

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-509580

(P2006-509580A)

(43) 公表日 平成18年3月23日(2006.3.23)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2004-560339 (P2004-560339)  
 (86) (22) 出願日 平成15年11月25日 (2003.11.25)  
 (85) 翻訳文提出日 平成17年8月2日 (2005.8.2)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/037908  
 (87) 国際公開番号 W02004/054451  
 (87) 国際公開日 平成16年7月1日 (2004.7.1)  
 (31) 優先権主張番号 10/319,285  
 (32) 優先日 平成14年12月13日 (2002.12.13)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

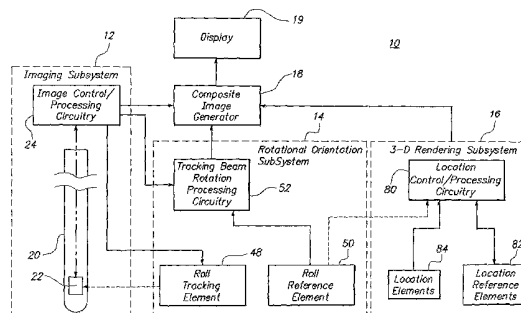
(71) 出願人 500013418  
 ボストン サイエнтиフィック リミテッド  
 Boston Scientific Limited  
 バルバドス国 セント マイケル, ペイストリート、ブッシュヒル、ザ コーポレート センター  
 (74) 代理人 100096024  
 弁理士 柏原 三枝子  
 (72) 発明者 ウィリス, エヌ., パーカー  
 アメリカ合衆国 カルフォルニア州 94027, アサートン, リザーバーロード 98

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用画像の整列方法

## (57) 【要約】

体組織から取り出した画像を整列させるシステムおよび装置。撮像アセンブリは患者の身体内に導入され、軸を中心に回転する。この撮像アセンブリに機械的に関連する追跡ビームを発生し、追跡ビームが撮像アセンブリにあわせて前記軸を中心に回転する。この回転追跡ビームの角度は、基準回転方向と基準点の間で決定される。基準回転方位は超音波画像データ内の起点に関連させて、超音波画像が前記決定された追跡ビームの回転角度に基づいて方向付けされる。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

医療システムにおいて：

患者の身体に導入するように構成された細長部材と；

この細長部材に装着された回転可能な操作エレメントと；

この操作エレメントに機械的に関連する追跡エレメントであって、追跡ビームを送出するように構成されたエレメントと；

基準エレメントと；

前記追跡ビームが基準回転方位と前記基準エレメント間で回転する角度を決定するように構成された処理回路と；

を具えることを特徴とする医療システム。

10

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の医療システムにおいて、前記追跡エレメントが超音波トランスデューサであることを特徴とする医療システム。

## 【請求項 3】

請求項 1 に記載の医療システムが更に、前記患者の身体に導入するように構成された別の細長部材を具え、前記基準エレメントがこの別の細長部材に装着されていることを特徴とする医療システム。

## 【請求項 4】

請求項 1 に記載の医療システムにおいて、前記処理回路が更に、前記操作エレメントの動作中に前記追跡ビーム回転角度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システム。

20

## 【請求項 5】

請求項 1 に記載の医療システムにおいて、前記処理回路が更に、前記操作エレメントの非動作中に前記追跡ビーム回転角度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システム。

## 【請求項 6】

請求項 1 に記載の医療システムにおいて、前記追跡エレメントが扇型の追跡ビームを送出するように構成されていることを特徴とする医療システム。

## 【請求項 7】

請求項 1 に記載の医療システムにおいて、前記追跡エレメントが 10 度未満の面内ビーム幅を示す追跡ビームを送出するように構成されていることを特徴とする医療システム。

30

## 【請求項 8】

請求項 1 に記載の医療システムにおいて、前記追跡エレメントが 5 度未満の面内ビーム幅を示す追跡ビームを送出するように構成されていることを特徴とする医療システム。

## 【請求項 9】

請求項 1 に記載の医療システムにおいて、前記追跡エレメントが 90 度以上の面外ビーム幅を示す追跡ビームを送出するように構成されていることを特徴とする医療システム。

## 【請求項 10】

請求項 1 に記載の医療システムにおいて、前記追跡エレメントがほぼ 180 度に等しい面外ビーム幅を示す追跡ビームを送出するように構成されていることを特徴とする医療システム。

40

## 【請求項 11】

請求項 1 に記載の医療システムにおいて、前記操作エレメントが撮像エレメントを具えることを特徴とする医療システム。

## 【請求項 12】

請求項 11 に記載の医療システムにおいて、前記撮像エレメントが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システム。

## 【請求項 13】

請求項 1 に記載の医療システムにおいて、前記処理回路が更に、パルス化された追跡ビー

50

ムを生成する追跡エレメントを動作させ、前記基準回転方位から前記基準エレメントへ前記追跡ビームが回転するときに送出される追跡ビームパルス数を計数し、この追跡ビームパルスの計数に基づいて前記追跡ビーム回転角度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システム。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の医療システムにおいて、前記処理回路が更に、最も高い追跡ビームパルスを受信するときに決定するように構成されており、前記追跡ビームが、前記最も高い追跡ビームパルスが前記基準エレメントと交差するときに前記基準エレメントへ回転されると考えられることを特徴とする医療システム。

【請求項 15】

請求項 1 に記載の医療システムにおいて、前記処理回路が更に、前記操作エレメントの起点動作点に前記基準回転方位を関連付けるように構成されていることを特徴とする医療システム。

【請求項 16】

医療プローブにおいて：

患者の身体に導入するように構成された細長部材と；

この細長部材に装着された回転可能な操作エレメントと；

この操作エレメントに機械的に関連する追跡エレメントであって、扇型の追跡ビームを送出するように構成された追跡エレメントと；

を具えることを特徴とする医療プローブ。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の医療プローブにおいて、前記追跡エレメントが超音波トランスデューサであることを特徴とする医療プローブ。

【請求項 18】

請求項 16 に記載の医療プローブにおいて、前記扇型のビームが 10 度未満の面内ビーム幅を示すことを特徴とする医療プローブ。

【請求項 19】

請求項 16 に記載の医療プローブにおいて、前記扇型のビームが 5 度未満の面内ビーム幅を示すことを特徴とする医療プローブ。

【請求項 20】

請求項 16 に記載の医療プローブにおいて、前記扇型のビームが 90 度未満の面外ビーム幅を示す追跡ビームを示すことを特徴とする医療プローブ。

【請求項 21】

請求項 16 に記載の医療プローブにおいて、前記扇型のビームがほぼ 180 度に等しい面外ビーム幅を示すことを特徴とする医療プローブ。

【請求項 22】

請求項 16 に記載の医療プローブが更に、前記扇型のビームの面外ビーム幅を増加させるために前記エレメントを部分的に被覆する mismatch 材料を具えることを特徴とする医療プローブ。

【請求項 23】

請求項 16 に記載の医療プローブにおいて、前記操作エレメントが撮像エレメントを具えることを特徴とする医療プローブ。

【請求項 24】

請求項 16 に記載の医療プローブにおいて、前記撮像エレメントが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プローブ。

【請求項 25】

撮像医療プローブにおいて：

患者の身体に導入するように構成された細長部材と；

この細長部材に装着され、第 1 の面外ビーム幅を有する撮像ビームを送出するように構成された回転可能な撮像エレメントと；

10

20

30

40

50

前記細長部材に摺動可能に装着され、前記撮像エレメントを選択的にマスクするように構成された回折格子とを具え、前記撮像エレメントが、前記第１の面外ビーム幅より大きな第２の面外ビーム幅を有する追跡ビームを送出することを特徴とする撮像医療プローブ。

【請求項２６】

請求項２５に記載の撮像医療プローブにおいて、前記撮像エレメントが超音波トランスデューサを具え、前記回折格子が前記超音波トランスデューサが超音波追跡ビームを送出できる音波透過窓を具えることを特徴とする撮像医療プローブ。

【請求項２７】

請求項２５に記載の撮像医療プローブにおいて、前記撮像エレメントが超音波トランスデューサを具え、前記回折格子がエアインプレグネーテッド材料でなることを特徴とする撮像医療プローブ。

10

【請求項２８】

請求項２５に記載の撮像医療プローブにおいて、前記追跡ビームが扇型のビームであることを特徴とする撮像医療プローブ。

【請求項２９】

請求項２５に記載の撮像医療プローブにおいて、前記追跡ビームが１０度未満の面内ビーム幅を示すことを特徴とする撮像医療プローブ。

【請求項３０】

請求項２５に記載の撮像医療プローブにおいて、前記追跡ビームが５度未満の面内ビーム幅を示すことを特徴とする撮像医療プローブ。

20

【請求項３１】

請求項２５に記載の撮像医療プローブにおいて、前記追跡ビームが９０度以上の面外ビーム幅を示すことを特徴とする撮像医療プローブ。

【請求項３２】

請求項２５に記載の撮像医療プローブにおいて、前記追跡ビームがほぼ１８０度に等しい面外ビーム幅を示すことを特徴とする撮像医療プローブ。

【請求項３３】

請求項２５に記載の撮像医療プローブにおいて、前記撮像エレメントと前記回折格子が前記細長部材の遠位端に装着されていることを特徴とする撮像医療プローブ。

30

【請求項３４】

請求項２５に記載の撮像医療プローブにおいて、前記撮像エレメントが超音波撮像エレメントを具えることを特徴とする撮像医療プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

発明の分野

本発明は、一般に、医療用撮像装置に関し、特に、体組織の超音波画像を撮像するシステムに関する。

【背景技術】

40

【０００２】

発明の背景

診断および治療計画を立てる目的で、患者の身体内部を観察する医療処理に画像技術は広く利用されている。ある画像技術では、先端に回転可能な超音波トランスデューサを装着した撮像カテーテルを例えば血管を介して患者の体内に挿入する。身体の内面画像を得るために、回転する超音波トランスデューサが体内に超音波エネルギーのパルスを出射する。超音波エネルギーの一部は身体内部で反射されてトランスデューサに戻る。トランスデューサに当たった反射超音波エネルギー（エコー）は電気信号を生成し、この信号を用いて身体の内面断面内面画像を形成する。回転超音波トランスデューサは、長さ方向に移動して、多重断面画像が生成され、後に身体の内面三次元内面画像に再構築される。

50

## 【 0 0 0 3 】

たいていの場合、撮像カテーテルで作成した画像を解剖学的構造（例えば、心臓など）、あるいは、基準点（例えば、患者の腹側部）に対して正しく整列させることが所望される。近年は、超音波で生成した体組織の局部画像を身体、もしくはこのような体組織を含む器官の全体像内に正しく整列させることが望まれるようになった。外科医が、身体の興味のある部位に医療装置を移動させるのを補助するために、通常、このような全体画像は案内システムを用いて生成される。

## 【 0 0 0 4 】

ある案内システムでは、装置の蛍光透視画像（あるいは、少なくとも装置の上に配置した放射線不透過性帯）と、周囲の身体内の解剖学的ランドマーク（対照媒体を有するものまたは対照媒体がないもの）が撮像され、外科医に表示される。蛍光透視画像によって、外科医は身体内の装置の位置を確認し、興味の在る部位へ装置を移動させることが可能となる。解剖学的マッピング技術を用いた別の案内システムでは、装置、あるいは装置の部分のグラフィカル表示が、例えば心室などの体組織の3次元のコンピュータで生成した表示内に表示される。体組織の3次元表示は、体組織の内側表面のジオメトリを3次元座標システム内に、例えば、体組織上の複数ポイントにマッピング装置を移動させてマッピングすることによって生成される。身体内に案内されるこの装置の位置は、一またはそれ以上の位置センサを装置上に配置し、3次元座標システム内でこれらのセンサの位置を追跡することで決定される。このタイプの案内システムの例は、ボストンサイエンティフィックコーポレーションの新しい部である、カーディアックパスウェイズコーポレーションによって商業的に展開された、Realtime Position Management（登録商標）（RPM）トラッキングシステムである。このRPMシステムは、現在は、心臓の精密な分析を規定し、心臓の電気的活性をマッピングし、切除カテーテルを患者の心臓の処理部位に案内するといった心臓不整脈の処置に使用されている。

## 【 0 0 0 5 】

全体画像（生成されたもの）内に局部画像を正しく表示するために、局部画像と全体画像の双方を3次元座標システム内に登録する。全体画像が体組織の3次元のコンピュータで生成した表示であれば、通常、すでに3次元座標システム内に登録されている。3次元座標システム内への局部画像の登録は、回転超音波トランスデューサからの既知の距離にある撮像カテーテル上に位置センサを装着することによってなされ、超音波トランスデューサの3次元座標、従って、局部画像の原点を決定することができる。

## 【 0 0 0 6 】

位置センサのタイプによっては、最大5つの自由度（ $x$ 、 $y$ 、 $z$ 、ピッチおよびヨー）が局部画像用に決定される。

## 【 0 0 0 7 】

例えば、米国特許出願番号第09/128,304号に記載されているような、複数の超音波センサを撮像カテーテルの遠位端に沿って装着することができる。この撮像カテーテルの遠位端のジオメトリは、決定された超音波トランスデューサの位置座標から推定することができる。撮像エレメントの3次元座標（ $x$ 、 $y$ 、 $z$ ）と2つの回転座標（ピッチおよびヨー）が決定される。

## 【 0 0 0 8 】

別の例として、米国特許第5,391,199号に記載されているように、磁気センサを撮像カテーテルの遠位端に装着することができる。理論的には、これらの磁気センサは、横揺れ（ロール）を含む6つの自由度を決定するのに使用することができる。撮像カテーテルの遠位端に対する回転撮像エレメントの横揺れは既知ではないので、3次元座標システム内の撮像エレメントの横揺れは、現在では、磁気センサだけを使用して決定することができない。回転シャフトの上に磁気センサを装着して、回転撮像エレメントの横揺れを決定することは理論的には可能であるかもしれない。しかしながら、これらの磁気センサは比較的大きいので、このような配置は通常实际的でない。この結果、回転撮像エレメントによって生成された画像を正しく整列させることが困難である。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 9 】

発明の概要

本発明の一の実施例では、医療システムが、患者の身体内に導入するように構成された細長部材と、当該細長部材上に装着された回転可能な操作エレメントを具える。すべてのタイプの回転可能な操作エレメント及び医療プローブを本発明に適用することが可能であるが、操作エレメントは、例えば超音波トランスデューサなどの撮像エレメントであっても良く、細長部材はカテーテル部材であってもよい。この医療システムは更に、前記操作エレメントに機械的に関連した追跡エレメントであって、追跡ビームを送出するように構成されたエレメントを具える。この医療システムは更に、例えば、患者の身体内に導入するように構成された別の細長部材上に配置することができる基準エレメントを具える。

10

## 【 0 0 1 0 】

前記医療システムは、更に、前記追跡ビームが基準回転方向と基準ポイント間を回転する角度を決定するように構成された処理回路を具えるものであっても良い。この処理回路は、操作エレメントの動作中または非動作中にこの角度の決定を実行するように構成することができる。前記追跡ビームはパルス化することができ、この場合、前記処理回路は、追跡ビームが前記基準回転方向から前記基準ポイントへ回転するときに送出された追跡ビームパルスの数を計数するように構成することができる。この処理回路は、更に、操作エレメントの起点操作ポイントに前記基準回転方向を関連付けるように構成しても良い。

## 【 0 0 1 1 】

本発明の他の実施例では、医療プローブが、患者の身体内へ導入する細長部材（例えば、カテーテル部材など）と、この細長部材に装着した回転可能な操作エレメント（例えば、撮像エレメントなど）と、前記操作エレメントと機械的に関連し、扇型ビームを発生するように構成された追跡エレメント（例えば、超音波トランスデューサなど）を具える。この医療プローブは、選択的に、前記扇型ビームの面外ビーム幅を増加させるために前記エレメントを部分的に被覆するミスマッチ材料を具えていてもよい。

20

## 【 0 0 1 2 】

本発明の更なる他の実施例では、撮像医療プローブが、患者の身体内に導入するように構成した細長部材と、前記細長部材（例えばカテーテル本体など）に装着され、第1の面外ビーム幅を有する撮像ビームを送出するように構成された回転可能な撮像エレメントと、前記細長部材に摺動可能に装着され、前記撮像エレメントを選択的にマスクするように構成された回折格子とを具え、前記撮像エレメントが前記第1の面外ビーム幅より大きい第2の面外ビーム幅を有する追跡ビームを送出する。この撮像エレメントは、超音波トランスデューサを具えていても良く、この場合、前記回折格子は超音波追跡ビームを送出することができる。この追跡ビームは、扇型ビームであってもよい。

30

## 【 0 0 1 3 】

本発明の更なる実施例では、撮像医療システムが、患者の身体内に導入するように構成された細長部材と、当該細長部材に装着され、画像データを得るように構成された回転可能な撮像アセンブリとを具える。全てのタイプの回転可能な撮像アセンブリと医療プローブを本発明に適用することができるが、この撮像アセンブリは超音波トランスデューサを具えていてもよく、前記細長部材はカテーテル部材であってもよい。この撮像医療システムは、更に、前記撮像アセンブリと機械的に関連し、追跡ビームを送出するように構成された追跡エレメントを具えていても良い。この追跡ビームは、扇型ビームであっても良い。前記撮像医療システムは、更に、前記追跡ビームの回転に基づいて撮像データを方向付けるように構成された処理回路を具えていても良い。この撮像医療システムは、選択的に、この方向付けされた画像データを表示するために前記処理回路に接続されたディスプレイを具えていても良い。

40

## 【 0 0 1 4 】

前記医療システムは、更に、前記追跡ビームを受信する基準エレメントを具えていても良い。この基準エレメントは、例えば、患者の身体に導入するように構成されている別の細長部材の上に配置することができる。この場合、前記処理回路は、前記追跡ビームが基

50

準回転方向と前記基準エレメント間を回転する角度を決定するように構成することができる。この処理回路は、前記操作エレメントの動作中または非動作中にこの角度の決定を行うように構成することができる。この追跡ビームはパルス化することができ、この場合、前記処理回路は、前記追跡ビームが前記基準回転方向から前記基準トランスデューサへ回転するときに送出される追跡ビームパルス数をカウントするように構成することができる。前記処理回路は、更に、前記基準回転方向を、前記画像データ内の起点撮像パルスまたは回転方向に関連付けるように構成しても良い。

#### 【0015】

一の実施例では、前記撮像アセンブリが、撮像ビームを送出するように構成した撮像エレメントを具える。この場合、前記撮像および追跡エレメントが同じエレメント、あるいは、異なるエレメントであってもよい。エレメントが異なる場合は、前記撮像エレメントは、前記追跡エレメントから回転方向において所定の角度だけオフセットすることができ、この場合、前記処理回路は、更に、前記所定のオフセット角度に基づいて前記画像データを方向付けるように構成することができる。例えば、前記処理回路は、前記画像データを、前記決定された追跡ビーム回転角度と前記所定のオフセット角度間の差の関数に等しい角度に方向付けることができる。

10

#### 【0016】

前記処理回路は、選択的に、3次元座標システムを構築し、この3次元座標システム内の画像データを表示するように構成することができる。

#### 【0017】

本発明の他の目的と特徴は、添付の図面と共に以下の説明を考慮することによって明確になる。

20

#### 【0018】

#### 実施例の詳細な説明

図1を参照すると、本発明によって構成された実際の体組織撮像システム10が示されている。撮像システム10は、一般的に、(1)例えば、心臓などの体組織の画像データを生成する撮像サブシステム12と；(2)生成した画像データの正しい回転方向を決定する回転方向付けサブシステム14と；(3)撮像された体組織が含まれる環境の3次元グラフィックデータを発生する3次元表示サブシステム16と；(4)前記方向付けサブシステム14によって決定された回転方向に基づいて前記生成した画像データの正しい方向付けを行い、前記3次元表示サブシステム16によって生成された3次元グラフィカルデータ内に前記正しく方向付けされた画像データを重ねあわせることによって複合画像を生成する複合画像生成器18と；(5)前記複合画像を表示するディスプレイ20と；を具える。図1に示すこれらのエレメントは機能し、これらの機能を実行する構造を制限するものではない。例えば、いくつかの機能ブロックは、単一の装置であってもよく、これらの機能ブロックの一つが多機能装置を具現化することができる。また、この機能はハードウェア、ソフトウェア、またはファームウェアで実行することができる。

30

#### 【0019】

撮像サブシステム12は、一般に、身体内部を表示する信号を発生および検出する遠位に装着された回転可能な撮像アセンブリ22を有する撮像カテーテル20と、これらの信号を画像データに処理するために撮像カテーテル20に接続された画像制御/処理回路24とを具える。図2および図3を参照して、撮像サブシステム12を更に詳細に説明する。図に示す実施例では、撮像サブシステム12は超音波をベースとしており、この場合、撮像カテーテル20は、超音波撮像カテーテルの形態をとり、画像制御/処理回路は、超音波画像制御/処理回路の形態をとる。

40

#### 【0020】

この超音波撮像カテーテル20は、その中を延在するルーメン28を有する細長いカテーテル本体またはシース24を具える。カテーテル本体26は、可撓性部材でできており、例えば食道や血管などの体腔を通して容易に導入することができる。回転可能な撮像アセンブリ22は、その中に装着された、ハウジング30（あるいは、容器）と、撮像工

50

レメント 32 と、特に超音波撮像トランスデューサを具える。撮像カテーテル 20 は、更に、ルーメン 28 内を延在する駆動シャフト 34 を具える。回転撮像アッセンブリ 22 は、この駆動シャフト 34 の遠位端に装着されており、駆動モータ（図示せず）は、駆動シャフト 34 の近位端に装着されている。カテーテル本体 26 は、超音波パルスのカテーテル本体 26 を通過させるための音響窓 36 を具える。ルーメン 28 は、例えば水などの液体を満たして、撮像エレメント 32 から周辺の身体へ超音波エネルギーをより良好につなげることができる。

#### 【0021】

画像制御／処理回路 24 は、電気パルス発生器 38 と電気信号受信器 40 を具え、これらは、共に駆動シャフト 34 の中央を延在する信号線（図示せず）を介して撮像エレメント 32 に接続されている。画像制御／処理回路 24 は、更に、電気信号受信機 40 に接続された超音波画像プロセッサ 42 を具える。

10

#### 【0022】

身体内壁の超音波画像を得るために、撮像カテーテル 20 を体内に挿入するか、あるいは、撮像すべき組織近傍の身体の皮膚表面に撮像エレメント 32 を配置し、撮像アッセンブリ 22 を操作して、軸 44 を中心に回転する撮像ビームを発生し、回転面 46 を作る。特に、撮像アッセンブリ 22 は軸 44 に沿って機械的に回転し、一方で、パルス発生器 38 は信号線を介して電気パルスを送信して、撮像エレメント 32 を励起する。図に示す実施例では、撮像アッセンブリ 22 は、30 回転／秒で回転し、パルス発生器 38 は 256 パルス／回転のレートで 9 MHz のパルスを発生する。撮像エレメント 32 は、電気パルスを体組織に射出される超音波エネルギーのパルスに変換する。この超音波エネルギーの一部が、体組織で反射されてトランスデューサ 30 に戻る。撮像エレメント 32 は、反射されて戻ってきた超音波エネルギーを体組織を表わす電気信号に変換し、この電気信号は信号線を介して電気信号受信器 40 に送り戻される。この電気信号は電気信号受信器 40 で検出され、超音波画像プロセッサ 42 に出力され、このプロセッサは、受信した電気信号を公知の超音波画像処理技術を用いて処理して身体の 360 度の断面超音波画像データにする。画像データの各断面について、超音波画像プロセッサ 42 は、撮像データを方向付けるのに使用される起点方向（図に示す実施例では、第 1 のパルスの発生に関連した方向が示されている）を選択する。これについては、以下により詳細に述べる。

20

#### 【0023】

身体の 3 次元ボリュームを撮像するために、駆動モータで駆動軸 34 を引き戻して、撮像アッセンブリ 22 をカテーテル本体 26 内を軸方向に移動させることができる。代替として、カテーテル本体 26 全体を、撮像アッセンブリ 22 を伴って引き戻すようにしても良い。撮像アッセンブリ 22 が軸方向に移動すると、撮像エレメント 32 が回転して、身体内の異なる位置の体組織の多重断面画像（すなわち、スライス）を得る。この場合、超音波画像プロセッサ 42 は、多重断面画像を集めて（すなわち、ピースを集めて）、公知のボリューム再構築技術を用いて身体のボリュームを再構築する。

30

#### 【0024】

図 1 を参照すると、回転方向付けシステム 14 は、撮像アッセンブリ 22 に機械的に関連しており、撮像アッセンブリ 22 と共に回転する追跡ビームを生成するように構成されたロール追跡エレメント 48 を具える。特に、このロール追跡エレメント 48 は、図 3 に示すように、ハウジング 30 内に装着され、撮像エレメント 32 から回転方向に 90 度オフセットした超音波トランスデューサの形態を取る。このように、ロール追跡エレメント 48 から撮像エレメント 32 へのクロスカップリングは最小化されている。例えば 180 度など、他の回転オフセットも考えることができるが、90 度のオフセットは製造上の利点を提供する。特に、トランスデューサが互いに 180 度オフセットしている場合に問題になる他のバックグレイの効果を考慮することなく、トランスデューサの各々のバックグレイを設計することができる。

40

#### 【0025】

効率良く製造する目的で、ロール追跡エレメント 48 と撮像エレメント 32 は双方とも

50



、画像制御／処理回路２４に並行に配線されており、図４に示すように、信号線に送信された単一の電気パルスが、トランスデューサを同時に励起する。撮像データとの干渉によって生じる追跡ビームからの戻りパルスを防止するために、トランスデューサを異なる周波数で動作させるようにしても良い。

#### 【００２６】

代替的に、あるいは選択的に、ロール追跡エレメント４８への配線の一つにダイオード５４を接続するようにしてもよい。これによって、高電圧送信パルスはロール追跡エレメントを通過するが、低レベルの受信パルスが撮像エレメント３２からの受信信号を不正なものにすることを防ぐことができる。ダイオード５６をロール追跡エレメント４８への他方の配線に接続して、回路バランスを取り、所望しないノイズを防止するようにしても良い。更なる代替として、結果として画像送信レートが低くなること（従って、撮像アセンブリ２２の回転速度が遅くなる）を大目に見ることができるのであれば、画像制御／処理回路２４は、各トランスデューサに送信される電気パルスを時分割多重化することができる。もちろん、更なるハードウェアを必要とする不利益を伴うパルス発生回路を分離するようにトランスデューサを配線することもできる。

10

#### 【００２７】

図１を参照すると、画像方向付け回路１４は、更に、ロール追跡エレメント４８から生成された回転追跡ビームを受信するように構成されたロール基準エレメント５０を具える。このため、ロール基準エレメント５０は、追跡ビームの通路内に配置された超音波トランスデューサの形態を取る。例えば、後に詳細に説明するとおり、ロール基準エレメント５０を別のカテーテルに装着することもできる。ロール基準エレメント５０を追跡ビームの通路内に確実に配置するために、追跡ビームは扇型であることが好ましい。

20

#### 【００２８】

特に、図５に示すように、ロール追跡エレメント４８の軸方向の大きさは、比較的小さい（例えば、一波長より短い）ので、追跡ビームは比較的大きな面外ビーム幅（すなわち、回転面４６に垂直なビームの幅）を示す。このように、ロール基準エレメント５０が、追跡ビームを受信するチャンスはその回転に関係なく大きい。好ましくは、追跡ビームの面外ビーム幅は、９０度以上であり、最も好ましくは、ほぼ１８０度に近く、追跡ビームを確実に捕えることができる。更なる利点として、大きな面外ビーム幅は、有意な画像劣化を最小にする発散ビームを提供する。例えば、空気の入っている（エアフィルド）材料などのミスマッチ材料でよりおおきなトランスデューサをマスキングすることによって、ロール追跡エレメント４８の軸方向の狭さを実現できる。

30

#### 【００２９】

これに対して、ロール追跡エレメント４８の横方向の大きさは比較的大きいので、追跡ビームは比較的小さな面内ビーム幅（すなわち、回転面４６に平行なビームの幅）を示す。このようにして、追跡ビームの分解能は上げられている。好ましくは、追跡ビームの面内ビーム幅は、１０度未満であり、最も好ましくは５度未満である。しかしながら、追跡ビームと撮像ビームを確実に同等にするためには、ロール追跡エレメント４８の幅と厚さは撮像エレメント３２とほぼ同じでなければならない。したがって、ロール追跡エレメント４８が、狭い面内ビーム幅と、広い面外ビーム幅を示す扇型ビームを生成することは評価できる。

40

#### 【００３０】

撮像方向付けサブシステム１４は、追跡ビームを発生する別のロール追跡エレメントを用いて記載されているが、撮像エレメント３２を用いて追跡ビームを発生することもできる。この場合、ロール基準エレメント５０を比較的小さい撮像／追跡ビームの通路内に配置するようにしなければならない。代替として、撮像エレメント３２に回折格子を配置して、ファン形状の追跡ビームを発生するようにしても良い。

#### 【００３１】

例えば、図６は、エアインプリグネィテッド材料などの超音波とのミスマッチ材料でなり、超音波エネルギーが通過できる回折格子１２２を用いた音波透過（sonotranslucent

50

）窓 1 2 4 を具える撮像カテーテルの代替の実施例を示す図である。回折格子 1 2 2 は、摺動可能にカテーテル 2 6 に装着されており、画像方向付け処理を行う間に撮像エレメント上を遠位側に選択的に移動することが可能であり（図 6）、撮像処理を行う間には近位側に移動して撮像エレメントを露出させることができる（図 5）。音波透過窓 1 2 4 は、軸方向の大きさが比較的小さく、横方向の大きさが比較的大きいので、扇型追跡ビームが生成される。

#### 【 0 0 3 2 】

図 1 を参照すると、回転方向付けサブシステム 1 4 は、更に、基準角方位と、ロール基準エレメント 5 0 間で追跡ビームが回転する角度を決定するように構成された追跡ビーム回転処理回路 5 2 を具える。基準角方位は、超音波画像の起点方位に関連する追跡ビームの角方位であり、この場合は、各回転における最初の電気パルスに関連する画像セクタである。この情報を得るために、追跡ビーム回転処理回路 5 2 は画像制御 / 処理回路 2 4 に接続されている。例えば、図 8 は、回転面 4 6 内の追跡ビームとロール基準エレメント 5 0 間の実際の角方位を示す図である。この例では、ロール基準エレメント 5 0 の回転方位は 9 時の位置に示されており、画像データの起点方位に関連する追跡及び撮像ビームの回転方位は（すなわち、現回転の最初の電気パルスが発生したときの方位）1 2 時と 3 時の位置にそれぞれ示されている。図に示すように、基準角方位（ここでは、1 2 時の位置）とロール基準エレメント 5 0（ここでは、9 時の位置）間で追跡ビームが回転する角度は 2 7 0 度である。

10

#### 【 0 0 3 3 】

追跡ビーム回転処理回路 5 2 は、基準角方位からロール基準エレメント 5 0 までの追跡ビームの回転によって規定される時間に送出される追跡ビームパルスの数を計数することによって、この角度を計算する。すなわち、最初の追跡ビームパルスは、超音波画像の 1 2 時の位置に対応するパルスであり、最後の追跡ビームパルスは、ロール基準エレメントで受信されるパルスである。このプロセスを以下により詳細に説明する。

20

#### 【 0 0 3 4 】

図 9 を参照すると、追跡ビーム回転処理回路 5 2 が更に詳細に示されている。回路 5 2 は、（ 1 ）ロール基準エレメント 5 0 によって受信される信号（及び、特に追跡ビームパルス）を得るための追跡ビーム入力 5 8 と；（ 2 ）画像データの起点方位に関連する超音波撮像パルス（この場合、最初のパルス）が発生する（ 1 回 / 回転）各時間を表示する画像制御 / 処理回路 2 4 からの基準トリガ信号を得るための回転トリガ入力 6 0 と；（ 3 ）超音波撮像パルスが発生する（ 2 5 6 回 / 回転）各時間を示す画像制御 / 処理回路 2 4 からのパルス送信トリガ信号を得るための送信トリガ入力 6 2 と；（ 4 ）1 乃至 2 5 6 間のデジタル計数の形で追跡ビーム回転角度を出力する出力 6 4 と；具える。

30

#### 【 0 0 3 5 】

追跡ビーム入力 5 8 において、追跡ビーム回転処理回路 5 2 は、実質的にノイズフリーな追跡ビーム信号を出力するためのバンドパスフィルタ 6 6（特に、9 M H z のバンドパスフィルタ）を具える。処理回路 5 2 は、更に、追跡ビームパルス部の絶対値を出力する整流器 6 8 を具え、後にエネルギーの大部分を含む追跡パルスの負の部分を検出することができる。処理回路 5 2 は、更に、追跡ビームパルスの大きさに関する低周波信号を出力するためのローパスフィルタ 7 0 と、この低周波数信号のピークを検出する最大ピーク検出器 7 2 を具える。特に、ローパスフィルタ 7 0 は、最大ピーク検出器 7 2 を単純化してより正確なものとする。これは高周波数信号では実現が困難である。

40

#### 【 0 0 3 6 】

最大ピーク検出器 7 2 は、ローパスフィルタ 7 0 から受けとる低周波数信号の最大ピークをリセットされるまで保存する。すなわち、現追跡パルスに関する低周波数信号のピーク振幅を、それが前回保存したピーク振幅より大きい場合にのみ保存する。現パルス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は、最大ピーク検出器 7 2 は、信号（例えば、ハイ信号）を出力する。従って、各回転について、追跡ビームがロール基準エレメント 5 0 に交差するまで最大ピーク検出器 7 2 はハイ信号を出力し続け、そ

50

の後ロー信号を出力する。本質的には、最大ピーク検出器 72 は、追跡ビームがロール基準エレメント 50 に交差するとき、例えば、高出力から低出力に遷移する時点を表す。回転トリガ入力 60 は、最大ピーク検出器 72 のリセットに接続されており、撮像アセンブリ 22 がフルに回転したら「0」にリセットする。

#### 【0037】

追跡ビーム回転処理回路 52 は送信トリガ入力 62 にカウンタ 74 を具える。このカウンタ 74 は、追跡ビームパルスが発生するたびに「1」だけインクリメントする。回転トリガ入力 60 はカウンタ 74 のリセットに接続され、撮像アセンブリがフルで回転するとカウンタが「0」にリセットされる。追跡ビーム回転処理回路 52 は、更に、カウンタ 74 からの現カウントにラッチする第 1 のラッチ 76 を具える。最大ピーク検出器の出力は、この第 1 のラッチ 76 の制御入力に接続されており、現在保存されている最大振幅より現追跡ビームパルスの振幅が大きいときに、現カウントを出力し（最大ピーク検出器 72 は、論理的ハイ信号を出力する）、すなわち、追跡ビームはロール基準エレメント 50 とまだ交差しておらず、現在の追跡ビームパルスの振幅が保存されている最大振幅より小さいときに現カウントの出力を停止する（最大ピーク検出器 72 は論理的ロー信号を出力する）、すなわち、追跡ビームはすでにロール基準エレメント 50 と交差している。追跡ビーム回転処理回路 52 は、更に、前記第 1 のラッチ 76 の出力に接続されており、第 1 のラッチ 76 から出力されたカウントにラッチする第 2 のラッチ 78 を具える。回転トリガ入力 60 は、この第 2 のラッチ 78 の制御入力に接続されており、従って、撮像アセンブリ 22 がフル回転したときにこの第 2 のラッチ 78 が最終カウントを出力する。このカウントは、追跡ビームが回転する角度を表す。例えば、カウントが 64 であれば、回転角度は 90 度である。このカウントが 128 であれば、回転角度は 180 度になる、といった具合である。

#### 【0038】

図 9 に示すブロック図の詳細なインプリメンテーションが図 10 に示されている。部品のモデル番号と数値は、追跡ビーム回転処理回路 52 のある特定のインプリメンテーションを実行するためだけのものであり、本発明の限定を意図するものではない。

#### 【0039】

図 1 を参照すると、3次元表示サブシステム 16 は、回路 80 に接続され、スペースをあけて配置された位置基準エレメント 82 間で送信される制御および処理信号によって 3次元座標システムを構築するように構成された位置制御/処理回路 80 を具える。本質的には、この 3次元座標システムは、すべての空間測定が行われる絶対フレームワークを提供する。回路 80 は、更に、位置エレメント 84 を用いて 3次元座標システム内の興味のある地点の位置座標を決定するように構成されている。特に、回路 80 は、3次元座標システム内のロール基準エレメント 50 の位置座標 (x、y、z) を決定するように構成されている。特定のインプリメンテーションによっては、回路 80 は、ロール基準エレメント 50 自身から、または、ロール基準エレメント 50 近傍に位置する位置エレメント 84 からのこの情報を決定する。回路 80 は、更に、撮像エレメント 32 の位置座標 (x、y、z) と、3次元座標システム内の回転軸 44 の位置座標 (x、y、z) および方位 (ピッチ、ヨー)、従って、三次元座標システム内のこの回転面 46 の原点を決定するように構成されている。特定のインプリメンテーションに応じて、回路 80 は、決定された位置座標とカテーテル本体 26 の遠位端に装着された単一の位置エレメント 84 の方位に基づいて、及び、カテーテル本体 26 の遠位端にそって装着された多重位置エレメント 84 の決定された位置座標に基づいて決められる。

#### 【0040】

図に示す実施例では、位置制御/処理回路 80 は超音波ベースであり、この場合、位置エレメント 84 と位置基準エレメント 82 が超音波トランスデューサの形を取る。ロール基準エレメント 50 またはロール基準エレメント 50 近傍の位置エレメントも、超音波トランスデューサの形を取る。しかしながら、ロール基準エレメントから超音波追跡ビームを受信する能力によって、ロール基準エレメント 50 はすでに超音波トランスデューサの

形を取っており、従って、位置エレメントとして都合よく使用することができる。この場合、処理スピードが落ちることが許されるのであれば、ロール基準エレメント 50 の二重超音波機能で時分割多重送信することができる。さもなければ、別の位置エレメント 84 を単一機能基準エレメント 50 の近傍に配置するようにしても良い。

#### 【0041】

位置基準エレメント 82 は、一对の基準カテーテル（図示せず）に装着することができる。例えば、4つの基準エレメント 82 を各基準カテーテルに装着することができる。基準カテーテルは、基準エレメント 82 を位置エレメント 84 およびロール基準エレメント 50 と通信する身体内のどの位置（好ましくは、公知の位置）に配置しても良い。例えば、撮像すべき体組織が心臓組織であれば、基準カテーテルは、各々、冠状静脈洞内と、心臓の右心室の先端に配置することができる。図に示す例では、3つの位置エレメント 84 が撮像カテーテル本体 26（図 3 に示す）の遠位端に装着されており、ロール基準エレメント 50 が一の基準カテーテルに配置されている。

10

#### 【0042】

3次元座標システムを構築して、この座標システム内でエレメントの位置を決定するために、位置制御/制御回路 80 が動作して、各位置基準エレメント 82 に、残りの基準エレメント 82 と、位置エレメント 84 と、ロール基準エレメント 50 へ超音波パルスを送信させて、各送信基準エレメント 82 と他のエレメント間の距離を決定する。この方位制御/処理回路 54 は、その間の超音波パルスの「飛行時間」と速度を用いてトランスデューサ間の相対距離を計算する。この距離の計算を簡単にするために、超音波パルスの速度が一定であると仮定しても良い。超音波パルスの速度は体組織や血液内では僅かに変化するだけなので、このように仮定しても、通常、僅かなエラーが生じるだけである。3次元座標システムは、各基準エレメント 82 と残りの基準エレメント 82 間の相対距離の計算を三角測量することによっても構築することができる。

20

#### 【0043】

この3次元座標システム内の複数の位置エレメント 84 とロール基準エレメント 50 の座標は、それぞれの位置エレメント 84 と、一方でロール基準エレメント 50 間の相対距離の計算を、他方で、基準エレメント 82 間の相対距離の計算を三角測量することによって決定される。好ましくは、方位制御/処理回路 54 は、位置エレメント 84 の位置を連続的かつリアルタイムで決定する。これは、回転撮像アセンブリ 22 が縦方向に移動する場合に有意になる。図に示す実施例では、回路 54 はこれらの位置を 15 回/秒で決定する。

30

#### 【0044】

超音波撮像アセンブリ 22 からの超音波エネルギーの送出によって生じる超音波干渉を防ぐ、あるいは最小にするために、位置制御/処理回路 80 はフィルタ回路を具えることが好ましい。例えば、撮像エレメント 32 からの超音波エネルギーの射出は、位置基準エレメント 82 と位置エレメント 84 間、またはロール基準エレメント 50 間の測定距離を実際より短いものにすることがある。この不都合な効果を最小限に抑えるために、エレメントの各組み合わせ間の多数の距離測定は、各測定サイクルを持つ。多数の距離測定から最も大きな距離測定を選択して、トランスデューサ間の真の測定値を得ることができる。このような、フィルタリング技術は、米国特許出願第 10/213,441 号に開示されている。

40

#### 【0045】

位置エレメント 84 の位置座標が決定されると、位置制御/処理回路 80 が、位置座標と回転軸 44 の方位と、回転面 46 の原点の位置座標を決定することができる。特に、位置制御/処理回路 80 は、撮像カテーテル本体 26 の公知の構造に基づいて位置エレメント 84 の決定された位置と、位置エレメント 84 と撮像エレメント 32 間の位置関係を推定することによってこの情報を決定することができる。

#### 【0046】

代替として、撮像エレメント 32 の位置と、従って、回転プレーン 46 の原点の位置は

50

、撮像エレメント 32 自体を超音波位置エレメントとして用いて決定することができる。特に、撮像エレメント 32 は、異なる周波数、すなわち、9 MHz と 1 MHz に関連する二つの異なる共鳴モードで動作しうる。すなわち、撮像エレメント 32 は、9 MHz の共鳴モードで動作して超音波撮像パルスを生成し、1 MHz の第 2 の共鳴モードで動作して超音波位置パルスを生成することができる。撮像エレメント 32 は、都合の良いことに、これらの共鳴モードに対応する高調波振動数を示す単一の電気パルスでそれを刺激することによって、これらの共鳴モードで動作することができる。撮像が行われている間に撮像エレメント 32 を刺激するのに使用される電気パルスの比較的短いパルス幅は、撮像エレメント 32 の両共鳴モードを刺激することができる高調波周波数を当然含む。この技術は、カテーテル本体に対する撮像エレメント 32 の軸のシフト（クリープ）を補償するという利点がある。

10

#### 【0047】

位置制御 / 処理回路 84 は、選択的に、体腔を再構築するように構成されており、体腔の内側表面に接触するように配置された移動位置エレメントの位置座標を決定することによって画像が発生する。これを実行する超音波トランスデューサとカテーテルの位置及び方位を決定する更なる詳細と、この体腔再構築技術は、米国特許出願第 09 / 128,304 号に記載されている。

#### 【0048】

エレメントとカテーテルの位置と方位を決定する別の方法がある。例えば、米国特許第 5,391,199 号に開示されている磁気追跡技術である。この磁気技術では、単一の位置エレメントを用いて、それが装着されている構造体の位置座標（x、y、z）と方位（ピッチ、ヨー）を決めることができる。他の例としては、米国特許第 5,983,126 号に開示されているような電圧追跡技術を用いる。

20

#### 【0049】

合成画像生成器 18 は、画像制御 / 処理回路 24 から得られる画像データを、3次元表示サブシステムからの（ロール基準エレメント 50、回転軸 44 の位置座標と方位、及び追加の体腔再構築を含む）3次元情報に重ねて構築され、ディスプレイ 20 上に合成画像を表示する。有意に、合成画像生成器 18 は回転軸 44 についての画像データを正確に方向付ける。

#### 【0050】

特に、標準的な数学的変換技術を用いて、合成画像生成器 18 は、軸 44 の位置座標によって規定されるように、ロール基準エレメント 50 の位置座標を回転面 46 に変換し、ロール基準エレメント 50 からの画像データの起点方向（すなわち、絶対回転方位）を、撮像および追跡ビーム間の所定の角度オフセットと、追跡ビーム回転角度との差に等しい角度に回転させる。例えば、図 8 を参照すると、撮像ビームは追跡ビームから 90 度（撮像エレメント 32 とロール追跡エレメント 48 間の 90 度の機械的なオフセットによる）オフセットしており、追跡ビーム回転角度は 270 度である。従って、画像が回転する角度を決定するために、複合画像生成器 18 は、撮像及び追跡ビーム間の角度オフセット（90 度）から追跡ビーム回転角度（270 度）を引く。従って、この例では、画像データは  $90 - 270 = -180$  度だけ回転する。

30

40

#### 【0051】

画像は、方向付けされたり、3次元座標システムのコンテキストにおいて重ねあわす必要がなく、本発明はそのように限定されるものではない。例えば、ロール基準エレメント 50 は、外科医が絶対回転方位（例えば、天井方向、解剖学的なランドマーク方向など）であると考える位置に故意に配置することができる。更に、画像データは、この全体回転方位から、撮像および追跡ビーム間の角度オフセットと、追跡ビーム回転角度の差に等しい角度回転だけすることができ、あるいは、代替的に、外科医が絶対位置方位からこの角度だけ表示画像を視覚的に回転させることができる。

#### 【0052】

上述の説明において、本発明はその特別な実施例に関連させて述べられている。しかし

50

ながら、請求項に規定されるとおり、本発明の範囲からはなれることなく様々な変形や変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0053】

図面は、本発明の実施例を示すものであり、同じエレメントについては共通の符号が付されている。

【図1】図1は、本発明によって構成された体組織撮像システムの一の実施例の機能的ブロック図である。

【図2】図2は、図1に示す体組織撮像システムに用いられる超音波撮像サブシステムの機能的ブロック図である。

【図3】図3は、図2に示す超音波撮像サブシステムで用いられる超音波撮像カテーテルの断面図である。

【図4】図4は、図3に示す超音波撮像カテーテルで発生した追跡ビームによって生じた干渉を最小化するために使用される電気回路を示す図である。

【図5】図5は、図3に示す超音波撮像カテーテルに用いられる撮像アセンブリの斜視図であり、特に撮像および追跡ビームのビーム幅特性が示されている。

【図6】図6は、図2に示す超音波撮像サブシステムに用いる別の超音波撮像カテーテルの部分的断面平面図であり、摺動可能な回折格子を用いて、撮像ビームと追跡ビームを選択的に発生している。

【図7】図7は、図6に示す超音波撮像カテーテルの部分的断面平面図であり、前記撮像エレメントを覆う回折格子が示されており、扇型追跡ビームが生成されている。

【図8】図8は、図1に示す体組織撮像システムに用いる回転面処理回路によって構築された回転座標システムを示す図であり、撮像ビーム、追跡ビームおよびロール基準エレメントの実際の回転方位が部分的に示されている。

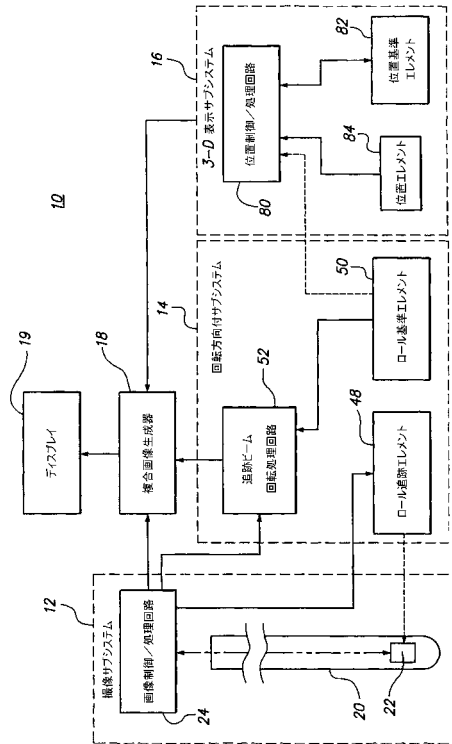
【図9】図9は、図1に示す体組織撮像システムに用いる追跡ビーム回転処理回路のブロック図である。

【図10】図10は、図9に示す追跡ビーム回転処理回路の詳細な構成要素を特に示す回路図である。

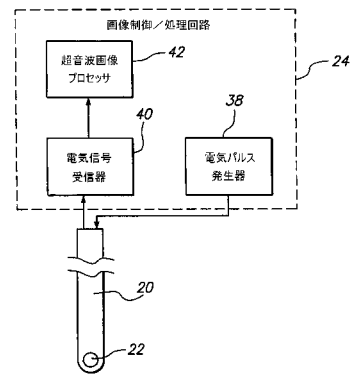
10

20

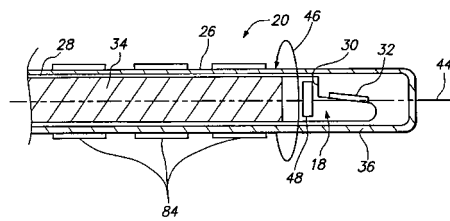
【 図 1 】



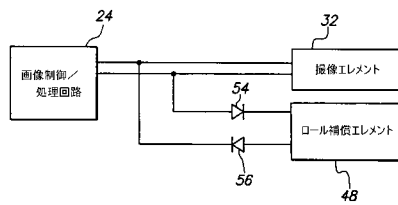
【 図 2 】



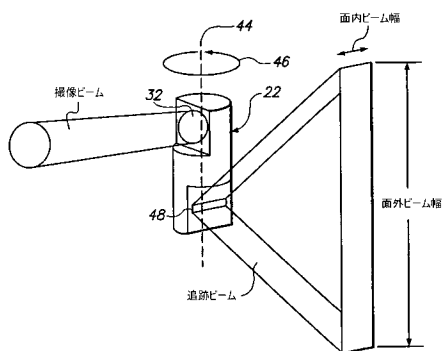
【 図 3 】



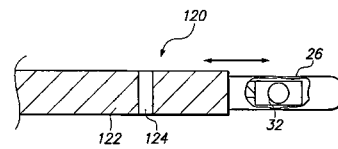
【 図 4 】



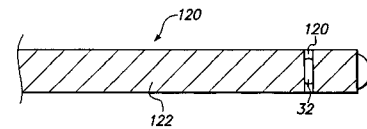
【 圖 5 】



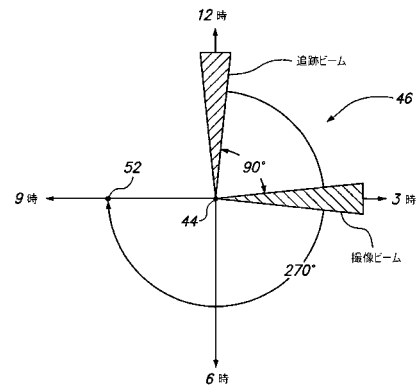
【 図 6 】



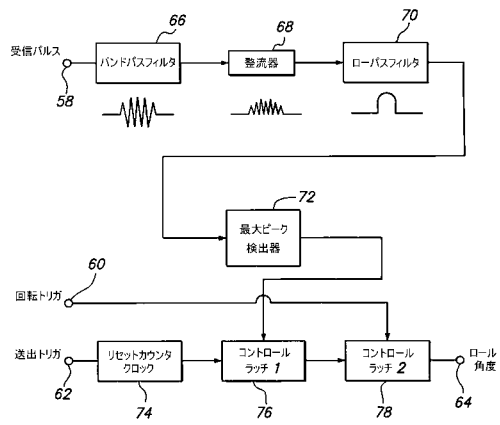
【 図 7 】



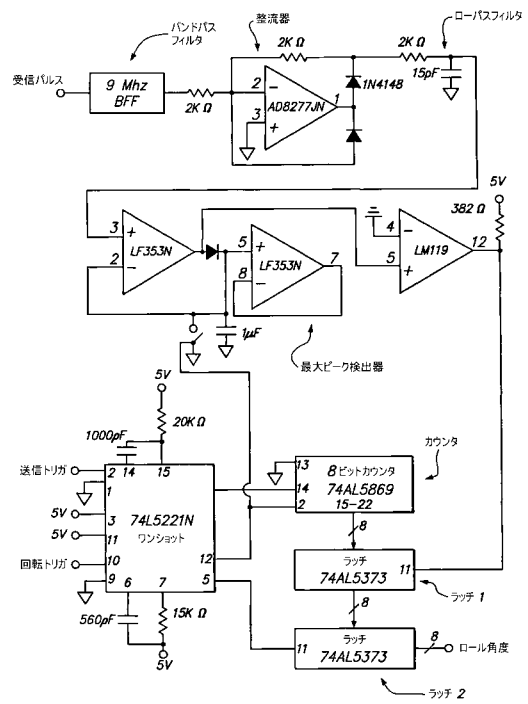
【 図 8 】



【図 9】



【図 10】





## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Inter. natl Application No PCT/US 03/37908
A. CL.ICATION OF SUBJECT MATTER IPC A61B8/12		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, PAJ, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 724 978 A (TENHOFF HARM) 10 March 1998 (1998-03-10) abstract column 2, line 1 - column 3, line 9	16-24
Y	column 4, line 1 - column 5, line 10	1-15
Y	US 5 538 004 A (BAMBER JEFFREY C) 23 July 1996 (1996-07-23) column 6, line 39 - column 7, line 45	1-15
X	US 4 176 662 A (FRAZER ROBERT E) 4 December 1979 (1979-12-04) abstract column 3, line 35 - line 48 column 4, line 30 - line 34	16,17
-/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search  14 May 2004		Date of mailing of the international search report  24. 08. 2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3018		Authorized officer  Beck, E

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US 03/37908

C.(Classification) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 171 248 B1 (EATON JOHN W ET AL) 9 January 2001 (2001-01-09) column 5, line 7 - line 33 column 7, line 41 - column 8, line 49 -----	16-24

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/US 03/37908

**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
  
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
  
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
  
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-24

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ US 03/37908

## FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-24

A medical probe comprising an elongate member, a rotatable operative element and a tracking element. A medical system comprising the probe, a reference element and a processing circuitry.

---

2. claims: 25-34

An imaging medical probe comprising an elongate member, a rotatable imaging element and a diffraction grating.

---

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/US 03/37908

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5724978	A	10-03-1998	CA 2266580 A1 EP 0934023 A1 JP 2001500762 T WO 9811823 A1 US 5830145 A	26-03-1998 11-08-1999 23-01-2001 26-03-1998 03-11-1998
US 5538004	A	23-07-1996	NONE	
US 4176662	A	04-12-1979	NONE	
US 6171248	B1	09-01-2001	US 6045508 A AU 6340698 A WO 9838486 A2	04-04-2000 18-09-1998 03-09-1998

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB14 EE11 FE03 FE04 GA27 JC25

专利名称(译)	用于对准医学用图像的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006509580A</a>	公开(公告)日	2006-03-23
申请号	JP2004560339	申请日	2003-11-25
[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	ウィリスエヌパーカー		
发明人	ウィリス,エヌ.,パーカー		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/445 A61B8/12 A61B8/4245 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/52 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/EE11 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA27 4C601/JC25		
优先权	10/319285 2002-12-13 US		
其他公开文献	JP4585318B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供了用于定向源自身体组织的图像数据的系统，方法和设备。将成像组件引入患者体内并围绕轴旋转。产生与成像组件机械相关联的跟踪光束，使得跟踪与成像组件一致地绕轴旋转。确定旋转跟踪光束在参考旋转方向和参考点之间形成的角度。参考旋转方向可以与超声图像数据内的基准点相关联，使得可以基于所确定的跟踪光束旋转角度来定向超声图像。

