

(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2015-533301

(P2015-533301A)

(43) 公表日 平成27年11月24日(2015.11.24)

(51) Int.Cl.

A61B 6/14 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
A61C 19/04 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/14
A 6 1 B 6/00
A 6 1 C 19/04

3 0 0

3 2 1

19/04

テーマコード(参考)

4 C 0 5 2
4 C 0 9 3

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2015-537705 (P2015-537705)
(86) (22) 出願日 平成25年9月16日 (2013.9.16)
(85) 翻訳文提出日 平成27年5月22日 (2015.5.22)
(86) 國際出願番号 PCT/US2013/059856
(87) 國際公開番号 WO2014/062322
(87) 國際公開日 平成26年4月24日 (2014.4.24)
(31) 優先権主張番号 61/715,862
(32) 優先日 平成24年10月19日 (2012.10.19)
(33) 優先権主張国 米国(US)
(31) 優先権主張番号 13/776,867
(32) 優先日 平成25年2月26日 (2013.2.26)
(33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 507224587
ケアストリーム ヘルス インク
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
(74) 代理人 110001210
特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
(72) 発明者 ベルガー アミール
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 ケ
アストリーム ヘルス インク パテント
リーガル スタッフ内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】コンピュータ x 線撮影 (CR) 位置決め方法およびシステム

(57) 【要約】

患者から口腔内 x 線画像を取得するための装置であって、x 線源と、x 線源と接続され、問い合わせ信号を送信するために通電可能な無線周波数トランシーバとを備え、このトランシーバは 4 つ以上のアンテナと信号通信を行う。口腔内画像検出器は、x 線源から入射した放射線に暴露された際に画像を形成する。無線周波数トランスポンダは、前記画像検出器に結合され、無線応答信号を送信することにより問い合わせ信号に応答するように構成されている。制御論理プロセッサは、トランシーバと通信し、トランスポンダから 4 つ以上のアンテナで受信した応答信号に応じて画像検出器の空間位置を示す出力信号を提供する。インジケータは、画像検出器の相対位置を示すことにより出力信号に応答する。

【選択図】図 4 A

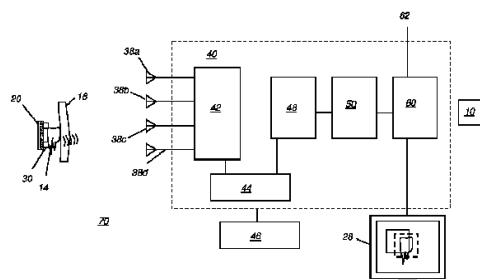


FIG. 4A

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者から口腔内 × 線画像を取得する装置であって、
× 線源と、
前記 × 線源と接続され、問い合わせ信号を送信するために通電可能であり、4つ以上のアンテナと信号通信を行う無線周波数トランシーバと、
前記 × 線源から入射した放射線に暴露された際に画像を形成する口腔内画像検出器と、
前記画像検出器に結合され、無線応答信号を送信することにより前記問い合わせ信号に応答するように構成される無線周波数トランスポンダと、
前記トランシーバと通信し、前記トランスポンダから前記4つ以上のアンテナで受信した応答信号に応じて前記画像検出器の空間位置を示す出力信号を提供する制御論理プロセッサと、
前記画像検出器の相対位置を示すことにより前記出力信号に応答するインジケータとを含む、装置。

【請求項 2】

前記口腔内画像検出器が、感光性フィルム撮像装置、蓄積性蛍光撮像装置、およびデジタル検出装置からなる群から選択される、請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

前記インジケータが、前記画像検出器の相対位置の推奨される調整をさらに示すディスプレイである、請求項1に記載の装置。

【請求項 4】

前記4つ以上のアンテナが収納され、互いに、かつ前記 × 線源の光軸から等距離に配置されている、請求項1に記載の装置。

【請求項 5】

前記インジケータが、前記 × 線源に結合されている、請求項1に記載の装置。

【請求項 6】

前記アンテナが、前記 × 線源の光軸に対して斜めとなる面において平面である、請求項1に記載の装置。

【請求項 7】

前記無線周波数トランスポンダが、前記画像検出器の中心に結合されている、請求項1に記載の装置。

【請求項 8】

前記無線周波数トランシーバが、前記応答信号を受信する4つのアンテナおよび前記問い合わせ信号を送信する第5のアンテナと信号通信する、請求項1に記載の装置。

【請求項 9】

患者から口腔内 × 線画像を取得するために × 線源に対する口腔内画像検出器の相対位置を検出する方法であって、

問い合わせ信号を送信するために通電可能な無線周波数トランシーバを前記 × 線源に結合することと、

前記 × 線源の光軸を中心に等間隔で配置される4つ以上のアンテナを前記無線周波数トランシーバに結合することと、

無線応答信号を送信することにより前記問い合わせ信号に応答するように構成された無線周波数トランスポンダを前記画像検出器に結合することと、

前記トランスポンダから前記4つ以上のアンテナで受信した前記応答信号に応じて前記画像検出器の空間位置を示す出力信号を提供することと、

前記画像検出器の相対位置を示すインジケータを表示することにより、前記出力信号に応答することと

を含む、方法。

【請求項 10】

前記出力信号が、前記4つ以上のアンテナの各々での相対信号強度に基づく三角測量計

10

20

30

40

50

算の結果として提供される、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 1】

受信した信号強度インジケータ技術を使用して三角測量計算を実行することを更に含む、請求項 1 0 に記載の装置。

【請求項 1 2】

前記インジケータを表示することが、ディスプレイスクリーン上にディスプレイを提供することを含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記インジケータを表示することが、前記 x 線源に結合されたガイドを通電することを含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記口腔内画像検出器が、感光性フィルム撮像装置、蓄積性蛍光撮像装置、およびデジタル検出装置からなる群から選択される、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 5】

患者から口腔内 x 線画像を取得するための x 線源に対する口腔内画像検出器の相対位置を検出するためのコンピュータソフトウェアプログラムであって、前記ソフトウェアプログラムがコンピュータ上で実行される際に、

問い合わせ信号を送信するために通電可能な無線周波数トランシーバを前記 x 線源に結合するステップと、

前記 x 線源の光軸を中心に等間隔で配置される 4 つ以上のアンテナを前記無線周波数トランシーバに結合するステップと、

無線応答信号を送信することにより前記問い合わせ信号に応答するように構成された無線周波数トランスポンダを前記画像検出器に結合するステップと、

前記トランスポンダから前記 4 つ以上のアンテナで受信した応答信号に応じて画像検出器の空間位置を示す出力信号を提供するステップと、

前記画像検出器の相対位置を示すインジケータを表示することにより、前記出力信号に応答するステップと、

を実行するコンピュータソフトウェアプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、医療用途および歯科用途を含むコンピュータ x 線撮影に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

x 線への暴露時に、視覚的に知覚可能なコントラストを得るために検出器としての情報担体プレート（蛍光体プレートまたは蛍光体貯蔵プレートとも呼ばれる）を使用する技術が、コンピュータ x 線撮影（C R）として当該技術分野において公知であり、例えば、B e r g e r らに付与され、「S C A N N I N G A P P A R A T U S」という名称の米国特許第 7,211,785 号（特許文献 1）に記載されている。この米国特許の技術は、参照により本明細書に援用される。コンピュータ x 線撮影（C R）においては、蛍光体キャリアプレートが、x 線または他の短波長の電離放射線に暴露され、走査装置によって読み出された潜像を記憶する。

【0 0 0 3】

x 線検出器などのプレートを用いた撮像サイクルにおいては、身体の特定の部分（例えば、脚、腕、歯等）の近傍に蛍光体プレートを並べて配置し、次に、蓄積された放射線エネルギーから画像を得るために当該プレートを x 線暴露することを含む。暴露に続き、蛍光体プレートを患者から取り外し、そこに格納されている静電潜像を励起レーザ光または他のエネルギー源を使用してスキャンする。蛍光体プレートに刺激ビームが入射されると、蛍光体プレート上の照明スポットから第 2 のより短い波長、典型的には青色領域の波長で放射線が放出される。刺激を受けて放出される放射線の量は、x 線暴露の結果蓄積され

10

20

30

40

50

たエネルギーの量に比例する。このプレートが走査された後、得られた画像データは表示され、さらなる検査のために保存することができる。暴露および走査されたプレート上に記憶された潜像はその後消去され、後続の画像形成サイクルで再使用することができる。

【0004】

放射線画像の有用性および品質を決定する要因には、撮像対象の被写体に対する検出器の適切な相対配置と、X線源、被写体および検出器の適切な配置位置とが含まれる。従来のX線撮影では、被写体がX線放射線源と、蛍光体プレート等の検出器との間に配置され、放射線源と検出器との相対位置は、画像を得るために適切な位置合わせと角度とを調整される。被写体が患者の腕、脚、または胸部の場合、X線技師が、X線管、撮像される被写体および検出器の少なくとも一部を見るため、位置合わせ作業が容易である。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許第7,211,785号明細書

【特許文献2】米国特許第7,780,350号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

歯科および口腔内X線撮影の位置合わせは困難である。検出器の位置が、患者の口腔内であり、通常技師には見えない。技師は、一般に、何らかのタイプのホルダに検出器を配置した後、口腔内の所定の位置にホルダを挿入する。ホルダは、バイトプレートまたは検出器を口腔内に適切に配置することを支援する他タイプの支持部材を備えてよい。この種のホルダは、患者にとって煩わしく、不快感を引き起こす可能性がある。これらのホルダと他の位置決め装置は、誤差を防ぐ構成ではなく、これらの装置を用いて位置決め誤差が発生することは、取得した画像がある種の問題の検出に使用するには不適切であることを意味する可能性がある。検出器の位置合わせが不良の場合、例えば、コーンカット、欠落尖部、並びに伸長および関連する角度設定または視差などの問題を起こす原因となり得る。これらの位置合わせの問題により、許容可能な画像を取得するため再撮影と画像の追加取込みとが必要となることがある。再撮影により、患者が追加のX線放射に被曝し、口腔内に検出器が保持される時間がより長くなるため、患者の不快感が長引き、好ましくない。

20

【0007】

X線源の一部は、技師がX線源の位置と角度を調整するのに役立つ照準インジケータを備えていた。典型的には、これらの照準インジケータは、可視光を使用し、放射ビームを中心に配置するのを支援するアウトラインをトレースする。これらの照準インジケータは、放射線検出器が見える所では機能するが、口腔内画像化などの検出器が見えない場合、必要な機能が不十分である。技師は推測や口腔内センサの位置とこのセンサ上に入射するX線の入射角との両方を推定して、予想する必要がある。

30

【0008】

図1A～図1Eの簡略模式図は、X線源10と検出器20との間に位置ずれがどのように発生するかを示す。撮像される被写体が図示されていないが、この理由は、被写体が無い方が位置合わせの問題をより明瞭に説明できるからである。これらの例では、基準のために、X線源10は、中心に照準を合わせるために使用される可視光照準指標(visible light aim indices)12を提供する。正確な照準合わせが達成されると、図1Aに示されるように、検出器20は、照準指標12内に示すように中心に位置する。図1Bおよび図1Dに示した例では、照準は合っていない。

40

【0009】

角度または角度設定(angularization)に対して適切に位置合わせすることが望ましい。多くの種類の画像について、X線源10からの入射放射線は、図1Aの例に示す

50

ように、検出器 20 に直交するのが好ましい。図 1 A のライン N は、検出器 20 の表面に對し垂直または直交する線を示す。図 1 C および図 1 D の例は、角度が合っていない状態を示している。図 1 C の例では、照準は合っているが、角度設定が正しくない。図 1 D の例では、照準と角度設定が共に合っていない。図 1 E の例では、検出器 20 は自身の平面内で回転される。

【0010】

図 1 A および図 1 B の模式例は、x 線源 10 を検出器 20 に対して直交配置することを想定している。一部の実施形態では、傾斜配置の方が好ましいことがある。この場合、患者の口が閉じている時には見ることができない検出器 20 に対して所望の傾斜角を得ることが困難であるため、位置合わせ作業が複雑になる可能性がある。

10

【0011】

x 線源に対してセンサの位置決めをする技術が、Tranchant に付与された、「POSITIONING ADJUSTMENT OF MOBILE RADIOLOGY FACILITY」という名称の米国特許第 7,780,350 号（特許文献 2）に記載されている。

【0012】

位置合わせ方法の少なくとも 1 つの欠点は、位置ずれを補正するための誘導がないことに関連する。技師は、位置ずれを補正し、位置合わせが適切に行われたことを確認するための情報を必要とする。例えば、オペレータコンソール上に情報を提供する等のアライメント情報を報告する一部の方法は、位置調整を行う際には使用が困難となる可能性がある。技師は、位置合わせが適切に行われるまで、オペレータコンソールと x 線管との間を行き来し、その都度調整をチェックして修正する必要がある。

20

【0013】

従って、口腔内 x 線撮影において放射線源と画像検出器の位置合わせを改善する装置および方法が必要とされている。

【0014】

本発明の目的は、放射線源と画像検出器を位置合わせする能力を向上させる装置と方法を提供することにより、口腔内 x 線撮影術を高度化することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明がもたらす利点は、放射線源と画像検出器との位置合わせに必要な調整を迅速に可視化することである。

【0016】

これらの目的は、説明のための例としてのみ示され、本発明の 1 以上の実施形態の例示であってもよい。開示の本発明によって本来達成される他の好ましい目的および利点が生じたり、当業者にとって明瞭になることもある。本発明は、添付の特許請求の範囲によって定義される。

40

【0017】

本発明の一態様によれば、患者から口腔内 x 線画像を取得するための装置が提供される。この装置は、x 線源と、この x 線源に接続され、問い合わせ信号を送信するために通電可能な無線周波数トランシーバとを備え、前記トランシーバは 4 つ以上のアンテナと信号伝達を行う。口腔内画像検出器は、x 線源から入射した放射線に暴露されると画像を形成する。無線周波数トランスポンダは、前記画像検出器に結合され、無線応答信号を送信することにより問い合わせ信号に応答するように構成されている。制御論理プロセッサは、前記トランシーバと通信し、前記トランスポンダから前記 4 つ以上のアンテナで受信した応答信号に応じて画像検出器の空間位置を示す出力信号を提供する。インジケータは、画像検出器の相対位置を示すことにより出力信号に応答する。

【0018】

本発明の別の態様によれば、患者から口腔内 x 線画像を得るために x 線源に対する口腔内画像検出器の相対位置を検出するための方法であって、問い合わせ信号を送信するため

50

に通電可能な無線周波数トランシーバを×線源に結合することと、前記×線源の光軸を中心として等間隔に配置された4つ以上のアンテナを前記無線周波数トランシーバに結合することと、無線応答信号を送信することにより前記問い合わせ信号に応答するように構成された無線周波数トランスポンダを前記画像検出器に結合することと、前記トランスポンダから前記4つ以上のアンテナで受信した応答信号に応じて画像検出器の空間位置を示す出力信号を提供することと、前記画像検出器の相対位置を示すインジケータを表示することにより、出力信号に応答することとを含む検出方法が提供される。

【0019】

本発明の上述および他の目的、特徴並びに利点は、添付の図面に示される本発明の実施形態の以下のより詳細な説明から明らかになると考えられる。図面中の構成要素は、互いにに対して縮尺とは限らない。

10

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1A】ソースと検出器とのアライメントの問題の異なる側面を示す簡略模式ブロック図である。

【図1B】ソースと検出器とのアライメントの問題の異なる側面を示す簡略模式ブロック図である。

【図1C】ソースと検出器とのアライメントの問題の異なる側面を示す簡略模式ブロック図である。

【図1D】ソースと検出器とのアライメントの問題の異なる側面を示す簡略模式ブロック図である。

20

【図1E】ソースと検出器とのアライメントの問題の異なる側面を示す簡略模式ブロック図である。

【図2】一般的な歯科治療室を示す。

【図3】検出器上の複数のエミッタを用いた口腔内撮像装置の模式ブロック図である。

【図4A】口腔内撮像装置用の本発明の一実施形態に係る位置決めシステムを示す模式ブロック図である。

【図4B】並列にトランスポンダ信号を読み出す口腔内撮像装置用の本発明の別の実施形態に係る位置決めシステムを示す模式ブロック図である。

30

【図5A】位置決めシステムの構成要素の空間関係の一部を示す斜視図である。

【図5B】本発明の一実施形態に係るリングと中心に位置する検出器を示す平面図である。

【図6A】口腔内の検出器と位置ずれした×線源との相対位置を示す斜視図である。

【図6B】当該×線源の位置決めシステムの構成要素を示す斜視図である。

【図7A】本発明の複数の実施形態に係るアンテナ装置の上面図と平面図を示す。

【図7B】本発明の別の実施形態に係るアンテナ装置の平面図を示す。

【図8A】異なるアンテナ配置を示す平面図である。

【図8B】異なるアンテナ配置を示す平面図である。

【図8C】異なるアンテナ配置を示す平面図である。

【図8D】異なるアンテナ配置を示す平面図である。

40

【図9A】本発明の位置決めシステムを使用する口腔内検出器の位置合わせ不良を示す表示の平面図である。

【図9B】本発明の位置決めシステムを使用する口腔内検出器の良好な位置合わせを示す表示の平面図である。

【図10A】必要な位置合わせ調整を報告するための×線源上に使用されるインジケータを示す平面図である。

【図10B】必要な位置合わせ調整を報告するための×線源上に使用されるインジケータの別の実施形態を示す平面図である。

【図11】暴露前に×線源の位置合わせをする手順を示す本発明の一実施形態に係る論理フロー図である。

50

【発明を実施するための形態】

【0021】

本明細書で参照されるすべての刊行物、特許および特許文献は、あたかもそれぞれ個別に参照により援用されたかのように、その全体が参照により援用される。

【0022】

本願は、Bergerらにより2012年10月19日に出願された、「COMPUTED RADIOGRAPHY POSITIONING METHOD AND SYSTEM」との名称の、米国仮特許出願第61/715,862号の優先権を主張する、Bergerらにより2013年2月26日に出願された、「COMPUTED RADIOGRAPHY POSITIONING METHOD AND SYSTEM」との名称の、米国特許出願第13/776,867号の優先権を主張する。これらの出願はいずれも、その全体が参照により本明細書に援用される。10

【0023】

以下、いくつかの図の各々において添付の図面を参照して本発明の好ましい実施形態を詳細に説明する。添付の図面において、同じ参照番号は同じ構成要素を指す。

【0024】

本明細書に示され、説明される図は、本発明による動作の基本原理を説明するために提供される。基本的な位置および構造関係または動作原理を強調するために、相対的な寸法および尺度の誇張が、必要なこともある。

【0025】

「第1」、「第2」等の用語は、使用される場合、必ずしも順序または優先順位関係を示すものではないが、ある要素または時間間隔を、別のものと、より明確に区別するために使用することができる。本開示の文脈において、「オペレータ」、「技師」、「ユーザ」、および「術者」との用語は等価であると見なされる。20

【0026】

本開示の文脈においては、等価な用語「画像検出器」、「イメージング検出器」または単に「検出器」は、患者の口腔内に配置されて、放射線が入射し、その画像コンテンツを提供する要素を指す。このような検出器は、フィルムが別途現像されてX線画像を提供する、スリープまたはフィルムホルダ内に1枚のフィルム片を封入している感光性フィルム要素であってもよい。当該検出器は、別途走査され、X線画像データを提供する蛍光体記憶素子、または撮像システムに直接X線画像データを提供するデジタル検出器とすることができる。30

【0027】

本開示の文脈においては、等価な用語「フレキシブル情報担体プレート」、「フレキシブルプレート」、「CRプレート」、「画像プレート」、「イメージングプレート」、「キャリアプレート」、「貯蔵蛍光体プレート」、「蛍光体プレート」または単に「プレート」は、コンピュータX線撮影(CR)技術において画像を記憶するのに使用され、写真乾板に類似の方法で、これらプレートが多くの用途で代替されるような方法で配置される輝尽性蛍光体プレート(PSPプレート)を指す。口腔内撮像に有用な曲率に少なくともある程度適合性を有する場合、情報キャリアプレートは可撓性を有すると見なされる。40

【0028】

本開示の文脈において、用語「スキヤナ」または「走査装置」は、フレキシブル情報担体プレートの暴露後に当該プレートから記憶された画像データを取得可能なデバイスまたは装置を指す。スキヤナは、典型的には、レーザ光を用いて蛍光体貯蔵媒体を刺激する。ビームエネルギーがプレート表面上を通過すると、X線撮影された蛍光体プレートの結晶格子内の「色中心(color centers)」に「捕捉された(trapped)」電子を解放する。レーザ刺激中に放出された光を収集し、その結果得られる信号をコンピュータまたは他の専用論理プロセッサによってデジタル画像に変換することができる。スキヤナが配置された位置を、ここでは走査ステーションと呼ぶ。

【0029】

10

20

30

40

50

図1A～図1Eの簡略模式図に示すように、患者の口腔内部の検出器20の検出器20の横方向（左右方向）の位置および角度設定は、位置合わせの達成に関連する要因に含まれる。検出器のその平面内の回転（即ち、直交軸Nを中心とする回転）は、図1Eに示すように、一般により重要性が低いが、所望の位置合わせを維持するために考慮の対象となり得る。図1A～図1Eに示す位置ずれ状態に対し、検出器位置またはX線源をどの方向に調整するか、および再調整がどの程度必要かを技師が決定することが困難になり得る。

【0030】

ここで図2を参照すると、術者の典型的な歯科処置室100が示されている。とりわけ、処置室には、歯科治療、例えば、口腔内治療のために必要とされる様々な器具が備わったコンソールを有する治療用椅子102が備えられている。

10

【0031】

治療室は、データの入力、出力および管理を行い、おそらくマウス付きキーボードを含む処理・取得ステーションとして機能する適切なインターフェース端子を備える。特に図示されていないが、理解されるべきなのは、当該インターフェースは、例えば、ローカルイーサネットネットワークなどのネットワークを介してネットワークと通信し、適切なサーバは医療症例に関連する医療および個人データの管理を遂行可能にするデータベースおよびソフトウェアアプリケーションへのアクセスを提供する。アプリケーションは、走査後に所得した画像を取得、閲覧および処理すること、画像および関連データをアーカイブ化すること、並びに、他の機能を利用可能にする。小規模の診療所において使用されるような別の実施形態では、インターフェースは、ネットワークサーバーではなく、ローカルコンピュータワークステーションやパソコン（PC）と通信可能としてもよい。

20

【0032】

治療室は、コンピュータ化された口腔内歯科X線撮影に適しており、X線暴露および走査後に取得した画像を表示するモニタ106、例えば、LCD（Liquid Crystal Display）を備える。図2に示されていないが、典型的には、処置椅子の近くに備えられた、フレキシブル情報担体プレートが複数利用可能でもよいと考えられる。

30

【0033】

処置室は、処置室自体またはそれに隣接して設置されてもよいX線発生器を備えてもよいと考えられる。小さな治療室でも、スキャナが、X線への情報担体プレートを暴露後に取得した記憶された画像データを取得するために設けることができる。術者が処置室から離れて設置されているスキャナを交互に使用することもあるため、治療室の位置は強制ではない。

30

【0034】

本開示では、処理室が別に作業ステーションと呼ばれることがある。作業ステーションにこのステーション専用のスキャナが搭載されている場合、プレートに不適正になる可能性が少ない。しかしながら、この可能性は依然として存在するため、そのような基本的なシステムのためであってもプレートを何らかの方法で識別可能することが望ましいと考えられる。

40

【0035】

背景技に記載したように、X線源/X線管に対する蛍光キャリアプレートを適切に位置決めおよび位置合わせすることは、X線画像の取得に重要である。しかし、蛍光体プレートが患者の口腔内に配置されている場合、蛍光体プレートがX線源/X線管と適切に位置合わせされているかどうかを決定することは困難である。本発明の実施形態では、X線源と検出器との相対位置を決定するためにキャリアプレートから放出される信号からの情報を用い、かつ位置ずれを修正するための調整用の指示情報を提供する。

【0036】

無線周波数識別デバイス（RFIDデバイス）は、種々の用途において特定、追跡および監視するものとして知られている。RFID追跡を使って、消費物品や再利用可能および使い捨てアイテムなどの様々なアイテムを局所的に識別したり、人々、動物などを特定

50

し、追跡する。この特定技術は、医療および歯科装置で実施され、様々なその他の技術的および非技術的装置および方法でも実施されている。

【0037】

R F I D システムは、(i) 特定されるアイテムに関連付けられたトランスポンダと、(ii) このトランスポンダから短距離流れたインテロゲータとの2つの主要な構成要素を備える。R F I D インテロゲータは、アンテナと、トランシーバと、処理装置とを備える。インテロゲータコンポーネントは、R F エネルギーおよび(必要に応じて)問い合わせ信号をトランスポンダに送信し、トランスポンダからR F 応答信号を受信する。受信信号は、処理装置に転送され、読み出される。

【0038】

一般的に使用されるように、R F I D トランスポンダ、またはいわゆるR F I D タグは、特定対象のアイテムに適切な方法によって取り付けられるが、R F 回路を含む集積回路を備える。この回路は、インテロゲータの処理装置に信号として送信する情報を格納するためのメモリを提供する。R F I D タグは、この信号を送信するためのアンテナを備える。トランスポンダによって送信された信号を読み取ることにより、タグを有するアイテムを特定し、監視することを可能になる。

【0039】

本開示の文脈において、用語「R F I D システム」または「R F I D デバイス」は、(i) 特定されるアイテムに関連付けられたR F I D トランスポンダと、(ii) このトランスポンダから短距離流れたR F I D インテロゲータとの2つの主要な構成要素を有する装置を指す。当該インテロゲータは、対応するアンテナを有するトランシーバと、R F I D トランスポンダと通信するためのコマンドを実行する処理装置またはインタフェース処理装置とを備える。インテロゲータコンポーネントは、1以上のR F エネルギー信号をトランスポンダに送信し、トランスポンダから対応するR F 応答信号を受信する。受信信号は、処理装置に転送され、解釈される。

【0040】

本開示の文脈において、用語「R F I D タグ」、または「R F I D トランスポンダ」は、適切な方法によってX線検出器20に固定されるか、その内部に入れられるか、あるいはそれに結合されており、信号を送受信するためのR F 回路を備え、典型的には集積回路も備えるトランスポンダを指す。R F I D タグは、この信号を送信するためのアンテナを備える。

【0041】

本発明の実施形態によれば、R F I D タグに情報が記憶されてもよく、R F I D トランスポンダによる問い合わせがあると送信される。しかし、本発明の実施形態の方法を用いて位置決めおよび位置合わせする上で特に关心があるのは、この情報の内容ではなく、R F I D 送信からの信号強度である。本発明の各実施形態の位置決めシステムでは、検出器20の位置および姿勢を示すという特定の目的のための技術で、RSSI(受信信号強度インジケータ)として知られている技術が適用されている。電気通信では、RSSIは、受信した無線信号に存在する電力を評価するための技術である。RSSIは、一般的に受信機を備えるデバイスのユーザには見えない、一般的な無線受信機技術メトリックであるが、例えば、IEEE802.11プロトコルで使用されるような、無線ネットワークとしてユーザに知られているものである。RSSIを用いて評価を行った結果は、所与の場合に行われる2つ以上の信号の比較に基づいており、基準値を使用するのではなく、任意の単位で表現される。

【0042】

RSSIIは、IFアンプの前段の中間周波数(IF)の段階で実施することができる。ゼロIFシステムでは、RSSI測定は、典型的には、ベースバンド増幅器の前段のベースバンド信号チェーンで行われる。RSSI出力は、多くの場合、比較信号強度を表すDCアナログレベルである。RSSI出力信号は、内部のアナログ-デジタル変換器(ADC)によりサンプリングすることができ、得られたコードを直接、あるいは周辺または内

部プロセッサバスを介して利用することができる。

【0043】

エンドユーザ（例えば、歯科技工士）は、Wireshark（登録商標）のネットワークプロトコルアナライザ、KismetデバイスまたはinSSIDerスキャナ（Metageek、Boise、1Dからの）などの無線ネットワーク監視ツールを使用して無線ネットワークの信号強度を測定する際にRSSI値を観測することが可能である。結果は、任意の範囲の値にわたって報告される。一例として、シスコシステムズ（Cisco Systems）カードは、RSSI_Max値が100であり、従って、RSSI値が0～100の101の異なる電力レベルを報告する。別の一般的なWi-Fi（登録商標）チップセットが、アセロス（カリフォルニア州サンノゼ所在クアルコムアセロス社）で製造されている。アセロス製のカードは、0～127（0×7f）のRSSI値を返し、128（0×80）は無効な値を示す。任意の特定の物理的パラメータは対応するRSSIの読みと標準化関係にはない。IEEE802.11ワイヤレスネットワーク標準は、MWまたはdBmのRSSI値と電力レベル間の一切の関係を定義していない。ベンダーにより、独自の正確性、粒度、および（mWまたはdBmで測定された）実際の電力用範囲とそれらのRSSI値の範囲（0～RSSI_Max）が提供される。802.11 RSSIの細かさは、それがサンプリングされる方法に基づいている。RSSIは、802.11フレームを受信したブリアンブル段階の間に取得される。

10

【0044】

本発明の装置の部品と動作および信号強度を使用することがどう利点があるかをよりよく理解するには、従来の三角測量法を用いた撮像システムによって適切な位置合わせをどのように検出することができるかを示すことが有用である。図3のブロック図を参照すると、X線源10に対する画像検出器20の位置合わせを検出する口腔内撮像装置22が示されている。図3の構成では、検出器20は、断面で示す患者の頬18の裏側の、歯14に隣接して配置される。RFIDタグなどの多数のRFトランスポンダ30が、検出器20の一部として組み込まれている。RFトランスポンダ30は、典型的には、三角測量情報を提供するために、互いに離間している。センサ24は、自身が位置合わせされ、X線源10に位置的に結合されており、放出されたRF信号を感知することによってRFトランスポンダ30の存在を感知する。例えば、このようなRFIDタグで使用される小さなエミッタなどのRFトランスポンダを通電し、検出する方法は、信号検出技術の当業者に公知である。1つ以上のセンサ24と信号伝達する制御論理プロセッサ26は、トランスポンダ30からの受信信号、またはトランスポンダ30の他の検出可能な特徴およびX線源10に対するセンサ24の既知の位置に基づく従来の三角測量計算を用いる。これは、患者の口腔内の検出器20のX線源10に対する相対的な対応位置および角度のアライメントを決定するために実行される。オペレータコンソールディスプレイ28は、その後オペレータのためのアライメント情報を示し、必要な調整設定を推奨することが可能である。センサ24は、通電されて1以上の所定周波数の電磁信号を受信することができる。

20

30

【0045】

図3の実施例で使用される従来の三角測量法を実行可能であるが、必要な三角測量データを提供するために協調して動作する複数のRFトランスポンダ30を必要とする。また、RFトランスポンダは、正確に意味のある角度および相対的な距離情報を得るために十分に調整されるか、相互較正が必要である。

40

【0046】

本発明の実施形態によると、患者の口腔内に配置されているX線検出器20に機械的に結合された、単一のRFIDトランスポンダだけを使用して、図3の基本システムが改良される。RFIDトランスポンダと通信を行うトランシーバは、本発明の実施形態に係るX線源10に結合されている。トランシーバ回路は、X線源に対して異なる位置で、RFIDトランスポンダから放出される信号の相対信号強度を検知するために複数のアンテナを使用する。検出された信号強度レベルの分析により、制御ロジックが任意の必要な位置調整を計算して表示することができる。従って、単一のRFIDトランスポンダによ

50

って放出される信号の特性を用いて \times 線源 10 に対する検出器の位置、角度方向、およびセンタリングを決定するのに十分な情報を得る。その結果、技師は、検出器 20 を患者の口腔内の適切な位置に配置することにより注意を向けることができ、適切に \times 線源 10 を移動させることにより、検出器の位置に適応させることができる。

【0047】

本発明の別の実施形態によれば、トランシーバと位置決めシステムとは、機械的に \times 線源 10 に結合されず、いくつかの他の基準点に機械的に結合される。そのような実施形態では、コンピュータまたは他の種類の制御論理プロセッサが、 \times 線源 10 と検出器 20 の両方の位置を追跡し、オペレータを支援して、 \times 線源と検出器の位置を適切に調整するための信号を提供する。

10

【0048】

このような配置が使用される場合、三角測量計算がかなりもっと複雑である。このような実施形態では、追加のトランスポンダ（図示せず）、または代りの位置センサが \times 線源 10 に加え必要となると考えられる。

【0049】

図 4 A の模式図には、本発明の実施形態に係る口腔内撮像装置 70 内の \times 線源 10 の位置を調整する位置決めシステム 40 の構成要素が示されている。アンテナ部 38 a, 38 b, 38 c、および 38 d が設けられ、単一の RF トランスポンダ 30 に送受信信号を導き、検出器 20 に結合された単一の RF トランスポンダ 30 からの信号を取得するように分配される。マルチプレクサ 42 は、インピーダンス整合回路 44 と協働し、アンテナ部 38 a, 38 b, 38 c、および 38 d のそれぞれから RF トランシーバ回路 48 へトランスポンダ信号出力を順に提供する。RF ID リーダ 50 は、送受信回路 48 によって受信された取得 RF 信号を読み出して、制御論理プロセッサ 60 と協働して異なるアンテナにおける RF 信号強度に応じて相対位置を決定する。外部のプログラムデータおよび信号のためのオプションの入力 62 も提供される。入力 62 を使って、例えば、位置決めロジックのために有用である補助信号またはデータを提供することができる。本発明の実施形態によれば、入力部 62 は、 \times 線源 10 の位置に関する座標情報を、制御論理プロセッサ 60 に提供する。このデータは、 \times 線源 10、またはその支持構造体に結合されたセンサ（図示せず）から得ることができる。入力 62 は、例えば、固有の識別子または他のコードなどの、RF トランスポンダ 30 に固有のアドレス情報を提供することができる。本発明の別の実施形態によれば、入力部 62 は、制御論理プロセッサ 60 のための別の指示または更新された指示を提供する。

20

【0050】

図 4 B の模式図は、別のアンテナ 38 e を使って RF トランスポンダ 30 に送受信信号を送信する別の実施形態を示す。図 4 A の構成を参照して説明したように、その他のアンテナ 38 a ~ 38 d は、順次ではなく並行して、トランスポンダ 30 からの応答信号を感知するために使用される。これにより、信号検出をより迅速に実行することができる。

30

【0051】

以下にさらに詳細に説明するように、ディスプレイ 28 が提供されており、制御論理プロセッサ 60 と信号の通信を行い、任意の必要な調整情報を提供する。電源 46 は、位置決めシステム 40 に電力を供給する。

40

【0052】

図 5 A および図 5 B の平面図を模式的に示すブロック図は、位置決めシステム 40 の構成要素の空間的関係の一部を示す。アンテナ部 38 a, 38 b, 38 c、および 38 d は、リング 64 の周りに分配され、RF トランスポンダ 30 の信号を取得する。リング 64 は、開口部 66 の周りに形成されている。RSSI 技術は、受信信号強度に応じて、検出器 20 の相対的な位置を決定するために使用されている。図 5 B は、本発明の実施形態におけるリング 64 と中心として位置する検出器 20 を示している。検出器 20 が、開口部 66 を通して見える。アンテナは、図示の実施形態ではリング 64 内に一体化されている

50

ため、見えない。

【0053】

図4A、4B、および図5Aを参照すると、本発明の各実施形態によれば、4つ以上のアンテナ部38a、38b、38c、および38dで、トランスポンダ30からの相対的な信号強度を検知し、この情報を使って、位置決めシステム40に対する検出器20の相対的な位置を決定する。送受信回路48から開始RF信号を受信すると、トランスポンダ30は、位置決めシステム40にRF信号を放出する。アンテナ部38a、38b、38c、および38dのそれぞれは、この放出された信号を取得し、位置決めシステム40の構成要素にこの信号を提供する。図4Aの実施形態では、各信号は、マルチブレクサ42により制御され、別々にサンプリングされる。別の方法では、図4Bの実施形態を使用して、信号を並列にサンプリングすることができる。制御論理プロセッサ60は、位置データを導出するために、各アンテナからの相対的な信号強度を解析する。RSSI信号解析技術は、空間座標データを取得するための相対的な信号強度を使用する。信号強度は、エミッタとレシーバとの間の距離と逆二乗関係にあるので、相対的な位置に関連する。それぞれのアンテナ対間の相対的な信号を考慮し、位置座標を取得するのに三角測量が使用される。5つ以上のアンテナを使用することにより、より高い位置決め精度を可能にする追加の三角測量データが提供される。リング64の相対的な寸法は、利用可能な精度を決定する際の要因となり得る。一般に、リング62の内側の開口径は、検出器20のサイズよりも大きくし、アンテナ位置間に十分な間隔を設けある程度の許容誤差が保持されるようにする必要がある。アンテナが接近し過ぎている場合、信号強度がわずかに異なる信号を正確に感知することは困難である。開口部66の周囲に4つのアンテナを、一個のアンテナが開口の周りに各90度の位置で、及びかつ開口が光源10の光軸OAに沿って中心にくるように均等に配置することにより、三角測量に適した構成が提供される。

10

20

30

40

【0054】

エミッタの距離、空間的位置、および向きを決定するための三角測量のための技術とその決定のために対して信号強度を使用することは、位置検出技術の当業者に公知である。4つの全指向性アンテナを使用するシステムは、RSSI情報が得られた際に、送信機の電力レベルおよび送信機のデカルト座標(x, y, z)の両方を決定することができる。初期キャリブレーションのいくつかは、アンテナ感度およびアンテナ毎の信号処理の差異を補償するために実施することができる。

【0055】

なお、3以下の個数のアンテナは、x線源の相対的な移動が、検出器の平面に制限されている三角測量に使用することができることに留意されたい。そのような場合、3つのアンテナは、平面で120度の間隔をあけて配置され、使用することができる。しかし、この種の構成は、実用的でなく、汎用の歯科撮像には制約がある。

【0056】

高精度の位置決めに関しては、RFトランスポンダ30が結合された検出器20に対するRFトランスポンダ30の相対位置を知ることが有用である。本発明の一実施形態によれば、RFトランスポンダ30は、検出器20の中心または中心付近に配置されている。この中心位置決めの構成は、検出器20がフレキシブル基板上に配置されている場合に特に適している。トランスポンダ30は、あるいは、検出器20の角部近傍などの他の位置に配置することも可能である。次に、制御論理プロセッサ60は、このトランスポンダ30の位置に対して適切なオフセット調整を計算する。しかし、もしトランスポンダ30が検出器の中心に位置していない場合は、柔軟な検出器20がその縁部に沿って多少屈曲すると、位置決め誤差が発生する可能性があることに留意されたい。

【0057】

図6Aは、口腔内検出器20と位置ずれしたx線源10との相対位置関係を示す斜視図である。技師または他のオペレーターがその位置合わせが正しいか否か、および誤差があれば、程度の調整をするかを判断するのは困難であると考えられる。図6Bは、x線源10を用いた画像検出器20に対して正しく位置合わせされている位置決めシステムの構成要

50

素を示す、別の角度から見た斜視図である。光軸 O A は、図 6 B の十字線で示されている。×線ビームは、一般に、光軸 O A がその中心となる。

【 0 0 5 8 】

多数の異なるアンテナ配置が利用可能である。図 7 A は、本発明の実施形態に係るアンテナ装置の上面図と平面図とを示している。アンテナ 38 a および 38 b は、光軸 O A に対して、または × 線源 10 からの放射線を導く装置に対して斜めの角度で傾斜する平面内に配置されるように、リング 64 上に平面的に位置してもよい。斜めの角度とは、法線から少なくとも 2 度ずれた角度である。図 7 B は、4 つのアンテナ部 38 a, 38 b, 38 c、および 38 d の別の構成を示している。リング 64 は、図示の代替アンテナ配置のいずれかを有することができる。あるいは、リング 64 は、アンテナ 38 a ~ 38 d の他の配置を有していてもよい。さらに、4 つ以上のアンテナを設けて、位置検出のために使用される R F 信号を送信することができる。

10

【 0 0 5 9 】

図 8 A、図 8 B、図 8 C、および図 8 D は、異なるアンテナ 38 の配置を示す平面図である。ワイヤコイルを使用することにより、よりコンパクトで効率的なアンテナを設計することが可能となる。これは、例えば、より流線形に設計される、あるいはシステムの人間工学を考慮することが望ましい場合に有利となり得る。

20

【 0 0 6 0 】

検出器 20 の相対位置が決定されると、本発明の位置決めシステム 40 は、位置合わせを改善するために提案された調整に関する情報をオペレータに提供する。図 9 A に示すように、ディスプレイ 28 は、本発明の位置決めシステムを使用した口腔内検出器の位置合わせが不良状態であることを示すインジケータとして機能する。十字線 68 は、×線ビームの光軸を示している。ディスプレイ上のアイコン 56 が位置ずれ状態を示す。図 9 B は、検出器アイコン 56 が十字線 68 に対して中心に位置し、本発明の位置決めシステムを使用した口腔内の検出器の位置合わせが良好な状態を示すディスプレイの平面図である。

20

【 0 0 6 1 】

本発明の位置決めシステム 40 は、位置合わせの問題をオペレータに警告し、調整方向と、必要に応じて、必要な調整の相対量を示すインジケータとを提供する。ディスプレイ 28 は、例えば、点滅若しくは別の態様では強調表示されたアイコン 56 またはインジケータとして機能する他のカーソルを有し、調整のための指示を提供する。図 10 A の平面図を参照すると、×線源 10 に関連付けられたインジケータまたはガイド 52 を使って必要な位置合わせの調整を報告する。オペレータは、ガイド 52 の外観に応じて、×線源 10 の頭部の位置を調整することができる。図 10 B は、×線源に関連付けられており、必要な位置合わせ調整を報告するガイド 52 の別の実施形態を示す平面図である。ガイド 52 内の点滅または強調表示色は、×線源 10 のセンタリングを向上させるために必要な移動方向を決定する際にオペレータを補助する。

30

【 0 0 6 2 】

図 11 は、暴露前の × 線源の位置合わせに必要なステップの手順を示す論理フロー図である。検出ステップ S100において、技師は、適切な方向で患者の口腔内に口腔内検出器を配置する。次に、起動ステップ S110 は、位置ずれの量を決定し、報告する位置決めシステム 40 を起動する。判断ステップ S120 において、検出器 20 が × 線放射の経路に直交する面内の x 軸に対して中央に配置されているか否かを判断する。センタリングが正しくない場合、判断ステップ S130 において、検出器 20 は、相対的に × 線ヘッドの中心の右に位置するか否かを判断するためにチェックを行う。操作者 / 技師は、もしあれば、調整ステップ S132 または S134 において必要な調整を適宜行う。別の決定ステップ S140 において、y 軸センタリングのためのチェックを行い、決定ステップ S142 を呼び出して後続の調整ステップ S144, S148 の内のいずれが必要か決定する。次に、×線源が検出器の中心に適切に位置すると、暴露ステップ S150 が実行されてよい。

40

【 0 0 6 3 】

50

一般に、歯科撮像環境の性質上、 \times 線源10の位置の調整は手動で行われる。このため、システム制御ロジックによって提供される指標は、オペレータが微調整を行い、例えば、図9Aおよび図9B図に示すようなシステムインジケータ、または図10Aおよび図10Bに示すような、システム自体に提供されるようなシステムインジケータを再チェックすることができ、特に有用である。また、患者の位置のわずかな再調整もまた技師が行うことができる。別の実施形態では、 \times 線源10のための位置決め機構（図示せず）に結合された任意のステッピングモータを使用するなどの調整の自動化も提供することができる。

【0064】

制御論理プロセッサ60（図4A、4B）または外部のコンピュータ装置上で実行されるソフトウェアは、図11の論理フロー図に示されている多くの機能を制御する。これには、起動ステップS110において位置決めシステムを起動し、 x 軸判定ステップS120で計算すると共に、任意の必要な調整をオペレータに示すために使用される信号をステップS130において生成することが含まれる。同様に、ソフトウェアは、 y 軸のセンタリングのための判定ステップS140の機能とステップS142における調整の機能を提供する。また、ソフトウェアは、センタリングの情報に基づいて、暴露ステップS150を実行するか否かを制御することができる。

【0065】

暴露が行われると、口腔内検出器20は、患者の口腔内から取り出すことができ、画像を得ることができる。

10

20

30

40

50

【0066】

様々な方法で位置合わせのオフセットの相対的な量を示すのを助けるために色を使用できる。例えば、表示28のモニタに検出器20の輪郭が表示されていた場合であっても、技師は、角度合わせを調整する方法を知ることは困難である。異なる色で指示を表示すれば、技師を所望の調整が得られるまで、 \times 線管の角度を調整するよう誘導する手助けができる。

【0067】

例えば、単に歯科用 \times 線撮影だけではなく、RFIDデバイスが利用可能な他のコンピュータ \times 線撮影用途において本発明を採用することが考えられる。そのようなアプリケーションとしては、例えば、整形外科用の \times 線撮影、胸部 \times 線撮影、頭蓋骨 \times 線撮影、脊椎 \times 線撮影などが挙げられるが、これらに限定されない。

【0068】

患者から口腔内 \times 線画像を取得するための装置は、 \times 線源と、この \times 線源に接続され、問い合わせ信号を送信するために通電可能であり、4つ以上のアンテナと信号伝達を行う無線周波数トランシーバと、 \times 線源から入射した放射線に暴露されると画像を形成する口腔内画像検出器と、前記画像検出器に結合され、無線応答信号を送信することにより問い合わせ信号に応答するように構成されている無線周波数トランスポンダと、前記トランシーバと通信し、前記トランスポンダから前記4つ以上のアンテナで受信した応答信号に応じて画像検出器の空間位置を示す出力信号を提供する制御論理プロセッサと、画像検出器の相対位置を示すことにより出力信号に応答するインジケータとを備える。口腔内画像検出器は、感光性フィルム撮像装置、蓄積性蛍光撮像装置、およびデジタル検出装置とすることができる。ディスプレイは、更に、画像検出器の相対位置の推奨される調整を示すことができる。4つ以上のアンテナを収納することができる。

【0069】

本発明の実施形態と一致して、コンピュータプログラムは、電子メモリからアクセスされた画像データに対して実行する格納された命令を利用する。画像処理技術の当業者であれば理解できるように、本発明の実施形態のコンピュータプログラムは、パソコンやワークステーションなどの、適切な汎用コンピュータシステムによって利用できるか、または制御論理プロセッサ60（図4A、図4B）として動作するマイクロプロセッサによって実行することができる。しかし、多くの他種類コンピュータシステムは、例えば、ネット

ワーク化されたプロセッサの構成を含む、本発明のコンピュータプログラムを実行するのに使用することができる。本発明の方法を実行するためのコンピュータプログラムは、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体に格納されてもよい。この媒体は、例えば、ハードドライブまたはリムーバブルデバイス若しくは磁気テープの等の磁気ディスクなどの磁気記憶媒体、光ディスク、光テープ若しくは機械読み取り可能な光学符号化式等の光学記憶媒体、ランダムアクセスメモリ(R A M)若しくは読み出し専用メモリ(R O M)などの固体電子記憶装置、または、コンピュータプログラムを格納するために使用される任意の他の物理的装置を備えることができる。本発明の方法を実行するためのコンピュータプログラムは、インターネットまたは他のネットワークまたは通信媒体を介して画像処理装置に接続されたコンピュータ読み取り可能な記憶媒体に格納されてもよい。当業者であれば、そのようなコンピュータプログラム製品の等価物をハードウェアで構築することもさらに容易に認識するであろう。

10

【 0 0 7 0 】

本開示の文脈における「コンピュータアクセス可能なメモリ」に相当する用語「メモリ」は、例えば、画像データを格納およびそれに対して処理を行い、コンピュータシステムにアクセス可能で、データベースを含む任意の種類の一時的またはより永続的なデータ記憶空間を指すことができることに留意されたい。メモリは、例えば、磁気または光学記憶装置などの長期的な記憶媒体を用いる、不揮発性タイプであってもよい。あるいは、メモリは、マイクロプロセッサまたは他の制御論理プロセッサ装置により一時的なバッファまたは作業領域として使用されるランダムアクセスメモリ(R A M)などの電子回路を使用する、より揮発性の性質を有するものであってもよい。表示データは、例えば、典型的には直接ディスプレイ装置に関連付けられており、表示されたデータを提供するために、適宜定期的にリフレッシュされ、一時記憶バッファに格納されている。メモリという用語は、本開示において使用されており、この一時記憶バッファはメモリであると考えることができる。メモリは、また、計算や他の処理を実行した際の中間および最終結果を格納するためのデータ作業領域として使用される。コンピュータによってアクセス可能なメモリは、揮発性メモリ、不揮発性メモリ、または揮発性メモリと不揮発性メモリとが組み合わされたハイブリッドなタイプでもよい。

20

【 0 0 7 1 】

なお、本発明のコンピュータプログラム製品は、公知の様々な制御アルゴリズムおよびプロセスを使用してもよいことが理解されると考えられる。さらに、本発明のコンピュータプログラム製品の実施形態は、実装すると有用であるが、本明細書においては特に図示または説明していないアルゴリズムやプロセスから構成されてもよいことが理解されるであろう。そのようなアルゴリズムおよびプロセスが、従来のユーティリティを含んでもよいことは画像処理分野の通常の技術の範囲内である。このようなアルゴリズムおよびシステムのさらなる態様、並びに画像を生成し、処理する、または本発明のコンピュータプログラム製品と協働するハードウェアおよび/またはソフトウェアは、特に図示または本明細書に記載していないが、このようなアルゴリズム、システム、ハードウェア、構成要素、および位置決めシステムの技術分野において公知の要素から選択されてもよい。

30

【図 1 A】

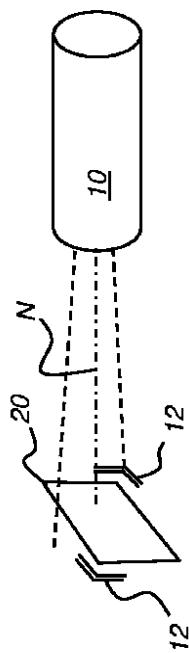


FIG. 1A

【図 1 B】

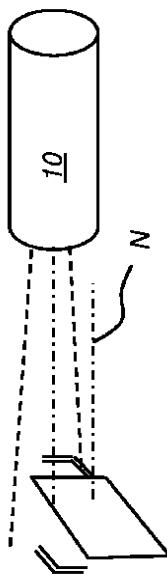


FIG. 1B

【図 1 C】

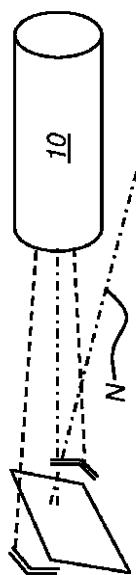


FIG. 1C

【図 1 D】

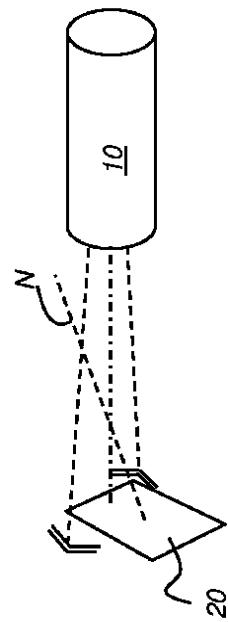


FIG. 1D

【図 1 E】

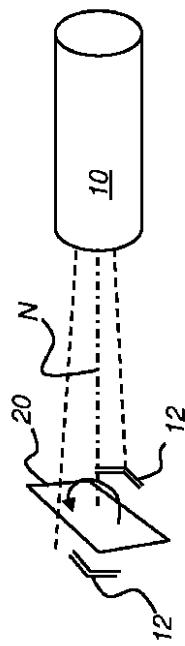
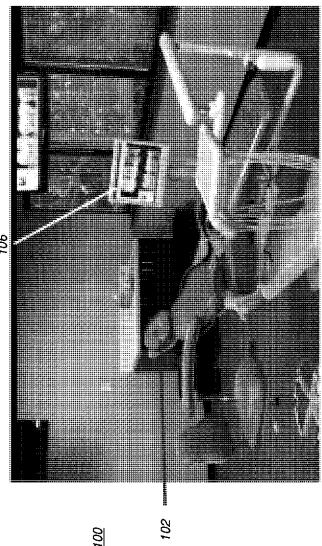
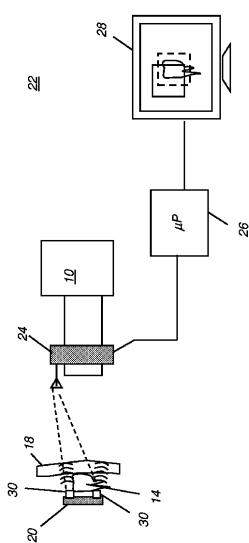


FIG. 1E

【図 2】

FIG. 2
(Prior Art)

【図 3】

FIG. 3
(Prior Art)

【図 4 A】

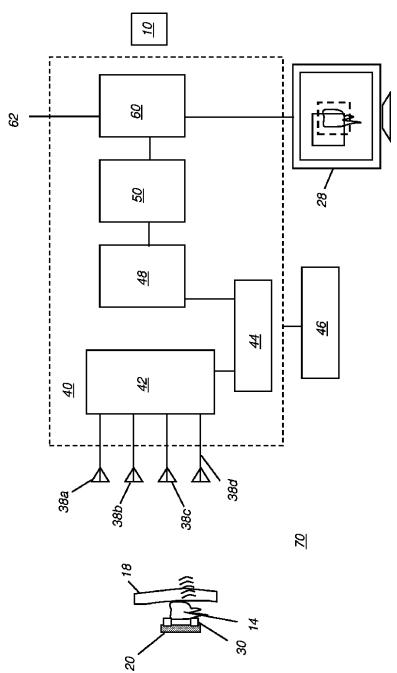


FIG. 4 A

【図 4 B】

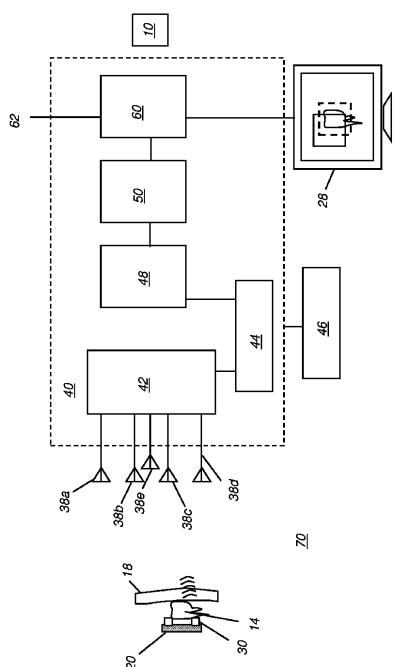


FIG. 4B

【図 5 A】

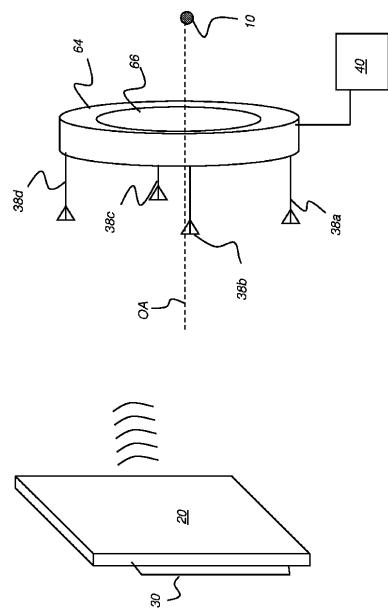


FIG. 5A

【図 5 B】

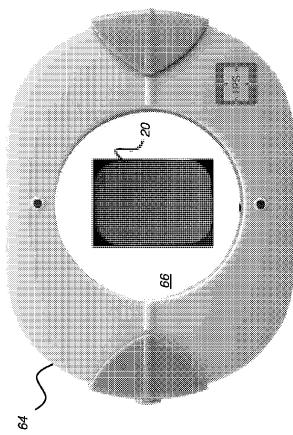


FIG. 5B

【図 6 A】

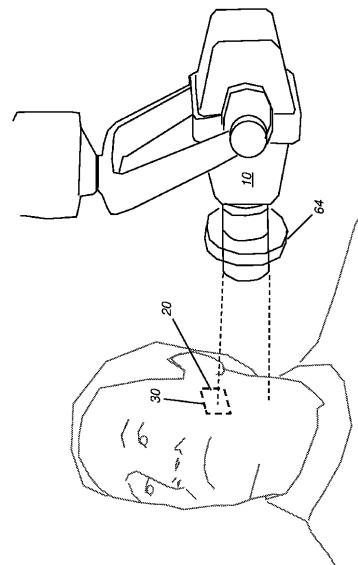


FIG. 6A

【図 6 B】

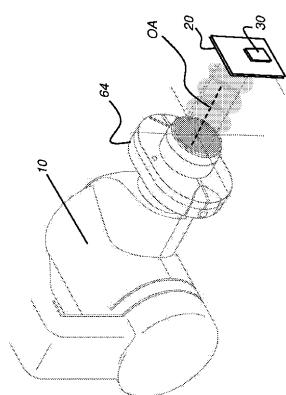
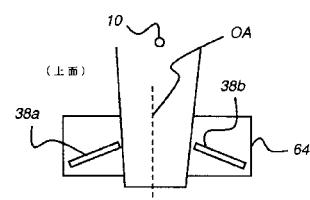
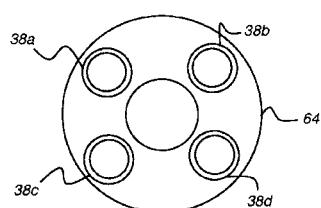


FIG. 6B

【図 7 A】



【図 7 B】

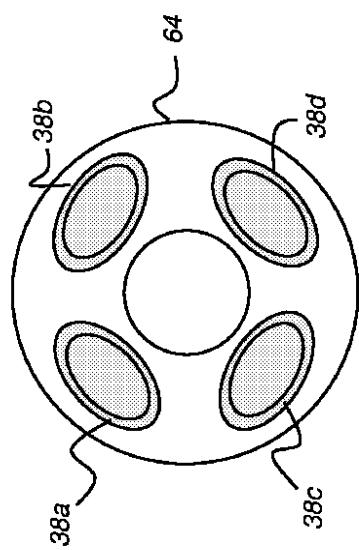


FIG. 7B

【図 8 A】

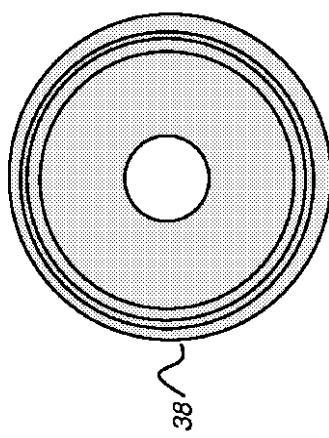


FIG. 8A

【図 8 B】

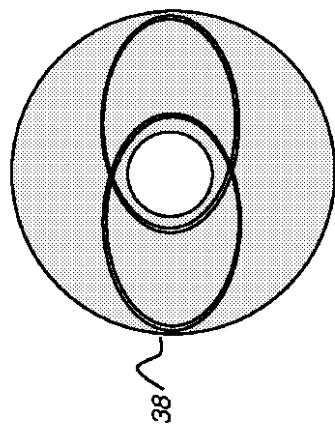


FIG. 8B

【図 8 C】

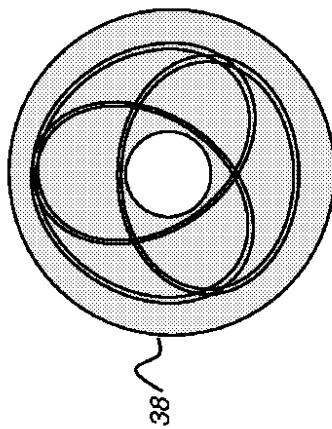


FIG. 8C

【図 8 D】

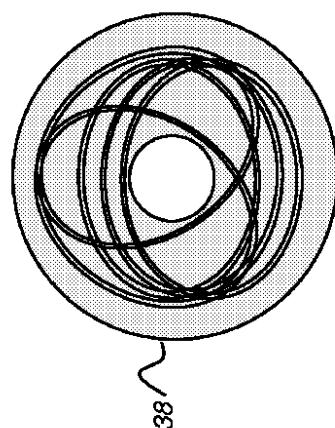


FIG. 8D

【図 9 A】

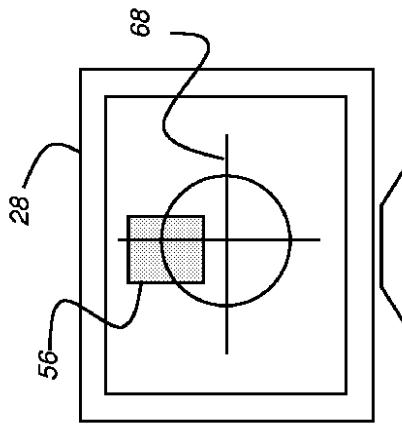
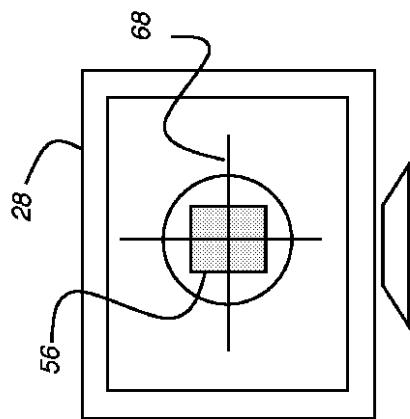


FIG. 9A

【図 9 B】



【図 10 A】

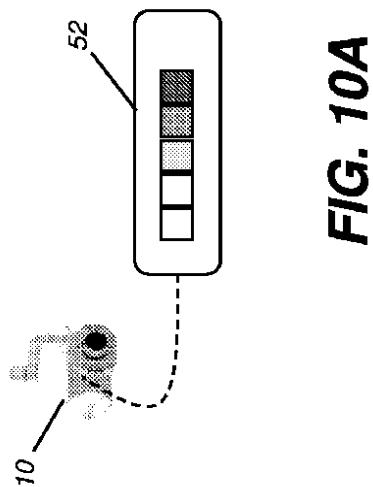


FIG. 9B

FIG. 10A

【図 10 B】

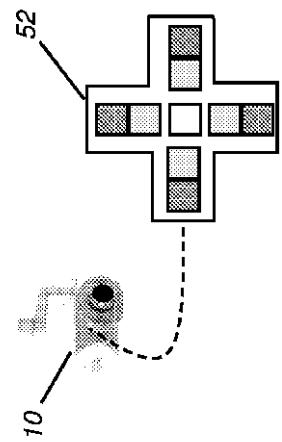
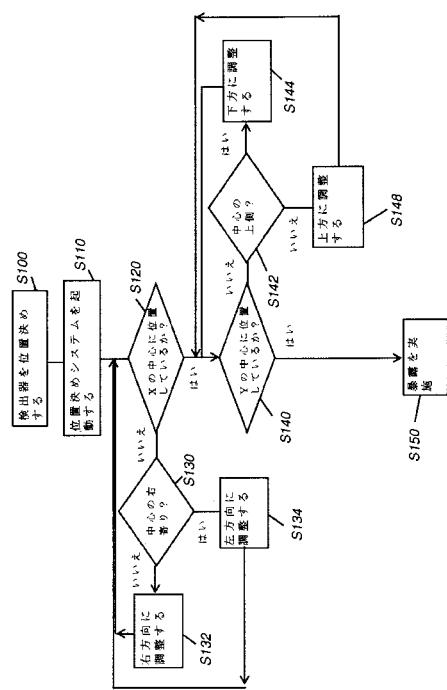


FIG. 10B

【図 11】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2013/059856
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 6/14(2006.01)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 6/14; G01D 18/00; G06F 15/00; A61B 6/08; G02B 6/26; G08B 23/00		
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:x-ray, intraoral, radio frequency, antenna, transceiver, transponder, align, position		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2011-141763 A1 (TROPHY) 17 November 2011 See abstract, pages 5-10, claims 1-17 and figures 1-6.	1-15
Y	US 2009-0052618 A1 (RAMIN HOMANFAR et al.) 26 February 2009 See abstract, paragraphs [0067]-[0074], [0109]-[0112], [0214]-[0221], [0226]-[0229], claims 1-26 and figures 1, 3-4, 8-10, 13.	1-15
A	US 2009-0060145 A1 (PIERRE TRANCHANT et al.) 05 March 2009 See abstract, paragraphs [0036]-[0062], claims 1-19 and figures 3-9.	1-15
A	US 2006-0280293 A1 (DANIEL M. HARDESTY) 14 December 2006 See abstract, paragraphs [0017]-[0022], [0027]-[0028], claims 1-6, 12, 16 and figures 1-3, 5.	1-15
A	US 2008-0002808 A1 (CHRISTIAN DE GODZINSKY) 03 January 2008 See abstract, paragraphs [0013]-[0020], claims 1-17 and figures 1-4.	1-15
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> 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		
Date of the actual completion of the international search 07 January 2014 (07.01.2014)		Date of mailing of the international search report 08 January 2014 (08.01.2014)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-472-7140		Authorized officer KIM, Tae Hoon Telephone No. +82-42-481-8407 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/US2013/059856

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2011-141763 A1	17/11/2011	EP 2568882 A1 JP 2013-526325 A KR 10-2013-0097635 A US 2013-0051528 A1	20/03/2013 24/06/2013 03/09/2013 28/02/2013
US 2009-0052618 A1	26/02/2009	CA 2577314 A1 CN 101039624 A0 EP 1786329 A1 US 2006-0066453 A1 US 2008-0169908 A1 US 7319396 B2 US 7518518 B2 US 7817040 B2 WO 2006-023674 A1	02/03/2006 19/09/2007 23/05/2007 30/03/2006 17/07/2008 15/01/2008 14/04/2009 19/10/2010 02/03/2006
US 2009-0060145 A1	05/03/2009	BR PI0709281 A2 CA 2644845 A1 CN 101416130 A CN 101416130 B EP 2002317 A2 FR 2899349 A1 FR 2899349 B1 IL 193988 A JP 2009-532154 A KR 10-2009-0012216 A MX 2008012604 A RU 2008138696 A RU 2421138 C2 US 7780350 B2 WO 2007-118990 A2 WO 2007-118990 A3 ZA 200808060 A	05/07/2011 25/10/2007 22/04/2009 22/12/2010 17/12/2008 05/10/2007 01/05/2009 31/10/2011 10/09/2009 02/02/2009 14/01/2009 10/04/2010 20/06/2011 24/08/2010 25/10/2007 13/12/2007 27/01/2010
US 2006-0280293 A1	14/12/2006	US 2008-0112541 A1 US 7344304 B2	15/05/2008 18/03/2008
US 2008-0002808 A1	03/01/2008	AT 492213 T DE 602005025491 D1 EP 1778089 A1 EP 1778090 A1 EP 1778090 A4 EP 1778090 B1 EP 1786328 A1 FI 118356 B1 FI 20041010 A0 FI 20041010 D0 US 2007-0223649 A1 US 2007-0286335 A1 US 7503692 B2	15/01/2011 03/02/2011 02/05/2007 02/05/2007 20/01/2010 22/12/2010 23/05/2007 15/10/2007 22/07/2004 22/07/2004 27/09/2007 13/12/2007 17/03/2009

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2013/059856

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		US 7997796 B2 US 8149990 B2 WO 2006-008338 A1 WO 2006-008339 A1 WO 2006-024690 A1	16/08/2011 03/04/2012 26/01/2006 26/01/2006 09/03/2006

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,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,R,S,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,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,H,R,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ

(72)発明者 イツハキ シュムエル

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 ケアストリーム
ヘルス インク パテント リーガル スタッフ内

(72)発明者 カノビッチ アルカディ

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 ケアストリーム
ヘルス インク パテント リーガル スタッフ内

F ターム(参考) 4C052 AA06 AA16 NN03 NN15

4C093 AA01 CA15 DA05 EA02 EB04 EB12 EB13