

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2006年5月4日 (04.05.2006)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2006/046471 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2005/019336
- (22) 国際出願日: 2005年10月20日 (20.10.2005)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2004-312172
2004年10月27日 (27.10.2004) JP
特願2005-014414 2005年1月21日 (21.01.2005) JP
特願2005-014415 2005年1月21日 (21.01.2005) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): オリパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 安達 日出夫 (ADACHI, Hideo) [JP/JP]; 〒3580054 埼玉県入間市野田1060-6 Saitama (JP). 若林 勝裕 (WAKABAYASHI, Katsuhiko) [JP/JP]; 〒1920043 東京都

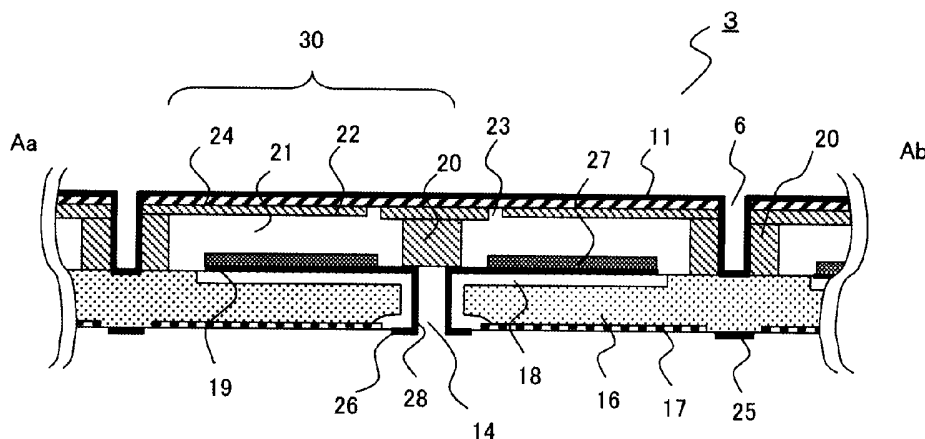
八王子市暁町2-36-7 Tokyo (JP). 水沼 明子 (MIZUNUMA, Akiko) [JP/JP]; 〒1920065 東京都八王子市新町9-18-1101 Tokyo (JP). 大澤 篤 (OSAWA, Atsushi) [JP/JP]; 〒1860001 東京都国立市北1-5-19-503 Tokyo (JP). 開米 達夫 (KAIMAI, Tatsuo) [JP/JP]; 〒1930815 東京都八王子市叶谷町1650-305 Tokyo (JP). 金子 新二 (KANEKO, Shinji) [JP/JP]; 〒1850003 東京都国分寺市戸倉1-25-17 Tokyo (JP). 根本 清志 (NEMOTO, Kiyoshi) [JP/JP]; 〒1910031 東京都日野市高幡507-4-113 Tokyo (JP). 村上 峰雪 (MURAKAMI, Miyuki) [JP/JP]; 〒1910061 東京都日野市大坂上2-14-1 Tokyo (JP). 田宮 公成 (TAMIYA, Kousei) [JP/JP]; 〒2290033 神奈川県相模原市鹿沼台2-24-7-205 Kanagawa (JP). 近藤 雄 (KONDO, Yu) [JP/JP]; 〒2420002 神奈川県大和市つきみ野6-5-18 Kanagawa (JP).

- (74) 代理人: 大菅 義之 (OSUGA, Yoshiyuki); 〒1020084 東京都千代田区二番町8番地20 二番町ビル3F Tokyo (JP).

/ 続葉有 /

(54) Title: CAPACITIVE MICROMACHINED ULTRASONIC TRANSDUCER AND INTRACORPOREAL ULTRASOUND DIAGNOSTIC SYSTEM USING SAME

(54) 発明の名称: 静電容量型超音波振動子及びその体腔内超音波診断システム



(57) Abstract: Disclosed is a capacitive micromachined ultrasonic transducer which is composed of transducer elements respectively comprising a transducer cell which is composed of a silicon substrate, a first electrode arranged on the upper surface of the silicon substrate, a second electrode arranged opposite to the first electrode at a certain distance and a membrane supporting the second electrode. This capacitive micromachined ultrasonic transducer is characterized in that a groove portion is formed between two adjacent transducer elements and the groove portion is provided with a conductive film.

(57) 要約: シリコン基板と、該シリコン基板の上面に配設された第1の電極と、該第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、該第2の電極を支持するメンブレンとからなる振動子セルから構成された振動子エレメントとから構成される静電容量型超音波振動子において、隣接する前記振動子エレメント間に溝部を設け、該溝部に導電膜が形成されていることを特徴とする静電容量型超音波振動子。



(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY,

KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

静電容量型超音波振動子及びその体腔内超音波診断システム

技術分野

- [0001] 本発明は、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容量型超音波振動子、及びこの静電容量型超音波振動子を搭載した体腔内超音波診断システムに関する。

背景技術

- [0002] 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。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振動子(超音波トランスデューサ)が取り付けられており、このトランスデューサ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。
- [0003] 従来、超音波トランスデューサでは、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。
- [0004] MEMS素子は、シリコン基板、ガラス基板等の基板上に微細構造体として形成されており、機械的駆動力を出力する駆動体と、駆動体を駆動する駆動機構と、駆動機構を制御する半導体集積回路等とを電氣的に、更には機械的に結合させた素子である。MEMS素子の基本的な特徴は、機械的構造として構成されている駆動体が素子の一部に組み込まれていることであって、駆動体の駆動は、電極間のクーロン引力などを応用して電氣的に行われる。
- [0005] さて、非特許文献1では、図1に示すようなc-MUTが開示されている。図1(a)は6

4個のエレメントからなる1次元c-MUTアレイの2セットの上面を示しており、図1(b)はダミーネイバーを設けた単離された1個のc-MUTエレメントを示しており、図1(c)は並列に接続された8X160個のセルで構成されたc-MUTエレメントの拡大図を示す。

[0006] c-MUTエレメント150は、複数のセル151、各セルの上部に設けられた上部電極152、接地電極152、電極153、ダミーネイバー(Dummy Neighbor)155、溝(トレンチ)156から構成されている。上部電極152間も導通して、両端の電極152, 153に接続されている。ダミーネイバー155は、隣接するエレメントとのクロストークを防止するためのものである。電極152, 153とダミーネイバーの間には、溝156が設けられている。

[0007] 上部電極は、メンブレンにより支持されている。また、不図示ではあるが、上部電極152と対向する位置でセル内部に下部電極が設けられ、下部電極とメンブレン間には空隙部(キャビティ)がある。

[0008] エレメントの上部電極及び下部電極に電圧を印加すると、各セルが同時に駆動して、同位相で一斉に振動する。これにより、超音波が放射される。

特許文献1では、上記のエレメント150を用いて、シリコン基板のLamb波(A0モード)及び固相-液相界面を伝達するStoneley波(境界波)がエレメント間のクロストークに重大な影響を与えることを見出している。

[0009] 図2は、図1のc-MUTを用いて超音波を発生させた場合にメンブレン160に生じる振動波を示している。同図は、図1のエレメントの断面図である。エレメント150のように、両端に溝156を設けてはつきりとした端部161を有すると、この端部161を節とした定在波162が生じることになる。

[0010] すなわち、定在波は一对の隔てた壁の間に、その距離と、その距離を埋めた材質(図2ではシリコン)の音速で決まる周波数をもって発生する。一对の隣あった溝を考えると、まず、メンブレン上に励起された振動波はラム波やストーンレイ波としてメンブレン面に沿って伝達し、左側の溝の右側の壁と右側の溝の左側の壁との間を振動波である超音波が多重反射して、横波定在波となりうる。横波定在波は距離Lが $1/2\lambda$ になる周波数成分を持つ基底とし、その高次定在波が重なる振動波となる。したがっ

て、この様な一对の壁があることによって定在波が発生することになる。そして、この定在波162は、超音波の送受におけるノイズ成分と成り得る。

非特許文献1:Xuecheng Jin, 外3名、「Characterization of One-Dimensional Capacitive Micromachined Ultrasonic Immersion Transducer Arrays」, “IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL”, VOL. 48, NO. 3, P750-760, MAY 2001

非特許文献2:A. G. Bashford, 外2名、「Micromachined Ultrasonic Capacitance Transducers for Immersion Applications」, “IEEE Transaction ON Ultrasonics, Ferroelectrics, AND Frequency Control”, Vol. 45, No. 2, March(1996), P367-P375

発明の開示

- [0011] 本発明にかかる、シリコン基板と、該シリコン基板の上面に配設された第1の電極と、該第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、該第2の電極を支持するメンブレンとからなる振動子セルから構成された振動子エレメントとから構成される静電容量型超音波振動子は、隣接する前記振動子エレメント間に溝部を設け、該溝部に導電膜が形成されている。
- [0012] 本発明にかかる、シリコン基板と、該シリコン基板の上面に配設された第1の電極と、該第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、該第2の電極を支持するメンブレンとからなる振動子セルから構成される振動子エレメントと、前記シリコン基板の背面に電極パッドを介して接合されたフレキシブルプリント基板とから構成される静電容量型超音波振動子の製造方法は、隣接する前記振動子エレメント間に溝部を設ける溝形成工程と、前記溝部を導電化して該溝部の底部に第3の電極を形成する導電化工程と、からなる。
- [0013] 本発明にかかる、体腔内超音波診断システムは、超音波を送受信する静電容量型超音波振動子が設けられた超音波内視鏡スコープと、前記静電容量型超音波振動子の状態を判別する振動子状態判別手段と、前記静電容量型超音波振動子により感知された感知情報から、前記振動子状態判別手段により判別された前記状態に

応じた超音波診断画像を構築する画像構築手段と、を備える。

[0014] 本発明にかかる体腔内超音波診断システムは、超音波を送受信する静電容量型超音波振動子が設けられた超音波内視鏡スコープと、前記静電容量型超音波振動子の状態を判別する振動子状態判別手段と、前記静電容量型超音波振動子によって感知された感知情報を記憶する記憶手段と、前記振動子状態判別手段による判別結果に基づいて、該判別結果に対応する前記記憶手段に、前記感知情報を記憶させる記憶制御手段と、前記記憶手段に記憶された前記感知情報のうちの少なくとも1つの該感知情報を用いて、演算処理を行う演算手段と、前記演算手段により演算処理された演算結果から、超音波診断画像を構築する画像構築手段と、を備える。

[0015] 本発明にかかる、超音波を送受信する静電容量型超音波振動子が設けられた超音波内視鏡スコープを備えた体腔内超音波診断システムに用いられる前記静電容量型超音波振動子が感知した感知情報からノイズ成分を除去するノイズ除去装置は、前記超音波の反射しない条件下で、前記静電容量型超音波振動子に超音波を放射させることにより感知された第1の前記感知情報を記憶する第1の記憶手段と、前記静電容量型超音波振動子が、体腔内であるが体腔内壁に非接触の状態で、前記超音波を送受して感知した第2の前記感知情報を記憶する第2の記憶手段と、前記第2の感知情報と前記第1の感知情報との相関または差分を算出する演算手段とを備える。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]従来のc-MUTを示す図である。

[図2]図1のc-MUTを用いた場合、メンブレンに定在波が発生した様子を示す図である。

[図3]第1-1の実施形態における静電容量型ラジアル走査アレイ超音波振動子を示す図である。

[図4]第1-1の実施形態における振動子ユニット2単体の上面図を示す図である。

[図5]第1-1の実施形態における振動子エレメント3単体の上面図を示す図である。

[図6]図5のAa-Abについての断面図である。

[図7A]第1-1の実施形態における静電容量型超音波振動子の製造工程を示す図

(その1)である。

[図7B]第1－1の実施形態における静電容量型超音波振動子の製造工程を示す図(その2)である。

[図7C]第1－1の実施形態における静電容量型超音波振動子の製造工程を示す図(その3)である。

[図8]第1－2の実施形態における溝の形状のバリエーションの一例(その1)を示す図である。

[図9]第1－2の実施形態における溝の形状のバリエーションの一例(その2)を示す図である。

[図10]第1－2の実施形態における溝の形状のバリエーションの一例(その3)を示す図である。

[図11]第1－3の実施形態における静電容量型振動子エレメントのバリエーションの一例(その1)を示す図である。

[図12]第1－3の実施形態における静電容量型振動子エレメントのバリエーションの一例(その2)を示す図である。

[図13]第1－3の実施形態における静電容量型振動子エレメントのバリエーションの一例(その3)を示す図である。

[図14]第1－3の実施形態における静電容量型振動子エレメントのバリエーションの一例(その4)を示す図である。

[図15]第1－3の実施形態における静電容量型振動子エレメントのバリエーションの一例(その5)を示す図である。

[図16A]第1－3の実施形態における振動子エレメント3を上面から見たときに曲線状の溝を形成する場合の一例を示す図である。

[図16B]第1－3の実施形態における振動子エレメント3を上面から見たときに曲線状の溝を形成する場合の一例を示す図である。

[図16C]第1－3の実施形態における振動子エレメント3を上面から見たときに曲線状の溝を形成する場合の一例を示す図である。

[図17]第2の実施形態における体腔内超音波診断システムの概要を示す図である。

[図18]第2の実施形態における本実施形態における超音波内視鏡スコープ2の外観構成を示す図である。

[図19]第2の実施形態における静電容量型ラジアル走査アレイ超音波振動子の構成を示す図である。

[図20]第2の実施形態における超音波無響セル70を示す図である。

[図21A]第2の実施形態における超音波振動子6を体腔内に挿入した場合(口内に挿入した状態)を示す図である。

[図21B]第2の実施形態における超音波振動子6を体腔内に挿入した場合(胃の内壁に超音波振動子206を接触させて超音波を送受している状態)を示す図である。

[図22]第2の実施形態における体腔内超音波診断システムの内部構成の概要を示す図である。

[図23]第3の実施形態における超音波振動子を対象物に接触／非接触したときの周波数特性を示す図である。

[図24]第3の実施形態における体腔内超音波診断システムの内部構成の概要を示す図である。

[図25]第4の実施形態における複数パターンの信号処理を行う演算制御回路150を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

[0017] しかしながら、振動子エレメント150のように、溝部156と、ダミーネイバー領域155と、溝部156と超音波を送受するセル領域の間に電極領域153とを設けると、振動子エレメント全体に占める振動子セル領域の比率が小さくなる。

[0018] この場合に、セル領域の面積をある程度の大きさに保持しようとする、振動子エレメントを大きくする必要があり、このc-MUTを使用した超音波振動子の小型化を図ることができない。また、エレメントの大きさを従来と同程度に保持しようとする、セル領域の面積を小さくする必要があり、発生させる超音波の出力低下を招くことになる。

[0019] 本発明の実施形態では、振動子エレメントの両端に溝部を設けた静電容量型超音波振動子において、全体に占めるセル領域の面積比率を低下させず、かつ発生させる超音波の出力低下のない静電容量型超音波振動子を提供する。

[0020] ところで、従来の圧電振動子は、空气中で動作させると、破壊したり急激な特性劣化を起こすことがあり、空中での動作は避けられていた。そのため、従来超音波内視鏡スコープは、体腔内壁に接触させた状態でしか動作させることができなかった。また、同様に、空中で超音波を放射することができないため、振動子のみに由来するノイズ信号を検知することができなかった。

[0021] また、従来においては、生体と空気とでは、音響インピーダンスに大きな差があったために、体腔内壁に接触させるタイプの圧電振動子と同じ構造で、空中音波を検出することは不可能であった。

[0022] このようなことから、従来、超音波振動子が体腔内壁に接触しているのか否かという超音波振動子の状態に関する情報を検知する必要がなかった。

しかしながら、超音波振動子が体腔内壁に非接触の状態で超音波の送受信が可能(以下、空中超音波という)となる超音波振動子を用いた場合、超音波振動子が体腔内壁に接触しているのか否かという超音波振動子の状態に関する情報を検知する必要性が生じる。

[0023] そこで、本発明の別の実施形態では、超音波振動子が体腔内壁に接触しているのか否かという超音波振動子の状態に関する情報を検知する体腔内超音波診断システムを提供する。

[0024] また、従来、超音波振動子を体腔内壁に接触させたときの超音波診断画像と、超音波振動子を体腔内壁に非接触にしたときの超音波診断画像とを1種類の超音波振動子で取得する体腔内超音波診断システムは存在しなかった。

[0025] 次に、上述の通り、非特許文献1では、振動子エレメントの両端に溝を設けることにより、エレメント間のクロストークを抑止している。しかしながら、このような溝を設けることにより、図2で説明したように、両端に溝156が設けてあるエレメントを用いると定在波に起因するノイズが発生するという問題があった。

[0026] そこで、本発明の別の実施形態では、体腔内壁に接触しているか否かにかかわらず、1種類の静電容量型超音波振動子を搭載した超音波内視鏡スコープを体腔内に挿入しながら体腔内壁の輪郭に関する超音波診断画像を構築し、かつ、診断部位に至り、そこで接触固定することによって、断層に関する超音波診断画像を構築し、

そしてこれらの構築された超音波診断画像にはノイズ成分が除去されている、体腔内超音波診断システムを提供する。

[0027] それでは、以下に本発明の実施形態について説明する。

＜第1の実施形態＞

＜第1－1の実施形態＞

本実施形態では、溝部の底部に接地電極を設けた振動子エレメントの製造について説明する。

[0028] 図3は、本実施形態における静電容量型ラジアル走査アレイ超音波振動子を示す。静電容量型ラジアル走査アレイ超音波振動子1は、複数の振動子エレメント3から構成される振動子ユニット2、制御回路ユニット4、配線用FPC（フレキシブルプリント基板）5から構成される。

[0029] 複数の長方形の振動子ユニット2は短手方向に直列に結合し、それが円筒形をなしている。配線用FPC5は、FPC上に配線パターンや電極パッドが形成されているものである。制御回路ユニット4はFPC5に対しcMUTとは反対の面に振動子ユニット2と位置をあわせて、1振動子ユニットに1制御回路ユニットという配置になっている。制御回路ユニット4は、振動子ユニット2の背面（円筒形の内側）に設けられており、振動子ユニット2へ電気信号を送受するのを制御するためのものである。cMUTのエレメントを単位としてFPCを貫通するスルーホールが形成され、それを通してcMUTユニットと制御回路ユニットが接続される様に配置される。制御回路ユニット4はパルサー、チャージアンプ、マルチプレクサ等の集積回路等から構成される。なお、振動子ユニット2の形状は長方形に限定されない。

[0030] 図4は、本実施形態における振動子ユニット2単体の上面図を示す。振動子ユニット2は、複数の正形状の振動子エレメント3から構成されている。同図では、振動子ユニット2は振動子エレメント3を複数次元に配列して構成されている。隣接する振動子ユニット間には振動子ユニット配列方向に垂直にFPC5まで貫通した溝（振動子ユニット配列方向溝）7が設けられている。また、各振動子ユニット内において隣接する振動子エレメント間にはシリコン基板16の途中までの深さの振動子エレメント間溝6が設けられている。なお、振動子エレメントの形状は、正方形に限定されない。

- [0031] 図5は、本実施形態における振動子エレメント3単体の上面図を示す。振動子エレメント3は、振動子ユニット配列方向溝7、振動子エレメント間溝6、振動子セル電極間インターコネクト電極8、9、10、振動子セル上部電極11、犠牲層剤除去孔13、下部電極スルーホール電極部14から構成される。振動子セル上部電極11の背面(図面に対して垂直方向)には、キャビティが形成されており、それをキャビティ周縁部12として表している。
- [0032] 振動子エレメント3は、複数の振動子セルから構成されており、振動子セルはキャビティの個数に等しく、同図では4つの振動子セルから構成される。また、15はユニット間分離するためのダイシングラインを示している。
- [0033] 図6は、図5のAa－Abについての断面図である。この断面において、振動子エレメント3は、上述の通り、30で示される構成単位を振動子セルという。メンブレンとはセル30上部を覆っている膜のことをいい、図6では上部電極11、メンブレン上層24、メンブレン下層22で構成される膜のことをいう。このメンブレンは、各振動子セルの両端のメンブレン支持部20で固定された振動膜である。メンブレン支持部20間におけるシリコン基板16の表面(凹部の底部分)に、上部電極11と対向するように下部電極19が構成され、その上に誘電体膜27(例えば、 SiO_2 , Si_3N_4 , Ta_2O_5 , SrTiO_3 , BaTiO_3 , AlN 等の薄膜)が形成されている。
- [0034] 下部電極19には、下部電極19とシリコン基板16の底面に設けられた信号入出力端子電極パッド26とを電氣的に導通させるための下部電極スルーホール電極部14が設けられている。具体的には、この下部電極スルーホール電極部14のホール表面に形成されたインターコネクト配線28により下部電極19と信号入出力端子電極パッド26とは電氣的に導通している。
- [0035] シリコン基板16の底面表面はシリコン酸化膜17で被膜されている。上部電極11及び振動子セル電極間インターコネクト電極10は、Au, Al, Pt, Ta, Mo, W等の金属膜で構成されている。また、この上部電極は、溝部6、7の側面及び底面に被膜された金属膜に電氣的に導通している。
- [0036] 接地電極パッド25は、上部電極11をGNDに接続するために、溝6、7の底面に形成した電極をシリコン基板16底面に電氣的に導通させるためのパッドである。

誘電体膜27は、キャビティを挟んだ上部電極11と下部電極19間の静電容量を増幅させるためのものである。空乏層18は、電子あるいは正孔がほとんど存在しない状態になっている層であり、逆バイアス電圧を印加し、空乏層が有する静電容量、すなわち寄生容量を低減させる場合もある。

[0037] なお、キャビティ(空隙部)21は、メンブレンとメンブレン支持部20と下部電極19及び誘電体膜27とで囲まれた空間のことをいう。なお、キャビティ21を形成する場合に、製造工程上、犠牲層をキャビティ部分に形成するが、その犠牲層を除去するための犠牲層剤除去孔23をメンブレン下層22(Si_3N_4)設け、そこから犠牲層を除去する。

[0038] また、溝部6, 7の底部に配設された電極と設置電極パッド25との間の「接触抵抗」が限りなく小さく(オーミックコンタクト)なる構造となっている。

振動子セル30の動作について説明すると、上部電極11と下部電極19の一对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。この振動動作によってメンブレンが振動した結果、超音波が発生し、上部電極11の上方向に超音波が照射される。

[0039] 図7(図7A, 図7B, 図7C)では、本実施形態における静電容量型超音波振動子の製造工程について説明する。

まず、N型シリコン基板40(厚さ約100~500 μm)の上表面に酸化膜(SiO_2)41で、マスクする(Step1)。マスク形成は、Wet酸化法により、例えば、厚さ約3000~4000 Åの酸化膜を形成する。そして、フォトリソグラフィ工程で下部電極スルーホール電極部42を形成するためのパターンニングを行い、エッチング工程でパターンニングした酸化膜を除去する。

[0040] 次に、ICP-RIE(Inductively Coupled PlasmaReactive Ion Etching:誘導結合型プラズマ反応性イオンエッチング)を行うことにより、Step1でマスクされていない部分に孔42が開く(Step2)。

[0041] 次に、空乏層43を形成する(Step3)。ここでは、まずN型シリコン基板40の底面についても酸化膜(SiO_2)でマスクし、フォトリソグラフィ工程で空乏層43を形成するためのパターンニングをN型シリコン基板40の上下面について行い、エッチング工程でパターンニングした酸化膜を除去する。それから、P型のイオンを注入(Dope(P+

))して、熱処理を行うことにより、P型の拡散層を形成する。

- [0042] 次に、コンタクト層(N+)44を両面に形成する(Step4)。マスク形成工程、フォトリソグラフィ工程、エッチング工程により、コンタクト層44を形成する部分以外を SiO_2 でマスクする。それからマスクされていない部分に対して、N型のイオンを注入(Dope(N+))して、熱処理を行うことにより、N型の拡散層を形成する。これをシリコン基板の両面のコンタクト層(N+)44について行う。
- [0043] 次に、電極膜(Pt/Ti)45を両面に形成する(Step5)。まず、マスク41を除去した後、電極膜を形成する部分以外をレジスト材でマスクする。その後、スパッタにより電極膜45を形成し、リフトオフ工程でマスクしたレジスト材を除去する。なお、電極の材質はPt/Tiに限定されず、Au/Cr、Mo、W、リン青銅、Alなどでもよい。
- [0044] 次に、誘電体膜を形成する(Step6)。マスク形成工程、スパッタ工程、リフトオフ工程を経て誘電体膜(例えば、 SrTiO_3)50を形成する。なお、誘電体膜50は SrTiO_3 に限定されず、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。
- [0045] 次に、メンブレン支持層を形成する(Step7)。メンブレン支持部を形成する部分以外をマスクした後、CVDによりSiN層を形成して、マスクを除去する。そうすると、SiNで形成されたメンブレン支持部が形成されている。
- [0046] 次に、Step7で形成したメンブレン支持部間に犠牲層としてポリシリコン52を充填する(Step8)。なお、本実施形態では、犠牲層にポリシリコンを用いたが、例えば SiO_2 等エッチングできる部材であれば特に限定されない。
- [0047] 次に、メンブレン下層22を形成する(Step9)。まず、犠牲層エッチング用孔54及び溝55となる部分をマスクする。そして、CVDでSiN膜53を形成する。それから、マスクを除去する。そうすると、SiNで形成されたメンブレン53と、犠牲層エッチング用孔54と、溝55と、が形成されている。
- [0048] 次に、エッチングにより犠牲層52を除去する(Step10)。本実施形態ではポリSiを犠牲層に用いているので、エッチャーとして XeF_2 を用いてエッチングして、犠牲層(ポリSi)を犠牲層エッチング用孔54から除去する。そうすると、キャビティ56及び溝55

が形成されている。

[0049] 次に、犠牲層エッチング用孔54を塞ぐ(Step11)。まず、溝55の底部分(コンタクト電極)をマスクし、CVDを用いてエレメント上面全体にSiN膜を形成する。それから、マスクを除去して、溝55の底部分(コンタクト電極)を露出させる。

[0050] 最後に、図5に示したように、振動子セル電極間インターコネクト電極8, 9, 10、振動子セル上部電極11、振動子ユニット配列方向溝7の底部の電極、振動子エレメント間溝6の底部の電極以外をマスクし、スパッタリング、リフトオフを経て、電極膜(Pt/Ti) 61を振動子エレメント上面全体に形成する(Step12)ことにより、振動子エレメント3が完成する。

[0051] なお、本実施形態において、電極膜(及びコンタクト層)の形成、すなわち溝内にある電極を形成する処理(導体化処理)では、イオン注入もしくはCVD(Chemical Vapor Deposition:化学気相成長方法)と拡散処理、またはPVD(Physical Vapor Deposition:物理気相成長法)により行われる。

[0052] 以上より、溝部分に接地電極を形成することで、別途接地電極のための領域を振動子エレメント内に設ける必要が無く、振動子エレメントに占める超音波出力領域の面積比率を低下させることはない。また、溝部を設けているために隣接するエレメント間のクロストークの影響を抑制することができる。

[0053] なお、本実施形態では一例としてラジアルタイプの静電容量型超音波振動子を用いたが、これに限定されず、コンベックスタイプでもリニアタイプ、セクタータイプでもよい。

<第1-2の実施形態>

本実施形態では、振動子エレメントに設けた溝の形状のバリエーションについて説明する。

[0054] 図8は、本実施形態における溝の形状のバリエーションの一例(その1)を示す。70及び71は溝部を示している。76はシリコン基板を示している。72(72a, 72b, 72c)はシリコン基板76上面側のコンタクト電極を示している。73(73a, 73b, 73c)はコンタクト電極72(72a, 72b, 72c)周辺に形成されたコンタクト層を示している。74はシリコン基板76下面側のコンタクト電極を示している。75はコンタクト電極74周辺に形

成されたコンタクト層を示している。77及び78はSiN層を示している。79は電極膜を示している。

- [0055] 70は、溝部をテーパ形状にして開口部を底部より広くした場合を示している。このようにすることにより、孔径がある大きさ以上の場合は、スパッタリングを用いて電極を成膜することが可能となる。また、溝の側面が垂直な場合と比較して、スパッタで電極膜が付着しやすく、より厚く成膜することができる。それにより、配線の信頼性が向上する。
- [0056] 71は、ボッシュ(Bosh)プロセスにより溝部側面の表面に凹凸を形成した場合を示している。ボッシュプロセスとは、反応ガスに C_4F_8 と SF_6 を用い、交互に切り替えエッチングとバッシベーション(化学反応を起こさないように表面に保護膜を付与する)工程を繰り返すプロセスのことである。高アスペクト比の加工が可能になる。ボッシュプロセスで溝部を形成する場合、バッシベーションとエッチングのタイミングを変化させ、テーパや凹凸を形成することが可能となる。
- [0057] 通常のボッシュプロセスでできる波線状の凹凸は数～数十nmオーダーである。しかしながら、本実施形態では、密着強度を上げるために、溝側壁にサブ μm オーダー以上の凹凸を設けてある。この凹凸により、付与するメンブレンと同材質のSiNや上部電極と繋がる導体薄膜の密着性が向上する。そして、後述する超音波減衰材料の密着性も向上し、精密裁断などにより裁断する時の強度向上に繋がる。
- [0058] このように、ボッシュプロセスを用いて溝部側面の表面に凹凸を形成することで、表面積が大きくなり、その後の工程で付与される電極膜やSiN膜が剥離しにくくなる。また、溝部の底部にあるコンタクト電極72(72a, 72b, 72c)のGNDは、シリコン基板76を介してコンタクト電極74から接続される。
- [0059] 図8の左側のトレンチ部分は開口部より底部の方が広い形状となっている場合の例を示している。このように、溝の形状は、どのような形状でも構わない。

図9は、本実施形態における溝の形状のバリエーションの一例(その2)を示す。同図は、図8より溝の底部をシリコン基板76内部まで掘り下げた場合を示す。シリコン基板76までエッチングした後に、コンタクト層73を形成してそれを下地として電極を成膜したものである。すなわち、コンタクト層形成後に、SiN(犠牲層)の除去する穴を塞

ぐ)の成膜をCVDで行い、コンタクト層表面が自然酸化等で抵抗を持たないように、メンブレンと繋がっている電極79を成膜する前に、耐蝕性の強い電極材を下地電極として成膜する。

[0060] このように、コンタクト電極72(72a, 72b, 72c)とコンタクト電極74との距離が短くなり、電氣的損失を減少させることができるので、配線の信頼性が向上する。

[0061] また、ドライエッチングなので、機械的強度に問題がない限り、波線状にエッチングすることも可能である。つまり、通常の溝形成(裁断も同様)はダイシングソー(精密裁断機)で行われるが、そのため、直線状にしか溝形成はできない。しかし、ICP-RIEなどのドライエッチングでは波線をはじめ任意の形状で溝形成が可能となる。

[0062] また、溝表面が不定形では、長さには差があるため一定の共振が起こりにくくなるという観点から、クロストーク減少の効果がある。また、基板背面への接地電極の取り出しを容易にする効果もあり。

[0063] また、シリコン基板中にも溝がある構成にすることにより、クロストーク減少の効果がある。すなわち、メンブレンの屈曲振動によって超音波を送受信するが、その屈曲振動は、ラム波またはストンリー波等による振動で隣接したエレメント間でクロストークが発生する。また、屈曲振動はメンブレン支持部に反作用的に縦振動応力を伝達する。この振動はメンブレン支持部の付け根からシリコン基板表面に到達し、シリコン基板表面に沿って伝播し、同じ経路を逆にたどって隣のエレメントに伝播しクロストークの原因になる。このようなクロストークの発生を減少することができる。

[0064] 図10は、本実施形態における溝の形状のバリエーションの一例(その3)を示す。同図は、シリコン基板76の両面のコンタクト層を接合した場合を示す。同図のように、シリコン基板76の厚さが薄い場合、または(GND用)溝をシリコン基板にエッチングした後、コンタクト層73, 75を形成し、拡散させ、コンタクト層を形成すると、薄いコンタクト層同士を接続することができる。このようにすることにより、抵抗値の低い領域がコンタクト電極72とコンタクト電極74間で形成されるので電氣的に導通しやすく、電氣的損失を減少させることができるので、配線の信頼性が向上する。

[0065] <第1-3の実施形態>

本実施形態では、静電容量型振動子エレメントのバリエーションについて説明する

。

図11は、本実施形態における静電容量型振動子エレメントのバリエーションの一例(その1)を示す。

[0066] 80は溝部を示している。86はシリコン基板を示している。82はシリコン基板86上面側のコンタクト電極を示している。83はコンタクト電極82周辺に形成されたコンタクト層を示している。84はシリコン基板86下面側のコンタクト電極を示している。85はコンタクト電極84周辺に形成されたコンタクト層を示している。87及び88はSiN層を示している。89は電極膜を示している。90は SiO_2 膜を示している。81は下部電極スルーホール電極部を示している。

[0067] 同図は、シリコン基板86の下面側のコンタクト電極付近もエッチングされている場合を示す。これは、図7のStep1の段階で、シリコン基板下面にも SiO_2 でマスクし、ウェットエッチングにより、電極コンタクト部をエッチングして、凹部形状となるようにする。このようにすることにより、両面のコンタクト電極(82, 84)間の距離がより短くなり、電氣的損失を減少させることができるので、配線の信頼性が向上する。

[0068] また、図9と同様に、シリコン基板86に溝部が侵食した構成を採用することにより、クロストーク減少の効果がある。つまり、メンブレンの屈曲振動によって超音波を送受信するが、その屈曲振動は、ラム波またはストンリー波等による振動で隣接したエレメント間にクロストークが発生する。また、屈曲振動はメンブレン支持部に反作用的に縦振動応力を伝達する。この振動はメンブレン支持部の付け根からシリコン基板表面に到達し、シリコン基板表面に沿って伝播し、同じ経路を逆にたどって隣のエレメントに伝播しクロストークの原因になる。シリコン基板86に溝部が侵食した構成を採用することにより、このようなクロストークを減少させることができる。また、基板背面への接地電極の取り出しを容易にする効果もある。

[0069] なお、空乏層の形成の変わりに、 SiO_2 のWet酸化膜を利用してもよい。これはWet酸化の方が、緻密な膜が得られるからである。また溝を形成後に、N型シリコン基板であれば溝内にN+をドーピングし、加熱により拡散処理を行うことにより、コンタクト層(N+)を形成してもよい。また、溝の形状は、溝底部のうち一部分がさらに深くなっている形状でもよいし、またシリコン基板下面まで孔が到達している形状でも良い。

[0070] 図12は、本実施形態における静電容量型振動子エレメントのバリエーションの一例(その2)を示す。同図は、シリコン基板86をエッチングすることによりキャビティ91を形成した場合を示す。この場合、シリコン基板86がメンブレン支持部としても機能する。

[0071] まず、TMAH(Tetramethyl Ammonium Hydroxide)を使って、Siの異方性エッチングを実施する。これにより、シリコン基板86の上面側に所定の深さのキャビティ91及び溝80を形成し、下面側に凹部95を形成する。

[0072] 次に、ICP-RIEで貫通孔81を形成する。その後、酸化膜90をWet酸化で成膜する(空乏層の代わりとして用いている)。次に、下部電極92(Pt/Ti)を成膜して、貫通孔81の側壁へ導体付与する。

[0073] 次に、誘電体93を下部電極92の上面に成膜し、熱処理を行う。その後、キャビティ91に犠牲層を形成し、その上からSiNメンブレン87を成膜する。成膜したメンブレンに孔94を開け、犠牲層をエッチングして除去する。その後、SiNにて犠牲層除去用の孔94を埋める(88)。その上から上部電極(89)を成膜する。

[0074] このようにすることで、メンブレン支持部を形成する工程を別途設ける必要が無く、工程数を減らすことができる。

図13は、本実施形態における静電容量型振動子エレメントのバリエーションの一例(その3)を示す。図14は、本実施形態における静電容量型振動子エレメントのバリエーションの一例(その4)を示す。図13及び図14は、溝部80を樹脂100で充填した場合を示す。

[0075] 図13と図14の相違は、シリコン基板86の下面のコンタクト電極が凹部形状になっているか否かである。溝部分80に樹脂100が充填されていないと、振動子内に横波定在波(不要振動)が励起されることがあり、良好な超音波特性が得ることができない。そこで、溝部分80に樹脂100を充填する。材質としては、不要超音波による振動を減衰させるために、タングステン微粉末やガラスバブルなどの粉末をシリコーン樹脂、エポキシ樹脂、ウレタン樹脂などに混合した柔軟性がある複合樹脂を超音波減衰材料として用いる。このようにすることにより、不要振動を抑制することができる。

[0076] なお、図3～図6の溝部(上方から振動子エレメントを見た場合に縦横に溝が形成さ

れている)のうち、コンベックス、ラジアルのように振動子の配列が曲率を持つタイプは少なくとも、片面側(例えば、上面側)をダイシングする。この際に、充填樹脂が存在すると、応力が低減され電極の剥離、チッピングなどが減少する。このように、配線の信頼性が向上すると共に、チッピングが減少することで、キャビティと溝との間を短くすることができるので設計上有効部分が増加し、単位面積あたりの音圧増加、つまりは感度向上、サイズの縮小化に繋がる。

[0077] 図15は、本実施形態における静電容量型振動子エレメントのバリエーションの一例(その5)を示す。同図は、振動子エレメントをFPC(フレキシブルプリント基板)に導電性樹脂101を用いて接合した場合を示す図である。なお、導電性樹脂101の代わりに、ACF(Anisotropic Conductive Film:異方性導電シート)、またはAuや半田などのボールバンプを利用してもよい。また、シリコン基板86の下面とFPC102の間の空隙部104は、樹脂を充填しても良い。

[0078] なお、溝部80には樹脂を充填せずダイシングしてダイシング溝105を形成することも可能であるし、溝部80に樹脂を充填してダイシングしてダイシング溝105を形成することも可能である。ダイシング後、湾曲させてトランスデューサを形成した後、減衰の大きな樹脂材料を充填しても良い。裁断溝の深度は、コンベックスタイプやラジアルタイプのように振動子エレメントを湾曲させるタイプのものでは、導電性樹脂101まで裁断する必要があるが、リニアタイプなどの湾曲させないものは、少なくともシリコン基板86がダイシングされていれば良い。また、シリコンのFPC側の電極部が凹状や、穴状になっていると、位置決め機能が得られると共に、接着表面積の拡大による接続の機械的強度が向上し、信頼性の高い振動子が作製できる。

[0079] なお、シリコン基板を貫通させる場合、レーザービームを用いても良い。レーザービームを用いることにより、ドライエッチング同様に、任意の形状で溝切り、裁断が可能となる。そのため、クロストーク低減の効果や、波線状にすることで電極の接触面積が増え密着強度が向上する。また、エレメントを任意の形状とできるため、セル配置を任意に行え、高密度化(エレメント内に占めるセル面積が多いなど)が達成できる。内視鏡のように限られた空間内で、高感度化を実現するには重要となる。

[0080] なお、通常、振動子エレメント上方から見た場合、図5に示すように溝は直線状であ

るが、フォトリソと、エッチングを用いると曲線状の溝を形成することも可能である。この例を図16A、図16B、及び図16Cに示す。

[0081] 図16(図16A、図16B、及び図16C)は、本実施形態における振動子エレメント3を上面から見たときに曲線状の溝を形成する場合の一例を示す図である。図16Aは、振動子エレメント3を囲む溝111(横方向の溝111a, 縦方向の溝111bを曲線状にし、直線状にダンシング(ダンシングライン110)した場合の一例を示す。このように、振動子エレメントの全周囲が波線状の溝形状をもってもよい。

[0082] 図16Bは、振動子エレメントを囲む溝111a, 111bを曲線状にし、曲線状にダンシング(ダンシングライン110)した場合の一例を示す。レーザーダイシングを用いれば、このように曲線状の溝に沿ってダイシングが可能となる。

[0083] 図16Cは、振動子エレメントを囲む溝のうち、縦方向の溝111bを直線状、横方向の溝111aを曲線状にし、直線状にダンシング(ダンシングライン110)した場合の一例を示す。112は接地電極である。このように、部分的に波線状の溝構造をもってもよい。

[0084] 図16の例以外にも、溝の形状及びダンシングの形状は、当然、矩形波状や鋸波であってもその他不定形なものであっても構わない。

直線状の溝では、共振が激しくなり、定在波も起こりやすくなるが、直線状でない場合には不要振動は打ち消し合って弱まる。そのために、クロストークが減少し、そして、S/N比が向上、高画質な画像にすることができる。なお、ダイシング位置や、充填する減衰樹脂も曲線状のものを採用することで、同様な機能・効果を持たせることができる。

[0085] 以上より、第1の実施形態によれば、エレメントの両端に溝を設けた静電容量型超音波振動子において、全体に占めるセル領域の面積比率を低下させる必要がなくなる。それにより、発生させる超音波の出力が軽減することが無くなる。

[0086] <第2の実施形態>

本実施形態では、ラジアル走査タイプの静電容量型超音波振動子を用いて、従来のような接触固定して断層像を得ることが出来るのに加え、非接触診断が可能になる体腔内超音波診断システムについて説明する。

- [0087] 図17は、本実施形態における体腔内超音波診断システムの概要を示す。図17において、体腔内超音波診断システム201は、超音波内視鏡スコープ部202、信号処理部203、画像処理部205、表示部204から構成される。なお、図17には受信信号系のみ記載されているが、送信信号系は図から省略している。
- [0088] 超音波内視鏡スコープ202には、静電容量型超音波振動子202-1がその先端部に搭載されている。静電容量型超音波振動子202-1の主な機能としては、まず超音波内視鏡スコープ202の先端部を体腔内に挿入して静電容量型超音波振動子202-1から超音波を送信し、体腔内で反射した超音波を静電容量型超音波振動子202-1が受信して、その受信した超音波を電気信号に変換する。
- [0089] 信号処理部203は、超音波内視鏡スコープ202により得られた電気信号を解析して、演算を行う。信号処理部203は、記憶制御手段203-1、記憶手段203-2、演算手段203-3、振動子状態判別手段203-5から構成される。
- [0090] 振動子状態判別手段203-5は、例えば、静電容量型超音波振動子202-1が体外なのか体腔内で体腔内壁に非接触か、または体腔内壁に接しているのか等の静電容量型超音波振動子の状態を判別するものである。振動子状態判別手段203-5は、状態検知手段203-5aと、検知情報判別手段203-5bから構成される。状態検知手段203-5aは、静電容量型超音波振動子202-1の状態を検知するためのものである。検知情報判別手段203-5bは、状態検知手段203-5aが検知した情報に基づいて、静電容量型超音波振動子202-1の状態を判別するためのものである。なお、振動子状態判別手段203-5は、その判別方法によっては、超音波内視鏡スコープ202に含まれていてもよいし、信号処理部203に含まれていてもよいし、その両方に渡って含まれていてもよい。
- [0091] 記憶手段203-2は、静電容量型超音波振動子202-1が感知した感知情報(受信した反射波、定在波等)を記憶するためのものである。記憶手段203-2は複数存在する。なお、記憶手段は、物理的に複数存在してもよいし、論理的に複数の領域(1つの記憶装置内で記憶領域を論理的に複数確保し、各記憶領域を記憶手段とする)として存在してもよい。
- [0092] 記憶制御手段203-1は、振動子状態判別手段203-5の判別結果に基づいて、

静電容量型超音波振動子202-1が感知した感知情報を、判別結果に対応する記憶手段203-2に記憶させるためのものである。

[0093] 演算手段203-3は、各記憶手段203-2に記憶された感知情報に基づいて、演算(差分、相関関数)を行うためのものである。演算の組み合わせは複数存在し、個々の目的に応じて、演算を行うことができる。

[0094] 画像処理部205は、画像構築手段205-1から構成されている。画像構築手段205-1は、演算手段203-3で演算された結果に基づいて、演算された信号から超音波診断画像(例えば、体腔内壁の輪郭画像、生体組織断層画像、またはこれらを組み合わせた画像等)を構築するものである。

[0095] 表示手段204は、画像処理部205で生成された超音波診断画像を表示するためのものであり、例えばモニタ(ディスプレイ)204-1がある。なお、表示手段204は、ディスプレイに限定されず、プリンタ等の出力機器であってもよい。

[0096] 図18は、本実施形態における超音波内視鏡スコープ202の外観構成を示す。超音波内視鏡スコープ202は、細長の挿入部212の基端に操作部209を備えて、一端にスコープコネクタ211を有する。この操作部209の側部からは、図示しない光源装置に接続されるユニバーサルコード210が延出している。さらに、スコープコネクタ211は信号処理部203に接続される。

[0097] 挿入部212は、先端側から順に先端部に搭載された静電容量型ラジアルセクタ走査アレイ超音波振動子206、湾曲自在な湾曲部207、可撓性を有する可撓管部208を連設して構成されている。操作部209には湾曲操作ノブ209aが設けられており、この湾曲操作ノブ209aを操作することによって湾曲部207を湾曲させられるようになっている。また、先端部には、不図示の観察部位に照明光を照射する照明光学部を構成する照明レンズカバー、観察部位の光学像を捉える観察光学部を構成する観察用レンズカバー、及び処置具が突出する開口である鉗子出口等が設けられている。

[0098] 図19は、図18の超音波内視鏡スコープ202の先端部に搭載された静電容量型ラジアルセクタ走査アレイ超音波振動子206(以下、超音波振動子または振動子という)の構成概念図を示す。超音波振動子206は、2次元アレイ振動子220、送受信回

路221、及び同軸ケーブルバンドル222から構成される。2次元アレイ振動子220は、複数の振動子エレメントを配列したものである。同軸ケーブルバンドル222は、各振動子エレメントに接続された複数のケーブルを束にしたものであり、挿入部212の内部にある。送受信回路221は、振動子エレメントと送受される信号を制御するためのものである。すなわち、送受信回路221は、超音波振動子206から放射される合成超音波ビームの走査を制御し、円筒の周に沿った走査225(ラジアル走査超音波ビーム)だけでなく、1つのエレメントの中(円筒長軸方向に)でのセクタ走査224(超音波セクタ走査面)を行うことができる。これにより3次元の超音波画像を構築することができる。2次元アレイ振動子220の詳細は、第1の実施形態の図3～図6で説明したのでここでは省略する。

[0099] 次に、本実施形態における体腔内超音波診断システム201の動作の一連の流れについて説明する。

図20は、本実施形態における超音波無響セル270を示す。図20に示すように、超音波無響セル270の内部には空洞が形成されており、その開口部から超音波振動子206を挿入する。超音波振動子206を挿入後、超音波を放射する。このとき、超音波無響セル270は、超音波を吸収する部材(例えば、ウレタン繊維や発泡シリコーン樹脂等)で構成されているため、超音波が反射しない。したがって、超音波無響セル270内で超音波振動子により超音波を放射しても反射波を受信しない。そのため、受信時においては、本来メンブレンが振動することがないため、上部電極の電荷が変化することがない。だが、定在波等の不要振動が発生する場合には、その影響を受けてメンブレン上の電荷が変化するので、ここでは、その電荷の変化を検出する。すなわち、送信時のメンブレンの振動に伴って、送信超音波に変換されない不要振動が定在波となって残存し、この振動が実際のエコー信号受信時にもノイズ信号として重畳し、S/N低下につながる。

[0100] 図21(図21A、図21B)は、超音波振動子206を体腔内に挿入した状態を示す。図21Aは口内に挿入した状態であり、図21Bは胃の内壁に超音波振動子206を接触させて超音波を送受している状態を示す。

[0101] 超音波の送受は、超音波無響セル270内で送受する場合(図20)(以下、「状態1」

という)、体腔内に挿入してから観察部位に到達するまでの間での空中(体腔内壁に非接触)で送受する場合(図21A)(以下、「状態2」という)、体腔内壁に超音波振動子を接触させて送受する場合(図21B)(以下、「状態3」という)の3状態で行われる。

[0102] 従来圧電振動子を用いた場合、観察部位に接触させてのみしか超音波画像を得ることができなかったが、c-MUTでは超音波送受面の音響インピーダンスが空気程小さくなく、生体程大きくないインピーダンスを有しているので、空中(体腔内壁に非接触の状態)で超音波画像を得ることができる。これにより、体腔内壁表面での反射波を受信することが容易にできるので、超音波振動子を挿通しながら、管腔壁の輪郭、すなわち凹凸面を測定することができる。c-MUTでは、数MHzの高周波超音波を送受信可能であり、高精度の表面凹凸検出が可能となる。

[0103] 図22は、本実施形態における体腔内超音波診断システムの内部構成の概要を示す。体腔内超音波診断システムは、超音波内視鏡スコープ202、超音波内視鏡観測装置300から構成される。

[0104] 超音波内視鏡スコープ202は、静電容量型超音波振動子301、光センサ302、チャージアンプ303、パルサー(パルス発生回路)304から構成されている。

超音波内視鏡観測装置300は、光センサー信号処理回路305、スイッチ回路306(選択端子SW1(307)、選択端子SW2(308)、選択端子SW3(309)、)、AD変換器310、311、312、記憶装置313、314、315、演算処理回路316、317、318、スイッチ回路319(選択端子Q1(320)、選択端子Q2(321)、選択端子Q3(322))、操作部323、画像変換器(デジタルスキャンコンバータ)324、モニタ204-1から構成される。

[0105] パルサー304は、静電容量型超音波振動子301を駆動させるための電気信号を発生させるための回路である。

チャージアンプ303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)、静電容量型超音波振動子301の電極表面の電荷の検出を行う機能、及びアンプとしての機能を備えている。電荷の検出を行う機能とは、静電容量型超音波振動子301は反射波の受信を受信すると、反射波の受信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。なお、本実施形態では、反射波の受信に起因する電荷のみならず、定在波等の不要振動に起因する電荷も検出してしまう場合を想定している。以下では、これら両者を含めて受信信号という。

[0106] 光センサ302は、静電容量型超音波振動子301周辺の明るさを検知するものである。

光センサー信号処理回路305は、光センサ302から出力された信号に基づいて、明暗を判別するものである。すなわち、光センサで検知した光量に基づく信号を解析して、超音波振動子301周辺の明るさの違いを判別することができる。

[0107] 例えば、超音波振動子301を体腔内に挿入する前、すなわち超音波無響セル270内で送受する場合(状態1)では、3つの状態のうち最も明るさを検知することができるようにする。次に、超音波振動子301を体腔内に挿入して観察部位に到達する(状態2)までは、暗くなるので、それを検知することができるようにする。また、超音波振動子は観察部位に到達した場合(状態3)には、超音波振動子周辺に設けられた不図示のライトガイドより照射された光が体腔内壁に反射して、その反射光を検知することができるようにするので、状態2の場合より明るさを検知することができる。

[0108] このことより、光センサー信号処理回路305の判別情報の設定として、初期状態では超音波振動子301を体腔内に挿入する前(状態1)であると判断するようにしておく。それから、超音波振動子301を体腔内に挿入して観察部位に到達するまで(状態2)は暗くなるので、光センサからの信号がある閾値以下になった場合、状態2の状態であると判断する。その後、再び明るくなり、光センサからの信号がある閾値以上になった場合、超音波振動子は観察部位に接している状態(状態3)であると判断するようにする。

[0109] スイッチ回路306は、光センサー信号処理回路305の出力に応じて選択端子SW1, SW2, SW3をON/OFFするためのものである。光センサー信号処理回路305において体腔内に挿入前(状態1)であると判断した場合には、その旨の信号を出力し、スイッチ回路306では、その信号を受けて選択端子SW1(307)がONになる。また、光センサー信号処理回路305において体腔内に挿入して観察部位へ移動中である(状態2)と判断した場合には、その旨の信号を出力し、スイッチ回路306では、そ

の信号を受けて選択端子SW2(308)がONになる。また、光センサー信号処理回路305において観察部位へ到達した(状態3)と判断した場合には、その旨の信号を出力し、スイッチ回路306では、その信号を受けて選択端子SW3(309)がONになる。

[0110] チャージアンプ303で検出された電荷情報に基づく受信信号は、スイッチ回路306の切り替え先に基づいて、AD変換器310, 311, 312のいずれかに入力される。AD変換器310, 311, 312では、入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換する。その変換された信号は、AD変換器310, 311, 312に対応する記憶装置313, 314, 315に入力され、記憶される。

[0111] 演算処理回路316, 317, 318では、各状態で得られた受信信号(記憶装置313, 314, 315に格納されている信号)間の相関関数を求めることにより、状態1で得られたノイズ成分である定在波等の不要振動波成分を、状態2及び3の受信信号から除去することができる。

[0112] 相関関数には、相互相関関数と自己相関関数がある。相互相関関数を用いる場合を説明すると、2つの信号のうち一方の波形を τ だけ遅延させたときのずらし量 τ の関数で、次式のように定義される。

[0113] [数1]

$$R_{xy}(t) = \lim_{T \rightarrow 0} \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} x(t) y(t+\tau) dt$$

[0114] [x(t):状態m(mは任意)での受信信号に基づく波形、y(t):状態n(nは任意)での受信信号に基づく波形]

相互相関関数 R_{xy} を利用することで、2信号間の類似度を求めることができる。もし、2信号が完全に異なっているならば、 τ に関わらず相互相関関数 R_{xy} は0に近づく。これにより定在波等の不要振動の成分を検出することができるので、この成分を除去することができる。なお、相互相関関数 R_{xy} は、クロススペクトルの逆フーリエ変換により求めることができる。

[0115] また、自己相関関数を用いることもできる。自己相関関数は、波形x(t)とそれを τ だけずらした波形x(t+ τ)を用いたずらし量 τ の関数で、次式のように定義される。

[0116] [数2]

$$R_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} x(t)x(t+\tau)dt$$

[0117] 自己相関関数 R_{xx} は $\tau = 0$ すなわち自身の積をとったときに最大値となり、波形が周期的ならば、自己相関関数も同じ周期でピークを示す。また、不規則信号では、変動がゆっくりならば τ が大きいところで高い値となり、細かく変動するときは τ が小さいところで高い値を示して、 τ は変動の時間的な目安となる。これにより定在波等の不要振動の成分を検出することができるので、この成分を除去することができる。なお、パワースペクトルの逆フーリエ変換により自己相関関数を求めることができる。

[0118] なお、相関関数を用いる以外にも、状態 m での受信信号に基づく波形と状態 n での受信信号に基づく波形との差分を求めることにより、定在波等の不要振動成分を取り除くようにしてもよい。

[0119] 演算処理回路316には、記憶装置313に格納された信号(状態1での受信信号)と記憶装置314に格納された信号(状態2での受信信号)とが入力される。演算処理回路316では、2信号間の相関を求めるか、または差分を求めることにより、不要振動成分を状態2での受信信号から取り除く。

[0120] 演算処理回路317には、記憶装置314に格納された信号(状態2での受信信号)と記憶装置315に格納された信号(状態3での受信信号)とが入力される。演算処理回路317でも同様に、2信号間の相関を求めるか、または差分を求めることにより、状態3での受信信号から状態2での受信信号を取り除くことができる。これにより、同時に不要振動成分も取り除くことができる。

[0121] 演算処理回路318では、演算処理回路316及び317で得られた信号の和を算出する。これにより管腔壁の輪郭画像(管腔壁の表面凹凸情報)と断層画像(深さ方向の情報)が同時に得られる。なお、相関関数を用いて演算処理回路316及び317で得られた信号の相関を求めても良い。

[0122] 操作部323は、スイッチ回路319の切り替えを操作するためのものである。操作部323を操作することによりスイッチ回路319のスイッチの切り替えて、出力したい状態の

画像を選択することができる。すなわち、選択端子Q1(320)が選択された場合には、演算処理回路316で演算処理された信号を画像変換器324へ出力することができる。また、選択端子Q2(321)が選択された場合には、演算処理回路318で演算処理された信号を画像変換器324へ出力することができる。また、選択端子Q3(322)が選択された場合には、演算処理回路317で演算処理された信号を画像変換器324へ出力することができる。

[0123] 画像変換器324に入力される前の信号は時間軸信号であるが、この信号は画像変換器324を介することで、画像信号へ変換される。そして、このようにして得られた画像信号がモニタ204-1に出力され、モニタ204-1に超音波診断画像が表示される。

[0124] 以上より、静電容量型超音波振動子を用いることにより、超音波振動子が体腔内壁に対して接触及び非接触の両方の状態で、超音波の送受信が可能であり、かつ、この状態を検知することにより、それぞれの状態で受信した超音波の受信信号を対応したチャンネルに伝送することができる。

[0125] 従来のような接触固定して断層像を得ることが出来るのに加え、「非接触診断」が可能になる。「非接触診断」は体腔内を挿通している最中にも、管腔壁表面の組織形状情報が得られる。つまり、従来の超音波診断では不可能だった超音波診断が可能になる。

[0126] また、各状態で得られた受信信号間での相関または差分を求める信号処理を行うことにより、不要な振動である定在波成分(ノイズ成分)を除去することができる。したがって、従来よりも鮮明な超音波診断画像を得ることができる。

[0127] また、ノイズ成分である定在波等の不要振動成分を超音波診断画像より除去することができるため、クリアな画像信号を得ることができる。それにより、体腔内壁に非接触の状態で超音波診断画像を撮影した場合でも、はっきりとした体腔内壁の輪郭形状が表された超音波診断画像を得ることができる。

[0128] また、各状態での受信信号を組み合わせる信号処理を行うことにより、体腔内壁の輪郭画像及び生体組織断層画像を得ることができる。

また、光センサ等の検知手段を用いることにより、超音波振動子が体腔内壁に接触

しているか否かの検知を行うことができるため、超音波振動子の状態を検知することができる。

- [0129] なお、本実施形態では体腔内壁の輪郭画像及び生体組織断層画像を得るためにラジアルタイプの静電容量型超音波振動子を用いたが、定在波等の不要振動成分の除去に関しては、コンベックスタイプでもリニアタイプ等でも採用することができる。また、超音波振動子の状態を検知するのに本実施形態では光センサを用いたが、体腔内壁に接触しているか否かの検知に関しては、例えば、圧力センサを用いても良い。また、本実施形態では、定在波等の不要振動成分のみを静電容量型振動子で感知するために、超音波無響セル内で超音波を放射したが、これに限定されずに、超音波の反射しない無響環境であればよい。

[0130] <第3の実施形態>

第2の実施形態では、光センサを用いて超音波振動子が体腔内壁に接触しているか否かを検知したが、本実施形態では、受信した超音波の周波数の相違により音波振動子が体腔内壁に接触しているか否かを検知する場合について説明する。

- [0131] 図23は、本実施形態における超音波振動子を対象物に接触させた場合と接触させない場合での周波数特性を示したグラフである。このグラフの縦軸は相対振幅(縦軸の値の最大値で除した(規格化した)ときの値)、横軸は周波数を示す。

- [0132] 330は、超音波振動子を対象物に非接触にした状態での周波数特性を示す。331は、超音波振動子を対象物に非接触にした状態(曲線330)でのピーク周波数(f_{c_n})を示す。332は、超音波振動子を対象物に接触させた状態での周波数特性を示す。333は、超音波振動子を対象物に接触状態(曲線332)でのピーク周波数(f_{c_co})を示す。

- [0133] このグラフから対象物、すなわち体腔内の器官壁面に接触状態にあるか非接触状態にあるかにより放射される超音波の周波数特性に大きな差がある。このような接触／非接触による周波数特性の変化について、例えば、非特許文献2の図20に記載されている。この非特許文献2によると、(1)メムレンから見た音響負荷(水／空気)の音響インピーダンスの違い、(2)メムレン背面にあるキャビティの内圧が音響負荷(水／空気)によって異なる、(3)高周波超音波が空気中に放出されにくい、という

理由から接触／非接触による周波数特性の変化が生じる旨が記載されている。

- [0134] したがって、fc_conとfc_nonとの間に閾値を設けることで、その閾値を境にしていずれの状態(曲線330または曲線332)であるかということを判別することができる。

図24は、本実施形態における体腔内超音波診断システムの内部構成の概要を示す。同図は、図22から光センサ302と光センサー信号処理回路305とを取り除いて、その代わりにローパスフィルタ325と検波器326を追加したものである。

- [0135] チャージアンプ303で検出された電荷情報に基づく信号は、ローパスフィルタ325に入力される。ローパスフィルタ325では、予め設定された閾値より低い周波数の信号を通過させるものである。よって、ローパスフィルタ325を通過する信号は超音波振動子を対象物に非接触にした状態での受信信号であり、通過できない信号は超音波振動子を対象物に接触させた状態での受信信号であることを判別することができる。

- [0136] 検波器326は、ローパスフィルタ325から出力された信号(交流信号)を検波して、スイッチ回路306を駆動させるための直流信号に変換するものである。超音波受信信号が低周波数の場合にはローパスフィルタ325を通過して、その超音波受信信号が検波器326に入力され、AC/DC変換が行われる。超音波受信信号が高周波数の時はローパスフィルタ325でカットされるので、検波器326には超音波受信信号が入力されず、したがって検波器326からの出力もない。また、図20で、超音波無響セル270内での受信信号は低レベルのノイズ以外に観測されないので、検波器326からの出力はこの場合にもない。したがって、検波器326からの出力は、キャリブレーション信号検出時(図20)はゼロ、管腔内挿入時(図21A)は、高レベル出力、接触固定時(図21B)は低レベル出力となる。この検波出力の差異によってスイッチ回路306のスイッチをSW1(307)→SW2(308)→SW3(309)と切り替え、上記各状態での受信信号をAD変換器310, 311, 312に伝送する。その後の動作は第2の実施形態と同様である。

- [0137] 以上より、周波数特性の相違を判別することにより、体外か、または超音波振動子が体腔内にあり内壁に接触しているか非接触かの検知を行うことができるため、超音波振動子の状態を検知することができる。

[0138] <第4の実施形態>

本実施形態では、各状態で得られた超音波受信信号に基づく信号処理のバリエーションについて説明する。

[0139] 図25は、本実施形態における複数パターンの信号処理を行う演算制御回路350を示す。演算制御回路350は、図22の演算処理回路(316, 317, 318)及びスイッチ回路319に相当する回路群である。

[0140] 演算制御回路350は、分配器351, 352, 353、演算処理回路354, 355, 356, 357, 358, 359、スイッチ回路361から構成される。分配器351, 352, 353は、対応する記憶装置313, 314, 315から出力された信号を各演算処理回路へ分配するものである。演算処理回路354～359では、入力された2つの受信信号の相関、差、または和を算出するものである。

[0141] 第2または第3の実施形態において、光センサー信号処理回路305(図22)または検波器(図24)から出力されたスイッチ制御信号341がスイッチ回路306に入力されると、上述の通り、そのスイッチ制御信号341の情報に基づいてスイッチが切り替わる。

[0142] そうすると、チャージアンプ303で検出された電荷情報に基づく信号(受信信号140)は、スイッチ回路306の切り替え先に基づいて、AD変換器310, 311, 312のいずれかに入力される。AD変換器310, 311, 312では、入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換する。その変換された受信信号340は、変換器310, 311, 312に対応する記憶装置313, 314, 315に入力され、記憶される。

[0143] その後、操作者は、操作部323を用いて、受信信号をどのような態様で表示させるかを選択する。そうすると、操作部323からスイッチ制御信号345が出力され、スイッチ回路361に入力される。スイッチ回路361では、スイッチ制御信号345に基づいて、選択端子361a, 361b, 361c, 361d, 361e, 361f, 361g, 361h, 361iのいずれかがONになる。そうすると、ONになった選択端子に接続された演算処理回路が動作することになる。

[0144] また、操作部323からの信号に基づいて、記憶装置制御信号342, 343, 344が発生する。記憶装置313では、記憶装置制御信号342を受信した場合、格納されてい

る状態1の受信信号(以下、S1という)を分配器351に出力する。記憶装置314では、記憶装置制御信号343を受信した場合、格納されている状態2の受信信号(以下、S2という)を分配器352に出力する。記憶装置315では、記憶装置制御信号344を受信した場合、格納されている状態3の受信信号(以下、S3という)を分配器353に出力する。

[0145] そうすると、各記憶装置313～315から出力された信号が演算処理回路で演算処理され、スイッチ回路361を通過して、演算処理信号346として出力され、画像変換器324へ入力されることになる。その後は、第2の実施形態と同様である。

[0146] 次に各選択端子361がONになった場合の各演算処理について説明する。

(ケース1)選択端子361aがONになった場合、分配器351から出力された信号S1が演算処理信号346として出力される。

[0147] (ケース2)選択端子361dがONになった場合、分配器352から出力された信号S2が演算処理信号346として出力される。

(ケース3)選択端子361iがONになった場合、分配器353から出力された信号S3が演算処理信号346として出力される。

[0148] (ケース4)選択端子361bがONになった場合、分配器351, 352から出力された信号S1, S2が演算処理回路154に入力される。演算処理回路354では、信号S4を生成するため、 $S4 = S2 - S1$ の演算処理を行う。そして、生成された信号S4が演算処理信号346として出力される。

[0149] (ケース5)選択端子361fがONになった場合、分配器351, 353から出力された信号S1, S3が演算処理回路355に入力される。演算処理回路355では、信号S5を生成するため、 $S5 = S3 - S1$ の演算処理を行う。そして、生成された信号S5が演算処理信号346として出力される。

[0150] (ケース6)選択端子361hがONになった場合、分配器352, 353から出力された信号S2, S3が演算処理回路356に入力される。演算処理回路356では、信号S6を生成するため、 $S6 = S3 - S1$ の演算を行う。そして、生成された信号S6が演算処理信号346として出力される。

[0151] (ケース7)選択端子361cがONになった場合、演算処理回路354, 355で生成さ

れた信号S4, S5が演算処理回路357に入力される。演算処理回路357では、信号S7を生成するため、 $S7 = S4 + S5$ の演算を行う。そして、生成された信号S7が演算処理信号346として出力される。

[0152] (ケース8)選択端子361eがONになった場合、演算処理回路355, 356で生成された信号S5, S6が演算処理回路358に入力される。演算処理回路358では、信号S8を生成するため、 $S8 = S5 + S6$ の演算を行う。そして、生成された信号S8が演算処理信号346として出力される。

[0153] (ケース9)選択端子361gがONになった場合、演算処理回路354, 356で生成された信号S4, S6が演算処理回路359に入力される。演算処理回路359では、信号S9を生成するため、 $S9 = S4 + S6$ の演算を行う。そして、生成された信号S9が演算処理信号346として出力される。

[0154] ここで、各演算処理について詳述する。S1は、例えば、図20(状態1)における超音波無響セル270での測定データ(これは、超音波送信にともなって発生する振動子(駆動信号も含む)由来のノイズやゆらぎに関するノイズデータであって、振動子由来のノイズの中には、c-MUT特有の面内横波伝播に関するクロストーク振動波や定在波が含まれているものである。

[0155] S2は、図21A(状態2)における体腔内を挿通している最中の受信超音波データであって、空中超音波を用いて非接触で体腔内の管腔壁からの表面反射信号に相当するものである。この信号の中にも、振動子(駆動信号も含む)由来のノイズやゆらぎに関するノイズ信号が含まれている。従って、「 $S4 = S2 - S1$ 」という演算で、このノイズ信号を除去することが可能となる。

[0156] 次に、S3は、図21B(状態3)における振動子を管腔壁表面に接触固定した場合における深部診断測定情報を含むデータであって、深部反射信号に相当するものである。この信号の中には、S1とS2の信号成分が含まれている。この場合、S1信号はノイズ信号なので、除去することが必要であるため、「 $S5 = S3 - S1$ 」という演算になる。

[0157] 一方、S2信号にもノイズ信号が含まれているので、「 $S6 = S3 - S2$ 」の演算でも良い場合もあるが、同時にS3に含まれている管腔壁からの表面反射信号をも除去する

ことになってしまう。このような信号処理は、一方で生体の管腔壁表面の組織情報を失うという欠点もあるが、他方で、管腔壁表面の組織情報を削除することによって、深部診断像を見やすくするという長所もある。この様に、「 $S5=S3-S1$ 」を使うか、「 $S6=S3-S2$ 」を使うかは操作者の裁量に委ねられる。このため、診断の自由度を向上させることにつながる。

[0158] なお、「 $S7=S4+S5$ 」は、ノイズを除去した管腔壁からの表面反射信号とノイズを除去した深部診断信号とを加算したもので、これによって、表面から深部までムラなく診断が出来る。また、「 $S8=S5+S6$ 」及び「 $S9=S4+S6$ 」についても各種の信号の利点を備えた画像をえることができる。

[0159] ところで、操作者は元の信号はどうであったか、ということにも関心がある場合があり、単独の信号 $S1$ 、 $S2$ 、 $S3$ も選択して検知出来ることが、スイッチ回路361の配設によって可能となる。本実施形態には演算処理信号343の以降の信号処理について詳しくは述べていないが、例えば表示装置であるモニター画面に、別々のウィンドウで表示することが可能となる。

[0160] また、本実施形態では、演算処理装置354、355、356において、入力された2信号間の差を算出したが、第2の実施形態と同様に、相関関数(相互相関、自己相関)を用いても良い。

[0161] さらに、ドップラー信号制御、ハーモニックイメージングに静電容量型超音波振動子は対応可能で、本発明による超音波診断システムを適用することが可能である。

以上より、操作者の選択により、各状態で得られた超音波受信信号に基づいて様々なパターン of 信号処理を行うことができる。これにより、生成される超音波診断画像もその信号処理に対応した特徴を備えることができるので、多面的に診断を行うことができる。

[0162] 本発明によれば、エレメントの両端に溝を設けた静電容量型超音波振動子において、全体に占めるセル領域の面積比率を低下させる必要がなくなる。それにより、発生させる超音波の出力が軽減することが無くなる。

[0163] また、本発明によれば、超音波振動子が体腔内壁に対して接触及び非接触の両方の状態で、超音波の送受信が可能であり、かつ、この状態を検知することにより、そ

れぞれの状態で受信した超音波の受信信号を対応したチャンネルに伝送することができる。

- [0164] また、本発明によれば、体腔内壁に接触しているか否かにかかわらず、1種類の静電容量型超音波振動子を搭載した超音波内視鏡スコープを体腔内に挿入しながら輪郭に関する超音波診断画像を構築し、かつ、診断部位に至り、そこで接触固定することによって、断層に関する超音波診断画像を構築することができる。また、これらの構築された超音波診断画像には定在波に起因するノイズ成分が除去されている。

請求の範囲

- [1] シリコン基板と、該シリコン基板の上面に配設された第1の電極と、該第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、該第2の電極を支持するメンブレンとからなる振動子セルから構成された振動子エレメントとから構成される静電容量型超音波振動子において、
- 隣接する前記振動子エレメント間に溝部を設け、該溝部に導電膜が形成されていることを特徴とする静電容量型超音波振動子。
- [2] 前記静電容量型超音波振動子は、前記振動子エレメントと前記シリコン基板の背面に電極パッドを介して接合されたフレキシブルプリント基板とから構成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。
- [3] 一次元に複数配列された前記振動子エレメントから構成される振動子ユニット間に設けられた前記溝部の底部は、前記シリコン基板と前記電極パッドを貫通して前記フレキシブルプリント基板の表面に達してい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。
- [4] 前記導電膜は、前記溝部の溝内壁部及び底部に形成され、かつ該底部に形成された該導電膜は、前記シリコン基板表面に形成したオーミックコンタクト領域と接合してい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。
- [5] 前記溝部は、超音波減衰材料で充填されてい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。
- [6] 前記超音波減衰材料が、エポキシ樹脂、シリコーン樹脂、及びウエタン樹脂のうち少なくともいずれか1つを主成分とする樹脂にタングステン微粉末を混合した複合樹脂であることを特徴とする請求項5に記載の静電容量型超音波振動子。
- [7] 前記溝部の断面形状は、該溝部の底部に向かうに従い溝幅が小さくなるテーパ形状であ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。
- [8] 前記溝部の内壁にサブ μ mオーダー以上の凹凸を設けた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。
- [9] 前記貫通された溝表面は該表面を前記導電膜により被膜されており、該溝表面は前記フレキシブルプリント基板に配設された接地配線に導電性接着剤、ボールバン

プまたは異方性導電体シートを介して接続されていることを特徴とする請求項3に記載の静電容量型超音波振動子。

- [10] 前記溝部は、前記振動子エレメントを上方から見た場合に、少なくとも直線形状以外の、曲線形状、または鋸線形状を有す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。
- [11] シリコン基板と、該シリコン基板の上面に配設された第1の電極と、該第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、該第2の電極を支持するメンブレンとからなる振動子セルから構成される振動子エレメントと、前記シリコン基板の背面に電極パッドを介して接合されたフレキシブルプリント基板とから構成される静電容量型超音波振動子の製造方法において、
隣接する前記振動子エレメント間に溝部を設ける溝形成工程と、
前記溝部を導電化して該溝部の底部に第3の電極を形成する導電化工程と、
からなることを特徴とする静電容量型超音波振動子の製造方法。
- [12] 前記導電化工程では、イオン注入または化学気相成長方法を行った後に、拡散処理を行うことにより前記第3の電極を形成することを特徴とする請求項11に記載の静電容量型超音波振動子の製造方法。
- [13] 前記導電化工程では、物理気相生長法により前記第3の電極を形成することを特徴とする請求項11に記載の静電容量型超音波振動子の製造方法。
- [14] さらに、前記第3の電極を形成した前記溝部に超音波減衰材料を充填する超音波減衰材料充填工程を行うことを特徴とする請求項11に記載の静電容量型超音波振動子の製造方法。
- [15] さらに、前記超音波減衰材料を充填した前記溝部を裁断する第1の裁断工程を行うことを特徴とする請求項14に記載の静電容量型超音波振動子の製造方法。
- [16] 前記シリコン基板と前記電極パッドを貫通して前記フレキシブルプリント基板の表面に達するまで、前記溝部を裁断する第2の裁断工程を行うことを特徴とする請求項11に記載の静電容量型超音波振動子の製造方法。
- [17] 前記第1の裁断工程は、レーザービームを用いて裁断することを特徴とする請求項15に記載の静電容量型超音波振動子の製造方法。

- [18] 前記第2の裁断工程は、レーザービームを用いて裁断することを特徴とする請求項16に記載の静電容量型超音波振動子の製造方法。
- [19] 請求項1に記載の静電容量型超音波振動子を備えることを特徴とする超音波内視鏡。
- [20] 超音波を送受信する静電容量型超音波振動子が設けられた超音波内視鏡スコープと、
前記静電容量型超音波振動子の状態を判別する振動子状態判別手段と、
前記静電容量型超音波振動子により感知された感知情報から、前記振動子状態判別手段により判別された前記状態に応じた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超音波診断システム。
- [21] 前記振動子状態判別手段は、
前記静電容量型超音波振動子が、体外、及び体腔内の内壁に到達するまでの体腔内移動中の状態、及び目標診断部位へ到達した状態のうちいずれかの状態であることを検知する状態検知手段と、
前記状態検知手段から得られた検知情報に基づいて、前記状態を判別する検知情報判別手段と、
を備えることを特徴とする請求項20に記載の体腔内超音波診断システム。
- [22] 前記体腔内超音波診断システムは、さらに、
前記感知情報を記憶する記憶手段と、
前記振動子状態判別手段による判別結果に基づいて、該判別結果に対応した前記記憶手段に、前記感知情報を記憶させる記憶制御手段と、
を備えることを特徴とする請求項20に記載の体腔内超音波診断システム。
- [23] 前記状態検知手段は、前記静電容量型超音波振動子の略近傍に設けた光センサであり、
前記検知情報判別手段は、前記光センサの出力に基づいて、前記静電容量型超音波振動子が体外、体腔内であるが体腔内壁に非接触、及び体腔内壁に接触のうちいずれかの状態であるかを判別する

ことを特徴とする請求項21に記載の体腔内超音波診断システム。

- [24] 前記状態検知手段は、前記静電容量型超音波振動子の略近傍に設けた圧力センサであり、

前記検知情報判別手段は、前記圧力センサの出力に基づいて、前記静電容量型超音波振動子が体腔内であるが体腔内壁に非接触、及び体腔内壁に接触のうちいずれかの状態であるかを判別する

ことを特徴とする請求項21に記載の体腔内超音波診断システム。

- [25] 前記状態検知手段は、前記感知情報を表している電気信号の周波数に対応した前記検知情報を生成し、

前記検知情報判別手段は、前記状態検知情報に基づいて、前記静電容量型超音波振動子が体外、体腔内であるが体腔内壁に非接触、及び体腔内壁に接触のうちいずれかの状態であるかを判別する

ことを特徴とする請求項21に記載の体腔内超音波診断システム。

- [26] 前記状態検知手段は、前記電気信号の周波数が所定の閾値以下の場合には、該電気信号を通過させるフィルタ回路であることを特徴とする請求項25に記載の体腔内超音波診断システム。

- [27] 超音波を送受信する静電容量型超音波振動子が設けられた超音波内視鏡スコープと、

前記静電容量型超音波振動子の状態を判別する振動子状態判別手段と、

前記静電容量型超音波振動子によって感知された感知情報を記憶する記憶手段と、

前記振動子状態判別手段による判別結果に基づいて、該判別結果に対応する前記記憶手段に、前記感知情報を記憶させる記憶制御手段と、

前記記憶手段に記憶された前記感知情報のうちの少なくとも1つの該感知情報を用いて、演算処理を行う演算手段と、

前記演算手段により演算処理された演算結果から、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超音波診断システム。

- [28] 前記静電容量型超音波振動子は、複数の静電容量型超音波振動子エレメントから構成され、円筒外周面に該複数の静電容量型超音波振動子エレメントを配列した1次元または2次元アレイ型静電容量型超音波振動子であることを特徴とする請求項27に記載の体腔内超音波診断システム。
- [29] 前記隣接する前記振動子エレメント間には、溝部が設けられていることを特徴とする請求項28に記載の体腔内超音波診断システム。
- [30] 前記溝部に導電膜が形成されていることを特徴とする請求項29に記載の体腔内超音波診断システム。
- [31] 前記体腔内超音波診断システムは、さらに、
前記静電容量型超音波振動子から放射される合成超音波ビームに、前記円筒の周方向に沿ってラジアル走査させるラジアル走査制御手段
を備えることを特徴とする請求項28に記載の体腔内超音波診断システム。
- [32] 前記ラジアル走査制御手段は、さらに、前記合成超音波ビームに前記円筒長軸方向にセクタ走査をさせることを特徴とする請求項31に記載の体腔内超音波診断システム。
- [33] 前記演算手段は、前記記憶手段に記憶された前記感知情報のうちの少なくとも2つの該感知情報の和、差、または相互相関を算出する演算を行うことを特徴とする請求項27に記載の体腔内超音波診断システム。
- [34] 前記演算手段は、前記感知情報の1つから自己相関を算出する演算を行うことを特徴とする請求項27に記載の体腔内超音波診断システム。
- [35] 前記振動子状態判別手段は、
前記静電容量型超音波振動子が、体外、及び体腔内の内壁に到達しているか否かのうちいずれかの状態であることを検知する状態検知手段と、
前記状態検知手段から得られた検知情報に基づいて、前記状態を判別する検知情報判別手段と、
を備えることを特徴とする請求項27に記載の体腔内超音波診断システム。
- [36] 前記状態検知手段は、前記静電容量型超音波振動子の略近傍に設けた光センサであり、

前記検知情報判別手段は、前記光センサの出力に基づいて、前記静電容量型超音波振動子が体外、体腔内であるが体腔内壁に非接触、及び体腔内壁非接触のうちいずれかの状態であるかを判別する

ことを特徴とする請求項35に記載の体腔内超音波診断システム。

- [37] 前記状態検知手段は、前記静電容量型超音波振動子の略近傍に設けた圧力センサであり、

前記検知情報判別手段は、前記圧力センサの出力に基づいて、前記静電容量型超音波振動子が体腔内であるが体腔内壁に非接触、及び体腔内壁非接触のうちいずれかの状態であるかを判別する

ことを特徴とする請求項35に記載の体腔内超音波診断システム。

- [38] 前記状態検知手段は、前記感知情報を表している電気信号の周波数に対応した前記状態検知情報を生成し、

前記検知情報判別手段は、前記状態検知情報に基づいて、前記静電容量型超音波振動子が体外、体腔内であるが体腔内壁に非接触、及び体腔内壁非接触のうちいずれかの状態であるかを判別する

ことを特徴とする請求項35に記載の体腔内超音波診断システム。

- [39] 前記状態検知手段は、前記電気信号の周波数が所定の閾値以下の場合には、該電気信号を通過させるフィルタ回路であることを特徴とする請求項38に記載の体腔内超音波診断システム。

- [40] 前記記憶制御手段は、前記静電容量型超音波振動子が体外、体腔内であるが体腔内壁に非接触、及び体腔内壁に接触の状態で感知した前記感知情報のうち少なくともいずれか1つ記憶させることを特徴とする請求項27に記載の体腔内超音波診断システム。

- [41] 前記記憶手段のうちの第1の記憶手段に記憶される前記感知情報は、前記超音波の反射しない条件下で、前記静電容量型超音波振動子に超音波を放射させることにより感知された第1の感知情報であることを特徴とする請求項27に記載の体腔内超音波診断システム。

- [42] 前記記憶手段のうちの第2の記憶手段に記憶される前記感知情報は、前記静電容

量型超音波振動子が体腔内であるが体腔内壁に非接触の状態で前記超音波を送受して感知した第2の感知情報であり、

前記演算手段は、前記第2の感知情報と前記第1の感知情報との相関または差分を算出することを特徴とする請求項41に記載の体腔内超音波診断システム。

- [43] 前記記憶手段のうちの第3の記憶手段に記憶される前記感知情報は、前記静電容量型超音波振動子が体腔内壁に接触した状態で前記超音波を送受して感知した第3の感知情報であり、

前記演算手段は、前記第3の感知情報と前記第1の感知情報との相関または差分を算出することを特徴とする請求項41に記載の体腔内超音波診断システム。

- [44] 前記記憶手段のうちの第2の記憶手段に記憶される前記感知情報は、前記静電容量型超音波振動子が体腔内であるが体腔内壁に非接触の状態で前記超音波を送受して感知した第2の感知情報であり、

前記記憶手段のうちの第3の記憶手段に記憶される前記感知情報は、前記静電容量型超音波振動子が体腔内壁に接触した状態で前記超音波を送受して感知した第3の感知情報であり、

前記演算手段は、前記第2の感知情報と前記第1の感知情報との相関または差分を算出する第1の演算処理を行い、前記第3の感知情報と前記第1の感知情報との相関または差分を算出する第2の演算を行い、第1の演算処理の結果と第2の演算処理の結果を加算することを特徴とする請求項41に記載の体腔内超音波診断システム。

- [45] 前記超音波診断画像は、体腔内壁表面の輪郭を表す画像であることを特徴とする請求項42に記載の体腔内超音波診断システム。

- [46] 前記超音波診断画像は、体腔内組織の断層を表す画像であることを特徴とする請求項43に記載の体腔内超音波診断システム。

- [47] 前記超音波診断画像は、体腔内壁表面の輪郭を表す画像と体腔内組織の断層を表す画像とであることを特徴とする請求項44に記載の体腔内超音波診断システム。

- [48] 超音波を送受信する静電容量型超音波振動子が設けられた超音波内視鏡スコープを備えた体腔内超音波診断システムに用いられる前記静電容量型超音波振動子

が感知した感知情報からノイズ成分を除去するノイズ除去装置であって、

前記超音波の反射しない条件下で、前記静電容量型超音波振動子に超音波を放射させることにより感知された第1の前記感知情報を記憶する第1の記憶手段と、

前記静電容量型超音波振動子が、体腔内であるが体腔内壁に非接触の状態で、前記超音波を送受して感知した第2の前記感知情報を記憶する第2の記憶手段と、

前記第2の感知情報と前記第1の感知情報との相関または差分を算出する演算手段とを備えることを特徴とするノイズ除去装置。

[49] 超音波を送受信する静電容量型超音波振動子が設けられた超音波内視鏡スコープを備えた体腔内超音波診断システムに用いられる前記静電容量型超音波振動子が感知した感知情報からノイズ成分を除去するノイズ除去装置であって、

前記超音波の反射しない条件下で、前記静電容量型超音波振動子に超音波を放射させることにより感知された第1の前記感知情報を記憶する第1の記憶手段と、

前記静電容量型超音波振動子が体腔内壁に接触した状態で前記超音波を送受して感知した第3の前記感知情報を記憶する第3の記憶手段と、

前記第3の感知情報と前記第1の感知情報との相関または差分を算出する演算手段と、

を備えることを特徴とするノイズ除去装置。

[50] 超音波を送受信する静電容量型超音波振動子が設けられた超音波内視鏡スコープを備えた体腔内超音波診断システムにおける前記静電容量型超音波振動子が感知した感知情報からノイズ成分を除去するノイズ除去方法であって、

前記超音波の反射しない条件下で、前記静電容量型超音波振動子に超音波を放射させることにより感知された第1の前記感知情報を取得し、

前記静電容量型超音波振動子が、体腔内であるが体腔内壁に非接触の状態で、前記超音波を送受して感知した第2の前記感知情報を取得し、

前記第2の感知情報と前記第1の感知情報との相関または差分を算出することを特徴とするノイズ除去方法。

[51] 超音波を送受信する静電容量型超音波振動子が設けられた超音波内視鏡スコープを備えた体腔内超音波診断システムにおける前記静電容量型超音波振動子が感

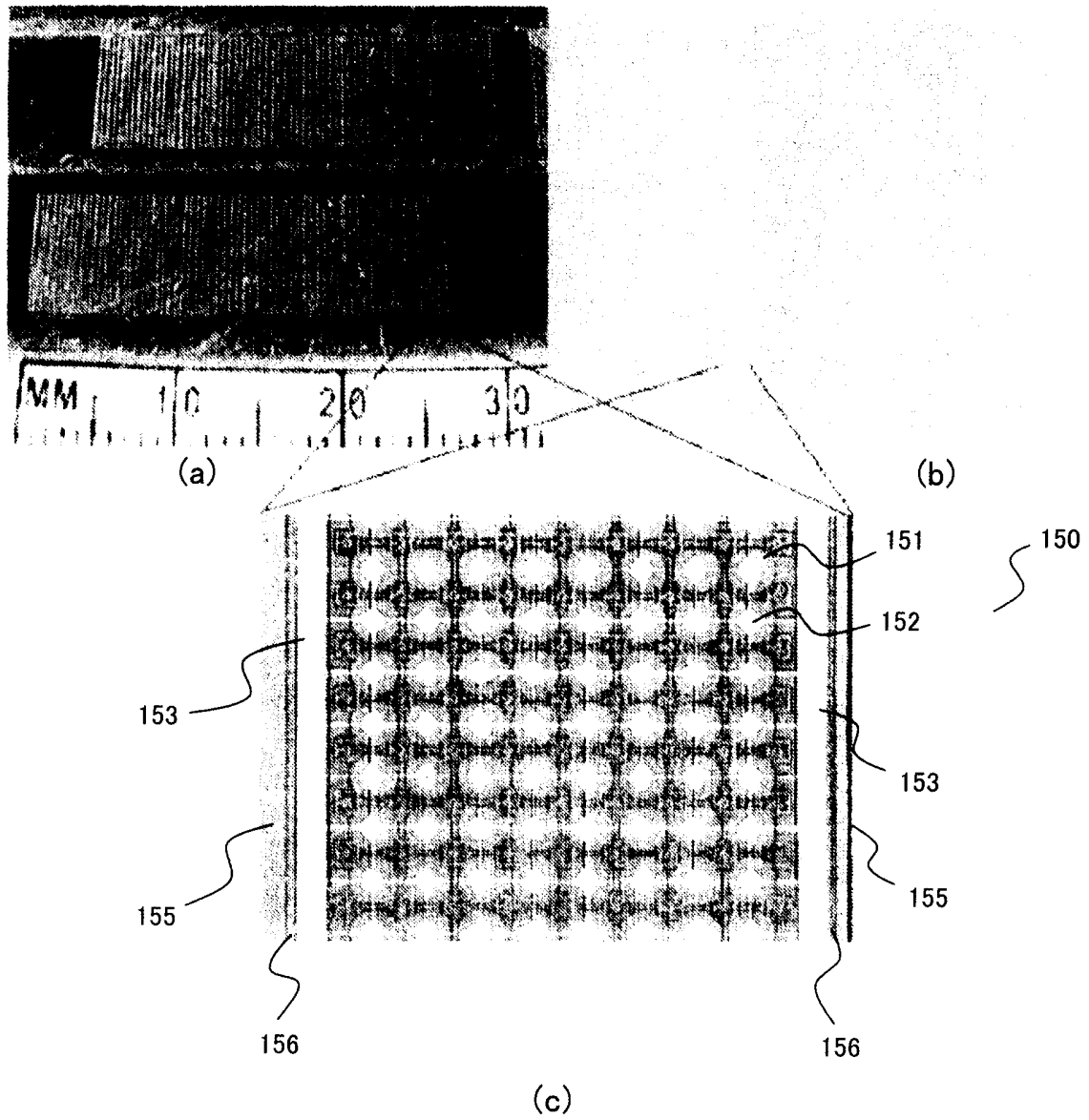
知した感知情報からノイズ成分を除去するノイズ除去方法であって、

前記超音波の反射しない条件下で、前記静電容量型超音波振動子に超音波を放射させることにより感知された第1の前記感知情報を取得し、

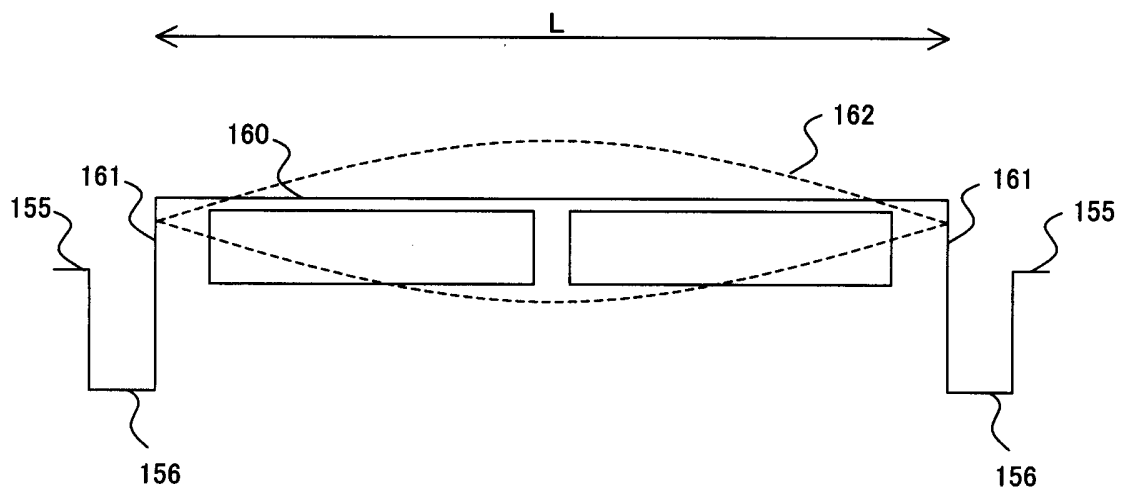
前記静電容量型超音波振動子が体腔内壁に接触した状態で前記超音波を送受して感知した第3の前記感知情報を取得し、

前記第2の感知情報と前記第1の感知情報との相関または差分を算出することを特徴とするノイズ除去方法。

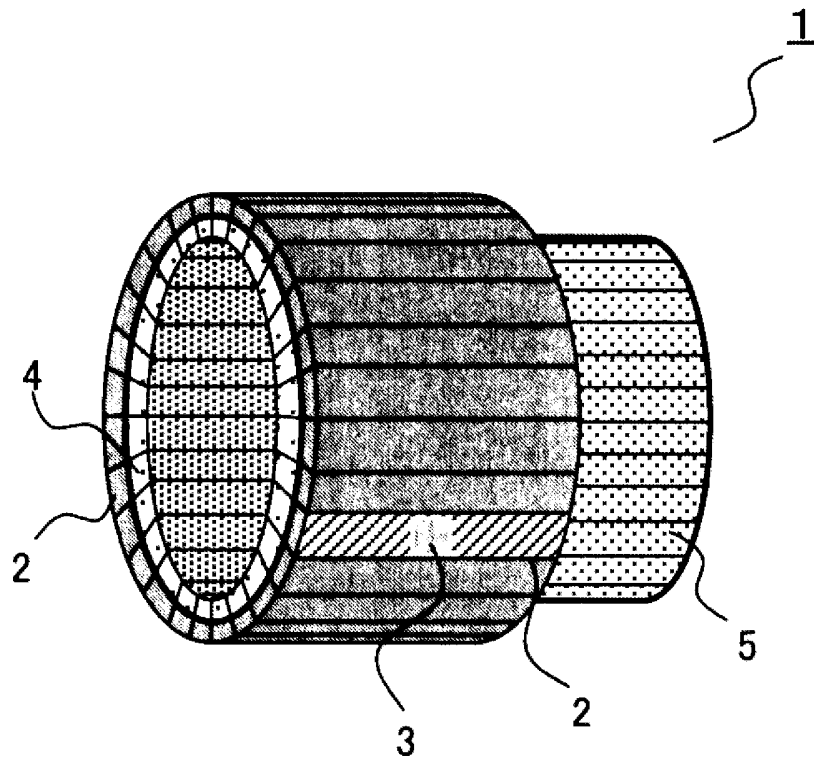
[図1]



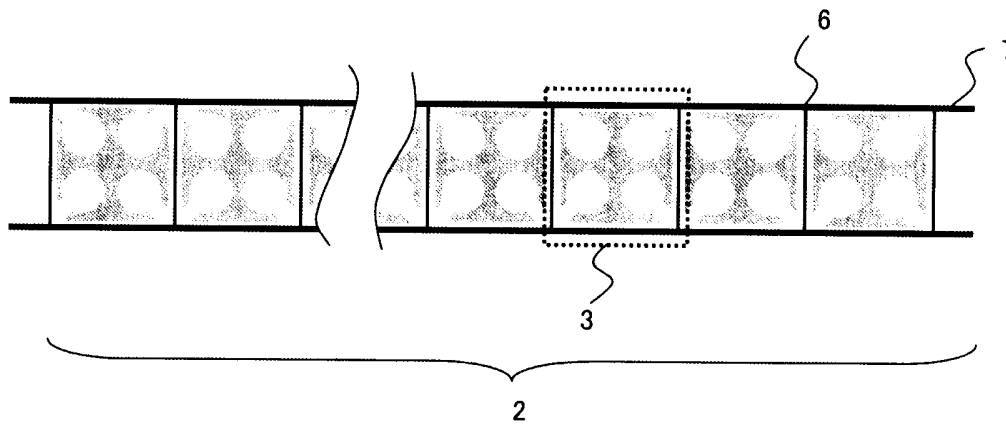
[図2]



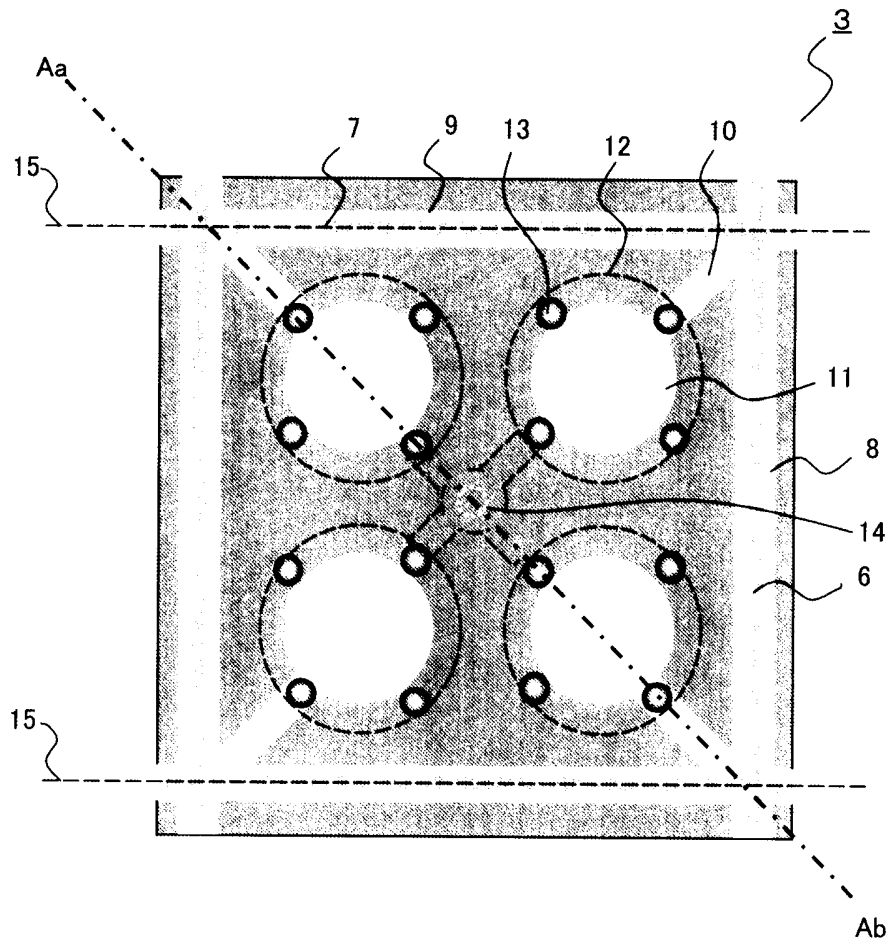
[図3]



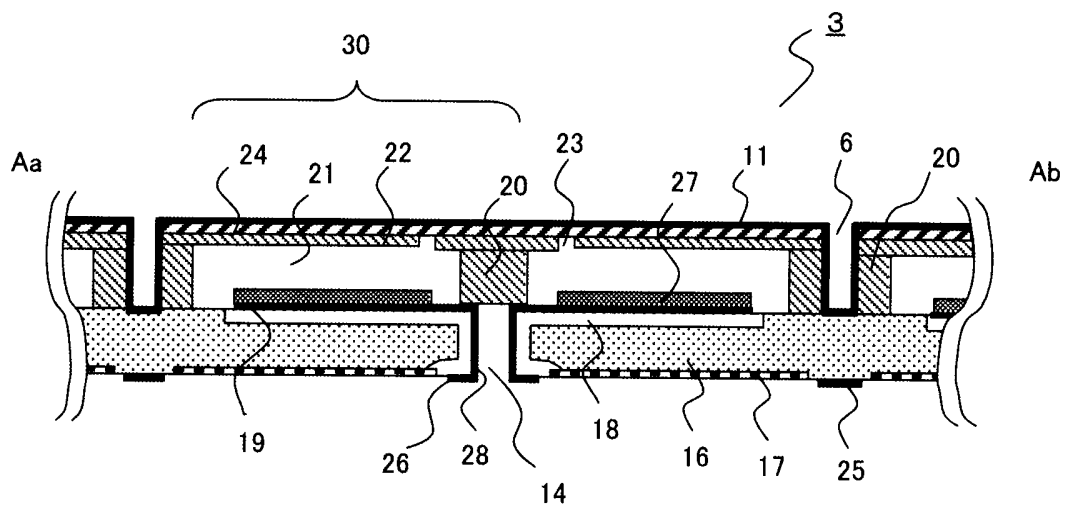
[図4]



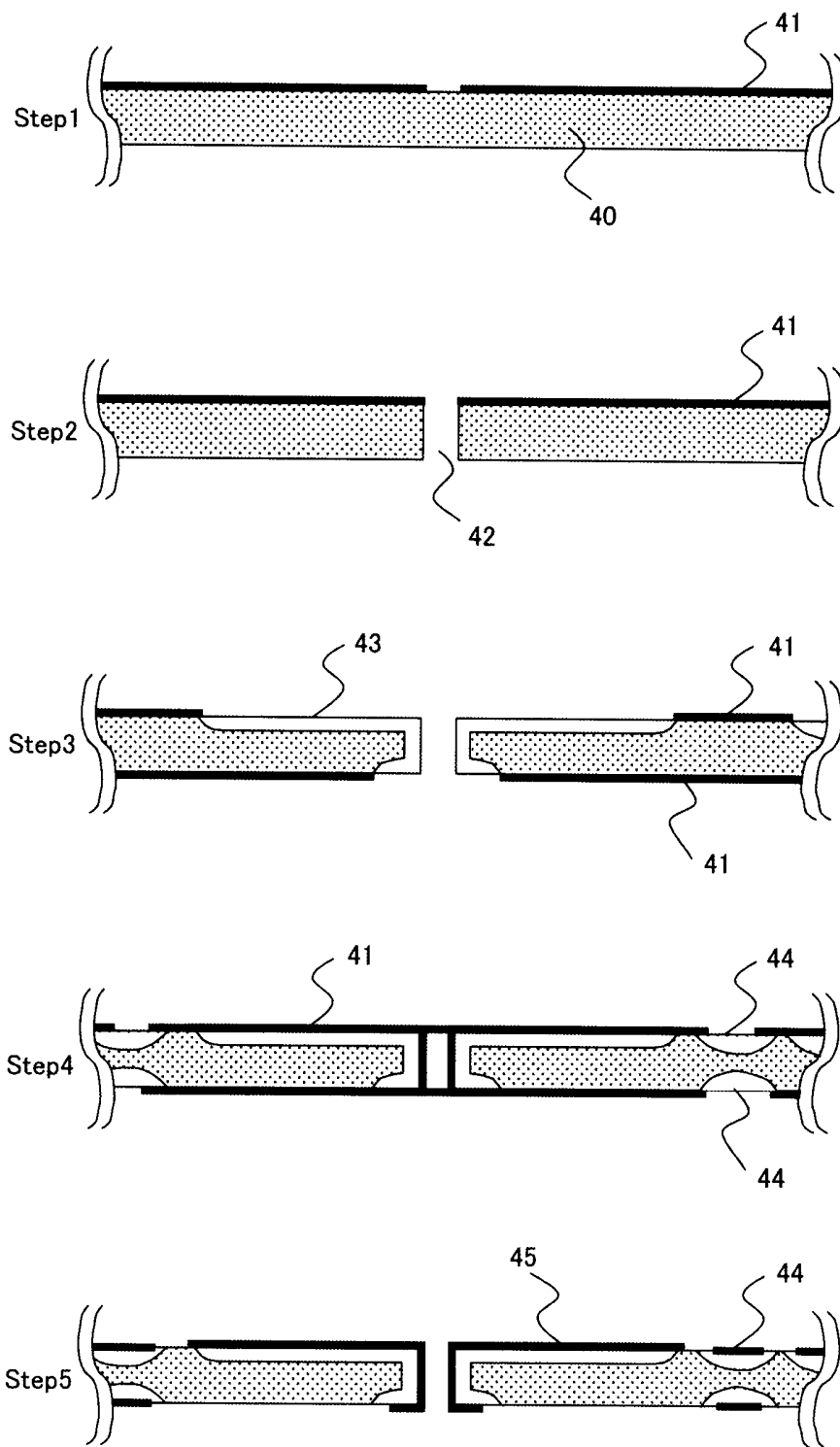
[図5]



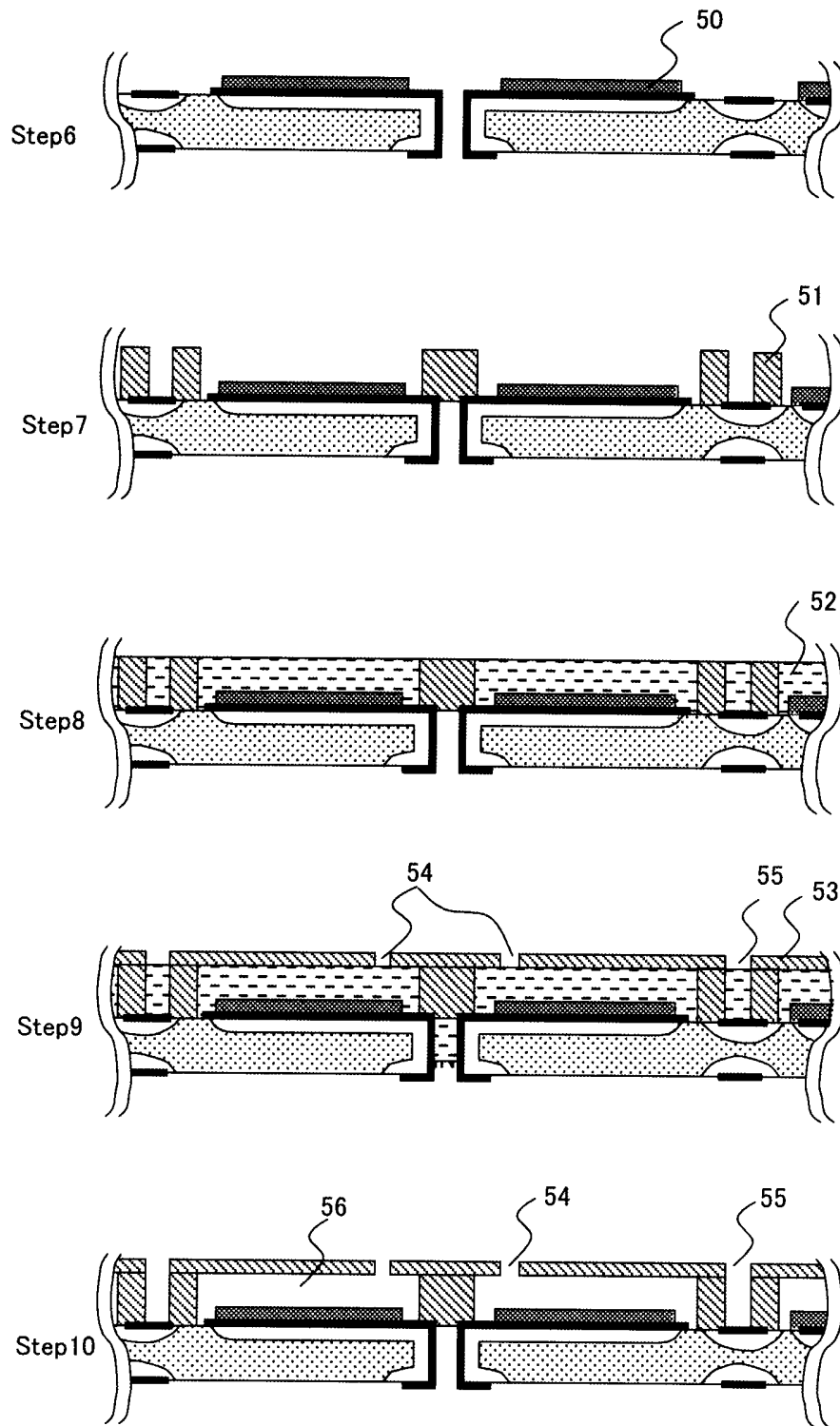
[図6]



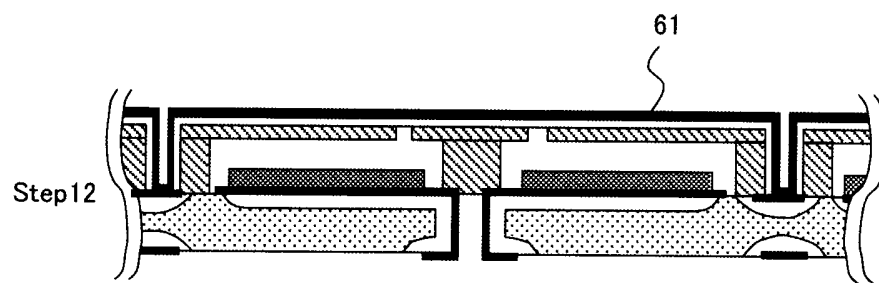
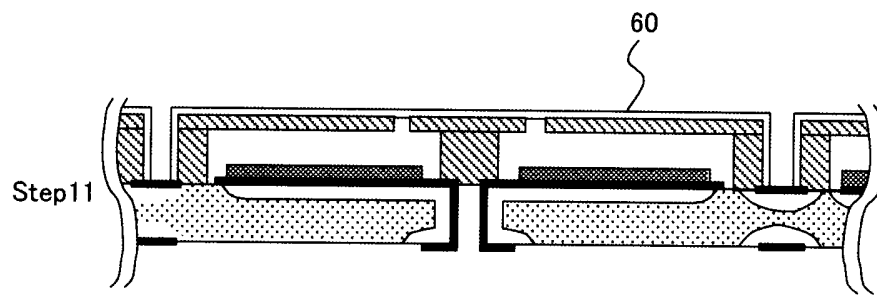
[図7A]



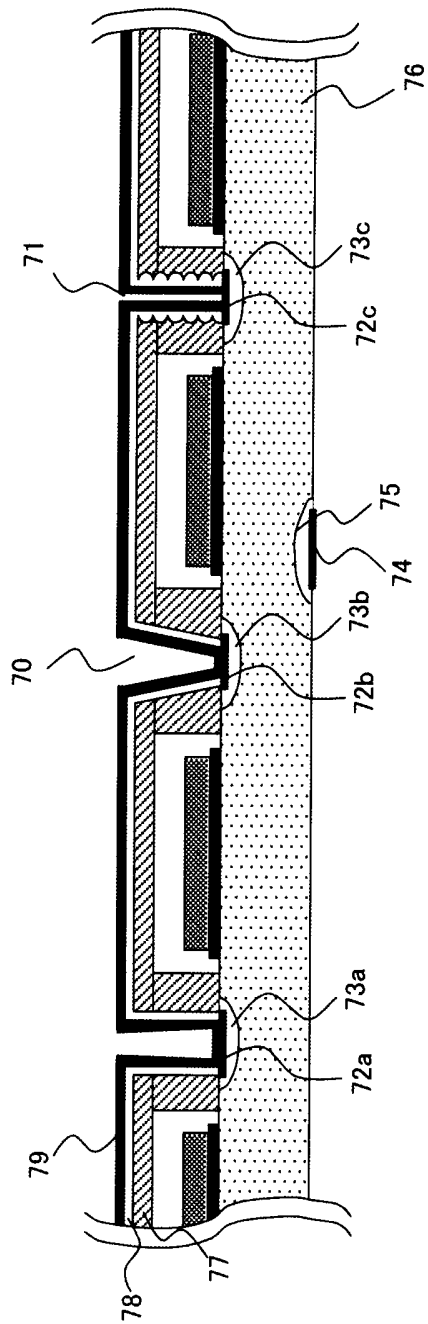
[図7B]



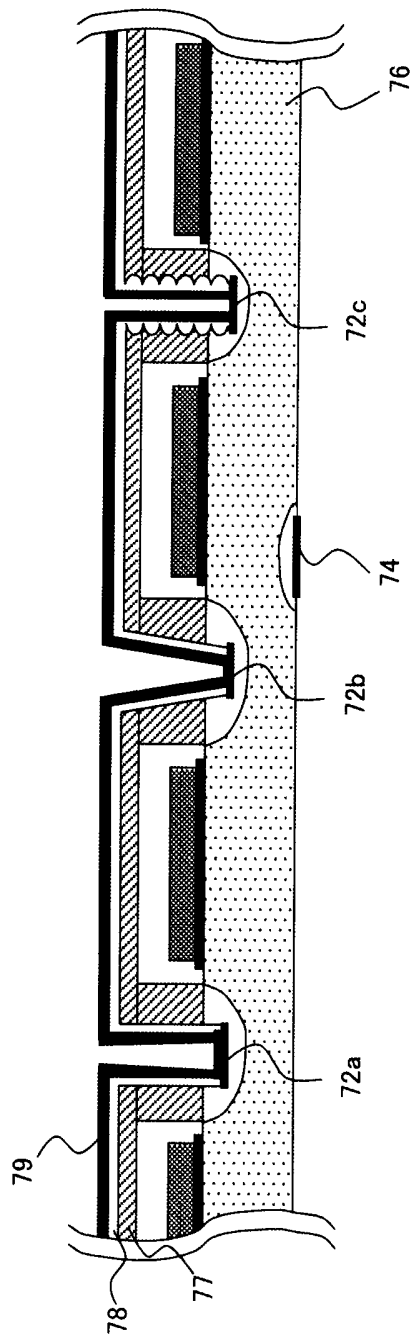
[図7C]



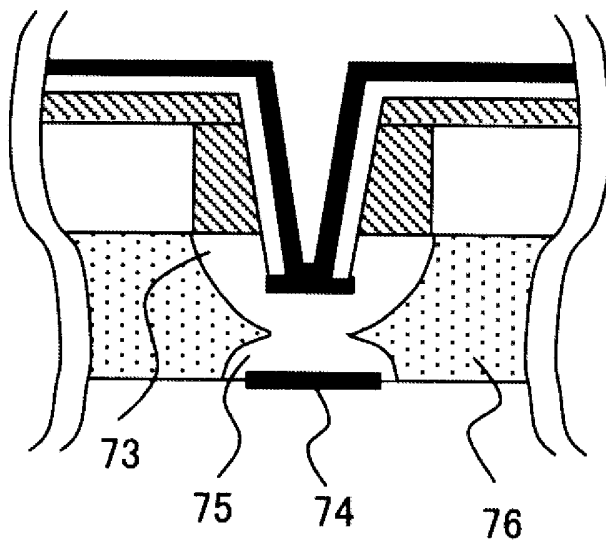
[図8]



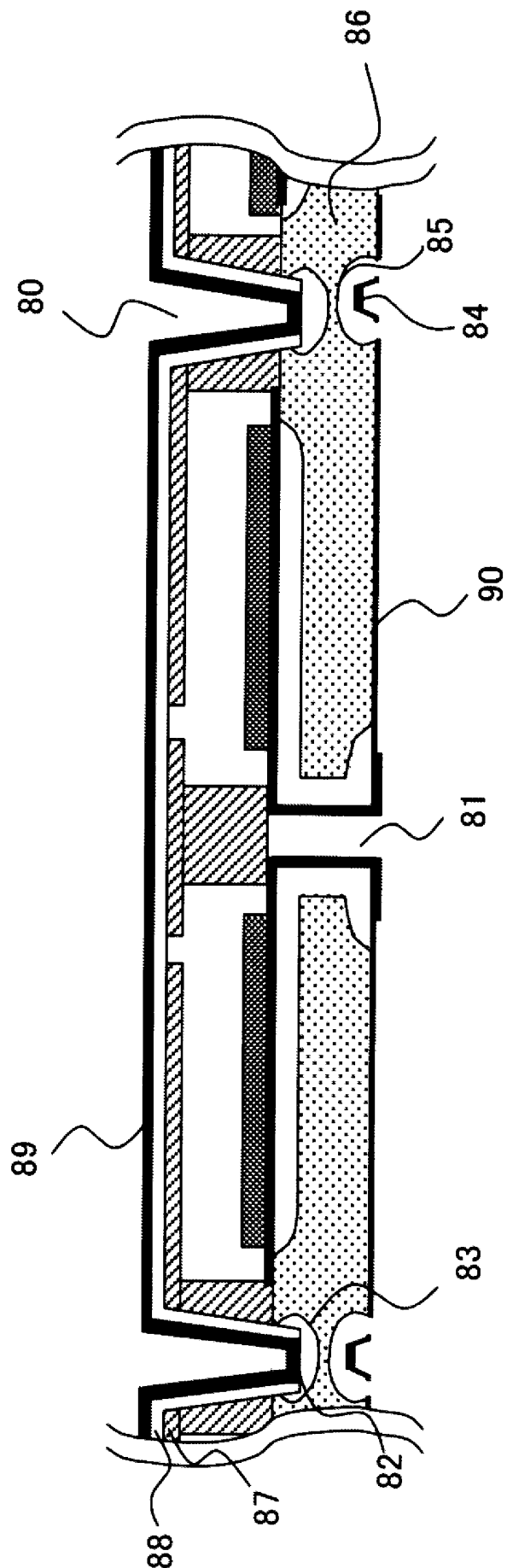
[図9]



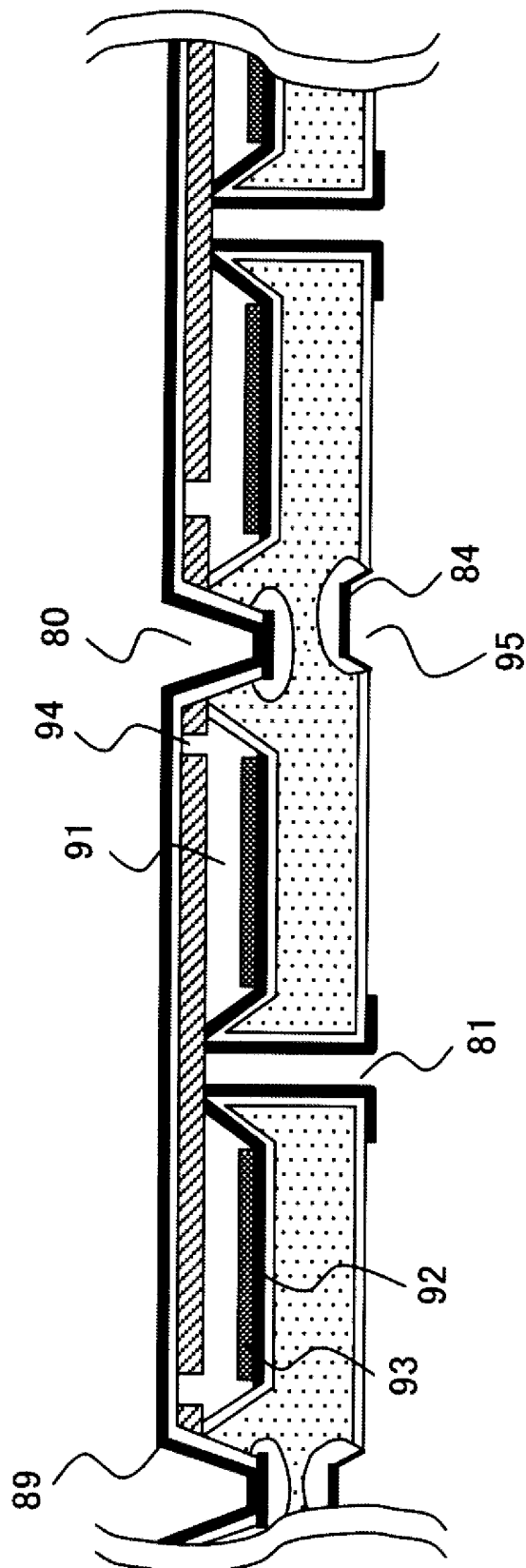
[図10]



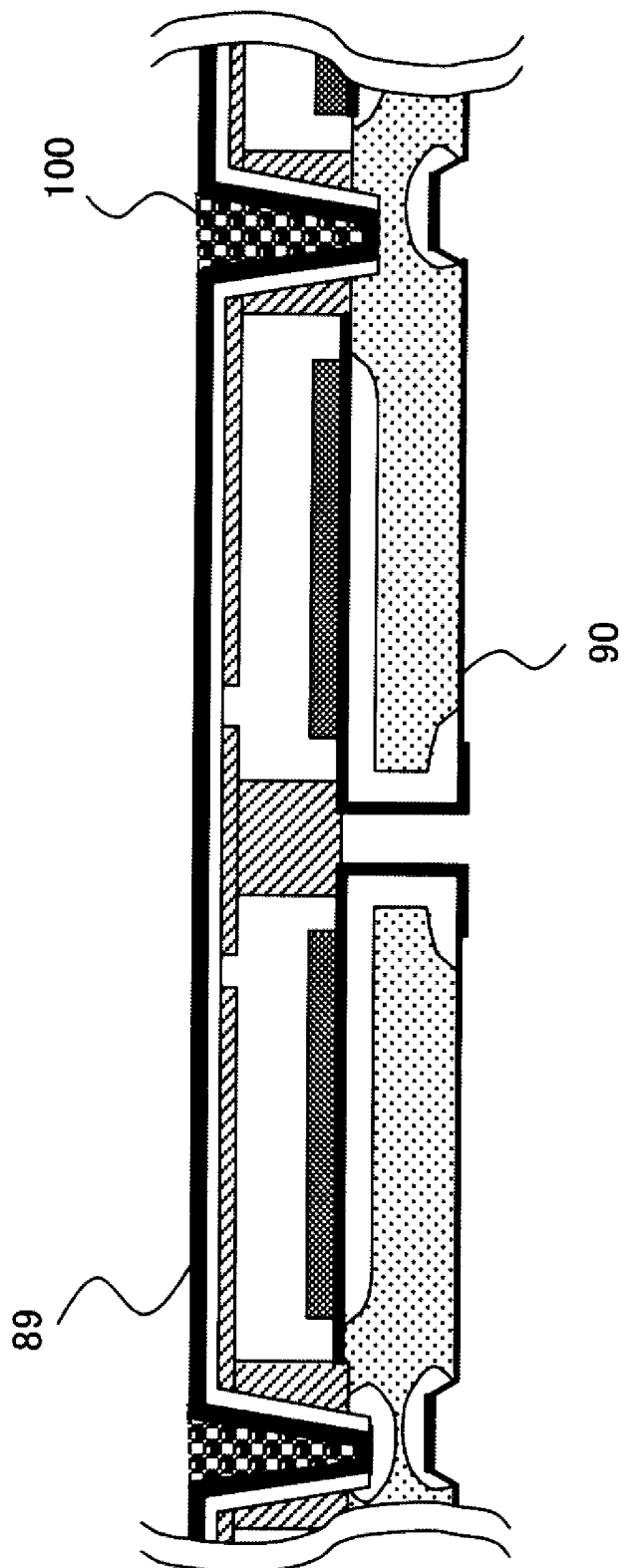
[図11]



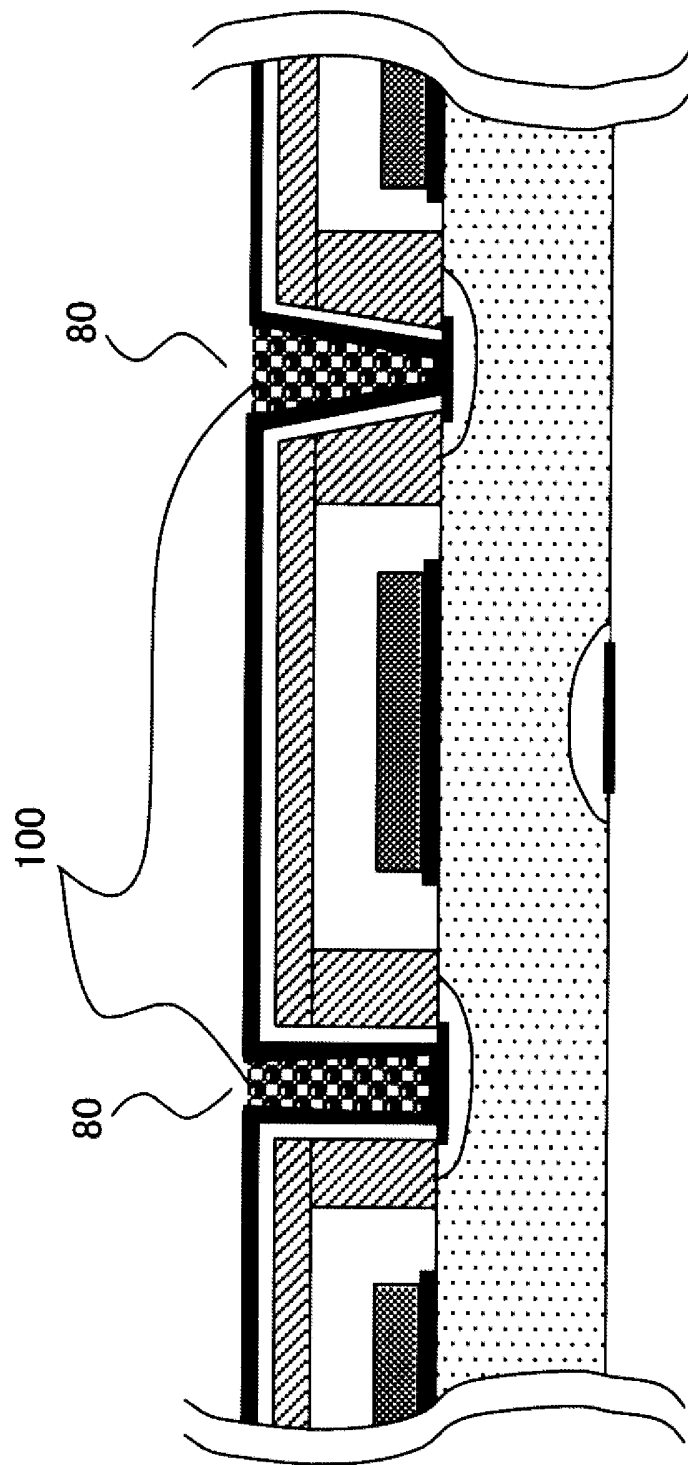
[図12]



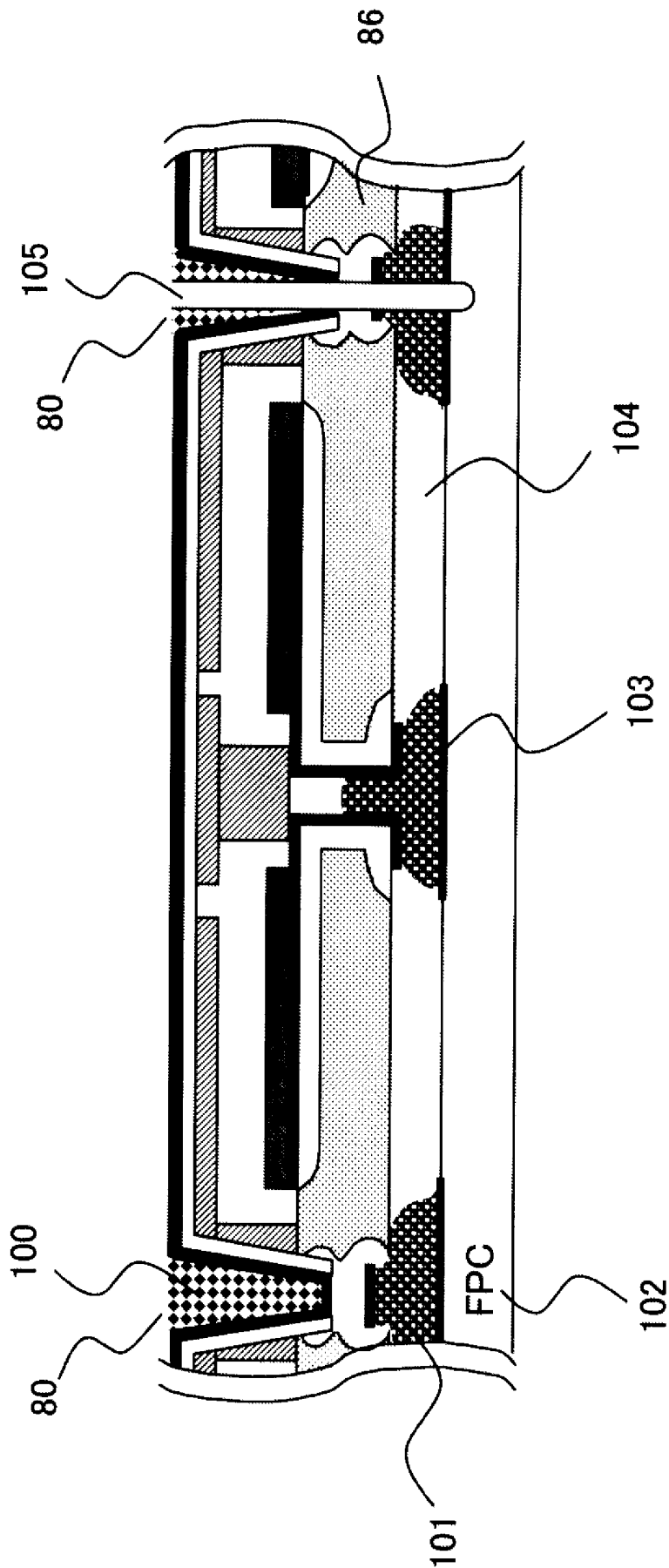
[図13]



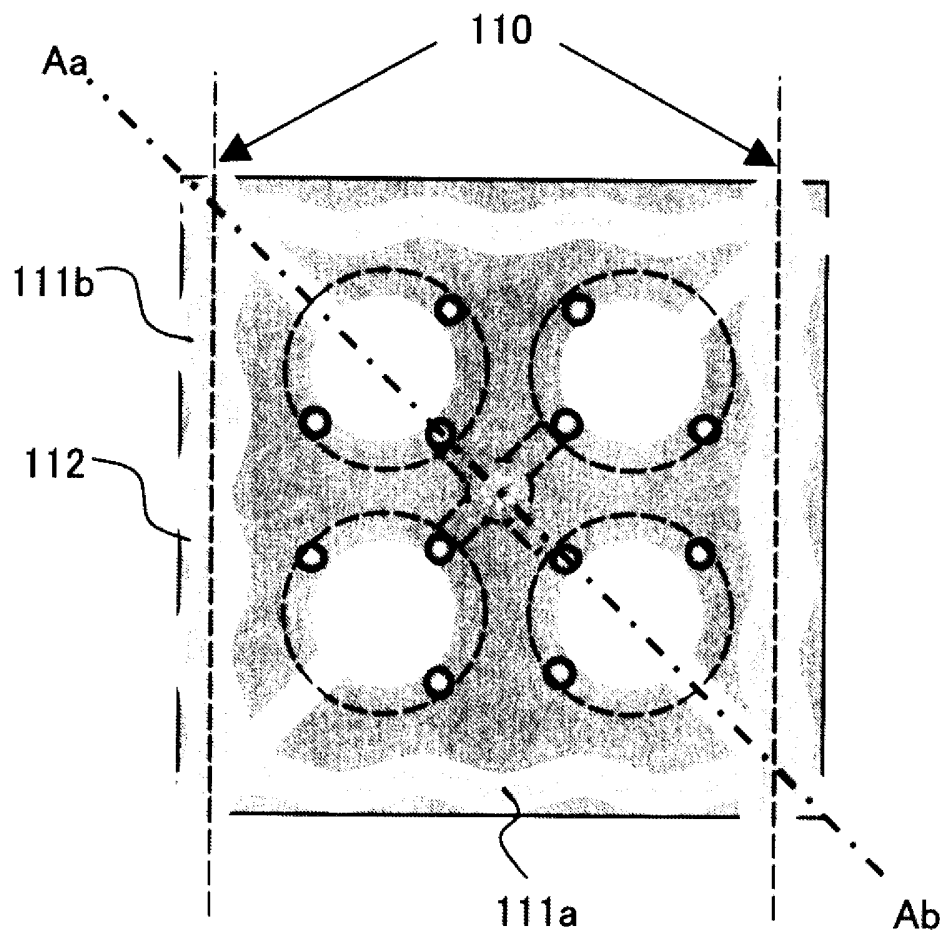
[図14]



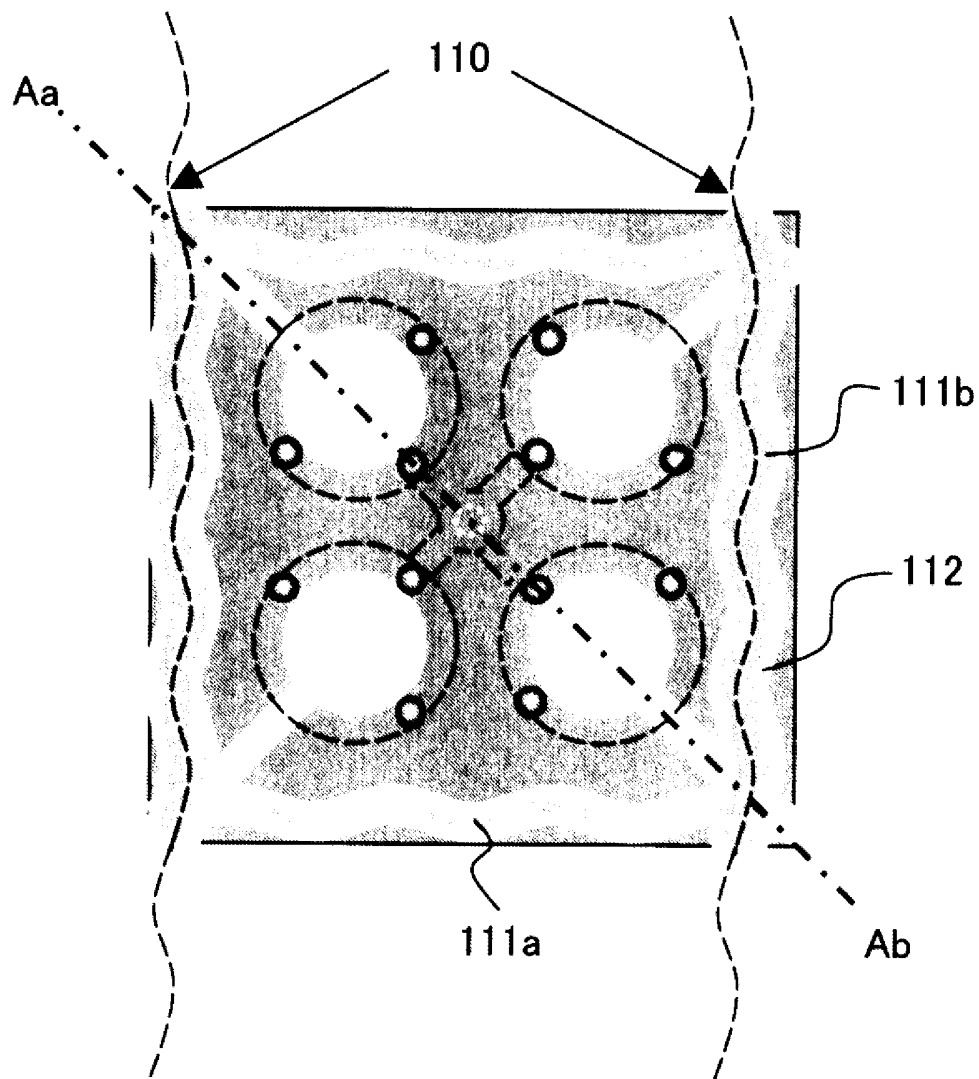
[図15]



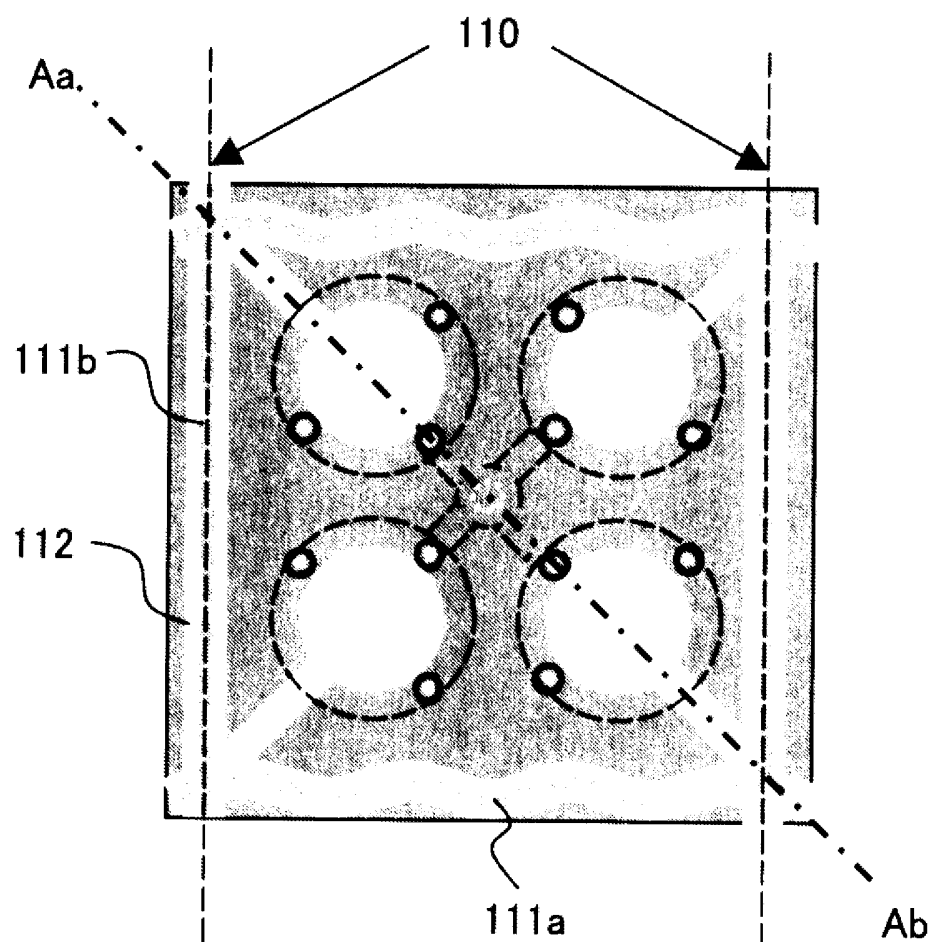
[図16A]



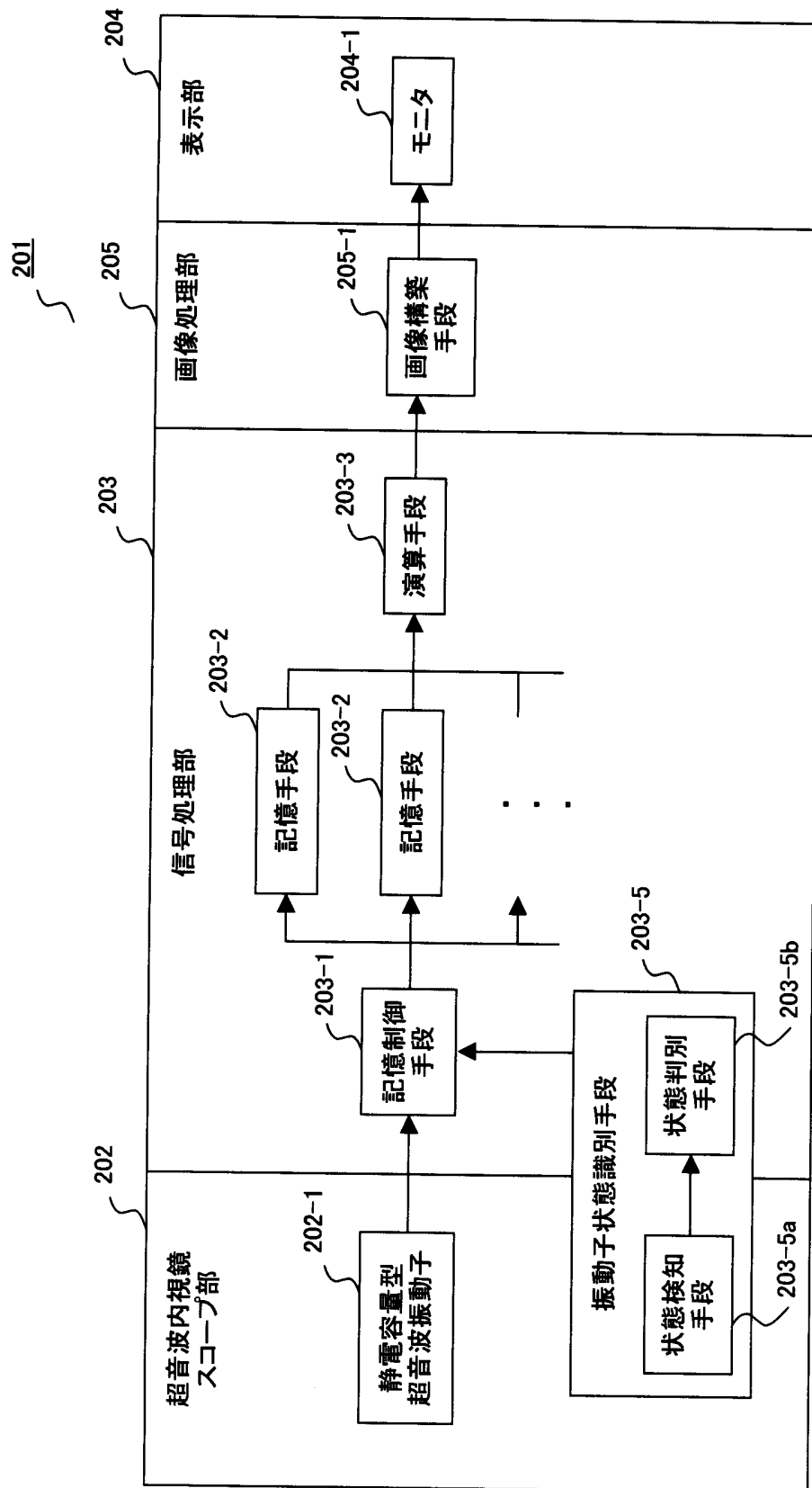
[図16B]



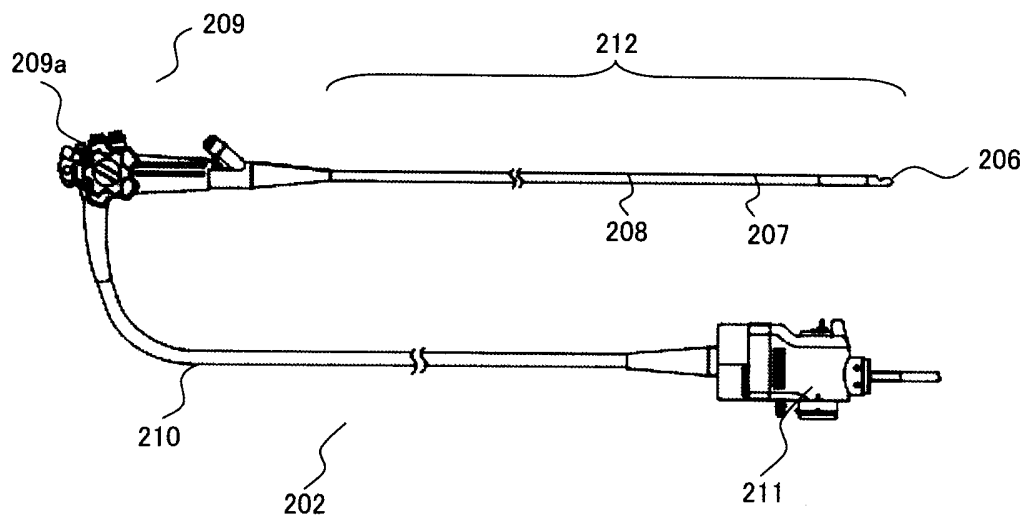
[図16C]



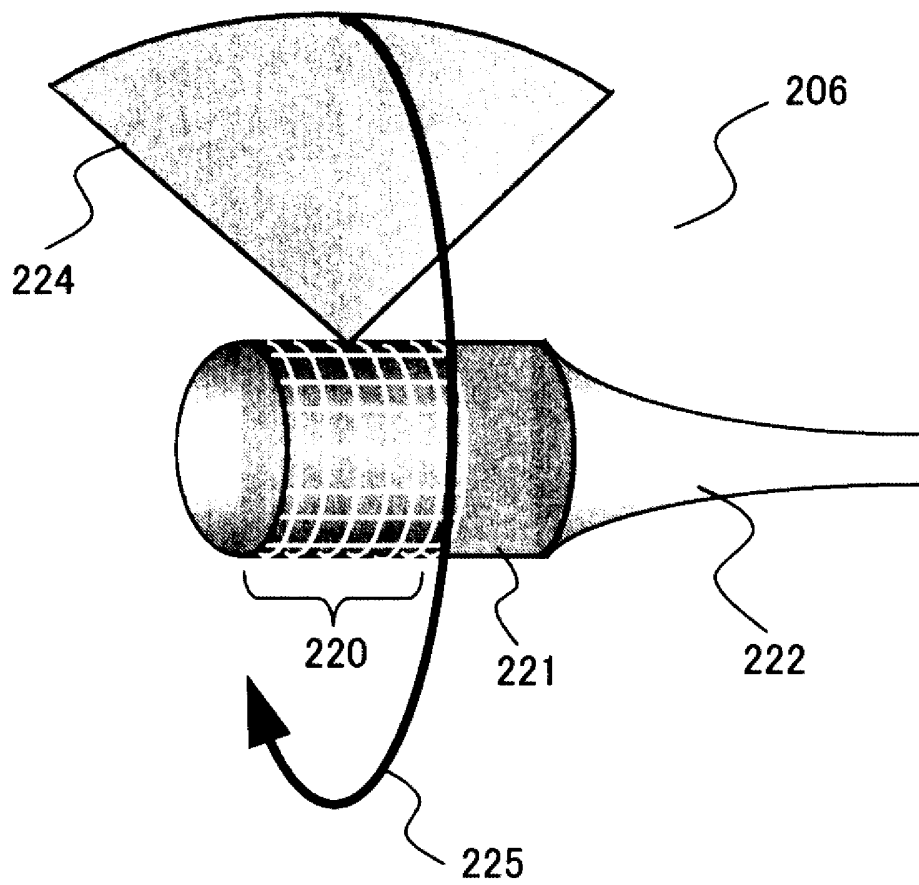
[図17]



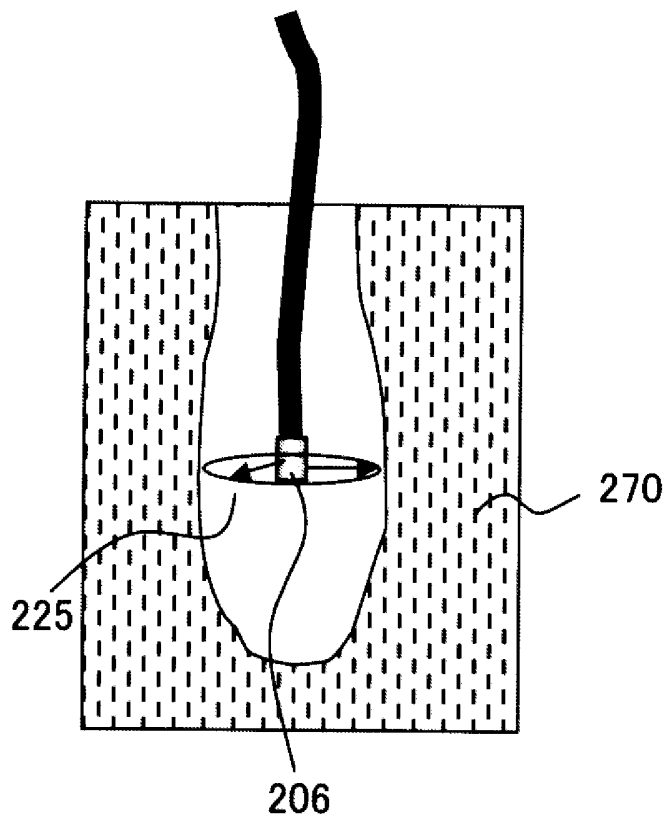
[図18]



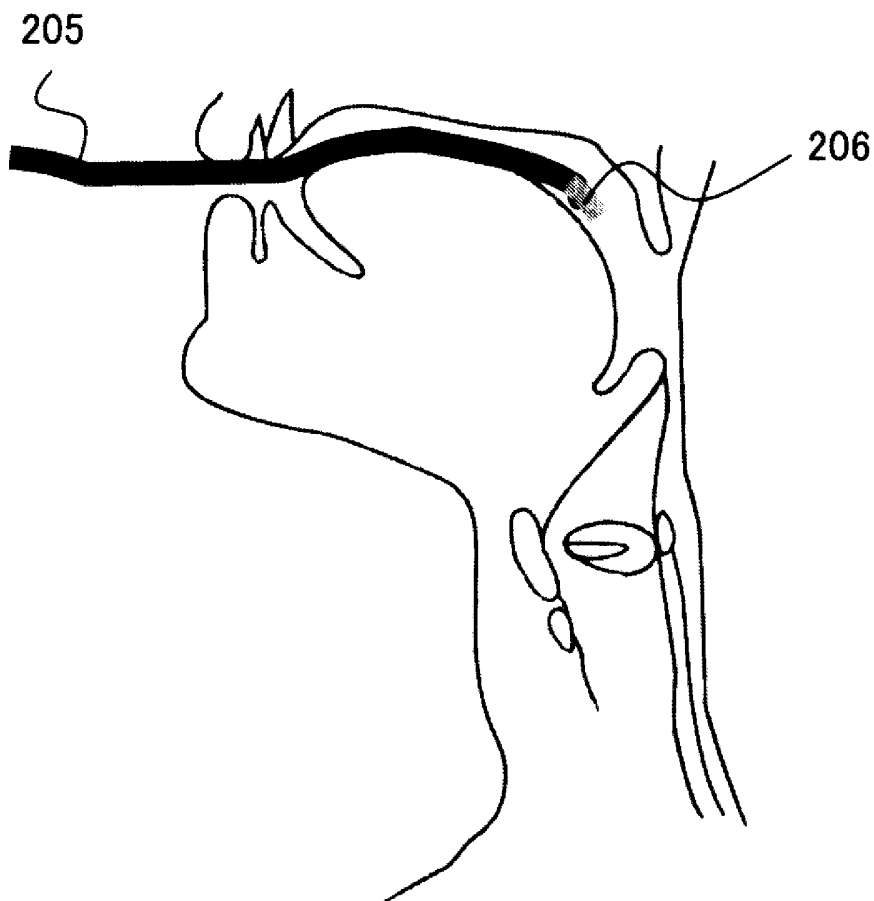
[図19]



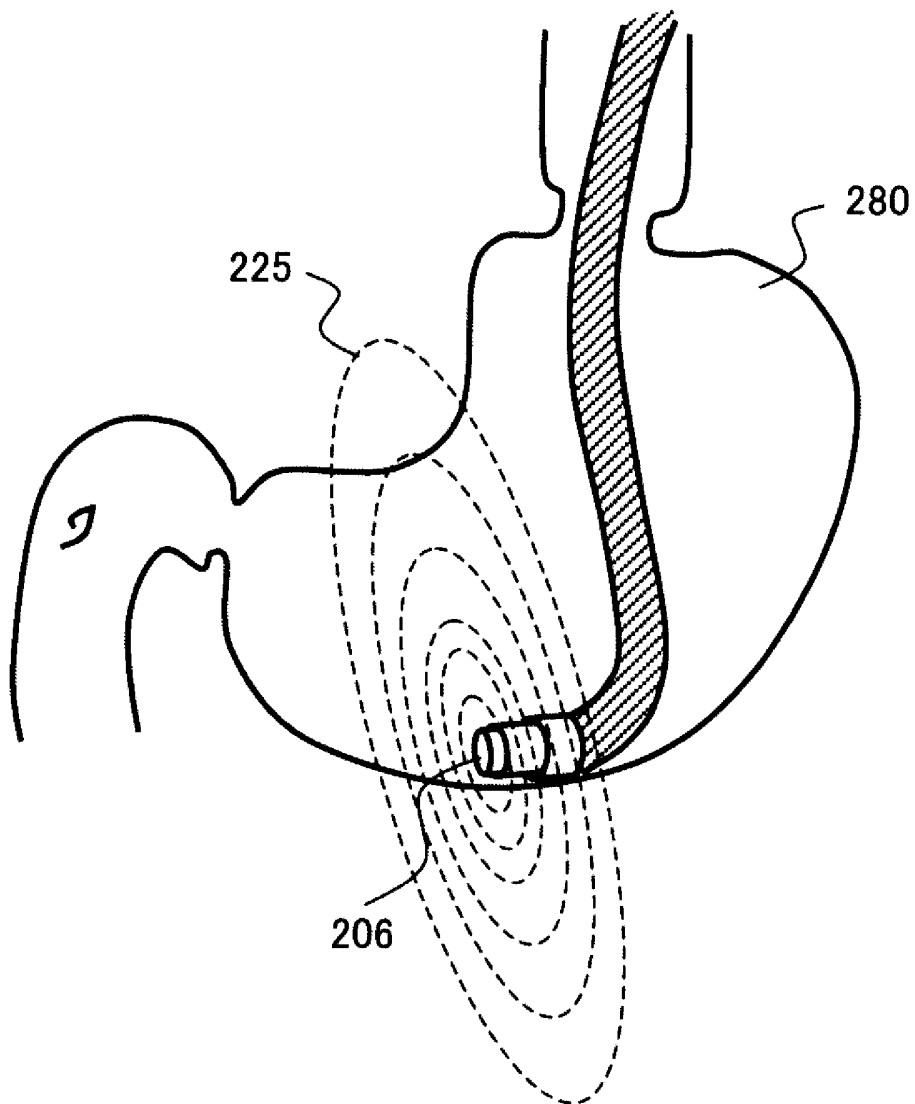
[図20]



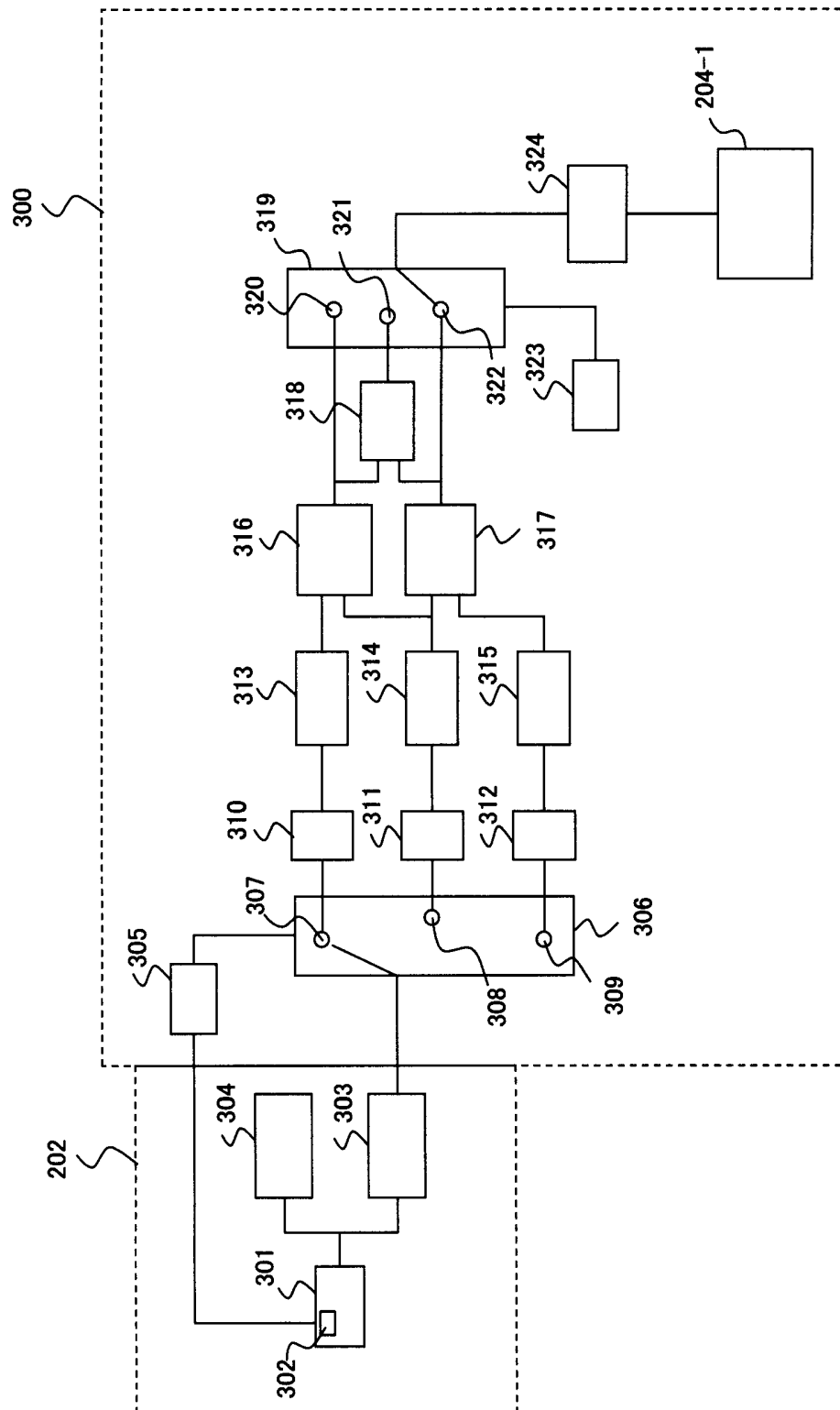
[図21A]



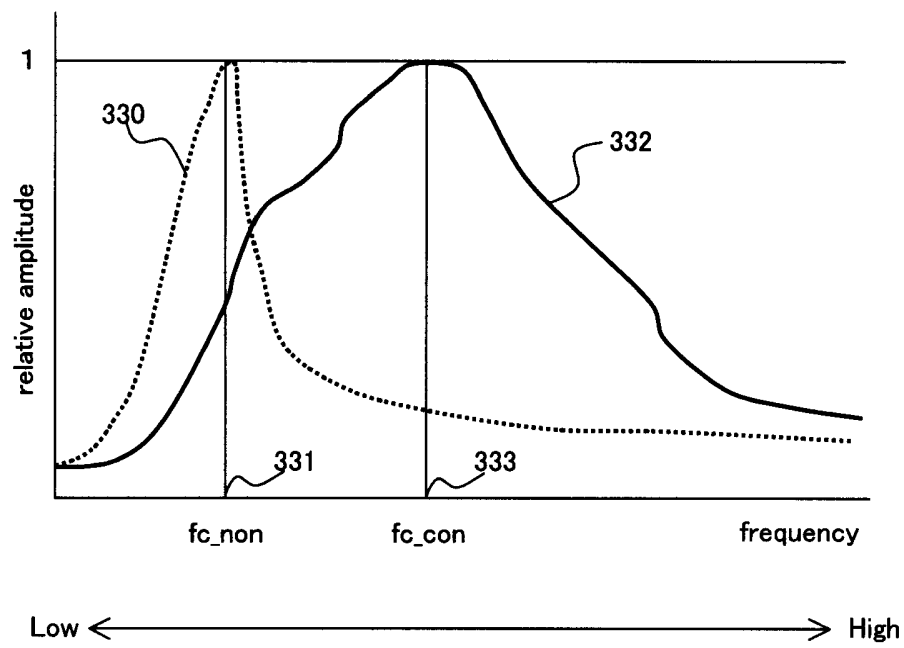
[図21B]



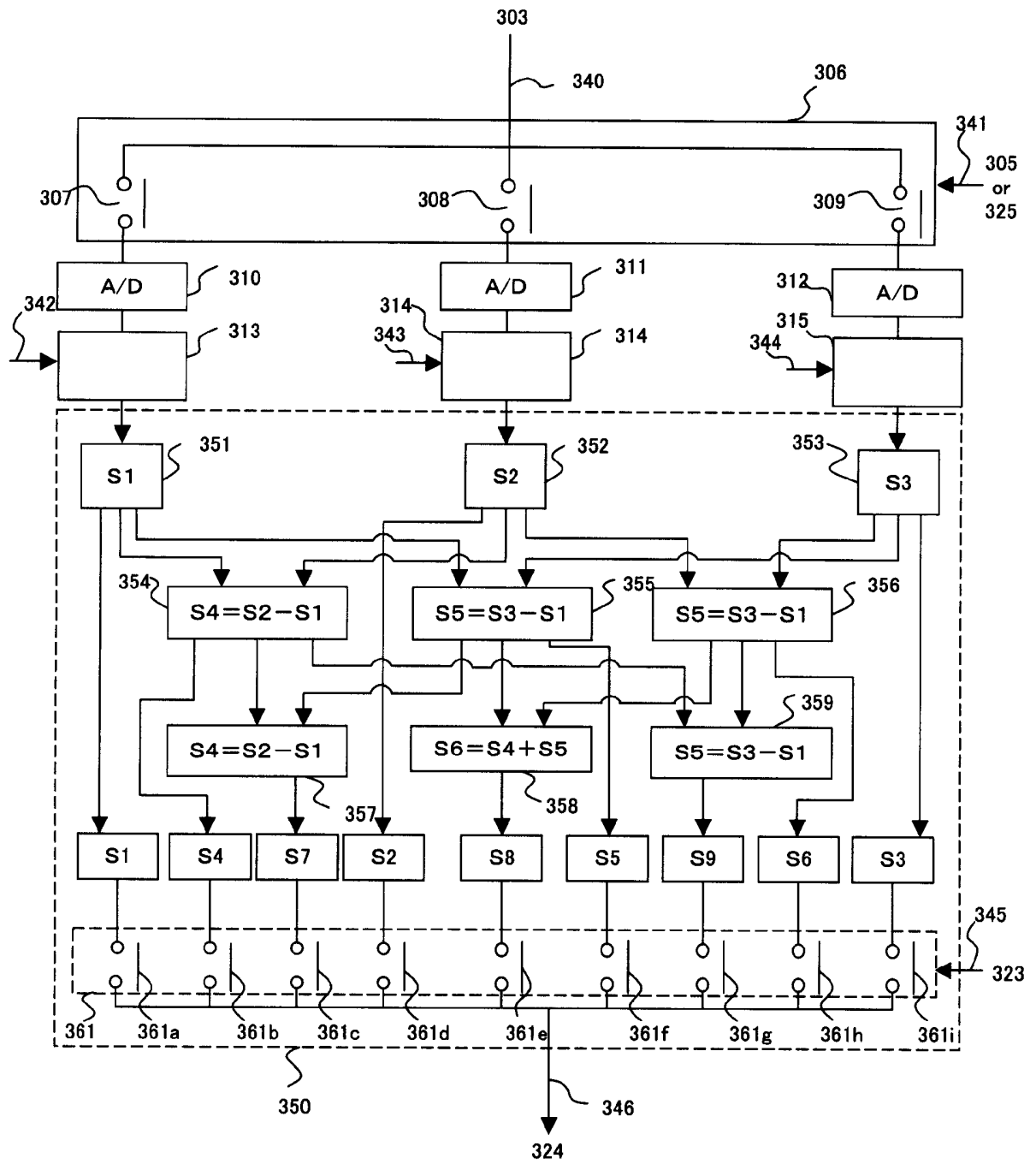
[図22]



[図23]



[図25]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/019336

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00 (2006.01)		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00-8/15		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) IEEE		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	Yongli Huang et al., Fabricating Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers With Wafer-Bonding Tecnology, J.Microelectro mechanical Syst., 2003.04, Vol.12, No.2, pages 128-137	1 2,3,9
Y A	Utkan Demirci et al., Forward-Viewing CMUT Arrays for Medical Imaging, IEEE Trans Ultrason Ferroelectr.Freq.Control, 2004.07, Vol.51, No.7, pages 886-894	2,3,9 1
Y A	Mills D. M, et al., Real-time in-vivo imaging with capacitive micromachined ultrasound transducer (cMUT) linear arrays, Proc.IEEE Ultrason.Symp., 2003.08.05-08, Vol.1, pages 568-571	2,3,9 1
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 11 January, 2006 (11.01.06)		Date of mailing of the international search report 24 January, 2006 (24.01.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/019336

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

See extra sheet of Box No. III

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1, 2, 3, 9

Remark on Protest
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee..
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/019336

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

The inventions set forth in independent claims 1, 11, 20, 27 and 48-51 will be examined.

The feature common to the inventions respectively set forth in the above mentioned claims is possession of a capacitive micromachined ultrasonic transducer. This feature, however, is so well known that it is needless to mention a document at the time of filing, and thus it is obvious that this feature is not novel.

Consequently, this feature cannot be considered as a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Therefore, it appears that the invention of claim 1, the invention of claim 11, the invention of claims 20 and 27, and the invention of claims 48-51 do not satisfy the requirement of unity of invention.

Next, claim 1 and claims 2-10 and 19 referring thereto will be examined.

The feature common to the inventions respectively set forth in those claims is the feature defined in claim 1. The international search, however, has revealed that this feature is not novel since it is disclosed in the following document: Yongli Huang et al., Fabricating Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers With Wafer-Bonding Technology, J Microelectromechanical Syst, 2003. 04, vol. 12, no.2, p. 128-137.

Consequently, this feature cannot be considered as a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Therefore, it appears that the invention of claims 1, 2, 3 and 9, the invention of claim 4, the invention of claims 5 and 6, the invention of claim 7, the invention of claim 8, the invention of claim 10, and the invention of claim 19 do not satisfy the requirement of unity of invention.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B8/00 (2006.01)

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B 8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2006年
日本国実用新案登録公報	1996-2006年
日本国登録実用新案公報	1994-2006年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

IEEE

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y	Yongli Huang et al., Fabricating Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers With Wafer-Bonding Tecnology, J Microelectromechanical Syst, 2003.04, vol.12, no.2, p.128-137	1 2, 3, 9

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

11.01.2006

国際調査報告の発送日

24.01.2006

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号 100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

後藤 順也

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

3101

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	Utkan Demirci et al., Forward-Viewing CMUT Arrays for Medical Imaging, IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2004. 07, vol. 51, no. 7 p. 886-894	2, 3, 9 1
Y A	Mills D.M, et al., Real-time in-vivo imaging with capacitive micromachined ultrasound transducer (cMUT) linear arrays, Proc IEEE Ultrason Symp, 2003. 08. 05-08, vol. 1, p. 568-571	2, 3, 9 1

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。
第Ⅲ欄についての別紙参照。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲 1, 2, 3, 9

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。

(第Ⅲ欄についての別紙)

独立形式の請求項 1、11、20、27、48 乃至 51 に記載される発明について検討する。

上記各請求の範囲に記載される発明に共通する事項は、静電容量型超音波振動子を具備することである。しかしながら、上記構成は、出願時において文献を示すまでもなく周知のものであり、新規ではないことが明らかとなった。

してみると、上記構成は、PCT規則 13.2 の第 2 文における、特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲 1 に記載される発明、請求の範囲 11 に記載される発明、請求の範囲 20 及び 27 に記載される発明、請求の範囲 48 乃至 51 に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。

次に、請求の範囲 1 及び当該請求の範囲を引用する請求の範囲 2 乃至 10 及び 19 について検討する。

上記各請求の範囲に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲 1 に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲 1 に記載される事項は、文献 Yongli Huang et al., Fabricating Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers With Wafer-Bonding Technology, J Microelectromechanical Syst, 2003.04, vol. 12, no. 2, p. 128-137 に記載される事項であるので、新規ではないことが明らかとなった。

してみると、上記構成は、PCT規則 13.2 の第 2 文における、特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲 1、2、3、9 に記載される発明、請求の範囲 4 に記載される発明、請求の範囲 5、6 に記載される発明、請求の範囲 7 に記載される発明、請求の範囲 8 に記載される発明、請求の範囲 10 に記載される発明、請求の範囲 19 に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。