

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4996141号
(P4996141)

(45) 発行日 平成24年8月8日(2012.8.8)

(24) 登録日 平成24年5月18日(2012.5.18)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2006-161843 (P2006-161843)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成18年6月12日 (2006. 6. 12)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2007-330286 (P2007-330286A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成19年12月27日 (2007. 12. 27)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成21年3月24日 (2009. 3. 24)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	永瀬 優子
			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	富永 昌彦
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームを第1ビーム走査方向及び第2ビーム走査方向に二次元走査して生体内に三次元空間を形成する制御を実行する手段であって、全体空間としての第1三次元空間を形成して第1ボリュームデータを取得する第1ビーム走査制御を実行するビーム走査制御手段と、

前記第1ボリュームデータ中の高輝度部分を判定することにより、生体内の前記第1三次元空間に挿入された器具の位置情報として、前記第1三次元空間内における前記器具の挿入部分が存在する範囲を表す挿入部分存在範囲を検出する位置情報検出手段と、

を含み、

前記ビーム走査制御手段は、更に、前記挿入部分存在範囲に基づいて前記器具の挿入部分を包含する部分空間としての第2三次元空間を形成して第2ボリュームデータを取得する第2ビーム走査制御を実行し、

前記ビーム走査制御手段は、前記挿入部分存在範囲に対してその外側に所定のマージンを加えることにより前記第2三次元空間を定め、

前記第2ビーム走査制御において前記挿入部分存在範囲に基づいて前記第1ビーム走査方向のビーム走査範囲及び前記第2ビーム走査方向のビーム走査範囲が定められる、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項1記載の超音波診断装置であって、

前記挿入部分存在範囲は、前記高輝度データを投影面上に投影することに特定され、且つ、前記第 1 ビーム走査方向における前記挿入部分の存在範囲及び前記第 2 ビーム走査方向における前記挿入部分の存在範囲として特定される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波診断装置であって、

前記第 1 ビーム走査方向において前記挿入部分の存在範囲の外側に前記所定のマージンとしてマージン Δx を加えることにより前記第 2 三次元空間における前記第 1 ビーム走査方向のビーム走査範囲が定められ、

前記第 1 ビーム走査方向において前記挿入部分の存在範囲の外側に前記所定のマージンとしてマージン Δy を加えることにより前記第 2 三次元空間における前記第 2 ビーム走査方向のビーム走査範囲が定められる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記ビーム走査制御手段は、前記穿刺針の動きに追従して前記第 2 三次元空間を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記ビーム走査制御手段は、前記第 1 ビーム走査制御と、前記第 2 ビーム走査制御とを組み合わせたビーム走査シーケンスに従って、ビーム走査の制御を実行する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記第 1 及び第 2 三次元空間の位置関係に基づいて、前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータとを合成する合成手段と、

前記合成手段が生成する合成ボリュームデータに基づいて、三次元表示画像を形成する三次元画像形成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、超音波ビームの走査制御に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、三次元表示機能を備えた超音波診断装置が広く利用されている。三次元表示機能を用いると、生体組織の本来の姿が奥行き感をもって、ディスプレイ上で立体的に描出される。そのため、三次元表示機能は画像診断に大きく寄与しており、その機能を用いることで胎児の姿や臓器内の腫瘍などが明瞭に描出できるようになった。

【0003】

一方、超音波診断装置は治療や手術を支援するための装置としても用いられている。例えば、超音波ガイド下穿刺術といわれる方法がある。この方法は、超音波診断装置を用いて体内の様子を観測しながら生体組織に穿刺針を挿入する方法である。この方法によると、体内の穿刺状態と治療対象組織をリアルタイムで観察しながら穿刺を行うことができるので、穿刺を確実かつ安全に行える。

【0004】

特許文献 1 には、三次元表示の超音波診断装置において、立体投影画像上に ROI（関心領域）を設定し、その設定範囲内において高い解像度の立体投影画像を得ることが示さ

10

20

30

40

50

れている。特許文献1では、ROIの設定は任意の位置で行われるために、ユーザによる手動設定が前提となっている。

【0005】

特許文献2には、三次元表示の超音波診断装置において、画像上に挿入される器具の向きや先端位置に基づいて、三次元画像のレンダリングの際の視線方向を決定し、三次元画像を構成することが示されている。特許文献2では、器具の位置に基づいて超音波ビームの走査範囲を変化させるような制御は行われていない。また、器具はレンダリングの方向を決定するための手段であり、描画の目的とはなっていない。

【0006】

【特許文献1】特開平10-277030号公報

10

【特許文献2】特開2004-215701号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

超音波ガイド下穿刺術に三次元表示機能を適用するに当たって、診断上でより有益な態様を画面表示するような超音波診断装置の制御方法は未だ実現されていない。特に、穿刺針のような器具に注目した形態で三次元表示画像を形成することは行われておらず、移動する器具に注目した制御についても行われていない。このことは穿刺針以外の器具についても同様である。

【0008】

20

本発明の目的は、三次元画像形成を前提として、器具を生体組織と一緒に三次元画像として表示する場合における新しいビーム制御技術を提供することにある。

【0009】

あるいは、本発明の他の目的は、超音波診断装置を用いる使用者に対して、例えば術中支援に有効な、器具の観察上の便宜を図れるような装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームを二次元走査して生体内に三次元空間を形成する制御を実行する手段であって、全体空間としての第1三次元空間を形成して第1ボリュームデータを取得する第1ビーム走査制御を実行するビーム走査制御手段と、前記第1ボリュームデータ中の高輝度部分を判定することにより、生体内の前記第1三次元空間に挿入された器具の位置情報として、前記第1三次元空間内における前記器具の挿入部分が存在する範囲を表す挿入部分存在範囲を検出する位置情報検出手段と、を含み、前記ビーム走査制御手段は、更に、前記挿入部分存在範囲に基づいて前記器具の挿入部分を包含する部分空間としての第2三次元空間を形成して第2ボリュームデータを取得する第2ビーム走査制御を実行し、前記ビーム走査制御手段は、前記挿入部分存在範囲に対してその外側に所定のマージンを加えることにより前記第2三次元空間を定める、ことを特徴とする。望ましくは、前記挿入部分存在範囲は、前記高輝度データを投影面上に投影することに特定され、且つ、第1ビーム走査方向における前記挿入部分の存在範囲及び前記第2ビーム走査方向における前記挿入部分の存在範囲として特定される。望ましくは、前記第1ビーム走査方向において前記挿入部分の存在範囲の外側に前記所定のマージンとしてマージン Δx を加えることにより前記第2三次元空間における前記第1ビーム走査方向のビーム走査範囲が定められ、前記第1ビーム走査方向において前記挿入部分の存在範囲の外側に前記所定のマージンとしてマージン Δy を加えることにより前記第2三次元空間における前記第2ビーム走査方向のビーム走査範囲が定められる。

30

40

【0011】

上記構成によれば、生体内で送受波される超音波に基づく超音波ビームが形成され、その超音波ビームに対して三次元空間内において第1ビーム走査制御を適用することによって、第1ボリュームデータが取得されそれに基づいて第1三次元空間内に存在する器具の位置情報が挿入部分の空間的広がりを示す挿入部分存在範囲として検出される。第1ビー

50

ム走査制御の実行と位置情報検出手段によって検出された位置情報に基づいて、後続の第2ビーム走査制御が実行されるので、器具の挿入部分存在範囲に応じた走査制御を実現することができる。

【0012】

生体内に挿入された器具は、一般的には超音波に対して高い反射率を示すので、強度の強いエコー信号が得られる。そのため器具の位置検出は比較的容易であり、三次元空間内の位置を精度よく特定することができる。ここで三次元空間とは、例えば生体内に想定される立体的な空間である。本願においては、超音波ビームを用いたエコー信号の取り込み空間であり、その立体的な形状は任意である。器具の具体例としては、手術用メス、鉗子、穿刺針、縫合器などが挙げられる。器具の材質は、金属あるいは非金属のいずれであってもよいが、特に金属製の器具は音響インピーダンスが高く超音波に対して高い反射率を示すので超音波による位置の特定が容易である。

10

【0013】

なお、第1ボリュームデータに基づいて器具の境界位置の情報を検出してもよいし、器具の一部分の位置を検出してもよい。例えば穿刺針の場合に針の先端部の位置情報を特定してもよい。

【0014】

望ましくは、前記ビーム走査制御手段は、前記第1ビーム走査制御の実行時には、全体空間としての前記第1三次元空間を形成し、前記第2ビーム走査制御の実行時には、前記第1三次元空間に包含される前記第2三次元空間を形成する、ことを特徴とする。

20

【0015】

上記構成によれば、第1ビーム走査制御の実行時には、第1ボリュームデータが全体的な範囲から取得され、その範囲の中から器具の位置範囲に応じた第2ボリュームデータが特定される。器具の位置の特定に先行して全体空間を走査することにより、器具の位置は特定され、第2ビーム走査制御を行うための設定を行うことができる。

【0016】

望ましくは、前記ビーム走査制御手段は、前記第1ビーム走査制御の実行時には、器具を包含する部分空間としての第1三次元空間を形成し、前記第2ビーム走査制御の実行時には、第1ビーム走査制御時から第2ビーム走査制御時までの器具の動きに追従して、前記第1三次元空間と部分的に重複した関係にある部分空間としての第2三次元空間を形成する、ことを特徴とする。

30

【0017】

上記構成によれば、第1ビーム走査制御の実行時には、器具を包含する部分空間から器具の位置が特定される。第1ビーム走査制御の後に器具が移動した場合においても、第2ビーム走査制御によって器具の位置に応じたビーム走査が行われる。従って、器具が移動しても、その動きに追従して位置を特定することができる。

【0018】

なお、第1ビーム走査制御において三次元空間の全体を走査すれば、最初に不明であった器具の位置を特定される。その上で第2ビーム走査制御においては、第1ビーム走査制御によって特定された位置に基づいて器具を包含する部分空間を特定される。その後、更に、第3番目のビーム走査制御を実行すると、先の第2ビーム走査制御によって特定された位置に基づいて、器具の移動に追従した部分空間を特定することが可能である。部分空間の特定は、時間的に前後の関係にある2つのボリュームデータを使って行われるので、第3番目のビーム走査制御を行う場合のデータ処理としては、第2ビーム走査制御による第2ボリュームデータが、新たな第1ボリュームデータとして利用され、次のビーム走査制御による第3番目のボリュームデータを、新たな第2ボリュームデータとして利用することにより、新たな第1ボリュームデータと新たな第2ボリュームデータを用いて部分空間を特定することができる。

40

【0019】

50

つまり、このような第1ビーム走査制御及び第2ビーム走査制御の実行を繰り返すことにより、器具を包含する部分空間の特定の動作を随時更新していくことが可能となるので、器具の位置を見失うことなく、器具に追従した走査制御を行うことができる。

【0020】

ちなみに、全体の走査を行うための第1ビーム走査制御は、一番最初の走査において実行することが望ましいが、一旦器具の位置が特定された後においては、ビーム走査シーケンスの中に組み入れることは必ずしも必要ではなく、器具を包含する部分空間を形成する第1、第2のビーム走査制御を繰り返すことによって、器具に追従した走査制御が可能である。

【0021】

望ましくは、前記器具の位置情報は、第1走査方向及び第2走査方向の内での少なくとも一方の走査方向における器具存在範囲を表す情報であり、前記ビーム走査制御手段は、前記器具存在範囲に対してマージンを加えて、前記第2三次元空間を形成するためのビーム走査範囲を設定する、ことを特徴とする。

【0022】

上記構成によれば、器具の存在範囲に対してマージンが加えられることで、器具に対して相対的にあるいは適応的に、第2三次元空間が設定される。それに従って、第1走査方向及び第2走査方向の少なくとも一方の走査方向に対して、器具の存在範囲を取り囲むように拡大してマージンを設けることができるので、器具が移動する場合においても、ボリュームデータの更新に伴って全体の三次元空間内での器具の移動を追尾していくことができる。

【0023】

第1走査方向と第2走査方向のいずれか一方向について、器具の存在範囲に対してマージンを加えた場合には、例えば、器具に対向する2つの面で挟み込まれる存在範囲を設定することが可能となる。また、第1走査方向と第2走査方向の双方向について、器具の存在範囲に対してマージンを加えた場合には、器具を4面で取り囲むような包囲空間（例えば対向する平行な2つの面を2組用いた包囲空間）を設定することが可能になる。

【0024】

マージンとは、器具の存在範囲（存在空間）の近傍に位置する領域であり、例えば、三次元空間においては、例えば刃物に対して、その刃物を収める鞘の部分と形容される近傍空間を意味する。但し、その近傍空間は、器具の表面からほぼ均等な距離を有するという概念で限定されるものではなく、マージンの設定された空間は直方体であってもよいし、四角錐の形状であってもよく、マージン設定空間はビーム走査制御の実施形態に応じて適宜任意に設定することができる。

【0025】

設定されるマージンは、ある方向に着目した場合に、器具の存在領域に対して一方向側であってもよいし、他方側であってもよい。望ましくは両側に設定してもよい。場合によっては、器具の移動方向を認識することができるのであれば、移動する方向に多くのマージンを設定してもよい。更には、器具の移動方向や移動速度を認識することができるのであれば、それらの移動方向や移動速度に応じて、マージンの設定量を可変にしてもよい。

【0026】

望ましくは、前記器具の位置情報は、第1走査方向、第2走査方向及び深さ方向のそれぞれの方向における器具の存在範囲を表す情報であり、前記ビーム走査制御手段は、第1走査方向及び第2走査方向においては、器具の存在範囲にマージンを加えて、前記第2三次元空間を形成するためのビーム走査範囲を設定し、前記ビーム走査制御手段は、深さ方向においては器具の存在範囲に基づいて診断深さを設定する、ことを特徴とする。

【0027】

上記構成によれば、第1走査方向及び第2走査方向に加えて、深さ方向についても器具の存在範囲を特定することができるので、全体を走査する三次元空間の中に占める器具の存在範囲を走査が必要な範囲に絞り込んで特定することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

診断深さとは、超音波の送受信によって診断可能な視野深度のことであり、具体的には、超音波のパルス繰り返し周波数に応じて、探触子からの距離として特定される長さのことである。従って、深さ方向に対しては、器具の存在位置が超音波探触子に近い場合（例えば、器具が体表から浅い場合）においては、器具を特定するのに十分な浅い診断深さを設定することが可能となる。逆に、器具の存在位置が超音波探触子から遠い場合（例えば、器具が体表から深い場合）においては、器具を特定するために診断深さを深く設定することができる。

【 0 0 2 9 】

望ましくは、前記ビーム走査制御手段は、前記第 1 ビーム走査制御と、前記第 2 ビーム走査制御とを組み合わせたビーム走査シーケンスに従って、ビーム走査の制御を実行すること、ことを特徴とする。

10

【 0 0 3 0 】

上記構成によれば、第 1 ビーム走査制御によって取得した第 1 ポリウムデータと、第 2 ビーム走査制御によって取得した第 2 ポリウムデータとを組み合わせたビーム走査シーケンスを構成できる。ビーム走査シーケンスの設定次第で、第 2 ポリウムデータの更新回数を増やすことができるので、器具の動きを捉えることが容易になる。

【 0 0 3 1 】

望ましくは、前記第 1 及び第 2 三次元空間の位置関係に基づいて、前記第 1 ポリウムデータと前記第 2 ポリウムデータとを合成する合成手段と、前記合成手段が生成する合成ポリウムデータに基づいて、三次元表示画像を形成する三次元画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

20

【 0 0 3 2 】

上記構成によれば、第 1 ポリウムデータと第 2 ポリウムデータの情報を含む合成ポリウムデータが形成されるので、その合成ポリウムデータに基づいた三次元画像は、三次元空間内での器具の位置及び形態を容易に把握することができる画像として生成される。つまり、器具に注目した今までにない三次元画像機能を提供することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 3 】

以上説明したように、本発明によれば、三次元表示において、器具に注目した態様でのビーム制御技術を提供することができる。

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 4 】

以下、本発明の好適な実施の形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 3 5 】

図 1 は、本発明に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。この超音波診断装置は、生体内組織の表示及び穿刺針やメスなどの体内挿入器具の位置確認のために三次元画像を表示するための装置である。

【 0 0 3 6 】

システム制御部 3 2 は、超音波診断装置内の各ユニットを統合的に制御する CPU と、CPU の周辺デバイスとしての DSP、メモリ等を備えている。システム制御部 3 2 には、入力部 3 4 から入力される設定値が記憶される。

40

【 0 0 3 7 】

入力部 3 4 は、キーボードやトラックボールを有する操作パネルによって構成されており、それを用いてユーザはシステム制御部 3 2 に対して必要な設定を行うことができる。本実施形態では、入力部 3 4 を用いて、例えば、器具検出時に用いる閾値を設定することができる。

【 0 0 3 8 】

システム制御部 3 2 は、ビーム走査制御部 3 6 を有し、このビーム走査制御部 3 6 が、送信ビームフォーマー 3 8 と受信ビームフォーマー 4 2 を制御する。本実施形態において

50

は、ビーム走査制御部 36 が、超音波ビームを放射するタイミング制御を行っており、同時に、超音波ビームの走査範囲を決定している。すなわち、第 1 三次元空間を形成して第 1 ボリュームデータを取得するための第 1 ビーム走査制御と、第 2 三次元空間を形成して第 2 ボリュームデータを取得するための第 2 ビーム走査制御のいずれのビーム走査制御も、ビーム走査制御部 36 の指令に基づいて行われる。

【0039】

なお、本実施形態においては、ビーム走査制御部 36 はシステム制御部 32 の一機能として存在するが、それが独立したモジュールとして存在してもよい。ビーム走査制御部 36 は、その実体がハードウェアあるいはソフトウェアのいずれで構成されていてもよい。

【0040】

送信ビームフォーマー 38 は、探触子内の振動子から超音波を放射させるための電圧増幅部を有し、振動素子毎の遅延設定を行うことで超音波ビーム 41 を形成する。具体的にはビーム走査制御部 36 の制御の下で、送信ビームフォーマー 38 においては、超音波送信のための電圧を有する複数の送信信号が生成される。これらの送信信号は、各々がタイミング制御された後、探触子 40 の中の振動素子に出力される。

【0041】

本実施形態における探触子 40 は、複数の振動素子からなる 2D アレイ振動子である。送信ビームフォーマー 38 からの送信信号は、各々がタイミング制御された後、探触子 40 内の複数の振動素子に出力される。複数の振動素子を協調して動作させることにより超音波ビーム 41 が形成される。送信ビームフォーマー 38 によって、振動素子の開口寸法、超音波ビーム 41 の方位角および焦点距離が適宜指定され、超音波ビーム 41 は走査角 θ の方向に走査される。超音波ビーム 41 が走査されることによって、第 1 の走査方向が定められ、2次元の走査面が形成される。その走査面を空間的に掃引走査することによって、三次元の走査空間 43 が形成される。その三次元の走査空間 43 から得られたエコー信号は、受信ビームフォーマー 42 に出力される。

【0042】

本実施形態においては、探触子 40 は体表に当接されており、図 1 には、体内の注目組織 45 が診断対象として表示されている。探触子 40 には穿刺アダプタ 39 が装着されており、その穿刺アダプタ 39 には穿刺針 37 が取り付けられている。穿刺針 37 は、穿刺アダプタ 39 によって、その挿入経路の方向が定められつつ生体内に穿刺される。

【0043】

受信ビームフォーマー 42 は、A/D 変換回路と整相加算部を備える。受信ビームフォーマー 42 に入力された複数の受信信号は、受信ビームを電子的に形成するためにデジタル信号に変換された上で整相加算部によって整相加算される。受信ビームフォーマーには、先行ビーム走査制御（第 1 ビーム走査制御）と後行ビーム走査制御（第 2 ビーム走査制御）のそれぞれのビーム走査時のエコー信号が入力され、それらは時間的には別々のタイミングで受信ビームフォーマー 42 に入力される。先行ビーム走査制御は、例えば、走査可能な範囲の全体に対して行われる走査制御である。先行ビーム走査制御で取得された信号は、受信ビームフォーマー 42 に対して、全体空間の情報をもつエコー信号として入力される。後行ビーム走査制御は、例えば、器具に対して走査範囲を絞り込んで行われる走査制御である。後行ビーム走査制御で取得された信号は、受信ビームフォーマー 42 に対して、器具の部分空間の情報をもつエコー信号として入力される。整相加算後の受信信号は、各々が区別されるエコー信号として後段の信号処理部 44 へ出力される。

【0044】

信号処理部 44 は、受信ビームフォーマー 42 から出力されたエコー信号を処理する。信号処理部 44 では、対数圧縮処理やダイナミックレンジ設定の処理を行うための回路を備える。対数圧縮処理回路は、対数増幅により物体からの幅広い反射超音波信号の振幅を均一に平均化する処理を行う。信号処理部 44 においては、先行あるいは後行のビーム走査制御によらずにそれぞれのエコー信号について基本的には共通の信号処理が行われる。処理された各々のエコー信号は、次段の位置情報検出部 46 にボリュームデータとして送

10

20

30

40

50

られる。

【 0 0 4 5 】

位置情報検出部 4 6 は、ポリウムデータに基づいて器具の位置情報を特定する検出手段を有している。器具の位置情報検出は、例えば以下のような方法で行われる。

【 0 0 4 6 】

一般に、体内に挿入された器具の反射信号は高強度であるので、高い輝度を示すデータは、器具の存在位置に該当するものとして処理される。輝度の判断基準となる閾値は、入力部 3 4 から入力された数値を用いてもよいし、システム制御部 3 2 の中で予め記録されている数値を用いてもよい。

【 0 0 4 7 】

位置情報検出部に入力されたポリウムデータは、複数のフレームデータから構成されており、ここで各フレームデータは複数のビームデータから構成されている。個々のビームデータが、どの走査位置及び方位角において取得されたのかは、それぞれのビームデータについて全て管理されているので判別できる。従って、ビームデータ上における高輝度なデータを閾値判定によって特定することにより、器具の位置情報を有するデータが得られる。なお、輝度を判定する方法は閾値処理以外にもヒストグラム処理を用いてもよい。

【 0 0 4 8 】

位置情報検出部 4 6 において検出された器具の位置に関する情報は、ビーム走査制御部 3 6 にフィードバックされる。その位置情報に基づいて、次の走査で行われるビーム走査制御の走査範囲を決定できる。すなわち、ビーム走査と位置検出によって器具の位置が特定されたら、その位置に注目してビーム走査を行うことができる。位置情報の検出のために用いられたポリウムデータは、位置情報検出部 4 6 から出力されて三次元画像形成部 4 8 に入力される。

【 0 0 4 9 】

三次元画像形成部 4 8 は、画像形成のためのデータを保存するメモリを有する。三次元画像形成部 4 8 においては、メモリを用いて、三次元空間においてポリウムデータとして得られた元データをボクセルデータ集合に変換する処理が行われる。このデータ再構成処理は、三次元座標の変換処理であり、この処理によって探触子の三次元空間の走査方式によらないボクセルデータの集合体が構成される。更に、ボクセルデータの集合体を用いて、公知のポリウムレンダリング処理が行われる。この処理によってボクセルデータの集合体を透かして投影したような三次元表示画像が形成され、その画像は表示部 5 0 に送られる。

【 0 0 5 0 】

表示部 5 0 は、表示処理器及び表示器によって構成される。表示処理器は画像合成機能やカラー合成機能などを有する。表示器としては C R T や L C D が用いられる。表示部 5 0 に送られた三次元表示画像のデータに対しては、ビデオ信号処理などの信号処理が施されて、そのデータが表示装置上で視覚画像として表示される。

【 0 0 5 1 】

上述の一連の流れにおいて説明したように、ビーム走査制御部 3 6 の指令によって全体のポリウムデータが取得され、位置情報検出部 4 6 によって器具の位置が検出される。検出された位置の情報は、ビーム走査制御部にフィードバックされるので、器具の位置に応じたビーム走査制御が行われることになる。

【 0 0 5 2 】

図 2 の上段部には、2 D アレイ探触子を用いた場合における 3 次元空間データ取り込み空間の概念図が示されている。穿刺の経路は、穿刺アダプタにより設定されており、図には右上側の方向から穿刺針が挿入される様子が示されている。図 2 の上段部には、2 D アレイ振動子の振動素子面 1 0 と、ポリウムデータの取り込み空間とが模式的に示されている。2 D アレイ探触子の振動素子面 1 0 を形成している複数の振動素子からは、送信ビームフォーマー 3 8 からの時相制御された発振指令信号に応じて超音波が発信される。複数の振動素子から発信された超音波は三次元空間内で 1 本の超音波ビーム 4 1 として形成

10

20

30

40

50

される。その超音波ビーム 4 1 を定められた方位角で走査することにより、図 2 に示すような四角錐の形状の走査空間 4 3 が形成される。その走査空間 4 3 に、斜め上方から、穿刺アダプタに装着された穿刺針 3 7 が挿入される。

【 0 0 5 3 】

図 2 の下段部には、三次元の立体走査空間を上方から投影した投影データ 1 4 が示されている。穿刺針 3 7 の存在している部分領域に対応するボリュームデータは高輝度を示す。そのため、投影データ 1 4 上では、穿刺針の存在している部分に相当する部分領域 1 6 が特定される。部分領域 1 6 は、X Y 平面上では X 方向及び Y 方向から範囲を特定することができる。図 2 においては部分領域 1 6 は、X 方向には x_1 と x_2 との間で特定される領域として示され、Y 方向には 0 と y_1 との間で特定される領域として示されている。その長方形の部分領域 1 6 を取り囲むように、マージンを設けることができる。図 2 においては、部分領域 1 6 を囲む凹型の部分がマージン領域 1 8 として示されている。

10

【 0 0 5 4 】

図 3 は、楕円体の形状の器具 2 0 が三次元空間 2 2 を通過していく様子を概念的に示した図である。ボリュームレンダリングの視点 2 4 は三次元空間 2 2 の真上に設定する。図 3 において、超音波による観測の対象は、金属で作られた楕円体の器具 2 0 である。この三次元空間 2 2 を用いて得られる、視点 2 4 から観測される投影データについて、図 4 を用いて説明する。

【 0 0 5 5 】

図 4 は、動きを伴う器具と三次元表示画像の基になる投影データとの関係を示す説明図である。図 4 に示す (a) から (d) までの 4 つの四角枠は、それぞれが、図 3 で説明した視点の方向から三次元空間 2 2 を観測した場合の平面への投影データを示している。これらの投影データは、前述の図 2 に示した投影データ 1 4 と概念的には同様のものである。時間的には、最初に取得された投影データ (a) から、最後に取得された投影データ (d) に至るまで、経時的な変化を伴っている。時間の経過に沿って並べて図示されている。図 4 に示す各投影データには、その器具 2 0 が、超音波の三次元走査空間内を移動していく様子が捉えられている。

20

【 0 0 5 6 】

図 4 (a) に示す投影データは、Y 軸の正方向に移動している楕円体部品が、三次元走査空間内に入ってきた時の状態を示している。この投影データは以下のような動作によって得られる。まず、1 番目のビーム走査制御を実行することにより、三次元空間 2 2 の全体のボリュームデータが取得される。そのボリュームデータを解析することで、器具 2 0 の位置が検出される。検出された位置情報は、図 4 (a) において、X 方向については x_1 と x_2 との間として示され、Y 方向については 0 (ゼロ) から y_1 で示されている。図 4 (a) においては、器具 2 0 を包含する領域が長方形の領域 2 6 で示されている。その位置情報に基づいてマージンの付加が X Y 方向の 2 方向に行われる。図 4 (a) においては、器具の周囲を取り囲むように x_1 、 x_2 及び y_1 の幅のマージンが設定されている。

30

【 0 0 5 7 】

次に、2 番目のビーム走査制御の動作について記す。2 番目のビーム走査制御は、器具 2 0 に相当する部分空間の走査であるので、その走査空間の範囲は全体の三次元空間 2 2 に比べて縮小される。但し、器具 2 0 に相当する部分だけではなく、その空間を包含する範囲までマージンを広げて範囲を設定する。すなわち、X 方向の走査範囲については、X 軸の負方向にマージンを広げて ($x_1 - x_1$) が設定される。また、X 軸の正方向にもマージンを広げて ($x_2 + x_2$) が設定される。Y 方向の走査範囲については、Y 軸の正方向にマージンを広げて ($y_1 + y_1$) が設定される。マージンを付加した領域は、図において長方形のマージン設定領域 2 8 a として示される。X Y 平面上においては、このマージン設定領域 2 8 a に対して、2 番目のビーム走査制御が実行される。

40

【 0 0 5 8 】

図 4 (b) に示す投影データは、N 番目のビーム走査制御により得られた投影データで

50

ある。投影データ (b) では、器具 20 が更に +Y 方向に動いた状態が示されている。(a) から (b) に至るまでの間に、2 番目から N 番目までのビーム走査制御が実行されている。複数回のビーム走査制御を実行することにより、器具 20 が動いたとしても、その位置情報はビーム走査制御が実行される毎に更新され、それに応じて投影データが作成される。器具 20 の動きが早い場合であっても、全体の三次元空間 22 を走査するビーム走査制御を実行することによって、器具の位置を特定することができるので、そこから得た位置情報を基に (b) に示す投影データを取得できる。

【0059】

図 4 (c) に示す投影データは、投影データ (b) を取得した後の投影データであり、(N+M) 番目のビーム走査制御の実行によって取得された投影データを示している (但し、N 及び M は 2 以上の整数)。器具 20 が動いたとしても、ビーム走査制御が実行される毎に更新されるので、その器具の動きに追従した投影データが作成される。

10

【0060】

図 4 (d) に示す投影データには、(N+M+1) 番目のビーム走査制御によって得られた投影データ (d) が示されている。投影データ (c) に示す状態から、器具 20 がわずかに移動した状態が示されている。つまり、(N+M+1) 番目の投影データ (d) に示す器具 20 は、投影データ (c) で設定されたマージン設定領域 28c の範囲内に収まった範囲内でしか移動していない。マージン設定領域 28c の範囲内に器具 20 が全部収まっているため、投影データ (d) においては、マージン設定領域 28c を基に部分空間の走査を行うことにより、器具 20 の位置を特定することができ、マージン設定領域を更新して

20

【0061】

上述したように、器具 20 が移動する場合に、三次元空間全体のポリウムデータか、あるいはマージンを付加した状態での部品空間に相当するポリウムデータのいずれかのデータを位置情報検出部 46 で解析することにより、器具 20 の位置は特定され、その器具 20 の位置に応じたビーム走査制御を行うことができる。それにより、器具 20 を自動追従して三次元表示を行うことができる。更に、器具 20 に注目したデータのポリウムレートを向上させることにより、リアルタイム表示の精度を向上させることもできる。このような処理が行えるのは、高反射材であり、強い振幅の反射波に応じて高輝度のデータが得られる金属製の器具を観測対象として用いることが望ましい。

30

【0062】

図 5 は、三次元画像合成部で行われる画像合成の説明図である。図 5 に示してある画像合成処理は、例えば、図 1 に示した三次元画像形成部 48 において実行される処理である。

【0063】

図 5 (a) には、全体のポリウムデータを取得する全体の三次元空間 52 が示されている。つまり、図 5 (a) は、N 番目のビーム走査制御によるポリウムデータの取り込み空間である第 1 三次元空間が模式的に示されている。図 5 (b) には、部分のポリウムデータを取得する部分の三次元空間 54 が示されている。つまり、図 5 (b) は、(N+1) 番目のビーム走査制御による部分的なポリウムデータの取り込み空間である第 2 三次元空間が模式的に示されている。それぞれの空間で取得されたポリウムデータは、位置合わせされて画像合成される。図 5 においては、ポリウムデータの合成手段が符号 56 で示されている。その後、三次元空間データとしてデータ再構築され、ボクセルデータの集合体に変換される。

40

【0064】

図 5 (c) には変換されたボクセルデータ集合体 58 が示されている。ポリウムレンダリング処理を行う上での視点 60 を 1 つ定める。その視点 60 を基に、ボクセルデータの集合体を投影した投影データとしての三次元表示画像を形成する。このようにポリウムデータの合成手段を有することにより、器具の位置に注目した投影画像を得ることができる。

50

【 0 0 6 5 】

ここで、器具の部分空間はZ方向にも制限されており、全体の三次元空間と比べて、深さが浅くなるように設定されている。つまり、図5(c)には、三次元空間の全体深さ z_1 と比較して、器具の部分空間の深さ z_2 が小さいことが示されている。この設定によって、器具に注目して画像化する上での診断深さが決定されている。診断深さを浅くすることにより、器具を包含する部分のボリュームデータのデータ量は低減される。それによって、器具を画像化するのに過不足のない適切な量の部分のボリュームデータを取得することができる。また、レンダリング処理に必要となるデータ処理の負荷を軽減することができる。なお、深さ方向Zについても、マージンを設けてもよい。

【 0 0 6 6 】

図6は、データ取り込みのためのビーム走査シーケンスの説明図である。図6に示す全体ボリュームデータAは、図5に示した全体の三次元空間52において取得されるボリュームデータである。また、部分ボリュームデータBは、図5に示した器具に相当する三次元空間54において取得されるボリュームデータ、あるいはそれにマージンを付加したボリュームデータである。ビーム走査制御部においては、通常は、ある走査のパターンが繰り返して実行される。その走査パターンを反復することでビーム走査シーケンスが構成されている。図6においては具体的な3つの走査シーケンス(1)(2)(3)が例示されている。これら3つのビーム走査シーケンスは、固有の走査パターンの繰り返しとなっている。

【 0 0 6 7 】

図6の(1)にはその繰り返しのパターンの1つが示されており、部分ボリュームデータBを重点的に取得するビーム走査シーケンスである。このビーム走査シーケンスでは、まず、走査範囲全体としての全体ボリュームデータAを1回取得する。そして、全体ボリュームデータAに基づいて器具の位置が特定される。そのデータに基づいて、次に部分ボリュームデータBの走査が開始される。部分ボリュームデータBの走査は連続5回繰り返される。全体ボリュームデータAを1回取得し、部分ボリュームデータBを5回取得した後は、その走査パターンを繰り返すことでビーム走査制御が行われる。このような走査によると、全体の全体ボリュームデータAのデータ取得が間欠的に行われるので、器具がどの位置に存在してもその位置を見失うことなく捉えることができ、捉えた位置を部分ボリュームデータBによって集中して追従することができる。すなわち、高画質な器具を取得できるという効果がある。

【 0 0 6 8 】

図6の(2)には、全体ボリュームデータAと部分ボリュームデータBを交互に繰り返して取得する走査シーケンスの例が示されている。すなわち、全体ボリュームデータAを1回取得し、そこで器具の位置を特定することで、部分ボリュームデータBを取得する。この走査方法においては、両方のボリュームデータの取得回数は等しくなる。よって、早い動きの器具で、その位置が特定しにくいような場合や、探触子の当接角度が不安定で動いてしまいマージンの設定幅からはみ出してしまうような場合にも、全体の走査が繰り返されることにより、器具の位置を的確に特定することができる。あるいは、生体組織の動きが早い場合、例えば心臓の弁と一緒に器具を表示させるような場合に明瞭な画像が得られる効果がある。

【 0 0 6 9 】

図6(3)には、全体ボリュームデータAを1回取得した後に、その後は器具を主体とした部分ボリュームデータBを連続して取得していくビーム走査シーケンスが示されている。このビーム走査シーケンスにおいては、全体ボリュームデータAに基づいて器具の最初の位置が特定された後は、器具の部分空間を主体として三次元表示画像が形成される。最初の1回の走査だけで生体組織の画像が形成されるので、生体組織がほとんど動かないような場合に有効である。すなわち、全体空間で描出される生体組織がほとんど動かない場合であって、それとは対照的に、部分空間にて把握される器具が比較的早い動きをする場合において有効なビーム走査シーケンスとなる。器具を捉えた画像は、最新の部分ボリ

ュームデータBに基づいて随時更新されるので、早い動きをする器具を画像上での確に捉えることが可能となり、高精度な画像で器具を明瞭に表示することもできる。動きの少ない生体組織に対して、器具の動きを正確に捉えられるという効果がある。

【0070】

例示した3つのビーム走査シーケンスは、それぞれが固有の長所を備えている。対象物の大きさや動きの特性に応じて、適宜最適なビーム走査シーケンスを選択することが望ましい。なお、3つのビーム走査シーケンスにおいて、ポリュームデータAとポリュームデータBと切替え順番とポリュームデータの更新回数を具体的に記しているのは、あくまで例示であって、更新回数を適宜変更してもよいし、それぞれのシーケンスを組み合わせることも可能である。

10

【0071】

このように、器具の位置に基づいたビーム走査シーケンスを実行することにより、以下に述べるように、三次元表示する器具に関して、1秒当りに更新される三次元画像の枚数（ポリュームレート）が改善され、画質を向上することができるという利点がある。

【0072】

すなわち、体内の生体組織を超音波画像に表示しようとする場合には、まず、対象となる生体組織の全体像を表示させる。例えば、穿刺を行う場合にも、広い表示範囲を設定して全体を確認した後、生体組織の穿刺の箇所を特定してから穿刺が行われる。ここで、穿刺の対象が大きな生体組織、例えば子宮、胎盤または肝臓などである場合には、その全体を表示させるために、走査空間を広くする必要がある。そこで、穿刺を行うために大きな生体組織を表示してポリュームデータを取得しようとする、超音波ビームの走査線数が減ってフレーム間隔が荒くなり画質が劣化する、あるいは、1秒当りに更新される三次元画像の枚数（ポリュームレート）が減ってしまうことになる。しかし、上述したように、器具の位置に基づいたビーム走査制御を行い、最適なビーム走査シーケンスを実行することによって、器具に関するポリュームレートは改善されて、器具の高画質化が可能になる。さらに、その生体組織の画像化に要するデータ処理時間を大きく低減することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0073】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

30

【図2】2Dアレイ探触子を用いた場合の3次元空間でのデータ取り込み空間の概念図である。

【図3】楕円形状の器具20が3次元空間22を通過していく様子を概念的に示した図である。

【図4】動きを伴う器具と三次元表示画像の基になる投影データとの関係を示す説明図である。

【図5】三次元画像合成部で行われる画像合成の説明図である。

【図6】データ取り込みのビーム走査シーケンス説明図である。

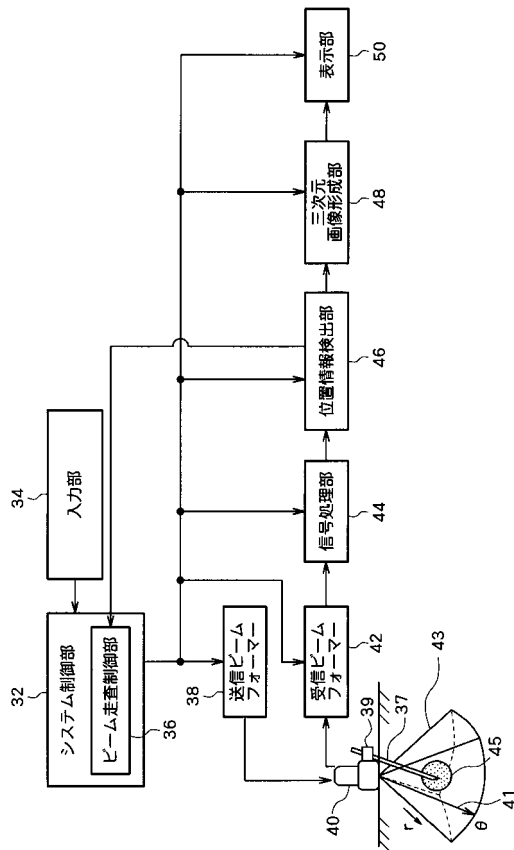
【符号の説明】

【0074】

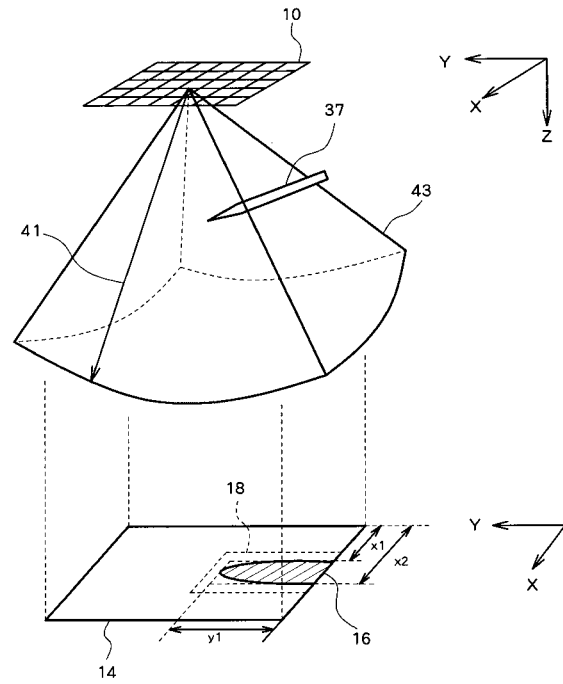
40

10 振動素子面、14 投影データ、16 部分領域、18 マージン領域、20 器具、22 三次元空間、24 視点、26 領域、28a, 28b, 28c, 28d マージン設定領域、32 システム制御部、34 入力部、36 ビーム走査制御部、37 穿刺針、38 送信ビームフォーマー、39 穿刺アダプタ、40 探触子、41 超音波ビーム、42 受信ビームフォーマー、43 走査空間、44 信号処理部、45 注目組織、46 位置情報検出部、48 三次元画像形成部、50 表示部、52, 54 三次元空間、56 データ合成手段、58 ボクセルデータ集合体、60 視点。

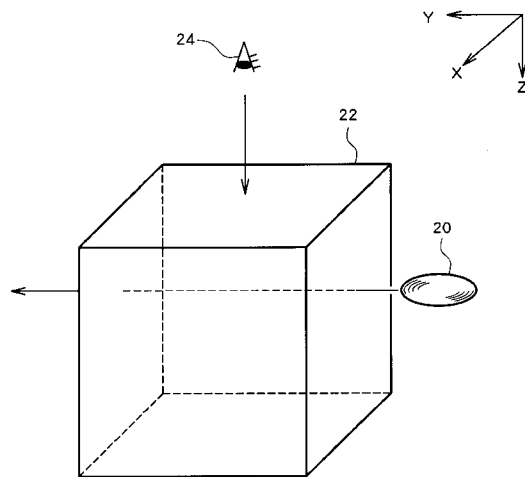
【図 1】



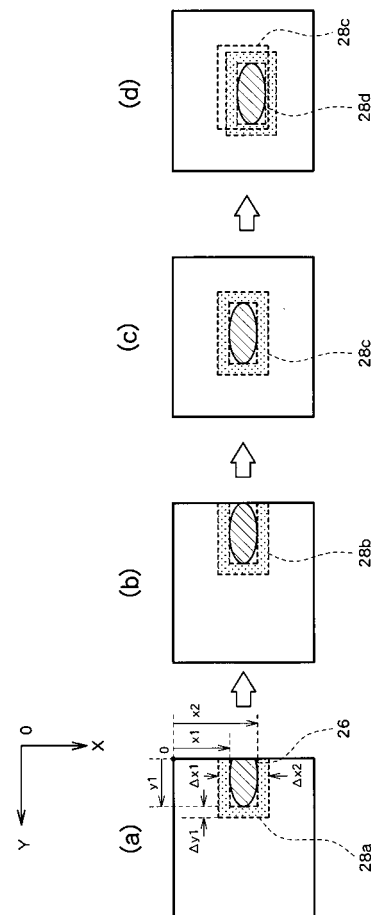
【図 2】



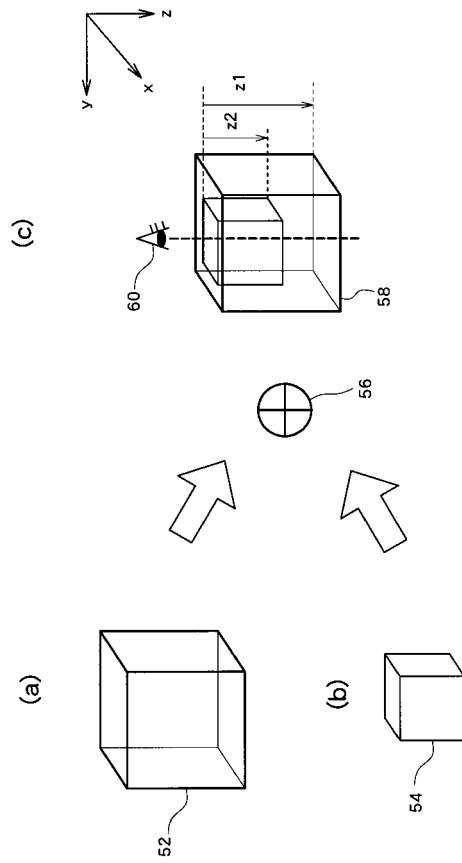
【図 3】



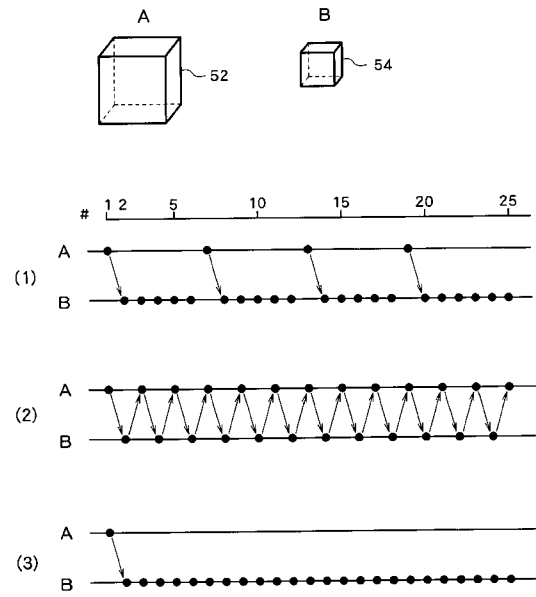
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2004/086082(WO, A1)
特開2005-118134(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4996141B2	公开(公告)日	2012-08-08
申请号	JP2006161843	申请日	2006-06-12
[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	永瀬優子		
发明人	永瀬 優子		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF06 4C601/FF16 4C601/GA20 4C601/JC25 4C601/JC37		
代理人(译)	吉田健治 石田 純		
其他公开文献	JP2007330286A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种控制超声波诊断设备的方法，以便在显示仪器时在屏幕上显示更有用的诊断模式。解决方案：在三维空间中执行基于在活体中发送/接收的超声波的超声波束的先前第一束扫描控制，并且检测存在于三维空间中的仪器的位置。通过基于检测到的位置信息执行随后的第二光束扫描控制装置，执行根据仪器位置的扫描控制。Z

【 図 1 】

