

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6267707号
(P6267707)

(45) 発行日 平成30年1月24日(2018.1.24)

(24) 登録日 平成30年1月5日(2018.1.5)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	8/14	(2006.01)	A 6 1 B	8/14	
A 6 1 B	8/06	(2006.01)	A 6 1 B	8/06	
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 D

請求項の数 12 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2015-529155 (P2015-529155)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成25年8月16日 (2013. 8. 16)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2015-528343 (P2015-528343A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成27年9月28日 (2015. 9. 28)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2013/056676		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02014/033584	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成26年3月6日 (2014. 3. 6)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成28年8月12日 (2016. 8. 12)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	12306033.7		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成24年8月30日 (2012. 8. 30)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3Dの通常の超音波画像およびコントラスト向上超音波画像における統合セグメンテーション

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体積中のオブジェクトを検査するための超音波撮像システムであって、当該システムは

：
画像データを受領し、表示データを与えるよう構成された画像プロセッサを有しており、前記画像プロセッサは、

三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを受領し、初期の幾何形状を変形したものが前記オブジェクトの境界に実質的に一致するようエネルギー項を最小化することによって、前記三次元超音波画像データおよび前記コントラスト向上三次元超音波画像データから同時に前記オブジェクトのセグメンテーションを実施するよう構成されており、

前記エネルギー項は、前記三次元超音波画像データを表わす第一項および前記コントラスト向上三次元超音波画像データを表わす第二項を含み、前記初期の幾何形状を変形したものは前記第一項および前記第二項の両方において同じであり、前記第一項および前記第二項の一方が、前記三次元超音波画像データおよび前記コントラスト向上三次元超音波画像データを位置合わせする位置合わせ変換を含む、
超音波撮像システム。

【請求項2】

前記画像プロセッサはさらに、セグメンテーションされた三次元超音波画像データおよびセグメンテーションされたコントラスト向上三次元超音波画像データの少なくとも一方

10

20

を使って表示データを提供するように構成されており、当該超音波撮像システムはさらに、前記表示データを受け取って画像を提供するように構成されたディスプレイを有する、請求項 1 記載の超音波撮像システム。

【請求項 3】

前記初期の幾何形状の変形は、該初期の幾何形状に対してグローバルな変換および非剛体的なローカルな変換を適用することによって実施され、前記グローバルな変換は前記初期の幾何形状を並進、回転およびスケールし、前記非剛体的なローカルな変換は、前記初期の幾何形状に対して組み込みの平滑をもつ変位場を適用し、前記エネルギー項はさらに、前記非剛体的なローカルな変換を制約する第三項を含む、請求項 1 記載の超音波撮像システム。

10

【請求項 4】

体積中のオブジェクトを検査するための超音波撮像システムであって、当該システムは

：
画像データを受領し、表示データを与えるよう構成された画像プロセッサを有しており、前記画像プロセッサは、

三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを受領し、
該三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データから同時に前記オブジェクトのセグメンテーションを実施するように構成されており、

前記画像プロセッサはさらに、基本的な幾何形状の中心、サイズおよび配向を推定することを通じて前記コントラスト向上三次元超音波画像データにおいて前記オブジェクトを検出することによって前記セグメンテーションを初期化し、前記基本的な幾何形状の推定された中心、サイズおよび配向によって初期の幾何形状を提供するように構成されている、超音波撮像システム。

20

【請求項 5】

前記画像プロセッサはさらに、前記三次元超音波画像データおよび前記コントラスト向上三次元超音波画像データの位置合わせを初期化することを、前記コントラスト向上三次元超音波画像データにおける前記セグメンテーションの前記初期化によって提供された前記初期の幾何形状の並進および回転を実施することのみによって、前記三次元超音波画像データにおける前記初期の幾何形状を検出することによって行なうよう構成されている、請求項 4 記載の超音波撮像システム。

30

【請求項 6】

前記画像プロセッサはさらに、前記位置合わせ変換がアフィンであるよう構成されている、請求項 1 記載の超音波撮像システム。

【請求項 7】

当該超音波撮像システムは、患者の腎臓を検査するために設計されており、前記画像プロセッサはさらに、前記セグメンテーションが、基本的な幾何形状を推定することによって初期化されるよう構成されており、前記基本的な幾何形状は楕円体であり、前記位置合わせ変換は剛体的である、請求項 1 記載の超音波撮像システム。

【請求項 8】

超音波受信信号を提供するように構成されたトランスデューサ・アレイと；
前記体積をスキャンするよう前記トランスデューサ・アレイを制御するよう構成され、さらに前記超音波受信信号を受領し、画像信号を提供するよう構成されたビーム形成器と；

40

前記ビーム形成器を制御するコントローラと；

前記画像信号を受領し、三次元画像データおよびコントラスト向上三次元画像データを提供するように構成された信号プロセッサとをさらに有する、
請求項 1 ないし 7 のうちいずれか一項記載の超音波撮像システム。

【請求項 9】

三次元超音波画像からオブジェクトをセグメンテーションする方法であって：

三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを提供する段

50

階と；

初期の幾何形状を変形したものが前記オブジェクトの境界に実質的に一致するようエネルギー項を最小化することによって、前記三次元超音波画像データおよび前記コントラスト向上三次元超音波画像データから同時に前記オブジェクトをセグメンテーションする段階とを含み、

前記エネルギー項は、前記三次元超音波画像データを表わす第一項および前記コントラスト向上三次元超音波画像データを表わす第二項を含み、前記初期の幾何形状を変形したものは前記第一項および前記第二項の両方において同じであり、前記第一項および前記第二項の一方が、前記三次元超音波画像データおよび前記コントラスト向上三次元超音波画像データを位置合わせする位置合わせ変換を含む、

10

方法。

【請求項 10】

体積中のオブジェクトの三次元超音波画像を表示する方法であって；

前記体積の三次元超音波画像データおよび前記体積のコントラスト向上三次元超音波画像データを受領する段階と；

前記三次元超音波画像データおよび前記コントラスト向上三次元超音波画像データを、請求項 9 記載の方法に従って処理して、セグメンテーションされた三次元超音波画像データおよびセグメンテーションされたコントラスト向上三次元超音波画像データを提供する段階と；

前記セグメンテーションされた三次元超音波画像データおよび前記セグメンテーションされたコントラスト向上三次元超音波画像データの少なくとも一方を処理して表示データを与える段階と；

20

前記表示データを使って三次元超音波画像を表示する段階とを含む、方法。

【請求項 11】

受領された前記三次元超音波画像データおよび前記コントラスト向上三次元超音波画像データは、逐次的にまたは同時に実施された超音波スキャンによって得られたものである、請求項 10 記載の方法。

【請求項 12】

コンピュータ上で実行されたときにコンピュータに請求項 9 ないし 11 のうちいずれか一項記載の方法の段階を実行させるためのプログラム・コード手段を有するコンピュータ・プログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は三次元超音波撮像に関し、特に本発明は画像処理およびスキャンされた体積中のオブジェクトのセグメンテーションに関する。

【背景技術】

【0002】

三次元超音波撮像または体積撮像において、三次元画像の取得は、関心のある体積をスライスする多数の二次元スキャンを実施することによって達成される。よって、互いに隣接する多数の二次元画像が取得される。適正な画像処理によって、これら多数の二次元画像から、関心体積の三次元画像が構築できる。多数の二次元画像から取得される三次元情報は、超音波システムのユーザーのためにディスプレイ上に適正な形で表示される。

40

【0003】

さらに、いわゆるライブの三次元撮像または4D撮像がしばしば臨床応用において使われる。ライブの三次元撮像では、上記体積に対するリアルタイム・ビューが取得でき、ユーザーは解剖学的部位の動いている諸部分、たとえば拍動する心臓などを見ることが出来る。ライブの三次元撮像の臨床応用では、時には単一の弁または中隔欠損のような心臓の比較的小さな領域を撮像する必要があり、時には心室全体のような心臓の大きな領域を撮像

50

する必要がある。

【 0 0 0 4 】

普通のまたは通常の超音波（US）と異なり、コントラスト向上超音波（CEUS: contrast-enhanced ultrasound）は血流のリアルタイムの三次元可視化を可能にする。この近年のモダリティは、種々の有用な情報を提供する一方、（放射線を使わなくてもよく、非毒性の造影剤を使えるため）患者にとって無害なので、ますます関心を集めつつある。腎臓または肝臓のような血管が分布する器官は完全に向上される一方、その周囲はほとんど信号を生じない。

【 0 0 0 5 】

画像セグメンテーションは放射線医にとってはありふれたタスクである。抽出された表面は、器官または腫瘍の体積を定量化するために、あるいは特徴ベースの画像位置合わせを実行するための目印として、使用されることができる。しかしながら、3D画像において手動で器官をセグメンテーションすることはしばしば面倒である。定量化および視覚化ツールは2D画像については比較的入手しやすいものの、3D体積解析はしばしば、臨床実務で実現するのが不可能な面倒な手順を通じて手で行なわれる。しかしながら、そのような方法は満足いく結果を与えない。したがって、精密なセグメンテーションが必要とされているが、特に多くのノイズおよびさまざまなアーチファクトによって損なわれている超音波画像においては、得るのが難しい。

10

【 0 0 0 6 】

特許文献1は医療画像の位置合わせのための方法を開示している。この方法は、超音波手順の間に、前に取得した体積を超音波体積と位置合わせして、複数モード画像を生成する。複数モード画像は医療手順を案内するために使われてもよい。複数モード画像は、経直腸超音波画像法（TRUS: transrectal ultrasonography）手順の間にTRUS画像の枠組みにおいて呈示される磁気共鳴撮像（MRI）および/または磁気共鳴分光撮像（MRSI）情報を含む。

20

【 0 0 0 7 】

改善された自動的なまたは少なくともコンピュータ支援されたセグメンテーション・ツールが必要とされている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

30

【 0 0 0 8 】

【 特許文献1 】 米国特許出願公開第2009/0326363号

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

改善された超音波システムおよび方法を提供することが本発明の目的である。そのような方法を実装するためのコンピュータ・プログラムを提供することが本発明のさらなる目的である。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

40

本発明の第一の側面では、体積中のオブジェクトを検査するための超音波撮像システムが提示される。本超音波撮像システムは、画像データを受領し、表示データを与えるよう構成された画像プロセッサを有する。該画像プロセッサは、三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを受領し、該三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データから同時にオブジェクトのセグメンテーションを実施するよう構成される。

【 0 0 1 1 】

本発明のあるさらなる側面では、三次元超音波画像からオブジェクトをセグメンテーションする方法が提示される。本方法は、三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを提供し、該三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三

50

次元超音波画像データから同時にオブジェクトをセグメンテーションする段階を含む。

【0012】

本発明のあるさらなる側面では、コンピュータ上で実行されたときにコンピュータにそのような方法の段階を実行させるプログラム・コード手段を含むコンピュータ・プログラムが提示される。

【0013】

本発明の基本的発想は、いずれも超音波撮像を介して取得される二セットの画像データ
通常の三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データ
を使って、オブジェクトをセグメンテーションするために両方のデータ・セットにおいて
同時に探索するというものである。

10

【0014】

一般に超音波画像における自動セグメンテーションは、限られた視野、影および減衰、
ノイズおよびUSやCEUSに固有の他のさまざまなアーチファクトに起因する曖昧な画像情報
のため、非常に困難であることがわかっている。さらに、USおよびCEUS画像にはいずれも
異なる利点および困難がある。たとえば、腫瘍は通例、CEUSよりもUSにおいて通常の組織
から区別しにくい。一方、CEUS画像では近隣の器官または血管がセグメンテーションを妨
害することがある。よって、一つの超音波画像のみに依拠することは、十分堅牢ではなく
、他の情報が必要とされる。

【0015】

コンピュータ断層撮影(CT)のような他のモダリティとは異なり、通常およびコントラ
スト向上された三次元画像両方の同時取得は理論的には可能である。それにより、二つの
画像は自然に整列している。しかしながら、通常およびコントラスト向上された三次元画
像が逐次的に取得されることもありうる。その場合、両画像の位置合わせが必要とされる
。US画像をCEUS画像に位置合わせする またはその逆 は、二つの異なる種類の情報
の融合を許容するので、それ自身、臨床上関心のあることである。提案される発明は、三
次元USおよび三次元CEUS画像からのオブジェクトのセグメンテーションを提供する。セグ
メンテーションの間に位置合わせ変換が推定できるので、二つの体積は整列している必要
はない。

20

【0016】

よって、二つの異なる画像を同時に使うことが提案される。これにより既存のセグメン
テーション結果が改善される。本セグメンテーションは、US画像は解剖学的情報を提供し
、一方CEUS画像は血管分布を示すという点で相補的な情報を使う。目標器官境界の一部が
二つの画像の一方において不明瞭であるまたさらには欠けている場合には、さらに、他方
の画像からの情報を用いてセグメンテーションを外挿することが可能である。

30

【0017】

本発明の好ましい実施形態は従属請求項において定義される。特許請求される方法が、
特許請求される装置や従属請求項の定義と同様のおよび/または同一の好ましい実施形態
をもつことが理解されるものとする。

【0018】

ある実施形態では、画像プロセッサはさらに、セグメンテーションされた三次元超音波
画像データおよびセグメンテーションされたコントラスト向上三次元超音波画像データの
少なくとも一方を使って表示データを提供するように構成される。ここで、超音波放出シス
テムはさらに、該表示データを受け取って画像を提供するように構成されるディスプレイを
有する。

40

【0019】

セグメンテーションされた三次元超音波画像データおよびセグメンテーションされたコ
ントラスト向上三次元超音波画像データは、前に実施されたオブジェクトのセグメンテー
ションを介して取得される。これにより、セグメンテーションされたオブジェクトは、超
音波撮像システムのディスプレイ上でユーザーに対して提示されることができ。特に、
セグメンテーションされたオブジェクトは、通常の超音波画像およびコントラスト向上超

50

音波画像として同時に提供されることができる。

【0020】

あるさらなる実施形態では、画像プロセッサは、初期の幾何形状を変形したものがオブジェクト境界に実質的に一致するようエネルギー項を最小化することによってセグメンテーションを実施するよう構成される。初期の幾何形状は、前記エネルギー項が最小であるときに、オブジェクト境界に可能な限りよく一致するよう変形される。たとえばラプラシアン演算子を適用することによる、のちにより詳細に説明する個別的な応用では、変形された初期の幾何形状の表面を通じた画像勾配フラックスが最大化される。

【0021】

セグメンテーション・プロセスの間に変換される、前に指定された初期の幾何形状を使う、モデル・ベースの方法が、通常の超音波撮像データおよびコントラスト向上超音波撮像データ両方においてオブジェクトを見出し、セグメンテーションするための、堅牢な収束する方法を提供することが見出された。

10

【0022】

セグメンテーションは、初期モデル、たとえば目標オブジェクトの形をおおまかに表わす初期モデルを変形することを含む。一例として、目標オブジェクトが腎臓である場合、初期形状は楕円体であってもよい。この形状は陰関数によって表現される。すなわち、関数が全空間において定義され、形状内部で正、外部で負となる。その場合、形状はそのような関数のゼロ・レベル集合である。この陰関数全体が空間変換によって変形される。特に、ゼロ・レベル集合が変化し、よって対応するオブジェクトも変化する。この変換は、異なる種類の二つの変換に分解される：

20

【0023】

【数1】

$$\psi = \mathcal{L} \circ G$$

・G〔本稿では上記に代えて便宜上このように通常の手体を使うことがある〕は、初期形状を並進、回転または再スケーリングすることのできるグローバルな変換である。これは基本的には、必要に応じて初期楕円体を補正する。

・Lは、画像中のセグメンテーションすべきオブジェクトにより精密に一致するようオブジェクトを実際に変形するローカルな変形である。

30

【0024】

次いで、本方法の目標は、画像I情報を使って最良のLおよびGを見出すことである。これは、次のエネルギー：

【0025】

【数2】

$$\int H(\phi \circ \mathcal{L} \circ G(x)) r(x) + \lambda \int \|\mathcal{L}(x) - x\|^2$$

40

を最小化することによってなされる。

【0026】

データ忠実度とも呼ばれる第一項において、Hはヘビサイド関数である（ $x > 0$ であれば $H(x) = 1$ であり、 $x < 0$ であれば $H(x) = 0$ ）。つまり、積分は実際には変形されるオブジェクトの内部のみである。r(x)は、各点において、ボクセルが関心対象オブジェクトの外部（または内部）にありそうであれば負（または正）の値を返す画像ベースの関数である。曖昧な領域については、r(x)は0に設定される。第二項がいわゆる正則化（regularization）である。第二項は、Lと恒等関数との間のノルムである。オブジェクト形状は楕円体からあまり大きく逸脱すべきではないので、変形の大きさはペナルティを与えられる。この第二項が、変換の分解の目的であったオブジェクトの位置および配向とは独立であること

50

を強調しておく。そのようなエネルギーの最小化は、同時にLおよびGの両方に対する勾配降下法 (gradient descent) を使って実行される。

【0027】

本願では、正確に同じオブジェクトをもつ二つの異なる画像 I_1 および I_2 をセグメンテーションしたい。正確に同じオブジェクトをもつというのは、多数の器官、特に腎臓を扱うとき、あるいはUSおよびCEUS画像の両方が同時に取得された場合には妥当な仮定である。

【0028】

二つの画像がすでに完璧に位置合わせされていたら、上記の式は簡単にもう一つのデータ忠実度項を加えることによって拡張できる。

【0029】

【数3】

$$\int H(\phi \circ \mathcal{L} \circ \mathcal{G}(x)) r_1(x) + \int H(\phi \circ \mathcal{L} \circ \mathcal{G}(x)) r_2(x) + \lambda \int \|\mathcal{L}(x) - x\|^2$$

しかしながら、位置合わせされた取得は、USおよびCEUS画像の両方が同時に取得される場合にのみ起こりうる。たとえばハードウェアの制約のためにそうでない場合、二つの画像は整列していない。このことはもう一つの変換で考慮に入れられる。一般に、この変換は非剛体変換であって、任意の型のものでよい。しかしながら、腎臓のような剛体器官検査という個別的な場合、あるいは他の何らかの理由により同じオブジェクトを探しているという仮定ができる場合には、この変換 (G_{12} と記される) は剛体変換であることができる。すなわち、同じサイズでのみ、位置および配向のグローバルな変化を許容する。変換 G_{12} は、計算効率を失うことなく、任意のアフィン変換に設定され、たとえば体積変化を考慮に入れることもできる。その場合、エネルギーは次のようになる。

【0030】

【数4】

$$\int H(\phi \circ \mathcal{L} \circ \mathcal{G}(x)) r_1(x) + \int H(\phi \circ \mathcal{L} \circ \mathcal{G}(x)) r_2 \circ G_{12}(x) + \lambda \int \|\mathcal{L}(x) - x\|^2$$

基本的に、これは変換 G_{12} によって第二項からくる画像情報を補正する。

【0031】

第三項は、ローカルな変形に対する制約条件として構築される。これは、ローカルな変形がオブジェクトの形状を初期の幾何形状からあまりに大きく逸脱させる場合にペナルティを課す。よって、最小を探す際、第一項と第二項が同じ結果につながる場合には、初期の幾何形状を他の解より少なく変換する解が最良と考えられる。パラメータ「 λ 」は、この制約条件の重要性を決定するために設定されうる。

【0032】

USおよびCEUSの応用については、腎臓は二つの画像において異なるコントラストをもつ。US画像では背景より暗く、CEUS画像ではより明るい。これを考慮に入れるため、エネルギーにおける対応する項の前に負号が加えられる。たとえば、US画像データがCEUS画像データに位置合わせされる場合、第二項は負号を加えられる必要がある。やはり最適化は勾配降下法によって、ただしL、Gおよび G_{12} に対して同時に実行される。最後に、関数

【0033】

【数5】

$$\phi \circ \mathcal{L} \circ \mathcal{G}$$

のゼロ・レベル集合としてのセグメンテーションは、二つの画像の情報を使ったので、より精密である。さらに、二つの画像を位置合わせすることを許容する変換 G_{12} の推定が、たとえば視覚化のために、達成される。

【0034】

10

20

30

40

50

あるさらなる実施形態では、エネルギー項は三次元超音波画像データを表わす第一項およびコントラスト向上三次元超音波画像データを表わす第二項を含む。ここで、変形された初期の幾何形状は第一項および第二項の両方において同じであり、第一項および第二項の一方が、三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを位置合わせする位置合わせ変換を含む。

【0035】

先に説明したように、(通常の)三次元超音波画像データ(US画像)がコントラスト向上三次元超音波画像データ(CEUS画像)に向けて位置合わせされてもよい。しかしながら、位置合わせは逆向きに実行することもできる、すなわちコントラスト向上三次元超音波画像データが三次元超音波画像データのほうに位置合わせされる。

10

【0036】

これにより、三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データからオブジェクトをセグメンテーションするとき、同時に位置合わせ変換も見出すことができる。セグメンテーションに向けて前もって三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを位置合わせする必要はない。むしろ、二つの画像データ・セットの位置合わせは、セグメンテーションと同時に実行される。したがって、両者を整列させる幾何学的変換が副産物として入手できる。これは、三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを位置合わせして、位置合わせされた両画像を超音波撮像システムのユーザーに対して同時に提供することを可能にする。

【0037】

20

あるさらなる実施形態では、初期の幾何形状の変形は、該初期の幾何形状に対してグローバルな変換および非剛体的なローカルな変換を適用することによって実施される。ここで、グローバルな変換は初期の幾何形状を並進、回転およびスケーリングし、非剛体的なローカルな変換は、特に組み込みの平滑をもつ変位場(displacement field)を初期の幾何形状に適用する。エネルギー項はさらに、非剛体的なローカルな変換を制約する第三項を含む。

【0038】

エネルギー項のこの構成は、セグメンテーションされるべきオブジェクトにおおまかに対応する初期の幾何形状が変換の間に大きく変形されすぎないという利点を提供する。これは、初期の幾何形状の変形を、該初期の幾何形状を並進、回転、スケーリングするグローバルな変換と、初期の幾何形状を変形させる別個のローカルな変換に分離することによって達成される。これにより、本方法はさらに、オブジェクトの形状を初期の幾何形状からあまりに大きく逸脱させるローカルな変換にペナルティを課す第三項を適用することができる。これにより、本アルゴリズムは、初期の幾何形状に近いセグメンテーションを優先する。

30

【0039】

あるさらなる実施形態では、画像プロセッサはさらに、基本的な幾何形状の中心、サイズおよび配向を推定することを通じてコントラスト向上三次元超音波画像データにおいてオブジェクトを検出することによってセグメンテーションを初期化し、前記基本的な幾何形状の推定された中心、サイズおよび配向によって初期の幾何形状を提供するよう構成される。

40

【0040】

これにより、基本的な幾何形状よりもセグメンテーションに対するよりよい出発点を提供する初期の幾何形状が見出せる。たとえば、スキャンされるオブジェクトが腎臓である場合、基本的な幾何形状は楕円体であってもよい。その場合、初期の幾何形状は、画像データ中の腎臓の実際の位置におおまかに対応するようすでに配向され、中心決めされ、サイズ決めされた楕円体として見出されうる。

【0041】

あるさらなる実施形態では、画像プロセッサはさらに、三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データの位置合わせを初期化することを、コントラ

50

ト向上三次元超音波画像データにおけるセグメンテーションの初期化によって提供された初期の幾何形状の並進および回転を実施することのみによって、三次元超音波画像データにおける初期の幾何形状を検出することによって、行なうよう構成される。

【 0 0 4 2 】

通常の三次元超音波 (US) 画像データにおいて楕円体を推定することはより難しい。しかしながら、セグメンテーションの初期化プロセスの間にコントラスト向上 (CEUS) 画像データにおいてすでに見出された初期の幾何形状を使うことによって、通常の三次元超音波画像データにおいては、並進および回転を探すだけでよい。ひとたびこれが実施されたら、位置合わせの初期化としての、通常の三次元超音波画像データとコントラスト向上三次元超音波画像データの間の位置合わせが得られる。

10

【 0 0 4 3 】

あるさらなる実施形態では、画像プロセッサはさらに、位置合わせ変換がアフィンであるよう構成される。

【 0 0 4 4 】

一般に、エネルギー項の第一項および第二項の一方において適用される位置合わせ変換は、一般的な変換または非剛体変換であることができる。位置合わせ変換は、いかなる種類のグローバルな線形変換であってもよい。特に、アフィン変換であることができる。アフィン変換は、直線および直線上にある点間の距離の比を保存する変換である。アフィン変換は、線形変換に続いて並進を行なうことと等価である。スキャンされるオブジェクトに依存して、相似またはアフィン変換であってもよい。オブジェクトがたとえば腎臓である場合、その形状は、たとえ通常の三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データが同時ではなく逐次的に取得されるとしても、同じままであることが想定できる。これは、超音波診断法がスキャンの間、腎臓を変形させず、腎臓がかなり剛性の組織に囲まれているためである。同様の境界条件が、膵臓および脾臓のスキャンにも当てはまりうる。そのような場合、セグメンテーションおよび位置合わせプロセスを簡略化し、高速化するために、剛体変換が適用されてもよい。

20

【 0 0 4 5 】

あるさらなる実施形態では、超音波撮像システムは、患者の腎臓を検査するために設計される。ここで、画像プロセッサは、さらに、セグメンテーションが、基本的な幾何形状を推定することによって初期化されるよう構成される。基本的な幾何形状は楕円体であり、位置合わせ変換は剛体変換である。

30

【 0 0 4 6 】

提案される超音波放出システムおよび方法は、腎臓のスキャンにおいて特に有利であることが見出された。これは、位置合わせ変換として剛体変換が適用されうるからのみならず、腎臓の幾何形状が楕円体として推定できるからでもある。さらに、腎臓には血液が流れるので、腎臓をスキャンするためにコントラスト向上三次元超音波撮像が特に好適である。

【 0 0 4 7 】

しかしながら、提案されるシステムおよび方法は患者の他の任意の器官または患者内のオブジェクトの検査に適用されることもできることは強調しておく必要がある。患者の脾臓、膵臓、肝臓または心臓についての他の好適な基本的幾何形状も見出されうる。

40

【 0 0 4 8 】

あるさらなる実施形態では、超音波撮像システムはさらに、超音波受信信号を提供するよう構成されたトランスデューサ・アレイと、体積をスキャンするようトランスデューサ・アレイを制御するよう構成され、さらに前記超音波受信信号を受領し、画像信号を提供するよう構成されたビーム形成器と、前記ビーム形成器を制御するコントローラと、前記画像信号を受領し、三次元画像データおよびコントラスト向上三次元画像データを提供するよう構成された信号プロセッサとを有する。

【 0 0 4 9 】

これにより、通常の三次元画像データを取得してそれを画像プロセッサに提供するとと

50

もに、コントラスト向上三次元画像データも捕捉してそれを画像プロセッサに提供することができる、フルに機能する超音波撮像システムが提供される。これは、ユーザーが患者の身体をスキャンし、通常の超音波画像およびコントラスト向上超音波画像の両方として同時にセグメンテーションされたオブジェクトを見ることを可能にする。

【0050】

あるさらなる実施形態では、体積中のオブジェクトの三次元超音波画像を与える方法が提供される。本方法は、ある体積の三次元超音波画像データおよび該体積のコントラスト向上三次元超音波画像データを入力し、三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを、三次元超音波画像からオブジェクトをセグメンテーションする前記方法に基づき、かつ本発明のある側面に基づいて処理して、セグメンテーションされた三次元超音波画像データおよびセグメンテーションされたコントラスト向上三次元超音波画像データを提供し、セグメンテーションされた三次元超音波画像データおよびセグメンテーションされたコントラスト向上三次元超音波画像データの少なくとも一方を処理して表示データを提供し、前記表示データを使って三次元超音波画像を表示する段階を含む。

10

【0051】

これにより、セグメンテーションされたオブジェクトを示す三次元超音波画像がユーザーに提供されることができる。超音波画像は通常の三次元超音波画像またはコントラスト向上三次元超音波画像データまたはさらには両方でありうる。さらに、両方の画像が与えられる場合、両者は位置合わせされてもよい。

20

【0052】

あるさらなる実施形態では、前記体積の三次元超音波画像データおよび該体積のコントラスト向上三次元超音波画像データを入力する段階は、前記体積をトランスデューサ・アレイを用いて超音波スキャンして超音波信号を提供し、前記体積をトランスデューサ・アレイを用いてコントラスト向上超音波スキャンしてコントラスト向上超音波信号を提供し、前記超音波信号を処理して三次元超音波画像データを提供し、前記コントラスト向上超音波信号を処理して三次元コントラスト向上超音波画像データを提供する段階を含む。

【0053】

これにより、オブジェクトはユーザーによってスキャンされることができ、ユーザーはこのセグメンテーションされたオブジェクトをディスプレイ上で見ることができる。前記体積をトランスデューサ・アレイを用いて超音波スキャンして超音波信号を提供する段階は、下記では「段階S1」と称され、前記体積をトランスデューサ・アレイを用いてコントラスト向上超音波スキャンしてコントラスト向上超音波信号を提供する段階は、下記では「段階S2」と称される。特に、段階S1およびS2は特定の順序で適用される必要はないことを強調しておく必要がある。これらは他の順で実施され、すなわちまずコントラスト向上超音波スキャンが実施され、次いで通常の超音波スキャンが実施されるのでもよく、あるいは両者が同時に実施されてもよい。

30

【0054】

よって、あるさらなる実施形態では、前記体積をトランスデューサ・アレイを用いて超音波スキャンして超音波信号を提供する段階および前記体積をトランスデューサ・アレイを用いてコントラスト向上超音波スキャンしてコントラスト向上超音波信号を提供する段階は、逐次的にまたは同時に実施されうる。

40

【0055】

これは、トランスデューサがそのようなスキャンに対応している場合には、オブジェクトの通常のスキャンとコントラスト向上スキャンを同時に行なう可能性を提供する。しかしながら、通常のスキャンとコントラスト向上スキャンが、利用可能なシステムおよび患者の状態に依存して、ある種の順序で実施される場合も可能である。

【図面の簡単な説明】

【0056】

本発明のこれらおよびその他の側面は、以下に記載される実施形態を参照することから

50

明白となり、明快にされるであろう。

【図 1】患者の身体のある体積をスキャンするために使用される超音波撮像システムの概略図である。

【図 2】超音波撮像システムのある実施形態の概略的なブロック図である。

【図 3】プローブ・ヘッドによってスキャンされる体積の図解である。

【図 4】オブジェクトの三次元超音波画像を提供する方法のある実施形態の流れ図である。

【図 5 a】三次元超音波画像からオブジェクトをセグメンテーションする方法のある実施形態の流れ図である。

【図 5 b】図 5 a の方法のセグメンテーション段階の詳細な実施例の流れ図である。

【図 6】 a ~ c は、セグメンテーションの間、初期の幾何形状に対して実施される変換を説明する例である。

【図 7】セグメンテーションが通常の三次元超音波画像のみに基づいて実施される、通常の三次元超音波画像のスライスにおける腎臓のセグメンテーションの例を示す図である。

【図 8】セグメンテーションが両方の画像において同時に実施される、通常の三次元超音波画像およびコントラスト向上三次元超音波画像のスライスにおける腎臓のセグメンテーションの例を示す図である。

【図 9】セグメンテーション結果に基づいて位置合わせされた図 8 の両画像を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 5 7 】

図 1 は、ある実施形態に基づく超音波システム 10、具体的には医療超音波三次元撮像システムの概略図である。超音波撮像システム 10 は、ある解剖学的部位、特に患者 12 のある解剖学的部位の体積を検査するために適用される。超音波システム 10 は、超音波を送信および/または受信する多数のトランスデューサ素子を有する少なくとも一つのトランスデューサ・アレイを有する超音波プローブ 14 を有する。一例では、トランスデューサ素子はそれぞれ、ある特定のパルス継続時間の少なくとも一つの送信インパルス、特に複数のその後の送信パルスの形で超音波を送信できる。トランスデューサ素子は、たとえば二次元画像を提供するために、たとえば一次元の列に配列されることができ、それが軸のまわりに機械的に動かされるまたは振られることができる。さらに、トランスデューサ素子は、特に多断面または三次元画像を提供するために、二次元アレイに配列されてもよい。

【 0 0 5 8 】

一般に、それぞれが特定の音響ラインまたは走査ライン、特に走査受信ラインに沿っている多数の二次元画像は、三つの異なる仕方でも得られる。第一に、ユーザーは、手動の走査を通じて多数の画像を達成してもよい。この場合、超音波プローブは、走査ラインまたは走査平面の位置および配向を追跡できる位置感知装置を有していてもよい。しかしながら、これは現在考えられていない。第二に、トランスデューサは超音波プローブ内で自動的に機械的に走査されてもよい。一次元的なトランスデューサ・アレイが使われる場合にこれが該当することがある。第三に、好ましくは、位相整列されるトランスデューサの二次元アレイが超音波プローブ内に位置していて、超音波ビームが電子的に走査される。超音波プローブはシステムのユーザー、たとえば医療スタッフまたは医師によって手で保持されてもよい。患者 12 内の解剖学的部位の画像が与えられるよう、超音波プローブ 14 は患者 12 の身体にあてがわれる。

【 0 0 5 9 】

さらに、超音波システム 10 は、超音波システム 10 による三次元画像の提供を制御する制御ユニット 16 を有する。下記でより詳細に説明するように、制御ユニット 16 は、超音波プローブ 14 のトランスデューサ・アレイによるデータの取得のみならず、超音波プローブ 14 のトランスデューサ・アレイによって受領された超音波ビームのエコーから三次元画像を形成する信号および画像処理をも制御する。

【 0 0 6 0 】

10

20

30

40

50

超音波システム 10 はさらに、三次元画像をユーザーに対して表示するためにディスプレイ 18 を有する。さらに、キーまたはキーボード 22 およびさらなる入力用デバイス、たとえばトラックボール 24 を有する入力装置 20 が設けられる。入力装置 20 はディスプレイ 18 に接続されてもよく、あるいは制御ユニット 16 に直接接続されてもよい。

【0061】

図 2 は、超音波システム 10 の概略的なブロック図である。上記ですでに述べたように、超音波システム 10 は、超音波プローブ (PR) 14 と、制御ユニット (CU) 16 と、ディスプレイ (DI) 18 と、入力装置 (ID) 20 とを有する。上記ですらに述べたように、プローブ (PR) 14 は位相整列される二次元トランスデューサ・アレイ 26 を有する。一般に、制御ユニット (CU) 16 は、画像取得および提供全体を協調させるために、アナログおよび/またはデジタル回路、プロセッサ、マイクロプロセッサなどを含んでいてもよい中央処理ユニットを有していてもよい。さらに、制御ユニット 16 は、本稿で中央処理ユニット 28 と呼ばれるものを有する。しかしながら、中央処理ユニット 28 は、超音波システム 10 内の別個のエンティティまたはユニットである必要はないことは理解しておく必要がある。中央処理ユニット 28 は、制御ユニット 16 の一部であることができ、一般にハードウェアまたはソフトウェア実装されることができる。今の区別は単に例解のためになされる。制御ユニット 16 の一部としての中央処理ユニット (CPU) 28 はビーム形成器を、またそれにより、体積 40 のどんな画像が撮影されるかおよびそうした画像がどのようにして撮影されるかを制御してもよい。ビーム形成器 (BF) 30 はトランスデューサ・アレイ (TR) 26 を駆動する電圧を生成し、部分反復周波数 (parts repetition frequency) を決定する。それは、送信されるビームおよび受信もしくは受領ビーム (単数または複数) を走査し、合焦し、アポダイズしてもよく、さらに、トランスデューサ・アレイ 26 によって返されるエコー電圧ストリームを増幅フィルタリングおよびデジタル化してもよい。さらに、制御ユニット 16 の中央処理ユニット 28 は、一般的な走査方針を決定してもよい。そのような一般的な方針は、所望される体積取得レート、体積の横の広がり、体積の高さ方向の広がり、最大および最小ライン密度、上記ですでに説明した走査ライン時間およびライン密度を含んでいてもよい。ビーム形成器 30 はさらに、トランスデューサ・アレイ 26 から超音波信号を受領し、それを画像信号として転送する。

【0062】

さらに、超音波システム 10 は、画像信号を受領する信号プロセッサ (SP) 34 を有する。信号プロセッサ 34 は一般に、アナログからデジタルへの変換、デジタル・フィルタリング、たとえば帯域通過フィルタリングならびに受領された超音波エコーまたは画像信号の検出および圧縮、たとえばダイナミックレンジ縮小のために設けられる。信号プロセッサは画像データを転送する。

【0063】

さらに、超音波システム 10 は、信号プロセッサ 34 から受領された画像データをディスプレイ 18 上に最終的に示される表示データに変換する画像プロセッサ (IP) 36 を有する。特に、画像プロセッサ 36 は画像データを受領し、該画像データを前処理し、それを画像メモリに記憶してもよい。そうした画像データは次いでさらに、ディスプレイ 18 を介してユーザーに対して最も便利な画像を提供するよう後処理される。今の場合、特に、画像プロセッサ 36 は、各スライスにおける多数の二次元画像から三次元画像を形成してもよい。

【0064】

ユーザー・インターフェースが概括的に参照符号 38 で描かれており、ディスプレイ 18 および入力装置 20 を有する。さらなる入力装置、たとえばマウスまたは超音波プローブ 14 自身に設けられていてもよいさらなるボタンを有していてもよい。

【0065】

本発明を適用しうる三次元超音波システムの具体例は、特に出願人の X6-1 または X7-2t TEE トランスデューサまたは出願人の xMATRIX 技術を使う他のトランスデューサとともに、出願人が発売している CX40 Compact Xtreme Ultrasound システムである。一般に、フ

10

20

30

40

50

ィリップス iE33 システムに見られるようなマトリクス・トランスデューサ・システムまたはたとえばフィリップス iU22 および HD15 システムに見られるような機械的な 3D/4D トランスデューサ技術が本発明を適用しうる。

【 0 0 6 6 】

図 3 は、超音波プローブ 1 4 に対する体積 4 0 の例を示している。この例に描かれている例示的な体積 4 0 は、超音波プローブ 1 4 のトランスデューサ・アレイが二次元の電子的に走査されるフェーズド・アレイとして配列されることにより、セクタ型である。よって、体積 4 0 のサイズは、上下角 4 2 および横方向角 4 4 によって表わせる。体積 4 0 の奥行き 4 6 は、ライン当たりの秒数で表わしたいわゆるライン時間によって表わせる。すなわち、特定の走査ラインを走査するために費やされる走査時間である。

10

【 0 0 6 7 】

体積 4 0 は、多数のスライス 4 8、5 0 または二次元画像に分割されてもよい。二つのスライス 4 8、5 0 だけが例解目的のために描かれている。実際には、異なる上下角 5 2 をもつ多数のスライス 4 8、5 0 が体積 4 0 にわたって拡散している。むしろ、スライス 4 8、5 0 は上下方向に配向していて、横方向に体積 4 0 を通じて拡散していてもよい。画像取得の間に、超音波プローブ 1 4 の二次元トランスデューサ・アレイは、体積 4 0 が各スライス 4 8、5 0 内の多数のこれらの走査ラインに沿って逐次的に走査されるような仕方で、ビーム形成器によって操作される。複数ライン受信処理では、単一の送信ビームが多数、たとえば四つの受信走査ラインを照射してもよく、それらに沿って信号が並列に収集される。もしそうであれば、受信ラインのそのような諸セットは、次いで、体積 4 0

20

【 0 0 6 8 】

図 4 は、体積 4 0 内のオブジェクトの三次元超音波画像を提供する方法の実施形態を示している。方法開始後、体積 4 0 の三次元超音波画像データおよび体積 4 0 のコントラスト向上三次元超音波画像データを入力する第一の段階 S0 が実施されてもよい。特に、この段階 S0 は、三つの段階 S1、S2 および S3 を含んでいてもよい。段階 S1 では、体積が、トランスデューサ・アレイを用いて（通常通りに）超音波スキャンされ、超音波信号を与える。段階 S2 では、特に前もって造影剤を与えられた体積の、トランスデューサ・アレイを用いたコントラスト向上超音波スキャンが実施され、コントラスト向上超音波信号を与える。段階 S1 および S2 は同時に実施されることもでき、あるいは段階 S2 が段階 S1 より前に実施されることもできる。

30

【 0 0 6 9 】

段階 S3 では、超音波信号およびコントラスト向上超音波信号が処理されて、三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを提供する。

【 0 0 7 0 】

この三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データは、たとえば、超音波撮像システムの画像プロセッサ 3 6 に与えられる。次いで、段階 S4 において、三次元超音波画像からオブジェクトをセグメンテーションする方法 1 1 2 が実施される。これは、三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データから同時にオブジェクトをセグメンテーションする。この方法についてはのちにより詳細に述べる。

40

【 0 0 7 1 】

その後、セグメンテーションされた三次元超音波画像データおよびセグメンテーションされたコントラスト向上三次元超音波画像データの少なくとも一方が段階 S5 において処理され、表示データを与える。

【 0 0 7 2 】

段階 S6 では、次いで、表示データが、三次元超音波画像を提供するために使われる。三次元超音波画像は、通常の超音波画像および / またはコントラスト向上三次元超音波画像を含んでいてもよい。両方の画像が表示される場合、両者は位置合わせされてもよい。

【 0 0 7 3 】

50

図5 aは、オブジェクトをセグメンテーションする方法1 1 2において実施される段階を示している。

【0074】

開始後、段階S7において、三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データが提供される。段階S8では、オブジェクトは三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データから同時にセグメンテーションされる。

【0075】

本願では、正確に同じオブジェクトをもつ二つの異なる画像 I_1 および I_2 をセグメンテーションしたい。正確に同じオブジェクトをもつというのは、多数の器官、特に腎臓を扱うとき、あるいはUSおよびCEUS画像の両方が同時に取得された場合には妥当な仮定でありうる。

10

【0076】

二つの画像がすでに完璧に位置合わせされていたら、上記の式は簡単にもう一つのデータ忠実度項を加えることによって拡張できる。

【0077】

【数6】

$$\int H(\phi \circ \mathcal{L} \circ \mathcal{G}(x)) r_1(x) + \int H(\phi \circ \mathcal{L} \circ \mathcal{G}(x)) r_2(x) + \lambda \int \|\mathcal{L}(x) - x\|^2$$

20

しかしながら、位置合わせされた取得は、USおよびCEUS画像の両方が同時に取得される場合にのみ起こりうる。逐次的に取得される場合には、USおよびCEUS画像が位置合わせされていることはきわめてありそうもない。よって、このことがもう一つの変換で考慮に入れられる。一般に、この変換は非剛体変換であって、任意の型のものでよい。しかしながら、特に腎臓検査のような剛体器官検査の場合、あるいは同じオブジェクトを探しているという仮定ができる場合には、この変換(G_{12} と記される)は剛体変換であることができる。すなわち、同じサイズでのみ、位置および配向のグローバルな変化を許容する。変換 G_{12} は、計算効率を失うことなく、任意のアフィン変換に設定され、たとえば体積変化を考慮に入れることもできる。その場合、エネルギーは次のようになる。

【0078】

30

【数7】

$$\int H(\phi \circ \mathcal{L} \circ \mathcal{G}(x)) r_1(x) + \int H(\phi \circ \mathcal{L} \circ \mathcal{G}(x)) r_2 \circ G_{12}(x) + \lambda \int \|\mathcal{L}(x) - x\|^2$$

基本的に、これは剛体変換 G_{12} によって第二項からくる画像情報を補正する。

【0079】

第三項は、ローカルな変形に対する制約条件として構築される。これは、ローカルな変形がオブジェクトの形状を初期の幾何形状からあまりに大きく逸脱させる場合にペナルティを課す。よって、最小を探す際、第一項と第二項が同じ結果につながる場合には、初期の幾何形状を他の解より少なく変換する解が最良と考えられる。パラメータ「 γ 」は、この制約条件の重要性を決定するために設定されうる。

40

【0080】

USおよびCEUSの応用については、たとえばオブジェクトが腎臓である場合、オブジェクトは二つの画像において異なるコントラストをもつ。オブジェクトはUS画像では背景より暗く、CEUS画像ではより明るい。これを考慮に入れるため、エネルギーにおける対応する項の前に負号が加えられる。たとえば、US画像データがCEUS画像データに位置合わせされる場合、第二項は負号を加えられる必要がある。最適化はやはり勾配降下法によって、ただし \mathcal{L} 、 \mathcal{G} および G_{12} に対して同時に実行される。最後に、関数

【0081】

【数8】

φoLog

のゼロ・レベル集合としてのセグメンテーションは、二つの画像の情報を使ったので、より精密である。さらに、二つの画像を位置合わせすることを許容する変換 $G_{1,2}$ の推定が、たとえば視覚化のために、達成される。

【0082】

図5bは、セグメンテーションを実施する段階S8がどのように実施されるかを示している。この実施形態でも、三次元超音波画像データとコントラスト向上三次元超音波画像データの位置合わせが同時に取得できる。

10

【0083】

実際のセグメンテーションは、二つの変換を用いて初期の幾何形状を変形することによって得られる。二つの変換とは、回転、並進およびスケーリングを考慮に入れるグローバルな変換と、初期の幾何形状を実際に修正するローカルな変換である。これら二つの変換は、変形後の形状が画像データ中の目標オブジェクトの境界に一致するよう領域競争エネルギー（region competition energy）を最小化することによって見出される。この実施形態では、USおよびCEUSの両方が考慮に入れられるよう、エネルギー項において二つの画像ベースの項が使用される。二つの画像データ・セットは必ずしも位置合わせされていないので、二つの画像ベースの項の一方は変換によって補正される必要がある。たとえば腎臓をスキャンする場合、通常の超音波画像データおよびコントラスト向上超音波画像データの取得の間腎臓は変形しないという仮定をすることができ、よって並進および回転のみする剛体変換が適用できる。次いで、USとCEUS画像の間のグローバルな変換、ローカルな変換および剛体変換に関するエネルギーが最適化されることができ。

20

【0084】

まず、初期の幾何形状64を見出すことによってセグメンテーションが初期化されてもよい。セグメンテーションのこの初期化は、次のように実施されてもよい。諸器官、特に腎臓のCEUS画像は皮質向上を示し、その後まもなくして髄質向上が続く。その場合、腎臓組織のよりよい視覚化が得られる。腎臓組織は高エコーであるのに対し、その脂肪質の周囲は信号を生じないからである。腎臓形状は楕円体によっておおまかに近似できるので、CEUS画像における腎臓検出問題は、最初に、高エコー・ボクセルの大半を包含する最小楕円体を見出すことに帰着できる。画像中の楕円を検出するために、ハフ変換のような方法が提案されている。しかしながら、その三次元への拡張は、可能ではあるが、推定すべきパラメータの数（三次元楕円体については九個のパラメータ）のため、通例、計算上高価である。他方、堅牢な最小体積楕円体（MVE: Minimum Volume Ellipsoid）推定器のような統計的なアプローチはより好適だが、突出値（ここではノイズおよびアーチファクト）の割合についての事前の知識を必要とする。この割合は画像によって変わりうるもので、よって入手可能ではない。

30

【0085】

楕円体の中心 $c \in \mathbb{R}^3$ および 3×3 の正定値行列によってエンコードされるサイズ/配向を堅牢に推定するために、すでに提示された方法が使用されうる。突出値（outlier）を堅牢に除外することは、任意の点 x が正常値（inlier）である信頼スコアを与える重み付け関数 w （画像域にわたって定義され $[0,1]$ の値をもつ）を推定することによってなされる。

40

【0086】

【数9】

$$I: \Omega \subset \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^+$$

がグレースケール体積であるとし、次の検出エネルギーを最小にするものとして c 、 M およ

50

びwが探索される。

【 0 0 8 7 】

【 数 1 0 】

$$E_d(\mathbf{c}, \mathcal{M}, w) = - \int_{\Omega} \phi(\mathbf{x}) I(\mathbf{x}) w(\mathbf{x}) d\mathbf{x} \quad (1)$$

$$+ \mu \cdot \log \left(\frac{\text{Vol}(\mathcal{M})}{|\Omega|} \right) \cdot \left(\int_{\Omega} I(\mathbf{x}) w(\mathbf{x}) d\mathbf{x} \right)$$

ここで $\phi(\mathbf{x}) = 1 - (\mathbf{x} - \mathbf{c})^T \mathcal{M} (\mathbf{x} - \mathbf{c})$

$$\text{Vol}(\mathcal{M}) = \frac{4\pi}{3} \sqrt{\det \mathcal{M}^{-1}} \quad \text{は楕円体体積}$$

10

楕円体は（内部で正になる）によって陰に表現される。よって、 E_d の第一項は、楕円体ができるだけ多くの明るいボクセルを含むようにさせる。wの役割は、突出値の影響を無視することである。第二項は、定義域体積 $|\Omega|$ に対して楕円体の体積 $\text{Vol}(\mathcal{M})$ にペナルティを課す。これは、トレードオフ・パラメータ $\mu > 0$ によって重み付けられ、 $|w|$ によって規格化される。

【 0 0 8 8 】

E_d は統計的な意味をもつ：wが固定されているとき、それを最小にするもの $(\mathbf{c}^*, \mathcal{M}^*)$ はそれぞれ重心および $|w|$ で重みをかけた全ボクセルの共変行列の逆行列に比例する。さらに、 E_d は、定義により $[0;1]$ に制約されるwに関して線形である。したがって、すべてのボクセルxにおいて、最小にする $w^*(x)$ は0または1に等しく、 $-\mu \log(\text{Vol}(\mathcal{M}) / |\Omega|)$ の符号のみに依存する。その場合、 w^* は μ に比例して拡張された現在の楕円体推定の指標である。

20

【 0 0 8 9 】

μ の選択は枢要である。理想的な場合（黒の背景上の白の楕円体）、本方法は（2Dでは） $\mu = 1/4$ または（3Dでは） $\mu = 1/5$ の場合に厳密な解を提供する。實際上、これらに近い値が選ばれるべきである。

【 0 0 9 0 】

E_d の最小化は、表(1)にまとめたとように変数c、Mおよびwを相次いで更新する交互逐次反復方式で実行される。エネルギー E_d が各段階で減少するにつれて、エネルギーは極小に収束する。實際上、収束のためにはごく少数の反復工程が必要とされるだけであり、計算時間は標準的なコンピュータ上で1秒未満である。

30

【 0 0 9 1 】

上記で説明した公式を実装する、当業者に既知の方法は下記の表に示されるようになる。

【 0 0 9 2 】

【表 1】

アルゴリズム 表1:堅牢な楕円体検出方法

初期化 $\forall \mathbf{x} \in \Omega, w(\mathbf{x}) \leftarrow 1$ **repeat** // 中心 \mathbf{c} および行列 \mathbf{M} の推定

$$\mathbf{c} \leftarrow \frac{1}{\int_{\Omega} I w} \int_{\Omega} I(\mathbf{x}) w(\mathbf{x}) \mathbf{x} d\mathbf{x}$$

$$\mathbf{M}^{-1} \leftarrow \frac{2}{\mu \int_{\Omega} I w} \int_{\Omega} I(\mathbf{x}) w(\mathbf{x}) (\mathbf{x} - \mathbf{c})(\mathbf{x} - \mathbf{c})^T d\mathbf{x}$$

 // 各 $\mathbf{x} \in \Omega$ についての重み付け関数 w の更新 **if** $(\mathbf{x} - \mathbf{c})^T \mathbf{M} (\mathbf{x} - \mathbf{c}) \leq 1 - \mu \log \left(\frac{\text{Vol}(\mathbf{M})}{|\Omega|} \right)$ **then** | $w(\mathbf{x}) \leftarrow 1$ **else** | $w(\mathbf{x}) \leftarrow 0$ **until** 収束

よって、当業者に既知の上記の方法が、セグメンテーションを初期化するために使用されてもよい。しかしながら、初期の幾何形状を見出したら、位置合わせ76も初期化されることが見出された。これは、初期の幾何形状64を通常の三次元超音波画像データにおいて、初期の幾何形状を並進および回転させることのみによって探すことによって実施されうる。これにより、通常の三次元超音波画像データとコントラスト向上三次元超音波画像データの間の初期の幾何学的変換を提供できる。この幾何学的変換は、前に推定された楕円体の、通常の三次元超音波画像中での（並進および回転による）網羅的探索によって推定される。次いで、ブロック64および76のための初期化を提供し、三次元超音波画像データ62およびコントラスト向上三次元超音波画像データ60を提供したところで、実際のセグメンテーションが行なえる。セグメンテーションは以下のように機能する。

【0093】

前に検出された楕円体が今、腎臓をより精密にセグメンテーションするために、前に記述された枠組みに従って変形される。この個別的応用では、画像ベースの項が $r(x) = \pm l(x)$ に設定される。ここで、 Δ 演算子はラプラシアン演算子を表わす。数学的には、オブジェクト内部の画像のラプラシアンを最小化することは、オブジェクトの表面の法線ベクトルが画像勾配に一致するべきであることを意味する。すなわち、本セグメンテーション方法は、明から暗（あるいは、複号に依存して暗から明）へのエッジを探す。非剛体的なローカル変形 \mathcal{L} は変位場（displacement field） u を使って、

【0094】

【数11】

$$\mathcal{L}(x) = x + (u * K_{\sigma})(x)$$

のように表わされる。 K は、組み込みの平滑を提供するガウシアン・カーネルである。US画像またはUS画像データを I_1 、CEUS画像またはCEUS画像データを I_2 と表わすと、最終的なエネルギーは次のようになる。

【0095】

【数12】

$$\int H(\phi \circ \mathcal{L} \circ G(x)) (\Delta I_1(x) - \Delta I_2 \circ G_{12}(x)) + \lambda \int \|(u * K_{\sigma})(x)\|^2$$

10

20

30

40

50

このエネルギーが、勾配降下法を通じて、 G のパラメータ、 G_{12} のパラメータおよびベクトル場 u の各成分に関して、最小化される。

【0096】

図5bでは、超音波画像データのグローバル変換70およびコントラスト向上超音波画像データのグローバル変換68が実施されて、両画像データを参照系に変換することが示されている。通常の三次元超音波画像データはブロック74で、コントラスト向上超音波画像データはブロック72で変換される。しかしながら、もちろんのこと、通常の三次元超音波画像データまたはコントラスト向上超音波画像データのいずれかの座標系が参照系として使われてもよく、よって、通常の三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データの一方のみが実際に変換される必要があるということもある。同時に、ローカル変形78が上記で説明したようにして実施される。これは、上記で説明したような初期の幾何形状64の66の変形されたモデルにつながる。初期の幾何形状、たとえば腎臓の場合楕円体のこの変形したモデルを適用することによって、ブロック80において、通常の三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データからオブジェクトをセグメンテーションできる。副産物として、通常の三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データは、同じ参照系においてグローバルおよびローカルに変形される必要があるので、通常の三次元超音波画像データおよび三次元超音波画像データを位置合わせする変換がブロック76として見出される。

10

【0097】

ここでもまた、例解目的のため、図6のaは、画像82中の例示的な関数84を示している。

20

【0098】

図6のbでは、上記で説明した初期化プロセスにおいて見出された初期の幾何形状64が、基本的な幾何形状84から与えられる。通常の三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データからオブジェクトをセグメンテーションする変形されたモデル86につながる変換が探される。

【0099】

図6のcでは、またもや、初期の幾何形状64から変形されたモデル86への変換がどのようにローカルな変形78とグローバルな変形68、70との間で分割されるかが詳細に示されている。上記で説明したように、初期の幾何形状を変形形状92にローカルに変形するローカル変換関数90が提供される。次いで、変形モデル92を並進、回転およびスケールするグローバル変換が供給される。対応する結果は図7ないし図9に示される。

30

【0100】

図7は、コントラスト向上三次元超音波画像のみに基づく従来技術のセグメンテーションの結果を示している。近隣構造中においてたとえば血液の漏れがあるかもしれないので、そのようなセグメンテーション・プロセスの帰結は正しくない。そのようなコントラスト向上画像のみを使うのでは、曖昧な画像情報が存在するので、生じる問題に対処するのは非常に難しい。

【0101】

画像96は、オブジェクト97、図7の示される例では腎臓を示している。セグメントは線98によって指示されるが、正しくない。

40

【0102】

図8が示すように、この曖昧さは、上記で提案したセグメンテーション方法および超音波撮像システムを使うことによって解決できる。図8は、通常の超音波画像100およびコントラスト向上超音波画像99両方において同時に腎臓のセグメンテーションを示す。超音波撮像システムにおける提案される方法は、両方の画像において同じ形状を見出す。セグメンテーションは両方の画像において正しくなる。二つの画像99、100において異なるサイズが示されている場合には、セグメンテーションされたオブジェクト101と102の間のわずかな逸脱が生じることがある。

50

【 0 1 0 3 】

さらに、副産物として、位置合わせ変換が検出される。図 9 は、二つの位置合わせされた画像、位置合わせされたコントラスト向上超音波画像 1 0 4 および位置合わせされた通常の超音波画像 1 0 5 が、図 9 に描かれるように同時に示されうることを示している。

【 0 1 0 4 】

本発明について、図面および上記の記述において詳細に図示し、説明してきたが、そのような図示および記述は制約するものではなく、例解または例示するものと考えられるべきである。本発明は開示されている実施形態に限定されるものではない。図面、本開示および付属の請求項の吟味から、開示されている実施形態に対する他の変形が、特許請求される発明を実施する際に当業者によって理解され、実施されることができる。

10

【 0 1 0 5 】

請求項において、「有する / 含む」の単語は他の要素や段階を排除するものではなく、単数形の表現は複数を含めるものではない。単一の要素または他のユニットが請求項に記載されているいくつかの項目の機能を充足することもある。ある種の施策が互いに異なる従属請求項に記載されているというだけの事実が、それらの施策の組み合わせが有利に使用できないことを示すものではない。

【 0 1 0 6 】

コンピュータ・プログラムが、他のハードウェアと一緒にまたは他のハードウェアの一部として供給される光学式記憶媒体または固体媒体のような好適な媒体上で記憶 / 頒布されてもよいが、インターネットまたは他の有線もしくは無線の遠隔通信システムを介してなど他の形で頒布されてもよい。

20

【 0 1 0 7 】

請求項に参照符号があったとしても、範囲を限定するものと解釈するべきではない。

いくつかの態様を記載しておく。

〔 態 様 1 〕

体積中のオブジェクトを検査するための超音波撮像システムであって：

画像データを受領し、表示データを与えるよう構成された画像プロセッサであって、前記画像プロセッサは、三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを受領し、該三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データから同時に前記オブジェクトのセグメンテーションを実施するよう構成されている、
画像プロセッサを有する、
超音波撮像システム。

30

〔 態 様 2 〕

前記画像プロセッサはさらに、セグメンテーションされた三次元超音波画像データおよびセグメンテーションされたコントラスト向上三次元超音波画像データの少なくとも一方を使って表示データを提供するよう構成されており、当該超音波撮像システムはさらに、前記表示データを受け取って画像を提供するよう構成されたディスプレイを有する、態様 1 記載の超音波撮像システム。

〔 態 様 3 〕

前記画像プロセッサは、初期の幾何形状を変形したものが前記オブジェクトの境界に実質的に一致するようエネルギー項を最小化することによって前記セグメンテーションを実施するよう構成されている、態様 1 記載の超音波撮像システム。

40

〔 態 様 4 〕

前記エネルギー項は、前記三次元超音波画像データを表わす第一項および前記コントラスト向上三次元超音波画像データを表わす第二項を含み、前記初期の幾何形状を変形したものは前記第一項および前記第二項の両方において同じであり、前記第一項および前記第二項の一方が、前記三次元超音波画像データおよび前記コントラスト向上三次元超音波画像データを位置合わせする位置合わせ変換を含む、態様 3 記載の超音波撮像システム。

〔 態 様 5 〕

前記初期の幾何形状の変形は、該初期の幾何形状に対してグローバルな変換および非剛

50

体的なローカルな変換を適用することによって実施され、前記グローバルな変換は前記初期の幾何形状を並進、回転およびスケールし、前記非剛体的なローカルな変換は、前記初期の幾何形状に対して組み込みの平滑をもつ変位場を適用し、前記エネルギー項はさらに、前記非剛体的なローカルな変換を制約する第三項を含む、態様 4 記載の超音波撮像システム。

〔態様 6〕

前記画像プロセッサはさらに、基本的な幾何形状の中心、サイズおよび配向を推定することを通じて前記コントラスト向上三次元超音波画像データにおいて前記オブジェクトを検出することによって前記セグメンテーションを初期化し、前記基本的な幾何形状の推定された中心、サイズおよび配向によって前記初期の幾何形状を提供するよう構成されている、態様 1 記載の超音波撮像システム。

10

〔態様 7〕

前記画像プロセッサはさらに、前記三次元超音波画像データおよび前記コントラスト向上三次元超音波画像データの位置合わせを初期化することを、前記コントラスト向上三次元超音波画像データにおける前記セグメンテーションの前記初期化によって提供された前記初期の幾何形状の並進および回転を実施することのみによって、前記三次元超音波画像データにおける前記初期の幾何形状を検出することによって行なうよう構成されている、態様 6 記載の超音波撮像システム。

〔態様 8〕

前記画像プロセッサはさらに、前記位置合わせ変換がアフィンであるよう構成されている、態様 4 記載の超音波撮像システム。

20

〔態様 9〕

当該超音波撮像システムは、患者の腎臓を検査するために設計されており、前記画像プロセッサはさらに、前記セグメンテーションが、基本的な幾何形状を推定することによって初期化されるよう構成されており、前記基本的な幾何形状は楕円体であり、前記位置合わせ変換は剛体的である、態様 1 記載の超音波撮像システム。

〔態様 10〕

超音波受信信号を提供するよう構成されたトランスデューサ・アレイと；
前記体積をスキャンするよう前記トランスデューサ・アレイを制御するよう構成され、さらに前記超音波受信信号を受領し、画像信号を提供するよう構成されたビーム形成器と；

30

前記ビーム形成器を制御するコントローラと；
前記画像信号を受領し、三次元画像データおよびコントラスト向上三次元画像データを提供するよう構成された信号プロセッサとをさらに有する、
態様 1 記載の超音波撮像システム。

〔態様 11〕

三次元超音波画像からオブジェクトをセグメンテーションする方法であって：
三次元超音波画像データおよびコントラスト向上三次元超音波画像データを提供する段階と；

40

前記三次元超音波画像データおよび前記コントラスト向上三次元超音波画像データから同時に前記オブジェクトをセグメンテーションする段階とを含む、
方法。

〔態様 12〕

体積中のオブジェクトの三次元超音波画像を与える方法であって：
前記体積の三次元超音波画像データおよび前記体積のコントラスト向上三次元超音波画像データを入力する段階と；

前記三次元超音波画像データおよび前記コントラスト向上三次元超音波画像データを、態様 11 記載の方法に従って処理して、セグメンテーションされた三次元超音波画像データおよびセグメンテーションされたコントラスト向上三次元超音波画像データを提供する段階と；

50

前記セグメンテーションされた三次元超音波画像データおよび前記セグメンテーションされたコントラスト向上三次元超音波画像データの少なくとも一方を処理して表示データを与える段階と；

前記表示データを使って三次元超音波画像を表示する段階とを含む、方法。

〔態様 1 3〕

前記体積の三次元超音波画像データおよび前記体積のコントラスト向上三次元超音波画像データを入力する前記段階は：

前記体積をトランスデューサ・アレイを用いて超音波スキャンして超音波信号を提供する段階と、

前記体積をトランスデューサ・アレイを用いてコントラスト向上超音波スキャンしてコントラスト向上超音波信号を提供する段階と、

前記超音波信号を処理して三次元超音波画像データを提供し、前記コントラスト向上超音波信号を処理して三次元コントラスト向上超音波画像データを提供する段階とを含む、態様 1 2 記載の方法。

〔態様 1 4〕

前記体積をトランスデューサ・アレイを用いて超音波スキャンして超音波信号を提供する前記段階および前記体積をトランスデューサ・アレイを用いてコントラスト向上超音波スキャンしてコントラスト向上超音波信号を提供する前記段階は、逐次的にまたは同時に実施される、態様 1 3 記載の方法。

〔態様 1 5〕

コンピュータ上で実行されたときにコンピュータに態様 1 1 記載の方法の段階を実行させるためのプログラム・コード手段を有するコンピュータ・プログラム。

10

20

【図 1】

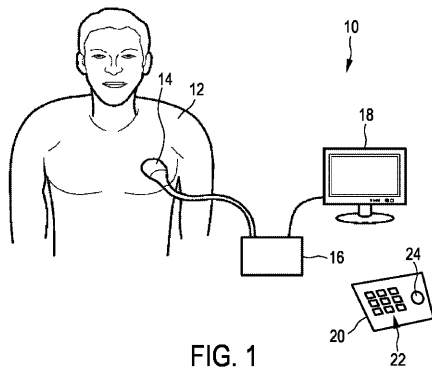


FIG. 1

【図 2】

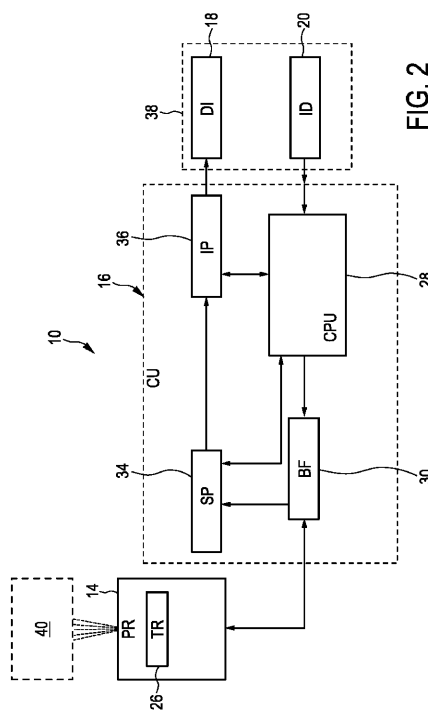


FIG. 2

【 図 3 】

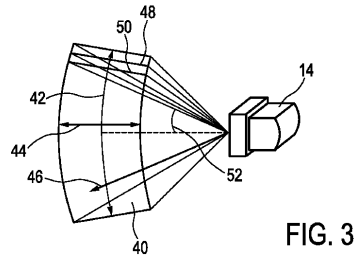


FIG. 3

【 図 4 】

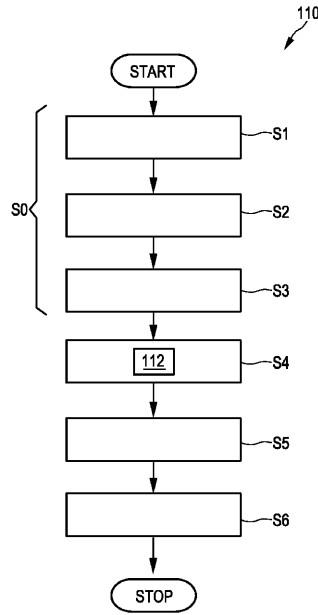


FIG. 4

【 図 5 a 】

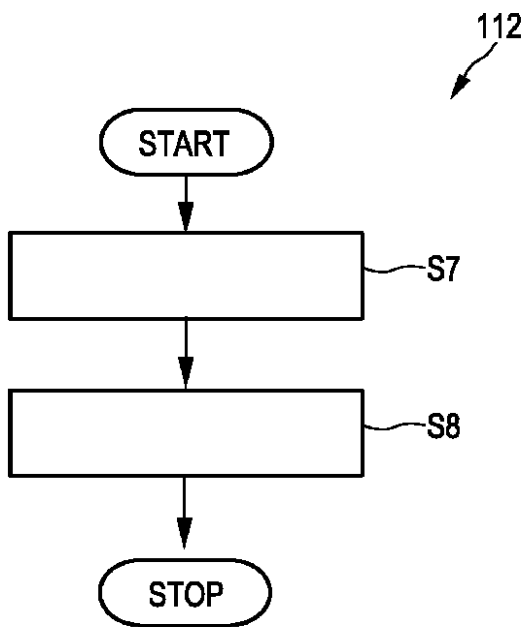


FIG. 5a

【 図 5 b 】

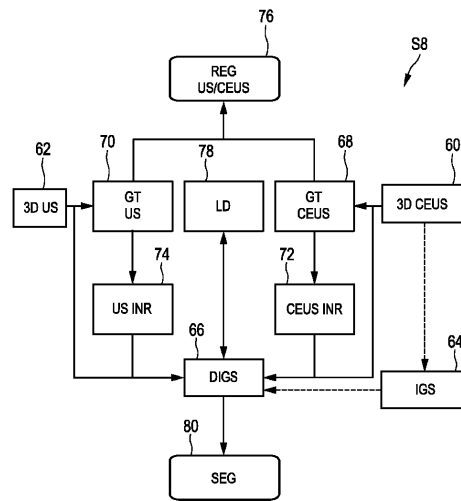


FIG. 5b

【 図 6 a 】

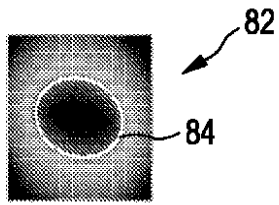


FIG. 6a

【 図 6 b 】

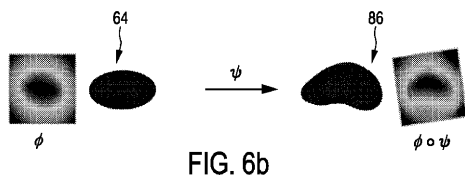


FIG. 6b

【 図 6 c 】

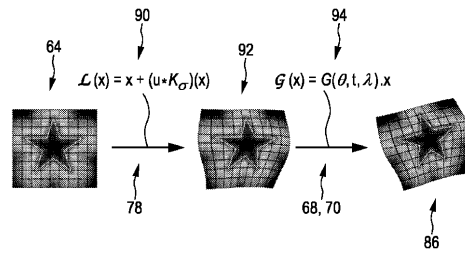


FIG. 6c

【 図 7 】

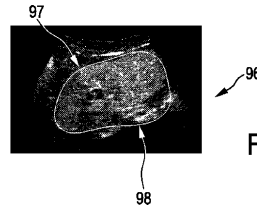


FIG. 7

【 図 8 】

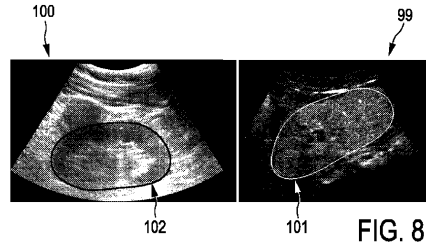


FIG. 8

【 図 9 】

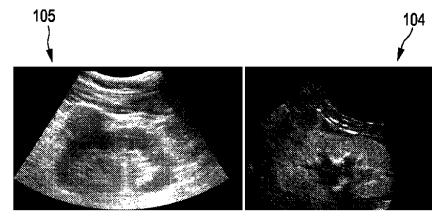


FIG. 9

フロントページの続き

- (74)代理人 100091214
弁理士 大貫 進介
- (72)発明者 ブレヴォ, ラファエル マヌア ミシエル
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパ・ビルディング 5
- (72)発明者 アルドン, ロベルト ホセ
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 モリー, プノワ ジャンードミニク ベルトラン モーリス
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

審査官 永田 浩司

- (56)参考文献 国際公開第2010/150156(WO, A1)
特表2009-502426(JP, A)
Raphael Prevost, et al., KIDNEY DETECTION AND REAL-TIME SEGMENTATION IN 3D CONTRAST-ENHANCED ULTRASOUND IMAGES, IEEE International Symposium on ISBI 2012, 米国, IEEE, 2012年, p.1559-1562

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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

专利名称(译)	三维正常超声图像和对比增强超声图像的集成分割		
公开(公告)号	JP6267707B2	公开(公告)日	2018-01-24
申请号	JP2015529155	申请日	2013-08-16
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	プレヴォラファエルマヌアミシエル アルドンロベルトホセ モリーブノワジャンードミニクベルトランモーリス		
发明人	プレヴォ,ラファエル マヌア ミシエル アルドン,ロベルト ホセ モリー,ブノワ ジャンードミニク ベルトラン モーリス		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 G06T1/00.290.D		
代理人(译)	伊藤忠彦		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	2012306033 2012-08-30 EP		
其他公开文献	JP2015528343A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声成像系统技术领域本发明涉及一种用于检查体积(40)中的物体(97)的超声成像系统(10)。超声成像系统包括图像处理器(36),其被配置为同时从三维超声图像数据(62)和对比度增强的三维超声图像数据(60)中进行对象(97)的分割(80)。特别地,这可以通过考虑正常的三维超声图像数据和对比度增强的三维图像数据来最小化能量来完成。这样,甚至可以在分割期间登记正常的三维超声图像数据和对比度增强的三维图像数据。因此,本发明允许以两种不同模式更精确地量化一个器官以及两个图像的配准以用于同时可视化。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6267707号 (P6267707)
(45) 発行日 平成30年1月24日(2018.1.24)	(24) 登録日 平成30年1月5日(2018.1.5)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 8 / 1 4 (2006.01)	A 6 1 B 8 / 1 4	
A 6 1 B 8 / 0 6 (2006.01)	A 6 1 B 8 / 0 6	
G 0 6 T 1 / 0 0 (2006.01)	G 0 6 T 1 / 0 0 2 9 0 D	
請求項の数 12 (全 24 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-529155 (P2015-529155)	(73) 特許権者 590000248	
(86) (22) 出願日 平成25年8月16日(2013.8.16)	コーニンクレッカ フィリップス エヌ	
(65) 公表番号 特表2015-528343 (P2015-528343A)	ヴェ	
(43) 公表日 平成27年9月28日(2015.9.28)	KONINKLIJKE PHILIPS	
(86) 国際出願番号 PCT/IB2013/056676	N. V.	
(87) 国際公開番号 W02014/033584	オランダ国 5656 アーエー アイ	
(87) 国際公開日 平成26年3月6日(2014.3.6)	ドーフエン ハイテック キャンパス 5	
審査請求日 平成28年8月12日(2016.8.12)	High Tech Campus 5,	
(31) 優先権主張番号 12306033.7	NL-5656 AE Eindhoven	
(32) 優先日 平成24年8月30日(2012.8.30)		
(33) 優先権主張国 欧州特許庁(EP)	(74) 代理人 100107766	
	弁理士 伊東 忠重	
	(74) 代理人 100070150	
	弁理士 伊東 忠彦	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 3Dの通常の超音波画像およびコントラスト向上超音波画像における統合セグメンテーション