

明 細 書

発明の名称：診断支援プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、人体の画像を解析し、解析結果を表示する技術に関する。

背景技術

[0002] 医師が胸部の動態画像によって肺の診断を行なう際、被写体が自然呼吸の状態で撮影された時系列の胸部動態画像の観察が重要である。生理学的なデータを取得しやすいスパイロメータ、R I (Radio Isotope) 検査、形態的なデータが得られる単純X線写真、C T (Computed Tomography) などが肺機能を評価するための手法として知られている。しかし、生理学的なデータと形態的なデータの両者を効率良く取得することは容易ではない。

[0003] 近年、F P D (Flat panel detector) などの半導体イメージセンサを利用して、人体の胸部の動態画像を撮影し、診断に用いる方法が試みられている。例えば、非特許文献1には、動態画像を構成する複数のフレーム画像の間で、信号値の差を示す差分画像を生成し、その差分画像から各信号値の最大値を求めて表示する技術が開示されている。

[0004] また、特許文献1には、人体の胸部の動態を示す複数のフレーム画像のそれぞれのフレーム画像から肺野領域を抽出し、その肺野領域を複数の小領域に分割し、複数のフレーム画像の間において、分割された小領域を互いに対応付けて解析する技術が開示されている。この技術によれば、分割された小領域の動きを示す特徴量が表示される。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特許第5 8 7 4 6 3 6号明細書

非特許文献

[0006] 非特許文献1：“Basic Imaging Properties of a Large Image Intensifier-TV Digital Chest Radiographic System” Investigative Radiology:April

1987; 22 : 328-335.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] しかしながら、非特許文献 1 に記載されている技術のように、単に動態画像の画素ごとのフレーム間差分値の最大値を表示するだけでは、医師が病態を把握することは容易ではない。また、特許文献 1 に記載されている技術のように、特徴量を表示するだけでは、やはり病態の把握には十分ではない。このため、呼吸や肺血管の状態に即した画像を表示することが望ましい。すなわち、被写体である人体の呼吸状態および血管動態全体を把握し、呼吸、心臓、肺門部の血管または血流の波形または周波数に基づいて、それらに裏付けられた動きを示す画像を表示することが望ましい。

[0008] 本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであり、一呼吸または一心拍ごとに形状が変化する領域の動きを表示することが可能な診断支援プログラムを提供することを目的とする。より具体的には、計測しようとしている新たな対象のデータに対し、既を取得している波の形および Hz に対する一致率やその他の不一致率を数値化することによって、診断の補助となる数値を算出し、さらに、これらの数値を画像化することにより、診断の補助となる画像を生成することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0009] (1) 上記の目的を達成するために、本願は、以下のような手段を講じた。すなわち、本発明の一態様に係る診断支援プログラムは、人体の画像を解析し、解析結果を表示する診断支援プログラムであって、前記画像を格納するデータベースから複数のフレーム画像を取得する処理と、前記各フレーム画像の特定領域の画素に基づいて、呼吸周期を特定する処理と、前記特定した呼吸周期に基づいて、肺野を検出する処理と、前記検出した肺野を複数のブロック領域に分割し、前記各フレーム画像におけるブロック領域における画像の変化を計算する処理と、前記各フレーム画像における各ブロック領域の画像の変化をフーリエ解析する処理と、前記フーリエ解析後の各画像をデ

ディスプレイに表示する処理と、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

[0010] (2) また、本発明の一態様に係る診断支援プログラムは、人体の画像を解析し、解析結果を表示する診断支援プログラムであって、前記画像を格納するデータベースから複数のフレーム画像を取得する処理と、被写体の血管拍周期を特定する処理と、前記各フレーム画像の特定領域の画素に基づいて、呼吸周期を特定する処理と、前記特定した呼吸周期に基づいて、肺野を検出する処理と、前記検出した肺野を複数のブロック領域に分割し、前記各フレーム画像におけるブロック領域における画像の変化を計算する処理と、前記特定した血管拍周期に基づいて、前記各フレーム画像における各ブロック領域の画像の変化をフーリエ解析する処理と、前記フーリエ解析後の各画像をディスプレイに表示する処理と、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

[0011] (3) また、本発明の一態様に係る診断支援プログラムは、人体の画像を解析し、解析結果を表示する診断支援プログラムであって、前記画像を格納するデータベースから複数のフレーム画像を取得する処理と、被写体の血管拍周期を特定する処理と、前記各フレーム画像について設定された解析範囲を複数のブロック領域に分割し、前記各フレーム画像におけるブロック領域における画像の変化を計算する処理と、前記特定した血管拍周期に基づいて、前記各フレーム画像における各ブロック領域の画像の変化をフーリエ解析する処理と、前記フーリエ解析後の各画像をディスプレイに表示する処理と、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

[0012] (4) また、本発明の一態様に係る診断支援プログラムは、被写体の呼吸周期を、横隔膜の動き、胸郭の動き、またはスパイログラムを含む他のデータに基づいて特定することを特徴とする。

[0013] (5) また、本発明の一態様に係る診断支援プログラムは、前記被写体の血管拍周期を、心電図若しくは脈拍計を含む他のモダリティ装置による計測結果に基づいて特定し、または、前記各フレーム画像に少なくとも含まれる

横隔膜の画像および胸郭の画像に基づいて、横隔膜および胸郭の動きを抽出し、被写体の呼吸周期を特定し、前記特定した呼吸周期に基づいて、肺野を検出し、前記検出した肺野から心臓の位置、肺門の位置、主要肺血管、大血管その他の血管周期を特定し、特定した各部位の画像の変化に基づいて血管拍周期を特定することを特徴とする。

[0014] (6) また、本発明の一態様に係る診断支援プログラムは、特定した呼吸周期に基づいて、肺野内および血管の相対的な位置関係を計算し、前記被写体の肺の形状を標準肺として特定すると共に、前記被写体の血流の動態を標準血管領域として特定することを特徴とする。

[0015] (7) また、本発明の一態様に係る診断支援プログラムは、肺野の対向する輪郭上に一定の規則に従って複数の点をプロットし、対向する点を線分で連結することによって、肺野を複数のブロック領域に分割することを特徴とする。

[0016] (8) また、本発明の一態様に係る診断支援プログラムにおいて、前記フーリエ解析する処理は、前記各フレーム画像における各ブロック領域の画像をフーリエ変換し、フーリエ変換後の波形から、実質的に呼吸周期または血管拍周期を示す波形のみを抽出してフーリエ逆変換することを特徴とする。

発明の効果

[0017] 本発明の一態様によれば、一呼吸または一心拍ごとに形状が変化する領域の動きを表示することが可能となる。すなわち、診断の補助となる数値を算出し、さらに、これらの数値を画像化することにより、診断の補助となる画像を生成することが可能となる。その結果、通常の運動と異常な運動との違いを可視化し、その違いを視覚的に認識することが可能となるため、画像診療の分野に好適となる。

図面の簡単な説明

[0018] [図1A]本実施形態に係る診断支援システムの概略構成を示す図である。

[図1B]肺領域の分割手法の一例を示す図である。

[図1C]肺領域の分割手法の一例を示す図である。

[図1D]肺領域の分割手法の一例を示す図である。

[図1E]肺領域の分割手法の一例を示す図である。

[図1F]肺領域の分割手法の一例を示す図である。

[図1G]肺領域の分割手法の一例を示す図である。

[図1H]肺領域の分割手法の一例を示す図である。

[図2A]特定ブロックの *i n t e n s i t y* 変化と、それをフーリエ解析した結果を示す図である。

[図2B]心拍に近い周波数成分を抜き出したフーリエ変換結果と、これをフーリエ逆変換して心拍に近い周波数成分の *i n t e n s i t y* 変化を示す図である。

[図2C]肺の変化率を模式的に表した図である。

[図3]本実施形態に係る呼吸機能解析の概要を示すフローチャートである。

[図4]本実施形態に係る肺血流解析の概要を示すフローチャートである。

[図5]本実施形態に係るその他の血流解析の概要を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0019] まず、本発明の基本的な概念について説明する。本発明では、人体における呼吸や血管、その他の生体運動において、一定の周期で反復するように捉えられる動きに対し、全体若しくはある部分的な範囲について、時間軸における一定の反復若しくは一定の動き（ルーチン）を、波として捉え、計測する。

[0020] 波の計測結果については、（ア）波の形態自体、若しくは、（イ）波の間隔（Hz）を用いる。

[0021] 同時期に同じようにリンクされる波が存在し得る。例えば、呼吸であれば、以下の近似を概念することができる。

（ある大雑把な範囲の *density* 変化の平均） $\div$ （胸郭の変化） $\div$ （横隔膜の動き） $\div$ （肺機能検査） $\div$ （胸腹呼吸センサ）

[0022] これらのいずれかのデータ、またはこれらを組み合わせたデータを用いて

、より精度の高い画像の抽出を可能とする。この際、何度も相互的に計算させることもある。その際、再度結果に対するアーティファクト (artifact) を除外し、新しいデータ抽出波形や最初のベースとなるデータ波形、その他のモダリティなどの波形、周囲、複数回の波形から抽出して、機能の抽出を行なう。その際、回数は一回でも複数回でも良い。

[0023] ここで、ベースデータを作る際、複数のモダリティ (例えば、ある一定の density、volumetry、胸郭の動き、横隔膜の動き、spirometry、胸腹呼吸センサの2つ以上)、または、同じ呼吸周回などの複数回の波形測定により、お互いの成分抽出を補足し合い、精度を高めていく。これにより、アーティファクトの軽減、ライン (line) などのある一定の予想をもとに精度を高めることが可能となる。

[0024] また、お互いの成分抽出による軸、幅、範囲およびHzの揺らぎ、幅を推定する。すなわち、複数回の重ね合わせによって、Hzの軸設定が平均化、分散によって軸、幅、範囲、Hzの最適レンジ (range) が計算される。その際に他の行動のHz (ノイズ) が抽出され、その波があればそれが入らない程度も相対的に計測していく場合がある。

[0025] 以上により、マスターデータを得ることが可能となる。上記マスターデータに対し、計測したい新たな対象について、上記マスターデータの波形、波のHzのある一定の幅、範囲で抽出する。例えば、呼吸抽出のみや、血管抽出程度の枠組みとしての幅、範囲で抽出する。なお、この波形、Hzの幅に関しては、他の機能における波形要素、ノイズなどの artifact、他の同調性があると思われる他の modality の波形、複数回行なう再現性など用いて、相対的、統計をもとに総合的に判断される。そこに調整、経験が必要となる (機械学習を適用することも可能である)。これは、幅、範囲を広げると他の機能の要素が入り始める一方、狭すぎると機能自体の要素がそぎ落とされてしまうので、そのレンジに関しては、調整が必要となるからである。例えば、複数回のデータがあると、レンジ、Hzと測定一致幅などが規定しやすい。

- [0026] 次に、その計測したい新たな対象のデータに対し、元々捉えられていた波の形、Hzに対する一致率やその他不一致率を数値化することで診断の補助となる数値を算定する。例えば、脈拍計、聴診の雑音排除と共に、マスターの病気の波形合致率を測定し、病気波形の一致率を算定することで診断補助器に応用することが可能となる。
- [0027] また、その計測したい新たな対象のデータに対し、元々捉えられていた波の形、Hzに対する一致率やその他不一致率を画像化することにより、診断の補助となる画像を算定する。例えば、通常の嚥下と患者の嚥下の違いを可視化し、今まで行なっていた動作と現在行なっている動作との相違を表す。例えば、歩く足の運び方、スイングの変化、相違などである。
- [0028] その抽出変化量を可視化して、画像に描出する。これが、以下に説明する呼吸機能解析、血管解析である。そして、胸郭や横隔膜の変化率を可視化する。その際に、再度結果に対するアーティファクトを除外し、新しいデータ抽出波形や最初のベースとなるデータ波形、その他のモダリティなどの波形、周囲、複数回の波形から抽出して、機能の抽出を行なう場合もある。
- [0029] また、上記抽出したもの以外から抽出した変化成分を除外したものでも特徴量を把握する場合がある。例えば、腹部腸管の動きを把握する際、腹部から呼吸の影響と血管の影響を除外して、腹部腸管の動きの抽出を図る。
- [0030] また、その抽出による変化率より、ある一定の撮影時間がかかる画像（CT、MRI、特殊レントゲン撮影、PET/シンチグラフィーなど）に補正をかけて、より明瞭で正確な画像を提供する。例えば、上行大動脈心臓補正、心臓形態補正、気管支のブレの補正、胸郭周囲の評価、息止めできない状態での撮影（患者や撮影に数分かかる）に有効となる。
- [0031] 以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。図1Aは、本実施形態に係る診断支援システムの概略構成を示す図である。この診断支援システムは、コンピュータに診断支援プログラムを実行させることにより特定の機能を発揮する。基本モジュール1は、呼吸機能解析部3、肺血流解析部5、その他の血流解析部7、フーリエ解析部9、波形解析部10および視

覚化・数値化部 11 から構成されている。基本モジュール 1 は、入力インタフェース 13 を介してデータベース 15 から画像データを取得する。データベース 15 には、例えば、D I C O M (Digital Imaging and C O m m u n i c a t i o n in Medicine) による画像が格納されている。基本モジュール 1 から出力された画像信号は、出力インタフェース 17 を介してディスプレイ 19 に表示される。次に、本実施形態に係る基本モジュールの機能について説明する。

[0032] [呼吸周期解析]

本実施形態では、以下の指標に基づいて呼吸周期を解析する。すなわち、肺野内のある一定領域における $d e n s i t y / i n t e n s i t y$ 、横隔膜の動き、胸郭の動きの少なくとも一つを用いて呼吸周期を解析する。また、X線（その他 C T、M R I などの複数種類のモダリティ）の透過性が高い部位で測定されるある一定の $v o l u m e \quad d e n s i t y / i n t e n s i t y$ で構成される範囲、スパイログラムなどの他の測定方法から得られるデータを用いても良い。なお、一呼吸毎の解析結果を比較し、複数のデータから傾向を解析して、データの確度を高めることが望ましい。

[0033] [血管拍解析]

本実施形態では、以下の指標に基づいて血管拍を解析する。すなわち、心電図や脈拍計などの他のモダリティの計測結果、または肺輪郭から心臓・肺門位置・主要血管を特定し、各部位の $d e n s i t y / i n t e n s i t y$ の変化を用いて血管拍を解析する。また、マニュアルで画像上にプロットし、対象部位の $d e n s i t y / i n t e n s i t y$ の変化を解析しても良い。なお、一拍毎の解析結果を比較し、複数のデータから傾向を解析して、データの確度を高めることが望ましい。

[0034] [肺野同定]

データベース (D I C O M) から画像を抽出し、上記の呼吸周期解析結果を用いて、肺輪郭を自動検出する。この肺輪郭の自動検出については、従来から知られている技術を用いることができる。例えば、特開昭 63-240832 号公報、または特開平 2-250180 号公報に開示されている技術

を用いることが可能である。

[0035] 次に、肺野を複数のブロック領域に分けて、各ブロック領域の変化を計算する。ここで、撮影速度に応じてブロック領域の大きさを定めても良い。撮影速度が遅い場合は、あるフレーム画像の次のフレーム画像で対応する部位が特定しにくくなるため、ブロック領域を大きくする。一方、撮影速度が速い場合は、単位時間当たりのフレーム画像数が多いため、ブロック領域が小さくても追従することが可能となる。また、呼吸周期のうちどのタイミングを選ぶかに応じて、ブロック領域の大きさを計算しても良い。ここで、肺野領域のずれを補正することが必要になる場合がある。その際には、胸郭の動き、横隔膜の動き、肺野全体の血管の位置関係を同定し、また、肺輪郭の相対位置を把握し、その動きに基づいて相対的に評価する。なお、ブロック領域が小さすぎると、画像のちらつきが発生する場合がある。これを防止するため、ブロック領域は一定の大きさを有する必要がある。

[0036] [ブロック領域の作成：第1の手法]

肺野を複数のブロック領域に分ける手法について説明する。第1の手法は、図1Bに示すように、肺の縦方向に点をプロットし、肺を横断的に分ける手法である。第1の手法では、例えば、肺の縦隔側の距離と、肺の外側の距離とを求め、それぞれを均等に分割した点をプロットすることができる。そして、縦隔側と外側の拡大率を定めて分割を行なう。なお、肺は、肺尖側よりも横隔膜側の方が大きく動くため、横隔膜側に近いほど細かく分割した点をプロットするようにしても良い。なお、図1Bにおいて、縦方向の線（点線）を追加的に描画し、複数の矩形（正方形）のブロック領域に分けても良い。これにより、肺の動作をより正確に表すことが可能となる。

[0037] [ブロック領域の作成：第2の手法]

第2の手法も肺を横断的に分ける手法であるが、図1Cに示すように、肺の領域のうち、肺尖と横隔膜の端部（またはその付近）に平行線を引いて、その間において、複数の点をプロットする。そして、相互に向き合った部分で拡大率を定めて分割を行なう。第2の手法では、肺の曲線部分の長さを算

出しないため、計算量が少なくて済むというメリットがある。なお、図 1 B に示すように、縦方向の線（点線）を追加的に描画し、複数の矩形（正方形）のブロック領域に分けても良い。

[0038] [ブロック領域の作成：第 3 の手法]

第 3 の手法は、図 1 D に示すように、肺の横方向に点をプロットし、肺を縦断的に分ける手法である。第 3 の手法では、例えば、肺の縦隔側の距離と、肺の外側の距離とを求め、それぞれを均等に分割した点をプロットすることができる。そして、相互に向き合った部分で拡大率を定めて分割を行なう。なお、肺は、肺尖側よりも横隔膜側の方が大きく動くため、横隔膜側に近いほど細かく分割した点をプロットするようにしても良い。なお、図 1 B に示すように、複数の矩形（正方形）のブロック領域に分けられるよう、横方向の線を追加的に描画しても良い。

[0039] [ブロック領域の作成：第 4 の手法]

第 4 の手法も肺を縦断的に分ける手法であるが、図 1 E に示すように、肺の領域のうち、肺尖の縦方向と横隔膜の端部の縦方向（またはその付近）に平行線を引いて、その間において、複数の点をプロットする。そして、相互に向き合った部分で拡大率を定めて分割を行なう。第 4 の手法では、肺の曲線部分の長さを算出しないため、計算量が少なくて済むというメリットがある。なお、図 1 B に示すように、複数の矩形（正方形）のブロック領域に分けられるよう、横方向の線を追加的に描画しても良い。

[0040] [ブロック領域の作成：第 5 の手法]

第 5 の手法は、図 1 F に示すように、肺尖部における接線と横隔膜における接線を引き、その接線が交わる点を中心点として定め、その点を含む直線（例えば、鉛直線）からある一定の角度で引いた線分で肺を分割する。第 5 の手法では、中心点の定め方によって、肺を横断的な分け方に近い分け方になったり、縦断的な分け方に近い分け方になったりする。なお、図 1 B に示すように、複数の矩形（正方形）のブロック領域に分けられるよう、縦方向または横方向の線を追加的に描画しても良い。

[0041] [ブロック領域の作成：第6の手法]

第6の手法は、3Dで考える手法である。図1Gに示すように、肺を肺尖（または肺門）から横隔膜端部を結ぶ直線と直交する複数の平面で切断しても良い。また、横隔膜は、体表面側よりも体幹部側の方が大きく動くため、横隔膜は場所によってばね係数が異なるとも言える。そこで、図1Hに示すように、横隔膜の動きに伴う変位量が等しい点の集合（面）によって肺を分けても良い。なお、図1Bに示すように、複数の矩形（正方形）のブロック領域に分けられるよう、縦方向または横方向の線を追加的に描画しても良い。

[0042] 次に、アーティファクトを排除して画像データを補間する。すなわち、解析範囲内に骨などが含まれるとノイズとして表れてしまうため、ノイズカットフィルタを用いてノイズを除去することが望ましい。X線画像においては、肺野領域内で、血管や骨が存在しない位置の周辺は、X線が透過しやすいため、X線画像は黒くなる。つまり、X線画像の画素値が高くなる。一方、血管や骨が存在する位置は、X線が透過し難いため、X線画像は白くなる。つまり、X線画像の画素値が低くなる。その他CT、MRIにおいても同様のことが言える。ここで、上記の呼吸周期解析の結果から、一呼吸あたりの波形に基づいて、同一位相の値を用いてデータを補間し、アーティファクトを排除することが可能となる。

[0043] [フーリエ解析]

上記のように解析した呼吸周期および血管拍周期に基づいて、各ブロック領域の $density/intensity$ の値や、また、その変化量について、フーリエ解析を実施する。図2Aは、特定ブロックの $intensity$ 変化と、それをフーリエ解析した結果を示す図である。図2Bは、心拍に近い周波数成分を抜き出したフーリエ変換結果と、これをフーリエ逆変換して心拍に近い周波数成分の $intensity$ 変化を示す図である。例えば、特定ブロックの $intensity$ 変化をフーリエ変換（フーリエ解析）すると、図2Aに示すような結果が得られる。そして、図2Aに示した周

波数成分から、例えば、バンドパスフィルタを用いて、心拍に近い周波数成分を抜き出すと、図2Bの紙面に対して右側に示すような結果が得られる。これをフーリエ逆変換することによって、図2Bの紙面に対して左側に示すように、心拍の変化に同調した *i n t e n s i t y* 変化を得ることができる。

[0044] なお、フーリエ変換を実行する際には、短時間で計算ができるように、A R 法 (Autoregressive Moving average model) を用いることが可能である。A R 法では、自己回帰移動平均モデルにおいて、ユールウォーカー方程式 (Yule-walker equation) やカルマンフィルタを用いる方法があり、そこで導きだされるユールウォーカー推定値 (Yule-walker estimates)、P A R C O R 法、最小二乗法を用いて、計算を補足することができる。これにより、より早く、リアルタイムに近い画像を取得したり、計算の補助やアーティファクト (artifact) の補正を行なうことが可能となる。このようなフーリエ解析により、各ブロック領域における画像の性質を抜き出して表示することが可能となる。

[0045] [波形解析]

血管、脳波、その他検査にて一定の波形として認識されるものについて波形解析を行なう。足の動きなど、一定の状態で繰り返される動作を含む。例えば肺の場合は、左右差を比較する。また、繰り返し行なわれる動作の H z を重ねて同じ傾向があるのかどうかを解析する。波形データを比較し、2つのデータの一致率を算出する。そして、フーリエ解析後のデータを比較する。

[0046] [視覚化・数値化]

上記のように解析した結果を、視覚化および数値化する。 *s t a n d a r d u p t a k e* として、計測された肺野全域の *d e n s i t y / i n t e n s i t y* から平均値を1として相対的／対数的に値を表示する。また、血流の方向だけを採用するため、特定方向への変化を切り出す。これにより、意味のある方法のデータだけを取り出すことが可能となる。肺野同定結果を

用いて、解析範囲の変化に追従して疑似カラー化を行なう。すなわち、フェーズに合わせた特定の形（最小、最大、平均、中央値）に沿って、各個人（被写体）の解析結果を相対的な領域に当てはめる。また、複数の解析結果を比較できる特定の形状・フェーズに変形させる。さらに、標準肺を作成する際、上記呼吸周期解析の結果を用いて、肺野内の相対的な位置関係を計算する。なお、標準肺は、複数の患者の胸郭ライン、density、横隔膜などを総合的に平均化したラインを用いて作成する。標準肺の作成の際、肺血流の場合は、肺門から肺端部にかけて放射状に距離を測ることができる。また、呼吸の場合は、胸郭や横隔膜の動きに応じて補正する必要がある。さらに、肺尖からの距離を考慮して複合的に計算しても良い。なお、本実施形態では、横隔膜が全体的に動いている様子を予め取得しておき、各部位の計測に合わせて、必要となる横隔膜の動きを利用する。すなわち、全体的な横隔膜の動きのヘルツに対して、呼吸同期性、血管同期性を取っている。

[0047] 標準肺が作成できると、同調性、一致率、不一致率を数値化して提示することが可能となる。また、正常な状態からの逸脱が表示できる。本実施形態によれば、フーリエ解析を実行することにより、新しい病気の可能性の発見、普通の自分との比較、手と足との比較や、反対側の手および足との比較が可能となる。さらに、足の動かし方、嚥下などでどこがおかしいのかを同調性の数値化で把握することが可能となる。また、病気の状態の人が一定時間経過後に変化しているかどうかを判断したり、変化している場合は、変化の前後を比較することが可能となる。

[0048] 図2Cに示すように、標準肺を100としたときに、当該人体において、何パーセントの相違があるのかどうかを把握し、変化率を表示することが可能となる。なお、肺全体のみならず、肺の一部でも相違を把握することが可能である。なお、「Variation分類」をすることによって、標準血流の特定も可能である。すなわち、呼吸周期を特定し、血管の相対的な位置関係を計算し、被写体の血流動態を標準血流として特定することが可能となる。

[0049] これにより、ある患者と他の患者との比較や数値化が可能となる。また、

正常肺または正常血管と、典型的な異常肺機能または異常血流との比較や数値化が可能となる。さらに、ある患者の異なる時間における肺機能や肺血流の相対評価として、標準肺および標準血流を使用することが可能となる。このような標準肺および標準血流は、種々のタイプの典型患者、健康な人の典型例を集合させ、標準肺および標準血流とし、ある患者に形態的に当てはめて評価する際の指標として用いることが可能である。次に、本実施形態に係る各モジュールの動作について説明する。

[0050] 〔呼吸機能解析〕

まず、呼吸機能解析について説明する。図3は、本実施形態に係る呼吸機能解析の概要を示すフローチャートである。基本モジュール1がデータベース15からDICOMの画像を抽出する（ステップS1）。ここでは、少なくとも、一呼吸周期内に含まれる複数のフレーム画像を取得する。次に、取得した各フレーム画像において、少なくとも肺野内のある一定領域における密度（density/intensity）を用いて、呼吸周期を特定する（ステップS2）。この呼吸周期に周期関数をフィッティングし、肺野のレンジを特定する。

[0051] 呼吸周期の特定は、さらに、横隔膜の動き、胸郭の動きを用いることも可能である。また、X線の透過性が高い部位で測定される、ある一定のvolume density/intensityで構成される範囲、スパイログラムなどの他の測定方法から得られるデータを用いても良い。

[0052] 次に、図3において、肺野を自動検出する（ステップS3）。肺の輪郭の自動検出では、フレーム画像毎に、ばらつきが生ずることもあるが、ステップS2において特定した呼吸周期に基づいて、各フレーム画像を補間することによって、各フレーム画像における肺輪郭を特定する。次に、検出した肺野を複数のブロック領域に分割する（ステップS4）。そして、各フレーム画像における各ブロック領域の変化を計算する（ステップS5）。ここでは、各ブロック領域内での変化の値を平均化し、1つのデータとして表現する。次に、各ブロック領域のdensity/intensityの値や、また、その変化量について、上記呼吸周期に基づいて、フーリエ解析を実施す

る（ステップS6）。これにより、各ブロック領域における画像の性質を抜き出して表示することが可能となる。

[0053] 次に、フーリエ解析により得られた結果について、ノイズ除去を行なう（ステップS7）。以上のステップS5からステップS7の動作を1回以上行ない、完了するかどうかを判断する（ステップS8）。完了しない場合は、ステップS5に遷移し、完了する場合は、フーリエ解析により得られた結果を、疑似カラー画像としてディスプレイに表示する（ステップS9）。なお、白黒画像を表示しても良い。このように、複数のサイクルを繰り返すことによって、データの確度を高めることが可能となる。

[0054] [肺血流解析]

次に、肺血流解析について説明する。図4は、本実施形態に係る肺血流解析の概要を示すフローチャートである。基本モジュール1がデータベース15からDICOMの画像を抽出する（ステップT1）。ここでは、少なくとも、一心拍周期内に含まれる複数のフレーム画像を取得する。次に、取得した各フレーム画像に基づいて、血管拍周期を特定する（ステップT2）。血管拍周期は、上述したように、例えば、心電図や脈拍計などの他のモダリティの計測結果、または肺輪郭から心臓・肺門位置・主要血管を特定し、各部位のdensity/intensityの変化を用いて血管拍を解析する。

[0055] 次に、図4において、上述した方法で呼吸周期を特定し（ステップT3）、その呼吸周期を用いて肺野を自動検出する（ステップT4）。肺の輪郭の自動検出では、フレーム画像毎に、ばらつきが生ずることもあるが、ステップT3において特定した呼吸周期に基づいて、各フレーム画像を補間することによって、各フレーム画像における肺輪郭を特定する。次に、検出した肺野を複数のブロック領域に分割する（ステップT5）。そして、各フレーム画像における各ブロック領域の変化を計算する（ステップT6）。ここでは、各ブロック領域内での変化の値を平均化し、1つのデータとして表現する。次に、各ブロック領域のdensity/intensityの値や、ま

た、その変化量について、上記血管拍周期に基づいて、フーリエ解析を実施する（ステップT7）。これにより、各ブロック領域における画像の性質を抜き出して表示することが可能となる。

[0056] 次に、フーリエ解析により得られた結果について、ノイズ除去を行なう（ステップT8）。以上のステップT6からステップT8の動作を1回以上行ない、完了するかどうかを判断する（ステップT9）。完了しない場合は、ステップT6に遷移し、完了する場合は、フーリエ解析により得られた結果を、疑似カラー画像としてディスプレイに表示する（ステップT10）。なお、白黒画像を表示しても良い。これにより、データの確度を高めることが可能となる。

[0057] [その他の血流解析]

次に、その他の血流解析について説明する。本発明の一態様は、大動脈、腹部血管、頭頸動脈などの血流解析についても適用可能である。図5は、本実施形態に係るその他の血流解析の概要を示すフローチャートである。基本モジュール1がデータベース15からDICOMの画像を抽出する（ステップR1）。ここでは、少なくとも、一拍周期内に含まれる複数のフレーム画像を取得する。次に、取得した各フレーム画像に基づいて、血管拍周期を特定する（ステップR2）。血管拍周期は、上述したように、例えば、心電図や脈拍計などの他のモダリティの計測結果、または肺輪郭から心臓・肺門位置・主要血管を特定し、各部位のdensity/intensityの変化を用いて血管拍を解析する。

[0058] 次に、解析範囲を設定し（ステップR3）、設定した解析範囲を複数のブロック領域に分割する（ステップR4）。そして、各ブロック領域内での変化の値を平均化し、1つのデータとして表現する。次に、各ブロック領域のdensity/intensityの値や、また、その変化量について、上記血管拍周期に基づいて、フーリエ解析を実施する（ステップR5）。これにより、各ブロック領域における画像の性質を抜き出して表示することが可能となる。

- [0059] 次に、フーリエ解析により得られた結果について、ノイズ除去を行なう（ステップR 6）。以上のステップR 5からステップR 6の動作を1回以上行ない、完了するかどうかを判断する（ステップR 7）。完了しない場合は、ステップR 5に遷移し、完了する場合は、フーリエ解析により得られた結果を、疑似カラー画像としてディスプレイに表示する（ステップR 8）。なお、白黒画像を表示しても良い。これにより、データの確度を高めることが可能となる。
- [0060] なお、上述したように、3Dで考える場合、呼吸量、心拍出量、中枢の血流量を別の装置で測定することによって、それらの割合からそれぞれの区域において「部分肺換気量」、「肺血流量」、「血流割合」を測定することが可能となる。これらの定量測定として、他のmodalityなどで呼吸量、心拍出量、中枢側の血流の測定が可能となった場合、一フレームの分量やその割合、領域の変化量割合より推定機能量を推定することが可能になる。すなわち、呼吸機能解析の場合は、呼吸量から肺換気量の推定が可能となり、肺血流解析の場合は、心（肺血管）拍出量から肺血流量の推定が可能となり、その他の血流量解析の場合は、中枢側の血流量（割合）から描出される分岐血管における推定血流量（割合）の推定が可能となる。
- [0061] 以上説明したように、本実施形態によれば、現時点における撮影方法ではCTやMRIなどの他のmodalityではいくつかの課題があるが、人体の画像を評価することが可能となる。少なくとも、Flat panel detectorを用いたX線動画装置に関しては、現存施設装置で概ね良好に計算可能であり、導入費用が安価で済む。また、Flat panel detectorを用いたX線動画装置において、被写体の検査を簡便に済ませることが可能となる。また、肺血流については、肺血栓塞栓症のスクリーニングが可能となる。例えば、Flat panel detectorを用いたX線動画装置においては、CTを行なう前に本実施形態に係る診断支援プログラムを実行することによって、無駄な検査を除外することができる。また、検査が簡便であるため、緊急性の高い疾患を早期に発見し、

優先的に対応することが可能となる。さらに、CT、MRIなど、他のmodalityにおいて、各領域の細かい診断が可能となる。

[0062] また、各種の血管、例えば、頸部血流狭小化のスクリーニングにも適用可能であり、また、大血管の血流評価やスクリーニングにも適用可能である。また、肺呼吸データについては、肺の部分機能検査として有効となり、肺機能検査として使用することが可能となる。また、COPD、肺気腫などの疾患の同定も可能となる。さらに、術前、術後の性状の把握にも適用可能である。さらに、呼吸周期および血流周期をフーリエ解析し、腹部のX線画像において、呼吸の波形および血流の波形を除去することで、残りの生体運動の異変、例えば、腸管イレウスなどが観察可能となる。

[0063] なお、本国際出願は2016年7月19日に出願した日本国特許出願第2016-141658号に基づく優先権を主張するものであり、日本国特許出願第2016-141658号の全内容を本国際出願に援用する。

符号の説明

- [0064] 1 基本モジュール
3 呼吸機能解析部
5 肺血流解析部
7 その他の血流解析部
9 フーリエ解析部
10 波形解析部
11 視覚化・数値化部
13 入力インタフェース
15 データベース
17 出力インタフェース
19 ディスプレイ