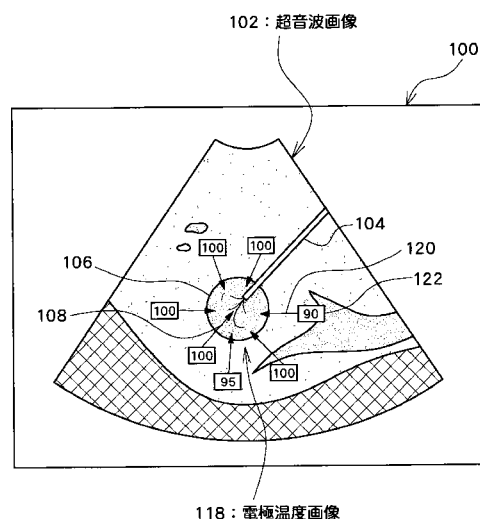




【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波診断と電気手術とを組み合わせた医療システムにおいて、
ターゲット組織を熱凝固治療する複数の治療電極と、前記複数の治療電極に対応して設けられた複数の温度センサと、を備え、生体内へ挿入されるハンドピースと、
超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて、超音波画像を形成する超音波画像形成部と、

前記複数の温度センサからの複数の温度信号に基づいて、前記複数の治療電極について個別的な温度を表す電極温度画像を形成する電極温度画像形成部と、

前記超音波画像と前記電極温度画像とを表示する表示処理部と、

を含むことを特徴とする医療システム。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の医療システムにおいて、

前記超音波画像と前記電極温度画像は同一画面上に並べてあるいは重ねて表示されることを特徴とする医療システム。

【請求項 3】

請求項 1 記載の医療システムにおいて、

前記電極温度画像は、

前記複数の治療電極を模擬した治療電極モデルと、

前記治療電極モデルと組み合わせ表示される情報であって、前記複数の治療電極に対応付けられた複数の温度情報と、

を有することを特徴とする医療システム。

20

【請求項 4】

請求項 3 記載の医療システムにおいて、

前記治療電極モデルは、前記複数の治療電極の展開状態を示す複数のラインで構成され、

前記各ラインごとに前記各温度情報が表示されることを特徴とする医療システム。

【請求項 5】

請求項 1 記載の医療システムにおいて、

前記電極温度画像は、前記超音波画像上における複数の治療電極位置に対応付けて表示される複数の温度情報を含むことを特徴とする医療システム。

30

【請求項 6】

請求項 1 記載の医療システムにおいて、

前記ハンドピースについて第 1 の座標情報を計測する手段を含み、

前記電極温度画像形成部は前記第 1 の座標情報に基づいて前記電極温度画像を形成することを特徴とする医療システム。

【請求項 7】

請求項 6 記載の医療システムにおいて、

前記超音波の送受波を行うプローブについて第 2 の座標情報を計測する手段と含み、

前記電極温度画像形成部は前記第 1 の座標情報及び前記第 2 の座標情報に基づいて前記電極温度画像を形成することを特徴とする医療システム。

40

【請求項 8】

請求項 7 記載の医療システムにおいて、

前記第 1 の座標情報を計測する手段は、

前記ハンドピースに設けられ、前記第 1 の座標情報を検出する第 1 の磁気センサと、

前記第 1 の磁気センサに対して計測用磁場を与える第 1 の磁場発生器と、

を含み、

前記第 2 の座標情報を計測する手段は、

前記プローブに設けられ、前記第 2 の座標情報を検出する第 2 の磁気センサと、

前記第 2 の磁気センサに対して計測用磁場を与える第 2 の磁場発生器と、

50

を含み、

前記第 1 の磁場発生器と前記第 2 の磁場発生器は同じ磁場発生器として構成されたことを特徴とする医療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医療システムに関し、特に、超音波診断と電気手術とを組み合わせたシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は生体に超音波を送受波して超音波画像を形成する装置である。超音波画像としては二次元断層画像（Bモード画像）、三次元画像などが知られている。一方、電気手術装置は、典型的には、生体組織（悪性腫瘍など）に高周波電流を流して熱凝固壊死させるものである（ラジオ波熱凝固治療）。電気手術装置は、穿刺用のハンドピースを有する。ハンドピースは、筒状部材と、筒状部材の内部を進退する軸部材と、軸部材の先端に設けられその前進時に筒状部材から露出してラッパ状（あるいは球状）に展開する複数の治療電極と、を有する。各治療電極はその先端に温度センサを有し、個別的に治療電極の温度が監視される。

【0003】

従来、超音波診断装置と電気手術装置は別々の装置として構成されている。超音波診断を行いながら電気手術を行う場合、一般に、超音波を送受波する超音波探触子に穿刺用アダプタが装着され、その穿刺用アダプタに上記のハンドピースがセットされる。そして、超音波画像を観察しながら、ハンドピースを体内へ進入させ、ハンドピースの先端がターゲット組織へ到達した時点で、上記の複数の電極部材が展開され、その状態で高周波電流がターゲット組織に流される。なお、穿刺用アダプタを用いずに上記同様の診断治療を行うこともできる。

【0004】

下記特許文献 1 には、超音波診断装置と電気手術装置とを結合させた医療システムが開示されている。超音波画像上には電気手術が及ぶ範囲（治療範囲）がグラフィック画像としてオーバーレイ表示される。また、その治療範囲を可変設定することにより、電気手術の条件を設定することができる。同文献の図 4（c）には、推定された治療範囲における温度分布を色相で表示することが示されている。同文献の図 8 には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グラフ表示することが示されている。下記特許文献 2 及び 3 には、X 線 CT 画像、MRI 画像などの画像上に手術器具を表すことが記載されている。

【0005】

【特許文献 1】特開 2001-340350 号公報

【特許文献 2】特開平 7-204210 号公報

【特許文献 3】特開平 7-255744 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記特許文献 1 に記載されたシステムにおいて、各治療電極ごとに検出された温度を複数のグラフとして表示することは可能である。しかし、どのグラフがどの治療電極に対応しているのかを即座に特定するための構成については特許文献 1 には開示されていない。従来の電気手術装置においても、各治療電極の温度がモニタ上に数値として表示されているが、超音波画像上に表示された各治療電極と各温度との対応関係は不明瞭である。

【0007】

本発明の目的は、超音波画像上に現れる各治療電極の温度を分かり易く表示することにある。あるいは、ターゲット組織における各治療電極の温度を電気手術の進行中において

10

20

30

40

50

個別的に把握できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

(1) 本発明は、超音波診断と電気手術とを組み合わせた医療システムにおいて、ターゲット組織を熱凝固治療する複数の治療電極と、前記複数の治療電極に対応して設けられた複数の温度センサと、を備え、生体内へ挿入されるハンドピースと、超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて、超音波画像を形成する超音波画像形成部と、前記複数の温度センサからの複数の温度信号に基づいて、前記複数の治療電極について個別的な温度を表す電極温度画像を形成する電極温度画像形成部と、前記超音波画像と前記電極温度画像とを表示する表示処理部と、を含むことを特徴とする。

10

【0009】

上記構成によれば、超音波画像とともに電極温度画像が表示されるので、その電極温度画像によって各治療電極の温度を認識できる。超音波画像を観察しながら視線を格別移動させることなく各治療電極の温度を確認できるので、視線移動時にハンドピースの把持状態（挿入状態）が自然と変化してしまうような問題を回避できる。また、治療中において温度変化を随時認識でき、また温度異常時にはそれに即時対応できる。このように治療の安全性を高められる。

【0010】

複数の治療電極はラッパ状に展開するものであるのが望ましいが、それ以外の形態、構造をもったものを採用してもよい。複数の温度センサとしては物理的に温度を検出するセンサの他に電流、電力などを検出して間接的に温度を検出するものであってもよい。なお、検出される温度と共に（あるいはそれらに代えて）、設定された温度、インピーダンス、パワー、などの他の情報を表示するようにしてもよい。情報の表示は数値表示の他、色相変化、輝度変化などを利用することもできる。超音波画像としては二次元断層画像、二次元ドプラ画像、三次元画像などをあげることができる。リアルタイム表示される超音波画像に、リアルタイム検出された温度情報が表示されれば治療の進行度を確認したり熱凝固状態を認識したりすることが可能となるので、治療の効果及び安全性を高められる。

20

【0011】

望ましくは、前記超音波画像と前記電極温度画像は同一画面上に並べてあるいは重ねて表示される。両画像が並べて表示されれば一方の画像が他方の画像を隠蔽してしまう問題を回避できる。両画像が重ねて表示されれば両者の位置的な対応関係を容易に理解できる。いずれにしても、走査面（あるいはデータ取込領域）とハンドピースとの空間的な位置関係を測定・演算して、その位置関係を反映した表示が行われるように構成するのが望ましい。但し、そのような座標計測を行わずに単純に複数の温度を超音波画像と共に表示するような場合においても視線移動を回避できる利点を得られる。

30

【0012】

望ましくは、前記電極温度画像は、前記複数の治療電極を模擬した治療電極モデルと、前記治療電極モデルと組み合わせ表示される情報であって、前記複数の治療電極に対応付けられた複数の温度情報と、を有する。治療電極モデルは、よりリアルな態様としてもよいし、複数のラインの集合としての模式図であってもよい。各治療電極と各温度との対応関係が明瞭となるように表示形態を工夫するのが望ましい。望ましくは、前記治療電極モデルは、前記複数の治療電極の展開状態を示す複数のラインで構成され、前記各ラインごとに前記各温度情報が表示される。

40

【0013】

望ましくは、前記電極温度画像は、前記超音波画像上における複数の治療電極位置に対応付けて表示される複数の温度情報を含む。この場合、超音波画像上における各治療電極の位置（温度センサ配置位置あるいは先端位置）を特定する必要があり、望ましくは、プローブの座標情報と、ハンドピースの座標情報とが取得される。前者によれば、走査面の空間的な位置（及び姿勢）を特定でき、後者によれば各治療電極の空間的な位置を特定できるので、両者をつき合わせれば、走査面上の各治療電極の位置（投影位置）を特定でき

50

る。その位置に温度情報をそのまま表示すると組織を隠蔽してしまうおそれがあるので、その位置からラインを引き出してその端部に温度情報を表示するようにしてもよい。

【0014】

望ましくは、前記ハンドピースについて第1の座標情報を計測する手段を含み、前記電極温度画像形成部は前記第1の座標情報に基づいて前記電極温度画像を形成する。座標情報には三次元座標の各座標軸上に位置、及び、各座標軸周りの回転角度などの情報が含まれる。ハンドピースに磁気センサを設ける場合、その磁気センサから各治療電極までの方向ベクトルを別途登録しておくのが望ましい。その場合に、各治療電極の展開量、突出量が可変されるような場合にはその可変量を計測して座標演算で考慮するようにしてもよい。

10

【0015】

望ましくは、前記超音波の送受波を行うプローブについて第2の座標情報を計測する手段を含み、前記電極温度画像形成部は前記第1の座標情報及び前記第2の座標情報に基づいて前記電極温度画像を形成する。

【0016】

望ましくは、前記第1の座標情報を計測する手段は、前記ハンドピースに設けられ、前記第1の座標情報を検出する第1の磁気センサと、前記第1の磁気センサに対して計測用磁場を与える第1の磁場発生器と、を含み、前記第2の座標情報を計測する手段は、前記プローブに設けられ、前記第2の座標情報を検出する第2の磁気センサと、前記第2の磁気センサに対して計測用磁場を与える第2の磁場発生器と、を含み、前記第1の磁場発生器と前記第2の磁場発生器は同じ磁場発生器として構成される。磁場発生器を共用する場合、磁場発生器を各磁気センサごとに時分割で利用するようにしてもよいし、あるいは連続的に共用してもよい。電気手術時の高周波が座標計測に悪影響を及ぼす場合には、座標計測を電気手術前に完了させておくようにしてもよい。磁場発生器は被検者が横たわるベッドの近傍に設けておくのが望ましい。座標情報の計測は磁気センサ以外にも電気的あるいは機械的な検出器を利用することができる。ハンドピースがディスプレイ部分とそれ以外の部分とに分割される場合、後者に磁気センサを設けるのが望ましい。磁気センサと各治療電極との間の位置関係は固定されているのが望ましいが、その関係が変化する場合にはその変化分を検出して座標演算でそれを考慮するのが望ましい。

20

【発明の効果】

30

【0017】

以上説明したように、本発明によれば、超音波画像上に現れる各治療電極の温度を分かり易く表示できる。あるいは、ターゲット組織における各治療電極の温度を電気手術の進行中において個別的に把握できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

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。

【0019】

図1には、本発明に係る医療システムが示されている。この医療システムは超音波診断を行いながら、電気手術によって組織の熱凝固を行うシステムである。

40

【0020】

医療システムは治療ユニット10、診断ユニット12及びコントロールユニット14を有する。治療ユニット10は電気手術装置に相当し、診断ユニット12は超音波診断装置に相当する。コントロールユニット14は例えばパーソナルコンピュータなどによって構成される。ただし、図1に示される全ての構成が超音波診断装置内に組み込まれてもよいし、それぞれの装置間を信号ケーブルによって接続し、これによってシステムを構成するようにしてもよい。また、治療ユニット10における一部の機能を診断ユニット12内に移行させることも可能である。すなわち、システム構成としては各種のものを採用することができる。

【0021】

50

治療ユニット 10 において、ハンドピース 16 は後に図 2 を用いて説明するように体表面を介して生体内に穿刺されるものである。その挿入部分には複数の電極（治療電極）が備えられており、穿刺完了状態において複数の電極を露出展開させてターゲット組織の熱凝固治療を行うことが可能である。ここで、ターゲット組織は例えば肝臓内における悪性腫瘍などである。本実施形態においては 6 つあるいは 7 つの電極が備えられているが、それらの個数に本発明は限定されない。ちなみにハンドピース 16 は少なくとも 1 つの電極を備えるものである。複数の電極に対応して複数の温度センサ 18 が設けられている。例えば各電極の先端に各温度センサ 18 が備えられている。本実施形態では温度センサ 18 として例えば熱電対などのような物理的に温度を検出するセンサが用いられているが、例えば各電極に供給される電流あるいは電力を検出することにより間接的に温度をモニタリングするようにしてもよい。なお、後述するように本実施形態においては温度情報の表示が行われるが、それと共にあるいはそれに代えてインピーダンス、出力などの情報を表示するようにしてもよい。各温度センサ 18 によって検出された温度情報は電気手術制御部 28 に出力されている。

【0022】

ハンドピース 16 は本実施形態において磁気センサ 20 を有している。この磁気センサ 20 はハンドピース 16 における所定箇所に配置され、ハンドピース 16 の空間的な位置及び姿勢を磁場の検出によって計測するものである。具体的には、三次元空間における各座標軸上の位置及び各座標軸周りの角度が検出されており、具体的には、 x_t , y_t , z_t , α_t , β_t , γ_t の情報が検出され、それらが後に説明する座標関係演算部 54 へ出力されている。このような座標情報の検出に当たっては、磁場発生器 22 によって所定の磁場が生成される。磁場発生器 22 は、例えば各軸ごとに設けられた複数の磁場発生用コイルを備えており、それらのコイルに対して時分割で磁場発生用信号を供給することにより、各軸に対応した磁場が時分割で形成される。磁場発生器 22 及び磁気センサ 20 によって構成される測位システムは公知技術である。

【0023】

高周波信号出力部 24 はハンドピース 16 内に含まれている複数の電極に対してそれぞれ高周波信号を出力する。各電極に高周波信号が供給されると、その電流が生体組織を介して対極板 26 へ流れることになる。ターゲット組織内において電流密度が高められるので、その部分が発熱して熱凝固する。電気手術制御部 28 は、高周波信号出力部 24 などの制御を行っている。各電極ごとに加熱する温度などを自在に設定することができ、また出力などの設定も行うことが可能である。電気手術制御部 28 には操作パネル 30 が接続されている。操作パネル 30 上には複数の温度表示インジケータが設けられており、各電極の温度は操作パネル 30 上においても表示される。ただし、超音波画像を観察しながらそのような操作パネル 30 の観察を行うと視線を大きく移動させる必要があり、このためハンドピースの手元がくるってしまうなどの問題が危惧される。本実施形態によれば、超音波画像と一緒に温度情報を表示することができるため、そのような問題を効果的に防止することが可能である。

【0024】

次に、診断ユニット 12 について説明する。プローブ 32 は、体表面上に当接して用いられるものである。プローブ 32 は医者の手によって把持されるが、例えばロボットなどのスキャナ機構によって保持されるようにしてもよい。このことは上記のハンドピース 16 についても同様に言えることである。プローブ 32 はアレイ振動子 34 を有する。このアレイ振動子 34 は本実施形態においていわゆる 1D アレイ振動子である。すなわち、アレイ振動子 34 は一次元配列された複数の振動素子によって構成され、そのアレイ振動子 34 によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームが電子的に走査される。電子走査方式としては、電子リニア走査、電子セクタ走査などの方式が周知である。後に図 4 及び図 5 に示す例においてはいわゆるコンベックス走査が行われており、これによって扇状の走査面が形成されている。なお、プローブ 32 にいわゆる 2D アレイ振動子を設け、三次元エコーデータを取り込むようにしてもよい。そのような三次元エコーデータの取込み

によれば超音波三次元画像を形成することが可能となる。プローブ 32 に穿刺ホルダを取付け、その穿刺ホルダによってハンドピース 16 を保持するようにしてもよい。

【0025】

プローブ 32 は、本実施形態において、磁気センサ 36 を有している。磁気センサ 36 は上記の磁気センサ 20 と同様に、プローブ 32 について空間的な位置及び姿勢を計測するものである。すなわち、磁気センサ 36 は磁場発生器 22 によって形成される磁場を検出し、座標情報として各座標軸ごとの位置及び各座標軸周りの角度の情報 x_t , y_t , z_t , α_t , β_t , γ_t を出力する。それらの情報は座標関係演算部に取り込まれている。なお、磁気センサ 36 はプローブ 32 内に埋設するようにしてもよいし、プローブ 32 のケース外面に付着させるようにしてもよい。いずれにしても、磁気センサ 36 によって走査面の空間的な位置及び姿勢が特定できるように座標情報の計測を行うのが望ましい。これと同様に、上記の磁気センサ 20 においても、ハンドピース 16 における各電極の先端位置（すなわち、各温度センサ配置位置）の空間的な位置が特定できるように、座標情報の計測を行うのが望ましい。この場合において必要に応じて磁気センサと各温度センサの位置との間の位置ベクトルなどを事前にシステム上に登録しておくのが望ましい。

10

【0026】

送受信部 38 は、送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する。すなわち、送受信部 38 はアレイ振動子 34 に対して複数の送信信号を供給する。これによって送信ビームは形成される。一方、アレイ振動子 34 から出力される複数の受信信号は送受信部 38 に入力され、それらの受信信号に対して整相加算処理が実行される。これによって受信ビームが電子的に形成される。整相加算後の受信信号は超音波画像形成部 40 へ出力される。なお、送受信部 38 と超音波画像形成部 40 との間には信号処理部などが設けられているが図示省略されている。超音波画像形成部 40 は例えばデジタルスキャンコンバータ (DSC) などによって構成され、各ビームごとに得られたエコーデータ列に対する座標変換や補間処理などにより二次元断層画像を形成する。超音波画像としてはそのような二次元断層画像の他に、三次元画像などをあげることができる。ちなみに、治療に先立って、体表面上にプローブ 32 が当接され、超音波画像を観察しながら走査面の中央付近にターゲット組織の中央が位置決めされるようにプローブの位置や姿勢が調整される。その上で、走査面の位置を固定しつつハンドピース 16 が典型的には走査面内に沿って生体内に差し込まれることになる。この場合において必要に応じて上記の穿刺ホルダや穿刺アダプタを利用することが可能である。もちろん、走査面に対して交差する方向からハンドピース 16 をアプローチすることも可能である。

20

30

【0027】

超音波画像形成部 40 にて形成された超音波画像のデータは表示処理部 42 へ出力される。超音波診断制御部 46 は診断ユニット 12 内に含まれる各構成の動作制御を行っている。超音波診断制御部 46 には操作パネル 48 が接続されている。操作パネル 48 はキーボードやトラックボールなどを含み、必要に応じて液晶ディスプレイなどを有する。

【0028】

グラフィック画像形成部 44 は、超音波画像に合成されるグラフィック画像を形成するモジュールである。グラフィック画像形成部 44 はプログラム動作する CPU の機能として実現されるようにしてもよいし、専用のハードウェアによって構成されてもよい。本実施形態においてグラフィック画像形成部 44 は後に図 4 及び図 5 を用いて説明するように超音波画像に合成される参照画像として、電極温度画像を形成している。これは、複数の電極に対応する複数の温度情報を複数の電極の空間的な位置に対応付けながら表現した画像である。そのような画像は超音波画像上に重ねて表示され、あるいは超音波画像と隣接して表示されることになる。そのような画像合成処理は表示処理部 42 によって行われる。表示部 50 には表示処理部 42 によって処理された後の画像が表示される。上記のグラフィック画像形成部 44 はコントロールユニット 14 内に設けることも可能である。

40

【0029】

システム制御部 52 は図 1 に示されている治療ユニット 10 及び診断ユニット 12 の動

50

作連携をコントロールする。また、磁場発生器 22 の動作を制御している。システム制御部 52 は必要に応じて設ければよく、例えば診断ユニット 12 側がメインコントローラーとして機能する場合、そこに含まれている超音波診断制御部 46 が治療ユニット 10 側の機能を制御するようにしてもよい。あるいは治療ユニット 10 と診断ユニット 12 とが相互に連携しつつデータの授受を行ってシステム動作を行うようにしてもよい。座標関係演算部 54 は、磁気センサ 20 から出力される座標情報及び磁気センサ 36 から出力される座標情報に基づいて、更に必要なプリセットデータに基づいて、走査面（あるいは二次元又は三次元のデータ取込領域）と各電極位置との座標関係を特定する。すなわち超音波画像上に各温度情報を表示する場合において、超音波画像すなわち走査面との位置関係が特定されていないと、組織との関係においてあるいは各電極との関係において、適切な位置に温度情報を表示することが不可能となる。そこで、そのような表示処理を行うために座標関係演算部が座標関係の演算を行っている。座標関係演算部 54 は、ハンドピース 16 における磁気センサ 20 と各温度センサ 18 との位置関係に関する情報を保有している。各電極の進退に伴って磁気センサ 20 との間における位置的な関係がシフトする場合には、そのようなシフト量を検出して、その検出された情報を座標関係の演算に反映させるようにしてもよい。また、座標関係演算部 54 には、プローブ 32 において磁気センサ 36 と走査面との間の相対的な位置関係を表す情報が登録されている。

【0030】

したがって、座標関係演算部 54 は以上のような座標情報を総合的に考慮し、走査面上における各電極の位置、具体的には各電極の先端の空間的な位置を特定している。この場合において、厳密に言えば、走査面が面であるのに対して複数の電極はラッパ状に広がるためその面上に全ての電極が存在するのではないが、本実施形態においてはその面上に各電極が投影されるものと見なしてその投影位置に温度情報が関連付けられるようにしている。

【0031】

グラフィック画像形成部 44 には、座標関係演算部 54 の演算結果が与えられており、また電気手術制御部 28 から各温度センサ 18 において検出された温度の情報も与えられている。グラフィック画像演算部はそのような入力情報に基づいて後に図 4 及び図 5 を用いて説明する電極温度画像の形成を行っている。

【0032】

図 2 には、図 1 に示したハンドピース 16 の概略的な斜視図が示されている。ハンドピース 16 は挿入部としての穿刺軸 60 を有している。その先端の開口を介して複数の電極 64 が進退可能に設けられており、それらの電極 64 が前方にスライドすると、それらがラッパ状に広がって電極展開部 62 を構成する。すなわち、生体内に穿刺軸 60 を進入させてその先端がターゲット組織の中心に位置するように位置決めが行われ、その状態で複数の電極を展開させれば、ターゲット組織の中心から周囲に渡って電極を貫通させることが可能となる。その状態において高周波電流を印加すれば、ターゲット組織の熱凝固を図ることが可能となる。電気手術の完了後は複数の電極 64 が穿刺軸 60 の先端開口内に引き込まれ、その状態でハンドピース 16 が生体から引き抜かれる。

【0033】

ハンドピース 16 は大別して第 1 部分 56 と第 2 部分 58 とを有している。第 1 部分 56 はディスプレイ部分として構成され、第 2 部分 58 はノンディスプレイ部分として構成されている。第 1 部分 56 の接続部 64 と第 2 部分 58 の本体 66 は着脱自在に連結される。その着脱構造が図 3 に示されている。

【0034】

図 3 において、(A) には上記の連結部分 64 の構造が示されており、(B) には上記の本体部分 66 の構造が示されている。(A) において、複数の電極用導体 70 が円環状に配列されており、筒状のコネクタ 72 が設けられている。コネクタ 72 は、その一定角度方向に突起部 72A を有する。(B) に示すように、本体部分 66 にも円環状に複数の電極用導体 74 が配列されており、その外側には環状の溝 76 が設けられ、その溝には所

10

20

30

40

50

定角度方向に切欠き 7 6 A が設けられている。したがって、上記のリング状のコネクタ 7 2 とリング状の溝 7 6 との嵌合により、第 2 位置部分 5 6 と第 2 部分 5 8 とが連結されることになる。その場合において、両者の角度関係は、上記の突起部 7 2 A が上記切欠き 7 6 A に嵌り込むことにより、常に一定のものに維持されることになる。

【0035】

(B) に示されるように本体部分 6 6 には磁気センサ 2 0 が埋設されている。したがって、第 2 部分 5 8 側に磁気センサ 2 0 が設けられているため、第 1 部分 5 6 を廃棄した場合においても磁気センサ 2 0 それ自体は廃棄されない。なお、ハンドピースの構造としては各種のものを採用することができ、図 2 乃至図 3 に示したものは単なる一例に過ぎない。なお、図 3 に示す符号 7 3 は挿入部分への注水を行うための注入口を示している。

10

【0036】

次に、図 4 及び図 5 を用いて表示例について説明する。

【0037】

図 4 には、図 1 に示した表示部 5 0 の表示画面 1 0 0 上に表示される画像の第一例が示されている。表示画面 1 0 0 には図 4 に示す例において超音波画像 1 0 2 と共に電極温度画像 1 1 0 が表示されている。超音波画像 1 0 2 においてはターゲット組織 1 0 6 の断面が含まれており、生体内に差し込まれたハンドピースを表す像 1 0 4 が示されている。この例では走査面上に沿ってハンドピースが差し込まれている。ハンドピースの先端から複数の電極を展開させると、図 4 に符号 1 0 8 で示されるようにターゲット組織内に複数のライン状の像が表示されることになる。したがって、このような超音波画像 1 0 2 を観察することにより、ハンドピース 1 0 4 をターゲット組織 1 0 6 に確実に導くことができ、またターゲット組織 1 0 6 内において複数の電極が広がった状態を確実に認識することが可能となる。なお、ハンドピースの挿入にあたっては超音波画像 1 0 2 上に例えばガイドラインなどを表示させるようにしてもよい。

20

【0038】

電極温度画像 1 1 0 は、複数の電極を模擬したモデルとして構成されており、図 4 に示す例では中心から放射状に広がる複数のライン 1 1 2 によってモデルが構成されている。各ラインの端部は温度センサの配置位置を表しており、その端部の近傍には温度情報としての数値が表示される。ちなみにモデルの原点の近傍にも数値が表示されているが、それは中心電極の温度を表すものである。また、図 4 に示す例では電極温度画像 1 1 0 において走査面の位置を表すマーカー 1 1 4 が表示されている。なお、そのマーカー 1 1 4 の近傍に示されている矢印によって走査面のおもて面が特定されている。このように走査面を表すマーカー 1 1 4 とモデルとを同時に表示させることにより、超音波画像 1 0 2 との関係において大凡どの電極が画面上に表示されているのかを直感的に認識することが可能となる。もちろん、このようなモデルは例えばハンドピースの回転に応じて走査面とハンドピースとの位置関係が変わればそれを反映させるようにその表示形態が変化する。図 4 に示す例では単純なラインとして走査面を表すマーカー 1 1 4 が示されていたが、このような単純な模式図ではなく、走査面を立体的に表現し、かつ複数の電極を立体的に表示して両者の関係をより空間的に認識し易くしてもよい。

30

【0039】

いずれにしても、各電極ごとに個別的に温度情報を表示することにより、ハンドピースの位置決め後において電気手術を開始した以後において、各電極ごとの温度情報を確認することができ、また何らかの温度異常が発生した場合に即時にその対応をとることが可能となる。その場合において、超音波画像を観察しながら温度情報を観察できるので、従来のように電気手術器のパネル面へ視線を大きく移して温度を確認しなければならないといった問題を回避することができ、操作性及び安全性を極めて向上できるという利点がある。なお、図 4 に示す例では温度情報として数値表示を採用したが、もちろん例えば色相変化あるいは輝度変化などを利用して温度の高低を表示するようにしてもよい。

40

【0040】

また設定値より高くなっている温度については赤字で表示し、設定値より低くなってい

50

る温度については青字で表示するなどの様々なバリエーションが考えられる。

【0041】

図5には他の表示例が示されている。表示画面100上には上記同様に超音波画像102が表示されているが、電極温度画像118は超音波画像102にオーバーレイ表示されている。すなわち、超音波画像102にはハンドピースの像104とターゲット組織の断面106とが含まれ、さらにハンドピースの先端から露出した複数の電極を表す像108が表示されているが、その上に重ねて電極温度画像108が表示されている。この例においては、超音波画像102上における各電極の位置が特定され、その各電極の位置がそれぞれ矢印としてマーキングされ、その矢印の根元側に温度を表す数値122が表示されている。

10

【0042】

すなわち、各電極位置にそのまま数値を表示すると、その数値によってターゲット組織106が隠れてしまうため、矢印状のマーカー120を利用して各電極位置との対応関係を明かにしつつ温度情報をオフセット表示することにより、温度情報の対応関係を確保しつつターゲット組織の隠蔽問題を未然に防止している。したがって、図5に示す表示例によれば、超音波画像上に直接的に温度情報が表示されるため、より直感的に各電極の温度を認識できるという利点がある。

【0043】

上記実施形態においては、二次元断層画像上に電極温度画像が合成されていたが、超音波三次元画像と電極温度画像を組合せ表示するようにしてもよい。また上記実施形態においては温度情報が表示されていたが、更にインピーダンス、出力、設定温度などの情報を併せて表示するようにしてもよい。上記実施形態においては、磁場発生器と磁気センサを用いてハンドピース及びプローブの座標情報を取得したが、そのような方式に限られず、例えば電気的あるいは機械的な方式によって座標情報の取得を行うようにしてもよい。またプローブの位置が確実に認識できるような場合、プローブについての座標情報の計測を省略してハンドピースのみについて座標情報の計測を行うようにしてもよい。例えば、プローブに穿刺アダプタを装着してその穿刺アダプタによってハンドピースを保持するような場合、穿刺アダプタにハンドピースの挿入量、回転量、穿刺角度などを検出するエンコーダを取付け、それらによって必要な座標情報を取得するようにしてもよい。

20

【図面の簡単な説明】

30

【0044】

【図1】本発明に係る医療システムの好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】ハンドピースの概略的な斜視図である。

【図3】ハンドピースにおける連結部分の構造を示す図である。

【図4】電極温度画像の第1表示例を示す図である。

【図5】電極温度画像の第2表示例を示す図である。

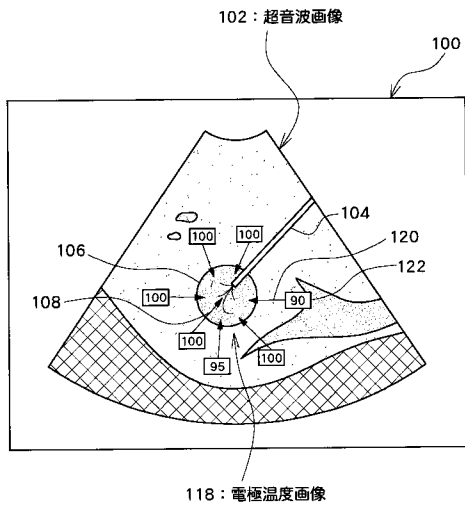
【符号の説明】

【0045】

10 治療ユニット、12 診断ユニット、14 コントロールユニット、16 ハンドピース、18 温度センサ、20 磁気センサ、22 磁場発生器、32 プローブ、34 アレイ振動子、36 磁気センサ、44 グラフィック画像形成部、54 座標関係演算部。

40

【図 5】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

G 0 6 T 3/00 (2006.01)

F I

G 0 6 T 3/00 3 0 0

テーマコード (参考)

专利名称(译)	医疗系统		
公开(公告)号	JP2006326128A	公开(公告)日	2006-12-07
申请号	JP2005156619	申请日	2005-05-30
[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		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B18/12 A61B8/00 A61B17/34 A61B19/00 G06T1/00 G06T3/00		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B8/00 A61B17/34.310 A61B19/00.502 G06T1/00.290.D G06T3/00.300 A61B17/34.510 A61B18/12 A61B18/14 A61B18/16 A61B34/00 G06T5/50 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C060/FF31 4C060/KK03 4C060/KK04 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF16 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/KK24 4C601/KK31 5B057/AA07 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/CH20 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB09 4C160/KK04 4C160/KK07 4C160/KK12 4C160/KK24 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/KK64 4C160/KL03 4C160/MM32		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4398405B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过结合超声诊断和电外科手术获得的医疗系统中的超声图像显示电外科手术的每个电极的温度。解决方案：显示电极温度图像118以及超声图像102。电极温度图像具有数值122，作为表示每个电极的温度的温度信息。每个电极位置通过箭头标记120与每个数值122连接。显示叠加在超声图像102上的电极温度图像118，并且电极温度图像118可以显示在超声图像102附近。为了指定使用探针和手持件之间的坐标关系，磁场发生器和磁传感器。 Z

