

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2006 年 4 月 27 日 (27.04.2006)

PCT

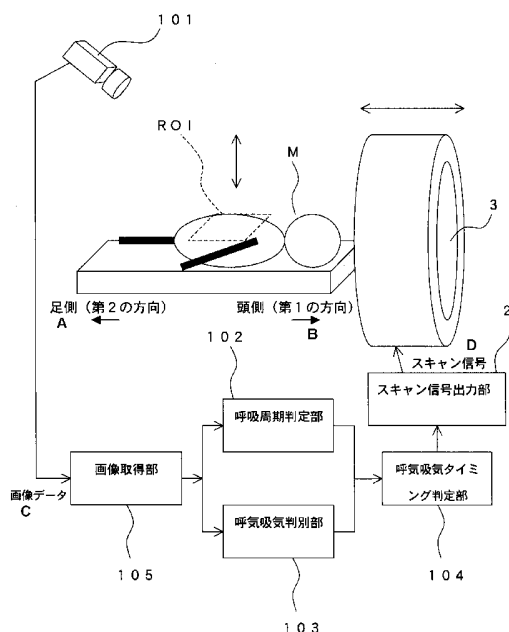
(10) 国際公開番号
WO 2006/043506 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01) A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2005/019032
- (22) 国際出願日: 2005 年 10 月 17 日 (17.10.2005)
- (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 2004-302558
2004 年 10 月 18 日 (18.10.2004) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝ソリューション株式会社 (TOSHIBA SOLUTIONS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 三宅 啓夫 (MIYAKE, Yoshio) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 東芝ソリューション株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 赤澤 日出夫 (AKAZAWA, Hideo); 〒1640001 東京都中野区中野 4-5-1 中野 K I ビル 4 階 Tokyo (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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: RESPIRATION MONITORING APPARATUS, RESPIRATION MONITORING SYSTEM, MEDICAL TREATMENT SYSTEM, RESPIRATION MONITORING METHOD, RESPIRATION MONITORING PROGRAM

(54) 発明の名称: 呼吸モニタリング装置、呼吸モニタリングシステム、医療的処理システム、呼吸モニタリング方法、呼吸モニタリングプログラム



- 2 SCAN SIGNAL OUTPUT SECTION
102 RESPIRATION PERIOD JUDGING SECTION
103 EXPIRATION INSPIRATION JUDGING SECTION
104 EXPIRATION INSPIRATION TIMING JUDGING SECTION
105 IMAGE ACQUIRING SECTION
A FOOT SIDE (SECOND DIRECTION)
B HEAD SIDE (FIRST DIRECTION)
C IMAGE DATA
D SCAN SIGNAL

(57) Abstract: A respiration monitoring apparatus comprises: an image acquisition section for acquiring at each predetermined timing the image of an objective area including at least one of the breast and the abdomen of an examinee picked up with a predetermined angle against the objective area; and an expiration and inspiration judging section for judging the moving direction of pixels on the image from temporal displacement thereof according to a plurality of images acquired continuously at the predetermined timing in the image acquiring section, and judging expiration and inspiration of the examinee according to the moving direction thus judged.

(57) 要約: 被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域を該撮像対象領域に対して所定角度の傾きをもつように撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得部と、前記画像取得部において、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の時間的変位から該画素の移動方向を判別し、該判別した移動方向に基づいて前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別部とを備えてなる。



(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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:

— 国際調査報告書

明 細 書

呼吸モニタリング装置、呼吸モニタリングシステム、医療的处理システム、
呼吸モニタリング方法、呼吸モニタリングプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、被検者の呼吸の呼気と吸気を判別するための呼吸モニタリング処理に関するものである。

背景技術

[0002] 従来、CTスキャン等の撮像を行う場合において、呼吸同期スキャンと呼ばれる技術が利用されている。呼吸同期スキャンとは、呼吸に伴って動くような呼吸性移動臓器（例えば肺、肝臓、脾臓等）を、呼気と吸気を繰り返す呼吸の周期におけるある位相においてスキャンすることにより、一定の位相で撮像することを可能とする技術である。

[0003] これによって、呼吸によるモーションアーチファクトの影響を受け易い、鮮明な画像を得ることが困難な身体部位でも、モーションアーチファクトを抑えた画像を取得することができる。

[0004] 従来の呼吸同期スキャンでは、被験者の呼吸の周期を把握するため、呼気と吸気の判別を、呼吸により生ずる張力等を検出する装置を身体（例えば、胸部や腹部の近傍）に装着することで実現するのが一般的であった。

[0005] しかし、上記従来技術では、身体に直接装着する装置によって呼吸の呼気と吸気の判別を行う構成上、装着による不快感がある、当該装置が撮影範囲に入ってしまうことによる弊害があるといった問題があった。

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0006] 本発明は上述した問題点を解決するためになされたものであり、非接触で被験者の呼気と吸気を判別することのできる技術を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 上述した課題を解決するため、本発明に係る呼吸モニタリング装置は、被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域を該撮像対象領域に対して

所定角度の傾きをもつように撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得部と、前記画像取得部において、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の時間的変位から該画素の移動方向を判別し、該判別した移動方向に基づいて前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別部とを備えてなるものである。

[0008] また、上述のような構成の呼吸モニタリング装置において、前記呼気吸気判別部は、前記画像上における画素が、前記被験者に対して撮像する方向の、前記被験者の身長方向および該被験者に対する横方向と略平行な平面上における方向成分としての第1の方向側に移動する場合には吸気と、前記画像上における画素が前記第1の方向と略反対の第2の方向側に移動する場合には呼気と判別する構成とすることが望ましい。

[0009] また、上述のような構成の呼吸モニタリング装置において、前記画像取得部にて取得される画像上の前記撮像対象領域内における、前記被験者の身長方向と略平行な方向における画素の座標を y 、前記被験者の身長方向と略直交する方向における画素の座標を x 、時刻を t 、時刻 t における座標 (x, y) の画素の輝度を $I(x, y, t)$ とすると、前記被験者の身長方向と略平行な方向における前記撮像対象領域内の全画素に関する速度 dy/dt は、 $dy/dt = -(-\sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x) * (\partial I(x,y,t)/\partial y)) * \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial t) * (\partial I(x,y,t)/\partial y)) + \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x)^2 * \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial y) * (\partial I(x,y,t)/\partial t))) / (\sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial y)^2 * \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x)^2 - (\sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x) * (\partial I(x,y,t)/\partial y))^2))$ (ここで、各 $\sum \sum$ における最初の $\sum$ は前記撮像対象領域内での x 方向および y 方向の内いずれか一方における全画素についての和、2番目の $\sum$ は前記撮像対象領域内での x 方向および y 方向の内いずれか他方における全画素についての和である。)で与えられ、前記呼気吸気判別部は、前記 dy/dt の速度方向が、前記画像上における前記第1の方向側を向くときは吸気と、前記画像上における前記第2の方向側を向くときは呼気と判別する構成とすることができる。

[0010] また、上述のような構成の呼吸モニタリング装置において、呼気吸気判別部は、所定のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内から、前記所定のタイミングよりも前のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内における任意の複数画素

からなる第1の領域と略同じ輝度の分布の画素を有する第2の領域を抽出し、前記撮像対象領域内における前記第1の領域の位置から第2の領域の位置へと移動する方向の前記被験者の身長方向における方向成分が前記第1の方向側を向いている場合には吸気と、前記第2の方向側を向いている場合には呼気と判別することが望ましい。

[0011] また、上述のような構成の呼吸モニタリング装置において、前記画像取得部において、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定部と、前記周期判定部において判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別部にて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミング判定部とを有することが好ましい。

[0012] また、本発明に係る呼吸モニタリング装置は、被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方と、該胸部および腹部のうち少なくとも一方よりも低い照度に設定されている背景との境界を含む撮像対象領域を前記被験者の身体に対する横方向から撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得部と、前記画像取得部において、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積の時間的な増減から前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別部とを備えてなる構成となっている。

[0013] また、上述のような構成の呼吸モニタリング装置において、前記呼気吸気判別部は、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が増加している場合には吸気と、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が減少している場合は呼気と判別することが好ましい。

[0014] また、上述のような構成の呼吸モニタリング装置において、前記画像取得部において、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定部と、前記周期判定部において判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別部にて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミン

グ判定部とを有する構成とすることができる。

[0015] また、上述のような構成の呼吸モニタリング装置において、前記画像取得部において、連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像内における画素の輝度の時間的変化の絶対値を、前記呼気吸気判別部において吸気中であると判別される期間中積算し、該積算した値と所定値との差が一定値以上であるとき所定の通知を行う通知部を有することが望ましい。

[0016] また、本発明に係る呼吸モニタリングシステムは、上述のような構成の呼吸モニタリング装置と、仰向けの状態の前記被験者の足側において、前記撮像対象領域に対して斜め上方の位置から該撮像対象領域を撮像する撮像部とを備えてなることを特徴とするものである。

[0017] また、本発明に係る呼吸モニタリングシステムは、上述のような構成の呼吸モニタリング装置と、被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方と、該胸部および腹部のうち少なくとも一方よりも低い照度に設定されている背景との境界を含む撮像対象領域を前記被験者の身体に対する横方向から撮像する撮像部とを備えてなる構成となっている。

[0018] また、本発明に係る医療的処理システムは、上述のような構成の呼吸モニタリング装置と、前記呼気吸気タイミング判定部にて判定された呼気または吸気のタイミングに基づいて、所定の医療的処理を行わせる医療的処理実行部とを有することを特徴とするものである。

[0019] 上述のような構成の医療的処理システムにおいて、前記所定の医療的処理は、MRIによる撮像処理であることが望ましいが、CTスキャンによる撮像処理であってもよい。

[0020] 本発明に係る呼吸モニタリング方法は、被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域を該撮像対象領域に対して所定角度の傾きをもつように撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得ステップと、

前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の時間的変位から該画素の移動方向を判別し、該判別した移動方向に基づいて前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気

吸気判別ステップとを有することを特徴とするものである。

[0021] 上述のような構成の呼吸モニタリング方法において、前記呼気吸気判別ステップは、前記画像上における画素が、前記被験者に対して撮像する方向の、前記被験者の身長方向および該被験者に対する横方向と略平行な平面上における方向成分としての第1の方向側に移動する場合には吸気と、前記画像上における画素が前記第1の方向と略反対の第2の方向側に移動する場合には呼気と判別することが望ましい。

[0022] 上述のような構成の呼吸モニタリング方法において、前記画像取得ステップにて取得される画像上の前記撮像対象領域内における、前記被験者の身長方向と略平行な方向における画素の座標を y 、前記被験者の身長方向と略直交する方向における画素の座標を x 、時刻を t 、時刻 t における座標 (x, y) の画素の輝度を $I(x, y, t)$ とすると、前記被験者の身長方向と略平行な方向における前記撮像対象領域内の全画素に関する速度 dy/dt は、 $dy/dt = -(-\sum \sum ((\partial I(x, y, t)/\partial x) * (\partial I(x, y, t)/\partial y)) * \sum \sum ((\partial I(x, y, t)/\partial t) * (\partial I(x, y, t)/\partial y)) + \sum \sum (\partial I(x, y, t)/\partial x)^2 * \sum \sum ((\partial I(x, y, t)/\partial y) * (\partial I(x, y, t)/\partial t)) / (\sum \sum (\partial I(x, y, t)/\partial y)^2 * \sum \sum (\partial I(x, y, t)/\partial x)^2 - (\sum \sum ((\partial I(x, y, t)/\partial x) * (\partial I(x, y, t)/\partial y))^2)$ (ここで、各 $\sum \sum$ における最初の $\sum$ は前記撮像対象領域内での x 方向および y 方向の内いずれか一方における全画素についての和、2番目の $\sum$ は前記撮像対象領域内での x 方向および y 方向の内いずれか他方における全画素についての和である。)で与えられ、前記呼気吸気判別ステップは、前記 dy/dt の速度方向が、前記画像上における前記第1の方向側を向くときは吸気と、前記画像上における前記第2の方向側を向くときは呼気と判別する構成とすることもできる。

[0023] 上述のような構成の呼吸モニタリング方法において、呼気吸気判別ステップは、所定のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内から、前記所定のタイミングよりも前のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内における任意の複数画素からなる第1の領域と略同じ輝度の分布の画素を有する第2の領域を抽出し、前記撮像対象領域内における前記第1の領域の位置から第2の領域の位置へと移動する方向の前記被験者の身長方向における方向成分が前記第1の方向側を向いている場合には吸気と、前記第2の方向側を向いている場合には呼気と判別することが望ましい。

- [0024] 上述のような構成の呼吸モニタリング方法において、前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定ステップと、前記周期判定ステップにおいて判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別ステップにて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミング判定ステップとを有する構成とすることもできる。
- [0025] 本発明に係る呼吸モニタリング方法は、被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方と、該胸部および腹部のうち少なくとも一方よりも低い照度に設定されている背景との境界を含む撮像対象領域を前記被験者の身体に対する横方向から撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得ステップと、前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積の時間的な増減から前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別ステップとを有することが好ましい。
- [0026] 上述のような構成の呼吸モニタリング方法において、前記呼気吸気判別ステップは、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が増加している場合には吸気と、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が減少している場合は呼気と判別する構成とすることもできる。
- [0027] 上述のような構成の呼吸モニタリング方法において、前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定ステップと、前記周期判定ステップにおいて判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別ステップにて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミング判定ステップとを有することが好ましい。
- [0028] 上述のような構成の呼吸モニタリング方法において、前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像内における画素の輝度の時間的変化の絶対値を、前記呼気吸気判別ステップにおいて吸気中であると判別される期間中積算し、該積算した値と所定値との差が一定値以上であるとき所定

の通知を行う通知ステップを有することが望ましい。

[0029] 上述のような構成の呼吸モニタリング方法において、前記呼気吸気タイミング判定ステップにて判定された呼気または吸気のタイミングに基づいて、所定の医療的処理を行わせる医療的処理実行ステップとを有する構成とすることもできる。

[0030] 上述のような構成の呼吸モニタリング方法において、前記所定の医療的処理は、MRIによる撮像処理であることが好ましいが、CTスキャンによる撮像処理であってもよい。

[0031] また、本発明に係る呼吸モニタリングプログラムは、被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域を該撮像対象領域に対して所定角度の傾きをもつように撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得ステップと、前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の時間的変位から該画素の移動方向を判別し、該判別した移動方向に基づいて前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別ステップとをコンピュータに実行させる構成となっている。

[0032] 上述のような構成の呼吸モニタリングプログラムにおいて、前記呼気吸気判別ステップは、前記画像上における画素が、前記被験者に対して撮像する方向の、前記被験者の身長方向および該被験者に対する横方向と略平行な平面上における方向成分としての第1の方向側に移動する場合には吸気と、前記画像上における画素が前記第1の方向と略反対の第2の方向側に移動する場合には呼気と判別することが望ましい。

[0033] 上述のような構成の呼吸モニタリングプログラムにおいて、前記画像取得ステップにて取得される画像上の前記撮像対象領域内における、前記被験者の身長方向と略平行な方向における画素の座標を y 、前記被験者の身長方向と略直交する方向における画素の座標を x 、時刻を t 、時刻 t における座標 (x, y) の画素の輝度を $I(x, y, t)$ とすると、前記被験者の身長方向と略平行な方向における前記撮像対象領域内の全画素に関する速度 dy/dt は、 $dy/dt = -(-\sum \sum ((\partial I(x, y, t)/\partial x) * (\partial I(x, y, t)/\partial y)) * \sum \sum ((\partial I(x, y, t)/\partial t) * (\partial I(x, y, t)/\partial y)) + \sum \sum ((\partial I(x, y, t)/\partial x)^2 * \sum \sum ((\partial I(x, y, t)/\partial y) * (\partial I(x, y, t)/\partial t))) / (\sum \sum ((\partial I(x, y, t)/\partial y)^2 * \sum \sum ((\partial I(x, y, t)/\partial x)^2 - (\sum \sum ((\partial I(x, y, t)/\partial t))^2))$

$\partial x) * (\partial I(x,y,t) / \partial y))^2$ (ここで、各 Σ Σ における最初の Σ は前記撮像対象領域内での x 方向および y 方向の内いずれか一方における全画素についての和、2番目の Σ は前記撮像対象領域内での x 方向および y 方向の内いずれか他方における全画素についての和である。) で与えられ、前記呼気吸気判別ステップは、前記 dy/dt の速度方向が、前記画像上における前記第1の方向側を向くときは吸気と、前記画像上における前記第2の方向側を向くときは呼気と判別する構成とすることもできる。

[0034] 上述のような構成の呼吸モニタリングプログラムにおいて、呼気吸気判別ステップは、所定のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内から、前記所定のタイミングよりも前のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内における任意の複数画素からなる第1の領域と略同じ輝度の分布の画素を有する第2の領域を抽出し、前記撮像対象領域内における前記第1の領域の位置から第2の領域の位置へと移動する方向の前記被験者の身長方向における方向成分が前記第1の方向側を向いている場合には吸気と、前記第2の方向側を向いている場合には呼気と判別することが好ましい。

[0035] 上述のような構成の呼吸モニタリングプログラムにおいて、前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定ステップと、前記周期判定ステップにおいて判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別ステップにて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミング判定ステップとを有する構成とすることもできる。

[0036] また、本発明に係る呼吸モニタリングプログラムは、被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方と、該胸部および腹部のうち少なくとも一方よりも低い照度に設定されている背景との境界を含む撮像対象領域を前記被験者の身体に対する横方向から撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得ステップと、前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積の時間的な増減から前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別ステップとをコンピュータに実行させる構成となっている。

- [0037] 上述のような構成の呼吸モニタリングプログラムにおいて、前記呼気吸気判別ステップは、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が増加している場合には吸気と、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が減少している場合は呼気と判別することが望ましい。
- [0038] 上述のような構成の呼吸モニタリングプログラムにおいて、前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定ステップと、前記周期判定ステップにおいて判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別ステップにて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミング判定ステップとを有することが好ましい。
- [0039] 上述のような構成の呼吸モニタリングプログラムにおいて、前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像内における画素の輝度の時間的変化の絶対値を、前記呼気吸気判別ステップにおいて吸気中であると判別される期間中積算し、該積算した値と所定値との差が一定値以上であるとき所定の通知を行う通知ステップを有する構成とすることができる。
- [0040] 上述のような構成の呼吸モニタリングプログラムにおいて、前記呼気吸気タイミング判定ステップにて判定された呼気または吸気のタイミングに基づいて、所定の医療的処理を行わせる医療的処理実行ステップとを有することが好ましい。
- [0041] 上述のような構成の呼吸モニタリングプログラムにおいて、前記所定の医療的処理は、MRIによる撮像処理であることが望ましいが、CTスキャンによる撮像処理であってもよい。

図面の簡単な説明

- [0042] [図1]本実施の形態による呼吸モニタリング装置、呼吸モニタリングシステムおよび医療的処理システムについて説明するための機能ブロック図である。
- [図2]撮像部101の設置位置と、呼吸による胸部または腹部の上下動に基づくROI内における画素の移動との関係を示す図である。
- [図3]撮像部101の設置位置と、呼吸による胸部または腹部の上下動に基づくROI内における画素の移動との関係を示す図である。

[図4]本実施の形態における呼吸モニタリング方法における全体の処理の流れについて説明するためのフローチャートである。

[図5]図4における差分処理(S103)の処理の詳細について説明するためのフローチャートである。

[図6]本実施の形態における呼気吸気判別部での画像上における画素の移動の判別方法について説明するためのフローチャートである。

[図7]本実施の形態における呼気吸気判別部での画像上における画素の移動の判別方法について説明するためのフローチャートである。

[図8]画面上における所定のブロックの移動と、そのマッチングの方法について説明するための図である。

[図9]被験者Mの胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域を被験者Mの身体に対する横方向から撮像部101に撮像させる構成について説明するための図である。

[図10]被験者Mの胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域を被験者Mの身体に対する横方向から撮像部101に撮像させる構成について説明するための図である。

[図11]本実施の形態による呼吸モニタリング装置を含む、医療的処理システムにおける全体的な処理の流れを示すフローチャートである。

発明を実施するための最良の形態

[0043] (第1の実施の形態)

以下、本発明の第1の実施の形態について図面を参照しつつ説明する。

[0044] 図1は、本実施の形態による呼吸モニタリング装置、呼吸モニタリングシステムおよび医療的処理システムについて説明するための機能ブロック図である。

[0045] 本実施の形態による呼吸モニタリング装置は、呼吸周期判定部102、呼気吸気判別部103、呼気吸気タイミング判定部104、画像取得部105、不図示の記憶部、CPUや画像処理回路(画像処理チップなど)から構成される不図示の制御部、不図示の表示部および不図示の通知部を備えてなる構成となっている。また、本実施の形態による医療的処理システムは、上述のような呼吸モニタリング装置に加え、スキャン

信号出力部(医療的处理実行部に相当)2およびCTスキャン装置3を備えてなる構成となっている。また、本実施の形態による呼吸モニタリングシステムは、上述のような呼吸モニタリング装置と、仰向けの状態の被験者の足側において、撮像対象領域に対して斜め上方の位置から該撮像対象領域を撮像する撮像部101とを備えてなる構成となっている。

[0046] 撮像部101は、CCDカメラ等から構成され、被験者Mの胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域ROIを、該撮像対象領域に対して所定角度の傾きをもつように撮像する役割を有している。具体的には図1に示すように、撮像部101は、仰向けの状態の被験者Mの足側における、撮像対象領域ROIに対して斜め上方の位置から撮像を行う。

[0047] 画像取得部105は、撮像部101で撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する役割を有している。

[0048] 呼吸周期判定部(周期判定部)102は、画像取得部105において、連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的变化から被験者Mの呼吸の周期を判定する役割を有している。

[0049] 呼気吸気判別部103は、画像取得部105において、連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の時間的変位から該画素の移動方向を判別し、該判別した移動方向に基づいて被験者の呼気と吸気とを判別する。具体的に、呼気吸気判別部103は、被験者Mに対して撮像する方向の、被験者Mの身長方向および該被験者に対する横方向と略平行な平面上における方向成分としての(画像上における)第1の方向側に移動する場合には吸気と、画像上における画素が第1の方向と略反対の(画像上における)第2の方向側に移動する場合には呼気と判別する。ここで、被験者Mの身長方向および該被験者に対する横方向と略平行な平面とは、図1に示すように被験者Mが仰向けに横たわっている場合、略水平な面を意味する。

[0050] ここでは、撮像部101は、仰向けの状態の被験者Mの足側における、撮像対象領域ROIに対して斜め上方の位置から撮像を行う構成となっているため、呼気吸気判別部103は、画像上における画素が被験者Mの頭側(第1の方向側)に移動する場

合には吸気と、画像上における画素が被験者の足側(第2の方向側)に移動する場合には呼気と判別する。

[0051] 呼気吸気タイミング判定部104は、呼吸周期判定部102において判定された呼吸の周期に基づいて、呼気吸気判別部103にて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する役割を有している。

[0052] スキャン信号出力部(医療的処理実行部)2は、呼気吸気タイミング判定部104にて判定された呼気または吸気のタイミングに基づいてスキャン信号を出力し、所定の医療的処理としての撮像をCTスキャン装置3に行わせる役割を有している。

[0053] 図2および図3は、撮像部101の設置位置と、呼吸による胸部または腹部の上下動に基づくROI内における画素の移動との関係を示す図である。

[0054] 同図に示すように、撮像部101にて撮像対象領域ROIの設定対象である被験者Mの胸部または腹部を撮像する場合、胸部または腹部上の任意の点は、撮像部101により撮像される画像上においては、被験者Mの呼吸に伴って上下動しているように見える。すなわち、撮像部101により撮像される画像上における画素の変位に基づいて、被験者Mの呼吸に伴う胸部または腹部の上下動を判別することができる。

[0055] 具体的に、撮像部101から撮像対象領域ROIの設定対象である被験者Mの胸部または腹部までの高さ方向の距離を h 、撮像部101から被験者Mの胸部または腹部上における任意の点までの水平方向における距離を L とすると、被験者Mが呼吸することにより撮像対象領域ROIが距離 m だけ上下するときの、撮像部101により撮像される画像上における画素の移動量 d は、

$$d = (L \times m) / (h - m)$$

で表される。

[0056] CTスキャン装置による撮像処理を呼吸周期の一定の位相で継続的に実施するためには(呼吸同期スキャンを行うためには)、呼吸量の大小に拘らず呼吸の位相を把握する必要がある。

[0057] 本実施の形態における呼吸周期判定部102は、連続する複数の所定のタイミングで撮像された撮像対象領域の画像上の画素の輝度の時間的变化(フレーム間での差分)を計算して変化量を求め、これに基づいて呼吸の周期を判定する構成となっ

ている。

[0058] 具体的には、撮像対象領域の画像上の画素の輝度の時間的変化(差分)の絶対値のリアルタイム平均を求め、それに対するある定めた固定値の割合を、上述の差分の絶対値に乗じると、振幅の最大値が常に固定値に近い値となる波形が得られる(正規化)。すなわち、スキャン信号出力部2にてスキャン信号を出力するタイミングを、このように加工された波形に基づいて指定することができる。

[0059] また、最新のタイミングで撮像した画像とこの最新のタイミングに対する1つ前のタイミング(前回のタイミング)で撮像した画像との間でのフレーム間差分(画素の輝度の時間的変化)の絶対値が、前回のタイミングで撮像した画像とこの前回のタイミングに対する1つ前のタイミング(前々回のタイミング)で撮像した画像との間でのフレーム間差分の絶対値に比べ減少し、かつ直近の数フレームではフレーム間差分の絶対値が増加し続けている場合、その前回のタイミングの時点と呼気/吸気の波形の頂点とし、その頂点からの一定時間を経過した時をスキャン信号出力部2における信号出力のタイミングとすることもできる。

[0060] 呼吸同期スキャンを行うためには、さらに上述のようにして求められる呼吸の波形のうち、どの波が呼気または吸気であるのかを判別する必要がある。上述のように、呼気と吸気の判別は、撮像した画像上における画素の移動に基づいて判別することができる。以下、呼気吸気判別部103における、撮像部101により撮像した画像上における画素の移動方向の判別方法について述べる。

[0061] y を画像取得部105にて取得される画像上における、被験者Mの身長方向における座標、 x を被験者Mの身長方向と略直交する方向における座標、 t を時間、 $I(x, y, t)$ を時間 t における画像上における座標 (x, y) の位置の画素の輝度とすると、呼吸に伴って移動する被験部位の画像上の画素が一定短時間 (δt) 後に他の位置へ移動することから、 $I(x, y, t) = I(x + \delta x, y + \delta y, t + \delta t)$ という式が成立する。

[0062] 次に、右辺の式をTaylor展開し、 dx 、 dy 、 dt の高次項は微小であるとして無視し、 dt で割ると、

$$(dx/dt) * \partial I(x, y, t) / \partial x + (dy/dt) * \partial I(x, y, t) / \partial y + \partial I(x, y, t) / \partial t = 0$$

が成立する。

[0063] ここで、ある時間における近傍の画素の速度変化は殆ど同じと見做せることから、近傍画素全てに対する左式の誤差が最小であるとする式が成立する。即ち、 $E = \sum \sum ((dx/dt) * \partial I(x,y,t) / \partial x + (dy/dt) * \partial I(x,y,t) / \partial y + \partial I(x,y,t) / \partial t)^2$ とし、 $u = dx/dt$ 、 $v = dy/dt$ とおくと、 $\partial E / \partial u = 0$ 、 $\partial E / \partial v = 0$ の2式が成り立つ。これら2式より全画素に関する速度 dy/dt が、

$$dy/dt = -(-\sum \sum ((\partial I(x,y,t) / \partial x) * (\partial I(x,y,t) / \partial y)) * \sum \sum ((\partial I(x,y,t) / \partial t) * (\partial I(x,y,t) / \partial y)) + \sum \sum (\partial I(x,y,t) / \partial x)^2 * \sum \sum ((\partial I(x,y,t) / \partial y) * (\partial I(x,y,t) / \partial t))) / (\sum \sum (\partial I(x,y,t) / \partial y)^2 * \sum \sum (\partial I(x,y,t) / \partial x)^2 - (\sum \sum ((\partial I(x,y,t) / \partial x) * (\partial I(x,y,t) / \partial y))^2) \dots (1)$$

と求められる。ここで、各 $\sum \sum$ における最初の $\sum$ は撮像対象領域内でのx方向およびy方向の内いずれか一方における全画素についての和、2番目の $\sum$ は撮像対象領域内でのx方向およびy方向の内いずれか他方における全画素についての和である。

[0064] この解を撮像対象領域ROIの画像の範囲で計算すると、被験部位(ROI)の画像の上下への変位幅と向きがわかる。この式の結果、被験部位が上(頭部方向)に変位したと判断した時は吸気とし、下(足元方向)への移動したと判断した時は呼気とする(すなわち、y方向において頭側が「+」、足側が「-」である場合、 dy/dt が、正の値であるときは吸気と、負の値であるときは呼気と判別する。)。

[0065] なお、上記と同様の方法で求めた撮像対象領域ROIの画像上における画素のx、y方向の変位の絶対値を加算することによって呼吸の変化量(呼気または吸気の動作量)を知ることができる。

[0066] 図4は、本実施の形態における呼吸モニタリング方法における全体の処理の流れについて説明するためのフローチャートである。

[0067] まず、システムを起動する(S101)。

[0068] 次に、撮像部101にて被験者Mの胸部または腹部を含む撮像対象領域ROI(いわゆる関心領域)を初期設定する(S102)。例えば、撮像対象領域ROIを、画像取得部105にて連続的な複数の所定のタイミングで取得した複数の画像間の画素の輝度の変動に基づいて最も変動のある領域を含むように設定する。

[0069] 次に、呼吸周期判定部102および呼気吸気判別部103にて、取得した画像上の各

画素の輝度の差分をとる差分処理を行う(S103)。差分処理に基づいて、判定された呼吸の周期と、呼気吸気の判別結果に基づいて、呼気吸気タイミング判定部104にて呼気と吸気のタイミングを判定する。

- [0070] 続いて、スキャン信号出力部2にて、呼気または吸気のタイミングが所定のスキャン信号出力を行うタイミングであるか否かの判定を行い(呼吸波形周期の位相チェック)(S104)、所定のスキャン信号出力を行うタイミングであれば(S105, Yes)、スキャン信号をCTスキャン装置3に対して出力する(S106)。
- [0071] その後、その旨のグラフ表示を不図示の表示部にて行う(S107)。なお、ここでのグラフ表示とは、呼吸周期判定部102、呼気吸気判別部103および呼気吸気タイミング判定部104にて判定された被験者の呼吸の周期や呼気吸気のタイミングを画面表示したものである。このとき、該被験者の呼吸を表すグラフ表示と共に、所定の模範的な呼吸状態を示すグラフを同時に画面表示することで、ユーザが画面表示されている両グラフを容易に比較することができ、該被験者の呼吸状態が正常であるかどうかを把握しやすくなるという効果を奏する。
- [0072] 一方、呼気または吸気のタイミングが、所定のスキャン信号出力を行うタイミングでない場合(S105, No)、その旨のグラフ表示を不図示の表示部にて行う(S107)。
- [0073] 図5は、図4における差分処理(S103)の処理の詳細について説明するためのフローチャートである。
- [0074] まず、画像上における画素のインデックス n および k の初期化を行う(S201)。
- [0075] 次に、画像取得部105にて、連続する複数の所定のタイミングで取得した複数の画像間において、画像上のある画素(インデックスにより特定される画素)の輝度の差分加算処理(各画素についてのフレーム間での輝度の差分をとることにより得られる差分の絶対値の加算処理)を行う(S202)。
- [0076] 続いて、当該画素のX方向における画素間の輝度の差分 dx 、Y方向における画素間の輝度の差分 dy および連続する異なるタイミングで取得されたフレーム間での同位置画素間での輝度の差分 dt を算出する(S203)。
- [0077] 次に、上述のステップ(S203)にて求めた dx 、 dy および dt に基づいて、 $dx \times dy$ 、 dt

$\times dx, dx \times dx, dy \times dt, dy \times dy, dt \times dt$ を算出する(S204)。

[0078] そして、上述のステップ(S204)における結果を、上述のステップ(S204)における式毎に加算する(S205)。

[0079] 次に、X方向における画素のインデックスkを1つ増加させ(S206)、X方向におけるインデックスkが撮像対象領域ROIの幅を超えているかチェックする(S207)。

[0080] X方向におけるインデックスkが撮像対象領域ROIのX方向における範囲を超えている場合(S207, No)、Y方向における画素のインデックスnを1つ増加させる(S208)。

[0081] 次に、Y方向における画素のインデックスnが撮像対象領域ROIのY方向における範囲を超えているかどうかをチェックする(S209)。

[0082] このようにして、画素のインデックスが撮像対象領域ROIの範囲内である間、画素の輝度の差分処理を行う。

[0083] 上述の式(1)に基づき、撮像対象領域ROI内における全ての画素についてY方向における時間的変位(速度と向き)を算出する(S210)。

[0084] 上述のステップ(S210)において算出された全ての画素についてのY方向における時間的変位に基づいて、撮像対象領域ROI内の画素が全体として頭部方向と足部方向のいずれに向かって移動しているかを判別する(S211)。このとき、現在の呼吸のステータスと判別結果とに矛盾がないかを判定する。

[0085] 例えば、現在の呼吸のステータスが吸気であり、撮像対象領域ROI内の画素が全体として頭側(第1の方向)の方向に移動していると判断された場合、次のフレーム(現在判断対象となっているフレームの次のタイミングで取得された画像のフレーム)の画素の処理に移る(S201)。

[0086] 一方、呼吸のステータスが吸気であり、撮像対象領域ROI内の画素が全体として足側(第2の方向側)の方向に移動していると判断された場合、現在の呼吸のステータスと判別結果とが矛盾しているため、呼気と吸気の判別内容を「呼気」に修正する(S212)。

[0087] このようにして、呼気吸気判別部103、呼吸周期判定部102および呼気吸気タイミング判定部104にて算出された情報(呼吸のステータスに関する情報を含む)は、不

図示の記憶部に格納される。

[0088] (第2の実施の形態)

続いて、本発明の第2の実施の形態について説明する。

[0089] 本実施の形態は、上述の第1の実施の形態の変形例であるため、第1の実施の形態において述べた部分と同一の部分については同一符号を付し、説明は割愛する。本実施の形態は、呼気吸気判別部103における、撮像部101により撮像した画像上における画素の移動方向の判別方法が、上述の第1の実施の形態と異なる。

[0090] 図6および図7は、本実施の形態における呼気吸気判別部での画像上における画素の移動の判別方法について説明するためのフローチャートである。ここでは、便宜上1つのフローチャートを図6および図7に分割して示している。図8は、画面上における所定のブロックの移動と、そのマッチングの方法について説明するための図である。同図では、前フレーム(a)におけるブロックBが現フレーム(b)のタイミングのときには矢印Qの方向に移動した位置にある場合を示している。

[0091] 呼気と吸気を判別する方法として、所定タイミングで取得された画像(現フレーム)内における撮像対象領域ROIと、当該所定タイミングよりも1つ前のタイミングで取得された画像(前フレーム)内における同位置の撮像対象領域ROIにおいて、前フレームの撮像対象領域ROI内にX方向およびY方向において均等に区分された複数の矩形ブロックB(第1の領域)を設定し、これら複数の矩形ブロックそれぞれについて、そのブロックと現フレームにおけるそのブロックがあった位置近傍の、当該ブロックと同範囲の画素との画素毎の濃度値の差をブロック毎に加算する。

[0092] このとき、前フレームにあったブロックBと、現フレームにおける画素分布との比較は、前フレームにあったブロックBを現フレームにおける当該ブロックBがあった場所近傍を、当該ブロックBの大きさよりも小さい単位で移動させながら行うことで、当該ブロックBが微小に移動した場合にも正確なマッチングを行うことができる。もちろん、ブロックBを、上述の均等に区分された複数の矩形ブロックの区分毎の単位で移動させながらマッチングを行うこともできる。

[0093] 上述のようにして前フレームにおける各ブロックについて加算された結果を不図示の記憶部に格納し、前フレームにおける全てのブロックについて上述の加算処理を

行う。

- [0094] その結果、濃度差の合計が一番小さい、前フレームのブロックと現フレームのブロック(第2の領域)を見つけた場合、その2つのブロック同士は画素のパターン(画素から構成される模様)が最も似ていると言える。これは前フレームにおける当該ブロックが、現フレームにおけるそのブロックの位置に移動したことによると推定できる。
- [0095] このようにして、撮像対象領域ROI内の被撮像物(被験部位)がこのブロックの位置の変位分だけ移動したと推定し、当該ブロックの移動量と移動方向を前フレームのブロックのある一点からカレントフレームのブロックの同じ位置の点へのベクトルで考え、そのY方向の成分の符号で上向きか、下向きかを判断する。
- [0096] まず、撮像対象領域ROI内に設定されるブロック内の濃度差分の最小合計値バッファを初期化する(S301)。なお、本実施の形態において示すアルゴリズムでは、「min」に代入する数値はできるだけ大きい値にすることが好ましい。
- [0097] Y方向における所定のサーチ範囲を設定し、Y方向インデックスjを初期化する(S302)。
- [0098] 次に、X方向における所定のサーチ範囲を設定し、X方向インデックスiを初期化する(S303)。
- [0099] 続いて、サーチ範囲高さのインデックス(Y方向におけるサーチ範囲を設定するためのインデックス)を初期化する(S304)。
- [0100] 処理効率向上のため計算結果をバッファに格納する(S305)。
- [0101] サーチ範囲幅のインデックス(X方向におけるサーチ範囲を設定するためのインデックス)を初期化する(S306)。
- [0102] 処理効率向上のため計算結果をバッファに格納、ブロック内濃度差合計値バッファを初期化する(S307)。
- [0103] マッチング高さ(所定のブロックBのY方向におけるサイズの1/2の負にした値)インデックスを初期化する(S308)。
- [0104] 処理効率向上のため計算結果をバッファに格納する(S309)。
- [0105] X方向におけるマッチング幅(X方向における所定のブロックBのサイズの1/2の負にした値)のインデックスを初期化する(S310)。

- [0106] 処理効率向上のため計算結果をバッファに格納する(S311)。
- [0107] 所定のブロックB内における濃度差(画素の輝度の差分)の絶対値の合計値を加算する(S312)。
- [0108] 所定のブロックB内における濃度差分最小合計値とブロック内濃度差合計値との比較を行う(S313)。
- [0109] ブロックB内における画素の濃度の差分の最小合計値バッファへのブロック内濃度差合計値の格納を行う(S314)。
- [0110] 次に、マッチング幅のインデックスのインクリメントを行う(S315)。
- [0111] マッチング幅のインデックスがX方向におけるマッチング幅より小さいかの判定を行う(S316)。
- [0112] 次に、マッチング高さのインデックスのインクリメントを行う(S317)。
- [0113] 続いて、マッチング高さのインデックスがY方向におけるマッチング高さよりも小さいか否かを判定する(S318)。
- [0114] サーチ範囲幅のインデックスをインクリメントする(S319)。
- [0115] 次に、サーチ範囲幅のインデックスがサーチ範囲の幅より小さいか否かの判断を行う(S320)。
- [0116] サーチ範囲高さのインデックスをインクリメントする(S321)。
- [0117] 次に、サーチ範囲高さのインデックスがサーチ範囲高さより小さいか否かの判断を行う(S322)。
- [0118] サーチ範囲を決定し、X方向におけるインデックスをインクリメントする(S323)。
- [0119] サーチ範囲を決定し、X方向におけるインデックスがROI幅より小さいか(S324)。
- [0120] サーチ範囲を決定し、Y方向におけるインデックスをインクリメントする(S325)。
- [0121] サーチ範囲を決定し、Y方向におけるインデックスがROI高さより小さいか(S326)。
- 。
- [0122] そして、撮像対象領域ROI内における画像変動(時間的変位)の向きを判断する(S327)。このようにして、撮像対象領域ROI内における画素の移動方向が上向き、或いは下向きである旨の判別(S329, S328)を行う。
- [0123] すなわち、本実施の形態における呼気吸気判別部は、所定のタイミングで取得され

た画像上における、所定のタイミングよりも前のタイミングで取得された画像上における任意の複数画素からなる第1の領域と略同じ輝度の分布の画素を有する第2の領域を抽出し、第1の領域の位置から第2の領域の位置へと移動する方向の被験者の身長方向における方向成分が被験者の頭側を向いている場合には吸気と、被験者の足側を向いている場合には呼気と判別する。

[0124] なお、上述の第1および第2の実施の形態においては、撮像部101により、仰向けの状態の被験者Mの足側における、撮像対象領域ROIに対して斜め上方の位置から撮像を行う構成を示しているが、これに限られるものではなく、例えば撮像部101を、仰向けの状態の被験者Mの頭側における、撮像対象領域ROIに対して斜め上方の位置から撮像を行う構成としてもよく、この場合には、画像上における画素が被験者Mの足側(第1の方向側)に移動する場合には吸気と、画像上における画素が被験者の頭側(第2の方向側)に移動する場合には呼気と判別する。もちろん、被験者に対する横側の位置における撮像対象領域ROIに対して斜め上方の位置から撮像を行う構成とすることもできる。すなわち、被験者Mの胸部または腹部に対して傾きを有する状態で撮像を行う構成であればよい。

[0125] (第3の実施の形態)

続いて、本発明の第3の実施の形態について説明する。

[0126] 本実施の形態は、上述の第1の実施の形態の変形例であるため、第1の実施の形態において述べた部分と同一の部分については同一符号を付し、説明は割愛する。本実施の形態は、呼気吸気判別部における、呼気と吸気の判別方法が、上述の第1の実施の形態と異なる。

[0127] 第1の実施の形態では、被験者の撮像対象領域ROIに対して撮像部101を傾斜させて配置する構成となっている(図1および図2参照)が、本実施の形態では、図9および図10に示すように、撮像部101を被験者Mの胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域を被験者Mの身体に対する横方向から撮像するように配置している。また、撮像対象領域ROIは、被験者Mの胸部および腹部のうち少なくとも一方と背景との境界を含み、撮像対象領域ROI内における背景Sの照度は、該胸部および腹部のうち少なくとも一方よりも低い照度に設定されている。

- [0128] すなわち、被験者Mの呼吸状態が吸気の場合は被験者Mの腹部または胸部は膨れ上がり、呼気の場合は被験者Mの腹部または胸部は縮む。これにより、撮像対象領域ROI内における画素の輝度の時間的差分を取ると、吸気の場合は照度の高い部分の面積が増加し、呼気の場合は照度の高い部分の面積が減少する。これにより呼気と吸気を区別できる。
- [0129] すなわち、呼気吸気判別部103'は、画像取得部において連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積の時間的な増減から被験者の呼気と吸気とを判別する。具体的に、呼気吸気判別部103'は、撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が増加している場合には吸気と、撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が減少している場合は呼気と判別する。
- [0130] また、CTスキャン装置3のような断層撮影を行う撮像装置において、呼吸によるモーションアーチファクトをより効果的に抑えるには、さらに最大呼吸気量、つまり呼吸の振幅が常に一定であることが好ましい。
- [0131] このため、撮像対象領域ROI内における全画素の濃度値のフレーム間差分の絶対値の合計を吸気中に加算し、その結果得られる最大値(呼吸の最大深さ)が常に一定となっているどうかを判別し、異なっていれば音声などで知らせる構成とすることが望ましい。
- [0132] 具体的には、模範となる呼吸動作中における、撮像対象領域ROI内における全画素の濃度値(輝度)のフレーム間の差分の絶対値の合計を、吸気中は加算し、呼気中は減算した結果を時系列で保存し、当該保存した呼吸の吸気または呼気のタイミングを不図示の通知部によって音などで被験者に通知し、これに同期した呼吸を被験者にしてもらう。このときの被験者の呼吸の最大深さが、当該保存した模範となる呼吸の最大深さと同等になっているかを判断し、例えば呼吸の深さや周期が所定値以上異なっていれば、不図示の通知部によって音などで通知する。
- [0133] すなわち、画像取得部において連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像内における画素の輝度の時間的変化の絶対値を、呼気吸気判別部におい

て吸気中であると判別される期間中積算し、該積算した値と所定値との差が一定値以上であるとき不図示の通知部によって通知する。

[0134] 図11は、本発明の第1の実施の形態による呼吸モニタリング装置を含む、医療的処理システムにおける呼吸モニタリング方法の全体的な処理の流れを示すフローチャートである。

[0135] まず、被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域を該撮像対象領域に対して所定角度の傾きをもつように撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する(画像取得ステップ)(S401)。

[0136] 画像取得ステップにおいて、連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の時間的変位から該画素の移動方向を判別し、該判別した移動方向に基づいて被験者の呼気と吸気とを判別する(呼気吸気判別ステップ)(S402)。

[0137] 画像取得ステップにおいて、連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的変化から被験者の呼吸の周期を判定する(周期判定ステップ)(S403)。

[0138] 続いて、周期判定ステップにおいて判定された呼吸の周期に基づいて、呼気吸気判別ステップにて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する(呼気吸気タイミング判定ステップ)(S404)。

[0139] 次に、スキャン信号出力部2にて、呼気吸気タイミング判定ステップにて判定された呼気または吸気のタイミングに基づいて、所定の医療的処理としてのCTスキャン処理を行わせる。(医療的処理実行ステップ)(S405)。

[0140] このように、不図示の記憶部に格納された呼吸モニタリングプログラムを不図示の制御部に実行させることにより、上述した呼吸モニタリング方法における各ステップが実現される。

[0141] 本実施の形態では装置内部に発明を実施する機能が予め記録されている場合で説明をしたが、これに限らず同様の機能をネットワークから装置にダウンロードしても良いし、同様の機能を記録媒体に記憶させたものを装置にインストールしてもよい。記録媒体としては、CD-ROM等プログラムを記憶でき、かつ装置が読み取り可能

な記録媒体であれば、その形態は何れの形態であっても良い。またこのように予めインストールやダウンロードにより得る機能は装置内部のOS(オペレーティング・システム)等と共働してその機能を実現させるものであってもよい。

[0142] 以上のように、本実施の形態では、呼吸に同期した医療的处理を行うために呼吸を計測する方法として、撮像部を被験者の足元の上方に設置して斜め下方に胸部または腹部を撮像し、動きのある部分を見つけ出し、その部分を撮像対象領域ROIとし、その部分の画像の時系列上の差分を計算して変化量を出し、それを呼吸の変化量とするしくみを考えた。その際、変化を強調するため差分の絶対値を変化量とする。

[0143] なお、上述した実施の形態では、呼気吸気判別部103による呼気と吸気の判別を、呼吸周期判定部102による呼吸の周期の判定に先立って行う例を示したが、これに限られるものではなく、呼吸周期判定部102による処理および呼気吸気判別部103による処理のいずれかを先に行ってもよいし、両者を同時に行うようにしてもよいことは言うまでもない。

[0144] なお、本実施の形態では、医療的处理実行部により行わせる所定の医療的处理の一例として、CTスキャン装置による撮像を挙げたが、これに限られるものではなく、例えば他の断層撮像装置であるMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置による撮像や、外科的処置などを採用することも可能である。

[0145] 本発明を特定の態様により詳細に説明したが、本発明の精神および範囲を逸脱しないかぎり、様々な変更および改質がなされ得ることは、当業者には自明であろう。

産業上の利用可能性

[0146] 以上に詳述したように本発明によれば、非接触で被験者の呼気と吸気を判別することのできる技術を提供することができる。

請求の範囲

- [1] 被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域を該撮像対象領域に対して所定角度の傾きをもつように撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得部と、

前記画像取得部において、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の時間的変位から該画素の移動方向を判別し、該判別した移動方向に基づいて前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別部と

を備えてなる呼吸モニタリング装置。

- [2] 請求項1に記載の呼吸モニタリング装置において、

前記呼気吸気判別部は、前記画像上における画素が、前記被験者に対して撮像する方向の、前記被験者の身長方向および該被験者に対する横方向と略平行な平面上における方向成分としての第1の方向側に移動する場合には吸気と、前記画像上における画素が前記第1の方向と略反対の第2の方向側に移動する場合には呼気と判別する呼吸モニタリング装置。

- [3] 請求項2に記載の呼吸モニタリング装置において、

前記画像取得部にて取得される画像上の前記撮像対象領域内における、前記被験者の身長方向と略平行な方向における画素の座標を y 、前記被験者の身長方向と略直交する方向における画素の座標を x 、時刻を t 、時刻 t における座標 (x, y) の画素の輝度を $I(x, y, t)$ とすると、前記被験者の身長方向と略平行な方向における前記撮像対象領域内の全画素に関する速度 dy/dt は、

$$dy/dt = -(-\sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x) * (\partial I(x,y,t)/\partial y)) * \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial t) * (\partial I(x,y,t)/\partial y)) + \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x)^2 * \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial y) * (\partial I(x,y,t)/\partial t))) / (\sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial y)^2 * \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x)^2 - (\sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x) * (\partial I(x,y,t)/\partial y))^2)) \quad (\text{ここで、各} \sum \sum \text{における最初の} \sum \text{は前記撮像対象領域内での} x \text{方向および} y \text{方向の内いずれか一方における全画素についての和、2番目の} \sum \text{は前記撮像対象領域内での} x \text{方向および} y \text{方向の内いずれか他方における全画素についての和である。})$$

で与えられ、

前記呼気吸気判別部は、前記 dy/dt の速度方向が、前記画像上における前記第1の方向側を向くときは吸気と、前記画像上における前記第2の方向側を向くときは呼気と判別する呼吸モニタリング装置。

- [4] 請求項2に記載の呼吸モニタリング装置において、
- 呼気吸気判別部は、所定のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内から、前記所定のタイミングよりも前のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内における任意の複数画素からなる第1の領域と略同じ輝度の分布の画素を有する第2の領域を抽出し、前記撮像対象領域内における前記第1の領域の位置から第2の領域の位置へと移動する方向の前記被験者の身長方向における方向成分が前記第1の方向側を向いている場合には吸気と、前記第2の方向側を向いている場合には呼気と判別する呼吸モニタリング装置。
- [5] 請求項1に記載の呼吸モニタリング装置において、
- 前記画像取得部において、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定部と、
- 前記周期判定部において判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別部にて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミング判定部と
- を有する呼吸モニタリング装置。
- [6] 被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方と、該胸部および腹部のうち少なくとも一方よりも低い照度に設定されている背景との境界を含む撮像対象領域を前記被験者の身体に対する横方向から撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得部と、
- 前記画像取得部において、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積の時間的な増減から前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別部と
- を備えてなる呼吸モニタリング装置。

- [7] 請求項6に記載の呼吸モニタリング装置において、
前記呼気吸気判別部は、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が増加している場合には吸気と、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が減少している場合は呼気と判別する呼吸モニタリング装置。
- [8] 請求項6に記載の呼吸モニタリング装置において、
前記画像取得部において、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定部と、
前記周期判定部において判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別部にて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミング判定部と
を有する呼吸モニタリング装置。
- [9] 請求項5に記載の呼吸モニタリング装置において、
前記画像取得部において、連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像内における画素の輝度の時間的変化の絶対値を、前記呼気吸気判別部において吸気中であると判別される期間中積算し、該積算した値と所定値との差が一定値以上であるとき所定の通知を行う通知部を有する呼吸モニタリング装置。
- [10] 請求項1に記載の呼吸モニタリング装置と、
仰向けの状態の前記被験者の足側において、前記撮像対象領域に対して斜め上方の位置から該撮像対象領域を撮像する撮像部とを備えてなる呼吸モニタリングシステム。
- [11] 請求項6に記載の呼吸モニタリング装置と、
被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方と、該胸部および腹部のうち少なくとも一方よりも低い照度に設定されている背景との境界を含む撮像対象領域を前記被験者の身体に対する横方向から撮像する撮像部とを備えてなる呼吸モニタリングシステム。
- [12] 請求項5に記載の呼吸モニタリング装置と、

前記呼気吸気タイミング判定部にて判定された呼気または吸気のタイミングに基づいて、所定の医療的処理を行わせる医療的処理実行部と
を有する医療的処理システム。

[13] 請求項12に記載の医療的処理システムにおいて、
前記所定の医療的処理は、MRIによる撮像処理である医療的処理システム。

[14] 請求項12に記載の医療的処理システムにおいて、
前記所定の医療的処理は、CTスキャンによる撮像処理である医療的処理システム。
。

[15] 被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域を該撮像対象領域に対して所定角度の傾きをもつように撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得ステップと、

前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の時間的変位から該画素の移動方向を判別し、該判別した移動方向に基づいて前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別ステップと

を有する呼吸モニタリング方法。

[16] 請求項15に記載の呼吸モニタリング方法において、
前記呼気吸気判別ステップは、前記画像上における画素が、前記被験者に対して撮像する方向の、前記被験者の身長方向および該被験者に対する横方向と略平行な平面上における方向成分としての第1の方向側に移動する場合には吸気と、前記画像上における画素が前記第1の方向と略反対の第2の方向側に移動する場合には呼気と判別する呼吸モニタリング方法。

[17] 請求項16に記載の呼吸モニタリング方法において、
前記画像取得ステップにて取得される画像上の前記撮像対象領域内における、前記被験者の身長方向と略平行な方向における画素の座標を y 、前記被験者の身長方向と略直交する方向における画素の座標を x 、時刻を t 、時刻 t における座標 (x, y) の画素の輝度を $I(x, y, t)$ とするとき、前記被験者の身長方向と略平行な方向における前記撮像対象領域内の全画素に関する速度 dy/dt は、

$$dy/dt = -(-\sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x) * (\partial I(x,y,t)/\partial y)) * \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial t) * (\partial I(x,y,t)/\partial y)) + \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x)^2 * \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial y) * (\partial I(x,y,t)/\partial t))) / (\sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial y)^2 * \sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x)^2 - (\sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x) * (\partial I(x,y,t)/\partial y))^2))$$
 (ここで、各 $\sum \sum$ における最初の $\sum$ は前記撮像対象領域内での x 方向および y 方向の内いずれか一方における全画素についての和、2番目の $\sum$ は前記撮像対象領域内での x 方向および y 方向の内いずれか他方における全画素についての和である。)

で与えられ、

前記呼気吸気判別ステップは、前記 dy/dt の速度方向が、前記画像上における前記第1の方向側を向くときは吸気と、前記画像上における前記第2の方向側を向くときは呼気と判別する呼吸モニタリング方法。

[18] 請求項16に記載の呼吸モニタリング方法において、

呼気吸気判別ステップは、所定のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内から、前記所定のタイミングよりも前のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内における任意の複数画素からなる第1の領域と略同じ輝度の分布の画素を有する第2の領域を抽出し、前記撮像対象領域内における前記第1の領域の位置から第2の領域の位置へと移動する方向の前記被験者の身長方向における方向成分が前記第1の方向側を向いている場合には吸気と、前記第2の方向側を向いている場合には呼気と判別する呼吸モニタリング方法。

[19] 請求項15に記載の呼吸モニタリング方法において、

前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定ステップと、

前記周期判定ステップにおいて判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別ステップにて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミング判定ステップと

を有する呼吸モニタリング方法。

[20] 被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方と、該胸部および腹部のうち少なくとも一方よりも低い照度に設定されている背景との境界を含む撮像対象領域を前記被

験者の身体に対する横方向から撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得ステップと、

前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積の時間的な増減から前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別ステップと

を有する呼吸モニタリング方法。

[21] 請求項20に記載の呼吸モニタリング方法において、

前記呼気吸気判別ステップは、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が増加している場合には吸気と、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が減少している場合は呼気と判別する呼吸モニタリング方法。

[22] 請求項20に記載の呼吸モニタリング方法において、

前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的な変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定ステップと、

前記周期判定ステップにおいて判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別ステップにて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミング判定ステップと

を有する呼吸モニタリング方法。

[23] 請求項19に記載の呼吸モニタリング方法において、

前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像内における画素の輝度の時間的な変化の絶対値を、前記呼気吸気判別ステップにおいて吸気中であると判別される期間中積算し、該積算した値と所定値との差が一定値以上であるとき所定の通知を行う通知ステップを有する呼吸モニタリング方法。

[24] 請求項19に記載の呼吸モニタリング方法において、

前記呼気吸気タイミング判定ステップにて判定された呼気または吸気のタイミング

に基づいて、所定の医療的処理を行わせる医療的処理実行ステップと
を有する呼吸モニタリング方法。

- [25] 請求項24に記載の呼吸モニタリング方法において、
前記所定の医療的処理は、MRIによる撮像処理である呼吸モニタリング方法。
- [26] 請求項24に記載の呼吸モニタリング方法において、
前記所定の医療的処理は、CTスキャンによる撮像処理である呼吸モニタリング方法。
- [27] 被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方を含む撮像対象領域を該撮像対象領域に対して所定角度の傾きをもつように撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画像取得ステップと、
前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の時間的変位から該画素の移動方向を判別し、該判別した移動方向に基づいて前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別ステップと
をコンピュータに実行させる呼吸モニタリングプログラム。
- [28] 請求項27に記載の呼吸モニタリングプログラムにおいて、
前記呼気吸気判別ステップは、前記画像上における画素が、前記被験者に対して撮像する方向の、前記被験者の身長方向および該被験者に対する横方向と略平行な平面上における方向成分としての第1の方向側に移動する場合には吸気と、前記画像上における画素が前記第1の方向と略反対の第2の方向側に移動する場合には呼気と判別する呼吸モニタリングプログラム。
- [29] 請求項28に記載の呼吸モニタリングプログラムにおいて、
前記画像取得ステップにて取得される画像上の前記撮像対象領域内における、前記被験者の身長方向と略平行な方向における画素の座標を y 、前記被験者の身長方向と略直交する方向における画素の座標を x 、時刻を t 、時刻 t における座標 (x, y) の画素の輝度を $I(x, y, t)$ とするとき、前記被験者の身長方向と略平行な方向における前記撮像対象領域内の全画素に関する速度 dy/dt は、

$$dy/dt = -(-\sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial x)*(\partial I(x,y,t)/\partial y))*\sum \sum ((\partial I(x,y,t)/\partial t)*(\partial I(x,$$

$y,t)/\partial y))+\Sigma \Sigma (\partial I(x,y,t)/\partial x)^2*\Sigma \Sigma ((\partial I(x,y,t)/\partial y)*(\partial I(x,y,t)/\partial t))/(\Sigma \Sigma (\partial I(x,y,t)/\partial y)^2*\Sigma \Sigma (\partial I(x,y,t)/\partial x)^2-(\Sigma \Sigma ((\partial I(x,y,t)/\partial x)*(\partial I(x,y,t)/\partial y))^2)$ (ここで、各 $\Sigma \Sigma$ における最初の Σ は前記撮像対象領域内での x 方向および y 方向の内いずれか一方における全画素についての和、2番目の Σ は前記撮像対象領域内での x 方向および y 方向の内いずれか他方における全画素についての和である。)

で与えられ、

前記呼気吸気判別ステップは、前記 dy/dt の速度方向が、前記画像上における前記第1の方向側を向くときは吸気と、前記画像上における前記第2の方向側を向くときは呼気と判別する呼吸モニタリングプログラム。

[30] 請求項28に記載の呼吸モニタリングプログラムにおいて、

呼気吸気判別ステップは、所定のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内から、前記所定のタイミングよりも前のタイミングで取得された画像上の撮像対象領域内における任意の複数画素からなる第1の領域と略同じ輝度の分布の画素を有する第2の領域を抽出し、前記撮像対象領域内における前記第1の領域の位置から第2の領域の位置へと移動する方向の前記被験者の身長方向における方向成分が前記第1の方向側を向いている場合には吸気と、前記第2の方向側を向いている場合には呼気と判別する呼吸モニタリングプログラム。

[31] 請求項27に記載の呼吸モニタリングプログラムにおいて、

前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定ステップと、

前記周期判定ステップにおいて判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別ステップにて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミング判定ステップと

を有する呼吸モニタリングプログラム。

[32] 被験者の胸部および腹部のうち少なくとも一方と、該胸部および腹部のうち少なくとも一方よりも低い照度に設定されている背景との境界を含む撮像対象領域を前記被験者の身体に対する横方向から撮像した画像を、所定のタイミング毎に取得する画

像取得ステップと、

前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積の時間的な増減から前記被験者の呼気と吸気とを判別する呼気吸気判別ステップと

をコンピュータに実行させる呼吸モニタリングプログラム。

[33] 請求項32に記載の呼吸モニタリングプログラムにおいて、

前記呼気吸気判別ステップは、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が増加している場合には吸気と、前記撮像対象領域内における所定値以上の輝度を有する画素部分の面積が減少している場合は呼気と判別する呼吸モニタリングプログラム。

[34] 請求項32に記載の呼吸モニタリングプログラムにおいて、

前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の前記所定のタイミングで取得された複数の画像に基づいて、該画像上の画素の輝度の時間的な変化から前記被験者の呼吸の周期を判定する周期判定ステップと、

前記周期判定ステップにおいて判定された呼吸の周期に基づいて、前記呼気吸気判別ステップにて判別された呼気または吸気のタイミングを判定する呼気吸気タイミング判定ステップと

を有する呼吸モニタリングプログラム。

[35] 請求項31に記載の呼吸モニタリングプログラムにおいて、

前記画像取得ステップにおいて、連続する複数の所定のタイミングで取得された複数の画像内における画素の輝度の時間的な変化の絶対値を、前記呼気吸気判別ステップにおいて吸気中であると判別される期間中積算し、該積算した値と所定値との差が一定値以上であるとき所定の通知を行う通知ステップを有する呼吸モニタリングプログラム。

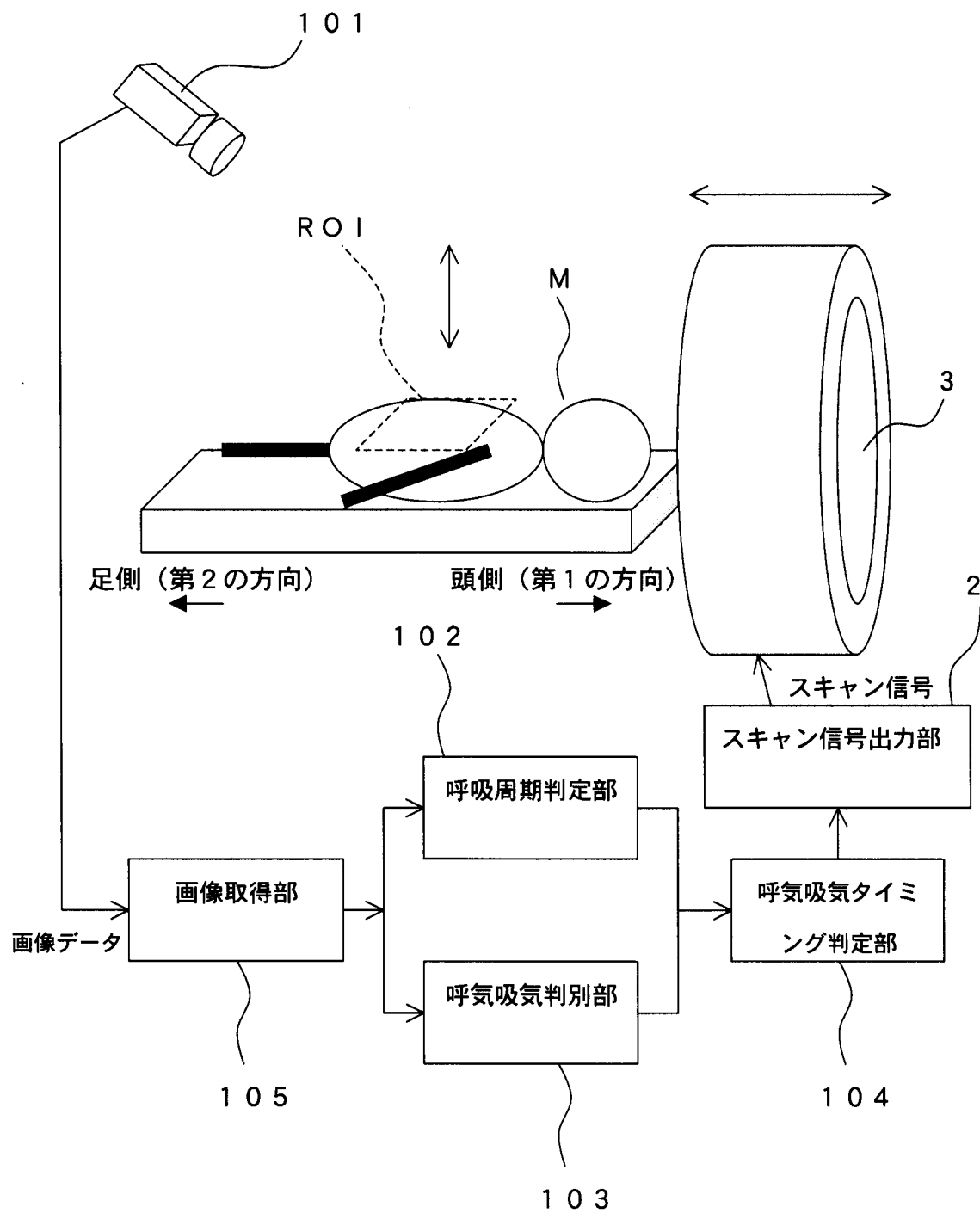
[36] 請求項31に記載の呼吸モニタリングプログラムにおいて、

前記呼気吸気タイミング判定ステップにて判定された呼気または吸気のタイミングに基づいて、所定の医療的処理を行わせる医療的処理実行ステップと

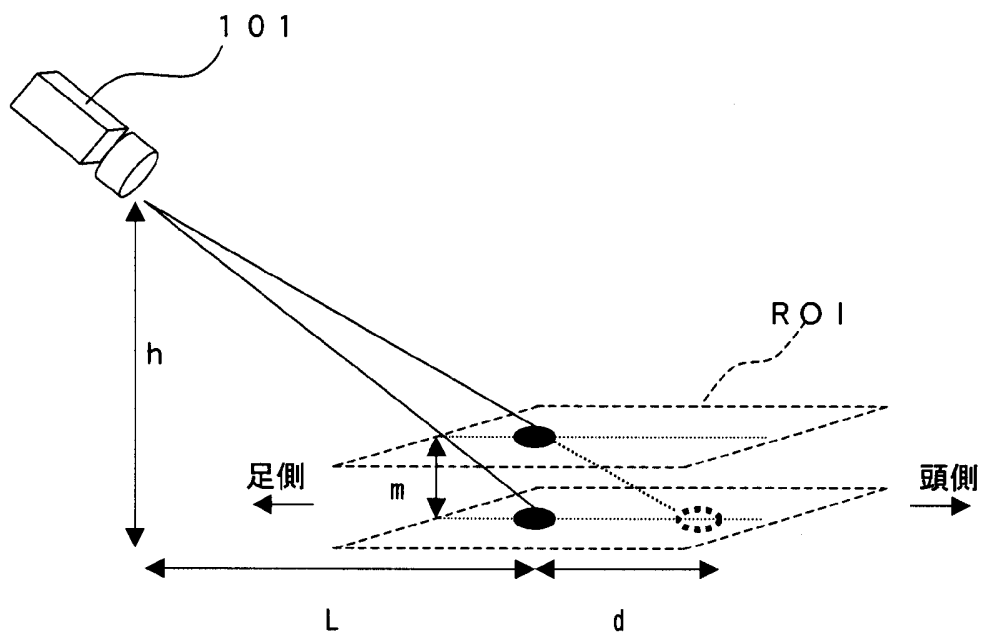
を有する呼吸モニタリングプログラム。

- [37] 請求項36に記載の呼吸モニタリングプログラムにおいて、
前記所定の医療的処理は、MRIによる撮像処理である呼吸モニタリングプログラム
。
- [38] 請求項36に記載の呼吸モニタリングプログラムにおいて、
前記所定の医療的処理は、CTスキャンによる撮像処理である呼吸モニタリングプログラム。

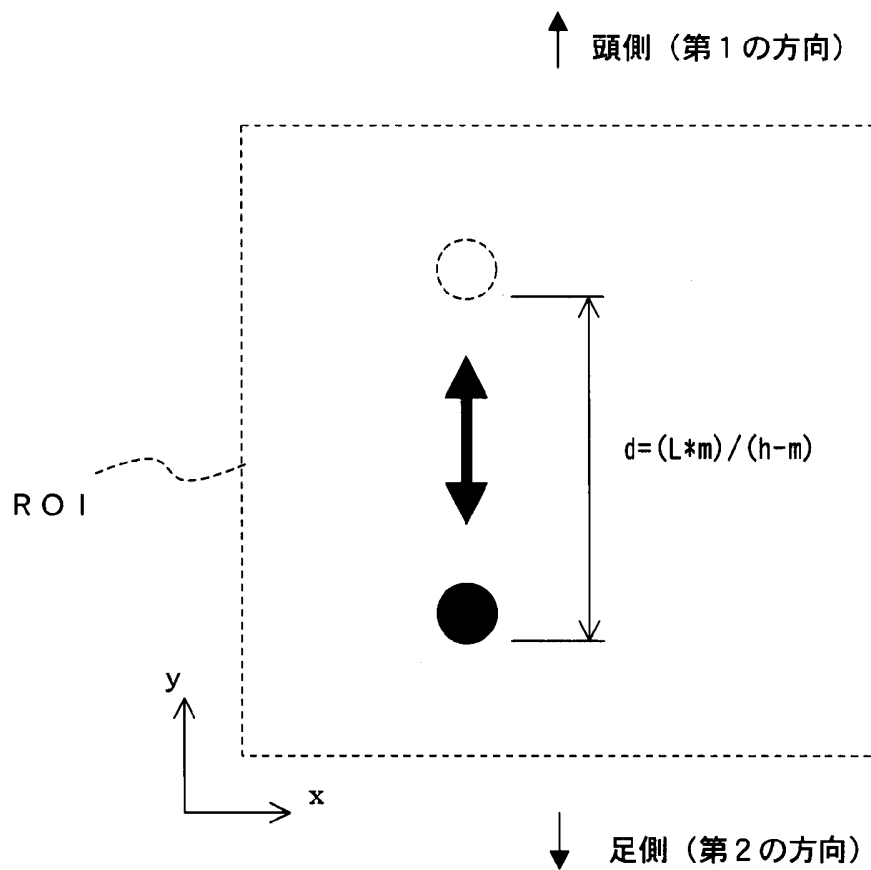
[図1]



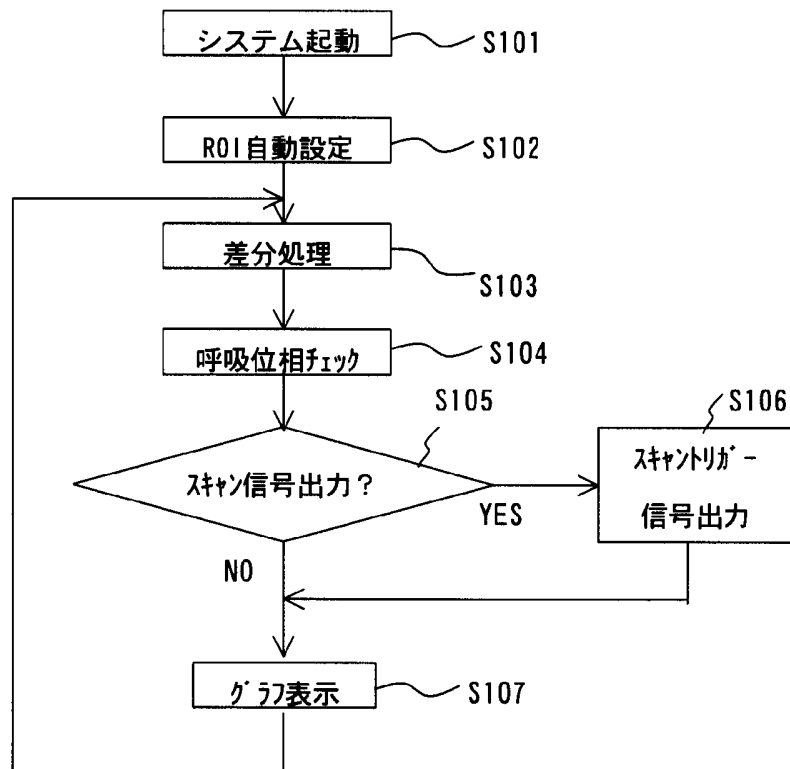
[図2]



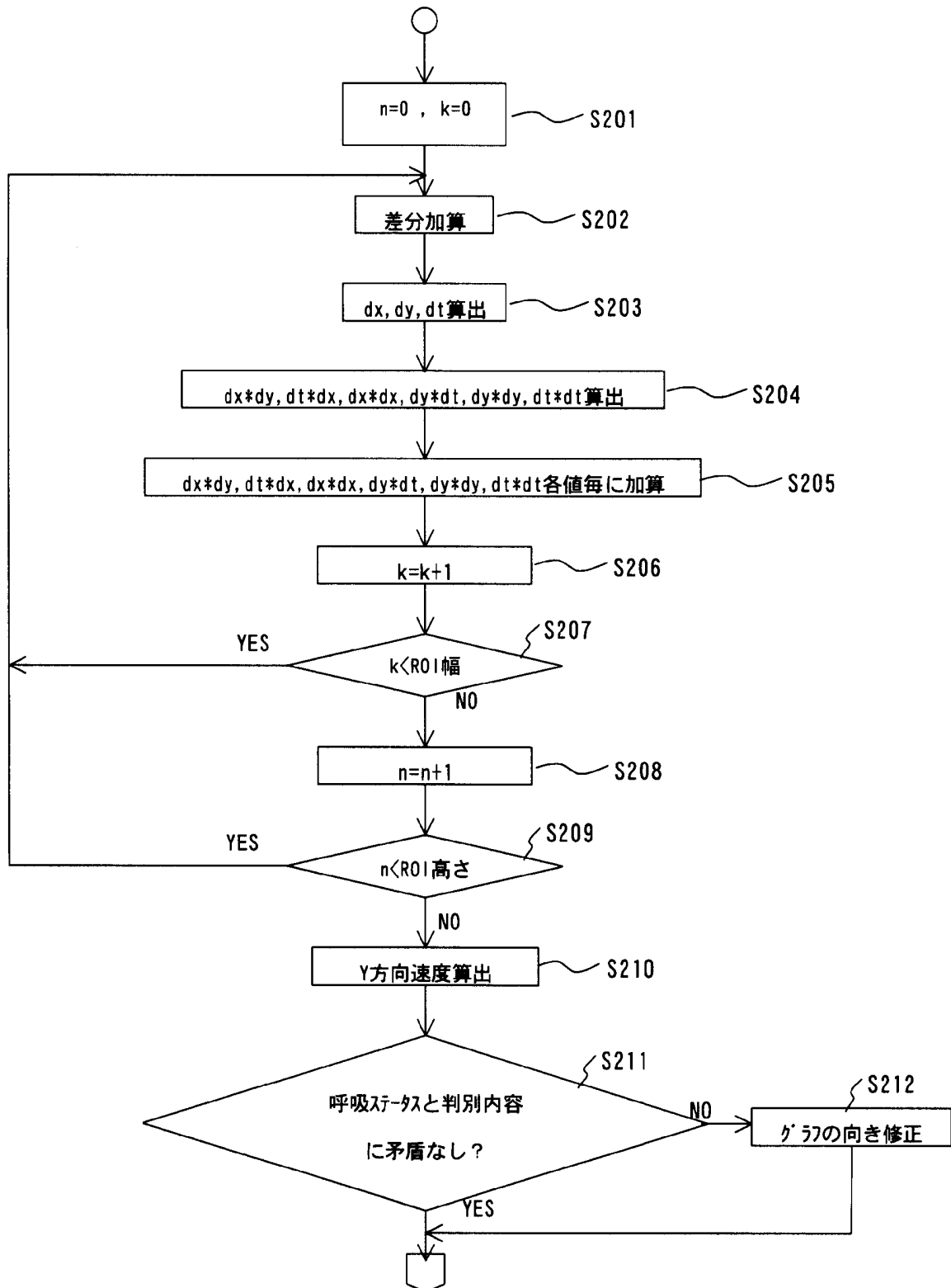
[図3]



[図4]



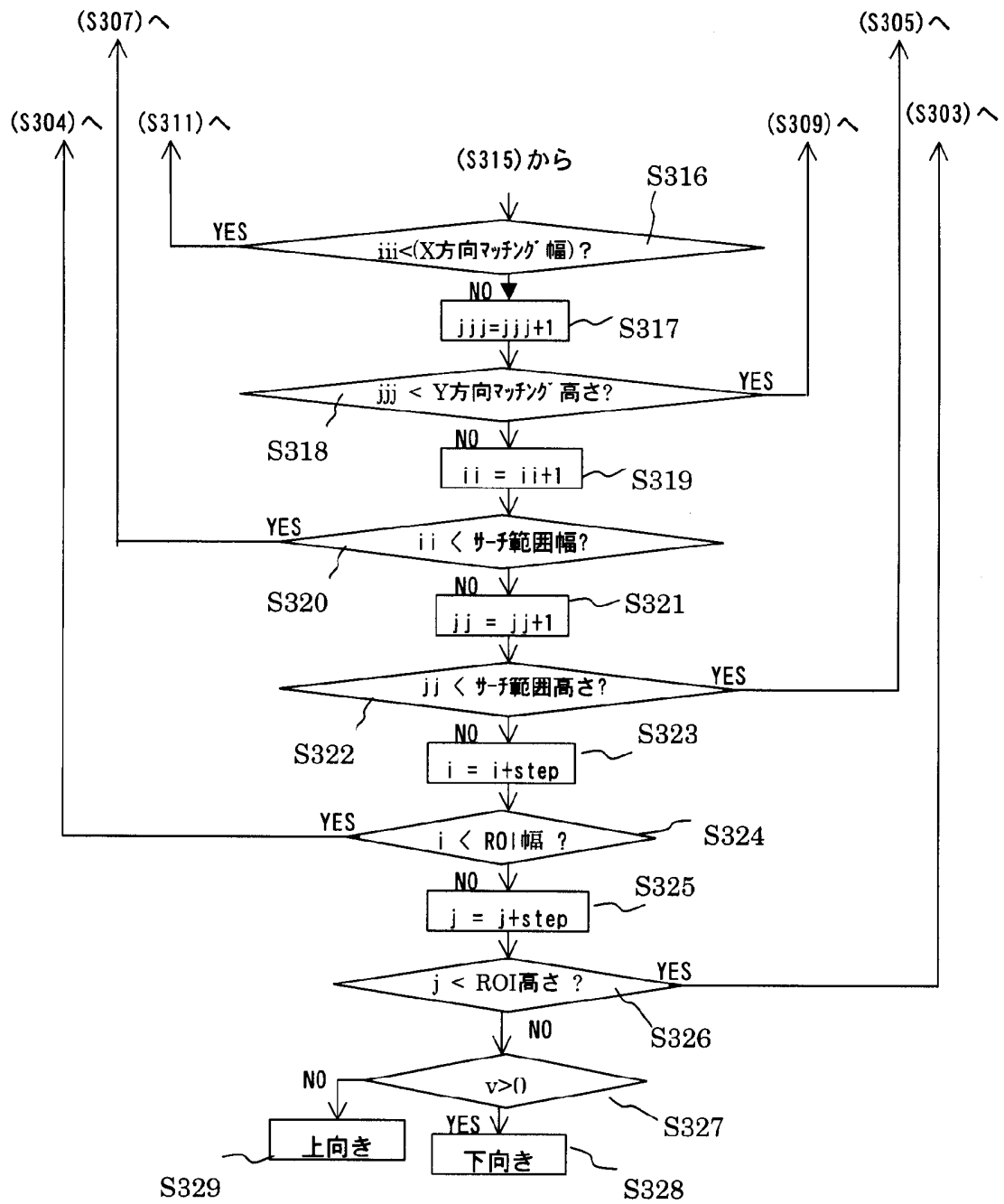
[図5]



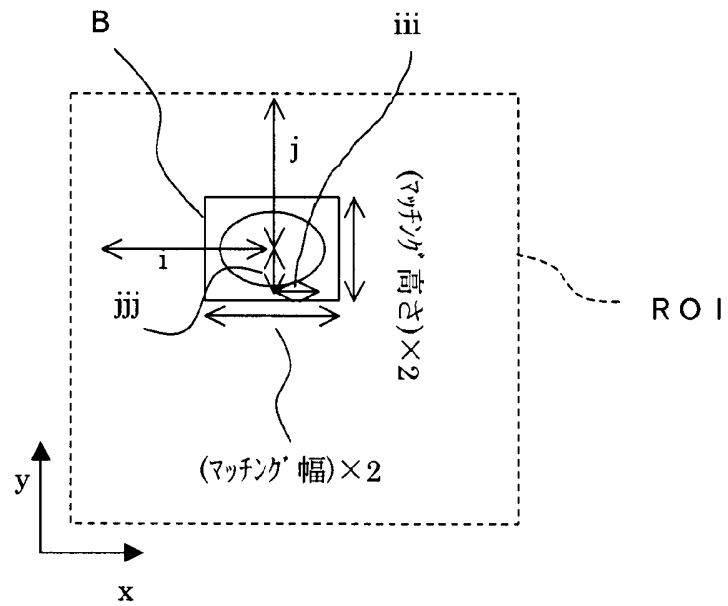
```

graph TD
    S301[ブロック内濃度差分最小合計値バッファ初期化(min=100000)] --> S302[サーチ範囲決めY方向インデックス初期化(j)]
    S302 --> S303[サーチ範囲決めX方向インデックス初期化(i)]
    S303 --> S304[jj = -(サーチ範囲高さ)]
    S304 --> S305[ys = j + jj]
    S305 --> S306[ii = -(サーチ範囲幅)]
    S306 --> S307[xs = i + ii, sum = 0]
    S307 --> S308[jjj = (Y方向マッチング高さ)]
    S308 --> S309[yp = ys + jjj, yp2 = j + jjj]
    S309 --> S310[ ]
    S310 --> S311[iii = -(X方向マッチング幅)]
    S311 --> S312[xp = xs + iii, xp2 = i + iii]
    S312 --> S313[sum = sum + abs(curr[yp][xp] - prev[yp2][xp2])]
    S313 --> S314{sum < min?}
    S314 -- YES --> S315[min = sum, v = jj]
    S314 -- NO --> S316[ ]
    S315 --> S316[ ]
    S316 --> S317[ ]
    S317 --> S318[ ]
    S318 --> S319[ ]
    S319 --> S320[ ]
    S320 --> S321[ ]
    S321 --> S322[ ]
    S322 --> S323[ ]
    S323 --> S324[ ]
    S324 --> S325[ ]
    S325 --> S326[ ]
    S326 --> S327[ ]
    S327 --> S328[ ]
    S328 --> S329[ ]
    S329 --> S330[ ]
    S330 --> S331[ ]
    S331 --> S332[ ]
    S332 --> S333[ ]
    S333 --> S334[ ]
    S334 --> S335[ ]
    S335 --> S336[ ]
    S336 --> S337[ ]
    S337 --> S338[ ]
    S338 --> S339[ ]
    S339 --> S340[ ]
    S340 --> S341[ ]
    S341 --> S342[ ]
    S342 --> S343[ ]
    S343 --> S344[ ]
    S344 --> S345[ ]
    S345 --> S346[ ]
    S346 --> S347[ ]
    S347 --> S348[ ]
    S348 --> S349[ ]
    S349 --> S350[ ]
    S350 --> S351[ ]
    S351 --> S352[ ]
    S352 --> S353[ ]
    S353 --> S354[ ]
    S354 --> S355[ ]
    S355 --> S356[ ]
    S356 --> S357[ ]
    S357 --> S358[ ]
    S358 --> S359[ ]
    S359 --> S360[ ]
    S360 --> S361[ ]
    S361 --> S362[ ]
    S362 --> S363[ ]
    S363 --> S364[ ]
    S364 --> S365[ ]
    S365 --> S366[ ]
    S366 --> S367[ ]
    S367 --> S368[ ]
    S368 --> S369[ ]
    S369 --> S370[ ]
    S370 --> S371[ ]
    S371 --> S372[ ]
    S372 --> S373[ ]
    S373 --> S374[ ]
    S374 --> S375[ ]
    S375 --> S376[ ]
    S376 --> S377[ ]
    S377 --> S378[ ]
    S378 --> S379[ ]
    S379 --> S380[ ]
    S380 --> S381[ ]
    S381 --> S382[ ]
    S382 --> S383[ ]
    S383 --> S384[ ]
    S384 --> S385[ ]
    S385 --> S386[ ]
    S386 --> S387[ ]
    S387 --> S388[ ]
    S388 --> S389[ ]
    S389 --> S390[ ]
    S390 --> S391[ ]
    S391 --> S392[ ]
    S392 --> S393[ ]
    S393 --> S394[ ]
    S394 --> S395[ ]
    S395 --> S396[ ]
    S396 --> S397[ ]
    S397 --> S398[ ]
    S398 --> S399[ ]
    S399 --> S400[ ]
    S400 --> S401[ ]
    S401 --> S402[ ]
    S402 --> S403[ ]
    S403 --> S404[ ]
    S404 --> S405[ ]
    S405 --> S406[ ]
    S406 --> S407[ ]
    S407 --> S408[ ]
    S408 --> S409[ ]
    S409 --> S410[ ]
    S410 --> S411[ ]
    S411 --> S412[ ]
    S412 --> S413[ ]
    S413 --> S414[ ]
    S414 --> S415[ ]
    S415 --> S416[ ]
    S416 --> S417[ ]
    S417 --> S418[ ]
    S418 --> S419[ ]
    S419 --> S420[ ]
    S420 --> S421[ ]
    S421 --> S422[ ]
    S422 --> S423[ ]
    S423 --> S424[ ]
    S424 --> S425[ ]
    S425 --> S426[ ]
    S426 --> S427[ ]
    S427 --> S428[ ]
    S428 --> S429[ ]
    S429 --> S430[ ]
    S430 --> S431[ ]
    S431 --> S432[ ]
    S432 --> S433[ ]
    S433 --> S434[ ]
    S434 --> S435[ ]
    S435 --> S436[ ]
    S436 --> S437[ ]
    S437 --> S438[ ]
    S438 --> S439[ ]
    S439 --> S440[ ]
    S440 --> S441[ ]
    S441 --> S442[ ]
    S442 --> S443[ ]
    S443 --> S444[ ]
    S444 --> S445[ ]
    S445 --> S446[ ]
    S446 --> S447[ ]
    S447 --> S448[ ]
    S448 --> S449[ ]
    S449 --> S450[ ]
    S450 --> S451[ ]
    S451 --> S452[ ]
    S452 --> S453[ ]
    S453 --> S454[ ]
    S454 --> S455[ ]
    S455 --> S456[ ]
    S456 --> S457[ ]
    S457 --> S458[ ]
    S458 --> S459[ ]
    S459 --> S460[ ]
    S460 --> S461[ ]
    S461 --> S462[ ]
    S462 --> S463[ ]
    S463 --> S464[ ]
    S464 --> S465[ ]
    S465 --> S466[ ]
    S466 --> S467[ ]
    S467 --> S468[ ]
    S468 --> S469[ ]
    S469 --> S470[ ]
    S470 --> S471[ ]
    S471 --> S472[ ]
    S472 --> S473[ ]
    S473 --> S474[ ]
    S474 --> S475[ ]
    S475 --> S476[ ]
    S476 --> S477[ ]
    S477 --> S478[ ]
    S478 --> S479[ ]
    S479 --> S480[ ]
    S480 --> S481[ ]
    S481 --> S482[ ]
    S482 --> S483[ ]
    S483 --> S484[ ]
    S484 --> S485[ ]
    S485 --> S486[ ]
    S486 --> S487[ ]
    S487 --> S488[ ]
    S488 --> S489[ ]
    S489 --> S490[ ]
    S490 --> S491[ ]
    S491 --> S492[ ]
    S492 --> S493[ ]
    S493 --> S494[ ]
    S494 --> S495[ ]
    S495 --> S496[ ]
    S496 --> S497[ ]
    S497 --> S498[ ]
    S498 --> S499[ ]
    S499 --> S500[ ]
    S500 --> S501[ ]
    S501 --> S502[ ]
    S502 --> S503[ ]
    S503 --> S504[ ]
    S504 --> S505[ ]
    S505 --> S506[ ]
    S506 --> S507[ ]
    S507 --> S508[ ]
    S508 --> S509[ ]
    S509 --> S510[ ]
    S510 --> S511[ ]
    S511 --> S512[ ]
    S512 --> S513[ ]
    S513 --> S514[ ]
    S514 --> S515[ ]
    S515 --> S516[ ]
    S516 --> S517[ ]
    S517 --> S518[ ]
    S518 --> S519[ ]
    S519 --> S520[ ]
    S520 --> S521[ ]
    S521 --> S522[ ]
    S522 --> S523[ ]
    S523 --> S524[ ]
    S524 --> S525[ ]
    S525 --> S526[ ]
    S526 --> S527[ ]
    S527 --> S528[ ]
    S528 --> S529[ ]
    S529 --> S530[ ]
    S530 --> S531[ ]
    S531 --> S532[ ]
    S532 --> S533[ ]
    S533 --> S534[ ]
    S534 --> S535[ ]
    S535 --> S536[ ]
    S536 --> S537[ ]
    S537 --> S538[ ]
    S538 --> S539[ ]
    S539 --> S540[ ]
    S540 --> S541[ ]
    S541 --> S542[ ]
    S542 --> S543[ ]
    S543 --> S544[ ]
    S544 --> S545[ ]
    S545 --> S546[ ]
    S546 --&
```

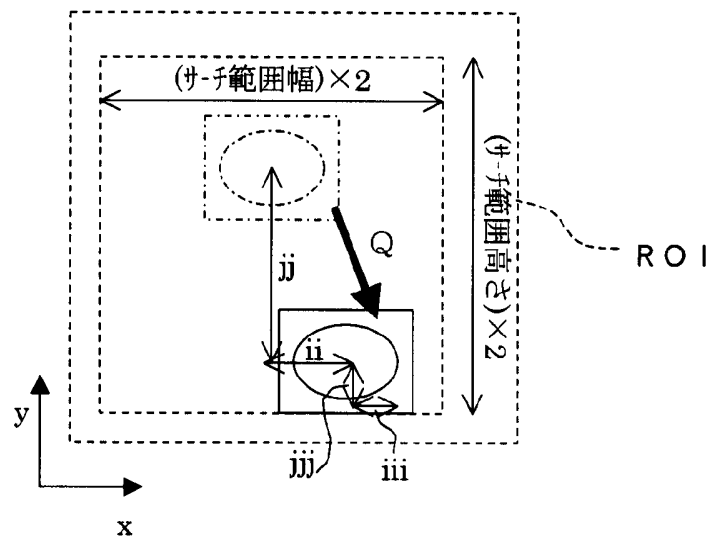
[図7]



[図8]

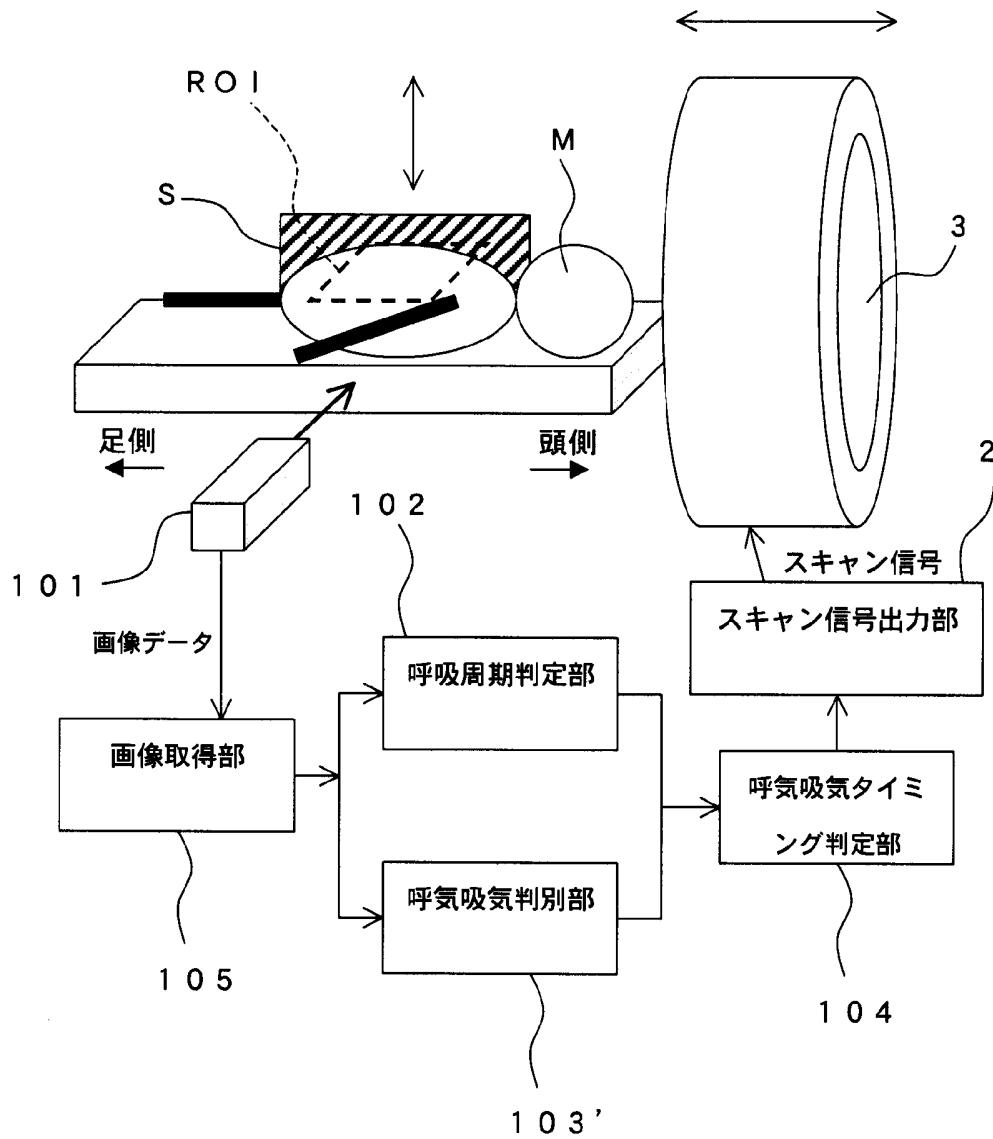


(a) 前フレーム

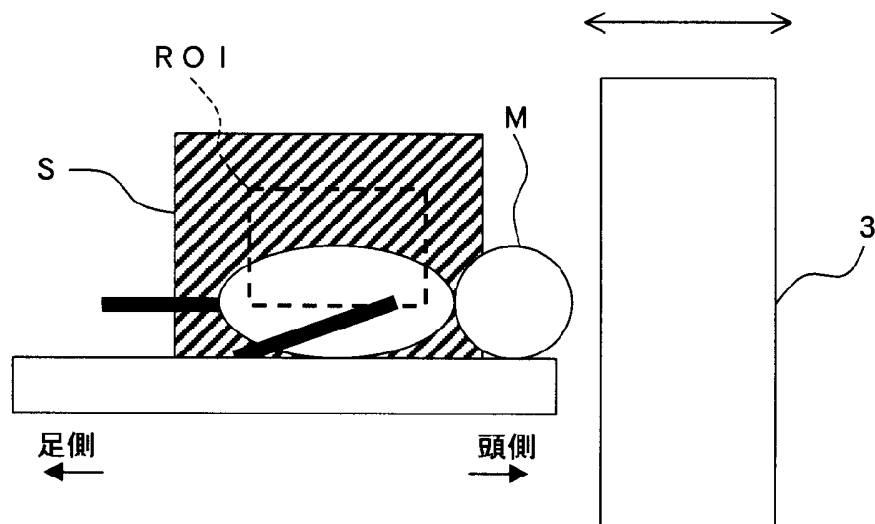


(b) 現フレーム

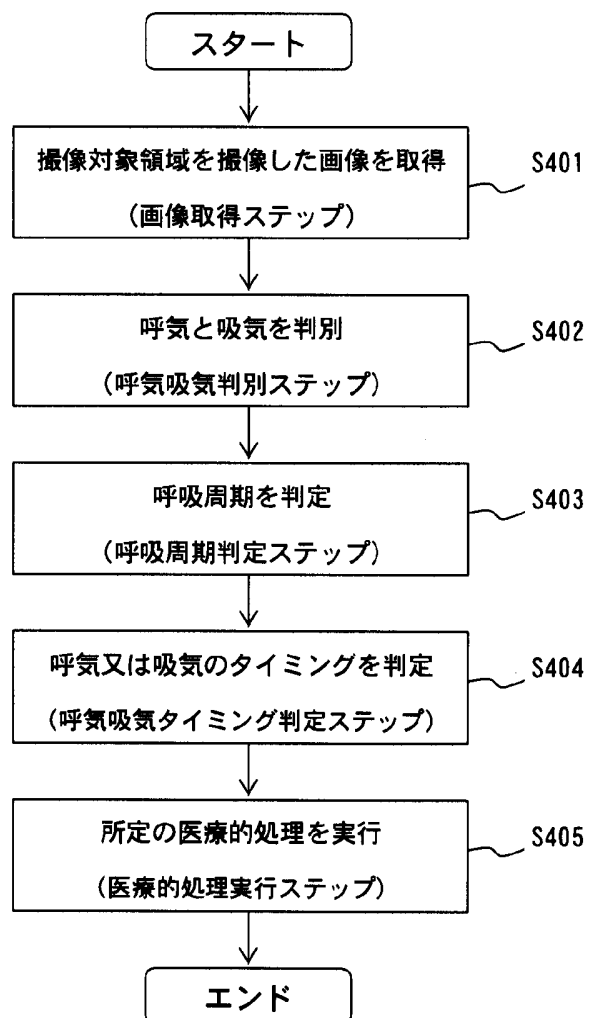
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/019032

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/08 (2006.01), **A61B5/11** (2006.01), **A61B5/055** (2006.01), **A61B6/03** (2006.01)

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)

A61B5/08 (2006.01), **A61B5/11** (2006.01), **A61B5/055** (2006.01), **A61B6/03** (2006.01)

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	1996-2005
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2005	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2005

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.
<u>X</u>	JP 2003-32672 A (Sumitomo Osaka Cement Co., Ltd.), 31 January, 2003 (31.01.03), Par. Nos. [0015] to [0017], [0050] to [0051], [0066] to [0068]; all drawings	1-5, 9-10, 15-19, 23, 27-31, 35 12-14, 24-26, 36-38
Y		
<u>X</u>	JP 2002-175582 A (Keio University), 21 June, 2002 (21.06.02), Par. Nos. [0017], [0029], [0035] to [0050]; all drawings	1-5, 9-10, 15-19, 23, 27-31, 35 12-14, 24-26, 36-38
Y		
X	JP 11-86002 A (Toshiba Corp.), 30 March, 1999 (30.03.99), Full text; all drawings	6-8, 11, 20-22, 32-34

☒ 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
27 October, 2005 (27.10.05)

Date of mailing of the international search report
08 November, 2005 (08.11.05)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/019032

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 7-246245 A (Hitachi Medical Corp.), 26 September, 1995 (26.09.95), Full text; all drawings	12-14, 24-26, 36-38
Y	JP 2000-262513 A (Toshiba Corp.), 26 September, 2000 (26.09.00), Full text; all drawings	12-14, 24-26, 36-38
Y	JP 5-49621 A (Hitachi, Ltd.), 02 March, 1993 (02.03.93), Full text; all drawings	12-14, 24-26, 36-38
Y	JP 2000-201922 A (Director General of National Institute of Radiological Science), 25 July, 2000 (25.07.00), Full text; all drawings	12-14, 24-26, 36-38

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2005/019032

JP 2003-32672 A	2003.01.31	(Family: none)		
JP 2002-175582 A	2002.06.21	CA 2430535 A1	2002.06.13	
		EP 1350466 A1	2003.10.08	
		JP 3477166 B2	2003.12.10	
		US 2004/082874 A1	2004.04.29	
		WO 2002/045585 A1	2002.06.13	
JP 11-86002 A	1999.03.30	(Family: none)		
JP 7-246245 A	1995.09.26	(Family: none)		
JP 2000-262513 A	2000.09.26	(Family: none)		
JP 5-49621 A	1993.03.02	(Family: none)		
JP 2000-201922 A	2000.07.25	JP 3326597 B2	2002.09.24	

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl.⁷ **A61B5/08** (2006.01), **A61B5/11** (2006.01), **A61B5/055** (2006.01), **A61B6/03** (2006.01)

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 (I P C))

Int.Cl.⁷ **A61B5/08** (2006.01), **A61B5/11** (2006.01), **A61B5/055** (2006.01), **A61B6/03** (2006.01)

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

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2005年
日本国実用新案登録公報	1996-2005年
日本国登録実用新案公報	1994-2005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 請求の範囲の番号
X	JP 2003-32672 A (住友大阪セメント株式会社) 2003.01.31	1-5, 9-10, 15- 19, 23, 27-31, 35
---	段落【0015】 - 【0017】, 【0050】 - 【0051】, 【0066】 - 【0068】	---
Y	全図	12-14, 24-26, 36-38

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☒ 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

「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

27.10.2005

国際調査報告の発送日

08.11.2005

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / 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)

上田 正樹

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

2Q

9405

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 請求の範囲の番号
X — Y	JP 2002-175582 A (学校法人慶應義塾) 2002.06.21 段落【0017】、【0029】、【0035】—【0050】 全図	1-5, 9-10, 15- 19, 23, 27-31, 35 — 12-14, 24-26, 36-38
X	JP 11-86002 A (株式会社東芝) 1999.03.30 全文, 全図	6-8, 11, 20- 22, 32-34
Y	JP 7-246245 A (株式会社日立メディコ) 1995.09.26 全文, 全図	12-14, 24-26, 36-38
Y	JP 2000-262513 A (株式会社東芝) 2000.09.26 全文, 全図	12-14, 24-26, 36-38
Y	JP 5-49621 A (株式会社日立製作所) 1993.03.02 全文, 全図	12-14, 24-26, 36-38
Y	JP 2000-201922 A (科学技術庁放射線医学総合研究所長) 2000.07.25 全文, 全図	12-14, 24-26, 36-38

JP 2003-32672 A	2003.01.31	(ファミリーなし)	
JP 2002-175582 A	2002.06.21	CA 2430535 A1	2002.06.13
		EP 1350466 A1	2003.10.08
		JP 3477166 B2	2003.12.10
		US 2004/082874 A1	2004.04.29
		WO 2002/045585 A1	2002.06.13
JP 11-86002 A	1999.03.30	(ファミリーなし)	
JP 7-246245 A	1995.09.26	(ファミリーなし)	
JP 2000-262513 A	2000.09.26	(ファミリーなし)	
JP 5-49621 A	1993.03.02	(ファミリーなし)	
JP 2000-201922 A	2000.07.25	JP 3326597 B2	2002.09.24