

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5713550号
(P5713550)

(45) 発行日 平成27年5月7日(2015.5.7)

(24) 登録日 平成27年3月20日(2015.3.20)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/13 (2006.01) A 6 1 B 8/13
G O 1 N 29/24 (2006.01) G O 1 N 29/24

請求項の数 11 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2009-227241 (P2009-227241)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成21年9月30日(2009.9.30)	(74) 代理人	100085006 弁理士 世良 和信
(65) 公開番号	特開2011-72567 (P2011-72567A)	(74) 代理人	100100549 弁理士 川口 嘉之
(43) 公開日	平成23年4月14日(2011.4.14)	(74) 代理人	100106622 弁理士 和久田 純一
審査請求日	平成24年9月13日(2012.9.13)	(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】 被検体情報処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光源と、

前記光源からの光が照射されることにより被検体で発せられる光音響波を受信し、アナログ信号に変換する変換素子と、

前記アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換部と、

前記デジタル信号を記録する第1のメモリと、

前記第1のメモリに記録された信号を用いて再構成処理を行い、画像情報を取得する信号処理部と、

情報を記録する必要が無い無効領域に関する情報を記録する第2のメモリと、を有し、

前記A/D変換部は、前記光の照射タイミングから、前記無効領域内の点からの光音響波が前記変換素子に到達するまでの間は、A/D変換を行わない

ことを特徴とする、被検体情報処理装置。

【請求項2】

光源と、

前記光源からの光が照射されることにより被検体で発せられる光音響波を受信し、アナログ信号に変換する変換素子と、

前記アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換部と、

前記デジタル信号を記録する第1のメモリと、

前記第1のメモリに記録された信号を用いて再構成処理を行い、画像情報を取得する信

10

20

号処理部と、

情報を記録する必要が無い無効領域に関する情報を記録する第2のメモリと、

前記第1のメモリへの記録を制御する制御部と、を有し、

前記制御部は、前記光の照射タイミングから、前記無効領域内の点からの光音響波が前記変換素子に到達するまでの間は、前記第1のメモリへの記録を行わない

ことを特徴とする、被検体情報処理装置。

【請求項3】

光源と、

前記光源からの光が照射されることにより被検体で発せられる光音響波を受信し、アナログ信号に変換する変換素子と、

前記アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換部と、

前記デジタル信号を記録する第1のメモリと、

前記第1のメモリに記録された信号を用いて再構成処理を行い、画像情報を取得する信号処理部と、

を有し、

前記A/D変換部は、前記光の照射タイミングから、前記被検体と前記変換素子との間にある領域における光音響波の伝搬時間に対応して定められるタイミングまでの間は、A/D変換を行わない

ことを特徴とする、被検体情報処理装置。

【請求項4】

光源と、

前記光源からの光が照射されることにより被検体で発せられる光音響波を受信し、アナログ信号に変換する変換素子と、

前記アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換部と、

前記デジタル信号を記録する第1のメモリと、

前記第1のメモリに記録された信号を用いて再構成処理を行い、画像情報を取得する信号処理部と、

前記第1のメモリへの記録を制御する制御部と、

を有し、

前記制御部は、前記光の照射タイミングから、前記被検体と前記変換素子との間にある領域における光音響波の伝搬時間に対応して定められるタイミングまでの間は、前記第1のメモリへの記録を行わない

ことを特徴とする、被検体情報処理装置。

【請求項5】

前記無効領域は、前記被検体と前記変換素子との間にある部材に相当する領域であることを特徴とする、請求項1または2に記載の被検体情報処理装置。

【請求項6】

前記被検体と前記変換素子との間には光を通過させる部材が設けられる

ことを特徴とする、請求項3から5のいずれか1項に記載の被検体情報処理装置。

【請求項7】

前記光を通過させる部材は、前記被検体を固定するための板状部材である

ことを特徴とする、請求項6に記載の被検体情報処理装置。

【請求項8】

前記無効領域は、前記被検体内の、操作者により決定された検査対象領域を除いた領域である

ことを特徴とする、請求項1または2に記載の被検体情報処理装置。

【請求項9】

前記A/D変換部の作動を制御する制御部を有する

ことを特徴とする、請求項1または3に記載の被検体情報処理装置。

【請求項10】

10

20

30

40

50

前記制御部は、前記 A / D 変換部の作動を制御するタイミングを発生させるタイマーである

ことを特徴とする、請求項 2 または 4 または 9 に記載の被検体情報処理装置。

【請求項 11】

前記信号処理部は、前記第 1 のメモリに記録された信号を用いてイメージ再構成を行い、画像情報を取得する

ことを特徴とする、請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載の被検体情報処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、光音響効果または超音波を用いた生体情報処理装置および生体情報処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織内部の様子を調べるために、超音波を利用する生体情報処理装置が開発されている。その一つの例として、光音響効果を利用した装置がある。この装置は、生体組織に光を照射し、その光エネルギーに基づく光音響効果によって発生した超音波（光音響波）を受信する。そして、受信情報を分析して生体内の光吸収体の物質や位置、大きさを取得し、診断に利用する。光音響効果を用いることから、P A T (PhotoAcoustic Tomography) 装置とも呼ばれる。

20

図 8 に、かかる光音響生体情報処理装置の測定部 20 の構成を示す。測定部 20 は、光源 5、トランスデューサ 6、圧迫板 7、対向圧迫板 8 を備える。トランスデューサ 6 は演算部 19 と接続されている。被験者の乳房 9 が被検体であり、その内部に吸収体 10 がある。吸収体 10 は例えば癌などであり、周囲の生体組織とは光照射に対する特性が異なる。なお、乳房 9 は、光を透過させる透明な圧迫板 7、および、対向圧迫板 8 により薄く変形され、厚さ T 2 になっている。この圧迫処理は、光が透過し難い生体組織である乳房 9 を、光が到達可能な厚さ T 2 にするために行われる。

測定時には、光源 5 が乳房 9 に光 11 を照射する。光 11 は生体組織内で拡散され、拡散光 12 となる。そして吸収体 10 に拡散光 12 が当たると、吸収体 10 が膨張伸縮し、超音波 13 が発生する。そしてトランスデューサ 6 が超音波 13 を受信し、電気信号（アナログ信号）に変換して演算部 19 へ送信する。演算部 19 は A / D 変換等の処理を行い、CPU にデータを転送する。そして CPU が位相計算を行い、吸収体 10 の位置や大きさ、光学特性などを求め、さらにイメージ再構成を行って表示する。

30

【0003】

式 (1) を用いて、深度に応じた光分布について説明する。

$$(d) = I_0 \times \exp(-\mu_{eff} \times d) \quad \dots \text{式 (1)}$$

式 (1) の中で、d は生体において光源からの光が照射された領域から光吸収体までの距離であり、 I_0 は照射された領域での光の強度であり、 μ_{eff} は生体内での光の散乱や吸収による減衰特性を示す有効減衰係数である。これより、距離 d における光の分布 (d) が定まる。

40

式 (2) を用いて、有効減衰係数 μ_{eff} について説明する。

$$\mu_{eff} = [3 \times \mu_a \times (\mu_a + \mu_s \times (1-g))]^{-1/2} \quad \dots (2)$$

式 (2) の中で、 μ_a は吸収係数、 μ_s は拡散係数、g は異方性因子である。これらの値は物質により異なり、ここでは生体に応じた値となる。

式 (1) および式 (2) から、光の強度は、生体での距離 d が増大するにつれて指数関数的に減衰し、生体深部までは到達しにくいことが分かる。

【0004】

また、超音波を利用する生体情報処理装置の別の例として、超音波を発信および受信する装置がある。このような超音波生体情報処理装置は、発信した超音波に対する生体組織

50

から反射した超音波を受信し、イメージ再構成などを行う。

図9は、超音波生体情報処理装置の測定部20を示す図である。上述した光音響効果を用いる装置と同様に、測定部20は、圧迫板7と対向圧迫板8により乳房9を圧迫し、超音波が到達可能な厚さT2になるよう変形させている。乳房9の中には、周囲とは超音波に対する特性が異なる被測定物17が存在する。測定部20はさらにトランスデューサ15を備える。ここでのトランスデューサは、超音波を受信し電気信号(アナログ信号)に変換する機能に加え、超音波を発信する機能を持つものである。すなわち、トランスデューサ15は乳房9に超音波16を発信し、体内の被測定物17が反射した超音波13を受信し、電気信号を演算部19へ送信する。演算部19はA/D変換等の処理を行い、CPUにデータを転送する。CPUはデータ演算を行い、被測定物17の位置や大きさなどを求めたり、イメージ再構成を行ったりする。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、図8の光音響生体情報処理装置において、照射される光11、および、拡散光12の伝播速度は無視できるほど早いのが、超音波13の速度はそれと比べ桁違いに遅い。このため、生体から発せられた超音波13が圧迫板7を通過するのに要する伝播時間の間の取得データ数は無視できないものとなる。

また、2次元マトリクス状に配列されたトランスデューサを用いて複数のデータを並行して取得しようとした場合、圧迫板7を通過する間の取得データ数はさらに増加する。かかる多数の取得データをCPUへ転送する場合、通常、ケーブル等の伝送経路にはパラレルに転送できる数に制約があるので、長い時間がかかる。

20

【0006】

また、図9の超音波生体情報処理装置では、トランスデューサ15からの超音波16の発信時、および、反射した超音波13の受信時に、相当の伝播時間がかかる。このため、トランスデューサ15が超音波16を送信し、被測定物17から反射した超音波13を受信する際に、圧迫板7を通過する間の取得データ数は無視できないものとなる。また、2次元マトリクス状に配列されたトランスデューサを用いた場合に取得データ数やデータ転送時間の増加が起きることは、光音響生体情報処理装置と同様である。

【0007】

上述した圧迫板7を通過する期間のように、求めようとする吸収体10や被測定物17の特性は無関係な部分を、本発明では「無効領域」と呼ぶ。装置の操作者は、圧迫板のみならず、任意の領域(例えば、乳房内であっても癌などが存在しない部分)を無効領域と決定することもできる。また、無効領域を通過する間に取得されたデータのことを「無効データ」と呼ぶ。このような場合において、無効データの取得数が増えるほど、不必要なデータの記憶容量やCPUへのデータ転送量が増大するし、CPUでのイメージ再構成時の信号波形開始位置探索時間が増大する。これらの課題は単ビットのトランスデューサでも起きるし、2次元マトリクス状に配列したトランスデューサであれば、より顕著に起きる。

30

【0008】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであって、その目的は、効率的なデータ記録およびデータ転送を可能にするような生体情報処理装置および生体情報処理プログラムを提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の第一の形態に係る被検体情報処理装置は以下の構成を採用する。

すなわち、光源と、前記光源からの光が照射されることにより被検体で発せられる光音響波を受信し、アナログ信号に変換する変換素子と、前記アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換部と、前記デジタル信号を記録する第1のメモリと、前記第1のメモ

50

りに記録された信号を用いて再構成処理を行い、画像情報を取得する信号処理部と、情報を記録する必要が無い無効領域に関する情報を記録する第2のメモリと、を有し、前記A/D変換部は、前記光の照射タイミングから、前記無効領域内の点からの光音響波が前記変換素子に到達するまでの間は、A/D変換を行わないことを特徴とする被検体情報処理装置である。

また、本発明の第二の形態に係る被検体情報処理装置は以下の構成を採用する。

すなわち、光源と、前記光源からの光が照射されることにより被検体で発せられる光音響波を受信し、アナログ信号に変換する変換素子と、前記アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換部と、前記デジタル信号を記録する第1のメモリと、前記第1のメモリに記録された信号を用いて再構成処理を行い、画像情報を取得する信号処理部と、情報を記録する必要が無い無効領域に関する情報を記録する第2のメモリと、前記第1のメモリへの記録を制御する制御部と、を有し、前記制御部は、前記光の照射タイミングから、前記無効領域内の点からの光音響波が前記変換素子に到達するまでの間は、前記第1のメモリへの記録を行わないことを特徴とする、被検体情報処理装置である。

10

【0010】

また、本発明の第三の形態に係る被検体情報処理装置は以下の構成を採用する。

すなわち、光源と、前記光源からの光が照射されることにより被検体で発せられる光音響波を受信し、アナログ信号に変換する変換素子と、前記アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換部と、前記デジタル信号を記録する第1のメモリと、前記第1のメモリに記録された信号を用いて再構成処理を行い、画像情報を取得する信号処理部と、を有し、前記A/D変換部は、前記光の照射タイミングから、前記被検体と前記変換素子との間にある領域における光音響波の伝搬時間に対応して定められるタイミングまでの間は、A/D変換を行わないことを特徴とする、被検体情報処理装置である。

20

また、本発明の第四の形態に係る被検体情報処理装置は以下の構成を採用する。

すなわち、光源と、前記光源からの光が照射されることにより被検体で発せられる光音響波を受信し、アナログ信号に変換する変換素子と、前記アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換部と、前記デジタル信号を記録する第1のメモリと、前記第1のメモリに記録された信号を用いて再構成処理を行い、画像情報を取得する信号処理部と、前記第1のメモリへの記録を制御する制御部と、を有し、前記制御部は、前記光の照射タイミングから、前記被検体と前記変換素子との間にある領域における光音響波の伝搬時間に対応して定められるタイミングまでの間は、前記第1のメモリへの記録を行わないことを特徴とする、被検体情報処理装置である。

30

【発明の効果】

【0011】

本発明の生体情報処理装置および生体情報処理プログラムによれば、効率的なデータ記録およびデータ転送ができるようになる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】実施形態1の生体情報処理装置の演算部を示す図。

40

【図2】実施形態1の生体情報処理装置の制御タイミングを示す図。

【図3】実施形態2, 3の生体情報処理装置の演算部を示す図。

【図4】実施形態2の生体情報処理装置の制御タイミングを示す図。

【図5】実施形態3の生体情報処理装置の制御タイミングを示す図。

【図6】実施形態2の光音響生体情報処理装置の構成を示す図。

【図7】実施形態3の超音波生体情報処理装置の構成を示す図。

【図8】従来および実施形態1の光音響生体情報処理装置の測定部を示す図。

【図9】従来の超音波生体情報処理装置の構成を示す図。

【図10】実施形態2の生体情報処理装置のデータ取得を示すフロー図。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 3 】

(実施形態 1)

以下、本発明にかかる生体情報処理装置の実施形態 1 について図 1、図 2、および、上述した図 8 を用いて詳細に説明する。

図 1 に、本実施形態で用いる生体情報処理装置の演算部 19 の構成を示す。演算部 19 は、図 8 に示した測定部 20 からの信号線 S i g 5 に接続され、トランスデューサ 6 から信号を受信する。演算部 19 は、デジタル・データの先入れ先出し記憶装置 1 (以下、F I F O と記述)、アナログ・デジタル変換部 2 (以下、A / D 変換部と記述)、遅れ制御部 3、遅れ設定部 4 を備える。演算部 19 はさらに、制御信号を出力可能な F I F O 蓄積クロック 21 と、制御信号を出力する変換周期クロック 22 を備える。クロック合成部 24 a は F I F O 1 に接続されており、クロック合成部 24 b は A / D 変換部 2 に接続されている。演算部 19 は、C P U 26 と信号線 S i g 7 で接続される。C P U 26 は演算処理や表示処理を行うための情報処理装置であり、コンピュータ等を用いて構成される。

なお、トランスデューサ 6 は、本発明の変換素子に相当する。また、F I F O 1 は、本発明の第 1 のメモリに相当する。また、遅れ設定部 4 は、本発明の第 2 のメモリに相当する。また、遅れ制御部 3 は、本発明のタイマーに相当する。また、C P U 26 は、本発明の信号処理部に相当する。

【 0 0 1 4 】

なお、測定部 20 は、図 8 を用いて先に説明したものと同様の構成である。本実施形態では、トランスデューサ 6 は 2 次元マトリクス状に配列された 3 5 2 個の画素 (素子) からなるものとする。そして、光源からの照射光による光音響効果により発生した超音波 (光音響波) を受信可能である。また、無効領域および無効データについての考え方は、上述したものと同様である。すなわち、超音波の経路のうち、操作者が記録不要だと決定した領域 (例えば、癌ではない通常の生体組織) や、圧迫板のように明らかに記録不要な領域を無効領域と呼ぶ。また、無効領域内の点から発せられる超音波をトランスデューサ 6 で受信可能な期間に取得した信号 (またはそれをデジタル変換したデータ) を無効データと呼ぶ。

なお、圧迫板 7 は、本発明の板状部材に相当し、被検体 (生体) である乳房 9 を固定する役割を果たす。さらに本実施形態における圧迫板 7 は、光源 5 からの照射光を通過し、乳房まで到達させるような光学特性を備える (典型的には透明)。

【 0 0 1 5 】

装置が作動し、光照射が行われると、トランスデューサ 6 は超音波を受信しアナログ信号に変換する。A / D 変換部 2 は、S i g 5 経由で受信したアナログ信号に対し、A / D 変換を行う。ここで従来のように、全体の深さ (すなわち T 1 及び T 2) から発せられた超音波を受信する場合、光照射直後から、乳房の最深部で発生した超音波がトランスデューサ 6 に到達するまでの間、サンプリング (超音波受信及び A / D 変換) を繰り返す。仮に 1 回測定 (光照射) 当たりのサンプリング回数を 1 0 0 0 回とすると、取得データ量は以下の通りになる。すなわち、1 個のデジタル・データ長を 1 6 B i t とすると、1 回測定あたりの F I F O 1 に記録されるデータ量は、 $16 (B i t) \times 1000 (個数) \times 352 (画素数) = 5632000 B i t$ になる。

このデータを F I F O 1 より、C P U 26 に転送する。本実施形態では、転送速度は、L A N の規格である 1 0 0 M b p s とする。すると、1 回測定当たりのデータ転送には約 5 6 . 3 m s かかる。ここで、本実施形態における圧迫板 7 中の音波の伝播速度を 2 2 0 0 m / s、厚さ T 1 を 1 c m とすると、圧迫板 7 を超音波 1 3 が通過する時間は約 4 . 5 μ s となる。

また、本実施形態では、A / D 変換レートは 2 0 M H z とする。従って、この圧迫板 7 を超音波 1 3 が通過する期間に相当する、A / D 変換された無効データ数は、 $4 . 5 \mu s \times 20 M H z$ 、すなわち 9 0 個である。

【 0 0 1 6 】

従来の生体情報処理装置では、トランスデューサに最も近い生体表層から発生した超音

10

20

30

40

50

波が圧迫板を通過する間の無効データも、F I F O 1 に記録される。また、演算部からC P Uへのデータ転送の際に、この無効データも同時に転送される。そのため、転送量を確保するために高速なデータ転送規格を選択しなければならず、コスト増大を招いてしまう。また、このデータのF I F OからC P Uの転送時間は、例えば、L A Nの規格である1 0 0 M b p sで行うと、約5 m sかかり、処理の遅延につながる。さらに、C P Uでのイメージ再構成時にも、余分な信号波形開始位置探索時間が必要となる。

【0017】

そこで、本実施形態では、A / D変換部が、無効領域（本実施形態では圧迫板7）を通過する期間のデータについてはA / D変換しないように制御を行う。以下、図2のタイミング図も参照しつつ説明する。図2において、t 0は光照射開始のタイミング、t 1は、
10 無効領域の音波伝播期間である4 . 5 μ sに対応して定められる、データ収集開始のタイミングである。

まず、遅れ設定部4には、圧迫板7の音速と厚さより予め求めた、圧迫板7を超音波13が通過する時間である4 . 5 μ sを記憶させておく。そして、遅れ制御部3は、この記憶された時間を計数し、光照射開始時t 0からt 1だけ遅延させた制御信号S i g 1を発生させる。

クロック合成部24aにおいて、変換周期クロック22が発生させるタイミングと、前記のS i g 1とが合成され、S i g 2としてA / D変換部2に供給される。そして、A / D変換部2は、このS i g 2の立ち上がりから、A / D変換を開始する。このように、A / D変換部2の作動を制御することができる。
20

また、クロック合成部24bにおいて、F I F O蓄積クロック21が発生させるタイミングと、前記のS i g 1とが合成され、S i g 3としてF I F Oに供給される。そして、F I F O 1は、このS i g 3の立ち上がりから、A / D変換部2から供給されるデータの記録を開始する。

【0018】

本実施形態の生体情報処理装置の演算部がこのような構成を取ることにより、無効領域を通過する期間にトランスデューサ6が取得したデータについては、A / D変換の実行が停止される。その結果、不必要なデータのメモリへの記録が行われず、メモリ資源を有効活用できる。また、不必要なデータがC P Uに転送されることがないので、通信装置のコストやデータ転送時間、データ処理時間の削減が可能になる。
30

【0019】

（実施形態2）

以下、本発明にかかる生体情報処理装置の実施形態2について図3、図4、および、図6を用いて詳細に説明する。本実施形態の装置は、実施形態1と同じく光音響生体情報処理装置である。

図3に、本実施形態で用いる生体情報処理装置の演算部19の構成を示す。ここで、図1と機能的に同じものには共通の番号をふり、説明を省略する。本実施形態の演算部19は、A / D変換およびF I F Oへの記録に関する制御信号を出力する、期間制御部23を備えている。

図6に、本実施形態で用いる測定部20の構成を示す。本実施形態では、各ブロックの配置と機能は図8（実施形態1）と同じであるものの、無効領域についての考え方が異なる。すなわち、図8における乳房9の厚さT 2を、T 3、T 4、T 7の3つに分けている。厚さT 7は、吸収体10を含む部分であり、測定対象領域となる。この場合、T 3、T 4は生体内ではあるが検査上の無効領域と見なす。
40

【0020】

図4のタイミング図も参照しつつ、本実施形態における無効領域のデータの取り扱い方を説明する。まず、本実施形態の特徴である期間制御部23には、A / D変換、および、F I F O蓄積の回数を設定する。本実施形態では、1回の測定（光照射）につき、A / D変換部2でアナログ信号をデジタル信号に変換する回数は200回、また、F I F O蓄積装置1も200データ分の記憶回数に設定されている。
50

そして、図4における光照射開始のタイミング t_0 を基準として、遅れ設定部4から遅れ制御部3の時間設定を行う。このときに、光吸収体10のある深さ T_7 を特定するために、遅れ制御部3の遅れ時間を遅れ設定部4からの設定により調整しながら測定する。なお、X線や超音波診断とのマルチモダリティ診断では、予め吸収体の位置を略特定することも可能である。この要測定域の特定により、A/D変換部2によるアナログ信号からデジタル信号への変換、および、FIFO蓄積装置1へのデジタル・データ蓄積回数を、少なく抑えることが可能となる。

遅れ制御部3には、圧迫板7の厚さ T_1 を超音波13が通過する時間である約 $4.5\mu\text{s}$ と、検査上の無効領域 T_3 を通過する時間 $20\mu\text{s}$ を加算した $24.5\mu\text{s}$ を、遅れ設定部4から入力する。そして、遅れ制御部3は、図4に示すように、この時間を計数し、A/D変換の開始時間を光照射開始時 t_0 から t_1 だけ遅延させた制御信号 $\text{Sig}1$ を発生する。そして、 T_7 に相当する t_1 から t_4 の間には、吸収体10から発生する超音波に対応するピークを含む、 $\text{Sig}5$ が検出される。

【0021】

そして、期間制御部23には、 t_1 から t_4 の期間のA/D変換の回数、および、FIFO蓄積数である200が設定されている。ここで、光照射タイミング t_0 が遅延した $\text{Sig}1$ に期間設定がされ、制御信号 $\text{Sig}6$ が出力される。

続いて、クロック合成部24aにおいて、変換周期クロック22が発生させるタイミングと、前記の $\text{Sig}6$ とが合成され、 $\text{Sig}2$ としてA/D変換部6に供給される。そして、A/D変換部2は、この $\text{Sig}2$ の立ち上がりから、A/D変換を開始し、アナログ信号をデジタル信号に変換する。

また、クロック合成部24bにおいて、FIFO蓄積クロック21が発生させるタイミングと、前記の $\text{Sig}6$ とが合成され、 $\text{Sig}3$ としてFIFO1に供給される。そして、FIFO1は、この $\text{Sig}3$ の立ち上がりから、A/D変換部から供給されるデータの記録を開始する。

この1回の測定におけるデータ取得フローを図10に示す。処理スタート後、まずステップS101で、遅れ設定部4に遅れ時間が設定される。続いてステップS102で、期間制御部23に、A/D変換に関わる期間が設定される。続いてステップS103で、光照射が行われたかどうか判断される。S103 = NOであれば、一定時間待機して判断を繰り返す。S103 = YESであれば、ステップS104に進み、トランスデューサ6が超音波から変換したアナログ信号をA/D変換し、FIFO1に取り込む。このとき、先に述べた遅れ時間および期間制御部に設定された情報により制御信号が生成されるので、不必要なデータはA/D変換されず、FIFOに取り込まれることもない。続いてステップS105で、期間制御部23に記憶された個数である200個のデータが処理されたかどうか判断される。S105 = NOであれば、S104に戻って次のデータを取得する。S105 = YESであれば、FIFO1に記録されたデータをCPU6に転送する。本発明は、このように、演算装置や計測装置を制御し、各処理を実行させるような生体情報処理プログラムとして実現することができる。

【0022】

本実施形態において、1回測定あたりの取得データ量は、 $16(\text{Bit}) \times 200(\text{個数}) \times 352(\text{画素数}) = 1126400\text{Bit}$ になる。このデータをFIFO1からCPU26に転送する場合、例えば、LANの規格である 100Mbps で行うと、約 11.3ms かかる。一方、もしも図8に示される乳房9の厚さ T_2 と圧迫板7の厚さ T_1 を加えた全ての深さのデータを取得したとすると、転送データ量は、 $16(\text{Bit}) \times 1000(\text{個数}) \times 352(\text{画素数}) = 5632000\text{Bit}$ になる。このデータをFIFO1からCPU26へ転送する場合、上と同様にLANの規格である 100Mbps で行うと、 56.3ms かかる。すなわち、本実施形態の手段によれば、データの転送時間を $1/5$ とすることが可能になる。また、A/D変換するデータを減らすことにより、FIFO1の容量を削減することも可能である。

また、この生体情報処理装置において、イメージ再構成を行ってディスプレイで診断を

10

20

30

40

50

おこなう場合、本実施形態の手段を用いれば1回測定当たり11.3msでデータ転送できる。したがって、標準的な表示更新速度である60Hz(16.7ms)での表示が充分可能である。しかし、図6に示される被検体の厚さ T_3 、 T_4 と圧迫板7の厚さ T_1 を加えた全ての深さのデータを取得した場合は、標準的な表示更新速度での表示は行えないことになる。

【0023】

(実施形態3)

以下、本発明にかかる生体情報処理装置の実施形態3について、図5、図7、および、上述した図3を参照して説明する。本実施形態の装置は、超音波を発信し、生体から反射した超音波を受信する。上記の実施形態1および2では、生体に照射する光の速度は無視できるほど高速なものとして扱った。一方、本実施形態では、送信時の超音波の速度も考慮した。

図7に示した、本実施形態における測定部20は、図9を用いて説明した従来の超音波を用いた装置と同様の構成を取る。ただし、被検体たる乳房9の厚さを、被測定物17を含む範囲 T_7 と、生体内ではあるが検査上の無効領域 T_3 および T_4 に分けて考えることとする。また、圧迫板7を通過する期間についても無効領域として情報処理を行う。トランスデューサ15は、超音波を発信し、反射してきた超音波を受信する機能を持つ。

また、本実施形態における演算部19は、上で図3を用いて説明したものと同様の構成である。本実施形態のA/D変換部2は、測定部のトランスデューサ15から、信号Sig5を受信する。

【0024】

図5に示したタイミング図を用いて、本実施形態の処理を説明する。超音波照射時 t_0 を基準として、遅れ設定部4から遅れ制御部3の時間設定をおこなう。なお、期間制御部23には、A/D変換、および、FIFO蓄積の回数が設定されている。本実施形態では、A/D変換部2がA/D変換する回数は200回であり、FIFO1がデータ記憶する回数も200回である。このとき、光吸収体10のある深さ T_7 を特定するために、遅れ制御部3の遅れ時間を遅れ設定部4により調整しながら測定する。なお、X線や光超音波診断とのマルチモダリティ診断では、予め設定値を略特定することも可能である。この要測定域の特定により、A/D変換、および、FIFO1への蓄積回数を少なく抑えることが可能となる。

【0025】

本実施形態では、遅れ制御部3には、トランスデューサ15から送信された超音波16が、圧迫板7の厚さ T_1 を往復する時間として、約 $4.5\mu s \times 2$ 回が、遅れ設定部4から設定される。遅れ制御部3にはさらに、超音波が検査上の無効領域 T_3 を往復する時間として、 $20\mu s \times 2$ 回が設定される。すなわち、合計 $49\mu s$ が設定される。そして、図5に示すように、遅れ制御部3は、この設定時間を計数し、A/D変換の開始時間を光照射開始時 t_0 から t_1 だけ遅延させた制御信号Sig1を発生させる。そして、 T_7 に相当する t_1 から t_4 の期間には、被測定物10から発生する超音波に対応するピークを含む、Sig5が検出される。

【0026】

そして、期間制御部23には、 t_1 から t_4 の期間のA/D変換の回数、および、FIFO蓄積数である200が設定されている。そして、光照射タイミング t_0 が遅延したSig1に期間設定がされ、制御信号Sig6が出力される。

続いて、クロック合成部24aにて、変換周期クロック22の発生させるタイミングと、前記のSig6が合成され、Sig2としてA/D変換部2に供給される。A/D変換部2は、Sig2の立ち上がりを受けてA/D変換を開始する。

また、クロック合成部24bにて、FIFO蓄積クロック21の発生させるタイミングと、前記のSig6が合成され、Sig3としてFIFO1に供給される。FIFO1は、Sig3の立ち上がりを受けて、A/D変換部2からデータを受信蓄積する。このときのデータ取得フローは、上で図10を用いて説明した時と同様である。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

本実施形態での1回測定あたりの取得データ量は、 $16(\text{Bit}) \times 200(\text{個数}) \times 352(\text{画素数}) = 1126400\text{Bit}$ になる。このデータをFIFO1からCPU26に転送する場合、例えば、LANの規格である100Mbpsで行うと、約11.3msかかる。

一方、図9に示される、被検体の厚さT2と圧迫板7の厚さT1を加えた全ての深さのデータを取得する場合、1回測定あたりのデータ量は、 $16(\text{Bit}) \times 1000(\text{個数}) \times 352(\text{画素数}) = 5632000\text{Bit}$ になる。このデータFIFO1からCPU26へ転送する場合、LANの規格である100Mbpsで行うと、約56.3msかかることになる。したがって、図7に示したように、被検体である乳房9のうちのT3、T4と、圧迫板7の厚さT1を無効領域とすれば、データ転送速度がはるかに向上することが分かる。また、CPUでイメージ再構成を行いビデオで診断をおこなう場合、本実施形態のデータ転送速度であれば、標準的な表示更新速度の60Hz(16.7ms)での表示が十分に可能である。

10

【 0 0 2 8 】

(実施形態4)

上記の実施形態1～3では、無効領域のデータについてはタイミングを制御してA/D変換を行わないことによりデータ削減を図った。本実施形態では、無効領域のデータについてA/D変換するものの、FIFOには蓄積しない手法について述べる。このような制御は、演算部19の遅れ制御部3、期間制御部23の動作を変更することにより実現できる。

20

例えば、実施形態1で図1を用いて説明した演算部19において、遅れ制御部3が、無効領域T1に関する遅れ時間を、FIFO蓄積クロック21と接続したクロック合成部24bにのみ発信する。クロック合成部24bは、FIFO蓄積クロック21からのタイミングと、遅れ制御部からのSig1を合成し、FIFO1に供給する。一方、A/D変換部2はトランスデューサから受信した信号をデジタル化して、FIFO1に送信し続ける。FIFO1は、クロック合成部24bからのSig3に従って、無効領域のデータを除外しつつデータ蓄積を行う。

このような構成を取ることもよっても、FIFO1が必要とするメモリ資源の量や、CPU26へのデータ転送量を削減することができる。また、図3を用いて説明した実施形態2および3でも同様に、FIFOの側でデータを蓄積するタイミングを制御することによって、使用するメモリ資源およびデータ転送量を削減する効果を得ることができる。

30

【 0 0 2 9 】

以上の実施形態で説明した演算部19においては、上記の記載に限定されることなく様々な構成を取ることができる。例えば、遅れ設定部に設定される無効領域に関する情報として、操作者の入力による無効領域の範囲の指定を受け付けて、その距離に対応する超音波の伝播時間を算出するためのデータを持つようにしても良い。あるいは、A/D変換されたデータを蓄積するために、FIFOメモリに限らず他のメモリ装置を用いることもできる。また、演算部19とCPU26を接続するのはLANの規格に限らず、CPUを含むコンピュータ装置の構成に応じて無線通信、各種ケーブルなどを用いることができる。

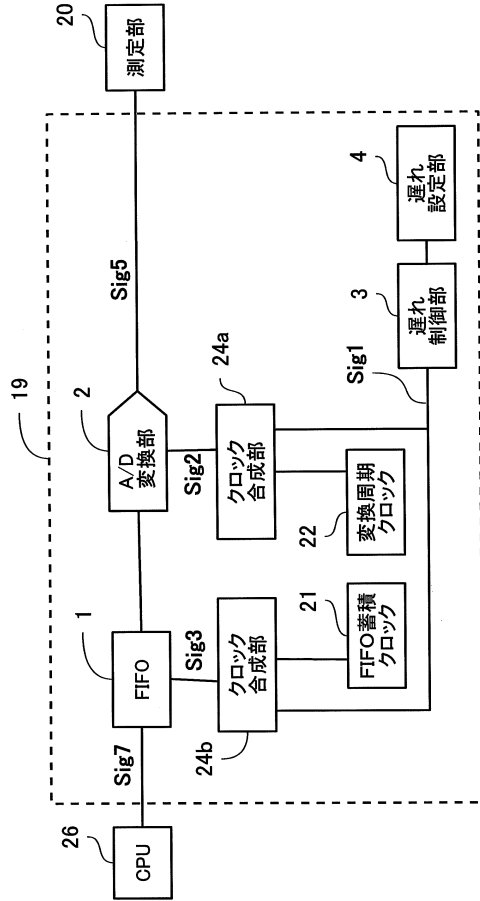
40

【 符号の説明 】

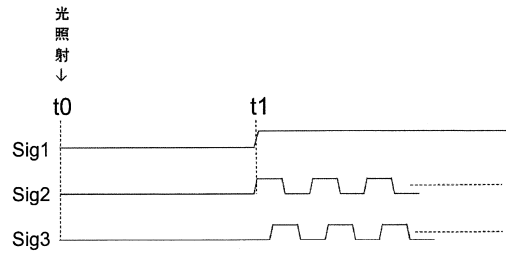
【 0 0 3 0 】

1 : FIFO, 2 : A/D変換部, 3 : 遅れ制御部, 4 : 遅れ設定部, 6, 15 : トランスデューサ

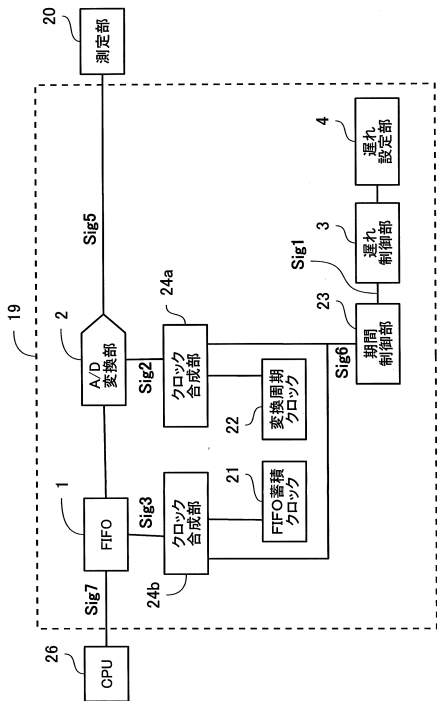
【図1】



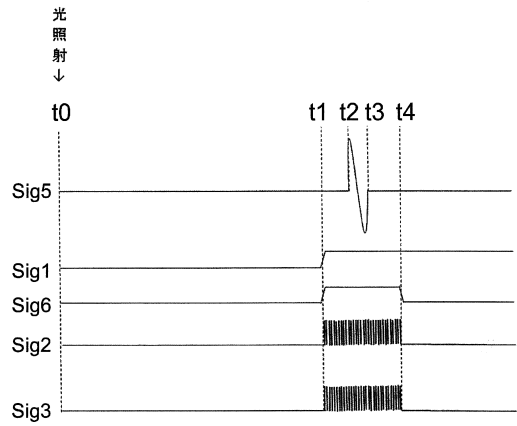
【図2】



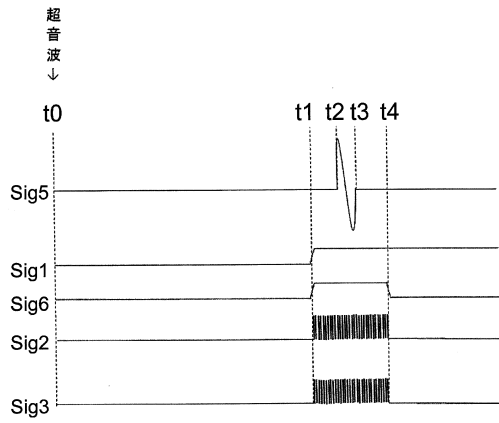
【図3】



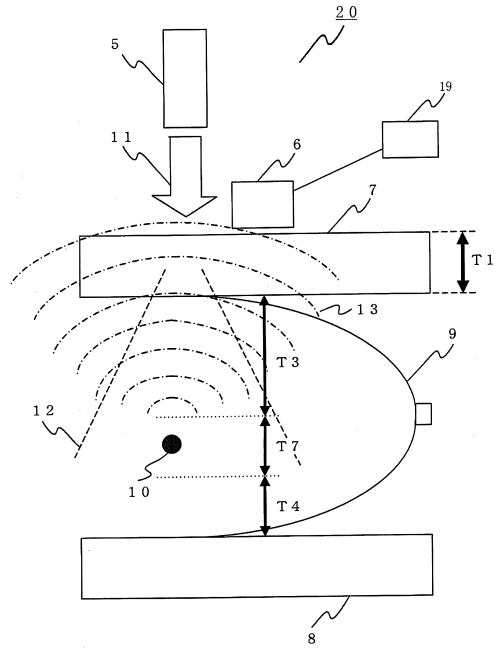
【図4】



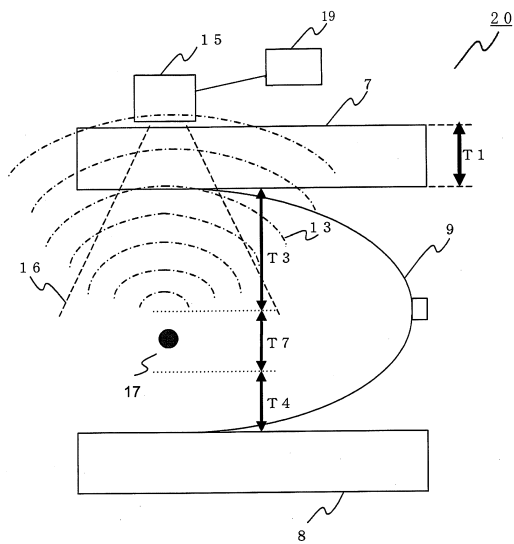
【図5】



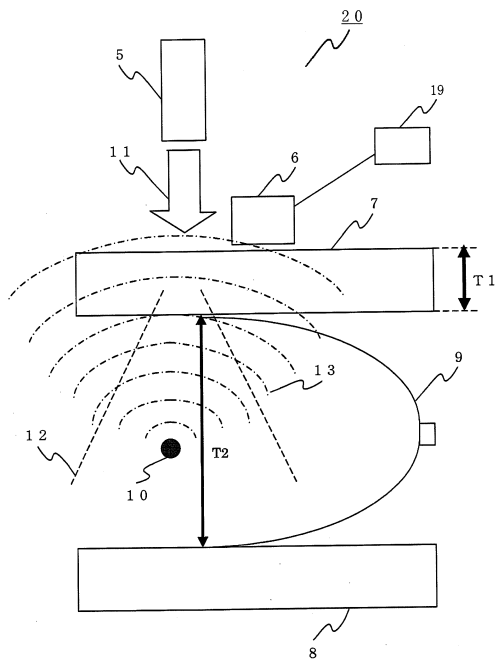
【図6】



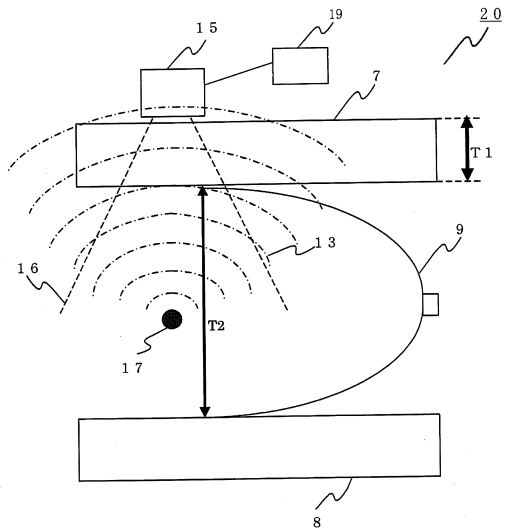
【図7】



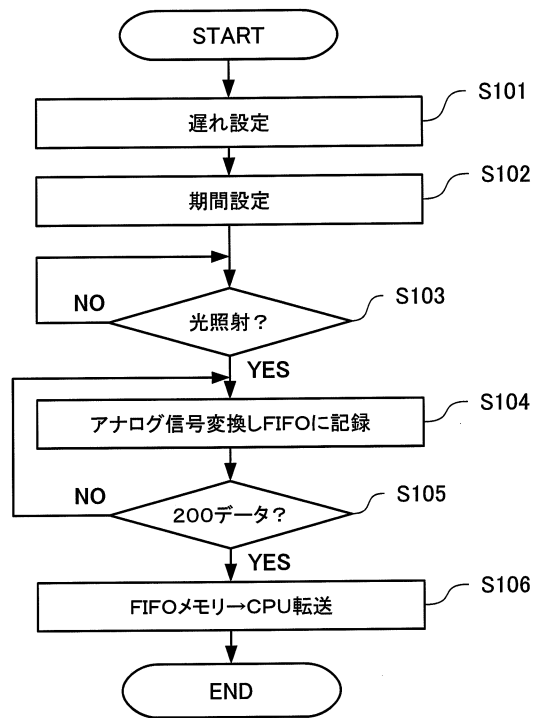
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 結城 修

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

審査官 杉田 翠

(56)参考文献 特開2004-275223(JP,A)

特開平10-179575(JP,A)

特開2009-031268(JP,A)

特開2005-218684(JP,A)

特開2009-082450(JP,A)

特開平06-317566(JP,A)

国際公開第2008/081558(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

G01N29/00-29/52

专利名称(译)	被検体情报处理装置		
公开(公告)号	JP5713550B2	公开(公告)日	2015-05-07
申请号	JP2009227241	申请日	2009-09-30
[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		
当前申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	結城修		
发明人	結城 修		
IPC分类号	A61B8/13 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B5/0095 A61B8/0825 A61B8/13 A61B8/403 A61B8/469 A61B2560/0475		
FI分类号	A61B8/13 G01N29/24 A61B8/00 G01N29/00.501 G01N29/06		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/CA04 2G047/GG09 4C601/DD08 4C601/DE16 4C601/EE30 4C601/JB19		
代理人(译)	川口义行 中村刚		
其他公开文献	JP2011072567A JP2011072567A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为有效的数据记录和数据传输提供生物信息处理装置。
 解决方案：生物信息处理装置包括：转换元件，其接收从生物体发送的超声波并将超声波转换为模拟信号；A/D转换单元，将模拟信号转换为数字信号；第一个记录数字信号的存储器；信号处理单元，其从记录在第一存储器中的信号输出关于生物体内部的信息；第二存储器，其记录关于超声波通过的区域的无效区域的信息，对于该无效区域，不需要记录信息；控制单元，控制A/D转换单元的激活或记录到第一存储器，其中控制单元在超声波发送的时段内停止A/D转换单元的激活或记录到第一存储器基于记录在第二存储器中的信息接收来自无效区域的信息。

