

(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2006-254969
(P2006-254969A)

(43) 公開日 平成18年9月28日(2006.9.28)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 6/00 (2006.01)	A61B 6/00 320Z	2G043
GO1N 21/17 (2006.01)	A61B 6/00 370	2G059
GO1N 21/35 (2006.01)	GO1N 21/17 620	4C093
GO1N 21/64 (2006.01)	GO1N 21/35 Z	
GO1T 1/00 (2006.01)	GO1N 21/64 Z	

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2005-73092 (P2005-73092)	(71) 出願人	303000420 コニカミノルタエムジー株式会社 東京都新宿区西新宿1丁目26番2号
(22) 出願日	平成17年3月15日 (2005.3.15)	(74) 代理人	100107272 弁理士 田村 敬二郎
		(74) 代理人	100109140 弁理士 小林 研一
		(72) 発明者	石坂 哲 東京都新宿区西新宿一丁目26番2号コニカミノルタエムジー株式会社内
		Fターム(参考)	2G043 AA03 EA01 FA01 GA25 GB28 HA01 HA02 LA01 2G059 AA06 BB12 EE01 EE02 EE11 HH01 JJ11 JJ13 KK01 4C093 AA07 CA34 DA06 EB10 EB28 EE20

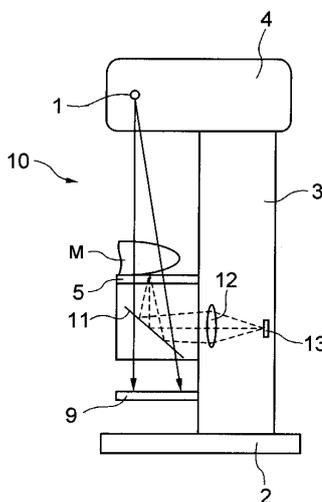
(54) 【発明の名称】 放射線画像取得装置及び放射線画像取得方法

(57) 【要約】

【課題】 放射線診断における診断能向上及び被爆量の低減を実現可能な放射線画像取得装置及び放射線画像取得方法を提供をする。

【解決手段】 この放射線画像取得装置は、放射線を被写体Mに照射し投影像を得る第1の画像取得手段1、9と、放射線を受けて被写体から発せられる光を検出し画像化する第2の画像取得手段11、12、13と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線を被写体に照射し投影像を得る第 1 の画像取得手段と、前記放射線を受けて前記被写体から発せられる光を検出し画像化する第 2 の画像取得手段と、を備えることを特徴とする放射線画像取得装置。

【請求項 2】

前記第 1 の画像取得手段は前記放射線を検出する放射線検出器を備え、

前記第 2 の画像取得手段は前記光を検出する光検出器を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 3】

前記第 2 の画像取得手段は前記被写体と前記放射線検出器との間に光路折り曲げのために配置されたミラーを備えることを特徴とする請求項 2 に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 4】

前記第 2 の画像取得手段は前記ミラーと前記光検出器との間に配置された結像用レンズを備えることを特徴とする請求項 3 に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 5】

前記第 1 の画像取得手段と前記第 2 の画像取得手段が略同一配置での前記被写体からの情報を取得できるように前記被写体を位置決める手段を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 6】

前記第 1 の画像取得手段による画像と前記第 2 の画像取得手段による画像が略同時に取得されることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 7】

前記放射線による被写体の投影像による画像情報と前記第 2 の画像取得手段による画像情報とに基づいて前記被写体内部の画像を構成することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 8】

放射線を被写体に照射し投影像を得る第 1 の画像取得手段と、光を被写体に照射することにより前記被写体から発せられる光及び前記被写体を透過した光の少なくとも一方を検出し画像化する第 2 の画像取得手段と、を備えることを特徴とする放射線画像取得装置。

【請求項 9】

前記第 1 の画像取得手段は前記放射線を検出する放射線検出器を備え、

前記第 2 の画像取得手段は前記光を検出する光検出器を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 10】

前記第 2 の画像取得手段は前記被写体と前記放射線検出器との間に光路折り曲げのために配置されたミラーを備えることを特徴とする請求項 9 に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 11】

前記第 2 の画像取得手段は前記ミラーと前記光検出器との間に配置された結像用レンズを備えることを特徴とする請求項 10 に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 12】

前記光検出器は前記被写体と前記放射線検出器との間に配置され着脱可能であることを特徴とする請求項 11 に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 13】

前記第 1 の画像取得手段と前記第 2 の画像取得手段が略同一配置での前記被写体からの情報を取得できるように前記被写体を位置決める手段を備えることを特徴とする請求項 8 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 14】

前記第 1 の画像取得手段による画像と前記第 2 の画像取得手段による画像が略同時に取得されることを特徴とする請求項 8 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の放射線画像取得装置

10

20

30

40

50

。

【請求項 15】

前記放射線による被写体の投影像による画像情報と前記第2の画像取得手段による画像情報とに基づいて前記被写体内部の画像を構成することを特徴とする請求項8乃至14のいずれか1項に記載の放射線画像取得装置。

【請求項 16】

放射線を被写体に照射し投影像を得る第1の画像取得ステップと、前記放射線を受けて前記被写体から発せられる光を検出し画像化する第2の画像取得ステップと、を含むことを特徴とする放射線画像取得方法。

【請求項 17】

前記第1の画像取得ステップと前記第2の画像取得ステップとが略同一に行われることを特徴とする請求項16に記載の放射線画像取得方法。

【請求項 18】

放射線を被写体に照射し投影像を得る第1の画像取得ステップと、光を前記被写体に照射することにより前記被写体から発せられる光または前記被写体を透過した光の少なくとも一方を検出し画像化する第2の画像取得ステップと、を含むことを特徴とする放射線画像取得方法。

【請求項 19】

前記第1の画像取得ステップと前記第2の画像取得ステップとが略同一に行われることを特徴とする請求項18に記載の放射線画像取得方法。

【請求項 20】

放射線による被写体の透過画像を利用して前記被写体を透過した光及び前記被写体内から発生した光の少なくとも一方による情報に基づいて前記被写体内部の画像を構成することを特徴とする放射線画像取得方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被写体の内部情報を取得するための放射線画像取得装置及び放射線画像取得方法に関し、特に医療用画像の取得のための放射線画像取得装置及び放射線画像取得方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

X線画像のような放射線画像は、病気診断用などの分野で多く用いられている。このX線画像を得る方法としては、被写体を通過したX線を蛍光体層（蛍光スクリーン）に照射し、これにより可視光を生じさせた後、この可視光を通常の写真を撮るときと同様にして、ハロゲン化銀写真感光材料（以下、単に「感光材料」ともいう。）に照射し、次いで現像処理を施して可視銀画像を得る、いわゆる放射線写真方式が広く利用されている。

【0003】

しかしながら、近年では、ハロゲン化銀塩を有する感光材料による画像形成方法に代わり、蛍光体層から直接画像を取り出す新たな方法が普及し始めている。この方法は、輝尽性蛍光体を含有する放射線画像変換プレート（以下、単に「プレート」ともいう。）を使用するもので、このプレートの輝尽性蛍光体層に被写体を透過した放射線を当てて、被写体各部の放射線透過密度に対応する放射線エネルギーを蓄積させて、その後、輝尽性蛍光体を可視から近赤外域のレーザ光などによる励起光でラスタースキャン(rasterscan)し、輝尽性蛍光体中に蓄積されている放射線エネルギーを輝尽発光として放出させる。この輝尽光の強弱による信号を、CCDや光電子増倍管などの光電変換素子で電気信号に変換した後、標本化してデジタル信号に変換し、この信号をハロゲン化銀写真感光材料などの記録材料やCRTなどの表示装置上に可視像として再生するものである。

【0004】

10

20

30

40

50

この輝尽性蛍光体プレートを用いたシステムはコンピュータド・ラジオグラフィ（以下、「CR」という。）と呼ばれ、今日では広く普及している。このCRによる放射線画像読取装置は、プレート内蔵型の専用型と、プレートの収納されているカセットを装置に投入し、装置内でプレートからカセットを引き出して読み取りを行うカセット型の2つに大別される。これらはいずれも前記繰り返し使用できる経済性や画像をデジタルデータとして扱える利便性などにより、今日では広く医療現場で用いられている。

【0005】

また、近年ではCRに対し、蛍光体層の発光を2次元センサアレイによって読み取ったり、あるいはアモルファスセレンなどのシンチレータに発生した電荷を2次元的に読み取ることによって放射線画像を得るフラットパネルディテクタ（以下、「FPD」という。）も実用化が進んでいる。これらは一般的に高い鮮鋭性を有しており、高画質の検出器とされている。

10

【0006】

一方、これらX線画像はその取得に際して被写体に電離放射線を照射することから、人体に対して無侵襲とはいえず、常に被爆のリスクと検査による利益のバランスを考慮する必要がある。更に、これらX線画像は、組織によるX線の吸収差によって画像を形成するため、骨などの形態的な情報を得るのは容易であるが、軟部組織における病変と正常組織を区別するには十分な吸収差が得られず、生体の機能的情報を得るには必ずしも最適な方法ではなかった。

【0007】

このため近年では、比較的生体を良く透過する近赤外光（650～1500nm）などを用いて生体内の情報を得ようとする試みや光による診断が提案され始めている（下記非特許文献1, 2参照）。近赤外光は血液中のヘモグロビンに吸収され易く、またヘモグロビンの酸化状態によっても吸収が異なることから、生体の機能的情報を得るのに適している。但し、近赤外光はX線と違って生体内で強く散乱されるために光が広がり、生体内部の情報を得るには解像力が不足しているという問題がある。

20

【0008】

この問題を解決するため、光の散乱を考慮に入れたアルゴリズムの開発など、様々な試みがなされている（例えば、下記特許文献1参照）。しかし、現在のところ、生体のごく表面の情報を取得するOCT (Optical Coherence Tomography) という方法が眼底検査用に用いられている他は、光による生体内部の診断は普及していないのが実状である。

30

【特許文献1】特公平7-81948号公報

【非特許文献1】「光とバイオ、光と医療」予稿集、平成15年9月25日、26日開催、日本光学会、光産業技術振興協会）

【非特許文献2】「光による診断：肺癌の場合」（http://www3.ocn.ne.jp/doraran/c_3_1.htm）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明は、上述のような従来技術の問題に鑑み、放射線診断における診断能向上及び被爆量の低減を実現可能な放射線画像取得装置及び放射線画像取得方法を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明による放射線画像取得装置は、放射線を被写体に照射し投影像を得る第1の画像取得手段と、前記放射線を受けて前記被写体から発せられる光を検出し画像化する第2の画像取得手段と、を備えることを特徴とする。

【0011】

この放射線画像取得装置によれば、放射線による被写体の投影像と、放射線を受けて被写体から発せられる光による画像とを組み合わせることで対応させることができるので、診断に

50

おける判断材料が増え、診断能向上を実現できる。また、X線の照射量を減らして被爆量を低減させても、従来の被爆量で得られたX線画像単独による診断と同等以上の診断能を得ることができる。

【0012】

上記放射線画像取得装置において前記第1の画像取得手段は前記放射線を検出する放射線検出器を備え、前記第2の画像取得手段は前記光を検出する光検出器を備えることが好ましい。

【0013】

また、前記第2の画像取得手段は前記被写体と前記放射線検出器との間に光路折り曲げのために配置されたミラーを備えることが好ましい。この場合、前記第2の画像取得手段は前記ミラーと前記光検出器との間に配置された結像用レンズを備えることが好ましい。

10

【0014】

また、前記第1の画像取得手段と前記第2の画像取得手段が略同一配置での前記被写体からの情報を取得できるように前記被写体を位置決める手段を備えることが好ましい。

【0015】

また、前記第1の画像取得手段による画像と前記第2の画像取得手段による画像が略同時に取得されることが好ましい。これにより、第2の画像取得手段による画像取得のための時間が要らないので、被写体(患者)の負担も小さい。

【0016】

また、前記放射線による被写体の投影像による画像情報と前記第2の画像取得手段による画像情報とに基づいて前記被写体内部の画像を構成することで、より正確で解像度の高い被写体内の機能的3次元画像を得ることができる。

20

【0017】

本発明による別の放射線画像取得装置は、放射線を被写体に照射し投影像を得る第1の画像取得手段と、近赤外光等の光を被写体に照射することにより被写体から発せられる光及び前記被写体を透過した光の少なくとも一方を検出し画像化する第2の画像取得手段と、を備えることを特徴とする。

【0018】

この放射線画像取得装置によれば、放射線による被写体の投影像と、近赤外光等の光の照射で被写体から発せられる光や被写体を透過した光による画像とを組み合わせることで対応させることができるので、診断における判断材料が増え、診断能向上を実現できる。また、X線の照射量を減らして被爆量を低減させても、従来の被爆量で得られたX線画像単独による診断と同等以上の診断能を得ることができる。

30

【0019】

上記放射線画像取得装置において前記第1の画像取得手段は前記放射線を検出する放射線検出器を備え、前記第2の画像取得手段は前記光を検出する光検出器を備えることが好ましい。

【0020】

また、前記第2の画像取得手段は前記被写体と前記放射線検出器との間に光路折り曲げのために配置されたミラーを備えることが好ましい。この場合、前記第2の画像取得手段は前記ミラーと前記光検出器との間に配置された結像用レンズを備えることが好ましい。

40

【0021】

また、前記光検出器は前記被写体と前記放射線検出器との間に配置され着脱可能であることが好ましい。これにより、光検出器を被写体の近傍に配置可能となり、また、ミラーや結像用レンズを省略可能となり、簡単な構成となる。

【0022】

また、前記第1の画像取得手段と前記第2の画像取得手段が略同一配置での前記被写体からの情報を取得できるように前記被写体を固定する手段を備えることが好ましい。

【0023】

また、前記第1の画像取得手段による画像と前記第2の画像取得手段による画像が略同

50

時に取得されることが好ましい。これにより、第2の画像取得手段による画像取得のための時間が要らないので、被写体（患者）の負担も小さい。

【0024】

また、前記放射線による被写体の投影像による画像情報と前記第2の画像取得手段による画像情報とに基づいて前記被写体内部の画像を構成することで、より正確で解像度の高い被写体内の機能的3次元画像を得ることができる。

【0025】

本発明による放射線画像取得方法は、放射線を被写体に照射し投影像を得る第1の画像取得ステップと、前記放射線を受けて前記被写体から発せられる光を検出し画像化する第2の画像取得ステップと、を含むことを特徴とする。

10

【0026】

この放射線画像取得方法によれば、放射線による被写体の投影像と、放射線を受けて被写体から発せられる光による画像とを組み合わせることで対応させることができるので、診断における判断材料が増え、診断能向上を実現できる。また、X線の照射量を減らして被爆量を低減させても、従来の被爆量で得られたX線画像単独による診断と同等以上の診断能を得ることができる。

【0027】

上記放射線画像取得方法において前記第1の画像取得ステップと前記第2の画像取得ステップとが略同一に行われることが好ましい。これにより、第2の画像取得ステップのための時間が要らないので、被写体（患者）の負担も小さい。

20

【0028】

本発明による別の放射線画像取得方法は、放射線を被写体に照射し投影像を得る第1の画像取得ステップと、光を前記被写体に照射することにより前記被写体から発せられる光または前記被写体を透過した光の少なくとも一方を検出し画像化する第2の画像取得ステップと、を含むことを特徴とする。

【0029】

この放射線画像取得方法によれば、放射線による被写体の投影像と、近赤外光等の光の照射で被写体から発せられる光や被写体を透過した光による画像とを組み合わせることで対応させることができるので、診断における判断材料が増え、診断能向上を実現できる。また、X線の照射量を減らして被爆量を低減させても、従来の被爆量で得られたX線画像単独による診断と同等以上の診断能を得ることができる。

30

【0030】

上記放射線画像取得方法において前記第1の画像取得ステップと前記第2の画像取得ステップとが略同一に行われることが好ましい。これにより、第2の画像取得ステップのための時間が要らないので、被写体（患者）の負担も小さい。

【0031】

本発明による更に別の放射線画像取得方法は、放射線による被写体の透過画像を利用して、前記被写体を透過もしくは前記被写体内から発生した光による情報に基づいて生体内部の画像を構成することを特徴とする。これにより、より正確で解像度の高い被写体内の機能的3次元画像を得ることができる。

40

【発明の効果】

【0032】

本発明の放射線画像取得装置及び放射線画像取得方法によれば、放射線診断における診断能向上及び被爆量の低減を実現可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0033】

以下、本発明を実施するための最良の形態について図面を用いて説明する。

【0034】

第1の実施の形態

【0035】

50

図1は第1の実施の形態による放射線画像取得装置の概略的構成を示す側面図である。図1の放射線画像取得装置10は、マンモグラフィー（X線による乳房撮影）と光診断を併用可能に構成されている。

【0036】

図1に示すように、放射線画像取得装置10は、所定位置に設置される基礎台2と、基礎台2に固定された縦部材3と、縦部材3に固定された上部材4と、上部材4内に配置されたX線源1と、被写体（乳房）MをX線源1からのX線で照射するように位置決める被写体台5と、X線源1からのX線が被写体Mを透過した透過線を検出するように被写体Mの延長線上に配置されたX線検出器9と、を備える。X線検出器9は輝尽性蛍光体を含む放射線画像変換プレートやFPD等であってよいが、これらに限定されない。

10

【0037】

放射線画像取得装置10は、更に、被写体MとX線検出器9との間に配置された折り曲げミラー11と、折り曲げミラー11からの光路上に配置された結像用レンズ12と、結像用レンズ12により検出面上に結像された光を検出する光検出器13と、を備える。光検出器13はCCD等であってよいが、これに限定されない。

【0038】

光検出器13は、X線照射時に被写体Mから発生する例えば蛍光を検出可能である。人体には、元々、微量の蛍光物質が含まれており（上記非特許文献2、及び非特許文献1「光診断技術の内視鏡への応用」堀井章弘、参照）、X線照射に対しても蛍光を発生する。このように、放射線画像取得装置10では、光による画像を得るための光はX線を照射したときに生体から僅かに発せられる蛍光を利用するが、より強い光を得るためにX線照射により発光する造影剤を用いてもよい。

20

【0039】

折り曲げミラー11は、光のみを反射すればよいので、薄くX線透過率の良い樹脂製の平板にアルミ蒸着等で反射面を構成したもの等を使用できる。また、被写体台5は光透過率の良い透明な材質とする。

【0040】

図1の放射線画像取得装置10によれば、X線源1から実線で示すようにX線を被写体台5上の被写体Mに照射することで被写体Mを透過した透過線がX線検出器9に達し、X線検出器9で被写体Mの投影像を取得すると同時に、被写体MへのX線照射時に被写体Mから発生した蛍光が破線で示すように折り曲げミラー11及び結像用レンズ12を介して光検出器13の検出面上に結像されることで蛍光による画像を取得する。

30

【0041】

上述のようにして得たX線による被写体Mの投影像と、X線を受けて被写体Mから発せられる光による画像とを組み合わせ対照させることができるので、診断における判断材料が増え、診断能向上を実現できる。

【0042】

従来X線透過画像では、ごく僅かな吸収差から病変を診断するしかなかったのに対し、図1の放射線画像取得装置10では、病変と思われるX線投影像部分を光による機能的情報を有する画像と対照させることにより、淡い陰影が良性か悪性かの判断を、より確実に行うことができる。あるいは、X線の照射量を減らして被爆量を低減させても、従来の被爆量で得られたX線画像単独による診断と同等以上の診断能を得ることができる。

40

【0043】

また、光の生体透過画像の分解能が低い場合でも、上述のように従来のX線画像と併用しX線画像を補完することで、その解像力でも十分な効果を得ることができる。また、光の生体透過画像の分解能が向上すれば、更に、診断能を向上できることは勿論である。

【0044】

また、図1では、X線照射によって被写体M内で発生した光を利用するので、X線画像と光画像とをほぼ同時に得ることができるので、被写体すなわち患者の負担も小さい。

50

【 0 0 4 5 】

第 2 の実施の形態

【 0 0 4 6 】

図 2 は第 2 の実施の形態による放射線画像取得装置の概略的構成を示す側面図である。図 2 の放射線画像取得装置 2 0 は、マンモグラフィー（X 線による乳房撮影）と光診断を併用可能に構成されており、図 1 と基本的に同様の構成であるが、被写体に近赤外光を照射する点が異なる。

【 0 0 4 7 】

図 2 に示すように、放射線画像取得装置 2 0 は、上部材 4 内の X 線源 1 の近傍に配置された近赤外光源 1 5 を備える。近赤外光源 1 5 は例えば近赤外光を発生する半導体レーザーから構成できる。近赤外光源 1 5 から被写体 M に近赤外光を照射することで被写体 M から発生した散乱光等の光を図 1 と同様にして光検出器 1 3 で検出する。この場合、近赤外光を照射することで被写体 M から例えば波長 6 5 0 ~ 1 5 0 0 n m の光が発生するが、光検出器 1 3 はかかる発生した光を効率よく検出できるように構成する。

10

【 0 0 4 8 】

図 2 の放射線画像取得装置 2 0 によれば、図 1 と同様にして得た X 線による被写体 M の投影像と、近赤外光を受けて被写体 M から発せられる散乱光等の光による画像とを組み合わせ対照させることができるので、診断における判断材料が増え、診断能向上を実現できる。

【 0 0 4 9 】

また、X 線照射と同時に、またはごく僅かな時間差で近赤外光を照射すれば、X 線画像と光画像とをほぼ同時に得ることができるので、被写体すなわち患者の負担も小さい。

20

【 0 0 5 0 】

上記近赤外光源 1 5 からの近赤外光の好ましい照射方法について図 4 を参照して説明する。図 4 は図 2 の被写体台 5 上の被写体 M を上面から見た概略的な平面図である。

【 0 0 5 1 】

近赤外光源 1 5 からの近赤外光は、被写体 M の全面に一様に照射してもよいが、図 4 のように、絞られた照射ビーム b により被写体 M 上を主走査方向 X に走査し副走査方向 Y へ副走査するようにして 2 次元走査し、図 5 のように、例えば、被写体 M の下に配置された平面状の光検出器 1 6 により、その各位置に対応した光透過画像を取得することで、被写体 M についてより詳細な 3 次元情報を得ることができるので、更に診断能を向上できる。

30

【 0 0 5 2 】

第 3 の実施の形態

【 0 0 5 3 】

図 3 は第 3 の実施の形態による放射線画像取得装置の概略的構成を示す側面図である。図 3 の放射線画像取得装置 3 0 は、マンモグラフィー（X 線による乳房撮影）と光診断を併用可能に構成されており、図 2 と基本的に同様の構成であるが、光検出器を着脱可能に構成した点が異なる。

【 0 0 5 4 】

図 3 の放射線画像取得装置 3 0 は、平面状の光検出器 1 6 と、光検出器 1 6 を着脱自在にできるように構成され被写体台を兼ねたアダプタ部 1 7 と、を備える。アダプタ部 1 7 に光検出器 1 6 を取り付けると、光検出器 1 6 が被写体 M のすぐ後方に位置するようになっている。

40

【 0 0 5 5 】

図 3 の放射線画像取得装置 3 0 において、まずアダプタ部 1 7 から光検出器 1 6 を図 3 の破線で示すように取り外した状態で X 線照射により X 線画像を取得し、その後、光検出器 1 6 をアダプタ部 1 7 に装着してから被写体 M に近赤外光を照射し、被写体 M から発生した光を光検出器 1 6 で検出し光画像を取得する。

【 0 0 5 6 】

図 3 の放射線画像取得装置 3 0 によれば、図 1 と同様にして得た X 線による被写体 M の

50

投影像と、近赤外光を受けて被写体Mから発せられる散乱光等の光による画像とを組み合わせて対応させることができるので、診断における判断材料が増え、診断能向上を実現できる。

【0057】

また、図2における折り曲げミラー11や結像用レンズ12を省略可能となり、簡単な構成となる。また、X線照射後に直ちに、光検出器16を装着し、近赤外光を照射することで両照射間の時間差を短くできるので、被写体すなわち患者の負担も小さい。

【0058】

また、図3において、平面状の光検出器16を図5のように構成し、図4のように、絞られた照射ビームbにより被写体M上を主走査方向Xに走査し副走査方向Yへ副走査するようにして2次元走査し、図5の光検出器16で、その各位置に対応した光透過画像を取得することができる。

10

【0059】

なお、図3において、X線検出器9を図の破線で示すようにアダプタ部17の近傍に配置してもよい。また、アダプタ部17においてX線検出器9及び光検出器16の両方を着脱自在に構成し、X線検出器9と光検出器16を交換できるようにしてもよい。

【0060】

図1乃至図3の各放射線画像取得装置によれば、従来の光診断における原理的な困難さを考慮し、光単独で生体内部の診断を行うのではなく、従来行われてきたX線などによる放射線診断と光診断との併用で被爆量の低減及び病変診断能の向上を実現できる。

20

【0061】

また、被写体からの透過光や発生光の情報から被写体内部の構造を3次元画像として構成する際に、一般的に透過光や発生光から得られた画像が形成されるには内部構造はどのようになっているしなければならないか、という逆問題を解く必要がある。この際、透過X線画像には被写体内部の構造的な投影情報が含まれているので、これを逆問題を解く際の初期値等に利用することで、より正確で解像度の高い生体内の機能的3次元画像を得ることができる。

【0062】

以上のように本発明を実施するための最良の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、本発明の技術的思想の範囲内で各種の変形が可能である。例えば、本実施の形態では、被写体を乳房とし、マンモグラフィーとしたが、本発明はこれに限定されず、他の部位についての一般撮影に適用することもできるし、動物に対して用いることもできる。また、生体でなくてもある程度光を透過する物体であれば、非破壊検査などにも用いることができる。

30

【0063】

上記一般撮影の場合は、被写体透過性のよい高エネルギー成分を多く含むX線を照射することにより、電離被爆の影響を低減させながら、被写体の形態情報を得ることができる。具体的には、50keV以上に強いピークを持つ(特性X線は除く)ようなX線を用いればよい。このようなX線は例えばアルミニウムフィルターを使うことにより得ることができる。

40

【0064】

また、図2,図3では、被写体に近赤外光を照射したときの散乱光等の発生光を検出したが、本発明はこれに限定されず、被写体を透過した透過光を検出し、この透過光を利用してよく、また、発生光及び透過光の両方を用いてもよい。また、より病変を確実に特定するために、近赤外光に反応する造影剤を用いてもよい。更に、近赤外光以外の他の波長の光を照射するように構成してもよい。

【0065】

また、図1において、図3と同様に光検出器を被写体台近傍において着脱自在に構成し、折り曲げミラー11や結像用レンズ12を省略してもよい。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 6 6 】

【 図 1 】 第 1 の実施の形態による放射線画像取得装置の概略的構成を示す側面図である。

【 図 2 】 第 2 の実施の形態による放射線画像取得装置の概略的構成を示す側面図である。

【 図 3 】 第 3 の実施の形態による放射線画像取得装置の概略的構成を示す側面図である。

【 図 4 】 図 2 の被写体台 5 上の被写体 M を上面から見た概略的な平面図である。

【 図 5 】 図 3 , 図 4 における光検出器の構成例を示す側断面図である。

【 符号の説明 】

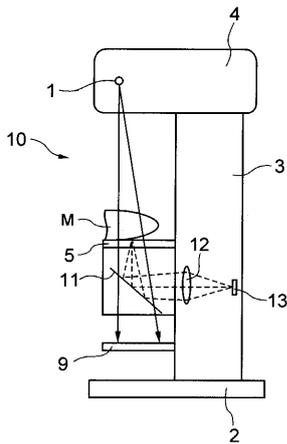
【 0 0 6 7 】

- 1 X線源 (第1の画像取得手段)
- 5 被写体台
- 9 X線検出器 (第1の画像取得手段)
- 10 放射線画像取得装置
- 11 折り曲げミラー (第2の画像取得手段)
- 12 結像用レンズ (第2の画像取得手段)
- 13 光検出器 (第2の画像取得手段)
- 15 近赤外光源 (第2の画像取得手段)
- 16 光検出器 (第2の画像取得手段)
- 17 アダプタ部
- 20, 30 放射線画像取得装置
- M 被写体

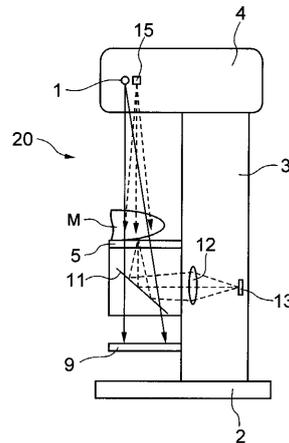
10

20

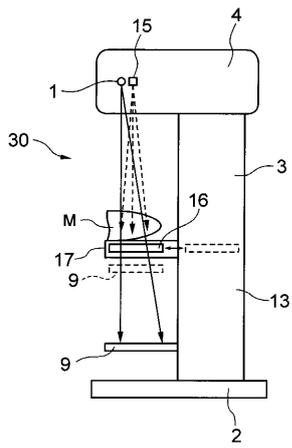
【 図 1 】



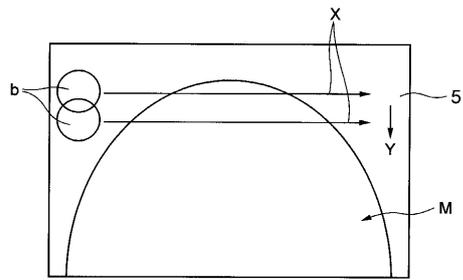
【 図 2 】



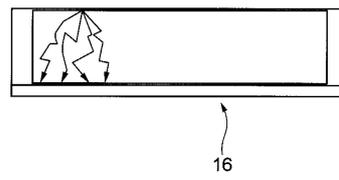
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

G 0 1 T 1/00

B

テーマコード(参考)