

(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2012-71090  
(P2012-71090A)

(43) 公開日 平成24年4月12日(2012.4.12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2010-245390 (P2010-245390)  
 (22) 出願日 平成22年11月1日 (2010.11.1)  
 (31) 優先権主張番号 特願2009-261898 (P2009-261898)  
 (32) 優先日 平成21年11月17日 (2009.11.17)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)  
 (31) 優先権主張番号 特願2010-196429 (P2010-196429)  
 (32) 優先日 平成22年9月2日 (2010.9.2)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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

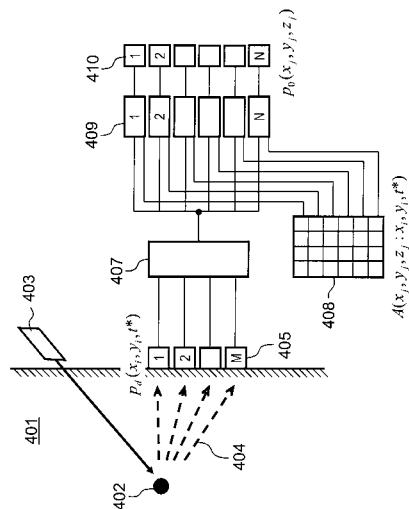
(54) 【発明の名称】 画像形成装置及び画像形成方法

## (57) 【要約】

【課題】光音響トモグラフィーや超音波エコーにおいて、フーリエドメイン法による画像形成処理を高速化し、高解像度の3次元画像の実時間処理を可能にするための技術を提供する。

【解決手段】画像形成装置が、複数の音響変換器と、複数の音響変換器から出力された受信信号をフーリエドメイン法で処理することによって被検体内部の複数の部位それぞれから放射された音響波の強度を算出する信号処理部と、を備える。信号処理部は、音響変換器の位置と部位の位置と音響波の受信時刻のみで定まる値を予め計算し、係数として記憶している係数メモリと、音響変換器の受信信号に対して、対応する係数を係数メモリから取得し、乗算する乗算手段と、乗算手段の乗算結果を部位ごとに累積するボクセルメモリと、を備える。

【選択図】図4



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内部より放射される音響波に基づき被検体内部の情報を画像データ化する画像形成装置であって、

音響波を受信し、信号に変換する複数の音響変換器と、

前記複数の音響変換器から出力された受信信号を、フーリエドメイン法で処理することによって、被検体内部の複数の部位それぞれから放射された音響波の強度を算出する信号処理部と、を備え、

前記信号処理部は、

前記複数の音響変換器の受信信号からある部位が放射した音響波の強度を求める演算式の中で、音響変換器の位置と部位の位置と音響波の受信時刻のみで定まる項の値を予め計算し、係数として記憶している係数メモリと、

前記音響変換器の受信信号に対して、対応する係数を前記係数メモリから取得し、乗算する乗算手段と、

前記乗算手段の乗算結果を部位ごとに累積するボクセルメモリと、  
を備えることを特徴とする画像形成装置。

**【請求項 2】**

前記乗算手段は、前記複数の部位のそれぞれに対応した複数の乗算手段からなり、

前記複数の乗算手段は、1つの音響変換器から得られた受信信号に対して、前記複数の部位のそれぞれに対応した係数を乗算する処理を並列に実行することを特徴とする請求項 1 に記載の画像形成装置。

**【請求項 3】**

前記乗算手段は、前記複数の音響変換器のそれぞれに対応した複数の乗算手段からなり、

前記複数の乗算手段は、複数の音響変換器のそれぞれから得られた受信信号に対して、1つの部位に対応した係数を乗算する処理を並列に実行することを特徴とする請求項 1 に記載の画像形成装置。

**【請求項 4】**

前記音響変換器と前記信号処理部の間に、各音響変換器の受信信号を順次蓄積し、蓄積された受信信号を受信された順番に前記信号処理部へ出力するバッファメモリをさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか 1 項に記載の画像形成装置。

**【請求項 5】**

前記バッファメモリは、第 1 の時間間隔で前記音響変換器の受信信号を蓄積し、蓄積された受信信号を前記第 1 の時間間隔よりも長い第 2 の時間間隔で前記信号処理部へ出力することを特徴とする請求項 4 に記載の画像形成装置。

**【請求項 6】**

被検体に電磁波パルスを照射するための電磁波パルス照射手段をさらに備え、

前記音響変換器は、照射された電磁波パルスのエネルギーを吸収した部位から光音響効果によって放射される光音響波を受信することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか 1 項に記載の画像形成装置。

**【請求項 7】**

前記音響変換器は、被検体に超音波を送信して、送信された超音波の反射波を受信することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか 1 項に記載の画像形成装置。

**【請求項 8】**

音響変換器  $i$  の位置を  $(x_i, y_i)$ 、被検体内の部位  $j$  の位置を  $(x_j, y_j, z_j)$ 、音響波の受信時刻を  $t^*$  としたときに、前記係数  $A$  は下記式で与えられることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか 1 項に記載の画像形成装置。

10

20

30

40

## 【数1】

$$A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*) = \frac{1}{(2\pi)^3} \iiint_{-\infty}^{\infty} \frac{2w \operatorname{sgn}(w)}{\sqrt{u^2 + v^2 + w^2}} \exp \left\{ i[u(x_i - x_j) + v(y_i - y_j) - wz_j + \operatorname{sgn}(w)\sqrt{u^2 + v^2 + w^2}t^*] \right\} du dv dw$$

但し、 $u, v, w$ は、フーリエ変換の変数であり、 $\operatorname{sgn}(w)$ は、 $w > 0$ のとき1、 $w = 0$ のとき0、 $w < 0$ のとき-1をとる関数である。

## 【請求項9】

10

被検体内部の複数の部位より放射された音響波を複数の音響変換器により所定の期間に亘って受信して受信信号に変換し、該受信信号をフーリエドメイン法で処理することによって各部位が放射した音響波の強度を画像データ化する画像形成方法であって、

複数の音響変換器の受信信号からある部位が放射した音響波の強度を求める演算式の中で、音響変換器の位置と部位の位置と音響波の受信時刻のみで定まる項の値を予め計算し、係数として係数メモリに格納するステップと、

前記音響変換器の受信信号に対して、対応する係数を前記係数メモリから取得し、乗算するステップと、

前記受信信号と前記係数の乗算結果を部位ごとにボクセルメモリに累積するステップと、  
、  
を含むことを特徴とする画像形成方法。

20

## 【請求項10】

請求項9に記載の画像形成方法の各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被検体から発生する音響波を受信して、各部位の組織や特性分布を画像データ化するための画像形成装置及び画像形成方法に関するものである。

## 【背景技術】

30

## 【0002】

音響波を利用して被検体内部の情報を画像データ化する技術として、超音波エコー法、光音響トモグラフィー（P A T : Photoacoustic Tomography）などが知られている。超音波エコー法は、被検体内部に向けて超音波を送信し、被検体内部の組織で反射された超音波を受信して画像データ化する方法である。光音響トモグラフィーは、光音響効果によって被検体内部から放射される音響波を受信して画像データ化する方法である。光音響効果（Photoacoustic effect）とは、可視光、近赤外光、マイクロ波等の電磁波パルスを被検体に照射した際に、被検体が電磁波を吸収して発熱し熱膨張する事によって音響波（典型的には超音波）が発生する現象である。

## 【0003】

40

超音波エコー法やP A Tの画像形成におけるビームフォーミング法として、タイムドメイン法とフーリエドメイン法が知られている。フーリエドメイン法は、時系列信号をフーリエ変換して、変数を時間から周波数に空間座標を波数に変換した後に処理を行う方式である（非特許文献1）。フーリエドメイン法は高速フーリエ変換を利用する事によって高速処理ができる特徴がある。またC P Uの高速化が進んでソフトウェア上の数値処理も実用的になり、最近では並列処理の進歩も著しいので、将来はソフトウェアによる画像処理、即ちフーリエドメイン法が有望と見られている。特にP A Tの画像形成装置ではフーリエドメイン法が好ましく利用される。

## 【先行技術文献】

## 【非特許文献】

50

**【0004】**

【非特許文献1】Minghua Xu and Lihong V. Wang : REVIEW OF SCIENTIFIC INSTRUMENTS

77巻 041101 2006年4月17日

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

従来、超音波エコーヤ P A T では主にリニア型やセクタ型等、1次元に音響変換器が配列され電子的に走査を行うタイプのプローブが用いられる事が多かった。このタイプのプローブを用いると被検体断面の2次元面像が形成できる。しかしながら、患部の見落としを少なくするためにには、3次元画像の取得が効果的である。また3次元画像であれば、診断後の画像の見直しや第三者による確認も容易である。3次元画像を取得するには、1次元状に音響変換器が配列されたプローブを電子走査方向と垂直な方向に機械走査する、音響変換器が2次元状に配列されたタイプのプローブを使用する、等の方法を採用すれば良い。

10

**【0006】**

しかし3次元画像データの形成に伴って処理すべきデータ量が莫大になる。特に高解像度画像が求められると実時間処理は不可能で、従来の装置を使い慣れた操作者には大きな違和感を与える。画像処理をソフトウェアで行う事が多いP A T ではさらに事情が深刻で、高速なフーリエドメイン法でも、現状では3次元画像データの形成には数十秒以上を要し、実時間動作とはほど遠い状態であった。

20

**【0007】**

本発明は、光音響トモグラフィーや超音波エコーにおいて、フーリエドメイン法による画像データの形成処理を高速化し、高解像度の3次元画像の実時間処理を可能にするための技術を提供することを目的とする。

**【課題を解決するための手段】****【0008】**

本発明の第1態様は、被検体内部より放射される音響波に基づき被検体内部の情報を画像データ化する画像形成装置であって、音響波を受信し、信号に変換する複数の音響変換器と、前記複数の音響変換器から出力された受信信号を、フーリエドメイン法で処理することによって、被検体内部の複数の部位それぞれから放射された音響波の強度を算出する信号処理部と、を備え、前記信号処理部は、前記複数の音響変換器の受信信号からある部位が放射した音響波の強度を求める演算式の中で、音響変換器の位置と部位の位置と音響波の受信時刻のみで定まる項の値を予め計算し、係数として記憶している係数メモリと、前記音響変換器の受信信号に対して、対応する係数を前記係数メモリから取得し、乗算する乗算手段と、前記乗算手段の乗算結果を部位ごとに累積するボクセルメモリと、を備える画像形成装置である。

30

**【0009】**

本発明の第2態様は、被検体内部の複数の部位より放射された音響波を複数の音響変換器により所定の期間に亘って受信して受信信号に変換し、該受信信号をフーリエドメイン法で処理することによって各部位が放射した音響波の強度を画像データ化する画像形成方法であって、複数の音響変換器の受信信号からある部位が放射した音響波の強度を求める演算式の中で、音響変換器の位置と部位の位置と音響波の受信時刻のみで定まる項の値を予め計算し、係数として係数メモリに格納するステップと、前記音響変換器の受信信号に対して、対応する係数を前記係数メモリから取得し、乗算するステップと、前記受信信号と前記係数の乗算結果を部位ごとにボクセルメモリに累積するステップと、を含む画像形成方法である。

40

**【0010】**

本発明の第3態様は、上記画像形成方法の各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラムである。

**【発明の効果】**

50

## 【0011】

本発明によれば、光音響トモグラフィーや超音波エコーにおいて、フーリエドメイン法による画像データ形成処理を高速化し、高解像度の3次元画像データの実時間処理が可能となる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0012】

【図1】本発明の計算アルゴリズム1を説明する図。

【図2】本発明の計算アルゴリズム2を説明する図。

【図3】本発明の計算アルゴリズム3を説明する図。

【図4】本発明の第1の実施形態のシステム構成を示す図。 10

【図5】本発明の第2の実施形態のシステム構成を示す図。

【図6】本発明の第3の実施形態のシステム構成を示す図。

【図7】フーリエドメイン法の原理説明における座標系を示す図。

【図8】フーリエドメイン法の従来の計算アルゴリズムを説明する図。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0013】

本発明の方法を説明する前に、現状のフーリエドメイン法によるP A Tの画像データ形成のアルゴリズムとその問題点について、Wangの解説（非特許文献1）に従って説明する。 Wangは被検体を取り囲む音響変換器が配列される面として、球面、平面、円筒面の3種類をあげて説明しているが、ここでは説明が簡単な平面の場合を取り上げる。なお、説明の都合上非特許文献1とは異なる記号を用いる場合がある。 20

## 【0014】

図7の101は音響変換器が配列される平面である。この平面101に含まれるx軸とy軸は直交しており、z軸は平面101に垂直であり、この平面101よりzが正の領域に被検体が存在する。平面101上にM個の音響変換器が配列され、 $z > 0$ の領域内のN個の部位について測定を行うものとする。102はi番目の音響変換器を示している（ $i=1, 2, \dots, M$ ）。103は被検体内部のj番目の部位を示している（ $j=1, 2, \dots, N$ ）。被検体に各種のパルスレーザーやマグネットロン管からの電磁パルスが照射されて部位jに吸収されると、部位jは発熱し急激に膨張して音響波104を放射する。音響波の初期圧力を $p_0(x_j, y_j, z_j)$ とする。 $(x_j, y_j, z_j)$ はj番目の部位の座標である。部位の大きさにも依存するが、電磁パルスの照射で発生した音響波（光音響波と呼ぶ。）は一般に周波数が数百kHz～数MHz程度の超音波である。光音響波104は被検体内部を伝播し i 番目の音響変換器102により受信され、受信信号 $p_d(x_i, y_i, t^*)$ として出力される。 $(x_i, y_i)$ はこの音響変換器102の座標であり、 $t^*$ （=ct）は被検体内部の音速cで規格化した電磁パルス照射後の経過時間である。なお、被検体内部の特定部位だけに限定して電磁パルスを照射できないP A Tでは、 $p_d(x_i, y_i, t^*)$ は複数の部位からの光音響波が足し合わされた値となる。 30

## 【0015】

以下、図8を使って従来のフーリエドメイン法のアルゴリズムをステップ毎に説明する。式の番号は非特許文献1に従う。また、変数t,u,v,w,jなどはステップ201の前に初期化されているものとする。 40

## 【0016】

ステップ201：時刻tにおいてM個の音響変換器にて光音響波を受信し、受信信号 $p_d(x_i, y_i, t^*)$ を出力する。

ステップ202：受信信号を各音響変換器に対応付けられたラインメモリに蓄積する。ここでラインメモリと称するのは、通常FIFO（First In First Out）と呼ばれる、時系列情報を配列の順に入力し、入力された順に出力するメモリのことである。

ステップ203：所定の期間に亘って受信とメモリへの蓄積を繰返す。

## 【0017】

ステップ204：波数の次元を持つ3個のフーリエ変換の変数(u,v,w)を決定する。 50

ステップ 205：所定の( $u, v, w$ )について $k=(u^2+v^2+w^2)^{1/2}$ で決まる変数 $k$ によって時間に関するフーリエ変換

## 【数1】

$$P_d(x_i, y_i, k) = \int_{-\infty}^{\infty} p_d(x_i, y_i, t^*) \exp(ikt^*) dt^* \quad \cdots (14)$$

を行う。(14)式は無限領域の積分として表されているが、実際には有限な範囲で離散的な数値積分が行われる。以下説明で積分が現れる場合は同様に解釈する。続いて、

ステップ 206：長さに関するフーリエ変換

10

## 【数2】

$$Q(u, v, k) = \iint_{-\infty}^{\infty} P_d(x_i, y_i, k) \exp(iux_i + ivy_i) dx_i dy_i \quad \cdots (22')$$

を行う。(22')は非特許文献1においては逆フーリエ変換(22)として記載されているが、ここでは説明の都合上フーリエ変換として表現した。 $(x_i, y_i)$ は音響変換器*i*の座標である。(22')式は無限領域の積分として表されているが、実際にはM個の音響変換器*i*に関する和として計算される。

ステップ 207, 208：ステップ 205 と 206 を予め設定した全ての( $u, v, w$ )の組に対して実行し、

20

## 【数3】

$$P_0(u, v, w) = \frac{2w \operatorname{sgn}(w)}{\sqrt{u^2 + v^2 + w^2}} Q[u, v, \operatorname{sgn}(w) \sqrt{u^2 + v^2 + w^2}] \quad \cdots (23)$$

の組が得られる。ここで、 $\operatorname{sgn}(w)$ は、 $w>0$ のとき1、 $w=0$ のとき0、 $w<0$ のとき-1をとる関数である。

## 【0018】

30

ステップ 209：得られた $P_0(u, v, w)$ の組を用いて( $u, v, w$ )に関する逆フーリエ変換

## 【数4】

$$p_0(x_j, y_j, z_j) = \frac{1}{(2\pi)^3} \iiint_{-\infty}^{\infty} P_0(u, v, w) \exp(-iux_j - ivy_j - iwz_j) du dv dw \quad \cdots (21)$$

を行うと、部位*j*に対する初期圧力 $p_0(x_j, y_j, z_j)$ が求められる。

ステップ 210：さらに被検体内のN個の部位に対して逆フーリエ変換(21)を繰り返すと被検体全体が画像データ化できる。

40

## 【0019】

次に上記全工程で必要となる掛け算の回数を概算する。音響変換器をM個、見ようとする被検体内の部位を1次元あたりL個として $L^3$ (=N)個、音響波の受信回数をT回、フーリエ変換で使用する3個の変数( $u, v, w$ )の組をF<sup>3</sup>個(1次元あたりF個)とする。ある( $u, v, w$ )に対しステップ205でT回、ステップ206でM回、両者を組み合わせると $T \times M$ 回、さらにこの処理を( $u, v, w$ )の全ての組に対して行うと $T \times M \times F^3$ 回の掛け算が必要となる。またある( $u, v, w$ )に対してステップ209がF<sup>3</sup>回であるから、これを全部位に対して行うと $L^3 \times F^3$ 回となり、合わせて( $T \times M \times F^3 + L^3 \times F^3$ )=( $T \times M + L^3$ )F<sup>3</sup>回となる。精度を保つ上で、 $F=L$ 、 $T=L$ 、 $M=L^2$ とするのが効率的と考えるので、掛け算回数は約 $2L^6$ 回、1回の掛け算を1ステップで行うとすれば

50

演算ステップ数は  $2 L^6$  となる。ここで  $(x, y)$  に関しては高速フーリエ変換が適用できるので、このステップ数は  $L^2 [L \times \log(L)]^2 = L^4 \log^2(L)$  程度に節約できるが、高解像度を得るために  $L$  を大きくすると、これでも膨大な回数となり実時間での画像再構成が困難になる。

## 【0020】

本発明者は鋭意検討の結果、上記アルゴリズムを変形すると処理の一部が並列化でき、全体としての画像形成時間を大きく短縮出来る事を見出した。以下、本発明の画像形成装置及び画像形成方法で採用したアルゴリズムの詳細を説明する。

## 【0021】

(21)式の  $P_0(u, v, w)$  に (23) 式を代入すると、

## 【数5】

$$p_0(x_j, y_j, z_j) = \frac{1}{(2\pi)^3} \iint \int_{-\infty}^{\infty} \frac{2w \operatorname{sgn}(w)}{\sqrt{u^2 + v^2 + w^2}} Q[u, v, \operatorname{sgn}(w) \sqrt{u^2 + v^2 + w^2}] \\ \times \exp(-iux_j - ivy_j - iwz_j) du dv dw \quad \cdots (101)$$

となる（なお、100番台は本明細書で独自に使用する番号である）。

## 【0022】

(101)式の  $Q$  に (22') 式を代入すると、

## 【数6】

$$p_0(x_j, y_j, z_j) = \frac{1}{(2\pi)^3} \iint \int_{-\infty}^{\infty} \frac{2w \operatorname{sgn}(w)}{\sqrt{u^2 + v^2 + w^2}} \left[ \int \int_{-\infty}^{\infty} P_d(x_i, y_i, \operatorname{sgn}(w) \sqrt{u^2 + v^2 + w^2}) \right. \\ \left. \times \exp(iux_i + ivy_i) dx_i dy_i \right] \exp(-iux_j - ivy_j - iwz_j) du dv dw \quad \cdots (102)$$

となる。

## 【0023】

(102)式の  $P_d$  に (14) 式を代入すると、

## 【数7】

$$p_0(x_j, y_j, z_j) = \iint \int_{-\infty}^{\infty} A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*) p_d(x_i, y_i, t^*) dx_i dy_i dt^* \quad \cdots (103)$$

但し、

$$A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*) = \frac{1}{(2\pi)^3} \iint \int_{-\infty}^{\infty} \frac{2w \operatorname{sgn}(w)}{\sqrt{u^2 + v^2 + w^2}} \exp \left\{ i[u(x_i - x_j) + v(y_i - y_j) - wz_j \right. \\ \left. + \operatorname{sgn}(w) \sqrt{u^2 + v^2 + w^2} t^*] \right\} du dv dw \quad \cdots (104)$$

である。

## 【0024】

(103)式は、複数の音響変換器の受信信号から部位  $j$  が放射した音響波の強度  $p_0$  を求めるための演算式である。この(103)式の中の項  $A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*)$  には、(104)式に示すように、 $p_d(x_i, y_i, t^*)$  が含まれておらず、また  $(u, v, w)$  に関する積分は全てこの式の中で完結している。従って、音響変換器の位置  $(x_i, y_i)$  と、被検体の中で画像データ化したい部位の位置  $(x_j, y_j, z_j)$ （又は音響変換器と部位の相対位置）と、全部位からの音響波の到来時刻（受信時刻）が分かっていれば、(104)式により係数  $A$  を予め計算する事が出来る。

## 【0025】

10

20

30

40

50

## (アルゴリズム 1)

得られた係数 A を用いて全部位  $(x_j, y_j, z_j) (j=0, 1, \dots, N)$  に対する初期圧力  $p_0(x_j, y_j, z_j)$  を求めるためのアルゴリズムの一例を図 1 を用いて示す。なお以下の説明において( )内の番号は後述の図 4 における装置の構成要素の番号である。係数メモリ (408) には、予め計算された  $i, j, t^*$  の全ての組み合わせに対応する係数 A が格納されている。また、ボクセルメモリ (410)、変数  $t, i$  などはステップ 701 の前に初期化されているものとする。

## 【0026】

ステップ 701：選択手段 (407) で 1 つの音響変換器 (405)  $i$  を選択し、音響波を受信し、受信信号  $p_d(x_i, y_i, t^*)$  を出力する。  
10

ステップ 702：係数メモリ (408) から「音響変換器  $i$  , 時刻  $t^*$ 」における各部位  $j (j=0, 1, \dots, N)$  に対応する N 個の係数  $A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*)$  を読み込み、N 個の乗算手段 (409) で各係数 A をそれぞれ  $p_d(x_i, y_i, t^*)$  に掛ける。この N 個の処理は同時に (並列に) 実行される。

ステップ 703：N 個の乗算結果  $A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*) \cdot p_d(x_i, y_i, t^*)$  を N 個のボクセルメモリ (410) にそれぞれ累積 (加算) する。この N 個の処理も同時に (並列に) 実行される。

ステップ 704：M 個の音響変換器  $i$  を順次選択し、ステップ 701 ~ 703 の処理を繰り返す。その結果、各ボクセルメモリ (410) には、初期圧力  $p_0$  の時刻  $t^*$  における瞬時値  $A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*) \cdot p_d(x_i, y_i, t^*) dx_i dy_i$  が蓄積される。  
20

ステップ 705：各部位からの音響波が受信される全期間に亘ってステップ 701 ~ 704 の処理を繰り返すことにより、(103)式で示される各部位  $j$  の初期圧力  $p_0(x_j, y_j, z_j)$  の値が各ボクセルメモリ (410) に累積される。これにより被検体内部の 3 次元画像データが形成される。

## 【0027】

## (アルゴリズム 2)

図 2 は、画像データを形成するためのアルゴリズムの別の例を示している。図 1 のアルゴリズム 1 は、1 つの音響変換器の受信信号から N 個の部位それぞれの値を求める処理を並列に行うものであるのに対し、図 2 のアルゴリズム 2 は、M 個の音響変換器のそれぞれの受信信号から 1 つの部位の値を求める処理を並列に行うものである。以下の説明において( )内の番号は後述の図 6 における装置の構成要素の番号である。係数メモリ (609) には、予め計算された  $i, j, t^*$  の全ての組み合わせに対応する係数 A が格納されている。また、ボクセルメモリ (612)、変数  $t, j$  などはステップ 801 の前に初期化されているものとする。  
30

## 【0028】

ステップ 801：M 個の音響変換器 (603) にてそれぞれ音響波を受信し、受信信号  $p_d(x_i, y_i, t^*)$  を出力する。

ステップ 802：部位  $j$  を選択し、係数メモリ (609) から「部位  $j$  , 時刻  $t^*$ 」における各音響変換器  $i (i=0, 1, \dots, M)$  に対応する M 個の係数  $A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*)$  を読み込む。M 個の乗算手段 (608) にて係数 A を対応する受信信号  $p_d(x_i, y_i, t^*)$  にそれぞれ掛ける。この M 個の処理は同時に (並列に) 実行される。  
40

ステップ 803：M 個の乗算結果  $A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*) \cdot p_d(x_i, y_i, t^*)$  を加算手段 (610) にて加算し、結果を選択手段 (611) にて部位  $j$  に対応するボクセルメモリ (612) に累積 (加算) する。

ステップ 804：N 個の部位  $j$  を順次選択し、ステップ 802、803 の処理を繰り返す。その結果、各ボクセルメモリ (612) には、初期圧力  $p_0$  の時刻  $t^*$  における瞬時値  $A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*) \cdot p_d(x_i, y_i, t^*) dx_i dy_i$  が蓄積される。

ステップ 805：各部位からの音響波が受信される全期間に亘ってステップ 801 ~ 804 の処理を繰り返すことで、(103)式で示される各部位  $j$  の初期圧力  $p_0(x_j, y_j, z_j)$  の値が、各ボクセルメモリ (612) に累積される。これにより被検体内部の 3 次元画像データ  
50

タが形成される。

#### 【0029】

##### (アルゴリズム3)

図3は、画像データを形成するためのアルゴリズムの別の例を示している。前述のアルゴリズム1、2では、時間ステップ  $t$ ごとに全部位の圧力  $p_0$ の瞬時値を算出したのに対し、図3のアルゴリズム3では、全期間の受信信号から初期圧力  $p_0$ の値を求める処理を部位ごとに順番に行う。このアルゴリズムは送信ビームフォーカスを行う超音波エコー装置に好ましく適用できる。なお以下の説明において( )内の番号は後述の図6における装置の構成要素の番号である。係数メモリ(609)には、予め計算された  $i, j, t^*$  の全ての組み合わせに対応する係数  $A$  が格納されている。また、ボクセルメモリ(612)、変数  $t, j$  などはステップ901の前に初期化されているものとする。

10

#### 【0030】

ステップ901：M個の音響変換器(603)にてそれぞれ音響波を受信し、受信信号  $p_d(x_i, y_i, t^*)$  を出力する。

ステップ902：部位  $j$  を選択し、係数メモリ(609)から「部位  $j$  , 時刻  $t^*$ 」における各音響変換器  $i$  ( $i=0, 1, \dots, M$ ) に対応する  $M$  個の係数  $A(x_j, y_j, z_j; x_i, y_i, t^*)$  を読み込む。 $M$  個の乗算手段(608)にて係数  $A$  を対応する信号  $p_d(x_i, y_i, t^*)$  に掛ける。ここで、送信ビームフォーカスを行っている場合には、送信された音響波の焦点に位置する部位  $j$  が選択される。この  $M$  個の処理は同時に(並列に)実行される。

ステップ903： $M$  個の乗算結果  $A(x_j, y_j, z_j; x_i, y_i, t^*) \cdot p_d(x_i, y_i, t^*)$  を加算手段(610)にて加算し、結果を選択手段(611)にて部位  $j$  に対応するボクセルメモリ  $j$  (612)に累積(加算)する。

20

ステップ904：部位  $j$  からの信号が受信される全期間に亘ってステップ901～903の処理を繰り返す。その結果、部位  $j$  に対応するボクセルメモリ  $j$  には、(103)式で示される部位  $j$  の初期圧力  $p_0(x_j, y_j, z_j)$  の値が累積される。

ステップ905：すべての部位  $j$  に対して(つまり、各部位  $j$  に焦点を形成する様に音響波を送信しつつ)ステップ901～904の処理を繰り返すことで、ボクセルメモリ(612)内に被検体内部の3次元画像データが形成される。

#### 【0031】

一般に、超音波エコー装置では、信号強度を高めるために、各部位  $j$  に順次焦点を形成する様に超音波を送信し、部位  $j$  から反射してくる反射波を順次処理する事が多い。図3に示したアルゴリズム3によれば図6の装置でこのシーケンスを実行できる。従って、図6に示す一つの装置構成を、超音波エコー画像の生成(図3のアルゴリズム3)とPAT画像の生成(図2のアルゴリズム2)の両方に利用することができる。

30

#### 【0032】

##### (本アルゴリズムの利点)

上述したアルゴリズム1～3に必要な掛け算の回数を概算する。ただし、係数  $A$  は予め計算され、係数メモリに格納されているものとする。アルゴリズム1では、ステップ702の  $N$  回の掛け算をステップ704のループで  $M$  回繰り返し、さらにステップ705のループで  $T$  回繰り返す。よって、掛け算の回数は  $N \times M \times T$  回となり、前述した様に  $N = L^3$ 、 $T \times M = L^3$  とおくと、約  $L^6$  回となる。同様にアルゴリズム2では、ステップ802の  $M$  回の掛け算をステップ804のループで  $N$  回繰り返し、さらにステップ805のループで  $T$  回繰り返すので、掛け算の回数は  $M \times N \times T$  回  $= L^6$  回である。また、アルゴリズム3では、ステップ902の  $M$  回の掛け算をステップ904のループで  $T$  回、ステップ905のループで  $N$  回繰り返し、掛け算の回数は  $M \times T \times N$  回  $= L^6$  回である。

40

#### 【0033】

掛け算の回数( $L^6$ )は従来のフーリエドメイン法の回数( $2L^6$ )に比べ約半分に削減されている。さらに、本アルゴリズムの注目すべき点は、ステップ702、802、902の処理が並列実行し易い形になっていることがある。例えば、アルゴリズム1においてステップ702の  $N$  個の掛け算を並列処理すると、演算ステップ数は  $L^3$  となる。また

50

アルゴリズム2、3においてステップ802、902のM個の掛け算を並列処理すると、演算ステップ数は $L^4$ となる。これらのステップ数は、従来のフーリエドメイン法で高速フーリエ変換を利用した場合のステップ数 $L^4 \log^2(L)$ に比べてもはるかに少ない。従って、本アルゴリズムによれば、フーリエドメイン法による画像形成処理を大幅に高速化することができ、高解像度の3次元画像データの実時間処理が可能となる。

#### 【0034】

なお、音響変換器の位置( $x_i, y_i$ )はプローブの構造に応じて決まっており、測定部位の座標( $x_j, y_j, z_j$ )や測定の時間ステップ $t^*$ についても複数のパターンの中から用途や要求解像度に応じたパターンを選択すれば良いので事前に決定可能である。従って、係数Aは求め計算しておくことが可能である。

10

#### 【0035】

以上の説明では、音響変換器に到着した光音響波の受信信号 $p_d(x_i, y_i, t^*)$ を完全に実時間処理することを前提にしている。しかし全部位から音響波が到着し終わるまでの $100\mu$ 秒程度の時間は人間の感覚からすれば極端に短いので、各音響変換器iの出力を一旦バッファメモリに蓄積し、受信の際より長い時間間隔で、受信した順番に出力して上記の処理を行う事もできる。この場合、例えば時間間隔を1000倍に長くしても100m秒で処理が行えるので、人間には殆ど実時間動作と感じられる。その一方で、信号処理(例えばステップ701～705)に対して1000倍の時間的余裕を与えることができる。なお、この場合バッファメモリの内容は一度読み出すだけで良く基本的には繰り返し使用する必要はない。

20

#### 【0036】

上記アルゴリズムを実施する際に、係数Aを蓄積するためのメモリ(係数メモリ)の容量が膨大になることが考えられる。係数Aは $T \times M \times N (L^6)$ 個あるから、例えば、1次元について1000点のデータを取得する場合は( $L = 1000$ )、1つの係数Aを4バイトとすると、 $4 \times 10^{18}$ バイトものメモリ容量が必要になる。しかし、以下の手段で係数メモリの容量を減らす事ができる。

#### 【0037】

手段1)係数Aの(104)式は( $u, v$ )について対称である。従って( $u, v$ )が張る平面の半分について積分を行えば、(104)式はその2倍として求められる。

30

手段2)被検体の内部で画像データ化しようとする部位のx,y配列と音響変換器のx,y配列を一致させると、これらの変数は(104)式の中で( $x_i - x_j$ )や( $y_i - y_j$ )という相対値として現れてくるだけなので、 $L^2$ 個の係数Aが同じ値になる。言い換えると、1つの係数Aを、( $x_i - x_j$ )及び( $y_i - y_j$ )が等しい $L^2$ 個の計算に利用するようにすることで、メモリ容量を $1/L^2$ に削減できる。

#### 【0038】

なお以上の説明は、簡単のため音響変換器が平面状に配列された場合について行った。しかし本発明の趣旨は、音響変換器が平面以外の曲面に沿って配列される場合にも適用できる。

#### 【0039】

次に、本発明の効果を示すために、発明の実施に好適な画像形成装置のシステム構成とその動作について説明する。以下の画像形成装置は、被検体内部より放射される音響波に基づき被検体内部の情報を画像データ化する装置であり、光音響トモグラフィー(PAT)や超音波エコー診断装置などに利用されるものである。画像形成装置により生成された画像データは不図示の表示部(モニタ)により3次元画像として表示される。

40

#### 【0040】

##### <第1の実施形態>

図4は、第1の実施形態の画像形成装置のシステム構成を示している。本実施形態は、上述したアルゴリズム1を光音響トモグラフィー(PAT)の画像データ形成に適用した例である。本システムは、概略、電磁波パルス源403と、M個の音響変換器405をもつ音響波プローブと、音響変換器405で所定の期間に亘って受信された光音響波の受信

50

信号から被検体内部の各部位から放射された光音響波の強度を求める信号処理部とを備える。本実施形態の信号処理部は、選択手段407、係数メモリ408、N個の乗算手段409、N個のボクセルメモリ410を備える。このシステムにより、被検体401の内部のN個の部位j402の初期圧力を求めて、3次元画像データを生成する。

#### 【0041】

電磁波パルス源403は、パルス幅数n秒～数十n秒程度の、可視光や波長700～1160nm程度の近赤外光や周波数2.45GHzのマイクロ波のパルスを放射する電磁波パルス照射手段である。このパルスが被検体401に照射され、そのエネルギーの一部が部位jに吸収されると、光音響効果により部位jから光音響波404が放射される。光音響波404はM個の音響変換器405によって電気信号(受信信号)に変換される。図4では音響変換器405は1次元に配列されている様に描かれているが、実際は音響変換器405は2次元に配列されている。図示されていないが、各音響変換器にはブレアンプが接続されているてもよい。また音響変換器にA/D変換手段が接続されていても良い。さらに音響変換器にサンプルホールド手段が接続されていても良い。以下これらの手段をも含んで、単に音響変換器と呼ぶ。

10

#### 【0042】

各音響変換器405の出力は選択手段407に接続される。ある時刻 $t^*$ において、選択手段407はM個の音響変換器405の中からi番目を選択してその出力である受信信号 $p_d(x_i, y_i, t^*)$ を、N個の部位402に対応付けられたN個の乗算手段409の全てに同時に outputする。これに同期して、j番目の乗算手段409には、係数メモリ408から係数 $A(x_j, y_j, z_j; x_i, y_i, t^*)$ が読み出される。乗算手段409は音響変換器405の出力 $p_d$ と係数Aの積 $A(x_j, y_j, z_j; x_i, y_i, t^*) \cdot p_d(x_i, y_i, t^*)$ を計算する。この結果は各々の乗算手段に対応するボクセルメモリ410に蓄積される。M個の音響変換器405が順に処理され、時刻 $t^*$ における $A(x_j, y_j, z_j; x_i, y_i, t^*) \cdot p_d(x_i, y_i, t^*) dx_i dy_i$ が計算される。さらに次の時刻 $t^* + \Delta t$ の音響変換器の信号 $p_d(x_i, y_i, t^* + \Delta t)$ を同様に処理する。所定の期間に亘り以上の処理を繰り返すと、全ボクセルに対して(103)式で示される初期音圧 $p_0(x_j, y_j, z_j)$ が得られる。

20

#### 【0043】

本実施形態によれば、N個の乗算を並列処理できるので、演算ステップ数は $M \times T (= L^3)$ 回となる。従来のフーリエドメイン法で同じ演算を行うには $L^6$ ステップが必要となることと比較すると、本実施形態の構成により大幅に計算時間が短縮されることがわかる。

30

#### 【0044】

##### <第2の実施形態>

図5は、第2の実施形態のシステム構成を示している。本実施形態のシステムは、音響変換器405と選択手段407の間に、音響変換器405の出力信号をバッファするラインメモリ406を有している。その他の構成要素は第1の実施形態のものと共通であるため、図4と同じ符号で図示している。

#### 【0045】

ラインメモリ406はFIFOメモリであり、各音響変換器405から出力される受信信号を順次蓄積し、蓄積された受信信号を受信(入力)された順番に選択手段407へ出力する。選択手段407以降の機能は第1の実施形態と同じである。ラインメモリ406が信号を出力する間隔は適宜設定できる。よって、ラインメモリ406に信号を蓄積する第1の時間間隔よりもラインメモリ406から信号を出力する第2の時間間隔を長く設定することで、信号処理部(乗算手段409等)の動作クロックを第1の実施形態よりも遅くできる。

40

#### 【0046】

一般に音響波が被検体内の部位から到着するのに要する時間は100μ秒程度である。この100μ秒の期間の受信信号を1μ秒ごとに取得すると100個の信号がラインメモリ406に蓄積される。これを1000倍の時間間隔で読み出したとしても、ラインメモ

50

リ 4 0 6 から全信号を出力するのに要する時間は 1 0 0 m 秒程度に過ぎない。この程度の時間であれば、人間には実時間動作に感じられる。一方、このように信号の出力間隔を広げると、選択手段 4 0 7 による走査、係数の読み出し、乗算、ボクセルメモリへの書き込みなどの処理を余裕を持って行える様になる。これは回路設計上、有利である。

#### 【 0 0 4 7 】

< 第 3 の実施形態 >

図 6 は、第 3 の実施形態のシステム構成を示している。本実施形態は、上述したアルゴリズム 3 を超音波エコーの画像データ形成に適用した例である。本システムは、送信回路 6 0 4 、 M 個の音響変換器 6 0 3 を備える音響波プローブ、 M 個の乗算手段 6 0 8 、係数メモリ 6 0 9 、加算手段 6 1 0 、選択手段 6 1 1 、 N 個のボクセルメモリ 6 1 2 を備える。なお、破線で図示したように、必要に応じて音響変換器 6 0 3 と乗算手段 6 0 8 の間にラインメモリ 6 0 7 を挿入し、第 2 の実施形態と同様の処理を行ってもよい。

10

#### 【 0 0 4 8 】

被検体 6 0 1 内の部位 j 6 0 2 に音響変換器 6 0 3 から音響波（超音波）を送信する。圧電素子や容量結合を用いた音響変換器 6 0 3 は、音響波の受信だけでなく、送信にも使用可能である。しかし、図 6 の構成に限られず、音響変換器 6 0 3 とは別に超音波送信手段を設けても良い。個々の音響変換器 6 0 3 （または超音波送信手段）には、送信回路 6 0 4 より適切な遅延がかかった送信信号が送られ、その結果、部位 j に収束する超音波が送信される。部位 j が周囲の組織と異なる音響特性を持つと、その差に応じた強度の超音波が反射され、音響変換器 6 0 3 により受信される。

20

#### 【 0 0 4 9 】

時刻  $t^*$  における音響変換器 6 0 3 またはラインメモリ 6 0 7 の出力  $p_d(x_i, y_i, t^*)$  は、各音響変換器 6 0 3 に応じた乗算手段 6 0 8 に入力される。各乗算手段 6 0 8 には、係数メモリ 6 0 9 から部位 j に対応した係数 A が読み出される。乗算手段 6 0 8 は音響変換器 6 0 3 の出力  $p_d$  と係数 A の積  $A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*) \cdot p_d(x_i, y_i, t^*)$  を計算する。 M 個の乗算手段 6 0 8 の出力が加算手段 6 1 0 で合計され、  $A(x_j, y_j, z_j : x_i, y_i, t^*) \cdot p_d(x_i, y_i, t^*) dx_i dy_i$  が求められる。これが選択手段 6 1 1 を介して部位 j に対応したボクセルメモリ 6 1 2 に加算される。この処理を所定の期間に亘って繰り返すと、(103)式で示される部位 j に対する反射強度  $p_0(x_j, y_j, z_j)$  が得られる。次に他の部位 j' に収束する様に超音波を送信し、上記の処理を行うと部位 j' の反射強度が得られる。これを全部位について行うと、被検体内部の超音波反射強度の分布が画像データ化できる。

30

#### 【 0 0 5 0 】

本実施形態によれば、 M 個の乗算を並列処理できるので、演算ステップ数は  $N \times T (= L^4)$  回となる。従来のフーリエドメイン法で同じ演算を行うには  $L^6$  ステップが必要となることと比較すると、本実施形態の構成により大幅に計算時間が短縮されることがわかる。

30

#### 【 0 0 5 1 】

本実施形態のシステム構成は P A T に適用する事も可能である。その場合には、上述したアルゴリズム 2 を適用し、時刻  $t^*$  ごとに部位 j に関する走査を行う事も好ましい。この場合も従来のフーリエドメイン法に比べてはるかに少ない演算ステップ数 ( $L^4$ ) で画像データの形成が可能である。

40

#### 【 0 0 5 2 】

さらに本実施形態は、同じシステム構成で P A T と超音波エコーの画像データを形成することが可能であるという利点もある。例えば、 P A T の画像と超音波エコーの画像を重ね合わせて表示すれば、被検体内部の様子に関してより詳細な情報を得る事ができる。

#### 【 0 0 5 3 】

なお、上記実施形態では、乗算手段、加算手段、選択手段、係数メモリ、ボクセルメモリなどを専用回路で構成する例を示したが、同様の機能及び処理をコンピュータのソフトウェア（プログラム）で実現することもできる。即ち、係数メモリ及びボクセルメモリの機能はコンピュータの記憶装置（メモリ）が担い、音響変換器から取り込んだデジタル信

50

号の乗算、加算、選択等の処理をプログラムが担うのである。具体的には、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア(プログラム)を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ(またはCPUやMPU)がプログラムを読み込み実行することで、上述した機能及び処理が実現される。このとき、並列処理可能なCPUを用いたり、複数のCPUで並列処理を行うことで、計算時間の大幅な短縮を実現できる。

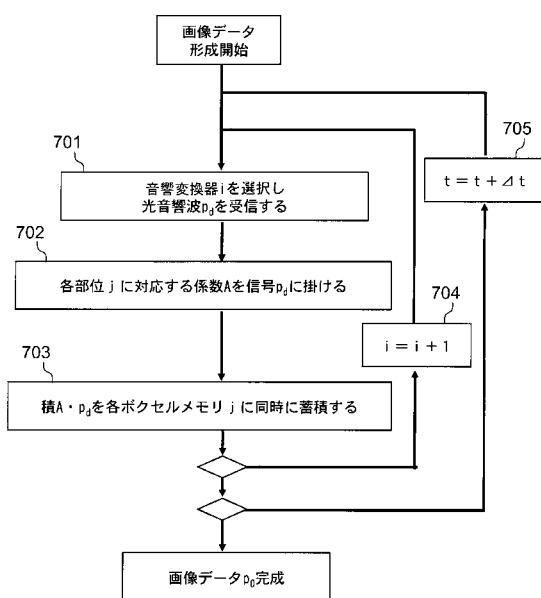
## 【符号の説明】

## 【0054】

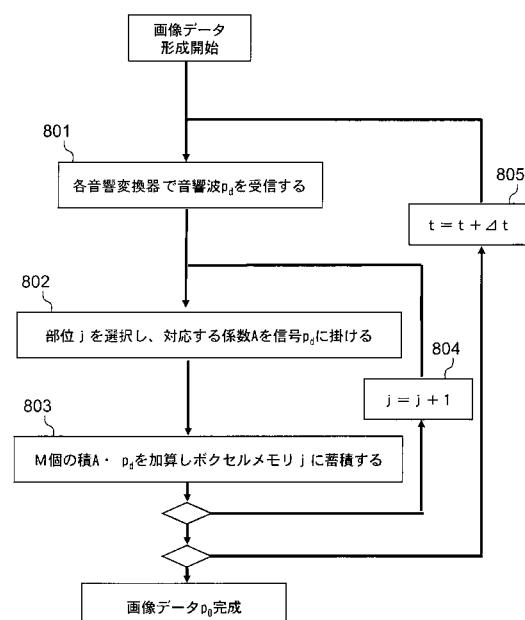
401, 601：被検体、402, 602：部位、405, 603：音響変換器、408, 609：係数メモリ、409, 608：乗算手段、410, 612：ボクセルメモリ

10

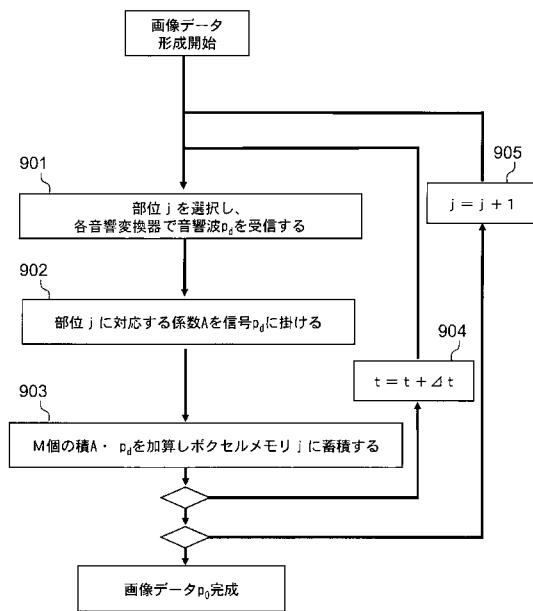
【図1】



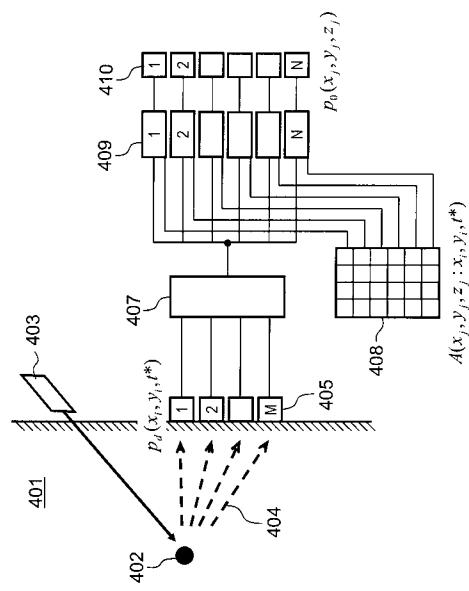
【図2】



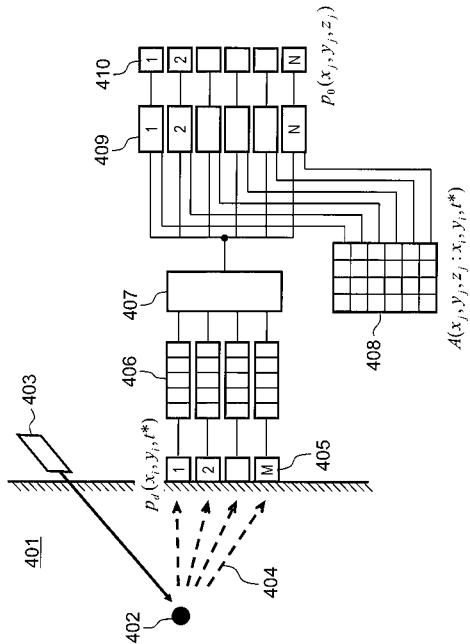
【図3】



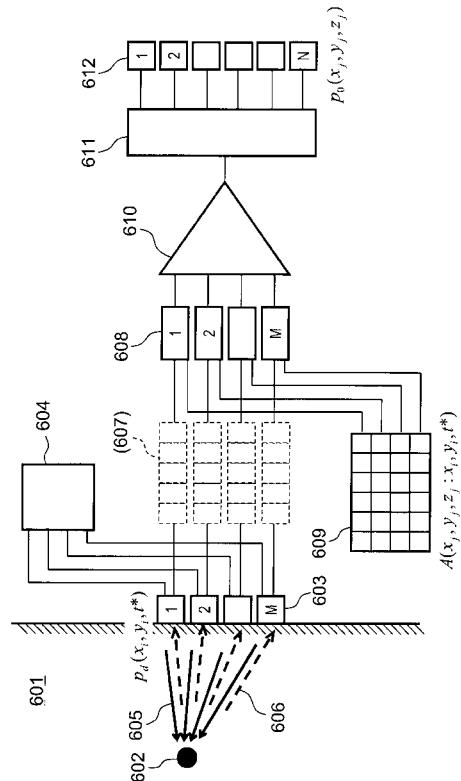
【図4】



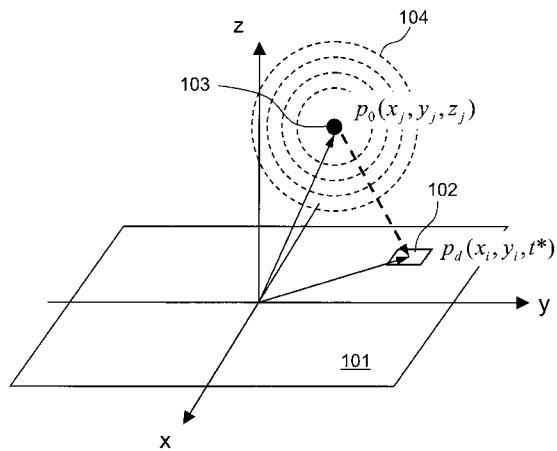
【図5】



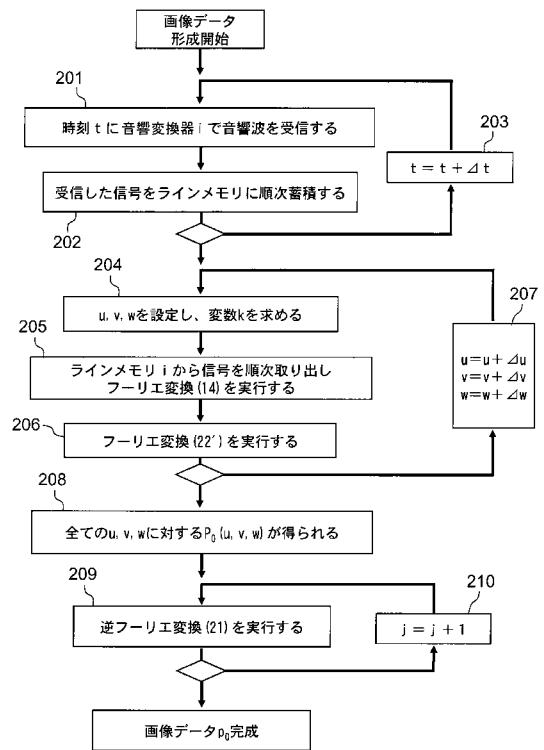
【図6】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

(72)発明者 中川 克己

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 BB03 DE16 EE07 JB47 JB49 KK21

专利名称(译)	图像形成装置和图像形成方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012071090A</a>	公开(公告)日	2012-04-12
申请号	JP2010245390	申请日	2010-11-01
[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	中川克己		
发明人	中川 克己		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0073 A61B5/0095 A61B5/7257 A61B8/00 A61B8/08 G01S15/8977 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE16 4C601/EE07 4C601/JB47 4C601/JB49 4C601/KK21		
代理人(译)	川口义行 中村刚		
优先权	2009261898 2009-11-17 JP 2010196429 2010-09-02 JP		
其他公开文献	JP5683213B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

解决的问题：提供一种用于在光声层析成像或超声回波中通过傅里叶域方法加速图像形成处理并能够实时处理高分辨率三维图像的技术。图像形成装置通过利用傅立叶域方法处理从多个声换能器输出的接收信号，来处理多个声换能器和从被检体内的多个部位发出的声信号。并计算出信号强度。信号处理单元预先计算仅由声换能器的位置，身体部位的位置和声波的接收时间确定的值，并相应地存储系数存储器和声换能器的接收信号。还有一个体素存储器，用于累积每个部分的乘法装置的乘法结果。[选择图]图4

