

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6050487号  
(P6050487)

(45) 発行日 平成28年12月21日(2016.12.21)

(24) 登録日 平成28年12月2日(2016.12.2)

(51) Int.Cl. F I  
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2015-519459 (P2015-519459)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成25年6月28日 (2013. 6. 28)		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2015-521885 (P2015-521885A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成27年8月3日 (2015. 8. 3)		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/IB2013/055319		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02014/002066		
(87) 国際公開日	平成26年1月3日 (2014. 1. 3)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成28年2月8日 (2016. 2. 8)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	61/665, 476	(74) 代理人	100122769
(32) 優先日	平成24年6月28日 (2012. 6. 28)		弁理士 笛田 秀仙
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
早期審査対象出願			
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 三次元での超音波ガイド下生検

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

針などの侵襲的器具の挿入を視覚的にガイドする超音波イメージングシステムであって、

、  
ボリューム領域の異なる面を画像化することができる三次元超音波イメージングプローブと、

所定配向で前記イメージングプローブに付着する寸法の針ガイドであって、異なる針挿入面を通して前記ボリューム領域への挿入のために針をガイドする複数の針挿入位置を持ち、前記ボリューム領域へ挿入されている前記針の挿入面を識別する面識別信号を生成する、針ガイドと、

前記プローブに結合され、前記面識別信号に応答し、前記識別された面の二次元画像を生成するように前記三次元超音波イメージングプローブを制御する、超音波システムとを有する、超音波イメージングシステム。

【請求項 2】

前記針ガイドがリング状構造をさらに有し、当該リング状構造が、前記三次元超音波イメージングプローブの遠位端に付着し、前記構造の周りに複数の角度のついた穴若しくは溝を含み、それを通じて針が挿入される、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 3】

前記針ガイドが、前記三次元超音波イメージングプローブの遠位端に付着するリング状

構造をさらに有し、前記構造が前記プローブに付着する内側リングと、前記内側リングの周りに回転させることができる外側スライドリングとを持ち、前記スライドリングが、前記スライドリングの回転によって前記内側リングの周りに選択的に位置づけられ得る穴若しくは溝を持つ、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 4】

前記針ガイドが、前記面識別信号を生成するために所与の針挿入位置における針の挿入に応答する回転エンコーダをさらに有する、請求項 2 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 5】

前記回転エンコーダが光学エンコーダをさらに有する、請求項 4 に記載の超音波イメージングシステム。

10

【請求項 6】

前記複数の針挿入位置が、取り付けられたプローブの周りに位置する複数の穴若しくは溝をさらに有し、

前記光学エンコーダが前記穴若しくは溝を照明する光源と、前記穴若しくは溝と関連する複数の光学検出器とをさらに有し、

前記穴若しくは溝の照明が挿入された針によって遮られるときに、検出器が面識別信号を生成する、  
請求項 5 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 7】

20

前記回転エンコーダが抵抗エンコーダをさらに有する、請求項 4 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 8】

前記抵抗エンコーダが、取り付けられたプローブの周りに位置する異なる針挿入位置と関連する複数の異なる抵抗値をさらに有する、請求項 7 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 9】

前記抵抗エンコーダがポテンショメータをさらに有する、請求項 8 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 10】

30

前記針ガイドが、前記三次元超音波イメージングプローブの表面に垂直な軸に対して異なる傾斜で角度がついた複数の針挿入位置をさらに有する、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 11】

異なる傾斜で角度がついた複数の針挿入位置が、同じ針挿入面と関連する、請求項 10 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 12】

前記針ガイドが、前記超音波システムへ前記面識別信号を通信するための無線通信リンクをさらに有する、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 13】

40

前記針ガイドが、前記超音波システムへ前記面識別信号を通信し、前記超音波システムから電力を受信するために、前記超音波システムへの有線接続をさらに有する、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 14】

前記超音波システムが、前記ボリウム領域の識別された挿入面のみをスキャンするように前記三次元超音波イメージングプローブを制御するために前記面識別信号に応答する、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 15】

前記超音波システムが、前記識別された挿入面を含む前記ボリウム領域の厚いスライス画像をスキャンして生成するように前記三次元超音波イメージングプローブを制御する

50

ために前記面識別信号に応答する、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医用超音波診断システムに関し、特にリアルタイムに生検針挿入の可視化とガイドを可能にする超音波画像診断システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波イメージングは、臨床医が生検される標的構造へ向かって生検針の挿入を視覚的に観察することができるように、生検針及び他の侵襲的器具の挿入経路を画像化するために長い間使用されてきた。従来、これは二次元（2D）超音波イメージング及び針ガイドを備える2Dイメージングプローブでなされる。こうした針ガイドの一つは米国特許6,203,499（Imlingら）に図示されている。針ガイドの目的は、針の挿入が超音波プローブによって連続的に画像化される面内で絶えず行われるように、超音波プローブの2D画像のその面と針を一致した状態に保つことである。針ガイドは、それを通して針が挿入されるガイド内の穴若しくはスロットがプローブの画像面と固定された整列状態にあるようにプローブにクリップで留まる。これは針の挿入をプローブの一端若しくは他端という二つの位置に制限する。臨床医は標的構造が画像面内に見えるまでプローブを操作する。そして臨床医はガイドを通じて、針の先端を標的構造の方へ挿入させ標的構造にアクセスさせる傾斜で、針を挿入する。そして標的構造の標本が針の管腔を通じて抽出され得る。

【0003】

針生検において一般に経験する困難さは、針の挿入経路を絶えずプローブの画像面と一致させたまま保つことである。この困難には二つの要因がある。一つは画像面を固定位置に保つために一方の手でプローブが固定されて保持されなければならない一方で、他方の手で針が操作され挿入されるということである。もう一つは、針が挿入されるときに曲がったり歪んだりする可能性があり、針が身体の組織を貫通するとき異なる密度と剛性の組織に遭遇するということである。これは針が挿入されるときに単一面から変化させる可能性がある。従って、三次元（3D）超音波イメージングによって得られるような標的構造と針挿入経路のより広い視野を持つことが望ましい。さらに針がプローブの端部からだけでなく様々な位置から挿入されることができることが望ましい。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

三次元超音波イメージングは針挿入のより広い視野を可能にする。しかしながら、多くの臨床医は3D超音波イメージングにおける散乱やしばしば不明瞭な奥行き知覚を好まない。彼らは明瞭で理解しやすい二次元画像を好む。この要望に応える一つの方法は多断面再構成（MPR）による3Dイメージングを使用することである。MPRにより3Dプローブは標的構造を含むプローブの前の三次元ボリュームをスキャンし、そしてボリューム内の一平面が選択されて2D画像として構成される。これは臨床医が3Dプローブを固定して保持し、変化する針挿入面に対応するようにMPR面位置を調節することを可能にする。残念ながら、これは実際のところ三手の手順である：一手でプローブを保持し、一手で針を挿入し、第三手でMPR面の位置を調節する。一方の手でプローブを保持し他方の手で針を挿入しながら、針が3Dボリュームにおいて連続的に画像化されるようにこの手順を改良することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理によれば、超音波診断システムは表示される超音波画像の面を針挿入の面と自動的に整列させる、針ガイドを持つ3Dイメージングプローブを持つ。イメージングプローブに取り付けられる針ガイドは、プローブによってスキャンされ得るボリューム領

域における針挿入の面の位置を識別する信号を生成する。超音波システムは識別された面の画像を、好適には二面 ( b i p l a n e ) イメージングによって生成し、これによって識別された一つ若しくは複数の面のみがスキャンされる。一実施形態において複数の針の挿入面が識別されることができ、複数の針を用いる R F アブレーションなどの手順にとって本発明の超音波システムの使用を容易にする。別の実施形態において異なる傾斜の針の挿入面が識別され可視化されることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 6 】

【図 1】本発明の針ガイドがプローブの遠位端に取り付けられる、プローブハンドルによって保持される 3 D 超音波プローブを図示する。

10

【図 2】針ガイドがプローブの遠位端に取り付けられ、遠位端を囲む、図 1 の 3 D プローブの表面の図である。

【図 3】図 1 及び 2 の針ガイドとプローブの挿入面位置と基準面位置を図示する。

【図 4】周辺針位置エンコーダと無線コミュニケーターとを持つプローブの端部に取り付けられる針ガイドを示す。

【図 5 a】光学針位置エンコーダを用いる本発明の針ガイドを図示する。

【図 5 b】抵抗針位置エンコーダを用いる本発明の針ガイドを図示する。

【図 6】3 D イメージングプローブによってスキャンされ得るボリューム領域に関して挿入面が位置付けられる二平面の位置と針挿入の面との関係を図示する。

【図 7】本発明の原理に従って構成される針ガイドを持つ超音波システムをブロック図形式で図示する。

20

【図 8】針挿入のための複数の傾斜角度を持つ本発明の針ガイドを図示する。

【図 9】針挿入のための複数の傾斜角度を持つ本発明の針ガイドを図示する。

【図 1 0】マイクロ波アブレーション手順のために使用される複数の針の超音波表示を図示する。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 7 】

最初に図 1 を参照すると、本発明の針ガイド 1 4 がプローブの遠位端 ( 音響窓 ) に取り付けられた、その近位端 ( ケーブル ) で保持されている 3 D 超音波イメージングプローブ 1 2 が図示される。針ガイドはそのプローブ配向マーカなど、プローブの顕著な特徴との整列により固定された配向でプローブに付着する。プローブ配向マーカは一般に、被験体上のプローブの配向を超音波画像内の解剖学的構造の配向に関連付けるために臨床医が使用する、プローブの遠位端の側面にある特徴である。例えば米国特許 5 , 2 5 5 , 6 8 2 ( P a w l u s k i e w i c z ら ) を参照。構成された実施形態において、プローブ 1 2 は針ガイドの内周における嵌め合いノッチと一致する突起として形成される配向マーカを持ち、それによって針ガイドがただ一つの既知の配向でプローブに取り付けられ得ることを確実にする。適切に取り付けられると、針ガイドの表面は図 2 に両部品の表面の平面図で図示される通り、プローブのレンズ 7 1 の表面と整列する。図示の針ガイドはガイドの周囲に多数の角度のついた穴 4 0 が位置するリング状構造である。穴はガイドが使用される目的とする針のサイズよりもわずかに大きく、針の挿入の経路を制約するために十分に小さいが、針が挿入されるときに臨床医が針を動かしガイドすることを可能にするために十分な大きさである。図示の針ガイドにおいては、リング状ガイドの円周周りに 1 0 ° おきに一つずつ、3 6 の等間隔な穴 4 0 がある。穴は挿入された針の経路がレンズ 7 1 の下で方向付けられプローブの開口内に移動するように角度がつけられる。図示の実施形態において穴はプローブレンズの表面に垂直な軸に対して 2 0 ° の角度がついている。プローブ 1 2 は好適にはトランスデューサ素子の二次元アレイを持ち、それによってレンズの前のピラミッド形若しくは台形ボリュームが電子ビームステアリングによってスキャンされ得る。機械的にスキャンする 3 D プローブも使用され得る。針が針ガイドによって被験体内へガイドされると、その挿入経路は 3 D プローブ 1 2 によって画像化され得るボリューム領域内へガイドされる。図 3 はレンズ 7 1 の表面に垂直で 2 D アレイプローブの両端に

30

40

50

直角に突出する基準面 42 を図示する。この図示は穴 40 (例示の目的で拡大される) を示し、それを通じて針が基準面 42 に対して角度 であるプローブの画像面において挿入経路に沿って進むように挿入され得る。

#### 【0008】

図 4 はそれを通じて針が挿入されるガイド周辺の穴の位置を識別する回転エンコーダ 44 を持つ針ガイド 14 を図示する。図 4 においてガイド 14 の 8 時の位置にある穴を通じて針が挿入されるとき、エンコーダは基準面 42 に対して の位置におけるスキャン面を識別し、その面において針挿入経路が画像化され得る。例えば針が 4 時の位置にある穴を通じて挿入される場合、エンコーダは - の位置においてスキャン面を識別し、その面において挿入経路が画像化され得る。識別されたスキャン面は、Bluetooth (登録商標) 通信リンク 60 などの無線接続若しくは有線接続によってプローブを操作する超音波システムへ伝達される。エンコーダ用の電力は有線接続若しくはバッテリー 62 によって供給され得る。

10

#### 【0009】

エンコーダは様々な方法で構成され得る。一つの方法は図 5 a に示す光学エンコーディングを用いるものである。この実施形態では穴 40 を介して穴の反対側にある光検出器へ光を方向付ける LED 46 などの複数の発光体がある。針が特定の穴を通して挿入されるとき、針はその穴に対する検出器からの光をブロックし、そして検出器信号が、その特定の穴とその対応するスキャン面を、それを通じて針が挿入されているものとして識別する。そして超音波プローブと超音波システムは識別されたスキャン面とその面において挿入されている針を画像化する。図 5 a に図示の通り、針が針ガイドの 8 時の位置における穴 40 を通して挿入されるとき、光学検出器信号は針挿入経路の面としてスキャン面 を識別する。

20

#### 【0010】

抵抗エンコーダを用いる別のエンコーダの実施例が図 5 b に図示される。この実施例においてエンコーダ 44 は針が挿入され得る一つ以上の穴若しくは溝 84 を持つ外側スリップリングを持つ。外側スリップリング 58 はリングの周囲に抵抗パッチ 48 を持つ内側リング 56 の周りを回転させられ得る。外側スリップリングは、抵抗パッチ 48 と電氣的に接触するスリップリング 58 の穴若しくは溝 84 の位置に既知の関係である滑り接触 82 を持つ。滑り接触及び抵抗パッチはそれによって、滑り接触 82 と抵抗パッチの端部に電氣的に接続される "+" 及び "-" 端子間の電気測定がリング状構造の周囲の穴若しくは溝の位置を識別するように、ポテンショメータとして動作する。この位置情報はプローブ及び超音波システムによってスキャンされる針挿入経路の面を識別するために超音波システムへ報告される。一つの穴について報告される抵抗値の範囲が、他の穴についての抵抗値の範囲と重ならないように各端子と直列に追加抵抗を接続することによって、複数の穴若しくは溝が個別に識別されることができる。

30

#### 【0011】

図 6 は 3D イメージングプローブ 12、プローブによってスキャンされ得るボリューム 100、及びプローブの画像フィールド 104 が位置する選択されたスキャン面 102 の間の関係の図である。針 110 が針ガイド 14 内の穴若しくは溝を通して挿入されるとき、針はプローブの音響窓の下で視野に入る経路に制約される。プローブは 3D イメージングプローブなので、ボリューム 100 内の多数の面配向をスキャンすることができる。針ガイド 14 の回転エンコーダはそれを通じて針が挿入される特定の穴を識別し、これは 3D イメージングプローブによって画像化され得る特定スキャン面配向 102 に対応する。そしてプローブ 12 は面 102 においてセクタスキャンエリア 104 によって図示される通り識別されたスキャン面配向を画像化する。そして臨床医は針の先端 112 が標的構造にアクセスするまで、セクタスキャンエリア 104 において挿入経路に沿って挿入される針 110 の経過をたどることができる。

40

#### 【0012】

図 7 は本発明の原理に従って構成される超音波プローブ、針ガイド、及び超音波システ

50

ムを図示する。超音波システム 10 は、フロントエンド収集サブシステム 10 A と表示サブシステム 10 B という二つのサブシステムによって構成される。3D 超音波プローブ 12 は二次元マトリクスアレイトランスデューサ 70 とマイクロビームフォーマ 72 を含む収集サブシステムに結合される。マイクロビームフォーマはアレイトランスデューサ 70 の素子のグループ ("パッチ") に印加される信号を制御する回路を含み、各グループの素子によって受信されるエコー信号の何らかの処理を行う。プローブにおけるマイクロビームフォーミングはプローブと超音波システム間のケーブル内の導体の数を有利に減らし、米国特許 5,997,479 (Savordy) 及び米国特許 6,436,048 (Pessque) に記載されており、高フレームレートのリアルタイム (ライブ) 2D 若しくは 3D イメージングのための送受信時の電子ビームステアリングを提供する。

10

#### 【0013】

プローブ 12 は超音波システムの収集サブシステム 10 A に結合される。収集サブシステムはユーザ制御 36 と、本発明の場合、ゲート信号とにตอบสนองするビームフォームコントローラ 74 を含み、これは送受信ビームのタイミング、周波数、方向及びフォーカシング並びにそれらビームによってスキャンされる一つ若しくは複数の面についてプローブに指示する制御信号をマイクロビームフォーマ 72 へ供給する。ビームフォームコントローラはアナログデジタル (A/D) 変換器 18 とビームフォーマ 20 の制御によって収集サブシステムによって受信されるエコー信号のシステムビームフォーミングも制御する。プローブから受信される、部分的にビームフォームされたエコー信号は、収集サブシステム内のプリアンプ及び TGC (タイムゲインコントロール) 回路 16 によって増幅され、そして A/D 変換器 18 によってデジタル化される。そしてデジタル化されたエコー信号はメインシステムビームフォーマ 20 によって完全にステアリングされフォーカスされたビームに形成される。そしてエコー信号は、デジタルフィルタリング、B モード及び M モード検出、並びにドップラ処理を実行し、高調波分離、スペckル低減、及び他の所望の画像信号処理など、他の信号処理も実行し得る画像プロセッサ 22 によって処理される。

20

#### 【0014】

収集サブシステム 10 A によって生成されたエコー信号は、所望の画像形式での表示のためにエコー信号を処理する表示サブシステム 10 B へ結合される。エコー信号は、エコー信号のサンプリング、ビームのセグメントの完全なライン信号へのスプライシング、及び信号対ノイズ比の改善若しくはフローパーステンスのためのライン信号の平均化が可能な、画像ラインプロセッサ 24 によって処理される。2D 画像の画像ラインは、当技術分野で既知の通り R-シータ変換を実行するスキャン変換器 26 によって所望の画像形式にスキャン変換される。このようにスキャン変換器は直線若しくはセクタ画像形式をフォーマットすることができる。そして画像は画像メモリ 28 に保存され、そこからディスプレイ 38 上に表示され得る。メモリ内の画像はまた、生成されるグラフィックスがディスプレイの画像と関連するように、ユーザ制御 36 にตอบสนองするグラフィックスジェネレータ 34 によって生成される、画像とともに表示されるグラフィックスとオーバーレイされる。個々の画像若しくは画像シーケンスは画像ループ若しくはシーケンスのキャプチャ中にシネメモリ 30 に保存され得る。

30

#### 【0015】

リアルタイムボリュメトリックイメージングのために、表示サブシステム 10 B は、リアルタイム三次元画像のレンダリングのために画像ラインプロセッサ 24 から画像ラインを受信する 3D 画像レンダリングプロセッサ 32 も含む。3D 画像はディスプレイ 38 上にライブ (リアルタイム) 3D 画像として表示され得るか、若しくは後のレビュー及び診断のために 3D データセットの記憶用の画像メモリ 28 に結合され得る。

40

#### 【0016】

本発明によれば、針ガイドを通して挿入される針が通過し、画像化され得るスキャン面を識別する、針ガイド 14 によって生成されるスキャン面識別信号が、面 ID プロセッサ 52 へ結合される。面 ID プロセッサによって生成される面識別信号は、針挿入経路が位置する所望のスキャン面のスキャンを制御するようにビームフォーマコントローラ 74 に

50

命令するゲート信号を生成するトリガ信号ジェネレータ54へ結合される。ビームフォーマコントローラ74は、所望のスキャン面をスキャンし、所望の面のスキャンからのエコー信号を生成するように、マイクロビームフォーマ72を制御し、このエコー信号は、マイクロビームフォーマによって部分的にビームフォームされ、所望の面内のスキャンラインのビームフォーメーションの完了のためにシステムビームフォーマ20へ結合される。面のスキャンラインは画像ラインプロセッサ24によって処理され、ディスプレイ38上に表示される識別された面の二次元画像へスキャン変換される。識別されたスキャン面はプローブ及びシステムのスライス方向分解能(elevational resolution)内の単一の薄い面として画像化され得るが、米国特許公開番号US2010/0168580A1(Thieleら)に記載の通り単一の薄い面のものより大きな面の厚さの厚いスライス画像としても画像化され得る。厚いスライスイメージングの使用は、その挿入の経路が完全な直線と異なる場合であっても、経路が厚いスライス画像の厚さ以内にとどまる限り、針が画像内で連続的に可視化されることを可能にする。

#### 【0017】

図8及び9は、本発明の別の針ガイドを図示し、それを通して針110は異なる傾斜角度、及びで挿入され得る。図8の断面図はそれぞれ角度、及びで傾斜した挿入経路に沿って針をガイドする針ガイドの異なる穴40を通して挿入された三本の針110、110'及び110"を示す。ガイドの周囲の特定の回転位置における三つの穴の各セットは、同じスキャン面内の挿入経路に沿って針を方向付け、そのうち二つ、<sub>1</sub>と<sub>2</sub>が図9に中心基準面42との関係で示される。図8及び9の針ガイド14は臨床医が各挿入経路のスキャン面を識別しながらプローブの下に異なる深さにおいて標的構造にアクセスすることを可能にする。

#### 【0018】

所与の侵襲的手順においては、複数の侵襲的器具で同時に体内の解剖学的構造にアクセスすることが望ましいことがある。図4乃至9が図示する通り、複数の針が、異なる識別されたスキャン面、例えば1及び2若しくは+及び-において同時に挿入されることが出来る。ガイドを通る二つの挿入経路が使用されるとき、ガイドは二つの異なるスキャン面配向の識別を面IDプロセッサへ報告し、これは超音波システム10に異なる面を交互にスキャンさせる。二つの異なる器具は、例えば標的構造のマイクロ波アブレーションのために使用され、この場合臨床医は両方のアブレーション針を、それらの先端がアブレーションされる解剖学的構造と接触するように標的へ視覚的にガイドしたい。図10は本発明の針ガイドを用いる侵襲的手順の四つの異なる画像を示す超音波ディスプレイを図示する。この実施例では三本の異なる針、110、110'、及び110"が同時に使用され画像化されている。針110'は針110の挿入経路スキャン面の超音波画像202に示され、この画像のボーダー202aは針110'の画像を区別するために青などの固有色で色付けられる。超音波画像における針の識別と色付けは、例えば米国特許公開番号2004/0002653(Greppira)及びS. Cheungらの論文"Enhancement of Needle Visibility in Ultrasound guided Percutaneous Procedures", Ultrasound in Med. & Biol., vol. 30, no. 5 (2004) pp 617-24に記載の通りその周辺組織から画像内の針を特異的に識別するセグメンテーション技術によって実行され得る。同様に、針110及び110"がその挿入経路の各2D画像204及び206に示され、赤及び黄などの独特の色204a及び206aで輪郭を描かれる。画像201は三本の針全てによってアクセスされている標的構造を示す手順の領域のフル3Dボリューム画像である。3D画像において各針は、臨床医が3D画像内の各針をそれ自体の2D挿入面画像に容易に関連付けることができるように、その独特の色、青、赤、若しくは黄で色付けされる。各2D画像面とフル3Dボリュームは時間的に交互に(time interleaved manner)スキャンされ、個々の挿入面は3D画像よりも大きな繰り返し率(従ってディスプレイのリアルタイムフレームレート)でスキャンされる。針が標的構造内のそれらの所望の位置になると、個々の2D

10

20

30

40

50

画像は全収集時間が３Ｄイメージングに充てられるようにスクリーン上でフリーズされ得、標的構造における手順はライブ３Ｄで画像化され続けることができる。

【００１９】

本発明の針ガイドと超音波システムの実施例は、２０１２年１月１８日出願の米国特許出願番号６１／５８７，７８４、表題"ULTRASONIC GUIDANCE OF A NEEDLE PATH DURING BIOPSY"(Kudavellyら)に記載の通り、硬組織と重要な解剖学的構造を避けるように針挿入において臨床医をガイドするなど、臨床医が針挿入手順を計画し実行するのを助けるために他のガイドによって補助されることができる。挿入経路における硬組織の回避は、挿入中の針のたわみや曲げを防止するのに役立ち得る。このガイダンス補助は手順の前に挿入経路を計画するため、若しくは針が挿入されているときにガイドを提供するために使用され得る。

10

【図１】

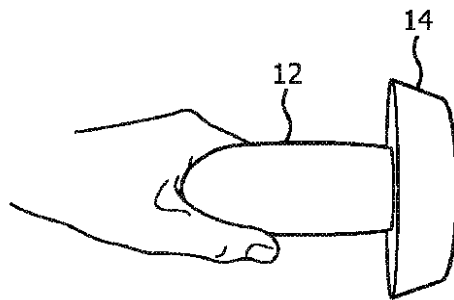


FIG. 1

【図２】

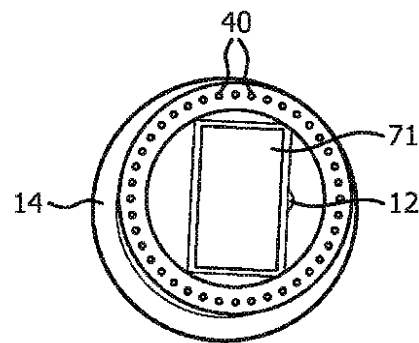


FIG. 2



【図 3】

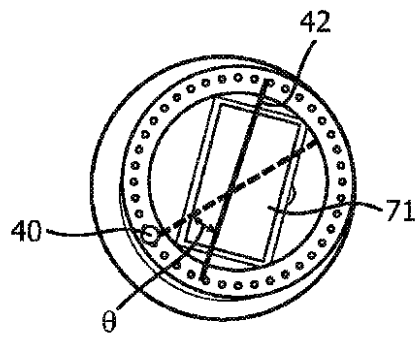


FIG. 3

【図 4】

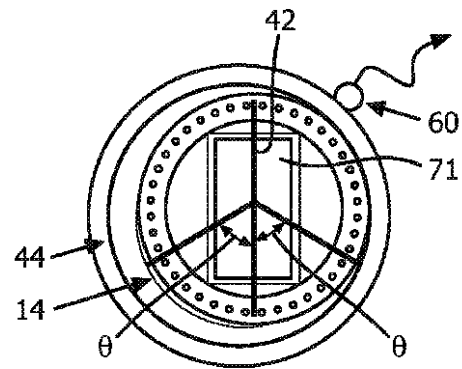


FIG. 4

【図 5 a】

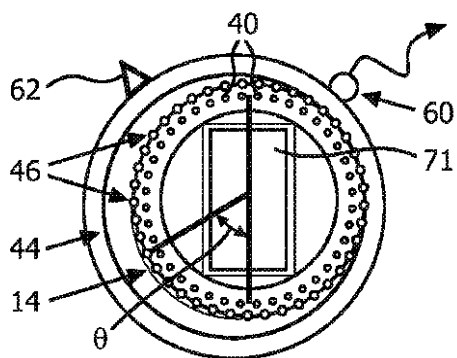


FIG. 5a

【図 5 b】

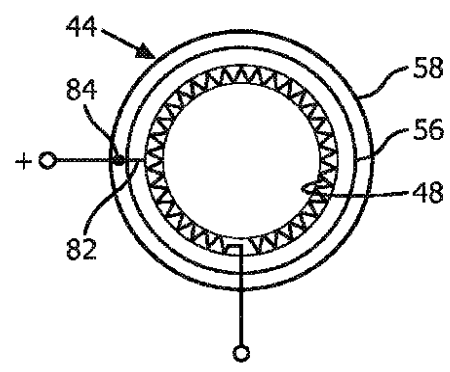


FIG. 5b



【図 10】

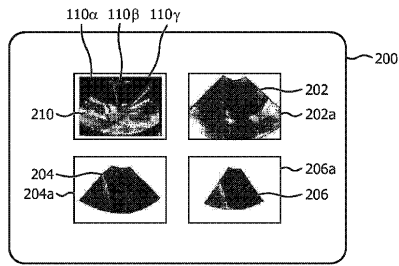


FIG. 10

## フロントページの続き

- (72)発明者 アンドルーズ ハリー レー  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 パータサラシー ヴィジャイ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 シン ゲイリー チュヨン ホウ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 スタントン ダフラス アレン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 ロビンソン アンドルー レー  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 クルツェル ヨヘン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 ハル クリストフェル ステフェン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 ヤホ ヤメス ロベルトソン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 シャムダサーニ ヴィジャイ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開2010-068923(JP,A)  
特開2004-305535(JP,A)  
国際公開第2010/125505(WO,A1)  
特開2005-323669(JP,A)  
特開2009-118961(JP,A)  
特開2002-102221(JP,A)  
特開2000-185041(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15