

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4730889号
(P4730889)

(45) 発行日 平成23年7月20日(2011.7.20)

(24) 登録日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2005-215476 (P2005-215476)
 (22) 出願日 平成17年7月26日(2005.7.26)
 (65) 公開番号 特開2007-29335 (P2007-29335A)
 (43) 公開日 平成19年2月8日(2007.2.8)
 審査請求日 平成20年6月27日(2008.6.27)

(73) 特許権者 390029791
 日立アロカメディカル株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 赤羽 睦弘
 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 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像形成システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入された挿入体の画像を被検体の画像上に表示させる超音波画像形成システムであって、

挿入体を含む空間内に超音波を送受波するプローブと、

前記プローブを介して得られるエコー信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、

前記プローブに取り付けられた第一磁気センサと、

前記挿入体に取り付けられた第二磁気センサと、

前記第一磁気センサと第二磁気センサの各々から得られる座標情報に基づいて前記プローブを基準とした座標系における前記挿入体の座標情報を取得する座標情報取得手段と、
 を有し、

前記挿入体の座標情報に基づいて超音波の送受波制御を行うことにより、前記挿入体の画像を被検体の画像上に明示させた超音波画像を形成する、

ことを特徴とする超音波画像形成システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波画像形成システムにおいて、

前記挿入体の座標情報から得られる、前記プローブを基準とした座標系における挿入体の位置情報に基づいて、挿入体とその近傍領域からなる高密度走査領域内において超音波ビームを高密度に走査させることにより、当該高密度走査領域内における空間分解能が高

10

20

い超音波画像を形成する、

ことを特徴とする超音波画像形成システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波画像形成システムにおいて、

前記位置情報に基づいて確認される挿入体の移動に応じて前記高密度走査領域を移動させることにより前記挿入体の動きに前記高密度走査領域を追従させる、

ことを特徴とする超音波画像形成システム。

【請求項 4】

被検体に挿入された挿入体の画像を被検体の画像上に表示させる超音波画像形成システムであって、

挿入体を含む空間内に超音波を送受波するプローブと、

前記プローブを介して得られるエコー信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、

前記プローブに取り付けられた第一磁気センサと、

前記挿入体に取り付けられた第二磁気センサと、

前記第一磁気センサと第二磁気センサの各々から得られる座標情報に基づいて前記プローブを基準とした座標系における前記挿入体の座標情報を取得する座標情報取得手段と、
を有し、

前記挿入体の座標情報に基づいて、挿入体に対応した画像を前記超音波画像上に形成することにより、前記挿入体の画像を被検体の画像上に明示させた表示画像を形成する、

ことを特徴とする超音波画像形成システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波画像形成システムにおいて、

前記挿入体の座標情報から得られる、前記プローブを基準とした座標系における挿入体の位置情報に基づいて、前記超音波画像上の挿入体に対応した位置に、前記挿入体に対応した画像としてマーカを形成する、

ことを特徴とする超音波画像形成システム。

【請求項 6】

被検体に挿入されたカテーテルを含む空間内に超音波を送受波するプローブと、

前記プローブを制御する送受信制御部と、

前記プローブに取り付けられた第一磁気センサと、

前記カテーテルに取り付けられた第二磁気センサと、

を有し、

前記第一磁気センサと第二磁気センサの各々から得られる座標情報に基づいて前記プローブを基準とした座標系で前記カテーテルの位置を特定し、特定されたカテーテルの位置に応じて超音波ビームの走査密度を制御する、

ことを特徴とする超音波画像形成システム。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波画像形成システムにおいて、

前記カテーテルの位置に対応するフレームアドレスおよびラインアドレスを求めることにより、超音波ビームを特定するフレームアドレスおよびラインアドレスに基づいて、前記カテーテルの位置とその近傍領域からなる高密度走査領域を設定する、

ことを特徴とする超音波画像形成システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像形成システムに関し、特に、被検体に挿入された挿入体の画像を被検体の画像上に表示させる超音波画像形成システムに関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

心臓の冠状動脈の狭窄などを検査するために、X線造影剤を冠状動脈に流し込み、X線造影剤をX線透視下で観察する手法が知られている。X線造影剤を冠状動脈に流し込むためには、手または足の動脈からカテーテルを冠状動脈の入り口まで通す操作が行われる。カテーテルはX線非透過性の材料によって作られているため、X線透過画像によってカテーテルを認識することが可能である。一方、骨などと比較して心臓はX線透過性が高いため、X線透過画像によって心臓を認識することは困難である。そのため、カテーテルを挿入していく操作を行う際に、X線造影剤を流し込んで心臓を一瞬造影し、造影された心臓の形などを記憶しながらカテーテルを挿入していく。このようなカテーテルの挿入操作は非常に熟練を要する。また、X線透視下での操作は、患者や医師に対する被爆の問題が指摘されている。このため、X線透視に換えて超音波画像を用いてカテーテルをモニタリングする技術が提案されている（下記特許文献など）。

10

【0003】

【特許文献1】特開2001-299756号公報

【特許文献2】特開2001-340336号公報

【特許文献3】特開2004-275776号公報

【特許文献4】特開2004-275223号公報

【特許文献5】特開2004-499号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

20

ところが、カテーテルの先端は小さいため、超音波画像によってカテーテルの先端を常に正確に捕らえ続けることは非常に困難である。このため、超音波画像を用いてカテーテルの先端を正確にモニタリングする技術が望まれていた。

【0005】

例えば、特許文献1には、超音波を送信するトランスデューサをカテーテルの先端部に取り付け、外部の超音波探触子によってカテーテル先端部からの超音波を受信し、カテーテル先端の位置を確認する技術が提案されている。しかし、組織からの超音波の受信とカテーテル先端部からの受信を交互に行う必要があり、ポリウムレートを上げることができないなどの問題がある。また、カテーテルの先端部に取り付けるトランスデューサは非常に小さく、送信パワーを大きくすることができないため、位置検出精度の面でも問題がある。

30

【0006】

また、特許文献2には、カテーテルの先端部に造影剤を取り付け、反射エコー信号の強弱から先端部を検出する技術が開示されている。しかし、カテーテルそのものが、周囲の生体組織や血液に比べて音響インピーダンスが高いため大きな反射信号を示しており、この大きな反射信号の中から反射の異なる先端部を検出することは困難である。また、特許文献3には、カテーテルの先端部に磁気センサを取り付け、外部から発生した磁場を検出することにより、カテーテルの位置や方向を計測する技術が開示されている。しかし、超音波画像を用いてカテーテルの先端を正確にモニタリングする技術は開示されていない。

40

【0007】

ちなみに、特許文献4には、断層画像を利用したユーザの指示に基づいて、超音波ビームの走査密度を変更させる技術が開示されている。また、特許文献5には、X線照射装置に磁気センサを取り付け、超音波探触子で収集されたエコーデータに基づいて腫瘍を検出し、検出した腫瘍にX線を的確に照射するシステムが開示されている。

【0008】

本発明は、このような背景において成されたものであり、その目的は、被検体に挿入される挿入体の画像を被検体の画像上に表示させる新たな技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波画像形成システムは、被

50

検体に挿入された挿入体の画像を被検体の画像上に表示させる超音波画像形成システムであって、挿入体を含む空間内に超音波を送受波してエコー信号を取得する送受波手段と、前記エコー信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、挿入体の座標情報を取得する座標情報取得手段と、を有し、前記挿入体の座標情報に基づいて超音波の送受波制御を行うことにより、前記挿入体の画像を被検体の画像上に明示させた超音波画像を形成する、ことを特徴とする。

【0010】

望ましくは、前記挿入体の座標情報から得られる挿入体の位置情報に基づいて、挿入体とその近傍領域からなる高密度走査領域内において超音波ビームを高密度に走査させることにより、当該高密度走査領域内における空間分解能が高い超音波画像を形成する、ことを特徴とする。望ましくは、前記位置情報に基づいて確認される挿入体の移動に応じて前記高密度走査領域を移動させることにより前記挿入体の動きに前記高密度走査領域を追従させる、ことを特徴とする。

10

【0011】

また上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波画像形成システムは、被検体に挿入された挿入体の画像を被検体の画像上に表示させる超音波画像形成システムであって、挿入体を含む空間内に超音波を送受波してエコー信号を取得する送受波手段と、前記エコー信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、挿入体の座標情報を取得する座標情報取得手段と、を有し、前記挿入体の座標情報に基づいて、挿入体に対応した画像を前記超音波画像上に形成することにより、前記挿入体の画像を被検体の画像上に明示させた表示画像を形成する、ことを特徴とする。

20

【0012】

望ましくは、前記挿入体の座標情報から得られる挿入体の位置情報に基づいて、前記超音波画像上の挿入体に対応した位置に、前記挿入体に対応した画像としてマーカを形成する、ことを特徴とする。

【0013】

また上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波画像形成システムは、被検体に挿入されたカテーテルを含む空間内に超音波を送受波するプローブと、前記プローブを制御する送受信制御部と、前記プローブに取り付けられた第一磁気センサと、前記カテーテルに取り付けられた第二磁気センサと、を有し、前記第一磁気センサと第二磁気センサの各々から得られる座標情報に基づいて前記プローブを基準とした座標系で前記カテーテルの位置を特定し、特定されたカテーテルの位置に応じて超音波ビームの走査密度を制御する、ことを特徴とする。

30

【0014】

望ましくは、前記カテーテルの位置に対応するフレームアドレスおよびラインアドレスを求めることにより、超音波ビームを特定するフレームアドレスおよびラインアドレスに基づいて、前記カテーテルの位置とその近傍領域からなる高密度走査領域を設定する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明により、被検体に挿入される挿入体の画像を被検体の画像上に表示させる新たな技術が提供される。これにより、例えば、挿入体とその近傍領域からなる高密度走査領域内において超音波ビームを高密度に走査させることにより当該高密度走査領域内における空間分解能が高い超音波画像を形成することなどが可能になる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

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。

【0017】

図1には、本発明に係る超音波画像形成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。

50

【 0 0 1 8 】

プローブ 1 0 は、三次元エコーデータ取得用の超音波探触子である。プローブ 1 0 は、図示しない 2 D アレイ振動子を備えており、2 D アレイ振動子を構成する複数の振動素子が電子走査制御され、対象組織を含む三次元空間内で超音波ビームが走査される。後に詳述するように、本実施形態の超音波画像形成システムは、カテーテル 4 0 の先端を明示した表示画像を形成することができる。このためプローブ 1 0 は、ユーザ（検査者）に把持されて被検者の体表面上に当接して用いられ、そしてカテーテル 4 0 の先端を含む空間内に超音波を送受波する。プローブ 1 0 は、被検者の体腔内に挿入して用いられるものであってもよい。

【 0 0 1 9 】

送信部 1 2 は、送信ビームフォーマーとして機能する。つまり、送信部 1 2 は、プローブ 1 0 が備える複数の振動素子の各々に対して送信信号を供給することによって超音波ビームを形成する。一方、受信部 1 4 は、受信ビームフォーマーとして機能する。つまり、複数の振動素子の各々から受信信号を取得し、得られた複数の受信信号に対して整相加算処理などを実行する。これにより各超音波ビームごとにエコー信号が形成され、受信部 1 4 から出力される。

【 0 0 2 0 】

送信部 1 2 および受信部 1 4 は、システム制御部 2 0 によって制御され、超音波ビームがカテーテル 4 0 の先端を含む三次元空間内に電子的に走査されて、三次元の走査空間内の全域からエコー信号が取得される。

【 0 0 2 1 】

三次元画像作成部 1 6 は、三次元空間内から取得されたエコー信号に基づいて、対象組織の三次元画像を形成する。三次元画像作成部 1 6 は、三次元空間内のエコー信号から得られるボリュームデータに基づいて、三次元の立体的な画像を平面上に投影した画像を形成する。三次元画像作成部 1 6 は、三次元の画像を平面上に投影する際に、例えば、ボリュームレンダリング法に基づくレンダリング演算を行うことで、対象組織内部を透過表示した二次元の画像を形成する。ボリュームレンダリング法に基づくレンダリング演算は、例えば特開平 1 0 - 3 3 5 3 8 号公報に示される手法が好適である。上記公報記載の手法の概要は次の通りである。

【 0 0 2 2 】

まず、三次元空間の外側に仮想的に視点が設定され、三次元空間を間に介して、視点と反対側に二次元平面としてのスクリーンが仮想的に設定される。そして、設定された視点を基準として複数のレイ（透視線）が定義される。レイは、三次元空間を貫通してスクリーンに達する。三次元空間内において、レイ上には、複数のボクセルデータ（三次元空間内の各点におけるエコー信号の値）からなるボクセルデータ列が対応することになる。そして、レイに沿って、視点側から各ボクセルデータごとにボリュームレンダリング法に基づくボクセル演算を逐次的に実行すると、最終のボクセル演算の結果として画素値が決定される。その画素値がスクリーン上における当該レイに対応する座標にマッピングされる。こうして、各レイ毎に画素値を決定することでその集合として対象組織内部を透過表示した二次元の画像を形成する。三次元画像作成部 1 6 は、このボリュームレンダリング法

【 0 0 2 3 】

任意断面作成部 1 8 は、三次元空間内から取得されたエコー信号に基づいて、対象組織の断面画像を形成する。つまり、三次元の立体的な画像に対して設定される断面内において、対象組織の B モード画像を形成する。なお、断面は、例えば入力部 2 2 を介してユーザ（検査者）によって任意に設定されてもよいし、三次元空間内に超音波ビームを走査させる際の任意の走査面でもよい。

【 0 0 2 4 】

三次元画像作成部 1 6 において形成された三次元画像（例えば、ボリュームレンダリング法に基づく透過表示画像）や、任意断面作成部 1 8 において形成された断面画像は、表

10

20

30

40

50

示処理部 24 を介して表示部 26 へ表示される。表示処理部 24 は、三次元画像や断面画像を表示させる際に、三次元画像上や断面画像上のカテーテル 40 の先端の位置に、カテーテル 40 の位置を明示するマーカなどを形成してもよい。

【0025】

カテーテル 40 の先端には、磁気センサ 32 が取り付けられている。一方、プローブ 10 には、磁気センサ 34 が取り付けられている。二つの磁気センサは、基準位置に設置された磁場発生部 30 が発生する磁場を検出する。

【0026】

図 2 は、プローブ、カテーテルおよびこれらに取り付けられた磁気センサの位置関係を示す模式図である。プローブ 10 は、被検体内の血管 50 を含む空間内で超音波ビームを電子走査させる。超音波ビームスキャンエリア 60 は、超音波ビームが走査される三次元領域である。血管 50 内にはカテーテル 40 が挿入されている。そして、カテーテル 40 の先端部に磁気センサ 32 が取り付けられている。また、プローブ 10 には、磁気センサ 34 が取り付けられている。

【0027】

二つの磁気センサは、磁場発生部 30 が発生する磁場 70 を検出する。磁場発生部 30 は、例えば、手術室内のベッドなどに設置され、この磁場発生部 30 を基準位置として、二つの磁気センサの各々の位置と方向が特定される。磁場発生部 30 は、互いに直交関係にある三つのコイルを備えており、各コイルから三次元的に磁場 70 が発生される。二つの磁気センサも、各々、互いに直交関係にある三つのコイルを備えており、三次元的に形成された磁場 70 を三次元的に検知する。二つの磁気センサの受信結果は磁気センサ制御部（図 1 の符号 36）に伝えられ、磁気センサ制御部において、プローブ 10 とカテーテル 40 の先端との間の相対的な三次元的な位置関係が解析される。

【0028】

そこで、次に、プローブ 10 とカテーテル 40 の先端との間の相対的な位置関係の解析手法について説明する。なお、図 1 に既に示した部分には、図 1 における符号を付して説明する。

【0029】

図 3 は、磁気センサの座標系と超音波ビーム走査座標系を説明するための図である。本実施形態において、システム制御部 20 が送信部 12 および受信部 14 を制御する場合、超音波ビームアドレスが、 r 、 θ 、 ϕ の 3 つの座標によって定義される超音波ビーム走査座標系で定義される。超音波ビーム走査座標系は、超音波ビームスキャンエリア 60 の形状に対応している。

【0030】

一方、カテーテル 40 の先端に取り付けられた磁気センサ 32 が、磁場発生部 30 から発生される磁場を検出することによって得られる座標情報は、磁場発生部 30 を基準とする磁場発生部座標系（ X_{mt} , Y_{mt} , Z_{mt} , $X_{mt}Ang$, $Y_{mt}Ang$, $Z_{mt}Ang$ ）で得られる。ここで、 X_{mt} , Y_{mt} , Z_{mt} は、各々、三次元空間内の直交座標系を定義する軸である。また、 $X_{mt}Ang$, $Y_{mt}Ang$, $Z_{mt}Ang$ は、各々、 X_{mt} , Y_{mt} , Z_{mt} の各軸を回転軸とする回転成分である。

【0031】

このように、磁気センサ 32 が磁場を検出することによって得られる座標情報の座標系と、超音波ビーム走査座標系が異なるため、本実施形態では、磁気センサ 32 の座標情報が超音波ビーム走査座標系に変換される。この変換は、超音波ビーム走査座標系からプローブ 10 に取り付けられている磁気センサ 34 の座標系への変換マトリクス T_{usrx} と、磁気センサ 34 の座標系から磁場発生部座標系への変換マトリクス $Trxtx$ の、二つの変換マトリクスを求めることによって行われる。

【0032】

そして、これら二つの変換マトリクスを掛け合わせるにより、超音波ビーム走査座標系から磁場発生部座標系への変換マトリクス T_{ustx} が次式のように求められる。

[数 1]

10

20

30

40

50

$$Tustx = Trxtx \cdot Tusrx$$

【 0 0 3 3 】

本実施形態では、カテーテル 40 の先端に取り付けられている磁気センサ 32 の磁場発生部座標系における座標値 $P1mg$ を超音波ビーム走査座標系で表現する。この場合、数 1 で算出される変換マトリクス $Tustx$ の逆行列 $Tustx^{-1}$ を求めて、座標値 $P1mg$ と $Tustx^{-1}$ とを掛け合わせることで、超音波ビーム走査座標系における表現に変換することができる。以下、超音波ビーム走査座標系への変換についてさらに詳述する。

【 0 0 3 4 】

プローブ 10 に取り付けられる磁気センサ 34 は、超音波ビーム走査座標系の原点に取り付けられるとは限らない。つまり、磁気センサ 34 の座標系の原点と超音波ビーム走査座標系の原点との間にオフセットが存在する場合がある。そこで、本実施形態では、磁気センサ 34 の座標系（磁気センサ座標系）の原点と超音波ビーム走査座標系の原点との間のオフセットを加味した変換マトリクス $Tusrx$ （数 1 参照）が採用される。

【 0 0 3 5 】

図 4 は、磁気センサ座標系の原点と超音波ビーム走査座標系の原点との間のオフセットを説明するための図である。磁気センサ座標系の原点は、磁気センサ 34 内のコイルの配置構造などに応じて決定される設計事項であり、例えば、磁気センサ 34 の中心位置（重心位置）に設定される。一方、超音波ビーム走査座標系の原点は、プローブ 10 内の振動素子の配置構造などに応じて決定され、例えば、四角錐状の超音波ビームスキャンエリア（図 2 の符号 60）の頂点に設定される。図 4 においては、プローブ 10 の送受波面の中心位置に超音波ビーム走査座標系の原点があるものとする。

【 0 0 3 6 】

図 4（A）に示すように、磁気センサ 34 はプローブ 10 の筐体側面などに取り付けられる。このため、磁気センサ座標系の原点（例えば、磁気センサ 34 の中心位置）と超音波ビーム走査座標系の原点（例えば、プローブ 10 の送受波面の中心位置： Puc ）との間にオフセットが存在する。つまり、図 4（B）に示すように、X 軸上における位置オフセット成分 $Xofs$ 、Z 軸上における位置オフセット成分 $Zofs$ が存在し、また、図 4（C）に示すように、Y 軸上における位置オフセット成分 $Yofs$ が存在する。

【 0 0 3 7 】

さらに、磁気センサ座標系と超音波ビーム走査座標系との間に、座標系の方向のオフセットが存在する場合もある。

【 0 0 3 8 】

図 5 は、磁気センサ座標系と超音波ビーム走査座標系との間の方向のオフセットを説明するための図である。図 5（A）には、磁気センサ座標系（ Xmr, Ymr, Zmr ）と超音波ビーム走査座標系（ X, Y, Z ）が示されている。なお、超音波ビーム走査座標系は、図 3 を利用して説明したように、超音波ビームアドレスを設定するのに適した r, θ, ϕ の極座標系であるが、図 5 においては、方向のオフセットの理解を容易にするために X, Y, Z 直交座標系として示している。ちなみに、超音波ビームアドレスを設定する際には、後に詳述するように、超音波ビーム走査座標系に関して、 X, Y, Z 直交座標系から r, θ, ϕ の極座標系への変換処理が実行される。

【 0 0 3 9 】

図 5（B）には、磁気センサ座標系（ Xmr, Ymr, Zmr ）と超音波ビーム走査座標系（ X, Y, Z ）との間の方向のオフセットが示されている。つまり、X 軸と Xmr 軸との間の角度オフセット $Xangofs$ 、Y 軸と Ymr 軸との間の角度オフセット $Yangofs$ 、Z 軸と Zmr 軸との間の角度オフセット $Zangofs$ が示されている。

【 0 0 4 0 】

本実施形態では、磁気センサ座標系の原点と超音波ビーム走査座標系の原点との間のオフセット（位置オフセット）と、磁気センサ座標系と超音波ビーム走査座標系との間の方向のオフセット（角度オフセット）とを加味して、変換マトリクス $Tusrx$ が次式のように定義される。

10

20

30

40

50

【数 2】

$$T_{usrx} = T_{rotXofs} \cdot T_{rotYofs} \cdot T_{rotZofs} \cdot T_{mvofs}$$

$$\begin{aligned} T_{rotXofs} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta_x & \sin \beta_x & 0 \\ 0 & -\sin \beta_x & \cos \beta_x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, T_{rotYofs} = \begin{bmatrix} \cos \beta_y & 0 & -\sin \beta_y & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \beta_y & 0 & \cos \beta_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ T_{rotZofs} &= \begin{bmatrix} \cos \beta_z & \sin \beta_z & 0 & 0 \\ -\sin \beta_z & \cos \beta_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, T_{mvofs} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ X_{ofs} & Y_{ofs} & Z_{ofs} & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad 10$$

$$\beta_x = Xangofs, \beta_y = Yangofs, \beta_z = Zangofs$$

【0041】

位置オフセットの値や角度オフセットの値は、磁気センサ34のプロープ10への取り付け位置や角度によって幾何学的に決定される値である。つまり、数2に定義される変換マトリクス T_{usrx} は、磁気センサ34のプロープ10への取り付け位置や角度によって幾何学的に決定される。

20

【0042】

一方、数1における変換マトリクス T_{rxtx} は、磁気センサ34の座標系から磁場発生部座標系への変換マトリクスであり、次のように決定される。磁気センサ34は、磁場発生部30が発生する磁場を検出することにより、磁場発生部座標系における磁気センサ34の座標情報として、座標値 $P0mg$ （図3参照）を磁気センサ制御部36へ出力する。つまり位置を示す $(Xmt0, Ymt0, Zmt0)$ と方向を示す $(XmtAng0, YmtAng0, ZmtAng0)$ を出力する。この検出値を利用して、変換マトリクス T_{rxtx} が次式のように求められる。

【数 3】

$$T_{rxtx} = T_{rotX} \cdot T_{rotY} \cdot T_{rotZ} \cdot T_{mv} \quad 30$$

$$\begin{aligned} T_{rotX} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_x & \sin \alpha_x & 0 \\ 0 & -\sin \alpha_x & \cos \alpha_x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, T_{rotY} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_y & 0 & -\sin \alpha_y & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \alpha_y & 0 & \cos \alpha_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ T_{rotZ} &= \begin{bmatrix} \cos \alpha_z & \sin \alpha_z & 0 & 0 \\ -\sin \alpha_z & \cos \alpha_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, T_{mv} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ X_{mt0} & Y_{mt0} & Z_{mt0} & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad 40$$

$$\alpha_x = XmtAng0, \alpha_y = YmtAng0, \alpha_z = ZmtAng0$$

【0043】

数2および数3を数1に適用することにより、 T_{ustx} が決定され、その結果、 T_{ustx}^{-1} が演算により求められる。そして、変換マトリクス T_{ustx}^{-1} を利用して、磁気センサ32から得られる磁気センサ32の位置 $Pr2(Xmt1, Ymt1, Zmt1)$ を超音波ビーム走査座標系のXYZ直交座標 $Pr2(x2, y2, z2)$ で表すと次式のようになる。

【数 4】

$$\begin{bmatrix} x_2 & y_2 & z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{mt1} & Y_{mt1} & Z_{mt1} \end{bmatrix} T_{ustx}^{-1}$$

【 0 0 4 4 】

数 4 により、磁気センサ 3 2 から得られる磁気センサ 3 2 の位置を超音波ビーム走査座標系の X Y Z 直交座標で表すことが可能になる。次に、超音波ビーム走査座標系に関して、X Y Z 直交座標系から r , θ , ϕ の極座標系への変換処理について説明する。

【 0 0 4 5 】

超音波ビーム走査の設定は、フレームアドレス、ラインアドレスを利用して行われる。このため、数 4 によって得られる X Y Z 直交座標系で得られる磁気センサ 3 2 の位置 Pr2 (x_2, y_2, z_2) は、 θ 方向をラインアドレス、 ϕ 方向をフレームアドレスとする θ ϕ 座標系に変換する必要がある。

10

【 0 0 4 6 】

図 6 は、超音波ビーム走査座標系についての直交座標系と極座標系との対応関係を説明するための図であり、図 6 (A) (B) には、 θ 方向 (図 3 参照) をラインアドレス、 ϕ 方向 (図 3 参照) をフレームアドレスとする θ ϕ 座標系 (超音波ビームの深さ方向を r 方向とした r θ ϕ 三次元極座標系に対応する) と X Y Z 直交座標系との対応関係が示されている。ちなみに、図 6 においては、一例として、ライン総数を 40 本、フレーム総数を 40 枚としている。

【 0 0 4 7 】

20

図 6 (A) に示す幾何学的配置関係から、X Y Z 直交座標系における磁気センサ 3 2 の位置 Pr2 (x_2, y_2, z_2) のフレームアドレス CathPosFAdrs は、次式のように求めることができる。

【数 5】

$$\text{CathPosFAdrs} = ((\phi + \phi_{\max}/2) \cdot C_2) + 1$$

$$\phi = \arctan(z_2/y_2)$$

$$C_2 = (\text{frame} - 1) / \phi_{\max}$$

$\phi_{\max}$: エレベーション方向最大走査角

frame : 1 ボリュームを構成する設定可能フレーム数

30

【 0 0 4 8 】

一方、図 6 (B) に示す幾何学的配置関係から、X Y Z 直交座標系における磁気センサ 3 2 の位置 Pr2 (x_2, y_2, z_2) のラインアドレス CathPosLAdrs は、次式のように求めることができる。

【数 6】

$$\text{CathPosLAdrs} = ((\theta + \theta_{\max}/2) \cdot C_1) + 1$$

$$\theta = \arctan(z_2/y_2')$$

$$y_2' = \sqrt{(y_2)^2 + (z_2)^2}$$

$$C_1 = (\text{line} - 1) / \theta_{\max}$$

$\theta_{\max}$: アジマス方向最大走査角

line : 1 フレームを構成する設定可能ライン数

40

【 0 0 4 9 】

本実施形態では、X Y Z 直交座標系で得られる磁気センサ 3 2 の位置 Pr2 (x_2, y_2, z_2) から、位置 Pr2 に対応するラインアドレスおよびフレームアドレスを数 5 および数 6 を利用して算出し、そして、磁気センサ 3 2 の位置 Pr2、つまりカテーテル 40 の先端付近に超音波ビームを高密度に走査させる。

50

【 0 0 5 0 】

図 7 は、ビーム密度を変化させた超音波ビームの走査を説明するための図である。プローブ 10 によって形成される超音波ビームは、超音波ビームスキャンエリア 60 内の全域に亘って電子走査される。その際、カテーテル 40 の先端を含む領域 1 と、それ以外の領域 2 との間で超音波ビームの密度が変更される。つまり、領域 2 に比べて、カテーテル 40 の先端を含む領域 1 において、超音波ビームが高密度に走査される。その結果、カテーテル 40 の先端を含む領域 1 において空間分解能が高い超音波画像を形成することが可能になる。例えば、領域 2 におけるビーム密度を低くしてポリウムレートを上げる一方、狭い領域 1 内にのみ超音波ビームを高密度に走査することにより、高いポリウムレートを確保しつつ、カテーテル 40 の先端を明瞭に映し出した超音波画像を形成することができる。このため、例えば、三次元画像をリアルタイムで確認し、明瞭に映し出されるカテーテル 40 を観察しながら、カテーテル 40 の挿入操作を行うことが可能になる。そこで、次に超音波ビームの走査密度の制御について詳述する。

10

【 0 0 5 1 】

図 8 は、走査密度を変化させる場合の超音波ビームの形成位置を示す模式図であり、図 3 に示す超音波ビームスキャンエリア 60 をプローブ 10 側から見た場合の底面に対応している。図 8 において、横軸方向は ϕ (フレームアドレス) を示しており、縦軸方向は θ (ラインアドレス) を示している。そして、黒丸で示される複数の点が超音波ビームの形成位置を示している。なお、図 8 においては、設定可能な最大フレーム数を 40 枚、設定可能な最大ライン数を 40 本として説明するが、本発明においてフレーム数やライン数はこれらの数に限定されない。

20

【 0 0 5 2 】

また、数 5 および数 6 によって求められる磁気センサ 32 の位置 Pr2 (つまりカテーテル 40 の先端の位置) は、ラインアドレス 15、フレームアドレス 19 とする。そして、カテーテル 40 の先端を中心として、領域 1 のサイズをラインアドレス幅 9、フレームアドレス幅 9 とする。さらに、領域 1 におけるライン方向のビーム密度を 1 (ラインアドレス 1 つに対して 1 本)、フレーム方向のビーム密度を 1 (フレームアドレス 1 つに対して 1 本) とし、領域 2 におけるライン方向のビーム密度を 0.5 (ラインアドレス 2 つに対して 1 本)、フレーム方向のビーム密度を 0.5 (フレームアドレス 2 つに対して 1 本) とする。

30

【 0 0 5 3 】

図 8 は、これらの条件の下における超音波ビームの形成位置を示している。図示するように、領域 2 に比べて領域 1 内において、黒丸で示される点の密度つまり超音波ビームの密度が高い。超音波ビーム密度の制御は、主にシステム制御部 20 によって行われる。

【 0 0 5 4 】

図 9 は、超音波ビーム密度を制御する際に利用されるテーブルを示しており、図 9 (A) はビームディレイテーブルを示し、図 9 (B) はビームシーケンステーブルを示している。また、図 10 は、超音波ビームのビーム制御部周辺のブロック図である。図 10 に示す各構成は、システム制御部 20 内で実現される。図 9 および図 10 を利用して超音波ビームの走査手順を説明する。

40

【 0 0 5 5 】

まず、システムの初期化時に、ビーム制御部 200 は、ディレイ情報が格納されたビームディレイテーブル 230 を設定する。ビームディレイテーブル 230 は、 θ 方向走査角、 ϕ 方向走査角、1 ポリウムを構成する設定可能最大フレーム数、1 フレームを構成する設定可能最大ライン数、診断レンジなどのパラメータに応じて設定される。図 8 の例を用いれば、設定可能最大フレーム数 40 枚、最大ライン数 40 本であるため、合計 1600 本の超音波ビームの各々に関するディレイ情報が計算されてビームディレイテーブル 230 として設定される。

【 0 0 5 6 】

次に、ビーム制御部 200 は、磁気センサ制御部 36 から磁気センサ 32 および磁気セ

50

ンサ 3 4 に関する座標情報を取得し、数 1 から数 6 を利用して、カテーテル 4 0 の先端位置に対応するフレームアドレスとラインアドレスを求める。そして、ビーム制御部 2 0 0 は、超音波ビーム密度を大きくする領域 1 を設定する。図 8 の例を用いれば、ラインアドレス 1 1 から 1 9、且つ、フレームアドレス 1 5 から 2 3 の領域を領域 1 とする。

【 0 0 5 7 】

次に、ビーム制御部 2 0 0 は、超音波ビームを送受信する順にビームシーケンステーブル 2 2 0 にビーム番号を設定する。つまり、図 9 (B) に示すように、ビーム番号が小さい順に送受信すべきビーム番号が選択的に設定される。図 8 の例を用いれば、領域 1 におけるライン方向のビーム密度とフレーム方向のビーム密度は共に 1 であるため、図 9 (A) の領域 1 に対応するビーム番号は全て選択される。これに対し、領域 2 におけるライン方向のビーム密度とフレーム方向のビーム密度は共に 0 . 5 であるため、図 9 (A) の領域 2 (領域 1 以外の領域) においては、ラインアドレス 2 つに対して 1 本、フレームアドレス 2 つに対して 1 本の割合でビーム番号が選択され、図 9 (B) のように設定される。

【 0 0 5 8 】

そして、ビーム制御部 2 0 0 は、ビームカウンタ 2 1 0 のカウントをスタートさせる。カウント値はビームシーケンステーブル 2 2 0 に入力され、ビームシーケンステーブル 2 2 0 は、カウントごとにテーブル内に設定されているビーム番号を順にビームディレイテーブル 2 3 0 へ出力する。ビームディレイテーブル 2 3 0 は、ビームシーケンステーブル 2 2 0 から出力されるビーム番号に対応した送信ディレイ情報を送信部 1 2 へ出力し、また、受信ディレイ情報を受信部 1 4 へ出力する。こうして、超音波ビーム密度が制御される。

【 0 0 5 9 】

なお、図 8 から図 1 0 に示した例では、超音波ビームを高密度に形成する領域 1 のサイズをラインアドレス幅 9、フレームアドレス幅 9 の正方形としているが、領域 1 のサイズは、例えば、入力部 2 2 を介してユーザが任意に設定してもよい。また、領域の形状も正方形に限定する必要はない。さらに、密度の異なる領域を段階的に設けてもよい。

【 0 0 6 0 】

図 1 1 は、超音波ビームの高密度領域の設定例を示す図である。図 1 1 (A) は、超音波ビームを高密度に形成する領域 1 の形状が、カテーテル先端を中心とする円形の例である。円形の領域 1 内において領域 2 よりも超音波ビームが高密度に形成される。また、図 1 1 (B) は、高密度領域を段階的に設定した例である。つまり、カテーテル先端付近の領域 1 において最も高密度に超音波ビームを形成し、領域 1 を取り囲む近傍の領域 2 を経て、カテーテル先端から離れた領域 3 にかけて、段階的に超音波ビームの密度を低くしている。

【 0 0 6 1 】

さらに、図 1 2 に示すように、カテーテル先端を基準として密度勾配を設けてもよい。例えば、カテーテル先端を最大値としてカテーテル先端から離れるに従って直線的に密度を小さくする直線勾配 3 0 0 を設けてもよい。またカテーテル先端を最大値としてカテーテル先端から離れるに従って曲線的に密度を小さくする曲線勾配 4 0 0 を設けてもよい。

【 0 0 6 2 】

以上説明したように、本実施形態では超音波ビームの走査密度が制御されて、各超音波ビームごとにエコー信号が取得される。一般に、各超音波ビームごとに得られたエコー信号は、二次元スキャンコンパートまたは三次元スキャンコンパートされて、ボリュームデータとなる。本実施形態では、例えば、三次元画像作成部 1 6 内においてスキャンコンパートが行われ、この際、超音波ビームの走査密度が考慮される。

【 0 0 6 3 】

図 1 3 は、スキャンコンパートで参照されるテーブルを説明するための図である。図 1 3 (d) に示すビーム密度パターン (図 8 に相当する密度パターン) において、フレームアドレスに着目した場合、(a) から (c) の三種類のフレームパターンが存在する。つまり、(a) に示す領域 1 のみのパターン、(b) に示す領域 1 と領域 2 を含むパターン

、そして(c)に示す領域2のみのパターンの三種類のフレームパターンが存在する。

【0064】

これらのフレームパターン(テーブル)は、ラインデータを補間してフレーム上の格子点の輝度値(ボクセルデータ)を算出する際に参照される。つまり、例えば、三次元画像作成部16は、図13(a)から(c)の三種類のフレームパターンを参照して、スキャンコンバートを実行する。このため、システム制御部20は、初期化時などに三種類のフレームパターンを作成し、作成した三種類のフレームパターンを三次元画像作成部16に提供しておく。三次元画像作成部16は、受信部14から超音波ビームごとにエコー信号を取得しながら、そのエコー信号が属するフレームのパターンを特定し、三種類のフレームパターンの中から該当するパターンを選択して補間処理を行う。なお、任意断面作成部18においても三種類のフレームパターンの中から該当するパターンが選択され補間処理が行われる。

10

【0065】

さらに、本実施形態では、カテーテル先端の移動に応じて高密度領域を移動させ、カテーテルの動きに高密度領域を追従させることができる。

【0066】

図14は、本実施形態の超音波画像形成システムの画像形成処理動作を説明するための図である。まず、システムが初期化され(S102)、超音波ビーム送受信が開始される(S103)。そして、プローブとカテーテルに取り付けられた磁気センサからプローブとカテーテルの座標情報が読み取られ(S104)、システム制御部20によってカテーテルの位置に変化があるか否かが確認される(S105)。カテーテルの位置に変化がなければS112へ進み、カテーテルの位置に変化があればS106へ進む。

20

【0067】

カテーテルの位置に変化がある場合、超音波ビームの送受信が停止される(S106)。そして、システム制御部20において、カテーテル先端位置が超音波ビーム走査座標系に変換され(S107)、カテーテル先端位置を中心とした超音波ビームの高密度領域が設定される(S108)。さらに、新たに設定された高密度領域に応じてビームシーケンステーブル(図9)が書き換えられ(S109)、また、新たに設定された高密度領域に応じて三次元画像作成部や任意断面作成部において利用される補間テーブル(図13において説明したフレームパターンテーブル)も設定される(S110)。こうして、新たに設定された高密度領域に対応した超音波ビームの送受信が開始される(S111)。

30

【0068】

超音波ビームが送受信されると、受信部14において超音波ビームごとのエコー信号から超音波ラインデータが生成される(S112)。そして、三次元画像作成部16において、超音波ラインデータから二次元スキャンコンバートによりフレームデータが生成される(S113)、さらに、フレームデータから三次元スキャンコンバートによりボリュームデータが生成される(S114)。三次元画像作成部16はボリュームデータをレンダリング処理して、三次元画像(ボリュームレンダリング法に基づく透過表示画像)を作成する(S115)。一方、任意断面作成部18において、超音波ラインデータから二次元スキャンコンバートにより、断面画像として、フレームデータが生成される(S116)。

40

【0069】

表示処理部24は、三次元画像と断面画像を合成して、例えば、三次元画像と断面画像を二枚並べた表示画像を形成して表示部26へ表示させる(S117)。そして、システム制御部20は、画像形成処理を終了するか否かを判断し(S118)、画像形成処理を続けるのであればS104に戻り、再びプローブとカテーテルの位置を確認して、カテーテルの位置の変化が判断される。画像形成処理を終了するのであれば本フローが終了する。こうして、カテーテルの位置の変化に応じて超音波ビームの高密度走査領域(例えば、図8における領域1)の位置が更新される。

【0070】

図15は、カテーテル先端の移動に応じてリアルタイムに高密度走査領域を移動させる

50

手法を示す概念図である。つまり、図15の(a)から(d)の順にカテーテル先端が移動した場合に、カテーテル先端の移動ごとに、カテーテル先端が中心となるように高密度走査領域500が移動設定される。

【0071】

一方、図16は、カテーテル先端の移動に応じて領域ごとに高密度走査領域を移動させる手法を示す概念図である。つまり、超音波ビームの走査領域全域が、予め複数の領域に区分けされ、図16の(a)から(d)の順にカテーテル先端が移動した場合に、カテーテル先端の移動ごとにカテーテル先端が属する領域を判断して、カテーテル先端が属する領域を高密度走査領域500とする。

【0072】

10

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した超音波画像形成システムは、例えば、超音波診断装置と位置検出装置で構成される。つまり、図1の磁場発生部30、磁気センサ32、磁気センサ34および磁気センサ制御部36からなる位置検出装置を利用して、超音波診断装置のプロープ10に磁気センサ34を取り付ける構成である。また、磁気センサ制御部36およびシステム制御部20のうちの少なくとも一方がコンピュータで構成されてもよい。

【0073】

さらに、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。例えば、上述した実施形態では、カテーテル先端の近傍でビーム密度を大きくする旨の技術を示したが、カテーテル先端の近傍で超音波ビームを収束（フォーカス）させて、カテーテル先端の近傍の空間分解能を向上させてもよい。また、カテーテル先端の近傍で、ボリュームレンダリングを行う際のレイの密度を大きく設定することなども可能である。

20

【図面の簡単な説明】

【0074】

【図1】本発明に係る超音波画像形成システムの全体構成を示すブロック図である。

【図2】プロープ、カテーテルおよびこれらに取り付けられた磁気センサの位置関係を示す模式図である。

【図3】磁気センサの座標系と超音波ビーム走査座標系を説明するための図である。

【図4】磁気センサ座標系の原点と超音波ビーム走査座標系の原点との間のオフセットを説明するための図である。

30

【図5】磁気センサ座標系と超音波ビーム走査座標系との間の方向のオフセットを説明するための図である。

【図6】超音波ビーム走査座標系についての直交座標系と極座標系との対応関係を説明するための図である。

【図7】ビーム密度を変化させた超音波ビームの走査を説明するための図である。

【図8】走査密度を変化させる場合の超音波ビームの形成位置を示す模式図である。

【図9】超音波ビーム密度を制御する際に利用されるテーブルを示す図である。

【図10】超音波ビームのビーム制御部周辺のブロック図である。

【図11】超音波ビームの高密度領域の設定例を示す図である。

40

【図12】カテーテル先端を基準とした密度勾配を説明するための図である。

【図13】スキャンコンパートで参照されるテーブルを説明するための図である。

【図14】本実施形態の超音波画像形成システムの画像形成処理動作を説明するための図である。

【図15】カテーテル先端の移動に応じてリアルタイムに高密度走査領域を移動させる手法を示す概念図である。

【図16】カテーテル先端の移動に応じて領域ごとに高密度走査領域を移動させる手法を示す概念図である。

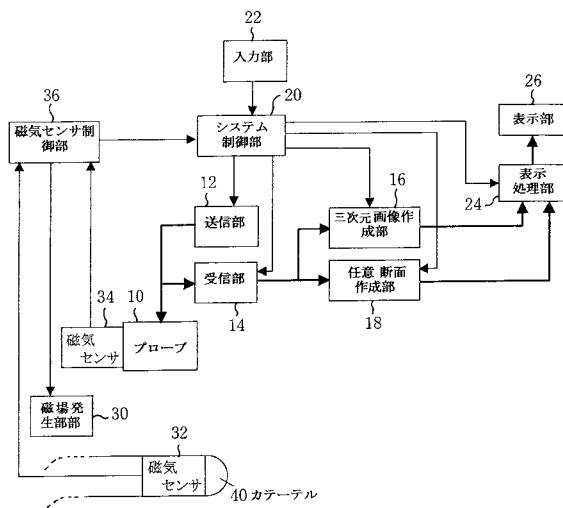
【符号の説明】

【0075】

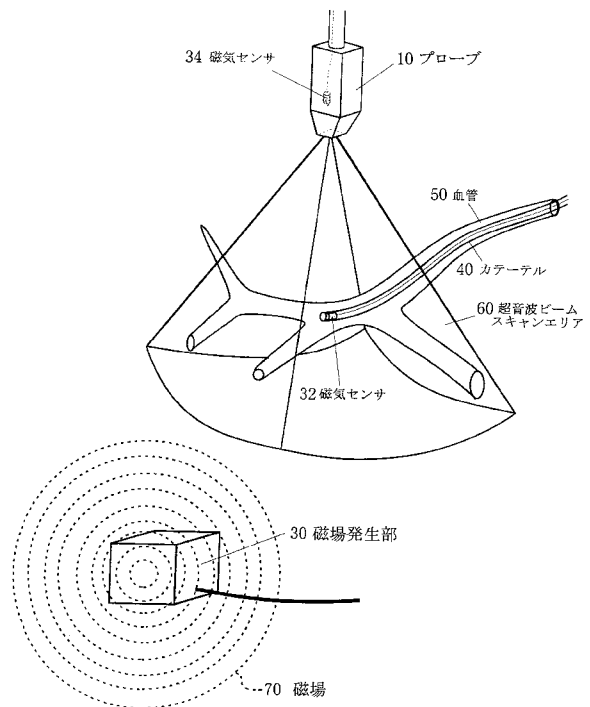
50

10 プローブ、12 送信部、14 受信部、16 三次元画像作成部、18 任意断面作成部、20 システム制御部、24 表示処理部、30 磁場発生部、32, 34 磁気センサ、36 磁気センサ制御部。

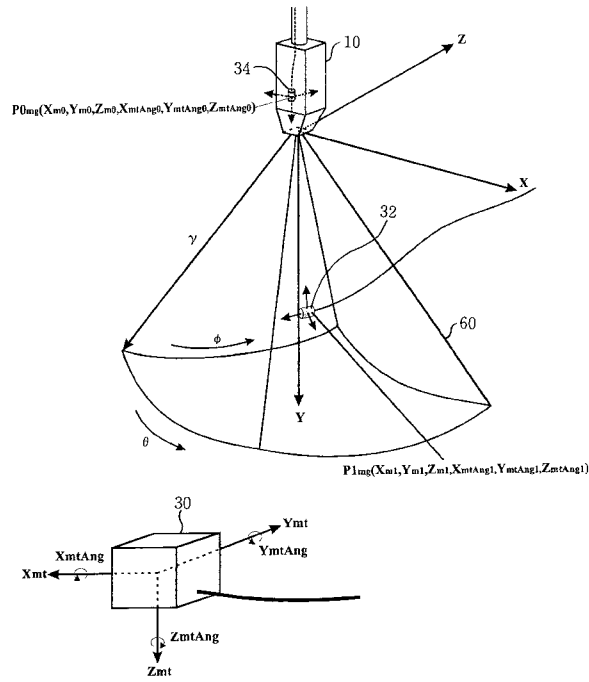
【図1】



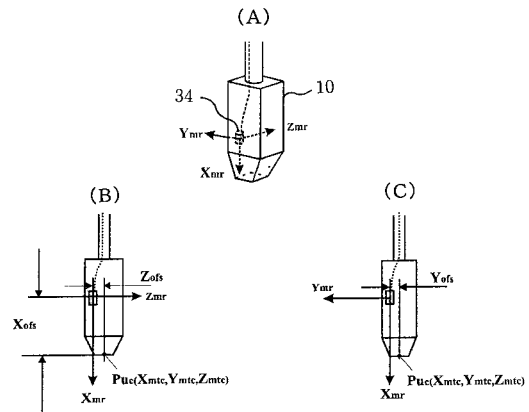
【図2】



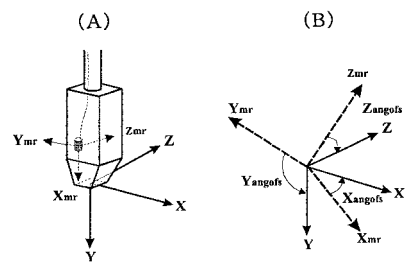
【図 3】



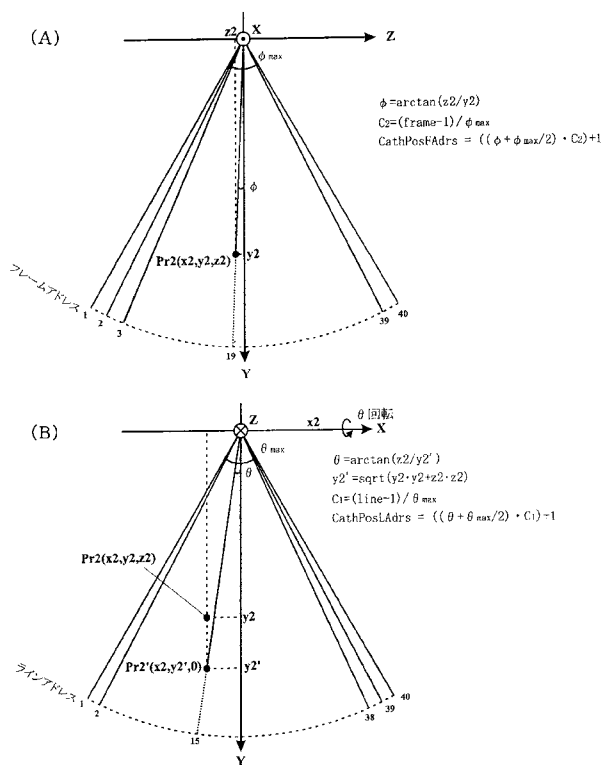
【図 4】



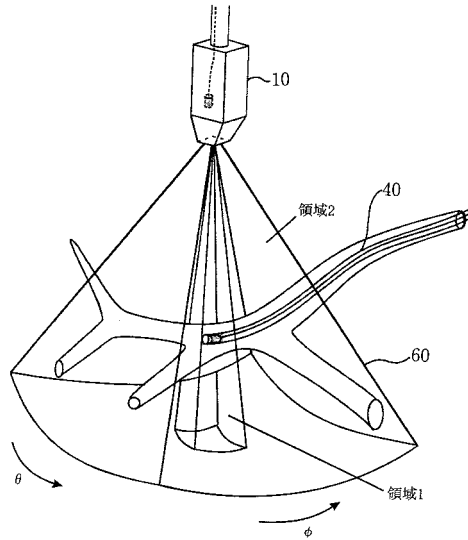
【図 5】



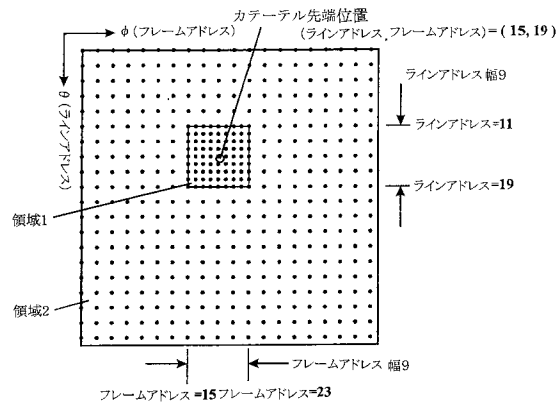
【図 6】



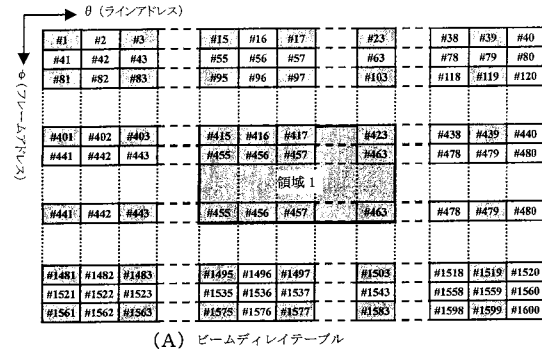
【図 7】



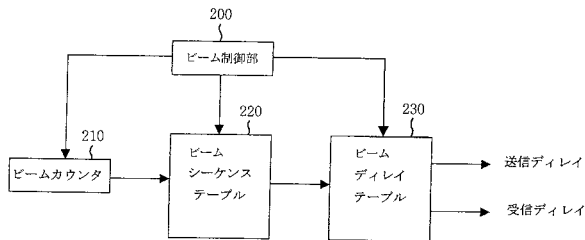
【図 8】



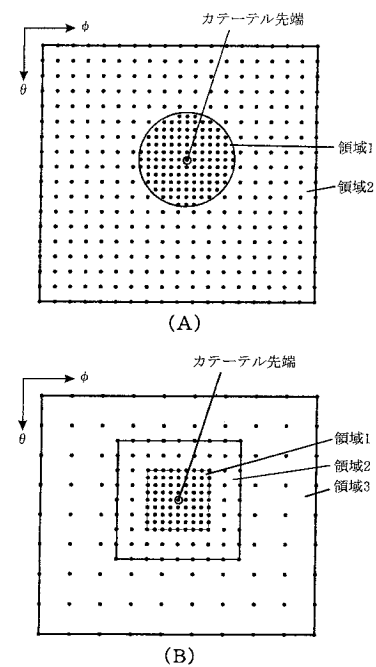
【図 9】



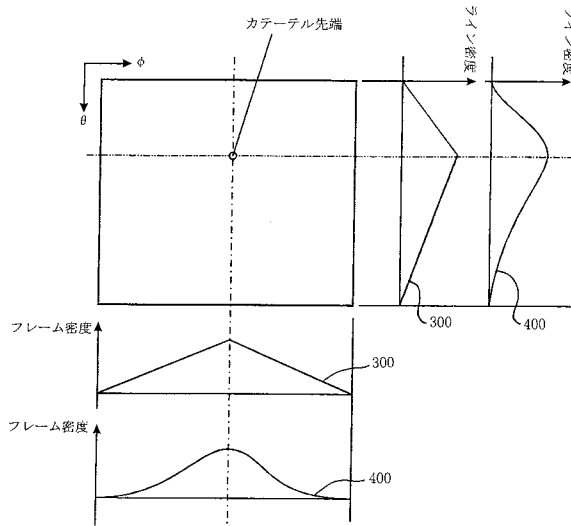
【図 10】



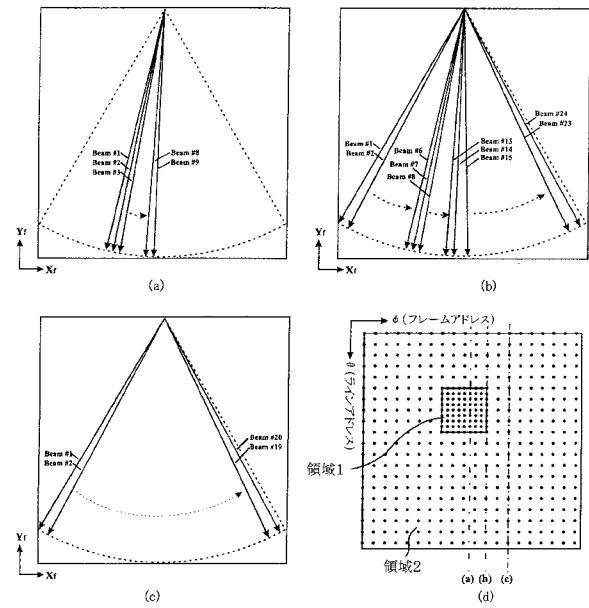
【図 11】



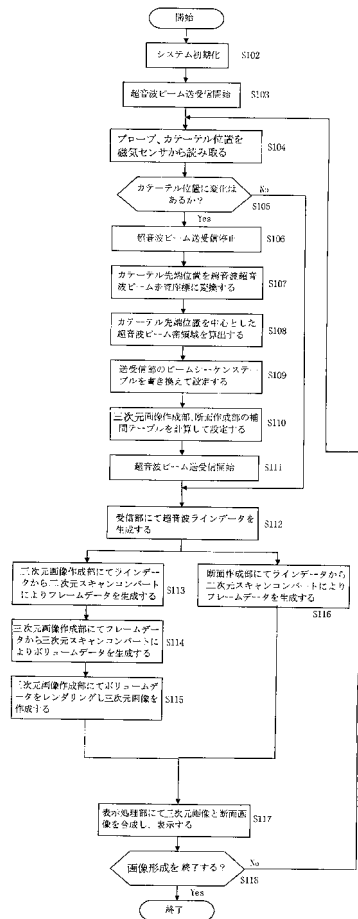
【図 12】



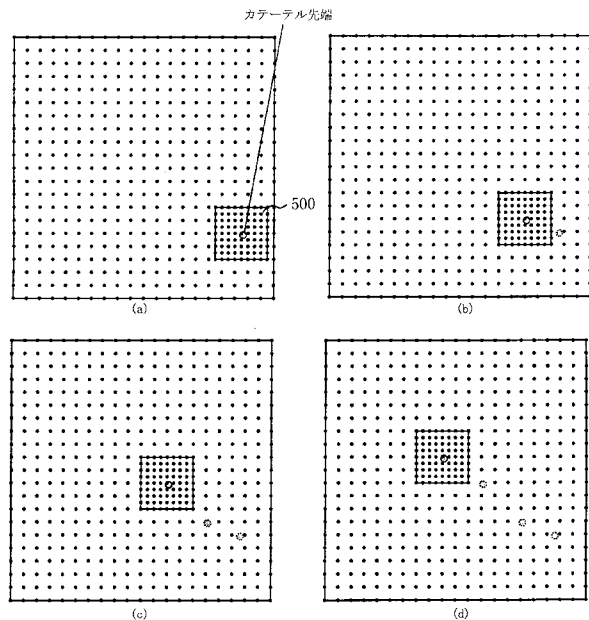
【図 13】



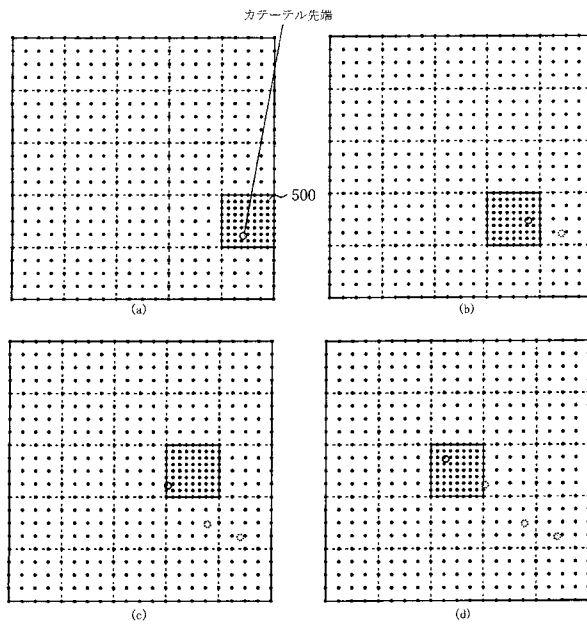
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 0 3 3 0 2 1 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 9 9 7 5 6 (J P , A)
特表 2 0 0 0 - 5 0 0 0 3 1 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 7 5 2 2 3 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 4 9 9 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 7 5 7 7 6 (J P , A)
特表 2 0 0 5 - 5 2 9 7 0 1 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 3 2 5 5 3 0 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声图像形成系统		
公开(公告)号	JP4730889B2	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	JP2005215476	申请日	2005-07-26
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	赤羽睦弘		
发明人	赤羽 睦弘		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE01 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/GA18 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/HH27 4C601/JC26 4C601/KK31		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2007029335A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种新技术，用于显示插入到主体图像上的主体的插入体的图像。
ŽSOLUTION：由探头10形成的超声波束在整个超声波束扫描区域60上电子扫描。此时，超声波束的密度在包括导管40的远端的区域1和另一区域之间改变。即，与区域2相比，在包括导管40的远端的区域1中以更高的密度扫描超声波束。结果，在区域1中形成高空间分辨率的超声图像。例如，通过降低区域2中的束密度来提高体积率并且仅在窄区域1内扫描高密度的超声波束，超声波图像清楚地突出远端，包括导管40的远端。在确保高体积率的同时形成导管40的一部分。
Ž

$$r_{xtx} = T_{rotX} \cdot T_{rotY} \cdot T_{rotZ} \cdot T_{mv}$$

$$T_{rotX} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_x & \sin \alpha_x & 0 \\ 0 & -\sin \alpha_x & \cos \alpha_x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, T_{rotY} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_y & 0 & -\sin \alpha_y & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \alpha_y & 0 & \cos \alpha_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_{rotZ} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_z & \sin \alpha_z & 0 & 0 \\ -\sin \alpha_z & \cos \alpha_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, T_{mv} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ X_{mt0} & Y_{mt0} & Z_{mt0} & 1 \end{bmatrix}$$

$$\alpha_x = X_{mtAng0}, \alpha_y = Y_{mtAng0}, \alpha_z = Z_{mtAng0}$$