

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-200565
(P2017-200565A)

(43) 公開日 平成29年11月9日(2017.11.9)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 3 0 A 4 C 0 9 3
 A 6 1 B 6/00 3 5 0 C

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2017-20290 (P2017-20290)
 (22) 出願日 平成29年2月7日(2017.2.7)
 (31) 優先権主張番号 15/145, 137
 (32) 優先日 平成28年5月3日(2016.5.3)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 110001254
 特許業務法人光陽国際特許事務所
 (72) 発明者 角森 昭教
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 (72) 発明者 藤原 浩一
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 (72) 発明者 野地 翔
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内

最終頁に続く

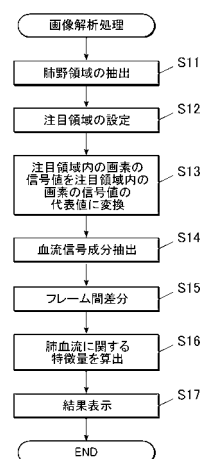
(54) 【発明の名称】 動態解析装置及び動態解析システム

(57) 【要約】

【課題】胸部動態画像において肺血流機能を解析する際のノイズ抑制のための注目領域のサイズを適切なサイズに設定できるようにする。

【解決手段】診断用コンソール3によれば、制御部31は、胸部動態画像における肺血管以外の構造物の大きさ、肺血管以外の構造物の移動量、又は胸部動態画像に付帯されている被検者に関する情報に基づいて、注目領域のサイズを決定し、決定したサイズの複数の注目領域を胸部動態画像の肺野領域に設定する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

放射線撮影により取得された胸部動態画像の肺野領域に注目領域を設定する設定手段と

、
前記設定手段により設定された注目領域内の画素信号値の代表値を算出し、算出した代表値に基づいて、当該注目領域内の画素信号値を変換する変換手段と、

前記変換手段による変換後の胸部動態画像から肺血流信号を抽出する抽出手段と、

前記抽出手段により抽出された肺血流信号の変化量を算出し、算出した肺血流信号の変化量に基づいて、肺血流に関する特徴量を算出する算出手段と、

を備え、

前記設定手段は、前記胸部動態画像における肺血管以外の構造物の大きさ、前記肺血管以外の構造物の移動量、又は前記胸部動態画像に付帯されている被検者に関する情報に基づいて、前記注目領域のサイズを決定し、決定したサイズの注目領域を前記胸部動態画像の肺野領域に設定する動態解析装置。

【請求項 2】

前記設定手段は、前記胸部動態画像の肺野領域に複数の注目領域を設定する請求項 1 に記載の動態解析装置。

【請求項 3】

前記設定手段は、前記胸部動態画像における肺野の大きさ、横隔膜の移動量、肋骨の移動量、又は前記胸部動態画像に付帯されている被検者に関する情報に基づいて、前記注目領域のサイズを決定する請求項 1 又は 2 に記載の動態解析装置。

【請求項 4】

前記抽出手段は、前記変換手段による変換後の胸部動態画像の画素信号値の時間変化に対して時間方向の周波数フィルター処理を施すことにより肺血流信号を抽出する請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の動態解析装置。

【請求項 5】

前記抽出手段は、前記変換手段による変換後の胸部動態画像の画素信号値の時間変化を示す波形から、当該波形を当該波形に含まれる低周波成分の一周期毎に区切ることにより得られる複数の波形を平均化した平均信号波形を引くことにより肺血流信号を抽出する請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の動態解析装置。

【請求項 6】

前記抽出手段は、前記変換手段による変換後の胸部動態画像の画素信号値の時間変化を示す波形から、機械学習を用いて生成された換気成分の信号波形を引くことにより、肺血流信号を抽出する請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の動態解析装置。

【請求項 7】

前記算出手段は、前記肺血流信号の変化量として前記抽出手段により肺血流信号を抽出することにより生成されるフレーム画像間の画素信号値の差分値を算出し、算出した前記フレーム画像間の差分値の時間変化の周期、極大点から極小点までに要する時間、又は微分値を前記肺血流の速さに関する特徴量として算出する請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の動態解析装置。

【請求項 8】

前記算出手段は、前記肺血流信号の変化量として前記抽出手段により肺血流信号を抽出することにより生成されるフレーム画像間の画素信号値の差分値を算出し、算出した前記フレーム画像間の差分値の時間変化の極大値、極小値、又は極大値と極小値の比を前記肺血流の大きさに関する特徴量として算出する請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の動態解析装置。

【請求項 9】

前記算出手段は、前記肺血流信号の変化量として前記抽出手段により肺血流信号を抽出することにより生成されるフレーム画像間の画素信号値の差分値を算出し、算出した前記フレーム画像間の差分値に基づいて前記肺血流信号の変化の方向を特定し、特定した方向

10

20

30

40

50

を前記肺血流の方向に関する特徴量として算出する請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の動態解析装置。

【請求項 10】

前記肺野領域の 2 以上の領域における、前記算出手段により算出された前記肺血流に関する特徴量又は前記肺血流信号の時間変化を示す波形を比較する比較手段を備える請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の動態解析装置。

【請求項 11】

人体の胸部の動態を放射線撮影することにより胸部動態画像を取得する撮影装置と、請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の動態解析装置と、を備える動態解析システム。

10

【請求項 12】

前記動態解析装置による解析結果を表示する表示手段を備える請求項 11 に記載の動態解析システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、動態解析装置及び動態解析システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来のフィルム/スクリーンや輝尽性蛍光体プレートを用いた放射線(X線)の静止画撮影及び診断に対し、FPD(flat panel detector)等の半導体イメージセンサーを利用して診断対象部位の動態画像を撮影し、診断に応用する試みがなされるようになってきている。具体的には、半導体イメージセンサーの画像データの読取・消去の応答性の早さを利用し、半導体イメージセンサーの読取・消去のタイミングと合わせて放射線源からパルス状の放射線を連続的に照射し、1秒間に複数回の撮影を行って、診断対象部位の動態を撮影する。撮影により取得された一連の複数枚の画像を順次表示することにより、医師は診断対象部位の一連の動きを観察することが可能となる。

20

【0003】

ところで、肺の診断においては、肺の機能(換気機能や肺血流機能)が低下している箇所がないかを観察することは重要である。しかし、医師が動態画像を観察して目視で機能の異常箇所を認識することは難しい。特に、肺の呼吸運動や心臓の拍動には個人差があり、個人差を考慮しながら換気機能や肺血流機能の異常箇所を視認することは困難である。

30

【0004】

そこで、動態撮影で得られた一連のフレーム画像を解析して診断支援情報を生成し、早期診断に向けて医師に提供することが提案されている。

例えば、特許文献1には、呼吸状態下で撮影された動態画像における肺野領域を複数の小領域に分割し、小領域毎に、画素値の平均値を算出して時間方向のハイパスフィルターをかけることにより肺血流量に関する情報を生成し、心臓の拍動を示す信号の時間変化に対する肺血流に関する情報の時間変化の位相遅れ時間を算出し、表示するシステムが記載されている。小領域のサイズは、0.4~4cm角とすることが記載されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2014-128687号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

肺野内の構造物の動きは、肺血流の変化に比べると非常に大きい。そのため、動態画像を解析して肺血流機能の変化の情報を得るためには、息を止めた状態で撮影を行い、呼吸による構造物の動きを抑制しておくことが好ましいが、疾患等により息止めが不可能な場

50

合があり、息止め状態ではない動態画像を用いた解析手法が望まれる。

【0007】

一方、特許文献1は、呼吸状態下で撮影された胸部動態画像を解析するものであり、小領域内の画素値を平均化してハイパスフィルター処理を施すことにより血流信号成分以外のノイズを抑制している。しかし、小領域のサイズが構造物の動き、個人差等の影響を除去するために適切なサイズとはなっていない。そのため、構造物の動き、個人差等がノイズとなって現れる場合がある。

【0008】

本発明の課題は、胸部動態画像において肺血流機能を解析する際のノイズ抑制のための注目領域のサイズを適切なサイズに設定できるようにすることである。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明の動態解析装置は、放射線撮影により取得された胸部動態画像の肺野領域に複数の注目領域を設定する設定手段と、

前記設定手段により設定された注目領域内の画素信号値の代表値を算出し、算出した代表値に基づいて、当該注目領域内の画素信号値を変換する変換手段と、

前記変換手段による変換後の胸部動態画像から肺血流信号を抽出する抽出手段と、

前記抽出手段により抽出された肺血流信号の変化量を算出し、算出した肺血流信号の変化量に基づいて、肺血流に関する特徴量を算出する算出手段と、

20

を備え、

前記設定手段は、前記胸部動態画像における肺血管以外の構造物の大きさ、前記肺血管以外の構造物の移動量、又は前記胸部動態画像に付帯されている被検者に関する情報に基づいて、前記注目領域のサイズを決定し、決定したサイズの複数の注目領域を前記胸部動態画像の肺野領域に設定する。

【0010】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の発明において、

前記設定手段は、前記胸部動態画像の肺野領域に複数の注目領域を設定する。

【0011】

請求項3に記載の発明は、請求項1又は2に記載の発明において、

前記設定手段は、前記胸部動態画像における肺野の大きさ、横隔膜の移動量、肋骨の移動量、又は前記胸部動態画像に付帯されている被検者に関する情報に基づいて、前記注目領域のサイズを決定する。

30

【0012】

請求項4に記載の発明は、請求項1～3のいずれか一項に記載の発明において、

前記抽出手段は、前記変換手段による変換後の胸部動態画像の画素信号値の時間変化に対して時間方向の周波数フィルター処理を施すことにより肺血流信号を抽出する。

【0013】

請求項5に記載の発明は、請求項1～3のいずれか一項に記載の発明において、

前記抽出手段は、前記変換手段による変換後の胸部動態画像の画素信号値の時間変化を示す波形から、当該波形を当該波形に含まれる低周波成分の一周期毎に区切ることにより得られる複数の波形を平均化した平均信号波形を引くことにより肺血流信号を抽出する。

40

【0014】

請求項6に記載の発明は、請求項1～3のいずれか一項に記載の発明において、

前記抽出手段は、前記変換手段による変換後の胸部動態画像の画素信号値の時間変化を示す波形から、機械学習を用いて生成された換気成分の信号波形を引くことにより、肺血流信号を抽出する。

【0015】

請求項7に記載の発明は、請求項1～6のいずれか一項に記載の発明において、

前記算出手段は、前記肺血流信号の変化量として前記抽出手段により肺血流信号を抽出

50

することにより生成されるフレーム画像間の画素信号値の差分値を算出し、算出した前記フレーム画像間の差分値の時間変化の周期、極大点から極小点までに要する時間、又は微分値を前記肺血流の速さに関する特徴量として算出する。

【0016】

請求項8に記載の発明は、請求項1～7のいずれか一項に記載の発明において、

前記算出手段は、前記肺血流信号の変化量として前記抽出手段により肺血流信号を抽出することにより生成されるフレーム画像間の画素信号値の差分値を算出し、算出した前記フレーム画像間の差分値の時間変化の極大値、極小値、又は極大値と極小値の比を前記肺血流の大きさに関する特徴量として算出する。

【0017】

請求項9に記載の発明は、請求項1～8のいずれか一項に記載の発明において、

前記算出手段は、前記肺血流信号の変化量として前記抽出手段により肺血流信号を抽出することにより生成されるフレーム画像間の画素信号値の差分値を算出し、算出した前記フレーム画像間の差分値に基づいて前記肺血流信号の変化の方向を特定し、特定した方向を前記肺血流の方向に関する特徴量として算出する。

【0018】

請求項10に記載の発明は、請求項1～9のいずれか一項に記載の発明において、

前記肺野領域の2以上の領域における、前記算出手段により算出された前記肺血流に関する特徴量又は前記肺血流信号の時間変化を示す波形を比較する比較手段を備える。

【0019】

請求項11に記載の発明の動態解析システムは、

人体の胸部の動態を放射線撮影することにより胸部動態画像を取得する撮影装置と、請求項1～10のいずれか一項に記載の動態解析装置と、を備える。

【0020】

請求項12に記載の発明は、請求項11に記載の発明において、

前記動態解析装置による解析結果を表示する表示手段を備える。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、胸部動態画像において肺血流機能を解析する際のノイズ除去のための注目領域のサイズを適切なサイズに設定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の実施形態における動態解析システムの全体構成を示す図である。

【図2】図1の撮影用コンソールの制御部により実行される撮影制御処理を示すフローチャートである。

【図3】図1の診断用コンソールの制御部により実行される画像解析処理を示すフローチャートである。

【図4】(a)は、性別と注目領域サイズとの変換テーブルの一例を示す図、(b)は、年齢と注目領域サイズとの変換テーブルの一例を示す図である。

【図5】横隔膜の移動量を計測する際の計測点の決定方法を説明するための図である。

【図6】肋骨の移動量を計測する際の代表点の決定方法を説明するための図である。

【図7】注目領域の設定が重なりありの場合の信号値の変換の一例を示す図である。

【図8】平均波形を用いた肺血流信号の抽出手法を説明するための図である。

【図9】肺血流の速さを示す特徴量の例を説明するための図である。

【図10】肺野に関する特徴量の算出結果の表示例を示す図である。

【図11】異なる動態画像の肺血流を比較する際の肺野領域の位置の正規化を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

10

20

30

40

50

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。ただし、発明の範囲は、図示例に限定されない。

【0024】

〔動態解析システム100の構成〕

まず、構成を説明する。

図1に、本実施形態における動態解析システム100の全体構成を示す。

図1に示すように、動態解析システム100は、撮影装置1と、撮影用コンソール2とが通信ケーブル等により接続され、撮影用コンソール2と、診断用コンソール3とがLAN(Local Area Network)等の通信ネットワークNTを介して接続されて構成されている。動態解析システム100を構成する各装置は、DICOM(Digital Image and Communications in Medicine)規格に準じており、各装置間の通信は、DICOMに則って行われる。

10

【0025】

〔撮影装置1の構成〕

撮影装置1は、例えば、呼吸運動に伴う肺の膨張及び収縮の形態変化、心臓の拍動等の、周期性(サイクル)を持つ胸部の動態を撮影する撮影手段である。動態撮影とは、被写体に対し、X線等の放射線をパルス状にして所定時間間隔で繰り返し照射するか(パルス照射)、もしくは、低線量率にして途切れなく継続して照射する(連続照射)ことで、動態を示す複数の画像を取得することをいう。動態撮影により得られた一連の画像を動態画像と呼ぶ。また、動態画像を構成する複数の画像のそれぞれをフレーム画像と呼ぶ。なお、以下の実施形態では、パルス照射により動態撮影を行う場合を例にとり説明する。

20

【0026】

放射線源11は、被写体Mを挟んで放射線検出部13と対向する位置に配置され、放射線照射制御装置12の制御に従って、被写体Mに対し放射線(X線)を照射する。

放射線照射制御装置12は、撮影用コンソール2に接続されており、撮影用コンソール2から入力された放射線照射条件に基づいて放射線源11を制御して放射線撮影を行う。撮影用コンソール2から入力される放射線照射条件は、例えば、パルスレート、パルス幅、パルス間隔、1撮影あたりの撮影フレーム数、X線管電流の値、X線管電圧の値、付加フィルター種等である。パルスレートは、1秒あたりの放射線照射回数であり、後述するフレームレートと一致している。パルス幅は、放射線照射1回当たりの放射線照射時間である。パルス間隔は、1回の放射線照射開始から次の放射線照射開始までの時間であり、後述するフレーム間隔と一致している。

30

【0027】

放射線検出部13は、FPD等の半導体イメージセンサーにより構成される。FPDは、例えば、ガラス基板等を有しており、基板上の所定位置に、放射線源11から照射されて少なくとも被写体Mを透過した放射線をその強度に応じて検出し、検出した放射線を電気信号に変換して蓄積する複数の検出素子(画素)がマトリクス状に配列されている。各画素は、例えばTFT(Thin Film Transistor)等のスイッチング部を備えて構成されている。FPDにはX線をシンチレーターを介して光電変換素子により電気信号に変換する間接変換型、X線を直接的に電気信号に変換する直接変換型があるが、何れを用いてもよい。

40

放射線検出部13は、被写体Mを挟んで放射線源11と対向するように設けられている。

【0028】

読取制御装置14は、撮影用コンソール2に接続されている。読取制御装置14は、撮影用コンソール2から入力された画像読取条件に基づいて放射線検出部13の各画素のスイッチング部を制御して、当該各画素に蓄積された電気信号の読み取りをスイッチングしていき、放射線検出部13に蓄積された電気信号を読み取ることにより、画像データを取得する。この画像データがフレーム画像である。そして、読取制御装置14は、取得したフレーム画像を撮影用コンソール2に出力する。画像読取条件は、例えば、フレームレ

50

ト、フレーム間隔、画素サイズ、画像サイズ(マトリックスサイズ)等である。フレームレートは、1秒あたりに取得するフレーム画像数であり、パルスレートと一致している。フレーム間隔は、1回のフレーム画像の取得動作開始から次のフレーム画像の取得動作開始までの時間であり、パルス間隔と一致している。

【0029】

ここで、放射線照射制御装置12と読取制御装置14は互いに接続され、互いに同期信号をやりとりして放射線照射動作と画像の読み取りの動作を同調させるようになっている。

【0030】

〔撮影用コンソール2の構成〕

撮影用コンソール2は、放射線照射条件や画像読取条件を撮影装置1に出力して撮影装置1による放射線撮影及び放射線画像の読み取り動作を制御するとともに、撮影装置1により取得された動態画像を撮影技師等の撮影実施者によるポジショニングの確認や診断に適した画像であるか否かの確認用に表示する。

撮影用コンソール2は、図1に示すように、制御部21、記憶部22、操作部23、表示部24、通信部25を備えて構成され、各部はバス26により接続されている。

【0031】

制御部21は、CPU(Central Processing Unit)、RAM(Random Access Memory)等により構成される。制御部21のCPUは、操作部23の操作に応じて、記憶部22に記憶されているシステムプログラムや各種処理プログラムを読み出してRAM内に展開し、展開されたプログラムに従って後述する撮影制御処理を始めとする各種処理を実行し、撮影用コンソール2各部の動作や、撮影装置1の放射線照射動作及び読み取り動作を集中制御する。

【0032】

記憶部22は、不揮発性の半導体メモリーやハードディスク等により構成される。記憶部22は、制御部21で実行される各種プログラムやプログラムにより処理の実行に必要なパラメーター、或いは処理結果等のデータを記憶する。例えば、記憶部22は、図2に示す撮影制御処理を実行するためのプログラムを記憶している。また、記憶部22は、撮影部位(ここでは胸部)に対応する放射線照射条件及び画像読取条件を記憶している。各種プログラムは、読取可能なプログラムコードの形態で格納され、制御部21は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

【0033】

操作部23は、カーソルキー、数字入力キー、及び各種機能キー等を備えたキーボードと、マウス等のポインティングデバイスを備えて構成され、キーボードに対するキー操作やマウス操作により入力された指示信号を制御部21に出力する。また、操作部23は、表示部24の表示画面にタッチパネルを備えても良く、この場合、タッチパネルを介して入力された指示信号を制御部21に出力する。

【0034】

表示部24は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)等のモニターにより構成され、制御部21から入力される表示信号の指示に従って、操作部23からの入力指示やデータ等を表示する。

【0035】

通信部25は、LANアダプターやモデムやTA(Terminal Adapter)等を備え、通信ネットワークNTに接続された各装置との間のデータ送受信を制御する。

【0036】

〔診断用コンソール3の構成〕

診断用コンソール3は、撮影用コンソール2から動態画像を取得し、取得した動態画像や動態画像の解析結果を表示して医師の診断を支援するための動態解析装置である。本実施形態において、診断用コンソール3は、胸部の動態画像において肺血流機能について解析してその解析結果を表示する。

10

20

30

40

50

診断用コンソール 3 は、図 1 に示すように、制御部 3 1、記憶部 3 2、操作部 3 3、表示部 3 4、通信部 3 5 を備えて構成され、各部はバス 3 6 により接続されている。

【 0 0 3 7 】

制御部 3 1 は、CPU、RAM 等により構成される。制御部 3 1 の CPU は、操作部 3 3 の操作に応じて、記憶部 3 2 に記憶されているシステムプログラムや、各種処理プログラムを読み出して RAM 内に展開し、展開されたプログラムに従って、後述する画像解析処理を始めとする各種処理を実行し、診断用コンソール 3 各部の動作を集中制御する。制御部 3 1 は、設定手段、変換手段、抽出手段、算出手段、比較手段として機能する。

【 0 0 3 8 】

記憶部 3 2 は、不揮発性の半導体メモリーやハードディスク等により構成される。記憶部 3 2 は、制御部 3 1 で画像解析処理を実行するためのプログラムを始めとする各種プログラムやプログラムにより処理の実行に必要なパラメーター、或いは処理結果等のデータを記憶する。これらの各種プログラムは、読取可能なプログラムコードの形態で格納され、制御部 3 1 は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

10

【 0 0 3 9 】

操作部 3 3 は、カーソルキー、数字入力キー、及び各種機能キー等を備えたキーボードと、マウス等のポインティングデバイスを備えて構成され、キーボードに対するキー操作やマウス操作により入力された指示信号を制御部 3 1 に出力する。また、操作部 3 3 は、表示部 3 4 の表示画面にタッチパネルを備えても良く、この場合、タッチパネルを介して入力された指示信号を制御部 3 1 に出力する。

20

【 0 0 4 0 】

表示部 3 4 は、LCD や CRT 等のモニターにより構成され、制御部 3 1 から入力される表示信号の指示に従って、各種表示を行う。

【 0 0 4 1 】

通信部 3 5 は、LAN アダプターやモデムや TA 等を備え、通信ネットワーク NT に接続された各装置との間のデータ送受信を制御する。

【 0 0 4 2 】

〔 動態解析システム 1 0 0 の動作 〕

次に、上記動態解析システム 1 0 0 における動作について説明する。

【 0 0 4 3 】

30

〔 撮影装置 1、撮影用コンソール 2 の動作 〕

まず、撮影装置 1、撮影用コンソール 2 による撮影動作について説明する。

図 2 に、撮影用コンソール 2 の制御部 2 1 において実行される撮影制御処理を示す。撮影制御処理は、制御部 2 1 と記憶部 2 2 に記憶されているプログラムとの協働により実行される。

【 0 0 4 4 】

まず、撮影実施者により撮影用コンソール 2 の操作部 2 3 が操作され、撮影対象（被写体 M）の患者情報（患者の氏名、身長、体重、年齢、性別等）や撮影部位（ここでは、胸部）の入力が行われる（ステップ S 1）。

【 0 0 4 5 】

40

次いで、放射線照射条件が記憶部 2 2 から読み出されて放射線照射制御装置 1 2 に設定されるとともに、画像読取条件が記憶部 2 2 から読み出されて読取制御装置 1 4 に設定される（ステップ S 2）。

【 0 0 4 6 】

次いで、操作部 2 3 の操作による放射線照射の指示が待機される（ステップ S 3）。ここで、撮影実施者は、被写体 M を放射線源 1 1 と放射線検出部 1 3 の間に配置してポジショニングを行う。また、本実施形態においては呼吸状態下で撮影を行うため、被検者（被写体 M）に楽にするように指示し、安静呼吸を促す。撮影準備が整った時点で、操作部 2 3 を操作して放射線照射指示を入力する。

【 0 0 4 7 】

50

操作部 2 3 により放射線照射指示が入力されると (ステップ S 3 ; Y E S)、放射線照射制御装置 1 2 及び読取制御装置 1 4 に撮影開始指示が出力され、動態撮影が開始される (ステップ S 4)。即ち、放射線照射制御装置 1 2 に設定されたパルス間隔で放射線源 1 1 により放射線が照射され、放射線検出部 1 3 によりフレーム画像が取得される。

【 0 0 4 8 】

予め定められたフレーム数の撮影が終了すると、制御部 2 1 により放射線照射制御装置 1 2 及び読取制御装置 1 4 に撮影終了の指示が出力され、撮影動作が停止される。撮影されるフレーム数は、少なくとも 1 呼吸サイクルが撮影できる枚数である。

【 0 0 4 9 】

撮影により取得されたフレーム画像は順次撮影用コンソール 2 に入力され、撮影順を示す番号 (フレーム番号) と対応付けて記憶部 2 2 に記憶されるとともに (ステップ S 5)、表示部 2 4 に表示される (ステップ S 6)。撮影実施者は、表示された動態画像によりポジショニング等を確認し、撮影により診断に適した画像が取得された (撮影 O K) か、再撮影が必要 (撮影 N G) か、を判断する。そして、操作部 2 3 を操作して、判断結果を入力する。

10

【 0 0 5 0 】

操作部 2 3 の所定の操作により撮影 O K を示す判断結果が入力されると (ステップ S 7 ; Y E S)、動態撮影で取得された一連のフレーム画像のそれぞれに、動態画像を識別するための識別 I D や、患者情報、撮影部位、放射線照射条件、画像読取条件、撮影順を示す番号 (フレーム番号) 等の情報が付帯され (例えば、D I C O M 形式で画像データのヘッダ領域に書き込まれ)、通信部 2 5 を介して診断用コンソール 3 に送信される (ステップ S 8)。そして、本処理は終了する。一方、操作部 2 3 の所定の操作により撮影 N G を示す判断結果が入力されると (ステップ S 7 ; N O)、記憶部 2 2 に記憶された一連のフレーム画像が削除され (ステップ S 9)、本処理は終了する。この場合、再撮影が必要となる。

20

【 0 0 5 1 】

(診断用コンソール 3 の動作)

次に、診断用コンソール 3 における動作について説明する。

診断用コンソール 3 においては、通信部 3 5 を介して撮影用コンソール 2 から動態画像の一連のフレーム画像が受信されると、制御部 3 1 と記憶部 3 2 に記憶されているプログラムとの協働により図 3 に示す画像解析処理が実行される。

30

【 0 0 5 2 】

以下、図 3 を参照して画像解析処理の流れについて説明する。

まず、動態画像の各フレーム画像から、解析対象領域である肺野領域が抽出される (ステップ S 1 1)。

肺野領域の抽出方法は何れの方法であってもよい。例えば、フレーム画像の各画素の信号値 (濃度値) のヒストグラムから判別分析によって閾値を求め、この閾値より高信号の領域を肺野領域候補として 1 次抽出する。次いで、1 次抽出された肺野領域候補の境界付近でエッジ検出を行い、境界付近の小ブロックでエッジが最大となる点を境界に沿って抽出すれば肺野領域の境界を抽出することができる。

40

【 0 0 5 3 】

次いで、動態画像の各フレーム画像の肺野領域にノイズ除去の単位となる注目領域が設定される (ステップ S 1 2)。

ステップ S 1 2 においては、まず、注目領域サイズの決定が行われる。注目領域サイズは、例えば、i) 肺野の大きさ、i i) 患者情報 (患者の性別、年齢、身長等)、i i i) 横隔膜の移動量、i v) 肋骨の移動量、のいずれかに基づいて決定される。以下、それぞれに基づく注目領域サイズの決定方法について説明する。

【 0 0 5 4 】

i) 肺野の大きさに基づく注目領域のサイズ決定

この決定方法により注目領域サイズを決定する前提として、複数の異なる人体の肺野の

50

平均面積（右肺の平均面積： $\text{Mean}(S_{\text{right}})$ 、左肺の平均面積： $\text{Mean}(S_{\text{left}})$ ）及び基準の注目領域サイズ（ Broi_x 、 Broi_y ）を予めプログラム内に保持しておく。基準の注目領域サイズは、平均的な面積の肺野に対して最適な注目領域サイズであり、実験的、経験的に求めたものである。

まず、動態画像の一連のフレーム画像の肺野の平均面積（右肺の平均面積： S_{right} 、左肺の平均面積： S_{left} ）を算出する。例えば、各フレーム画像の右肺野領域、左肺野領域のそれぞれについて、領域内の画素数をカウントして画素サイズを掛けることに面積を算出し、算出した各フレーム画像の面積の平均を算出する。

次いで、算出した平均面積に基づいて、下記の（式1）、（式2）により（ Roi_x 、 Roi_y ）を算出し、算出したサイズを注目領域サイズ（横×縦）として決定する。なお、（式1）、（式2）は、右肺野についての式であるが、左肺野の注目領域サイズも、同様にして算出することができる。

$$\text{Roi}_x = \text{Broi}_x \times (S_{\text{right}} / \text{Mean}(S_{\text{right}})) \quad (\text{式1})$$

$$\text{Roi}_y = \text{Broi}_y \times (S_{\text{right}} / \text{Mean}(S_{\text{right}})) \quad (\text{式2})$$

このように、肺野の面積に基づいて注目領域のサイズを決定することで、注目領域のサイズを肺野の大きさに応じた最適なサイズとすることができる。その結果、例えば、子供の小さい肺に大人と同様の大きい注目領域を設定してしまうことを防止することができる。

【0055】

ii) 患者情報（患者の性別、年齢、身長）に基づく注目領域のサイズ決定

男性は腹式呼吸優位のため、女性に比べて大きく肺が動く。また、加齢に伴い、肺の動きは悪くなる。そこで、性別や年齢と、注目領域サイズとの変換テーブル（図4(a)、(b)参照）を記憶部32に記憶しておき、この変換テーブルを参照して、動態画像に付帯されている付帯情報に含まれる患者情報（被検者）の性別や年齢に基づき注目領域サイズを決定する。なお、図4(a)、(b)においては、性別、年齢のそれぞれの変換テーブルを示しているが、男性に対する年齢別の変換テーブル、女性に対する年齢別の変換テーブルを記憶部32に記憶しておくこととしてもよい。また、性別及び年齢に限らず、身長や体重等の他の身体的情報と注目領域サイズとの変換テーブルを記憶部32に記憶しておくこととしてもよい。

【0056】

iii) 横隔膜の移動量に基づく注目領域のサイズ決定

横隔膜の移動量は、例えば、公知文献1に記載の手法により求めることができる（公知文献1：田中理恵、真田茂著、「低コスト・低被ばくポータブルX線肺機能イメージング（診る聴診器）の開発」、医用画像情報学会誌、Vol.31、No.2、2014）。まず、1フレーム目では、図5に示す4つの計測点（左右の肺尖部の頂点及び横隔膜ドームの1点）をエッジ検出により決定する。2フレーム目以降は、テンプレートマッチングにより計測点を追跡する。肺尖部 - 横隔膜間距離の変化量が、横隔膜移動量となる。例えば、算出された最大の横隔膜移動量（肺尖部 - 横隔膜間距離の最大値と最小値の差）を注目領域サイズ（注目領域の一辺の長さ）として決定する。

【0057】

iv) 肋骨の移動量に基づく注目領域のサイズ決定

まず、各フレーム画像の肺野領域から肋骨の上縁、下縁を抽出する。肋骨の上縁、下縁は、例えば、特開平5-176919号公報に記載されているモデル関数と Sobel オペレーターを用いた肋骨抽出方法のように、公知の画像処理技術によって抽出することができる。次いで、肋骨の移動量を算出する。例えば、図6(a)に示すように、まず、基準画像（例えば、安静呼吸位の画像）において、抽出された肋骨の上縁L1、下縁L2の中間曲線L3を求め、肋骨の上縁L1のx方向の中間点P1と下縁L2のx方向の中間点P2を結んだ線L4と中間曲線L3とが交わる点を代表点P_{base}に設定する。同様に、他のフレーム画像においても同一の肋骨の代表点（P_t、P_{t+1}、・・・）を設定する（図6(b)参照）。そして、基準画像と他のフレーム画像のそれぞれとの代表点の距

10

20

30

40

50

離を肋骨の移動量として求め、例えば、求めた距離の最大値を注目領域サイズ（注目領域の一辺の長さ）として決定する。なお、肋骨の幅も考慮して注目領域サイズを決定することとしてもよい。

【0058】

即ち、肺野領域のサイズや動きの大きさ、解析時にノイズとなる構造物の動きの大きさ、被検者の性別や年齢等の個人差に応じた注目領域サイズが決定される。

【0059】

注目領域サイズが決定されると、動態画像の一連のフレーム画像のうち一の画像が基準画像に設定され、基準画像の肺野領域に対し、決定されたサイズの、複数の画素からなる注目領域が設定される。基準画像としては、肺野領域の面積が最小となる安静呼気位のフレーム画像とすることが好ましい。このようにすれば、基準画像の各小領域を他のフレーム画像に対応付けたときに、各小領域が他のフレーム画像の肺野領域外の領域に対応付けられないことがないためである。

例えば、基準画像における肺野領域が決定されたサイズの複数の小領域（矩形領域）に分割され、各小領域が注目領域として設定される。或いは、基準画像が表示部34に表示され、表示された基準画像上でユーザによる操作部33の操作により指定された点を左上とする決定されたサイズの矩形領域を注目領域として設定することとしてもよい。これらの場合、注目領域が重ならず（タイル状に）設定される。このように、互いに重なり合っていない注目領域を重なりなしと呼ぶ。これに対し、決定されたサイズの注目領域を肺野領域上で1画素ずつずらしながら設定してもよい。この場合、近傍の注目領域同士が図7に示すように重なり合うことになる。このように、互いに重なり合っている注目領域を重なりありと呼ぶ。

次いで、他のフレーム画像の、基準画像に設定された注目領域と同じ画素位置の領域（撮影に使用された放射線検出部13の同じ検出素子から出力される信号値の領域）に注目領域が設定される。なお、上述の(i)、(ii)の場合は、公知のローカルマッチング処理及びワーピング処理（特開2012-5729号公報参照）を施して、フレーム画像間における肺野領域の位置ずれを補正してから他のフレーム画像に注目領域を設定することが好ましい。

【0060】

次いで、各フレーム画像の各画素の信号値（画素信号値）が注目領域内の画素の信号値により算出される代表値に置き換えられる（ステップS13）。これにより、ノイズとなる肋骨等の他の構造物の信号成分が抑制される。

ステップS13においては、例えば、設定された注目領域が重なりなしの場合、注目領域内の画素の信号値の代表値が算出され、注目領域内の各画素の信号値が算出された代表値に変換される。また、設定された注目領域が重なりありの場合、図7に示すように、注目領域内の画素の信号値の代表値が算出され、注目領域内の中央に位置する画素の信号値が算出された代表値に変換される。

代表値は、例えば、中央値、平均値、最大値、最小値等の何れの値としてもよいが、中央値とすると、ノイズとなる肋骨等の他の構造物の信号成分をより効果的に抑制することができるので好ましい。

【0061】

次いで、変換された動態画像の肺野領域から血流信号成分（即ち、肺血流信号成分）の抽出が行われ、血流信号成分からなる複数のフレーム画像が生成される（ステップS14）。

血流信号成分の抽出手法としては、i)周波数フィルターを用いる手法、ii)平均波形を用いる手法、iii)機械学習を用いる手法等が挙げられる。以下、各抽出手法について説明する。

【0062】

i)周波数フィルターを用いる手法

設定された注目領域が重なりなしの場合、一連のフレーム画像の注目領域を対応付け、

10

20

30

40

50

注目領域毎に信号値（代表値）の時間変化を算出し、算出された時間変化を時間方向のハイパスフィルター（例えば、カットオフ周波数 0.7 Hz ）でフィルタリングする。これにより、注目領域の信号値の時間変化から血流信号成分のみを取り出して、換気の影響を取り除くことができる。

設定された注目領域が重なりありの場合、各フレーム間の対応する画素毎に信号値（代表値）の時間変化を算出し、算出された時間変化を時間方向のハイパスフィルター（例えば、カットオフ周波数 0.7 Hz ）でフィルタリングする。これにより、各画素の信号値の時間変化から血流信号成分のみを取り出して、換気の影響を取り除くことができる。

なお、ハイパスフィルターの代わりにバンドパスフィルターを用いることとしてもよい。

10

【0063】

i i) 平均波形を用いる手法

設定された注目領域が重なりなしの場合、まず、一連のフレーム画像間の注目領域を対応付け、注目領域毎に信号値の時間変化を示す波形を描画する。この信号波形をオリジナル信号波形と呼ぶ。図8(a)にオリジナル信号波形の一例を示す。図8(a)に示すように、オリジナル信号波形は、呼吸による低周波に肺血流による高周波がのったような波形となる。次いで、オリジナル信号波形を低周波の一周期毎に区切り、複数周期の波形を平均化して平均信号波形を生成する。図8(b)に、平均信号波形の一例を示す。平均信号波形は、高周波成分が平均化されるため、図8(b)に示すように、低周波の正弦波に近い波形となる。次いで、図8(c)に示すように、オリジナル信号波形と平均信号波形を重ねてオリジナル信号から平均信号を引く（差分をとる）ことにより、図8(d)に示すように高周波成分が取り出される。即ち、血流信号成分を抽出することができる。

20

設定された注目領域が重なりありの場合、各フレーム画像間の対応する画素毎に信号値（代表値）の時間変化を示す波形を描画して、同様に、オリジナル信号波形の各周期の波形を平均化した平均信号波形を生成し、オリジナル信号から平均信号を引くことにより、血流信号成分を抽出する。

【0064】

i i i) 機械学習を用いる手法

まず、人体の胸部を動態撮影した動態画像を複数用意し、それぞれ時間方向のローパスフィルター（例えば、カットオフ周波数 0.5 Hz ）でフィルタリングして換気成分の信号を抽出する。次いで、抽出した換気成分の信号を、例えば、R P B (Restricted Boltzmann Machine)、Auto Encoder等の深層学習（ディープラーニング）におけるプレトレーニングによる信号再構築（公知文献2参照）によって、換気成分の一般的な特徴を有する信号を生成する（公知文献2：河崎光毅、吉川大弘、古橋武著、「時系列データの異常検出を目的とした深層学習における再構築誤差の利用可能性に関する検討」、The 29th annual conference of the Japanese society for Artificial Intelligence, 2015）。次いで、設定された注目領域が重なりなしの場合、一連のフレーム画像間の注目領域を対応付け、注目領域毎に信号値の時間変化を示す波形（オリジナル信号波形）を生成し、オリジナル信号波形から換気成分の一般的な特徴を有する信号を引く（差分をとる）ことにより血流信号成分を抽出する。設定された注目領域が重なりありの場合、各フレーム画像間の対応する画素毎に信号値の時間変化を示すオリジナル信号波形を生成し、オリジナル信号波形から換気成分の一般的な特徴を有する信号を引く（差分をとる）ことにより血流信号成分を抽出する。

30

40

【0065】

次いで、抽出した血流信号成分のフレーム間差分処理が行われることにより、血流信号成分の変化量が算出される（ステップS15）。

設定された注目領域が重なりなしの場合、注目領域毎に、隣接するフレーム画像間で信号値の差分値を算出する。設定された注目領域が重なりありの場合、各フレーム間の対応する画素毎に隣接するフレーム画像間で信号値の差分値を算出する。ここで、フレーム間差分値は、時間的に後のフレーム画像から先のフレーム画像を引いたものとする。

50

【 0 0 6 6 】

次いで、血流信号成分の変化量に基づいて、肺血流の特徴量が算出される（ステップ S 1 6）。

ここでは、i) 肺血流の速さ、i i) 肺血流の大きさ、i i i) 肺血流の方向、を示す特徴量の一つ以上が算出される。設定された注目領域が重なりなしの場合、注目領域毎に特徴量が算出される。設定された注目領域が重なりなしの場合、画素毎に特徴量が算出される。

【 0 0 6 7 】

i) 肺血流の速さ

例えば、ステップ S 1 5 で算出した血流信号成分の変化量（即ち、フレーム間差分値）の時間変化の周期 $T [s]$ が肺血流の速さを示す特徴量として算出される（図 9 (a) 参照）。または、ステップ S 1 5 で算出した血流信号成分の変化量の時間変化の極大値から次の極小値までにかかる時間 T_1 が肺血流の速さを示す特徴量として算出される（図 9 (b) 参照）。または、ステップ S 1 5 で算出した血流信号成分の変化量の時間変化の微分値が肺血流の速さを示す特徴量として算出される。算出結果は、制御部 3 1 の R A M に記憶される。

10

【 0 0 6 8 】

i i) 肺血流の大きさ

例えば、ステップ S 1 5 で算出した血流信号成分の変化量の時間変化の極大値又は極小値が肺血流の大きさを示す特徴量として算出される。または、極大値と極小値の比（極大値 / 極小値）が肺血流の大きさを示す特徴量として算出される。極大値と極小値の比は、血液の流出と流入の大きさの比のバランスを見ることができる。算出結果は、制御部 3 1 の R A M に記憶される。

20

【 0 0 6 9 】

i i i) 肺血流の方向

或るフレーム画像間の肺野領域で血流が減少し、次のフレーム画像間でその血流が減少した箇所の近傍に血流が増加する場所があれば、肺血流の方向が分かる。ここで、血流が減少した場合、動態画像の信号値（濃度値）は低（白）から高（黒）に変化するため、フレーム間差分値の符号は + となる。血流が増加した場合、動態画像の信号値（濃度値）は高（黒）から低（白）に変化するため、フレーム間差分値の符号は - となる。そこで、注目領域（画素）毎に、 t 番目のフレーム画像間のフレーム間差分値の符号が + であるか否かが判断され、+ の場合、 $t + 1$ 番目のフレーム画像間における近傍領域（例えば、注目領域（画素）を中央とする周辺 8 つの領域（画素））でフレーム間差分値が最小の領域（画素）がその肺血流の方向として特定される。肺血流の方向の情報は、制御部 3 1 の R A M に記憶される。

30

【 0 0 7 0 】

このように、ステップ S 1 6 では、肺野の各局所領域における肺血流の変化量だけでなく、肺血流の速さ、大きさ、向きなどの肺血流の機能を表す複数の指標を算出することができる。

【 0 0 7 1 】

次いで、肺血流の特徴量の算出結果が表示部 3 4 に表示される（ステップ S 1 7）。

例えば、算出された特徴量が上記 i) 肺血流の速さ、又は i i) 肺血流の大きさである場合、各注目領域（又は各画素）に算出した特徴量に応じた色を付した画像が表示部 3 4 に表示される。図 1 0 (a) に、重なりなしの場合の結果表示例を示す。図 1 0 (b) に、重なりありの場合の結果表示例を示す。

40

また、例えば、算出された特徴量が上記 i i i) 肺血流の方向である場合、肺野における血流の方向を示す矢印が付された画像が表示部 3 4 に表示される。図 1 0 (c) に、肺血流の方向の結果表示例を示す。

【 0 0 7 2 】

なお、例えば、心臓に近い中枢と末梢の肺血流の機能を比較することにより、末梢に血

50

液がうまく流れていない等の疾患を認識することができる。即ち、動態画像上の2つの領域の特徴量を比較することで、疾患の発見につながる場合がある。そこで、例えば、制御部31は、図10(a)や図10(b)に示す画像上(又は、基準画像上)においてユーザの操作部33の操作によって指定された2つの領域の特徴量について、以下の(式3)~(式6)のいずれかを算出して比較することとしてもよい。

【数1】

比: A/B (式3)

差: $|A-B|$ (式4)

コサイン類似度: $\cos \theta = A \cdot B / |A||B|$ (式5)

ピアソン相関:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (A_i - \bar{A})(B_i - \bar{B})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (A_i - \bar{A})^2 \sum_{i=1}^n (B_i - \bar{B})^2}} \quad (\text{式6})$$

n: 比較する特徴量の数

ここで、Aは、比較する2つの領域のうち一方の特徴量、Bは、比較する2つの領域のうち他方の特徴量である。

比較に用いる特徴量が1つの場合、比又は差が算出される。比較に用いる特徴量が複数の場合、コサイン類似度又はピアソン相関が算出される。算出された値は、表示部34に表示される。

または、操作部33により指定された2つの領域の画素信号値の時間変化を示す波形を比較可能に並べて表示部34に表示することとしてもよい。

【0073】

なお、同一被写体の異なる時期に撮影された肺野、異なる被写体(他の患者)の肺野のように、異なる動態画像における肺血流の機能を比較したい場合、2つの画像間における肺野の注目領域(画素)の位置の対応を取るために、肺野位置の正規化が実施される。例えば、異なる動態画像の肺野間で比較を行う場合、2つの動態画像のそれぞれについて、図11に示すように、x方向の水平プロファイルを求め、求めた水平プロファイルの最小値の位置を正中線の位置と定める。そして、フレーム画像における肺野領域に外接する矩形領域の上端と正中線が交わる位置を(0, 0)、矩形領域の上端の右側の位置を(1, 0)、矩形領域の上端の左側の位置を(-1, 0)、矩形領域の下端の右側の位置を(1, 1)、矩形領域の下端の左側の位置を(-1, 1)として、肺野領域の位置座標を対応させる。なお、正中線の位置は、肺野領域に外接する矩形領域の中央としてもよい。

【0074】

以上説明したように、診断用コンソール3によれば、制御部31は、胸部動態画像における肺血管以外の構造物の大きさ、肺血管以外の構造物の移動量、又は胸部動態画像に付帯されている被検者に関する情報に基づいて、注目領域のサイズを決定し、決定したサイズの複数の注目領域を胸部動態画像の肺野領域に設定する。例えば、胸部動態画像における肺野の大きさ、横隔膜の移動量、肋骨の移動量、又は前記胸部動態画像に付帯されている被検者に関する情報に基づいて、注目領域のサイズを決定する。

したがって、胸部動態画像において肺血流機能を解析する際のノイズ抑制のための注目領域のサイズを、構造物の動き、個人差等の影響を考慮した適切なサイズに設定することが可能となる。

【0075】

また、制御部31は、設定された注目領域内の画素信号値の代表値を算出し、算出した代表値に基づいて、当該注目領域内の画素信号値を変換し、変換後の胸部動態画像から肺血流信号を抽出し、抽出された肺血流信号の変化量を算出する。そして、算出した肺血流信号の変化量に基づいて、肺血流に関する特徴量を算出する。

例えば、制御部 3 1 は、胸部動態画像から肺血流信号を抽出することにより生成されるフレーム画像間の画素信号値の差分値を肺血流信号の変化量として算出し、算出したフレーム画像間の差分値の時間変化の周期、極大点から極小点までに要する時間、又は微分値を肺血流の速さに関する特徴量として算出する。また、例えば、制御部 3 1 は、胸部動態画像から肺血流信号を抽出することにより生成されるフレーム画像間の画素信号値の差分値を肺血流信号の変化量として算出し、算出したフレーム画像間の差分値の時間変化の極大値、極小値、又は極大値と極小値の比を肺血流の大きさに関する特徴量として算出する。更に、例えば、制御部 3 1 は、胸部動態画像から肺血流信号を抽出することにより生成されるフレーム画像間の画素信号値の差分値を肺血流信号の変化量として算出し、算出したフレーム画像間の差分値に基づいて肺血流信号の変化の方向を特定し、特定した方向を肺血流の方向に関する特徴量として算出する。

10

したがって、肺血流の速さ、大きさ、方向の情報を診断支援情報として提供することができる。

【 0 0 7 6 】

なお、本実施形態における記述は、本発明に係る好適な動態解析システムの一例であり、これに限定されるものではない。

【 0 0 7 7 】

例えば、上記の説明では、本発明に係るプログラムのコンピュータ読み取り可能な媒体としてハードディスクや半導体の不揮発性メモリー等を使用した例を開示したが、この例に限定されない。その他のコンピュータ読み取り可能な媒体として、C D - R O M 等の可搬型記録媒体を適用することが可能である。また、本発明に係るプログラムのデータを通信回線を介して提供する媒体として、キャリアウエーブ(搬送波)も適用される。

20

【 0 0 7 8 】

その他、動態解析システム 1 0 0 を構成する各装置の細部構成及び細部動作に関しても、本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

【 符号の説明 】

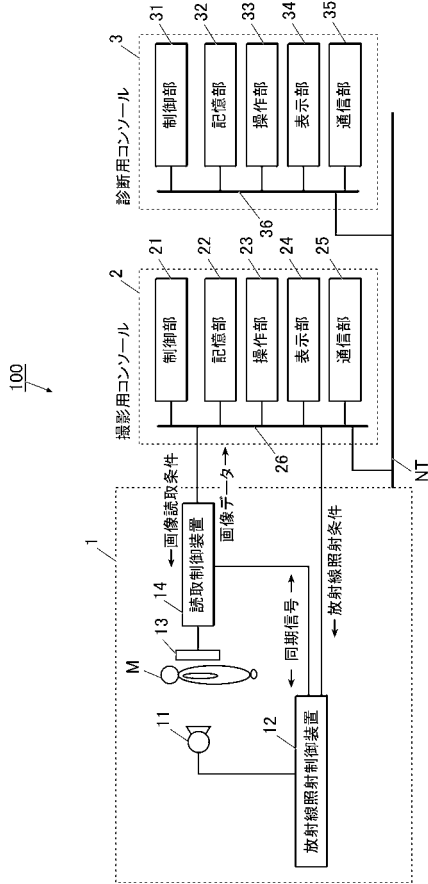
【 0 0 7 9 】

- 1 0 0 動態解析システム
- 1 撮影装置
- 1 1 放射線源
- 1 2 放射線照射制御装置
- 1 3 放射線検出部
- 1 4 読取制御装置
- 2 撮影用コンソール
- 2 1 制御部
- 2 2 記憶部
- 2 3 操作部
- 2 4 表示部
- 2 5 通信部
- 2 6 バス
- 3 診断用コンソール
- 3 1 制御部
- 3 2 記憶部
- 3 3 操作部
- 3 4 表示部
- 3 5 通信部
- 3 6 バス

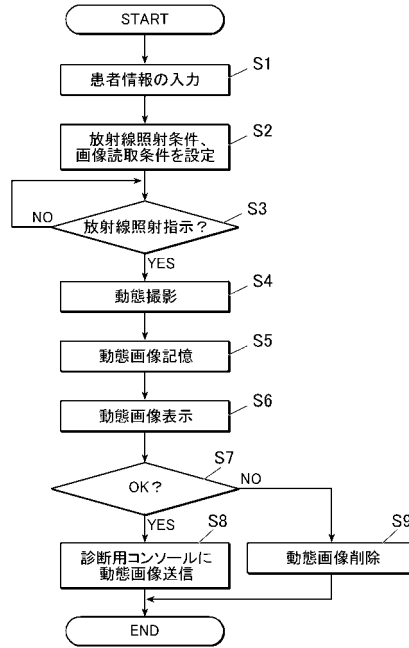
30

40

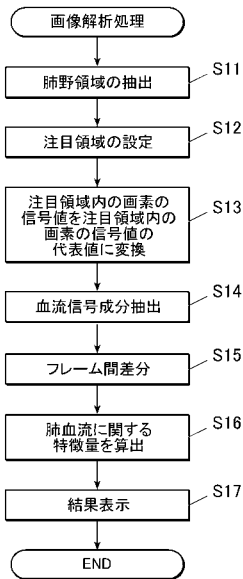
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

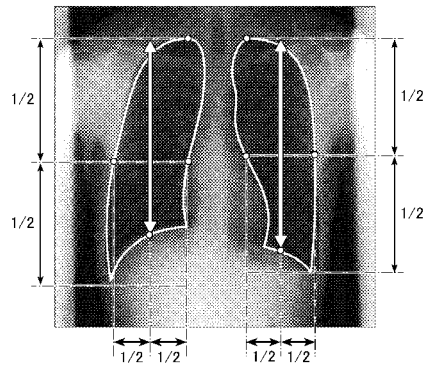
(a)

性別	注目領域サイズ
男性	5x5mm
女性	3x3mm

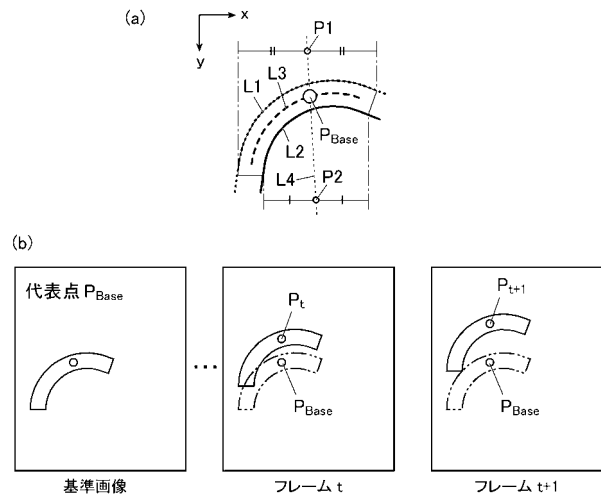
(b)

年齢	注目領域サイズ
10代	7x7mm
20代	7x7mm
30代	5x5mm
40代	5x5mm
50代	5x5mm
60代	3x3mm
70代	3x3mm

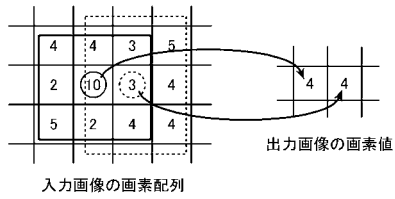
【 図 5 】



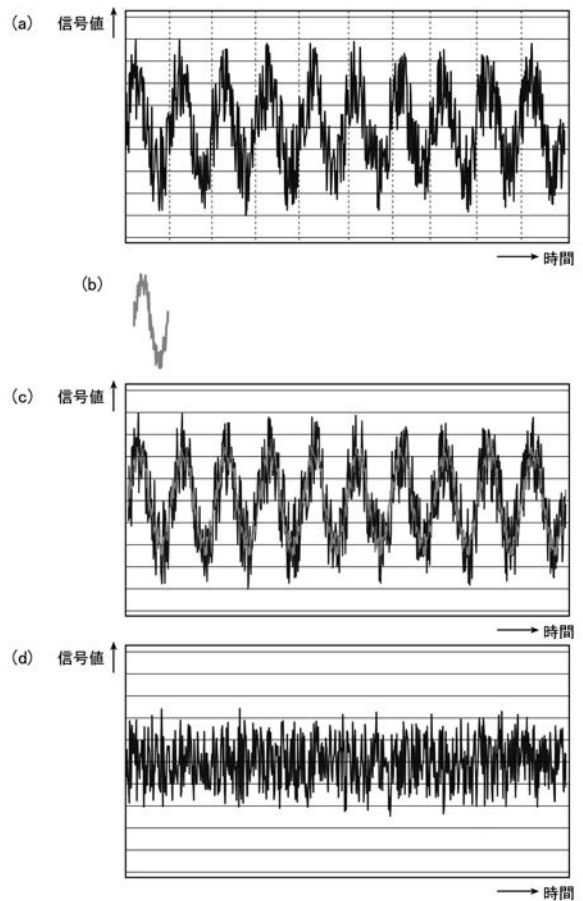
【 図 6 】



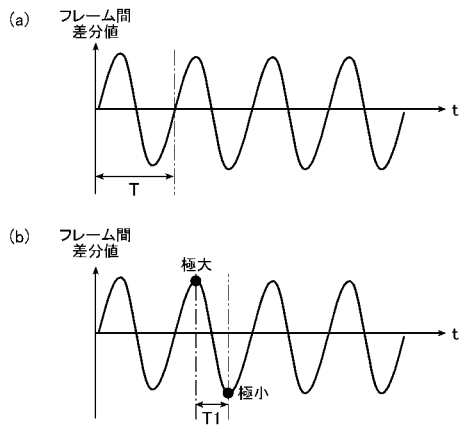
【 図 7 】



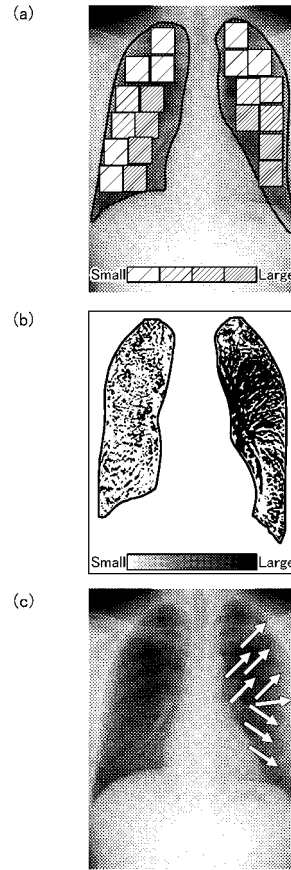
【 図 8 】



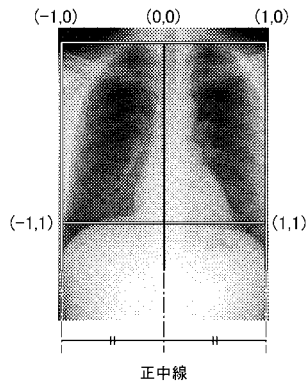
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



フロントページの続き

(72)発明者 二村 仁

東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内

(72)発明者 笠井 聡

東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内

Fターム(参考) 4C093 AA01 CA33 DA03 FD05 FF15 FF18 FF24 FF34