

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7014178号  
(P7014178)

(45)発行日 令和4年2月1日(2022.2.1)

(24)登録日 令和4年1月24日(2022.1.24)

(51)国際特許分類	F I		
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B	8/00	
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R	17/00	3 3 0 L
	H 0 4 R	17/00	3 3 2 A

請求項の数 12 (全28頁)

(21)出願番号	特願2018-557564(P2018-557564)	(73)特許権者	000002185
(86)(22)出願日	平成29年10月13日(2017.10.13)		ソニーグループ株式会社
(86)国際出願番号	PCT/JP2017/037211		東京都港区港南1丁目7番1号
(87)国際公開番号	WO2018/116595	(74)代理人	110003339
(87)国際公開日	平成30年6月28日(2018.6.28)		特許業務法人南青山国際特許事務所
審査請求日	令和2年7月20日(2020.7.20)	(74)代理人	100104215
(31)優先権主張番号	特願2016-246688(P2016-246688)		弁理士 大森 純一
(32)優先日	平成28年12月20日(2016.12.20)	(74)代理人	100196575
(33)優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		弁理士 高橋 満
		(74)代理人	100168181
			弁理士 中村 哲平
		(74)代理人	100117330
			弁理士 折居 章
		(74)代理人	100160989
			弁理士 関根 正好

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 アレイ型超音波振動子、超音波プローブ、超音波カテーテル、手持ち手術器具及び医療機器

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波振動子エレメントが2次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレイと、

前記エレメント列のうち、任意の超音波振動子エレメントの対の間に電氣的に接続された抵抗素子と、

前記エレメント列の端の超音波振動子エレメントとグランドの間に接続された接地用抵抗素子と

を具備し、

前記接地用抵抗素子は、前記端の超音波振動子エレメントと前記端の超音波振動子エレメントと対をなす超音波振動子エレメントとの間に電氣的に接続された抵抗素子ではないアレイ型超音波振動子。

【請求項2】

請求項1に記載のアレイ型超音波振動子であって、

前記抵抗素子は、前記エレメント列のうち、全ての超音波振動子エレメントの間に電氣的に接続されている

アレイ型超音波振動子。

【請求項3】

請求項1又は2に記載のアレイ型超音波振動子であって、

前記振動子アレイは、前記超音波振動子エレメントを支持する基板を有し、  
前記抵抗素子は前記基板の表面又は内部に実装されている  
アレイ型超音波振動子。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載のアレイ型超音波振動子であって、  
前記超音波振動子エレメントは、前記エレメント列毎に前記超音波振動子エレメントを駆  
動するための配線に接続されている  
アレイ型超音波振動子。

【請求項 5】

超音波振動子エレメントが 2 次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向  
に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレ  
イと、前記エレメント列のうち、任意の超音波振動子エレメントの対の間に電氣的に接続  
された抵抗素子と、前記エレメント列の端の超音波振動子エレメントとグラウンドの間に接  
続された接地用抵抗素子とを備え、前記接地用抵抗素子は、前記端の超音波振動子エレメ  
ントと前記端の超音波振動子エレメントと対をなす超音波振動子エレメントとの間に電氣  
的に接続された抵抗素子ではない、アレイ型超音波振動子  
を具備する超音波プローブ。

10

【請求項 6】

超音波振動子エレメントが 2 次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向  
に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレ  
イと、前記エレメント列のうち、任意の超音波振動子エレメントの対の間に電氣的に接続  
された抵抗素子と、前記エレメント列の端の超音波振動子エレメントとグラウンドの間に接  
続された接地用抵抗素子とを備え、前記接地用抵抗素子は、前記端の超音波振動子エレメ  
ントと前記端の超音波振動子エレメントと対をなす超音波振動子エレメントとの間に電氣  
的に接続された抵抗素子ではない、アレイ型超音波振動子  
を具備する超音波カテーテル。

20

【請求項 7】

超音波振動子エレメントが 2 次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向  
に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレ  
イと、前記エレメント列のうち、任意の超音波振動子エレメントの対の間に電氣的に接続  
された抵抗素子と、前記エレメント列の端の超音波振動子エレメントとグラウンドの間に接  
続された接地用抵抗素子とを備え、前記接地用抵抗素子は、前記端の超音波振動子エレメ  
ントと前記端の超音波振動子エレメントと対をなす超音波振動子エレメントとの間に電氣  
的に接続された抵抗素子ではない、アレイ型超音波振動子  
を具備する手持ち手術器具。

30

【請求項 8】

超音波振動子エレメントが 2 次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向  
に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレ  
イと、前記エレメント列のうち、任意の超音波振動子エレメントの対の間に電氣的に接続  
された抵抗素子と、前記エレメント列の端の超音波振動子エレメントとグラウンドの間に接  
続された接地用抵抗素子とを備え、前記接地用抵抗素子は、前記端の超音波振動子エレメ  
ントと前記端の超音波振動子エレメントと対をなす超音波振動子エレメントとの間に電氣  
的に接続された抵抗素子ではない、アレイ型超音波振動子と、  
前記アレイ型超音波振動子の位置を検出する位置センサと  
を具備する医療機器。

40

【請求項 9】

請求項 8 に記載の医療機器であって、  
前記アレイ型超音波振動子と前記位置センサの出力に基づいて超音波ボリューム画像を生  
成する  
医療機器。

50

## 【請求項 10】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載のアレイ型超音波振動子であって、それぞれの前記エレメント列において、前記抵抗素子と前記接地用抵抗素子の合計の抵抗値が、前記超音波振動子エレメントと駆動電源を接続する信号配線の抵抗値より大きいアレイ型超音波振動子。

## 【請求項 11】

請求項 1 から 4 及び 10 のいずれか 1 項に記載のアレイ型超音波振動子であって、それぞれの前記エレメント列において、前記超音波振動子エレメントの駆動電圧の周波数を  $f$  [Hz] としたときに、前記抵抗素子の合計の抵抗値と前記超音波振動子エレメントの静電容量の合計値の積が、 $1/2f$  より小さいアレイ型超音波振動子。

10

## 【請求項 12】

請求項 1 から 4、10、及び 11 のいずれか 1 項に記載のアレイ型超音波振動子であって、それぞれの前記エレメント列において、前記接地用抵抗素子の抵抗値が、前記抵抗素子の合計の抵抗値より小さいアレイ型超音波振動子。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本技術は、超音波診断画像の生成に利用可能なアレイ型超音波振動子、超音波プローブ、超音波カテーテル、手持ち手術器具及び医療機器に関する。

20

## 【背景技術】

## 【0002】

医療分野等で利用される超音波イメージングは、超音波振動子アレイを備える超音波プローブから観察対象物に超音波を照射し、その反射波を超音波プローブによって探知することによって観察対象物の超音波画像を生成するものである。超音波イメージングは、生体組織を透視することができ、血管の走行や腫瘍の位置と形状の把握、血管に随伴する神経の見出し等に適している。

## 【0003】

超音波イメージングにおけるスライス方向（超音波画像の奥行き方向）の超音波ビーム幅は、スライス分解能やコントラストに作用するため、近年はこのビーム幅を薄くすることが進められている。例えば、超音波振動子が 1 列に配列された二次元アレイでは、音響レンズを用いて超音波ビームを集束させることにより、スライス方向のビーム幅を薄くすることができる。

30

## 【0004】

一方、超音波振動子が平面的に配列された二次元アレイでは、スライス方向の超音波ビームの集束性を向上させるためにアポタイゼーションや位相調整といった技術が用いられる。アポタイゼーションは、二次元アレイの端の振動子の出力を小さくする技術であり、サイドローブ（主たる放射方向から外れた方向に進行する超音波）成分を抑制し、ビームの集束性を向上させるものである。また、位相調整では、振動子間の位相差を意図的に調整することで、ビームの集束性を向上させるものである（例えば、特許文献 1）。

40

## 【0005】

さらに、振動子の厚みに差異を設けることにより、二次元アレイ全体でレンズ状の形状を形成し、ビームの集束性を向上させるハナフィーレンズと呼ばれる構造も知られている。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0006】

【文献】特開 2014 - 097157 号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

50

## 【 0 0 0 7 】

しかしながら、上述したアポタイゼーションや位相調整を実現するためには、それぞれの超音波振動子の出力を個別に制御する必要があり、各振動子に接続される配線数が増加するため、製造の煩雑さや製造コストが増加する。また、超音波プローブ内にマルチプレクサ等を導入する必要が生じ、超音波プローブの構造も複雑となる。

## 【 0 0 0 8 】

ハナフィーレンズ構造を形成する場合にも、振動子を加工する必要が生じる。特に振動子が薄い場合には振動子の厚みに差異を設けることが困難であり、振動子の高周波化や低背化を実現することが容易ではない。

## 【 0 0 0 9 】

以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、生産性及び実用性に優れ、スライス方向の超音波ビームの集束性を向上させることが可能な二次元アレイ構造のアレイ型超音波振動子、超音波プローブ、超音波カテーテル、手持ち手術器具及び医療機器を提供することにある。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係るアレイ型超音波振動子は、振動子アレイと、抵抗素子とを具備する。

上記振動子アレイは、超音波振動子エレメントが2次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する。

上記抵抗素子は、上記エレメント列のうち、任意の超音波振動子エレメントの対の間に電氣的に接続されている。

## 【 0 0 1 1 】

この構成によれば、エレメント列に接続された配線に超音波振動子エレメントの駆動信号が供給されると、抵抗素子によって駆動信号が減衰することによってエレメント列端部の超音波振動子エレメントに供給される駆動信号の強度が小さくなり、エレメント列端部の超音波振動子エレメントから放出される超音波の出力が小さくなる（アポタイゼーション）。これにより、スライス方向における超音波ビームのビーム幅を小さくすることができ、超音波診断画像のスライス分解能やコントラストを向上させることが可能となる。また、1つエレメント列に対して1本の配線を接続すればよく、個々の超音波振動子エレメントに配線を接続する必要がないので、配線数の大幅な削減が可能である。

## 【 0 0 1 2 】

上記抵抗素子は、上記エレメント列のうち、全ての超音波振動エレメントの間に電氣的に接続されていてもよい。

## 【 0 0 1 3 】

抵抗素子が、全ての超音波振動エレメントの間に配置されることにより、エレメント列を構成する個々の超音波振動子エレメントから放出される超音波の出力を少しずつ相違させることが可能となる。

## 【 0 0 1 4 】

上記エレメント列の端の超音波振動エレメントとグラウンドの間に接続された接地用抵抗素子をさらに具備してもよい。

## 【 0 0 1 5 】

接地用抵抗素子を設けることにより、エレメント列の端部に電荷の逃げ道を確保し、同端部への電化荷の蓄積を防止することができる。

## 【 0 0 1 6 】

振動子アレイは、上記超音波振動子エレメントを支持する基板を有し、上記抵抗素子は上記基板の表面又は内部に実装されていてもよい。

## 【 0 0 1 7 】

この構成によれば振動子アレイと抵抗素子を一体的に構成することが可能となり、アレイ

10

20

30

40

50

型超音波振動子の小型化、低背化が可能となる。

【 0 0 1 8 】

上記超音波振動子エレメントは、上記エレメント列毎に上記超音波振動子エレメントを駆動するための配線に接続されていてもよい。

【 0 0 1 9 】

この構成によれば、エレメント列毎に超音波エレメントから出射される超音波の出力を調整することができる。なお、それぞれのエレメント列においては上述の抵抗素子によって超音波エレメントから出射される超音波の出力が調整される。

【 0 0 2 0 】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る超音波カテーテルは、アレイ型超音波振動子を具備する。

10

上記アレイ型超音波振動子は、超音波振動子エレメントが2次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレイと、上記エレメント列のうち、任意の超音波振動エレメントの対の間に電氣的に接続された抵抗素子とを備える。

【 0 0 2 1 】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る手持ち器具は、アレイ型超音波振動子を具備する。

上記アレイ型超音波振動子は、超音波振動子エレメントが2次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレイと、上記エレメント列のうち、任意の超音波振動エレメントの対の間に電氣的に接続された抵抗素子とを備える。

20

【 0 0 2 2 】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る医療機器は、アレイ型超音波振動子と位置センサとを具備する。

上記アレイ型超音波振動子は、超音波振動子エレメントが2次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレイと、上記エレメント列のうち、任意の超音波振動エレメントの対の間に電氣的に接続された抵抗素子とを備える。

上記位置センサは上記アレイ型超音波振動子の位置を検出する。

30

【 0 0 2 3 】

上記医療機器は、上記アレイ型超音波振動子と上記位置センサの出力に基づいて超音波ボリューム画像を生成してもよい。

【 0 0 2 4 】

上記アレイ型超音波振動子は、それぞれの上記エレメント列において、上記抵抗素子と上記接地用抵抗素子の合計の抵抗値が、上記超音波振動子エレメントと駆動電源を接続する信号配線の抵抗値より大きくてもよい。

【 0 0 2 5 】

抵抗素子と接地用抵抗素子の合計の抵抗値を信号配線の抵抗値より大きくすることにより、各振動子エレメントにおける電圧降下を抑制することが可能である。

40

【 0 0 2 6 】

上記アレイ型超音波振動子は、それぞれの上記エレメント列において、上記超音波振動子エレメントの駆動電圧の周波数を  $f$  [ Hz ] としたときに、上記抵抗素子の合計の抵抗値と上記超音波振動子エレメントの静電容量の合計値の積が、  $1 / 2 f$  より小さくてもよい。

【 0 0 2 7 】

抵抗素子の合計の抵抗値と超音波振動子エレメントの静電容量の合計値の積を  $1 / 2 f$  より小さくすることにより、各超音波振動子エレメントから出射される超音波の RC 遅延（位相のずれ）を防止することが可能である。

【 0 0 2 8 】

上記アレイ型超音波振動子は、それぞれの上記エレメント列において、上記接地用抵抗素

50

子の抵抗値が、上記抵抗素子の合計の抵抗値より小さくてもよい。

【0029】

接地用抵抗素子の抵抗値を抵抗素子の合計の抵抗値より小さくすることにより、エレメント列における超音波のダイナミックレンジを大きくすることが可能である。

【発明の効果】

【0030】

以上のように、本技術によれば、生産性及び実用性に優れ、スライス方向の超音波ビームの集束性を向上させることが可能な二次元アレイ構造のアレイ型超音波振動子、超音波プローブ、超音波カテーテル、手持ち手術器具及び医療機器を提供することが可能である。なお、ここに記載された効果は必ずしも限定されるものではなく、本開示中に記載された

10

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】本技術の実施形態に係るアレイ型超音波振動子の斜視図である。

【図2】同アレイ型超音波振動子の一部構成の斜視図である。

【図3】同アレイ型超音波振動子が備える振動子エレメントの平面図である。

【図4】同アレイ型超音波振動子の断面図である。

【図5】同アレイ型超音波振動子が備える振動子エレメントの配列を示す模式図である。

【図6】同アレイ型超音波振動子が備えるエレメント列の電気的接続関係を示す模式図である。

20

【図7】同アレイ型超音波振動子が備えるエレメント列の動作を示す模式図である。

【図8】同アレイ型超音波振動子が備える抵抗素子を示す模式図である。

【図9】同アレイ型超音波振動子が備える独立配線を示す模式図である。

【図10】同アレイ型超音波振動子が備えるエレメント列の電気的接続関係を示す模式図である。

【図11】同アレイ型超音波振動子が備えるエレメント列の電気的接続関係を示す模式図である。

【図12】同アレイ型超音波振動子を備える超音波プローブの断面図である。

【図13】同アレイ型超音波振動子を備える超音波プローブの断面図である。

【図14】アレイ型超音波振動子を備える超音波プローブのビームプロファイルを示すグラフである。

30

【図15】本技術の実施形態に係るアレイ型超音波振動子を備える超音波カテーテルの模式図である。

【図16】アレイ型超音波振動子を備える超音波カテーテルのビームプロファイルを示すグラフである。

【図17】本技術の実施形態に係るアレイ型超音波振動子を備える手術器具の模式図である。

【図18】本技術の実施形態に係るアレイ型超音波振動子のそれぞれのエレメント列の電気回路構成を示す模式図である。

【図19】同アレイ型超音波振動子における、抵抗素子133及び接地用抵抗素子の抵抗値の割合を示すグラフである。

40

【図20】同アレイ型超音波振動子のエレメント列における各振動子エレメントでの電圧時刻歴波形のシミュレーション結果を示すグラフである。

【図21】同アレイ型超音波振動子のエレメント列における各振動子エレメントでの電圧時刻歴波形のシミュレーション結果を示すグラフである。

【図22】同アレイ型超音波振動子のエレメント列における各振動子エレメントでの電圧時刻歴波形のシミュレーション結果を示すグラフである。

【図23】同アレイ型超音波振動子のエレメント列における各振動子エレメントでの電圧時刻歴波形のシミュレーション結果を示すグラフである。

【図24】同アレイ型超音波振動子のエレメント列における各振動子エレメントでの電圧

50

時刻暦波形のシミュレーション結果を示すグラフである。

【図 25】同アレイ型超音波振動子（開口幅：5 mm）の音圧ビームプロファイルのシミュレーション結果である。

【図 26】図 25 に示す音圧ビームプロファイルでのビーム幅を示すグラフである。

【図 27】図 25 に示す音圧ビームプロファイルでのダイナミックレンジを示すグラフである。

【図 28】同アレイ型超音波振動子（開口幅：2 mm）の音圧ビームプロファイルのシミュレーション結果である。

【図 29】図 28 に示す音圧ビームプロファイルでのビーム幅を示すグラフである。

【図 30】図 28 に示す音圧ビームプロファイルでのダイナミックレンジを示すグラフである。

10

【図 31】同アレイ型超音波振動子のエレメント列におけるアポタイゼーション強度分布を示すグラフ

【図 32】同アレイ型超音波振動子の構造を示す模式図である。

【図 33】ハミング窓関数を示すグラフである。

【図 34】同アレイ型超音波振動子（開口幅：5 mm）の音圧ビームプロファイルのシミュレーション結果である。

【図 35】図 34 に示す音圧ビームプロファイルでのビーム幅を示すグラフである。

【図 36】図 34 に示す音圧ビームプロファイルでのダイナミックレンジを示すグラフである。

20

【図 37】同アレイ型超音波振動子（開口幅：2 mm）の音圧ビームプロファイルのシミュレーション結果である。

【図 38】図 37 に示す音圧ビームプロファイルでのビーム幅を示すグラフである。

【図 39】図 37 に示す音圧ビームプロファイルでのダイナミックレンジを示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0032】

本実施形態に係るアレイ型超音波振動子について説明する。

【0033】

[アレイ型超音波振動子の構成]

30

図 1 は本実施形態に係るアレイ型超音波振動子 100 の斜視図であり、図 2 はアレイ型超音波振動子 100 の一部構成の斜視図である。図 3 はアレイ型超音波振動子 100 の一部構成の平面図である。図 4 はアレイ型超音波振動子 100 の断面図であり、図 3 の A - A 線での断面図である。各図において、相互に直交する三方向をそれぞれ X 方向、Y 方向及び Z 方向とする。

【0034】

図 4 に示すように、アレイ型超音波振動子 100 は、基板 101、圧電体層 102、上部電極層 103、下部電極層 104、パッキング層 105、音響整合層 106、音響整合層 107 及び音響レンズ 108 を備える。

【0035】

40

圧電体層 102、上部電極層 103、音響整合層 106、下部電極層 104 及びパッキング層 105 の一部は互いに分離されており、それぞれが振動子エレメント 150 を構成している。即ち、アレイ型超音波振動子 100 は振動子エレメント 150 のアレイである。なお、図 2 と図 3 では振動子エレメント 150 の数が相違しているが、図 2 では所定数の振動子エレメント 150 の図示を省略している。

【0036】

基板 101 は、ガラスエポキシ等からなるリジッドプリント基板や FPC (flexible printed circuits) 基板等の配線基板であり、振動子エレメント 150 を支持し、電気的に接続する。基板 101 には基板内蔵抵抗素子 121、配線 122、独立配線 123 及びパッド 124 が設けられている。

50

## 【 0 0 3 7 】

パッド 1 2 4 は基板 1 0 1 の表面に設けられ、各振動子エレメント 1 5 0 が電氣的に接続される。配線 1 2 2 はパッド 1 2 4 と基板内蔵抵抗素子 1 2 1 を電氣的に接続する。基板内蔵抵抗素子 1 2 1 は配線 1 2 2 及びパッド 1 2 4 を介して各振動子エレメント 1 5 0 が接続される。独立配線 1 2 3 は基板内蔵抵抗素子 1 2 1 に電氣的に接続される。各振動子エレメント 1 5 0 の電氣的接続については後述する。

## 【 0 0 3 8 】

圧電体層 1 0 2 は、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) 等の圧電材料からなる。圧電体層 1 0 2 は、下部電極層 1 0 4 と上部電極層 1 0 3 の間に設けられ、下部電極層 1 0 4 と上部電極層 1 0 3 の間に電圧が印加されると、逆圧電効果による振動を生じ、超音波を生成する。また、診断対象物からの反射波が圧電体層 1 0 2 に入射すると、圧電効果による分極を生じる。圧電体層 1 0 2 のサイズは特に限定されないが、例えば 2 5 0  $\mu$ m 角とすることができる。

10

## 【 0 0 3 9 】

上部電極層 1 0 3 は圧電体層 1 0 2 上に設けられ、導電性材料からなり、例えばメッキやスパッタなどで成膜された金属である。なお、上部電極層 1 0 3 は、図 4 に示すように振動子エレメント 1 5 0 毎に分離されていてよく、分離されていなくてもよい。

## 【 0 0 4 0 】

下部電極層 1 0 4 はバッキング層 1 0 5 上に設けられ、導電性材料からなり、例えばメッキやスパッタなどで成膜された金属である。下部電極層 1 0 4 は、配線 1 2 5 を介して基板 1 0 1 に電氣的に接続されている。

20

## 【 0 0 4 1 】

バッキング層 1 0 5 は、基板 1 0 1 上に設けられ、振動子エレメント 1 5 0 の不要な振動を吸収する。バッキング層 1 0 5 は一般にはフィラーと合成樹脂を混合した材料等からなる。バッキング層 1 0 5 中には下部電極層 1 0 4 とパッド 1 2 4 を接続する配線 1 2 5 が設けられている。

## 【 0 0 4 2 】

音響整合層 1 0 6 及び音響整合層 1 0 7 は、診断対象物と振動子エレメント 1 5 0 の間の音響インピーダンスの差を低減し、超音波の診断対象物への反射を防止する。音響整合層 1 0 6 は、合成樹脂やセラミックス材料からなる。図 4 に示すように音響整合層 1 0 6 は振動子エレメント 1 5 0 毎に分離され、音響整合層 1 0 7 は分離されていないものとしてすることができるがこれに限られない。

30

## 【 0 0 4 3 】

音響レンズ 1 0 8 は、診断対象物に接触し、圧電体層 1 0 2 において生成された超音波を集束させる。音響レンズ 1 0 8 は例えばシリコーンゴム等からなり、そのサイズや形状は特に限定されない。

## 【 0 0 4 4 】

## [ 振動子エレメントの配列について ]

図 2 及び図 3 に示すように振動子エレメント 1 5 0 は振動子エレメント 1 5 0 の厚み方向 ( Z 方向 ) から見て X 方向及び Y 方向の二方向に沿って配列する。

40

## 【 0 0 4 5 】

アレイ型超音波振動子 1 0 0 の短手方向 ( X 方向 ) はスライス方向 ( 又はエレベーション方向 ) と呼ばれ、同方向の解像度は超音波診断画像における奥行き方向の解像度に相当する。スライス方向の振動子エレメント 1 5 0 の数は特に限定されず、複数であればよい。

## 【 0 0 4 6 】

アレイ型超音波振動子 1 0 0 の長手方向 ( Y 方向 ) はアジマス方向と呼ばれ、同方向の解像度は超音波診断画像における方位方向の解像度に相当する。アジマス方向の振動子エレメント 1 5 0 の数は特に限定されず、複数であればよい。

## 【 0 0 4 7 】

なお、振動子エレメント 1 5 0 の厚み方向 ( Z 方向 ) の解像度は超音波診断画像における

50

距離方向の解像度に相当する。

【 0 0 4 8 】

スライス方向における超音波ビームのビーム幅は、超音波診断画像のスライス分解能やコントラストに作用するため、このビーム幅は薄い方が好適である。アジマス方向に沿って一列に振動子エレメントが配列する一次元アレイ型超音波振動子では、音響レンズを用いることによりスライス方向におけるビーム幅を集束させることができる。

【 0 0 4 9 】

一方でアレイ型超音波振動子 1 0 0 のようにスライス方向にも複数の振動子エレメントが配列する二次元アレイ型超音波振動子では、音響レンズのみで十分にスライス方向のビーム幅を集束させることが困難である。このため、一般には、アレイ端部の振動子エレメントの出力を小さく抑えること（アポタイゼーション）や振動子エレメントの超音波振動の位相差を調整することによってスライス方向のビーム幅を集束させることが行われている。

【 0 0 5 0 】

上記アポタイゼーションや位相調整は、振動子エレメント毎に電極（本実施形態では上部電極層 1 0 3 及び下部電極層 1 0 4 に相当）に配線を施し、振動子エレメント毎に電圧や位相を制御することによって実現することが可能である。しかしながら、個々の振動子エレメントの全てに配線を施す場合、アレイ型超音波振動子から伸びる配線数が増加し、製造工程の複雑化や高コスト化の原因となる。さらに、アレイ型超音波振動子の近傍に、個々の振動子エレメントの振動を制御するためのプロセッサ（マルチプレクサ等）を搭載する必要があり、超音波プローブの内部空間に限られる場合等には利用が困難である。

【 0 0 5 1 】

これに対し、本実施形態に係るアレイ型超音波振動子 1 0 0 では以下のように配線が施されており、上述のような問題を回避しつつ、スライス方向のビーム集束が実現されている。

【 0 0 5 2 】

[ 振動子エレメントの配線について ]

図 5 はアレイ型超音波振動子 1 0 0 における振動子エレメント 1 5 0 の配列を示す模式図である。同図に示すように、スライス方向（X 方向）に沿った振動子エレメント 1 5 0 の列をエレメント列 S とする。アレイ型超音波振動子 1 0 0 は複数のエレメント列 S から構成されている。エレメント列 S を構成する振動子エレメント 1 5 0 の数及びエレメント列 S の数は特に限定されず、共に複数であればよい。

【 0 0 5 3 】

図 6 は、一つのエレメント列 S の電氣的接続関係を示す模式図である。同図ではそれぞれの振動子エレメント 1 5 0 について、圧電体層 1 0 2、上部電極層 1 0 3 及び下部電極層 1 0 4 を模式的に示す。

【 0 0 5 4 】

同図に示すように、上部電極層 1 0 3 は配線 1 3 1 によって互いに接続され、グランド G に接続されている。また、下部電極層 1 0 4 は配線 1 3 2 によって互いに接続され、独立配線 1 2 3 に接続されている。エレメント列 S を構成する振動子エレメント 1 5 0 の間には抵抗素子 1 3 3 が電氣的に接続されている。なお、配線 1 3 2 は図 4 において配線 1 2 5、パッド 1 2 4 及び配線 1 2 2 によって実現されており、抵抗素子 1 3 3 は基板内蔵抵抗素子 1 2 1 によって実現されている。なお、各抵抗素子 1 3 3 の抵抗値は互いに同一であってもよく、異なってもよい。例えばエレメント列 S の中央部から端部にかけて各抵抗素子 1 3 3 の抵抗値が次第に大きくなるように構成されていてもよい。

【 0 0 5 5 】

アレイ型超音波振動子 1 0 0 を構成する複数のエレメント列 S はそれぞれが図 6 に示す構成を有しており、エレメント列 S 間では電氣的に接続されていない。したがって、アレイ型超音波振動子 1 0 0 においては、各々のエレメント列 S に一本ずつの独立配線 1 2 3 が接続されている。

【 0 0 5 6 】

以上のようにして振動子エレメント 1 5 0 に配線を施すことにより、アレイ型超音波振動

10

20

30

40

50

子 1 0 0 では、エレメント列 S 毎に独立配線 1 2 3 から駆動信号が供給され、エレメント列 S 毎に圧電体層 1 0 2 の振動が制御される。

【 0 0 5 7 】

図 7 はアレイ型超音波振動子 1 0 0 における振動子エレメント 1 5 0 から放出される超音波の出力を示す模式図である。同図において振動子エレメントから放出される超音波の出力の大きさを矢印の長さで示す。

【 0 0 5 8 】

個々のエレメント列 S においては独立配線 1 2 3 から供給された駆動信号は抵抗素子 1 3 3 によって減衰されながら、抵抗素子 1 3 3 を介して接続された振動子エレメント 1 5 0 に供給される。これにより、図 7 に示すようにそれぞれのエレメント列 S の端部に近い振動子エレメント 1 5 0 ほど圧電体層 1 0 2 において生じる超音波の出力が小さくなる。

10

【 0 0 5 9 】

このようにアレイ型超音波振動子 1 0 0 が備えるそれぞれのエレメント列 S で端部での超音波の出力が小さくなるため、アポタイゼーションが実現され、スライス方向のビーム幅が集束される。

【 0 0 6 0 】

また、エレメント列 S それぞれには独立配線 1 2 3 が接続されているため、エレメント列 S 毎に駆動信号によって超音波振動を制御することができる。即ち、アジマス方向においては駆動信号によってアポタイゼーション及び位相制御を実現することが可能である。

【 0 0 6 1 】

以上のように、アレイ型超音波振動子 1 0 0 においてはアジマス方向についてはエレメント列 S 毎の駆動信号によって超音波の出力を調整することができ、スライス方向については抵抗素子 1 3 3 によって受動的に超音波の出力が調整される。アレイ型超音波振動子 1 0 0 において必要な配線は一つのエレメント列 S について 1 本であるため、振動子エレメント 1 5 0 の一つずつに配線を施す場合に比べて配線数を大幅に低減することが可能である。

20

【 0 0 6 2 】

なお、各振動子エレメント 1 5 0 の間には抵抗素子 1 3 3 によって実質的なローパスフィルタが形成される。しかしながら、ローパスフィルタのカットオフ周波数以下で用いることにより各エレメント列 S において生じる位相ずれを抑制することが可能である。

【 0 0 6 3 】

[ 振動子エレメントの配線の具体的構造 ]

アレイ型超音波振動子 1 0 0 においては、図 6 に示すような接続関係が実現できるものであればよく、具体的な構造は特に限定されない。しかしながら、図 4 に示すように基板内蔵抵抗素子 1 2 1 を利用すると好適である。

30

【 0 0 6 4 】

図 8 は、基板内蔵抵抗素子 1 2 1 を示す模式図であり、振動子エレメント 1 5 0、基板内蔵抵抗素子 1 2 1 及び配線 1 3 1 を示す。基板内蔵抵抗素子 1 2 1 は、電気抵抗が高い導電性材料からなり、同図に示すようにエレメント列 S の端部に向かって次第に幅が狭くなり、即ち電気抵抗が増大するような形状に形成されている。これにより、基板内蔵抵抗素子 1 2 1 によって図 6 に示す抵抗素子 1 3 3 を実現することができる。

40

【 0 0 6 5 】

なお、基板内蔵抵抗素子 1 2 1 は、Ni 膜、NiCr 膜、Ni-P 素子又は NiCrAlSi 膜等をメッキ又はスパッタにて成膜し、パターンニングすることによって形成することが可能である。

【 0 0 6 6 】

なお、抵抗素子 1 3 3 は基板内蔵抵抗素子 1 2 1 以外によって実現することも可能であり、例えば、低背 EPD (Embedded Passive Device) に対応した抵抗素子を利用することも可能である。

【 0 0 6 7 】

図 9 は、独立配線 1 2 3 を示す模式図であり、振動子エレメント 1 5 0、独立配線 1 2 3

50

及び配線 1 3 1 を示す。独立配線 1 2 3 は同図に示すように、スライス方向 ( X 方向 ) に沿って延伸するように設けられている。

【 0 0 6 8 】

[ アレイ型超音波振動子の他の構成について ]

アレイ型超音波振動子 1 0 0 の構成は上述のものに限られない。図 1 0 及び図 1 1 は、他の構成を有するアレイ型超音波振動子 1 0 0 を示す模式図である。

【 0 0 6 9 】

図 1 0 に示すように、抵抗素子 1 3 3 は、全ての振動子エレメント 1 5 0 の間に電氣的に接続されていなくてもよく、一部の振動子エレメント 1 5 0 の対の間に電氣的に接続されていてもよい。この構造においてもエレメント列 S で端部での超音波の出力が小さくなるため、アポタイゼーションが実現され、スライス方向のビーム幅が集束される。

10

【 0 0 7 0 】

また、図 1 1 に示すように、アレイ型超音波振動子 1 0 0 は、接地用抵抗素子 1 3 4 を備えてもよい。接地用抵抗素子 1 3 4 は、エレメント列 S の両端に位置する振動子エレメント 1 5 0 とグランド G の間に電氣的に接続されている。

【 0 0 7 1 】

上記構成においては、エレメント列 S の端部に蓄積された電荷が駆動信号の入力後も残存するおそれがある。これに対し、接地用抵抗素子 1 3 4 を設けることによりエレメント列 S 端部に電荷の逃げ道を確保し、エレメント列 S 端部への電荷の蓄積を防止することができる。

20

【 0 0 7 2 】

なお、接地用抵抗素子 1 3 4 の抵抗値が低すぎると駆動信号入力時に電荷が逃げてしまい、高すぎると接地用抵抗素子 1 3 4 を設けた意味がなくなるため、適切な抵抗値とする必要がある。また、図 1 0 に示す一部の振動子エレメント 1 5 0 の対の間に抵抗素子 1 3 3 が設けられた構成に対して接地用抵抗素子 1 3 4 を設けても良い。

【 0 0 7 3 】

[ アレイ型超音波振動子の適用例 ]

本実施形態に係るアレイ型超音波振動子 1 0 0 の適用例について説明する。

【 0 0 7 4 】

図 1 2 及び図 1 3 は、アレイ型超音波振動子 1 0 0 を備える超音波プローブ 1 1 の模式図である。同図に示すように超音波プローブ 1 1 は、アレイ型超音波振動子 1 0 0、アレイ型超音波振動子 1 0 0 を収容するケース 1 7 1 及び独立配線 1 2 3 が接続される配線接続部 1 7 2 を備える。

30

【 0 0 7 5 】

上述のように、アレイ型超音波振動子 1 0 0 は、1つのエレメント列 S に対して1本の独立配線 1 2 3 を接続すればよい。そのため、個々の振動子エレメント 1 5 0 に配線を施す構造に比較して配線数を大幅に削減することができる。

【 0 0 7 6 】

図 1 4 は、超音波プローブから放出される超音波強度のシミュレーション結果を示すグラフであり、超音波プローブのスライス方向 ( X 方向 ) の開口幅を 5 mm とし、測定深度 3 . 5 cm でのビームプロファイルを示す。

40

【 0 0 7 7 】

図中「エレメント列駆動」は本実施形態に係るアレイ型超音波振動子 1 0 0 を利用してアポタイゼーションを実施した場合の超音波強度、図中「独立エレメント駆動」は個々の振動子エレメントに配線を接続したアレイ型超音波振動子を利用してアポタイゼーションを実施した場合の超音波強度である。図中「音響レンズ」はアポタイゼーションを利用せず、音響レンズによる集束効果のみの場合の超音波強度である。

【 0 0 7 8 】

本実施形態に係る「エレメント列駆動」では「音響レンズ」に比べてサイドローブ ( 主たる放射方向から外れた方向に進行する超音波 ) が大幅に低下しており、「独立エレメント

50

駆動」に近いビームプロファイルが得られる。

【 0 0 7 9 】

したがって、「エレメント列駆動」では「独立エレメント駆動」に対して大幅に配線数を低減しつつ、「独立エレメント駆動」と同等のダイナミックレンジを有し、視認性に優れた超音波画像を生成することが可能となる。

【 0 0 8 0 】

図 1 5 は、アレイ型超音波振動子 1 0 0 を備える超音波カテーテル 1 2 の模式図である。超音波カテーテル 1 2 は例えば心腔内超音波カテーテルである。超音波カテーテル 1 2 は本体 1 2 a とカテーテル 1 2 b を備え、アレイ型超音波振動子 1 0 0 はカテーテル 1 2 b の先端に搭載される。

10

【 0 0 8 1 】

図 1 6 は、超音波カテーテルから放出される超音波強度のシミュレーション結果を示すグラフであり、超音波プローブのスライス方向（X 方向）の開口幅を 2 m m とした場合のビームプロファイルを示す。

【 0 0 8 2 】

「エレメント列駆動」、「独立エレメント駆動」及び「音響レンズ」は上述のものと同義である。超音波カテーテルであっても、「エレメント列駆動」では「音響レンズ」に比べてサイドローブが大幅に低下しており、「独立エレメント駆動」に近いビームプロファイルが得られる。

【 0 0 8 3 】

また、超音波カテーテルはカテーテルを屈曲させて操作する必要があるが、個々の振動子エレメントに配線を接続したアレイ型超音波振動子ではカテーテル内の配線数が多くなり、操作の妨げとなる。カテーテル先端部にマルチプレクサ等を搭載すればカテーテル内の配線数を削減できるが、カテーテル先端部の搭載空間は限定されており、容易ではない。このような点からも、必要な配線数が少ないアレイ型超音波振動子 1 0 0 は好適である。

20

【 0 0 8 4 】

図 1 7 は、アレイ型超音波振動子 1 0 0 を備える手術器具 1 3 の模式図である。手術器具 1 3 は切開具や鉗子であり、先端部にアレイ型超音波振動子 1 0 0 が搭載されている。このように手術器具にアレイ型超音波振動子を搭載する場合、収容空間が小さく、開口径も小さくなるため、ダイナミックレンジが悪化する。

30

【 0 0 8 5 】

これに対して本実施形態に係るアレイ型超音波振動子 1 0 0 は上記のように高いダイナミックレンジを有するため、超音波診断の画質を向上させることが可能である。

【 0 0 8 6 】

また、アレイ型超音波振動子 1 0 0 は、位置センサと共に超音波プローブに搭載することができる。位置センサは超音波プローブの位置を取得するセンサであり、例えば磁気センサとすることができる。このような構成により、アレイ型超音波振動子 1 0 0 が生成する 2 次元超音波診断画像と位置センサから出力される超音波プローブの位置関係に基づいて、3 次元ボリューム画像を構築することが可能となる（特開 2 0 0 8 - 1 7 8 5 0 0 号公報参照）。

40

【 0 0 8 7 】

上述のように本実施形態に係るアレイ型超音波振動子 1 0 0 はコントラストの高い超音波診断画像を生成することが可能であるため、アレイ型超音波振動子 1 0 0 を位置センサと共に搭載することによりコントラストの高い 3 次元ボリューム画像を生成することが可能となる。

【 0 0 8 8 】

[ 抵抗値の詳細について ]

図 1 1 に示す抵抗素子 1 3 3 及び接地用抵抗素子 1 3 4 を備えるアレイ型超音波振動子 1 0 0 における、抵抗素子 1 3 3 及び接地用抵抗素子 1 3 4 の抵抗値の詳細について説明する。

50

## 【 0 0 8 9 】

図 1 8 は、アレイ型超音波振動子 1 0 0 のそれぞれのエレメント列 S の電気回路構成を示す模式図である。同図において、それぞれの振動子エレメント 1 5 0 ( 図 1 1 参照 ) によって形成される静電容量を  $C 1 \sim C 1 6$  として示し、抵抗素子 1 3 3 による抵抗を  $R 1 \sim R 1 4$ 、接地用抵抗素子 1 3 4 による抵抗を  $R g 1$  及び  $R g 2$  として示す。なお、振動子エレメント 1 5 0 及び抵抗素子 1 3 3 の数は図 1 8 に示すものに限られない。

## 【 0 0 9 0 】

図 1 9 は、抵抗素子 1 3 3 及び接地用抵抗素子 1 3 4 の抵抗値の割合を示すグラフであり、抵抗素子 1 3 3 及び接地用抵抗素子 1 3 4 の総抵抗値を 1 0 0 % とした場合の抵抗素子 1 3 3 及び接地用抵抗素子 1 3 4 の抵抗値割合を示すグラフである。同図において括弧内は各抵抗素子 1 3 3 及び接地用抵抗素子 1 3 4 の位置を示す。

10

## 【 0 0 9 1 】

また、図 1 8 において、独立配線 1 2 3 を介してエレメント列 S と接続された電源回路 1 8 0 の構成を示す。電源回路 1 8 0 は、駆動電源 1 8 1、インダクタ 1 8 2、インダクタ 1 8 3、抵抗素子 1 8 4、抵抗素子 1 8 5、抵抗素子 1 8 6、抵抗素子 1 8 7、キャパシタ 1 8 8 及びキャパシタ 1 8 9 を備える。さらに、エレメント列 S と駆動電源 1 8 1 の間の配線を信号配線 1 9 0 とする。信号配線 1 9 0 は同軸ケーブルであり、その抵抗値は例えば 1 4 3 である。

## 【 0 0 9 2 】

ここで、抵抗素子 1 3 3 及び接地用抵抗素子 1 3 4 は、エレメント列 S における抵抗素子 1 3 3 と接地用抵抗素子 1 3 4 の合計の抵抗値 ( $R g 1 + R g 2 + R 1 + \dots + R 1 4$ ) が、信号配線 1 9 0 の抵抗値より大きいものが好適である。

20

## 【 0 0 9 3 】

さらに、駆動電源 1 8 1 の駆動電圧の周波数を  $f [ H z ]$  としたときに、エレメント列 S における抵抗素子 1 3 3 の合計の抵抗値 ( $R 1 + \dots + R 1 4$ ) と振動子エレメント 1 5 0 の静電容量の合計値 ( $C 1 + \dots + C 1 6$ ) の積 (以下、 $R C$ ) が、 $1 / 2 f$  より小さいものが好適である。

## 【 0 0 9 4 】

図 2 0 ~ 図 2 4 は、エレメント列 S における各振動子エレメント 1 5 0 での電圧時刻歴波形のシミュレーション結果を示すグラフである。各図において、「中央の素子」は図 1 8 中  $C 8$  又は  $C 9$  の振動子エレメント 1 5 0 を指し、「端から 5 番目の素子」は同図中  $C 5$  又は  $C 1 2$  の振動子エレメント 1 5 0 を指す。「端の素子」は同図中  $C 1$  又は  $C 1 6$  の振動子エレメント 1 5 0 を指す。

30

## 【 0 0 9 5 】

抵抗素子 1 3 3 と接地用抵抗素子 1 3 4 の合計の抵抗値 (以下、合計抵抗値) は図 2 0 では 1 0、図 2 1 では 1 0 0、図 2 2 では 1 k、図 2 3 では 1 0 k、図 2 4 では 1 0 0 k である。

## 【 0 0 9 6 】

シミュレーションの解析条件は、アジマス方向 ( Y 方向 ) の振動子エレメント幅 : 9 0  $\mu m$ 、スライス方向 ( X 方向 ) のアレイ型超音波振動子幅 ( 開口幅 ) : 5 mm、スライス方向 ( X 方向 ) の振動子エレメント数 : 1 6、アレイ型超音波振動子厚み : 1 2 0  $\mu m$ 、印加電圧波形 : 1 0 0 V、7 MHz、Sin 波、1 波である。

40

## 【 0 0 9 7 】

図 2 0 及び図 2 1 に示すように、合計抵抗値が信号配線 1 9 0 の抵抗値 ( 1 4 3 ) より小さい場合、1 0 0 V の印加電圧に対して最大電圧が 3 V 又は 2 0 V 程度であり、各振動子エレメント 1 5 0 の電圧降下が大きすぎる。

## 【 0 0 9 8 】

一方、図 2 2 乃至図 2 4 に示すように、合計抵抗値が信号配線 1 9 0 の抵抗値 ( 1 4 3 ) より大きい場合、1 0 0 V の印加電圧に対して最大電圧が 6 0 V 又は 8 0 V 程度であり、各振動子エレメント 1 5 0 の電圧降下は大きくない。

50

## 【 0 0 9 9 】

このため、合計抵抗値は信号配線 1 9 0 の抵抗値より大きい方が好適である。

## 【 0 1 0 0 】

また、RC ( 抵抗素子 1 3 3 の合計の抵抗値 (  $R_1 + \dots + R_{14}$  ) と振動子エレメント 1 5 0 の静電容量の合計値 (  $C_1 + \dots + C_{16}$  ) の積) が、 $1/2f$  より大きいと、図 2 3 及び図 2 4 に示すように RC 遅延 ( 位相のずれ ) が生じる。

## 【 0 1 0 1 】

このため、RC は  $1/2f$  より小さい方が好適である。なお、図 2 0 ~ 図 2 4 において、R は図中に記載の「合計抵抗値」であり、C はいずれも  $65.8 \text{ pF}$  である。 $7 \text{ MHz}$  での  $1/2f$  が  $71.4 \text{ nsec}$  であるのに対し、RC の値は図 2 0 の条件では  $0.658 \text{ pF}$ 、図 2 1 では  $6.58 \text{ pF}$ 、図 2 2 では  $65.8 \text{ pF}$ 、図 2 3 では  $658 \text{ pF}$ 、図 2 4 では  $6.58 \text{ nF}$  である。

10

## 【 0 1 0 2 】

以上から、合計抵抗値は信号配線 1 9 0 抵抗値より大きい方が好適であり、RC は  $1/2f$  より小さい方が好適である。図 2 2 ( 合計抵抗値 :  $1 \text{ k}$  ) に示すようにこれらの条件が満たされる場合、各振動子エレメント 1 5 0 の電圧降下が小さく、RC 遅延の発生も防止される

## 【 0 1 0 3 】

図 2 5 は、X 方向の幅 ( 開口幅 ) が  $5 \text{ mm}$  の場合のアレイ型超音波振動子 1 0 0 の音圧ビームプロファイルのシミュレーション結果であり、焦点距離は  $35 \text{ mm}$  である。

20

## 【 0 1 0 4 】

図 2 6 は図 2 5 に示す音圧ビームプロファイルでのビーム幅 (  $-3 \text{ dB}$  及び  $-6 \text{ dB}$  低下時の幅 ) を示すグラフであり、図 2 7 は、図 2 5 に示す音圧ビームプロファイルでのダイナミックレンジを示すグラフである。

## 【 0 1 0 5 】

これらの図に示すように、開口幅  $5 \text{ mm}$  の場合、合計抵抗値が  $1 \text{ k}$  のときにダイナミックレンジの向上 ( 図 2 5 中、矢印 A ) 及びビーム幅の縮小 ( 図 2 5 中、矢印 B ) という効果が得られる。

## 【 0 1 0 6 】

図 2 8 は、X 方向の幅 ( 開口幅 ) が  $2 \text{ mm}$  の場合のアレイ型超音波振動子 1 0 0 の音圧ビームプロファイルの別のシミュレーション結果であり、焦点距離は  $35 \text{ mm}$  である。

30

## 【 0 1 0 7 】

図 2 9 は図 2 8 に示す音圧ビームプロファイルでのビーム幅 (  $-3 \text{ dB}$  及び  $-6 \text{ dB}$  低下時の幅 ) を示すグラフであり、図 3 0 は、図 2 8 に示す音圧ビームプロファイルでのダイナミックレンジを示すグラフである。

## 【 0 1 0 8 】

これらの図に示すように開口幅が  $2 \text{ mm}$  の場合、合計抵抗値が  $1 \text{ k}$  のときにダイナミックレンジの向上 ( 図 2 8 中、矢印 A ) という効果が得られる。

## 【 0 1 0 9 】

このように、合計抵抗値が信号配線 1 9 0 抵抗値より大きく、RC が  $1/2f$  より小さい場合、アレイ型超音波振動子 1 0 0 のダイナミックレンジの向上やビーム幅の縮小といった効果が得られる。

40

## 【 0 1 1 0 】

また、それぞれのエレメント列 S において、接地用抵抗素子 1 3 4 の抵抗値 (  $R_{g1}$  及び  $R_{g2}$  ) は、抵抗素子 1 3 3 の合計の抵抗値 (  $R_1 + \dots + R_{14}$  ) より小さい方が好適である。図 3 1 は、エレメント列 S におけるアポタイゼーション強度分布を示すグラフであり、バイアス値 ( 端での強度係数 ) が小さい方がダイナミックレンジが大きくなる。

## 【 0 1 1 1 】

より具体的には、図 3 2 に示すように、エレメント列 S の振動子エレメント 1 5 0 の数を  $n$ 、スライス方向 ( X 方向 ) のエレメント列 S の幅を  $w$ 、スライス方向の中央を原点とし

50

たときの、原点からのスライス方向の距離を  $x$ 、駆動電源 181 の駆動電圧によって端から  $k$  番目の振動子エレメント 150 で生じる電圧波形のピーク値を  $V_k$ 、 $V_k$  ( $1 \leq k \leq n$ ) の最大値を  $V_{max}$  としたときに、 $V_k$  の分布が下記 (式 1) に示すハミング窓関数に沿った分布となることが好適である。

【0112】

$$V_k / V_{max} = 0.54 + 0.46 \cos(2 \cdot \pi \cdot x / w) \quad (\text{式 1})$$

【0113】

図 33 は、上記 (式 1) に示すハミング窓関数を示すグラフである。

【0114】

図 34 は、X 方向の幅 (開口幅) が 5 mm の場合のアレイ型超音波振動子 100 の音圧ビームプロファイルのシミュレーション結果であり、焦点距離は 35 mm である。

10

【0115】

図 35 は図 34 に示す音圧ビームプロファイルでのビーム幅 ( $-3$  dB 及び  $-6$  dB 低下時の幅) を示すグラフであり、図 36 は、図 34 に示す音圧ビームプロファイルでのダイナミックレンジを示すグラフである。

【0116】

図 37 は、X 方向の幅 (開口幅) が 2 mm の場合のアレイ型超音波振動子 100 の音圧ビームプロファイルのシミュレーション結果であり、焦点距離は 35 mm である。

【0117】

図 38 は図 37 に示す音圧ビームプロファイルでのビーム幅 ( $-3$  dB 及び  $-6$  dB 低下時の幅) を示すグラフであり、図 39 は、図 37 に示す音圧ビームプロファイルでのダイナミックレンジを示すグラフである。

20

【0118】

これらの図に示すように、強度分布関数が上記ハミング窓関数となる場合にダイナミックレンジが大きくなり、好適である。

【0119】

このように、接地用抵抗素子 134 の抵抗値が抵抗素子 133 の合計の抵抗値より小さく、アポタイゼーション強度分布がハミング窓関数に沿った分布となるように構成することにより、アレイ型超音波振動子 100 のダイナミックレンジの向上といった効果が得られる。

30

【0120】

なお、本技術は以下のような構成もとることができる。

【0121】

(1)

超音波振動子エレメントが 2 次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレイと、

上記エレメント列のうち、任意の超音波振動子エレメントの対の間に電氣的に接続された抵抗素子と

を具備するアレイ型超音波振動子。

40

【0122】

(2)

上記 (1) に記載のアレイ型超音波振動子であって、

上記抵抗素子は、上記エレメント列のうち、全ての超音波振動エレメントの間に電氣的に接続されている

アレイ型超音波振動子。

【0123】

(3)

上記 (1) 又は (2) に記載のアレイ型超音波振動子であって、

上記エレメント列の端の超音波振動エレメントとグラウンドの間に接続された接地用抵抗素子

50

をさらに具備するアレイ型超音波振動子。

【0124】

(4)

上記(1)から(3)のうちいずれか一つに記載のアレイ型超音波振動子であって、  
上記振動子アレイは、上記超音波振動子エレメントを支持する基板を有し、  
上記抵抗素子は上記基板の表面又は内部に実装されている  
アレイ型超音波振動子。

【0125】

(5)

上記(1)から(4)のうちいずれか一つに記載のアレイ型超音波振動子であって、  
上記超音波振動子エレメントは、上記エレメント列毎に上記超音波振動子エレメントを駆  
動するための配線に接続されている  
アレイ型超音波振動子。

10

【0126】

(6)

超音波振動子エレメントが2次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向  
に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレ  
イと、上記エレメント列のうち、任意の超音波振動エレメントの対の間に電氣的に接続さ  
れた抵抗素子とを備えるアレイ型超音波振動子  
を具備する超音波プローブ。

20

【0127】

(7)

超音波振動子エレメントが2次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向  
に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレ  
イと、上記エレメント列のうち、任意の超音波振動エレメントの対の間に電氣的に接続さ  
れた抵抗素子とを備えるアレイ型超音波振動子  
を具備する超音波カテーテル。

【0128】

(8)

超音波振動子エレメントが2次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向  
に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレ  
イと、上記エレメント列のうち、任意の超音波振動エレメントの対の間に電氣的に接続さ  
れた抵抗素子とを備えるアレイ型超音波振動子  
を具備する手持ち手術器具。

30

【0129】

(9)

超音波振動子エレメントが2次元アレイを構成する振動子アレイであって、スライス方向  
に沿って複数の超音波振動子エレメントが配列するエレメント列を複数有する振動子アレ  
イと、上記エレメント列のうち、任意の超音波振動エレメントの対の間に電氣的に接続さ  
れた抵抗素子とを備えるアレイ型超音波振動子と、  
上記アレイ型超音波振動子の位置を検出する位置センサと  
を具備する医療機器。

40

【0130】

(10)

上記(9)に記載の医療機器であって、  
上記アレイ型超音波振動子と上記位置センサの出力に基づいて超音波ボリューム画像を生  
成する  
医療機器。

【0131】

(11)

50

上記(3)から(5)のうちいずれか一つに記載のアレイ型超音波振動子であって、  
それぞれの上記エレメント列において、上記抵抗素子と上記接地用抵抗素子の合計の抵抗  
値が、上記超音波振動子エレメントと駆動電源を接続する信号配線の抵抗値より大きい  
アレイ型超音波振動子。

【0132】

(12)

上記(3)から(5)及び(11)のうちいずれか一つに記載のアレイ型超音波振動子で  
あって、

それぞれの上記エレメント列において、上記超音波振動子エレメントの駆動電圧の周波数  
を  $f$  [Hz] としたときに、上記抵抗素子の合計の抵抗値と上記超音波振動子エレメント  
の静電容量の合計値の積が、 $1/2f$  より小さい

10

アレイ型超音波振動子。

【0133】

(13)

上記(3)から(5)、(11)及び(12)のうちいずれか一つに記載のアレイ型超音  
波振動子であって、

それぞれの上記エレメント列において、上記接地用抵抗素子の抵抗値が、上記抵抗素子の  
合計の抵抗値より小さい

アレイ型超音波振動子。

20

【符号の説明】

【0134】

11 ... 超音波プローブ

12 ... 超音波カテーテル

13 ... 手術器具

100 ... アレイ型超音波振動子

101 ... 基板

102 ... 圧電体層

103 ... 上部電極層

104 ... 下部電極層

105 ... バッキング層

30

106、107 ... 音響整合層

107 ... 音響整合層

108 ... 音響レンズ

121 ... 基板内蔵抵抗素子

123 ... 独立配線

133 ... 抵抗素子

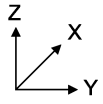
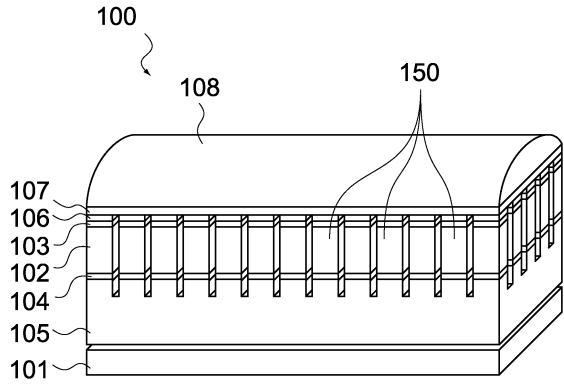
134 ... 接地用抵抗素子

150 ... 振動子エレメント

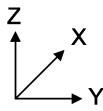
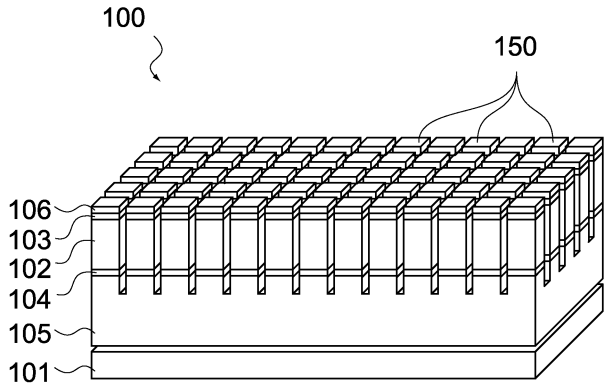
40

【図面】

【図 1】

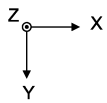
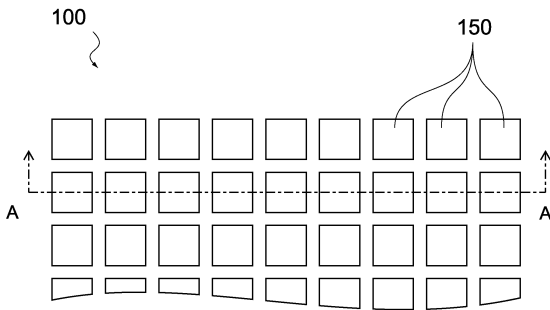


【図 2】

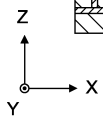
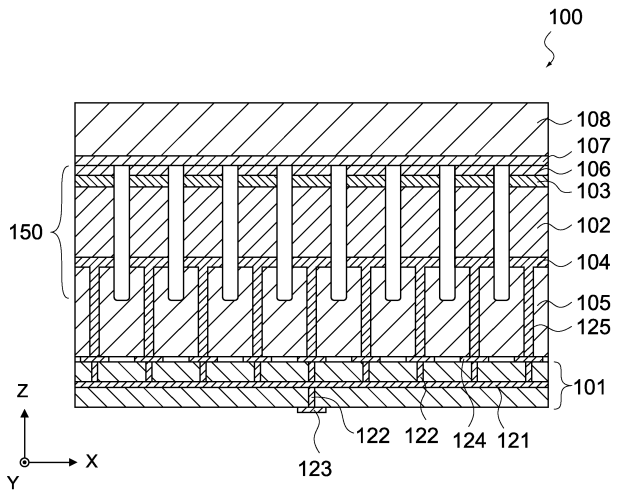


10

【図 3】



【図 4】



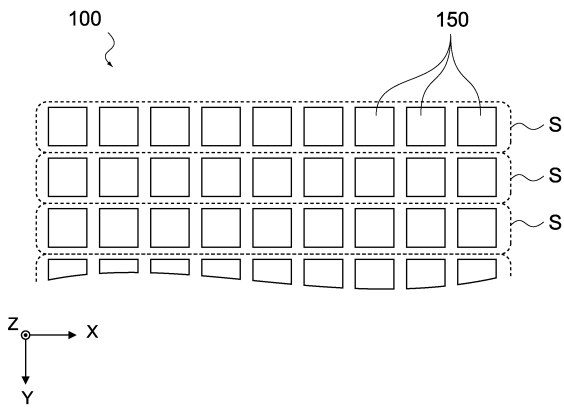
20

30

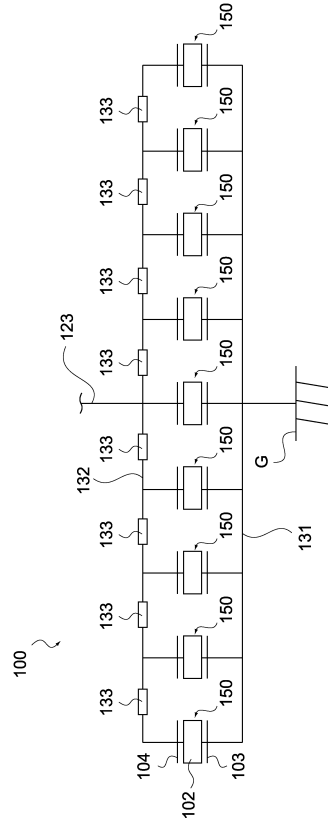
40

50

【図 5】



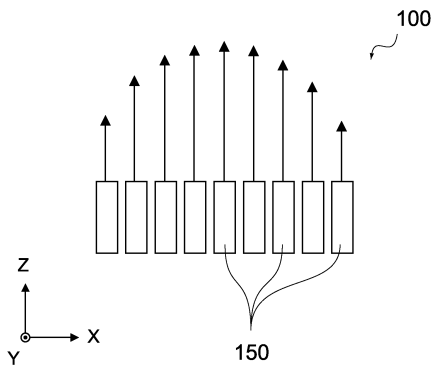
【図 6】



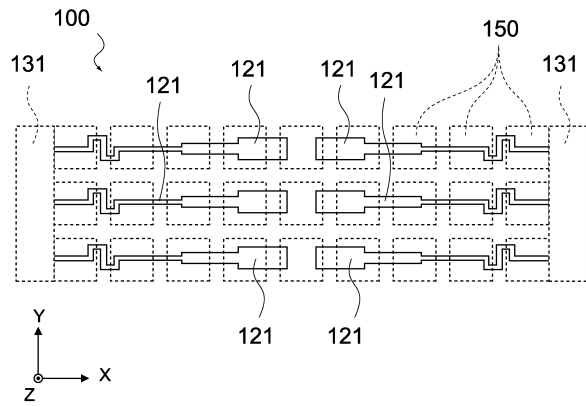
10

20

【図 7】



【図 8】

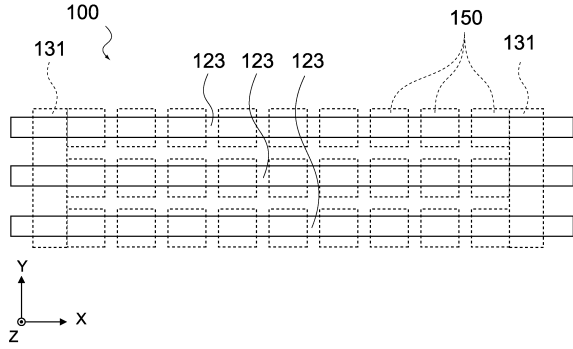


30

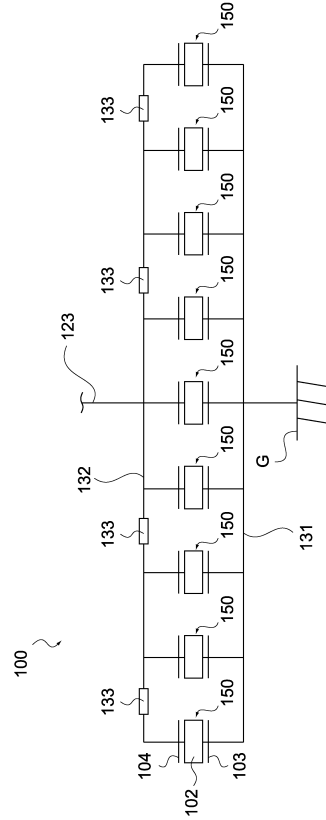
40

50

【図 9】



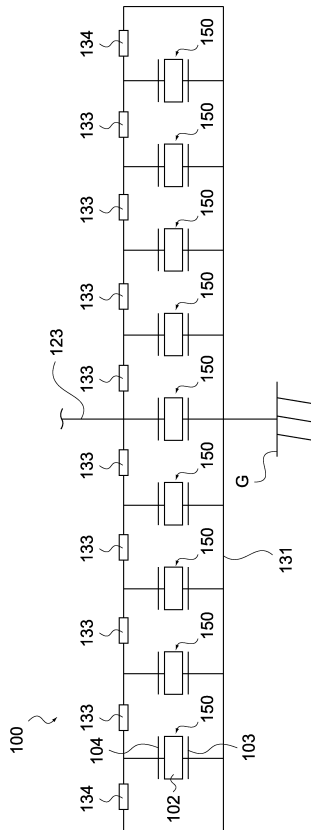
【図 10】



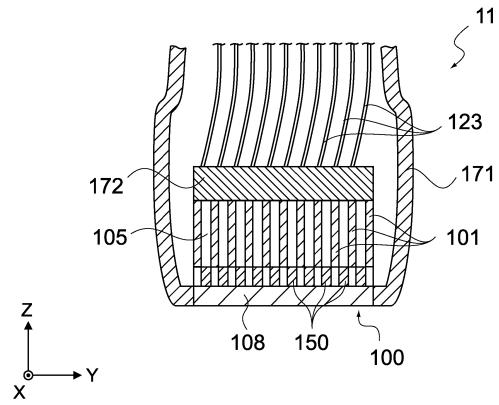
10

20

【図 11】



【図 12】

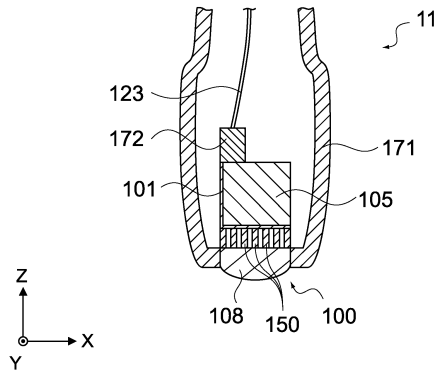


30

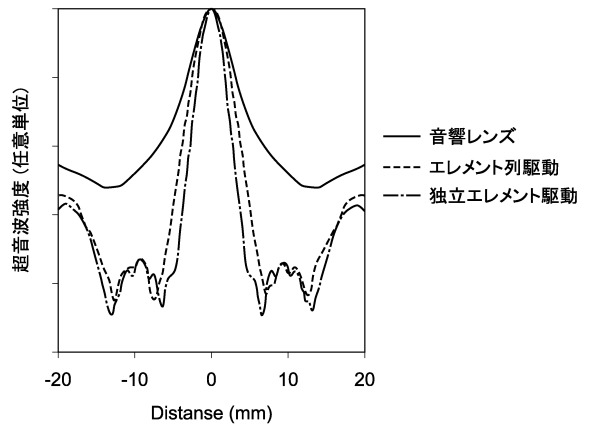
40

50

【図 13】

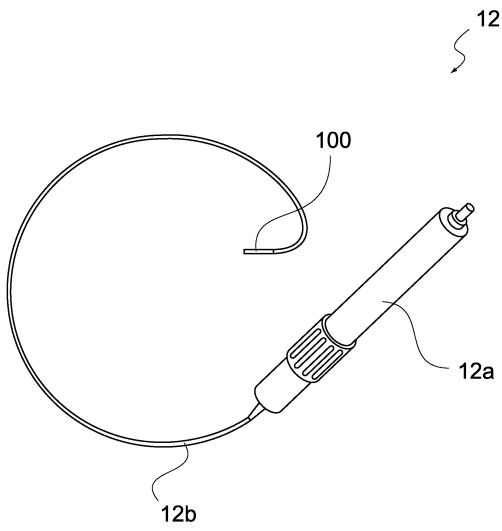


【図 14】

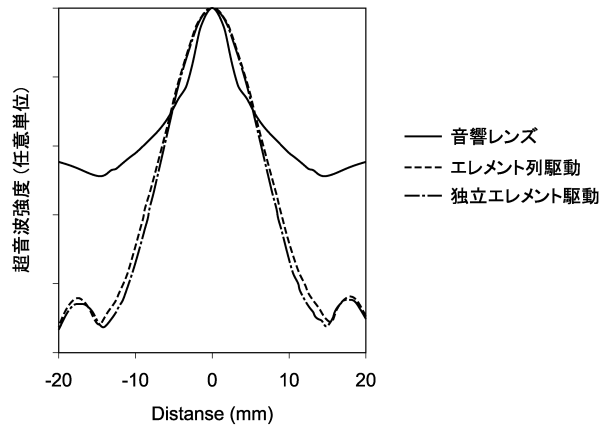


10

【図 15】



【図 16】



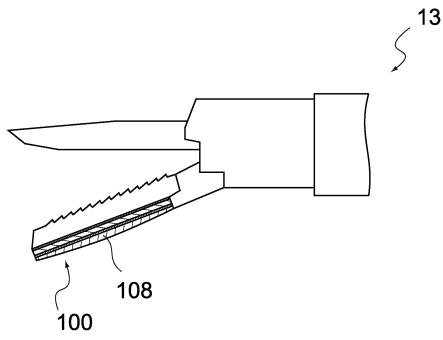
20

30

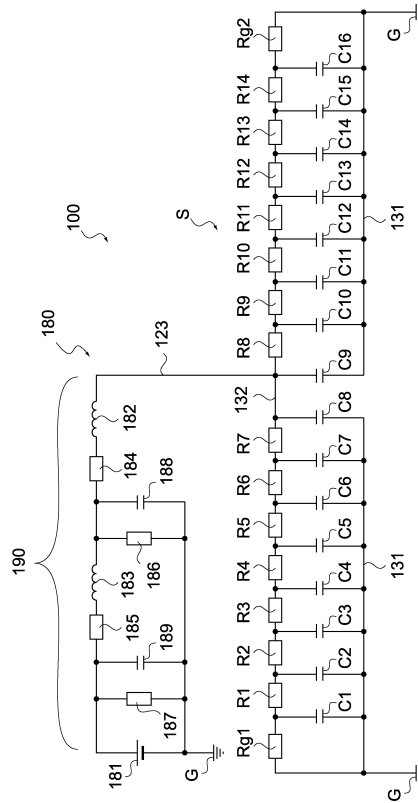
40

50

【図 17】



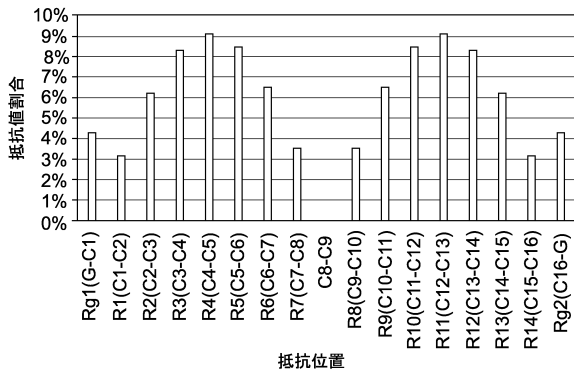
【図 18】



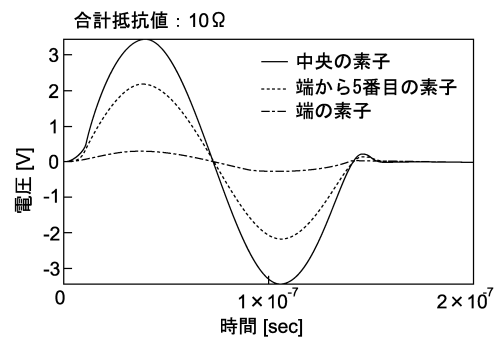
10

20

【図 19】



【図 20】

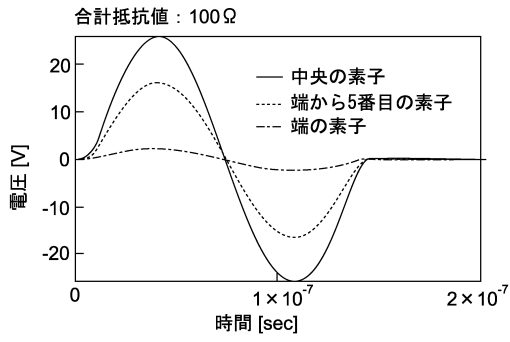


30

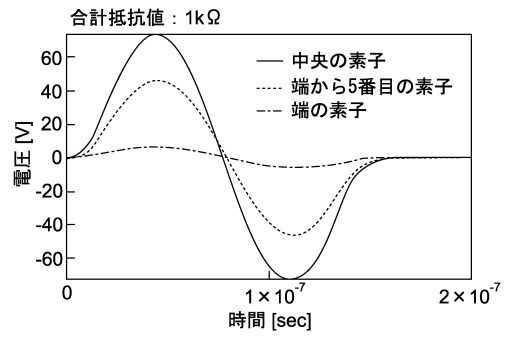
40

50

【図 2 1】

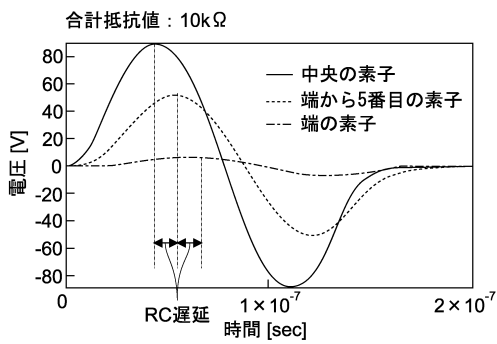


【図 2 2】

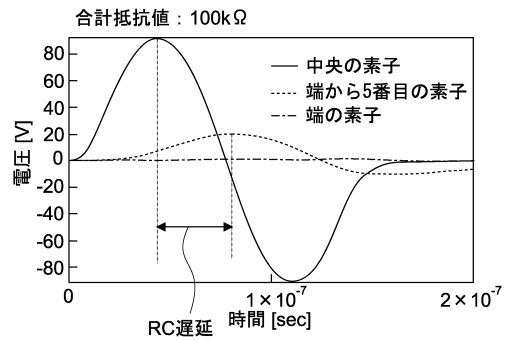


10

【図 2 3】



【図 2 4】



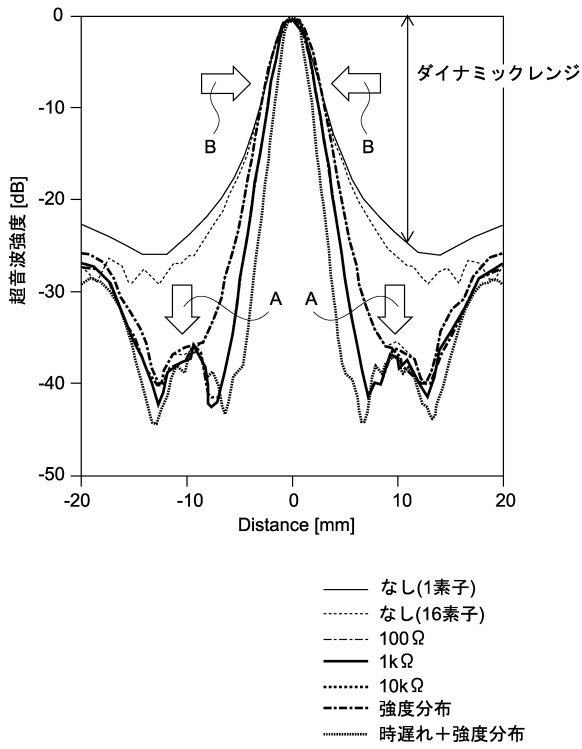
20

30

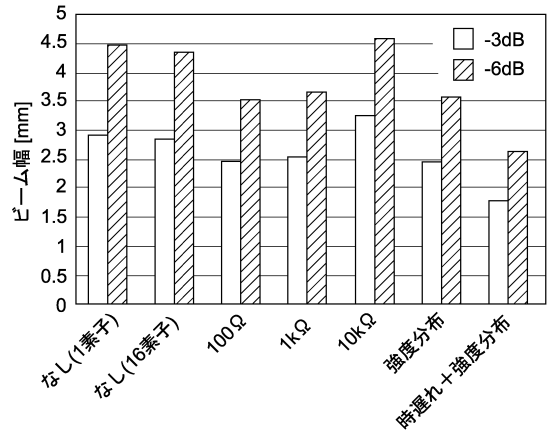
40

50

【 図 2 5 】



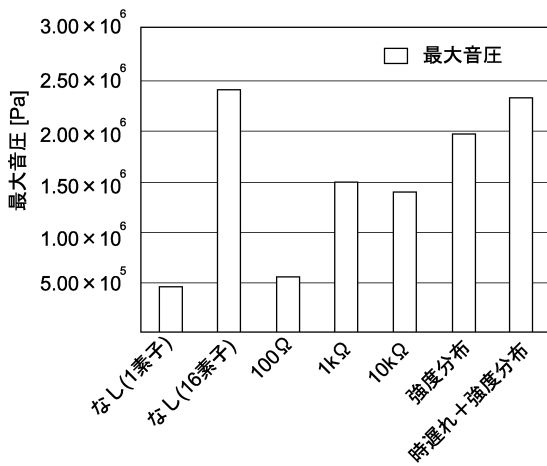
【 図 2 6 】



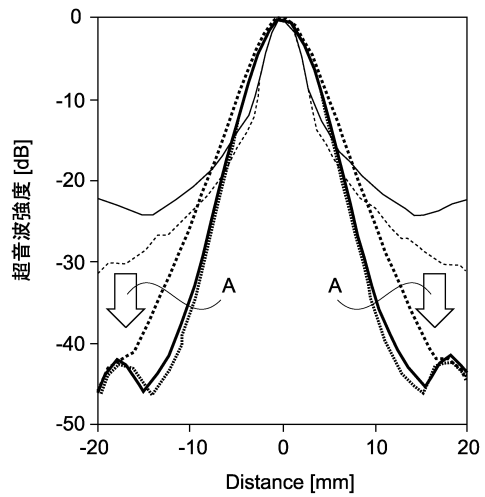
10

20

【 図 2 7 】



【 図 2 8 】

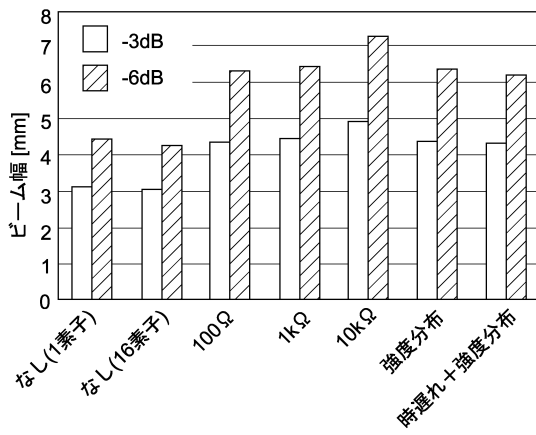


30

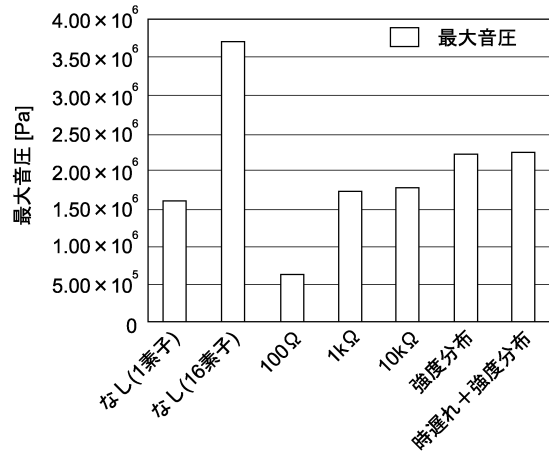
40

50

【図 29】

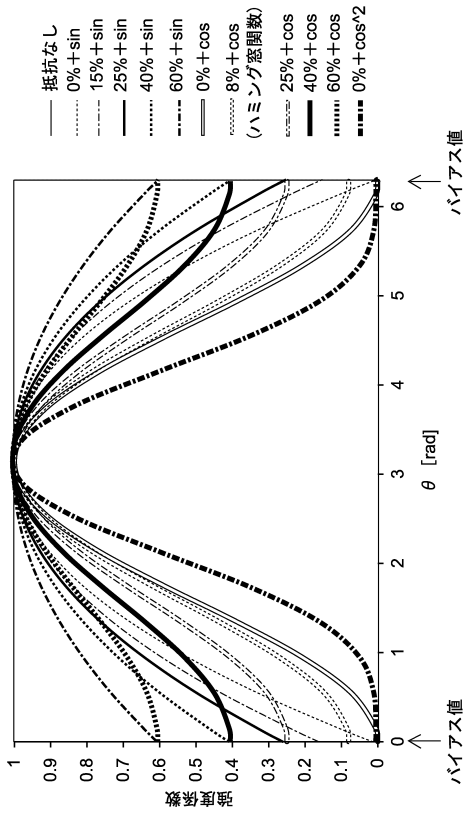


【図 30】

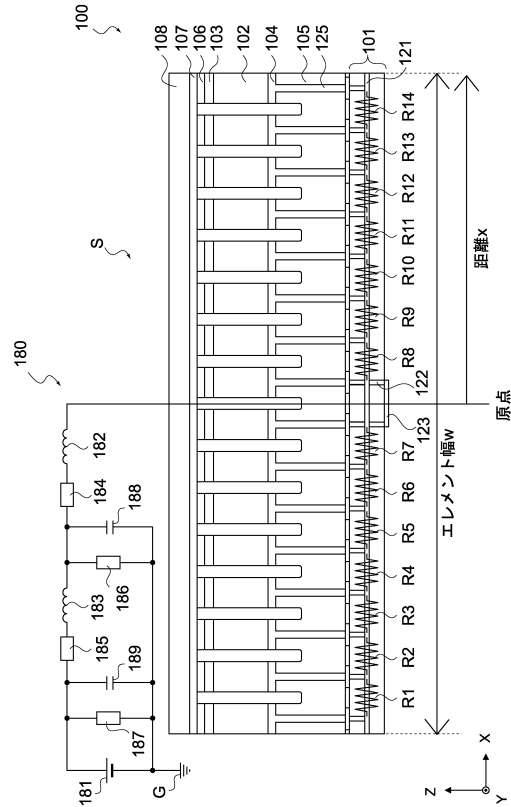


10

【図 31】



【図 32】



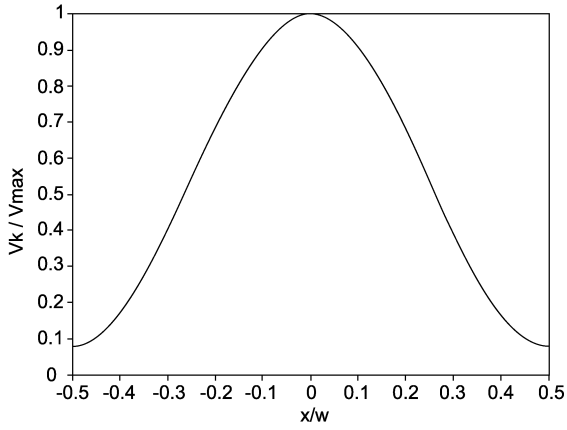
20

30

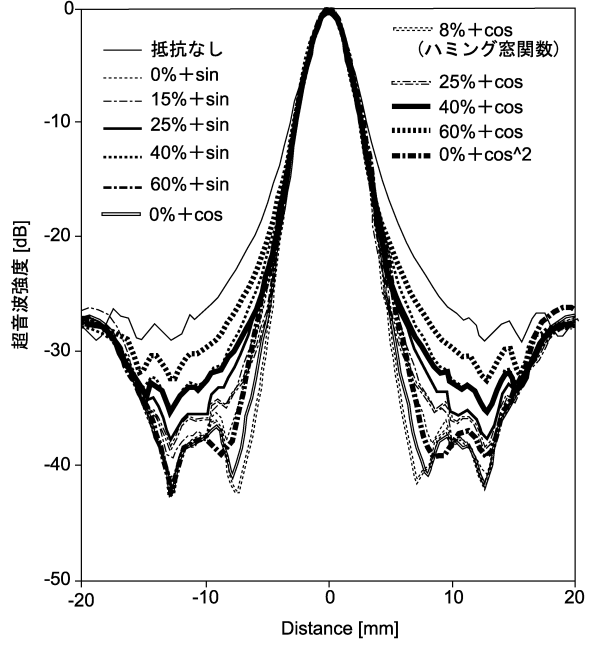
40

50

【 図 3 3 】



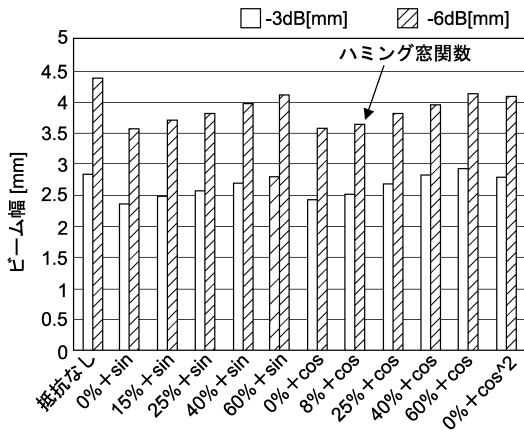
【 図 3 4 】



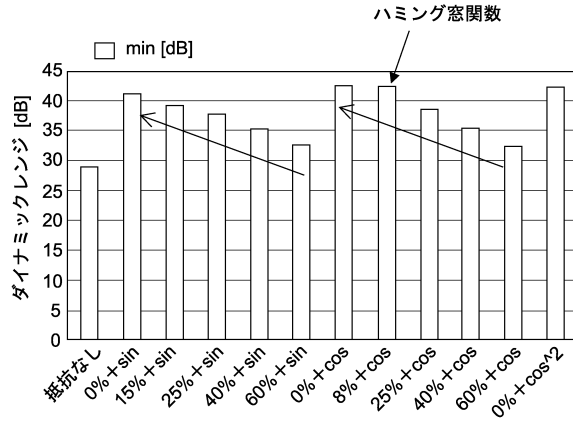
10

20

【 図 3 5 】



【 図 3 6 】

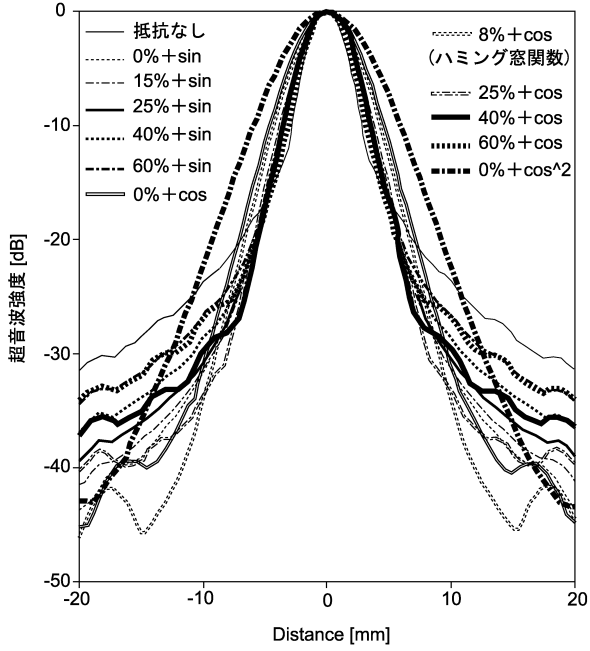


30

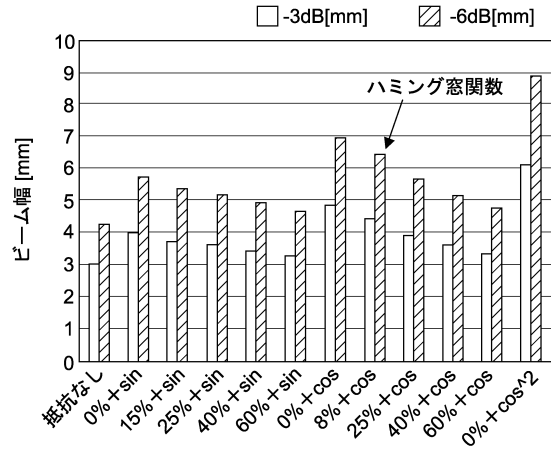
40

50

【 図 3 7 】



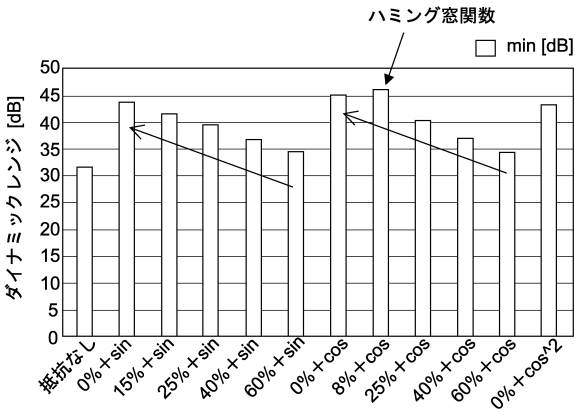
【 図 3 8 】



10

20

【 図 3 9 】



30

40

50

## フロントページの続き

- (74)代理人 100168745  
弁理士 金子 彩子
- (74)代理人 100176131  
弁理士 金山 慎太郎
- (74)代理人 100197398  
弁理士 千葉 絢子
- (74)代理人 100197619  
弁理士 白鹿 智久
- (72)発明者 森本 類  
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 中田 哲博  
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
- 審査官 富永 昌彦
- (56)参考文献 米国特許第04550606 (U S , A )  
特開2016 - 163132 ( J P , A )  
特開平07 - 274292 ( J P , A )
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5  
H 0 4 R 1 / 0 0 - 3 1 / 0 0