

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4434668号
(P4434668)

(45) 発行日 平成22年3月17日(2010.3.17)

(24) 登録日 平成22年1月8日(2010.1.8)

(51) Int.Cl.	F 1	
A 6 1 B 19/00	(2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2
A 6 1 B 18/00	(2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0
A 6 1 B 5/055	(2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0
A 6 1 B 6/00	(2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0
A 6 1 B 6/03	(2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
請求項の数 6 (全 18 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2003-318538 (P2003-318538)
 (22) 出願日 平成15年9月10日(2003.9.10)
 (65) 公開番号 特開2005-80989 (P2005-80989A)
 (43) 公開日 平成17年3月31日(2005.3.31)
 審査請求日 平成18年9月7日(2006.9.7)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (74) 代理人 100109900
 弁理士 堀口 浩
 (72) 発明者 藤本 克彦
 栃木県大田原市下石上字東山1385番の
 1 株式会社東芝 那須工場内
 審査官 川端 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 治療システム及び治療支援システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

治療前の患者に対して得られた3次元の参照画像データに対してボリュームレンダリング又はサーフィスレンダリングの画像処理を行なう画像処理手段と、

治療手段の治療アプリケーションに対応した仮想アプリケーションの位置を前記ボリュームレンダリング又はサーフィスレンダリングにより得られた画像上で設定する手段と、

前記3次元の参照画像データから前記仮想アプリケーションの設定された位置に基づいて設定された断面における2次元の参照画像データを抽出してMPR (multi planar reconstruction) 画像データを生成するMPR画像データ生成手段と、

前記MPR画像データに基づいて前記患者の治療部位に対して治療計画を策定する治療計画策定手段と、

策定された前記治療計画に基づいて前記治療部位に対する治療を行なう治療手段と、

前記治療部位に対して実画像データの生成を行なう実画像データ生成手段と、

前記実画像データを表示する表示手段を

備えることを特徴とする治療システム。

【請求項2】

前記治療手段によって行われる前記治療部位に対する治療は、この治療と並行して生成される前記実画像データの観察下で行なわれることを特徴とする請求項1記載の治療システム。

【請求項3】

10

20

前記治療手段は、前記治療部位に対して強力超音波を照射して焼灼治療を行なうことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 の何れか 1 項に記載した治療システム。

【請求項 4】

前記参照画像データは、超音波診断装置、CT装置、MRI装置、X線診断装置、核医学装置の何れかによって生成されることを特徴とする請求項 1 記載の治療システム。

【請求項 5】

前記表示手段は、前記実画像データと、この実画像データと同一画像断面の参照画像データを並列もしくは重畳して表示することを特徴とする請求項 1 記載の治療システム。

【請求項 6】

治療前の患者に対して得られた 3 次元の参照画像データに対してボリュームレンダリング又はサーフィスレンダリングの画像処理を行なう画像処理手段と、

治療手段の治療アプリケーションに対応した仮想アプリケーションの位置を前記ボリュームレンダリング又はサーフィスレンダリングにより得られた画像上で設定する手段と、

前記 3 次元の参照画像データから前記仮想アプリケーションの設定された位置に基づいて設定された断面における 2 次元の参照画像データを抽出して M P R (multi planar reconstruction) 画像データを生成する M P R 画像データ生成手段と、

前記 M P R 画像データに基づいて前記患者の治療部位に対して治療計画を策定する治療計画策定手段と、

この治療計画策定手段によって得られた治療計画データを治療装置もしくは診断治療装置に供給する治療計画供給手段を

備えることを特徴とする治療支援システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、予め収集した画像情報に基づいて治療計画を策定することによって正確かつ安全な治療行為を支援する機能を有した治療システム及び治療支援システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、最小侵襲治療と呼ばれる治療法が注目を集めており、悪性腫瘍治療の分野においても最小侵襲治療への積極的な試みが行なわれている。特に悪性腫瘍の場合、これまで、その治療の多くを外科的手術に頼ってきたが、従来の外科的手術による治療、即ち広範囲の組織切除を行なう場合には、その臓器がもつ本来の機能や外見上の形態を大きく損なう場合が多く、たとえ生命を存えたとしても患者に対して多大な負担を与えることになる。このような従来の外科的治療に対して、Q O L (quality-of-life) を考慮した最小侵襲治療システムの開発が強く望まれており、その 1 つの方法として、腫瘍組織に対して強力な超音波を照射することによって加熱し、熱変性壊死させる超音波治療法の研究が進められている。

【0003】

強力な治療用超音波を用いた治療方法は、マイクロ波を用いた方法と比較してエネルギーの集束性と深達度に優れているため、体内の深部に位置した臓器の腫瘍に対して体外からの局所的な治療が可能となる大きな利点を有している。

【0004】

この治療用超音波による治療法は、例えば凹面状の大型圧電振動子に対し電気的な駆動信号を供給することによって発生する超音波を腫瘍部位に照射し、腫瘍組織を瞬時に熱変性壊死(焼灼)させるものであり、超音波集束点において超音波エネルギーを集中させて腫瘍組織の焼灼を行なっている。

【0005】

この、治療用超音波を用いた治療法では、2 次元のあるいは 3 次元に収集した医用画像データの観察下において治療部位の位置の確認、あるいは治療効果の判定などを行なう

10

20

30

40

50

診断治療方法が提案され、この場合の医用画像データとして超音波診断装置やMRI装置、更には、CT装置によって得られる画像データが用いられている（例えば、特許文献1及び特許文献2参照。）。

【0006】

例えば、超音波画像観察下での治療用超音波による治療では、治療用ヘッドであるアプリケーションに治療用超音波を照射するための圧電振動子と、この治療部位のイメージングを行なうイメージング用圧電振動子が一体化して設けられており、治療用超音波の照射と、この照射部位における超音波画像データの収集を並行して行なうことが可能となっている。

【特許文献1】特開平7-184907号公報（第3-4頁、第1図）

10

【特許文献2】特開平8-84740号公報（第9-10頁、第1図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1あるいは特許文献2の方法によれば、治療用超音波による焼灼の位置や焼灼の状態を医用画像上で確認しながら治療することが可能となる。しかしながら、焼灼に先だって行なわれる治療計画の策定段階において、同一患者から事前に得られた2次元あるいは3次元の医用画像データに基づいた治療計画の策定は、これまで行なわれてこなかった。このため、正確な治療計画の策定が困難であり、治療の途中で治療計画の変更を余儀なくされる場合が多く、治療効率を著しく低下させていた。

20

【0008】

本発明は、このような従来の治療計画の策定における問題点を解決するためになされたものであり、その目的は、治療対象患者から予め収集した画像データに基づいて治療計画を策定することにより、正確かつ安全な治療行為を支援する機能を有した治療システム、治療支援システム及び治療支援方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の治療システムは、治療前の患者に対して得られた3次元の参照画像データに対してボリュームレンダリング又はサーフィスレンダリングの画像処理を行なう画像処理手段と、治療手段の治療アプリケーションに対応した仮想アプリケーションの位置を前記ボリュームレンダリング又はサーフィスレンダリングにより得られた画像上で設定する手段と、前記3次元の参照画像データから前記仮想アプリケーションの設定された位置に基づいて設定された断面における2次元の参照画像データを抽出してMPR（multi planar reconstruction）画像データを生成するMPR画像データ生成手段と、前記MPR画像データに基づいて前記患者の治療部位に対して治療計画を策定する治療計画策定手段と、策定された前記治療計画に基づいて前記治療部位に対する治療を行なう治療手段と、前記治療部位に対して実画像データの生成を行なう実画像データ生成手段と、前記実画像データを表示する表示手段を備えることを特徴としている。

30

【0010】

又、請求項6に係る本発明の治療支援システムは、治療前の患者に対して得られた3次元の参照画像データに対してボリュームレンダリング又はサーフィスレンダリングの画像処理を行なう画像処理手段と、治療手段の治療アプリケーションに対応した仮想アプリケーションの位置を前記ボリュームレンダリング又はサーフィスレンダリングにより得られた画像上で設定する手段と、前記3次元の参照画像データから前記仮想アプリケーションの設定された位置に基づいて設定された断面における2次元の参照画像データを抽出してMPR（multi planar reconstruction）画像データを生成するMPR画像データ生成手段と、前記MPR画像データに基づいて前記患者の治療部位に対して治療計画を策定する治療計画策定手段と、この治療計画策定手段によって得られた治療計画データを治療装置もしくは診断治療装置に供給する治療計画供給手段を備えることを特徴とする治療支援システム。

40

【発明の効果】

50

【0014】

本発明によれば、良好な精度をもった治療計画に基づいた治療行為が可能となるため、治療効率が向上すると共に正確かつ安全な治療が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

治療対象患者（以下、患者と呼ぶ。）に対し治療前に予め収集した、例えばCT画像データ（以下、参照画像データと呼ぶ。）に基づいて治療部位に対する治療計画を策定する。そして、この治療計画に従って治療用超音波による焼灼を行ない、更に、焼灼後に収集した超音波画像データ（以下、実画像データと呼ぶ。）と前記参照画像データとを比較して治療効果の判定を行なう。

10

【実施例1】

【0016】

（システムの構成）

本発明の第1の実施例における治療システムの構成について図1乃至図3を用いて説明する。なお、図1は、本実施例における治療システム全体の概略構成を示すブロック図であり、図2及び図3は、この治療システムの構成要素である診断・治療部のブロック図である。

【0017】

図1において、治療システム100は、治療部位に対して治療用超音波を照射すると共に、この治療部位の実画像データの生成を行なう診断・治療部12と、この診断・治療部12において生成された実画像データの保存や、ネットワーク14を介して画像データサーバ15から供給される3次元の参照画像データの保存を行なう画像データ記憶部5と、画像データ記憶部5に保存された参照画像データに対して画像処理を行なう画像処理部6を備えている。

20

【0018】

更に、治療システム100は、画像データ記憶部5において保存されている所望の実画像データ及び参照画像データや、これらの画像データに対する付帯情報などを表示する表示部8と、治療計画を策定するための焼灼方法や照射条件などの設定や患者情報あるいは各種コマンド信号の入力を行なう入力部9と、ネットワーク14を介して画像データサーバ15から画像データを受信するためのネットワークインターフェース10と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部11を備えている。

30

【0019】

尚、ネットワーク14を介して治療システム100と接続されている画像データサーバ15は、核医学画像データサーバ15-1、CT画像データサーバ15-2、MRI画像データサーバ15-3、更には超音波画像データサーバ15-4などから構成されている。

【0020】

次に、治療システム100の診断・治療部12は、治療用超音波の照射と実画像データの収集を行なうためにイメージング用超音波の送受波を行なうアプリケーション部1と、治療用超音波を照射するためにアプリケーション部1に対して駆動信号を供給する治療用駆動部2と、イメージング用超音波による実画像データの生成を行なうために前記アプリケーション部1に対して駆動信号を供給すると共に、前記イメージング用超音波の送受波によって得られた受信信号に基づいて実画像データを生成するための信号処理を行なう画像データ生成部4と、前記アプリケーション部1を患者の所定の位置に移動させるための移動機構部3を備えている。

40

【0021】

図2は、上述のアプリケーション部1、治療用駆動部2、及び移動機構部3の構成を示したブロック図である。

【0022】

図2のアプリケーション部1は、例えば、脱気水からなるカップリング液23によって充満

50

されており、その上部には患者51の治療部位（例えば腫瘍）55に対して治療用超音波を照射するための超音波送波器22が装着され、そのほぼ中央部に開口した孔部26には、治療部位55に関する実画像データを生成するために、患者51に対してイメージング用超音波の送受波を行なう超音波プローブ27が回転自在に取り付けられている。そして、超音波プローブ27の先端部、及び超音波送波器22には、電気音響変換素子である圧電振動子が設けられ、この圧電振動子によって治療用超音波の照射やイメージング用超音波の送受波が行なわれる。

【0023】

一方、アプリケーション部1における患者51の体表53との接触部には、高分子材料からなり、前記カップリング液23とほぼ等しい音響インピーダンスを有したカップリング膜24が設けられている。即ち、超音波送波器22から照射される治療用超音波や超音波プローブ27によって送受波されるイメージング用超音波は、患者51とほぼ等しい音響特性を有するカップリング膜24及びカップリング液23を介し、患者51に対して効率良く送受波される。

10

【0024】

又、超音波送波器22は、M個の圧電振動子がリング状に配列された、所謂アニュラレイを形成しており、その前面（凹面）及び後面（凸面）には、駆動信号を供給するための電極及び接地用の電極がそれぞれ装着され、凸面側は支持台に固定されている。一方、凹面側の電極には、患者51に対して治療用超音波の照射を効率良く行なうための音響マッチング層が設けられ、更にその外表面は保護膜によって覆われている。尚、超音波プローブ27については、後述する画像データ生成部4と関連させて説明する。

20

【0025】

一方、治療用駆動部2は、治療用超音波を照射するために超音波送波器22に対して駆動信号を供給する機能を有し、超音波送波器22を構成する圧電振動子の共振周波数に対応した周波数の連続波を発生するCW発生器36と、この連続波に対して所定の遅延位相を与える位相遅延回路37と、前記連続波を増幅するRFアンプ38と、RFアンプ38の出力信号を超音波送波器22に効率良く供給するためにインピーダンスマッチングを行なうマッチング回路39を備えている。

【0026】

尚、上述の位相遅延回路37、RFアンプ38、及びマッチング回路39は、超音波送波器22における圧電振動子数Mと対応してMチャンネルから構成されている。そして、位相遅延回路37は、超音波送波器22におけるM個の圧電振動子が照射する治療用超音波を所望の距離（焦点距離）に集束させるために、前記圧電振動子に供給されるMチャンネルの駆動信号に対して所定の遅延位相を設定する。尚、位相遅延回路37において設定される各チャンネルの位相遅延量は、アニュラレイ圧電振動子の半径や焦点距離によって一義的に決定される。

30

【0027】

一方、移動機構部3は、治療用超音波の焦点52、あるいは実画像断面が治療部位55に合致するように、前記アプリケーション部1の移動や超音波プローブ27の回転を行なう移動機構31と、システム制御部11からの指示信号に従ってアプリケーション部1の移動方向や移動距離、あるいは超音波プローブ27の回転角度などを設定するための制御信号を移動機構31に供給する機構制御回路32と、移動機構31によるアプリケーション部1の移動方向や移動量あるいは回転角度などの位置情報を検出する位置検出器33を備えている。そして、位置検出器33によって検出された位置情報は、機構制御回路32を介してシステム制御部11に供給される。

40

【0028】

次に、診断・治療部12の画像データ生成部4と超音波プローブ27につき図3を用いて説明する。画像データ生成部4は、アプリケーション部1の超音波プローブ27に接続され、超音波プローブ27に対して駆動信号を供給すると共に、超音波プローブ27から得られる受信信号に基づいて治療部位55における実画像データを生成する。即ち、画像デー

50

タ生成部 4 と超音波プローブ 27 によって治療部位 55 における治療用超音波の照射状況や治療効果のリアルタイム観察が行なわれる。

【0029】

超音波プローブ 27 は、通常の超音波診断装置において使用されるものと同様な超音波プローブを用いることが可能であるが、特にアプリケーション部 1 の超音波送波器 22 による治療用超音波の照射の妨げにならないように、小さな超音波送受信面で広い範囲の画像化が可能なセクタ走査用の超音波プローブが好適である。

【0030】

そして、超音波プローブ 27 の先端部は、例えば 1 次元に N 個配列された図示しない圧電振動子を有し、この圧電振動子によって、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換して患者 51 に送信し、また受信時には患者 51 からの超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する。

10

【0031】

一方、図 3 の画像データ生成部 4 は、超音波プローブ 27 から患者 51 に対して送信超音波を放射するための駆動信号を生成するイメージング用駆動部 61 と、患者 51 からの受信超音波を超音波プローブ 27 を介して受信するイメージング用受信部 62 と、この受信信号に基づいて超音波画像データを生成するための信号処理を行なう受信信号処理部 63 を備えている。

【0032】

そして、イメージング用駆動部 61 は、レートパルス発生器 66 と、送信遅延回路 67 と、パルサ 68 を備えており、レートパルス発生器 66 は、患者 51 に放射する送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを発生して送信遅延回路 67 に供給する。又、送信遅延回路 67 は、送信超音波を所定の深さに集束するための遅延時間と所定の方向に放射して患者 51 を走査するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 68 に供給する。そして、パルサ 68 は、レートパルスに同期した駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ 27 の圧電振動子に供給する。

20

【0033】

一方、イメージング用受信部 62 は、前記圧電振動子によって電気信号に変換された受信信号を増幅し十分な S/N を確保するプリアンプ 69 と、受信遅延回路 70 と、加算器 71 とを備えている。受信遅延回路 70 は、細い受信ビーム幅を得るために所定の深さからの受信超音波を集束するための遅延時間と、受信超音波の指向性を制御し患者 51 を走査するための遅延時間とをプリアンプ 69 の出力に与えた後、加算器 71 に送り、加算器 71 は、複数チャンネルの受信信号を加算して 1 チャンネルに纏める。

30

【0034】

尚、上述の送信遅延回路 67、パルサ 68、プリアンプ 69、及び受信遅延回路 70 は、通常、超音波プローブ 27 における N 個の圧電振動子に対応した N チャンネルの回路から構成されている。

【0035】

次に、受信信号処理部 63 は、対数変換器 72 と、包絡線検波器 73 と、A/D 変換器 74 とを備えている。受信信号処理部 63 の入力信号は、対数変換器 72 においてその信号振幅が対数変換され、弱い信号が相対的に強調される。又、包絡線検波器 73 は、対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行ない、A/D 変換器 74 は、この包絡線検波信号を A/D 変換して実画像データを生成する。

40

【0036】

図 1 に戻って、画像データ記憶部 5 は、患者 51 に対する治療行為の際に画像データ生成部 4 から供給される実画像データを保存する実画像データ記憶領域と、ネットワーク 14 を介して画像データサーバ 15 の CT 画像データサーバ 15-2 から供給される前記患者 51 の参照画像データ、あるいは、この参照画像データに対して画像処理部 6 が行なう画像処理によって得られた処理後の参照画像データを保存する参照画像データ記憶領域を備えている。そして、これらの画像データ記憶領域において、2 次元あるいは 3 次元の実

50

画像データ及び参照画像データが保存される。

【0037】

又、画像処理部6は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、画像データ記憶部5の参照画像データ記憶領域に保存された3次元の参照画像データに対して、例えば、ボリュームレンダリング法を用いた画像処理を行ない、臓器や血管あるいは腫瘍などの境界面あるいは表面が強調表示された参照画像データ(以下、ボリュームレンダリング画像データと呼ぶ。)を生成する。又、入力部9から入力された仮想アプリケーションの位置情報に基づいて前記3次元の参照画像データの中から所望の2次元の参照画像データ(以下、MPR(multi planar reconstruction)画像データと呼ぶ。)の抽出を行なう。

【0038】

一方、表示部8は、図示しない表示用データメモリと、変換回路と、モニタを備えており、ネットワーク14を介して画像データサーバ15から供給された参照画像データや画像処理部6において画像処理されて得られた処理後の参照画像データ、更には、画像データ生成部4によって生成された実画像データを独立あるいは並列して表示する。又、これらの実画像データや参照画像データに対して、治療用超音波のビーム幅や焦点位置、後述する仮想アプリケーションの位置情報に対応した前記MPR画像の断面位置、更には、入力部9から入力される患者情報等の各種入力データなどが付帯情報として重畳表示される。

【0039】

即ち、上述の各画像データと付帯情報は、表示用データメモリで所定フォーマットに従って合成され、変換回路においてD/A変換とテレビフォーマット変換が行われた後CRTあるいは液晶などのモニタに表示される。

【0040】

次いで、入力部9は、操作パネル上に液晶パネル、キーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン等の入力デバイスを備え、患者情報の入力、治療対象臓器やアプリケーション部1の選択、照射条件や焼灼方法の設定、参照画像データ及び画像処理方法の選択、参照画像データに対する仮想アプリケーションの位置及び方向の設定、更には、種々のコマンド信号の入力などを行なうことが可能である。特に、参照画像上に重畳表示される仮想アプリケーションの位置や方向を前記入力デバイスを用いて変更することによって、所望の断面におけるMPR画像データを生成することができる。

【0041】

そして、システム制御部11は、図示しないCPU(中央演算処理装置)と記憶回路を備え、入力部9からのコマンド信号に従って各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。又、システム制御部11の記憶回路19には、入力部9を介して供給される入力情報、設定情報、選択情報、更には種々のコマンド信号などが一旦保存される。

【0042】

(治療の手順)

次に、本実施例における治療手順を、図1乃至図6を用いて説明する。図4は、本実施例の治療システム100による治療手順を示すフローチャートである。

【0043】

治療に先立って、治療対象患者51の担当医(以下、操作者と呼ぶ)や他の医師、あるいは検査技師は、患者51に対してヘリカルスキャン方式あるいはマルチスライス方式などのCT装置を用いて3次元の参照画像データを収集し、ネットワーク14を介して治療システム100と接続されている画像データサーバ15のCT画像データサーバ15-2に保存する。尚、CT装置による画像データの生成方法は、通常の臨床の場で行なわれている方法と同様であるため、詳細な説明は省略する。

【0044】

次いで、操作者は、図1に示した治療システム100の入力部9において患者情報を入力した後、参照画像データとして「CT画像データ」、参照画像データに対する画像処理法として「ボリュームレンダリング」、治療対象臓器として「肝臓」を選択する。

【0045】

10

20

30

40

50

入力部 9 よりこれらの選択信号が供給されたシステム制御部 11 は、ネットワークインターフェース 10、及びネットワーク 14 を介して画像データサーバ 5 の CT 画像データサーバ 15 - 2 を選択し、この CT 画像データサーバ 15 - 2 に保存されている当該患者 51 の「肝臓」に対して予め収集された 3 次元の参照画像データを読み出す。

【0046】

そして、読み出した参照画像データを、ネットワーク 14 及びネットワークインターフェース 10 を介して治療システム 100 の画像データ記憶部 5 における参照画像データ記憶領域に保存する（図 4 のステップ S1）。

【0047】

参照画像データの画像データ記憶部 5 への保存が終了したならば、システム制御部 11 は、「ボリュームレンダリング」による画像処理を行なうための制御信号を画像処理部 6 に供給し、画像処理部 6 は、画像データ記憶部 5 に保存されている 3 次元の参照画像データを読み出し、記憶回路に一旦保存する。次いで、画像処理部 6 の演算回路は、記憶回路に予め保存されている「ボリュームレンダリング」処理プログラムを用い、前記参照画像データに対して画像処理を施すことによって生成したボリュームレンダリング画像データを表示部 8 に表示する（図 4 のステップ S2）。

【0048】

一方、操作者は、入力部 9 において入力された患者情報や選択された治療対象臓器、更には、ボリュームレンダリング画像において観察される治療部位 55 までの距離に基づいて最適な仕様、即ち圧電振動子の外径、曲率半径、圧電振動子数（M）、圧電振動子の共振周波数などを有したアプリケーション部 1 を選択する（図 4 のステップ S3）。

【0049】

次いで、操作者は、表示部 8 に表示されたボリュームレンダリング画像を必要に応じて所望の角度だけ回転させた後、この画像上の体表位置に仮想アプリケーションを配置する。尚、上記のボリュームレンダリング画像の回転や、仮想アプリケーションの設定、あるいは仮想アプリケーションの位置や方向などの変更は、入力部 9 の入力デバイスを用いて行なわれる。

【0050】

図 5 は、仮想アプリケーションによる MPR 画像断面の設定方法を示す図であり、図 5（a）は、ボリュームレンダリング画像の体表位置に配置された仮想アプリケーション 81 と、この仮想アプリケーション 81 の位置情報によって自動設定される MPR 画像の仮想画像断面 82 を示している。この仮想アプリケーション 81 は、図 5（b）に示すように仮想超音波送波器 83 と仮想超音波プローブ 84 から構成され、仮想超音波プローブ 84 は、仮想アプリケーション 81 の中央部を中心に回転可能となっている。そして、上述の仮想画像断面 82 は、仮想超音波プローブ 84 のマーカ 85 で示された圧電振動子の配列方向、即ちイメージング用超音波の走査方向に対応している。

【0051】

システム制御部 11 は、表示部 8 に表示されたボリュームレンダリング画像において設定された仮想アプリケーション 81 の位置情報を入力部 9 から読み出して画像処理部 6 に供給する。そして、画像処理部 6 は、供給された位置情報に基づいて一義的に決定される仮想画像断面 82 を前記ボリュームレンダリング画像データに重畳して表示部 8 に表示する。

【0052】

次いで、操作者は、仮想アプリケーション 81 の位置や角度の変更に伴って更新される前記仮想画像断面 82 を観測し、この仮想画像断面 82 が、ボリュームレンダリング画像上に表示されている治療部位 90 に対して最適な位置になる場合の仮想アプリケーション 81 の位置を設定する（図 4 のステップ S4）。そして、このとき入力部 9 から送られる仮想アプリケーション 81 の位置情報は、システム制御部 11 の記憶回路に保存される。

【0053】

一方、画像処理部 6 は、設定された仮想アプリケーション 81 の位置情報に基づいて前記仮想画像断面 82 に対応する画像のアドレスデータを算出する。次いで、このアドレスデータに基づいて、画像データ記憶部 5 に保存されている 3 次元の参照画像データの中から所

10

20

30

40

50

望の2次元の参照画像データを抽出し、MPR画像データを生成する。そして、生成されたMPR画像データは、表示部8に表示される。(図4のステップS5)。

【0054】

尚、このMPR画像データには、選択したアプリケーション部1の仕様によって決定される治療用超音波のビーム幅や焦点位置の情報が重畳され、表示部8に表示されたMPR画像において、治療用超音波の照射が肋骨(図5の肋骨70)や図示しない肺などの臓器の影響をあまり受けないこと、あるいは、治療用超音波の焦点52が治療部位55の領域に設定されていることなどの確認が行なわれる。

【0055】

次に、操作者は、表示部8に表示されたMPR画像上の治療部位90に対し、治療用超音波による焼灼範囲、焼灼間隔、焼灼順序などの焼灼方法、更には、照射エネルギーや照射時間などの照射条件を設定する(図4のステップS6)。尚、この照射条件は、上述のMPR画像において観察される肋骨70や肺の治療用超音波に対する遮蔽度、あるいは治療部位55の深度などを考慮して経験的に決定される。

10

【0056】

以上述べた手順により治療計画、(即ち、上述のアプリケーション部1の選択、アプリケーション部1の位置、焼灼方法、照射条件などの設定)の策定が終了したならば、操作者は、図4のステップS3において選択したアプリケーション部1を診断・治療部12の図示しないアプリケーション支持部に装着し、治療計画において設定された仮想アプリケーション81の位置情報、あるいはMPR画像情報に基づいて前記アプリケーション部1の中心位置、方向、及び傾斜角度を設定する(図4のステップS7)。

20

【0057】

次いで、診断・治療部12の画像データ生成部4は、操作者によって入力部9より入力される画像データ生成コマンドに従い、アプリケーション部1の超音波プローブ27を用いて実画像データの生成を行なう。

【0058】

患者51へのイメージング用超音波の送信に際して、図3に示したイメージング用駆動部61のレートパルス発生器66は、システム制御部11からの制御信号に従い、患者51に放射する送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスをNチャンネルの送信遅延回路67に供給する。

30

【0059】

送信遅延回路67は、イメージング用の送信超音波を所定の深さに集束するための遅延時間と、所定の方向に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをNチャンネルのパルサ68に供給する。そして、パルサ68は、前記レートパルスに同期した駆動信号を生成し、超音波プローブ27のN個の圧電振動子に供給して患者51の第1の方向(1方向)に送信超音波を放射する。

【0060】

患者51に放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる患者51の臓器境界面あるいは組織内にて反射し、超音波プローブ27のN個の圧電振動子によって受信されて電気信号に変換される。次いで、変換された受信信号は、Nチャンネルのプリアンプ69にて増幅され、更に、Nチャンネルの受信遅延回路70に供給される。

40

【0061】

受信遅延回路70は、所定の深さからの超音波を集束して受信するための遅延時間と、1方向に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間を受信信号に与えた後、この受信信号を加算器71へ送る。そして、加算器71はプリアンプ69、受信遅延回路70を介して入力されるNチャンネルの受信信号を加算合成し、1つの受信信号に纏めて受信信号処理部63へ供給する。

【0062】

次いで、加算器71の出力は、受信信号処理部63の対数変換器72、包絡線検波器73、A/D変換器74において、対数変換、包絡線検波、A/D変換がなされて実画像デ

50

ータが生成され、この実画像データは、図1の画像データ記憶部5における実画像データ記憶領域に保存される。

【0063】

引き続き、システム制御部11は、超音波の送受信方向を ずつ更新させながら1方向の場合と同様な手順で第2の走査方向(2)乃至第Lの走査方向(L)に超音波の送受波を行なう。即ち、システム制御部11は、送信遅延回路67及び受信遅延回路70の遅延時間を超音波送受波方向に対応させて順次更新して2次元走査し、実画像データのための受信信号の収集を行なう。そして、得られた受信信号に基づいて生成された実画像データを画像データ記憶部5に保存し、所定範囲(1乃至 L)の走査が終了した時点で保存された実画像データを表示部8においてリアルタイム表示する。このとき、表示部8では、治療計画設定において得られたMPR画像と前記実画像は並列表示される(図4のステップS8)。

10

【0064】

操作者は、MPR画像と並べてリアルタイム表示される実画像を観察し、両者の断面位置に許容できない差異がある場合には、実画像のリアルタイム表示を継続した状態で、入力部9に設けられた入力デバイスを用いてアプリケーション部1の位置を再設定する。このとき、入力部9から出力された位置信号はシステム制御部11に供給され、システム制御部11は、この位置信号に基づいて位置制御信号を移動機構部3に供給してアプリケーション部1を所定の方向に移動する。

【0065】

リアルタイム表示される実画像データが、MPR画像データと同じ画像断面位置になるまで操作者は上述の手順を繰り返し、アプリケーション部1の中心位置、回転角度、更には傾斜角度の更新を行なう。

20

【0066】

尚、アプリケーション部1の超音波プローブ27と超音波送波器22は、一体化して取り付けられているため、これらの相対位置も一義的に決定される。即ち、超音波送波器22における圧電振動子の曲率半径と、この圧電振動子に供給される駆動信号の位相遅延量によって決定される治療用超音波のビーム幅や焦点の位置はMPR画像のみならず実画像においても重畳表示される。

【0067】

次に、最適位置の設定が終了したアプリケーション部1を用いて得られた実画像データにおいて、既に治療計画において設定された焼灼範囲、焼灼間隔あるいは焼灼順序が治療用超音波のビーム幅や焦点と同時に重畳表示される。図6は、表示部8のモニタに並列表示されるMPR画像85-1と実画像85-2を示したものであり、夫々の画像には治療用超音波のビーム幅86-1及び86-2、焦点マーカ87-1及び87-2、焼灼範囲と照射間隔88-1及び88-2が治療部位の画像90-1及び90-2が重畳表示されている。

30

【0068】

そして、操作者は、実画像85-2において、治療用超音波のビームの肋骨による遮蔽量が許容できること、焦点マーカ87が治療部位の画像90-2のほぼ中心に位置していること、更には、焼灼範囲88の大きさが治療部位の画像90-2に対して適当であることなどを確認し、特に、焼灼範囲88が適当でない場合には入力部9より再設定を行なう(図4のステップS9)。

40

【0069】

上述の手順によって所望の画像断面におけるアプリケーション部1の位置や焼灼範囲等の確認あるいは再設定が終了したならば、アプリケーション部1を実画像データの画像断面に対して垂直な方向(図5のY軸方向：以下、スライス方向と呼ぶ。)に移動させて同様な確認を行ない、必要に応じて変更を行なう。(図4のステップS10)。

【0070】

次に、操作者は、入力部9より治療用超音波の照射開始コマンドを入力する。

50

【 0 0 7 1 】

図 2 において、入力部 9 から入力された照射開始コマンド信号を受信したシステム制御部 11 は、治療計画において設定された最初の照射位置に治療用超音波の焦点 52 が形成されるように、移動機構部 3 の移動機構 31、及び治療用駆動部 2 の位相遅延回路 37 に制御信号を供給する。

【 0 0 7 2 】

そして、移動機構 31 は、アプリケーション部 1 を患者 51 の体表 53 に沿って所定の位置に移動する。一方、システム制御部 11 は、治療用超音波の集束距離と前記最初の照射位置の深さが一致するための位相遅延データを、システム制御部 11 の記憶回路に設けられた図示しないルックアップテーブルから読み出し、この位相遅延データを位相遅延回路 37 に供給する。

10

【 0 0 7 3 】

最初の照射位置に対するアプリケーション部 1 の位置の設定と位相遅延量の設定が終了したならば、システム制御部 11 は、治療用駆動部 2 の CW 発生器 36 に対して所定周波数の連続波を発生させる。この連続波は、M チャンネルから構成される位相遅延回路 37 において上述の位相遅延量が与えられた後、RF アンプ 38 及びマッチング回路 39 を経て、アプリケーション部 1 の超音波送波器 22 を構成する M 個のアニュラアレイ圧電振動子に供給される。

【 0 0 7 4 】

この連続波の駆動によって超音波送波器 22 から照射された治療用超音波は、治療計画にて設定された最初の照射位置に集束し、この照射位置にある治療部位 55 を焼灼する。

20

【 0 0 7 5 】

一方、超音波送波器 22 によって治療用超音波が照射された最初の照射位置の焼灼状態は、アプリケーション部 1 の超音波プローブ 27 と図 1 に示した診断・治療部 12 の画像データ生成部 4 によって生成されて表示部 8 にリアルタイム表示される実画像によってモニタリングされる。

【 0 0 7 6 】

最初の照射位置への治療用超音波の照射と、この照射位置における実画像の観察が行われた後、照射計画に従って第 2 の照射位置、更には第 3 以降の照射位置に対しても同様の手順によって治療用超音波の照射と、実画像による焼灼状態のモニタリングが行なわれる。更に、移動機構部 3 を制御してアプリケーション部 1 をスライス方向に移動させることにより、3 次元的に広がった治療部位 55 の任意の位置に対する治療用超音波の照射と実画像によるモニタリングを行なう。(図 4 のステップ S11)。

30

【 0 0 7 7 】

治療計画において予め設定された全ての照射位置に対する治療用超音波の照射が終了したならば、操作者は、3 次元の実画像データを収集するためのコマンドを入力部 9 より入力する。そして、このコマンド信号を受信したシステム制御部 11 は、画像データ生成部 4 の各ユニットに対して実画像データの収集を継続する指示信号を供給し、更に、移動機構部 3 に対してアプリケーション部 1 をスライス方向に移動するための制御信号を供給する。

【 0 0 7 8 】

これらの指示信号と制御信号を受信した画像データ生成部 4 及び移動機構部 3 は、アプリケーション部 1 をスライス方向に移動させながら実画像データの生成を行ない、得られた 3 次元的な実画像データは画像データ記憶部 5 の実画像データ記憶領域に保存される(図 4 のステップ S12)。

40

【 0 0 7 9 】

次に、システム制御部 11 は、入力部 9 から入力されるコマンド信号に従って、画像データ記憶部 5 に保存された 3 次元参照画像データ及び 3 次元実画像データの中から同一画像断面における 2 次元参照画像データと 2 次元実画像データを順次読み出し、表示部 8 のモニタにおいて、比較表示する(図 4 のステップ S13)。

【 0 0 8 0 】

50

そして、操作者は、並べて表示された治療前の画像データ（参照画像データ）と治療後の画像データ（実画像データ）を比較し（図4のステップS14）、目標とした治療効果、あるいは顕著な治療効果が認められた場合には治療を終了する（図4のステップS15）。一方、更なる治療が要求される場合、治療計画の再設定が必要ならば図4のステップS3に戻り、又、照射強度が不足している場合には図4のステップS11にもどって治療を継続する。

【0081】

以上述べた本実施例によれば、治療部位に対し治療用超音波を用いた焼灼を行なう際、同じ患者から治療前に得られた3次元画像データに基づいた詳細な治療計画が策定できる。従って、精度の良い治療が可能となり、治療途中における治療計画の変更や治療の繰り返しを低減できるため、治療効率が向上すると共に正確かつ安全な治療が可能となる。更に、治療前後の3次元画像情報の比較観察によって治療効果を容易に把握することができ、治療効果が不十分な場合には治療計画の再策定と、この治療計画に基づいた治療を引き続き行なうことが可能となる。

【0082】

又、異なる画像診断装置によって得られる実画像データと参照画像データを用いることによって、互いの欠点を補完することができる。例えば、超音波画像では低コントラストゆえに診断が困難な治療部位がCT画像では鮮明に表示できる場合がある。

【実施例2】

【0083】

次に、本発明の第2の実施例における治療支援システムにつき図7及び図8を用いて説明する。この治療支援システムは、患者に対し治療前に予め収集した参照画像データに基づいて治療部位に対する治療計画を策定し、この治療計画データと参照画像データを診断・治療装置に供給することを特徴としている。尚、この実施例においても、上述の第1の実施例と同様にして、治療前の患者に対して3次元のCT画像データを参照画像データとして収集し、この参照画像データに基づいて強力超音波による治療のための治療計画を策定する場合を例に説明する。

【0084】

（システムの構成）

本発明の第2の実施例における治療支援システムの構成につき図7のブロック図を用いて説明する。図7の治療支援システム200は、ネットワーク14を介して画像データサーバ15から供給される3次元の参照画像データの保存を行なう画像データ記憶部105と、画像データ記憶部105に保存された参照画像データに対して画像処理を行なう画像処理部106を備えている。更に、治療支援システム200は、画像データ記憶部105において保存されている所望の参照画像データや、参照画像データに対する付帯情報などを表示する表示部108と、治療計画を策定するための焼灼方法や照射条件などの設定や患者情報、あるいは各種コマンドの入力を行なう入力部109と、ネットワーク14を介して画像データサーバ15から参照画像データを受信するためのネットワークインターフェース110と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部111を備えている。

【0085】

尚、ネットワーク14を介して治療支援システム200と接続されている画像データサーバ15は、核医学画像データサーバ15-1、CT画像データサーバ15-2、MRI画像データサーバ15-3、更には超音波画像データサーバ15-4などから構成されている。一方、治療支援システム200の画像データ記憶部105に一旦保存された2次元あるいは3次元の参照画像データは、診断・治療装置150からの画像データ要求コマンド信号に従って、診断・治療装置150に供給され、診断・治療装置150において生成される実画像データと比較表示される。

【0086】

（治療支援の手順）

次に、本実施例における治療支援手順を図7のブロック図と図8のフローチャートを用いて説明する。

【0087】

治療に先立って、治療支援システム200の操作者は、患者51に対してCT装置を用いて3次元の参照画像データを収集し、ネットワーク14を介して治療支援システム200と接続されている画像データサーバ15のCT画像データサーバ15-2に保存する。

【0088】

次いで、操作者は、図1に示した治療支援システム200の入力部109において患者情報を入力した後、参照画像データとして「CT画像データ」、前記参照画像データに対する画像処理法として「ボリュームレンダリング」、治療対象臓器として「肝臓」を夫々

10

【0089】

これらの選択信号が供給されたシステム制御部111は、ネットワークインターフェース110及びネットワーク14を介して画像データサーバ15のCT画像データサーバ15-2を選択し、このCT画像データサーバ15-2に保存されている当該患者51の「肝臓」に関する3次元の参照画像データを読み出す。

【0090】

そして、読み出した参照画像データを、ネットワーク14及びネットワークインターフェース110を介して治療支援システム200の画像データ記憶部105に保存する(図8のステップS21)。

20

【0091】

次に、システム制御部111は、「ボリュームレンダリング」による画像処理を行なうための制御信号を画像処理部106に供給し、画像処理部106は、画像データ記憶部105に保存されている3次元の参照画像データを読み出す。そして、前記参照画像データに対してボリュームレンダリング処理を施すことによって臓器や血管、更には腫瘍などの表面抽出を行ない、得られたボリュームレンダリング画像データを表示部108に表示する(図8のステップS22)。

【0092】

一方、操作者は、入力部109において入力された患者情報や選択された治療対象臓器、更には、ボリュームレンダリング画像において観察される治療部位55までの距離に基づいて治療アプリケーションの選択を行なう(図8のステップS23)。そして、表示部108に表示されたボリュームレンダリング画像上の体表位置に仮想アプリケーションを配置する。

30

【0093】

一方、システム制御部111は、表示部108に表示されたボリュームレンダリング画像上に配置された仮想アプリケーションの位置情報を入力部109から読み出し、この位置情報を画像処理部106に供給する。そして、画像処理部106は、供給された位置情報に基づいて一義的に決定される仮想画像断面データを前記ボリュームレンダリング画像データに追加し、更に、このボリュームレンダリング画像データと仮想画像断面データを重畳して表示部108に表示する。

40

【0094】

次いで、操作者は、仮想画像断面82がボリュームレンダリング画像上の治療部位55に対して最適な位置になるように仮想アプリケーションの位置を設定する(図8のステップS24)。

【0095】

一方、画像処理部106は、設定された仮想アプリケーションの位置情報をシステム制御部111を介して読み出し、この位置情報に基づいて仮想画像断面82に対応する画像のアドレスデータを算出し、更に、このアドレスデータに基づいて、画像データ記憶部105に保存されている3次元の参照画像データの中から所望の2次元の参照画像データ(MPR画像データ)を読み出す。そして、読み出されたMPR画像データは、表示部108に

50

表示される。(図8のステップS25)。尚、このMPR画像には、選択した治療アプリケーションの仕様によって決定される治療用超音波のビーム幅や焦点の位置が重畳表示される。

【0096】

次に、操作者は、表示部108のMPR画像に表示されている治療部位55に対し、治療用超音波の焼灼方法や照射条件などを設定する。(図8のステップS26)。そして、得られた治療計画データと2次元あるいは3次元の参照画像データは診断・治療装置150に供給される。(図8のステップS27)。

【0097】

以上述べた本実施例によれば、治療部位に対し治療用超音波を用いた焼灼を行なう際、同じ患者から治療前に得られた3次元画像データに基づいた詳細な治療計画を策定することができ、この治療計画データを受けた診断・治療装置は、治療途中における治療計画の変更や治療の繰り返しを低減できるため、治療効率が向上すると共に正確かつ安全な治療が可能となる。

【0098】

尚、本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、種々変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例において述べたように、異なる画像診断装置によって得られた実画像データと参照画像データを用いることによって互いの欠点を補完することができるが、同一の画像診断装置を用いてもよい。この場合、得られた実画像データと参照画像データの比較が容易となり、重畳表示あるいはサブトラクション表示を行なうことも可能となる。又、実画像データと参照画像データの生成は、同一の診断・治療部12、あるいは診断・治療装置150によって行なうことができるため、ネットワーク14を介して参照画像データを収集する必要がなくなる。更に、治療効果が不十分ゆえに治療を繰り返す場合には、実画像データを新たな参照画像データとして用いてもよい。

【0099】

一方、上述の実施例におけるアプリケーション部1の超音波プローブ27、あるいは超音波送波器22は、2次元配列された圧電振動子を用いてもよく、この場合、治療用超音波の焦点位置や実画像断面の設定は全て電子的に制御することができるため移動機構部3を省くことも可能となる。

【0100】

又、参照画像データに対する画像処理は、「ボリュームレンダリング」に限定されるものではなく、例えば「サーフィスレンダリング」など、他の画像処理方法であってもよい。

【0101】

更に、画像データサーバ15から供給される参照画像データは、PET画像データのように代謝画像データであってもよい。

【0102】

一方、診断・治療部12、あるいは診断・治療装置150における実画像データ生成手段及び治療手段は、超音波診断装置及び強力超音波治療装置に限定されるものではなく、他の診断装置や治療装置であってもよい。例えば、アプリケーション部1は、MCT, RFA, PEIもしくは穿刺生検用の穿刺針、治療用カテーテルであってもよく、又、内視鏡や腹腔鏡、更には胸腔鏡であってもよい。

【0103】

又、上記実施例では、ネットワーク14を介して画像データサーバ15から供給された参照画像データを画像データ記憶部5あるいは画像データ記憶部105に一旦保存する場合について述べたが、画像処理部6あるいは画像処理部106は、画像データサーバ15から直接供給される参照画像データに対して所望の画像処理を行なってもよい。

【0104】

更に、上述の実施例における患者情報は、入力部9あるいは入力部109において操作者によって直接入力されたが、ネットワーク14を介して接続された病院情報システム(

10

20

30

40

50

H I S) などから供給されてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 0 5 】

【図 1】本発明の第 1 の実施例における治療システム全体の概略構成を示すブロック図。

【図 2】同実施例におけるアプリケーション部、移動機構部、及び治療用駆動部の構成を示すブロック図。

【図 3】同実施例における画像データ生成部の構成を示すブロック図。

【図 4】同実施例の治療手順を示すフローチャート。

【図 5】同実施例における仮想アプリケーションによる参照画像断面の設定方法を示す図。

【図 6】本実施例の表示部に並列表示される参照画像及び実画像を示す図。

10

【図 7】本発明の第 2 の実施例における治療支援システムの概略構成を示すブロック図。

【図 8】同実施例の治療支援手順を示すフローチャート。

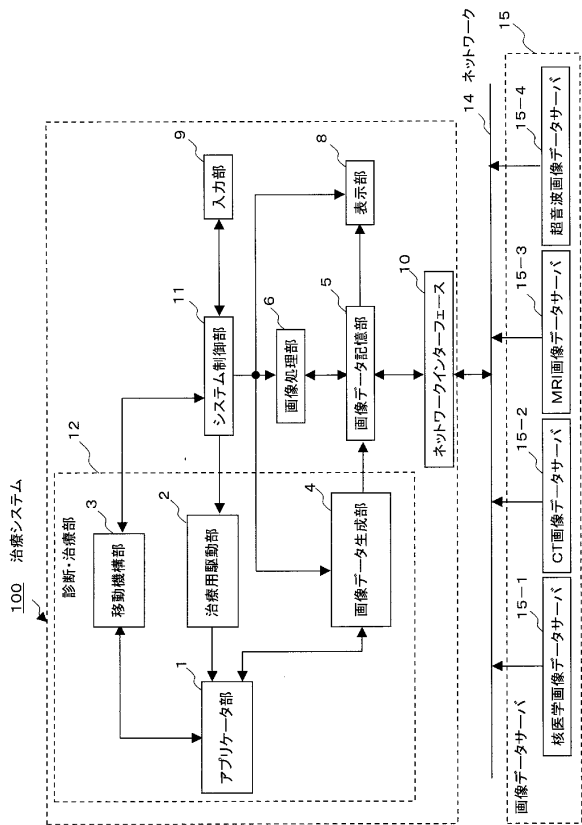
【符号の説明】

【 0 1 0 6 】

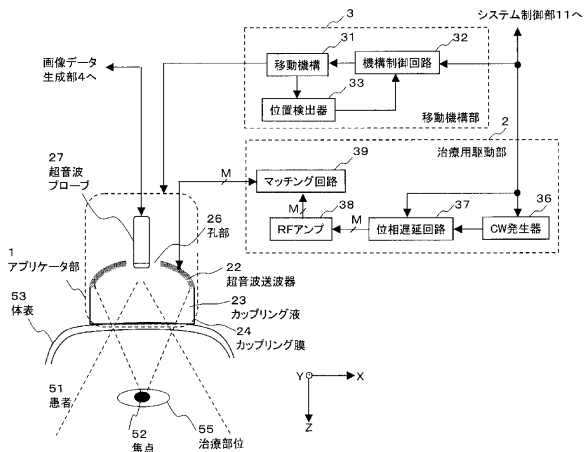
- 1 ... アプリケーション部
- 2 ... 治療用駆動部
- 3 ... 移動機構部
- 4 ... 画像データ生成部
- 5 ... 画像データ記憶部
- 6 ... 画像処理部
- 8 ... 表示部
- 9 ... 入力部
- 1 0 ... ネットワークインターフェース
- 1 1 ... システム制御部
- 1 2 ... 診断・治療部
- 1 4 ... ネットワーク
- 1 5 ... 画像データサーバ
- 1 0 0 ... 治療システム

20

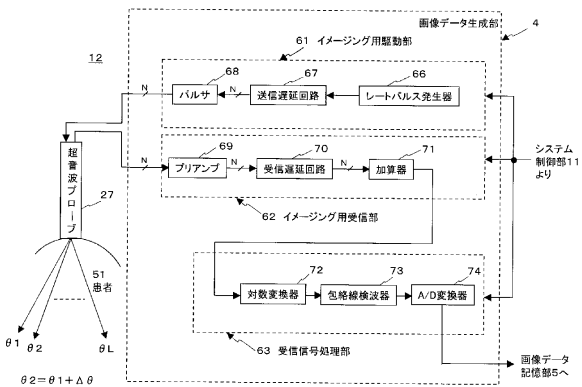
【図1】



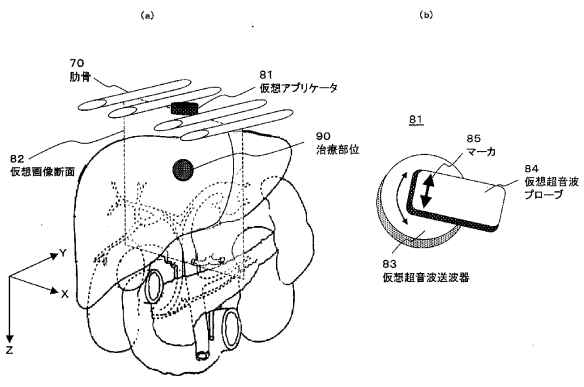
【図2】



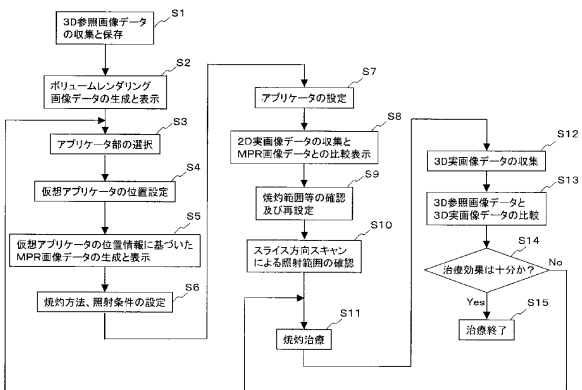
【図3】



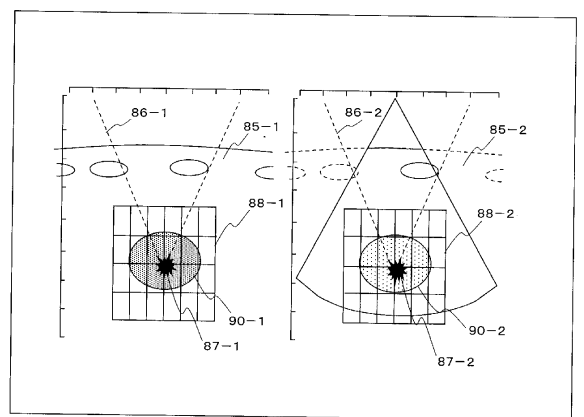
【図5】



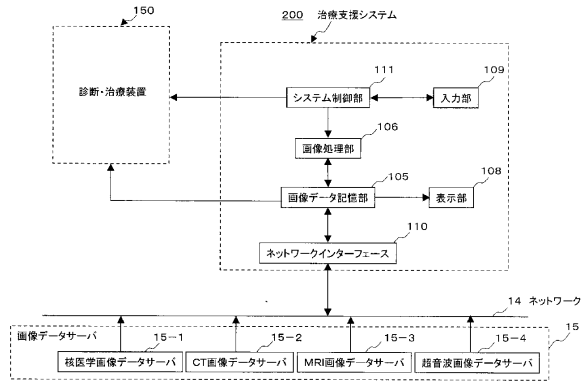
【図4】



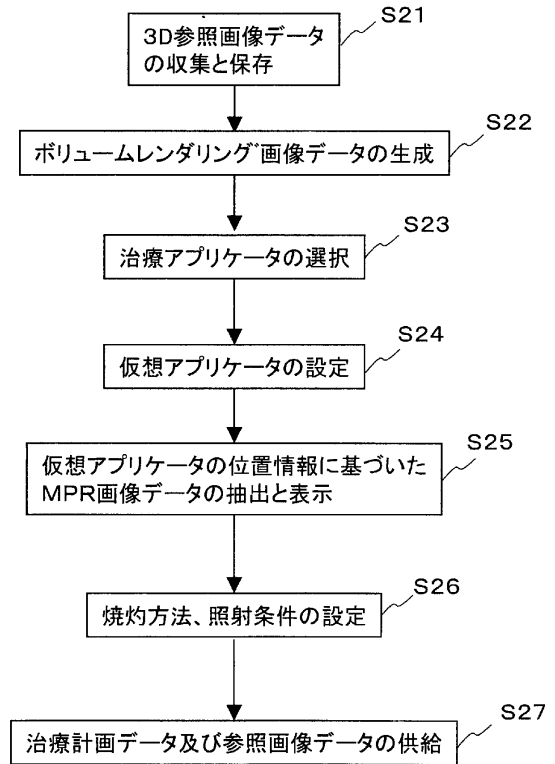
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.		F I		
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/03 3 7 7
A 6 1 B	17/32	(2006.01)	A 6 1 B	8/00
A 6 1 B	17/34	(2006.01)	A 6 1 B	17/32 3 3 0
A 6 1 N	5/10	(2006.01)	A 6 1 B	17/34
G 0 1 R	33/28	(2006.01)	A 6 1 B	5/05 3 8 0
G 0 1 R	33/32	(2006.01)	A 6 1 N	5/10 P
			G 0 1 N	24/02 Y
			G 0 1 N	24/02 5 2 0 Y

- (56) 参考文献 特開 2 0 0 0 - 2 2 9 0 9 8 (J P , A)
 特開 2 0 0 1 - 1 6 1 7 0 7 (J P , A)
 特開 2 0 0 3 - 0 6 1 9 7 4 (J P , A)
 特開平 1 1 - 3 1 3 8 3 3 (J P , A)
 特開 2 0 0 3 - 0 1 0 1 3 5 (J P , A)

(58) 調査した分野 (Int.Cl. , DB 名)

A 6 1 B 1 9 / 0 0
 A 6 1 B 5 / 0 5 5
 A 6 1 B 6 / 0 0
 A 6 1 B 6 / 0 3
 A 6 1 B 8 / 0 0
 A 6 1 B 1 7 / 3 2
 A 6 1 B 1 7 / 3 4
 A 6 1 B 1 8 / 0 0
 A 6 1 N 5 / 1 0
 G 0 1 R 3 3 / 2 8
 G 0 1 R 3 3 / 3 2

专利名称(译)	治疗系统和治疗支持系统		
公开(公告)号	JP4434668B2	公开(公告)日	2010-03-17
申请号	JP2003318538	申请日	2003-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	藤本克彦		
发明人	藤本 克彦		
IPC分类号	A61B19/00 A61B18/00 A61B5/055 A61B6/00 A61B6/03 A61B8/00 A61B17/32 A61B17/34 A61N5/10 G01R33/28 G01R33/32		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B17/36.330 A61B5/05.390 A61B6/00.370 A61B6/03.360.G A61B6/03.377 A61B8/00 A61B17/32.330 A61B17/34 A61B5/05.380 A61N5/10.P G01N24/02.Y G01N24/02.520.Y A61B17/00.700 A61B34/10 A61B5/055.380 A61B5/055.390 G01N24/00.100.Y G01N24/00.520.Y		
F-TERM分类号	4C060/FF26 4C060/FF38 4C060/GG21 4C060/JJ17 4C060/JJ27 4C060/MM24 4C082/AA10 4C082/AC10 4C082/AJ07 4C082/AJ08 4C082/AJ11 4C082/AJ13 4C082/AJ14 4C082/AN02 4C082/AP07 4C082/AT06 4C082/ML11 4C093/AA07 4C093/AA22 4C093/AA25 4C093/CA15 4C093/CA33 4C093/FF42 4C093/FF46 4C096/AA18 4C096/AB36 4C096/AB46 4C096/AD14 4C096/DC36 4C096/DC37 4C096/DC38 4C160/FF52 4C160/JJ33 4C160/JJ34 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/MM32 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB23 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FF14 4C601/FF15 4C601/JC26 4C601/JC27 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK24 4C601/KK44 4C601/LL21		
代理人(译)	堀口博		
审查员(译)	川端修		
其他公开文献	JP2005080989A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供有效执行准确和安全治疗的治疗系统。解决方案：治疗系统通过网络14收集在治疗之前已经收集的待治疗患者的三维医学图像数据（参考图像数据），并且基于以下方式设计治疗部位的治疗计划。从三维参考图像数据提取并生成所需的二维图像数据（MPR图像数据）。根据治疗计划，诊断和治疗部分12的治疗驱动部分2通过治疗超声波对要治疗的部位进行消融。将由图像数据生成部分4生成的消融后的治疗部位的图像数据与参考图像数据相互比较，以确定治疗效果。Z

【 图 1 】

