

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3875841号

(P3875841)

(45) 発行日 平成19年1月31日(2007.1.31)

(24) 登録日 平成18年11月2日(2006.11.2)

| | |
|--------------------------|----------------------|
| (51) Int.Cl. | F I |
| A 6 1 B 18/14 (2006.01) | A 6 1 B 17/39 3 1 7 |
| A 6 1 B 8/00 (2006.01) | A 6 1 B 8/00 |
| A 6 1 B 17/34 (2006.01) | A 6 1 B 17/34 3 1 0 |
| G 0 6 T 1/00 (2006.01) | G 0 6 T 1/00 2 9 0 D |
| G 0 6 T 3/00 (2006.01) | G 0 6 T 3/00 3 0 0 |
| 請求項の数 20 (全 18 頁) 最終頁に続く | |

| | | | |
|--------------|-------------------------------|-----------|-------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2001-2094 (P2001-2094) | (73) 特許権者 | 390029791 |
| (22) 出願日 | 平成13年1月10日(2001.1.10) | | アロカ株式会社 |
| (65) 公開番号 | 特開2001-340350 (P2001-340350A) | | 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 |
| (43) 公開日 | 平成13年12月11日(2001.12.11) | (74) 代理人 | 100075258 |
| 審査請求日 | 平成14年2月18日(2002.2.18) | | 弁理士 吉田 研二 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2000-88148 (P2000-88148) | (74) 代理人 | 100096976 |
| (32) 優先日 | 平成12年3月28日(2000.3.28) | | 弁理士 石田 純 |
| (33) 優先権主張国 | 日本国(JP) | (72) 発明者 | 田中 秀昭 |
| | | | 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 ア |
| | | | ロカ株式会社内 |
| | | 審査官 | 瀬戸 康平 |
| | | | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】 医療システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織治療装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、
前記組織治療装置は、組織治療を行う先端部を含んでおり、さらにその先端部に温度センサが設けられ、

前記超音波診断装置は、
超音波画像を形成する第1画像形成手段と、
前記組織治療装置による治療が及ぶ範囲の目安を表す範囲表示像を形成する第2画像形成手段と、

前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示する表示手段と、
を含み、
前記第2画像形成手段は、前記温度センサによって検知された温度に基づいて、前記範囲表示像内に、色によって組織の温度を表現した温度分布を形成する、
ことを特徴とする医療システム。

【請求項 2】

請求項1記載のシステムにおいて、
前記第2画像形成手段は、前記組織治療装置の動作条件に応じて前記範囲表示像の表示形態を変化させることを特徴とする医療システム。

【請求項 3】

請求項2記載のシステムにおいて、

10

20

前記第 2 画像形成手段は、前記組織治療装置の治療作用の大きさに応じて前記範囲表示像の大きさを变化させることを特徴とする医療システム。

【請求項 4】

電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、
前記電気手術装置は、先端部で電気治療を行う穿刺具を含み、
前記穿刺具の先端には温度センサが設けられ、
前記超音波診断装置は、
超音波画像を形成する第 1 画像形成手段と、
前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像を形成する第 2 画像形成手段と

10

、
前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示する表示手段と、
を含み、

前記第 2 画像形成手段は、前記温度センサによって検知された温度に基づいて、前記範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を形成する、
ことを特徴とする医療システム。

【請求項 5】

請求項 4 記載のシステムにおいて、
前記第 2 画像形成手段は、前記範囲表示像として所定形状をもった閉ループ像を形成することを特徴とする医療システム。

20

【請求項 6】

請求項 5 記載のシステムにおいて、
前記第 2 画像形成手段は、前記穿刺具に供給される駆動信号の大きさに応じて前記閉ループ像の大きさを可変することを特徴とする医療システム。

【請求項 7】

請求項 5 記載のシステムにおいて、
前記閉ループ像の大きさをユーザーが可変設定するための設定手段を含むことを特徴とする医療システム。

【請求項 8】

請求項 7 記載のシステムにおいて、
前記電気手術装置は、前記設定手段によって可変設定された閉ループ像の大きさに応じて、前記電気手術装置の動作条件を決定する制御手段を含むことを特徴とする医療システム。

30

【請求項 9】

電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、
前記電気手術装置は、先端部で電気治療を行う穿刺具を含み、
前記超音波診断装置は、
前記穿刺具を案内する穿刺ガイドを有する超音波探触子と、
前記超音波探触子からの受信信号に基づいて、超音波画像を形成する第 1 画像形成手段と、
前記穿刺具の穿刺方向を表す穿刺ガイド像を形成する第 2 画像形成手段と、
前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像を形成する第 3 画像形成手段と

40

、
前記超音波画像上に前記穿刺ガイド像及び前記範囲表示像を合成表示する表示手段と、
を含み、

前記第 3 画像形成手段は、前記範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を形成し、

前記穿刺具の先端部に設けられた電極には温度センサが設けられ、

前記第 3 画像形成手段は、前記温度センサによって検出された温度、および、電極からの距離に従った所定の温度関数に基づいて、前記温度分布を形成する、

50

ことを特徴とする医療システム。

【請求項 10】

先端部で組織治療を行う組織治療装置と連携して動作する超音波診断装置であって、
超音波画像を形成する第1画像形成手段と、

前記組織治療装置による治療が及ぶ範囲の目安を表す範囲表示像を形成する第2画像形成手段と、

前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示する表示手段と、

を含み、

前記第2画像形成手段は、前記組織治療装置の先端部に設けられた温度センサによって検知された温度に基づいて、前記範囲表示像内に、色によって組織の温度を表現した温度分布を形成する、

10

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項10記載の装置において、

前記第2画像形成手段は、前記組織治療装置で設定された動作条件に基づいて前記範囲表示像を形成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項11記載の装置において、

前記範囲表示像の大きさを設定するための手段と、

前記設定された範囲表示像の大きさを治療条件として前記組織治療装置へ送る通信手段と、

20

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

先端部で組織治療を行う組織治療装置と連携して動作する超音波診断装置であって、
超音波画像を形成する第1画像形成手段と、

前記組織治療装置による治療が及ぶ範囲の目安を表す範囲表示像を形成する第2画像形成手段と、

前記組織治療装置で設定された治療条件に基づいて当該超音波診断装置の動作を制御する制御部と、

を含み、

30

前記第2画像形成手段は、前記組織治療装置の先端部に設けられた温度センサによって検知された温度に基づいて、前記範囲表示像内に、色によって組織の温度を表現した温度分布を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】

請求項10に記載の超音波診断装置と連携して動作する組織治療装置であって、
組織治療を行う先端部と、

先端部に設けられた温度センサと、

治療条件を設定するための手段と、

前記超音波診断装置の動作を制御するために、前記設定された治療条件を超音波診断装置へ送る通信部と、

40

を含むことを特徴とする組織治療装置。

【請求項 15】

請求項14に記載の組織治療装置であって、

前記超音波診断装置から送られてきた治療条件を入力する通信部と、

前記治療条件に従って当該組織治療装置の動作を制御する制御部と、

を含むことを特徴とする組織治療装置。

【請求項 16】

電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、

前記電気手術装置は、

50

先端部で電気治療を行う穿刺具と、
 前記先端部に設けられた温度センサと、
 を含み、
 前記超音波診断装置は、
 超音波画像を形成する第1画像形成手段と、
 前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像を形成する第2画像形成手段と

、
 前記温度センサにより検出される温度の時間変化を表した温度グラフを作成する手段と

、
 前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示するとともに、前記温度グラフを表示する表示手段と、

を含み、

前記第2画像形成手段は、前記温度センサによって検知された温度に基づいて、前記範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を形成する、

ことを特徴とする医療システム。

【請求項17】

請求項16記載の装置において、

前記穿刺具の先端部には複数の温度センサが設けられ、

前記温度グラフを作成する手段は、前記各温度センサごとに温度グラフを作成すること
 を特徴とする医療システム。

【請求項18】

電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、

前記電気手術装置は、

先端部で電気治療を行う穿刺具と、

穿刺具の先端に設けられた温度センサと、

前記電気治療における出力値を検出する出力検出手段と、

を含み、

前記超音波診断装置は、

超音波画像を形成する第1画像形成手段と、

前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を前記温度センサによって検知された温度に基づいて形成する第2画像形成手段と、

前記出力検出手段が検出した出力値の時間変化を表す出力グラフを作成する手段と、

前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示するとともに、前記出力グラフを表示する表示手段と、

を含むことを特徴とする医療システム。

【請求項19】

電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、

前記電気手術装置は、

先端部で電気治療を行う穿刺具と、

穿刺具の先端に設けられた温度センサと、

前記電気治療対象となった組織の電氣的なインピーダンスを検出するインピーダンス検出手段と、

を含み、

前記超音波診断装置は、

超音波画像を形成する第1画像形成手段と、

前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を前記温度センサによって検知された温度に基づいて形成する第2画像形成手段と、

前記インピーダンス検出手段により検出されるインピーダンスの時間変化を表したインピーダンスグラフを作成する手段と、

前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示するとともに、前記インピーダンスグラフを表示する表示手段と、

を含むことを特徴とする医療システム。

【請求項 20】

電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、

前記電気手術装置は、

先端部で電気治療を行う穿刺具と、

穿刺具の先端に設けられた温度センサと、

前記電気治療対象となった組織の性状を検出する組織性状検出手段と、

を含み、

前記超音波診断装置は、

超音波画像を形成する第 1 画像形成手段と、

前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を前記温度センサによって検知された温度に基づいて形成する第 2 画像形成手段と、

前記組織性状検出手段により検出される組織性状の時間変化を表した組織性状グラフを作成する手段と、

前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示するとともに、前記組織性状グラフを表示する表示手段と、

を含むことを特徴とする医療システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は医療システムに関し、特に超音波診断装置と組織治療装置とが連携して動作する医療システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置及び電気手術装置を利用して、肝臓癌に対する穿刺治療を行う場合、まず、体表面上に穿刺針ガイド付きの超音波探触子が当接され、患者腹部の超音波画像が表示される。超音波探触子の姿勢を調整し、超音波画像上に患部である肝臓癌が位置決めされた状態において、超音波画像を観察しながら、先端部に高周波電極を備えた穿刺電極（電気手術用のカニューレ）の体内への差し込みがなされる。その場合、穿刺電極の挿入方向は穿刺針ガイドによって一定角度に保持される。その際、超音波画像上には、必要に応じて、穿刺方向を表すラインなどが表示される。その超音波画像上で、穿刺電極の先端部が肝臓癌の中心に到達した場合、挿入を停止させ、その後、先端部に対して高周波電流を供給し、これにより癌組織を焼灼する。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来の手法においては、超音波画像を観察しても、電気手術の治療が及ぶ範囲が不明瞭であるという問題がある。また、一般的に見ても、折角、同じ治療目的から、超音波診断装置と治療装置とが併用されているにもかかわらず、両者の連携がなされていないという問題がある。なお、特開平 7 - 275247 号公報、特開平 6 - 189974 号公報には診断と治療を行えるシステムが開示されているが、それらの連携は必ずしも十分ではない。

【0004】

本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、超音波画像上において、治療の及ぶ範囲を認識できるようにすることにある。

【0005】

10

20

30

40

50

本発明の他の目的は、超音波診断装置と組織治療装置との連携を強化して、治療の安全性や操作性を高めることにある。

【 0 0 0 6 】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記目的を達成するために、本発明は、組織治療装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、前記超音波診断装置は、超音波画像を形成する第 1 画像形成手段と、前記組織治療装置による治療が及ぶ範囲の目安を表す範囲表示像を形成する第 2 画像形成手段と、前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示する表示手段と、を含み、前記第 2 画像形成手段は、前記範囲表示像内に、色によって組織の温度を表現した温度分布を形成することを特徴とする。

10

【 0 0 0 7 】

上記構成によれば、超音波画像上に範囲表示像が表示されるので、生体内組織との関係において、治療が及ぶ範囲の目安を視覚的に確認できる。そして、その上で治療を行えば、治療効果や治療の安全性を高められる。組織治療装置は、例えば、電気手術装置、超音波治療装置、高周波治療装置、放射線治療装置などである。上記超音波画像は M モード画像、B モード画像、ドプラ画像その他の画像であってもよく、また三次元画像であってもよい。範囲表示像は何らかの手法で治療効果の及ぶ範囲を表現できる限りにおいて各種の表示形態を採用できる。通常は、図形による囲み表現、色付け表現、メッシュ表現、ハイライト表現などが利用できるが、数値を表すようにしてもよい。

【 0 0 0 8 】

20

望ましくは、前記第 2 画像形成手段は、前記組織治療装置の動作条件に応じて前記範囲表示像の表示形態を変化させる。この構成によれば、組織治療装置の動作条件の変更に伴って治療効果が及ぶ範囲が変動しても、それに追従させて、範囲表示像の表示形態が変化する。よって、患部の大きさや形態などとの関係において、治療効果の及ぶ範囲の様子を確認しながら、組織治療装置の動作条件を設定可能である。望ましくは、前記第 2 画像形成手段は、前記組織治療装置の治療作用の大きさに応じて前記範囲表示像の大きさを変化させる。この構成によれば、患部の大きさに範囲表示像がフィッティングするように動作条件を設定すれば、その動作条件を最適化できる。

【 0 0 0 9 】

(2) また、上記目的を達成するために、本発明は、電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、前記電気手術装置は、先端部で電気治療を行う穿刺具を含み、前記超音波診断装置は、超音波画像を形成する第 1 画像形成手段と、前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像を形成する第 2 画像形成手段と、前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示する表示手段と、を含み、前記第 2 画像形成手段は、前記範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を形成することを特徴とする。

30

【 0 0 1 0 】

上記構成によれば、例えば、超音波探触子を生体に当接して超音波の送受波を行い、それにより超音波画像（例えば B モード画像）を表示している状態において、最初に、患部位置との関係から超音波探触子の姿勢や当接位置を調整し、次に、穿刺具による穿刺を行って、その先端部を患部内や近傍に位置決めし、かつ、範囲表示像によって先端部による電気治療範囲を範囲表示像で確認した後に、実際に患部の電気治療を行える。

40

【 0 0 1 1 】

望ましくは、前記第 2 画像形成手段は、前記範囲表示像として所定形状をもった閉ループ像を形成する。この閉ループ像としては、円形、楕円形状、洋なし型、卵型、など電気治療の及ぶ範囲の目安となる形状をもったものを用いるのが望ましい。その閉ループ像は、実線や点線で縁どりしたり、その内部又は外部を着色したり、ハイライト表示したりするようにしてもよい。

【 0 0 1 2 】

望ましくは、前記第 2 画像形成手段は、前記穿刺具に供給される駆動信号の大きさに応じ

50

て前記閉ループ像の大きさを可変する。駆動信号の大きさは電流、電圧、電力の大きさなどであり、その大きさが治療範囲の大きさを支配する。そこで、そのような駆動信号に大きさに従って閉ループ像の大きさを調整するものである。

【0013】

望ましくは、前記閉ループ像の大きさをユーザーが可変設定するための設定手段を含む。望ましくは、前記電気手術装置は、前記設定手段によって可変設定された閉ループ像の大きさに応じて、前記電気手術装置の動作条件を決定する制御手段を含む。

【0014】

このように閉ループ像の大きさを調整可能にし、その大きさに応じて駆動信号の大きさを自動設定すれば、治療効果の範囲の設定を直接的に行うことが可能であり、それに合わせて出力条件つまり駆動信号の大きさを自動調整可能である。なお、駆動信号の周波数その他の出力条件に応じて閉ループ像の大きさを調整してもよく、あるいは、その内部に着色が施される場合には出力条件に応じて色相などの色属性を変えるようにしてもよい。また、治療時間との関係において、大きさが異なる複数の閉ループ像を多重的に表示するようにしてもよい。

10

【0015】

(3) また、上記目的を達成するために、本発明は、電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、前記電気手術装置は、先端部で電気治療を行う穿刺具を含み、前記超音波診断装置は、前記穿刺具を案内する穿刺ガイドを有する超音波探触子と、前記超音波探触子からの受信信号に基づいて、超音波画像を形成する第1画像形成手段と、前記穿刺具の穿刺方向を表す穿刺ガイド像を形成する第2画像形成手段と、前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像を形成する第3画像形成手段と、前記超音波画像上に前記穿刺ガイド像及び前記範囲表示像を合成表示する表示手段と、を含み、前記第3画像形成手段は、前記範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を形成することを特徴とする。

20

【0016】

上記構成によれば、超音波画像上に穿刺ガイド像が表示されるので、それを利用して患部位置との関係において超音波探触子の当接位置や当接角度などを適切に調整でき、しかも穿刺ガイド像に加えて範囲表示像が表示されるので、治療効果の及ぶ範囲を認識できる。望ましくは、穿刺ガイド像は超音波画像上で斜めに表示され、超音波画像の垂直中心線と穿刺ガイド像とが交叉する穿刺到達点を中心として範囲表示像が表示される。

30

【0017】

望ましくは、前記穿刺具の先端部に設けられた電極には温度センサが設けられ、前記第3画像形成手段は、前記温度センサによって検出された温度、および、電極からの距離に従った所定の温度関数に基づいて、前記温度分布を形成する。

【0018】

上記構成によれば、例えば、治療前、治療中、治療後の温度を超音波画像上で表現することが可能となる。その場合、温度分布を色相の変化で表現するようにしてもよい。

【0019】

(4) また、上記目的を達成するために、本発明は、組織治療装置と連携して動作する超音波診断装置であって、超音波画像を形成する第1画像形成手段と、前記組織治療装置による治療が及ぶ範囲の目安を表す範囲表示像を形成する第2画像形成手段と、前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示する表示手段と、を含み、前記第2画像形成手段は、前記範囲表示像内に、色によって組織の温度を表現した温度分布を形成することを特徴とする。

40

【0020】

望ましくは、前記第2画像形成手段は、前記組織治療装置で設定された動作条件に基づいて前記範囲表示像を形成する。

【0021】

望ましくは、前記範囲表示像の大きさを設定するための手段と、前記設定された範囲表示

50

像の大きさを治療条件として前記組織治療装置へ送る通信手段と、を含む。

【0022】

(5) また、上記目的を達成するために、本発明は、組織治療装置と連携して動作する超音波診断装置であって、超音波画像を形成する第1画像形成手段と、前記組織治療装置による治療が及ぶ範囲の目安を表す範囲表示像を形成する第2画像形成手段と、前記組織治療装置で設定された治療条件に基づいて当該超音波診断装置の動作を制御する制御部と、を含み、前記第2画像形成手段は、前記範囲表示像内に、色によって組織の温度を表現した温度分布を形成することを特徴とする。

【0023】

また、上記目的を達成するために、本発明は、組織治療装置による治療が及ぶ範囲の目安を表す範囲表示像内に、色によって組織の温度を表現した温度分布を形成する超音波診断装置と連携して動作する組織治療装置であって、治療条件を設定するための手段と、前記超音波診断装置の動作を制御するために、前記設定された治療条件を超音波診断装置へ送る通信部と、を含むことを特徴とする。

10

【0024】

また、上記目的を達成するために、本発明は、組織治療装置による治療が及ぶ範囲の目安を表す範囲表示像内に、色によって組織の温度を表現した温度分布を形成する超音波診断装置と連携して動作する組織治療装置であって、前記超音波診断装置から送られてきた治療条件を入力する通信部と、前記治療条件に従って当該組織治療装置の動作を制御する制御部と、を含むことを特徴とする。

20

【0025】

(6) また、上記目的を達成するために、本発明は、電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、前記電気手術装置は、先端部で電気治療を行う穿刺具と、前記先端部に設けられた温度センサと、を含み、前記超音波診断装置は、超音波画像を形成する第1画像形成手段と、前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像を形成する第2画像形成手段と、前記温度センサにより検出される温度の時間変化を表した温度グラフを作成する手段と、前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示するとともに、前記温度グラフを表示する表示手段と、を含み、前記第2画像形成手段は、前記範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を形成することを特徴とする。

30

【0026】

上記構成によれば、超音波画像上において範囲表示像によって電気治療の及ぶ範囲を認識できるとともに、それに併せて温度グラフが表示されるため、治療中における組織の時間的な温度変化を認識できる。

【0027】

望ましくは、前記穿刺具の先端部には複数の温度センサが設けられ、前記温度グラフを作成する手段は、前記各温度センサごとに温度グラフを作成する。この構成によれば、温度センサが複数の場合に複数の検出点の温度変動を対比することができる。

【0028】

(7) また、上記目的を達成するために、本発明は、電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、前記電気手術装置は、先端部で電気治療を行う穿刺具と、前記電気治療における出力値を検出する出力検出手段と、を含み、前記超音波診断装置は、超音波画像を形成する第1画像形成手段と、前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を形成する第2画像形成手段と、前記出力検出手段が検出した出力値の時間変化を表す出力グラフを作成する手段と、前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示するとともに、前記出力グラフを表示する表示手段と、を含むことを特徴とする。

40

【0029】

上記構成によれば、超音波画像上において範囲表示像によって電気治療の及ぶ範囲を認識

50

できるとともに、それに併せて出力グラフが表示されるため、治療効果や組織の性状、あるいは装置の動作状態などを経時的に把握できる。

【0030】

(8) また、上記目的を達成するために、本発明は、電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、前記電気手術装置は、先端部で電気治療を行う穿刺具と、前記電気治療対象となった組織の電氣的なインピーダンスを検出するインピーダンス検出手段と、を含み、前記超音波診断装置は、超音波画像を形成する第1画像形成手段と、前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を形成する第2画像形成手段と、前記インピーダンス検出手段により検出されるインピーダンスの時間変化を表したインピーダンスグラフを作成する手段と、前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示するとともに、前記インピーダンスグラフを表示する表示手段と、を含むことを特徴とする。

10

【0031】

上記構成によれば、超音波画像上において範囲表示像によって電気治療の及ぶ範囲を認識できるとともに、それに併せてインピーダンスグラフが表示されるため、治療開始からの治療組織の性状の変化などを把握できる。例えば、治療組織が乾いてくると、インピーダンスが上昇するため、そのような現象から、インピーダンスをモニタリングして治療組織の乾燥度合いを認識できる。

【0032】

20

(9) また、本発明は、電気手術装置と超音波診断装置とで構成されたシステムであって、前記電気手術装置は、先端部で電気治療を行う穿刺具と、前記電気治療対象となった組織の性状を検出する組織性状検出手段と、を含み、前記超音波診断装置は、超音波画像を形成する第1画像形成手段と、前記穿刺具による電気治療が及ぶ範囲を表す範囲表示像内に、複数の環状の帯がそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現された温度分布を形成する第2画像形成手段と、前記組織性状検出手段により検出される組織性状の時間変化を表した組織性状グラフを作成する手段と、前記超音波画像上に前記範囲表示像を合成表示するとともに、前記組織性状グラフを表示する表示手段と、を含むことを特徴とする。

【0033】

30

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0034】

図1には、本発明に係る医療システムの好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。

【0035】

図1に示す医療システムは、大別して超音波診断装置10と電気治療装置としての電気手術器12とで構成される。超音波診断装置10は、装置本体14とそれにケーブルによって接続された超音波探触子16とで構成される。また、電気手術器12は、装置本体20とそれにケーブルによって接続される穿刺針(穿刺具)22とで構成される。穿刺針22は電気手術用のカニューレとして機能するものであり、その先端部に設けられた電極には温度センサ24が設けられている。また、符号25は対極板を示しており、その対極板25と穿刺針22の電極との間に高周波電流が流される。

40

【0036】

超音波診断装置10において、超音波探触子16は複数の振動素子からなるアレイ振動子を有している。送信部26は、制御部30の制御の下、アレイ振動子を構成する各振動素子に対して送信信号を供給する。その場合、各送信信号に対する遅延制御によって送信ビームが形成され、また送信フォーカスが達成される。また、受信部28には、アレイ振動子を構成する各振動素子からの受信信号が入力され、受信部28は各受信信号に対する遅延加算(整相加算)を実行する。これにより受信ビームが形成され、また受信フォーカス

50

が達成される。制御部 30 は送信部 26 及び受信部 28 の動作を制御しており、その他に、装置本体 14 内に設けられる各構成の動作制御を行っている。なお、電子走査方式としては、電子リニア走査や電子セクタ走査などをあげることができる。

【0037】

超音波画像形成部 32 は、受信部 28 から出力される整相加算後の受信信号に基づいて、超音波画像を形成する回路である。超音波画像としては B モード画像、二次元ドプラ画像などの画像をあげることができる。さらに、M モードやその他の画像が表示される場合にも本発明を適用可能である。形成された超音波画像の画像データは合成部 34 に出力される。制御部 30 には、入力部 40 が接続されている。この入力部 40 はキーボードやトラックボールなどのデバイスで構成される。その入力部 40 を利用して超音波診断装置 10 の動作条件や電気手術器 12 の動作条件を設定可能である。もちろん、後述するように、電気手術器 12 の入力部 50 を利用して電気手術の条件を設定することも可能である。

10

【0038】

通信部 36 は、電気手術器 12 に設けられた通信部 48 との間でデータを交換するための回路である。すなわち、超音波診断装置 10 と電気手術器 12 は、ケーブルによって接続されており、そのケーブルを介して相互に信号のやりとりを行うことが可能である。もちろん、そのようなケーブルによらずに無線方式を利用してデータの通信を行ってもよい。

【0039】

付加画像形成部 38 は、後に説明する範囲表示像及びガイドライン像を付加画像として形成する手段である。ここで、範囲表示像の形態や大きさは、入力部 40 によって設定されたパラメータあるいは電気手術器 12 から送信されるデータに基づいて決定される。付加画像として形成された範囲表示像及びガイドライン像の画像データは合成部 34 に出力される。

20

【0040】

合成部 34 は、超音波画像上に上記の範囲表示像及びガイドライン像を合成し、それにより形成された合成画像を表示部 42 に出力する。表示部 42 には、後に図 3 に示すような画像が表示される。

【0041】

一方、電気手術器 12 においては、制御部 46 の制御の下、高周波信号出力部 44 から穿刺針 22 へ高周波信号が出力される。穿刺針 22 の先端部には電極が設けられており、その電極へ高周波信号が供給される。そして、その電極から組織を通して対極板 25 へ高周波信号が流れることにより、組織の電気手術を行うことが可能となる。具体的には、電極近傍の組織が高周波信号によって加熱され、その結果、癌組織に対する凝固などによって当該患部の治療を行える。その場合、電極あるいは組織の温度は温度センサ 24 によって監視されており、温度センサ 24 からの出力信号が制御部 46 に出力されている。

30

【0042】

入力部 50 は、操作パネル及びフットスイッチなどによって構成されるものであり、その入力部 50 からの信号は制御部 46 に入力される。入力部 50 を利用して電気手術条件を設定可能であり、またフットスイッチなどを利用して高周波信号の出力のオンオフ制御を行うことが可能である。また入力部 50 を利用して電気手術モードを選択可能である。

40

【0043】

表示パネル 52 には、設定された電気手術モードや高周波信号の出力値などが表示される。通信部 48 は制御部 46 に接続されており、その通信部 48 を介して制御部 46 は超音波診断装置 10 との間でデータの送受信を行う。例えば、電気手術器 12 から超音波診断装置 10 へは、設定された出力値（電流値や電力値など）、電極の大きさやタイプの情報、温度センサ 24 によって監視されている温度のデータ、電気手術器 12 のステータス（高周波出力を行っているか否かのデータ）、動作モードなどの各種の情報が送信される。一方、超音波診断装置 10 から電気手術器 12 へは、必要に応じて、超音波診断装置 10 上において設定された電気手術の条件が送信される。もちろん、それらのデータは一例であってこれ以外にも必要に応じて様々なデータの送受信を行える。

50

【 0 0 4 4 】

図 2 には、超音波診断及び電気手術を行う場合の様子が模式図として示されている。超音波探触子 1 6 は生体表面 5 4 上に当接され、その状態において超音波ビーム 5 8 が形成され、その超音波ビーム 5 8 の電子走査によって走査面 5 6 が形成される。図 2 には、コンベックスタイプの超音波探触子 1 6 が示されており、それに応じて扇状の走査面 5 6 が形成されている。もちろんそれらは一例であって、本実施形態においては、様々な超音波探触子を利用することが可能であり、また様々な電子走査方式を適用することが可能である。

【 0 0 4 5 】

超音波探触子 1 6 には、着脱自在に穿刺アダプタ 6 0 が設けられる。穿刺アダプタ 6 0 は、穿刺針 6 2 を案内保持するものである。穿刺針 6 2 は、本実施形態において電気手術用のカニューレであって、穿刺アダプタ 6 0 の案内の下、体表面から穿刺され、生体内にその先端部 6 2 A が導かれる。先端部 6 2 A 内には電極 6 4 が収容されており、先端部 6 2 A が患部 6 6 内に位置決めされると、所定の操作によって電極 6 4 が先端開口から露出する。

【 0 0 4 6 】

本実施形態において、電極 6 4 は複数の展開形の電極によって構成されており、各導体の先端部に熱電対からなる温度センサが設けられている。なお、図 1 においては、複数の温度センサの内て代表として 1 つの温度センサ 2 4 が示されている。

【 0 0 4 7 】

電気手術の完了後、電極 6 4 は再び先端部 6 2 A 内に収容され、その後に穿刺針 6 2 が引き抜かれることになる。ちなみに、本実施形態においては図 1 に示したように対極板 2 5 と穿刺針 2 2 との間で高周波電流が流されるが、電極は展開しないものでも良く、いわゆるバイポーラ型の電極を用いるようにしてもよい。治療手段は、高周波電流に限らず、マイクロ波やレーザー光線の照射、発熱体や温水の循環であっても良い。

【 0 0 4 8 】

図 2 において、符号 1 0 0 は走査面 5 6 の中心線を表しており、符号 1 0 2 は穿刺針 6 2 の穿刺方向を表している。通常、中心線 1 0 0 と挿入方向 1 0 2 とが交差する位置に患部 6 6 が設定され、すなわちそのような位置決めが行われるように超音波探触子 1 6 の当接位置や当接姿勢が調整され、その状態で電気手術が実行される。

【 0 0 4 9 】

ちなみに、穿刺アダプタ 6 0 においては、その穿刺角度は固定的に設定されているが、もちろんその穿刺角度が可変設定されるように構成してもよい。その場合にはその穿刺角度の情報を自動的にあるいはマニュアルで超音波診断装置に入力する。

【 0 0 5 0 】

図 3 には、表示部 4 2 に表示される画像 1 0 4 の一例が示されている。超音波画像 1 0 6 は図 2 に示した走査面 5 6 に対応する画像であり、これはいわゆる B モード画像である。この超音波画像 1 0 6 上には、穿刺針の穿刺方向を表すガイドライン 1 1 2 が表示される。また、そのガイドライン 1 1 2 上の所定の基準点 1 1 0 を中心として電気手術の治療効果が及ぶと予想される範囲を表す範囲表示像 1 0 8 が表示される。この範囲表示像 1 0 8 は、各種の閉ループ形状を持った領域であり、その形状を任意にあるいは自動的に選択できるように構成するのが望ましい。図 3 には洋なし型をした範囲表示像 1 0 8 が示されている。ちなみに、基準点 1 1 0 はガイドライン 1 1 2 が図 2 に示した中心線 1 0 0 と交差する地点であるが、ガイドライン 1 1 2 上において自在にユーザー設定することも可能である。そのような基準点 1 1 0 を中心とした一定領域として範囲表示像 1 0 8 が定義される。

【 0 0 5 1 】

また、この範囲表示像 1 0 8 の大きさは、本実施形態において電気手術器 1 2 における出力値の大きさに対応しており、例えば高周波信号の電力として大きな値が設定された場合には、それに応じて大きな範囲表示像 1 0 8 が表示され、また高周波信号の出力値として

10

20

30

40

50

小さな値が設定された場合には、それに応じて小さな範囲表示像 108 が表示されることになる。

【0052】

この範囲表示像 108 は治療効果が及ぶと思われる範囲を示すものであって、すなわち加熱範囲や凝固範囲など表すものである。

【0053】

図3において、ガイドライン 112 及び範囲表示像 108 が表示された後、あるいはその表示と共に穿刺針が生体内に差し込まれ、その穿刺針が超音波画像 106 上に表示される。その状態が符号 62' で示されている。上述から明らかなように、穿刺針の先端部が基準点 110 に到達した時点で穿刺針の挿入が停止され、その状態で電極を先端部から露出させて電気手術が実行される。

10

【0054】

ちなみに、穿刺針が超音波画像 106 内に常に表示されるように、図2に示した穿刺ガイド 60 が穿刺針 62 を保持している。

【0055】

図3において、画像 104 内には、文字あるいは数値などの表示エリア 113 が設定されている。この表示エリア 113 内には、超音波診断の診断条件や電気手術の手術条件が表示される。更に、必要に応じて患者情報が表示される。

【0056】

例えば、超音波診断の条件としては、超音波の周波数や診断深さなどの各種の情報をあげることができる。電気手術の条件としては、高周波信号の周波数やパワーあるいは計測された温度などをあげることができる。特に、本実施形態においては、範囲表示像 108 の大きさに関する情報、例えば長軸方向の直径及び短軸方向の直径も表示されている。したがって、そのような数値表示によって治療効果が及ぶ範囲を数値的に認識することが可能である。例えば、患部の認識を優先させる場合には、範囲表示像 108 に代えてその数値表示のみを表示するようにしてもよい。その場合においても数値的な概念で治療の及ぶ範囲を確認することができる。

20

【0057】

図4には、範囲表示像の様々な変形例が示されている。図4(A)には円形をもった範囲表示像が示されている。その直径 D1 は超音波手術における動作条件に応じて可変設定される。もちろん、その直径 D1 をユーザー設定できるようにしてもよい。またそのユーザー設定に応じて自動的に電気手術器の動作条件が定められるようにしてもよい。

30

【0058】

図4(B)は楕円形をもった範囲表示像が示されている。ここにおける短軸方向の大きさ D2 及び長軸方向の大きさ D3 は上述同様にユーザー設定され、あるいは自動的に設定される。もちろん、穿刺針に備えられる電極の形態や電気手術器の手術条件などに応じて自動的に範囲表示像の形態を選択するようにしてもよい。図4(C)には、範囲表示像内に温度分布が表された表示例が示されている。ここで、C1 ~ C4 はそれぞれ異なる色で表現され、各色によって組織の温度が表現される。もちろん、そのような温度は上述した温度センサの検出値に基づいて表現するのが望ましく、電極からの距離に従った所定の温度関数に基づいて温度分布をグラデーション表現するようにしてもよい。もちろん、そのような着色処理は、背景となる超音波画像 106 の視認性を著しく低下しない限りにおいて行うのが望ましい。

40

【0059】

次に図5を用いて図1に示した超音波診断装置 10 の動作例について説明する。S101では、超音波探触子において超音波の送受波が実行され、これにより超音波画像が表示される。そのような超音波画像を観察しながら、超音波画像内に患部が適切に位置決めされるように、超音波探触子の姿勢や当接位置などがユーザーにより調整される。

【0060】

S102では、穿刺深さなどのパラメータがユーザーにより入力される。ここで、穿刺深

50

さは図3に示した基準点110を決定するためのものである。

【0061】

S103では、超音波手術器から入力される動作条件（特に、出力値）が入力される。そして、S104では、S103で入力された動作条件及びS102で設定された深さのパラメータなどに応じてガイドライン像及び範囲表示像の各画像を形成する。そして、S105では、超音波画像上にそれらの付加画像が合成され、その合成画像が表示されることになる。そのような合成画像を観察しながら、穿刺が実行され、その先端部がガイドライン上に設定される基準点に到達した時点で先端部開口から電極が露出され、その状態で電気手術が実行される。その電気手術中に、あるいはその前後にわたって、必要に応じて温度センサによって検出された温度に基づいて範囲表示像の内部あるいはそれに加えて外部

10

【0062】

図5に示した動作例では、超音波手術器側において出力条件の設定が行われ、それを受信した超音波診断装置側において範囲表示像の大きさの設定を行っていたが、図6に示すように、超音波診断装置上において範囲表示像の大きさを設定し、それに基づいて電気手術器で動作条件の自動設定を行うようにしてもよい。

20

【0063】

すなわち、図6に示されるように、S201で画像表示が開始された後、S202で超音波診断装置上において各種のパラメータの入力が行われる。そのパラメータには範囲表示像の大きさあるいは電気手術器における出力条件が含まれる。そして、S203では、そのような範囲表示像の大きさを表すデータあるいは出力条件を表すデータが電気手術器側へ送信される。それらの情報は、電気手術器における動作条件の設定に利用されることになる。S204～S207は図5に示したS104～S107の各工程に相当する。

【0064】

以上のように、上記の医療システムによれば、従来において、個別に動作していた超音波診断装置及び電気手術器を有機的に連携させて操作性及び安全性を高めることが可能になる。また、超音波画像上において電気手術の効果が及ぶ範囲を視覚的に確認した上で電気手術を実行できるので、患部に対する効率的な電気手術を達成できるという利点がある。上述した実施形態においては超音波診断装置に対して電気手術器が組み合わされていたが、それに代えて超音波治療装置やマイクロ波治療装置などの他の組織治療装置を組み合わせることも可能である。その場合においても、そのような組織装置における動作条件に応じて範囲表示像の大きさなどの可変設定を行えば、上述同様の効果を得ることが可能である。

30

【0065】

また、上述した実施形態においては体表面上に超音波探触子が当接される場合を示したが、例えば体腔内に超音波探触子が挿入されて超音波診断と組織治療とが行われる場合にも本発明も適用可能である。

40

【0066】

図7には、本発明に係る医療システムの他の実施形態の構成がブロック図として示されている。なお、図1に示した構成と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。

【0067】

図7に示す実施形態においては、制御部70に、出力検出部72及びインピーダンス検出部74が設けられている。出力検出部72は、制御部70から高周波信号出力部44へ出力される信号あるいは高周波信号出力部44から穿刺針22に出力される信号のパワーをモニタリングすることによって実際に組織に供給される高周波電流、電圧あるいは電力の出力値を検出する回路である。また、インピーダンス検出部74は、高周波信号出力部4

50

4の出力信号をモニタリングすることによってその値から治療対象となっている組織の電気的なインピーダンスを間接的に検出する回路である。例えば出力電圧に対する出力電流の関係から組織の電気的なインピーダンスを検出することが可能である。また、制御部70には、温度センサ群78を構成する各温度センサからの検出信号が入力されている。ちなみに、この温度センサ群78は、穿刺針の先端開口から露出して複数本の展開形電極の先端に設けられた熱電対などによって構成されるものである。

【0068】

制御部70から通信部48, 36を介して超音波診断装置10側へ上述した高周波信号の出力値、インピーダンス及び各温度センサによって検出された温度のそれぞれの情報が伝送される。それらの情報は本実施形態において、超音波診断装置10内に設けられたグラフ作成部76に入力されている。このグラフ作成部76は、出力検出部72によって検出された出力値の時間的な変化を表す出力グラフを作成する機能と、インピーダンス検出部74によって検出されたインピーダンスの時間変化を表すインピーダンスグラフを作成する機能と、複数の温度センサによって検出された温度の時間変化を表す温度グラフを作成する機能と、を有している。それらのグラフを表す画像データは合成部34に出力されており、以下に図8及び図9を用いて説明するように、表示画面内にそれらのグラフが表示される。

10

【0069】

図8には、範囲表示像108が合成された超音波画像106と共に表示される第1のグラフ画像120が示されている。この第1のグラフ画像120において、その横軸は時間軸を表しており、その縦軸は温度の大きさを表している。図示されるように、この例においては、3つの温度検出点において検出された温度グラフ122, 124, 126が同時に表されている。よって、このような複数のグラフを相互に対比することによって治療組織の各部分における温度差や全体的な温度変化などを把握することが可能となる。

20

【0070】

図9には、範囲表示像108が合成表示された超音波画像106と共に表示される第2グラフ画像130が示されている。この第2グラフ画像130において、横軸は時間軸に相当しており、縦軸は出力値W及びインピーダンスに相当している。そして、その第2表示画像130内には出力値Wの時間変化を表す出力グラフ132と、インピーダンスの時間変化を表すインピーダンスグラフ134とが表されている。このような2つのグラフを同時表示することによって、治療組織に供給されている電気的パワーを認識することができると共に、組織のインピーダンスをモニタリングして組織の性状を認識できるという利点がある。例えば、電気治療が進行すると、治療組織から水分が蒸発し、その結果組織が乾燥することにより電気抵抗が上昇し、それがインピーダンスの上昇として表れる。よって、そのようなインピーダンスをモニタリングすれば組織が湿潤状態にあるかあるいは乾燥状態にあるかを把握できるという利点がある。

30

【0071】

本実施形態の装置においては、図8に示した第1グラフ画像120及び図9に示した第2グラフ画像130の両者を同時表示することが可能である。そのような同時表示によれば、温度変化、出力値の変化、インピーダンスの変化の複数の情報を総合勘案して電気治療の効果や組織の性状などを総合的に診断することが可能となる。もちろん、超音波画像106と共に表示する情報は、上記以外のものであってもよい。ちなみに、上記の各種のグラフ上において温度、出力値及びインピーダンスの上限、下限あるいは変動範囲などを動作条件として設定できるようにしてもよい。

40

【0072】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、超音波診断と組織治療とを有機的に連携させて治療効果や安全性を高めることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る医療システムを示すブロック図である。

50

【図2】 超音波診断と穿刺との関係を示す説明図である。

【図3】 超音波画像上におけるガイドライン像及び範囲表示像の表示を説明するための説明図である。

【図4】 範囲表示像の各種の対応を示す説明図である。

【図5】 超音波診断装置の動作例を示すフローチャートである。

【図6】 超音波診断装置の他の動作例を示すフローチャートである。

【図7】 他の実施形態に係る医療システムを示すブロック図である。

【図8】 温度グラフ表示を示す図である。

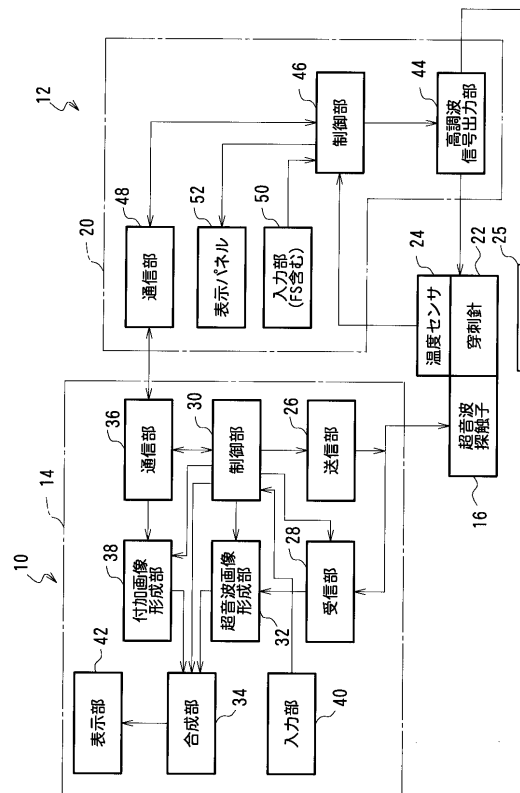
【図9】 出力グラフ及びインピーダンスグラフを示す図である。

【符号の説明】

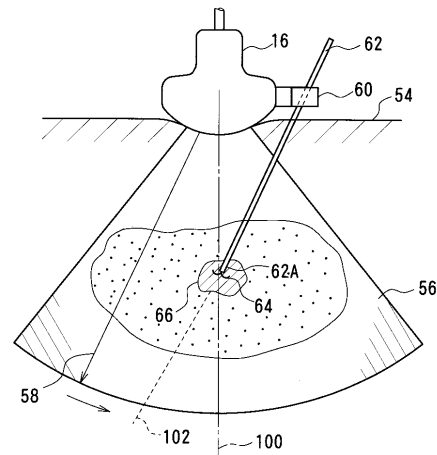
10 超音波診断装置、12 電気手術器、14 装置本体、16 超音波探触子、20 装置本体、22 穿刺針（カニューレ）、24 温度センサ、25 対極板、26 送信部、28 受信部、30 制御部、32 超音波画像形成部、34 合成部、36 通信部、38 付加画像形成部、44 高周波信号出力部、46 制御部、48 通信部、50 入力部（FS等）、52 表示パネル、54 入力部、56 表示パネル。

10

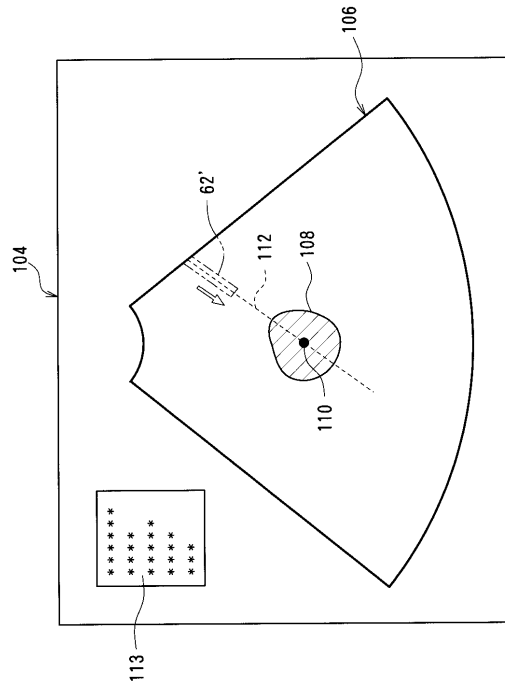
【図1】



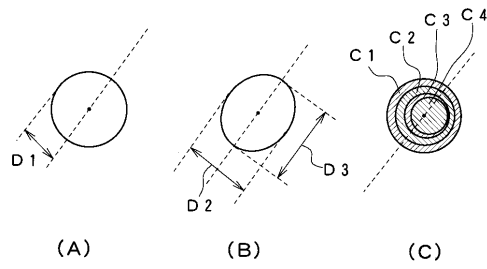
【図2】



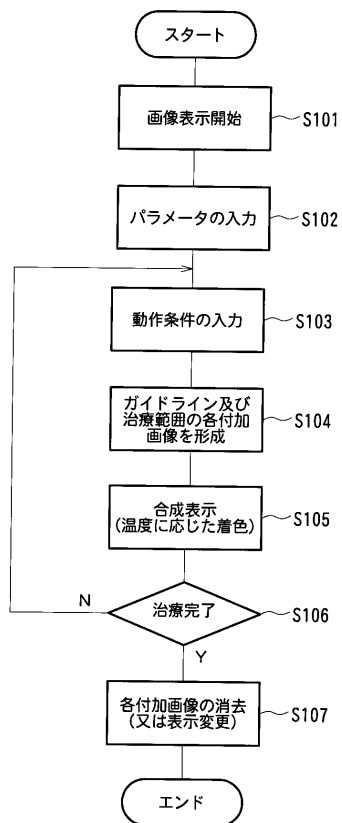
【図 3】



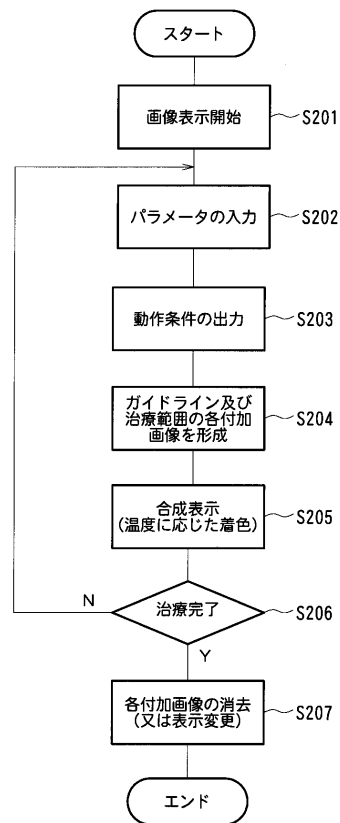
【図 4】



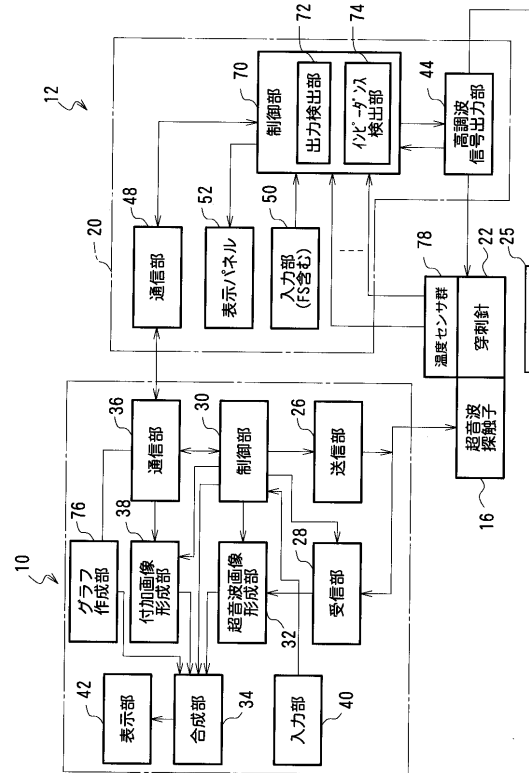
【図 5】



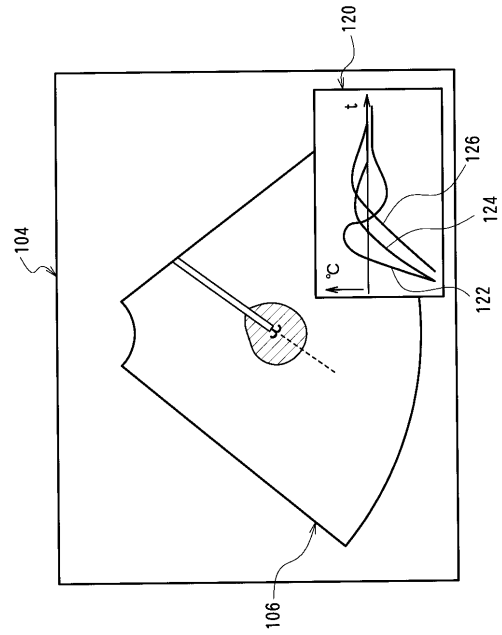
【図 6】



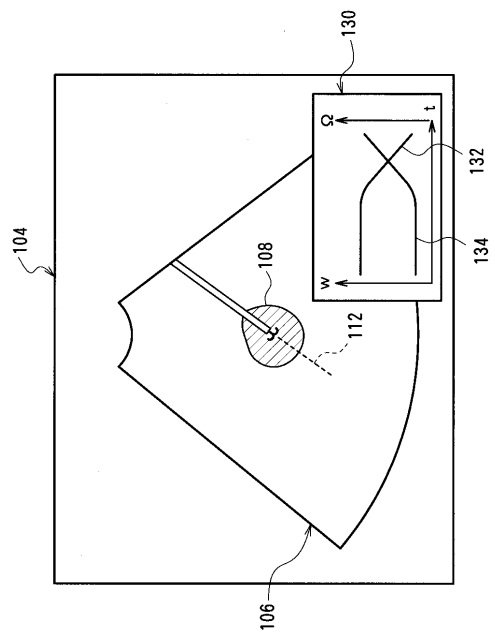
【圖 7】



【 図 8 】



【 图 9 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I
H 0 4 N 1/387 (2006.01) H 0 4 N 1/387

(56) 参考文献 国際公開第 9 9 / 0 0 4 7 1 0 (W O , A 1)
特開平 0 9 - 0 0 0 5 3 5 (J P , A)
特開平 1 0 - 0 5 7 3 7 6 (J P , A)
国際公開第 9 7 / 0 2 1 3 8 7 (W O , A 1)
特許第 2 5 4 2 0 6 0 (J P , B 2)

(58) 調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B
G06T 1/00
G06T 3/00
H04N 1/387

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 医疗系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP3875841B2 | 公开(公告)日 | 2007-01-31 |
| 申请号 | JP2001002094 | 申请日 | 2001-01-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日立阿洛卡医疗株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 阿洛卡有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 阿洛卡有限公司 | | |
| [标]发明人 | 田中秀昭 | | |
| 发明人 | 田中 秀昭 | | |
| IPC分类号 | A61B18/14 A61B8/00 A61B17/34 G06T1/00 G06T3/00 H04N1/387 | | |
| FI分类号 | A61B17/39.317 A61B8/00 A61B17/34.310 G06T1/00.290.D G06T3/00.300 H04N1/387 A61B17/34.510 A61B18/14 A61B18/16 G06T5/50 G06T7/00.612 H04N1/387.110 | | |
| F-TERM分类号 | 4C060/KK07 4C060/KK09 4C060/KK20 4C060/KK30 4C060/KK47 4C160/FF54 4C160/JK01 4C160/KK04 4C160/KK05 4C160/KK07 4C160/KK20 4C160/KK30 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/KK63 4C160/KK64 4C160/KL01 4C160/KL02 4C160/KL04 4C160/MM32 4C301/EE13 4C301/FF17 4C301/FF21 4C301/KK12 4C301/KK13 4C301/KK27 4C601/EE11 4C601/FF02 4C601/FF03 4C601/FF11 4C601/FF14 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/BA25 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CB19 5B057/CC03 5B057/CE08 5B057/CE17 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DA17 5B057/DC05 5C076/AA03 5C076/AA12 5C076/AA14 5C076/AA26 5C076/BA06 5C076/CA02 5C076/CA10 | | |
| 代理人(译) | 吉田健治 石田 纯 | | |
| 审查员(译) | 瀬户康平 | | |
| 优先权 | 2000088148 2000-03-28 JP | | |
| 其他公开文献 | JP2001340350A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：为了解决在超声波检查器和电外科器械组合作为组织治疗仪器的医疗系统中由于设备不存在而难以改善可操作性和治疗效果的问题。解决方案：作为组织治疗仪器的超声波检查仪和电外科仪器通过电缆连接，以便电外科条件可以反映在超声图像上。具体地，在超声图像106上显示出电外科手术效果程度的度量的范围显示图像108。范围显示图像108根据电外科器械中的输出条件而变化。可以基于检测到的温度对范围显示图像108着色。

【 图 1 】

