

(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2020-48690
(P2020-48690A)

(43) 公開日 令和2年4月2日(2020.4.2)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 N 5/00 (2006.01)	A 6 1 N 5/00	4 C 0 8 2
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2018-178954 (P2018-178954)	(71) 出願人	594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(22) 出願日	平成30年9月25日 (2018. 9. 25)		栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051 弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062 弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913 弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

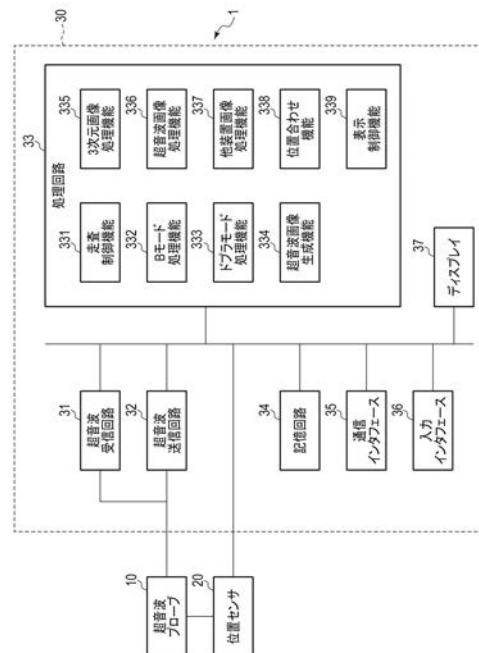
(54) 【発明の名称】 放射線治療用薬剤の注入ガイド装置及び注入ガイドプログラム

(57) 【要約】

【課題】放射線治療用薬剤の注入を容易且つ正確に行うこと。

【解決手段】実施形態に係る放射線治療用薬剤の注入ガイド装置は、放射線治療用の薬剤の注入術時における超音波画像に描出された、患者に刺入されている注入針に対応する針領域を特定する超音波系特定部と、前記薬剤の注入術前に生成された医用画像に描出された、注入先の組織及び前記注入先の組織に隣接する組織の少なくとも一方に対応する組織領域を特定する他装置系特定部と、前記針領域と前記組織領域とを強調して前記超音波画像と前記医用画像とをディスプレイに表示する表示部と、を有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

放射線治療用の薬剤の注入術時における超音波画像に描出された、患者に刺入されている注入針に対応する針領域を特定する超音波系特定部と、

前記薬剤の注入術前に生成された医用画像に描出された、注入先の組織及び前記注入先の組織に隣接する組織の少なくとも一方に対応する組織領域を特定する他装置系特定部と、

前記針領域と前記組織領域とを強調して前記超音波画像と前記医用画像とをディスプレイに表示する表示部と、

を具備する放射線治療用薬剤の注入ガイド装置。

10

【請求項 2】

前記超音波画像と前記医用画像とを位置合わせする位置合わせ部を更に備える、請求項 1 記載の放射線治療用薬剤の注入ガイド装置。

【請求項 3】

前記他装置系特定部は、前記注入先の組織に対応する組織領域として、直腸周囲脂肪組織に対応する組織領域を特定し、前記隣接する組織に対応する組織領域として、前立腺及び直腸壁に対応する組織領域を特定する、請求項 1 記載の放射線治療用薬剤の注入ガイド装置。

【請求項 4】

前記薬剤の注入術前に収集された 3 次元医用画像データを記憶する記憶部と、

20

前記 3 次元医用画像データから前記注入針又は前記超音波画像の収集のための超音波プローブの軸心に平行且つ前記軸心を面内に含む 2 次元の前記医用画像を生成する画像生成部と、を更に備える、

請求項 1 記載の放射線治療用薬剤の注入ガイド装置。

【請求項 5】

前記表示部は、前記医用画像と前記超音波画像との合成画像を前記ディスプレイに表示する、請求項 1 記載の放射線治療用薬剤の注入ガイド装置。

【請求項 6】

前記表示部は、前記医用画像と前記超音波画像との少なくとも一方のうちの、前記注入針の先端の目標到達位置を強調する、請求項 1 記載の放射線治療用薬剤の注入ガイド装置

30

【請求項 7】

前記表示部は、予め収集された、体内に正常に留置された薬剤と前記留置された薬剤に隣接する組織とが描出された医用画像又は模式画像を更に表示する、請求項 1 記載の放射線治療用薬剤の注入ガイド装置。

【請求項 8】

前記表示部は、前記超音波画像に描出された薬剤に対応する薬剤領域と前記医用画像に描出された薬剤に対応する薬剤領域との形態の相違に応じたガイドを表示する、請求項 7 記載の放射線治療用薬剤の注入ガイド装置。

【請求項 9】

40

前記表示部は、前記医用画像又は模式画像と前記超音波画像との合成画像を前記ディスプレイに表示する、請求項 7 記載の放射線治療用薬剤の注入ガイド装置。

【請求項 10】

前記他装置系特定部は、前記医用画像に描出される、前記注入針の前記患者への刺入位置を更に特定し、

前記表示部は、前記医用画像に含まれる前記刺入位置を強調する、

請求項 1 記載の放射線治療用薬剤の注入ガイド装置。

【請求項 11】

前記表示部は、前記注入針の前記患者への刺入位置から目標到達位置への刺入方向を表示する、請求項 1 記載の放射線治療用薬剤の注入ガイド装置。

50

【請求項 1 2】

前記他装置系特定部は、前記医用画像に描出された腫瘍に対応する腫瘍領域を更に特定し、

前記表示部は、前記医用画像に含まれる前記腫瘍領域を強調する、
請求項 1 記載の放射線治療用薬剤の注入ガイド装置。

【請求項 1 3】

コンピュータに、

放射線治療用の薬剤の注入術時における超音波画像に描出された、患者に刺入されている注入針に対応する針領域を特定する機能と、

前記薬剤の注入術前に生成された医用画像に描出された、注入先の組織及び前記注入先の組織に隣接する組織の少なくとも一方に対応する組織領域を特定する機能と、

前記針領域と前記組織領域とを強調して前記超音波画像と前記医用画像とをディスプレイに表示する機能と、

を実現させる放射線治療用薬剤の注入ガイドプログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、放射線治療用薬剤の注入ガイド装置及び注入ガイドプログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

前立腺がんの放射線治療の際に、直腸の吸収線量を減少させることを目的として、直腸前壁を前立腺から離すために用いられる合成吸収性材料である放射線治療用吸収性組織スペーサ（SpaceOAR（登録商標））が開発された。放射線治療用吸収性組織スペーサの注入は経直腸的超音波検査（TRUS：Transrectal Ultrasonography）によるガイド下で行われる。当該ガイド下において術者は、注射針先端部の可視性の維持及び直腸壁浸入防止のため、超音波画像下で注射針を挿入し、針先端部の位置を把握している。しかし、注射針の直腸壁浸入による感染のおそれがあり、また、注入薬剤の位置把握が困難である。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特開 2002 - 058751 号公報

【特許文献 2】特開 2017 - 532134 号公報

【特許文献 3】特開 2008 - 011912 号公報

【非特許文献】**【0004】**

【非特許文献 1】“前立腺がんに対する放射線治療におけるSpaceOARシステムの適正使用指針”、[Online]、2018年2月27日、日本放射線腫瘍学会、[平成30年7月6日検索]、インターネット<URL:https://www.jastro.or.jp/medicalpersonnel/guideline/space_oar.pdf>

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

本発明が解決しようとする課題は、放射線治療用薬剤の注入を容易且つ正確に行うことである。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

実施形態に係る放射線治療用薬剤の注入ガイド装置は、放射線治療用の薬剤の注入術時における超音波画像に描出された、患者に刺入されている注入針に対応する針領域を特定する超音波系特定部と、前記薬剤の注入術前に生成された医用画像に描出された、注入先

10

20

30

40

50

の組織及び前記注入先の組織に隣接する組織の少なくとも一方に対応する組織領域を特定する他装置系特定部と、前記針領域と前記組織領域とを強調して前記超音波画像と前記医用画像とをディスプレイに表示する表示部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】図2は、放射線吸収性組織スペーサの注入前の人体の前立腺周囲の模式図である。

【図3】図3は、放射線吸収性組織スペーサの注入後の人体の前立腺周囲の模式図である。

【図4】図4は、図1の処理回路により行われる、注射針の進行と放射線吸収性組織スペーサの注入とのガイド処理の典型的な流れを示す図である。

【図5】図5は、図4のステップS4において表示されるCT断面画像の一例を示す図である。

【図6】図6は、図4のステップS7において表示される超音波画像及びCT断面画像の合成画像の一例を示す図である。

【図7】図7は、図4のステップS7において表示される超音波画像及びCT断面画像の合成画像の他の例を示す図である。

【図8】図8は、図4のステップS7において表示される超音波画像及びCT断面画像の表示画面の他の例を示す図である。

【図9】図9は、本実施形態の変形例に係る注入ガイド装置の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係る放射線治療用薬剤の注入ガイド装置及び注入ガイドプログラムを説明する。

【0009】

本実施形態に係る注入ガイド装置は、放射線治療用薬剤の注入をガイドするコンピュータである。注入ガイド装置は、専用のコンピュータにより実現されても良いし、放射線治療用薬剤の注入時の体内を可視化する医用画像を生成する医用画像診断装置に実装されたコンピュータにより実現されても良い。本実施形態に係る注入ガイド装置は、超音波診断装置の装置本体に実装されたコンピュータであるとする。本実施形態に係る放射線治療用薬剤は、放射線治療に用いられ器具を用いて患者に注入される種々の薬剤に適用可能である。以下の説明において放射線治療用薬剤は、放射線治療の際に照射される放射線の周辺組織に対する吸収線量を減少する放射線吸収性組織スペーサであるとする。

【0010】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ10と装置本体30とを有する。

【0011】

超音波プローブ10は、例えば、装置本体30からの制御に従い、患者等の生体内のスキヤン領域について超音波スキヤンを実行する。超音波プローブ10は、例えば、複数の圧電振動子、整合層及びパッキング材等を有する。本実施形態においては、超音波プローブ10は、例えば、経直腸的超音波検査（TRUS：Transrectal Ultrasonography）に用いられる、いわゆるTRUSプローブである。TRUSプローブは、例えば、所定の方角に沿って配列された複数の超音波振動子を有する。超音波プローブ10は、装置本体30と着脱自在に接続される。

【0012】

複数の圧電振動子は、装置本体30が有する超音波送信回路31から供給される駆動信号に従い超音波を発生する。これにより、超音波プローブ10から生体へ超音波が送信される。超音波プローブ10から生体へ超音波が送信されると、送信された超音波は、生体の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として

10

20

30

40

50

複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流又は放射線吸収性組織スペーサ等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。超音波プローブ10は、生体からの反射波信号を受信して電気信号に変換する。電気信号は、装置本体30に供給される。

【0013】

超音波プローブ10には位置センサ20が設けられている。位置センサ20は、超音波プローブ10の位置を磁氣的、電氣的、電磁的又は機械的に検出する。検出された位置に関する情報(位置情報)は、装置本体30に供給される。

10

【0014】

図1に示される装置本体30は、超音波プローブ10により受信された反射波信号に基づいて超音波画像を生成及び表示するコンピュータである。装置本体30は、図1に示されるように、超音波送信回路31、超音波受信回路32、処理回路33、記憶回路34、通信インタフェース35、入力インタフェース36及びディスプレイ37を有する。

【0015】

超音波送信回路31は、超音波プローブ10に駆動信号を供給するプロセッサである。超音波送信回路31は、例えば、トリガ発生回路、遅延回路、及びパルサ回路等により実現される。トリガ発生回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、超音波プローブ10から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子毎の遅延時間を、トリガ発生回路が発生する各レートパルスに対し与える。パルサ回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ10に設けられる複数の超音波振動子へ駆動信号(駆動パルス)を印加する。遅延回路により各レートパルスに対し与える遅延時間を任意に変化させることで、圧電振動子面からの送信方向が任意に調整される。

20

【0016】

超音波受信回路32は、超音波プローブ10が受信した反射波信号に対して各種処理を施し、受信信号を生成するプロセッサである。超音波受信回路32は、例えば、アンプ回路、A/D変換器、受信遅延回路及び加算器等により実現される。アンプ回路は、超音波プローブ10が受信した反射波信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられた複数のデジタル信号を加算する。加算器の加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調された受信信号が発生する。

30

【0017】

処理回路33は、例えば、超音波診断装置1の中核として機能するプロセッサである。処理回路33は、記憶回路34に記憶されているプログラムを実行することで、当該プログラムに対応する機能を実現する。処理回路33は、例えば、走査制御機能331、Bモード処理機能332、ドプラモード処理機能333、超音波画像生成機能334、3次元画像処理機能335、超音波画像処理機能336、他装置画像処理機能337、位置合わせ機能338及び表示制御機能339を有する。

40

【0018】

走査制御機能331において処理回路33は、入力インタフェース36を介して操作者から入力された各種設定要求や記憶回路34から読み出した走査制御プログラム等に従い、超音波撮像を行うように超音波送信回路31と超音波受信回路32とを制御する。なお、本実施形態に係る超音波撮像は、放射線吸収性組織スペーサの注入術に行われる。

【0019】

Bモード処理機能332において処理回路33は、超音波受信回路32から受け取った受信信号に基づき、Bモードデータを生成する。具体的には、処理回路33は、例えば、超音波受信回路32から受け取った受信信号に対して包絡線検波処理、及び対数増幅処理

50

等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Ｂモードデータ）を生成する。生成されたＢモードデータは、２次元的な超音波走査線（ラスタ）上のＢモードＲＡＷデータとして不図示のＲＡＷデータメモリに記憶される。

【 0 0 2 0 】

ドブラモード処理機能 3 3 3 において処理回路 3 3 は、超音波受信回路 3 2 から受け取った受信信号を周波数解析することで、スキャン領域に設定される Ｒ Ｏ Ｉ（Region Of Interest：関心領域）内にある移動体のドブラ効果に基づく運動情報を抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。具体的には、処理回路 3 3 は、例えば、移動体の運動情報として、平均速度、平均分散値、平均パワー値等を、複数のサンプル点それぞれで推定したドブラデータを生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流又は放射線吸収性組織スペース等である。本実施形態では、処理回路 3 3 は、放射線吸収性組織スペースの平均速度、平均分散値又は平均パワー値等を、複数のサンプル点それぞれで推定したドブラデータを生成する。生成されたドブラデータは、２次元的な超音波走査線上のドブラ Ｒ Ａ Ｗ データとして不図示の Ｒ Ａ Ｗ データメモリに記憶される。

10

【 0 0 2 1 】

処理回路 3 3 は、ドブラモード処理機能 3 3 3 において、カラーフローマッピング（ＣＦＭ：Color Flow Mapping）法と称されるカラードブラ法を実行可能である。ＣＦＭ法では、超音波の送受信が複数の走査線上で複数回行なわれる。処理回路 3 3 は、同一位置のデータ列に対して Ｍ Ｔ Ｉ（Moving Target Indicator）フィルタを掛けることで、静止している組織又は動きの遅い組織に由来する信号（クラッタ信号）を抑制し、血流又は放射線吸収性組織スペースに由来する信号を抽出する。そして、処理回路 3 3 は、抽出した信号から血流又は放射線吸収性組織スペースの速度、分散又はパワー等の情報を推定する。

20

【 0 0 2 2 】

超音波画像生成機能 3 3 4 において処理回路 3 3 は、Ｂモード処理機能 3 3 2 及びドブラモード処理機能 3 3 3 により生成されたデータに基づいて画像データを生成する。例えば、処理回路 3 3 は、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用の画像データを生成する。具体的には、処理回路 3 3 は、ＲＡＷデータメモリに記憶されたＢモードＲＡＷデータに対して Ｒ Ａ Ｗ - ピクセル変換、例えば、超音波プローブ 1 0 による超音波の走査形態に応じた座標変換を実行することで、ピクセルから構成される２次元Ｂモード画像を生成する。また、処理回路 3 3 は、ＲＡＷデータメモリに記憶されたドブラ Ｒ Ａ Ｗ データに対して Ｒ Ａ Ｗ - ピクセル変換を実行することで、血流情報又は放射線吸収性組織スペースが映像化された２次元ドブラ画像を生成する。２次元ドブラ画像は、速度画像、分散画像、パワー画像又はこれらを組み合わせた画像を含む。処理回路 3 3 は、生成した２次元Ｂモード画像と２次元ドブラ画像とに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、及びボディマーク等を合成しても構わない。以下、２次元Ｂモード画像と２次元ドブラ画像とを総称して単に超音波画像と呼ぶことにする。

30

【 0 0 2 3 】

３次元画像処理機能 3 3 5 において処理回路 3 3 は、超音波診断装置 1 とは異なる医用画像診断装置により生成された３次元医用画像（以下、３次元他装置画像と呼ぶ）に対して３次元画像処理を施して２次元の表示画像を生成する。当該医用画像診断装置としては、超音波診断装置 1 よりも高画質の形態画像を描出可能な装置が望ましい。このような医用画像診断装置としては、例えば、Ｘ線コンピュータ断層撮影装置や磁気共鳴イメージング装置が用いられる。３次元他装置画像は、放射線吸収性組織スペースの注入術前に医用画像診断装置により撮像され、記憶回路 3 4 に記憶される。処理回路 3 3 は、３次元画像処理として、ＭＰＲ（Multi-Planer Reconstruction）処理を３次元他装置画像に施し、所定の表示断面（ＭＰＲ断面）に関する２次元医用画像（以下、２次元他装置画像と呼ぶ）を生成する。なお、処理回路 3 3 は、ＭＰＲ処理の他、ボリュームレンダリングやサーフェスレンダリング、画素値投影処理、ＣＰＲ（Curved MPR）処理等の画像処理を行うことも可能である。

40

50

【 0 0 2 4 】

超音波画像処理機能 3 3 6 において処理回路 3 3 は、超音波画像生成機能 3 3 4 により生成された超音波画像に対して種々の画像処理を行う。例えば、処理回路 3 3 は、超音波画像に含まれる種々の画像領域の特定処理を行う。具体的には、処理回路 3 3 は、超音波画像に描出された注入針の画像領域（以下、針領域と呼ぶ）を特定する。当該針は、放射線吸収性組織スーサの注入に用いられる注射針である。

【 0 0 2 5 】

他装置画像処理機能 3 3 7 において処理回路 3 3 は、3 次元他装置画像又は 2 次元他装置画像に対して種々の画像処理を行う。例えば、処理回路 3 3 は、3 次元他装置画像又は 2 次元他装置画像に含まれる種々の画像領域の特定処理を行う。具体的には、処理回路 3 3 は、3 次元他装置画像又は 2 次元他装置画像に描出された、放射線吸収性組織スーサの注入先の組織及び前記注入先の組織に隣接する組織の少なくとも一方に対応する画像領域（以下、組織領域と呼ぶ）を特定する。以下、3 次元他装置画像と 2 次元他装置画像とを区別しないとき単に他装置画像と呼ぶことにする。

10

【 0 0 2 6 】

位置合わせ機能 3 3 8 において処理回路 3 3 は、超音波画像と他装置画像とを位置合わせする。位置合わせの手法としては、例えば、解剖学的基準点に基づく剛体位置合わせや非剛体位置合わせ等が可能である。

【 0 0 2 7 】

表示制御機能 3 3 9 において処理回路 3 3 は、種々の情報をディスプレイ 3 7 に表示する。例えば、処理回路 3 3 は、放射線吸収性組織スーサの注入のガイドを表示する。具体的には、処理回路 3 3 は、超音波画像と 2 次元他装置画像とを、針領域と組織領域とを強調して表示する。

20

【 0 0 2 8 】

記憶回路 3 4 は、種々の情報を記憶する R O M (Read Only Memory) や R A M (Random Access Memory)、H D D (Hard Disk Drive)、S S D (Solid State Drive)、集積回路記憶装置等の記憶装置である。また、記憶回路 3 4 は、C D - R O M ドライブや D V D ドライブ、フラッシュメモリ等の可搬性記憶媒体との間で種々の情報を読み書きする駆動装置等であっても良い。例えば、記憶回路 3 4 は、放射線吸収性組織スーサの注入をガイドするための注入ガイドプログラム等を記憶している。また、記憶回路 3 4 は、他装置画像や超音波画像等を記憶する。

30

【 0 0 2 9 】

通信インタフェース 3 5 は、ネットワーク等を介して医用画像診断装置や P A C S (Picture Archiving and Communication System) である。なお、外部装置との通信の規格は、如何なる規格であってもよいが、例えば、D I C O M (digital imaging and communication in medicine) が挙げられる。

【 0 0 3 0 】

入力インタフェース 3 6 は、入力機器を介した操作者からの各種指示を受け付ける。入力機器は、例えば、マウス、キーボード、パネルスイッチ、スライダスイッチ、トラックボール、ロータリーエンコーダ、操作パネル、及びタッチコマンドスクリーン (T C S) である。入力インタフェース 3 6 は、例えばバスを介して処理回路 3 3 に接続され、操作者から入力される操作指示を電気信号へ変換し、電気信号を処理回路 3 3 に出力する。なお、本実施形態において入力インタフェース 3 6 は、マウス及びキーボード等の物理的な操作部品と接続するものだけに限られない。例えば、超音波診断装置 1 とは別体に設けられた外部の入力機器から入力される操作指示に対応する電気信号を受け取り、この電気信号を処理回路 3 3 へ出力する回路も入力インタフェース 3 6 の例に含まれる。

40

【 0 0 3 1 】

以下、本実施形態に係る超音波画像の動作例について詳細に説明する。

【 0 0 3 2 】

まず、放射線吸収性組織スーサの注入術について図 2 及び図 3 を参照しながら説明す

50

る。

【 0 0 3 3 】

図 2 は、放射線吸収性組織スペーサ 5 0 の注入前の人体の前立腺周囲の模式図であり、図 3 は、放射線吸収性組織スペーサ 5 0 の注入後の人体の前立腺周囲の模式図である。放射線吸収性組織スペーサは、前立腺がんに対する放射線治療を施行する際に直腸の吸収量を減少させることを目的として、直腸前壁を前立腺から離すために用いられる合成吸収性材料である。放射線吸収性組織スペーサは、直腸壁と前立腺との間に存在する直腸周囲脂肪組織に注入される。より詳細には、直腸壁と前立腺との中間にはダノンビリエー (Denonvilliers) 筋膜 (腹膜前立腺筋膜) が存在し、ダノンビリエー筋膜と直腸壁との間に直腸周囲脂肪組織が存在する。

10

【 0 0 3 4 】

図 2 に示すように、放射線吸収性組織スペーサ 5 0 の注射器 4 0 により注射針 4 1 が肛門開口部より約 1 - 2 c m 上から刺入され、注射針 4 1 の先端が直腸尿道筋を貫通し、直腸周囲脂肪組織に到達するように操作される。注射針 4 1 の先端の目標到達位置は、直腸周囲脂肪組織内であって注射針 4 1 の軸心方向に関し前立腺の略中央である。注射針 4 1 は、T R U S プローブ 1 0 を介して収集された超音波画像の観察下において操作される。

【 0 0 3 5 】

図 3 に示すように、注射針 4 1 の先端が目標到達位置に配置されると注射針 4 1 から少量の生理食塩液が注入され、その後、放射線吸収性組織スペーサ 5 0 が注入される。これにより直腸壁と前立腺との間に放射線吸収性組織スペーサ 5 0 を留置することができる。放射線吸収性組織スペーサ 5 0 を留置することにより、当該放射線吸収性組織スペーサ 5 0 を介して直腸を前立腺から離間させ、リスク臓器である直腸の放射線吸収量を低減することができる。

20

【 0 0 3 6 】

本実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理回路 3 3 は、他装置画像と超音波画像とを用いて注射針 4 1 による目標到達位置への進行及び放射線吸収性組織スペーサ 5 0 の注入をガイドする。

【 0 0 3 7 】

次に、図 4 を参照しながら、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理回路 3 3 により行われる、注射針 4 1 の進行と放射線吸収性組織スペーサの注入とのガイド処理の典型的な流れを説明する。なお、ステップ S 1 以前において、X 線コンピュータ断層撮影装置や磁気共鳴イメージング装置等の医用画像診断装置により、患者の前立腺周囲を撮像視野に含む医用撮像が行われ、患者の前立腺周囲に関する 3 次元他装置画像が記憶回路 3 4 に記憶されているものとする。以下の実施例において他装置画像は X 線コンピュータ断層撮影装置により生成された C T 画像であるとする。図 4 に示すガイド処理は、術者による放射線吸収性組織スペーサの注入術時であって、注射針の刺入前に開始されるものとする。

30

【 0 0 3 8 】

まず処理回路 3 3 は、記憶回路 3 4 から、当該患者に関する 3 次元の C T 画像データを読み出す (ステップ S 1)。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 1 が行われると処理回路 3 3 は、3 次元画像処理機能 3 3 5 を実行する (ステップ S 2)。ステップ S 2 において処理回路 3 3 は、3 次元の C T 画像データから C T 断面画像を生成する。断面の向きは、注射針の進行と放射線吸収性組織スペーサの注入とのガイドに適した向きに設定される。例えば、患者に挿入される注射針又は T R U S プローブの軸心に平行し且つ当該軸心を面内に含む向きを有する断面が設定される。患者に挿入される注射針の軸心は、患者への注射針の刺入位置と目標到達位置とを結ぶ直線に対応する。患者に挿入される T R U S プローブ 1 0 の軸心は、患者への T R U S プローブ 1 0 の挿入位置と目標到達位置とを結ぶ直線に対応する。患者への注射針の刺入位置と目標到達位置とは、入力インタフェース 3 6 等を介して術者等により任意に設定されても良いし、画像処理により検出されても良い。同様に、患者への T R U S プローブ 1 0 の挿入位置

40

50

と目標到達位置とは、入力インタフェース36等を介して術者等により任意に設定されても良いし、閾値処理や領域成長法、画像認識等の画像処理により検出されても良い。なお、ステップS2で生成されるCT断面画像の断面の向きは、上記例に限定されない。例えば、アキシャル断面、コロナル断面又はサジタル断面等でも良い。また、TRUSプローブ10の位置にCT断面画像の位置を連動させる場合、処理回路33は、位置センサ20からの位置信号に基づいて3次元CT画像データ内のTRUSプローブ10の位置を特定し、特定された位置を含み且つ軸心を通る断面を算出し、算出された断面に関するCT断面画像を生成しても良い。

【0040】

ステップS2が行われると処理回路33は、他装置画像処理機能337を実行する(ステップS3)。ステップS3において処理回路33は、CT断面画像に含まれる注入組織領域及び隣接組織領域等を特定する。注入組織領域は、放射線吸収性組織スペーサが注入される組織に対応する画像領域である。上記の通り、放射線吸収性組織スペーサが注入される組織は、具体的には、直腸周囲脂肪組織に設定される。隣接組織領域は、放射線吸収性組織スペーサが注入される組織に隣接する組織に対応する画像領域である。上記の通り、当該隣接する組織は、前立腺と直腸壁とに設定される。また、必要に応じて、当該隣接する組織として、ダノンピリエー筋膜が設定されても良い。注入組織領域及び隣接組織領域の特定は、閾値処理や領域成長法、画像認識、解剖学的基準点を用いたセグメント処理等の任意の画像処理により行われても良いし、入力インタフェース36等を介して術者等により任意に設定されても良い。

10

20

【0041】

ステップS3が行われると処理回路33は、表示制御機能339を実行する(ステップS4)。ステップS4において処理回路33は、CT断面画像をディスプレイ37に表示する。

【0042】

図5は、ステップS4において表示されるCT断面画像IC1の一例を示す図である。図5に示すように、処理回路33は、CT断面画像IC1において組織領域である直腸周囲脂肪組織領域RC1を強調し、隣接組織領域として前立腺領域RC2と直腸壁領域RC3とを強調する。強調の方法としては、直腸周囲脂肪組織領域RC1、前立腺領域RC2及び直腸壁領域RC3が他の画像領域に比して視覚的に明瞭に認識可能にするものであれば何でも良い。例えば、処理回路33は、直腸周囲脂肪組織領域RC1、前立腺領域RC2及び直腸壁領域RC3各々の輪郭を囲っても良いし、色等で区別して表示しても良い。更に、処理回路33は、注射針の刺入位置P1と目標到達位置P2とを強調すると良い。強調態様としては、当該位置へのマーク等の付加でも良いし、当該位置の色の変更等でも良い。このようなCT断面画像ICの観察により、注射針の刺入位置P1と目標到達位置P2とを確認したり、患者固有の直腸周囲脂肪組織領域RC1、前立腺領域RC2及び直腸壁領域RC3の形態及び位置関係等を確認したりすることができる。なお、処理回路33は、CT断面画像に描出された腫瘍に対応する画像領域(以下、腫瘍領域と呼ぶ)を特定し、特定された腫瘍領域を強調してCT断面画像を表示しても良い。

30

40

【0043】

ステップS4が行われると処理回路33は、走査制御機能331を実行する(ステップS5)。ステップS5において処理回路33は、TRUSプローブ10を介して患者Pを撮像して超音波画像を収集する。収集された超音波画像は、処理回路33によりリアルタイムでディスプレイ37に表示される。超音波画像は注射針のガイドとして用いられるため、超音波画像としてはBモード画像が収集されると良い。ステップS5において術者は、TRUSプローブ10を患者の直腸に挿入する。更に術者は、CT断面画像や超音波画像、患者を確認しながら、注射針を患者の刺入位置から刺入し、目標到達位置に向けてTRUSプローブ10を進める。

【0044】

ステップS5が行われると処理回路33は、超音波画像処理機能336を実行する(ス

50

テップ S 6)。ステップ S 6 において処理回路 3 3 は、超音波画像に含まれる針領域を特定する。針領域は、注射針に対応する画像領域である。注射針の特定は、閾値処理や領域成長法、画像認識等の任意の画像処理により行われても良いし、入力インタフェース 3 6 等を介して術者等により任意に設定されても良い。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 6 が行われると処理回路 3 3 は、表示制御機能 3 3 9 を実行する (ステップ S 7)。ステップ S 7 において処理回路 3 3 は、超音波画像と C T 断面画像とをディスプレイ 3 7 に表示する。超音波画像と C T 断面画像との表示に先立ち、処理回路 3 3 は、位置合わせ機能 3 3 8 を実行すると良い。位置合わせ機能 3 3 8 において処理回路 3 3 は、ステップ S 5 において収集された超音波画像をステップ S 2 において生成された C T 断面画像に対して位置合わせする。位置合わせの手法としては、例えば、解剖学的基準点に基づく剛体位置合わせや非剛体位置合わせ等が可能である。解剖学的基準点は、画像処理により特定されても良いし、術者等により入力インタフェース 3 6 等を介して指定されても良い。なお、処理回路 3 3 は、超音波画像に対して C T 断面画像を位置合わせしても良い。この際、処理回路 3 3 は、ステップ S 5 において収集された超音波画像に対してステップ S 2 において生成された C T 断面画像を位置合わせしても良いし、ステップ S 5 において収集された超音波画像の断面に略一致する断面に関する C T 断面画像を 3 次元の C T 画像から生成し直しても良い。位置合わせされた超音波画像と C T 断面画像とはディスプレイ 3 7 に表示される。

10

【 0 0 4 6 】

図 6 は、ステップ S 7 において表示される超音波画像 I U 及び C T 断面画像 I C 1 の表示画面 I S の一例を示す図である。図 6 に示すように、表示画面 I S には略同一断面を有する超音波画像 I U と C T 断面画像 I C 1 とが並べて表示される。超音波画像 I U には前立腺領域 R U 1、直腸壁領域 R U 2、直腸周囲脂肪組織領域 R U 3 及び針領域 R U 4 が表示される。針領域 R U 4 は強調表示される。処理回路 3 3 は、注射針の刺入方向を示す矢印 G 1 を表示する。矢印 G 1 は、注射針を刺入すべき方向を示すガイドである。例えば、矢印 G 1 は、注射針の患者への刺入位置 P 1 から目標到達位置 P 2 への刺入方向を示す。超音波画像 I U と C T 断面画像 I C とは位置関係等の明確のため同一縮尺で表示されると良い。なお、処理回路 3 3 は、超音波画像 I U に含まれる前立腺領域 R U 1、直腸壁領域 R U 2 及び直腸周囲脂肪組織領域 R U 3 を画像処理等により特定し、特定された前立腺領域 R U 1、直腸壁領域 R U 2 及び直腸周囲脂肪組織領域 R U 3 を強調表示しても良い。

20

30

【 0 0 4 7 】

図 7 は、ステップ S 7 において表示される超音波画像 I U 及び C T 断面画像 I C 1 の合成画像 I G 1 の一例を示す図である。図 7 の場合、処理回路 3 3 は、超音波画像 I U と C T 断面画像 I C 1 との合成画像 I G 1 を生成し、当該合成画像 I G 1 をディスプレイ 3 7 に表示する。合成画像 I G 1 は、例えば、アルファ・ブレンディング (alpha blending) 等の手法により生成される。この場合、例えば、超音波画像 I U が前景画像に設定され、C T 断面画像 I C が背景画像に設定されると良い。超音波画像 I U と C T 断面画像 I C とを合成することにより、C T 断面画像 I C に含まれる前立腺領域 R C 1、直腸壁領域 R C 2 及び直腸周囲脂肪組織領域 R C 3 に対する超音波画像 I U に含まれる針領域 R U 4 の位置関係をより正確に把握することができる。

40

【 0 0 4 8 】

注射針の先端が目標到達位置に到達するとユーザは、放射線吸収性組織スペーサを注射器により注射針を介して直腸周囲脂肪組織に注入する。この際、処理回路 3 3 は、放射線吸収性組織スペーサの注入をガイドするための表示画面をディスプレイ 3 7 に表示する。

【 0 0 4 9 】

図 8 は、ステップ S 7 において表示される超音波画像 I U 2 及び C T 断面画像 I C 2 の合成画像 I G 2 の他の例を示す図である。合成画像 I G 2 は、例えば、術者が入力インタフェース 3 6 を介して注入ガイドの表示指示を入力することにより処理回路 3 3 により表示される。表示指示は、注射針の先端が目標到達位置に配置され、放射線吸収性組織ス

50

ーサの注入を始める時に入力される。合成画像 I G 2 は、放射線吸収性組織スパーサが正常に留置された人体に関する C T 断面画像 I C 2 と、リアルタイムに収集されている患者に関する超音波画像 I U 2 との合成画像である。なお、処理回路 3 3 は、合成画像 I G 2 の生成に先立ち、位置合わせ機能 3 3 8 を実行しても良い。位置合わせ機能 3 3 8 において処理回路 3 3 は、リアルタイムで収集された超音波画像 I U 2 を当該 C T 断面画像 I C 2 に対して位置合わせし、位置合わせ後の超音波画像 I U 2 と C T 断面画像 I C 2 とに基づいて合成画像 I G 2 を生成する。

【 0 0 5 0 】

C T 断面画像 I C 2 は、X 線コンピュータ断層撮影装置により予め生成され、記憶回路 3 4 に記憶されている。C T 断面画像 I C 2 の被写体は本注入術の対象者でも良いし、他の人物でも良い。当該 C T 断面画像 I C 2 は、過去の注入術において放射線吸収性組織スパーサが注入され、当該放射線吸収性組織スパーサが体内に残存している期間に X 線コンピュータ断層撮影装置により生成される。本注入術の対象者以外の人物である場合、当該人物は本注入術の対象者の体型に近い人物の C T 断面画像 I C 2 が用いられると良い。

10

【 0 0 5 1 】

図 8 に示すように、処理回路 3 3 は、超音波画像 I U 2 に含まれる放射線吸収性組織スパーサに対応する画像領域（以下、組織スパーサ領域と呼ぶ）R U 5 と C T 断面画像 I C 2 に含まれる放射線吸収性組織スパーサに対応する組織スパーサ領域 R C 4 との形態の相違に応じたガイドを表示する。具体的には、処理回路 3 3 は、当該ガイドとして、C T 断面画像 I C 2 に含まれる組織スパーサ領域 R C 4 を強調して表示する。例えば、放射線吸収性組織スパーサ R C 4 と他組織との境界部 R C 5 が強調される。境界部 R C 5 は放射線吸収性組織スパーサの注入の目安として機能する。術者は、超音波画像 I U 2 に含まれる組織スパーサ領域 R U 5 が境界部 R C 5 に到達するように放射線吸収性組織スパーサを注入すれば良い。なお、図 8 に示すように、処理回路 3 3 は、境界部 R C 5 を明示する矢印と共に、境界部 R C 5 まで放射線吸収性組織スパーサを注入する事を促すメッセージ M 1 を表示しても良い。メッセージ M 1 としては、例えば、図 8 に示すように、「ここまで注入して下さい」等が挙げられる。

20

【 0 0 5 2 】

術者は、合成画像 I G 2 を観察しながら放射線吸収性組織スパーサの注入を開始する。リアルタイムで収集される超音波画像 I U 2 には組織スパーサ領域 R U 5 が描出され、組織スパーサ領域 R U 5 は注入に伴い膨張する。術者は、超音波画像 I U 2 に含まれる組織スパーサ領域 R U 5 が境界部 R C 5 からはみ出ないように放射線吸収性組織スパーサを注入することにより、正確に放射線吸収性組織スパーサを注入することができる。

30

【 0 0 5 3 】

上記例においては、合成画像 I G 2 の背景画像として、組織スパーサ領域 R C 4 と境界部 R C 5 とが描出された C T 断面画像が用いられるとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。例えば、処理回路 3 3 は、C T 断面画像の代わりに、組織スパーサ領域と境界部とが描出された模式画像を合成画像の背景画像に用いても良い。この際、処理回路 3 3 は、当該模式画像を C T 断面画像又は超音波画像に対して位置合わせし、位置合わせ後の模式画像と超音波画像とに基づいて合成画像を生成すると良い。

40

【 0 0 5 4 】

上記例においては、C T 断面画像又は模式画像は、放射線吸収性組織スパーサが正常に留置された後の人物に関する画像であるとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。C T 断面画像又は模式画像は、放射線吸収性組織スパーサの注入途中に関する画像であっても良い。注入途中の C T 断面画像又は模式画像には注入途中の放射線吸収性組織スパーサが描出されているので、術者は、注入途中の放射線吸収性組織スパーサの形態を確認することができる。注入途中の C T 断面画像又は模式画像に関しても境界部が強調して表示される。この場合、処理回路 3 3 は、放射線吸収性組織スパーサの注入開始直後においては、注入途中の C T 断面画像又は模式画像を表示し、境界部に組織スパーサ領域が到達した事を契機として、当該注入途中の C T 断面画像又は模式画像から正常留置後

50

のCT断面画像又は模式画像に切り替えて表示しても良い。境界部に組織スペーサ領域が到達した事は、処理回路33が画像処理により認識しても良いし、術者が入力インタフェース36を介して指示しても良い。このように放射線吸収性組織スペーサの注入過程における多段階のCT断面画像又は模式画像を表示することにより、より丁寧に術者をガイドすることができる。

【0055】

以上により、注射針の進行と放射線吸収性組織スペーサの注入とのガイド処理が終了する。

【0056】

なお、上記実施例において超音波画像はBモード画像であるとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。例えば、放射線吸収性組織スペーサの注入時において収集される超音波画像はドプラモード画像であっても良い。この場合、ドプラモード画像は、放射線吸収性組織スペーサの注入速度や流れを可視化することが可能になる。当該ドプラモードがCT断面画像に並べて又は合成されて表示されると良い。このような画像を観察することによっても、ユーザは、放射線吸収性組織スペーサが正常に注入されているかを判断することができる。

10

【0057】

(変形例)

上記実施例において注入ガイド装置は超音波診断装置1に組み込まれるものとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。注入ガイド装置は、超音波診断装置とは別体のコンピュータでも良い。以下、変形例に係る注入ガイド装置について説明する。なお以下の説明において、本実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、必要な場合にのみ重複説明する。

20

【0058】

図9は、本実施形態の変形例に係る注入ガイド装置5の構成を示す図である。図9に示すように、注入ガイド装置5は、処理回路33、記憶回路34、通信インタフェース35、入力インタフェース36及びディスプレイ37を有する。通信インタフェース35は、超音波診断装置により収集された超音波画像をリアルタイムで受信し、記憶回路34は、当該超音波画像を記憶する。処理回路33は、3次元画像処理機能335、超音波画像処理機能336、他装置画像処理機能337、位置合わせ機能338及び表示制御機能339を有する。処理回路33は、上記実施形態と同様、3次元画像処理機能335、超音波画像処理機能336、他装置画像処理機能337、位置合わせ機能338及び表示制御機能339を実行することにより、図4に示す注射針41の進行と放射線吸収性組織スペーサの注入とのガイド処理を実行する。

30

【0059】

このように、変形例によれば、3次元画像処理機能335、超音波画像処理機能336、他装置画像処理機能337、位置合わせ機能338及び表示制御機能339が、超音波診断装置とは別体の注入ガイド装置5により実現される。これにより、超音波診断装置等の既存の装置に変更を加えることなく、注射針の進行と放射線吸収性組織スペーサの注入とのガイド処理を行うことが可能になる。

40

【0060】

上記の少なくとも一の実施例の通り、放射線治療用薬剤の注入ガイド装置は、処理回路33を有する。処理回路33は、超音波画像処理機能336、他装置画像処理機能337及び表示制御機能339を実現する。超音波画像処理機能336において処理回路33は、放射線治療用の薬剤の注入術時における超音波画像に描出された、患者に刺入されている注入針に対応する針領域を特定する。他装置画像処理機能337において処理回路33は、薬剤の注入術前に生成された医用画像に描出された、注入先の組織及び注入先の組織に隣接する組織の少なくとも一方に対応する組織領域を特定する。表示制御機能339において処理回路33は、針領域と組織領域とを強調して超音波画像と医用画像とをディスプレイ37に表示する。

50

【0061】

前立腺がんの放射線治療において、直腸などのリスク臓器が前立腺から近い為、前立腺への照射線量を抑えるか、或いは、前立腺への照射を優先し、ある程度は直腸などのリスク臓器へも放射線が投与される事を許容していた。しかしながら、有害な副作用を招くことが避けられなかった。この直腸前壁を前立腺から離すために用いられる放射線治療用吸収性組織スペーサの薬剤注入時には、経直腸的前立腺超音波（TRUS）を使用し、注射針先端部の可視性の維持及び直腸壁侵入防止のため、超音波画像の観察下で注射針を挿入し、針先端部の位置合わせを行う必要があった。しかし、超音波画像の観察下で注射針を挿入し、針先端部の位置合わせを行うには、注射針の直腸壁侵入による感染のリスク及び注入薬剤の位置把握が困難である。

10

【0062】

本実施形態に係る上記構成によれば、体内組織の形態が明瞭に描出された他装置画像と超音波画像とがガイドとして用いられる。体内組織の形態が明瞭に描出された他装置画像においては少なくとも注入先の組織と当該組織に隣接する組織の画像領域とが強調され、リアルタイムで収集される超音波画像においては少なくとも注入針の画像領域が強調される。術者は、このような画像を観察して注射針と組織との位置関係を把握しながら、注射針を刺入し放射線吸収性組織スペーサを注入することができる。よって、注入先の組織である直腸周囲脂肪組織に隣接する直腸壁等への注射針侵入を防止でき、更に薬剤の正しい位置への留置が可能になり、薬剤注入術の安全性を向上することができる。

20

【0063】

以上説明した少なくとも1つの実施形態によれば、放射線治療用薬剤の注入を容易且つ正確に行うことができる。

【0064】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU、GPU、或いは、特定用途向け集積回路（Application Specific Integrated Circuit：ASIC）、プログラマブル論理デバイス（例えば、単純プログラマブル論理デバイス（Simple Programmable Logic Device：SPLD）、複合プログラマブル論理デバイス（Complex Programmable Logic Device：CPLD）、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ（Field Programmable Gate Array：FPGA）等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。また、プログラムを実行するのではなく、論理回路の組合せにより当該プログラムに対応する機能を実現しても良い。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせて1つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。さらに、図1及び図9における複数の構成要素を1つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

30

【0065】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

40

【符号の説明】

【0066】

- 1 超音波診断装置
- 5 注入ガイド装置
- 10 超音波プローブ（TRUSプローブ）

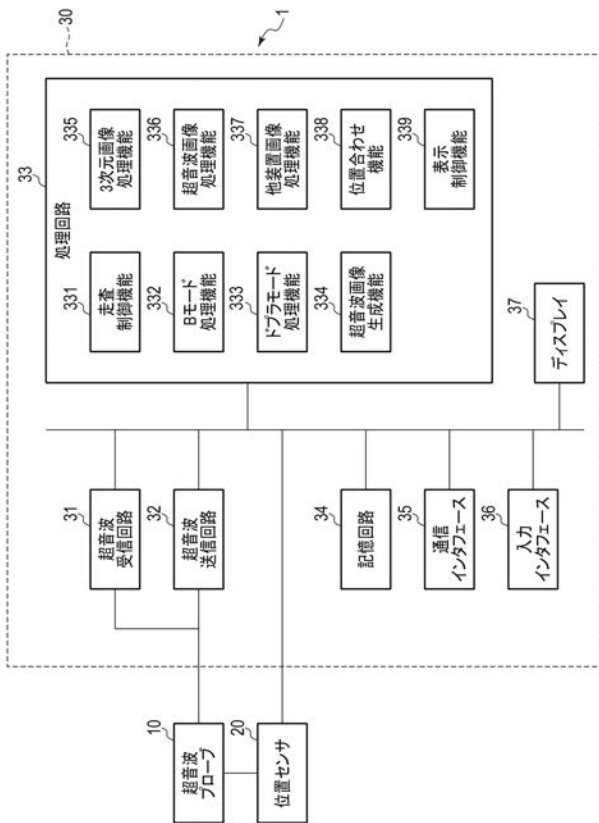
50

- 2 0 位置センサ
- 3 0 装置本体
- 3 1 超音波送信回路
- 3 2 超音波受信回路
- 3 3 処理回路
- 3 4 記憶回路
- 3 5 通信インターフェース
- 3 6 入力インターフェース
- 3 7 ディスプレイ
- 4 0 注射器
- 4 1 注射針
- 5 0 放射線吸収性組織スパーサ
- 3 3 1 走査制御機能
- 3 3 2 Bモード処理機能
- 3 3 3 ドプラモード処理機能
- 3 3 4 超音波画像生成機能
- 3 3 5 3次元画像処理機能
- 3 3 6 超音波画像処理機能
- 3 3 7 他装置画像処理機能
- 3 3 8 位置合わせ機能
- 3 3 9 表示制御機能

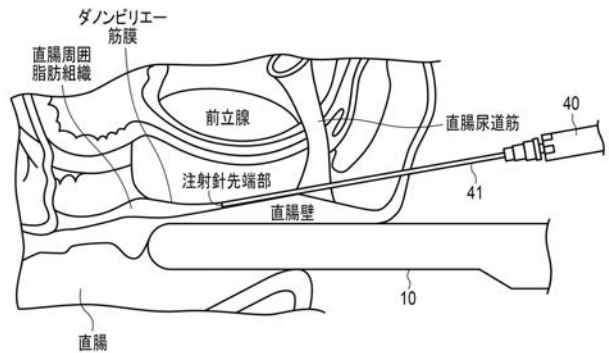
10

20

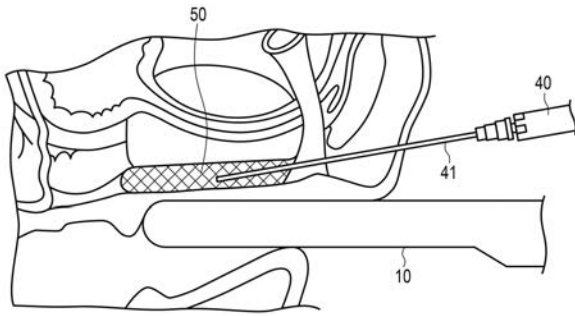
【 図 1 】



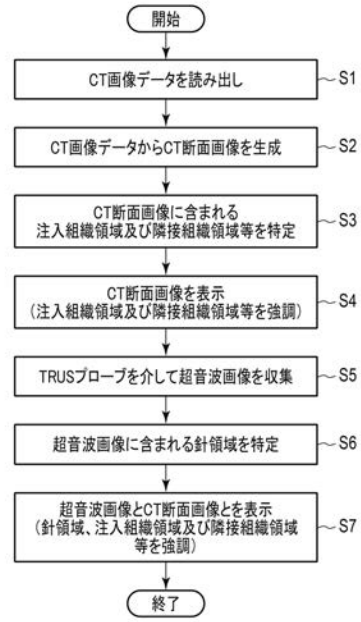
【 図 2 】



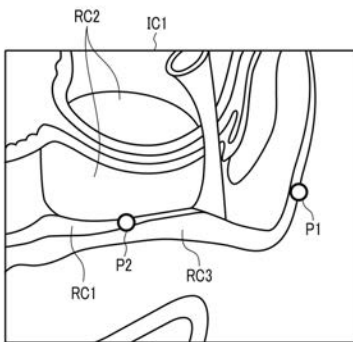
【 図 3 】



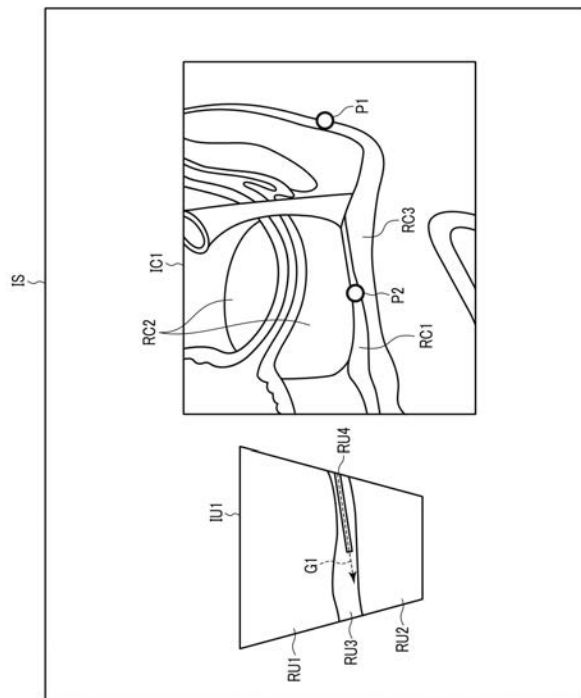
【 図 4 】



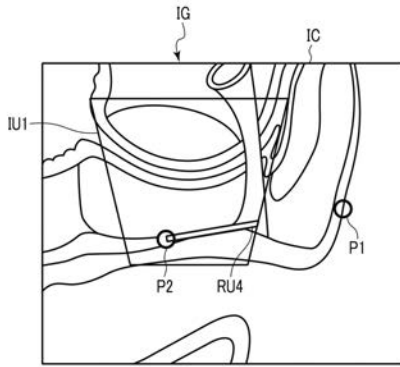
【 図 5 】



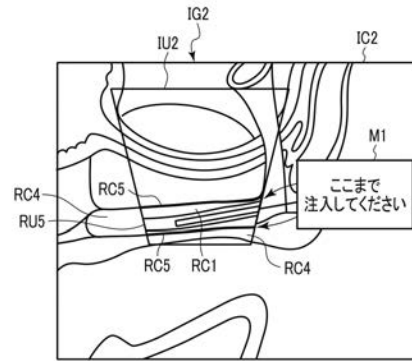
【 図 6 】



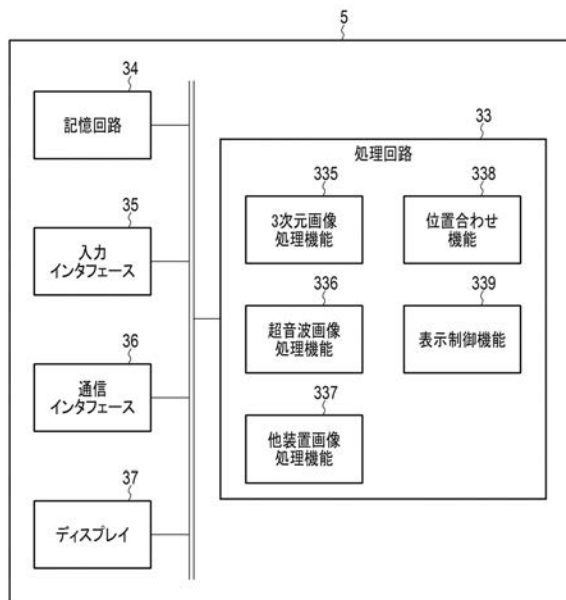
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 長谷川 慎二

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C082 AE01 AJ11 AR02

4C601 DE04 EE09 EE11 FE07 FF03 GA19 GA20 GA25 GB04 JC15

JC20 JC25 JC32 JC37 KK24 KK25 KK31 LL33

专利名称(译)	放射治疗药物的注射引导装置和注射引导程序		
公开(公告)号	JP2020048690A	公开(公告)日	2020-04-02
申请号	JP2018178954	申请日	2018-09-25
[标]发明人	長谷川慎二		
发明人	長谷川 慎二		
IPC分类号	A61N5/00 A61B8/14		
FI分类号	A61N5/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C082/AE01 4C082/AJ11 4C082/AR02 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE07 4C601/FF03 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/JC32 4C601/JC37 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL33		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是容易且准确地注射放射治疗药物。 根据一个实施例的用于注射用于放射治疗的药物的引导装置包括与插入到患者体内的注射针相对应的针区域，该针区域在注射用于放射治疗的药物时被绘制在超声图像中。 超声系统指定单元，其指定与要注射的组织或与要注射的组织相邻的组织中的至少一个的组织区域相对应，该组织区域在药物注射之前生成的医学图像中进行了描绘，该设备还包括用于指定的不同设备系统指定单元，以及用于通过强调针区域和组织区域在显示器上显示超声图像和医学图像的显示单元。 [选择图]图1

