

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6057985号
(P6057985)

(45) 発行日 平成29年1月11日 (2017. 1. 11)

(24) 登録日 平成28年12月16日 (2016. 12. 16)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 9 (全 48 頁)

(21) 出願番号	特願2014-508505 (P2014-508505)	(73) 特許権者	501149684
(86) (22) 出願日	平成24年4月25日 (2012. 4. 25)		ユニバーシティ オブ バージニア パテ
(65) 公表番号	特表2014-515685 (P2014-515685A)		ント ファウンデーション
(43) 公表日	平成26年7月3日 (2014. 7. 3)		アメリカ合衆国22902バージニア州シ
(86) 国際出願番号	PCT/US2012/034945		ャーロッツビル、スウィート300、ウエ
(87) 国際公開番号	W02012/148985		スト・メイン・ストリート250番
(87) 国際公開日	平成24年11月1日 (2012. 11. 1)	(74) 代理人	100105957
審査請求日	平成27年3月30日 (2015. 3. 30)		弁理士 恩田 誠
(31) 優先権主張番号	61/479, 072	(74) 代理人	100068755
(32) 優先日	平成23年4月26日 (2011. 4. 26)		弁理士 恩田 博宣
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100142907
(31) 優先権主張番号	61/547, 175		弁理士 本田 淳
(32) 優先日	平成23年10月14日 (2011. 10. 14)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波を使用する骨表面画像再構成

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象の組織内に向けられる超音波エネルギーを発生させるように構成され、かつ鏡面反射する標的によって反射する超音波エネルギーの一部を受け取るように構成された超音波トランスデューサ素子であって、前記超音波トランスデューサ素子は、前記超音波エネルギーを提供するかまたは受け取るように構成された面を備え、 が、発生した前記超音波エネルギーの中心周波数に対応する音波長である場合には、前記面は $4 \lambda^2$ よりも大きいまたは等しい面積を有することと；

超音波エネルギーを発生しまたは受け取るように前記超音波トランスデューサ素子を制御するように構成され、かつ前記標的によって反射する前記超音波エネルギーを示す情報を取得するように構成されたプロセッサ回路と；

前記超音波トランスデューサ素子の動きを示す情報を提供するように構成された位置追跡回路と；

前記標的の位置、向き、または形状のうちの1つまたは複数に関する情報を提示するように構成されたディスプレイであって、前記位置、向き、または形状に関する情報は、前記プロセッサ回路によって、前記標的によって反射する前記超音波エネルギーを示す取得された前記情報と、前記超音波トランスデューサ素子の前記動きを示す前記情報とを使用して確定されることと

を備え、

前記標的は骨を有し、

10

20

前記プロセッサ回路は、前記標的によって反射する前記超音波エネルギーを示すエコーデータを、システムモデルに当て嵌めすることで、前記骨の位置、形状、または向きの中の1つまたは複数を推定するように構成され、

前記システムモデルは、少なくとも1つの仮想標的に対応する互いに異なる複数の骨表面からの仮想エコーを記述する、装置。

【請求項2】

前記装置はさらに、使用者の片手を使用して保持されるかまたは操作されるように寸法および形状が決められたハウジングを備え、

前記ハウジングは、前記プロセッサ回路、前記位置追跡回路、および前記ディスプレイを収容し、

前記超音波トランスデューサ素子は、前記ハウジングの上または中に位置する、

請求項1記載の装置。

【請求項3】

前記ハウジングは、針ガイドと、マーキング器具用のガイドとの中の少なくとも一方を有し、

前記針ガイドと、前記マーキング器具用のガイドとの中の少なくとも一方は、前記ディスプレイに沿ってまたは近くに位置する、

請求項2記載の装置。

【請求項4】

前記プロセッサ回路は、指定された解剖学的特徴の位置、向き、または形状の中の1つまたは複数の推定値を、前記ディスプレイを介して特定するように構成される、

請求項1記載の装置。

【請求項5】

前記ディスプレイは、組織表面に対して平行であり、

前記プロセッサ回路によって確定される前記情報は、前記ディスプレイを介して提示されるべく、前記標的の少なくとも一部の空間的に位置合せされた3次元表現を提供することを含む、

請求項1記載の装置。

【請求項6】

前記装置はさらに、光学撮像センサまたは加速度計の中の1つまたは複数を備え、

前記位置追跡回路は、前記光学撮像センサまたは前記加速度計の中の1つまたは複数を介して取得される情報と、前記受け取られた超音波エネルギーに関する情報とを使用して、前記超音波トランスデューサ素子の動きを示す情報を確定するように構成される、

請求項1記載の装置。

【請求項7】

前記位置追跡回路は、指定された間隔中に受け取られた2つ以上の超音波エコー信号の間の相関を介して得られる情報を使用して、前記超音波トランスデューサ素子の面外動きまたは面内動きの中の1つまたは複数を推定するように構成される、

請求項1記載の装置。

【請求項8】

対象の組織内に向けられる超音波エネルギーを発生させるように構成される超音波トランスデューサ素子アレイであって、前記超音波トランスデューサ素子アレイは、鏡面反射する標的によって反射する前記超音波エネルギーの一部を受け取るように構成され、が、発生した前記超音波エネルギーの中心周波数に対応する音波長である場合には、前記超音波トランスデューサ素子アレイは少なくとも2つの互いに隣接した超音波トランスデューサ素子の間の間隔を有し、前記間隔は $1/2$ よりも小さいかまたは等しいことと；

超音波エネルギーを発生しまたは受け取るように前記超音波トランスデューサ素子アレイを制御するように構成されるプロセッサ回路であって、前記プロセッサ回路は前記標的によって反射する前記超音波エネルギーを示す情報を取得するように構成されることと；

前記標的の位置、向き、または形状の中の1つまたは複数に関する情報を提示するよ

10

20

30

40

50

うに構成されたディスプレイであって、前記位置、向き、または形状に関する情報は、前記プロセッサ回路によって、前記標的によって反射する前記超音波エネルギーを示す取得された前記情報を使用して確定されることと

を備え、

前記標的は骨を有し、

前記プロセッサ回路は、前記標的によって反射する前記超音波エネルギーを示すエコーデータを、システムモデルに当て嵌めすることで、前記骨の位置、形状、または向きのうちの1つまたは複数を推定するように構成され、

前記システムモデルは、少なくとも1つの仮想標的に対応する互いに異なる複数の骨表面からの仮想エコーを記述する、装置。

10

【請求項9】

前記装置はさらに、針ガイドと、マーキング器具用のガイドとのうちの少なくとも一方を有するハウジングを備え、

前記針ガイドと、前記マーキング器具用のガイドとのうちの少なくとも一方は、前記ディスプレイに沿ってまたは近くに位置する、

請求項8記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

超音波を使用する骨表面画像再構成に関する。

20

【背景技術】

【0002】

目下、骨撮像のための撮像モダリティとして、2次元投影X線またはX線コンピュータ断層撮影(CT)が頻繁に使用されている。しかしながら、こうした医用撮像からの患者および介護者への電離放射線曝露は、過去数十年間、劇的に増大してきた(1980年代以来600%の増大と見積もられる)。こうした放射線量の累積的な影響は、ガン発症の危険性の上昇に関連付けられてきた。

【0003】

特許文献1のモリス(Morris)らは、超音波を使用して生体内で骨の定量的測定を行うことについて述べている。特許文献2のセラー(Sella)らは、超音波を使用して骨の凹凸をマッピングすることについて述べている。特許文献3のベース(Bass)らは、脳内の画像誘導手術について述べている。特許文献4の酒井(Sakai)らは、骨の力学的検査用の撮像技法について述べている。

30

【0004】

〔概説〕

神経軸索(neuroaxial)麻酔ブロック(たとえば硬膜外麻酔ブロックまたは脊椎麻酔ブロック)および関連する脊椎麻酔処置は、目下、米国の病院で年間およそ1800万の処置で行われている。こうした処置のための多数の臨床的適応には、妊娠、慢性痛、または人工股関節あるいは人工膝関節置換手術中の麻酔が含まれる。

【0005】

40

一手法では、触診を用いて脊椎骨ランドマーク(landmark)の位置を特定した後に針挿入を行う、「ブラインド法」(blind approach)(たとえば医用撮像誘導なしを含む)を使用することができる。結果、こうした「ブラインド法」に対する失敗率は、ランドマークがないか、不明瞭であるか、または歪んでいる患者集団において、40%と80%との間であるものとして歴史的に挙げられている。これらの特徴を示す著しくかつ増大している集団の層は肥満者であり、目下で米国総人口の33.9%であって、この層には人工関節置換患者の50%を超える患者が含まれている。肥満者の場合には、脂肪の厚い重ね合わさる層によってランドマークが触診できない。失敗によって、一般に複数の針が突き刺さることになり、脊髄性頭痛または血腫の危険の上昇など、不十分な健康成果に相関する。さらに神経軸索麻酔の失敗から、背痛(約30%)または血管

50

穿刺（３．８％）を含む他の深刻な合併症とともに、胸膜穿刺（１．１％）、気胸症（０．５％）、または麻痺（稀）を含むより深刻な合併症が発生する虞がある。

【０００６】

別の手法では、Ｘ線透視法を使用して、高い成功率で脊椎針の配置を誘導することができる。しかしながら、Ｘ線透視法機器のコストが高いことと可搬性がないことに加えて、電離放射線の危険によって、Ｘ線透視法は、大量の処置に対して魅力のない選択肢となる。

【０００７】

「ブラインド法」またはＸ線透視法を含む技法とは対照的に、超音波検査法は、神経軸索処置に使用するなど、骨などの解剖学的特徴までの誘導または位置特定に対して、低コストであり、電離作用がなく、携帯可能な解決法であり得る。しかしながら、失敗率は依然として高いままである虞があり、超音波技法の成功は、一般に使用者が超音波検査法に熟知していることに非常に依存してきた。たとえば大きい走査深さにおける超音波による骨画像の解釈は、組織減衰または軸外（off-axis）鏡面反射アーチファクトを含むいくつかの要因によって困難であり得る。さらに中枢神経軸索処置は、一般に区域麻酔医によって１日に複数回行われる。したがってこうした高頻度の処置に対して病院のスキヤナの利用を手配することは、多くの病院環境において厄介であるかまたは不可能である虞がある。

【０００８】

骨折は、米国では一般的な筋骨格系損傷であり、現在、捻挫に次いで２番目であり、現在、年間およそ１６２０万の損傷を占めている。米国における骨折の費用は、目下２９２億ドル／年であり、すべての筋骨格系損傷の費用の９０％を表している。年配者は、米国総人口の１３％未満のみを表しているが、９．７％の骨折発症率で全骨折のおよそ３６％に関与している。さらに年配者ほど、入院を必要とし、日常活動を行う能力が制限され、入院期間が著しく長くなり、骨折の結果として死亡率が高くなる虞が高い。

【０００９】

患者予後不良は、（特に年配者の場合）治療の遅延に非常に相関してきた。たとえば救急科（ＥＤ）が過度に混み合い、患者を負傷の現場外でまたは現場で優先順位を付ける有効な手段がない結果として、長い待ち時間が特に一般的である。

【００１０】

したがって本発明者らは、特に負傷の現場でまたは救急科での診察時に年配の患者の優先順位付けのための低コストで携帯可能な技術によって、待ち時間を短縮することで患者予後不良を著しく低減することができ、したがってより迅速な診断および治療判断を行うことを可能にすることができることを認識している。

【００１１】

本発明者らはまた、こうした鏡面反射（たとえば主に鏡面の反射）は、骨 - 軟組織接触面から、または異なる器官タイプ、血管壁、あるいは他の標的の境界の間など、軟組織 - 軟組織接触面から発生する虞があり、よってこうした撮像技法は、医療診断の目的など、他の接触面または縁の検出に適用可能であることも認識している。

【００１２】

神経軸索麻酔用の撮像と同様に、固定Ｘ線、Ｘ線透視法、またはコンピュータ断層撮影法など、Ｘ線ベースの医用撮像は、一般に骨外傷の診断に使用される。救急科において治療を割当てるために患者の優先順位づけにＸ線を使用することは、手術を必要とする骨折（たとえば股関節骨折）の患者の待ち時間を短縮し、よって死亡率を低下させかつ入院期間を短縮するのに有効であることが分かった。しかしながら、この場合もまた、Ｘ線ベースの撮像に可搬性がないため、救急科において優先順位づけに使用することができず、なぜならスキヤナにおける時間を手配しなければならず、患者を機械まで搬送しなければならない（過度に混み合っている救急科環境では厄介である虞がある）からである。さらに可搬性がないことで、集団外傷事件における優先順位付けの間など、損傷の現場での迅速な評価および治療のための道具としてのＸ線の使用が完全に妨げられる。医用撮像のため

10

20

30

40

50

の放射線曝露は、1980年代以来、およそ600%増大してきており、最新の研究では、すべての癌の2%程度は、医用撮像放射線曝露からもたらされており、11,000の追加の死に等しいことが論証された。

【0013】

超音波は、脊椎麻酔、骨折の診断、および整形外科手術の誘導を含むいくつかの用途における骨撮像に対して提案されてきた。超音波は、X線ベースの撮像に比較して、電離放射線がないこと、優れた可搬性、低コスト、およびリアルタイム撮像を含むいくつかの利点を提供する。しかしながら、一般に利用可能な超音波装置および技法は、骨ではなく軟組織を撮像するように設計されており、結果として軸外反射、残響効果、単一チャンネルの飽和、または不十分な浸透深さなどのいくつかの画像劣化の原因によって、骨は不十分に撮像されないということになる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0014】

【特許文献1】米国特許第6,641,537号明細書

【特許文献2】米国特許第6,964,639号明細書

【特許文献3】米国特許第6,106,464号明細書

【特許文献4】米国特許第7,806,823号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0015】

本発明者らは、特に患者または介護者に対する電離放射線曝露を必要とすることなく、骨外傷患者に対して治療を評価し指示すべく、または針あるいはプローブ挿入誘導のために骨の解剖学的構造の詳細な記述を提供すべく、超音波装置および技法を安全な携帯型の安価な道具として有効に使用すべく、骨表面が周囲の組織からよりも鮮明に描写された、骨のアーチファクトが低減した画像が必要であることを認識している。

【0016】

電離放射線を伴う撮像技法に比較して等価なまたは優れた分解能とともに、かつこうした電離放射線の危険なしにリアルタイム撮像を提供することができる、超音波(US)などのこうした撮像に対して、さまざまな技法および装置を使用することができる。一般に利用可能な超音波システムは、骨構造ではなく軟組織を撮像するように設計されており、結果、骨はこうしたシステムによって十分に撮像されない。たとえば超音波画像は、特に骨が存在する時にスペckル雑音、残響、または軸外散乱を含む複数の雑音源によって劣化することが多く、骨表面の詳細な可視化を困難にする。したがって一般に利用可能な非骨用撮像超音波システムの有効性は限られ、使用者の超音波検査法に対する熟知および技能によって決まる。

30

【課題を解決するための手段】

【0017】

本発明者らは、骨の解剖学的構造または1つあるいは複数の他の組織接触面の視覚化を、こうした解剖学的構造が超音波診断スキャナを用いて撮像される場合に損なう虞がある、軸外からもたらされるアーチファクトを軽減または低減する技法を開発した。一例ではこうしたアーチファクトが低減したエコーデータを使用して、骨表面の位置、形状、または向きのうちの1つまたは複数を推定することなどによって、直観的表示を提供することができる。たとえばこうしたエコーデータを、エコーデータ(またはエコーデータのパラメータ化バージョン)のモデルに対する確率的モデル当嵌め(フィッティング)を介して高度化することができる。

40

【0018】

この概説は、本発明の出願の主題の概説を提供するように意図されている。この概説は、本発明の排他的なまたは網羅的な説明を提供するようには意図されていない。詳細な説明は、本発明の出願に関するさらなる情報を提供すべく含まれている。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 9 】

【図 1】超音波トランスデューサおよびディスプレイを備えることができる、手持ち式装置などの装置の一例を概略的に示す。

【図 2 A】超音波トランスデューサおよびディスプレイを備えることができる、手持ち式装置などの装置の例示的な例の図を概略的に示す。

【図 2 B】超音波トランスデューサおよびディスプレイを備えることができる、手持ち式装置などの装置の例示的な例の図を概略的に示す。

【図 3】超音波撮像技法の例示的な例を概略的に示す。

【図 4 A】生体外脊椎の 3 次元表現の例示的な例を概略的に示す。

10

【図 4 B】B モード超音波画像の対応する例示的な例を示す。

【図 5】解剖学的標的の位置、形状、または向きを推定するモデルを使用することを含む超音波技法の例示的な例を概略的に示す。

【図 6】解剖学的標的の位置、形状、または向きを推定するモデルを使用することを含む超音波技法の例示的な例を概略的に示す。

【図 7 A】動物の脊椎の例示的な例を概略的に示す。

【図 7 B】図 7 A の脊椎の 2 次元表現の例示的な例を概略的に示す。

【図 7 C】市販の超音波システムを使用して得られる動物の脊椎の対応する超音波画像を概略的に示す。

【図 8】超音波撮像技法の例示的な例を概略的に示す。

20

【図 9】シミュレーションを介して得ることができる音場振幅の例示的な例を概略的に示す。

【図 1 0】動物の脊椎の写真、脊椎の 3 次元表現、ならびに動物の脊椎の写真および 3 次元表現を示すオーバーレイの例示的な例を概略的に示す。

【図 1 1】超音波撮像技法の例示的な例を概略的に示す。

【図 1 2 A】基本周波数技法を使用して得られるファントムの超音波画像の例示的な例を概略的に示す。

【図 1 2 B】ティッシュハーモニックイメージング (t i s s u e - h a r m o n i c - i m a g i n g) 技法を使用して得られるファントムの超音波画像の例示的な例を概略的に示す。

30

【図 1 2 C】プリンシパルハーモニックイメージング (p r i n c i p a l - h a r m o n i c - i m a g i n g) 技法を使用して得られるファントムの超音波画像の例示的な例を概略的に示す。

【図 1 2 D】基本周波数技法を使用して得られる生体内肘関節の超音波画像の例示的な例を概略的に示す。

【図 1 2 E】ティッシュハーモニックイメージング技法を使用して得られる生体内肘関節の超音波画像の例示的な例を概略的に示す。

【図 1 2 F】プリンシパルハーモニックイメージング技法を使用して得られる生体内肘関節の超音波画像の例示的な例を概略的に示す。

【図 1 3】エコー無相関化 (d e c o r r e l a t i o n) 動き推定技法を使用して並進または向きの推定に使用することができる角度付き (a n g l e d) A ライン、および角度なし (n o n - a n g l e d) A ラインの例示的な例を概略的に示す。

40

【図 1 4 A】エコー無相関化動き推定技法においてシミュレーションされた、A ライン情報を使用するパラメトリック曲線当嵌めの例示的な例を概略的に示す。

【図 1 4 B】エコー無相関化動き推定技法において実験的に得られた、A ライン情報を使用するパラメトリック曲線当嵌めの例示的な例を概略的に示す。

【図 1 5 A】さまざまな技法を使用して確定された方位方向シフト動き推定の例示的な例を概略的に示す。

【図 1 5 B】さまざまな技法を使用して確定されたスライス方向シフト動き推定の例示的な例を概略的に示す。

50

【図 1 5 C】さまざまな技法を使用して確定された回転シフト推定を概略的に示す。

【図 1 6】手持ち式超音波撮像装置を使用することを含むことができる針誘導技法の例示的な例を概略的に示す。

【図 1 7】形状モデリング技法の例示的な例を概略的に示す。

【図 1 8】形状モデリング技法の例示的な例を概略的に示す。

【図 1 9】形状モデリング技法の例示的な例を概略的に示す。

【図 2 0 A】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定することを含むことができる技法を概略的に示す。

【図 2 0 B】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定することを含むことができる技法を概略的に示す。

【図 2 0 C】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定することを含むことができる技法を概略的に示す。

【図 2 0 D】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定することを含むことができる技法を概略的に示す。

【図 2 0 E】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定することを含むことができる技法を概略的に示す。

【図 2 0 F】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定することを含むことができる技法を概略的に示す。

【図 2 0 G】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定することを含むことができる技法を概略的に示す。

【図 2 1 A】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定し針挿入を行うことを含むことができる技法を概略的に示す。

【図 2 1 B】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定し針挿入を行うことを含むことができる技法を概略的に示す。

【図 2 1 C】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定し針挿入を行うことを含むことができる技法を概略的に示す。

【図 2 1 D】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定し針挿入を行うことを含むことができる技法を概略的に示す。

【図 2 1 E】硬膜外麻酔処置で使用されるためなど、針挿入部位を特定し針挿入を行うことを含むことができる技法を概略的に示す。

【発明を実施するための形態】

【0020】

本発明者らは、診断超音波撮像が、加速度計を介して、光学センサを介して、超音波動き追跡方法を使用することを介して、または1つあるいは複数の他の技法を介して、1つまたは複数の超音波トランスデューサの位置または向きを追跡することを含むことができることを認識している。こうした技法を使用して、超音波装置の位置および向き、または向きあるいは位置の変化に関する情報を使用することで、超音波装置の一部に対する位置あるいは向きの推定値（たとえば1つまたは複数のトランスデューサ位置）、または骨などの1つあるいは複数の解剖学的特徴の超音波装置に対する位置に対する推定値のいずれかを提供することができる。一例ではこうした位置または向きの確定を、超音波装置で、あるいは超音波装置の中で、または少なくとも超音波装置の上にあるいは超音波装置の中に位置する1つあるいは複数のセンサあるいはトランスデューサを使用して行うことができる。

【0021】

一例では超音波を介する診断骨撮像用の装置または技法を使用することができる。本発明者らは、特にグレーティングローブ、サイドローブ、および1つまたは複数の次元における十分に緊密な焦点がないことで、一般に利用可能な医用超音波技法または装置が、先行する骨からの軸外反射を受けやすくなる虞があることを認識している。こうした反射は、アーチファクトまたは不十分な画像品質をもたらす虞がある。この理由で、一般に利用可能な診断医用超音波撮像用途では、骨撮像が一般に回避されている。代りに、こうした

10

20

30

40

50

骨撮像には、X線ベースの撮像モダリティが一般に使用されている。

【0022】

本発明者らは、既存の一般に利用可能な超音波撮像においてエコーデータからの骨深さの推定値を破壊する虞がある軸外散乱からもたらされるアーチファクトを軽減するなど、超音波を使用する有効な骨撮像技法および装置を開発した。一例では画像を、ビームフォーミング、包絡線検波、および対数圧縮を使用するのではなく、トランスデューサからの骨表面の距離の1つまたは複数の推定値のレンダリングを介するなど、エコーデータから構成することができる。

【0023】

図1は、超音波トランスデューサ112および位置追跡回路106を備えることができる、手持ち式装置などの装置100の一例を概略的に示す。図1の例では、第1超音波トランスデューサ112などの1つまたは複数の超音波トランスデューサは、対象内に向けられる超音波エネルギー118Aを（たとえば対象内の関心領域に超音波を照射することで）発生させることができる。超音波エネルギー118Aの一部を、反射超音波エネルギー118Bを提供するなど、標的120によって反射することができる。一例では超音波トランスデューサ112を、超音波トランスデューサアレイの一部として含めることができ、患者の表面（たとえば皮膚）に接触するように配置することができる。

【0024】

一例では反射超音波エネルギー118Bを、第1超音波トランスデューサ112によって、または1つあるいは複数の他の超音波トランスデューサによって受信することができる。第1超音波トランスデューサ112を、バス116を介してプロセッサ回路102またはメモリ回路104に結合されるような超音波信号調整回路110に結合することができる。超音波信号調整回路110は、ビーム形成回路または他の処理回路を含むことができる。たとえば超音波信号調整回路を、プロセッサ回路102に提供されるような受信した超音波情報（たとえばエコー情報）を増幅し、位相シフトし、時間ゲート制御し、フィルタリングし、または他の方法で調整するように構成することができる。

【0025】

たとえば第1超音波トランスデューサ112を含むアレイなど、トランスデューサアレイにおける各素子からの受信経路は、低雑音増幅器、主段増幅器、バンドパスフィルタあるいはローパスフィルタ、またはアナログ-デジタル変換器のうちの1つまたは複数を含むことができる。一例では1つまたは複数の信号調整ステップを、プロセッサ回路102を使用するなど、デジタルで行うことができる。プロセッサという用語を、概して超音波トランスデューサ112から得られる超音波情報を操作すべく使用することができるデジタル回路を指すために使用する。こうした回路は、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）あるいは他のプログラマブルロジックデバイス（PLD）、マイクロプロセッサ、1つあるいは複数の実行コアあるいは他の回路を含むシステム-オン-チップ、マイクロコントローラ、または1つあるいは複数あるいは他の回路を含むことができる。

【0026】

一例では装置100を、超音波トランスデューサのアレイの表面に対して垂直な1つまたは複数の平面に対応する超音波エコー情報を得るように（たとえば「Bモード」撮像情報を提供するように）構成することができる。一例では装置100を、超音波トランスデューサのアレイの表面に対して平行な1つまたは複数の平面に対応する情報を得るように（たとえば対象の組織内の指定された深さにおけるトランスデューサアレイの表面に対して平行な平面における軌跡の「Cモード」超音波画像を提供するように）構成することができる。

【0027】

一例ではプロセッサ回路102を、メモリ回路104、ディスク、または1つあるいは複数の他のメモリ技術あるいは記憶デバイスなどの1つまたは複数のプロセッサ可読媒体に結合することができる。一例では第1超音波トランスデューサ112、信号調整回路110、プロセッサ回路102、メモリ回路104、ディスプレイ114またはユーザ入力

10

20

30

40

50

装置のうちの１つまたは複数の組合せを、手持ち式超音波撮像装置の一部として含めることができる。手持ち式装置は、骨などのエコーを発生する標的からの超音波エネルギーの反射を介して深さ情報を得るように構成されているような、１つまたは複数のピストン型トランスデューサを備えることができる。

【００２８】

一例ではプロセッサ回路１０２（または１つあるいは複数の他のプロセッサ回路）を、バス１１６を介するなどによって、ユーザ入力装置またはディスプレイ１１４のうちの１つまたは複数の通信可能に結合することができる。たとえばユーザ入力装置は、キーパッド、（たとえば超音波走査アセンブリの一部の近くあるいは上に位置しているか、または超音波撮像情報を提示するかあるいは操作するように構成されたワークステーションの一部として含まれる）キーボード、マウス、タッチスクリーンコントロール、回転コントロール（たとえばつまみあるいは回転エンコーダ）、またはディスプレイ１１４の一部に位置合せされるソフトキー、または１つあるいは複数の他のコントロールを有することができる。

10

【００２９】

一例ではプロセッサ回路１０２を、第１超音波トランスデューサ１１２（またはアレイ）を使用して得られる撮像情報を使用するなど、１つまたは複数の複合画像（たとえば標的１２０の位置、形状、向きまたは深さの２次元表現または３次元表現のセット）を構築するように構成することができる。プロセッサ回路１０２は、下の例に示すように１つまたは複数の特徴または印（しるし）を含む画像を提示するなど、構築した画像を、ディスプレイ１１４を介してユーザに提示することができる。

20

【００３０】

一例では情報を取得するかまたはサンプリングすることができ、情報は、装置１００がある範囲の位置を横切って掃引されるかまたは移動する際に、標的１２０から反射する超音波エネルギーを示す。位置追跡回路１０６によって提供されるような手持ち式装置１００の少なくともトランスデューサ１１２（または装置全体）の位置に関する情報と、超音波トランスデューサ１１２によって取得される反射した超音波エネルギーに関する情報とを使用するなど、複合情報を構築することができる。

【００３１】

たとえば位置追跡回路を、１つまたは複数の軸において加速度を検知するように構成された加速度計、または光学センサなど、１つまたは複数のセンサに結合することができる。位置追跡回路１０６は、受信した超音波撮像情報とは無関係であるように（たとえば受信した超音波情報に従って確定された撮像対象の位置に基づく動き追跡を必要とすることなく）、静電技法、磁気技法、光学技法、あるいは音響技法、またはジャイロスコープを使用するか、または少なくとも部分的に、受信した超音波情報を使用するなど、１つまたは複数の他の技法を使用して、装置１００または装置の一部として含まれる１つあるいは複数のトランスデューサの相対的な動きまたは絶対位置を求めることができる。たとえば位置追跡回路１０６は、トランスデューサの動き（たとえば検出されたトランスデューサの動き、または機械走査型トランスデューサの場合など、トランスデューサの位置に関する事前情報を使用する）に関する情報を使用することを含む方法など、命令を実行するように構成された１つまたは複数のプロセッサを使用することを含むことができる。

30

40

【００３２】

装置１００は、２次元アレイによって提供される情報に類似する撮像情報を提供するためなど、ただし医療処置中に使用者が装置１００を手動で再度位置決めする必要なしに、機械的に走査することができる１つまたは複数のトランスデューサを備えることができる。装置１００を小型かつ携帯型とすることができ、よって使用者（たとえば医師または看護師）は、医療施設内で容易に搬送することができる。本発明者らはまた、装置１００に対して、非電離エネルギーを使用して撮像を提供することができ、安全、携帯型、手持ち式、低コストとすることができ、かつプローブの位置または挿入角度を所望の標的深さまたは解剖学的位置に達するように位置合せする装置または技法を提供することができるな

50

ど、他の利点も認識している。

【0033】

図2Aおよび図2Bは、図1の例の1つまたは複数の部分を含むなど、超音波トランスデューサ136およびディスプレイ114を備えることができる手持ち式装置200などの装置の例示的な例の斜視図を概略的に示す。装置200は、第1キーパッド124、引金108、または1つあるいは複数の他の入力装置など、1つまたは複数のユーザ入力装置を備えることができる（たとえばディスプレイ114は、タッチスクリーンまたは1つあるいは複数の他のソフトキーを含むことができる）。装置200は、装置を指定された解剖学的特徴、位置、または領域に位置合せするのに役立つ1つまたは複数の印（しるし）を含むことができる。こうした位置合せ印（しるし）は、ディスプレイ114に提示される1つまたは複数の表示された印、または第1印130A、第2印130B、あるいは第3印130Cなど、ハウジング126の上に位置する1つまたは複数の固定印を含むことができる。ポート140を有するなど、装置200の内部の電源の通信または再充電用など、1つまたは複数の電気ポートを有することができる。

10

【0034】

本発明者らはまた、特にモデルベースの画像再構成に使用の計算コストが、こうした技法を手持ち式装置または携帯型装置で実施する場合に重要な考慮事項であり得ることも認識している。たとえばこうした技法（または上述した他の技法）を、米国テキサス州ダラスのテキサスインスツルメンツ社（Texas Instruments Inc.、Dallas、Texas、USA）から入手可能であるような、携帯電話用「オープンマルチメディアアプリケーションプラットフォーム（Open Multimedia Application Platform）」（OMAP）マイクロプロセッサで実施して、手持ち式装置における骨の位置、形状、あるいは向きまたは他の情報のリアルタイム表示を提供することができる。こうしたモデルベースの技法を、エコーデータ自体に作用するのではなくエコーデータのパラメータ化バージョン（たとえば骨の深さ推定値）を使用するなど、より低い計算コストで可能とすることができる。

20

【0035】

1つまたは複数のトランスデューサの使用（たとえば4つのトランスデューサおよび1mm間隔の50mm×90mmサンプリング信号モデル（すなわち4500×10400信号モデルマトリックス）を含むなど、上または下の例で説明する1つまたは複数の技法を含むなど、例示的な例では、ドット積計算を、最も計算集約的ステップとすることができ、ドット積計算は、およそ9400万浮動小数点演算（MFLOPS）を含むことができる。対照的に、別の例示的な例では、データが4つのチャンネルにわたる深さ推定値によってパラメータ化される場合には、計算費用は0.036MFLOPSまで低減する。図2Aおよび図2Bの装置で使用されるオープンマルチメディアアプリケーションプラットフォーム3500プロセッサの場合には、およそ2400MFLOPS/秒の計算能力を使用することができ、したがって2つのドット積ステップに対するそれぞれのフレームレートを、完全な技法を使用して25.5Hz、パラメータ化技法を使用して66.6Hzに達成することができる。計算速度が著しく上昇し（たとえば2倍を超える向上）追加の限界コストが著しく上昇するドロップイン置換（drop-in replacement）プロセッサによって、さらに高いフレームレートを可能にできると考えられる。

30

40

【0036】

本発明者らはまた、特に往復信号対雑音比（SNR）を合計18dB改善するように、それぞれ上昇した励起電圧から12dBの利得およびアクティブ保護から6dBの利得を提供すべく、アクティブ保護回路を含むなど、上昇した励起電圧（たとえば±32ボルト（V）から±128V以上まで）を使用することができることも認識している。さらに追加の送信パルスが必要とすることなく22dB程度のさらなる往復信号対雑音比利得をもたらすように、符号化励起を実施することができる。

【0037】

50

〔１つまたは複数の大型のトランスデューサを含むことができる例示的な例〕

図３は、独立して動作し、大型であり、およそ円形の超音波素子を含むことができる装置および技法であって、装置の位置または動きのうちの１つまたは複数の追跡することなどを有し、超音波素子が、エコーデータをまとめる（compile）こと、位置データをまとめること、または骨表面を表示すべく画像情報を提供することのうちの１つまたは複数を行うように構成された処理回路に結合されている、装置および技法を含むことができるような、超音波撮像技法３００の例示的な例を概略的に示す。

【００３８】

１つまたは複数のトランスデューサ素子を、骨表面の直観的画像を描画すべく超音波情報を取得するためなど、２つの空間時限に沿って任意に配置することができる。こうしたトランスデューサは、電気エネルギーを超音波エネルギーに変換するかまたは逆を行うことができるあらゆるデバイスを含むことができる。こうしたトランスデューサの例としては、圧電ベースのトランスデューサあるいは静電ベースのトランスデューサまたは１つあるいは複数の他のトランスデューサタイプを挙げることができる。

【００３９】

一例ではトランスデューサ素子を、面積が $4\lambda^2$ （「 λ 」は超音波パルスの波長を表すことができる）を超えるような、およそ円形または対称形とすることができる。およそ円形とは、アスペクト比がおよそ１に等しいなどの多角形であるトランスデューサ素子形状を指すことができる（たとえばアクティブ面を有し、トランスデューサアクティブ面の平面において、長さの寸法が幅の寸法におよそ等しいトランスデューサ）。たとえばトランスデューサ素子は、正方形形状、または２つ以上の対称軸を有するなどの１つまたは複数の他の形状を含むことができる。トランスデューサの面積が $4\lambda^2$ を超えるという面積基準を、正方形開口部の想定から導出することができる。横方向分解能を λ/L に等しくすることができ、ここで「 L 」は、開口部の長さを表すことができる。

【００４０】

骨撮像に対して、例示的な例では、５の所望の最大分解能を、１０の最も浅い最大焦点深度「 z 」で指定することができる。したがってこうした制約によって、 L が２を超える（たとえば $(10/z) \times \lambda$ ）べきであると規定することができ、したがって対応するトランスデューサ面積は、制約を満たすために $4\lambda^2$ 以上であり得る。トランスデューサ素子長（たとえば素子のアクティブ面）は、既存の超音波撮像システムでは概して２未満である。したがって本発明者らはまた、所望のまたは指定された分解能を達成するためなど、寸法が２を超える（たとえば既存の一般に利用可能な超音波撮像システムよりも大きい）長さまたは開口部を含むトランスデューサ素子サイズを使用することができることも認識している。

【００４１】

一般に利用可能な診断医用超音波撮像では、リニアアレイが使用される。対照的に、本発明者らは、およそ円形の素子を含む独立して動作する（たとえば独立して励起されるかまたは受信する）トランスデューサ素子の使用を含むことができる装置および技法を開発した。およそ円形である独立して動作する素子を使用して、骨画像を破壊する虞がある軸外散乱アーチファクトを軽減することができる。こうした軽減または低減は、１）グレーティングローブをなくすこと、または２）優れた方位分解能を示すがスライス方向分解能が不十分である一般に利用可能な１次元リニアアレイとは反対に、同様の（たとえばおよそ等しい）スライス方向の次元および横方向の次元の分解能を提供することを含むことができる。

【００４２】

一例では上述したような素子を用いる標的（たとえば骨）の２次元または３次元画像再構成を展開すべく、素子を変位させる（たとえば機械的に走査する）ことができ、素子の位置を、こうした変位の前、変位中、または変位の後に追跡することができる。画像の描画を提供するようにまとめられるような、指定された素子位置に対応する骨深さ推定値を提供するためなど、エコーデータを使用することができる。個々の素子の位置または向き

10

20

30

40

50

を、装置に対する素子の位置または向きとともになど、こうした素子を収容する画像化アセンブリの位置または向きを使用するなど、個々の素子の位置または向きを確定することができる。

【0043】

302において、超音波トランスデューサ素子から音響エネルギーを送信することができる。304において、超音波トランスデューサ素子を使用して第1反射エコーを受信することができる。306において、受信したエコーを少なくとも部分的に使用して骨表面深さを推定することができる。308において、次の超音波トランスデューサから音響エネルギーを送信することができる（または第1超音波トランスデューサを機械的に、または使用者が作動させる手持ち式アセンブリの動きを介して再配置することができる）。314において、308において送信されたエネルギーに応答して、反射エコーを受信することができる。316において、314において受信したエコーを少なくとも部分的に使用して、骨表面深さを推定することができる。

10

【0044】

318において、追加の超音波素子が使用される場合には、技法300は、308、314および316に示すように、それぞれ送信するステップ、受信ステップ、および推定するステップを含むことができる。320において、1つまたは複数の超音波トランスデューサの位置を推定することができる。追加の超音波トランスデューサが使用されない場合には、310において、骨深さ推定を行うことができ、1つまたは複数の超音波トランスデューサに対して位置推定を行うことができ、312において、撮像装置（たとえば図1、図2または1つあるいは複数の他の例の装置）の一部に対する骨の位置に関する情報を、使用者に提示することができる。

20

【0045】

322において、1つまたは複数の超音波素子を新たな位置まで移動させることができる。素子の変位を、装置の内部で素子を機械的に掃引するか、または素子を手動で移動させて位置あるいは向き検知方法の1つあるいは複数を使用して変位を推定することを介して、達成することができる。たとえばトランスデューサビームの位置を特定するためのトランスデューサ位置の追跡はまた、トランスデューサの向きの追跡を、ともにトランスデューサビームに影響を与える可能性があるため含むことができる。

【0046】

一例では他の動き検知技術もあるが特に1軸、2軸、または3軸加速度計、ジャイロ스코ープ、（たとえばアバゴテクノロジー（Avago Technology）（avagotech.com）によって光学指ナビゲーションで使用されているような）光学モーションセンサから情報を取得することを介するなど、超音波撮像アセンブリに含まれる1つまたは複数のセンサから、独立した動き推定値を取得することができる。

30

【0047】

さらにまたは代りに、トランスデューサまたは超音波撮像装置のうちの1つまたは複数の動きを、テンプレートマッチングまたは無相関化測定を介するなど、超音波エコーデータを使用して追跡することができる。こうした動き推定値は、種々の検知モダリティ（光学、加速度、超音波など）を有するセンサから取得される情報を使用するなど、1つまたは複数のセンサからの検知情報の集合を含むことができる。たとえば種々のセンサから確定される種々の動き推定値を、統計的に結合して、個々の検知モダリティから導出される推定値に比較してよりロバストな（たとえばより曖昧でないか、またはより誤りがない）位置推定値を生成することができる。受け取った推定値の中央値または他の中心傾向を使用することができる。たとえば重み付き平均を使用することができ、そこでは重み付けを、個々の推定値における信頼度または精度の測度（たとえば相関「ピーク」のRMS信号レベルに対する比）から導出することができる。

40

【0048】

2つ以上の動きセンサを、撮像装置の別個の位置に配置することができる。2つのセンサから取得されるセンサ情報を結合して、装置の位置または回転の向きを計算することが

50

できる。そしてこれを使用して、装置が回転または並進する際のトランスデューサの位置を計算することができる。トランスデューサ毎の位置推定値を使用して、装置が脊椎の周囲で移動する際の超音波エコーまたは骨深さ推定値からの情報を結合して、表示画面上の画像を生成することができる。こうした画像は、1つまたは複数の実際の解剖学的特徴の位置に対する画像の位置を維持するように、または複合画像を形成するようになど、装置が皮膚を横切って移動する際に更新されるなど、永続的であり得る。

【0049】

図4Aは、生体外脊椎402の3次元表現の例示的な例を概略的に示し、図4Bは、Bモード超音波画像404の対応する例示的な例を示す。

超音波撮像装置が表面を横切って並進する（たとえば患者の皮膚を横切って手動で移動する）際、ディスプレイに描画されるなど、3次元骨表面の構築を確定することができる。こうした動作モードによって、トランスデューサの大型のアレイによって生成される画像に等価なまたはそうした画像を模倣する画像を、こうしたアレイの追加の関連するコストおよび複雑性がないように生成することができる。こうした構築された表示は、一般に利用可能な3次元エコーデータの描画よりも直観的とすることができ、こうした一般に利用可能な描画が、スペックルまたは他の雑音源を含むからである。一例では表面サンプル（たとえば超音波を介してサンプリングされた3次元情報）を後退させる（たとえばディスプレイまたはモデリングプロセスから除外する）ことができ、または指定された持続時間の後、（たとえば時間的に新しい方のデータを組み込み時間的に古い方のすなわち「新鮮でない」データを後退させることで）輝度または重要度を低減することができる。1つまたは複数の超音波素子は、撮像用に使用される素子、位置検知用に使用される素子、または両方に使用される素子を含むことができる。

【0050】

図3の技法の例示的な例は、3つのチャンネルでエコーデータを収集することと、およそ5cm×10cmにわたる2次元関心領域の移動ステージを備えた装置を並進させることを含むことができる。たとえば図4Aは、上述した撮像技法を使用してエコーデータをオフラインで処理することで得られる3次元画像を含む。比較して、図4Bは、6.67MHz中心周波数で動作する128素子リニアアレイを備えたウルトラソニックス（Ultrasonix）RP（カナダ、BC、リッチモンドのウルトラソニックス（Ultrasonix, Richmond, BC, Canada））を使用して得られる同様の撮像環境における同じ脊椎の超音波Bモード画像を示す。本発明者らは、特に図4Aの例示的な例に示すように4チャンネル装置から得られる3次元画像が、使用者に対してより直観的である可能性があり、図4Bの装置を使用して得られる画像に比較して、雑音およびアーチファクトのレベルをはるかに低くすることができることを認識している。

【0051】

モデリングまたは考察の目的で、骨表面を鏡面反射面と呼ぶことができる。しかしながら、実際には骨表面は、鏡面反射および拡散反射の特性を示す虞がある。たとえば骨に超音波を照射する入射超音波エネルギーのほぼすべてが反射するが、起伏によって幾分かのエネルギーが種々の角度で反射することになる虞があり、厳密には鏡面反射挙動ではない。しかしながら、こうした鏡面性の想定は依然として、骨に比較してはるかに弱い反射体であり、かつ概してランダムな指向性を有するよう見える軟組織からの反射よりも、本質的に鏡面にはるかに近い骨からの反射として妥当であり得る。したがって本明細書の例では、鏡面反射する標的を撮像することに関する超音波装置および技法を使用して、標的に向けられた超音波エネルギーの大部分を、幾分かのバルク指向性で反射する標的を撮像することができるが、標的は、反射性に幾分かの拡散率を含む虞もあり、入射エネルギーの幾分かを種々の方向に反射する。

【0052】

図5は、解剖学的標的の位置、形状、または向きを推定するモデルを使用することを含むことができる超音波技法500の例示的な例を概略的に示す。502において、超音波トランスデューサ素子から音響エネルギーを送信することができる。504において、超

音波トランスデューサ素子を使用して第1反射エコーを受信することができる。506において、受信したエコーを少なくとも部分的に使用して骨表面深さを推定することができる。516において、次の超音波トランスデューサから音響エネルギーを送信することができる（または第1超音波トランスデューサを、機械的に、または使用者が作動させる手持ち式アセンブリの動きを介して再配置することができる）。518において、516において送信されたエネルギーに応答して反射エコーを受信することができる。520において、少なくとも部分的に518において受信したエコーを使用して、骨表面深さを推定することができる。

【0053】

522において追加の超音波素子が使用される場合には、本技法500は、516、518および520に示すように、それぞれ送信するステップ、受信するステップおよび推定するステップを含むことができる。524において、1つまたは複数の超音波トランスデューサの位置を推定することができる。526において、1つまたは複数の超音波素子を新たな位置まで移動させることができる。

【0054】

追加の超音波トランスデューサが使用されない場合には、508において1つまたは複数の超音波トランスデューサに対して位置推定を行うことができ、510において統計モデルに対してエコーデータの確率的当嵌めを行うことができる。512において1つまたは複数の超音波素子に対応して骨深さ情報および位置推定値をまとめることができる。514において、撮像装置（たとえば図1、図2、または1つあるいは複数の他の例の装置）の位置に対する、骨の位置に関する情報を使用者に提示することができる。

【0055】

[トランスデューサのアレイを含むことができる例示的な例]

別の例示的な例では、装置および技法は、およそ円形の副開口部(subaperture)を含むような、約1/2ピッチ未満の間隔が空けられた超音波素子の2次元グリッドを、1つまたは複数の副開口部の位置に対応するビーム軸の位置または動きのうちの1つまたは複数の追跡することを含むなど、使用することを含むことができ、超音波素子の2次元グリッドは、エコーデータをまとめること、位置データをまとめること、または骨表面の表示のために画像情報を提供することのうちの1つまたは複数を行うように構成されたプロセッサ回路に結合されている。この例示的な例では、グレーティングローブを低減するかまたはなくすようになど、1/2ピッチ未満の2次元アレイを使用するなどによって、軸外アーチファクトの軽減を達成することができる。アレイにおける1つまたは複数のトランスデューサ素子は、トランスデューサ素子面に対して平行な両軸における妥当な分解能を提供するようになど、およそ円形の副開口部を含むことができる。

【0056】

[モデル当嵌め技法を含むことができる例示的な例]

別の例示的な例では、受信したエコーデータまたは受信したエコーデータのパラメータバージョンをモデルに当嵌めることなどによって確定された骨表面位置推定とともに、上のまたは下の例の装置または技法を使用することを含むことができる。

【0057】

本発明者らは、上の例で説明したように獲得された超音波情報を使用するなど、受信した超音波データから骨表面を描画する装置および技法を開発した。骨表面の表示を構築すべく軸上骨深さを推定するのではなく（または加えて）、本発明者らはまた、エコーデータまたはエコーデータのパラメータ化バージョンのモデルへの当嵌めを行うことによるなど、骨表面の場所、位置、または向きを推定する再構成方法を含むことができる装置および技法も開発した。こうしたエコーデータを、1つまたは複数のトランスデューサ素子、1つまたは複数の素子の位置に関する情報を使用して、または副開口部技法を使用して得ることができる。

【0058】

モデル当嵌め方式を使用して、超音波ビームによって問合せがなされる領域の外側の骨

10

20

30

40

50

表面位置を推論することができる。こうした推定技法を、一般に利用可能なBモード撮像技法に比較して超音波送信/受信事象の低減した繰返し率に組み合わせて使用することができる。したがってこうした推定技法は、比較的高いフレーム更新率を提供することができる。モデル当嵌め技法は、一般に利用可能な画像再構成技法に比較して偏りまたは分散が改善された骨表面位置推定値を提供することができる。

【0059】

上および下に示す装置または技法を使用するなどによって得られたエコーデータを、パラメトリックモデルに当嵌めることができる。こうしたモデルは、脊椎の解剖学的構造の一部（たとえば「候補」標的）など、対象となる解剖学的特徴を含むことができる。こうしたモデルを使用して、装置に対する特徴の相対位置、向き、またはサイズを推定することができ、たとえば統計的技法を含むなど、信号処理技法を使用して、指定された基準に従って（たとえば指定された基準または測定基準を低減する、向上させる、最大化する、最小化するまたは他の方法で満たすように）受信したエコーデータをパラメータモデルに当嵌めることができる。

10

【0060】

たとえば脊椎の解剖学的位置パラメータの最大尤度推定値を、他の情報もあるが特に脊椎の解剖学的構造、音響センサの幾何学的形状あるいは配置、またはシステムの雑音統計量に関する事前情報を使用するなどによって確定することができる。他の測定基準を使用して推定値をもたらしことができ、こうした測定基準を、フレームレート、雑音環境、手持ち式アセンブリに対する電源寿命またはサイズなど、システム仕様によって決まる計算量または雑音耐性に基づき選択することができる。

20

【0061】

モデル当嵌め手法は、1つまたは複数の超音波送受信(TX/RX)事象からの観察された受信エコーデータを、仮想（または事前に測定された）受信エコーを（後述するような）種々の仮想骨表面のアレイから記述するシステムモデルに当嵌めることで、動作することができる。こうしたモデルベースの画像再構成技法は、システムモデルの次元または情報内容を（たとえばモデルを精緻化するように）調整する（たとえば増大させる）ようになど、アレイに対するいくつかのまたはすべてのあり得るTX/RX素子の組合せからのRFエコーを使用することができ、またはそうした技法にそうしたRFエコーを提供する(see d)ことができる。

30

【0062】

比較的少数のトランスデューサ素子を使用するなどによって、焦点がズレたトランスデューサ素子を使用して広い視野を与えることができる。たとえば焦点外しを、凸状トランスデューサ面を使用することで、または脱焦レンズを使用することで達成することができる。脱焦レンズを、レンズメーカーの式(Lensmaker's Equation)を使用して設計することができる。一例ではレンズ材料が組織における音の音速よりも大きい音速を提供する場合（たとえばウエストレイクプラスチック(Westlake Plastics)によって流通されているTPX(登録商標)を含むなどのレンズ材料)、凸レンズ面を使用することができる。一例ではレンズ材料が組織の音の音速よりも小さい音速を提供する場合（たとえばモメンティブ(Momentive)によって流通されているRTV560を含むなどのレンズ材料)、凹レンズ面を使用することができる。焦点合わせされたトランスデューサを使用することに比較して、焦点外しによって往復信号対雑音比を低減することができるが、この効果は、少なくとも部分的に骨エコーの+35dBの相対輝度によって軽減される可能性がある。

40

【0063】

トランスデューサ素子アレイを含むTX/RXの組合せの完全な組のすべてまたは一部を使用するエコーデータの獲得に続き、脊椎骨の解剖学的統計量および信号モデルの事前の知識を使用するなど、画像再構成を行うことができる。こうしたモデル（たとえばシステムモデル）を使用して、従来のビームフォーミングの代りに確率的モデル当嵌め手法から骨表面の画像を推論することができる。

50

【 0 0 6 4 】

一手法では、音響航法および測距 (sound navigation and ranging) (SONAR) またはレーダ画像再構成に対して他の場所で使用されるような線形観測モデルを使用することができる。たとえば「N」個の時間サンプルは、トランスデューサアレイに含まれるTX/RXの組合せのすべてまたは一部に対する「M」個の受信エコーに対応することができ、「P」は骨表面の仮想集まりを表すことができる。線形観測モデルを以下によって表すことができる。

【 0 0 6 5 】

$$x = Sy \quad (1)$$

ここで次元 $NM \times 1$ の「x」は、アレイのすべてのTX/RXの組合せからの観測されたエコーデータのベクトルを表すことができ、次元 $NM \times P$ のSは、各列が、空間の特定の位置における一組の仮想骨表面 (たとえば脊椎骨) からの受信エコーのモデルを表す、信号モデル行列を表すことができる。

10

【 0 0 6 6 】

標的ベクトル、すなわち次元 $P \times 1$ の「y」は、Sの各列に適用された実際の重み付けに対応することができる。個体が唯一の一意の脊椎を所有するという事実など、事前情報を使用して、式(1)に対する解に対して制約を与えることができる。たとえば「y」の1つの非ゼロエントリのみが、現実には可能であり得る。したがって「y」のすべてのエントリの厳密な重み付けを見つける代りに、「y」のいずれのエントリが非ゼロであるか (たとえばSの列によってモデル化されるような、いずれの脊椎の位置、形状および向きに観測データ「x」が与えられる尤度が高いか) を判断するものとして記述することができる。

20

【 0 0 6 7 】

現時点で取得されているエコーデータおよびさまざまな脊椎モデルの尤度の事前の知識を考慮すると、仮想脊椎のいずれの組合せが最も尤度が高いかを判断するなど、さまざまな技法を使用することができる。たとえば出力に最高の重み付けを有する脊椎を、表示する脊椎表現として確定することができ、または脊椎は、表示する指定された脊椎表現に対応することができる。こうした判断を、モデル仮定を考慮すると最大尤度解をもたらすなど、擬似逆行列演算を使用して行うことができる。しかしながら、モデルに種々の脊椎インスタンスの相互排他性が追加されると、本システムは、最大正規化および重み付け相関 (maximum normalized and weighted correlation) (MNWC) 手法に退化する可能性がある。こうした最大正規化および重み付け相関手法は、悪条件逆問題に関連する問題を回避することができる。最大正規化および重み付け相関手法は、実際の脊椎からのデータセットを、いくつかの仮想脊椎のエコーが他のエコーよりも「高輝度である」ことによる影響を除去するように正規化された、一組の仮想脊椎に相関させることを含むことができる。たとえば特定の仮想脊椎の事前確率を考慮するように、相関に対して重み付けを適用することができ、いくつかの仮想脊椎が、最大尤度技法を表すなど、他の仮想脊椎よりも可能性の高い候補であり得るからである。

30

【 0 0 6 8 】

シミュレーションを使用して、上記最大正規化および重み付け相関モデル当嵌め技法などのモデルベースの技法の偏りおよび分散を評価することができる。ヒトの脊椎の幾何学的形状を、横方向にまたは深さ次元においてシフトさせることができ、または相加性電気雑音の量を変化させることができる。こうしたシナリオからのシミュレートされたエコー情報を、フィールド (FIELD) IIソフトウェアを使用して得ることができる。骨表面推定値を、種々の横方向のズレ、深さ、および往復信号対雑音比に対して、最大正規化および重み付け相関モデル当嵌め手法を使用して求めることができる。

40

【 0 0 6 9 】

確率的モデル当嵌め技法を、複数の方法で強化することができる。変数「x」が、各TX/RX事象に対する推定された骨表面深さのベクトルなど、パラメータ化されたかまたは事処理されたエコーデータから形成される場合には、生のまたはパラメータ化されてい

50

ないエコー情報を使用する場合に比較して、計算複雑性を低減することができる。

【0070】

〔サブユニット(sub-unit)確率推定技法を含むことができる例示的な例〕

別の拡張は、仮定の脊椎全体ではなく一連の仮定の脊椎サブユニットを含むようにシステムモデルを変更することを含むことができる。こうしたサブユニット手法は、いくつかの異なる脊椎サブユニットの組合せとして脊椎の解剖学的構造に対する推定値を提供することができる。脊椎サブユニットは、単一の椎骨に関連する椎骨、あるいは棘状突起などの他のより小さいサブユニット、または脊椎から横方向に延在している横突起の一部、または1つあるいは複数の他のサブユニット構成を含むことができる。サブユニットモデリング手法によって、脊椎推定値の精度を向上させるように使用することができる、より複雑な統計的特性をもたらすことができる。1つのこうした統計的特性としては、同じ3次元空間を占有するサブユニット間の相互排他性を挙げることができる。別の統計的特性としては、互いに隣接する脊椎サブユニット間の間隔を挙げることができ、たとえば椎骨間距離が統計的分布を有する。

10

【0071】

骨表面を表す画像を、モデル当嵌めおよび他の骨表面位置推定技法の重ね合せまたは他の組合せを介して描画することができる。たとえば骨の表面位置、形状、または向きを、各エコーから個別に、その後、一組のエコーデータを使用するかまたはエコーデータのパラメトリックモデルを使用してモデル当嵌め手法からも推定することができる。色または他の印を使用して、1つまたは複数の構成技法に対応する画像情報を特定することができる。たとえば異なる色を使用することが、モデル当嵌め技法を使用して推論されるかまたは他の方法で構成された拡張画像に比較して、表示される画像のいずれの部分が高周波エコーの描画に対応するかを示すのに役立つことができる。

20

【0072】

一例ではモデルベースの反復確率的統計的信号処理技法によって個体ベースで受信エコーから獲得された骨深さ推定値を組み合わせる推定技法を採用することができる。たとえば1つの手法は、事前確率情報を使用して、利用可能な情報のサブセットを使用して脊椎サブユニットの初期推定値を生成することを、これらの推定値を使用して推定値に基づき更新された確率を生成するように、含むことができる。こうした更新された確率情報を、問題に対する回答を反復的に再計算すべく、「確率(belief)」メッセージとしてモデルに回すことができる。こうした技法は、一般に「ループを含む確率伝播(loopy belief propagation)」と呼ばれ、他の推定技法よりも低い計算コストでより優れた推定値を生成するなど、実際的な状況で収束することが示されてきた。一例ではこうした技法は以下を含むことができる。

30

【0073】

(1)種々の位置および向きに対応するなど、複数のサブユニット(たとえば棘状突起および横突起に沿った種々の位置)を含む脊椎モデルを仮定すること。

(2)骨表面からの反射が、(たとえば骨によって妨げられる)骨の真下の表面からの反射の振幅を大きく低減すると仮定すること。受信したエコーデータの初期前処理は、骨反射特性を利用して、各送信/受信の組合せに対して第1骨反射の最も可能性の高い位置を特定することができ、よってデータセットのサイズが低減する。

40

【0074】

(3)各サブユニットに対して骨反射データセットおよび事前確率を使用して、各サブユニットの確率または尤度に対する初期推定値を提供することであり、たとえば重み付き疑似逆行列を使用すること。こうした推定値を使用して、各あり得る脊椎サブユニットに対する確率を求めることができる。

【0075】

(4)他のサブユニットの確率を変更するようになど、ループを含む確率伝播技法で脊椎サブユニットの確率を伝播させることであり、たとえば「和・積技法」または線形あるいは非線形の変形を使用すること。1つの位置におけるサブユニットがあり得る場合には

50

、これによって、同じ空間の幾分かを占有する他のサブユニットの尤度を大幅に低減することができる。2つ以上のサブユニットから連続した脊椎骨のより大きい部分を形成するなど、最初のサブユニットに隣接するサブユニットは、最初のサブユニットが高い確率を有する場合には、より尤度が高くなる。最初サブユニットは、典型的な椎骨隔離間隔によって脊椎長軸の方向において分離されている類似するサブユニットの尤度に影響を与える可能性もある。これらの方法では、サブユニットの初期確率を、追加の事前情報として他のサブユニット推定器に渡すことができ、よってサブユニットの尤度推定値の精度が反復的に向上する。まとめて、追加の確率情報は、モデルが上に重なる組織から発生するスペックルなどの電子的誤差源および他の誤差源も考慮する場合など、脊椎推定値に対する信号対雑音比を向上させることができる。

10

【0076】

上記例では、最初のエコーデータを、ループを含む確率伝播段に入る前に骨表面深さ推定値に変換することができる。反復脊椎サブユニット推定の現ステップからの情報を使用して、骨反射位置の推定を精緻化することも可能であり、なぜなら骨表面反射位置の推定自体が確率的演算であるからである。たとえば脊椎サブユニットが、尤度の高いサブユニット反復推定器によって想定される場合には、このサブユニットから発生する可能性が高い骨表面位置の尤度が高くなる。したがって確率情報は、エコーデータ領域と骨表面領域との間で反復的に伝播することができる。ループを含む確率伝播を使用して、脊椎のトポロジおよび超音波撮像物理学の統計的特性を活用することができ、脊椎位置検出における精度を向上させ雑音源に対するロバスト性を強化することができる。

20

【0077】

図6は、解剖学的標的の位置、形状、または向きを推定するモデルを使用することを含むことができる超音波技法600の例示的な例を概略的に示す。図6の例示的な例では、604において、「S」は脊椎サブユニットの確率を表すことができる。「S」は、仮想脊椎断片、たとえば棘状突起または横突起の切片である、さまざまな脊椎サブユニットの存在確率のベクトルであり得る。サブユニットは、あらゆる現実の脊椎を形成すべく使用することができる部分のライブラリを形成することができる。したがってこのベクトルは、推定技法の読取値を提供することができる。

【0078】

606において、「B」は、骨表面位置推定値を表すことができる。「B」は、皮膚に施された装置表面に対して平行なX-Y平面のさまざまな位置における骨表面の深さに対する一組の位置推定値であり得る。一例ではX-Y位置に対し、骨表面推定値は、平均および分散によって完全にパラメータ化されるような、ガウス確率分布から構成され得る。骨位置推定値の組「B」は、推定技法の別の読取値を提供することができる。

30

【0079】

608において、「X」は、骨表面（こうした骨表面がトランスデューサの下方に存在した場合）からのエコーデータを含む、指定されたX-Y位置に位置する送信-受信事象から予測される雑音のないRF信号を表すことができる。雑音のないRFエコーは、骨表面「B」から発生する可能性があり、図6に示すように、対応する骨表面素子において骨の起伏によって変更される可能性もある。

40

【0080】

610において、「Y」は、X-Y平面の所定位置における送信-受信事象から得られるような、雑音を含む測定されたRFを表すことができる。これは雑音のないRF、「X」に等価であり得るが、電子的雑音およびスペックルアーチファクトが追加されている。電子的およびスペックル「雑音」は、Y変数への入力として示される統計的特性を有している。

【0081】

問題全体の説明は、測定されたRF信号と、「S」における脊椎サブユニットがいかに「B」における骨表面にマップするか、およびこれらの骨表面が雑音の影響を含むRF信号にいかにかにマップするかを含むシステムモデルの特性とを考慮すると、「S」または「B

50

」を推定することであり得る。こうした問題を、1ステップでなど、「Y」を考慮して「S」の最大尤度推定値を生成するように解決することができる。しかしながら、こうした単一ステップ解決法は計算的に非効率である虞があり、システムモデルの一部は、非線形マッピングを含む虞があり、よって解決が困難になる。代りに、図6に示すように、問題全体を2つの下位問題に細分することができ、以下のように一層単純かつ計算効率の高い反復確率伝播手法を提供することができる。

【0082】

(1) 骨表面位置推定612は、「Y」における受信RF信号を考慮する骨表面位置の推定を含むことができる。こうした推定は、電子的発生源から発生する雑音、スペckル、および骨の起伏に加えて、「S」における脊椎サブユニットの確率分布に関する情報を考慮することができる。「S」に関する情報を、測定されたRFからの情報に組合わせて、骨表面の高度化された推定値を生成することができる。

10

【0083】

(2) 脊椎サブユニット確率推定602は、骨表面位置推定値「B」を考慮するなどの、脊椎サブユニット確率「S」の推定を含むことができる。仮想脊椎サブユニットは、したがって「B」確率を考慮すると、空間の位置における反射骨表面を含むことができる。「S」を推定することができ、「S」確率を考慮すると、「B」を同様に推定することができる。

【0084】

こうした推定を反復する技法は以下を含むことができる。

20

1) 脊椎の全体的な集団における脊椎サブユニットの存在の事前確率に基づき、「S」に初期脊椎サブユニット確率を満たすこと。

【0085】

2) Yおよび「S」における種々の脊椎サブユニットに対する事前確率を使用し、骨表面素子位置の平均および分散を生成するなど、骨表面「B」の位置を推定すること。これは概して送信/受信システム、電子的雑音、またはスペckル雑音の統計モデル、骨の起伏の知識を使用することと、Sにおける脊椎サブユニットがBにおける骨表面にいかにかにマップするかに関する情報を使用することを含む。

【0086】

3) Bおよび脊椎サブユニットの事前確率を使用して、事前確率および「B」を考慮して「S」を推定すること。これは概して種々の骨表面が脊椎サブユニットからいかに現れるかを考慮することと、超音波エコーからの情報を組み込むなど、「S」に対して新たな確率を生成することを含む。

30

【0087】

4) 「S」の要素に対して、既存の確率(受信した超音波エコーからの情報を含む)と「S」における他のすべての要素の確率とに基づき新たな確率を確定すること。こうした新たな確率の推定は、脊椎サブユニットモデルの2つの特徴を考慮し、すなわち第1に、指定された位置におけるサブユニットが存在する場合には、3次元空間で互いに隣接するサブユニットがオーバーラップする尤度を低減するということである。第2に、1つの椎骨からのサブユニットが存在する場合には、次の椎骨および先の椎骨からの対応するサブユニット、連結された骨の切片を形成する隣接するサブユニット、および脊椎の他の対称面からのサブユニットを含む、他のサブユニットが存在する尤度が高くなる。したがって脊椎の確率的トポロジのモデルを使用して、Sの確率推定値を精緻化することができる。この演算は、線形ステップまたは非線形ステップであり得る。

40

【0088】

5) 単一の反復を完了することができ、「S」および「B」に対する修正された確率推定値を使用するなど、上記(2)において新たな反復を開始することができる。反復は、SおよびBの推定値の変化が反復間で比較的安定する(たとえば1つまたは複数の指定された基準を満たす)まで継続することができる。

【0089】

50

上述した反復技法は、種々の脊椎サブユニットの確率を互いに関連付ける確率的脊椎トポロジモデルと、種々の脊椎サブユニットを生成される対応する骨表面に関連付ける脊椎サブユニットトポロジとに関する情報を使用することができる。確率的脊椎トポロジを、脊椎ユニット間の強化、相互排他性、および他の確率的関係を記述する、1つまたは複数の共分散行列として符号化することが可能であると考えられる。しかしながら、手続き形プロセスを使用して、非線形要素を組み込むなど、サブユニット間の確率依存性を符号化することも可能である。確率的脊椎トポロジが正の強化要素および負の強化要素とともに組み込む場合には、非線形性が発生する虞がある。

【0090】

脊椎サブユニットトポロジは、種々の脊椎サブユニットと、対応する骨表面位置との間のマッピングを含むことができる。これは確定的双方向マッピングであり得る。単一のサブユニットが、X-Y平面の別個の位置およびZ次元における深さを有する一連の骨表面要素にマップすることができる、空間の位置に対応する。しかしながら、Bにおけるこの骨表面要素は、平均および分散によってパラメータ化される確率分布に対応することができる。サブユニットの限界確率を、既存の確率に関する情報と、Bにおける構成骨表面要素に関する確率情報とを使用して更新することができる。同様にサブユニットが一定の確率で存在する可能性がある場合には、構成骨表面要素の確率パラメータを、サブユニットおよびサブユニットの存在の確率を考慮して予測された位置を組み込むなど、更新することができる。

【0091】

反復技法の出力は、一組の脊椎サブユニットの尤度に、骨表面位置の一組の推定値を加えたものであり得る。したがって表示される画像再構成を、これらの変数のうちの1つまたは2つの組合せのいずれかを使用して形成することができる。確率的脊椎トポロジを組み込むことで、一般に利用可能なBモード撮像技法に比較して最終的な画像形成の精度およびロバスト性を向上させることができる。

【0092】

[標的の2次元または3次元表現を確定し提示することを含むことができる例示的な例]

上または下に考察する例のうちの1つまたは複数の一部を使用するなどによって、「ブラインド法」技法よりも高い成功率を有することができ、X線透視法または一般に利用可能な超音波技法を使用するよりも低いコストで行うことができる、低コストであり、携帯型であり、使用が直観的な装置を提供するように、骨表面の描画を含むことができる。

【0093】

図7Aは、動物の脊椎702の例示的な例を概略的に示し、図7Bは、図7Aの脊椎の2次元表現704の例示的な例を概略的に示し、図7Cは、市販の超音波システムを使用して得られる動物の脊椎の対応する超音波画像706を概略的に示す。

【0094】

例示的な例では、装置を、4つのチャンネルを使用するなど、パルス-エコー超音波撮像を提供し、液晶ディスプレイ(LCD)タッチスクリーンおよびグーグルアンドロイド(Google Android)ユーザインタフェース(または1つあるいは複数の他のオペレーティングシステム、インタフェースあるいはディスプレイ)を含むなど、自動骨深さ検出でリアルタイムにデータを表示するように構成することができる。例示的な例では、比較のためなど、(たとえば図2Aおよび図2Bまたは他の例に示すような)こうした装置および市販のウルトラソニックス(Ultrasonix)RPシステム(カナダ、BC、リッチモンドのウルトラソニックス(Ultrasonix, Richmond, BC, Canada))を各々使用して、水タンク内の動物の脊椎を90mm x 50mm 2次元平面を横切って撮像し、3次元ボリューム画像データを生成することができる。こうした実験的生体外撮像を、図7Bの例に含まれる2次元表現704など、2次元または3次元で描画することができる。たとえば図7Bおよび図7Cにおける画像は、概して図9の例示的な例に示すシミュレーションとの優れた一致を論証しており、そこでは、ピ

ストントランスデューサを使用してグレーティングローブをなくすことで、概して撮像アーチファクトのレベルが低くなっている。

【 0 0 9 5 】

図 8 は、使用者に対する針挿入部位（たとえば層間空間）の自動確定および特定を含むなど、骨などの解剖学的標的の画像を描画すべく使用することができる超音波撮像技法 8 0 0 の例示的な例を概略的に示す。

【 0 0 9 6 】

一例では脊椎骨の解剖学的構造の画像を、図 8 において 8 0 2 または 8 1 2 に示すように、少数の大型の（すなわち 2 径を超える）、円形の、シングルエレメント（単一素子）トランスデューサを使用して、かつ図 8 において 8 0 4 または 8 1 4 に示すマルチモダリティ装置位置推定技法を使用して描画することができる。図 8 の技法は、一般に利用可能な技法に対していくつかの利点を提供することができる。たとえば大型の円形トランスデューサ素子は、リニアアレイトランスデューサの特徴である、スライス方向の次元におけるグレーティングローブおよび狭い焦点による、一般に利用可能な超音波で発生する軸外鏡面反射アーチファクトを軽減することができる。またトランスデューサの幾何学的形状が、少なくとも部分的に、鏡面反射面の撮像からの一般的であるアーチファクトを軽減することができる。

【 0 0 9 7 】

さらに単一要素トランスデューサのマルチモダリティ位置検知技術との組合せは、一般に利用可能な超音波装置よりも低コストとし、または機械走査型トランスデューサよりも低コストかつ低複雑性として行うことができる。一例では画像表示手法を使用して、下にある超音波エコーデータを脊椎骨モデルに当嵌めることによるなど、適切な針挿入部位を使用者に対して自動的に確定し特定することができる。こうした手法は、下にある超音波データの使用者の解釈を容易にし、超音波画像解釈における専門の訓練の必要を低減するかまたはなくすのに役立つ。

【 0 0 9 8 】

8 0 2 において、脊椎などの主に鏡面の標的を、4 つの単一要素超音波トランスデューサを使用して撮像することができる。8 0 4 において、（たとえば受信した超音波エネルギーからの情報と、光学情報、磁気情報、または音響情報など、1 つまたは複数の他のセンサまたは技法から得られた情報とを使用して）マルチモダリティ位置推定値を求めることができる。8 0 8 において、第 1 超音波 A ラインが収集された後など、最初の粗くサンプリングされた脊椎骨画像が示される。8 1 0 において、画像の画質を向上させるかまたは針挿入印を位置合せするように、装置（たとえば手持ち式装置）を移動させることができる。8 0 2 におけるように、8 1 2 において、装置の新たな位置から脊椎を撮像することができる。8 1 4 において、新たなマルチモダリティ位置推定値を求めることができる。8 1 6 において、針挿入位置の推定値など、1 つまたは複数の表示された印を更新することができる。

【 0 0 9 9 】

たとえば使用者（たとえば医師）は、8 1 8 に示すように、赤い針挿入線（たとえば表示された印）が 1 つまたは複数の装置ケースマーキング（たとえば 1 つまたは複数の固定印）に位置合せされるまで、または 1 つあるいは複数の他の印を使用することで、画像分解能を向上させるように撮像領域を横切って装置を並進させることなどによって、装置を操作することができる。使用者は、その後、中枢神経軸索麻酔の超音波誘導に対して一般的な実施において提供することができるマーキングと同様に、装置ケースマーキングに隣接する位置において、患者の皮膚にマークすることができる。

【 0 1 0 0 】

図 9 は、シミュレーションを介して得ることができる、音場振幅 9 0 0 の例示的な例を概略的に示す。例示的な例では、超音波撮像シミュレーションを、3 0 0 ミクロンピッチおよび 5 c m 焦点でのシミュレートされたウルトラソニックス（U l t r a s o n i x）R P L 1 4 - 5 リニアアレイ、すなわちカナダ、B C、リッチモンドのウルトラソニッ

10

20

30

40

50

クス (U l t r a s o n i x、R i c h m o n d、B C、C a n a d a) から入手可能なアレイに比較して、0.9535センチメートル (3/8インチ) 径、5MHz中心周波数を有し5cm焦点であるピストントランスデューサから、軸外反射アーチファクトを定量化するようになど、フィールド (F I E L D) I I ソフトウェアを使用して行うことができる。たとえば鏡面反射面を、シミュレートされた鏡面反射面に沿って均一に隔離された間隔で標的を配置することなどによってシミュレートすることができる。軸上面および軸外面を、種々の撮像深さおよび角度でシミュレートすることができる。

【0101】

たとえば軸外鏡面反射シミュレーションでは、焦点合わせされたピストントランスデューサが、グレーティングローブを抑制し、スライス方向の次元においてより緊密な焦点を示すことができる。したがってこうしたピストンの幾何学的形状を使用して、リニアアレイに比較して、軸外鏡面反射からの画像アーチファクトを低減して、10dBを超える軸外反射に対する軸上反射の振幅のコントラストの改善をもたらすことができる。概して性能は、リニアアレイを用いた場合には、グレーティングローブがより顕著となる虞がある高い周波数ほど劣化する。

【0102】

図9は、軸外反射エネルギーに対する軸上反射エネルギーの比に対するリニアアレイからのグレーティングローブの影響の例示的な例を概略的に示す。10MHzで動作するL14-5のシミュレートされたリニアアレイと、10MHzで動作する上述したピストントランスデューサとを、3cmで焦点合わせされた両トランスデューサを含むように使用して、上述したようにフィールド (F I E L D) I I でシミュレーションを行うことができる。図9の画像の第1列および第2列は、概してさまざまな時点における軸上および軸外鏡面反射面に対する音波の伝播を概略的に示す。

【0103】

たとえば音響ビームの主ローブの外側の音響エネルギーは、グレーティングローブによってピストントランスデューサよりもリニアアレイの方が大きくなる可能性がある。したがって軸外鏡面に対するグレーティングローブエネルギーのコヒーレントな反射によって、ピストントランスデューサに比較してリニアアレイを使用した場合には、軸外反射信号が著しく増加する虞がある。本発明者らは、軸外反射対軸上反射の高い比が、こうした比が画像アーチファクトのより低いレベルを示すため撮像には好ましいということを認識している。一般に利用可能なリニアアレイを使用する場合に比較して、ピストントランスデューサを使用して、アーチファクトを実質的に軽減するように超音波を使用して骨を撮像するなどによって、グレーティングローブまたはスライス方向の次元における不十分に緊密な焦点をなくすかまたは低減することができると考えられる。

【0104】

図10は、動物の脊椎1002の写真と、(たとえば使用者に提示することができるような、上または下の1つまたは複数の手法を使用して確定されるような) 脊椎1006の3次元表現と、動物の脊椎写真および3次元表現を示すオーバーレイ1004との例示的な例を概略的に示す。図10Cの画像の描画は、図10Aに示すような脊椎骨の光学画像との高い相関を概略的に示し、こうした描画およびこうした光学画像のオーバーレイを、図10Bにおいて比較のために示す。

【0105】

[プリンシパルハーモニクイメージング技法を含むことができる例示的な例]

図11は、上または下の例で説明する技法のうちの1つまたは複数の部分を使用する、受信した超音波データからの骨表面の描画を含むことができ、かつプリンシパルハーモニクイメージング (P H I) と呼ぶことができる超音波画像を再構成する技法を含むことができる、超音波撮像技法1100の例示的な例を概略的に示す。

【0106】

一例では3次元撮像機能を備えた、携帯型医療超音波ベース骨撮像システムを、一般に利用可能なX線機器または一般に利用可能な超音波機器よりも低コストで(たとえば10

10

20

30

40

50

00ドル未満の売上原価(COGS))、かつより小型形態で提供することができる。こうした携帯型装置を、プリンシパルハーモニックイメージング(PHI)などの技法を行うように構成することができる。本発明者らは、特にプリンシパルハーモニックイメージングが、基本周波数での一般に利用可能な超音波撮像に比較して、少なくとも部分的に、画像アーチファクトを低減するかあるいは抑制し、画像分解能を向上させ、または周囲組織および雑音からの骨表面の描写を改善することができることを認識している。

【0107】

プリンシパルハーモニックイメージング技法を使用して骨表面撮像を提供するように構成されるような装置は、患者到着時の救急科優先順位付けにおけるなど、臨床診療をシフトさせ、骨外傷の評価に役立つことができる。たとえばX線ベースの撮像および一般に利用可能な医用超音波の限界に対処することで、本発明者らはまた、本発明が、損傷の現場においてまたは救急科での診察時すぐに骨の外傷がある患者の優先順位付けのために医用撮像の使用および有効性を増大させることができることも認識している。骨の外傷がある患者の優先順位付けは、待ち時間を短縮させることが示されており、よって患者の回復時間が短縮し、入院期間が短縮し、死亡率が低下する。年配者は骨折する虞が高く、骨折の結果として侵襲性治療を必要とする可能性が高いため、集団のうちの年配者層が、携帯型、低コストの骨表面想像装置、および技法を使用する優先順位付けから最も利益を得ることができる。

【0108】

一例ではプリンシパルハーモニックイメージング(PHI)撮像を使用して、超音波画像を再構成することができる。こうしたプリンシパルハーモニックイメージング再構成技法を、以下のうちの1つまたは複数を行うように構成された、手持ち式装置などの装置を含むなど、超音波画像を描画するように実施することができる。

【0109】

- (1) 複素エコーデータの画像フレームを収集する、
- (2) 1102など、波長の半分にわたるエコーデータの窓化領域を選択する、
- (3) 1106においてハンケル(Hankel)行列を形成することを含む、1104において、主成分(PC)を得るために、エコーデータの窓化領域に対して特異スペクトル解析を行う、
- (4) 第2主成分(たとえば1108において基本帯域外の信号を記述する最もエネルギーのある主成分)上に最初のデータを投影する、
- (5) 1110においてフィルタリングされた対象ピクセルを格納する、
- (6) 1118において新たな対象ピクセルまで窓を移動する、
- (7) 1112において追加のフィルタ位置が存在する場合など、(1)から(6)を繰返し、(4)からのフィルタリングされた出力をまとめる、
- (8) 1114におけるなど、第1高周波で(7)の出力をバンドパスフィルタリングする、
- (9) 1116におけるなど、プリンシパルハーモニックイメージング画像の包絡線検波し、対数圧縮し、表示する。

【0110】

こうしたプリンシパルハーモニックイメージング技法の少なくとも一部の例示的な例を図11に概略的に示す。例示的な例では、上の例で述べたように、プリンシパルハーモニックイメージングを、標的(たとえば骨)の2次元または3次元画像再構成に対して使用することができる。

【0111】

例として、プリンシパルハーモニックイメージングを、受信エコーデータなど、受信エコーデータに適用して、骨表面などの標的の位置推定値を改善することができる。たとえばデータのプリンシパルハーモニックイメージングフィルタリングを、骨深さまたは他の情報(たとえば位置、形状、または向きのうちの1つまたは複数)を推定する前など、超音波トランスデューサにおけるエコーデータの受信時に行うことができる。本発明者らは

、特にティッシュハーモニックイメージング (THI) に対する置換としてプリンシパルハーモニックイメージングを使用することで、2次元超音波画像を描画することができることも認識している。たとえばプリンシパルハーモニックイメージングを使用して、骨、またはたとえば心臓、血管、胸部、肝臓、腎臓などの他のあらゆる軟組織の解剖学的構造を撮像することができる。

【0112】

一例ではプリンシパルハーモニックイメージングを用いて、実エコーデータまたは複素エコーデータを使用することができ、エコーデータの窓化領域は、1を超えるあらゆる数のサンプルに及ぶことができる。一例ではハンケル行列がエコーデータの窓化領域から形成される場合など、プリンシパルハーモニックイメージングの一部として、特異スペクトル解析 (SSA) を行うことができる。ハンケル行列を平均縮小型 (mean reduced) とすることができ、主成分を、平均縮小型ハンケル行列から計算することができる。ハンケル行列は、一定のスキュー対角 (skew diagonal) を有する行列を表すことができる。一例では主成分を、ハンケル行列の特異値分解 (SVD)、共分散行列の固有値分解、あるいは平均縮小型ハンケル行列の自己相関行列を介して、または平均縮小型ハンケル行列の主成分を計算する1つまたは複数の他の技法を使用して計算することができる。

10

【0113】

一例ではプリンシパルハーモニックイメージングにおいてあらゆる数のエコーサンプルからあらゆる数の対象ピクセルを使用することができる。たとえば最初のデータを、あらゆる数の主成分上に投影することができる。一例では第2主成分のみが保持され、なぜなら波長の半分の窓長さをを使用する場合に第1高調波でエネルギーを記述する可能性が最も高いからである。第2主成分を使用する再構成を、以下の関係を使用するなどによって、達成することができる。

20

【0114】

$$\underline{Y} = \underline{H} \underline{u}_2 \quad (2)$$

ここで \underline{H} はハンケル行列を表すことができ、 \underline{u}_2 は第2主成分ベクトルを表すことができる。 \underline{Y} は、第2主成分をフィルタリングすることを介するなどによって取得された、再構成されたハンケル行列を表すことができる。一例では主成分を、平均値縮小型ハンケル行列から求めることができ、したがって \underline{H} の列の平均をとり、式 (2) を介して \underline{Y} を求めた後、こうした平均値を \underline{Y} の各行に追加することで、平均ベクトルを求めることができる。

30

【0115】

一例では主成分を、主成分の特異値スペクトル特性または周波数特性など、主成分の特徴から適応的に選択することができる。たとえば主成分の適応的選択は、以下を含むことができる。すなわち最初のデータは、指定された閾値を超える第1高調波帯域の周波数分を含むすべての主成分に投影される。表示される画像フレームにおける1つまたは複数の対象ピクセルに対応するなど、1つまたは複数の再構成された行列 \underline{Y} からの情報を使用して確定される要素を含むような出力行列を形成することができる。一例では出力行列に適用される (たとえば出力行列の1つまたは複数の列に適用される) ような、基本周波数、第1高調波、または周波数のあらゆる組合せにわたるフィルタなど、あらゆる形式バンドパスフィルタを使用することができる。たとえばこうしたバンドパス (または他の) フィルタリングを出力行列に適用することができ、その後、こうしたフィルタリングされた出力を、包絡線検波し、対数圧縮し、または使用者に表示するなどのために他の方法で調整することができる。

40

【0116】

プリンシパルハーモニックイメージング技法で処理されたエコーデータから超音波画像を描画すべく、画像表示方法を使用することができる。たとえばプリンシパルハーモニックイメージング処理されたエコーデータを、こうしたエコーデータの複素表現の絶対値を計算することなどを介して、包絡線検波することができ、その後、線形または非線形グレ

50

ースケールマッピングを使用して表示するためなど、包絡線検波されたデータを対数圧縮する。

【 0 1 1 7 】

プリンシパルハーモニックイメージングをティッシュハーモニックイメージング (T H I) に比較することができるが、プリンシパルハーモニックイメージングは、高調波周波数で信号成分を分離すべく主成分分析 (P C A) 技法を使用することができる。プリンシパルハーモニックイメージングは、ティッシュハーモニックイメージングに対して以下を含む利点を示す。すなわち周波数がオーバーラップする信号成分を分離することができ (たとえば組織に対応する情報を、骨構造に対応する情報から分離することができる)、帯域内雑音を信号から分離することができ、プリンシパルハーモニックイメージング技法は、データの局所空間変動に対して適応性があり得る。したがってプリンシパルハーモニックイメージングは、基本周波数で撮像する場合に比較されるように、ティッシュハーモニックイメージングによって提供することができるものと同様の分解能向上を提供することができるが、プリンシパルハーモニックイメージングは、ティッシュハーモニックイメージングまたは基本周波数での撮像よりも優れた残響低減、骨構造のより鮮鋭なコントラスト、または低い雑音を提供することができる。

10

【 0 1 1 8 】

一例ではプリンシパルハーモニックイメージングを使用することに加えて、径の大きい (すなわち2波長を超える) 機械走査型の円形の単一要素トランスデューサを使用することができる。例示的な例では、たとえばリニアアレイ、1.5次元アレイ、1.75次元アレイ、2次元アレイ、環状アレイ、または1つあるいは複数の他のアレイを含む、あらゆるトランスデューサの幾何学的形状からの受信エコーデータに対して、プリンシパルハーモニックイメージングを使用することができる。

20

【 0 1 1 9 】

骨などの超音波標的を、例において述べたように大型のおよそ円形のトランスデューサから得られるような受信エコーデータに対するプリンシパルハーモニックイメージング演算を使用して撮像することができる。上述したように、こうした単一要素トランスデューサは、骨撮像においてさまざまなアーチファクトを軽減することができる。1/2波長ピッチ未満の2次元アレイもまた軸外反射アーチファクトを軽減するが、こうしたシステムは高価である虞があり、一般に手持ち式装置で実施されることができない。対照的に、手持ち式アセンブリにおけるなど、マルチモダリティ位置推定およびプリンシパルハーモニックイメージングのうちの1つまたは複数の組合せにおいて、比較的大型のトランスデューサの使用を行うことができる。

30

【 0 1 2 0 】

例示的な例として、上述しかつ図12A~図12Fの例に例示するようなプリンシパルハーモニックイメージングを使用して、超音波画像を描画することができる。

図12Aは、基本周波数技法を使用して得られるファントムの超音波画像1202の例示的な例を概略的に示し、図12Bは、ティッシュハーモニックイメージング技法を使用して得られるファントムの超音波画像1204の例示的な例を概略的に示し、図12Cは、プリンシパルハーモニックイメージング技法を使用して得られるファントムの超音波画像1206の例示的な例を概略的に示す。

40

【 0 1 2 1 】

図12Dは、基本周波数技法を使用して得られる生体内肘関節の超音波画像1208の例示的な例を概略的に示し、図12Eは、ティッシュハーモニックイメージング技法を使用して得られる体内肘関節の超音波画像1210の例示的な例を概略的に示し、図12Fは、プリンシパルハーモニックイメージング技法1212を使用して得られる生体内肘関節の超音波画像の例示的な例を概略的に示す。

【 0 1 2 2 】

たとえば生高周波超音波エコーデータを、(図12A~図12Cの例示的な例に示すような) R M I 4 0 4 G S ファントムまたは(図12D~図12Fの例示的な例に示すよう

50

な) 生体内肘関節を撮像する時に、ウルトラソニックス (U l t r a s o n i x) R P スキャナおよび L 1 4 - 5 リニアアレイトランスデューサから獲得することができる。これらの例示的な例では、中心周波数は、ウルトラソニックス (U l t r a s o n i x) R P スキャナの場合は 4 M H z であった。プリンシパルハーモニックイメージング、ティッシュハーモニックイメージング、および基本画像再構成技法を比較することができる。

【 0 1 2 3 】

図 1 2 A ~ 図 1 2 C のファントム画像では、プリンシパルハーモニックイメージングは、ティッシュハーモニックイメージングに対して、約 4 5 m m 深さに位置するワイヤ標的の検出が大きく向上して、嚢胞のコントラスト対雑音比 (C N R) において 3 d B を超える改善を可能にすることができる。同様の傾向を、図 1 2 D ~ 図 1 2 F の生体内画像で観察することができ、そこでは、画像がプリンシパルハーモニックイメージングを用いて再構成された場合には、骨構造に対して、より鮮鋭なコントラストとクラッタおよび雑音の低減とを観察することができる。基本周波数での撮像に比較して、プリンシパルハーモニックイメージングおよびティッシュハーモニックイメージングはともに、分解能において類似の利得をもたらすことができる。しかしながら、プリンシパルハーモニックイメージングは、さらに残響クラッタアーチファクトを低減し、分解能を向上させることができ、骨表面のより鮮鋭な描写を可能にすることができる。ピストントランスデューサの幾何学的形状を、軸外鏡面反射アーチファクトをさらに低減するように論証することができる。したがって一例では上記例に示すような、大型のおよそ円形のトランスデューサの幾何学的形状およびプリンシパルハーモニックイメージングの組合せが、アレイを使用するか、ティッシュハーモニックイメージングを使用するか、または基本周波数撮像を使用することに比較して、超音波を用いた改善された骨撮像を提供することができる。

【 0 1 2 4 】

例示的な例では、マルチモダリティ位置検知手法を、上述した技法または装置のうちの 1 つまたは複数に組み合わせて使用することができる。たとえば光学指ナビゲーション (O F N) および超音波位置推定値のうちの 1 つまたは複数からの推定値を結合することができる。こうした結合された推定値を使用して、独立してガウス分布した誤差を想定する最大尤度推定値を求めることを介するなどによって、偏りおよび分散がより低い新たな推定値をもたらすことができる。例示的な例では、図 2 A および図 2 B に示す装置のような装置に組み込むことができる 2 つの光学指ナビゲーションセンサに対して、特化した電子回路が可能である。

【 0 1 2 5 】

例示的な例では、光学指ナビゲーションおよび超音波測定を使用するマルチモダリティ位置検知技法からの偏りおよび標準偏差は、2 m m 並進に対するなど、0 . 0 3 7 m m および 0 . 1 8 9 m m それぞれにおける偏りおよび標準偏差を提供することができる。一例では光学指ナビゲーションおよび超音波測定があってもなくても、光学カメラを使用して、位置推定値をもたらすことができる。所定の光波長の標的領域を優先的に撮像すべく、照明またはフィルタリングのうちの 1 つまたは複数を提供することができる。

【 0 1 2 6 】

上記例で述べた装置および技法のうちの 1 つまたは複数は、米国カリフォルニア州、ブレザントンのインターサン (I n t e r s o n 、 P l e a s a n t o n 、 C a l i f o r n i a 、 U S A) から入手されるトランスデューサなど、機械走査型ピストントランスデューサ (たとえば 0 . 9 5 2 9 センチメートル (3 / 8 インチ) 径、5 M H z 中心動作周波数および 5 c m 焦点深度で構成された、または 1 つあるいは複数の他の中心周波数あるいは焦点深度を使用するトランスデューサ) を含むことができる。

【 0 1 2 7 】

[エコー無相関化技法を含むことができる動き推定の例示的な例]

スペックル追跡および無相関化ベースの方法を使用して、方位方向の動きおよびスライス方向の動きそれぞれに対して、超音波データを使用して動きを追跡することができる。しかしながら、セクタ走査トランスデューサの場合には、方位方向の動きでは、点拡がり

10

20

30

40

50

関数 (point spread function) (PSF) が、高速無相関化および劣化した動き推定をもたらすなど、回転する可能性がある。セクタ走査トランスデューサは、各々が組織（または他の標的）の動きの方向に対して角度が異なる2つ以上の異なる角度の走査ビームを（たとえば少なくとも2つの方向に超音波エネルギーを提供するように）提供することができる。

【0128】

複素RF無相関化は、走査ビームと組織の動き方向との間の角度によって変化する可能性がある。したがって本発明者らは、特にそれぞれの方向におけるそれぞれの走査ビームからの複素RF無相関化データの組を使用して、トランスデューサの向きとともになど、撮像装置に対する組織（または他の標的）の動きの方向および大きさを推論することができることを認識している。

10

【0129】

たとえばベイズの確率的推定器を、トランスデューサの向きとともになど、個々にまたは同時になど、面内または面外の動きを推定する機能を有するように、構成することができる。他の用途には、こうした複素無相関化データからの動的回転の推定が挙げられる。概してさまざまな手法において、超音波エコー情報を使用して、スペックル追跡およびスペックル無相関化方法をそれぞれ使用するなど、方位方向およびスライス方向（たとえば面外）の動きを追跡することができる。

【0130】

しかしながら、セクタ走査されたスペックル画像を使用して方位方向の動きを追跡することは、並進をとまなう点拡がり関数の回転によって劣化する虞がある。たとえば2度～10度程度の回転によって、高速無相関化がもたらされる虞がある。RFデータを使用して軸方向の動きを追跡することで、軸方向の次元におけるよりも高い空間周波数、この次元における受信した複素エコーRFデータに対するより小さいスペックルサイズ、およびクラメル・ラオの下限 (Cramer-Rao Lower Bound) (CRLB) に密接に近づくことができる時間遅延推定器を使用することができるなど、横方向の動きに対してより高い分解能を提供することができる。

20

【0131】

組織の動きを、セクタ走査Aライン（たとえばこうした「セクタ」は超音波エネルギーの送信または受信のそれぞれの方向に対応する）の各々に対して直交軸成分および横方向成分に分解することができる。したがって同相/直交 (IQ) 信号が使用される場合には、各Aラインに対する複素フレーム間相関データは、動きの軸方向成分および横方向成分のうちの1つまたは複数を推定することができる情報を含むことができる。一例では動きおよび向きの確率的、ベイズ最大尤度推定器は、セクタ走査されたAラインの角度の広がりを使用することができる。

30

【0132】

たとえばトランスデューサが完全に発生したスペックルを含む組織に対して移動する場合には、並進の前および後の焦点合わせされたAラインからのサンプル間の相関は、開始位置および終了位置における3次元点拡がり関数の相関によって決定される。検出された信号相関ではなく複素エコーRFデータを使用することで、横方向および軸方向の両方における精度を向上させることができ、位相データの存在によるなど、軸方向の精度が大幅に向上する。

40

【0133】

一般にセクタ走査超音波システムは、異なるAライン間で回転する点拡がり関数を有している。角度付きAライン（たとえば軸方向またはZ方向に対して角度 θ をもたらす）場合には、これによって、幾何学的投影のために横方向の動きおよび軸方向の動き両方に対する相関曲線が変化する。たとえば軸方向軸および横方向軸に対する波数ベクトル「 $k = 2\pi / \lambda$ 」の投影は、横方向相関測定値に位相因子、「 $\exp(j 2\pi / \lambda \times \sin \theta)$ 」を導入することができ、 x がスカラー変位を表すことができる場合には、軸方向位相因子「 $\exp(j 2\pi / \lambda \times \cos \theta)$ 」を変更することができる

50

。

【 0 1 3 4 】

この関係は、角度付き A ラインを使用して横方向動き推定値の精度を向上させることができることを示す。スライス方向成分または横方向成分を含むトランスデューサ動きベクトルは、角度付き A ラインの各々によって異なる角度「 θ_i 」をもたらし、動き、トランスデューサの向きおよび A ライン形状の関数として、複素無相関化曲線の種々の組を提供する。動きベクトルおよびトランスデューサの向きに対するベイズ最大尤度推定器を形成することができる。このように、動きの間に、向きの変化のみでなく、トランスデューサの絶対的な向きを検出することができる。

【 0 1 3 5 】

10

図 1 3 は、エコー無相関化動き推定技法を使用する並進または向きの推定に使用することができる、角度付き A ライン (B) および角度なし A ライン (A) の例示的な例を概略的に示す。たとえば横方向シフト複素無相関化曲線を、およそガウス形状の表現など、点拡がり関数の自己相関によって表すことができる。角度なし A ライン (たとえば (B)) の場合には、無相関化は複素であり得る。たとえば上述した位相因子によって示されるように、位相は、小さい角度に対するシフトと線形であり得る。軸方向および横方向の包絡線を、シフト方向において幾何学的に投影させることができる。

【 0 1 3 6 】

図 1 4 A は、エコー無相関化動き推定技法においてシミュレートされた A ライン情報を使用するパラメトリック曲線当嵌め 1 4 0 2 の例示的な例を概略的に示し、図 1 4 B は、エコー無相関化動き推定技法において実験的に得られた A ライン情報を使用するパラメトリック曲線当嵌め 1 4 0 4 の例示的な例を概略的に示す。

20

【 0 1 3 7 】

例示的な例では、機械的な 60 度セクタ走査されたピストントランスデューサ (カリフォルニア州、プレザントンのインターサン (Inter son、Pleasant on、CA)) をシミュレートしかつ使用して、組織を模倣するファントムの上で並進させる間に複素 (I/Q) 実験データを取り込んだ。フィールド (FIELD) II におけるシミュレーションを使用して、動きベクトルおよびトランスデューサの向きが異なる複素相関曲線における変動を特徴付けた。

【 0 1 3 8 】

30

この例示的な例では、実験データを使用して、シミュレーションを検証し 2 次統計量を経験的にサンプリングした。ベイズの定理を使用して、式 (3) におけるように、6 つの深さの範囲における 256 A ラインの 50 ピクセルセグメントに対するような、一組の観察された正規化複素相関「 \underline{r} 」を考慮するなどによって、動きベクトル「 \underline{m} 」の条件付き確率を関連付けることができる。この例示的な例では、動きベクトル \underline{m} を、複素相関ベクトルもまた (A ライン、深さ) 指標付けで示されている、式 (4) におけるような「 \underline{x} 」、「 \underline{y} 」、および「 \underline{z} 」によって表すことができる、軸を中心とする変位の向きを記述する 3 つの角度とともに、スカラー変位「 $|s|$ 」として定義することができる。「 $P(\underline{r})$ 」によって表すことができる根拠の確率は、「 \underline{m} 」のすべての値に対して一定であり得るため、式 (5) におけるように分母を事後確率における比例演算子に置き換えることができる。これによって、式 (6) に示す「事前」確率情報 $P(\underline{m})$ を含む種々の候補の動きベクトル \underline{m} に対して最大化がもたらされる。

40

【 0 1 3 9 】

$$P(\underline{m} | \underline{r}) = P(\underline{r} | \underline{m}) P(\underline{m}) / P(\underline{r}) \quad (3)$$

$$\underline{m} = [|s| \quad x \quad y \quad z]^T, \underline{r} = [r_{1,1} \cdots r_{1,256} \quad r_{2,1} \cdots r_{2,256} \quad r_{6,1} \cdots r_{6,256}]^T \quad (4)$$

$$P(\underline{m} | \underline{r}) = P(\underline{r} | \underline{m}) P(\underline{m}) \quad (5)$$

$$\arg \max (\underline{m}) [P(\underline{r} | \underline{m}) P(\underline{m})] \quad (6)$$

【 0 1 4 0 】

一例では確率分布「 $P(\underline{r} | \underline{m})$ 」が、既知の 1 次統計量によって正規分布する場合に

50

は、式(6)の最大化を、ユークリッド距離測度(たとえば対数尤度)の最大値に変換することができ、計算的に一層単純な手法であり得る。確率分布が厳密に正規分布していない場合には、正規分布の近似値を使用することができる。

【0141】

式(7)に示す、Aライン軸方向ベクトルと角度「 θ_1 」をもたらす並進「 s 」に対して、「 i 」番目の角度で深さ「 j 」において獲得されたAラインからの50ピクセルのセグメントに対するなど、「 $r_{i,j}$ 」によって表すことができるモデルを、複素相関から導出することができる。深さ依存の要素「 $a_j(\theta_i)$ 」および「 $b_j(\theta_i)$ 」が、実験的に求められた定数「 $R_{1,j}$ 」および「 $R_{2,j}$ 」を含むように、式(8)におけるように表される場合には、それぞれ関数および深さ関連定数であり得る。

10

【0142】

$$r_{i,j} = \exp(a_j(\theta_i) |s|^2 + j b_j(\theta_i/2 - \theta_i) s) \quad (7)$$

$$a_j(\theta_i) = R_{1,j} \sin(\theta_i) - R_{2,j} \quad (8)$$

本モデル実験的に求められたデータから導出される2次統計量を使用することで、 $x-y$ (方位方向面-スライス方向面)における既知の並進中に r に対する実験値を使用して動き推定性能を検査した。式(6)に対応する対数尤度最大化を、 $x-y$ 動きおよび y (例えばスライス方向)軸を中心とする回転を含む、ある範囲の候補動きベクトル m に対して行った。補間を使用して、候補動きベクトルの数を制限した。

【0143】

図15A~図15Cは、これらの実験的に求められた例示的な例を概略的に示す。図15Aは、さまざまな技法を使用して求められた方位方向シフト動き推定の例示を概略的に示し、図15Bは、さまざまな技法を使用して求められた方位方向シフト動き推定の例示的な例を概略的に示し、図15Cは、さまざまな技法を使用して求められた回転シフト推定を概略的に示す。

20

【0144】

図15Aでは、スライス方向軸を中心とする固定(および5度の誤りのある)回転を伴うモデルを用いて、方位方向の動きを推定した。この場合の(三角形で示す)不十分な性能は、回転自由度が推定ロバスト性を著しく向上させることができることを示す。

【0145】

[形状モデリング技法を含むことができる例示的な例]

30

図16は、光学センサを含むなど、手持ち式超音波撮像装置を使用することを含むことができる針誘導技法1600の例示的な例を示す。1602において、ピストントランスデューサを使用するなど、2次元Bモード画像を得ることができる。1604において、超音波撮像装置の位置を、受信した超音波エコーから得られる情報と光学センサ(相補形金属酸化物半導体(CMOS)画像センサ、電荷結合素子(CCD)、または1つあるいは複数の他の光学センサの使用)を介して得られる情報とを含む、マルチモード推定値を使用して推定することができる。1606において、アクティブ形状モデル(active shape model)技法を使用して、骨の表面を描写することができる。1608において、粗くサンプリングされた3次元骨画像を使用者に提示することができる。

【0146】

40

1610において、超音波トランスデューサまたはトランスデューサを含む装置のうちの1つまたは複数を並進させることができる(たとえばトランスデューサを機械的に走査することができるか、または組織の上の手持ち式アセンブリの移動など、アセンブリの移動を介して固定トランスデューサを並進させることができる)。1612において、新たな位置でピストントランスデューサを使用するなどによって、新たな2次元Bモード画像を得ることができる。1614において、マルチモード推定値を使用して、超音波撮像装置の新たな位置を推定することができる。1616において、アクティブ形状モデル技法を使用して骨の表面を推定することができる。

【0147】

1618において、針挿入位置を推定することができる。1620において、針挿入位

50

置の推定値を含む、より微細にサンプリングされた3次元骨画像を使用者に提示することができる(たとえば十字線などの表示された印を使用者に提示することができる)。1622において、針挿入位置の表示された印が、装置のハウジングに位置する1つまたは複数の固定印に位置合せされていない場合には、本技法1600は1610に戻ることができる、装置を使用者によって並進させる(たとえばわずかに移動させる)ことができる。1624において、表示された印が1つまたは複数の固定印に位置合せされる場合には、図16の例示的な例に示すように、目盛りに沿うかまたは近くなどの指定された位置に挿入することができる。

【0148】

図16の例では、統計的信号処理モデル-当嵌め戦略を使用することができ、「アクティブ形状モデル」と呼ぶことができる。こうしたアクティブ形状モデルを使用して、一連の取得された2次元画像から脊椎骨の表面を自動的にセグメント化することができる。マルチモダリティ位置推定値とともにセグメント化された骨表面輪郭を合わせて使用して、骨の3次元画像を構築することができる。

【0149】

図17は、形状モデリング技法の例示的な例1700を概略的に示す。図17に示す形状モデル技法1700を、以下のように、エッジ検出からの画像におけるエッジの強度「 B 」を最大化することができ、輪郭解と総計的形状モデル当嵌めと m の間の誤差を最小化することができる、セグメンテーション輪郭解「 \underline{v} 」を求めるためなど、図18に示すようにアクティブ形状モデリング技法で使用するすることができる。

【0150】

$$\underline{v} = \max \quad ||B(\underline{v}) - C_1|| \underline{v} - m|| + C_2|| \quad (9)$$

ここで \underline{v} はセグメンテーション解を表すことができ、「 $B(\underline{v})$ 」は、セグメンテーション解位置におけるエッジ検出画像の値を表すことができ、「 m 」は、ベクトル \underline{v} (または図18におけるように \underline{v} のフィルタリングされたバージョン)に適用される統計的モデル当嵌めからの解を表すことができ、 C_1 および C_2 は定数であり得る。

【0151】

1702において、脊椎の少なくとも一部など、候補「標的」を提供するためなど、モデルに対する基礎としてコンピュータ支援設計(CAD)を使用することができる。1704において、脊椎の少なくとも一部のそれぞれの向きに対応するような、複数の脊椎表面輪郭をまとめることができる。

【0152】

1706において、ローパスフィルタリングを含むなど、それぞれの輪郭に対してフィルタリング演算を行うことができる。1708において、1つまたは複数の輪郭を、位置合せするかまたは共通の大きさまでなど、スケーリングすることができる(たとえば輪郭の正規化を行うことができる)。1710において、それぞれのランドマーク点を特定することができ、それぞれのランドマーク点に対する対応する(x, y)座標を確定してそれぞれの再サンプリングされた輪郭を提供することができる。1712において、1710において得られたこうした再サンプリングされた輪郭を、「 X 」によって表すことができる行列に配置することができる。

【0153】

1714において、統計的形状モデルを作成するためなど、主成分分析(PCA)を行うことができる。1716において、こうした形状モデルは、「平均」脊椎形状を含むことができ、1718において、こうした形状モデルは、それぞれの固有ベクトルを含むことができ、1720において、こうした形状モデルはそれぞれの固有値を含むことができる。1722において、最大の関連する固有値に対応するなど、固有ベクトルの副群を保持することができる。

【0154】

図18は、形状モデリング技法1800の例示的な例を概略的に示す。図18の例示的な例では、1802において、超音波撮像情報を獲得することができ、1804において

10

20

30

40

50

、獲得した画像に対してエッジ検出を行うことができる。一般に利用可能な形状モデリング技法には、限界（１）：一般に自動化され得ない。限界（２）：対象となる形状は常に視野内にあると想定する虞がある。限界（３）：事前情報を利用することができない。限界（４）：訓練セットは、少数の手動でセグメント化された画像から構成される虞がある。限界（５）：一般にセグメント化された輪郭を見つけるように反復的に最大化または最小化することができるエネルギー関数の複数の因子のうちの１つとして使用することができない、という限界がある虞がある。

【 0 1 5 5 】

対照的に、本発明者らは、特にアクティブ形状モデリング技法がこうした限界を克服することができることを認識している。たとえば限界（１）を、図 18 におけるように、1804、1806、1808、または1810において行うことができる、セグメンテーション解の初期化を自動化することで対処することができる。限界（２）を、1808を使用することで対処することができる。1808において、画像の「骨なし」の位置を表すことができる追加の行を、画像行列に追加することができる。画像に骨なしがある場合には、またはモデル当嵌めベクトルが提案されたセグメンテーションベクトルに十分に当てはまらない場合には、行列 H の値を低減することができ、解は、意図的に作成された行列の最下行に沿った位置まで収束することができる。行列 H は、エッジ検出された画像 B を表すことができるが、最後に、「 γ 」によって表される値に設定することができる行が追加されている。したがって本方法を、画像に何も無い場合には、または骨全体が視野にない場合に、骨構造を「見つける」かまたはセグメント化するように強制する必要はない。

【 0 1 5 6 】

1812において、セグメンテーション輪郭解「 \underline{v} 」に対してフィルタリング演算を行うことができる。1814において、それぞれの脊椎セグメントに対して、統計的形状モデル（SSM）に一貫するランドマーク点に対して、（ x ， y ）座標（たとえば深さ位置および横方向位置）を求めることができる。1816において、それぞれの脊椎セグメントベクトル「 \underline{x} 」を統計的に当嵌めて、統計的形状モデル当嵌め「 \underline{m} 」をもたらすことができる。1818において、「 \underline{x} 」におけるそれぞれのエントリに対して（ x ， y ）座標の間の最小ユークリッド距離を使用するなど、誤差行列を計算することができる。1820において、 H におけるそれぞれの行を、モデル当嵌めおよびモデル当嵌めに近接する強化位置に対して、近くない位置にペナルティを科すことによるなど、更新することができる。1822において、収束にまだ達しておらず、反復の最大数を満たしていない場合には、本技法は1810に戻ることができる。そうでない場合には、1824において、「 \underline{v} 」、「 \underline{b} 」、または「 \underline{m} 」のうちの１つまたは複数を出力することができる。

【 0 1 5 7 】

限界（４）を、たとえば図 17 の例に関連して考察したようにCADモデルを使用することで対処することができる。限界（３）を、たとえば形状モデリング技法 1900 の例示的な例を概略的に示す、図 19 に示すように、図 18 に示す技法に事前情報を組み込むことなどによって対処することができる。

【 0 1 5 8 】

図 19 の例示的な例では、1902において、超音波撮像情報を獲得することができ、1904において、獲得した画像に対してエッジ検出を行うことができる。1906において、スペクル領域の標準偏差の倍数としての値を求めることができる。1908において、1906において求められた値を含む画像行列に、画像の「骨なし」の位置を表すことができる、追加の行を追加することができる。1910において、先の画像からのセグメンテーション結果に基づき、 H を「事前重み付けする」などを介して、誤差を計算することができる。 C_k 値は、1912においてすべての k に対して等しい可能性があり、または事前データが獲得された現画像からの距離または時間によって決まる可能性がある。概して1910および1912は、セグメンテーション結果を、先の画像から達成された結果に向かうように偏らせる。

【0159】

図18の例示的な例と同様に、1916において、セグメンテーション輪郭解「v」に対してフィルタリング演算を行うことができる。1918において、それぞれの脊椎セグメントに対し、統計的形狀モデル(SSM)に一貫するランドマーク点に対して(x, y)座標(たとえば深さ位置および横方向位置)を求めることができる。1920において、それぞれの脊椎セグメントベクトル「x」を統計的に当嵌めて、統計的形狀モデル当嵌め「m」をもたらすことができる。1922において、「x」におけるそれぞれのエントリに対して(x, y)座標の間の最小ユークリッド距離を使用するなど、誤差行列を計算することができる。1924において、Hにおけるそれぞれの行を、モデル当嵌めおよびモデル当嵌めに近接する強化位置に対して、近くない位置にペナルティを科すことによるなど、更新することができる。1926において、収束にまだ達しておらず、反復の最大数を満たしていない場合には、本技法は1914に戻ることができる。そうでない場合には、1928において、「v」、「b」、または「m」のうちの1つまたは複数を出力することができる。

10

【0160】

限界(5)を、誤差関数を反復的に最小化または最大化することを含むなど、図18または図19の技法を使用するなどによって対処することができる。たとえばこうした技法は、「H」によって表すことができるエッジ強度によるなど、誤差「E」の組込みを含む、形狀モデルに比較して誤差を最小化することができ、1820または1924に示すように、式(9)に示すようにエッジ強度を最大化する輪郭を反復的に見つけることができる。

20

【0161】

[超音波撮像技法を含むことができる針挿入部位特定により例示的な例]

図20A~図20Gは、硬膜外麻酔処置で使用するためなど、針挿入部位を特定することを含むことができる技法を概略的に示す。図20Aにおいて、超音波撮像装置100を、腰椎領域に近接してなど、患者の皮膚に結合することができる。図20Bにおいて、超音波撮像装置100を、脊椎の3次元表現を「構築する」ためなど、患者の皮膚の表面に沿って並進させることができる。図20Cにおいて、手持ち式装置100において使用者に提示される十字線または他の表示された印を、装置のハウジングに位置するマーキング器具ガイドまたは針ガイドのうちの1つまたは複수에位置合せすることができる。図20Dにおいて、装置100に位置する針ガイドまたはマーキング器具ガイドのうちの1つまたは複数によって誘導されるマーキング器具(たとえばマーカまたはペン)を使用するなど、患者の皮膚にマークすることができる。図20Eは、図20Dに示すような装置100の側面図を示す。図20Fにおいて、装置100を皮膚から取り除くことができ、図20D~図20Eに示すようにそれぞれのマーキング器具ガイドまたは針ガイドを使用して作成された2つ以上のマークの間など、1つまたは複数の線を延ばすことができる。図20Gにおいて、マーキング器具を位置合せするように少なくとも部分的に装置100を使用して作成されたマークの間にそれぞれ延びている2つの線の交差点などにおいて、針を挿入することができる。上または下の例で考察した1つまたは複数の技法を使用して、3次元表現を構成することができ、装置は、図1、または図2A~図2B、または1つあるいは複数の他の例のうちの1つまたは複数の部分を含むことができる。

30

40

【0162】

図21A~図21Eは、硬膜外麻酔処置で使用するためなど、針挿入部位を特定することと、針挿入を行うこととを含むことができる技法を概略的に示す。図21Aにおいて、超音波撮像装置100を、腰椎領域に近接してなど、患者の皮膚に結合することができる。図21Bにおいて、超音波撮像装置100を、脊椎の3次元表現を「構築する」ためなど、患者の皮膚の表面に沿って並進させることができる。図21Cにおいて、手持ち式装置100において使用者に提示される十字線または他の表示された印を、装置のハウジングに位置するマーキング器具ガイドまたは針ガイドのうちの1つまたは複수에位置合せすることができる。図21Dにおいて、皮膚の下の骨を同時に撮像している間など、患者の

50

皮膚の針を挿入することができる。こうした針挿入を、装置 100 に表示された情報を使用し、ハウジングに位置するなど、装置 100 の一部として含まれる針ガイドを使用して位置合せすることができる。図 21E は、図 21D に示すような装置 100 の側面図を示す。上または下の例で考察した 1 つまたは複数の技法を用いて、3 次元表現を構築することができ、装置は、図 1、または図 2A ~ 図 2B、または 1 つあるいは複数の他の例のうちの 1 つまたは複数の部分を含むことができる。

【0163】

[さまざまな注記]

例 1 は、対象の組織内に向けられる超音波エネルギーを発生させるように構成され、かつ主に鏡面反射する標的によって反射する超音波エネルギーの一部を受け取るように構成された超音波トランスデューサ素子であって、超音波エネルギーを提供するかまたは受け取るように構成された面を備え、
が、発生した超音波エネルギーの中心周波数に対応する音波長である場合には、面は約 $4 \lambda^2$ よりも大きいまたは等しい面積を有し、面は 2 つの軸において少なくともおよそ対称であることと；超音波エネルギーを発生しまたは受け取るように超音波トランスデューサ素子を制御するように構成され、かつ標的によって反射する超音波エネルギーを示す情報を取得するように構成されたプロセッサ回路と；超音波トランスデューサ素子の動きを示す情報を提供するように構成された位置追跡回路と；標的の位置、向き、または形状のうちの 1 つまたは複数に関する情報を提示するように構成されたディスプレイであって、位置、向き、または形状に関する情報は、プロセッサ回路によって、標的によって反射する超音波エネルギーを示す取得された情報と、超音波トランスデューサ素子の動きを示す情報とを使用して確定されることを備えるか、または使用することができるように、主題（装置、方法、行為を行う手段、または装置によって実行された時に装置に対して行為を実行させることができる命令を含む装置可読媒体）を含むことができる。

【0164】

例 2 は、例 1 の主題を含むかまたは任意選択的に結合され、組織表面に対して実質的に平行であるディスプレイを任意選択的に備えることができ、プロセッサ回路によって確定される情報は、ディスプレイを介して提示されるべく標的の少なくとも一部の空間的に位置合せされた 3 次元表現を提供することを含む。

【0165】

例 3 は、例 1 または例 2 のうちの一方または何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、使用者の片手を使用して保持されるかまたは操作されるように寸法および形状が決められたハウジングを任意選択的に備えることができ、ハウジングは、プロセッサ回路、位置追跡回路、およびディスプレイを収容し、超音波トランスデューサは、ハウジングの上または中に位置している。

【0166】

例 4 は、例 3 の主題を含むかまたは任意選択的に結合され、針ガイドと、マーキング器具用のガイドとのうちの少なくとも一方を含むハウジングを任意選択的に備えることができ、針ガイドと、マーキング器具用のガイドとのうちの少なくとも一方は、ディスプレイに沿ってまたは近くに位置している。

【0167】

例 5 は、例 3 または例 4 のうちの一方または何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、指定された領域に装置を位置合せすべく、指定された位置に少なくとも 2 つの固定位置合せ印を含むハウジングを任意選択的に備えることができ、指定された領域は、少なくとも部分的に、ディスプレイに対する解剖学的特徴の位置、向き、または形状のうちの 1 つまたは複数に関する情報を使用して確定される。

【0168】

例 6 は、例 5 の主題を含むかまたは任意選択的に結合され、少なくとも部分的に位置合せ印のうちの少なくとも 1 つを使用して位置合せされる針ガイドと、マーキング器具用のガイドとのうちの少なくとも一方を任意選択的に備えることができる。

【 0 1 6 9 】

例 7 は、例 3 ～ 例 6 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、表示された位置合せ印を含む画像を、ディスプレイを介して提示すべく生成するように構成されているプロセッサを任意選択的に備えることができる。

【 0 1 7 0 】

例 8 は、例 7 の主題を含むかまたは任意選択的に結合され、少なくとも 1 つの固定位置合せ印を含むハウジングを任意選択的に備えることができ、表示された位置合せ印が、固定位置合せ印に対して指定された位置に存在する時に、装置は、「指定された領域に位置合せされている」という指示を提供するように構成され、指定された領域は、少なくとも部分的に、組織領域の表面に対する組織内の解剖学的特徴の位置に関する情報を使用して

10

【 0 1 7 1 】

例 9 は、例 1 ～ 例 8 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、指定された解剖学的特徴の位置、向き、または形状のうちの 1 つまたは複数の推定値を、ディスプレイを介して特定するように構成されているプロセッサ回路を任意選択的に備えることができる。

【 0 1 7 2 】

例 10 は、例 1 ～ 例 9 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、骨を含む標的と；候補標的に関する情報を含むモードを使用して骨の位置、形状、または向きのうちの 1 つまたは複数の推定するように構成されているプロセッサ回路とを任意選択的に備えることができる。

20

【 0 1 7 3 】

例 11 は、例 1 ～ 例 10 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、光学撮像センサまたは加速度計のうちの 1 つまたは複数と；位置追跡回路とを任意選択的に備えることができ、位置追跡回路は、光学撮像センサまたは加速度計のうちの 1 つまたは複数の介して取得される情報と、受け取られた超音波エネルギーに関する情報とを使用して、超音波トランスデューサ素子の動きを示す情報を確定するように構成されている。

【 0 1 7 4 】

例 12 は、例 1 ～ 例 11 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、少なくとも部分的に、指定された間隔中に受け取られた 2 つ以上の超音波エコー信号の間の相関を介して得られる情報を使用して、超音波トランスデューサ素子の面外動きまたは面内動きのうちの 1 つまたは複数の推定するように構成されている位置追跡回路を任意選択的に備えることができる。

30

【 0 1 7 5 】

例 13 は、対象の組織内に向けられる超音波エネルギーを発生させるように構成され、かつ主に鏡面反射する標的によって反射する超音波エネルギーの一部を受け取るように構成された超音波トランスデューサ素子アレイであって、
が、発生した超音波エネルギーの中心周波数に対応する音波長である場合には、超音波トランスデューサ素子アレイは約 $1/2$ よりも小さいかまたは等しい少なくとも 2 つの互いに隣接した超音波トランスデューサ素子の間の間隔を有し、超音波トランスデューサ素子アレイは 2 つの軸において少なくともおおよそ対称である開口部を備えることと；超音波エネルギーを発生しまたは受け取るように超音波トランスデューサアレイを制御するように構成され、かつ標的によって反射する超音波エネルギーを示す情報を取得するように構成されたプロセッサ回路と；標的の位置、向き、または形状のうちの 1 つまたは複数に関する情報を提示するように構成されたディスプレイであって、位置、向き、または形状に関する情報が、プロセッサ回路によって、標的によって反射する超音波エネルギーを示す取得された情報を使用して確定されることとを備えるかまたは使用することができるなど、主題（装置、方法、行為を行う手段、または装置によって実行された時に装置に対して行為を実行させることができる命令を含む装置可読媒体）を含むことができる。

40

50

【 0 1 7 6 】

例 1 4 は、例 1 3 の主題を含むかまたは任意選択的に結合され、リニアアレイ、環状アレイ、または 2 次元アレイを含むアレイを任意選択的に備えることができる。

例 1 5 は、例 1 3 または例 1 4 のうちの一方または何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、組織表面に対して実質的に平行であるディスプレイと；プロセッサ回路とを備えることができ、プロセッサ回路によって確定される情報は、ディスプレイを介して表示されるべく標的の少なくとも一部の空間的に位置合せされた 3 次元表現を提供することを任意選択的に備えることができる。

【 0 1 7 7 】

例 1 6 は、例 1 3 ~ 例 1 5 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、使用者の片手を使用して保持されるかまたは操作されるように寸法および形状が決められたハウジングを任意選択的に備えることができ、ハウジングは、プロセッサ回路およびディスプレイを収容し、アレイは、ハウジングの上または中に位置している超音波トランスデューサを含む。

【 0 1 7 8 】

例 1 7 は、例 1 6 の主題を含むかまたは任意選択的に結合され、針ガイドと、マーキング器具用のガイドとのうちの少なくとも一方を含むハウジングを任意選択的に備えることができ、針ガイドと、マーキング器具用のガイドとのうちの少なくとも一方は、ディスプレイに沿ってまたは近くに位置している。

【 0 1 7 9 】

例 1 8 は、例 1 6 または例 1 7 のうちの一方または何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、指定された領域に装置を位置合せすべく、指定された位置に少なくとも 2 つの固定位置合せ印を含むハウジングを任意選択的に備えることができ、指定された領域は、少なくとも部分的に、ディスプレイに対する解剖学的特徴の位置、向き、または形状のうちの 1 つまたは複数に関する情報を使用して確定される。

【 0 1 8 0 】

例 1 9 は、例 1 6 ~ 例 1 8 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、表示された位置合せ印を含む画像を、ディスプレイを介して提示すべく生成するように構成されているプロセッサを任意選択的に備えることができる。

【 0 1 8 1 】

例 2 0 は、例 1 3 ~ 例 1 9 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、指定された解剖学的特徴の位置の推定値を、ディスプレイを介して特定するように構成されているプロセッサ回路を任意選択的に備えることができる。

【 0 1 8 2 】

例 2 1 は、例 1 3 ~ 例 1 9 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、骨を含む標的を任意選択的に含むことができ、プロセッサは、候補標的に関する情報を含むモードを使用して、骨の位置、形状、または向きのうちの 1 つまたは複数を推定するように構成されている。

【 0 1 8 3 】

例 2 2 は、超音波エネルギーを発生するように構成された超音波トランスデューサ素子であって、超音波エネルギーは時間変化する方向において対象の組織内に向けられ、超音波トランスデューサ素子は、標的によって反射する超音波エネルギーの一部を受け取るように構成されていることと；超音波エネルギーを発生しまたは受け取るように超音波トランスデューサ素子を制御するように構成され、かつ標的によって反射する超音波エネルギーを示す情報を取得するように構成されたプロセッサ回路と；複素相関の大きさおよび位相に関する情報を使用して、超音波トランスデューサ素子と標的との間の動きの大きさまたは方向のうちの 1 つまたは複数を推定するように構成された位置追跡回路であって、複素相関は、標的によって反射する超音波エネルギーの少なくとも 2 つのサンプルに関する情報と、発生した超音波エネルギーの少なくとも 2 つの方向に対する標的の動きに対応する仮想複素相関に関する情報とを使用して確定されることと；超音波トランスデューサ素

10

20

30

40

50

子と標的との間の動きの大きさまたは向きのうちの1つまたは複数に関する情報を提示するように構成されたディスプレイとを備えるかまたは使用することができるなど、主題（装置、方法、行為を行う手段、または装置によって実行された時に装置に対して行為を実行させることができる命令を含む装置可読媒体）を含むことができる。

【0184】

例23は、例22の主題を含むかまたは任意選択的に結合され、それぞれの方向から受け取られたエネルギーに対応するそれぞれのサンプルを含むべく、受け取った超音波エネルギーの少なくとも2つのサンプルを任意選択的に含むことができる。

【0185】

例24は、例22または例23のうちの一方または何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、主に鏡面反射する標的を任意選択的に含むことができる。

例25は、例22～例24のうちの1つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、プロセッサ回路によって確定された情報は、ディスプレイを介して提示されるべく標的の少なくとも一部の位置、向き、または形状のうちの1つまたは複数の3次元表現を提供することを任意選択的に含むことができる。

【0186】

例26は、超音波エネルギーを提供するかまたは受け取るように構成された面を備える超音波トランスデューサ素子を使用して、対象の組織内に向けられる超音波エネルギーを発生させ、主に鏡面反射する標的によって反射する超音波エネルギーの一部を受け取ることとあって、
が、発生した超音波エネルギーの中心周波数に対応する音波長である場合には、面は約 $4\lambda^2$ よりも大きいかまたは等しい面積を有し、面は2つの軸において少なくともおよそ対称であることと；標的によって反射する超音波エネルギーを示す情報を取得することと；超音波トランスデューサ素子の動きを示す情報を確定することと；標的の位置、向き、または形状のうちの1つまたは複数に関する情報を提示することとあって、位置、向き、または形状に関する情報は、標的によって反射する超音波エネルギーを示す取得された情報と、超音波トランスデューサ素子の動きを示す情報とを使用して確定されることとを含むことができるように、例1～例25のうちの1つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、主題（装置、方法、行為を行う手段、または装置によって実行された時に装置に対して行為を実行させることができる命令を含む装置可読媒体）を含むことができる。

【0187】

例27は、例26の主題を含むかまたは任意選択的に結合され、組織表面に対して実質的に平行に向けられているディスプレイを介して提示されるべく、標的の少なくとも一部の空間的に位置合せされた3次元表現を提示することを任意選択的に含むことができる。

【0188】

例28は超音波トランスデューサアレイを使用して、対象の組織内に向けられる超音波エネルギーを発生させ、主に鏡面反射する標的によって反射する超音波エネルギーの一部を受け取ることとあって、
が、発生した超音波エネルギーの中心周波数に対応する音波長である場合には、超音波トランスデューサアレイは約 $1/2\lambda$ よりも小さいかまたは等しい少なくとも2つの互いに隣接した超音波トランスデューサ素子の間の間隔を有し、アレイは2つの軸において少なくともおよそ対称である開口部を備えることと；標的によって反射する超音波エネルギーを示す情報を取得することと；標的の位置、向き、または形状のうちの1つまたは複数に関する情報を提示することとあって、位置、向き、または形状に関する情報は、標的によって反射する超音波エネルギーを示す取得された情報を使用して確定されることとを含むことができるように、主題（装置、方法、行為を行う手段、または装置によって実行された時に装置に対して行為を実行させることができる命令を含む装置可読媒体）を含むことができる。

【0189】

例29は、例28の主題を含むかまたは任意選択的に結合され、リニアアレイ、環状アレイ、または2次元アレイを含むアレイを任意選択的に含むことができる。

例 30 は、超音波トランスデューサ素子を使用して時間変化する方向において対象の組織内に向けられる超音波エネルギーを発生させ、標的によって反射する超音波エネルギーの一部を受け取ることと；標的によって反射する超音波エネルギーを示す情報を取得することと；複素相関の大きさおよび位相に関する情報を使用して、超音波トランスデューサ素子と標的との間の動きの大きさまたは方向のうちの 1 つまたは複数を推定することであって、複素相関は、標的によって反射する超音波エネルギーの少なくとも 2 つのサンプルに関する情報と、発生した超音波エネルギーの少なくとも 2 つの方向に対する標的の動きに対応する仮想複素相関に関する情報とを使用して確定されることと；超音波トランスデューサ素子と標的との間の動きの大きさまたは向きのうちの 1 つまたは複数に関する情報を提示することとを含むことができるように、例 1 ～ 例 29 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、主題（装置、方法、行為を行う手段、または装置によって実行された時に装置に対して行為を実行させることができる命令を含む装置可読媒体）を含むことができる。

10

【 0 1 9 0 】

例 31 は、例 1 ～ 例 30 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、候補標的の統計的形状モデルを含むモデルを使用することを含むことができるように、主題（装置、方法、行為を行う手段、または機械によって実行された時に機械に対して行為を実行させることができる命令を含む機械可読媒体）を含むことができる。

20

【 0 1 9 1 】

例 32 は、例 1 ～ 例 31 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、焦点をズラしてエネルギーを提供するように構成された超音波トランスデューサ素子を含むことができるかまたは使用することができるように、主題（装置、方法、行為を行う手段、または機械によって実行された時に機械に対して行為を実行させることができる命令を含む機械可読媒体）を含むことができる。

【 0 1 9 2 】

例 33 は、例 1 ～ 例 32 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、ループを含む確率伝播技法を使用して脊椎の一部の位置を推定するように構成されたプロセッサ回路を含むことができるかまたは使用することができるように、主題（装置、方法、行為を行う手段、または機械によって実行された時に機械に対して行為を実行させることができる命令を含む機械可読媒体）を含むことができる。

30

【 0 1 9 3 】

例 34 は、例 1 ～ 例 33 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合されて、超音波エネルギーを発生させるかまたは受け取るように超音波トランスデューサ素子を制御するように構成され、標的によって反射する超音波エネルギーを示す情報を取得し、標的によって反射する超音波エネルギーを示す情報の窓化領域を選択し（窓化領域は、発生した超音波エネルギーの中心周波数に対応する音波長の半分にわたり）、スペクトル解析技法を使用して情報の窓化領域において 2 つ以上の主成分（PC）を特定し、特定された主成分に含まれる第 2 主成分に対して、標的によって反射した超音波エネルギーを示す情報を投影し（第 2 主成分は、発生した音響エネルギーの中心周波数に対応する基本帯域外の情報に対応する）、第 2 主成分を使用して標的の少なくとも一部の画像を構築するように構成されたプロセッサ回路を含むことができまたは使用することができるように、主題（装置、方法、行為を行う手段、または機械によって実行された時に機械に対して行為を実行させることができる命令を含む機械可読媒体）を含むことができる。

40

【 0 1 9 4 】

例 35 は、例 34 の主題を含むかまたは任意選択的に結合され、特異スペクトル解析（SSA）技法を含むスペクトル解析技法を任意選択的に含むことができる。

例 36 は、例 1 ～ 例 35 のうちの 1 つまたは何らかの組合せの主題を含むかまたは任意選択的に結合され、例 1 ～ 例 35 の機能のうちのいずれか 1 つまたは複数を行う手段か、

50

または機械によって実行されると、機械に対して例 1 ~ 例 3 5 の機能のうちのいずれか 1 つまたは複数を実行させる機械可読媒体を含むことができる主題を含むことができる。

【0195】

これらの非限定的な例の各々は、独立することができ、または種々の並べ替えで、あるいは他の例のうちの 1 つまたは複수에組み合わせて結合することができる。

上述した説明は、詳細な説明の一部を形成する添付図面への参照を含む。図面は、本発明を実施することができる所定の実施形態を例として示している。これらの実施形態を、本明細書では「例」とも呼ぶ。こうした例は、図示するかまたは記載したものに追加していくつかの要素を含む場合がある。しかしながら、本発明者らはまた、図示するかまたは記載したそれらの要素のみが提供される例も企図している。さらに本発明者らはまた、特定の例（または 1 つあるいは複数の態様）に関して、または本明細書に図示するかまたは記載した他の例（または 1 つあるいは複数の態様）に関して、図示するかまたは記載した要素（または 1 つあるいは複数の態様）のあらゆる組合せまたは並べ替えを使用する例も企図している。

10

【0196】

この文書で参照したすべての刊行物、特許および特許文書は、参照によって個々に組み込まれているかのように、全体として参照によって本明細書に組み込まれる。この文書と、参照によって組み込まれた文献との間に矛盾した使用がある場合には、組み込まれている参考文献における使用を、この文書の使用に対して補足するものであるとみなすべきであり、すなわち矛盾する不整合がある場合には、この文書における使用が優先する。

20

【0197】

この文書において、「1つの (a、an)」という用語は、特許文献において一般的であるように、「少なくとも 1 つの」または「1 つまたは複数の」という他のあらゆる場合または使用とは無関係に、1 つまたは 2 つ以上を含むように使用されている。この文書において、「または」という用語は、非排他的であると言うように、または特に示さない限り「A または B」が「A であるが B ではない」、「B であるが A ではない」および「A および B」であるように使用されている。この文書において、「含む (including)」および「~において (in which)」を含む用語は、「備える (comprising)」および「その中で (wherein)」というそれぞれの用語の平易な英語の相当語句として使用されている。また以下の特許請求の範囲において、「含む」および「有する、備える」という用語は非限定 (open-ended) であり、すなわち或る請求項においてこうした用語の後に列挙されている要素に加えて要素を含むシステム、装置、物品またはプロセスは、依然として請求項の範囲内にあるものとみなされる。さらに以下の特許請求の範囲において、「第 1」、「第 2」および「第 3」などの用語は、単にラベルとして使用されており、対象に対して数値的要件を課すようには意図されていない。

30

【0198】

本明細書に記載する方法例を、少なくとも部分的に機械またはコンピュータで実施することができる。いくつかの例は、上記例において記載したような方法を実行するように電子デバイスを構成するように動作可能な命令で符号化されたコンピュータ可読媒体または機械可読媒体を含むことができる。こうした方法の実施態様は、マイクロコード、アセンブリ言語コード、高水準言語コードなどのコードを含むことができる。こうしたコードは、さまざまな方法を実行するコンピュータ可読命令を含むことができる。コードは、コンピュータプログラム製品の一部を形成することができる。さらに一例ではコードを、実行中または他の時点などで、1 つまたは複数の揮発性コンピュータ可読媒体、一時的でない (non-transitory) コンピュータ可読媒体、または不揮発性有形コンピュータ可読媒体に有形的に格納することができる。これらの有形的コンピュータ可読媒体の例としては、限定されないが、ハードディスク、リムーバブル磁気ディスク、リムーバブル光ディスク（たとえばコンパクトディスクおよびデジタルビデオディスク）、磁気カセット、メモリカードあるいはスティック、ランダムアクセスメモリ (RAM)、リードオ

40

50

ンリメモリ（ROM）などを挙げることができる。

【0199】

上記説明は、限定的にではなく例示的であるように意図されている。たとえば上述した例（または1つあるいは複数の態様）を互いに組み合わせて使用することができる。上記説明を検討することで当業者などによって、他の実施形態を使用することができる。要約書は、米国特許法施行規則第1.72条（b）に準拠するように、読者が技術的開示の特質を迅速に確認することを可能にすべく提供されている。要約書は、特許請求の範囲の範囲または意味を解釈または限定するように使用されるものではないということが理解されて提出されている。また上記詳細な説明（発明を実施するための形態）において、開示を合理化すべく、さまざまな特徴を合わせてグループ化している場合がある。これは請求項に記載されていない開示された特徴が、いずれかの請求項に対して必須であると意図しているものと解釈されるべきではない。むしろ本発明の主題は、特定の開示した実施形態のすべての特徴にあるとは限らない。したがって以下の特許請求の範囲は、本明細書において詳細な説明に組み込まれ、各請求項は別個の実施形態として独立しており、こうした実施形態をさまざまな組合せまたは並べ替えで互いに組み合わせることが企図されている。本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲を参照して、こうした特許請求の範囲に権利が与えられる均等物の完全な範囲とともに確定されるべきである。

10

【図2A】

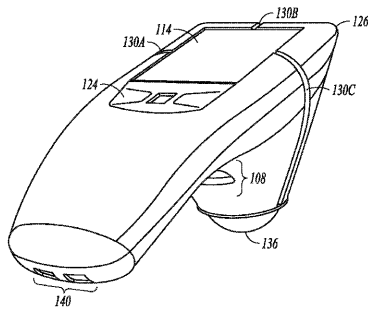


FIG. 2A

【図2B】

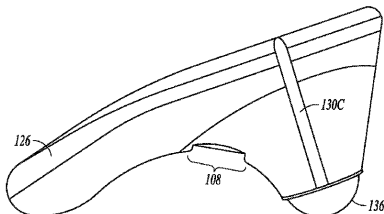


FIG. 2B

【図4B】

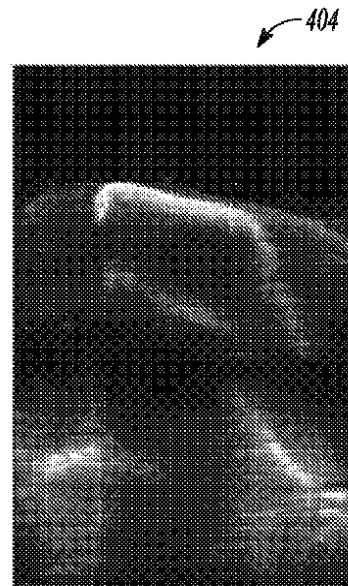


FIG. 4B

【図 7 A】

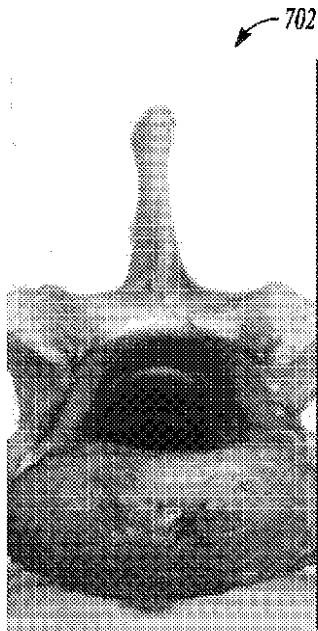


FIG. 7A

【図 1 3】

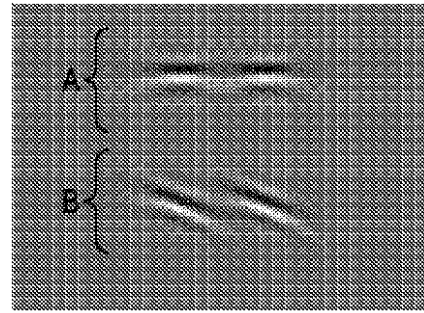


FIG. 13

【図 2 0 A】

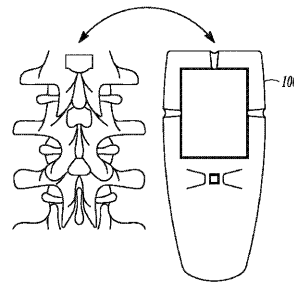


FIG. 20A

【図 2 0 B】

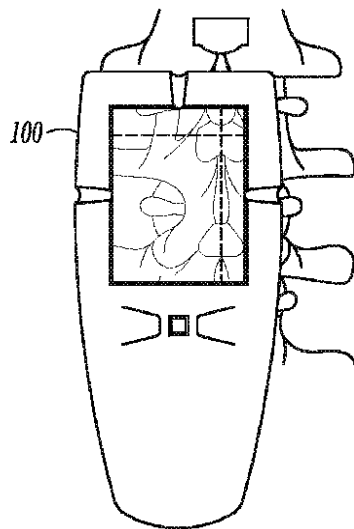


FIG. 20B

【図 2 0 D】

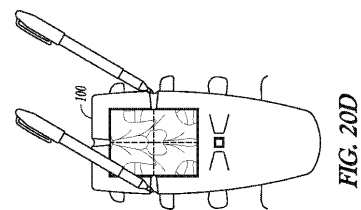


FIG. 20D

【図 2 0 C】

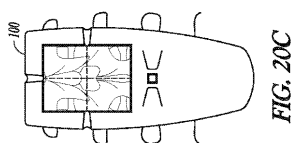
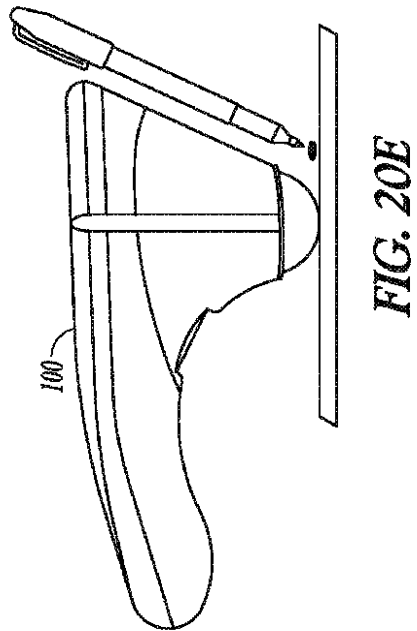
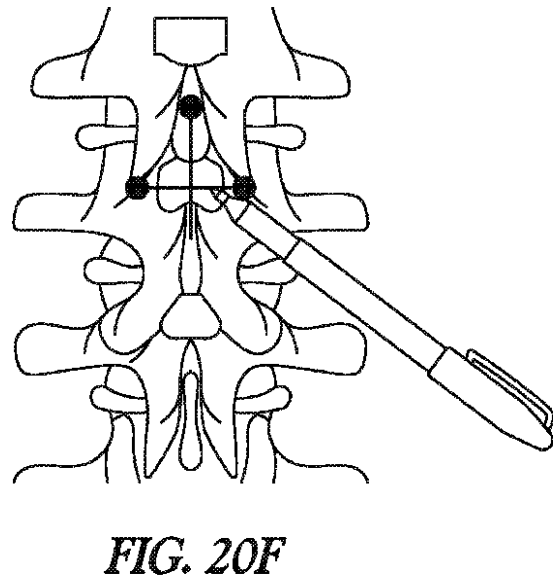


FIG. 20C

【図 20 E】



【図 20 F】



【図 20 G】

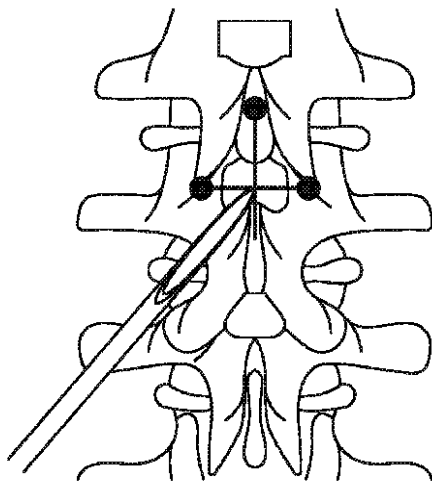


FIG. 20G

【図 21 A】

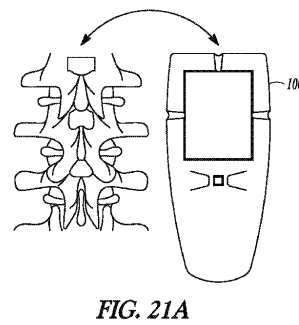


FIG. 21A

【図 21B】

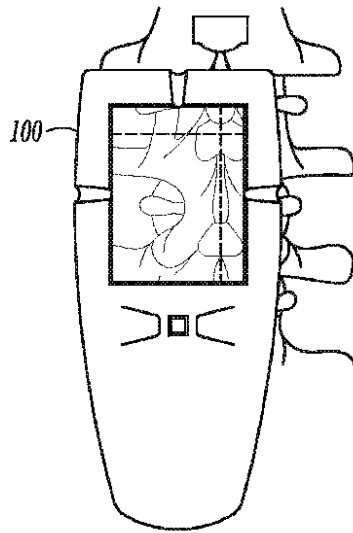


FIG. 21B

【図 21D】

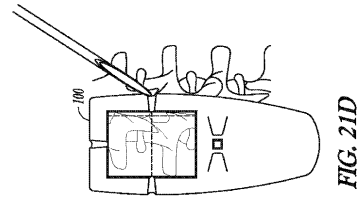


FIG. 21D

【図 21C】

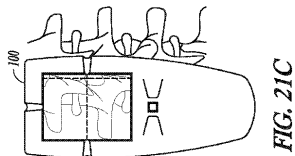


FIG. 21C

【図 21E】

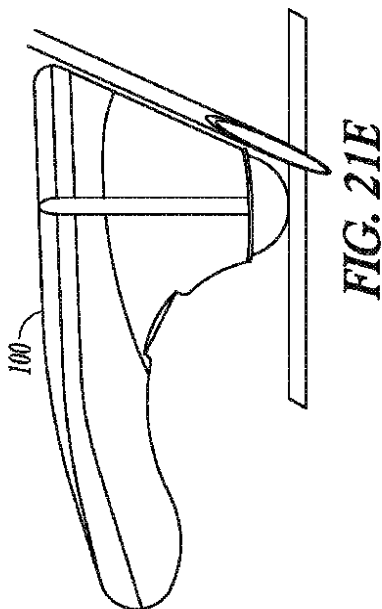
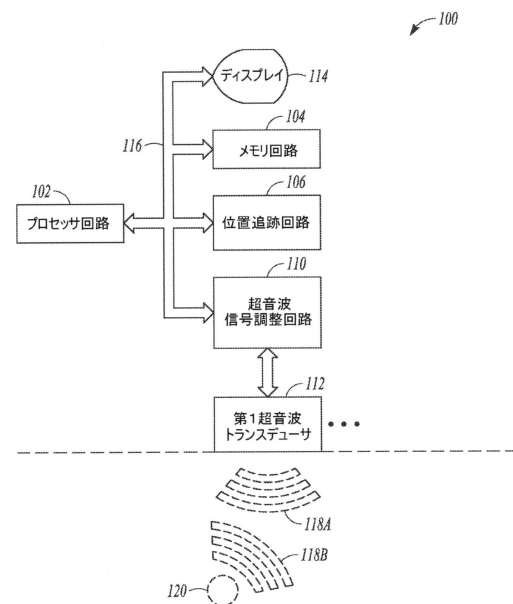
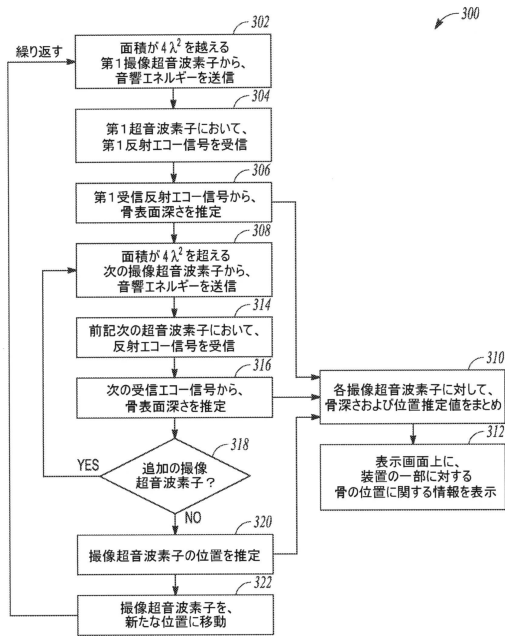


FIG. 21E

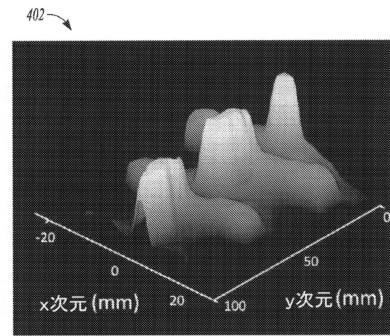
【図 1】



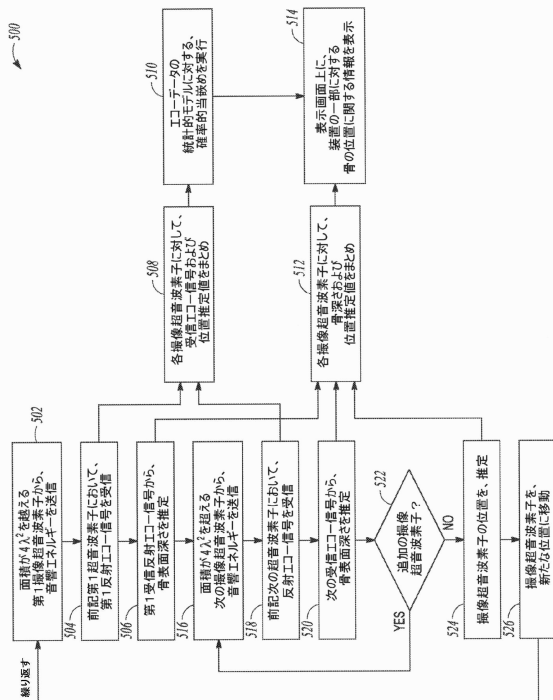
【図3】



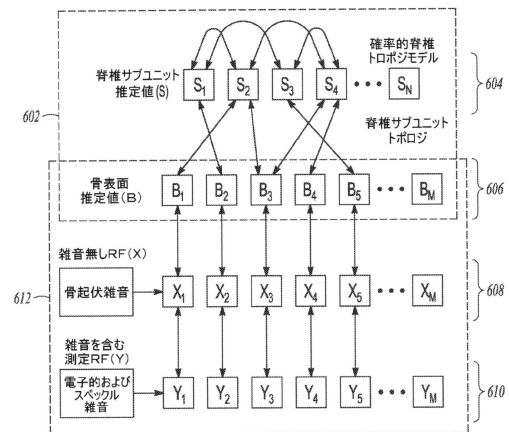
【図4A】



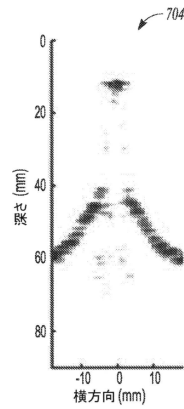
【図5】



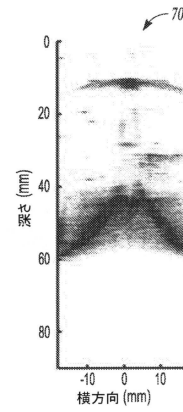
【図6】



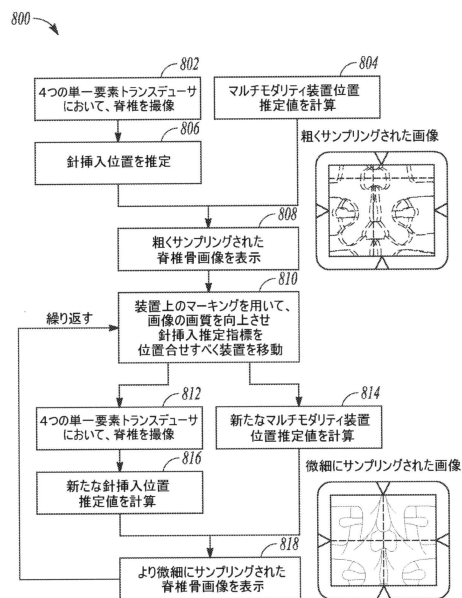
【図 7 B】



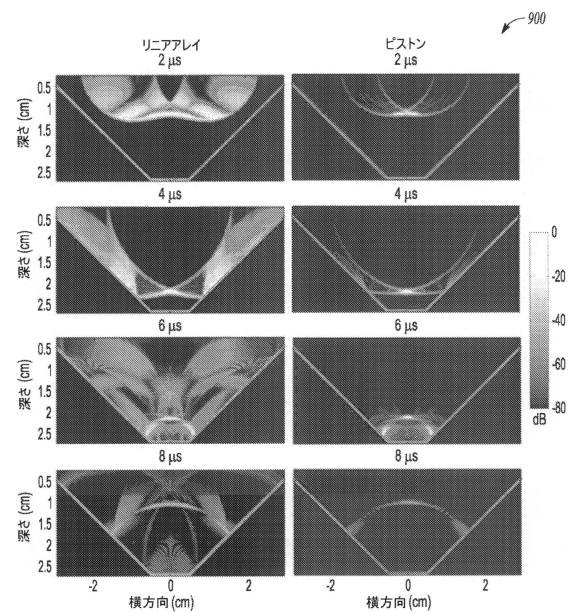
【図 7 C】



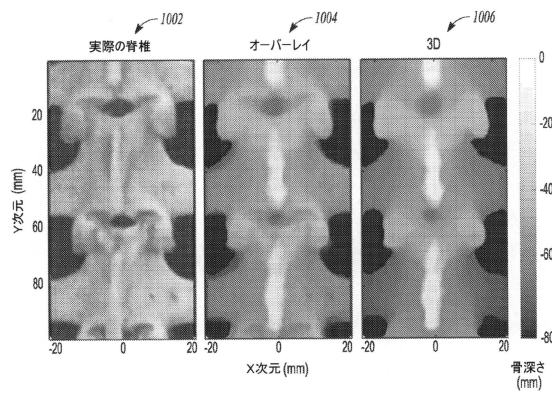
【図 8】



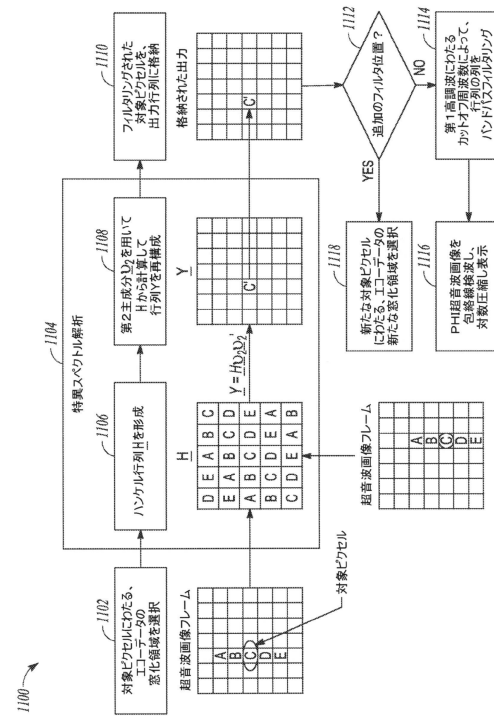
【図 9】



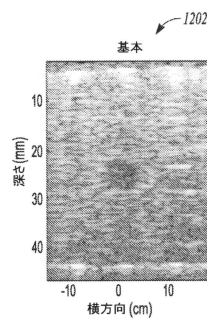
【図 10】



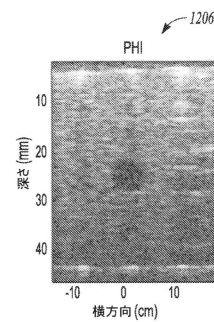
【図 11】



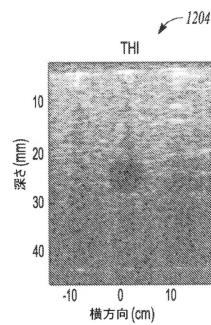
【図 12 A】



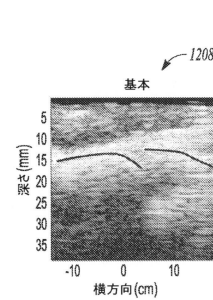
【図 12 C】



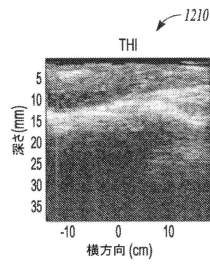
【図 12 B】



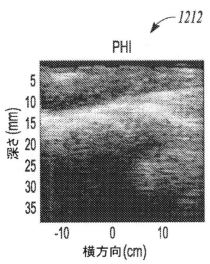
【図 12 D】



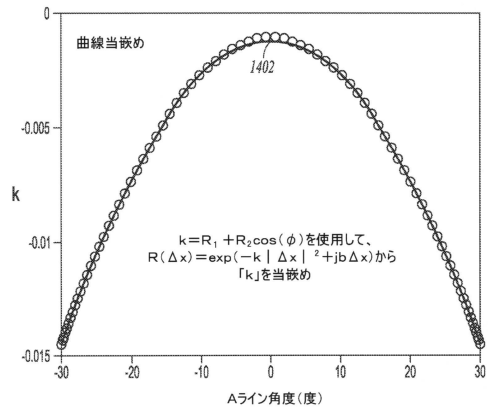
【図 12 E】



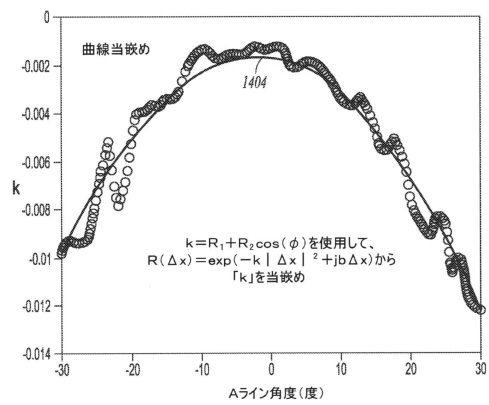
【図 12 F】



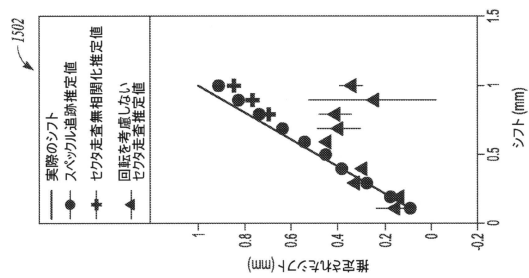
【図 14 A】



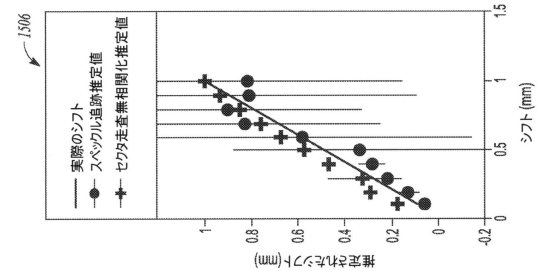
【図 14 B】



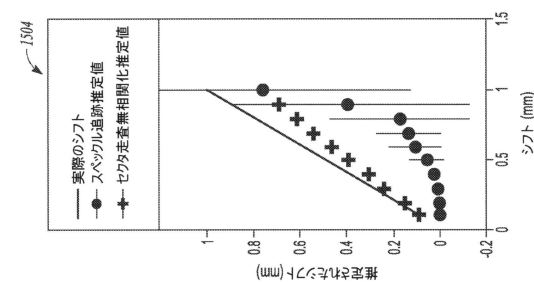
【図 15 A】



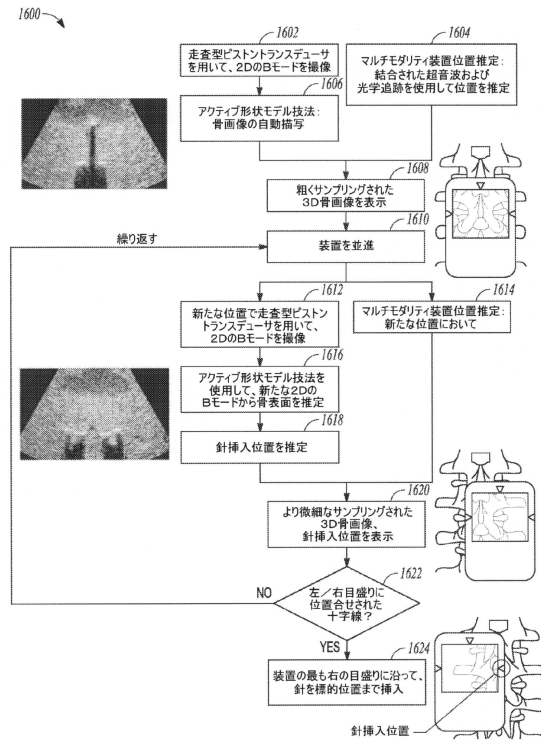
【図 15 C】



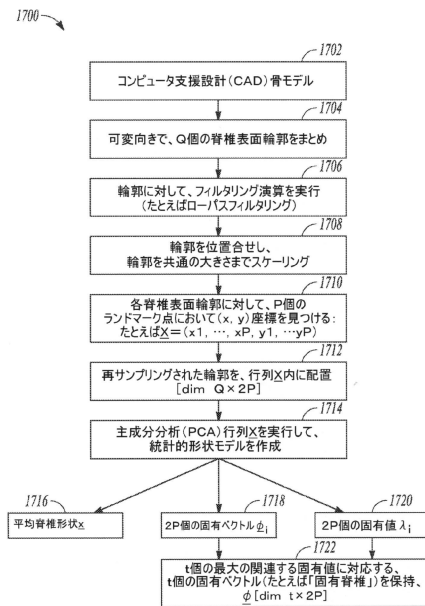
【図 15 B】



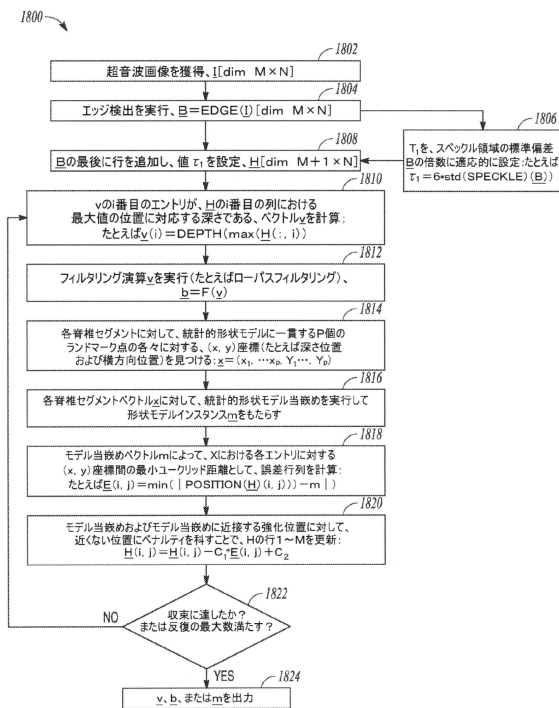
【図 16】



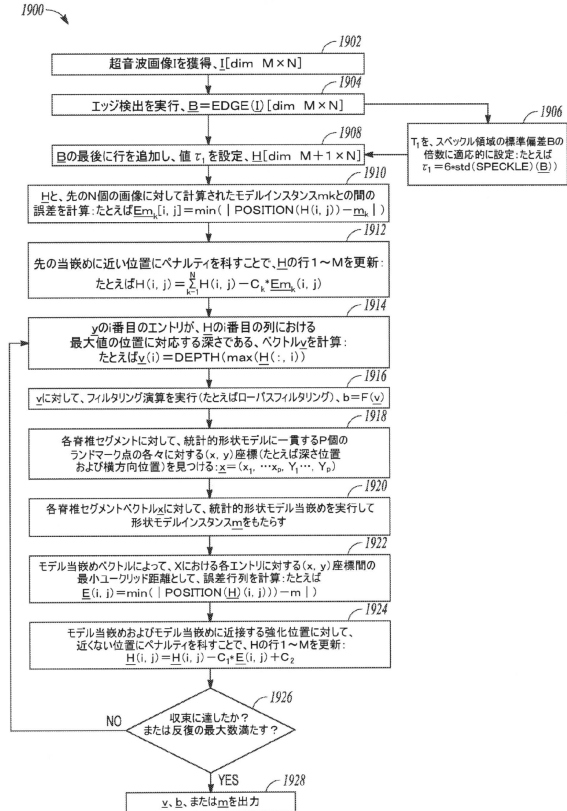
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 61/569,685

(32)優先日 平成23年12月12日(2011.12.12)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 61/597,317

(32)優先日 平成24年2月10日(2012.2.10)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 モールディン、エフ・ウィリアム ジュニア

アメリカ合衆国 22903 バージニア州 シャーロットビル ウォーカー スクエア 760
アパートメント 2C

(72)発明者 ホサック、ジョン エイ.

アメリカ合衆国 22901 バージニア州 シャーロットビル デイビス アベニュー 617

(72)発明者 オーエン、ケビン

アメリカ合衆国 22932 バージニア州 クローゼット ストーンゲイト コート 1304

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特表2010-527277(JP,A)

特開2010-012160(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15