

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/055816

発行日 平成24年4月12日 (2012. 4. 12)

(43) 国際公開日 平成22年5月20日 (2010. 5. 20)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

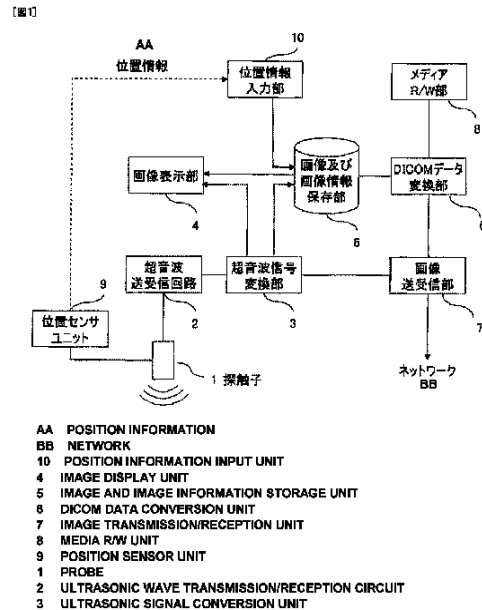
<p>出願番号 特願2010-537766 (P2010-537766)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2009/069077</p> <p>(22) 国際出願日 平成21年11月10日 (2009. 11. 10)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2008-291707 (P2008-291707)</p> <p>(32) 優先日 平成20年11月14日 (2008. 11. 14)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号</p> <p>(72) 発明者 篠原 大 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 BB03 EE24 GA18 GA21 KK21 LL02 LL16</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断装置の規格画像データ生成方法

(57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出する3次元位置検出手段と、前記超音波探触子で前記被検体の体表を走査して取得された3次元画像データ及び前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定する規格画像データ設定手段と、前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成する規格画像データ生成手段とを備える。



【特許請求の範囲】**【請求項1】**

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出する3次元位置検出手段と、前記超音波探触子で前記被検体の体表を走査して取得された3次元画像データ及び前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定する規格画像データ設定手段と、前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成する規格画像データ生成手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

請求項1記載の超音波診断装置において、

さらに、前記規格画像データ構造は、各スライス画像データの画素間隔、画素の行列数を含み、

前記規格画像データ設定手段は、前記3次元画像データに基づいてボクセル間距離及びボクセル数を求めて、前記各スライス画像データの前記規格画像データ構造の画素間隔と画素の行列数を設定することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項3】

請求項1記載の超音波診断装置において、

さらに、前記位置センサを前記被検体の解剖学的特徴部位に位置合せして位置センサ座標系の原点位置を被検体座標系の原点位置に調整する座標変換手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

請求項3記載の超音波診断装置において、

前記解剖学的特徴部位は、剣状突起、肋骨下部の突起、腰骨の少なくとも1つ以上であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】

請求項1記載の超音波診断装置において、

他のモダリティ画像撮像装置で撮像した3次元規格画像データの内の2次元規格画像を参照画像としてモニタに表示するとともに、前記位置センサの位置及び傾きを調整しながら前記超音波探触子で取得される超音波画像を前記モニタに表示し、前記モニタ上で前記参照画像と前記超音波画像とを比較して一致するように前記位置センサの座標系を前記参照画像の被検体座標系に調整することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項6】

請求項1記載の超音波診断装置において、

さらに、心電波形と呼吸波形の少なくとも1つの体動波形を検出する体動検出手段を設け、

40

前記記憶手段は、前記3次元画像データを取得しながら前記体動検出手段により検出される体動波形の特徴点からの時間情報を記憶し、

前記規格画像データ構造は、前記体動波形の時間情報を含み、

前記規格画像データ設定手段は、前記各スライス画像データの前記規格画像データ構造に前記時間情報を設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子を前記被検体のスライス断面に直交する方向に、かつ一定速度で走査して取得された3次元画像データを記憶するとともに、前記超音波探触子の走査に基づいて前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報を生成して記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された前記3次元画像デー

50

タを複数のスライス画像データに分割し、生成された前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定する規格画像データ設定手段と、前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成する規格画像データ生成手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出する3次元位置検出手段と、前記超音波探触子により取得される動画像データと該動画像データの時間情報と前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶する記憶手段と、前記時間情報と前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記記憶手段に記憶された前記動画像データの各静止画像データに予め定められた規格画像データ構造の時間情報と画像位置情報と傾き情報を設定する規格画像データ設定手段と、前記各静止画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された時間情報と画像位置情報と傾き情報を付加して動画規格画像データを生成する規格画像データ生成手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

超音波探触子が被検体との間で超音波を送受するステップと、3次元位置検出手段が前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出するステップと、記憶手段が前記超音波探触子で前記被検体の体表を走査して取得された3次元画像データ及び前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶するステップと、規格画像データ設定手段が前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定するステップと、規格画像データ生成手段が前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成するステップとを含むことを特徴とする超音波診断装置の規格画像データ生成方法。

【請求項 10】

超音波探触子が被検体との間で超音波を送受するステップと、記憶手段が前記超音波探触子を前記被検体のスライス断面に直交する方向に、かつ一定速度で走査して取得された3次元画像データを記憶するとともに、前記超音波探触子の走査に基づいて前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報を生成して記憶するステップと、規格画像データ設定手段が前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、生成された前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定するステップと、規格画像データ生成手段が前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成するステップとを含むことを特徴とする超音波診断装置の規格画像データ生成方法。

【請求項 11】

超音波探触子が被検体との間で超音波を送受するステップと、3次元位置検出手段が前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出するステップと、記憶手段が前記超音波探触子により取得される動画像データと該動画像データの時間情報と前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶するステップと、規格画像データ設定手段が前記時間情報と前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記記憶手段に記憶された前記動画像データの各静止画像データに予め定められた規格画像データ構造の時間情報と画像位置情報と傾き情報を設定するステップと、規

10

20

30

40

50

格画像データ生成手段が前記各静止画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された時間情報と画像位置情報と傾き情報を付加して動画規格画像データを生成するステップとを含むことを特徴とする超音波診断装置の規格画像データ生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、同一又は異なる超音波診断装置の相互間、又は超音波診断装置と他のモダリティ画像撮像装置との間で、画像データの位置情報を相互に利用する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体内部の断層像をリアルタイムで簡便に取得できることから広く活用されている。例えば、CT撮像装置のようなX線被爆がないことから、定期的に行なうことにより疾患を早期発見に繋がる診断に有用である。このような用途に超音波診断装置を用いる場合は、過去に撮像した超音波画像(静止画)と今回撮像した超音波画像(静止画)を比較して診断を行なうことが好ましい。

【0003】

そこで、特許文献1には、人体などの被検体の過去のボリュームデータを被検体座標系に対応付けて取得しておき、今回撮像した超音波画像の断層面(スキャン面)の座標情報を被検体座標系にて算出し、算出した断層面の座標情報に一致する断層像をボリュームデータから抽出してリファレンス画像を再構成して両者を表示モニタに表示することが提案されている。

【0004】

また、超音波診断装置を用いて肝臓等の臓器に発生した病変部の治療を行う場合、治療前に治療計画を立て、治療中は治療部位をガイドし、治療後に治療部位を観察して治療効果を確認する利用法がある。この場合、超音波画像よりも空間分解能及び広視野に優れたCT画像などの他のモダリティ画像と比較することが有用である。このような、超音波診断装置による治療の術前、術中、術後の観察には、特許文献1に記載されているように、CT画像のほか、MR画像、PET画像、他モダリティ画像と連携して、治療部位の超音波画像に対応した他モダリティ画像の静止画を表示して対比するのが有効である。

【0005】

ところで、CT画像、MR画像等の場合、NEMA(北米電子機器工業会)の規格であるDICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine)のデータ構造には、スライス画像ごとに3次元被検体座標系の位置情報を定義するデータ要素が規格化されている。これによれば、CT画像、MR画像等の画像データにDICOMデータ要素を設定することにより、同一スライス位置の異なるモダリティ画像の並列表示、画像のフュージョン、画像相互の3次元的位置関係の表示や解析が可能である。つまり、異なるモダリティ画像の3次元位置合わせを容易に行えるから、病院情報システムにおいて、各種モダリティコンソール、ビューワなど、様々な表示や解析が可能である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2005-296436号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、超音波画像の属性を管理するDICOMデータ構造には、画像の3次元位置情報を保持するデータ要素が規格として定義されていない。その理由は、超音波診断装置は他のモダリティ画像撮像装置と異なり、撮像しながらリアルタイムで超音波画像をモニタに表示できるという簡便かつ優位性があり、被検体である患者をベッドなどに固定することなく

10

20

30

40

50

、かつ超音波探触子の位置及び姿勢を自由に操作して撮像できることにある。

【0008】

上記の超音波診断装置で取得した過去の超音波画像と今回取得した超音波画像を対比する場合は、被検体座標系及び位置情報が相違するから、画像の位置合せをすることは必ずしも容易ではない。また、特許文献1には、CT装置などの他の撮像装置撮像したモダリティ画像の被検体座標系と、超音波装置で取得した超音波画像の被検体座標系の位置合せ法については、具体的に提案されていない。

【0009】

本発明が解決しようとする課題は、同一又は異なる超音波診断装置の相互間、又は超音波診断装置と他のモダリティ画像撮像装置との間で、画像データの位置情報を相互に利用できるようにすることにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するため、本発明の第1の態様の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出する3次元位置検出手段と、前記超音波探触子で前記被検体の体表を走査して取得された3次元画像データ及び前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定する規格画像データ設定手段と、前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成する規格画像データ生成手段とを備えて構成としたことを特徴とする。

20

【0011】

また、本発明の第1の態様の超音波診断装置の規格画像データ生成方法は、超音波探触子が被検体との間で超音波を送受するステップと、3次元位置検出手段が前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出するステップと、記憶手段が前記超音波探触子で前記被検体の体表を走査して取得された3次元画像データ及び前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶するステップと、規格画像データ設定手段が前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定するステップと、規格画像データ生成手段前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成するステップとを含むことを特徴とする。

30

【0012】

このように、本発明の第1の態様によれば、3次元位置検出手段により検出された位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定するようにしたことから、異なる超音波診断装置により撮像されたそれぞれの超音波画像の画像位置情報と傾き情報を共通データで表すことができ、2つの画像データの位置情報を相互に利用できる。なお、本発明の規格画像データ構造を他のモダリティ撮像装置にも適用すれば、超音波診断装置と他のモダリティ画像撮像装置との間で、画像データの位置情報を相互に利用できる。この場合、規格画像データ構造としてDICOMのデータ構造を採用することができる。

40

【0013】

これにより、本発明の第1の態様によれば、過去に取得した超音波画像と今回取得した超音波画像が異なる超音波診断装置で撮像されている場合であっても、本発明により生成される3次元規格画像データによれば、画像位置情報及び傾き情報の定義が規格により共

50

通化されているから、例えば、2つの被検体座標系の画像の原点位置と傾きを調整するだけで、容易に画像の位置合せを行うことができる。

【0014】

規格画像データ構造において、画像位置情報には、画像の原点位置及びスライス画像の配列間隔を含むことができ、画像の原点座標は画像の左上隅の画素中心などに設定できる。また、超音波探触子の傾きを画像の傾きとして表し、被検体の座標系の各軸(X軸、Y軸、Z軸)に対する傾き角度で表すことができる。

【0015】

本発明の第2の態様は、第1の態様に加えて、前記規格画像データ構造は、各スライス画像データの画素間隔、画素の行列数を含み、前記規格画像データ設定手段は、前記3次元画像データに基づいてボクセル間距離及びボクセル数を求めて前記各スライス画像データの画素間隔と画素の行列数を設定することができる。これによれば、さらに、異なる超音波診断装置の相互間、又は超音波診断装置と他のモダリティ画像撮像装置との間で、一層、画像データの位置情報を相互に利用できる。ここで、画素間隔とは2次元スライス画像を構成する画素間の寸法であり、画素の行列数とは2次元スライス画像を構成する行方向の画素数と列方向の画素数である。

10

【0016】

また、本発明の第3の態様は、第1の態様に加えて、前記位置センサを前記被検体の解剖学的特徴部位に位置合せして位置センサ座標系の原点位置を被検体座標系の原点位置に調整する座標変換手段を備えることができる。これによれば、被検体座標系により規格画像データ構造を定義できるから、一層容易に2つの画像間の位置合せを行なうことができる。また、解剖学的特徴部位としては、剣状突起、肋骨下部の突起、腰骨の少なくとも1つ以上を選択できる。この場合において、複数の解剖学的特徴部位を用いれば、被検体座標系と位置センサ座標系とを精度よく対応付けることができる。

20

【0017】

さらに、第1の態様において、他のモダリティ画像撮像装置で撮像した3次元規格画像データの内の2次元規格画像を参照画像としてモニタに表示するとともに、前記位置センサの位置及び傾きを調整しながら前記超音波探触子で取得される超音波画像を前記モニタに表示し、前記モニタ上で前記参照画像と前記超音波画像とを比較して一致するように前記位置センサの座標系を前記参照画像の被検体座標系に調整する構成とすることができる。

30

【0018】

これによれば、超音波画像と他モダリティ画像との連携により、空間分解及び広視野に優れた例えばCT画像などと比較することが容易に行なえる。特に、超音波治療を行なう際、治療計画や経過観察は広視野で空間分解能に優れた他モダリティの画像と比較することができる。この場合、規格画像データ構造としてDICOMに規定されたデータ構造を利用すれば、3次元規格画像データを保存することにより、治療計画や経過観察をDICOM3次元表示装置などで行える。

【0019】

さらに、本発明の第4の態様は、第1の態様に加えて、心電波形と呼吸波形の少なくとも1つの体動波形を検出する体動検出手段を設け、前記記憶手段は、前記3次元画像データを取得しながら前記体動検出手段により検出される体動波形の特徴点からの時間情報を記憶し、前記規格画像データ構造は、前記体動波形の時間情報を含み、前記規格画像データ設定手段は、前記各スライス画像データの前記規格画像データ構造に前記時間情報を設定する構成とすることができる。

40

【0020】

本発明の第4の態様によれば、他の超音波診断装置又は他のモダリティ画像撮像装置と連携しない場合であっても、本発明に係る規格画像データ構造を用いた超音波診断装置単独で、有用な利用を図ることができる。例えば、胎児の診断を行なう場合、胎児は体内で移動するため被検体座標系で位置を把握することは必ずしも重要ではなく、しかも他のモ

50

ダリティ画像との連携は殆どないから、無被曝でリアルタイム性に優れた3次元超音波画像による表情の観察などの診断に最も適している。また、血流情報の3次元超音波画像からは、他のモダリティ画像では得ることができない情報が得られる。これらの診断において、規格画像データ構造により3次元超音波画像化することにより、検査後の観察、向きの変更などが可能となる。また、3次元計測などの解析処理を後から実施することが可能となる。

【0021】

さらに、本発明は、位置センサを有する3次元位置検出手段を用いない超音波診断装置に規格画像データ構造を適用して、有効利用を図ることができる。すなわち、本発明の第5の態様の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子を前記被検体のスライス断面に直交する方向に、かつ一定速度で走査して取得された3次元画像データを記憶するとともに、前記超音波探触子の走査に基づいて前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報を生成して記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、生成された前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定する規格画像データ設定手段と、前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成する規格画像データ生成手段とを備えて構成したことを特徴とする。

10

【0022】

また、本発明の第5の態様の超音波診断装置の規格画像データ生成方法は、超音波探触子が被検体との間で超音波を送受するステップと、記憶手段が前記超音波探触子を前記被検体のスライス断面に直交する方向に、かつ一定速度で走査して取得された3次元画像データを記憶するとともに、前記超音波探触子の走査に基づいて前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報を生成して記憶するステップと、規格画像データ設定手段が前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、生成された前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定するステップと、規格画像データ生成手段が前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成するステップと

20

30

【0023】

本発明の第5の態様によれば、本発明に係る規格画像データ構造を用いた超音波診断装置単独で、有用な利用を図ることができる。すなわち、超音波による診断部位によっては、例えば心臓や血管などの循環器系のように、同一の被検体であっても時々刻々形態が変化する時相情報を持つ診断部位がある。このような診断部位を撮像する場合、診断部位の形態変化に関連する心電波形や、心拍波形とともに3次元画像を取得し、特定時相に同期させた静止画を取得して種々の診断を行うことが知られている。例えば、スライス位置を移動しながら特定時相に対応する複数のスライス画像を複数時相について取得し、複数時相を持つ3次元画像を用いて、心臓の3次元動態解析、つまり、弁、心房、心室について動きの観察や、心房、心室の各時相における体積とその変化、駆出量などを行うことができる。この場合に、規格画像データ構造を用いて3次元規格画像データを生成することにより、前回検査との対比診断を容易に行うことができる。

40

【0024】

本発明の第6の態様は、本発明に係る規格画像データ構造を用いた超音波診断装置単独により動画像を取得して有用な利用を図るものである。すなわち、本発明の超音波診断装置の第6の態様は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出する3次元位置検出手段と、前記超音波探触子により取得される動画像データと該動画像データの時間情報と前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及

50

び傾きを取得して記憶する記憶手段と、前記時間情報と前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記記憶手段に記憶された前記動画像データの各静止画像データに予め定められた規格画像データ構造の時間情報と画像位置情報と傾き情報を設定する規格画像データ設定手段と、前記各静止画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された時間情報と画像位置情報と傾き情報を付加して動画規格画像データを生成する規格画像データ生成手段とを備えて構成されることを特徴とする。

【0025】

また、本発明の超音波診断装置の規格画像データ生成方法の第6の態様は、超音波探触子が被検体との間で超音波を送受するステップと、3次元位置検出手段が前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出するステップと、記憶手段が前記超音波探触子により取得される動画像データと該動画像データの時間情報と前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶するステップと、規格画像データ設定手段が前記時間情報と前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記記憶手段に記憶された前記動画像データの各静止画像データに予め定められた規格画像データ構造の時間情報と画像位置情報と傾き情報を設定するステップと、規格画像データ生成手段が前記各静止画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された時間情報と画像位置情報と傾き情報を付加して動画規格画像データを生成するステップとを含むことを特徴とする。

【0026】

本発明の第6の態様によれば、例えば心臓や血管などの循環器系のように、安静時と加負荷時とで形態が異なる部位を診断対象とする場合、安静時と加負荷時の動画像を取得して保存しておき、診断部位の各部の形態の変化(動き)を解析することがある。このような場合に、本発明の規格画像データ構造を用いて診断部位の3次元規格画像データを生成し、任意の断面の3次元的位置を把握することにより前回検査との対比診断を容易に行うことができる。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、異なる超音波診断装置の相互間、又は超音波診断装置と他のモダリティ画像撮像装置との間で、画像データの位置情報を相互に利用できる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の実施例1の超音波診断装置のブロック構成図

【図2】本発明の実施例1の超音波診断装置を利用した連携システムの構成図

【図3】本発明の実施例1の処理を示す概念図

【図4】本発明の実施例1の処理手順を示すフローチャート

【図5】DICOMデータ構造の例を示す図

【図6】被検体座標系における画像の配置とDICOMタグとの関係を説明する図

【図7】DICOMにおける超音波画像の位置情報の表現例及び被検体座標系における画像の配置を示す図

【図8】本発明の実施例2の処理手順を示すフローチャート

【図9】本発明の実施例3の処理を示す概念図

【図10】本発明の実施例3の処理手順を示すフローチャート

【図11】本発明の実施例4の処理を示す概念図

【図12】本発明の実施例4の処理手順を示すフローチャート

【図13】本発明の実施例5の処理を示す概念図

【図14】本発明の実施例5の処理手順を示すフローチャート

【図15】本発明の実施例6の処理を示す概念図

【図16】本発明の実施例6の処理手順を示すフローチャート

【発明を実施するための形態】

【0029】

以下、本発明の超音波診断装置を実施例に基づいて説明する。

【実施例1】

【0030】

図1に、本発明の実施例1の超音波診断装置のブロック構成図を示す。図1に示すように、超音波探触子1は周知の構成を有し、被検体との間で超音波を送受するようになっている。超音波送受信回路2は、超音波探触子1を駆動して超音波を被検体に送波するとともに、被検体から発生される反射エコー信号を受波し、所定の受信処理を行ってRFデータを超音波信号変換部3に出力するようになっている。超音波信号変換部3は、入力されるRFデータに基づいてRFフレームデータごとに2次元画像データに変換してモニタである画像表示部4に出力表示するようになっている。また、超音波信号変換部3は、変換した複数の2次元画像データを記憶手段である画像及び画像情報保存部5に3次元画像データとして格納するようになっている。

10

【0031】

一方、超音波探触子1には、3次元位置検出手段としての位置センサユニット9が接続されている。位置センサユニット9は、図2に示すように、超音波探触子1に取り付けられた3次元の位置センサ11と、被検体の周囲に例えば3次元の磁場空間を形成するトランスミッター12を有して形成されている。位置センサユニット9により検出された位置センサ11の位置及び傾きを含む位置情報は、位置情報入力部10を介して画像及び画像情報保存部5に格納されるようになっている。この位置情報は、超音波信号変換部3から入力される各RFフレームデータに対応させて、画像及び画像情報保存部5に格納されるようになっている。これにより、画像及び画像情報保存部5には、超音波探触子1で被検体の体表を走査して取得された3次元画像データ及び位置センサユニット9により検出された位置センサ11の位置情報が対応付けて格納される。

20

【0032】

DICOMデータ変換部6は、画像及び画像情報保存部5に格納された3次元画像データを、規格画像データの1種である周知のDICOMデータに変換して、再び画像及び画像情報保存部5に格納するようになっている。すなわち、DICOMデータ変換部6は、DICOMデータ設定手段とDICOMデータ生成手段とを有して構成されている。DICOMデータ設定手段は、画像及び画像情報保存部5に記憶された3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、位置センサ11の位置情報に基づいて、各スライス画像データに予め定められたDICOMデータ構造のデータ要素である画像位置情報と傾き情報を設定するようになっている。DICOMデータ生成手段は、各スライス画像データに設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成して、画像及び画像情報保存部5に記憶させるようになっている。

30

【0033】

また、図1、2に示すように、超音波診断装置20を構成する超音波信号変換部5とDICOMデータ変換部6は、それぞれ画像送受信部7を介してネットワークに接続され、ネットワークに接続されたCT22、MR23などの他のモダリティ画像撮像装置、又はビューワ(Viewer)24、PACS25などのDICOMサーバとの間で画像データを送受可能になっている。

40

【0034】

ここで、図3の概念図及び図4のフローチャートを参照して、実施例1の詳細構成を動作とともに説明する。まず、超音波探触子1に3次元の位置センサ11を装着し(S1)、位置センサ座標系の超音波探触子1の3次元的位置情報を取得しながら超音波3次元画像データを取得し、画像及び画像情報保存部6に保存する(S2)。3次元的位置情報としては、センサ位置(x1、y1、z1)、センサ傾き(p1、q1、r1)からなる。3次元位置センサとしては、本実施例の磁気位置センサのほか、光学的位置センサなど、超音波探触子1の3次元的位置及び傾きを検出できれば、これらに限られない。また、3次元画像データの取得は、超音波探触子1を体表面上で走査する他、3次元専用の超音波探触子を用いることができる。さらに、3次

50

元画像データは、ボクセルデータ、マルチスライスデータ、RAW(生)データなど形式は問わない。画像及び画像情報保存部6は、メモリ上での保持、データベース、ファイリングシステム、あるいはこれらの組合せでもよい。

【0035】

次いで、DICOMデータ変換部6において、DICOMデータ変換を実行する(S3)。変換されたDICOMデータは、それぞれ画像送信部7を介してネットワークに接続されたCT22、MR23などの他のモダリティ画像撮像装置、又はビューワ(Viewer)24、PACS25などのDICOMサーバに転送され、あるいはメディアR/W部8を介してDICOMメディアに書き込まれる(S4)。転送先のDICOMサーバで、超音波DICOM画像の3次元表示や3次元解析を行う(S5)。一方、DICOMメディアに書き込まれたDICOMデータは、DICOM装置に読み込まれ、超音波DICOM画像の3次元表示や3次元解析を行う(S6)。

10

【0036】

ここで、DICOMデータ変換部6の詳細な構成及び動作を説明する。DICOMデータ変換部6では、DICOM画像の種類(SOP Class)としてユーエスイメージストレージ(US Image Storage)のリタイア又は新規(Retired又はNew)を用いる。ユーエスイメージストレージであれば、圧縮の可否は問わない。

【0037】

位置センサ11の3次元の位置情報としては、画像位置(Image Position)(0020,0032)、画像傾き(Image Orientation)(0020,0037)のほか、参照フレーム(Frame of Reference UID)(0020,0052)であり、次に説明するようにDICOMデータ構造の対応するデータ要素に設定する。

20

【0038】

また、DICOMデータ要素には、画素間隔(Pixel Spacing)(0028,0030)、画素の行(Rows)(0028,0010)の数及び列(Columns)(0028,0011)の数が規定されている。そこで、3次元画像データに基づいてボクセル間距離(s,t,u)及びボクセル数(l,m,n)を求めて、各スライス画像データの画素間隔と画素の行列数を設定して、DICOMデータに変換する。また、画像及び画像情報保存部5に記憶された3次元画像データを複数のスライス画像データに分割する。分割した各スライス画像データに設定されたDICOMデータ構造のデータ要素に対応する情報を設定する。これにより、DICOM画像データが生成される。生成された3次元のDICOM画像データは、画像及び画像情報保存部5に記憶される。

30

【0039】

ここで、図5～図7を参照して、DICOMデータ構造及びそのデータ要素について説明する。DICOMデータ構造及びそのデータ要素は、参考文献：DICOM Part 3: Information Object Definitions (2007)に記載されている。図5に示すように、DICOMには、CT、MR、PETなどの3次元位置情報を保持するデータ要素を含むイメージプレーン(Image Plane)モジュールが定義されている。ここで、3次元位置情報を保持するデータ要素としては、前述したように、画像位置(Image Position)(0020,0032)、画像傾き(Image Orientation)(0020,0037)、画素間隔(Pixel Spacing)(0028,0030)、参照フレーム(Frame of Reference UID)(0020,0052)がある。

40

【0040】

これらのモダリティ画像は、被検体が横臥するテーブル(ベッド)を通常有しており、テーブルの移動量を画像の3次元的位置情報に置き換えることが容易であるという特徴を持っている。これに対して超音波(US)画像では、図5に示すように、3次元位置情報を保持するデータ要素を含むイメージプレーン(Image Plane)モジュールが定義されていない。そこで、本実施例1では、DICOMデータ要素にUSの3次元位置情報を付加することを提案するものである。

【0041】

図6に示すように、DICOMの座標系は右手系であり、被検体を基本とする被検体座標系である。すなわち、

X方向：R(Right) L(Left)方向

50

Y方向: A(Anterior) P(Posterior)方向

Z方向: F(Foot) H(Head)方向

したがって、被検体座標系における画像の3次元的な配置は、以下のタグ(Tag)により与えられる。

【0042】

画像位置Image Position (Patient) (0020,0032)

: (x0,y0,z0) : [mm] : 基準点の座標。画素の中心位置

画像傾きImage Orientation (Patient) (0020,0037)

: (x1,y1,z1,x2,y2,z2) : [-] : Row方向とColumn方向の単位ベクトル

画素列数Rows (0028,0010)

: r[-] : Column方向のピクセル数

画素行数Columns (0028,0011)

: c[-] : Row方向のピクセル数

画素間隔Pixel Spacing (0028,0030)

: (Pr,Pc) [mm] : Row方向とColumn方向のピクセル間隔

ここで、画素列数と画素行数は、画像の基準点(図示例では、右上隅)の画素である。

【0043】

図7に、超音波画像についてDICOMデータ要素に3次元位置情報を付加した表現の一例を示す。図において、画像位置Image Position (Patient)(0020,0032)の値(Value)は、1枚目のスライス画像の位置は「0」で、これに対し2枚目の画像の位置はZ方向に「-0.9」mm変化し、10枚目の画像は「-8.1」mm変化していることが分かる。また、画像傾きImage Orientation (Patient) (0020,0037)は、傾きが同じであるとして表現している。また、画素列数Rowsは「382」、画素行数Columnsは「497」、画素間隔Pixel SpacingはPr、Pcともに「0.4416194」であることがわかる。

【0044】

このように規定された超音波画像のDICOMデータに基づいて、超音波の3次元画像データの位置情報を表現することにより、異なる超音波診断装置により撮像されたそれぞれの超音波画像の画像位置情報と傾き情報を共通データで表すことができ、2つの画像データの位置情報を相互に利用できる。また、本実施例では、他のモダリティ撮像装置に適用されているDICOMデータにより、超音波画像を表現できることから、超音波診断装置と他のモダリティ画像撮像装置との間で、画像データの位置情報を相互に利用できる。なお、本発明の規格画像データ構造は、DICOMデータ構造に限定されるものではないが、広く採用されているDICOMのデータ構造を採用することが好ましい。

【0045】

また、本実施例により生成された超音波DICOM画像を、図1の画像送受信部7からDICOMサーバに転送したり、又はメディアR/W部8にてメディアにDICOMファイルとして書き込みを行うことができる。この場合、転送先のDICOMサーバや、メディア経由でDICOMファイルを読込んだDICOM装置で、超音波DICOM画像の3次元表示や3次元解析を行うことができる。ここで、3次元表示には各種レンダリング処理、MPRなどが含まれる。さらに、3次元解析には体積などの3次元測定の他、任意の断面に対する距離、角度などの2次元測定も含まれる。また、本実施例の超音波診断装置20で超音波DICOM画像を読み込み、超音波DICOM画像の3次元表示や3次元解析を行うことも可能である。

【0046】

以上説明したように、本実施例によれば、過去に取得した超音波画像と今回取得した超音波画像が同一又は異なる超音波診断装置で撮像されている場合であっても、本発明により生成される3次元規格画像データは、画像位置情報及び傾き情報の定義が規格により共通化されているから、例えば、2つの被検体座標系の画像の原点位置と傾きを調整するだけで、容易に画像の位置合せを行うことができる。

【0047】

また、本実施例によれば、DICOMデータに、各スライス画像データの画素間隔と画素の

10

20

30

40

50

行列数を設定することができるから、異なる超音波診断装置の相互間、又は超音波診断装置と他のモダリティ画像撮像装置との間で、一層、画像データの位置情報を相互に利用できる。

【実施例2】

【0048】

図8に、本発明の超音波診断装置の実施例2における処理手順のフローチャートを示す。本実施例が、実施例1と相違する点は、3次元の位置センサ11の座標系の原点を被検体の解剖学的特徴部位に位置合せする被検体座標系の原点位置に調整する座標変換手段を備設けたことにある。その他の点は、実施例1と同様であることから説明を省略する。図8に示すように、図4のフローチャートのステップS1の次に、被検体の解剖学的特徴部位で位置センサ座標系の原点を調整するステップS8を追加した。

10

【0049】

本実施例によれば、位置センサ11により検出された位置情報を、DICOM画像データで用いられている被検体座標系で定義できるから、一層容易に2つの画像間の位置合せを行なうことができる。また、例えば、複数回の検査により得られた超音波画像間で、容易に画像比較を行うことができる。なお、解剖学的特徴部位としては、剣状突起、肋骨下部の突起、腰骨の少なくとも1つ以上を選択できる。この場合において、複数(例えば、3つ)の解剖学的特徴部位を用いれば、位置センサ座標系の傾きを被検体座標系に合わせることができ、精度のよい画像位置データを取得できる。

【実施例3】

20

【0050】

図9に本発明の超音波診断装置の実施例3の概念図を示し、図10に本実施例における処理手順のフローチャートを示す。本実施例が実施例1、2と相違する点は、位置センサ座標系を他のモダリティ画像撮像装置であるCT撮像装置で撮像したDICOMデータを参照画像としてモニタに表示するとともに、位置センサ11の位置及び傾きを調整しながら超音波画像を取得してモニタに表示し、モニタ上で参照画像と超音波画像とを比較して一致するように位置センサ11を参照画像の被検体座標系に調整することにより、位置センサ座標系をCT画像のDICOMデータの座標系である被検体座標系に一致させるようにしたことにある。

【0051】

すなわち、図10のフローチャートに示すように、実施例2のステップS8に代えて、リアルタイム超音波画像とCT画像のDICOMデータの参照画像とを比較して、位置センサ座標系をCT画像の被検体座標系に一致させるステップS9を設けている。また、ステップS3のDICOMデータ変換を、ステップS10のように、CT画像の被検体座標系にDICOMデータ変換するようにしている。

30

【0052】

本実施例によれば、超音波画像と他モダリティ画像との連携により、空間分解及び広視野に優れた例えばCT画像などと比較することが容易に行なえる。特に、超音波治療を行なう際、治療計画や経過観察は広視野で空間分解能に優れた他モダリティの画像と比較することができる。この場合、規格画像データ構造としてDICOMに規定されたデータ構造を利用すれば、DICOM3次元画像を保存することにより、治療計画や経過観察をDICOM3次元表示装置などで行える。

40

【0053】

本実施例は、CT画像だけでなく、MR画像、超音波画像などでもよい。超音波画像のDICOMデータ要素設定に際して、CT画像のDICOMデータから3次元位置情報を取得してCT被検体座標系情報を得る。そして、位置センサ座標系により取得した3次元的位置情報を、CT被検体座標系へ変換し、超音波画像のDICOMデータ要素を設定する。これにより参照するCT画像と同じ被検体座標系で超音波画像を扱うことができる。

【実施例4】

【0054】

図11に本発明の超音波診断装置の実施例4の概念構成図を示し、図12に本実施例の処理

50

手順のフローチャートを示す。本実施例が、他の実施例と相違する点は、位置センサを用いない超音波診断装置に規格画像データ構造を適用して、有効利用を図ることができる例である。

【0055】

すなわち、本実施例は、図11及び図12に示すように、超音波探触子1に位置センサを装着しないで(S11)、超音波探触子1を被検体のスライス断面に直交する方向に、かつ指定した一定速度で走査して取得された3次元画像データを記憶するとともに、超音波探触子1の走査条件に基づいて超音波探触子の3次元位置及び傾き情報を内部生成する(S12)。次に、内部生成した3次元位置情報を基にして、DICOMデータ要素を設定する(S13)。

【0056】

本実施例の場合、ステップS13におけるDICOMデータ要素の設定は、他の実施例と次の点で異なる。まず、画像位置(Image Position)、画像の傾き(Image Orientation)は、任意のスライス位置、例えばスライス1枚目の左上角のピクセル中心を原点として、行(Row)方向をX、列(Column)方向をY、探触子走査方向をZとして設定する。その他の点は、実施例1等と同様であることから、説明は省略する。

【0057】

例えば、胎児の診断を行なう場合、胎児は体内で移動するため被検体座標系で位置を把握することは必ずしも重要ではないが、無被曝でリアルタイム性に優れた超音波画像による診断が最も適している。特に、3次元画像による表示は、胎児の表面形状の観察に適しており、胎児の表情観察は医師だけでなく被検体の家族への提供が要望されている。また、血流情報の3次元表示からは、他のモダリティでは得ることができない情報が得られる。胎児の3次元解析としては、頭部容積や、脊椎に沿った長さ、大腿骨の長さなどの把握にも適している。胎児では人体座標系や、他モダリティとの関係は重要ではない。しかし、3次元化することにより、胎児の表情や血流情報の観察が容易になる。さらに、DICOMで3次元化することにより、検査後の観察、向きの変更などが可能となる。また、3次元計測などの解析処理を後から実施することが可能となる。

【実施例5】

【0058】

図13に本発明の超音波診断装置の実施例5の概念構成図を示し、図14に本実施例の処理手順のフローチャートを示す。本実施例が、他の実施例と相違する点について説明する。図13、図14に示すように、心電波形と呼吸波形の少なくとも1つの体動波形を検出する体動検出手段である生体情報センサ13を被検体に装着する(S15)。次いで、3次元画像データを取得しながら生体情報センサ13により検出される体動波形の特徴点からの時間情報を記憶する(S16)。さらに、DICOMデータ変換部6は、各スライス画像データのDICOMデータ構造に含まれる体動波形の時間情報のデータ要素に時間情報を設定して、DICOMデータ変換する(S17)。その他の点は、実施例1と同様であるから説明を省略する。

【0059】

例えば、ステップS16で、画像のスライス位置を決め、例えば、心電図を取得しながらR波からの遅延時間を設定し、画像のスライス位置を移動しながら、各時相の画像を取得していくことにより、複数スライス、複数時相の画像を取得する。この複数時相を持つ3次元画像を用いて、心臓の3次元動態解析を行うことができる。3次元動態解析としては、弁、心房、心室について動きの観察や、心房、心室の各時相における体積とその変化、駆出量などを計測できる。このように、心臓の3次元動態解析のため時相情報を持つ複数スライスの静止画取得が有効である。時間情報としては、心電同期であればR波からの時相遅れ、呼吸同期であれば最大呼気からの時相遅れなどがある。

【0060】

本実施例によれば、DICOMデータ構造を用いた超音波診断装置単独で、有用な利用を図ることができる。すなわち、超音波による診断部位によっては、例えば心臓や血管などの循環器系のように、同一の被検体であっても時々刻々形態が変化する時相情報を持つ診断部位がある。このような診断部位を撮像する場合、診断部位の形態変化に関連する心電波

10

20

30

40

50

形や、心拍波形とともに3次元画像を取得し、特定時相に同期させた静止画を取得して種々の診断を行うことが知られている。例えば、スライス位置を移動しながら特定時相に対応する複数のスライス画像を複数時相について取得し、複数時相を持つ3次元画像を用いて、心臓の3次元動態解析、つまり、弁、心房、心室について動きの観察や、心房、心室の各時相における体積とその変化、駆出量などを行うことができる。この場合に、規格画像データ構造を用いて3次元規格画像データを生成することにより、前回検査との対比診断を容易に行うことができる。

【0061】

DICOMデータ変換部6では、超音波3次元データをスライス画像に分割し、スライス画像毎に3次元的位置情報と時間情報を含むDICOMデータ要素を設定する。DICOMデータ要素の時間情報として、例えばImage Trigger Delay (0018,1067)を設定する。3次元的位置情報と時間情報を含む超音波DICOM画像の利用法は、実施例1と同じである。DICOM装置で、超音波DICOM画像の4次元表示や4次元解析を行う。

4次元表示には各種レンダリング処理、MPRなどの動画が含まれる。4次元解析には体積などの時相ごとの3次元測定その他、任意の断面に対する時相ごとの距離、角度などの2次元測定も含まれる。また、超音波診断装置20で超音波DICOM画像を読み込み、超音波DICOM画像の4次元表示や4次元解析を行うことができる。

【実施例6】

【0062】

図15に本発明の超音波診断装置の実施例6の概念構成図を示し、図16に本実施例の処理手順のフローチャートを示す。本実施例が、他の実施例と相違する点は、本発明に係る規格画像データ構造を用いた超音波診断装置単独により動画を取得して有用な利用を図るものである。

【0063】

図16に示すように、超音波探触子1により取得される動画データと、その動画データの時間情報と3次元位置検出手段により検出される位置センサの位置及び傾きを取得して記憶する(S18)。そして、時間情報と検出された位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、記憶された動画データの各静止画像データに予め定められたDICOMデータ構造の時間情報と画像位置情報と傾き情報を設定し、各静止画像データにDICOMデータ構造のデータ要素に設定された時間情報と画像位置情報と傾き情報を付加してDICOM動画データを生成する(S19)。DICOMデータは、図15に示すように、データ要素にフレーム時間(Frame Time) (0018,1063)が規定されている。その他の点は、実施例1と同様であるから、説明を省略する。

【0064】

本実施例によれば、例えば心臓や血管などの循環器系のように、安静時と加負荷時とで形態が異なる部位を診断対象とする場合、安静時と加負荷時の動画を取得して保存しておき、診断部位の各部の形態の変化(動き)を解析することがある。このような場合に、本発明の規格画像データ構造を用いて診断部位の3次元規格画像データを生成し、任意の断面の3次元的位置を把握することにより前回検査との対比診断を容易に行うことができる。

【0065】

例えば、心臓のストレス解析では、心臓のある断面に対して、安静時と加負荷時の動画を保存し、心房、心室の動きを解析する。これにより心臓の部分的な状況を把握することができる。断面の3次元的位置を把握することにより、前回検査との比較が可能となる。つまり、心臓のストレス解析においては、ある断面に対して動画の取得が必要であり、断面の3次元的位置を把握することにより、前回検査との比較が可能となる。

【0066】

本実施例において、超音波動画データは、JPEGなどどんな形でも構わない。DICOMデータの時間情報としては、フレーム情報などがある。DICOMデータ変換部6で、動画に3次元的位置情報と時間情報を含むDICOMデータ要素を設定する。時間情報としては例えばF

10

20

30

40

50

rame Time (0018,106)を設定する。このようにして生成された3次元的な位置情報と時間情報を含む超音波DICOM画像の利用法に関しては、実施例1と同様である。特に、転送先のDICOMサーバや、メディア経由でDICOMファイルを読込んだDICOM装置で、超音波DICOM画像の動画表示や動画解析を行う。動画表示には同一スライスに対する比較表示が含まれる。動画解析にはドップラー、エラストなどの2次元的な測定も含まれる。また、超音波診断装置20で超音波DICOM画像を読み込み、超音波DICOM画像の動画表示や動画解析を行うことができる。

【0067】

また、添付図面を参照して、本発明に係る超音波診断装置等の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

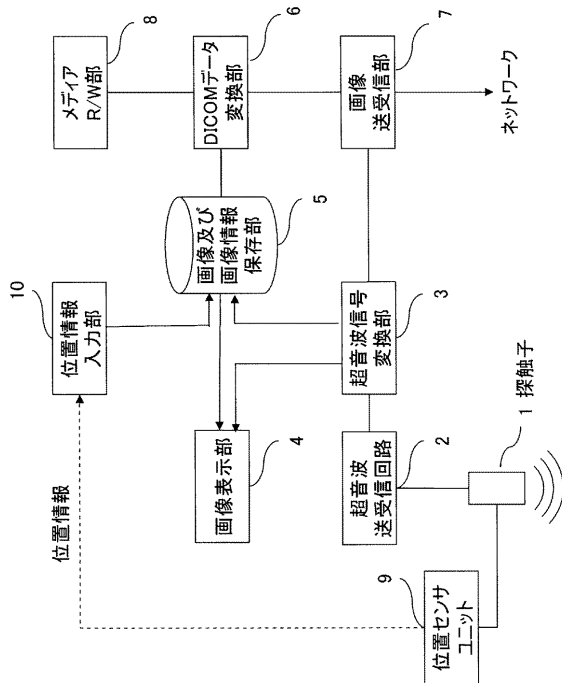
10

【符号の説明】

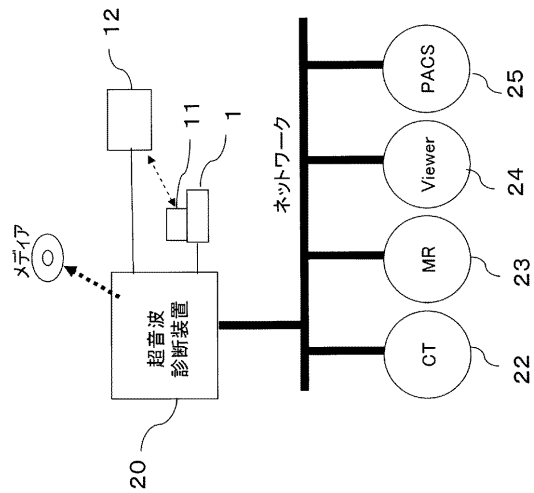
【0068】

- 1 超音波探触子、2 超音波送受信回路、3 超音波信号変換部、4 画像表示部、5 画像及び画像情報保存部、6 DICOMデータ変換部、7 画像送信部、8 メディアR/W部、9 位置センサユニット、10 位置情報入力部

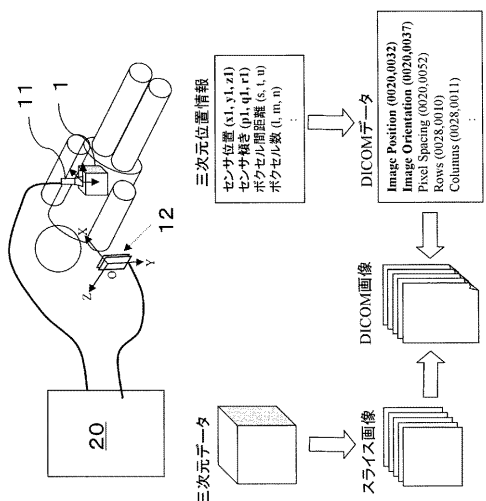
【図1】



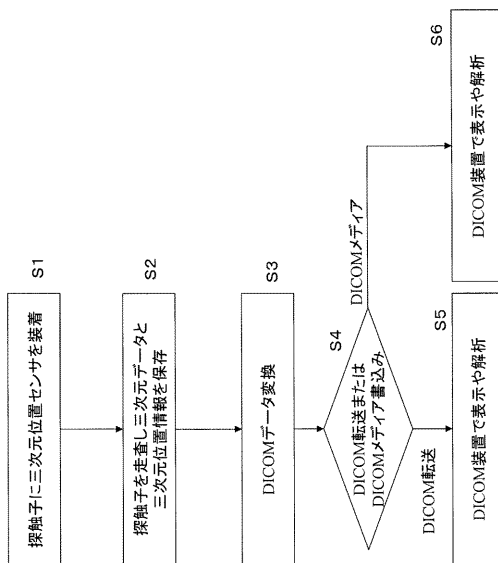
【図2】



【 図 3 】



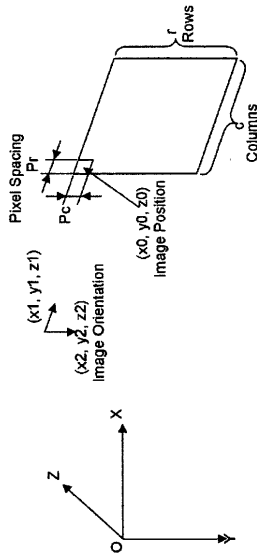
【 図 4 】



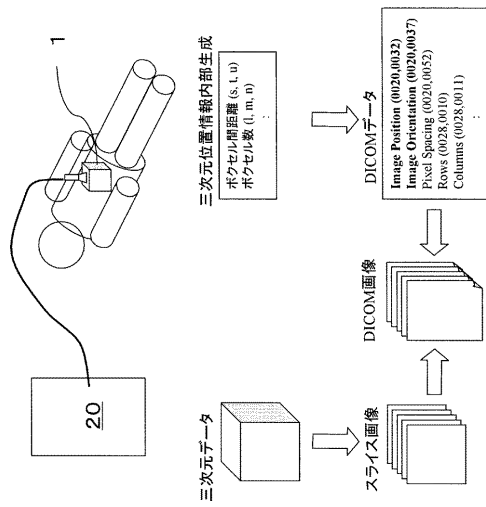
【 図 5 】

CT Image CO Module Table		RT Image CO Module Table		US Image CO Module Table		US Multi Plane Image CO Module Table	
Element	Module	Element	Module	Element	Module	Element	Module
Private	Private	Private	Private	Private	Private	Private	Private
Manufacturer	Manufacturer	Manufacturer	Manufacturer	Manufacturer	Manufacturer	Manufacturer	Manufacturer
Model	Model	Model	Model	Model	Model	Model	Model
Series	Series	Series	Series	Series	Series	Series	Series
Study	Study	Study	Study	Study	Study	Study	Study
Image Position	Image Position	Image Position	Image Position	Image Position	Image Position	Image Position	Image Position
Image Orientation	Image Orientation	Image Orientation	Image Orientation	Image Orientation	Image Orientation	Image Orientation	Image Orientation
Pixel Spacing	Pixel Spacing	Pixel Spacing	Pixel Spacing	Pixel Spacing	Pixel Spacing	Pixel Spacing	Pixel Spacing
Rows	Rows	Rows	Rows	Rows	Rows	Rows	Rows
Columns	Columns	Columns	Columns	Columns	Columns	Columns	Columns
Image Position (0020,0032)	Image Position (0020,0032)	Image Position (0020,0032)	Image Position (0020,0032)	Image Position (0020,0032)	Image Position (0020,0032)	Image Position (0020,0032)	Image Position (0020,0032)
Image Orientation (0020,0037)	Image Orientation (0020,0037)	Image Orientation (0020,0037)	Image Orientation (0020,0037)	Image Orientation (0020,0037)	Image Orientation (0020,0037)	Image Orientation (0020,0037)	Image Orientation (0020,0037)
Pixel Spacing (0028,0052)	Pixel Spacing (0028,0052)	Pixel Spacing (0028,0052)	Pixel Spacing (0028,0052)	Pixel Spacing (0028,0052)	Pixel Spacing (0028,0052)	Pixel Spacing (0028,0052)	Pixel Spacing (0028,0052)
Rows (0028,0010)	Rows (0028,0010)	Rows (0028,0010)	Rows (0028,0010)	Rows (0028,0010)	Rows (0028,0010)	Rows (0028,0010)	Rows (0028,0010)
Columns (0028,0011)	Columns (0028,0011)	Columns (0028,0011)	Columns (0028,0011)	Columns (0028,0011)	Columns (0028,0011)	Columns (0028,0011)	Columns (0028,0011)

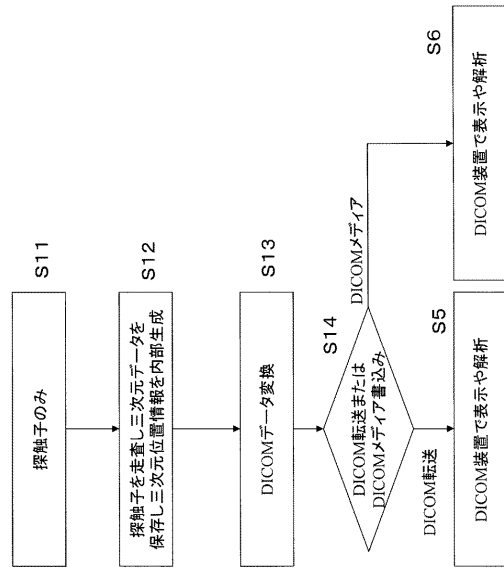
【 図 6 】



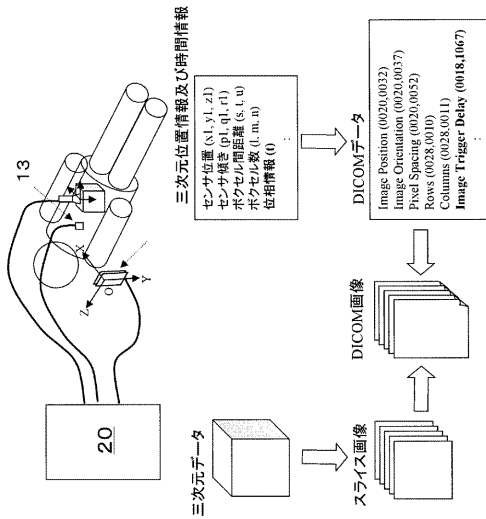
【 図 1 1 】



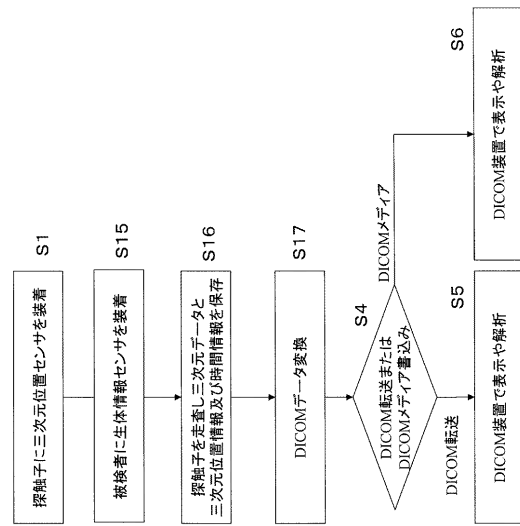
【 図 1 2 】



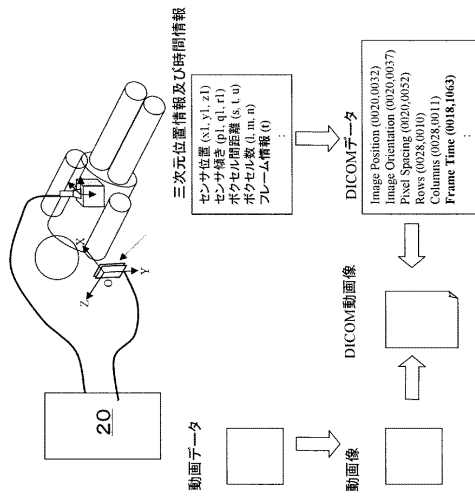
【 図 1 3 】



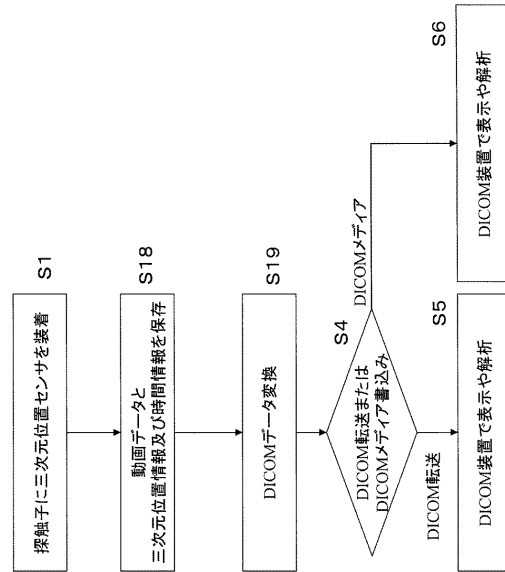
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 手続 補正書 】

【 提出日 】 平成23年5月20日 (2011.5.20)

【 手続 補正 1 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】 全文

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出する3次元位置検出手段と、前記超音波探触子で前記被検体の体表を走査して取得された3次元画像データ及び前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定する規格画像データ設定手段と、前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成する規格画像データ生成手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【 請求項 2 】

請求項1記載の超音波診断装置において、

さらに、前記規格画像データ構造は、各スライス画像データの画素間隔、画素の行列数を含み、

前記規格画像データ設定手段は、前記3次元画像データに基づいてボクセル間距離及び

ボクセル数を求めて、前記各スライス画像データの前記規格画像データ構造の画素間隔と画素の行列数を設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1記載の超音波診断装置において、

さらに、前記位置センサを前記被検体の解剖学的特徴部位に位置合せして位置センサ座標系の原点位置を被検体座標系の原点位置に調整する座標変換手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

請求項3記載の超音波診断装置において、

前記解剖学的特徴部位は、剣状突起、肋骨下部の突起、腰骨の少なくとも1つ以上であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】

請求項1記載の超音波診断装置において、

他のモダリティ画像撮像装置で撮像した3次元規格画像データの内の2次元規格画像を参照画像としてモニタに表示するとともに、前記位置センサの位置及び傾きを調整しながら前記超音波探触子で取得される超音波画像を前記モニタに表示し、前記モニタ上で前記参照画像と前記超音波画像とを比較して一致するように前記位置センサの座標系を前記参照画像の被検体座標系に調整することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】

請求項1記載の超音波診断装置において、

さらに、心電波形と呼吸波形の少なくとも1つの体動波形を検出する体動検出手段を設け、

前記記憶手段は、前記3次元画像データを取得しながら前記体動検出手段により検出される体動波形の特徴点からの時間情報を記憶し、

前記規格画像データ構造は、前記体動波形の時間情報を含み、

前記規格画像データ設定手段は、前記各スライス画像データの前記規格画像データ構造に前記時間情報を設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子を前記被検体のスライス断面に直交する方向に、かつ一定速度で走査して取得された3次元画像データを記憶するとともに、前記超音波探触子の走査に基づいて前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報を生成して記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、生成された前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定する規格画像データ設定手段と、前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成する規格画像データ生成手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出する3次元位置検出手段と、前記超音波探触子により取得される動画像データと該動画像データの時間情報と前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶する記憶手段と、前記時間情報と前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記記憶手段に記憶された前記動画像データの各静止画像データに予め定められた規格画像データ構造の時間情報と画像位置情報と傾き情報を設定する規格画像データ設定手段と、前記各静止画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された時間情報と画像位置情報と傾き情報を付加して動画規格画像データを生成する規格画像データ生成手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】

超音波探触子が被検体との間で超音波を送受するステップと、3次元位置検出手段が前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出するステップと、記憶手段が前記超音波探触子で前記被検体の体表を走査して取得された3次元画像データ及び前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶するステップと、規格画像データ設定手段が前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定するステップと、

前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成するステップとを含むことを特徴とする超音波診断装置の規格画像データ生成方法。

【請求項10】

超音波探触子が被検体との間で超音波を送受するステップと、記憶手段が前記超音波探触子を前記被検体のスライス断面に直交する方向に、かつ一定速度で走査して取得された3次元画像データを記憶するとともに、前記超音波探触子の走査に基づいて前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報を生成して記憶するステップと、規格画像データ設定手段が前記記憶手段に記憶された前記3次元画像データを複数のスライス画像データに分割し、生成された前記超音波探触子の3次元位置及び傾き情報に基づいて、前記各スライス画像データに予め定められた規格画像データ構造の画像位置情報と傾き情報を設定するステップと、規格画像データ生成手段が前記各スライス画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された画像位置情報と傾き情報を付加して3次元規格画像データを生成するステップとを含むことを特徴とする超音波診断装置の規格画像データ生成方法。

【請求項11】

超音波探触子が被検体との間で超音波を送受するステップと、3次元位置検出手段が前記超音波探触子に取り付けられた位置センサにより前記被検体に対する該位置センサの位置及び傾きを検出するステップと、記憶手段が前記超音波探触子により取得される動画像データと該動画像データの時間情報と前記3次元位置検出手段により検出される前記位置センサの位置及び傾きを取得して記憶するステップと、規格画像データ設定手段が前記時間情報と前記3次元位置検出手段により検出された前記位置センサの位置及び傾き情報に基づいて、前記記憶手段に記憶された前記動画像データの各静止画像データに予め定められた規格画像データ構造の時間情報と画像位置情報と傾き情報を設定するステップと、規格画像データ生成手段が前記各静止画像データに前記規格画像データ設定手段により設定された時間情報と画像位置情報と傾き情報を付加して動画規格画像データを生成するステップとを含むことを特徴とする超音波診断装置の規格画像データ生成方法。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0033

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0033】

また、図1、2に示すように、超音波診断装置20を構成する超音波信号変換部3とDICOMデータ変換部6は、それぞれ画像送受信部7を介してネットワークに接続され、ネットワークに接続されたCT22、MR23などの他のモダリティ画像撮像装置、又はビューワ(Viewer)24、PACS25などのDICOMサーバとの間で画像データを送受可能になっている。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0034

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 0 3 4 】

ここで、図3の概念図及び図4のフローチャートを参照して、実施例1の詳細構成を動作とともに説明する。まず、超音波探触子1に3次元の位置センサ11を装着し(S1)、位置センサ座標系の超音波探触子1の3次元的位置情報を取得しながら超音波3次元画像データを取得し、画像及び画像情報保存部5に保存する(S2)。3次元的位置情報としては、センサ位置(x1、y1、z1)、センサ傾き(p1、q1、r1)からなる。3次元位置センサとしては、本実施例の磁気位置センサのほか、光学的位置センサなど、超音波探触子1の3次元的位置及び傾きを検出できれば、これらに限られない。また、3次元画像データの取得は、超音波探触子1を体表面上で走査する他、3次元専用の超音波探触子を用いることができる。さらに、3次元画像データは、ボクセルデータ、マルチスライスデータ、RAW(生)データなど形式は問わない。画像及び画像情報保存部5は、メモリ上での保持、データベース、ファイリングシステム、あるいはこれらの組合せでもよい。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2009/069077
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01) i		
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) A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2008-79805 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 10 April 2008 (10.04.2008), paragraphs [0044] to [0048], [0060] to [0067], [0080], [0118] to [0121], [0146] to [0146]; fig. 5 & US 2008/0077013 A1 & CN 101152096 A	1, 3, 5, 6, 8, 9, 11 2, 4, 7, 10
Y	Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part6: Data Dictionary, National Electrical Manufacturers Association, 2004, Page.16,35,36	2
Y	JP 2005-296436 A (Hitachi Medical Corp.), 27 October 2005 (27.10.2005), paragraphs [0015], [0020], [0028] (Family: none)	4
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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	"T"
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X"
"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)	"Y"
"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	
Date of the actual completion of the international search 17 December, 2009 (17.12.09)		Date of mailing of the international search report 12 January, 2010 (12.01.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/069077

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2008-246264 A (Hitachi Medical Corp.), 16 October 2008 (16.10.2008), paragraphs [0042] to [0044]; fig. 12 & US 2007/0010743 A1 & EP 1623674 A1 & WO 2004/098414 A1 & CN 1805711 A & CN 101422378 A	7, 10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/069077									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2009年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2009年	日本国実用新案登録公報	1996-2009年	日本国登録実用新案公報	1994-2009年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2009年										
日本国実用新案登録公報	1996-2009年										
日本国登録実用新案公報	1994-2009年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X	JP 2008-79805 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社) 2008.04.10, 段落 44-48, 60-67, 80, 118-121, 146-146、図 5	1, 3, 5, 6, 8, 9, 11									
Y	& US 2008/0077013 A1 & CN 101152096 A	2, 4, 7, 10									
Y	Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part6: Data Dictionary, National Electrical Manufacturers Association, 2004, Page. 16, 35, 36	2									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 17.12.2009		国際調査報告の発送日 12.01.2010									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 右▲高▼ 孝幸	2Q 4461								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 6 9 0 7 7

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2005-296436 A (株式会社日立メディコ) 2005.10.27, 段落 15, 20, 28 (ファミリーなし)	4
Y	JP 2008-246264 A (株式会社日立メディコ) 2008.10.16, 段落 42-44, 図 12 & US 2007/0010743 A1 & EP 1623674 A1 & WO 2004/098414 A1 & CN 1805711 A & CN 101422378 A	7, 10

フロントページの続き

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

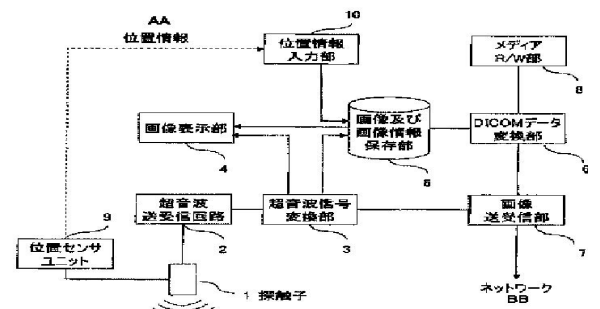
(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的标准图像数据生成方法		
公开(公告)号	JPWO2010055816A1	公开(公告)日	2012-04-12
申请号	JP2010537766	申请日	2009-11-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	篠原大		
发明人	篠原 大		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/483 A61B8/5238 A61B8/54 A61B8/543 G01S15/8993 G06F19/321 G16H30/20 G16H30/40		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE24 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/KK21 4C601/LL02 4C601/LL16		
优先权	2008291707 2008-11-14 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明中，相对于在用于发送和接收超声波的超声波探头被摄体的位置传感器的位置和倾斜的超声波诊断装置中，位置传感器附连到所述对象之间的超声波探头三维位置检测装置，用于检测所述位置传感器的位置由三维图像数据检测和由超声波探头扫描被检体的体表面所获得的三维位置检测装置和存储装置，用于获取和存储的倾斜，存储在存储所述三维图像数据分成多个切片的图像数据，位置和位置传感器的由三维位置检测装置检测基于所述倾斜信息，和标准图像数据设置装置，用于设置所述图像的位置信息和倾斜预定的标准图像数据结构的信息中的每个切片的图像数据，其中每个切片的图像数据和一个基准图像数据生成装置，用于通过将所述图像的位置信息被设置且按等级图像数据设定部倾斜信息生成三维标准的图像数据。

【圖1】



- AA POSITION INFORMATION
- BB NETWORK
- 10 POSITION INFORMATION INPUT UNIT
- 4 IMAGE DISPLAY UNIT
- 5 IMAGE AND IMAGE INFORMATION STORAGE UNIT
- 6 DICOM DATA CONVERSION UNIT
- 7 IMAGE TRANSMISSION/RECEPTION UNIT
- 8 MEDIA R/W UNIT
- 9 POSITION SENSOR UNIT
- 1 PROBE
- 2 ULTRASONIC WAVE TRANSMISSION/RECEPTION CIRCUIT
- 3 ULTRASONIC SIGNAL CONVERSION UNIT