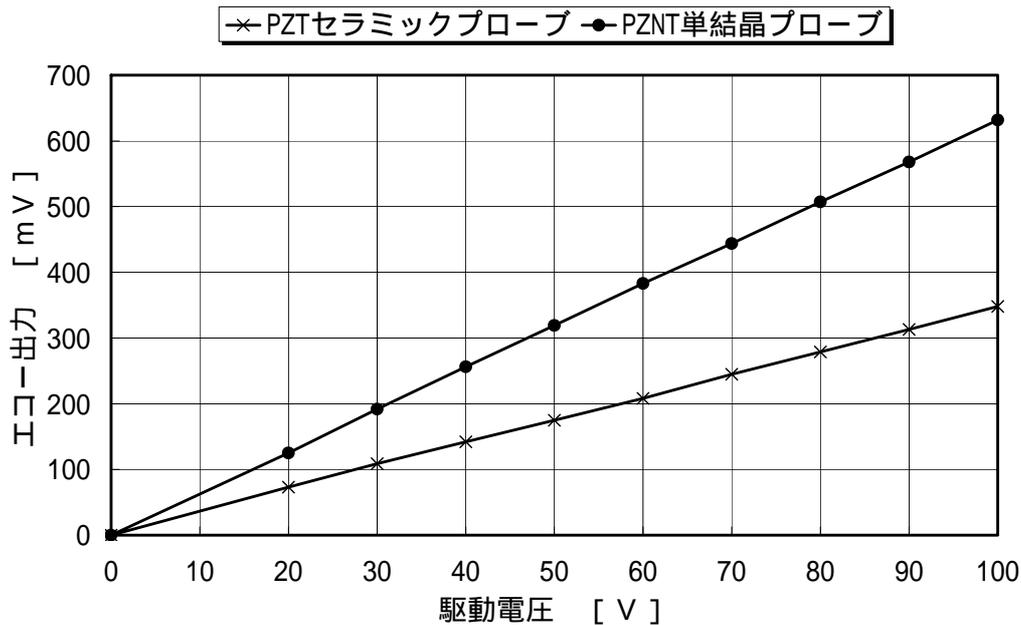


図 5-3-29 エコー出力の線形性の評価

5 - 4 . あとがき

本章ではPZNTを用いてシングル及びアレイ構成超音波プローブを試作し、PZTセラミック型とパルスエコー特性を比較した。合わせてシミュレーションにより、得られた感度、帯域の妥当性の検証を行った。

シングルプローブは薄板の厚み縦振動の電気機械結合係数 k_t を利用する構成であり、中心周波数20MHzのプローブを作製した。PZNTの k_t は58%であり、 k_{33} の83%に比べてPZT($k_t=51%$ 、 $k_{33}=68%$)に対する優位性が小さいので、感度はPZT型に対し約1dBの向上、-6dB比帯域が約12ポイントの広帯域化に留まった。それでも感度、帯域ともPZT型より上回っており、しかも大きさが2~3mm角程度のウェハがあればプローブ作製に十分であることはPZTに比べて均質で大きな振動子を得ることが容易ではないPZNTにとっては有利である。

次にアレイプローブでは、PZNTはPZTに比べて破壊靱性(K_{IC})が劣ることによりPZT型プローブと同一のアレイ加工法ではチッピングが発生して共振特性を乱すことがわかり、独自の方法を検討した。ブレードの種類、プローブヘッドを乗せるステージの送り速度、ブレードのドレッシングを工夫することで、切削性に劣るライトバックングでもチッピングを抑えてアレイ加工できる方法を見出した。このアレイ加工法を用いてアレイプローブを試作して、PZT型とパルスエコー特性を比較した。なお本章では絶対感度の向上よりも同条件でのPZT型との比較を主としたので、バックング材は切削性の良いフェライトゴムを用いた。その他プローブ化プロセスとして、PZNTのキュリー点が約180であり、T-96材(PZT-5Aタイプセラミック)に比べて100以上低いことからアレイ加工によって脱分極が起こることがわかり、ア

レイ加工後に室温で再分極処理を施した。その結果、感度が平均で 0.5dB 向上するとともに感度ばらつきも低減することがわかった。

以上のアレイプローブ作製プロセスの改善により、1 層整合、2 層整合、広ピッチ型、インピーダンス変換器内蔵型について中心周波数約 3.5MHz のプローブを試作し、P Z T 型とパルスエコー特性を比較した。インピーダンス変換器内蔵型の 1 層整合、2 層整合構成として試作した口径 7.6mm × 8.5mm の小型アレイプローブでは、全 40 素子が動作するものを得ることができた。P Z N T の 1 層整合構成プローブの -6dB 比帯域は 71% となり、P Z T 型の 2 層整合構成とほぼ同等であった。また 2 層整合構成は 85% を超える広帯域特性が得られた。感度は 2 層整合構成のインピーダンス変換器非内蔵型で 5dB、内蔵型で 4dB の向上が確認され、P Z T 型では達し得ない高感度、広帯域特性のプローブを得ることができた。また診断装置と同じパルサを使用してエコー出力の線形性を評価した結果、実使用範囲内において P Z T 型と同様に駆動電圧に対するエコー出力が線形であることを実証した。シミュレーションによるパルスエコー特性の検証も行い、インピーダンス変換器内蔵型で、かつ第 6 章で述べる画像評価を行った診断装置と同じパルサを用いた場合で 1dB 程度の違いで良い一致を見た。一方、広ピッチ型は P Z T 型では不要なサブダイス構成とすることで、幅振動の影響を抑えることができた。そのサブダイスの方法は最終ピッチの 2 倍ピッチで切断し、その後切断溝にシリコン樹脂を充填・硬化後、残った振動子の中央部を切断するというもので、P Z N T の折れを防ぐことができた。その一方で幅 / 厚さ (形状比) が 0.45 程度になり、結合係数 k_{33} が幅の広い形状比 0.55 ~ 0.60 の場合に比べて小さく、サブダイスの不要な P Z T 型に比べて感度向上は小さかった。このことは必然的に幅が狭くなる、例えば 7.5MHz 以上の高周波プローブでは問題となり、今後の課題である。

5 - 5 . 参考文献

- 1) S. Saitoh, T. Kobayashi, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Single-element ultrasonic probe using PZN-PT single crystal," Proc. SPIE 3037, pp. 22-29, 1997.
- 2) S. Saitoh, T. Kobayashi, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "A 20 MHz single-element ultrasonic probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 45, No. 4, pp. 1071-1076, 1998.
- 3) S. Saitoh, T. Kobayashi, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Phased array ultrasonic probe using $\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-PbTiO}_3$ single crystal," Proc. SPIE 3341, pp. 264-271, 1998.
- 4) S. Saitoh, T. Kobayashi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Forty-channel phased array ultrasonic probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 46, No. 1, pp. 152-157, 1999.
- 5) S. Saitoh, T. Kobayashi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Simulation and fabricating process for a medical phased array ultrasonic probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 37, No. 5B, 3053-3057, 1998.
- 6) P. D. Lopath, S. E. Park, K. K. Shung, and T. R. Shrout, " $\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3/\text{PbTiO}_3$ single crystal piezoelectrics for ultrasonic transducers," Proc. SPIE 3037, pp. 170-174, 1997.
- 7) T. A. Ritter, K. K. Shung, X. Geng and T. R. Shrout, "1-3 single crystal composites for ultrasonic transducer arrays," Proc. SPIE 3341, pp. 249-261, 1998.
- 8) Y. Hosono, K. Harada, S. Shimanuki, S. Saitoh, and Y. Yamashita, "Crystal growth and mechanical properties of $\text{Pb}[(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})_{0.91}\text{Ti}_{0.09}]\text{O}_3$ single crystal produced by solution Bridgman method," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 38, No. 9B, pp. 5512-5515, 1999.
- 9) 岡崎清、セラミック誘電体工学、学献社、p. 414、1978.

- 10) P. D. Lopath, S. E. Park, K. K. Shung, and T. R. Shrout, "Single crystal $\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3/0.09\text{PbTiO}_3$ (PZN/PT) in medical ultrasonic transducers," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1643-1647, 1997.
- 11) P. D. Lopath, S. E. Park, K. K. Shung and T. R. Shrout, "Single crystal PZN/PT transducers," Proc. SPIE 3341, pp. 242-248, 1998.

第 6 章

循環器用セクタ型 P Z N T アレイプローブの 作製と評価

6 - 1 . まえがき

本章では圧電単結晶 P Z N T を用いて試作・評価した循環器用セクタプローブのパルスエコー特性と画像評価について述べる。試作プローブに必要な振動子の大きさは 14mm × 20mm 以上である。6 - 2 ではレンズ方向の長さ 14mm は十分だがアレイ方向の長さが足りない振動子を用いる場合において、2 枚並べることで対応したプローブの試作・評価について述べる^{1,2)}。このプローブは比較対象とした中心周波数 3.75MHz の P Z T セラミックプローブと同等の中心周波数で試作した。続いて 6 - 3 では中心周波数の異なる 2 種類 (2.5MHz と 3.75MHz) の P Z T セラミックプローブの 2.5MHz プローブのカラー Doppler 感度と 3.75MHz プローブの B モード像画質を 1 本で併せもつ P Z N T 型プローブを実現することを目標に掲げた。そのために P Z N T 型プローブの有する広帯域特性を鑑みて中心周波数を下げた^{3,4)}。その際シミュレーションにより音響整合層の音響インピーダンスと厚さの最適化を図った。同時に振動子は 1 枚でプローブ化可能な 14mm × 20mm 以上のものを用い、電極は信頼性向上を図るためはんだ付けによるリード引出しを試みた。

6 - 2 . ハーフサイズ振動子によるプローブ

6 - 2 - 1 . 振動子作製法

振動子の構成は図 6-2-1 に示すように、第 5 章で述べたものと基本的には同じである。この構成は比較に用いた既存の P Z T セラミックプローブの仕様に合わせたので、レンズ方向の長さは第 5 章の仕様に比べて 1mm 短い 14mm だが、有効口径は同じとなっている。振動子は育成時に徐冷速度を可変にしたロット S28 を用いた。ウェハの中には 1 枚でプローブ化できるサイズのものも得られたが、これらは以下に述べるプローブ試作の条件出しに使用したため、画像評価を実施したプローブに用いたものはハーフサイズと称して 2 枚並べることで 14mm × 20mm 以上の面積が確保できたものである。

条件出しの具体的な項目として分極条件、接着条件、アレイ加工条件などがあるが、接着条件とアレイ加工条件は第 5 章の場合と同一で問題ないと判断し、振動子サイズが変わることで影響がある分極条件について検討を行った。その理由は第 5 章で述べた振動子面積が 8mm 角程度の

小さなプローブでは 1kV/mm の電界を印加しても問題はなかったが、サイズが大きくなるにつれて分極処理による割れや反りが顕著になったからである。分極処理で起こった振動子の割れと反りの一例を図 6-2-2 に示す。これらの振動子は電界 1kV/mm で分極処理したもので、割れた振動子が使用できないのはもちろん、反りによってもバッキング接着時などプローブ試作プロセスで振動子の破損が起こりやすくなった。そこで印加電界を下げることで、印加電界と反り及び結合係数の関係を調べた。

振動子のサイズは使用可能であった振動子枚数の制約からレンズ方向の長さは確保することとし、0.6kV/mm 以上の電界印加時は 14mm×20mm、0.3kV/mm 以下のときは 14mm×4mm のものを用いた。厚さはいずれも 0.23～0.24mm である。電極は Ti(0.05 μm)/Au(0.2 μm)をスパッタで形成し、分極処理条件は 200 のシリコンオイル中で上記電界を 10 分間印加して、40 まで電界を維持して冷却する電界冷却法で行った。反りは図 6-2-3 に示す方法で厚さ計により測定した。印加電界に対する反り及び結合係数の関係を図 6-2-4, 5 に示す。なお短冊状振動子は 0.14mm 幅に切断し、室温で再分極処理 (1kV/mm の電界を 10 秒印加) した後の値である。

振動子の割れは 1kV/mm の電界で 20%程度の割合で発生していたが、0.6kV/mm では 10%程度に下がった。さらに 0.3kV/mm 以下では発生しなくなり、低電界による効果が大きいことがわかった。反りは 0.6kV/mm と 1kV/mm の印加電界では変化なかったが、0.3kV/mm 以下では激減した。一方、 k_t は 0.3kV/mm 以上では 50%を超える値だったが、0.3kV/mm よりも低電界では 50%に満たない値となった。また k_{33} は再分極処理によりアレイ加工前の初期分極時の印加電界が 0.3kV/mm に満たない場合でも 85%前後の値になり、初期分極電界が小さくても問題ないことがわかった。

以上の結果を基に使用した振動子がハーフサイズだったので、適度に反りは抑えられると判断して分極電界は 0.6kV/mm とした。結合係数は表 3-3-3 に示してあるように k_t が 57.5% と 1kV/mm の印加電界のものと同程度の値が得られた。2 枚並べた状態の振動子の写真を図 6-2-6 に示す。

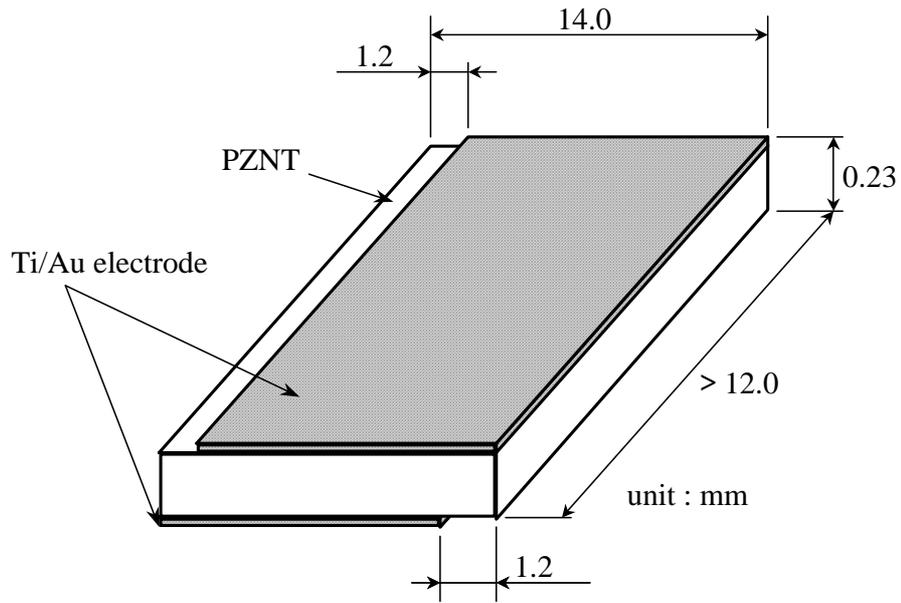
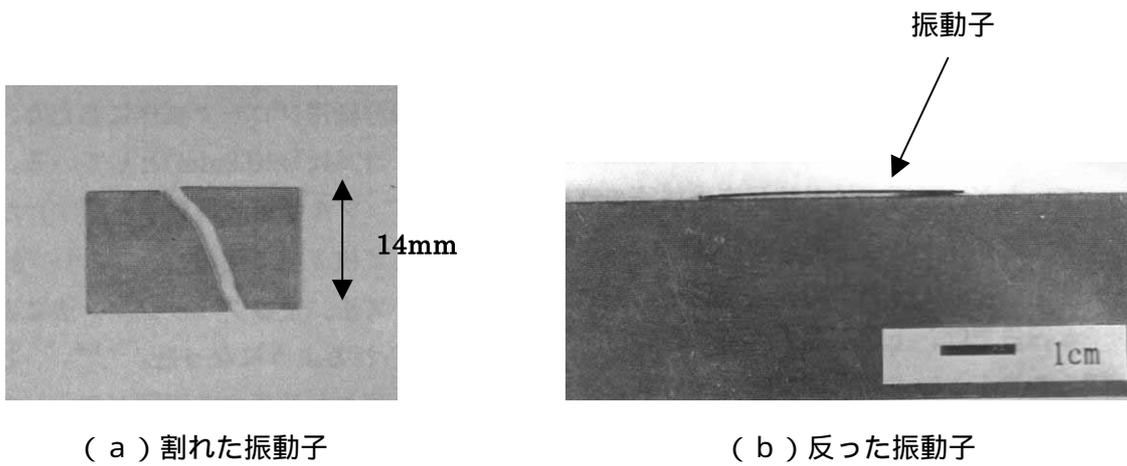


図 6-2-1 画像評価プローブに用いたハーフサイズ振動子



(a) 割れた振動子

(b) 反った振動子

図 6-2-2 分極処理による割れまたは反りが発生した P Z N T 振動子

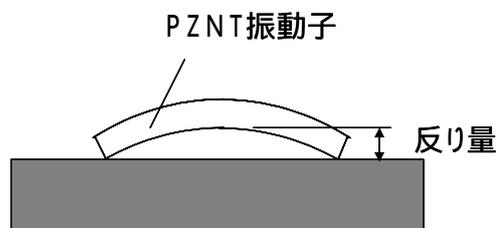


図 6-2-3 P Z N T 振動子の反り量の定義

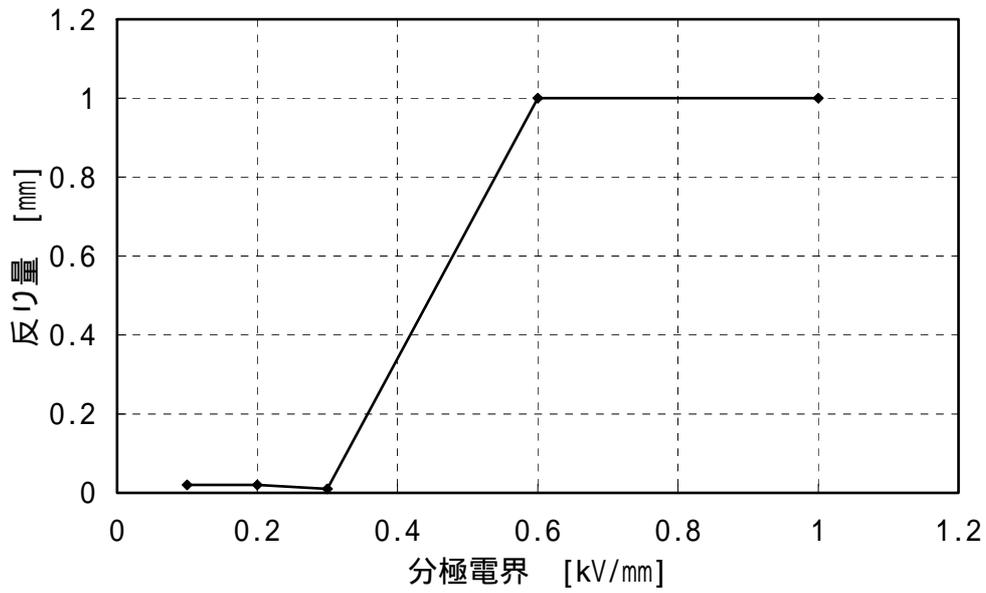


図 6-2-4 分極電界を変えたときの反り量

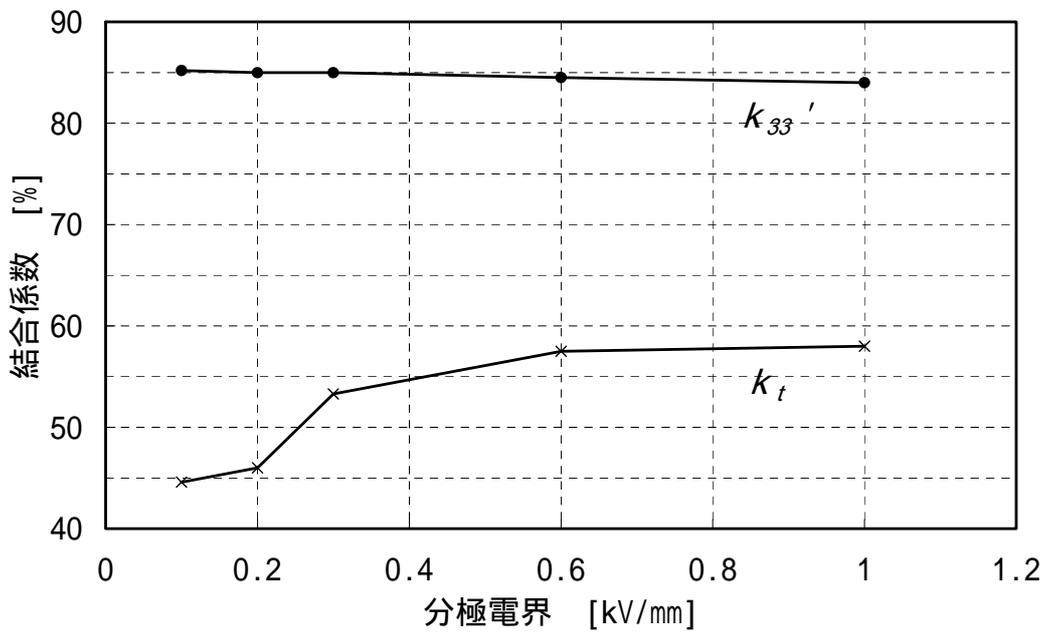


図 6-2-5 分極電界を変えたときの結合係数

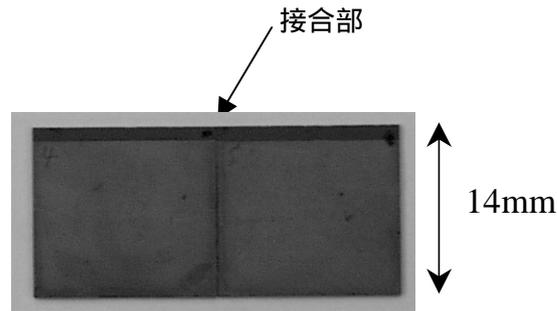


図 6-2-6 2枚並べPZNT振動子

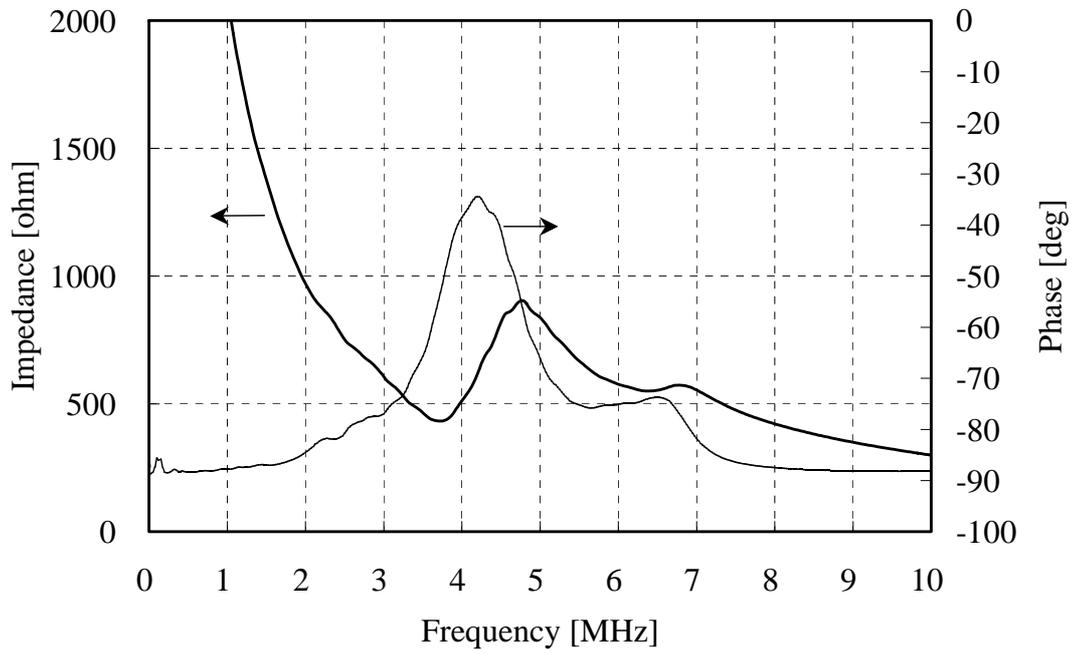
6 - 2 - 2 . プローブ作製法

作製プロセスは5 - 3 - 3で述べたアレイプローブ作製法と基本的には同じである。以下に異なる点を述べる。

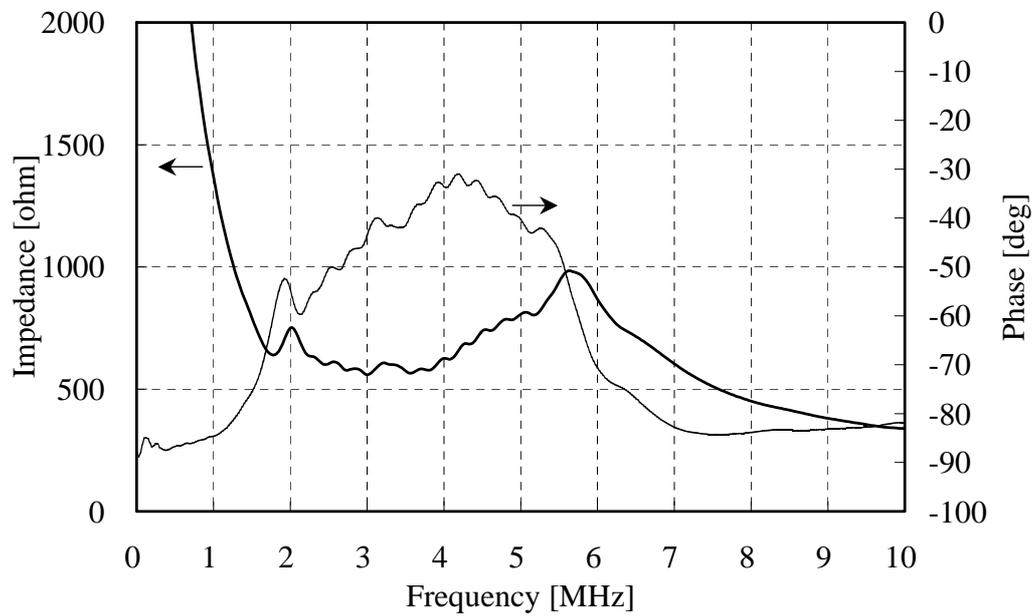
2枚並べ振動子は隙間を作らないようにカプトンテープで接着した。後の工程は1枚の場合と同じである。

比較用PZTセラミックプローブはライトバックングだったので、PZNT型でもライトバックングを用いた。従ってアレイ加工ではプローブ横にドレッサを設置してチップング防止を図った。

試作プローブは素子ピッチが0.15mm、128素子からなるセクタ型であり、アレイ加工は0.03mm厚のブレードを用いた。ブレード種類は202Jタイプ、アレイ加工速度は0.3mm/sである。0.03mm厚のブレードはこれまで用いてきた0.05mm厚に比べて切り込み深さが同じ場合、蛇行や折れが起こりやすくなる。一般にブレード外形とブレードを固定するフランジ外形から決まるブレード突き出し量は、ブレード厚の30倍以内が望ましい。そこで0.05mm厚ブレードではバックング材への切り込み深さを0.35mm程度に設定してきたが、ここでは0.2mm程度としブレード突き出し量は1mm以内になるようにした。その結果6 - 2 - 3で述べるように画像評価を行うことができるプローブを作製することができた。図6-2-7に音響レンズ接着後のプローブヘッド(インピーダンス変換器とケーブルを接続していない状態)のインピーダンス特性を示す。PZT型プローブヘッドに比べて、広帯域特性が期待できるインピーダンス特性になっているのがわかる。



3.75MHz P Z Tセラミックプローブ



P Z N T単結晶プローブ

図 6-2-7 インピーダンス特性の比較 (実測)

6 - 2 - 3 . パルスエコー特性

シミュレーション及び実測によりパルスエコー特性を評価した。以下にシミュレーション条件を、図 6-2-8 に得られたパルスエコー特性を示す。

<シミュレーション条件>

- ・振動子形状

P Z N T : 幅 0.12mm × 長さ 14mm × 厚さ 0.22mm、 P Z T : 同 0.12mm × 14mm × 0.38mm

- ・駆動パルス：5MHz 矩形 1 波、送信抵抗 10 Ω 、受信抵抗 1.5k Ω

- ・インピーダンス変換器：入力抵抗 1.4k Ω 、入力容量 14pF、出力抵抗 5 Ω

- ・音響整合層

1 層目(アルミナ+アラルダイト)：密度 2.34 × 10³kg/m³、音速 3.26 × 10³m/s

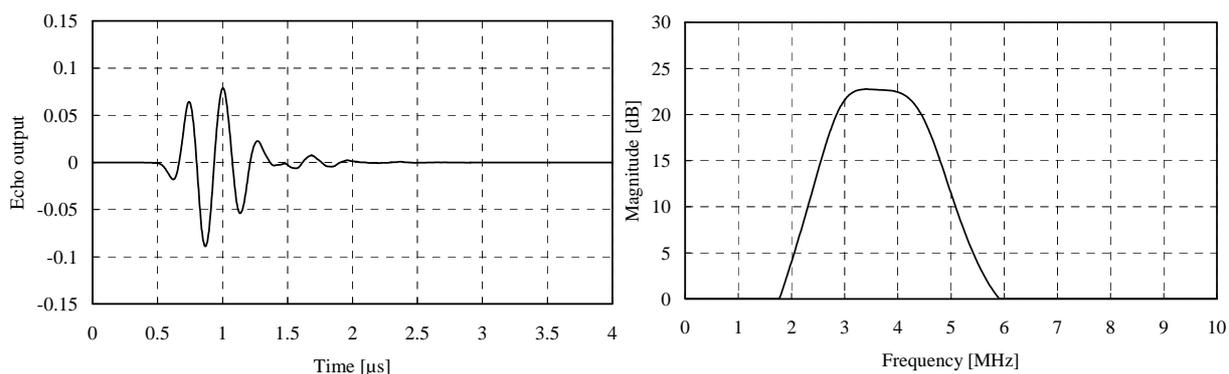
厚さは、P Z N T 型が 0.22mm、P Z T 型が 0.14mm

2 層目(ルミマット)：密度 1.39 × 10³kg/m³、音速 2.16 × 10³m/s

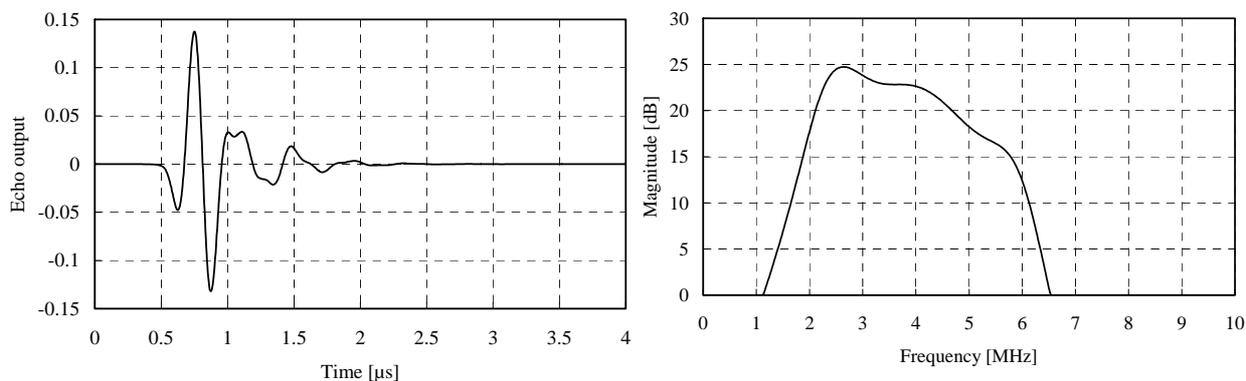
厚さは、いずれも 0.125mm

- ・バッキング材音響インピーダンス：2.2Mrayls

- ・ケーブル：容量 110pF/m、長さ 2m、特性インピーダンス 50 Ω



3.75MHz P Z T セラミックプローブ



P Z N T 単結晶プローブ

図 6-2-8 2 枚並べ P Z N T 振動子を用いたプローブと 3.75MHz P Z T プローブの
パルスエコー特性シミュレーション

測定では画像評価を行った診断装置と同じパルサからなる専用装置を用いて、5MHz の矩形 1 波駆動で測定した。音響ターゲットは水中 60mm に設置したアクリルブロックを用いた。図 6-2-9 に動作した全素子を加算平均した結果のパルスエコー特性、図 6-2-10 , 11 に P Z T 型及び P Z N T 型プローブのエコー出力、中心周波数、 - 6dB 比帯域の素子ばらつきを示す。表 6-2-1 にはシミュレーションと実測のパルスエコー特性の数値データを示す。図 6-2-9 と図 6-2-10 , 11 でエコー出力の値が異なっているが、これは途中に入れたアンプによる影響である。以下に得られた結果をまとめる。

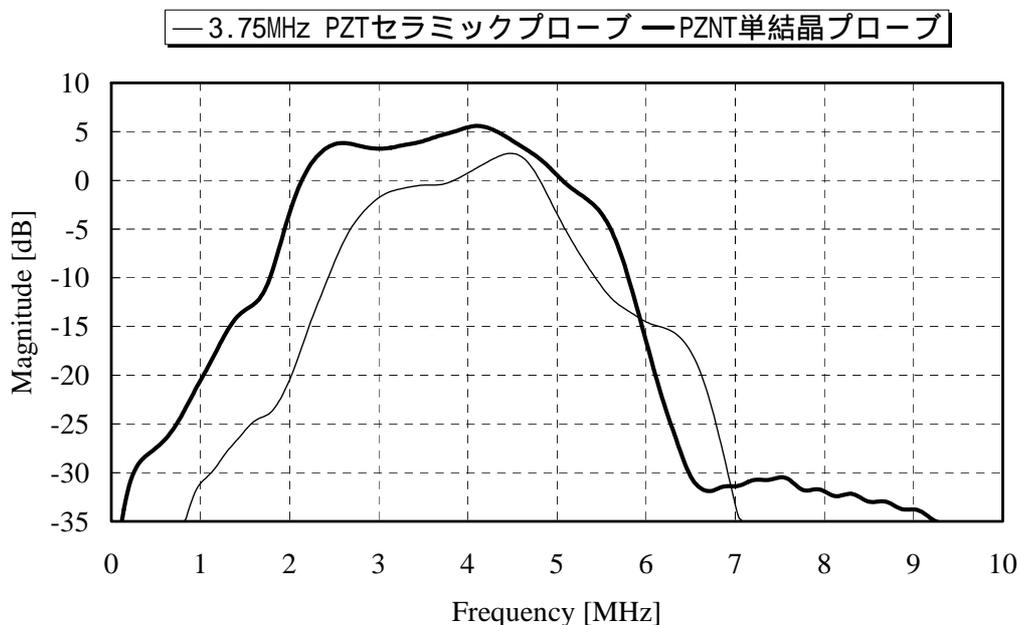
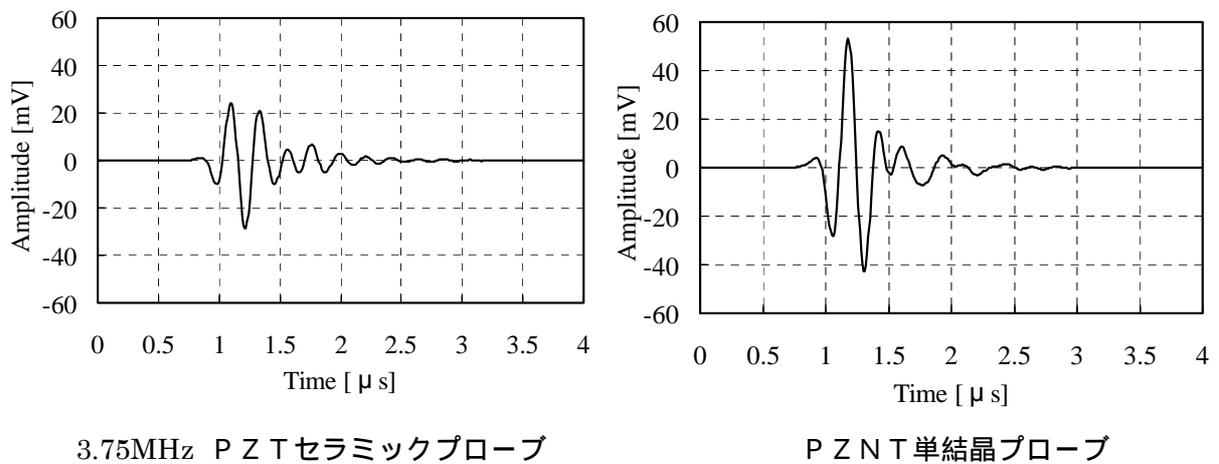


図 6-2-9 2 枚並べ P Z N T 振動子を用いたプローブと P Z T セラミックプローブの
パルスエコー特性 (実測)

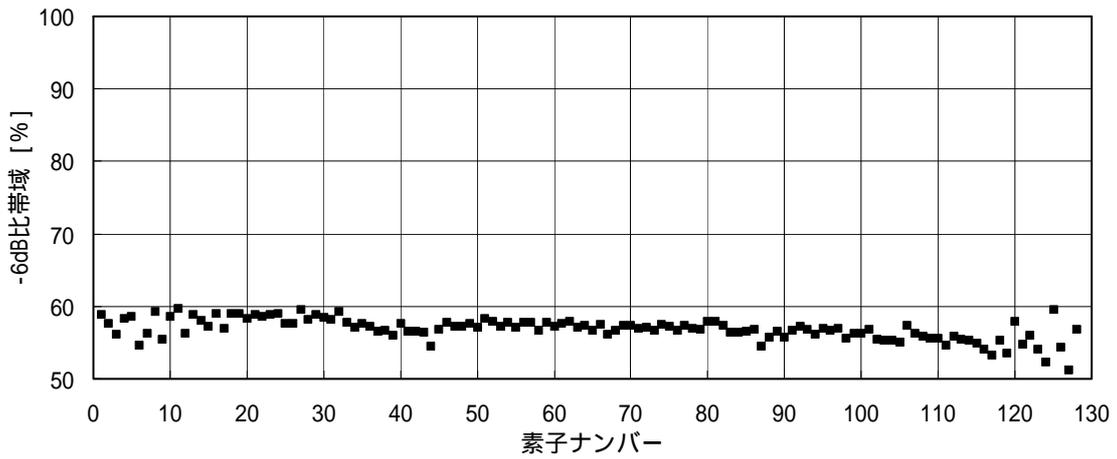
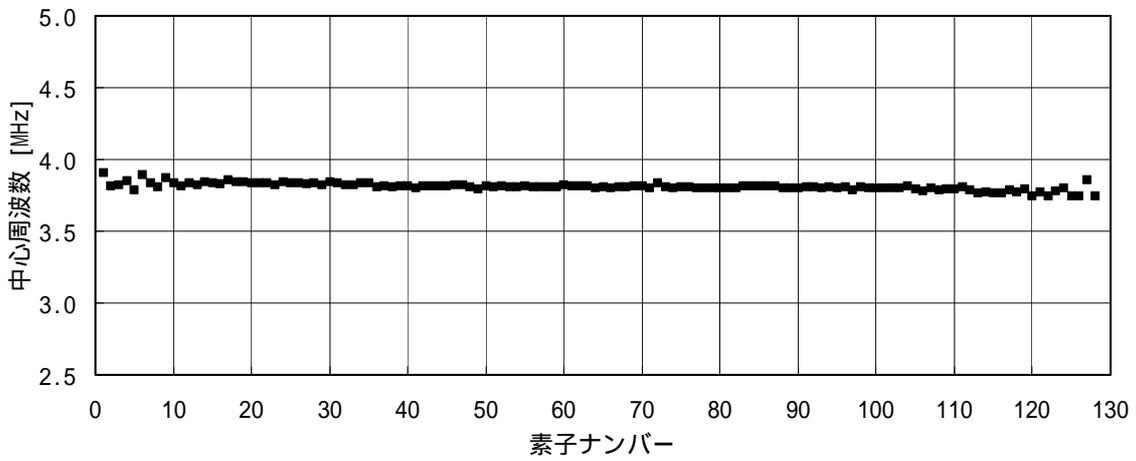
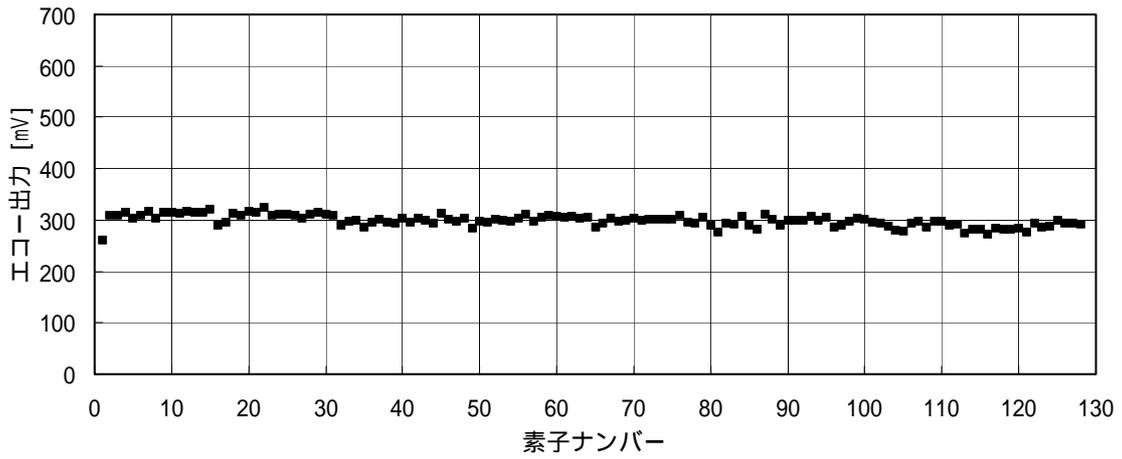


図 6-2-10 3.75MHz P Z Tセラミックプローブの素子ばらつき

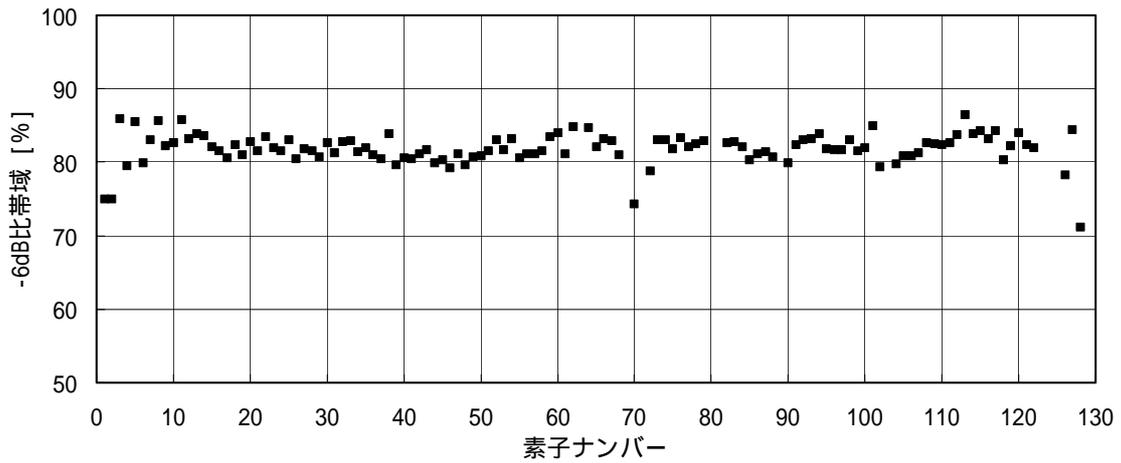
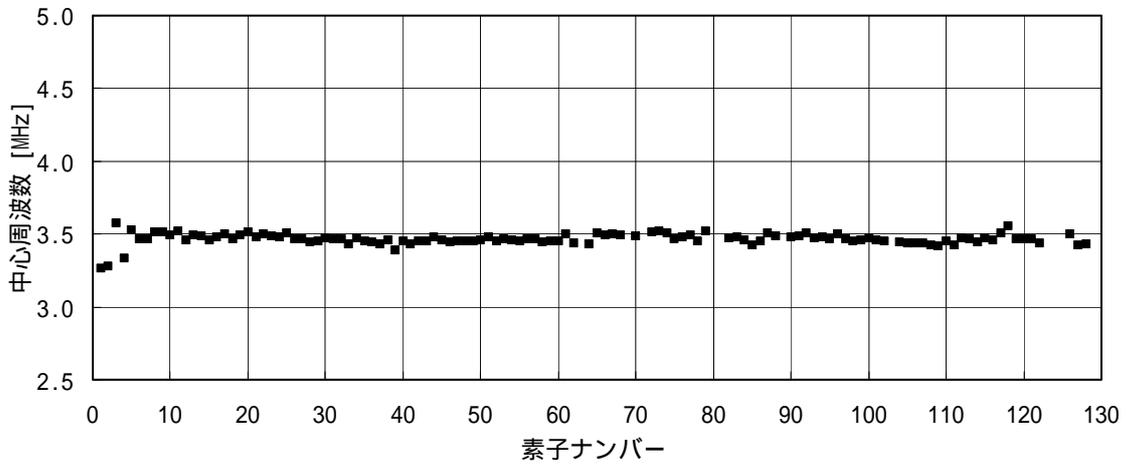
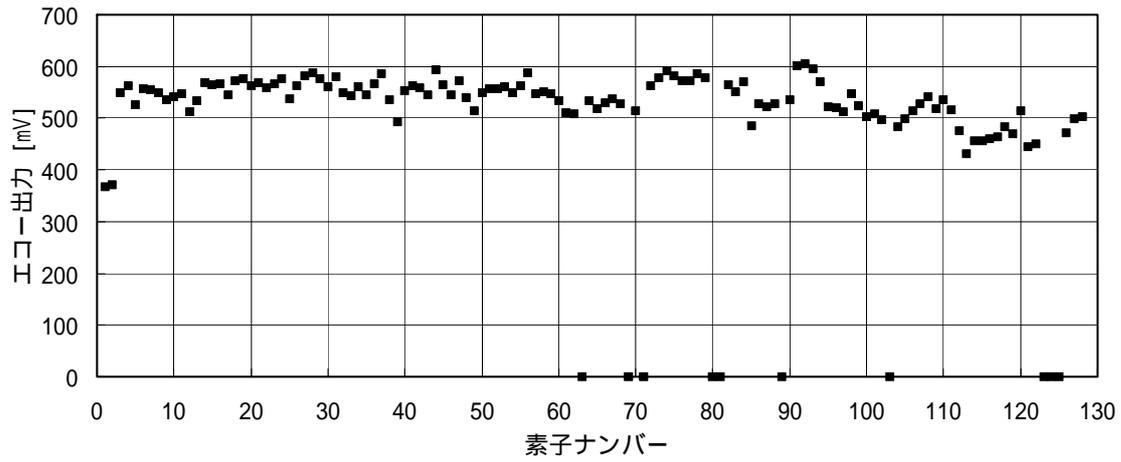


図 6-2-11 2枚並べ振動子を用いたPZNT単結晶プローブの素子ばらつき

表 6-2-1 2枚並べPZNT単結晶プローブと3.75MHz PZTセラミックプローブの
パルスエコー特性の比較

	シミュレーション		実測	
	PZT型	PZNT型	PZT型	PZNT型
中心周波数[MHz]	3.67	3.48	3.96	3.66
感度[dB]	0	4.1	0	5.2
-6dB比帯域[%]	55.8	82.2	54.5	81.7
帯域幅[MHz]	2.64 ~ 4.69	2.05 ~ 4.91	2.88 ~ 5.04	2.16 ~ 5.16

- ・中心周波数はPZNT型の方が低くなったが、いずれのプローブも $3.75\text{MHz} \pm 5\%$ 程度以内で、ほぼ同一の中心周波数といえる。
- ・シミュレーション、実測ともPZT型のエコー波形は正極性の2波目が最大振幅となったが、PZNT型の場合は1波目であり、ダンピングの効いた波形となった。
- ・感度（エコー出力の波高値）はPZNT型がPZT型に比べてシミュレーションで4dB、実測で5dB高くなり、有意差といえる感度向上が確認された。
- ・周波数スペクトラムは、-6dB帯域の実測値がPZNT型は2.2~5.2MHz、PZT型が2.9~5.0MHzとPZT型を包含し、PZNT型の-6dB比帯域は81.7%で、PZT型に比べて27ポイントもの広帯域特性となった。ライトバックグにしたことによる帯域の違いは、表4-3-4と表6-2-1を比較してPZT型が19ポイント狭くなったのに対し、PZNT型はわずか4ポイントであった。これはPZNTの高電気機械結合係数と低音響インピーダンスの効果であり、PZNTにライトバックグを用いることはPZTの場合よりも適しているといえる。
- ・3MHz成分の感度差はPZNT型の方が約5dB高いので、3MHzをリファレンス周波数としたときのドプラ感度の違いは5dB程度と予想される。またPZT型の2.5MHz成分は3MHz成分に比べて約10dB感度が低下するのに対して、PZNT型はほとんど低下しない。従ってPZNT型とPZT型のドプラリファレンス周波数をそれぞれ2.5MHz、3MHzとし、減衰が肝臓相当の0.5dB/(MHz・cm)、生体深さ15cmにおけるドプラ感度の違いは次のようになる。まずプローブ感度の寄与分が5dB、生体減衰の寄与分が $0.5\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm}) \times 15\text{cm} \times 2$ (往復) $\times (3 - 2.5)\text{MHz}$ で約8dBとなり、合わせて13dB近いPZNT型プローブのドプラ感度向上が予想される。
- ・PZNT型は動作しなかった素子が全体の8%に当たる10素子あったが、PZT型は全素子動作した。不良10素子のうち、オープンとなったものが6素子、隣接素子と短絡したものが4素子あった。この不良素子は素子ナンバーch63以降に現われ、2枚並べた振動子の一方のみで起こった。従って2枚並べの方法は厚さや反りなど微妙に振動子が異なるので、FPCやバックグ接着など微妙な条件が変わり、一方に不良が起こりやすいといえる。なおオープンとなった素子はアレイ加工時にFPCとの接続部の接触不良、ショートした素子は導電接着剤の量が多かったことによるものであり、作製プロセスの課題である。
- ・エコー出力、中心周波数、-6dB比帯域とも素子ばらつきはPZT型プローブの方が良かった。

不良素子を除いてエコー出力の標準偏差を求めると、P Z N T型では 43mV (平均値の 8%)、P Z T型では 11mV (平均値の 4%) となった。P Z N T型の場合、隣接素子でもエコー出力のばらつきが大きいので、P Z N Tの組成ばらつきよりもアレイ加工でチップングが少なからず発生しているものと予想される。しかし不良素子を除いて平均値 \pm 20%以内までをばらつきの許容内とすると、P Z N T型は端部の ch1, 2のみが外れるという結果であった。一方、2枚並べの境界部分では感度や中心周波数に不連続的に現われるものはなかった。

以上より、P Z N T型プローブはP Z T型に比べて、感度で 5dB の向上、- 6dB 比帯域で 27 ポイントを超える広帯域特性となる極めて優れた特性となった。ただ感度や帯域の素子ばらつきが大きく、均質なP Z N Tを得ることに加えて、プローブ作製プロセスの改良が今後の課題である。

6 - 2 - 4 . 画像特性

ハーフサイズ振動子を 2 枚並べて作製したP Z N T型プローブと中心周波数 3.75MHz のP Z Tセラミックプローブを用いて、診断装置 (東芝製、型名S S A - 3 8 0 A) による画像評価を行った。Bモード像とカラードプラの評価をそれぞれ異なる被験者で行い、前者は easy-to-image patient と呼ばれる良好な画質が得られやすい被験者、後者は difficult-to-image patient あるいは hard-to-image patient と呼ばれる筋肉層や脂肪層などのために超音波の減衰が通常より大きく良好な画像が得られにくい被験者で行った。評価した断面は図 6-2-12 に示す心尖二腔断面と呼ばれる心臓の断面である。この断面では肺で酸素を得た血液が肺静脈 (P V) から左房 (L A) さらに僧帽弁を經由して左室 (L V) に入り、その後大動脈弁から大動脈へと流れる領域が観察される。

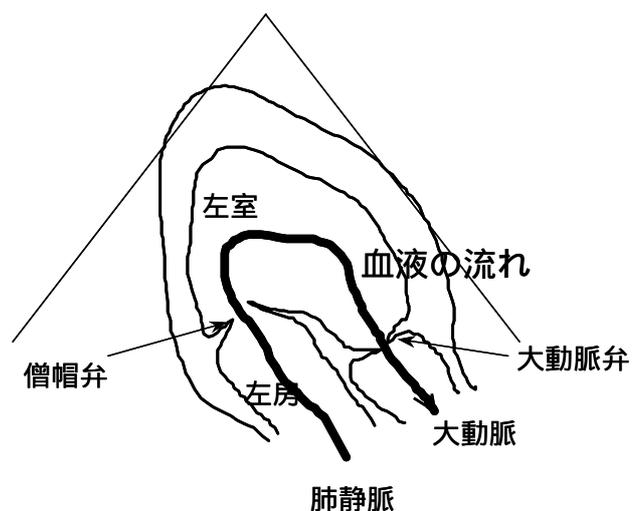


図 6-2-12 心尖二腔断面

図 6-2-13 に駆動周波数 3.75MHz にて同一駆動電圧で得られた心尖二腔断面の B モード像を示す。画像は輝度がほぼ同じになるように、診断装置のゲインを調整した。その結果 P Z N T 型プローブのゲインは 78dB で、P Z T 型の 84dB に比べて 6dB 小さくなった。すなわち P Z N T 型プローブの方が 6dB 高感度となり、パルスエコー特性での感度差 5dB に近い値となった。パルスエコー特性との違いの 1dB は誤差程度ではあるが、P Z N T 型プローブの広帯域特性によりペネトレーションがある、言い換えれば深部への送信能力がある結果といえる。P Z N T 型プローブの方が心臓壁の辺縁描出能が良くなり、画質が全体に向上した。これは P Z N T 型プローブの広帯域特性の効果である。次に図 6-2-14 に同じプローブを用い、駆動周波数を 2.5MHz としたときの心尖二腔断面の B モード像を示す。この場合も輝度が等しくなるようにゲインを調整したところ、P Z N T 型プローブの方が 10dB 高感度になった。3.75MHz 駆動よりも感度差が広がったが、これは P Z N T 型の方が広帯域であるため、2.5MHz 成分が P Z T 型よりも高感度であるからである。この P Z N T 型プローブの画質は、P Z T の 2.5MHz プローブのそれに近いものである。これは P Z N T 型プローブの広帯域特性により、2.5MHz 近傍の感度が十分あるからといえる。中心周波数 2.5MHz の P Z T プローブとの比較は 6 - 3 で行う。

図 6-2-15 に difficult-to-image patient による心尖二腔断面のカラー Doppler 像を示す。左から、P Z N T 型プローブのリファレンス周波数 2.5MHz、同 3MHz、P Z T 型プローブのリファレンス周波数 3MHz の像である。B モード像の画質は、difficult-to-image patient による心尖二腔断面なので、図 6-2-13, 14 に比べると劣っている。Doppler モードで使用されるリファレンス周波数は、動いている対象物（この場合は血球で、流速は最大約 7m/s）による Doppler 偏移を得るための送信周波数である。difficult-to-image patient であるこの被験者の場合、体表から 13~15cm の深さにある肺静脈から左房に入る領域の血流は減衰が大きくエコー信号の振幅が小さいので、赤色もしくは青色が付きにくい。P Z T 型プローブでは肺静脈の血流は画像化できなかったが、P Z N T 型プローブの場合は関心領域の血流を画像化することができた。同じ P Z N T 型プローブでもリファレンス周波数が 3MHz の場合、画像化は容易ではなかったが、リファレンス周波数を 2.5MHz にすると検出能は向上した。この結果は、6 - 2 - 3 で述べたパルスエコー特性の帯域から説明できる。すなわち P Z N T 型プローブのリファレンス周波数 2.5MHz と 3MHz の違いは、数 MHz 帯でほとんど減衰がない水中からの送受信感度がほぼ同じなので、生体減衰のみの影響を受けて深さ 13cm までの減衰係数を 0.5dB/(MHz・cm) とすると約 6.5dB の感度差となる。一方、リファレンス周波数 3MHz における P Z N T 型と P Z T 型プローブの違いは、プローブの感度差である約 5dB 分が深さ 13cm 近傍でのカラー Doppler の表示能力の違いとなっている。

以上より P Z N T 型プローブは約 8% の不良素子があるにもかかわらず、3.75MHz の P Z T セラミックプローブに対する感度向上と広帯域化が B モード像の画質と高感度特性、カラー Doppler の表示能力として現われることを実証できた。



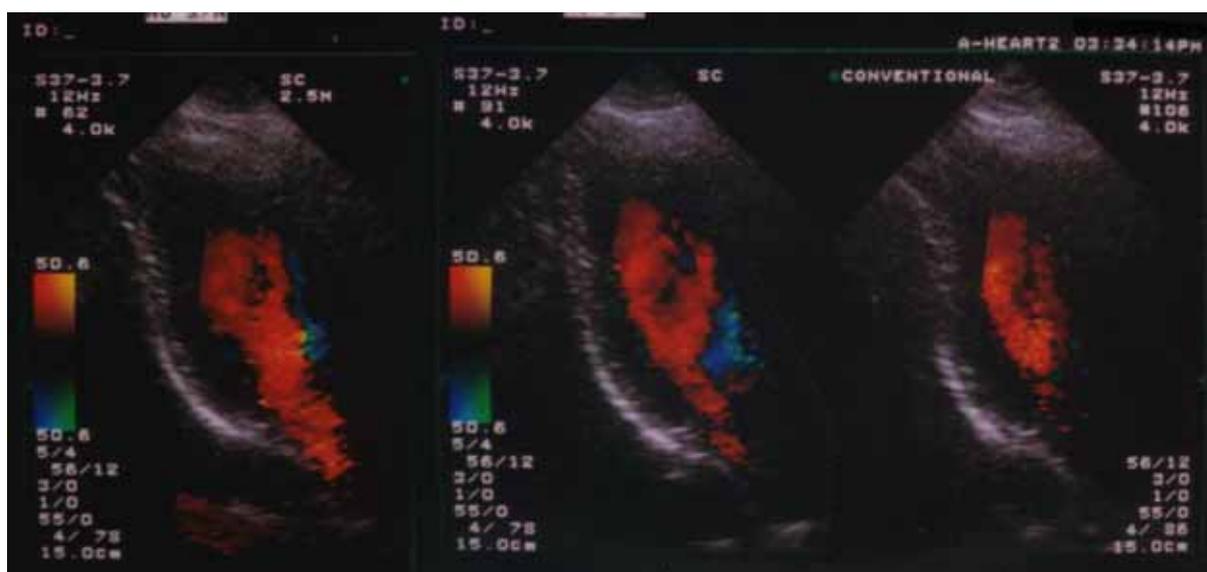
P Z N T型プローブ P Z T型プローブ
 (3.75 MHz 駆動、ゲイン：P Z N T型 78dB、P Z T型 84dB)

図 6-2-13 2枚並べP Z N T単結晶プローブと 3.75MHz P Z Tセラミックプローブの
 Bモード像の比較



P Z N T型プローブ P Z T型プローブ
 (2.5 MHz 駆動、ゲイン：P Z N T型 74dB、P Z T型 84dB)

図 6-2-14 2枚並べP Z N T単結晶プローブと 3.75MHz P Z Tセラミックプローブの
 Bモード像の比較



リファレンス周波数 2.5MHz

3MHz

3MHz

P Z N T 型プローブ

P Z N T 型プローブ

P Z T 型プローブ

図 6-2-15 2枚並べP Z N T単結晶プローブと 3.75MHz P Z Tセラミックプローブの
カラードプラの比較

6 - 3 . フルサイズ振動子によるプローブ

6 - 2 では、P Z T 型プローブとほぼ同じ中心周波数を有する P Z N T 型プローブを作製して、パルスエコー特性と画像評価から P Z T 型プローブでは描出困難だった肺静脈血流を観察することができた。この P Z N T 型プローブのもつポテンシャルの高さは、一種類の P Z T 型プローブだけではなく周波数の異なる二種類の P Z T 型プローブの性能を併せもつと予想された。すなわち、2.5MHz プローブのカラードプラ感度と 3.75MHz プローブの B モード画質を 1 本の P Z N T 型プローブで実現できると考えた。そこで 6 - 3 では 6 - 2 の結果を踏まえ、P Z N T 型プローブの周波数帯域の高周波側が 3.75MHz の P Z T 型プローブと同等になるように P Z N T 振動子を厚くすること、音響整合層の音響インピーダンスと厚さの最適値をシミュレーションにより詳細に求めた。併せて 6 - 2 では P Z N T 振動子を 2 枚並べてプローブ化したが、6 - 3 では 1 枚でプローブ化できるものを用いた。さらに電極リードの信頼性向上と量産対応を考慮して、P Z N T 振動子とフレキシブルプリント板 (F P C) との接続をはんだ付けで行った。そして二品種 (2.5MHz と 3.75MHz) の P Z T 型プローブとの比較を行った。

6 - 3 - 1 . 振動子作製法

6 - 2 で作製したプローブはアレイ加工後の振動子と F P C との接続領域は $0.12\text{mm} \times 1.2\text{mm}$ と狭く、しかも銀ペーストにより接続した。銀ペーストの場合、外力で接続状態が悪化することが考えられるので信頼性を向上させるために、はんだ付けを用いることを試みた。P Z N T と F P C 及びアース板とのはんだ付けには、これまで用いてきた Ti/Au スパッタ電極では Au のはんだ食われが起こるため適用できない。一方、P Z T で用いられている焼き付け銀電極を P Z N T に適用すると焼き付け時に圧電性のないパイロクロア相ができやすく⁵⁾、採用するには電極材の組成などの改良が必要である。そこで原子炉（高速増殖炉）用プローブ⁶⁾で報告されているスパッタによる 3 層電極 Ti/Cu/Au を適用することを試みた。この場合 Cu がはんだとの接合層で、Au は Cu の酸化防止のために形成する。まず Cu 層の最適厚を見出すため、厚さ 0.23mm の P Z N T 小片に厚さの異なる Cu 電極を形成してはんだ食われまでの時間を測定した。はんだは比較的低温で使用できる銀入りはんだを用いた。二種類のこて先温度に対して、Cu 厚を変えたときのはんだ食われまでの時間を図 6-3-1 に示す。Ti と Au の厚さはそれぞれ $0.05\ \mu\text{m}$, $0.2\ \mu\text{m}$ とした。

Cu が厚いほどはんだ食われまでの時間が長くなり、 $0.5\ \mu\text{m}$ 以上の厚さが実用レベルであることがわかった。そこで安全を見込んで Cu 層厚は $1\ \mu\text{m}$ 、こて先温度は 250°C にした。次に Cu 厚を $1\ \mu\text{m}$ として Ti/Cu 膜を P Z N T 小片に形成して、リード線（プローブ用同軸ケーブルの芯線）をはんだ付けして手で引っ張ることにより接合強度を調べた。はんだの濡れ性は良好で、リード線は容易にはんだ付けできた。リード線を手で引き剥がしたところ、破壊モードはリード線の破断であり電極の剥離は生じなかった。従って、接合強度は実用上問題ないと判断した。

プローブ周波数帯域の高域側を 3.75MHz の P Z T 型プローブと同等になるようにするため、厚さを 6 - 2 で述べた 0.23mm から厚くし、 0.26mm とした。図 6-3-2 に振動子の電極構造を、図 6-3-3 に電極形成後の P Z N T 振動子を示す。用いた振動子のロットは、徐冷速度を可変にすることでフルサイズ形状（ $14\text{mm} \times 20\text{mm}$ 以上）が得られた S30 である。振動子の長さとは厚さ以外は 6 - 2 と同じである。

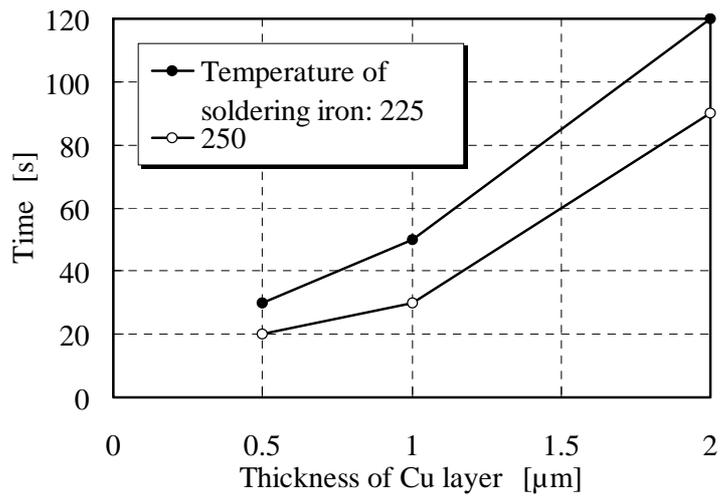


図 6-3-1 Cu 層の厚みを変えたときのはんだ食われまでの時間

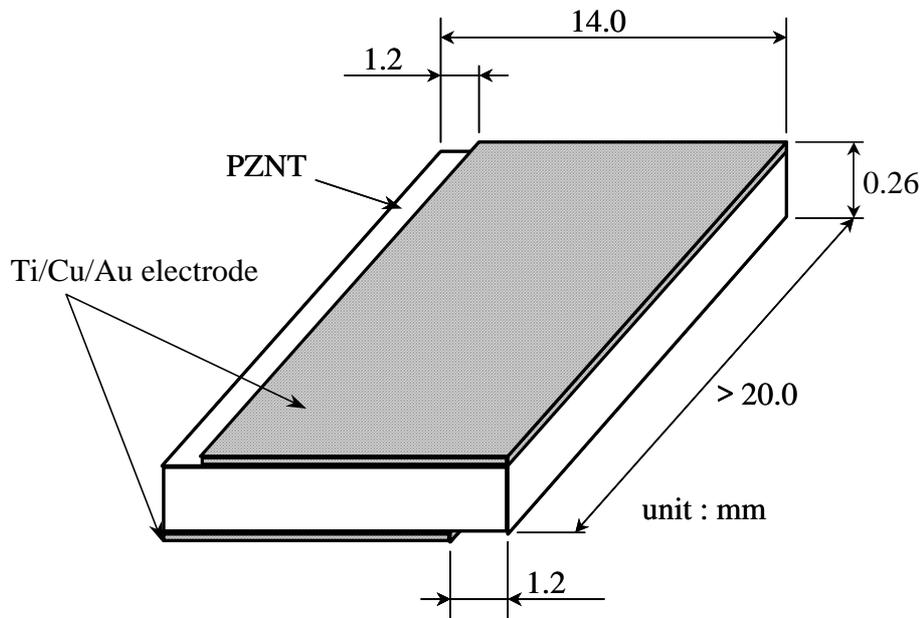


図 6-3-2 画像評価用プローブに用いたフルサイズ振動子

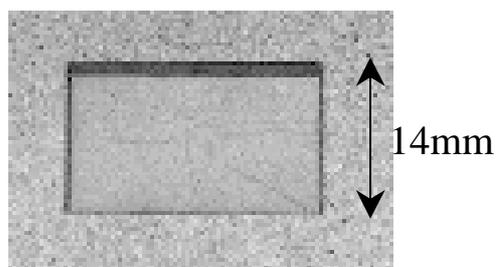


図 6-3-3 フルサイズ振動子

6 - 3 - 2 . パルスエコー特性シミュレーション

作製したプローブは既存の 2.5MHz P Z T 型に合わせ、素子ピッチ 0.2mm、素子数 96 として 6 - 2 の場合よりも広いピッチとして歩留まり向上を図った。中心周波数 2.5MHz と 3.75MHz の比較用二品種の P Z T 型プローブではいずれもバックキグ材は高感度タイプのライトバックキグを用いている。P Z N T 型プローブは 6 - 2 でライトバックキグを用いてもフェライトゴムバックキグの場合よりも P Z T 型に比べて狭帯域にならないことがわかったので、ここでもライトバックキグを適用することとした。この他、6 - 2 と同様にインピーダンス変換器内蔵型とした。この条件で、2 層の音響整合層の音響インピーダンスと厚さを最適化するパルスエコー特性のシミュレーションを実施した。着目したのは、- 6dB 比帯域、エコー感度、周波数スペクトラムにおける 2.5MHz 成分感度の 3 点である。3 番目については、中心周波数 2.5MHz の P Z T 型プローブと同等のドプラ感度を得ることを目的にリファレンス周波数となる 2.5MHz 成分の感度に着目した。シミュレーション条件を以下に、結果の数値データを表 6-3-1 ~ 6 に、各計算条件の周波数スペクトラムを図 6-3-4 , 5 に示す。

<シミュレーション条件>

- ・ 駆動パルス：5MHz 矩形 1 波、送信抵抗 10 Ω、受信抵抗 1.5kΩ
- ・ インピーダンス変換器：入力抵抗 1.4kΩ、入力容量 14pF、出力抵抗 55Ω
- ・ 音響整合層
 - 第 1 層厚さ：0.20 , 0.24 , 0.28mm、第 2 層厚さ：0.100 , 0.125 , 0.150mm
 - 第 1 層音響インピーダンス：6.0 , 7.6 , 9.0Mrayls
 - 第 2 層音響インピーダンス：2 , 3 , 4Mrayls
- ・ バックキグ材：音響インピーダンス 2.2Mrayls
- ・ ケーブル：容量 110pF/m、長さ 2m、特性インピーダンス 50Ω

表 6-3-1 整合層厚を変えたときの - 6dB 比帯域 (単位：%)

		第 1 整合層厚 [mm]		
		0.20	0.24	0.28
第 2 整合層厚 [mm]	0.100	82.6	82.5	82.4
	0.125	80.2	82.6	84.5
	0.150	77.8	82.8	87.4

表 6-3-2 整合層厚を変えたときの相対感度 (単位：dB)

		第 1 整合層厚 [mm]		
		0.20	0.24	0.28
第 2 整合層厚 [mm]	0.100	0.0	0.1	-0.3
	0.125	0.5	0.7	0.4
	0.150	0.8	1.1	1.0

表 6-3-3 整合層厚を変えたときの 2.5MHz スペクトラム相対感度 (単位 : dB)

		第 1 整合層厚 [mm]		
		0.20	0.24	0.28
第 2 整合層厚 [mm]	0.100	24.3	25.1	24.6
	0.125	24.9	25.3	24.5
	0.150	25.3	25.4	24.4

表 6-3-4 整合層音響インピーダンスを変えたときの - 6dB 比帯域 (単位 : %)

		第1層音響インピーダンス[Mrayls]		
		6.0	7.6	9.0
第 2 層音響インピーダンス [Mrayls]	2	79.9	84.6	88.5
	3	79.8	82.6	85.9
	4	79.0	81.5	84.1

表 6-3-5 整合層音響インピーダンスを変えたときの相対感度 (単位 : dB)

		第1層音響インピーダンス[Mrayls]		
		6.0	7.6	9.0
第 2 層音響インピーダンス [Mrayls]	2	0.0	-0.7	-1.6
	3	-0.1	0.0	-0.4
	4	-1.3	-0.6	-0.7

表 6-3-6 整合層音響インピーダンスを変えたときの 2.5MHz スペクトラム相対感度(単位 : dB)

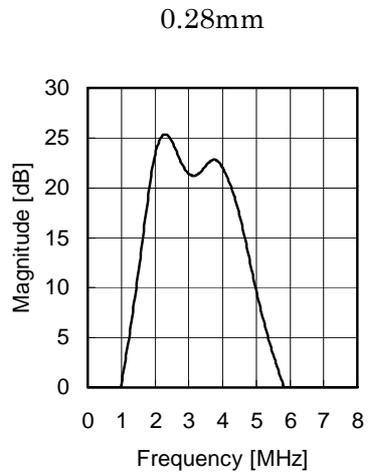
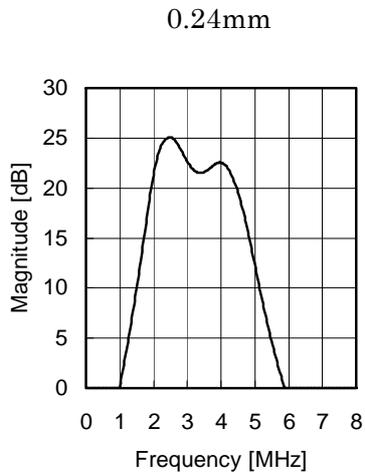
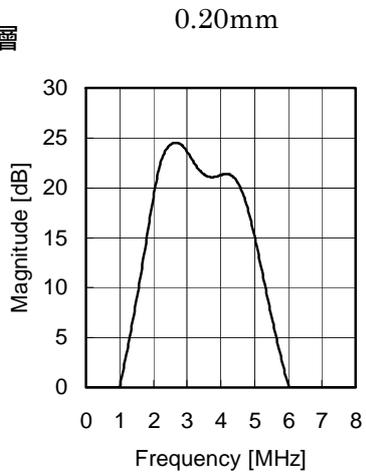
		第1層音響インピーダンス[Mrayls]		
		6.0	7.6	9.0
第 2 層音響インピーダンス [Mrayls]	2	24.4	24.6	23.9
	3	25.3	25.3	24.8
	4	24.3	24.8	24.5

第1 整合層厚さ

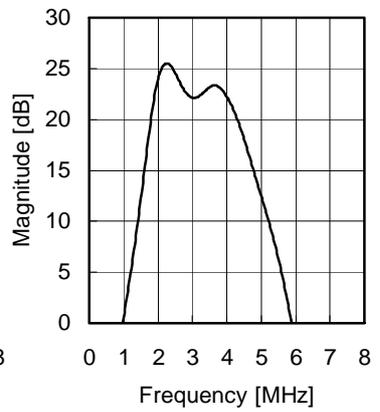
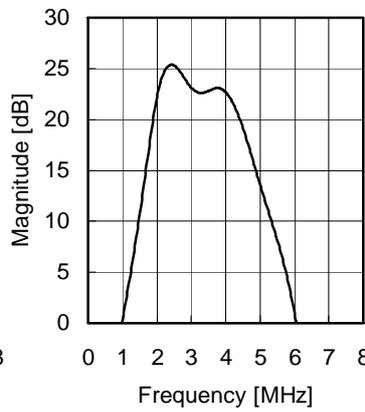
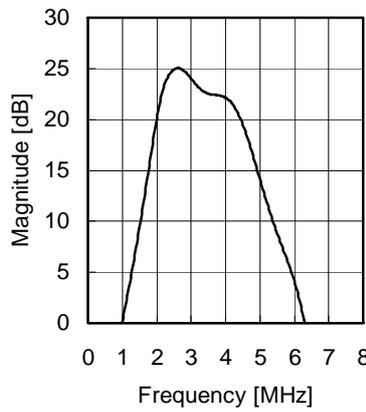
第2 整合層

厚さ

0.1mm



0.125mm



0.15mm

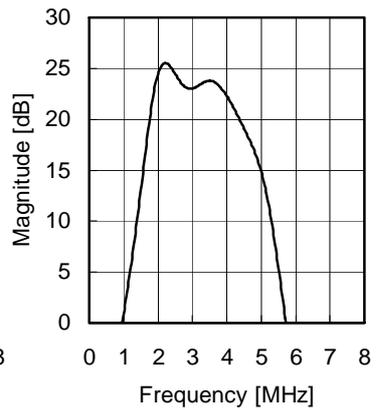
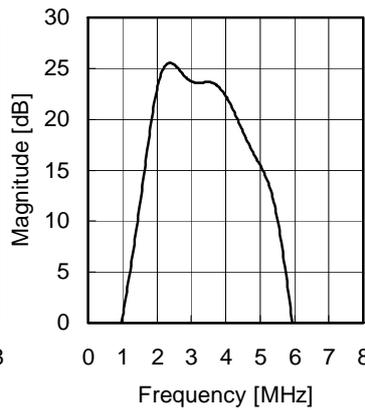
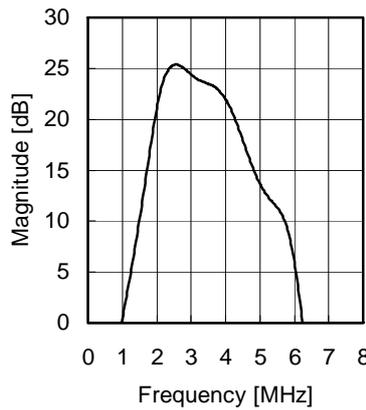


図 6-3-4 整合層の厚さを変えたときの周波数スペクトラム

第1 整合層音響インピーダンス

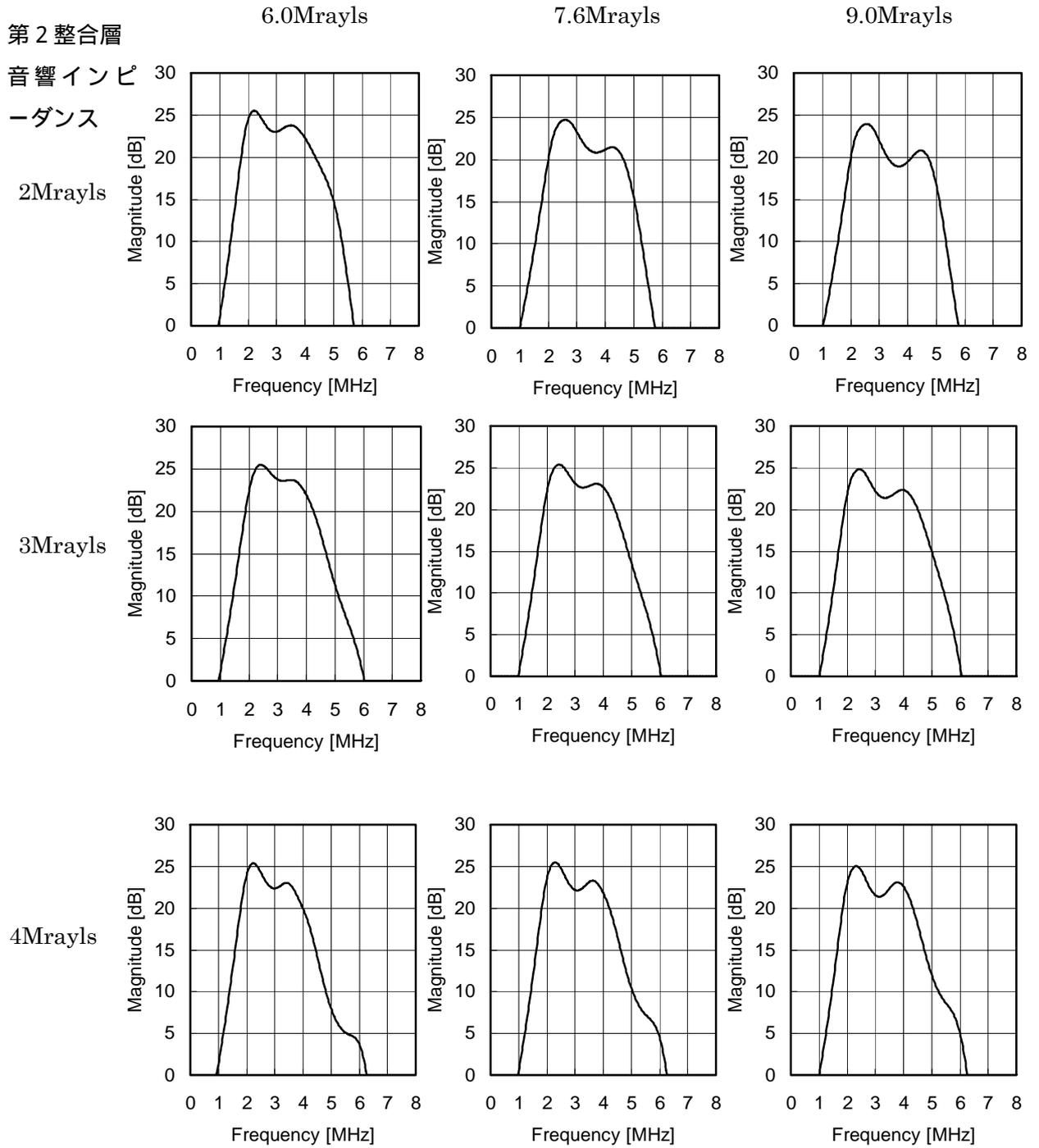


図 6-3-5 整合層の音響インピーダンスを変えたときの周波数スペクトラム

音響整合層の厚さと音響インピーダンスは上記 3 種類ずつ計算したが、6 - 2 までの実測結果を考慮して、厚さを変えたときの音響インピーダンスは第 1 層 7.6Mrayls、第 2 層 3.0Mrayls で固定した。また音響インピーダンスを変えるときは、周波数定数への影響をなくすため音速は固定して密度を変えることとし、さらに厚さは第 1 層 0.24mm、第 2 層 0.125mm に固定した。結果を以下にまとめる。

厚さについて

- ・エコー感度及び 2.5MHz 成分感度から、第 1 層最適厚は 0.24mm、第 2 層は 0.125 ~ 0.150mm。
- ・ - 6dB 比帯域から、第 1 層最適厚は 0.28mm、第 2 層は 0.15mm。

以上より第 1 層は 2.5MHz 成分感度を重視して 0.24mm、第 2 層は後に述べるように樹脂シート（市販品のため厚さは離散的にしか得られない）を用いることと、この樹脂シートをエポキシ樹脂で接着するので接着層厚を考慮し、0.125mm とした。なお第 1 整合層の厚さは 2.5MHz P Z T セラミックプローブに比べて 20%、3.75MHz P Z T セラミックプローブに比べて 70% 厚くなった。また第 2 整合層は 2.5MHz P Z T セラミックプローブと同等、3.75MHz P Z T セラミックプローブに比べて 25% 厚くなった。

音響インピーダンスについて

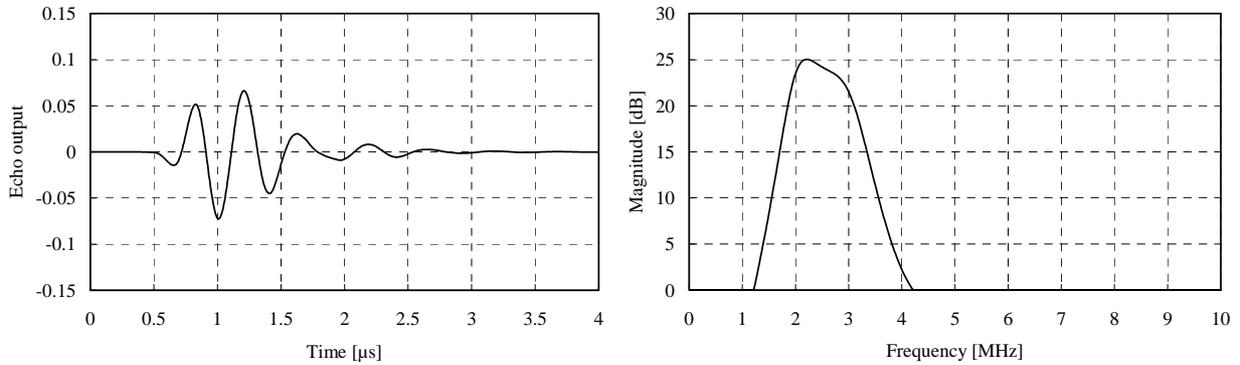
- ・エコー感度及び 2.5MHz 成分感度から、第 1 層最適音響インピーダンスは 7.6Mrayls、第 2 層は 3.0Mrayls。
- ・ - 6dB 比帯域から、第 1 層最適音響インピーダンスは 9.0Mrayls、第 2 層は 4.0Mrayls。

以上より - 6dB 比帯域が 80% を超えることを前提に、エコー感度と 2.5MHz 成分感度を重視し、第 1 層は 7.6Mrayls、第 2 層は 3.0Mrayls とした。

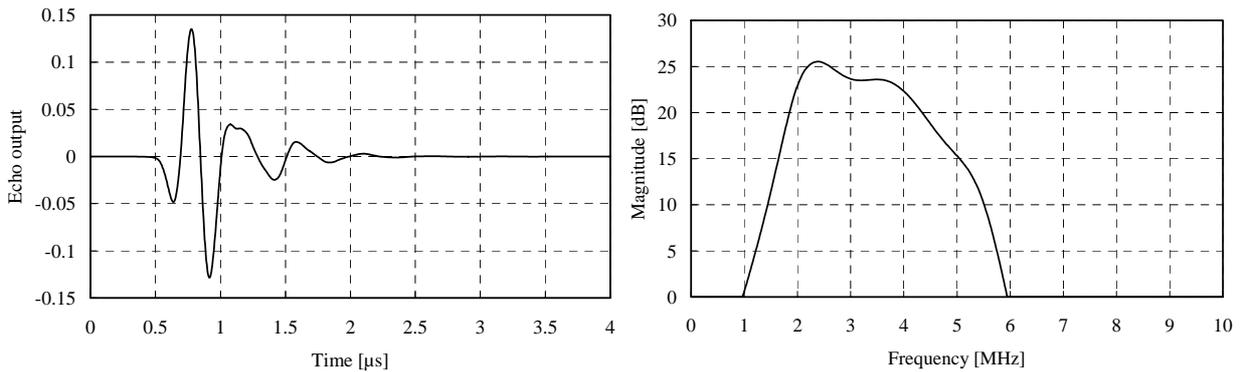
結果的に音響インピーダンスは 6 - 2 で用いたものと同じ値が最適となった。また振動子を厚くして中心周波数を下げたことから厚さは第 1 層が 6 - 2 よりも厚い 0.24mm、第 2 層が 6 - 2 と同じ 0.125mm となった。この条件で実施した P Z N T 型プローブと既存の 2.5MHz P Z T セラミックプローブのパルスエコー特性のシミュレーション結果を図 6-3-6 に、数値データを表 6-3-7 に示す。表 6-3-7 には 3.75MHz の P Z T 型プローブの値も示してあるが、このパルスエコー特性は図 6-2-8 に示してあるものである。3.75MHz プローブの場合、振動子幅が違うので口径が異なり、その補正（3.75MHz プローブの感度を 1.9dB 上げる）を入れた。結果を以下にまとめる。

- ・中心周波数は 3.12MHz と 2 種類の P Z T 型プローブの間であった。
- ・ P Z T 型のエコー波形は正極性の 2 波目が最大振幅となったが、P Z N T 型の場合は 1 波目であり、ダンピングの効いた波形となった。
- ・感度は P Z N T 型が二品種の P Z T 型に比べて有意差といえる 4 ~ 6dB 向上した。
- ・ P Z N T 型プローブの - 6dB 比帯域は 80% を超えて、二品種の P Z T 型に比べて 27 ~ 29 ポイント広帯域になった。
- ・ P Z N T 型プローブの周波数スペクトラムの低域成分は設計どおり 2.5MHz の P Z T 型プローブと同等になった。

以上のシミュレーション結果より、中心周波数を下げ、音響整合層を最適化したことにより、P Z N T型プローブは 2.5MHz P Z T型プローブのドプラ感度と 3.75MHz P Z T型プローブ以上のBモード画質を1本で有することが期待される。



2.5MHz P Z Tセラミックプローブ



P Z N T単結晶プローブ

図 6-3-6 フルサイズ振動子を用いたプローブのパルスエコー特性シミュレーション

表 6-3-7 画像評価に用いたプローブのパルスエコー特性の比較（シミュレーション）

プローブ	感度 [dB]	中心周波数 [MHz]	-6dB比帯域 [%]	帯域幅 [MHz]
2.5MHz PZT型	0	2.49	53.6	1.82 ~ 3.16
3.75MHz PZT型	1.7	3.67	55.8	2.64 ~ 4.69
PZNT単結晶型	5.6	3.12	82.7	1.83 ~ 4.41

6 - 3 - 3 . プローブ作製法

5 - 3 - 3 で述べたアレイプローブ作製法と異なる点を以下に述べる。

F P C とアース板をはんだ付け（こて先温度：約 250 ）により接続。はんだは銀入り品を使用。はんだ付け後のフラックスは塩化メチレンにて拭き取る。

アレイ加工

切断条件：ブレード 202J、厚さ 0.05mm、切断ピッチ 0.2mm、送り速度 0.3mm/s

バックング材への切り込み深さ：0.25mm

フランジ外径 49.8mm、ブレード外径 52.0mm（ブレード突き出し量 1.1mm）

図 6-3-7 にアレイ加工して再分極処理を行った後の P Z N T 型プローブのインピーダンス特性を示す。2 層の音響整合層を形成しているため、インピーダンスは極小値が 3 ヶ所存在する。これにシリコン樹脂を切断溝に充填し、音響レンズを接着した後のインピーダンス特性を 2.5MHz P Z T プローブとともに図 6-3-8 に示す。P Z N T 型プローブの方が広帯域特性になっているのがわかる。

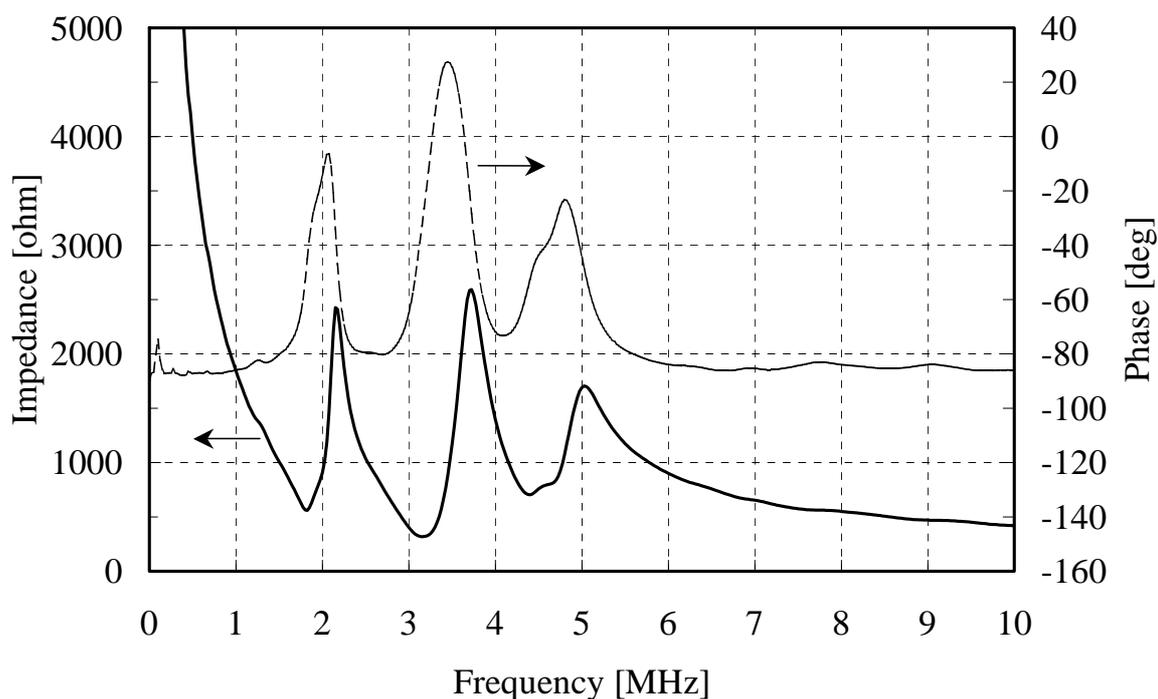
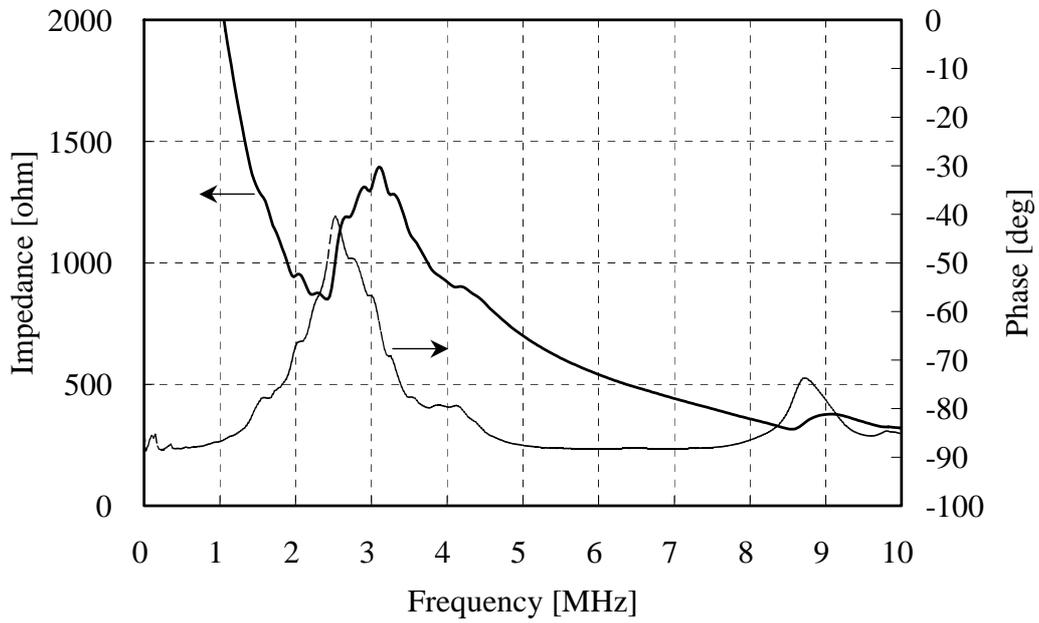
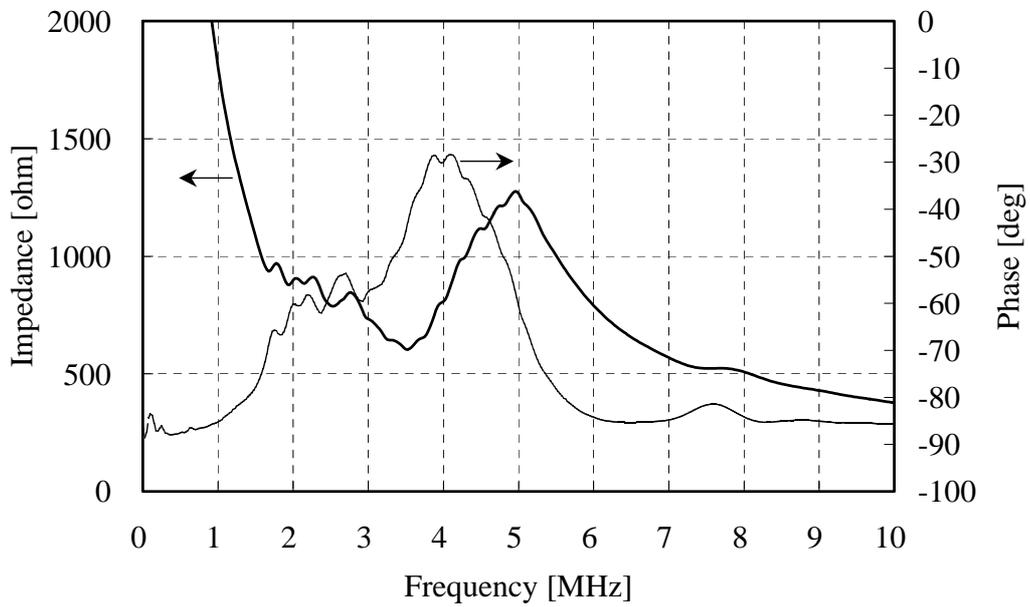


図 6-3-7 P Z N T 単結晶プローブアレイ加工後のインピーダンス特性（再分極後）



2.5MHz P Z Tセラミックプローブ



P Z N T単結晶プローブ

図 6-3-8 プローブヘッドのインピーダンス特性

6 - 3 - 4 . パルスエコー特性実測

測定は6 - 2と同様に画像評価を行った診断装置と同じパルサからなる専用装置を用いて、矩形1波駆動で測定した。駆動周波数は5MHzと2.5MHzで、前者は二品種のP Z T型とP Z N T型、後者は2.5MHzのP Z T型とP Z N T型である。音響ターゲットは水中60mmに設置したアクリルブロックである。図6-3-9～12に5MHz、2.5MHz駆動での動作した全素子を加算平均した結果のパルスエコー特性、図6-3-13, 14に2.5MHz P Z T型及びP Z N T型プローブのエコー出力、中心周波数、-6dB比帯域の素子ばらつきを示す。表6-3-8にパルスエコー特性の数値データを示す。図6-3-9と図6-3-13, 14でエコー出力の値が異なっているが、これは途中に入れたアンプによる影響である。以下に得られた結果をまとめる。

- ・5MHz駆動でP Z N T型プローブの中心周波数は2.5MHz及び3.75MHz P Z T型の中間の3.45MHzであった。いずれのプローブもシミュレーション結果よりも中心周波数が5～10%高くなった。この原因は実測では低周波成分の音場は高周波成分よりも広がるので、プローブで受信されるエコー信号はシミュレーションに比べて低周波成分が落ちたためと考えられる。
- ・エコー波形はP Z N T型プローブが正極性の2波目が落ちてダンピングの効いたものとなったが、P Z T型はそれほどでもなく、特に2.5MHz駆動で顕著であった。
- ・5MHz駆動の感度はP Z N T型がP Z T型に対して5～6dB高くなり、シミュレーション結果に一致して大幅な向上を達成した。
- ・P Z N T型プローブの-6dB比帯域は80%を超えて、P Z T型に比べ26～29ポイントの広帯域特性を示した。また画質への影響が大きい周波数スペクトラムのピークから-20dBまでのP Z N T型プローブの帯域は、低域成分が2.5MHzのP Z T型、高域成分が3.75MHzのP Z T型とほぼ同等となり、この二品種を包含する広帯域特性となった。以上より、3.75MHzのP Z T型よりもBモード画質は特に距離分解能が向上すると予想される。
- ・P Z N T型プローブの2.5MHz成分の感度は、2.5MHzのP Z T型に比べて約-1dBであり、ほぼ同等のドブラ感度が得られると予想される。3MHz成分は3.75MHz P Z T型に比べて約5dB向上すると予想され、2.5MHz P Z T型とはほぼ同等であるが、2.5MHz P Z T型の方が高域側が大きく落ち込んでいるので、P Z N T型の方が高感度になると思われる。
- ・P Z N T型は動作しなかった素子が全体の4%に当たる4素子あり、2枚並べの場合に比べて改善された。しかもこの4素子は端部に集中しており、画像への影響が最も少ない箇所であった。これに隣接する1素子の感度が良好な平均的素子の約1/3と小さかった。この素子を含めた5素子以外の素子におけるエコー出力の標準偏差を計算すると51mV(平均値の7%)となり、ハーフサイズ振動子を2枚並べたプローブの結果(平均値の8%)に比べるとわずかに改善された程度であった。ただ2.5MHz P Z T型の場合は10mV(平均値の2%)であり、これに比べると大きく劣った。アレイ加工前半の素子ナンバーの若い素子は、緩やかな感度変化を生じているので、音響整合層の厚みばらつき、あるいはP Z N Tの組成ばらつきが考えられる。これに対しアレイ加工後半の素子は、隣接でも感度ばらつきが見られるので、少なからずチップングの発生が考え

られる。それでも、P Z N T型プローブの平均値 $\pm 20\%$ を超えるエコー感度の素子は1素子であり、P Z T型に比べると劣るものの実用レベルの感度ばらつきといえる。

以上より中心周波数を下げたP Z N T型プローブは2.5MHzと3.75MHz P Z T型の両方を包含する広帯域特性になるとともに、感度は5~6dB 向上する極めて優れた特性となった。一方、感度や帯域の素子ばらつきはハーフサイズ振動子を2枚並べた場合よりもわずかに改善された程度であり、不良素子は発生した。さらにP Z T型に比べるとばらつきが大きく、均質なP Z N Tを得ることだけではなく、プローブ作製プロセスの改良が今後の課題である。

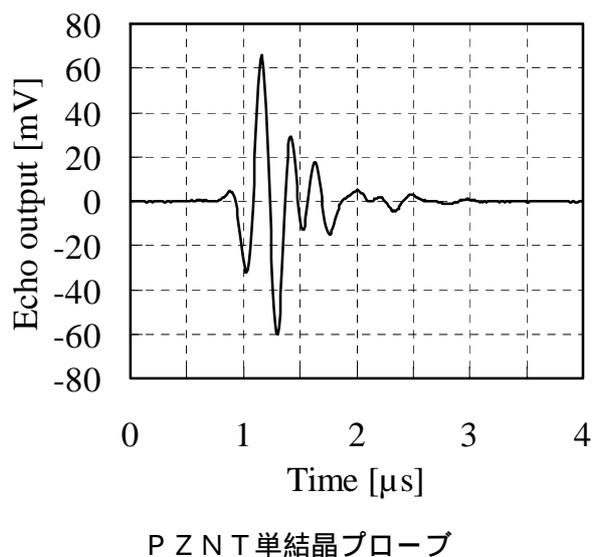
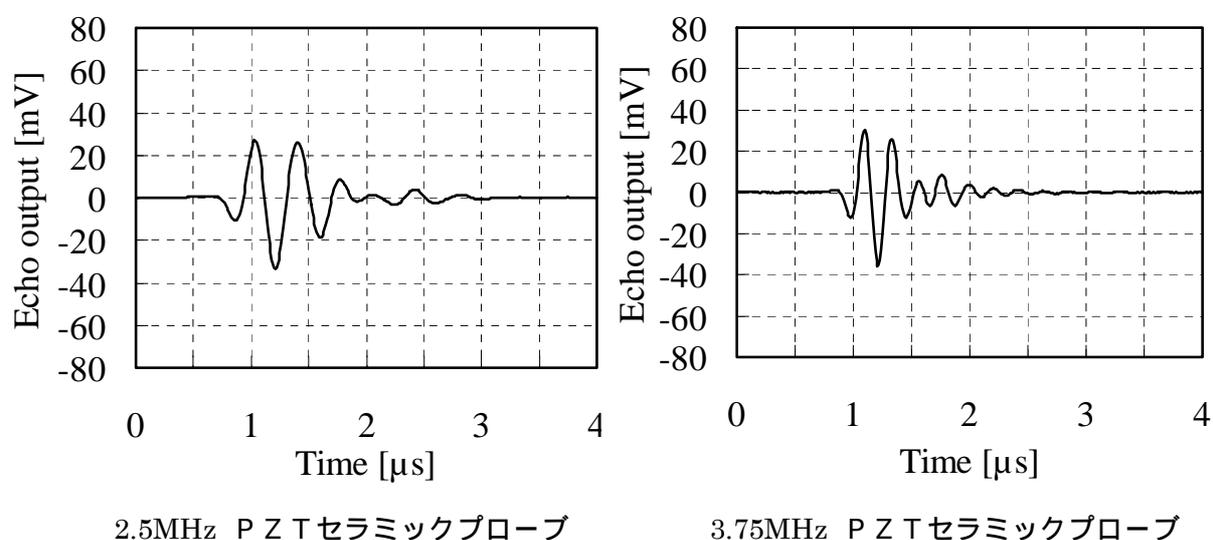


図 6-3-9 5MHz 駆動によるエコー波形の比較

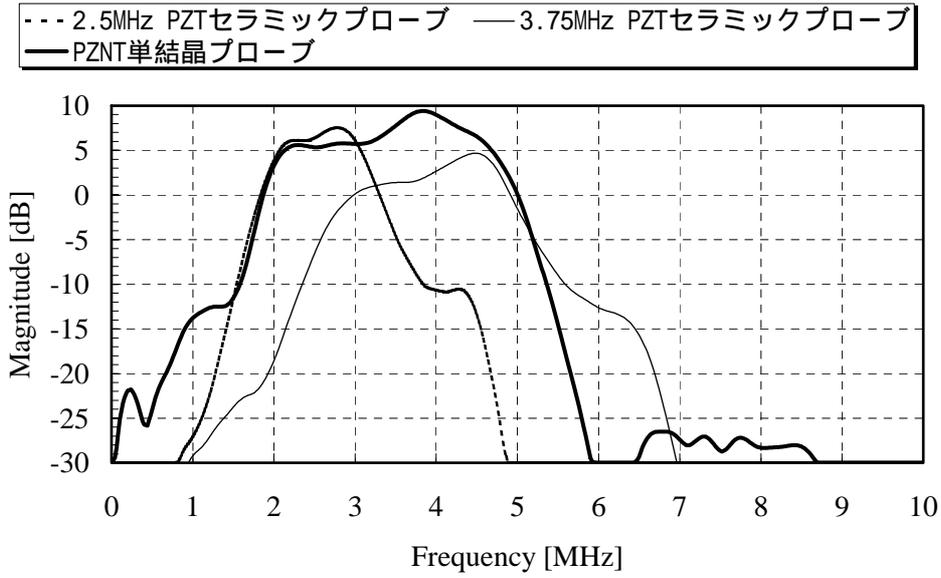
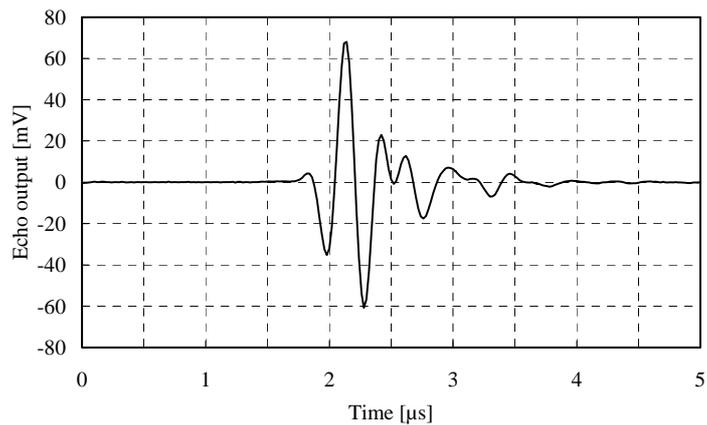
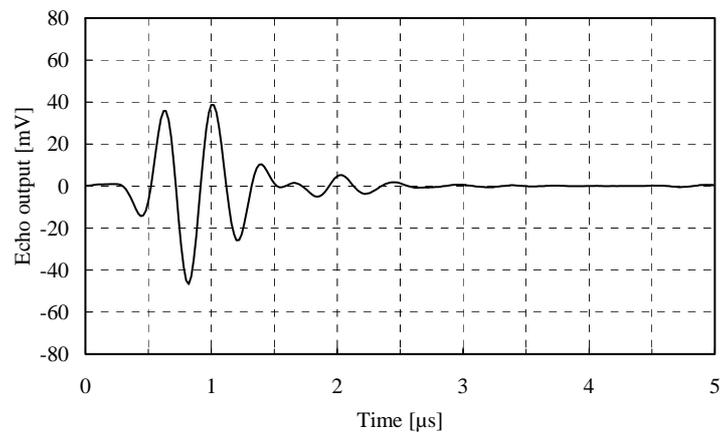


図 6-3-10 5MHz 駆動による周波数スペクトラムの比較



P Z N T 単結晶プローブ



2.5MHz P Z T セラミックプローブ

図 6-3-11 2.5MHz 駆動によるエコー波形の比較

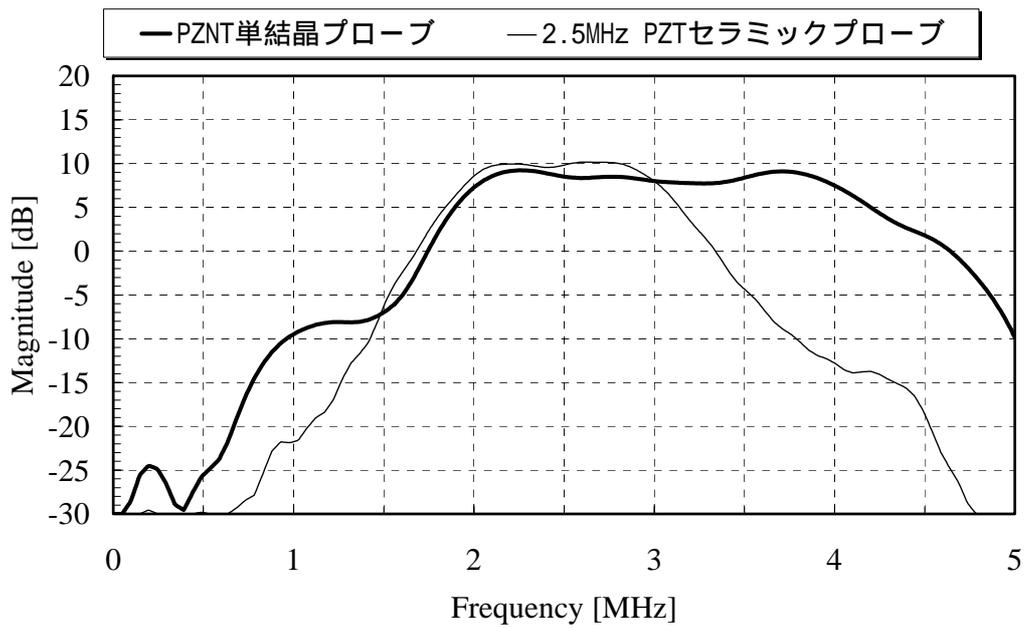


図 6-3-12 2.5MHz 駆動による周波数スペクトラムの比較

表 6-3-8 フルサイズ振動子を用いた P Z N T 型プローブと二品種 P Z T 型プローブのパルスエコー特性の比較 (実測)

駆動周波数[MHz]	プローブ	感度 [dB]	中心周波数 [MHz]	- 6dB比帯域 [%]	帯域幅 [MHz]
5	2.5MHz PZT型	0	2.61	51.3	1.94 ~ 3.28
	3.75MHz PZT型	0.8	3.96	54.5	2.88 ~ 5.04
	PZNT単結晶型	6.4	3.45	81.0	2.06 ~ 4.86
2.5	2.5MHz PZT型	3.3	2.54	53.7	1.86 ~ 3.22
	PZNT単結晶型	6.7	3.14	79.8	1.88 ~ 4.39

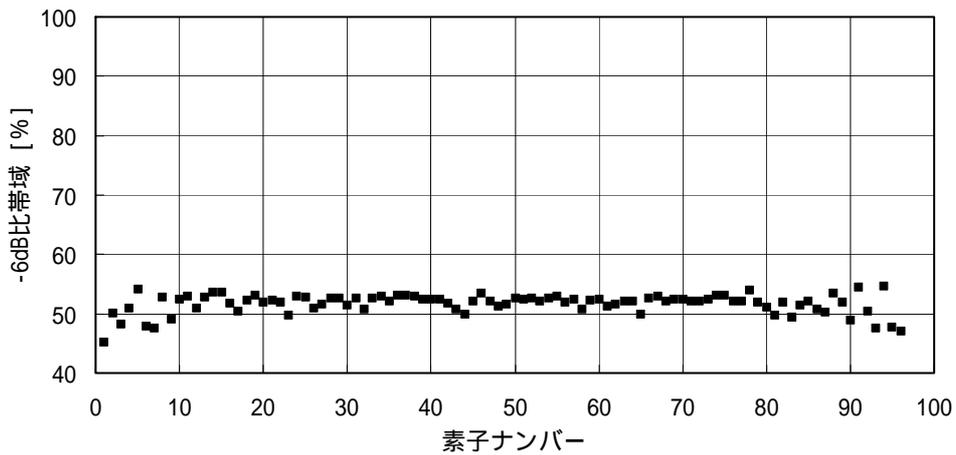
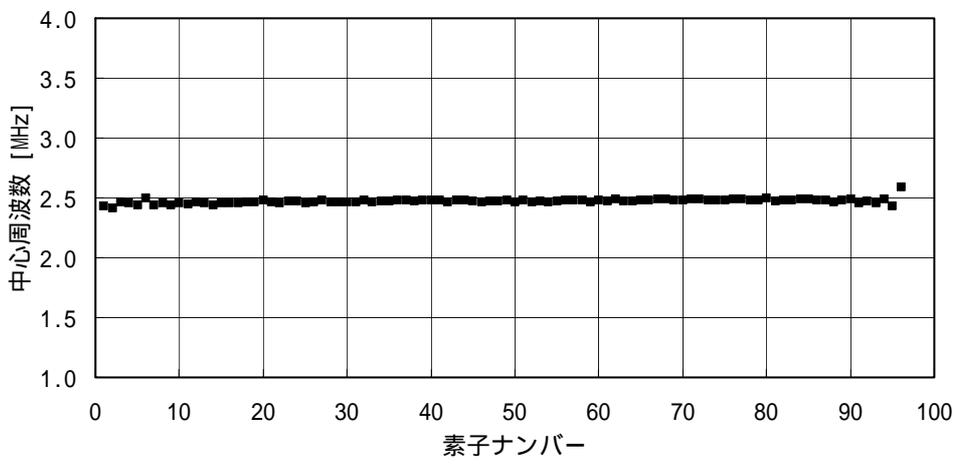
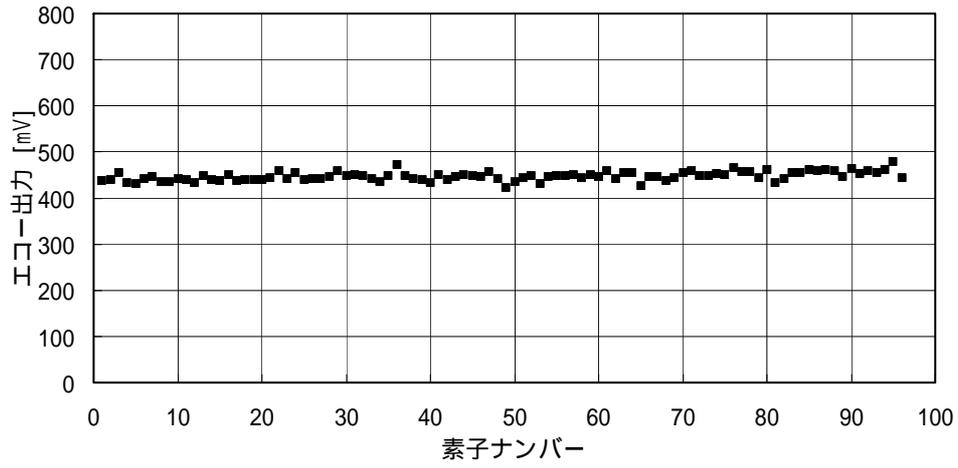


図 6-3-13 2.5MHz P Z T セラミックプロープの素子ばらつき

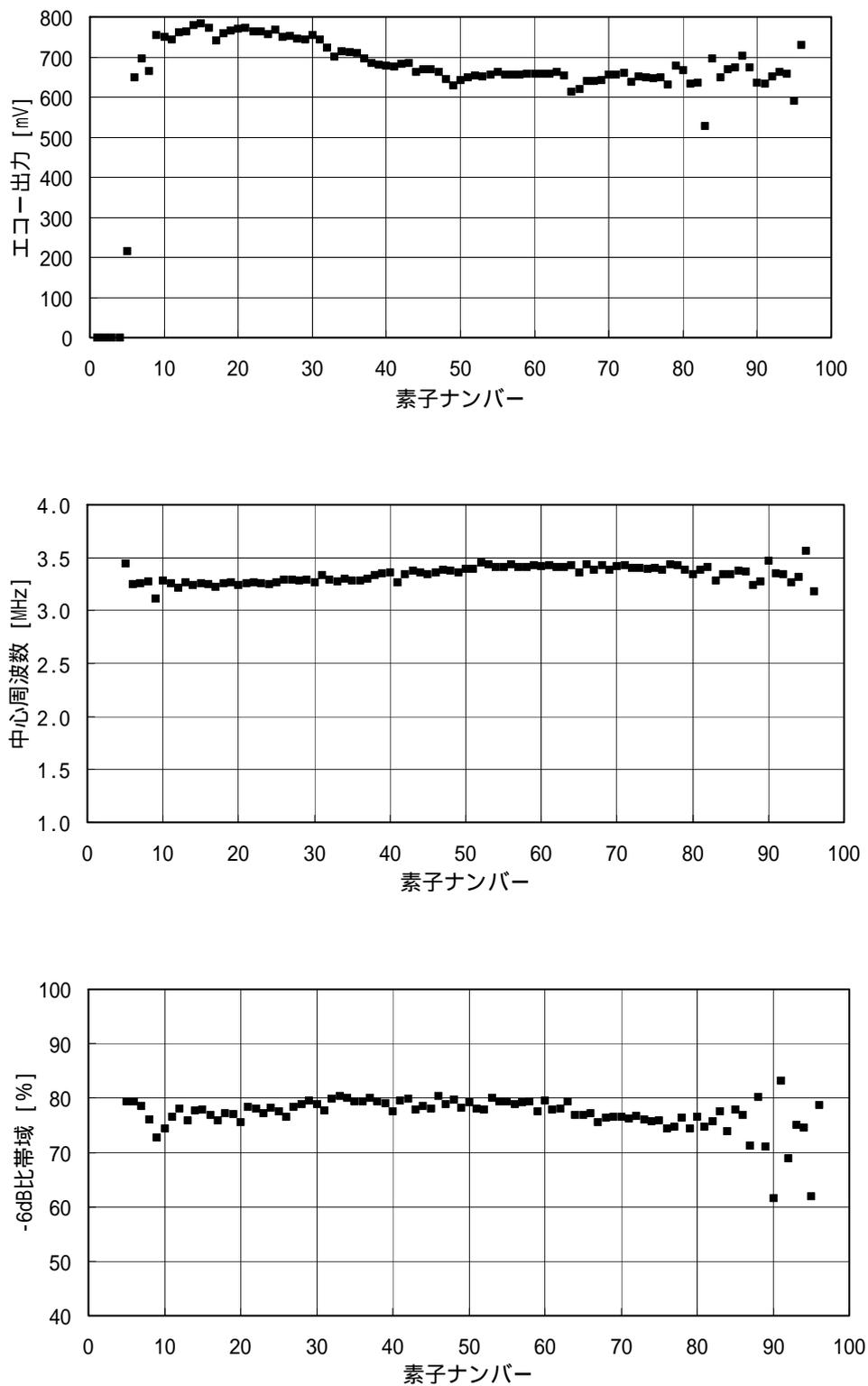


図 6-3-14 フルサイズ振動子による P Z N T 単結晶プローブの素子ばらつき

6 - 3 - 5 . 画像特性

P Z N T型プローブ及び中心周波数 2.5MHz と 3.75MHz の P Z T型プローブ二品種の計 3 種類を用いて診断装置（東芝製、型名 S S A - 3 8 0 A ）に搭載して B モードとカラードプラの画像評価を行った。まず B モード像は、R M I ファントム（型名 403GS ）と easy-to-image patient による心尖二腔断面を比較した。駆動電圧は比較対象のプローブは同一にした。図 6-3-15 に R M I ファントムによる B モード像を示す。ここでは P Z N T型と 3.75MHz P Z T型プローブの駆動周波数は 3.75MHz、2.5MHz P Z T型プローブの駆動周波数は 2.5MHz である。2.5MHz P Z T型プローブに比べると、P Z N T型と 3.75MHz P Z T型はワイヤーの分解能が良く高分解能であった。P Z N T型プローブは 3.75MHz P Z T型に比べてワイヤーの分解能は同等だったがスペckル形状が細かく、特に管の周辺部がすっきりしている画像であった。コントラストも P Z N T型プローブの方が優れていた。

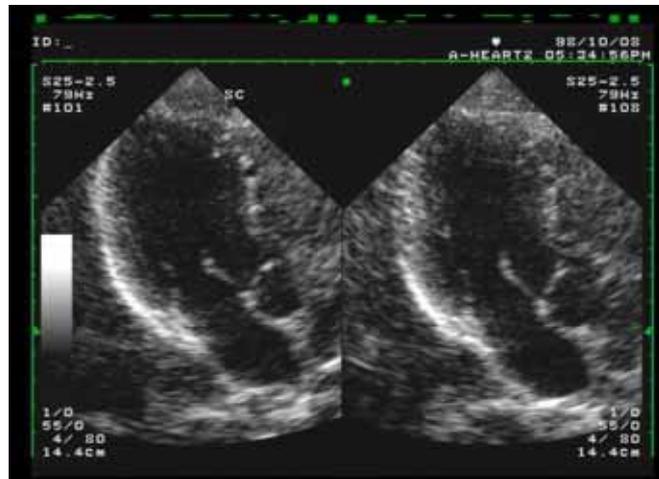
次に 2.5MHz P Z Tセラミックプローブと P Z N T型プローブを 2.5MHz 駆動して心尖二腔断面の B モード像を比較した。その結果を図 6-3-16 に示す。僧帽弁と左室後壁の方位方向及び深さ方向の粒状性と輝度に注目すると、両者はほぼ同等の画質になった。次に周波数の高い 3.75MHz P Z Tセラミックプローブと P Z N T型プローブ（上記と同一のプローブ）を 3.75MHz 駆動した場合の B モード像を図 6-3-17 に示す。図 6-3-17 は周波数の高い高解像度型なので、図 6-3-16 に比べていずれのプローブも方位方向及び深さ方向の分解能が向上している。図 6-3-16 と同様に僧帽弁と左室後壁に着目すると P Z N T型は P Z T型に比べて同等以上の画質になった。以上より、P Z N T型プローブは周波数の異なる P Z T型プローブ 2 種類の画質を 1 本で満たす性能を有しているといえる。これは P Z N T型プローブの広帯域特性の効果である。

図 6-3-18 ,19 に二人の difficult-to-image patient による心尖二腔断面のカラードプラを示す。3.75MHz P Z T型プローブのリファレンス周波数は 3MHz で、2.5MHz P Z T型と P Z N T型では 2.5MHz である。このリファレンス周波数は、それぞれのプローブの周波数スペクトラムから最大のドプラ感度を得られるように決めたものである。いずれも B モード像の画質は easy-to-image patient を被験者とした図 6-3-17 に比べると劣った。体表から 13~15cm の深さにある肺静脈血流は、3.75MHz P Z T型プローブでは観察されなかったが、2.5MHz P Z T型と P Z N T型ではいずれも赤色のカラードプラとして観察された。2.5MHz P Z T型と P Z N T型プローブとの比較では、いずれの被験者もほぼ同等の血流像の埋り具合であった。周波数スペクトラムでの 2.5MHz 成分感度の比較では P Z N T型プローブが約 1dB 劣っていたが、カラードプラではその差はほとんど現われなかった。3.75MHz P Z T型プローブと 2.5MHz P Z T型あるいは P Z N T型プローブとのドプラ感度の違いは、6 - 2 の議論と同様に、3.75MHz P Z T型プローブの 3.75MHz 成分の感度と 2.5MHz P Z T型あるいは P Z N T型プローブの 2.5MHz 成分の感度差が約 5dB、リファレンス周波数の違いによる生体中での振幅の減衰の違いが 5~7dB で、計 10~12dB である。以上より、中心周波数を下げた P Z N T型プローブは、画像評価により 3.75MHz P Z T型プローブの B モード画質と、2.5MHz P Z T型プローブのドプラ感度を 1 本で併せもつことを実証できた。



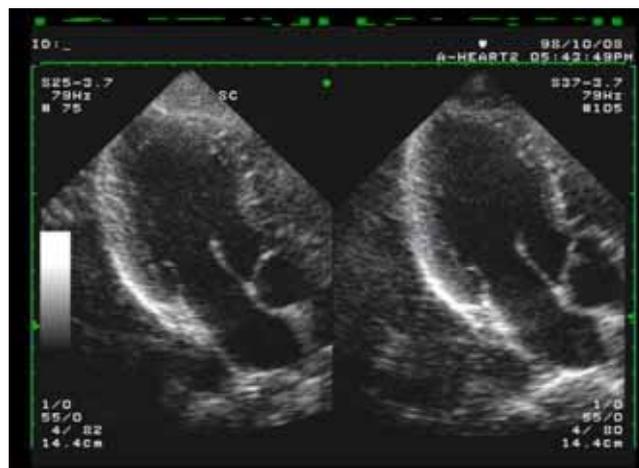
3.75MHz P Z T型 2.5MHz P Z T型 P Z NT単結晶型

図 6-3-15 ファントム像の比較



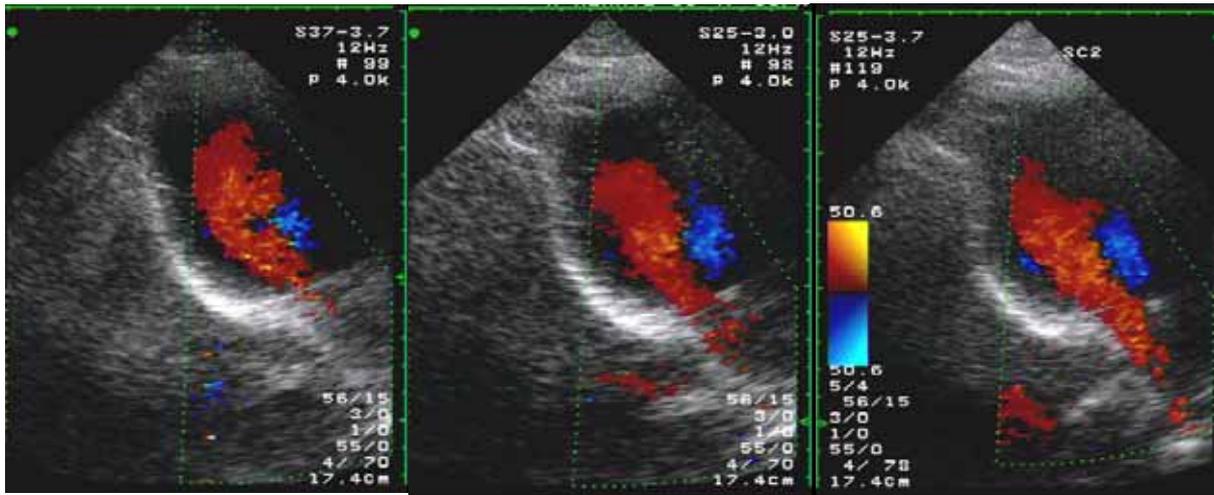
P Z NT単結晶型 2.5MHz P Z Tセラミック型

図 6-3-16 P Z NT単結晶、2.5MHz P Z Tセラミックプローブの心尖二腔断面(2.5MHz 駆動)



P Z NT単結晶型 3.75MHz P Z Tセラミック型

図 6-3-17 P Z NT単結晶、3.75MHz P Z Tセラミックプローブの心尖二腔断面(3.75MHz 駆動)

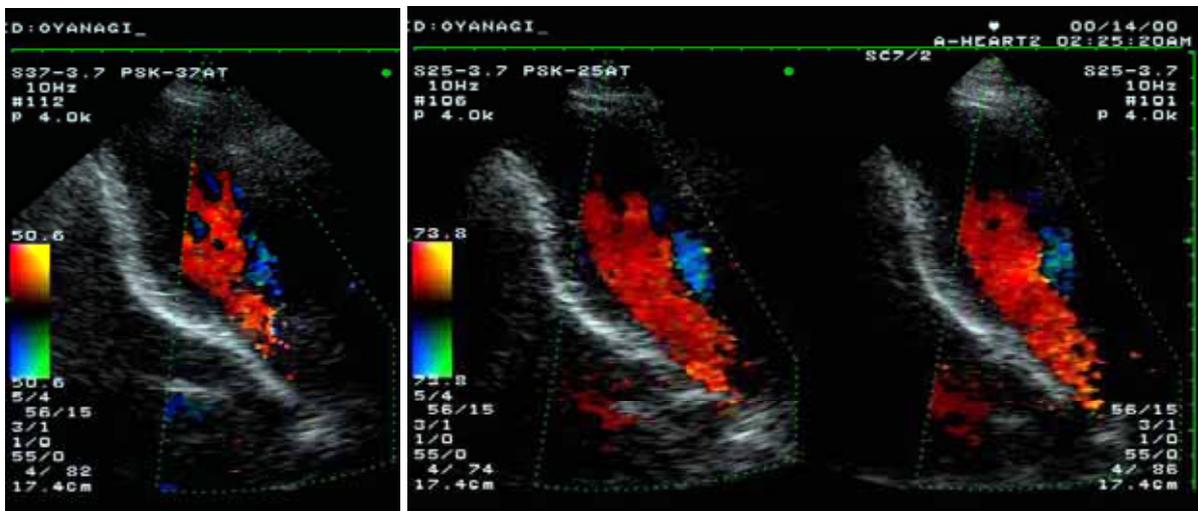


3.75MHz P Z Tセラミック
プローブ

2.5MHz P Z Tセラミック
プローブ

P Z N T単結晶
プローブ

図 6-3-18 心尖二腔断面のカラードプラの比較 1



3.75MHz P Z Tセラミック
プローブ

2.5MHz P Z Tセラミック
プローブ

P Z N T単結晶
プローブ

図 6-3-19 心尖二腔断面のカラードプラの比較 2

6 - 4 . あとがき

本章ではP Z N Tを用いた循環器用セクタプローブを作製して、既存のP Z Tセラミックプローブとパルスエコー特性を比較するとともに診断装置に搭載してBモード像画質とカラードブラ感度を比較した。

まず既存の3.75MHz P Z T型プローブを比較対象とし、ほぼ同じ中心周波数を有するP Z N T型プローブを作製した。この際、レンズ方向の長さは十分だが、アレイ方向の長さが足りない振動子を2枚並べることで全素子分のアレイ方向の長さを確保した。得られたP Z N T型プローブは、全128素子中10素子が不良となったが、動作した素子の平均特性は3.75MHz P Z T型に比べて、約5dBの感度向上、-6dB比帯域はP Z T型の55%を大きく上回る80%超の広帯域特性となった。2枚並べたことによる境界付近での特性の不連続点はなかったが、不良素子は一方の振動子のみが存在した。感度、中心周波数、帯域の素子ばらつきは、P Z T型に比べると劣ったものの、実用化の目安である平均感度 $\pm 20\%$ 以内はほぼ満足した。画像特性では、成人男子の心尖二腔断面の比較を行った。Bモード像は輝度を調整してP Z N T型プローブの方が同一駆動条件で約6dB高感度であることがわかり、画質は心臓壁の辺縁描出能を始め全体の向上が確認された。カラードブラでは3.75MHz P Z T型プローブではほとんど描出できなかったdifficult-to-image patientの肺静脈血流を捉えることができ、ペネトレーションの向上を確認できた。

以上の結果を基に中心周波数を下げて既存の2.5MHz P Z T型と3.75MHz P Z T型プローブの中間にすることで、2.5MHz P Z T型プローブのドブラ感度と3.75MHz P Z T型プローブのBモード画質を1本で実現できると考えた。そこで音響整合層を最適化するため、音響インピーダンスと厚さをパラメータにシミュレーションを行い、最適値を決めた。加えて電極リード引出しやプローブ使用中での信頼性を上げるため、振動子からのリード引出しにはんだ付けを適用することを試み、電極構成を変えた。さらに1枚の振動子を用いてプローブ化を行った。得られたプローブは全96素子中端部4素子に不良があったが、ハーフサイズ振動子を2枚並べた場合に比べて動作した素子の比率は向上した。中心周波数は3.45MHzで、2.5MHz P Z T型と3.75MHz P Z T型プローブの中間となり、周波数スペクトラムの低域側は中心周波数2.5MHzのP Z T型、高域側は同3.75MHzのP Z T型とほぼ同じになって、二品種のP Z T型プローブを包含する広帯域特性となった。また感度は5~6dBの向上が確認された。感度、中心周波数、帯域の素子ばらつきはハーフサイズ振動子を2枚並べた場合に比べて大幅な向上はなく、P Z T型に比べると劣った。特に感度ばらつきに着目するとアレイ加工前半の領域では、音響整合層の厚みばらつきあるいはP Z N Tの組成ばらつきと思われる緩やかな感度変動があり、アレイ加工後半の部分はアレイ加工時のチップングが少なからず発生していると思われる不連続的な感度変動があった。P Z N Tの均質性、あるいはプローブ化プロセスの改善は今後の課題である。次にBモード像は3.75MHz P Z T型プローブに比べて僧帽弁や左室後壁の描出能など同等以上となり、カラードブラは2.5MHz P Z T型と同等の肺静脈血流描出能となった。以上より、中心周波数を下げたP Z N T型プローブは、3.75MHz P Z T型プローブのBモード画質と、2.5MHz P

Z T型プローブのドブラ感度を1本で併せもつことを実証できた。

6 - 5 . 参考文献

- 1) S. Saitoh, T. Kobayashi, T. Takeuchi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "A 3.5 MHz phased array probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1847-1850, 1998.
- 2) S. Saitoh, T. Kobayashi, T. Takeuchi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "A 3.7 MHz phased array probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 46, No. 2, pp. 414-421, 1999.
- 3) S. Saitoh, T. Kobayashi, T. Takeuchi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Improved images by a 3.5 MHz array probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," Proc. SPIE 3664, pp. 147-154, 1999.
- 4) S. Saitoh, T. Kobayashi, T. Takeuchi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "An improved phased array ultrasonic probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 38, No. 5B, pp. 3380-3384, 1999.
- 5) K. Harada, S. Shimanuki, S. Saitoh, and Y. Yamashita, "Effect of fired Ag electrodes on electrical properties of $\text{Pb}[(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})_{0.91}\text{Ti}_{0.09}]\text{O}_3$ single crystals," J. Ceram. Soc. Jpn Vol. 106, pp. 116-118, 1998.
- 6) 小林剛史、斉藤史郎、"F B R ナトリウム中超音波アレイプローブの開発," 第17回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演論文集、1996.

第 7 章

今後の課題

本研究の究極の目標は圧電単結晶 P Z N T を用いた超音波プローブの実用化であり、その実現のための課題を P Z N T 育成と振動子、プローブについて挙げると以下のようなになる。

P Z N T 育成に関する課題

本研究では筆者の研究グループにおいて簡便な育成法であるフラックス法の改良により得られた循環器用セクタプローブに適用できる大きさのインゴットを用いることで、誘電・圧電特性の評価と振動子化、プローブ化を行った。しかしこれはあくまでも実験室レベルのものであり、均質性、大きさ、量産性の観点から改良の余地は多い。最も有望な方法は、育成中に育成量と同じだけ P Z N T 単結晶原料を供給して均質、長尺化を図ることが可能な溶液ブリッジマン法であろう。育成炉内の温度プロファイル、育成速度と原料供給速度などについて最適条件を見出すことができれば、育成中は常に同じ濃度の溶液となり、P Z N T 単結晶の均質性も向上する。

また本研究では循環器用セクタプローブに用いることが可能な大きさの振動子を用いたが、使用量が最も多い機種には腹部用のコンベックスプローブがある。コンベックスプローブに P Z N T 振動子 1 枚で適用できるようにするには、レンズ方向の長さは 15mm 程度で循環器用と同じだが、アレイ方向は 50 ~ 80mm 程度必要である。これを実現するには、るつぼの径を大きくするか長尺化することになる。長さ 80mm の振動子を得るにはるつぼ径を少なくとも 100mm にする必要があり、より大型の育成炉が必要になる。しかし炉が大きくなると炉内の温度勾配を制御することが容易ではないため実用化までに多くの時間を要すると考えられ、投資額も増大する。そこでコンベックスプローブでも本研究で述べたように振動子を 2 枚並べることが有効と考えられる。それでもセクタプローブ以上に均質化と大型化が要求される。

P Z N T 振動子に関する課題

本研究では Ti/Cu/Au の 3 層スパッタ電極により、信頼性の高いはんだ付けによるリード引出しを可能にした。その際リード引出し部はエッチングにより電極を除去して不要振動が起らないようにした。しかしこのまま量産に適用するとコスト増を招く。P Z T 振動子には銀焼付け電極が多用されているが、P Z N T でもパイロクロア化しないような低温焼付けが可能で、密着強度も十分な焼き付け電極があると好ましい。これは技術面の課題だが、振動子あるいは単結晶材料の側面から最も重要な課題はコストであろう。現在の超音波プローブ用の P Z T セラミック振

動子は1枚数千円から1万円程度である。しかしPZNT単結晶の場合はその数倍以上になることが予想される。これが受け入れられるかどうかはプローブの性能による。実用化初期時点では数量の少ない一部のプローブということもあるが、周波数や診断対象領域の拡大が成されることにより、初めて本格的な実用化といえる。従って上記のコンベックス型や同じ部位でも浅部から深部まで対応できるように、複数の中心周波数のプローブに適用できることが実用化に向けての重要な要素となろう。

プローブに関する課題

本研究ではPZNT型プローブが既存のPZTセラミック型プローブに比べて高感度、広帯域の基本性能を有することを示し、パルスエコー特性と画像評価で実証した。しかし画像評価に用いたプローブは少ないながらも不良素子を含んでいた。実用化には不良素子の存在は許されなく、プローブ化プロセスの改良が必要である。これには単なるプロセスの改良ではなく、プローブ構造を見直すことが必要かもしれない。次にプローブ特性としては、臨床現場で使うことを想定した信頼性が未知数である。プローブは駆動電圧を印加すると、圧電材料の誘電・機械損失と音響レンズやバックリング材での超音波エネルギーの吸収により発熱する。この駆動電圧あるいは発熱により感度や帯域などのプローブ特性が変わらないことが必須である。そのためにはチタン酸鉛が9mol%の組成が適しているかを見極める必要がある。結合係数が少し低下してもキュリー点、相転移点、抗電界、誘電率などを考慮したときに別の組成が最適かもしれない。この他の材料特性としてPZTセラミックよりも機械的強度が劣るので、耐衝撃性などが実用に耐え得るかの評価が必要となろう。

第 8 章

結 論

8 - 1 . 本研究で得られた成果

本研究では医用画像診断機器として幅広く用いられている超音波診断装置の超音波送受信デバイスであるプローブにおいて、新規の圧電材料である亜鉛ニオブ酸鉛とチタン酸鉛の固溶系単結晶を送受信素子に適用し、感度と帯域の飛躍的な向上を図った。本研究のオリジナリティは次の 2 点である。第 1 点は、従来から用いられてきたジルコン酸・チタン酸鉛 (P Z T) セラミックに比べて高電気機械結合係数で、かつ低音響インピーダンスの P Z N T 圧電単結晶に着目して、超音波プローブに適用できる大きさに育成された P Z N T を用いたアレイ型超音波プローブを初めて作製したことである。第 2 点は、作製した P Z N T 型プローブが P Z T セラミック型プローブに比べて感度で約 2 倍、帯域で約 1.5 倍の向上を達成するとともに、超音波画像において P Z T 型では得られなかった高解像度の断層像画質とカラー Doppler 感度を同時に得ることを実現したことである。本研究で得られた成果を以下にまとめる。

P Z N T の育成と誘電・圧電特性について

大きな結合係数が得られる (1 0 0) 面ウェハを用い、循環器用セクタプローブに必要な 15mm × 20mm 以上の振動子を得ることができた。

アレイプローブの振動子形状である短冊状試料の電気機械結合係数 k_{33} が 83% と、P Z T セラミックの 68% に比べて極めて大きな値であることがわかった。さらに、短冊状振動子の音響インピーダンスが 22Mrayls と P Z T の約 70% と小さく、生体実質臓器の音響インピーダンスに P Z T よりも近いことがわかった。

P Z N T 型プローブの設計について

Mason の等価回路を基にしたシミュレーションプログラムを作成して、誘電・圧電定数が既知の P Z T 型プローブ実測値と比較しながらシミュレーションの精度検証を行い、エコー出力が 1dB 程度の誤差で一致することを示した。

シミュレーションにより、- 6dB 比帯域、エコー感度、周波数スペクトラムにおける 2.5MHz 成分感度の 3 点に着目して画像評価用プローブにおける音響整合層の音響インピーダンスと厚さの最適化を行い、P Z T 型よりも第 1 整合層が 50 ~ 60% 厚い方が適している結果を得た。音響インピーダンスが 2.2Mrayls のライトバックングでは、6.2Mrayls のフェライトゴムバッ

キングよりも圧電振動子の振動を抑制しにくいためにプローブは高振幅のエコー波形になる一方で、狭帯域になる。しかしPZNTはPZTに比べ高電気機械結合係数と低音響インピーダンスであるため、フェライトゴムバックキングからライトバックキングにしたことによる狭帯域化の影響が小さく、ライトバックキングでも80%を超える比帯域を維持できることをつかった。PZT型プローブに対して広帯域特性となるPZNT型プローブの圧電材料定数の違いにおける寄与について、架空の材料定数をもつ振動子を想定してシミュレーションによる検討を行った。その結果、バックキング材と音響整合層条件を固定したときにPZNT型プローブの広帯域特性はPZT型に比べて高電気機械結合係数による寄与が約60%、低音響インピーダンスによる寄与が約40%となった。

PZNT型アレイプローブの作製について

信頼性の高いはんだ付けによる電極リード引出しを実現するため、Ti/Cu/Auの3層スパッタ電極が適用できることがわかった。

PZNTはPZTに比べて機械的強度が劣るため、アレイ加工においてブレード種類を変更する、切断速度を遅くするなどの工夫を行うことにより、振動子のチッピング発生を抑制できるプローブ化プロセスを見出した。その結果、実用レベルの範囲に収まる感度の素子ばらつきとなる循環器用セクタプローブを作製できた。

アレイ加工後に再分極処理を施すことにより、感度の回復と感度の素子ばらつきを低減できることを見出した。

周波数定数がPZTよりも小さなPZNTでは、PZT型プローブと同じ仕様でも幅振動の影響が出る場合がある。そこでサブダイス構成とし2倍ピッチ2回切断法によるアレイ加工法を考案して、その有効性を示した。

PZNT型アレイプローブのパルスエコー特性と画像特性について

PZNT型プローブは、実用範囲内の駆動電圧に対するエコー出力に線形性があることがわかった。

PZNT型プローブのエコー出力は、既存のPZT型プローブに対して5~6dBの高感度特性であることを実証した。

中心周波数が2.5MHzと3.75MHzの二品種PZTセラミック型プローブの間になるよう作製した3.45MHz PZNT型プローブの帯域は、-6dB比帯域で80%を超え、両PZTセラミック型プローブを包含する広帯域特性となった。

3.45MHz PZNT型プローブを用いた成人男子による心尖二腔断面のBモード像画質は、3.75MHz PZTセラミック型プローブに比べて僧帽弁と左室後壁において同等以上となり、特に肺静脈近傍の深部でdifficult-to-image patientの場合に横流れが少なくなった。またカラードプラ感度は、2.5MHz PZTセラミック型プローブと比べて肺静脈血流の描出能が同等であった。すなわちPZNT型プローブは1本で3.75MHz PZT型セラミックプローブ以上の

Bモード像画質と 2.5MHz P Z Tセラミック型プローブのカラードプラ感度を併せもつ性能を有していることがわかった。

8 - 2 . 今後の展望

今後の展望は、まず本研究でターゲット領域とした循環器用プローブに適用することである。現状の育成能力でも、誘電・圧電特性が所定の範囲内のものを使用すれば、実用化は近い。この循環器用プローブで期待される性能向上を以下に挙げる。

基本性能である感度と帯域の向上による画質改善：

これは既に詳しく述べてきたが、従来のP Z Tセラミック型プローブでは捉えることができなかった深部血流やBモード画質の向上が期待される。特に中心周波数を現在主流のプローブの中で最も低い 2.5MHz に設定すれば、従来では得られない高感度のカラードプラを得ることが可能となろう。

組織ハーモニクイメージング (Tissue Harmonic Imaging) 法への適用：

この技術のポイントは送信時には基本波のみで第 2 高調波が出ないようにする一方で、受信時には第 2 高調波のみを受信することであり、回路側に対してフィルタリング技術や送信パルスの極性を自在に変えるパルスインバージョン技術の開発が必要となる。これとプローブ側で要求される広帯域特性を組み合わせるとP Z T型プローブでは得られない高感度、高画質の断層像が得られるであろう。またP Z N T型プローブの広帯域特性は、基本周波数と第 2 高調波によるT H Iだけでなく、基本周波数よりも低周波あるいは高周波を送信周波数とするT H Iを可能にする。これにより複数周波数でのT H Iが可能となり、診断目的に応じた画像を取得しやすくなる。

広帯域特性を利用した多周波駆動：

P Z N T型プローブの広帯域特性は、短パルス化による分解能向上やT H Iへの適用に加えてドプラ周波数を広範囲に使用できる可能性を示唆する。すなわち低周波数をリファレンス周波数として生体減衰の影響を抑えることによるドプラ感度向上から高周波数による低流速検出能向上が期待され、その有用性は極めて高いといえる。

以上、循環器用としてP Z N T型プローブの性能向上が認知されれば、次の展開は適用領域の拡大である。これは振動子にとって大型化と高周波化が要求されることを意味する。まず大型化は課題でも述べたように、振動子の長さが 50mm ~ 80mm 必要となる腹部領域への適用である。循環器用よりも数量の多い腹部用へ適用できれば、振動子コストの低減へとつながる。次に高周波化については、短冊状振動子の周波数定数がP Z Tセラミックの 60%に満たないP Z N Tにとって厳しい。つまり幅振動の影響が出ない形状比条件(振動子の幅 / 厚さ < 0.6)を満足するには、振動子幅を小さくしなければならない。これはアレイ加工技術の進展に大きく依存し、現状では 7.5MHz プローブを構成できるかがボーダーラインと思われる。一方、同じリラクサ - P T系圧電単結晶であるP M N T系は、P Z N T系に比べて周波数定数が大きいので高周波用に有利である。P Z N TはP M N TやP Z Tよりも音響インピーダンスが生体に近く超音波プローブ用とし

て望ましい特性を有しているため、周波数によってPZNTとPMNTの棲み分けがなされる可能性がある。

以上は単相振動子による1次元アレイプローブへの展開であるが、基本性能を向上できるPZNT型プローブは従来のPZTセラミックでも実用化されている1-3型コンポジットによる低音響インピーダンス化、さらにこれを発展させた1.5Dや2Dアレイへの応用が期待される。いずれの場合も加工・切断条件がより厳しくなるので、単なるダイシング技術の向上ではなく新たな加工法が必要となるかもしれない。医用以外では、大きな歪みと高電界まで線形に変位することを利用したアクチュエータ応用やソナー応用などの高付加価値応用が挙げられる。第2章で述べた米国のDARPAが援助している開発資金プログラムにおいて、責任者であるDr. Smithは応用の候補としてヘリコプターのローター、翼の姿勢制御、ソナーなどを掲げている。以上、PZNTは20世紀にPZTが支配してきた領域を塗り替える可能性を秘めている。

8 - 3 . 総括

本研究では医用超音波プローブにおいて、従来のPZTに比べて高電気機械結合係数と低音響インピーダンスを併せ持つPZNTを超音波送受信圧電材料に初めて適用し、PZT型プローブでは成し得なかった高解像度の断層像と高感度のカラーDプラを同時に得ることを実現した。この性能向上は、臨床現場において診断のスループットを上げるとともに、臨床データを積み上げることにより、従来困難であった初期の小さな病変の早期発見に大いに寄与できるものと自負する。そのためには第7章で述べたPZNT育成と振動子コスト、プローブ化プロセスに関する課題を早期に解決して、まずは循環器用の一品種から量産レベルでのPZNT振動子とプローブを実現することが必要となる。そして多くの臨床医や検査技師の方々に使用してもらい、病気の早期発見・診断を通して超音波医学の進歩に貢献できることを願う。

謝 辞

本論文をまとめるに当たり、御懇篤なる御理解と御鞭撻を賜り、また、本論文の内容について綿密な御検討ならびに御指導を戴きました東京工業大学 大学院 理工学研究科 電子物理工学専攻 森泉豊榮教授に深く感謝致します。

本研究の機会を与えて戴いた(株)東芝 医用システム社 佐々木 博首席技監に感謝致します。さらに本論文の完成をご支援戴きました同社 研究開発センター 東 実 常務 所長、同研究企画室 豊田信行理事、同研究企画室 技術管理担当 三浦 明グループ長に感謝致します。

本研究の開始から研究の進め方や圧電材料についてご指導を賜りました同給電材料・デバイスラボラトリー 山下洋八博士に感謝致します。また、本研究は(株)東芝 医用システム社 柳川 隆 部長、町田 薫参事、石山和文参事、村中勇一グループ長のご支持によって進められたものであり、ここに感謝致します。

本論文は、筆者が1982年に(株)東芝に入社して以来、18年にわたり一貫して続けてきた超音波プローブに関する研究の一部をまとめたもので、多くの先輩方のご指導、ご支援の賜であり、皆様へ感謝致します。特に、入社以来ご指導を賜りました、東芝テック(株)佐野俊一常勤顧問、ハリソン東芝ライティング(株)横溝雄二常務取締役、東芝電池(株)技術研究所 鈴木雅行センター長附、(株)東芝 研究開発センター 事業開発室 小原正生室長、(株)東芝 上野文雄博士、(株)東芝 本多博樹参事、(財)地球環境産業技術研究機構 別府達郎博士、(株)東芝 桑江良昇博士に深謝の意を表します。

PZNTの育成は、東芝TLC(株)嶋貫専治氏と(株)東芝 研究開発センター 給電材料・デバイスラボラトリー 小林剛史研究主務によってなされたものです。小林剛史研究主務には一部の実験もやって戴きました。ここに感謝致します。また、本研究の一部の実験をやって戴きました(株)東芝 医用システム社 医用機器・システムセンター 超音波開発部 武内 俊主務、浜田賢治主務、潟口宗基主務、小柳正道主務、東芝セラミックス(株)佐藤幸夫主務に感謝致します。

本論文をまとめるにあたり、有益な御助言を賜り、終始激励戴きました東芝リサーチコンサルティング(株)和泉裕彦氏、(株)東芝 研究開発センター 給電材料・デバイスラボラトリー 泉 守主任研究員、逸見和弘研究主務、原田耕一研究主務、細野靖春主事に感謝致します。

本論文は以上のように多くの方々の御助力と御協力によって完成したものであり、ここに心から関係者各位に対し、感謝の意を表します。

本研究に関連した発表文献

論文 (Full reports)

1. T. Kobayashi, S. Shimanuki, S. Saitoh, and Y. Yamashita, "Improved growth of large lead zinc niobate titanate piezoelectric single crystals for medical ultrasonic transducers," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 36, No. 9B, pp. 6035-6038, 1997.
2. S. Saitoh, T. Kobayashi, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "A 20 MHz single-element ultrasonic probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 45, No. 4, pp. 1071-1076, 1998.
3. S. Saitoh, T. Kobayashi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Simulation and fabricating process for a medical phased array ultrasonic probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 37, No. 5B, pp. 3053-3057, 1998.
4. S. Saitoh, T. Kobayashi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Forty-channel phased array ultrasonic probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 46, No. 1, pp. 152-157, 1999.
5. S. Saitoh, T. Kobayashi, T. Takeuchi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "A 3.7 MHz phased array probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 46, No. 2, pp. 414-421, 1999.
6. S. Saitoh, T. Kobayashi, T. Takeuchi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "An improved phased array ultrasonic probe using $0.91\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-}0.09\text{PbTiO}_3$ single crystal," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 38, No. 5B, pp. 3380-3384, 1999.

解説

1. 斉藤、"新圧電単結晶を用いた医用超音波プローブ"、超音波テクノ vol.11 No.4, pp. 67-71, 1999.
2. 山下、斉藤、原田、"リラクサ系圧電単結晶振動子の研究動向"、超音波テクノ vol.11 No.9, pp. 10-15, 1999.
3. 小林、斉藤、原田、山下、"リラクサ系圧電単結晶とその応用"、月刊マテリアルインテグレーション、2000.
4. 泉、斉藤、山下、原田、"PZN-PT 単結晶の圧電特性と医用超音波プローブへの応用"、セラミックス、2000.

国際会議

1. S. Saitoh, T. Kobayashi, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Single-element ultrasonic probe using PZN-PT single crystal," Proc. SPIE 3037, pp. 22-29, 1997.
2. K. Harada, S. Shimanuki, S. Saitoh, and Y. Yamashita, "Effects of electrode materials of piezoelectric properties of A Pb[(Zn_{1/3}Nb_{2/3})_{0.91}Ti_{0.09}]O₃ single crystal," IEMT/IMC Proc., pp. 348-351, 1997.
3. S. Saitoh, T. Kobayashi, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Phased array ultrasonic probe using Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O₃-PbTiO₃ single crystal," Proc. SPIE 3341, pp. 264-271, 1998.
4. T. Kobayashi, K. Harada, S. Shimanuki, Y. Yamashita, and S. Saitoh, "Growth of large and homogeneous PZN-PT single crystals for medical array transducers", International Symposium on Applications of Ferroelectrics, 1998.
5. S. Saitoh, T. Kobayashi, T. Takeuchi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "A 3.5 MHz phased array probe using 0.91Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O₃-0.09PbTiO₃ single crystal," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1847-1850, 1998.
6. S. Saitoh, T. Kobayashi, T. Takeuchi, K. Harada, S. Shimanuki, and Y. Yamashita, "Improved images by a 3.5 MHz array probe using 0.91Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O₃-0.09PbTiO₃ single crystal," Proc. SPIE 3664, pp. 147-154, 1999.
7. K. Itsumi, S. Saitoh, M. Izumi, T. Kobayashi, K. Harada, and Y. Yamashita, "A phased array probe using Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O₃-PbTiO₃ single crystal-polymer composites," Proc. SPIE 3982, pp. 217-224, 2000.

研究会

1. 小林、斉藤、山下、 "亜鉛ニオブ酸鉛 - チタン酸鉛系圧電単結晶"、電子セラミックスプロセス研究会、1997.
2. 山下、斉藤、原田、 "リラクサ系圧電単結晶の研究動向"、ピエゾサロン、1999.
3. 斉藤、 "新圧電単結晶を用いた医用超音波プローブ"、第22回スマート・アクチュエータ/センサ定例会、2000.

講演会発表

1. 小林、嶋貫、斉藤、 "亜鉛ニオブ酸鉛 - チタン酸鉛系圧電単結晶の大型育成法"、第14回強誘電体応用会議、1997.
2. 斉藤、小林、嶋貫、原田、山下、 "亜鉛ニオブ酸鉛 - チタン酸鉛圧電単結晶を用いた医用アレイ超音波プローブ(感度シミュレーションと作製プロセスの検討)"、第19回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム、 pp. 237-238、1997.
3. 斉藤、山下、 "圧電単結晶超音波プローブ"、日本超音波医学会第71回学術集会(特別講演)

1998.

4. 小林、斉藤、"Pb[(Zn_{1/3}Nb_{2/3})_{0.91}Ti_{0.09}]O₃大型圧電単結晶の均一性向上"、第15回強誘電体応用会議、1998.
5. 斉藤、山下、"圧電単結晶超音波プローブ"、日本医用画像工学会、1998.
6. 斉藤、武内、小林、原田、嶋貫、山下、"亜鉛ニオブ酸鉛・チタン酸鉛圧電単結晶を用いた医用アレイ超音波プローブ"、第20回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム、pp.219-220、1998.
7. 山下、原田、斉藤、"圧電単結晶の応用と研究動向"、電子情報通信学会、先端技術シンポジウム、圧電材料と弾性波デバイス、2000.

新聞等の掲載記事

1. 圧電単結晶超音波プローブ、東芝レビュー、1998-3.
2. 圧電単結晶超音波プローブ、朝日新聞夕刊、1998-10-9.
3. 圧電単結晶超音波プローブ、東芝レビュー、1999-3.

登録特許

1. 斉藤、泉、嶋貫、橋本、山下、"超音波プローブ及び超音波治療用送波器," U.S. Patent No. 5,295,487, 1994-3-22.
2. 斉藤、泉、山下、嶋貫、河内、小林、"圧電単結晶およびそれを用いた超音波プロ - ブ," U.S. Patent No. 5,402,791, 1995-4-4.
3. 山下、斉藤、"圧電磁器組成物," U.S. Patent No. 5,410,209, 1995-4-25.
4. 山下、嶋貫、原田、斉藤、泉、小林、河内、"超音波プローブおよび単結晶育成法," U.S. Patent No.6,020,675, 2000-2-1.