

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-33571
(P2015-33571A)

(43) 公開日 平成27年2月19日(2015.2.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/24 (2006.01)	G 0 1 N 29/24 5 0 2	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2 B	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2014-139424 (P2014-139424)
 (22) 出願日 平成26年7月7日 (2014.7.7)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-144297 (P2013-144297)
 (32) 優先日 平成25年7月10日 (2013.7.10)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 110001254
 特許業務法人光陽国際特許事務所
 (72) 発明者 中山 雄太
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 Fターム(参考) 2G047 BC03 CA01 EA04 EA17 GB02
 GG34
 4C601 EE02 EE15 GB18 JB05
 5D019 AA21 BB19 EE06 FF04

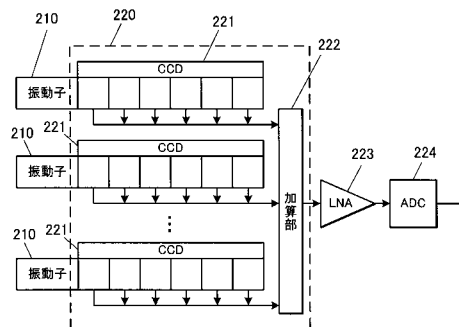
(54) 【発明の名称】 整相加算器、及び、超音波探触子

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 取得する信号のSNRを維持しながら電力消費を効率的に抑制することが出来る整相加算器及び超音波探触子を提供する。

【解決手段】 入力される超音波の音圧に応じた電荷を生じさせる圧電体をそれぞれ有する複数の圧電素子210に各々生じた電荷に応じ、増幅されずに得られる量の信号電荷を取得して、それぞれ所望の時間保持させる遅延電荷転送部221と、遅延電荷転送部においてそれぞれ所望の時間保持された信号電荷の量を整相加算させる遅延加算部222とを備える。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

入力される超音波の音圧に応じた電荷を生じさせる圧電体をそれぞれ有する複数の圧電素子に各々生じた電荷に応じ、増幅されずに得られる量の信号電荷を取得して、それぞれ所望の時間保持させる遅延電荷転送部と、

前記遅延電荷転送部においてそれぞれ前記所望の時間保持された前記信号電荷の量を整相加算させる遅延加算部と

を備える

ことを特徴とする整相加算器。

【請求項 2】

前記信号電荷の量は、前記圧電素子において前記電荷が発生する前記圧電体両端に設けられた電極に誘起される電荷量に対応することを特徴とする請求項 1 記載の整相加算器。

【請求項 3】

所定のバイアス電圧発生部に接続されたソース領域と、当該ソース領域と前記遅延電荷転送部との間の導通状態を定めるゲート電極とを有するスイッチング部を備え、

前記ゲート電極は、前記圧電素子において前記電荷が発生する前記圧電体両端に設けられた電極のうち一方に接続され、

前記遅延電荷転送部は、前記圧電体に生じた電荷に応じて変化する前記ゲート電極の電位に基づき、前記ソース領域から前記信号電荷を取得する

ことを特徴とする請求項 1 記載の整相加算器。

【請求項 4】

前記バイアス電圧は、前記圧電体に生じる電荷量の変動周期と同期して印加されることを特徴とする請求項 3 記載の整相加算器。

【請求項 5】

前記遅延電荷転送部には、CCD が用いられることを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れか一項に記載の整相加算器。

【請求項 6】

前記遅延電荷転送部は、前記圧電素子において前記電荷が発生する前記圧電体両端に設けられた電極とインターポザーを介して接続されていることを特徴とする請求項 1 ~ 5 の何れか一項に記載の整相加算器。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 の何れか一項に記載の整相加算器と、

当該整相加算器にそれぞれ接続された前記圧電素子と、

前記整相加算された電荷量を電圧信号として増幅する信号増幅部と、

当該増幅された電圧信号を出力する信号出力部と

を備えることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 8】

前記信号出力部は、前記信号を無線により外部機器に出力する無線通信部を備えることを特徴とする請求項 7 記載の超音波探触子。

【請求項 9】

前記圧電素子から所定の波長の超音波を出力させる送信駆動部と、

制御信号に従って、前記送信駆動部又は前記遅延電荷転送部の何れかと、前記圧電素子とを択一的に接続させる送受信切替駆動部と

を備えることを特徴とする請求項 7 又は 8 記載の超音波探触子。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、整相加算器及び超音波探触子に関する。

【背景技術】**【0002】**

10

20

30

40

50

従来、超音波を被検体内部に照射し、その反射波を受信して解析することにより内部構造の検査を行う超音波診断装置がある。超音波診断では、被検体を非破壊、非侵襲で調べることが出来るので、医療目的の検査や建造物内部の検査といった種々の用途に広く用いられている。

【 0 0 0 3 】

超音波診断装置では、受信した超音波をその強度に応じた電気信号に変換して取得する。この超音波の受信には、圧電素子といった変換器（トランスデューサー）が用いられ、超音波の音圧による圧電素子の機械的変形（伸縮）がその変形量に応じた電気信号（電荷量）に変換されて検出されることになる。このとき、検査対象ポイントからの反射波が多数の圧電素子によりそれぞれ受信されるタイミングがずれるので、各々適宜な遅延時間を設定して加算することで当該検査対象ポイントからの反射波に係るデータを取得することが出来る。

10

【 0 0 0 4 】

近年、超音波診断装置では、画像の高精度化に伴う受信用圧電素子数の増加や受信データのサンプリングレートの増大により電力の消費が増大している。そこで、特許文献 1 には、各圧電素子に対してそれぞれ並列に設けられた異なる転送ゲート数の C C D（Charge Coupled Device）遅延素子の何れかに対して選択的に電気信号を入力し、複数の圧電素子に係る電荷データをそれぞれ適切なステップ数遅延させて加算する整相加算の後に一の F G A（Floating Gate Amplifier）で電圧データに変換することで、従来、整相加算前の各データに対して用いられていた F G A の数を減らして消費電力の低減を図る技術が開示されている。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特許第 4 5 5 7 5 7 5 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、このような超音波診断の際に受信される超音波の強度に応じて変換器で得られる電気信号の強度は、非常に小さいので、通常、この電気信号は、変換器による取得後直ちに各々増幅されてから伝送、処理されている。このとき、ノイズレベルを上げずに信号を増幅する低ノイズ増幅器（LNA）では、ノイズの削減量に応じて供給電流が増大することから、従来、信号対ノイズ比（SNR）の向上と電力消費の抑制とを両立することが困難であるという課題がある。

30

【 0 0 0 7 】

この発明の目的は、取得する信号の SNR を維持しながら電力消費を効率的に抑制することが出来る整相加算器及び超音波探触子を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するため、請求項 1 記載の発明は、
 入力される超音波の音圧に応じた電荷を生じさせる圧電体をそれぞれ有する複数の圧電素子に各々生じた電荷に応じ、増幅されずに得られる量の信号電荷を取得して、それぞれ所望の時間保持させる遅延電荷転送部と、

40

前記遅延電荷転送部においてそれぞれ前記所望の時間保持された前記信号電荷の量を整相加算させる遅延加算部と

を備える

ことを特徴とする整相加算器である。

【 0 0 0 9 】

請求項 2 記載の発明は、請求項 1 記載の整相加算器において、

前記信号電荷の量は、前記圧電素子において前記電荷が発生する前記圧電体両端に設け

50

られた電極に誘起される電荷量に対応することを特徴としている。

【0010】

請求項3記載の発明は、請求項1記載の整相加算器において、
所定のバイアス電圧発生部に接続されたソース領域と、当該ソース領域と前記遅延電荷
転送部との間の導通状態を定めるゲート電極とを有するスイッチング部を備え、
前記ゲート電極は、前記圧電素子において前記電荷が発生する前記圧電体両端に設けら
れた電極のうち一方に接続され、
前記遅延電荷転送部は、前記圧電体に生じた電荷に応じて変化する前記ゲート電極の電
位に基づき、前記ソース領域から前記信号電荷を取得する
ことを特徴としている。

10

【0011】

請求項4記載の発明は、請求項3記載の整相加算器において、
前記バイアス電圧は、前記圧電体に生じる電荷量の変動周期と同期して印加されること
を特徴としている。

【0012】

請求項5記載の発明は、請求項1～4の何れか一項に記載の整相加算器において、
前記遅延電荷転送部には、CCDが用いられることを特徴としている。

【0013】

請求項6記載の発明は、請求項1～5の何れか一項に記載の整相加算器において、
前記遅延電荷転送部は、前記圧電素子において前記電荷が発生する前記圧電体両端に設
けられた電極とインターポザーを介して接続されていることを特徴としている。

20

【0014】

請求項7記載の発明は、
請求項1～6の何れか一項に記載の整相加算器と、
当該整相加算器にそれぞれ接続された前記圧電素子と、
前記整相加算された電荷量を電圧信号として増幅する信号増幅部と、
当該増幅された電圧信号を出力する信号出力部と
を備えることを特徴とする超音波探触子である。

【0015】

請求項8記載の発明は、請求項7記載の超音波探触子において、
前記信号出力部は、前記信号を無線により外部機器に出力する無線通信部を備えること
を特徴としている。

30

【0016】

請求項9記載の発明は、請求項7又は8記載の超音波探触子において、
前記圧電素子から所定の波長の超音波を出力させる送信駆動部と、
制御信号に従って、前記送信駆動部又は前記遅延電荷転送部の何れかと、前記圧電素子
とを択一的に接続させる送受信切替駆動部と
を備えることを特徴としている。

【発明の効果】

【0017】

本発明に従うと、整相加算器及び超音波探触子において、取得する信号のSNRを維持
しながら電力消費を効率的に抑制することが出来るという効果がある。

40

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の実施形態の超音波探触子を含む超音波診断装置の全体構成を示す図であ
る。

【図2】超音波探触子の内部構造を示すブロック図である。

【図3】超音波探触子による超音波の受信について説明する断面図である。

【図4】CCDによる電荷の搬送手順について説明する図である。

【図5】整相加算器について説明する図である。

50

【図6】第2実施形態の超音波探触子の内部構造、及び、超音波探触子による超音波の受信について説明する図である。

【図7】第3実施形態の超音波探触子の内部構造、及び、超音波探触子による超音波の受信について説明する図である。

【図8】加算部と遅延電荷加算部とを一体的に構成した例を示す図である。

【図9】加算部の構成の他の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

図1は、本実施形態の超音波探触子2を含む超音波診断装置Sの全体構成を示す図である。

10

【0020】

この超音波診断装置Sは、超音波診断装置本体1と、超音波探触子2とにより構成される。超音波診断装置本体1は、操作入力部18と、出力表示部19と、図示略の制御部及び通信部とを備える。超音波診断装置本体1の制御部は、操作入力部18のキーボードやマウスなどに対する外部からの入力操作に基づき、通信部を介して超音波探触子2に制御信号を出力して超音波を出力させ、また、超音波探触子2から超音波の入力検出データを受信して各種処理を行い、必要に応じて出力表示部19の液晶画面などに結果などを表示させる。

【0021】

超音波探触子2は、被検体に対して超音波（ここでは、1～30MHz程度）を送信するとともに、送信した超音波のうち、被検体で反射されて戻ってきた反射波（エコー）を受信する。この超音波探触子2は、無線通信により超音波診断装置本体1との間で制御信号やデータのやり取りを行う。

20

【0022】

図2は、超音波探触子2の内部構成を示すブロック図である。

超音波探触子2は、振動子配列21と、受信部22と、送信部23（送信駆動部）と、駆動制御部24と、通信部25（信号出力部、無線通信部）と、アンテナ26と、電源部27と、送受信切替部28（送受信切替駆動部）などを備えている。

【0023】

振動子配列21は、圧電体とその変形（伸縮）により電荷が現れる両端に設けられた電極とを有する圧電素子を備えた複数の振動子210の配列であり、これらの振動子210は、例えば、所定の方向に一次元アレイ状に配置されている。振動子210に電圧パルス（パルス信号）が印加されることで圧電体に変形し、当該電圧の大きさに応じた振幅で超音波が発信される。また、振動子210に所定の周波数帯の超音波が伝わると、その音圧により、圧電素子の圧電体の厚さが変動（振動）することで当該変動量に応じた電荷が現れ、圧電素子両端の電極には、当該電荷に応じた量の電荷が誘起される。

30

【0024】

振動子210の圧電体に用いられる圧電部材としては、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）が挙げられる。或いは、他の種々の圧電部材、例えば、単結晶であるLiNbO₃、LiTaO₃、KNbO₃、水晶など、多結晶であるPb(Mg_{1/3}Nb_{2/3})O₃、(Pb、Sm)TiO₃など、リラクサー強誘電体であるPMN-PT（マグネシウムニオブ酸鉛 - チタン酸鉛）、PZN-PT（亜鉛ニオブ酸鉛 - チタン酸鉛）など、または、有機部材であるPVDF（ポリフッ化ビニリデン）若しくはPVDF系共重合体、ポリシアン化ビニリデン若しくはシアン化ビニリデン系共重合体、ナイロン9若しくはナイロン11といった奇数ナイロン、芳香族ナイロン、脂環族ナイロン、ポリ乳酸、PHB（ポリヒドロキシ酪酸）といったポリヒドロキシカルボン酸、セルロース系誘導体、ポリウレアなどのうちの何れかを用いても良い。また、無機圧電材料と有機圧電材料とを併用したコンポジット材料が用いられても良い。

40

【0025】

50

本実施形態の超音波探触子 2 は、振動子配列 2 1 において、例えば、192 個の振動子 2 1 0 を有している。或いは、各振動子 2 1 0 は、二次元アレイ状に配置されて三次元超音波画像を取得するものであっても良い。また、振動子 2 1 0 の個数は、解像度、消費電力、及び、データ伝送可能速度などの各種条件に応じて適切に設定することが出来る。超音波探触子 2 は、電子走査方式或いは機械走査方式の何れを採用したものであっても良く、また、走査方式として、リニア走査方式、セクター走査方式或いはコンベックス走査方式の何れの方式を採用したものであっても良い。また、超音波探触子 2 における帯域幅を任意に設定することが出来る。

また、この超音波診断装置 5 は、診断対象に応じて異なる複数の超音波探触子 2 の何れかを超音波診断装置本体 1 と組み合わせて利用することが出来る構成とすることが出来る。

10

【0026】

受信部 2 2 は、振動子配列 2 1 の各振動子 2 1 0 において超音波の入力に伴って誘起された電荷をその電荷量に応じた電圧信号に変換、増幅した後、所定のサンプリング周波数でデジタル変換したデータを受信信号として出力する。この受信部 2 2 は、整相加算器 2 2 0 と、LNA (Low Noise Amplifier) 2 2 3 (信号増幅部) と、ADC (アナログ/デジタル変換器) 2 2 4 などを備える (図 5 参照)。この受信部 2 2 については、後に後述する。

【0027】

送信部 2 3 は、駆動制御部 2 4 からの制御信号に従って指定された振動子 2 1 0 から所定振幅及び周波数の超音波を出力させるための電圧パルス信号を当該振動子 2 1 0 に出力する。

20

【0028】

送受信切替部 2 8 は、駆動制御部 2 4 からの制御信号に基づき、振動子配列 2 1 に対して送信部 2 3 又は受信部 2 2 の何れかを接続させて、送信部 2 3 から振動子 2 1 0 の駆動に係る電圧パルス信号を送らせたり、振動子 2 1 0 に入力された超音波に係る電気信号を受信部 2 2 に送らせたりする。

【0029】

駆動制御部 2 4 は、通信部 2 5 から入力された制御信号に応じて送受信切替部 2 8 に制御信号を送って振動子配列 2 1 への接続を送信部 2 3 又は受信部 2 2 の何れかに切替設定しながら、送信部 2 3 を動作させて各振動子 2 1 0 から超音波を出力させたり、当該超音波出力の間に各振動子 2 1 0 に入力された超音波に応じた電荷信号を振動子配列 2 1 から受信部 2 2 に出力させて、受信部 2 2 から受信信号を取得したりする。また、駆動制御部 2 4 は、この超音波の受信信号を通信部 2 5 及びアンテナ 2 6 から超音波診断装置本体 1 に送信させる。

30

【0030】

通信部 2 5 は、超音波診断装置本体 1 との間で制御信号や取得データの送受信を行うための通信インターフェイスである。この通信インターフェイスとしては、種々の周知の無線通信方法のうち何れかによる通信を行うためのものが用いられる。この無線通信方法としては、超音波探触子 2 から超音波診断装置本体 1 へのデータ転送速度が十分に得られる通信規格に係るもの、例えば、無線 LAN (IEEE 802.11n など)、Bluetooth 通信 (登録商標: Bluetooth) や、ポディエリアネットワーク (BAN; IEEE 802.15.6) に基づく各周波数帯での通信方式が挙げられる。

40

【0031】

アンテナ 2 6 は、通信部 2 5 が超音波診断装置本体 1 の通信部との間で無線通信を行う際に通信電波を送受信するためのものであり、通信周波数や超音波探触子 2 の大きさに応じたサイズや形状のものが用いられる。

【0032】

電源部 2 7 は、超音波探触子 2 の各部に電力を供給して動作させるためのものである。この電源部 2 7 は、特には限られないが、通常の乾電池を備える。また、この電源部 2 7

50

は、昇圧回路を備え、振動子 210 からの超音波出力に応じて乾電池の出力電圧を適宜な電圧まで昇圧させた後に振動子 210 に供給する構成とすることが出来る。

【0033】

次に、本実施形態の超音波探触子 2 における超音波の受信について説明する。

図 3 は、本実施形態の超音波探触子 2 の超音波受信について説明する断面図である。この断面は、一つの振動子 210 とこれに対応する CCD 221 とが含まれる面で半導体基板 2201 を切断した面である。

【0034】

本実施形態の超音波探触子 2 では、振動子 210 が半導体基板 2201 上に設けられた回路に接続されて配置されている。この半導体基板 2201 は、P 型基板である。振動子 210 の圧電体 211 の一端に設けられた電極 212 は、半導体基板 2201 の上面に設けられた N 型領域 2202 に接続されている。また、圧電体 211 の他端に設けられた電極 213 は、導電部材 214 を介して半導体基板 2201 に接続される。この接続部分は、導電部材 214 と半導体基板 2201 との間で電流が流れるように、B (ホウ素) などの不純物イオンの注入により不純物濃度が高められた P 型領域 2203 となっており、金属の導線部材 214 との間でオーミック接触が形成されている。

10

【0035】

電極 212、213 は、電気抵抗の小さい導電体であることが好ましく、例えば、アルミニウムが用いられる。ここで、アルミニウムの標準気圧下における凝固点は、約 660 である。本実施形態の超音波探触子 2 では、半導体基板 2201 やその上部に各領域や電極、振動子 210 を順番に積層形成させていく。従って、この積層形成における後の工程での熱収支は、先の工程で形成された部分に影響することになる。即ち、半導体基板 2201 上に回路を形成後、更に、振動子 210 を積層形成する場合には、圧電部材の圧電相 (強誘電体の場合には、強誘電相) がこの凝固点未満の温度 (例えば、650) で生成される必要がある。

20

【0036】

P 型基板である半導体基板 2201 と N 型領域 2202 とは、PN 接合されてダイオード構造となっている。N 型領域 2202 は、例えば、P (リン) や As (砒素) といった不純物イオンが注入された導電領域である。超音波により振動子 210 が変形されて電荷が現れると、電極 212、213 には、それぞれ反対極性の電荷が誘起される。

30

【0037】

半導体基板 2201 の領域の上部には、絶縁層 2204 が設けられ、当該絶縁層 2204 には、複数の電極が配列されている。これらの電極には、N 型領域 2202 の側に設けられた IG (入力ゲート) 電極 2216 と、転送電極 2217a ~ 2219a、2217b、2218b とが含まれている。これらの電極と、半導体基板 2201 における当該電極の下部領域とにより CCD (Charge Coupled Device) 221 が形成されており、各電極に順番に印加される電圧に従い、電極 212、213 に誘起された電荷に応じて N 型領域 2202 から導入された信号電荷 (電子) が順次転送される。

【0038】

図 4 は、CCD 221 による電子の搬送手順について説明する図である。各電極に対応する位置 (横軸) に対し、縦軸下向きには、半導体基板 2201 の当該電極下部における電位が示されている。

40

N 型領域 2202 に電子が蓄積されている (a0、斜線部分) 場合に、転送電極 2217a、2217b に対して正の電圧 V_1 が印加された状態で、更に IG 電極 2216 に正の電圧 V_{IG} が印加されると、半導体基板 2201 において転送電極 2217a の下部に形成されている電位の井戸 (a1) に対し、IG 電極 2216 の下部に形成されたチャンネル領域を通して N 型領域 2202 から電子が流れ込む (図 4 (a))。

【0039】

次いで、IG 電極 2216 に印加されていた正電圧が解除されて、電位の井戸 (a1) が N 型領域 2202 から切り離される (図 4 (b))。その後、転送電極 2218a、2

50

2 1 8 b に対し、正の電位 $V_{2 1 8 a}$ が印加されると、電位の井戸 (a 1) が転送電極 2 2 1 7 a、2 2 1 8 a の領域 (c 1) に拡張されて、当該電位の井戸内に略均等に電子が分布することになる (図 4 (c))。

【 0 0 4 0 】

その後、更に、転送電極 2 2 1 7 a、2 2 1 7 b に印加されていた正電圧が解除されると、電位の井戸 (c 1) は、転送電極 2 2 1 8 a の下部のみの領域に狭められ、これにより、転送電極 2 2 1 7 a の下部にあった電子は、転送電極 2 2 1 8 a の下部に形成されている電位の井戸 (d 1) 内にまとめられる (図 4 (d))。即ち、この段階で、図 4 (b) に示した電位の井戸 (a 1) 内の電子は、一つ右側の転送電極下部に移動したことになる。このように、CCD 2 2 1 では、転送電極に正の電圧が印加される位置がシフトされていくことで、電位の井戸に囚われた電子が順次転送されていく。

10

【 0 0 4 1 】

各電位の井戸に囚われた電荷の量は、選択的に読み出されることが可能となっている。このときの読み出しは、特に限られないが、電位の井戸に囚われている電荷を直接取り出すのではなく、非破壊でミラーリングなどにより行われる。即ち、このような構成とすることで、同一データを複数の電位の井戸から異なる遅延ステップ数 (遅延時間) で複数回読み出すことが出来る。CCD 2 2 1 における最後の転送電極に係る電位の井戸に転送された電荷は、OG (出力ゲート) 電極への印加電圧 V_{OG} に応じて基板接地されて放出される。

【 0 0 4 2 】

図 5 は、受信部 2 2 におけるデータの流れを説明するブロック図である。

整相加算器 2 2 0 は、各振動子 2 1 0 から取得された電荷をそれぞれ転送する複数の CCD 2 2 1 (遅延電荷転送部) と、各 CCD 2 2 1 により所定段階転送された電荷量を合算する (整相加算する) 加算部 2 2 2 (遅延加算部) とを備える。整相加算器 2 2 0 で合算された電荷は、電圧値に変換されて (例えば、floating diffusion) LNA 2 2 3 で増幅された後、ADC 2 2 4 に出力されて所定のサンプリング周波数でデジタル値に変換される。

20

【 0 0 4 3 】

図 3、図 4 に示したように、本実施形態の整相加算器 2 2 0 では、各振動子 2 1 0 の変形に応じて両端の電極 2 1 2、2 1 3 に誘起される電荷に対応する量の電荷を増幅せずに直接 N 型領域 2 2 0 2 から CCD 2 2 1 に取り込む。取り込まれた電荷は、CCD 2 2 1 にて形成される複数の電位の井戸の間で転送された後、遅延時間に応じて何れかの電位の井戸から選択的に読み出される。即ち、この整相加算器 2 2 0 では、CCD 2 2 1 ごとに電荷量を読み取る電位の井戸の位置を設定することで、整相加算に係る遅延ステップ数が個別に設定される。なお、CCD 2 2 1 に形成可能な電位の井戸の数、即ち、遅延ステップ数は、適宜設定されるが、数が多くなるに連れて電荷の損失及び転送電力が増大するので、極度に多くしないこと (例えば、10 ステップ以下) が望ましい。

30

【 0 0 4 4 】

一の加算部 2 2 2 に対応する複数の CCD 2 2 1 から読み取られた電荷は、加算部 2 2 2 において合算される。合算された電荷量は、電圧値に変換された後、まとめて LNA 2 2 3 で増幅される。即ち、複数の振動子 2 1 0 から取得されたデータは、それぞれ個別に増幅されることなく、合算されてから一回だけ増幅される構成となっている。

40

加算部 2 2 2 の具体的な構成の例を図 8 及び図 9 に示す。

図 8 (a) は、加算部 2 2 2 を、遅延電荷転送部である CCD 2 2 1 と一体的に構成した例を示す模式図である。本実施の形態では、複数の CCD 2 2 1 により転送されてきた電荷を、当該 CCD 2 2 1 における電荷転送と同様の原理で、隣接チャンネルにまたがる加算電極 2 2 2 1 により転送することによって加算する。図 8 (b) 及び図 8 (c) は、本実施形態の動作原理を模式的に示す図であり、図 8 (b) は、転送電極によって図 8 (a) のチャンネルごとに電荷が転送されている状態を、図 8 (c) は、加算電極 2 2 2 1 により隣接チャンネルの電荷が転送され、加算されている状態を、それぞれ示している。

50

また、図9は加算部222の別の実施態様を示す模式図である。本実施形態においては、CCD221の転送電極によってチャンネルごとに電荷を転送した後、NSD2222(N+のインプラント領域)から電荷を電流として抽出し、加算アンプ(LNA223)で加算する。LNA223は、CCD221と共通の基板上に一つの半導体チップとして構成としてもよいし、CCD221とは独立した回路としてもよい。

【0045】

このように、本実施形態の整相加算器220は、入力される超音波の音圧に応じた電荷が現れる圧電体211を有する振動子210のそれぞれにおいて、入力した超音波により現れた電荷の量に応じて電極212に誘起される電荷に係る電荷量を増幅せずにそのまま信号電荷として取得し、所望の時間保持させるCCD221と、各CCD221においてそれぞれ所望の時間保持されて遅延時間が生じた信号電荷に係る電荷量を整相加算する加算部222とを備える。即ち、この整相加算器220では、各振動子210から取得された電荷信号をそれぞれ増幅しないので、従来、多数の振動子210に対応して設けられていた低ノイズ増幅器の動作に係る電力消費を減らすことが出来る。その一方で、各振動子210から取得された電荷信号をそのまま整相加算するので、電荷信号のレベルに対する熱ノイズの割合を低下させて、SNRを向上させることが出来る。従って、電力消費を抑えながら検出データの精度を維持することが出来る。

10

【0046】

また、特に、信号電荷として振動子210に設けられた電極212、213に誘起された電荷量に応じてN型領域2202から直接電荷をCCD221に導入するので、簡便且つ損失の少ない構成により、各振動子210で検出された超音波の音圧に応じた信号を取得することが出来る。

20

【0047】

また、CCD221(ここでは、三相CCD)を用いることで、転送電極2217a~2219a、2217b、2218bに順番に印加される電圧パターンに応じ、半導体基板2201における当該転送電極の下部領域に形成される電位の井戸に信号電荷を導入させ、当該電位の井戸間で所定回数移動させた後に読み出して当該電荷量を加算部222に送る構成となっている。従って、従来知られている構成を利用しつつ低ノイズ且つ低コストで容易に電力消費を抑えることの出来る超音波検出を行うことが出来る。

【0048】

また、本実施形態の超音波探触子2は、整相加算器220と、各整相加算器220にそれぞれ接続された振動子210と、整相加算された電荷量を電圧信号として増幅するLNA223と、増幅された電圧信号に係るデータ信号を出力する通信部25と、を備える。即ち、信号レベルとS/N比とを共に向上させるLNA223は、整相加算されたデータに対して一つずつ設けられるので、振動子210に対して個別に設けられる場合と比較して電力消費を低減しながら効率良く精度の良い超音波検出データを取得することが出来る。また、これにより超音波探触子2での発熱量を低減させることが出来るので、超音波探触子2が生体検査に不適切な温度に上昇してしまうことを防ぐことが出来る。

30

【0049】

また、整相加算された後のデータを超音波診断装置本体1へ送信するので、取得画像精度を落とさず、且つ、データ転送量の不要な増大を防ぐことが出来る。

40

【0050】

また、通信部25は、無線LANやBluetooth通信などの無線通信によりデータ信号を超音波診断装置本体1に出力する無線通信部であるので、超音波検査の際にケーブルの長さや配置に煩わされずに容易に検査を行うことが出来る。

【0051】

また、特にデータ伝送量に制限の生じる無線通信によるデータ伝送を行う超音波探触子2における信号増幅といった消費電力の大きい処理を省きながら超音波診断に必要な適切なデータ処理を行うことで、データ伝送量を低減させることが出来る。

【0052】

50

また、振動子 210 から所定の波長の超音波を出力させる送信部 23 と、駆動制御部 24 からの制御信号に従って、送信部 23 又は受信部 22 の整相加算器 220 の何れかと、振動子 210 とを択一的に接続させる送受信切替部 28 と、を備える。従って、振動子 210 を超音波の送受信兼用で用いることが出来るので、超音波探触子 2 のサイズの増大を抑えることが出来る。

【0053】

[第 2 実施形態]

次に、第 2 実施形態の超音波探触子について説明する。

図 6 は、第 2 実施形態の超音波探触子 2 の内部構成を説明するブロック図 (図 6 (a))、及び、第 2 実施形態の超音波探触子 2 の整相加算器 220 b による超音波の受信に係る構成について説明する断面図 (図 6 (b)) である。

10

【0054】

本実施形態の超音波探触子 2 は、図 6 (a) に示すように、第 1 実施形態における整相加算器 220 が整相加算器 220 b に置き換えられた点を除き、第 1 実施形態の超音波探触子 2 と同一であり、同一の符号を付して説明を省略する。

【0055】

本実施形態の整相加算器 220 b は、図 6 (b) に示すように、I G 電極 2216 (ゲート電極) が圧電体 211 の一端に設けられた電極 212 に接続され、また、半導体基板 2201 の N 型領域 2202 (ソース領域) が電源部 27 の電源 V d d (バイアス電圧発生部) に接続されていることを除いて第 1 実施形態の整相加算器 220 と同一であり、同一部分については同一の符号を付して説明を省略する。ここで、I G 電極 2216 と N 型領域 2202 とによりスイッチング部が構成される。

20

【0056】

本実施形態の整相加算器 220 b では、振動子 210 に超音波が入力されてその音圧により圧電体 211 が変形し、電荷が現れると、接地された電極 213 に対して電極 212 及び I G 電極 2216 の電位が変化する。これにより I G 電極 2216 下にチャンネルが形成されて、N 型領域 2202 と、C C D 221 における第 1 転送電極 2217 a に係る電位の井戸との間が導通される。

【0057】

一方、電源 V d d からは、周期的に電圧パルス (ここでは、矩形波) が出力される。これにより N 型領域 2202 に電子を供給し、供給された電子が I G 電極 2216 下のチャンネルを介して転送電極 2217 a 下部の電位の井戸に転送される。このパルス電圧の出力周期は、検出対象の超音波の周波数、即ち、チャンネルが形成されて電荷が流出可能となるタイミングと対応して設定される。

30

【0058】

ここで、整相加算器 220 b には、電極 212、213 に誘起される電荷量程度の電荷が導入されれば良い、即ち、本実施形態の超音波探触子 2 では、整相加算器 220 b へ入力する電荷量を増幅しないので、電源 V d d を接地電圧に対して不要に高い電圧に設定する必要が無い。また、このような電圧設定とすることで、電力消費の増大を抑えることが出来る。

40

【0059】

以上のように、第 2 実施形態の超音波探触子 2 は、整相加算器 220 b を備え、この整相加算器 220 b では、I G 電極 2216 と、電源部 27 において所定のバイアス電圧を発生する電源 V d d に接続された N 型領域 2202 とが設けられ、I G 電極 2216 は、振動子 210 に設けられた一方の電極 212 に接続され、N 型領域 2202 と C C D 221 の領域との間における導通状態は、圧電体 211 に現れた電荷に応じて変化する I G 電極 2216 の電位に基づいて定まる構成となっている。従って、超音波の入力に応じた信号を増幅せずとも適切なアナログの電気信号が取得され、この電気信号に係る電荷の和が整相加算されて精度良い超音波診断を行うことが出来る。即ち、この整相加算器 220 b 及び超音波探触子 2 は、L N A による増幅に係る電力消費を省いて、効果的に消費電力の

50

低減を図ることが出来る。

【0060】

また、バイアス電圧の電源 V_{dd} は、入力超音波の周波数に応じて圧電体 211 に現れる電荷量の変動周期、即ち、IG電極 2216 によりチャンネルが形成される周期と同期して印加されるので、IG電極 2216 により流すことが可能な最大の電荷量を所定の値に定めて、精度の良い電荷量を CCD 221 に出力することが出来る。

【0061】

[第3実施形態]

次に、第3実施形態の超音波探触子について説明する。

図7は、第3実施形態の超音波探触子2の内部構成を示すブロック図(図7(a))、及び、第3実施形態の超音波探触子2が備える整相加算器220cにより超音波を受信する際の当該受信についての構成を説明する図(図7(b))である。

10

【0062】

本実施形態の超音波探触子2は、図7(a)に示すように、第1実施形態の超音波探触子2における振動子配列21及び整相加算器220がそれぞれ振動子配列21c及び整相加算器220cに置換された点を除いて第1実施形態の超音波探触子2と同一であり、同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【0063】

本実施形態の超音波探触子2における振動子配列21cは、振動子210cを備える。振動子210cは、図7(b)に示すように、圧電体211の両端の電極212c、213cが、それぞれインターポザ基板215を介して半導体基板2201のN型領域2202及びP型領域2203に接続されている。その他の構成は、第1実施形態の超音波探触子2に係る構成と同一であり、同一の符号を付して説明を省略する。

20

【0064】

インターポザ基板215は、周知のものであり、例えば、Siインターポザである。振動子210cの圧電体211の大きさは、検出する超音波の周波数や感度に応じて設定されるのに対し、半導体基板2201上の回路は、コストに応じて定められたサイズで形成することが出来るので、インターポザ基板215を挟むことで、振動子配列21cと半導体基板2201とを別個に設計、形成することが出来る。このインターポザ基板215に形成される接続配線は、N型領域2202に伝えられる電気信号を必要以上に減衰させず、且つ、隣接する配線間での寄生容量が極力生じないように配置されるのが望ましい。即ち、インターポザ基板215は、振動子210cから半導体基板2201への電気信号の伝達率が所定の割合(例えば、50%)以上になるような長さ、材質、及び、配線で形成される。

30

【0065】

以上のように、第3実施形態の超音波探触子2は、インターポザ基板215を備え、半導体基板2201に設けられた整相加算器220cに係る回路は、振動子210cの電極212c、213cとこのインターポザ基板215を介して接続されている。従って、振動子210cと整相加算器220cとを別個に製造してインターポザ基板215を用いて超音波探触子2を組み立てることが出来るので、超音波探触子2の歩留まりを改善することが出来る。

40

【0066】

また、要求されるピッチの違う振動子配列21cと整相加算器220cとを別個に製造することで、それぞれの設計及び製造をより容易に行うことが出来るので、コストの削減を図りやすい。

【0067】

なお、本発明は、上記実施の形態に限られるものではなく、様々な変更が可能である。

例えば、上記実施の形態では、電荷の遅延転送路としてCCD(電位の井戸)を利用することとしたが、他の遅延転送に係る構成、例えば、BB D (Bucket Brigade Device) (キャパシター)を利用することとしても良い。

50

【 0 0 6 8 】

また、上記実施の形態では、超音波診断装置本体 1 と無線通信を行う超音波探触子 2 について説明したが、これに限られない。有線接続がなされた超音波探触子 2 や、超音波診断装置本体 1 から直接超音波を出力し、また、超音波を検出するプローブ体型の超音波診断装置における超音波の受信に係る部分であっても、本発明を適用することで消費電力を低減させることが出来る。

【 0 0 6 9 】

また、上記実施の形態では、同一の振動子 2 1 0 を用いて超音波の送信と受信の両方を行わせる構成としたが、超音波送信に用いる振動子と受信に用いる振動子とを別個に設けてそれぞれ動作させる構成としても良い。これにより、スイッチングの制御を減らしたり、受信時に送信側回路に係る寄生容量の発生に伴う電荷信号の損失を防いだりすることが出来る。

10

【 0 0 7 0 】

また、上記実施の形態では、全て超音波診断装置本体 1 からの制御信号に基づいて超音波探触子 2 の各部を駆動動作させる構成としたが、駆動制御部 2 4 で一部の制御を行うこととしても良い。

【 0 0 7 1 】

また、本発明に係る超音波探触子 2 を含む超音波診断装置 S は、生体や構造物などの非破壊検査の他、超音波 C T 検査や超音響検査といった各種の用途に用いられるものであっても良い。

20

その他、上記実施の形態で示した具体的な構成や配置などの細部は、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において適宜変更可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 2 】

- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 1 8 操作入力部
- 1 9 出力表示部
- 2 1 振動子配列
- 2 1 c 振動子配列
- 2 2 受信部
- 2 3 送信部
- 2 4 駆動制御部
- 2 5 通信部
- 2 6 アンテナ
- 2 7 電源部
- 2 8 送受信切替部
- 2 1 0 振動子
- 2 1 0 c 振動子
- 2 1 1 圧電体
- 2 1 2 電極
- 2 1 2 c 電極
- 2 1 3 電極
- 2 1 3 c 電極
- 2 1 4 導電部材
- 2 1 5 インターポザー基板
- 2 2 0 整相加算器
- 2 2 0 b 整相加算器
- 2 2 0 c 整相加算器
- 2 2 0 1 半導体基板

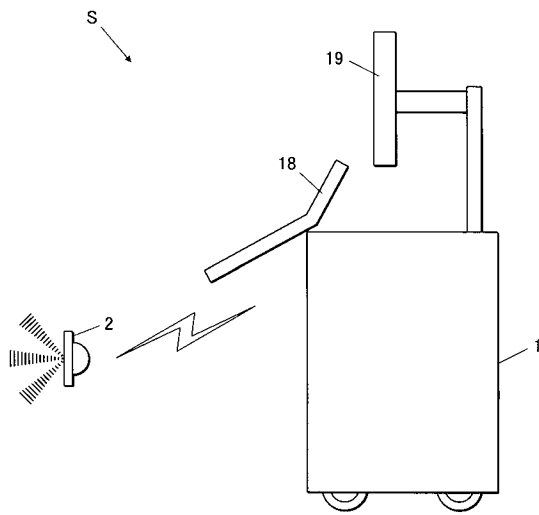
30

40

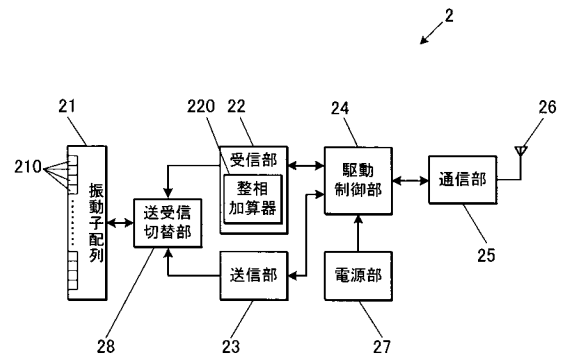
50

- 2 2 0 2 N 型領域
- 2 2 0 3 P 型領域
- 2 2 0 4 絶縁層
- 2 2 1 C C D
- 2 2 1 6 I G 電極
- 2 2 1 7 a ~ 2 2 1 9 a、2 2 1 7 b、2 2 1 8 b 転送電極
- 2 2 2 加算部
- 2 2 3 L N A
- 2 2 4 A D C
- S 超音波診断装置

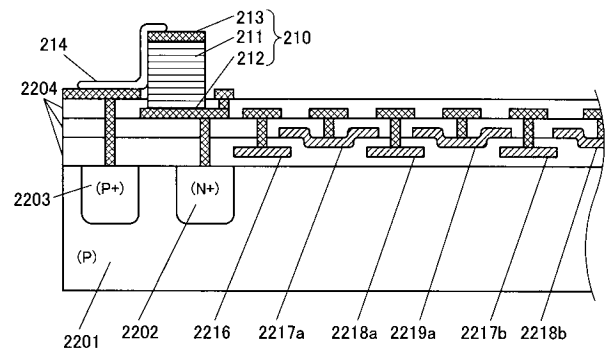
【 図 1 】



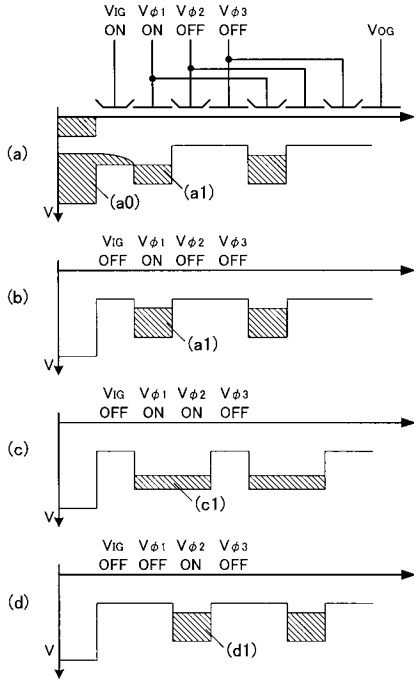
【 図 2 】



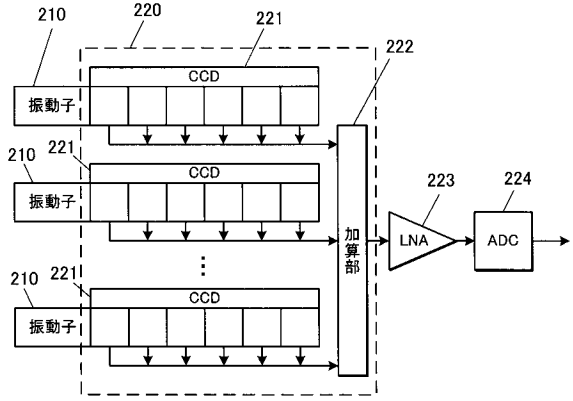
【 図 3 】



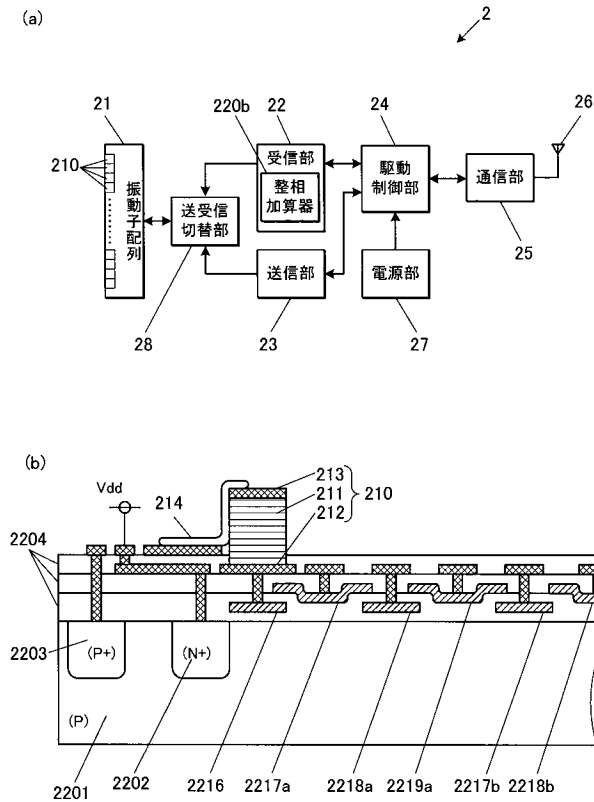
【 図 4 】



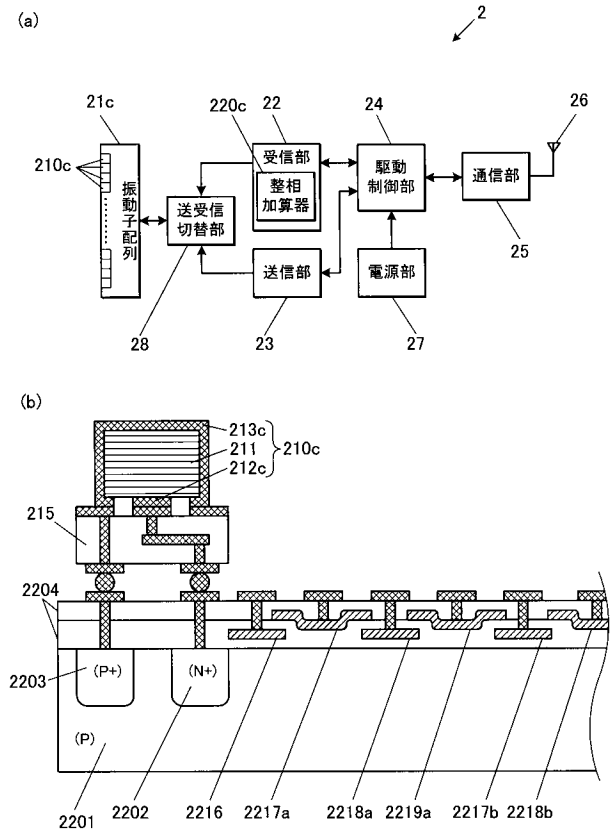
【 図 5 】



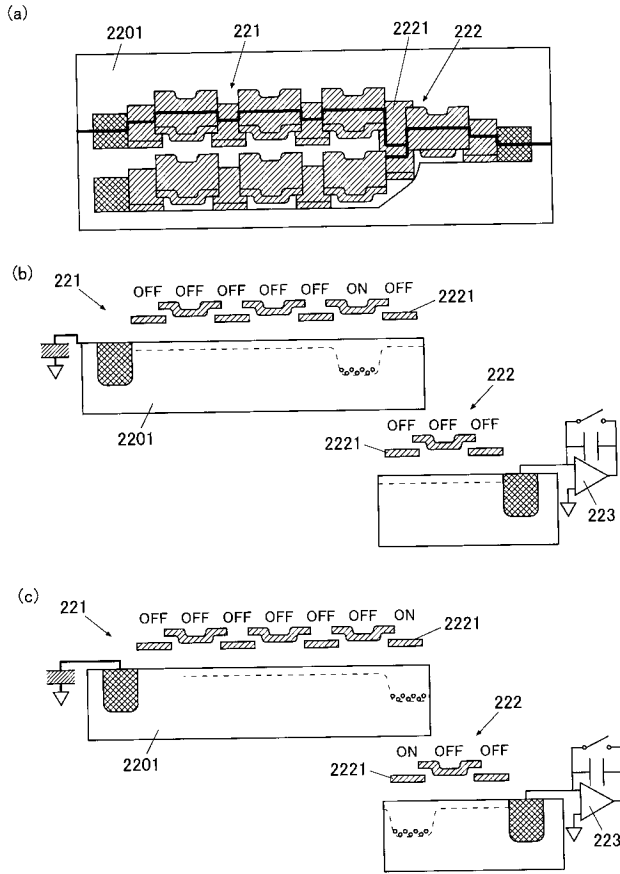
【 図 6 】



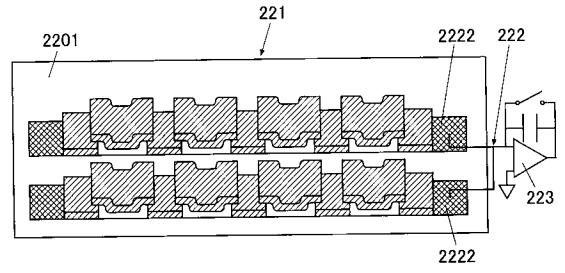
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	定相加法器和超声波探头		
公开(公告)号	JP2015033571A	公开(公告)日	2015-02-19
申请号	JP2014139424	申请日	2014-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	中山雄太		
发明人	中山 雄太		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/56 G01N29/36 A61B8/4405 A61B8/4472 A61B8/4483 A61B8/5207 B06B1/0215 B06B1/0622 G01N29/2437 G01N29/2481 G01N29/34 G01N2291/012 G01N2291/106 G10K11/346 H01L27/20 G06G7/14		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502 H04R17/00.332.B G01N29/06 G01N29/24		
F-TERM分类号	2G047/BC03 2G047/CA01 2G047/EA04 2G047/EA17 2G047/GB02 2G047/GG34 4C601/EE02 4C601/EE15 4C601/GB18 4C601/JB05 5D019/AA21 5D019/BB19 5D019/EE06 5D019/FF04		
优先权	2013144297 2013-07-10 JP		
其他公开文献	JP6439298B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在保持要获取的信号的SNR的同时有效地抑制功耗的调相加法器和超声波探头。 解决方案：根据在多个压电元件210的每个压电元件中产生的电荷，每个压电元件具有根据输入超声波的声压产生电荷的压电体，从而获得未经放大而获得的信号电荷量。延迟电荷传送单元221保持每个期望时间，并且延迟相加单元222对每个期望时间执行在延迟电荷传送单元中保持的信号电荷量的阶段性相加。[选择图]图5

