

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4790315号
(P4790315)

(45) 発行日 平成23年10月12日(2011.10.12)

(24) 登録日 平成23年7月29日(2011.7.29)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 21 (全 40 頁)

(21) 出願番号	特願2005-159582 (P2005-159582)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成17年5月31日(2005.5.31)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2006-333952 (P2006-333952A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成18年12月14日(2006.12.14)	(73) 特許権者	000000376
審査請求日	平成20年3月31日(2008.3.31)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100074099
			弁理士 大菅 義之
		(72) 発明者	安達 日出夫
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	若林 勝裕
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 静電容量型超音波振動子

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

シリコン基板と、
前記シリコン基板の上面に配設された第1の電極と、
前記第1の電極と対向し所定の空隙を隔てて配設された第2の電極と、
前記第2の電極を支持するメンブレンと、
前記メンブレンを支持するメンブレン支持部と、
からなる並列接続される複数の振動子セルからなる振動子エレメントの複数から構成される静電容量型超音波振動子であって、

前記各振動子セル、該振動子セルの集まりからなる複数の振動子セル群のそれぞれ、及び前記各振動子エレメントのうち少なくともいずれか1つに対応する第1の電極パッドであって前記第1の電極と電氣的に接続される該第1の電極パッドと、
前記第2の電極と電氣的に接続された接地電極である第2の電極パッドと、
前記振動子エレメントを駆動させる駆動信号が入力される信号線と、

を備え、

前記信号線は、前記第2の電極パッドと短絡していない前記第1の電極パッドとのみ電氣的に接続されている

ことを特徴とする静電容量型超音波振動子。

【請求項2】

前記第1の電極パッドは、前記第2の電極パッドと同じ面側に形成されることを特徴と

10

20

する請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子。

【請求項 3】

前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッドとが形成される側は、超音波送受信面側であることを特徴とする請求項 2 に記載の静電容量型超音波振動子。

【請求項 4】

前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッド間に電圧を印加することにより、該第 1 の電極パッドと該第 2 の電極パッド間の静電容量及び誘電損失を測定し、該測定結果に基づいて、前記信号線は前記第 1 の電極パッドと接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子。

【請求項 5】

前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッド間に交流電圧及び直流電圧を印加することにより、該第 1 の電極パッドと該第 2 の電極パッド間の静電容量及び誘電損失を測定し、該測定結果に基づいて、前記信号線は前記第 1 の電極パッドと接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子。

【請求項 6】

前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッド間に電圧を印加することにより、該第 1 の電極パッドと該第 2 の電極パッド間の直流抵抗を測定し、該測定結果に基づいて、前記信号線は前記第 1 の電極パッドと接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子。

【請求項 7】

前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッド間に電圧を印加して非接触赤外線温度検査を行い、該検査結果に基づいて、前記信号線は前記第 1 の電極パッドと接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子。

【請求項 8】

前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッドとの間の短絡について電子ビームを用いた画像検査法による検査を行い、該検査結果に基づいて、前記信号線は前記第 1 の電極パッドと接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子。

【請求項 9】

前記画像検査法は、電位コントラスト法、試料吸収電流法、抵抗コントラスト法、及び電子ビーム誘起電流法のうち少なくともいずれかの方法であることを特徴とする請求項 8 に記載の静電容量型超音波振動子。

【請求項 10】

前記全ての第 1 の電極パッドに対して、前記振動子エレメントを駆動させる駆動信号が入力される信号線を電氣的に接続した後、前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッド間で短絡していないかを検出し、該検出の結果に基づいて、前記信号線は、前記第 2 の電極パッドと短絡している前記第 1 の電極パッドと電氣的に断線させられることを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子。

【請求項 11】

前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッド間に電圧を印加して非接触赤外線温度分布検査を行い、該検査結果に基づいて、前記信号線は前記第 1 の電極パッドと電氣的に断線させられることを特徴とする請求項 10 に記載の静電容量型超音波振動子。

【請求項 12】

前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッドとの間の短絡について電子ビームを用いた画像検査法による検査を行い、該検査結果に基づいて、前記信号線は前記第 1 の電極パッドと電氣的に断線させられることを特徴とする請求項 10 に記載の静電容量型超音波振動子。

【請求項 13】

前記画像検査法は、電位コントラスト法、試料吸収電流法、抵抗コントラスト法、及び電子ビーム誘起電流法のうち少なくともいずれかの方法であることを特徴とする請求項 12 に記載の静電容量型超音波振動子。

10

20

30

40

50

【請求項 1 4】

請求項 1 ~ 1 3 のうちいずれか 1 項に記載の静電容量型超音波振動子を備える体腔内挿入型超音波診断装置。

【請求項 1 5】

複数の超音波振動子エレメントを配列してなる静電容量型超音波振動子を実装した超音波内視鏡スコープを有する体腔内挿入型超音波診断装置において、

前記各超音波振動子エレメントから得られた超音波受信信号を基に、該超音波振動子エレメントの位置情報を検出する位置検出手段と、

前記超音波受信信号に欠損がある場合、この欠損した超音波受信信号を補完する超音波受信信号を擬似的に生成する擬似信号生成手段と、

前記擬似信号生成手段により生成された擬似超音波受信信号に基づいて、超音波診断画像を構築する画像構築手段と、

を備えることを特徴とする体腔内挿入型超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記静電容量型超音波振動子は、シリコン基板と、前記シリコン基板の上面に配設された第 1 の電極と、前記第 1 の電極と対向し所定の空隙を隔てて配設された第 2 の電極と、前記第 2 の電極を支持するメンブレンと、前記メンブレンを支持するメンブレン支持部とからなり、各振動子セルの端子同士が並列接続されてなる振動子エレメントが複数集積配列され、該静電容量型超音波振動子をその先端部に構成させたことを特徴とする請求項 1 5 に記載の体腔内挿入型超音波診断装置。

【請求項 1 7】

前記静電容量型超音波振動子は、

前記各振動子エレメントに対応する第 1 の電極パッドであって、前記第 1 の電極と電氣的に接続される該第 1 の電極パッドと、

前記第 2 の電極と電氣的に接続された接地電極である第 2 の電極パッドと、

前記振動子エレメントを駆動させる駆動信号が入力される信号線と、

を有し、

前記信号線は、前記第 2 の電極パッドと振動子エレメントの端子間が短絡していない前記第 1 の電極パッドとのみ電氣的に接続されていることを特徴とする請求項 1 6 に記載の体腔内挿入型超音波診断装置。

【請求項 1 8】

前記擬似信号生成手段は、前記超音波受信信号を欠損した前記振動子エレメントに隣接する振動子エレメントから取得された前記超音波受信信号のピーク電圧の平均を算出して前記擬似信号を生成する

ことを特徴とする請求項 1 5 に記載の体腔内挿入型超音波診断装置。

【請求項 1 9】

前記擬似信号生成手段は、前記欠損信号がある場合、前記検出された超音波受信信号について内挿補間処理を行い、該欠損信号に対応する擬似信号を生成する

ことを特徴とする請求項 1 5 に記載の体腔内挿入型超音波診断装置。

【請求項 2 0】

前記体腔内挿入型超音波診断装置は、さらに、

前記静電容量型超音波振動子により得られた超音波受信信号に基づいて超音波診断画像を構築する画像構築手段と、

前記超音波診断画像に基づいて輝度が異常な領域を画像処理によって検出する異常領域検出手段と、

前記検出された異常な領域を画像処理により輝度補正する輝度補正手段と、

を備えることを特徴とする請求項 1 4 に記載の体腔内挿入型超音波診断装置。

【請求項 2 1】

シリコン基板と、

前記シリコン基板の上面に配設された第 1 の電極と、

前記第 1 の電極と対向し所定の空隙を隔てて配設された第 2 の電極と、
前記第 2 の電極を支持するメンブレンと、
前記メンブレンを支持するメンブレン支持部と、
からなる並列接続される複数の振動子セルからなる静電容量型超音波振動子であって、
前記振動子セルの集合からなる振動子セル群が複数存在し、該各振動子セル群に対応する第 1 の電極パッドであって前記第 1 の電極と電氣的に接続される該第 1 の電極パッドと

、
前記第 2 の電極と電氣的に接続された接地電極である第 2 の電極パッドと、
前記第 1 の電極パッドと電氣的に接続される第 1 の端子と、
前記全ての第 2 の電極パッドと電氣的に接続される第 2 の端子と、
を備える 2 端子構造で構成され、

10

前記第 1 の端子は、前記第 2 の電極パッドと短絡していない前記第 1 の電極パッドとのみ電氣的に接続されている

ことを特徴とする静電容量型超音波振動子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、静電容量型超音波振動子に関する。

【背景技術】

【0002】

20

体腔内壁に向けて超音波を照射し、そのエコー信号から体内の状態を画像化して診断する超音波診断法が普及している。この超音波診断法に用いられる機材の 1 つに超音波内視鏡スコープがある（例えば、特許文献 1）。

【0003】

超音波内視鏡スコープは、体腔内へ挿入する挿入部の先端に超音波プローブが取り付けであり、この超音波プローブは電気信号を超音波に変換し体腔内へ照射したり、また体腔内で反射した超音波を受信して電気信号に変換したりするものである。

【0004】

従来、超音波プローブでは、電気信号を超音波に変換させる圧電素子としてセラミック圧電材 PZT（ジルコン酸チタン酸鉛）が使用されてきたが、シリコンマイクロマシーニング技術を用いてシリコン半導体基板を加工した静電容量型超音波トランスデューサ（Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer（以下、c-MUT と称する））が注目を集めている。これは、マイクロマシン（MEMS：Micro Electro-Mechanical System、超小型電氣的・機械的複合体）と総称される素子の 1 つである。

30

【0005】

cMUT は、複数の静電容量型超音波振動子セルが集積配置され、各振動子セルの電気端子は並列に接続されて、単位の振動子エレメントを構成し駆動制御単位となっている。更に該振動子エレメントが多数配列し、超音波振動子が構成されている。

【特許文献 1】特開 2004 - 350701 号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、多数の静電容量型超音波振動子セル、セル群、またはエレメントが並列接続されているので、そのうちの 1 つでもショートすると、エレメント全体または超音波振動子全体がショート状態となり、動作不能となる。

【0007】

また、cMUT は小さな表面寸法のセルを多数配置させているが、小数の cMUT セル、セル群、またはエレメントの不具合が、不具合の起きていない多数の cMUT セル、セル群、またはエレメントを犠牲にせず、通常に近い動作をさせることが必要である。

50

【 0 0 0 8 】

上記の課題に鑑み、本発明では、不良セル、不良セル群、または不良エレメントを検出して検出結果に基づいて、正常なセル、セル群、またはエレメントのみ信号入出力する静電容量型超音波振動子を提供する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明にかかる静電容量型超音波振動子は、シリコン基板と、前記シリコン基板の上面に配設された第1の電極と、前記第1の電極と対向し所定の空隙を隔てて配設された第2の電極と、前記第2の電極を支持するメンブレンと、前記メンブレンを支持するメンブレン支持部と、からなる並列接続される複数の振動子セルからなる振動子エレメントの複数から構成される静電容量型超音波振動子であって、前記各振動子セル、該振動子セルの集まりからなる複数の振動子セル群のそれぞれ、及び前記各振動子エレメントのうち少なくともいずれか1つに対応する第1の電極パッドであって前記第1の電極と電気的に接続される該第1の電極パッドと、前記第2の電極と電気的に接続された接地電極である第2の電極パッドと、前記振動子エレメントを駆動させる駆動信号が入力される信号線と、を備え、前記信号線は、前記第2の電極パッドと短絡していない前記第1の電極パッドとのみ電気的に接続されていることを特徴とする。

10

【 0 0 1 0 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記第1の電極パッドは、前記第2の電極パッドと同じ面側に形成されることを特徴とする。

20

【 0 0 1 1 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記第1の電極パッドと前記第2の電極パッドとが形成される側は、超音波送受信面側であることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記第1の電極パッドと前記第2の電極パッド間に電圧を印加することにより、該第1の電極パッドと該第2の電極パッド間の静電容量及び誘電損失を測定し、該測定結果に基づいて、前記信号線は前記第1の電極パッドと接続されることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記第1の電極パッドと前記第2の電極パッド間に交流電圧及び直流電圧を印加することにより、該第1の電極パッドと該第2の電極パッド間の静電容量及び誘電損失を測定し、該測定結果に基づいて、前記信号線は前記第1の電極パッドと接続されることを特徴とする。

30

【 0 0 1 5 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記第1の電極パッドと前記第2の電極パッド間に電圧を印加することにより、該第1の電極パッドと該第2の電極パッド間の直流抵抗を測定し、該測定結果に基づいて、前記信号線は前記第1の電極パッドと接続されることを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記第1の電極パッドと前記第2の電極パッド間に電圧を印加して非接触赤外線温度検査を行い、該検査結果に基づいて、前記信号線は前記第1の電極パッドと接続されることを特徴とする。

40

【 0 0 1 7 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記第1の電極パッドと前記第2の電極パッドとの間の短絡について電子ビームを用いた画像検査法による検査を行い、該検査結果に基づいて、前記信号線は前記第1の電極パッドと接続されることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記画像検査法は、電位コントラスト法、試料吸収電流法、抵抗コントラスト法、及び電子ビーム誘起電流法のうち少なくともいずれかの方法であることを特徴とする。

50

【 0 0 1 9 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記全ての第 1 の電極パッドに対して、前記振動子エレメントを駆動させる駆動信号が入力される信号線を電氣的に接続した後、前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッド間で短絡していないかを検出し、該検出の結果に基づいて、前記信号線は、前記第 2 の電極パッドと短絡している前記第 1 の電極パッドと電氣的に断線させられることを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッド間に電圧を印加して非接触赤外線温度分布検査を行い、該検査結果に基づいて、前記信号線は前記第 1 の電極パッドと電氣的に断線させられることを特徴とする。

10

【 0 0 2 1 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記第 1 の電極パッドと前記第 2 の電極パッドとの間の短絡について電子ビームを用いた画像検査法による検査を行い、該検査結果に基づいて、前記信号線は前記第 1 の電極パッドと電氣的に断線させられることを特徴とする。

。

【 0 0 2 2 】

前記静電容量型超音波振動子において、前記画像検査法は、電位コントラスト法、試料吸収電流法、抵抗コントラスト法、及び電子ビーム誘起電流法のうち少なくともいずれかの方法であることを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

また、本発明にかかる体腔内挿入型超音波診断装置は、前記静電容量型超音波振動子を備えることを特徴とする。

20

【 0 0 2 9 】

本発明にかかる、複数の超音波振動子エレメントを配列してなる静電容量型超音波振動子を実装した超音波内視鏡スコープを有する体腔内挿入型超音波診断装置は、前記各超音波振動子エレメントから得られた超音波受信信号を基に、該超音波振動子エレメントの位置情報を検出する位置検出手段と、前記超音波受信信号に欠損がある場合、この欠損した超音波受信信号を補完する超音波受信信号を擬似的に生成する擬似信号生成手段と、前記擬似信号生成手段により生成された擬似超音波受信信号に基づいて、超音波診断画像を構築する画像構築手段と、を備えることを特徴とする。

30

【 0 0 3 0 】

前記体腔内挿入型超音波診断装置において、前記静電容量型超音波振動子は、シリコン基板と、前記シリコン基板の上面に配設された第 1 の電極と、前記第 1 の電極と対向し所定の空隙を隔てて配設された第 2 の電極と、前記第 2 の電極を支持するメンブレンと、前記メンブレンを支持するメンブレン支持部とからなり、各振動子セルの端子同士が並列接続されてなる振動子エレメントが複数集積配列され、該静電容量型超音波振動子をその先端部に構成させたことを特徴とする。

【 0 0 3 1 】

前記体腔内挿入型超音波診断装置において、前記静電容量型超音波振動子は、前記各振動子エレメントに対応する第 1 の電極パッドであって、前記第 1 の電極と電氣的に接続される該第 1 の電極パッドと、前記第 2 の電極と電氣的に接続された接地電極である第 2 の電極パッドと、前記振動子エレメントを駆動させる駆動信号が入力される信号線と、を有し、前記信号線は、前記第 2 の電極パッドと振動子エレメントの端子間が短絡していない前記第 1 の電極パッドとのみ電氣的に接続されていることを特徴とする。

40

【 0 0 3 2 】

前記体腔内挿入型超音波診断装置において、前記擬似信号生成手段は、前記超音波受信信号を欠損した前記振動子エレメントに隣接する振動子エレメントから取得された前記超音波受信信号のピーク電圧の平均を算出して前記擬似信号を生成することを特徴とする。

【 0 0 3 3 】

前記体腔内挿入型超音波診断装置において、前記擬似信号生成手段は、前記欠損信号が

50

ある場合、前記検出された超音波受信信号について内挿補間処理を行い、該欠損信号に対応する擬似信号を生成することを特徴とする。

【 0 0 3 4 】

前記体腔内挿入型超音波診断装置は、さらに、前記静電容量型超音波振動子により得られた超音波受信信号に基づいて超音波診断画像を構築する画像構築手段と、前記超音波診断画像に基づいて輝度が異常な領域を画像処理によって検出する異常領域検出手段と、前記検出された異常な領域を画像処理により輝度補正する輝度補正手段と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 3 5 】

本発明にかかる静電容量型超音波振動子は、シリコン基板と、前記シリコン基板の上面に配設された第 1 の電極と、前記第 1 の電極と対向し所定の空隙を隔てて配設された第 2 の電極と、前記第 2 の電極を支持するメンブレンと、前記メンブレンを支持するメンブレン支持部と、からなる並列接続される複数の振動子セルからなり、前記振動子セルの集合からなる振動子セル群が複数存在し、該各振動子セル群に対応する第 1 の電極パッドであって前記第 1 の電極と電氣的に接続される該第 1 の電極パッドと、前記第 2 の電極と電氣的に接続された接地電極である第 2 の電極パッドと、前記第 1 の電極パッドと電氣的に接続される第 1 の端子と、前記全ての第 2 の電極パッドと電氣的に接続される第 2 の端子と、を備える 2 端子構造で構成され、前記第 1 の端子は、前記第 2 の電極パッドと短絡していない前記第 1 の電極パッドとのみ電氣的に接続されていることを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 6 】

本発明を用いることにより、不良セル、不良セル群、または不良エレメントを検出して、その不良セル、不良セル群、または不良エレメント以外の正常なセル、セル群、エレメントの電極にのみ信号入出力線と接続することができるので、エレメント全体または超音波振動子全体がショート状態となって動作不能となることを回避することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 7 】

< 第 1 の実施形態 >

本実施形態では、c M U T 製造の最終工程に近い工程で、各 c M U T エLEMENT の電極パッドと共通信号配線とを結線する前に、各 c M U T エLEMENT に不具合がないか否かの不具合チェックを行い、不具合がない c M U T エLEMENT を検出して、その c M U T エLEMENT のみを共通信号配線の電極パッドと結線する方法について説明する。

【 0 0 3 8 】

図 1 は、本実施形態における c M U T エLEMENT の不良セルチェックの概念図である。まず、c M U T エLEMENT の完成前のプロセスで、セルを形成し、セル（またはセル群）毎に信号入出力電極パッドを設ける（S 1）。

【 0 0 3 9 】

S 1 の工程について説明する。c M U T エLEMENT 3 0 0 は、概して、キャビティ（空隙部）3 0 5 を有するシリコン基板 3 0 9 のと、そのキャビティ 3 0 5 の上部に位置するメンブレン 3 0 3 とから構成される。キャビティ 3 0 5 の底部には下部電極 3 0 6 が設けられている。メンブレン 3 0 3 は、概して、下部電極 3 0 6 に対向する上部電極 3 0 1 と、その上部電極 3 0 1 を被覆する保護膜 3 0 2 とから構成される。

【 0 0 4 0 】

キャビティ 3 0 5 は、メンブレン 3 0 3 とシリコン基板の凹部とで囲まれた空間のことをいう。そして、このキャビティ毎の、上部電極 3 0 1 を含むメンブレン 3 0 3 と、下部電極を含むシリコン基板をセルという。図 1 では、セルが 1 個だけであるが、実際は無数のセルがシリコン基板上に設けられている。

【 0 0 4 1 】

また、複数のセル群に対して駆動信号を送信して同時にそのセル群を駆動させるが、この駆動制御単位を振動子エレメントという。

上記が主な c M U T の構成であるが、さらに、下部電極 3 0 6 をメンブレン側のシリコン基板 3 0 9 に露出させるために、下部電極 3 0 6 と導通されている信号入出力電極パッド 3 0 7 を設ける。さらに、信号入出力電極パッド 3 0 7 には離間させる様に、共通信号配線 3 0 8 を設ける。また、上部電極 3 0 1 をメンブレン 3 0 3 表面に露出させるために、上部電極 3 0 1 と導通している共通接地電極パッド 3 0 4 を設ける。

【 0 0 4 2 】

次に、各セル（またはセル群）毎に不良セルチェックを行う（ S 2 , S 3 ）。不良セルチェックとは、信号入出力電極パッド 3 0 7 と共通信号配線 3 0 8 とが結線される前に、セルに短絡等の不具合が生じていないかどうかを検出する。なぜなら、複数のセル同士は並列接続されているため、いずれかのセルが短絡していると、c M U T エレメント全体または超音波振動子全体が短絡してしまう恐れがあるからである。そこで種々の方法により、セルに短絡等の不具合が生じていないかどうかを検出する。なお、以下では、短絡等の不具合が生じたセルを不良セルという。

【 0 0 4 3 】

不良セルチェックの概要は以下の通りである。まず、上部電極 3 0 1 と下部電極 3 0 6 間に電圧をかけるため、信号入出力電極パッド 3 0 7 と 共通接地電極パッド 3 0 4 間に電圧を加える（ S 2 ）。

【 0 0 4 4 】

このとき、上部電極 3 0 1 と下部電極 3 0 6 間で短絡している箇所があれば、その箇所だけ静電容量と誘電損失、または直流抵抗が異なる、または電圧を加えても電荷が溜まらない（チャージアップしない）。

【 0 0 4 5 】

よって、信号入出力電極パッド 3 0 7 と 共通接地電極パッド 3 0 4 間に電圧を加えて、上部電極 3 0 1 と下部電極 3 0 6 間での、静電容量と誘電損失、直流抵抗、または電荷の溜り具合を測定することにより、不良セルを検出することができる（ S 3 ）。

【 0 0 4 6 】

不良セルチェックの一例としては、 L C R メータ等を用いて静電容量と誘電損失を測定することにより、セルに短絡等の不具合が生じていないかどうかを検出する方法がある。この方法では、上部電極 3 0 1 と下部電極 3 0 6 間に電圧をかけるため、信号入出力電極パッド 3 0 7 と 共通接地電極パッド 3 0 4 間に L C R メータの測定プローブを接触させて交流電圧を印加することにより、静電容量と誘電損失を測定する。

【 0 0 4 7 】

なお、上記の交流電圧にさらに直流電圧（ D C バイアス ）を印加させて、 L C R メータ等を用いて静電容量と誘電損失を測定してもよい。これは、ハーモニックイメージング診断に対応するためである。ハーモニックイメージングには、超音波振動子の広帯域化が必要となる。そのために、c M U T に対して、高電圧パルスの印加だけでなく、高い直流バイアス電圧を重畳させる必要がある。直流バイアス電圧の印加によって初めて振動子セルの破壊が起こる可能性があるからである。

【 0 0 4 8 】

また、不良セルチェックの別の一例としては、 L C R メータ等を用いて直流抵抗を測定することにより、セルに短絡等の不具合が生じていないかどうかを検出する方法がある。この方法では、上部電極 3 0 1 と下部電極 3 0 6 間に電圧をかけるため、信号入出力電極パッド 3 0 7 と 共通接地電極パッド 3 0 4 間に L C R メータの測定プローブを接触させて直流電圧を印加することにより、直流抵抗を測定する。

【 0 0 4 9 】

また、不良セルチェックの別の一例としては、非接触赤外線温度検査によりセルに短絡等の不具合が生じていないかどうかを検出する方法がある。まず、信号入出力電極パッド 3 0 7 と 共通接地電極パッド 3 0 4 間に電圧を加える。このとき、上部電極 3 0 1 と下部電極 3 0 6 間で短絡している箇所があれば電圧を加えると、その短絡部分が発熱したり、光ったりする現象が公知であり、この現象を用いて短絡等の不具合検査を行うことが可能

10

20

30

40

50

である。

【0050】

よって、信号入出力電極パッド307と共通接地電極パッド304間に電圧を加えて、顕微機能を持った赤外線画像センサ（例えば、サーモビューア）及び顕微鏡を用いて、エレメント上で発熱したり発光したりしている箇所を画像観察することにより、不良セルを検出することができる。

【0051】

また、不良セルチェックの別の一例としては、電子ビームを用いた画像検査法により、セルに短絡等の不具合が生じていないかどうかを検出する方法がある。ここでは、上部電極301と下部電極306間で短絡している箇所がなければ電圧を加えると電荷が溜まる（チャージアップする）ので、この電荷の溜り具合を観察することにより、不良セルを検出することが可能となる。

10

【0052】

この方法は、半導体プロセスで用いられているように、電子ビームを絞って振動子表面を走査する。その走査の結果、検出された電圧や抵抗等を蓄積電荷マップとして画像化し、得られた画像のパターン等、例えば輝度パターンにより不良セルの位置と不良の程度を判断する。

【0053】

S2及びS3の工程の例としては、例えば、真空中でSEM（走査型電子顕微鏡）を用いて、CMUT300を観察する。SEMを用いて、試料に電子ビームを照射すると、その試料表面から2次電子が発生する。細く絞られた入射電子ビームを試料表面に走査させ、発生した2次電子量を輝度信号に変換すると目的のSEM像を得ることができる。

20

【0054】

SEMを用いると、短絡していない正常なセルであれば、チャージアップして輝度の高いSEM像を得ることができる。しかし、不良セルの場合には、チャージアップせず、SEM像は低輝度となる。

【0055】

また、S2及びS3の工程の別の例としては、例えば、EBIC（Electron Beam Induced Current：電子ビーム誘起電流法）を用いることで、電位状態の異なりを画像情報として検出することが可能である。

30

【0056】

EBIC法は、主に半導体内部の接合不良解析で用いられる。電子ビームのエネルギーにより電子・ホールペアが形成され、形成された電子とホールは空乏層の内部電界によって逆向きに流れる。この内部電界によって流れる電流は電子ビーム誘起電流と呼ばれている。電子ビーム励起電流は結晶構造欠陥に敏感で、このEBIC信号を検出することで結晶構造欠陥に起因するセル破壊を評価することができる。

【0057】

シリコン基板の信号入出力電極パッド307と共通接地電極パッド304間に電位を印加して、EBIC法により画像を取得すると、電位の異なる導体は異なるコントラストになるので、短絡しているセル部分（不良セル）とそうでない部分（正常なセル）とを判別することができる。

40

【0058】

なお、電子ビームを用いた画像検査法は、SEMを用いる方法またはEBIC法に限定されず、例えば、voltage contrast法（電位差コントラスト法）、SPECIMEN ABSORBED CURRENT法（試料吸収電流法）、Electron beam induced current法（電子ビーム誘起電流法）、RCI法（抵抗コントラストイメージング法）等の、半導体プロセスで用いられる公知の方法で行ってもよい。

【0059】

50

不良セルチェックの結果、正常なセルが検出された場合には、信号入出力電極パッド 307 と共通信号配線 308 とを導通させるために、セル - 共通信号配線間結合電極 310 を形成する (S4)。

【0060】

不良セルチェックの結果、不良セルが検出された場合には、そのセルについて、S4 の処理は行わない (S5)。すなわち、信号入出力電極パッド 307 と共通信号配線 308 と結線させない。

【0061】

このようにして、1つのセルについての不良チェックが終了する。全てのセルについて、S2 ~ S5 を行うことにより、正常なセル (またはセル群) の信号入出力電極パッド 307 のみが共通信号配線 308 と結合される。

10

【0062】

最終工程として、cMUT の表面を保護膜等で被覆等を行う (S6)。そして、上部電極 301 を接地して、共通信号配線 308 から信号を入力したり、出力したりする。そうすると、上部電極 301 と下部電極 306 の一対の電極に電圧をかけることで電極間が引っ張りあい、電圧を 0 にすると元に戻る。この様にメムブレン 303 が振動し、超音波が発生し、メムブレン 303 の上方向に超音波が照射される。

【0063】

本発明により、検出された不良セルは単に動作しないというのみで他の正常な振動子セルへの被害を抑えることができるため、エレメント全体または超音波振動子全体がショート状態となって動作不能となることを回避することができる。

20

【0064】

次に、本実施形態の詳細を説明する。

図2は、本実施形態における体腔内超音波診断装置のシステム構成を示す。超音波内視鏡装置1は、超音波内視鏡2と、内視鏡観察装置3と、超音波観測装置4と、モニタ5とから構成される。

【0065】

超音波内視鏡2は、後述する静電型超音波振動子を備える。内視鏡観察装置3は、光源部と信号処理部とを備える。光源部は、照明光を供給する。内視鏡観察装置3の信号処理部は、超音波内視鏡の先端部にある撮像素子を駆動させて、その撮像素子から伝送される電気信号について、各種信号処理を行って内視鏡観察画像用の映像信号を生成する。

30

【0066】

超音波観測装置4は、信号処理部を備える。超音波観測装置4の信号処理部は、静電型超音波トランスデューサを駆動させて、その静電型超音波トランスデューサから伝送される電気信号について各種信号処理を行って超音波断層像用の映像信号を生成する。モニタ5は、この超音波観測装置4及び内視鏡観察装置3で生成された映像信号を基に観察用画像を表示する。

【0067】

超音波内視鏡2は、挿入部11と、操作部12と、ユニバーサルコード13から構成される。挿入部11は、体腔内に挿入される細長の部分である。操作部12は、この挿入部11の基端側に位置する。ユニバーサルコードは、この操作部12の側部から延出している。

40

【0068】

ユニバーサルコード13の基端部には、内視鏡観察装置3に接続される内視鏡コネクタ14が設けられている。この内視鏡コネクタ14の先端部には内視鏡観察装置3の光源部に接続される照明用コネクタ14aが設けられている。この内視鏡コネクタ14の側部には信号処理部に電気接続される図示しない電気コードが着脱自在に接続される電気コネクタ14aが設けられている。

【0069】

また、この内視鏡コネクタ14の基端部からは、超音波ケーブル15が延出している。

50

超音波ケーブル 15 は、超音波観測装置 4 に電氣的に接続される超音波コネクタ 15 a を有する。

【0070】

挿入部 11 は、先端側から順に、先端部 6 と、湾曲部 7 と、可撓管部 8 とから構成されている。先端部 6 は、硬質部材で形成したものである。湾曲部 7 は、この先端部 6 の基端側に連設する湾曲自在な部分である。可撓管部 8 は、この湾曲部 7 の基端側に連設して前記操作部 12 の先端側に至る細径かつ長尺で、可撓性を有する部分である。

【0071】

先端部 6 には、内視鏡観察部 20 と、超音波観察ユニット 30 が設けられている。内視鏡観察部 20 は、直視による内視鏡観察を行う観察光学部及び照明光学部が配置されている。超音波観察ユニット 30 は、超音波を送受する複数の超音波トランスデューサ素子を配列して超音波走査面が形成されている。

10

【0072】

操作部 12 には、アングルノブ 16、送気・送水ボタン 17 a、吸引ボタン 17 b、処置具挿入口 18、各種操作スイッチ 19 等が設けられている。アングルノブ 16 は、湾曲部 7 を湾曲制御するものである。送気・送水ボタン 17 a は、送気及び送水操作を行うためのボタンである。

【0073】

吸引ボタン 17 b は、吸引操作を行うためのボタンである。処置具挿入口 18 は、体腔内に導入するための処置具の入り口である。各種操作スイッチ 19 は、モニタ 5 に表示させる表示画像を切り換えたり、フリーズ、リリース等の指示を行ったりするための各種操作のスイッチである。なお、符号 9 は患者の口腔に配置されるマウスピースである。

20

【0074】

図 3 は、本実施形態におけるアレイ型超音波振動子を用いた超音波スコープの先端部の構造を示す。先端部 6 には、超音波観察を行うための超音波観察ユニット 30 が配置されている。また、先端部 6 には、内視鏡観察部 21 が形成されている。

【0075】

この内視鏡観察部 21 には、ライトガイド開口部 22、イメージガイド開口部 23、鉗子孔 24 が設けてある。イメージガイド開口部 23 は、観察部位に照明光を照射する照明光学部を構成する。鉗子孔 24 は、処置具挿入口 18 から導入された処置具が突出する開口である。

30

【0076】

先端部 6 には、周状のバルーン溝 25 が形成されている。バルーン溝 25 は、超音波透過性を有するラテックスやテフロン (R) ゴム等で膨縮自在に形成されたバルーン (不図示) を必要に応じて取り付けするためのものである。また、このバルーン溝 25 近傍には、管路開口 (不図示) が設けられている。管路開口は、バルーン内へ超音波伝達媒体である水等の給排水を行うためのものである。

【0077】

なお、ライトガイド開口部 22 には、内視鏡観察装置 3 に設けられている光源部からの照明光を伝送するライトガイドファイバ (不図示) が含まれている。イメージガイド開口部 23 の結像位置には、信号ケーブルを延出する固体撮像素子 (不図示) が配置されている。

40

【0078】

超音波観察ユニット 30 は、超音波の送受信を行う超音波トランスデューサ 31 と、ハウジング部 32 とで主に構成されている。超音波トランスデューサ 31 は、超音波の送受信を行う。ハウジング部 32 は、超音波トランスデューサ 31 が収納されて先端部 6 に取り付け固定されている。

【0079】

なお、ハウジング部 32 の先端部には、凸部 32 b が設けられている。凸部 32 b は、バルーンを必要に応じて取り付けするための周状のバルーン溝 32 a を有する。また、c M

50

UT 3 1 の表面及びハウジング部 3 2 の一部は、耐水性、耐薬品性に優れたパリレン（ポリパラキシリレン）等で形成された保護膜で被覆されている。

【 0 0 8 0 】

図 4 は、本実施形態における c M U T アレイ型超音波振動子の外観を示す。図 4 の c M U T 3 1 A は、図 3 の c M U T 3 1 を拡大したものである。同図に示すように、c M U T 3 1 A は、アレイ構造を有している。

【 0 0 8 1 】

c M U T 3 1 は、複数の c M U T エLEMENT 3 1 a と、ケーブル接続部 3 4 と、信号線 3 3 より構成される。c M U T エLEMENT 3 1 a は、シリコンマイクロマシーニング技術を用いて、シリコン半導体基板を加工した静電型超音波トランスデューサである。この c M U T エLEMENT 3 1 a は、手作業によらず、シリコンプロセスで、完全にクリーンな環境で、操作シーケンスにしたがって忠実に自動で製造される。

【 0 0 8 2 】

c M U T 3 1 は、複数の c M U T エLEMENT 3 1 a を配列して、例えば電子セクタ走査用 1 次元アレイ振動子として形成されている。この c M U T 3 1 を構成する各 c M U T エLEMENT 3 1 a 、・・・、3 1 a と、信号線 3 3 、・・・、3 3 とは、ケーブル接続部 3 4 を介して電氣的に接続される構成になっている。

【 0 0 8 3 】

このケーブル接続部 3 4 から延出する信号線 3 3 、・・・、3 3 はひとまとめにされて、挿入部 1 1 内を挿通する例えばシース（不図示）内に挿通された状態で操作部 1 2 方向に延出して、超音波観測装置 4 に電氣的に接続される。

【 0 0 8 4 】

図 5 は、本実施形態における c M U T アレイ型超音波振動子の拡大図を示す。同図は、図 4 の c M U T 3 1 の表面の一部を拡大したものである。c M U T アレイ 4 1 は、図 5 に示すように、アレイ構造を構成するエLEMENT およびパッド等により構成される。

【 0 0 8 5 】

c M U T 4 1 は、複数の c M U T エLEMENT 4 2 、各 c M U T エLEMENT 4 2 に対応するエLEMENT 信号入出力電極パッド 4 3 、共通接地電極パッド 4 7 より構成される。同図において、c M U T エLEMENT 4 2 は、複数の c M U T セル群 4 4 と、共通信号配線 4 6 と、セル列 - 共通信号配線間結合電極 4 5 から構成されている。

【 0 0 8 6 】

共通信号配線 4 6 は、c M U T セル群 4 4 を囲むように配置されている。セル列 - 共通信号配線間結合電極 4 5 は、所定のセル列とそのセル列に対応する共通信号配線 4 6 とを結合するための電極である。

【 0 0 8 7 】

共通接地電極パッド 4 7 について説明する。c M U T の表面は、超音波放射面であり、この超音波放射面は電圧が加えられると振動するメンブレン膜（層）から構成される。このメンブレンの構成要素の 1 つに接地電極層がある。この接地電極層は保護膜で覆われているが、その保護膜表面の一部に接地電極層と導通するために設けられた電極パッドが共通接地電極パッド 4 7 である。

【 0 0 8 8 】

同図の破線 4 8 で囲まれた c M U T エLEMENT 4 2 及びエLEMENT 信号入出力電極パッド 4 3 の拡大したものを、図 6 と図 7 に示す。

図 6 は、図 5 の c M U T エLEMENT 4 2 の拡大図（共通信号配線 4 6 とセル列 - 共通信号配線間結合電極 4 5 とが結線される前）を示す。同図では、各 c M U T セル 4 4 は六角形の形状をしており、それらはハニカム状に形成されている。c M U T エLEMENT 4 2 の四隅には共通接地電極 5 5 が設けられている。共通接地電極パッド 5 5 は上部電極（接地側電極）と導通している電極パッドである。

【 0 0 8 9 】

5 1 は、同列の c M U T セル群（以下では、これをセル列という。）を示している。セ

10

20

30

40

50

ル列信号入出力パッド50は、各セル列51に対応する電極パッドである。共通信号配線46とエレメント信号入出力電極パッド43とは、配線52により接続されている。

【0090】

次に、cMUTエレメント42において、不良セルチェックを行う手順について説明する。まず、共通信号配線46とセル列信号入出力パッド50とが結線される前に、セル列がショート等の不具合が生じていないかどうかを検出する（すなわち、図1で説明した不良セルチェックを行う）。

【0091】

この場合、不良セルチェックは、セル列単位で行う。まず、セル列信号入出力パッド50と共通接地電極55間に電圧を印加して、図1で説明したように、不良セルチェック（静電容量と誘電損失の測定、直流抵抗の測定、非接触赤外線温度検査、電子ビームを用いた画像検査法等）を行う。

10

【0092】

不良セルチェックにおいて不良セルが検出された場合には、配線工程でそのセル（またはセル列）だけ結線しないでフォトリソを行う。または、配線を全てにした後にそのセルに繋がる配線のみレーザーカッターやトリミングで断線させる。そうすれば、不良セル（またはセル列）のみの被害で済む。オープンのセルはただ動作しないだけで被害を最小に抑えることができる。

【0093】

図7は、不良セルチェック後のcMUTエレメント42を示す。不良セルチェックの結果、セル列（すなわち、セル列を構成する全てのセル）が正常であるなら、そのセル列に対応するセル列信号入出力パッドと共通信号配線46とを結線するために、セル列 - 共通信号配線間結合電極45を付与する。

20

【0094】

例えば、セル列51c内のセル60cは全て正常であるため、短絡しておらず、セル列としても問題ない。よって、セル列51cに対応するセル列信号入出力パッド50cと共通信号配線46とを結線する。

【0095】

一方、不良セルチェックの結果、セル列（すなわち、セル列を構成する全てのセル）が異常であるなら、そのセル列に対応するセル列信号入出力パッド50と共通信号配線46とは結線しない。

30

【0096】

例えば、セル列51a内のセル60aは短絡しているため、異常（不良セル）であるため、セル列としても問題がある。よって、セル列51aに対応するセル列信号入出力パッド50aと共通信号配線46とは、未結線とする。セル列51bについても同様に、セル列51b内に不良セル60bがあるため、セル列51bに対応するセル列信号入出力パッド50bと共通信号配線46とは、未結線とする。

【0097】

図8は、図7の断面図を示す。図8(a)は、図7のA1 - A2間の断面を示す。図8(a)において、cMUTエレメント（ここでは、セル列51a）は、シリコン基板71、表面酸化膜72、下部電極（信号入出力側電極）73、基板貫通孔74、電極パッド75、オーミックコンタクト拡散層76、接地側電極パッド77、誘電体膜78、メンブレン支持部79、メンブレン80、キャビティ（空隙部）81、上部電極（接地側電極）82、セル列信号入出力パッド50、共通信号配線46、保護膜85、オーミックコンタクト拡散層86、viaホール87、viaホール配線（接地側）88から構成される。

40

【0098】

メンブレン80は、その端部がメンブレン支持部79により固定された振動膜である。メンブレン80は、製造工程上複数のメンブレン膜から構成されている。そのメンブレン80の構成要素の1つに、上部電極82が含まれている。また、同図では、上部電極82の上面に保護膜85が形成されている。

50

【0099】

シリコン基板71の表面(上面及び下面)には、酸化膜(SiO_2)72が形成されている。シリコン基板71の上面側の酸化膜の上には、下部電極73が形成されている。その下部電極73の上には、誘電体膜78(例えば、 SiO_2)が形成されている。なお、誘電体膜78は、 SrTiO_3 に限定されず、 SiN 、チタン酸バリウム BaTiO_3 、チタン酸バリウム・ストロンチウム、五酸化タンタル、酸化ニオブ安定化五酸化タンタル、酸化アルミニウム、または酸化チタン TiO_2 等の高誘電率を有する材料を用いてもよい。

【0100】

シリコン基板32の底面に設けられている電極パッド75は、下部電極73から基板貫通孔74に形成した配線(基板貫通孔74の内側壁に形成された配線)を経て接続される下部電極用の電極パッドである。電極パッド75は、超音波送信時にcMUTを駆動させるための駆動信号が入力されたり、超音波受信時に超音波受信信号を超音波観測装置に出力したりするための端子であるが、本実施形態では、この端子の代わりに、セル列信号入出力パッド50より信号を入出力する。

10

【0101】

上部電極82は、viaホール87のviaホール配線88と導通している。接地側電極パッド77は、上部電極82をGNDに接続するために、viaホール87内の表面に形成したviaホール配線88をシリコン基板(低抵抗シリコン基板)71の底面に電氣的に導通させるためのパッドである。これにより、このパッド77を共通接地電極として

20

【0102】

誘電体膜78は、キャピティ81を挟んだ上部電極82と下部電極73間の静電容量を増加させるためのものである。オーミックコンタクト拡散層76, 86は、接地電極と基板との接触抵抗を低下させ整流性も持たせない為の領域で、シリコン基板71を接地チャンネルとしてシリコン基板71の背面側に導く為の導通路を形成するためのものである。

【0103】

また、シリコン基板71は、接地側電極パッド77、及びviaホール87の底部に配設されたviaホール配線88の間の接触抵抗が小さくなる構造となっている。

また、図8(a)の左側に示した下部電極73の上面には、セル列信号入出力パッド50が設けられている。また、前記セル列信号入出力パッド50の絶縁領域を隔てた近傍には、共通信号配線46が設けられている。また、セル列信号入出力パッド50と共通信号配線46とは、セル列-共通信号配線間結合電極45とで導通されている。

30

【0104】

なお、図8(a)で、左から2, 3個目のcMUTセルは下部電極73が連結されて、1個目はこれらと独立しているような図になっているが、実際はオーミックコンタクト拡散層86及びviaホール配線(信号側)88を避ける様にして下部電極73は連結されている。

【0105】

図8(b)は、図7のB1-B2間の断面を示す。図8(b)は、図7のセル列51bに対応する断面である。図8(a)と異なり、セル列-共通信号配線間結合電極45がない。よって、セル列信号入出力パッド50と共通信号配線46とは、導通されていない。

40

【0106】

例えば、図8(b)の3つのセルのうち、右端のセルにおいて短絡等の異常が発見されると、セル列-共通信号配線間結合電極45によるセル列信号入出力パッド50と共通信号配線46間の結線は実施しない。

【0107】

なお、上述したように、セル列信号入出力パッド50より信号を入出力するため、電極パッド75は使用しない。しかしながら、実際には、cMUTエレメント(セルの集積したもの)ごとにパルス発生装置(後述する)、チャージアンプ(後述する)、スイッチ回

50

路等の制御回路をc M U Tエレメント直下に形成する必要があるので、背面側に電極パッドを形成しておいて、半田バンプ等で、微小制御回路を接続する。

【0108】

なお、図6、図7においては、セル列単位での不良セルチェックを説明したが、エレメント単位での不良エレメントチェックもできる。例えば、図5において、エレメント信号入出力電極パッド43と共通接地電極パッド47間に電圧をかけて、図1で説明したような、S E Mを用いる方法またはE B I C法により不良セルチェックを行うことができる。この場合、配線52が未接続である必要があるが、すでに配線52が接続されている場合には、後述する第3の実施形態を適用することができる。

【0109】

10

このように本発明の静電容量型超音波振動子によれば、シリコン基板上に形成した下部電極と、シリコン基板上に配置されメンブレンを支持する支持部と、振動変位することにより超音波の送信音源となるメンブレン（上部電極を含む）とを有した静電容量型超音波振動子セルが、複数集積してなる静電容量型超音波振動子である。そして、特定の集積セル群毎に、下部電極同士、上部電極同士がそれぞれ並列接続配線されており、その配線の一部または延長した配線部に、チェック用電極パッドを少なくとも1つ備えている。

【0110】

また、複数の集積セル群と、その集積セル群に対応したチェック用電極パッドとを有した本発明の静電容量型超音波振動子において、共通信号配線に接続するための配線は、不具合チェックによって異常の無いことが確認された集積セル群に付随したチェック用電極パッドのみと導通している。

20

【0111】

また、本発明によれば、チェック用電極パッドが、接地電極パッドと同じ側の面に配設される。そして、チェック用電極パッドと接地電極パッドが形成される面は、超音波送受信面側である。これには、次の利点がある。共通信号配線と信号入出力パッドの間を結線するかどうかは、異常発生状況の確認チェックをしてから決めることになる。このチェックはプロセスチェックなので、接地電極パッドと信号電極パッドが異なる面または裏面にあるとプローブをあてるのが煩わしくなるが、この煩わしさを排除することができる。

【0112】

また、本発明によれば、集積セル群（または、セル、エレメント）の不良チェックは、静電容量、誘電損失を測定することにより行うことができる。また、集積セル群（または、セル、エレメント）の不良チェックは、直流バイアスを印加して静電容量と誘電損失を測定することにより行うことができる。また、集積セル群（または、セル、エレメント）の不良チェックは、直流抵抗を測定することにより行うことができる。また、集積セル群（または、セル、エレメント）の不良チェックは、非接触赤外線温度検査により行うことができる。集積セル群（または、セル、エレメント）の不良チェックは、電子ビームを用いた画像検査法でもよい。

30

【0113】

なお、前記電子ビームを用いた画像検査法は、電位コントラスト法（V C I）、試料吸収電流法（S A C）、抵抗コントラスト法（R C I）、電子ビーム誘起電流法（E B I C）のいずれか、又は組み合わせた検査法でもよい。

40

【0114】

以上より、不良セルチェックにより検出された不良セルは単に動作しないというのみで正常エレメントへの被害を抑えることができるため、エレメント全体または超音波振動子全体がショート状態となって動作不能となることを回避することができる。

【0115】

また、接地電極パッドと信号入出力電極パッドが同じ側の面（超音波放射面）にあることにより、この不良セルチェックが容易になる。

< 第2の実施形態 >

第1の実施形態では、セル群が一方向に配設されたc M U Tエレメントについて説明し

50

たが、本実施形態では、c M U Tエレメントまたはアレイの形態が異なるものについて説明する。c M U Tエレメントまたはc M U Tアレイの構成以外は第1の実施形態と同様である。なお、c M U Tエレメントまたはc M U Tアレイの構成以外は第1の実施形態と同様である。

【0116】

図9は、本実施形態におけるセル列共通信号電極パッドと共通信号配線間が結線される前のc M U Tエレメントの一例を示す。同図は、セル群が略同心円状に配設されたc M U Tエレメントであって、セル列共通信号電極パッドと共通信号配線間が結線される前のc M U Tエレメントである。c M U T超音波振動子90は、円形開口形状の静電容量型超音波振動子である。c M U T超音波振動子90は、セル群92(92a-1, 92a-2, 92a-3, 92a-4, 92a-5, 92b-1, 92b-2, 92b-3, 92b-4, 92b-5, ...等)が略同心円状に配設されている。

10

【0117】

ここで、本実施形態ではセル列は、径方向に存在する。例えば、セル列91aは、円状の端部から中央部に渡って配設されたセル92a-1, 92a-2, 92a-3, 92a-4, 92a-5から構成される。セルは、円周側へ向かうほど、その面積が大きくなっている。セル列91aの最外位置のセル92a-1の近傍に、セル列91aに対応するセル列共通信号電極パッド93aが設けられている。以下では、各セル列91に対応するセル列共通信号電極パッドを93で示す。

【0118】

20

セル列91bは、円状の端部から中央部に渡って配設されたセル92b-1, 92b-2, 92b-3, 92b-4, 92b-5から構成される。セル列91bの最外位置のセル92b-1の近傍に、セル列91bに対応するセル列共通信号電極パッド93bが設けられている。ここで、セル列91bの92b-3は、不良セルであるとする。

【0119】

その他のセル列は、セル列91aと同様に正常なセル群である。また、これらのセル列は、円形状の共通信号配線94により囲まれている。c M U Tエレメント90の四隅には共通接地電極パッド95が設けられている。共通接地電極パッド95は上部電極(接地側電極)と導通している電極パッドである。

【0120】

30

この場合、不良セルチェックは、セル列単位で行う。まず、セル列共通信号電極パッド93と共通接地電極パッド95間に電圧を印加して、図1で説明したように、不良セルチェック(静電容量と誘電損失の測定、直流抵抗の測定、非接触赤外線温度検査、電子ビームを用いた画像検査法等)を行う。

【0121】

図10は、本実施形態におけるセル列共通信号電極パッドと共通信号配線間が結線された後のc M U Tエレメントの一例を示す。同図は、図9で示した不良なセル列以外についてセル列共通信号電極パッドと共通信号配線とを結線したものである。

【0122】

不良セルチェックの結果、セル列(すなわち、セル列を構成する全てのセル)が正常であるなら、そのセル列に対応するセル列共通信号電極パッド93と共通信号配線94とを結線するために、セル列-共通信号配線間結合電極100を付与する。例えば、セル列91a内のセル92a-1, 92a-2, 92a-3, 92a-4, 92a-5は全て正常であるため、セル列としても問題ない。よって、セル列-共通信号配線間結合電極100により、セル列91aに対応するセル列共通信号電極パッド93aと共通信号配線94とを結線する。

40

【0123】

一方、不良セルチェックの結果、セル列(すなわち、セル列を構成する全てのセル)が異常であるなら、そのセル列に対応するセル列共通信号電極パッドと共通信号配線94とは結線しない。例えば、セル列91b内のセル92b-3は異常(不良セル)であるため

50

、セル列としても問題がある。よって、セル列 9 1 b に対応するセル列共通信号電極パッド 9 3 b と共通信号配線 9 4 とは、未結線とする。その他のセル列は、セル列 9 1 a と同様に正常であるので、セル列 - 共通信号配線間結合電極 1 0 0 により、各セル列に対応するセル列共通信号電極パッドと共通信号配線とが結線されている。

【 0 1 2 4 】

図 1 1 は、本実施形態におけるセル列共通信号電極パッドと共通信号配線間が結線される前の c M U T エレメントの別の一例を示す。尚、後で述べる図 1 4 も同様であるが、本実施の形態は最終的に 2 端子構造の c M U T 振動子を形成することが目的であり、エレメントという表現は、そのまま振動子という表現に置き換えても良い。

【 0 1 2 5 】

c M U T チップ 1 1 0 は、まず、円形が 8 等分された 8 つの領域から構成されている。これらの 8 つの領域は、境界領域 1 1 2 により隔てられている。そして、その 8 つの領域それぞれは、さらに 3 つの領域 1 1 1 , 領域 1 1 6 , 領域 1 1 8 から構成されている (同図では、境界線 1 1 7 により、径方向の振動子セル群の分割された領域を示している) 。これら 3 つの各領域 1 1 1 , 1 1 6 , 1 1 8 はそれぞれ、振動子セル群 A , 振動子セル群 B , 振動子セル群 C である。よって、全体としては、2 4 の振動子セル群がある。

【 0 1 2 6 】

1 1 3 は、振動子セル群 A (1 1 1) の共通信号配線である。1 1 4 は、振動子セル群 B (1 1 6) の共通信号配線である。1 1 9 は、振動子セル群 C (1 1 8) の共通信号配線である。

【 0 1 2 7 】

1 2 2 は、振動子セル群 A (1 1 1) の共通信号電極パッドである。1 2 1 は、振動子セル群 B の共通信号電極パッドである。1 2 0 は、振動子セル群 C (1 1 9) の共通信号電極パッドである。

【 0 1 2 8 】

共通信号電極パッド 1 2 2 と共通信号配線 1 1 3 とは電氣的に導通している。共通信号電極パッド 1 2 1 と共通信号配線 1 1 4 とは電氣的に導通している。共通信号電極パッド 1 2 0 と共通信号配線 1 1 9 とは電氣的に導通している。

【 0 1 2 9 】

このように、各振動子セル群の共通信号配線は、対応する共通信号電極パッド 1 2 2 と電氣的に導通している。なお、共通信号配線と共通信号電極パッドと接続する配線は、下部電極と導通しているものであり、シリコン基板内に埋没しており、実際は外部より視認できない (図 1 1 では、メンブレン表面にあるように描かれているが、これは説明の便宜のためである。) 。

【 0 1 3 0 】

1 2 3 は、結線共通パッドであり、図 6 の共通信号配線 4 6 に対応するものである。c M U T チップ 1 1 0 の四隅には共通接地電極パッド 1 2 4 が設けられている。共通接地電極パッド 1 2 4 は上部電極 (接地側電極) と導通している電極パッドである。

【 0 1 3 1 】

図 1 2 は、図 1 1 の振動子セル群の一部の領域 1 1 5 の断面の模式図を示す。振動子セル群 1 1 5 は、シリコン基板 1 3 1、下部電極 1 3 2、メンブレン支持部 1 3 3、メンブレン 1 3 4 (上部電極 1 3 6 を含む)、下部電極連結部 1 3 5 から構成される。

【 0 1 3 2 】

下部電極連結部 1 3 5 は、下部電極 1 3 6 同士を電氣的に接続する。それ以外の構成は、図 8 で説明したものと基本的は同様である。なお、同図の右端の部分は、共通信号電極パッド 1 2 0 , 1 2 1 , 1 2 2 の断面である。

【 0 1 3 3 】

図 1 3 は、図 1 2 の詳細な構成を示す。本実施形態における c M U T は、基板 (S i , ガラス) 1 4 5、第 1 絶縁層 (S i N) 1 4 6、第 2 絶縁層 (T a ₂ O ₅) 1 4 7、第 3 絶縁層 (S i N) 1 4 8、保護膜 (S i N) 1 4 9、下部電極 (T a) 1 4 2、第 1 電極 1

10

20

30

40

50

4 4、コンタクトヴィアホール 1 4 3、上部電極 (A 1) 1 5 0、共通信号電極パッド 1 5 1 から構成されている。共通信号電極パッド 1 5 1 は、共通信号電極パッド 1 2 0 , 1 2 1 , 1 2 2 に対応するものである。

【 0 1 3 4 】

基板 (S i , ガラス) 1 4 5 の上面に第 1 電極 1 4 4 が形成されている。第 1 電極 1 4 4 の上面には、第 1 絶縁層 1 4 6 が形成されている。第 1 絶縁層 1 4 6 の上面には、下部電極 1 4 2 が形成されている。下部電極 1 4 2 の上面には、第 2 絶縁層 1 4 7 が形成されている。第 2 絶縁層 1 4 7 の上面には、第 3 絶縁層 1 4 8 が形成されている。

【 0 1 3 5 】

第 3 絶縁層 1 4 8 にはキャビティ (空隙部) 1 4 1 が形成されている。第 3 絶縁層 1 4 8 の上面には、上部電極 1 5 0 が形成されている。上部電極 1 5 0 の上面には、保護膜 1 4 9 が形成されている。

【 0 1 3 6 】

メンブレン 1 4 0 は、第 3 絶縁層 1 4 8、上部電極 1 5 0、保護膜 1 4 9 より構成されている。同図の c M U T の右端には保護膜 1 4 9 を貫通した共通信号電極パッド 1 5 1 が設けられている。共通信号電極パッド 1 5 1 の底部は第 2 電極層 1 5 2 が形成されている。第 2 電極層 1 5 2 と第 1 電極 1 4 4 とはコンタクトヴィアホール 1 4 3 で導通している。また、下部電極 1 4 2 第 1 電極 1 4 4 とはコンタクトヴィアホール 1 4 3 で導通している。

【 0 1 3 7 】

以下に、この図 1 1 の c M U T について不良セルチェックの手順についての説明を行う。この場合、不良セルチェックは、振動子セル群単位 (例えば、振動子セル群 A , 振動子セル群 B , 振動子セル群 C) で行う。まず、共通信号電極パッド (1 2 0、1 2 1、または 1 2 2) と共通接地電極パッド 1 2 4 間に電圧を印加して、第 1 の実施形態と同様に不良セルチェックを行う。

【 0 1 3 8 】

図 1 4 は、本実施形態におけるセル列共通信号電極パッドと共通信号配線間が結線された後の c M U T エレメントの一例を示す。同図は、図 1 2 における不良なセル列以外についてセル列共通信号電極パッドと共通信号配線とを結線したものである。

【 0 1 3 9 】

共通信号配線 1 1 3 , 1 1 4 , 1 1 9 は、振動子セル群 A , B , C 単位に設けられているものなので、各振動子セル群内の一部に不良セルがある場合、その一部のみ共通信号配線と接続しないようにすることはできず、その振動子セル群ごと共通信号配線と接続しないようにする必要がある。このことが、不良セルチェックを振動子セル群単位で行う理由である。よって、振動子セル群内の一部に不良セルがある場合、振動子セル群自体を不良として取り扱う。

【 0 1 4 0 】

例えば、振動子セル群 B (1 1 6 b) 内の一部のセル 1 6 3 が不良セルの場合、振動子セル群 B (1 1 6 b) が不良となる。よって、この振動子セル群 B (1 1 6 b) の共通信号電極パッド 1 2 1 b と結線共通パッド 1 2 3 とは結線されない (1 6 2 の破線は、共通信号電極パッド 1 2 1 b と結線共通パッド 1 2 3 とが結線されてない様子を示す) 。

【 0 1 4 1 】

一方、振動子セル群 C (1 1 8 a) 内には不良セルが存在しないので、共通信号電極パッド間結合電極 1 6 1 により、この振動子セル群 C (1 1 6 a) の共通信号電極パッド 1 2 0 a と結線共通パッド 1 2 3 とを結線する。

【 0 1 4 2 】

また、共通信号配線と信号入出力電極パッド間を結線するかどうかは、異常発生状況の確認チェックをしてから決めるが、このチェックはプロセスチェックなので、接地電極パッドと信号入出力電極パッドが一方の面または両面にあることにより、このチェックが容易になる。また、本実施形態の不良セルチェックを用いることにより、様々な形態の c M

10

20

30

40

50

UTに用いることができる。

【0143】

<第3の実施形態>

第1及び第2の実施形態では、例えば図6において共通信号配線46とセル列信号入出力パッド50とが結線される前に、セル列がショート等の不具合が生じていないかどうかを検出した。しかし、本実施形態では、共通信号配線46とセル列信号入出力パッド50とが既に結線されている状態で、不具合が生じていないかどうかを検出する。

【0144】

図15は、本実施形態におけるcMUTエレメントの不良セルチェックの概念図である。まず、cMUTエレメントの完成前のプロセスで、セルを形成し、セル（またはセル群）毎に信号入出力電極パッドを設け、全ての信号入出力電極パッドを共通信号配線に接続する（S11）。

10

【0145】

S11は、図1において不良セルチェック（S11，S12）をしないで、セル - 共通信号配線間結合電極310により全てのセルの信号入出力電極パッド307を共通信号配線308と結合させた状態である。

【0146】

次に、各セル（またはセル群）毎に不良セルチェックを行う（S12，S13）。本実施形態の不良セルチェックでは、共通信号配線308に全セルの信号入出力電極パッド307が結線された状態で、いずれかのセルに短絡等の不具合が生じていないかどうかを検出する。

20

【0147】

本実施形態では、図1で説明した不良セルチェックの方法のうち、非接触赤外線温度検査、電子ビームを用いた画像検査法が有効である。例えば、非接触赤外線温度検査による不良セルチェックの場合、まず、上部電極301と下部電極306間に電圧を作用させるため、共通信号配線308と共通接地電極パッド304間に電圧を加える（S2）。このとき、上部電極301と下部電極306間で短絡している箇所があれば電圧を加えると、その短絡部分が発熱したり、光ったりする。

【0148】

よって、共通信号配線308と共通接地電極パッド304間に電圧を加えて、顕微機能を有す赤外線センサ（例えば、サーモビューア）を用いて、エレメント上で発熱したり発光したりしている箇所を観察することにより、不良セルを検出することができる（S13）。

30

【0149】

また、電子ビームを用いた画像検査法による不良セルチェックの場合は、例えば、共通信号配線308と共通接地電極パッド304間に所定の電位をかけておき、EBIC法により検出すると、得られた電子画像において短絡した箇所のみ異なる輝度をもち、不良箇所を検出することができる。

【0150】

不良セルチェックの結果、不良セルが検出された場合（短絡したセルの部分は弱いが発光する）には、レーザーカッター等の手段を用いて、その光ったセルに対応するセル - 共通信号配線間結合電極310のみを断線する。

40

【0151】

このように、この光は、顕微鏡で観測できるので、顕微鏡系を使用するレーザーカッターには適用しやすい。また、電流が流れると、短絡箇所は発熱するので、温度あるいは赤外線でも不良セルを検出することができる。

【0152】

図16は、本実施形態におけるcMUTエレメント上の全ての共通信号配線46とセル列 - 共通信号配線間結合電極45とが既に結線されている状態を示す。同図は、図6の共通信号配線46とすべてのセル列信号入出力パッド50をセル列 - 共通信号配線間結合電

50

極４５で結線した状態である。この状態で、シリコン基板に所定の電位をかけておき、ＥＢＩＣ法で検出すると、短絡した箇所のみ異なる輝度を持ち、不良箇所を検出することができる。

【０１５３】

図１７は、本実施形態における不良セル列のセル列－共通信号配線間結合電極４５を断線した状態を示す。同図では、不良セルチェックにより、不良セル１７０が検出されたので、レーザーカッターを用いて、そのセル列１７１に対応するセル列－共通信号配線間結合電極４５を断線した状態である。

【０１５４】

なお、本実施形態における不良セルチェックは、第１及び第２の実施形態で用いたｃＭＵＴ（セル、セル群、エレメント）全てについて適用することができる。

このように、本発明によれば、共通の配線に接続するための結線を形成する工程は、チェック用電極パッドを経て集積セル群をチェックする工程の後に実施される。

【０１５５】

以上より、共通信号配線４６とセル列信号入出力パッド５０とが既に結線されている状態で、不具合が生じていないかどうかを検出することができるので、ｃＭＵＴの製造プロセス上の自由度が高まる。また、第１の実施形態の不良チェックと併用することもでき、さらなる品質の向上を期待できる。

【０１５６】

< 第４の実施形態 >

振動子エレメントは駆動制御単位であるので、第１～第３の実施形態におけるｃＭＵＴで、不良エレメントに関わる接続を回避した場合、その不良エレメントから超音波受信信号が超音波観測装置に送信されないため、その超音波受信信号に対応する超音波画像が得られない。そこで、本実施形態では、その欠損した超音波受信信号の代わりに、擬似信号を用いて、その欠損した超音波受信信号を内挿補間する。

【０１５７】

図１８は、本実施形態における振動子エレメントから出力される超音波受信信号のうち欠損した超音波受信信号を補間する補間信号処理回路を備える体腔内超音波診断装置の模式図を示す。体腔内超音波診断装置は、ｃＭＵＴエレメント２０１、パルス発生装置２０２、チャージアンプ２０３、Ａ／Ｄ変換回路２０４、擬似信号生成部２０５、画像構築部２０７を含んでいる。

【０１５８】

パルス発生装置２０２、チャージアンプ２０３、Ａ／Ｄ変換回路２０４は、各ｃＭＵＴエレメントに設けられるものである。パルス発生装置２０２及びチャージアンプ２０３は、ｃＭＵＴエレメント２０１の直近、好ましくはｃＭＵＴエレメント２０１を形成したシリコン基板上または内部に集積される。Ａ／Ｄ変換回路２０４もｃＭＵＴエレメント２０１の直近、好ましくはｃＭＵＴエレメントを形成したシリコン基板上に形成されるが、これに限定されず、観測装置側にあってもよい。

【０１５９】

擬似信号生成部２０５は、観測装置側の信号処理部（不図示）の構成要素の１つである。擬似信号生成部２０５は、位置検出部２０５ａとデータ補完処理部２０５ｂを有する。信号処理部では、入力された電気信号電気信号について各種信号処理を行って超音波断層画像用の映像信号を生成するが、本実施形態の擬似信号生成部２０５はその信号処理の１つである。信号処理部では、擬似信号生成部２０５での処理を含め各種信号処理がされ、画像構築部２０７で超音波断層画像信号が構築される。その超音波断層画像信号は、モニタ２０８に出力され、超音波断層画像が表示される。

【０１６０】

同図において、ｎ個のｃＭＵＴエレメント２０１が設けられている。パルス発生装置２０２は、ｃＭＵＴエレメント２０１を駆動させるための電気信号を発生させるためのパルサー回路である。ｃＭＵＴエレメント２０１により受信された超音波受信信号は、チャー

10

20

30

40

50

ジアンブ 203 に出力される。

【0161】

チャージアンブ 203 では、インピーダンス変換を行う機能（高インピーダンス 低インピーダンスへ変換する）、c M U T エlement 201 の電極表面の電荷の検出を行う機能、及びアンブとしての機能を備えている。電荷の検出を行う機能とは、c M U T エlement 201 はエコー信号を受信すると、エコー信号の強度に応じてメンブレンが振動し、その振動に応じた上部電極上の電荷の変動が起こるので、その電荷を検出する機能をいう。

【0162】

チャージアンブ 203 より出力された超音波受信信号は、A / D 変換回路 204 によりアナログ信号からデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された超音波受信信号は、擬似信号生成部 205 に入力される。

10

【0163】

擬似信号生成部 205 において、位置検出部 205 a は各 c M U T エlement 201 からの超音波受信信号を受信する。この位置検出部 205 a では、信号を一時的に記憶する記憶機能と、受信した超音波受信信号（または受信できなかった超音波受信信号）に対応する c M U T の位置を検出する位置検出機能を備える。

【0164】

位置検出部 205 a の記憶機能について説明する。走査のため各 c M U T エlement 201 から出力される超音波受信信号の出力タイミングには時間差があるが、データ補完処理部 205 で補間処理計算をするためには、同じタイミングで走査されたときの超音波信号間の補間データを生成する必要がある。そのために、各 c M U T エlement 201 から出力される超音波受信信号を一時的に記憶して、時相が揃った形で一斉に補完演算処理をする必要がある。そのために、位置検出部 205 a では、超音波受信信号の時相が揃うまで、一時的に超音波受信信号を格納しておく。

20

【0165】

また、位置検出部 205 a の位置検出機能について説明する。図 4 で説明した信号線と c M U T エlement は 1 : 1 で接続されており、その信号線を伝送した超音波受信信号がどの c M U T エlement に対応するかを特定することができる。

【0166】

したがって、超音波受信信号が入力されない信号線がある場合には、その信号線に対応する c M U T を判断することができる。そして、データ補完処理部 205 では、予め c M U T エlement の位置情報（例えば、超音波振動子にマトリクス状に振動子エlement が配列されている場合、その座標）が記憶されている。よって、その特定した c M U T エlement の位置情報を取得することができる。

30

【0167】

この位置検出機能により、位置検出部 205 a は、各超音波受信信号に対応する c M U T エlement 201 の位置情報を認識することができる。したがって、各超音波受信信号に対応する c M U T エlement の隣接関係も認識することができる。

【0168】

また、逆に、超音波受信信号が入力されなかった場合には、その本来入力されるべき超音波受信信号に対応する c M U T エlement の位置を特定することができる。よって、これにより、不良エlement の位置を特定できる。

40

【0169】

位置検出部 205 a から出力された超音波受信信号は、データ補完処理部 205 b に入力される。データ補完処理部 205 b では、この超音波受信信号うち不良エlement のため欠損した超音波受信信号について、データの補間処理を行い、補間処理された超音波受信信号 206 を出力する。

【0170】

図 19 は、本実施形態におけるデータ補完処理部 205 b の機能を説明するための図で

50

ある。上記の通り、各 c M U T エlement 2 0 1 からそれぞれ、超音波受信信号 S_1 , \dots , S_{i-2} , S_{i-1} , S_i , S_{i+1} , S_{i+2} , \dots , S_n が出力される。ここで、本実施形態では、 i 番目の c M U T 2 0 1 が不良とする。そうすると、この場合、 i 番目の c M U T エlement 2 0 1 から出力されない。

【0171】

データ補完処理部 2 0 5 b は、各 c M U T エlement 2 0 1 からの超音波受信信号を受信し、受信した信号をそのまま出力する。同図では、受信した超音波受信信号 S_1 , \dots , S_{i-2} , S_{i-1} , S_{i+1} , S_{i+2} , \dots , S_n は、そのまま出力される。

【0172】

しかしながら、 i 番目の c M U T エlement 2 0 1 から出力されるべき超音波信号 S_i に関しては、 i 番目の c M U T エlement 2 0 1 が不良 Element であることから、データ補完処理部 2 0 5 b に入力されず、欠損している。そこで、データ補完処理部 2 0 5 b は、補間処理をして欠損した超音波信号 S_i に対応する擬似信号を生成する。

10

【0173】

図 2 0 は、本実施形態におけるデータ補完処理部 2 0 5 b の補間処理計算を説明するための図である。横軸は、1 番目から n 番目までの c M U T エlement 2 0 1 を示す。縦軸は、データ補完処理部 2 0 5 b に入力された超音波受信信号の電圧であって、その c M U T エlement 2 0 1 に対応する超音波受信信号の電圧を示す。

【0174】

i 番目の c M U T エlement 2 0 1 を除き、1 番目から n 番目までの c M U T エlement 2 0 1 に対応する超音波受信信号がデータ補完処理部 2 0 5 b に入力されている。そこで、データ補完処理部 2 0 5 b では、補間により i 番目の c M U T エlement 2 0 1 から出力されるべき超音波受信信号に対応する擬似信号を生成する。

20

【0175】

補間の方法としては、例えば、平均を用いる手法がある。図 2 0 の場合、欠損した超音波受信信号 S_i の両側の信号 S_{i-1} , S_{i+1} の平均を求める。そうすると、擬似信号 2 1 0 が得られる。

【0176】

また、さらに擬似信号の精度を向上させるために、例えば、L a g r a n g e 補間、N e w t o n 補間、S i m p s o n 補間、最小二乗法等の補間方法を用いても良い。そうすると、擬似信号 2 1 1 が得られる。

30

【0177】

このように、本発明によれば、異常振動子 Element の位置を検出する検出手段と、その位置に擬似振動子 Element を生じさせる手段と、擬似振動子 Element からの疑似情報を用いて超音波診断像を構築する手段を有する。

【0178】

その疑似情報は、異常振動子 Element の位置の周囲に隣接する正常振動子 Element からの情報を平均して得られる情報である。また、その疑似情報は、異常振動子 Element の位置の周囲に最隣接する正常振動子 Element からの情報と次隣接する正常振動子 Element からの情報を内挿して得られる情報であってもよい。

40

【0179】

また、擬似信号を生成する手段として、補間（内挿）処理だけでなく、補外（外挿）処理を行ってもよい。

また、以上の様な受信信号に着目した擬似信号発生ではなく、超音波診断画像を一時的に描出し、輝度が異常な領域を画像処理によって検出し、画像処理で輝度補正をするという方法でも構わない。

【0180】

以上より、不良 Element に対応する箇所の超音波受信信号が得られなくても、その超音波受信信号を補完して超音波診断画像を生成することができるので、超音波診断画像の画質の低下を極力抑えることができる。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 1 8 1 】

【図 1】第 1 の実施形態における c M U T エLEMENT の不良セルチェックの概念図である。

【図 2】第 1 の実施形態における体腔内超音波診断装置のシステム構成を示す。

【図 3】第 1 の実施形態におけるアレイ型超音波スコープの先端部の構造を示す。

【図 4】第 1 の実施形態における c M U T アレイ型超音波振動子の外観を示す。

【図 5】第 1 の実施形態における c M U T アレイ型超音波振動子の拡大図を示す。

【図 6】図 5 の c M U T エLEMENT 4 2 の拡大図（共通信号配線 4 6 とセル列 - 共通信号配線間結合電極 4 5 とが結線される前）を示す。

10

【図 7】不良セルチェック後の c M U T エLEMENT 4 2 を示す。

【図 8】図 7 の断面図を示す。

【図 9】第 2 の実施形態におけるセル列共通信号電極パッドと共通信号配線間が結線される前の c M U T エLEMENT の一例を示す。

【図 1 0】第 2 の実施形態におけるセル列共通信号電極パッドと共通信号配線間が結線された後の c M U T エLEMENT の一例を示す。

【図 1 1】第 2 の実施形態におけるセル列共通信号電極パッドと共通信号配線間が結線される前の c M U T エLEMENT の別の一例を示す。

【図 1 2】図 1 1 の振動子セル群の一部の領域 1 1 5 の断面の模式図を示す。

【図 1 3】図 1 2 の詳細な構成を示す。

20

【図 1 4】第 2 の実施形態におけるセル列共通信号電極パッドと共通信号配線間が結線された後の c M U T エLEMENT の別の一例を示す。

【図 1 5】第 3 の実施形態における c M U T エLEMENT の不良セルチェックの概念図である。

【図 1 6】第 3 の実施形態における c M U T エLEMENT 上の全ての共通信号配線 4 6 とセル列 - 共通信号配線間結合電極 4 5 とが既に結線されている状態を示す。

【図 1 7】第 3 の実施形態における不良セル列のセル列 - 共通信号配線間結合電極 4 5 を断線した状態を示す。

【図 1 8】第 4 の実施形態における振動子ELEMENT から出力される超音波受信信号のうち欠損した超音波受信信号を補間する補間信号処理回路を備える体腔内超音波診断装置の模式図を示す。

30

【図 1 9】第 4 の実施形態におけるデータ補完処理部の機能を説明するための図である。

【図 2 0】第 4 の実施形態におけるデータ補完処理部 2 0 5 の補間処理計算を説明するための図である。

【符号の説明】

【 0 1 8 2 】

3 0 0 c M U T エLEMENT

3 0 1 上部電極

3 0 2 保護膜

3 0 3 メンブレン

3 0 4 共通接地電極パッド

3 0 5 キャビティ

3 0 6 3 0 6

3 0 7 信号入出力電極パッド

3 0 8 共通信号配線

3 0 9 シリコン基板

3 1 0 セル - 共通信号配線間結合電極

1 超音波内視鏡装置

2 超音波内視鏡

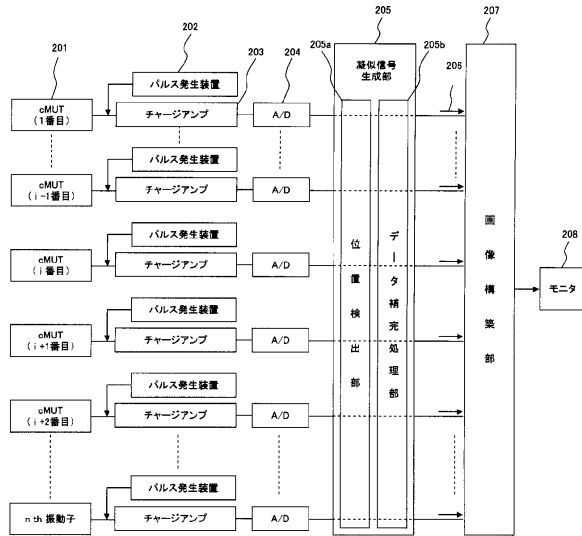
3 内視鏡観察装置

40

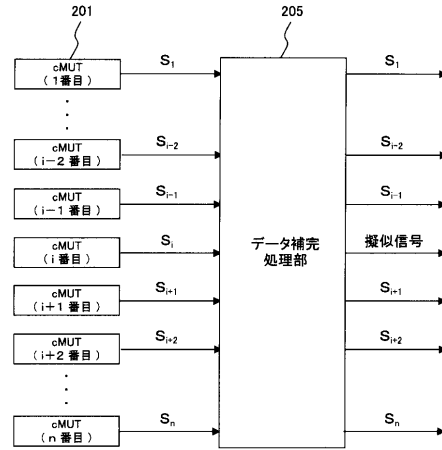
50

4	超音波観測装置	
5	モニタ	
6	先端部	
7	湾曲部	
8	可撓管部	
1 1	挿入部	
1 2	操作部	
1 3	ユニバーサルコード	
1 4	内視鏡コネクタ	
1 4 a	電気コネクタ	10
1 5	超音波ケーブル	
1 6	アングルノブ	
1 7 a	送気・送水ボタン	
1 7 b	吸引ボタン	
1 8	処置具挿入口	
1 9	操作スイッチ	
2 0	内視鏡観察部	
3 0	超音波観察ユニット	
4 1	c M U T	
4 2	c M U T エレメント	20
4 3	エレメント信号入出力電極パッド	
4 4	c M U T セル群	
4 5	セル列 - 共通信号配線間結合電極	
4 6	共通信号配線	
4 7	共通接地電極パッド	
5 0	セル列信号入出力パッド	
5 1 , 5 1 a , 5 1 b , 5 1 c	セル列	
5 2	配線	
5 5	共通接地電極	
6 0 a , 6 0 b , 6 0 c	セル	30
2 0 1	c M U T	
2 0 2	パルス発生装置	
2 0 3	チャージアンプ	
2 0 4	A / D 変換回路	
2 0 5	擬似信号生成部	
2 0 5 a	位置検出部	
2 0 5 b	データ補完処理部	
2 0 7	画像構築部	
2 0 8	モニタ	40

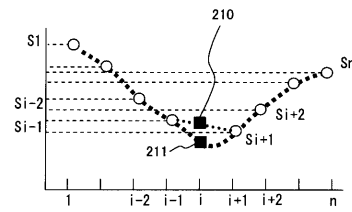
【図 18】



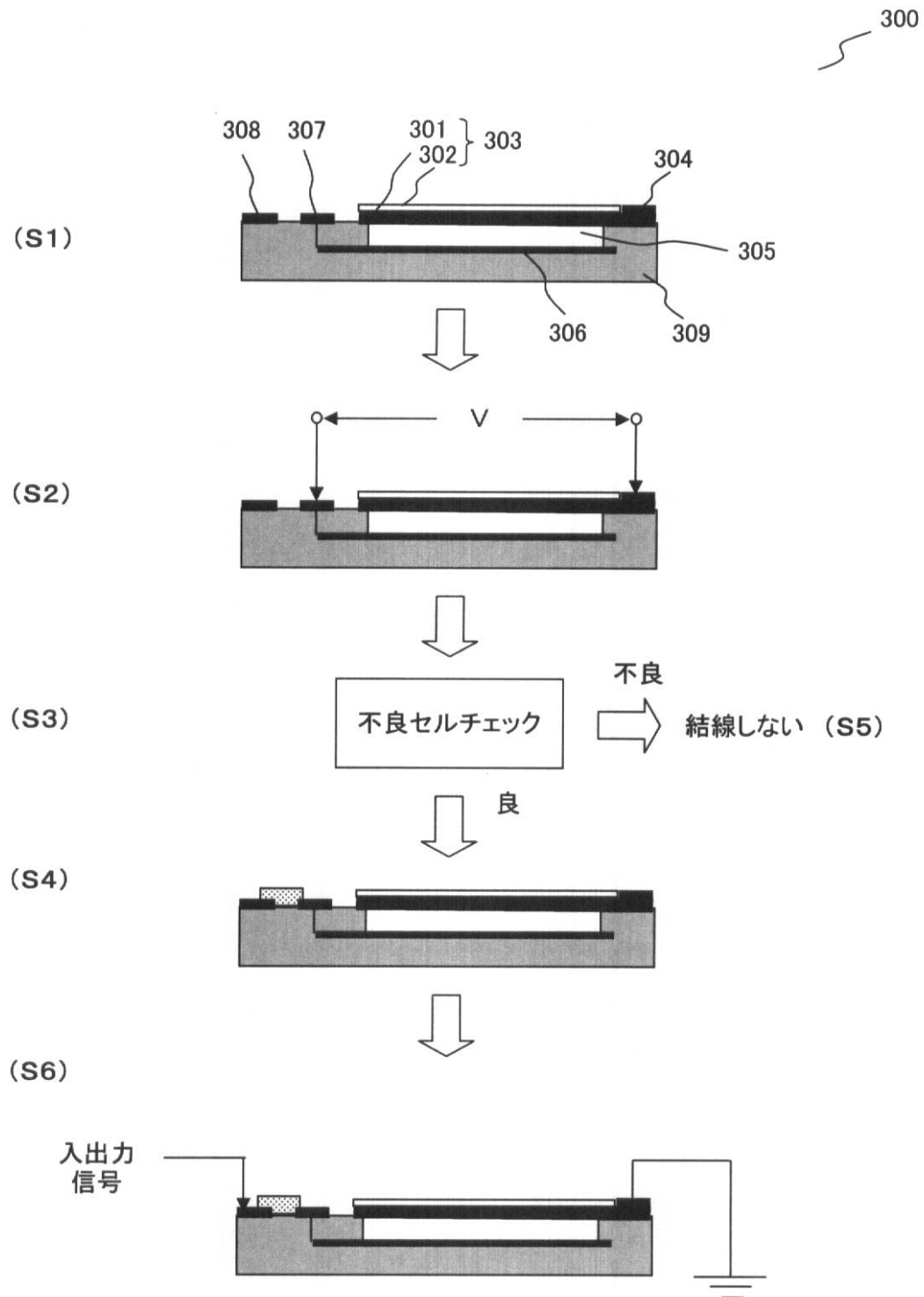
【図 19】



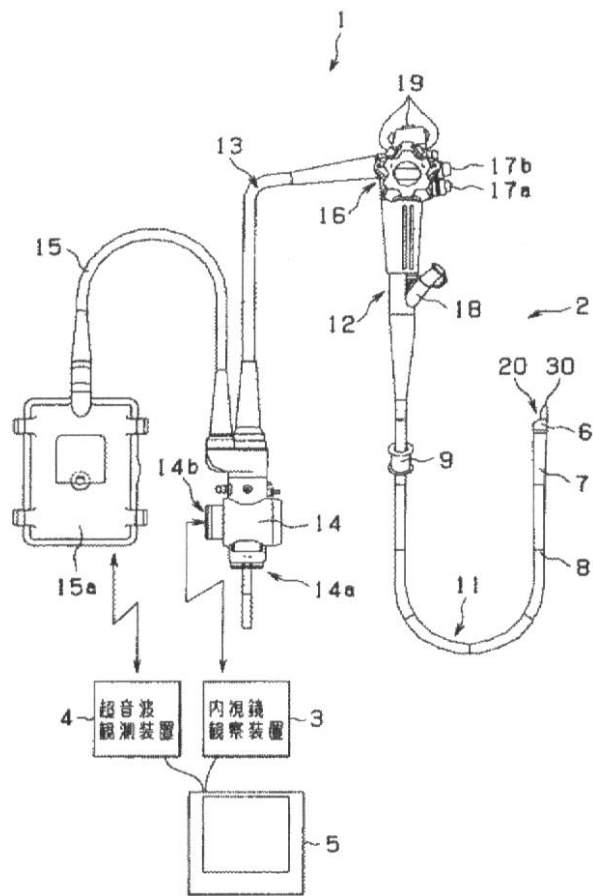
【図 20】



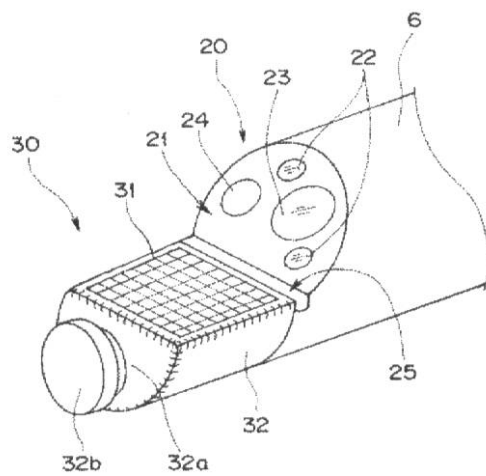
【図 1】



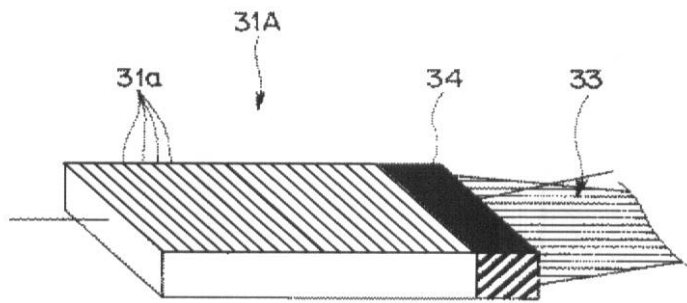
【図2】



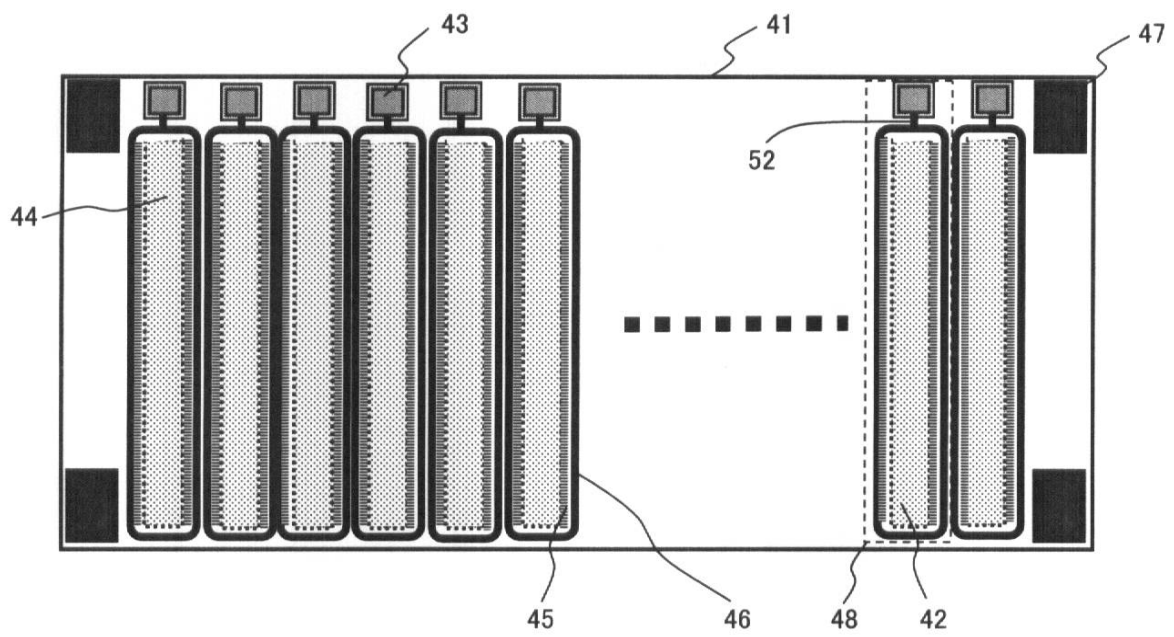
【図3】



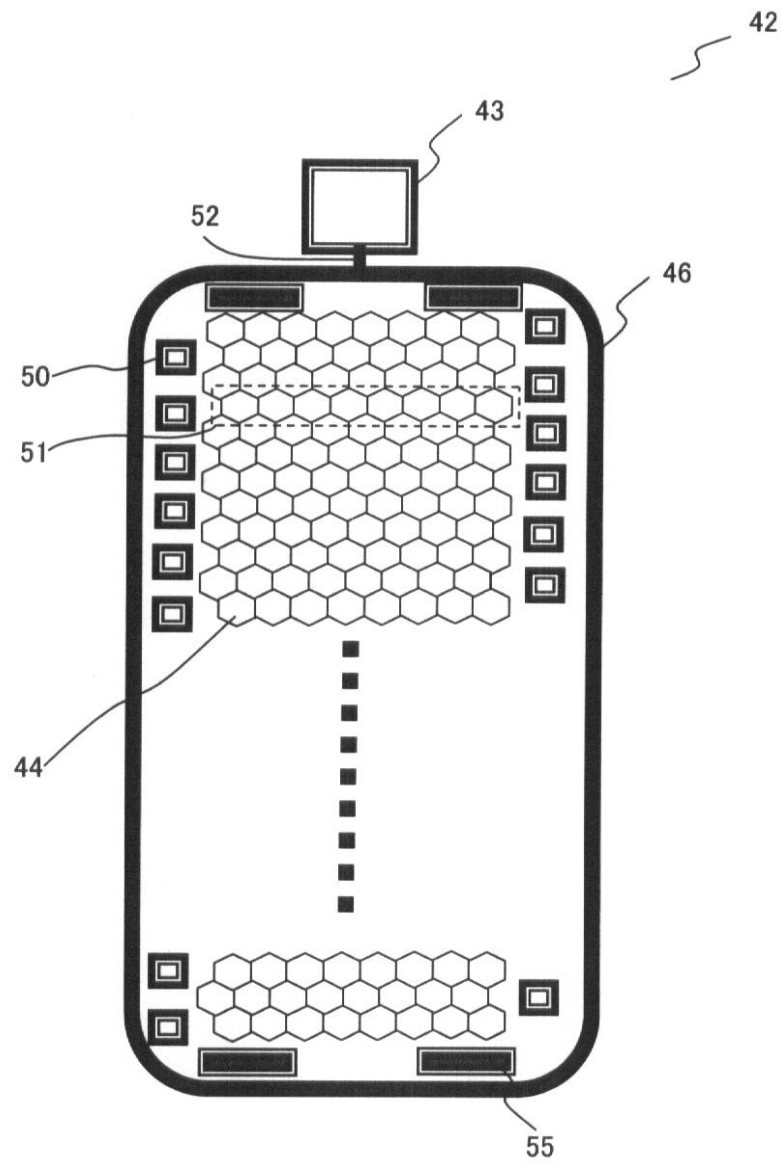
【図4】



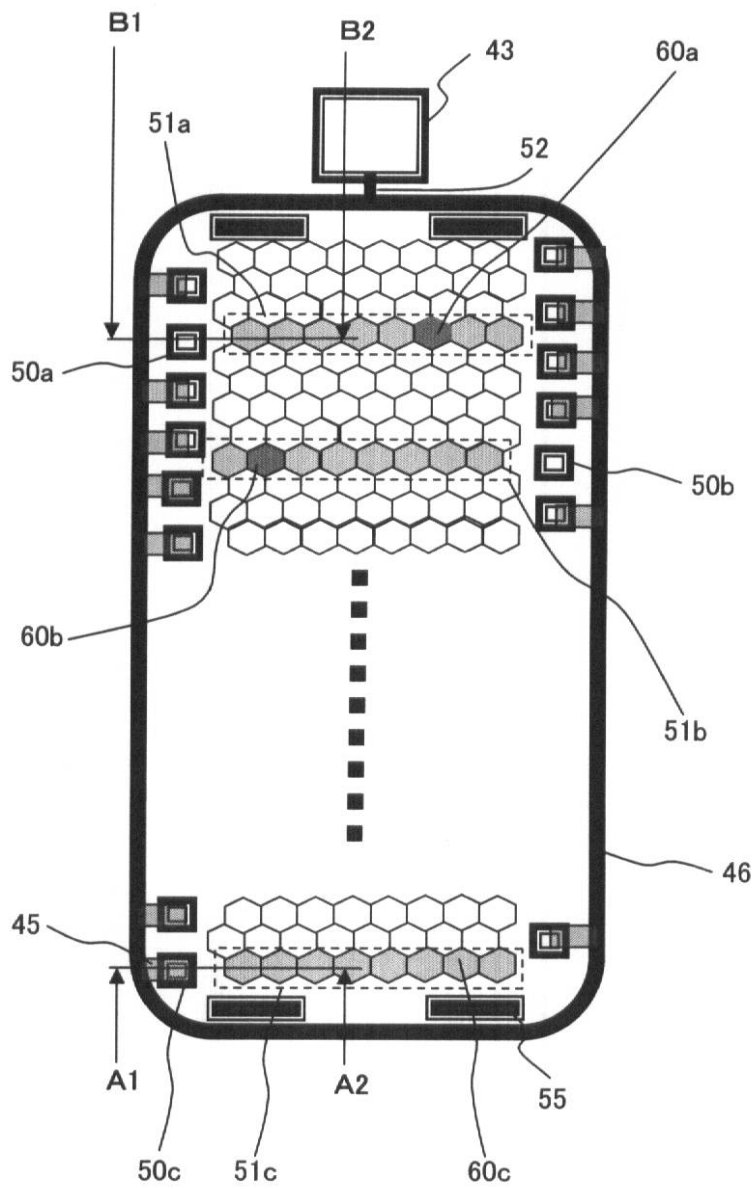
【図5】



【図 6】



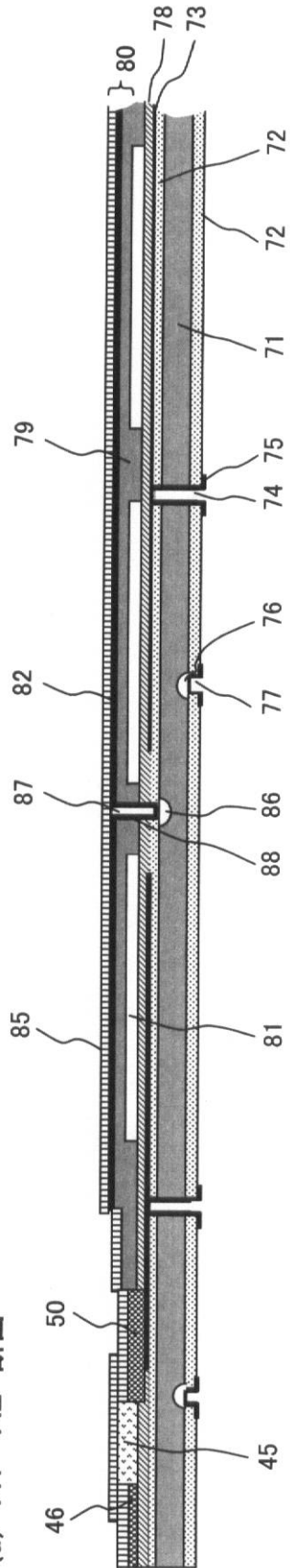
【図7】



【図 8】

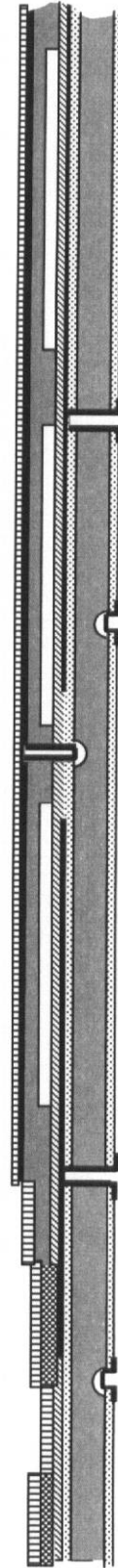
51a

(a) A1-A2 断面

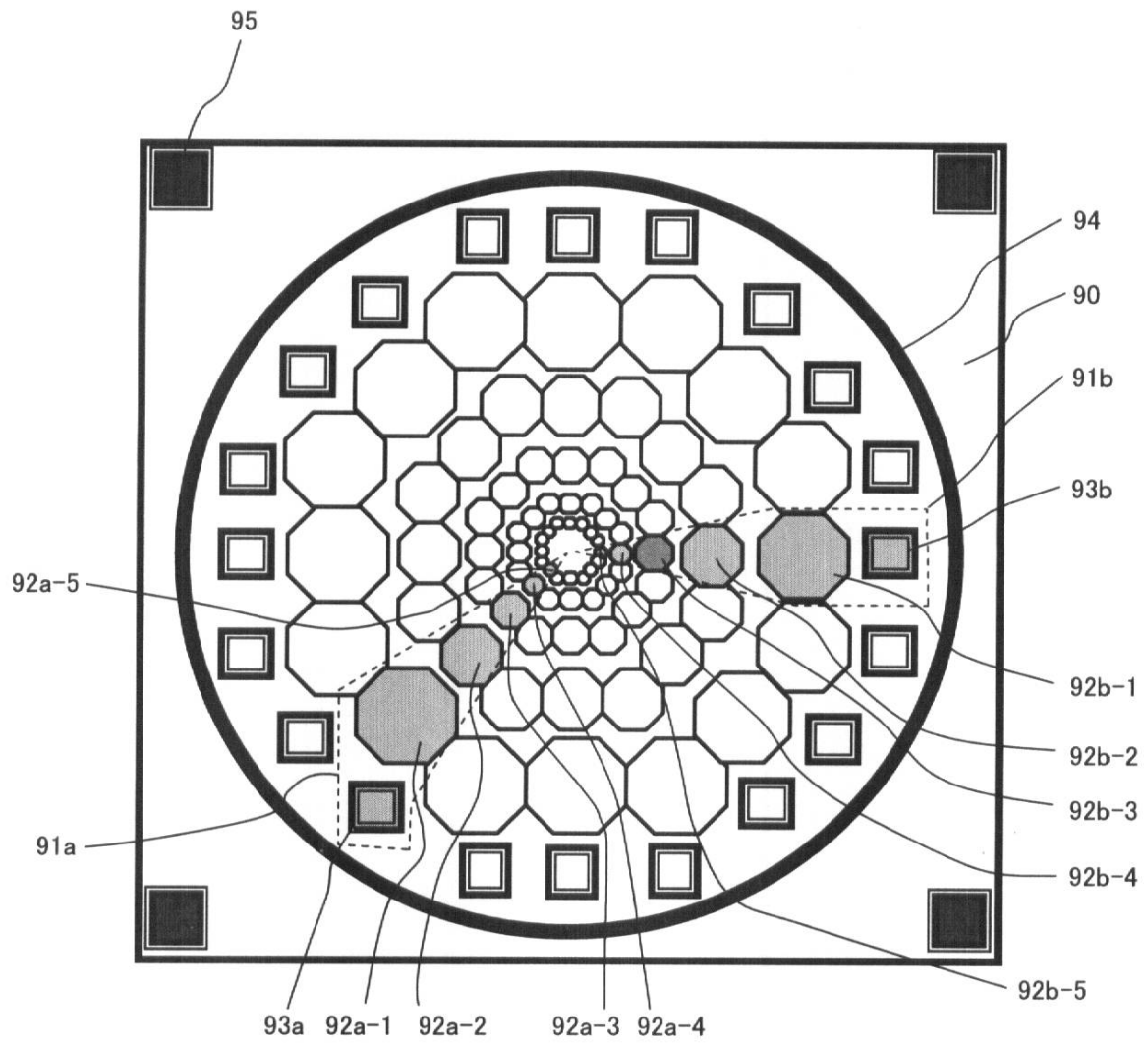


51b

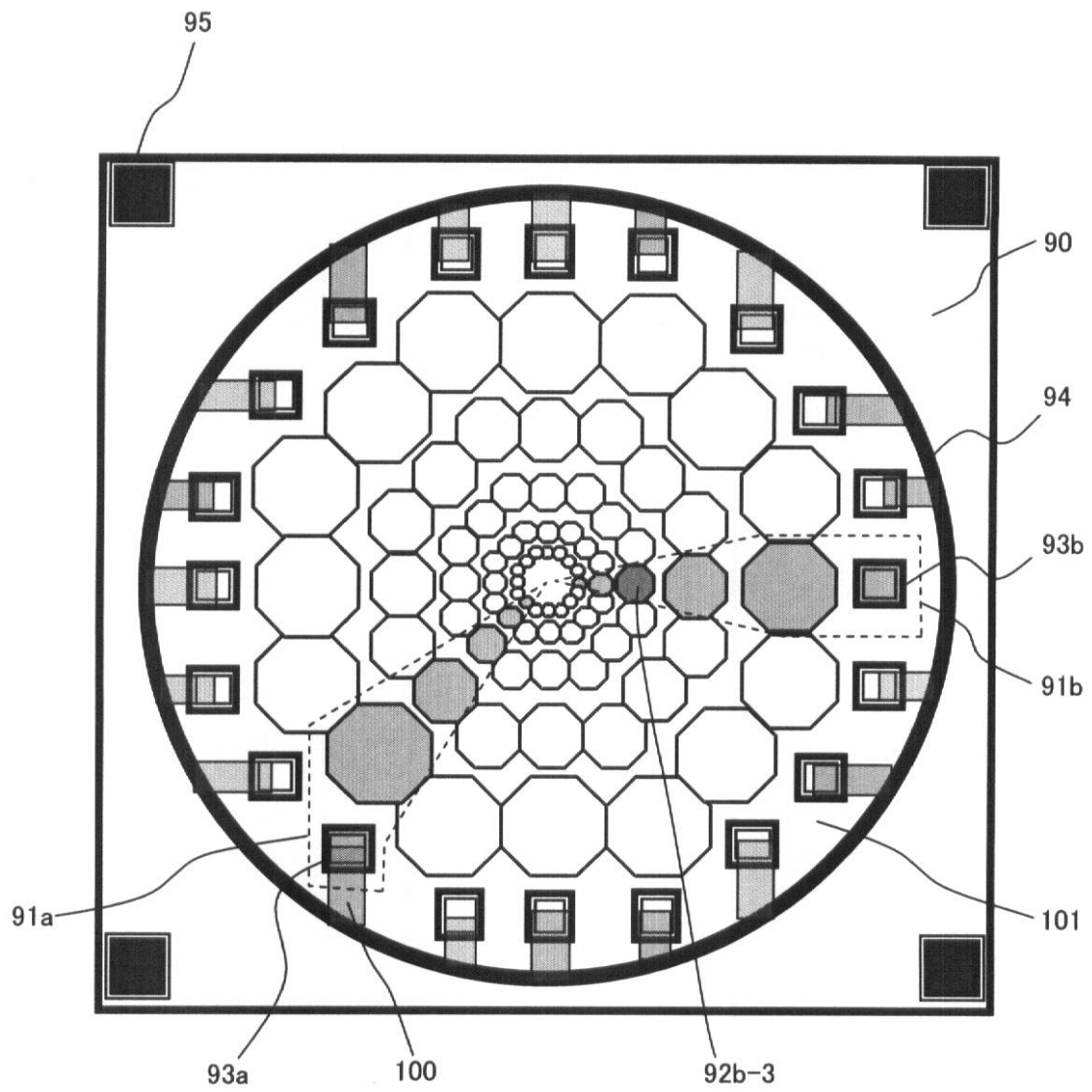
(a) B1-B2 断面



【図 9】

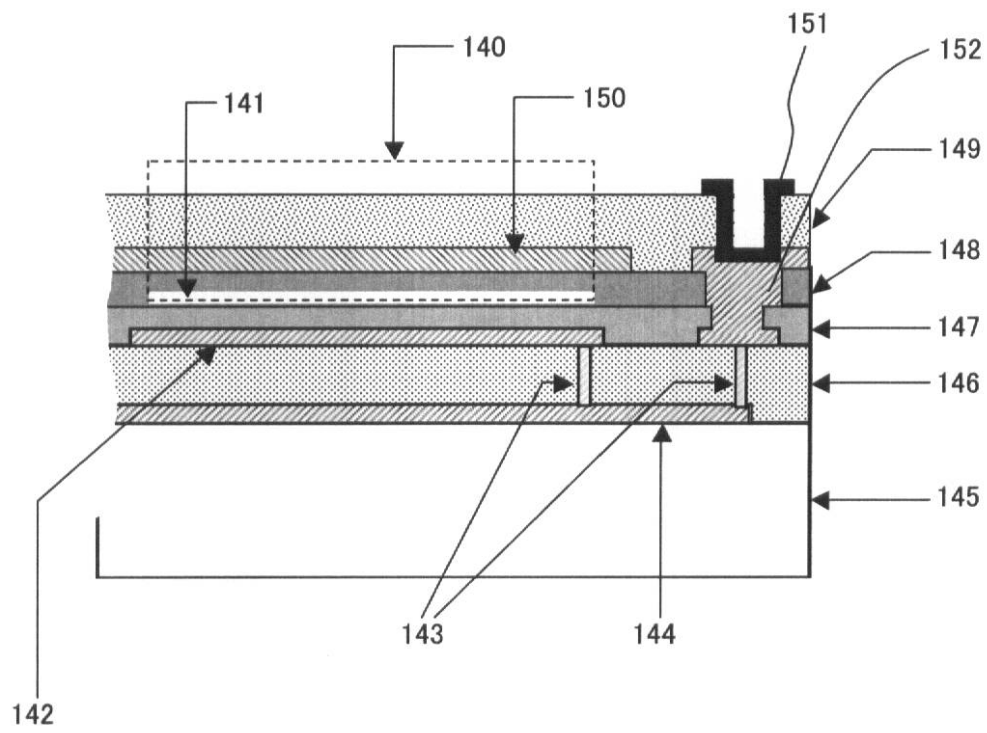


【図10】

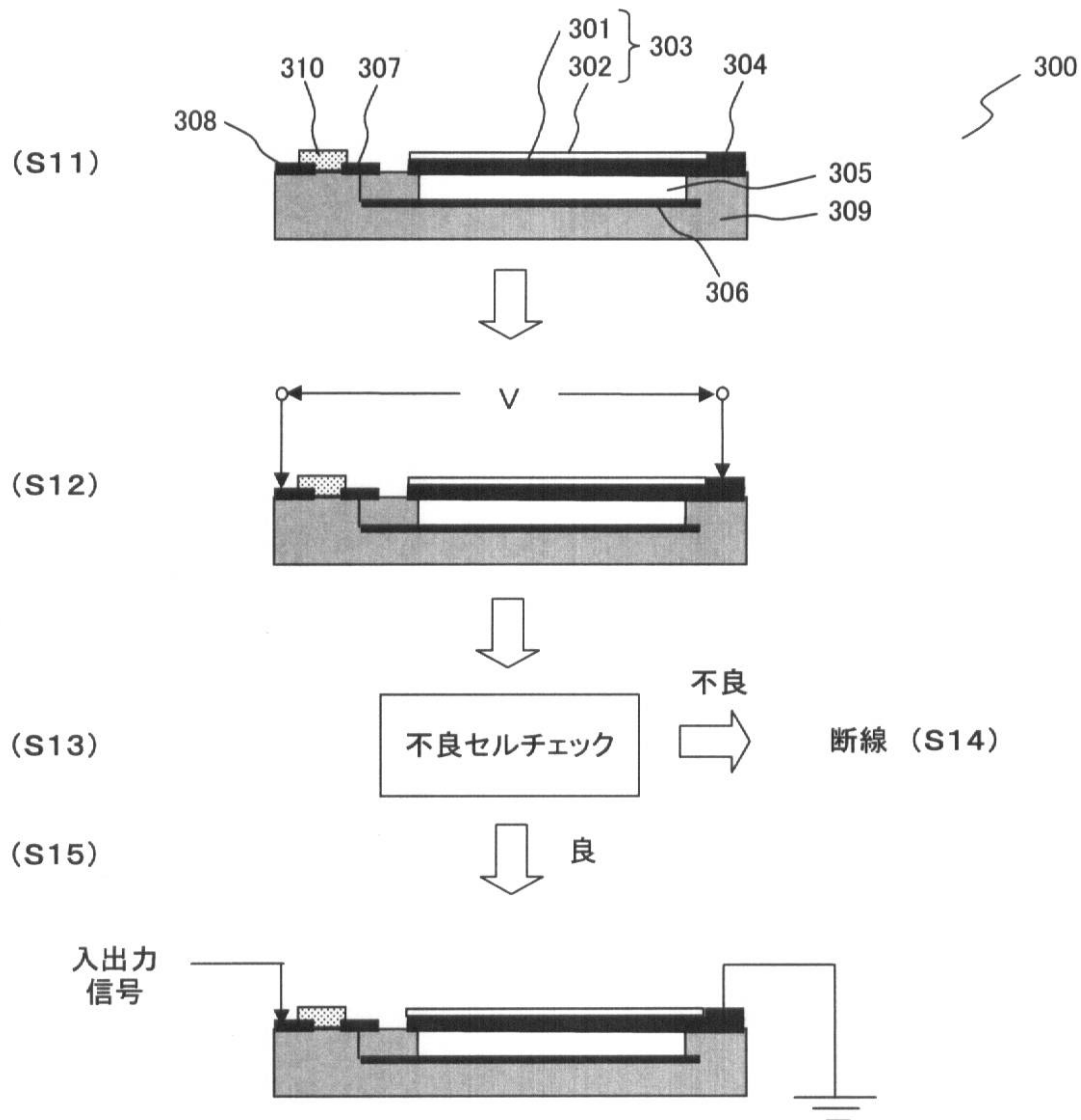


A cross-sectional view of a semiconductor device 115. The device consists of a substrate 131 with a patterned layer 132 on top. A layer 133 is formed over the patterned layer 132, and a layer 136 is formed over the layer 133. A contact structure 120 or 121 or 122 is formed on the layer 133, and a contact pad 134 is formed on the contact structure. A vertical line 135 is shown on the right side of the device.

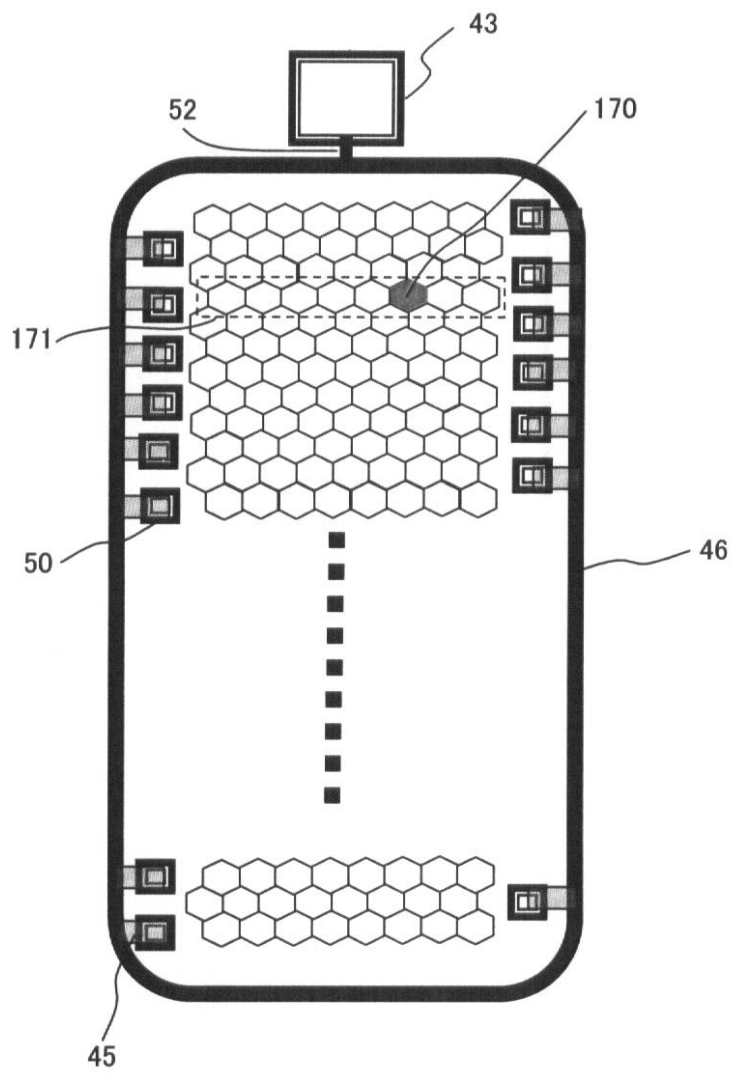
【図 13】



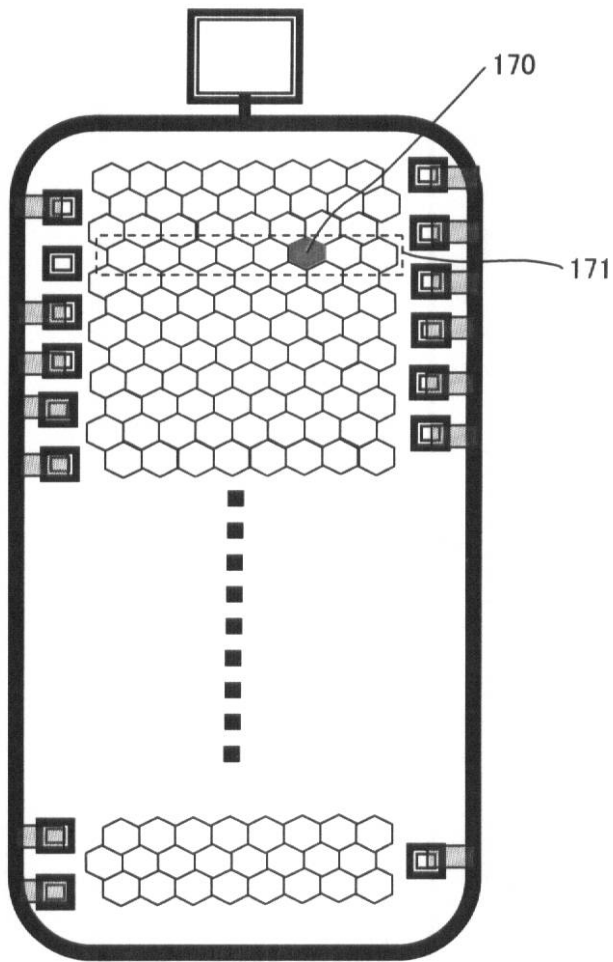
【図15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

- (72)発明者 松本 一哉
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 太田 亮
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 網倉 正明
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 伊藤 寛
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 長谷川 守
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2004-350700(JP,A)
特開2004-274756(JP,A)
特開2003-325526(JP,A)
特開2000-028595(JP,A)
特開2006-122188(JP,A)
特開2006-198240(JP,A)
特開2003-325507(JP,A)
特開2002-159492(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15
H04R 19/00

专利名称(译)	静电容量型超音波振动子		
公开(公告)号	JP4790315B2	公开(公告)日	2011-10-12
申请号	JP2005159582	申请日	2005-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
[标]发明人	安達日出夫 若林勝裕 松本一哉 太田亮 網倉正明 伊藤寛 長谷川守		
发明人	安達 日出夫 若林 勝裕 松本 一哉 太田 亮 網倉 正明 伊藤 寛 長谷川 守		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 H04R19/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 A61B2562/028 B06B1/0292		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.530 H04R19/00.330		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB03 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF35 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/WW16 4C161/AA00 4C161/BB03 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/WW16 4C601/EE10 4C601/EE21 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB41 4C601/GB50 5D019/DD01 5D019/FF04		
审查员(译)	門田弘		
其他公开文献	JP2006333952A5 JP2006333952A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于检测缺陷单元或缺陷单元组的电容超声波测量器，并且仅将信号输入/输出线连接到除缺陷单元组之外的正常单元组的电极。解决方案：电容式超声换能器，由多个振动器元件构成，所述振动器元件由多个振动器单元构成，所述多个振动器单元包括硅衬底，设置在硅衬底的上表面上的第一电极，包括面对第一电极的第二电极的膜和膜支撑部分，设置有第三电极，第三电极与第一电极电连接并且对应于每个振动器单元中的至少一个，每个规定数量的振动器单元组和每个振动器元件以及第四电极是接地电极与第二电极电连接，解决了这些问题。 Z

