(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2011-101811
(P2011-101811A)
(43)公開日　平成23年5月26日(2011.5.26)

(51)Int.Cl.			F I		テーマコード（参考）
A61B	8/00	(2006.01)	A61B	8/00	4C601
A61B	8/08	(2006.01)	A61B	8/08	

審査請求 有　請求項の数 1　ＯＬ　外国語出願　（全 24 頁）

(21)出願番号　特願2011-10307(P2011-10307)
(22)出願日　平成23年1月20日(2011.1.20)
(62)分割の表示　特願2006-532389(P2006-532389)の分割
原出願日　平成16年4月9日(2004.4.9)
(31)優先権主張番号　10/444,165
(32)優先日　平成15年5月23日(2003.5.23)
(33)優先権主張国　米国(US)

(71)出願人　500332814
ボストン　サイエンティフィック　リミテッド
バルバドス国　クライスト　チャーチ　ヘイスティングス　シーストン　ハウス　ピー．オー．ボックス　１３１７
(74)代理人　100078282
弁理士　山本　秀策
(74)代理人　100062409
弁理士　安村　高明
(74)代理人　100113413
弁理士　森下　夏樹

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波画像を三次元座標システムに登録するシステム

(57)【要約】
【課題】内部解剖学的構造を画像化するシステムを提供すること。
【解決手段】解剖学的構造の超音波画像データを第１の座標システム内で得て、グラフィカルデータ（例えば、興味のある部位）を第２の座標システム内で得る。第１の座標システムと第２の座標システム内の超音波トランスデューサの位置が決定され、第１及び第２の座標システム間の変換が、第１及び第２の座標システム内の超音波トランスデューサの位置に基づいて実行される。この変換を用いて、第１の座標システム内ですでに得ている超音波画像データを、グラフィカルデータと共に第２の座標システム内に登録して表示することができる。
【選択図】なし

【特許請求の範囲】
【請求項１】
本明細書に記載の発明。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
発明の属する技術分野
本発明は医療イメージングシステムに関するものであり、特に超音波画像を座標システムに登録するシステムに関する。
【背景技術】
【０００２】
発明の背景
診断および治療プランを立てる目的で、患者の身体の内部生体構造を見るために医療プロセスにおいて画像技術は一般に用いられている。ほとんどの内臓をリアルタイムで三次元超音波画像にレンダリングする技術がここ数年間存在しているが、心臓医学におけるリアルタイム三次元超音波では、リアルタイムで画像を獲得し表示して、鼓動する心臓や、その他の心臓の動きについてゆくためには、より高いフレームレートが必要である。最近まで、心臓の三次元表示画像は、二次元画像をシーケンシャルに獲得して、ワークステーションでこれらの画像をボリュームレンダリング用に入力するようにして、非リアルタイムベースで生成されていた。
【０００３】
トランスデューサと処理技術の近年の発達により心臓と周辺の脈管構造のリアルタイムの三次元超音波画像化が商業的に入手可能となった。例えば、ワシントン州ボーセル市所在のＰｈｉｌｉｐｓ Ｍｅｄｉｃａｌ Ｓｙｓｔｅｍ社が販売しているＳＯＮＯＳ７５００イメージングシステムは、このような商業的に入手可能なシステムの一例であり、このシステムは画像を生成するのに外付デバイスを使用している。このシステムは、電気生理学的処理を行う間にカテーテルのナビゲーションと配置を補助するのに適切な解像度の心臓構造のリアルタイム三次元画像を提供している。例えば、Ｌａｎｇ ｅｔ ａｌ．，“Ａ Ｆａｎｔａｓｔｉｃ Ｊｏｕｒｎｅｙ： ３Ｄ Ｃａｒｄｉａｃ Ｕｌｔｒａｓｏｕｎｄ Ｇｏｅｓ Ｌｉｖｅ，”Ｒａｄｉｏｌｏｇｙ Ｍａｎａｇｅｍｅｎｔ，Ｎｏｖｅｍｂｅｒ／Ｄｅｃｅｍｂｅｒ ２００２； 及び、“Ｐｈｉｌｌｉｐｓ Ｐｒｅｐａｒｅｓ ｔｏ Ｌａｕｎｃｈ Ｓｙｓｔｅｍ Ｕｐｇｒａｄｅ Ｃａｐａｂｌｅ ｏｆ Ｔｒｕｅ Ｒｅａｌ－Ｔｉｍｅ ３Ｄ Ｅｃｈｏ，” Ｄｉａｇｎｏｓｔｉｃ Ｉｍａｇｉｎｇ Ｓｃａｎ，Ｔｈｅ Ｇｌｏｂａｌ Ｂｉｗｅｅｋｌｙ ｏｆ Ｍｅｄｉｃａｌ Ｉｍａｇｉｎｇ，Ｖｏｌ．１６，Ｎｏ．１８，Ｓｅｐｔｅｍｂｅｒ １１，２００２、を参照されたい。
【０００４】
電気生理学的治療を行う間に、心臓のリズム障害を治療するためにアブレーションが行われる。これらの処理を行う間、外科医は、大静脈あるいは大動脈を介して治療を行う心臓の内部領域にカテーテルを操作して入れる。外科医はカテーテルに搭載したアブレーションエレメントを、アブレーションを行うターゲットである心臓組織近傍まで送り込み、アブレーションエレメントからエネルギィを与えてその組織を焼灼して、外傷を作る。心臓組織に異常な電気信号が生じる心臓の状態である不整脈の治療にこのような処理を用いることができる。
【０００５】
ＳＯＮＯＳ７５００などのリアルタイム三次元画像システムは、三次元カテーテルナビゲーションシステムをある程度不要にする。しかしながら、未だに三次元ナビゲーションシステムは、カテーテル位置と内部解剖学的構造を以前に記録しておいた信号と焼灼箇所に関係付けるのに非常に便利である。
【０００６】

カリフォルニア州サンホセ市所在のＢｏｓｔｏｎ Ｓｃｉｅｎｔｉｆｉｃ Ｃｏｒｐｏｒａｔｉｏｎ社が開発したＲｅａｌｔｉｍｅ Ｐｏｓｉｔｉｏｎ Ｍａｎａｇｅｍｅｎｔ™（ＲＰＭ）トラッキングシステムという商業的に入手可能な一のナビゲーションシステムでは、例えば心室など、コンピュータで生成した身体組織の三次元表示上に、カテーテルのグラフィック表示が表わされる。身体組織の三次元表示は、複数の超音波位置決めトランスデューサをカテーテルに配設し、その位置決めトランスデューサを用いてグローバル座標システム内でカテーテルの位置をトラッキングしながら、当該身体組織上の複数ポイントにカテーテルを移動させることによって、三次元座標システム内に当該身体組織の内側表面のジオメトリをマッピングすることで生成される。ついで、グラフィカルな解剖学的シェルは、トランスデューサの位置を得るに従い、それに一致させるように変形される。例えば、マッピング／アブレーションカテーテルなど、身体内に案内されるその他のカテーテルの位置は、それらカテーテルに超音波トランスデューサを配設し、この三次元座標システム内でカテーテルの位置をトラッキングすることによって決まる。

【０００７】

心臓学的な治療の場合、三次元座標システム内で電気生理学マップを生成して登録するために、アブレーション／マッピングカテーテルによって検知した電気活動を、カテーテルの検知位置と関連付けるようにすることができる。こうして心臓不整脈などの異常な活動に関連する組織は、その電気生理学的マップ上に示すようにマッピング／アブレーションカテーテルのアブレーション電極を当該組織と接触する位置に案内して、電極を付勢してその組織に外傷をつけることによって治療できる。

【０００８】

デューク大学の最近の研究は、ＳＯＮＯＳ７５００画像システムで生成したような三次元超音波画像内にカテーテルを特定する能力を実証した。Ｍｅｒｄｅｓ ｅｔ ａｌ．，“Ｌｏｃａｔｉｎｇ ａ Ｃａｔｈｅｔｅｒ Ｔｒａｎｓｄｕｃｅｒ ｉｎ ａ Ｔｈｒｅｅ－Ｄｉｍｅｎｓｉｏｎａｌ Ｕｌｔｒａｓｏｕｎｄ Ｉｍａｇｉｎｇ Ｆｉｅｌｄ，” ＩＥＥＥ Ｔｒａｎｓａｃｔｉｏｎｓ ｏｎ Ｂｉｏｍｅｄｉｃａｌ Ｅｎｇｉｎｅｅｒｉｎｇ，Ｖｏｌ．４８，Ｎｏ．１２，Ｄｅｃｅｍｂｅｒ ２００１，ｐａｇｅｓ １４４４－５２、を参照されたい。この方法は、三次元画像の座標システム内で、追跡されるカテーテルによって搬送される超音波トランスデューサの位置を決定するステップを含んでいる。この方法の主な限界は、このシステムは三次元画像の座標システム内のトランスデューサの位置を報告するものであるので、イメージングデバイスの位置が変化すると座標システムが変化し、従って、事前に登録されていたマッピングデータと焼灼位置が失われてしまうとことである。このことは、例えば心臓内あるいは経食道イメージングプローブなど、画像処理を行う間にそのイメージングデバイスが患者の身体内を頻繁に移動する内部デバイスである場合は、非常に重大な問題である。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【０００９】

発明の概要

本発明は、内部解剖学的構造を画像化するシステムに関する。内部解剖学的構造とは、患者の身体内部に見られる組織でもあり得る。例えば、内部解剖学的構造は、心臓のような内臓でもあり得る。内部解剖学的構造の超音波画像は獲得され、第１の座標システム内に配置される。この超音波イメージングデータは、心臓内イメージングプローブ、あるいは経食道イメージングプローブなどの、内部周辺デバイスを用いて内部的に、あるいは、外付周辺デバイスを用いて外部的に、いずれの方法でも得ることができる。

【００１０】

少なくとも一の超音波トランスデューサの位置が、第１の座標システムと第２の座標システム内で決定される（例えば、一またはそれ以上のプロセッサを有する登録サブシステムを用いる）。必須ではないが、第２の座標システムが、内部解剖学的構造に対して固定されており（例えば第２の座標システムを内部解剖学的構造自体に設置するなどして）、

内部解剖学的構造が移動した場合でも第２の座標システムを変えなくてもすむようにすることが好ましい。

【００１１】

第１及び第２の座標システムは様々に構成することができる。例えば、第１の座標システムは、ローカル三次元座標システム、特に球座標システムであり、第２の座標システムがグローバル三次元座標システム、特に、デカルト座標システムであってもよい。その他のタイプの座標システムもまた考えることができる。第２の座標システムが球座標システムであり、第１の座標システムがデカルト座標システムであっても良い。あるいは第１及び第２の座標システムの両方がデカルト座標システムである、あるいは両方が球座標システムであっても良い。

【００１２】

第１の座標システム内の超音波トランスデューサの位置は、様々な方法で決定することができる。例えば、超音波信号を、その超音波トランスデューサと、超音波画像データを獲得する位置に対して固定されている一またはそれ以上のその他の超音波トランスデューサとの間で生成することができる。この場合、第１の座標システム内の超音波トランスデューサの位置は、少なくとも部分的に、受信した超音波信号の一又はそれ以上の測定特性（例えば、振幅及び／又は、走行時間）に基づくものであっても良い。その他の超音波トランスデューサは二重機能を有し、超音波トランスデューサの配置に加え、超音波画像データの少なくとも一部を得るのに使用することができるのが好ましい。第２の座標システム内の超音波トランスデューサの位置も様々な方法で決定することができる。例えば、当該超音波トランスデューサと基準超音波トランスデューサ間で超音波信号を生成することができる。

【００１３】

第１及び第２の座標システム間での変換は、第１及び第２の座標システム内の超音波トランスデューサの決定した位置に基づいて行われる。第１の座標システムを第２の座標システムに変換することができ、逆も同様である。前者の場合は、座標システム変換によって（例えば画像プロセッサによって）第２の座標システム内に超音波画像データを登録して、内部解剖学的構造の超音波画像として表示することができる。更に、（例えば、グラフィックプロセッサなどによって）対象となる解剖学的部位などのグラフィック情報を生成して、第２の座標システムに登録し、内部解剖学的構造の超音波画像と共に表示することができる。一方で、第２の座標システムが第１の座標システムに変換される場合は、第２の座標システム内にグラフィック情報を生成して、座標システム変換に基づいて第１の座標システム内に登録し、標準的な方法で第１の座標システム内に登録される画像データと共に表示することができる。

【００１４】

二つの座標システムの変換は、例えばアブレーションサイトや電気生理学的サイトなどのもともと第１及び第２の座標システムにそれぞれ登録されている画像データとグラフィックデータを、画像データを得るイメージングデバイスが移動するかどうかと無関係に、互いに正しく表示させる。なぜなら、第２の座標システムは、イメージングデバイスに連結されていないからである。

【００１５】

内部解剖学的構造をイメージングするある特定の実施においては、当該解剖学的構造と交差する複数の走査線に沿って複数の超音波ビームが伝送される。次いで、内部解剖学的構造で反射された超音波ビームの一部から超音波画像データが得られる。各超音波ビームの一またはそれ以上の特性（例えば振幅及び／又は走行時間）が超音波位置決めトランスデューサで測定される。位置決めトランスデューサの第１の座標システム内の位置は、測定した特性に基づいて決定される。これは、様々な方法のいずれによっても行うことができる。

【００１６】

例えば、球座標システムでは、位置決めトランスデューサの半径方向の座標は、その走

査線に対応する超音波ビームの振幅に基づいて、どの走査線が位置決めトランスデューサと交差するかをまず決定することによって決まる。一の実施例では、測定した最も大きい振幅を有する超音波ビームに対応する走査線が、交差走査線として選択されている。原点と位置決めトランスデューサ間の交差走査線の長さが、対応する超音波ビームの走行時間を測定することによって決まる。半径方向の座標は、この交差走査線の長さに等しい。位置決めトランスデューサの角座標、特にその方位角及び仰角座標は、交差走査線の角座標を位置決めトランスデューサに割り付けることによって決定する。代替的に、位置決めトランスデューサの方位角及び仰角座標は、超音波ビームの測定した振幅を、ルックアップマトリクス内のシミュレートした一意な受信プロファイルと比較して、最も大きな相関値を有する受信プロファイル内の関連する角座標を位置決めトランスデューサに割り付けることによって決まる。

【００１７】

第１及び第２の座標システム内の位置決めトランスデューサのそれぞれの位置がわかると、第２の座標システム内の位置決めトランスデューサの位置が決まり、上述したように座標システムの変換が行われる。少なくとも３つの位置決めトランスデューサを用いて、三次元座標システム間の変換をできるようにすることが好ましい。

【００１８】

本発明のその他の態様及び特徴は、添付図面を参照して以下の説明を考慮することによって明らかになる。

例えば、本発明は以下を提供する。

（項目１）

医療画像システムにおいて：

内部解剖学的構造の超音波画像を得るように構成された周辺イメージングデバイスを有する画像サブシステムであって、前記超音波画像データが第１の座標システムに配置されているサブシステムと；

少なくとも一の超音波トランスデューサと、前記第１の座標システム内の少なくとも一の超音波トランスデューサの位置を決定するように構成された少なくとも一のプロセッサを具え、前記少なくとも一の超音波トランスデューサの第２の座標システム中の位置を決定し、前記第１及び第２の座標システム内の前記少なくとも一の超音波トランスデューサの決定した位置に基づいて前記第１及び第２の座標システム間の変換を実行する登録サブシステムと；

を具えることを特徴とする医療画像システム。

（項目２）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記第１及び第２の座標システムの一方あるいは双方が三次元座標システムであることを特徴とする医療画像システム。

（項目３）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記第１及び第２の座標システムの双方が、三次元座標システムであることを特徴とする医療画像システム。

（項目４）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記第１及び第２の座標システムが、それぞれ、ローカル座標システムとグローバル座標システムであることを特徴とする医療画像システム。

（項目５）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記第１の座標システムが球座標システムであり、前記第２の座標システムがデカルト座標システムであることを特徴とする医療画像システム。

（項目６）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記第２の座標システムが解剖学的構造に対して固定されていることを特徴とする医療画像システム。

（項目７）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記少なくとも一のプロセッサが、前記第１の座標システムを前記第２の座標システムに変換するように構成されていることを特徴とする医療画像システム。

（項目８）

項目７に記載の医療画像システムにおいて、前記画像サブシステムが更に、前記座標システムトランスフォーメーションに基づいて、前記第２の座標システム中の超音波画像データを登録するように構成されている画像プロセッサを具えることを特徴とする医療画像システム。

（項目９）

項目８に記載の医療画像システムがさらに、前記解剖学的構造の超音波画像として、前記登録された超音波画像データを表示するディスプレイを具えることを特徴とする医療画像システム。

（項目１０）

項目９に記載の医療画像システムが更に、前記第２の座標システム内にグラフィカル情報を生成して登録するように構成されているグラフィカルプロセッサを具え、前記ディスプレイが前記超音波画像と共に前記グラフィカル情報を表示するためのものであることを特徴とする医療画像システム。

（項目１１）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記少なくとも一のプロセッサが、前記第２の座標システムを前記第１の座標システムに変換するように構成されていることを特徴とする医療画像システム。

（項目１２）

項目１１に記載の医療画像システムがさらに、前記第２の座標システム内にグラフィカル情報を生成して登録するように構成されているグラフィカルプロセッサを具えることを特徴とする医療画像システム。

（項目１３）

項目１１に記載の医療画像システムがさらに、前記解剖学的構造の超音波画像として前記超音波画像データを表示し、前記超音波画像を伴う前記登録されたグラフィカル情報を表示するためのディスプレイを具えることを特徴とする医療画像システム。

（項目１４）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記周辺イメージングデバイスが外付けデバイスであることを特徴とする医療画像システム。

（項目１５）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記周辺イメージングデバイスが内蔵デバイスであることを特徴とする医療画像システム。

（項目１６）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記周辺イメージングデバイスが、心臓内画像プローブと、経食道画像プローブでなる内部画像プローブから選択されることを特徴とする医療画像システム。

（項目１７）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記少なくとも一の超音波トランスデューサが３つまたはそれ以上の超音波トランスデューサを具えることを特徴とする医療画像システム。

（項目１８）

項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記登録サブシステムが、別の少なくとも一の超音波トランスデューサによって送信された超音波信号を受信する少なくとも一の超音波トランスデューサを調整するように構成されている処理回路を具え、前記別の少なくとも一の超音波トランスデューサが前記周辺イメージングデバイスに対して固定されており、前記処理サブシステムが、前記超音波信号送信に基づいて前記第１の座標システム内で前記少なくとも一の超音波トランスデューサの位置を決定するように構成されていること

を特徴とする医療画像システム。
（項目１９）
項目１８に記載の医療画像システムが更に、前記別の少なくとも一の超音波トランスデューサが前記少なくとも一の超音波信号を送信するように調整するよう構成されている画像コントローラを具え、前記周辺デバイスが、前記別の少なくとも一の超音波トランスデューサを具えながら前記少なくとも一の超音波信号を用いて前記超音波画像データを得るように構成されていることを特徴とする医療画像システム。
（項目２０）
項目１８に記載の医療画像システムにおいて、前記処理回路が、前記少なくとも一の受信した超音波信号の一またはそれ以上の特性を測定するように構成されており、前記処理サブシステムが、前記第１の座標システム内の前記少なくとも一の超音波トランスデューサの位置を、少なくとも部分的に前記一またはそれ以上の測定した超音波信号特性に基づいて決定するように構成されていることを特徴とする医療画像システム。
（項目２１）
項目１８に記載の医療画像システムにおいて、前記別の一またはそれ以上の超音波トランスデューサが複数の超音波トランスデューサを具えることを特徴とする医療画像システム。
（項目２２）
項目１に記載の医療画像システムにおいて、前記登録サブシステムが、複数の基準超音波トランスデューサによって送信された超音波信号を得るために前記少なくとも一またはそれ以上の超音波トランスデューサを調整するように構成されたレンジング回路を具え、前記処理サブシステムが、前記超音波信号の送信に基づいて前記第２の座標システム内で前記少なくとも一の超音波トランスデューサの位置を決定するように構成されていることを特徴とする医療画像システム。
【図面の簡単な説明】
【００１９】
図面は、本発明の実施例の構成及び実用性を記載したものであり、同じエレメントには共通の番号が付されている。
【図１】図１は、本発明によって構成した医療治療システムの一実施例の機能ブロック図である。
【図２】図２は、図１に示す医療治療システムで用いられているマッピング／アブレーションカテーテルの平面図である。
【図３】図３は、図１に示す画像サブシステムで用いることができる周辺イメージングヘッドの斜視図である。
【図４】図４は、図１に示す画像制御／処理回路の一実装の機能ブロック図である。
【図５】図５は、図１に示す位置決めトランスデューサと基準トランスデューサ間の距離を計算することによって作った距離マトリックスを示すテーブルである。
【図６】図６は、図１に示す超音波レンジ回路の一実装の機能ブロック図である。
【図７】図７は、図１に示す走査線決定回路の一実装の機能ブロック図である。
【図８】図８は、図１に示す走査線決定回路の代替の実装の機能ブロック図である。
【図９】図９は、複数の超音波受信トランスデューサと一の超音波送信トランスデューサ間の位置的な配置に関する機能ブロック図である。
【図１０】図１０は、図１に示す画像サブシステムで用いる走査線の端面図である。
【図１１】（記載なし）
【発明を実施するための形態】
【００２０】
実施例の詳細な説明
図１を参照すると、本発明によって構築された例示としての医療治療システム１０が示されている。この治療システム１０は、特に、心臓のイメージング、マッピング、および治療に適している。しかし、例えば、前立腺、脳、胆嚢、子宮、食道、その他の身体内の

領域など、その他の内部解剖学的構造の治療にも使用できることは明らかである。治療システム１０は、通常、（１）心臓内の組織をマッピングし焼灼するマッピング／アブレーションサブシステム１２と；（２）心臓の画像データを生成するイメージングサブシステム１４と；（３）三次元グラフィック環境内の画像及びマッピングデータを登録する登録サブシステム１６と；（４）画像処理を行った身体組織を含む環境の三次元グラフィックデータを生成する三次元グラフィックプロセッサ１８と；（５）登録された画像データと三次元グラフィックデータから合成画像を生成する合成画像生成器２０と；（６）その合成画像を表示するディスプレイ２２とを具える。図１に示すエレメントは事実上機能的なものであり、いかなる形においてもこれらの機能を実行する構造を限定するものではない。例えば、いくつかの機能ブロックは、一つのデバイスにまとめることができるし、一つの機能ブロックを複数のデバイスに分けることもできる。また、これらの機能は、ハードウエア、ソフトウエア、ファームウエアで実行することができる。

【００２１】

Ｉ．マッピング／アブレーションサブシステム

マッピング／アブレーションサブシステム１２は、例えば変行伝導経路などの、ターゲット組織部位を同定し治療するために用いられる。この目的のために、マッピング／アブレーションサブシステム１２は、マッピング／アブレーションカテーテル２４と、マッピングプロセッサ２６、および無線周波（ＲＦ）発生器２８を具える。図２に示すように、マッピング／アブレーションサブシステム２４は、細長カテーテル部材５２、カテーテル部材５２の遠位端に設けた複数の電極５４（この場合は、３つ）、細長部材５２の近位端に設けたハンドル５６を具える。カテーテル部材５２上の３つの電極５４はすべて、ターゲット部位を連続的に同定するために心筋組織内の電気信号を検出するように構成されている。カテーテル部材５２の遠位先端の電極５４は、アブレーション電極としても使用するように構成されており、ターゲット部位近傍に位置して動作する際にターゲット部位に焼灼エネルギィを提供する。ハンドル５６は、マッピングプロセッサ２６とＲＦ発生器２８を電気的に接続するための電気コネクタ（図示せず）を具えている。

【００２２】

図１を参照すると、マッピングプロセッサ２６は、電極５４から得た電気信号から活性化回数と電圧分布を取り出すように構成されており、心臓内の不規則な電気信号を測定して、マップとしてグラフィック表示することができる。心臓内組織のマッピングは、公知の技術であり、説明を簡潔にするためにマッピングプロセッサ２６については詳細に説明しない。電気生理学的マッピングに関する詳細は、米国特許第５，４８５，８４９号、第５，４９４，０４２号、第５，８３３，６２１号、第６，１０１，４０９号に記載されている。

【００２３】

ＲＦ発生器２８は、マッピングプロセッサ２６によって同定した部位を焼灼するために、制御された態様でアブレーション電極（すなわち、最も遠位にある電極５４）に焼灼エネルギィを送出するように構成されている。代替的に、例えば、マイクロ波発生器、超音波発生器、冷凍アブレーション発生器、レーザ、またはその他の光学発生器などＲＦ発生器２８以外のその他のタイプの焼灼エネルギィ源を用いることもできる。心臓内の組織の焼灼は公知の技術であり、説明を簡潔にするためにＲＦ発生器２８の詳細は説明しない。ＲＦ発生器に関するさらなる詳細は、米国特許第５，３８３，８７４号に記載されている。

【００２４】

その他のタイプのマッピング／アブレーションカテーテルを治療システム１０に使用することができる。例えば、各々が複数の専用マッピング電極を担持した弾力性のある複数のスプラインでできたバスケット構造を有するカテーテルを使用しても良い。このカテーテルを心室に配置して、弾力性のあるスプラインを心臓の心内膜面に合わせ、それによってマッピング電極をキャビティの心内膜面全体に沿って分布させ、効率のよいマッピングを行う。このカテーテルは、マッピング電極で同定された焼灼部位に接触させて送り込む

ことができる移動アブレーション電極を具えていてもよい。あるいは、専用のアブレーション電極の付いた別のアブレーションカテーテルを用いることもできる。

【００２５】

II．イメージングサブシステム

イメージングサブシステム１４は、通常、身体内部を表示する超音波信号を生成し検出する周辺イメージングデバイス３０と、これらの信号を処理して画像データにする画像制御／処理回路３２と、イメージングデバイス３０を画像制御／処理回路３２接続するケーブル３４を具える。図に示す実施例では、周辺イメージングデバイス３０は、内臓の画像を作るために患者の皮膚に配置するように構成された外付けデバイスである。例えば、心臓の画像を作るために患者の胸部に配置することができる。しかしながら、例えば心臓内イメージングカテーテルや、経食道イメージングプローブなどの、内部イメージングデバイスを使用して心臓をイメージングするようにしても良い。

【００２６】

図３を参照すると、周辺イメージングデバイス３０は超音波画像トランスデューサ６２のトランスデューサアレイ６０を搭載したイメージングヘッド５８を具える。このトランスデューサ６２は、走査線６６に沿って遠距離音場の超音波ビーム６４をピラミッド状容積６８内へ送り込むことができる。図に示す実施例では、超音波トランスデューサアレイ６０は、１６×１６のトランスデューサマトリックスに配置されており、これは４度にラインが分かれる２５６の走査線６６（図には３本だけ記載されている）を送信する。この場合、走査したピラミッド状容積は、方位角と仰角において６４の角度レンジをカバーする。したがって、超音波トランスデューサアレイ６０は、方位角（θ）と仰角(φ)の角座標及びラジアル座標（ｒ）によって規定される球座標システムに配置されている超音波画像データを得る。

【００２７】

アレイ６０内のトランスデューサ６２の数は、解像度及び／又はイメージングヘッド５８の角度レンジを上げるために増やすことができる。例えば、商業的に入手可能なSONOS７５００イメージングシステムのトランスデューサアレイは、例えば、弁膜などの心臓の細かな構造の画像をリアルタイムで作るのに十分な解像度を提供する何千ものトランスデューサを具えている。

【００２８】

図４を参照すると、画像制御／処理回路３２は、ケーブル３４内を延在する信号ワイヤ（図示せず）を介してトランスデューサアレイ６０に接続されたフェーズドアレイ制御回路７０を具える。従来の方法を用いて、フェーズドアレイ制御回路７０は、規定された走査線６６に沿って超音波ビーム６４を送り込み、これらの走査線６６が交差する組織からの超音波画像データを取得する。画像制御／処理回路３２は更に、超音波画像データを処理するための、特に、詳細を後述するように、登録サブシステム１６で計算した変換の入力に基づいてローカルイメージング座標システム（すなわち、球座標システム）からグローバル座標システムへ画像データを変換するためにフェーズドアレイ制御回路７０に接続された超音波画像プロセッサ７２を具える。画像制御／処理回路３２は、結果として合成画像発生器２０の出力用に変換した画像データを保存するためのメモリ７４も具える。

【００２９】

心臓の超音波画像を得るために、周辺イメージングデバイスのイメージングヘッド５８を身体、特に胸部の皮膚表面に、超音波トランスデューサアレイ６０を心臓の方向にむけて配置する。画像制御／処理回路３２を操作して、規定のシーケンス、振幅および位相でアレイ６０の各画像トランスデューサ６２に電気パルスを送信して、走査線６６に沿ってピラミッド状容積６４を超音波ビームが走査するようにする。画像制御／処理回路３２はまた、アレイ６０からの往復電気パルス（画像データを表す）を受信して処理を行う。

【００３０】

したがって、画像フレームを生成するために、フェーズドアレイ回路７０は信号ワイヤを介して規定されたシーケンス、振幅、および位相でトランスデューサアレイ６０に電気

信号を送信する。トランスデューサアレイ６０は、第１の走査線６６に沿って心臓内に出射された超音波ビーム６４として、この電気パルスを超音波エネルギィに変換する。超音波エネルギィの一部が心臓で反射して、トランスデューサアレイ６０に戻ってくる。トランスデューサアレイ６０は、反射して戻ってきた超音波エネルギィを、第１の走査線６６が交差している心臓の部位を表す電気信号に変換し、この信号は信号ワイヤを介してフェーズドアレイ回路６６に戻るように送信される。この電気信号はフェーズドアレイ回路７０によって検出され、超音波画像プロセッサ７２に出力され、このプロセッサがこれを超音波画像データポイントとして保管する。全フレーム、すなわち２５６のデータポイントについてのデータポイントを獲得して保存するために、残りの走査線６６についてこのプロセスをシーケンシャルに繰り返す。

【００３１】

標準的な送信技術を用いて、画像プロセッサ７２は、球座標システム（ｒ、θ、φ）からのイメージングデータをデカルト座標システム（ｘ’、ｙ’、ｚ’）に変換し、これがメモリ７４に保存される。画像プロセッサ７２は、詳細を以下に示すように、登録サブシステム１６から変換Tを得ると、メモリ７４から画像データを呼び出し、この画像データをローカルデカルト座標システム（ｘ’、ｙ’、ｚ’）から、登録サブシステム１６によって設立したグローバルデカルト座標システム（ｘ、ｙ、ｚ）に変換する。

【００３２】

フェーズドアレイ回路７０はタイミング信号を生成し、特に、各ビーム送信の開始時間を表す送信トリガ、画像サイクルの最後のビーム送信を表す最終送信トリガ、各画像サイクルの最終端をあらわすフレームトリガを生成する。特に、各画像サイクルの最終端に不動作期間が設けられ、この場合、最後のビーム送信の開始時間とその画像サイクルの最終時間は互いに同じにならない。これらのタイミング信号と不動作期間の使用については、詳細を後述する。

【００３３】

III．登録サブシステム

図１を参照すると、登録サブシステム１６は一般的に、（１）複数の超音波トランスデューサ、特に超音波位置決めトランスデューサ３６と超音波基準トランスデューサ３８と；（２）時間データの形による超音波トランスデューサ３６と３８の様々な組み合わせの間の距離を決めるように構成された超音波レンジ回路４２と；（３）ピーク振幅と、トランスデューサアレイ６０と位置決めトランスデューサ３６との間で送信される画像信号の走行時間を決定するように構成した走査線処理回路４４と；（４）超音波レンジ回路４２によって提供される時間情報に基づいてグローバル座標システム内に位置決めトランスデューサ３６を登録し、走査線処理回路４４によって提供される振幅および走行時間データに基づいてローカルイメージング座標システム中に位置決めトランスデューサ３６を登録するように構成された登録プロセッサ４６と；（５）ローカル画像座標システムをグローバル座標システムに変換するように構成された座標システム変換器４８と、を具える。

【００３４】

Ａ．レンジングトランスデューサ

図に示す実施例において、超音波基準トランスデューサ３８は一対の基準カテーテル（図示せず）に搭載されている。例えば、基準トランスデューサ３８の数は、各基準カテーテルに４つの基準トランスデューサ３８を搭載し、総計８つにできる。基準カテーテルは、それによって基準トランスデューサ３８を三次元空間内に配置し、また、基準トランスデューサ３８と位置決めトランスデューサ３６を通信可能にする身体内のどの場所に配置してもよい（既知の場所が好ましい）。例えば、座標システムの最初の二つの次元は基準カテーテルの一方を心臓の冠状静脈洞（ＣＳ）に配置し、そこに搭載された４つの基準トランスデューサ３８を二次元面に配置することによって得、第三の次元はもう一方の基準カテーテルを心臓の右室（ＲＶ）心尖部に配置し、そこに搭載された４つの基準トランスデューサ３８を当該二次元面から離して配置することによって得る。ＣＳ基準カテーテル上に配置した基準トランスデューサ３８の内の３つのみが、座標システムの最初の二つの

次元を提供するのに必要であり、ＲＶ基準カテーテルに配置した基準トランスデューサ３８の内の一つだけが、第３の次元を提供するために必要とされる。残りの基準トランスデューサ３８は余分であり、三角測量プロセスの精度を改善するために使用される。

【００３５】

位置決めトランスデューサ３６は、マッピング／アブレーションカテーテル２４の遠位端に搭載されており（図２参照）、そのうちの一つは、先端電極３２のすぐ近位にある遠位先端に搭載され、残りの二つは、その遠位端の近位側に搭載されている。位置決めトランスデューサ３６は、心室内の電気生理学的情報のマッピングと、続いて行われる焼灼を容易にする。後に更に詳細に説明するように、マッピング／アブレーションカテーテル２４が心室内で動くので、位置決めトランスデューサ３６は心室の心内膜面の構造的マッピングをも容易にする。選択的に、あるいは代替的に、位置決めトランスデューサ３６を別のマーキングカテーテル（図示せず）の遠位先端に搭載して、心臓を構造的にマッピングする専用手段を提供することができる。心臓内の超音波トランスデューサの使用の更なる詳細は、米国特許第６，４９０，４７４号および米国特許出願第０９／１２８，３０４号に記載されている。

【００３６】

Ｂ．レンジング回路

超音波レンジング回路４２は、受信機として、すなわち超音波パルスを受信するために位置決めトランスデューサ３６を調整し、トランシーバとして、すなわち、超音波パルスを送受信するために超音波基準トランスデューサ３８を調整するように構成されている。認識されているように、超音波トランスデューサは、電気パルスで刺激することによって送信機として動作することができ、超音波パルスを振動させ送信させる。超音波トランスデューサは、超音波パルスの受信とそれに続くトランスデューサの振動によって生じる電気パルスを受信することによって受信機として動作する。

【００３７】

超音波レンジング回路４２は、各基準トランスデューサ３８を調整して電気パルスを送信させ、残りの基準トランスデューサ３８を調整してその電気パルスを受信させることによって基準トランスデューサ３８間の距離を決定するように構成されている。超音波レンジング回路は、次に、各超音波信号の「飛行時間」（time-of-flight）を測定する。以下に更に詳細に説明するように、登録プロセッサ４６は、この時間情報から距離を計算し、次いでグローバル座標システムを構築するためにその距離で三角測定を行うことができる。

【００３８】

超音波レンジング回路４２は、各基準トランスデューサ３８が超音波パルスを送信するように調整し、位置決めトランスデューサ３６がその超音波パルスを受信するように調整することで、基準トランスデューサ３８と位置決めトランスデューサ３６の間の距離を決定するようにも構成されている。超音波レンジ回路は、ついで、「飛行時間」、すなわち、走行時間を各超音波信号について測定する。以下により詳細に示すように、登録プロセッサ４６は、この時間情報から距離を計算し、その距離は次いで三角測量され、設定したグローバル座標システム内での位置決めトランスデューサ３６の位置（ｘ、ｙ、ｚ）、したがって、位置決めトランスデューサ３６近傍のあらゆる構造または組織の位置を決定することができる。

【００３９】

したがって、一方の側の８個の送信トランスデューサ（８個の基準トランスデューサ３８（ＴＸＶＲ１－８））と、他方の側の１１個の受信トランスデューサ（マッピングカテーテルに配置された８個の基準トランスデューサ３８（ＴＸＶＲ１－８）と３個の位置決めトランスデューサ３６（ＲＸ１－３））によって規定された８×１１の距離マトリックスが形成されているのが図５に見られる。このマトリックスは、各送信トランスデューサと各受信トランスデューサとの間で送信された超音波パルスの走行時間を含む。以下に詳細に説明するように、各トランスデューサ間の距離（ｄ１－ｄ８０）は、これらの走行時

間の値を用いて計算することができる。

【００４０】

図６を参照して、レンジング回路４２の構成部品について詳細に説明する。説明を簡単にする目的で、レンジング回路４２の構成部品は、単一の受信トランスデューサＲＸ（例えば、位置決めあるいは基準トランスデューサ３６／３８の一つ）と複数の送信トランスデューサＴＸ１－８（例えば基準トランスデューサ３８）間の距離を決定するというコンテキストで述べる。しかしながら、図６に示すレンジング回路４２は、すべての位置決め及び基準トランスデューサ３６と３８の間の図５に提供されている距離を決定するように、容易に変更できる。

【００４１】

レンジング回路４２は、送信トランスデューサＴＸ１－８に接続したパルス発生器７６、受信トランスデューサＲＸに接続したスレッシュホールド検出器７８、スレッシュホールド検出器７８に接続した距離回路８０、パルス発生器７６に接続した制御及びタイミング回路８２、制御及びタイミング回路８２に接続した距離カウンタ８４を具える。パルス発生器７６は、電気パルスを超音波パルスに変換する送信トランスデューサＴＸ１－８に送信する電気パルスを発生するように構成されている。制御及びタイミング回路８２は、所望の周波数と間隔でパルスを発生するようにパルス発生器７６を動作させる。図に示す実施例では、電気パルスは、１ミリ秒当たり１パルスのレートで送信されるシングルサイクル５００ＫＨｚのパルスである。制御及びタイミング回路８２はパルス発生器７６と送信トランスデューサＴＸ１－８間の多重化を制御して、送信トランスデューサＴＸ１－８が電気パルスによってシーケンシャルに刺激されるようにもしている。したがって、制御及びタイミング回路８２は、第１のトランスデューサＴＸ１に超音波パルスを送信させ、次いで第２のトランスデューサＴＸ２というように、最後の基準トランスデューサＴＸ８が超音波パルスを送信するまで送信させる。次いで制御及びタイミング回路８２は、送信トランスデューサＴＸ１－８を再度繰り返す。

【００４２】

送信トランスデューサＴＸからの各超音波パルスの送信と同時に、制御及びタイミング回路８２は、距離カウンタ８４をトリガしてゼロからカウントを開始するように構成されている。距離カウンタ８４の走行カウント値は、超音波パルス送信からの測定時間を提供する。この距離カウンタ８４は、次の超音波パルスの送信時にゼロにリセットされる。

【００４３】

各超音波パルスが送信された後に、受信トランスデューサＲＸは、超音波パルスを受信して、その超音波パルスを電気パルスに変換する。スレッシュホールド検出器７８は、例えば電圧レベルなどのスレッシュホールドレベル以上の電気パルスを検出するように構成されている。距離回路８０は、例えば１００μ秒といった、ある時間ウインド内で送信されたパルスを聞き取る。時間ウインドは、送信パルスが送信されると同時か、あるいは、その後間もなく開始することができる。各受信トランスデューサによる送信パルスの検出時間を決定するに当たって、距離回路８０は、スレッシュホールド検出器７８がその時間ウインド内で検出した第１の信号を受信パルスとして解釈する。スレッシュホールド検出器７８から検出電気パルスを受信すると、距離回路８０が距離カウンタ８４から現在のカウントを読み取る。これは受信トランスデューサＲＸと現在の送信トランスデューサＴＸ間の距離測定を、送信パルスの送信と受信パルスの検出間の経過時間という形で提供する。

【００４４】

以下に詳細に述べるとおり、登録サブシステム１６は位置決めトランスデューサ３６を用いてトランスデューサアレイ６０から超音波画像パルスを受信して、トランスデューサアレイ６０と位置決めトランスデューサ３６間の距離及び、その位置決めトランスデューサ３６と交差する走査線６６との距離とを決定する。この機能間の干渉を防止するために、登録サブシステム１６は、トランスデューサアレイ６０からの画像超音波信号の受信と、基準トランスデューサ３８からの位置決め超音波パルスを時間で多重化する。

【００４５】
この結果、位置決めトランスデューサ３６に個別の受信期間を提供するために、上述した不動作期間が画像サイクルの最後に置かれる。したがって、レンジング回路４２はこの不動作期間中は送信トランスデューサＴＸ１－８と受信トランスデューサＲＸ間で超音波パルスを送受信するのみである。このレンジング回路４２、特に、制御及びタイミング回路８２は、サイクル中のイメージングビーム送信の最後、つまり、レンジング回路４２がレンジングデータを取得することができる不動作期間の開始、を示す最終送信トリガを得るために、画像制御／処理回路３２のフェーズドアレイ回路７０に接続されている。図に示す実施例では、画像サイクルはイメージング機能用の４５ミリ秒、およびレンジング機能用の８ミリ秒の５３ミリ秒の期間を有する。

【００４６】
Ｃ．走査線処理回路
図７を参照して、走査線処理回路４４の構成部品について以下に詳述する。簡単にするために、走査線処理回路４４の構成部品は、単一の位置決めトランスデューサ３６のコンテキストで述べる。しかしながら、図７に示す走査線処理回路４４は、残りの位置決めトランスデューサ３６に対しても同じ機能を提供するように変換することができる。

【００４７】
スキャン処理回路４４は、（１）位置決めトランスデューサ３６で受信した信号（および、特にイメージングビーム６４からのエネルギィ）を得るための走査線入力８６と；（２）超音波ビーム６４が発生する各時間（イメージングサイクルに付き２５６回）を表示する画像制御／処理回路３２からの送信トリガを得るための送信トリガ入力９０と；（３）位置決めトランスデューサ３６によって受信されたイメージングビーム信号のピーク振幅を出力するピーク信号出力９２と；（４）位相アレイ６０と位置決めトランスデューサ３６間のイメージングビーム６４の走行時間を出力する走行時間出力９４を具える。

【００４８】
走査線入力８６において、走査線処理回路４４は走査線信号（すなわち、各走査線に沿って送信されたイメージングビーム信号）を受信する受信器９４と、イメージングビーム信号を増幅する増幅器９６と、実質的にノイズフリー信号を出力するためのバンドパスフィルタ９８（および、特に２．５ＭＨｚのバンドパスフィルタ）とを具える。処理回路４４は、更にイメージングビーム信号成分の絶対値を出力する整流器１００を具え、エネルギィの大部分を含むその信号の負の部分を後に検出できるようにする。処理回路４４は、更に、イメージングビーム信号の大きさに相関した低周波数信号を出力するためのローパスフィルタ１０２と、これら低周波数信号のピークを検知し、その振幅がイメージングビーム６４のピーク振幅に比例するアナログ信号を出力するためのピーク検出器１０４とを具える。特に、ローパスフィルタ１０２は、ピーク検出器１０４を簡単にし、より正確なものにする。これがなければ、高周波数信号で行うことになり難しいであろう。処理回路４４は更に、ピーク検出器１０４からのアナログ信号を、位置決めトランスデューサ３６が受信した各イメージングビーム６４のピーク振幅を表す１から２５６のデジタル信号に変換するＡ／Dコンバータ１０６を具える。デジタル振幅データは以下に詳細を説明するように、オフライン処理を行うためにピーク信号出力９４へ出力される。

【００４９】
送信トリガ入力８８において、走査線処理回路４４は更に、カウンタ１１０を具える。このカウンタは、トリガ入力９０での送信トリガの受信に応答して、ゼロからカウントを開始するようにリセットされる。つまり、カウンタ１１０はイメージングビーム６４がトランスデューサアレイ６０から送信されるたびにゼロからカウントする。したがって、カウンタ１１０の実行中のカウント値は、各イメージングビーム６４の送信からの時間を測定する。このカウンタ１１０は、次のイメージングビーム６４の送信時、すなわち、トリガ入力９０が次の送信トリガを受信したときに、ゼロにリセットされる。

【００５０】
処理回路４４は、更にカウンタ１１０の出力に接続されたカウント値を受信するラッチ

１１２を具える。ラッチ１１２は、走査線パルスのピークが受信されたときを表示する信号を受信するピーク検出器１０４にも接続されている。この信号を受信すると、ラッチ１１２は走行時間出力９４にこのカウントを出力して、これによって、トランスデューサアレイ６０と位置決めトランスデューサ３６間の距離測定を、イメージングビーム６４の送信と検出との間の経過時間という形で提供する。このカウントは、以下に詳細に説明するように、ピーク振幅出力９２のイメージングビーム６４の各ピーク振幅にマッチする。

【００５１】

図８を参照して、代替の走査線処理回路１２０の実施例について述べる。走査線処理回路１２０は、位置決めトランスデューサ３６と交差する走査線６６と、それに対応する走行時間を決定し、これによって登録プロセッサ４６内でこのタスクを遂行する必要がないようにする点において、上述の走査線処理回路４４と異なる。

【００５２】

このため、走査線処理回路１２０は、（１）位置決めトランスデューサ３６によって受信される信号（および特に、イメージングビーム６４からのエネルギィ）を得るための走査線入力１２２；（２）イメージングビーム６４が発生する各時間（画像サイクルに付き２５６回）を表す、画像制御／処理回路３２からの送信トリガを得るための送信トリガ入力１２４と；（３）現在のフレームまたは画像サイクルの末端を示す、画像制御／処理回路３２からのフレームトリガを得るためのフレームトリガ入力１２６と；（４）各位置決めトランスデューサ３６と交差する走査線６６を表す信号を出力するための交差走査線出力１２８と；（５）交差走査線６６に沿ってフェーズアレイ６０と位置決めトランスデューサ３６間で送信されたイメージングビーム６４の走行時間を出力するための走行時間出力１３０を具える。

【００５３】

走査線入力１２２では、走査線処理回路１２０が受信器１３２と、増幅器１３４と、バンドパスフィルタ１３６と、整流器１３８と、ローパスフィルタ１４０を具える。これらは、上述の同じ名称の構成部品について述べた機能を実行するように構成されている。標準ピーク検出器とＡ／Ｄコンバータの代わりに、処理回路１２０は最大ピーク検出器１４２を具えている。

【００５４】

最大ピーク検出器１４２は、リセットされるまで、ローパスフィルタ１４０から受信した低周波信号の最大ピークを保存する、すなわち、現在のイメージングビーム６４に相関する低周波信号のピーク振幅のみを、すでに保存されているピーク振幅より大きい場合に保存する。最大ピーク検出器１４２は、もし現在の信号のピーク振幅が、現在保存されている最大ピーク振幅より大きい場合に、信号（例えば、高）を出力する。フレームトリガ入力１２６は、最大ピーク検出器１４２のリセット端子に接続されており、トランスデューサアレイ６０が全画像サイクルを完了した場合に「０」にリセットされる。

【００５５】

処理回路１２０は、カウンタ１４４、つまり送信トリガ入力１２４に接続されたクロック入力を具える。したがって、カウンタ１４４は、イメージングビーム６４が生成されるごとに「１」づつインクリメントする。フレームトリガ入力１２６は、カウンタ１４４のリセット端子に接続されており、トランスデューサアレイ６０が１の画像サイクルを終了すると、カウンタが「０」にリセットされる。処理回路１２０は更に、カウンタ１４４から現在のカウントをラッチする第１のラッチ１４６を具える。最大ピーク検出器１４２の出力は、第１のラッチ１４６の制御入力に接続されており、現在受信しているイメージングビーム信号の振幅が、現在保存されている最大振幅より大きいときに（最大ピーク検出器１４２が論理的高を出力する）、現在のカウントを出力する。

【００５６】

処理回路１２０は更に、第１のラッチ１４６から出力されるカウントでラッチを行う第１のラッチ１４６の出力に接続された第２のラッチ１４８を具える。フレームトリガ入力１２６は、この第２のラッチ１４８の制御入力に接続されており、トランスデューサ６０

が全サイクルを完了すると第２のラッチ１４８が交差走査線出力１２８に最終カウントを出力する。このカウントは、各位置決めトランスデューサ３６と交差する走査線を表す。例えば、カウント数が１２５であれば、その位置決めトランスデューサ３６と交差する走査線６６は１２５番目の走査線６６である。

【００５７】

走査線処理回路１２０は更に、別のカウンタ１５０を具える。このカウンタのリセット端子は、送信トリガ入力端子１２４に接続されており、イメージングビーム６４がトランスデューサアレイ６０によって送信を行うたびにリセットされてゼロからカウントを開始するようになっている。したがって、カウンタ１５０の実行中のカウント値は、イメージングビーム６４の送信からの時間を測定することになる。処理回路１２０は更に、カウンタ１５０の出力に接続された第３のラッチ１５２を具えており、これによってカウント値を受信する。第３のラッチ１５２のコントロール端子も、最大ピーク検出器１４２の出力に接続されて、最大ピークが受信されたかどうかを表示する信号、すなわち、現在のピークの振幅がすでに保存されている最大ピークより大きければ高、さもなければ低という信号を受信する。したがって、最大ピーク検出器１４２から高信号を受信すると、第３のラッチ１５２がカウントを出力し、これによって、トランスデューサアレイ６０と位置決めトランスデューサ３６間の距離測定を、そのイメージングビーム６４の送信と検出の間の経過時間という形で与える。したがって、第３のラッチ１５２は、受信した現在の最高振幅を有するイメージングビーム信号に対応するカウントのみを出力する。

【００５８】

処理回路１２０は更に、第３のラッチ１５２から出力されたカウントをラッチするために第３のラッチ１５２の出力に接続された第４のラッチ１５４を具える。フレームトリガ入力１２６は、第４のラッチ１５４の制御入力に接続されており、第４のラッチ１５４はトランスデューサアレイ６０が全画像サイクルを完了したら走行時間出力１３０に最終カウントを出力する。このカウントは、トランスデューサアレイ６０と位置決めトランスデューサ３６間の距離測定を、交差イメージングビーム６４の送信と検出の間の経過時間という形で提供する。

【００５９】

Ｄ．登録プロセッサ

図１を参照すると、登録プロセッサ４６は、（１）グローバル座標システム内に位置決めトランスデューサ３６を登録するように構成されたブローバル登録サブプロセッサ１１４と、（２）ローカル画像座標システム内に位置決めトランスデューサ３６を登録するように構成されたローカル登録サブプロセッサ１１６とを具える。

【００６０】

１．グローバル登録サブプロセッサ

その登録機能を実行するにおいて、グローバル登録サブプロセッサ１１４は、まず、図５に記載されている走行時間マトリックスと単純な距離の計算式に基づいて、位置決めトランスデューサ３６と基準トランスデューサ３８すべての間の距離を決定する。例えば、図９を参照すると、送信トランスデューサＴＸと４つの受信トランスデューサＲＸ（１）－（４）が、各距離$d_a - d_d$だけ互いに離れて示されている。送信トランスデューサＴＸと受信トランスデューサＲＸ（１）－（４）間の距離$d_a - d_d$を測定するには、式$d = v\tau$を用いる。ここで、vは送信トランスデューサＴＸから媒体を介して受信トランスデューサＲＸ（１）－（４）へ送信される超音波パルスの速度、τは、その超音波パルスが送信トランスデューサＴＸと各受信トランスデューサＲＸ間を移動するのにかかる時間である。距離の計算を簡単にするために、超音波パルスの速度は一定であると仮定することができる。このように仮定しても、超音波パルスの速度（１５４０ｍ／ｓと考えられる）は、固相の身体組織や血液中ではほとんど変化しないので、通常、わずかなエラーが生じるだけである。

【００６１】

距離がわかると、グローバル登録サブプロセッサ１１４は、各基準トランスデューサ３

８と残りの基準トランスデューサ３８間の相対距離の計算を三角測量することによってグローバル座標システムを設定する。グローバル登録サブプロセッサ１１４は、各位置決めトランスデューサ３６と基準トランスデューサ３８間の相対距離計算を三角測量することによって、このグローバル座標システム内に位置決めトランスデューサ３６の座標を決定する。好ましくは、登録プロセッサ４６が位置決めトランスデューサ３６の位置を連続的かつリアルタイムで決定する。図に示す実施例では、これらの位置が１５回／秒で決定される。

【００６２】

グローバル登録技術の更なる詳細は、米国特許第6,490,474号及び米国特許出願第09／128,304号に記載されている。

【００６３】

２．ローカル登録サブプロセッサ

その登録機能を実行する際に、ローカル登録サブプロセッサ１１６は、まず、各基準トランスデューサ３８に交差する各画像走査線を決定することによってローカル画像座標システム内に各位置決めトランスデューサ３８の方位角(θ)と仰角（φ）の角座標を決定する。特に、画像制御／処理回路３２からフレームトリガを受信した時、すなわち、画像サイクルの最後に、ローカル登録サブプロセッサ１１６が走査線計算回路４４の出力９０からピーク振幅カウント値を得て、最も大きいピーク振幅を決定する。その最も高い振幅値に対応する特定の走査線６６は、その位置決めトランスデューサ３６と交差する走査線６６であるとみなされる。走査線処理回路１２０が用いられている代替のケースでは、この回路から得られたシングルカウント値がすでに交差する走査線６６を表示していることになる。いずれの場合も、ローカル登録サブプロセッサ１１６は、その交差走査線６６と対応する角座標が、ローカル画像座標システム内の各位置決めトランスデューサ３６の角座標であるとみなす。

【００６４】

例えば、図１０は、走査線６６とその方位角(θ)と仰角（φ）に対応する角座標を示す。トランスデューサアレイ６０が左から右へ、また上から下へスキャンしているように走査線６６に番号が付けられていると仮定し、また、４５番目の走査線がその位置決めトランスデューサ３６と交差すると仮定した場合、角座標は、方位角(θ)１８度、仰角（φ）２２度として算出される。

【００６５】

ローカル登録サブプロセッサ１１６は、ローカル画像座標システム内の各位置決めトランスデューサ３８のラジアル座標（ｒ）も決定する。特に、ローカル登録サブプロセッサ１１６は、走査線処理回路４４の出力９２から走行時間を得て、最大ピークの振幅、すなわち交差走査線６６に対応する走行時間を同定する。ローカル登録サブプロセッサ１１６は、この走行時間と距離方程式ｄ＝ｖｔとから、トランスデューサアレイ６０とその位置決めトランスデューサ３６間の距離を計算する。この計算した距離は、トランスデューサアレイ６０とその位置決めトランスデューサ３６間の交差走査線６６の長さを表し、したがって、これはローカル画像座標システム内のその位置決めトランスデューサ３６のラジアル座標ｒである。

【００６６】

上述したプロセスの解像度は、ビーム幅が、すなわち４×４度に制限されている。しかしながら、この解像度は、各々が２５６のイメージングビーム６４の組み合わせによって生じる一意の受信プロファイルを分析する追加の方法を用いることで上げることができる。特に、全ての送信走査線６６によって規定される超音波フィールドは、走査を行ったピラミッド状容積内の全ての空間的な位置において一意的な受信プロファイルを作る。これに基づいて、予想される受信プロファイルをルックアップマトリックスに保存することができ、続いて測定データと比較して、４度の走査線間隔を超える解像度に改善することができる。図に示す実施例では、予想される受信プロファイルを、超音波シュミレーションプログラムＦＩＥＬＤ　IIバージョン2.60を用いてシュミレートして、位置が固定のラジ

アル距離ｒ、例えば７０ｍｍ、において方位角と仰角が１度毎になるように特徴づける。トランスデューサアレイ６０が広いビーム幅と固定焦点を有するため、一意的な受信プロファイルは、大幅に変化することなくラジアル距離ｒに対応する。したがって、２５６の各データポイントでできた４２２５の異なる受信サインが、対応する角座標と共にルックアップマトリックスに保存される。

【００６７】

２５６本の走査線６６のピーク振幅が走査線処理回路４４から得られると、これをルックアップテーブル中の一意的な受信プロファイルと比較して１度の解像度内で各位置決めトランスデューサ３６の角座標（θ、φ）を得る。特に、測定データおよび保存データについての相互相関が実行される。測定データに最も相関が高い値（すなわち、測定したピーク振幅）を有する一意的な受信プロファイルが、その位置決めトランスデューサ３６の角座標を示す。以下の数式は、正規化した空間相互相関値を示す。

$$\rho(\phi_r,\theta_s)=\frac{\sum_{i=1}^{16}\sum_{j=1}^{16}(S_{ij,rs})(C_{ij})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{16}\sum_{j=1}^{16}(S_{ij,rs})^2\sum_{i=1}^{16}\sum_{j=1}^{16}(C_{ij})^2}}$$

ここで

$$S_{ij,rs}=Psim_{\phi_r,\theta_s}(\phi_i,\theta_j)-\overline{Psim_{\phi_r,\theta_s}}$$

$$C_{ij}=Pmeas(\phi_i,\theta_j)-\overline{Pmeas}$$

$Psim_{\phi r,\theta s}$は、シュミレートした受信プロファイルからとったピーク－ピーク検出信号振幅である；ϕ_rとθ_sは、シュミレートした位置決めトランスデューサの角位置を示す；ｒとｓは、４２２５箇所の一意的な位置に対応する：反転

$$\overline{Psim_{\phi_r,\theta_s}}$$

は、（ｒ、ｓ）に対応する角位置における受信プロファイルの平均値である：Pmeasは、実際の位置決めトランスデューサからの検出した信号振幅である；φｉとθｊは一の画像フレーム中の２５６の各走査線に対応する角度である；反転

$$\overline{Pmeas}$$

は、実際の位置決めトランスデューサの受信プロファイルの平均値である。相互相関値は、マトリックスρ（φｒ、θｓ）内に保存されており、ここで、φｒとθｓは、シミュレートした位置決めトランスデューサ位置の仰角と方位角の角位置である。マトリックスρ（φｒ、θｓ）内の最高相関値に対応する角位置は、１度以内の実際の位置決めトランスデューサ位置に最も近い位置を表示している。

【００６８】

解像度の更なる改良として、方位角と仰角における５つの最高相関値を介した二つの一次元スプラインを用いて、位置決めトランスデューサ３６の位置を正確なものにすることができる。

【００６９】

Ｅ．座標システム変換

図１を参照すると、座標システム変換器４８は、ローカル座標システムをグローバル座標システムに変換する。この変換機能を実行するに当たって、座標システム変換器４８は、グローバル座標システム内の位置決めトランスデューサ３６のデカルト座標（ｘ、ｙ、ｚ）に基づいた変換を、グローバル登録サブプロセッサ１１４による計算として計算し、ローカル画像座標システム内の位置決めトランスデューサ３６の球座標（ｒ、θ、φ）を、ローカル登録サブプロセッサ１１６による計算として計算する。このことは、従来の変換技術を用いて行うことができる。例えば座標システム変換器４８は、最初に位置決めトランスデューサ３６のローカル球座標（ｒ、θ、φ）をローカルデカルト座標（ｘ’、ｙ’、ｚ’）内に変換することができる。ついで、（Ｐ１、Ｐ２、Ｐ３）をグローバル座標システム中の位置決めトランスデューサ３６の位置とし、（Ｐ１’、Ｐ２’、Ｐ３’）をローカル座標システム内の位置決めトランスデューサ３６の位置として、プロクラステス変換を用い、ローカル座標システム（ｘ’、ｙ’、ｚ’）をグローバル座標システム（ｘ、ｙ、ｚ）に変換する変換Ｔを計算することができる。上述したとおり、画像制御／処理回路３２は、この変換Ｔを用いて、ローカルデカルト座標システム（ｘ’、ｙ’、ｚ’）内に保存されている画像データをグローバル座標システム（ｘ、ｙ、ｚ）内に登録する。

【００７０】

画像データをグローバル座標システムに登録するためには、当初３つの位置決めトランスデューサ３６のみがトランスデューサアレイ６０で照射されることが必要とされる。変換の計算とグローバル座標システムへの画像データの最初の登録の後にトランスデューサアレイ６０の角度のみが動く場合、すなわち、トランスデューサアレイ６０の中央の位置座標が動かない場合は、画像データをグローバル座標システムに正しく登録するためには、二つの位置決めトランスデューサ３６のみを、トランスデューサアレイ６０が照射することが必要となる。トランスデューサアレイ６０の中央が、二つの座標システム間の第３の共通ポイントを形成し、従って、上述したとおりローカル座標システムがグローバル座標システムに変換され得る。

【００７１】

Ⅳ．三次元レンダリングプロセッサ

三次元グラフィカルプロセッサ１８は、内部解剖学的構造のグローバル表示を、グローバル座標システム中に心室のコンピュータ生成表示（すなわち、再構築）の形で生成するように構成されている。三次元グラフィカルプロセッサ１８は、マッピング／アブレーションカテーテル２４が内部解剖学的構造のキャビティ内部を移動しているときに、グローバル座標システム内の位置決めトランスデューサ３６の位置を得ることによって、これを行い、取得した位置に解剖学的シェルを変形する。三次元グラフィカルプロセッサ１８は、カテーテル２４の遠位端に位置する位置決めトランスデューサ３６の計算した位置座標と、位置トランスデューサ間の既知の位置関係に基づいて内部解剖学的構造のグラフィカル表示内にマッピング／アブレーションカテーテル２４のグラフィカル表示を構築するようにも構成されている。

【００７２】

三次元グラフィカルプロセッサ１８は、マッピング／アブレーションサブシステム１２から得た電気活動情報に基づいて、電気活動マップを内部解剖学的構造のグラフィカル表示に重畳するようにも構成されている。この電気活動マップは、続けて焼灼治療を行うために、興味対象である部位、すなわち、電気生理学的記録部位および焼灼部位を示す。このグラフィカル再構築技術の更なる詳細は、米国特許第6,490,474号および米国特許出願第09／128,304号に記載されている。

【００７３】

身体組織をグラフィカルに再構築することに代えて、あるいはこれに加えて身体組織の三次元画像を生成する多くの画像技術のいずれかを用いても良い。たとえば、磁気共鳴画像（ＭＲＩ）画像装置、コンピュータ断層撮影（ＣＴ）画像装置を用いて、内部解剖学的構造の三次元画像を生成することができる。これを行うために、画像装置を横方向及び／又は回転方向に移動させて、複数の身体組織の断面画像あるいはセクタ画像を、身体組織の異なる位置で得ることも可能である。次に複数の断面画像を集めて（例えば、つなぎ合わせて）内部解剖学的構造の三次元画像を再構築することも可能であろう。例えば、画像装置に超音波位置決めトランスデューサを搭載するなどして、画像装置をトラッキングする、従ってその画像装置で取得した断面画像あるいはセクタ画像をトラッキングすることにより、内部解剖学的構造の三次元画像をグローバル座標システム内に登録することも可能であろう。代替的に、身体組織内の解剖学的ランドマークの位置を、例えば、マッピング／アブレーションカテーテル２４を用いて、グローバル座標システム内で決定することもできる。ついで、内部解剖学的構造の三次元画像は、内部解剖学的構造の三次元画像内の解剖学的ランドマークの位置を、グローバル座標システム内の解剖学的ランドマークの決められた位置と関連づけることによって、グローバル座標システムと共に登録することができる。

【００７４】

Ｖ．合成画像生成器

合成画像生成器２０は、画像制御／処理回路３２から得た登録画像データを三次元グラフィカルプロセッサ１８から得た三次元グラフィカル情報に重畳し、内部解剖学的構造の合成画像としてディスプレイ２２に合成画像を表示するように構成されている。これは、よく知られたグラフィカル技術を用いて行うことができる。

【００７５】

VI．医学的治療システムの代替の実施例

図１１を参照すると、本発明によって構築されたその他の例示的な医学的治療システム２１０が示されている。治療システム２１０は、画像データの座標ではなく、三次元グラフィカル情報の座標が変換され、グローバル座標システムではなくローカル座標システム内に合成データが表示される点以外は、上述した治療システム１０と同じである。

【００７６】

このため、治療システム２１０は、周辺イメージングヘッド３０によって得られた画像データをローカル球座標システムからローカルデカルト座標システムへ単に変換する画像制御／処理回路２３２を具えており、この画像データを合成画像生成器２０に出力する点を除いて、上述した画像サブシステム２１４と同じである。画像データは実際にローカル座標システム内に表示されるので、画像サブシステム２１４は、画像データをグローバルデカルト座標システムに変換しない。むしろ、治療システム２１０は、三次元グラフィカルプロセッサ２１８を具えており、これは、上述した三次元グラフィカルプロセッサ１８のように、グラフィカル情報を生成するが、更に、グローバルデカルト座標システムからのこの情報をローカルデカルト座標へ変換する。

【００７７】

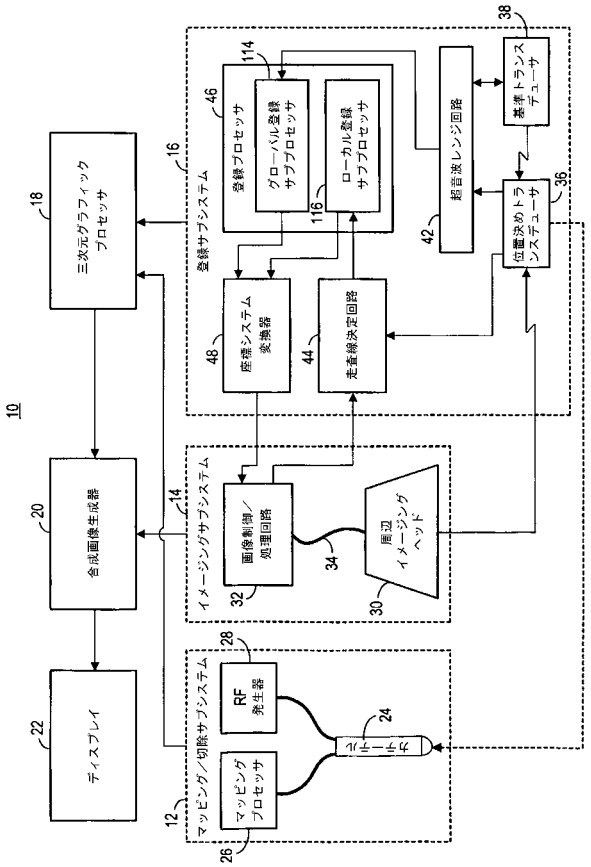
治療システム２１０は、登録サブシステム２１６を具えている。これは、むしろ逆に、グローバル座標システムをローカル座標システムに変換する座標システム変換器２４８を具えること以外は、上述の登録サブシステム１６と同じである。その変換機能を実行するにおいて、座標システム変換器２４８は、上述の座標システム変換器４８と同様に、グローバル座標システム内の位置決めトランスデューサ３６のデカルト座標（ｘ、ｙ、ｚ）に基づいた変換を、グローバル登録サブプロセッサ１１４による計算として計算し、ローカル画像座標システム内の位置決めトランスデューサ３６の球座標（ｒ、θ、φ）を、ローカル登録サブプロセッサ１１６による計算として計算する。しかしながら、プロクラステス変換を用いる場合は、座標システム変換器２４８は、位置決めトランスデューサ３６のローカル球座標（ｒ、θ、φ）をローカルデカルト座標（ｘ、ｙ、ｚ）に変換することによってグローバル座標システムをローカル座標システムに変換する変換Ｔを計算し、（Ｐ

１、Ｐ２、Ｐ３）をローカル座標システムの位置決めトランスデューサ３６の位置とし、（Ｐ１’、Ｐ２’、Ｐ３’）をグローバル座標システム内の位置決めトランスデューサ３６の位置とする。三次元グラフィカルプロセッサ２１８は、次にこの変換Ｔを用いて、グローバルデカルト座標システム（ｘ’、ｙ’、ｚ’）に保存されているグラフィカル情報を、ローカル座標システム（ｘ、ｙ、ｚ）に変換する。

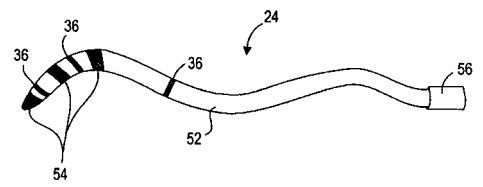
【００７８】

合成画像発生器２０は、画像制御／処理回路２３２から得た画像データを三次元レンダリングプロセッサ２１８から得た三次元グラフィカル情報と重畳し、内部解剖学的構造の合成画像として、ディスプレイ２２に合成画像データを表示する。

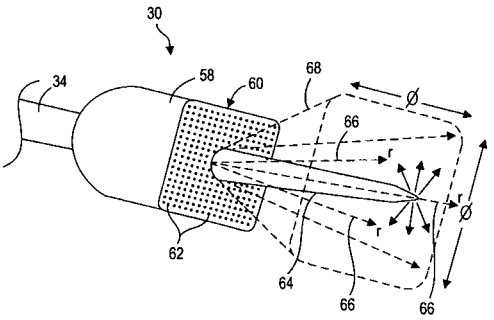
【図１】



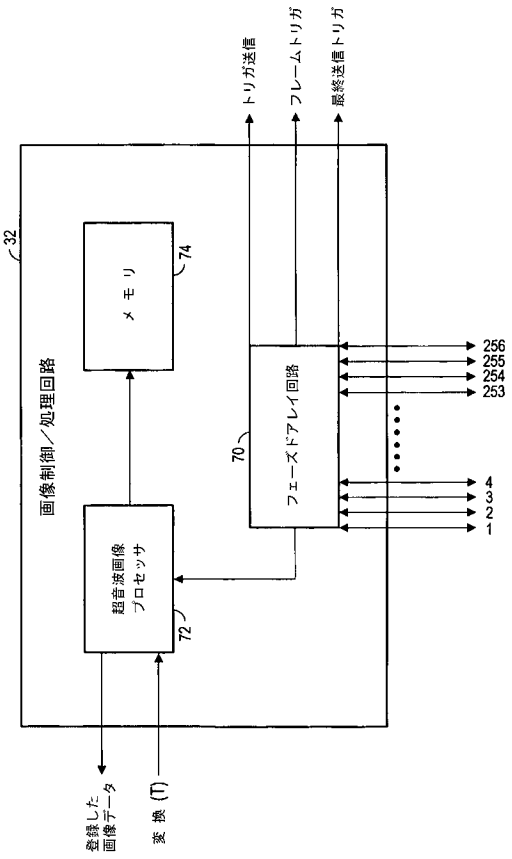
【図２】



【図３】



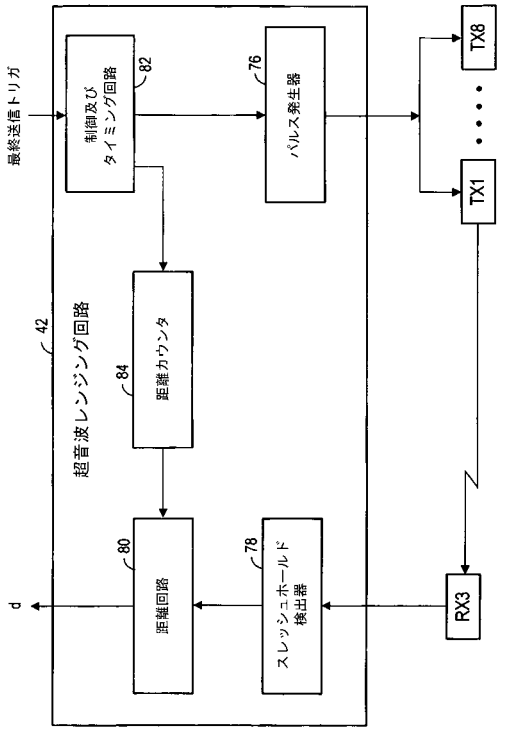
【図４】



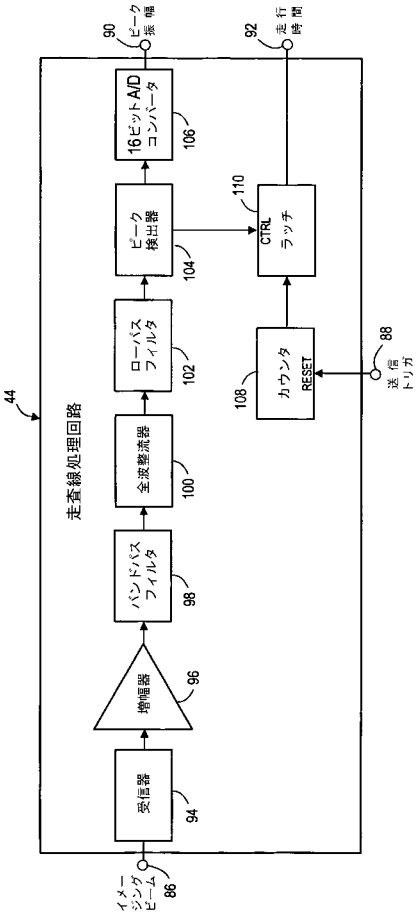
【図５】

走行 ＼ 受信	TXVR1	TXVR2	TXVR3	TXVR4	TXVR5	TXVR6	TXVR7	TXVR8	RX1	RX2	RX3
TXVR1	X	d1	d2	d3	d4	d5	d6	d7	d8	d9	d10
TXVR2	d11	X	d12	d13	d14	d15	d16	d17	d18	d19	d20
TXVR3	d21	d22	X	d23	d24	d25	d26	d27	d28	d29	d30
TXVR4	d31	d32	d33	X	d34	d35	d36	d37	d38	d39	d40
TXVR5	d41	d42	d43	d44	X	d45	d46	d47	d48	d49	d50
TXVR6	d51	d52	d53	d54	d55	X	d56	d57	d58	d59	d60
TXVR7	d61	d62	d63	d64	d65	d66	X	d67	d68	d69	d70
TXVR8	d71	d72	d73	d74	d75	d76	d77	X	d78	d79	d80

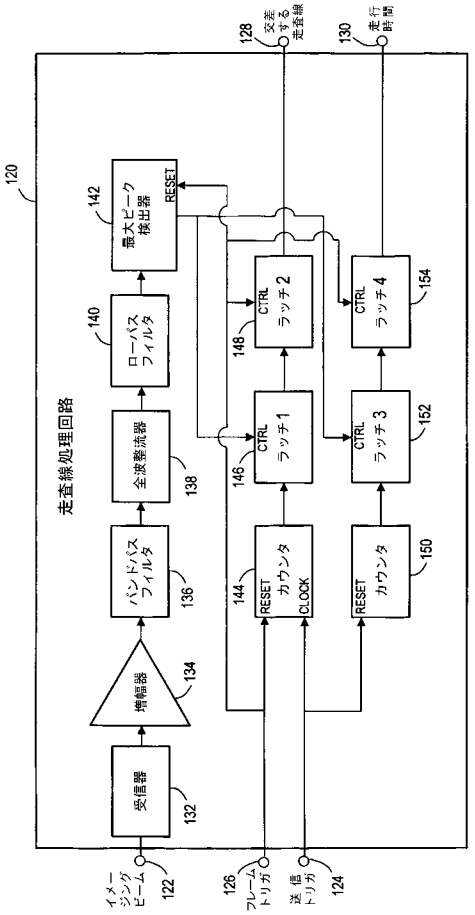
【図６】



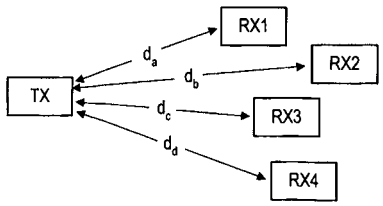
【図７】



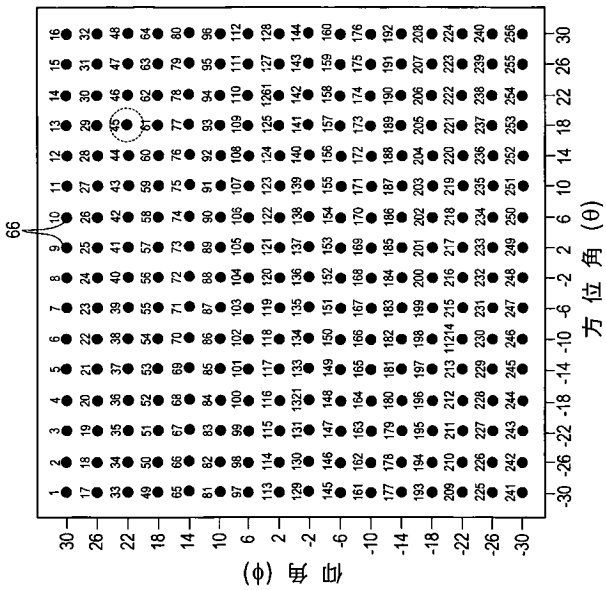
【図８】


走査線処理回路
120
イメージングビーム
122
受信器
132
増幅器
134
バンドパスフィルタ
136
全波整流器
138
ローパスフィルタ
140
最大ピーク検出器
142
RESET
フレームトリガ
126
送信トリガ
124
RESET
カウンタ
CLOCK
144
CTRL
ラッチ1
146
CTRL
ラッチ2
148
RESET
カウンタ
150
CTRL
ラッチ3
152
CTRL
ラッチ4
154
交差する走査線
128
走行時間
130

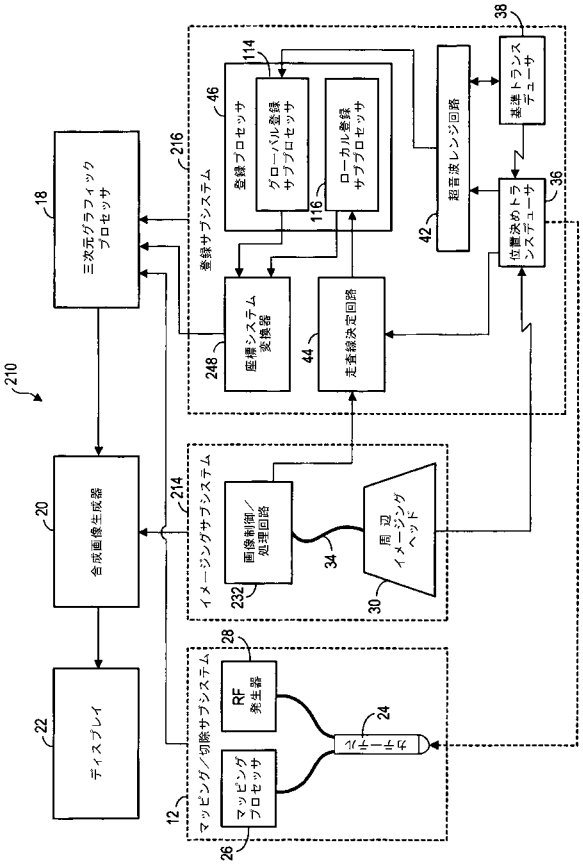
【図９】


TX
RX1
RX2
RX3
RX4
d_a
d_b
d_c
d_d

【図１０】


仰角 (φ)
方位角 (θ)
66

【図１１】


210
三次元グラフィックプロセッサ
18
合成画像生成器
20
ディスプレイ
22
登録サブシステム
216
登録プロセッサ
46
グローバル登録サブプロセッサ
114
ローカル登録サブプロセッサ
116
座標システム変換器
248
走査線決定回路
44
超音波レンジ回路
42
基準トランスデューサ
38
位置決めトランスデューサ
36
イメージングサブシステム
214
画像制御／処理回路
232
周辺イメージングヘッド
30
34
マッピング／切除サブシステム
12
マッピングプロセッサ
26
RF発生器
28
ケーブル
24

フロントページの続き

(72)発明者　エヌ．　パーカー　ウィリス
アメリカ合衆国　カルフォルニア州　９４０２７，アサトン，リザーバーロード　９８

Ｆターム(参考) 4C601 BB03 DD15 EE11 FE01 FF13 FF15 GA20 GA21 GA26 GB06
JC32 JC37 KK21 KK31

【外国語明細書】
2011101811000001.pdf

专利名称(译)	一种在三维坐标系中记录超声图像的系统		
公开(公告)号	JP2011101811A	公开(公告)日	2011-05-26
申请号	JP2011010307	申请日	2011-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	エヌパーカーウィリス		
发明人	エヌ. パーカー ウィリス		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/0833		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FF13 4C601/FF15 4C601/GA20 4C601/GA21 4C601/GA26 4C601/GB06 4C601/JC32 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK31		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	10/444165 2003-05-23 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于对内部解剖结构成像的系统。 在第一坐标系中获得解剖结构的超声图像数据，以获得第二坐标系中的图形数据（例如，感兴趣区域）。确定超声换能器在第一坐标系和第二坐标系中的位置，并且在第一和第二坐标系中的超声换能器的位置处执行第一和第二坐标系之间的变换。它的基础上进行的。通过该变换，已经在第一坐标系中获得的超声图像数据可以与图形数据一起被登记并显示在第二坐标系中。 【选择图】无

$$\rho(\phi,\theta_s)=\frac{\sum_{i=1}^{16}\sum_{j=1}^{16}(S_{ij,rs})(C_{ij})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{16}\sum_{j=1}^{16}(S_{ij,rs})^2\sum_{i=1}^{16}\sum_{j=1}^{16}(C_{ij})^2}}$$