

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3862798号
(P3862798)

(45) 発行日 平成18年12月27日(2006.12.27)

(24) 登録日 平成18年10月6日(2006.10.6)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 7 O

A 6 1 B 6/00 3 2 O M

A 6 1 B 5/05 3 7 O

A 6 1 B 5/05 3 9 O

請求項の数 7 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平9-3846
 (22) 出願日 平成9年1月13日(1997.1.13)
 (65) 公開番号 特開平10-192268
 (43) 公開日 平成10年7月28日(1998.7.28)
 審査請求日 平成16年1月13日(2004.1.13)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 100099852
 弁理士 多田 公子
 (74) 代理人 100099760
 弁理士 宮川 佳三
 (72) 発明者 川崎 真司
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社 日立メ
 ディコ内
 (72) 発明者 池田 重之
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社 日立メ
 ディコ内
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場及び傾斜磁場を所定のパルスシーケンスで印加して前記被検体から生じる核磁気共鳴信号に基づき前記被検体の断層像を取得する磁気共鳴イメージング手段と、前記磁気共鳴イメージング手段の静磁場中に置かれた前記被検体のX線透過像を取得するX線撮像手段と、前記磁気共鳴イメージング手段及び前記X線撮像手段と接続され、前記磁気共鳴イメージング手段における磁場印加及び核磁気共鳴信号計測のタイミング並びに前記X線撮像手段におけるX線照射タイミングを統括的に制御する撮影制御手段とを備えたことを特徴とする医療用画像診断装置。

【請求項2】

前記撮影制御手段は、前記磁場印加及び核磁気共鳴信号計測のタイミングと前記X線照射のタイミングとが異なるように前記磁気共鳴イメージング手段及び前記X線撮像手段を制御することを特徴とする請求項1記載の医療用画像診断装置。

【請求項3】

前記磁気共鳴イメージング手段及び前記X線撮像手段の少なくとも一方は制御部を備え、当該制御部が前記撮影制御手段を含むことを特徴とする請求項1又は2に記載の医療用画像診断装置。

【請求項4】

前記磁気共鳴イメージング手段及び前記X線撮像手段はそれぞれ制御部を備え、一方の制御部が前記撮影制御手段を含み、他方の制御部を制御することを特徴とする請求項1又

10

20

は 2 に記載の医療用画像診断装置。

【請求項 5】

前記磁気共鳴イメージング手段及び前記 X 線撮像手段の一方が前記撮影制御手段を含み、他方を制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の医療用画像診断装置。

【請求項 6】

前記撮影制御手段は、前記磁気共鳴イメージング手段によるパルスシーケンスにおける繰り返し時間の間に前記 X 線撮像手段による X 線照射を行い、前記磁気共鳴イメージング手段による撮影と前記 X 線撮像手段による撮影をほぼ同時に平行して行なうことを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項に記載の医療用画像診断装置。

【請求項 7】

前記撮影制御手段は、前記 X 線撮像手段による X 線照射の間に前記磁気共鳴イメージング手段によるパルスシーケンスを実行し、前記磁気共鳴イメージング手段による撮影と前記 X 線撮像手段による撮影をほぼ同時に平行して行なうことを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項に記載の医療用画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は医療用診断装置に係わり、特に X 線画像と磁気共鳴断層画像（以下、「MRI 画像」という）とが略同時相で撮影可能な医療用画像診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、画像診断装置の性能向上やカテーテル、ガイドワイヤーの性能向上などにより、X 線透視下において先端に様々な器具を取り付けたカテーテルを被検体に挿入して行うインターベンショナルラジオロジー（以下「IVR」という）が可能となり、被検者の病変の診断と治療行為を同時に行うようになってきた。IVR を可能とする画像診断装置として、図 8 に示すような 2 対の X 線管球とイメージインテンシファイア（以下「I.I.」という）とがそれぞれ支持器に対向配置されたバイプレーンシステムの X 線診断装置が用いられている。

【0003】

しかしこの X 線診断装置は、2 方向から同時に撮影を行うことができるものの、それぞれの画像は 2 次元透過像であるため、カテーテル先端部と病変部との 3 次元的位置関係はこれらの画像からは把握できない。また、臓器は X 線の吸収率が低いため 2 次元透過像としては観察できず、カテーテルが臓器に対してどの位置にあるのか把握できなかった。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

一方、X 線 CT 装置は臓器とカテーテル等との位置関係の把握には適しているものの、スキャナ部が必須であるため、支持器を備えた X 線診断装置とは同時に使用することができない。このため、X 線 CT 画像を併用する場合には、CT 画像が必要なときには被検者を移動させて CT 撮影を行い、カテーテルと臓器との位置関係を確認後、再び被検体を X 線診断装置に戻してカテーテルを進めたり、組織の採取を行う必要があるが、このようにカテーテルを挿入した状態で被検者を移動させることは危険を伴うため好ましいことではない。

【0005】

また、X 線 CT 装置による撮像と X 線診断装置による撮像との間に、被検体の移動に少なくとも数十秒の時間を要するため、両画像において同じ位置関係が保てなくなるという問題もある。例えば、一方の装置で被検者に息を止めさせて撮影しても、他方の装置で撮影する際に同じ条件で息止めができるとは限らず、僅かなずれでも臓器の位置が異なることを考慮すると正確な診断ができない可能性がある。

【0006】

本発明は上記課題を解決すべく、被検体を移動することなく、X 線画像と 3 次元的な位置

10

20

30

40

50

情報の得られる断層画像とを略同時相で撮影できる医療用画像診断装置を提供するものである。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段】

本発明は、オープンガントリ型の磁気共鳴イメージング装置（以下「MRI装置」という）が、X線撮像装置と構造上同時に使用することができることに着目し、3次元的な位置情報を取得するためのMRI画像をX線画像と略同時相で撮影する方法を提供するものである。

【 0 0 0 8 】

即ち、本発明の医療用画像診断装置は、静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場及び傾斜磁場を所定のパルスシーケンスで印加して被検体から生じる核磁気共鳴信号に基づき被検体の断層像を取得する磁気共鳴イメージング手段（以下「MRI手段」という）と、被検体のX線透過像を取得するX線撮像手段と、MRI手段及びX線撮像手段と接続され、MRI手段における磁場印加及び核磁気共鳴信号計測のタイミング並びにX線撮像手段におけるX線の照射タイミングを統括的に制御する撮影制御手段とを備えるものであり、好適には撮影制御手段は、磁場印加及び核磁気共鳴信号計測のタイミングと異なるタイミングでX線を照射するように各手段の駆動タイミングを制御する。

10

【 0 0 0 9 】

また、X線撮像手段は、X線検出器として、固体検出器を用いた2次元センサを用いたものであることが好ましい。

20

【 0 0 1 0 】

このような医療用画像診断装置では、MRI手段において高周波磁場及び傾斜磁場のいずれも印加されておらず、かつ核磁気共鳴信号を検出しない場合のみにX線撮像手段からX線を照射するように磁場印加及びX線照射のタイミングを制御することにより、X線撮像手段はMRI手段の高周波磁場の影響を排除してX線透過像を得ることができ、MRI手段はX線撮像手段の電磁ノイズの影響を受けることなくMRI画像を得ることができる。これらの画像はほぼ同時相の画像なので、両者を参照しながら診断、治療行為を効率よく進めることができる。

【 0 0 1 1 】

上記のような磁場印加及びX線照射のタイミングを制御するため撮影制御手段はMRI手段及びX線撮像手段それぞれに設けられた制御部の上位の制御装置として設けてもよいが、いずれか一方の制御部がこれを兼ねることも可能である。このため、X線撮像手段及びMRI手段それぞれを大幅に改変することなく実現することが可能である。また、X線検出器として固体検出器を用いた2次元センサを使用することにより、磁気シールドを施さなくとも、磁界による影響をほとんど受けることなくX線画像を取得できる。

30

【 0 0 1 2 】

本発明の医療用画像診断装置における撮像方法として、好適には、X線撮像手段で照射するX線が断続的なX線パルスであり、また、一の高周波磁場を印加してから次の高周波磁場を印加するまでの1サイクル間に、少なくとも1回X線を照射する撮影方法が好ましい。

40

【 0 0 1 3 】

また、別の態様として、X線撮像は、X線を断続的に継続して照射し、X線照射の間に1枚のMRI画像を得るためのパルスシーケンスを実行する撮影方法であってもよい。

【 0 0 1 4 】

照射するX線として断続的なX線パルスを用いることにより、時系列的に連続したX線画像（動画）を得ることができ、この際X線照射タイミング及びMRIによる磁場印加タイミングを制御することにより、様々な撮影方法が可能となる。即ち、MRI手段が高周波磁場を印加してから次の高周波磁場を印加する間での1サイクルの間に、少なくとも1回X線を照射することとし、このようなX線照射をパルスシーケンスを構成する各パルス間に行ってもよく、またパルスシーケンスの各サイクルの間隙に行ってもよい。

50

【 0 0 1 5 】

あるいは、X線照射の間に1枚のMRI画像を得るためのパルスシーケンス、例えばエコープラーナリーメーキング法(EPI法)を実行することもできる。この場合、動画像に影響を与えない範囲でX線パルスの照射間隔を変更してもよい。即ち、リアルタイムで撮影を行うシネ撮影の場合、X線パルスは比較的短い間隔で照射され、EPIシーケンスを実行する時間より短い場合があるが、EPIシーケンス自体が数10ミリ秒と短い時間で終わるので、このシーケンスを挿入する分X線パルスの照射間隔を変更しても動画像に影響を与えることはない。

【 0 0 1 6 】

【 発明の実施の形態 】

以下、本発明の実施例について詳細に説明する。

【 0 0 1 7 】

本発明の医療用画像診断装置を図1及び図2を参照して説明する。この医療用画像診断装置は、図1に一例を示すようにオープンガントリ型のMRI装置(MRI手段)30にX線撮像装置(X線撮像手段)10を組み込んだものであり、図中明示はしていないが、X線撮像装置10及びMRI装置30の双方を制御する撮影制御手段を備えている。

【 0 0 1 8 】

この装置のX線撮像装置10は、図示するようにX線管球11、固体検出器を用いた2次元センサ12、これらに対向配置して支持するC型アーム形状の支持器13、2次元センサ12を装備したテレビカメラ14及び撮影画像を表示するモニタ15を備え、更に図2に示すようにX線管球11からX線を発生するための高電圧を与える高圧発生器16、この高圧発生器16にX線発生のための信号を入力するX線制御器17、撮影画像を処理する画像処理部18、及びこのX線制御部17に対して条件を設定するための操作卓(図示せず)を備えている。

【 0 0 1 9 】

尚、X線の検出器として2次元センサではなくは従来のX線撮像装置10に用いられているI.I.を採用することも可能であるが、この場合には磁気シールドが施されていることが必要である。2次元センサはI.I.に比べてX線検出効率がよいので、X線源として従来のX線管球より小型のものをを用いることができ、小型のX線源でも十分にX線透視撮影に適用できる。また、I.I.は磁界による影響を受けやすいのに対して、固体検出器は磁界による影響をほとんど受けないため磁気シールドをする必要がない。このような2次元センサに用いられる固体検出器としては、X線を検出できる公知のものを使用できる。

【 0 0 2 0 】

一方、MRI装置30は、図1に示すようにオープンガントリ31となっている。このようなオープンガントリのMRI装置は、被検者40が検査中に圧迫感を感じないように配慮して開発されたものであるが、術者が被検者に任意の方向から自由にアクセスできる点でIVRにも適しており、構造上、X線撮像装置10とMRI装置30とを同時に作動できることから、両画像を取得するために被検体を移動させる必要もない。

【 0 0 2 1 】

図中明示はしていないが、このガントリ31の内部には、均一な静磁場を発生するための永久磁石と、被検体内部の水素原子核を励起するために高周波磁場パルスを印加する高周波コイルと、被検体から放出される核磁気共鳴信号に基づき画像化するために必要な位置情報を与える傾斜磁場コイル群とが包含されている。また被検体の施術部位近傍には受信コイルが配置されている。

【 0 0 2 2 】

また、図2に示すように、高周波磁場パルスを印加するため、高周波を発生する高周波発信器33、この高周波を変調する変調器34、及びこの変調信号を増幅し照射コイル32に出力する増幅器35を備え、傾斜磁場を印加するため、傾斜磁場コイル群に電力を供給する傾斜磁場電源36も備えている。更に、MRI装置全体を制御するMRI制御部(C

10

20

30

40

50

PU) 37、これに諸条件を入力するための操作卓(図示せず)及びMRI制御部37の制御により一連のパルスシーケンスを実行するシーケンサ38を備えており、高周波磁場印加に係わる変調器34及び傾斜磁場印加に係わる傾斜磁場電源36はこのシーケンサ38からの指令により照射コイル32及び傾斜磁場コイル39をそれぞれ駆動する。また、計測されたエコー信号(核磁気共鳴信号)を演算により画像化する画像処理部及び処理画像を表示するモニタをも備えている。

【0023】

本発明においては更に、X線パルスの照射タイミング及び磁場印加のタイミングを統括的に制御する撮影制御部20を備えており、この撮影制御部20はX線撮像装置10のX線制御部17及びMRI装置30のシーケンサ38に接続されている。

10

【0024】

上記構成の装置の動作について図2を用いて説明する。

【0025】

X線画像を得るため、X線撮像装置10の操作卓を介してX線制御部17に管電圧、管電流などの各種設定値が設定される。これらの設定値に基づいて、X線制御器17が高圧発生器16を制御して動作させ、X線管球11からX線を照射する。照射されたX線は被検体を透過して2次元センサ12に達し、ここでX線の吸収或いは減衰度合いを光学情報に変換する。そしてこの光学情報を像としてテレビカメラ14で撮影し、撮影画像は画像処理部18で処理を行った後、モニター15に表示される。

【0026】

20

また、MRI画像を得るため、MRI装置30の操作卓を介してMRI制御部37に繰り返し時間TR、エコー時間TEなどの各種設定値が設定される。これらの設定値に基づいて、シーケンサ38が所定のパルスシーケンスを実行し、高周波コイル32及び傾斜磁場コイル群39から高周波磁場及び傾斜磁場が印加される。これらの磁場が印加されることにより被検体から生じるエコー信号は受信コイルで受信された後、画像処理部37に転送されて、2次元或いは3次元のフーリエ変換により画像化され、モニターに表示される。

【0027】

上記のようにX線撮像装置10及びMRI装置30はそれぞれの操作卓を介して設定がなされるが、本発明においては、両者の動作タイミングは撮影制御部20により制御されている。即ち、撮影制御部20にはシーケンサ38から傾斜磁場発生のためのパルス信号、高周波発生のためのパルス信号、及びエコー信号の計測を指示する信号が入力され、これらの信号を検出することにより撮影制御部20は磁場印加等のタイミングと重ならないようにX線照射のタイミングをX線制御器17に出力する。或いは、X線制御器17からX線照射信号が撮影制御部20に入力され、この信号を検出してX線照射タイミングと重ならないように高周波パルス等の発生のタイミングをシーケンサに出力する。撮影制御部20のこのような働きにより、高周波磁場及び傾斜磁場の印加タイミング並びにエコー信号の計測タイミングと、X線照射のタイミングとが異なるように制御でき、これにより略同時相のX線画像及びMRI画像が得られる。

30

【0028】

尚、図1に示す実施例では、C型アーム形状の支持器13にX線管球11及び2次元センサ12が支持されたX線撮像装置10を採用しているが、固体検出器を用いた2次元センサ12は薄型形状であるので、小型のX線発生器を使用した場合には、これら2次元センサとX線源とをMRI装置のガントリの内部に対向して配置することもできる。ガントリ内に配置可能な小型のX線発生器の一例として、図3に示すように、高電圧発生部16'及びこれに取り付けられ、先端部にX線を発生させる固定ターゲット(図示せず)が配置された加速管11'を備えたものが適用できる。

40

【0029】

次に上述のような構成における医療用画像診断装置における画像撮影方法について説明する。図4は本発明による画像撮像方法の一実施例のタイミング線図を示すもので、この実施例ではMRI撮像シーケンスとして勾配エコー法(GE法)を採用し、これと同期して

50

パルス状 X 線を用いた X 線撮像を実現するものである。図 4 において、上から順に M R I 装置側の高周波磁場パルス (R F パルス)、スライス選択用の傾斜磁場パルス (G s パルス)、位相エンコード用の傾斜磁場パルス (G p パルス)、周波数エンコード用の傾斜磁場パルス (G f パルス)、エコー信号計測、及び X 線撮像装置側の X 線パルスの各タイミングを示している。

【 0 0 3 0 】

尚、位相エンコード傾斜磁場パルスは位置情報を得るため、G E の基本サイクル毎に異なる強度の傾斜磁場パルスを印加しており、1 枚の画像を取得するために位相エンコードのステップ数が例えば 2 5 6 となるように基本サイクルが繰り返される。

【 0 0 3 1 】

この撮像方法では、まず M R I 装置において、G s パルス 4 1 1 を印加すると共に R F パルス 4 0 1 を印加し、引き続いて G p パルス 4 2 1 と負極性の G f パルス 4 3 1 を印加する。その後一定間隔をおいて、G f パルス 4 3 1 とは逆の極性の G f パルス 4 3 2 を印加し、これに伴い発生するエコー信号 4 4 1 を計測する。その後一定の間隔をおいて次のサイクルの G s パルス 4 1 2 及び R F パルス 4 0 2 を印加し、G p パルス 4 2 2 の強度が異なることを除いては上記と同様に繰り返す。

【 0 0 3 2 】

一方、X 線撮像装置 1 0 では、シーケンサから G f パルス (4 3 1, 4 3 3, 4 3 5 . . .) 印加及び G f パルス (4 3 2, 4 3 4, 4 3 6 . . .) をトリガとして X 線制御器 1 7 が X 線パルス 4 5 1, 4 5 2, 4 5 3 . . . を照射するように高圧発生器 1 6 を駆動する。

【 0 0 3 3 】

この例の G E 法では、R F パルス及び各傾斜磁場パルスの典型的な印加時間、負極性の G f パルスと正極性の G f パルスとの間隙時間、信号計測と次サイクルの R F パルス照射との間隙時間及びエコー信号の計測時間は、一般的に各々数ミリ秒 ~ 数十ミリ秒である。また、リアルタイムのシネ撮像を行う場合には、X 線パルス透視撮像時の X 線パルス照射時間及び照射間隔は、一般的に各々数ミリ秒 ~ 数十ミリ秒である。

【 0 0 3 4 】

従って、本実施例のように負極性の G f パルス 4 3 1 と正極性の G f パルス 4 3 2 との間隙に、X 線パルス 4 5 1 を照射でき、また、エコー信号 4 4 1 の計測も G f パルス 4 3 2 の印加も共に終了した後、次の R F パルス 4 0 2 の照射との間隙にも X 線パルス 4 5 2 を照射できる。以後の繰り返しにおいても同様に負極性の G f パルスと正極性の G f パルスとの間隙及び繰り返し時間の次の R F パルス印加までの待ち時間に X 線パルスを断続的に照射して連続した X 線画像 (シネ画像) を得ることができる。

【 0 0 3 5 】

このように、R F パルス及び各傾斜磁場パルスの印加並びにエコー信号の計測タイミングと、X 線パルス照射のタイミングとが重ならないように制御することにより、それぞれの装置の電磁ノイズを排除して略同時相の X 線画像及び M R I 画像を得られる。

【 0 0 3 6 】

図示する実施例では、負極性の G f パルスと正極性の G f パルスとの間隙及び繰り返し時間の待ち時間を利用して X 線パルスを照射した場合を示したが、これに限定されず、上記の各パルスの印加タイミングを制御することにより、多様な X 線照射パターンを実現することができる。例えば、R F パルス 4 0 1 及び G s パルス 4 1 1 の印加後、G p 4 2 1 及び G f パルス 4 3 1 印加までに間隙を設け、この間に X 線パルスを 1 回照射することもでき、これにより 1 サイクルに 3 回 X 線を照射できる。

【 0 0 3 7 】

更に M R I 装置のパルスシーケンスにおける繰り返し時間の間に 1 回だけ X 線パルスを照射してもよく、例えば図 5 に示すようにエコー信号計測と次のサイクルの R F パルス印加との間隙に X 線パルス 5 5 1、5 5 2 . . . を照射することも可能である。

【 0 0 3 8 】

次に本発明の医療用画像診断装置による画像撮像方法の他の実施例を図 6 を参照して説明

10

20

30

40

50

する。

【0039】

この実施例では、X線パルス611、612・・・の照射タイミングをトリガーとしてMRI装置側でEPI法によるパルスシーケンス601、602・・・を起動する。EPI法のパルスシーケンスは1回のRF照射後反転するGfパルスを連続して印加し、この反転毎に複数のエコー信号を計測するもので、1サイクルの計測時間は通常数十ミリ秒程度であるため、同図に示す実施例のように、EPI法のパルスシーケンス1サイクルが終了する毎に1回X線パルスを照射することもできる。これにより、X線画像とMRI画像とが交互にほぼ同時相で得られる。

【0040】

この場合、1回のRF照射で1画像を得るためのエコー信号を全部計測してもよいが、X線パルスの照射間隔を短くしたい場合にはEPI法をいくつかに分割して行ってもよい。例えば、1画像分を3回に分割して得る場合、3つのX線画像と、これらとほぼ同時相のMRI画像とが得られる。この場合、比較的短い一定間隔（例えば30ミリ秒程度）でパルス幅5ミリ秒程度のX線パルスを照射することにより、動きの滑らかなX線シネ画像を得ることができる。

【0041】

また、EPI法に限らず、数十ミリ秒程度でパルスシーケンスの1サイクルが終了するような高速撮像法であれば同様にして本発明の撮影方法を適用することができ、例えばスパイラルスキュン法などを用いてもよい。

【0042】

更に図6ではMRI画像とX線画像とを共に連続して撮像する場合について示したが、MRI撮像方法として上述したEPIのような高速撮像法を採用する場合、X線撮像の間に必要に応じてMRI撮像を実行することも可能である。そのような実施例を図7に示した。

【0043】

図7は、図6に示す実施例と同様にX線パルスを照射タイミングをトリガーとしてMRI装置側でEPI法によるパルスシーケンスを起動するが、この際、MRI撮像シーケンスは必要に応じて実行され、通常は所定のタイミングでX線パルス照射によるX線撮像が行われる。

【0044】

この際、MRI撮像が行われなるときには、比較的短い一定間隔（例えば30ミリ秒程度）でパルス幅5ミリ秒程度のX線パルス711、712・・・を照射し、動きの滑らかな動画像を得るようにする。このときの各パルス間の間隙時間DT1（例えば25ミリ秒）は、EPI法により1画像分の計測に要する40～50ミリ秒に比べて短いため、EPIシーケンスを起動するときには、パルス間の間隙時間を制御してDT1より長い時間とする。即ち、図7に示すように、パルス間の間隙時間DT1で3つのX線パルス711～713を継続して照射し、その後比較的長い間隔DT2（例えば50ミリ秒程度）を設定し、この間にEPI法により1画像分のパルスシーケンス701を実行し、引き続きパルス間の間隙時間を短い時間DT1に戻してX線パルス714～717を継続する。

【0045】

この間隔DT2はMRI画像取得のために必要な時間を設定されるが、この時間DT2はEPIシーケンスの場合50ミリ秒程度であるので、X線の動画像に乱れを生じない程度に押えることができる。これにより、連続したX線動画像とこれとほぼ同時相のMRI画像が得られる。

【0046】

尚、上記の実施例では、撮影制御手段（撮影制御部20）はX線撮像装置のX線制御器及びMRI装置のシーケンサにそれぞれ接続された装置として示したが、いずれか一方の装置を上位装置とし、上位装置により他方の下位装置を制御する場合には、撮影制御手段は上位装置のみと接続し、これを制御すれば足り、このとき撮影制御手段は上位装置の内部

10

20

30

40

50

に設置することができる。また、撮影制御手段は、実施例のようにX線撮像装置及びMRI装置と別個に設けてもよいが、いずれか一方の制御部がこれを兼ねることによっても実現できる。

【0047】

【発明の効果】

以上説明したように本発明の医療用画像診断装置によれば、X線画像はMRI手段から生ずる磁場の影響を受けることなく、またMRI画像はX線撮像手段から発生する電磁ノイズによる歪みを生ずることなく、略同時相でX線画像及びMRI画像を取得することができる。また、これら両画像を撮影するために被検体を移動させる必要はなく、このため、双方の画像を確認しながら手術を行うIVRにおいても、より安全かつ確実に効果の高い治療を行うことが可能となる効果がある。

10

【0048】

更に、本発明の医療用画像診断装置によれば、固体検出器を用いた2次元センサを使用することにより、X線検出効率を向上させることができるばかりでなく、MRIとの併用においてハードウェア的な磁気シールドも不要となるので、装置全体を小型化できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の医療用画像診断装置の1実施例を示す全体斜視図

【図2】本発明の医療用画像診断装置における接続を示すブロック図

【図3】本発明の医療用画像診断装置に適用される小型X線発生器を示す図

【図4】本発明による医療用画像撮影方法の第1の実施例を示すタイミング図

20

【図5】本発明による医療用画像撮影方法の第2の実施例を示すタイミング図

【図6】本発明による医療用画像撮影方法の第3の実施例を示すタイミング図

【図7】本発明による医療用画像撮影方法の第4の実施例を示すタイミング図

【図8】従来のバイプレーンシステムのX線撮像装置

【符号の説明】

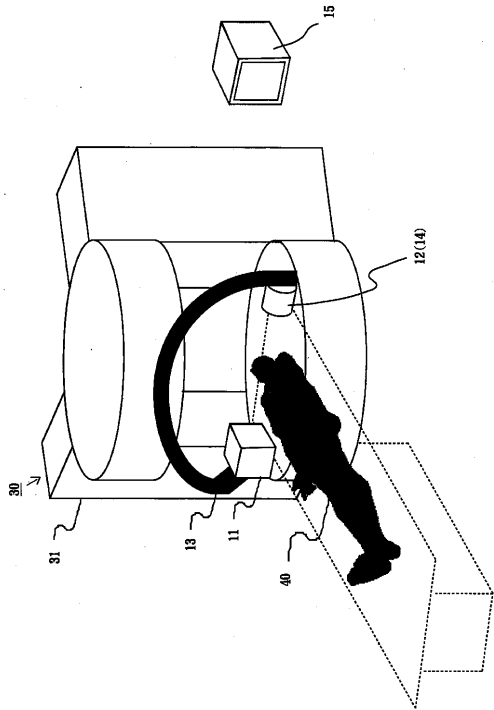
10・・・X線撮像装置(X線撮像手段)

12・・・固体検出器を用いた2次元センサ

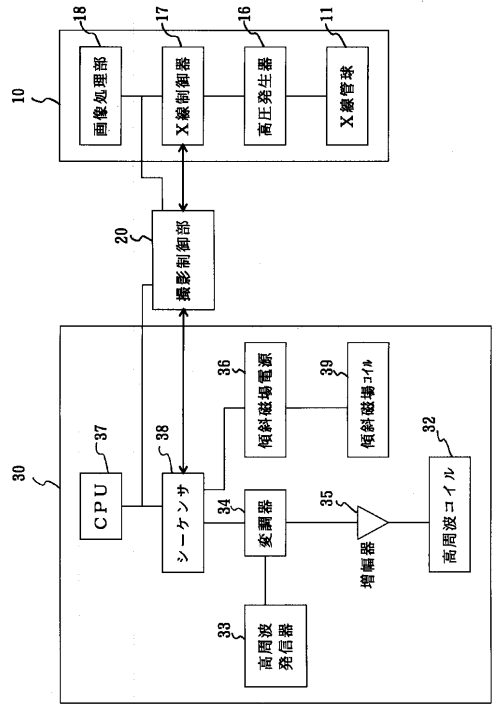
20・・・撮影制御部(撮影制御手段)

30・・・磁気共鳴イメージング手段(MRI手段)

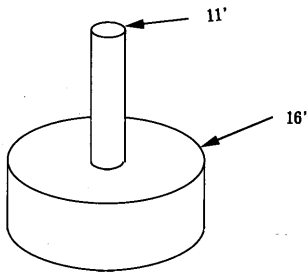
【 図 1 】



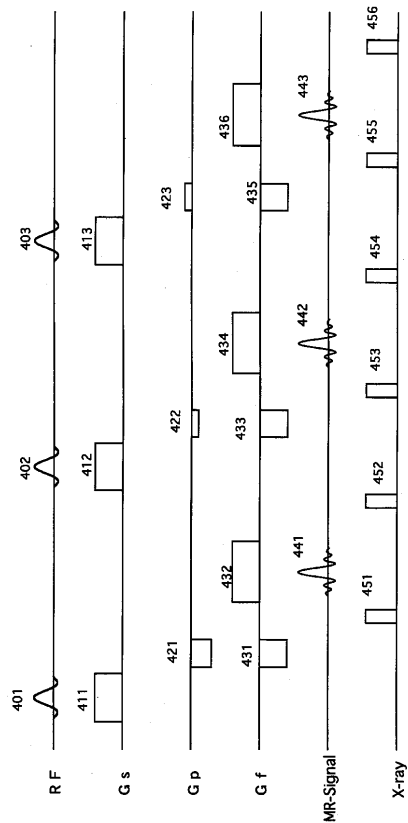
【 図 2 】



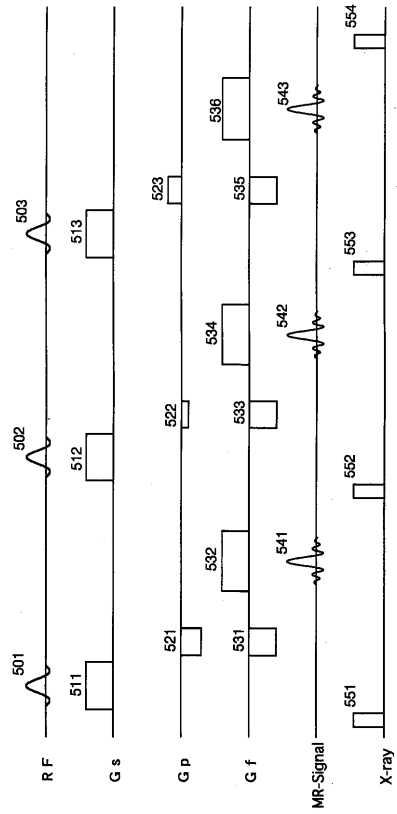
【 図 3 】



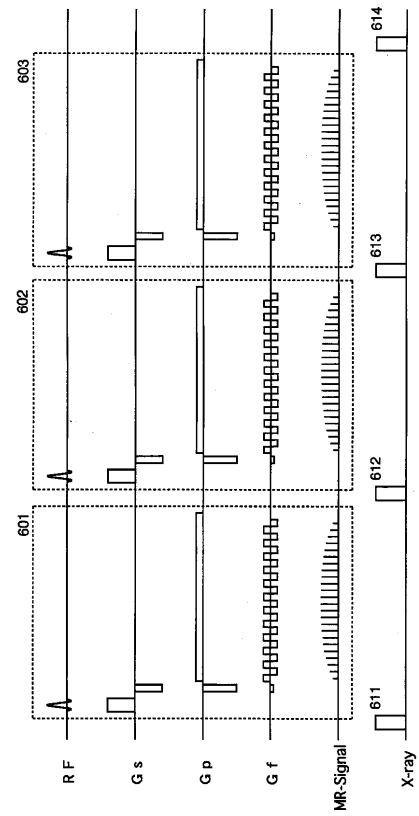
【 図 4 】



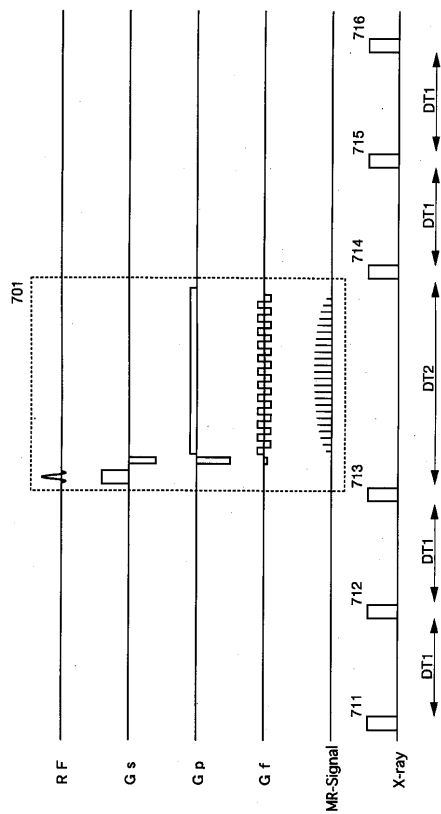
【 図 5 】



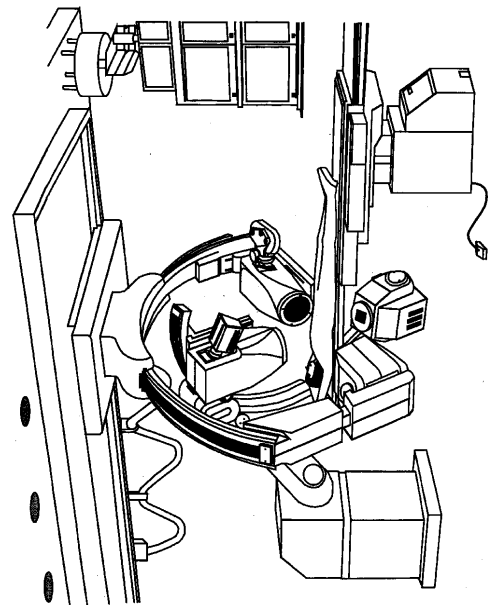
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

審査官 長井 真一

(56)参考文献 国際公開第 9 6 / 0 1 5 7 1 7 (WO , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B6/00-6/14