

(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2007-117384

(P2007-117384A)

(43) 公開日 平成19年5月17日(2007.5.17)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 5 0 A	4 C 0 9 6
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 D	4 C 6 0 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	
	A 6 1 B 5/05 3 9 0	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2005-313267 (P2005-313267)
 (22) 出願日 平成17年10月27日 (2005.10.27)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (71) 出願人 594164531
 東芝医用システムエンジニアリング株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100109900
 弁理士 堀口 浩
 (72) 発明者 江馬 武博
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 医用システムエンジニアリング株式会社内
 最終頁に続く

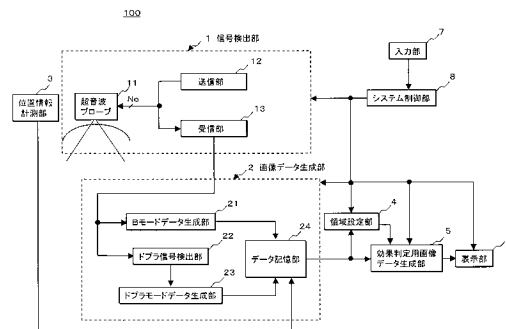
(54) 【発明の名称】 画像診断・治療支援装置及び治療効果判定用画像データ生成方法

(57) 【要約】

【課題】 治療前後の画像データを用い精度の高い治療効果判定を行なう。

【解決手段】 画像診断・治療支援装置100の信号検出部1は、治療前及び治療後の患者に対し3次元超音波走査を行なって画像信号(受信信号)を検出し、画像データ生成部2は、前記受信信号に基づいて治療前の第1の画像データ(ボリュームデータ)と治療後の第2の画像データ(ボリュームデータ)を生成する。一方、領域設定部4は、前記第1の画像データにおける病巣部の形状情報に基づいて表示領域を設定し、効果判定用画像データ生成部5は、第1の画像データの前記表示領域における治療前の3次元血流情報と第2の画像データの前記表示領域における治療後の3次元画像データを合成して治療効果判定用画像データを生成し表示部6に表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像データの生成に必要な画像信号を患者の治療対象領域から検出する信号検出手段と、
治療前の前記治療対象領域から得られた画像信号に基づく第 1 の画像データと治療後の前記治療対象領域から得られた画像信号に基づく第 2 の画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記第 1 の画像データ及び前記第 2 の画像データに基づく血流情報を用いて治療効果判定用画像データを生成する効果判定用画像データ生成手段と、
前記治療効果判定用画像データを表示する表示手段を
備えたことを特徴とする画像診断・治療支援装置。

10

【請求項 2】

前記画像データ生成手段は、信号検出手段が検出した前記画像信号に基づいて少なくとも血流情報あるいは血流情報と実質臓器情報を有する前記第 1 の画像データ及び前記第 2 の画像データを生成することを特徴とする請求項 1 記載の画像診断・治療支援装置。

【請求項 3】

前記効果判定用画像データ生成手段は、前記第 1 の画像データ及び前記第 2 の画像データに基づく血流情報と前記第 1 の画像データあるいは前記第 2 の画像データに基づく実質臓器情報を用いて前記治療効果判定用画像データを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した画像診断・治療支援装置。

20

【請求項 4】

前記治療対象領域における 3 次元情報を収集するための制御手段を備え、前記画像データ生成手段は、前記制御手段の制御によって得られた前記治療対象領域からの前記画像信号に基づいて前記第 1 の画像データ及び前記第 2 の画像データを生成し、前記効果判定用画像データ生成手段は、前記第 1 の画像データ及び前記第 2 の画像データの各々に基づいて生成した 3 次元画像データにおける 3 次元血流情報と前記第 1 の画像データあるいは前記第 2 の画像データに基づいて生成した 3 次元画像データにおける 3 次元実質臓器情報を用いて前記治療効果判定用画像データを生成することを特徴とする請求項 3 記載の画像診断・治療支援装置。

【請求項 5】

前記効果判定用画像データ生成手段は 3 次元画像データ生成手段を備え、前記 3 次元画像データ生成手段は、前記第 1 の画像データ及び前記第 2 の画像データをレンダリング処理して前記 3 次元画像データを生成することを特徴とする請求項 4 記載の画像診断・治療支援装置。

30

【請求項 6】

領域設定手段を備え、前記領域設定手段は、前記第 1 の画像データの 3 次元血流情報に基づいて表示領域を設定し、前記効果判定用画像データ生成手段は、前記表示領域における前記 3 次元血流情報と前記 3 次元実質臓器情報に基づいて前記治療効果判定用画像データを生成することを特徴とする請求項 4 記載の画像診断・治療支援装置。

【請求項 7】

前記効果判定用画像データ生成手段は、前記第 1 の画像データに基づく 3 次元血流情報に前記第 2 の画像データに基づく 3 次元血流情報を重畳して前記治療効果判定用画像データを生成することを特徴とする請求項 4 又は請求項 6 に記載した画像診断・治療支援装置。

40

【請求項 8】

前記効果判定用画像データ生成手段は、前記第 2 の画像データに基づく 3 次元血流情報を示すグラフィックデータあるいはテキストデータを前記第 1 の画像データに基づく 3 次元血流情報に重畳して前記治療効果判定用画像データを生成することを特徴とする請求項 4 又は請求項 6 に記載した画像診断・治療支援装置。

【請求項 9】

50

前記画像データ生成手段は、造影剤を投与した当該患者に対して前記信号検出手段が検出した画像信号に基づき前記第1の画像データを生成することを特徴とする請求項1記載の画像診断・治療支援装置。

【請求項10】

前記画像データ生成手段は、前記信号検出手段によって得られた前記画像信号のドブラ情報及び振幅情報の少なくとも何れかを検出し、これらの情報に基づいて前記第1の画像データ及び前記第2の画像データを生成することを特徴とする請求項1記載の画像診断・治療支援装置。

【請求項11】

前記効果判定用画像データ生成手段は、MRI装置、X線CT装置あるいは超音波診断装置の何れかが生成した前記第1の画像データ及び前記第2の画像データに基づく3次元血流情報と前記第1の画像データあるいは前記第2の画像データに基づく3次元実質臓器情報を用いて前記治療効果判定用画像データを生成することを特徴とする請求項4又は請求項6に記載した画像診断・治療支援装置。

10

【請求項12】

患者の治療対象領域における3次元情報を収集するための制御手段と、
画像データの生成に必要な画像信号を前記治療対象領域から検出する信号検出手段と、
前記制御手段により治療前の前記治療対象領域から得られた画像信号に基づく第1の画像データと治療後の前記治療対象領域から得られた画像信号に基づく第2の画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記第1の画像データ及び前記第2の画像データの各々に基づいて生成した3次元画像データにおける3次元血流情報と前記第1の画像データあるいは前記第2の画像データに基づいて生成した3次元画像データにおける3次元実質臓器情報を用いて治療効果判定用画像データを生成する効果判定用画像データ生成手段と、
前記治療効果判定用画像データを表示する表示手段を
備えたことを特徴とする画像診断・治療支援装置。

20

【請求項13】

信号検出手段が、治療前の治療対象領域から画像信号を検出するステップと、
画像データ生成手段が、前記画像信号に基づいて3次元血流情報及び3次元実質臓器情報の少なくとも何れかを含む第1の画像データを生成するステップと、
領域設定部が、前記第1の画像データを用いて治療効果判定用画像データの表示領域を設定するステップと、
前記信号検出手段が、治療後の前記治療対象領域から画像信号を検出するステップと、
前記画像データ生成手段が、前記画像信号に基づいて3次元血流情報及び3次元実質臓器情報の少なくとも何れかを含む第2の画像データを生成するステップと、
効果判定用画像データ生成手段が、前記第1の画像データ及び前記第2の画像データの各々における3次元血流情報と前記第1の画像データあるいは前記第2の画像データにおける3次元実質臓器情報を用い前記表示領域における治療効果判定用画像データを生成するステップを
有することを特徴とする治療効果判定用画像データ生成方法。

30

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像診断・治療支援装置及び治療効果判定用画像データ生成方法に係り、特に、治療前及び治療後の患者に対して得られた画像データを比較あるいは合成することにより治療効果の判定を可能とする画像診断・治療支援装置及び治療効果判定用画像データ生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

50

現在、我が国における3大疾患の1つである癌疾患の死亡率は年々増加の一途にあり、この癌疾患に対する早期診断/治療が強く望まれている。例えば、肝癌は癌疾患の約10%を占め、更に増加の傾向にある。

【0003】

一方、超音波診断装置、MRI装置、X線CT装置等の医用画像診断装置の技術進歩は目覚しく、上述の肝癌をはじめとする各種癌疾患の早期発見に必要な不可欠なものとなってきている。特に、高速回転ヘリカルスキャンと16列あるいは64列の並列検出器を組み合わせたX線CT装置による3次元撮像法や、傾斜磁場系、高周波磁場系及びRFコイル系の性能向上により高速撮像が可能となったMRI装置による3次元撮像法が実用化され、これらの3次元撮像法によって得られる3次元画像データ等の観察によりその診断能は従来の2次元撮像法と比較して著しく向上している。

10

【0004】

一方、超音波診断装置は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で2次元画像データのリアルタイム観測を可能にし、更に、近年では、超音波振動素子が1次元配列された超音波プローブの機械的移動、あるいは超音波振動素子が2次元配列された所謂2次元アレイ超音波プローブにより3次元的なBモード画像データやカラー Doppler (ドプラモード) 画像データを生成する方法が開発されている。

【0005】

ところで、上述の肝癌の治療法として、(a) 肝動脈内抗ガン剤注入療法、(b) 肝動脈塞栓療法、(c) 低侵襲治療法、(d) 開腹外科手術等が一般に行われているが、近年では、手技が簡単でしかも患者への負担が少ない低侵襲治療法が特に注目されている。この低侵襲治療法には、PEIT (経皮的エタノール注入法: Percutaneous Ethanol Injection Technique) やマイクロ波穿刺焼灼法があり、これらの治療法において使用される穿刺針の患者への挿入は、リアルタイム表示される画像データの観察下にて行なわれる。

20

【0006】

又、最近では、焼灼治療法の一つとしてRFA (高周波焼灼法: Radio Frequency Ablation) が脚光を浴び始め、既に臨床評価が開始されている。このRFAでは単一針であるCoolTipや複数展開針のRITAが穿刺針として用いられ、腫瘍に対する穿刺針の挿入は、通常、画像データの観察下にて体表面から経皮的に行われるが、腹腔鏡 (パラログラフィ) による肝表面の観察下、あるいは肝表面に配置した専用小型超音波プローブによる超音波画像データの観察下にて行われることもある。又、画像データ観察下で前立腺癌や乳癌に対して集束超音波を照射し病巣部を焼灼する体外焼灼治療法を肝癌治療へ適用するための研究も進められている。

30

【0007】

一方、当該患者の病巣部に対して治療前に得られた画像データと治療中 (治療後) に得られた超音波画像データを比較して治療効果の判定を行なう方法が提案されている (例えば、特許文献1参照)。

【特許文献1】特許第2530019号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0008】

上述の特許文献1は、腫瘍や結石を有した患者の体外から衝撃波を照射して治療を行なう所謂衝撃波治療装置に関するものであり、この場合の治療効果判定は、治療前の病巣部から得られたBモード画像データと治療中の前記病巣部から得られたBモード画像データを並列表示あるいはサブトラクション表示することによって行なわれている。

【0009】

このような方法を腫瘍の焼灼治療に適用した場合、焼灼前及び焼灼後における腫瘍組織の情報がBモード画像データとして画像化されるが、通常のBモード画像データでは焼灼前の腫瘍組織と焼灼中あるいは焼灼後の腫瘍組織を明確に区別して表示することは困難であり、更に、焼灼治療時の腫瘍組織における気泡の発生等に伴ない治療効果判定が不可能

50

となる場合もある。又、X線CT装置やMRI装置等の医用画像診断装置によって得られた腫瘍組織情報を用いた場合も同様にして治療効果の判定は困難な場合が多い。

【0010】

即ち、低侵襲治療時における治療効果の判定を治療前及び治療後に得られた画像データに基づいて行なう際、上述の理由により画像データの腫瘍組織情報に基づく正確な治療効果判定は困難なため、低侵襲治療を正確かつ安全に行なうことができないという問題点を有していた。

【0011】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、治療前及び治療後の患者から得られた画像データを用いて治療効果の判定を行なう際、当該患者から得られた治療前の画像データにおける血流情報と治療後の画像データにおける血流情報を合成して表示することにより精度の高い治療効果判定を可能とする画像診断・治療支援装置及び治療効果判定用画像データ生成方法を提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の画像診断・治療支援装置は、画像データの生成に必要な画像信号を患者の治療対象領域から検出する信号検出手段と、治療前の前記治療対象領域から得られた画像信号に基づく第1の画像データと治療後の前記治療対象領域から得られた画像信号に基づく第2の画像データを生成する画像データ生成手段と、前記第1の画像データ及び前記第2の画像データに基づく血流情報を用いて治療効果判定用画像データを生成する効果判定用画像データ生成手段と、前記治療効果判定用画像データを表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

20

【0013】

又、請求項12に係る本発明の画像診断・治療支援装置は、患者の治療対象領域における3次元情報を収集するための制御手段と、画像データの生成に必要な画像信号を前記治療対象領域から検出する信号検出手段と、前記制御手段により治療前の前記治療対象領域から得られた画像信号に基づく第1の画像データと治療後の前記治療対象領域から得られた画像信号に基づく第2の画像データを生成する画像データ生成手段と、前記第1の画像データ及び前記第2の画像データの各々に基づいて生成した3次元画像データにおける3次元血流情報と前記第1の画像データあるいは前記第2の画像データに基づいて生成した3次元画像データにおける3次元実質臓器情報を用いて治療効果判定用画像データを生成する効果判定用画像データ生成手段と、前記治療効果判定用画像データを表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

30

【0014】

一方、請求項13に係る本発明の治療効果判定用画像データ生成方法は、信号検出手段が、治療前の治療対象領域から画像信号を検出するステップと、画像データ生成手段が、前記画像信号に基づいて3次元血流情報及び3次元実質臓器情報の少なくとも何れかを含む第1の画像データを生成するステップと、領域設定部が、前記第1の画像データを用いて治療効果判定用画像データの表示領域を設定するステップと、前記信号検出手段が、治療後の前記治療対象領域から画像信号を検出するステップと、前記画像データ生成手段が、前記画像信号に基づいて3次元血流情報及び3次元実質臓器情報の少なくとも何れかを含む第2の画像データを生成するステップと、効果判定用画像データ生成手段が、前記第1の画像データ及び前記第2の画像データの各々における3次元血流情報と前記第1の画像データあるいは前記第2の画像データにおける3次元実質臓器情報を用い前記表示領域における治療効果判定用画像データを生成するステップを有することを特徴としている。

40

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、治療前及び治療後の患者から得られた画像データを用いて治療効果の判定を行なう際、当該患者から得られた治療前の画像データにおける血流情報と治療後の画像データにおける血流情報を合成して表示することにより治療効果を正確に判定するこ

50

とができる。このため、治療における安全性が向上し、治療効率が改善される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0017】

肝臓癌（特に原発性肝癌）等の腫瘍においては、通常、癌組織を養うための栄養血管（腫瘍血管）が腫瘍を覆うように造成されている。従って、腫瘍の表面を走行する腫瘍血管を上述の各種撮像法によって描出することにより腫瘍に対する治療効果判定を行なうことができる。特に、超音波診断装置を用いた場合には、血液に混入した超音波造影剤の流れに起因するドプラ信号を検出することにより腫瘍血管を鮮明に描出することができる。

10

【0018】

以下に述べる本発明の実施例では、患者の病巣部（腫瘍）に対する穿刺治療の前後において得られた3次元画像データを比較することにより治療効果の判定を行なう際、超音波造影剤が投与された治療前の当該患者に対し3次元超音波走査を行ない、実質臓器情報の収集を目的としたBモード画像データ（以下では、第1のBモードボリュームデータと呼ぶ。）及び血流情報の収集を目的としたドプラモード画像データ（以下では、第1のドプラモードボリュームデータと呼ぶ。）を第1の画像データとして生成する。そして、得られた第1の画像データに基づいて治療効果判定用画像データの表示領域を設定すると共に、第1の画像データを用いて治療前の3次元画像データを生成する。

20

【0019】

同様にして、超音波造影剤が再投与された治療後の当該患者に対し3次元超音波走査を行なって第2のBモードボリュームデータ及び第2のドプラモードボリュームデータを第2の画像データとして生成し、この第2の画像データを用いて治療後の3次元画像データを生成する。次いで、治療前の3次元画像データにおける前記表示領域の血流情報と治療後の3次元画像データにおける前記表示領域の血流情報及び実質臓器情報（腫瘍組織情報）を合成して治療効果の判定を目的とした治療効果判定用画像データを生成する。

【0020】

そして、当該患者の担当医（以下では、操作者と呼ぶ。）は、治療効果判定用画像データを観察し、腫瘍血管の血流が穿刺治療によって途絶されたか否かを評価することにより治療効果を判定する。

30

【0021】

尚、以下に述べる実施例では、微小な超音波振動素子が2次元配列された2次元アレイ超音波プローブを用いて当該患者に対する3次元超音波走査を行ない、この3次元超音波走査によって得られた治療前の第1の画像データ及び治療後の第2の画像データに基づいて3次元画像データ及び治療効果判定用画像データを生成する場合について述べるが、これに限定されるものではない。

【0022】

又、本実施例では、低侵襲治療としてPEITやマイクロ波穿刺焼灼法、更には、RFA等による穿刺治療について述べるが、体外焼灼治療法等の他の低侵襲治療であっても構

40

【0023】

（装置の構成）

本実施例における画像診断・治療支援装置の構成につき図1乃至図4を用いて説明する。尚、図1は、画像診断・治療支援装置の全体構成を示すブロック図であり、図2乃至図4は、この画像診断・治療支援装置が備えた信号検出部、画像データ生成部及び効果判定用画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

【0024】

図1に示した本実施例の画像診断・治療支援装置100は、患者に対し画像データの生成に必要な画像信号を検出する信号検出部1と、この画像信号を所定の方法によって処理

50

し治療前の第1の画像データ及び治療後の第2の画像データを生成する画像データ生成部2と、信号検出部1に備えられた超音波プローブ11の治療前及び治療後における位置情報を計測する位置情報計測部3と、治療前の第1の画像データに基づいて治療効果判定用画像データの表示領域を設定する領域設定部4と、第1の画像データ及び第2の画像データに基づいて治療前及び治療後の3次元画像データを生成し、更に、前記表示領域における治療前及び治療後の3次元画像データを合成して治療効果判定用画像データを生成する効果判定用画像データ生成部5を備えている。

【0025】

更に、画像診断・治療支援装置100は、効果判定用画像データ生成部5において生成された治療効果判定用画像データ等を表示する表示部6と、患者情報の入力、画像データ生成条件の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部7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8を備えている。

10

【0026】

信号検出部1は、微小な N_0 個の超音波振動素子が2次元配列され当該患者に対して超音波パルス(送信超音波)を送信すると共に当該患者から得られた超音波反射波(受信超音波)を画像信号(受信信号)に変換する超音波プローブ11と、当該患者の所定方向に対し超音波パルスを送信するための N_t チャンネルの駆動信号を前記超音波振動素子に供給する送信部12と、前記超音波振動素子から得られた N_r チャンネルの受信信号を整相加算する受信部13を備えている。

【0027】

超音波プローブ11は、セクタ走査、リニア走査、コンベックス走査等に対応して構成され、操作者は、診断部位や診断目的に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施例では、 N_0 個の超音波振動素子が2次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ11を用いた場合について述べる。又、説明を簡単にするために、送信部12における駆動信号チャンネル数 N_t 及び受信部13における受信信号チャンネル数 N_r は何れも超音波振動素子数 N_0 に等しい場合について述べるが、これに限定されるものではない。

20

【0028】

図2に示した信号検出部1の超音波プローブ11は、2次元配列された図示しない N_0 個の超音波振動素子とその先端部に有し、この先端部を当該患者の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。又、前記超音波振動素子の各々は、図示しない N_0 チャンネルの多芯ケーブルを介して送信部12及び受信部13に接続されている。

30

【0029】

送信部12は、レートパルス発生器121と、送信遅延回路122と、駆動回路123を備えている。そして、レートパルス発生器121は図示しない基準信号発生器と分周器を有し、前記基準信号発生器が出力した基準信号を分周して送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成する。又、前記基準信号を分周して超音波反射波の周期と略等しい繰り返し周期を有した矩形波を生成する。

【0030】

送信遅延回路122は、 N_0 チャンネルの独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と、所定の方向に送信するための偏向用遅延時間をレートパルス発生器121から供給されたレートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路123に供給する。そして、 N_0 チャンネルの駆動回路123は、送信遅延回路122から供給されたレートパルスに同期して駆動信号を生成し、超音波プローブ11の先端部に内蔵された N_0 個の超音波振動素子を駆動して患者体内に送信超音波を放射する。

40

【0031】

一方、受信部13は、 N_0 チャンネルから構成されたA/D変換器131及び受信遅延回路132と加算器133を備え、超音波振動素子から供給された N_0 チャンネルの受信信号は、A/D変換器131にてデジタル信号に変換されて受信遅延回路132に送られる。受信遅延回路132は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時

50

間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をA/D変換器131から出力されたNチャンネルの受信信号の各々に与え、加算器133は、受信遅延回路132から出力された受信信号を加算する。即ち、患者体内の所定方向から得られた受信信号は、受信遅延回路132と加算器133によって整相加算される。

【0032】

次に、図3に示す画像データ生成部2は、上述の受信部13から供給された受信信号を信号処理してBモードデータを生成するBモードデータ生成部21と、前記受信信号を直交検波してドプラ信号を検出するドプラ信号検出部22と、検出されたドプラ信号に基づいてドプラモードデータを生成するドプラモードデータ生成部23と、当該患者に対する3次元超音波走査によって得られた上述のBモードデータ及びドプラモードデータを走査方向に対応させて順次保存しBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを生成するデータ記憶部24を備えている。

10

【0033】

Bモードデータ生成部21は、包絡線検波器211と対数変換器212を備え、包絡線検波器211は、受信部13の加算器133から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波し、この包絡線検波信号は、対数変換器212においてその振幅が対数変換される。尚、包絡線検波器211と対数変換器212は順序を入れ替えて構成してもよい。

【0034】

一方、ドプラ信号検出部22は、 $\pi/2$ 移相器221、ミキサ222-1及び222-2、LPF(低域通過フィルタ)223-1及び223-2を備え、受信部13の加算器133から供給された受信信号を直交位相検波してドプラ信号を検出する。

20

【0035】

即ち、受信部13から供給された受信信号は、ミキサ222-1及び222-2の第1の入力端子に入力される。一方、図2に示した送信部12のレートパルス発生器121から供給された前記矩形波は、ミキサ222-1の第2の入力端子に直接供給されると共に $\pi/2$ 移相器221において位相が90度シフトされてミキサ222-2の第2の入力端子に供給される。そして、ミキサ222-1及び222-2の出力は、LPF223-1及び223-2に供給されて受信部13の出力信号周波数と前記矩形波の基本周波数の差の成分が検出される。

【0036】

次に、ドプラモードデータ生成部23は、ドプラ信号記憶部231、MTIフィルタ232及び自己相関演算器233を備え、ドプラ信号検出部22によって検出されたドプラ信号はドプラ信号記憶部231に一旦保存される。次いで、MTIフィルタ232は、ドプラ信号記憶部231に保存されたドプラ信号に対してフィルタリング処理を行ない血管内の血流に起因した成分(血流ドプラ成分)を抽出する。又、自己相関演算器233は、MTIフィルタ232によって抽出された血流ドプラ成分に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいてドプラモードデータを生成する。この場合、自己相関演算器233は、自己相関処理によって算出した血流ドプラ成分のパワー値に基づいてドプラモードデータを生成することにより血流情報を高感度で検出することができるが、血流ドプラ成分の平均速度や分散値等を用いてドプラモードデータを生成しても構わない。

30

40

【0037】

一方、データ記憶部24は、図示しないBモードデータ記憶領域とドプラモードデータ記憶領域を有し、Bモードデータ生成部21において生成されたBモードデータ及びドプラモードデータ生成部23において生成されたドプラモードデータを3次元超音波走査の走査方向に対応させて上述の各記憶領域に順次保存することによりBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを生成する。尚、Bモードボリュームデータやドプラモードボリュームデータには位置情報計測部3から供給される超音波プローブ11の位置情報が付帯情報として付加される。

【0038】

次に、図1の位置情報計測部3は、当該患者の体表に配設された超音波プローブ11の

50

位置や角度あるいは走査断面方向などを計測するものであり、例えば、当該患者の近傍に設置された磁気発信器と超音波プローブ 11 に装着された複数の磁気センサ（何れも図示せず）等から構成されている。そして、磁気センサが検出した磁気信号に基づいて位置情報計測部 3 が計測した超音波プローブ 11 の位置情報は画像データ生成部 2 のデータ記憶部 24 に供給される。尚、上述の磁気センサの代わりに超音波センサのような他の位置センサを用いても構わない。

【0039】

又、図 1 の領域設定部 4 は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、前記記憶回路には、システム制御部 8 を介して入力部 7 から供給された後述の最小半径 R_0 、最大半径 R_N 、球面の間隔 R 及びマージン、血管断面積の閾値、画素閾値等の情報が保存される。一方、前記演算回路は、前記記憶回路に保管されている上述の各種情報と治療前に得られた第 1 の画像データに基づいて治療効果判定用画像データの表示領域を設定する。

10

【0040】

当該患者に対する 3 次元超音波走査によって得られた治療前の第 1 の画像データ及び治療後の第 2 の画像データに基づき腫瘍血管及び腫瘍組織を 3 次元表示する際、3 次元表示の表示領域を限定しない場合には、腫瘍近傍に位置する周囲臓器や周囲血管によって腫瘍血管及び腫瘍組織の表示が妨げられる場合が多い。このような問題点を解決するために、本実施例では、治療前の第 1 の画像データにおける 3 次元血流情報に基づいて周囲臓器や周囲血管に関する情報を排除し、腫瘍組織情報及び腫瘍血管情報の選択表示を可能とする治療効果判定用画像データの表示領域を設定する。

20

【0041】

ところで、原発性肝癌のような腫瘍の表面は一般に球面で近似することができ、腫瘍血管もこの球面に沿って走行している場合が多い。従って、第 1 の画像データにおける 3 次元血流情報に基づいて腫瘍の外郭を半径 R_x の球面で近似し、この半径 R_x に所定のマージンを加えた半径 R_y ($R_y = R_x +$) の球面で囲まれた表示領域にて治療効果判定用画像データを生成することにより周囲臓器や周囲血管に妨げられることなく腫瘍組織や腫瘍血管の 3 次元情報を観察することが可能となる。

【0042】

以下に、本実施例における治療効果判定用画像データ表示領域の設定方法について説明する。

30

【0043】

先ず、効果判定用画像データ生成部 5 に備えられた後述の MPR 画像データ生成部 51 は、画像データ生成部 2 のデータ記憶部 24 に保存された治療前の第 1 の画像データを読み出し、互いに直交する複数断面における MPR 画像データを生成して表示部 6 に表示する。尚、この場合、第 1 の B モードボリュームデータと第 1 の Doppler モードボリュームデータを用い同一断面における 2 次元の血流情報と 2 次元の実質臓器情報を含む MPR 画像データの生成が好適であるが、何れか一方の情報を有する MPR 画像データであっても構わない。

【0044】

そして、操作者は、表示部 6 に表示された複数の MPR 画像データにおける腫瘍中心を入力部 7 の入力デバイスを用いて指定し、領域設定部 4 の演算回路は、入力部 7 から供給された前記指定信号に基づいて暫定的な腫瘍中心座標を算出する。

40

【0045】

次に、領域設定部 4 の演算回路は、データ記憶部 24 に保存されている治療前の第 1 の画像データと自己の記憶回路に保存されている前記表示領域の設定条件（即ち、最小半径 R_0 、最大半径 R_N 、球面の間隔 R 及びマージン、血管断面積の閾値、画素閾値等）を読み出し、この第 1 の画像データの前記腫瘍中心を基準に設定された最小半径 R_0 の球面における血管領域（血管断面）を抽出する。同様にして、前記演算回路は、前記腫瘍中心を基準に設定された半径が R_1 乃至 R_N ($R_n = R_0 + n R$ 、 $n = 1$ 乃至 N) の球面における血管領域を抽出する。

50

【 0 0 4 6 】

そして、各々の球面にて抽出された血管領域の半径方向に対する連続性を判定することにより血管の侵入方向を推定し、閾値を越える血管断面積を有する球面を腫瘍表面と判定する。更に、前記演算回路は、腫瘍表面と判定された球面の半径 R_x に所定マージンが加算された半径 R_y の球面によって囲まれた範囲を治療効果判定用画像データの表示領域に設定する。

【 0 0 4 7 】

次に、上述の治療効果判定用画像データ表示領域の設定方法につき図5乃至図7を用いて更に詳しく説明する。

【 0 0 4 8 】

図5は、図示しない腫瘍の表面を走行すると共に腫瘍の内部に侵入する血管P及び血管Qとから構成された腫瘍血管モデルに対する第1の画像データを模式的に示している。

【 0 0 4 9 】

領域設定部4の演算回路は、先ず、データ記憶部24から読み出した第1の画像データに対して上述の方法により暫定的な腫瘍中心 C_0 を設定し、次いで、この腫瘍中心 C_0 を基準に半径 R_0 の球面を設定する。そして、この球面において所定の画素閾値より大きな値を有する第1のドプラモードボリュームデータの画素に基づいて血管領域 p_0 を抽出する。この場合、所定範囲内で隣接した複数の前記画素が連結されて血管領域 p_0 が形成される、

次いで、領域設定部4の演算回路は、半径 R_0 より R だけ増加した半径 R_1 ($R_1 = R_0 + R$) の球面を設定し、この球面において画素閾値より大きな値を有する第1のドプラモードボリュームデータの画素を連結して血管領域 p_{1a} 、 p_{1b} 及び q_1 を抽出する。更に、同様の手順によって半径 R_2 ($R_2 = R_0 + 2R$) の球面における血管領域 p_{2a} 、 p_{2b} 及び q_2 、半径 R_3 ($R_3 = R_0 + 3R$) の球面における血管領域 p_3 及び q_3 、半径 R_4 ($R_4 = R_0 + 4R$) の球面における血管領域 p_4 及び q_4 、 \dots を順次抽出する。そして、最大半径 R_N の球面における血管領域の抽出が終了したならば、領域設定部4の演算回路は、隣接した球面における血管領域の半径方向に対する連続性を調べる。

【 0 0 5 0 】

図6は、図5における血管Pを例に、半径 R_0 の球面における血管領域 p_0 と半径 R_1 の球面における血管領域 p_{1a} 及び p_{1b} の連続性を説明するための図である。

【 0 0 5 1 】

即ち、図6(a)は、半径 R_1 の球面から内部に侵入している血管Pを示しており、図6(b)は、この半径 R_1 の球面における血管Pの血管領域 p_{1a} 及び p_{1b} を、又、図6(d)は、半径 R_0 の球面における血管Pの血管領域 p_0 を示している。一方、図6(c)は、図6(b)に示した血管領域 p_{1a} 及び p_{1b} の半径 R_0 の球面に対する投影領域 p_{1a}^* 及び p_{1b}^* を示している。

【 0 0 5 2 】

そして、領域設定部4の演算回路は、半径 R_0 の球面における血管領域 p_0 と投影領域 p_{1a}^* 及び p_{1b}^* との一致度を算出し、一致度が大きい血管領域 p_{1a} と血管領域 p_0 は連続しているものと判定する。同様にして、半径 R_1 及び半径 R_2 の球面、半径 R_2 と半径 R_3 の球面、半径 R_3 と半径 R_4 の球面、 \dots の各々における血管領域に対しても連続性を判定することにより血管P及び血管Qの形状情報を得ることができる。

【 0 0 5 3 】

即ち、図5に示した腫瘍血管モデルでは、上述の連続性の判定結果により、半径 R_0 乃至 R_4 の球面において検出された血管領域 p_0 、 p_{1a} 、 p_{1b} 、 p_{2a} 、 p_{2b} 、 p_3 及び p_4 は血管Pに属し、血管領域 q_1 、 q_2 、 q_3 及び q_4 は血管Qに属していることが把握できる。一方、連続性の乏しい領域 n_1 及び n_2 はノイズ等に起因したものと見なすことができる。尚、上述の球面間隔 R は、例えば、第1のドプラモードボリュームデータの画素(ボクセル)と同程度の大きさに設定することにより、隣接した球面における

10

20

30

40

50

血管領域の連続性を高精度で検出することが可能となる。

【0054】

次に、領域設定部4の演算回路は、上述の各球面における血管P及び血管Qの面積（血管領域の面積和）を算出する。図7は、半径R0乃至R4の球面における血管P及び血管Qの面積を示したものであり、図7(a)に示した血管Pの面積は、半径R2の球面と半径R3の球面において特に大きな値を示す。即ち、これらの球面における血管領域p2a、p2b及びp3は腫瘍表面を走行する血管に対応していると思なすことができる。一方、図7(b)に示した血管Qの面積は、半径R3の球面と半径R4の球面において大きな値を示し、これらの球面における血管領域q3及びq4は腫瘍表面を走行する血管に対応していると思なすことができる。

10

【0055】

次に、前記演算回路は、腫瘍表面を走行する血管Pの血管領域p2a、p2b及びp3と血管Qの血管領域q3及びq4の位置情報に基づいて腫瘍の中心座標と大きさを算出し、この算出結果に基づいて治療効果判定用画像データの表示領域を設定する。

【0056】

即ち、前記演算回路は、血管Pの血管領域p2a、p2b及びp3と血管Qの血管領域q3及びq4を構成するM個の画素の座標(xm、ym、zm)(m=1乃至M)に対して最小2乗法を適用し、これらの画素に最も近接した球面を有する球体の中心Ca(xa、ya、za)と半径Rxを算出する。このとき、球体の中心Ca(xa、ya、za)と半径Rxは、次式(1)によって算出することができる。

20

【数1】

$$[M] = ({}^T[L] * [L])^{-1} * {}^T[L] * [K]$$

$$[M] = \begin{bmatrix} xa \\ ya \\ za \\ Rx^2 - xa^2 - ya^2 - za^2 \end{bmatrix}$$

30

$$[L] = \begin{bmatrix} 2x1 & 2y1 & 2z1 & 1 \\ 2x2 & 2y2 & 2z2 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 2xM & 2yM & 2zM & 1 \end{bmatrix}$$

$$[K] = \begin{bmatrix} x1^2 + y1^2 + z1^2 \\ x2^2 + y2^2 + z2^2 \\ \vdots \\ xM^2 + yM^2 + zM^2 \end{bmatrix} \quad \dots (1)$$

40

【0057】

但し、*は行列の積を示し、 ${}^T[L]$ は行列[L]の転置行列を、又 $({}^T[L] * [L])^{-1}$ は ${}^T[L] * [L]$ の逆行列を示す。

【0058】

50

上述の手順によって腫瘍の中心座標 C_a と半径 R_x が算出されたならば、領域設定部 4 の演算回路は、この半径 R_x に対し予め設定されたマージン M を加えて治療効果判定用画像データの表示領域における中心座標 C_a と半径 R_y ($R_y = R_x + M$) を設定する。尚、上述の最小 2 乗法の代わりに Hough 変換を用いて腫瘍の中心座標 C_a と半径 R_x を算出してもよい。

【0059】

次に、図 1 の効果判定用画像データ生成部 5 は、図 4 に示すように MPR 画像データ生成部 5 1 と、3 次元画像データ生成部 5 2 と、3 次元画像データ記憶部 5 3 と、3 次元画像データ合成部 5 4 を備えている。

【0060】

MPR 画像データ生成部 5 1 は、治療効果判定用画像データの表示領域における暫定的な中心座標 C_o を初期設定するために、図 3 に示した画像データ生成部 2 のデータ記憶部 2 4 に保存された治療前の第 1 の画像データを読み出し、互いに直交した 2 つの断面における MPR 画像データを生成する。

【0061】

一方、3 次元画像データ生成部 5 2 は、不透明度・色調設定部 5 2 1 と、レンダリング処理部 5 2 2 を備えている。不透明度・色調設定部 5 2 1 は、前記データ記憶部 2 4 に保存されている治療前の第 1 の画像データ及び治療後の第 2 の画像データを読み出し、これらの画像データの各画素値 (ボクセル値) に基づいて不透明度や色調を設定する。

【0062】

レンダリング処理部 5 2 2 は、前記データ記憶部 2 4 に保存されている治療前の第 1 の画像データ及び治療後の第 2 の画像データを読み出し、これらの画像データを不透明度・色調設定部 5 2 1 が設定した不透明度や色調の情報に基づいてレンダリング処理し治療前及び治療後の 3 次元画像データを生成する。この場合の 3 次元画像データとして、通常、ボリュームレンダリング画像データ (VR 画像データ) が生成されるが、血管の 3 次元画像データとしてサーフィスレンダリング画像データを生成してもよい。

【0063】

3 次元画像データ記憶部 5 3 は、3 次元画像データ生成部 5 2 が生成した治療前の 3 次元画像データを保存するための記憶回路である。又、3 次元画像データ合成部 5 4 は、3 次元画像データ記憶部 5 3 に保存された前記表示領域に対応する治療前の 3 次元画像データと 3 次元画像データ生成部 5 2 が生成した前記表示領域に対応する治療後の 3 次元画像データを読み出して合成し治療効果判定用画像データを生成する。

【0064】

尚、治療効果判定用画像データの生成に際し、3 次元画像データ合成部 5 4 は、治療前の第 1 の画像データに基づいて生成された前記表示領域におけるドプラモード VR 画像データの 3 次元血流情報と治療後の第 2 の画像データに基づいて生成された前記表示領域における B モード VR 画像データの 3 次元腫瘍組織情報及びドプラモード VR 画像データの 3 次元血流情報を所定フォーマットで合成して治療効果判定用画像データを生成する。

【0065】

但し、治療前のドプラモード VR 画像データにおける 3 次元血流情報と治療後の B モード VR 画像データにおける 3 次元腫瘍組織情報及びドプラモード VR 画像データにおける 3 次元血流情報との合成は、これらの画像データの生成に用いたボリュームデータの付帯情報である超音波プローブ 1 1 の位置情報に基づいて行なわれる。

【0066】

次に、3 次元画像データ合成部 5 4 において生成された治療効果判定用画像データの具体例につき図 8 を用いて説明する。

【0067】

図 8 は、治療前の第 1 の画像データに基づいて生成されたドプラモード VR 画像データにおける腫瘍血管の 3 次元血流情報 V_a と治療後の第 2 の画像データに基づいて生成された B モード VR 画像データにおける 3 次元腫瘍組織情報 T_b 及びドプラモード VR 画像デ

10

20

30

40

50

ータにおける腫瘍血管の3次元血流情報V bを示しており、領域設定部4によって球状に設定された治療効果判定用画像データの表示領域における血流情報及び腫瘍組織情報が表示されている。

【0068】

そして、図8に示すように治療前の血流情報V aに治療後の血流情報V bを重畳することにより治療によって血流が途絶した血管と血流の途絶が不十分な血管との判別が可能な治療効果判定用画像データが生成される。この場合、上述の3次元画像データ生成部52の不透明度・色調設定部521及びレンダリング処理部522は、治療が不十分ゆえに表示された血流情報V bが血流情報V aや腫瘍組織情報T2に対し強調して表示されるように、第2のドプラモードVR画像データの輝度、色調、不透明度(Opacity)等を設定する。

10

【0069】

再び図1に戻って、表示部6は、図示しない表示用データ生成回路と変換回路とカラーモニタを備えている。表示用データ生成回路は、3次元画像データ合成部54において生成された治療効果判定用画像データを所定の表示フォーマットに変換した後、システム制御部8から供給された患者情報や画像データ生成条件等の情報を合成して表示用データを生成する。そして、前記変換回路は、この表示用データに対しD/A変換とテレビフォーマット変換を行なって映像信号を生成しCRTあるいは液晶等のカラーモニタに表示する。このとき、治療遺残部として強調表示するための色調、輝度、不透明度を有した治療後の血流情報V bは、治療前の血流情報V aに重畳されて前記カラーモニタに表示される。又、治療遺残部を更に強調表示するために血流情報V2を点滅表示してもよく、更に、血流情報V aと血流情報V bを並列表示あるいは血流情報V bを単独表示してもよい。

20

【0070】

一方、入力部7は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと表示パネルを備えたインタラクティブなインターフェースであり、患者情報や各種コマンド信号の入力、超音波送受信条件の設定、各種画像データ生成条件の設定、MPR画像データの断面設定等を行ない、更に、治療効果判定用画像データの表示領域を設定するための最小半径R0、最大半径RN、球面の間隔R及びマージン、血管断面積の閾値、画素閾値等の設定を行なう。

【0071】

次に、システム制御部8は、図示しないCPUと記憶回路を備え、入力部7からの指示信号に基づいて、上記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。特に、図2に示した送信部12の送信遅延回路122及び受信部13の受信遅延回路132における遅延時間を制御し、治療前及び治療後の当該患者に対し3次元超音波走査を行なう。尚、治療効果判定用画像データ表示領域の設定における各種条件は自己の記憶回路に予め保管されていてもよい。

30

【0072】

(治療効果判定用画像データの生成手順)

次に、治療効果の判定を目的とした治療効果判定用画像データの生成手順につき図9のフローチャートに沿って説明する。尚、以下では、領域設定部4が設定した治療効果判定用画像データの表示領域における治療前のドプラモードVR画像データと治療後のドプラモードVR画像データ及びBモードVR画像データを超音波プローブ11の位置情報に基づいて合成し、治療効果判定用画像データを生成する場合について述べるが、これに限定されない。

40

【0073】

当該患者に対する3次元超音波走査に先立ち、画像診断・治療支援装置100の操作者は、入力部7において患者情報を入力すると共に超音波送受信条件や画像データ生成条件の初期設定を行ない、更に、治療効果判定用画像データの表示領域を設定するための最小半径R0、最大半径RN、球面の間隔R及びマージン、血管断面積の閾値、画素閾値等の設定を行なう(図9のステップS1)。

50

【 0 0 8 1 】

走査方向 (1、 1) に対する所定回数 (L 回) の超音波送受信によって得られたドプラ信号の保存が終了したならば、システム制御部 8 は、ドプラ信号記憶部 2 3 1 に保存されているドプラ信号の中から所定位置 (深さ) に対応した L 個のドプラ信号を順次読み出して M T I フィルタ 2 3 2 に供給する。そして、 M T I フィルタ 2 3 2 は、供給されたドプラ信号をフィルタ処理して血流ドプラ成分を抽出し、自己相関演算器 2 3 3 に供給する。

【 0 0 8 2 】

自己相関演算器 2 3 3 は、 M T I フィルタ 2 3 2 から供給されたドプラ信号を用いて自己相関演算を行ない、更に、この演算結果に基づいて血流情報を算出する。このような演算を、走査方向 1 の他の位置 (深さ) に対しても行ない、算出された走査方向 (1、 1) における血流情報をデータ記憶部 2 4 のドプラモードデータ記憶領域に保存する。

10

【 0 0 8 3 】

次に、システム制御部 8 は、上述の走査方向 (p、 q) ($p = 2 \sim P$ 、 $q = 2 \sim Q$) に対しても同様の手順で超音波送受信を行なう。そして、各々の走査方向にて得られたドプラモードデータはデータ記憶部 2 4 のドプラモードデータ記憶領域に順次保存されて治療前のドプラモードボリュームデータが生成され、更に、位置情報計測部 3 から供給される超音波プローブ 1 1 の位置情報が前記ドプラモードボリュームデータに付加される (図 9 のステップ S 3)。

【 0 0 8 4 】

上述の方法によって造影剤を投与した当該患者に対する治療前の第 1 の B モードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータの生成と保存が終了したならば、効果判定用画像データ生成部 5 における M P R 画像データ生成部 5 1 は、画像データ生成部 2 のデータ記憶部 2 4 に保存された治療前の第 1 の画像データを読み出し、操作者が入力部 7 において設定した互いに直交する 2 つの断面における M P R 画像データを生成して表示部 6 に表示する。

20

【 0 0 8 5 】

次いで、操作者は、表示部 6 に表示された M P R 画像データに対し腫瘍の中心を入力部 7 の入力デバイスを用いて指定し、領域設定部 4 は、入力部 7 から供給された腫瘍中心の指定信号に基づいて暫定的な腫瘍中心 C o の座標を算出する。

30

【 0 0 8 6 】

更に、領域設定部 4 は、データ記憶部 2 4 に保存されている治療前の第 1 の画像データを読み出し、腫瘍中心 C o を基準とした最小半径 R 0 の球面における第 1 の画像データの血管領域 (血管断面) を抽出する。同様にして、腫瘍中心 C o を基準とした半径 R 1 乃至 R N ($R_n = R_0 + n \cdot R$ 、 $n = 1$ 乃至 N) の球面における血管領域を抽出する。

【 0 0 8 7 】

そして、各々の球面にて抽出された血管領域の半径方向に対する連続性を判定することにより血管の侵入方向を推定し、閾値 を越える血管断面積を有する球面を腫瘍表面と判定する。更に、領域設定部 4 は、腫瘍表面と判定された球面の半径 R x に所定マージンを加算した半径 R y の球面で囲まれた範囲を治療効果判定用画像データの表示領域に設定する (図 9 のステップ S 4)。

40

【 0 0 8 8 】

一方、効果判定用画像データ生成部 5 の 3 次元画像データ生成部 5 2 における不透明度・色調設定部 5 2 1 は、前記データ記憶部 2 4 に保存されている治療前の第 1 の画像データを読み出し、この画像データの各画素値 (ボクセル値) に基づいて不透明度や色調を設定する。

【 0 0 8 9 】

又、レンダリング処理部 5 2 2 は、前記データ記憶部 2 4 に保存されている治療前の第 1 の画像データを読み出す。そして、不透明度・色調設定部 5 2 1 が設定した不透明度や色調の情報に基づいて前記第 1 の画像データをレンダリング処理して治療前の 3 次元画像

50

データを生成し3次元画像データ記憶部53に保存する(図9のステップS5)。

【0090】

次に、操作者は、超音波プローブ11を治療前の位置に保持したまま、例えば、効果判定用画像データ生成部5のMPR画像データ生成部51が引き続き生成する治療中のMPR画像データを表示部6において観察し、このMPR画像データの腫瘍組織や腫瘍血管に対する穿刺針先端部の挿入方向や挿入位置を確認しながら当該患者に対する穿刺治療を行なう(図9のステップS6)。

【0091】

そして、予め設定された期間における穿刺治療が終了したならば、操作者は、当該患者に対して再度超音波造影剤を投与した後(図9のステップS7)、入力部7にて治療効果判定用画像データの生成開始コマンドを入力する。このコマンド信号を受信したシステム制御部8は、信号検出部1及び画像データ生成部2を制御して上述のステップS3と同様の手順により治療後の第2の画像データを生成する。そして、得られた第2の画像データは、位置情報計測部3から供給される超音波プローブ11の位置情報と共にデータ記憶部24に一旦保存される(図9のステップS8)。

10

【0092】

次に、効果判定用画像データ生成部5の3次元画像データ生成部52における不透明度・色調設定部521は、前記データ記憶部24に保存されている治療後の第2の画像データを読み出し、この画像データの各画素値(ボクセル値)に基づいて不透明度や色調を設定する。そして、レンダリング処理部522は、画像データ生成部2のデータ記憶部24に保存された治療後の第2の画像データを読み出し、不透明度・色調設定部521が設定した不透明度や色調の情報に基づいてレンダリング処理し治療後の3次元画像データを生成する(図9のステップS9)。

20

【0093】

一方、3次元画像データ合成部54は、3次元画像データ記憶部53に保存された上述の表示領域における治療前の3次元画像データと、3次元画像データ生成部52が生成した前記表示領域における治療後の3次元画像データを合成して治療効果判定用画像データを生成する(図9のステップS10)。

【0094】

尚、治療効果判定用画像データの生成に際し、本実施例における3次元画像データ合成部54は、治療前の第1の画像データに基づいて生成されたドプラモードVR画像データにおける3次元血流情報と治療後の第2の画像データに基づいて生成されたBモードVR画像データにおける3次元腫瘍組織情報及びドプラモードVR画像データにおける3次元血流情報を所定フォーマットで合成して治療効果判定用画像データを生成する。

30

【0095】

但し、治療前のドプラモードVR画像データにおける3次元血流情報と治療後のBモードVR画像データにおける3次元腫瘍組織情報及びドプラモードVR画像データにおける3次元血流情報との合成は、これらの画像データの生成に用いたボリュームデータの付帯情報である超音波プローブ11の位置情報に基づいて行なわれる。

【0096】

一方、表示部6は、3次元画像データ合成部54において生成された治療効果判定用画像データを所定の表示フォーマットに変換した後、システム制御部8から供給された患者情報や画像データ生成条件等の情報を合成し、更に、D/A変換とテレビフォーマット変換を行なってCRTあるいは液晶等のカラーモニタに表示する(図9のステップS11)。

40

【0097】

次に、操作者は、表示部6に表示された治療効果判定用画像データにおける腫瘍血管の途絶状態から治療効果を判定し(図9のステップS12)、十分な治療効果が得られていない場合には、上述のステップS6乃至S11を繰り返して行なう。一方、十分な治療効果が確認された場合には、当該患者に対する治療を終了する(図9のステップS13)。

50

【0098】

以上述べた本発明の実施例によれば、治療前及び治療後の患者から得られた画像データを用いて治療効果の判定を行なう際、当該患者から得られた治療前の画像データにおける血流情報と治療後の画像データにおける血流情報を合成して表示することにより治療効果を容易に判定することができる。又、焼灼治療時における病巣部組織の破壊や気泡の発生等に伴って実質臓器情報や腫瘍組織情報の観察が著しく困難になるような場合であっても、血流情報を捉えることにより治療効果に関する情報を安定して収集することができる。特に、前記血流情報は、血管内における血球あるいは造影剤の流れに伴うドプラ信号に基づいて生成されるため常に高感度で得ることができる。

【0099】

一方、治療前及び治療後における腫瘍血管の血流情報と治療後の実質臓器情報や腫瘍組織情報を同時に表示しているため、腫瘍血管があまり造成されていない部分に対しても治療効果を判定することができる。

【0100】

更に、治療前に得られた3次元血流情報と治療後に得られた3次元血流情報及び3次元腫瘍組織情報を合成して治療効果判定用画像データを生成しているため、広範囲における治療効果の情報を短時間で漏れなく捉えることが可能となる。

【0101】

又、上述の実施例によれば、治療効果判定用画像データの表示領域を設定しているため、この表示領域外に存在する周囲臓器や周囲血管に妨げられることなく腫瘍血管や腫瘍組織の3次元情報を観測することができる。この場合、前記表示領域は、腫瘍表面を走行する腫瘍血管の血流情報に基づいて設定しているため腫瘍血管情報や腫瘍組織情報を効率よく（過不足無く）選択して表示することが可能となる。

【0102】

更に、小型で軽量の2次元アレイ超音波プローブを有する超音波診断装置を用いて治療前及び治療後の3次元画像データを生成しているため治療効果判定用画像データのリアルタイム表示が可能となり、この治療効果判定用画像データを観測しながら焼灼治療を行なうことも可能となる。

【0103】

以上述べたように、上述の実施例によれば、腫瘍に対する焼灼治療の効果判定を短時間かつ高精度で行なうことができる。このため、治療に対する安全性が向上すると共に治療効率が改善され、更に、患者や操作者の負担が軽減される。

【0104】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、超音波振動素子が2次元配列された2次元アレイ超音波プローブ11を用い、当該患者に対する治療前及び治療後の画像データ（ボリュームデータ）を生成する場合について述べたが、1次元アレイ超音波プローブを用いてもよい。例えば、1次元アレイ超音波プローブを手動あるいは別途設けられた移動機構を用いて所定方向に移動することにより治療前の第1の画像データ及び治療後の第2の画像データを生成し、これらの画像データに基づいて治療効果判定用画像データを生成する。2次元アレイ超音波プローブ11の代わりに素子数の少ない1次元アレイ超音波プローブを用いることにより信号検出部1における送信部12及び受信部13の構成を簡単にすることができる。

【0105】

又、上述の実施例では、当該患者から得られたドプラモードデータに基づいて腫瘍血管における治療前及び治療後の血流情報を収集したが、Bモードデータに基づいて前記血流情報を収集してもよい。治療前のBモードVR画像データと治療後のBモードVR画像データを合成して治療効果判定用画像データを生成することにより、画像データ生成部2におけるドプラ信号検出部22及びドプラモードデータ生成部23が不要となり装置構成が簡単になる。この場合、治療前及び治療後の当該患者に超音波造影剤を投与することによ

10

20

30

40

50

り血流情報を高感度で収集することができる。

【0106】

一方、治療効果判定用画像データの表示領域の設定では、治療前の第1の画像データに基づいて生成されたMPR画像データにおいて腫瘍中心の設定を行なったが、治療後の第2の画像データを用いて同様の設定を行なってもよい。又、腫瘍中心に挿入した穿刺針先端部の位置情報を、例えば、特開平3-224549号公報等に記載された方法によって検出し、この検出結果に基づいて前記腫瘍中心を設定してもよい。この方法によれば腫瘍中心の設定は自動的に行なわれるため操作者の負担が軽減され治療効率が向上する。

【0107】

又、前記表示領域における治療前及び治療後の3次元画像データを合成して治療効果判定用画像データを生成する場合について述べたが、前記表示領域において治療前及び治療後の3次元画像データを生成し、得られた3次元画像データを合成して治療効果判定用画像データを生成してもよい。又、広範囲で生成された治療効果判定用画像データの中から前記表示領域における治療効果判定用画像データを抽出して表示部6に表示してもよい。

【0108】

更に、上述の実施例では、治療前及び治療後の血流情報と共に治療後の腫瘍組織情報を合成することにより、例えば、穿刺治療によって焼灼された腫瘍組織の状態も同時に観察することが可能となるが、治療後の腫瘍組織情報の代わりに治療前の腫瘍組織情報を上述の血流情報に合成して治療効果判定用画像データを生成してもよい。既に述べたように治療後の腫瘍組織では組織の破壊や気泡の発生等により鮮明な画像を得ることが困難となるが、治療前の腫瘍組織情報を用いることによりこのような問題点を解決することができる。

【0109】

又、当該患者に対して超音波造影剤を投与することにより治療前及び治療後の血流情報を高感度で収集することができるが、超音波造影剤を投与せずに治療後の血流情報を収集してもよい。この場合、上述の実施例と同様にして治療前の血流情報に治療後の血流情報をそのまま重畳して治療効果判定用画像データを生成してもよいが、治療後の画像データにおいて血流情報が検出された場合には、その旨を示すグラフィックデータあるいはテキストデータを治療前の血流情報に合成して治療効果判定用画像データを生成してもよい。この方法によれば、治療後の血流情報に対する検出感度が著しく劣る場合でも治療遺残部の存在を強調表示することができる。

【0110】

一方、上述の実施例では、超音波診断装置による3次元走査によって治療前及び治療後の画像データ(ボリュームデータ)を生成する場合について述べたが、超音波診断装置の代わりに、3次元の血流情報や実質臓器情報の観察が可能なX線CT装置やMRI装置等を用いてもよい。X線CT装置では、静脈注入法による造影CT撮像あるいはカテーテル注入によるCTアンジオ撮像によって得られた画像データのCT値に基づいて治療前及び治療後の血流情報を得ることができる。この場合、治療前あるいは治療後の実質臓器情報は通常のCT撮像によって収集される。又、MRI装置では、MRA(MRアンジオグラフィ)と通常のT1強調撮像やT2強調撮像により治療前及び治療後の血流情報と実質臓器情報を容易に得ることが可能となる。そして、X線CT装置やMRI装置を用いることにより、治療前の画像データと治療後の画像データの合成を精度よく行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0111】

【図1】本発明の実施例における画像診断・治療支援装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例の画像診断・治療支援装置が備える信号検出部の構成を示すブロック図。

【図3】同実施例の画像診断・治療支援装置が備える画像データ生成部の構成を示すブロック図。

【図4】同実施例の画像診断・治療支援装置が備える効果判定用画像データ生成部の構成を示すブロック図。

【図5】同実施例における治療効果判定用画像データ表示領域の設定方法を説明するための図。

【図6】同実施例における血管領域の連続性を説明するための図。

【図7】同実施例における血管断面積と腫瘍表面の関係を示す図。

【図8】同実施例における治療効果判定用画像データの具体例を示す図。

【図9】同実施例における治療効果判定用画像データの生成手順を示すフローチャート。

【符号の説明】

【0112】

1 ... 信号検出部

2 ... 画像データ生成部

3 ... 位置情報計測部

4 ... 領域設定部

5 ... 効果判定用画像データ生成部

6 ... 表示部

7 ... 入力部

8 ... システム制御部

11 ... 超音波プローブ

12 ... 送信部

13 ... 受信部

21 ... Bモードデータ生成部

22 ... ドブラ信号検出部

23 ... ドブラモードデータ生成部

24 ... データ記憶部

51 ... MPR画像データ生成部

52 ... 3次元画像データ生成部

53 ... 3次元画像データ記憶部

54 ... 3次元画像データ合成部

521 ... 不透明度・色調設定部

522 ... レンダリング処理部

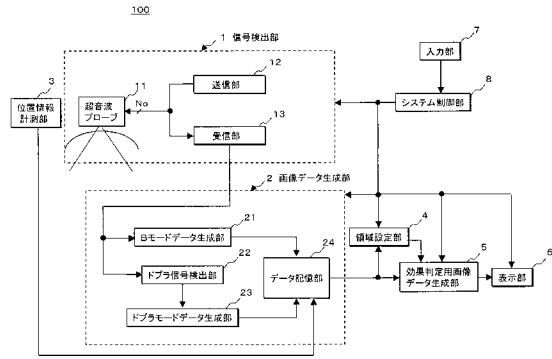
100 ... 画像診断・治療支援装置

10

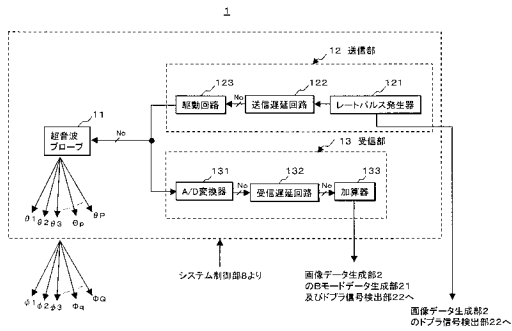
20

30

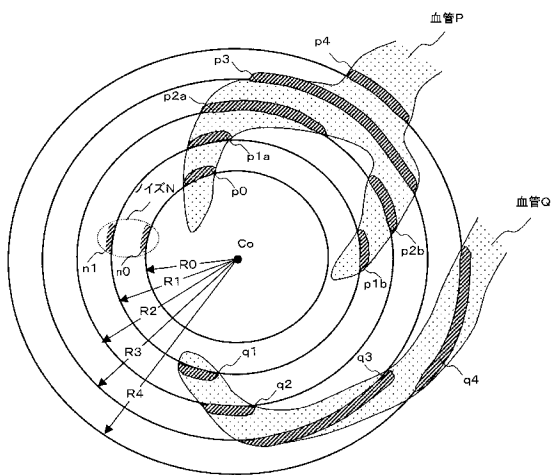
【図1】



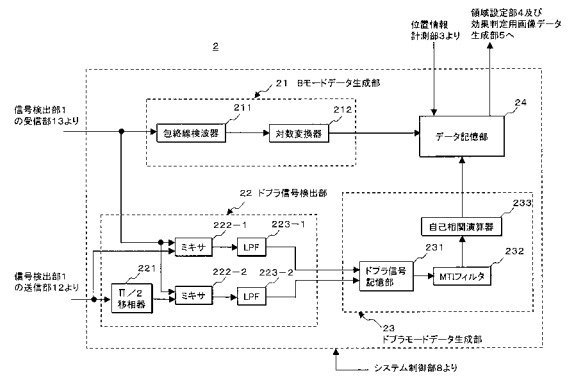
【図2】



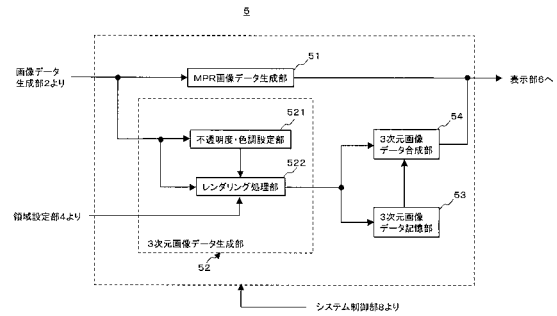
【図5】



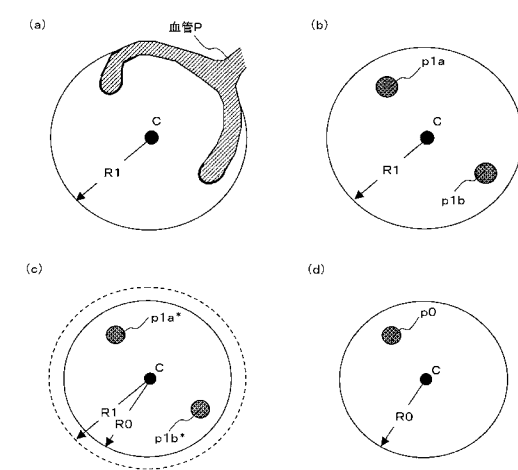
【図3】



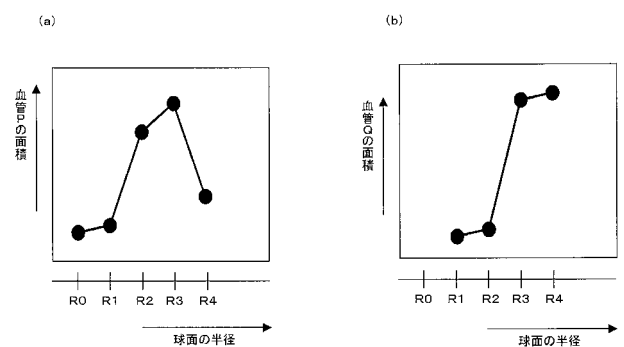
【図4】



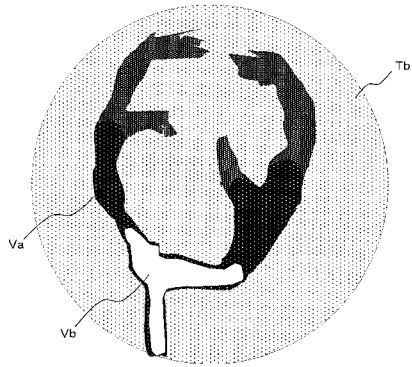
【図6】



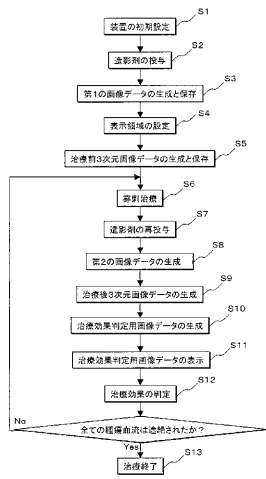
【図7】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 青柳 康太

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 山形 仁

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

Fターム(参考) 4C093 AA26 CA18 CA23 DA02 FF17 FF28 FF35 FF42 FF47

4C096 AA20 AB41 AD14 AD15 DC18 DC22 DC28 DC33 DC37 DC40

DD04 DD05 DD07 DD11

4C601 BB03 DD03 DE04 DE05 DE06 EE09 JC21 KK24

专利名称(译)	用于治疗效果确定的图像诊断/治疗支持设备和图像数据生成方法		
公开(公告)号	JP2007117384A	公开(公告)日	2007-05-17
申请号	JP2005313267	申请日	2005-10-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	江馬武博 青柳康太 山形仁		
发明人	江馬 武博 青柳 康太 山形 仁		
IPC分类号	A61B8/06 A61B6/00 A61B6/03 A61B5/055		
CPC分类号	A61B6/507		
FI分类号	A61B8/06 A61B6/00.350.A A61B6/03.360.D A61B5/05.380 A61B5/05.390 A61B5/055.380 A61B5/055.390 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA26 4C093/CA18 4C093/CA23 4C093/DA02 4C093/FF17 4C093/FF28 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FF47 4C096/AA20 4C096/AB41 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC18 4C096/DC22 4C096/DC28 4C096/DC33 4C096/DC37 4C096/DC40 4C096/DD04 4C096/DD05 4C096/DD07 4C096/DD11 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/JC21 4C601/KK24		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在治疗前后使用图像数据进行高精度的治疗效果确定。图像诊断/治疗支持装置100的信号检测单元1通过在治疗之前和之后对患者进行三维超声扫描来检测图像信号（接收信号），并且图像数据生成单元2根据接收到的信号生成处理前的第一图像数据（体数据）和处理后的第二图像数据（体数据）。另一方面，区域设置单元4基于第一图像数据中的病变的形状信息来设置显示区域，并且效果确定图像数据生成单元5对显示区域中的第一图像数据进行处理。将之前的三维血流信息和第二图像数据的显示区域中的处理后的三维图像数据和第二图像数据进行组合以生成用于确定治疗效果的图像数据，该图像数据显示在显示单元6上。[选型图]图1

