

(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2004-208773

(P2004-208773A)

(43) 公開日 平成16年7月29日(2004.7.29)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 6/00

F I

A61B 6/00 320M

A61B 6/00 330Z

A61B 6/00 360Z

A61B 6/00 350A

テーマコード (参考)

4C093

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2002-379208 (P2002-379208)

(22) 出願日 平成14年12月27日 (2002.12.27)

(71) 出願人 000001270

コニカミノルタホールディングス株式会社
東京都千代田区丸の内一丁目6番1号

(74) 代理人 100090033

弁理士 荒船 博司

(72) 発明者 大原 弘

東京都八王子市石川町2970番地 コニ
カ株式会社内Fターム(参考) 4C093 CA21 DA06 EB05 EB12 EB13
EC12 EC29 FF13

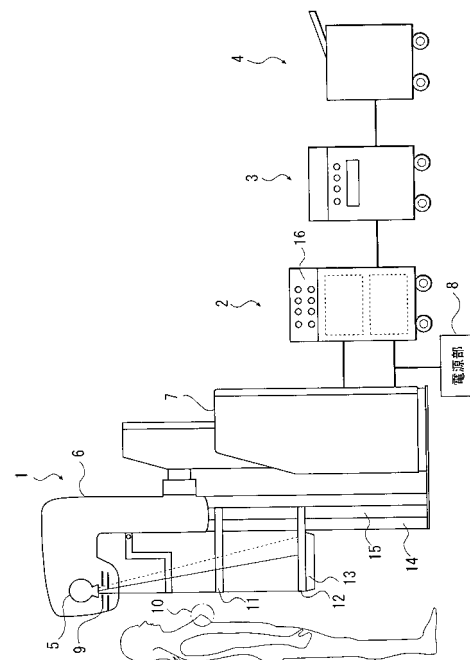
(54) 【発明の名称】 放射線画像形成システム

(57) 【要約】

【課題】 拡大して撮影された位相コントラスト画像を実寸大に縮小させて出力装置で出力することができる放射線画像形成システムを提供することを目的とする。

【解決手段】 放射線画像検出器により検出される放射線画像の画素サイズが入力画素サイズAであり、画像出力装置4により出力する画像の最小画素サイズが最小出力画素サイズBである場合に、拡大率 $M \leq \text{入力画素サイズ} A / \text{最小出力画素サイズ} B$ となる拡大率Mを設定する拡大撮影設定部17を設け、放射線画像撮影装置1は、拡大率Mで放射線画像を撮影し、画像処理装置3は、拡大率Mに対応する縮小率 $1/M$ で放射線画像を縮小する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器により拡大された放射線画像を撮影可能な放射線画像撮影装置と、
前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像から画像データを生成する画像処理装置と、
前記画像処理装置から入力した画像データを出力する画像出力装置とを有する放射線画像形成システムにおいて、
前記放射線画像検出器により検出される放射線画像の画素サイズが入力画素サイズ A であり、前記画像出力装置により出力する画像の最小画素サイズが最小出力画素サイズ B である場合に、
拡大率 $M \leq \text{入力画素サイズ A} / \text{最小出力画素サイズ B}$
となる拡大率 M を設定する拡大撮影設定部を設け、
前記放射線画像撮影装置は、前記拡大率 M で放射線画像を撮影し、
前記画像処理装置は、縮小率 $1 / M$ で放射線画像を縮小することを特徴とする放射線画像形成システム。

【請求項 2】

エラーを報知する報知装置を設け、前記拡大撮影設定部は、前記拡大率 M により放射線画像を撮影することができない場合に、エラーを報知するように前記報知装置を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の放射線画像形成システム。

【請求項 3】

被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器により拡大された放射線画像を撮影可能な放射線画像撮影装置と、
前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像から画像データを生成する画像処理装置と、
前記画像処理装置から入力した画像データを出力する画像出力装置とを有する放射線画像形成システムにおいて、
前記放射線画像撮影装置により撮影される放射線画像の拡大率が拡大率 M であり、前記画像出力装置により出力する画像の最小画素サイズが最小出力画素サイズ B である場合に、
再構成画素サイズ $C \geq \text{最小出力画素サイズ B} \times \text{拡大率 M}$
となる再構成画素サイズ C で、放射線画像を再構成する画像処理部を設け、
前記画像処理装置は、前記再構成された放射線画像を縮小率 $1 / M$ で縮小することを特徴とする放射線画像形成システム。

【請求項 4】

エラーを報知する報知装置を設け、前記画像処理部は、前記再構成画素サイズ C により放射線画像を再構成することができない場合に、エラーを報知するように前記報知装置を制御することを特徴とする請求項 3 に記載の放射線画像形成システム。

【請求項 5】

被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器により拡大された放射線画像を撮影可能な放射線画像撮影装置と、
前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像から画像データを生成する画像処理装置と、
前記画像処理装置から入力した画像データを出力する画像出力装置とを有する放射線画像形成システムにおいて、
前記画像出力装置を複数有し、各画像出力装置により出力する画像の最小出力画素サイズが異なり、
前記放射線画像検出器により検出される放射線画像の画素サイズが入力画素サイズ A であり、前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像の拡大率が拡大率 M である場合に、
最小出力画素サイズ $B \leq \text{入力画素サイズ A} / \text{拡大率 M}$

となる最小出力画素サイズ B で画像を出力する画像出力装置を選択する拡大撮影設定部を設け、

前記放射線画像撮影装置は、前記拡大率 M で放射線画像を撮影し、

前記画像処理装置は、縮小率 $1/M$ で放射線画像を縮小し、

前記拡大撮影設定部は、前記選択した画像出力装置に画像を出力させることを特徴とする放射線画像形成システム。

【請求項 6】

エラーを報知する報知装置を設け、前記拡大撮影設定部は、前記最小出力画素サイズ B で画像を出力する画像出力装置を選択することができない場合に、エラーを報知するように前記報知装置を制御することを特徴とする請求項 5 に記載の放射線画像形成システム。

10

【請求項 7】

被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器により拡大された放射線画像を撮影可能な放射線画像撮影装置と、

前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像を縮小した画像データを生成する画像処理装置と、

前記画像処理装置から入力した画像データを出力する画像出力装置とを有する放射線画像形成システムにおいて、

前記放射線画像検出器により検出される放射線画像の画素サイズが入力画素サイズ A であり、前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像の拡大率が拡大率 M であり、前記画像出力装置により出力する画像の最小画素サイズが最小出力画素サイズ B である場合であって、

20

最小出力画素サイズ $B \geq \text{入力画素サイズ A} / \text{拡大率 M}$

となる場合には、前記画像処理装置は、縮小率が $1/M$ となるように画像データの間引き処理を行うことにより放射線画像を縮小した画像データを生成することを特徴とする放射線画像形成システム。

【請求項 8】

前記放射線画像撮影装置は乳房画像撮影装置であり、前記乳房撮影装置は、放射線源と、

前記放射線源と対峙して被写体を支持する被写体台と、

前記被写体台に支持された被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器を保持する検出器保持部とを有し、

30

前記被写体台と前記放射線画像検出器とは、前記放射線源と前記放射線画像検出器との間隔を 75 cm 以上、前記被写体台と前記放射線画像検出器との間隔を 15 cm 以上とすることができるよう移動可能に設けたことを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の放射線画像形成システム。

【請求項 9】

前記放射線画像撮影装置は、

放射線源と、

前記放射線源と対峙して被写体を支持する被写体台と、

前記被写体台に支持された被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器を保持する検出器保持部とを有し、

40

前記被写体台と前記放射線画像検出器とは、前記放射線源と前記放射線画像検出器との間隔を 100 cm 以上、前記被写体台と前記放射線画像検出器との間隔を 30 cm 以上とすることができるよう移動可能に設けたことを特徴とする請求項 1 から請求項 7 に記載の放射線画像形成システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、放射線画像形成システムに係り、特に拡大して撮影された放射線画像を実寸大に縮小して表示する放射線画像形成システムに関する。

50

【0002】

【従来の技術】

近年、位相コントラスト画像を撮影する放射線画像撮影装置が提案されている。位相コントラスト画像とは、屈折コントラスト画像とも呼ばれるもので、以前はSPRING-8など放射光X線源から得る単色の平行X線による撮影や、 $10\mu\text{m}$ 程度の焦点サイズをもつマイクロ焦点X線源による撮影によって得られるものと言われていたが、医療用のX線源でも得ることが可能であることが分かってきた（特開2001-91479号公報参照）。位相コントラスト画像は、通常の吸収コントラストのみの画像に比べ、鮮鋭性が良く高精細X線画像を得ることが可能である。

【0003】

10

この位相コントラスト画像は、被写体と被写体を透過したX線を検出する放射線画像検出器との間隔を離して撮影することにより、X線が被写体を通過するときに屈折して被写体の境界内側のX線密度が疎になるとともに、被写体の外側は被写体を通過しないX線と重なってX線密度が上昇し、被写体の境界部分であるエッジが強調されて得られるものである。

【0004】

ところで、被写体と放射線画像検出器との間隔を離して撮影した場合、被写体の大きさに対して放射線画像の大きさが拡大されて撮影されるが、例えば、医師が画像を医療診断に用いる場合、実寸大の画像で診断するのが便利である。そこで、被写体を拡大して、位相コントラスト画像を撮影した後、拡大した倍率Mに対応する縮小率 $1/M$ で出力すること

20

【0005】

このように位相コントラスト画像を実寸大の画像として形成する放射線画像形成システムとしては、従来、被写体台と放射線検出器との間隔が自在に変更できるようになっている放射線画像撮影装置で撮影を行い、被写体台と放射線検出器との間隔から拡大率を求め、この拡大率に基づいて画像を縮小して画像出力装置に出力する放射線画像形成システムがある（特許文献1参照）。

【0006】

【特許文献1】

特開2001-238871号公報（段落番号[0061]、[0064]、[0065]、第7図等参照）

30

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来の放射線画像形成システム（特許文献1）では、放射線画像をデジタルの画像データに処理する際の入力画素サイズと、画像出力装置に出力させる際の最小出力画素サイズと、放射線画像の撮影を行う際の拡大率との関係が考慮されていないため、

【0008】

拡大率 $>$ 入力画素サイズ/最小出力画素サイズ

となる拡大率で撮影が行われる場合が生じ、この場合、最小出力画素サイズとの関係で縮小出力に限界があるため、画像を実寸大まで縮小させて出力することができないという問題がある。

40

【0009】

たとえば、入力画素数が $200\mu\text{m}$ 、最小出力画素数が $100\mu\text{m}$ である場合においては、縮小率 $1/2$ までなら画像を縮小して出力することができる。そして、たとえば、拡大率2倍で放射線画像の撮影を行った場合であれば、撮影された放射線画像を縮小率 $1/2$ で縮小して出力すれば、実寸大の画像を得ることができる。したがって、入力画素数が $200\mu\text{m}$ 、最小出力画素数が $100\mu\text{m}$ である場合に、拡大率2倍で撮影を行えば、放射線画像を縮小率 $1/2$ に縮小して、実寸大の画像を出力することができる。ところが、入力画素数が $200\mu\text{m}$ 、最小出力画素数が $100\mu\text{m}$ である場合に、拡大率4倍で放射線画像の撮影を行ったとすると、撮影された放射線画像を縮小率 $1/4$ で縮小して表示する

50

ことができないため、実寸大の画像を得ることができない。

【0010】

そこで、本発明は、拡大して撮影された位相コントラスト画像を実寸大に縮小させて出力装置で出力することができる放射線画像形成システムを提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために本発明による放射線画像形成システムは、被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器により拡大された放射線画像を撮影可能な放射線画像撮影装置と、前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像から画像データを生成する画像処理装置と、前記画像処理装置から入力した画像データを出力する画像出力装置とを有する放射線画像形成システムにおいて、前記放射線画像検出器により検出される放射線画像の画素サイズが入力画素サイズAであり、前記画像出力装置により出力する画像の最小画素サイズが最小出力画素サイズBである場合に、拡大率 $M \leq \text{入力画素サイズA} / \text{最小出力画素サイズB}$ となる拡大率Mを設定する拡大撮影設定部を設け、前記放射線画像撮影装置は、前記拡大率Mで放射線画像を撮影し、前記画像処理装置は、縮小率 $1 / M$ で放射線画像を縮小することを特徴とする。

【0012】

本発明によれば、拡大率 $M \leq \text{入力画素サイズA} / \text{最小出力画素サイズB}$ となる拡大率Mで撮影を行っているので、必ず拡大率Mに対応する縮小率 $1 / M$ で放射線画像を縮小して画像出力装置に出力することができる。

【0013】

請求項2に記載の放射線画像形成システムは、請求項1に記載の放射線画像形成システムにおいて、エラーを報知する報知装置を設け、前記拡大撮影設定部は、前記拡大率Mにより放射線画像を撮影することができない場合に、エラーを報知するように前記報知装置を制御することを特徴とする。

【0014】

本発明によれば、拡大率 $> \text{入力画素サイズ} / \text{最小出力画素サイズ}$ となった状態では、エラーが報知される。

【0015】

請求項3に記載の放射線画像形成システムは、被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器により拡大された放射線画像を撮影可能な放射線画像撮影装置と、前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像から画像データを生成する画像処理装置と、前記画像処理装置から入力した画像データを出力する画像出力装置とを有する放射線画像形成システムにおいて、前記放射線画像撮影装置により撮影される放射線画像の拡大率が拡大率Mであり、前記画像出力装置により出力する画像の最小画素サイズが最小出力画素サイズBである場合に、再構成画素サイズ $C \geq \text{最小出力画素サイズB} \times \text{拡大率M}$ となる再構成画素サイズCで、放射線画像を再構成する画像処理部を設け、前記画像処理装置は、前記再構成された放射線画像を縮小率 $1 / M$ で縮小することを特徴とする。

【0016】

本発明によれば、再構成画素サイズ $C \geq \text{最小出力画素サイズB} \times \text{拡大率M}$ となる再構成画素サイズCで、放射線画像が再構成されるので、この再構成された画像は、必ず拡大率Mに対応する縮小率 $1 / M$ で縮小して画像出力装置に出力することができる。

【0017】

請求項4に記載の放射線画像形成システムは、エラーを報知する報知装置を設け、前記画像処理部は、前記再構成画素サイズCにより放射線画像を再構成することができない場合に、エラーを報知するように前記報知装置を制御することを特徴とする。

【0018】

本発明によれば、再構成画素サイズ $< \text{最小出力画素サイズ} \times \text{拡大率}$ となった状態では、エラーが報知される。

【0019】

10

20

30

40

50

請求項 5 に記載の放射線画像形成システムは、被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器により拡大された放射線画像を撮影可能な放射線画像撮影装置と、前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像から画像データを生成する画像処理装置と、前記画像処理装置から入力した画像データを出力する画像出力装置とを有する放射線画像形成システムにおいて、前記画像出力装置を複数有し、各画像出力装置により出力する画像の最小出力画素サイズが異なり、前記放射線画像検出器により検出される放射線画像の画素サイズが入力画素サイズ A であり、前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像の拡大率が拡大率 M である場合に、最小出力画素サイズ $B \leq \text{入力画素サイズ A} / \text{拡大率 M}$ となる最小出力画素サイズ B で画像を出力する画像出力装置を選択する拡大撮影設定部を設け、前記放射線画像撮影装置は、前記拡大率 M で放射線画像を撮影し、前記画像処理装置は、縮小率 $1 / M$ で放射線画像を縮小し、前記拡大撮影設定部は、前記選択した画像出力装置に画像を出力させることを特徴とする。 10

【0020】

本発明によれば、拡大撮影設定部により、最小出力画素サイズ $B \leq \text{入力画素サイズ A} / \text{拡大率 M}$ となる最小出力画素サイズ B で画像を出力する画像出力装置が選択され、この画像出力装置に画像が出力されるため、必ず拡大率 M に対応する縮小率 $1 / M$ で放射線画像を縮小して画像出力装置に出力することができる。

【0021】

請求項 6 に記載の放射線画像形成システムは、請求項 5 に記載の放射線画像形成システムにおいて、エラーを報知する報知装置を設け、前記拡大撮影設定部は、前記最小出力画素サイズ B で画像を出力する画像出力装置を選択することができない場合に、エラーを報知するように前記報知装置を制御することを特徴とする。 20

【0022】

本発明によれば、最小出力画素サイズ $> \text{入力画素サイズ} / \text{拡大率}$ となった状態では、エラーが報知される。

【0023】

請求項 7 に記載の放射線画像形成システムは、被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器により拡大された放射線画像を撮影可能な放射線画像撮影装置と、前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像を縮小した画像データを生成する画像処理装置と、前記画像処理装置から入力した画像データを出力する画像出力装置とを有する放射線画像形成システムにおいて、前記放射線画像検出器により検出される放射線画像の画素サイズが入力画素サイズ A であり、前記放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像の拡大率が拡大率 M であり、前記画像出力装置により出力する画像の最小画素サイズが最小出力画素サイズ B である場合であって、最小出力画素サイズ $B \geq \text{入力画素サイズ A} / \text{拡大率 M}$ となる場合には、前記画像処理装置は、縮小率が $1 / M$ となるように画像データの間引き処理を行うことにより放射線画像を縮小した画像データを生成することを特徴とする。 30

【0024】

本発明によれば、最小出力画素サイズ $B \geq \text{入力画素サイズ A} / \text{拡大率 M}$ となる場合には、縮小率が $1 / M$ となるように画像データの間引き処理が行われるため、必ず拡大率 M に対応する縮小率 $1 / M$ で縮小した画像を出力装置に出力することができる。 40

【0025】

請求項 8 に記載の放射線画像形成システムは、請求項 1 から請求項 7 に記載の放射線画像形成システムにおいて、前記放射線画像撮影装置は乳房画像撮影装置であり、前記乳房撮影装置は、放射線源と、前記放射線源と対峙して被写体を支持する被写体台と、前記被写体台に支持された被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器を保持する検出器保持部とを有し、前記被写体台と前記放射線画像検出器とは、前記放射線源と前記放射線画像検出器との間隔を 75 cm 以上、前記被写体台と前記放射線画像検出器との間隔を 15 cm 以上とすることができるように移動可能に設けたことを特徴とする。

【0026】

本発明によれば、拡大率 M で撮影し被写体の鮮鋭性が向上した乳房の位相コントラスト画像を、必ず拡大率 M に対応する縮小率 $1/M$ で縮小して画像出力装置に出力することができる。

【0027】

請求項9に記載の放射線画像形成システムは、請求項1から請求項7のいずれか一項に記載の放射線画像形成システムにおいて、前記放射線画像撮影装置は、放射線源と、前記放射線源と対峙して被写体を支持する被写体台と、前記被写体台に支持された被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器を保持する検出器保持部とを有し、前記被写体台と前記放射線画像検出器とは、前記放射線源と前記放射線画像検出器との間隔を100cm以上、前記被写体台と前記放射線画像検出器との間隔を30cm以上とすることができるように移動可能に設けたことを特徴とする。 10

【0028】

本発明によれば、拡大率 M で撮影し被写体の鮮鋭性が向上した位相コントラスト画像を、必ず拡大率 M に対応する縮小率 $1/M$ で縮小して画像出力装置に出力することができる。

【0029】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を図1から図4を参照して説明する。ただし、発明の範囲は、図示例に限定されない。なお、以下の説明において、「X線」と「放射線」は同義に扱う。

【0030】

本実施形態は、乳房の放射線画像を形成する放射線画像形成システムであり、この放射線画像形成システムは、図1に示すように、乳房の放射線画像を撮影する乳房画像撮影装置1と、放射線画像の撮影に関する操作をする操作装置2と、撮影された放射線画像をデジタルの画像データに処理する画像処理装置3と、画像データを記録媒体に記録する画像出力装置4を有する。 20

【0031】

乳房画像撮影装置1は、放射線源5が設けられた本体部6を有しており、この本体部6は、図1において上下方向に移動可能に支持台7に支持されている。放射線源5は、放射線源5から放射線を照射させるために必要な電力を供給する電源部8に接続されている。放射線源5の放射線照射口には、放射線照射野を調節する絞り装置9が、開閉自在に設けられている。 30

【0032】

放射線源5としては、放射線の波長が $0.1 \sim 1 \text{ \AA}$ 前後のX線を放射するX線管を用いる。このX線管は熱励起によって生ずる電子を高電圧で加速して陰極に衝突させることで、その運動エネルギーを放射エネルギーに変換することによってX線が放射されるものである。X線画像を撮影するとき、この加速電圧を管電圧として、また電子の発生量を管電流として、そして、X線放射時間を露光時間として設定する。電子が衝突する陽極（対陰極）は銅、モリブデン、ロジウム、タングステンなど、その種類を変えることで、放射されるX線エネルギースペクトルを変えることができる。銅、モリブデン、ロジウムなどを陽極として用いる場合、X線のエネルギー分布の狭い比較的エネルギーの低い線スペクトルが得られ、その特性を利用してX線回折結晶分析や微細な構造を判読する乳房撮影に用いられる。タングステンを陽極として用いる場合は広いスペクトルの比較的高いエネルギーのX線で、人体の胸部や腹部、頭部、そして工業一般の非破壊検査に用いられる。医療用あるいは工業用では照射するX線量が多いことが特徴である。この場合、多量の電子を陽極に高速で衝突させるために陽極が発熱し、高温になると陽極が溶解する恐れがあることから、陽極を回転させて衝突する場所を変えることで、発熱による不具合を回避することが行われる。すなわち回転陽極を用いることが一般的である。本実施の形態の撮影装置は、医療用を目的として用いる装置であるので、モリブデン、ロジウム、タングステンの回転陽極をもつX線管が好ましく、さらに乳房画像撮影装置1であるので、モリブデンまたはロジウムであることが望ましい。 40

【0033】

X線の焦点は、X線管の例えば回転陽極に電子が衝突して発生するX線を取り出す、被写体10方向から見た窓である。一般にこれは正方形であり、その1辺の長さが焦点サイズである。焦点の形状が円である場合はその直径を、長方形である場合はその短辺をさす。この焦点サイズの測定方法はピンホールカメラによる方法とマイクロテストチャートを用いる方法などがJIS Z 4704に記載されている。

【0034】

X線の焦点サイズが大きいと放射されるX線量が多くなるが、いわゆる半影が生じる。半影とは、焦点サイズの大きさに起因して被写体10上の1点が、放射線読取部上で大きさを持った像として検出される現象であり、いわゆるボケのことである。従って、X線源が、単色の平行X線を出射するシンクロトロンや、点焦点と見なせるマイクロ焦点X線源と異なり、小焦点X線源では、有限な大きさの焦点サイズを有するが故に、この半影の影響が問題となる。

10

【0035】

ところで、被写体10と放射線画像検出器との間隔を離して撮影することにより、X線が被写体10を通過するときに屈折して被写体10の境界部分であるエッジが強調される位相コントラスト画像を得ることができるが、被写体10と放射線検出器との間隔を大きくすると半影によるボケ幅が増加する。こうしたことから一定以上のX線量を得るために焦点サイズの下限值が決まり、そして屈折コントラストを半影のボケをしのいで実現して高鮮鋭な画像を得るために被写体10と放射線検出器との間隔、放射線源5と被写体10との間隔またはX線物理特性などから、焦点サイズの上限が決まってしまう。従って通常の医療施設で位相コントラスト撮影を行うには、焦点サイズは30 μm 以上で300 μm 以下であることが必要であり、好ましくは50 μm 以上200 μm 以下である。

20

【0036】

放射線源5の下方であって放射線照射範囲には、被写体10を載置させる被写体台11が設けられており、被写体台11の下方には、放射線画像検出器を保持させる検出器保持部12が設けられている。検出器保持部12の下部には、放射線量検出部13が設けられている。

【0037】

ここで、放射線画像検出器としては、輝尽性蛍光体シート、X線エネルギーを光に変換するシンチレータとその光を読取る光半導体素子を2次元に配列した放射線画像検出器、X線エネルギーを直接に電気信号に変換する光導電体とその電気信号を読取る半導体素子を2次元に配列した放射線画像検出器、X線を光に変換するシンチレータとその光をCCDやCMOSなどに集光するためのレンズとを組み合わせたものを2次元に配列した放射線画像検出器、あるいはX線を光に変換するシンチレータとその光を光ファイバでCCDやCMOSに導いて電気信号に置き換える放射線画像検出器を使用することができる。

30

【0038】

また、放射線画像検出器は、通常の乳房画像撮影では、18 cm×24 cmまたは24 cm×30 cmの大きさのものを使用するが、位相コントラスト画像撮影では、拡大画像を撮影するため、25 cm×32 cm以上の大きさのものをすることがより好ましく、放射線画像検出器の取扱いの便宜上、35 cm×43 cm程度の大きさのものをすることが望ましい。

40

【0039】

上記被写体台11および検出器保持部12は、検出器保持部12を図1において上下方向に移動させる保持部移動装置14のスライド軸15に摺動可能に支持されている。

【0040】

ここで、放射線源5と放射線画像検出器との間隔が75 cm以上、被写体台11と放射線画像検出器との間隔が15 cm以上で撮影を行う場合には、明瞭な位相コントラスト画像を得ることができる。そして、被写体台11と検出器保持部12との間隔が、大きい方が位相コントラストによるエッジ効果が大きくなるが、この間隔が、放射線源5と被写体台11との間隔に対してあまりに大きいと半影のボケの影響で鮮悦性が低下する。したがっ

50

て、被写体台 1 1 と検出器保持部 1 2 との間隔および放射線源 5 と被写体台 1 1 との間隔がともに大きいことが画質向上の面から望まれる。一方、これらの間隔を大きくすると、乳房画像撮影装置 1 全体が大きくなるため、撮影室の大きさや乳房画像撮影装置 1 の取扱いの便宜の面から問題となる。

【0041】

以上の観点から、放射線源 5 と検出器保持部 1 2 との間隔が 85 cm 以上となるように、検出器保持部 1 2 の可動範囲を定めることが、位相コントラスト画像を得る上で好ましい。一方、放射線源 5 と検出器保持部 1 2 との間隔が 200 cm 以下となるように、検出器保持部 1 2 の可動範囲を定めることが、装置の取扱いの便宜上好ましい。このとき、被写体台 1 1 は、放射線源 5 との間隔が 50 cm 以上 100 cm 以下となり、検出器保持部 1 2 との間隔が 15 cm 以上 100 cm 以下となるように設けることが、良好な画質を得る上で好ましい。なお、放射線源 5 と検出器保持部 1 2 との間隔を 90 cm 以上 165 cm 以下となるようにし、放射線源 5 と被写体台 1 1 との間隔が 60 cm 以上 75 cm 以下であり、被写体台 1 1 と検出器保持部 1 2 との間隔が 30 cm 以上 90 cm 以下であることがより好ましい。

10

【0042】

電源部 8、絞り装置 9、検出器保持部 1 2、放射線量検出部 1 3、および保持部移動装置 1 4 は、放射線画像の形成に関する操作を行う操作装置 2 に接続されている。

【0043】

操作装置 2 には、キーボードやタッチパネル等の入力部 1 6 が設けられているとともに、画像を記録媒体に記録する画像出力装置 4 が接続されている。また、操作装置 2 には、図 2 に示すように、撮影画像の拡大率の決定を行う拡大撮影設定部 1 7 と、放射線画像の撮影に関する処理を行う撮影処理部 1 8 とが設けられている。

20

【0044】

拡大撮影設定部 1 7 は、入力部 1 6 より入力された入力画素サイズ A および最小出力画素サイズ B に基づいて、

【0045】

拡大率 $M = \text{入力画素サイズ A} / \text{最小出力画素サイズ B}$ (1)

となる拡大率 M を算出する。

【0046】

ここで、入力画素サイズとは、放射線画像検出器により検出される放射線画像を構成させる最小の単位要素の大きさであり、放射線画像検出器を構成する光や電気信号を読取る半導体素子の大きさにより定まる。放射線画像検出器として輝尽性蛍光体シートを用いる場合には、別途、輝尽性蛍光体シートにレーザ光を走査して、輝尽性蛍光体シートに蓄積、記録された放射線エネルギーを輝尽発光させ、この輝尽発光光の強弱を電気信号として読取る必要があるが、このレーザ光の走査単位（電気信号を読取る放射線画像検出器上の間隔）、あるいは、電気信号を読取る半導体素子の大きさにより、入力画素サイズが定まる。入力画素サイズは、高精度の画像を得るためには、30 μm 以上 300 μm 以下であることが好ましく、特に乳房画像を撮影する場合には、30 μm 以上 100 μm 以下であることが好ましい。

30

40

【0047】

最小出力画素サイズとは、画像出力装置により画像データを記録媒体に記録する際に、記録媒体に記録することができる最小の単位要素の大きさである。最小出力画素サイズは、高精度の画像を得るためには、30 μm 以上 100 μm 以下であることが好ましく、特に乳房画像を出力する場合には、30 μm 以上 50 μm 以下であることが好ましい。

【0048】

また、拡大率とは、被写体 1 0 の大きさに対する放射線画像の大きさの割合であり、放射線源 5 と被写体 1 0 との間隔、および被写体 1 0 と放射線画像検出器との間隔により定まる。拡大率は、位相コントラスト画像によるエッジ効果および乳房画像撮影装置 1 の取扱い上の便宜を考慮すると、1.2 以上 3.0 以下であることが好ましい。

50

【0049】

拡大撮影設定部17は、算出した拡大率に基づいて、放射線源5と放射線画像検出器との間隔および放射線源5と被写体台11との間隔、ならびに絞り装置9の絞り量を演算するようになっている。

【0050】

拡大率と、放射線源5と放射線画像検出器との間隔および放射線源5と被写体台11との間隔、ならびに絞り装置9の絞り量との関係について説明すると、式1における拡大率Mの画像を得るためには、被写体10に放射線が照射される照射範囲に対して、放射線画像検出器に照射される照射範囲が、 A/B 倍となるように、放射線源5と放射線画像検出器との間隔および放射線源5と被写体台11との間隔を設定する必要がある。同時に、放射線源5と被写体台11との間隔との関係において、放射線源5から被写体10全体に放射線が照射されるように絞り装置9の絞り量を設定する必要がある。

10

【0051】

そして、拡大撮影設定部17は、演算によって得た放射線源5と放射線画像検出器の間隔および放射線源5と被写体台11の間隔に基づいて、保持部移動装置14の駆動を制御して、被写体台11および検出器保持部12を所定の位置に配置させ、演算によって得た絞り装置9の絞り量に基づいて、絞り装置9の開閉を制御するようになっている。

【0052】

また、拡大撮影設定部17は、演算によって得た放射線源5と放射線画像検出器の間隔および放射線源5と被写体台11の間隔が、被写体台11または検出器保持部12の可動範囲を超える場合には、適切な拡大撮影の設定を行うことができないことを報知するように報知装置19を制御するようになっている。

20

【0053】

撮影処理部18は、入力部16より入力された照射する放射線量や放射線の強度等の撮影条件に基づいて、電源部8から電力を供給することにより放射線源5から放射線を照射させるように、電源部8を制御するようになっている。すなわち、撮影処理部18は、入力部16からの信号により、電源部8を制御して放射線源5から所定強度の放射線の照射を開始させるようになり、放射線源5からの放射線の照射が開始されると、放射線量検出部13が、被写体10を透過する放射線量を検出し、被写体10を透過する放射線量が所定の線量に到達したときに、撮影処理部18に対して信号を送信するようになっている。撮影処理部18は、放射線量検出部13からの信号を受信すると、電源部8を制御して放射線源5からの放射線の照射を停止するようになっている。

30

【0054】

画像処理装置3は、放射線画像読取部20と画像処理部21とを有している。

【0055】

なお、放射線画像読取部20は、放射線画像検出器として、輝尽性蛍光体シートを使用する場合には、画像処理装置3に輝尽性蛍光体シートが挿入されると、この輝尽性蛍光体シートにレーザ光を走査させることにより、輝尽性蛍光体シートに記録された放射線エネルギーを輝尽発光させ、励起された輝尽発光光の強弱を読取り、これを電気信号に変換するようになっている。

40

【0056】

画像処理部21は、放射線画像検出器により直接変換された放射線画像の電気信号、あるいは、放射線画像読取部20により処理され変換された放射線画像の電気信号を入力し、 A/D 変換、正規化処理および階調処理等を行うようになっている。また、画像処理部21は、拡大撮影設定部17により算出された拡大率Mを入力し、この拡大率Mに対応する縮小率 $1/M$ により縮小した画像データを生成するようになっている。さらに、画像処理部21は、周波数強調処理やダイナミックレンジ圧縮処理等を行うようにしてもよい。画像処理部21は、このようにして生成した画像データを画像出力装置4に対して出力するようになっている。

【0057】

50

次に、本実施形態の作用について説明する。

【0058】

入力部16より入力画素サイズおよび最小出力画素サイズが入力されると、拡大撮影設定部17は、式1により拡大率Mを算出し、この拡大率に基づいて、放射線源5と放射線画像検出器の間隔および放射線源5と被写体台11の間隔、ならびに絞り装置9の絞り量を演算する。この演算された間隔に基づいて、拡大撮影設定部17は、保持部移動装置14を駆動させて、被写体台11および検出器保持部12を所定の位置に配置させ、演算された絞り量に基づいて、絞り装置9を開閉させる。

【0059】

一方、演算された間隔が被写体台11または検出器保持部12の可動範囲を超えている場合には、拡大撮影設定部17は、適切な拡大撮影の設定を行うことができないことを報知装置19に報知させる。

【0060】

次に、撮影処理部18は、入力部16からの信号を入力すると、入力部16より入力された撮影条件に基づいて、電源部8を制御して放射線源5から放射線の照射を開始させ、放射線量検出部13に被写体10を透過する放射線量を検出させ、放射線量検出部13より被写体10を透過する放射線量が所定の線量に到達したとの信号を受信すると、電源部8を制御して放射線源5から放射線の照射を停止させる。

【0061】

このとき、被写体10を透過した放射線は、被写体10に照射される照射範囲のM倍に広がって放射線画像検出器に照射される。

【0062】

放射線画像検出器に照射された放射線のエネルギーは、放射線画像検出器により直接電気信号に変換され、あるいは、一旦蓄積された後に放射線画像読取部20によりレーザ光を照射して励起された輝尽発光光が読取られて電気信号に変換される。

【0063】

放射線画像の電気信号は、画像処理部21に入力され、画像処理部21により、A/D変換処理や階調処理等が施され、デジタルの画像データが生成される。この画像データは、画像処理部21に入力された拡大率に対応する縮小率 $1/M$ で縮小される。

【0064】

縮小された画像データは、画像出力装置4に対して出力され、実寸大の画像として、記録媒体に記録される。

【0065】

本実施形態によれば、式1に基づいて拡大率Mを算出し、この拡大率Mで撮影を行っているので、縮小率 $1/M$ で縮小した乳房画像を画像出力装置に出力することができ、実寸大の乳房画像を得ることができる。さらに、入力画素数と出力画素数が対応するため、補間処理を行う必要がなく、高精度な乳房画像を得ることができる。

【0066】

なお、本実施形態では、式1を用いて拡大率Mを算出するようにしたが、次式により算出するようにしてもよい。

【0067】

拡大率 $M < \text{入力画素サイズ} A / \text{最小出力画素サイズ} B$ (2)
この場合、拡大撮影設定部17は、式2による演算結果の端数を切り捨てて拡大率Mとするようにしてもよいし、予め複数の選択し得る拡大率を設定しておき、この中から、式2による演算結果に最も近い拡大率を拡大率Mとして選択するようにしてもよい。予め設定された複数の拡大率の中から拡大率Mを選択するようにした場合、本実施形態のように被写体台11および検出器保持部12が摺動自在に設けられた放射線画像形成システムのみならず、複数の検出器保持部12が選択可能に設けられた放射線画像形成システムにも適用することができる。

【0068】

10

20

30

40

50

式 2 を用いて拡大率 M を求めた場合においては、1 つの入力画素を複数の出力画素で出力することになるが、例えば、4 つの入力画素を 9 つの出力画素で表す場合等、1 つの出力画素が複数の入力画素にまたがってしまう場合が生じる。この場合には、画像処理部 2 1 により当該拡大率に対応する縮小率 $1/M$ で画像を縮小する際に、例えば、複数の入力画素の平均値を 1 つの出力画素で表すようにする等の補間処理を行うようにするとよい。

【0069】

また、本実施形態では、式 1 を用いて拡大率 M を算出するようにしたが、次式を用いて再構成画素サイズ C を決定するようにしてもよい。

【0070】

再構成画素サイズ $C \geq$ 最小出力画素サイズ $B \times$ 拡大率 M (3)

10

再構成画素サイズとは、放射線画像検出器の単位要素である画素を複数個まとめ、まとめた画素の各信号値を平均して 1 つの信号値で表すことにより、1 つの画素とみなされた当該画素の大きさである。たとえば、 $40 \mu\text{m}$ の画素を 4 つまとめることにより、再構成画素サイズが $80 \mu\text{m}$ である 1 つの画素とみなすことができる。

【0071】

さらに、画像出力装置を複数台接続し次式を用いて、拡大撮影設定部により最小出力画素サイズ B で画像を出力する画像出力装置を選択するようにし、選択した画像出力装置に縮小率 $1/M$ で縮小した画像を出力させるようにしてもよい。

【0072】

最小出力画素サイズ $B \leq$ 入力画素サイズ $A /$ 拡大率 M (4)

20

【0073】

また、次式の関係に該当する場合には、拡大率 M に対応する縮小率 $1/M$ で画像データの間引き処理および補間処理を行うようにしてもよい。

【0074】

最小出力画素サイズ $B \geq$ 入力画素サイズ $A /$ 拡大率 M (5)

【0075】

例えば、入力画素サイズおよび最小出力画素サイズがともに $80 \mu\text{m}$ である場合に、拡大率 2 で撮影を行い、縮小率 $1/2$ で縮小して実寸大の画像を出力するためには、図 4 (A) に示すように、入力画素の 1 つの列において、2 つの画素につき 1 つの画素を間引いて 1 つの出力画素で表すようにすればよい。また、図 4 (B) に示すように、入力画素の 1 つの列において、2 つの画素につき 1 つの画素を出力画素で表す際に、当該 1 つの画素と隣り合う画素の 3 つのデータを平均したデータ、あるいは、ある重み付けの基に計算して得たデータを 1 つの出力画素で表すようにしてもよい。

30

【0076】

また、本実施形態では、画像を記録媒体に記録する画像出力装置 4 を設けるようにしたが、画像出力装置 4 として、例えば、操作装置 2 に配設された CRT ディスプレイや液晶ディスプレイ等を用いるようにしてもよい。

【0077】

本実施形態では、画像処理部 2 1 を画像処理装置 3 に設けるようにしたが、操作装置 2 に設けるようにしてもよく、さらには、操作装置 2 と画像処理装置 3 とを一体的に構成するようにしてもよい。

40

【0078】

また、本実施形態では、入力画素サイズおよび最小出力画素サイズ、ならびに、放射線量や放射線の強度等の撮影条件を入力部 1 6 より入力するようにしたが、放射線画像撮影に関する情報を管理するサーバに予め入力しておき、このサーバからネットワークを通じて受信するようにしてもよい。このようにすれば、受信した入力画素サイズおよび最小出力画素サイズ、並びに撮影条件に基づいて、自動的に検出器保持部 1 2 の位置や絞り装置 9 の開絞り量、電圧値、放射線量が設定される。

【0079】

なお、本実施形態では、絞り装置 9 を設け、拡大撮影設定部 1 7 により、式 1 における拡

50

大率Mの画像を得るため絞り量を演算し、この絞り量に基づいて絞り装置9を制御するようにしたが、拡大撮影設定部17により演算された絞り量を液晶ディスプレイ等の表示装置に表示させ、表示された絞り量を有する照射野制御板を装着するようにしてもよい。

【0080】

また、本実施形態では、被写体台11を保持部移動装置14のスライド軸15に摺動可能に設けるようにしたが、放射線源5との間隔が所定の間隔となるように本体部6に固定して設けるようにしてもよい。放射線源5と被写体台11との間隔は、位相コントラスト画像を得るためには60cm以上75cm以下であることが好ましい。

【0081】

次に、本発明による第二の実施形態について説明する。なお、本実施形態において、第一の実施形態と同一の符号を付したものについては、第一の実施形態と同様である。 10

【0082】

本第二実施形態は、胸部などの放射線画像を形成する放射線画像形成システムであり、この放射線画像形成システムは、図3に示すように、胸部などの放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置と、放射線画像の撮影に関する操作をする操作装置2と、撮影された放射線画像をデジタルの画像データに処理する画像処理装置3と、画像データを記録媒体に記録する画像出力装置4を有する。

【0083】

放射線画像撮影装置は、放射線源5が設けられた本体部6を有しており、この本体部6は、図3において上下方向に移動可能に支持台7に支持されている。放射線源5は、放射線源5から放射線を照射させるために必要な電力を供給する電源部8に接続されている。放射線源5の放射線照射口には、放射線照射野を調節する絞り装置9が、開閉自在に設けられている。 20

【0084】

放射線源5の放射線照射方向の前方であって放射線照射範囲には、被写体10を支持する被写体台11が設けられており、被写体台11の前方には、放射線画像検出器を保持させる検出器保持部12が設けられている。検出器保持部12の裏面には、放射線量検出部13が設けられている。

【0085】

上記被写体台11および検出器保持部12は、検出器保持部12を図3において左右方向に移動させる保持部移動装置14のスライド軸15に摺動可能に支持されている。ここで、放射線源5と放射線画像検出器との間隔が100cm以上、被写体台11と放射線画像検出器との間隔が30cm以上で撮影を行う場合には、明瞭な位相コントラスト画像を得ることができる。 30

【0086】

操作装置2と画像処理装置3と画像出力装置4については、それぞれ第一実施形態の操作装置2と画像処理装置3と画像出力装置4と同様の構成である。

【0087】

本第二実施形態によれば、式1に基づいて拡大率Mを算出し、この拡大率Mで撮影を行っているので、縮小率 $1/M$ で縮小した胸部画像を画像出力装置に出力することができるため、実寸大の胸部画像を得ることができる。さらに、入力画素数と出力画素数が対応するため、高精度な胸部画像を得ることができる。 40

【0088】

なお、本発明は、本第二実施形態に限られないことは第一の実施形態と同様である。

【0089】

【発明の効果】

請求項1に記載の発明によれば、拡大率 $M \leq$ 入力画素サイズA/最小出力画素サイズBとなる拡大率Mで撮影を行っているので、放射線画像を拡大率Mに対応する縮小率 $1/M$ で縮小して画像出力装置に出力することができるため、実寸大の画像を得ることができる。

【0090】

請求項 2 に記載の発明によれば、拡大率 $>$ 入力画素サイズ / 最小出力画素サイズとなった状態では、エラーが報知されるため、無駄な撮影を防止することができる。

【0091】

請求項 3 に記載の発明によれば、再構成画素サイズ $C \geq$ 最小出力画素サイズ $B \times$ 拡大率 M となる再構成画素サイズ C で放射線画像が再構成されるので、この放射線画像を拡大率 M に対応する縮小率 $1/M$ で縮小して画像出力装置に出力することができるため、実寸大の画像を得ることができる。

【0092】

請求項 4 に記載の発明によれば、再構成画素サイズ $<$ 最小出力画素サイズ $\times$ 拡大率となった状態では、エラーが報知されるため、無駄な撮影を防止することができる。

10

【0093】

請求項 5 に記載の発明によれば、拡大撮影設定部により、最小出力画素サイズ $B \leq$ 入力画素サイズ $A /$ 拡大率 M となる最小出力画素サイズ B で画像を出力する画像出力装置が選択され、この画像出力装置に画像が出力されるので、放射線画像を拡大率 M に対応する縮小率 $1/M$ で縮小して画像出力装置に出力することができるため、実寸大の画像を得ることができる。

【0094】

請求項 6 に記載の発明によれば、最小出力画素サイズ $>$ 入力画素サイズ / 拡大率となった状態では、エラーが報知されるため、無駄な撮影を防止することができる。

【0095】

20

請求項 7 に記載の発明によれば、最小出力画素サイズ $B \geq$ 入力画素サイズ $A /$ 拡大率 M となる場合には、拡大率 M に対応する縮小率 $1/M$ で画像データの間引き処理が行われるため、放射線画像を拡大率 M に対応する縮小率 $1/M$ で縮小して画像出力装置に出力することができ、実寸大の画像を得ることができる。

【0096】

請求項 8 に記載の発明によれば、拡大率 M で撮影し被写体の鮮鋭性が向上した乳房の位相コントラスト画像を、拡大率 M に対応する縮小率 $1/M$ で縮小して画像出力装置に出力することができるため、実寸大の乳房画像を得ることができる。

【0097】

請求項 9 に記載の発明によれば、拡大率 M で撮影し被写体の鮮鋭性が向上した位相コントラスト画像を、拡大率 M に対応する縮小率 $1/M$ で縮小して画像出力装置に出力することができるため、実寸大の画像を得ることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による放射線画像形成システムの第一実施形態の構成を示す図である。

【図 2】本発明による放射線画像形成システムの一実施形態の構成を示すブロック図である。

【図 3】本発明による放射線画像形成システムの第二実施形態の構成を示す図である。

【図 4】(A) は、間引き処理を行う場合の例を模式的に示す説明図であり、(B) は、間引き処理および補間処理を行う場合の例を模式的に示す説明図である。

【符号の説明】

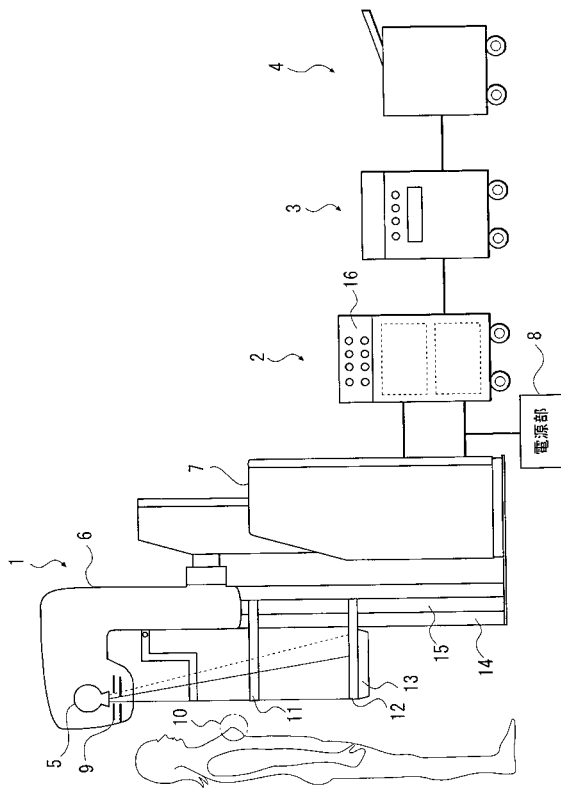
40

- 1 乳房画像撮影装置
- 2 操作装置
- 3 画像処理装置
- 4 画像出力装置
- 10 被写体
- 11 被写体台
- 12 検出器保持部
- 17 拡大撮影設定部
- 18 撮影処理部
- 20 放射線画像読取部

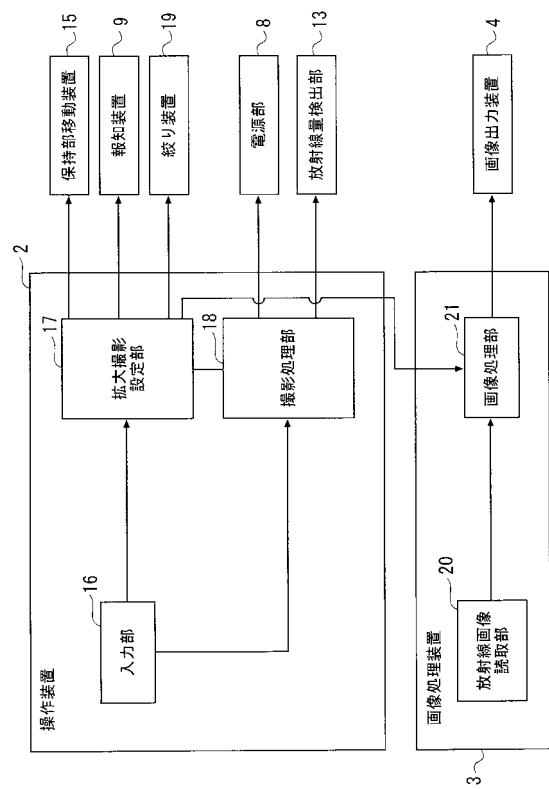
50

2 1 画像処理部

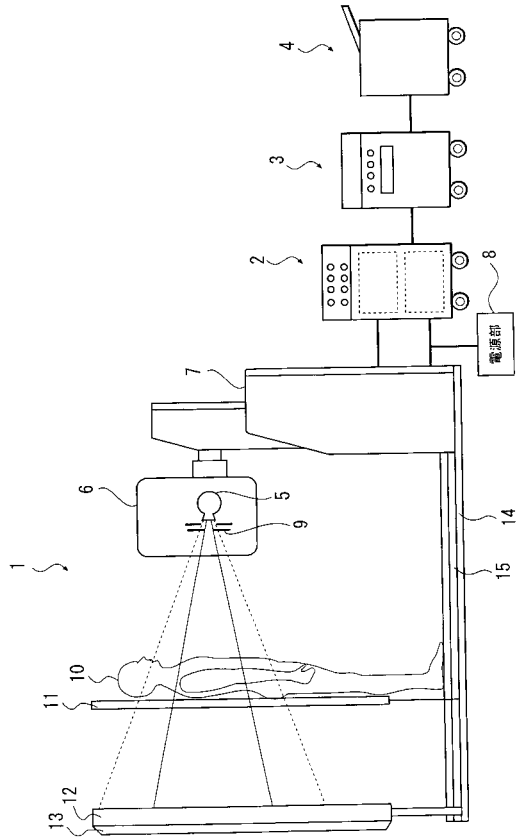
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

