

(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2018-117900

(P2018-117900A)

(43) 公開日 平成30年8月2日(2018.8.2)

(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 5 0 Z	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/00 3 3 3	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2017-11606 (P2017-11606)	(71) 出願人	000001007
(22) 出願日	平成29年1月25日 (2017.1.25)		キヤノン株式会社
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号
		(74) 代理人	100120259
			弁理士 桂田 健志
		(72) 発明者	町田 佳士
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ ノン株式会社内
		Fターム(参考)	4C093 AA21 AA25 CA04 CA13 CA34 EA07 EB12 EB13 FF22

(54) 【発明の名称】 放射線撮影装置、放射線撮影システム、放射線撮影方法、及びプログラム

(57) 【要約】

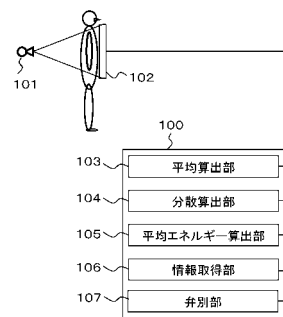
【課題】

放射線検出器から得られる情報が少ない場合に、より多くの物質に弁別する。

【解決手段】

本発明の放射線撮影装置は、所定の部位を含む被写体を透過する放射線を検出し、検出された前記放射線に対応する画素値を出力する検出手段と、前記画素値及び前記画素値から導出される前記放射線の物理量の少なくとも1つの推定式であって、前記部位の厚さと前記被写体の厚さから前記部位の厚さを減算した厚さを変数とする前記推定式から、前記変数の値を算出する算出手段と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の部位を含む被写体を透過する放射線を検出し、検出された前記放射線に対応する画素値を出力する検出手段と、

前記画素値及び前記画素値から導出される前記放射線の物理量の少なくとも 1 つの推定式であって、前記部位の厚さと前記被写体の厚さから前記部位の厚さを減算した厚さを変数とする前記推定式から、前記変数の値を算出する算出手段と、

を備えることを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 2】

所定の部位を含む被写体を透過することにより減弱された放射線を検出し、検出された前記放射線に対応する画素値を出力する検出手段と、

前記部位の厚さを独立変数とし、前記被写体の厚さから前記部位の厚さを減算した厚さを従属変数とし、前記独立変数及び前記従属変数を含む放射線の減弱式から、前記画素値及び前記画素値から導出される前記放射線の物理量の少なくとも 1 つに基づいて、前記独立変数及び前記従属変数の値を算出する算出手段と、

を備えることを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 3】

前記検出手段は、複数の前記部位を含む前記被写体を透過することにより減弱された前記放射線を検出し、検出された前記放射線に対応する前記画素値を出力し、

前記算出手段は、前記複数の部位の厚さをそれぞれ前記独立変数とし、前記被写体の厚さから前記複数の部位の厚さを減算した厚さを前記従属変数とし、前記減弱式から、前記画素値及び前記物理量の少なくとも 1 つに基づいて、前記独立変数及び前記従属変数の値を算出することを特徴とする請求項 2 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 4】

前記算出手段は、

前記独立変数の数と同数の前記式から、前記独立変数の値を算出し、

前記被写体の厚さから前記独立変数の値を減算した厚さを前記従属変数の値として算出することを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか 1 項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 5】

前記物理量は、前記画素値の統計値であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 6】

前記物理量は、前記画素値の平均、前記画素値の分散、前記放射線の平均エネルギー、及び前記放射線のフォトン数の少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 7】

前記算出手段は、

第 1 の部位の厚さ及び第 2 の部位の厚さを前記独立変数とし、

前記被写体の厚さから前記第 1 の部位の厚さ及び前記第 2 の部位の厚さを減算した第 3 の部位の厚さを前記従属変数とし、

前記放射線の平均画素値の前記減弱式及び前記放射線の平均エネルギーの前記減弱式から、前記平均画素値及び前記平均エネルギーに基づいて、前記第 1 の部位の厚さの値及び前記第 2 の部位の厚さの値を算出し、

前記被写体の厚さから前記第 1 の部位の厚さの値及び前記第 2 の部位の厚さの値を減算することにより前記第 3 の部位の厚さの値を算出することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 8】

前記検出手段は、前記独立変数の数と同数の異なる放射線エネルギーごとに前記放射線を検出し、前記放射線エネルギーごとに検出された前記放射線に対応する前記画素値を出力し、

前記算出手段は、前記放射線エネルギーごとの前記画素値の前記減弱式から、前記放射線エネルギーごとの前記画素値に基づいて、前記独立変数の値を算出し、

前記被写体の厚さから前記独立変数の値を減算することにより前記従属変数の値を算出することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 9】

前記検出手段は、前記独立変数の数以上のパターンのエネルギーで照射された放射線により、異なる前記放射線エネルギーごとの前記放射線を検出することを特徴とする請求項 8 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 10】

前記検出手段は、前記独立変数の数以上のセンサ層を備え、前記センサ層により、異なる前記放射線エネルギーごとの前記放射線を検出することを特徴とする請求項 8 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 11】

前記検出手段は、計数型センサを備え、前記計数型センサにより、複数の閾値で区切られたエネルギー帯の放射線量子数を計測することで、異なる前記放射線エネルギーごとの前記放射線を検出することを特徴とする請求項 8 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 12】

前記算出手段は、

第 1 の部位の厚さを前記独立変数とし、

前記被写体の厚さから前記第 1 の部位の厚さを減算した第 2 の部位の厚さを前記従属変数とし、

前記画素値の前記減弱式から、前記画素値に基づいて、前記第 1 の部位の厚さの値を算出し、

前記被写体の厚さから前記第 1 の部位の厚さの値を減算することにより前記第 2 の部位の厚さの値を算出することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 13】

前記被写体の厚さは、前記被写体の断層画像、3次元画像、及び前記画素値の少なくとも 1 つに基づいて取得されることを特徴とする請求項 1 乃至 12 の何れか 1 項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 14】

前記被写体の厚さは、前記被写体が所定の部位により構成されていると仮定することにより、前記画素値、前記画素値の平均、及び前記部位の減弱係数に基づいて取得されることを特徴とする請求項 1 乃至 12 の何れか 1 項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 15】

所定の部位を含む被写体を透過する放射線を検出し、検出された前記放射線に対応する画素値を出力する検出手段と、

前記画素値及び前記画素値から導出される前記放射線の物理量の少なくとも 1 つを算出し、前記画素値及び前記物理量の少なくとも 1 つと前記被写体の厚さとに前記部位の厚さを対応付けるテーブルを参照して、前記部位の厚さの値を出力する出力手段と、

を備えることを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 16】

放射線を発生させる放射線発生手段と、

所定の部位を含む被写体を透過する前記放射線を検出し、検出された前記放射線に対応する画素値を出力する検出手段と、

前記画素値及び前記画素値から導出される前記放射線の物理量の少なくとも 1 つの推定式であって、前記部位の厚さと前記被写体の厚さから前記部位の厚さを減算した厚さを変数とする前記推定式から、前記変数の値を算出する算出手段と、

を備えることを特徴とする放射線撮影システム。

【請求項 17】

所定の部位を含む被写体を透過する放射線を検出し、検出された前記放射線に対応する

10

20

30

40

50

画素値を出力する工程と、

前記画素値及び前記画素値から導出される前記放射線の物理量の少なくとも1つの推定式であって、前記部位の厚さと前記被写体の厚さから前記部位の厚さを減算した厚さを変数とする前記推定式から、前記変数の値を算出する工程と、

を備えることを特徴とする放射線撮影方法。

【請求項18】

コンピュータを請求項1乃至15の何れか1項に記載の放射線撮影装置の各手段として機能させるためのプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線撮影装置、放射線撮影システム、放射線撮影方法、及びプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

放射線（例えば、X線）による医療画像診断や非破壊検査に用いる放射線撮影装置として、半導体材料によって形成された平面検出器（FPD：Flat Panel Detector）を用いた放射線撮影装置が知られている。このような放射線撮影装置は、例えば、医療画像診断において、静止画や動画などのデジタル撮影装置として用いられる。

20

【0003】

FPDを用いて被写体（例えば、人体）を透過した放射線を検出し、その放射線量に応じてコントラストが生じ、被写体内部の様子を観察することが可能となる。

【0004】

また、FPDを利用することで、被写体を透過した放射線の放射線量の大小のみならず、別の情報を取得する技術も知られている。

【0005】

例えば、特許文献1では、異なる2つのエネルギーを持つ放射線を被写体に照射し、被写体内の骨組織と軟組織をそれぞれ弁別するエネルギーサブトラクション技術が提案されている。また、特許文献2では、異なる3つのエネルギーを持つ放射線を被写体に照射することによって、骨組織と軟組織に加えて、もう1つ別の物質をそれぞれの画像に弁別する技術が提案されている。また、特許文献3では、2つのセンサを積層して異なる2つのエネルギーの放射線を検出し、2つの物質の弁別を行う手法が提案されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平08-178873号公報

【特許文献2】特開2008-229122号公報

【特許文献3】特開2016-156719号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1及び特許文献2では、 n 個の被写体の情報を得るために、 n 個の異なるエネルギーの放射線を照射する必要がある。しかし、異なるエネルギーの放射線を照射するためには、高速にエネルギーを切り替えられる放射線発生装置が必要になり、被写体の動きによるモーションアーチファクトが発生する可能性がある。また、 n 回の曝射が必要となり、被曝線量が増大する可能性がある。

【0008】

特許文献3では、複数のセンサを積層させる必要があり、装置の重量や寸法が大きくな

50

るなどの課題がある。例えば、3つの物質に弁別したい場合は、3つのセンサを積層させる必要があり、重量や寸法の増大を招き、最下層のセンサに入射する放射線量が小さくなり、高精度の情報を取得できない可能性あるなどの課題がある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の放射線撮影装置は、所定の部位を含む被写体を透過する放射線を検出し、検出された前記放射線に対応する画素値を出力する検出手段と、前記画素値及び前記画素値から導出される前記放射線の物理量の少なくとも1つの推定式であって、前記部位の厚さと前記被写体の厚さから前記部位の厚さを減算した厚さを変数とする前記推定式から、前記変数の値を算出する算出手段と、を備える。

10

【発明の効果】

【0010】

被写体の厚さに関する情報を用いることにより、従来より多くの部位（物質）を弁別することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1の実施形態の機能構成例を示す図である。

【図2】第1の実施形態の手順を示すフローチャートである。

【図3】第1の実施形態の弁別部の機能構成例を示す図である。

【図4】第1の実施形態の弁別の手順を示すフローチャートである。

20

【図5】第1の実施形態の情報取得部の機能構成例を示す図である。

【図6】第1の実施形態の被写体情報取得の手順を示すフローチャートである。

【図7】平均画素値及び平均エネルギーとそれぞれの物質厚を対応付けたテーブルの例を示す図である。

【図8】第2の実施形態の機能構成例を示す図である。

【図9】第2の実施形態の手順を示すフローチャートである。

【図10】第2の実施形態の弁別部の機能構成例を示す図である。

【図11】第2の実施形態の弁別の手順を示すフローチャートである。

【図12】第3の実施形態の機能構成例を示す図である。

【図13】第3の実施形態の手順を示すフローチャートである。

30

【図14】第3の実施形態の弁別部の機能構成例を示す図である。

【図15】第3の実施形態の弁別の手順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】

【0012】

（第1の実施形態）

【0013】

以下、本発明の第1の実施形態について、添付の図面を参照して具体的に説明する。第1の実施形態では、放射線の画素値の平均、放射線の画素値の分散、及び被写体厚情報を用いて3つの物質の弁別を行う。

【0014】

40

まず、図1及び図2を用いて、第1の実施形態の構成と処理フローを説明する。図1は、本発明の第1の実施形態の放射線撮影システムの構成例を示す図である。図2は、第1の実施形態の処理フロー例を示すフローチャートである。

【0015】

放射線発生装置101は、被写体に放射線を照射する。放射線検出装置（検出部）102は、所定の部位（物質）を含む被写体を透過する放射線を検出し、検出された放射線に対応する画素値を出力する。本実施形態では、放射線発生装置101は、複数の部位を含む被写体を透過することにより減弱された放射線を検出し、検出された放射線に対応する画素値を出力する。

【0016】

50

放射線検出装置 102 は、放射線画像を出力する。ここで、放射線画像は、放射線量子のエネルギーと放射線量子の個数との積に比例する画素値を持つデジタル画像である。ここでは、同一の管電圧で複数の放射線画像が取得される。

【0017】

算出部 100 は、部位の厚さを独立変数とし、被写体の厚さから部位の厚さを減算した厚さを従属変数とし、独立変数及び従属変数を含む放射線の減弱式から、画素値及び画素値から導出される放射線の物理量の少なくとも 1 つに基づいて、変数の値を算出する。本実施形態では、算出部 100 は、複数の部位の厚さをそれぞれ独立変数とし、被写体の厚さから複数の部位の厚さを減算した厚さを従属変数とし、減弱式から、画素値及び物理量の少なくとも 1 つに基づいて、独立変数及び従属変数の値を算出する。

10

【0018】

画素値から導出される放射線の物理量は、画素値の統計値であればよい。また、画素値から導出される放射線の物理量は、画素値の平均、画素値の分散、放射線の平均エネルギー、及び放射線のフォトン数の少なくとも 1 つであってもよい。

【0019】

算出部 100 は、平均算出部 103、分散算出部 104、平均エネルギー算出部 105、情報取得部 106、及び弁別部 107 を含む。

【0020】

平均算出部 103 は、複数の放射線画像から画素値の平均（平均画素値）を算出し、平均画像を生成する。分散算出部 104 は、複数の放射線画像から画素値の分散を算出し、分散画像を生成する。平均エネルギー算出部 105 は、平均画像及び分散画像から平均エネルギーを算出し、平均エネルギー画像を生成する。情報取得部 106 は、被写体の厚さである被写体厚情報を取得する。弁別部 107 は、被写体に含まれる物質の弁別を行う。

20

【0021】

次に、図 2 を用いて、第 1 の実施形態の処理の流れを詳細に説明する。ステップ S201 にて、放射線発生装置 101 は、被写体に放射線を照射する。ステップ S202 にて、放射線検出装置 102 は、所定の部位を含む被写体を透過することにより減弱された放射線を検出し、検出された放射線に対応する画素値を出力する。放射線検出装置 102 は、被写体を透過した放射線を複数回検出し、検出された放射線に対応する画素値に基づいて、複数の放射線画像を生成し、平均算出部 103 及び分散算出部 104 へ入力する。

30

【0022】

ステップ S203 にて、平均算出部 103 は、入力された複数の放射線画像の画素値 $I(t)$ から、式 (1) に従い、平均画像 I_{ave} を生成する。ここで、 t は、整数であり、時系列に取得された複数の放射線画像のフレーム番号を表す。 T は、複数の放射線画像の総数である。

【0023】

【数 1】

$$I_{ave} = \frac{1}{T} \sum I(t) \quad \cdots (1)$$

40

【0024】

ステップ S204 にて、分散算出部 104 は、式 (2) に従い、分散画像 I_{var} を生成する。

【0025】

【数 2】

$$I_{var} = \frac{1}{T} \sum I(t)^2 - \left[\frac{1}{T} \sum I(t) \right]^2 \quad \cdots (2)$$

50

【0026】

ステップS205にて、平均エネルギー算出部105は、式(3)に従い、平均エネルギー画像 E_{ave} を生成する。

【0027】

【数3】

$$E_{ave} = \alpha \frac{I_{var}}{I_{ave}} \quad \cdot \cdot \cdot \quad (3)$$

【0028】

10

なお、 α は、画素値 $I(t)$ から計算される値を平均エネルギー E_{ave} に変換する係数である。 α は、既知の放射線エネルギーの放射線で放射線画像を撮影して、放射線エネルギーと画素値から事前に求められる。

【0029】

ステップS206にて、情報取得部106は、被写体厚画像を取得する。被写体厚画像として、X線CT装置、トモシンセシス装置、及びMRI装置などの断層撮影装置により得られた断層画像が用いられる。また、血管造影装置により得られたコーンビームCT画像が用いられてもよい。なお、X線CT装置、トモシンセシス装置、及びMRI装置などから得られる断層画像により、あらかじめ被写体厚情報を取得することができ、放射線検出器102で撮影された画像データと組み合わせて利用することで、撮影直後やリアルタイムで物質を弁別することが可能である。

20

【0030】

また、被写体厚画像により被写体の厚さを取得できれば十分であるため、被写体の内部構造を取得する必要はない。したがって、断層画像の代わりに、超音波を用いる方法、距離センサを用いる方法、及びメジャーを用いる方法、及び放射線画像データを用いる方法などにより、被写体厚情報を取得することが可能である。放射線画像データを用いる方法の詳細は、第1の変形例で後述する。このように、被写体の厚さは、被写体の断層画像、3次元画像、及び画素値の少なくとも1つに基づいて取得されればよい。

【0031】

ステップS207にて、弁別部107は、平均画像 I_{ave} 、平均エネルギー画像 E_{ave} 、及び被写体厚情報を用いて、3つの部位(物質)の弁別を行う。弁別の詳細については後述する。

30

【0032】

以上、ステップS201からステップS207の処理を行うことで、放射線検出装置102から得られる画素値 $I(t)$ の平均値 I_{ave} と画素値 $I(t)$ の分散値 I_{var} 、及び情報取得部106から得られる被写体厚情報を用いて、被写体に含まれる部位(物質)の弁別を行う。

【0033】

次に、図3及び図4を用いて、弁別部107による弁別処理の詳細を説明する。本実施形態における物質の弁別は、被写体を構成する物質の厚さをそれぞれ算出することである。なお、本実施形態では、ヨード造影剤を用いる放射線造影検査を想定する。この場合、被写体を構成する物質は、骨組織、軟組織、及びヨード造影剤であるが、診断用途や被写体の構成物質に応じて、任意の物質が選択されてもよい。

40

【0034】

図3は、弁別部107の機能構成例を示す図である。弁別部107は、平均画像入力部301、平均エネルギー画像入力部302、情報入力部303、平均推定部304、平均エネルギー推定部305、第1の変数算出部306、第2の変数算出部307、及び弁別情報出力部308を含む。

【0035】

次に、図4を用いて、弁別部107による弁別処理の詳細について述べる。ステップS

50

401にて、平均画像入力部301は、ステップS203にて生成された平均画像 I_{ave} を入力する。ステップS402にて、平均エネルギー画像入力部302は、ステップS205にて生成された平均エネルギー画像 E_{ave} を入力する。

【0036】

ステップS403にて、情報入力部303は、ステップS206にて取得された被写体厚情報を入力する。ステップS404にて、平均推定部304は、平均画像 I_{ave} の推定値 i を計算する。推定値 i は、式(4)を用いて計算することが可能である。なお、推定値 i の計算は、画素ごとに行われる。

【0037】

【数4】

10

$$i = \beta \int_0^{\infty} n(E) e^{-\mu_1(E)d_1 - \mu_2(E)d_2 - \mu_3(E)(D-d_1-d_2)} E dE \cdot \cdot \cdot \quad (4)$$

【0038】

ここで、 μ_1 、 μ_2 、及び μ_3 は、それぞれ骨組織、軟組織、及びヨード造影剤の放射線の減弱係数である。 $n(E)$ は、被写体を透過する前の放射線のエネルギーに対応する放射線量子数の割合（又は、エネルギースペクトル）である。 d_1 及び d_2 は、それぞれ骨組織及び軟組織の厚さであり、独立変数である。 D は、被写体の厚さであり、従属変数である。 β は、放射線検出装置102により出力される画素値に変換するための係数である。

20

【0039】

平均推定部304は、第1の部位の厚さ d_1 及び第2の部位の厚さ d_2 を独立変数とし、被写体の厚さ D から第1及び第2の部位の厚さ d_1 、 d_2 を減算した第3の部位の厚さ d_3 を従属変数とし、平均画素値の推定値 i の減弱式(4)を求める。

【0040】

なお、 $n(E)$ は、一般の放射線スペクトロメーターなどを用いて、エネルギースペクトルから予め測定することができる。また、簡略的にエネルギースペクトルを導出するための簡易式が公知であり、この簡略式を用いれば、放射線を照射する際の管電圧や付加フィルタなどの撮影条件に基づいて、エネルギースペクトルを算出することも可能である。

【0041】

30

β は、蛍光体の特性やシステムゲインなどの特性に基づいて決定することができる。また、被写体が撮影領域にない状態で撮影した際の画素値の逆数を用いて、 β を正規化することも可能である。この場合、放射線画像も被写体がない状態で正規化される。

【0042】

ステップS405にて、平均エネルギー推定部305は、平均エネルギー画像 E_{ave} の推定値 e を計算する。推定値 e は、式(5)を用いて計算することが可能である。なお、推定値 e の計算は、画素ごとに行われる。

【0043】

【数5】

40

$$e = \gamma \frac{i}{\int_0^{\infty} n(E) e^{-\mu_1(E)d_1 - \mu_2(E)d_2 - \mu_3(E)(D-d_1-d_2)} dE} \cdot \cdot \cdot \quad (5)$$

【0044】

ここで、 γ は、放射線画像から得られるエネルギーに相当するデータに合わせるための係数である。 γ は、蛍光体の特性やシステムゲインなどの特性に基づいて決定することができる。なお、被写体がない状態で撮影された放射線画像で正規化された放射線画像を用いる場合、 γ は1となる。

【0045】

50

本実施形態では、平均エネルギー推定部 305 は、骨組織（第 1 の部位）の厚さ d_1 及び軟組織（第 2 の部位）の厚さ d_2 を独立変数とし、ヨード造影剤（第 3 の部位）の厚さ $d_3 = D - d_1 - d_2$ を従属変数とし、平均エネルギーの推定値 e の減弱式（5）を求める。

【0046】

ステップ S406 にて、第 1 の変数算出部 306 は、平均画像 I_{ave} 及び平均エネルギー画像 E_{ave} に基づいて、平均画素値の推定値（推定平均画像） i 及び平均エネルギーの推定値（推定平均エネルギー画像） e から独立変数 d_1 、 d_2 を算出する。なお、独立変数 d_1 、 d_2 の算出は画素ごとに行われる。

【0047】

画素値 $I(t)$ から導出される放射線の物理量（例えば、平均画素値 I_{ave} や平均エネルギー E_{ave} ）が物理量の推定値 i 、 e にそれぞれ一致するように、第 1 の変数算出部 306 は独立変数 d_1 、 d_2 を算出する。すなわち、式（6）の非線形連立方程式を解くことで、独立変数 d_1 、 d_2 が算出される。このように、算出部 100 は、独立変数の数（2 つ）と同数の式（推定式又は減弱式）から、独立変数の値を算出する。

【0048】

【数 6】

$$\begin{aligned} i - I_{ave} &= 0 \\ e - E_{ave} &= 0 \quad \cdot \cdot \cdot (6) \end{aligned}$$

【0049】

非線形連立方程式を代数的解法で解く代わりに、本実施形態では、ニュートン・ラプソン法などの数値的解法を用いて反復的に解く方法を示す。

【0050】

まず、最初に独立変数 d_1 、 d_2 の初期値 d_1^0 、 d_2^0 を定める。物質のおおよその厚さが分かっている場合は、その厚さを初期値にすると、独立変数 d_1 、 d_2 の解への収束は早い。ただし、物質のおおよその厚さが分からない場合は、任意の値を初期値としてもよい。ニュートン・ラプソン法にて反復 n 回目の各物質の厚さを d_1^n 、 d_2^n とすると、式（7）を用いて、反復的に d_1^n 、 d_2^n を求めていくことができる。

【0051】

ここで、式（7）の i^n と e^n は、式（4）と式（5）における d_1 、 d_2 を、 n 回目の反復における d_1^n 、 d_2^n に置き換えて計算したものである。

【0052】

【数 7】

$$\begin{pmatrix} d_1^{n+1} \\ d_2^{n+1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_1^n \\ d_2^n \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{\partial i^n}{\partial d_1^n} & \frac{\partial i^n}{\partial d_2^n} \\ \frac{\partial e^n}{\partial d_1^n} & \frac{\partial e^n}{\partial d_2^n} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} I_{ave} - i^n \\ E_{ave} - e^n \end{pmatrix} \quad \cdot \cdot \cdot (7)$$

【0053】

ステップ S407 にて、第 1 の変数算出部 306 は、 d_1^{n+1} 、 d_2^{n+1} と d_1^n 、 d_2^n とのそれぞれの差分値を、予め定められた閾値と比較することにより収束判定を行う。収束していない場合は、ステップ S404 に戻り、 d_1^{n+1} 、 d_2^{n+1} に基づいて、 i^{n+1} と e^{n+1} の計算を行い、各ステップを反復する。収束している場合は、 d_1^{n+1} 、 d_2^{n+1} を独立変数 d_1 、 d_2 の値として出力する。なお、本実施形態では、予め定められた閾値と比較して収束判定を行うが、予め定められた回数の反復演算の

10

20

30

40

50

結果を独立変数の値として出力してもよい。また、これらの組み合わせを用いてもよい。

【0054】

このように、第1の変数算出部306は、放射線の平均画素値の減弱式(4)及び放射線の平均エネルギーの減弱式(5)から、平均画素値 I_{ave} 及び平均エネルギー E_{ave} に基づいて、第1の部位の厚さ d_1 の値及び第2の部位の厚さ d_2 の値を算出する。

【0055】

ステップS408にて、第2の変数算出部307は、被写体の厚さ D と骨組織の厚さ独立変数 d_1 と軟組織の厚さ d_2 からヨード造影剤の厚さ d_3 を、式(8)を用いて算出する。第2の変数算出部307は、被写体の厚さ D から第1の部位の厚さ d_1 の値及び第2の部位の厚さ d_2 の値を減算することにより第3の部位の厚さ d_3 の値を算出する。

10

【0056】

【数8】

$$d_3 = D - d_1 - d_2 \quad \cdot \cdot \cdot (8)$$

【0057】

ステップS409にて、弁別情報出力部308は、骨組織、軟組織、及びヨード造影剤の厚さ d_1 、 d_2 、 d_3 の値を出力し、処理が終了する。なお、ステップS404からステップS409のそれぞれの処理は画素ごとに行う。

【0058】

20

このように、算出部100は、画素値から導出される放射線の物理量 I_{ave} 、 E_{ave} の推定式であって、部位の厚さ d_1 、 d_2 と被写体の厚さ D から部位の厚さ d_1 、 d_2 を減算した厚さ d_3 とを変数とする推定式から、変数(独立変数及び従属変数)の値を算出する。

【0059】

以上、ステップS401からステップS409の処理を行うことで、3つの物質(部位)の弁別を行うことが可能となる。

【0060】

なお、本実施形態では、弁別する物質を骨組織、軟組織、及びヨード造影剤としたが、診断目的に応じて別の物質に適用することも可能である。例えば、軟組織、骨組織、金属、及び肺野などの中から、任意の3つの物質の組み合わせが選択されてもよい。また、乳房撮影などでは、乳腺、脂肪、及び石灰化物質などの弁別に、本実施形態を適用することが考えられる。

30

【0061】

また、画素値から導出される放射線の物理量 I_{ave} 、 E_{ave} の推定式の代わりに、画素値の推定式が用いられてもよい。

【0062】

また、本実施形態は、システム、装置、方法、プログラム、若しくは記憶媒体などとしての実施態様を採ることもできる。具体的には、複数の機器から構成されるシステムに適用しされてもよいし、1つの機器からなる装置に適用されてもよい。

40

【0063】

また、本実施形態は、以下の処理を実行することによっても実現される。すなわち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア(プログラム)を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給してもよい。そして、そのシステム或いは装置のコンピュータ(又は、CPUやMPUやGPUなど)がプログラムを読み出して実行してもよい。

【0064】

(第1の変形例)

【0065】

第1の実施形態では、情報取得部106は、断層画像などの代わりに、放射線画像デー

50

タを用いて、被写体厚情報を取得することが可能である。例えば、情報取得部 106 は、平均画像 I_{ave} を解析することにより、被写体厚 D を推定する。

【0066】

以下、図 5 及び図 6 を用いて、被写体厚 D を推定する処理の詳細について説明する。

【0067】

図 5 は、情報取得部 106 の機能構成例を示す図である。平均画像入力部 501 は、平均画像 I_{ave} を入力する。被写体厚変換部 502 は、平均画像 I_{ave} の画素値を被写体厚に変換する。被写体厚補正部 503 は、被写体厚を補正する。被写体厚出力部 504 は、被写体厚画像を出力する。

【0068】

次に、図 6 に示すフローチャートを用いて、情報取得部 106 の被写体厚推定の処理の流れを詳細に説明する。ステップ S601 にて、平均画像入力部 501 は、平均画像 I_{ave} を入力する。なお、ここで入力する画像は、平均画像 I_{ave} の代わりに、放射線画像 $I(t)$ でもよい。

【0069】

ステップ S602 にて、被写体厚変換部 502 は、平均画像 I_{ave} の画素値から被写体厚 D' を計算する。被写体厚の計算は、画素ごとに行われ、被写体厚画像 $I_{D'}$ が生成される。ここでは、被写体のすべてが軟組織であると仮定することで、被写体厚の変換を行う。被写体厚の変換には、式 (9) が用いられる。

【0070】

【数 9】

$$D' = \frac{\log_e(I_0) - \log_e(I_{ave})}{\mu_2} \quad \dots (9)$$

【0071】

ここで、 D' は、被写体厚である。 I_0 は、照射放射線量を画素値換算したものである。 I_{ave} は、平均画素値である。 μ_2 は、軟組織の放射線の減弱係数である。ここでは、計算を簡略化するため、照射放射線のエネルギーから計算される代表的なエネルギー（平均エネルギーや実効エネルギーなど）での減弱係数を選択すればよい。また、被写体厚 D' の計算は、照射放射線のエネルギーごとに計算されてもよい。なお、 I_0 は、被写体が撮影領域にない状態で放射線撮影した場合の画素値を利用してもよい。

【0072】

ステップ S603 にて、被写体厚補正部 503 は、被写体厚画像 $I_{D'}$ から低空間周波数成分を強調しこれを補正後の被写体厚画像 I_D とする。このように、低周波強調画像を用いることにより、ノイズの影響を小さくすることができる。また、骨や血管構造のような比較的小さい構造による誤差を小さくすることが可能である。

【0073】

なお、上記の計算では、肺野のような主に気体が占める部位は、実際の被写体厚よりも小さい値で算出され、肺野部分を実際よりも薄い軟組織と弁別可能である。また、X線 CT のように断層画像を用いた場合も、肺野など弁別対象として選択されていない物質（部位）は、弁別対象として密度に応じた補正を行うことが望ましい。なお、被写体厚補正部 503 は、低空間周波数成分の協調の他、カーブフィッティングやノイズ低減フィルタ処理などの比較的簡略化された処理を行うことも可能である。

【0074】

ステップ S604 にて、被写体厚出力部 504 は、補正後の被写体厚 D を出力し、処理が終了する。このように、被写体の厚さは、被写体が所定の部位により構成されていると仮定することにより、画素値、前記画素値の平均、及び部位の減弱係数に基づいて取得される。

【0075】

10

20

30

40

50

以上、ステップ S 6 0 1 から S 6 0 4 までの処理を行うことにより、平均画像 I_{ave} から被写体厚 D を推定することが可能となる。

【0076】

(第2の変形例)

【0077】

第1の実施形態では、画素値から導出される放射線の物理量として、平均画像（平均画素値） I_{ave} と平均エネルギー画像（平均エネルギー） E_{ave} を用いたが、平均画像 I_{ave} と分散画像 I_{var} を用いても物質の弁別が可能である。第1の実施形態での平均エネルギー E_{ave} は、平均画像 I_{ave} と分散画像 I_{var} を用いて算出されたものであり、これを用いて物質弁別が可能であるため、平均画像 I_{ave} と分散画像 I_{var} は互いに独立な情報であるためである。

10

【0078】

この場合、ステップ S 2 0 5 の平均エネルギー E_{ave} 及びステップ S 4 0 2 の平均エネルギーの推定値 e の代わりに、ステップ S 2 0 4 の分散 I_{var} と式 (10) の分散の推定値 v が用いられる。

【0079】

【数10】

$$v = \beta^2 \int_0^\infty n(E) e^{-\mu_1(E)d_1 - \mu_2(E)d_2 - \mu_3(E)(D-d_1-d_2)} E^2 dE \cdots (10)$$

20

また、第1の実施形態の式 (7) の代わりに、式 (11) の非線形連立方程式を解くことで d_1 及び d_2 を値が算出される。

【0080】

【数11】

$$\begin{aligned} i - I_{ave} &= 0 \\ v - I_{var} &= 0 \quad \cdots (11) \end{aligned}$$

【0081】

30

また、ニュートン・ラプソン法で反復演算を行う際の計算式は式 (12) となる。

【0082】

【数12】

$$\begin{pmatrix} d_1^{n+1} \\ d_2^{n+1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_1^n \\ d_2^n \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{\partial i^n}{\partial d_1^n} & \frac{\partial i^n}{\partial d_2^n} \\ \frac{\partial v^n}{\partial d_1^n} & \frac{\partial v^n}{\partial d_2^n} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} I_{ave} - i^n \\ I_{var} - v^n \end{pmatrix} \cdots (12)$$

40

【0083】

(第3の変形例)

【0084】

第1の実施形態では、物質弁別の計算にニュートン・ラプソン法の逐次演算を行った。ただし、平均画素値及び平均エネルギーとそれぞれの物質厚を対応付けたテーブルを予め作成しておき、取得された平均画素値 I_{ave} 及び平均エネルギー E_{ave} に応じた物質厚の値を取得する方法が用いられてもよい。これらのテーブルは実験により取得されてもよいし、式 (4) 及び式 (5) を用いた計算により取得されてもよい。

【0085】

50

図 8 (a) は、平均画素値 I_{ave} 及び被写体厚 D に骨組織、軟組織、及びヨード造影剤のそれぞれの厚さ d_1 , d_2 , d_3 を対応付けたテーブルの一例である。図 8 (b) は、平均エネルギー E_{ave} 及び被写体厚 D に骨組織、軟組織、及びヨード造影剤のそれぞれの厚さ d_1 , d_2 , d_3 を対応付けたテーブルの一例である。このようなテーブル又は表を用いて、取得された平均画素値 I_{ave} 、平均エネルギー E_{ave} 、及び被写体厚 D に応じた被写体厚 d_1 , d_2 , d_3 が両テーブルで一致する厚さの組み合わせを探索すればよい。

【0086】

平均画素値 I_{ave} が I_2 であり、平均エネルギー E_{ave} が E_2 であり、被写体厚が D_2 であった場合、図 8 では、骨組織、軟組織、及びヨード造影剤のそれぞれの厚さ d_1 , d_2 , d_3 は、 d_{1-2} , d_{2-2} , d_{3-2} となる。

【0087】

このように、出力部（弁別情報出力部 308）は、画素値及び画素値から導出される放射線の物理量の少なくとも 1 つを算出し、画素値及び物理量の少なくとも 1 つと被写体の厚さとに部位の厚さを対応付けるテーブルを参照して、部位の厚さの値を出力する。

【0088】

平均画素値、平均エネルギー、及び被写体厚に各物質（部位）が関係付けられたテーブルを用いることで、被写体に含まれる物質の混合比率を求めることが可能となる。なお、第 3 の変形例では、説明の簡略化のために、図 8 における物質厚の組み合わせを 7 つずつとしたが、実際には充分大きいテーブルを用意することで、被写体に含まれる物質の弁別が可能となる。また、テーブルは、照射される放射線のスペクトルに応じたものを用意することが望ましい。

【0089】

このように、予め用意されたテーブルを参照することで、物質の弁別の処理時間を短縮することが可能となる。

【0090】

（第 2 の実施形態）

【0091】

以下、図面を参照して、本発明の第 2 の実施形態の一例を詳しく説明する。なお、上記の実施形態と同様の構成、機能、及び動作についての説明は省略し、主に本実施形態との差異について説明する。

【0092】

本実施形態では、放射線検出装置（検出部）は、独立変数の数と同数の異なる放射線エネルギーごとに放射線を検出し、放射線エネルギーごとに検出された放射線に対応する画素値を出力する。独立変数が 2 つである場合は、放射線検出装置 802 から得られる 2 つの異なるエネルギーの画素値及び被写体厚情報を用いて、3 つの物質の弁別を行う。

【0093】

図 9 及び図 10 を用いて、第 2 の実施形態の構成と処理フローを説明する。図 9 は、本発明の第 2 の実施形態の機能構成例を示す図である。図 10 は、第 2 の実施形態の処理フロー例を示すフローチャートである。

【0094】

放射線発生装置 801 は、被写体に放射線を照射する。放射線検出装置 802 は、所定の部位（物質）を含む被写体を透過する放射線を検出し、検出された放射線に対応する画素値を出力する。放射線検出装置 802 は、放射線画像を出力する。ここで、放射線画像は、放射線量子のエネルギーと放射線量子の個数との積に比例する画素値を持つデジタル画像である。ここでは、異なるエネルギーによる 2 枚の放射線画像を取得する。2 つの異なるエネルギーのうち、高エネルギーの放射線画像を高エネルギー画像、低エネルギー放射線画像を低エネルギー画像とする。

【0095】

情報取得部 803 は、被写体厚情報を取得する。弁別部 804 は、平均エネルギー画像

10

20

30

40

50

及び被写体厚情報から３つの物質の弁別を行う。

【００９６】

次に、図１０を用いて、第２の実施形態の処理の流れを詳細に説明する。ステップＳ９０１にて、放射線発生装置８０１は、被写体に放射線を照射する。ステップＳ９０２にて、放射線検出装置８０２は、被写体を透過した放射線を検出し、高エネルギー画像及び低エネルギー画像の２つの放射線画像を取得する。異なるエネルギーの放射線画像の取得方法は、２パターンのエネルギーで撮影する方法や、２つのセンサが積層された放射線検出装置を用いる方法が適用できる。

【００９７】

このように、放射線検出装置８０２は、独立変数の数以上のパターンのエネルギーで照射された放射線により、異なる放射線エネルギーごとの放射線を検出してもよい。また、放射線検出装置８０２は、独立変数の数以上のセンサ層を備え、センサ層により、異なる放射線エネルギーごとの放射線を検出してもよい。

【００９８】

ステップＳ９０３にて、情報取得部８０３は、被写体厚画像を取得する。ステップＳ９０４にて、弁別部８０４は平均エネルギー画像及び被写体厚情報を用いて、物質（部位）の弁別を行う。以下、図１１及び図１２を用いて処理の詳細を説明する。なお、本実施形態では、ヨード造影剤を用いる放射線造影検査を想定する。この場合、被写体を構成する物質は、骨組織、軟組織、及びヨード造影剤であるが、診断用途や被写体の構成物質に応じて、任意の物質が選択されてもよい。

【００９９】

図１１は、弁別部８０４の機能構成を示す図である。弁別部８０４は、高エネルギー画像入力部１００１、低エネルギー画像入力部１００２、情報入力部１００３、高エネルギー画像推定部１００４、低エネルギー画像推定部１００５、第１の変数算出部１００６、第２の変数算出部１００７、及び弁別情報出力部１００８を備える。

【０１００】

次に、図１２を用いて、第２の実施形態の処理の流れを詳細に説明する。ステップＳ１１０１にて、高エネルギー画像入力部１００１は、ステップＳ９０２にて取得された高エネルギー画像 I_h を入力する。ステップＳ１１０２にて、低エネルギー画像入力部１００２は、ステップＳ９０２にて取得された低エネルギー画像 I_l を入力する。ステップＳ１１０３にて、情報入力部１００３は、ステップＳ９０３にて取得された被写体厚情報を入力する。

【０１０１】

ステップＳ１１０４にて、高エネルギー画像推定部１００４は、推定高エネルギー画像 i_h を計算する。推定高エネルギー画像 i_h の計算は、式（１）３を用いて計算することが可能である。

【０１０２】

【数１３】

$$i_h = \beta \int_0^\infty n_h(E) e^{-\mu_1(E)d_1 - \mu_2(E)d_2 - \mu_3(E)(D-d_1-d_2)} E dE \cdots (13)$$

【０１０３】

ここで、 μ_1 、 μ_2 、及び μ_3 は、それぞれ骨組織、軟組織、及びヨード造影剤の放射線の減弱係数である。 $n(E)$ は、被写体を透過する前の放射線のエネルギーに対応する放射線量子数の割合である。 d_1 及び d_2 は、それぞれ骨組織及び軟組織の厚さであり、独立変数である。 D は、被写体の厚さであり、従属変数である。 β は、放射線検出装置８０２により出力される画素値に変換するための係数である。

【０１０４】

このように、高エネルギー画像推定部１００４は、高エネルギーの画素値の減弱式（１３）を求める。

【0105】

一般の放射線スペクトロメーターなどを用いて、エネルギースペクトルから予め測定することができる。また、簡略的にエネルギースペクトルを導出するための簡易式が公知であり、この簡略式を用いれば、放射線を照射する際の管電圧や付加フィルタなどの撮影条件に基づいて、エネルギースペクトルを算出することも可能である。 β は、蛍光体の特性やシステムゲインなどの特性に基づいて決定することができる。

【0106】

ステップS1105にて、低エネルギー画像推定部1005は、推定低エネルギー画像 i_1 を計算する。推定低エネルギー画像 i_1 の計算は、ステップS1104と同様に、式(14)を用いて計算することが可能であり、計算に使用するエネルギースペクトルを n

10

【0107】

【数14】

$$i_l = \beta \int_0^\infty n_l(E) e^{-\mu_1(E)d_1 - \mu_2(E)d_2 - \mu_3(E)(D-d_1-d_2)} EdE \cdots (14)$$

【0108】

ステップS1106にて、第1の変数算出部1006は、ステップS1105までに得られた高エネルギー画像 I_h 、低エネルギー画像 I_l 、推定高エネルギー画像 i_h 、推定低エネルギー画像 i_l に基づいて、独立変数 d_1 、 d_2 を求める。

20

【0109】

放射線エネルギーごとの画素値 I_h 、 I_l が画素値の推定値 i_h 、 i_l にそれぞれ一致するように、第1の変数算出部1006は独立変数 d_1 、 d_2 を算出する。すなわち、式(15)の非線形連立方程式を解くことで、独立変数 d_1 、 d_2 が算出される。

【0110】

【数15】

$$\begin{aligned} i_h - I_h &= 0 \\ i_l - I_l &= 0 \quad \cdots (15) \end{aligned}$$

30

【0111】

非線形連立方程式を代数的解法で解く代わりに、本実施形態では、ニュートン・ラプソン法などの数値的解法を用いて反復的に解く方法を示す。式(16)は、第2の実施形態における反復計算の式である。式(16)の i_h^n と i_l^n は、式(13)と式(14)における d_1 、 d_2 を、 n 回目の反復における d_1^n 、 d_2^n に置き換えて計算したものである。

【0112】

【数16】

$$\begin{pmatrix} d_1^{n+1} \\ d_2^{n+1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_1^n \\ d_2^n \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{\partial i_h^n}{\partial d_1^n} & \frac{\partial i_h^n}{\partial d_2^n} \\ \frac{\partial i_l^n}{\partial d_1^n} & \frac{\partial i_l^n}{\partial d_2^n} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} I_h - i_h^n \\ I_l - i_l^n \end{pmatrix} \cdots (16)$$

40

【0113】

ステップS1107にて、第1の変数算出部1006は、 d_1^{n+1} 、 d_2^{n+1} と d_1^n 、 d_2^n の差分値を、予め定められた閾値と比較することにより収束判定を行う。

【0114】

50

収束していない場合は、ステップ S 1 1 0 4 に戻り、 d_1^{n+1} 、 d_2^{n+1} に基づいて、 i_h^{n+1} と i_l^{n+1} の計算を行い、各ステップを反復する。収束している場合は、 d_1^{n+1} 、 d_2^{n+1} を独立変数 d_1 、 d_2 の値として出力する。なお、本実施形態では、予め定められた閾値と比較して収束判定を行うが、予め定められた回数の反復演算の結果を独立変数の値として出力してもよい。また、これらの組み合わせを用いてもよい。ステップ S 1 1 0 4 からステップ S 1 1 0 7 の処理は、画素ごとに行われる。

【0 1 1 5】

このように、第 1 の変数算出部 1 0 0 6 は、放射線エネルギーごとの画素値の減弱式 (1 3) 及び式 (1 4) から、放射線エネルギーごと画素値 I_h 、 I_l に基づいて、独立変数 d_1 、 d_2 の値を算出する。

【0 1 1 6】

ステップ S 1 1 0 8 にて、第 2 の変数算出部 1 0 0 7 は、被写体の厚さ D と骨組織の厚さ d_1 と軟組織の厚さ d_2 からヨード造影剤の厚さ d_3 を、式 (1 7) を用いて算出する。第 2 の変数算出部 1 0 0 7 は、被写体の厚さ D から第 1 の部位の厚さ d_1 の値及び第 2 の部位の厚さ d_2 の値を減算することにより第 3 の部位の厚さ d_3 の値を算出する。

【0 1 1 7】

【数 1 7】

$$d_3 = D - d_1 - d_2 \quad \cdot \cdot \cdot \quad (17)$$

【0 1 1 8】

このように、被写体の厚さ D を用いることで、2 種類の放射線エネルギーにより得られた画像から、3 つの物質 (部位) の弁別が可能となる。

【0 1 1 9】

なお、本実施形態では、弁別する物質を骨組織、軟組織、及びヨード造影剤としたが、診断目的に応じて別の物質に適用することも可能である。例えば、軟組織、骨組織、金属、及び肺野などの中から、任意の 3 つの物質の組み合わせが選択されてもよい。また、乳房撮影などでは、乳腺、脂肪、及び石灰化物質などの弁別に、本実施形態を適用することが考えられる。

【0 1 2 0】

また、本実施形態は、システム、装置、方法、プログラム、若しくは記憶媒体などとしての実施態様を採ることもできる。具体的には、複数の機器から構成されるシステムに適用しされてもよいし、1 つの機器からなる装置に適用されてもよい。

【0 1 2 1】

また、本実施形態は、以下の処理を実行することによっても実現される。すなわち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア (プログラム) を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給してもよい。そして、そのシステム或いは装置のコンピュータ (又は、CPU や MPU や GPU など) がプログラムを読み出して実行してもよい。

【0 1 2 2】

(第 5 の変形例)

【0 1 2 3】

第 2 の実施形態では、2 パターンの撮影法などを用いて、異なる 2 つのエネルギーの放射線画像を取得したが、特許文献 (例えば、特開 2 0 1 1 - 2 4 7 7 3 号公報) に記載の計数型センサが用いられてもよい。この場合、センサからの出力は、放射線の光子数になるため、式 (1 3) 及び式 (1 4) は、それぞれ式 (1 8) 及び式 (1 9) となる。

【0 1 2 4】

10

20

30

40

【数 1 8】

$$i_h = \int_0^\infty n_h(E) e^{-\mu_1(E)d_1 - \mu_2(E)d_2 - \mu_3(E)(D-d_1-d_2)} dE \quad \cdot \cdot \cdot \quad (18)$$

【0 1 2 5】

【数 1 9】

$$i_l = \int_0^\infty n_l(E) e^{-\mu_1(E)d_1 - \mu_2(E)d_2 - \mu_3(E)(D-d_1-d_2)} dE \quad \cdot \cdot \cdot \quad (19)$$

(第 6 の変形例)

10

【0 1 2 6】

第 2 の実施形態及び第 5 の変化例では、2 つの異なるエネルギーの放射線画像を取得し、3 つの物質を弁別する方法を示したが、独立変数の数 M と同数の M 個のエネルギー情報に被写体厚情報を加えることによって、M + 1 個の物質を弁別することが可能である。

【0 1 2 7】

放射線検出装置（検出部）802 は、独立変数の数 M と同数の異なる放射線エネルギーごとに放射線を検出し、放射線エネルギーごとに検出された放射線に対応する画素値を出力する。

【0 1 2 8】

エネルギー画像推定部は、放射線エネルギーごとの画素値の減弱式（20）を求める。
m 番目（m：1～M）の推定エネルギー画像を i_m とすると、推定エネルギー画像 i_m は、式（13）及び式（14）と同様に、式（20）で求めることが可能である。

20

【0 1 2 9】

【数 2 0】

$$i_m = \beta \int_0^\infty n_m(E) e^{-\mu_1(E)d_1 - \mu_2(E)d_2 \cdot \cdot \cdot - \mu_M(E)d_M - \mu_{M+1}(E)(D - \sum_{j=1}^M d_j)} dE \quad \cdot \cdot \cdot \quad (20)$$

30

また、このときの反復式は、式（21）となる。

【0 1 3 0】

【数 2 1】

$$\begin{pmatrix} d_1^{n+1} \\ d_2^{n+1} \\ \cdot \\ \cdot \\ d_M^{n+1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_1^n \\ d_2^n \\ \cdot \\ \cdot \\ d_M^n \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{\partial i_1^n}{\partial d_1^n} & \frac{\partial i_1^n}{\partial d_2^n} & \cdot & \cdot & \cdot & \frac{\partial i_1^n}{\partial d_M^n} \\ \frac{\partial i_2^n}{\partial d_1^n} & \frac{\partial i_2^n}{\partial d_2^n} & \cdot & \cdot & \cdot & \frac{\partial i_2^n}{\partial d_M^n} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \frac{\partial i_M^n}{\partial d_1^n} & \frac{\partial i_M^n}{\partial d_2^n} & \cdot & \cdot & \cdot & \frac{\partial i_M^n}{\partial d_M^n} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} I_1 - i_1^n \\ I_2 - i_2^n \\ \cdot \\ \cdot \\ I_M - i_M^n \end{pmatrix} \quad \cdot \cdot \cdot \quad (21)$$

40

ここで、 I_m は、m 番目（m：1～M）の放射線エネルギーの照射により検出された放射線に対応する画素値である。また、 $d_1 \sim d_M$ は、M 個のそれぞれの物質（部位）の厚さであり、独立変数である。このように、算出部 100 は、独立変数の数 M と同数の式（

50

推定式又は減弱式) から、独立変数の値を算出する。

【0131】

また、 $M+1$ 番目の物質の厚さ d_{M+1} は、 $d_1 \sim d_M$ の厚さから式 (22) に基づいて算出される。第2の変数算出部1007は、被写体の厚さ D から独立変数 $d_1 \sim d_M$ の値を減算することにより、 $M+1$ 番目の物質の厚さ d_{M+1} の値を算出する。このように、算出部100は、被写体の厚さから独立変数の値を減算した厚さを従属変数の値として算出する。

【0132】

【数22】

$$d_{M+1} = D - \sum_{j=1}^M d_j \quad \cdots (22)$$

10

【0133】

なお、第6の変形例では、反復計算の代わりに、第4の変形例で示したテーブルを用いた方法も適用可能である。この場合、独立変数の数 M と同数の M 個のテーブルを予め用意し、すべての物質の厚さが一致する値を求めればよい。画素値及び被写体厚 D に $M+1$ 個の物質(部位)のそれぞれの厚さ $d_1 \sim d_{M+1}$ を対応付けたテーブルを M 個の放射線エネルギーごとに予め準備する。そして、異なる放射線エネルギーごとに取得された画素値 I_m に応じた被写体厚 $d_1 \sim d_{M+1}$ がテーブルで一致する厚さの組み合わせを探索すればよい。

20

【0134】

出力部(弁別情報出力部1008)は、画素値及び画素値から導出される放射線の物理量の少なくとも1つを算出し、画素値及び物理量の少なくとも1つと被写体の厚さとに部位の厚さを対応付けるテーブルを参照して、部位の厚さの値を出力する。

【0135】

なお、 M 個の放射線エネルギーの情報を取得するためには、計数型センサを用いて、 $M-1$ 個の閾値を設ける方法や、 M 個のパターンのエネルギーの放射線を照射するなどの方法を用いることが可能である。この場合、放射線検出装置802は、計数型センサを備え、計数型センサにより、複数の閾値で区切られたエネルギー帯の放射線量子数を計測することで、異なる放射線エネルギーごとの放射線を検出する。

30

【0136】

このような方法を用いることで M 個の撮影画像から $M+1$ 個の物質を弁別することが可能である。

【0137】

(第3の実施形態)

【0138】

以下、図面を参照して、本発明の第3の実施形態の一例を詳しく説明する。なお、上記の実施形態と同様の構成、機能、及び動作についての説明は省略し、主に本実施形態との差異について説明する。

40

【0139】

本実施形態では、放射線検出装置(検出部)から得られる画素値と情報取得部から得られる被写体厚情報を用いて、2つの物質(部位)の弁別を行う。

【0140】

まず、図13及び図14を用いて、第3の実施形態の構成と処理フローを説明する。図13は、本発明の第3の実施形態の構成例を示す図である。図14は、第3の実施形態の処理フロー例を示すフローチャートである。

【0141】

放射線発生装置1201は、被写体に放射線を照射する。放射線検出装置1202は、所定の部位(物質)を含む被写体を透過する放射線を検出し、検出された放射線に対応す

50

る画素値を出力する。放射線検出装置 1202 は、放射線画像を出力する。ここで、放射線画像は、放射線量子のエネルギーと放射線量子の個数との積に比例する画素値を持つデジタル画像である。

【0142】

情報取得部 1203 は、被写体厚情報を取得する。弁別部 1204 は、放射線画像の画素値及び被写体厚情報から 2 つの物質の弁別を行う。

【0143】

次に、図 14 を用いて、第 3 の実施形態の処理の流れを詳細に説明する。ステップ S1301 にて、放射線発生装置 1201 は、被写体に放射線を照射する。ステップ S1302 にて、放射線検出装置 1202 は、被写体を透過した放射線を検出し、放射線画像を取得する。ステップ S1303 にて、情報取得部 1203 は、被写体厚情報を取得する。ステップ S1304 にて、弁別部 1204 は、放射線画像の画素値及び被写体厚情報を用いて、2 つの物質の弁別を行う。以下、図 15 及び図 16 を用いて処理の詳細を説明する。

【0144】

ここで、2 つの物質の弁別とは、被写体に含まれる 2 つの物質の厚さに関する情報を算出することを指す。ここでは、一例として、骨組織の厚さと軟組織の厚さに関する情報を取得する方法を説明する。

【0145】

図 15 は、弁別部 1304 の機能構成例を示す図である。弁別部 1304 は、放射線画像入力部 1401、情報入力部 1402、放射線画像推定部 1403、第 1 の変数算出部 1404、第 2 の変数算出部 1405、及び弁別情報出力部 1406 を備える。

【0146】

次に、図 16 を用いて、弁別部 1304 による物質弁別方法の詳細について述べる。ステップ S1501 にて、放射線画像入力部 1401 は、ステップ S1202 にて取得された放射線画像 I を入力する。

【0147】

ステップ S1502 にて、情報入力部 1402 は、ステップ S1203 にて取得された被写体厚情報を入力する。ステップ S1503 にて、放射線画像推定部 1403 は、推定放射線画像 i を計算する。推定放射線画像 i の計算は、式 (23) を用いて計算することが可能である。

【0148】

【数 23】

$$i = \beta \int_0^{\infty} n(E) e^{-\mu_1(E)d_1 - \mu_2(E)(D-d_1)} E dE \quad \cdot \cdot \cdot \quad (23)$$

【0149】

ここで、 μ_1 及び μ_2 は、それぞれ骨組織及び軟組織の放射線の減弱係数である。 $n(E)$ は、被写体を透過する前の放射線のエネルギーに対応する放射線量子数の割合である。 d_1 は、骨組織の厚さであり、独立変数である。 D は、被写体の厚さであり、従属変数である。 β は、放射線検出装置 1202 により出力される画素値に変換するための係数である。

【0150】

ステップ S1504 にて、第 1 の変数算出部 1404 は、ステップ S1503 までに得られた放射線画像 I、推定放射線画像 i 、及び被写体厚 D に基づいて、独立変数 d_1 を算出する。

【0151】

画素値 I が画素値の推定値 i に一致するように、第 1 の変数算出部 1404 は独立変数 d_1 を算出する。すなわち、式 (24) を解くことで、独立変数 d_1 が算出される。このように、第 1 の変数算出部 1404 は、第 1 の部位の厚さ d_1 を独立変数とし、被写体の厚さ D から第 1 の部位の厚さ d_1 を減算した第 2 の部位の厚さ d_2 を従属変数とし、画素

10

20

30

40

50

値の減弱式（２３）から、画素値 I に基づいて、第１の部位の厚さ d_1 の値を算出する。算出部１００は、独立変数の数（１つ）と同数の式（推定式又は減弱式）から、独立変数の値を算出する。

【０１５２】

【数２４】

$$i - I = 0 \quad \cdot \cdot \cdot (24)$$

【０１５３】

非線形連立方程式を代数的解法で解く代わりに、本実施形態では、ニュートン・ラプソン法などの数値的解法を用いて反復的に解く方法を示す。式（２５）は、第３の実施形態における反復計算の式である。ここで、式（２５）の i^n は、式（２３）における d_1 を n 回目の反復における d_1^n に置き換えたものである。

10

【０１５４】

【数２５】

$$d_1^{n+1} = d_1^n + \frac{\partial i^n}{\partial d_1^n} (I - i^n) \quad \cdot \cdot \cdot (25)$$

【０１５５】

ステップＳ１５０５にて、第１の変数算出部１４０５は、 d_1^{n+1} と d_1^n の差分値を予め定められた閾値と比較することにより収束判定を行う。収束していない場合は、ステップＳ１１０３に戻り、 d_1^{n+1} に基づいて i^{n+1} の計算を行い、各ステップを反復する。収束している場合は、 d_1^{n+1} を独立変数 d_1 の値として出力する。

20

【０１５６】

ステップＳ１５０６にて、第２の変数算出部１４０５は、被写体の厚さ D と骨組織の厚さ d_1 から軟組織の厚さ d_2 を、式（２６）を用いて算出する。第２の変数算出部１４０５は、被写体の厚さ D から第１の部位の厚さ d_1 の値を減算することにより第２の部位の厚さ d_2 の値を算出する。

【０１５７】

【数２６】

$$d_2 = D - d_1 \quad \cdot \cdot \cdot (26)$$

30

【０１５８】

以上、ステップＳ１５０１からステップＳ１５０６までの処理を行うことで、放射線画像の画素値と被写体情報から２つの物質（部位）の弁別を行うことが可能となる。

【０１５９】

なお、本実施形態では、反復計算の代わりに、第４の変形例で示したテーブルを用いた方法も適用可能である。この場合、放射線画像の画素値及び被写体厚 D に骨組織及び軟組織のそれぞれの厚さ d_1 、 d_2 を対応付けたテーブルを予め用意すればよい。このように、予め用意されたテーブルを参照することで、物質の弁別の処理時間を短縮することが可能となる。

40

【０１６０】

以上、本発明に係る実施形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、請求項に記載された範囲内において変更・変形することが可能である。

【０１６１】

本発明は、上記の実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）をネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム又は装置に供給し、システム又は装置のコンピュータ（ＣＰＵやＭＰＵなど）がプログラムを読み出すことにより実行されてもよい。また、本発明は、システム又は装置のコンピュータにおける１つ以上のプロセッサがプログラムを読み出し実行する処理でも実現可能であり、１以上の機能を実現する回路（例えば、Ａ

50

S I C)によっても実現可能である。

【符号の説明】

【0162】

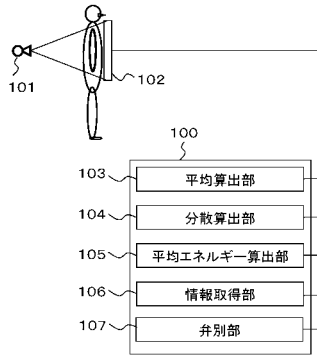
100 算出部
101, 801, 1201 放射線発生装置
102, 802, 1202 放射線検出装置
103 平均算出部
104 分散算出部
105 平均エネルギー算出部
106, 803, 1203 情報取得部
107, 804, 1204, 1304 弁別部
301, 501 平均画像入力部
302 平均エネルギー画像入力部
303, 1003, 1402 情報入力部
304 平均推定部
305 平均エネルギー推定部
306, 1006, 1404 第1の変数算出部
307, 1007, 1405 第2の変数算出部
308, 1008, 1406 弁別情報出力部
502 被写体厚変換部
503 被写体厚補正部
504 被写体厚出力部
1001 高エネルギー画像入力部
1002 低エネルギー画像入力部
1004 高エネルギー画像推定部
1005 低エネルギー画像推定部
1401 放射線画像入力部
1403 放射線画像推定部

10

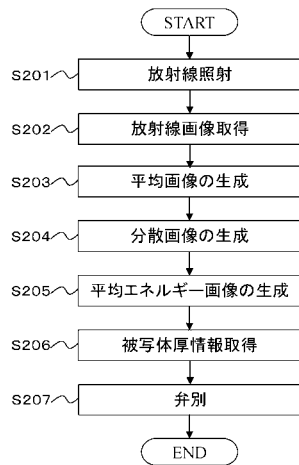
20

30

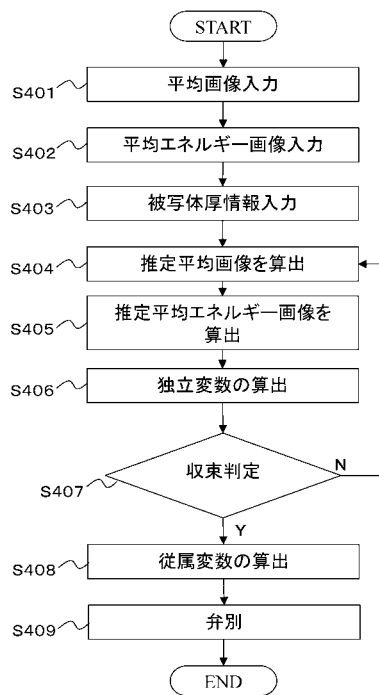
【図 1】



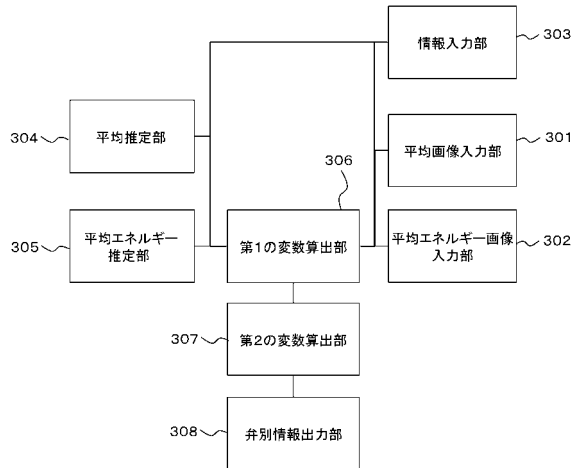
【図 2】



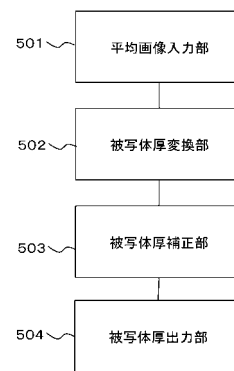
【図 4】



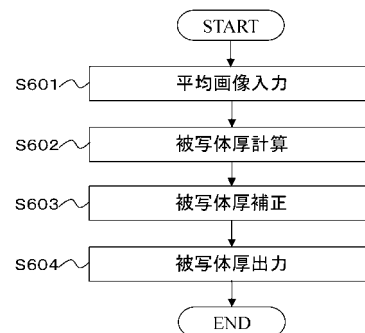
【図 3】



【図 5】



【図 6】



【図 7】

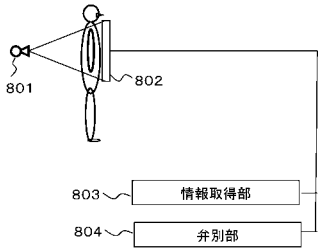
I_{ave}	D	d_1	d_2	d_3
I_1	D_1	d_{1-1}	d_{2-1}	d_{3-1}
I_1	D_2	d_{1-2}	d_{2-1}	d_{3-1}
I_1	D_1	d_{1-3}	d_{2-1}	d_{3-1}
I_1	D_2	d_{1-1}	d_{2-2}	d_{3-2}
I_2	D_2	d_{1-2}	d_{2-2}	d_{3-2}
I_3	D_3	d_{1-3}	d_{2-3}	d_{3-2}
I_2	D_2	d_{1-1}	d_{2-3}	d_{3-2}

(a)

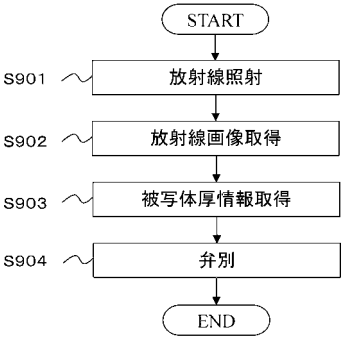
E_{ave}	D	d_1	d_2	d_3
E_1	D_1	d_{1-1}	d_{2-1}	d_{3-1}
E_1	D_2	d_{1-2}	d_{2-1}	d_{3-1}
E_1	D_1	d_{1-3}	d_{2-1}	d_{3-1}
E_1	D_2	d_{1-1}	d_{2-2}	d_{3-2}
E_2	D_2	d_{1-2}	d_{2-2}	d_{3-2}
E_3	D_3	d_{1-3}	d_{2-3}	d_{3-2}
E_1	D_2	d_{1-1}	d_{2-3}	d_{3-2}

(b)

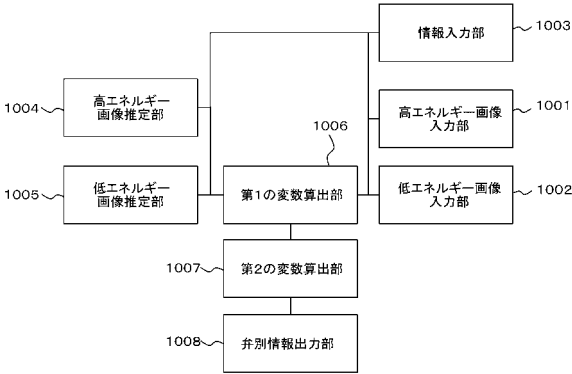
【図 8】



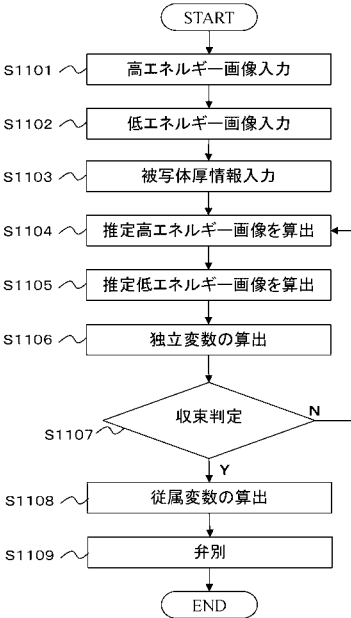
【図 9】



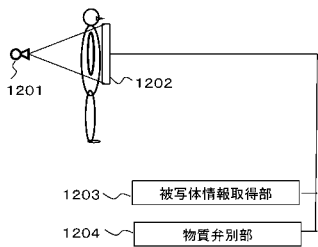
【図 10】



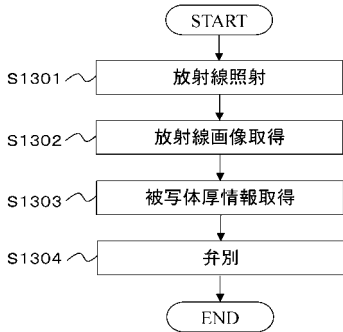
【図 11】



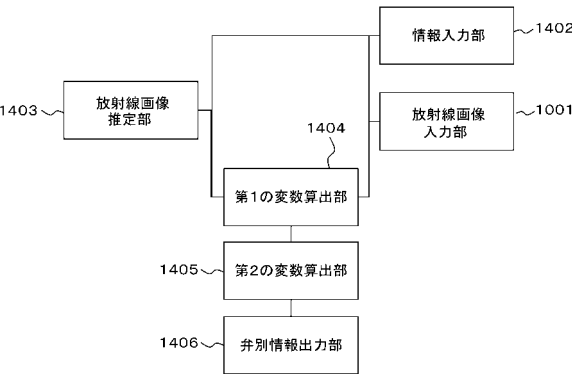
【図 12】



【図 13】



【図 14】



【図 15】

