

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-138847

(P2014-138847A)

(43) 公開日 平成26年7月31日(2014.7.31)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 24 O L 外国語出願 (全 58 頁)

(21) 出願番号 特願2014-170 (P2014-170)
 (22) 出願日 平成26年1月6日 (2014.1.6)
 (31) 優先権主張番号 13/733,310
 (32) 優先日 平成25年1月3日 (2013.1.3)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 510299444
 シーメンス コーポレーション
 Siemens Corporation
 アメリカ合衆国 ニュージャージー イズ
 リン ウッド アヴェニュー サウス 1
 70
 170 Wood Avenue South, Iselin, New Jersey 08830, United States of America

最終頁に続く

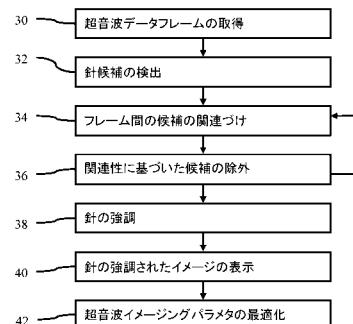
(54) 【発明の名称】診断用超音波イメージングにおける針の強調

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 医用診断用超音波イメージにおいて針を強調する方法を提供する。

【解決手段】 第1および第2の異なるビーム配向もつて、患者および当該患者体内の針を表す第1および第2の超音波データフレームをそれぞれ取得し30、第1の超音波データフレーム内の針候補を検出し、第2の超音波データフレーム内の針候補を検出し32、第1の超音波データフレーム内の針候補と第2の超音波データフレーム内の針候補とを関連づけ34、関連づけに基づいて強調された針を含む患者のイメージを表示し38、40、針に基づいて、超音波イメージングパラメタを適合させる42。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医用診断用超音波イメージにおける針を強調する方法であって、
第1および第2の異なるビーム配向でもって、患者および当該患者体内の針を表す第1および第2の超音波データフレームをそれぞれ取得し、
前記第1の超音波データフレーム内の針候補を検出し、
前記第2の超音波データフレーム内の針候補を検出し、
前記第1の超音波データフレーム内の針候補と前記第2の超音波データフレーム内の針候補とを関連づけ、
前記関連づけに基づいて強調された針を含む前記患者のイメージを表示し、
前記針に基づいて、超音波イメージングパラメタを適合させる、
ことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記取得は、ステアリングによる空間合成のための取得を含み、
前記表示は、ステアリングによる空間合成イメージとしてのイメージの表示を含む、
請求項1記載の方法。

【請求項 3】

前記第1および第2の超音波データフレーム内での針候補の検出は、
前記第1および第2の超音波データフレームに、ステアリングによるフィルタリングを施し、
前記ステアリングによるフィルタリングの結果からフィーチャを計算し、
機械学習分類器を用いて前記フィーチャから確率を計算することを含み、
前記針候補は前記確率から検出される、
請求項1記載の方法。

【請求項 4】

前記第1および第2の超音波データフレーム内の針候補の検出は、針の検出の階層的フレームワークを含む、請求項1記載の方法。

【請求項 5】

前記第1および第2の超音波フレーム内の針候補の検出は、方向性フィルタリングと、複数のフィルタリング結果に基づくハフ投票と、複数のフレームからのフィーチャの計算と、階層的検出とを含むデータを含む、請求項4記載の方法。

【請求項 6】

前記関連づけは前記第1の超音波データフレーム内の針候補と前記第2の超音波データフレーム内の各針候補との間の変換を計算することを含む、請求項1記載の方法。

【請求項 7】

前記関連づけは前記第1および第2の超音波データフレームにわたる前記針候補の各異なる組み合わせについての確率を計算することを含み、なお、当該確率は偏位量によって重みづけ処理され、

前記異なる組み合わせの確率に適用されるしきい値に基づいて針候補のサブセットを除外することをさらに含む、

請求項1記載の方法。

【請求項 8】

前記関連づけおよび前記除外を反復することをさらに含み、前記反復は前記除外された針候補のうちで行われる、請求項7記載の方法。

【請求項 9】

重みを計算することをさらに含み、各前記第1および第2の超音波データフレームの重みは正規化された確率を含む、請求項1記載の方法。

【請求項 10】

前記針に基づいた超音波イメージングパラメタの前記適合を、周期的に適合させることを含む、請求項1記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

医用診断用超音波イメージにおいて針を強調するためのプログラムされたプロセッサにより実行可能な命令を表すデータが記録された、コンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体において、前記記録媒体は、以下の命令すなわち、

異なるイメージについての、超音波データにより表される、推定される複数の針それについて第1の確率を計算し、

前記異なるイメージにわたる、推定される針の各組み合わせについての第2の確率を決定し、なお、前記第2の確率は、前記第1の確率および偏位の罰則に基づいており、

前記第2の確率がしきい値以下である組み合わせを除外し、

前記異なるイメージについて超音波データの重みづけ合成を行い、なお、前記重みづけ処理は、前記組み合わせの他の1つについての前記第2の確率に基づいており、

前記重みづけ合成から1つのイメージを生成する、

ことを含む、コンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体。

【請求項 1 2】

前記計算は、前記超音波データの、ステアリングによるフィルタリングからのフィーチャを、機械学習分類器に入力することを含む、請求項11記載のコンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体。

【請求項 1 3】

従前の除外に基づいて限定された組み合わせについての決定および除外を反復することをさらに含む、請求項11記載のコンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体。

【請求項 1 4】

前記重みづけ合成は、前記第2の確率の正規化を含む、請求項11記載のコンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体。

【請求項 1 5】

前記イメージ生成は、ステアリングによる空間合成イメージの生成を含む、請求項11記載のコンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体。

【請求項 1 6】

前記第1の確率の計算は、線および部分の検出の階層的フレームワークにおいて、推定される針を検出することを含む、請求項11記載のコンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体。

【請求項 1 7】

医用診断用超音波イメージにおいて針を強調するためのシステムであって、前記システムは、

異なる時点における、患者の領域および当該領域内の針を表すデータを記録するメモリ、

前記異なる時点の最初の時点における領域を表すデータ内の線候補を識別し、ピクセルに基づいて前記線候補をスコア化し、候補部分についてしきい値を超えるスコアを有する線候補を検索し、前記異なる時点にわたる動きに基づいておよび基準データからの差分に基づいて候補部分をスコア化し、前記候補部分の1つまたは複数に沿ってデータの強度を高めるプロセッサと、

前記高められた強度に基づいてイメージを表示するディスプレイと、
を備える、ことを特徴とするシステム。

【請求項 1 8】

前記データはデータフレームシーケンスを含む、請求項17記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記線候補を識別する前記プロセッサは、前記最初の時点についてのデータに、ステアリングによるフィルタリングを施し、前記線候補をスコア化する前記プロセッサは、前記ステアリングによるフィルタリングからの結果に対してハフ変換を適用する、請求項17記載のシステム。

【請求項 2 0】

10

20

30

40

50

前記ピクセルに基づいて前記線候補をスコア化する前記プロセッサは、各線候補について、前記線候補に沿った各ピクセルのスコアを合計することを含む、請求項 1 7 記載のシステム。

【請求項 2 1】

前記異なる時点全体にわたる動きに基づいてスコア化するプロセッサは、各候補部分について、端部から前記候補部分を分ける点の前記線候補に沿った一致した動きを識別することを含む、請求項 1 7 記載のシステム。

【請求項 2 2】

基準データからの差分に基づいてスコア化する前記プロセッサは、前記候補部分に沿って現在のデータフレームから開始データフレームを減算することを含む、請求項 1 7 記載のシステム。

【請求項 2 3】

前記プロセッサは、前記候補部分の少なくとも 1 つに基づいて、超音波スキャンのためのビームステアリングを制御する、請求項 1 7 記載のシステム。

【請求項 2 4】

強度を高める前記プロセッサは、ステアリングによるフィルタリングに対する応答の大きさおよび配向に適合的に基づいた値を加えることを含む、請求項 1 7 記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波イメージにおける針の位置の識別に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

生検、薬物送達または他の医療処置の際、針が患者体内に挿入される。臨床医はしばしば、治療しない器官に刺さることを避け、精度を上げるために、かつ / または、結果を良くするために、ガイドのための超音波イメージを用いる。超音波イメージにおけるノイズのために、針を信頼性よく見ることが難しい場合がある。針の可視性は、針の配向と超音波ビームの配向との間の角度に依存する。超音波ビームが針の配向に直交する場合、針の反射は最大化される。針の位置および超音波プローブの位置は、解剖学的構造により規定され、よって直交スキャン構成は、特に深く挿入された針については用いられない場合がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 3】

アクティブなステアリングによる超音波ビームを、針の可視性を高めるために用いることができる。得られるスキャンデータは、針を検出するために用いることができる。複数の推定される針を検出するためにハフ変換が用いられ、これらの推定される針は線としてパラメタ化される。ただ 1 つの針が存在すると仮定して、もっとも推定される針が針として検出される。検出された針は、ステアリングによるイメージからトリミングされ、次いで、選択された一視野における超音波イメージでもって平均化され、針の可視性が高められる。しかし、ハフ変換は超音波イメージ中のノイズの影響を受けやすい。

【0 0 0 4】

電磁センサまたは磁気センサなどのセンサが針に接続されてもよい。センサは針の位置をトラッキングするために用いられる。位置は臨床医に対して強調される。しかし、センサの追加はコストを増大させ、正規な較正を必要とし、既存の臨床ワークフローを変更させる場合もある。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 5】

はじめに、以下に記載される好適な実施形態には、医用診断用超音波イメージにおいて針を強調するための方法、システム、命令およびコンピュータ読み取り可能な記録媒体が

含まれる。イメージ中の針と関連づけられるイメージの強度は、複数の超音波イメージから合成されることによって適合的に強められおよび／または強調される。フィルタリング方法および確率的方法が、推定される複数の針の位置を位置づけるために用いられる。1つのアプローチでは、推定される複数の針が複数の要素フレーム中に見いだされ、これらの要素フレームは同時に取得されるが異なるビーム配向で取得される。推定される複数の針は、複数の要素フレームにわたって互いに関連づけられ、誤った検出はこの関連性に基づいて除外される。1つの超音波要素フレーム内の針の検出の一実施形態では、複数の線が最初に見いだされる。これらの線は、その後、推定される針の複数部分を見いだすために検索される。別の実施形態では、異なる時点からのデータを、針の動きおよび基準からの差分を見いだすために用いることができ、これにより、そのフィーチャが、針の検出のための1つの要素フレームからのフィーチャに加えて提供される。

10

【0006】

第1の態様では、医用診断用超音波イメージにおいて針を強調する方法が提供される。複数の超音波データフレームが異なるビーム配向でそれぞれ取得される。複数の超音波フレームは患者および患者体内の針を表す。針の候補が複数の超音波データフレームにおいて検出される。ある超音波データフレームにおける針候補は他の超音波データフレームにおける他の針候補と関連づけられる。複数の超音波データフレームにおける針候補のいくつかは、関連性に基づいて除去される。患者および針のイメージが表示される。表示される針は、関連づけられた針の複数の位置における複数の超音波データフレームからの重み付け合成に基づいている。

20

【0007】

第2の態様では、コンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体には、医用診断用超音波イメージにおいて針を強調するためのプログラムされたプロセッサにより実行可能な命令を表すデータが記録されている。前記記録媒体は、以下の命令すなわち、異なるイメージについての超音波データにより表される、推定される複数の針それぞれについての第1の確率を計算し、前記異なるイメージにわたる、推定される針の各組み合わせについての第2の確率を決定し、なお、前記第2の確率は、前記第1の確率および偏位の罰則に基づいており、前記第2の確率がしきい値以下である組み合わせを除外し、針に関する複数の位置における超音波データの重み付け合成から画像を生成することを含み、なお、前記重み付けは、組み合わせの内の他の1つについての第2の確率に基づいている。

30

【0008】

第3の態様では、医用診断用超音波イメージにおいて針を強調するためのシステムが提供される。メモリは、異なる時点における、患者の領域および当該領域内の針を表すデータを記録する。プロセッサは、前記異なる時点の最初の時点における領域を表すデータ内の線候補を識別し、ピクセルに基づいて、前記線候補をスコア化し、候補部分についてしきい値を超えるスコアを有する線候補を検索し、前記異なる時点にわたる動きに基づいておよび基準データからの差分に基づいて候補部分をスコア化し、前記候補部分の1つまたは複数に沿ってデータの強度を高める。ディスプレイは、前記高められた強度に基づいてイメージを表示する。

40

【0009】

本発明は、添付の請求項により定められ、上記記載はこれらの請求についての限定とみなされるべきではない。本発明の別の態様および利点は、好適な実施形態と関連して以下に説明され、独立にまたは組み合わせて後に請求項に記載される。

【0010】

図面中の構成要素は必ずしも寸法を決定するものではなく、代わりに、本発明の内容を例示するものに過ぎないことが強調される。さらに、図面中、同様の参照符号は他の図面全体において対応する部分を指す。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】医用診断用超音波イメージにおいて針を検出および強調するための方法の一実施

50

形態にかかるフローチャートである。

【図2】医用診断用超音波イメージにおける針を強調するためのシステムの一実施形態にかかるブロック図である。

【図3】患者中の針のグラフィック表示である。

【図4】医用診断用超音波イメージにおいて針を検出するための方法の一実施形態にかかるフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0012】

針または他の線状構造体の可視性は、フリーハンドまたは他の超音波プローブにより取得された超音波イメージ中で高められる。針は超音波データから位置づけられ、超音波イメージングのために強調される。各所定イメージ中の1つの位置を最初に識別するのではなく、推定される複数の位置の複数の組が1つまたは複数のイメージ中で識別される。各所定イメージ中で針の位置をより正確に識別するため、複数の異なるイメージからの推定される複数の位置が用いられる。複数の推定される位置を用いることにより、より正確な検出が提供可能である。複数の候補から最も推定される位置が選択される。

【0013】

生検針が実施例として用いられる。やり方は針に限らず、線状構造を有する任意の種類の道具に用いることができる。

【0014】

一実施形態では、種々のビーム配向で取得される、ステアリングによる複数の超音波イメージ中で、1つまたは複数の針が検出される。ステアリングによるフィルタリング(sterable filtering)のフィーチャおよびヘッシアンのフィーチャが、複数のステアリングによるイメージ(steered image)中の位置および配向を推定するために用いられる。複数の針の候補が各取得されたステアリングによる超音波イメージにおいて検出される。異なるステアリングによるイメージにわたる針の候補間の関連性が確立される。関連づけられた針の候補同士は、異なるイメージ中の同じ針に対応すると仮定される。誤った検出は除外され、針の候補の関連性に基づいて欠けている検出が回復される。針の検出結果は、複数のステアリングによるイメージを合成することにより、または、1つの超音波イメージにおける可視性を強化することにより、針の可視性を強化するために用いられる。超音波イメージングのパラメタは、針の検出結果により自動的に調整されてもよい。

【0015】

針検出の一実施形態では、1つまたは複数の針が階層的検出フレームワークにおいて超音波イメージ中で位置づけられる。線の候補が最初に検出される。線の候補には目標である針が含まれるが、線に類似して見える他の構造体も含まれうる。1つの超音波イメージ中の線状構造体を有する道具を検出するために、複数のフィルタリング結果が融合される。次いで、複数の線の候補に沿って、目標の道具を表す線部分に対する検索が行われる。階層的な線部分検出フレームワークにより、計算上の効率がもたらされる。

【0016】

他の実施形態では、複数の超音波イメージからの複数の針の候補によって、針の検出精度が向上可能である。たとえば、同一イメージ中の複数の針が検出され、強調される。針の検出は、フリーハンド超音波プローブを用いて行われてもよい。

【0017】

図1は、医用診断用超音波イメージにおいて針を検出し、強調するための方法の一実施形態を示す。本方法は、図2のシステムまたは異なるシステムにより実行される。本方法は、図示の順または異なる順で実行される。たとえば、ステップ36はステップ34の前に行われても良い。付加的なまたは異なるステップが設けられ、あるいは、より少ないステップであってもよい。たとえば、ステップ40は行われない。別の例として、針はステップ38の重みづけ合成無しで強調される。別の実施例では、本方法は、ステアリングによる空間合成(steered spatial compounding)にではなく、時間フィルタリングされるべきイメージシーケンスに用いられる。

10

20

30

40

50

【0018】

ステップ30において、超音波データが取得される。超音波データは2次元または3次元スキャン（たとえば平面スキャンまたはボリュームスキャン）によって取得される。超音波データは患者の一領域を表す。領域には、患者体内に入れられた針または線状構造体が含まれる。この領域のスキャンにより、針の一部または全体もスキャンされる。

【0019】

超音波データはデータフレームとして取得される。フレームは、所定時点の患者の全体のスキャン領域、平面領域またはボリューム領域を表す。スキャンの反復により、複数の異なる時点での同じ領域を表すデータフレームが取得される。フレーム以外の他のグループングも用いることができる。

10

【0020】

ステアリングによる空間合成のために、要素データフレームが取得される。要素データフレームは異なる空間応答を有する。要素データフレームは、電気的に、機械的に、または、トランスデューサの空間配置により、ステアリングされる。1つのまたは複数の、ステアリングによる要素データフレームは、異なるステアリング角度にて取得される。たとえば、トランスデューサを意図的に揺動させてまたは揺動させずに同じ位置に維持することにより、各要素データフレームは目標領域の実質的に同じ空間範囲にある。各要素データフレームのスキャン領域全体の大部分（90%超）またはほとんどは、他の要素フレームのスキャン領域と重なる。

20

【0021】

複数の要素データフレームの1つは、別の要素データフレームではなく、スキャン領域内の少なくとも1つの位置に対する、少なくとも1つの異なるスキャンライン角度に応答している。患者体内の少なくともいくつかの位置について、異なる複数の要素フレームからの交差するスキャンラインは、少なくとも2つの要素フレームについて異なる角度にある。異なる複数の方向からの位置のスキャンは、異なる空間応答を与える。

20

【0022】

別の実施形態では、たとえば視野拡大イメージングに伴う連続的なデータフレームの取得の間、トランスデューサは動かされる。ノンリニアのスキャンパターンが用いられる場合、トランスデューサが回転ならびに並進移動される場合、または、複数のトランスデューサを空間的に配置して複数の目標イメージを取得する場合、異なる複数の要素データフレームは異なる角度からの複数の重畳領域を表し、異なる空間応答が得られる。重畳領域に関するデータを組み合わせることにより、ステアリングによる合成が行われる。

30

【0023】

同じまたは異なる領域を表す2つ以上のデータフレームが取得される。たとえば、3つの要素データフレームのスキャンラインは同じフォーマットを有するが、異なる重畳領域をスキャンする。これらのスキャンラインは、任意のフォーマットで取得されてよく、たとえば、リニア、カーブドリニア、セクタ、カーブドセクタ、Vector（商標）、カーブドVector（商標）およびこれらの組み合わせで取得可能である。たとえば、リニアトランスデューサを用いて得られるスキャンラインは、3つの異なる角度（たとえば、±10度または法線）においてリニアまたは全体に方形または平行四辺形のスキャンフォーマットにおいて、3つの要素データフレームについてそれぞれステアリングされる。

40

【0024】

1つの要素データフレームについて、スキャンラインはトランスデューサ上の異なる位置にて始まるが、2つ以上のスキャンラインは同じ1つの位置から出発する。リニアフォーマットを用いると、スキャンラインは平行であり、トランスデューサ上の始点を有するスキャンラインの交差に対して同じ方向にある。各要素フレームのスキャンラインの多くは、同じ方向に延びる。別の例では、セクタまたはVector（商標）フォーマットについて、トランスデューサ14の上または後ろにあるスキャンラインの頂点位置でのスキャンにより、トランスデューサの面からの異なる複数の角度が得られる。トランスデューサの表面に沿ったスキャンライン密度は、均一であるか、または、スキャンラインの位置

50

に基づいて変化する。スキャンライン密度は、1つのデータフレームについて別のデータフレームと比べて異なっても良く、たとえば、異なる均一な密度を有したまは密度の変動において差分を有している。

【0025】

各要素データフレームは、異なるステアリング角度または空間応答に対応する。たとえば、スキャンラインの多くは、たとえば、第1の要素データフレームについてトランスデューサから10度左の第1の方向に延びる。スキャンラインの多くは、第2の要素データフレームについてトランスデューサから10度右の角度に延びる。スキャンラインの多くは、第3の要素データフレームについてトランスデューサに対して直交する。±10度以外の異なるステアリング角およびゼロも、2、3、4またはそれ以上の要素フレームとともに用いても良い。

10

【0026】

データフレームには視野またはスキャン領域を表すサンプルが含まれる。超音波データは検出前にビーム整形されたデータ、スキャン変換（たとえばBモード、フローモード、速度、エネルギーまたは分散）前に検出されたデータ、スキャン変換後のデータ、または、イメージとして表示されたデータである。超音波データは表示のためのイメージデータであるが、イメージデータはイメージを生成するために取得されたデータであってよい。ピクセルおよびイメージの語は、たとえば、実際に表示されるイメージを指し、または、表示を生成するための位置およびデータフレームを指す。

20

【0027】

超音波データフレームは、ステップ32において1つ以上の針を検出するために用いられる。これらの針は、最初に、ステアリングによるフィルタを複数のデータフレームに適用し、次いで学習ベースの検出器を用いてフィルタリング結果をトリミングすることにより、検出される。

【0028】

複数の針の候補が複数のデータフレーム中に検出される。たとえば、1つ以上の針候補が、ステアリングによる空間合成のための複数の要素フレームそれぞれにおいて検出される。代替的に、針候補は、データフレームシーケンスそれぞれにおいて検出されてもよい。

30

【0029】

各データフレームについての検出は、他のデータフレームについての検出から独立しても良い。1フレーム内の1つの候補針の最初の検出は、別のフレーム内の1つの候補針の検出に依存しない。代替的な実施形態では、複数フレーム内の針候補の共同検出が用いられる。

【0030】

線状構造体の任意の検出を用いることができる。針はグレースケール（たとえばBモード）超音波イメージまたはデータフレーム内のリジッドモデルとして表される。針はR（W, L, K, , x_c, y_c）として記述される。WおよびLは針の幅および長さである。Kはイメージ強度として表される針の反射である。はイメージ中の針の配向である。（x_c, y_c）は、針の中心位置である。針の他のパラメタ化が用いられても良い。パラメタ化された針Rは、2D強度関数として見ることができる。針の検出とは、超音波データフレームから針のパラメタセットX = {W, L, K, , x_c, y_c}を推定することである。

40

【0031】

一実施形態では、ステアリングによるフィルタリング方法が、針の検出に用いられる。データフレームは、線状構造体を識別するための方向性フィルタリングでもってそれぞれフィルタリングされる。複数の要素データフレームがフィルタリングされる。ステアリングによるフィルタリングにより、イメージ中の一点を通過する線の長さの配向および強度の推定が得られる。マルチスケールのステアリングによるフィルタリングを、針の幅の推定のために用いることができる。針の一部の配向および強度を推定可能な他のフィルタリ

50

ング方法を用いても良い。一実施形態ではヘッサンフィルタリングが用いられる。

【0032】

ステアリングによるフィルタリングでは、3つの配向におけるフィルタの応答が計算され、3つの配向以外のすべての他の配向におけるフィルタリング応答が補間される。一実施形態では、フィルタは、ガウス関数の二次導関数である。ガウス関数のカーネルサイズは針の幅に一致するよう調整される。マルチスケールのステアリングによるフィルタリングでは、複数のカーネルサイズが用いられる。針の幅は複数のフィルタリング結果から推定されても良い。他のフィルタをステアリングによるフィルタリングについて用いてもよい。ステアリングによるフィルタリングにおける3つの配向は、水平、垂直および対角またはその他であってよい。付加的な配向をフィルタリングに用いても良い。

10

【0033】

ステアリングによるフィルタリングの結果は、針に属する複数の点の確率を計算するために用いられる。ノイズのため、イメージのフィルタリング方法は、それでも誤った検出を生む可能性がある。学習ベースの検出器が低品質のイメージにおけるリッジ候補のさらなる識別のために学習される。

【0034】

任意の機械学習を用いることができる。機械学習分類器は任意の1つまたは複数の分類器であってよい。単一分類または二値分類器、異なる分類器の集合、カスケード分類器、階層分類器、多分類分類器、モデルベース分類器、機械学習ベースの分類器、またはこれらの組み合わせを用いることができる。多分類分類器には、CART、k近傍法、ニューラルネットワーク（たとえば、多層パーセプトロン）、混合モデルその他が含まれる。確率ブースティングツリーも用いることができる。

20

【0035】

検出の際、学習した針検出器は、ステアリングによるフィルタリングからの候補が本当の針に帰属するか、または、ノイズによって生成されたものかを検査する。分類器は、イメージ内の各点Xに関連づけられた確率P(X)および推定される配向を出力する。

【0036】

フィルタリングまたは検出器のいずれかからの、本当の針に帰属する点の候補は、針の検出に用いられる。一実施形態では、検出器は、点の候補に基づいて針を検出するように学習させることができる。任意の機械学習を用いることができる。単一分類または二値分類器、異なる分類器の集合、カスケード分類器、階層分類器、モデルベース分類器、機械学習ベースの分類器、またはこれらの組み合わせを用いることができる。確率ブースティングツリーを用いることができる。分類器への入力には、データ、フィルタリング結果、点候補の推定結果が含まれ、これらは線の候補に関連づけられている。

30

【0037】

図4は、医用診断用超音波イメージにおいて針を検出するための別の方法を示す。階層的検出フレームワークにおいて、線の候補が最初に検出される。線の候補には針24が含まれるが、線に類似して見える他の構造体も含まれうる。次いで、線の候補が針24を表す線の部分について検索される。階層的検出フレームワークにより、計算効率が得られる。

40

【0038】

本方法は、図2のシステムまたは異なるシステムにより実行される。本方法は、示される順序または異なる順序で実行される。付加的なまたは異なるステップが設けられ、より少ないステップで行われても良い。たとえば、ステップ62はなくともよい。別の例として、針は、ステップ60における強度の向上なく強調される。図2の方法の態様が図4の方法において用いられてもよく、たとえば、ステアリングによる空間合成およびイメージ間の関連づけが用いられる。図4の方法の態様が図2の方法において用いられ、たとえば、個々の針候補の検索のための線部分の階層、および/または、複数フレームにおける検出のための基準からの差分または動き履歴が用いられても良い。

【0039】

50

ステップ 50において、1つ以上の超音波データフレームが取得される。これらのフレームは、ステアリングによる空間合成のためのものではない。代わりに、これらのフレームは、異なるステアリング無しのシーケンスにおける領域および針 24を表す。代替的実施形態では、これらのフレームは、ステアリングによる空間合成のための要素フレームである。単一フレームのみが取得可能である。1フレーム以外のデータの他のグルーピングを用いても良い。ステップ 30に関して上記で説明した任意の取得を用いることができる。データは、スキャンまたはメモリからの転送により取得されても良い。

【0040】

ステップ 52において、線の候補が識別される。線の候補は、患者の一領域を表す超音波データから識別される。線の候補は1つのフレーム内で識別される。複数フレーム内の識別のためにには、各フレームについての個別のまたは独立の識別が行われる。代替的に、複数フレームにわたる共同識別が提供される。

10

【0041】

線の候補は、端点のない直線である。線の候補は、スキャン領域の一端から別の一端へ延びる。線の候補は、 $L = (\quad, \quad)$ として定義される。 θ は線の配向であり、 O は原点から線までの最短距離である。図 3 は、一つの部分と1つの端部からなる1本の線を示す。

20

【0042】

一実施形態では、複数の線候補に沿った複数の点は、ステアリングによるフィルタリングを用いて識別される。たとえば、図 1 について上述したステアリングによるフィルタリングが用いられる。代替的実施形態では、別の種類のフィルタリングが、複数の線と関連づけられたデータを検出するために用いられる。たとえば、ヘッシアンフィルタが適用される。ステアリングによるフィルタリングと同様に、ヘッシアンフィルタは線状構造体を検出するように設計される。異なる種類のフィルタリングを組み合わせてもよく、たとえば、ヘッシアンフィルタリングとステアリングによるフィルタリングの両方を針の検出のために用いても良い。

20

【0043】

フィルタリングは、線に関連づけられないデータを除外し、線に関連づけられるデータを残すように設定される。針 24 は幅を有する。フィルタリング、たとえば、カーネルサイズは、針 24 の予測される幅およびスキャンスケールに基づいて設定されてもよい。代替的に、幅は、マルチスケールフィルタリングから推測される。幅情報を用いることにより、たとえば骨に関連づけられる、広すぎる線の識別を避けることができる。

30

【0044】

ステップ 54において、線候補がスコア化される。スコア化は、線候補の強度を表す。スコアは確率、正規化された重み、または、計算値であってよい。スコアは各線候補について決定される。

【0045】

スコアは線に沿ったデータに基づいている。イメージの項において、スコアは、線のピクセルに基づいている。各位置からの寄与が合計されてスコアが得られる。ステップ 52 のフィルタリングからの出力またはステップ 52 のフィルタリングの前のデータがスコア化に用いられる。

40

【0046】

任意のスコア化を用いることができる。一実施形態では、ハフ変換がステアリングによるフィルタリングの結果に適用される。複数のフィルタを、1つの所定の線候補に用いても良い。ピクセルを p として記述して、ピクセルについてのフィルタからの応答を、大きさおよび配向についてそれぞれ $Mag_i(p)$ および $Ori_i(p)$ と記述する。 i 番目のフィルタから候補線 L への投票は $C_i(p)$ である：

$$C_i(p) = Mag_i(p) \cos(\theta - Ori_i(p)) \quad (1)$$

線候補のスコア $C(L)$ は、線 L に沿った全てのピクセルのスコアの合計である：

50

$$C_i(L) = \sum C_i(p) \text{、但し、} p \text{は組 } L \text{ 内にある。} \quad (2)$$

投票スコアは各フィルタについて [0 , 1] に正規化されても良い。複数のフィルタが用いられる場合、スコアは組み合わせられる。平均化などの任意の組み合わせを用いることができる。重みづけ平均を用いても良い。たとえば、一種類のフィルタはより決定的であるとみなされ、このフィルタリングからのスコアは相対的により重く重みづけされる。最終的な線候補の投票信頼スコアは以下のように与えられる：

$$C(L) = \sum_i w_i C_i(L) \quad (3)$$

式中、 w_i は i 番目のフィルタの重みである。

10

【 0 0 4 7 】

最大の信頼スコアを有する線候補が見いだされる。最大の信頼スコアに対応する線候補が識別される。しきい値を用いて、たとえば十分なスコアを有する任意の数の線候補を位置づけてもよい。他の実施形態では、数が制限され、たとえば、5 以下の線候補に制限される。6 以上の線候補がしきい値を超える場合、上位の 5 つが選択される。他のしきい値処理または選択を用いても良い。

【 0 0 4 8 】

ステップ 5 6 において、部分候補が選択された線候補から見いだされる。1 つ以上の部分が各線候補について見いだされる。一実施形態では、ただ 1 つの部分候補が各線候補について見いだされる。部分とは線の一部である。この部分は 1 つ以上の端点を有する。部分は $S = (, , Seg)$ として定義される。Seg は線上的部分を定義する。図 3 は、
、
で定義される線上的部分 Seg を示す。部分は、線に沿った針 2 4 の位置に対応する。

20

【 0 0 4 9 】

線候補が識別された後、線が検索され、針のパラメタ $S = (, , Seg)$ に関する部分が見いだされる。任意の検索基準を用いることができる。たとえば、線に沿ったフィルタリング結果からの強度の差分が計算される。推定される先端位置は線に沿った異なる複数の位置に位置づけられ、線の各側における強度が合計される。合計において最も大きい差分を有する位置が端部から部分を分離する先端位置を示す。別のやり方では、線に沿った勾配が計算される。複数の位置ウインドウにわたる最大の勾配が選択される。

30

【 0 0 5 0 】

ステップ 5 8 において、部分候補が記録される。たとえば、線候補からの部分候補の識別は、スコア化に一部または全体的に基づいている。最大のスコアを有する部分が、所定の線候補についての部分候補として選択される。

【 0 0 5 1 】

一実施形態では、線 L に沿った各部分候補 S について、スコアは以下のように定められる：

$$C(S) = (((\sum_{\text{組 } S \text{ 内の } p} C(p)) / |S|) - ((\sum_{\text{組 } S \text{ 内の } p'} C(p')) / |S|)) \text{sqrt of } |S| \quad (4)$$

式中、 T は線 L に沿った部分 S の外側の端部である。各候補線に関して、最大スコアを有する候補部分が選択される。

40

【 0 0 5 2 】

一本の針を位置づけるため、全ての線候補から 1 つの部分候補が最終的な針検出結果として選択される。複数の針について、しきい値スコアを超える全ての部分または上位の X 個 (X はユーザにより針の数として入力される) の部分が選択される。

【 0 0 5 3 】

1 つのフレーム内の線状構造体の検出は、低い品質に影響される。一実施形態では、品質が最適ではない場合に対処するため、複数のフレームを用いた検出が用いられてもよい。複数のフレームは時間シーケンスにおいて連続的に取得される。複数のフレームには、現在および / またはそれ以前に取得された要素フレームが含まれる。一実施形態では、

50

複数のフレームが異なるビーム配向で取得される。別の実施形態では、複数のフレームが異なるビーム配向を用いて取得され、空間的に配列される。本方法は、単一フレームにおける検出よりも、複数のフレームから抽出されたより多くのフィーチャを用いる。個別フレームにおける線および部分の検出に基づくスコア化が用いられるが、他のフィーチャに基づく付加的なスコア化が行われる。他のフィーチャはフレーム間の比較に基づいている。

【0054】

一実施形態では、異なる時間からのフレームにわたる動きに基づいて候補部分がスコア化される。針24は、時間にわたって一致して動く傾向がある。各候補部分について、候補部分を端部から分離する点の線候補に沿った一致した動きが識別される。時間tでのフレームにおける動きピクセル(p, t)がフレーム間差分 $I_t - I_{t-1}$ (Iは超音波イメージ)のしきい値処理により得られる。所定の候補線 $L = (\cdot, \cdot)$ について、線における位置 $p = (x, y)$ は、1D線座標においてdとして定義され、ここで、 $d = x \sin(\cdot) + y \cos(\cdot)$ である。動きピクセルの一致したシーケンスは以下のように定義される：

$$(d_i, t_i)^{(p, \theta)}_{1 \leq i \leq m}, \text{ 但し, } t_i < t_{i+1} \text{ かつ } d_i < d_{i+1} \quad (5)$$

動きピクセルのシーケンスは針の動きにより生じる一致した動きの軌線を表すために用いられる。一致した動きを定量化するために、最も長い動きピクセルのシーケンスの長さが用いられる。各線上の最も長い動きシーケンスを見いだすことは、有向グラフ内の最長路問題である。

【0055】

一実施形態では、一致した動きの最長のシーケンスは、時間tにおける動きピクセル(x, y, t)を考慮することにより見いだされる。ピクセルは、(x, y, t)を通過する全ての線についての線座標(d, t)に変換される。新たな動きピクセル(d, t, s)は、この線に加えられる。式中、sは、このピクセルで終端する最長の動きピクセルのシーケンスである。それ以前の動きピクセルがない場合、s = 1である。そうでなければ、 $s = 1 + \max S_i (t_i < t \text{ かつ } d_i < d \text{ について})$ である。動きの記録を更新した後、最長の動き部分、すなわち、最長のsが、各線上の各dについて見いだされる。

【0056】

シーケンスを通じかつ線に沿った部分の動きを識別する他のやり方を用いても良い。たとえば、先端の速度が計算され、速度は一致した速度のフレーム数を見いだすためのしきい値である。

【0057】

動きおよび動き履歴が、各部分候補についてスコア化される。任意のスコア化を用いることができ、たとえば、一致した動きの時間の量が用いられる。一実施形態では、動き履歴からの投票スコアは、部分から計算された最長の動き経路と、対応する端部を含む場合の最長の動き経路との間の差分として定義される。差分が小さいほど、よりよい部分候補を示す。逆変換またはガウス関数等の関数により、より小さい差分がより大きい投票スコアに変換可能であり、これにより、他のフィーチャのスコア化との使用が可能となり、この際、大きいスコアは針24をより反映する。

【0058】

付加的および代替的実施形態では、基準データからの差分がスコア化される。現在の候補線および/またはフレームの候補部分が基準データと比較される。たとえば、シーケンス中における、テンプレートのデータフレーム、第1のデータフレーム、最初のデータフレーム、中間のデータフレームまたは他のデータフレームが基準として選択される。現在のデータフレームが基準に対して比較される。比較のために減算を用いることができるが、相関または類似性または差分の他の基準を用いることができる。比較は候補線および/または候補部分に制限されてよく、たとえば、フィルタリング後の現在のフレームおよび基準フレームにおける候補線に沿って差分が計算される。

10

20

30

40

50

【0059】

一実施形態では、現在のフレームとイメージ取得開始時のフレームとの差分が抽出される。基準フレームまたは最初のフレームは I_0 として記述される。プローブがあまり動かないという仮定の下で、大きい差分は、現在のイメージと開始フレームとの間の針の動きによって生じる、より多くの動きを意味する。スコアの1つの例は以下のように定義される：

$$C_i(S) = (\sum |I_t(p) - I_0(p)|) / |S| \quad (6)$$

他のスコアを用いても良い。

【0060】

スコア化のためのフィーチャは、複数のイメージから抽出される。このようなフィーチャには、動き履歴、2D / 3D フィルタリング（ステップ 56 からのスコア）、および、フレーム差分が含まれる。付加的なスコア、異なるスコア、または、より少ないスコアが含まれても良い。複数のフレームにおける検出のために用いられるフィーチャは、これらの列記したものに限られない。時間的および / または空間的な道具の情報を保有する任意の種類のフィーチャを、投票に用いることができる。

【0061】

各フィーチャについての投票スコアが計算される。部分候補のスコア化のために、異なるフィーチャに関する異なるスコアが組み合わされる。たとえば、部分候補に関するスコア、動き履歴に関するスコア、および、基準差分に関するスコアが組み合わされる。任意の組み合わせ、たとえば、合計または平均を用いることができる。重み付き平均を用いて、1つまたは複数のスコアを他に対して強く重みづけしてもよく、たとえば、ステップ 56 の部分スコアは他のフィーチャのスコアよりもより強く重みづけされる。

【0062】

組み合わされたスコアは、各候補部分について、または、選択された数の候補部分について得られる。最大のスコアがしきい値を超えるとき、対応する部分は針 24 として出力される。複数の針が存在しうる場合、しきい値を超えるスコアを有する全ての部分が出力される。針の数が既知であるか、または、複数の針の候補が必要とされる場合、より大きいスコアを有する相応の数の部分が、検出結果として選択される。

【0063】

図 1 を参照して、各要素データフレームの針候補について確率が決定される。確率は各候補について得られる。データフレーム中に表される実際の針のさらなる識別のために、全ての候補が用いられてもよい。代替的に、1つまたは複数の候補が除外されても良い。たとえば、しきい値がこれらの確率に適用される。しきい値は、予め決定されてよく、または、より高い確率を有する候補の割合または特定数の選択に基づいてもよい。

【0064】

ステップ 34 において、異なるデータフレームについての針候補同士が関連づけられる。関連づけによって、複数のデータフレーム中の同じ針候補が識別される。1つのデータフレーム内の針候補は別のデータフレーム内の針候補と対にされ、または、関連づけられる。個々のステアリングによるフレームにおける候補針の検出は、ノイズに影響されやすい。単純な投票としきい値処理の方法、たとえば、ハフ変換によっては、検出不足および誤検出が生じうる。ステアリングによるフィルタリングおよび学習ベースの検出を用いても、個々のフレームにおけるエラーは依然として存在しうる。本当の針を確認し、誤検出をさらに除外するため、異なるフレーム間の複数の針検出結果が互いに関連づけられる。

【0065】

異なるフレーム内の針候補の間の変換が計算される。もっとも尤度の高いまたは最良のマッチングが変換から決定される。 i 番目のフレームにおける j 番目の針候補が $X_{i,j}$ として存在する。異なるイメージから得られる針候補の対 $X_{i,b}, j_b$ および $X_{i,a}, j_a$ の間の変換は、 $T(a, b)$ として記述される。針の関連づけは、針の対応を識別すること、および、最大確率を有するこれらの間の変換を予測することである：

10

20

30

40

50

$$T^{(a,b)} = \arg \max P(T', X_{i_b,j_b}, X_{i_a,j_a}) \quad (7)$$

代替的に、1フレーム内の各針候補は、他のフレーム内の全ての針候補と関連づけられる。変換は、可能なマッチングのそれぞれについて決定される。

【0066】

変換を解くため、分類器または他のソースによって出力された確率が複数フレームにわたる針候補の組み合わせについての確率を計算するために用いられる。最大のまたは十分な確率を有する組み合わせを識別するために、可能な組み合わせのそれぞれについての確率が決定されても良い。

【0067】

実質的に異なる配向および/または空間位置を有する候補針のマッチングを避けるため、組み合わせの確率が配向および/または偏位の差分の量によって重みづけされてもよい。この重みづけはより大きい偏位および/または回転を不利にする。

【0068】

針候補の検出が異なるイメージ間の動きに依存しないと仮定して、式(7)は以下のように表される：

$$P(T, X_{i_b,j_b}, X_{i_a,j_a}) = P(T)P(X_{i_b,j_b})P(X_{i_a,j_a}) \quad (8)$$

各針候補の確率 $P(X)$ は、個々の針の検出を形成する確率である。この確率は、機械学習分類器によって出力されるが、別のソースたとえばリッジモデリングから得られても良い。 $P(T)$ は2つの候補の間の大きい偏位を罰則付けするよう定義される。一実施形態では、 $P(T)$ は1つの針候補を中心としたガウス形であるが、他の重みづけ関数を用いても良い。ガウス形のサイズまたは分布は、偏位および/または配向に基づいた罰則付けが得られるように設定される。複数の罰則項を用いてよく、たとえば、1つを偏位について、1つを配向について用いても良い。

【0069】

要素フレームは異なる時点で取得されうるため、患者および/またはトランステューサの動きのためにフレームが配列されない場合がある。相関またはセンサに基づく測定を用いてフレーム間の空間オフセットを決定しても良い。この空間オフセットは、たとえば異なるイメージ中の候補針間の偏位および/または配向の基準の変更により、罰則項に導入されても良い。

【0070】

候補針の関連づけは、3つ以上のイメージ中の複数の針候補に拡張してもよく、たとえば、3つの要素フレームを用いた3つの候補針の組み合わせについて拡張できる。かかる場合、確率的データ連結 (PDA: probabilistic data association) またはグラフベース最適化法を、より複雑な関連づけ問題を解くために用いても良い。

【0071】

ステップ36において、1つまたは複数の針候補が除外される。貪欲法、グラフベース最適化法、または、PDAが用いられる場合、1つまたは複数の針候補が関連づけされなくとも良い。これらの針候補は、ノイズとして除外される。他の針候補は、個別の針候補についての確率に対してしきい値を適用することにより除外可能である。代替的実施形態では、針候補は、個別の検出がより正確である低ノイズ状態などでは、個別の候補として除外されない。

【0072】

関連づけのために計算される変換または確率が、1つ以上の針候補を除外するために用いられる。関連づけからの確率をしきい値処理することにより、針候補を除外できる。しきい値は、針候補の異なる組み合わせのそれぞれに適用される。しきい値以下の組み合わせとのみ関連づけられる針候補は、除外される。

【0073】

候補の関連づけおよび除外は、反復されても良い。開始の際、N個の異なる超音波デー

10

20

30

40

50

タフレームにおける複数の針候補が互いに関連づけられる。関連づけされた針候補の組はプール = { X_{i_a, j_a} , $a = 1, \dots, N$ } として記述される。候補の関連づけに基づいて、外れ値が識別され、針のプールから除外される。外れ値は、関連性の欠如によって、または、しきい値以下の組み合わせのみでの関連性によって、除外される。たとえば、針 X_{i_a, j_a} は、その関連性の確率がしきい値未満である場合、外れ値である: $P(T_{a, b}, X_{i_b, j_b}, X_{i_a, j_a}) < \dots$ 、但し、 $b = a$ であり、かつ、 \dots は所定のしきい値である。関連づけの全てまたはサブセットがしきい値処理される。

【0074】

1つまたは複数の針候補のしきい値処理および除外の後、新たな候補の関連づけが決定される。関連づけされた針の組およびこれらの変換は、次いで、更新された候補の組を用いて洗練される。残りの針候補はフレーム間でマッチングされ、対応する確率が計算される。確率は、より少ない針候補のために異なる場合がある。関連づけはより小さい領域内で検索されても良い。より小さい領域は、罰則項の幅または分布を減少させることにより、または、プール内に残るこのような候補の多数または中央値を有する領域に候補針を限定することにより、実現可能である。

10

【0075】

反復は、関連づけられた針の組が安定化するまで続けられる。各反復において、ステップ34の関連づけおよびステップ36の除外が行われる。領域または罰則項は各反復について同じかまたは異なる。たとえば、領域は、組のレベルへと小さくされ、その後、同じに維持される。除外が反復においてもはや生じなくなれば、処理は安定化する。

20

【0076】

上記方法は、存在する各針を検出するために、超音波要素フレームの1つのグループに適用される。残っている関連づけられた候補が実際の針と見なされる。候補が複数の関連づけグループに含まれる場合には、その後、より大きい確率の1つのグループが選択され、他の関連づけは用いられない。代替的に、候補は重畳するまたは隣接する複数の針を表すと見なされ、両方のグループが維持される。1つの所定のグループが各要素フレーム内における同じ針を表す。

【0077】

ステップ38において、検出された針が強調される。一実施形態では、複数の要素フレームの一体的な合成により針が強調される。各要素フレーム内に同じ針が表されるため、ノイズの効果はステアリングによる空間合成により相対的に低減される。針候補は累積的に合計される一方、よりランダムなノイズは同じ強度および/または空間範囲まで累積的に合計されないため、合成によって針の可視性は高められる。合成されたフレームには、1つの視野または要素フレームからは隠れている、より多くの情報が含まれる。

30

【0078】

ステアリングによる空間合成に関して、組み合わせは、入力された要素フレームまたは元々取得された要素フレームからなる。要素フレームは、たとえば、ローパスフィルタリングされ、または、そうでなければ、組み合わせの前に処理される。他の実施形態では、組み合わせは、ステアリングによるフィルタリングから出力されたフレームからなる。

40

【0079】

要素フレームには、特定位置を表すデータが含まれる。たとえば、フレームの配列は正確であると推定されるか、または、さらなる配列が組み合わせの前に行われてもよい。データ相関またはトランスデューサ位置センサを用いて、要素フレーム間の並進移動および/または配向の変化を決定しても良い。

【0080】

複数のデータフレームが同じ位置またはグリッドを表す場合、所定の位置を表す各フレームからの値が組み合わされる。一実施形態では、検出されスキャン変換された複数のデータフレームが一体に合成される。スキャン変換情報が用いられるため、各要素フレームのデータは同じフォーマットおよびグリッドパターンにあるか、または、空間位置サンプリングにある。複数のデータフレームが異なる複数のグリッドに沿ったサンプリングを表

50

す場合、最近隣法または補間が選択のために用いられるか、または、組み合わせのために用いられる値が選択または計算される。データがスキャン変換の前に合成される場合、補間、補外または他の処理が、近接または類似するが、同一ではない空間位置を表す全てのデータを合成するために用いられる。

【0081】

組み合わせは針に沿った各位置についてである。データフレームは、少なくとも重畠領域において同じ位置を表す。各要素フレームは、表示または重畠領域を表す空間位置について一体に合成される。異なる位置が、異なる数のフレームおよび対応する値に関連づけられてもよい。たとえば、重畠領域より多くを表すイメージが生成される。ステアリングによって、全ての要素フレームの重畠領域の外側の位置をより少ないフレームが表す。任意の数の要素フレームを用いて、所定の位置、たとえば、重畠領域についての全てのフレームと、全ての他の位置についてよりも少ないフレームとについての値を決定してもよい。

10

【0082】

組み合わせは重みづけされる。一実施形態では、等しい重みづけが用いられる。組み合わせは各位置についてのデータの平均である。他の実施形態では、重みづけは針のさらなる強調のために用いられる。ある要素フレームが、別のよりも強調されても良い。強調は、位置により変わってもよく、たとえば、1つの位置についてある要素フレームを別の要素フレームよりも強調し、また別の位置について他方を一方よりも強調してもよい。代替的に、同じ重みづけが要素フレームの重畠領域について適用される。

20

【0083】

重みづけはステップ36における除外の後に残っている針候補に基づいて選択される。たとえば、異なる要素フレームにおいて同じ針として識別される候補の関連づけまたはグループについての確率を用いて、重みが選択される。別の例では、重みは要素内の個別の針候補についての確率の相対的な重みに基づいて割り当てられる。針が1つの要素フレーム内でより高い確率を有する場所では、その要素フレームは、他の要素フレームよりも重く重みづけされる。重みの選択は、確率または他の基準からのリニアまたはノンリニアマッピングを用いることができる。

【0084】

一実施形態では、残りの針は選択された超音波フレーム I_c (合成されたフレームまたは要素フレームのいずれか) に変換される。針はその重みに基づいて変換される：

$$I_c(x) = \sum_b P_b I_b(x'_b) \quad (9)$$

式中、 x'_b は変換された針であり (すなわち、 $x'_b = T^{(a, b)}(x_{i_b, j_b})$)、 a 番目のイメージは強調された針を表示するために用いられる。 P_b は検出された針 x_{i_b, j_b} の確率であり、これは合成から正規化される：

$$P_b = (P(T^{(a,b)}, X_{i_b,j_b}, X_{i_a,j_a})) / (\sum_b P(T^{(a,b)}, X_{i_b,j_b}, X_{i_a,j_a})) \quad (10)$$

【0085】

確率は、2つのフレーム内の関連づけられた1つの針の間であるが、フレームの数は任意であって良い。正規化によって、異なる超音波ビームの配向に針の検出および幾何的な関連性が導入され、したがって、ロバスト性が得られる。他の強調も付加的にまたは代替的に用いることができる。一実施形態では、選択された部分に沿ったデータの強度またはスカラー値が増大される。どのような増大であってもよく、たとえば、一定毎の増大であってもよい。たとえば、イメージ $I(p) = I(p) + \dots$ 、但し、 \dots は定数、である。線に沿った結果値は、たとえばローパスフィルタリングされて、より高周波の変動が除外される。

40

【0086】

一実施形態では、増大は、ステアリングによるフィルタリングへの応答の大きさおよび / または配向に適合的に基づく値毎である。たとえば、部分に沿った強度は、一定に、か

50

つ、フィルタリング結果毎に増大される：

$$I(p) = I(p) + \alpha + \beta_i \text{Mag}_i(p) \cos(\theta - \text{Ori}_i(p)) \quad (11)$$

式中、 α は定数または重みである。フィルタリング結果は、針の検出に用いられたフィルタのすべてまたはサブセットであり、たとえば、選択された部分に最も近く関連づけられた 1 つの帯域幅についてのおよび / または方向についてのフィルタリング結果である。

【 0 0 8 7 】

付加的なまたは代替的な種類の強調を用いても良い。たとえば、グラフィックが部分位置にオーバレイされる。別の例として、針に関連づけられた位置が異なって色づけされる。

10

【 0 0 8 8 】

ステップ 4 0において、イメージが表示される。超音波イメージから位置づけられた針でもって、針の表示が強調され、イメージガイド用に可視化される。針の強調は選択された 1 つの超音波イメージ中に表示される。イメージはスキャンされた領域のものである。患者組織および針の両方は、このイメージ中に表示される。たとえば、重みづけされた合成フレームは、ステアリングによる空間合成イメージを生成するために用いられる。別の例として、要素フレームは合成無しでイメージを生成するために用いられる。このイメージは、たとえば、所定の種類のスキャンまたは用途のために最適化された超音波イメージである。針および患者組織がイメージ内に示される。このイメージは、検出された針を含まないものよりも、強調のために、針をより見やすく示す。

20

【 0 0 8 9 】

ステアリングによる空間合成のために、患者体内の位置を表す値の合成フレームは、ピクセルまたはイメージ値を決定するために用いられる。このイメージは、重畠領域からなるが、他の位置を含んでも良い。このイメージは、組み合わされた視野から生成された空間合成イメージである。合成フレームは、ステップ 3 8 の合成から出力される。付加的処理を用いてもよく、たとえば、合成されたデータフレームの空間的および / または時間的フィルタリングを用いても良い。

30

【 0 0 9 0 】

針の可視性をさらに向上させるため、超音波トランスデューサまたはプローブが異なる位置に動かされ、図 1 の方法が反復されても良い。他の実施形態では、プローブは、要素フレームを取得するために動かされるか、または、複数の要素フレームの異なるグループが異なる複数のプローブ位置にて取得される。位置センサ（たとえば磁気位置センサ）が超音波プローブに取り付けられ、および / または、データベースに基づく位置合わせが複数の異なるプローブ位置からの要素フレームの相対空間位置を決定するために用いられる。異なる複数のプローブ位置における針候補は、次いで、関連づけおよび合成のために、空間的に配列される。

【 0 0 9 1 】

イメージ強調に加えてまたはその代わりに、超音波システムがステップ 4 2において検出された針に基づいて制御されても良い。ビームステアリング方向および / またはスキャンのための他のパラメタは、1 つまたは複数の候補部分に基づいて設定される。たとえば、部分候補が針として選択される。所定の現在のプローブ位置および当該領域に最も垂直なステアリングがスキャンに用いられる。

40

【 0 0 9 2 】

超音波イメージ特性は、道具の検出結果に影響しうる。超音波イメージ特性は超音波機械パラメタによって定められる。パラメタは針の検出における支援のために自動的に設定されても良い。超音波機械パラメタは、針の検出の開始時に自動的に適合され、たとえば、ステップ 5 4 における線候補の選択の後、または、図 4 の方法の反復の後に適合される。適合は、起動に応じて周期的に、または、ユーザの起動に応じてスキャン中に連続して行われる。

50

【 0 0 9 3 】

1つのパラメタはビームステアリング角である。針の検出の開始の際、ビームステアリング角は、全ての可能な角度において最初に検索される。可能な角度範囲は、超音波機械の物理パラメタに依存しており、異なる機械および/またはトランステューサに対して異なっても良い。針の検出は、複数の角度において取得された複数のフレームにおいて実行される。フレームに基づく針検出からの信頼スコアが比較され、検出から最良の信頼スコアを生じるステアリング角が、最適化されたステアリング角として選択される。パラメタは、後続のデータ取得に用いられ、たとえば、フレームシーケンスの取得のために用いられる。

【0094】

パラメタの最適化は、継続的に行われてもよく、または、ビームステアリングに必要とされる時間を減少させるためにサンプリングされたフレームにおいてのみ実行されても良い。いずれの場合でも、検出またはトラッキングからのスコアがパラメタの最適化に用いられる。

【0095】

超音波システム16の他の調整可能なパラメタには、超音波の焦点および周波数が含まれるが、これらに限られない。異なる設定が、針の結果得られる可視性およびスコアへの影響を決定するために試されても良い。全てのパラメタの最適化は、結合的に行われるか、または、貪欲法により行われる。結合最適化において、パラメタはすべての調整可能なパラメタの結合の組について取得されたフレームの組について取得される。貪欲法による最適化において、パラメタはまず最適化され、固定される。他のパラメタがその後続いて最適化される。パラメタ最適化は、継続的に行われるか、または、イメージ取得の間にサンプリングされたフレームにおいて行われても良い。

【0096】

イメージ取得の際には、複数のパラメタが用いられても良い。パラメタの1つの組が、上述の針の検出について、自動的に最適化される。パラメタの別の組は、臨床的な関心に対してまたは用途に特定的に最適化される。臨床的関心についてのパラメタの最適化は、ユーザによってマニュアルで、所定のようにまたは適合的に行われても良い。イメージ取得の際、異なるパラメタを用いる複数のフレームが各時点において同時にまたは互いに間隔を置いて取得される。1つのトランステューサの超音波パラメタの複数の組の間で自動的に切り換えることにより、または、1つのプローブに複数のトランステューサを物理的に設けることにより、同時イメージ取得を実現可能である。

【0097】

図2は、医用診断用超音波イメージにおいて針を強調するためのシステムを示す。システム10は、メモリ12と、超音波システム16と、トランステューサ18と、プロセッサ26と、ディスプレイ28とを備える。トランステューサ18は針をスキャンするために用いられ、プロセッサ26はスキャンデータから針24を検出する。付加的なまたは異なる構成要素、または、より少ない構成要素を設けても良い。たとえば、ネットワークまたはネットワーク接続が設けられ、たとえば、医用イメージングネットワークまたはデータアーカイブシステムとのネットワーキングのために設けられても良い。別の例として、ユーザインターフェースが設けられる。

【0098】

プロセッサ26、メモリ12およびディスプレイ28は、診断用または治療用超音波システム16などの医用イメージングシステム、あるいは、他のシステムの一部であってよい。代替的に、プロセッサ26、メモリ12および/またはディスプレイ28は、たとえば医用記録データベースワークステーションと関連づけられた、アーカイブおよび/またはイメージ処理システムの一部であってよい。他の実施形態では、プロセッサ26、メモリ12および/またはディスプレイ28は、デスクトップまたはラップトップなどのパーソナルコンピュータ、ワークステーション、サーバ、ネットワークまたはこれらの組み合わせである。プロセッサ26、ディスプレイ28およびメモリ12は、本方法を実現するために他の構成要素なしで設けられても良い。

10

20

30

40

50

【0099】

超音波システム16は、任意の現在既知のまたは今後開発される超音波イメージングシステムである。たとえば、超音波システム16は、音響エネルギーと電気エネルギーとの間で変換するためのトランスデューサを備える。送信用または受信用ビーム整形器は、トランスデューサ18の異なる素子に関する信号を相対的に遅延し、かつ、アボダイゼーションする。Bモード、ドップラまたは他の検出がビーム整形された信号について行われる。スキャンコンバータ、メモリ、3次元イメージングプロセッサおよび/または他の構成要素が設けられても良い。

【0100】

トランスデューサ18は、圧電性または容量性の膜素子の1次元、2次元または3次元アレイである。たとえば、トランスデューサ18は、ハンドヘルドプローブ内の1次元素子アレイである。別の実施形態では、トランスデューサ18は、患者体内での使用のためのプローブ、たとえば、経食道または心臓カテーテルプローブの一部である。

10

【0101】

メモリ12は、グラフィック処理メモリ、ビデオランダムアクセスメモリ、ランダムアクセスメモリ、システムメモリ、キャッシュメモリ、ハードドライブ、光学記録媒体、磁気記録媒体、フラッシュドライブ、バッファ、データベース、これらの組み合わせ、または、データまたはビデオ情報の記録ための他の現在既知のまたは今後開発されるメモリデバイスである。メモリ12は、イメージングシステムの一部、プロセッサ26と関連づけられたコンピュータ、データベースの一部、別のシステムの一部、ピクチャーアーカイブメモリ、または、スタンドアローン装置である。

20

【0102】

メモリ12には、患者の、異なる時間の領域および/または異なるステアリング方向からの領域を表すデータが記録される。単一のデータフレームまたは複数のデータフレームが記録される。データには、領域内の針24を表す情報が含まれる。針24は領域内の他の構造体に対して認識することが困難な場合がある。領域は2次元または3次元領域である。領域は、患者の任意の部分のもの、たとえば、胸部、腹部、脚部、頭部、腕部またはこれらの組み合わせの領域内の任意の部分のものであってよい。

【0103】

データは超音波を用いた領域のスキャンから得られる。データは、治療の前、最中または後の患者を表す。たとえば、超音波データフレームは生検の際に取得される。針が患者の中に挿入されて動かされる前またはそのとき、超音波データフレームのシーケンスが取得される。これらのフレームは、同じビームステアリングを用いた同じ領域のシーケンススキャンまたはステアリングによる空間合成のためにステアリングされる。

30

【0104】

メモリ12は、処理されたデータを記録することができる。たとえば、ステアリングによるフィルタリングの結果が記録される。別の例として、検出された候補位置および/または対応する確率が記録される。関連性が記録されても良い。表示イメージ内の針の可視性を高めるために用いられるしきい値、重みまたは他の情報が、記録されても良い。

【0105】

メモリ12または他のメモリは、代替的にまたは付加的に、医用診断用超音波イメージ内で針を強調するために、プログラムされたプロセッサ26によって実行可能な命令を表すデータを記録する、コンピュータ読み取り可能な記録媒体である。本明細書中に記載のプロセス、方法および/または技術を実現するための命令は、コンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体またはメモリ、たとえば、キャッシュ、バッファ、RAM、リムーバブル記録媒体、ハードドライブまたはコンピュータ読み取り可能な記録媒体に含まれる。コンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体には、種々の種類の揮発性および不揮発性記録媒体が含まれる。本明細書中に記載されるまたは図面中に示される機能、ステップまたはタスクは、コンピュータ読み取り可能な記録媒体に保存された命令の1つまたは複数の組に応答して実行される。これらの機能、ステップまたはタスクは、特定の種類の命令

40

50

、記録媒体、プロセッサまたは処理ストラテジに依存せず、または、ソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードなどにより、単独でまたは組み合わせて実行されても良い。同様に、処理ストラテジには、たとえば、マルチ処理、マルチタスキング、並行処理などが含まれる。

【0106】

一実施形態では、命令は、ローカルまたはリモートシステムによる読み取りのためにリムーバブル記録装置上に記録される。他の実施形態では、命令は、コンピュータネットワークまたは電話線を介した転送のためにリモート位置に保存される。別の実施形態では、命令は、所定のコンピュータ、CPU、GPUまたはシステムに保存される。

【0107】

ディスプレイ28は、モニタ、LCD、プロジェクタ、プラズマディスプレイ、CRT、プリンタまたは他の現在既知のまたは今後開発される、視覚的情報を出力するための装置である。ディスプレイ28は、プロセッサ26、メモリ12または超音波システム16からのイメージ、グラフィックまたは他の情報を受信する。

【0108】

患者の領域について、針の位置を表す1つ以上のイメージが表示される。イメージは、たとえば、位置、たとえば、針に関する座標を示す位置からなる。イメージは患者の領域を表す医用スキャンからなっていてもよい。医用道具の位置は、強調され、グラフィックによりマークされまたはそうでなければイメージ上に示される。イメージのシーケンスが表示される場所において、各医用道具の位置が各イメージに示される。

【0109】

イメージは2次元イメージであってもよい。平面領域またはエリア領域がイメージ中に表される。他の実施形態では、ボリュームが表される。異なる平面を表す複数の平面スキャンが1つのボリュームを形成するためにスタッカされたまたは用いられる。針の候補は、たとえば、3Dフィルタリングまたはフィーチャ抽出を用いて、3次元で行われても良い。イメージはボリュームからのレンダリングである。

【0110】

プロセッサ26は、汎用プロセッサ、中央処理ユニット、制御プロセッサ、グラフィックプロセッサ、デジタル信号プロセッサ、3次元レンダリングプロセッサ、イメージプロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲートアレイ、デジタル回路、アナログ回路、これらの組み合わせ、または他の現在既知のまたは今後開発される、強調された針の超音波イメージを生成する装置である。プロセッサ26は、1つの装置、あるいは、シリアルで、パラレルで、または、独立に動作する複数の装置である。プロセッサ26は、コンピュータ、たとえばラップトップまたはデスクトップコンピュータの主プロセッサであってよく、または、より大きいシステムたとえばイメージングシステムにおけるいくつかのタスクを処理するためのプロセッサであってもよい。プロセッサ26は、本明細書中に記載のステップを実行可能な、たとえば、針候補のグループから1つの位置を選択するための確率関数の反復解法を実行可能な命令、設計、ハードウェアおよび/またはソフトウェアにより構成される。

【0111】

プロセッサ26は、1つまたは複数の超音波フレームまたは他のデータのグルーピングから1つまたは複数の針24を検出するよう構成されている。たとえば、プロセッサ26は、図1の方法を実現するよう構成されている。超音波システム16はステップ30においてデータを取得し、プロセッサ26は次いでステップ32～38を実行し、ディスプレイ28は次いでステップ40においてイメージを表示する。別の実施形態では、プロセッサ26は針検出のための図4の方法を実現する。超音波システム16は、ステップ50においてデータを取得し、プロセッサ26は次いでステップ52～60を実行し、ディスプレイ28は次いでステップ62においてイメージを表示する。

【0112】

1シーケンスの他のフレームにおける候補の識別を助けるために、1つのフレームから

10

20

30

40

50

の複数の部分が他のフレームにおいてトラッキングされても良い。針の一部分が始まるところ、トラッキングモジュールが後続のフレームにおいて針を連続的に位置づけるために用いられる。トラッキング処理は反復検索問題 (iterative search problem) として公式化されている。従前のフレーム内の針部分が与えられると、現在のフレーム内で生成された仮説の間での最良のマッチングが検索される。一実施形態では、2段階仮説生成フレームワーク (two-stage hypotheses generation framework) によって、パフォーマンスを維持しつつ、実行時間が高速化される。第一段階では、最良の線が、全ての線の候補のうちから見いだされる。

$$L_t^* = \arg \max \text{over } i s(L_i) \cdot \Phi(L_{t-1}, L_i) \quad (12)$$

10

式中、 $s(L_i)$ は L_i に沿った針の尤度 (例えばスコア) であり、 $\Phi(L_{t-1}, L_i)$ は大きな角度変化を避けるための正則化項または空間重みづけである。同様の位置およびスコアを有する線の候補は、他のフレーム内で同じ候補として識別される。

【0113】

第二段階では、最良の部分 (たとえば針の先端) が部分候補のうちから見いだされる：

$$S_t^* = \arg \max \text{over } i s(S_i) \cdot \Phi(S_{t-1}, S_i) \quad (13)$$

式中、 $s(S_i)$ は S_i における針の先端の尤度 (例えば部分スコア) であり、 $\Phi(S_{t-1}, S_i)$ は線に沿った針の先端の大きな偏位を避けるための正則化項である。

20

【0114】

尤度関数は、フレームシーケンスからの一組の観察により計算される。たとえば、尤度には、最初のフレームと現在のフレームとの間の差分イメージ、従前のフレームと現在のフレームとの間の差分イメージ、ステアリングによるフィルタリングの応答、テンプレートマッチングおよび / またはオプティカルフローが含まれる。テンプレートマッチングは、現在の部分または線情報を、推定される部分または線情報のテンプレートと比較する。オプティカルフローは、観察者とシーン (フレーム) との間の動きの測定である。尤度に関する付加的なまたは異なるスコアまたはより少ないスコアを用いても良い。

【0115】

(たとえば1つのステアリングビーム方向における)要素フレームにおける検出の代わりにまたはこれに加えて、合成されたフレームについて検出が行われても良い。これらの方法は、3D および 3D + t の超音波フレームに適用可能である。3Dにおいて、1つのフレームにおける検出アルゴリズムが、3D フィルタリング (たとえば、3D のステアリングによるフィルタリングおよび 3D のヘッシアンフィルタリング) とともに適用される。3D + t のイメージにおいて、時間ドメインにおいて連続的に取得される複数のボリュームにおける検出アルゴリズムが、ボリューム間の基準および動き履歴からの差分を用いて適用されてもよい。3D の線状構造体を検出する際、ピクセル位置および配向も 3D である。

30

【0116】

本発明は、種々の実施形態を参照して上記に記載したが、本発明の範囲から逸脱すること無く多くの変更および修正をなしうる。したがって、上述の記載は例示的なものであり限定するものではなく、添付の請求項が、すべての均等物を含め、本発明の内容および範囲を定める。

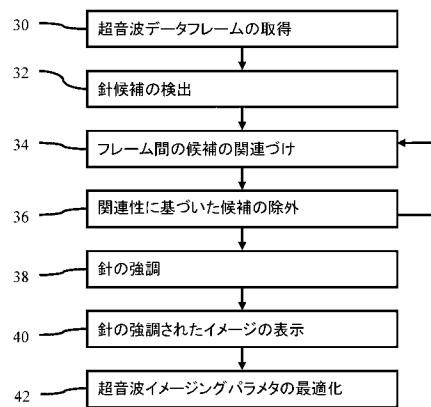
40

【符号の説明】

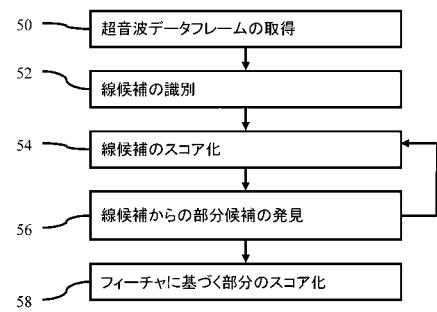
【0117】

10 システム、 12 メモリ、 16 超音波システム、 18 トランスデューサ、 24 針、 26 プロセッサ、 28 ディスプレイ

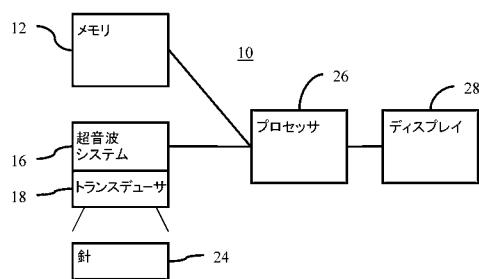
【図1】



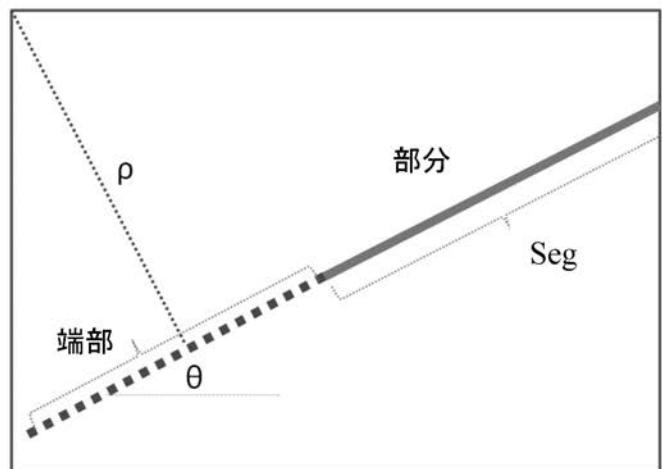
【図4】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(71)出願人 593063105
シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド
Siemens Medical Solutions USA, Inc.
アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51
51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-14
06, U.S.A.

(74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス=ラインハルト

(74)代理人 100099483
弁理士 久野 琢也

(72)発明者 ペン ワン
アメリカ合衆国 ニュージャージー プリンストン カーライル コート 16

(72)発明者 テレンス チェン
アメリカ合衆国 ニュージャージー プリンストン スカーレット オーク ドライブ 18

(72)発明者 アリ カーメン
アメリカ合衆国 ニュージャージー スキルマン ラ コスタ コート 15

(72)発明者 ジェフリー ストゥル
アメリカ合衆国 カリフォルニア サンマテオ レイクショア ドライブ 171

(72)発明者 ドリン コマニチュ
アメリカ合衆国 ニュージャージー プリンストン・ジャンクション スチュアート レーン ウ
エスト 2

(72)発明者 サラ グッド
アメリカ合衆国 カリフォルニア プレザントン キャニオン メドーズ サークル 7540 -
ディー

F ターム(参考) 4C601 FF03 JB28 JC17

【外国語明細書】

NEEDLE ENHANCEMENT IN DIAGNOSTIC ULTRASOUND IMAGING

BACKGROUND

[0001] The present embodiments relate to identifying a location of a needle in ultrasound images.

[0002] During biopsy, drug delivery or other medical procedure, needles are inserted into a patient. Clinicians often use ultrasound images for guidance to avoid piercing organs not being treated, improve precision and/or improve outcome. Due to noise in the ultrasound image, it may be difficult to reliably view the needle. The visibility of the needle depends on the angle between the needle orientation and the ultrasound beam orientation. When the ultrasound beam is perpendicular to the needle orientation, the needle reflection is maximized. The needle and ultrasound probe locations are dictated by anatomy, so a perpendicular scan arrangement may not be provided, especially for deeply inserted needles.

[0003] Actively steered ultrasound beams may be used to increase visibility. Resulting scan data may be used to detect the needle. A Hough transform is used to detect possible needles, which are parameterized as lines. Assuming that only one needle exists, the most possible needle is detected as the needle. The detected needle is cropped from a steered image and is then averaged with an ultrasound image at a selected view to enhance the visibility of the needle. However, the Hough transform may be prone to noise in the ultrasound images.

[0004] Sensors, such as electromagnetic or magnetic sensors, may be connected to the needle. The sensors are used to track the position of the needle. The position may be highlighted for the clinician. However, the additional sensors increase costs, require regular calibration, and may change existing clinical workflow.

BRIEF SUMMARY

[0005] By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, systems, instructions, and computer readable media for enhancing a needle in a medical diagnostic ultrasound image. The image intensities associated with a needle in an image are adaptively increased

and/or enhanced by compounding from a plurality of ultrasound images. Filtering methods and probabilistic methods are used to locate possible needle locations. In one approach, possible needles are found in component frames that are acquired at the same time but at different beam orientations. The possible needles are associated with each other across the component frames and false detections are removed based on the associations. In one embodiment of needle detection in an ultrasound component frame, lines are found first. The lines are then searched to find possible needle segments. In another embodiment, data from different times may be used to find needle motion and differences from a reference, providing the features in addition to features from a single component frame for needle detection.

[0006] In a first aspect, a method is provided for enhancing a needle in medical diagnostic ultrasound images. A plurality of ultrasound frames of data are acquired with different beam orientations, respectively. The plurality of ultrasound frames represents a patient and a needle within the patient. Needle candidates are detected in the plurality of ultrasound frames of data. The needle candidates in one ultrasound frame of data are associated with other needle candidates in the other ultrasound frame of data. Some of the needle candidates in the plurality of frames of data are removed based on the association. An image of the patient and the needle is displayed. The displayed needle is a function of a weighted compounding from the plurality of ultrasound frames of data at the locations of the associated needle.

[0007] In a second aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for enhancing a needle in medical diagnostic ultrasound images. The storage medium includes instructions for calculating a first probability for each of a plurality of possible needles represented by ultrasound data for different images, determining a second probability for each combination of the possible needles across the different images, the second probability being a function of the first probabilities and a displacement penalization, removing the combinations wherein the second probability is below a threshold, and generating an image from weighted compounding of

the ultrasound data at the locations for the needle, the weighting being a function of the second probability for a remaining one of the combinations.

[0008] In a third aspect, a system is provided for enhancing a needle in a medical diagnostic ultrasound image. A memory is operable to store data representing a region, at different times, of a patient and a needle in the region. A processor is configured to identify line candidates in the data representing the region at a first one of the different times, score the line candidates based on pixels, search the line candidates with a score above a threshold for candidate segments, score the candidate segments based on motion over the different times and on a difference from reference data, and increase intensities of the data along one or more of the candidate segments. A display is operable to display an image as a function of the increased intensities.

[0009] The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims. Further aspects and advantages of the invention are discussed below in conjunction with the preferred embodiments and may be later claimed independently or in combination.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0010] The components and the figures are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon illustrating the principles of the invention. Moreover, in the figures, like reference numerals designate corresponding parts throughout the different views.

[0011] Figure 1 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for detecting and enhancing a needle in medical diagnostic ultrasound images;

[0012] Figure 2 is a block diagram of one embodiment of a system for enhancing a needle in a medical diagnostic ultrasound image;

[0013] Figure 3 is graphical representation of a needle in a patient; and

[0014] Figure 4 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for detecting a needle in a medical diagnostic ultrasound image.

DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS

[0015] The visibility of needles or other line structure is enhanced in ultrasound images acquired by a freehand or other ultrasound probe. The needle is located from ultrasound data and enhanced for ultrasound imaging. Rather than attempt to initially identify a single location in each given image, sets of possible locations are identified in one or more images. To more accurately identify the needle location in each given image, the possible locations from different images are used. By using a plurality of possible locations, more accurate detection may be provided. The best possible location is selected from multiple candidates.

[0016] Biopsy needles are used as examples. The approaches are not limited to needles, but may be applied to any types of devices with line structures.

[0017] In one embodiment, one or more needles are detected in steered ultrasound images acquired with different beam orientations. Steerable filtering features and Hessian features are used to estimate the position and orientation in multiple steered images. Needle candidates are detected at each acquired steered ultrasound image. Associations among needle candidates are established across the different steered images. The associated needle candidates are assumed to correspond to the same needle in different images. False detections are removed, and missing detections are recovered based on needle candidate associations. The needle detection results are used to enhance needle visibility by compounding multiple steered images or by enhancing visibility in one ultrasound image. The ultrasound imaging parameters may be automatically adjusted by the needle detection results.

[0018] In one embodiment of needle detection, one or more needles are localized in ultrasound images in a hierarchical detection framework. Line candidates are first detected. The line candidates include the target needles, and may also include other structures that look similar to lines. Multiple filtering results are fused to detect devices with line structures in a single ultrasound image. Then, a search is performed for a line segment,

representing a target device, along the line candidates. The hierarchical line-segment detection framework may provide computational efficiency.

[0019] In either embodiment, needle detections from multiple ultrasound images may improve the needle detection accuracy. Multiple needles in a same image may be detected and enhanced. The needle detection may be performed with freehand ultrasound probes.

[0020] Figure 1 shows one embodiment of a method for detecting and enhancing a needle in a medical diagnostic ultrasound image. The method is performed by the system of Figure 2 or a different system. The method is performed in the order shown or a different order. For example, act 36 is performed before act 34. Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, act 40 is not provided. As another example, the needle is enhanced without the weighted compounding of act 38. In yet another example, the method is provided for a sequence of images to be temporally filtered rather than for steered spatial compounding.

[0021] In act 30, ultrasound data is acquired. The ultrasound data is acquired by scanning in two or three dimensions (e.g., planar or volume scanning). The ultrasound data represents a region of a patient. The region includes a needle or other linear structure introduced into the patient. By scanning the region, part or the entire needle is also scanned.

[0022] The ultrasound data is acquired as a frame of data. The frame represents an entire scan region, planar region, or volume region of the patient at a given time. By repeating the scanning, frames of data representing the same region at different times are acquired. Other groupings than frames may be used.

[0023] For steered spatial compounding, component frames of data are acquired. The component frames of data have different spatial response. The component frames of data are steered electrically, mechanically, or by spatial positioning of the transducer. Each or multiple of the steered component frames of data are acquired at different steering angles. Each of the component frames of data span substantially a same spatial extent of a region of a target, such by maintaining the transducer in a same position with or without intentional wobbling. A majority, above 90%, or almost the entire

scanned region for each of the component frames of data overlaps with the scanned regions of the other component frames.

[0024] One of the component frames of data is responsive to at least one different scan line angle relative to at least one location in the scanned region than another of the component frames of data. For at least some locations in the patient, the intersecting scan lines from the different component frames are at different angles, at least for two of the component frames. Scanning the location from different directions provides different spatial response.

[0025] In alternative embodiments, the transducer is moved during acquisition of sequential frames of data, such as associated with extended field of view imaging. Where non-linear scan patterns are used, where the transducer is rotated as well as translated, or where multiple transducers are spatially positioned to acquire the target images, different component frames of data may represent overlapping regions from different angles, providing different spatial response. By combining the data for the overlapping regions, steered compounding is provided.

[0026] Two or more frames of data are acquired representing the same or different regions. For example, the scan lines of three component frames of data have a same format, but scan a different, overlapping region. The scan lines may be acquired in any format, such as linear, curved linear, sector curved sector, Vector®, curved Vector® and combinations thereof. For example, scan lines acquired with a linear transducer are steered at three different angles (e.g., +/-10 degrees and normal) in a linear or generally rectangular or parallelogram scan format for three component frames of data, respectively.

[0027] For one component frame of data, the scan lines originate at different positions on the transducer, but two or more scan lines may originate from a same position. Using the linear format, the scan lines are parallel and in a same direction relative to the intersections of the scan lines with the origins on the transducer. The majority of the scan lines of each component frame extend in a same direction. As another example, different angles from the face of the transducer are provided by a scanning with a scan line apex

position on or behind the transducer 14 for sector or Vector® formats. The scan line density along the transducer surface is either uniform or changes as a function of the scan line position. The scan line density may be different for one frame of data as compared to another frame of data, such as having different uniform densities or having differences in variation of the density.

[0028] Each of the component frames of data corresponds to different steering angles or spatial response. For example, a majority of scan lines extend in a first direction, such as 10 degrees left from the transducer for one component frame of data. The majority of scan lines extend at a 10 degree right angle from the transducer for another component frame of data. The majority of the scan lines are normal to the transducer for a third component frame of data. Different steering angles other than plus or minus 10 degrees and zero may be used with two, three, four or more component frames.

[0029] The frame of data includes samples representing the field of view or scanned region. The ultrasound data is beamformed data prior to detection, detected data prior to scan conversion (e.g., B-mode, flow-mode, velocity, energy, or variance), data after scan conversion, or data displayed as an image. The ultrasound data is image data for display, but image data may be data acquired to generate the image. The term pixel and image may be used to refer to an actually displayed image or to refer to locations and the frame of data for generating the display.

[0030] The frames of ultrasound data are used to detect one or more needles in act 32. The needles are detected by first applying a steerable filter to the frames of data, and by then pruning filtering results using a learning based detector.

[0031] Needle candidates are detected in multiple frames of data. For example, one or more needle candidates are detected in each of a plurality of component frames for steered spatial compounding. Needle candidates may alternatively be detected in each of a sequence of frames of data.

[0032] The detections for each frame of data may be independent from detections for other frames of data. The initial detection of a candidate needle in a frame does not rely on the detection of the candidate needle in another

frame. In alternative embodiments, a joint detection of the needle candidate in multiple frames is provided.

[0033] Any detection of line structure may be used. A needle is represented as a ridge model in gray scale (e.g., B-mode) ultrasound images or frames of data. The needle is noted as $R(W, L, K, \theta, x_c, y_c)$, where W and L are the needle width and length, K is the needle reflection represented as the image intensity, θ is the needle orientation in an image, and (x_c, y_c) is the center position of needle. Other parameterization of the needle may be used. The parameterized needle R may be seen as a 2D intensity function. The detection of needle is to estimate the needle parameter set $X = \{W, L, K, \theta, x_c, y_c\}$ from the ultrasound frames of data.

[0034] In one embodiment, a steerable filtering method is used to detect needles. The frames of data are each filtered with directional filtering for identifying line structures. The component frames of data are filtered. The steerable filtering provides an estimation of orientation and strength of a line passing a point in an image. Multi-scale steerable filtering can be used to estimate the needle width. Other filtering methods that can estimate the orientation and strength of a part of needles may be used. In one embodiment, Hessian filtering is applied

[0035] The steerable filtering computes the responses of filters at three orientations, and interpolates the filtering responses at any other orientations from the three orientations. In one embodiment, the filters are the second degree derivatives of Gaussian functions. The kernel size of the Gaussian functions is adjusted to fit the needle width. In the multi-scale steerable filtering, multiple kernel sizes are used. The needle width may be estimated from the multiple filtering results. Other filters may be used for the steerable filtering. The three orientations in the steerable filters may be horizontal, vertical and diagonal or others. Additional orientation may be used for filtering.

[0036] The results of the steerable filtering are used to calculate probabilities of the points belonging to a needle. Due to noise, the image filtering method may still produce false detections. A learning-based detector is trained to further identify ridge candidates in low-quality images.

[0037] Any machine training may be used. The machine-trained classifier is any one or more classifiers. A single class or binary classifier, collection of different classifiers, cascaded classifiers, hierachal classifier, multi-class classifier, model-based classifier, classifier based on machine learning, or combinations thereof may be used. Multi-class classifiers include CART, K-nearest neighbors, neural network (e.g., multi-layer perceptron), mixture models, or others. A probabilistic boosting tree may be used.

[0038] During detection, the trained needle detector verifies if the candidates from steerable filtering belong to a true needle or are produced by noise. The classifier outputs a probability $P(X)$ and the estimated orientation associated with each point X in an image.

[0039] The point candidates belonging to a true needle, either from filtering or detectors, are used to detect the needle. In one embodiment, a detector can be trained to detect the needle based on the point candidates. Any machine training may be used. A single class or binary classifier, collection of different classifiers, cascaded classifiers, hierachal classifier, model-based classifier, classifier based on machine learning, or combinations thereof may be used. A probabilistic boosting tree may be used. The input to the classifier may include the data, filtering results, estimation results of point candidates, which are associated with line candidates.

[0040] Figure 4 shows another method for detecting a needle in a medical diagnostic ultrasound image. In a hierarchical detection framework, line candidates are first detected. The line candidates include the needle 24, and may also include other structures that look similar to lines. Then, the line candidates are searched for line segments representing a needle 24. The hierarchical detection framework may provide computational efficiency.

[0041] The method is performed by the system of Figure 2 or a different system. The method is performed in the order shown or a different order. Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, act 62 is not provided. As another example, the needle is enhanced without the increase in intensities of act 60. Aspects of the method of Figure 2 may be used in the method of Figure 4, such as steered spatial compounding and associating across images. Aspects of the method of Figure 4 may be used

in the method of Figure 2, such as the line-segment hierarchy for detecting individual needle candidates and/or the use of motion history or difference from a reference for detection in multiple frames.

[0042] In act 50, one or more frames of ultrasound data are acquired. The frames are not for steered spatial compounding. Instead, the frames represent the region and needle 24 in a sequence without different steering. In alternative embodiments, the frames are component frames for steered spatial compounding. Only a single frame may be acquired. Other groupings of the data than a frame may be used. Any of the acquisition discussed above for act 30 may be used. The data may be acquired by scanning or by transfer from memory.

[0043] In act 52, line candidates are identified. The line candidates are identified from the ultrasound data representing a region of the patient. The line candidates are identified in a single frame. For identifying in multiple frames, separate or independent identification for each frame is provided. Alternatively, joint identification across frames is provided.

[0044] The line candidate is a straight line without end-points. The line candidate extends from one edge of the scanned region to another. A line candidate is defined as $L = (p, \theta)$, where θ is the line orientation, and p is the shortest distance from an origin to the line. Figure 3 shows a line made up of a segment and a tail.

[0045] In one embodiment, the points along line candidates are identified using steerable filtering. For example, the steerable filtering discussed above for Figure 1 is used. In an alternative embodiment, another type of filtering is used to detect the data associated with the lines. For example, Hessian filters are applied. Like steerable filtering, the Hessian filter is designed to detect line structures. Different types of filtering may be combined, such as performing both Hessian and steerable filtering for needle detection.

[0046] The filtering is set to remove data not associated with a line and leave data associated with a line. The result is detection of the points along line candidates for the needle. The needle 24 has a width. The filtering, such as the size of a kernel, may be set based on the expected width of the needle 24 and the scale of the scanning. Alternatively, the width may be inferred

from multi-scale filtering. Using width information may avoid identification of lines that are overly broad, such as associated with bone.

[0047] In act 54, the line candidates are scored. The scoring indicates the strength of the line candidate. The score may be a probability, normalized weight, or a calculated value. A score is determined for each line candidate.

[0048] The score is based on the data along the line. In image terms, the score is based on the pixels of the line. A contribution from each location is summed to provide the score. The output from the filtering of act 52 or the data prior to the filtering of act 52 is used for scoring.

[0049] Any scoring may be used. In one embodiment, a Hough transform is applied to the results of the steerable filtering. Multiple filters may be used for a given line candidate. Assuming that a pixel is denoted as p , the response from a filter for the pixel is denoted as $\text{Mag}(p)$ and $\text{Ori}(p)$ for magnitude and orientation respectively. The voting from the i -th filter to a candidate line L , is $C_i(p)$:

$$C_i(p) = \text{Mag}_i(p) \cos(\theta - \text{Ori}_i(p)) \quad (1)$$

The score of a line candidate, $C(L)$, is the summation of the scores of all the pixels along the line L :

$$C_i(L) = \sum C_i(p) \text{ where } p \text{ is in the set } L \quad (2)$$

The voting scores may be normalized to $[0, 1]$ for each filter. Where multiple filters are used, the scores are combined. Any combination may be used, such as averaging. A weighted average may be used. For example, one type of filter may be considered more definitive, so the score from that filtering is weighted relatively higher. The final line candidate voting confidence score may be given as:

$$C(L) = \sum_i w_i C_i(L) \quad (3)$$

where w_i is the weight of the i -th filter.

[0050] The line candidates with the largest confidence scores are found. Line candidates corresponding to the largest confidence scores are identified. A threshold is used, so any number of line candidates with a sufficient score may be located. In other embodiments, the number is limited, such as five or fewer line candidates. Where more than five line candidates exceed the

threshold, the top five are selected. Other thresholding or selection may be used.

[0051] In act 56, segment candidates are found from the selected line candidates. One or more segments are found for each line candidate. In one embodiment, only one segment candidate is found for each line candidate. The segment is part of the line. The segment has one or more end-points. A segment is defined as $S = (\rho, \theta, \text{Seg})$, where Seg defines the segment on a line. Figure 3 shows the segment Seg on the line defined by ρ, θ . The other portion of the line not part of the segment Seg is the tail. The segment corresponds to the location of the needle 24 along the line.

[0052] After line candidates are identified, the line is searched to find the segment for the needle parameters $S = (\rho, \theta, \text{Seg})$. Any search criteria may be used. For example, a difference in intensity from the filtered results along the line is calculated. A possible tip location is placed at different locations along the line and the intensities on each side of the line are summed. The location with the largest difference in the sums indicates the tip location separating the segment from the tail. In another approach, the gradients along the line are calculated. The largest gradient over a multiple location window is selected.

[0053] In act 58, the segment candidates are scored. The identification of the segment candidate from the line candidate may be based, in part or entirely, on the scoring. For example, the score is calculated for different possible segments along the line. The segment with the largest score is selected as the segment candidate for the given line candidate.

[0054] In one embodiment, for each segment candidate S along a line L , the score is defined as:

$$C(S) = (((\sum_{p \text{ in the set } S} C(p)) / |S|) - ((\sum_{p' \text{ in the set } S} C(p')) / |S|)) \sqrt{|S|} \quad (4)$$

where T is the tail part outside the segment S along the line L . For each candidate line, the candidate segment with the largest score is selected.

[0055] For locating a single needle, the segment candidate among all the line candidates with the largest score is selected as the final needle detection result. For multiple needles, any segments above a threshold score or the top

X segments where X is input by the user as the number of needles are selected.

[0056] The line structure detection in a single frame may suffer for poor quality. In one embodiment, to handle those cases where quality is not optimal, detection using multiple frames may be used. The multiple frames are acquired successively in a temporal sequence. The multiple frames include the component frames acquired at and/or before current time. In one embodiment, the multiple frames are acquired at the same beam orientation. In another embodiment, the multiple frames are acquired at the different beam orientations, and spatially aligned. The method uses more features extracted from multiple frames than the detection in single frames. The scoring based on detection of the lines and segments in individual frames is used, but additional scoring based on other features is provided. The other features are based on comparison between frames.

[0057] In one embodiment, the candidate segments are scored based on motion over the frames from different times. The needle 24 is likely to move consistently over time. For each candidate segment, consistent motion along the line candidate of a point separating the candidate segment from the tail is identified. At a frame at time t , a motion pixel (p, t) is obtained by thresholding a frame difference $I_t - I_{t-1}$, where I is an ultrasound image. For a given candidate line $L = (p, \theta)$, a location $p = (x, y)$ in the line is defined in a 1D line coordinate as d , where $d = x\sin(\theta) + y\cos(\theta)$. A consistent sequence of motion pixels is defined as:

$$(d_i, t_i)_{1 \leq i \leq m}^{(\rho, \theta)} \text{ where } t_i < t_{i+1} \text{ and } d_i < d_{i+1} \quad (5)$$

A sequence of the motion pixels are used to represent a consistent motion trajectory that is caused by needle movement. The length of the longest motion pixel sequence is used to quantify the consistent motion. To find the longest motion sequence on each line is a longest path problem in a directed graph.

[0058] In one embodiment, the longest sequence of consistent motion is found by considering a motion pixel (x, y, t) at time t . The pixel is converted to the line coordinate (d, t) for every line that passes (x, y, t) . A new motion pixel (d, t, s) is added to this line, where s is the length of longest motion pixel

sequence ending with this pixel. $s = 1$, if there is no motion pixel before it. $s = 1 + \max S_i$ for $t_i < t$ and $d_i < d$ otherwise. After updating the motion records, the longest motion segment, i.e. the largest s , is found for each d on each line.

[0059] Other approaches to identify movement of the segment through a sequence and along the line may be used. For example, a velocity of the tip is calculated, and the velocity is thresholded to find a number of frames of consistent velocity.

[0060] The motion or motion history is scored for each segment candidate. Any scoring may be used, such as the amount of time of consistent motion. In one embodiment, the voting score from motion history is defined as the difference between the largest motion path computed from the segment and the largest motion path when including the corresponding tail. The smaller difference indicates better segment candidates. The smaller difference may be converted to a larger voting score by a function, such as inversion, or Gaussian function, allowing use with scoring of other features where a large score reflects more likely a needle 24.

[0061] In an additional or alternative embodiment, a difference from reference data is scored. The candidate segments of a current candidate line and/or frame are compared to reference data. For example, a template, first, initial, middle, or other frame of data in a sequence is selected as the reference. The current frame of data is compared against the reference. Subtraction may be used for the comparison, but correlation or other measures of similarity or difference may be used. The comparison may be restricted to the candidate lines and/or segments, such as calculating a difference along the candidate lines in the current and reference frames after filtering.

[0062] In one embodiment, the difference between the current frame and the frame at the beginning of image acquisition is extracted. The reference or initial frame is denoted as I_0 . Under the assumption that the probe does not move much, large differences mean more motions caused by needle movement between the current image and the beginning frame. One example of the score is defined as:

$$C_i(S) = (\sum |I_t(p) - I_0(p)|) / |S| \quad (6)$$

Other scores may be used.

[0063] The features for scoring are extracted from multiple images. Such features include the motion history, 2D/3D filtering (score from act 56), and frame differences. Additional, different, or fewer scores may be included. The features used for the detection in multiple frames are not limited to those enumerated above. Any types of features that carry temporal and/or spatial information of devices may be used for voting.

[0064] The voting score for each feature is computed. For scoring the segment candidates, the different scores for different features are combined. For example, the scores for the segment candidates, the score for the motion history, and the score for the reference difference are combined. Any combination may be used, such as a sum or average. A weighted average may be used to more strongly weight one or more scores relative to others, such as the weighting the segment score of act 56 more strongly than the other feature scores.

[0065] Combined scores are provided for each candidate segment or for a selected number of candidate segments. If the largest score is above a threshold, the corresponding segment is output as the needle 24. Where multiple needles may be present, all of the segments having scores over a threshold are output. Where the number of needles is known or multiple needle candidates are needed, a corresponding number of segments with the larger scores are selected as the detection results.

[0066] Referring to Figure 1, probabilities are determined for the needle candidates of each of the component frames of data. The probabilities are provided for each candidate. All of the candidates may be used for further identification of the actual needle as represented in the frames of data. Alternatively, one or more of the candidates may be removed. For example, a threshold is applied to the probabilities. The threshold may be predetermined or may be based on selecting a percentage or certain number of candidates with the higher probabilities.

[0067] In act 34, the needle candidates for the different frames of data are associated. The association identifies the same needle candidate in multiple frames of data. A needle candidate in one frame of data is paired

with or associated with a needle candidate in another frame of data. The detection of candidate needles at individual steered frames may be prone to noise. Simple voting and thresholding methods, such as Hough transform, may cause missing and false detections. Even with steerable filtering and learning based detection, the errors at individual frames may still exist. Multiple needle detection results at different frames are associated with each other to confirm true needles and to further remove false detections.

[0068] A transformation between the needle candidates in the different frames is calculated. The most likely or best match is determined from the transformation. At the i -th frame, the j -th needle candidate is presented as $X_{i,j}$. The transformation between a pair of needle candidates X_{i_b,j_b} and X_{i_a,j_a} that are from different images is noted as $T^{(a,b)}$. The needle association is to identify the needle correspondences and to estimate the transformation between them with the maximum probability:

$$T^{(a,b)} = \arg \max P(T', X_{i_b,j_b}, X_{i_a,j_a}) \quad (7).$$

Alternatively, each of the needle candidates in a frame is associated with all of the needle candidates in other frames. A transformation is determined for each possible match.

[0069] To solve for the transformation, the probabilities output by the classifier or other source are used to calculate a probability for the combinations of the needle candidates across the frames. A probability for each possible combination may be determined to identify the combinations with the greatest or sufficient probability.

[0070] To avoid matching candidate needles with substantially different orientations and/or spatial positions, the probability for the combination may be weighted by an amount of orientation and/or displacement difference. This weighting penalizes greater displacements and/or rotations.

[0071] Assuming that the detection of needle candidates is independent of the motion between different images, equation (7) may be represented as:

$$P(T, X_{i_b,j_b}, X_{i_a,j_a}) = P(T)P(X_{i_b,j_b})P(X_{i_a,j_a}) \quad (8)$$

The probability of each needle candidate, $P(X)$, is the probability from the individual needle detection. The probability is output by the machine-learnt classifier, but may be from another source, such as ridge modeling. $P(T)$ is

defined to penalize a large displacement between two candidates. In one embodiment, $P(T)$ is a Gaussian centered on one needle candidate, but other weighting functions may be used. The size or distribution of the Gaussian is set to provide penalization based on displacement and/or orientation. Multiple penalization terms may be used, such as one for displacement and one for orientation.

[0072] Since the component frames may be acquired at different times, the frames may not be aligned due to patient and/or transducer motion. Using correlation or a sensor-based measurement, the spatial offset between the frames may be determined. This spatial offset may be incorporated into the penalization term, such as by altering the measure of displacement and/or orientation between candidate needles in different images.

[0073] The candidate needle association may be extended to multiple needle candidates in more than two images, such as for combinations of three candidate needles with three component frames. In such a case, probabilistic data association (PDA) or graph-based optimization methods may be used to solve the more complex association problem.

[0074] In act 36, one or more of the needle candidates are removed. Where a greedy method, a graph-based optimization method, or PDA is used, one or more of the needle candidates may not be associated. These needle candidates are removed as noise. Other needle candidates may be removed by applying a threshold to the probability for the individual needle candidate. In alternative embodiments, none of the needle candidates are removed as individual candidates, such as in low noise situations where the individual detection may be more accurate.

[0075] The transformation or probability calculated for the association is used to remove one or more needle candidates. Needle candidates may be removed by thresholding the probability from the association. A threshold is applied to each of the different combinations of needle candidates. Needle candidates only associated with combinations below the threshold are removed.

[0076] The candidate association and removal may be iterated. At the beginning, multiple needle candidates at N different ultrasound frames of data

are associated with each other. The set of associated needle candidates are noted as $\text{Pool} = \{X_{i_a,j_a}, a = 1, \dots, N\}$. Based on the candidate association, outliers are identified and removed from the needle pool. The outliers are removed by lack of association or use only in combinations below a threshold. For example, a needle X_{i_a,j_a} is an outlier when its association probabilities are smaller than a threshold: $P(T^{(a,b)}, X_{i_b,j_b}, X_{i_a,j_a}) < \theta$, where $b = a$ and θ is a predefined threshold. All or a subset of the associations are thresholded.

[0077] After thresholding and removing one or more needle candidates, new candidate associations are determined. The set of associated needles and their transformations are then refined with the use of the updated candidates set. The remaining needle candidates are matched across frames and corresponding probabilities are calculated. The probabilities may be different due to fewer needle candidates. The association may be searched in a smaller region. The smaller region may be implemented by decreasing the bandwidth or distribution of the penalization term or by limiting candidate needles to a region with a majority or median of such candidates remaining in the pool.

[0078] The iteration continues until the set of associated needles are stabilized. In each iteration, the associating of act 34 and the removal of act 36 are performed. The region or penalization term is the same or different for each iteration. For example, the region is shrunk to a set level and then stays the same. Once removal no longer occurs in an iteration, the process is stabilized.

[0079] The above methods are applied to a group of ultrasound component frames to detect each existing needle. The associated candidates remaining are considered actual needles. If a candidate is included in more than one group of associations, then the group with the greater probability is selected and the other association is not used. Alternatively, the candidate is considered to represent overlapping or adjacent needles and both groups are maintained. A given group represents the same needle in each of the component frames.

[0080] In act 38, the detected needles are enhanced. In one embodiment, compounding multiple component frames together enhances the

needles. Since the same needle is represented in each component frame, the effects of noise are relatively reduced by steered spatial compounding. The compounding increases the visibility of the needle or needles since the needle response constructively sums while more random noise may not constructively sum to the same intensity and/or spatial extent. The compounded frame may have more information that would be hidden from one view or component frame.

[0081] For steered spatial compounding, the combination is of the input or originally acquired component frames. The component frames may be low pass filtered or otherwise processed before combination. In other embodiments, the combination is of the frames output by the steerable filtering.

[0082] The component frames include data representing specific locations. The alignment of the frames may be assumed to be accurate or further alignment may be performed prior to combination. Data correlation or transducer position sensors may be used to determine the translation and/or orientation change between the component frames.

[0083] Where the frames of data represent the same locations or grid, the values from each frame representing a given location are combined. In one embodiment, detected and scan-converted frames of data are compounded together. Since scan-converted information is used, the data of each of the component frames are in a same format and grid pattern or spatial location sampling. Where the frames of data represent sampling along different grids, a nearest neighbor or interpolation is used to select or calculate the values used to combine. If the data is compounded prior to scan conversion, interpolation, extrapolation or other processes are used to compound any data representing adjacent or similar but not identical spatial locations.

[0084] The combination is for each location along needles. The frames of data represent the same locations in at least the overlap region. Each of the component frames are compounded together for spatial locations representing the display or overlap region. Different locations may be associated with different numbers of frames and corresponding values. For

example, an image representing more than the overlap region is generated. Due to steering, fewer component frames represent locations outside of the overlap region of all of the component frames. Any number of component frames may be used to determine the value for a given location, such as all of the frames for the overlap region and fewer than all for other locations.

[0085] The combination is weighted. In one embodiment, equal weights are used. The combination is an average of the data for each location. In other embodiments, the weighting is used to provide further enhancement of the needle or needles. One component frame may be emphasized more than another. The emphasis may vary by location, such as emphasizing one component frame over another for one location and the other over the one for yet another location. Alternatively, the same weight is applied for the overlap region of the component frame.

[0086] The weights are selected based on needle candidates remaining after removal in act 36. For example, the probability for the association or group of candidates identified as the same needle in different component frames is used to select the weight. As another example, the weight is assigned based on the relative weight of the probability for the individual needle candidate in the component. Where the needle has a higher probability in one component frame, that component frame is weighted more heavily than other component frames. The selection of weights may use linear or non-linear mapping from the probability or other criteria.

[0087] In one embodiment, the remaining needles are transformed into a selected ultrasound frame I_c , whether a compounded frame or a component frame. The needles are transformed based on their weights:

$$I_c(x) = \sum_i P_b I_b(x'_b) \quad (9)$$

where x_b is the transformed needle (i.e., $x'_b = T^{(a,b)}(X_{i_b,j_b})$) where the a -th image is used to display enhanced needles. P_b is the probability of the detected needle X_{i_b,j_b} , which is normalized from compounding:

$$P_b = (P(T^{(a,b)}, X_{i_b,j_b}, X_{i_a,j_a})) / (\sum_b P(T^{(a,b)}, X_{i_b,j_b}, X_{i_a,j_a})) \quad (10)$$

[0088] The probability is between an associated needle in two frames, but may be for any number of frames. The normalization incorporates needle detection and geometric associations at different ultrasound beam

orientations, therefore achieving robustness. Other enhancement may alternatively or additionally be used. In one embodiment, the intensities or scalar values of the data along the selected segment or segments are increased. Any increase may be used, such as by increasing by a constant. For example, the image $I(p) = I(p) + \alpha$ where α is a constant. The resulting values along the line may be low pass filtered to remove higher frequency variation.

[0089] In one embodiment, the increase is by a value that is an adaptive function of a magnitude and/or orientation of a response to the steerable filtering. For example, the intensities along the segment are increased by both the constant and by the filtering results:

$$I(p) = I(p) + \alpha + \beta_i \text{Mag}_i(p) \cos(\theta - \text{Ori}_i(p)) \quad (11)$$

where β_i is a constant or a weight. The filtering results are all or a subset of the filters used in the needle detection, such as the filtering results for one bandwidth and/or for a direction most closely associated with the selected segment.

[0090] Additional or alternative types of enhancement may be used. For example, a graphic is overlaid at the segment location. As another example, the locations associated with the needle are colored differently.

[0091] In act 40, an image is displayed. With located needles from ultrasound images, the representation of the needle is enhanced and visualized for image guidance. The enhancement of the needle is displayed in an ultrasound image of choice. The image is of the scanned region. Both the patient tissue and the needle or needles are represented in the image. For example, the weighted compound frame is used to generate a steered spatial compounding image. As another example, a component frame is used to generate an image without compounding. The image may be an ultrasound image optimized for a given type of scanning or application. The needle and patient tissue are shown in the image. The image shows the needle or needles more visibly due to the enhancement than without having detected the needle.

[0092] For steered spatial compounding, the compounded frame of values representing the locations in the patient is used to determine pixel or

image values. The image is of the overlap region, but may include other locations. The image is a spatial compounded image generated from combining views. The compound frame is output from the compounding of act 38. Further processing may be used, such as spatially and/or temporally filtering the compounded frame of data.

[0093] To further improve visibility of the needle or needles, the ultrasound transducer or probe may be moved to a different location and the method of Figure 1 repeated. In other embodiments, the probe is moved to acquire the component frames or different groups of component frames are acquired at different probe positions. Localization sensors (e.g., magnetic position sensors) are attached onto the ultrasound probe and/or data-based registration are used to determine the relative spatial position of the component frames from different probe positions. The needle candidates at different probe positions are then spatially aligned for association and compounding.

[0094] As an alternative or in addition to image enhancement, the ultrasound system may be controlled based on the detected needle in act 42. The beam steering direction and/or other parameters for scanning are set as a function of one or more of the candidate segments. For example, a segment candidate is selected as the needle. The steering most perpendicular to the needles given a current probe position and region of interest is used for scanning.

[0095] Ultrasound image characteristics may affect the device detection results. The ultrasound image characteristics are defined by the ultrasound machine parameters. The parameters may be automatically set to assist in detecting the needle. The ultrasound machine parameters may be automatically adapted at the beginning of the needle detection, such as after selecting line candidates in act 54 or after a first iteration of the method of Figure 4. The adaptation is performed periodically, in response to a trigger event, in response to user activation, or continuously during scanning.

[0096] One parameter is the beam steering angle. When starting the needle detection, the beam steering angle is first searched at all possible angles. The possible angle range depends on the physical parameters of an

ultrasound machine and may vary for different machines and/or transducers. The needle detection is run at the frames acquired at multiple angles. The confidence scores from frame-based needle detection are compared, and the steering angle that produces the best confidence score from detection is selected as the optimized steering angle. The parameter is used in subsequent data acquisition, such as to acquire a sequence of frames.

[0097] The parameter optimization may continue in an on-going manner or may only be performed at sampled frames to reduce the time required to steer beams. In either case, the scores from detection or tracking are used to optimize the parameters.

[0098] Other tunable parameters of the ultrasound system 16 include, but are not limited to, the ultrasound focus and frequency. Different settings may be tested to determine the effect on the scores and resulting visibility of the needle. The optimization of all the parameters is performed jointly, or in a greedy way. In the joint optimization, parameters are acquired on a set of frames acquired on the joint set of all tunable parameters. In the greedy optimization, a parameter is first optimized and fixed. The other parameters are then optimized subsequently. The parameter optimization may be performed continuously or at sampled frames during image acquisition.

[0099] There may be multiple parameter settings during image acquisition. One set of parameters is automatically optimized for needle detection as described above. Another set of parameters is optimized for clinical interest or specific to the application. The optimization of parameters of clinical interest may be manually done by users, predetermined or adaptive. During image acquisition, frames using the different parameters are acquired simultaneously at each time instant or interleaved with each other. The simultaneous image acquisition may be implemented by automatically switching between multiple sets of ultrasound parameters of one transducer or by physically providing multiple transducers on a probe.

[00100] Figure 2 shows a system for enhancing a needle in a medical diagnostic ultrasound image. The system 10 includes a memory 12, an ultrasound system 16, a transducer 18, a processor 26, and a display 28. The transducer 18 is used to scan a needle 24, and the processor 26 detects the

needle 24 from the scan data. Additional, different, or fewer components may be provided. For example, a network or network connection is provided, such as for networking with a medical imaging network or data archival system. As another example, a user interface is provided.

[00101] The processor 26, memory 12, and display 28 are part of a medical imaging system, such as the diagnostic or therapy ultrasound system 16, or other system. Alternatively, the processor 26, memory 12 and/or display 28 are part of an archival and/or image processing system, such as associated with a medical records database workstation or server. In other embodiments, the processor 26, memory 12, and/or display 28 are a personal computer, such as desktop or laptop, a workstation, a server, a network, or combinations thereof. The processor 26, display 28, and memory 12 may be provided without other components for implementing the method.

[00102] The ultrasound system 16 is any now known or later developed ultrasound imaging system. For example, the ultrasound system 16 includes the transducer 18 for converting between acoustic and electrical energies. Transmit and receive beamformers relatively delay and apodize signals for different elements of the transducer 18. B-mode, Doppler, or other detection is performed on the beamformed signals. A scan converter, memory, three-dimensional imaging processor, and/or other components may be provided.

[00103] The transducer 18 is a one-, two-, or multi-dimensional array of piezoelectric or capacitive membrane elements. For example, the transducer 18 is a one-dimensional array of elements within a handheld probe. In another embodiment, the transducer 18 is part of a probe for use within the patient, such as a transesophageal or cardiac catheter probe.

[00104] The memory 12 is a graphics processing memory, video random access memory, random access memory, system memory, cache memory, hard drive, optical media, magnetic media, flash drive, buffer, database, combinations thereof, or other now known or later developed memory device for storing data or video information. The memory 12 is part of an imaging system, part of a computer associated with the processor 26, part of a database, part of another system, a picture archival memory, or a standalone device.

[00105] The memory 12 stores data representing a region, at different times and/or from different steering directions, of a patient. A single frame or multiple frames of data may be stored. The data includes information representing the needle 24 while in the region. The needle 24 may be difficult to recognize relative to other structures in the region. The region is a two or three-dimensional region. The region is of any part of the patient, such as a region within the chest, abdomen, leg, head, arm, or combinations thereof.

[00106] The data is from scanning the region with ultrasound. The data represents the patient prior to, during, or after treatment. For example, frames of ultrasound data are acquired during a biopsy. Before and as the needle is inserted within and moved in the patient, a sequence of frames of ultrasound data are acquired. The frames may be steered for steered spatial compounding or a sequence scanning the same region with the same beam steering.

[00107] The memory 12 may store processed data. For example, the results of steerable filtering are stored. As another example, the detected candidate locations and/or corresponding probabilities are stored. Associations may be stored. Thresholds, weights, or other information used to enhance the visibility of the needle in a displayed image may be stored.

[00108] The memory 12 or other memory is alternatively or additionally a computer readable storage medium storing data representing instructions executable by the programmed processor 26 for enhancing a needle in a medical diagnostic ultrasound image. The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed herein are provided on non-transitory computer-readable storage media or memories, such as a cache, buffer, RAM, removable media, hard drive or other computer readable storage media. Non-transitory computer readable storage media include various types of volatile and nonvolatile storage media. The functions, acts or tasks illustrated in the figures or described herein are executed in response to one or more sets of instructions stored in or on computer readable storage media. The functions, acts or tasks are independent of the particular type of instructions set, storage media, processor or processing strategy and may be performed by software, hardware, integrated circuits, firmware, micro code

and the like, operating alone, or in combination. Likewise, processing strategies may include multiprocessing, multitasking, parallel processing, and the like.

[00109] In one embodiment, the instructions are stored on a removable media device for reading by local or remote systems. In other embodiments, the instructions are stored in a remote location for transfer through a computer network or over telephone lines. In yet other embodiments, the instructions are stored within a given computer, CPU, GPU, or system.

[00110] The display 28 is a monitor, LCD, projector, plasma display, CRT, printer, or other now known or later developed devise for outputting visual information. The display 28 receives images, graphics, or other information from the processor 26, memory 12, or ultrasound system 16.

[00111] One or more images representing a needle position relative to a patient region are displayed. The image may be of a location, such as displaying coordinates for the needle. The image may be of a medical scan representing the region of the patient. The location of the medical device is highlighted, marked by a graphic, or otherwise indicated on the image. Where a sequence of images is displayed, the location of each medical device is indicated in each of the images.

[00112] The images may be two-dimensional images. A planar or area region is represented in the image. In other embodiments, a volume is represented. Multiple planar scans representing different planes are stacked or used to form a volume. The needle detection may be performed in three-dimensions, such as using 3D filtering or feature extraction. The image is a rendering from the volume.

[00113] The processor 26 is a general processor, central processing unit, control processor, graphics processor, digital signal processor, three-dimensional rendering processor, image processor, application specific integrated circuit, field programmable gate array, digital circuit, analog circuit, combinations thereof, or other now known or later developed device for generating an enhanced ultrasound image of a needle. The processor 26 is a single device or multiple devices operating in serial, parallel, or separately. The processor 26 may be a main processor of a computer, such as a laptop

or desktop computer, or may be a processor for handling some tasks in a larger system, such as in an imaging system. The processor 26 is configured by instructions, design, hardware, and/or software to be able to perform the acts discussed herein, such as iterative solution of a probability function to select a location from a group of needle candidates.

[00114] The processor 26 is configured to detect the needle 24 or needles 24 from one or more ultrasound frames or other grouping of data. For example, the processor 26 is configured to implement the method of Figure 1. The ultrasound system 16 acquires the data in act 30, the processor 26 then performs acts 32-38, and the display 28 then displays the image in act 40. In another embodiment, the processor 26 implements the method of Figure 4 for needle detection. The ultrasound system 16 acquires the data in act 50, the processor 26 then performs acts 52-60, and the display 28 then displays the image in act 62.

[00115] To assist in identifying candidates in other frames of a sequence, the segments from one frame may be tracked in other frames. Once a needle segment is initialized, a tracking module is utilized to continuously locate the needle in subsequent frames. The tracking procedure is formulated as an iterative searching problem: given the needle segment in the previous frame, finding the best match among the generated hypotheses in the current frame. In one embodiment, a two-stage hypotheses generation framework speeds up the runtime while maintaining the performance. In the first stage, the best line is found among all the line candidates:

$$L^*_{t-1} = \arg \max \text{ over } i s(L_i) \cdot \Phi(L_{t-1}, L_i) \quad (12)$$

where $s(L_i)$ is the likelihood (e.g., score) of a needle being along L_i , and $\Phi(L_{t-1}, L_i)$ is the regularization term or spatial weighting to avoid large angle change. The line candidate with a similar position and scoring is identified as the same candidate in the other frame.

[00116] In the second stage, the best segment (e.g., needle tip) is found among the segment candidates:

$$S^*_{t-1} = \arg \max \text{ over } i s(S_i) \cdot \Phi(S_{t-1}, S_i) \quad (13)$$

where $s(S_i)$ is the likelihood (e.g., segment score) of a needle tip being at S_i , and $\Phi(S_{t-1}, S_i)$ is a regularization term to avoid large needle tip displacement along the line.

[00117] The likelihood function is computed by a set of observations from the frame sequence. For example, the likelihood includes: the difference image between the first frame and the current frame; the difference image between the previous frame and the current frame; steerable filtering responses; template matching; and/or optical flows. Template matching compares the current segment or line information with a template of expected segment or line information. Optical flow is a measure of motion between the observer and the scene (frame). Additional, different, or fewer scores for likelihood may be used.

[00118] Instead of or in addition to detecting in component frames (e.g., at a single steering beam direction), the detection may be applied to the compounded frame. The methods may be applied to 3D and 3D+t ultrasound frames. In 3D, the detection algorithm at a single frame is applied, with the use of 3D filtering (e.g., 3D steerable filtering and 3D hessian filtering). In 3D+t images, the detection algorithm at multiple volumes that are acquired successively in the temporal domain may be applied with the use of the difference from a reference and motion history between volumes. When detecting line structure in 3D, the pixel location and orientation are also 3D.

[00119] While the invention has been described above by reference to various embodiments, it should be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. It is therefore intended that the foregoing detailed description be regarded as illustrative rather than limiting, and that it be understood that it is the following claims, including all equivalents, that are intended to define the spirit and scope of this invention.

I (WE) CLAIM:

1. A method for enhancing a needle in a medical diagnostic ultrasound image, the method comprising:

acquiring first and second ultrasound frames of data with first and second different beam orientations, respectively, the first and second ultrasound frames of data representing a patient and a needle within the patient;

detecting needle candidates in the first ultrasound frame of data;

detecting needle candidates in the second ultrasound frame of data;

associating the needle candidates in the first ultrasound frame of data with the needle candidates in the second ultrasound frame of data;

displaying an image of the patient, the image having an enhanced needle based on the associating; and

adapting an ultrasound imaging parameter based on the needle.

2. The method of claim 1 wherein acquiring comprises acquiring for steered spatial compounding, and wherein displaying comprises displaying the image as a steered spatial compounding image.

3. The method of claim 1 wherein detecting the needle candidates in the first and second ultrasound frames of data comprises steerable filtering the first and second ultrasound frames of data, calculating features from results of the steerable filtering, and calculating probabilities from the features with a machine-learnt classifier, where the needle candidates are detected from the probabilities.

4. The method of claim 1 wherein detecting the needle candidates in the first and second ultrasound frames of data comprises a hierarchical framework of detecting needles.

5. The method of claim 4 wherein detecting the needle candidates in the first and second ultrasound frames comprises data comprises directional filtering, Hough voting based on a plurality of filtering results, computing features from a plurality of frames, and hierarchical detections.

6. The method of claim 1 wherein associating comprises calculating a transformation between the needle candidates in the first ultrasound frame of data with each of the needle candidates in the second ultrasound frame of data.

7. The method of claim 1 wherein associating comprises calculating a probability for each of different combinations of the needle candidates across the first and second ultrasound frames of data, the probability weighted by an amount of displacement, and further comprising removing a subset of the needle candidates based on a threshold applied to the probabilities of the different combinations.

8. The method of claim 7 further comprising repeating the associating and removing, the repetition being within the removed needle candidates.

9. The method of claim 1 further comprising calculating a weight, the weight for each of the first and second ultrasound frames of data comprising a normalized probability.

10. The method of claim 1 wherein adapting the ultrasound imaging parameter based on the needle comprises adapting periodically.

11. In a non-transitory computer readable storage medium having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for enhancing a needle in a medical diagnostic ultrasound image, the storage medium comprising instructions for:

calculating a first probability for each of a plurality of possible needles represented by ultrasound data for different images;

determining a second probability for each combination of the possible needles across the different images, the second probability being a function of the first probabilities and a displacement penalization;

removing the combinations wherein the second probability is below a threshold;

weighted compounding of the ultrasound data for the different images, the weighting being a function of the second probability for a remaining one of the combinations; and

generating an image from the weighted compounding.

12. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 wherein calculating comprises inputting features from steerable filtering of the ultrasound data into a machine-learnt classifier.

13. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 further comprising repeating the determining and removing with the combinations being limited based on the previous removing.

14. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 wherein weighted compounding comprises normalizing the second probability.

15. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 wherein generating the image comprises generating a steered spatial compound image.

16. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 wherein calculating the first probability comprises detecting the possible needles in a hierarchical framework of line and segment detection.

17. A system for enhancing a needle in a medical diagnostic ultrasound image, the system comprising:

a memory operable to store data representing a region, at different times, of a patient and a needle in the region;

a processor configured to identify line candidates in the data representing the region at a first one of the different times, score the line candidates based on pixels, search the line candidates with a score above a threshold for candidate segments, score the candidate segments based on motion over the different times and on a difference from reference data, and increase intensities of the data along one or more of the candidate segments;

a display operable to display an image as a function of the increased intensities.

18. The system of claim 17 wherein the data comprises a sequence of frames of data.

19. The system of claim 17 wherein the processor being configured to identify the line candidates comprises steerablely filtering the data for the first time and wherein the processor being configured to score the line candidates comprises applying a Hough transform to results from the steerablely filtering.

20. The system of claim 17 wherein the processor being configured to score the line candidates based on the pixels comprises, for each line candidate, summing a score of each pixel along the line candidate.

21. The system of claim 17 wherein the processor being configured to score based on motion over the different times comprises, for each candidate segment, identifying consistent motion along the line candidate of a point separating the candidate segment from a tail.

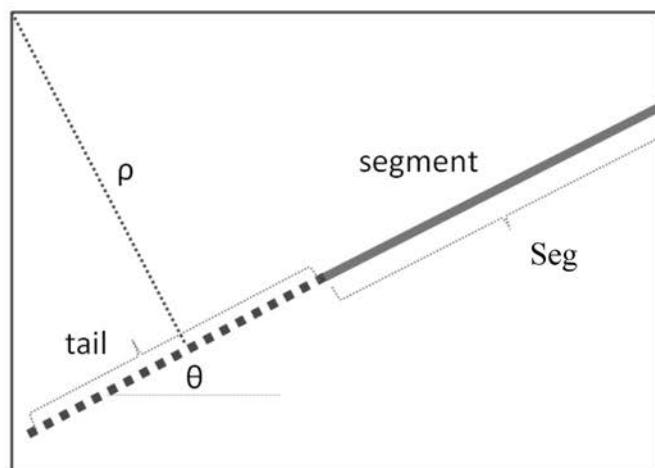
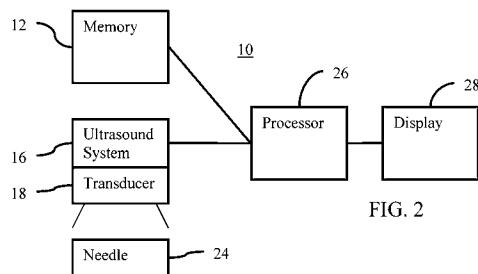
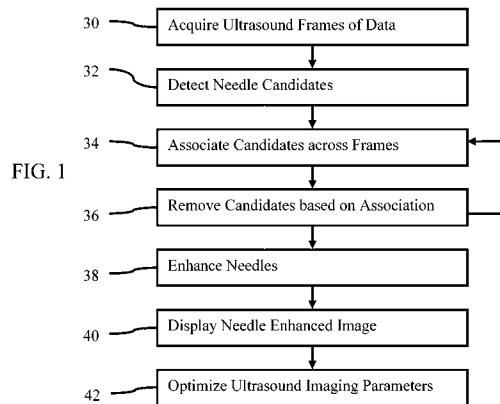
22. The system of claim 17 wherein the processor being configured to score based on the difference from reference data comprises subtracting a beginning frame of data from a current frame of data along the candidate segments.

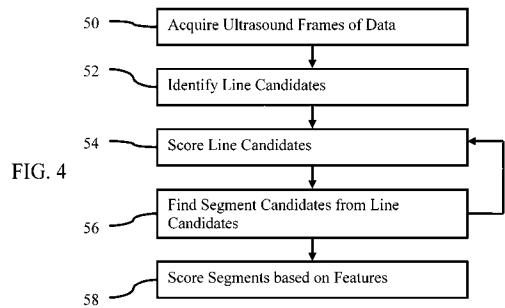
23. The system of claim 17 wherein the processor is further configured to control beam steering for ultrasound scanning as a function of at least one of the candidate segments.

24. The system of claim 17 wherein the processor being configured to increase intensities comprises adding a value that is an adaptive function of a magnitude and orientation of a response to steerable filtering.

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

A needle is enhanced in a medical diagnostic ultrasound image. The image intensities associated with a needle in an image are adaptively increased and/or enhanced by compounding from a plurality of ultrasound images. Filtering methods and probabilistic methods are used to locate possible needle locations. In one approach, possible needles are found in component frames that are acquired at the same time but at different beam orientations. The possible needles are associated with each other across the component frames and false detections are removed based on the associations. In one embodiment of needle detection in an ultrasound component frame, lines are found first. The lines are then searched to find possible needle segments. In another embodiment, data from different times may be used to find needle motion and differences from a reference, providing the features in addition to features from a single component frame for needle detection.





专利名称(译)	针强调诊断超声成像		
公开(公告)号	JP2014138847A	公开(公告)日	2014-07-31
申请号	JP2014000170	申请日	2014-01-06
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司 美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子公司 西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	ベンワン テレンスチェン アリカーメン ジェフリー・ストウル ドリン・コマニチュ サラ・グッド		
发明人	ベン・ワン テレンス・チェン アリ・カーメン ジェフリー・ストウル ドリン・コマニチュ サラ・グッド		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/461 A61B8/5246		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/FF03 4C601/JB28 4C601/JC17		
优先权	13/733310 2013-01-03 US		
其他公开文献	JP6230917B2		

摘要(译)

一种用于增强医学诊断超声图像中的针的方法。解决方案：分别获取具有第一和第二不同波束方向30的代表患者和患者体内针头的第一和第二超声数据帧，并获取第一超声数据帧中的第一超声数据帧。检测候选针，检测第二超声数据帧32中的候选候选，将第一超声数据帧中的候选候选与第二超声数据帧34中的候选候选相关联，根据关联显示38、40突出显示带有针头的患者图像，并基于针头修改42超声成像参数。[选型图]图1

