

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5992539号
(P5992539)

(45) 発行日 平成28年9月14日(2016.9.14)

(24) 登録日 平成28年8月26日(2016.8.26)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

請求項の数 13 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2014-552730 (P2014-552730)
 (86) (22) 出願日 平成25年1月17日 (2013.1.17)
 (65) 公表番号 特表2015-507514 (P2015-507514A)
 (43) 公表日 平成27年3月12日 (2015.3.12)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/050417
 (87) 国際公開番号 WO2013/108198
 (87) 国際公開日 平成25年7月25日 (2013.7.25)
 審査請求日 平成27年12月3日 (2015.12.3)
 (31) 優先権主張番号 61/587,784
 (32) 優先日 平成24年1月18日 (2012.1.18)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーネー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】生検における針経路の超音波誘導

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

針の挿入を視覚的に誘導するように構成された超音波画像化システムであって、目標組織を含む組織領域を画像化し、受信信号を生成するように構成されたアレイトランസデューサを有する超音波プローブと、

前記超音波プローブにより受信された信号を処理して、前記受信信号に比例する画素値を有する空間的に識別された一組の画素を生成する超音波システムと、

前記画素値に応じて、超音波画像を生成するように構成された画像プロセッサと、

前記超音波画像を表示するように構成されたディスプレイと、

前記画素値に応じて、組織密度の推定値を生成するように構成された組織密度分析部であって、前記ディスプレイが前記組織密度の推定値を表示するように構成される、組織密度分析部と、 10

前記目標組織に対する前記針の位置と方向を識別するように構成された空間的ナビゲーションシステムであって、前記針の位置と方向に対する予測される針の挿入経路を特定するように動作可能である空間的ナビゲーションシステムと、
を有し、

前記ディスプレイは予測される針の挿入経路を前記超音波画像と空間的にレジストレーションして表示するように構成され、

前記組織密度分析部は、さらに、予測される経路とレジストレーションされた画素値を用いて、予測される針の挿入経路に沿って、組織密度の推定値を生成するように動作可能 20

である、

超音波画像化システム。

【請求項 2】

前記組織密度分析部に応じて、針の挿入経路を計算するように構成された針経路計算部をさらに有し、

前記ディスプレイは、前記超音波画像と空間的にレジストレーションして、計算された針の挿入経路を表示するように構成された、

請求項 1 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 3】

前記ディスプレイは、前記組織密度の推定値を予測される針の挿入経路に沿って、相対的な組織密度の曲線として表示する、請求項 1 に記載の超音波画像化システム。 10

【請求項 4】

前記ディスプレイは、前記組織密度の推定値を数値的に表示するように構成された、請求項 1 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 5】

前記超音波画像はさらに 2 次元超音波画像を含み、

前記組織密度分析部は、前記 2 次元超音波画像の画素値を用いて、組織密度の推定値を生成するように構成された、

請求項 1 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 6】

前記アレイトランスデューサは、前記超音波プローブが組織の体積領域をスキャンするのに用いることができる 2 次元アレイトランスデューサをさらに含み、

前記体積領域は 2 次元超音波画像の平面を含み、

前記組織密度分析部は、3 次元領域を表す画素グループを用いて、前記組織密度の推定値を生成するように構成された、

請求項 1 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 7】

前記画素グループの一部は、前記 2 次元超音波画像の平面と一致する、

請求項 6 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 8】

前記組織密度分析部は、予測される針の挿入経路に沿って一連の組織密度推定値を生成するように構成され、

各推定値は、各次元で少なくとも 3 つ の画素を有する 2 次元画素アレイから生成される、

請求項 6 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 9】

前記組織密度分析部は、可能な複数の針の挿入経路に沿って組織密度の推定値を生成するように動作可能であり、

前記針経路計算部は、提案された複数の針の挿入経路を計算するようにさらに動作可能であり、 40

前記ディスプレイは、提案された経路のひとつを、前記超音波画像と空間的にレジストレーションして表示するように構成された、

請求項 2 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 10】

前記ディスプレイは、提案された複数の経路を、前記超音波画像と空間的にレジストレーションして表示するように構成された、請求項 9 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 11】

前記超音波画像とオーバーレイして表示するグラフィックを生成するように構成されたグラフィックジェネレータをさらに有し、

前記グラフィックジェネレータは、予測される針の挿入経路を示すグラフィックを生成 50

するように構成された、

請求項 1 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 1 2】

前記超音波画像に目標組織の位置を示すように操作されるように構成されたユーザコントロールをさらに有し、

前記グラフィックジェネレータは、前記ユーザコントロールに応じて、前記超音波画像とレジストレーションして目標組織のグラフィックを生成する、

請求項 1 1 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 1 3】

前記組織密度分析部に応じて、針の挿入経路を計算するように構成された針経路計算部をさらに有し、

10

前記グラフィックジェネレータは、前記針経路計算部に応じて、提案された針の挿入経路を表すグラフィックを生成する、

請求項 1 2 に記載の超音波画像化システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断画像化システムに関し、具体的には、生検その他の介入手順中における針の視覚的誘導をする診断超音波システムに関する。

【背景技術】

20

【0002】

生検は、検査用の細胞または組織の取り出しを含む医療手順である。この手順は、疾患の存否や程度を決定するために生体からの組織の医学的取り出しを含む。一般的に、切除された組織は、病理学者により顕微鏡下で検査され、また病気の状態を知るために科学的にも分析される。しこりや疑わしいエリア全体を取り除くとき、その手順は切除生検と呼ばれる。組織サンプルのみを取り出し、組織細胞の組織学的構造を残すとき、その手順は切開生検またはコア生検と呼ばれる。組織細胞の組織学的構造を残さずに細胞を切開する方法で、組織または体液のサンプルを取り出すとき、その手順は針吸引生検と呼ばれる。

【0003】

針を目標組織に効率的に直接挿入するため、超音波画像化などの診断画像化の支援を受けてその手順を実行することが好ましい。臨床医は、その画像中の目標組織を特定して、画像平面に合わせて針を挿入する。臨床医は、針が挿入されているのを見て、針の先端が目標組織に近づくまで、自信を持って針を誘導できる。目標組織のサンプルを、針により吸引または切除できる。さらに容易かつ精密にするため、その手順で、フィリップスの PercuNav ガイドシステムなどの外科的ナビゲーションシステムを用いることができる。PercuNav システムは、手順の場所の周辺及びその場所に変調磁場を発生する。針と超音波画像化プローブ上にセンサを取り付けて、システムが 3 次元空間において患者、手術部位、針及び超音波画像平面の一と方向を特定できるようにする。PercuNav システムは、超音波画像における針とその先端、及び画像平面に対するその位置と方向をより精密に表示する役に立つ。臨床医が超音波画像上で目標組織を示し、PercuNav システムが、目標組織に到達するために針が従うべき経路を、ディスプレイ上にグラフィクスとして表示する。

30

【0004】

しかし、主要を目標にする場合、まだ困難なことがある。手順中ずっと、実際の針の先端位置を表示するため、超音波画像平面と生検針が同一平面状に留まらねばならない。また、フィリップス PercuNav システムは、挿入に対する抵抗が最も小さく、付近の敏感な器官を回避するような、挿入のための好ましい経路を示唆してくれない。多くの場合、挿入中に固いまたは密度が高い組織に行き当たると、曲がってしまう。結果として、生検手順の効率化が妨げられる。針の経路の解釈が困難であることが多く、特に針を深くまで挿入し、複数回の再挿入を要する場合にそうである。上記の困難性のため、生検針を

40

50

複数回再挿入して時間がかかり、患者の不快感や疾病状態が高くなる。したがって、画像化システムが、手法のばらつきや患者の不必要的傷を減らすように、針挿入用の最も好ましい経路を予測することが望ましい。これにより、生検手順のラーニングカーブを短くし、手順時間を短縮し、複数回の生検針挿入を回避し、一貫して再現できる生検手順を可能とし、それにより患者の不快感を低減し結果を良くすることにつながる。

【0005】

本発明の原理では、針挿入手順を誘導する超音波画像化システムを提供する。超音波プローブが、手順を行う目標組織と、その目標組織にアクセスするために針を挿入する組織を画像化する。挿入が始まると、計画された挿入経路に沿った画素の超音波エコー情報が取得され、分析され、計画された経路に沿った組織密度の局所的变化が決定される。分析により、意図された経路に沿って高密度組織の領域に行き当たることが分かると、可能性がある他の経路に沿った密度を取得し、分析し、臨床医による検討のため、代替的挿入経路を提示する。臨床医は、手順上最も区か的であり、患者にとって最も快適な挿入経路を選択できる。

10

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】本発明の原理により構成された針誘導のための超音波画像化システムを示すブロック図である。

【図2】生検針の計画された挿入経路に沿った画素列を示す図である。

【図3】超音波プローブが、目標組織と、体内のその目標にアクセスするのに通る組織とを画像化しているところを示す図である。

20

【図4】生検手順用の針のポジショニングと、計画された挿入経路とを示す図である。

【図5】図4の画像化状態と、計画された挿入経路に沿った組織密度の表示とを示す図である。

【図6】図4の画像化状態と、計画された針挿入経路内の高密度解剖学的構造とを示す図である。

【図7】図6の画像化状態と、示唆された代替的挿入経路とを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

最初に図1を参照して、ブロック図形式で、針誘導を支援する超音波画像化システムを示す。超音波プローブ10は、トランスデューサの前の領域をスキャンし、画像化するアレイトランスデューサ12を含む。トランスデューサアレイは、プローブの前の面をスキャンする1次元アレイであってもよいが、トランスデューサは2次元アレイトランスデューサ12であり、体積領域に対して電子的に操作(steer)されフォーカスされたビームを送り、各送信ビームに応答して1つまたは複数の受信ビームを受信することが好ましい。プローブは、2次元アレイ12を用いて、画像平面と、その画像平面のいずれかの高さ側の組織とをスキャンできる。「パッチ」又は「サブアレイ」と呼ばれる、アレイの隣接するトランスデューサ要素のグループは、プローブ12中のマイクロビームフォーマ(μ B F)により一体的に操作される。マイクロビームフォーマは、受信されたエコー信号の部分的ビームフォーミングを行い、それによりプローブとメインフレーム超音波システムとの間のケーブル中の導体の数を減らす。好適な2次元アレイは米国特許第6,419,633号明細書(Robinson et al.)及び米国特許第6,368,281号明細書(Solomon et al.)に記載されている。マイクロビームフォーマは、米国特許第5,997,479号明細書(発明者Savord et al.)及び米国特許第6,013,032号明細書(発明者Savord)に記載されている。このアレイの送信ビーム特性はビームトランスマッタ16により制御される。ビームトランスマッタ16は、アレイのアポダイズ(apodized)された開口要素に、人体のボリューム領域を通して所望の方向に所望の幅の、フォーカスされたビームを放射させる。送信パルスは、送受信スイッチ14により、ビームトランスマッタ16から、アレイの要素に送られる(coupled)。送信ビームに応答して、アレイ要素により受信され、マイクロビームフォーマにより部分的にビームフォーミングさ

30

40

50

れたエコー信号は、システムビームフォーマ18に送られる。システムビームフォーマ18において、部分的にビームフォーミングされたエコー信号は、処理され、送信ビームに応答して、完全にビームフォーミングされた1つまたは複数の受信ビームが構成される。この目的に対して望ましいビームフォーマは、発明者Savordの上記の「'032」特許に記載されている。

【0008】

ビームフォーマ18により形成された受信ビームは、信号プロセッサ12に送られる。この信号プロセッサ12は、フィルタリングや直交変調などの機能を行う。受信ビームに沿ったエコー信号が検出され、処理されて各ビームに沿った一連の画素になり、3次元データセット28として記憶される。A Bモード超音波画像は、一般的に、受信したエコー信号の強さに比例する、ある範囲のグレースケール値の画素により構成される。血液及び非常に柔らかい組織は比較的弱いエコー信号を返し、グレースケール値が比較的低く、Bモード画像では暗い影となって示される。血管中の血液は、暗い、ほとんど黒い影として再生される。しかし、固い囊胞や高密度組織などの固く高密度の物質、及び鏡面反射体は、比較的強いエコー信号を返す。これらの場所から表示された画素値が比較的高い画素は、明るく、ほとんど白い画素として表示される。器官の境界など異なる組織タイプ間の境界も強いエコー信号を返し、これは明るい画素として表示される。このように、画素値は局所的に組織密度と器官境界とのインジケータである。

【0009】

スキャン体積の一平面の画素は、2次元画像プロセッサに送られ、処理され、その体積のスキャン平面の2次元超音波画像を構成する。3次元データセットから2次元画像を構成する手法は、一般的に知られており、多断面再構成(MPR)法である。MPR法は、共通平面中の画像データのデータ値を扱い、処理して、選択された平面の2次元画像を構成する。あるいは、米国特許第6,497,663号(Fraser et al.)に記載されたように、スキャン体積の一平面を時間的にインターリープして別々にスキャンして、フレームレートがより高い2次元表示を求めることができる。臨床医が超音波システムの動作を制御する制御パネル20は、その臨床医がMPRまたはスキャン2次元画像の平面を選択配置するコントロールを含む。2次元画像平面は、2次元アレイトランステューサの中心に対して、概して位置合わせ(generally aligned)されている。これは有利にも、画像平面の両側の領域がスキャンされ、画像平面内の及び画像平面の高さ次元のどちらかの側の画素値が生成されることを意味する。しかし、本発明により、トランステューサの中心からオフセットした一平面を用いることができ、その平面はトランステューサに対して直交していても、トランステューサアレイに対して非直角の傾きを有していてもよい。処理された2次元画像は、表示プロセッサに送られ、グラフィックスジェネレータ36からのグラフィックスとオーバーレイされ、画像ディスプレイ48上に表示される。

【0010】

上記の超音波システムは、PercuNavシステム、すなわち図1に示した要素などのナビゲーションシステムと用いることができる。PercuNavシステムは、手順部位及び周辺スペースに広がる電磁場を放射する電磁場発生部46を有する。電磁場と相互作用し、プローブ、生検針及び患者の2次元画像平面の位置と方向を計算するのに使われる信号を生成するセンサ44が、プローブ10、生検針(図示せず)及び患者(図示せず)上に配置される。この計算は、PercuNavシステムの座標ジェネレータ42により行われる。これは、針からの信号と画像平面とを受け取るように図示され、電磁場のレジストレーションのために電磁場発生器とも結合している。以下に説明するように、針と画像平面の座標情報はグラフィックスジェネレータ36に送られ、それに応じて、及び制御パネル20からのオペレータ制御信号に応じて、針経路グラフィックスを生成する。

【0011】

本発明の原理によると、3次元データセット28の画素データを受け取る組織密度分析部52が設けられる。座標ジェネレータ42からの計画された針挿入経路の座標情報を用いて、組織密度分析部は、計画された針経路に沿って画素を選択して分析する。これらの

10

20

30

40

50

画素はすべて、2次元画像プロセッサ34により生成された2次元画像平面などの同一平面にある。好ましくは、画素は、図2に示した3次元データセットの3次元画素（ボクセル）セットである。この図は、 $3 \times 3 \times N$ の画素グループを示す。ここで、Nは、D方向における針60の先端62間の一部または全部の距離を示す画素数である。この例では、針の先端はこの画素グループの中心列と位置合わせされており、この画素グループは計画された針の経路と位置合わせされている。この中心列は、8個の隣接する画素列によりすべての方向で囲まれている。そのため、 $x-y$ 平面中の各画素グループは、計画された針経路上の中心画素と、その経路を取り囲むスペースの画素とを含む。1つの画素列をえるが、針の経路とその経路の周りの画素スペースのサンプルとなるので、3次元グループが好ましい。この例では、組織密度分析部52が、各 $x-y$ 平面中の9つの画素の値を平均または合計し、針の経路に沿ったグループの距離Dにおける組織密度を表す値を求める。例えば、ある画素平面に密度が高く反射率が高いアナトミーがあるとき、その経路に沿ったその部位の合成画素の値は、比較的高く、針の挿入に抵抗する高密度物質を示す。その経路に沿った器官の境界も、一般的に、より強いエコー信号を返す。部位が柔らかい組織のみを含む場合、合成値は比較的低く、針が容易に通る密度があまり高くない物質を示す。D方向でこのように計算された一連の密度推定値が、針経路計算部54に送られる。また、組織密度分析部は、計画された針経路に隣接する、可能性のある針経路に対してこの演算を実行する。例えば、y座標とD座標は同じだがx座標を3インクリメントした、第1のグループにすぐ隣接した同様の $3 \times 3 \times N$ の画素グループである他の画素グループに対して計算を実行する。同様に、この隣接する画素グループについて、一連の密度推定値を計算する。D方向に沿って徐々に異なっていくx座標を用いることにより、隣接するしかし平行ではないグループを求める。これにより、最初に計画された経路に隣接するが平行ではない、可能性のある挿入経路について密度推定値が求まる。針経路計算部54は、計画された経路と複数の代替的な隣接経路の順次的密度推定値を受け取ると、危険と針挿入に対する抵抗が最も少ないものを選択できる。例えば、針経路計算部は、ピーク密度が最低である一連の密度を選択できる。または、針経路計算部は、各経路の順次的密度値を合計または平均し、合成密度または平均密度が最低となるものを選択できる。針挿入にとってより好ましいとされた一以上の代替経路の座標が、表示画像上に表示するため、グラフィックスジェネレータに送られる。

【0012】

30

本発明により行われる手順は次のように進行する。臨床医は、超音波画像化プローブ30をそのハンドル40で持ち、トランスデューサアレイを含むプローブ32の遠位末端を体表面80に接触させる。プローブは、皮膚と音響的に接触しているので、超音波画像を含む2次元セクタ領域84により示すように、体の内部を画像化する。画像化される体の領域は、生検を行う目標組織86を含む。臨床医は、図4の円形グラフィック92で示すように、制御パネル20の目標アイコンコントロールを操作して、目標グラフィックを画像中の目標組織上に持って行く。ナビゲーションシステムは、画像84中の円形グラフィックの位置を特定して、電磁場中の針の位置座標と方向とを用いて、超音波画像上に、針60の挿入経路を予測するグラフィック90を描く。図4は、この例の計画された針60の経路が、針60と一直線上の点線90と、目標グラフィック92とにより、グラフィックにより示されている。臨床医が針をこの方向に挿入し続けると、針の経路は、点線90を進み、目標グラフィック90により特定された目標組織に到達する。

40

【0013】

計画された針経路が点線90で示されるので、組織密度分析部52は、計画経路に沿った画素にアクセスして、分析し、経路に沿った組織密度を決定できる。図5の例では、針経路計算部が、経路に沿った一連の密度推定値を、ゼロベースラインに対する曲線94として、グラフィックスとして表示している。この例では、曲線94は、浅いところから目標組織86まで組織密度が比較的低くほぼ一様であるが、目標組織の固体塊により密度曲線94が目立って増えていることを示す。臨床医は、計画した挿入経路に沿って組織のこうした特性に満足し、点線90に沿って針を挿入し、塊86を生検できる。

50

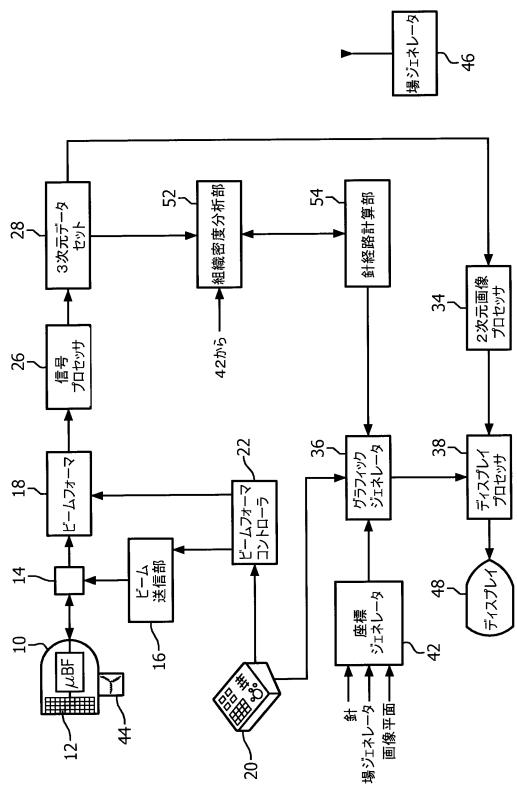
【0014】

図6は、異なる状況を示しており、針挿入経路に囊胞などの準固体塊 (semi-solid mass) 88がある。組織密度分析部と針経路計算部は、この挿入経路の曲線94を生成する。曲線94は、囊胞88により生じる経路中の密度が高い部分を示す第2のピーク95を有する。この例では、臨床医は、点線90により示される挿入経路が許容できないと決定し、より好ましい挿入経路を提案するようにシステムに問い合わせる。臨床医は、上記の通り、組織密度分析部と針経路計算部に、代替挿入経路を反復的に特定し、分析し、提案させる制御パネル20上のコントロールを操作する。この例では、針経路計算部は、超音波画像上に点線97と99によりグラフィックスで示した2つの代替的挿入経路を見つけ、特定している。提案された挿入経路97は、現在の挿入経路90の左側に少し傾いており、提案された挿入経路99は、現在の挿入経路の右にあり、プローブ30の他の側からアクセスされる。臨床医がこれらの代替的挿入経路のうちのひとつに従って針の先端を動かすまたは再挿入すると、ナビゲーションシステムは、点線90を提案された経路に沿って動かし、密度曲線94は、変化して、新しい経路に沿った密度を表示する。臨床医は、生検手順を実行するのに最適と思われる挿入経路を選択できる。

【0015】

上記の例は組織密度曲線94の表示を示すが、具体的な実施形態では曲線の表示は省略してもよい。そうすると、システムは代替挿入経路のみを示す。可能性のある他の実施形態では、一連の密度値の平均 (average)、ピークまたは平均 (mean) 値などの数値により挿入経路に沿った組織密度を示す。他の可能性としては、提案される装入ライン97と99を無くし、針が様々な可能性のある挿入位置に動かされたとき、その針に沿った点線で示した挿入経路の密度曲線または値を示すだけでもよい。臨床医は、針の挿入の誘導を支援する針誘導を利用するなどを好むかも知れない。針が挿入されると、システムは、挿入経路をモニタし、それを推奨挿入経路と比較し、指示された経路に従っているか、または指示された経路からずれているか、臨床医にアドバイスする。上記の実施例のこのほかのバリエーションは、本技術分野の当業者には明らかであろう。

【 义 1 】



【 四 2 】

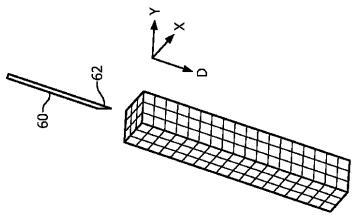


FIG. 2

【 四 3 】

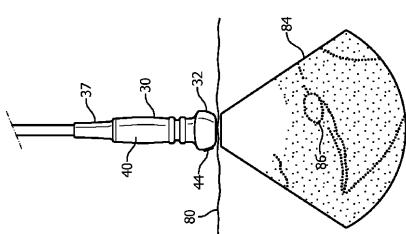


FIG. 3

(4)

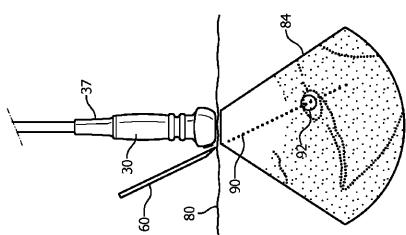


FIG. 4

(5)

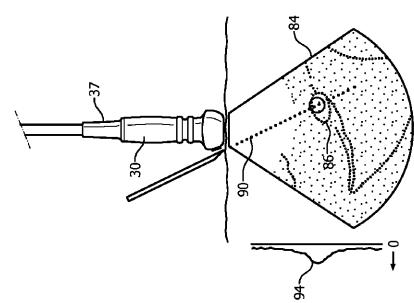


FIG. 5

〔 四 7 〕

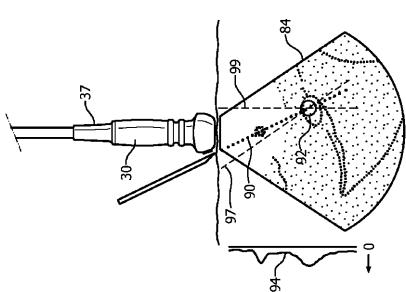


FIG. 7

【図6】

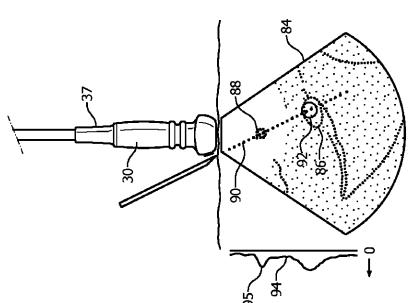


FIG. 6

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(74)代理人 100135079

弁理士 宮崎 修

(72)発明者 クダヴェリー,スリニヴァス ラオ

オランダ国, 5656 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス 44

(72)発明者 バンダル, ラジヤ セカール

オランダ国, 5656 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス 44

審査官 姫島 あや乃

(56)参考文献 特表2008-508905(JP,A)

特表2003-531516(JP,A)

特開2006-116319(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00 - 8 / 15

专利名称(译)	活检中针路的超声引导		
公开(公告)号	JP5992539B2	公开(公告)日	2016-09-14
申请号	JP2014552730	申请日	2013-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	クダヴェリースリニヴァスラオ バンダルラジャセカール		
发明人	クダヴェリー,スリニヴァスラオ バンダル,ラジャセカール		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/0858 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5207 A61B10/0233 A61B90/11 A61B2034 /107 A61B2090/378		
FI分类号	A61B8/14		
代理人(译)	伊藤忠彦 宫崎修		
优先权	61/587784 2012-01-18 US		
其他公开文献	JP2015507514A JP2015507514A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

将描述视觉上支撑活检针插入的超声成像系统。系统确定沿一个或多个针插入路径的像素的像素值。组织密度分析单元根据像素值估计沿针插入路径的组织密度。针路径计算器根据组织密度分析部分提出穿过成像组织的一个或多个优选路径，用于活检针插入。本系统可以与三维导航系统一起使用，该三维导航系统在三维空间中在空间上定位张力和超声图像平面。

【图 7】

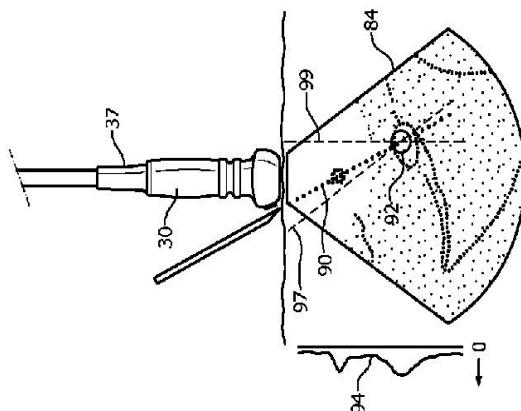


FIG. 7