

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5784904号
(P5784904)

(45) 発行日 平成27年9月24日 (2015. 9. 24)

(24) 登録日 平成27年7月31日 (2015. 7. 31)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2010-286224 (P2010-286224)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成22年12月22日 (2010. 12. 22)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(65) 公開番号	特開2012-130564 (P2012-130564A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(43) 公開日	平成24年7月12日 (2012. 7. 12)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成25年10月18日 (2013. 10. 18)		弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	磯野 洋
			東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
			GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		審査官	伊藤 幸仙

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】

アジマス方向及び前記アジマス方向と直交するエレベーション方向に並んだ複数の振動素子からなる振動部を有し、超音波ビームを送波する超音波プローブと、

前記超音波ビームを制御する超音波ビーム制御部と、

前記超音波ビームを被検体に送波し受波したエコー信号に基づいて、前記アジマス方向の超音波画像データを生成する画像データ生成部と、

前記超音波画像データに基づいて超音波画像を表示する表示部と、を備え、

前記超音波ビーム制御部は、前記超音波ビームが前記エレベーション方向に発散するように設定した遅延時間で前記振動素子に駆動信号を供給して、前記超音波ビームを前記エレベーション方向にデフォーカスさせ、前記画像データ生成部はデフォーカス時のエコー信号に基づいて前記被検体の表面に近い領域を含む超音波画像データを生成するとともに、

前記超音波ビーム制御部は前記超音波ビームを前記エレベーション方向にフォーカスさせ、前記画像データ生成部はフォーカス時のエコー信号に基づいて前記被検体の超音波画像データを生成する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波ビーム制御部は前記デフォーカスの超音波ビームを前記エレベーション方向に偏向させる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記超音波ビームをデフォーカスさせる際に、前記超音波ビーム制御部は前記エレベーション方向の全開口の振動素子を振動させる請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像データ生成部は前記デフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと前記フォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データとを加算し、

前記表示部は加算された超音波画像を表示する請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波ビーム制御部は前記デフォーカスの超音波ビームを前記エレベーション方向の第 1 方向に偏向させ、且つ前記エレベーション方向の第 1 方向とは異なる第 2 方向に偏向させる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像データ生成部は前記第 1 方向に偏向したデフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと、前記第 2 方向に偏向したデフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと、前記フォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データとを加算し、

前記表示部は加算された超音波画像を表示する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波ビーム制御部は前記デフォーカスの超音波ビームを前記エレベーション方向に偏向させ、且つ前記超音波ビーム制御部は前記エレベーション方向の全開口の振動素子の振動と前記エレベーション方向の一部の開口の振動素子の振動とを切り替える請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像データ生成部は前記全開口の偏向したデフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと、前記一部の開口の偏向したデフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと、前記フォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データとを加算し、

前記表示部は加算された超音波画像を表示する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記振動部は、前記アジマス方向に並んだ振動素子数が前記エレベーション方向に並んだ振動素子数よりも多い請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記画像データ生成部は、デフォーカス時の超音波画像データに彩色する請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記画像データ生成部は、前記デフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データに加算係数を乗算し、前記フォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データに加算係数を乗算し、乗算された前記デフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと乗算されたフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データとを加算する請求項 4、請求項 6 又は請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記画像データ生成部は、前記超音波画像を構成する第 1 領域の前記デフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと、前記超音波画像を構成する前記第 1 領域とは異なる第 2 領域の前記フォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データとを加算する請求項 4、請求項 6 又は請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記超音波プローブは、前記エレベーション方向において前記振動部の外側から中央に向かって穿刺針を刺入させる穿刺ガイドアタッチメントを備える請求項 1 から請求項 12 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 4】

前記穿刺ガイドアタッチメントは前記超音波プローブから着脱可能である請求項 1 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記被検体に刺入される穿刺針の先端の位置を検出する針検出部を備え、

前記針検出部が前記穿刺針の先端が所定部位に到達したことを検出した際には、前記超音波ビーム制御部は前記超音波ビームのデフォーカスを停止する請求項 1 から請求項 8、請求項 1 0 から請求項 1 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、穿刺針を刺入する際に超音波画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブが接触された位置の断層画像情報を表示するため、被検体に穿刺針を刺し患部の一部を切り取る生検 (biopsy) などの際に、被検体内の穿刺針の刺入位置を確認するのに適している。超音波診断装置を用いた穿刺では、超音波プローブに穿刺ガイドアタッチメントが装着されてこの穿刺ガイドアタッチメントを使って穿刺する場合と、穿刺ガイドアタッチメントを使用しないで穿刺する場合とがある。

20

【0003】

一般に、超音波診断装置を操作するオペレータは、診断する部位の焦点距離が浅い場合に超音波プローブのエレベーション方向 (Elevation) の振動素子数である開口幅を狭くする。超音波プローブの開口幅を狭くすると超音波断面画像の厚みが薄いものとなり、エレベーション方向の分解能が向上するためである。しかし、開口幅を狭くすると、刺入を行う際に穿刺針が超音波断面画像から外れる頻度が高くなる。特許文献 1 には、オペレータがアジマス方向 (Azimuth) : 走査方向 から穿刺針を穿刺する超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置では、穿刺針が超音波画像に表示されるように、エレベーション方向の開口幅を広くして超音波画像を取得している。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2 0 0 8 - 2 3 7 7 8 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、穿刺針が穿刺される方向に制限があることは穿刺針を刺す生検又は治療等において好ましくない。そこでエレベーション方向から穿刺針が刺される場合にも、穿刺針の穿刺状況が超音波画像に表示される超音波診断装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

40

【0006】

第 1 観点の超音波診断装置は、アジマス方向及びアジマス方向と直交するエレベーション方向に並んだ複数の振動素子からなる振動部を有し超音波ビームを送波する超音波プローブと、超音波ビームを制御する超音波ビーム制御部と、超音波ビームを被検体に送波し受波したエコー信号に基づいて、アジマス方向の超音波画像データを生成する画像データ生成部と、超音波画像データに基づいて超音波画像を表示する表示部と、を備える。そして超音波ビーム制御部は超音波ビームをエレベーション方向にデフォーカスさせ、画像データ生成部はデフォーカス時のエコー信号に基づいて被検体の表面に近い領域を含む超音波画像データを生成するとともに、超音波ビーム制御部は超音波ビームをエレベーション方向にフォーカスさせ、画像データ生成部はフォーカス時のエコー信号に基づいて被検体

50

の超音波画像データを生成する。

【0007】

超音波診断装置の超音波ビーム制御部はデフォーカスの超音波ビームをエレベーション方向に偏向させる。

また、超音波ビームをデフォーカスさせる際に、超音波ビーム制御部はエレベーション方向の全開口の振動素子を振動させる。

また、画像データ生成部はデフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データとフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データとを加算し、表示部は加算された超音波画像を表示する。

【0008】

第2観点の超音波診断装置の超音波ビーム制御部はデフォーカスの超音波ビームをエレベーション方向の第1方向に偏向させ、且つエレベーション方向の第1方向とは異なるに第2方向に偏向させる。

画像データ生成部は第1方向に偏向したデフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと、第2方向に偏向したデフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと、フォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データとを加算し、表示部は加算された超音波画像を表示する。

【0009】

第3観点の超音波診断装置の超音波ビーム制御部はデフォーカスの超音波ビームをエレベーション方向に偏向させ、且つ超音波ビーム制御部はエレベーション方向の全開口の振動素子を振動させるとともにエレベーション方向の一部の開口の振動素子を振動させる。

画像データ生成部は全開口の偏向したデフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと、一部の開口の偏向したデフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと、フォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データとを加算し、表示部は加算された超音波画像を表示する。

【0010】

超音波診断装置の振動部は、アジマス方向に並んだ振動素子数がエレベーション方向に並んだ振動素子数よりも多い。

超音波診断装置の画像データ生成部は、デフォーカス時の超音波画像データに彩色する。

第4観点の超音波診断装置の画像データ生成部は、デフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データに加算係数を乗算し、フォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データに加算係数を乗算する。そして、乗算されたデフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと乗算されたフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データとを加算する。

【0011】

第5観点の超音波診断装置の画像データ生成部は、超音波画像を構成する第1領域のデフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データと、超音波画像を構成する第1領域とは異なる第2領域のフォーカス時のエコー信号に基づいた超音波画像データとを加算する。

【0012】

超音波プローブは、エレベーション方向において振動部の外側から中央に向かって穿刺針を刺入させる穿刺ガイドアタッチメントを備える。そして、穿刺ガイドアタッチメントは超音波プローブから着脱可能である。

【0013】

第6観点の超音波診断装置は、被検体に刺入される穿刺針の先端の位置を検出する針検出部を備える。そして、針検出部が穿刺針の先端が所定部位に到達したことを検出した際には、超音波ビーム制御部は超音波ビームのデフォーカスを停止する。

【0014】

第7観点の超音波診断装置は、アジマス方向及びアジマス方向と直交するエレベーション

10

20

30

40

50

ン方向に並んだ複数の振動素子からなる振動部を有し、超音波ビームを送波する超音波プローブと、超音波ビームを制御する超音波ビーム制御部と、超音波ビームを被検体に送波し受波したエコー信号に基づいて、アジマス方向の超音波画像データを生成する画像データ生成部と、超音波画像データに基づいて超音波画像を表示する表示部と、を備える。そして、超音波ビーム制御部は超音波ビームをエレベーション方向に全開口の振動素子を振動させた際のエコー信号に基づいて被検体の表面に近い領域を含む超音波画像データを生成するとともにエレベーション方向の一部の開口の振動素子を振動させた際のエコー信号に基づいて被検体の超音波画像データを生成する。

【発明の効果】

【0015】

10

前記観点の発明である超音波診断装置は、エレベーション方向から穿刺針が刺される場合にも、浅い領域で穿刺針の穿刺状況が超音波画像に表示されるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】超音波診断装置100の全体構成を示すブロック図である。

【図2】超音波プローブ10を使いながら穿刺針90を刺入する状態を示した図である。

【図3】第1穿刺モードで超音波画像を表示する際のフローチャートである。

【図4】(a)は1.5D型プローブでエレベーション方向にデフォーカスさせた図である。(b)は1.5D型プローブでエレベーション方向にフォーカスさせた図である。

【図5】(a)は1.5D型プローブで穿刺針90が刺入され始めた際の音波ビームUBと穿刺針90との関係を示した図である。(b)は1.5D型プローブで穿刺針90が目的部位まで刺入した際の音波ビームUBと穿刺針90との関係を示した図である。

20

【図6】(a)は図3のステップS15で表示される超音波画像である。(b)は図3のステップS18で表示される超音波画像である。

【図7】(a)は1.25D型プローブで穿刺針90が刺入され始めた際の音波ビームUBと穿刺針90との関係を示した図である。(b)は1.25D型プローブで穿刺針90が目的部位まで刺入した際の音波ビームUBと穿刺針90との関係を示した図である。

【図8】(a)は1.75D型プローブでエレベーション方向にデフォーカスさせ且つマイナスのエレベーション方向(-X)に偏向させた図である。(b)は1.75D型プローブでエレベーション方向にフォーカスさせた図である。

30

【図9】(a)は1.75D型プローブで穿刺針90が刺入され始めた際の音波ビームUBと穿刺針90との関係を示した図である。(b)は1.75D型プローブで穿刺針90が目的部位まで刺入した際の音波ビームUBと穿刺針90との関係を示した図である。

【図10】第2穿刺モードで超音波画像を表示する際のフローチャートである。

【図11】(a)は1.75D型プローブで大きなデフォーカスで且つ偏向された音波ビームUB5が送波された図である。(b)は1.75D型プローブで小さいデフォーカスで且つ偏向された音波ビームUB6が送波された図である。(c)はフォーカスした音波ビームUB2が送波された図である。

【図12】図10のステップS25で表示される超音波画像である。

【図13】図10のステップS30で表示される超音波画像である。

40

【図14】(a)は1.75D型プローブでデフォーカスし且つ偏向された音波ビームUB5が送波された図である(全開口)。(b)は1.75D型プローブでデフォーカスし且つ偏向された音波ビームUB7が送波された図である(一部開口)。

【図15】(a)は1.75D型プローブでデフォーカスし且つ大きく偏向された音波ビームUB8が送波された図である。(b)は1.75D型プローブでデフォーカスし且つ小さく偏向された音波ビームUB9が送波された図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、添付図面を参照して、本発明にかかる超音波診断装置を実施するための最良の形態について説明する。

50

【 0 0 1 8 】

< 超音波診断装置 1 0 0 の構成 >

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置 1 0 0 は、超音波プローブ 1 0 と、走査制御部 2 1 と、送信制御部 2 2 と、駆動信号発生部 2 3 とを有している。さらに、超音波診断装置 1 0 0 は、受信信号処理部 3 2 と、受信制御部 3 3 と、ローデータメモリ 3 4 と、受信ビームフォーマ 3 5 と、画像生成部 3 6 と、針検出部 3 7 と、制御部 4 0 と、入力部 4 5 と、記憶部 5 0 と、表示部 6 0 とを有している。

【 0 0 1 9 】

超音波プローブ 1 0 は、印加される複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送波すると共に、被検体から反射したエコー信号を受波することにより複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサ 1 2 を含んでいる。本実施形態では超音波トランスデューサ 1 2 は、二次元状に配列されたトランスデューサ素子からなる。また超音波プローブ 1 0 は、制御信号分配部 1 4 及びスイッチング回路 1 6 を有している。これらの詳細については後述する。

【 0 0 2 0 】

超音波トランスデューサ 1 2 は、例えば、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛 : Pb(lead) zirconate titanate) などの圧電セラミック等の圧電材料の両端に電極を形成した振動素子によって構成されている。そのような振動素子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動素子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動素子は、伝播した超音波を受信することによって伸縮し電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【 0 0 2 1 】

図 1 では、1 . 5 D 型の超音波トランスデューサ 1 2 が示されている。またスイッチング回路 1 6 は超音波トランスデューサ 1 2 の + Y 側の端の振動素子への配線が描かれているが、他の振動素子へも同様な配線がなされている。

【 0 0 2 2 】

本実施形態では、超音波トランスデューサ 1 2 は、1 . 2 5 D 型、1 . 5 D 型、1 . 7 5 D 型及び 2 D 型の多列配列である。1 . 2 5 D 型、1 . 5 D 型、1 . 7 5 D 型及び 2 D 型の振動素子はエレベーション方向及びアジマス方向に配列されており、以下のように区分される。

【 0 0 2 3 】

1 . 2 5 D 型 : エレベーション方向のセンター軸について対称な 2 つの振動素子を共通結線し、接続配線をスイッチングにより切り換えることにより開口径を可変とした超音波トランスデューサ 1 2 である。従って焦点の形成は音響レンズ等でのみ行われ、焦点 (フォーカス) 距離は固定である。

【 0 0 2 4 】

1 . 5 D 型 : エレベーション方向のセンター軸について対称な 2 つの振動素子 (例えば、本実施形態では E 1 列と E 7 列、E 2 列と E 6 列、...) を共通結線し、各列の振動素子をセンター軸対称に独立して駆動するようにした超音波トランスデューサ 1 2 である。従って、エレベーション方向における開口径は可変 (E 1 列 ~ E 7 列、E 2 列 ~ E 6 列又は E 3 列 ~ E 5 列) であり、振動素子の駆動タイミングを配線ごとに調節することにより、焦点 (フォーカス) 距離も変化させることができる。なお、超音波ビームの送波方向はセンター軸方向に固定である。

【 0 0 2 5 】

1 . 7 5 D 型 : 各振動素子を独立に配線することにより、振動素子を独立のタイミングで駆動するようにした超音波トランスデューサ 1 2 である。それにより、開口径や焦点距離を変化させると共に、超音波ビームをエレベーション方向に偏向できるようになる。なお、エレベーション方向における振動素子の幅は波長よりも大きいので、超音波ビームを

10

20

30

40

50

偏向できる範囲には制約がある。

【 0 0 2 6 】

2 D 型：エレベーション方向における振動素子数及び配列ピッチを、アジマス方向の振動素子数及び配列を同程度にしたものである。従って、焦点形成や超音波ビームの偏向を完全に制御することができる。

【 0 0 2 7 】

走査制御部 2 1 は、被検体内の所定の撮像エリアを超音波ビームによって走査する場合に、超音波プローブ 1 0 から送波される超音波ビームの送波方向、受波方向、焦点距離を設定する。また走査制御部 2 1 は、超音波トランスデューサ 1 2 のアパーチャの形状を設定することができる。走査制御部 2 1 は、それらの設定に基づいて、制御信号分配部 1 4、送信制御部 2 2、スイッチング回路 1 6、受信制御部 3 3、及び受信ビームフォーマ 3 5 を制御する。

10

【 0 0 2 8 】

送信制御部 2 2 は、走査制御部 2 1 によって設定された超音波ビームの送波方向、焦点距離、及びアパーチャの形状に従って送信フォーカス処理を行うために、複数の駆動信号に与えるべき遅延時間（遅延パターン）を設定する。

【 0 0 2 9 】

駆動信号発生部 2 3 は、複数のチャンネルを有しており、各チャンネルは、送信制御部 2 2 において設定された遅延時間に基づいて、超音波トランスデューサ 1 2 のうち選択されたトランスデューサ素子に供給すべき駆動信号を発生するパルサ等を含んでいる。スイッチング回路 1 6 は、選択されたトランスデューサ素子を駆動信号発生部 2 3 に接続する。

20

【 0 0 3 0 】

受信信号処理部 3 2 は、複数のチャンネルを有している。マルチプレクサ 1 6 は、走査制御部 2 1 の制御の下で、超音波トランスデューサ 1 2 のうち選択されたトランスデューサ素子を受信信号処理部 3 2 に接続する。

【 0 0 3 1 】

受信信号処理部 3 2 の各チャンネルは、超音波トランスデューサ 1 2 から出力される受信信号を増幅しデジタルの受信信号（ローデータ（Raw Data））に変換する。受信制御部 3 3 は、受信信号をローデータメモリ 3 4 に記憶する。走査制御部 2 1、送信制御部 2 2、及び受信制御部 3 3 は、超音波診断装置 1 0 0 の送受信動作を制御する。

30

【 0 0 3 2 】

受信ビームフォーマ 3 5 は、エコー信号の受信方向及び焦点距離に応じた複数の遅延パターン（位相整合パターン）を有しており、走査制御部 2 1 によって設定された受信方向及び焦点距離に従って、ローデータメモリ 3 4 から読み出された複数の受信信号にそれぞれの遅延を与え、それらの受信信号を加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、エコー信号の焦点が絞り込まれた音線信号（音線データ）が形成される。

【 0 0 3 3 】

画像生成部 3 6 は、音線信号に包絡線検波処理を施し、さらに、Log（対数）圧縮やゲイン調整等の処理を施して、Bモード画像データを生成する。また画像生成部 3 6 は、生成されたBモード画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う表示用の画像信号に変換する。これにより、表示部 6 0 において、Bモードの超音波画像が表示される。また、必要に応じてBモード画像データは記憶部 5 0 に記憶される。

40

【 0 0 3 4 】

また画像生成部 3 6 は、超音波ビームの送波ごとに得られる複数のフレーム（Bモード画像データ）を加算したり、フレームごとに彩色して彩色された複数のフレームを加算したりして、加算されたBモード画像データを表示用の画像信号に変換にする。

【 0 0 3 5 】

針検出部 3 7 は、画像生成部 3 6 で得られたBモード画像データから、穿刺針 9 0 の先

50

端部 9 2 (図 2 を参照。) の位置を画像認識により検出する。画像処理ではなく、穿刺アタッチメント 9 8 (図 2 (b) を参照。) に穿刺針 9 0 の移動量を検出する移動量センサを取り付け、その移動量から穿刺針 9 0 の先端部 9 2 の位置を計算するようにしてもよい。

【 0 0 3 6 】

入力部 4 5 は、トラックボール、キーボード、マウス等の入力手段を含んでおり、オペレータが命令や情報を超音波診断装置に入力する際に用いられる。制御部 4 0 は、入力部 4 5 を用いて入力された命令や情報に基づいて、超音波診断装置 1 0 0 の各部を制御する。本実施形態においては、走査制御部 2 1、送信制御部 2 2、受信制御部 3 3、受信ビームフォーマ 3 5、画像生成部 3 6、針検出部 3 7 及び制御部 4 0 が、CPU (中央演算装置) と、CPU に各種の処理を行わせるためのソフトウェアとによって構成される。ソフトウェアは、ハードディスク等の記憶部 5 0 に記憶される。

10

【 0 0 3 7 】

< 超音波プローブの外観構成 >

図 2 は、超音波プローブ 1 0 を使いながら穿刺針 9 0 を刺入する状態を示した図である。(a) はその斜視図であり (b) はそのアジマス方向からの平面図である。図 2 (b) には、超音波プローブ 1 0 に着脱自在に接続される穿刺アタッチメント 9 8 が取り付けられている。

【 0 0 3 8 】

例えば生体組織診断などではオペレータは超音波診断装置 1 0 0 を用いて目的部位 (例えば腫瘍) への穿刺を行う。生体組織診断は被検体における目的部位に穿刺針 9 0 を刺入し、この穿刺針 9 0 から被検体の目的部位の組織を採取したりする。このような生体組織診断において、オペレータは超音波診断装置 1 0 0 の表示部 6 0 で目的部位の超音波画像 E G を観察しながら穿刺針 9 0 を被検体の目的部位に刺入する。特にエレベーション方向から穿刺針 9 0 を挿入する際に、被検体の表面から浅い位置であっても穿刺針 9 0 の先端部 9 2 が表示部 6 0 の超音波画像 E G 上で確認できるようにすることが好ましい。神経ブロック等への穿刺針 9 0 の刺入についても同様である。

20

【 0 0 3 9 】

本実施形態では、超音波プローブ 1 0 のエレベーション方向から穿刺針 9 0 を所定角度 θ で被検体に刺入する際に、超音波診断装置 1 0 0 はそのアジマス方向の超音波画像 E G (図 6 を参照。) を表示部 6 0 に表示する。図 2 (b) には、超音波プローブ 1 0 に着脱自在に接続される穿刺アタッチメント 9 8 が取り付けられている。なお、穿刺針 9 0 の刺入の際に必ずしも穿刺アタッチメント 9 8 を使用する必要は無い。また、図 2 ではリニア型超音波プローブが描かれているが、コンベックス型超音波プローブまたはセクタ型超音波プローブでも良い。また、1 . 2 5 D 型、1 . 5 D 型及び 1 . 7 5 D 型の超音波プローブ 1 0 には、音響レンズが取り付けられていてもよい。

30

【 0 0 4 0 】

< 第 1 穿刺モードによる超音波画像の表示 >

(1 . 5 D 型の超音波トランスデューサの例)

第 1 穿刺モードについて、図 3 から図 6 を使って説明する。図 3 は第 1 穿刺モードで超音波画像を表示する際のフローチャートである。図 4 は超音波トランスデューサ 1 2 (図 1 を参照) をエレベーション方向にデフォーカス / フォーカスさせる図である。図 5 はアジマス方向からみた超音波ビーム U B の概念図である。図 6 は表示部 6 0 に表示された超音波画像 E G の例である。

40

【 0 0 4 1 】

図 3 のステップ S 1 1 において、オペレータが超音波プローブ 1 0 のエレベーション方向から被検体に穿刺針 9 0 を刺入する際には、まず、入力部 4 5 を使って第 1 穿刺モードのソフトウェアを立ち上げる。

【 0 0 4 2 】

ステップ S 1 2 において、超音波トランスデューサ 1 2 はデフォーカスした超音波ビー

50

ムUB1を被検体に送波する。図4(a)に示されるように遅延時間DL1~DL4が与えられた駆動信号が振動素子に与えられることで、デフォーカスした超音波ビームUB1が送波される。

【0043】

図4(a)は1.5D型の超音波トランスデューサ12の振動素子であり、E1列とE7列、E2列とE6列、E3列とE5列が結線され、E4列が単独に配線されている。これらの振動素子に、送信制御部22において設定された遅延時間で駆動信号がそれぞれ供給される。本実施形態では、各駆動信号供給線上に示されたブロック(DL1~DL4)の長さが、各駆動信号に与えられる遅延時間の長さを示している。図4(a)ではE4列の振動素子には短い遅延時間DL1が供給され、E4列から一番離れたE1列とE7列の振動素子に一番長い遅延時間DL4が供給されている。このような遅延時間に基づいて振動素子が振動し、ホイヘンスの原理に従い発散する超音波ビームUB1が形成される。発散する超音波ビームUB1はいわゆるデフォーカス状態であり、フォーカス(焦点)を結ばない。またエレベーション方向に超音波ビームUB1を送波するため、エレベーション方向の全開口(E1列~E7列)の振動素子を振動させる。

【0044】

図5(a)に示されるように、デフォーカスの超音波ビームUB1はエレベーション方向に発散しているため、エレベーション方向(±X軸方向)に超音波ビームUB1が送波される。このため、被検体に穿刺針90がエレベーション方向から刺入されても、穿刺針90に超音波ビームUB1が当たり、その反射エコーが超音波トランスデューサ12に受波される。被検体である生体にデフォーカスの超音波ビームUB1が送波されても、超音波トランスデューサ12は明瞭なエコー信号を受波することができない。一方、金属等からなる穿刺針90は反射率が高いため、超音波トランスデューサ12はデフォーカスの超音波ビームUB1であっても明瞭なエコー信号を受波できる。すなわち、図5(a)に示される浅い領域DAで且つエレベーション方向から刺入された穿刺針90であっても、デフォーカスの超音波ビームUB1によって穿刺針90の先端部92のエコー信号を得ることができる。

【0045】

図3に戻り、ステップS13において、超音波トランスデューサ12は目的部位ROにフォーカスした超音波ビームUB2を被検体に送波する。図4(b)では送信制御部22はE5列の振動素子には短い遅延時間DL4を供給され、センターから一番離れたE1列とE7列の振動素子に一番長い遅延時間DL1を供給する。このような遅延時間に基づいて、ホイヘンスの原理に従い収束する超音波ビームUB2が形成される。超音波ビームUB2は目的部位ROの周辺にフォーカスする。

【0046】

図5(a)に示されるように、フォーカスされた超音波ビームUB2はエレベーション方向に収束しているため、浅い領域DAでは穿刺針90の先端部92には超音波ビームUB2が照射されない。このため、穿刺針90の反射エコーが超音波トランスデューサ12に受波されることはない。一方、図5(a)、(b)に示される目的部位ROを含む深い領域DBで超音波トランスデューサ12は明瞭なエコー信号を受波することができる。また、穿刺針90が刺入され、その先端部92が目的部位ROの周辺に到達すれば、超音波トランスデューサ12はフォーカスされた超音波ビームUB2で先端部92の明瞭なエコー信号を受波できる。なお、フォーカスされた超音波ビームUB2はエレベーション方向の開口径が狭く描かれている。例えばE3列~E5列しか使用していないように描かれているが、目的部位ROの深度によってE1列~E7列を適宜使用する。

【0047】

図3のステップS14において、画像生成部36は、デフォーカスした超音波ビームUB1が送波された際に得られたエコー信号(ステップS12)に基づいてBモード画像データBD1を生成し、フォーカスした超音波ビームUB2が送波された際に得られたエコー信号(S13)に基づいてBモード画像データBD2を生成する。また画像生成部36

10

20

30

40

50

は、デフォーカスした超音波ビームUB1で得られたBモード画像データBD1とフォーカスした超音波ビームUB2で得られたBモード画像データBD2とを加算する。

【0048】

ステップS15において、画像生成部36は加算されたBモード画像データBEを表示用の画像信号に変換し、表示部60に超音波画像BG(BE)が表示される。

【0049】

図6(a)を使って加算された超音波画像BG(BE)の表示について説明する。この図6(a)に示された超音波画像BG(BE)は、穿刺針90が浅くエレベーション方向から刺入された状態である(図5(a)を参照。)。

【0050】

図6(a)の左上側はBモード画像データBD1に基づく超音波画像BG(BD1)である。デフォーカスした超音波ビームUB1で得られたエコー信号であるため、超音波画像BG(BD1)には、被検体の内部の部位が不鮮明にしか表示されていない。その一方で、浅くエレベーション方向から刺入された穿刺針90であっても、穿刺針90の先端部92が表示されている。

【0051】

図6(a)の右上側はBモード画像データBD2に基づく超音波画像BG(BD2)である。フォーカスした超音波ビームUB2で得られたエコー信号であるため、超音波画像BG(BD2)には、被検体の目的部位ROを含む内部の部位が明瞭に表示されている。その一方で穿刺針90の先端部92は表示されていない。

【0052】

画像生成部36は、Bモード画像データBD1とBモード画像データBD2とを加算する。加算されたBモード画像データBEは次のように示される。

$$BE = BD1 \times a + BD2 \times b$$

$$1 = a + b$$

但し、a、bは加重係数

加算されたBモード画像データBEに基づく超音波画像BG(BE)は、図6(a)の下側に示されているように、浅くエレベーション方向から刺入された穿刺針90が表示されるとともに、目的部位ROを含む内部の部位が明瞭に表示される。

【0053】

上記加重係数a、bは、例えばa=0.5、b=0.5でもよいし他の値でもよい。また、針検出部37が検出した先端部92(図2を参照。)の位置に応じて、加重係数a、bを適宜変更するようにしてもよい。また画像生成部36は、Bモード画像データBD1に赤色等を彩色してオペレータに穿刺針90を目立たせて表示することも可能である。

【0054】

図3に戻り、ステップS16において、針検出部37(図1を参照。)が穿刺針90の先端部92が目的部位ROに到達したか否かを判断する。先端部92が目的部位ROに到達していなければステップS12に戻り、引き続きデフォーカスした超音波ビームUB1で得られたBモード画像データBD1とフォーカスした超音波ビームUB2で得られたBモード画像データBD2とに基づいて加算された超音波画像BG(BE)が表示部60に表示される。先端部92が目的部位ROに到達していればステップS17に進む。

【0055】

ステップS17では、デフォーカスした超音波ビームUB1の送波を中止して、超音波トランスデューサ12は目的部位ROにフォーカスした超音波ビームUB2のみを被検体に送波する。目的部位ROにフォーカスした超音波ビームUB2を送波する回数が増え(フレームレートが上昇)、目的部位ROからの多くのエコー信号を受波することができる。

【0056】

ステップS18では、ステップS17で得られたエコー信号から画像生成部36は表示部60に超音波画像BGを表示する。図6(b)に示されるように、目的部位ROの周辺

10

20

30

40

50

では鮮明な超音波画像が表示されるとともに穿刺針 90 の先端部 92 が表示される。フォーカスした超音波ビーム UB1 によりエコー信号がないため、浅い領域 DA (図 5 を参照) の穿刺針 90 は表示されておらず、画面途中から穿刺針 90 が表示されている。

【0057】

ステップ S16 ~ S18 を施す代わりに、ステップ S15 で説明したように針検出部 37 が検出した先端部 92 が目的部位 RO に達したら、加重係数 $a = 0$ 、 $b = 1$ に変更するようにしてもよい。

【0058】

(1.25D 型の超音波トランスデューサの例)

1.25D 型の超音波トランスデューサを有する超音波プローブ 10 を使用した場合であっても、図 3 に示した第 1 穿刺モードを適用できる。但し、1.25D 型の超音波プローブ 10 は音響レンズによる固定焦点 (フォーカス) であるため、ステップ S12 からステップ S14 までが異なる。

【0059】

図 7 (a) は、1.25D 型の超音波プローブ 10 において、エレベーション方向のすべての振動素子を振動させる。そのため超音波プローブ 10 はエレベーション方向の広い範囲から超音波ビーム UB3 を送波する。被検体に穿刺針 90 がエレベーション方向から刺入されても穿刺針 90 の先端部 92 に超音波ビーム UB3 が当たり、その反射エコーが超音波トランスデューサ 12 に受波される。但し、図 5 と図 7 とを比べてもわかるように、超音波ビーム UB3 は、超音波ビーム UB1 のように浅い領域 DA で且つエレベーション方向には送波されない。このため、穿刺針 90 の刺入の開始時には超音波画像 BG に穿刺針 90 が表示されないことがある。

【0060】

一方、図 7 (b) に示される目的部位 RO を含む深い領域 DB で超音波トランスデューサ 12 は目的部位 RO 及び穿刺針 90 の明瞭なエコー信号を受波することができる。

【0061】

(1.75D 型の超音波トランスデューサの例)

1.75D 型の超音波トランスデューサを有する超音波プローブ 10 を使用した場合であっても、図 3 に示した第 1 穿刺モードを適用できる。1.75D 型の超音波プローブ 10 は、超音波ビームをデフォーカスさせるだけでなくさらに偏向させることができるため、ステップ S12 及びステップ S13 が異なる。

【0062】

図 8 (a) は 1.75D 型の超音波トランスデューサ 12 の振動素子であり、E1 列 ~ E7 列まで独立に配線されている。これらの振動素子に、送信制御部 22 において設定された遅延時間で駆動信号がそれぞれ供給される。図 8 では、各駆動信号供給線上に示されたブロック (DL11 ~ DL15) の長さが、各駆動信号に与えられる遅延時間の長さを示している。図 8 (a) では E5 列及び E6 列の振動素子に短い遅延時間 DL15 が供給され、次に E4 列と E7 列の振動素子に次に短い遅延時間 DL14 が供給されている。そして E3 列から E1 列の振動素子に行くに従い遅延時間が長くなっているこれらの遅延時間 (DL11 ~ DL15) に基づいて、ホイヘンスの原理に従い発散する超音波ビーム UB4 が形成される。発散する超音波ビーム UB4 はいわゆるデフォーカス状態であり且つマイナス側のエレベーション方向 (-X 軸方向) に偏向されている。

【0063】

図 9 (a) に示されるように、デフォーカスの超音波ビーム UB4 はエレベーション方向に発散し且つ偏向されているため、マイナスのエレベーション方向 (-X 軸方向) に超音波ビーム UB4 が送波される。このため、被検体に穿刺針 90 がエレベーション方向から浅く刺入されても、穿刺針 90 に超音波ビーム UB4 が当たり、その反射エコーが超音波トランスデューサ 12 に受波される。図 9 に示された超音波ビーム UB4 は、図 5 に示された超音波ビーム UB1 よりも浅い領域 DA のエレベーション方向に照射できる。

【0064】

10

20

30

40

50

1.75D型の超音波トランスデューサ12も、図3のステップS13では、超音波トランスデューサ12は目的部位ROにフォーカスした超音波ビームUB2を被検体に送波する。各振動素子には、独立して配線されているため、送信制御部22はE5列の振動素子には短い遅延時間DL4を供給し、センターから一番離れたE1列とE7列の振動素子には一番長い遅延時間DL1を供給する。そして超音波ビームUB2は目的部位ROの周辺にフォーカスする。

【0065】

図9(b)に示される目的部位ROを含む深い領域DBで超音波トランスデューサ12は明瞭なエコー信号を受波することができる。また、穿刺針90が刺入され、その先端部92が目的部位ROの周辺に到達すれば、超音波トランスデューサ12はフォーカスされた超音波ビームUB2で先端部92の明瞭なエコー信号を受波できる。

10

【0066】

なお、図8及び図9を使って、1.75D型の超音波トランスデューサ12を説明したが、エレベーション方向とアジマス方向との振動素子数及び配列ピッチが同程度の2D型の超音波トランスデューサ12であっても、同様に超音波データをデフォーカスし且つ偏向させることができる。

【0067】

<第2穿刺モードによる超音波画像の表示>

(1.75D型の超音波トランスデューサの例：デフォーカス変更)

第2穿刺モードについて、図10から図12を使って説明する。図10は第2穿刺モードで超音波画像を表示する際のフローチャートである。図11はアジマス方向からみた超音波ビームUBの概念図である。図12は表示部60に表示された超音波画像EGの例である。

20

【0068】

図10のステップS21において、オペレータが超音波プローブ10のエレベーション方向から被検体に穿刺針90を刺入する際には、まず、入力部45を使って第2穿刺モードのソフトウェアを立ち上げる。

【0069】

ステップS22において、超音波トランスデューサ12は大きくデフォーカスし且つマイナスのエレベーション方向(-X軸方向)に偏向した超音波ビームUB5を被検体に送波する。大きいデフォーカスとは発散角度 ψ_1 が大きいこと、つまりデフォーカス量が大きいことを意味する。

30

【0070】

図11(a)に示されるように、超音波ビームUB5は大きくデフォーカスし且つマイナスのエレベーション方向(-X軸方向)に偏向されて送波される。このため、被検体に穿刺針90がマイナスのエレベーション方向から刺入されても、穿刺針90に超音波ビームUB5が当たり、その反射エコーが超音波トランスデューサ12に受波される。そのため、図11(a)に示される浅い領域DAで且つマイナスのエレベーション方向から刺入された穿刺針90であっても、大きくデフォーカスし且つマイナスのエレベーション方向に偏向された超音波ビームUB5によって穿刺針90の先端部92のエコー信号を得ることができる。

40

【0071】

図10に戻り、ステップS23において、超音波トランスデューサ12は目的部位ROにフォーカスした超音波ビームUB2を被検体に送波する。

【0072】

図11(c)に示されるように、フォーカスされた超音波ビームUB2はエレベーション方向に収束しているため、目的部位ROを含む深い領域DCで超音波トランスデューサ12は明瞭なエコー信号を受波することができる。また、穿刺針90が刺入され、その先端部92が目的部位ROの周辺に到達すれば、超音波トランスデューサ12はフォーカスされた超音波ビームUB2で先端部92の明瞭なエコー信号を受波できる。

50

【 0 0 7 3 】

図 1 0 のステップ S 2 4 において、画像生成部 3 6 は、大きくデフォーカスした超音波ビーム U B 5 が送波された際に得られたエコー信号（ステップ S 2 2）に基づいて B モード画像データ B D 5 を生成し、フォーカスした超音波ビーム U B 2 が送波された際に得られたエコー信号（S 2 3）に基づいて B モード画像データ B D 2 を生成する。また画像生成部 3 6 は、デフォーカスした超音波ビーム U B 5 で得られた B モード画像データ B D 5 とフォーカスした超音波ビーム U B 2 で得られた B モード画像データ B D 2 とを加算する。

【 0 0 7 4 】

ステップ S 2 5 において、画像生成部 3 6 は加算された B モード画像データ B E を表示用の画像信号に変換し、表示部 6 0 に超音波画像 B G（B E）が表示される。

10

【 0 0 7 5 】

図 1 2 を使って加算された超音波画像 B G（B E）の表示について説明する。この図 1 2 に示された超音波画像 B G（B E）は、穿刺針 9 0 が浅くエレベーション方向から刺入された状態である。

【 0 0 7 6 】

図 1 2 の左上側は B モード画像データ B D 5 に基づく超音波画像 B G（B D 5）である。デフォーカスした超音波ビーム U B 5 で得られたエコー信号であるため、超音波画像 B G（B D 5）には、被検体の内部の部位が不鮮明にしか表示されていない。この超音波画像 B G（B D 5）は浅い領域 D A 以外はデータを削除し、浅い領域 D A のみのデータからなる。

20

【 0 0 7 7 】

図 1 2 の右上側は B モード画像データ B D 2 に基づく超音波画像 B G（B D 2）である。フォーカスした超音波ビーム U B 2 で得られたエコー信号であるため、超音波画像 B G（B D 2）には、被検体の目的部位 R O を含む深い領域 D C の周辺の部位が明瞭に表示されている。

【 0 0 7 8 】

画像生成部 3 6 は、浅い領域 D A の B モード画像データ B D 5（D A）と深い領域 D C の B モード画像データ B D 2（D C）とを加算する。加算された B モード画像データ B E は次のように示される。

30

$$B E = B D 5 (D A) + B D 2 (D C)$$

加算された B モード画像データ B E に基づく超音波画像 B G（B E）は、図 1 2 の下側に示されているように、浅くエレベーション方向から刺入された穿刺針 9 0 が表示されるとともに、目的部位 R O を含む内部の部位が明瞭に表示される。

【 0 0 7 9 】

また画像生成部 3 6 は、B モード画像データ B D 5 に赤色等を彩色してオペレータに穿刺針 9 0 を目立たせて表示することも可能である。

【 0 0 8 0 】

図 1 0 に戻り、ステップ S 2 6 において、針検出部 3 7（図 1 を参照。）が穿刺針 9 0 の先端部 9 2 が中間領域 D B に到達したか否かを判断する。先端部 9 2 が中間領域 D B に到達していなければステップ S 2 2 に戻り、引き続き大きくデフォーカスした超音波ビーム U B 5 で得られた B モード画像データ B D 5 とフォーカスした超音波ビーム U B 2 で得られた B モード画像データ B D 2 とに基づいて加算された超音波画像 B G（B E）が表示部 6 0 に表示される。先端部 9 2 が中間領域 D B に到達していればステップ S 2 7 に進む。

40

【 0 0 8 1 】

ステップ S 2 7 において、超音波トランスデューサ 1 2 は小さくデフォーカスし且つマイナスのエレベーション方向（- X 軸方向）に偏向した超音波ビーム U B 6 を被検体に送波する。小さいデフォーカスとはステップ S 2 2 におけるデフォーカスよりも発散角度 ψ 2 が小さいこと、つまりデフォーカス量が小さいことを意味する。

50

【 0 0 8 2 】

図 1 1 (b) に示されるように、超音波ビーム U B 6 は小さくデフォーカスし且つマイナスのエレベーション方向 (- X 軸方向) に偏向されて送波される。超音波ビーム U B 6 の偏向角度は超音波ビーム U B 5 の偏向角度とほぼ同じである。図 1 1 (b) に示される超音波ビーム U B 6 によって中間領域 D B にある穿刺針 9 0 の先端部 9 2 のエコー信号を得ることができる。

【 0 0 8 3 】

図 1 0 に戻り、ステップ S 2 8 において、超音波トランスデューサ 1 2 は目的部位 R O にフォーカスした超音波ビーム U B 2 を被検体に送波する。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 2 9 において、画像生成部 3 6 は、小さくデフォーカスした超音波ビーム U B 5 が送波された際に得られたエコー信号 (ステップ S 2 7) に基づいて B モード画像データ B D 6 を生成し、フォーカスした超音波ビーム U B 2 が送波された際に得られたエコー信号 (S 2 8) に基づいて B モード画像データ B D 2 を生成する。また画像生成部 3 6 は、小さくデフォーカスした超音波ビーム U B 6 で得られた B モード画像データ B D 6 とフォーカスした超音波ビーム U B 2 で得られた B モード画像データ B D 2 とを加算する。

【 0 0 8 5 】

ステップ S 3 0 において、画像生成部 3 6 は加算された B モード画像データ B E を表示用の画像信号に変換し、表示部 6 0 に超音波画像 B G (B E) が表示される。

【 0 0 8 6 】

図 1 3 を使って加算された超音波画像 B G (B E) の表示について説明する。この図 1 3 に示された超音波画像 B G (B E) は、穿刺針 9 0 が中間まで刺入された状態である。

【 0 0 8 7 】

図 1 3 の左上側は B モード画像データ B D 6 に基づく超音波画像 B G (B D 6) である。デフォーカスした超音波ビーム U B 6 で得られたエコー信号であるため、超音波画像 B G (B D 6) には、被検体の内部の部位が不鮮明にしか表示されていない。この超音波画像 B G (B D 6) は中間領域 D B 以外はデータを削除し、中間領域 D B のみのデータからなる。

【 0 0 8 8 】

図 1 3 の右上側は B モード画像データ B D 2 に基づく超音波画像 B G (B D 2) である。フォーカスした超音波ビーム U B 2 で得られたエコー信号であるため、超音波画像 B G (B D 2) には、被検体の目的部位 R O を含む深い領域 D C の周辺の部位が明瞭に表示されている。

【 0 0 8 9 】

画像生成部 3 6 は、中間領域 D B の B モード画像データ B D 6 (D B) と深い領域 D C の B モード画像データ B D 2 (D C) とを加算する。加算された B モード画像データ B E は次のように示される。

$$B E = B D 6 (D B) + B D 2 (D C)$$

加算された B モード画像データ B E に基づく超音波画像 B G (B E) は、図 1 3 の左下側に示されているように、刺入された穿刺針 9 0 が表示されるとともに、目的部位 R O を含む内部の部位が明瞭に表示される。

【 0 0 9 0 】

なお、画像生成部 3 6 は、記憶部 5 0 に記憶されている浅い領域 D A の B モード画像データ B D 5 (D A) をさらに加えてもよい。図 1 3 の右下側に点線で示されているように、浅い領域 D A の B モード画像データ B D 5 (D A) と中間領域 D B の B モード画像データ B D 6 (D B) と深い領域 D C の B モード画像データ B D 2 (D C) とを加算する。加算された B モード画像データ B E は次のように示される。

$$B E = B D 5 (D A) + B D 6 (D B) + B D 2 (D C)$$

加算された B モード画像データ B E に基づく超音波画像 B G (B E) は、図 1 3 の右下側に示されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 1 】

また画像生成部 3 6 は、B モード画像データ B D 6 に青色等を彩色してオペレータに穿刺針 9 0 を目立たせて表示することも可能である。このように B モード画像データ B D 5 の彩色と B モード画像データ B D 6 の彩色とが異なると、穿刺針 9 0 が刺入されるに従い穿刺針 9 0 が赤色から青色に変わるため、オペレータは穿刺針 9 0 が徐々に目的部位 R O に近付いていることを容易に認識することができる。

【 0 0 9 2 】

図 1 0 に戻り、ステップ S 3 1 において、針検出部 3 7 (図 1 を参照。) が穿刺針 9 0 の先端部 9 2 が目的部位 R O に到達したか否かを判断する。先端部 9 2 が目的部位 R O に到達していなければステップ S 2 7 に戻り、引き続き小さくデフォーカスした超音波ビーム U B 6 で得られた B モード画像データ B D 6 とフォーカスした超音波ビーム U B 2 で得られた B モード画像データ B D 2 とに基づいて加算された超音波画像 B G (B E) が表示部 6 0 に表示される。先端部 9 2 が目的部位 R O に到達していればステップ S 3 2 に進む。

10

【 0 0 9 3 】

ステップ S 3 2 では、デフォーカスした超音波ビーム U B 5 又は U B 6 の送波を中止して、超音波トランスデューサ 1 2 は目的部位 R O にフォーカスした超音波ビーム U B 2 のみを被検体に送波する。目的部位 R O にフォーカスした超音波ビーム U B 2 の送波回数が増え、目的部位 R O からの多くのエコー信号を受波することができる。

【 0 0 9 4 】

ステップ S 3 3 では、ステップ S 3 2 で得られたエコー信号から画像生成部 3 6 は表示部 6 0 に超音波画像 B G を表示する。

20

【 0 0 9 5 】

(1 . 7 5 D 型の超音波トランスデューサの例：デフォーカス量一定、且つ開口径の変更)

図 1 0 のステップ S 2 2 及び S 2 7 では、大きくデフォーカスし且つマイナスのエレベーション方向 (- X 軸方向) に偏向した超音波ビーム U B 5 と、小さくデフォーカスし且つマイナスのエレベーション方向 (- X 軸方向) に偏向した超音波ビーム U B 6 とが送波された。この方法以外に、ステップ S 2 7 において、デフォーカス (発散角度) は同じで、エレベーション方向の開口径を異ならせるてもよい。

30

【 0 0 9 6 】

ステップ S 2 2 では、図 1 1 (a) で説明したと同様な超音波ビーム U B 5 が送波される。なお、超音波ビーム U B 5 は、図 8 に描かれた E 1 列から E 7 列までの振動素子が使われている。すなわち全開口で超音波ビーム U B 5 が送波されている。なお、図 1 4 (a) は図 1 4 (b) との比較のために描かれている。

【 0 0 9 7 】

ステップ S 2 7 において、図 1 4 (b) に示されるように、超音波ビーム U B 7 はデフォーカスし且つ一部の開口で送波されている。偏向角度 (角度 $\phi 1$) は 1 4 (a) と同じである。図 8 に描かれた例えば E 2 列から E 6 列までの振動素子が使われている。図 1 4 (b) に示される超音波ビーム U B 7 によって中間領域 D B にある穿刺針 9 0 の先端部 9 2 のエコー信号を得ることができる。

40

【 0 0 9 8 】

(1 . 7 5 D 型の超音波トランスデューサの例：デフォーカス量一定、且つ偏向方向の変更)

図 1 0 のステップ S 2 2 及び S 2 7 では、大きくデフォーカスし且つマイナスのエレベーション方向 (- X 軸方向) に偏向した超音波ビーム U B 5 と、小さくデフォーカスし且つマイナスのエレベーション方向 (- X 軸方向) に偏向した超音波ビーム U B 6 とが送波された。この方法以外に、ステップ S 2 2 及び S 2 7 において、デフォーカス (発散角度) は同じで、エレベーション方向に偏向する偏向角度を異ならせてもよい。

【 0 0 9 9 】

50

ステップS22において、図15(a)に示されるように、超音波ビームUB8はデフォーカスし且つマイナスのエレベーション方向(-X軸方向)に大きく偏向(角度 $\phi 1$)されて送波される。このため、被検体に穿刺針90がマイナスのエレベーション方向から刺入されても、穿刺針90に超音波ビームUB8が当たり、その反射エコーが超音波トランスデューサ12に受波される。そのため、図14(a)に示される浅い領域DAで且つマイナスのエレベーション方向から刺入された穿刺針90であっても、超音波ビームUB8によって穿刺針90の先端部92のエコー信号を得ることができる。

【0100】

ステップS27において、図15(b)に示されるように、超音波ビームUB8はデフォーカスし且つマイナスのエレベーション方向(-X軸方向)に小さく偏向(角度 $\phi 2$)されて送波される。図15(b)に示される超音波ビームUB9によって中間領域DBにある穿刺針90の先端部92のエコー信号を得ることができる。

10

【0101】

なお、図10から図15では1.75D型の超音波トランスデューサ12を説明したが、2D型の超音波トランスデューサ12であっても、同様に超音波データをデフォーカスし且つ偏向させることができる。

【符号の説明】

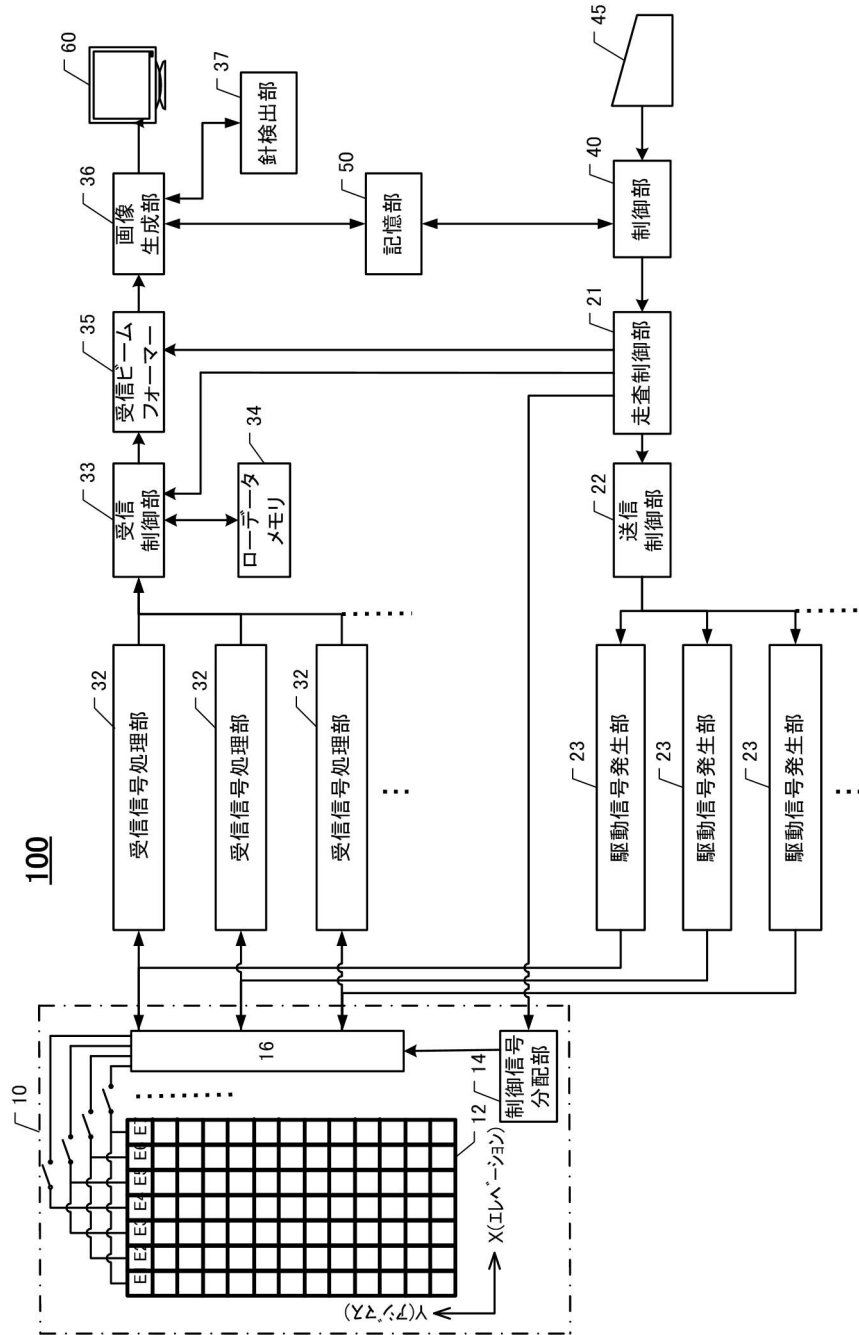
【0102】

10		超音波プローブ			
12		超音波トランスデューサ			
14		制御信号分配部、	16		スイッチング回路
21		走査制御部、	22		送信制御部
23		駆動信号発生部			
32		受信信号処理部、	33		受信制御部
34		ローデータメモリ、	35		受信ビームフォーマ
36		画像生成部、	37		針検出部
45		入力部、	50		記憶部
60		表示部			
90		穿刺針			
98		穿刺アタッチメント			
100		超音波診断装置			
BG		超音波画像			
DL1~DL4、DL11~DL15		遅延時間			
E1~E7		エレベーション方向の素子列			
UB1~UB9		超音波ビーム			
RO		目的部位			

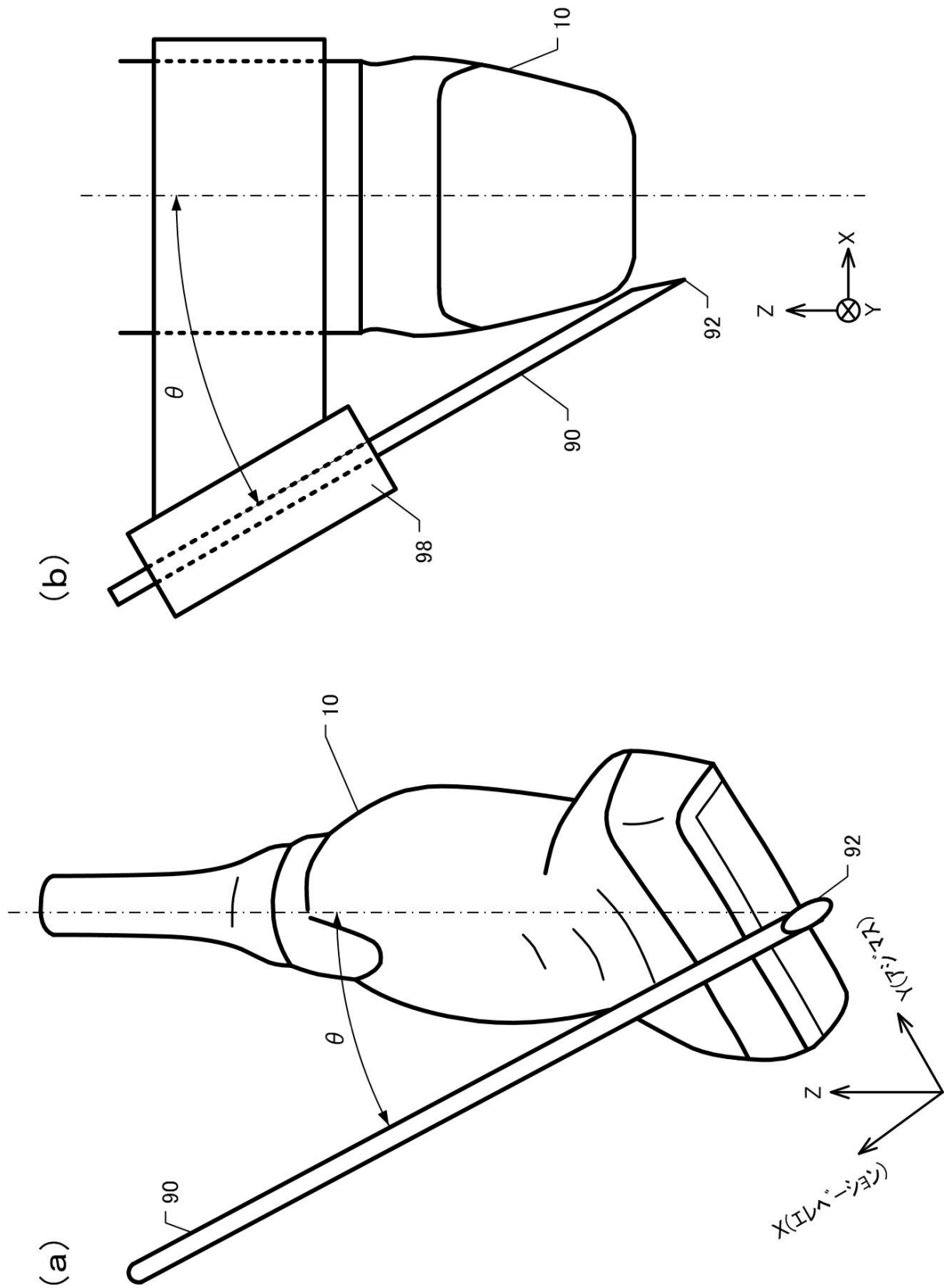
20

30

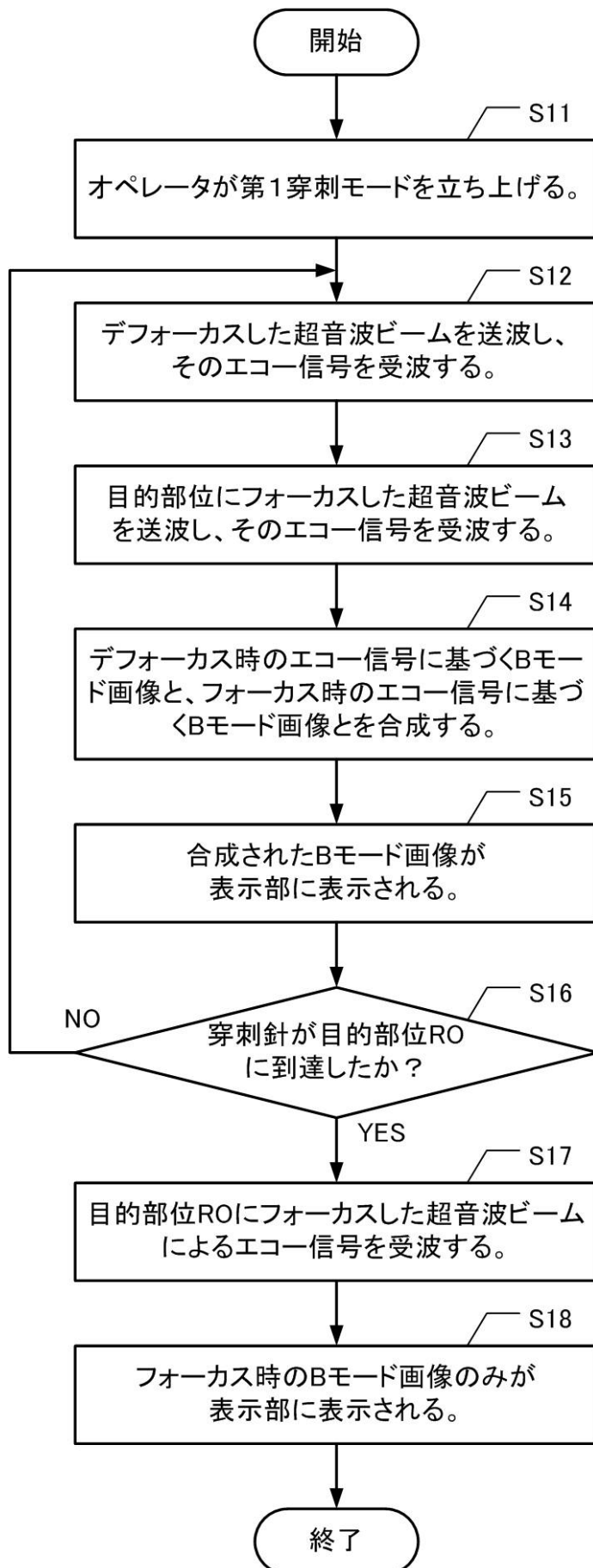
【図 1】



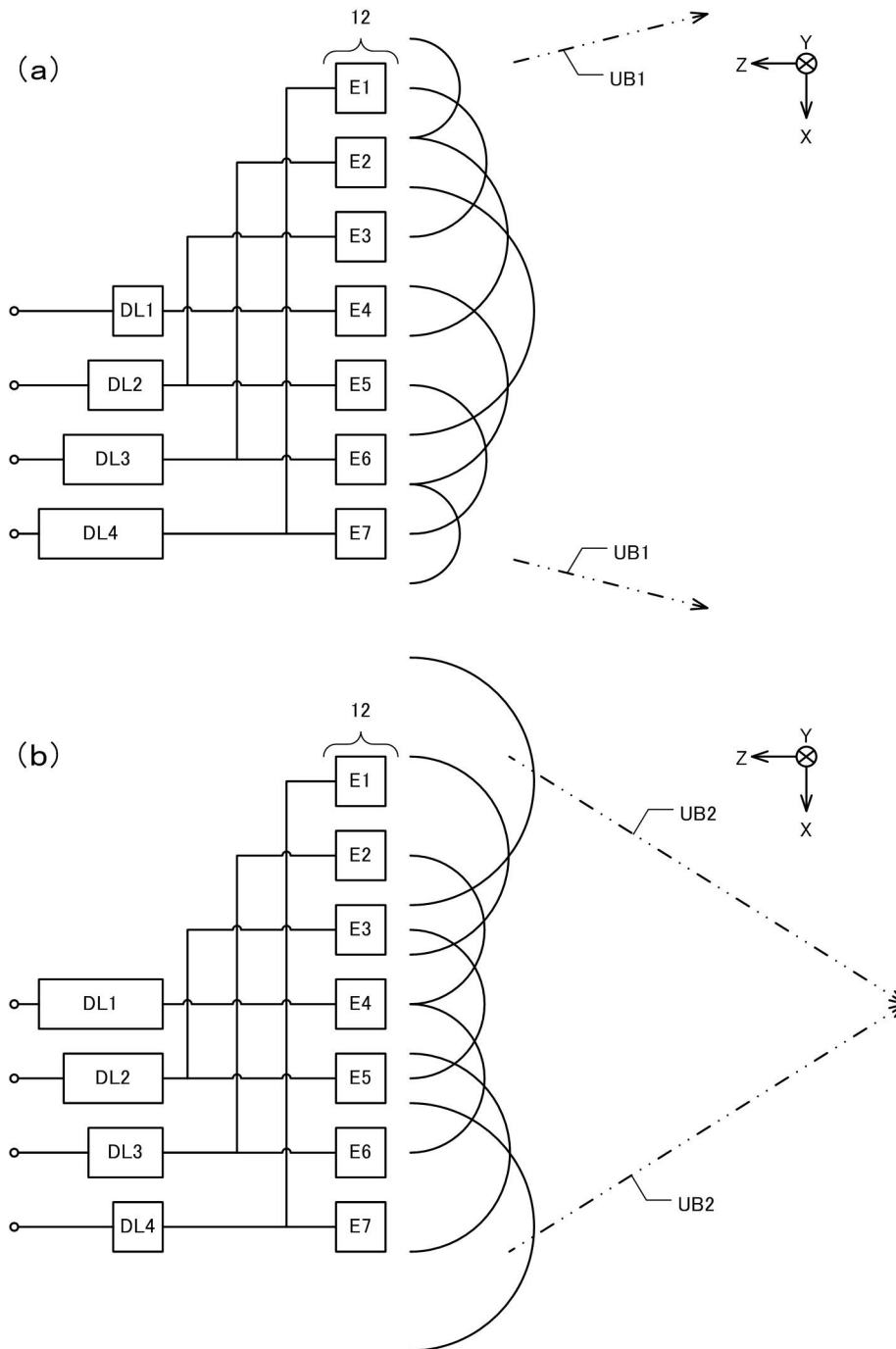
【図2】



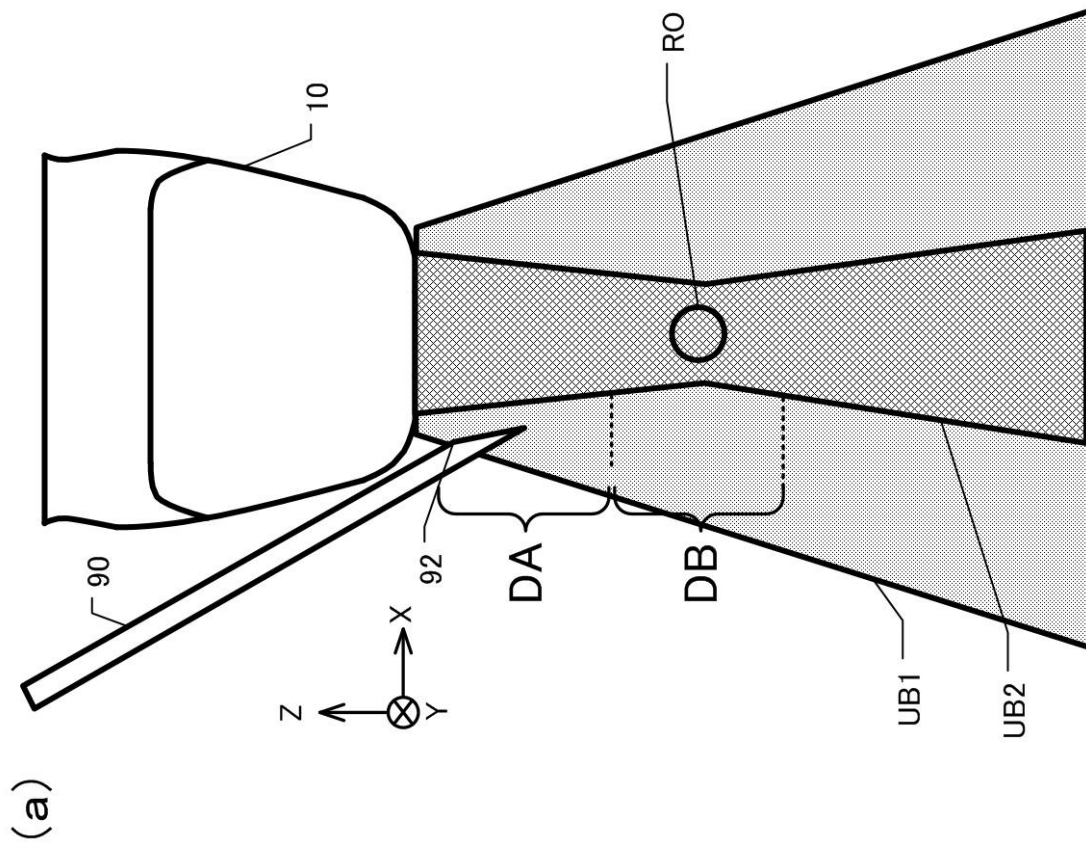
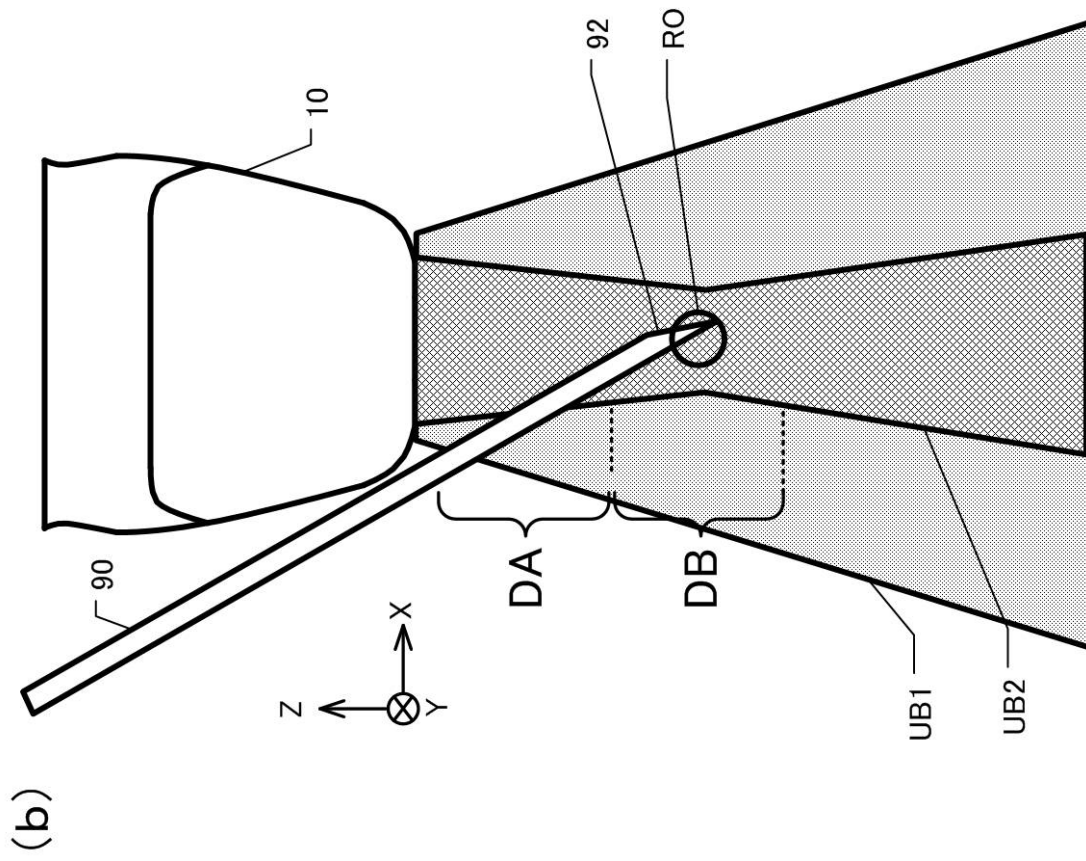
【図3】



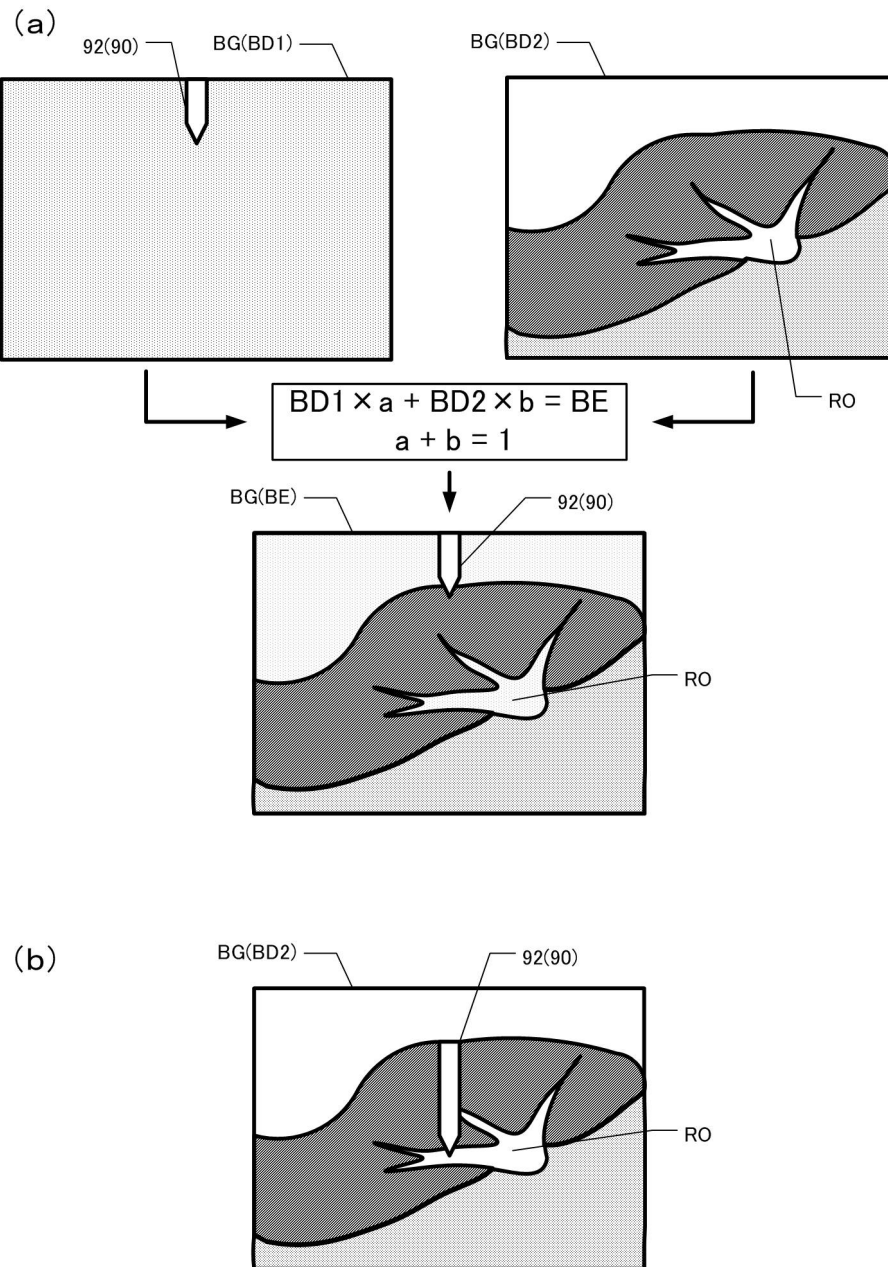
【図 4】



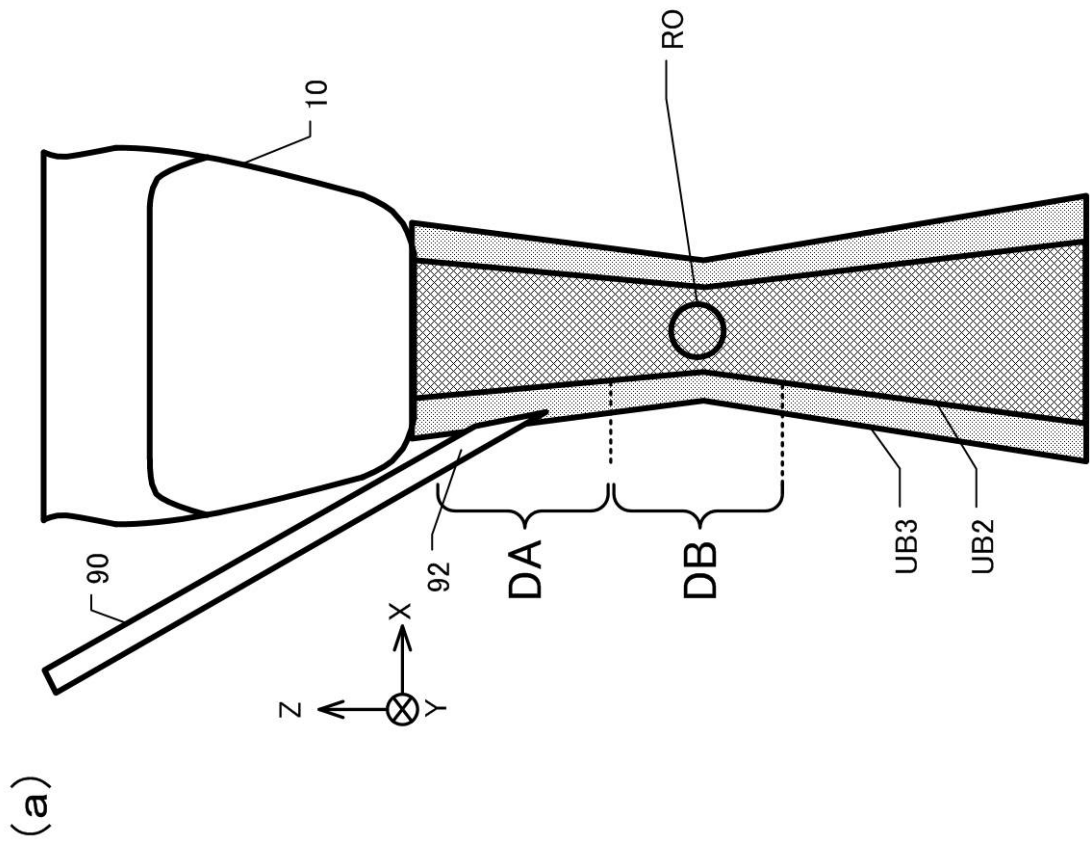
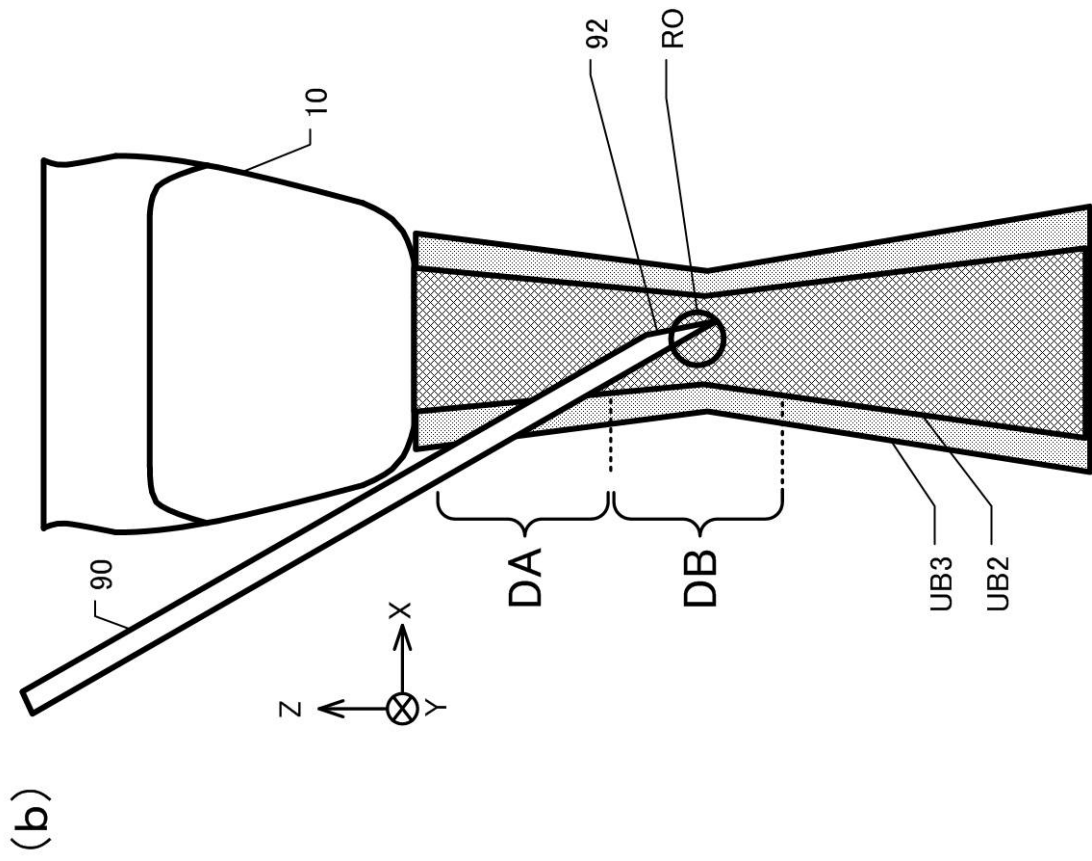
【図 5】



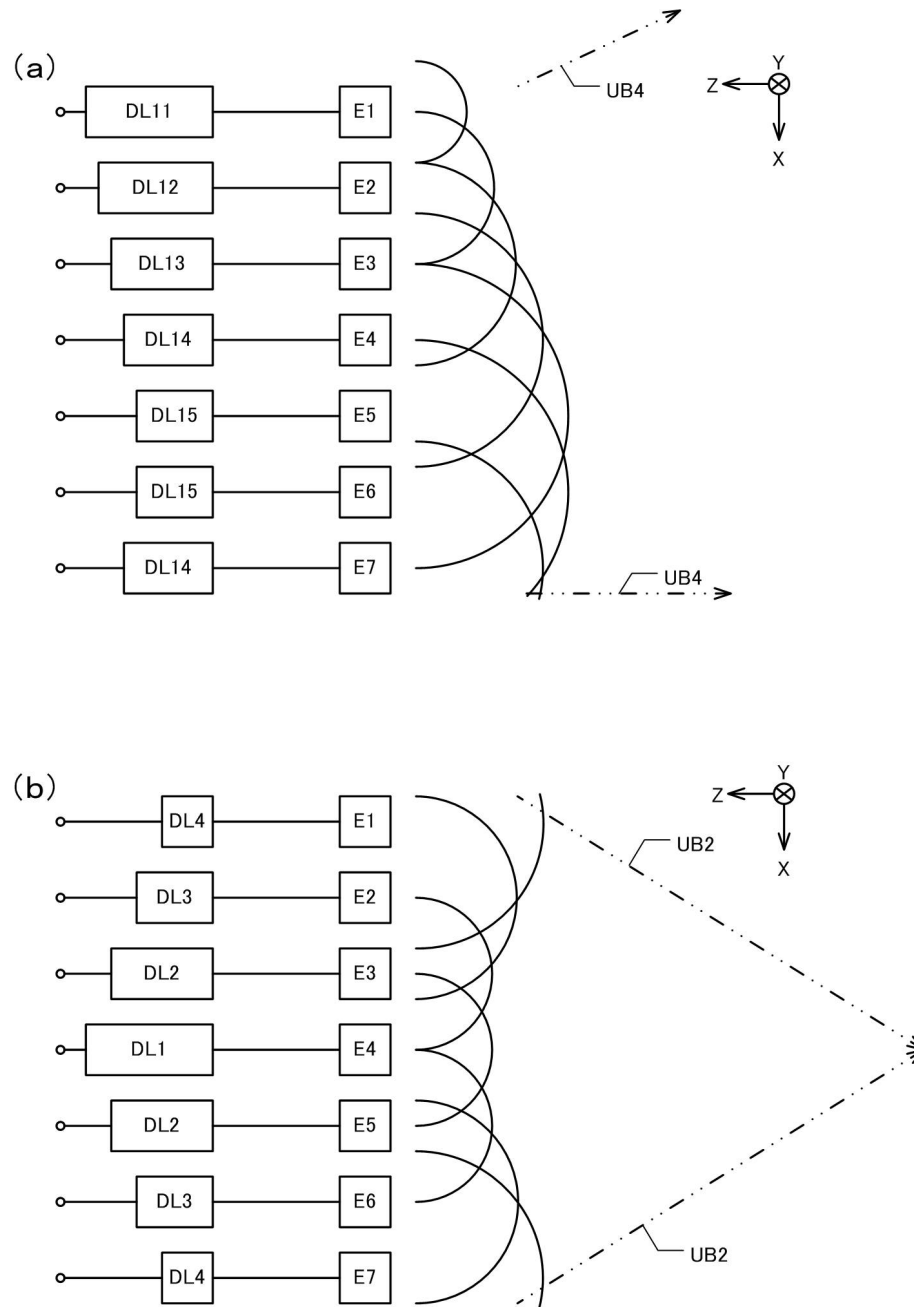
【図 6】



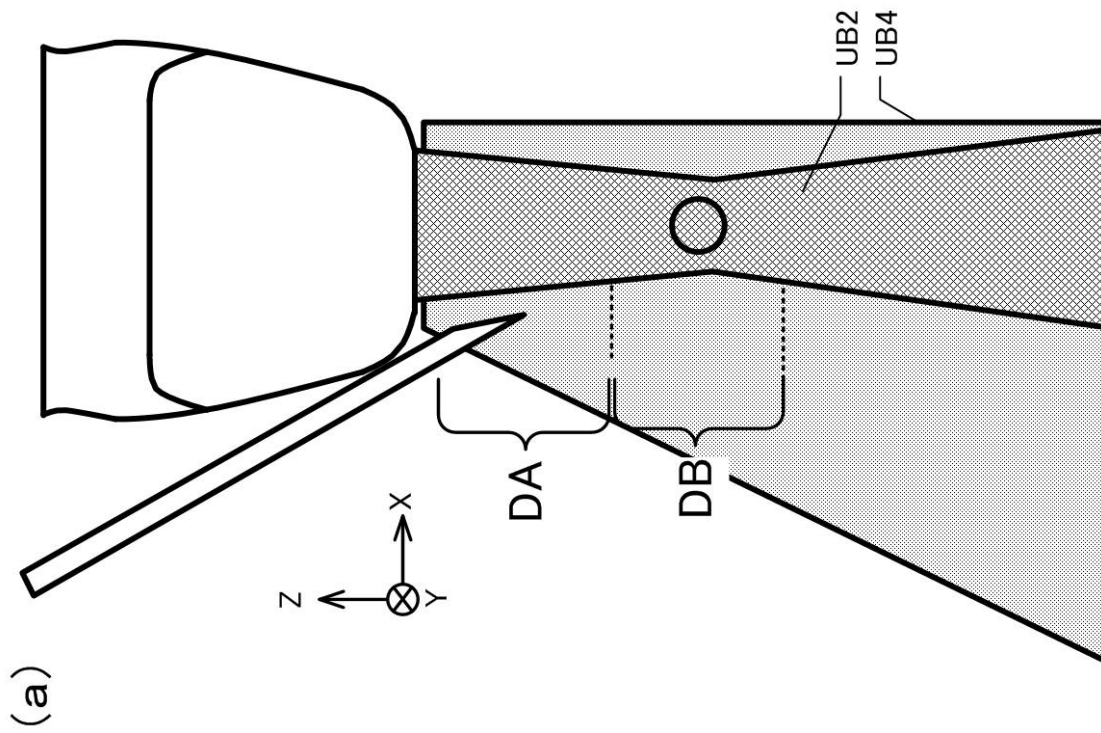
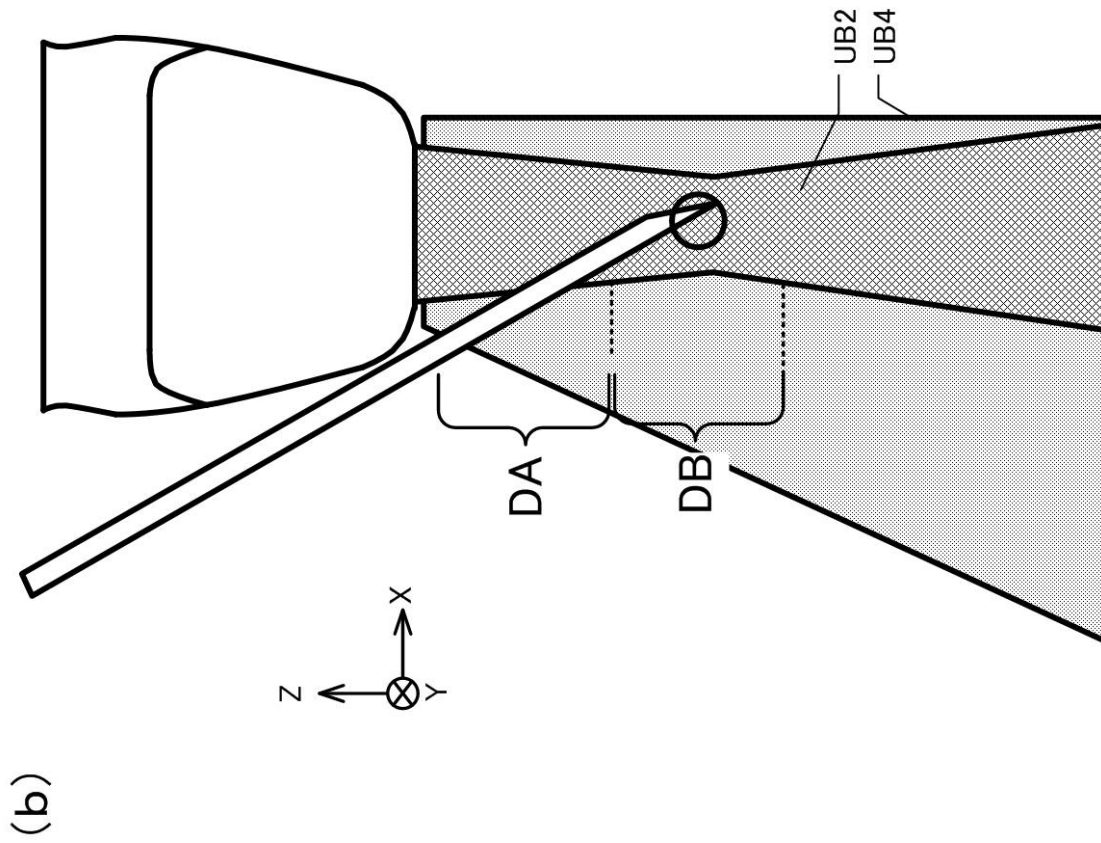
【図 7】



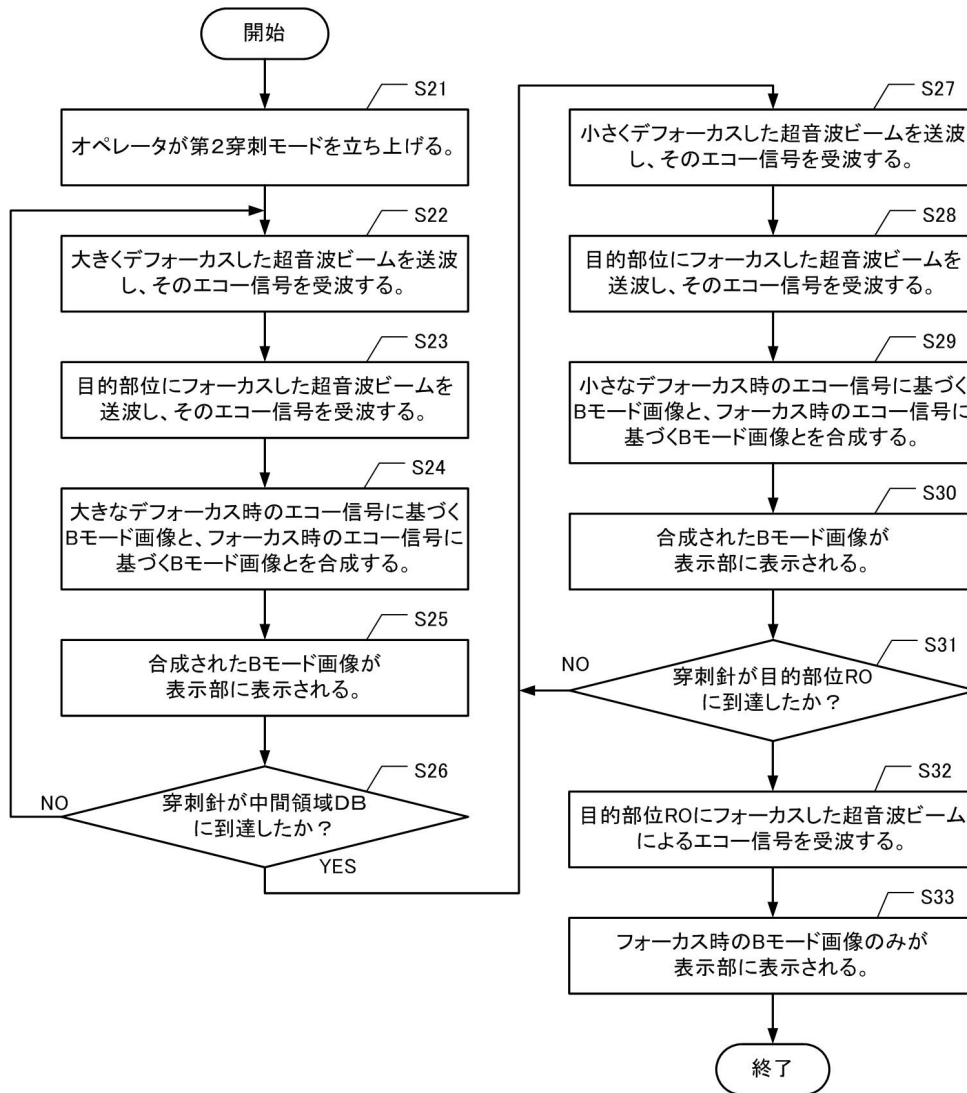
【図 8】



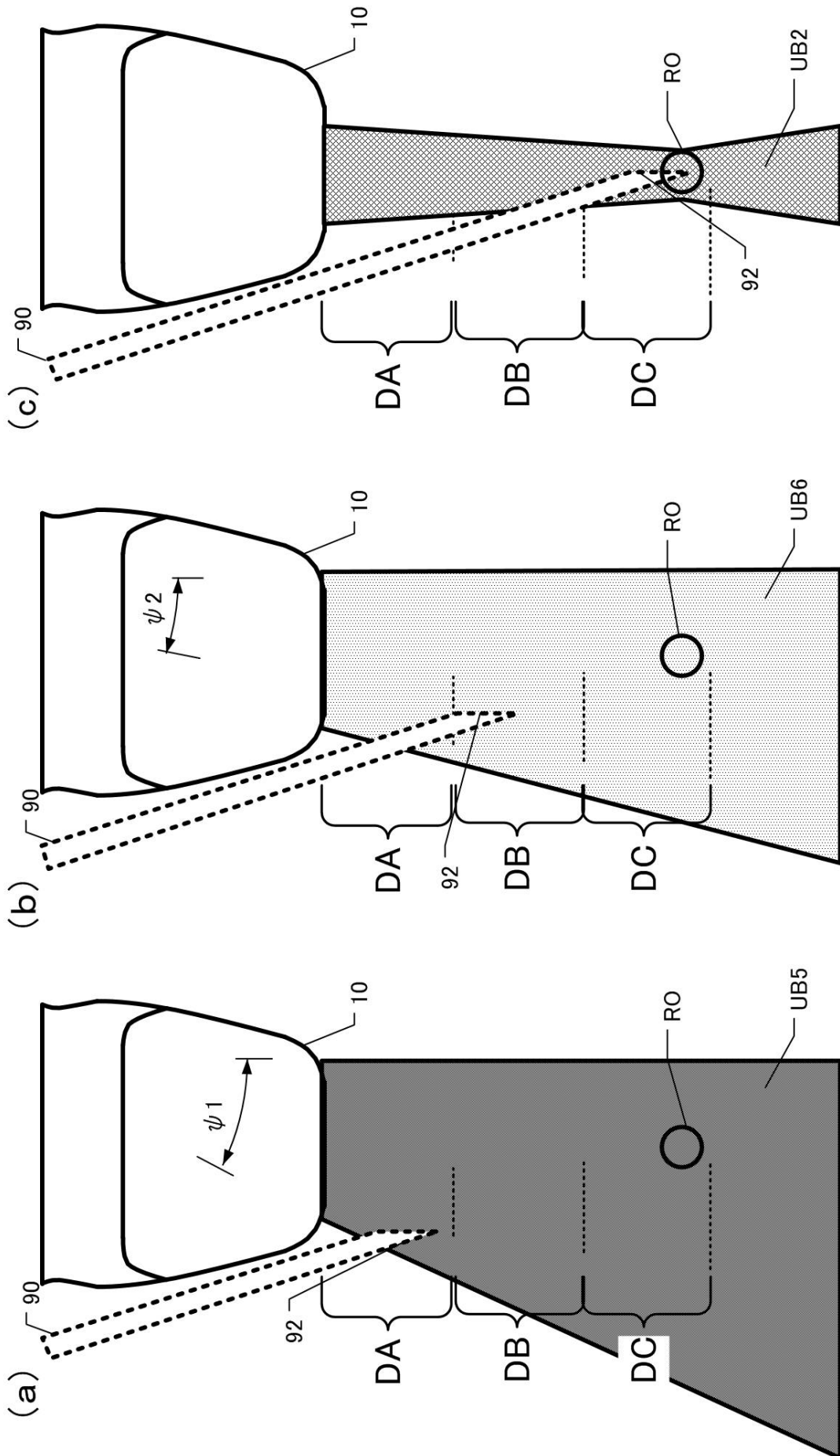
【図 9】

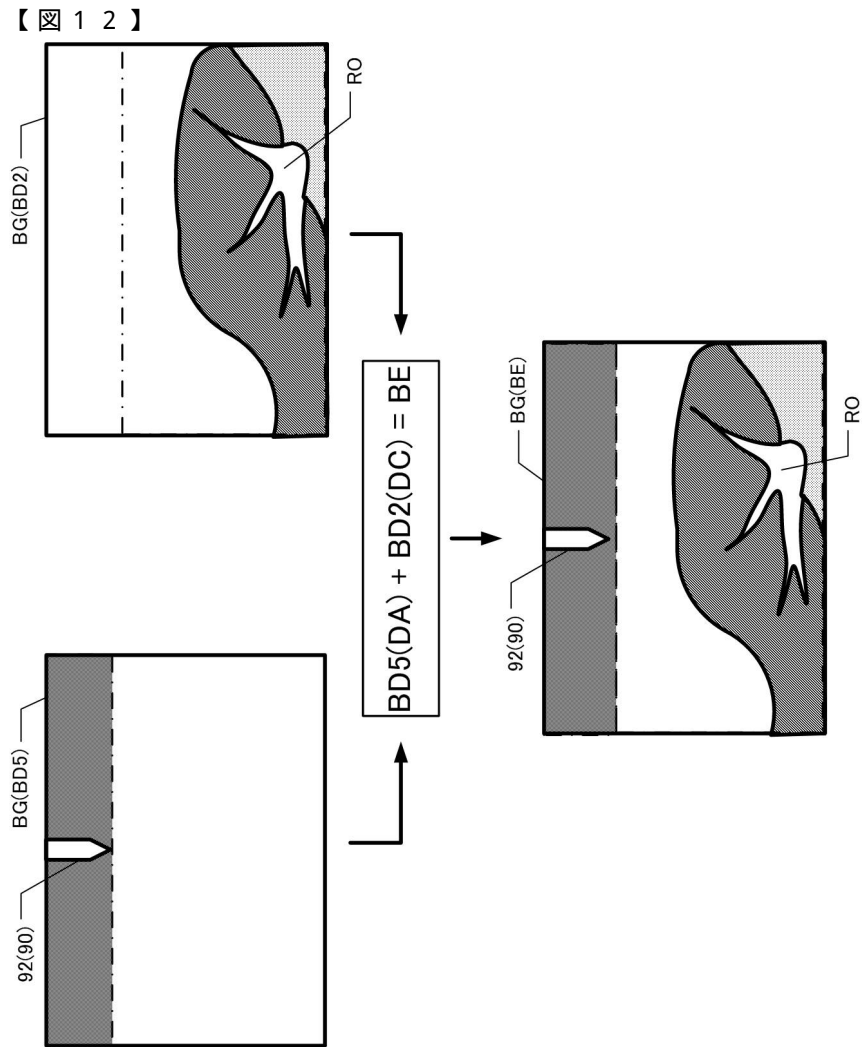


【図 10】

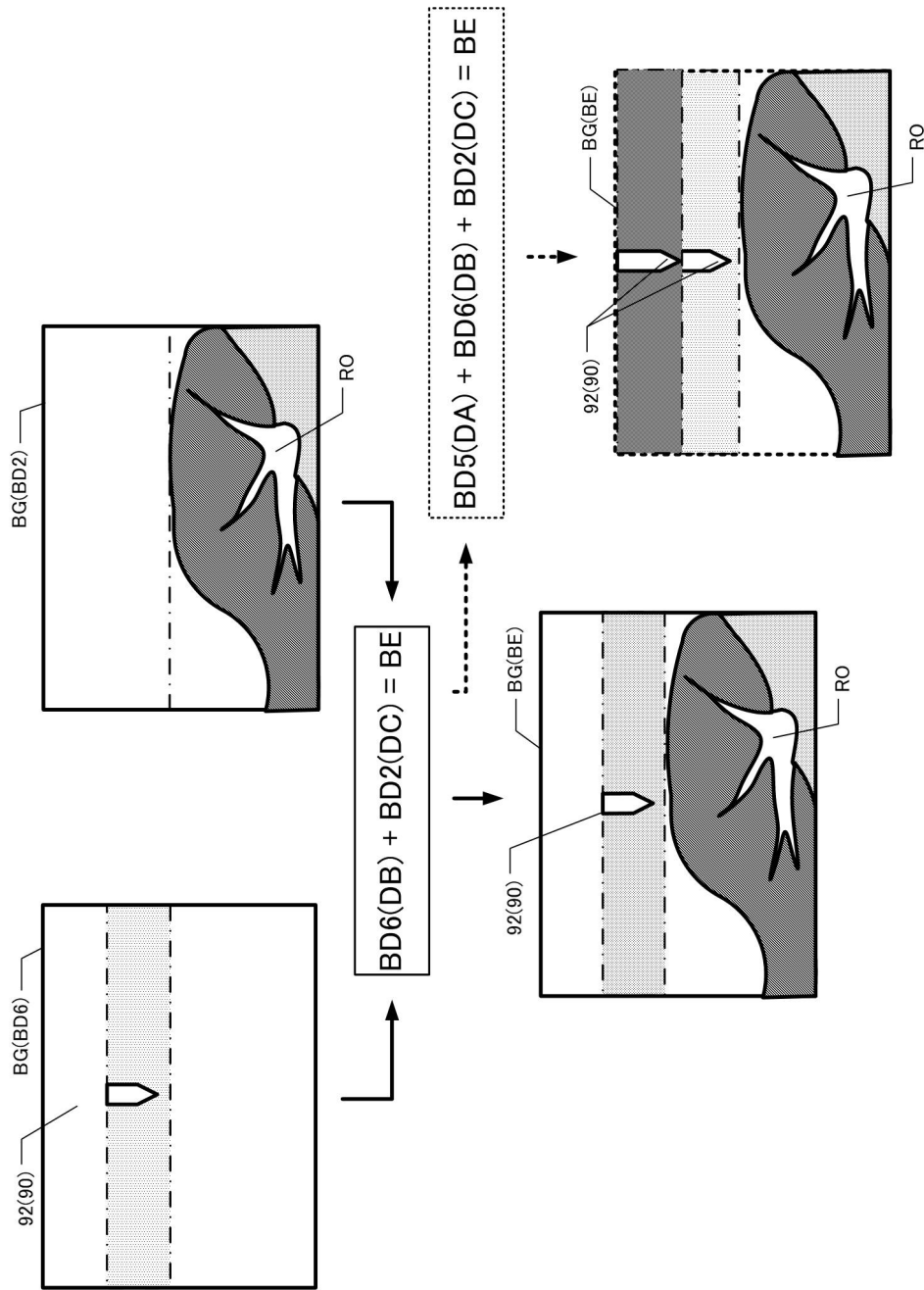


【図 11】

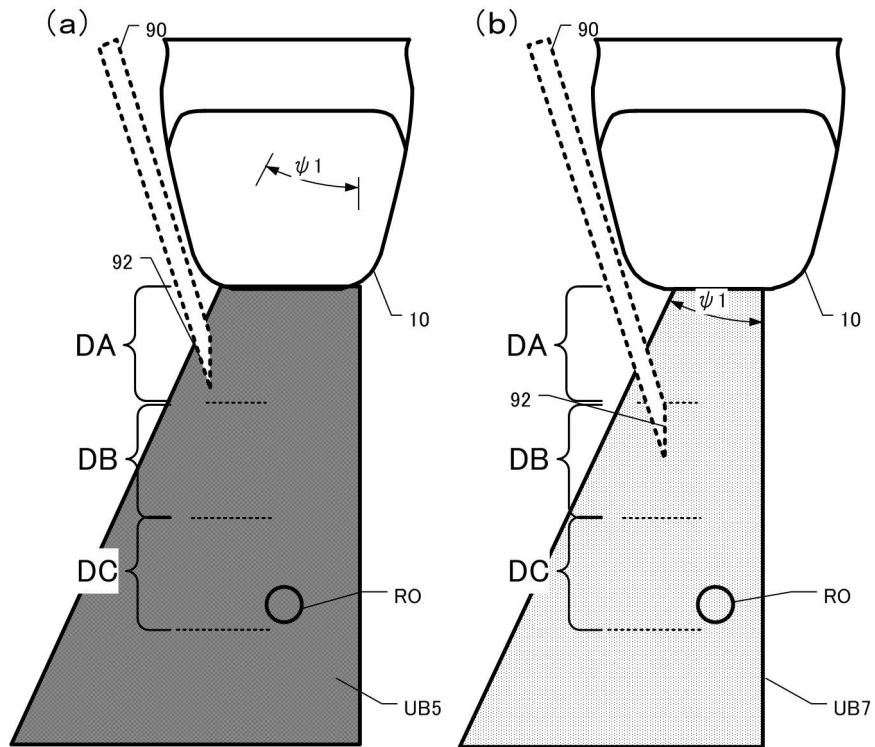




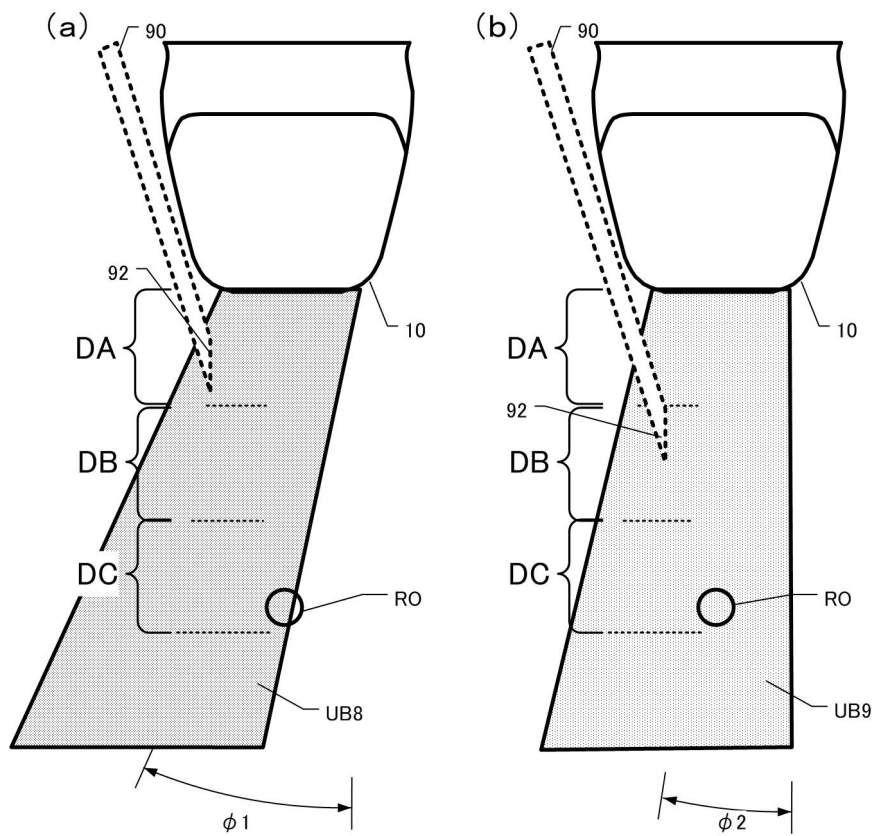
【図 13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2008-237788(JP,A)
特開2005-319199(JP,A)
特開平09-135498(JP,A)
特開2009-201651(JP,A)
特開平02-049647(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5784904B2	公开(公告)日	2015-09-24
申请号	JP2010286224	申请日	2010-12-22
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	磯野 洋		
发明人	磯野 洋		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/GB07 4C601/HH04 4C601/HH29 4C601/HH38 4C601/JC21		
其他公开文献	JP2012130564A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，在超声波图像中显示从仰角方向插入的穿刺针。解决方案：超声诊断设备（100）包括超声探头（10），该超声探头（10）具有包括多个振动元件并发射超声波束的振动部分；超声波束控制部分（21），用于控制超声波束；图像数据生成部分（36）将超声波束发送到对象并基于接收的回波信号在方位方向上生成超声波图像数据；显示部分（60）显示基于超声图像数据的超声图像。图像数据生成部分（36）在仰角方向上的散焦时间内基于回波信号生成包括靠近对象表面的区域的超声图像数据，并基于回波信号生成对象的超声图像数据。在仰角方向上的聚焦时间。

(21) 出願番号	特願2010-286224 (P2010-286224)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成22年12月22日 (2010.12.22)		
(65) 公開番号	特開2012-130564 (P2012-130564A)		
(43) 公開日	平成24年7月12日 (2012.7.12)		
審査請求日	平成25年10月18日 (2013.10.18)		
		(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	磯野 洋 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		審査官	伊藤 幸仙
			最終頁に続く