

(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2016-107061

(P2016-107061A)

(43) 公開日 平成28年6月20日 (2016. 6. 20)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2015-192326 (P2015-192326)  
 (22) 出願日 平成27年9月29日 (2015. 9. 29)  
 (31) 優先権主張番号 特願2014-240791 (P2014-240791)  
 (32) 優先日 平成26年11月28日 (2014. 11. 28)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (71) 出願人 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 110000866  
 特許業務法人三澤特許事務所  
 (72) 発明者 森川 浩一  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社内  
 (72) 発明者 内海 勲  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

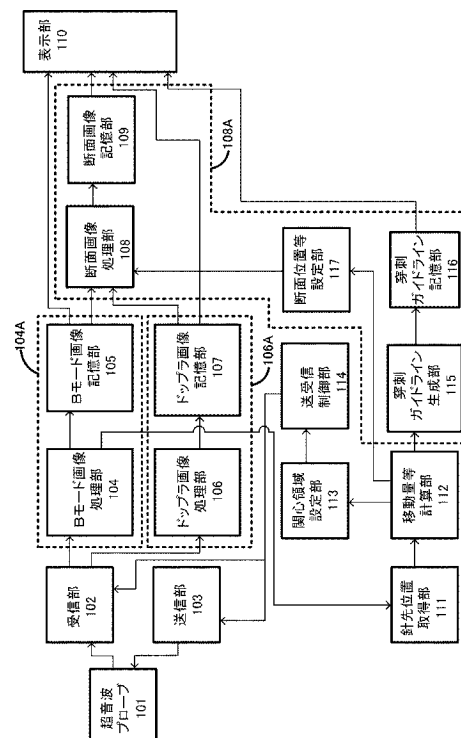
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波ガイド下での穿刺術において、高フレームレートを維持し、血流画像又はボリューム画像をリアルタイムで表示することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、送信部103、受信部102、針先位置取得部111、関心領域設定部113、関心領域画像生成部106A、及び表示制御部を有する。送信部は、穿刺針が穿刺された被検体に超音波ビームを送信しつつ走査する。受信部は、被検体から反射した信号を受信する。針先位置取得部は、穿刺針の針先位置を逐次取得する。関心領域設定部は、少なくとも針先位置の刺入方向における関心領域を設定する。関心領域画像生成部は、針先位置取得部にて逐次取得された針先位置に応じ、受信された信号に基づいて関心領域における関心領域画像を生成する。表示制御部は、関心領域画像生成部にて生成された関心領域画像を表示させる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

穿刺針が穿刺された被検体に超音波ビームを送信しつつ走査する送信部と、  
前記被検体から反射した信号を受信する受信部と、  
前記穿刺針の針先位置を逐次取得する針先位置取得部と、  
少なくとも前記針先位置の刺入方向における関心領域を設定する関心領域設定部と、  
前記針先位置取得部にて逐次取得された針先位置に応じ、前記受信された信号に基づいて前記関心領域における関心領域画像を生成する関心領域画像生成部と、  
前記関心領域画像生成部にて生成された関心領域画像を表示させる表示制御部と、  
を有する  
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記関心領域画像生成部は、前記関心領域の血流情報を表す血流画像を前記関心領域画像として生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記関心領域画像生成部は、前記関心領域のボリューム画像を前記関心領域画像として生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記関心領域画像生成部は、予め定められた下限値以上の単位時間あたりに生成する画像の数であるレートで前記関心領域画像を生成し、  
前記関心領域設定部は、前記レートの下限値を下回らないように前記関心領域の大きさを設定する  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 5】**

前記関心領域設定部は、前記逐次取得された針先位置の単位時間あたりの移動量及び / 又は単位時間あたりの移動速度に応じて前記関心領域の大きさを設定する  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記関心領域設定部は、前記関心領域の大きさとして、前記針先位置から深さ方向における長さを設定することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 7】**

前記送信部は、さらに、超音波ビームを深さ方向に送信しながら、該方向に対し直交する方向である幅方向に走査してゆき、  
前記受信部は、さらに、前記被検体から反射してきた信号を受信し、  
前記受信された信号に基づいて、超音波画像を生成する超音波画像生成部をさらに有し、

前記表示制御部は、前記超音波画像における前記針先位置に応じた前記関心領域における前記関心領域画像を前記超音波画像に重ねて表示させる  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記逐次取得された前記針先位置に基づいて前記穿刺針の進んできた方向を求め、前記針先位置に応じた前記関心領域における前記関心領域画像に基づいて、前記針先位置より予め定められた距離だけ前記進んできた方向に離間した位置における前記求めた前記進んできた方向に対し直交する面における断面画像を生成する断面画像生成部をさらに有し、  
前記表示制御部は、前記断面画像を表示させる  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 9】**

前記断面画像生成部は、さらに、前記針先位置に応じた前記関心領域における関心領域画像に基づいて、深さ方向に対し直交する方向である幅方向に沿い、かつ、前記断面画像と直交する面の直交断面画像を生成するとともに、該画像における前記断面画像の位置を

50

求め、

前記表示制御部は、前記直交断面画像に前記断面画像の位置を表示させることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記逐次取得された前記針先位置に基づいて前記穿刺針の進んできた方向を求め、前記針先位置に応じた前記関心領域における前記関心領域画像に基づいて、前記針先位置より予め定められた距離だけ前記進んできた方向に離間した位置における前記求めた前記進んできた方向に対し直交する面に、前記離間した位置より深さ方向に位置する血流画像を投影させた投影画像を生成する断面画像生成部をさらに有し、

前記表示制御部は、前記投影画像を表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、例えば、穿刺針が穿刺された被検体に対し超音波プローブから超音波ビームを深さ方向に送信しながら、送信する方向をその方向に対し直交する方向（幅方向）に順次切り替えてゆく（走査する）送信部と、超音波プローブで受信した反射波を電気信号に変換し、電気信号に時間的遅延をかけることでビーム信号を得る受信部と、ビーム信号に基づいて深さ方向に沿った走査線上の画像信号（反射波の強度を示す信号）を求め、走査線上の各点（ピクセル）の画像信号を断層画像記憶部としてのフレームメモリー内の走査線の位置に相当する位置に記憶させることで断層像を構成する画像生成部と、断層像を表示するモニタ（表示部）と、を有する。

20

【0003】

ここで、幅方向を「X方向」といい、深さ方向を「Y方向」といい、幅方向及び深さ方向に直交する方向である前後方向を「Z方向」という場合がある。さらに、断層像を「Bモード画像」といい、超音波診断装置で断層像を取得することを「Bモード撮影」という場合がある。なお、深さ方向には、扇状に放射する方向も含まれる。超音波ビームを扇状に放射するには、遅延時間を設けて順次振動子を駆動することによって得られる。

30

【0004】

超音波診断装置により取得された断面像は、画像診断のみばかりでなく、例えば肝細胞癌の局所治療法としてラジオ波焼灼療法(Radiofrequency ablation :RFA)や肝細胞組織を検査する生検等においても用いられる。これらの治療・検査では、超音波プローブに装着された穿刺針を用いて、腫瘍などの関心部位に正確に穿刺を行わなければならない。

【0005】

そのため、幅方向（X方向）及び深さ方向（Y方向）の2次元方向に一定の長さを有する関心領域（region of interest :ROI）と、穿刺針とをリアルタイムで観察可能な超音波診断装置が利用される。関心領域の大きさは、関心領域における断層像上に穿刺針が表示されるように設定される。それにより、穿刺針が被検体内のどの場所まで挿入されているかを明確に把握することができる。穿刺針を観察しながら穿刺を行うことを、「超音波（エコー）ガイド下での穿刺術」という場合がある。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2006-314689号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

50

しかし、超音波（エコー）ガイド下での穿刺術において、関心領域における断層像上から穿刺針の針先が外れると、断層像上に針先が表示されない。このとき、術者が断層像に表示された穿刺針の端部を針先と勘違いすると、針先を深く刺しすぎる場合がある。この場合に、針先が向って行く先方に血管が走っていると、血管を傷つけるおそれがある。

【0008】

針先で血管を傷つけるのを防ぐために、受信部からのビーム信号を受けて、ビーム信号に対し直交位相検波することにより超音波ビームの周波数がドプラ偏移した部分だけを検波し、この検波出力に基づいて走査線上の血流信号（流速、分散及びパワーを示す信号）を求め、走査線上の各点（ピクセル）の血流信号を血流画像記憶部としてのフレームメモリ内の走査線の位置に相当する位置に記憶させることで血流画像を構成する。なお、血流画像を「ドプラ画像」といい、超音波診断装置でドプラ画像を取得することを「ドプラモード撮影」という場合がある。また、ここで、穿刺針の針先が向かう方向を基に被検体に挿入するときに予想される穿刺針の挿入経路、または、針先が進んできた方向を基に予想される穿刺針の挿入経路を「穿刺ガイドライン」と称する。つまり、穿刺ガイドラインは、これらの方向により逐次変更される。

10

【0009】

穿刺ガイドラインの全体が収まるように、血流画像の関心領域(ROI)の大きさが設定される。ドプラモード撮影で取得された血流画像を、Bモード撮影で取得された断層像に重ね合わせて単位時間あたりに生成する画像数（フレームレート又はボリュームレート、以下、代表して「フレームレート」という）で表示させる技術が提案される（提案技術）。それにより、穿刺ガイドライン上のいずれの位置に針先があっても、針先が向って行く先方に血管が走っているかどうかを把握することが可能となる。

20

【0010】

しかし、上記の提案技術では、超音波ビームの送受信を走査線毎に順次実行するという特性上、血流画像の生成に必要なビーム信号を取得するためには一定時間が必要とされる。例えば、関心領域における血流画像を得るために、幅方向に所定本数の超音波ビームを送受信するとき、そのときにかかる所要時間は、関心領域が深さ方向及びノ又は幅方向に長くなるほど（関心領域が大きくなるほど）長くなり、所要時間の逆数である生成レートが低下する。つまり、血流画像の関心領域(ROI)が大きいほど、実現可能な生成レートの上限値が低下し、低下した上限値（低フレームレート）で血流画像を生成すると、血流画像をリアルタイムで表示することができない場合がある。

30

【0011】

フレームレートの低下を防ぐために、穿刺針の挿入開始後に針先位置に合わせて、随時、血流画像の関心領域(ROI)の位置を術者が手動で再設定してもよいが、その際には穿刺作業をその都度中断する必要があり、施術を長びかせる要因となる上に術者に負担をかけるといった問題がある。

【0012】

この実施形態は、上記の問題を解決するものであり、超音波（エコー）ガイド下での穿刺術において、高フレームレートを維持し、血流画像又はボリューム画像をリアルタイムで表示することができ、施術を長びかせる要因をなくし、術者に負担をかけない超音波診断装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するために、実施形態の超音波診断装置は、送信部、受信部、針先位置取得部、関心領域設定部、関心領域画像生成部、及び、表示制御部を有する。送信部は、穿刺針が穿刺された被検体に超音波ビームを送信しつつ走査する。受信部は、被検体から反射した信号を受信する。針先位置取得部は、穿刺針の針先位置を逐次取得する。関心領域設定部は、少なくとも前記針先位置の刺入方向における関心領域を設定する。関心領域画像生成部は、前記針先位置取得部にて逐次取得された針先位置に応じ、前記受信された信号に基づいて前記関心領域における関心領域画像を生成する。表示制御部は、前記関心

50

領域画像生成部にて生成された関心領域画像を表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成ブロック図。

【図2】超音波画像の関心領域、血流画像の関心領域、及び、穿刺針の相互の位置関係を示す図。

【図3】レート関係テーブルを示す図。

【図4】移動量関係テーブルを示す図。

【図5A】断面Aにおける3次元の超音波画像。

【図5B】断面Bにおける3次元の超音波画像。

【図5C】断面Cにおける3次元の超音波画像。

【図5D】断面A、断面B、及び、断面Cの相互の位置関係を示す図。

【図6】血流画像の関心領域、断面A、断面B、及び、断面Cの相互の位置関係を示す図

。

【図7】穿刺針の移動から断面画像の表示までの各部の動作を示すタイミングチャート。

【図8】第2の実施形態に係る超音波診断装置において、穿刺針の移動から断面画像の表示までの各部の動作を示すタイミングチャート。

【図9A】断面Aにおける3次元の超音波画像。

【図9B】断面Bにおける3次元の超音波画像。

【図9C】断面Cにおける3次元の超音波画像。

【図9D】断面A、断面B、及び、断面Cの相互の位置関係を示す図。

【図10】第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成ブロック図。

【図11】第3の実施形態に係る超音波診断装置において、穿刺針の移動から断面画像の表示までの各部の動作を示すタイミングチャート。

【発明を実施するための形態】

【0015】

上記の提案技術では、超音波（エコー）ガイド下での穿刺術において、穿刺ガイドライン上のいずれの位置に針先があっても、針先が向って行く先方に血管が走っているかどうかを把握するために、穿刺ガイドラインの全体が収まるように、血流画像の関心領域(ROI)の大きさを設定した。そのため関心領域を大きくせざるを得ず、その結果、高フレーム

レートを維持できなかった。

【0016】

これに対し、本実施形態では、針先位置に応じて血流画像の関心領域の位置を設定する。そのため、血流画像の関心領域を針先位置及びその周辺の領域に限定する必要最小限の大きさにすることができる。

【0017】

上記の構成によれば、関心領域を必要最小限の大きさにしたため、高フレームレートで血流画像が生成され、それにより、血流画像がリアルタイムで表示される。さらに、針先位置に応じて関心領域を自動的に位置合わせするので、施術を長びかせる要因をなくし、術者に負担をかけない。さらに、関心領域の位置が針先位置に対応しているため、仮に、針先が超音波画像に表示されなくても、針先位置を関心領域の位置に基づいて判断でき、それにより、針先と関心領域における血管との位置関係が明らかになる。その結果、例えば、針先が向って行く先方に血管が走っているかがわかる。

【0018】

なお、超音波画像としては、X、Y方向の2次元又はX、Y、Z方向の3次元のいずれの画像であってもよく、さらに、その超音波画像に重ねて表示された血流画像は、2次元又は3次元のいずれの画像であってもよい。

以下の実施形態では、3次元の超音波画像に3次元の血流画像を重ねて表示させる構成について説明する。

【0019】

10

20

30

40

50

< 第 1 の実施形態 >

第 1 の実施形態の超音波診断装置について図 1 を参照して説明する。図 1 は超音波診断装置の構成ブロック図である。図 1 に示すように、超音波診断装置は、超音波プローブ 101、受信部 102、送信部 103、超音波画像生成部 104A、血流画像生成部 106A、断面画像生成部 108A、表示部 110、針先位置取得部 111、移動量等計算部 112、関心領域設定部 113、送受信制御部 114 を有する。

【0020】

超音波画像生成部 104A は、B モード画像処理部 104 及び B モード画像記憶部 105 を有する。血流画像生成部 106A は、特許請求の範囲における関心領域画像生成部の一例に相当する。血流画像生成部 106A は、関心領域の血流情報を表す血流画像を関心領域画像として生成する。血流画像生成部 106A は、ドップラ画像処理部 106 及びドップラ画像記憶部 107 を有する。断面画像生成部 108A は、断面画像処理部 108、断面画像記憶部 109、穿刺ガイドライン生成部 115、穿刺ガイドライン記憶部 116、及び、断面位置等設定部 117 を有する。

10

【0021】

(超音波プローブ 101、受信部 102、送信部 103)

超音波プローブ 101 は、電気信号と超音波音響信号との変換（電気音響変換）を行う二次元配列された複数の振動子を有する。送信部 103 は、穿刺針 NL が穿刺された被検体に対し振動子から超音波ビームを深さ方向に送信させながら、送信方向をその方向に対し直交する方向（幅方向）に順次切り替え（幅方向の走査）、さらに、幅方向の走査を前後方向（Z 方向）に行う（前後方向の走査）。超音波ビームは被検体内の反射源に達すると反射し、再び各振動子に戻ってくる。

20

【0022】

受信部 102 は、振動子で受信した反射波を電気信号に変換し、電気信号に時間的遅延をかけることで深さ方向に沿った走査線に相当するビーム信号を取得する。

【0023】

(送受信制御部 114)

送受信制御部 114 は、B モード撮影とドップラモード撮影とを時分割で行うように、例えば、ドップラモード撮影を所定の複数回（例えば、4 回）行う度に B モード撮影を 1 回行うように送信部 103 及び受信部 102 を制御する。

30

【0024】

送受信制御部 114 は、B モード撮影では、超音波画像の関心領域 ROI 2 及びフレームレート R 2 を受けて、送信条件（遅延時間や送信回数）及び受信条件（受信チャンネルや各チャンネル遅延量）を求め、これらの条件で送信部 103 及び受信部 102 を制御することで、関心領域 ROI 2 における 3 次元の超音波画像を描画するために必要とされる本数の走査線を有する 1 静止画像分の走査をフレームレート R 2 で繰り返させる。

【0025】

送受信制御部 114 は、ドップラモード撮影では、血流画像の関心領域 ROI 1、ROI 1' 及びフレームレート R 1 を受けて、送信条件（遅延時間や送信回数）及び受信条件（受信チャンネルや各チャンネル遅延量）を求め、これらの条件で送信部 103 及び受信部 102 を制御することで、1 走査線あたり所定の複数回（例えば、4 回）の超音波ビームの送信と反射波の受信とを行わせ、関心領域 ROI 1、ROI 1' における 3 次元の血流画像を描画するために必要とされる本数の走査線を有する 1 静止画像分の走査をフレームレート R 1 で繰り返させる。血流画像は、特許請求の範囲における関心領域画像の一例に相当する。

40

【0026】

図 2 は、血流画像の関心領域 ROI 1、ROI 1'、超音波画像の関心領域 ROI 2、及び、穿刺針 NL の相互の位置関係を示す図である。後述するように、穿刺針の針先位置が単位時間（例えば 0.05 秒）毎に求められ、求められた針先位置に応じた位置に関心領域が逐次表わされるため、通常の穿刺術では、逐次表される関心領域が互いに重なるが

50

、それを図に示すと、各関心領域が見づらくなるため、図2では、針先位置に応じた位置に逐次表された2つの関心領域ROI1、ROI1'を互いに離間した位置に表わすこととした。図2に示すように、超音波プローブ101の本体には、穿刺針NLが通されることで案内される挿通穴を有する案内機構が設けられる。

#### 【0027】

(針先位置取得部111)

針先位置取得部111は、穿刺針NLの針先位置を逐次取得する。図1及び図2に示すように、針先位置取得部111は、案内機構に取り付けられ、穿刺ガイドラインに沿って穿刺針NLが移動したときの移動量を検出する移動量センサ(穿刺針の移動に応じて回転するローラと、ローラの回転量を検出するエンコーダとにより構成される)と、穿刺ガイドライン上の基準点を針先NTが通過したことを検出する通過センサと、を有し、基準点からの移動量により挿入量を求め、穿刺ガイドライン上における基準点からの挿入量により針先の座標上の位置を求めるように構成される。なお、これに限らず、針先位置取得部111は、穿刺針NLが描出された超音波画像に基づいて、穿刺針NLの先端の輝度値や穿刺針NLの形状を参照して、単位時間毎に穿刺針NLの針先位置を求めるように構成されてもよい。針先位置取得部111は、求めた針先の座標を3次元の超音波画像(後述するBモード画像処理部104により生成された画像)の座標に変換する。

10

#### 【0028】

(移動量等計算部112)

移動量等計算部112は、単位時間毎に求められ、座標変換された針先NTの3次元座標上の位置P1、P2、P3、P4、...に基づいて単位時間あたりの針先位置の移動量 $L_1 = |P_2 - P_1|$ 、 $L_2 = |P_3 - P_2|$ 、 $L_3 = |P_4 - P_3|$ 、...、単位時間あたりの移動速度 $V_1 = (L_2 - L_1)$ 、 $V_2 = (L_3 - L_2)$ 、 $V_3 = (L_4 - L_3)$ 、を計算し、さらに、針先が進んできた方向 $D_1 = (P_2 - P_1)$ 、 $D_2 = (P_3 - P_2)$ 、 $D_3 = (P_4 - P_3)$ 、...、を計算する。計算した単位時間あたりの針先位置の移動量L及び移動速度Vが、針先NTの速度及び加速度に相当する。

20

#### 【0029】

なお、単位時間あたりの針先位置の移動量L及び移動速度Vは、単位時間あたりに、針先位置取得部111の移動量センサ(前述)により検出された基準点を通過する穿刺針NLの移動量Lに基づいて求めることが可能である。単位時間あたりの針先位置の移動量L及び移動速度Vは、単位時間ごとに計測されるローラの回転角度(回転量)及び回転角度(回転量)の増減により求めることができる。

30

#### 【0030】

単位時間あたりの針先位置の移動量L等に応じて血流画像の関心領域ROI1、ROI1'の大きさが設定される(詳細を後述する)。そのため、移動量L等を検出するときの単位時間は、血流画像が生成されるときに所要時間(血流画像のフレームレートR1の逆数)以下にする必要がある。フレームレートR1の上限値は20fpsである(後述する)。このとき、移動量L等を検出するときの単位時間は0.05(=1/20)秒となる。

#### 【0031】

(関心領域設定部113)

次に、超音波画像についての関心領域ROI2及びフレームレートR2の設定について説明する。関心領域設定部113は、少なくとも針先位置の刺入方向における関心領域を設定する。関心領域設定部113は、超音波(エコー)ガイド下での穿刺術の前にユーザの操作部(図示しない)の入力を受けて、3次元の超音波画像についての関心領域ROI2を送信部103に対して設定すると共に、フレームレートR2を送信部103に対して設定する。

40

#### 【0032】

関心領域設定部113は、術中において、超音波画像の関心領域ROI2及びフレームレートR2を送受信制御部114に出力する。なお、超音波画像の関心領域ROI2の位

50

置及び大きさ並びにフレームレート R 2 は、一定であり、単位時間あたりの針先位置の移動量 L (速度に相当する) 及び / 又は単位時間あたりの針先位置の移動速度 V (加速度に相当する) によって変更されない。なお、関心領域設定部 1 1 3 は、ユーザの操作部 (図示しない) の入力を受けて、フレームレート R 2 を変更する。

【 0 0 3 3 】

次に、血流画像についての関心領域 R O I 1、R O I 1' 及びフレームレート R 1 の設定について説明する。

【 0 0 3 4 】

関心領域設定部 1 1 3 は、術の開始時において、関心領域 R O I 1、R O I 1' の大きさの初期値 (後述する深さ指標 d 3) 及びそれに対応するフレームレート R 1 の初期値 (例えば後述する 1 4 f p s) を送受信制御部 1 1 4 に出力する。

10

【 0 0 3 5 】

図 2 に示すように、血流画像の関心領域 R O I 1、R O I 1' の大きさ S を深さ方向、幅方向及び前後方向の各方向における長さ d、w、u の積とすると、関心領域 R O I 1、R O I 1' の大きさ S は、次の式 (1) で表される。

$$S = d * w * u \quad (1)$$

血流画像の関心領域 R O I 1、R O I 1' において、長さ d、w、u は、同じ倍率で増減するものとする。これに限らず、深さ方向の長さ d を単位時間あたりの針先位置の移動量 L 等に応じた長さとし、長さ w、u を移動量 L 等に応じた長さにしないで一定としてもよい。

20

【 0 0 3 6 】

関心領域設定部 1 1 3 は、速度指標及び / 又は加速度指標と深さ指標 d 0 ~ d 5 との対応関係を示す移動量関係テーブル (図 4 参照) と深さ指標とフレームレート R 1 との関係を示すレート関係テーブル (図 3 参照) とを記憶しておき、術中において、針先位置取得部 1 1 1 により針先位置が取得される単位時間毎に、針先位置を含む血流画像の関心領域 R O I 1、R O I 1' の位置を求め、針先 N T の移動量 L 及び移動速度 V を基に、移動量関係テーブル及びレート関係テーブルを参照して、関心領域 R O I 1、R O I 1' の大きさとしての深さ指標を求めて、深さ指標からフレームレート R 1 を求め、送受信制御部 1 1 4 に送る。それにより、設定された関心領域 R O I 1、R O I 1' が針先位置を含むように、つまり、関心領域 R O I 1、R O I 1' の上縁部 (略切頭錐状の血流画像の関心領域における頭部) が針先位置になる (図 2 参照)。

30

【 0 0 3 7 】

図 3 はレート関係テーブルの一例を示す図である。血流画像の関心領域 R O I 1、R O I 1' の深さ方向における長さ d (図 2 参照) の値の大きさに対応した深さ指標 d 0 ~ d 5 として小から大にわたって 6 段階を設ける。この血流画像の関心領域 R O I 1、R O I 1' の大きさとしての深さ指標 d 0 ~ d 5 に対応するフレームレート R 1 をレート関係テーブルとして記憶しておく。

【 0 0 3 8 】

図 3 に示すレート関係テーブルでは、深さ指標が d 0 から d 5 へ段階的に大きくなるに応じてフレームレート R 1 [ f p s ] が 2 0 から 1 0 へ段階的に低くなる。血流画像をリアルタイムで表示するには、フレームレート R 1 を高く維持する必要がある。そのため、フレームレート R 1 には下限値 (ここでは 1 0 f p s) が設けられる。また、その下限値に対応する血流画像の関心領域の大きさとして、ここでは、血流画像の関心領域の深さ方向 (図 2 に示す Y 方向) における長さ d に上限値 (深さ指標 d 5) が設けられる。関心領域設定部 1 1 3 は、術前のユーザの操作部 (図示しない) により入力されたフレームレート R 1 の下限値及び初期値 (例えば、1 4 f p s) をその内部メモリに記憶させる。

40

【 0 0 3 9 】

図 4 は移動量関係テーブルの一例を示す図である。図 4 では、単位時間あたりの針先位置の移動量 L の値の大きさに対応した速度指標 0 ~ 3 として小から大にわたって 4 段階を設ける。また、単位時間あたりの針先位置の移動速度 V の値の大きさに対応した加速度指

50

標 0 ~ 3 として小から大にわたって 4 段階を設ける。

【 0 0 4 0 】

図 4 に示す移動量関係テーブルでは、例えば、加速度指標 0 のとき、速度指標が 0、1、2、3 と大きくなると、それに対応して深さ指標が  $d_0$ 、 $d_1$ 、 $d_2$ 、 $d_3$  と大きくなる。速度指標 0 のとき、加速度指標が 0、1、2、3 と大きくなると、それに対応して深さ指標が  $d_0$ 、 $d_1$ 、 $d_2$ 、 $d_3$  と大きくなる。つまり、単位時間あたりの針先位置の移動量  $L$  (速度に相当する) 又は移動速度  $V$  (加速度に相当する) が大きくなると、関心領域  $ROI_1$  の大きさとしての深さ方向の長さ  $d$  が徐々に長くなる。また、例えば、速度指標 0、加速度指標 0 のとき、速度指標 1、加速度指標 1 のとき、速度指標 2、加速度指標 2 のとき、速度指標 3、加速度指標 3 のとき、それらに応じて、深さ指標が  $d_0$ 、 $d_2$ 、 $d_4$ 、 $d_5$  と大きくなる。つまり、単位時間あたりの針先位置の移動量  $L$  (速度に相当する) 及び移動速度  $V$  (加速度に相当する) が共に大きくなると、関心領域  $ROI_1$  から  $ROI_1'$  となり、関心領域の大きさとしての深さ方向の長さ  $d$  が急激に長くなる (図 2 参照)。ただし、速度指標 3、加速度指標 2 のとき、深さ指標が  $d_5$  となるが、このとき、加速度指標を 2 から 3 に大きくしても、深さ指標は  $d_5$  のままである。このように、深さ指標に上限値  $d_5$  が設けられる。深さ指標に上限値  $d_5$  が設けられることで、フレームレート  $R_1$  が下限値  $10\text{fps}$  を下回ることが防止される。

10

【 0 0 4 1 】

加速度指標が大きくなると、深さ指標が大きくなることで、関心領域  $ROI_1'$  が深さ方向で大きくなり、その血流画像が生成されるため、術者が針先位置から深さ方向に大きく離間した範囲まで見通すことができる。それにより、図 2 に示すように、目標物  $TG$  を穿刺するために、針先  $NT$  を急速に移動したときに、針先  $NT$  が向って行く目標物  $TG$  より先に血管  $VN$  があったとしても、深さ方向に大きくなった関心領域  $ROI_1'$  における血流画像により、血管  $VN$  のある範囲まで見通せるため、血管  $VN$  を傷つけるおそれがない。

20

【 0 0 4 2 】

なお、上記速度指標及び / 又は加速度指標に基づき、移動量関係テーブルを参照して深さ指標を求めるのではなく、単位時間あたりの針先位置の移動量  $L$  及び / 又は移動速度  $V$  に基づき関数  $f$  から血流の関心領域  $ROI_1$ 、 $ROI_1'$  の深さ方向における長さ  $d$  を求めてもよい。長さ  $d$  は、単位時間あたりの針先位置の移動量  $L$  及び / 又は移動速度  $V$  の関数  $f$  として、次の式 (2) で表される。

30

$$d = f(L, V) \quad (2)$$

なお、ここにおいても、長さ  $d$  に上限値が設けられる。関心領域設定部 113 は、その動作中において、上の式 (2) から求めた長さ  $d$  が例えば、予め定められた上限値を上回るとき、上限値を出力する。それにより、フレームレート  $R_1$  が下限値を下回ることが防止される。

【 0 0 4 3 】

送受信制御部 114 は、超音波画像の関心領域  $ROI_2$  及びそのフレームレート  $R_2$ 、並びに、血流画像の関心領域  $ROI_1$ 、 $ROI_1'$  及びそのフレームレート  $R_1$  を受けて、Bモード撮影とドップラモード撮影とを時分割で行うように、例えば、ドップラモード撮影を所定の複数回 (例えば、4 回) 行う度に Bモード撮影を 1 回行うように送信部 103 及び受信部 102 を制御する。

40

【 0 0 4 4 】

( Bモード画像処理部 104、ドップラ画像処理部 106 )

Bモード画像処理部 104 は、Bモード撮影により取得されたビーム信号に基づいて、3次元の超音波画像を生成し、Bモード画像記憶部 105 に記憶させる。ドップラ画像処理部 106 は、ドップラモード撮影により取得されたビーム信号に基づいて、3次元の血流画像を生成し、ドップラ画像記憶部 107 に記憶させる。

【 0 0 4 5 】

( 穿刺ガイドライン生成部 115 )

50

穿刺ガイドライン生成部 115 は、移動量等計算部 112 により計算された針先位置の移動量及び針先 NT が進んできた方向 DR を受けて、3次元の超音波画像における穿刺ガイドライン GL を生成し、穿刺ガイドライン記憶部 116 に記憶させる。

【0046】

(断面位置等設定部 117、断面画像処理部 108)

図 5A は断面 A における 3次元の超音波画像、図 5B は断面 B における 3次元の超音波画像、図 5C は断面 C における 3次元の超音波画像、図 5D は断面 A、断面 B、及び、断面 C の相互の位置関係を示す図、図 6 は、超音波画像、断面 A、断面 B、及び、断面 C の相互の位置関係を示す図である。ここで、断面 C とは穿刺針 NL の進んできた方向 DR (穿刺ガイドライン GL に対し直交する面でもある) に直交する断面をいう。また、断面 A とは断面 C に直交し幅方向 (X 方向) に沿う断面をいう。さらに、断面 B とは断面 A 及び断面 C に直交する断面をいう。図 5A に、針先位置に応じた関心領域 ROI 1、ROI 1' を示す。また、図 6 に、穿刺針 NL の軸に直交する断面であって、穿刺針 NL の針先位置から所定距離離間した断面としての断面 C を示す。

10

【0047】

断面位置等設定部 117 は、単位時間毎に求められた針先 NT の 3次元座標上の位置及び移動量等計算部 112 により計算された針先 NT の進んできた方向を受けて、断面画像を表示したい断面 (断面 C) の位置、その角度 (針先の進んできた方向に相当する)、断面の数 (ここでは、断面 A、断面 B、断面 C の 3つ)、各断面の位置を設定する。なお、針先位置から断面 C の位置までの距離は、ユーザの操作部 (図示しない) により、例えば、0mm ~ 20mm のうちの任意の距離として、断面位置等設定部 117 に入力される。断面画像処理部 108 は、設定された各断面の位置等を受けて、断面 A、断面 B 及び断面 C における断面画像を生成し、断面画像記憶部 109 に記憶させる。

20

【0048】

(表示部 110)

表示部 110 は、表示制御部を有し、表示制御部が 3次元の超音波画像に 3次元の血流画像を重ねて、さらに、穿刺針 NL の穿刺ガイドライン GL をモニタ (図示しない) に表示させる (図 2 参照)。さらに、表示部 110 は、断面 A、断面 B 及び断面 C における断面画像をモニタに表示させる (図 5D 及び図 6 参照)。

30

【0049】

(動作)

次に、超音波診断装置を構成する各部位の動作について図 5A ~ 図 5D 及び図 7 を参照して説明する。

【0050】

術の開始時において、針先位置取得部 111 が針先 NT の 3次元の超音波画像の座標上の位置を取得し、関心領域設定部 113 が超音波画像の関心領域 ROI 2 (一定)、フレームレート R 2 (一定)、血流画像の関心領域 ROI 1、ROI 1' の大きさとしての深さ指標 (初期値: d 3)、及びフレームレート R 1 (初期値: 14 fps) を設定する。送受信制御部 114 がこれらを含む条件に基づいて送信部 103 及び受信部 102 を制御し、取得された受信ビームに基づいて B モード画像処理部 104 が 3次元の超音波画像を生成し、ドップラ画像処理部 106 が 3次元の血流画像を生成する。表示制御部 (図示しない) が 3次元の超音波画像を重ねて 3次元の血流画像をモニタに表示させる。なお、ここでは、針先位置の移動量 L 等に基づいて、穿刺針 NL の穿刺ガイドラインを生成し、それを表示させることについては、言及しないものとする。

40

【0051】

図 7 は、術中における穿刺針 NL の移動から断面画像の表示までの各部の動作を示すタイミングチャートである。なお、術中において、超音波画像の関心領域 ROI 2 の大きさ (一定) 及びそのフレームレート R 2 (一定) に基づいて 3次元の超音波画像が生成され、生成された超音波画像がモニタに表示される。術の開示時において、血流画像の関心領域 ROI 1 の大きさ (初期値) 及びフレームレート R 1 (初期値) に基づいて 3次元の血

50

流画像が生成され、生成された血流画像が超音波画像に重ねてモニタに表示される。

【0052】

以下、主に、3次元の超音波画像に重ねて表示される3次元の血流画像の生成及びその表示について説明する。

【0053】

(位置、移動量等の算出)

図7に示すように、術中において穿刺針NLが移動されると、針先位置取得部111は、移動量センサ及び通過センサの検出結果を基に、単位時間毎に針先NTの3次元座標上の位置を求める。さらに、移動量等計算部112は、単位時間毎に求められた針先NTの3次元座標上の位置に基づいて、単位時間あたりの針先位置の移動量L及び移動速度Vを計算する。

10

【0054】

(関心領域ROI1、ROI1'の位置、大きさ設定)

関心領域設定部113は、針先NTの3次元座標上の位置、並びに、計算された単位時間あたりの針先位置の移動量L及び/若しくは移動速度Vに基づいて、その速度指標及び加速度指標から、図4に示す移動量関係テーブルを参照して、血流画像の関心領域の位置及び深さ指標を求め、図3に示すレート関係テーブルを参照して、深さ指標に対応するフレームレートR1を求め、血流画像の関心領域ROI1、ROI1'の位置及び大きさ、並びに、フレームレートR1を送受信制御部114に出力する。

20

【0055】

そのため、血流画像の関心領域ROI1、ROI1'の大きさ(深さ方向における長さd)が、関心領域設定部113により計算された単位時間あたりの針先位置の移動量L及び/又は移動速度Vに応じた長さとなる。

【0056】

移動量等計算部112により計算された結果により、例えば、速度指標が2、加速度指標が1のとき、関心領域設定部113は、移動量関係テーブルを参照して、速度指標及び加速度指標に対応する深さ指標d3を求め、さらに、レート関係テーブルを参照して、深さ指標d3に対応するフレームレートR1である14fpsを求める。

【0057】

(ビーム送信、ビーム受信)

送受信制御部114は、血流画像の関心領域ROI1の位置及び大きさ、並びに、フレームレートR1を受けて、送受信条件を求め、送信部103及び受信部102を制御することで、超音波ビームの送信と反射波の受信とを行わせる(ドップラモード撮影)。なお、送受信制御部114は、超音波画像の関心領域ROI2の大きさ、並びに、フレームレートR1を受けて、送受信条件を求め、送信部103及び受信部102を制御することで、超音波ビームの送信と反射波の受信とを行わせる(Bモード撮影)。前述したように、Bモード撮影とドップラモード撮影とは時分割で行われる。

30

【0058】

(超音波画像生成、血流画像生成、座標合わせ等)

Bモード画像処理部104は、Bモード撮影により取得されたビーム信号に基づいて、3次元の超音波画像を生成する。ドップラ画像処理部106は、ドップラモード撮影により取得されたビーム信号に基づいて、3次元の血流画像を生成する。表示制御部(図示しない)は、3次元の血流画像及び3次元の超音波画像の座標を合わせ、針先位置に応じた関心領域ROI1における血流画像を超音波画像に重ねて表示させる。図5Aは血流画像の関心領域ROI1を示すと共に、関心領域ROI1の上端に配置された針先位置を表すマーカMを示す。

40

【0059】

次に、移動量等計算部112により計算された結果により、例えば、速度指標が2、加速度指標が3のとき、関心領域設定部113は、移動量関係テーブルを参照して、速度指標及び加速度指標に対応する深さ指標d5を求め、さらに、レート関係テーブルを参照し

50

て、深さ指標  $d_5$  に対応するフレームレート  $R_1$  である  $10\text{fps}$  を求める。

【0060】

送受信制御部 114 は、血流画像の関心領域  $ROI_1'$  の位置及び大きさ、並びに、フレームレート  $R_1$  を受けて、送受信条件を求め、送信部 103 及び受信部 102 を制御することで、超音波ビームの送信と反射波の受信とを行わせる（ドップラモード撮影）。なお、送受信制御部 114 は、超音波画像の関心領域  $ROI_2$  の大きさ、並びに、フレームレート  $R_1$  を受けて、送受信条件を求め、送信部 103 及び受信部 102 を制御することで、超音波ビームの送信と反射波の受信とを行わせる（Bモード撮影）。前述したように、Bモード撮影とドップラモード撮影とは時分割で行われる。

【0061】

Bモード画像処理部 104 は、Bモード撮影により取得されたビーム信号に基づいて、3次元の超音波画像を生成する。ドップラ画像処理部 106 は、ドップラモード撮影により取得されたビーム信号に基づいて、3次元の血流画像を生成する。表示制御部（図示しない）は、3次元の血流画像及び3次元の超音波画像の座標を合わせ、針先位置に応じた関心領域  $ROI_1'$  における血流画像を超音波画像に重ねて表示させる。図2に、速度指標及び加速度指標に応じて、長さ  $d$  が異なる血流画像の関心領域  $ROI_1$ 、 $ROI_1'$  を示す。なお、図面を簡潔にするため、図2において、関心領域  $ROI_1'$  の上端に配置された針先位置を表すマーカ  $M$ （図5A参照）を省略して示し、また、関心領域  $ROI_1$ 、 $ROI_1'$  の大きさを比較するため、関心領域  $ROI_1'$  の中に関心領域  $ROI_1$  を破線で示す。

【0062】

（断面画像生成）

なお、断面画像処理部 108 は、針先位置を受けて、断面A、断面B及び断面Cにおける断面画像を生成する。表示制御部（図示しない）は、各断面画像をモニタに表示させる（図5A～図5C参照）。さらに、図5Aに示すように、断面画像処理部 108 は、断面A上における断面Cの位置  $PC$  を求め、表示制御部は、断面Cの位置  $PC$  を断面Aにおける断面画像に重ねて表示させる。

【0063】

断面画像（特に断面Cにおける断面画像）を表示させたので、針先から深さ方向に所定距離離れた位置（つまり断面Cの位置）にある対象（場合により血管）を視認することができる。さらに、断面Cの位置を他の断面（断面Aや断面B）に表示させたので、他の断面に表された断面Cの位置で、針先から断面Cまでの距離を目測することができる。

【0064】

なお、断面画像処理部 108 は、針先位置より予め定められた距離だけ深さ方向（Y方向）に離間した位置における、穿刺針  $NL$  が進んできた方向  $DR$ （穿刺ガイドライン  $GL$  に対し直交する面でもある）に対し直交する面に、その面の位置より深さ方向に位置する血流画像を投影した投影画像を生成し、表示制御部は、投影画像を表示させるようにしてもよい。それにより、針先  $NT$  の周辺であって針先から深さ方向に沿って位置する1又は複数の対象（図5Aに示す血管  $VN$ ）を視認することができる。

【0065】

<第2の実施形態>

第2の実施形態の超音波診断装置について各図を参照して説明する。第2の実施形態では、第1の実施形態の超音波診断装置と異なる構成について主に説明し、同じ構成についてはその説明を省略する場合がある。

【0066】

図8は、穿刺針  $NL$  の移動から断面画像の表示までの各部の動作を示すタイミングチャートである。

第1の実施形態においては、針先位置取得部 111 は、単位時間毎に針先の座標上の位置を取得する。移動量等計算部 112 は、取得された針先位置に基づいて、単位時間あたりの針先位置の移動量  $L$  及び移動速度  $V$  を計算し、関心領域設定部 113 は、術中におい

10

20

30

40

50

て、針先位置取得部 1 1 1 により針先位置が取得される毎に、針先位置に応じた位置に、単位時間あたりの針先位置の移動量  $L$  及び  $V$  又は移動速度  $V$  に応じた深さ方向における長さ  $d$  を有する血流画像の関心領域  $ROI 1$  を、血流画像の関心領域  $ROI 1$  の上縁部（略切頭錐状の血流画像の関心領域における頭部）が針先位置になるように設定した。

【0067】

これに対し、第 2 の実施形態においては、図 8 に示すように、超音波診断装置は移動量等計算部 1 1 2 を有しない。関心領域設定部 1 1 3 は、術中において、針先位置取得部 1 1 1 により針先位置が取得される毎に、針先位置を含み、針先の移動方向（穿刺ガイドライン）に沿った血流画像の関心領域  $ROI 1$  を求め、針先位置に応じた血流画像の関心領域  $ROI 1$  を送受信制御部 1 1 4 に送る。それにより、設定された関心領域  $ROI 1$  が針先位置を含むように、つまり、関心領域  $ROI 1$  の上縁部（略切頭錐状の血流画像の関心領域における頭部）が針先位置になる（図 9 A 参照）。第 2 の実施形態では、関心領域設定部 1 1 3 は、針先位置に応じて血流画像の関心領域  $ROI 1$  の位置を変更するが、単位時間あたりの針先位置の移動量  $L$  及び  $V$  又は移動速度  $V$  に応じて血流画像の関心領域  $ROI 1$  の大きさ（長さ  $d$ 、 $w$ 、 $u$ ）は変更せず、一定である。

10

【0068】

図 9 A は、断面 A における 3 次元の超音波画像である。図 9 A に示すように、表示制御部（図示しない）は、血流画像の関心領域  $ROI 1$  と共に、針先位置を識別するためのマーカ  $M$  をモニタに表示させる。マーカ  $M$  は血流画像の関心領域  $ROI 1$  の上端部の位置に表示される。

20

【0069】

針先位置に応じた位置に血流画像の関心領域  $ROI 1$  が移動するため、針先位置より深さ方向に位置する対象が表示され、術者は、表示された対象の中に血管  $VN$  が含まれるかどうかを視認することが可能となる（図 9 A 参照）。

【0070】

図 5 A は断面 A における 3 次元の超音波画像、図 9 B は断面 B における 3 次元の超音波画像、図 9 C は断面 C における 3 次元の超音波画像、図 9 D は、超音波画像、断面 A、断面 B、及び、断面 C の相互の位置関係を示す図である。

【0071】

図 9 A ~ 図 9 D に示すように、第 2 実施形態においても、断面画像処理部 1 0 8 は、断面 A、断面 B 及び断面 C における断面画像を生成し、表示部 1 1 0 は、断面 A、断面 B 及び断面 C における断面画像をモニタに表示させる。

30

【0072】

前記実施形態では、血流画像を超音波画像に重ねて表示させたが、血流画像を形態画像（CT 画像又は MRI 画像）に重ねて表示させてもよい。なお、このとき、血流画像と共に、針先位置を識別するためのマーカ  $M$  を表示させる。それにより、形態画像上に、血管と針先との位置関係がリアルタイムに表示され、針先が向かって行く先方に血管が走っているかどうかを正確に把握することが可能となる。

【0073】

また、上記実施形態においては、関心領域  $ROI 1$ 、 $ROI 2$  を共に視認し易くするため、表示制御部（図示しない）が 3 次元の超音波画像に 3 次元の血流画像を重ねて表示させるものを示したが、これに限らない。例えば、表示制御部が 2 次元の超音波画像に 2 次元又は 3 次元の血流画像を重ねて表示させてもよい。それにより、2 次元の超音波画像から穿刺針  $NL$  の針先が外れても、2 次元又は 3 次元の血流画像で針先の周辺に血管があるかどうかを視認することが可能となる。さらに、表示制御部が 3 次元の超音波画像に 2 次元の血流画像を重ねて表示させてもよい。それにより、例えば、穿刺針  $NL$  が進んできた方向  $DR$  が 2 次元  $XY$  の平面と平行であれば、針先が向かって行く先方に血管があるかどうかを 2 次元の血流画像で視認することが可能となる。さらに、3 次元の血流画像に対し 2 次元の血流画像のフレームレートが高く維持できるため、血流画像がリアルタイムで表示される。

40

50

## 【0074】

さらに、前記実施形態では、針先位置から断面Cの位置までの距離が、例えば、0mm～20mmのうちの任意の距離として定められ、定められた位置における断面Cの断面画像が表示されるものを示したが、これに限らない。断面位置等設定部117が針先位置から断面Cの位置までの距離を、例えば、0mm、5mm、10mm、15mm、20mmのように段階的に定め、断面画像処理部108が、段階的に定められた距離の各位置における断面Cの断面画像を生成し、表示制御部が各位置における断面Cの断面画像の1又は複数をモニタに選択的に表示させてもよい。それにより、術者が針先NTを深さ方向に移動させるときの移動量に合わせて、所望の距離を断面位置等設定部117に入力することで、術者に適合した位置における断面Cの断面画像を選択することができる。また、二以上の断面画像が選択された表示されることで、例えば、血管画像が距離5mmの位置における断面Cの断面画像に表示されず、距離15mmの位置における断面Cの断面画像に表示されたとき、術者は、針先NTを約10mm深さ方向に移動させてもよいことがわかる。

10

## 【0075】

< 第3の実施形態 >

第3の実施形態の超音波診断装置について説明する。第3の実施形態では、第1の実施形態の超音波診断装置と異なる構成について主に説明し、同じ構成についてはその説明を省略する場合がある。

## 【0076】

図10は、第3の実施形態の超音波診断装置の構成を示す構成ブロック図である。第3の実施形態の超音波診断装置は、第1の実施形態における血流画像生成部106Aに換えて、ポリウム画像生成部118Aを有する。ポリウム画像生成部118Aは、特許請求の範囲における関心領域画像生成部の一例に相当する。ポリウム画像生成部118Aは、ポリウム画像処理部118及びポリウム画像記憶部119を有する。

20

## 【0077】

送受信制御部114は、Bモード撮影とポリウムモード撮影とを時分割で行うように、例えば、ポリウムモード撮影を所定の複数回（例えば、4回）行う度にBモード撮影を1回行うように送信部103及び受信部102を制御する。

## 【0078】

送受信制御部114は、ポリウムモード撮影では、ポリウム画像の関心領域及びフレームレートを受けて、送信条件（遅延時間や送信回数）及び受信条件（受信チャンネルや各チャンネル遅延量）を求め、これらの条件で送信部103及び受信部102を制御することで、1走査線あたり所定の複数回（例えば、4回）の超音波ビームの送信と反射波の受信とを行わせ、関心領域における3次元の形態を描画するために必要とされる本数の走査線を有する1静止画像分の走査をポリウム画像のフレームレートで繰り返させる。ポリウム画像は、特許請求の範囲における関心領域画像の一例に相当する。

30

## 【0079】

第3の実施形態におけるポリウム画像の関心領域は、図2に示した血流画像の関心領域ROI1、ROI1'に対応する。また、ポリウム画像のフレームレートは、第1の実施形態におけるフレームレートR1に対応する。

40

## 【0080】

送受信制御部114は、超音波画像の関心領域ROI2及びそのフレームレートR2、並びに、血流画像の関心領域ROI1、ROI1'及びそのフレームレートR1を受けて、Bモード撮影とポリウムモード撮影とを時分割で行うように、例えば、ポリウムモード撮影を所定の複数回（例えば、4回）行う度にBモード撮影を1回行うように送信部103及び受信部102を制御する。

## 【0081】

ポリウム画像処理部118は、ポリウムモード撮影により取得されたビーム信号に基づいて、ポリウム画像を生成し、ポリウム画像記憶部119に記憶させる。

50

## 【 0 0 8 2 】

次に、第3の実施形態を構成する各部位の動作について図11を参照して説明する。

## 【 0 0 8 3 】

術の開始時において、針先位置取得部111が針先NTの3次元の超音波画像の座標上の位置を取得し、関心領域設定部113が超音波画像の関心領域ROI2(一定)、フレームレートR2(一定)、血流画像の関心領域ROI1、ROI1'の大きさとしての深さ指標(初期値:d3)、及びフレームレートR1(初期値:14fps)を設定する。送受信制御部114がこれらを含む条件に基づいて送信部103及び受信部102を制御し、取得された受信ビームに基づいてBモード画像処理部104が3次元の超音波画像を生成し、ボリューム画像処理部118がボリューム画像を生成する。

10

## 【 0 0 8 4 】

図11は、術中における穿刺針NLの移動から断面画像の表示までの各部の動作を示すタイミングチャートである。なお、術中において、超音波画像の関心領域ROI2の大きさ(一定)及びそのフレームレートR2(一定)に基づいて3次元の超音波画像が生成され、生成された超音波画像がモニタに表示される。術の開示時において、ボリューム画像の関心領域ROI1の大きさ(初期値)及びフレームレートR1(初期値)に基づいてボリューム画像が生成され、生成されたボリューム画像が超音波画像に重ねてモニタに表示される。

## 【 0 0 8 5 】

関心領域設定部113は、針先NTの3次元座標上の位置、並びに、計算された単位時間あたりの針先位置の移動量L及び/若しくは移動速度Vに基づいて、その速度指標及び加速度指標から、図4に示す移動量関係テーブルを参照して、ボリューム画像の関心領域の位置及び深さ指標を求め、図3に示すレート関係テーブルを参照して、深さ指標に対応するフレームレートR1を求め、ボリューム画像の関心領域ROI1、ROI1'の位置及び大きさ、並びに、フレームレートR1を送受信制御部114に出力する。

20

## 【 0 0 8 6 】

そのため、ボリューム画像の関心領域ROI1、ROI1'の大きさ(深さ方向における長さd)が、関心領域設定部113により計算された単位時間あたりの針先位置の移動量L及び/又は移動速度Vに応じた長さとなる。

## 【 0 0 8 7 】

送受信制御部114は、血流画像の関心領域ROI1の位置及び大きさ、並びに、フレームレートR1を受けて、送受信条件を求め、送信部103及び受信部102を制御することで、超音波ビームの送信と反射波の受信とを行わせる(ボリュームモード撮影)。なお、送受信制御部114は、超音波画像の関心領域ROI2の大きさ、並びに、フレームレートR1を受けて、送受信条件を求め、送信部103及び受信部102を制御することで、超音波ビームの送信と反射波の受信とを行わせる(Bモード撮影)。前述したように、Bモード撮影とボリュームモード撮影とは時分割で行われる。

30

## 【 0 0 8 8 】

Bモード画像処理部104は、Bモード撮影により取得されたビーム信号に基づいて、3次元の超音波画像を生成する。ボリューム画像処理部118は、ボリュームモード撮影により取得されたビーム信号に基づいて、ボリューム画像を生成する。

40

## 【 0 0 8 9 】

送受信制御部114は、血流画像の関心領域ROI1'の位置及び大きさ、並びに、フレームレートR1を受けて、送受信条件を求め、送信部103及び受信部102を制御することで、超音波ビームの送信と反射波の受信とを行わせる(ボリュームモード撮影)。なお、送受信制御部114は、超音波画像の関心領域ROI2の大きさ、並びに、フレームレートR1を受けて、送受信条件を求め、送信部103及び受信部102を制御することで、超音波ビームの送信と反射波の受信とを行わせる(Bモード撮影)。前述したように、Bモード撮影とボリュームモード撮影とは時分割で行われる。

## 【 0 0 9 0 】

50

Bモード画像処理部104は、Bモード撮影により取得されたビーム信号に基づいて、3次元の超音波画像を生成する。ポリウム画像処理部118は、ポリウムモード撮影により取得されたビーム信号に基づいて、ポリウム画像を生成する。表示制御部（図示しない）は、ポリウム画像及び3次元の超音波画像の座標を合わせ、針先位置に応じた関心領域ROI1'におけるポリウム画像を超音波画像に重ねて表示させる。

【0091】

以上述べた少なくともひとつの実施形態の超音波診断装置によれば、超音波（エコー）ガイド下での穿刺術において、高フレームレートを維持し、血流画像又はポリウム画像をリアルタイムで表示することができ、施術を長びかせる要因をなくし、術者に負担をかけないことが可能となる。

10

【0092】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これら実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【0093】

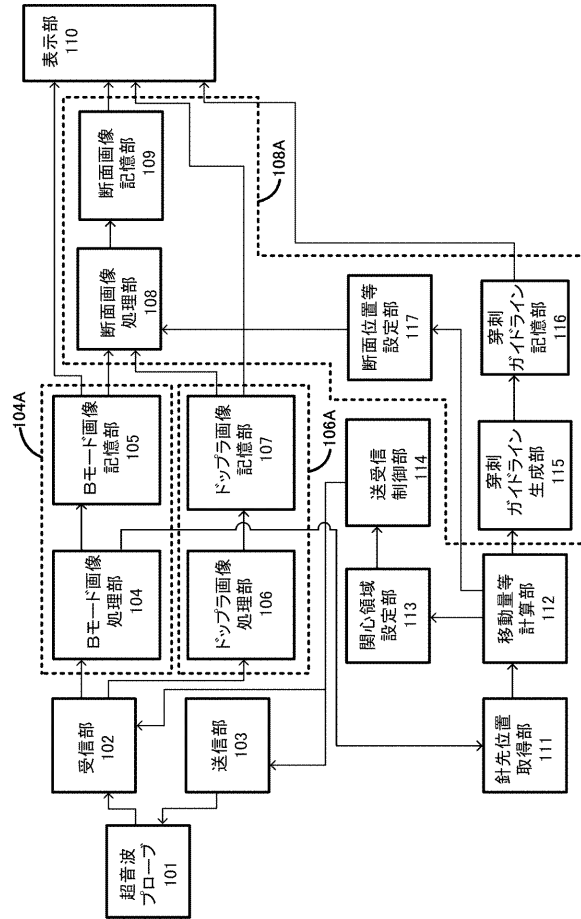
- 101 超音波プローブ
- 102 受信部
- 103 送信部
- 104 Bモード画像処理部
- 104A 超音波画像生成部
- 105 Bモード画像記憶部
- 106 ドップラ画像処理部
- 106A 血流画像生成部
- 107 ドップラ画像記憶部
- 108 断面画像処理部
- 108A 断面画像生成部
- 109 断面画像記憶部
- 110 表示部
- 111 針先位置取得部
- 112 移動量等計算部
- 113 関心領域設定部
- 114 送受信制御部
- 115 穿刺ガイドライン生成部
- 116 穿刺ガイドライン記憶部
- 117 断面位置等設定部
- 118 ポリウム画像処理部
- 118A ポリウム画像生成部
- 119 ポリウム画像記憶部

20

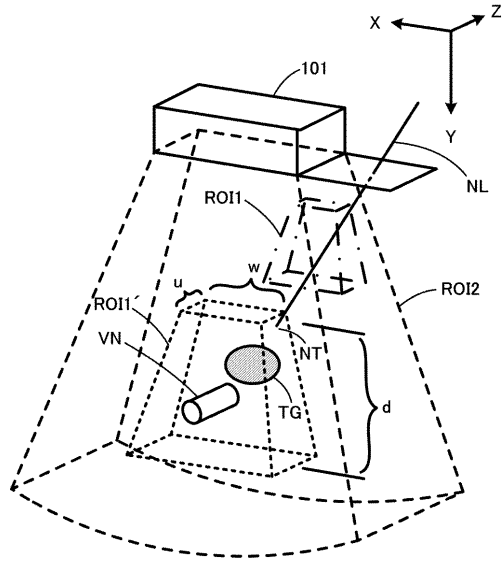
30

40

【図 1】



【図 2】



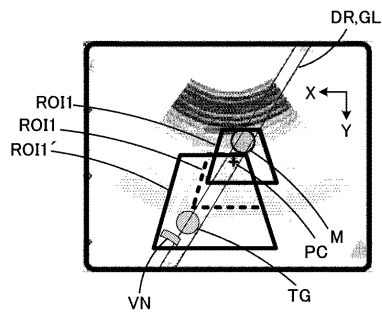
【図 3】

深さ指標	フレームレート [fps]
d0	20
d1	18
d2	16
d3	14
d4	12
d5	10

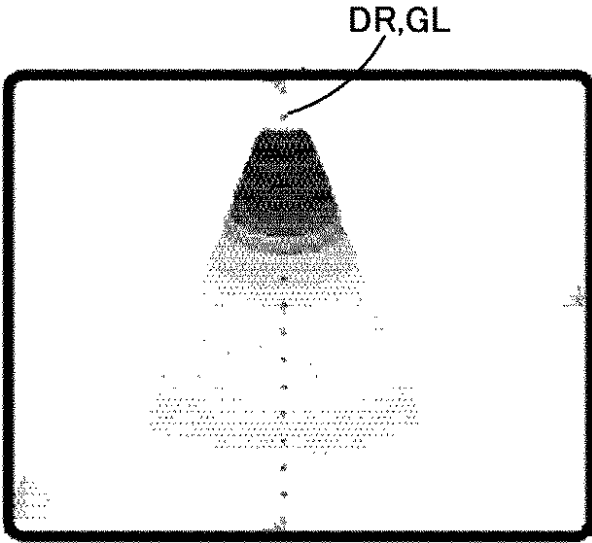
【図 4】

速度指標 加速度指標	0	1	2	3
0	d0	d1	d2	d3
1	d1	d2	d3	d4
2	d2	d3	d4	d5
3	d3	d4	d5	d5

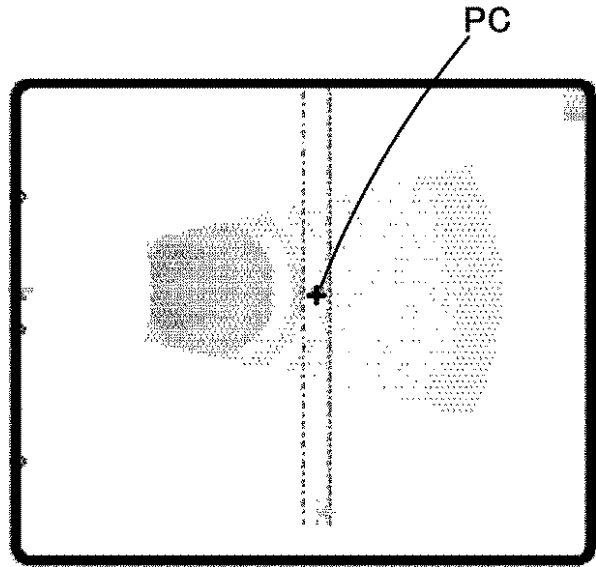
【図 5 A】



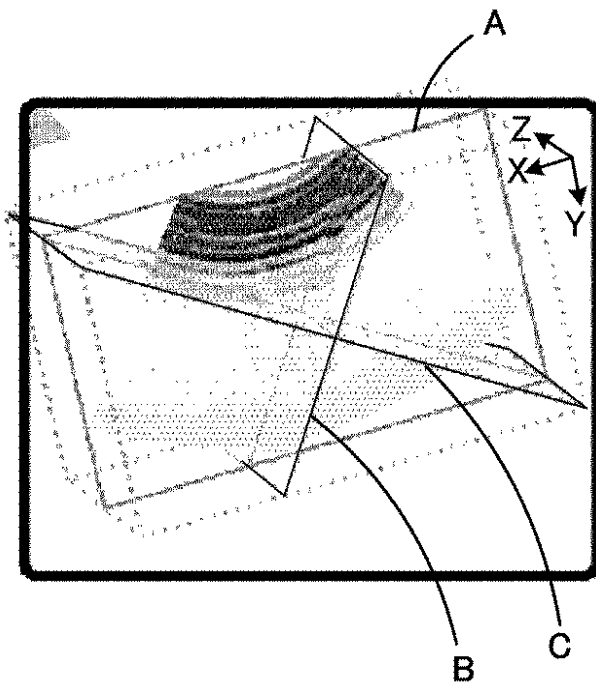
【図 5 B】



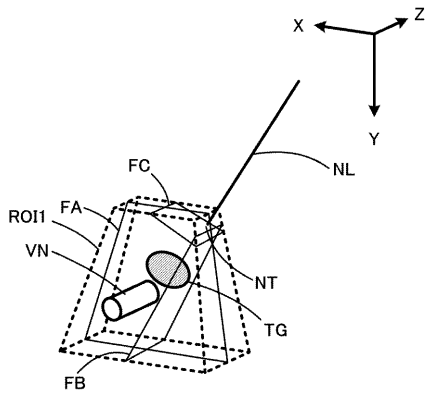
【図 5 C】



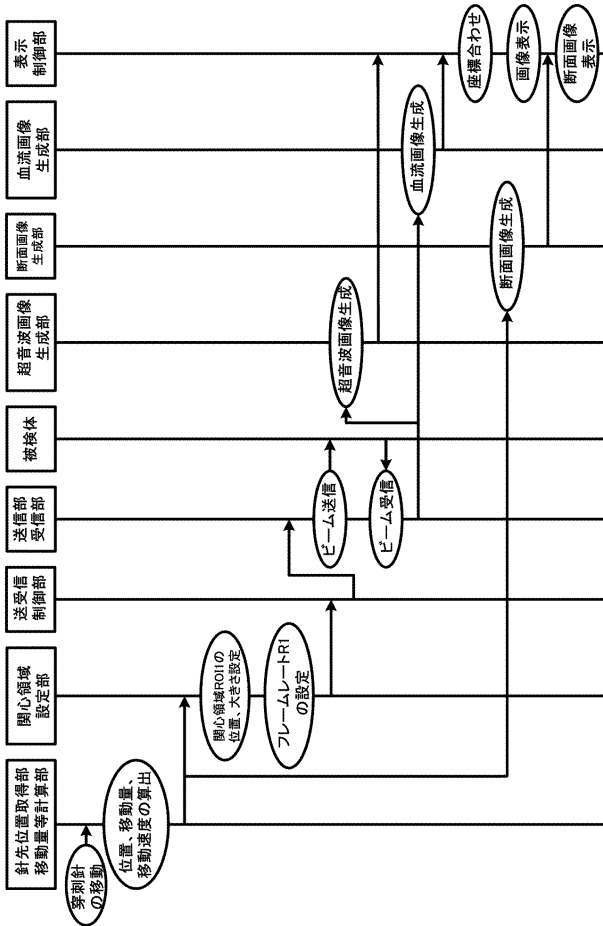
【図 5 D】



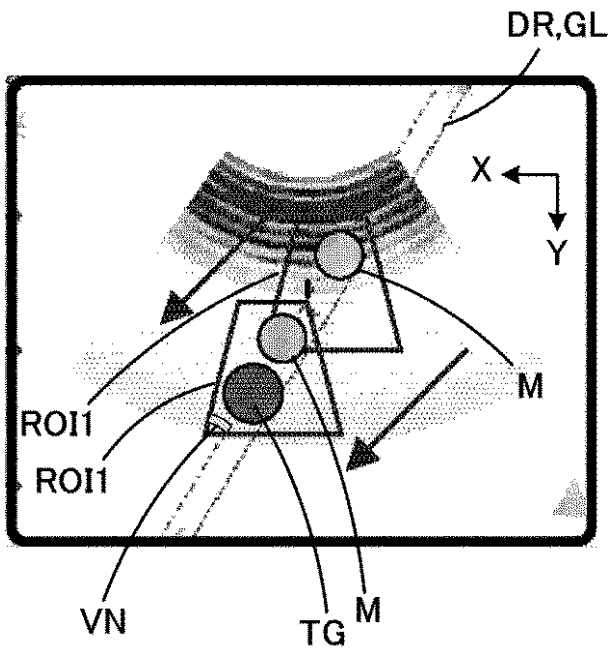
【図 6】



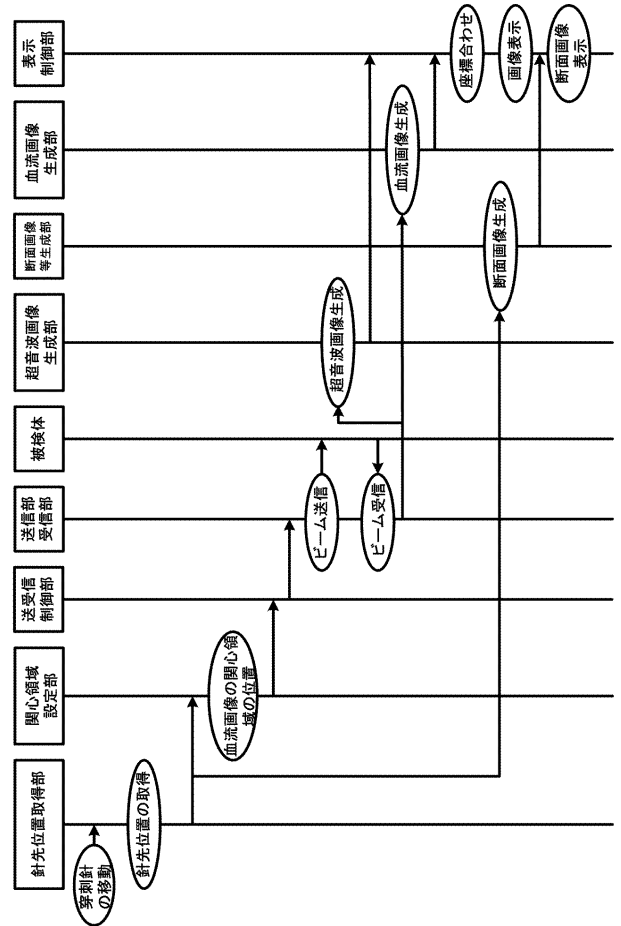
【 図 7 】



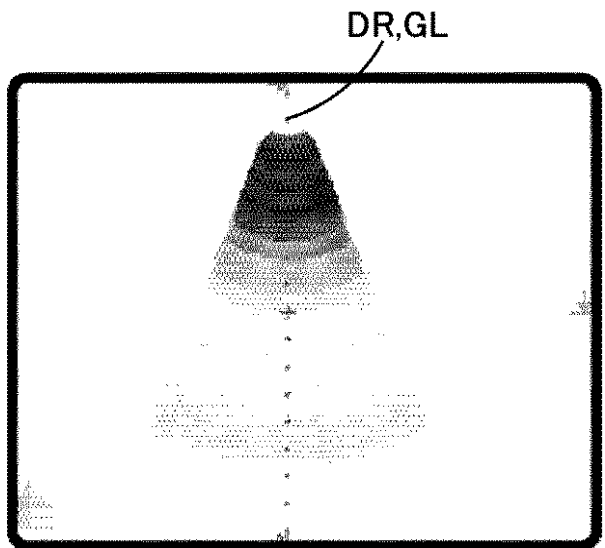
【 図 9 A 】



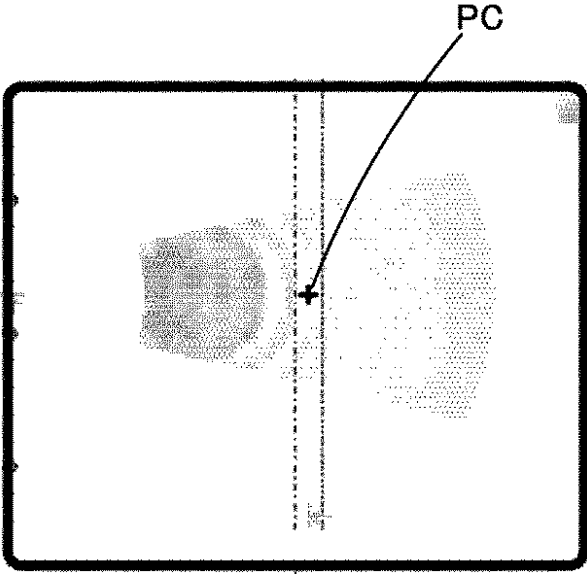
【 図 8 】



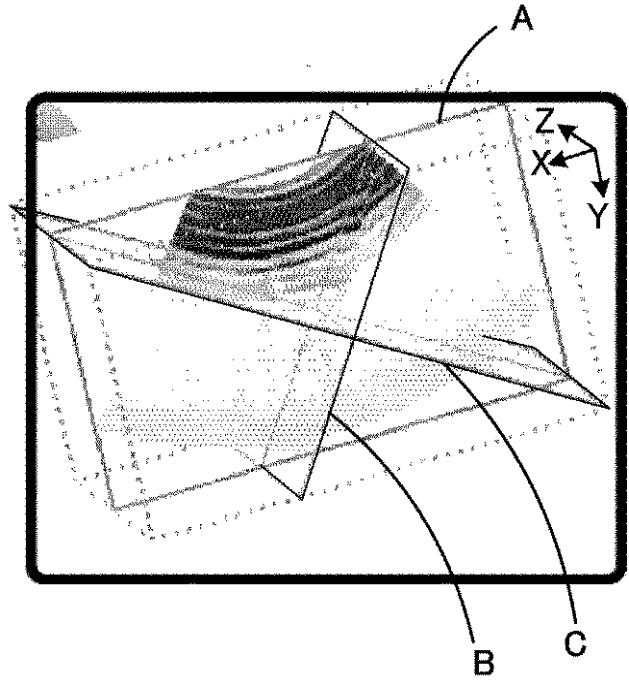
【 図 9 B 】



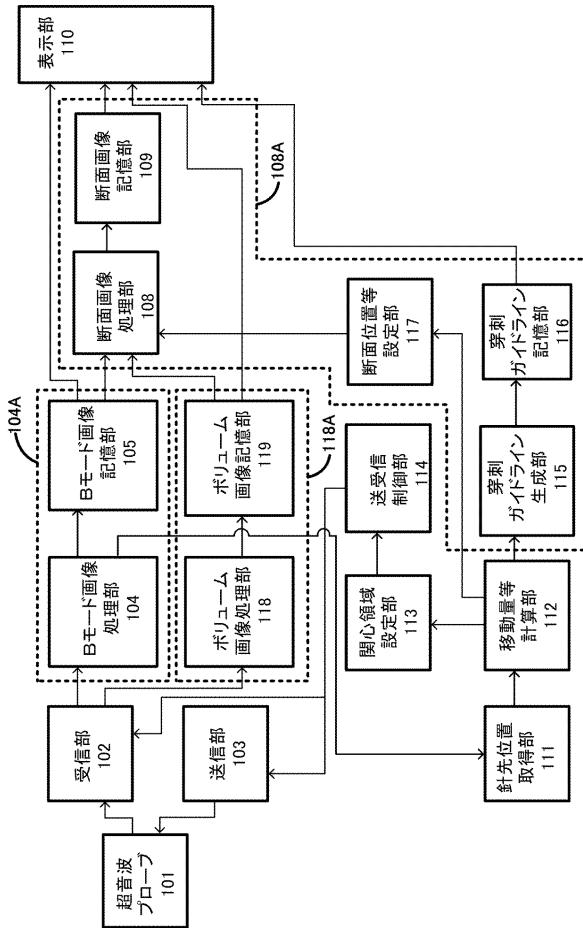
【図9C】



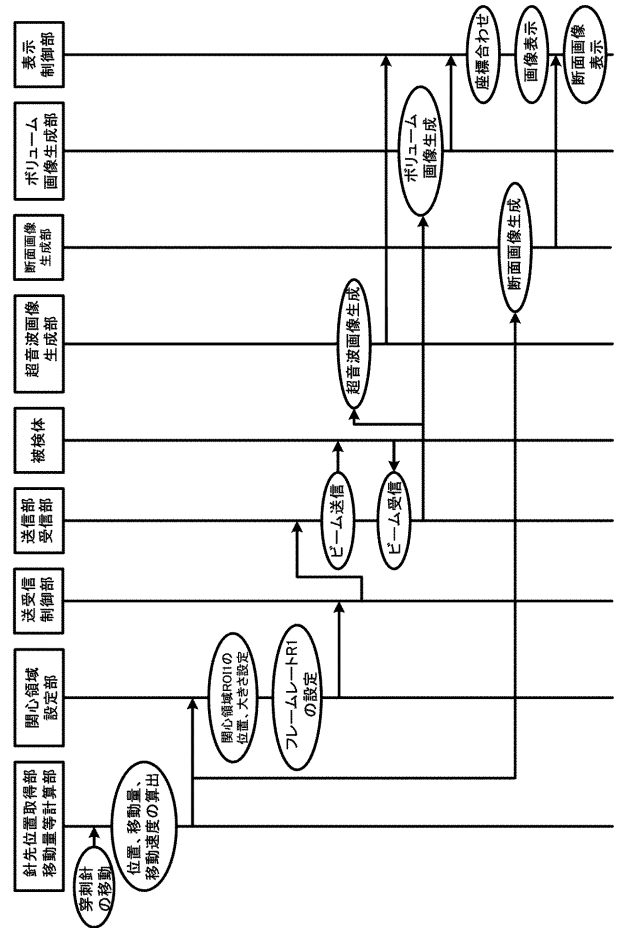
【図9D】



【図10】



【図11】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 岩間 信行  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 平野 亨  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 本郷 宏信  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 福尾 悠平  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- Fターム(参考) 4C601 BB03 DE03 EE08 EE11 FF03 FF05 JB34 JC37 KK21 KK31

