

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2014-507247

(P2014-507247A)

(43) 公表日 平成26年3月27日 (2014.3.27)

(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 2 0 M	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/08 (2006.01)	A 6 1 B 6/08 3 1 0	
	A 6 1 B 6/00 3 1 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

(21) 出願番号	特願2013-557741 (P2013-557741)	(71) 出願人	507224587
(86) (22) 出願日	平成24年2月23日 (2012.2.23)		ケアストリーム ヘルス インク
(85) 翻訳文提出日	平成25年9月5日 (2013.9.5)		アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
(86) 国際出願番号	PCT/US2012/026221		ター ペローナ ストリート 150
(87) 国際公開番号	W02012/121890	(74) 代理人	110001210
(87) 国際公開日	平成24年9月13日 (2012.9.13)		特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
(31) 優先権主張番号	61/450,260	(72) 発明者	スタグニット ジョセフ アール
(32) 優先日	平成23年3月8日 (2011.3.8)		アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
(33) 優先権主張国	米国 (US)		ター ペローナ ストリート 150 パ
(31) 優先権主張番号	13/283,654		テント リーガル スタッフ内
(32) 優先日	平成23年10月28日 (2011.10.28)	(72) 発明者	ワン シャオホイ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
(31) 優先権主張番号	61/533,396		ター ペローナ ストリート 150 パ
(32) 優先日	平成23年9月12日 (2011.9.12)		テント リーガル スタッフ内
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線画像化システムのための整合装置

(57) 【要約】

X線撮影画像化システムにおいて、放射線源を可搬型画像受信器と整合させるための方法は、放射線源に結合されるエミッタ装置から、所定の界パターンおよび所定の周波数の時変ベクトル方向を伴う磁界を生成し、生成される磁界は、同期信号をさらに備える。画像受信器に結合される感知装置から、磁界からの感知信号が取得され、感知装置は、3つ以上のセンサ要素を備え、センサ要素のうちの少なくとも2つは、互いに異なる角度に配設され、画像受信器の画像化領域の外側に配置される。出力信号は、同期信号に対する取得される感知信号の振幅および位相に従って、整合調節を示す。

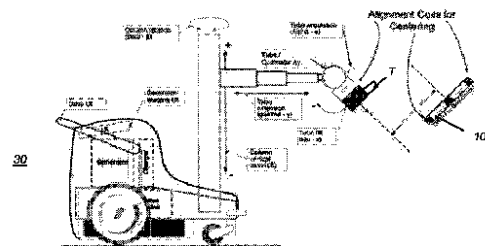


FIG. 11

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線撮影画像化システムにおいて、放射線源を可搬型画像受信器と整合させるための方法であって、

前記放射線源に結合されるエミッタ装置から、所定の界パターンおよび所定の周波数の時変ベクトル方向を伴う磁界を生成することであって、前記生成される磁界は、同期信号をさらに備える、ことと、

前記画像受信器に結合される感知装置から、前記磁界からの感知信号を取得することであって、前記感知装置は、3つ以上のセンサ要素を備え、前記センサ要素のうちの少なくとも2つは、互いに異なる角度で配設され、前記画像受信器の画像化領域の外側に配置される、ことと、

前記同期信号に対する前記取得される感知信号の振幅および位相に従って、整合調節を示す出力信号を提供することと、

を含む、方法。

【請求項 2】

前記出力信号は、前記感知出力信号に従って、前記エミッタ装置と前記感知装置との間の距離をさらに示す、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記磁界は、第 1 の磁界であり、前記所定の界パターンは、第 1 の所定の界パターンであり、前記所定の周波数の前記時変ベクトル方向は、第 1 の所定の周波数の第 1 の時変ベクトル方向であり、前記エミッタ装置は、第 1 のエミッタ装置であり、前記同期信号は、第 1 の同期信号であり、前記方法は、

前記放射線源に結合される第 2 のエミッタ装置から、第 2 の所定の界パターンおよび第 2 の所定の周波数の第 2 の時変ベクトル方向を伴う第 2 の磁界を生成することであって、前記第 2 の生成される磁界は、第 2 の同期信号をさらに備える、ことをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記整合調節を表示することをさらに含み、

前記第 1 の磁界を生成することは、第 1 のエミッタコイルおよび第 2 のエミッタコイルを同一の周波数で通電することを含み、前記第 1 および第 2 のエミッタコイルは、互いに実質的に直角な関係にある、

請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記磁界を生成することは、搬送信号を生成すること、またはモータを通電することをさらに含み、前記感知信号を取得することは、最適化致が識別されるまで、前記取得される感知信号を、前記源に対する前記受信器の空間的配置の理論位相および振幅の数学モデルと繰り返し比較することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

患者のベッドと関連付けられる金属構造物からの干渉を補償するように、前記提供される出力信号を処理することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記整合調節を示す前記出力信号を提供することは、前記取得される感知信号を、患者のベッドに対する前記センサ要素の 1 つ以上の場所に従って重み付けすることを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記出力信号を提供することは、患者のベッドに対する前記センサ要素の 1 つ以上の場所に応じて、前記センサ要素の 1 つ以上からの前記取得される感知信号を無視することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

X線撮影画像化システム内の放射線源を可搬型画像受信器と整合させるための装置であ

10

20

30

40

50

って、

前記放射線源に結合される第 1 のエミッタ装置であって、第 1 および第 2 のコイルを備え、第 1 の所定の界パターンおよび第 1 の所定の周波数の第 1 の時変ベクトル方向を有する第 1 の磁界を生成するように通電可能である、第 1 のエミッタ装置と、

第 1 の同期信号とそれに続いて前記第 1 の所定の界パターンを提供するように、前記第 1 のエミッタ装置を通電する、制御回路と、

相互に離間して前記画像受信器の周辺に位置する複数のセンサ要素を備える感知装置であって、前記複数のセンサ要素のそれぞれは、前記第 1 の時変磁界の前記第 1 の所定の周波数のセンサ信号を提供し、前記複数のセンサ要素からの前記センサ信号のうちの少なくとも 2 つは、前記第 1 の同期信号に対する位相および大きさのうちの少なくとも 1 つにおいて互いに異なる、感知装置と、

10

前記複数のセンサ信号に従って出力信号を生成する信号生成回路であって、前記出力信号は、前記エミッタ装置に対する前記感知装置の位置および配向を示す信号生成回路と、を備える、装置。

【請求項 10】

前記放射線源に結合される第 2 のエミッタ装置であって、第 3 および第 4 のコイルを備え、第 2 の同期信号および第 2 の所定の界パターンを含み、第 2 の所定の周波数の第 2 の時変ベクトル方向を有する、第 2 の磁界を生成するように通電可能である、第 2 のエミッタ装置をさらに備え、

前記感知装置は、前記第 2 の所定の周波数のセンサ信号をさらに提供し、

20

前記第 1 および第 2 のコイルは、互いに実質的に直角に配置されるか、または前記第 1 および第 2 のエミッタコイルは、角度方向に関して少なくとも 10 度互いに異なる、

請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

前記第 1 のエミッタ装置または前記感知装置のいずれかに結合される加速度計であって、前記信号生成回路と通信状態にある、加速度計をさらに備え、

前記複数のセンサ要素は、コイルと、ホール効果デバイスと、フラックスゲートと、磁気抵抗センサと、フラックスゲートセンサと、巨大磁気抵抗センサとを備える、

請求項 9 に記載の装置。

【請求項 12】

30

前記時変磁界は、正弦波または周期的であり、前記第 1 のエミッタ装置または第 2 のエミッタ装置のうちの少なくとも 1 つは、時変ベクトル方向を伴う前記磁界の前記周波数より高い周波数の搬送信号を変調し、前記画像化システムは、散乱除去グリッドをさらに備え、前記所定の界パターンは、固定位置界パターンである、請求項 9 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、放射線画像化のための装置に関し、より具体的には、放射線画像を記録するための画像検出デバイスに対する放射線源の適切な整合を提供するための位置付け装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

X 線画像が取得される際、放射線源と画像データを記録する 2 次元受信器との間に、概して最適な整合が存在する。ほとんどの場合、X 線源が、記録媒体の表面に対して垂直な方向の放射線を提供することが好ましい。このため、大規模な X 線撮影システムは、放射線ヘッドおよび記録媒体ホルダを、互いに特定の角度で搭載する。ヘッドおよび受信器を配向することは、典型的に、これらの 2 つの構成要素の間の全距離を越えて延在する、相当のサイズの搭載アームを必要とする。したがって、そのような大規模なシステムでは、受信器の望ましくない傾斜または斜行は、画像化システム自体のハードウェアによって防止される。

50

【 0 0 0 3 】

集中治療室（ＩＣＵ）環境で使用されるもの等の可動型または可搬型放射線画像化装置の出現により、放射線源と２次元放射線受信器との間の固定角度関係は、もはやシステム自体の搭載ハードウェアによって与えられない。代わりに、オペレータは、典型的に、視覚的評価を使用して、可能な限り垂直な配向を提供するように、放射線源の照準を受信器表面に向けて合わせることを要求される。

【 0 0 0 4 】

コンピュータＸ線撮影（ＣＲ）システムでは、２次元画像感知デバイス自体が、可読画像化媒体を格納する、可搬型カセットである。直接デジタルＸ線撮影（ＤＲ）システムでは、２次元画像感知デバイスは、平ら、剛性、または可撓性のいずれかの基板支持部を伴う、可搬型デジタル検出器である。

10

【 0 0 0 5 】

図１は、コンピュータＸ線撮影（ＣＲ）および／またはデジタルＸ線撮影（ＤＲ）に採用することができる、可動型Ｘ線装置を示す。可動型Ｘ線撮影ユニット６００は、取得画像および関連データを表示するための表示器６１０と、取得画像の記憶、伝送、修正、および印刷等の機能を可能にする制御パネル６１２とを含む、フレーム６２０を有する。可動性のために、ユニット６００は、１つ以上の車輪６１５と、ユニット６００をその意図される場所に誘導するのを助長する、典型的に胴、腕、または手の水平高さに提供される、１つ以上のハンドル把持部６２５とを有する。内蔵型バッテリーバック６２６は、電源を提供することができ、電力コンセントの近くでの動作の必要性を排除する。

20

【 0 0 0 6 】

フレーム６２０には、より単純にはブーム７０と称されるブーム装置上に搭載される、Ｘ線チューブ、チューブヘッド、またはジェネレータとも称されるＸ線源６４０を支持する、支持部材６３５が搭載される。示される実施形態では、支持部材６３５は、固定高さの垂直柱６４を有する。ブーム７０は、支持部材６３５から外向きに様々な距離に延在し、可搬型受信器１０上で画像を取得するために、柱６４を所望の高さに昇降する。ブーム７０は、外向きに固定距離だけ延在してもよく、または可変距離にわたり延在可能であってもよい。Ｘ線源６４０の高さ設定は、脚部および下肢を画像化するための低い高さから、患者の上半身部分の様々な位置を画像化するための肩以上の高さの範囲に及ぶことができる。他の実施形態では、Ｘ線源の支持部材は、固定柱ではなく、むしろ、広い範囲の垂直および水平位置にわたるＸ線源の移動を可能にするように接合機構で屈曲する、関節部材である。

30

【 0 0 0 7 】

コンピュータＸ線撮影（ＣＲ）システムでは、２次元画像感知受信器１０は、可読画像化媒体を格納する、可搬型カセットである。直接デジタルＸ線撮影（ＤＲ）システムでは、２次元画像感知受信器１０は、平ら、剛性、または可撓性のいずれかの基板支持部を伴う、可搬型デジタル検出器である。しかしながら、受信器１０は、可搬型であるため、いったん患者の背後に位置付けられると、技術者から見えない場合がある。これは、可搬型システムの整合作業を複雑にし、源－画像距離（ＳＩＤ）、傾斜角度、およびセンタリングを測定するために、ある方法を必要とし、散乱の影響を低減するために効果的にグリッドを使用することをより困難にする。可搬型Ｘ線撮影システムに伴うこの追加の複雑性のため、技術者は、グリッドを使用しないことを選択する場合があるが、しかしながら、グリッドがないと、結果として典型的に低品質画像になる。

40

【 0 0 0 8 】

オペレータがＸ線源対受信器角度を調節するのを支援する方法およびツールの提供の問題に対する多数の手法が存在する。１つの従来手法は、MacMahonの名称が「Mobile Radiography Alignment Device」の米国特許第４，７５２，９４８号に開示されるように、機械的整合をより小型で提供することであった。画像化カセットと放射線源との間の整合を維持するための駆動可能基準を伴う台が提供される。しかしながら、このタイプの複雑な機械的解決策は、これらのＸ線システム

50

の全体の柔軟性および可搬性を低減する傾向がある。Kwasnickらの名称が「Digital X-ray Imager Alignment Method」の米国特許第6,422,750号に提案されるような別のタイプの手法は、整合グリッドを検出するために、初期低照射パルスを使用するが、しかしながら、この方法は、受信器が、患者の背後に適合された後に整合されていなければならない、可搬型画像化条件に好適ではない。

【0009】

他の手法は、2つの間の整合を達成するために、放射線源から受信器に光ビームを投射する。この手法の例には、両方ともMacMahonの名称が「Alignment Method for Radiography and Radiography Apparatus Incorporating Same」の米国特許第5,388,143号、および名称が「Optical Grid Alignment System for Portable Radiography and Portable Radiography Apparatus Incorporating Same」の同第5,241,578号が挙げられる。同様に、Cumingsの名称が「Method, System and Apparatus for Aiming a Device Emitting Radiant Beam」の米国特許第6,154,522号は、放射線標的の整合に反射レーザービームを使用することを記載する。しかしながら、フィルムもしくはCRカセットまたはDR受信器を整合させるために光を使用することを提示してきた解決策は、多数の要因によって制約される。MacMahonの開示の「143号および「578号は、固定の源 - 画像距離(SID)を事前に判定し、次いで、この固定のSID値を用いて三角測量を適用することを要求する。SIDを変化させることは、三角測量設定に対する多数の調節を必要とする。この配設は、可変SIDを可能にする可搬型画像化システムには、それ程望ましくない。Cumingsの開示の「522号に開示されるようなレーザーを使用するデバイスは、場合によっては、調節を行う際に、必要とされるよりずっと高い正確さを要求する可能性がある。

【0010】

放射線源から受信器上に光が投射される他の例は、Bautistaの名称が「Locating Device」の米国特許第4,836,671号、およびMadsenの名称が「X-ray Photography Device」の同第4,246,486号において与えられる。Bautistaの「671号およびMadsenの「486号の両方の手法は、放射線源から投射され、受信器上で様々に交差する、複数の光源を使用する。

【0011】

重大なことに、上述される解決策は、例えば、可搬型システムを用いた胸部X線画像化の場合であり得るように、受信器およびその付随するグリッドが視界から隠れており、完全に患者の背後に置かれる場合、多くの場合、ほとんどまたは全く価値がない。今日の可搬型放射線画像化デバイスは、放射線学技術者によるフィルムカセット、CRカセット、またはデジタルX線撮影DR受信器の定置の相当の柔軟性を可能にする。患者は、画像化のために、横向き姿勢である必要はなく、必要とされる画像のタイプ、およびX線検査のために患者を動かす能力によって、任意の角度であってもよい。技術者は、各画像化セッションにおいて、可搬型カセットまたは受信器および放射線源の両方の位置を独立に手動で調節することができる。したがって、放射線源とグリッドと画像受信器との間の所望の角度を取得するための整合装置は、画像を取得するのに最適ないかなる配向にも適応することができる。従来的に適用されており、Tanakaらの名称が「Portable Radiation Imaging System and a Radiation Image Detection Device Equipped with an Angular Signal Output Means」の米国特許第7,156,553号に開示されるデバイスで 사용되는ような傾斜感知は、カセットが水平に置かれる単一の場合を除き、カセット対放射線源

10

20

30

40

50

配向に関する十分な情報を提供しない。より複雑な位置感知デバイスを使用することができ、経時的に悪くなる可能性があるサンプリングおよび累積丸め誤差の影響を受けやすく、頻繁な再同期を必要とする可能性がある。

【 0 0 1 2 】

したがって、従来の整合解決策は、特定のタイプのシステムおよび環境には有効であり得るが、しかしながら、相当の改善の余地が残されていることが明らかである。可搬型 X 線撮影装置は、小型かつ軽量でなければならず、これは、MacMahonの開示の ' 9 4 8 号で与えられるような機械的整合手法を、それ程望ましくないものにする。直接視線整合の制約は、多くのタイプの反射光ベースの方法の適用性を、限定された範囲の画像化状況に縮小する。Tanakaらの ' 5 5 3 号の解決策によって要求される複雑なセンサおよび動き制御対話は、既存の設計に相当の出費、複雑性、重量、およびサイズを追加し、限られた効果しか伴わない場合がある。多くのそれ程高価ではない可搬型放射線画像化ユニットは、必要な調節を達成するために必要とされる制御論理および動き協調構成要素を有さない。これらの手法のいずれも、特に散乱除去グリッドが使用される場合に、不整合を修正するための正しい指図である、手動調節を行うのに必要な情報をオペレータに与えない。

【 0 0 1 3 】

関連問題は、取得される画像および使用されるグリッドに適切な源 - 画像距離 (S I D) を達成する必要があるということである。従来の整合解決策は、S I D 情報を提供せず、別個の測定を行うこと、または近似 S I D 調節を行うことを技術者に委ねる。さらに、従来の解決策は、コリメータブレードの不整合または不十分な調節によってもたらされる後方散乱を低減するのを助長するツールを技術者に提供しない。このタイプの散乱は、歯および乳房撮影画像化等の他のタイプの X 線撮影画像化では特に問題ではない一方で、可搬型 X 線撮影画像化装置では、放射線が広域にわたって方向付けられるため、厄介である可能性がある。画像化受信器および受信器と関連付けられる任意の遮断要素を通過して作用する放射線が、不慮に反射されて受信器に戻り、画像品質に悪影響を及ぼす可能性がある。胸部 X 線および他のタイプの X 線では、後方散乱を可能な限り低減するために、技術者は、画像化受信器の場所および配向または輪郭を推定し、それに応じてコリメータを調節する必要がある。

【 0 0 1 4 】

重大なことに、前述されるこれらの従来の解決策のいずれも、既存の可搬型 X 線撮影システムに組み込むのに特に好適ではない。つまり、新たに製造される機器を除くすべてにおいて、これらの前記の解決策のいずれも実際には実現することが困難であり得、著しい費用影響を及ぼす可能性がある。

【 0 0 1 5 】

上記の解決策の多くによって対処されていない、さらに別の問題は、放射線科医師および放射線技術者の実際の作業慣例に関する。Tanakaらの出願 ' 5 5 3 号において重点が置かれる、放射線の垂直送達のための要件は、すべてのタイプの画像化に最適なわけではない。事実、傾いた (垂直ではない) 放射線入射角度が最も望ましい、いくつかのタイプの診断画像が存在する。例えば、標準的な胸部前後方向 (A P) 写真では、推奨中心光線角度は、垂直 (法線) から約 3 ~ 5 度傾いている。従来の整合システムは、それらが中心光線の法線入射を提供する一方、技術者が傾いた角度に調節するのを支援するように適応しない。

【 0 0 1 6 】

したがって、放射線画像を記録するために、画像検出デバイスおよび最適散乱除去グリッドに対する放射線源の適切な角度整合ならびに位置付けを可能にする、装置の必要性が存在することが分かる。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 7 】

10

20

30

40

50

本発明の目的は、放射線受信器に対する放射線源の整合および適切な位置付けを助長する、例示的な装置ならびに方法実施形態を提供することによって、X線撮影画像化の技術を前進させることである。本発明の特徴は、放射線源に対する受信器の距離および位置配向を感知することができる、センサならびに検出器配設の使用である。既存のX線装置への直接的な組み込みを可能にすることができるということが、特定の例示的な装置および方法実施形態の利点である。

【0018】

例示的な装置および方法実施形態は、整合のために、患者の背後の受信器の視認性を必要としない。様々なSID距離での使用に適応させることができる方法を提供するということが、一実施形態のさらなる利点である。

10

【0019】

これらの目的は、例証的な実施例としてのみ与えられ、そのような目的は、本発明の1つ以上の実施形態の例示であり得る。開示される発明によって本質的に達成される他の望ましい目的および利点が、当業者の頭に浮かぶか、または当業者に明らかになり得る。本発明は、添付の特許請求の範囲によって定義される。

【課題を解決するための手段】

【0020】

本発明の態様によると、X線撮影画像化システムにおいて、放射線源を可搬型画像受信器と整合させるための方法が提供され、本方法は、放射線源に結合されるエミッタ装置から、所定の界パターン（フィールドパターン）および所定の周波数の時変ベクトル方向を伴う磁界を生成することであって、生成される磁界は、同期信号をさらに備える、ことと、画像受信器に結合される感知装置から、磁界からの感知信号を取得することであって、感知装置は、3つ以上のセンサ要素を備え、センサ要素のうちの少なくとも2つは、互いに異なる角度に配設され、画像受信器の画像化領域の外側に配置される、ことと、同期信号に対する取得される感知信号の振幅および位相に従って、整合調節を示唆する出力信号を提供することを含むことができる。

20

【0021】

本明細書は、本発明の主題を具体的に指摘し、明確に主張する、特許請求の範囲で締めくくられているが、本発明の実施形態は、添付の図面と併せて解釈される際に、以下の説明からより良く理解され则认为され、図面は、以下の通りである。

30

【0022】

本発明の前述および他の目的、特徴、ならびに利点は、添付の図面に図示される、本発明の実施形態の以下のより具体的な説明から明らかになる。

【0023】

図面の要素は、必ずしも互いに一定の尺度ではない。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】1つのタイプの従来の可動型X線撮影ユニットの斜視図を示す。

【図2A】画像化される患者と画像診断装置の基本的構成要素との相対関係を示す、斜視図である。

40

【図2B】画像化システムセットアップの重要な次元関係を示す、斜視図である。

【図2C】例示的な不整合位置付けを示す、斜視図である。

【図3A】一実施形態における、整合装置の一部分の動作を示す、斜視図である。

【図3B】本発明の実施形態による、好適なチューブ対受信器/グリッド整合を達成するために使用される構成要素を示す、側面ブロック図である。

【図4】本発明の実施形態による、受信器位置の表示を示す、斜視図である。

【図5A】放射線源が受信器と十分に整合されていない、コリメータパターンの表示を示す。

【図5B】放射線源が受信器および散乱除去グリッドと十分に整合されている、コリメータパターンの表示を示す。

50

【図 5 C】放射線源が受信器と十分に整合されていない、投射コリメータパターンの表示を示す。

【図 5 D】放射線源が受信器およびグリッドと十分に整合されている、投射コリメータパターンの表示を示す。

【図 6 A】センタリング、角度差、および距離差を含む様々な条件下で、投射光パターンがどのように整合するかを示す図である。

【図 6 B】センタリング、角度差、および距離差を含む様々な条件下で、投射光パターンがどのように整合するかを示す図である。

【図 7】放射線源とその受信器との間の空間的関係を示唆する情報を表示するための、コリメータに結合される表示画面の使用を示す、平面図である。

【図 8 A】表示画面を表示装置として使用するためのオペレータインターフェース例を示す。

【図 8 B】表示画面を表示装置として使用するためのオペレータインターフェース例を示す。

【図 8 C】表示画面を表示装置として使用するためのオペレータインターフェース例を示す。

【図 9】代替の実施形態における、表示画面のオペレータインターフェース配設を示す。

【図 10】放射線源角度が変化するにつれて配向を変化させる、コリメータの付近に搭載される表示画面の一連のオペレータインターフェース表示画面を示す。

【図 11】本発明の実施形態による整合装置を使用する、X線撮影画像化装置を示す、概略図である。

【図 12 A】放出される磁界に対するセンサ要素での信号振幅および位相と関連する、基本的距離および角度関係を示す、概略図である。

【図 12 B】放出される磁界に対するセンサ要素での信号振幅および位相と関連する、基本的距離および角度関係を示す、概略図である。

【図 12 C】放出される磁界に対するセンサ要素での信号振幅および位相と関連する、基本的距離および角度関係を示す、概略図である。

【図 13】センサ装置を形成する感知要素を提供する、ホルダ内の受信器および散乱除去グリッドを示す、平面図である。

【図 14 A】エミッタ装置の構成要素を示す、概略ブロック図である。

【図 14 B】図 14 A のエミッタ装置によって生成される波形を示す。

【図 14 C】エミッタ装置内で変調された、直角に配置されたサインコイルおよびコサインコイルからの回転磁界ベクトルのパターンを示す。

【図 15 A】センサ装置の構成要素を示す、概略ブロック図である。

【図 15 B】図 15 A のセンサ装置によって獲得される波形を示す。

【図 15 C】センサ装置によって処理された、復調され、フィルタ処理された図 15 B の波形を示す。

【図 16 A】本発明の実施形態による、整合の基本的ステップを列挙する、論理フロー図である。

【図 16 B】本発明の装置を使用した整合の動作シーケンスを示す、論理フロー図である。

【図 17】本発明の装置を使用した自動整合の代替のシーケンスを示す、論理フロー図である。

【図 18】制御論理が、本発明の実施形態による界生成および処理ステップをどのように実行するかを示す、論理フロー図である。

【図 19】本発明の実施形態による、終了ステップの処理を示す、論理フロー図である。

【図 20】本発明の実施形態による、センサデータの周期的処理を示す、論理フロー図である。

【図 21】金属患者ベッドと関連する測定考察事項を示す、側面概略図である。

10

20

30

40

50

【図 2 2】 相対位置オフセットをグリッドフレーム角度と関連付ける、グラフである。

【発明を実施するための形態】

【0025】

種々の早期の X 線撮影システムで使用されてきた限られた傾斜を感知する手法とは異なり、特定の例示的な装置および方法実施形態は、多数の X 線画像化システムで使うことができる、放射線源対受信器整合の問題の直接的な解決策を提供する。

【0026】

本開示の文脈において、「画像化受信器」、またはより単純に「受信器」という用語には、例えば、フィルムもしくは蛍光体媒体等の光子刺激性媒体を有するカセットを含んでもよく、または放射線源から放出される放射線に従って画像を記録する検出器アレイを含んでもよい。可搬型受信器は、患者の背後に容易かつ便利に位置付けることができるように、放射線源に機械的に結合されていない。

10

【0027】

本明細書で使われる場合、「通電可能」という用語は、電力を受信するのに応えて、および任意選択的に、許可信号を受信するのに応えて、指示される機能を実施する、デバイスまたは一式の構成要素を指す。

【0028】

本開示の文脈において、2つの要素は、それらの角度配向（方向）が互いに $90^\circ + / - 12^\circ$ 異なる場合に、実質的に直角であると見なされる。

【0029】

20

本開示の文脈において、「結合される」という用語は、1つの構成要素の配置が、それが結合される構成要素の空間的配置に影響を及ぼすような、2つ以上の構成要素の間の機械的関連付け、接続、関係、または連結を指すことが意図される。機械的結合では、2つの構成要素は、必ずしも直接接続している必要はなく、1つ以上の中間構成要素を通して連結することができる。

【0030】

図 2 A の斜視図は、X 線撮影画像化装置 30 の構成要素を示す。X 線源等の放射線源 20 は、放射線を患者 14 に向かって方向付ける。患者の背後に位置付けられる受信器 10 は、患者 14 を通過する入射放射線から、診断画像を形成する。受信器 10 は、例えば、フィルムもしくは蛍光体媒体等の光子刺激性媒体を有してもよく、または放射線源 20 から放出される放射線に従って画像を記録する、検出器アレイを有してもよい。受信器 10 は、横向きまたは縦向き配向を有してもよい。任意選択の散乱除去グリッド 12 は、受信器 10 の表面の真上に、図 1 A に示されるように配設される、プレート 18 を有する。放射線源 20 は、図 2 A の実施例では、源 20 から外向きに受信器 10 に向かって方向付けられる放射線界を画定する、コリメータ 22 を有する。

30

【0031】

放射線源 20 は、放射線を受信器 10 に向かって方向付けるために、調節可能な角度配向を有する。図 2 B（システム構成要素のより良い視認性のために、患者 14 は示されていない）は、座標 $x y z$ 軸を示す。ここでは、源 - 画像距離（SID）は、 z 軸の概略方向である。図 2 B では、放射線源 20 は、受信器 10 から好適な SID のその整合位置にある。グリッドプレート 18 は、それらが、それらのそれぞれの平面が SID で収束する焦線 L を画定するように、角度配設される。そのような実施形態における大部分の画像化での最良整合のために、放射線源 20 は、焦線 L の付近に中心があるべきであり、コリメータ 22 の正面部分は、受信器 10 の平面に対して概して平行に向いているべきである。しかしながら、わずかな角度オフセットが好ましい画像タイプが存在する可能性がある。

40

【0032】

対照的に、図 2 C は、放射線源 20 の不十分な位置付けの 20' および 20'' の点線輪郭を示す。点線で示される位置 20' および 20'' では、SID は、ほぼ許容可能であるが、しかしながら、放射線源 20 は、焦線 L の付近に中心がなく、その角度配向は、ひどく斜行している。これらおよび同様の不整合位置では、放射線源の散乱除去グリッドとの

50

整合が不十分であり得、画像品質を低下させる、または最悪の場合、好適な診断画像が取得されるのを妨げる。

【 0 0 3 3 】

図 3 A の斜視図および図 3 B の側面図は、経路 P として表され、中心軸を中心に分布される放射線経路を有する放射線源 2 0 と、放射エネルギー感知性が高く、X 線撮影画像を形成するために被験者に隣接して位置付けられる画像化受信器 1 0 との間の相対的空間的關係を感知するように、ならびに整合および距離を含む相対的空間的關係を示唆する 1 つ以上の出力信号を生成するように通電可能である、整合感知装置 4 0 の使用を示す。図 3 A および図 3 B に示される実施形態では、ホルダ 4 6 は、画像受信器の画像化領域の外側に配置され、時変ベクトル方向を有する電磁界、あるいは単一のエミッタ T もしくは一対のエミッタ T 1 および T 2 であって、各エミッタ T、T 1、もしくは T 2 は、コリメータ 2 2 の付近に搭載される等、放射線源 2 0 に結合されて示される界生成要素（フィールド生成要素）4 4 を備える、単一のエミッタ T もしくは一対のエミッタ T 1 および T 2 によって生成される、または磁石もしくは通電されたコイルを回転させるモータによって生成される信号を受信する、1 つ以上のセンサ要素 4 2（例えば、電磁コイル）を有する。一実施形態では、センサ要素 4 2 は、同一平面上ではない。一実施形態では、界生成要素 4 4 は、同一平面上ではない。

【 0 0 3 4 】

また、ホルダ 4 6 は、受信器 1 0 も保持する。代替の実施形態では、整合感知装置 4 0 構成要素は、受信器 1 0 に組み込まれる。さらに別の代替の実施形態では、信号方向が反転され、信号は、ホルダ 4 6 上の受信器 1 0 に結合される 1 つ以上のエミッタ T から生成され、源 2 0 と結合されるセンサ要素によって検出される。角度測定値を取得するために、受信器 1 0 もしくは放射線源 2 0 の一方または両方上に、傾斜計、加速度計、コンパス、ジャイロスコープ、あるいは他のデバイス等の追加のセンサ 2 8 を提供することができる。整合感知装置 4 0 からの 1 つ以上の位置感知信号は、調節が必要か否かを判定するために、および任意選択的に、図 3 B に示される放射線源 2 0 上に搭載される表示画面等の表示装置 5 2 にこの情報を提供するために、制御論理を提供する制御論理プロセッサ 4 8 に進む。代替の実施形態では、整合の状態を示唆し、必要とされる特定の調節に関するガイダンスを提供する表示を患者または他の被験者上に投射するために、任意選択の投射器 5 4 が提供される。

【 0 0 3 5 】

図 3 B および以下において X 線源 2 0 上に搭載されて示される任意選択の投射器 5 4 は、例えば、Microvision Inc., Redmond, WA, USA の Pico Projector Display、または AAXA Technologies, Inc., Santa Ana, CA の Micro Projector 等のピコ投射器であってもよい。これら等の画像形成デバイスは、小さいサイズ、低重量、および低電力要件を含む多数の理由のために有利である。現在、携帯電話および他の高度に可搬型の電子デバイスで使用されている、これらの小さい設置面積の投射器は、発光ダイオード（LED）またはレーザー等の 1 つ以上の低電力固体光源に表示面上を走査させる。このタイプの投射器は、広い範囲の距離にわたる投射に、小さい数の光学構成要素を必要とする。固体光源自体は、典型的に、投射される画像ピクセルにのみ電力が消費されるように、必要に応じて高速にオンオフさせることができる。これは、バッテリー電力を投射器 5 4 に使用することができるように、表示デバイスが、低電力レベルで動作することを可能にする。代替の実施形態は、Texas Instruments, Inc. の Digital Light Processor（DLP）等のデジタルマイクロミラーアレイ、Silicon Light Machines, Inc. の Grating Light Valve（GLV）デバイス等の微小電気機械回析格子光弁のアレイ、またはシリコン上液晶（LCOS）デバイスを含む液晶デバイス（LCD）を採用するもの等の他のタイプの電子画像化投射器を画像形成装置として使用する。代替の実施形態では、投射器 5 4 は、標的を移動させるモータまたは他のアクチュエータを伴う

光源および可動型標的によって提供され、標的は、受信器場所を示す画像を提供するために、光源の経路内に位置付けられる。

【0036】

図4の斜視図は、任意選択の投射器54が本発明の一実施形態による表示機能をどのように実施するかを示す。投射器54は、左側に示されるように受信器10の領域を超える画像フィールド58にわたり、画像を形成する光を投射することができる。受信器10が、整合感知装置40を使用して位置特定される際、投射器54は、患者14上に受信器パターン60を表示し、受信器パターン60は、少なくとも患者14の背後または真下の受信器10の場所を示唆する輪郭を示す。右側では、所望の整合が示されており、X線チューブヘッド内のコリメータ光源から放出されるコリメータパターン62は、受信器パターン60と整合されている。とりわけ、この配設を用いて、投射器54は、受信器10のサイズを超える領域にわたり画像を投射することができ、コリメータおよび受信器10上への放射線経路のセンタリングの前に、受信器10の輪郭を表示することを可能にする。

【0037】

図5Aの斜視図は、放射線源20の放射線経路（前述されるように軸Pに沿って中心がある）が、受信器10またはそのグリッド12と整合されていない空間的配設において、放射線源20から表示されるコリメータパターン62を示す。図5Bの斜視図は、受信器パターン60を受信器10に直接投射する、表示装置50内の投射器54を示す。図5Cは、重ね合わせられた経路、ならびに放射線源20と受信器10との間の不十分な整合を示唆する不整合パターン60および62を示す。次いで、図5Dの斜視図は、正しい整合を示し、受信器パターン60およびコリメータパターン62は、中心整合されており、かつ対称である。SIDが正しくなく、受信器10が放射線源20に対して遠すぎるか、または近すぎるかのいずれかである場合に、投射器54とコリメータパターン62との間の視差問題が引き起こされる可能性があることを観測することができる。

【0038】

投射器54およびX線チューブヘッドのコリメータ光から表示されるパターンの位置関係を、整合の指標として使用することができる。一例として、図6Aは、コリメータ光からのコリメータパターン62と投射器54からの受信器パターン60との整合が、放射線源20のその受信器10との整合調節が必要であることをどのように示唆するかを示す。60および62で示されるパターンは、説明のために選択される代表的な例であり、図6Aおよび図6Bの実施例に示される中心円を伴う、または伴わない十字線パターンを含む、十字線パターンを含むが、これに限定されない、多数の形態のうちの任意の形態をとることができる。相対位置90で、源20および受信器10は、整合されておらず、それぞれのパターン62および60は、この不整合を示唆する。相対位置92で、源20は、受信器10との整合により近く、位置90で示されるよりセンタリングに近く、パターン62および60は、いくらか重なり合っているが、相互に対して中心ではないことを表示する。相対位置94で、源20および受信器10は、整合されており、それぞれのパターン62および60がこのセンタリング整合を示唆するように重なり合っていることが表示される。加えて、パターン60および62の両方が同一のサイズであり、実質的に同一の領域にわたる状況で、また、位置94は、コリメータが、放射線分布を制限し、後方散乱の可能性を低減するように適切に設定されていることも示唆する。また、SIDの値66および角度も投射器54によって表示される。代替の実施形態では、また、源-対象距離(SOD)も表示する。投射される値を、受信器パターン60内またはその外側に位置付けることができる。コリメータブレード位置を感知することができる代替の実施形態では、また、平行化光ビームを適切にサイズ決定し、配向することに関する追加の情報も表示器内に提供することができる。

【0039】

図6Bは、源20および受信器10の不十分な相対位置付けを表す、他の実施例を示す。相対位置96では、源20は、受信器10に対してほぼ中心であるが、角度は、法線から斜行している。したがって、源20からの放射線経路および受信器10の角度関係を示

唆する受信器パターン 60 は、例えば、台形パターンを有する等、非長方形である。相対位置 98 では、源 20 は、受信器 10 に対してほぼ中心であるが、源 - 画像距離 (SID) が正しくない、または正しい場合には、コリメータが後方散乱を低減するように調節されるべきである。この場合、それぞれのパターン 60 および 62 は、異なるサイズであるように見え、SID 調節の必要性を示唆する。

【0040】

表示装置 50 に投射が使用される場合、患者上に、または患者の横に、受信器 10 輪郭に加えて、様々なタイプの情報、例えば、受信器の場所、自動照射制御 (AEC) デバイスの場所、グリッド情報、実際の SID および推奨 SID、患者情報、ならびに整合情報のある部分を表示することができる。

10

【0041】

表示装置 50 としての表示画面 52

【0042】

図 7 は、代替の実施形態では表示装置 50 の投射器 54 を補完または置換することができる、表示画面 52 を示す。一実施形態では、表示画面 52 は、オペレータが、放射線源 20 を位置に移動させながら表示結果を見ることができるよう、示されるように、コリメータ 22 の付近に搭載される。代替の実施形態では、取り外し可能な表示画面もしくは遠隔表示画面上に、または表示器 610 (図 1)、X 線撮影画像化装置 30 自体の一部である表示コンソール上に、整合ユーティリティが提供されてもよい。

20

【0043】

図 8 A、図 8 B、および図 8 C は、表示画面 52 を表示装置 50 として使用する際のオペレータインターフェース例を示す。適切なセンタリング、角度、および SID のために必要とされる調節を記号で表すために、様々な図式アイコンならびに画像が使用される。角度調節指標 100 は、受信器 10 に対する源 20 の適切な角度調節を誘導するのを助長する、様々な図式および測定データを提供する。角度情報は以下の 1 つ以上を表示する。

(i) 受信器角度：任意選択の傾斜計もしくは他のセンサ 28 (図 3 B) または他の整合感知装置 40 データから、真の水平に対する角度測定値を取得することができる。

(ii) 放射線源 20 のチューブ角度：傾斜計もしくは他のセンサ 28 または他の整合感知装置 40 データから、この真の水平に対する角度測定値を同様に計算することができる。

30

(iii) 受信器 / グリッド対源 20 角度：受信器 10 と源 20 との間のこの相対角度測定値は、1 つ以上の任意選択のセンサ 28 (図 3 B) からの測定値を使用して、または他の整合感知装置 40 データから取得することができる。

(iv) 源対グリッド 12 整合のための捕捉角度データ。

(v) 整合感知装置 40 の測定値から計算される所望の角度に対する源対受信器角度。これには、非法線角度の調節を含む。

【0044】

SID 指標 110 は、測定データから取得される現在の SID 値を列挙するだけでなく、示される実施形態では、また、必要とされる調節量も示す。センタリング指標 120 は、テキストおよびセンタリング誤差ならびに必要とされる調節方向に関する図式情報を提供する。図 8 B では、センタリング指標 120 は、受信器の縦向き / 横向き配向を示す、図式要素 104 を含む。アイコン 102 は、対応する値の必要とされる調節方向を示唆するために、色、点滅、またはビデオクリップを含むアニメーション、および異なるタイプの記号を使用する。また、図式要素 104 は、必要とされる調節を視覚的に示唆するのを助長するためにも提供される。図式要素 104 は、円、バー、または他の形状を含む、多数のタイプのうちの任意のタイプの好適な要素であることができる。正しい角度、センタリング、または距離値を示唆するために、色を使用することができ、色の違いは、必要とされる変更がある場合には、推奨方向を示唆し、色遷移は、位置の間の移動を示唆する。調節が所望の設定とどれだけ近いかを判定するために、様々な閾値が使用される。

40

【0045】

50

図 9 は、表示画面 5 2 上のオペレータインターフェースの代替の実施形態の平面図を示す。SID 指標 1 1 0 は、測定データから取得される現在の SID 値を列挙する。ここでは、図式要素 1 0 4 は、センタリング、距離、および角度に必要とされる相対調節量を示す、スライダを含む。スライダのセンタリングは、正しい位置付けを示唆する。角度調節指標 1 0 0 は、真の水平に対する、または任意選択的に、相互もしくはは好ましい設定に対する、受信器あるいは X 線源の測定角度値を示す。任意選択の実施形態では、それらの相対角度の差が表示される。センタリング指標 1 2 0 は、X 線ビームの相対位置および形状を示す、重ね合わせたアイコン 1 2 2 を使用して、縦向きもしくはは横向き配向等の受信器 1 0 の画像または輪郭を示す。制御ボタン 1 2 4 は、整合の改善、システムまたはシステム構成要素に関する情報の取得、および他の機能に有用なユーティリティを提供する。代替の実施形態では、これから取得される X 線撮影画像のビュータイプ（例えば、AP 胸部検査ビュータイプ等）を設定するため、使用される場合には使用されるグリッドのタイプを指示するために、制御ボタン 1 2 4 のうちの 1 つが使用される。この設定は、次いで、画像に割り当てられ、表示される、特定の SID および角度値をもたらすことができる。

10

【0046】

図 10 は、コリメータ 2 2 の付近に搭載され、放射線源 2 0 の角度が変化するにつれて配向を変化させる、表示画面 5 2 の一連のオペレータインターフェース表示画面を示す。位置 1 3 0 で、受信器アイコン 1 3 2 は、センタリング標的アイコン 1 3 4 および放射線源アイコン 1 3 6 と共に表示される。位置 1 4 0 で、センタリングは、部分的に達成されるが、放射線源 2 0 は、受信器に向かって方向付け直されなければならない。位置 1 5 0 で、放射線源 2 0 が回動され、画面表示は、受信器アイコン 1 3 2 ならびにアイコン 1 3 4 および 1 3 6 を用いて構成要素の位置を表すように、自体を動的に再配向する。SID アイコン 1 5 2 は、受信器までの放射線源距離が調節されなければならないことを図式的に示す。SID アイコン 1 5 2 は、SID が変化するにつれて位置を変化させる。位置 1 6 0 で、適切なセンタリング、角度、および SID が取得される。SID 指標 1 1 0 に示されるように、SID 値が表示される。

20

【0047】

一実施形態では、また、センサも、グリッド 1 2 が使用されるか否かを示唆することができ、使用される場合、使用されるグリッド 1 2 のタイプを示唆することができる。次いで、システムは、検出される受信器の回転に基づき、横または縦グリッドタイプ、グリッド比、例えば、6 : 1、8 : 1、10 : 1、使用されるグリッドの最適な SID（または SID 範囲）、および正しいグリッドタイプを使用するための指示またはメッセージ（横または縦）等の情報を表示することができる。患者が平らに横たわっていない場合、システムは、グリッドの傾斜計データを通してこれを判定することができ、また、他のセンサデータを使用して、この状態を判定することもできる。また、システムは、放射線経路の角度がグリッドの一方の側または他方の側に対して過度に斜行している際に生じ、グリッド要素が放射線の相当量を遮断する状態であるグリッドカットオフと関連付けられる警告メッセージも提供することができる。グリッドの存在または不在が判定される際、システム論理は、検査に正しいビューを自動的に選択することができる、または既存のビューを異なるビューに変更することができる。例えば、システムは、非グリッドビューからグリッドビューに切り替えることができる。この新しいビューは、異なる名前、異なる照射パラメータまたは技法、および異なる画像処理パラメータを有してもよい。本発明の代替の実施形態では、画像タイプまたはビューが判定され、ビュータイプに基づき、センタリング、角度、および SID の 1 つ以上の適切な設定が自動的に割り当てられる。ビューは、表示画面 5 2 を使用して等、オペレータが設定することができ、使用されるグリッドのタイプを指定してもよい。代替として、例えば、傾斜計読み取り値等の測定データから、ビューを判定することができる。

30

40

【0048】

整合装置

50

【 0 0 4 9 】

前述されるように、画像化受信器でグリッド 1 2 (例えば、図 2 A) が使用される場合、整合は、特定の値である。グリッドに対する源の整合は、散乱を低減することによって取得画像を改善するのを助長する。

【 0 0 5 0 】

図 1 1 の概略図は、整合装置 4 0 を使用する、X 線撮影画像化装置 3 0 を示し、整合に必要とされる 2 つの平行移動、および 3 つの回転段階とコリメータ回転を標識する。図 1 1 の実施形態では、整合に単一のエミッタ装置 T が使用される。また、一対のエミッタ装置 T 1 および T 2 を伴う実施形態も使用される。

【 0 0 5 1 】

本発明の実施形態は、エミッタ構成要素に使用される搭載配設に関連する所定の位置界パターンを伴い、連続して変化する、または時変ベクトル方向を伴う磁界を生成するエミッタ装置 T を使用し、異なる位置に配設される一式のセンサによって可変磁界から感知される信号を比較して、源対検出器整合の位置情報を提供する。放出される所定の位置界パターンは、任意の画像化条件下で同一のパターンであることができ、画像受信器の位置に対する位置によって変化しないが、エミッタ回路に対して同一の位置を有し、エミッタ装置構成要素 4 4 が搭載される空間的位置に依存する。例えば、界パターンを生成するためにモータが使用される場合、回転される界生成要素 4 4 およびモータ軸の位置によって判定される、同一に回転される界パターンが毎回使用される。エミッタ装置 T の一部としての別個のサインコイルおよびコサインコイルが界パターンを生成する場合、このパターンは、これらの構成要素に対して固定位置にあり、この位置は変化しない。また、相対位置を判定するために検出されるセンサ信号を使用するために必要とされる同期信号を提供するためにも、これらの同一の構成要素を使用することができる。

【 0 0 5 2 】

図 1 2 A の概略ブロック図は、この整合機構感知がどのように動作することができるかを示す。エミッタ装置 T で、信号ジェネレータ 1 8 0 は、自体の周囲に、固定界位置パターン 5 6 を伴う、所定の周波数の周期的可変磁気ベクトルパターンを有する時変磁界を生成する。感知装置 R で、センサ要素 4 2 a、4 2 b、および 4 2 c は、生成される界に対して異なる角度で、ばらばらに離れている。センサ要素 4 2 a、4 2 b、および 4 2 c のそれぞれは、対応する信号 8 4 a、8 4 b、および 8 4 c をそれぞれ取得する。ある時点の任意のインスタンスでの各センサでの信号振幅は、エミッタ T とセンサ要素との間の距離を示し、また、磁界ベクトルの方向に対するセンサの最高感度の方向の要因でもある。センサ要素 4 2 a、4 2 b、および 4 2 c がコイルである場合、例えば、センサの最高感度の方向は、コイルのコアの対称軸 A と関連する。

【 0 0 5 3 】

図 1 2 A に示されるように、センサ要素 4 2 a、4 2 b、および 4 2 c からの信号 8 4 a、8 4 b、および 8 4 c は、時変磁界ベクトルに対するそれらの相対角度のため、互いに位相 $\phi 1$ 、 $\phi 2$ 、および $\phi 3$ だけシフトされる。エミッタから同期 (s y n c h r o n i z a t i o n) または同期 (s y n c) 信号 8 6 が生成され、エミッタの基準フレーム内でセンサ信号のタイミングを磁界ベクトルの配向と関連付けるために使用される。この同期信号タイミングの各センサ要素からの位相および振幅情報との組み合わせは、X 線源および検出器の相対位置を取得するのに有用な情報を提供する。

【 0 0 5 4 】

エミッタ T は、多数の方法で、時変ベクトル方向を伴う磁界を生成することができる。回転運動が提供される場合、単一のコイルまたは他の界生成要素を使用することができる。図 1 2 B は、必要とされる時変磁気ベクトルパターンを生成するために磁石 7 2 をスピンさせるモータ 8 8 を伴う、エミッタ T 内の信号ジェネレータ 1 8 0 の実施形態の正面図および側面図を示す。一実施形態では、磁石 7 2 は、永久磁石である。代替の実施形態では、磁石 7 2 は、直流 (D C) 駆動部を有するコイルである。

【 0 0 5 5 】

また、磁石 7 2 は、交流 (A C) 信号によって駆動されるコイルであることもできる。そのような実施形態では、 A C 信号は、モータ 8 8 からの回転によって提供される時変ベクトル方向変化を伴う、一種の搬送信号としての機能を果たす。各センサは、モータの回転角度に対するセンサの最高感度の方向に従って、搬送信号の経時的な振幅変調を見る。有利に、 A C 信号を使用することは、感知装置 R 内のセンサ要素を、 A C 信号の周波数でより高い利得を有するように調整することを可能にする。これは、改善された信号対ノイズ比を提供することができる。広くは、搬送信号は、エミッタ装置によって生成される時変ベクトル方向を伴う空間中の磁界の周波数より高い周波数である。

【 0 0 5 6 】

また、時変磁界は、 2 つ以上の固定コイルを備える信号ジェネレータ 1 8 0、または回転を必要としないが、時変であり、センサ要素によって検出することができる磁界ベクトルを放出するように協働する他のエミッタを使用して形成することもできる。時変磁界は、各コイルからの界の大きさを、時間に関して同期するように変調することによって生成される。図 1 2 C は、直角に、またはそれらの間にある他の角度差を伴って配置される 2 つのコイル 1 8 2 a および 1 8 2 b を使用する、エミッタ T 内の信号ジェネレータ 1 8 0 の代替の実施形態の正面図ならびに側面図を示す。コイル 1 8 2 a および 1 8 2 b は、図 1 2 C に示されるように、異なる平面内にあることができる。

【 0 0 5 7 】

源 - 検出器位置付けにおける考察事項に、 6 度の自由度 (D O F) が存在する。相対位置付けを判定するために、少なくとも 6 つの独立した位置関連測定値が必要とされる。感知装置 R の 3 つ以上のセンサ要素を用いて、時変磁界ベクトルを生成する少なくとも 1 つのエミッタ T を使用して、解を見つけることができる。この配設は、 6 つの未知の自由度を解くために必要とされる 6 つの独立した測定値を提供するために、 3 つの感知要素のそれぞれでの位相測定値および大きさ測定値の両方を提供することができる。代替として、源 - 検出器位置付けを判定するのに十分な独立した測定値を得るために、感知装置 R に 2 つ以上のセンサ要素を伴う、それぞれが時変磁界ベクトルを生成する、 2 つのエミッタ T 1 および T 2 を使用することができる。

【 0 0 5 8 】

エミッタ T によって、または代替としてある外部タイミング機構から同期 (S y n c) 信号 8 6 が提供される。この信号は、短パルス磁気信号または他の時間調節信号 (t i m e d s i g n a l) を生成すること等によって、磁界自体の中に提供することができる、または例えば、制御論理プロセッサ 4 8 からの信号等の有線信号接続を使用して提供されてもよい。

【 0 0 5 9 】

図 1 3 の平面図は、ホルダ 4 6 内に置かれた受信器 1 0 およびそのグリッド 1 2 を示す。磁界が放出され、感知される、図 1 2 A、図 1 2 B、および図 1 2 C に記載される原理を使用して、生成される磁界の方向が、図 1 3 の装置を使用して感知され、エミッタ装置 4 4 に対する各センサ要素 4 2 の相対整合を示唆するために使用される。受信器信号は、センサ要素 4 2 のそれぞれから同期して測定され、記録される。感知装置内のセンサ要素は、信号三角測量の利点を利用するために、空間的に分離される。センサ要素 4 2 は、図 1 3 に示されるように、画像受信器 1 0 の周辺の画像受信器 1 0 の画像化領域の外側に位置することができる。センサ要素 4 2 がコイルである場合、それらの対称軸 (コイルの各コア要素の対称軸と同一) は、受信器 1 0 の平面に対して概して平行な平面内に位置する。感知される大きさおよび位相情報は、エミッタとセンサ要素との間の相対位置および配向を導出するために、数学的に評定される。各センサ要素 4 2 の一部として、制御論理プロセッサ 4 8 (図 3 B) との信号通信を維持するための構成要素と共に、続いて本開示に記載される、信号増幅および測定支援回路が関連付けられる。

【 0 0 6 0 】

図 1 2 C を参照して記載されるような固定エミッタコイルの使用は、可動部分を伴うモータまたは他のアクチュエータが、コイルまたは他の界生成要素 4 4 を回転させることに

10

20

30

40

50

よって時変磁界を提供する必要性を排除するため、有利である。図 3 A および図 3 B に示されたように、固定エミッタ T では、放射線源 20 上に、少なくとも 2 つの界生成要素 44 が存在することができ、各エミッタ T を形成する 2 つの界生成要素 44 は、典型的に、互いに直角に配置される。代替えとして、界生成要素は、任意の既知の相対配向で、互いに離間して存在することができる。界生成要素 44 は、典型的に、対合コイルである。

【0061】

センサ要素 42 を他の角度に配置する等の戦略を使用して、位置検出の利点をもたらすために、追加の界生成要素 44 および追加のセンサ要素 42 を使用することができることに留意されたい。本明細書の一実施形態によると、3 つ以上のセンサ要素 42 が提供され、隣接要素は、45 度の増分で互いに回転される。これは、より正確な位置および配向測定値を取得することができるように、追加の信号情報を利用可能にすることができる。さらに、エミッタ装置 T の界生成要素 44 がホルダ 46 上にあり、センサ要素 42 が放射線源 20 上に配置されるように、センサならびに界生成要素 42 および 44 の相対位置を、示されるものから反転させることができる。表面誘起電流効果を低減するのを助長するために、生成および感知のためのコイルは、例えば、DR 受信器 10 の金属ケースに対して平行に、またはコリメータ特徴に対して平行に等、近隣の金属表面構造物に対して実質的に平行に整合される。センサコイルでは、実質的に平行な整合とは、平行の約 10 度以内、好ましくは平行から約 2 度以下のコア軸の整合を意味する。他のタイプのセンサデバイスでは、実質的に平行な整合とは、平行の約 10 度以内の最高感度軸の整合を意味する。

【0062】

図 14 A の概略ブロック図は、本発明の実施形態による、一対のエミッタ装置 T1 および T2 から時変磁界を生成し、放出するためのエミッタ回路 200 を示す。図 14 A に示される実施形態では、各エミッタ装置 T1 および T2 は、サインコイル 43 と、コサインコイル 45 とを含むことができる、別個の界生成要素を変調させることができる。制御論理プロセッサ 48 (図 3 B) 等の他の制御論理と通信リンク 204 上で信号通信状態にある制御プロセッサ 202 は、界生成要素 44 のコイルを駆動させる適切な電圧電流増幅器 212 に信号を提供するように、この変調の制御をデジタル - アナログ (D/A) 変換器 208 およびオシレータ 210 と協調させる。制御プロセッサ 202 は、代替えとして、界生成要素、サインコイル 43 およびコサインコイル 45 の両方の対のそれぞれが、同時に磁界を放出しないように、離散時間間隔中に各エミッタ装置 T1、T2 を通電することができる制御回路を提供する。任意選択のオシレータ 210 は、本発明の一実施形態に従って、正弦波エンベロープ等の波形エンベロープ内で振幅が変調される搬送周波数を提供する。センサおよびエミッタ装置 T 要素内のそれぞれのコイルは、搬送周波数に同調される。好適な搬送周波数の選択は、電力および距離考察事項、患者を通る相対透過度、近隣機器との干渉、信号対ノイズ比、および他の要因を含む、多数の要因に基づくことができる。本発明の実施形態と一致して、数 kHz から数 MHz の範囲に及ぶ搬送周波数を使用することができる。広くは、搬送信号は、エミッタ装置から生成される、時変ベクトル方向を伴う磁界の周波数より高い周波数である。

【0063】

図 12 A ~ 図 12 C を参照して記載される、位相対位置の関係を利用するために、放出される磁界は、正弦波または他の反復もしくは周期信号等の経時的に変化する変調信号である。この界は、典型的に、一度に 1 つのエミッタ装置 T1、T2 から放出され、X 線源と受信器との間の空間的関係を確立するのを助長するのに必要なだけ反復する。図 14 A の実施形態では、例えば、各エミッタ装置 T1、T2 は、分離時間間隔にわたり、その磁界を放出することができる。それらのそれぞれの磁界生成の時間間隔が、少なくとも実質的に重なり合わないように、第 2 のエミッタ装置 T2 による放出が開始する前に、第 1 のエミッタ装置 T1 による放出が終了する、またはそれが終了されるプロセス中になる。サインコイル 43 およびコサインコイル 45 は、同一平面内等で空間的に可変距離分離させることができ、または異なる平面内に配置されてもよい。サインコイル 43 およびコサインコイル 45 の空間的分離は、例えば、三角測量に有用であるように、信号処理精度を改

善するのを助長することができる。

【0064】

搬送信号の使用は、任意選択であるが、ノイズの多い環境内での距離にわたる時変磁界の検出の利点を有する。信号対ノイズ比を改善するために、センサ要素42を搬送周波数に同調させることができる。図14Bに示される波形は、対合サインおよびコサインコイルからの信号を加算することによって形成され、センサ要素42で検出される、放出信号82として、正弦波エンベロープ内の変調された搬送周波数を示す。例示的な概略図示および一例として、図14Cは、エミッタ装置内で変調された、直角に配置されたサインコイルおよびコサインコイルからの回転磁界ベクトルのパターンを示す。

【0065】

図15Aの概略ブロック図は、エミッタ回路200からの放出信号を取得し、調整するための感知装置220を示す。各センサ要素42は、本発明の一実施形態によるコイルであることができる。他の実施形態は、例えば、ホール効果感知デバイス、磁気抵抗センサ、巨大磁気抵抗(GMR)センサ、またはフラックスゲートセンサ等のある他のデバイスを、センサ要素42として採用する。コイルを使用する実施形態では、各センサ要素42のコイルは、ノイズ除去のために、その信号を前置増幅器222および帯域通過フィルタ224に提供することができる。次いで、増幅器226および復調器228によって、信号を処理することができる。復調された信号を、低域通過フィルタ230を通して、アナログ-デジタル(A/D)変換器232に提供することができる。次いで、制御論理プロセッサ48(図3B)等の他の制御論理と通信リンク238上で信号通信状態にある制御プロセッサまたは他の信号生成回路236は、エミッタ装置に対する感知装置の位置および配向、ならびに感知装置とエミッタ装置との間の距離を示す出力データ信号等の出力信号を生成するように通電可能である。図15Aに示される専用マイクロプロセッサによって、または例えば、アナログ回路等のある他の回路によって、信号生成回路236の機能を実施することができる。また、例えば、加速度計等のデバイス配向を示唆するための他の構成要素も、信号生成回路236と信号通信状態にあることができる。

【0066】

前述されるように、エミッタ回路200を、コリメータ22に装備する等、X線源20に結合し、ホルダ46の一部として対応する感知装置220を伴うことができる。代替の実施形態では、エミッタ回路200が、受信器10に結合されて、ホルダ46に装備され、感知装置220が、X線源20に結合される、反転配設を使用することができる。

【0067】

図15Bは、感知装置220の一式のセンサ要素42の各コイルから受信される例示的な波形を示す。この左半分は、エミッタT1からの信号に関連する波形を示し、右半分は、エミッタT2からの波形を示す。各列は、1つのセンサ要素42コイルの信号である。この図から見るように、各センサ信号は、同一の生成される時変磁界に対して、異なる大きさおよび位相を有することができ、大きさおよび位相は、相対センサ位置および配向に依存する。示されるように、また、同期(Synch)信号86も検出することができる。図15Cは、図15Aの回路を通して処理した後の例示的な復調波形を示す。

【0068】

整合のための動作シーケンス

【0069】

図16Aの論理フロー図は、特定の例示的な実施形態による、整合の基本的ステップを列挙する。信号生成ステップ250では、エミッタ装置Tから、または代替として、エミッタ装置T1およびT2から、所定の界パターンならびに時変ベクトル方向を伴う1つ以上の磁界を生成することができる。また、界生成の一環として、同期(sync)信号も生成することができる。信号感知ステップ260は、画像受信器に結合される感知装置から、生成される磁界からの感知出力信号を取得する。感知装置は、前述されるように、3つ以上のセンサ要素を有し、センサ要素のうちの少なくとも2つは、互いに異なる角度

10

20

30

40

50

に配設され、画像受信器の画像化領域の外側に配置することができる。出力信号ステップ 270 では、出力信号が提供される。この信号は、同期信号に対する取得される感知出力信号の振幅および位相に従う、整合調節を示す。続く例示的な説明は、このプロセスに関連する追加の詳細を提供する。

【0070】

図 16B のフロー図は、本明細書の例示的な装置実施形態を使用することができる、またはそれを実現することができる、整合の動作シーケンスを示す。位置付けステップ 300 では、オペレータは、放射線源 20 を、概して患者の背後に位置付けられる受信器 10 を向くように位置付ける。次いで、オペレータは、界生成および処理の繰り返しサイクルを開始するコマンドを入力する。界生成および処理ステップ 310 は、図 14A ~ 図 15C を参照して記載される、各エミッタ装置 T1 および T2 のそれぞれからの順での同期 (sync) 信号 86 および磁界の自動生成、ならびに回路および信号シーケンスを使用した、センサ要素 42 から受信される各信号の感知および処理を提供する。評価ステップ 320 では、オペレータは、X 線源 20 位置を再調節するために、表示されるガイダンスデータを見る。調節が必要とされる場合、示されるように、調節ステップ 350 が実行され、評価ステップ 320 が繰り返される。決定ステップ 330 が成功を示唆する場合、整合信号伝達および処理は、終了ステップ 340 で終了する。処理シーケンスにおいて、各エミッタ装置 T1、T2 のそれぞれを、制御プロセッサ 202 (図 14A) 等の制御回路によって開始され、それによって制御されるだけ何回でも繰り返されるサイクルで、実質的に重なり合わない時間間隔にわたり、順に個々に通電することができる。エミッタ装置 T1 または T2 のいずれかによる時変磁界の各生成で、センサ要素 42 のうちのいくつかまたはすべてが、受信信号を感知することができる。

【0071】

自動処理は、制御論理を使用して、放射線源 20 の位置を調節するためのモータ制御信号を提供する。図 17 のフロー図は、装置実施形態を使用することができる自動整合の代替のシーケンスを示す。位置付けステップ 300 では、オペレータは、放射線源 20 を、概して患者の背後の受信器 10 位置を向くように位置付ける。次いで、オペレータは、図 14A ~ 図 15C を参照して記載される、各エミッタ装置 T1、T2 のそれぞれからの順での磁界の自動生成、ならびに回路および信号シーケンスを使用した、センサ要素 42 から受信される各信号の感知および処理を提供する、界生成および処理ステップ 310 を開始するコマンドを入力する。自動評価ステップ 322 では、次いで、制御論理プロセッサ 48 内もしくはホルダ 46 のローカル内、または他の構成要素内の制御論理が、どの調節が必要とされるかを判定する。決定ステップ 332 が成功を示唆する場合、報告ステップ 338 は、これをオペレータに示唆する。整合信号伝達および処理は、終了ステップ 340 で終了する。調節が必要とされる場合、示されるように、制御論理によって自動調節ステップ 352 が実行され、評価ステップ 322 が繰り返される。

【0072】

図 18 のフロー図は、別の例示的な実施形態に従って、制御論理が界生成および処理ステップ 310 をどのように実行するかを示す。信号開始ステップ 312 では、エミッタ回路 200 は、各界生成要素 42 からの順での放出信号の生成を開始するよう指図される。感知要求ステップ 314 では、感知信号を取得するために、感知装置 220 構成要素がボールされる。次いで、処理ステップ 316 は、感知装置 220 からの感知信号出力の連続的取得および処理を実行する。

【0073】

図 19 のフロー図は、例示的な実施形態による、終了ステップ 340 の処理を示す。界生成、磁界ベクトル感知、および受信センサ要素データの周期的処理のそれぞれを、それぞれ停止させるために、3つの要求ステップ 342、344、および 346 が送信される。

【0074】

図 20 のフロー図は、例示的な実施形態による、感知装置 220 からのセンサデータの

周期的処理のための処理ステップ 3 1 6 を示す。要求ステップ 3 6 2 では、コンピュータまたは制御論理プロセッサ 4 8 が、感知装置 2 2 0 にセンサデータを促す。評価ステップ 3 6 4 は、信号強度を確認する。決定ステップ 3 6 6 では、調節要求ステップ 3 7 0 において、エミッタ回路 2 0 0 出力電力または感知装置 2 2 0 上の利得回路のいずれかを調節するか否かを判定するために、信号強度が所望の閾値または他の比較基準と比較される。信号強度が許容可能である場合、制御論理は、感知装置 2 2 0 内の各センサ要素 4 2 から時変信号を獲得する。

【 0 0 7 5 】

整合合致ステップ 3 7 2 では、制御論理は、最適合致が識別されるまで、獲得される信号を、源 2 0 に対する受信器 1 0 の配向および距離を含む相対的空間的配置の理論位相および振幅の数学モデルと比較する。この合致は、次いで、相対位置を厳密に概算するために必要とされるデータを提供する。次いで、報告ステップ 3 7 4 は、前述される表示画面を使用して等、オペレータに調節ガイダンスを提供する。処理ステップ 3 1 6 は、オペレータが X 線源 2 0 位置を調節している間継続され、オペレータが源位置付けを修正する際に、提供される位置報告を更新することに留意されたい。

【 0 0 7 6 】

実際には、センサ要素 4 2 がグリッドフレームに取り付けられ、受信器 1 0 を含むアセンブリ全体が画像化のために患者ベッド上に定置される際、ベッド自体の金属構造物、または患者のベッドと関連付けられる他のタイプの周囲金属構造物は、整合システムに干渉を提示する可能性がある。干渉のレベルは、ベッドタイプ、ベッド上のフレームの位置および配向、ベッドの可動型セクションの角度、およびエミッタの整合との相対的近さによって変化する。

【 0 0 7 7 】

ベッド構造物に関連するこの干渉は、導電性表面内の主エミッタ界によって生じる渦電流からの磁界によってもたらされる可能性がある。金属シート表面は、主エミッタ界の磁気「ミラー」として作用する可能性がある。加えて、渦電流は、シートの周辺縁部に向かって伝搬する傾向がある。これは、縁部の付近に増強された界を生じる可能性があり、これは、潜在的により干渉をもたらす。また、干渉は、金属支持構造物および金属ベッドレールの部分等の導電性ループにおいて誘起される電流からの磁界によっても生じる可能性がある。さらに、干渉は、整合システムエミッタ装置 T によって放出され、感知装置 R コイルによって測定される磁界の経路の付近のどこかに配置される鉄金属からの磁界歪みによっても生じる可能性がある。エミッタからの磁界によって導電性金属表面およびループ内に誘起される電流は、センサ要素によって同様に検出することができる包囲界を有する。近隣鉄金属は、エミッタ装置と感知装置との間の磁界線の予期される法線経路を変える可能性がある。これらのタイプの干渉は、グリッドフレームセンサによって観測される信号の位相シフトおよび振幅修正をもたらす可能性がある。これは、整合システムの測定誤差をもたらす可能性がある。

【 0 0 7 8 】

多数の方法のうちの任意の方法を使用して、このようにもたらされる干渉を軽減することができる。一方法は、実験データに基づく補償を適用することである。例えば、図 2 1 は、グリッドフレーム 7 0 2 内の画像受信器が、半分起き上がった状態の金属ベッド 7 0 5 上に定置される際に、報告される放射線源位置 7 0 1 を、実際の放射線源位置 7 0 0 よりわずかに低くすることができることを示す。実際の中心 X 線位置 7 0 3 および報告される中心 X 線位置 7 0 4 は、それぞれ異なる。

【 0 0 7 9 】

図 2 2 のグラフは、重力に対するグリッドフレーム角度の関数として、報告される放射線源位置と実際の放射線源位置との間の垂直変位量を示す。この特定の場合では、グリッドフレームに取り付けられる傾斜計または加速度計等によって測定することができる、グリッドフレーム角度の一次関数として、関係を近似することができる。補償された値を達成するために、報告される放射線源位置に、補償角度が加算される。

【0080】

患者のベッドおよび他の周囲構造物からの干渉を軽減する別の方法実施形態は、金属構造物によって影響を及ぼされている可能性が最も低いセンサの選択的使用である。実験的に、金属構造物との近接度は、干渉影響を増加させ、センサが金属構造物に近いほど、センサがより高い干渉に遭遇する可能性が高いことが発見された。図21を参照すると、例えば、ベッドフレームに最も近いセンサは、より高い干渉にさらされる。依然として計算に十分なセンサが残る場合に、ベッドフレームに対するそれらの相対位置のために干渉の影響をより受けやすいセンサを無視することによって、または代替えとして、それに応じてセンサ測定データに重み付けをすることによって、整合精度を改善することができる。

【0081】

エミッタおよび感知装置の多数の構成要素配設が可能であることが観測されるべきである。例えば、直角センサ要素定置は、利点を有し、概して直接的ではあるが、位置がどのように演算されるかにおける対応する変更を伴って、同一の信号を受信するセンサ要素の間の他の角度関係を使用することができる。実際には、角度は、1つのセンサ要素から隣のセンサ要素で、少なくとも10度異なるべきである。一般的に、同一の生成される磁界を検出するために、3つ以上のセンサ要素が共にグループ化される。

【0082】

また、本明細書の例示的な実施形態に対して、動作上の修正も行うことができる。例えば、サインおよびコサイン信号処理は、よく知られており、直接的であるが、例えば、反復三角波または方形波等の他のタイプの周期信号を使用することができる。非周期波形でさえ、信号プロセッサがそれらを識別し、既知のシグネチャと関連させる方法がある場合、使用することができる。搬送信号の使用は、感知装置R内のセンサ要素をエミッタ搬送周波数に同調させることができるという利点を有する。しかしながら、搬送信号周波数の使用は、任意選択である。

【0083】

X線源と受信器との間の三角測量では、感知装置Rの一部として少なくとも3つのセンサと共に、少なくとも1つのエミッタ装置Tが必要とされる。特定のエミッタに対するセンサ要素の排他的対合は、必要とされない。各エミッタTからの信号を提供するために、すべてのセンサ要素を使用することができる。有利に、ポインティングベクトルは必要とされず、1つのエミッタ(T)または2つのエミッタ(T1、T2)のいずれかから取得される、少なくとも6つの測定値の組み合わせによって、標準的な6つのDOF内での位置付けに十分な情報が提供され、この目的のために、1つのセンサ要素での位相および振幅を、別個の測定値と見なすことができる。

【0084】

本発明の実施形態は、少なくとも、自体の周囲に、固定位置界パターンを有し、所定の周波数の時変ベクトル方向を有する磁界を生成するように通電可能な第1の伝送装置と、複数のセンサ要素を伴う感知装置であって、複数のセンサ要素のそれぞれは、時変磁界の所定の周波数のセンサ信号を提供し、複数のセンサ要素からのセンサ信号のうちの少なくとも2つは、位相もしくは大きさまたは両方が互いに異なる、感知装置とを有する、放射線源を画像受信器と整合させるための装置を提供する。複数のセンサ信号に従って出力信号を生成する信号生成回路が存在し、出力信号は、少なくとも第1の伝送装置に対する感知装置の位置および配向を示す。少なくとも第1の伝送装置は、放射線源および画像受信器のうちのいずれか1つに結合され、感知装置は、放射線源および画像受信器のうちの他方の1つに結合される。

【0085】

本発明は、1つ以上の実現形態に関して図示されてきたが、添付の特許請求の範囲の趣旨および範囲から逸脱することなく、図示される実施形態に対して、変更および/または修正を行うことができる。加えて、いくつかの実現形態/実施形態のうちの1つのみに関して、本発明の特定の特徴が開示されてきたが、そのような特徴は、任意の所与または特定の機能に所望され、有利であり得るように、他の実現形態/実施形態の1つ以上の他の

10

20

30

40

50

特徴と組み合わせることができる。「～のうちの少なくとも１つ」という用語は、列挙されるアイテムの１つ以上を選択することができることを意味するために使用される。「約」という用語は、変更が図示される実施形態に対するプロセスまたは構造の不適合をもたらさない限り、列挙される値をいくらか変更することができることを示唆する。最後に、「例示的な」は、説明が、理想であることを暗示するというよりはむしろ、実施例として使用されることを示唆する。本発明の他の実施形態は、本明細書に開示される本発明の明細書の考察および実施から、当業者に明らかになる。明細書および実施例は、例示にすぎないと見なされることが意図される。

【図 1】

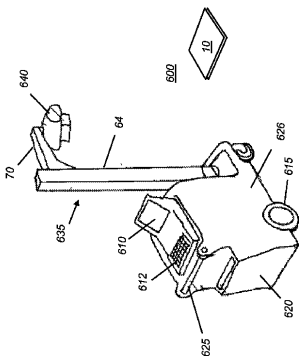


FIG. 1

【図 2 A】

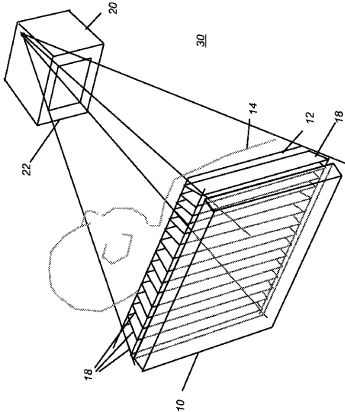


FIG. 2A

【図 2 B】

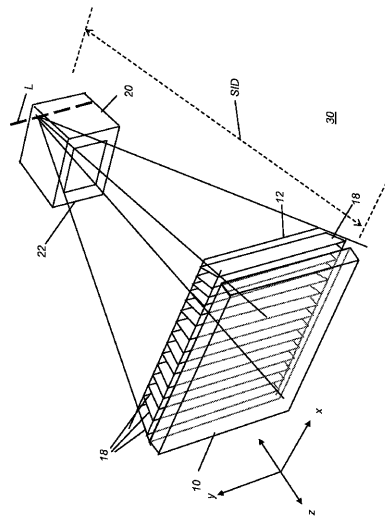


FIG. 2B

【図 2 C】

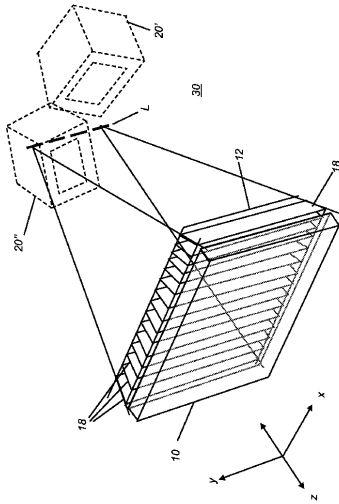


FIG. 2C

【図 3 A】

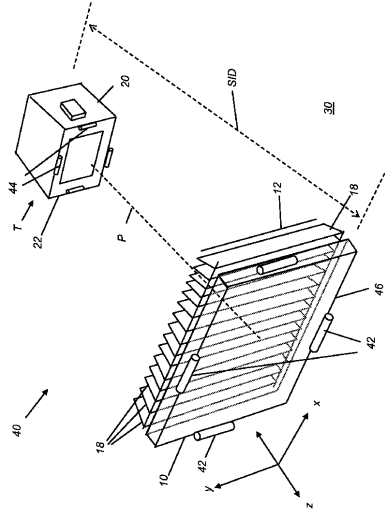


FIG. 3A

【図 3 B】

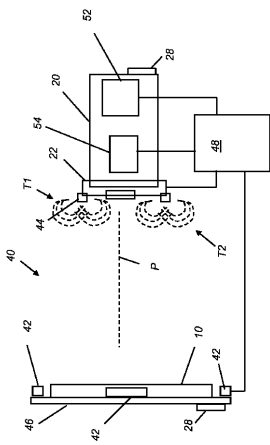


FIG. 3B

【図 4】

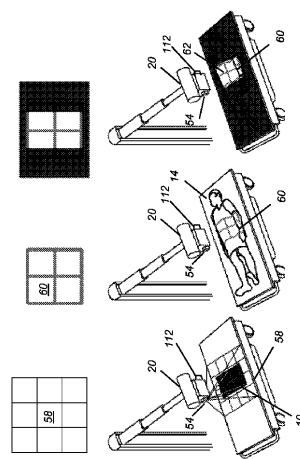


FIG. 4

【図 5 A】

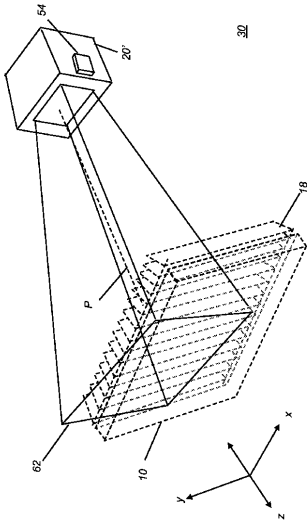


FIG. 5A

【図 5 B】

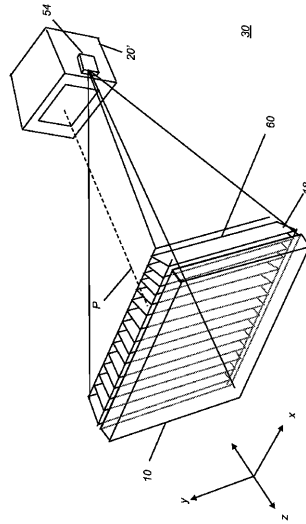


FIG. 5B

【図 5 C】

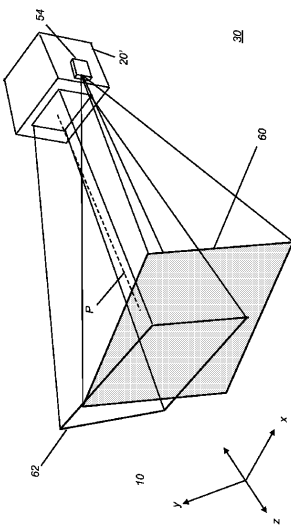


FIG. 5C

【図 5 D】

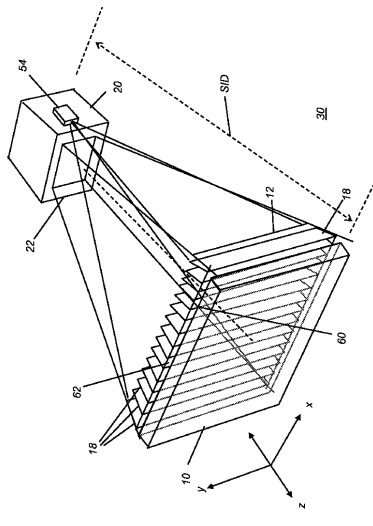
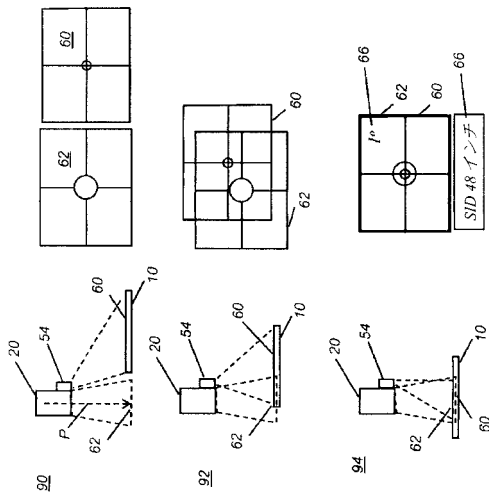


FIG. 5D

【図 6 A】



【図 6 B】

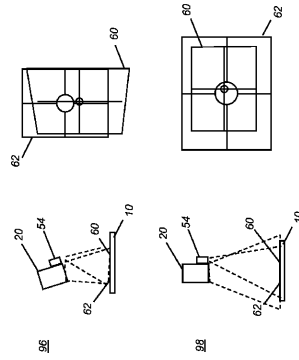
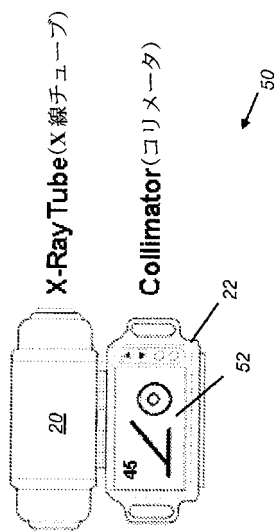
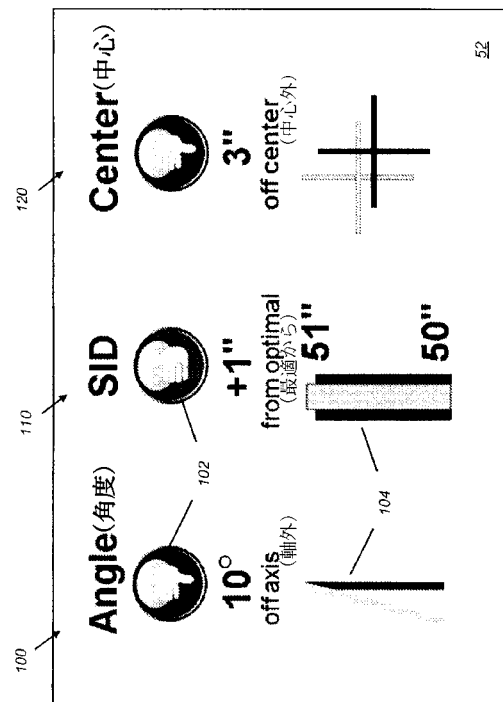


FIG. 6B

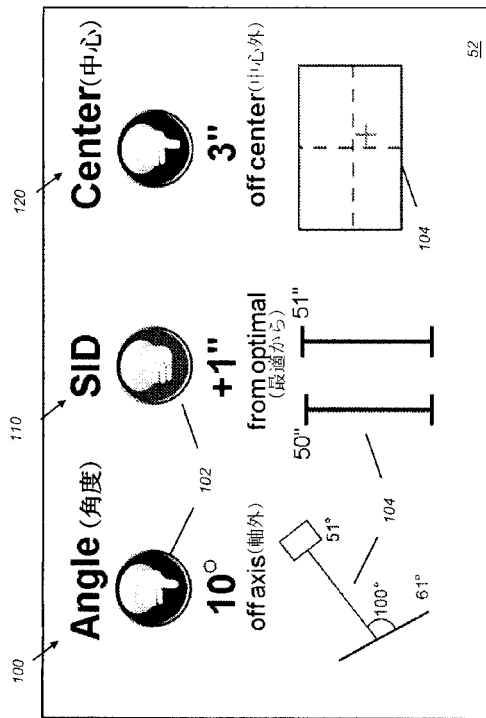
【図 7】



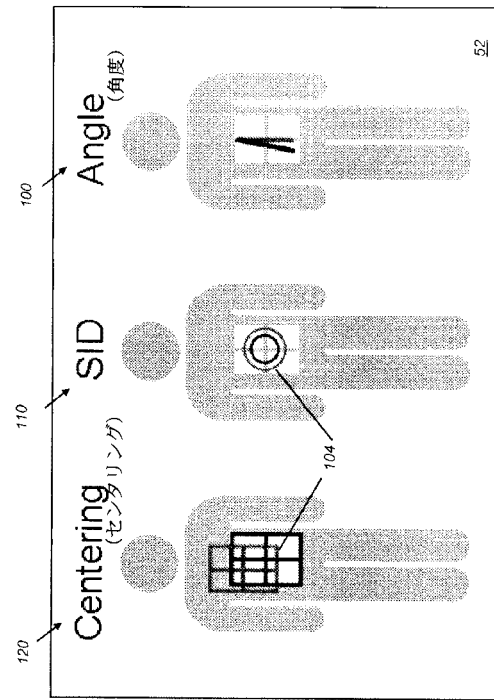
【図 8 A】



【 図 8 B 】



【 図 8 C 】



【 図 1 0 】

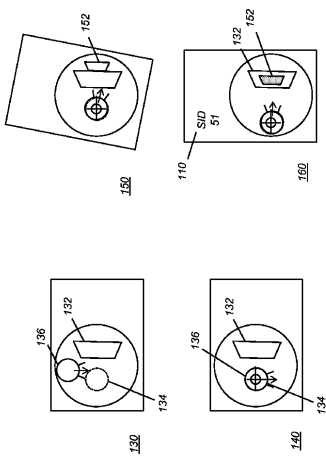
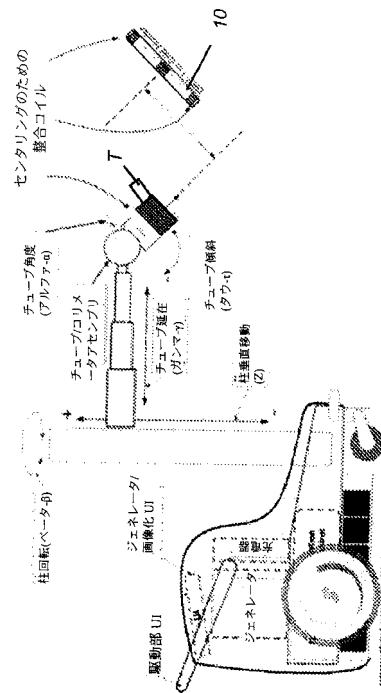
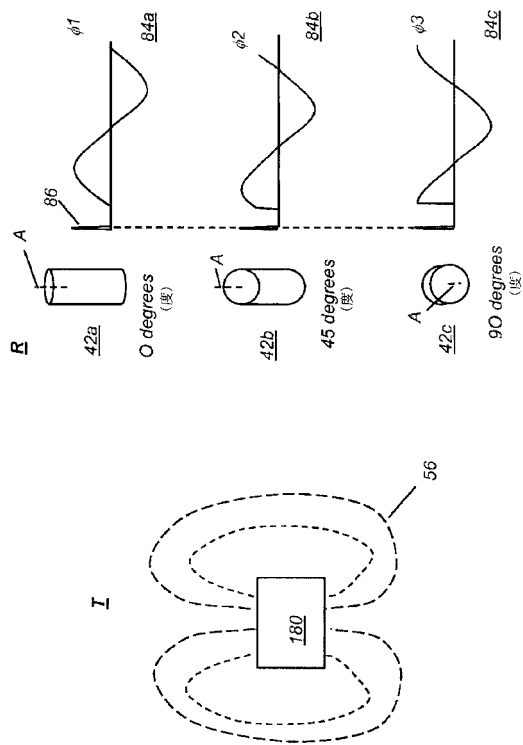


FIG. 10

【 図 1 1 】



【図 1 2 A】



【図 1 2 B】

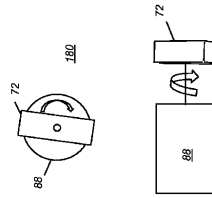


FIG. 12B

【図 1 2 C】

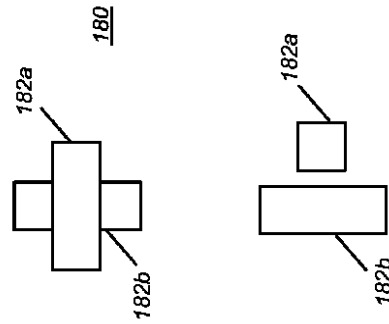


FIG. 12C

【図 1 3】

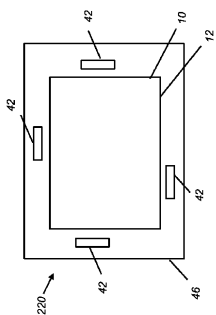
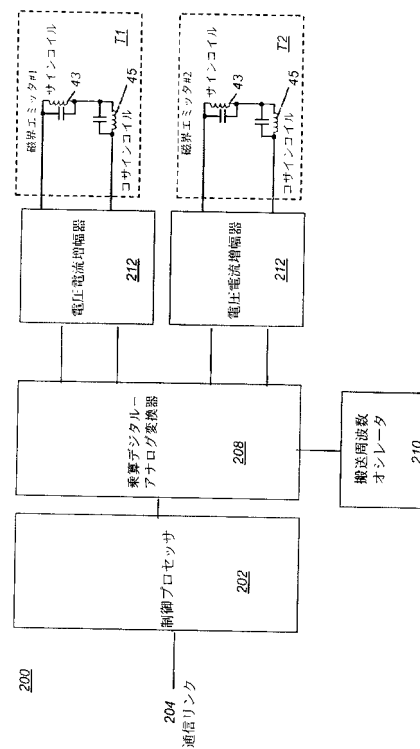
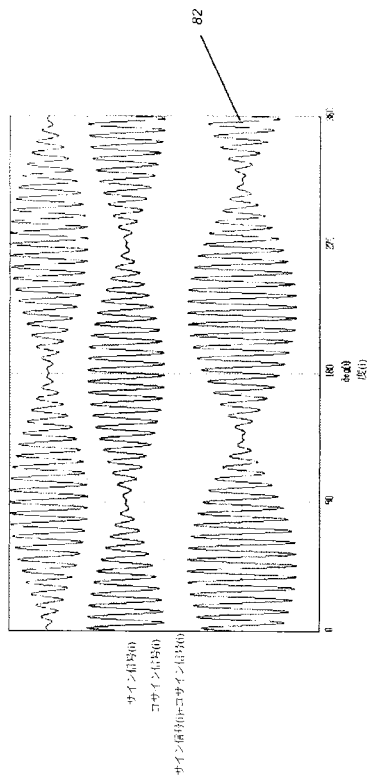


FIG. 13

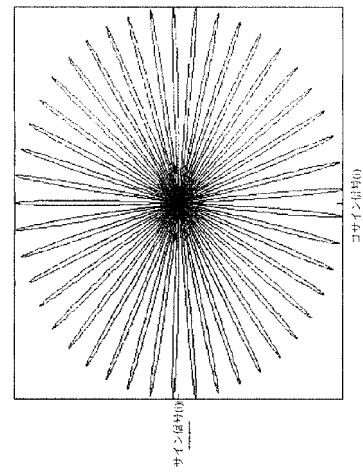
【図 1 4 A】



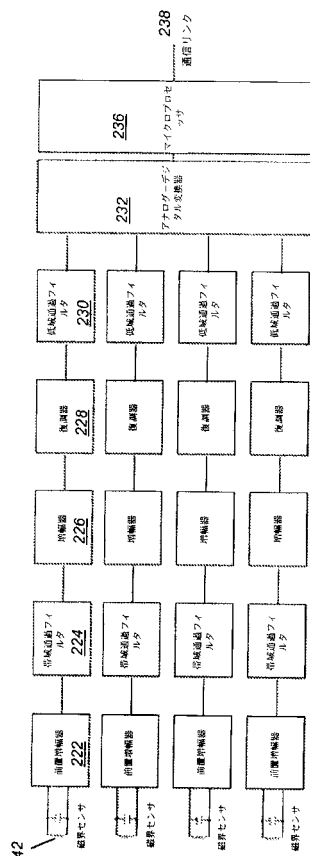
【図 14 B】



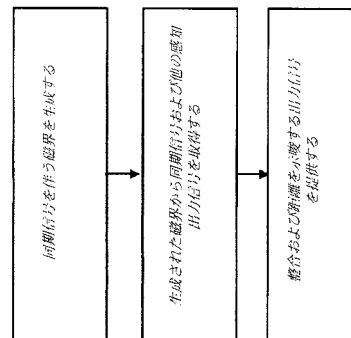
【図 14 C】



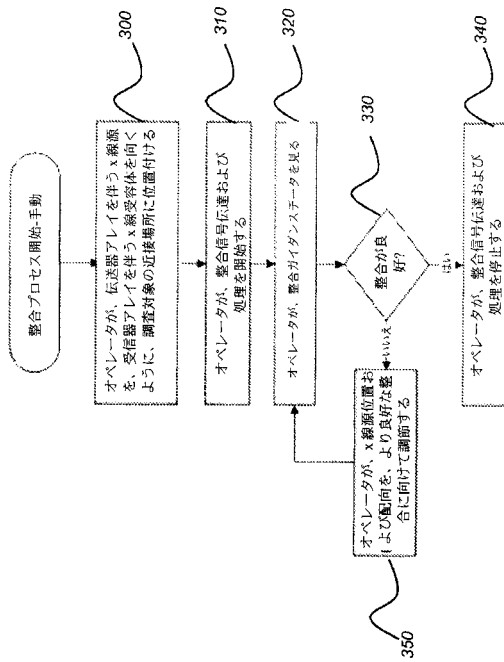
【図 15 A】



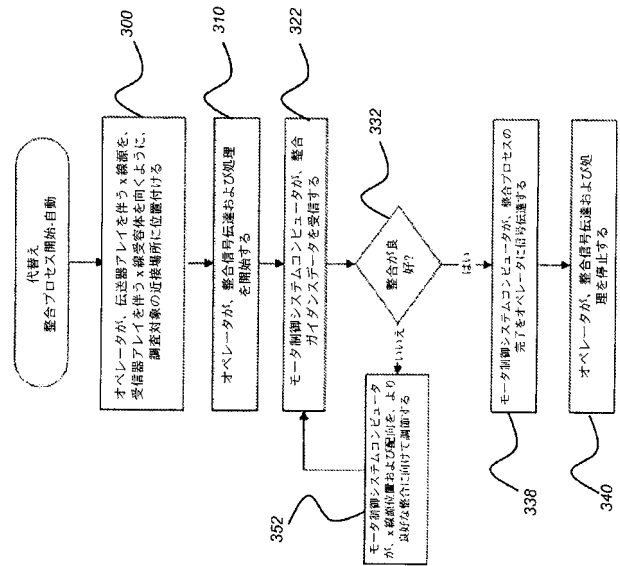
【図 16 A】



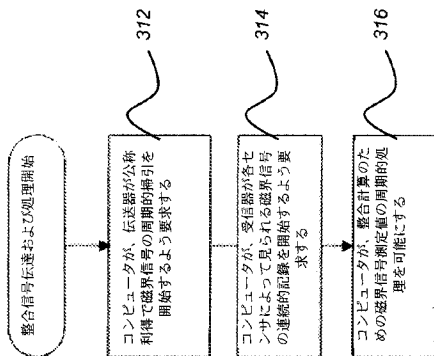
【図 16B】



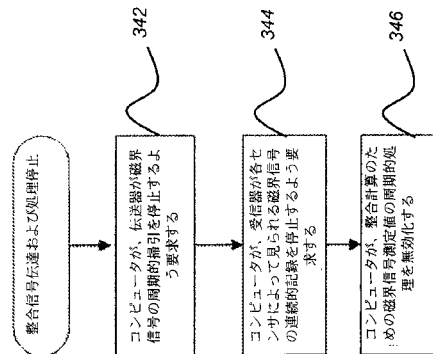
【図 17】



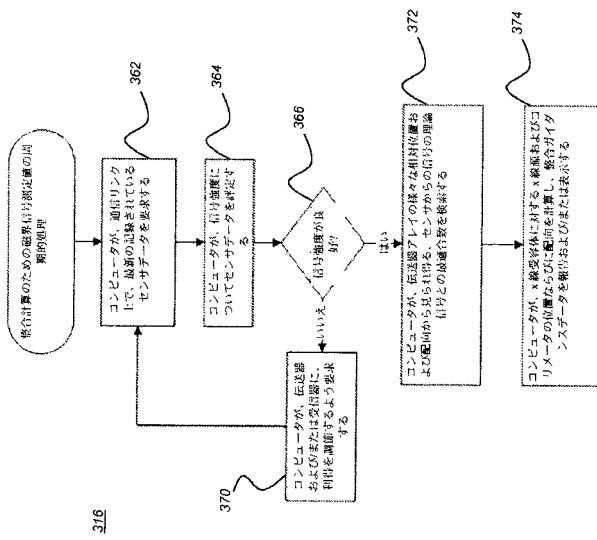
【図 18】



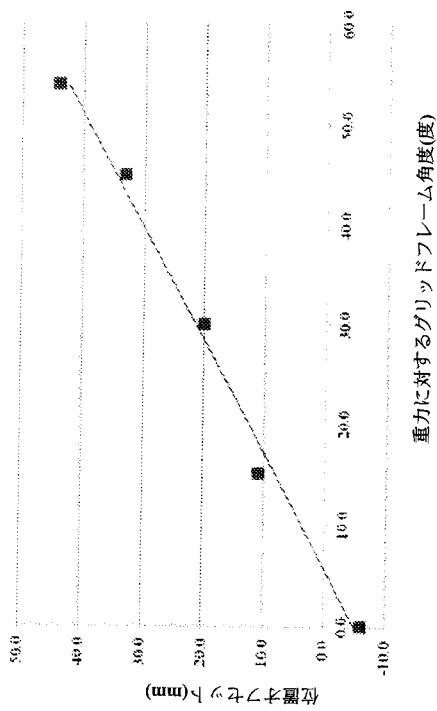
【図 19】



【図 20】



【図 22】



【図 21】

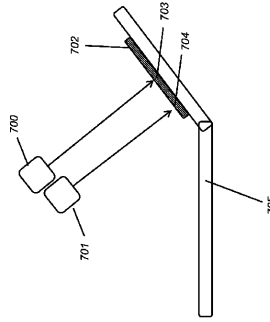
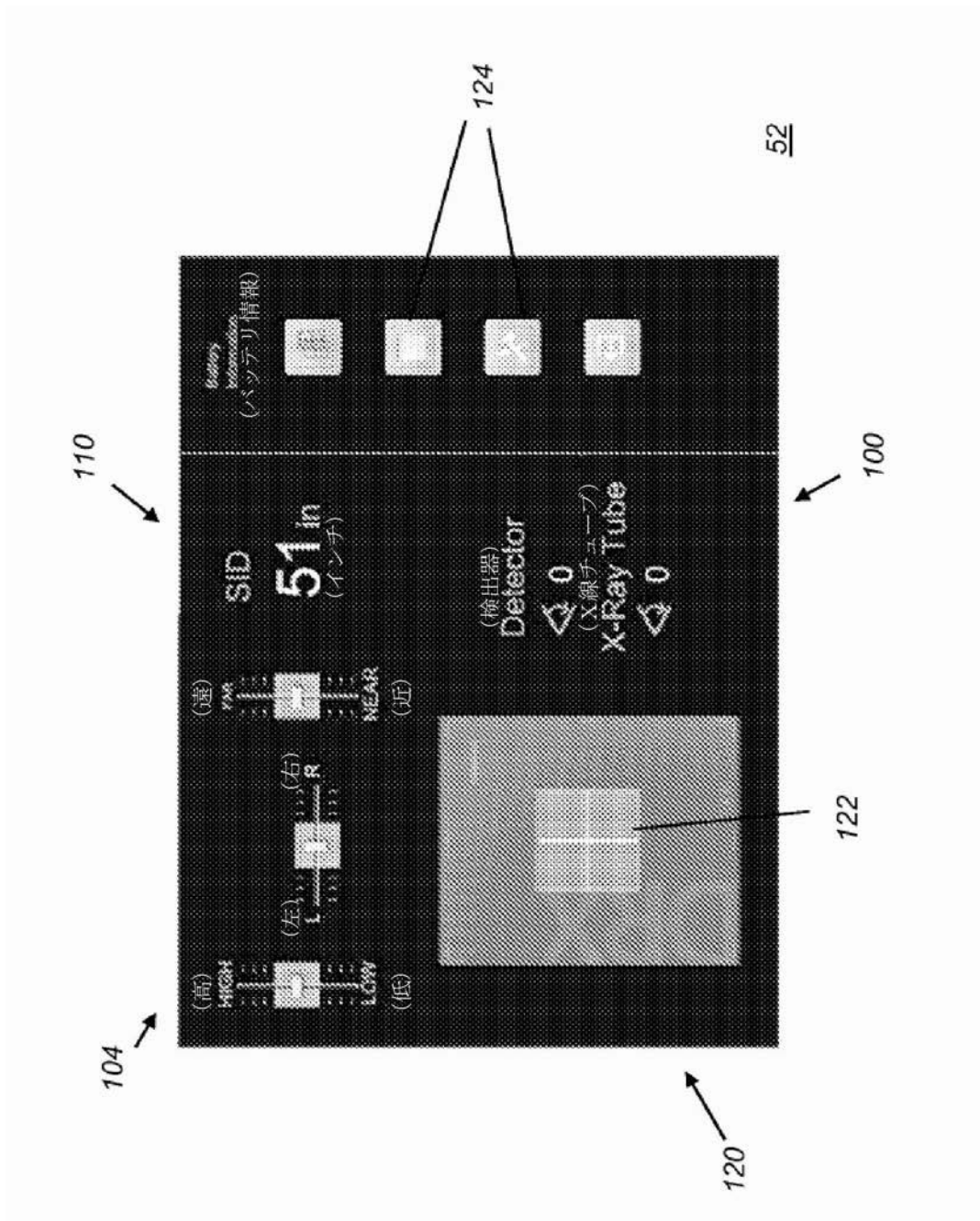
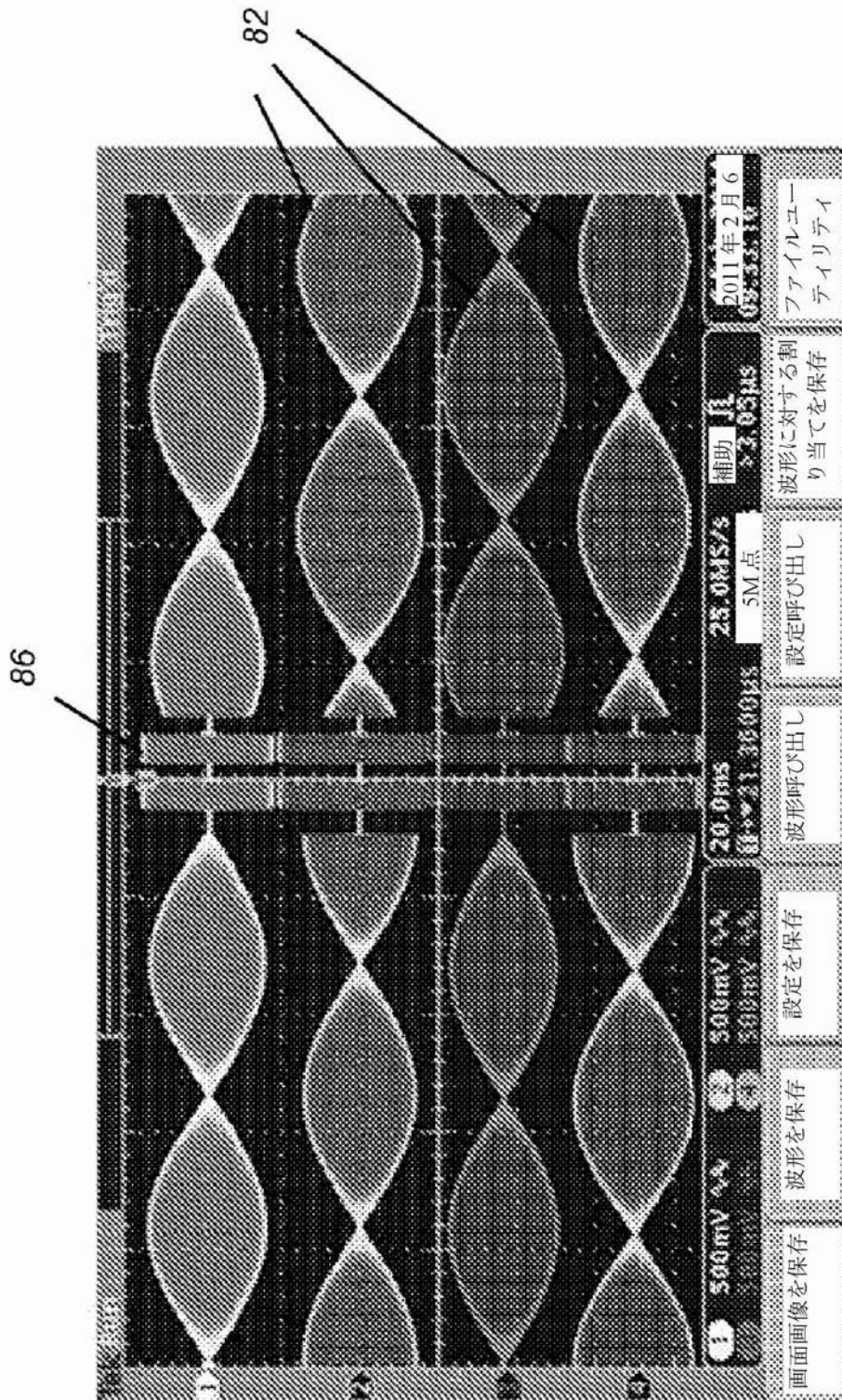


FIG. 21

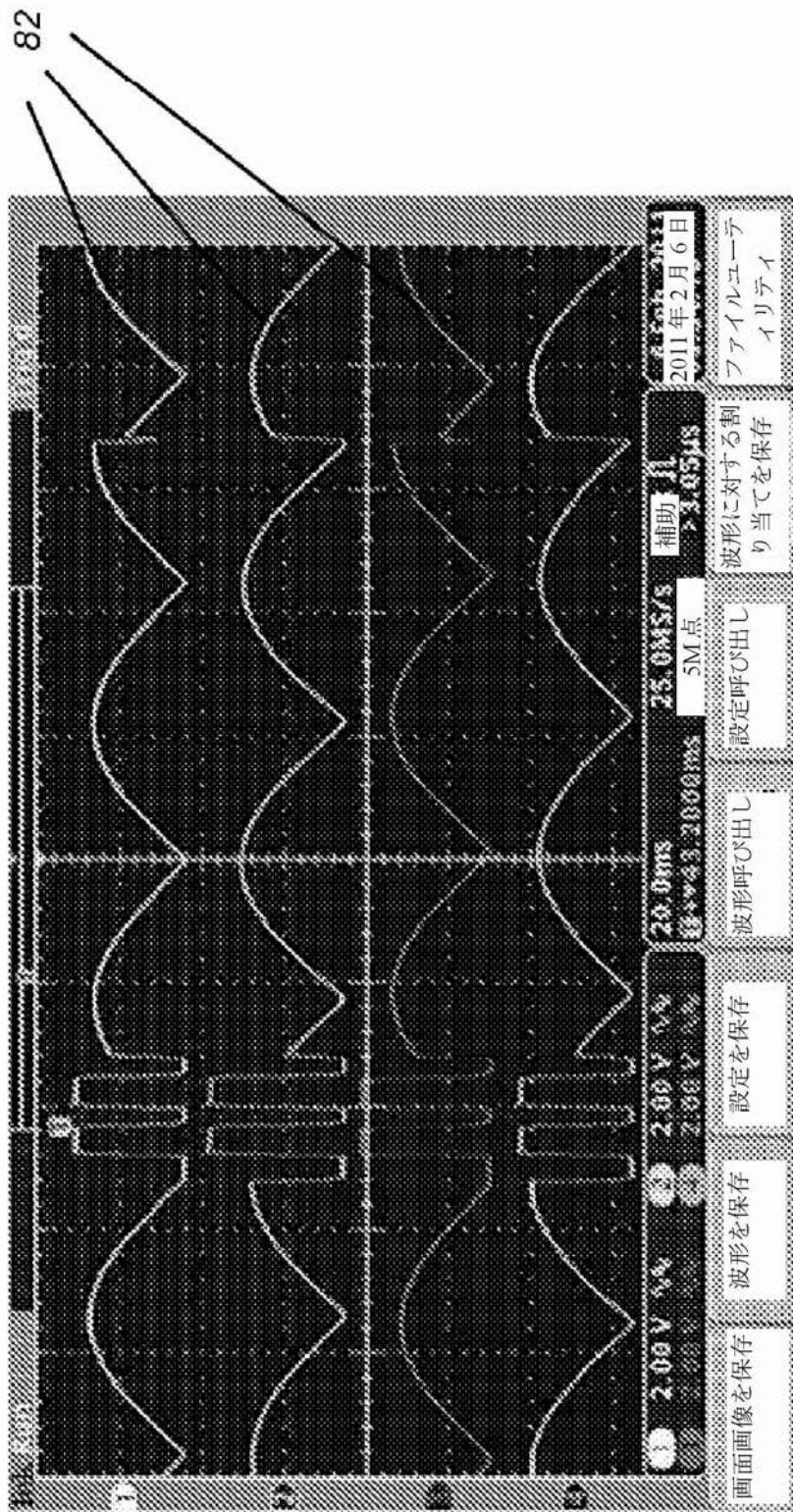
【図 9】



【図 15 B】



【図 15 C】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2012/026221
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
<i>A61B 6/00(2006.01)i, A61B 6/08(2006.01)i, A61B 6/12(2006.01)i</i>		
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) A61B 6/00; H01J 35/30; G01V 3/08; A61N 2/00; A61B 5/06		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: alignment, coil, magnetic, radiation source, receiver		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2008-0204012 A1 (KRUEGER SASCHA et al.) 28 August 2008 See abstract, paragraphs [0021]-[0041], claims 6-11, and figure 1.	1-12
A	US 2007-0244388 A1 (RYOJI SATO et al.) 18 October 2007 See abstract, claims 1-3, 9, 11, and figure 9.	1-12
A	US 2007-0255087 A1 (TETSUO MINAI) 01 November 2007 See abstract, paragraphs [0106]-[0107], claims 1, 8, 10, and figure 5.	1-12
A	US 05550889 A (GARD; MICHAEL F. et al.) 27 August 1996 See abstract, column 3, line 16 - column 5, line 17, and claim 1, and figure 3.	1-12
☐ 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 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 30 AUGUST 2012 (30.08.2012)		Date of mailing of the international search report 31 AUGUST 2012 (31.08.2012)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsu-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer KIM Tae Hoon Telephone No. 82-42-481-5728 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2012/026221

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2008-0204012 A1	28.08.2008	EP 1926426 A2 JP 2009-507543 A JP 2009-507543 T US 8232798 B2 WO 2007-029139 A2 WO 2007-029139 A3 WO 2007-029139 A3	04.06.2008 26.02.2009 26.02.2009 31.07.2012 15.03.2007 01.11.2007 15.03.2007
US 2007-0244388 A1	18.10.2007	CN 101080198 A0 CN 101080198 B CN 101940474 A EP 1833366 A1 JP 04-679200 B2 JP 04-763439 B2 JP 04-868808 B2 JP 2006-192252 A JP 2006-271520 A JP 2007-068967 A JP 4679200 B2 JP 4763439 B2 KR 10-0972253 B1 KR20070086118A US 2007-0185398 A1 WO 2006-064972 A1	28.11.2007 08.12.2010 12.01.2011 19.09.2007 10.02.2011 17.06.2011 25.11.2011 27.07.2006 12.10.2006 22.03.2007 27.04.2011 31.08.2011 23.07.2010 27.08.2007 09.08.2007 22.06.2006
US 2007-0255087 A1	01.11.2007	CN 100581440 C CN 101018500 A CN 101018500 C0 CN 101703400 A CN 101703400 B EP 1790279 A1 EP 1790279 A4 JP 04-560359 B2 JP 2006-075535 A JP 4560359 B2 US 2010-0160732 A1 US 7686757 B2 US 8052595 B2 WO 2006-030773 A1	20.01.2010 15.08.2007 15.08.2007 12.05.2010 07.12.2011 30.05.2007 23.12.2009 30.07.2010 23.03.2006 13.10.2010 24.06.2010 30.03.2010 08.11.2011 23.03.2006
US 05550889 A	27.08.1996	None	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(72)発明者 ラレナ マイケル シー

アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェスター ベローナ ストリート 150 パテント リーガル スタッフ内

Fターム(参考) 4C093 AA01 CA15 EA12 EA17 EB04 EB05 EB24 EC04 EE30 FA15
FA17 FB20