

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-521759

(P2019-521759A)

(43) 公表日 令和1年8月8日(2019.8.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F I
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願2018-566296 (P2018-566296)
 (86) (22) 出願日 平成29年6月19日 (2017.6.19)
 (85) 翻訳文提出日 平成31年1月21日 (2019.1.21)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2017/038149
 (87) 国際公開番号 WO2017/219024
 (87) 国際公開日 平成29年12月21日 (2017.12.21)
 (31) 優先権主張番号 62/351,859
 (32) 優先日 平成28年6月17日 (2016.6.17)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(71) 出願人 514262417
 チルドレンズ ナショナル メディカル
 センター
 CHILDREN'S NATIONAL
 MEDICAL CENTER
 アメリカ合衆国 20010 ワシントン
 ディ. シー. エヌ. ダブリュ. ミシ
 ガン アヴェニュー 111
 (74) 代理人 100099759
 弁理士 青木 篤
 (74) 代理人 100123582
 弁理士 三橋 真二
 (74) 代理人 100114018
 弁理士 南山 知広

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医学的な解剖構造の定量化：コンピュータ支援型診断ツール

(57) 【要約】

超音波画像内において解剖学的部位の2D / 3Dモデルの外形 / 表面上のランドマークを識別するステップと、重みをランドマークに対して割り当てるステップと、予め保存されているトレーニングセットに基づいてランドマークの周りの領域の異なる外観パターンを識別するステップと、解剖学的部位の外形を識別するべく、ランドマークの周りの領域の異なる外観パターンに対してフィルタを適用するステップと、を含む、解剖学的部位をセグメント化する方法について記述されている。

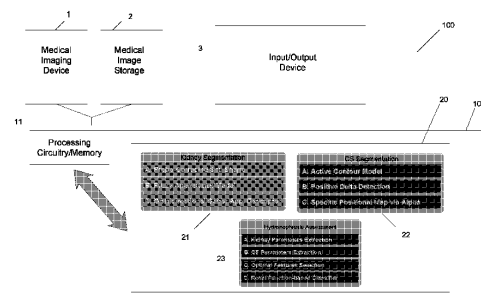


Figure 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

解剖学的部位をセグメント化する方法であって、
超音波画像内において、前記解剖学的部位の 2 D / 3 D モデルの外形 / 表面上のランドマークを識別するステップと、
重みを前記ランドマークに対して割り当てるステップと、
予め保存されているトレーニングセットに基づいて前記ランドマークの周りの領域の異なる外観パターンを識別するステップと、
前記解剖学的部位の外形を識別するべく、前記ランドマークの周りの前記領域の前記異なる外観パターンに対してフィルタを適用するステップと、
を具備する方法。

10

【請求項 2】

前記解剖学的部位の前記 2 D / 3 D モデルの前記外形 / 表面上の前記ランドマークは、前記解剖学的部位の前記 2 D / 3 D モデルを複数の基準モデルと比較することによって識別される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記重みは、超音波波面の伝播方向と前記ランドマークとの関係におけるベクトル法線との間の角度に基づいて前記ランドマークに対して割り当てられる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

ファジークラスタリングアルゴリズムが、前記ランドマークの周りの前記領域の前記異なる外観パターンを識別するべく、使用される、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 5】

前記トレーニングセットは、前記ランドマークから既定の長さ内の隣接するランドマークからの外観情報を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記フィルタは、異なる主サイズを有する前記解剖学的部位のテクスチャを特徴付けている、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記異なる外観パターンが複数のスケールについて生成される、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 8】

前記解剖学的部位は、腎臓である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

解剖学的部位の一部をセグメント化する方法であって、
前記解剖学的部位の前記一部分を前記解剖学的部位のその他の部分から弁別するべく、超音波画像内の前記解剖学的部位のエコー源性領域を識別するステップと、
前記解剖学的部位の前記識別されたエコー源性領域を使用することにより、前記解剖学的部位の前記一部分の位置マップを生成するステップと、
前記解剖学的部位の前記一部分の範囲を定めるべく、患者固有の制約を内蔵するステップと、
を具備する方法。

40

【請求項 10】

前記エコー源性領域は、前記解剖学的部位の前記一部分の内側に配置された脂肪として識別される、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記エコー源性領域は、前記解剖学的部位の局所位相プロパティを活用することによって識別される、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 12】

前記エコー源性領域は、自然な解剖学的制約を結果的にもたらし、且つ、前記エコー源

50

性領域は、前記解剖学的部位の前記一部分を取り囲んでいる、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 13】

前記解剖学的部位の前記一部分の前記位置マップは、アルファ形状を使用することにより、前記識別されたエコー源性領域から生成される、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 14】

前記患者固有の制約は、前記解剖学的部位の前記一部分の前記位置マップを使用することによって内蔵される、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 15】

前記解剖学的部位は、伝播プロセスを制御するべく、前記患者固有の制約を使用することにより、前記解剖学的部位の内側の流体の伝播を模倣することによってセグメント化される、請求項 9 に記載の方法。

10

【請求項 16】

前記解剖学的部位は、腎臓であり、且つ、前記解剖学的部位の前記一部分は、集合系である、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 17】

医学的状態の深刻さを識別するべく解剖学的部位の機能の特徴付ける方法であって、超音波画像内において、前記解剖学的部位の輪郭を描き、且つ、前記解剖学的部位の一部分をセグメント化するステップと、

画像分析を使用することにより、前記解剖学的部位及び前記解剖学的部位の前記一部分の形態的特徴を抽出するステップと、

20

教師付き又は非教師付きの特徴選択フレームワークを使用することにより、前記形態的特徴の最適なサブセットを選択するステップと、

閾値及び分類器に基づいて前記最適なサブセット内のそれぞれの特徴を重篤又は非重篤として分類するステップであって、前記分類器は、線形判別分析又はサポートベクトルマシンのうちの一つである、ステップと、

を具備する方法。

【請求項 18】

前記抽出された形態的特徴を複数のカテゴリにグループ化するステップであって、前記複数のカテゴリは、前記解剖学的部位及び前記解剖学的部位の前記一部分のサイズ、幾何学的形状、曲り、及びテクスチャを含む、ステップ、を更に具備する、請求項 17 に記載の方法。

30

【請求項 19】

レシーバ動作特性 (ROC) を使用することにより、水腎症の深刻なケースを検出する感度を極大化する確率閾値を識別するステップ、を更に具備する、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 20】

前記最適なサブセットは、レシーバ動作特性 (ROC) 曲線下の面積を使用することによって選択される、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 21】

前記サイズは、前記解剖学的部位及び前記解剖学的部位の前記一部分の相対的な容積、前記解剖学的部位及び前記解剖学的部位の前記一部分の相対的な面積及び境界線、並びに、最大及び最小実質組織厚さを含む、請求項 18 に記載の方法。

40

【請求項 22】

前記幾何学的形状は、前記解剖学的部位及び前記解剖学的部位の前記一部分の球形度及び偏心度を含む、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 23】

前記曲りは、前記解剖学的部位の平均曲りと、腎杯と前記解剖学的部位との間の曲りの不同性と、を含む、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 24】

前記閾値は、前記解剖学的部位の関数のパラメータであり、前記解剖学的部位の前記関

50

数の前記パラメータは、20分、30分、又は40分のうちの少なくとも一つのウォッシュアウトハーフタイムを含む、請求項17に記載の方法。

【請求項25】

前記解剖学的部位は、腎臓であり、前記解剖学的部位の前記一部分は、集合系であり、且つ、前記医学的状态は、水腎症である、請求項17に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、その他のものに加えて、患者内部の疾病深刻度の自動的な評価のためのコンピュータ支援型の方式に関する。

10

【0002】

関連出願の相互参照

本出願は、2016年6月17日付けで出願された米国特許出願第62/351,859号の優先権の利益を主張するものであり、この特許文献の内容の全体は、引用により、そのすべてが本明細書に包含される。

【背景技術】

【0003】

本明細書において提供される「背景」の説明は、本開示の文脈を概略的に提示することを目的としている。本特許出願において名前が挙げられている発明者の研究は、この「背景」の節において記述されているもの、のみならず、その他の方式によって出願時点において従来技術として適格とされ得ない記述の態様の範囲において、明示的又は黙示的に本発明の従来技術として認められるものではない。

20

【0004】

その非イオン化特性に起因して、超音波(US:UltraSound)撮像は、腎臓及び尿路を評価するための好ましい診断モードである。但し、腎機能との間における超音波の相関の欠如が存在している。これに加えて、診断ツールとしての超音波の使用は、放射線医師の主観的な視覚的解釈により、制限されている。この結果、子供の水腎症などの特定の疾病の深刻さは、侵襲的且つイオン化する利尿レノグラムによって評価されている。

【発明の概要】

【0005】

以上の段落は、一般的な導入として提供されたものであり、且つ、添付の請求項の範囲を限定することを意図したものではない。更なる利点と共に、記述されている実施形態については、添付図面との関連において以下の詳細な説明を参照することにより、十分に理解することができよう。

30

【0006】

本実施形態は、非限定的な一例においては、水腎症の治療において、侵襲的且つイオン化する利尿レノグラムの必要性を伴うことなしに、使用され得る、解剖学的部位のセグメント化のためのユニークな方式を提供している。又、この方式は、解剖構造の一部分の特徴付けを含む、多くのその他の医学的な文脈において使用することもできる。

【0007】

開示されている主題の実施形態は、超音波画像内の解剖学的部位の2D/3Dモデルの外形/表面上のランドマークを識別するステップと、重みをランドマークに対して割り当てるステップと、予め保存されているトレーニングセットに基づいてランドマークの周りの領域の異なる外観パターンを識別するステップと、解剖学的部位の外形を識別するべくランドマークの周りの領域の異なる外観パターンに対してフィルタを適用するステップと、を含む、解剖学的部位をセグメント化するための方法を対象としている。

40

【0008】

又、解剖学的部位の一部分を解剖学的部位のその他の部分から弁別するべく、超音波画像内の解剖学的部位のエコー源性領域を識別するステップと、識別された解剖学的部位のエコー源性領域を使用することにより、解剖学的部位の一部分の位置マップを生成するス

50

ステップと、解剖学的部位の一部分の範囲を定めるべく患者固有の制約を内蔵するステップと、を含む、解剖学的部位の一部分をセグメント化するための方法についても記述されている。

【0009】

又、実施形態は、医学的状态の深刻さを識別するべく解剖学的部位の機能の特徴付ける方法をも含み、方法は、超音波画像内において、解剖学的部位の輪郭を描き、且つ、解剖学的部位の一部分をセグメント化するステップと、画像分析を使用することにより、解剖学的部位及び解剖学的部位の一部分の形態的特徴を抽出するステップと、教師付き又は非教師付きの特徴選択フレームワークを使用することにより、最適な形態的特徴のサブセットを選択するステップと、閾値及び分類器に基づいて最適なサブセット内のそれぞれの特徴を重篤又は非重篤として分類するステップと、を含む、分類器は、線形判別分析又はサポートベクトルマシンのうちの一つである。

10

【図面の簡単な説明】

【0010】

添付図面との関連における検討の際に以下の詳細な説明を参照することにより、更に十分に理解することができることから、本開示及びその付随する利点のうちの多くに関する更に十分な理解を容易に得ることができる。

【0011】

【図1】図1は、本開示の一実施形態によるブロック図を示す。

【図2】図2は、2D/3D超音波画像内の解剖学的部位のセグメント化について記述するフローチャートを示す。

20

【図3】図3は、解剖学的部位の一部分のセグメント化について記述するフローチャートを示す。

【図4】図4は、医学的状态の深刻さを識別するべく解剖学的部位の機能の特徴付ける方法について記述するフローチャートを示す。

【図5】図5は、本開示の例示用の実装形態による装置のハードウェア説明を示す。

【図6】図6は、小児水腎症用のシステムの主要要素を示すブロック図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0012】

添付図面との関連において後述する説明は、開示されている主題の様々な実施形態の説明を意図したものであり、且つ、必ずしも、それらの一つ又は複数の実施形態を表すことのみを意図したものではない。特定の例においては、説明は、開示されている主題の理解の提供を目的として、特定の詳細事項を含んでいる。但し、当業者には、実施形態は、これらの特定の詳細事項を伴うことなしに、実施され得ることが明らかとなろう。いくつかの例においては、周知の構造及びコンポーネントは、開示されている主題の概念の曖昧化を回避するべく、ブロック図の形態において示されている場合がある。

30

【0013】

「一実施形態 (one embodiment)」又は「実施形態 (an embodiment)」に対する本明細書の全体を通じた参照は、一実施形態との関連において記述されている特定の特徵、構造、特性、動作、又は機能が、開示されている主題の少なくとも一つの実施形態に含まれていることを意味している。従って、本明細書における「一実施形態において」又は「実施形態において」というフレーズの任意の出現は、必ずしも、同一の実施形態を参照しているものではない。更には、一つ又は複数の実施形態においては、特定の特徵、構造、特性、動作、又は機能を任意の適切な方式によって組み合わせることができる。更には、開示されている主題の実施形態は、記述されている実施形態の変更及び変形をもカバーし得ると共にカバーしているものと解釈されたい。

40

【0014】

本明細書及び添付の請求項において使用されている「一つの (a)」、「一つの (an)」、及び「その (the)」という単数形は、文脈がそうではない旨を明瞭に規定していない限り、複数の参照対象物を含んでいることに留意されたい。即ち、そうではない旨が明

50

瞭に規定されていない限り、本明細書において使用されている「一つの(a)」及び「一つの(an)」という単語、並びに、これらに類似したものは、「一つ又は複数の(one or more)」という意味を有している。これに加えて、本明細書において使用され得る「左の(left)」、「右の(right)」、「上部の(top)」、「下部の(bottom)」、「前の(front)」、「後ろの(rear)」、「側部の(side)」、「高さ(height)」、「長さ(length)」、「幅(width)」、「上方の(upper)」、「下方の(lower)」、「内部の(interior)」、「外部の(exterior)」、「内側の(inner)」、「外側の(outer)」及びこれらに類似したものは、基準点を記述しているものに過ぎず、従って、必ずしも、開示されている主題の実施形態をなんらかの特定の向き又は構成に限定するものではないことを理解されたい。更には、「第一の(first)」、「第二の(second)」、「第三の(third)」などの用語は、本明細書において記述されている、いくつかの部分、コンポーネント、基準点、動作、及び/又は機能のうちの一つを識別するものに過ぎず、従って、同様に、必ずしも、開示されている主題の実施形態をなんらかの特定の構成又は向きに限定しているものではない。

【0015】

図1は、開示されている主題の一つ又は複数の態様によるセグメント化及び特徴付けシステム100(本明細書においては、システム100)の例示用の概要を示している。システム100は、(超音波装置又は任意のその他のタイプの撮像又は医療撮像ハードウェアなどの)医療撮像装置と、(タッチスクリーン又は表示装置及びキーボード/マウスなどの)入出力装置3と、(医療撮像装置に内蔵され得る又は内蔵され得ない)演算装置10と、を含むことができる。演算装置10は、(CPU及びRAMなどの)処理回路/メモリ11を含み、且つ、処理回路/メモリ11を介して、いくつかの機能21、22、及び23を有するソフトウェア20を実装している。第一の機能21は、全体のセグメント化(例えば、腎臓又は任意のその他の解剖学的部位の全体のセグメント化)に関係している。この機能については、図2に示されているプロセスにおいて説明する。第二の機能22は、一部分のセグメント化(例えば、腎臓の集合系(CS:Collecting System)又は解剖学的部位全体の任意のその他の相対的に小さな部分のセグメント化)に関する。この機能については、図3に示されているプロセスにおいて説明する。第三の機能23は、(例えば、水腎症などの医学的状态の深刻さを識別するための)解剖学的部位の機能の特徴付けに関係している。この機能については、図4に示されているプロセスにおいて説明する。

【0016】

図2は、2D/3D超音波画像内の解剖学的部位(例えば、腎臓)のセグメント化について記述するフローチャートを示している。ステップ101において、解剖学的部位の2D/3Dモデルを複数の基準モデルと比較することにより、解剖学的部位の2D/3Dモデルの外形/表面上のランドマークが識別されている。ステップ102において、超音波波面の伝播方向とランドマークとの関係におけるベクトル法線との間の角度に基づいて、ランドマークに対する重みが割り当てられている。更には、ステップ103において、予め保存されているトレーニングセットに基づいて、ランドマークの周りの領域の異なる外観パターンが識別されている。最後に、ステップ104において、解剖学的部位の外形を識別するべく、フィルタが、ランドマークの周りの領域の異なる外観パターンに対して適用されている。

【0017】

図3は、解剖学的部位の一部分(例えば、集合系)のセグメント化について記述するフローチャートを示している。ステップ201において、解剖学的部位の一部分の範囲を定めるべく、解剖学的部位の2D/3Dモデルの分析に基づいて判定された患者固有の制約が内蔵されている。患者固有の制約とは、集合系をセグメント化する際に更なる制約として生成された特定の位置マップの使用を意味している。添付の文書は、患者固有の制約を参照しており、その理由は、位置マップは、それぞれの患者ごとに特別に演算されるからである。ステップは、第一-腎臓内のエコー源性領域を識別する(通常、これらのエコー

源性領域は、集合系を取り囲む腎脂肪を表している)、第二 - それらのエコー源性領域によって定義される外形を識別するべく、アルファ形状を使用する、並びに、第三 - 集合系をセグメント化する際に患者固有の制約として使用されることになる位置マップを定義するべく、結果的に得られた領域が使用される、である。腎脂肪は、通常、集合系を取り囲んでいることから、取得された外形は、集合系を見出す可能性が相対的に高いと共に、従って、超音波画像内における集合系のセグメント化を相対的に容易にする、領域を定義することになる。ステップ202において、解剖学的部位の一部分を解剖学的部位のその他の部分から弁別するべく、解剖学的部位のエコー源性領域が識別されている。最後に、ステップ203において、識別された解剖学的部位のエコー源性領域を使用することにより、且つ、2D/3Dアルファ形状を使用することにより、解剖学的部位の一部分の2D/3D位置マップが生成されている。

10

【0018】

図4は、医学的状态(例えば、水腎症)の深刻さを識別するべく、解剖学的部位の機能の特徴付ける方法について記述するフローチャートを示している。ステップ301において、2D/3D超音波画像から、解剖学的部位の輪郭が描かれ、且つ、解剖学的部位の一部分がセグメント化されている。解剖学的部位の輪郭を描くための、且つ、解剖学的部位の一部分をセグメント化するための、任意の既知の方法が使用され得ることに留意されたい。又、これに加えて、解剖学的部位の輪郭を描くべく、且つ、解剖学的部位の一部分をセグメント化するべく、フローチャート1及びフローチャート2との関連において上述したセグメント化プロセスが使用されてもよい。ステップ302において、画像分析を使用することにより、解剖学的部位及び解剖学的部位の一部分の形態的及びテクスチャ特徴が抽出されている。更には、ステップ303において、抽出された形態的特徴が複数のカテゴリにグループ化されており、複数のカテゴリは、解剖学的部位及び解剖学的部位の一部分のサイズ、幾何学的形状、曲り、及びテクスチャを含んでいる。ステップ304において、教師付き又は非教師付きの特徴選択フレームワークを使用することにより、最適な形態的特徴のサブセットが選択されている。最後に、閾値、並びに、例えば、線形判別分析、サポートベクトルマシン、又はその他のものなどの、分類器に基づいて、最適なサブセット内のそれぞれの特徴が重篤又は非重篤として分類されている。医学的状态の深刻さを識別するべく解剖学的部位の機能の特徴付ける方法の更なる詳細については、添付の文書において説明する。

20

30

【0019】

上述の、且つ、本特許出願の全体を通じて記述されている、プロセスは、回路又はCPUを含む装置上において実行することができる。図5は、本開示の例示用の実装形態による装置100のハードウェア説明を示している。図5に示されている装置100の構造は、本明細書において言及されている例示用のコンピュータシステムである。図5について以下において提供される特定の説明は、コンピュータシステムに関係しているが、対応する構造又はコンポーネントは、本明細書に記述されているその他の装置内において提供することも可能であり、且つ、上述の図に示されているコンポーネント又は接続のすべてが特定の装置内において提供されなくてもよいことを理解されたい。

【0020】

図5において、装置100は、本明細書において記述されているプロセス及びアルゴリズムを実行する/稼働させるCPU1200を含んでいる。プロセスデータ及び命令は、メモリ1202内において保存することができる。又、プロセス及び命令は、ハードドライブ(HDD)又は携帯型ストレージ媒体などのストレージ媒体ディスク1204上において保存されてもよく、或いは、リモート保存されてもよい。更には、実行可能命令は、本発明のプロセスの命令がその上部において保存されるコンピュータ可読媒体の形態に限定されるものではない。例えば、命令は、CD上に、DVD上に、FLASHメモリ内に、RAM内に、ROM内に、PROM内に、EPROM内に、EEPROM内に、ハードディスク内に、或いは、サーバ又はコンピュータなどの装置が通信する任意のその他の情報処理装置内に、保存されてもよい。

40

50

【 0 0 2 1 】

更には、実行可能命令は、C P U 1 2 0 0、並びに、Android、iOS、Windows Mobile、Windows Phone、Microsoft Windows 7 又は 8、UNIX、Solaris、LINUX、Apple MAC-OS、及びその他のオペレーティングシステムなどの、オペレーティングシステムとの関連において稼働する、ユティリティプログラム、バックグラウンドデーモン、或いは、オペレーティングシステムのコンポーネント、或いは、これらの組合せとして提供されてもよい。

【 0 0 2 2 】

C P U 1 2 0 0 は、特に、装置がコンピュータ又はサーバである実装形態においては、米国の Intel の Xenon 又は Core プロセッサ、或いは、米国の A M D の Opteron プロセッサであってもよい。装置が、例えば、携帯電話機、スマートフォン、タブレット、電池動作型の装置、又は携帯型の演算装置である際には、その他のプロセッサを利用することができる。例えば、Qualcomm の Snapdragon 又は A R M に基づいたプロセッサを利用することができる。C P U 1 2 0 0 は、当業者が認識するように、F P G A、A S I C、P L D 上において、或いは、個別の論理回路を使用することにより、実装することができる。更には、C P U 1 2 0 0 は、上述のプロセスの命令を実行するべく、並列状態において協働動作する複数のプロセッサとして実装されてもよく、且つ、C P U 1 2 0 0 は、汎用処理回路ではない処理回路を内蔵してもよく、この場合には、C P U 1 2 0 0 は、その他の方式においてはその他の個別の回路によって提供され得る特定の表示及びユーザインタフェース制御を実行するための回路を含む。

【 0 0 2 3 】

又、上述の図の装置は、例えば、装置がコンピュータ又はサーバである際に、ネットワーク 1 2 7 7 とインタフェースするべく、米国の Intel Corporation の Intel Ethernet PRO ネットワークインタフェースカードなどのネットワークコントローラ 1 2 0 6 を含む。装置が携帯型の電子装置である際には、ネットワークコントローラ 1 2 0 6 は、C P U 1 2 0 0 に内蔵され得る無線装置を含む。無線装置は、様々な無線通信技術を別個の回路又は共有された回路として含むことができると共に、技術は、L T E、G S M、C D M A、WiFi、Bluetooth、N F C、赤外線、F M ラジオ、A M ラジオ、超音波、及び / 又は R F I D 回路を含むことができる。ネットワーク 1 2 7 7 は、インターネットなどの、公衆ネットワークであってもよく、或いは、L A N 又は W A N ネットワークなどの、プライベートネットワークであってもよく、或いは、これらの任意の組合せであってもよく、且つ、P S T N 又は I S D N サブネットワークをも含み得る。又、ネットワーク 1 2 7 7 は、Ethernet ネットワークなどの、有線型であってもよく、或いは、E D G E、3 G、及び 4 G 無線セルラーシステムを含む、セルラーネットワークなどの、無線型であってもよい。ネットワーク 1 2 7 7 は、クラスルーム登録のリストを取得するべく、且つ / 又は、装置が、本開示の態様を実装するためにアプリケーションソフトウェアのダウンロード及びインストールを実行できるようにするべく、サーバ 1 2 4 0 に接続されてもよい。又、無線ネットワークは、WiFi、Bluetooth、又は任意のその他の無線通信の形態を有することができる。本明細書において記述されている例示用の実装形態においては、ネットワーク 1 2 7 7 は、インターネットと Bluetooth 通信チャネルとの両方を含むことが可能であるが、異なる近距離通信技術が利用される際には、その他の組合せが適用可能であることから、これは、限定を意図したものではない。

【 0 0 2 4 】

装置は、装置がコンピュータ又はサーバである際には、Hewlett Packard の HPL2445w LCD モニタなどの、ディスプレイ 1 2 1 0 とインタフェースするべく、米国の NVIDIA Corporation の NVIDIA GeForce GTX 又は Quadro グラフィクスアダプタなどの、表示コントローラ 1 2 0 8 を更に含んでいる。汎用 I / O インタフェース 1 2 1 2 は、キーボード及び / 又はマウス 1 2 1 4 のみならず、ディスプレイ 1 2 1 0 上の、或いは、これとは別個の、タッチスクリーンパネル 1 2 1 6 ともインタフェースしている。又、汎用 I / O インタフェースは、プリンタ及びスキャナを含む、様々な周辺装置 1 2 1 8 にも接続している。装置が、例えば、スマートフォンである際には、ディスプレイ 1 2 0 1 は、装置に統

10

20

30

40

50

合することが可能であり、且つ、タッチスクリーンディスプレイとなり得る。更には、表示コントローラ 1208 を CPU 1200 に内蔵することもできる。

【0025】

又、装置内には、スピーカ / マイクロフォン 1222 とインタフェースすることにより、サウンド及び / 又は音楽を提供するべく、Creative の Sound Blaster X-Fi Titanium などの、サウンドコントローラ 1220 も提供される。又、装置が、例えば、スマートフォンである際には、サウンドコントローラ 1220 も、CPU 1200 に内蔵することができる。

【0026】

汎用ストレージコントローラ 1224 は、装置のコンポーネントのすべて又は一部分を相互接続するべく、ストレージ媒体ディスク 1204 を通信バス 1226 と接続しており、通信バス 1226 は、ISA、EISA、VESA、PCI、又は類似のものであってよい。ディスプレイ 1210、キーボード及び / 又はマウス 1214 のみならず、表示コントローラ 1208、ストレージコントローラ 1224、ネットワークコントローラ 1206、サウンドコントローラ 1220、及び汎用 I/O インタフェース 1212 の一般的な特徴及び機能については、簡潔性を目的として、本明細書においては、その説明を省略する。

【0027】

システムの目的の一つは、腎臓及びその集合系の形状を定量化し、且つ、腎臓の超音波画像からの水腎症の深刻さの特徴付けを許容する、というものである。本発明は、水腎症を有する患者における、利尿レノグラフィなどの、相対的に侵襲的な診断手順の使用の必要性を排除することができると共に、手術から利益を享受することになるケースを識別することができる。2D又は3D超音波画像内における腎臓及び集合系のセグメント化から、システムは、両方の構造の（容積計測及び水腎症インデックスを含む）形態及び外観記述子の最適な組の抽出を許容している。これらの特徴は、腎単位の水腎症の程度を客観的に予測するための機械学習アルゴリズムの入力パラメータとして使用される。システムのセグメント化は、手動的な又は自動的なセグメント化ツールにより、得ることができる。更に詳しくは、システムは、更なる試験が必要となるケースを識別するべく、使用される。又、同時に、システムは、（利尿レノグラフィを含む）更なる試験が安全に回避され得る水腎症患者をも識別している。最後に、システムは、手術が腎機能の大幅な改善を提供するかどうかを評価すると共に潜在的に予測するべく、外科患者を評価することもできる。

【0028】

第一に、実施形態は、2D又は3D超音波画像からの腎単位の定量的分析を許容しており、且つ、類似の画像データからのその他の臓器及び対象物の分析のために使用することができる。具体的には、本発明は、腎機能を有する腎臓の初回の超音波撮像に関係している。更に正確には、本開示は、更なる試験及び可能な外科的介入を必要とする可能性が高い水腎症を有する患者のみならず、（利尿レノグラフィなどの）更なる調査が安全に回避され得る患者をも識別しており、これにより、人的及び経済的リソースの大幅な節約を許容しつつ、子供に対するイオン化放射の使用が極小化される。これに加えて、システムは、手術結果を評価すると共に潜在的に予測することにより、その腎機能が手術によって改善することになる患者を識別することもできる。

【0029】

このシステムの主要なポイントは、以下に列挙するとおりである。i) これは、水腎症における超音波撮像の臨床的有用性を改善することにより、単純な視覚的検査に基づいた従来の且つ主観的な格付けシステムに対する代替肢として、新しい自動的且つ客観的なツールを提供する。ii) システムは、2D及び3D超音波画像内において腎臓及び集合系の輪郭を描くように特別に設計された新しいセグメント化ツールを内蔵している。具体的には、これらツールは、（容積計測及び水腎症インデックスを含む）患者の解剖構造の詳細な分析を提供することにより、腎臓内の水腎症の変化をシミュレートしている。iii) シ

システムは、超音波画像内の腎単位の形状及び外観と腎機能パラメータ（例えば、ウォッシュアウト時間）との間の直接的な関係の確立を許容する、腎系の最適な外観特徴及び形態的特徴の組を定義している。iv) システムは、深刻な水腎症のケースの識別において最大限の感度を提供する分類アルゴリズムのための新しい決定境界及び具体的な構成を定義している。v) システムは、手術結果を評価している。vi) システムは、腎サイズ（及び、その集合系）の定量化を許容している。vii) システムは、腎単位に関する相対的に客観的な記述及び通信を許容している。

【 0 0 3 0 】

又、本明細書において見出されるセグメント化及び特徴付けプロセスを改善するべく、機械学習及びニューラルネットワークを本明細書において記述されているアルゴリズムに対して適用することもできる。更には、（ 2 D 及び 3 D 超音波画像などの ） 2 D 及び 3 D 画像の両方を医療画像入力として使用することもできる。

【 0 0 3 1 】

或いは、この代わりに、セグメント化の、且つ、特徴付けの、出力は、自動的な手術又は医学的介入を実行するべく、使用することもできる。これに加えて、出力は、既定の閾値に基づいてアラームをトリガすることもできよう。或いは、この代わりに、結果は、診断を支援するべく、医師に提供することもできる。更には、システムは、判定に基づいて、提案診断を提供することもできよう。これに加えて、システムは、更なる診断にいずれの患者を更に回すべきかを判定することにより、スクリーニングプロセスを支援することもできよう。例えば、出力は、水腎症を客観的に記述することができると共に、利尿レノグラフィが安全に回避され得る超音波に基づいた閉塞の閾値を定義することができる。

【 0 0 3 2 】

又、本明細書において記述されているセグメント化アルゴリズムは、医療撮像及び処理以外の、その他の目的に使用することもできる。例えば、本明細書において記述されている特徴は、コンピュータを改善するべく、且つ、画像面検出又は任意のその他のタイプの画像処理又は画像内のオブジェクトの検出用の相対的に迅速且つ正確なセグメント化を可能にするべく、使用することができよう。これに加えて、特許請求されているアルゴリズムを使用することにより、多くのその他の医学的な使用法を適用することもできる。

【 0 0 3 3 】

図 6 には、小児水腎症を特徴付けるプロセスの一例が記述されている。この例においては、システム 1 0 0 に対する入力、腎臓の容積全体を含む 3 D 超音波スキャンである（ S 2 0 0 ）。腎臓のセグメント化（ S 2 0 1 A ）は、上述の自動的なセグメント化アルゴリズムにより（或いは、この代わりに、最小限のユーザとのやり取りを伴う専用の対話型セグメント化ツールにより）、取得することができる。システムは、容積の初期推定を提供する自動的なカーネル畳込みに基づいた腎臓検出器を適用することができる。この初期セグメント化は、代替実施形態においては、モデルの変形を制約する制御ポイントを定義することにより、更に洗練させることができる。一実施形態においては、システムは、即座の視覚的フィードバックを提供することが可能であり、この結果、高速且つ正確な腎臓セグメント化のためのリアルタイム応答のやり取りが許容される。

【 0 0 3 4 】

腎臓の輪郭が描かれたら、腎臓の集合系内における水腎症の変化を複製するように設計された能動的な外形に基づいた生成方式を使用することにより、集合系がセグメント化される（ S 2 0 1 B ）。局所位相分析を使用することにより、システムは、集合系を取り囲んでいる脂肪組織の帯を識別するべく、ポジティブデルタ検出器を内蔵している。この結果、外形の伝播を制御するべく、特定の確率の位置マップを生成することができる。検出された脂肪帯は、膨張した集合系を取り囲むと共にその正確な輪郭描画のための主要な解剖学的手がかりを構成することにより、その他の低エコー性構造（例えば、腎錐体）からの弁別を許容している。アルゴリズムは、検出された脂肪組織によって範囲が定められた領域内において最も暗い 3 × 3 × 3 ブロックを選択することにより、自動的に初期化される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

ステップ S 2 0 1 A 及び S 2 0 1 B は、3 D 超音波における腎構造（腎臓及び C S）の半自動的又は自動的なセグメント化及び定量化のためのフレームワークを更に含むことができる。このフレームワークは、超音波画像と共に（例えば、腎画像と共に）機能する際に生じる特定の課題を効果的に取り扱うべく、二つの部分に分割される。図示されているのは、Gabor に基づいたファジー外観モデル（F A M : Fuzzy Appearance Model）を使用する腎臓セグメント化アルゴリズム（S 2 0 1 A）である。セグメント化プロセスは、超音波画像の高強度可変性及び不均質性を取り扱うように適合された事前形状及び外観モデルを内蔵している。腎臓がセグメント化されたら、腎臓内の水腎症の変化を模倣する、能動的な外形に基づいた生成方式が、集合系の識別及びセグメント化において使用されている（S 2 0 1 B）。例えば、腎臓内の腎脂肪を識別するべく、ポジティブデルタ検出器を使用することができる。これに基づいて、腎集合系の正確なセグメント化のために、アルファ形状を使用することにより、患者固有の停止関数が定義される。

10

【 0 0 3 6 】

S 2 0 1 A においては、超音波波面の伝播方向との間のコントラスト依存性に対処するべく、重み付けされた統計的形状モデルを使用することができる。これに加えて、全般的に医療画像の強度可変性を効率的に取り扱うべく、且つ、特に、超音波スキャンを効率的に取り扱うべく、重み付けされたファジー外観モデル（F A M）を使用することができる。波面補正済みの統計的形状モデルにおいては、それぞれの腎臓 x は、表面に跨って分散した

20

【 数 1 】

$$K \in \mathbb{N}^+$$

個の 3 D ランドマークの組として定義される。アライメントされたトレーニングセット

【 数 2 】

$$\{x_a\}$$

に対する主要コンポーネント分析を使用することにより、許容された形状のサブ空間を線形式

30

【 数 3 】

$$y = \bar{x} + P \cdot b$$

によって定義することが可能であり、この場合に、

【 数 4 】

$$\bar{x}$$

は、平均形状であり、

40

【 数 5 】

$$P$$

は、トレーニングセット内の合計分散の 9 8 % を説明するために必要とされる

【 数 6 】

$$t \in \mathbb{N}^+$$

個の主要固有ベクトルによって形成された

【数 7】

$$(3K \times t)$$

マトリックスである。一般に、新しいインスタンス

【数 8】

$$y$$

の対応する形状パラメータ

10

【数 9】

$$b$$

を算出する際には、すべてのランドマークが等しく適切であるものと見なされる。具体的には、

【数 10】

$$b = P^T(y - \bar{x})$$

は、二乗誤差関数

20

【数 11】

$$ERR = \|y - x_a\|^2$$

を極小化する

【数 12】

$$y$$

の主要成分の投影として見なすことができる。これらの式は、ほとんどの医療用途において、満足できる結果を提供するが、超音波撮像においては、波面の伝播方向に接するエッジは、フェーシング効果の影響を受け得ることが知られている。これらの効果は、対応するランドマークの正しい局所化を妨げ、且つ、従って、セグメント化プロセスを妨げる。

30

【数 13】

$$W$$

が、それぞれのランドマークの重み（又は、信頼性）を定義する

【数 14】

$$(3K \times 3K)$$

40

対角行列であるとしよう。従って、誤差関数は、

【数 15】

$$ERR_W = (y - x_a)^T W (y - x_a)$$

として再定義することが可能であり、且つ、これを極小化する対応する形状パラメータ

【数 1 6】

$$\mathbf{b}_W$$

は、

【数 1 7】

$$\mathbf{b}_W = [\mathbf{P}^T \mathbf{W} \mathbf{P}]^{-1} \mathbf{P}^T \mathbf{W} (\mathbf{y} - \bar{\mathbf{x}})$$

として得ることができる。ここで、

10

【数 1 8】

$$\vec{d}_i$$

は、i 番目のランドマーク

【数 1 9】

$$\mathbf{l}_i$$

における波面の伝播方向を表す単一方向ベクトルであるとしよう。USプローブの中心

20

【数 2 0】

$$\mathbf{c}, \vec{d}_i$$

としての定義は、

【数 2 1】

$$\vec{d}_i \approx \overline{\mathbf{c}, \mathbf{l}_i} / \|\overline{\mathbf{c}, \mathbf{l}_i}\|$$

30

として近似することが可能であり、この場合に、

【数 2 2】

$$\|\overline{\mathbf{c}, \mathbf{l}_i}\|$$

は、ベクトル

【数 2 3】

$$\overline{\mathbf{c}, \mathbf{l}_i}$$

40

のユークリッドノルムを表している。従って、形状モデル内の

【数 2 4】

$$\mathbf{l}_i$$

と関連する重み w_i は、

【数 2 5】

$$\vec{d}_i$$

50

と、

【数 2 6】

l_i

における腎臓表面に対して垂直の単一ベクトルである

【数 2 7】

$\vec{n}_i$

と、の関数として定義することが可能であり、

【数 2 8】

$$w_i = 1 - \left(\frac{2}{\pi} \text{acos}|_{0,\pi/2}(\vec{d}_i \cdot \vec{n}_i) \right)^\gamma \quad (1)$$

ここで、

【数 2 9】

$\text{acos}|_{0,\pi/2}(\cdot)$

は、範囲

【数 3 0】

$[0, \pi/2]$

内の逆余弦関数を表し、且つ、

【数 3 1】

$\gamma \in \mathbb{R}$

は、べき乗則関数の構成パラメータである。(1)から、重みが、

【数 3 2】

$\vec{d}_i$

及び

【数 3 3】

$\vec{n}_i$

が直交しているランドマークについては、0であり、平行である場合には、1である様子を観察することができる。

【0037】

ファジー外観モデル(FAM)との関係において、上述の事前形状モデルが、セグメント化プロセスにおいて取得された形状の妥当性を保証している一方で、十分なテクスチャモデルが、別の重要な要素である。従来、能動的形状モデル(ASM: Active Shape Model)の外観モデルは、オブジェクトの境界に対して垂直であると共にそれぞれのランドマークにおいてセンタリングされたグレースプロファイルの正規化された一次導関数に基づいている。この単純なモデルの人気にも拘らず、時間に伴って、オリジナルのモデルの制限のうちのいくつかを克服するべく試みる更に洗練された代替肢が出現している。但し、これらの方式は、いずれも、構造的ー貫性がデータセットの間に存在していると仮定するこ

10

20

30

40

50

とにより、それぞれのランドマークの周りの外観及びテクスチャを特徴付けるべく、単一の統計モデルを使用している。これは、近似であるに過ぎない一方で、患者の間の取り囲んでいる組織の違い、超音波画像における深さ依存性の減衰、或いは、ランドマークの間の対応性における不正確性が、ノイズの多い、或いは、場合によっては、有用ではない、外観モデルをもたらし得る。腎臓及び肝臓の例との関連において、通常、肝臓は、腎臓よりもわずかに明るい。但し、両方の臓器の間における高エコー源性の脂肪組織の帯の存在、或いは、プローブの場所が、異なる外観のパターンを生成し得る。結果的に得られる平均プロファイル (μ) は、有用ではない強度パターンである。従来の単一モデル方式に対する代替肢として、本開示は、解剖学的可変性又は撮像パラメータに起因しているかどうかとは無関係に、データセットの間の固有の差をキャプチャするべく、それぞれのランドマークごとに複数の外観モデルを使用している。ランドマーク

10

【数 3 4】

$$l_i$$

の周りの解剖学的領域の異なる外観パターンを識別するべく、ファジークラスタリング理論が使用される。

【数 3 5】

$$\{a_{is}\}_{s=1..S}$$

20

が、

【数 3 6】

$$l_i$$

の周りの外観をモデル化するためのトレーニングセットを表しており、ここで、

【数 3 7】

$$S \in \mathbb{N}^+$$

30

がトレーニングサンプルの数であるとしよう。最も一般的なシナリオにおいて、

【数 3 8】

$$a_{is} \in \mathbb{R}^n$$

は、S 番目の n 次元トレーニングサンプルを表している（例えば、外形に対して垂直であると共に

【数 3 9】

$$l_i$$

40

においてセンタリングされた強度プロファイルを含む n 次元ベクトル)。従って、

【数 4 0】

$$\{a_{is}\}_{s=1..S}$$

が付与された場合に、それぞれのランドマーク

【数 4 1】

$$l_i$$

ごとに、

【数 4 2】

$$T_i$$

個の異なる外観パターンを識別するべく、ファジークラスタリングアルゴリズムの適合されたバージョンが使用される。これらのパターンのそれぞれは、 10

【数 4 3】

$$\{\mu_{ij}, M_{ij}\}_{j=1, \dots, T_i}$$

によって定義され、ここで、

【数 4 4】

$$\mu_{ij} \in \mathbb{R}^n$$

20

及び

【数 4 5】

$$M_{ij} \in \mathbb{R}^{n \times n}$$

は、それぞれ、j 番目のクラスタの平均（中心）及びノルム誘発行列を表している。その他のファジークラスタリング方式とは異なり、

【数 4 6】

$$\{\mu_{ij}, M_{ij}\}$$

30

は、それぞれのクラスタ

【数 4 7】

$$(a_{i,s} - \mu_{ij})^T M_{ij} (a_{i,s} - \mu_{ij})$$

ごとの内積ノルムを定義しており、この結果、異なる幾何学的形状のクラスタの生成が許容される。特定のケースにおいては、A S Mにおいて一般的に使用されているように、

【数 4 8】

$$T_i = 1, M_i$$

40

及び

【数 4 9】

$$\mu_i$$

は、それぞれ、サンプルの共分散行列及びサンプル平均を表していることに留意されたい。上述のように、ランドマーク

50

【数 5 0】

 l_i

の周りの、コントラストと、従って、外観と、は、その場所における波面の伝播方向の大きな影響を受ける可能性がある。従って、それぞれのサンプル

【数 5 1】

 $a_{i,s}$

10

ごとに、外観モデルを構築する際に、そのサンプルの影響を制御する重み

【数 5 2】

 $w_{i,s}$

を定義することができる（式（1）を参照されたい）。付属書は、重み付けされたサンプルの組

【数 5 3】

 $\{a_{i,s}, w_{i,s}\}$

20

の更に一般的なシナリオのために、オリジナルのファジークラスタリングフレームワークを拡張している。クラスタの最適な数

【数 5 4】

 T_i

は、重み付けられた検証インデックスのバージョンにより、自動的に定義される。ランドマークの間における可能な対応性の不正確性（即ち、トレーニングセットを通じて

【数 5 5】

30

 l_i

によって定義される解剖学的場所のわずかな差）に対する外観モデルの安定性を増大させるべく、本発明者らは、隣接するランドマークからの外観情報を包含することにより、トレーニングセット

【数 5 6】

 $\{a_{i,s}\}$

40

を拡大している。具体的には、ランドマーク

【数 5 7】

 l_i

の外観トレーニングセット

【数 5 8】

 $\{a_{i,s}\}$

50

は、

【数 5 9】

l_i

から抽出されたテクスチャサンプルと、長さ

【数 6 0】

C^1

10

のリング内のその隣接する頂点と、から構成されている。

【0 0 3 8】

A S Mに基づいたアルゴリズムを使用して新しい画像をセグメント化する際に、それぞれのランドマークの場所は、学習された分布から到来する確率を極大化する、即ち、トレーニングセットから学習された平均プロファイルまでの Mahalanobis 距離を極小化する、位置に更新される。同様に、いまや、

【数 6 1】

T_i

20

個の異なるモデル

【数 6 2】

$\{\mu_{ij}, M_{ij}\}_{j=1, \dots, T_i}$

を有することにより、それぞれのランドマークごとの最適な場所が、対応するファジー平均及び共分散行列を使用することにより、Mahalanobis 距離を極小化するモデルによって定義されることになる。

【0 0 3 9】

30

従来の強度に基づいた外観モデルは、その他のものに加えて、スペックル及び対象のエリアの間の低コントラストなどの、上述の固有の課題にも起因し、超音波画像を取り扱う際に特に非効率である。本方式は、従来の強度に基づいた方式に対する代替肢として、Gabor フィルタに基づいた外観モデルを使用することができる。Gabor フィルタは、主には 2 Dにおいて、エッジ検出、テクスチャ表現及び弁別のために、超音波画像処理において使用することができる。前立腺の 3 D U S 画像内においてテクスチャ特徴を抽出及び特徴付けするべく、Gabor フィルタバンクを使用することができる。本方式は、3 D 超音波画像用の無指向性の Gabor に基づいた外観モデルを使用することができる。Gabor フィルタは、数学的に、次式として表現することができる。

【数 6 3】

40

$$g_{f,\theta,\varphi}(x,y,z) = \frac{1}{(2\pi)^2\sigma^3} e^{-\left(\frac{x^2+y^2+z^2}{2\sigma^2}\right)} \cdot e^{-j2\pi(ux+vy+wz)} \quad (2)$$

ここで、

【数 6 4】

$$u = f \sin\theta \cos\varphi; v = f \sin\theta \sin\varphi; \text{ and } w = f \cos\theta$$

であり、f は、正弦平面波の中心周波数であり、且つ、φ 及び θ は、ガウススケールパラ

50

メータ σ と共に、3 D において Gabor フィルタを決定する向きパラメータである。フィルタの数と、従って、演算費用と、は、特に 3 D においては、向きの数に伴って大幅に増大する。通常は、離散数の向きしか考慮されず（即ち、
【数 6 5】

$$\theta_m = m\pi/M|_{m=0,\dots,M-1}$$

であり、且つ、
【数 6 6】

$$\varphi_n = n\pi/N|_{n=0,\dots,N-1}$$

10

である）、この結果、任意の方向（ θ , φ ）においてテクスチャ特徴を抽出するためのフィルタの容量が制限される。
【数 6 7】

$$G_{f,\theta_m,\varphi_n}$$

が、3 D 空間全体をサンプリングする $M \cdot N$ の Gabor フィルタのうちの一つを使用した、フィルタリング済みの 3 D 超音波容積 I を表しているとしよう。そして、角度 θ_i 及び φ_i が、それぞれ、ランドマーク
【数 6 8】 20

$$l_i$$

における腎臓に対して垂直の単一ベクトルである、ベクトル
【数 6 9】

$$\vec{n}_i$$

30

の頂点及び方位角を表しているとしよう。従って、
【数 7 0】

$$G_{f,\theta_i,\varphi_i}$$

は、次式として推定することができる。
【数 7 1】

$$\begin{aligned} G_{f,\theta_i,\varphi_i} = & (1-\eta_i)(1-\beta_i)G_{f,\theta_{mi},\varphi_{ni}} + (1-\eta_i)\beta_i G_{f,\theta_{mi},\varphi_{ni+1}} + \\ & \eta_i(1-\beta_i)G_{f,\theta_{mi+1},\varphi_{ni}} + \eta_i\beta_i G_{f,\theta_{mi+1},\varphi_{ni+1}}, \end{aligned} \quad (3)$$

40

ここで、
【数 7 2】

$$m_i = \lfloor \theta_i/(\pi/M) \rfloor$$

、

【数 7 3】

$$n_i = \lfloor \varphi_i / (\pi / N) \rfloor$$

、
【数 7 4】

$$\eta_i = (\theta_i / (\pi / M)) - m_i$$

、及び

【数 7 5】

$$\beta_i = (\varphi_i / (\pi / N)) - n_i \cdot G_{f, \theta_i, \varphi_i}$$

10

は、A S Mに基づいた反復的セグメント化の際に、それぞれのランドマーク

【数 7 6】

$$l_i$$

ごとに演算された離散フィルタバンク

20

【数 7 7】

$$G_{f, \theta_m, \varphi_n}$$

の無指向性の近似値である。更に詳しくは、それぞれのランドマークごとに新しいテクスチャモデルを生成するべく、虚数成分が使用される。無指向性の Gabor フィルタは、それぞれのランドマークの近傍において腎臓の外形を識別することができる。これに加えて、Gabor フィルタバンクのマルチスケール特性は、異なる主サイズを有する（即ち、異なる中心周波数 f を使用する）テクスチャの特徴付けと、且つ、従って、局所的な極小値に対するセグメント化方法の安定性の改善と、を許容している。最低周波数から開始することにより、セグメント化の初期ステージにおいては、粗 Gabor 特徴が使用される。アルゴリズムが進展するのに伴って、結果的に得られる形状は、相対的に大きな f の値を使用することにより、ターゲットに相対的に近接した状態となる。このフレームワークは、アルゴリズムの異なるステージにおいて異なる画像特徴に対して階層方式によって合焦することを可能にしている。テクスチャ情報は、それぞれの分解能ごとに異なっていることから、ファジー外観モデルは、それぞれの周波数 f ごとに、個別に生成される。従って、周波数 f における i 番目のランドマーク用の Gabor に基づいたファジー外観モデルは、

30

【数 7 8】

$$\{\mu_{fij} M_{fij}\}_{j=1, \dots, T_{fi}}$$

40

によって定義される。アルゴリズム 1 は、腎臓セグメント化方法の主要要素を要約している。通常、超音波撮像用の大部分のセグメント化方法は、アルゴリズムを初期化するためのユーザの介入を必要としているか、或いは、困難な位置的制約をターゲットオブジェクトの場所に対して課している。開示されている本アルゴリズムは、腎臓の主軸を大まかに定義するべく、ポイントクリックを選択することによる最小限のユーザ介入を必要としているか、或いは、ユーザ介入をまったく必要としていない。これらの主軸は、腎臓を取り囲んでいる楕円の主軸として定義することができる。

【数 7 9】

ALGORITHM 1
KIDNEY SEGMENTATION ALGORITHM

```

1. Initialization.
2. Detect the center of the probe,  $C$ .
3. for  $f = f_{min}$  to  $f_{max}$  // Multiscale loop.
4.   while (NOT CONVERGENCE) or (MAX ITERATIONS) do
5.     for  $i = 1$  to  $K$  // Landmarks updating process.
6.       Calculate normal vector,  $\vec{n}_i$ .
7.       Calculate  $\vec{d}_i = \vec{C}, \vec{l}_i / \|\vec{C}, \vec{l}_i\|$ , and  $w_i$  using (1).
8.       Calculate  $G_{f, \theta_i, \varphi_i}$  using (3).
9.       Extract texture samples.
10.      Update location using  $\{\mu_{f(i)}, M_{f(i)}\}_{j=1, \dots, T_{f(i)}} // Using the Mahalanobis$ 
      distance;
11.    end
12.    Define  $y$  by concatenating the updated landmarks and mapping it to the
      normalized shape space.
13.    Calculate and constraint  $b_W$ .
14.    Define the new kidney shape.
15.  end
16. end

```

10

20

【0 0 4 0】

ステップ S 2 0 1 B においては、集合系セグメント化の例について記述されている。具体的には、腎臓の外形の輪郭が描かれたら、能動的外形生成方式により、腎臓の内側の集合系のセグメント化に対処している。例えば、本明細書において記述されている発展方程式は、解剖学的制約として腎脂肪を使用する患者固有の停止関数 ($SF(\cdot)$) を内蔵している。集合系を取り囲んでいる腎脂肪は、本明細書において記述されているポジティブデルタ検出器に起因し、自動的に検出される。この腎洞の脂肪が、セグメント化プロセスの進展を制御するアルファ形状に基づいた患者固有の停止関数を定義するべく、使用される。

30

【0 0 4 1】

能動的外形生成方式の場合の、外形及び強度に基づいた項を組み合わせると共に更なる停止基準として新しい患者固有の位置マップを内蔵するエネルギー関数について説明する。

【数 8 0】

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

が、画像ドメイン

【数 8 1】

$$\Omega \subset \mathbb{R}^3$$

40

内の 3 D グレーレベル画像を表しており、且つ、

【数 8 2】

$$U: (t, \Omega) \rightarrow \mathbb{R}$$

が、時間 t における集合系の黙示的な表現である、即ち、集合系が、ポイントの組と一致している

【数 8 3】

$$U(t, \cdot) = 0$$

、としよう。ここで、 U の発展方程式は、次式として定義され、

【数 8 4】

$$\frac{\partial U}{\partial t} = SF(I)(\beta \cdot Cont(I, \kappa, c, U) + (1 - \beta) \cdot Int(I, U)) \quad (4)$$

ここで、

【数 8 5】

$$SF(I)$$

は、新しい上述の停止関数を表し、且つ、

【数 8 6】

$$\beta \in [0, 1]$$

は、それぞれ、外形及び強度に基づいた項 $Cont$ 及び Int を均衡させる定数である。具
体的には、次式のとおりであり

【数 8 7】

$$Cont(I, \kappa, c, U) = g(I)|\nabla U|(\kappa + c) + \nabla g(I) \cdot \nabla U \quad (5)$$

ここで、

【数 8 8】

$$\kappa = \operatorname{div}(\nabla U / |\nabla U|)$$

は、 U のレベルセットに対して演算された曲りの項であり、

【数 8 9】

$$U, c \in \mathbb{R}^+$$

は、一定速度の項であり、且つ、

【数 9 0】

$$g(I)$$

は、画像 I の逆エッジインジケータ関数である。

【0 0 4 2】

通常、

【数 9 1】

$$g(I)$$

は、例えば、

10

20

30

40

【数 9 2】

$$g(I) = 1/(1 + |\nabla \hat{I}|)$$

などの、勾配に基づいたエッジ検出器であり、ここでは、

【数 9 3】

$$\hat{I}$$

の滑らかなバージョンである。但し、これらの非常に単純なエッジ検出器は、一般に、超音波においては、その動作が不十分である。或いは、この代わりに、本発明者らは、局所位相に基づいたステップ関数検出器である、特徴非対称性 (F A : Feature Asymmetry) 検出器を使用する。F A の数学的定式化と、結果的に得られるエッジに基づいた停止関数

10

$$g(I)$$

と、については、詳しく後述する。

【0 0 4 3】

更には、(5) において記述されている膨張力にのみ基づいた生成方式は、境界が弱い又は失われているオブジェクトをセグメント化する際には、非効率的なものとなろう。この場合には、オリジナルの勾配に基づいたモデルが、次式として定義される最小限の強度分散項である

20

【数 9 5】

$$Int(I, U)$$

と組み合わせられ、

【数 9 6】

$$Int(I, U) = (\lambda_{out}(I - \mu_{out})^2 + \lambda_{in}(I - \mu_{in})^2) |\nabla U| \quad (6)$$

30

ここで、

【数 9 7】

$$\mu_{out}$$

及び

【数 9 8】

$$\mu_{in}$$

40

は、それぞれ、集合系の外部及び内部における平均強度であり、

【数 9 9】

$$\lambda_{out}$$

及び

【数 1 0 0】

$$\lambda_{in}$$

は、一般には

【数 1 0 1】

$$\lambda_{out} = \lambda_{in} = 1$$

として定義される二つの制御パラメータである。直感的には、この新しい強度に基づいた
項は、I 内における最良の分離外形と、最適な予測値

10

【数 1 0 2】

$$\mu_{out}$$

及び

【数 1 0 3】

$$\mu_{in}$$

20

と、を探している。超音波画像内の集合系の低エコー特性が付与された場合に（即ち、

【数 1 0 4】

$$\mu_{in} \approx 0$$

）、式（6）の第二項が、相対的に明るいエリアへの外形の進展を妨げる一方で、第一項
は、暗いエリアに向かう（即ち、集合系に向かう）膨張力として機能している。

【0 0 4 4】

局所位相に基づいた 3 D ポジティブデルタ検出との関連において、検出方式について説
明する。具体的には、水腎症の進展に伴って、元々腎盂内において配置されていた腎脂肪
の部分は、腎臓内に変位し、これにより、膨張した集合系を取り囲む。これらの脂肪の帯
は、集合系を腎錐体のようなその他の低エコー性構造から弁別するための放射線医師用の
主要な視覚的手がかりを構成している。本明細書において記述されている新しいポジティ
ブデルタ検出器（P D D : Positive Delta Detector）の目的は、これらのエコー源性領
域を識別すると共にこの解剖学的情報を新しい患者固有の停止関数 S F（I）に内蔵する
、というものである。P D D を定義するべく、1 D 信号の Hilbert 変換に基づいた分析
表現の n 次元一般化である、単一信号（monogenic signal）の局所位相分析が使用される
（心エコー検査画像における可能性をも有する）。Riesz 変換を使用することにより、3
D 超音波画像 I の単一信号は、4 D ベクトル

30

【数 1 0 5】

40

$$I_M = (I_{BP}, I_R)$$

として定義され、ここで、

【数 1 0 6】

$$I_{BP}$$

は、帯域通過フィルタリングの結果として得られる画像 I であり、且つ、

【数 1 0 7】

$$I_R = (I_{Rx}, I_{Ry}, I_{Rz}) = (I_{BP} * h_x, I_{BP} * h_y, I_{BP} * h_z)$$

は、三つの Riesz フィルタリング済みの成分を表している。Riesz フィルタの空間表現は、

【数 1 0 8】

$$h_k = -k / (2\pi(x^2 + y^2 + z^2)^{3/2})$$

10

として定義され、ここで、k は、3 D 超音波画像の三つの座標のうちの一つを表しており、即ち、k = x、y、又は z である。中心周波数

【数 1 0 9】

$$\omega_0$$

を有する等方性の log-Gabor フィルタ

【数 1 1 0】

$$g_{LG, \omega_0}$$

20

を使用することにより、単一信号は、次式として、極形式において表すことができる。

【数 1 1 1】

$$even_{\omega_0} = g_{LG, \omega_0} * I \quad (7)$$

$$odd_{\omega_0} = \sqrt{\sum_{k=x,y,z} (g_{LG, \omega_0} * I_{Rk})^2} \quad (8)$$

【0 0 4 5】

30

従って、局所位相は、

【数 1 1 2】

$$\Phi_{\omega_0} = \text{atan}(even_{\omega_0} / odd_{\omega_0})$$

として定義することができる。局所位相は、画像特徴の場所及び向き、遷移、及び不連続性などの、画像の構造的情報を含んでいる。通常、これらの特性は、その局所位相の絶対値が 0 である（ポジティブエッジ）、或いは、 π である（ネガティブエッジ）ポイントを識別する、例えば、ステップエッジなどの、画像内の特徴非対称性を検出するべく、使用されており、

40

【数 1 1 3】

$$FA = \sum_{\omega} \frac{||odd_{\omega}| - |even_{\omega}| - T_{\omega}|}{\sqrt{odd_{\omega}^2 + even_{\omega}^2 + \epsilon}} \quad (9)$$

ここで、

【数 1 1 4】

|·|

演算子は、負の値をゼロ化し、 ε は、ゼロによる除算を防止するための小さな正の定数であり、且つ、

【数 1 1 5】

 T_{ω}

10

は、次式として定義されるスケール固有のノイズ閾値である。

【数 1 1 6】

$$T_{\omega} = \exp(\text{mean}[\log((\text{odd}_{\omega}^2 + \text{even}_{\omega}^2)^{1/2})]) \quad (10)$$

【0 0 4 6】

従来の強度に基づいた方式に対する代替肢として、本発明者らは、超音波画像内のエッジ検出器としてのその満足できる性能が評価されている、

【数 1 1 7】

$$g(I) = 1 - FA$$

20

として(5)の新しいエッジ検出器を定義している。

【0 0 4 7】

又、ここで、局所位相プロパティは、その局所位相が

【数 1 1 8】

$$+\pi/2$$

に近接しているポイント(即ち、

【数 1 1 9】

$$|\text{even}_{\omega}| \gg |\text{odd}_{\omega}|$$

30

及び

【数 1 2 0】

$$\text{sign}(\text{even}_{\omega} \cdot \text{odd}_{\omega}) > 0$$

であるポイント)によって識別されるポジティブデルタである、対称的な画像特徴を検出するべく、活用されている。これらのポイントは、脂肪組織に対応する、腎臓の内側の相対的に薄いエコー源性領域(即ち、隆起部)を通知している。ポジティブデルタは、スケールに依存した特徴であることから、マルチスケールPDDは、次式として定義される。

40

【数 1 2 1】

$$PDD = \sum_{\omega} \frac{[|\text{even}_{\omega}| - |\text{odd}_{\omega}| - T_{\omega}] \cdot \text{sign}(\text{even}_{\omega} \cdot \text{odd}_{\omega})}{\sqrt{\text{odd}_{\omega}^2 + \text{even}_{\omega}^2 + \varepsilon}} \quad (11)$$

【0 0 4 8】

50

【数 1 2 2】

$PDD \in [0,1]$

は、明るい帯（即ち、ポジティブデルタ特徴）の近傍においては、1 に近接した値を取り、且つ、さもなければ、ゼロに近接した値を取ることがわかる。

【0 0 4 9】

腎臓の内側において識別される脂肪エリアを使用することにより、脂肪帯によって範囲が定められた領域の外側における外形の漏れを防止し得る能動的外形生成方式用の解剖学的に正当な停止基準が生成される。数学的には、この領域は、PDD を介して配置された脂肪ポイント（即ち、 $PDD = 1$ であるポイント）を取り囲む連続的な表面の内部として定義することができる。このケースにおいては、これらのポイントは、

10

【数 1 2 3】

$PDD_{Th}(I) = PDD \geq 0.8$

として定義される。但し、既存のポイントセットに基づいた表面再構築技法の大部分は、高密度サンプリングされたポイントクラウドを必要としている。これは、内側の薄い脂肪の散乱した分布が、構造化されていない分散したポイントの組を結果的にもたらしめている、水腎症の腎臓の大部分に、当て嵌まらない。従って、一代替肢として、3D アルファ形状の使用を使用することができる。アルファ形状の概念は、3D における、凸状ではない、且つ、場合によっては、接続されていない、ポイントの組を含む、任意のランダムな空間ポイントセットデータ用の直観的な形状の概念を形式化した凸状外皮の一般化である。ポイントの組が付与された場合に、アルファ形状

20

【数 1 2 4】

S_α

は、構成パラメータ

【数 1 2 5】

30

$\alpha \in \mathbb{R}^+$

によって定義された 3D 多角形のファミリーである（即ち、フラットな多角形面を有する幾何学的な容積）。ポイントセット全体を含むと共に二つのポイントがその境界上に位置しているプロパティを有する、一般化された半径

【数 1 2 6】

$1/\alpha$

40

の球体が存在している場合には、

【数 1 2 7】

S_α

のエッジは、有限のポイントの組の二つの構成要素の間において定義される。具体的には、

【数 1 2 8】

$$S_0$$

は、ポイントによって定義された凸状の外皮を表している。

【0 0 5 0】

腎臓の内側において配置された脂肪ポイントの組によって定義される

【数 1 2 9】

$$S_\alpha$$

10

が付与された場合に、新しい停止関数

【数 1 3 0】

$$SF(I)$$

は、次式として定義することが可能であり、

【数 1 3 1】

$$SF(I) = 1/(1 + [D(S_\alpha(PDD_{Th}(I)))]^\tau) \quad (12)$$

20

ここで、

【数 1 3 2】

$$D(S_\alpha(PDD_{Th}(I)))$$

は、アルファ形状

【数 1 3 3】

$$S_\alpha(PDD_{Th}(I))$$

30

までの符号付き距離であり、それぞれ、領域の内側及び外側において負又は正の値をとり、

【数 1 3 4】

$$\tau \in [1, +\infty)$$

は、制御変数である。

【数 1 3 5】

$$SF(I)$$

40

の値は、アプファ形状の内側においては、1 となり、我々がそれから離れるように移動するのに伴って、ゼロに近接し、これにより、

【数 1 3 6】

$$S_\alpha(PDD_{Th})$$

の外側の外形の漏れを漸進的に罰することになる。PDD(11)と、従って、SF(12)と、の演算は、画像ドメインΩ全体についてオフラインで実行され得ることに留意さ

50

りたい。

【 0 0 5 1 】

集合系セグメント化の初期化との関連において、上述の能動的外形生成方式の初期化は、腎臓の尿管腎盂移行部（U P J : Uretero-Pelvic Junction）に最も近接した

【 数 1 3 7 】

S_{α}

内の最も暗い領域を選択することにより、完全に自動化される。U P J は、腎臓の統計的
形状モデルを生成するべく必要とされるケースの間のランドマークの対応性に起因して自
動的に識別され得る解剖学的領域である。従って、U P J は、腎臓の尿管と腎盂との間の
移行部における腎臓内の予め定義されたランドマークの位置により、識別することができる。

10

【 0 0 5 2 】

自動的な初期化プロセスは、大部分のケースにおいて有効なシードを提供する。単純な
対話型のプロセス又は自動的なプロセスを使用することにより、必要に応じて、無効なシ
ードを精製又は補正することができる。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 2 0 2 において、3 D 形態パラメータの組を抽出するべく、画像分析技法を
使用することにより、セグメント化された腎構造（即ち、腎臓及び腎集合系）が自動的に
処理されている。これらのパラメータは、（ i ）集合系及び腎臓の相対的な容積、相対的
な表面、並びに、最大及び最小実質組織厚さを含む、サイズ記述子、（ ii ）腎臓及び集合
系の両方の球形度及び偏心度などの、幾何学的な形状記述子、及び（ iii ）腎臓の平均曲
りと、腎杯と腎臓との間の曲りの不同性と、を含む、曲り記述子、という三つのカテゴリ
に分割することができる。形態記述子の例は、（ a ）腎臓の長及び短半軸、並びに、最大
及び最小実質組織厚さ、（ b ）正規化された腎臓の曲り、（ c ）正規化された集合系の曲
り、を含む。これらのパラメータの目的は、腎臓の機能の潜在的な予測変数を定義する、
水腎症の腎単位の解剖構造を定量的に特徴付ける、ということにある。予測変数（例えば
、9 0 個の変数）の高次元空間から、特徴選択フレームワークにより、最適な特徴のサブ
セットが選択される。

20

30

【 0 0 5 4 】

既定の閾値を使用して（ $T 1 / 2 T H \quad m i n$ などの）深刻さを定義することにより、
重篤（ $T 1 / 2 > T 1 / 2 T H \quad m i n$ ）又は非重篤（ $T 1 / 2 \leq T 1 / 2 T H \quad m i n$ ）
としてそれぞれのケースを分類するべく、ラジアル基底関数カーネルと共に、サポート
ベクトルマシン（S V M : Support Vector Machine）（S 2 0 3）を使用することができ
る（S 2 0 4）。最後に、水腎症の深刻なケースの検出の感度を極大化する確率閾値を識
別するべく、レシーバ動作特性（R O C : Receiver Operating Characteristic）曲線分
析が使用されており、即ち、定義された閾値を上回るウォッシュアウト時間を有するケー
スが誤分類されることはない。

【 0 0 5 5 】

40

本開示の実施形態は、以下のように表現される。

（ 1 ）解剖学的部位をセグメント化する方法であって、

超音波画像内の解剖学的部位の 2 D / 3 D モデルの外形 / 表面上のランドマークを識別
するステップと、

ランドマークに重みを割り当てるステップと、

予め保存されているトレーニングセットに基づいてランドマークの周りの領域の異なる
外観パターンを識別するステップと、

解剖学的部位の外形を識別するべく、ランドマークの周りの領域の異なる外観パターン
に対してフィルタを適用するステップと、

を含む。

50

(2)(1)に記載の方法であって、解剖学的部位の2D/3Dモデルの外形/表面上のランドマークは、解剖学的部位の2D/3Dモデルを複数の基準モデルと比較することによって識別される。

(3)(1)~(2)に記載の方法であって、重みは、超音波波面の伝播方向とランドマークとの関係におけるベクトル法線との間の角度に基づいてランドマークに対して割り当てられる。

(4)(1)~(3)に記載の方法であって、ファジークラスタリングアルゴリズムが、ランドマークの周りの領域の異なる外観パターンを識別するべく、使用される。

(5)(1)~(4)に記載の方法であって、トレーニングセットは、ランドマークから既定の距離内の隣接するランドマークからの外観情報を含む。

(6)(1)~(5)に記載の方法であって、フィルタは、異なる主サイズを有する解剖学的部位のテクスチャを特徴付けている。

(7)(1)~(6)に記載の方法であって、異なる外観パターンが、複数のスケールについて生成されている。

(8)(1)~(7)に記載の方法であって、解剖学的部位は、腎臓である。

(9)解剖学的部位の一部分をセグメント化する方法であって、

解剖学的部位の一部分を解剖学的部位のその他の部分から弁別するべく、超音波画像内の解剖学的部位のエコー源性領域を識別するステップと、

識別された解剖学的部位のエコー源性領域を使用することにより、解剖学的部位の一部分の位置マップを生成するステップと、

解剖学的部位の一部分の範囲を定めるべく、患者固有の制約を内蔵するステップと、を含む。

(10)(9)に記載の方法であって、エコー源性領域は、解剖学的部位の一部分の内側において配置された脂肪として識別されている。

(11)(9)~(10)に記載の方法であって、エコー源性領域は、解剖学的部位の局所位相プロパティを活用することによって識別されている。

(12)(9)~(11)に記載の方法であって、エコー源性領域は、自然な解剖学的制約を結果的にもたらし、且つ、エコー源性領域は、解剖学的部位の一部分を取り囲んでいる。

(13)(9)~(12)に記載の方法であって、アルファ形状を使用することにより、識別されたエコー源性領域から、解剖学的部位の一部分の位置マップが生成される。

(14)(9)~(13)に記載の方法であって、患者固有の制約は、解剖学的部位の一部分の位置マップを使用することによって内蔵される。

(15)(9)~(14)に記載の方法であって、解剖学的部位は、伝播プロセスを制御するべく、患者固有の制約を使用することにより、解剖学的部位の内側の流体の伝播を模倣することによってセグメント化されている。

(16)(9)~(15)に記載の方法であって、解剖学的部位は、腎臓であり、且つ、解剖学的部位の一部分は、集合系である。

(17)医学的状态の深刻さを識別するべく、解剖学的部位の機能の特徴付ける方法であって、

超音波画像内において、解剖学的部位の輪郭を描き、且つ、解剖学的部位の一部分をセグメント化するステップと。

画像分析を使用することにより、解剖学的部位及び解剖学的部位の一部分の形態的特徴を抽出するステップと、

教師付き又は非教師付きの特徴選択フレームワークを使用することにより、形態的特徴の最適なサブセットを選択するステップと、

閾値及び分類器に基づいて最適なサブセット内のそれぞれの特徴を重篤又は非重篤として分類するステップであって、分類器は、線形判別分析又はサポートベクトルマシンのうちの一つである、ステップと、

を含む。

10

20

30

40

50

(18)(17)の方法であって、抽出された形態的特徴を複数のカテゴリにグループ化するステップを更に有し、複数のカテゴリは、解剖学的部位及び解剖学的部位の一部分のサイズ、幾何学的形状、曲り、及びテクスチャを含む。

(19)(17)～(18)の方法であって、レシーバ動作特性(ROC)を使用することにより、水腎症の深刻なケースを検出する感度を極大化する確率閾値を識別するステップを更に有する。

(20)(17)～(19)の方法であって、最適なサブセットは、レシーバ動作特性(ROC)曲線下の面積を使用することにより、選択される。

(21)(18)～(20)の方法であって、サイズは、解剖学的部位及び解剖学的部位の一部分の相対的容積、相対的な面積、及び解剖学的部位及び解剖学的部位の一部分の境界線、並びに、最大及び最小実質組織厚さを含む。

(22)(18)～(20)の方法であって、幾何学的形状は、解剖学的部位及び解剖学的部位の一部分の球形度及び偏心度を含む。

(23)(18)～(21)の方法であって、曲りは、解剖学的部位の平均曲りと、腎杯と解剖学的部位との間の曲りの不同性と、を含む。

(24)(17)～(23)の方法であって、閾値は、解剖学的部位の関数のパラメータであり、解剖学的部位の関数のパラメータは、20分、30分、又は40分のうちの少なくとも一つのウォッシュアウトハーフタイムを含む。

(25)(17)～(24)の方法であって、解剖学的部位は、腎臓であり、解剖学的部位の一部分は、集合系であり、且つ、医学的状态は、水腎症である。

【0056】

以上、開示されている主題の実施形態について説明したが、当業者には、上述の内容は、限定ではなく、例示を目的としたものに過ぎず、例として提示されたものに過ぎないことが明らかであろう。従って、本明細書には、特定の構成について記述されているが、その他の構成を利用することもできる。多数の変更及びその他の実施形態(例えば、組合せや再構成など)が、本開示によって可能となり、且つ、当業者の範囲に含まれ、且つ、開示されている主題及びその任意の均等物の範囲に含まれるものと想定される。開示されている実施形態の特徴は、更なる実施形態を生成するべく、本発明の範囲内において、例えば、組み合わせることも可能であり、再構成することも可能であり、省略することも可能である。更には、しばしば、その他の特徴の対応する使用を伴うことなしに、特定の特徴を適宜使用することもできる。従って、本出願人は、開示されている主題の精神及び範囲に含まれる、すべてのこのような代替肢、変更、均等物、及び変形を包含することを意図している。

10

20

30

【図 1】

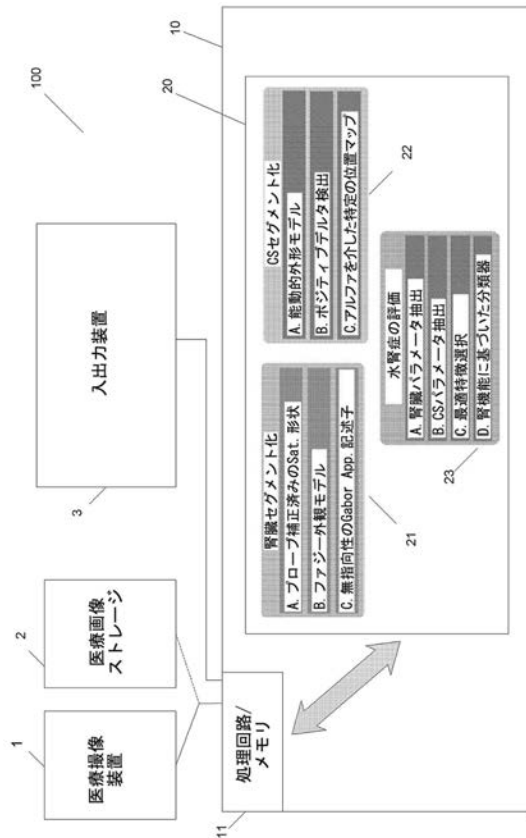


Figure 1

【図 2】

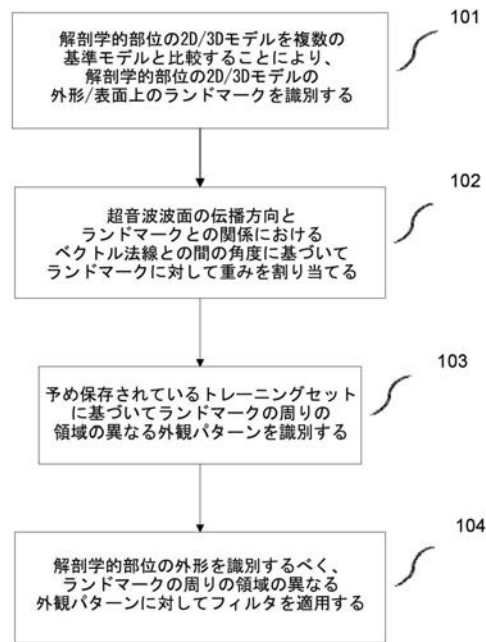


Figure 2

【図 3】

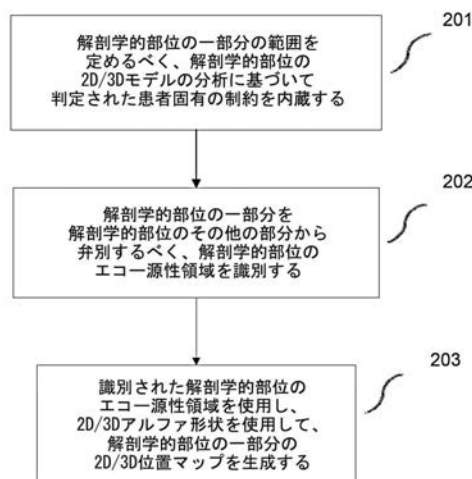


Figure 3

【図 4】

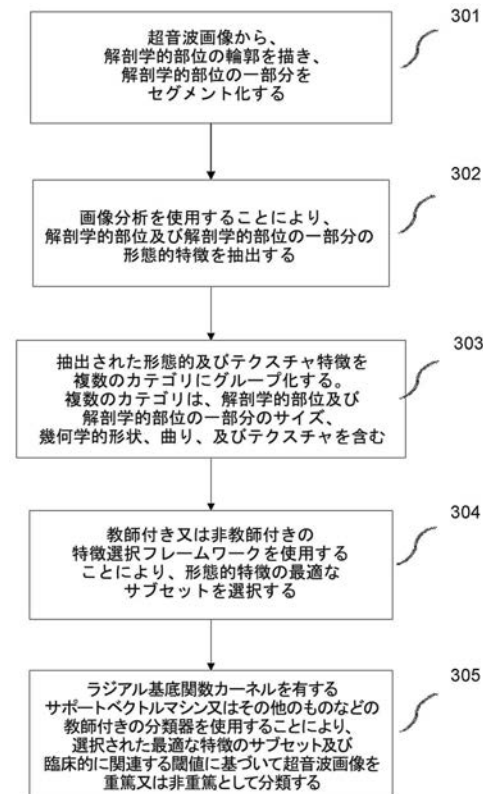


Figure 4

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US17/38149

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC - A61B 8/14 (2017.01) CPC - A61B 8/14; G06F 19/321; G09B 23/286		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) See Search History document		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched See Search History document		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) See Search History document		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2015/0173715 A1 (RAGHAVAN, R et al.) 25 June 2015; paragraphs [0038], [0054], [0065], [0075], [0076], [0097], [0100], [0113], [0114], [0116], [0117], [0121], [0137], [0140]	1-8
A	US 2015/0201878 A1 (UNIVERSITY OF MARYLAND) 23 July 2015; entire document	1-8
A	US 2007/0238995 A1 (SUI, L et al.) 11 October 2007; entire document	1-8
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 17 August 2017 (17.08.2017)		Date of mailing of the international search report 20 OCT 2017
Name and mailing address of the ISA/ Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-8300		Authorized officer Shane Thomas PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (January 2015)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US17/38149

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

Group I: Claims 1-8; Group II: Claims 9-16; Group III: Claim 17-25

.-***-Continued in extra sheet.-***-

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
1-8

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US17/38149

-Continued from Box No. III - Observations where unity of invention is lacking-

This application contains the following inventions or groups of inventions which are not so linked as to form a single general inventive concept under PCT Rule 13.1. In order for all inventions to be examined, the appropriate additional examination fee must be paid.

Group I: Claims 1-8 are directed towards identifying different appearance patterns of a region around an identified landmark of an anatomical part.

Group II: Claims 9-16 are directed towards generating, using identified echogenic regions of an anatomical part, a positional map of a portion of the anatomical part.

Group III: Claim 17-25 is directed towards classifying morphological features of an anatomical part as critical or non-critical based on a threshold and a classifier.

The inventions listed as Groups I-III do not relate to a single general inventive concept under PCT Rule 13.1 because, under PCT Rule 13.2, they lack the same or corresponding special technical features for the following reasons:

The special technical features of Group I include at least identifying a landmark on a contour/surface of a 2D/3D model of the anatomical part; assigning a weight to the landmark; identifying different appearance patterns based on a previously stored training set; and applying a filter to the different appearance patterns of the region around the landmark in order to identify contours of the anatomical part, which are not present in Groups II-III.

The special technical features of Group II include at least identifying echogenic regions of the anatomical part to differentiate the portion of the anatomical part from other portions of the anatomical part; generating, using the identified echogenic regions of the anatomical part, a positional map of the portion of the anatomical part; and incorporating patient-specific constraints to delimitate the portion of the anatomical part, which are not present in Groups I and III.

The special technical features of Group III include at least characterizing functionality of an anatomical part to identify severity of a medical condition; extracting morphological features of the anatomical part; selecting an optimal subset of the morphological features using a supervised or an unsupervised feature selection framework; and classifying each feature in the optimal subset as critical or non-critical based on a threshold and a classifier, the classifier being one of linear discriminant analysis or a support vector machine, which are not present in Groups I-II.

The common technical features shared by Groups I-III are a method for segmenting an anatomical part; identifying a feature of the anatomical part in an ultrasound image; and determining a characteristic associated with the feature.

However, these common features are previously disclosed by US 6,053,869 A to KAWAGISHI et al. (hereinafter "Kawagishi"). Kawagishi discloses a method for segmenting an anatomical part (scanning a cross-section of an inside of a subject through an organ of interest with an ultrasonic wave to generate tissue cross-sectional data is provided, where the region of interest is divided into segments; abstract; column 9, lines 25, 26); identifying a feature of the anatomical part in an ultrasound image (by scanning a cross-section of an inside of a subject through an organ of interest with an ultrasonic wave, it is possible to generate tissue cross-sectional data, and the contour (feature) of the organ of interest can be extracted from the tissue cross-sectional data; abstract); and determining a characteristic associated with the feature (a scan of a cross-sectional of an inside of a subject through an organ of interest with an ultrasonic wave enables a generation of tissue cross-sectional data relating to the cross-section and motion velocity data relating to the region of interest, and in order to obtain a motion velocity of a direction of interest, it is necessary to angle-compensate the motion velocity data based on a given direction of interest (characteristic) which is based on the contour (feature) of the organ of interest which can be extracted from the tissue cross-sectional data; abstract).

Since the common technical features are previously disclosed by the Kawagishi reference, these common features are not special and so Groups I-III lack unity.

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. ANDROID
2. WINDOWS MOBILE
3. WINDOWS PHONE
4. UNIX
5. SOLARIS
6. Linux
7. BLUETOOTH

(74)代理人 100119987
弁理士 伊坪 公一

(74)代理人 100141254
弁理士 榎原 正巳

(72)発明者 マリウス ジョージ リングラル
アメリカ合衆国, 20010-2970, ワシントン ディーシー, ミシガン アベニュー, ノース
ウエスト 111, シーノオー チルドレンズ ナショナル ヘルス システム/シェイクザ
イード, インスティテュート

(72)発明者 フアン ホセ セロラーザ マルティネス
アメリカ合衆国, 20010-2970, ワシントン ディーシー, ミシガン アベニュー, ノース
ウエスト 111, シーノオー チルドレンズ ナショナル ヘルス システム/シェイクザ
イード, インスティテュート

(72)発明者 クレイグ アンドリュー ピーターズ
アメリカ合衆国, テキサス 75235, ダラス, メディカル ディストリクト ドライブ 11
935, シーノオー チルドレンズ メディカル センター ダラス

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD01 DD30 EE20 JC08 JC09 JC13 KK45

专利名称(译)	量化医学解剖学：计算机辅助诊断工具		
公开(公告)号	JP2019521759A	公开(公告)日	2019-08-08
申请号	JP2018566296	申请日	2017-06-19
[标]申请(专利权)人(译)	国家儿童医学中心 儿童国家医疗中心		
申请(专利权)人(译)	国家儿童医学中心		
发明人	マリウス ジョージ リングラル フアン ホセ セロラーザ マルティネス クレイグ アンドリュー ピーターズ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G06T7/0012 G06T7/12 G06T7/149 G06T2207/10132 G06T2207/10136 G06T2207/20116 G06T2207/30084 A61B5/201 A61B5/7267 G06K9/6219 G06K9/6256 G06K9/6269 G06K9/66 G06T7/13 G06T7/155 G06T7/40 G16H30/40 G16H50/20		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD01 4C601/DD30 4C601/EE20 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC13 4C601/KK45		
代理人(译)	青木 笃 南山智博		
优先权	62/351859 2016-06-17 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

识别超声图像中解剖部位的2D / 3D模型轮廓/表面上的界标，为界标分配权重，并基于先前存储的训练集。识别标记周围区域中的不同外观模式，并对地标周围区域中的不同外观模式应用过滤器，以识别解剖部位的轮廓。描述了分割解剖部位的方法。

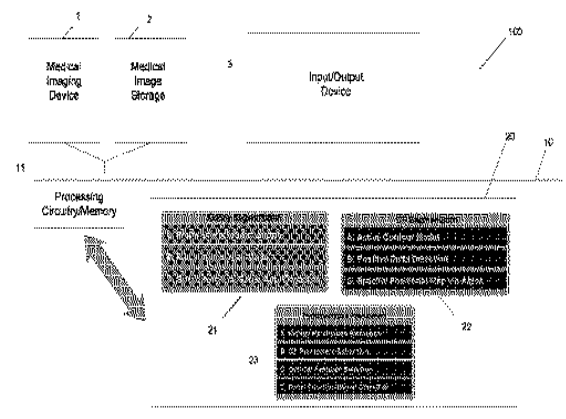


Figure 1