

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5961623号
(P5961623)

(45) 発行日 平成28年8月2日(2016.8.2)

(24) 登録日 平成28年7月1日(2016.7.1)

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

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2013-539377 (P2013-539377)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年11月15日(2011.11.15)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2013-542831 (P2013-542831A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成25年11月28日(2013.11.28)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/055082		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02012/066470	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成24年5月24日(2012.5.24)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成26年11月14日(2014.11.14)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	61/415,655		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成22年11月19日(2010.11.19)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 三次元超音波撮像を用いて外科器具の挿入を案内する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

二次元アレイ・トランスデューサをもつプローブを有する超音波撮像システムの作動方法であって：

前記プローブを介して身体の体積領域中の侵襲手順部位を超音波で撮像する段階と；

前記体積領域の、厚さ次元方向において部分的に重なり合う隣り合う平面の複数のリアルタイム二次元(2D)画像を形成する段階であって、前記画像は前記侵襲手順部位の少なくとも一つの画像を含む、段階と；

前記侵襲手順部位に向けて挿入される侵襲器具が意図された侵入経路が整列していた前記一つの画像の画像平面外に出たときに、前記侵襲器具の諸部分が複数の空間的に隣り合う平面の前記画像中に現れる、方法。

【請求項 2】

前記形成する段階が、平行な隣り合う諸画像平面の画像を形成することを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記形成する段階が、異なる角度を付けられた交わらない諸画像平面の画像を形成することを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

前記形成し、同時並行的に表示する段階が、厚さ次元方向において重なり合う隣り合う

10

20

平面の画像を形成することを含み、

ある画像に現れる前記侵襲器具の一部が隣の画像平面の画像にも現れる、
請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

前記形成する段階が、前記体積領域内の複数の画像平面内のビームを送信することを含み、

各ビームが単一の画像平面のみをスキャンする、
請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

前記形成する段階が、
前記体積領域中の諸点からのエコー信号を取得してエコー・データの3Dデータセットを形成する段階と；

前記3Dデータセットの、ある共通の画像平面内に位置されていると識別されるエコー・データから、2D画像を形成する段階とを含む、
請求項 1 記載の方法。

【請求項 7】

2D画像を形成する段階がさらに、多断面再構成器を用いて2D画像を形成することを含む、
請求項 6 記載の方法。

【請求項 8】

前記侵襲器具の前記意図された挿入経路は、前記画像のうち一つの画像の画像平面と実質的に整列している、
請求項 1 記載の方法。

【請求項 9】

形成された前記画像のシーケンスの少なくとも部分集合を一つまたは複数の行において同時並行的に表示する段階であって、前記侵襲手順部位の画像がシーケンスの中心に表示される、段階をさらに含む、
請求項 1 ないし 8 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 10】

前記同時並行的に表示する段階が、複数の超音波画像からなる行を複数表示する段階を含み、

各行の少なくとも一つの画像の画像平面が、別の行の画像の画像平面に空間的に隣接している、

請求項 9 記載の方法。

【請求項 11】

画像の前記複数の行に表示される画像が、2D画像が形成されうる前記体積領域の全画像平面の部分集合を含み、

当該方法がさらに、ユーザー・コントロールを通じて指示に応じて画像の特定の部分集合を選択する段階を含む、
請求項 10 記載の方法。

【請求項 12】

前記同時並行的に表示する段階が、空間的に隣り合う画像平面の画像の単一の行を表示することを含む、
請求項 9 記載の方法。

【請求項 13】

画像の前記単一の行に表示される画像が、2D画像が形成されうる前記体積領域の全画像平面の部分集合を含み、

当該方法がさらに、ユーザー・コントロールを通じて指示に応じて画像の特定の部分集合を選択する段階を含む、
請求項 12 記載の方法。

【請求項 14】

前記同時並行的に表示する段階が、前記行中の画像のうち少なくとも一つの画像を、他の画像より大きな表示フォーマットで表示することを含む、
請求項 12 記載の方法。

【請求項 15】

10

20

30

40

50

二次元アレイ・トランスデューサをもつプローブを有する超音波撮像システムであって

：
前記プローブを介して身体の体積領域中の侵襲手順部位を超音波で撮像する手段と；
前記体積領域の、厚さ次元方向において部分的に重なり合う隣り合う平面の複数のリアルタイム二次元（2D）画像を形成する手段であって、前記画像は前記侵襲手順部位の少なくとも一つの画像を含む、手段と；
前記侵襲手順部位に向けて挿入される侵襲器具が意図された侵入経路が整列していた前記一つの画像の画像平面外に出たときに、前記侵襲器具の諸部分が複数の空間的に隣り合う平面の前記画像中に現れる、
超音波撮像システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波で案内される侵襲的手順、特に三次元超音波撮像によって案内される侵襲的手順に関する。

【背景技術】

【0002】

いくつかの外科的に侵襲的な手順は、侵襲的手順の対象である組織の内部を表示する超音波撮像によって案内されることができる。そのような手順のうちで中心的なのは、胸の観察される塊の生検および局所麻酔投与のような、針を案内し、目標に向けることを必要とするものである。これらの手順において、目標組織および目標組織に向かって組織を通過していく針の経路が超音波を用いて視覚化できる。いくつかの超音波撮像システムおよび装置がそのような手順を実行するために開発されている。二次元（2D）超音波撮像が使われるときは、針を画像平面と整列させたままにしておくことが重要である。これは図4に示されている。図4は、2D画像平面102をスキャンする超音波プローブ100を示す。プローブは、標的組織104が画像中に見えるよう位置決めされる。目標組織104に接近する針106は、絶えず画像平面102内を進む必要がある。針が画像平面から出たら、もはや目標組織に接近するところを視覚化され、観察されることはできない。多くの超音波プローブについて、針が超音波画像の平面内のみにおいて体内に導入されることを許容する生検ガイドが商業的に入手可能である。この要求に対処するもう一つの技術が特許文献1に記載されている。特許文献1のシステムでは、超音波撮像プローブによって受信される信号を発するトランスデューサが導入器スタイレットの先端に位置される。この信号は、プローブによって受信され、スタイレットの先端が撮像平面に接近し次いで交わる際に可聴信号を発達させるために使われる。スタイレット・トランスデューサによって受信される信号は、2D超音波画像中でスタイレットの先端を同定するために使用されることができる。もう一つの2D撮像技法が特許文献2に記載されている。特許文献2のシステムは、スタイレットを振動させ、この振動運動が超音波ドップラー技法によって検出される。超音波画像におけるカラー・ドップラー信号はスタイレットの先端の位置を示す。しかし、ここでもまた、スタイレットは、ドップラー検出および撮像が行われるためには、撮像平面内になければならない。

20

30

40

【0003】

三次元（3D）超音波撮像は2D画像平面整列問題を克服することにおける展望を示している。3D撮像は単一の平面だけでなく組織の体積を撮像するので、単一の平面との整列という制約条件は回避される。だが、多くの臨床担当者は3D超音波または3D超音波画像における解剖学的構造の見え方になじみがない。さらに、周囲の組織が目標組織や撮像体積中の針またはその両方をばかすことがある。特許文献3は、これらの困難に対処するいくつかのアプローチを示している。それには、針の先端をより大きな表示線密度で表示すること、より小さな部分体積において針先端を示すこと、および2Dおよび3D両方の撮像を一つの表示において組み合わせることを含む。3D撮像を使うもう一つの方法は、特許文献4および特許文献5に記載されるような、外科器具の先端において収束する互いに直交する画像

50

平面を表示することである。さらに特許文献6には計算機断層撮影およびCT透視法（CT fluoroscopy）についての第三の方法が記載されている。特許文献6のシステムでは、X線の扇形ビームが検出器素子のいくつかの列に向けて投射される。検出器の各列が画像を再構成するために使われ、すべての列がマルチスライスCT透視撮影撮像のために使われる。針が複数スライスによって撮像される組織を通過するとき、針は各画像において検出され、複数の画像が組み合わされて複合の厚いスライス画像を形成する。これは組み合わされるスライス画像のすべてにおける針セグメントのすべてを示す。しかしながら、目標組織をX線源と検出器との間の線内に保持するために、患者台またはガントリーは絶えず調整される必要がある。さらに、透視法は患者および操作者を電離放射にさらす。

【先行技術文献】

10

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許第5,158,088号（ネルソンら）

【特許文献2】米国特許第5,095,910号（パワーズ）

【特許文献3】米国特許第7,529,393号（ペジンスキら）

【特許文献4】米国特許第6,572,547号（ミラーら）

【特許文献5】米国特許出願公開第2010/0121190号

【特許文献6】米国特許出願公開第2007/0100234号（アレンソンら）

【特許文献7】米国特許第5,997,479号（サヴォードら）

【特許文献8】米国特許第6,013,032号（サヴォード）

20

【特許文献9】米国特許第6,623,432号（パワーズら）

【特許文献10】米国特許第6,283,919号（ラウンドヒルら）

【特許文献11】米国特許第6,458,083号（ジャゴら）

【特許文献12】米国特許第6,443,896号（デトマー）

【特許文献13】米国特許第6,530,855号（エンターキンら）

【特許文献14】米国特許出願公開第2010/0168580号（シール）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

よって、電離放射を避けるような外科器具案内のための超音波技法を提供することが望ましい。さらに、超音波技法は、従来技術の技法が直面する画像平面と針の整列の問題を避け、使うのが簡単で3D超音波撮像にあまりなじみのない者でも容易に理解されるシステムを提供することが望ましい。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の原理によれば、外科針のような侵襲器具を体内の標的組織まで案内するための超音波撮像システムおよび方法が記述される。システムは、リアルタイムで体の体積領域をスキャンするよう三次元においてビームを電子的に方向制御するトランスデューサ素子の二次元アレイをもつプローブを使う。2Dアレイ・プローブは、目標組織と、侵襲デバイスが目標組織に到達するために進む経路との画像を取得し、超音波ビームと器具との間の入射角を最適化するよう簡単に操作されることができる。組織の三つの次元から受信されるエコーは、多断面再構成器（multiplanar reformatter）によって処理されて複数の空間的に隣接する2D画像平面にされる。空間的に隣接する諸平面の諸画像は、リアルタイムで連続的に更新され、組織における空間的な順序のシーケンスにおいて並行して表示される。侵襲デバイスが目標組織に近づくとつれて、その通過をある画像平面から次の画像平面へとたどることができ、それらの画像の空間的な順序が臨床担当者に、器具の進行の直観的な感覚を与える。隣接する画像は厚さ方向において互いに重なり合うことができ、よって針は隣り合う画像において同時に見られることができ、その挿入の進行はより簡単にたどることができる。

40

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 0 7 】

【図 1】本発明の原理に基づいて構築された超音波診断撮像システムを示すブロック図である。

【図 2】a および b は、本発明の超音波プローブによって生成されうる種々の平面整列および重なり合う厚いスライス画像平面を示す図である。

【図 3】本発明の原理に基づく、組織内における針の空間的に隣り合う画像平面の逐次的な表示を示す図である。

【図 4】超音波プローブの二次元画像平面における針の導入を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 8 】

図 1 を参照するに、本発明の原理に基づいて構築された超音波診断撮像システムがブロック図の形で示されている。図 1 では、超音波を送信し、エコー情報を受信するために、トランスデューサ・アレイ 1 0 が超音波プローブ 1 0 内に設けられている。トランスデューサ・アレイ 1 0 は、3D 撮像のために三次元でスキャンすることのできるトランスデューサ素子の二次元アレイである。トランスデューサ・アレイは、アレイ素子による信号の送受信を制御する、プローブ中のマイクロビーム形成器 1 2 に結合されている。ビーム形成器は、特許文献 7、8、9 に記載されるトランスデューサ素子のグループまたは「パッチ」において受信される信号の少なくとも部分的なビーム形成ができる。マイクロビーム形成器は、送受切り換え (T/R) スイッチ 1 6 にプローブ・ケーブルによって結合され、該送受切り換えスイッチは送信と受信の間の切り換えを行い、主ビーム形成器 2 0 を高エネルギー送信信号から保護する。マイクロビーム形成器 1 2 の制御下にあるトランスデューサ・アレイ 1 0 からの超音波ビームの送信は、ユーザー・インターフェースまたはコントロール・パネル 3 8 のユーザーによる操作からの入力を受け取る、T/R スイッチおよびビーム形成器 2 0 に結合された送信コントローラ 1 8 によって指揮される。送信コントローラによって制御される機能の一つは、ビームが方向制御される方向である。ビームは、トランスデューサ・アレイから真正面 (直交方向) に、あるいは後述するようにより広い視野のために異なる角度に操縦されてもよい。

【 0 0 0 9 】

マイクロビーム形成器 1 2 によって生成される部分的にビーム形成された信号は、主ビーム形成器 2 0 に結合され、そこで素子の個々のパッチからの部分的にビーム形成された信号が完全にビーム形成された信号に組み合わされる。たとえば、主ビーム形成器 2 0 は 128 チャンネルを有していてもよく、そのそれぞれが 12 個のトランスデューサ素子のパッチから部分的にビーム形成された信号を受信する。このようにして、二次元アレイの 1500 を超えるトランスデューサ素子によって受信される信号が、効率的に、単一のビーム形成された信号に寄与することができる。

【 0 0 1 0 】

ビーム形成された信号は、信号プロセッサ 2 2 に結合される。信号プロセッサ 2 2 は、帯域通過フィルタ処理、間引き、I および Q 成分分離および線形信号および非線形信号を分離して組織およびマイクロバブルから返された非線形エコー信号の識別を可能にするはたらきをする高調波信号分離のようなさまざまな仕方で受信されたエコー信号を処理することができる。信号プロセッサは、スペckル除去、信号複合化 (signal compounding) およびノイズ除去といった追加的な信号向上を実行してもよい。

【 0 0 1 1 】

処理された信号は B モード・プロセッサ 2 6 およびドップラー・プロセッサ 2 8 に結合される。B モード・プロセッサ 2 6 は、正常な組織、嚢腫、神経繊維および血液細胞のような体内の構造の画像化のために振幅検出を用いる。体の構造の B モード画像は、特許文献 1 0 および特許文献 1 1 に記載されるように、高調波モードまたは基本モードまたは両者の組み合わせにおいて形成されうる。ドップラー・プロセッサは、画像フィールド中の血液細胞の流れのような物質の動きの検出のために、組織および血流からの、時間的に異なる信号を処理する。これらのプロセッサによって生成される構造信号および動き信号は

10

20

30

40

50

スキャン・コンバータ 32 および多断面再構成器 34 に結合され、これらが組織構造、流れまたは両方の特性の組み合わせられた画像の画像データを生成する。スキャン・コンバータは極座標でのエコー信号を、デカルト座標での扇形画像のような所望される画像フォーマットの画像信号に変換する。多断面再構成器は、特許文献 12 に記載されるように、身体の体積領域内の共通平面内の諸点から受け取られるエコーを、その平面の超音波画像に変換する。特許文献 13 に記載されるように、3D データセットのエコー信号を所与の基準点から見た投影 3D 画像に変換するためにボリューム・レンダラー（図示せず）が用いられてもよい。2D または 3D 画像はスキャン・コンバータ、多断面再構成器およびボリューム・レンダラー（使われる場合）から画像プロセッサ 30 に、さらなる向上、バッファリングおよび画像ディスプレイ 40 での表示のための一時的記憶のために、結合される。

10

【0012】

超音波画像と一緒に表示するためのグラフィック・オーバーレイを生成するグラフィック・プロセッサ 36 も、画像プロセッサ 30 に結合される。これらのグラフィック・オーバーレイは、患者名、画像の日時、撮像パラメータなどといった標準的な識別情報を含むことができる。これらの目的のために、グラフィック・プロセッサは、タイプされた患者名のようなユーザー・インターフェース 38 からの入力を受け取る。ユーザー・インターフェースは、トランスデューサ・アレイ 10 から超音波信号の生成を、よってトランスデューサ・アレイおよび超音波システムによって生成される画像を制御する送信コントローラ 18 にも結合される。ユーザー・インターフェースは、後述するように、本発明に基づく複数の多断面再構成された（MPR: multiplanar reformatted）画像の表示の選択および制御のために、多断面再構成器 34 にも結合される。

20

【0013】

本発明の原理によれば、プローブ 10 は、二次元アレイ・トランスデューサの前の体積領域をスキャンし、この 3D 体積をスキャンすることから受け取られるエコーが、図 2 の a ~ c に示される空間的に整列された 2D 画像平面の画像に配列される。二次元アレイ・トランスデューサ 10 との関係でのそのような空間的整列は図 2 の c に示されている。この図では、二次元アレイ・トランスデューサ 10 の前（この図では下）の体積が超音波のビームによってスキャンされ、ビーム送信に回答して受信されるエコーは、a) ないし n) として同定される隣り合う画像平面のシーケンスの 2D 画像をなすよう配列される。この例では、多断面再構成器 34 は、平行な交わらない平面の空間的なシーケンスをフォーマットした。これらの画像平面 a) ないし n) は、図 2 の a では、図 2 の c との関連で示される矢印 2a、2b の視点から、「エッジオン」（紙面に垂直）で示されている。画像平面の間隔および数は、ユーザーおよびプローブ 10 において使われるアレイ・トランスデューサの型によって決定される。たとえば、何十もの画像平面または 20 の何倍もの画像平面があってもよい。ビームが縦次元方向（elevation dimension）において密な間隔であれば、密な間隔の画像平面が形成されることができ、所与の体積にわたる平面の数は大きくなることができる。より広い間隔のビームは同じ次元方向にわたってより広い間隔の画像平面を生ずる。縦次元方向での画像平面の厚さは、密に焦点を絞られたビームでは薄いことができ、画像平面は互いからわずかに離間されるか連続的であることができる。画像平面は、図 2 の a の左に拡大図によって示されるように、厚さ次元方向（thickness dimension）において重なり合うこともできる。この例では、各画像平面は、各側において、隣接する画像平面の半分に重なる。そのことは、画像平面 a)、b) および c) の厚さを示す括線によって示されている。厚さにおいて重なり合う画像平面は、特許文献 14 に記載されている重なり合う「厚いスライス」画像によって形成されることができ。

30

40

【0014】

図 2 の b は、プローブ 10 によってスキャンされる画像平面 a) ないし n) のもう一つのシーケンスを示している。この例では、これら交わらない平面は完全に平行ではなく、深さが増すとともに互いからわずかに発散するようわずかに角度を付けられている。このスキャンは、送信ビームを、画像平面のこの「エッジオン」ビューが示すような垂直（法線）方向からずれて小さな角度に方向制御することによって実行されうる。これらの画像

50

平面は、増大した深さでは図2のaの縦方向に平行な平面より幅広い視野をカバーするが、深さが増すとともに平面中心間の間隔が増す。厚いスライス画像がこの技法において使われるとき、それらの平面は、近距離領域では有意に重なるが、深さが増すとともに縦方向において重なりが減るよう形成されてもよい。

【0015】

平行平面内であれあるいは角度を付けた画像平面内であれ隣り合う画像のシーケンスは本発明のある実施形態では二つの方法のいずれかで形成できる。一つの方法は、スキャン・ビームを所望される諸画像平面内に向け、各画像を、その平面をスキャンする諸ビームから受領されるエコーから形成するというものである。他方の方法は、スキャンされる体積中の諸点からのエコー信号の3Dデータセットを取得し、次いで多断面再構成器34を使って、所望される各平面内に位置されるエコー・データの画像をアドレッシングおよび形成するというものである。このアドレッシング技法は、所望される平面内に位置されるデータ点のみをアドレッシングし、使うことによって、3Dデータセットを通る任意の配向の平面の画像を形成することができる。

【0016】

本発明の原理によれば、多断面再構成器34によって形成される体積領域の隣り合う画像平面は、図3の超音波表示によって示される空間的順序のシーケンスにおいて表示される。この例が示すように、隣り合う画像平面は同時並行して表示される。各画像平面は、相次いで素速く反復的にスキャンされ、それによりディスプレイ中の各画像はその画像平面のライブのリアルタイム画像となる。侵襲的手順の目標がプローブの視野内にくるようプローブ10が身体に当てて保持される場合、ライブ画像のシーケンスは、針が目標部位に接近し到達する際に針を案内するために、観察されることができ、針と単一の画像平面との整列を維持することは必要ない。針がディスプレイにおいて逐次の画像平面に交わるにつれて針挿入の進行を追うことができる。図3の例では、隣り合う平面a)ないしn)の12枚の画像が、脊椎の超音波画像を示している。この手順の目的は、針70を通じて神経束(nerve bundle)62中に麻酔を注入することであり、そうするためには身体の組織および軟骨60を通じて神経束62に達するまでの針の挿入を案内することが必要である。同様の画像のシーケンスが、胸生検手順の場合に見られてもよい。その場合、胸組織によって囲まれた、流体で満たされた嚢腫60が、その芯のところ、生検することが望まれる硬い塊62を含んでいる。神経束62に接近する際の針の経路は、シーケンスの単一の画像平面に整列してはいない。その代わりに、針70は最初、身体にはいる際に画像平面h)を通過し、次いでその挿入経路の角度は画像平面g)を通過し、最後に、針は画像平面f)内の目標神経束62に到達する。この例では、針は画像h)内に、次いで画像g)内に、次いで画像f)内にその順で見られる。重なり合う画像平面が図2のaとの関連で示されるように用いられるとき、隣り合う画像はいくらかの共通の画像情報を含む。よって、針の同じ部分が隣り合う画像に現れることがある。このことは、図3に示されており、画像g)の針部分70の一部は隣接画像f)においても見られ、画像g)の針部分の一部は隣接画像h)においても見られる。共通の画像情報のこのような出現は、針のより長い部分が諸画像中に見えていることにつながり、針の視覚化が改善される。これら隣接する諸画像平面において逐次的に針70が現れることは、医師に、針経路がプローブに対してどのように配向されているか、よって身体中のどこにあり、手順の意図されている部位に到達するにはどのように案内してやる必要があるかの直感的な感覚を与える。

【0017】

典型的な手順では、臨床担当者は、身体内の外科部位が明瞭に、好ましくは画像平面のシーケンスの中心に見えるまで、プローブ10を操作する。その画像平面は図3の例では画像f)およびg)である。あるいはまた、プローブ10は、外科部位のこの初期検査の間は、中心画像平面のみをスキャンし、次いで手順が始まったときに複数MPRビューに切り換えてもよい。臨床担当者は一般に、画像の一つにおいて針挿入のための良好な経路であると思われるものをみつけるまで、種々の配向においてプローブを操縦するであろう。これは一般に、シーケンスの中心画像の一つと整列された、意図された針挿入経路である

10

20

30

40

50

う。臨床担当者は、通例、単一画像中で針の挿入を追うことを好むであろうが、身体の解剖学的構造のためそれは容易ではないことがある。臨床担当者は、プローブ位置に対する画像平面の配向を示す、プローブ・ケースまたは該ケース上のマーカの位置を観察し、針ガイドの支援ありまたはなしで、所望される経路に沿って針の挿入を始めるであろう。針は、挿入されるにつれ、組織のより硬い領域およびより軟らかい領域に遭遇することがあり、たとえ臨床担当者が針をしっかりと案内しているときでさえ、針はその意図された経路から外れることがある。この方向変化のため、針は、縦次元方向においてその単一画像平面外に出て、隣接平面にはいつてしまうことがありうる。標準的な2D撮像プローブでは、このようなとき、針全体、特に針先端が再び画像平面内になるよう、プローブの位置を調整することが必要になる。また、今の例の二次元アレイ・プローブ10を、針およびその先端を単一の画像平面と再整列させるよう動かすことも可能である。だが、本発明は、このようなプローブの位置を直す必要性をなくす。ひとたび最適な音響窓が身体の皮膚上に見出されると、プローブはその位置に保持されることができる。針経路が変化するにつれてプローブをその音響窓から動かすことは必要ない。針先端は、図3に示されるように、隣の画像平面の画像中に現れるからである。よって、臨床担当者は身体に対するプローブの静的な位置を維持することができ、あるいは臨床担当者自身は逐次的な画像表示(図3)および針の案内に注意を集中している間、助手にプローブをその位置に保持させることさえできる。針を単一の画像平面内に保つために針挿入またはプローブを絶えず操縦しようとすることはもはや必要ない。

【0018】

一方の手でプローブ10を操縦しつつ他方の手で針を挿入できることにより、臨床担当者は諸画像において針の視覚化を最適化できる。超音波画像における針の視覚化は、超音波ビームおよび針の入射角が最適でない、貧弱になることがある。針が浅い角度で挿入され、皮膚表面およびトランスデューサの平面にほとんど平行になる場合には、針は事実上、正反射体となり、ほぼ直交の送信ビームから強いエコーを返す。だが針が急な角度で挿入される場合には、入射角の鋭さのため、ビームのエネルギーが実際上、針をかすめるだけで、プローブから離れていく。すると、トランスデューサ・アレイのほうに反射されて返ってくるエネルギーは非常に少なくなる。このように、画像中で針を明瞭に視覚化するのは難しいことがある。だが、針経路と単一の画像平面との整列を維持する必要があるれば、ビームおよび針経路の入射角をよりよく最適化し、より強いエコー信号が針からトランスデューサ・アレイに反射し戻され、針のより先鋭な画像が形成されるようにするために、プローブの配向が直されてもよいし、あるいは図2bに示されるように角度を付けた方向にされたビームが使われてもよい。

【0019】

プローブおよびシステムが多数の隣接MPR画像を形成するとき、ディスプレイ上でそれらの画像の全てを同時に見ることはできないことがある。臨床担当者は、それらの画像をよりよく観察できるよう、それらの画像を、たとえば図3における12枚の画像の例のように、より大きなサイズで見たがることもある。このように、図3の画像a)ないしn)は単に、プローブによって生成された12枚の中心画像平面の画像であってもよい。隣接画像のフル・シーケンスには、画像a)より前および画像n)より後にさらなる隣接画像があってもよい。この場合、臨床担当者は、ユーザー・インターフェース38の表示コントロールを調整して、ディスプレイ上に示すべき隣接画像の群を選択する。一般に、臨床担当者は、針の挿入が進むにつれてシーケンスをロール・アップまたはロール・ダウンして、針先端の現在位置の画像、図3の例では画像f)を、現在表示されている画像の群の中央に保持する。そうすることにより、針先端が達する次の隣接画像平面が常に、シーケンス中で中央の行または上または下の行に、現在表示されていることになる。

【0020】

用いられてもよいもう一つの表示フォーマットは、図3に示されるような画像の複数の行ではなく、隣接画像の単一の行または列を使うものである。画像の行はフル画像シーケンスの一部となり、臨床担当者は、ユーザー・コントロールを用いてその行を左または右

10

20

30

40

50

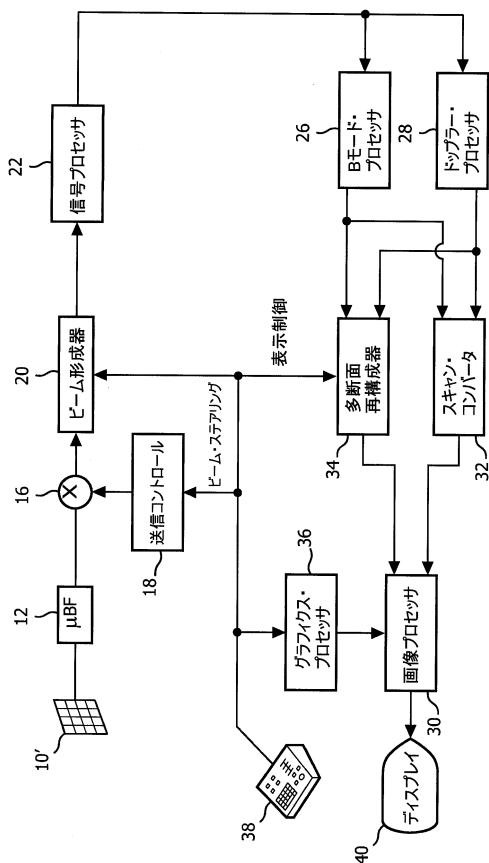
にスライドさせて、現在表示されている群の一方の側または反対側にある新たな画像平面を表示させる。そのような表示では、臨床担当者は一般に、表示されている諸画像を左または右にスライドさせて、針の先端を表示している画像を行の中心画像に維持する。中心画像は、その画像内での針先端の視覚化を改善するため、行内の他の画像よりも大きなサイズで示されてもよい。単一の行の使用は、図3の複数行表示よりも、表示を左または右にスライドさせるユーザー・コントロールのより多くの操作を必要とする。

【0021】

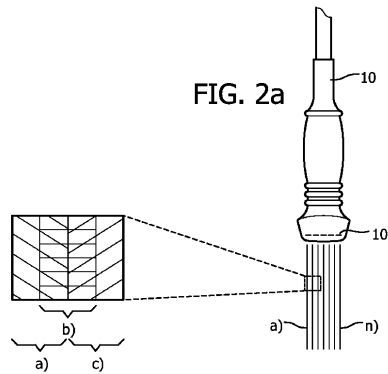
本発明の実装は、2D超音波によって案内される侵襲的手順になじみがあり、外科案内のために3D体積撮像を使うことに慣れていない臨床担当者にしばしば好まれるであろう。手順は、図3に示されるような2D画像だけのシーケンスを使って案内できるからである。3D体積領域内の複数平面がスキャンされるので、臨床担当者は3Dの利点を得るが、手順を案内するために3D体積画像を観察する必要はなく、なじみのある2D画像を観察するだけでよい。

10

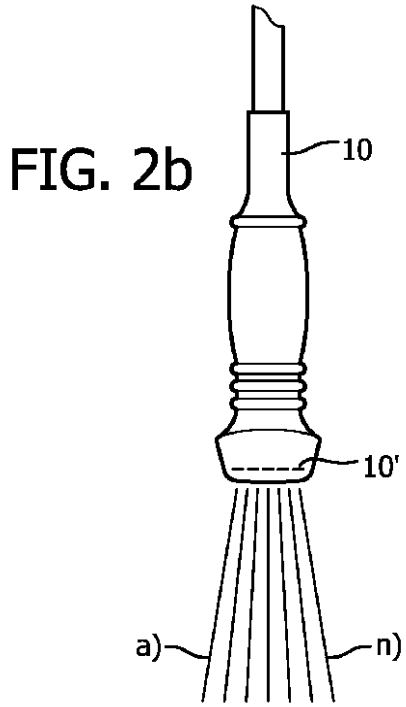
【図1】



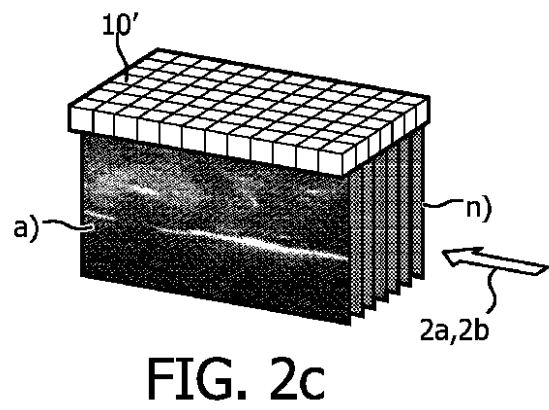
【図2 a】



【 図 2 b) 】



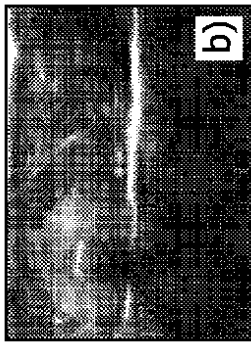
【 図 2 c) 】



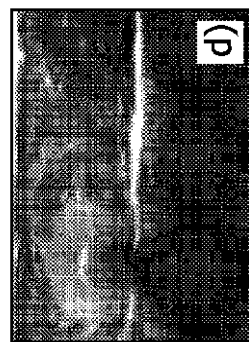
【 図 3 a) 】



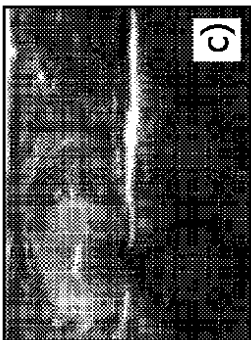
【 図 3 b) 】



【 図 3 d) 】



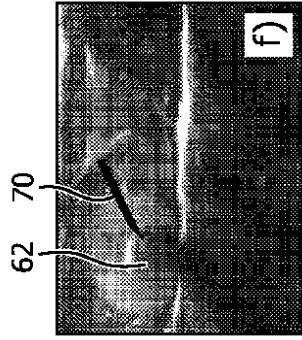
【 図 3 c) 】



【 図 3 e) 】



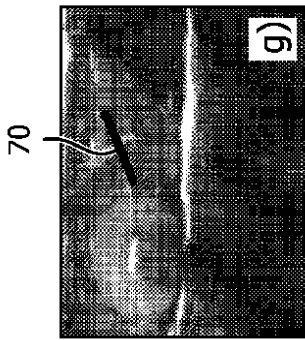
【図 3 f)】



【図 3 h)】



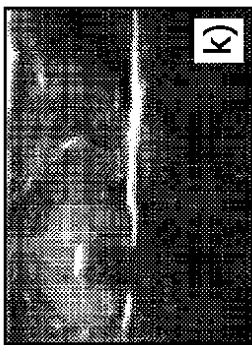
【図 3 g)】



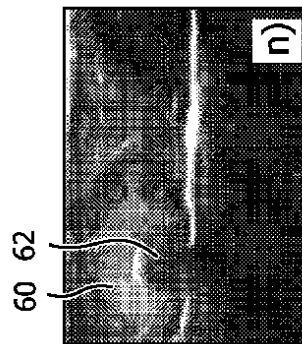
【図 3 j)】



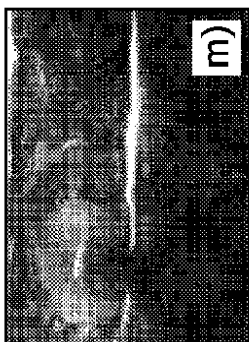
【図 3 k)】



【図 3 n)】



【図 3 m)】



【図 4】

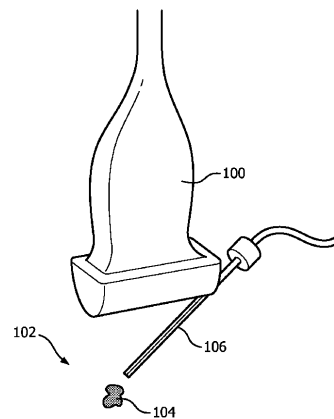


FIG. 4

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 チェン, ジャンヌ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2005-323669(JP, A)

特開2007-236767(JP, A)

特開2003-019133(JP, A)

特開2003-190165(JP, A)

国際公開第2009/147620(WO, A1)

特開2006-130162(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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

