



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波によって患者の体内組織の位置を測定する位置測定装置であって、  
超音波センサと、  
前記超音波センサの位置を計測するセンサ位置計測部と、  
前記超音波センサによって取得した超音波波形から超音波画像を構成する位置算出装置と、を備え、

前記位置算出装置は、

前記超音波センサによって取得した超音波波形から第 1 画像を構成し、事前に取得した 3 次元画像と前記第 1 画像とを前記センサ位置計測部により取得したセンサ位置情報に基づき照合して前記患者の体内組織ごとの音速を算出し、

算出した前記患者の体内組織ごとの音速を用いて前記超音波センサによって取得した超音波波形から第 2 画像を構成し、前記第 2 画像から目標の組織の位置を算出する

ことを特徴とする位置測定装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の位置測定装置において、

前記位置算出装置は、

複数の呼吸位相において取得した 3 次元画像に基づき呼吸移動モデルを作成して、

前記センサ位置計測部で計測した前記超音波センサの位置情報を用いて呼吸位相を算出して、算出した呼吸位相に基づいて前記第 1 画像と照合する前記 3 次元画像を前記呼吸移動モデルから選択する

ことを特徴とする位置測定装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 に記載の位置測定装置において、

前記位置算出装置は、前記第 2 画像中の体内組織の位置情報を取得し、取得した位置情報から前記第 2 画像に対して音速情報を割当てて再構成画像を構成するとともに、前記再構成画像と前記第 2 画像との差分が所定値以下となるまで前記再構成画像を構成して、前記差分が所定値以下となった時の前記再構成画像を前記第 2 画像として目標の組織の位置を算出する

ことを特徴とする位置測定装置。

**【請求項 4】**

請求項 1 に記載の位置測定装置において、

前記位置算出装置は、

前記患者の体内組織ごとの音速を算出する際には、求めた音速から第 1 画像を再度構成し、事前に取得した 3 次元画像と再度構成した第 1 画像との差分が所定値以下となるまで前記再構成画像を構成して、前記差分が所定値以下となった時の前記音速を前記患者の体内組織ごとの音速とする

ことを特徴とする位置測定装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 に記載の位置測定装置において、

前記位置算出装置は、前記第 1 画像、あるいは前記 3 次元画像の画像化領域、画素サイズ、輝度を調整して、前記 3 次元画像と前記第 1 画像との画像の解像度を一致させる

ことを特徴とする位置測定装置。

**【請求項 6】**

請求項 4 に記載の位置測定装置において、

前記位置算出装置は、前記第 1 画像、および前記 3 次元画像の中の特徴点を用いて解像度を一致させる

ことを特徴とする位置測定装置。

**【請求項 7】**

請求項 1 に記載の位置測定装置において、

前記位置算出装置によって算出した前記患者の体内組織ごとの音速を記憶する音速データベースを更に備えた

ことを特徴とする位置測定装置。

【請求項 8】

対象とする体内組織位置を特定して、特定した体内組織位置に基づいて治療を行う治療システムであって、

請求項 1 に記載の位置測定装置と、

放射線を標的に対して照射する放射線照射装置と、

前記位置測定装置を用いて測定した体内組織位置に基づいて前記放射線照射装置における放射線照射位置を制御する放射線制御部と、を備えた

ことを特徴とする治療システム。

10

【請求項 9】

対象とする体内組織位置を特定して、特定した体内組織位置に基づいて治療を行う治療システムであって、

請求項 1 に記載の位置測定装置と、

超音波を標的に対して照射する超音波照射装置と、

前記位置測定装置を用いて測定した体内組織位置に基づいて前記超音波照射装置における超音波照射位置を制御する超音波制御部と、を備えた

ことを特徴とする治療システム。

20

【請求項 10】

超音波によって患者の体内組織の位置を測定する位置測定方法であって、

患者の 3 次元情報を取得するステップと、

前記患者の体内に向けて超音波を送信するとともに前記患者の体内から戻る超音波を受信するステップと、

前記超音波を送受信する超音波センサの位置を計測するステップと、

前記超音波センサの位置情報と受信した超音波波形とから第 1 画像を構成するステップと、

前記超音波センサの位置情報に基づいて前記 3 次元情報から前記第 1 画像に対応する 2 次元断面像を取得するステップと、

前記第 1 画像と前記 2 次元断面像との体内組織の位置、形状、境界のうち少なくともい

30

ずれかを照合して前記患者の体内組織ごとの音速を算出するステップと、

算出した音速を用いて第 2 画像を構成するステップと、

前記第 2 画像から目標の組織の位置を算出するステップと、を有する

ことを特徴とする位置測定方法。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の位置測定方法において、

複数の呼吸位相において前記 3 次元情報を取得するステップと、

前記 3 次元情報に基づき呼吸移動モデルを作成するステップと、

前記超音波センサの位置情報を用いて呼吸位相を算出するステップと、を更に有し、

前記 2 次元断面像を取得するステップでは、算出した呼吸位相に基づいて前記第 1 画像と照合する 3 次元情報を呼吸移動モデルから選択することで対応する前記 2 次元断面像を取得する

40

ことを特徴とする位置測定方法。

【請求項 12】

請求項 10 に記載の位置測定方法において、

算出した音速を用いて構成した前記第 2 画像中の体内組織の位置情報を取得するステップと、

取得した位置情報から前記第 2 画像に対して音速情報を割当てて再構成画像を構成するステップと、を更に有し、

前記第 2 画像を構成するステップでは、前記再構成画像と前記第 2 画像との差分が所定

50

値以下となるまで前記再構成画像を構成して、前記差分が所定値以下となった時の前記再構成画像を前記第 2 画像とする

ことを特徴とする位置測定方法。

【請求項 13】

請求項 10 記載の位置測定方法において、

前記患者の体内組織ごとの音速を算出するステップでは、求めた音速から第 1 画像を再度構成し、事前を取得した 3 次元画像と再度構成した第 1 画像との差分が所定値以下となるまで前記再構成画像を構成して、前記差分が所定値以下となった時の前記音速を前記患者の体内組織ごとの音速とする

ことを特徴とする位置測定方法。

10

【請求項 14】

請求項 10 記載の位置測定方法において、

前記患者の体内組織ごとの音速を算出するステップでは、前記第 1 画像、あるいは前記 3 次元画像の画像化領域、画素サイズ、輝度を調整して、前記 3 次元画像と前記第 1 画像との画像の解像度を一致させる

ことを特徴とする位置測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波で患者体内の特定の目標の 3 次元位置を測定するための位置測定装置およびこれを備えた治療システム、ならびに位置測定方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

装置自体の大型化や過度の複雑化を特に招来することなく、患者の呼吸や拍動もしくは体動などに起因する治療対象部位の挙動を検知して精度の高い放射線照射を行うことができる非侵襲性で且つ安全性の高い放射線治療システム並びに該装置を作動させる際に用いられるプログラム及び該プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体の一例として、特許文献 1 には、治療計画用 CT 画像の撮像時に治療計画用の超音波画像を同時撮像しておき、治療時には、リアルタイムに撮像した治療用超音波画像と治療計画用超音波画像とを比較して両超音波画像の相関値が所定値以上であるか否かを判定し、この相関値が所定値以上のときにのみ、治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、放射線照射手段を制御することが記載されている。

30

【0003】

また、超音波画像と、超音波診断装置とは異なる種類の医用画像診断装置により撮影された医用画像との位置合わせを精度良く行なうことを目的として、特許文献 2 には、超音波診断装置が有する画像処理部は、擬似超音波画像生成部と、指標算出部と、位置合わせ部とを備え、擬似超音波画像生成部は、超音波画像の位置合わせ対象となる 3 次元医用画像内に描出された各組織の物理的特性と、音源情報とに基づいて、3 次元医用画像を擬似的に超音波画像に変換した擬似超音波画像を生成して、指標算出部は、擬似超音波画像と超音波画像との類似性を表す指標を算出し、位置合わせ部は、擬似超音波画像生成処理及び指標算出処理を、音源情報を変更することで繰り返して実行させ、指標が最適となった擬似超音波画像の 3 次元医用画像における位置に基づいて、位置合わせを行なうことが記載されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2003 - 117010 号公報

【特許文献 2】特開 2012 - 75747 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【 0 0 0 5 】

がんの放射線療法では、治療を効率的に実施するためには、放射線が集中して照射される領域と治療対象であるがん腫瘍の存在する領域とが精度良く一致していることが重要である。

## 【 0 0 0 6 】

体内の腫瘍位置を測定する方法の一つが、特許文献 1 や特許文献 2 に記載されているような超音波を用いる方法である。

## 【 0 0 0 7 】

従来の放射線治療システムでは、事前に取得した CT (Computed Tomography) 像の情報から治療対象部位である体内組織の位置を特定し、それに基づいて治療計画を立てる。これとともに、患者を放射線治療システムの治療台に固定し、照射方向、強度等の放射線の特性を制御することで患者の治療対象部位である体内組織に放射線を照射して治療している。

10

## 【 0 0 0 8 】

しかし、放射線照射中に患者自身の呼吸に起因して、患者の治療対象部位が事前に計画した放射線照射位置から動くことが知られており、精度良く治療することの課題となっていた。

## 【 0 0 0 9 】

この課題に対して、あらかじめ患者の体内に金等から構成されたマーカーを埋め込んでおき、このマーカーを X 線透過像で撮像して追跡することにより治療対象部位の動きを検知し、事前の治療計画や照射時の放射線制御に利用することで、精度良く治療する方法が確立されている。

20

## 【 0 0 1 0 】

一方、治療中の X 線照射による被ばく量を抑え、かつ軟部組織を精度よく描出し、呼吸による患者の動きに対応できるような体内の位置測定装置の実現が望まれている。これを実現する方法として、超音波画像を用いる方法がある。

## 【 0 0 1 1 】

特許文献 1 では、マーカーと X 線に代わり、事前に取得した CT 像と同時に取得した超音波画像と治療中に取得した超音波画像との相関値が高いタイミングで放射線を照射することが記載されている。

30

## 【 0 0 1 2 】

ここで、体内を伝搬する超音波の音速は、組織により異なる。例えば、脂肪中の音速は約 1450 m/s、血液・筋肉・臓器中の音速は約 1530 ~ 1630 m/s、骨中の音速は約 2700 ~ 4100 m/s であることが知られている。また、音速の異なる媒質を伝搬する超音波は、スネルの法則に従う屈折現象が生じる。

## 【 0 0 1 3 】

また、患者ごとに体内組織の状態が異なるため、同じ組織であっても患者が違っていると音速が異なる。

## 【 0 0 1 4 】

このため、上述した特許文献 1 のように人体の組織を均一であるとして超音波像を構成する方法では、組織間の音速差やスネルの法則による屈折により超音波像が歪む。このため、CT 像との相関値が低下し、算出した照射タイミングにおける腫瘍の想定位置と、実際の腫瘍の位置に誤差が生じる可能性がある。

40

## 【 0 0 1 5 】

特許文献 2 に記載の画像処理装置は、CT 像や MRI (Magnetic Resonance Imaging) 像などの 3 次元医用画像上に仮想的な音源を設定し、3 次元医用画像に対応する疑似超音波像を生成して、3 次元医用画像と疑似超音波像とを照合して音速を算出する方法である。

## 【 0 0 1 6 】

しかしながら、特許文献 2 に記載の方法は実測の超音波波形データに基づく音速の算出

50

ではない。このため、実際の腫瘍の位置と算出位置に誤差が生じる可能性がある、との課題がある。

【 0 0 1 7 】

本発明は、上記課題に鑑みなされたものであって、治療中の超音波画像からであっても高精度に目標位置を測定することができる位置測定装置、およびこれを備えた治療システム、ならびに位置測定方法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】

【 0 0 1 8 】

本発明は、上記課題を解決する手段を複数含んでいるが、その一例を挙げるならば、超音波によって患者の体内組織の位置を測定する位置測定装置であって、超音波センサと、前記超音波センサの位置を計測するセンサ位置計測部と、前記超音波センサによって取得した超音波波形から超音波画像を構成する位置算出装置と、を備え、前記位置算出装置は、前記超音波センサによって取得した超音波波形から第1画像を構成し、事前に取得した3次元画像と前記第1画像とを前記センサ位置計測部により取得したセンサ位置情報に基づき照合して前記患者の体内組織ごとの音速を算出し、算出した前記患者の体内組織ごとの音速を用いて前記超音波センサによって取得した超音波波形から第2画像を構成し、前記第2画像から目標の組織の位置を算出することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、治療中の超音波画像からであっても高精度に目標位置を測定することができる。上記した以外の課題、構成および効果は、以下の実施例の説明により明らかにされる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 0 】

【図1】本発明の実施例1の位置測定装置の機能ブロック図の一例である。

【図2A】超音波による体内の画像化の概念図である。

【図2B】図2Aの断面図である。

【図2C】図2Bに示す系によって得られた超音波像の一例を示す図である。

【図3A】実施例1の位置測定装置によって得られる3次元医用画像の概念図である。

【図3B】実施例1の位置測定装置によって得られる超音波画像の概念図である。

30

【図4】実施例1の位置測定装置による超音波画像の補正方法の概念図である。

【図5A】比較のための音速データベースの概念図である。

【図5B】実施例1の位置測定装置による音速データベースの概念図である。

【図6】実施例1の位置測定装置による画像照合処理の一例を示すフローチャートである。

【図7】実施例1の位置測定装置による音速演算処理の一例を示すフローチャートである。

【図8】実施例1の位置測定装置による超音波画像構成処理の一例をフローチャートである。

【図9】本発明の実施例2の位置測定装置を備える放射線治療システムの概念図である。

40

【図10】本発明の実施例3の位置測定装置を備える超音波治療システムの概念図である。

【図11】本発明の実施例4の位置測定装置の概念図である。

【図12】本発明の実施例5の位置測定装置の概念図である。

【図13】実施例5の位置測定装置による超音波画像の再構成法の一例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 1 】

以下に本発明の位置測定装置、およびこれを備えた治療システム、ならびに位置測定方法の実施例を、図面を用いて説明する。

50

## 【 0 0 2 2 】

## &lt; 実施例 1 &gt;

本発明の位置測定装置、および位置測定方法の実施例 1 について図 1 乃至図 8 を用いて説明する。図 1 乃至図 8 で共通する部分については同一の符号を付している。

## 【 0 0 2 3 】

図 1 は本実施例による位置測定装置の概念図、図 2 A 乃至図 2 C は患者体内とそれを画像化した超音波像の模式図、図 3 A および図 3 B は患者の 3 次元情報の断面図と超音波像の比較による音速演算方法を示す概念図、図 4 は音速演算方法における超音波受信データの時間領域データを示す概念図、図 5 B は本実施例により算出される音速情報を保有するデータベースの概念図、図 6 は本実施例による 3 次元情報と超音波像の画像照合処理を示すフローチャート、図 7 は本実施例による音速演算処理を示すフローチャート、図 8 は本実施例における音速データベースの音速データを参照して超音波像を構成する処理を示すフローチャートである。

10

## 【 0 0 2 4 】

まず、図 1 乃至図 5 B を用いて本実施例による位置測定装置の構成と役割を説明する。

## 【 0 0 2 5 】

図 1 に示す位置測定装置は、寝台に固定して寝かされた患者 1 0 0 の体内組織の 3 次元目標位置を超音波によって測定する装置である。

## 【 0 0 2 6 】

この位置測定装置は、図 1 に示すように、3 次元情報取得部 1 0 1、3 次元情報データベース 1 0 2、目標位置算出装置 1 0 3、超音波計測装置 1 0 4、センサ位置計測部 1 0 5、表示部 1 0 6 を備えている。

20

## 【 0 0 2 7 】

位置測定装置では、患者 1 0 0 は、ロボットアーム等の固定治具（図示省略）によりその位置が固定された超音波センサ 1 0 4 C がその体表に押し付けられるように設置された状態で寝台 9 9 に固定される。

## 【 0 0 2 8 】

超音波計測装置 1 0 4 は、超音波計測データベース 1 0 4 A、超音波送受信部 1 0 4 B、超音波センサ 1 0 4 C から構成される。

## 【 0 0 2 9 】

超音波センサ 1 0 4 C は超音波送受信部 1 0 4 B から電気信号を受け取って、超音波を励振し、患者 1 0 0 の体内に送信する。また、患者 1 0 0 の体内から反射、散乱によって戻ってくる超音波を受信して電気信号に変換し、超音波送受信部 1 0 4 B に送信する。

30

## 【 0 0 3 0 】

超音波送受信部 1 0 4 B は超音波センサ 1 0 4 C から受け取った電気信号を増幅処理し、超音波計測データベース 1 0 4 A へ送る。超音波計測データベース 1 0 4 A は、受け取った超音波受信信号を記憶する。

## 【 0 0 3 1 】

超音波センサ 1 0 4 C の内部には電気信号と超音波を相互に変換する素子が配置されており、それぞれの素子の励振タイミングを超音波送受信部 1 0 4 B で制御することで、超音波のフォーカス位置が走査可能となっている。

40

## 【 0 0 3 2 】

超音波計測データベース 1 0 4 A に保有された反射、散乱による超音波受信信号は目標位置算出装置 1 0 3 に送られ、第 1 画像構成部 1 0 3 A や第 2 画像構成部 1 0 3 E にて合成することで、超音波操作範囲の超音波像を取得することができる。

## 【 0 0 3 3 】

図 2 A 乃至図 2 C に超音波で患者体内を画像化する様子の概念図を示す。

## 【 0 0 3 4 】

図 2 A に示すような、患者 1 0 0 の人体内のある領域 2 0 2 を患者の足側から見た方向（画像確認方向 2 0 3）から見える断面図が図 2 B に示すような像である。図 2 B に示す

50

ように、患者 100 の断面には、例えば体表 204、臓器 205、腫瘍 206、骨 207 などが存在する。

【0035】

この断面のうち、体表 204 に設置した超音波センサ 104C が画像化する体内の領域の一例が領域 209 であり、超音波信号から構成された超音波像が図 2C に示すようなものである。

【0036】

ここで、ある患者 100 の体内組織は、各々に異なる音速を有している。また、同一の組織であっても患者 100 が異なれば異なる速度となっている。

【0037】

さらに、体内の組織間で音響インピーダンスが異なる場合を考える。この場合、スネルの法則に従い、境界を通過するたびに屈折が生じて、例えば図 2B に示すような経路で伝搬する。したがって、超音波センサの各素子で受信される信号は、屈折を考慮しない場合と比べて伝搬時間  $t$  にずれが生じる。そのため、例えば、図 2C に示す超音波像において、超音波像上で確認される体内組織の境界 205B や目標位置 206B と、実際の境界の位置 205A や目標位置 206A とはそれぞれにずれが生じる。

【0038】

そこで、本発明では、予め患者 100 の体内組織や目標の 3 次元移動情報を取得、保存する。また、保存した 3 次元情報と超音波像とを照合して、患者 100 毎に、また体内組織毎に音速を算出して、音速データベース 103D に保存する。

【0039】

その上で、実際に目標の位置を測定する際の超音波の画像構成において、予め音速データベース 103D に保存しておいた患者 100 の体内組織ごとの音速を反映することで超音波像中の目標の实在位置のずれを補正して高精度な目標位置の測定を行う。

【0040】

図 1 において、3 次元情報取得部 101 は、例えば、呼吸に同期したタイミングで、少なくとも位置算出の対象とする目標を含む CT 像や MRI 像等の 3 次元画像を撮像する。

【0041】

この時、超音波センサ 104C が 3 次元画像のアーチファクトを作ることがある。このような場合は、3 次元情報取得に際して超音波センサ 104C の代わりに、超音波センサ 104C による体表の押し付けを模擬したアーチファクトが少ないダミーセンサを用いることが望ましい。

【0042】

取得した情報は 3 次元情報データベース 102 に送られ、そこで保存される。

【0043】

センサ位置計測部 105 は、例えば光学センサ、磁気センサ、超音波センサなどであり、超音波信号の収集と同期して、超音波の発信中や受信中における実際の超音波センサ 104C を設置する位置を計測する機器である。

【0044】

センサ位置計測部 105 としては、光学センサ等以外にも他の様々な方式を採用することができ、したがって、ここで示した例は、本発明の実施例を限定するものではない。

【0045】

また、超音波センサ 104C によるセンサ範囲の情報、すなわち実際の超音波像と 3 次元情報データベース 102 に保存された 3 次元情報から得られる 2 次元断面像との比較領域の範囲の情報は超音波計測データベース 104A に保存される。

【0046】

目標位置算出装置 103 は超音波センサ 104C によって取得した超音波波形から超音波画像を構成して、患者 100 内における目的の体内組織の 3 次元位置を求める処理装置である。

【0047】

10

20

30

40

50

この目標位置算出装置 103 は、第 1 画像構成部 103 A、3 次元情報超音波画像照合部 103 B、音速演算部 103 C、患者毎の体内組織の音速データベース 103 D、第 2 画像構成部 103 E、目標位置演算部 103 F、目標位置出力部 103 G、を有している。

【0048】

第 1 画像構成部 103 A は、超音波計測データベース 104 A に保存された超音波受信信号から超音波像（第 1 画像）を構成する。構成した超音波像を 3 次元情報超音波画像照合部 103 B に出力する。

【0049】

3 次元情報超音波画像照合部 103 B は、センサ位置計測部 105 で計測されたセンサ位置情報を超音波計測データベース 104 A から取得して、3 次元情報データベース 102 に保存された 3 次元情報のうちの断面の像（2 次元断面像）を得るべきかを決定する。その後、超音波計測データベース 104 A に保存された 3 次元情報との比較領域の範囲情報を参照して、決定した 2 次元断面像と第 1 画像構成部 103 A から出力された超音波像との両画像を照合する。

10

【0050】

この照合の前には、3 次元情報超音波画像照合部 103 B は、第 1 画像構成部 103 A から出力された超音波像、あるいは決定した 2 次元断面像の画像化領域、画素サイズ、輝度を調整して、両画像の解像度を一致させることが望ましい。

【0051】

例えば、3 次元情報超音波画像照合部 103 B は、最初に 3 次元情報データベース 102 に保存した 3 次元情報画像と実超音波画像の解像度を比較し、3 次元情報画像と実超音波画像のどちらか一方の画像に関して画素データを内挿することで両者の画像の解像度を一致させておく。

20

【0052】

画素の内挿の方法は、最近傍補間、双一次補間、双三次補間などが一般に知られており、目標とする位置算出精度に応じて適切な方法を選択することができる。内挿処理を行う画像はどちらの画像でも良いが、解像度の低い方の画像を解像度の高い画像に合わせることを望ましい。

【0053】

また、3 次元情報超音波画像照合部 103 B は、両画像の解像度を一致させる場合は、両画像中の特徴点を用いて一致させることが望ましい。

30

【0054】

音速演算部 103 C は、3 次元情報超音波画像照合部 103 B で照合した、決定した 3 次元情報に基づいた 2 次元断面像と、第 1 画像構成部 103 A から出力された超音波像とから患者 100 の体内組織ごとの音速を算出する。算出した体内組織ごとの音速の情報は音速データベース 103 D に出力する。

【0055】

図 3 A および図 3 B を用いて超音波像と 3 次元情報との照合による体内組織の音の算出方法の一例について説明する。

40

【0056】

3 次元情報超音波画像照合部 103 B は、図 3 A に示すような 3 次元情報の特定の断面における 2 次元断面像 301 A から、図 3 B に示すような第 1 画像構成部 103 A により構成された超音波像 209 に対応する領域を、センサ位置計測部 105 の超音波センサの例えば座標、傾斜角度の情報に基づき特定する。このとき、超音波像は、予め設定した、文献などで報告されている体内中の超音波の音速  $v_0$  を用いて構成する。

【0057】

特定した 2 次元断面像 301 B と超音波像の比較の一例を図 3 B に示す。音速演算部 103 C では、3 次元情報から特定した断面上に描出された体内組織の境界面 303 の位置  $R_i$  と超音波像上に描出された体内組織の境界面 302 の位置  $r_i$ 、とを比較することで

50

、両者の位置誤差  $d_i$  を算出する。また、音速演算部 103C では、3次元情報から特定した断面上に描出された標的 304A の境界面の位置と超音波像上に描出された標的 304B の境界面の位置等を用いることが可能である。

【0058】

体内組織の正確な音速  $v$  は、音速補正項  $v_c$  を用いると  $v = v_0 + v_{c_i}$  で表され、 $v_{c_i} = v_0 (d_i / r_i)$  と表せる。音速演算部 103C は、この音速演算を両画像中の 1 つ以上の指標で補正することで、各体内組織の音速を算出する。

【0059】

また、音速演算部 103C は、求めた音速から第 1 画像を再度構成して、事前に取得した 3次元画像と再度構成した第 1 画像との差分が所定値以下となるまで音速を求め、再構成画像を構成し続けることが望ましい。音速演算部 103C は、差分が所定値以下となった時の音速を患者の体内組織ごとの音速として音速データベース 103D に保存する。

10

【0060】

照合する指標は、例えば体内組織の重心、複数の組織間の相対距離などであり、両画像からの位置情報を比較できる値を用いることが望ましい。

【0061】

上記により算出した音速で、超音波受信信号の時間領域データを補正する方法について図 4 を用いて説明する。図 4 中、 $\phi_{nm}$  はそれぞれ超音波センサ 104C 上の  $m$  番目の素子から送信された信号を  $n$  番目の素子が受信した信号強度である。

【0062】

図 4 に示すように、各組織の音速を算出する前の受信信号 401A と、音速を算出した後の受信信号 401B とでは、それぞれ同一の受信信号  $\phi_{nm}$  において  $\Delta t_{nm}$  の伝搬時間差がある。

20

【0063】

そこで、各組織の音速を算出した後にも超音波画像を再構成することで、すべての超音波の受信信号  $\phi_{nm}$  においてこの時間差  $\Delta t_{nm}$  が補正され、より実際の体内組織の状態に近い画像を得ることができる。

【0064】

音速データベース 103D は、目標位置算出装置 103 によって算出した患者 100 の体内組織ごとの音速を記憶する。

30

【0065】

図 5B に、音速データベース 103D に記憶される算出された音速データの一例を示す。

【0066】

従来の超音波検査では、体内組織の音速を、例えば患者毎に各組織に均一な音速データで画像を構成していた。これに対し、本実施例では、図 5B に示すように、算出した各体内組織毎、患者毎の音速データが音速データベース 103D に保有される。

【0067】

目標位置算出装置 103 では、実際に目標の体内組織の 3次元位置を求める。以下、算出した患者 100 の体内組織ごとの音速を用いて超音波センサ 104C によって取得した超音波波形から第 2 画像を構成し、第 2 画像から目標の組織の位置を算出する構成とその詳細について以下説明する。

40

【0068】

第 2 画像構成部 103E では、音速データベース 103D に保有された音速データを読み出す。また、実際に目標の体内組織の 3次元位置を求める際に超音波センサ 104C で受信して、超音波計測データベース 104A に記録された超音波受信信号と、センサ位置計測部 105 で計測した超音波センサ 104C の位置情報と、音速データとに基づき、超音波像（第 2 画像）を構成する。

【0069】

目標の位置座標を目標位置演算部 103F では、第 2 画像構成部 103E で構成された

50

超音波像から目標の体内組織の３次元位置を演算し、目標位置出力部１０３Ｇに出力する。

【００７０】

目標位置出力部１０３Ｇは入力された３次元位置を表示信号に変換し、表示部１０６に出力して表示させる。

【００７１】

出力方法は、例えば、モニタ上に基準座標からの相対位置を数値で表示する、取得した３次元情報に対応する位置をモニタ上に表示する、あるいは、適当にエンコードされた電気信号として有線あるいは無線で送信する方法がある。この他、出力方法は、算出した体内組織位置の利用目的に応じて様々な方式を採用することができ、したがって、ここで示した例は、本発明の実施例を限定するものではない。

10

【００７２】

なお、目標位置算出装置１０３内の第１画像構成部１０３Ａや、３次元情報超音波画像照合部１０３Ｂ、音速演算部１０３Ｃ、第２画像構成部１０３Ｅ、目標位置演算部１０３Ｆ、目標位置出力部１０３Ｇ、超音波計測装置１０４の超音波送受信部１０４Ｂは、ＣＰＵやメモリ、インターフェース等を備えたコンピュータやＦＰＧＡ（Ｆｉｅｌｄ－Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ　Ｇａｔｅ　Ａｒｒａｙ）にプログラムを読み込ませて計算を実行させることで実現できる。これらのプログラムは各構成内の内部記録媒体や外部記録媒体（図示省略）に格納されており、ＣＰＵによって読み出され、実行される。

【００７３】

20

なお、動作の制御処理は、１つのプログラムにまとめられていても、それぞれが複数のプログラムに別れていてもよく、それらの組み合わせでもよい。また、プログラムの一部または全ては専用ハードウェアで実現してもよく、モジュール化されていても良い。更には、各種プログラムは、プログラム配布サーバや内部記憶媒体や外部記録媒体から各装置にインストールされてもよい。

【００７４】

また、各々は独立している必要はなく、２つ以上を一体化、共通化して、処理のみを分担してもよい。また、少なくとも一部の構成が有線もしくは無線のネットワークを介して接続されているものとすることができる。後述する各実施例においても同様である。

【００７５】

30

３次元情報データベース１０２や超音波計測データベース１０４Ａ、音速データベース１０３Ｄは、メモリやハードディスク、外部記憶装置などを用いて構成することができる。

【００７６】

次に、本実施例に係る超音波によって患者１００の体内組織の位置を測定する位置測定方法について図６乃至図８を参照して説明する。

【００７７】

最初に、本実施例の位置測定方法における画像照合方法について図６を用いて説明する。これらの処理は、超音波計測装置１０４やセンサ位置計測部１０５、目標位置算出装置１０３の第１画像構成部１０３Ａ、３次元情報超音波画像照合部１０３Ｂにおいて好適に実施される。

40

【００７８】

まず、処理を開始する（ステップＳ６０１）。ここでは、患者１００は寝台に固定され、超音波センサ１０４Ｃがその体表面に準備されているとする。また、既に患者１００の３次元画像等の３次元情報は取得されているものとする。

【００７９】

次いで、超音波センサ１０４Ｃから患者１００の体内に向けて超音波信号を発信するとともに、超音波センサ１０４Ｃによって患者１００の体内から戻る超音波の受信信号を収集する（ステップＳ６０２）。また、上記した超音波信号の収集と同期して、超音波センサ１０４Ｃの３次元位置をセンサ位置計測部１０５で計測する（ステップＳ６０３）。

50

## 【0080】

その後、第1画像構成部103Aにおいて、ステップS602で収集した超音波信号とステップS603で計測した超音波センサ位置情報とから超音波像（第1画像）を構成する（ステップS606）。

## 【0081】

このステップS606と並行して、3次元情報超音波画像照合部103Bは、患者100毎、時系列ごとに保有された3次元情報データベース102から3次元画像等の3次元情報を取得する（ステップS604）。その後、3次元情報超音波画像照合部103Bは、計測された超音波センサ位置情報に基づき、ステップS606において構成される超音波像に対応する3次元情報上の2次元断面像を取得する（ステップS605）。 10

## 【0082】

ステップS605およびステップS606の処理後は、ステップS605で取得した2次元断面像とステップS606で構成した超音波像との両画像を表示部106等において並べて表示する（ステップS607）。

## 【0083】

その後、処理を終了し、図7に示すような音速演算処理に進める（ステップS608）。

## 【0084】

続いて、図7を用いて本実施例の位置測定装置における音速演算方法について説明する。これらの処理は、目標位置算出装置103の音速演算部103Cにおいて好適に実施される。 20

## 【0085】

まず、処理を開始する（ステップS701）。ここでは、上記の画像照合のステップS607までが完了しているとする。

## 【0086】

次いで、音速演算部103Cは、構成された超音波像中の体内組織の境界を抽出する（ステップS702）。また、音速演算部103Cは、3次元情報から照合した2次元断面像中の体内組織の境界を抽出する（ステップS703）。この際、ステップS606において構成される超音波像、あるいは2次元断面像の画像化領域、画素サイズ、輝度を調整して、両画像の解像度を一致させることが望ましい。解像度を一致させる手法は、上述の通りである。 30

## 【0087】

その後、音速演算部103Cは、ステップS702で抽出した超音波像中の境界面とステップS703で抽出した2次元断面像中の体内組織の境界面との位置誤差を計算する（ステップS704）。

## 【0088】

次いで、音速演算部103Cは、上述のステップS704で求めた位置誤差から体内組織ごとの音速を算出する（ステップS705）。

## 【0089】

その後、音速演算部103Cは、ステップS705で算出した体内組織ごとの音速を用いて、超音波画像を構成する（ステップS706）。 40

## 【0090】

更に、音速演算部103Cは、ステップS706で画像化した超音波像中の体内組織の境界を抽出する（ステップS707）。

## 【0091】

その後、音速演算部103Cは、ステップS707で画像化した体内組織の境界の位置とステップS703で抽出した3次元情報とに基づき抽出した体内組織の境界の位置の誤差を計算する（ステップS708）。

## 【0092】

次いで、音速演算部103Cは、ステップS708で計算した誤差が予め設定した閾値 50

以下か否かを判定する（ステップ S 7 0 9）。計算した誤差が予め設定した閾値以下と判定されたときは、ステップ S 7 0 5 で算出した音速が所望の精度を満たしているとして、処理を進めて上記で算出した音速を体内組織ごとに音速データベース 1 0 3 D に保存し（ステップ S 7 1 0）、処理を終了する（ステップ S 7 1 1）。

【0093】

これに対し、ステップ S 7 0 9 において誤差が予め設定した閾値より大きいと判定されたときは、処理をステップ S 7 0 4 に戻して、体内組織ごとの音速が所定水準よりも高精度になるまで音速算出処理を繰り返す。

【0094】

これらステップ S 7 0 1 からステップ S 7 1 1 が、第 1 画像と 2 次元断面像との体内組織の位置、形状、境界のうち少なくともいずれかを照合して患者 1 0 0 の体内組織ごとの音速を算出するステップに相当する。

10

【0095】

続いて、図 8 を用いて本実施例の位置測定装置における音速を参照して画像構成する第 2 画像構成方法について説明する。これらの処理は、目標位置算出装置 1 0 3 の第 2 画像構成部 1 0 3 E、目標位置演算部 1 0 3 F、目標位置出力部 1 0 3 G において好適に実施される。

【0096】

まず、処理を開始する（ステップ S 8 0 1）。ここでは、上記の音速演算が完了し、患者毎の各体内組織の音速が音速データベース 1 0 3 D に保存されているとする。

20

【0097】

次いで、第 2 画像構成部 1 0 3 E は、第 2 画像構成部 1 0 3 E は、音速データベース 1 0 3 D から対象の患者 1 0 0 に固有の体内組織毎の音速データを読み出す（ステップ S 8 0 2）。

【0098】

これと並行して、あるいは予め、超音波センサ 1 0 4 C から患者 1 0 0 の体内に向けて超音波信号を発信するとともに、超音波センサ 1 0 4 C によって患者 1 0 0 の体内から戻る超音波の受信信号を収集する（ステップ S 8 0 3）。また、上記超音波信号の収集と同期して、超音波センサ 1 0 4 C の 3 次元位置をセンサ位置計測部 1 0 5 で計測する（ステップ S 8 0 4）。

30

【0099】

その後、第 2 画像構成部 1 0 3 E は、ステップ S 8 0 2 で読み出した音速を用いてステップ S 8 0 3 で収集した超音波信号とステップ S 8 0 4 で計測した超音波センサ位置から超音波像（第 2 画像）を構成する（ステップ S 8 0 5）。

【0100】

次いで、第 2 画像構成部 1 0 3 E は、ステップ S 8 0 5 で構成した超音波像を目標位置演算部 1 0 3 F に対して出力する（ステップ S 8 0 6）。

【0101】

その後、目標位置演算部 1 0 3 F は、出力された超音波像を用いて標的の 3 次元位置を算出し、目標位置出力部 1 0 3 G を介して表示部 1 0 6 に求めた 3 次元位置情報を出力する（ステップ S 8 0 7）。

40

【0102】

最後に、処理を終了する（ステップ S 8 0 8）。

【0103】

次に、本実施例の効果について説明する。

【0104】

上述した本発明の実施例 1 の超音波によって患者 1 0 0 の体内組織の位置を測定する位置測定装置は、超音波センサ 1 0 4 C と、超音波センサ 1 0 4 C の位置を計測するセンサ位置計測部 1 0 5 と、超音波センサ 1 0 4 C によって取得した超音波波形から超音波画像を構成する目標位置算出装置 1 0 3 と、を備え、目標位置算出装置 1 0 3 は、超音波セン

50

サ 1 0 4 C によって取得した超音波波形から第 1 画像を構成し、事前に取得した 3 次元画像と第 1 画像とをセンサ位置計測部 1 0 5 により取得したセンサ位置情報に基づき照合して患者 1 0 0 の体内組織ごとの音速を算出し、算出した患者 1 0 0 の体内組織ごとの音速を用いて超音波センサ 1 0 4 C によって取得した超音波波形から第 2 画像を構成し、第 2 画像から目標の組織の位置を算出する。

【 0 1 0 5 】

このような構成によって、患者毎、および組織ごとの音速を予め求めることができる。このため、治療中等に実際の患者体内の状態を従来に比べてより正確に反映した超音波画像を構成することができるようになる。従って、侵襲性が低く、軟部組織を精度よく描画できる超音波画像を用いて高精度に患者体内の目標位置を算出することができるようになり、体内組織の目標物の位置を従来技術に比べて高い精度で測定することができる。

10

【 0 1 0 6 】

また、目標位置算出装置 1 0 3 の 3 次元情報超音波画像照合部 1 0 3 B は、第 1 画像、あるいは 3 次元画像の画像化領域、画素サイズ、輝度を調整して、3 次元画像と第 1 画像との画像の解像度を一致させることにより、3 次元情報画像と実超音波画像との照合の精度を向上させることができる。このため、2 つの画像のずれ量をより正確に算出できるようになり、求める音速の精度をより向上させることができる。

【 0 1 0 7 】

更に、目標位置算出装置 1 0 3 の 3 次元情報超音波画像照合部 1 0 3 B は、第 1 画像と、3 次元画像の中の特徴点を用いて解像度を一致させることで、速やかに、かつ簡易に 3 次元情報画像と実超音波画像との解像度を一致させることができる。

20

【 0 1 0 8 】

また、音速演算部 1 0 3 C は、求めた音速から第 1 画像を再度構成して、事前に取得した 3 次元画像と再度構成した第 1 画像との差分が所定値以下となるまで再構成画像を構成し続けることにより、患者毎、体内組織ごとの音速の精度を高めることができ、より高精度な超音波画像を描写することができるようになる。

【 0 1 0 9 】

更に、目標位置算出装置 1 0 3 によって算出した患者 1 0 0 の体内組織ごとの音速を記憶する音速データベース 1 0 3 D を更に備えたことにより、治療中などに患者毎、および体内組織ごとの音速を求める必要がなく、治療時に速やかに実際の患者体内の状態を反映した超音波画像をより容易に構成することができる。

30

【 0 1 1 0 】

なお、本発明では、高精度に患者体内の目標位置を算出するためには、侵襲性が低く、軟部組織を精度よく描画できる超音波画像を得ることが最も重要であり、そのためには事前に取得した 3 次元画像と第 1 画像とをセンサ位置計測部により取得したセンサ位置情報に基づき照合して患者 1 0 0 の体内組織ごとの音速を算出し、望ましくはデータベースに記憶しておくことが最も効果的である。

【 0 1 1 1 】

すなわち、第 1 画像構成部 1 0 3 A、3 次元情報超音波画像照合部 1 0 3 B、音速演算部 1 0 3 C、および音速データベース 1 0 3 D を備えていることが最も効果的である。

40

【 0 1 1 2 】

従って、これら第 1 画像構成部 1 0 3 A 乃至音速演算部 1 0 3 C に相当する構成を既存の超音波検査装置などに組み込むことによって、既存の装置においても実際の患者 1 0 0 内の状態をより正確に反映した超音波画像を得ることができるようになる。更には、音速データベース 1 0 3 D に相当する構成を組み込むことがより望ましい。

【 0 1 1 3 】

< 実施例 2 >

本発明の実施例 2 の位置測定装置を備えた治療システムについて図 9 を用いて説明する。なお、実施例 1 と同じ構成には同一の符号を示し、説明は省略する。以下の実施例においても同様とする。

50

## 【 0 1 1 4 】

図 9 は、本実施例 2 の位置測定装置を備える放射線治療システムの概念図である。

## 【 0 1 1 5 】

図 9 に示す本実施例の治療システムは、対象とする体内組織位置を特定して、特定した体内組織位置に基づいて治療対象部位（標的）に対して治療用放射線を照射するシステムであって、実施例 1 で説明した位置測定装置と、放射線を標的に対して照射する放射線照射装置 9 0 1 と、位置測定装置を用いて測定した体内組織位置に基づいて放射線照射装置 9 0 1 における放射線照射位置を制御する照射制御部 9 0 3 と、を備えている。

## 【 0 1 1 6 】

用いる治療用放射線は、陽子線や、炭素やヘリウム等の重粒子線、X 線、中性子線などがあり、その種類は特に限定されることはない。

10

## 【 0 1 1 7 】

照射制御部 9 0 3 は目標位置算出装置 9 1 3 によって算出された目標位置を目標位置算出装置 9 1 3 内の目標位置出力部 1 0 3 G から信号として受け取り、放射線照射装置 9 0 1 を制御することにより患者 1 0 0 に照射される X 線や粒子線の放射線 9 0 2 の照射位置を制御する。これにより、放射線照射位置を治療計画で計画した治療対象部位の領域に集中して放射線を照射するようになっている。

## 【 0 1 1 8 】

位置測定装置のうち、目標位置算出装置 9 1 3 は、実施例 1 で説明した目標位置算出装置 1 0 3 と同じ構成である。

20

## 【 0 1 1 9 】

本実施例では、放射線の照射の際、患者 1 0 0 の呼吸状態をモニタリングすることで、治療対象部位が目的の座標領域を通過する適切なタイミングを特定して、放射線の照射を開始したり停止したりすることもできる。

## 【 0 1 2 0 】

また、適切なフレームレートで目標位置算出を繰り返し実行することで、治療対象部位の動きに応じた放射線 9 0 2 の制御が可能となる。

## 【 0 1 2 1 】

そこで、本実施例では、位置測定装置のうち超音波計測装置 9 1 4 は、実施例 1 で説明した超音波計測装置 1 0 4 に加えて、操作部 1 0 4 D、制御部 1 0 4 E、信号同期部 1 0 4 F を有している。

30

## 【 0 1 2 2 】

信号同期部 1 0 4 F は、センサ位置計測部 1 0 5 で計測した超音波センサ 1 0 4 C の位置情報を用いて呼吸位相を算出する部分であり、患者の呼吸状態をモニタリングする部分である。

## 【 0 1 2 3 】

制御部 1 0 4 E は、信号同期部 1 0 4 F によってモニタリングされた患者の呼吸状態に基づいて治療対象部位が目的の座標領域を通過する適切なタイミングを特定して、目標位置算出装置 9 1 3 を介して特定結果を照射制御部 9 0 3 に出力する。照射制御部 9 0 3 は、特定結果に応じて放射線の照射を開始したり停止したりする制御を実行することができる。

40

## 【 0 1 2 4 】

また、制御部 1 0 4 E は、信号同期部 1 0 4 F によってモニタリングされた患者の呼吸状態に基づいて治療対象部位の動きに応じた適切なフレームレートを算出することができる。制御部 1 0 4 E は、超音波送受信部 1 0 4 B を介して算出したフレームレートを超音波センサ 1 0 4 C に出力し、適切なフレームレートごとに超音波を送受信させる。

## 【 0 1 2 5 】

操作部 1 0 4 D は、超音波送受信用のフレームレートなどをオペレータが入力するための部分であり、制御部 1 0 4 E は操作部 1 0 4 D で入力された項目が存在する場合はその情報を用いて超音波の送受信を実行させる。

50

## 【 0 1 2 6 】

位置測定装置のその他の構成・動作は前述した実施例 1 の位置測定装置と略同じ構成・動作であり、詳細は省略する。

## 【 0 1 2 7 】

本発明の実施例 2 の治療システムでは、前述した実施例 1 の位置測定装置を備えているため、低侵襲にかつ精度よく体内の目標位置を従来技術に比べて高い精度で測定することができる。このため、放射線照射位置を正確に制御して患者の治療対象部位に放射線を高精度に照射することができる。

## 【 0 1 2 8 】

## &lt; 実施例 3 &gt;

本発明の実施例 3 の位置測定装置を備えた治療システムについて図 10 を用いて説明する。

## 【 0 1 2 9 】

図 10 は、本実施例 3 の位置測定装置を備える超音波治療システムの概念図である。

## 【 0 1 3 0 】

図 9 に示す本実施例の治療システムは、対象とする体内組織位置を特定して、特定した体内組織位置に基づいて治療対象部位（標的）に対して治療用超音波を照射するシステムであって、実施例 1 で説明した位置測定装置と、超音波を標的に対して照射する超音波照射装置 1001 と、位置測定装置を用いて測定した体内組織位置に基づいて超音波照射装置 1001 における超音波照射位置を制御する照射超音波制御部 1002 と、を備えている。

## 【 0 1 3 1 】

照射超音波制御部 1002 は目標位置算出装置 103 によって算出された目標位置を目標位置算出装置 1013 内の目標位置出力部 103G から信号として受け取り、超音波照射装置 1001 を制御することにより患者 100 に超音波の照射位置を制御する。これにより、超音波照射位置を治療計画で計画した治療対象部位の領域に集中して超音波を照射するようになっている。

## 【 0 1 3 2 】

本実施例の位置測定装置は、目標位置算出装置 1013 は、実施例 1 で説明した目標位置算出装置 103 や実施例 2 で説明した目標位置算出装置 913 と同じ構成である。また、超音波計測装置 1014 は、実施例 2 で説明した超音波計測装置 914 と同じ構成である。

## 【 0 1 3 3 】

位置測定装置のその他の構成・動作は前述した実施例 1 の位置測定装置と略同じ構成・動作であり、詳細は省略する。

## 【 0 1 3 4 】

本発明の実施例 3 の治療システムでは、前述した実施例 1 の位置測定装置を備えているため、低侵襲にかつ精度よく体内の目標位置を従来技術に比べて高い精度で測定することができる。このため、超音波照射位置を正確に制御して患者の治療対象部位に超音波を高精度に照射することができる。

## 【 0 1 3 5 】

## &lt; 実施例 4 &gt;

本発明の実施例 4 の位置測定装置、および位置測定方法について図 11 を用いて説明する。

## 【 0 1 3 6 】

図 11 は、本実施例 4 の位置測定装置の概念図である。

## 【 0 1 3 7 】

図 11 に示す本実施例の位置測定装置は、患者の呼吸位相を検知し、呼吸位相を照合して体内の目標位置を算出するものである。

## 【 0 1 3 8 】

図 1 1 に示すように、位置測定装置のうち目標位置算出装置 1 1 1 3 は、実施例 1 で説明した目標位置算出装置 1 0 3 に加えて、呼吸移動モデル作成部 1 1 0 1、呼吸移動モデルデータベース 1 1 0 2、呼吸位相算出部 1 1 0 3、呼吸位相照合部 1 1 0 4 を更に備えている。

【 0 1 3 9 】

呼吸移動モデル作成部 1 1 0 1 は、3 次元情報データベース 1 0 2 に記憶された、複数の呼吸位相において取得した 3 次元画像から患者 1 0 0 の呼吸移動モデルを作成し、呼吸移動モデルデータベース 1 1 0 2 に保存する。呼吸移動モデルは、例えば、患者 1 0 0 の 1 回の呼吸にあわせた時系列データである。

【 0 1 4 0 】

呼吸位相算出部 1 1 0 3 は、センサ位置計測部 1 0 5 で計測した超音波センサ 1 0 4 C の位置情報から、患者の呼吸位相を算出する。

【 0 1 4 1 】

呼吸位相照合部 1 1 0 4 は、呼吸位相算出部 1 1 0 3 で算出された患者の呼吸位相に基づき、呼吸移動モデル中の時系列に分割した呼吸の位相と対応する呼吸位相情報を呼吸移動モデルデータベース 1 1 0 2 に送る。

【 0 1 4 2 】

3 次元情報超音波画像照合部 1 0 3 B 1 は、呼吸移動モデルデータベース 1 1 0 2 に保存された呼吸移動モデルから該当する呼吸位相を示す患者の位置情報を選択し、取得した超音波画像（第 1 画像）と照合する断面像を作成する。

【 0 1 4 3 】

超音波計測装置 1 1 1 4 は、実施例 2 で説明した超音波計測装置 9 1 4 や実施例 3 で説明した超音波計測装置 1 0 1 4 と同じ構成であるが、実施例 1 で説明した超音波計測装置 1 0 4 と同じ構成とすることが可能である。

【 0 1 4 4 】

その他の構成・動作は前述した実施例 1 の位置測定装置、および位置測定方法と略同じ構成・動作であり、詳細は省略する。

【 0 1 4 5 】

本発明の実施例 4 の位置測定装置、および位置測定方法においても、前述した実施例 1 の位置測定装置、および位置測定方法とほぼ同様な効果が得られる。

【 0 1 4 6 】

また、目標位置算出装置 1 0 3 は、複数の呼吸位相において取得した 3 次元画像に基づき呼吸移動モデルを作成して、センサ位置計測部 1 0 5 で計測した超音波センサ 1 0 4 C の位置情報を用いて呼吸位相を算出して、算出した呼吸位相に基づいて第 1 画像と照合する 3 次元画像を呼吸移動モデルから選択することにより、より高い精度で、かつより高速に 3 次元情報画像と実超音波画像とを照合することができる。従って、高精度な位置の測定に要する時間をより短くすることができる。

【 0 1 4 7 】

なお、本実施例の超音波位置測定装置を、図 9 や図 1 0 に示したような治療システムに対して適用することができる。

【 0 1 4 8 】

< 実施例 5 >

本発明の実施例 5 の位置測定装置、および位置測定方法について図 1 2 および図 1 3 を用いて説明する。

【 0 1 4 9 】

図 1 2 は、本実施例 5 の位置測定装置の概念図である。図 1 3 は、本実施例 5 の位置測定装置による超音波画像の再構成法の一例を示すフローチャートである。

【 0 1 5 0 】

図 1 2 に示す本実施例の位置測定装置は、実施例 1 で説明した位置測定装置における目標位置算出装置 1 0 3 の替わりに目標位置算出装置 1 2 1 3 を備えている。

## 【0151】

目標位置算出装置1213は、実施例1で説明した目標位置算出装置103の構成のうち、第2画像構成部103Eの代わりに第2画像構成部103E1を有している。また、画像処理部1201および音速割り当て領域計算部1202を有している。

## 【0152】

目標位置算出装置1213のうち、画像処理部1201は、第2画像構成部103Eで構成した第2画像中の体内組織の位置情報を取得する。例えば、第2画像中から体内組織の境界を抽出する。

## 【0153】

音速割り当て領域計算部1202は、画像処理部1201において取得した位置情報から第2画像に対して音速データベース103Dに保存された音速情報を割り当てる体内組織の領域を演算し、先に演算した領域に各音速データを付与する。第2画像構成部103Eは付与された新たな音速データを用いて超音波像を再度構成する。

## 【0154】

また、目標位置算出装置1213では、再構成した超音波像と第2画像との差分が所定値以下となるまで再構成画像を構成し続ける。そして、差分が所定値以下となった時の再構成画像を第2画像として目標位置演算部103Fに出力する。目標位置演算部103Fは、出力された再構成画像から目標の組織の位置を算出する。

## 【0155】

次に、本実施例に係る超音波によって患者100の体内組織の位置を測定する位置測定方法について図13を参照して説明する。

## 【0156】

画像照合方法は図6と略同じであり、照射前に予め実施する音速演算方法は図7と略同じであるため、詳細は省略する。

## 【0157】

以下、図13を用いて本実施例の位置測定装置における音速を参照して画像構成する第2画像構成方法について説明する。これらの処理は、目標位置算出装置1213の第2画像構成部103E1、画像処理部1201、音速割り当て領域計算部1202、目標位置演算部103F、目標位置出力部103Gにおいて好適に実施される。

## 【0158】

まず、処理を開始する(ステップS1301)。ここでは、患者100毎の各体内組織毎の音速が音速データベース103Dに保存されており、また患者100に設置した超音波センサ104Cから超音波信号が取得されているとする。

## 【0159】

次いで、音速割り当て領域計算部1202は、画像処理により、超音波像中の体内組織の形状、サイズ、位置などの複数のパラメータを抽出する(ステップS1302)。

## 【0160】

その後、音速割り当て領域計算部1202は、先に抽出されたパラメータに基づき、超音波画像中の体内組織の領域を分割する(ステップS1303)。

## 【0161】

次いで、音速割り当て領域計算部1202は、ステップS1303で分割した領域ごとに音速データベース103Dに保存された音速データを割りあて、超音波像を再構成する(ステップS1304)。

## 【0162】

次いで、音速割り当て領域計算部1202は、ステップS1304までで構成した超音波像中の体内組織の境界を抽出する(ステップS1305)。

## 【0163】

その後、音速割り当て領域計算部1202は、ステップS1304で再構成した超音波像と再構成前の超音波像とでの体内組織の境界位置の誤差を演算する(ステップS1306)。

10

20

30

40

50

## 【0164】

そして、音速割り当て領域計算部1202は、ステップ1306で求めた誤差が適当に定めた閾値以下であるか否かを判定する（ステップS1307）。閾値以下であると判定されたときは処理をステップS1308に進める。これに対し、閾値より大きいと判定された場合には、処理をステップS1302に戻して、再度誤差を計算して音速割り当て領域を補正して、誤差が閾値以下になるまで画像の再構成を繰り返し実施する。

## 【0165】

ステップS1307において誤差が閾値以下であると判定された場合には、音速割り当て領域計算部1202は、更新された体内組織ごとの音速データを音速データベース103Dに更新保存する（ステップS1308）。

10

## 【0166】

次いで、画像処理部1201は補正された超音波画像を目標位置演算部103Fに対して出力する（ステップS1309）。

## 【0167】

その後、目標位置演算部103F、目標位置出力部103Gは、ステップS1309で出力された超音波画像を用いて位置算出を行う（ステップS1310）。本ステップの詳細は図8に示したステップS807と同じである。

## 【0168】

超音波計測装置1214は、実施例2で説明した超音波計測装置914や実施例3で説明した超音波計測装置1014、実施例4で説明した超音波計測装置1114と同じ構成であるが、実施例1で説明した超音波計測装置104と同じ構成とすることが可能である。

20

## 【0169】

その他の構成・動作は前述した実施例1の位置測定装置、および位置測定方法と略同じ構成・動作であり、詳細は省略する。

## 【0170】

本発明の実施例5の位置測定装置、および位置測定方法においても、前述した実施例1の位置測定装置、および位置測定方法とほぼ同様な効果が得られる。

## 【0171】

また、目標位置算出装置103は、第2画像中の体内組織の位置情報を取得し、取得した位置情報から第2画像に対して音速情報を割り当てて再構成画像を構成するとともに、再構成画像と第2画像との差分が所定値以下となるまで再構成画像を構成して、差分が所定値以下となった時の再構成画像を第2画像として目標の組織の位置を算出することにより、実際に位置を測定するタイミングにおける体内組織の音速を反映した超音波画像をより高い精度で構成することができる。従って、更に高い精度で体内組織の位置を測定することができる。

30

## 【0172】

なお、本実施例では、実施例4のように患者の呼吸位相を検知し、呼吸位相を照合して体内の目標位置を算出することができる。また、本実施例の超音波位置測定装置を、図9や図10に示したような治療システムに対して適用することができる。

40

## 【0173】

<その他>

なお、本発明は、上記の実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。上記の実施例は本発明を分かりやすく説明するために詳細に説明したものであり、必ずしも説明した全ての構成を備えるものに限定されるものではない。

## 【0174】

また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることも可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることも可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることも可能である。

## 【符号の説明】

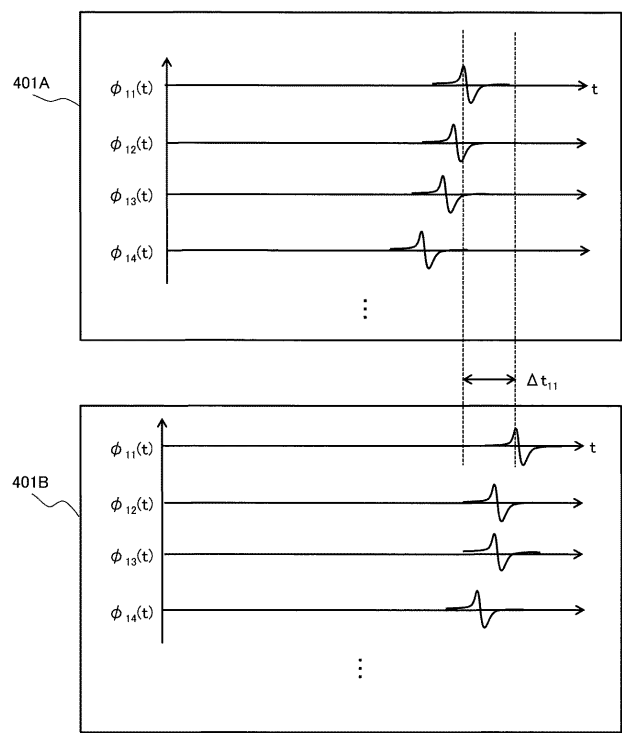
50

## 【 0 1 7 5 】

|                                                          |    |
|----------------------------------------------------------|----|
| 1 0 1 ... 3 次元情報取得部                                      |    |
| 1 0 2 ... 3 次元情報データベース                                   |    |
| 1 0 3 , 9 1 3 , 1 0 1 3 , 1 1 1 3 , 1 2 1 3 ... 目標位置算出装置 |    |
| 1 0 3 A ... 第 1 画像構成部                                    |    |
| 1 0 3 B , 1 0 3 B 1 ... 3 次元情報超音波画像照合部                   |    |
| 1 0 3 C ... 音速演算部                                        |    |
| 1 0 3 D ... 音速データベース                                     |    |
| 1 0 3 E , 1 0 3 E 1 ... 第 2 画像構成部                        |    |
| 1 0 3 F ... 目標位置演算部                                      | 10 |
| 1 0 3 G ... 目標位置出力部                                      |    |
| 1 0 4 , 9 1 4 , 1 0 1 4 , 1 1 1 4 , 1 2 1 4 ... 超音波計測装置  |    |
| 1 0 4 A ... 超音波計測データベース                                  |    |
| 1 0 4 B ... 超音波送受信部                                      |    |
| 1 0 4 C ... 超音波センサ                                       |    |
| 1 0 4 D ... 操作部                                          |    |
| 1 0 4 E ... 制御部                                          |    |
| 1 0 4 F ... 信号同期部                                        |    |
| 1 0 5 ... センサ位置計測部                                       |    |
| 1 0 6 ... 表示部                                            | 20 |
| 9 0 1 ... 放射線照射装置                                        |    |
| 9 0 2 ... 放射線                                            |    |
| 9 0 3 ... 照射制御部                                          |    |
| 1 0 0 1 ... 超音波照射装置                                      |    |
| 1 0 0 2 ... 照射超音波制御部                                     |    |
| 1 1 0 1 ... 呼吸移動モデル作成部                                   |    |
| 1 1 0 2 ... 呼吸移動モデルデータベース                                |    |
| 1 1 0 3 ... 呼吸位相算出部                                      |    |
| 1 1 0 4 ... 呼吸位相照合部                                      |    |
| 1 2 0 1 ... 画像処理部                                        | 30 |
| 1 2 0 2 ... 音速割り当て領域計算部                                  |    |



【 図 4 】



【 図 5 A 】

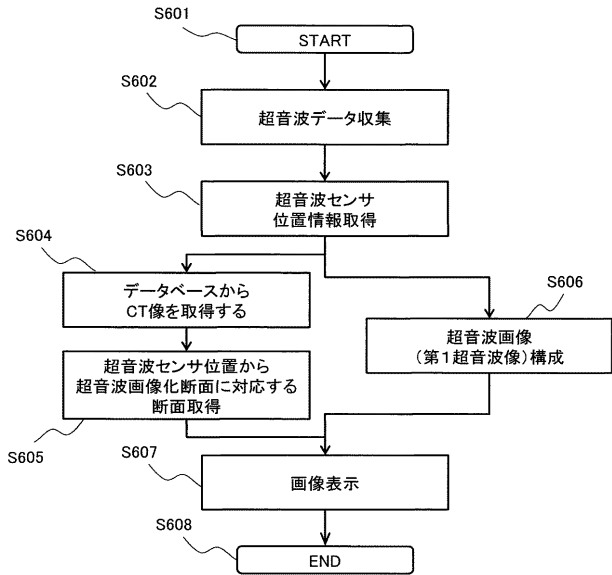
従来技術

| 組織   | 患者a | 患者b | 患者c | ... | ... |
|------|-----|-----|-----|-----|-----|
| 皮下脂肪 | AA  | BB  | CC  | ... | ... |
| 筋肉   | AA  | BB  | CC  | ... | ... |
| 肝臓   | AA  | BB  | CC  | ... | ... |
| 腫瘍   | AA  | BB  | CC  | ... | ... |
| .    | .   | .   | .   | .   | .   |
| .    | .   | .   | .   | .   | .   |
| .    | .   | .   | .   | .   | .   |

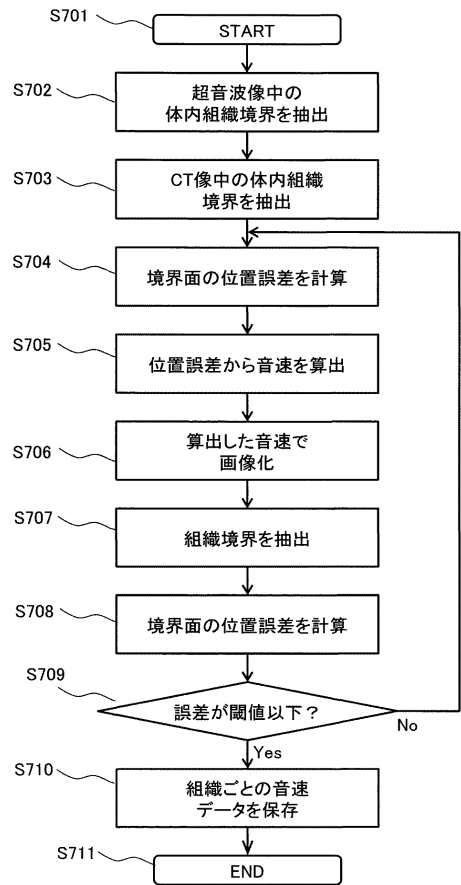
【 図 5 B 】

| 組織   | 患者a | 患者b | 患者c | ... | ... |
|------|-----|-----|-----|-----|-----|
| 皮下脂肪 | AA  | BB  | CC  | ... | ... |
| 筋肉   | DD  | EE  | FF  | ... | ... |
| 肝臓   | GG  | HH  | II  | ... | ... |
| 腫瘍   | JJ  | KK  | LL  | ... | ... |
| .    | .   | .   | .   | .   | .   |
| .    | .   | .   | .   | .   | .   |
| .    | .   | .   | .   | .   | .   |

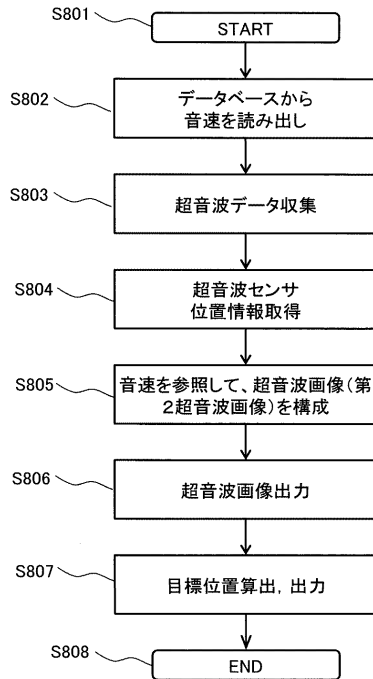
【 図 6 】



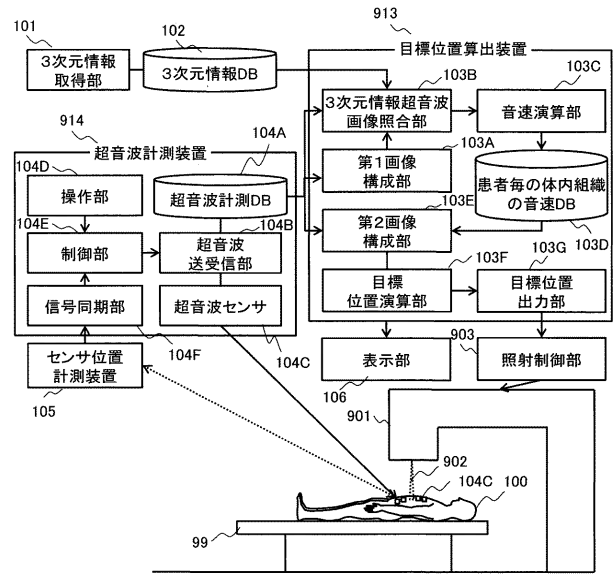
【 図 7 】



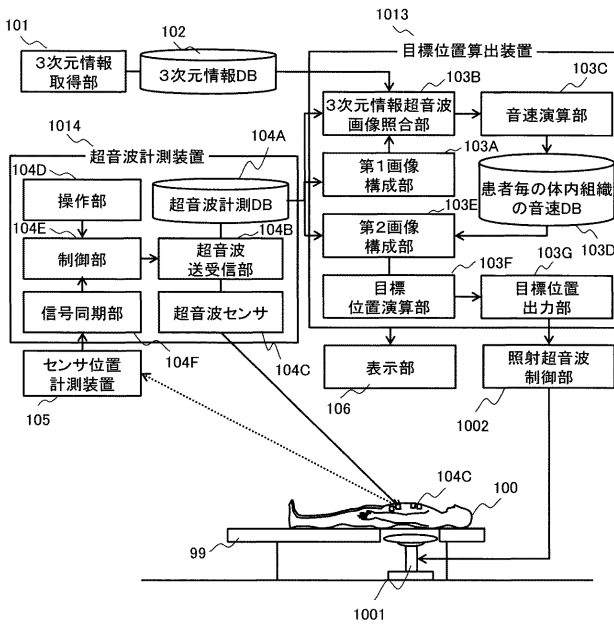
【図 8】



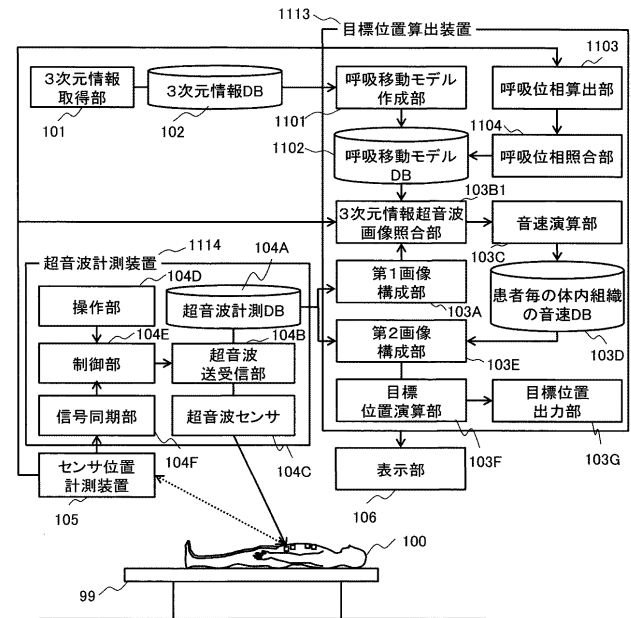
【図 9】



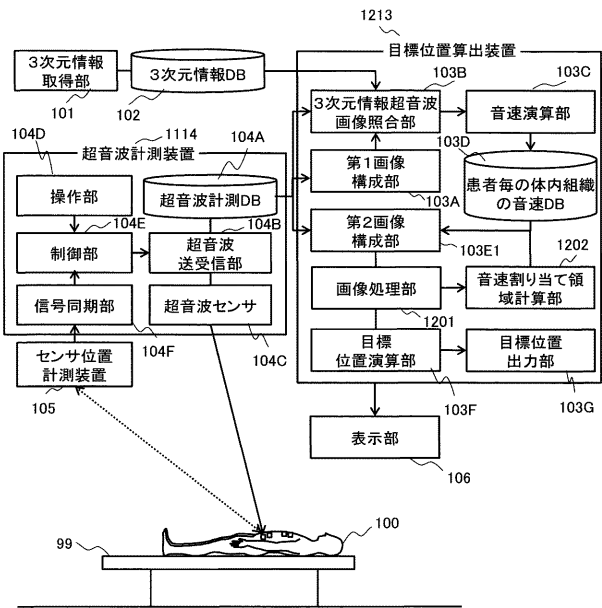
【図 10】



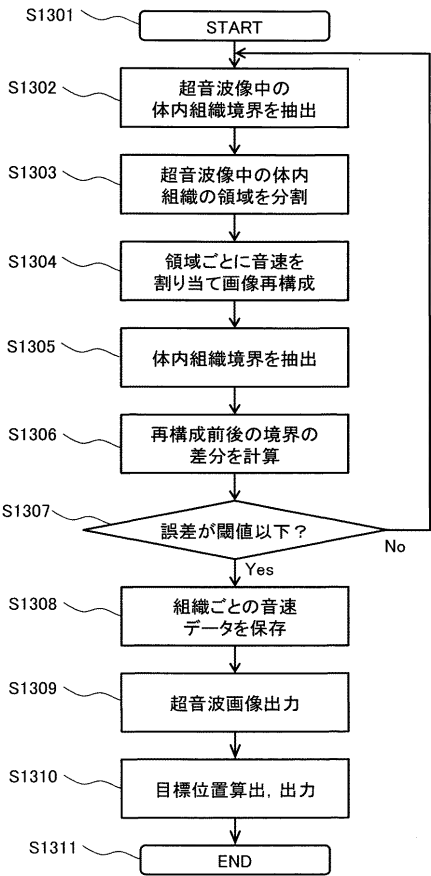
【図 11】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 高麗 友輔

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号

株式会社日立製作所内

Fターム(参考) 4C082 AE01 AP07 AP08

4C601 DD20 EE09 FF08 FF16 GA18 GA21 GA25 JB53 JC21 LL07

LL33

