

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4394945号
(P4394945)

(45) 発行日 平成22年1月6日(2010.1.6)

(24) 登録日 平成21年10月23日(2009.10.23)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 7 (全 21 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-427400 (P2003-427400) (22) 出願日 平成15年12月24日 (2003.12.24) (65) 公開番号 特開2005-185333 (P2005-185333A) (43) 公開日 平成17年7月14日 (2005.7.14) 審査請求日 平成18年8月24日 (2006.8.24)</p>	<p>(73) 特許権者 390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 (74) 代理人 100075258 弁理士 吉田 研二 (74) 代理人 100096976 弁理士 石田 純 (72) 発明者 望月 剛 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ カ株式会社内 審査官 川上 則明</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 三次元組織移動計測装置及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線治療装置システムに用いられる装置であって、
 超音波の送受波により、互いに交差する第1走査面及び第2走査面をそれぞれ繰り返し形成し、各走査面ごとのフレームデータを順次出力する送受波手段と、
 前記各走査面ごとに互いに時相が異なる2つのフレームデータ間で相関演算を行って、前記第1走査面上の二次元の組織移動成分 (r、) と前記第2走査面上の二次元の組織移動成分 (r、) とを演算する相関演算手段と、
前記第1走査面上の二次元の組織移動成分 (r、) と前記第2走査面上の二次元の組織移動成分 (r、) とに基づいて、三次元組織移動ベクトルを演算する三次元組織移動ベクトル演算手段と、
前記第1走査面及び前記第2走査面の交差ライン上に放射線照準位置をリアルタイムで位置決め制御する放射線照射制御部へ、前記三次元組織移動ベクトルの情報を出力する手段と、
前記第1走査面上の二次元の組織移動成分 (r、) の内の組織移動成分 () に基づいて前記第2走査面の位置を制御し、前記第2走査面上の二次元の組織移動成分 (r、) の内の組織移動成分 () に基づいて前記第1走査面の位置を制御する走査制御手段と

を含むことを特徴とする三次元組織移動計測装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、
前記第 1 走査面のフレームデータに基づいて形成される第 1 断層画像と前記第 2 走査面のフレームデータに基づいて形成される第 2 断層画像とを表示する手段と、
前記第 1 断層画像上に前記第 2 断層画像を表すラインマーカを表示し、前記第 2 断層画像上に前記第 1 断層画像を表すラインマーカを表示し、前記第 1 断層画像及び前記第 2 断層画像上に放射線照準位置を表す照準位置マーカを表示する手段と、
 を含むことを特徴とする三次元組織移動計測装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の装置において、
 前記各走査面上の組織移動成分は前記各走査面上の平行移動量に相当することを特徴とする三次元組織移動計測装置。

10

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、
 前記各走査面上の組織移動成分は前記各走査面上の平行移動量及び回転移動量に相当することを特徴とする三次元組織移動計測装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、
 前記関連演算手段は、
 一方のフレームデータから抽出された参照エリアデータと、他方のフレームデータから抽出された対応エリアデータとの間で比較演算を行う比較演算部と、
 前記他方のフレームデータ上における前記対応エリアデータの位置を相対的に順次変更させつつ各位置において比較演算を行わせる比較制御部と、
 前記対応エリアデータの各位置における比較演算の結果に基づいて前記対応エリアの最適整合位置を特定することにより、前記組織移動成分を求める組織移動成分演算部と、
 を含むことを特徴とする三次元組織移動計測装置。

20

【請求項 6】

請求項 5 記載の装置において、
 前記比較演算部は、前記参照エリアデータと前記対応エリアデータとの間で各画素位置ごとに画素差分値を求め、且つ、各画素位置ごとの画素差分値を加算して相関値を求め、
 前記組織移動成分演算部は、前記相関値が最も小さくなった時の前記対応エリアデータの位置を前記最適整合位置として特定することを特徴とする三次元組織移動計測装置。

30

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、
 前記送受波手段は、
 前記複数の走査面を形成する二次元アレイ振動子を備えた超音波探触子と、
 前記超音波探触子の送受波面を生体表面に対向させつつ前記超音波探触子を保持する保持機構と、
 を含むことを特徴とする三次元組織移動計測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は三次元組織移動計測装置に関し、特に生体内におけるターゲット組織について三次元の動きを連続的に監視する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

人体内におけるターゲット組織（悪性腫瘍など）に対して放射線（陽子線、中性子線、電子線、X線など）を照射する放射線治療システムが知られている。そのようなシステムでは、正常組織にできる限り損傷を与えないように、ターゲット組織だけに対して正確に放射線を照射することが強く要請される。各患者の治療においては、例えば 10～数 10 分の間、その姿勢が固定され、これによりターゲット組織の空間的位置が保持される。し

50

かし、呼吸、体位変化などに起因して、ターゲット組織の空間的位置は変動してしまう場合がある。

【 0 0 0 3 】

そこで、従来の放射線治療システムの中には、呼吸等による体位変化に対応するために、体表位置をレーザー光で計測し、周期的に変動する体表位置が所定範囲内にある場合にだけ放射線の照射を許容し、それ以外の場合に放射線の照射を停止させる制御を行っているシステムがある。しかしながら、このような方式では、ターゲット組織の動きを体表の動きとして間接的に計測しているだけである。そこで、治療効果を向上し、また、安全性をより高めるために、ターゲット組織の動きをより正確に計測することが望まれる。

【 0 0 0 4 】

特許文献 1, 2, 3, 4 に記載された装置では、2つの超音波画像間で相関演算を行ってプローブの移動量を求め、その移動量に基づいて2つの超音波画像をつなげる技術が開示されている。しかし、組織運動を検出することについては開示されていない。特許文献 5 には、超音波の送受波によって得たドプラ情報に基づいて組織や血流の動きを検出することが記載されている。しかし、三次元組織移動ベクトルの演算、及び、治療システムへの応用に関しては開示されていない。特許文献 6 には、生体の呼吸運動に同期させて超音波の送受波及び治療のために放射線などを照射する装置が開示されている。呼吸は鼻口に取り付けられた流量計によって計測されている。この特許文献 6 にも、組織自体の移動ベクトルを求めることについては開示されていない。非特許文献 1 には、超音波エコーデータから組織細部の移動を映像化する技術が開示されている。しかし、ターゲット組織の移動ベクトル、特に三次元組織移動ベクトルを求めることについては記載されていない。非特許文献 2 には、超音波画像から組織の二次元の動きを求めるシステムが開示されているが、組織の三次元の動きを計測することについては記載されていない。

【 0 0 0 5 】

なお、従来において、超音波診断装置の中には、直交する2つの走査面（バイプレーン）を形成して、直交する2つの断層画像を同時表示するものがある。しかし、かかる装置において、組織の動きを計測すること及びバイプレーンの動作制御は行われていない。

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】米国特許第 6 4 1 6 4 7 7 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 5 7 8 2 7 6 6 号明細書

【特許文献 3】米国特許第 6 1 5 9 1 5 2 号明細書

【特許文献 4】米国特許公開 US 2 0 0 2 / 4 5 8 2 5 号

【特許文献 5】特開平 4 - 1 5 0 8 4 1 号公報

【特許文献 6】特公平 7 2 8 8 6 9 号公報

【非特許文献 1】Chikayoshi SUMI et.al, Phantom Experiment on Estimation of Sheer Modulus Distribution in Soft Tissue from Ultrasonic Measurement of Displacement Vector Field, IEICE Trans. Fundamentals, vol. E78-A, No. 12 Dec. 1995.

【非特許文献 2】Yoji Osanai et.al, High-Resolution Computation of 2-D Motion Sonogram, 2002 IEEE Ultrasonic Symposium, 1734-1738.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

以上のように、超音波の送受波により、ターゲット組織の三次元移動ベクトルを演算する装置は提供されていない。放射線治療、穿刺による組織採取、超音波診断などの目的から、運動するターゲット組織の三次元移動ベクトルを実時間で計測する装置が要望されている。また、従来において断層画像を表示する場合に、ターゲット組織が運動すると、断層画像に対応する走査面がターゲット組織からずれてしまうという問題がある。

【 0 0 0 8 】

本発明の目的は、生体内におけるターゲット組織の三次元運動を迅速に計測できる三次元組織移動計測装置を提供することにある。

【 0 0 0 9 】

本発明の他の目的は、生体内におけるターゲット組織が運動してもそれを断層画像として適切に表示できる超音波診断装置を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

本発明に係る装置は、放射線治療装置システムに用いられる装置であって、超音波の送受波により、互いに交差する第1走査面及び第2走査面をそれぞれ繰り返し形成し、各走査面ごとのフレームデータを順次出力する送受波手段と、前記各走査面ごとに互いに時相が異なる2つのフレームデータ間で相関演算を行って、前記第1走査面上の二次元の組織移動成分(r_x 、 r_y)と前記第2走査面上の二次元の組織移動成分(r_x 、 r_y)とを演算する相関演算手段と、前記第1走査面上の二次元の組織移動成分(r_x 、 r_y)と前記第2走査面上の二次元の組織移動成分(r_x 、 r_y)とに基づいて、三次元組織移動ベクトルを演算する三次元組織移動ベクトル演算手段と、前記第1走査面及び前記第2走査面の交差ライン上に放射線照準位置をリアルタイムで位置決め制御する放射線照射制御部へ、前記三次元組織移動ベクトルの情報を出力する手段と、前記第1走査面上の二次元の組織移動成分(r_x 、 r_y)の内の組織移動成分(r_x)に基づいて前記第2走査面の位置を制御し、前記第2走査面上の二次元の組織移動成分(r_x 、 r_y)の内の組織移動成分(r_x)に基づいて前記第1走査面の位置を制御する走査制御手段と、を含むことを特徴とする。望ましくは、前記第1走査面のフレームデータに基づいて形成される第1断層画像と前記第2走査面のフレームデータに基づいて形成される第2断層画像とを表示する手段と、前記第1断層画像上に前記第2断層画像を表すラインマーカを表示し、前記第2断層画像上に前記第1断層画像を表すラインマーカを表示し、前記第1断層画像及び前記第2断層画像上に放射線照準位置を表す照準位置マーカを表示する手段と、を含む。

【 0 0 1 1 】

上記構成によれば、送受波手段によって複数の走査面が同時又は交互に形成される。複数の走査面は互いに直交関係にあるのが望ましいが、交差していればつまり完全に平行でなければ三次元組織移動ベクトルを演算することが可能である。各走査面を繰り返し形成することによって、各走査面ごとに互いに時相の異なる複数のフレームデータが取得される。各走査面ごとに、時相の異なる2つのフレームデータの間で相関演算が実行される。そして、各走査面ごとの相関演算の結果から三次元組織移動ベクトルが演算される。相関演算に当たっては、フレームデータの全体を相関演算の対象としてもよいし、その中の参照エリア(ターゲット組織を含む部分エリア)を相関演算の対象とするようにしてもよい。前者の場合、三次元組織移動ベクトルは各走査面内に含まれる組織全体の動きを表すものとなり、後者の場合、三次元組織移動ベクトルはターゲット組織及びその周辺組織の動きを表すものとなる。呼吸や体位変化などによってターゲット組織を含む組織全体が運動する場合には組織全体の動きを計測すれば十分であり、拍動などによってターゲット組織のみが運動する場合にはターゲット組織以外の組織が参照エリアにあまり含まれないように当該参照エリアを設定するのが望ましい。

【 0 0 1 2 】

三次元組織移動ベクトルの演算のために、互いに交差する複数の走査面が形成されるが、その場合に、フレームレート向上及び相関演算量削減の観点から、互いに直交する2つの走査面を形成するのが特に望ましく、その一方、ベクトル特定精度を向上する観点から、互いに交差する3つ以上の走査面を形成することも可能である。後者の場合には、各走査面ごとの相関演算の結果から、走査面交差角度関係を考慮して三次元組織移動ベクトルが演算される。3つの走査面が形成される場合には走査面間の角度は60度となり、4つの走査面が形成される場合には走査面間の角度は45度となる。ちなみに、組織の移動速度の大小に応じて、また走査面の大きさに応じて、走査面の個数をユーザーによりあるいは自動的に選択するようにしてもよい。その個数の合理的な範囲としては、例えば、2-4個をあげることができる。もちろん、必要に応じて、より多くの走査面を形成してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

上記の相関演算は、微小時間間隔で取得された複数のフレームデータの内で、時間的に隣り合った2つのフレームデータ間で行われてもよいし、比較基準となる初期フレームデータとその後所得された各時相のフレームデータとの間で行われてもよい。演算される三次元移動ベクトルをそのまま制御に利用してもよいし、三次元移動ベクトルからターゲット組織の三次元空間内の絶対的な位置(座標)を演算し、その位置を制御に利用してもよい。また、位置以外にも速度、加速度、移動軌跡などを演算することが可能である。上記の第1及び第2の走査面を形成するために、2Dアレイ振動子を備えた3Dプローブを利用するのが特に望ましいが、電子スキャンとメカニカルスキャンとを組み合わせた3Dプローブ、2つの1Dアレイ振動子を直交配列させたバイプレーン専用プローブなどを利用することも可能である。第1走査面と第2走査面は通常は時分割で形成されるが、互いに受信信号を弁別可能であれば同時に形成することも可能である。

10

【 0 0 1 4 】

上記構成によれば、三次元組織移動ベクトルを求めるに当たって、極めて多数の走査面からなる三次元データ取込空間の全体を繰り返し形成する必要がなく、基本的に、少数の走査面を繰り返し形成するだけでよいので、データ取込レートを高くして、また演算時間を削減して、リアルタイムで組織の運動情報を得ることが可能となる。

【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記相関演算手段は、前記各走査面上の組織移動成分を演算し、前記三次元組織移動ベクトル演算手段は、前記各走査面上の組織移動成分に基づいて、前記三次元組織移動ベクトルを演算する。

20

【 0 0 1 6 】

望ましくは、前記各走査面上の組織移動成分は前記各走査面上の平行移動量に相当する。望ましくは、前記各走査面上の組織移動成分は前記各走査面上の平行移動量及び回転移動量に相当する。

【 0 0 1 7 】

通常は、組織の平行移動量を計測すれば十分であるが、例えば、組織が特別な形態を有し、その回転運動を考慮した方がよい場合には、平行移動量に加えて回転移動量を計測するのが望ましい。

【 0 0 1 8 】

望ましくは、前記相関演算手段は、一方のフレームデータから抽出された参照エリアデータと、他方のフレームデータから抽出された対応エリアデータとの間で比較演算を行う比較演算部と、前記他方のフレームデータ上における前記対応エリアデータの位置を相対的に順次変更させつつ各位置において比較演算を行わせる比較制御部と、前記対応エリアデータの各位置における比較演算の結果に基づいて前記対応エリアの最適整合位置を特定することにより、前記組織移動成分を求める組織移動成分演算部と、を含む。

30

【 0 0 1 9 】

上記構成によれば、各走査面ごとの相関演算において、一方のフレームデータ上に参照エリアが固定的に設定され、その参照エリアから切り出された参照エリアデータが他方のフレームデータ上の対応エリアデータと比較される。その場合に、他方のフレームデータ上における対応エリアの位置は各相関演算ごとに順次シフトされる。そして、最も整合した対応エリアの位置から組織移動成分を求めることが可能となる。参照エリアはターゲット組織を包含するよう自動的に又はマニュアルで設定される。各走査面の中央エリアを参照エリアとして固定的に設定するようにしてもよい。また、対応エリアのシフト範囲は他方のフレーム全体であってもよいが、演算時間を短縮化するために、組織の動き速度なども考慮して、参照エリア位置を中心とした所定の部分範囲に制限してもよい。

40

【 0 0 2 0 】

望ましくは、前記比較演算部は、前記参照エリアデータと前記対応エリアデータとの間で各画素位置ごとに画素差分値を求め、且つ、各画素位置ごとの画素差分値を加算して相関値を求め、前記組織移動成分演算部は、前記相関値が最も小さくなった時の前記対応エ

50

リアデータの位置を前記最適整合位置として特定する。

【0021】

この構成によれば、各走査面ごとに、相関値が最も小さくなった時点における対応エリアデータの位置から組織移動成分が求められる。差分法によらずに、畳み込み演算などの手法を利用し、相関値が最も大きくなった時点における対応エリアデータの位置から組織移動成分を求めるようにしてもよい。相関演算の手法としては各種の手法を用いることができる。

【0022】

望ましくは、前記送受波手段は、前記複数の走査面を形成する二次元アレイ振動子を備えた超音波探触子と、前記超音波探触子の送受波面を生体表面に対向させつつ前記超音波探触子を保持する保持機構と、を含む。

10

【0023】

望ましくは、前記複数の走査面には互いに直交する第1走査面及び第2走査面が含まれ、前記第1走査面についての第1相関演算の結果に基づいて前記第2走査面の位置を制御し、前記第2走査面についての第2相関演算の結果に基づいて前記第1走査面の位置を制御する走査制御手段を含む。この構成によれば、第1相関演算の結果を利用して第2走査面の位置を動的に変更でき、また、第2相関演算の結果を利用して第1走査面の位置を動的に変更できる。よって、ターゲット組織が動いても、その観察を適切に行える。

【0024】

望ましくは、超音波診断装置が、超音波の送受波により、互いに交差する複数の走査面をそれぞれ繰り返し形成し、各走査面ごとのフレームデータを順次出力する送受波手段と、前記各走査面ごとに互いに時相が異なる2つのフレームデータ間で相関演算を行う相関演算手段と、前記各走査面ごとにフレームデータに基づいて画像を形成する画像形成手段と、前記各走査面ごとの画像を表示する表示手段と、前記各走査面ごとの相関演算の結果に基づいて、前記各走査面の位置を制御する走査制御手段と、を含む。

20

【0025】

上記構成によれば、各走査面に対応する画像（望ましくは断層画像）から、ターゲット組織あるいは注目組織の状態を疑似立体的に観察できる。上記の各画像に、グラフィック画像を合成表示するようにしてもよい。その場合に、グラフィック画像には、他の走査面の位置を表す走査面位置マーカー、治療用放射線の照準位置を表す照準位置マーカー、相関演算の範囲を示すエリアマーカーなどを含めるようにしてもよい。各走査面上に照準位置が常に位置決めされるように、つまり、各走査面の交差ライン上に照準位置が一致するように、各走査面の位置を可変設定するのが望ましい。

30

【発明の効果】

【0026】

以上説明したように、本発明によれば、生体内におけるターゲット組織の三次元運動を迅速に計測できる。また本発明によれば、生体内におけるターゲット組織が運動してもそれを断層画像として適切に表示できる。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【0027】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0028】

図1には、三次元組織移動計測装置の好適な実施形態がブロック図として示されている。三次元組織移動計測装置10は、本実施形態において放射線治療システムに組み込まれる超音波診断装置として構成されている。放射線治療システムの構成については後に図12及び図13を用いて説明する。放射線治療システムは、三次元組織移動計測装置10の他に、制御装置12及び照射装置（放射線治療装置）14を備えている。照射装置14は、陽子線、X線などの放射線を生体内におけるターゲット組織に対して照射する装置である。制御装置12は、システム全体の動作制御を行っており、特に照射装置14による放

50

射線の照射制御を行っている。

【0029】

以下に、三次元組織移動計測装置10について詳述する。上述したように、この三次元組織移動計測装置10は、生体の超音波診断を行う超音波診断装置として構成されており、超音波の送受波によりターゲット組織の三次元移動ベクトルを演算する機能を有している。

【0030】

プローブ16は、本実施形態において2Dアレイ振動子を有している。2Dアレイ振動子は後に図3を用いて説明するように、二次元配列された複数の振動素子によって構成される。この2Dアレイ振動子により超音波ビームが形成される。その超音波ビームは本実施形態において方向及び方向の両方向に自在に電子的に走査させることができる。したがって、2Dアレイ振動子を用いて超音波ビームの二次元走査を行えば三次元データ取込空間を形成することが可能である。本実施形態においては、2Dアレイ振動子によって、いわゆるパイプレーンが形成される。パイプレーンは互いに直交する第1走査面及び第2走査面によって構成されるものである。これに関しては後に図3を用いて説明する。電子走査方式として、電子セクタ走査、電子リニア走査などをあげることができる。

【0031】

送受信部18は送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する。すなわち、送信時においては、送受信部18から、2Dアレイ振動子における特定の複数の振動素子に対して送信信号が供給され、これによって送信ビームが形成される。受信時には、2Dアレイ振動子における特定の複数の振動素子から出力される複数の受信信号が送受信部18によって整相加算処理され、これによって受信ビームすなわち整相加算後の受信信号が得られる。

【0032】

制御部20は、三次元組織移動計測装置10内に設けられている各構成の動作制御を行っており、特に、送受信部18を制御し、これによって第1走査面及び第2走査面の位置を制御している。第1走査面及び第2走査面の位置は、ユーザーによりあるいは自動的に設定することができる。制御部20には、操作パネル37が接続されており、ユーザーはそのような操作パネル37を利用して各走査面の位置を適宜設定することが可能である。また、制御装置12から制御部20に対して放射線の照準位置の情報を提供し、制御部20がその情報に基づいて第1走査面及び第2走査面の位置を自動的に設定するようにしてもよい。

【0033】

本実施形態に係る放射線治療システムにおいては、放射線の照準位置を固定する照準位置固定モード(第1の制御モード)とその照準位置をターゲット組織の動きに追従させて動的に可変する照準位置可変モード(第2の制御モード)とを有している。前者の照準位置固定モードにおいては初期設定された第1走査面及び第2走査面の位置はそのまま固定的に維持され、後者の照準位置可変設定モードにおいては照準位置の動的な変更に伴って、すなわちターゲット組織の動きに追従させて、第1走査面及び第2走査面の位置が適応的に可変設定される。この場合に、後に説明するように、各走査面上に放射線の照準位置(の中心)が含まれるように、換言すれば、各走査面の交差ライン上に照準位置が常に位置決めされるように各走査面の位置が適切に設定される。

【0034】

送受信部18から出力される整相加算後の受信信号は本実施形態において第1画像形成部22及び第2画像形成部24に出力される他に、第1組織移動成分演算部26及び第2組織移動成分演算部28に出力されている。ここで、第1画像形成部22及び第1組織移動成分演算部26は、第1走査面に対応して設けられており、第2画像形成部24及び第2組織移動成分演算部28は第2走査面に対応して設けられている。しかしながら、第1画像形成部22及び第2画像形成部24は、単一の画像形成モジュールによって構成することができ、これは第1組織移動成分演算部26及び第2組織移動成分演算部28につい

10

20

30

40

50

ても同様であり、それらを単一の組織移動成分演算モジュールによって構成することができる。すなわち、第1走査面及び第2走査面が時分割で交互に形成される場合、各走査面に対応して単一の画像形成モジュールを時分割動作させ、これと同様に、各走査面に対応して単一の組織移動成分演算モジュールを時分割動作させることが可能である。図1においては、発明説明のため、各走査面に対応した2つの画像形成部22, 24及び2つの組織移動成分演算部26, 28が示されている。

【0035】

第1画像形成部22及び第2画像形成部24はいわゆるデジタルスキャンコンバータ(DSC)によって構成される。このデジタルスキャンコンバータは送受波座標から表示座標への座標変換機能や画素補間演算機能などを有している。すなわち、第1画像形成部22は、第1走査面に対応する受信信号に基づいて第1走査面に対応する第1断層画像(Bモード画像)を形成する。また、第2画像形成部24は、第2走査面に対応する受信信号に基づいて第2走査面に対応する第2断層画像を形成する。各断層画像の画像データは表示処理部30へ出力されている。

10

【0036】

第1組織移動成分演算部26は、第1走査面上におけるターゲット組織の移動成分を演算する。これと同様に、第2組織移動成分演算部28は、第2走査面上におけるターゲット組織の移動成分を演算する。それらの組織移動成分演算部26, 28はハードウェアによって構成することもできるし、ソフトウェア機能として実現することができる。

【0037】

各組織移動成分演算部26, 28はいわゆるフレーム間相関演算を実行することにより、フレーム間時間におけるターゲット組織の移動量を演算する機能を有する。この場合において、移動量あるいは移動成分は、後に図6を用いて説明するように、平行移動量であるが、後に図7において示すように更に回転移動量を求めるようにしてもよい。

20

【0038】

いずれにしても、各組織移動成分演算部26, 28は、互いに時相の異なる2つのフレーム間で、望ましくは隣接する2つのフレームの間で、相関演算を実行し、これによって組織移動成分を求めている。その具体的な構成例については後に図9を用いて説明する。第1の相関演算結果27及び第2の相関演算結果29はそれぞれ三次元移動ベクトル演算部34に出力されている。また、本実施形態においては第1の相関演算結果27及び第2の相関演算結果29は各走査面の動的な可変制御のために制御部20へ出力されている。

30

【0039】

図1に示されるように、本実施形態においては、座標変換前のフレームデータを用いてフレーム間相関演算が実行されている。すなわち、各組織移動成分演算部26, 28に入力されるデータの座標系は送受波座標系(極座標系)である。このため、組織移動成分も本実施形態では、極座標の成分として表されており、具体的には深さ方向のr成分と角度方向のφ成分として表されている。各走査面の動的な可変制御のために、後に説明するように第1相関演算結果の内ターゲット組織の第1走査面上におけるφ方向の移動成分φ_Aが第2走査面の位置設定に利用されており、第2相関演算結果29の内第2走査面上におけるターゲット組織のφ方向の移動成分φ_Bが第1走査面の位置設定に

40

【0040】

上記のように、本実施形態では、座標変換前のデータを用いて組織移動成分を求めたが、もちろん符号23及び25で示されるように座標変換後のデータを用いて組織移動成分を演算することも可能である。この場合においては各走査面上における組織移動成分が直交座標系における縦方向及び横方向の成分として特定される。したがって、そのように特定された組織移動成分を再び座標変換することにより、各走査面の位置を設定するパラメータφ_A及びφ_Bを求めることができる。

【0041】

表示処理部30は、制御部20が有するグラフィック画像生成機能を用いて生成された

50

グラフィック画像を各断層画像に合成する処理を実行する。これについては後に図5を用いて説明する。表示部32にはグラフィック画像がそれぞれ合成された第1断層画像及び第2断層画像が並んで表示される。

【0042】

三次元移動ベクトル演算部34は、第1相関演算結果27及び第2相関演算結果29に基づいてターゲット組織の三次元移動ベクトルを演算する。これに関しては後に図10を用いて詳述する。演算された三次元移動ベクトルの情報は照射制御情報36として制御装置12へ出力されている。必要に応じて、その三次元移動ベクトルの情報を送受波制御情報35として制御部20へ出力し、そのような情報に基づいて制御部20が送受波の制御を行うようにしてもよい。

10

【0043】

ここで、照射制御情報36は、上述したように、ターゲット組織の三次元移動ベクトルを表す情報であり、この場合についてはいくつかの表現方法が考えられる。例えば、フレーム間すなわち時間間における相対的な移動ベクトル(x, y, z)を制御装置12へ渡すようにしてもよいし、基準となるターゲット組織位置からの最新のターゲット組織位置の絶対的なずれ量(x_1, y_1, z_1)を出力するようにしてもよい。また、上記においては直交座標表現によって三次元移動ベクトルを表したが、極座標表現を用いて三次元移動ベクトルを表してもよい。すなわち、相対的な移動ベクトル(θ, ϕ, r)あるいは絶対的な移動ベクトル(θ_1, ϕ_1, r_1)としてもよい。三次元移動ベクトル演算部34は、上記のような複数の表現形式の中から選択された表現形式に適合するように各相関演算結果27, 29に基づいて三次元移動ベクトルを演算する。

20

【0044】

制御装置12は、以上のような照射制御情報36に基づいて照射装置14の動作制御を行っている。第1の制御モードにおいては、照射制御情報36が表す三次元移動ベクトルが、あるいは、それによって表されるターゲット組織の三次元位置が許容範囲以内であるか否かを判断し、許容範囲内において放射線の照射を許容し、許容範囲外の場合には放射線の照射を停止させる制御を実行する。また、第2の制御モードにおいては、照射制御情報36に基づいて放射線の照射の向きを制御する。いずれの制御モードにおいても、ターゲット組織が運動した結果として正常組織に放射線が照射されてしまう問題を未然に回避することができ、治療効果及び安全性を高めることが可能となる。

30

【0045】

図2には、三次元空間40が示されている。三次元空間40内にはターゲット組織42が表されている。このターゲット組織42は例えば悪性腫瘍などがある。ある時相においては、符号42'で示される位置にターゲット組織が存在し、別の時相においては符号42で示される位置にターゲット組織が存在する。この場合においてターゲット組織の中心位置のずれを表したのが符号44で示される三次元組織移動ベクトルである。

【0046】

この三次元組織移動ベクトル44を求めるために、各時相ごとに三次元空間40の全体を対象して超音波の送受波を行ってボリュームデータを取得すると、いわゆるボリュームレートが極端に低くなることから、また三次元組織移動ベクトル44の演算も複雑となるために、リアルタイムで三次元組織移動ベクトル44を求めることは極めて困難となる。放射線治療システムにおいては、連続的に放射線の照射を行っている最中においてリアルタイムでターゲット組織の動きを監視する必要があり、図2に示されるような三次元空間40全体を送受波対象とすると、送受波時間及び演算時間の両者の点において実時間処理が難しくなる。

40

【0047】

これに対し、本実施形態においては、いわゆるパイプラインを利用して各走査面ごとにターゲット組織の移動成分を求めてそれらを総合することにより迅速に三次元移動ベクトルを求めている。

【0048】

50

図3には、プローブ16が模式的に示されている。プローブ16の下面は送受波面である。その送受波面に沿ってプローブ16内には2Dアレイ振動子46が配置されている。この2Dアレイ振動子46を用いて符号48で示されるような立体形状の三次元データ取込空間を形成すると、図2において示したような問題が生じる。本実施形態においては、符号A及び符号Bで示されるようなバイプレーンを形成しており、これによってフレームレートを向上させ、かつ三次元移動ベクトルの演算時間を高速化している。バイプレーンは第1走査面Aと第2走査面Bとで構成される。第1走査面Aは 方向に超音波ビームを走査することによって形成され、この場合においてその第1走査面Aの 方向の位置は A である。また、第2走査面Dは、超音波ビームを 方向に走査することによって形成され、その第2走査面Bも 方向の位置は B である。各走査面A, Bの位置は上述したようにユーザーによりあるいは自動的に初期設定することができ、その後においても必要に応じて自動的に可変設定することが可能である。

10

【0049】

図3に示されるように、第1走査面A上においてターゲット組織の 方向の移動成分を求めると、それは第2走査面Bの 方向の位置変更量に相当する。また、第2走査面B上においてターゲット組織の 方向の移動成分を求めると、それは第1走査面Aについての 方向の位置変更量に相当する。

【0050】

図4には、プローブ16の設置例が示されている。プローブ16の中心軸は図4に示す例では水平に設定されており、生体56の側面から超音波の送受波を行っている。プローブ16はプローブ保持機構50によって固定的に保持されている。プローブ保持機構50は、プローブ16の基端側をクランプするホルダ52と、そのホルダ52を所望の位置で空間的に保持する支柱54とによって構成される。もちろん、プローブ保持機構50としては各種の機構を用いることが可能である。

20

【0051】

図4に示されるように、プローブ16によって上述したバイプレーンが形成されており、図4に示す例では、垂直面として第1走査面Aが形成され、水平面として第2走査面Bが形成されているが、各走査面の位置関係については図4に示すものには限られない。すなわち、各走査面の交差ラインがターゲット組織を貫通するように、それぞれの走査面の位置が適切に設定される。

30

【0052】

生体56とプローブ16の先端面である送受波面との間にカップリング媒体としての蒸留水などを満たすため、図4に示されるように、生体56の側面には水袋60が配置される。水袋60内にはプローブ16の送受波面が臨んでおり、その送受波面と生体56の表面との間にカップリング液体が充満される。水袋60はそれ自体変形自在であるため、符号56及び符号56'で示されるように生体が呼吸あるいは体位変更などによって若干動いたとしても超音波伝搬経路上に常にカップリング媒体を介在させることができ、すなわち常に良好な超音波伝搬経路を確保できるという利点がある。したがって、生体が動いたことに起因して三次元組織移動ベクトルの計測が行えなくなってしまうような問題を未然に回避できる。また、水袋60が極めて弾力性に富む部材であるために、生体56に対して硬質部材を押し当てる場合に比べて、違和感あるいは苦痛といったものを大幅に軽減できるという利点がある。また、心理的にも生体に対して圧迫感を与えないという利点がある。したがって、水袋60を利用すれば極めて簡易な構成によって多くの臨床的な利点を得ることができる。

40

【0053】

図5には、図1に示した表示部32における表示例が示されている。ちなみに、図5に示すような表示画面は超音波診断装置上に表示するようにしてもよいし、それとは別にあるいはそれと共に、制御装置12上に表示するようにしてもよい。また、上述した超音波画像に合成されるグラフィック画像の形成及び合成処理を制御装置12に行わせることも可能である。

50

【 0 0 5 4 】

表示画面 6 2 には、2 つの断層画像が表示されている。すなわち第 1 断層画像 6 4 及び第 2 断層画像 6 6 である。第 1 断層画像 6 4 は第 1 走査面に対応した B モード画像であり、第 2 断層画像 6 6 は第 2 走査面に対応した B モード画像である。各断層画像 6 4 , 6 6 にはターゲット組織 T の断面が表示されている。

【 0 0 5 5 】

第 1 断層画像 6 4 には上述したように第 1 グラフィック画像が合成表示されており、その第 1 グラフィック画像は、第 1 走査面上における照準位置を表す照準位置マーカー C 1、第 1 走査面上における第 2 走査面を表すラインマーカー L 1、後述する相関演算の対象となるエリアを表すエリアマーカー R 1 などを有している。これと同様に、第 2 断層画像 6 6 に合成表示される第 2 グラフィック画像も、第 2 走査面上における照準位置を表す照準位置マーカー C 2、第 2 走査面上における第 1 走査面の位置を表す第 2 ラインマーカー L 2、第 2 走査面上における相関演算の対象となるエリアを表すエリアマーカー R 2 などを有している。

10

【 0 0 5 6 】

したがって、図 5 に示すような表示内容によれば、2 つの断層画像を総合観察することにより、ターゲット組織 C の空間的な形態を観察することができ、またターゲット組織と各走査面の位置関係を直感的に認識できるという利点がある。更に、ターゲット組織との関係において照準位置を異なる角度から確認することが可能である。また、相関演算の対象となっている部分を確認することが可能である。

20

【 0 0 5 7 】

なお、相関演算の対象となるエリア R 1 , R 2 の形状は図 5 においては四角形として例示されているが、もちろんその形状は例えば円形、台形等であってもよい。特に、あるいは r 方向における一定幅と r 方向の一定幅とによって特定される領域を相関演算の対象として定めるようにしてもよい。

【 0 0 5 8 】

図 6 及び図 7 を用いて各走査面上における組織移動成分について説明する。図 6 には第 1 走査面 A が示されている。もちろん、それは第 2 走査面 B であってもよい。これは図 7 についても同様である。その第 1 走査面 A にはターゲット組織 7 0 が含まれている。ある時相から次の時相にかけて符号 7 0 及び符号 7 2 で示されるように、ターゲット組織が平行移動する。この場合の平行移動量が符号 7 4 で示されている。そのような平行移動量 7 4 はターゲット組織 7 0 の中心位置、重心位置、あるいは他の基準位置の移動の向きと移動量とによって定義される。一般的には、このような平行移動量を各フレーム間ごとに求めればリアルタイムで放射線の照射制御情報を得ることが可能である。ただし、組織の移動成分には平行移動の他に回転移動もあり、これについて図 7 を用いて説明する。

30

【 0 0 5 9 】

図 7 において、第 1 走査面 A 上で、ある時相におけるターゲット組織 7 6 に対して別の時相におけるターゲット組織 7 8 は符号 8 0 で示される回転移動量の分だけ回転している。後述するフレーム相関演算の手法を用いれば、図 6 に示した平行移動量の他に、図 7 に示す回転移動量についても演算によって求めることが可能である。例えばターゲット組織の形態が特殊な形をもっており、放射線ビームの太さとの関係で特定の方向からのみ X 線ビームを照射し、あるいはターゲット組織のビーム軸と直交する方向のサイズに応じて放射線ビームの横断面サイズを調整するような場合、図 7 に示した回転移動量を求めるのが望ましい。

40

【 0 0 6 0 】

一般に、パイプレーンを形成する場合においては、フレームレートを非常に高くすることができ、すなわち第 1 走査面及び第 2 走査面のそれぞれにおいてフレーム間隔は非常に微小の時間となる。したがってその微小の時間間隔においてターゲット組織の移動はあまり大きくないことから平行移動量及び回転移動量のいずれを求める場合においても相関演算の範囲を一定の範囲に限定するのが望ましい。

50

【 0 0 6 1 】

図 8 には、本実施形態に係るフレーム間相関演算の概念が示されている。第 1 走査面すなわち第 1 フレームデータ 8 2 に対して参照エリア 8 6 が設定される。この参照エリア 8 6 はユーザーによりあるいは自動的に設定することができ、またその参照エリア 8 6 は固定的にあるいは動的に設定することができる。

【 0 0 6 2 】

参照エリア 8 6 は通常、ターゲット組織を包含するように設定される。そして、第 1 フレームデータ 8 2 から参照エリア 8 6 内におけるデータが切り出される。これが参照エリアデータ 9 2 として表されている。

【 0 0 6 3 】

一方、第 1 フレームデータ 8 2 とは異なる時相において取得された第 2 フレームデータ 8 4 に対しては、参照エリアを中心として一定の広がりを持った探索エリア 9 0 が設定される。第 2 フレームデータ 8 4 上において参照エリアに対応する領域が符号 8 6 ' で表されている。探索エリア 9 0 内において対応エリア 8 8 が設定されるが、その対応エリア 8 8 の位置は相関演算の都度シフトされる。すなわち、探索エリア 9 0 の全体がスキャンされるように対応エリア 8 8 の位置が順次変更される。第 2 フレームデータ 8 4 から対応エリア 8 8 内のデータを切り出したものが対応エリアデータ 9 4 である。

【 0 0 6 4 】

参照エリアデータ 9 2 と対応エリアデータ 9 4 との間において、各画素単位で差分演算が実行され、各画素ごとの差分値が積算されて、その積算値が相関値として用いられる。これが符号 9 6 によって表されている。対応エリア 8 8 の各シフト位置ごとに相関演算が実行されると、各対応エリア 8 8 のシフト位置ごとに相関値としての積算値が対応付けられ、これによって結果テーブル 9 8 が構成される。結果テーブル 9 8 が完成した段階で符号 1 0 0 で示されるように複数の積算値の中から最小値が判定される。そして、符号 1 0 2 で示されるように最小値としての積算値に対応するシフト位置から組織の平行移動成分が特定される。

【 0 0 6 5 】

図 8 には平行移動量を求めるための相関演算が示されていたが、回転移動量を求める場合における相関演算についても基本的に同様の手法が用いられる。すなわち、参照エリア 8 6 に対して対応エリア 8 8 が回転方向にシフトされ、各シフト位置において相関演算が実行される。

【 0 0 6 6 】

図 8 に示す手法によれば、一般的な相関演算を実行する場合における複雑な演算処理を行うことなく差分演算及び積算処理という簡易な手法によって組織移動成分を特定できるという利点がある。もちろん、フレーム間における相関演算の手法としては他の手法を用いることができ、例えば一般的な畳み込み演算を利用する手法を用いてもよい。いずれにしても、参照エリアデータ 9 2 と対応エリアデータ 9 4 が最もマッチングする場合におけるシフト位置から組織の移動成分を求めることが可能である。

【 0 0 6 7 】

図 9 には、第 1 組織移動成分演算部 2 6 の具体的な構成例が示されている。上述したように、第 2 組織移動成分演算部 2 8 が別途設けられる場合には図 9 に示した構成と同様の構成が用いられる。

【 0 0 6 8 】

フレームメモリ部 1 0 4 は図 9 に示される例において 2 つのフレームメモリ 1 0 6 , 1 0 8 によって構成されている。第 1 フレームメモリ 1 0 6 には最新の時相のフレームデータが格納され、第 2 フレームメモリ 1 0 8 には 1 つ前の時相のフレームデータが格納される。すなわち、隣合うフレームデータ間において相関演算を実行するために、必要なフレームデータがフレームメモリ部 1 0 4 上に格納される。ちなみに、基準となる初期フレームデータを第 1 フレームメモリ 1 0 6 に格納し、現在取得されたフレームデータを符号 1 0 9 で示すように第 2 フレームメモリ 1 0 8 に格納し、隣接フレーム間ではなく基準フレ

10

20

30

40

50

ームと最新フレームの間において相関演算を行うことも可能である。

【 0 0 6 9 】

読み出しコントローラ部 1 1 0 は図 9 に示す例において 2 つの読み出しコントローラによって構成され、具体的には、第 1 フレームメモリ 1 0 6 の読み出し制御を行なう参照エリアデータ読み出しコントローラ 1 1 2 と、第 2 フレームメモリ 1 0 8 の読み出し制御を行なう対応エリアデータ読み出しコントローラ 1 1 4 とで構成されている。

【 0 0 7 0 】

参照エリアデータ読み出しコントローラ 1 1 2 は、図 8 に示したように第 1 フレームデータ 8 2 から、参照エリア 8 6 に対応する参照エリアデータ 9 2 を読み出す制御を行う。また、対応エリアデータ読み出しコントローラ 1 1 4 は、第 2 フレームメモリ 1 0 8 に格納された第 2 フレームデータから、各相関演算ごとに対応エリアはシフトされる。対応エリア 8 8 に対応する対応エリアデータ 9 4 を読み出す制御を実行する。

【 0 0 7 1 】

読み出された各エリアデータが差分器 1 1 6 に入力される。差分器 1 1 6 では、図 8 を用いて説明したように各画素ごとに差分値を演算する。ちなみに、参照エリアと対応エリアは同じサイズを有している。積算器 1 1 8 は各画素ごとの差分値を積算し、これによって相関値としての積算値を求める。その演算された積算値は積算値メモリ 1 2 0 上に格納される。すなわち、積算値メモリ 1 2 0 には図 8 に示した結果テーブル 9 8 に相当するデータが格納される。対応エリアの位置が順次シフトされると、それに伴って積算値が順次演算され、それらが積算値メモリ 1 2 0 上に格納される。

【 0 0 7 2 】

最小値判定器 1 2 2 は、対応エリアのスキャンが完了した段階において積算値メモリ 1 2 0 上の内容を参照し、複数の積算値の中から最小値を判定する。そして、その最小値に対応付けられている対応エリアのシフト位置に基づいて組織移動成分を特定する。すなわち最小値に対応するシフト位置にはターゲット組織の平行移動量に相当するものである。

【 0 0 7 3 】

図 1 0 には、図 1 に示した三次元移動ベクトル演算部 3 4 の演算内容が概念的に示されている。ここで、 $X - Y - Z$ は絶対三次元空間を表している。また $x - y - z$ は第 1 走査面及び第 2 走査面によって定義される相対三次元空間を表している。 T はターゲット位置（中心位置）を表している。そして、ベクトル d_M はフレーム間における、すなわちパイプラインを形成する期間内におけるターゲット組織の移動量すなわち三次元組織移動ベクトルを表している（なお、本願明細書中においてベクトルを表す矢印記号については省略するが図 1 0 においてはそれが表されている）。なお、ベクトル T_0 はターゲット組織の位置 T を表す位置ベクトルであり、ベクトル T_1 は移動後におけるターゲット組織の位置を表す位置ベクトルである。

【 0 0 7 4 】

第 1 走査面 A 上において、三次元組織移動ベクトル d_M を観測すると、それは x 方向の成分 d_{Ax} と y 方向における成分 d_{Ay} とで表される。一方、第 2 走査面 B 上において三次元組織移動ベクトル d_M を観測すると、それは、 z 方向の成分 d_{Bz} と y 方向の成分 d_{By} とで表される。

【 0 0 7 5 】

2 つの走査面において y の軸は共通であるために、以下の関係がある。

$$d_{Ay} = d_{By} \quad \dots (1)$$

【 0 0 7 6 】

したがって、以下のように三次元組織移動ベクトルが表される。

$$d_M = d_{Ax} + d_{Ay} + d_{Bz} \quad \dots (2)$$

【 0 0 7 7 】

ちなみに、上記の第 1 の制御モードにおいては、放射線の照射がオンオフ制御されるが、その場合においては、 $|d_M|$ が満たされる時に、放射線の照射がオンとなり、一方、 $|d_M| >$ の時には放射線の照射がオフとされる。つまり、 $|d_M|$ を三次元移動ベクトル

10

20

30

40

50

ルあるいはそれに基づくターゲット組織の移動量の許容範囲とした場合、その許容範囲内においてのみ放射線の照射を許容し、許容範囲外となる場合には放射線の照射を停止するものである。

【 0 0 7 8 】

また、第 2 の制御モードにおいては、ターゲット組織の移動に伴って放射線の照準位置が追従制御されるが、その場合において、

$$T_1 = T_0 + T_M \quad \dots (3)$$

によってターゲット組織の新しい位置が順次特定され、その位置に放射線の照準位置が合致するように照射制御が行われる。ちなみに、そのような場合には、2つの走査面の交差位置もその照準位置に合致するように送受波の制御がなされる。

10

【 0 0 7 9 】

上述した説明においてはターゲット組織の三次元的な平行移動量が演算されていたが、そのような三次元的な平行移動量に加えて三次元的な回転移動量も併せて演算することが可能である。それについて図 1 1 に示されるフローチャートを用いて説明する。

図 1 1 において、S 1 0 1 では、第 1 フレームデータすなわち第 1 走査面上において参照エリアが設定される。S 1 0 2 では、その参照エリアの位置を基準として第 2 フレームデータすなわち第 2 走査面上において探索エリアが設定される。S 1 0 3 では探索エリア内における初期位置に対応エリアが設定される。

【 0 0 8 0 】

S 1 0 4 では、参照エリアから切り出された参照エリアデータと対応エリアから切り出された対応エリアデータとの間で上述した相関演算が実行される。そして、その相関演算の結果値である積算値がメモリ上に格納される。

20

【 0 0 8 1 】

S 1 0 5 では、対応エリアが最終位置に到達したか否かが判断され、到達していない場合には S 1 0 6 において対応エリアの位置が 1 ステップ平行移動され、S 1 0 4 以降の工程が繰り返し実行される。最終位置に対応エリアの位置が到達した場合には、S 1 0 7 において第 1 相関演算結果から平行移動量が特定される。そして、その平行移動量に基づいて特定される座標を中心として回転移動量を求めるための探索エリアが再設定される。この場合において探索エリアは参照エリアの姿勢を中心 0 度とする所定角度範囲内として設定される。

30

【 0 0 8 2 】

S 1 0 8 では、対応エリアが 1 ステップ分だけ回転移動され、S 1 0 9 においては参照エリアデータと対応エリアデータとの間で相関演算が実行される。その相関演算結果はメモリ上に格納される。S 1 1 0 においては対応エリアの位置が最終位置に到達したか否かが判断され、到達していない場合には S 1 0 8 の各工程が実行される。

【 0 0 8 3 】

最終位置に到達した場合には、S 1 1 1 において、S 1 0 9 を繰り返し実行することによって得られた相関演算結果から回転移動量が特定される。必要に応じて、その回転移動量を考慮して再度、対応エリアを逐次的に設定しつつ平行移動量の微修正を行うようにしてもよい。

40

【 0 0 8 4 】

図 1 1 に示したプロセスは第 1 走査面及び第 2 走査面のそれぞれにおいて実行される。これによって各走査面ごとに平行移動量と回転移動量が特定されることになる。それらの移動量を総合することによって三次元移動ベクトルとしての平行移動量及び回転移動量が特定される。

【 0 0 8 5 】

次に、図 1 2 ~ 図 1 4 を用いて本実施形態に係る放射線治療システムについて説明する。

【 0 0 8 6 】

図 1 2 には、陽子線を用いて悪性腫瘍などの治療を行うための放射線治療システムが概

50

念的に示されている。この放射線治療システムは、三次元組織移動計測装置 10、制御装置 12 及び放射線治療装置 14 A によって構成されるものである。三次元組織移動計測装置 10 は図 1 に示した構成を有している。すなわち、三次元組織移動計測装置 10 は、超音波診断装置として構成され、それは大別して装置本体 13 2 とプローブ 16 とによって構成される。治療台 5 8 上には生体 13 0 が載置されている。その場合においては、ターゲット組織 T に対して陽子線ビーム 13 4 の照射位置が位置決めされる。通常、陽子線ビーム 13 4 の照射位置は固定的に設定されており、治療台 5 8 を水平移動させることによってターゲット組織 T に対して陽子線ビーム 13 4 が位置決めされる。上述したように、ターゲット組織 T の状態はパイプレンによる超音波診断装置によって計測されており、またターゲット組織 T の三次元組織移動ベクトルは装置本体 3 2 において計測される。それが照射制御情報として制御装置 12 に渡されている。

10

【0087】

制御装置 12 は、三次元組織移動ベクトルあるいはそれに基づくターゲット組織の位置が許容範囲内にあるか否か判断し、許容範囲にある場合には放射線治療装置 14 A に対して照射許可信号を出力し、許容範囲外にある場合には放射線治療装置 14 A に対して照射禁止信号を出力する。

【0088】

したがって、生体 13 0 の姿勢が変化した場合、あるいは呼吸などによってターゲット組織 T の位置が変化した場合、それが許容範囲外に至った場合には放射線の照射が停止されるため、正常組織への放射線の照射を回避できるという利点がある。また、呼吸などによってターゲット組織 T が周期的に運動する場合には、ターゲット組織 T に対して陽子線ビーム 13 4 を周期的にあるいは間欠的に照射でき、これによって治療効果を高めることが可能となる。

20

【0089】

図 1 3 には、他の実施形態に係る放射線治療システムの全体構成が概念的に示されている。この放射線治療システムは図 1 2 に示した実施形態と同様に、三次元組織移動計測装置 10、制御装置 12 及び放射線治療装置 14 B によって構成される。ただし、放射線治療装置 14 B は X 線によって治療を行う装置である。

【0090】

三次元組織移動位置計測装置 10 は上述した実施形態と同様に超音波診断装置本体 13 2 とプローブ 16 とを有するものであり、プローブ 16 は図 4 に示したような保持機構 5 0 によって保持されている。超音波診断装置本体 13 2 によってターゲット組織についての三次元組織移動ベクトルが演算され、それは照射制御情報として制御装置 12 に渡される。制御装置 12 は、放射線治療装置 14 B に対して照射位置の制御情報を出力している。

30

【0091】

放射線治療装置 14 B は X 線照射部 13 6 を有しており、その X 線照射部 13 6 は治療台 5 8 を取り囲むように回転運動を行うことが可能である。また治療台 5 8 は水平方向に移動自在である。したがって、ターゲット組織が移動した場合、治療台 5 8 の平行運動等を行わせて照射ポイントを常にターゲット組織に合致させることが可能である。

40

【0092】

図 1 4 には、治療台上に載せられた患者としての生体 13 0 が表されており、X 線照射部 13 6 を符号 14 2 に示されるように回転運動させることによって、ターゲット組織 T に対して各角度方向から X 線ビーム 14 0 を照射することができる。この場合において、治療台を平行運動させることにより、その照射ポイントをターゲット組織 T に合致させることができる。

【0093】

本実施形態においてはリアルタイムでターゲット組織の移動位置を計測することが可能であるため、ターゲット組織の移動に追従させて X 線の照射位置を動的に変更させることが可能である。この場合においては、第 1 走査面及び第 2 走査面についてもターゲット組

50

織の移動に応じて可変制御するのが望ましい。もちろん、この図13及び図14に示される構成において、ターゲット組織の移動位置が許容範囲外となった場合にはX線の照射を停止させる制御を行うようにしてもよい。

【0094】

上記の各実施形態によれば、ターゲット組織の位置をリアルタイムに計測し、それに基づいて治療用の放射線の照射制御を行うことが可能であるので、治療効果を高められると共に、正常組織に与えるダメージを極力回避できるという利点がある。上記実施形態ではプローブ上に2Dアレイ振動子が設けられていたが、1Dアレイ振動子をメカニカルな機構によって走査するタイプのプローブを用いるようにしてもよいし、十字型に配置された2つの1Dアレイ振動子を設け、それを有するプローブ自体の姿勢を変更するようにしてもよい。

10

【0095】

例えば、ポリウムデータが60枚のフレームデータによって構成される場合、三次元組織移動ベクトルを求めるために60枚のフレームデータを毎回取得しなければならないのに比べ、本実施形態においては、2つのフレームデータを取得するごとに三次元組織移動ベクトルを求めることができるので、ポリウムデータを取得する場合に比べて例えば30倍演算速度を高めることが可能となる。

【0096】

また、上記実施形態によれば、図4に示したように、水袋60を利用して生体の動きによらずに常に超音波の良好な伝搬を確保することが可能であるので、計測の中断を回避することが可能であり、また生体に対する違和感や苦痛といった問題を回避できるという利点がある。また、上記の実施形態においては、差分演算を利用しているため非常に簡易な構成によってしかも迅速に相関演算結果を得ることが可能であるという利点がある。また、上記実施形態においては、座標変換前のデータを利用して、組織移動成分を演算しているため、その演算結果を走査面の位置設定にそのまま利用することができるという利点がある。すなわち、相関演算結果に対して複雑な座標変換処理などを行うことなく走査面の位置を迅速に設定することが可能である。

20

【0097】

ちなみに、図1に示した三次元組織移動計測装置10としての超音波診断装置は、放射線治療システムに用いられる他、それ単独でも利用することが可能である。すなわち、パイプレンによって組織を直交2断面で観察する場合において、組織の移動に追従させて各走査面の位置を動的に変更すれば、常に良好な患部の断層画像を得られるという利点がある。したがって、一般の超音波診断においても有用である。また、三次元組織移動ベクトルに基づいて穿刺方向などの自動設定を行うことも可能であり、更に、結石破碎システムなどにおいて超音波を集束させるポイントを三次元組織移動ベクトルに応じて動的に可変するようにしてもよい。それ以外においても各種の応用例が考えられる。ちなみに、上記実施形態においては直交する2つの走査面が形成されていたが、必要に応じて互いに交叉する3つあるいは4つの走査面を形成するようにしてもよい。迅速な計測及び高速演算の観点から言えばパイプレンを形成するのが最も望ましい。

30

【図面の簡単な説明】

40

【0098】

【図1】本実施形態に係る三次元組織移動計測装置としての超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】三次元空間におけるターゲット組織の三次元移動を説明するための図である。

【図3】プローブとそれによって形成されるパイプレンを示す図である。

【図4】生体に対してプローブを設置した状態を示す図である。

【図5】表示画面上に表示される2つの断層画像を示す図である。

【図6】走査面上におけるターゲット組織の平行移動量を説明するための図である。

【図7】走査面上におけるターゲット組織の回転移動量を説明するための図である。

【図8】相関演算の一例を説明するための概念図である。

50

【図9】図1に示した組織移動成分演算部の具体的な構成例を示すブロック図である。

【図10】三次元組織移動ベクトルの演算原理を説明するための概念図である。

【図11】三次元組織移動ベクトルとして平行移動量に加えて回転移動量も演算する場合の動作例を示すフローチャートである。

【図12】陽子線によって治療を行う放射線治療システムの全体構成を示す概念図である。

【図13】X線によって治療を行う放射線治療システムの全体構成を示す概念図である。

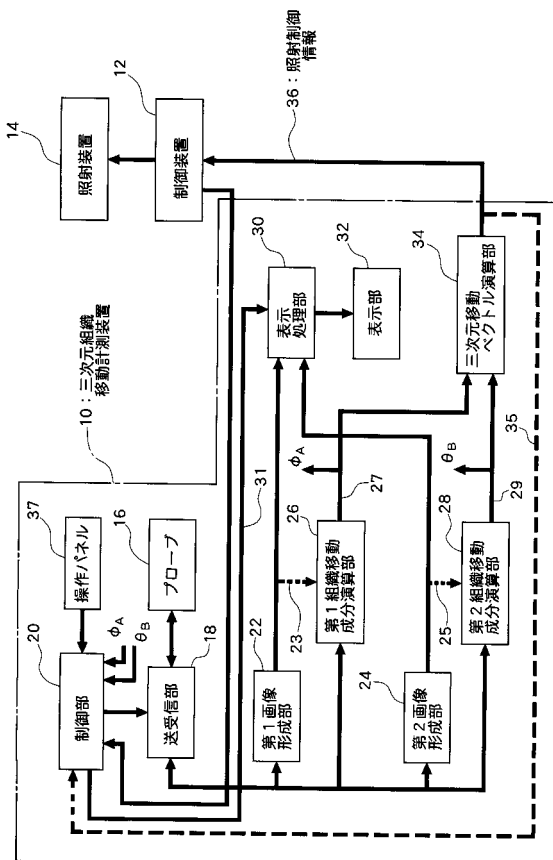
【図14】図13に示す放射線治療システムにおいてX線ビームを回転させる場合の概念を示す図である。

【符号の説明】

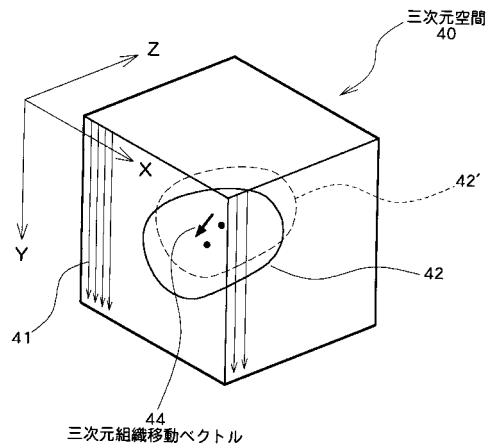
【0099】

10 三次元組織移動計測装置（超音波診断装置）、12 制御装置、14 照射装置（放射線治療装置）、16 プローブ、18 送受信部、20 制御部、22 第1画像形成部、24 第2画像形成部、26 第1組織移動成分演算部、28 第2組織移動成分演算部、30 表示処理部、34 三次元移動ベクトル演算部、82 第1フレームデータ、84 第2フレームデータ、86 参照エリア、88 改良エリア、90 探索エリア、92 参照エリアデータ、94 対応エリアデータ、104 フレームメモリ部、110 読み出しコントローラ部、116 差分器、118 積算器、120 積算値（メモリ）、122 最小値判定器。

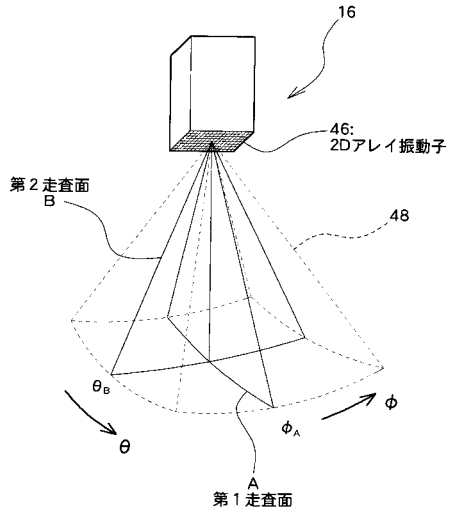
【図1】



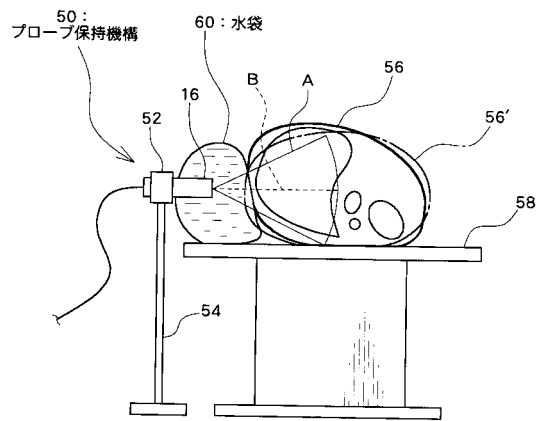
【図2】



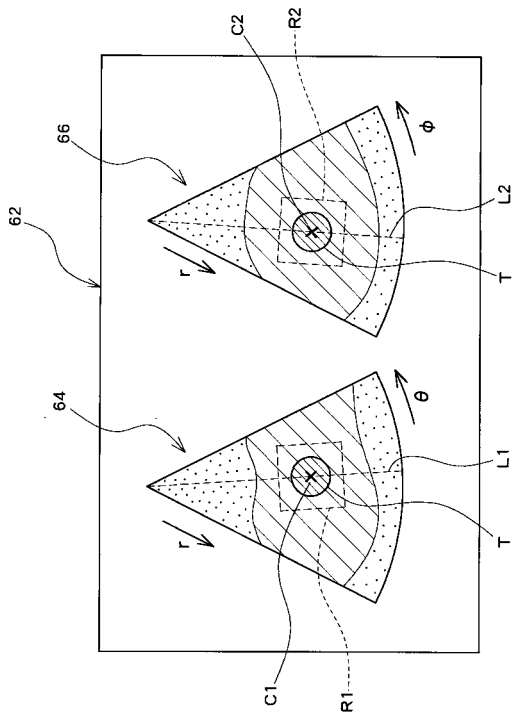
【図3】



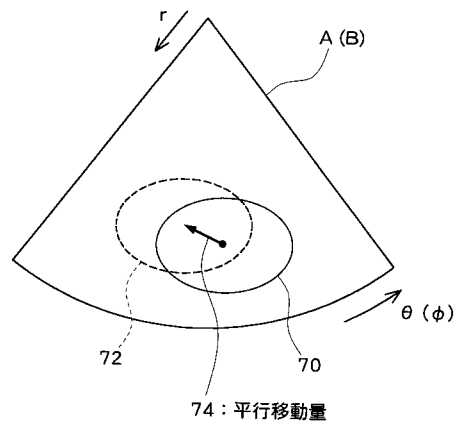
【図4】



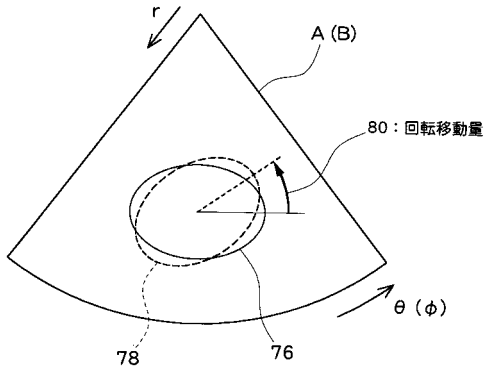
【図5】



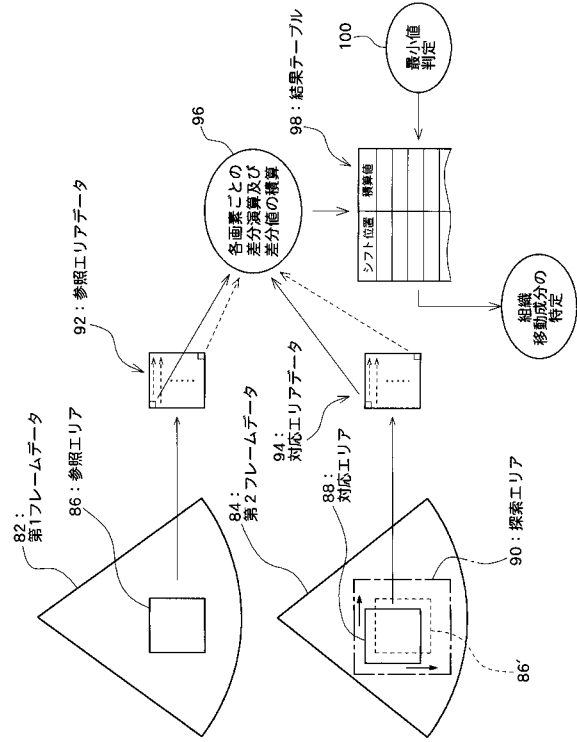
【図6】



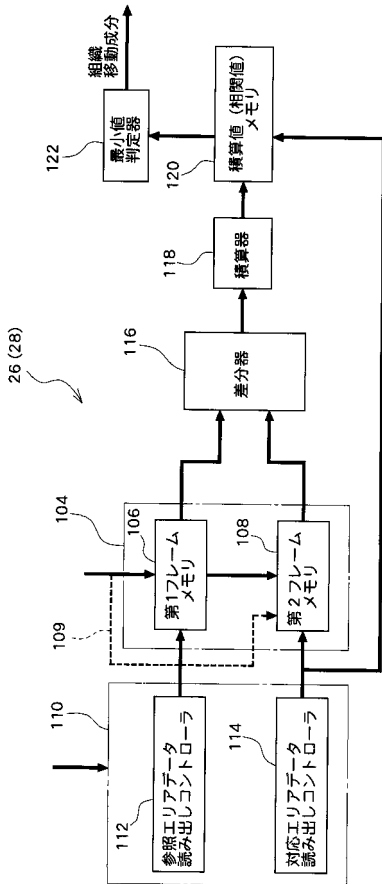
【図7】



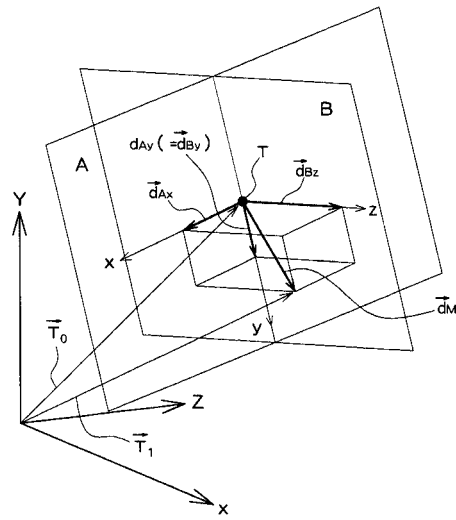
【図8】



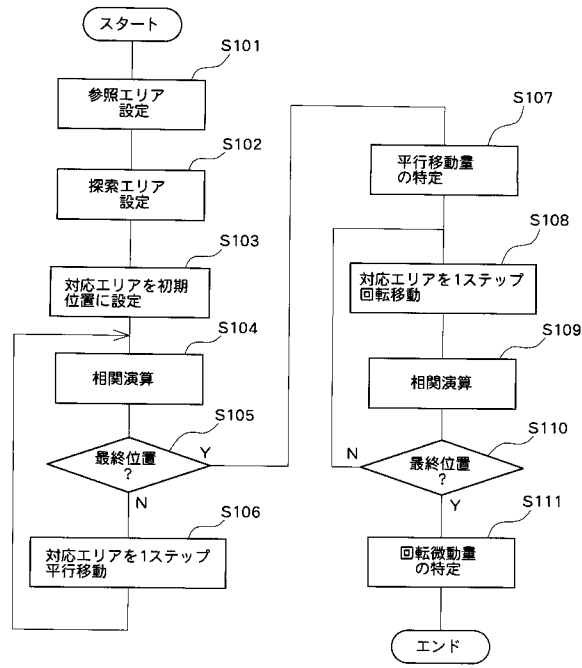
【図9】



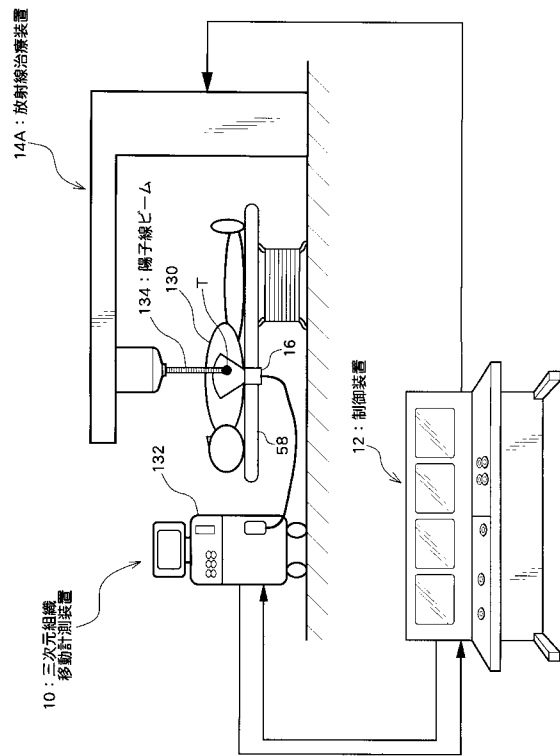
【図10】



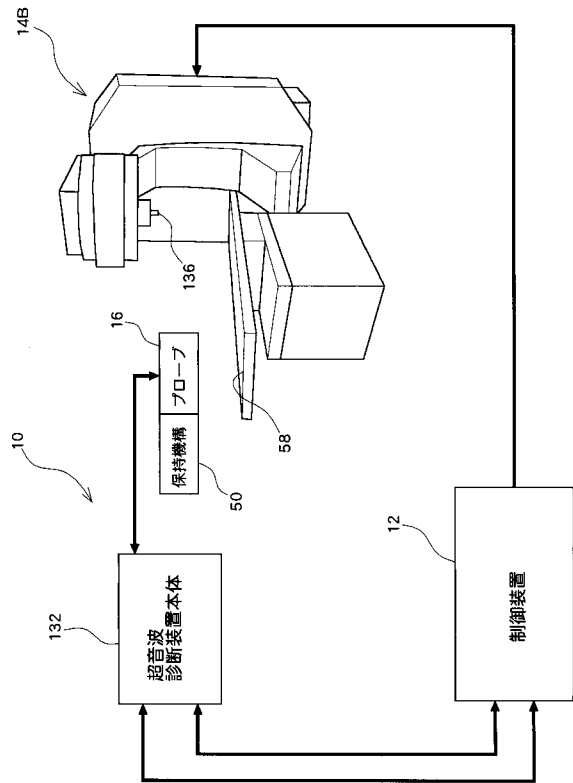
【図11】



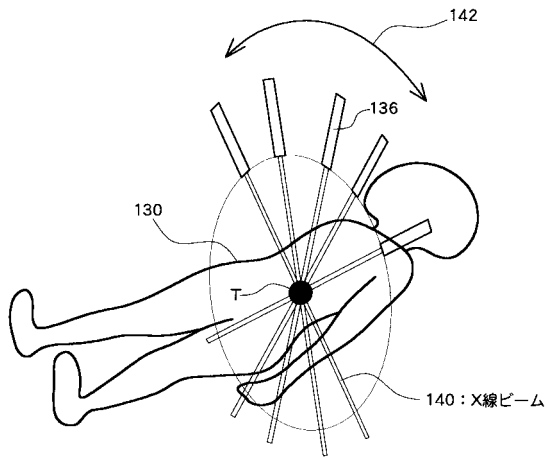
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平11-262489(JP,A)
特開2001-157677(JP,A)
特開平07-222744(JP,A)
特開平07-204202(JP,A)
特開2002-177273(JP,A)
特開2002-165795(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08
JSTPlus(JDreamII)
JMEDPlus(JDreamII)

专利名称(译)	三次元组织移动计测装置及び超音波诊断装置		
公开(公告)号	JP4394945B2	公开(公告)日	2010-01-06
申请号	JP2003427400	申请日	2003-12-24
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	望月刚		
发明人	望月 刚		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE20 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FE09 4C601/FF01 4C601/FF15 4C601/GB06 4C601/GC14 4C601/JB41 4C601/JC16 4C601/JC19 4C601/JC37 4C601/KK20 4C601/KK31		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	川上 则明		
其他公开文献	JP2005185333A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：利用超声波的发射和接收，实时测量运动目标组织的三维传递矢量。解决方案：由探针16形成正交的第一扫描表面和第二扫描表面，并且对于每个扫描表面在相互不同的时间相位的两个帧数据之间执行相关计算。因此，为每个扫描表面计算组织转移组件。对于每个时间相，从两个组织转移组件计算三维组织转移矢量。由于在不获取体数据的情况下形成双平面，因此快速计算三维组织转移矢量。可以基于计算的三维组织转移矢量自适应地和可变地设置每个扫描表面的位置。之

【图1】

