

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4443672号
(P4443672)

(45) 発行日 平成22年3月31日(2010.3.31)

(24) 登録日 平成22年1月22日(2010.1.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 17/34 (2006.01) A 6 1 B 17/34 3 1 0

請求項の数 32 (全 23 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平11-142102 (22) 出願日 平成11年5月21日(1999.5.21) (65) 公開番号 特開2000-185041(P2000-185041A) (43) 公開日 平成12年7月4日(2000.7.4) 審査請求日 平成18年5月16日(2006.5.16) (31) 優先権主張番号 特願平10-292619 (32) 優先日 平成10年10月14日(1998.10.14) (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号 (74) 代理人 100078765 弁理士 波多野 久 (74) 代理人 100078802 弁理士 関口 俊三 (72) 発明者 山崎 延夫 栃木県大田原市下石上1385番の1 株 式会社東芝 那須工場内 審査官 川上 則明</p>
--	--

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】

2次元状に配列された複数個の超音波振動子から送信される超音波ビームを被検体内で3次元状にスキャンさせながら前記超音波ビームに対応する超音波エコー信号を取得するデータ取得手段と、

前記超音波エコー信号に基づいて前記被検体内の形態情報及びその血流情報の少なくとも一方に関する3次元データを実時間で解析するデータ解析手段と、

前記解析された3次元データに基づいて任意断面の2次元断層像及び3次元投影像の少なくとも一方を含む画像を実時間で生成する超音波画像生成手段と、

前記被検体の体表部から体内に挿入可能な穿刺針の一部又は全部が前記体内に存する場合、前記画像情報に基づいて、前記穿刺針を前記ターゲットに向けてナビゲーションするための情報を実時間で表示するナビゲーション情報表示手段とを備え、

前記ナビゲーション情報表示手段は、前記被検体内に挿入された穿刺針の瞬時毎の移動位置を検出してその軌跡を追尾する追尾手段と、この追尾手段による追尾結果に基づいて前記被検体内のターゲットへの穿刺針の進行状態が前記画像中で常に認識できるように画像表示条件を実時間で制御する画像表示制御手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項1記載の発明において、前記追尾手段は、前記穿刺針の先端部に設置される信号発生器と、この信号発生器からの発信信号を前記複数個の超音波振動子の内の少なくとも

10

20

3個の超音波振動子で個別に受信させる受信手段と、この受信手段による各受信信号の互いの信号到達時間の時間差に基づいて前記信号発生器が設置される前記穿刺針の先端部位置を推定する手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1記載の発明において、前記追尾手段は、前記穿刺針の位置の異なる複数箇所に設置され且つ互いに識別可能な異なる信号波形または互いに異なる発信タイミングで信号を発生可能な複数個の信号発生器と、この各信号発生器からの各発信信号を前記複数個の超音波振動子の内の少なくとも3個の超音波振動子で個別に受信させる受信手段と、この受信手段による各受信信号の互いの信号到達時間の時間差に基づいて前記複数個の信号発生器が設置される前記穿刺針の複数箇所の位置を推定する手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項4】

請求項1記載の発明において、前記追尾手段は、前記穿刺針に微小振動を与える振動付与手段と、この振動付与手段により前記穿刺針に微小振動が与えられる間、前記データ取得手段により取得される超音波エコー信号から前記穿刺針のドプラ信号のパワーが最も高くなる条件を探索することにより、前記穿刺針の位置を推定する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】

請求項1記載の発明において、前記追尾手段は、前記データ取得手段により取得される超音波エコー信号中の前記穿刺針からのエコー信号に基づいて前記穿刺針の少なくとも先端部の動いた軌跡を追尾するデータ処理手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項6】

請求項1から5までのいずれか1項記載の発明において、前記画像表示条件は、前記被検体内の任意断面の2次元断層像を表示する条件を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】

請求項6記載の発明において、前記2次元断層像は、前記穿刺針の針先の進行方向と前記ターゲットとの互いの位置関係で定まる断面の2次元断層像であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】

請求項7記載の発明において、前記断面は、前記穿刺針の針先位置とその進行方向に沿った直線とを通る断面であることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項9】

請求項7記載の発明において、前記断面は、前記穿刺針の前記被検体の体表部の挿入点及びその穿刺針の先端位置を結ぶ直線と、前記超音波振動子の配列面に対する法線とを通る断面であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項10】

請求項7記載の発明において、前記断面は、前記穿刺針の前記被検体内への挿入点、その穿刺針の先端位置、及び予め規定された基準点を含む断面であることを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項11】

請求項10記載の発明において、前記基準点は、前記超音波振動子の配列面の重心点であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項12】

請求項7記載の発明において、前記断面は、前記穿刺針の先端位置の軌跡から得られる直線回帰線と、前記超音波振動子の配列面に対する法線とを通る断面であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項13】

請求項7記載の発明において、前記断面は、前記穿刺針の先端位置の軌跡から得られる直線回帰線と、予め規定された基準点とを含む断面であることを特徴とする超音波診断装

50

置。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 記載の発明において、前記基準点は、前記超音波振動子の配列面の重心点であるを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 5】

請求項 7 から 1 4 までのいずれか 1 項記載の発明において、前記穿刺針の位置を前記断面を挟む両側のいずれの側でどれ程の距離離れているかを前記二次元画像上で視認可能な表示手段をさらに備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 5 記載の発明において、前記表示手段は、前記二次元画像上で前記断面を挟む両側を個別に認識するように色及び輝度の少なくとも一方を変えて前記穿刺針を表示する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 1 7】

請求項 1 6 記載の発明において、前記表示手段は、前記二次元画像上で前記断面からの離間距離を認識するように色及び輝度の少なくとも一方を変えて前記穿刺針を表示する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 8】

請求項 1 から 5 までのいずれか 1 項記載の発明において、前記画像表示条件は、前記解析された 3 次元データのエリア外の位置から前記解析された 3 次元データのエリア内を見る向きの視点を基に前記解析された 3 次元データをレンダリング処理することで生成される 3 次元投影像を表示する条件を含むことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 1 9】

請求項 1 8 記載の発明において、前記画像表示条件は、前記穿刺針の挿入点を挟んで前記穿刺針の針先と対向する前記エリア外の位置から前記エリア内の前記針先を見る向きの前記視点を基に生成される前記 3 次元投影像を表示する条件を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2 0】

請求項 1 8 または 1 9 記載の発明において、前記画像表示条件は、前記 3 次元投影像内に前記穿刺針の進行方向に直交する断面の断層像を表示する条件を含むことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 2 1】

請求項 2 0 記載の発明において、前記断層像は、前記穿刺針の進行方向に沿って任意に選定可能に構成された互いの異なる複数箇所の断面の断層像であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2 2】

請求項 2 0 記載の発明において、前記断層像は、前記ターゲットを通る断面の断層像であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2 3】

請求項 2 0 記載の発明において、前記断層像は、前記穿刺針の先端位置の動きに追従するように構成された断面の断層像であることを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 2 4】

請求項 1 8 から 2 3 までのいずれか 1 項記載の発明において、前記 3 次元投影像は、前記被検体内の血管走行、ターゲット、及び前記穿刺針の少なくとも 1 つを表示するものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2 5】

請求項 1 から 5 までのいずれか 1 項記載の発明において、前記画像表示条件は、前記被検体内の任意断面の二次元断層像と、前記被検体内の前記穿刺針の挿入点からその針先の進行方向を見た 3 次元投影像とを並べて表示する条件を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2 6】

50

請求項 2 5 記載の発明において、前記画像表示条件は、前記 3 次元投影像内に前記穿刺針の進行方向に直交する断面の断層像を表示する条件を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2 7】

請求項 2 6 記載の発明において、前記二次元断層像及び 3 次元投影像の少なくとも一方にマーカを表示させる第 1 のマーカ表示手段をさらに備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2 8】

請求項 2 7 記載の発明において、前記第 1 のマーカ表示手段は、前記二次元断層像中に前記 3 次元投影像内の断層像の断面位置を示すマーカを表示させる手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2 9】

請求項 2 7 または 2 8 記載の発明において、前記第 1 のマーカ表示手段は、前記 3 次元投影像中に前記二次元断層像の断面位置を示すマーカを表示する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3 0】

請求項 1 8 から 2 9 までのいずれか 1 項記載の発明において、前記 3 次元投影像の 2 次元平面を成す 2 軸の方向と、前記被検体とその体表から見た状態との互いの位置関係の対応づけを示すマーカを前記 3 次元投影像上に表示する第 2 のマーカ表示手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3 1】

請求項 3 0 記載の発明において、前記第 2 のマーカ表示手段は、前記穿刺針の体表挿入点と、前記複数個の超音波振動子上の予め設定された基準点とを結ぶマーカとを前記 3 次元投影像上に表示する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3 2】

請求項 3 0 記載の発明において、前記第 2 のマーカ表示手段は、前記穿刺針の挿入点付近に回転自在に装着され且つその装着方向が認識可能な方向指示用の器具と、この器具に応じて設定されたマーカを、その器具装着方向と前記 3 次元投影像との互いの位置関係に対応づけて表示する手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

30

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

この発明は、超音波ビームをリアルタイムに 3 次的に走査及びその 3 次元画像の表示が可能な超音波診断装置に係り、とくに超音波画像を見ながら穿刺針を被検体内の病巣等のターゲットにナビゲーションするシステム構成の工夫に関する。

【0 0 0 2】

【従来技術】

従来、臨床応用における肝臓に対する肝生検、すなわち肝実質の性状を診断するための生検及び腫瘍の性状を診断するための生検等や、あるいは治療応用における肝がん治療法、すなわち肝腫瘍内にエタノールを注入して肝腫瘍細胞を壊死させる方法等では、一般に穿刺針を患者の体内に挿入して行う診断及び治療（以下「穿刺術」）が行われている。

40

【0 0 0 3】

この穿刺術は、従来から各種の穿刺法が考案され診断及び治療に供されていたが、穿刺針を盲目的に穿刺してもよい場合を除き、リアルタイムに X 線透視像等の画像を見ながら病巣等の穿刺ターゲットを確認して行うモニタ法と併用されることが多い。とくに近年では、安全性及び確実性をより一層高める目的で、X 線透視に代わって超音波画像を用いて穿刺針の誘導を行う診断的治療手技（以下「超音波穿刺術」）が主流になっている。

【0 0 0 4】

この超音波穿刺術は、リアルタイム超音波画像の同一断層面に穿刺ターゲットと穿刺針とを描出し、その穿刺針の進入状況を見ながら行う映像下穿刺法であり、例えば腹部の場合

50

では拡張胆管や胆嚢と同時に肝内外の主要な血管や周辺臓器を超音波断層像として容易に描出できることから、穿刺ターゲットを任意に選択して穿刺する、選択的穿刺も可能となり、その臨床及び治療の応用範囲も広くなるといった利点がある。例えば、肝疾患における応用では、局限性病変において確実な腫瘍穿刺が可能となり、さらに胆嚢や肺を避けて穿刺ルートを選べるため、肝汁性腹膜炎、血気胸等の合併症の減少に役立つといった利点がある。

【 0 0 0 5 】

このような超音波穿刺術で使用される超音波装置としては、機械走査式または電子走査式などのリアルタイム装置が採用されている。このリアルタイム装置では、超音波探触子（超音波プローブ）として穿刺用専用リニア探触子や、穿刺針を一定の方向にガイドする穿刺用アダプタを装着可能なセクタまたはコンベックス探触子等が使用されている。特に近年では、電子走査式装置が普及し、それに合わせて電子リニアまたは電子セクタ探触子が多く使用されている。

10

【 0 0 0 6 】

【 発明が解決しようとする課題 】

従来の超音波穿刺術で使用される超音波診断装置では、たしかにX線透視法等と比べて安全性及び確実性が高いといった利点があるものの、穿刺針は弾力性があるため、その針先の方向が穿刺アダプタのガイド方向から外れる場合があった。この場合には、リアルタイムに表示される2次元断層像内から穿刺針の針先が消えてしまうため、針先の位置を超音波プローブを動かしながら探索しなければならず、その結果、2次元断層像を見ながら穿刺針の針先位置を追尾したり、病巣等の穿刺ターゲットに向けた挿入方向を修正したりする操作は困難となる場合が多く、熟練を要するといった問題があった。

20

【 0 0 0 7 】

この発明は、このような従来の問題を考慮してなされたもので、超音波穿刺を実施する際の穿刺針誘導を容易に且つ確実にを行うことを目的とする。

【 0 0 0 8 】

【 課題を解決するための手段 】

本発明者は、超音波診断装置と組み合わせた穿刺法において、より安全で正確な穿刺針誘導手段について詳細に検討したところ、超音波ビームを実時間（リアルタイム）に3次的に走査及びその3次元画像（3D画像）を表示可能な超音波診断装置と組み合わせて穿刺針の位置を3D画像上で確認しながら穿刺ターゲットに向けてナビゲーションする方法に着目した。

30

【 0 0 0 9 】

この3D画像を用いた穿刺針のナビゲーション方法は、1)：断層画像の表示法（針先が向かっていく方向と穿刺ターゲットとする病巣との位置関係を認識するのに最適な断層面の表示法）、2)：針の位置及びその動いた軌跡の検出法、3)：3次元表示法（針先が向かっていく方向を真上から見た表示法）、4)：3D画像と生体の位置及び方向関係との認識法、の4点を中心に構築されるものである。以下、これらの具体例を順に説明する。

【 0 0 1 0 】

1)：断層画像の表示法

この表示法では、針先が穿刺アダプタのガイド方向から外れていった場合や穿刺ガイドなしで針を刺す場合であっても、1a)：断層像内に常に針先が表示し、その針先が向かっていく場所（領域）を常に断面内で捕らえ、1b)：最初に設定した断層面、すなわち穿刺ターゲットとなる病巣を捕らえた画像を変えずに針の先端及び針全体が断層面の手前か背面か、あるいはどの程度断層面から外れているかを視認することを可能とする。

40

【 0 0 1 1 】

例えば、1a)の断層面としては、1a-1)：針の先端点と針の生体内への挿入点とを結ぶ直線が接する面（面内に直線が入る）で、かつ超音波プローブの振動子表面と直交する面、1a-2)：針の先端、生体への挿入点、及び基準点（例えば振動子面の中心点）

50

を通る面、1 a - 3) : 針の先端をサンプリングし、直線回帰で得られた線が接する面 (面内に直線が入る) で、振動子表面と直交する面、1 a - 4) : 針の先端をサンプリングし、直線回帰で得られた線を1辺とし、基準点 (例えば振動子面の中心点) を通る面がある。

【0012】

また、上記の1 b) では、1 b - 1) : 針の各部分において、その位置を表示している断層面よりも手前の存在する場合と背面に存在する場合とで画像上で針の色を変えて表示させる (例えば、手前の場合は赤、背面の場合は青に設定して針を写す白黒画像に重畳させ、断層面に一致した場合は白黒画像のみをそのまま表示させる)、1 b - 2) : さらに針が断層面からどれくらい離れているかを色相を変えて表示させることも可能である。

10

【0013】

2) : 針の位置及びその動いた軌跡の検出・追尾法

この検出法では、2 a) : 針先に信号発生源を取り付け、この発生源から発生される信号を3素子以上の素子 (超音波振動子等) で受信させ、その受信信号の時間差に基づいて針先の3次元的位置を推定する、2 b) : 針先だけでなく、針の異なる位置に複数の信号発生源を取り付け、この複数の発生源からの信号に基づいて針全体の3次元的位置を推定する、2 c) : 針が留置されている近傍で超音波ビームを振ることにより、針からのエコー信号強度の最も高くなる条件を探し、その条件に基づいて針の位置を推定する、2 d) : 針を微小振動させると共に、その針が留置されている近傍で超音波ビームを振ることにより、針からのドプラ信号の強度 (パワー) が最も高くなる条件を探し、この条件に基づいて針の位置を推定する、2 e) : 信号処理または画像処理 (例えば相互相関法) によって針の先端が動いた軌跡を追尾する。

20

【0014】

3) : 3次元表示法

この3次元表示法では、針先が向かっていく方向を真上から見た3次元投影像、例えば、3 a) : 血管の3D投影像 + 針の3D投影像 + ターゲットとする病巣のBモード断層像、3 b) : 血管の3D投影像 + 針の3D投影像 + ターゲットとする病巣のBモード3D像 (境界表面)、3 c) : 血管の3D投影像 + 針の3D投影像 + ターゲットとする病巣のBモード3D像 + 針の先端部のBモード断層像、を表示する。

30

【0015】

4) : 3D画像と生体の位置及び方向関係との認識法

この認識法では、4 a) : 穿刺針の挿入操作側の先端部に方向の目印となる部品、例えば十字型部材を取り付け、画像上でその部品の目印との位置関係の対応づけが可能となるマーカーを表示する、4 b) : 上述1) の断層像が上述3) の3次元画像上のどこを切ったものであるかが認識可能なマーカーを表示する。

【0016】

この発明に係る超音波診断装置は、以上の着想に基づいて完成されたもので、2次元状に配列された複数個の超音波振動子から送信される超音波ビームを被検体内で3次元状にスキャンさせながら前記超音波ビームに対応する超音波エコー信号を取得するデータ取得手段と、前記超音波エコー信号に基づいて前記被検体内の形態情報及びその血流情報の少なくとも一方に関する3次元データを実時間で解析するデータ解析手段と、前記解析された3次元データに基づいて任意断面の2次元断層像及び3次元投影像の少なくとも一方を含む画像を実時間で生成する超音波画像生成手段と、前記被検体の体表部から体内に挿入可能な穿刺針の一部又は全部が前記体内に存する場合、前記画像情報に基づいて、前記穿刺針を前記ターゲットに向けてナビゲーションするための情報を実時間で表示するナビゲーション情報表示手段とを備え、前記ナビゲーション情報表示手段は、前記被検体内に挿入された穿刺針の瞬時毎の移動位置を検出してその軌跡を追尾する追尾手段と、この追尾手段による追尾結果に基づいて前記被検体内のターゲットへの穿刺針の進行状態が前記画像中で常に認識できるように画像表示条件を実時間で制御する画像表示制御手段とを備えたことを特徴とする。

40

50

【 0 0 1 7 】

この発明で好ましくは、前記ナビゲーション手段は、前記被検体内に挿入された穿刺針の瞬時毎の移動位置を検出してその軌跡を追尾する追尾手段と、この追尾手段による追尾結果に基づいて前記被検体内のターゲットへの穿刺針の進行状態が前記画像中で常に認識できるように画像表示条件を実時間で制御する画像表示制御手段とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

【発明の実施の形態】

以下、この発明にかかる超音波診断装置の実施の形態を図面を参照して説明する。

【 0 0 1 9 】

図 1 及び図 2 に示す超音波診断装置は、被検体 O B の体表部から体内の腫瘍等の病巣部をターゲット T A として進退自在に挿入される穿刺針 1 0 0 及びそのガイド用の穿刺アダプタ 1 0 1 を有する穿刺針装置 D B を用いて超音波穿刺法を実施するもので、穿刺アダプタ 1 0 1 が取り外し可能に取り付け固定される 2 次元アレイプローブ（超音波プローブ）1 と、このプローブ 1 が接続されるシステム本体 2 及びそのモニタ 3 とを備えている。

【 0 0 2 0 】

ここで、穿刺針 1 0 0 の先端部には、本発明の追尾手段の一部を成す発信器（信号発生器）4 が設けられ、この発信器 4 からの信号を 2 次元アレイプローブ 1 で受信可能となっている。また、本発明の追尾手段の他の例として、穿刺アダプタ 1 0 1 には挿入状態にある穿刺針 1 0 0 に微小振動を与える励振器 5 が設置され、この励振器 5 により振動される穿刺針 1 0 0 のドプラ効果の影響を受けたエコー信号を 2 次元アレイプローブ 1 で受信可能となっている。

【 0 0 2 1 】

2 次元アレイプローブ 1 は、例えば複数の超音波振動子を 2 次元状に配列してなり、この各超音波振動子をシステム本体 2 により所定の 3 次元スキャン条件で駆動させることにより、図 2 に示すように振動子面（振動子配列面）1 a から被検体 O B 内のターゲット T A に対して超音波ビーム B E を 3 次元的に走査、すなわち 3 次元ボリュームスキャンさせ、その超音波のエコー信号をその強弱に応じた微弱な電圧量のエコー信号に変換して検出し、そのエコー信号をシステム本体 2 に送る。

【 0 0 2 2 】

システム本体 2 は、2 次元アレイプローブ 1 による 3 次元ボリュームスキャンを制御する 3 次元スキャンコントローラ 1 0 と、このコントローラ 1 0 の制御の元で 2 次元アレイプローブ 1 を電子的に駆動させる超音波送受信系を成すパルサ/プリアンプ・ユニット（送信/受信切替スイッチ 1 1 a、トランスミッター 1 1 b、及びプリアンプ 1 1 c）1 1 とを含む。パルサ/プリアンプ・ユニット 1 1 は、3 次元スキャンコントローラ 1 0 により予め設定された 3 次元スキャン用の駆動条件に基づいてトランスミッター 1 1 b にて駆動パルスを生成し、このパルスを送信/受信切替スイッチ 1 1 a を介して 2 次元アレイプローブ 1 に送ると共に、このプローブ 1 にて受信されたエコー信号を送信/受信切替スイッチ 1 1 a を介してプリアンプ 1 1 c で受ける。

【 0 0 2 3 】

そこで、システム本体 2 は、上記のプリアンプ 1 1 c の出力側に整相加算用の複数個（n 個）のビームフォーマー（B F 1 ... B F n）1 2 a ... 1 2 n から成るユニット 1 2 と、このユニット 1 2 の出力側にバス 1 3 を介して接続されるプロセッサ群、すなわちエコー信号中の音響インピーダンスに関する情報から被検体内の臓器や血管走行等の形態を把握可能な B モード像に関する 3 D データを解析するエコープロセッサ 1 4、エコー信号からドプラ信号を抽出しその周波数分析により被検体の血流速等の血流情報に関する 3 D データを取得するドプラプロセッサ 1 5、これらの 3 D データに基づいて 3 D 像（任意断面の 2 次元断層像及び 3 次元投影画像の少なくとも一方を含む）を構築する 3 D プロセッサ 1 6、及び穿刺針 1 0 0 のナビゲーション支援用の画像処理を制御するアプリケーションプロセッサ（本発明のナビゲーション手段の要部を成す）1 7 と、これらプロセッサ群にバス

10

20

30

40

50

18を介して接続される全体制御用のホストCPU19及び画像表示に関するディスプレイユニット20とを備えている。ディスプレイユニット20の出力側にモニタ3が接続される。

【0024】

ここで、アプリケーションプロセッサ17による処理を中心に全体の動作を図3～図7に基づいて説明する。

【0025】

まず、装置起動に際し、システム本体2内の3次元スキャンコントローラ10の制御の元でトランスミッター11bからの駆動パルスが送信/受信切替スイッチ11aを介して二次元アレイプローブ1に送られ、その各超音波振動子からの超音波ビームBEが被検体OB内のターゲットTAをカバーする領域で3次元状にスキャンされる。

10

【0026】

次いで、その超音波のエコー信号が二次元アレイプローブ1にて微弱な電圧エコー信号に変換・検出され、そのエコー信号が送信/受信切替スイッチ11aを介してプリアンプにて増幅され、ビームフォーマー・ユニット12にて整相加算され、ホストCPU19の制御の元でエコープロセッサ14にてBモード像及びドプラプロセッサ15にて血流情報の少なくとも一方の3Dデータが解析され、3Dプロセッサ16にてそれらの3Dデータに基づいて3D像が作成され、ディスプレイユニット20を介してモニタ3に表示される。

【0027】

このモニタ3を見ながら、オペレータによる超音波穿刺術が開始される。この穿刺術開始に際し、穿刺針100が穿刺アダプタ101を介して被検体OBの体表部から体内のターゲットTAに向けて挿入される。この穿刺針100が被検体OB内に挿入される間、穿刺針100の先端位置に取り付けられた発信器4から所定のタイミングで発信された信号が二次元アレイプローブ1にて受信されると共に、アプリケーションプロセッサ17にてナビゲーション支援用アルゴリズムが実時間で実行される。このアルゴリズムは、本発明の追尾手段の要部を成す穿刺針100の追尾処理(図3及び図4参照)と、本発明の画像表示制御手段の要部を成す3D像の表示制御処理(図5～図7参照)とを含む。

20

【0028】

まず、アプリケーションプロセッサ17により、図3に示すステップS11～S13の処理が実行される。すなわち、ステップS11にて二次元アレイプローブ1内の互いの位置の異なる3つの振動子における位置座標E1(x1、y1、0)、E2(x2、y2、0)、E3(x3、y3、0)が初期設定される(この場合、振動子面1aはxy面に相当する)。この3つの振動子E1、E2、E3の位置関係を図4(a)の概念図に示す。

30

【0029】

次いで、ステップS12にて穿刺針101の先端位置P(x、y、z)にある発信器4からの発信信号の3つの振動子E1、E2、E3までのそれぞれの信号到達時間t1、t2、t3が計測される。この信号到達時間t1、t2、t3は、各振動子E1、E2、E3の位置の違いを反映して互いに異なる。この様子を図4(b)のタイミングチャートに示す。

【0030】

次いで、ステップS13にて生体内の音速c、時間差のある各信号到達時間時間t1、t2、t3、プローブ振動子の位置座標の固定数x1～x3、y1～y3、z1～z3、穿刺針101の先端位置Pの位置座標の未知数x、y、zの間で成立する連立方程式、

40

【数1】

$$(x-x_1)^2 + (y-y_1)^2 + z^2 = (c \cdot t_1)^2$$

$$(x-x_2)^2 + (y-y_2)^2 + z^2 = (c \cdot t_2)^2$$

$$(x-x_3)^2 + (y-y_3)^2 + z^2 = (c \cdot t_3)^2$$

を解くことにより、未知数x、y、z、すなわち穿刺針101の先端位置P(x、y、z

50

）が求まる。このように $P(x, y, z)$ を決定するステップ $S11 \sim S13$ の処理は繰り返し実行され、これにより、穿刺針101の移動位置が常に検出及び追尾可能となる。

【0031】

これと並行して、アプリケーションプロセッサ17により、図5に示すステップ $S21 \sim S23$ の3D像表示制御処理が実行される。すなわち、ステップ $S21$ にて穿刺針101の体表挿入点 $P0$ と、2次元アレイプローブ1の振動子面1a(xy面)に直交する法線(z軸)とが初期設定され、ステップ $S22$ にて上述のステップ $S11 \sim S13$ にて求まる穿刺針の先端位置 P が入力され、ステップ $S23$ にて穿刺針101の体表挿入点 $P0$ 及びその先端位置 P とを結ぶ直線 $L1$ と、振動子面1aに直交する法線とを通る断層面(断面) CS が決定される。この位置関係を図6(a)~(d)に示す。

10

【0032】

このように決定された断層面 CS には、仮に穿刺針100が途中で曲がって挿入された場合(図6(b)、(c)参照)でも、その針先はもちろんのこと、その針先が向かっていく場所も常に捕らえることができる。

【0033】

上記のアプリケーションプロセッサ17により設定された断層面 CS の位置情報はホストCPU19の制御の元で3D像表示条件のパラメータとしてディスプレイプロセッサ20に入力され、これにより、例えば図7に示すように、断層面 CS に沿った2次元断層像 $IM1$ がモニタ7に実時間で表示される。

20

【0034】

このモニタ7上に表示される2次元断層像 $IM1$ には、被検体内の臓器、主要血管と共に、ターゲット(図7の例では腫瘍)TAに向かって進入している穿刺針100の針先やその進行方向の様子が最適断面 CS で表示されている。この断面 CS は、仮に穿刺針100が途中で湾曲してその進路を変えた場合でも、上記の追尾及び断面設定処理によりその針先と挿入点とを結ぶ直線を含むように実時間で可変設定されるため、オペレータは、モニタ3上の2次元断層像 $IM1$ 上で穿刺針100を見失うことなく、その針先とその進行方向を確認しながら、ターゲットTAに向けてナビゲーション可能となる。

【0035】

従って、この実施の形態によれば、針先の位置と、穿刺ターゲットである病巣の3次元的な位置関係をリアルタイム3D画像で確かめながら針の挿入を進めていくことが可能になり、より安全で正確な穿刺を行うことができる。

30

【0036】

なお、上記構成においては、この発明のデータ取得手段が符号1、10、11、データ解析手段が符号12、14、15、19、超音波画像生成手段が符号16、19及びナビゲーション手段(追尾手段及び画像表示制御手段)が符号4、5、17、19、20の各要素を含む。

【0037】

次に、アプリケーションプロセッサ17による穿刺針100の追尾処理のその他の例を図8~図11に示す。

【0038】

図8(a)及び(b)は、穿刺針100の先端位置 P のみではなく、その少なくとも一部(全体を含む)をカバーする位置を追尾する処理を説明するものである。

40

【0039】

この追尾処理では、図8(a)に示すように穿刺針100の少なくとも一部で互いに位置の異なる複数箇所 $P1, P2, P3, \dots, Pn$ に上記と同様の発信器4を個別に設置し、この各発信器4...4から互いに識別可能な異なる信号波形又は互いに異なるタイミングで発信された発信信号を上記と同様の互いに位置の異なる3以上の2次元アレイプローブ振動子 $E1, E2, E3$ で受信することにより、その各素子 $E1, E2, E3$ への信号到達時刻の時間差から上述と同様のアルゴリズムを実行して各発信器の3次元的位置 $P1, P2, P3$ を推定する。

50

【 0 0 4 0 】

例えば、 $P_1(x_{P1}, y_{P1}, z_{P1})$ の場合、振動子 $E_1(x_1, y_1, 0)$ 、 $E_2(x_2, y_2, 0)$ 、 $E_3(x_3, y_3, 0)$ までの信号到達時間 t_{11} 、 t_{12} 、 t_{13} を計測して上述の [数 1] と同様の連立方程式を解けば求まる。同様に $P_2(x_{P2}, y_{P2}, z_{P2})$ の場合は t_{21} 、 t_{22} 、 t_{23} を、また $P_3(x_{P3}, y_{P3}, z_{P3})$ の場合は t_{31} 、 t_{32} 、 t_{33} をそれぞれ計測することで位置座標は求まる。同様に P_4 以降の位置座標も求め、これらの各点 P_1 、 P_2 、...、 P_n 間を例えばスプライン関数を用いて補間することにより、針の先端だけではなく、その少なくとも一部をカバーする 3 次元位置を推定可能となる。

【 0 0 4 1 】

図 9 (a) 及び (b) は、穿刺針 1 0 0 の位置を針からのエコー信号強度に基づいて推定する処理を説明するものである。この針位置の推定処理では、図 9 (a) に示すように被検体内の少なくとも穿刺針 1 0 0 が挿入されている範囲をカバー可能な領域に対して 2 次元アレイプローブ 1 からの超音波ビーム BE を 3 次元ボリュームスキャンさせ、その超音波エコー信号の内の穿刺針 1 0 0 からのエコー信号強度が最も高くなる条件、例えば図 9 (b) に示すように 3 次元ボリュームスキャンを構成する複数枚の断面 $A \sim E$ 毎にエコー信号強度を順次調べることにより、穿刺針の位置が推定可能となる。図 9 (b) の場合では、エコー信号強度が最も高くなる条件を満たす断面は C であるため、この断面 C 上に穿刺針 1 0 0 が存在すると推定可能である。

【 0 0 4 2 】

図 1 0 (a) 及び (b) は、穿刺針 1 0 0 の位置を針からのドブラー信号パワーに基づいて推定する処理を説明するものである。この針位置の推定処理では、図 1 0 (a) に示すように穿刺針 1 0 0 に微小振動を与える機構として図 1 に示す励振器 5 を取り付け、この励振器 5 の駆動により穿刺針 1 0 0 に微小振動を与えながら、被検体内の少なくとも穿刺針 1 0 0 が挿入されている範囲をカバー可能な領域に対して 2 次元アレイプローブ 1 からの超音波ビーム BE を 3 次元ボリュームスキャンさせ、その超音波エコー信号の内の穿刺針 1 0 0 からのドブラ信号パワーが最も高くなる条件、例えば図 1 0 (b) に示すように 3 次元ボリュームスキャンを構成する複数枚の断面 $A \sim E$ 毎にドブラ信号パワーを順次調べることにより、穿刺針の位置が推定可能となる。図 1 0 (b) の場合では、ドブラ信号パワーが最も高くなる条件を満たす断面は C であるため、この断面 C 上に穿刺針 1 0 0 が存在すると推定可能である。

【 0 0 4 3 】

図 1 1 は、相互相関法を用いて穿刺針の先端の動きを追尾する方法を説明するものである。この方法では、まず、2 次元アレイプローブ 1 に穿刺アダプタ 1 0 1 を装着し、穿刺針の生体への挿入点とプローブ 1 の位置関係を固定すれば、超音波ビーム BE の 3 次元ボリュームスキャン内に最初に穿刺針 1 0 0 の先端が現れる位置が一義的に定まる。この位置を P_0 、その時刻を t_0 とする。次いで、時刻 t_0 における点 P_0 からのエコー信号に基づいて、時刻 $t_1 = t_0 + t$ における針 1 0 0 の先端位置を相互相関法により推定し、その点を P_1 とする。以下同様にして、順次、時刻 t_2 、 t_3 、...、 t_n における針 1 0 0 の先端位置 P_2 、 P_3 、...、 P_n を推定する。このような相互相関法を用いたアルゴリズムをアプリケーションプロセッサ 1 7 が実行することにより、穿刺針 1 0 0 の針先が動いた軌跡の追尾が可能となる。

【 0 0 4 4 】

なお、相互相関法に限らず、その他の信号処理法または画像処理法であっても、被検体内の少なくとも穿刺針 1 0 0 が挿入されている範囲をカバーする領域を 3 次元ボリュームスキャンさせ、その穿刺針 1 0 0 からのエコー信号を用いて針の先端が動いた軌跡を追尾可能なものであれば適用可能である。

【 0 0 4 5 】

次に、アプリケーションプロセッサ 1 7 による 2 次元断層像 IM_1 の断面 CS の設定処理のその他の例を図 1 2 ~ 図 1 5 にそれぞれ示す。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

図 1 2 (a) ~ (d) に示す断面設定処理は、穿刺針 1 0 0 の体表挿入点 P 0、その先端位置 P、及び予め規定された基準点すなわち 2 次元アレイプロープ 1 の振動子面 1 a の重心 (中心) M の 3 点を含む面を 2 次元断層像の断面 C S に設定するものである。この場合も、上記と同様に穿刺針 1 0 0 の針先が向かっていく方向と穿刺ターゲット T A との位置関係を認識するのに最適な断面で 2 次元断層像を表示できる。なお、基準点は振動子面の重心に限らず、その他の場所であってもよい。

【 0 0 4 7 】

図 1 3 (a) ~ (d) に示す断面設定処理は、上記の穿刺針 1 0 0 の追尾処理により、針先端位置 P を一定の時間間隔でサンプリングし、その位置座標点を求め、その位置座標点から得られる直線回帰線 L 2 と、2 次元アレイプロープ 1 の振動子面 1 a に直交する法線 (図中の z 軸) とを通る面を 2 次元断層像の断面 C S に設定するものである。この場合も、上記と同様に穿刺針 1 0 0 の針先が向かっていく方向と穿刺ターゲット T A との位置関係を認識するのに最適な断面で 2 次元断層像 I M 1 を表示できる。

【 0 0 4 8 】

図 1 4 (a) ~ (d) に示す断面設定処理は、上記の穿刺針 1 0 0 の追尾処理により、針先端位置 P を一定の時間間隔でサンプリングし、その位置座標点を求め、その位置座標点から得られる直線回帰線 L 2 と、予め規定された基準点すなわち 2 次元アレイプロープ 1 の振動子面 1 a の重心 (中心) M とを通る面を 2 次元断層像の断面 C S に設定するものである。この場合も、上記と同様に穿刺針 1 0 0 の針先が向かっていく方向と穿刺ターゲット T A との位置関係を認識するのに最適な断面で 2 次元断層像 I M 1 を表示できる。なお、基準点は振動子面の重心に限らず、その他の場所であってもよい。

【 0 0 4 9 】

図 1 5 (a) 及び (b) は、被検体内のターゲット T A である病巣を捕らえるように予め設定された 2 次元断層像 I M 1 の断面 C S を上記のように実時間で変更させないで、湾曲状態にある穿刺針 1 0 0 の進入状態を視認可能な画像表示処理を説明するものである。この画像表示処理では、図 1 5 (a) に示すように上述のように追尾される穿刺針 1 0 0 の位置 (少なくとも一部) が断面 C S の位置を挟んで手前側か背面側かのいずれかに存在するかを画面上で視認可能に表示するもので、この例では 2 次元断層像上に表示される穿刺針 1 0 0 の針の色及び輝度の少なくとも一方を変える方法を示す。この場合には、特に図 1 5 (b) に示すように断面からどれくらい離れているかが視認できるようにその離間距離に応じた色相及び輝度の階調を予め設定すれば、より一層効果的となる。

【 0 0 5 0 】

次に、アプリケーションプロセッサ 1 7 によるその他の画像表示制御処理として 3 次元投影画像の表示制御に関する処理を図 1 6 ~ 図 2 5 に示す。

【 0 0 5 1 】

図 1 6 は、穿刺針 1 0 0 のガイド方向と、そのガイド方向に平行及び垂直の 1 2 辺を有する、3 D ボリュームデータを含む直方体 (立方体) としての R O I (r e g i o n o f i n t e r e s t) との関係を説明するものである。この場合、穿刺アダプタ 1 0 1 が 2 次元アレイプロープ 1 に装着固定され、その穿刺針 1 0 0 のガイド方向は 2 次元アレイプロープ 1 に対して一定である。従って、アプリケーションプロセッサ 1 7 が穿刺針 1 0 0 のガイド方向に基づいて R O I を再構築するようにディスプレイプロセッサ 2 0 を制御することにより、モニタ上に、R O I 外の位置から R O I 内を見る向きの視点を基に R O I 内のデータセットをレンダリング処理、例えばサーフェスレンダリング処理 (透視投影) して生成される 3 D 像が表示可能となる。例えば、穿刺針 1 0 0 の体内挿入点 P を挟んで穿刺針 1 0 0 の針先と対向する R O I 外の位置から R O I 内の針先を見る向きの視点 V (図 1 6 に図示) を基に R O I 内のデータセットをレンダリング処理して生成される 3 D 像 (図示しない) が表示可能となる。また、例えば、穿刺針 1 0 0 の体内挿入点 P を挟んで穿刺針 1 0 0 の針先と対向する R O I 外の位置から R O I 内の針先を見る向きの視点 V と異なる視点を基に R O I 内のデータセットをレンダリング処理して生成される 3 D 像

10

20

30

40

50

IM2 (図17(a)、図21等参照)が表示可能となる。

【0052】

図17(a)及び(b)は、ROI外の位置からROI内を見る向きであって図16に示す視点Vとは異なる視点を基に、図16に示すROI内のデータセットをレンダリング処理して生成される3D像IM2のほか、この3D像IM2中に穿刺針100の進行方向に直交する面Aの断層像IM3を組み合わせて表示させる方法の一例を説明するものである。図17(a)は、被検体内の血管及び穿刺針100を含む領域をカバーする3D像IM2と、この3D像IM2中に組み合わせて表示される穿刺針100の直交面Aの断層像IM3との例を示す。図17(b)は、上記の断面設定処理で設定された断面の2次元断層像IM1上で見た面Aの断層像IM3の位置を示す。この2次元断層像IM1を、3D像IM2と同時にモニタ3上に表示させることも可能である。これにより、視認性により優れた画像を見ながら穿刺針100のナビゲーションが可能になる。

10

【0053】

図18(a)及び(b)は、図17に示す穿刺針100の直交面Aの断層像IM3の選定方法の一例を説明するものである。この場合、図18(a)に示す2次元断層像IM1上で、穿刺針100の進行する方向軸に沿ってその軸に直交する複数の面A、B、Cをオペレータが任意に選択することにより、図18(b)に示す3D像IM2中に選択された面の断層像IM3が組み合わせて表示される。

【0054】

図19(a)及び(b)は、図17及び図18の3D像IM2中の断層像IM3の位置を穿刺針の進行方向に直交し且つターゲットTAを通る面に設定した場合の表示例を示す。この場合、3D像IM2中に常にターゲットTAを捕らえた状態で穿刺針のナビゲーションを実行可能となる。

20

【0055】

図20(a)～(d)は、針の先端位置を通る面Aの断層像IM3を針の移動に追従させて表示させる方法の一例を示す。この場合、時刻t1、t2、t3における穿刺針の先端位置P(図20(a)、(b)、(c)参照)を通る直交面Aがその針先の移動に追従して可変設定され、その面Aの断層像IM3が表示される(図20(d)参照)。

【0056】

図21は、被検体内の血管走行と、ターゲットTAである病巣と、穿刺針100とを含む領域をカバーする境界表面の3D像IM2の表示例を示す。

30

【0057】

図22は、3D像IM2と、前述の断面設定処理で設定された断面の2次元断層像IM1と、同一モニタ3上に並べて表示させる例を示す。

【0058】

次に、上記の3D像等の画像表示に適したマーカ表示処理の例を図23～図25に示す。

【0059】

図23は、図22に示す両画像IM1、IM2の表示例において、互いの切断面の位置関係等が画像上で認識可能なマーカ表示の例を説明するものである。例えば、2次元断層像IM1中には、針の進行を示すマーカAのほか、3D像IM2中に組み込まれる断層像IM1の切断面に対応する位置を示すマーカBが、また3D像IM2中には2次元断層像IM1の切断面に対応する位置を示すマーカCが表示可能となっている。

40

【0060】

図24(a)～(d)は、3D像IM2の上下左右の方向と、被検体を体表から見た位置関係とが画像上で把握可能なマーカ表示の例を説明するものである。この場合には、図24(a)及び(c)に示すプローブ1を真上から見たときのその振動子配置と穿刺アダプタ101との位置関係において、それぞれ図24(b)及び(d)に示すように3D像IM2中に穿刺針100の体表挿入点を示すマーカDと、その体表挿入点と予め決められたプローブ1上の基準点とを結ぶ直線(例えば振動子の2次元配列方向の一方の軸に相当)を示すマーカEとが3D像IM2中に表示される。

50

【 0 0 6 1 】

図 2 5 (a) 及び (b) は、穿刺アダプタ 1 0 1 における穿刺針 1 0 0 の挿入操作側に上下左右 (東西南北) の方向認識が可能な器具、例えば方向の目印となる回転自在の十字型の器具 1 0 1 a を装着し、その器具 1 0 1 a の形態を模したマーカ F をその装着方向と画像の位置関係とを対応させて表示する例を示す。この場合は、十字型の器具 1 0 1 a の回転位置情報が穿刺アダプタ 1 0 1 を介してシステム本体内のアプリケーションプロセッサ 1 7 にて認識可能な構成で、十字型の器具 1 0 1 a を図 2 5 (a) に示すように操作者が手で回転させると、図 2 5 (b) に示すように画像及びマーカ F もその器具の回転量に応じて回転して表示可能となっている。

【 0 0 6 2 】

なお、上述した実施の形態における他の各例は、本発明の範囲内で単独又は適宜に組み合わせて実施できることは言うまでもない。以下、この一例を説明する。

【 0 0 6 3 】

まず、超音波穿刺術の開始に際し、超音波診断装置による 3 次元ボリュームスキャンの実行により B モード情報及び血流情報を含む 3 D データが取得され、この 3 D データに基づいてアプリケーションプロセッサ 1 7 で穿刺針 1 0 0 の追尾処理 (図 3、図 4、図 8 ~ 図 1 1 参照) 及びその追尾結果を用いた最適断面 C S の設定処理 (図 5、図 6、図 1 2 ~ 図 1 5 参照) が行われ、これにより設定された最適断面 C S 上の B モード 3 D 情報に基づく 2 次元断層像 I M 1 (図 7、図 1 7 (b)、図 1 8 (a)、図 1 9 (a)、図 2 0 (a) ~ (c) 等参照) が例えばリアルタイムにモニタ上に表示される。

【 0 0 6 4 】

これと並行して、上述の 3 D データに基づくアプリケーションプロセッサ 1 7 の別の 3 D 画像処理により 図 1 6 に示す視点 V からターゲット (腫瘍、病巣など) T A を見た場合の血管、穿刺針、ターゲット等の 3 次元投影像 (図示しない) や、視点 V と異なる視点からターゲット T A を見た場合の 3 次元投影像 I M 2 (図 1 7 (a)、図 2 1 等参照) が構築され、これらが上述の 2 次元断層像 I M 1 と共に同時にモニタ上に並べて表示される (図 2 2 参照)。

【 0 0 6 5 】

この場合の 3 D 画像処理は、上述の追尾処理等で得られる穿刺針 1 0 0 の 3 D 像のほか、ドプラ情報から得られる血管の 3 D 像や、必要に応じて B モード情報から得られる病巣 (腫瘍等) T A の境界表面の 3 D 像等を合成する処理を含むものである (例えば、特願平 1 0 - 2 7 5 3 5 4 1 号参照)。例えば、上述の図 2 1 に示す 3 次元投影像 I M 2 は、穿刺針 1 0 0 の 3 D 像、血管の 3 D 像、および腫瘍 T A の境界表面の 3 D 像を合成処理して得たものである。

【 0 0 6 6 】

さらに、ターゲットとする病巣 T A を通る直交断面 A (図 1 9、図 2 2 参照) 上の 2 次元断層像 I M 3、あるいは上述のモニタ上に並んで表示されている 2 次元断層像 I M 1 及び 3 次元投影像 I M 2 の少なくとも一方を見ながらオペレータの操作により手動で選定され、又は穿刺針 1 0 0 の移動に追従して自動で設定された穿刺針 1 0 0 の先端部を通る直交断面 A ~ C (図 1 7 及び図 1 8 参照) 上の 2 次元断層像 I M 3 がアプリケーションプロセッサ 1 7 の上述とは別の 3 D 画像処理により 3 次元投影像 I M 2 中に重畳表示される。

【 0 0 6 7 】

この場合、図 1 9 (b) に示すように穿刺針 1 0 0 および血管の 3 D 投影像 I M 2 に病巣 T A を通る直交断面 A 上の 2 D 断層像 I M 3 を重畳表示させたり、あるいは図 1 7 及び図 1 8 に示すように 3 D 投影像 I M 2 中に穿刺針 1 0 0 の先端部を通る直交断面 A 上の 2 D 断層像 I M 3 を重畳表示させたりできる。

【 0 0 6 8 】

また、上記の実施の形態及びその他の例において、穿刺針 1 0 0 をナビゲーションするための付加情報として、図 2 6 (a) 及び (b) に示すように穿刺針 1 0 0 の針先とその進行方向とを結ぶラインに沿ったマーカ 2 0 0 を表示させることも可能である。このマーカ

10

20

30

40

50

200を見れば、穿刺針100が途中で曲がり、その針先の向きがターゲットTAから外れた場合、そのまま挿入させていくとどの場所に到達するのが容易に理解できる。

【0069】

なお、上記の実施の形態及びその他の例では、超音波プローブ1に穿刺針100を挿入するための穿刺アダプタ101が設置され、その穿刺針100のガイド方向(角度)が固定される構成であったが、この発明はこれに限定されるものではない。例えば、穿刺アダプタ101の角度を超音波プローブ1に対して自動又は手動で任意に変更可能な回転機構等を付加し、これにより穿刺針100の角度を必要に応じて変更する構成を採用することもできる。この場合、穿刺針100の角度に関する情報は、上述の各種の画像表示に関する情報として、穿刺アダプタ101側からシステム本体2側に入力することが好ましい。

10

【0070】

【発明の効果】

従来の超音波穿刺術で用いる2次元断層法では、穿刺針の針先が穿刺アダプタによるガイド方法から外れて、ひとたび超音波断層像から消えてしまうと、その穿刺針の位置を超音波プローブを動かしながら断層面を変えて探さなければならず、断層像を見ながらの針先の追尾及びターゲットする病巣への挿入方向の修正は容易ではなく、操作に熟練を要するといった問題があった。

【0071】

この発明によれば、針先の位置と、穿刺ターゲットである病巣の3次元的な位置関係をリアルタイム画像で確かめながら針の挿入を進めていくことが可能になり、より安全で正確な穿刺の手技を実施できる。

20

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態を説明する概略の構成ブロック図。

【図2】3次元ボリュームスキャン及び穿刺術の概念を説明する斜視図。

【図3】アプリケーションプロセッサの追尾処理を示す概略フローチャート。

【図4】発信器を用いた針先の追尾処理を説明する図で、(a)は概念説明図、(b)は信号到達時刻の時間差を説明する概略タイミングチャート。

【図5】アプリケーションプロセッサの3D像表示制御処理を示す概略フローチャート。

【図6】(a)~(d)は、2次元断層像の断面設定法の説明図。

【図7】2次元断層像のモニタ表示例を説明する概要図。

30

【図8】複数の発信器を用いた針全体の追尾処理を説明する図で、(a)は複数の発信位置を示す概要図、(b)は複数の発信位置からの信号到達時刻の時間差を説明する概略タイミングチャート。

【図9】エコー信号強度に基づく針位置の推定処理を説明する図で、(a)は3次元ボリュームスキャン内の複数の断面を示す概要図、(b)は複数の断面毎のエコー信号強度を示す概略タイミングチャート。

【図10】ドプラ信号パワーに基づく針位置の推定処理を説明する図で、(a)は3次元ボリュームスキャン内の複数の断面を示す概要図、(b)は複数の断面毎のドプラ信号パワーを示す概略タイミングチャート。

【図11】相互相関法を用いた針先軌跡の追尾処理を説明する概要図。

40

【図12】(a)~(d)は、振動子面の重心を含む面の断面設定法の説明図。

【図13】(a)~(d)は、穿刺針の進行軌跡の回帰直線を含む面の断面設定法の説明図。

【図14】(a)~(d)は、振動子面の重心と穿刺針の進行軌跡の回帰直線とを含む面の断面設定法の説明図。

【図15】(a)及び(b)は、2次元断層面の断面位置に対する穿刺針の位置を視認可能な表示例を説明する概要図。

【図16】穿刺針のガイド方向と、そのガイド方向に平行及び垂直の12辺を有する、3Dボリュームデータを含む直方体としてのROIとの関係を説明する概念図。

【図17】(a)及び(b)は、3次元投影画像中の断層像の表示例を説明する概要図。

50

【図18】(a)及び(b)は、3次元投影画像中の断層像の断面を任意に選定する表示例を説明する概要図。

【図19】(a)及び(b)は、ターゲットを通る断層像の断面設定及びその表示例を説明する概要図。

【図20】(a)～(d)は、瞬時毎に変化する針先端位置を通る断面設定及びその表示例を説明する概要図。

【図21】血管、ターゲット(腫瘍)、及び穿刺針をカバーする3次元投影画像の表示例を説明する概要図。

【図22】2次元断層像と3次元投影画像とを同一画面上に並べた表示例を説明する概要図。

10

【図23】2次元断層像と3次元投影画像中の各種マーカの表示例を示す概要図。

【図24】(a)～(d)は、針挿入点及び振動子の配置位置を示すマーカの表示例を示す概要図。

【図25】(a)及び(b)は、被検体の体表から見た位置関係と画像の方向とを認識可能なマーカの表示例を示す概要図。

【図26】(a)及び(b)は、針先の進行方向を示すマーカの表示例を説明する概要図。

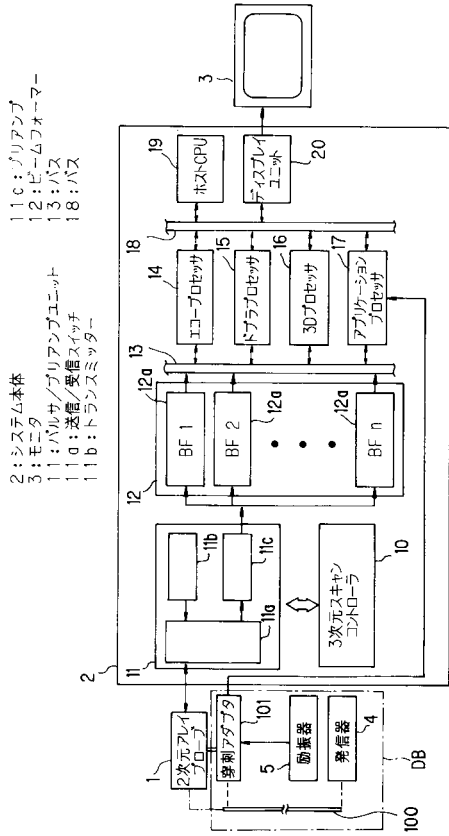
【符号の説明】

- 1 2次元アレイプローブ
- 2 システム本体
- 3 モニタ
- 4 発信器(信号発生器)
- 5 励振器
- 10 3次元スキャンコントローラ
- 11 パルサ/プリアンプユニット
- 11a 送信/受信スイッチ
- 11b トランスミッター
- 11c プリアンプ
- 12 ビームフォーマー
- 13 バス
- 14 エコープロセッサ
- 15 ドブラプロセッサ
- 16 3Dプロセッサ
- 17 アプリケーションプロセッサ
- 18 バス
- 19 ホストCPU
- 20 ディスプレイユニット

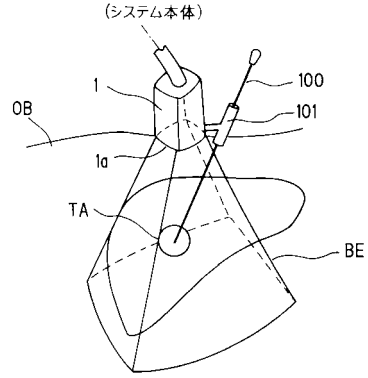
20

30

【図1】

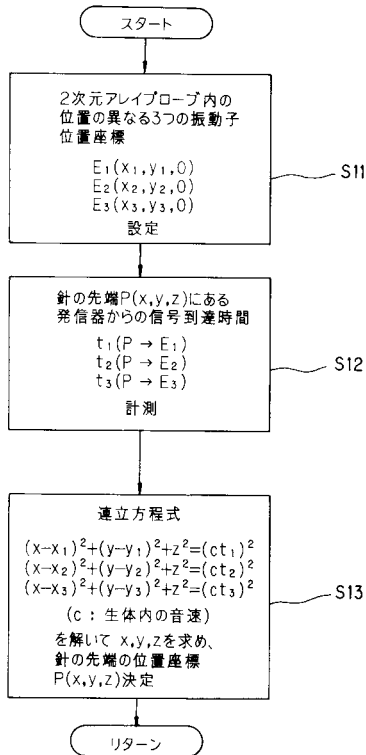


【図2】

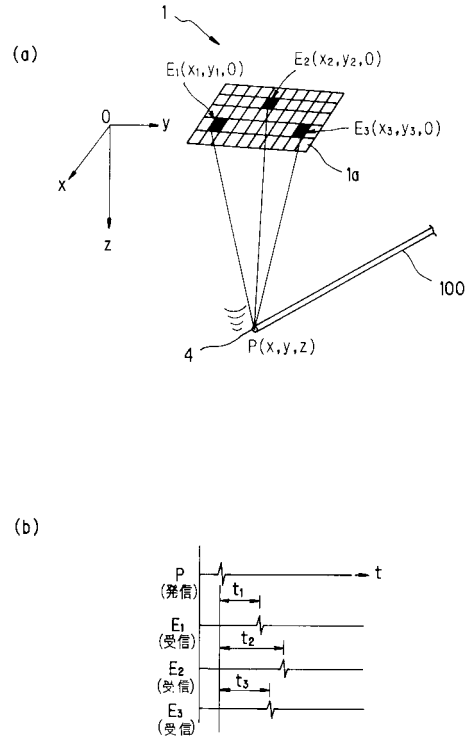


1: 2次元アレイプローブ
100: 穿刺針
101: 穿刺アダプタ

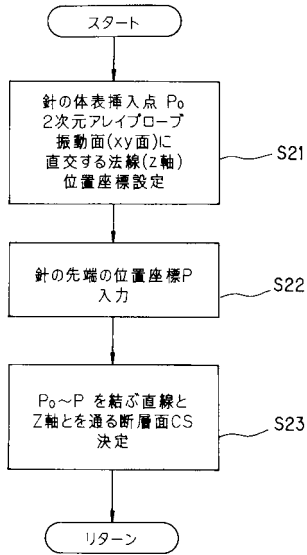
【図3】



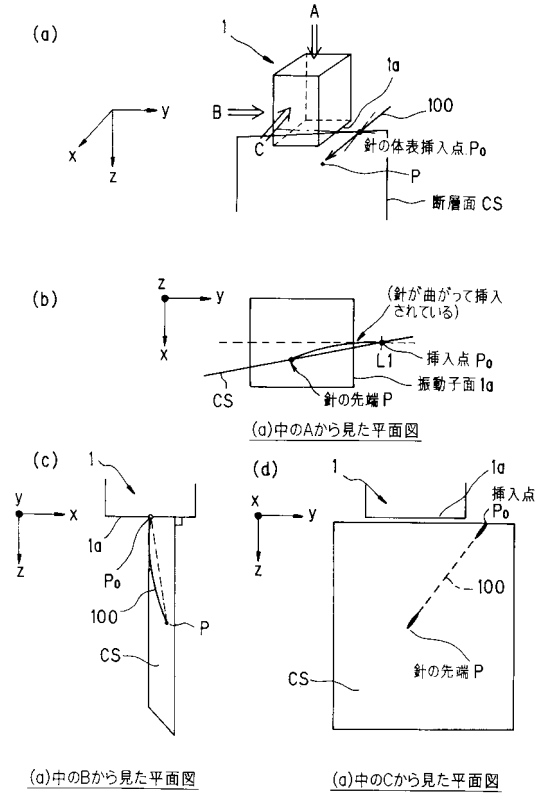
【図4】



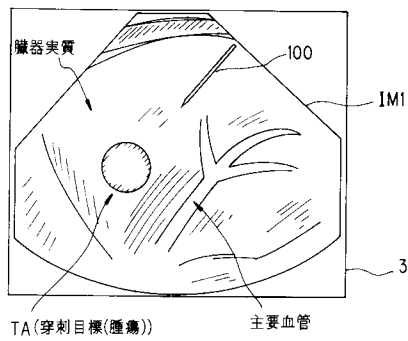
【図5】



【図6】

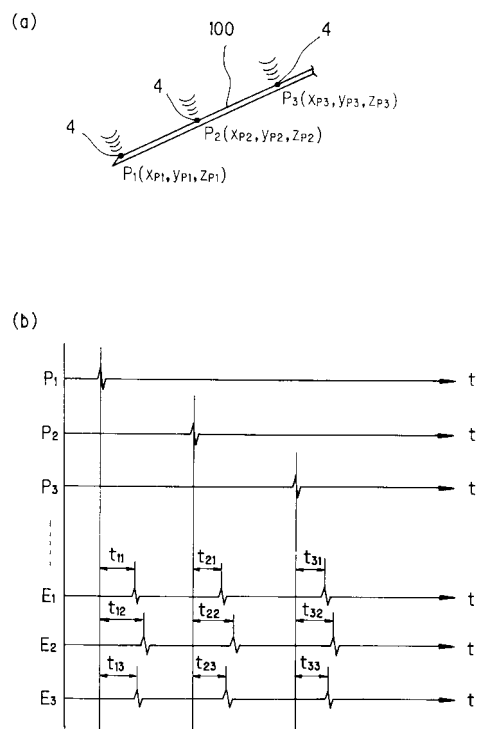


【図7】

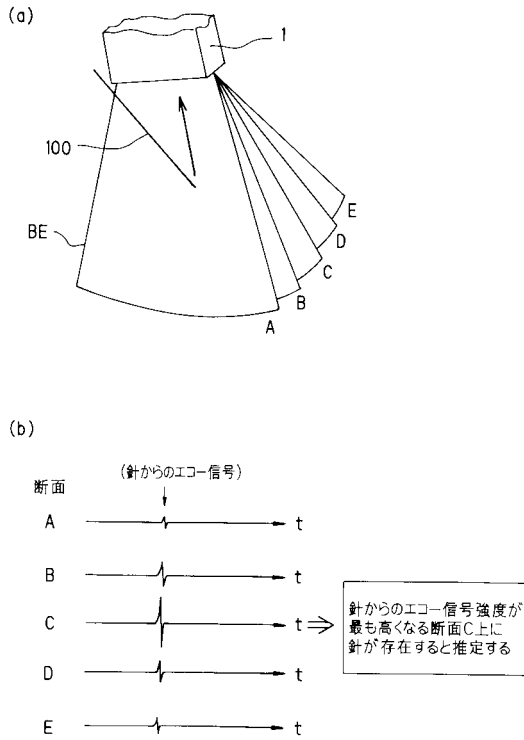


3: モニタ
 100: 穿刺針
 IM1: 2次元断層像

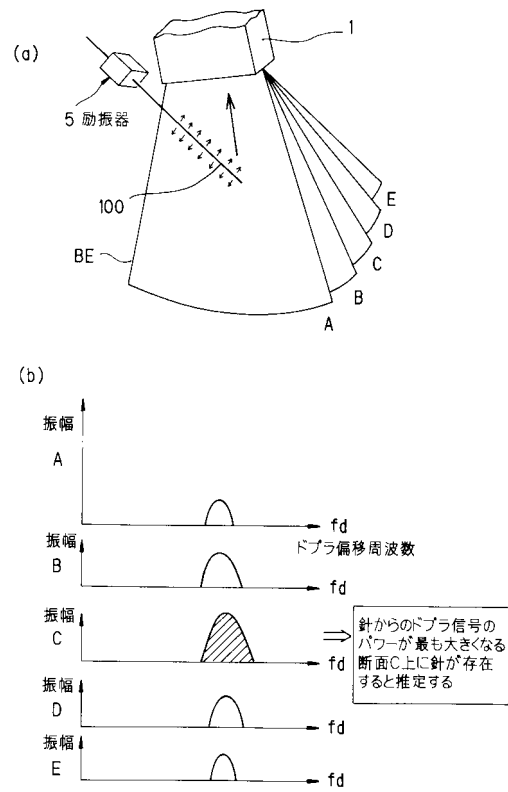
【図8】



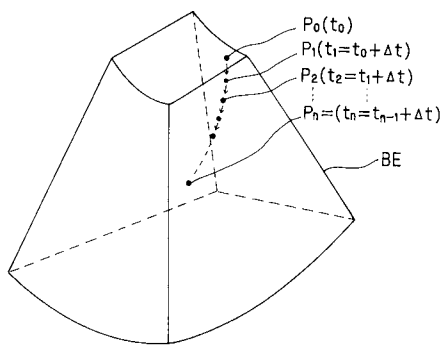
【図9】



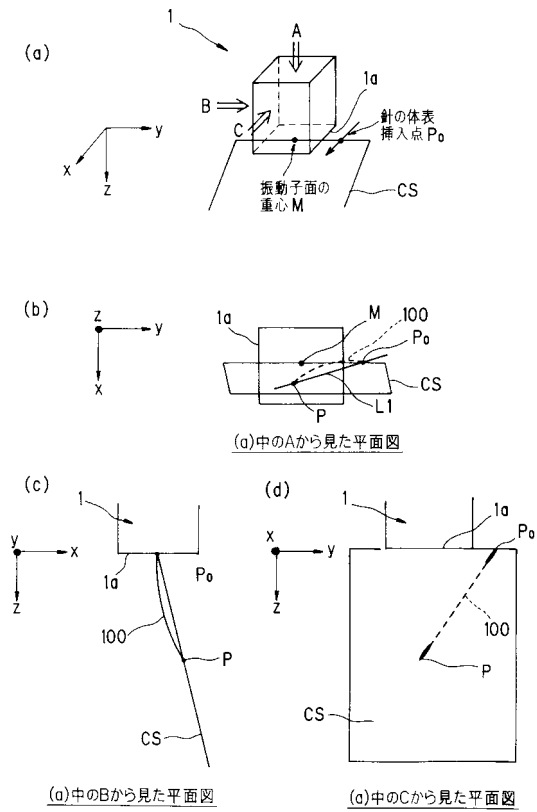
【図10】



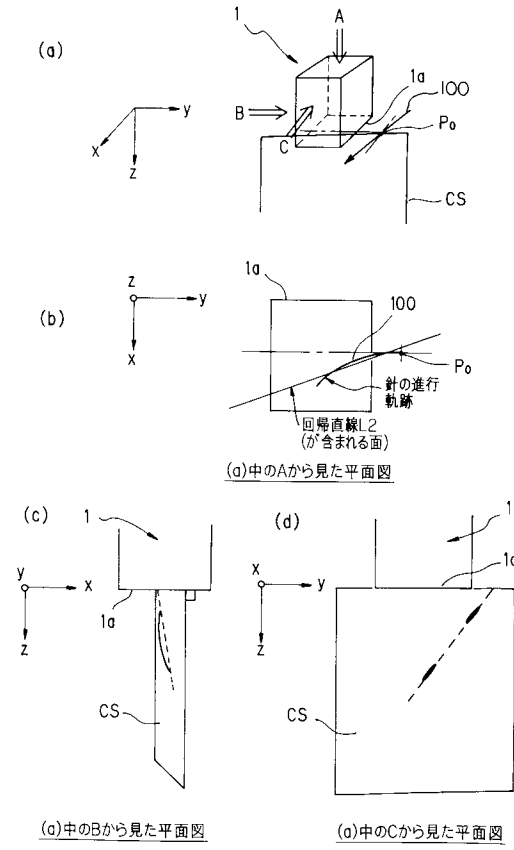
【図11】



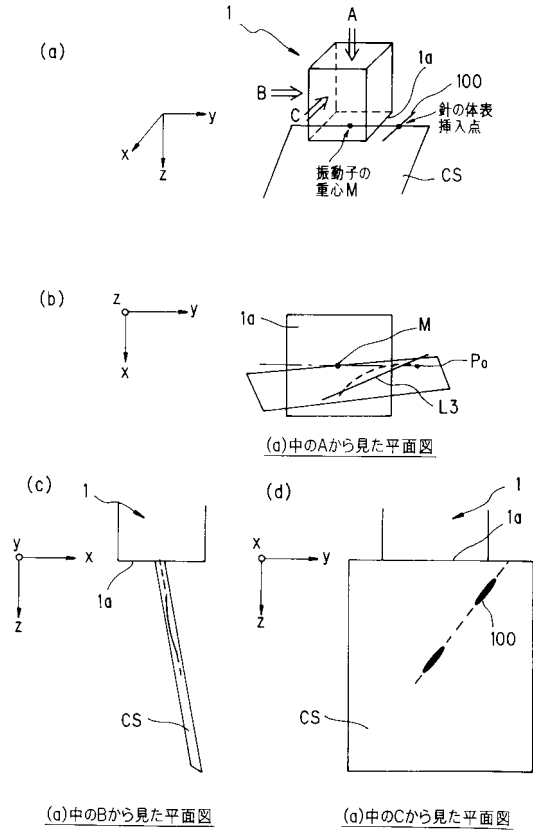
【図12】



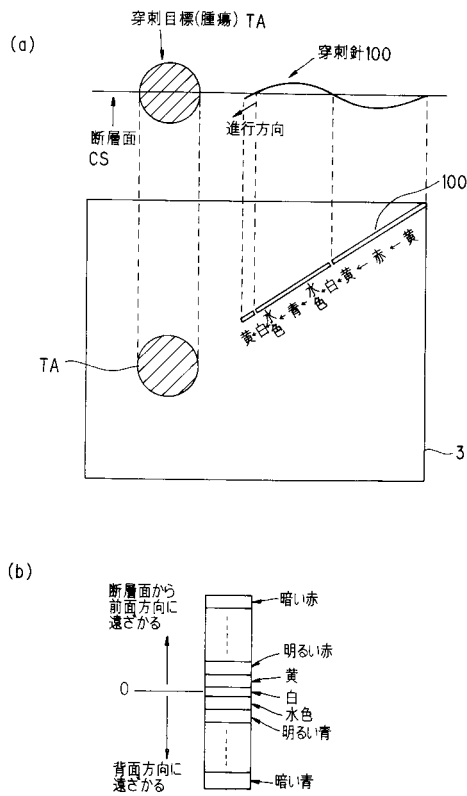
【 図 1 3 】



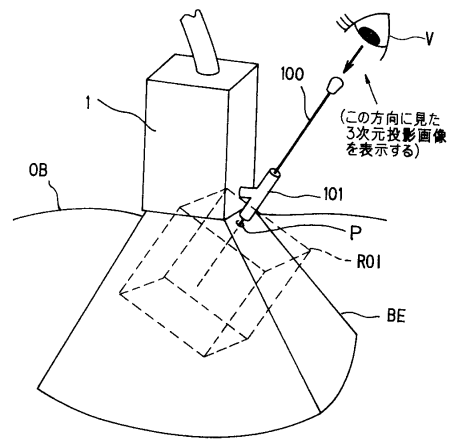
【 図 1 4 】



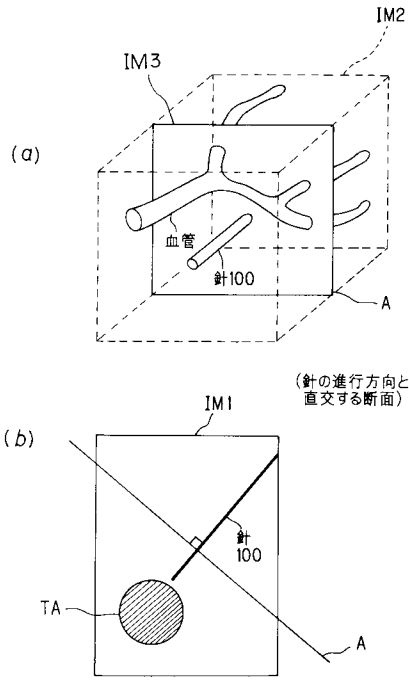
【 図 1 5 】



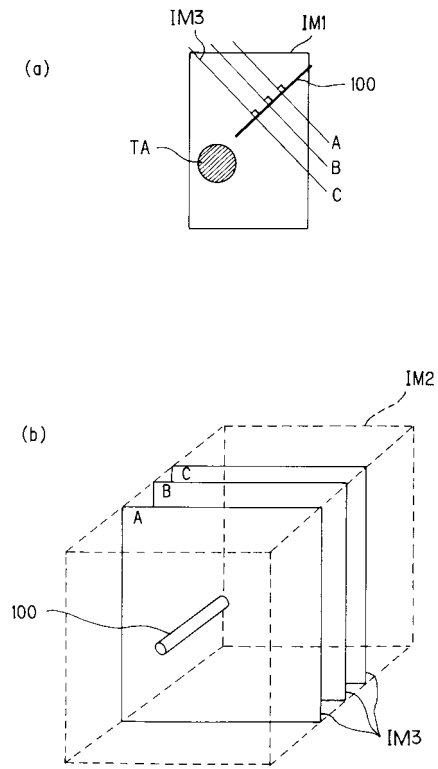
【 図 1 6 】



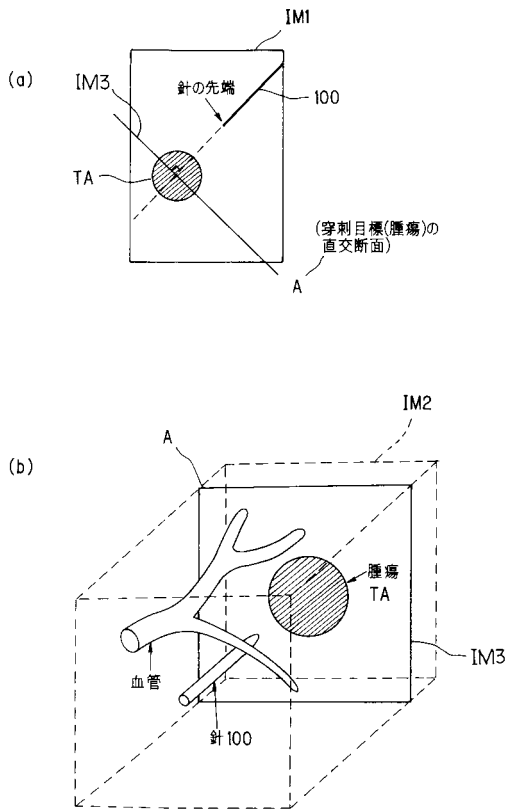
【図17】



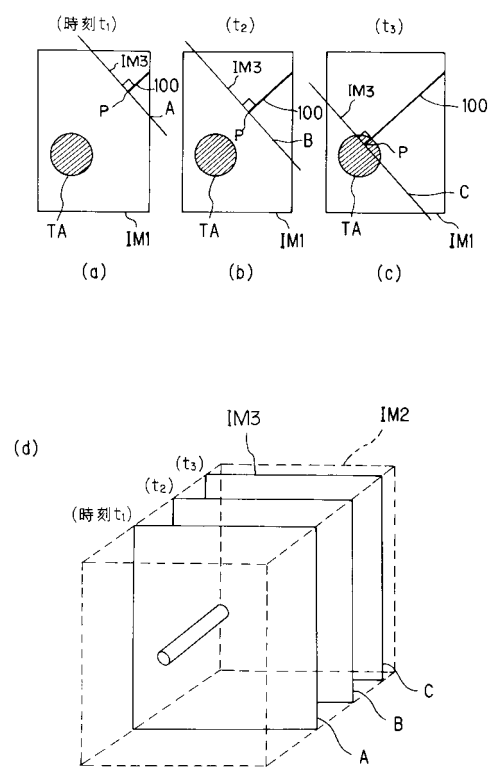
【図18】



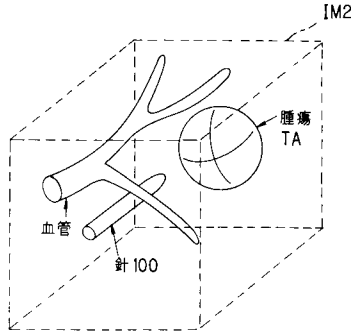
【図19】



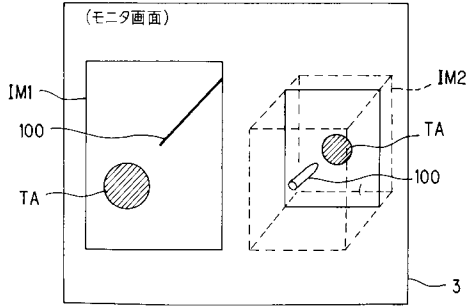
【図20】



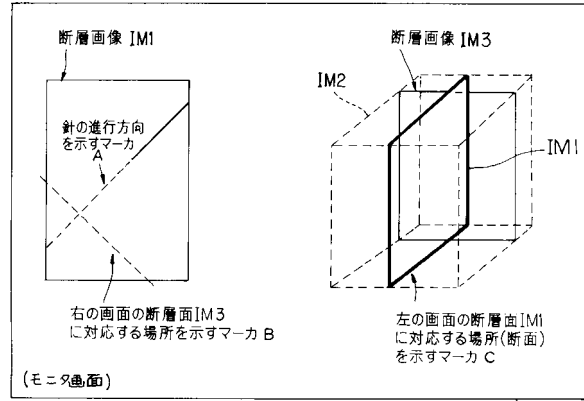
【図 2 1】



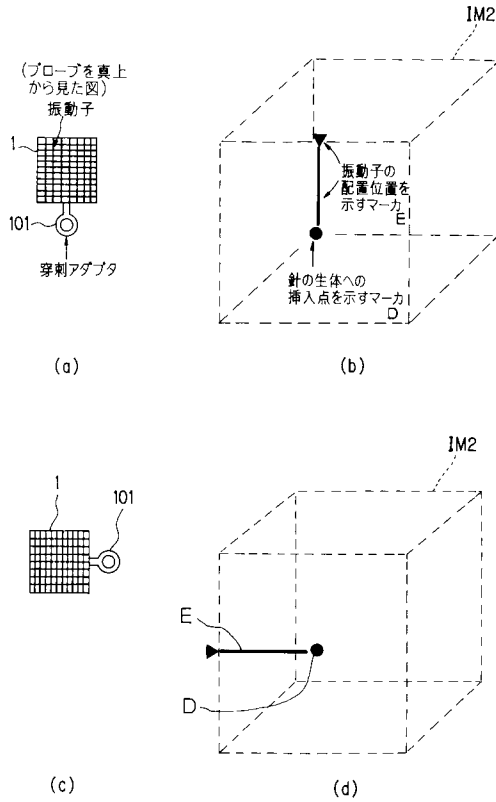
【図 2 2】



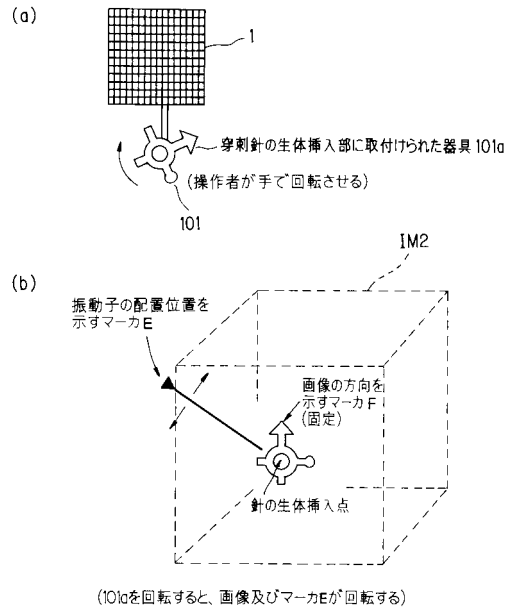
【図 2 3】



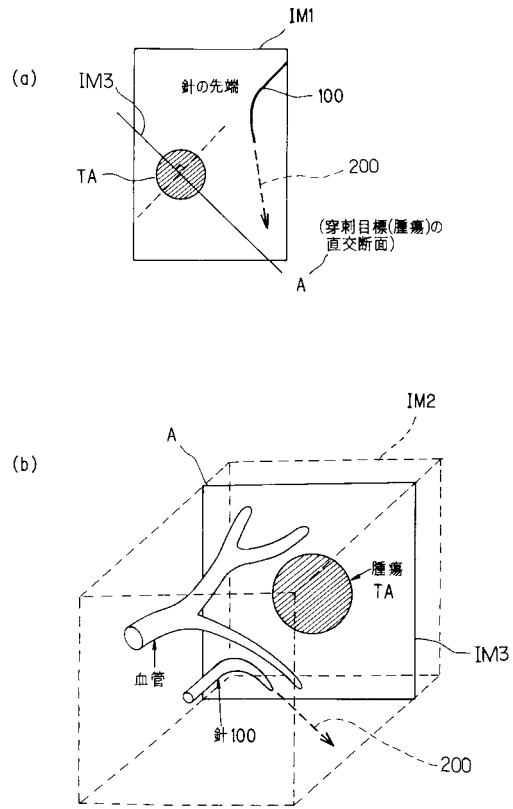
【図 2 4】



【図 2 5】



【図26】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平02-063442(JP,A)
特開昭62-016744(JP,A)
国際公開第97/003609(WO,A1)
特開平10-057376(JP,A)
特開平07-116164(JP,A)
特開平06-022966(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06
A61B 17/34