

(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2011-172621  
(P2011-172621A)

(43) 公開日 平成23年9月8日(2011.9.8)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2010-37024(P2010-37024)  
(22) 出願日 平成22年2月23日(2010.2.23)

(71) 出願人 000001007  
キヤノン株式会社  
東京都大田区下丸子3丁目30番2号  
(74) 代理人 100085006  
弁理士 世良 和信  
(74) 代理人 100100549  
弁理士 川口 嘉之  
(74) 代理人 100106622  
弁理士 和久田 純一  
(74) 代理人 100131532  
弁理士 坂井 浩一郎  
(74) 代理人 100125357  
弁理士 中村 剛  
(74) 代理人 100131392  
弁理士 丹羽 武司

最終頁に続く

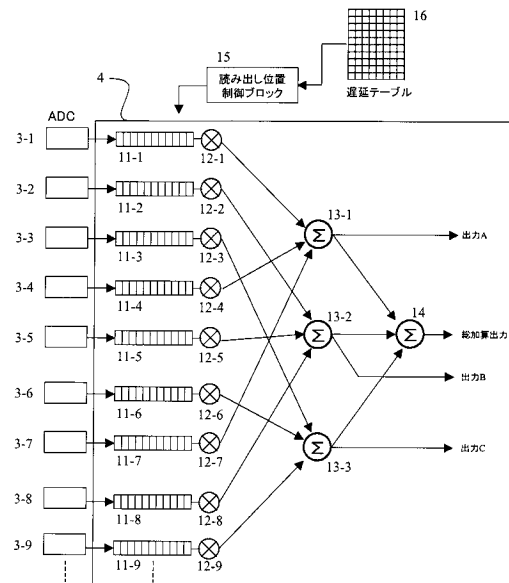
(54) 【発明の名称】 生体情報処理装置

(57) 【要約】

【課題】回路規模を抑制しつつ、光音響トモグラフィと超音波エコーのデータを高速に処理可能な生体情報処理装置を提供する。

【解決手段】光音響信号は、多くの場合一般の超音波信号より波長が長い。つまり、光音響信号取得時は、超音波信号取得時よりも探触子の素子ピッチが数倍大きくても良い。そこで、光音響信号取得時は、受信素子アレイ中の近接する複数の素子をまとめて一素子とみなし、整相処理を行う。それにより、整相加算回路を複数並列に設置したのと同様の効果が得られ、光音響信号の整相加算処理ひいては画像再構成を高速にリアルタイムで行うことができる。加えて、超音波画像生成も同時にリアルタイムで行い、光音響画像と超音波画像の双方をリアルタイム生成する。

【選択図】 図 1 B



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波送信部と、  
 光照射部と、  
 前記超音波送信部から送信され被検体内で反射した超音波および前記光照射部から発生した光が被検体に照射されて生じる光音響波を受信する複数の受信素子を含む探触子と、  
 前記複数の受信素子のそれぞれに対応して当該対応する受信素子が受信した信号を記憶する複数のメモリと、  
 前記複数のメモリに対して記憶した信号を出力するよう制御する制御部と、  
 前記メモリから出力された信号を加算する複数の加算器と、  
 前記加算器からの出力に基づいて被検体の画像を形成する処理部と  
 を備える生体情報処理装置であって、  
 前記複数のメモリは、複数のグループに分けられており、  
 前記複数の加算器のそれぞれに入力される信号は、同じグループに含まれるメモリからの出力が重複しないように構成されており、  
 前記処理部は、超音波に基づく信号を処理する際には前記複数の加算器からの出力を加算した信号を受信して被検体の画像を形成し、光音響波に基づく信号を処理する際には前記複数の加算器のそれぞれからの出力を受信して被検体の画像を形成することを特徴とする生体情報処理装置。

10

## 【請求項 2】

前記メモリが光音響波に基づく信号を記憶する際には、当該メモリと対応する受信素子からの信号は、同じグループに含まれる他のメモリにも入力されることを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報処理装置。

20

## 【請求項 3】

前記複数の受信素子は、前記超音波送信部を兼ねていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の生体情報処理装置。

## 【請求項 4】

前記探触子は、超音波を受信する複数の超音波受信素子を含む探触子と、光音響波を受信する複数の光音響波受信素子を含む探触子に分かれており、  
 前記超音波送信部による超音波の送信と前記複数の超音波受信素子による超音波の受信、および、前記光照射部による光照射と前記複数の光音響波受信素子による光音響波の受信が順次行われ、  
 超音波を受信するフェーズにおいては前記複数の超音波受信素子を含む探触子を用い、光音響波を受信するフェーズにおいては前記光音響波受信素子を含む探触子を用いるように探触子を切り替える探触子切替え部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の生体情報処理装置。

30

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、光音響トモグラフィと超音波エコーを用いる生体情報処理装置に関する。

40

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、生体に電磁波を照射すると、生体の電磁波吸収に伴う生体組織の温度上昇・熱膨張により光音響波が発生する光音響効果が知られている。光音響波は典型的には超音波であるが、以下の記載では、光音響効果によって生じた超音波を特に光音響波または光音響信号と呼ぶ。一方、超音波エコーの反射によって得られた超音波のことは単に超音波または超音波信号と呼び区別する。この光音響効果を活用し、非侵襲で生体内を可視化しようとする光音響トモグラフィ (PAT: PhotoAcoustic Tomography) と呼ばれる技術が近年脚光を浴び、臨床現場への適用が試られている。また、リアルタイム取得した光音響画像を一般の超音波エコー技術による超音波画像と組み合わせることで、臨床現場における診断

50

精度を大きく向上できると期待されている。

【0003】

光音響トモグラフィ装置では、ターゲットとする被検体に光を照射し、それに伴って発生する光音響波を、複数の受信素子を配列した1次元または2次元の受信素子アレイを備える探触子により受信する。受信素子アレイとしては、超音波エコー装置で通常用いられるプローブに類するものが使用されることが多い。また、光音響トモグラフィの画像再構成においては様々なアルゴリズムの適用が試られているが、一般に超音波エコー装置の画像データ生成に用いられる整相加算と呼ばれる手法の適用も可能である。そこで、光音響トモグラフィ装置と超音波エコー装置を組み合わせ、信号処理部や画像処理部を共有し、光音響画像と超音波画像双方を形成する試みがなされている（特許文献1参照）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2005-21380号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1に記載の、光音響トモグラフィ装置と超音波エコー装置を組み合わせた生体情報処理装置では、遅延処理がアナログ回路で行われていたため回路規模が増大しやすいという課題があった。特に、光音響画像をリアルタイム処理で整相加算するには、被検体領域内の複数の受信ビームを処理する必要があるため演算を並列処理して高速化することが必要であり、回路規模の増大を招きやすい。

20

また、光音響画像と超音波画像の双方をリアルタイム生成する手法は未だ開示されていない。よって、光音響画像データと超音波画像データの双方をリアルタイムで生成可能な技術を提供し、臨床現場での超音波診断の精度を向上させる必要があった。

【0006】

本発明は、上述の課題を鑑みてなされたものであり、回路規模を抑制しつつ、光音響トモグラフィと超音波エコーのデータを高速に処理可能な生体情報処理装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

30

【0007】

上述の課題を解決するために、本発明は以下の構成を採用する。すなわち、超音波送信部と、光照射部と、前記超音波送信部から送信され被検体内で反射した超音波および前記光照射部から発生した光が被検体に照射されて生じる光音響波を受信する複数の受信素子を含む探触子と、前記複数の受信素子のそれぞれに対応して当該対応する受信素子が受信した信号を記憶する複数のメモリと、前記複数のメモリに対して記憶した信号を出力するよう制御する制御部と、前記メモリから出力された信号を加算する複数の加算器と、前記加算器からの出力に基づいて被検体の画像を形成する処理部とを備える生体情報処理装置であって、前記複数のメモリは、複数のグループに分けられており、前記複数の加算器のそれぞれに入力される信号は、同じグループに含まれるメモリからの出力が重複しないように構成されており、前記処理部は、超音波に基づく信号を処理する際には前記複数の加算器からの出力を加算した信号を受信して被検体の画像を形成し、光音響波に基づく信号を処理する際には前記複数の加算器のそれぞれからの出力を受信して被検体の画像を形成することを特徴とする生体情報処理装置である。

40

【発明の効果】

【0008】

本発明の生体情報処理装置によれば、回路規模を抑制しつつ、光音響トモグラフィと超音波エコーのデータを高速に処理することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

50

【図 1 A】第 1 の実施形態の生体情報処理装置の構成を示す図。

【図 1 B】第 1 の実施形態の受信ビーム成形装置の構成を示す図。

【図 1 C】生体情報処理装置の整相加算処理を示す図。

【図 2 A】第 2 の実施形態の生体情報処理装置の構成を示す図。

【図 2 B】第 2 の実施形態の受信ビーム成形装置の動作例を示す図。

【図 2 C】第 2 の実施形態の受信ビーム成形装置の動作例を示す図。

【図 3】第 3 の実施形態の生体情報処理装置の構成を示す図。

【図 4】第 4 の実施形態の生体情報処理装置の構成を示す図。

【図 5】生体情報処理装置の動作シーケンスを示す図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を用いて生体情報処理装置の実施形態を詳細に説明する。

【0011】

まず、図 5 を参照して、各実施形態での生体情報処理装置の動作シーケンスを説明する。

測定開始とともに光音響信号取得のため生体への光照射が行われる。その次の光音響信号取得フェーズでは、被検体領域内で発生した光音響信号を受信し、被検体領域内のターゲットピクセルまたはターゲットボクセル全てについて整相加算処理を行い、光音響画像データを生成する。その後の超音波信号取得フェーズでは、ターゲットピクセルまたはターゲットボクセルごとに超音波の送信動作と受信動作が繰り返し行われ、超音波画像データが生成される。このような測定サイクルを順次行うことにより、光音響画像と超音波画像のリアルタイム生成を実現する。

【0012】

光音響トモグラフィの場合、被検体組織の過度の温度上昇を避けるため、光の照射間隔は所定時間(数十ms)以上に設定する必要がある。つまり、光照射後に長い待機時間を取る必要がある。この待機時間のうちに光音響信号取得フェーズと超音波信号取得フェーズが行われるので、光音響信号取得フェーズが短ければ短いほど、超音波信号取得フェーズを長くでき、超音波画像のリアルタイム性すなわちフレームレートが向上する。そこで、各実施形態においては光音響信号取得フェーズを短縮することにより超音波画像のフレームレートを向上させて、通常の超音波エコー装置に比べてリアルタイム性が大きく損なわれないようにする。一方、光音響画像のフレームレートは光照射間隔で律速されるものであるため、光照射間隔内に光音響画像データの生成が終了する限り、光音響画像のフレームレートが低下することはない。

【0013】

なお、測定サイクル内においては、光照射フェーズと光音響信号取得フェーズが必ずしも超音波信号取得フェーズに先行する必要はない。光照射フェーズと光音響信号取得フェーズに先行して超音波信号取得フェーズが行われても何ら問題はない。

【0014】

(第 1 の実施形態)

図 1 A は、第 1 の実施形態に係る生体情報処理装置 1 の構成を示す図である。

この生体情報処理装置 1 は、探触子 2、A/D変換器 3、受信ビーム成形装置 4、信号処理部 5、画像処理部 6、画像表示部 7、遅延メモリ制御回路 8、重み付け係数供給回路 9、CPU 10、光照射部 35、超音波送信部 36 から構成される。

光照射部 35 は、CPU 10 の制御に従って一定のタイミングで被検体領域に光を照射する。光照射部 35 によって被検体領域に光が照射されると、被検体内で光音響信号が発生する。また、超音波送信部 36 は、CPU 10 の制御に従って被検体領域に超音波を送信する。被検体内で発生した光音響信号や、被検体に送信された超音波の反射波である超音波信号は、探触子 2 によって受信される。

【0015】

受信された光音響信号と超音波信号は、探触子 2 によってアナログ電気信号に変換され

10

20

30

40

50

、さらに対応する A D 変換器 3 によってデジタル化される。デジタル化された受信信号は、受信ビーム成形装置 4 によって整相加算処理され、信号処理部 5 にてフィルタ処理・対数圧縮・包絡線検波等の処理を受ける。信号処理部では、扱う信号の性質に応じ適切な処理を施す。さらに信号処理部の出力データは、画像処理部 6 に入力され、画像生成に必要な複数の処理をされた後、画像データとなる。画像表示部 7 は、画像処理部 6 によって生成された画像データに従い光音響ならびに超音波画像を表示する。CPU 10 は、各ブロックをコントロールするのに必要なデータ、コントロール信号を供給する。遅延メモリ制御回路 8-1 ~ 8-T は、受信信号の遅延データを処理し、受信ビーム成形装置 4 中の遅延調整メモリの受信データ書き込み、または読み出し制御をおこなう。なお、T は受信ビーム成形装置 4 中に存在する遅延調整メモリの数量を示す。重み付け係数供給回路 9-1 ~ 9-X は、隣接する像の重なりを制御するアポダイゼーション用の重み付けデータを処理し、受信ビーム成形装置 4 中の乗算器へ重み付け係数を供給する。なお、X は、受信ビーム成形装置 4 中に存在する、アポダイゼーション用の乗算器の数量を示す。遅延メモリ制御回路 8 は、制御部に当たる。信号処理部 5 および画像処理部 6 は、処理部に当たる。

10

#### 【0016】

図 1 B は、第 1 の実施形態に係る受信ビーム成形装置 4 とその周辺回路を示す図である。

この受信ビーム成形装置 4 は、遅延調整メモリ 11、乗算器 12、加算サブブロック 13、総加算回路 14 から構成される。

A D 変換器 3 によってデジタル化された受信信号は、対応する遅延調整メモリ 11 に取り込まれる。遅延メモリ制御回路 8 は、被検体領域内のターゲットピクセルまたはターゲットボクセル座標に基づき、ターゲットピクセルまたはターゲットボクセル由来の受信デジタルデータが保存されている遅延調整メモリアドレスを遅延調整メモリ 11 に供給する。被検体領域内のターゲットピクセルまたはターゲットボクセル由来の受信デジタルデータは、遅延メモリ制御回路 8 が出力した遅延調整メモリアドレスに従って遅延調整メモリ 11 より読み出される。そして、受信ビーム成形装置 4 中の、遅延調整メモリ 11 に対応する乗算器 12 に出力される。

20

読み出し位置制御ブロック 15、遅延テーブル 16 は遅延メモリ制御回路 8 の構成要素である。遅延テーブル 16 は、CPU 10 から供給された遅延情報を保存する。読み出し位置制御ブロック 15 は、遅延テーブル 16 に保存された遅延情報に基づき、遅延調整メモリアドレスを算出し、各遅延調整メモリ 11 に供給する。

30

#### 【0017】

図 1 C は、ターゲットとする被検体領域内のターゲットピクセルまたはターゲットボクセル 31 と、受信素子アレイ 30、アレイ中の受信素子 32 との位置関係の一例を示している。ターゲットピクセルまたはボクセル 31 と、受信素子 32 間の距離 D は、所定の座標系の下、ターゲットピクセルまたはボクセル 31 の座標  $(X_1, Y_1, Z_1)$  と受信素子 32 の座標  $(X_2, Y_2, Z_2)$  を決定すると、三平方の定理により求まる。また、ターゲットピクセルまたはターゲットボクセル 31 と、アレイ中の受信素子 32 間の距離 D を音速で除算することにより、ターゲットピクセルまたはターゲットボクセル 31 からアレイ中の受信素子 32 までの、光音響波到達時間が算出される。

40

ターゲットとする被検体領域内から光音響信号または超音波信号を受信している間、遅延調整メモリ 11 は各メモリアドレスに光音響信号または超音波信号由来のデジタルデータを順次時系列で、一定の規則に従って記憶する。

#### 【0018】

こうして、ターゲットピクセルまたはターゲットボクセル 31 からアレイ中の受信素子 32 までの光音響波到達時間と、遅延調整メモリ 11 におけるデジタルデータ記憶の規則との関係が明らかとなる。よって、この関係からターゲットピクセルまたはターゲットボクセル由来のデジタルデータが記憶された遅延調整メモリアドレスを特定することができる。遅延メモリ制御回路 8 が、遅延調整メモリアドレスを遅延調整メモリ 11 に供給する。そして、遅延調整メモリ 11 は、遅延メモリ制御回路 8 より与えられた遅延調整メモリ

50

アドレスに従い、ターゲットピクセルまたはターゲットボクセル 3 1 由来のデジタルデータを乗算器 1 2 に出力する。

【0019】

重み付け係数供給回路 9 は、被検体領域内のターゲットピクセルまたはターゲットボクセル座標に基づき、ターゲットピクセルまたはターゲットボクセルに最適な窓関数重み係数を乗算器 1 2 に供給する。遅延調整メモリ 1 1 から出力されたデジタルデータは、アポダイゼーションのため、チャンネル毎に重み付け係数供給回路 9 が算出した窓関数重み係数を付され、加算サブブロック 1 3 へ出力される。加算サブブロック 1 3 は加算器であり、窓関数重み係数を付されたデジタルデータを複数の加算グループに分け、各々の加算グループ内の受信デジタルデータのみを加算する。総加算回路 1 4 は加算器であり、加算サブブロック 1 3 - 1 ~ 1 3 - 3 の出力を全て加算する。

10

【0020】

ここで、超音波信号と光音響信号の受信方式の違いについて検討する。超音波送信時には、ターゲットピクセルまたはボクセルとそれぞれの受信素子の距離に応じた遅延時間を加えて超音波を送信することで、送信ビームを収束させることができる。そしてターゲットピクセルまたはボクセルで反射して受信素子で検出された信号を全て加算することで、信号強度を得ることができる。そこで、超音波信号受信時には、総加算回路 1 4 の出力を整相加算データとして、信号処理部 5 へ転送する。

一方、光音響トモグラフィにおいては、被検体内の散乱の影響のせいで光を任意の場所で収束させることが難しいため、1 回の光照射ごとに並列処理を行うことになる。そこで、光音響信号受信時には、加算サブブロック 1 3 - 1 ~ 1 3 - 3 の出力を整相加算データとして信号処理部 5 へ転送する。

20

【0021】

続いて、加算サブブロック 1 3 - 1 ~ 1 3 - 3 における加算グループ分けの方法について説明する。超音波エコー装置の分野において、整相加算による受信ビーム形成時にサイドロープを生じないためには、受信素子ピッチが受信信号波長の 1/2 以下であればよいことが一般的に知られている。光音響トモグラフィ装置の場合、人体への光照射によって発生し受信素子へ到達する光音響信号の周波数は 1 MHz 程度である。一方超音波エコー装置においては、超音波信号の周波数は十数 MHz となり得る。例えば、6 MHz を中心周波数帯域とする探触子を用いたとする。この場合、光音響信号の中心周波数は 1 MHz であるのに対し、超音波信号の中心周波数は 6 MHz であり、波長には 6 倍の違いが生ずる。つまり、光音響信号に対しては、超音波信号用の 6 MHz 探触子の受信素子ピッチは必要以上に細かくなってしまふ。

30

【0022】

そこで、第 1 の実施形態においては、光音響信号取得時には近接する複数の受信素子をまとめて 1 素子と見なし、実効的に受信素子ピッチを広げる。図 1 B を例にとると、近接する 3 つの受信素子を 1 グループとし、その 1 グループをまとめて 1 素子と見なす。この場合、同じグループに含まれる近接する 3 つの受信素子に接続されている A D 変換器 3 - 1 ~ 3 - 3 は、1 素子に 3 つ並列に接続されたのと同等と見なされる。そして、遅延調整メモリ 1 1 - 1 ~ 1 1 - 3 には各々同一の受信データが格納されると見なす。同様に、A D 変換器 3 - 4 ~ 3 - 6 と A D 変換器 3 - 7 ~ 3 - 9 も 1 素子に 3 つ並列に接続されたと見なす。また、遅延調整メモリ 1 1 - 4 ~ 1 1 - 6 と遅延調整メモリ 1 1 - 7 ~ 1 1 - 9 も各々同一の受信データが格納されると見なす。

40

【0023】

この構成では、一つの加算グループ（実質的に 1 素子と見なされる）に対し、A D 変換器 3、遅延調整メモリ 1 1、乗算器 1 2 から成る回路が 3 つ並列に接続されていることとなる。そこで、加算サブブロック 1 3 - 1 を乗算器 1 2 - 1、1 2 - 4、1 2 - 7 に接続し、加算サブブロック 1 3 - 2 を乗算器 1 2 - 2、1 2 - 5、1 2 - 8 に接続し、さらに加算サブブロック 1 3 - 3 を乗算器 1 2 - 3、1 2 - 6、1 2 - 9 に接続する。そして加算サブブロック 1 3 - 1 ~ 1 3 - 3 の出力を取得できるようにすると、整相加算回路を 3 つ並列に配置し

50

たのと同等の構成となる。このとき加算サブブロックのそれぞれには、同じ加算グループに含まれる遅延調整メモリからの出力が重複しないように入力されている。その結果、図 1 B の例では、光音響信号受信時には、超音波信号受信時に比して 3 倍の整相加算処理能力を得られることとなる。

#### 【 0 0 2 4 】

なお、1 グループとしてまとめる素子数は必ずしも 3 つである必要はない。サイドロープを生じる懸念がない限り、受信素子同士が近接する度合いに応じて、いくつの素子をまとめても良い。

また、実質的に 1 素子と見なされる受信素子に接続されている複数の A D 変換器 3 の出力を加算し、遅延調整メモリ 1 1 に入力するようにしても良い。例えば、A D 変換器 3 - 1 ~ 3 - 3 の出力を加算し、加算結果を遅延調整メモリ 1 1 - 1 ~ 1 1 - 3 に入力する。同様に、A D 変換器 3 - 4 ~ 3 - 6 の出力を加算し、加算結果を遅延調整メモリ 1 1 - 4 ~ 1 1 - 6 に入力する。更に同様に、A D 変換器 3 - 7 ~ 3 - 9 の出力を加算し、加算結果を遅延調整メモリ 1 1 - 7 ~ 1 1 - 9 に入力する。この構成により、3 つの A D 変換器 3 に入力された受信信号が重畳され、受信した光音響信号の S N 比が向上する。

また、受信ビーム成形装置 4 は必ずしも 1 つのみを配置すべきとは限らない。システム規模の観点から許容されるならば、受信ビーム成形装置 4 を複数並列に配置し、整相加算処理能力をさらに高める構成にしてもよい。

#### 【 0 0 2 5 】

第 1 の実施形態によれば、光音響トモグラフィ装置と超音波エコー装置の回路を共通化しながらも、光音響信号と超音波信号の双方を処理できる。

加えて、第 1 の実施形態によれば、光音響信号取得時には、整相加算回路を複数並列に設置した場合と同様の効果を得ることができ、光音響信号の整相加算処理を高速で行える。よって、超音波画像のフレームレートを著しく低下させることなく、光音響画像データと超音波画像データ双方のリアルタイム生成を実現できる。また、受信した光音響信号の S N 比を向上できる。

#### 【 0 0 2 6 】

( 第 2 の実施形態 )

図 2 A は、第 2 の実施形態に係る生体情報処理装置 1 7 の構成を示す図である。この生体情報処理装置 1 7 は、探触子 2 と A D 変換器 3 の間に接続切替え部 1 8 が配置されている以外は、第 1 の実施形態と同様の構成を取る。

接続切替え部 1 8 は、探触子 2 の受信素子と、A D 変換器 3 および遅延調整メモリ 1 1 との接続状態の切り替えを行うものである。

#### 【 0 0 2 7 】

図 2 B は、第 2 の実施形態に係る、超音波信号取得時の受信ビーム成形装置 4 とその周辺回路を示す図である。

第 2 の実施形態においては、光音響信号取得時と超音波信号取得時で接続切替え部 1 8 の接続状態を切り替える。超音波信号取得時には、図 2 B に示されるように受信素子 2 - 1 ~ 2 - 9 を各々 A D 変換器 3 - 1 ~ 3 - 9 に別個に接続する。各受信素子 2 - 1 ~ 2 - 9 で受信された超音波信号データは A D 変換器 3 - 1 ~ 3 - 9 でデジタル化され、遅延調整メモリ 1 1 - 1 ~ 1 1 - 9 に格納される。遅延調整メモリ 1 1 - 1 ~ 1 1 - 9 に格納されたデジタルデータは、遅延メモリ制御回路 8 - 1 ~ 8 - 9 より供給される遅延調整メモリアドレスによって読み出される。読み出されたデジタルデータは加算サブブロック 1 3 - 1 ~ 1 3 - 3、総加算回路 1 4 によって加算処理された後、整相加算データとして信号処理部 5 へ転送される。

#### 【 0 0 2 8 】

図 2 C は、第 2 の実施形態に係る、光音響信号取得時の受信ビーム成形装置 4 とその周辺回路を示す図である。この場合、接続切替え部 1 8 - 1 により受信素子 2 - 1 ~ 2 - 3 を結合し、A D 変換器 3 - 1 ~ 3 - 3 に接続する。同様に、接続切替え部 1 8 - 2 により受信素子 2 - 4 ~ 2 - 6 を結合して A D 変換器 3 - 4 ~ 3 - 6 に接続し、接続切替え部 1 8 - 3 に

より受信素子 2-7 ~ 2-9 を結合して A D 変換器 3-7 ~ 3-9 に接続する。このような構成を取ることで、近接する 3 つの受信素子を 1 グループとし、その 1 グループをまとめて 1 素子と見なせる。この場合、近接する 3 つの受信素子に接続されている A D 変換器 3-1 ~ 3-3 は、1 素子に 3 つ並列に接続されたのと同様である。そして、遅延調整メモリ 11-1 ~ 11-3 には各々同一の受信データが格納されることとなる。A D 変換器 3-4 ~ 3-6、A D 変換器 3-7 ~ 3-9、遅延調整メモリ 11-4 ~ 11-6、遅延調整メモリ 11-7 ~ 11-9 についても同様である。

【0029】

第 2 の実施形態では、光音響信号受信時において、超音波信号受信時よりも 3 倍の整相加算処理能力を得られるという効果は第 1 の実施形態と同様である。加えて、近接する複数素子の受信信号を重畳するため、A D 変換器 3 に入力する受信信号の S N 比を向上できるという効果がある。

10

【0030】

ここで、1 グループとしてまとめる素子数は必ずしも 3 つである必要はない。素子をまとめることによってサイドロープが発生しない限り、いくつの素子をまとめても良い。

また、接続切替え部 18 は、装置本体側に設けても良いし、プローブ側に内蔵しても良い。

【0031】

第 2 の実施形態によれば、光音響トモグラフィ装置と超音波エコー装置の回路を共通化しながらも、光音響信号と超音波信号の双方を処理できる。また、光音響信号取得時には、整相加算回路を複数並列に設置した場合と同様の効果を得ることができ、光音響信号の整相加算処理を高速で行える。よって、超音波画像のフレームレートを著しく低下させることなく、光音響画像データと超音波画像データ双方のリアルタイム生成を実現できる。

20

加えて、光音響信号受信時においては、受信信号を重畳することにより受信した光音響信号の S N 比を向上できる。

【0032】

(第 3 の実施形態)

図 3 は、第 3 の実施形態に係る生体情報処理装置 20 の構成を示す図である。

この生体情報処理装置 20 は、探触子と A D 変換器 3 の間、探触子と超音波送信部 36 の間に探触子切替え部 22 が配置され、探触子 21 が追加されている以外は、第 1 の実施形態と同様の構成を取る。

30

探触子切替え部 22 は、A D 変換器 3 と、探触子 2 および探触子 21 との接続状態を切り替えるものである。例えば、探触子 2 を光音響信号取得に適した 1 MHz プローブとし、探触子 21 を通常の超音波診断に用いる 6 MHz プローブとする。そして、光音響信号取得時には探触子 2 を A D 変換器 3 に接続し、超音波信号取得時には探触子 21 を A D 変換器 3 に接続して用いるといった操作が可能となる。探触子 21 の受信素子は超音波受信素子に当たり、探触子 2 の受信素子は光音響波受信素子に当たる。

【0033】

探触子切替え部 22 によって切り替えられる探触子の数は必ずしも 2 つに限定されるものではなく、必要に応じて任意の数としてよい。また、切り替えの対象となる探触子の種類も一般的な圧電セラミックスを用いたものに限定せず、半導体プロセスを応用した静電容量型超音波トランスデューサ等と切り替えるようにしてもよい。

40

【0034】

第 3 の実施形態によれば、光音響トモグラフィ装置と超音波エコー装置の回路を共通化しながらも、光音響信号と超音波信号の双方を処理できる。

加えて、光音響信号取得時には、整相加算回路を複数並列に設置した場合と同様の効果を得ることができ、光音響信号の整相加算処理を高速で行える。よって、超音波画像のフレームレートを著しく低下させることなく、光音響画像データと超音波画像データ双方のリアルタイム生成を実現できる。また、受信した光音響信号の S N 比を向上できる。

更に、第 3 の実施形態によれば、特性の異なる複数の探触子を用い、中心周波数の大き

50

く異なる光音響信号と超音波信号を1つの信号処理システムで処理することが可能である。

【0035】

(第4の実施形態)

図4は、第4の実施形態に係る生体情報処理装置23の構成を示す図である。

この生体情報処理装置23は、探触子24と、探触子切替え部25と、受信素子接続切替え部26が追加されている以外は、第1の実施形態と同様の構成を取る。探触子切替え部25は、探触子と受信素子接続切替え部26の間、探触子と超音波送信部36の間に配置される。受信素子接続切替え部26は、探触子切替え部25とAD変換器3の間に配置される。

10

探触子切替え部25は、AD変換器3と、探触子2および探触子24との接続状態を切り替えるものであり、第3の実施形態の探触子切替え部と同様の機能を持つ。例えば、探触子2を光音響信号取得に適した1MHzプローブとし、探触子24を通常の超音波診断に用いる6MHzプローブとする。そして、光音響信号取得時には探触子2をAD変換器3に接続し、超音波信号取得時には探触子24をAD変換器3に接続して用いるといった操作が可能となる。

【0036】

受信素子接続切替え部26は、光音響信号受信用の探触子2の受信素子からの出力が複数まとめてAD変換器3に入力されるように、探触子とAD変換器との接続を切り替える処理を行う。このとき、例えば3つの近接する受信素子からの出力がAD変換器に入力される。受信素子接続切替え部26は、光音響信号を受信するために探触子切替え部25が探触子2への切り替えを行った場合、探触子2の受信素子同士の出力を結合する。これにより複数の受信素子からの信号が重畳されるため、SN比を向上することが可能である。

20

【0037】

探触子切替え部25によって切り替えられる探触子の数は必ずしも2つに限定されるものではなく、必要に応じて任意の数としてよい。また、切り替えの対象となる探触子の種類も一般的な圧電セラミックスを材料としたものに限定せず、半導体プロセスを応用した静電容量型超音波トランスデューサ等と切り替えるようにしてもよい。

【0038】

第4の実施形態によれば、光音響トモグラフィ装置と超音波エコー装置の回路を共通化しながらも、光音響信号と超音波信号の双方を処理できる。

30

加えて光音響信号取得時には、整相加算回路を複数並列に設置した場合と同様の効果を得ることができ、光音響信号の整相加算処理を高速で行える。よって、超音波画像のフレームレートを著しく低下させることなく、光音響画像データと超音波画像データ双方のリアルタイム生成を実現できる。また、受信した光音響信号のSN比を向上できる。

更に、第4の実施形態によれば、特性の異なる複数の探触子を用い、中心周波数の大きく異なる光音響信号と超音波信号を1つの信号処理システムで処理することが可能である。その際、複数の受信素子を結合することにより光音響信号のSN比を向上させることが可能である。

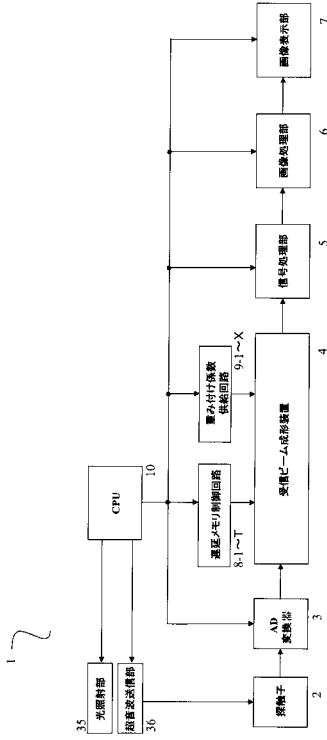
40

【符号の説明】

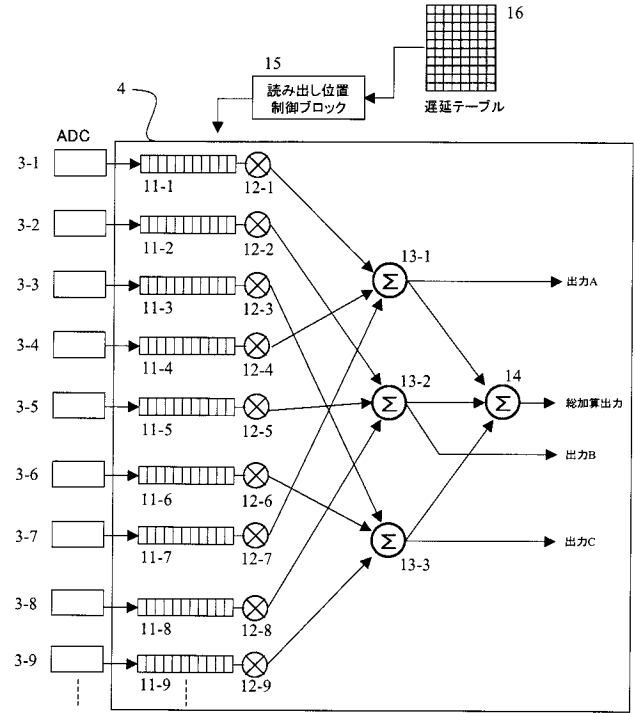
【0039】

1：生体情報処理装置，5：信号処理部，6：画像処理部，8：遅延メモリ制御回路，10：CPU，11：遅延調整メモリ，13：加算サブブロック，14：総加算回路

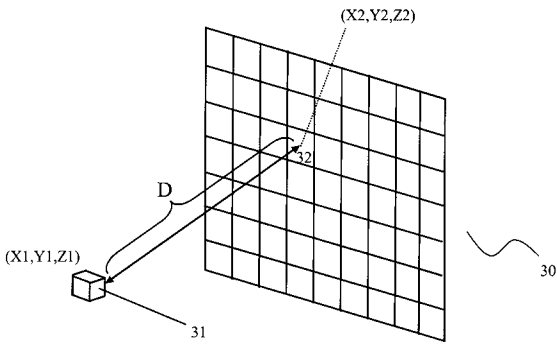
【図 1 A】



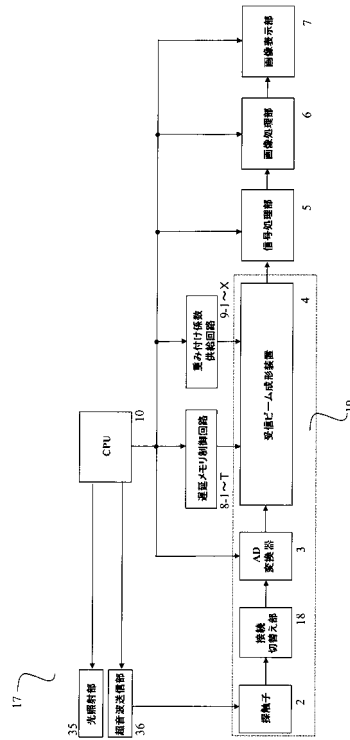
【図 1 B】



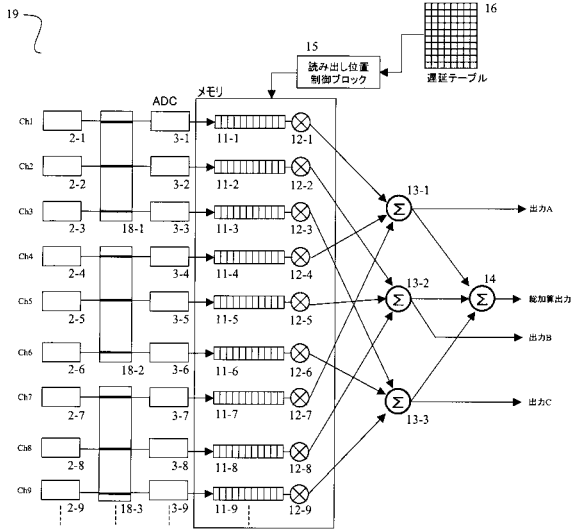
【図 1 C】



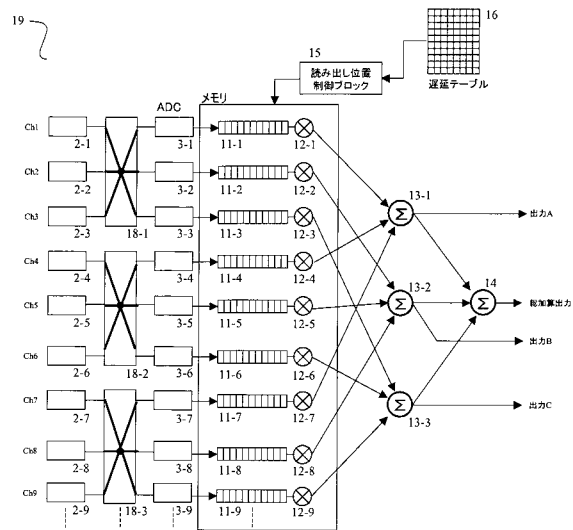
【図 2 A】



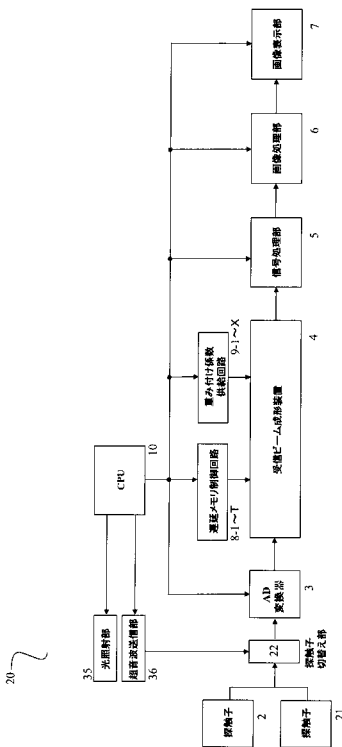
【図 2 B】



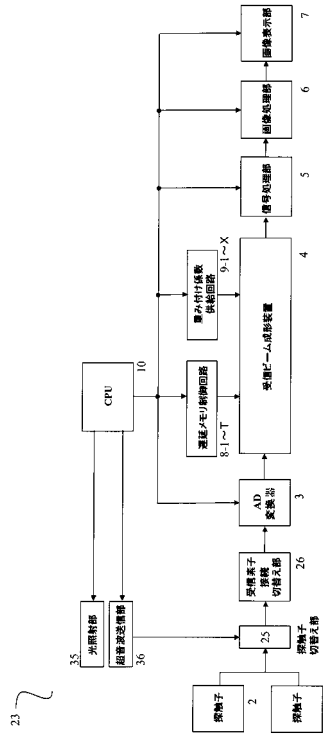
【図 2 C】



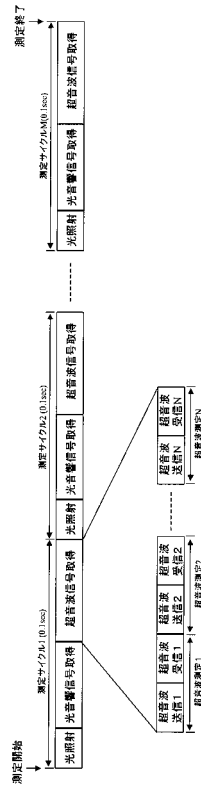
【図 3】



【図 4】



【図5】



---

フロントページの続き

(72)発明者 馬場 慶貴

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

(72)発明者 長永 兼一

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB06 DE16 DE18 EE12 GB06 HH12 HH14 JB07 JC20 KK23

专利名称(译)	生物信息处理设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011172621A</a>	公开(公告)日	2011-09-08
申请号	JP2010037024	申请日	2010-02-23
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	馬場慶貴 長永兼一		
发明人	馬場 慶貴 長永 兼一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/0095 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/15		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE16 4C601/DE18 4C601/EE12 4C601/GB06 4C601/HH12 4C601/HH14 4C601/ JB07 4C601/JC20 4C601/KK23		
代理人(译)	川口义行 中村刚		
其他公开文献	JP5424933B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够在抑制电路规模的同时高速处理光声层析成像和超声波回波数据的生物信息处理器。解决方案：通常，光声信号的波长比一般超声波信号长。也就是说，当获取光声信号时，探头的元件间距可以是获取超声信号时的元件间距的几倍。然后，当获取光声信号时，将接收元件阵列中的多个相邻元件统一地视为一个元件，并且执行定相处理。因此，获得了与并行布置多个相位相加电路时相同的效果，并且不仅可以高速实时地执行光声信号的相位相加处理，还可以执行图像重建。另外，实时同时生成超声波图像，并且实时生成光声图像和超声波图像。

