

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

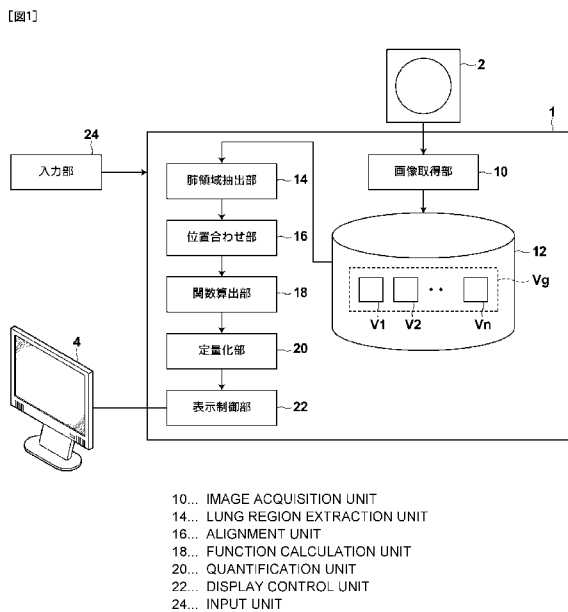
(43) 国際公開日
2013年9月26日(26.09.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/140749 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/001640
 - (22) 国際出願日: 2013年3月13日(13.03.2013)
 - (25) 国際出願の言語: 日本語
 - (26) 国際公開の言語: 日本語
 - (30) 優先権データ:
特願 2012-066598 2012年3月23日(23.03.2012) JP
 - (71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
 - (72) 発明者: 榎本 潤(MASUMOTO, Jun); 〒1070052 東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内 Tokyo (JP).
 - (74) 代理人: 柳田 征史, 外(YANAGIDA, Masashi et al.); 〒2220033 神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-3 新横浜KSビル 7階 柳田国際特許事務所 Kanagawa (JP).
 - (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
 - (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: IMAGE ANALYSIS DEVICE, METHOD, AND PROGRAM
(54) 発明の名称: 画像解析装置および方法並びにプログラム



(57) Abstract: [Problem] To enable the verification of three dimensional movements of the lungs during breathing, and localized anomalies in the lungs. [Solution] A lung region extraction unit (14) extracts the lung region from three-dimensional images (Vi) comprising a plurality of time phases, and an alignment unit (16) aligns the pixel positions between the three-dimensional images (Vi), said pixel positions corresponding to the lung region extracted from the respective three-dimensional images (Vi). Thereby, displacement vector fields in each time phase of the three-dimensional images (Vi) are calculated. A function calculation unit (18) calculates a local ventilation function indicating the temporal changes in ventilation at each point of the displacement vector fields, and a quantification unit (20) calculates, as a quantitative value indicating the difference between the local ventilation function and a reference ventilation function, a difference function which is a function of the differential value between the local ventilation function and the reference ventilation function. A display control unit (22) displays, on a display (4) and in time series, VR images of the lung in which the difference function has been mapped.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2013/140749 A1

【課題】呼吸時における肺の3次元動的な動きとともに、肺の局所的な異常を確認できるようにする。

【解決手段】肺領域抽出部(14)が、複数時相からなる3次元画像(Vi)から肺領域を抽出し、位置合わせ部(16)が、3次元画像(Vi)のそれぞれから抽出した肺領域に対応する画素位置を、3次元画像(Vi)間において位置合わせする。これにより、3次元画像(Vi)の各時相における変位ベクトル場が算出される。関数算出部(18)が、変位ベクトル場の各点における換気量の時間的な変化を表す局所換気量関数を算出し、定量化部(20)が、局所換気量関数および基準換気量関数の差分値の関数である差分関数を、局所換気量関数と基準換気量関数との相違を表す定量値として算出する。表示制御部(22)が、差分関数がマッピングされた肺のVR画像をディスプレイ(4)に時系列順に表示する。

明 細 書

発明の名称：画像解析装置および方法並びにプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、肺の呼吸時の動きを表す3次元画像を用いて、肺の3次元的な換気量の分布を解析する画像解析装置および方法、並びに画像解析方法をコンピュータに実行させるためのプログラムに関するものである。

背景技術

[0002] 近年、医療機器（例えば多検出器型CT、以下マルチスライスCTとする等）の進歩により質の高い3次元画像が画像診断に用いられるようになってきている。マルチスライスCTにおいては、X線を検出するための検出器が複数列用意されており、人体の周囲を1回転することにより、同時に複数枚の断層画像が取得可能となっている。ここで、検出器の数は技術の進歩により指数的に増大しており、現在では最大320列のマルチスライスCTも利用されてきている。また、検出器が人体の周囲を1回転するのに要する時間は、0.35秒程度であり、さらに人体の体軸方向における撮影範囲も16cmに亘るものとなっている。このため、頭部や心臓等の部位では、複数の3次元画像を短い時間間隔により時系列で取得することが可能となっている。このように時系列で取得した3次元画像に含まれる注目する臓器を時系列順に表示することにより、心臓等の臓器が動く様子を動画像を見るように観察することが可能となる。また、頭部や心臓において、造影剤等が体内を巡る様子を、3次元的な画像において観察することも可能となる。

[0003] ところで、撮影範囲や撮影回数が多くなると被検体の被曝量も増えることになるが、近年、撮影装置等のモダリティを製造するメーカーにおいては、より低線量で高画質な画像が取得できるような画像再構成アルゴリズムの開発も行われている。このため、従来は被曝量が多くなっていた広範囲および長時間に亘る撮影も行われるようになってきている。

[0004] このような、モダリティの進歩により、肺に関しても、息を大きく吸って

から吐くという一連の呼吸の動作中において、肺領域全体（およそ30cm程度）の3次元画像も短い時間間隔により時系列順に取得可能になりつつあり、これにより、呼吸によって肺が動く様子を動画像を見るように観察することが可能となる。

[0005] 一方、呼吸器の疾患としては、気管支ぜんそくおよび肺気腫等が上げられる。従来、これらの疾患に対しては、肺活量計（スパイロメトリ）、あるいはSPECTの肺シンチグラム等の核医学検査を行うことにより、肺の換気量を調べることが行われている。ここで、スパイロメトリは、被験者が吐き出す息の量と吐き出す時間を計測するものであり、COPD（慢性閉塞成敗疾患）等の肺疾患を診断するための検査として推奨されている。しかしながら、スパイロメトリは、肺全体の換気量や換気曲線（肺活量曲線）を求めることはできるものの、肺のどの部分の換気量が低下しているかについては確認することができない。また、SPECT検査では、肺の部位毎の換気の様子が可視化されるが、画質がそれほどよくないため、詳細な情報を得ることができない。また、放射線物質を体内に注入する必要があるため、患者の被曝量が多くなるという問題もある。

[0006] このため、呼気および吸気の2相のCT画像から肺領域を抽出し、非剛体レジストレーション手法を用いて、抽出した肺領域の位置合わせを行って肺領域における変位ベクトル場を求め、その発散量を計算することにより、肺の局所的な換気量を計算する手法が提案されている（特許文献1参照）。

[0007] また、肺が動く様子を表す3次元的な時系列画像において、各3次元画像に気道を配置し、各3次元画像における気道間の3次元グリッドポイントを抽出し、抽出したポイントの体積を測定することにより、気道の軟化症の広がり量を計測する手法が提案されている（特許文献2参照）。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開2005-28121号公報

特許文献2：米国特許公開第20080009683号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] しかしながら、特許文献1に記載された手法では、呼気および吸気の2相のCT画像から肺の局所的な換気量を算出しているため、肺のいずれの部分から空気を取り込まれ始め、いずれの部分から空気が出ていくのかという、換気量の時間的な変化を確認することができない。一方、特許文献2に記載された手法は、呼吸時における肺の3次元動的な動きおよび気道における軟化症の広がりを確認できるものの、肺の換気量を確認することはできない。

[0010] 本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、呼吸時における肺の3次元動的な動きとともに、肺の局所的な異常を確認できるようにすることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0011] 本発明による画像解析装置は、肺についての時相が異なる一連の3次元画像に基づいて、肺の3次元動的な換気量の分布を解析する画像解析装置であって、

3次元画像のそれぞれから肺領域を抽出する肺領域抽出手段と、

一連の3次元画像間において肺領域の位置合わせを行って、肺領域における変位ベクトル場を算出する位置合わせ手段と、

3次元画像のそれぞれにおいて、変位ベクトル場に基づいて、変位ベクトル場の各点における、換気量の時間的な変化を表す局所換気量関数を算出する関数算出手段と、

局所換気量関数と基準となる基準換気量関数との相違を定量化して、この相違を表す定量値を算出する定量化手段とを備えたことを特徴とするものである。

[0012] 「肺についての時相が異なる一連の3次元画像」としては、同一被写体の肺を含む胸部を短い時間間隔で連続して撮影を行うことにより取得し、時系列順に表示することにより、呼吸による肺の動きを再生することが可能であれば、任意の画像を用いることができる。具体的には、CT画像あるいはM

R画像から生成した3次元画像等を用いることができる。

- [0013] なお、本発明による画像解析装置においては、定量化手段を、局所換気量関数と基準換気量関数との差分を表す差分関数を、定量値として算出する手段としてもよい。
- [0014] また、本発明による画像解析装置においては、定量化手段を、局所換気量関数と基準換気量関数との差分を表す差分関数を算出し、差分関数における換気量の絶対値の積分値または絶対値の最大値を定量値として算出する手段としてもよい。
- [0015] また、本発明による画像解析装置においては、定量化手段を、局所換気量関数と基準換気量関数とにおける、所定の換気量に達するまでに時間の相違を、定量値として算出する手段としてもよい。
- [0016] また、本発明による画像解析装置においては、表示される3次元画像または3次元画像から取得される2次元画像上において、定量値を可視化する表示制御手段をさらに備えるものとしてもよい。
- [0017] また、本発明による画像解析装置においては、表示制御手段を、3次元画像または2次元画像のそれぞれにおける変位ベクトル場の各点に、定量値をマッピングすることにより、定量値を可視化する手段としてもよい。
- [0018] また、本発明による画像解析装置においては、位置合わせ手段を、非剛体レジストレーション手法により位置合わせを行う手段としてもよい。
- [0019] また、本発明による画像解析装置においては、位置合わせ手段を、3次元画像間の相関に基づいて位置合わせを行う手段としてもよい。
- [0020] また、本発明による画像解析装置においては、3次元画像を、CT画像またはMR画像から生成されてなるものとしてもよい。
- [0021] また、本発明による画像解析装置においては、定量化手段を、局所換気量関数および基準換気量関数を、時間軸方向に正規化した後に、相違を定量化する手段としてもよい。
- [0022] また、本発明による画像解析装置においては、定量化手段を、局所換気量関数および基準換気量関数を、局所換気量関数または基準換気量関数の最大

値により正規化した後に、相違を定量化する手段としてもよい。

[0023] また、本発明による画像解析装置においては、基準換気量関数を、3次元画像を取得した同一被検体についての肺全体の体積変化を表す関数、同一被検体についての肺活量関数、同一被検体の肺の部分領域についての体積変化を表す関数、多数の健常者に基づいて算出した換気量関数、または数学的に算出された換気量関数としてもよい。

[0024] 本発明による画像解析方法は、肺についての時相が異なる一連の3次元画像に基づいて、肺の3次元的な換気量の分布を解析する画像解析方法であって、

3次元画像のそれぞれから肺領域を抽出し、

一連の3次元画像間において肺領域の位置合わせを行って、肺領域における変位ベクトル場を算出し、

3次元画像のそれぞれにおいて、変位ベクトル場に基づいて、変位ベクトル場の各点における、時間と換気量との関係を表す局所換気量関数を算出し、

局所換気量関数と基準となる基準換気量関数との相違を定量化して、この相違を表す定量値を算出することを特徴とするものである。

[0025] なお、本発明による画像解析方法をコンピュータに実行させるためのプログラムとして提供してもよい。

発明の効果

[0026] 本発明によれば、肺についての時相が異なる一連の3次元画像のそれぞれから肺領域が抽出され、一連の3次元画像間において肺領域の位置合わせが行われて、肺領域における変位ベクトル場が算出される。そして、3次元画像のそれぞれにおいて、変位ベクトル場に基づいて、変位ベクトル場の各点における局所換気量関数が算出され、局所換気量関数と基準となる基準換気量関数との相違が定量化されて、相違が定量値として算出される。このため、3次元画像を時系列順に表示することにより、呼吸時における肺の3次元的な動きを確認することができる。また、定量値により、肺の局所的な換気

量の異常を確認することができる。

[0027] また、定量値を3次元画像上において可視化することにより、呼吸時における肺の3次元的な動きを、肺の局所的な換気量とともに確認することができる。

[0028] また、局所換気量関数および基準換気量関数を、時間軸方向に正規化した後に相違を定量化する、あるいは局所換気量関数または基準換気量関数の最大値により正規化した後に相違を定量化することにより、より正確に相違を定量化することができる。

図面の簡単な説明

- [0029] [図1]本発明の実施形態による画像解析装置の構成を示す概略ブロック図
[図2]変位ベクトルの発散と変形による体積変化との関係を概念的に示す図
[図3]平均モデル換気量関数の算出を説明するための図
[図4]換気量関数の正規化を説明するための図
[図5]肺のある部位における正規化された局所換気量関数と正規化された基準換気量関数との比較を説明するための図
[図6]差分関数を示す図
[図7]1次元ルックアップテーブルを示す図
[図8]肺のVR画像の表示を説明するための図
[図9]本実施形態において行われる処理を示すフローチャート
[図10]局所換気量関数と基準換気量関数との定量化の他の例を説明するための図
[図11]MPR断面上の肺領域に定量値をオーバーレイ表示した状態を示す図

発明を実施するための形態

[0030] 以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図1は本発明の実施形態による画像解析装置の構成を示す概略ブロック図である。なお、図1に示す画像解析装置1の構成は、補助記憶装置に読み込まれた画像解析プログラムをコンピュータ上で実行することにより実現される。この画像解析プログラムは、CD-ROM等の記録媒体に記録され、もしくはインター

ネット等のネットワークを介して配布され、コンピュータにインストールされる。

[0031] 本実施形態による画像解析装置 1 は、画像取得部 10、記憶部 12、肺領域抽出部 14、位置合わせ部 16、関数算出部 18、定量化部 20、表示制御部 22 および入力部 24 を備える。

[0032] 画像取得部 10 は、マルチスライス CT 装置または MRI 装置等のモダリティ 2 において、被写体の胸部を所定の時間間隔 Δt で撮影して得られた複数の 3 次元画像 V_i ($i = 1 \sim n$) からなる 3 次元画像群 V_g を取得する、通信インターフェースの機能を有する。なお、3 次元画像群 V_g は LAN 経由でモダリティ 2 から送信される。

[0033] ここで、3 次元画像 V_i は、診断対象となる胸部を断層面に垂直な方向に沿って順に得られる 2 次元の断層画像を積層することによって取得されるものであり、本実施形態においては、モダリティ 2 において撮影された複数の断層画像を重ね合わせることで生成される。なお、CT 装置を用いて取得した 3 次元画像は、3 次元空間上での格子点を構成するボクセル（すなわち画素位置）毎に X 線の吸収量を蓄えたデータとなり、各画素位置に対して 1 つの信号値（CT 装置で撮影した場合は、X 線の吸収量を示す値）が与えられたデータとなる。

[0034] 3 次元画像群 V_g は、例えば、被写体を一定の時間間隔 Δt からなる異なる時相 T_1 、 T_2 、 \dots 、 T_n で撮影を行うことにより取得した、一連の 3 次元画像 V_i から構成される。なお、被写体の撮影は、呼気－吸気－呼気の順、または吸気－呼気－吸気の順にて行われることが好ましいが、呼気－吸気の順または吸気－呼気の順で行うようにしてもよい。

[0035] なお、3 次元画像 V_i には、DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格で規定された付帯情報が付加される。付帯情報は、例えば、個々の 3 次元画像 V_i により表される 3 次元画像を識別するための画像 ID、被写体を識別するための患者 ID、検査を識別するための検査 ID、画像情報毎に割り振られるユニークな ID (UID)、その画像情報が

生成された検査日、検査時刻、その画像情報を取得するための検査で使用されたモダリティの種類、患者氏名、年齢、性別等の患者情報、検査部位（撮影部位、本実施形態においては胸部）、撮影条件（造影剤の使用有無や、放射線量等）、1回の検査で複数の画像を取得したときのシリーズ番号あるいは採取番号等の情報が含まれる。

[0036] 記憶部12は、ハードディスク等の大容量の記憶装置であり、3次元画像群V_gが記憶される。なお、記憶部12には、被写体が異なる（すなわち患者が異なる）、あるいは同一被写体で撮影時期が異なる複数の3次元画像群V_gが記憶される。

[0037] 肺領域抽出部14は、3次元画像V_iのそれぞれから肺領域を抽出する。肺領域を抽出する手法としては、3次元画像V_iから画素毎の信号値をヒストグラム化し、肺領域をしきい値処理することにより抽出する方法、肺領域を表すシード点に基づく領域拡張法(Region Growing)等、任意の手法を用いることができる。なお、肺の境界付近に病変領域が存在する場合には、例えば特開2008-253293号公報に記載されているように、病変領域である肺領域の凹部分を、肺領域の境界の凹部分前後における曲率を用いた曲線補間によって補間することにより、新たに肺領域に含めて抽出することが好ましい。

[0038] 位置合わせ部16は、3次元画像V_iのそれぞれから抽出した肺領域における対応する画素位置を、3次元画像V_i間において位置合わせして、肺領域における変位ベクトル場を算出する。具体的には、「V. Boldea et al., “Lung Deformation Estimation with Non-rigid Registration for Radiotherapy Treatment”, Proceedings of MICCAI, Vol. 2878, pp. 770-777, 2003」（参考文献1）に記載された手法を用いて、時相が隣接する3次元画像間において対応する画素位置を対応づけることにより位置合わせを行い、時相が隣接する2つの3次元画像間における肺領域の変位ベクトル場を算出する。参考文献1に記載された手法は、非剛体レジストレーション手法を用いて、2つのCT画像から抽出した肺領域同士の位置合わせをボクセルベースで

行うものであり、信号値の類似度が最大で、かつ変形による弾性エネルギーが最小となる変位ベクトル場を求める手法である。なお、位置合わせの手法としては、参考文献1の手法に限定されるものではなく、時相が隣接する3次元画像間の相関を算出し、相関が最小となる変位ベクトル場を求めることにより行ってもよい。

[0039] なお、以降の説明において、位置合わせにより算出された隣接する2つの時相 ($T_i \sim T_{i+1}$) 間の変位ベクトル場を、2つの時相の間の時間における $D(T_i)(x, y, z)$ とする。ここで、 (x, y, z) は変位ベクトル場の各点の3次元座標である。また、特定の時間 T_k までの変位ベクトル場の累積変化量を $F(T_k)(x, y, z)$ とする。累積変化量 $F(T_k)(x, y, z)$ は、 $t = T_1$ から $t = T_k$ まで各時相間において取得される変位ベクトル場 $D(T_i)(x, y, z)$ を加算したものとなる。

[0040] また、位置合わせを行う前に、各3次元画像 V_i を平滑化するようにしてもよい。具体的には、所定サイズ (例えば $3 \times 3 \times 3$) の平滑化フィルタを用いて、3次元画像 V_i の各画素位置の信号値の平均値を算出することにより、各3次元画像 V_i を平滑化すればよい。これにより、位置合わせを行う場合に、3次元画像 V_i に含まれるノイズの影響を低減できるため、より正確に位置合わせを行うことができる。

[0041] 関数算出部18は、位置合わせ部16が算出した変位ベクトル場 $D(T_i)(x, y, z)$ を用いて、単位時間当たりの変位ベクトル場の各点の容積の変位量を、局所換気量 $P(T_i)(x, y, z)$ として算出する。具体的には、上記特許文献1に記載されたように、肺領域の変位ベクトル場の各点における発散を、肺内の局所換気量として算出する。ここで、局所換気量とは、肺内の任意の一部の領域 (局所) 内における換気量をいう。本実施形態において局所は、1または互いに隣接する複数のボクセルで構成される。肺領域の変位ベクトル場における各点の発散と肺内の局所換気量との関係は、以下のように説明される。

[0042] すなわち、換気は肺内における空気の非圧縮性の移動であり、空気の移動

により肺実質が変形する。呼吸に伴う肺実質の変形は、肺を多孔性の弾性体とみなすことにより、弾性体の理論を適用することが可能となる。弾性体における局所変形は、局所における変位ベクトル場と変形テンソル（ 3×3 の行列形式）を用いて表すことができ、とくに、座標軸の方向を変形テンソル場の主方向にとれば、変形テンソルは対角化され、そのトレース（対角成分の和）は、変位ベクトルの発散と一致することが知られている。また、このとき局所における体積変化率は、対角化された変形テンソルのトレースと近似することができる、すなわち、変形による体積の変化率は変位ベクトルの発散に一致するとみなすことが可能である。なお、肺血管等、空気の移動のない組織では、変形はしても体積変化は無視し得るため発散は0となる。

[0043] 図2は変位ベクトル場の発散と変形による体積変化との関係を概念的に示す図である。なお、図2において、 D は点 O_1 における変位ベクトル場を表し、 dx 、 dy 、 dz は単位立方体の x 、 y 、 z 各座標軸方向の微小変位を示している。このとき、単位立方体の体積変化は、 $(1 + dx) \cdot (1 + dy) \cdot (1 + dz) - 1$ で求まるが、これは、 $dx + dy + dz$ で近似することができる。したがって、単位立方体の体積変化率は、変位ベクトル場の発散に一致するとみなせる。発散は任意のベクトル関数を $A(x, y, z)$ とするとき、一般に $\text{div}A$ またはハミルトンの演算子を用いて $\nabla \cdot A$ と表記される。ここで、本実施形態においては、ベクトル関数は変位ベクトル場 $D(T_i)(x, y, z)$ であることから、発散 $\text{div}D$ は、下記の式(1)により算出でき、算出した発散 $\text{div}D$ が、変位ベクトル場の各点における、ある時相間における局所換気量 $P(T_i)(x, y, z)$ となる。

[数1]

$$\text{div}D = \nabla \cdot (t) = \frac{\partial D_x(t)}{\partial x} + \frac{\partial D_y(t)}{\partial y} + \frac{\partial D_z(t)}{\partial z} \quad (1)$$

[0044] さらに関数算出部18は、各時相間の局所換気量 $P(T_i)(x, y, z)$ を全ての時相について積分することにより、換気量の時間的な変化を表す局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ を算出する。なお、 $t = T_1 \sim T_k$

までの局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ は、 $t = T_1 \sim T_k$ まで局所換気量 $P(t)(x, y, z)$ を加算したものとなる。

[0045] 定量化部 20 は、局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ と基準となる基準換気量関数 $V(t)(x, y, z)$ との相違を定量化する。まず、基準換気量関数について説明する。本実施形態においては、基準換気量関数として、大域換気量関数、肺活量換気関数、部分換気量関数、平均モデル換気量関数または数学モデル換気量関数を用いる。なお、これらの関数は、あらかじめ算出されて記憶部 12 に記憶されている。

[0046] 大域換気量関数は、3次元画像 V_i を取得した同一被検体についての肺全体の体積変化を表す関数であり、変位ベクトル場における各点の局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ を、肺領域内において体積積分（容積積分）することにより算出することができる。大域換気量関数は、3次元画像 V_i を取得した同一被検体についての肺領域全体の換気量の時間による変化を表すものとなる。

[0047] 肺活量換気関数は、3次元画像 V_i を取得した同一被検体についてスパイロメトリを行うことにより取得することができる。肺活量換気関数は、3次元画像 V_i を取得した同一被検体について、実際の測定により得られた換気量の時間による変化を表すものとなる。

[0048] 部分換気量関数は、3次元画像 V_i を取得した同一被検体についての肺野を複数の領域に分割した場合における、部分領域の体積変化を表す関数であり、変位ベクトル場における各点の局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ を、部分領域毎に体積積分することにより算出することができる。ここで、COPDガイドラインにおいて用いられるGoddard分類においては、左右の肺を肺全体の長さに対する比率で上部、中部および下部の6つの部位に分割して診断が行われることから、Goddard分類にしたがって分割した6つ各部位のそれぞれを部分領域とすることができる。また、肺領域から葉間膜を抽出し、これにより肺を5葉に分割することにより得られる5つの部位を部分領域とすることもできる。また、肺領域から気管支、肺動脈および肺静脈を抽出

し、気管支、肺動脈および肺静脈の特定の分岐毎の支配領域を算出し、その支配領域のそれぞれを部分領域とすることもできる。なお、部分領域の境界において、換気量関数が不連続であることが好ましくない場合は、部分領域毎の部分換気量関数を境界付近で補間することにより、部分領域の境界において、換気量関数を滑らかに変化させるようにしてもよい。

[0049] 次に平均モデル換気量関数について説明する。図3は平均モデル換気量関数の算出を説明するための図である。まず多数の健常者について、上記と同様に3次元画像を用いて局所換気量関数を算出する。ここで、肺領域の大きさは個人により異なるため、所定の大きさの局所換気量関数空間A1を設定し、各個人の肺領域を囲む領域 L_j ($j = 1 \sim m$)を局所換気量関数空間A1のサイズと一致するように正規化する。なお、局所換気量関数空間A1および肺領域を囲む領域は直方体であるが、説明のために図3においては矩形にて示している。そして、多数の健常者についての変位ベクトル場における各点の局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ を局所換気量関数空間A1にマッピングし、各点での局所換気量関数の平均を算出する。この際、局所換気量関数空間A1において、変位ベクトル場の各点が存在しない領域、すなわち、局所換気量関数空間A1において肺領域が全く存在しない領域については、その領域に最も近い点における変位ベクトル場の局所換気量関数を割り当てる。そして各点での局所換気量関数の加算平均を算出し、これを平均モデル換気量関数とする。なお、各点での局所換気量関数の加算平均を、所定サイズ(例えば $3 \times 3 \times 3$)の平滑化フィルタを用いて平滑化してもよい。これにより、ノイズの影響を低減して、より正確に平均モデル換気量関数を算出できる。

[0050] また、局所換気量関数空間A1への正規化に代えて、多数の健常者のうちの一人の肺領域を基準肺領域に設定し、上述した非剛体レジストレーション手法を用いて、基準肺領域に対して他の健常者の肺領域の位置合わせを行うようにしてもよい。この場合、位置合わせ後の基準肺領域に、多数の健常者についての変位ベクトル場における各点の局所換気量関数 $Q(t)(x, y$

、 z) をマッピングし、各点での局所換気量関数の平均を算出することにより、平均モデル換気量関数を算出すればよい。

[0051] 数学モデル換気量関数は、上述した平均モデル換気量関数を、数式にて近似したものを用いる。もしくは、「R. Werner et al., “Modeling Respiratory Lung Motion - a Biophysical Approach using Finite Element Methods”, Proc. of SPIE, Vol. 6916, pp. 69160N-1-69160N-11, 2008」(参考文献2)、あるいは「H. Kitaoka, “A 4D Model Generator of the Human Lung”, Forma, Vol. 26, pp. 19-24, 2011」(参考文献3)に記載されたように、あらかじめシミュレーションされた肺の換気モデルから算出された肺換気量関数を使用してもよい。参考文献2に記載された手法は、モデリングされた呼吸換気量関数が、複数時相の3次元画像から抽出された特定の特徴点の位置とのずれを検証する手法である。また、参考文献3に記載された手法は、肺の人工モデルを作成し、その人工モデルから平均的な換気量関数を算出する手法である。

[0052] 定量化部20は、局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ と基準換気量関数 $V(t)(x, y, z)$ との相違を定量化し、この相違を定量値として算出する。定量化を行うに際し、定量化部20は、局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ と基準換気量関数 $V(t)(x, y, z)$ とを正規化する。

[0053] ここで、基準換気量関数が、大域換気量関数および部分換気量関数のように、同一の被検体から局所換気量関数と同時に取得したものである場合、基準換気量関数と局所換気量関数との時間軸方向のずれはないため、両関数の時間軸方向の正規化は不要である。一方、定量化に際しては、両関数の形状を比較することが重要であるため、局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ および基準換気量関数 $V(t)(x, y, z)$ をその全体の変量により正規化する。具体的には、局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ および基準換気量関数 $V(t)(x, y, z)$ を、それぞれの最大値 $Q(t)_{max}$ および $V(t)_{max}$ により正規化する。正規化した局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ および基準換気量関数 $V(t)(x, y, z)$ は、それぞれ Q

$(t) (x, y, z) / Q(t) \max$ および $V(t) (x, y, z) / V(t) \max$ となる。

[0054] 一方、基準換気量関数が肺活量換気関数、平均モデル換気量関数および数学モデル換気量関数である場合、両関数の時間軸方向においても正規化が必要である。このため、量関数の呼気のタイミングおよび吸気のタイミングにより正規化を行う。図4は換気量関数の正規化を説明するための図である。なお、図4においては、基準換気量関数 $V(t) (x, y, z)$ を正規化する場合について説明する。図4に示すように、局所換気量関数 $Q(t) (x, y, z)$ の吸気のタイミング T_{Q1} および呼気のタイミング T_{Q2} と、基準換気量関数 $V(t) (x, y, z)$ の吸気のタイミング T_{V1} および呼気のタイミング T_{V2} とはずれている。このため、基準換気量関数 $V(t) (x, y, z)$ における吸気のタイミング T_{V1} および呼気のタイミング T_{V2} が、局所換気量関数 $Q(t) (x, y, z)$ の吸気のタイミング T_{Q1} および呼気のタイミング T_{Q2} とそれぞれ一致するように、基準換気量関数 $V(t) (x, y, z)$ を正規化する。さらに、時間軸方向に正規化した基準換気量関数を全体の変量により正規化するとともに、局所換気量関数 Q を全体の変量により正規化する。以下、正規化した局所換気量関数 $Q(t) (x, y, z)$ および基準換気量関数 $V(t) (x, y, z)$ を $Q'(t) (x, y, z)$, $V'(t) (x, y, z)$ とする。

[0055] ここで、肺の各部位に正常に空気が入り出している場合は、正規化した局所換気量関数および基準換気量関数は一致するはずである。しかしながら、実際には、特定疾患の影響、重力の影響、あるいは生理学的に正常な呼吸運動により、これらが一致しないことがある。図5は肺のある部位における正規化された局所換気量関数と正規化された基準換気量関数との比較を説明するための図である。図5において横軸は時間を、縦軸は換気量を示している。また、呼吸の開始の時間を基準（すなわち時間=0）とし、呼気-吸気-呼気を行った状態での換気量を示している。肺の疾患の診断を行う際には、換気量が一致しない状況を確認することが重要である。このため、定量化部

20は、正規化した局所換気量関数および基準換気量関数の差分値の関数である差分関数 $B(t)(x, y, z) (=Q'(t)(x, y, z) - V'(t)(x, y, z))$ を、定量値として算出する。図6は差分関数を示す図である。図6に示すように、差分関数 $B(t)$ は、時間の経過による局所換気量と基準換気量との相違、より具体的には、局所位置の換気が基準となる換気よりもどの程度遅れているかを表すものとなる。

[0056] なお、基準換気量関数が部分換気量関数である場合には、その部分換気量関数を取得した部分領域についての局所換気量関数とその部分換気量関数とを用いて差分関数を算出すればよい。

[0057] 表示制御部22は、3次元画像 V_i をディスプレイ4に表示するに際し、差分関数 $B(t)(x, y, z)$ を3次元画像 V_i とともに表示する。具体的には、3次元画像 V_i から肺領域を抽出して、肺のボリュームレンダリング画像またはサーフェスレンダリング画像（以下、単にVR画像とする）を表示する。さらに、差分関数 $B(t)(x, y, z)$ を、肺のVR画像の表面にマッピング表示する。すなわち、各時相における肺の表面の画素位置における信号値を、その画素位置に対応する差分関数 $B(t)(x, y, z)$ の値に応じた色に変換して表示する。この色の変換は、例えば図7に示すように、横軸に差分関数 $B(t)$ の値を、縦軸に色(R, G, B)が設定された1次元のルックアップテーブルを用いて行う。なお、図7においては1つのルックアップテーブルのみを示しているが、実際には、R, G, Bの各色について3つのルックアップテーブルが用意されている。

[0058] 表示制御部22は、ルックアップテーブルを参照して、肺の表面の各画素の信号値を、R, G, Bの各色からなる表示画素値に変換する。そして、変換された肺のVR画像をディスプレイ4に時系列順に表示する。図8は肺のVR画像の表示を説明するための図である。図8に示すように、ディスプレイ4には、肺における換気量が異常となる部分が、肺の呼吸に応じた変形の状態とともに表示される。なお、ディスプレイ4には肺の3次元画像が表示されるが、図8においては説明のために2次元画像にて示している。また、

図8においては、吸気の状態において、局所的に換気量の異常が見られる部位を斜線にて示している。

- [0059] 入力部24は、キーボードおよびマウス等の公知の入力装置からなる。
- [0060] 次いで、本実施形態において行われる処理について説明する。図9は本実施形態において行われる処理を示すフローチャートである。なお、複数の肺の3次元画像 V_i は、画像取得部10により取得されて、記憶部12に記憶されているものとする。操作者が入力部24を操作することにより、表示する3次元画像の選択がなされると（ステップST1肯定）、肺領域抽出部14が、選択された3次元画像 V_i を記憶部12から読み出し、3次元画像 V_i のそれぞれから肺領域を抽出する（ステップST2）。そして、位置合わせ部16が、3次元画像 V_i のそれぞれから抽出した肺領域に対応する画素位置を、3次元画像 V_i 間において位置合わせする（ステップST3）。これにより、3次元画像 V_i の各時相における変位ベクトル場が算出される。
- [0061] そして、関数算出部18が、変位ベクトル場の各点における換気量の時間的な変化を表す局所換気量関数 $Q(t)(x, y, z)$ を算出する（ステップST4）。次いで、定量化部20が定量化を行って、局所換気量関数および基準換気量関数の差分値の関数である差分関数 $B(t)(x, y, z)$ を、局所換気量関数および基準換気量関数の相違を表す定量値として算出する（定量化、ステップST5）。さらに、表示制御部22が、差分関数がマッピングされた肺のVR画像をディスプレイ4に時系列順に表示し（ステップST6）、処理を終了する。
- [0062] ここで、癌、気管支ぜんそくおよび肺梗塞等の肺疾患では、肺の一部が硬化してしまい、肺胞の動きがよくない部分が存在する。しかしながら、単に画像を見るだけではそのような部分の診断は難しい。このため、スパイロメトリのように換気量を算出する検査方法もあるが、換気量だけでは、最終的に肺がどの程度空気を取り込んだかが分かるのみであり、肺の動きの状態は分からない。
- [0063] 本実施形態においては、局所換気量関数と基準換気量関数との相違を表す

差分関数を3次元画像にマッピングして時系列順に表示するようにしたため、呼吸時における肺の3次元的な動きを確認することができ、かつマッピングされた差分関数により、周囲の状態と比較しての肺の局所的な異常を確認することができる。なお、肺野の一部が完全に硬化してしまって、空気の換気が行われていない場合、換気量が原理的には0になる。本実施形態においては、所定値以上の換気量を有する部位において、換気量が周囲の部位の換気量と比較して正常か異常かを確認でき、また、異常の場合は、どの程度異常かを目で見えて確認することができる。したがって、本実施形態を用いて肺の状態を定期的に経過観察することにより、病状が悪化傾向にあるかどうかの診断を容易に行うことができる。

[0064] ここで、基準換気量関数を大域換気量関数とした場合、仮に肺全体に空気が均等に取り込まれて呼吸が行われたとすると、肺の各部位における局所換気量関数は、基準換気量関数と類似する関数形状となるはずである。しかしながら、肺に何らかの疾患がある場合は、疾患のある部位の局所換気量関数は、基準換気量関数と異なる関数形状となる。このため、基準換気量関数を大域換気量関数とすることにより、肺の局所的な異常を検出することができる。

[0065] 一方、基準換気量関数を大域換気量関数とした場合、サンプリング点、すなわち変位ベクトル場を算出した点が少ないと、正確な換気量を推定できないおそれがある。一方、スパイロメトリにおいては、容易に連続した時間の換気量関数を取得することができるため、基準換気量関数を正確かつ容易に算出できる。

[0066] また、肺領域の全体から1つの基準換気量関数を算出し、それと局所換気量関数との相違を定量値とすると、重力の影響による部位毎の換気量関数との相違、あるいは本来生理学的に正常だと判断されるべき部位毎の換気量関数との相違を区別することができず、その結果、このような相違を有する部位も異常部位として検出されてしまうおそれがある。このため、基準換気量関数を部位換気量関数とし、部位毎に部位換気量関数と局所換気量関数との

相違を定量化することにより、局所的に異常のある部位のみを検出することができる。

[0067] また、基準換気量関数を、健常者を用いて事前に計算された平均モデル換気量関数および数学モデル換気量関数とすることにより、さらに異常部位の特定が容易となるとともに、肺野の重力による換気量の偏り、あるいは生理学的に存在する換気量の偏りの影響を排除した異常部位の特定が可能となる。

[0068] なお、上記実施形態においては、肺のVR画像における肺の表面に差分関数 $B(t)$ をマッピングしているが、VR画像における肺を切断した断面上に差分関数 $B(t)$ をマッピングしてもよい。

[0069] また、上記実施形態においては、差分関数 $B(t)$ を定量値として算出しているが、図6に示す差分関数 $B(t)$ の絶対値の最大値 $|B(T_k)|$ を定量値として算出してもよい。この絶対値の最大値 $|B(T_k)|$ は、その差分関数 $B(t)$ を算出した部位における、正常な部位との最大の換気量の相違を表すものとなる。また、絶対値 $|B(t)|$ が最大となる時間 T_k を定量値としてもよい。この時間 T_k は、その差分関数 $B(t)$ を算出した部位における正常な部位との換気量の相違が最大となる時間を表すものとなる。なお、時間は例えば呼気の開始時のように所定の時点を基準とすればよい。また、差分関数 $B(t)$ の積分値を定量値としてもよい。この場合、定量値は、その差分関数 $B(t)$ を算出した部位における正常な部位との換気量の相違の総和を表すものとなる。

[0070] また、図10に示すように、空気の換気が他の部位と比較して早く行われている部位については、局所換気量関数が所定の換気量 V_k となるまでの時間 T_{p1} は、基準換気量関数が所定換気量となるまでの時間 T_b よりも早くなる。逆に、空気の換気が他の部位と比較して遅く行われている部位については、局所換気量関数が所定の換気量となるまでの時間 T_{p2} は、基準換気量関数が所定換気量となるまでの時間 T_b よりも遅くなる。このため、局所換気量関数において、ある基準となる時間（例えば図10に示すように呼気

の開始時の時間) から所定の換気量 V_k となるまでの時間と、基準換気量関数における所定の換気量 V_k となるまでの時間との差分値 (例えば $T_p - T_b$) を定量値として算出してもよい。この場合、ある部位における定量値が負となれば、その部位は空気の換気が他の部位と比較して早く行われており、定量値が正となれば、空気の換気が他の部位と比較して遅く行われていることが分かる。

[0071] なお、このような差分関数でない定量値を算出した場合においても、肺の VR 画像に定量値をマッピングすればよい。この場合、時間の経過によっても肺の表面の色は変化しないこととなるが、肺の動きの状態と換気量が異常値となる部位とを確認することができる。また、この場合においても、VR 画像における肺を切断した断面上に定量値をマッピングしてもよい。さらに、図 11 に示すように、3次元画像 V_i における MPR 断面上の肺領域に定量値をオーバーレイ表示してもよい。なお、図 11 においてはオーバーレイ表示した部分を斜線にて示している。

請求の範囲

- [請求項1] 肺についての時相が異なる一連の3次元画像に基づいて、前記肺の3次元的な換気量の分布を解析する画像解析装置であって、
前記3次元画像のそれぞれから肺領域を抽出する肺領域抽出手段と、
、
前記一連の3次元画像間において前記肺領域の位置合わせを行って、前記肺領域における変位ベクトル場を算出する位置合わせ手段と、
前記3次元画像のそれぞれにおいて、前記変位ベクトル場に基づいて、該変位ベクトル場の各点における、換気量の時間的な変化を表す局所換気量関数を算出する関数算出手段と、
前記局所換気量関数と基準となる基準換気量関数との相違を定量化して、該相違を表す定量値を算出する定量化手段とを備えたことを特徴とする画像解析装置。
- [請求項2] 前記定量化手段は、前記局所換気量関数と前記基準換気量関数との差分を表す差分関数を前記定量値として算出する手段であることを特徴とする請求項1記載の画像解析装置。
- [請求項3] 前記定量化手段は、前記局所換気量関数と前記基準換気量関数との差分を表す差分関数を算出し、該差分関数における換気量の絶対値の積分値または該絶対値の最大値を前記定量値として算出する手段であることを特徴とする請求項1記載の画像解析装置。
- [請求項4] 前記定量化手段は、前記局所換気量関数と前記基準換気量関数とにおける、所定の換気量に達するまでに時間の相違を前記定量値として算出する手段であることを特徴とする請求項1記載の画像解析装置。
- [請求項5] 表示される前記3次元画像または該3次元画像から取得される2次元画像上において、前記定量値を、可視化する表示制御手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1から4のいずれか1項記載の画像解析装置。
- [請求項6] 前記表示制御手段は、前記3次元画像または前記2次元画像のそれ

それぞれにおける前記変位ベクトル場の各点に、前記定量値をマッピングすることにより、前記定量値を可視化する手段であることを特徴とする請求項5記載の画像解析装置。

[請求項7] 前記位置合わせ手段は、非剛体レジストレーション手法により前記位置合わせを行う手段であることを特徴とする請求項1から6のいずれか1項記載の画像解析装置。

[請求項8] 前記位置合わせ手段は、前記3次元画像間の相関に基づいて前記位置合わせを行う手段であることを特徴とする請求項1から6のいずれか1項記載の画像解析装置。

[請求項9] 前記3次元画像は、CT画像またはMR画像から生成されてなることを特徴とする請求項1から8のいずれか1項記載の画像解析装置。

[請求項10] 前記定量化手段は、前記局所換気量関数および前記基準換気量関数を、時間軸方向に正規化した後に、前記相違を定量化する手段であることを特徴とする請求項1から9のいずれか1項記載の画像解析装置。

[請求項11] 前記定量化手段は、前記局所換気量関数および前記基準換気量関数を、前記局所換気量関数または前記基準換気量関数の最大値により正規化した後に、前記相違を定量化する手段であることを特徴とする請求項1から10のいずれか1項記載の画像解析装置。

[請求項12] 前記基準換気量関数は、前記3次元画像を取得した同一被検体についての肺全体の体積変化を表す関数、前記同一被検体についての肺活量関数、前記同一被検体の前記肺の部分領域についての体積変化を表す関数、多数の健常者に基づいて算出した換気量関数、または数学的に算出された換気量関数であることを特徴とする請求項1から11のいずれか1項記載の画像解析装置。

[請求項13] 肺についての時相が異なる一連の3次元画像に基づいて、前記肺の3次元的な換気量の分布を解析する画像解析方法であって、
前記3次元画像のそれぞれから肺領域を抽出し、

前記一連の3次元画像間において前記肺領域の位置合わせを行って、前記肺領域における変位ベクトル場を算出し、

前記3次元画像のそれぞれにおいて、前記変位ベクトル場に基づいて、該変位ベクトル場の各点における、時間と換気量との関係を表す局所換気量関数を算出し、

前記局所換気量関数と基準となる基準換気量関数との相違を定量化して、該相違を表す定量値を算出することを特徴とする画像解析方法。

[請求項14]

肺についての時相が異なる一連の3次元画像に基づいて、前記肺の3次元的な換気量の分布を解析する画像解析方法をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、

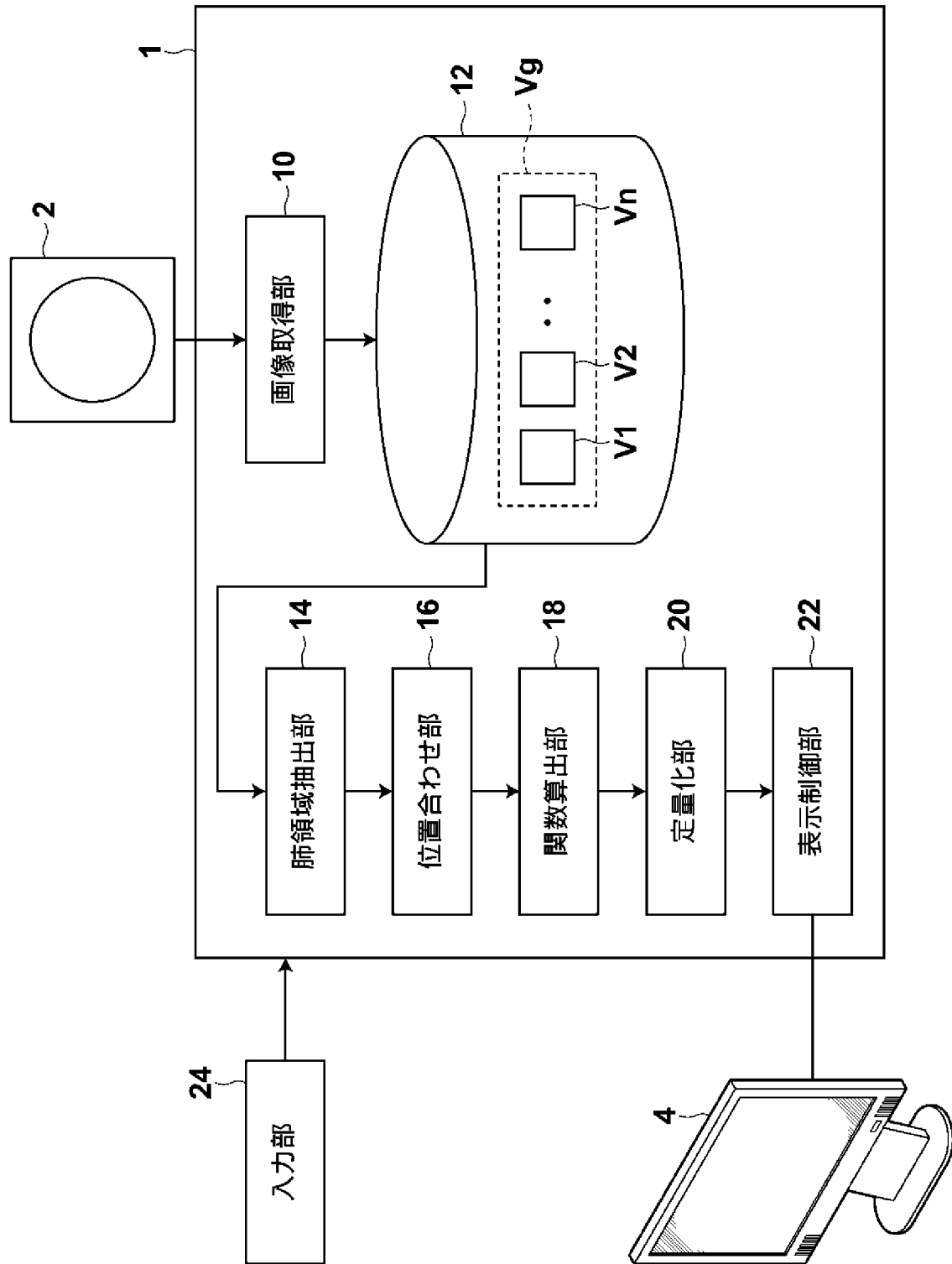
前記3次元画像のそれぞれから肺領域を抽出する手順と、

前記一連の3次元画像間において前記肺領域の位置合わせを行って、前記肺領域における変位ベクトル場を算出する手順と、

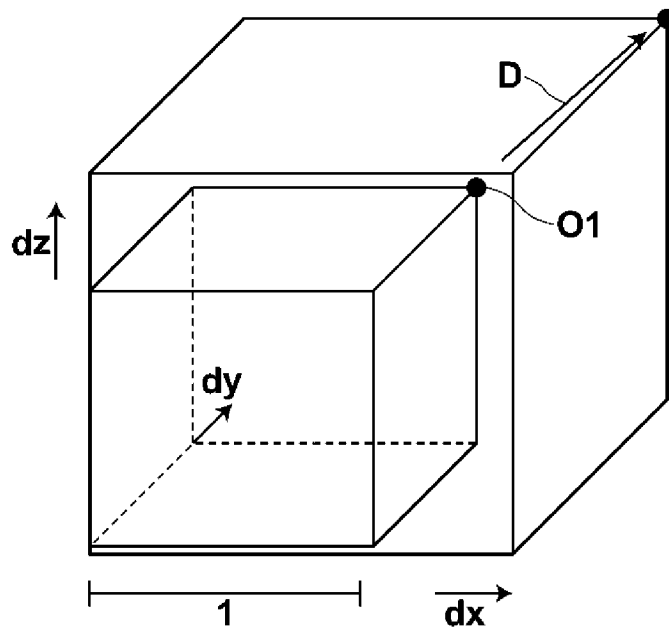
前記3次元画像のそれぞれにおいて、前記変位ベクトル場に基づいて、該変位ベクトル場の各点における、時間と換気量との関係を表す局所換気量関数を算出する手順と、

前記局所換気量関数と基準となる基準換気量関数との相違を定量化して、該相違を表す定量値を算出する手順とをコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

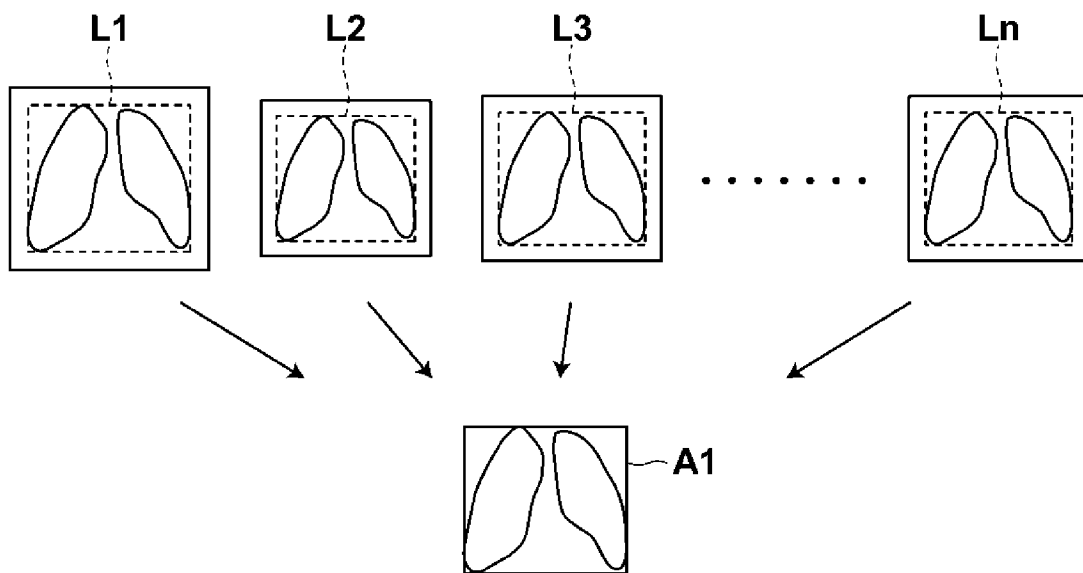
[図1]



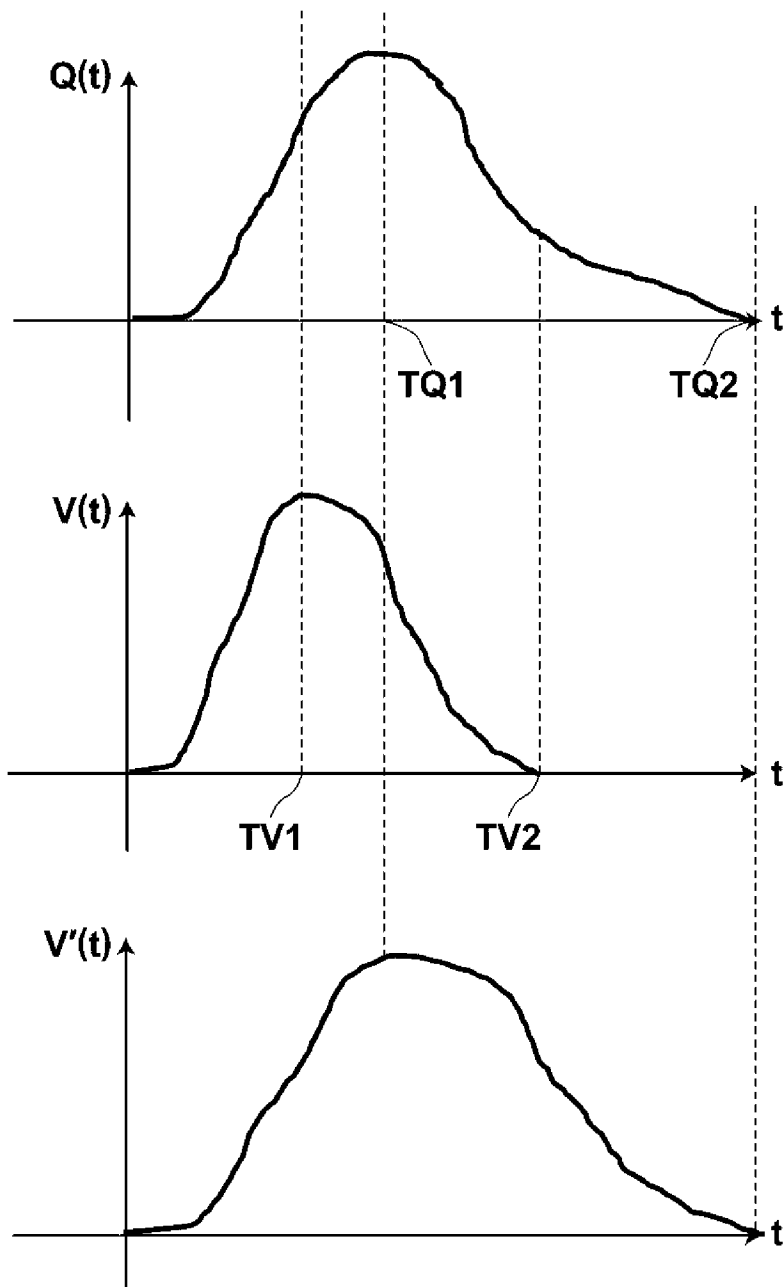
[図2]



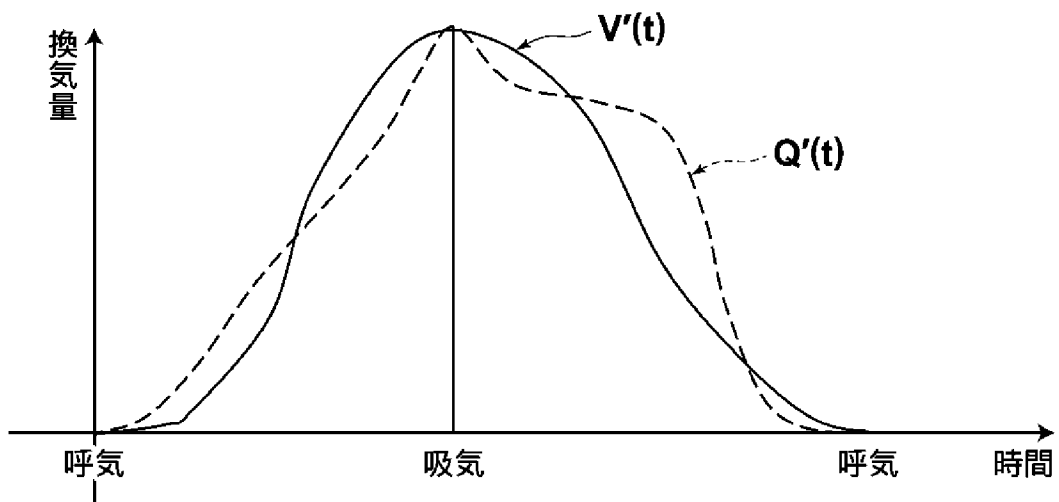
[図3]



[圖4]

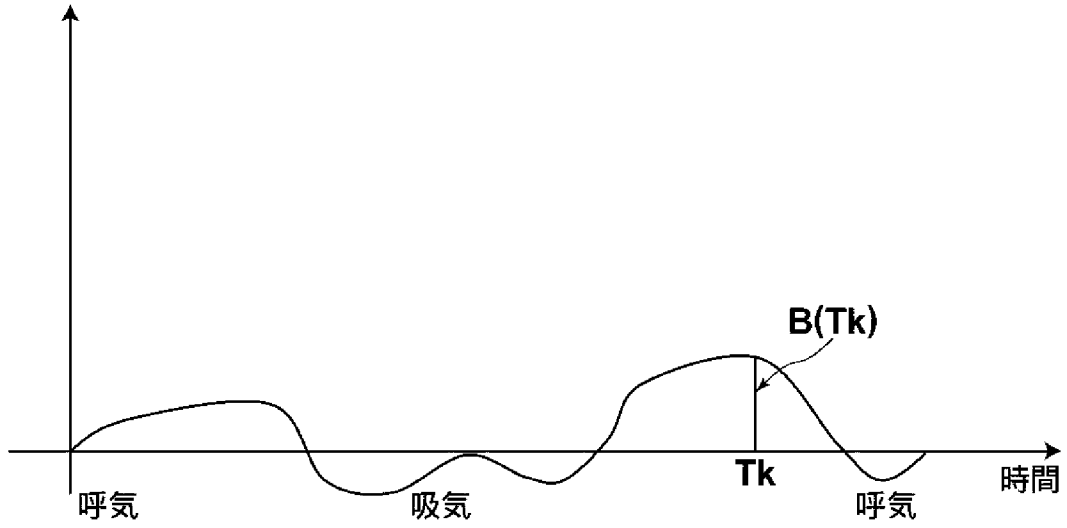


[圖5]

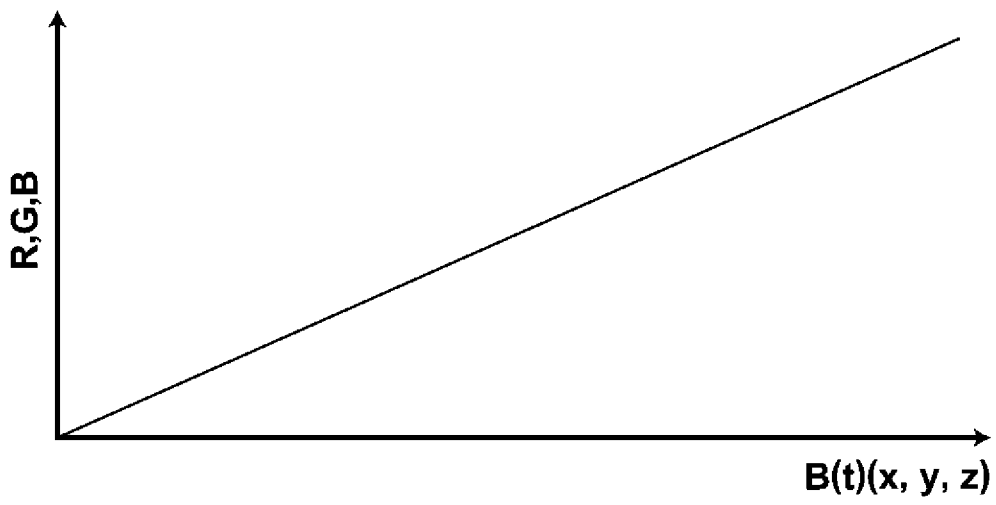


[圖6]

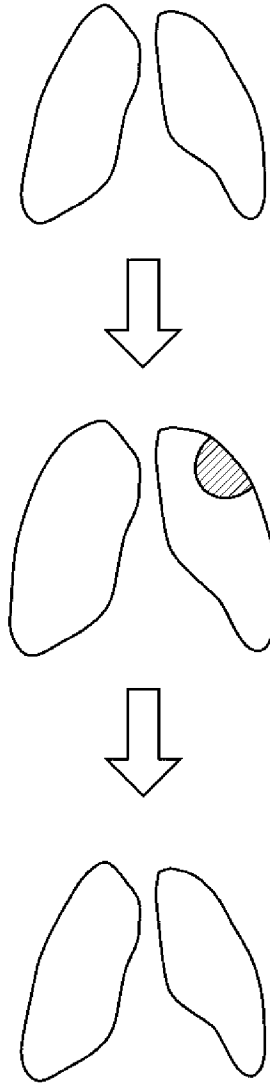
$$B(t) = V'(t) - Q'(t)$$



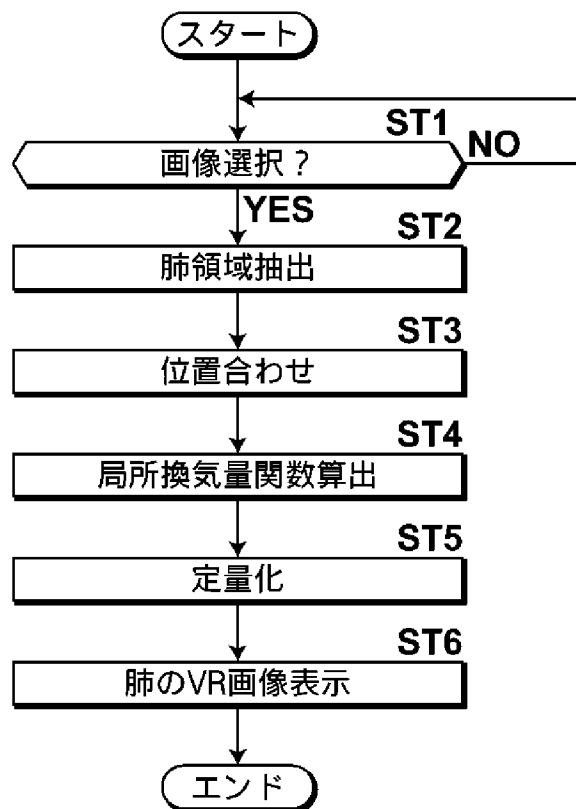
[圖7]



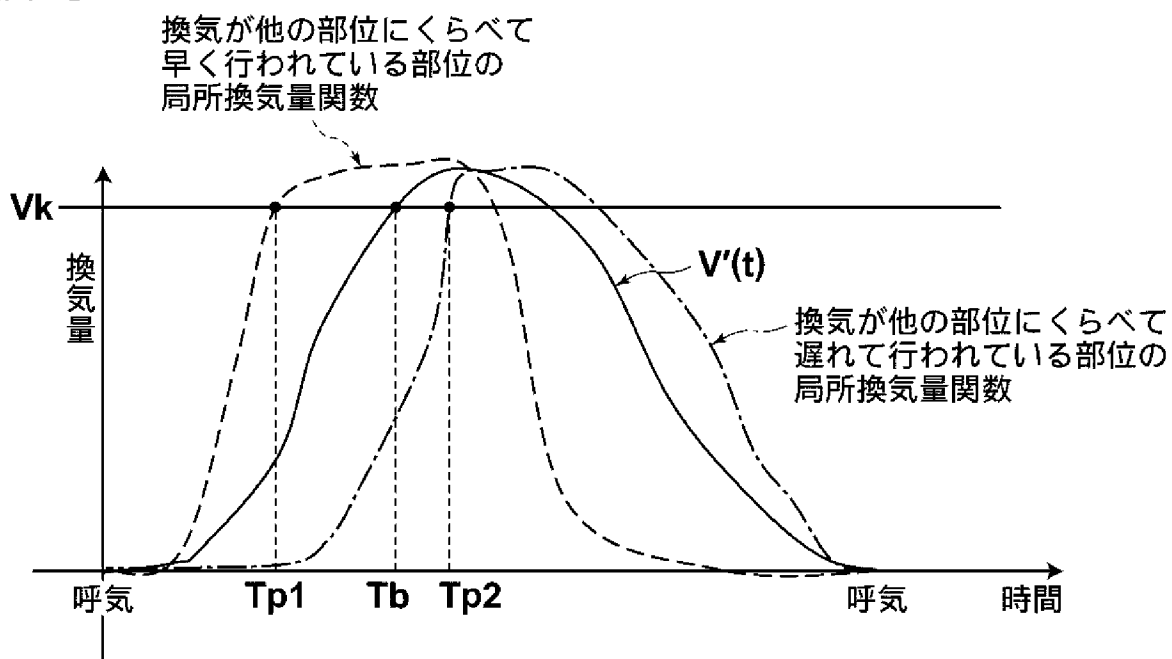
[図8]



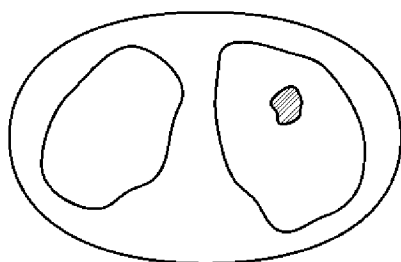
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/001640

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(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)

A61B6/03

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

IEEE Xplore, CiNii

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-28121 A (Kabushiki Kaisha Iyo Gazo Kenkyusho), 03 February 2005 (03.02.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
Y	JP 2009-153677 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 16 July 2009 (16.07.2009), paragraphs [0040] to [0051] (Family: none)	1-14
Y	K. Du, et al, Registration-based measurement of regional expiration volume ratio using dynamic 4DCT imaging, 2011 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, 2011, pp.424-428	10

 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
26 June, 2013 (26.06.13)Date of mailing of the international search report
09 July, 2013 (09.07.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/001640

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 9-294728 A (Colin Corp.), 18 November 1997 (18.11.1997), paragraph [0036] & US 5776071 A & EP 804899 A1 & DE 69715290 D & ES 2183040 T	10, 11
A	WO 2012/026146 A1 (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 01 March 2012 (01.03.2012), entire text; all drawings & CN 103079466 A	1-14
A	JP 2010-268979 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 02 December 2010 (02.12.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-14

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B6/03(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. A61B6/03										
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 style="width:100%; border:none;"> <tr> <td style="border:none;">日本国実用新案公報</td> <td style="border:none;">1922-1996年</td> </tr> <tr> <td style="border:none;">日本国公開実用新案公報</td> <td style="border:none;">1971-2013年</td> </tr> <tr> <td style="border:none;">日本国実用新案登録公報</td> <td style="border:none;">1996-2013年</td> </tr> <tr> <td style="border:none;">日本国登録実用新案公報</td> <td style="border:none;">1994-2013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	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年									
日本国公開実用新案公報	1971-2013年									
日本国実用新案登録公報	1996-2013年									
日本国登録実用新案公報	1994-2013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) IEEE Xplore, CiNii										
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								
Y	JP 2005-28121 A (株式会社医用画像研究所) 2005.02.03, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14								
Y	JP 2009-153677 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2009.07.16, 段落【0040】～【0051】 (ファミリーなし)	1-14								
Y	K. Du, et al, Registration-based measurement of regional expiration volume ratio using dynamic 4DCT imaging, 2011 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, 2011, pp.424-428	10								
<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。										
<table style="width:100%; border:none;"> <tr> <td style="width:50%; border:none;"> * 引用文献のカテゴリー 「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 「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 「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) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td style="width:50%; border:none;"> の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー 「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 「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 「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) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「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 「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 「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) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 26.06.2013	国際調査報告の発送日 09.07.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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) 南川 泰裕 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4843								

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 9-294728 A (日本コーリン株式会社) 1997. 11. 18, 段落【0036】 & US 5776071 A & EP 804899 A1 & DE 69715290 D & ES 2183040 T	10, 11
A	WO 2012/026146 A1 (コニカミノルタエムジー株式会社) 2012. 03. 01, 全文、全図 & CN 103079466 A	1-14
A	JP 2010-268979 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2010. 12. 02, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14