

(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2005-501631

(P2005-501631A)

(43) 公表日 平成17年1月20日(2005.1.20)

(51) Int. Cl. ⁷ A 6 1 B 6/00	F I A 6 1 B 6/00 3 0 0 X A 6 1 B 6/00 3 0 0 D A 6 1 B 6/00 3 0 0 S	テーマコード (参考) 4 C 0 9 3
---	---	--------------------------

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 144 頁)

(21) 出願番号 特願2003-525878 (P2003-525878)	(71) 出願人 595166549 ホロジック、インコーポレイテッド H O L O G I C , I N C . アメリカ合衆国、マサチューセッツ O 1 7 3 0 - 1 4 0 1 , ベッドフォード、 クロスビー ドライブ 3 5
(86) (22) 出願日 平成14年8月28日 (2002. 8. 28)	(74) 代理人 100076185 弁理士 小橋 正明
(85) 翻訳文提出日 平成16年3月1日 (2004. 3. 1)	(72) 発明者 スミス、アンドリュウ ピー。 アメリカ合衆国、マサチューセッツ O 2 1 5 5 , メッドフォード、 サガモア アベニュー 6 2
(86) 国際出願番号 PCT/US2002/027604	
(87) 国際公開番号 W02003/021629	
(87) 国際公開日 平成15年3月13日 (2003. 3. 13)	
(31) 優先権主張番号 09/941, 250	
(32) 優先日 平成13年8月28日 (2001. 8. 28)	
(33) 優先権主張国 米国 (US)	

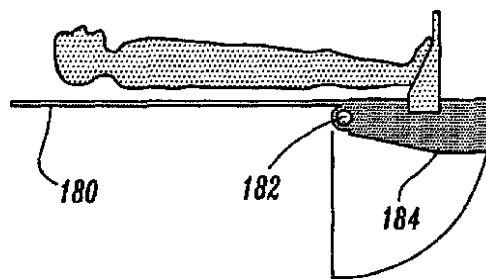
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 診断放射線学におけるデジタルフラットパネルX線レセプター位置決め

(57) 【要約】

デジタルフラットパネル二次元X線検知器(34)が立っているか、座っているか、又は横臥状態にある患者に対する異なるX線プロトコルに対し多様な位置へ信頼性を持って、安全に且つ便利に移動する。本システムは、そうでなければ異なる装置を必要の場合のある多数のプロトコルに対して同一の検知器を使用することを実際的なものとしており、且つこのような検知器の高コスト、重量及び脆弱性等の余り好ましくない特性の効果を緩和しながらフラットパネルデジタル検知器の所望の特性を利用している。

【選択図】 図 4 8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

多様な診断 X 線プロトコルに対してデジタルフラットパネル X 線レセプターを位置決めするシステムにおいて、

X 線ビームを選択的に射出する少なくとも 1 個の X 線供給源、

イメージング面を具備するデジタルフラットパネル X 線レセプター、

前記レセプターが上下に移動する軸を横切る横方向軸周りで且つ上方向に延在する軸に沿って上下の異なる位置へ移動させるために前記レセプターを支持する上方向に延在する床に支持された支柱、

を有しており、前記レセプター及び少なくとも 1 個の X 線供給源が互いに独立的に移動するために別々の支持体上に装着されており、前記少なくとも 1 個の X 線供給源及び前記レセプターが多様な診断 X 線プロトコルに対し前記 X 線ビームを前記レセプターの前記イメージング面に対して指向させるために並置されているシステム。

10

【請求項 2】

多様な診断 X 線プロトコルに対してデジタルフラットパネル X 線レセプターを位置決めするシステムにおいて、

X 線ビームを選択的に射出する X 線供給源、

イメージング面を具備しているデジタルフラットパネル X 線レセプター、

多様な X 線イメージングプロトコルに対して前記 X 線ビームを位置決めし且つ配向させるために第一上下軸の周りに及び前記第一上下軸を横切る第一横方向軸周りに上下に移動させるために前記供給源を支持する第一の下方向へ延在する伸縮自在の支柱を第一トラックに沿って移動させるために支持する第一トラック、

20

前記多様な X 線イメージングプロトコルに対して前記 X 線ビームの位置及び配向とマッチさせるべく前記レセプターの前記イメージング面を位置決めし且つ配向させるために第二上下軸及び前記第二上下軸を横切る第二横方向軸周りに上下に移動させるために前記レセプターを支持する第二の下方向へ延在する伸縮自在な支柱を第二トラックに沿って移動させるために支持する第二トラック、

を有しており、前記第一及び第二トラックが、前記第二トラックに沿っての前記第二支柱の運動と独立的に前記第一トラックに沿って前記第一支柱の運動を可能とさせるために、互いに離隔されているシステム。

30

【請求項 3】

多様な診断 X 線プロトコルに対してデジタルフラットパネル X 線レセプターを位置決めするシステムにおいて、

X 線ビームを選択的に射出し且つ前記ビームを多様な X 線イメージングプロトコルに対する位置及び配向に位置決めする X 線供給源及び前記 X 線供給源用の支持構成体、

イメージング面を具備しているデジタルフラットパネル X 線レセプター、

前記多様な X 線イメージングプロトコルに対しての前記 X 線ビームの位置及び配向とマッチさせるために前記レセプターの前記イメージング面を位置決め及び配向させるために上下軸周りに及び前記上下軸を横切る横方向軸周りに前記レセプターの上下の移動を支持する下方向に延在する伸縮自在の支柱をトラックに沿って移動すべく支持するトラック、

40

を有しており、前記 X 線供給源又はその支持体の移動とは独立的に前記トラックに沿って前記支柱の移動を可能とさせるために前記トラックが前記 X 線供給源用の前記支持構成体から離隔されているシステム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本特許明細書は放射線学の分野におけるものであって、更に詳細には、デジタルフラットパネル検知器を使用する X 線装置の分野に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

50

医学的診断用X線装置は、長い間、遮光カセット内側に収容されたX線フィルムを使用しており、該カセットが患者の片側にあり且つX線供給源が反対側にある。露光期間中、X線が所望の体位置を透過し且つX線フィルムは該フィルムにおける空間的に変化するX線露光を記録する。何年にもわたり、医学的な経験は体の種々の部分をイメージングするための多様な標準的プロトコルを開発し且つ最適化して来ており、そのことはフィルムカセットを患者に対して異なる位置に配置させることを必要とする。例えば、胸部X線は、しばしば、患者が立ったままで、胸又は背中を垂直なフィルムカセットに押しつけた状態で実施される。手の中の骨のイメージングは、カセットを表面上に水平方向に配置させ、且つ手をそのカセットの上に配置させた状態で行われる場合がある。別の手順においては、患者はカセットを腕の下側に支える場合がある。このような標準的なプロトコルの集大成は放射線学的位置及び放射線学的手順のメリルのアトレス(Merrill's Atlas of Radiographic Positions and Radiologic Procedures)、Philip W. Ballinger et al. 著、第9版、モズビー-イヤープックインコーポレイテッド出版において記載されており、それを引用によって本明細書に取込む。

10

【0003】

デジタルX線センサー技術における進化は局所的なX線露光に関連する電気的信号を発生するセンサーのアレイを開発する結果となり、記録媒体としてのフィルムを除去している。1つの例は米国特許第5,319,206号において記載されており、それを引用によって本明細書に取込む。現在のバージョンは本特許明細書の譲受人から市販されている。このようなデジタルアレイは、しばしば、フラットパネルX線検知器又は単にフラットパネル検知器と呼称され、且つX線フィルムと比較してある利点を提供している。フィルム処理の必要性は存在しない。何故ならば、イメージが作成され且つ電子的なデジタル形態でカセットから出力され且つ直接的にコンピュータへ転送することが可能だからである。X線データのデジタル形態はそのイメージを病院の記録保管システム内に組込むことを容易化させる。デジタルフラットパネル検知器又はプレートは、又、X線フィルムと比較して改善された動的範囲を提供し、従って、同一の生態の複数個のイメージをとることを必要とする場合があるX線フィルムの露光範囲制限を解消することが可能である。一方、デジタルフラットパネル検知器は、現在、フィルムカセットよりも資本費用がより高く、且つより脆弱である。しばしば、放射線に影響され易いエレクトロニクスを保護するために鉛の遮蔽を組み込み、それは重たいものである場合がある。ケーブルでコンピュータと接続される場合には、カセット及び/又は患者を移動させる場合にテーブルの取扱いを考慮に入れることが必要である。一方、カセットは、例えば米国特許第5,661,309号におけるように、独立型のものとするのが可能であり、その場合には、それは電源及びイメージ情報用の格納部を包含しており、重量を増加させると共に寸法を増加させる場合がある。このような検知器は、一般的に、適宜の散乱防止即ちバックキー(Bucky)プレートを有するシステムにおいて使用される。

20

30

【0004】

該デジタル検知器の高い初期費用は、胸部用の垂直に装着したユニット及びベッド下側の水平ユニット等の多様な位置に予め装着した複数個の検知器を有するX線室の装備を妨げる場合がある。該ユニットの脆弱性、重量及び初期的費用は、患者が該検知器を支える手順において使用することを困難なものとする。デジタルフラットパネル検知器の独特の特性は、フラットパネル検知器と共に使用する場合に従来のフィルムカセットフォルダを非現実的なものとする場合がある。

40

【0005】

フラットパネル検知器を使用するX線システムに対して多数の提案がなされている。本譲受人の子会社が参加するコロラド州デンバーのフィッシャーイメージングコーポレーションによるTraumexの名称でCアーム装置が提供されている。別のCアーム装置はスイスレイによりddRMulti-Systemの名称で提供されているものと思われ、且つスイスレイからの文献は、ddRCombi-Systemは2000年初頭に販売

50

が計画されていると記載しており、且つ *ddRMulti-System* と同一の機能性を提供するが X 線管用の既存のサードパーティ懸架装置を使用するものと記載している（それにおけるイラストは、天井に装着される X 線管支持体とは別個の構成体上に垂直に移動するために装着されている検知器装置を示しているものと思われる）。垂直方向に移動し且つ回転するイメージ増強管が米国特許第 4,741,014 号の図 3 に示されているものと思われる。米国特許第 5,764,724 号及び第 6,155,713 号はその他の形態を提案している。

【0006】

X 線フィルムカセットを位置決めするための多数のその他の提案がなされているが、フラットパネル検知器システムの異なる物理的特性及び条件が、フィルムカセット位置決め用の提案を直接的に適用することを不可能なものとしている。例えば、米国特許第 4,365,344 号は床に装着した X 線供給源支持体に対して多様な位置及び配向状態でフィルムカセットを配置させるシステムを提案している。米国特許第 5,157,707 号はベッドの上に座っている患者の AP（前後）及び横方向胸部イメージを撮ることを可能とするために天井に装着した X 線管支持体に対して異なる位置にフィルムカセットを移動させることを提案している。スウェーデン特許文書（*Utlaggnings skrift [B]*）463237（出願番号 8900580-5）の図は、同様の提案及び床から上方へ延在する同一の構成体上に X 線カセット及び X 線供給源を装着することの提案を示しているものと思われる。米国特許第 4,468,803 号は患者テーブル上にフィルムカセット用の関節型支持体をクランプすることを提案しており、且つ米国第 5,920,606 号は、その上に患者が乗ることが可能であり且つその中に重さを支える足を画像形成するためにフィルムカセットを挿入することが可能なプラットフォームを提案している。

10

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

デジタルフラットパネル検知器システムの独特の特性及び条件に鑑み、多様なイメージングプロトコルに対してこのようなシステムの位置決めを行うために安全で信頼性があり便利で且つ効果的な対策を提供することの必要性が存在しているものと考えられ、且つこの特許明細書はこのような必要性を満足することに向けられたものである。

【課題を解決するための手段】

30

【0008】

例示的であり且つ非制限的な実施例は、デジタルフラットパネル二次元 X 線検知器システムを有しており、それは X 線供給源の運動に機械的に結合されているものではなく、且つ標準又はその他の X 線プロトコルに対して多様な位置のうちいずれか 1 つへ安全に且つ便利に移動することが可能であり且つ X 線イメージを採取するために選択した位置を安全に維持することが可能であり、従ってそうでなければ複数個の検知器を必要とするような X 線プロトコルに対して単一のデジタルフラットパネル検知器でもって例えば天井に装着した供給源等の X 線室において標準の X 線供給源を使用することを可能としている。

【0009】

1 つの例であり且つ特許請求の範囲に記載した本発明の技術的範囲を制限するものではないものとして説明する 1 つの好適実施例は、X 線供給源との機械的接続を有するものではなく且つデジタルフラットパネル X 線検知器装置及び散乱防止グリッドを包含する検知器を有している。床に支持されているベースは関節型構成体を支持しており、該関節型構成体は少なくとも自由度 5 で該検知器を支持し且つ選択的に移動させて立っている患者、座っている患者、横臥している患者に対し多様な標準又はその他の診断用 X 線プロトコルのうちいずれか 1 つに対してそれを位置決めさせる。非制限的な例において、該自由度は少なくとも 2 つの並進運動と 3 個の回転運動とを包含している。例えば、第一並進運動はレールに沿って下側スライドを移動させることを包含しており、第一回転運動は下側スライド上に近端を装着した下側アームを垂直軸周りに回転させることを包含しており、第二回転運動は下側アームの遠端に装着した支柱の別の垂直軸周りの回転を包含しており、第

40

50

二並進運動は該支柱に沿って上側スライドを上下に移動させることを包含しており、且つ第三回転運動は近端を上側スライドへ装着しており且つ遠端を検知器へ結合している上側アームを水平軸周りに回転させることを包含している。更に、該検知器は、自由度6の場合に、その面を横切る軸周りに回転すべく上側アームの遠端上に回転自在に装着させることが可能である。該検知器は、又、尻の軸横方向の撮影のために一般的になされるように、クロステーブル斜めイメージングのための角度を与えるために、揺動、即ち垂直に配向されている場合に垂直軸周りの回転を与えることが可能である。より一般的な場合は、該検知器が、その観察表面に沿って又は通常それに対して平行に延在する軸の周りに回転させることが可能である。

【0010】

10

あるX線プロトコルの場合には、該検知器の垂直運動を患者テーブルの垂直運動と結合させることが望ましい場合があり、且つこのような対策はここに開示したシステム内に包含している。該検知器を移動させ且つ位置決めさせることをより容易なものとさせるために、自由度のうち少なくとも幾つかにおける運動が、運動を好適なステップへバイアスさせ且つ不所望の運動を防止するためにロックすることが可能な移動止めで規制させる。1つ又はそれ以上の自由度における運動をモータ駆動することが可能である。更に、幾つか又は全ての自由度における運動をコンピュータ制御することが可能である。1つ又はそれ以上の自由度における運動に対するピンチポイント及び衝突を防止することを助けるために衝突回避システムを設けることが可能である。移動するパーツと結合されたエンコーダは運動及び位置に関するデジタル情報を与えることが可能であり、且つその情報は運動を種々の態様で制御するためにプログラムしたコンピュータにより使用することが可能である。例えば、該情報をピンチポイント及び衝突回避において及び/又は該検知器を選択した位置及び配向状態に位置決めさせるコンピュータが制御する運動において使用することが可能である。

20

【0011】

ここに開示するシステムはベDESTAL上の患者テーブルと共に使用することが可能であり、それは該テーブルを上下に駆動し且つ該テーブルをその長さに沿って移動させることが可能であり、更に、より多様なX線プロトコルを可能とするために水平及び/又は垂直軸周りに該テーブルを回動させることが可能である。本システムは立っている患者又はベッド又はガニー又は車椅子に乗っている患者が関与するX線プロトコルに対してテーブルなしで使用することが可能である。本検知器は矩形状のイメージング区域を有することが可能であり、その場合には、ランドスケープ配向状態とポートレート配向状態との間で検知器を回転させることが可能であり、且つ更に配向情報を与えるためにも役立つ露光センサーを設けることなどにより自動的に配向状態を検知することが可能である。本検知器は、正方形のイメージング区域で構成することが可能であり、その場合には、ランドスケープ配向状態とポートレート配向状態との間で回転させることは必要ではないが、イメージング区域の対角線に沿って四肢又は何等かのその他の構造を画像形成するため、又は散乱防止グリッドを所望の配向状態に整合させるために尚且つ回転を与えることが可能である。ここに開示したシステムの1つの変形例は、重量を支える四肢用のステップスツールと共に使用することが可能であり、その場合には、本検知器は、患者がその上に立っている

30

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

図1を参照すると、主支持体10はX線室の床(又は移動可能なプラットフォーム(不図示))で固定させることが可能であり、且つトラック12を有しており、その上に下側スライド14がx軸に沿って移動するために乗っている。スライド14は軸受18を介してほぼ水平な下側アーム16の近端を支持しており、上方に延在する軸、例えばz軸周りにアーム16が回転することを可能としている。下側アーム16の遠端は上方へ延在し、例

50

例えば垂直な支柱20を支持しており、それは軸受17を介して上方へ延在する、例えば垂直な軸の周りに回転すべく装着されている。支柱20はその長さに沿ってスロット20aを有している。上側スライド22はスロット20aと係合して支柱20の長さに沿って移動し且つテーブル又はチェーンシステム24により支持されており、該システムは支柱20の上部及び底部におけるプーリ26において方向を逆転し(上部プーリのみが示されている)且つ支柱20の内側に存在するカウンタウエイト28へ接続している。上側スライド22は軸受装置32を介して上側アーム30を支持しており、上側アーム30の長さに沿って延在する横方向、例えば水平な軸の周りに上側アーム30が回転することを可能としている。好適には、この軸受装置は検知器システムの質量中心に沿って位置されており、そのことは、本検知器を患者に対してひっくり返すような偶発的なブレーキ又は移動止めの解除の場合における安全な特徴を提供している。上側アーム30は典型的に上掲した米国特許に示されているタイプの二次元デジタルフラットパネル検知器アレイを包含しており、且つ、典型的に、制御及びその他の信号を受取り且つデジタルイメージ及びその他の情報をテーブル(不図示)を介して及び/又は異なる態様で送り出すためのエレクトロニクス及び散乱防止グリッドを包含するX線検知器34を支持している。検知器34は、フラットパネル検知器のX線受光面に垂直な軸周りに検知器34を回転させることを可能とするために軸受装置36(図7)を介して上側アーム30へ接続することが可能である。このことは、検知器34のイメージング区域が矩形状である場合には、それをポートレート配向状態又はランドスケープ配向状態において使用することを可能とするために望ましいことである場合があり、又はこのような回転がその他の理由、例えば検知器の対角線を患者の四肢又はその他の興味のある部位と整合させるために望ましい場合がある。一方、軸受装置36を省略することが可能である。例えば軸受36が使用される場合にはハンドル38を検知器34へ取付け、又はそうでない場合には直接的に上側アーム30へ取付けることが可能であり、且つ種々の運動をロックし且つアンロックし及び/又はモータ駆動される運動を制御する等のための制御目的のために手動スイッチ又はその他の制御38aを有している。

10

20

【0013】

患者テーブル40は伸縮自在の支柱42の上に支持されており、該支柱42は床に装着するか又は移動可能な支持体の上に装着することが可能であり且つ主支持体10へ固定させるか又は固定させない場合のあるガイド44内において例えばz軸に沿って上下にテーブル40を移動させる。テーブル40はそれを介して通過するX線の空間的分布の歪みを最小とさせる物質から構成されている。所望により、テーブル40はこの特許明細書の譲受人から市販されているQDR-4500Accclaimシステムにおけるベッドと同様の態様でx軸に沿って移動可能なものとさせることが可能であり、及び/又は例えばx軸及びy軸等の1つ又はそれ以上の横方向の軸周りに傾斜させることが可能であり、及び/又は例えばz軸等の上方へ延在する軸回りに回転させることが可能である。コンソール及びディスプレイユニット41(図9)をテーブル又はその他により検知器34へ接続させて電力及び制御信号を供給し且つ処理及び表示のためにそれからのデジタルイメージデータ(及び多分その他の情報)を受取ることが可能である。ユニット41における表示は、例えば、CRT又は通常の様態で使用されるフラットパネルディスプレイスクリーン上に表示させることが可能であり且つイメージ及びその他の情報は当該技術において公知の如く適宜記録保存及び/又は印刷することが可能である。例えば表示したデジタルX線イメージのレベル及びウィンドウ制御のため、イメージ倍率、ズーム、クロッピング、注釈等のために、通常の様態でイメージ処理設備をユニット41に設けることが可能である。主支持体40と検知器34との間の関節型支持構成体の運動との干渉を回避するためにケーブルを上側アーム30、支柱20、下側アーム16を介して走らせることが可能である。一方、検知器34は何等かのその他の態様で電力を供給し且つ制御することが可能であり、且つイメージデータは何等かのその他の態様でそれから抽出することが可能である。例えば、検知器34は、内部電源を具備し且つその動作を制御するために検知器34上又は内に制御スイッチを具備する独立型の検知器とすることが可能である。検知器34は、又、1つ又

30

40

50

はそれ以上のX線イメージのデータに対する格納部を包含することが可能である。イメージデータはワイヤレス接続により、又はイメージデータを読取る時に一時的にケーブルを接続することにより、又は何等かのその他の態様で検知器34から採取することが可能である。検知器34はX線露光を制御するために当該技術において公知である如く使用されるイオンチャンパー等の1つ又はそれ以上の露光センサー（不図示）を包含することが可能である。検知器34のいずれの配向状態においても胸部X線に対し本検知器の上部に沿って存在するように検知器34の周りに5個の露光センサーを配設し、且つ検知器34の配向状態を検知し且つその時の34の上部に沿って存在する3個の露光センサーを使用することを指示する信号を与えるためにマイクロスイッチ又は何等かのその他のセンサー（不図示）を設ける。

10

【0014】

検知器34は、典型的に、X線室において一般的に存在するタイプの天井に懸架させたX線供給源46と共に使用される。このようなX線供給源は、典型的に、伸縮自在な装置を介して懸架され、該伸縮自在な装置は、該供給源を垂直方向に移動させ且つ軸周りに回転させることを可能とし、従って模式的に46aとして示したX線ビームはフィルムカセット、ここに開示したシステムを使用する場合にはデジタルフラットパネル検知器等のX線レセプターと整合させることが可能である。供給源46の並進運動も可能とすることが可能である。このようなX線供給源は、典型的に、X線管を付勢した場合にコリメートさせたX線ビームが突き当たる場所を表示する光ビーム用の光学装置を有しており、且つビームのコリメーション及びX線技術係数に対する適宜の制御を有している。

20

【0015】

本明細書に開示する第一の実施例は検知器34の運動に対して5つの自由度を使用し、且つその面を横切る軸の周りに検知器34を回転させることが所望される場合には6番目の自由度も使用する。検知器34はX線供給源46の運動に対して機械的な接続を有するものではなく、従って検知器34の全ての運動はX線供給源の位置又は運動とは独立的である。更に、検知器34はテーブル40とも機械的接続を有するものではなく、従って検知器34の全ての運動は患者テーブルの位置又は運動とは独立的である。然しながら、以下に説明するように、ある手順に対して検知器34とテーブル40の上下運動を選択的に結合させるための対策を講じることが可能であり、且つ検知器34及びその支持構成体とテーブル40及び/又はX線供給源46との間の衝突回避のための対策を講じることが可能である。

30

【0016】

検知器34に対する第一の自由度は、主支持体10に沿ってのスライド14の並進運動に関するものである。第二の自由度は軸受18周りの下側アーム16の回転に関係している。第三の自由度は軸受17周りの支柱20の回転に関係している。第四の自由度は支柱20に沿っての上側スライド22の上下運動に関係している。第五の自由度は軸受32周りの上側アーム30の回転に関係している。所望により、第六の自由度は軸受36周りの検知器34の回転に関係している（図7）。

【0017】

ベース10に沿っての下側スライド14の並進及び軸受18周りの下側アーム16の回転の結合を介して、検知器34は所望によりテーブル40の長さに沿って及びそれを横断して移動する。検知器34の高さはスライド22を支柱20に沿って上又は下へ移動させることにより調節される。検知器34の配向状態は軸受32周りの回転を介して調節され、且つ設けられており且つ所望される場合には、軸受36回りの回転を介して調節される。軸受17周りの支柱20の回転は、更に、検知器34を位置決めし且つ配向させることを助ける。

40

【0018】

患者テーブル40及びその支持構成体42及び44は多くのX線プロトコルに対して全く使用することは必要ではなく且つ開示されているシステムの実施例から完全に省略することが可能でありその場合に、検知器34及びその関節型支持構成体は、そうでなければ、

50

図 1 - 9 , 1 1 , 1 2 に例示したものと同一である。前述したように、図 1 0 に示した実施例は患者テーブルを使用するものではない。患者テーブル 4 0 は、ある X 線手順のため、又は X 線室の形態又はその他の理由のために邪魔にならない位置へ移動させることが所望される場合、例えば 9 0 度又はそれ以上の角度を介して適宜の軸受装置（不図示）を介して支柱 4 2 の周りに回転させるべく装着することが可能である。更に、又は代替的に、テーブル 4 0 は y 軸、例えば支柱 4 2 の上部における軸周りに回転させるべく装着することが可能であり、及び / 又は例えば支柱 4 2 の上部における x 軸周りに回転すべく装着することが可能である。テーブル 4 0 は、又、垂直な z 軸周りに回転すべく装着することが可能である。その回転は機械的装置が許容する任意の所望の角度にわたるものとする事が可能である。勿論、テーブル 4 0 を所定位置にロックするための適宜の装置を設けることが可能である。

10

【 0 0 1 9 】

図 1 に示した検知器 3 4 の位置において、X 線プロトコルは起立状態の患者の胸部 X 線とすることが可能である。このプロトコルの場合には、スライド 1 4 が図面中の左側へ移動し、下側アーム 1 6 がベース 1 0 から離れた位置へ回転し、支柱 2 0 が回転して上側アームをベース 1 0 及び下側アーム 1 6 に対して垂直の向きとさせ、上側アーム 3 0 が回転してその光学的配置が検知器 3 4 と適切な整合状態を示すように適宜の位置へ移動されたか又は移動されている X 線供給源 4 6 と対面し且つ垂直に検知器 3 4 を配向させる。検知器 3 4 の垂直位置は、支柱 2 0 に沿って上側スライド 2 2 を摺動させることにより調節される。検知器 3 4 がポートレート及びランドスケープ配向状態を有している場合には、それは所望の配向状態へ回転され、且つ当該技術において公知の如く X 線技術係数を設定し且つ患者を位置決めした後 X 線露光が取られる。手動による移動を使用する実施例においては、オペレータがハンドル 3 8 上の適宜のボタン 3 8 a を押して適宜の移動のために検知器 3 4 とベース 1 0 との間の関節型構成体を解除し、且つその移動の終りに適宜のボタンを押すかまたは解除して該構成体を X 線手順のための所定の位置にロックさせる。移動させるために該関節型構成体の全ての部分を解除し且つ X 線手順のためにそれらをロックするために単一のボタン又はその他のオペレータインターフェースを使用することが可能であり、又は全ての移動より少ない組み合わせの個別的な移動に対してその他のインターフェース装置の夫々のボタンを使用することが可能である。該移動の幾つか又は全てがモータ駆動されている場合には、オペレータは適宜のボタン又はその他の制御を使用して該移動をアンロックし且つモータ駆動される運動に支持を与え次いで関節型構成体を所定位置にロックさせる。

20

30

【 0 0 2 0 】

検知器 3 4 とテーブル 4 0 との間により大きな距離が所望される場合には、下側アーム 1 6 をベース 1 0 と横切って、例えばベース 1 0 に垂直に回転させ、且つ支柱 2 0 を回転させて上側アーム 3 0 を図 1 に示した如くの向きを維持させる。更に、テーブル 4 0 は x 軸運動として許容される図 1 における右側へずっと移動させることが可能であり、及び / 又は前述した如くに回転又は傾斜させることが可能である。

【 0 0 2 1 】

図 2 に示した位置は起立状態にある患者の片方又は両方の足のイメージング、又は車椅子又はガーニーに座っている患者のイメージング等のプロトコルのために使用することが可能である。それは、図 1 が示す位置と同様であり、且つ検知器 3 4 は下側の垂直位置へ移動させる点を除いて同様に移動させることが可能である。再度、テーブル 4 0 の側部からより大きな距離が所望される場合には、下側アーム 1 6 をベース 1 0 の長さを横切って角度をつけることが可能である。X 線供給源 4 6 は図 2 においては示していないが、患者を介して検知器 3 4 に X 線ビームを指向させる位置にある。

40

【 0 0 2 2 】

図 3 は横臥状態にある患者、例えばテーブル 4 0 上の仰向けの位置においての胸部 A P イメージに対して適切な位置を示している。テーブル 4 0 は、患者が乗ることを容易にするために下降させ、次いで、所望により上昇させることが可能である。この X 線プロトコル

50

の場合、前述した如く関節型支持構成体を移動させることにより検知器 3 4 を患者テーブル 4 0 下側の水平の配向状態へ移動させる。所望により、検知器 3 4 及びテーブル 4 0 は、後に一体的に上又は下へ移動させるために図示した位置にある場合にインターロックさせることが可能である。このインターロックは上側スライド 3 0 が支柱 2 0 に沿って手作業により移動される場合はクランプ又はピン（不図示）による機械的なものとするのが可能であり、従って検知器 3 4 はテーブル 4 0 のモータ駆動される垂直運動によって垂直方向に駆動される。スライド 3 0 がモータ駆動される場合には、スライド 3 0 及びテーブル 4 0 の垂直運動は既知の電子制御により同期させることが可能である。テーブル 4 0 は、この例においては、図 3 に示したごとく左側へずっと移動される。

【 0 0 2 3 】

10

図 4 は、検知器 3 4 が水平配向状態にあり且つ上側に向いているがテーブル 4 0 の頭又は足にあり且つ実質的にそれと同一面状にある位置を示している。テーブル 4 0 上に横臥している患者の四肢又は頭部のイメージング等の X 線プロトコルは検知器 3 4 及びテーブル 4 0 のこの位置において実施することが可能である。テーブル 4 0 は、この例においては、図 4 に示した如く右側へ移動される。X 線供給源 4 6 は図 4 には示していないが、検知器 3 4 の上方にある。

【 0 0 2 4 】

図 5 はテーブル 4 0 上に横臥している患者の腕又は手のイメージング等の X 線プロトコルに対して適した検知器 3 4 及びテーブル 4 0 の位置を示している。このプロトコルの場合には、検知器 3 4 は水平の配向状態で且つ上側に向いた状態でテーブル 4 0 の片側へ移動される。検知器 3 4 はテーブル 4 0 と同一面状とすることが可能であり、又は選択した距離だけそれから垂直にオフセットさせることが可能である。ここに開示したシステムは、検知器 3 4 をテーブル 4 0 のいずれかの側部へ移動させること及びテーブル 4 0 の片側に沿っての多数の位置のうちいずれか 1 つとさせること及び選択した距離だけ横方向及び垂直方向の両方にテーブル 4 0 から離隔させることを可能とさせる。X 線供給源 4 6 は図 5 には示していないが検知器 3 4 の上方にある。

20

【 0 0 2 5 】

図 6 は、車椅子、ガーニーに座っているか又は起立状態にある患者の腕又は手のイメージング等のプロトコルに対して適切な検知器 3 4 の位置を示している。図 6 における位置決めは、検知器 3 4 が垂直方向において下側にあり且つ水平方向に配向されており且つ上に向いた点を除いて、図 1 におけるものと同様である。X 線供給源 4 6 は、この場合にも、図 6 には示していないが検知器 3 4 の上方にある。

30

【 0 0 2 6 】

図 7 はテーブル 4 0 上に横臥しているか又は座っている患者のクロステーブル横方向観察等の X 線プロトコルに適した検知器 3 4 の位置を示している。このプロトコルの場合には、検知器 3 4 は垂直方向に配向されテーブル 4 0 の側部に対面している。典型的に、検知器 3 4 のイメージ区域の下側端部はテーブル 4 0 にあるか又はそれより一層高い。この場合における X 線供給源 4 6 はテーブル 4 0 の反対側にあり、その X 線ビームは水平方向に検知器 3 4 へ指向される。

【 0 0 2 7 】

40

図 8 は図 7 におけるものと同様の位置にある検知器 3 4 を示しており、垂直の配向状態にあるが、下側アーム 1 6 及び / 又は支柱 2 0 の回転を介してテーブル 4 0 の側部エッジに対して角度がつけられている。X 線供給源 4 6 は検知器 3 4 からテーブル 4 0 を横断した位置にあり、典型的に、X 線ビームの中央光線は検知器 3 4 のイメージング表面に対して垂直である。

【 0 0 2 8 】

図 9 は図 1 におけるものと同様の位置にある検知器 3 4 を示しているが、天井から懸架する X 線供給源 4 6 の構造のより多くのものを示しており、且つ検知器 3 4 と、且つ所望により、X 線供給源 4 6 と電子的且つ電氣的に結合されており且つ既知の X 線保護スクリーンの後ろ側に配置されているコンソール 4 1 を示している。

50

【 0 0 2 9 】

図 10 は、検知器 34 に対して 2 つの自由度のみを使用することが可能であり且つ体重を支えている場合の患者の足のイメージ等の X 線プロトコルに対して適切である実施例を示している。この実施例における支柱 50 は前述した支柱 20 と同様であるが、支柱 50 は下側アーム 16 上にある必要はなく、床に装着することが可能であるか又は移動可能なプラットフォーム上に装着することが可能な支持体 52 上に設けることが可能である。支柱 50 は軸受 54 を介して支持体 52 の上に回転自在に装着されており、その長手軸等の上方へ延在する軸の回りに回転する。アーム 56 は、例えば、ウエイト 62 でカウンタウエイトがかけられているチェーン及びプーリ装置 60 を介して支柱 50 に沿って移動するスライド 58 上に装着されている。アーム 56 は軸受 57 を介してスライド 58 上に装着されており、横方向、例えば水平な軸の回りに回転する。使用する場合に、患者はステップ 64 上に上り、所望により、床又は壁に取り付けた手すり 66 につかまり、基本的に X 線を透過させる下側プラットフォーム 68 の上に立つ。検知器 34 は図示した如く、プラットフォーム 68 下側に水平の配向状態で上側に向けた状態で位置させることが可能である。X 線供給源 46 は患者の足の上方にあり、X 線ビームは検知器 34 へ向って下方へ指向される。手すり 69 を掴むことにより、オペレータはアーム 56 を介して支柱 50 を回転させることによりプラットフォーム 68 の下側から検知器 34 を引出すことが可能であり、且つ、次いで、患者の足の横方向イメージの場合に必要なとされる X 線プロトコルに対して、軸受 57 の周りにアーム 56 を回転させて検知器 34 をプラットフォーム 60 と隣接し且つそれと整合されるか又は上方の垂直位置へ移動させることが可能である。ステップ 64 と、プラットフォーム 68 と、それに固定した手すり 66 とからなる組立ユニットは、必要に応じて移動させることが可能であるように、車輪 71 上に設けることが可能である。

10

20

【 0 0 3 0 】

図 11 及び 12 は上述した回転運動のうちの一つ又はそれ以上に対して使用することが可能なロック係止機構を示している。現在の好適な実施例においては、このような係止部は下側アーム 16、支柱 20、上側アーム 30 の回転に対して使用されており、且つ軸受 36 周りの検知器 34 の回転に対して使用することが可能である(図 7)。同様の係止部を図 10 の実施例における支柱 50 及びアーム 56 の回転に対して使用することが可能である。下側スライド 14 に関する下側アーム 16 の回転を代表的な例として取り、且つ図 11 及び 12 を参照すると、プレート 100 が非回転要素、この例においてはスライド 14 へ固定されるか又はその一部であり、且つはめば歯車 70、又はこのようなはめば歯車の一つのセグメントが回転部分、この例においては下側アーム 16 へ固定されている。はめば歯車 70 は谷部 70a と歯部 70b のパターンを有している。カムホイール 72 がレバー 74 上に自由回転すべく装着されており、レバー 74 はピボット 76 においてプレート 100 上に回転自在に装着されており且つスプリング 77 によってはめば歯車 70 に向って付勢されている(図 12)。慣性及び摩擦のみならずスプリング 77 のバイアスに打ち勝つのに十分な力で下側アーム 16 を回転させると、カムホイール 72 がはめば歯車 70 の歯の上に乗るが、下側アーム 16 を回転させる力がスレッシュホールド未満である場合には、該機構がカムホイール 72 を谷部 70a 内へ強制的に入らせ、従って下側アーム 16 の回転は現在の好適実施例においては約 15 度離隔されている幾つかの好適な位置のうちの一つにおいて停止する。下側アーム 16 が所望の位置にある場合に、ソレノイド 78 を解除してそのスプリングが強制的にレバー 80 を図 12 に示した位置とさせることにより該係止機構がロックされ、その場合に、それはレバー 74 の右側の下側に来てカムホイール 72 を谷部内に維持し、従って下側アーム 16 の回転を阻止する。アーム 16 の回転を許容するためには、レバー 80 を図 11 に示した位置へ牽引させるためにソレノイド 78 を付勢させねばならず、そのことは、例えば、図 1-9 の実施例の場合においてはハンドル 38 上の制御ボタン 38a 又は図 10 の実施例においてはハンドル 38 上の同様のボタン 38a の操作により行うことが可能である。各回転運動に対して同一のタイプの係止部を使用することが可能であるが、はめば歯車の歯の異なる構成が所望される場

30

40

50

合がある。例えば、軸受 36 周りの回転は 2 つ又は 3 つの好適な位置 C ポートレート、ランドスケープ及び対角線配向状態 C を必要とするに過ぎない場合があり、その場合には、はめば歯車は歯の間に 3 個の谷部を必要とするに過ぎない。その他の回転は異なる角度範囲を必要とする場合があり、その場合には、使用されるはめば歯車 70 のセグメントは異なるインクルージョン (i n c l u s i o n) 角度を有する場合がある。

【 0 0 3 1 】

一方、互いに移動することが可能な経路の間の接続を不動化させ且つ解除するために電子的、電子機械的及び/又は機械的ブレーキ及びクラッチを使用することが可能である。このようなブレーキ及びクラッチを使用することは、手作業でオペレータが容易に検知器 34 を所望の位置へ移動させることを可能とし、且つ露光を行うために検知器 34 を所定の位置に安全に固定させることが可能である。例えば、オペレータは運動を可能とするためにこのようなクラッチ又は複数個のクラッチ及び/又はブレーキ又は複数個のブレーキを係合させるためにスイッチ 38 a をトリップし且つ運動を阻止するためにこのようなクラッチ及び/又はブレーキを離脱させるために該スイッチをトリップさせることが可能である。このようなクラッチ及び/又はブレーキの構成は上述した運動のうちの 1 つ又はそれ以上に対して使用することが可能である。別々のこのような構成を該運動の異なるものに対して使用することが可能である。

10

【 0 0 3 2 】

検知器 34 を上述したような所望の位置へ手作業により移動させる代わりに、オペレータの制御下において上述した運動のうちの幾つか又は全てを駆動させるために夫々電子的又はその他のモータを使用することが可能である。一方、該運動のうちの幾つか又は全てが自動化させることが可能であり、その場合には、オペレータは幾つかのプリセットした運動シーケンスのうちの 1 つを選択することが可能であり、又は検知器 34 に対する垂直、水平及び角度位置を選択することが可能であり、且つコンピュータコントロールが必要なモータ制御コマンドを与えることが可能である。特に、運動が手動的ではなくパワー駆動型である場合には、近接及び/又はインパクトセンサーを安全手段として移動するパーツに使用することが可能であり、それは、移動するパーツがオブジェクト又は患者に近過ぎるか又はそれと衝突する場合に停止信号を発生する。

20

【 0 0 3 3 】

検知器 34 は、セレン、シリコン又は酸化鉛を含有する検知層を使用して、X 線を直接的に X 線イメージを表わす電気的信号へ変換するフラットパネル検知器を包含することが可能である。一方、検知器 34 は、その上に X 線が入射して光パターンを発生するシンチレーティング物質層及び該光パターンに应答して X 線イメージを表わす電気的信号を発生する複数個のデバイスからなるアレイを使用するフラットパネル検知器を包含することが可能である。

30

【 0 0 3 4 】

ここに開示するシステムは、断層写真合成 (t o m o s y n t h e s i s) 運動用に使用することが可能であり、その場合には、X 線供給源及び検知器が互いに且つ患者に対して移動し、又は該供給源及び検知器のうちの少なくとも 1 つが連続的な運動において又はステップアンドシュート (s t e p - a n d - s h o o t) 態様のいずれかで移動する。各ステップ (又は各時間増分) において採取したイメージ情報は読み出すことが可能であり且つ本検知器は次のステップ (又は時間増分) においてのイメージに対してリセットする。断層写真合成を実施する別の方法を使用することが可能であり、その場合には、患者に対する該供給源及び検知器の運動は上述した如くに発生するが、全体的な運動シーケンスから単に 1 つのイメージが発生されるに過ぎず、それは全ての位置にわたって採取した複合イメージを表わす。

40

【 0 0 3 5 】

ここに開示するシステムは、広範なイメージングプロトコルを受付けるために多数の運動を与え、X 線検知器イメージ面は垂直と水平との間で回転し且つ中間の角度においてロックさせることも可能であり、本検知器は患者テーブルの長さを横断してのみならず患者テ

50

ーブルの長さに沿っても水平方向に移動し、従ってそれは該テーブルのいずれの側に位置させることも可能であり、本検知器は垂直方向に移動し、本検知器は正方形でない検知器アレイに対してポートレート配向状態とランドスケープ配向状態との間で及び/又は正方形アレイの場合であってもアレイグリッドの所望の配向状態に対して移動することが可能であり、且つ検知器は任意の所望の位置及び配向状態を取るためにこれらの運動のうちの幾つか又は全てを結合させることが可能である。

【0036】

本検知器を手で移動させることにより安全性を向上させることが可能であり、従ってオペレータは全ての運動を観察し且つ安全性を確保することが可能である。いずれかの運動がモータ駆動される場合には衝突検知のためにセンサーを設けることが可能である。いずれかの運動がモータ駆動される場合には、安全性を向上させるために容易に停止するモータを使用することが可能である。更に、いずれかの運動がモータ駆動される場合には、移動コンポーネントの位置を追跡するためにエンコーダを設けることが可能であり、且つエンコーダ出力はソフトウェア追跡及び衝突回避制御のために使用することが可能である。運動がモータ駆動される場合には、プリセットしたモータ制御をコンピュータ内に格納することが可能であり且つ特定したイメージングプロトコル又は検知器位置に対して検知器運動を駆動するために使用することが可能であり、従って本検知器は与えられたイメージングプロトコルに対してプリセットした位置へ自動的に移動することが可能である。所望の検知器位置及び配向状態を識別し且つ維持することを助け且つグリッド振動及びフォーカシンググリッド不整合を防止することを助けるクラッチ制御、ハンドブレーキ、カウンタ

10

20

【0037】

図13乃至27は別の実施例を示している。この実施例において検知器34を支持する関節型構成体は、主支持体102(図26及び27)を有しており、それは、典型的に、床に装着されるが、移動プラットフォーム上又は壁等の何等かのその他の支持体上に装着することが可能である。伸縮自在のスリーブ104が支持体102上において上下に移動する。支柱106が水平軸周りに回転するためにスリーブ104上に回転自在に装着されており、且つアーム108がその長さに沿って移動し且つ水平軸周りに回転すべく支柱106上に回転自在に装着されている。支持体110がアーム108から延在しており且つ別のアーム112がピボット軸114において支持体110へ回転自在に固定されている(図27)。検知器34がアーム112の他方の端部へ固定されており、検知器のイメージング表面と垂直な軸116周りに回転する。手作業により又は運動の幾つか又は全てをモータ駆動することにより、該関節型構成体の幾つか又は全てを移動させることによって、複数個のX線プロトコルに対し検知器34の位置決めを容易化させるために、適宜のブレーキ、クラッチ、ロック、係止部及び/又はカウンタウエイトが設けられている。検知器34の位置のうちの幾つかが図13-27に示されているが、この関節型支持構成の場合には更により多くの位置が可能であることは明らかである。患者テーブル120(図13-15)が2個のクロス部材122, 124上に装着されており、該クロス部材は夫々の主支持体130, 132上を上下に伸縮移動することが可能な夫々のスリーブ126, 1

30

40

【0038】

更に別の実施例を図28-37に示してある。この実施例においては、検知器34を支持する関節型構成体が患者テーブル154に向かって及びそれから離れる方向にレールに沿っての運動のためにレール152上に装着されている主支持体150を有している。大略

50

156で示した垂直の伸縮自在の支柱が、支柱156の垂直中心軸周りに回転するために一端が装着されているアーム158を上下に移動させる。検知器34が、少なくともそのイメージング表面に平行な軸周りに回転するためにアーム158の他端に装着されており、従って検知器34は水平配向状態と垂直配向状態との間で回転することが可能である(図28及び29を比較)。好適には、検知器34はポートレート配向状態とランドスケープ配向状態との間で変化するため又はその他の目的のためにイメージング表面に垂直な付加的な軸の周りにも回転するためにアーム158上に装着されている。この実施例においては、患者テーブル154は大略160で示した伸縮自在支持体上に装着されている。テーブル154は、支柱160の伸縮運動によって上下に移動し(図32及び33を比較)、且つ垂直軸の周りに回転する(図28及び29を比較)。更に、起立状態の患者、座っている患者及び横臥している患者に対する異なるX線プロトコルに対し検知器34の位置決めを更に簡単化させるためにアーム158を伸縮運動させることが可能である(図36-38)。独立的に装着したX線供給源と共に使用するために、これらの位置のうちの幾つかのみが図28-38に示されている。

10

【0039】

図39-41に示したように、検知器34用の関節型支持体は、テーブル154等の患者テーブルを必要としないX線プロトコルに対して使用することが可能である。図39-41において、ガーニー162が患者を支持し且つレール152上とすることが可能な検知器34用の支持体へ車輪で移動される。この実施例における検知器34は図39-42に示したような位置又はその他の位置とすることが可能であり、そのうちの幾つかが、複数個の標準のX線プロトコルに対して図28-38に関連して示してある。

20

【0040】

更に別の実施例を図42-45に示してある。この実施例においては、検知器34は、検知器34の水平配向状態と垂直配向状態との間(図42及び43を比較)において水平軸169周りに回動し且つ支持体168上に装着されているレール166に沿って及びそれを横断しての運動用に装着されている。患者テーブル170が、少なくとも図42及び43に示した位置の間において軸169と平行な軸周りに回動すべく支持体上に装着されている。検知器34は別の1組のレール(不図示)上において図44及び45に示した位置の間においてレール166の長さを横断して摺動することが可能である。このように、検知器34は、これらに制限する訳ではないが、起立状態にある患者又は車椅子の患者(図43)、テーブル170上に横臥している患者(検知器34がテーブルの下側)、及びテーブル170の側部へ延在する体部分に対して(図45)のX線を包含する多様なプロトコルに対して使用することが可能である。

30

【0041】

患者ベッドに対して検知器34を位置決めさせる別の実施例が図46-50に示されている。この実施例においては、少なくとも図48及び49の位置の間において水平軸周りに回動するために182において装着されている患者プラットフォーム180へ検知器34が固定されている。カウンタウエイト184がこの回動運動を容易とさせる。各組のレールに沿っての摺動運動のために、検知器34が、プラットフォーム180の長さに沿って延在するレール(不図示)及び該プラットフォームの長さを横断して延在するレール(不図示)を介してプラットフォーム180へ固定されている。このように、検知器34は該プラットフォームの下側をプラットフォームの長さに沿って摺動することが可能であり従って、該プラットフォームの上に横臥している患者は、例えば天井に支持されているX線供給源等の独立的に支持されているX線供給源でX線を照射することが可能である。更に、検知器34はプラットフォーム180の長さを横断して摺動することが可能であり、従ってそれは該プラットフォームをクリアし(平面図において)且つその位置において、該プラットフォームにより近いその端部における軸周りに回動して例えば図46に示したような垂直な配向状態を取ることが可能である。患者プラットフォーム180の直立位置において、患者は、例えば、運動をモータ駆動することにより直立状態のプラットフォーム180を上下へ移動させることが可能な支持体185の上に立つことが可能である。検知

40

50

器 3 4 は図 4 8 及び 4 9 には示していないが、それはプラットフォームの患者とは反対側であることは明らかである。

【 0 0 4 2 】

検知器 3 4 は、図 5 1 - 5 3 に示したように、転動関節型支持構成体上とすることが可能である。この実施例においては、車輪付きプラットフォーム 2 0 0 が垂直な支柱 2 0 2 を支持し、該支柱 2 0 2 は、支柱 2 0 2 を上下に移動可能であり（図 5 1 及び 5 2 を比較）且つ水平軸周りに回転する（図 5 2 及び 5 3 を比較）アーム 2 0 4 を支持している。この転動構成体は、その伸縮自在な支持体 2 0 8 上で上下に（図 5 1 及び 5 2 を比較）且つその長さに沿って（図 5 2 に示したベッド 2 0 6 の異なる位置を参照）移動することが可能な患者ベッド 2 0 8 と共に使用することが可能である。この検知器支持構成体は、例えば、図 5 3 に示したような起立状態にある患者の胸部 X 線の場合、又は多数のその他の X 線プロトコルの場合に、患者ベッド無しで使用することが可能である。標準の X 線供給源 4 6 を使用することが可能である。

10

【 0 0 4 3 】

図 5 4 - 5 9 に示した更に別の実施例においては、検知器 3 4 を大略 2 5 0 で示した構成体の上に支持させることが可能であり、該構成体は患者テーブル 2 5 2 の長さに沿って摺動運動を行うため（図 5 4 及び 5 5 を比較）且つテーブル 2 5 2 の長さを横切る水平軸周りの回転のため（図 5 4 及び 5 5 a を比較）に支持されている。テーブル 2 5 2 は転動プラットフォーム 2 5 6 上の垂直に伸縮自在なペDESTAL 2 5 4 上に装着されている。図 5 6 に示されるように、検知器 3 4 は患者テーブル 2 5 2 の下側の 1 つと患者テーブルの側部の 1 つとの 2 つの例示した位置の間で検知器を移動させることを可能とするために検知器 3 4 のイメージング表面に対して垂直な軸の回りに回転すべく 2 6 0 において関節が設けられているアーム 2 5 8 上に装着されている。更に、図 5 7 に示されるように、アーム 2 5 8 はその側部のうちの 1 つに平行な軸の周りに垂直配向状態へ回転することが可能であり、且つ患者テーブル 2 5 2 の長さに沿った異なる点に検知器を位置決めさせるために支持体 2 5 0 の長さに沿って摺動することが可能である。図 5 8 及び 5 9 は興味のある 2 つの軸の周りの回転のためにアーム 2 5 8 の装着状態を示している。更に、検知器 3 4 はポートレート配向状態とランドスケープ配向状態との間の回転のためにアーム 2 5 0 上に装着することが可能である。

20

【 0 0 4 4 】

上述した本システムは、機能性を改善するため及びデジタルイメージ発生 of 柔軟性を利用するために多様なその他の態様で向上させることが可能である。

30

【 0 0 4 5 】

X 線フィルムを使用する場合には、典型的に、患者をフィルムへ出来るだけ近づけて位置させる場合に最も鮮明なイメージが発生する。このプロトコルは、又、オブジェクトの拡大を回避し且つフィルムは 1 : 1 イメージを有しており、従って、幾何学的距離を容易に測定することが可能である。デジタルイメージにおいては、イメージがオブジェクトに対して 1 : 1 である必要性はない。ディスプレイモニタは多様な寸法のものがある。デジタルイメージにおいては、オブジェクト面内のピクセル寸法を計算することが可能であり、且つイメージ上の距離を較正することが可能である。更に、デジタル検知器用の最適なオブジェクトイメージング検知器距離 (O I D) はフィルムに対するものと異なっている。フィルムの場合には、オブジェクト面内のオブジェクトの鮮明度を最大とさせる O I D は 0 であり、即ちオブジェクト面が実際上のフィルムに最も近い場合である。デジタル検知器においては、最適な距離はフォーカススポットのぼけ及びピクセル寸法に起因するオブジェクト面内の結合実効システム分解能が最大である箇所とすることが可能である。これはゼロでない O I D に対して発生し、且つ 1 3 9 ミクロンのピクセル寸法及び 0 . 5 m m の X 線管フォーカススポット寸法を有するフラットパネルシステムにおいては、最適な O I D は約 7 c m である。

40

【 0 0 4 6 】

オブジェクト面におけるピクセル寸法のキャリブレーション即ち較正は、供給源 - イメー

50

ジグ検知器距離 (SID) 及びOIDの両方の関数である拡大係数に依存する。この拡大係数が決定されると、実効ピクセル寸法が既知であり、且つ拡大係数 $[M = SID / (SID - OID)]$ 及び/又はピクセル寸法を、例えば、DICOMヘッダーにおける適宜のフィールドにおいて患者レコード内へ挿入することが可能である。ディスプレイワークステーションソフトウェアがピクセル寸法に対するメトリックを確立するための情報を使用するか又は表示することが可能である。一方、イメージを1の拡大係数を有するピクセル寸法のものへ再度マッピングさせることが可能であり、このことは、イメージがハードコピー上に印刷され且つ手作業の測定手段が使用される場合に有用である。拡大係数の決定はSID及びOIDを知ることが必要とする。1つの方法はSID及びOIDを測定することである。これの1つの実施例は、エンコーダ又はセンサー(不図示)がSID及びOIDを決定することが可能である。別の実施例においては、SID及びOIDは採取プロトコルから推定することが可能であり、例えば、起立状態の胸部イメージにおいて、SIDは72インチであると知られている場合がある。更に別の実施例においては、採取したイメージのイメージ処理が、視野内の既知の基準ファントムの測定を介して又は採取したイメージの直接的な解析を介して拡大係数の決定を可能とさせる場合がある。

10

【0047】

X線管電圧kVp及びパワーnAs等の採取パラメータ及びSID及び/又はOIDの知識を使用して患者入射線量を推定することが可能である。本システムの好適実施例においては、この線量情報は患者レコード又はDICOMヘッダー内へ挿入される。

【0048】

デジタルフラットパネルシステムにおいては最適のOIDがゼロではないという事実は、画像形成中のオブジェクトを最適なOIDに維持するための手段がデジタル放射線システムに対する有用な付加であることを暗示している。このことの1つの実施例は、ある所定の距離より近い患者が画像形成されることを防止する放射線半透過性フレーム(図面中には示していない)である。

20

【0049】

検知器34は患者のベッドの垂直位置とは独立的に垂直方向に位置させることが可能であるので、検知器がベッド下側に位置される状態は、検知器が誤ってベッド下側のかなりの距離にある蓋然性を許容する。このことは、検知器を対応する垂直距離にわたり上昇させることなしにベッドを上昇させる場合に発生する。従って、この不適切な状態を防止するか又はオペレータに警告を与えるシステムが有用である。このことの1つの実施例においては、エンコーダ又はセンサー(不図示)が検知器からベッドへの距離を決定する。この距離決定は、検知器をベッドから所望の距離へ自動的に移動させるため、又は不必要な露光を回避するために不適切な位置であることをオペレータへ警告するため、又は検知器が適切に位置決めされるまでインターロックを介して露光を防止するために使用することが可能である。別の実施例においては、検知器が機械的にベッドフレーム内にロックし、従ってそれは患者ベッドと共に垂直方向に移動する。

30

【0050】

1つの好適実施例において説明したように、本検知器は、ポートレート配向状態からランドスケープ配向状態へ回転させることが可能であり、それは、特に、正方形でないパネルの場合に有用であり、又はパネルの対角線を画像形成する長尺状のオブジェクトに整合させるために45度又は何等かのその他の角度だけ回転させることが可能である。本検知器を回転させることが可能である場合には、制御システムがパネルのオリエンテーション即ち配向状態を知ることが有用である。このことは、イメージに関しての上下及び左右の決定を行うことを可能とする。本検知器のオリエンテーション即ち配向状態を決定する1つの方法は、検知器の配向状態を測定し且つこの情報を制御システムへ送信するエンコーダ又はセンサー(図面には示していない)の使用を介してである。決定されると、この情報は多様な態様で使用することが可能である。配向状態情報は、採取したイメージの座標に関する患者レコード又はDICOMヘッダーファイル内に挿入することが可能である。この情報は、イメージ自身の上に印刷することが可能である。この情報は、又、検知器上に

40

50

画像形成されることのない患者の区域に対する照射露光を最小とするためにX線供給源の自動的コリメーションを制御するために使用することも可能である。この情報は、更に、イメージを標準の表示フォーマットへ再配置させるために使用することが可能である。例えば、指の骨が水平方向に整合された状態で手のイメージを採取したが、放射線医が指を垂直方向に整合させた状態で手のイメージを見ることを所望する場合に、ソフトウェアは、格納又は表示の前に、イメージが90度だけ回転されることが必要であることを検知器の配向状態から決定することが可能である。

【0051】

検知器配向状態の測定を必要とすることのない上述したものの変形例においては、イメージをコンピュータ解析し且つ画像形成した体部分の配向状態をイメージ処理手段を介して決定することが可能である。次いで、イメージを格納又は表示する前に回転させてその体部分を標準の配向状態で提供することが可能である。

10

【0052】

X線供給源に対する検知器の配向状態の決定は、その他の理由について有用である。X線供給源は一様でない射出パターンを有している。特に、所謂ヒール効果が、検知器のアノードに対する相対的な角度に依存してエネルギー及びフラックスを変化させる。フィルム・スクリーンイメージングにおいては、この効果を最小とさせるためにアノードを体と相対的に位置決めさせ、X線管の高出力側を、可能である場合には、より厚い体部分の上に位置決めさせて、フィルム上により一様な照明を発生させる。デジタルイメージにおいては、ヒール効果を補正することが可能である。このことの1つの実施例においては、X線供給源に対する検知器の配向状態を使用してヒール効果に起因する非一様性に対し採取したイメージを補正する。ヒール効果非一様性は前のキャリブレーション手順において計算し、測定することが可能であり、又はイメージ処理手段を使用してイメージから推定することが可能である。

20

【0053】

散乱防止グリッドの使用は、X線供給源に対する検知器及び散乱防止グリッドの配向状態を測定するための別の理由である。散乱防止グリッドは、しばしば、多かれ少なかれ放射線半透過性スペーサー物質により分離された鉛等の放射線不透過物質の薄いストリップ（薄膜）から構成されている。これらのグリッドは、しばしば、入射放射の非一様な吸収で検知器に影を落とし、イメージを非一様なものとさせる。この非一様性は、しばしば、それに対して幾何学的配向状態を有しており、且つ与えられた軸に沿ってより強調される場合がある。この非一様性の強度は、又、SIDに依存する。本システムの好適実施例においては、変調非一様性の効果を消去するためにイメージを補正することが可能である。この補正方法の1実施例においては、本システムは検知器に対するグリッドの配向状態を決定するためにセンサーを使用する。この情報を、グリッドの挙動のモデルと共に使用して、採取したイメージに関するグリッドの効果を推定し且つそれを除去する。非一様性の補正の強度を変化させるためにセンサー又はSIDを測定するその他の手段を使用する。該グリッドを本システムから除去することが可能である場合には、散乱防止グリッドが存在しない場合のグリッドカットオフ補正をディスエーブルさせ且つグリッドが存在する場合にそれをイネーブルさせるためにマイクロスイッチ又はその他のセンサー手段を使用することが可能である。

30

40

【0054】

散乱防止グリッド補正方法の別の実施例は、イメージ非一様性に関する散乱防止グリッドの効果の別個の前に実施したキャリブレーションを関与させる。これらのキャリブレーションは、種々の配向状態で且つ異なるSIDにおいて散乱防止グリッドで検知器のイメージングを行い且つこれらのキャリブレーションテーブルを補正アルゴリズムにおいて使用するために格納することが関与する場合がある。検知器に対する散乱防止グリッドの存在及び配向状態及びX線供給源の検知器及びグリッド組立体に対する配向状態及び距離に依存して、適宜のキャリブレーションテーブルへアクセスし且つイメージを補正するために使用することが可能である。

50

【0055】

本発明の別の実施例においては、センサー手段が散乱防止グリッドの存在及び配向状態を決定するばかりか、据え付けたグリッドのタイプをも決定する。このことは、異なるタイプの散乱防止グリッドを使用する場合の据え付けにとって有用である。該イメージ補正方法は使用される特定のグリッドの特性を補正することが可能である。

【0056】

散乱防止グリッドの有無を表示するセンサー信号は、プロトコルがグリッドの使用又は不存在を特定し、且つ実際のグリッドステータスが所望のグリッドステータスと矛盾していることをシステムが決定する場合において、ユーザに警告を与え又はX線露光を阻止するために使用することも可能である。

10

【0057】

散乱防止グリッド補正方法の更に別の実施例ではイメージ処理手段が関与する。イメージのコンピュータ解析は、散乱防止グリッドにより発生されたゆっくり変化する非一様性を抽出し且つそれを補正するために使用することが可能である。ヒール効果を解析し且つ同様に補正することが可能である。

【0058】

散乱防止グリッド及び検知器は互いに特定された配向状態を維持することは必要ではない。グリッドと検知器との独立的な整合を可能とするために、検知器に対してグリッドを優先的に90度又はその他の角度で回転させる場合がある。本特許明細書に記載したようなシステムはこの可能性を許容することが可能である。センサー、エンコーダ又はスイッチを、これらのパラメータを測定するために使用することが可能であり、且つ本システムは制御及び補正手段に対しこの情報を使用することが可能である。

20

【0059】

あるイメージングプロトコルの下において、検知器及びX線供給源を互いに傾斜させ、従って、X線供給源の中心軸は検知器の表面に対して垂直ではない。散乱防止グリッドの薄膜がX線供給源に関して適切に配向状態とされていない場合には、採取したイメージにおいて公知のイメージングアーチファクト(人工的効果)及び厳しいグリッドカットオフが発生する場合がある。このことは、そのイメージを使用不可能なものとさせる場合があり、且つ患者は積極的な目的がない状態で放射線に露光されることとなる。散乱防止グリッドの有無を決定するための上述したセンサー及び測定手段、及びX線供給源に対するグリッドの配向状態は、検知器が適切に配向されているか否かを決定するために制御システムにより使用することが可能である。この場合において、インターロック手段を使用してX線露光を阻止することが可能であり、又はオペレータに対して警告を与えることが可能である。

30

【0060】

別の好適実施例においては、オペレータによって選択されるプロトコルに依存して、検知器に対してX線供給源を正しい配向状態及びSIDへ移動させることが可能である。検知器は所望の位置へ手動的に移動される。検知器の位置及び配向状態は、センサー又はエンコーダ手段により決定され、次いでモータ及びエンコーダ手段でもって、X線供給源を検知器に対して対応する正しい位置へ移動させる。別の実施例においては、モータ制御の下でX線供給源及び検知器が自動的にオペレータによって前に選択された手順に対して正しい位置へ移動する。十分な衝突回避及び衝突検知機構が人に対して及び装置に対しての安全性を与える。

40

【0061】

X線供給源及び検知器の位置及び配向状態は、多数の公知のエンコーダ及びセンサー技術のうちのいずれかを介して決定することが可能である。特に魅力のある1つのセンサー実施例は例えば現在のポルヘムス(Pohlhemus)コーポレイション又はアセッション(Ascension)テクノロジーコーポレイションにより製造されているようなワイヤレスRF又は電子磁氣的トラッキング及びデジタル化システムを使用することである。これらのシステムは6個の自由度でセンサーの位置及び配向状態を測定する。

50

【0062】

イメージ上で散乱された放射のイメージ劣化特性を減少させるために放射線イメージング即ち画像形成において散乱防止グリッドがしばしば使用される。静止散乱防止グリッドは公知のモアレパターンアーチファクトを発生させる場合があり、それは、デジタル検知器においては特に厄介なものである。本特許明細書において開示するシステムの幾つかの実施例は、モアレパターンの減少又は補正を与える。1つの実施例は、モアレパターンをぼかすために露光期間中にグリッドを検知器に対して往復運動又は移動させるための機械的手段を使用する。このことは露光信号に対してグリッドの運動を同期させることを必要とする。グリッド組立体を往復運動させることは高価なものとなる場合があり、且つ不所望の振動を発生させる場合があり、従ってグリッド運動なしでモアレパターンを減少させる方法が特に魅力がある。静止グリッドに対する1つの実施例は散乱グリッドの空間周波数とピクセル寸法繰返しの空間周波数とのうなりにより発生される周期的なパターンを除去するためにイメージ処理手段を使用する。このアルゴリズムは、使用されるグリッドのタイプ及び検知器に対するその配向状態を決定するために前に説明したグリッドセンサーを使用することが可能である。

【0063】

その他の実施例は散乱防止グリッドの選択的設計を介してモアレパターンを減少させる。例えば、検知器のピクセルピッチが散乱防止グリッドピッチの周期に対して正確に1:1（又はその整数倍）の周期を有しているシステムにおいてはモアレパターンは発生することがないか又は抑圧されることが知られている。このような設計における1つの困難性は、極めて精密な寸法を有するグリッドの製造を必要とすることであり、そうでない場合には、パターンが未だに発生する蓋然性がある。散乱防止グリッドは交番する薄膜及びスペーサーから構成されており、且つ、例えば、スペーサー又は薄膜の異なるバッチは僅かに異なる寸法を有する場合がある。散乱防止グリッドが検知器のピクセルピッチDより僅かに小さい周期Pで製造される場合には（ $D = P + \dots$ 、尚はPと比較して小さい）、このグリッドが検知器の前部表面上方の小さい距離に装着される場合にはモアレパターンの減少が発生し、その最適な距離はピクセルの周期及びグリッドの周期の相対的な寸法に依存する。このモアレパターンの減少は、 $D = NP + \dots$ 、尚Nは整数である、の関係性を有するグリッド及び検知器の周期に対しても有効な場合がある。別の好適実施例においては、検知器のハウジングがプレート上方に小さいが調節可能な距離グリッドの機械的な装着を可能とさせる場合がある。これを示した概略図である図60を参照すると良い。システムキャリブレーション期間中に、最適な距離を決定し、且つグリッドをテーブルから正しい距離に位置決めさせるためにシム又はその他の手段を介して装着機構を調節する。このようなシステムはグリッド及び検知器ピクセルの製造公差に対しより大きな不感受性を有することが可能である。

【0064】

図60はフォーカシング散乱防止グリッドを示している。これらのグリッドにおいては、隔膜のピッチはオブジェクト面と相対的に検知器面上において異なっている。これらのグリッドの場合に、モアレパターンを決定する関連性のあるグリッドピッチは検知器に對面するグリッド角膜のピッチである。

【0065】

その他のシステム実施例はデジタルシステムにおいて所望され又は有用である。1つの好適な実施例は、最終的な完全な照射イメージの前に低線量プレビューイメージをシステムが実施する能力を包含している。この手順においては、患者は所望により位置決めさせ、且つ低線量の偵察撮影を行う。結果的に得られるイメージを表示し、且つ患者、検知器、X線管の適切な位置決めに対してオペレータにより解析される。整合状態が適切である場合には、2番目の完全露光イメージが採取される。

【0066】

幾つかの手順においては、患者はフィルムの場合におけるようにイメージレセプターを支える場合がある。これの1つの例は起立状態胸部APイメージであり、その場合には、患

者は腕を検知器の周りに支えることが望ましい。しばしば、患者は、又、その体重を部分的に検知器で支持する。このことを簡単化させるために、本システムの好適実施例は患者が掴むために検知器ハウジング上にハンドルを包含している。検知器ハウジング上に患者が触れることが可能な制御部が存在している場合には、患者が偶発的に係合することを防止するためにこれらの制御部をディスエーブルさせることが可能であることが望ましい。患者が検知器上に部分的に体重を支持させる起立状態胸部イメージングの場合には、偶発的な検知器の運動を防止するために十分な制動抵抗を与えることが可能である。ベッド上のイメージングプロトコルも患者の手掴みから利点を得られる場合がある。1つの例は、患者がベッド上に立っている場合に取りられるイメージである。提案された実施例のうちの幾つかにおいて、検知器を支持する垂直な支柱が存在しており、且つこの支柱上の患者の手掴みが上述した患者の支持理由のために有用な場合がある。垂直支柱の別の使用は、ディスプレイスクリーンに対する支持スタンドとしてのものであり、オペレータの制御使用にとって有用である。

10

【0067】

本システムに対する別の重要な設計基準は、体液、血液及びこぼれる可能性のあるその他の液体が偶発的に進入することから検知器を保護することである。これらの液体の敏感なエレクトロニクスへの進入は本システムにとって有害な場合があり、且つクリーニングに対するチャレンジを提供する場合がある。1つの好適な実施例においては、検知器ハウジングを、例えば平坦な前部表面を有する等クリーニングが容易であるように設計される。検知器ハウジングの開口に対する継ぎ目は前部表面から離れたハウジングの後部とさせることが可能である。平坦な前部表面は容易にクリーニングされ、且つ後方に装着した継ぎ目は検知器内へ液体を進入させる蓋然性はより低い。この継ぎ目は、液体が更に入らないようにリングでシールすることが可能である。検知器ハウジングをプラスチック内に簡単に被覆することは所望でない場合がある。何故ならば、それはエレクトロニクスに対して必要とされる冷却ファンと干渉する場合があるからである。検知器ハウジングに対する実際的な設計は、平坦なパネル検知器と関連するエレクトロニクスにより発生される熱を考慮に入れるべきである。アナログ・デジタル変換器、増幅器、及びその他のコンポーネントは、しばしば、不所望な温度係数を有しており、従ってフラットパネルは、与えられた温度に最適に維持される。従って、好適実施例においては、検知器ハウジングは安定な温度を維持するか、又は少なくとも、温度がある限界を超えることを防止するための手段を有することが可能である。

20

30

【0068】

デジタルフラットパネルのその他の利点は、イメージのデジタル特性から発生する。1つの好適実施例においては、制御コンピュータシステムがシステム及びオペレータ性能の記録を自動的に維持する。システムが各露光及びそれと関連するパラメータ、例えば露光時間、X線管電流及びkV、供給源 - 検知器及び供給源 - 患者の距離の履歴を測定し且つ格納する。本システムは、又、イメージ再撮影及び使用したイメージングプロトコルのタイプの記録を維持する。このデータベースは、システム及びオペレータの性能を評価するために使用することが可能である。別の実施例においては、本システムは自動的品質制御及びキャリブレーションを実施する。安全性の理由のために、X線管出力は病院内の担当者により定期的に検証されることが必要である。このことは欠陥性の装置により患者に危険な照射を行うことを防止することが可能である。フィルムシステムは、オペレータが、フィルム露光が最適なものでないことに気が付くので、X線の機能障害に関する有用な警告を提供する。デジタルシステムはより大きな動的範囲を有しており、且つ問題がイメージの劣化により気がつく前にX線出力においてより大きな変動を許容する。従って、システム性能の有用なチェックは、記録されたイメージがX線管電圧及び電流に基づく予測されたイメージと一致するか否かを決定するアルゴリズムである。この解析は、特別の品質制御手順において取られたイメージに関して、又は定期的な患者のイメージに関して実施することが可能である。システムが問題がありそうであることを表示する場合にユーザへフィードバックが与えられる。品質制御に対する別の好適な実施例は、ピクセル原因及びオ

40

50

フセット等の格納されているキャリブレーションファイル及び不良ピクセルマップが正しいことを検証する自動化手順を使用するシステムである。これは、露光を行い且つフラッドフィールドの一様性をテストするシステムを包含することが可能である。これらのキャリブレーションは基本的にユーザの介入なしで進行することが可能であり、且つ自動的に日常的に実施することが可能である。別の好適実施例においては、本システムはモデム又はネットワークリンク等を介して遠隔的に制御し且つアクセスすることが可能であり、従ってシステムのデバッグ及びメンテナンスはサービス組織により提供することが可能であり且つフィールドサービスの訪問を必要とすることなしにより迅速にサービスを提供することが可能である。このシステムにおいては、遠隔のユーザはイメージ及びキャリブレーションファイルへアクセスし且つ解析し且つ自動テストを実施するためにシステムを制御することが可能である。

10

【0069】

本システムにおいては、オペレータが露光時間及び電圧を制御し且つ最も一般的に実施されるプロトコルを包含するリストから所望のプロトコルを選択することによりその手順に対する正しいSIDを決定する。文字通り数百個の可能なプロトコルが存在しており、且つ所望の1つへ迅速にアクセスする便利の方法は有用である。好適実施例においては、採取プロトコルの組を階層的フォルダ構成に編成することが可能である。その階層は体の部分により最も便利に編成され、各より低いレベルは更に特定の体の領域のリストを包含している。例えば、足指のプロトコルAPオブリーク(斜め方向)は以下のようなフォルダ選択を介してアクセスされる。

20

【0070】

1. 下側四肢
2. 足
3. 足指
4. APオブリーク

最終プロトコルに関する情報は、患者レコード又はイメージファイルのDICOMヘッダ内へ自動的に挿入させることも可能である。

【0071】

現在のところデジタルイメージはディスプレイ装置のものよりもより大きな動的範囲を有しており、且つイメージは、典型的に、その性能を最適化させるための表示の前に処理される。イメージは減衰される区域直下の殆ど露光を有することのない区域から非常に大きな露光で直接的にX線ビームへ露光される区域まで著しく異なるX線露光の区域を包含している。好適には、本システムは興味のある区域の位置を決定し、且つその区域の表示を最適化させるものへイメージを調節し且つマッピングさせる。1つの好適実施例においては、オペレータは解析するために所望の区域の近似的な領域をイメージ上に表示し、且つ次いで、ディスプレイがその領域における露光に対して最適化される。本システムはマウス制御されるカーソルの形態を取ることが可能であり、それは該区域をクリックオン又は輪郭形成又はその他の画定を行うために使用される。別の好適実施例においては、コンピュータが使用中のプロトコルの知識を使用し且つ興味のある体部分を位置決めし且つその部分の表示を最適化させるために画像解析を実施することが可能である。例えば、AP胸部イメージにおいて、ディスプレイはイメージプロトコルに依存して肺、背骨、又はその他の器官の表示を最適化させる場合がある。好適には、マッピング変換に関する情報を格納するか又はオリジナルのイメージと再度マッピングしたイメージの両方を格納し、従ってイメージをオリジナルへ復活させるか又はオペレータによりそのように所望される場合に異なるパラメータで再度マッピングさせることが可能である。

30

40

【0072】

更に別の好適実施例は実施した患者イメージへオペレータがアクセスする便利な方法についてである。一般的に、検査のテキストリストのみがコンピュータスクリーン上に表示され、且つオペレータは、表示又は転送又は格納のために所望のイメージを選択するためにリストを介して読まねばならない。この好適システムにおいては、検査のサムネールイメ

50

ージがテキスト情報の次に表示される。これは、オペレータに対して視覚的な手掛かりを与え、正しいファイルの選択を簡単化させる。

【0073】

図61を参照すると、主支持体6110を放射線室（又は移動可能なプラットフォーム、不図示）の床へ固定することが可能であり、且つトラック6112（図66参照）を有しており、その上を、水平スライド6114がx軸に沿っての移動のために乗っている。スライド6114は軸受6118を介してほぼ水平な下側アーム6116を支持しており、アーム6116をz軸周りに回転することを可能とさせる。アーム6116の先端はz軸に沿って延在しており且つ垂直スロット6120aを具備している支柱6120を支持している。垂直スライド6122（図65参照）が支柱6120の高さに沿っての垂直方向の移動のためにスロット6120aと係合しており且つケーブル6124により支持しており、該ケーブルはプーリ6126上で方向を転換し且つ支柱6120内側で垂直方向に移動するカウンタウェイト6128へ接続している。垂直スライド6122は軸受構成6132を介して上側アーム6130を支持しており、それはアーム6130の長さに沿って延在する水平軸周りに上側アーム6130の回転を可能とさせる。上側アーム6130は上述した米国特許において開示されているタイプのフラットパネル検知器を包含するカセット6134を支持している。カセット6134は軸受構成6136を介して上側アーム6130へ接続させることが可能であり、フラットパネル検知器のX線受光面に垂直な軸周りにカセット6134が回転することを可能とさせる。このことは、カセット6134内側のパネルが矩形である場合に望ましい場合があり、ポートレート配向状態又はランドスケープ配向状態においてそれを使用することを可能とし、又はこのような回転がその他の理由により所望される場合がある。一方、ベアリング構成6136を省略することが可能である。軸受6136が使用される場合に、ハンドル6138がカセット6134へ取付けられ、又はそうでない場合にはアーム6130へ直接的に取付けることが可能であり、且つその先端において手動スイッチ6138aを有しており、それはカセット6134を所定位置にロックするか又は再度位置決めすることを可能とするためにそれをアンロックし、又は例えばモータ駆動される運動を制御するためのその他の目的のために使用するために幾つかのスイッチ又はその他の制御部を有している。

10

20

【0074】

患者テーブル6140は伸縮自在な支柱6142上に支持されており、該支柱はテーブル6140を主支持体6110へ固定されているガイド6144内においてz軸に沿って上下へ移動させる。テーブル6140はそれを介して通過するX線の空間的分布の歪みを最小とする物質から構成されている。所望により、テーブル6140はこの特許明細書の譲受人から市販されているQDR-4500ACCLAIMシステムにおけるベッドと同様の態様で、x軸に沿って移動可能とさせることが可能であり、及び/又はx軸及びy軸の一方又は両方周りに傾斜させる構成とすることが可能である。模式的に6141で示したコンソール及びディスプレイユニットは、ケーブルによりカセット6134へ接続しそれに対してパワー及び制御信号を供給し且つ処理及び表示のためにそれからデジタルイメージデータ（および、多分、その他の情報）を受取ることが可能である。ユニット6141におけるディスプレイは、例えば、CRT又は通常の様態で使用されるフラットパネルディスプレイスクリーンとすることが可能である。通常の様態のイメージ処理設備を、例えば、画像拡大のために表示されたデジタルX線イメージのレベル及びウインドウ制御のために、ユニット6141に設けることが可能である。トラック6112に沿ってのスライド6114の運動、軸受6118回りのアーム6116の回転、及び支柱6120に沿ってのカセット6134の垂直運動の干渉を減少させるために、ケーブルを支柱6120を介し且つ軸受構成6118及び下側アーム6116を介して走行させることが可能である。一方、カセット6134を何等かのその他の態様で電力供給し且つ制御することが可能であり、且つイメージデータを何等かのその他の態様でそれから抽出することが可能である。例えば、カセット6134は、内部電源を具備し且つカセット6134上又は内に制御スイッチを具備する独立型カセットとすることが可能であり、その動作を制御することが可能

30

40

50

である。カセット 6 1 3 4 は、更に、1 つ又はそれ以上の X 線イメージのデータ用の格納部を包含することが可能である。イメージデータはワイヤレス接続により、又はイメージデータを読取る時に一時的にケーブルをその中にプラグインすることによりカセット 6 1 3 4 から取ることが可能である。

【 0 0 7 5 】

仰向けの患者の胸部 A P イメージの場合には、患者が乗ることを容易とさせるためにテーブル 6 1 4 0 を下降させることが可能である。勿論、カセット 6 1 3 4 は、テーブル 6 1 4 0 を下降させることを可能とする位置になければならない。そうでない場合には、オペレータがスイッチ 6 1 3 8 a をトリップしてカセット 6 1 3 4 を解放し、且つ支柱 6 1 2 0 に沿って垂直スライド 6 1 2 2 を上方又は下方へ摺動させるためにハンドル 6 1 3 8 を使用して手動的に適宜の位置へそれを移動させる。一方、又は更に、オペレータは、例えば、図 6 2 又は図 6 3 に示した位置へ軸受 6 1 1 8 周りに下側アーム 6 1 1 6 を回転させる。仰向け位置にある患者の場合には、図 6 1 に示したように頭がテーブル 6 1 4 0 の左側にあり、オペレータはテーブル 6 1 4 0 をその位置のままとさせることが可能であり、又はそれをより高い方へ移動させることが可能である。テーブル 6 1 4 0 は前記 Q D R - 4 5 0 0 ユニットにおいて使用されているものと同様のモータ駆動型ドライブを具備する伸縮の自在の支柱 6 1 4 2 を駆動することにより上方又は下方へ移動させることが可能である。一方、別のテーブル昇降機構を使用することが可能である。次いで、オペレータはカセット 6 1 3 4 をテーブル 6 1 4 0 の下側で患者の胸部と垂直方向に整合した図 6 1 2 示したような位置へ移動させる。その目的のために、オペレータはスイッチ 6 1 3 8 a をトリップしてカセット 6 2 3 4 を解除し、且つ手作業によりカセット 6 1 3 4 を支柱 6 1 2 0 の上方又は下方の所望の高さへ移動させ、且つ手作業により軸受 6 1 1 8 の周りに下側アーム 6 1 1 6 を回転させ且つトラック 6 1 1 2 に沿って水平スライド 6 1 1 4 を摺動させることが可能である。概略 6 1 4 6 に示した X 線供給源はベッド及び検知器システムから分離させることが可能であり、且つカセット 6 1 3 4 と整合され且つそれに対面し、且つ検知器 6 1 3 4 において適宜の X 線露光を発生させるために通常の態様で付勢される。供給源 6 1 4 6 はユニット 6 1 4 1 から X 線供給源 6 1 4 6 を制御することを可能とするために、ケーブル又はワイヤレス接続を介して通常の態様においてコンソール及びディスプレイユニット 6 1 4 1 と接続させることが可能である。ユニット 6 1 4 1 及び X 線供給源 6 1 4 6 は残りの図においては示していないが、それらはそこに存在することが可能であり且つ X 線露光のために通常の態様で存在していることを理解すべきである。

【 0 0 7 6 】

図 6 1 a は図 6 1 におけるように支柱 6 1 2 0 に沿って摺動する代わりにガイド 6 1 6 0 a 内を上下に移動する伸縮自在の支柱 6 1 6 2 a ヘスライド 6 1 2 2 が固定されている点を除いて、図 6 1 の実施例と同一であるか少なくとも類似しているシステムを実現する修正例を示している。図 6 1 a において、伸縮自在の支柱 6 1 6 2 a はスライド 6 1 2 2 を担持しており、且つそれと共にカセット 6 1 3 4 を上下させる。この上下運動は手作業により行うことが可能であり又はモータ駆動することが可能であり、且つ手作業による動作をより簡単化させるためにカウンタウエイト又は何等かのその他の構成を使用することが可能であり、且つここに説明するその他の移動のためにクラッチ、ブレーキ等を使用することが可能である。図 6 1 a においてはシステムの一部が示されているに過ぎないが、その他の全ての観点において、図 6 1 a のシステムは図 6 1 のものと同様であるか少なくとも類似している。

【 0 0 7 7 】

例えば、腕又は手のイメージング即ち画像形成の場合には、軸受 6 1 1 8 の周りに下側アーム 6 6 1 6 を回転させ、カセット 6 1 3 4 を支柱 6 1 2 0 に沿って上方又は下方へ移動させ、且つ所望により前述した如く、トラック 6 1 1 2 に沿って水平スライド 6 1 1 4 を摺動させることにより、図 6 2 に示したようにカセット 6 1 3 4 の位置決めを行う。カセット 6 1 3 4 の及びその上に患者が乗っているテーブル 6 1 4 0 の所望の高さにおいて、X 線露光に対する通常の態様において、X 線供給源 6 1 4 6 を整合させ且つ付勢させる。

【0078】

患者の頭部又は下部四肢のイメージングの場合には、テーブル6140及びカセット6134を図63に示したように位置決めさせることが可能であり、その場合に、上述した運動を使用して一方又は両方を所望の位置へ移動させ、その場合に患者の頭部、又は、例えば、足をカセット6134の上に載置させる。所望により、オペレータはハンドル6138に平行な軸周りにカセット6134を回転させて、例えば、図63に示したように、垂直に対してある角度を介してカセット6134を傾斜させることが可能である。X線供給源6146は通常の態様で整合され且つ付勢される。

【0079】

図64は例えば、車椅子の患者と共に使用するのに適した患者テーブル6140から離れた位置へ移動されたカセット6134を示している。カセット6134は前述した運動のうちの一つか又は全てを使用して患者と相対的に位置決めされ、且つX線露光が行われる。図65において、前述したカセット及び/又はテーブルの運動の一つか又は全てに加えて、スイッチ6138aの手動操作を介してそれを解除し且つ軸受6132の回りに回転させることにより、カセット6134が垂直方向に配向されている。X線供給源6146(図面中には示していない)が患者テーブル6140を横断してカセット6134に対面しており且つ露光を行うための通常の態様で整合され且つ付勢される。

【0080】

図66は、例えば、起立状態にある患者のAP胸部イメージに対して垂直配向状態にあるカセット6134を示している。オペレータがカセット6134を患者の胸部と整合させるために前述した運動の内の一つか又は全てを使用してカセット6134を図示した位置へ移動させる。患者を横断してカセット6134に対面するX線供給源(図面には示していない)が露光のための通常の態様で整合され且つ付勢される。

【0081】

図67は、起立状態にある患者の胸部のイメージングのために使用することが可能なカセット6134の別の位置を示している。それは、図66においては、下側アーム6116がトラック6112と同じx軸に沿って延在しているが、図67においては、アーム6116がトラック6112に対して垂直である点が異なるに過ぎない。

【0082】

図68は、例えば、起立している患者の下部四肢のイメージングに適した位置にあるカセット6134を示している。前述した運動のうちの一つか又は全てを使用し、オペレータはカセット6134を図示した位置へ移動し、画像形成すべき患者の部分と整合させ、且つ適宜整合させたX線供給源(図面には示していない)を露光のために付勢させる。図68においては患者テーブル6140は示していない。それは、本明細書における実施例の全てにおいて存在する場合があるが必要なものではない。例えば、患者テーブル上に支持することが必要ではない場合には、テーブル6140及びその伸縮自在用の支持体6142及びガイド6144を省略することが可能であり、又は図68に示した構成に対するオプションとしてのみ提供することが可能である。

【0083】

図69は主支持体6110へ固定されている伸縮自在で水平方向に延在するレール6148が、図61におけるようにトラック6112上に乗っている水平スライド6114を使用する代わりに、x軸に沿って支柱6120を移動させる点において図61とは異なる別の構成を示している。支柱6120はレール6148に対してx軸に沿って移動することを可能とするために摺動用の構成を使用してy方向に移動させることが可能である。一方、レール6148は、z軸周りに回転することを可能とし、従って、支柱6120をx軸を横切る方向に移動させることを可能とするために支持体6144上に回転自在に装着することが可能である。ユニット6141及びX線供給源6146は図69には示していないが、存在することが可能である。

【0084】

図70は、テーブル6140がz軸に沿って移動するために伸縮運動することが可能な2 50

つの支柱 6 1 5 0 上に指示されており且つ支柱 6 1 2 0 がプレート 6 1 5 4 上に支持されているブラケット 6 1 5 2 上に支持されている点において図 6 1 から異なる更に別の実施例を示している。主支持体 6 1 5 6 は x 軸に沿っての運動のためにプレート 6 1 5 4 を支持するトラック 6 1 5 8 を具備している。ブラケット 6 1 5 2 は、垂直軸周りの支柱 6 1 2 0 の回転のために回動自在に装着することが可能であり、且つ y 軸に沿っての支柱 6 1 2 0 の運動のためにプレート 6 1 5 4 上のトラック上に装着することが可能である。カセットを手作業により位置決めすることを助けるためにカセット 6 1 3 4 にハンドル 6 1 6 0, 6 1 6 2 を設けることが可能である。

【 0 0 8 5 】

前述した運動を使用して、オペレータは同様の X 線イメージング手順に対し、同様の多様な位置において図 6 9 及び 7 0 の実施例におけるカセット 6 1 3 4 の位置決めを行うことが可能である。X 線供給源及びユニット 6 1 4 1 は図 6 9 及び 7 0 には示していないが、それらは存在することが可能であり且つ前述した如くに使用することが可能であることを理解すべきである。

10

【 0 0 8 6 】

各実施例において、電子的、電気機械的及び / 又は機械的ブレーキ及びクラッチを互いに移動することが可能なパーツの間の接続を不動化し且つ解除するために使用することが可能である。このようなブレーキ及びクラッチを使用することは、オペレータが手作業により容易にカセット 6 1 3 4 を所望の位置へ移動させることを可能とし、且つカセット 6 1 3 4 を露光のために所定の位置に確実に固定することを可能とする。例えば、オペレータはこのようなクラッチ及び / 又はブレーキを離脱させてそれにより運動を阻止するためにスイッチをトリップすることが可能である。このようなクラッチ及び / 又はブレーキ構成は上述した運動のうちの 1 つ又はそれ以上に対して使用することが可能である。該運動のうちの異なるものに対して別個のこのような構成を使用することが可能である。

20

【 0 0 8 7 】

カセット 6 1 3 4 に対する位置の選択を容易化させるために、種々のディテント即ち係止部及びインジケータを設けることが可能である。例えば、図 6 1 - 6 8 の実施例において、x 軸及び y 軸に沿って（及び / 又は異なる角度位置において）各 9 0 度位置においてアーム 6 1 1 6 を解除可能にロックするためにディテント即ち係止部を軸受構成 6 1 1 8 に設けることが可能である。1 8 0 度の回転にわたってのカセット 6 1 3 4 の運動の各 5 度（又は異なる角度増分）に対して軸受 6 1 3 2 において同様のディテントを設けることが可能である。

30

【 0 0 8 8 】

上述した如く手作業によってカセット 6 1 3 4 を所望の位置へ移動させる代わりに、オペレータの制御下において上述した運動のうちの幾つか又は全てを駆動するために夫々の電氣的又はその他のモータを使用することが可能である。一方、該運動のうちの幾つか又は全てを自動化させることが可能であり、従ってオペレータは幾つかのプリセットした運動シーケンスのうちの 1 つを選択することが可能であり、又はカセット 6 1 3 4 に対する垂直、水平及び角度位置を選択することが可能であり、且つコンピュータ制御が必要なモータ制御コマンドを与えることが可能である。特に、運動が手動的ではなくパワー駆動型である場合には、近接及び / 又はインパクトセンサーを安全手段として移動パーツにおいて使用することが可能であり、移動パーツがオブジェクト又は患者に近づき過ぎるか又はそれと衝突する場合に運動停止信号を発生する。

40

【 0 0 8 9 】

カセット 6 1 3 4 はフラットパネル検知器を包含することが可能であり、それは、セレン、シリコン又は酸化鉛を含有する検知層を使用して X 線を X 線イメージを表わす電氣的信号へ直接的に変換する。一方、カセット 6 1 3 4 は、X 線が入射すると光パターンを発生するシンチレーティング物質層を使用するフラットパネル検知器及び X 線イメージを表わす電氣的信号を発生するために該光パターンに応答する複数個のデバイスからなるアレイを包含することが可能である。

50

【 0 0 9 0 】

ここに開示するシステムは、断層写真合成 (t o m o s y n t h e s i s) 運動のために使用することが可能であり、その場合に、X線供給源とカセットとが互いに且つ患者に対して移動し、又は該供給源及びカセットのうち少なくとも1つが連続的な運動において又はステップアンドシュートの態様においてのいずれかにおいて移動する。各ステップ（又は時間増分）において採取されたイメージ情報を読み出すことが可能であり且つ該検知器は次のステップ（又は時間増分）においてイメージに対しリセットする。

【 0 0 9 1 】

ここに開示するシステムは広範なイメージングプロトコルを受付けるために多数の運動を与え、X線検知器イメージ面は垂直と水平との間で回転し且つ昼間の角度においてロックさせることも可能であり、カセットは患者テーブルの長さに沿って及び患者テーブルの長さを横断して水平方向に移動し従ってそれはテーブルのいずれの側に位置させることも可能であり、カセットは垂直に移動し、カセットは正方形でない検知器アレイに対して及び/又は正方形なアレイであってもアレイグリッドの所望の配向状態に対してポートレート配向状態とランドスケープ配向状態との間で移動することが可能であり、且つカセットは任意の所望の位置及び配向状態を取るためにこれらの運動のうちの一つか又は全てを結合させることが可能である。

【 0 0 9 2 】

カセットを手作業によって移動させることによって安全性を向上させることが可能であり、従ってオペレータは全ての運動を観察し且つ安全性を確保することが可能である。いずれかの運動がモータ駆動される場合には衝突検知に対してセンサーを設けることが可能である。いずれかの運動がモータ駆動される場合には、容易に停止するモータを使用して安全性を向上させることが可能である。更に、いずれかの運動がモータ駆動される場合には、移動コンポーネントの位置を追跡するためにエンコーダを設けることが可能であり、且つソフトウェアトラッキング及び衝突回避制御のためにエンコーダ出力を使用することが可能である。運動がモータ駆動される場合には、コンピュータ内にプリセットしたモータ制御を格納することが可能であり且つ特定したイメージングプロトコル又はカセット位置に対してのカセット運動を駆動するために使用することが可能であり、従ってカセットは与えられたイメージングに対するプリセットした位置へ自動的に移動することが可能である。所望のカセット位置及び配向状態を識別し且つ維持することを助け且つグリッドの振動及びフォーカシンググリッドの不整合を防止することを助けるクラッチ制御、ハンドブレーキ、カウンタバランス及び/又はディテントを使用することにより不所望な運動を回避するか又は減少させることが可能である。

【 0 0 9 3 】

図 7 1 は、使用することは可能であるが、永久的な患者ベッドなしで特に使用するのに適した別の実施例を示している。バックキー (B u c k y) 組立体を組込んだフラットパネルX線イメージレセプター 3 4 が直立した支柱 7 1 0 に装着されており、それはポートレート配向状態とランドスケープ配向状態との間で回転することが可能であり、そのイメージング前部表面の垂直配向状態と水平配向状態との間で傾斜することが可能であり、支柱 7 1 0 を上下に並進することが可能であり且つ長尺状の支柱軸周りに支柱 7 1 0 と共に回転することが可能である。支柱 7 1 0 は、図示した如く、X線室の床にボルト止めすることが可能であり、又は移動可能な支持体（不図示）上に設けることが可能である。X線供給源 7 1 2 は天井のトラック上に装着されている伸縮自在な支柱 7 1 4 により支持されており、病院のX線室における従来の如く幾つかの自由度で移動し、従ってそれからのX線ビームはその任意の所望の位置においてレセプター 3 4 へ指向させることが可能である。一方、X線供給源は、制限なしで、床の上又は移動可能なカートの上等に支持させることが可能である。

【 0 0 9 4 】

支柱 7 1 0 は軸受 7 1 6 上の長手軸周りに回転することが可能であり、且つレセプター 3 4 はその回転に追従する。更に、レセプター 3 4 は先の実施例において説明したのと同様

10

20

30

40

50

の態様で支柱 710 に沿って上下に移動することが可能である。前の実施例において説明したように、レセプター 34 は軸受 318 上の水平軸周りに回転することが可能であり、且つ図 71 には示していない回転点周りにその X 線検知面に対して中心に位置した軸を横切る軸周りに回転することが可能である。制御なしで、モータ駆動型の運動、運動エンコーダ、ディテント等の先の実施例におけるレセプター 34 に関連して説明したその他の機構を図 71 の実施例においても使用することが可能である。

【0095】

図 72 は、X 線室において一般的なように X 線供給源 720 が伸縮自在な支柱 722 上の天井のトラック（不図示）から懸架されており且つフラットパネル X 線レセプター 724 も同様の伸縮自在の支柱 726 上のそれ自身の天井のトラックから懸架されている実施例を示している。一方、支柱 722 及び 726 は壁又は床に支持されている何等かの構成体の上に支持されているトラック上に支持させることが可能である。伸縮自在の支柱 722 及び 726 に沿ってのトラックは、好適には、互いに独立しており、従って X 線供給源及びレセプターは夫々の独立した経路に沿って移動することが可能である。例えば、支柱 722 は天井のトラック 728 に沿って移動することが可能であり、一方支柱 726 はトラック 728 とは独立しており且つそれとは別個の天井のトラック 730 に沿って移動する。支柱 726 はレセプター 724 の垂直位置を調節するために伸縮運動することが可能である。レセプター 724 用の支持体は軸受 732 上の垂直軸周りに且つ軸受 734 上の水平軸周りに回転することが可能である。更に、先の実施例における如く、レセプター 724 はそのイメージング面を横切る中心軸周りに回転することが可能であり、且つその運動は前述した運動のうちの幾つか又は全てと関連付けることが可能である。この実施例に対して永久的な患者ベッドが必要とされるものではない。患者はガーニー 736 の上とすることが可能であり、又は車椅子に乗ることが可能であり、又は起立状態とすることが可能であり、又はその他の態様でイメージングのために位置決めすることが可能である。

10

20

【0096】

図 73 は、その他の点において前述した実施例に関して説明したレセプターと同様であるフラットパネル X 線レセプター 730 をガーニー又は患者ベッド 732 と共に使用することが可能であり又は例えば、制限なしで壁の上又は患者により保持される等のその他の態様で使用するために除去することが可能な実施例を示している。この実施例においては、ガーニー 732 はスロット 734 を有しており、それは机の引出しに対するスロットに類似しており、図示した如くレセプター 730 を受納すべく寸法構成され且つ適合されている。番号を付けていないマッチング用スロットがガーニー 732 の他方の側部に設けられており、且つ 1 つ又はそれ以上の支持用レールがガーニー 732 の中央に設けられており、スロットにより許容される範囲にわたりガーニー 732 の長さに沿って摺動することを可能とする一方図示した水平位置においてレセプター 730 を支持する。病院及び同様の場所において一般的であるように、ポータブルな X 線供給源ユニット 736 を使用することが可能である。レセプター 730 はガーニー 732 から除去し且つ例えば幾つかの X 線プロトコル B に対して支持させることが可能であり、レセプター 730 は壁又は何等かのその他の支持体の上にかけることが可能であり、又は患者により保持されることが可能である。

30

40

【0097】

上述した実施例の全てにおいて、1 つの実施例の特徴は他の実施例の特徴と結合して使用することが可能である。非制限的な例として、ガーニー 732 及びレセプター 739 は、例えば、図 71 及び 72 に示したような天井支持型の供給源等の異なる X 線供給源と共に使用することが可能であり、且つ前述した運動補助部材（ディテント、モータ、エンコーダ等）のうちの幾つか又は全てを該実施例のうちのいずれかにおいて使用することが可能である。上述した実施例は単に例示的なものであり且つその多数の変形例及び修正例は特許請求の範囲内に属するものであることは明らかである。

【図面の簡単な説明】

【0098】

50

【図 1】天井装着型 X 線供給源を使用して、例えば、起立している患者の胸部 X 線のための垂直配向状態にあるデジタルフラットパネル検知器を示した概略図。

【図 2】起立している患者の足のイメージング又は車椅子、ガーニー又は何等かのその他の支持体上の患者の胸部 X 線のために下側の位置にある検知器を示した概略図。

【図 3】患者テーブル下側の水平配向状態にある検知器を示した概略図。

【図 4】患者テーブルの足の頭の隣りで且つ同一のレベルにおいて患者の四肢のイメージングのために水平配向状態にある検知器を示した概略図。

【図 5】同様の水平配向状態にあるが、例えば、患者の腕又は手のイメージングのために患者テーブルの側部の隣りにある検知器を示した概略図。

【図 6】水平位置にあるが、例えば、患者テーブルを使用することなしに患者の腕を画像形成するためにテーブルから離隔されている検知器を示した概略図。 10

【図 7】患者テーブルの側部の隣りであり且つそれに平行な垂直配向状態にある検知器を示した概略図。

【図 8】患者テーブルの側部の隣りであるがテーブルの側部に対して角度が付けられた垂直の配向状態にある検知器を示した概略図。

【図 9】天井装着型 X 線供給源を具備する X 線室において使用されている状態の検知器及び検知器出力を処理し且つ X 線検査を制御するオペレータのコンソールを示した概略図。

【図 10】体重を担持する足又はその他の体部分の X 線検査に適した別の実施例を示した概略図。

【図 11】検知器を位置決めする場合に使用されるロッキング係止部で検知器運動期間中 20
所定位置にある係止部を示した概略図。

【図 12】ロックした位置にある係止部を示した概略図。

【図 13】別の実施例を示した概略図。

【図 14】別の実施例を示した概略図。

【図 15】別の実施例を示した概略図。

【図 16】別の実施例を示した概略図。

【図 17】別の実施例を示した概略図。

【図 18】別の実施例を示した概略図。

【図 19】別の実施例を示した概略図。

【図 20】別の実施例を示した概略図。 30

【図 21】別の実施例を示した概略図。

【図 22】別の実施例を示した概略図。

【図 23】別の実施例を示した概略図。

【図 24】別の実施例を示した概略図。

【図 25】別の実施例を示した概略図。

【図 26】別の実施例を示した概略図。

【図 27】別の実施例を示した概略図。

【図 28】更に別の実施例を示した概略図。

【図 29】更に別の実施例を示した概略図。

【図 30】更に別の実施例を示した概略図。 40

【図 31】更に別の実施例を示した概略図。

【図 32】更に別の実施例を示した概略図。

【図 33】更に別の実施例を示した概略図。

【図 34】更に別の実施例を示した概略図。

【図 35】更に別の実施例を示した概略図。

【図 36】更に別の実施例を示した概略図。

【図 37】更に別の実施例を示した概略図。

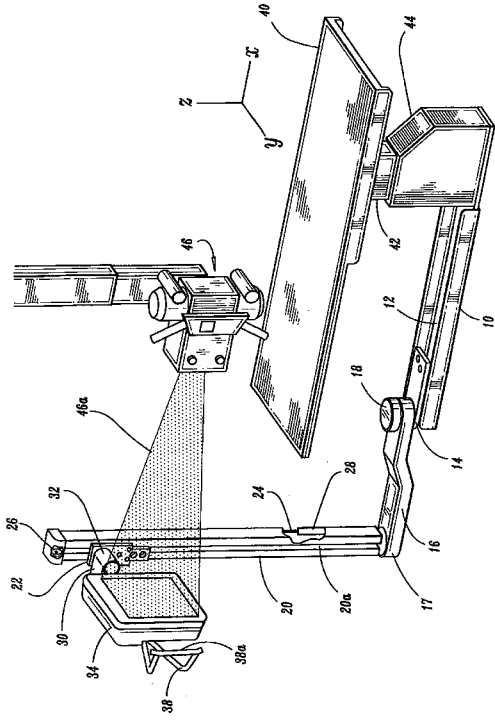
【図 38】更に別の実施例を示した概略図。

【図 39】更なる実施例を示した概略図。

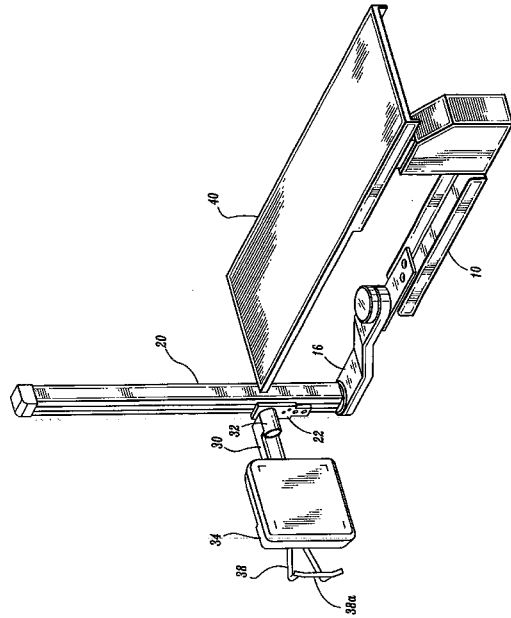
【図 40】更なる実施例を示した概略図。 50

- 【図 4 1】更なる実施例を示した概略図。
- 【図 4 2】別の実施例を示した概略図。
- 【図 4 3】別の実施例を示した概略図。
- 【図 4 4】別の実施例を示した概略図。
- 【図 4 5】別の実施例を示した概略図。
- 【図 4 6】更に別の実施例を示した概略図。
- 【図 4 7】更に別の実施例を示した概略図。
- 【図 4 8】更に別の実施例を示した概略図。
- 【図 4 9】更に別の実施例を示した概略図。
- 【図 5 0】更に別の実施例を示した概略図。 10
- 【図 5 1】更なる実施例を示した概略図。
- 【図 5 2】更なる実施例を示した概略図。
- 【図 5 3】更なる実施例を示した概略図。
- 【図 5 4】別の実施例を示した概略図。
- 【図 5 5】別の実施例を示した概略図。
- 【図 5 5 a】別の実施例を示した概略図。
- 【図 5 6】別の実施例を示した概略図。
- 【図 5 7】別の実施例を示した概略図。
- 【図 5 8】別の実施例を示した概略図。
- 【図 5 9】別の実施例を示した概略図。 20
- 【図 6 0】散乱防止グリッドとフラットパネルデジタル X 線検知器のピクセルとの間の関係を示した概略図。
- 【図 6 1】例えば仰向けの患者の A P 胸部 X 線のために検知器がテーブルの下側にある場合のデジタルフラットパネル検知器と患者テーブルとの位置決めシステムを示した概略図。
- 【図 6 1 a】図 6 1 のシステムの修正例を示した概略図。
- 【図 6 2】例えば四肢のイメージングのために患者テーブルの側部に隣接した水平位置にある検知器を示した概略図。
- 【図 6 3】例えば患者の頭又は足のイメージングのために患者テーブルの端部のうちの 1 つに隣接し水平位置にある検知器を示した概略図。 30
- 【図 6 4】例えば車椅子にいる患者のイメージングのために水平位置にある検知器を示した概略図。
- 【図 6 5】例えばクロステーブル横方向イメージングのために患者テーブルの側部に隣接した垂直位置を示した概略図。
- 【図 6 6】例えば起立している患者の胸部 X 線のために垂直位置にある検知器を示した概略図。
- 【図 6 7】図 6 6 におけるものと同じであるが患者テーブルから更に離れた垂直位置にある検知器を示した概略図。
- 【図 6 8】例えば立っているか又は座っている患者の下部四肢のイメージングのために床近くの垂直位置にある検知器を示した概略図。 40
- 【図 6 9】このようなシステムの別の実施例を示した概略図。
- 【図 7 0】検知器が別の位置にある場合の図 6 9 の実施例を示した概略図。
- 【図 7 1】永久的な患者ベッド無しで使用するのに特に適した別の実施例を示した概略図。
- 【図 7 2】例えば天井等の上方に装着した夫々のトラックから懸架されており且つそれに沿って移動することが可能な X 線供給源及びフラットパネル X 線検知器用支持体を有する別の実施例を示した概略図。
- 【図 7 3】フラットパネル検知器が患者ガニーに装着されており且つ他の支持体上の装着から除去することが可能な別の実施例を示した概略図。

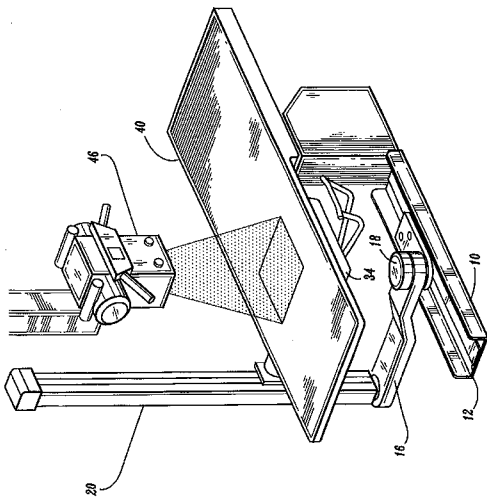
【 図 1 】



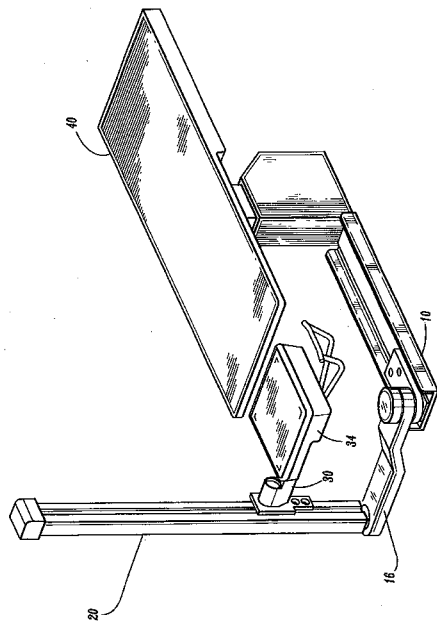
【 図 2 】



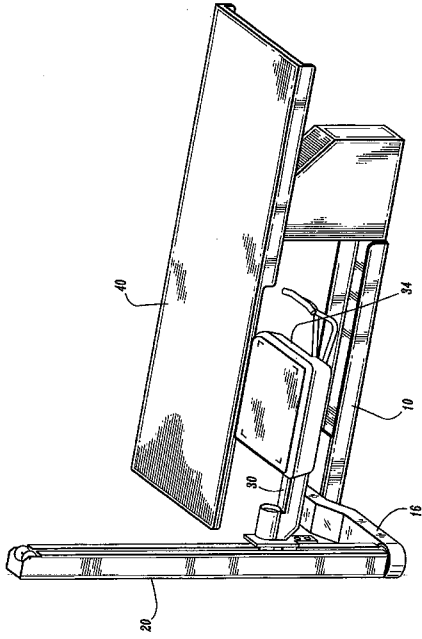
【 図 3 】



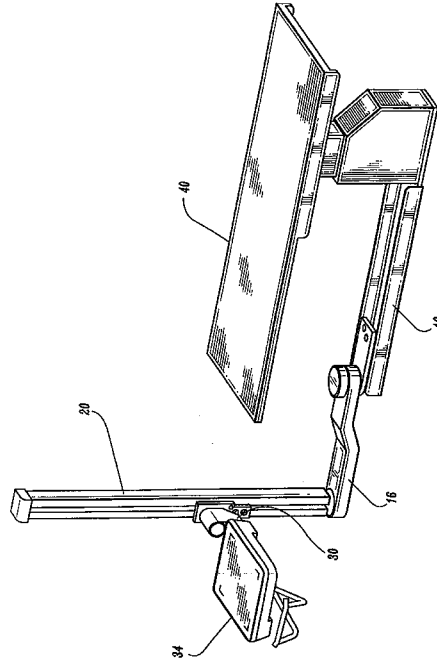
【 図 4 】



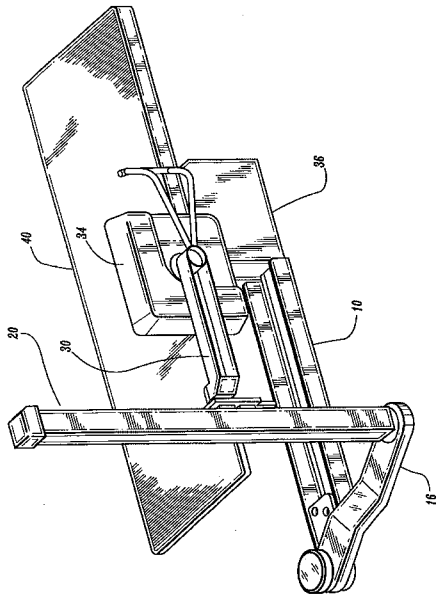
【 図 5 】



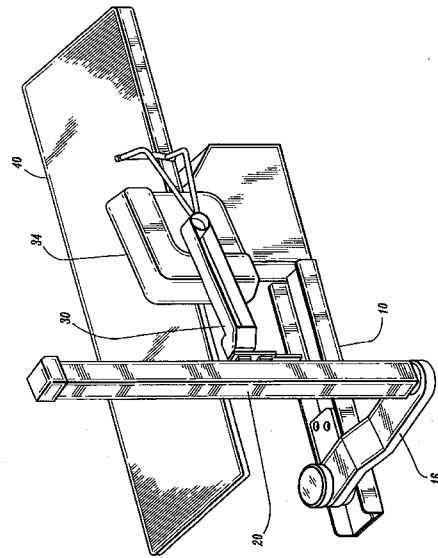
【 図 6 】



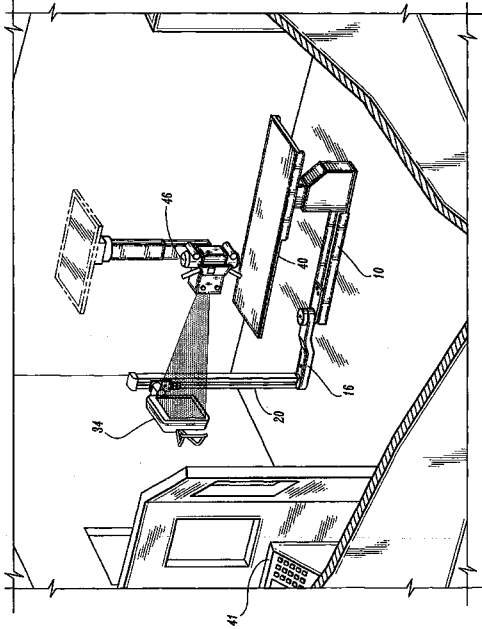
【 図 7 】



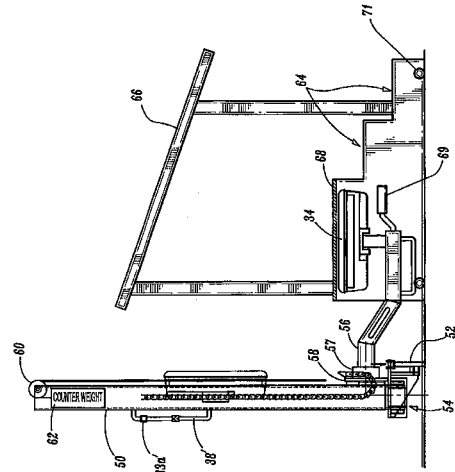
【 図 8 】



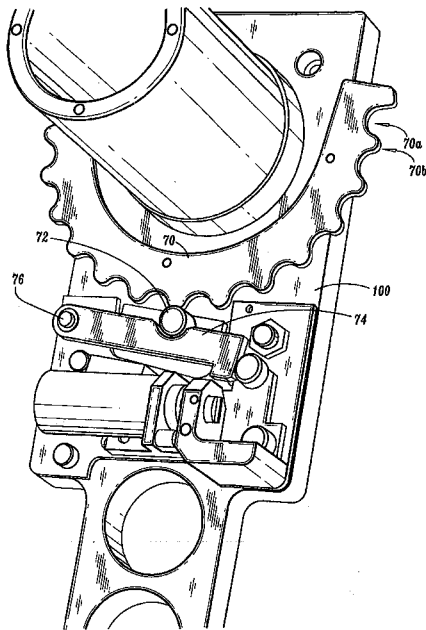
【 図 9 】



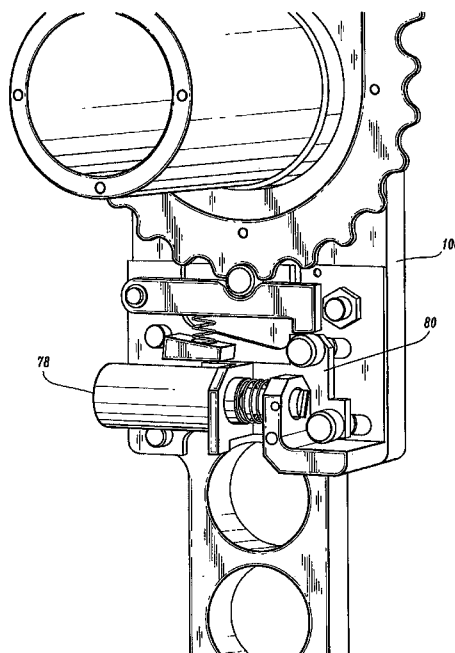
【 図 10 】



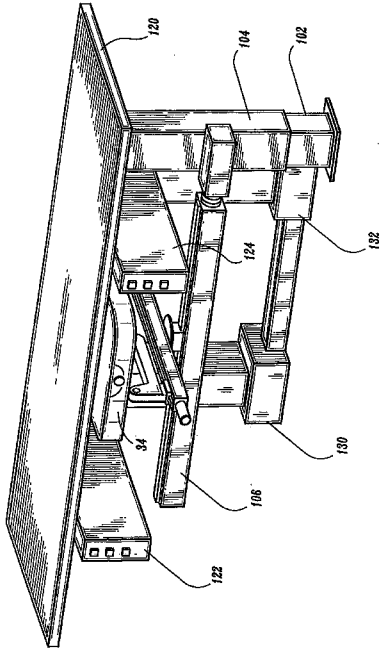
【 図 11 】



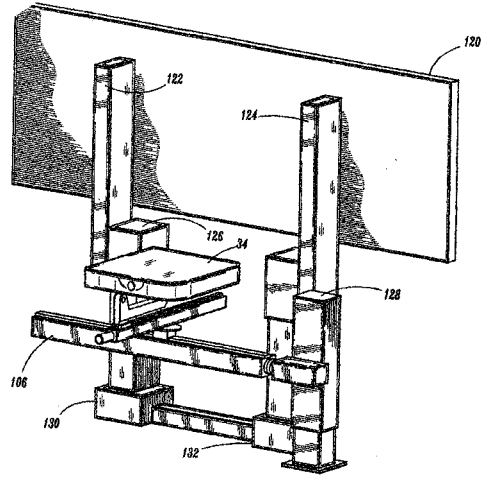
【 図 12 】



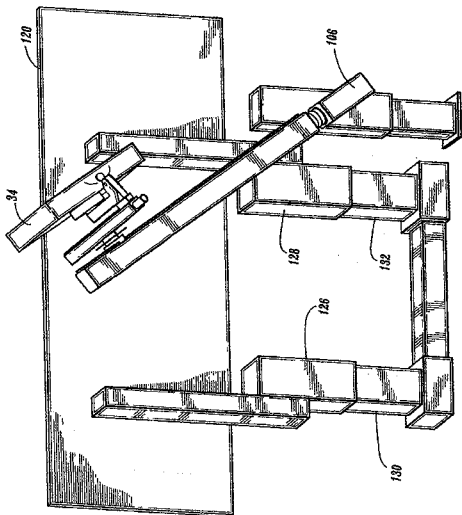
【 図 1 3 】



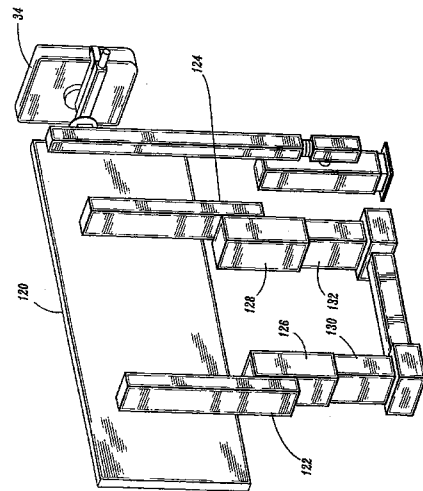
【 図 1 4 】



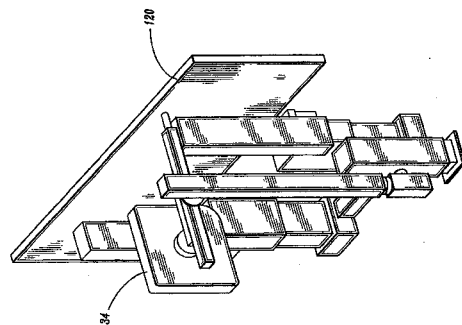
【 図 1 5 】



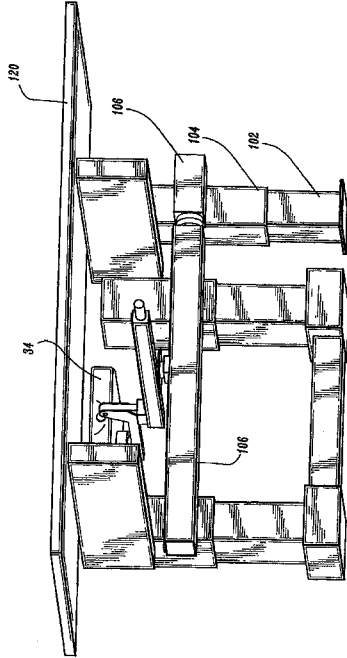
【 図 1 6 】



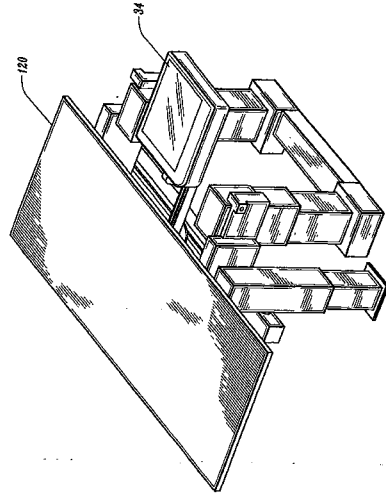
【 図 1 7 】



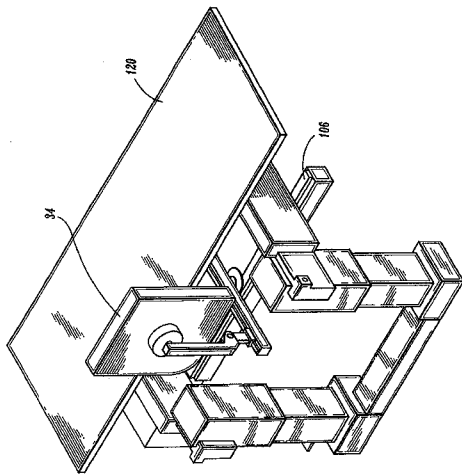
【 図 18 】



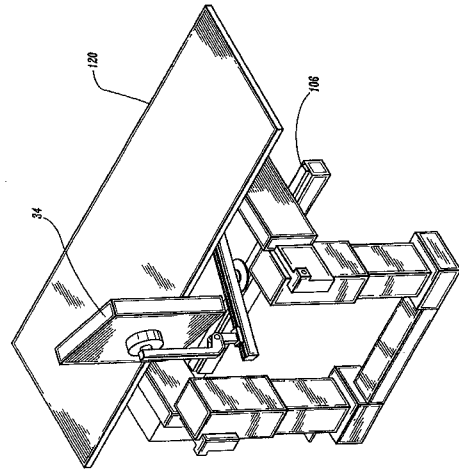
【 図 19 】



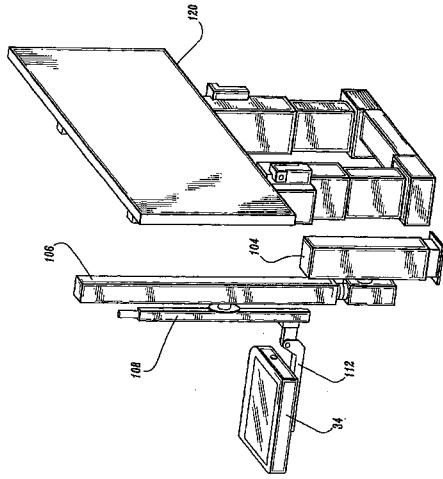
【 図 20 】



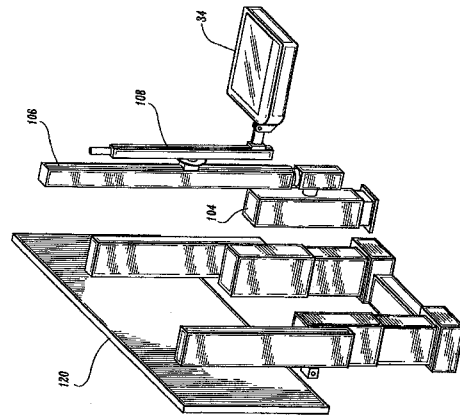
【 図 21 】



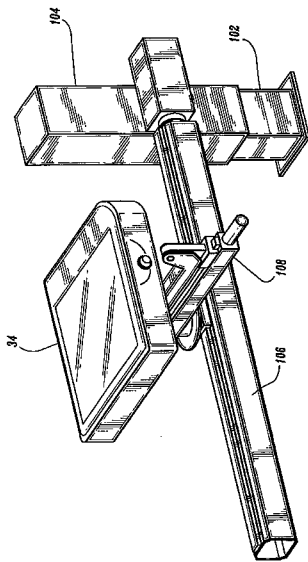
【 図 2 2 】



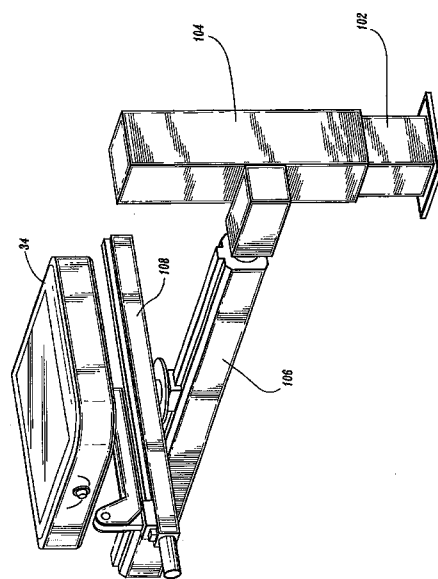
【 図 2 3 】



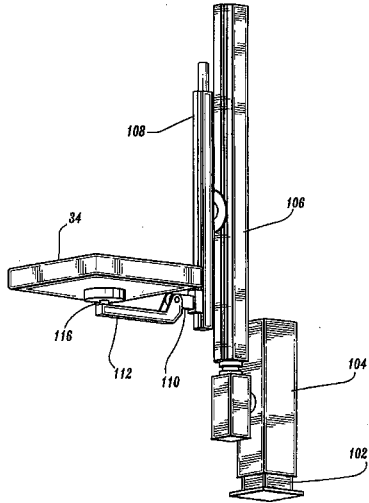
【 図 2 4 】



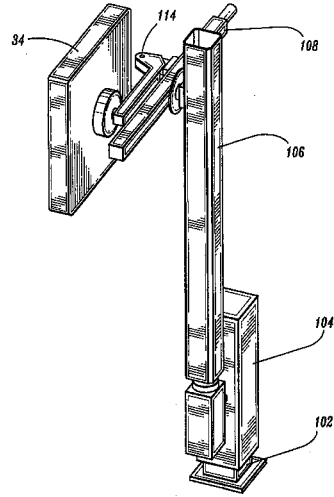
【 図 2 5 】



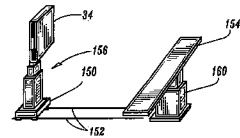
【図 26】



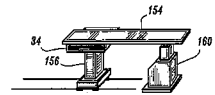
【図 27】



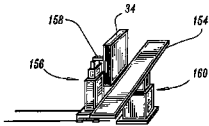
【図 28】



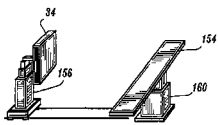
【図 29】



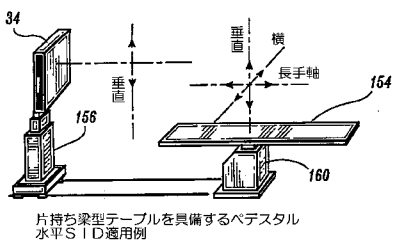
【図 30】



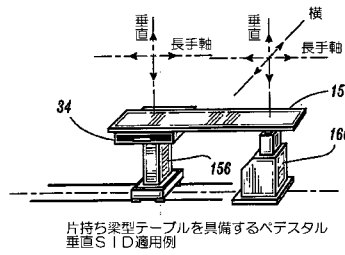
【図 31】



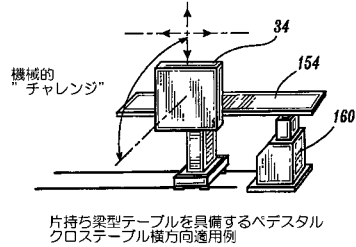
【図 32】



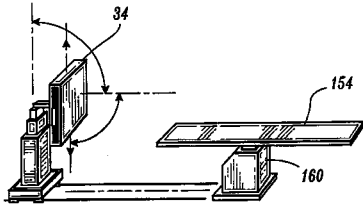
【図 33】



【図 34】

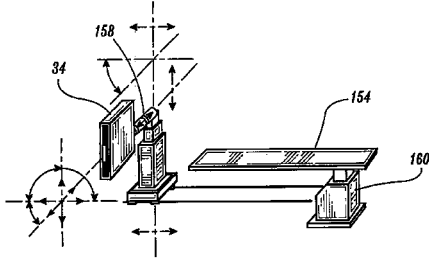


【図 35】



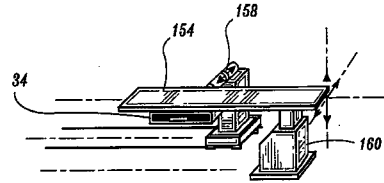
片持ち梁型テーブルを具備するペデスタル
水平SID車椅子適用例

【図 36】



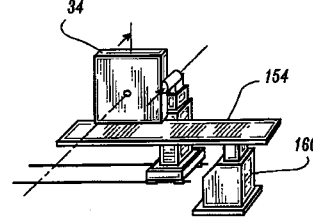
片持ち梁型テーブルを具備するペデスタル
胸部適用例

【図 37】



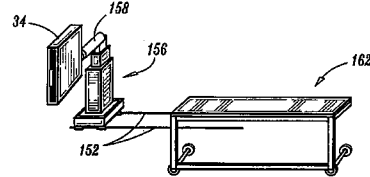
片持ち梁型テーブルを具備するペデスタル
テーブル内適用例

【図 38】



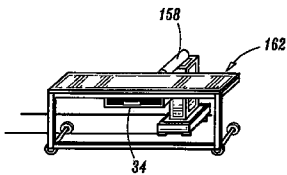
片持ち梁型テーブルを具備するペデスタル：
クロステーブル横方向適用例

【図 39】



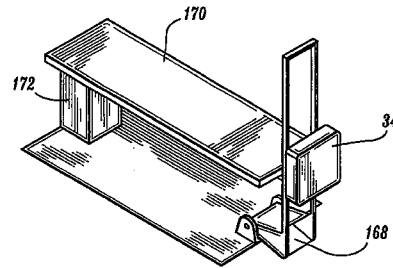
片持ち梁型可動テーブルを具備するペデスタル
胸部適用例

【図 40】

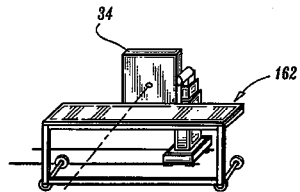


片持ち梁型可動テーブルを具備するペデスタル
テーブル内適用例

【図 43】

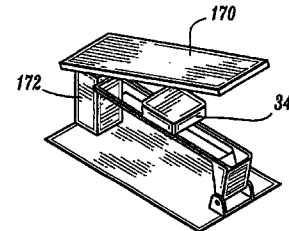


【図 41】

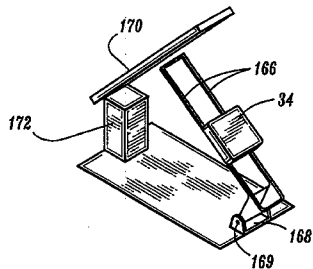


片持ち梁型可動テーブルを具備するペデスタル
クロステーブル横方向適用例

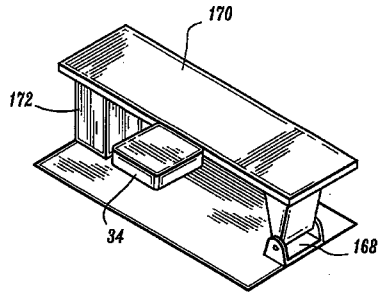
【図 44】



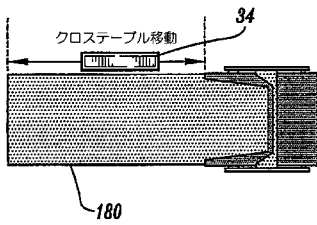
【図 42】



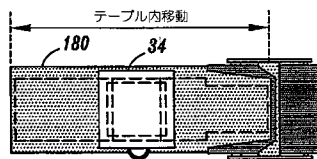
【 図 4 5 】



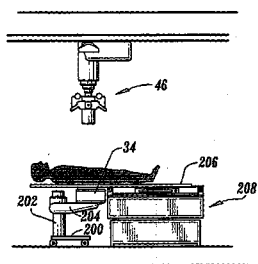
【 図 4 6 】



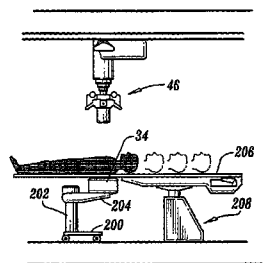
【 図 4 7 】



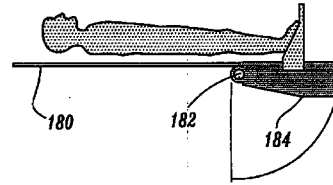
【 図 5 1 】



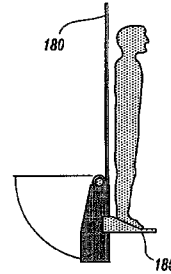
【 図 5 2 】



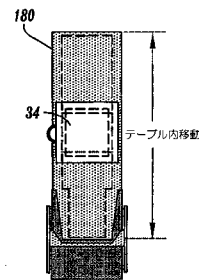
【 図 4 8 】



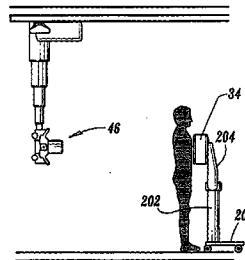
【 図 4 9 】



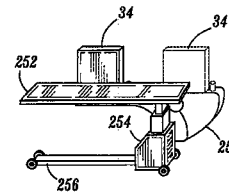
【 図 5 0 】



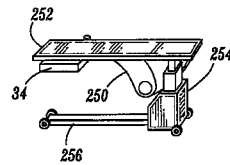
【 図 5 3 】



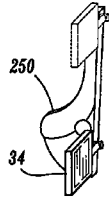
【 図 5 4 】



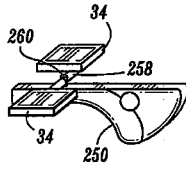
【 図 5 5 】



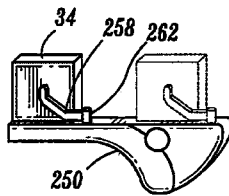
【図55a】



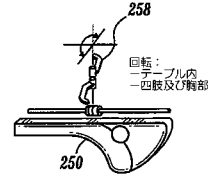
【図56】



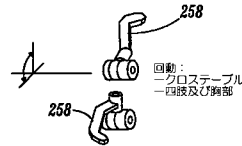
【図57】



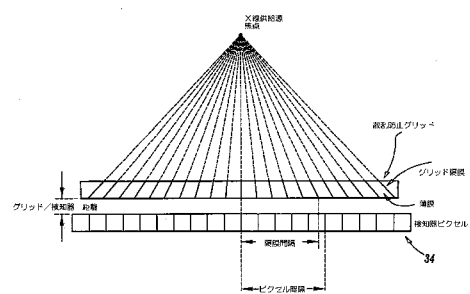
【図58】



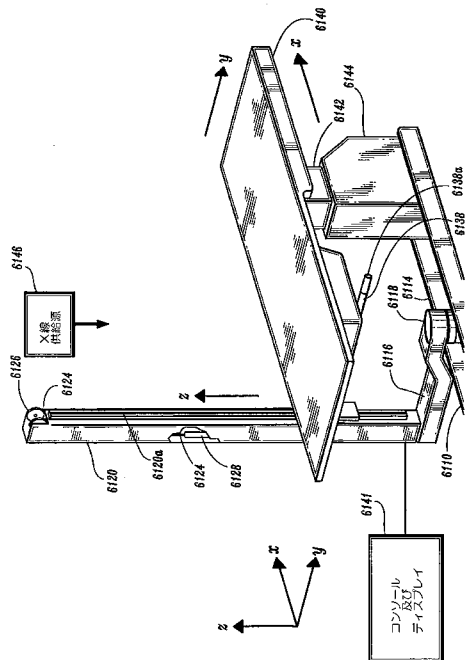
【図59】



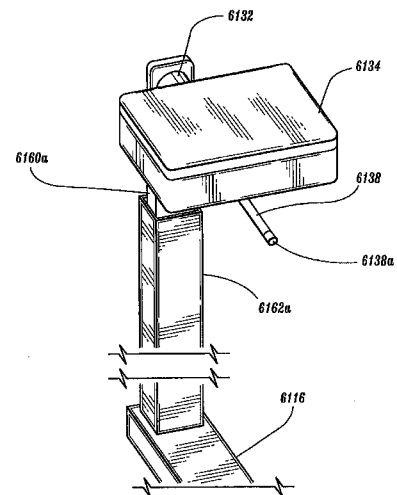
【図60】



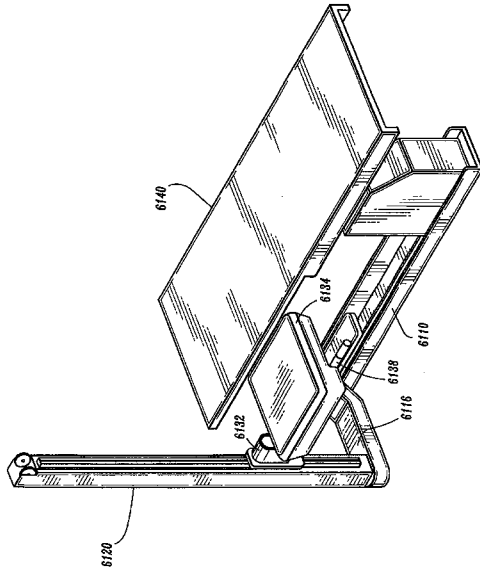
【図61】



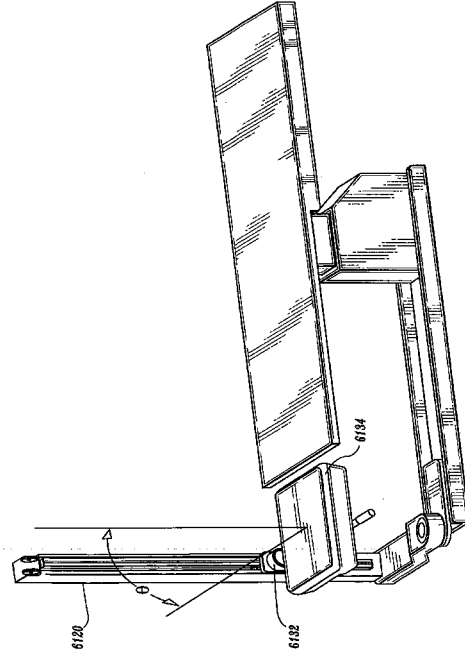
【図61a】



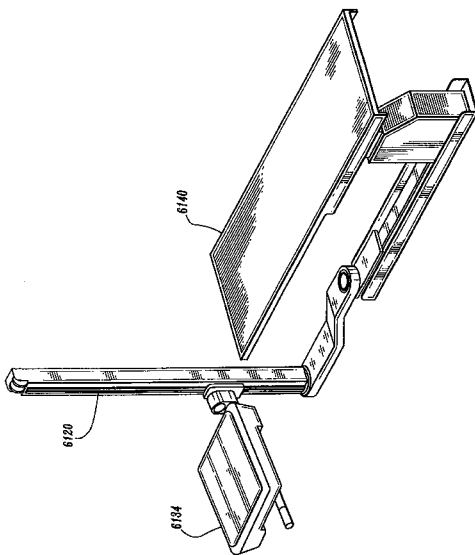
【 図 6 2 】



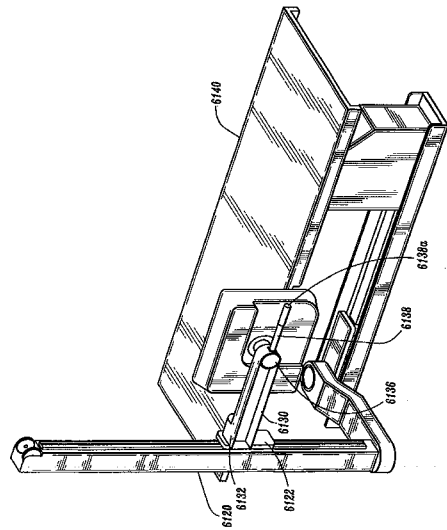
【 図 6 3 】



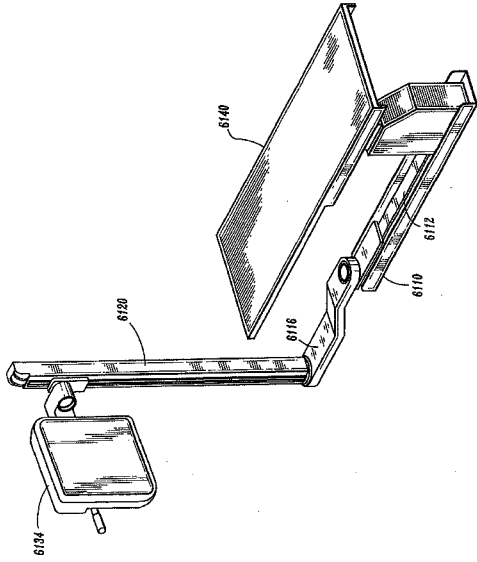
【 図 6 4 】



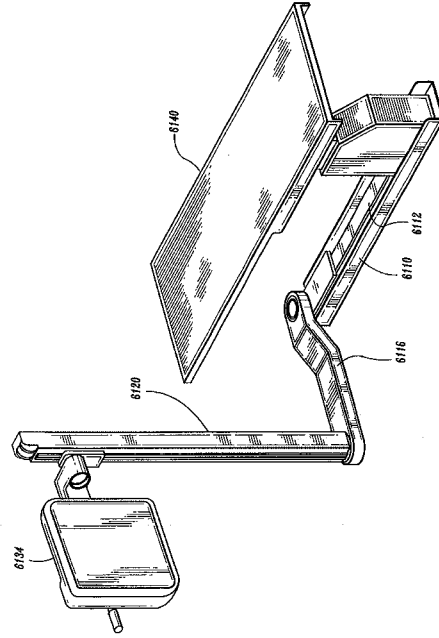
【 図 6 5 】



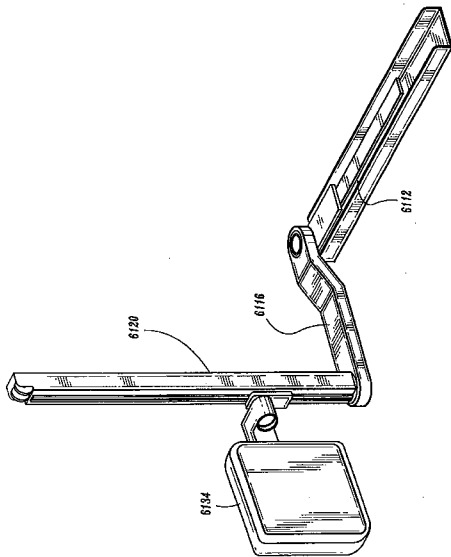
【 図 6 6 】



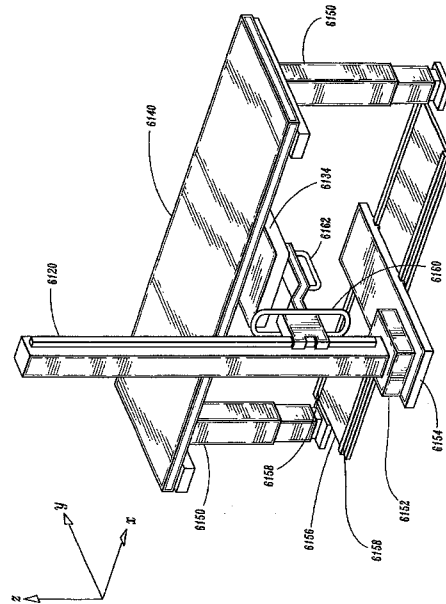
【 図 6 7 】



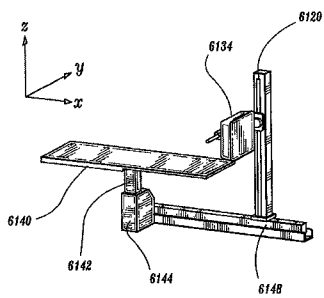
【 図 6 8 】



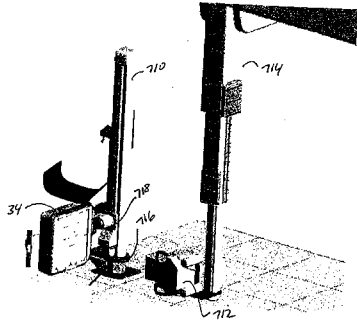
【 図 7 0 】



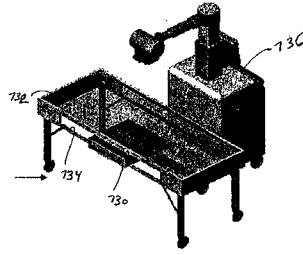
【 図 6 9 】



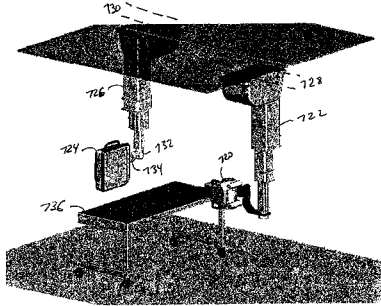
【 図 7 1 】



【 図 7 3 】



【 図 7 2 】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
13 March 2003 (13.03.2003)

PCT

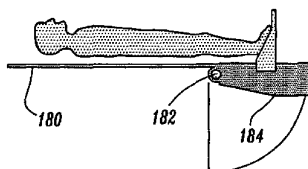
(10) International Publication Number
WO 03/021629 A1

- (51) International Patent Classification: H01J 31/50 (74) Agent: KAVRUKOV, Ivan, S.; Cooper & Dunham LLP, 1185 Avenue of the Americas, New York, NY 10036 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US02/27604 (81) Designated States (national): AI, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GI, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (22) International Filing Date: 28 August 2002 (28.08.2002) (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IB, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NI, SN, TD, TG).
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/941,250 28 August 2001 (28.08.2001) US (71) Applicant: HOLOGIC, INC. [US/US]; 35 Crushy Drive, Bedford, MA 01730-1401 (US).
- (72) Inventors: SMITH, Andrew, P.; 62 Sagamore Avenue, Medford, MA 02155 (US). STEIN, Jay, A.; 314 Dartmouth Street, Boston, MA 02116 (US). WILSON, Kevin, E.; 14 Walnut Street, #2, Waltham, MA 02453 (US). CABRAL, Richard, E.; 130 Endicott St., North, Unit #504, Lacombe, NH 03246 (US). ROSSI, Rene; 421 Redemptum Rock Trail, Sterling, MA 01564 (US). MILLER, James, D.; 21-C Owens Landing, Pteryville, MD 21903 (US).

Published:
with international search report

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: DIGITAL FLAT PANEL X-RAY RECEPTOR POSITIONING IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY



(57) Abstract: A digital, flat panel, two-dimensional x-ray detector (34) moves reliably, safely and conveniently to a variety of positions for different x-ray protocols for a standing, sitting or recumbent patient. The system makes it practical to use the same detector for a number of protocols that otherwise may require different equipment, and takes advantage of desirable characteristics of flat panel digital detectors while alleviating the effects of less desirable characteristics such as high cost, weight and fragility of such detectors.

WO 03/021629 A1

WO 03/021629

PCT/US02/27604

**DIGITAL FLAT PANEL X-RAY RECEPTOR
POSITIONING IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY**

Reference to Related Application

This application is a continuation-in-part of parent application Ser. No. 09/449,457 filed on November 25, 1999 (due to issue as U.S. Patent No. 6,282,264 on August 28, 2001), which in turn is a continuation-in-part of Ser. No. 09/413,266 filed on October 6, 1999 (abandoned). This application hereby incorporates by reference the entire disclosure of each of said parent applications.

Field

This patent specification is in the field of radiography and pertains more specifically to the field of x-ray equipment using a digital flat panel detector.

Background

Medical diagnostic x-ray equipment has long used x-ray film contained inside a lightproof cassette, with the cassette at one side of the patient and an x-ray source at the opposite side. During exposure, x-rays penetrate the desired body location and the x-ray film records the spatially varying x-ray exposure at the film. Over the years, medical experience has developed and optimized a variety of standard protocols for imaging various parts of the body, which require placing the film cassette in different positions relative to the patient. Chest x-rays, for example, are often performed with the patient standing, chest or back pressed against a vertical film cassette. Imaging of the bones in the hand might be done with the cassette placed horizontally on a surface, and the hand

WO 03/021629

PCT/US02/27604

placed on top of the cassette. In another procedure the patient might cradle the cassette under an arm. A collection of such standard protocols is described in Merrill's Atlas of Radiographic Positions and Radiologic Procedures, by Philip W. Ballinger, et. al., 9th edition, published by Mosby-Year Book, Incorporated, hereby incorporated by reference.

Advances in digital x-ray sensor technology have resulted in the development of arrays of sensors that generate electrical signals related to local x-ray exposure, eliminating film as the recording medium. An example is discussed in U.S. Patent 5,319,206, incorporated herein by reference, and a current version has been commercially available from the assignee of this patent specification. Such digital arrays are often called flat panel x-ray detectors, or simply flat panel detectors, and offer certain advantages relative to x-ray film. There is no need for film processing, as the image is created and comes from the cassette in electronic digital form, and can be transferred directly into a computer. The digital format of the x-ray data facilitates incorporating the image into a hospital's archiving system. The digital flat panel detectors or plates also offer improved dynamic range relative to x-ray film, and can thus overcome the exposure range limitations of x-ray film that can necessitate multiple images to be taken of the same anatomy. On the other hand, digital flat panel detectors currently have a higher capital cost than film cassettes, and are more fragile. They often incorporate lead shielding to protect radiation-sensitive electronics, and can be heavy. If they are connected to a computer with a cable, cable handling needs to be taken into consideration when moving the cassette and/or the patient. Alternatively, the cassette can be self-contained, as for example in U.S. Patent No. 5,661,309, in which case it includes a power supply and storage for the image information, increasing its weight and possibly size. Such detectors commonly are used in a system comprising a suitable anti-scatter or Bucky plate.

WO 03/021629

PCT/US02/27604

The high initial cost of the digital detector can hinder outfitting of an x-ray room with multiple detectors pre-mounted in a variety of positions, such as a vertically-mounted unit for chest and a horizontal unit under a bed. The fragility, weight, and initial cost of the units make them difficult to use in procedures where the patient cradles the detector. The unique characteristics of digital flat panel detectors can make conventional film cassette holders impractical for use with flat panel detectors.

A number of proposals have been made for x-ray systems using flat panel detectors. A C-arm arrangement has been offered under the name Traumex by Fisher Imaging Corporation of Denver, CO, with the participation of a subsidiary of the assignee hereof. Another C-arm arrangement is believed to be offered under the name ddRMulti-System by Swissray, and literature from Swissray has stated that a ddRCombi-System is scheduled for launch in early 2000 and would offer the same functionality as the ddRMulti-System but would use existing third party suspension equipment for the x-ray tube (an illustration therein appears to illustrate a detector arrangement mounted for vertical movement on a structure separate from a ceiling-mounted x-ray tube support. A vertically moving and rotating image intensifier appears to be illustrated in Fig. 3 of U.S. Patent No 4,741,014. U.S. Patent No. 5,764,724 and 6,155,713 propose other configurations.

A number of other proposals have been made for positioning x-ray film cassettes but the different physical characteristics and requirements of flat panel detectors systems do not allow for direct application of film cassette positioning proposals. For example, U.S. Patent No. 4,365,344 proposes a system for placing a film cassette in a variety of positions and orientations relative to a floor mounted x-ray source support. U.S. Patent No. 5,157,707 proposes moving a film cassette to

WO 03/021629

PCT/US02/27604

different positions relative to a ceiling mounted x-ray tube support to allow taking AP (anterior-posterior) and lateral chest images of a patient sitting on a bed. The figures of Swedish patent document (Utlaggningskrift [B]) 463237 (application 8900580-5) appear to show a similar proposal as well as a proposal to mount the x-ray cassette and the x-ray source on the same structure extending up from the floor. U.S. Patent 4,468,803 proposes clamping an articulated support for a film cassette on a patient table, and U.S. Patent No. 5,920,606 proposes a platform on which a patient can step and into which a film cassette can be inserted to image a weight-bearing foot.

With a view to the unique characteristics and requirements of digital flat panel detector systems, it is believed that a need exists to provide a safe, reliable, convenient and effective way to position such systems for a wide variety of imaging protocols, and this patent specification is directed to meeting such a need.

Summary

An exemplary and non-limiting embodiment comprises a digital, flat panel, two-dimensional x-ray detector system that is not mechanically coupled to x-ray source motion and can safely and conveniently move to any one of a wide variety of positions for standard or other x-ray protocols and can securely maintain the selected position to take x-ray images, thus making it possible to use a standard x-ray source in an x-ray room, such as a ceiling-mounted source, with a single digital flat panel detector for x-ray protocols that might otherwise require plural detectors.

One preferred embodiment, described by way of an example and not a limitation on the scope of the invention set forth in the appended claims, comprises a detector that is free of a mechanical connection with an x-ray source and includes a digital flat panel x-ray detector

WO 03/021629

PCT/US02/27604

arrangement and an anti-scatter grid. A floor-supported base supports an articulated structure that in turn supports and selectively moves the detector with at least five degrees of freedom to position it for any one of a variety of standard or other diagnostic x-ray protocols for standing, sitting, and recumbent patients. In a non-limiting example, the degrees of freedom include at least two translational and three rotational motions. For example, a first translational motion comprises moving a lower slide along the base, a first rotational motion comprises rotating about a vertical axis a lower arm having a near end mounted on the lower slide, a second rotational motion comprises rotating about another vertical axis a column mounted at a far end of the lower arm, a second translational motion comprises moving an upper slide up and down the column, and a third rotational motion comprises rotating about a horizontal axis an upper arm having a near end mounted on the upper slide and a far end coupled to the detector. In addition, the detector can be rotationally mounted on the far end of the upper arm to rotate about an axis transverse to its face, for a sixth degree of freedom. The detector can also be rocked, i.e. rotated about a vertical axis when vertically oriented, to provide angulation for cross-table oblique imaging, as is commonly done for the axiolateral projection of the hip. The more general case is that the detector can be rotated about an axis extending along or generally parallel to its viewing surface.

For certain x-ray protocols, it can be desirable to couple vertical motion of the detector to vertical motion of a patient table, and such provisions are included in the disclosed system. To make moving and positioning the detector easier, motion in at least some of the degrees of freedom is regulated with detents that bias the motion to preferred steps and can lock to prevent undesired motion. The motion in one or more degrees of freedom can be motorized. Further, the motion in some or all of the degrees of freedom can be computer-controlled. A collision avoidance system

WO 03/021629

PCT/US02/27604

can be provided to help prevent pinch-points and collisions for the motions in one or more of the degrees of freedom. Encoders coupled with moving parts can provide digital information regarding motion and position, and the information can be used by a programmed computer to control the motions in various ways. For example, the information can be used in pinch-point and collision avoidance and/or in computer-controlling motions that position the detector at selected positions and orientations.

The disclosed system can be used with a patient table on a pedestal that drives the table up and down and can move the table along its length and, additionally, can pivot the table about a horizontal and/or vertical axis to allow for a greater variety of x-ray protocols. The system can be used without a table, for example for x-ray protocols involving a standing patient or a patient on a bed or gurney or wheelchair. The detector can have a rectangular imaging area, in which case provisions can be made for rotating the detector between landscape and portrait orientations, and further provisions can be made for automatically detecting the orientation, such as by providing exposure sensors that also serve to provide orientation information. The detector can be made with a square imaging area, in which case it need not rotate between landscape and portrait orientation, but rotation can still be provided, for example to image a limb or some other structure along the diagonal of the imaging area, or alternatively to align the anti-scatter grid in a desired orientation. A variant of the disclosed system can be made for use with a step stool for imaging weight-bearing extremities, where the detector moves with at least two degrees of freedom between a horizontal orientation under a stool portion on which the patient stands and a vertical orientation alongside that portion of the stool. Another variant can be directed to x-ray protocols that do not involve the upper body of a standing patient.

WO 03/021629

PCT/US02/27604

Brief Description of the Drawings

Fig. 1 illustrates a digital flat panel detector in a vertical orientation, for example for a chest-x-ray of a standing patient, using a ceiling-mounted x-ray source.

Fig. 2 is a similar illustration, showing the detector at a lower position, for example for imaging the legs of a standing patient or for a chest x-ray of a patient on a wheelchair, a gurney or some other support.

Fig. 3 is a similar illustration, showing the detector in a horizontal orientation under a patient table.

Fig. 4 is a similar illustration, showing the detector in a horizontal orientation, next to the head or foot of the patient table and at the same level, for example for imaging a patient's extremity.

Fig. 5 is a similar illustration, showing the detector in a similar horizontal orientation but next to a side of the patient table, for example for imaging a patient's arm or hand.

Fig. 6 is a similar illustration, showing the detector also in a horizontal position but spaced from the table, for example to image the arm of a patient without using the patient table.

Fig. 7 is a similar illustration, showing the detector in a vertical orientation next to a side of the patient table and parallel thereto.

Fig. 8 is a similar illustration, showing the detector in a vertical orientation next to a side of the patient table but angled relative to table side.

Fig. 9 illustrates the detector as used in an x-ray room that has a ceiling-mounted x-ray source and further illustrates an operator's console processing the detector output and controlling the x-ray examination.

WO 03/021629

PCT/US02/27604

Fig. 10 illustrates another embodiment, suitable for x-ray examination of weight bearing feet or other anatomy.

Fig. 11 illustrates a locking detent used in positioning the detector, with the detent in a position during detector motion.

Fig. 12 illustrates the detent in a locked position.

Figs. 13-27 illustrate another embodiment.

Figs. 28-38 illustrate yet another embodiment.

Figs. 39-41 illustrate a further embodiment.

Figs. 42-49 illustrate another embodiment.

Figs. 46-50 illustrate yet another embodiment.

Figs. 51-53 illustrate a further embodiment.

Figs 54-59 illustrate another embodiment.

Fig. 60 illustrates a relationship between an anti-scatter grid and pixels of a flat panel digital x-ray detector.

Fig. 61 illustrates a system for positioning a digital flat panel detector and a patient table, with the detector under the table, for example for an AP chest x-ray of a supine patient.

Fig. 61a illustrates a modification of the system of Fig. 61.

Fig. 62 is a similar illustration, showing the detector in a horizontal position adjacent a side of the patient table for example for imaging an extremity.

Fig. 63 is a similar illustration, showing the detector in a horizontal position but adjacent one of the ends of the patient table, for example for imaging a patient's head or feet.

WO 03/021629

PCT/US02/27604

Fig. 64 is a similar illustration, showing the detector in a horizontal position, for example for imaging a patient in a wheelchair.

Fig. 65 is a similar illustration, showing the detector in a vertical position adjacent a side of the patient table, for example for cross-table lateral imaging.

Fig. 66 is a similar illustration, showing the detector in a vertical position, for example for a chest x-ray of a standing patient.

Fig. 67 is a similar illustration, showing the detector in a vertical position as in Fig. 66 but spaced further from the patient table.

Fig. 68 is a similar illustration, showing the detector in a vertical position close to the floor, for example for imaging a lower extremity of a standing or sitting patient.

Fig. 69 illustrates another embodiment of such system.

Fig. 70 illustrates the embodiments of Fig. 69, with the detector in another position.

Fig. 71 illustrates another embodiment that is particularly suitable for use without a permanent patient bed.

Fig. 72 illustrates another embodiment, in which an x-ray source and a support for a flat panel x-ray detectors are suspended from and can move along respective tracks mounted above, e.g., at a ceiling.

Fig. 73 illustrates another embodiment, in which a flat panel detector is mounted in a patient gurney and can be removed from mounting on other supports.

WO 03/021629

PCT/US02/27604

Detailed Description of Preferred Embodiments

Referring to Fig. 1, a main support 10 can be secured to the floor of an x-ray room (or to a movable platform, not shown), and has a track 12 on which a lower slide 14 rides for movement along an x-axis. Slide 14 supports the proximal or near end of a generally horizontal lower arm 16 through a bearing at 18 allowing rotation of arm 16 about an upwardly extending axis, e.g., a z-axis. The distal or far end of lower arm 16 in turn supports an upwardly extending, e.g., vertical, column 20, mounted for rotation about an upwardly extending, e.g., vertical, axis through a bearing at 17. Column 20 has a slot 20a along its length. An upper slide 22 engages slot 20a to ride along the length of column 20 and is supported by a cable or chain system 24 that reverse direction over pulleys 26 at the top and bottom of column 20 (only the top pulley is illustrated) and connect to counterweights 28 riding inside column 20. Upper slide 22 in turn supports an upper arm 30 through a bearing arrangement at 32 allowing rotation of upper arm 30 about a lateral, e.g., horizontal, axis extending along the length of upper arm 30. Preferably, the bearing arrangement is situated along the center of mass of the detector system, which offers a safety feature in case of an accidental brake or detent release that could turn the detector against the patient. Upper arm 30 supports an x-ray detector 34 containing a two-dimensional digital flat panel detector array, for example of the type discussed in the U.S. patents cited above, and typically also containing an anti-scatter grid and electronics for receiving control and other signals and sending out digital image and other information through cables (not shown) and/or in a different way. Detector 34 can be connected to upper arm 30 through a bearing arrangement at 36 (Fig. 7) to allow rotation of detector 34 about an axis normal to the x-ray receiving face of the flat panel detector. This can be desirable if the imaging area of detector 34 is rectangular, to allow using it in portrait or landscape

WO 03/021629

PCT/US02/27604

orientations, or if such rotation is desirable for other reasons, for example to align the detector diagonal with a patient's limb or other anatomy of interest. Alternatively, the bearing arrangement at 36 can be omitted. A handle 38 is attached to detector 34, for example when a bearing at 36 is used, or can be attached directly to upper arm 30 otherwise, and has a manual switches or other controls at 38a for control purposes, such as to lock and unlock various motions and/or to control motorized movements.

A patient table 40 is supported on a telescoping column 42 that moves table 40 up and down, e.g., along the z-axis, within a guide 44 that can be floor-mounted, or mounted on a movable support, and may or may not be secured to main support 10. Table 40 is made of a material that minimizes distortion of the spatial distribution of x-rays passing through it. If desired, table 40 can be made movable along the x-axis, in a manner similar to the bed in the QDR-4500 Acclaim system commercially available from the assignee of this patent specification, and/or can be made to tilt about one or more lateral axis, e.g., the x-axis and the y-axis, and/or rotate about an upwardly extending axis, e.g., the z-axis. A console and display unit 41 (Fig. 9) can be connected by cable or otherwise to detector 34 to supply power and control signals thereto and to receive digital image data therefrom (and possibly other information) for processing and display. The display at unit 41 can be, for example, on a CRT or a flat panel display screen used in the usual manner and image and other information can be suitably archived and/or printed as is known in the art. The usual image manipulation facilities can be provided at unit 41, for example for level and window controls of the displayed digital x-ray image, for image magnification, zoom, cropping, annotation, etc. The cabling can be run through upper arm 30, column 20, and lower arm 16 to avoid interference with motion of the articulated support structure between main support 10 and detector 34. Alternatively,

WO 03/021629

PCT/US02/27604

detector 34 can be powered and controlled in some other way, and image data can be extracted therefrom in some other way. For example, detector 34 can be a self-contained detector, with an internal power supply and with control switches on or in detector 34 to control its operation.

Detector 34 can further contain storage for the data of one or more x-ray images. Image data can be taken out of detector 34 by way of a wireless connection, or by temporarily plugging in a cable therein when it is time to read image data, or in some other way. Detector 34 can include one or more exposure sensors (not illustrated) such as ion chambers used as is known in the art to control x-ray exposure. By arranging five exposure sensors around detector 34 such that three would be along the top of the detector for a chest x-ray in either orientation of detector 34, and providing a microswitch or some other sensor (not shown) to detect the orientation of detector 34 and provide a signal directing the use of the three exposure sensors that are along the top of detector 34 at the time.

Detector 34 typically is used with a ceiling-suspended x-ray source 46 of the type commonly present in x-ray rooms. Such x-ray sources typically are suspended through telescoping arrangements that allow the source to be moved vertically and rotated about an axis so the x-ray beam, illustrated schematically at 46a, can be aligned with an x-ray receptor such as a film cassette and, in the case of using the system disclosed herein, a digital flat panel detector. A translational motion of source 46 may also be possible. Such x-ray sources typically have an optical arrangement beaming light that indicates where the collimated x-ray beam will strike when the x-ray tube is energized, and have appropriate controls for beam collimation and x-ray technique factors.

The first embodiment disclosed herein employs five degrees of freedom for motion of detector 34, and a sixth degree as well if desired to rotate detector 34 about an axis transverse to its plane. Detector 34 is free of mechanical connection to motions of x-ray source 46, so all motions of

WO 03/021629

PCT/US02/27604

detector 34 are independent of the position or motions of the x-ray source. Further, detector 34 is free of a mechanical connection with table 40, so all motions of detector 34 are independent of the positions or motions of the patient table. However, as explained below, provisions can be made to selectively couple up and down movements of detector 34 and table 40 for certain procedures, and provisions can be made for collision avoidance between the detector 34 and its support structure with table 40 and/or x-ray source 46.

A first degree of freedom for detector 34 relates to translational motion of slide 14 along main support 10. A second related to rotation of lower arm 16 about the bearing at 18. A third relates to rotation of column 20 about the bearing at 17. A fourth relates to up/down motion of upper slide 22 along column 20. A fifth relates to rotation of upper arm 30 about the bearing at 32. A sixth degree of freedom, if desired, relates to rotation of detector 34 about the bearing at 36 (Fig. 7).

Through a combination of translating lower slide 14 along base 10 and rotating lower arm 16 about the bearing at 18, detector 34 moves along and across the length of table 40 as desired. The height of detector 34 is adjusted by moving slide 22 up or down column 20. The orientation of detector 34 is adjusted through rotation about the bearing at 32 and, if provided for and desired, through rotation about the bearing at 36. Rotation of column 20 about the bearing at 17 further helps position and orient detector 34.

Patient table 40 and its supporting structure 42 and 44 need not be used at all for many x-ray protocols and can be omitted altogether from embodiments of the disclosed system in which detector 34 and its articulated support structure are otherwise the same as illustrated in Figs. 1-9, 11 and 12. As earlier noted, the embodiment illustrated in Fig. 10 does not use a patient table. Patient

WO 03/021629

PCT/US02/27604

table 40 can be mounted for rotation about column 42 through a suitable bearing arrangement (not illustrated), for example through an angle of 90° or more, if desired to move it out of the way for certain x-ray procedures, or because of the configuration of the x-ray room or for other reasons. In addition, or alternatively, table 40 can be mounted for pivoting about a y-axis, for example an axis at the top of column 42, and/or can be mounted for pivoting about an x-axis, for example at the top of column 42. The table 40 could also be mounted for pivoting about a vertical z-axis. The pivoting can be through any desired angle the mechanical arrangement permits. Of course, suitable arrangements for locking table 40 in position can be made.

In the position of detector 34 illustrated in Fig. 1, the x-ray protocol can be a chest x-ray of a standing patient. For this protocol, slide 14 moves to the left in the drawing, lower arm 16 rotates to point away from base 10, column 20 rotates to point upper arm normal to base 10 and lower arm 16, and upper arm 30 rotates to orient detector 34 vertically, facing x-ray source 46 that has been, or is, moved to a suitable position so that its optical arrangement shows proper alignment with detector 34. The vertical position of detector 34 is adjusted by sliding upper slide 22 along column 20. If detector 34 has portrait and landscape orientation, it is rotated to the desired orientation, and an x-ray exposure is taken after setting the x-ray technique factors and positioning a patient as in known in the art. In an embodiment employing manual movement, the operator pushes appropriate buttons 38a on handle 38 to release the articulated structure between detector 34 and base 10 for the appropriate movement, and pushes or releases appropriate buttons at the end of the movement to lock the structure in place for the x-ray procedure. A single button or other operator interface can be used to release all parts of the articulated structure for movement and to lock them for an x-ray procedure, or respective buttons of other interface devices can be used for individual movements of

WO 03/021629

PCT/US02/27604

combinations of less than all movements. If some or all of the movements are motorized, the operator uses suitable buttons or other controls to unlock the movements and direct the motorized motions and then lock the articulated structure in position.

If greater distance between detector 34 and table 40 is desired, lower arm 16 is rotated to be transverse to base 10, e.g., perpendicular to base 10, and column 20 is rotated to keep upper arm 30 pointing as shown in Fig. 1. In addition, table 40 can be moved all the way to the right in Fig. 1 along is permitted x-axis motion, and/or can be rotated or tilted as earlier described.

The position illustrated in Fig. 2 can be used for a protocol such as imaging the leg or legs of a standing patient, or imaging a patient on a wheelchair or a gurney. It is similar to the position Fig. 1 illustrates, and detector 34 can be moved thereto similarly, except to a lower vertical position. Again, if greater distance from the side of table 40 is desired, lower arm 16 can be angled transverse to the length of base 10. X-ray source 46 is not shown in Fig. 2 but is in a position to direct the x-ray beam at detector 34 through the patient.

Fig 3 illustrates a position suitable for example for a chest AP image of a recumbent patient, e.g., in the supine position on table 40. Table 40 can be lowered to make it easier for the patient to get on and then raised if desired. For this x-ray protocol, detector 34 is moved to a horizontal orientation below patient table 40 by moving the articulated support structure as earlier described. If desired, detector 34 and table 40 can be interlocked when in the illustrated positions, to thereafter move up or down as a unit. The interlock can be mechanical, by a clamp or pin (not shown) in case upper slide 30 is moved manually along column 20, so that detector 34 would be driven vertically by motorized vertical motion of table 40. If slide 30 is motorized, the vertical motion of slide 30 and table 40 can be synchronized through known electronic controls. Table 40 is moved all the way

WO 03/021629

PCT/US02/27604

to the left as seen in Fig. 3 in this example.

Fig. 4 illustrates a position in which detector 34 is also in a horizontal orientation and faces up, but is at the head or foot of table 40 and substantially coplanar therewith. X-ray protocols such as imaging a limb or the head of a patient recumbent on table 40 can be carried out in this position of detector 34 and table 40. Table 40 is moved to the right as seen in Fig. 4 in this example. X-ray source 46 is not shown in Fig. 4 but would be above detector 34.

Fig. 5 illustrates a position of detector 34 and table 40 suitable for x-ray protocols such as imaging an arm or a hand of a patient recumbent on table 40. For this protocol, detector 34 is moved to one side of table 40, in a horizontal orientation and facing up. Detector 34 can be coplanar with table 40 or can be vertically offset therefrom by a selected distance. The disclosed system allows detector 34 to be moved to either side of table 40 and to be at any one of a number of positions along a side of table 40 and to be spaced from table 40 both laterally and vertically by selected distances. X-ray source 46 is not shown in Fig. 5 but would be above detector 34.

Fig. 6 illustrates a position of detector 34 suitable for a protocol such as imaging an arm or a hand of patient who can be on a wheelchair, a gurney, or can be standing. The positioning in Fig. 6 is similar to that in Fig. 1 except that detector 34 is lower vertically and is oriented horizontally and facing up. X-ray source 46 again is not shown in Fig. 6 but would be above detector 34.

Fig. 7 illustrates a position of detector 34 suitable for x-ray protocols such as a cross-table lateral view of a patient recumbent or sitting on table 40. For this protocol, detector 34 is oriented vertically, facing a side of table 40. Typically, the lower edge of the image area of detector 34 is at or higher than table 40. X-ray source 46 in this case would be at the other side of table 40, with its x-ray beam directed horizontally at detector 34.

WO 03/021629

PCT/US02/27604

Fig. 8 illustrates detector 34 in a position similar to that in Fig. 7, also in a vertical orientation but angled relative to a side edge of table 40, through rotation of lower arm 16 and/or of column 20. X-ray source 46 would be across table 40 from detector 34, typically with the central ray of the x-ray beam normal to the imaging surface of detector 34.

Fig. 9 illustrates detector 34 in a position similar to that in Fig. 1 but shows more of the structure suspending x-ray source 46 from the ceiling, and illustrates a console 41 coupled electrically and electronically with detector 34 and, if desired, with x-ray source 46 and placed behind a known x-ray protection screen.

Figure 10 illustrates an embodiment that can use only two degrees of freedom for detector 34 and is suitable for x-ray protocols such as imaging patients' feet when weight-bearing. Column 50 in this embodiment is similar to the earlier-described column 20, except that column 50 need not be on a lower arm 16 but can be on a support 52 that can be floor-mounted or can be mounted on a movable platform. Column 50 is rotatably mounted on support 52 through a bearing at 54, to rotate about an upwardly extending axis such as its long axis. An arm 56 is mounted on a slide 58 that moves along column 50, for example through a chain-and-pulley arrangement 60 counter-weighted with a weight 62. Arm 56 is mounted on slide 58 through a bearing at 57 to rotate about a lateral, e.g., horizontal, axis. In use, a patient climbs on steps 64, holding onto a floor or wall mounted handrail 66 if desired, and stands on a low platform 68 that is essentially transparent to x-rays. Detector 34 can be positioned as illustrated, in a horizontal orientation under platform 68, facing up. X-ray source 46 would be above the patient's feet, with the x-ray beam directed down toward detector 34. By grasping a handle 69, an operator can pull detector 34 from under platform 68 by rotating column 50 through arm 56, and can then rotate arm 56 about bearing 57 to move detector

WO 03/021629

PCT/US02/27604

34 to a vertical orientation adjacent to and aligned or above platform 60 for an x-ray protocol calling for a lateral image of the patient's feet. An assembled unit comprising steps 64, platform 68 and a handrail 66 secured thereto can be on wheels 71 so that it can be moved as needed.

Figs. 11 and 12 illustrate a locking detent mechanism that can be used for one or more of the rotational motions described above. In a currently preferred embodiment, such a detent is used for the rotation of lower arm 16, column 20 and upper arm 30, and can be used for rotation of detector 34 about bearing 36 (Fig. 7). A similar detent can be used for the rotation of column 50 and arm 56 in the embodiment of Fig. 10. Taking as a representative example the rotation of lower arm 16 about lower slide 14, and referring to Figs. 11 and 12, a plate 100 is secured to, or is a part of the non-rotating element, in this example slide 14, and a cogwheel 70, or a segment of such a cogwheel is secured to the rotating part, in this example lower arm 16. Cogwheel 70 has a pattern of valleys 70a and teeth 70b. A cam wheel 72 is mounted for free rotation on a lever 74, which in turn is pivotally mounted on plate 100 at a pivot 76 and is biased toward cogwheel 70 by a spring 77 (Fig. 12). When lower arm 16 is urged into rotation with a force sufficient to overcome the bias of spring 77, as well as inertial and friction, camwheel 72 rides over the teeth of cogwheel 70 but when the force rotating lower arm 16 is below a threshold, the mechanism forces camwheel 72 into a valley 70a, so that the rotation of lower arm 16 stops at one of the several preferred positions, spaced approximately 15° apart in a currently preferred embodiment. When lower arm 16 is in a desired position, the detent mechanism is locked by releasing a solenoid 78 to allow its spring to force lever 80 to its position illustrated in Fig. 12, in which it comes under the right side of lever 74 to keep camwheel 72 in a valley and thus prevent rotation of lower arm 16. To allow rotation of arm 16, solenoid 78 must be energized to pull lever 80 to the position thereof illustrated in Fig. 11, which

WO 03/021629

PCT/US02/27604

can be done, for example, by operation of a control button 38a on handle 38 in the case of the embodiment of Figs. 1-9 or similar button 38'a on handle 38' in the embodiment of Fig. 10. While identical types of detents can be used for each rotational motion, a different arrangement of cogwheel teeth may be desired. For example, rotation about bearing 36 may require only two or three preferred positions C portrait, landscape and diagonal orientations C in which case the cogwheel may need only three valleys between teeth. Other rotations may require a different angular range, in which case the segment of cogwheel 70 that is used may have a different inclusion angle.

Alternatively, electronic, electromechanical and/or mechanical brakes and clutches can be used to immobilize and release the connections between parts that can move relative to each other. Using such brakes and clutches can allow the operator to move detector 34 to the desired position manually with ease, and can securely fix detector 34 in a position for exposure. For example, the operator can trip switch 38a to engage such clutch or clutches and/or brake or brakes to thereby allow motion, and can trip the switch to disengage such clutch(es) and/or brake(s) to thereby prevent motion. Such a clutch and/or brake arrangement can be used for one or more of the motions described above. Separate such arrangements can be used for different ones of the motions.

Instead of manually moving detector 34 to the desired position as described above, respective electric or other motors can be used to drive some or all of the motions discussed above, under operator control. Alternatively, some or all of the motions can be automated, so that the operator can select one of several preset motion sequences, or can select vertical, horizontal and angular positions for detector 34, and computer controls can provide the necessary motor control commands. Particularly when movements are power-driven rather than manual, proximity and/or

WO 03/021629

PCT/US02/27604

impact sensors can be used at the moving parts as a safety measure, generating stop-motion signals when a moving part gets too close to, or impacts with, an object or a patient.

Detector 34 can contain a flat panel detector that converts x-rays directly into electrical signals representing the x-ray image, using a detection layer containing selenium, silicon or lead oxide. Alternatively, detector 34 can contain a flat panel detector that uses a scintillating material layer on which the x-rays impinge to generate a light pattern and an array of devices responsive to the light pattern to generate electrical signals representing the x-ray image.

The disclosed system can be used for tomosynthesis motion, where the x-ray source and the detector move relative to each other and the patient, or at least one of the source and detector moves, either in a continuous motion or in a step-and-shoot manner. The image information acquired at each step (or each time increment) can be read out and the detector reset for an image at the next step (or time increment). An alternative method of performing tomosynthesis can be used where the source and detector motions relative to the patient occur as described above, but only one image is generated from the entire motion sequence, representing a composite image acquired over all the positions.

The disclosed system provides for a number of motions to accommodate a wide variety of imaging protocols: the x-ray detector image plane rotates between vertical and horizontal and can be locked at intermediate angles as well; the detector moves horizontally along the length of the patient table as well as across the length of the patient table so that it can be positioned at either side of the table; the detector moves vertically, the detector can move between portrait and landscape orientations for non-square detector arrays and/or for desired orientation of the array grid even for square arrays; and the detector can combine some or all of these motions in order to get to any

WO 03/021629

PCT/US02/27604

desired position and orientation.

Safety can be enhanced by moving the detector by hand, so the operator can observe all motion and ensure safety. Sensors can be provided for collision detection when any motion is motorized. When any motion is motorized, easy-stall motors can be used to enhance safety. In addition, when any motion is motorized, encoders can be provided to keep track of the positions of moving components, and the encoder outputs can be used for software tracking and collision avoidance control. When motions are motorized, preset motor controls can be stored in a computer and used to drive the detector motion for specified imaging protocols or detector positions so that the detector can automatically move to a preset position for a given imaging protocol. Undesirable motion can be avoided or reduced by using clutch controls, hand brakes, counter-balancing, and/or detents that help identify and maintain a desired detector position and orientation and help prevent grid oscillation and focusing grid misalignment.

Figs. 13 through 27 illustrate another embodiment. The articulated structure supporting detector 34 in this embodiment comprises a main support 102 (Figs. 26 and 27) that typically is floor-mounted but can be mounted on a moving platform or on some other support such as a wall. A telescoping sleeve 104 rides up and down on support 102. A column 106 is pivotally mounted on sleeve 104 to pivot about a horizontal axis, and an arm 108 is pivotally mounted on column 106 to ride along its length and to pivot about a horizontal axis. A support 110 extends from arm 108 and another arm 112 is pivotally secured to support 110 at a pivot axis 114 (Fig. 27). Detector 34 is secured to the other end of arm 112, to pivot about an axis 116 normal to the detector's imaging surface. Suitable brakes, clutches, locks, detents and/or counterweights are provided to facilitate positioning detector 34 for a multiplicity of x-ray protocols, either by moving some or all of the

WO 03/021629

PCT/US02/27604

articulated structure by hand or by motorizing some or all of the motions. Some of the positions of detector 34 are illustrated in Figs. 13-27 but it should be apparent that many more positions are possible with this articulated support arrangement. A patient table 120 (Figs. 13-15) is mounted on two cross-members 122, 124 supported on respective sleeves 126, 128 that can telescope up and down on respective main supports 130, 132. In this manner, table 120 can move up and down (see difference between Figs 14 and 15) and can tilt, e.g. to move out of the way for a chest x-ray of a standing patient (see difference between Figs. 13 and 14). This embodiment can thus be used with or without the patient table and its supports, for a multiplicity of x-ray protocols for standing, sitting or recumbent patients.

Yet another embodiment is illustrated in Figs. 28-37. In this embodiment, the articulated structure supporting detector 34 comprises a main support 150 mounted on rails 152 for motion along the rails toward and away from patient table 154. A vertically telescoping column, generally illustrated at 156, moves up and down an arm 158 having one end mounted thereon for rotation about the vertical central axis of column 156. Detector 34 is mounted at the other end of arm 158 to rotate at least about an axis parallel to its imaging surface, so that detector 34 can rotate between horizontal and vertical orientations (compare Figs. 28 and 29). Preferably, detector 34 is mounted on arm 158 for rotation about an additional axis as well, normal to the imaging surface, for changing between portrait and landscape orientations or for other purposes. In this embodiment, patient table 154 is mounted on a telescoping support generally illustrated at 160. Table 154 moves up and down by the telescoping motion of column 160 (compare Figs. 32 and 33), and rotates about a vertical axis (compare Figs. 28 and 29). In addition, arm 158 can be made to telescope (Figs. 36-38) to further facilitate the positioning of detector 34 for different x-ray protocols for standing, sitting and

WO 03/021629

PCT/US02/27604

recumbent patients. Only some of these positions are illustrated in Figs. 28-38, for use with an independently mounted x-ray source.

As illustrated in Figs. 39-41, the articulated support for detector 34 can be used for x-ray protocols that do not call for a patient table such as table 154. In Figs. 39-41, a gurney 162 supports the patients and is wheeled to the support for detector 34 that can be on rails 152. Detector 34 in this embodiment can be positioned as illustrated in Figs. 39-42 or in other positions, some of which are illustrated in connection with Figs. 28-38, for a multiplicity of standard x-ray protocols.

Yet another embodiment is illustrated in Figs. 42-45. In this embodiment, detector 34 is mounted for motion along and across rails 166 that are mounted on a support 168 and pivot about a horizontal axis at 169, between a horizontal and vertical orientations of detector 34 (compare Figs. 42 and 43). Patient table 170 is mounted on a support to pivot about an axis parallel to axis 169, at least between the positions illustrated in Figs. 42 and 43. Detector 34 can slide across the length of rails 166, between the positions illustrated in Figs. 44 and 45, on another set of rails (not shown). In this manner, detector 34 can be used for a variety of protocols, including but not limited to x-rays of a standing patient or a patient on a wheelchair (Fig. 43), a patient recumbent on table 170 (with detector 34 under the table), and for a body part extending to the side of table 170 (Fig. 45).

Another embodiment for positioning detector 34 relative to a patient bed is illustrated in Figs. 46-50. In this embodiment, detector 34 is secured to a patient platform 180 mounted at 182 for pivoting about a horizontal axis at least between the positions of Figs. 48 and 49. A counterweight 184 facilitates the pivoting motion. Detector 34 is secured to platform 180 through rails (not shown) extending along the length of the platform, and rails (not shown) extending across the length of the platform, for sliding motion along each set of rails. In this manner, detector 34 can

WO 03/021629

PCT/US02/27604

slide along the length of platform, under the platform so a patient recumbent on the platform can be x-rayed with an independently supported x-ray source, such as ceiling-supported source. In addition, detector 34 can slide across the length of platform 180 so it clears the platform (in top plan view) and in that position can pivot about an axis at its edge closer to the platform to assume a vertical orientation, e.g. as illustrated in Fig. 46. In the upright position of patient platform 180, the patient can stand on a support 185 that can be made to move up and down the upright platform 180, for example by motorizing the motion. While detector 34 is not illustrated in Figs. 48 and 49, it should be apparent that it is at the side of platform opposite the patient.

Detector 34 can be on a rolling articulated support structure, as illustrated in Figs. 51-53. In this embodiment, a wheeled platform 200 supports a vertical column 202 that in turn supports an arm 204 movable up and down column 202 (compare Figs. 51 and 52) and pivoting about a horizontal axis (compare Figs. 52 and 53). The rolling structure can be used with a patient bed 208 that can move up and down on its telescoping support 208 (compare Figs. 51 and 52) and along its length (see different positions of bed 206 illustrated in Fig. 52). The detector support structure can be used without a patient bed, for example for a chest x-ray of a standing patient, as illustrated in Fig. 53, or for a number of other x-ray protocols. A standard x-ray source 46 can be used.

In yet another embodiment, illustrated in Figs. 54-59, detector 34 can be supported on structure generally indicated at 250 that in turn is supported for sliding motion along the length of a patient table 252 (compare Figs. 54 and 55) and for rotation about a horizontal axis transverse to the length of table 252 (compare Figs. 54 and 55a). Table 252 is in turn mounted on a vertically telescoping pedestal 254 that is on a rolling platform 256. As seen in Fig. 56, detector 34 is mounted on an arm 258 articulated at 260 for rotation about an axis normal to the imaging surface

WO 03/021629

PCT/US02/27604

of detector 34 to allow the detector to move between the two illustrated positions, one under patient table 252 and one to the side of the patient table. In addition, as seen in Fig. 57, arm 258 can rotate about an axis parallel to one of its sides, to a vertical orientation, and can slide along the length of support 250 to position detector at different points along the length of patient table 252. Figs. 58 and 59 illustrate the mounting of arm 258 for rotation about the two axis of interest. In addition, detector 34 can be mounted on arm 250 for rotation between portrait and landscape orientations.

The system as described can be enhanced in a variety of other ways to improve functionality and to take advantage of the flexibility of the digital image generation.

When using x-ray film, the sharpest images typically occur when the patient is positioned as close as practical to the film. This protocol also avoids object magnification and the film has a 1:1 image and so geometric distances can be easily measured. In a digital image, there is no requirement that the image be 1:1 to the object. Display monitors come in a variety of sizes. In a digital image, the pixel size in the object plane can be calculated, and distances on the image can be thus calibrated. In addition, the optimum object-imaging detector distance (OID) for a digital detector is different than that for film. For film, the OID that maximizes object sharpness in the object plane is 0, i.e. the object plane is as close to the film as practical. In a digital detector, the optimum distance can be where the combined effective system resolution, in the object plane, due to the focal spot blur and the pixel size is a minima. This occurs for non-zero OID, and in a flat panel system with a pixel size of 139 microns and a x-ray tube focal spot size of 0.5 mm, the optimum OID is roughly 7 cm.

The calibration of the pixel size in the object plane depends on the magnification factor, which is a function of both the source-imaging detector distance (SID) and the OID. Once the

WO 03/021629

PCT/US02/27604

magnification factor is determined, the effective pixel size is known, and the magnification factor [$M = \text{SID}/(\text{SID}-\text{OID})$] and/or pixel size can be inserted into the patient record, for example in the appropriate fields in the DICOM header. The display workstation software can use or display the information to establish a metric for the pixel size. Alternatively, the image could be remapped into one where the pixel size had a magnification factor of 1; this is useful in situations where the image is printed on hardcopy and manual measuring means are used. The determination of the magnification factor requires knowing the SID and the OID. One method is to measure the SID and OID. In one embodiment of this, encoders or sensors (not illustrated) can determine the SID and OID. In another embodiment, the SID and OID can be inferred from the acquisition protocol, for example in a standing chest image, the SID might be known to be 72 inches. In yet another embodiment, image processing of the acquired image might allow the determination of the magnification factor, such as through the measurement of a known fiducial phantom in the field of view, or through direct analysis of the acquired image.

The acquisition parameters such as x-ray tube voltage kVp and power mAs and knowledge of the SID and/or OID can be used to estimate the patient entrance dose. In a preferred embodiment of the system, this dose information is inserted into the patient record or DICOM header.

The fact that in a digital flat plate system the optimum OID is non-zero implies that means to keep the object being imaged at the optimum OID is a useful addition to a digital radiographic system. One embodiment of this would be a radiolucent frame (not shown in the drawings) that prevents the patient from being imaged closer than some predetermined distance.

Because the detector 34 can be positioned vertically independently of the patient bed's vertical position, a situation where the detector is positioned under the bed allows the possibility

WO 03/021629

PCT/US02/27604

that the detector might erroneously be a considerable distance under the bed. This could happen if the bed were raised without raising the detector through a corresponding vertical distance. Thus, a system to prevent or alert the operator to this improper situation would be useful. In one embodiment of this, an encoder or sensor (not shown) determines the distance from the detector to the bed. This distance determination can be used to automatically move the detector into the desired distance from the bed, or alert the operator of the improper position so as to avoid unnecessary exposure, or prevent exposure through an interlock until the detector is properly positioned. In another embodiment, the detector mechanically locks into the bed frame, so it would move vertically along with the patient bed.

As described in one preferred embodiment, the detector can be rotated from portrait to landscape orientation, especially useful for non-square panels, or rotated by 45° or some other angle to align the diagonal of the panel to a long object being imaged. In situations where the detector can be rotated, it is useful for the control system to know the orientation of the panel. This allows the determination of up and down, left and right on the image. One method of determining the detector orientation is through the use of encoders or sensors (not shown in the figures) that measure the detector orientation, and transmit this information into the control system. Once determined, this information can be used in a variety of ways. The orientation information can be inserted in the patient record or DICOM header file on the coordinate system of the acquired image. This information could be printed on the image itself. This information can also be used to control the automatic collimation of the x-ray source, to minimize radiation exposure to the patient areas not imaged on the detector. This information can additionally be used to reorient the image into a standard display format. For example, if an image of a hand was acquired with the bones of the

WO 03/021629

PCT/US02/27604

fingers aligned horizontally, but the radiologists preferred seeing hand images with fingers aligned vertically, the software can determine from the detector orientation that the image needed to be rotated by 90° before storage or display.

In a variant of the above that does not require the measurement of the detector orientation, the image can be computer-analyzed and the orientation of the imaged body part determined through image processing means. The image can then be rotated before storage or display to present the body part in a standard orientation.

The determination of the orientation of the detector relative to the x-ray source is useful for other reasons. X-ray sources have an emission pattern that is non-uniform. In particular, the so-called heel effect causes the energy and flux to vary depending upon the relative angle of the detector to the anode. In film-screen imaging, the anode is positioned relative to the body so as to minimize this effect- the high-output side of the x-ray tube is positioned over the thicker body parts, if possible, so as to produce a more uniform illumination on the film. In a digital image, the heel effect can be corrected. In one embodiment of this, the orientation of the detector relative to the x-ray source is used to correct the acquired image for the non-uniformity due to the heel effect. The heel effect non-uniformity can be calculated, measured in previous calibration procedures, or estimated from the image using image-processing means.

The use of an anti-scatter grid is another reason to measure the orientation of the detector and anti-scatter grid relative to the x-ray source. Anti-scatter grids are often made of thin strips (laminae) of radio-opaque material, such as lead separated by more-or-less radiolucent spacer materials. These grids often shadow the detector with a non-uniform absorption of the incident radiation, causing image non-uniformity. This non-uniformity often has a geometrical orientation to

WO 03/021629

PCT/US02/27604

it, and may be more pronounced along a given axis. The intensity of the non-uniformity is also dependent upon the SID. In a preferred embodiment of the system, the image can be corrected to undo the effect of the modulation non-uniformity. In one embodiment of the correction method, the system uses sensors to determine the orientation of the grid relative to the detector. This information is used, along with a model of the grid behavior, to estimate the effect of the grid on the acquired image and to eliminate it. Sensors or other means of measuring the SID are used to change the intensity of the non-uniformity correction. If the grid can be removed from the system, microswitches or other sensor means can be used to disable the grid cutoff correction if the anti-scatter grid is not present, and enable it when the grid is present.

Another embodiment of the anti-scatter grid correction method involves separate previously-performed calibrations of the anti-scatter grid's effect on image non-uniformity. These calibrations can involve imaging the detector with the anti-scatter grid in various orientations and at different SID and storing these calibration tables for use in the correction algorithm. Depending on the presence and orientation of the anti-scatter grid to the detector, and the orientation and distance of the x-ray source to the detector and grid assembly, the appropriate calibration table can be accessed and used to correct the image.

In another embodiment of the invention, sensor means determine not only the presence and orientation of the anti-scatter grid, but also determine the type of grid installed. This is useful for installations where different types of anti-scatter grids are employed. The image correction methods can correct for the characteristics of the specific grid employed.

The sensor signal indicating the presence or absence of the anti-scatter grid can also be used to alert the user, or prevent x-ray exposure, in situations where the protocol specifies the use or

WO 03/021629

PCT/US02/27604

absence of a grid, and the system determines that the actual grid status is in conflict with the desired grid status.

Still another embodiment of the anti-scatter grid correction method involves an image processing means. Computer analysis of the image can be used to extract out the slowly-varying non-uniformity caused by the anti-scatter grid and to correct for it. The heel effect can be analyzed and corrected similarly.

The anti-scatter grid and the detector do not have to maintain a specified orientation relative to each other. There are situations where the grid would be preferentially rotated 90° or other angle relative to the detector, to allow independent alignment of the grid and detector. The system as described in this patent specification can allow this possibility. Sensors, encoders, or switches can be used to measure these parameters, and the system can utilize this information for control and correction means.

Under certain imaging protocols, the detector and x-ray source are tilted relative to each other, so that the central axis of the x-ray source is not normal to the surface of the detector. If the anti-scatter grid's laminae are not properly oriented with respect to the x-ray source, well-known imaging artifacts and severe grid cutoffs can occur in the acquired image. This can render the image unusable, and the patient is exposed to radiation for no positive purpose. The above described sensors and measuring means to determine the presence or absence of the anti-scatter grid, and the grid's orientation relative to the x-ray source can be used by the control system to determine if the detector is improperly oriented. In this case, the x-ray exposure can be prevented using interlock means, or a warning can be presented to the operator.

In another preferred embodiment, the x-ray source can be moved into the correct orientation

WO 03/021629

PCT/US02/27604

and SID relative to the detector, depending upon the protocol chosen by the operator. The detector is moved by hand to the desired location. The position and orientation of the detector are determined by sensor or encoder means, and then with motors and encoder means the x-ray source is moved to the corresponding correct location relative to the detector. In another embodiment, both the x-ray source and the detector move automatically under motor control to the correct positions for the procedure, which was previously selected by the operator. Sufficient collision avoidance and collision detection mechanisms provide safety for personnel and for equipment.

The position and orientation of the x-ray source and detector can be determined through any of a number of well-known encoder and sensor technologies. One specific sensor embodiment that is particularly attractive can use wireless RF or electromagnetic tracking and digitizing systems, such as currently manufactured by Polhemus Corporation or Ascension Technology Corporation. These systems measure the position and orientation of sensors with 6 degrees of freedom.

Anti-scatter grids are often employed in radiographic imaging to reduce the image-degrading character of scattered radiation on the image. Stationary anti-scatter grids can cause well-known moiré pattern artifacts that are especially troublesome in a digital detector. Several embodiments of the system disclosed in this patent specification provide for the reduction or correction of moiré patterns. One embodiment employs a mechanical means to reciprocate or move the grid relative to the detector, during the exposure, to blur out the moiré pattern. This requires synchronizing the grid motion to the exposure signal. Reciprocating grid assemblies can be expensive, and can cause unwanted vibration, so methods of reducing the moiré pattern without grid motion are especially attractive. One embodiment for stationary grids employs image processing means to remove the periodic pattern caused by the beating of the spatial frequency of the scatter grid with the spatial

WO 03/021629

PCT/US02/27604

frequency of the pixel size repetition. This algorithm can utilize the grid sensors previously described to determine the type of grid employed, and its orientation relative to the detector.

Other embodiments reduce the moiré pattern through selective design of the anti-scatter grid. It is known, for example, that moiré patterns do not occur or are suppressed in a system where the detector pixel pitch has a period exactly 1:1 (or an integral multiple thereof) to the period of the anti-scatter grid pitch. One difficulty with such a design is that it requires the manufacture of a grid with extremely precise dimensions, otherwise a pattern will likely still occur. Anti-scatter grids are composed of alternating laminae and spacers, and different batches of spacers or laminae, for example, might have slightly different dimensions. If an anti-scatter grid is manufactured with a period P slightly smaller than the detector pixel pitch D ($D = P + \epsilon$, where ϵ is small compared to P), then the reduction of moiré pattern will occur when this grid is mounted a small distance above the detector front surface, the optimal distance depending upon the relative dimensions of the pixel periodicity and the grid periodicity. This moiré pattern reduction would also work for grids and detector periods having relationship $D = NP + \epsilon$, with N an integer. In another preferred embodiment, the detector housing can allow the mechanical mounting of the grid a small, but adjustable, distance above the plate. See Fig. 60 for a schematic illustrating this. During system calibration, the optimum distance is determined, and the mounting mechanism adjusted via shims or other means to position the grid the correct distance from the plate. Such a system can have a greater insensitivity to manufacturing tolerances of the grid and detector pixels.

Fig. 60 illustrates a focusing anti-scatter grid. In these grids, the pitch of the septa is different on the detector face relative to the object face. For these grids the relevant grid pitch that determines the moiré pattern is the pitch of the grid septa facing the detector.

WO 03/021629

PCT/US02/27604

Other system embodiments are desired or useful in a digital system. One preferred embodiment includes the capability of the system to perform a low-dose preview image prior to the final full-radiation image. In this procedure, the patient is positioned as desired, and a low-dose scout shot is performed. The resultant image is displayed, and is analyzed by the operator for proper positioning of the patient, detector, and x-ray tube. If the alignment is adequate, a second full-exposure image is acquired.

In some procedures the patient can cradle the image receptor, as with film. An example of this is a standing chest AP image, where the patient would desirably cradle his arms around the detector. Often the patient will also support his weight partially with the detector. To facilitate this, a preferred embodiment of the system will include handles on the detector housing, for patient gripping. If there are controls on the detector housing that could be touched by a patient, it is desirable to be able to disable these controls to prevent accidental engagement by the patient. For standing chest imaging where the patient is supporting his weight partly on the detector, sufficient braking resistance can be provided to prevent accidental detector motion. Imaging protocols on the bed can also benefit from patient handholds. An example would be images taken where the patient is standing on the bed. In some of the proposed embodiments, there is a vertical column that supports the detector, and patient handholds on this column can be useful for the above mentioned patient support reasons. Another use of the vertical column can be as a support stand for a display screen, useful for operator control use.

Another important design criteria for the system is to protect the detector from accidental entry of body fluids, blood, and other liquids that might be spilled. The entry of these liquids into sensitive electronics might be harmful to the system, and can present a cleaning challenge. In one

WO 03/021629

PCT/US02/27604

preferred embodiment, the detector housing is designed for easy cleaning, such as with a flat front surface. The seam for the opening of the detector housing could be in the rear of the housing, away from the front surface. The flat front surface is easily cleaned, and the rearward mounted seam would be less likely to introduce liquid entry into the detector. The seam could be sealed with an o-ring to further discourage liquids. Simple draping of the detector housing in plastic might not be desirable, as it might interfere with cooling fans needed for the electronics. Practical designs for the detector housing should account for the heat generated by the electronics associated with the flat panel detector. Analog-digital converters, amplifiers, and other components often have undesirable temperature coefficients, and therefore the flat panel is optimally maintained at a given temperature. Thus, in a preferred embodiment, the detector housing can have means to maintain a stable temperature, or at least prevent the temperature from exceeding certain limits.

Other advantages of the digital flat panel arise from the digital nature of the image. In one preferred embodiment, the controlling computer system automatically keeps a log of system and operator performance. The system measures and stores a history of each exposure and its associated parameters, such as: exposure time, x-ray tube current and kV, source-detector and source-patient distances. The system also keeps a record of image retakes and the type of imaging protocol used. This database can be used to evaluate system and operator performance. In another embodiment, the system performs automatic quality control and calibration. For safety reasons, x-ray tube outputs need to be verified routinely by in-hospital physicists. This can prevent dangerous irradiation of patients by faulty equipment. A film system offers useful warning on x-ray malfunction, because the operator will notice that the film exposures are not optimal. A digital system has a greater dynamic range, and will tolerate a larger variation in x-ray output before a

WO 03/021629

PCT/US02/27604

problem is noticed by image degradation. Therefore, a useful check of system performance is an algorithm that determines if the recorded image is in concert with the expected image based on tube voltage and currents. This analysis can be performed on images taken in a special quality control procedure, or on the routine patient images. Feedback to the user is provided when the system indicates a possible problem. Another preferred embodiment for quality control is a system that employs automated procedures that verify that the stored calibration files, such as pixel gain and offset, and bad pixel maps, are correct. This can include the system making exposures and testing the uniformity of a flood field. These calibrations can proceed essentially without user intervention, and can be performed on a routine basis automatically. In another preferred embodiment, the system can be controlled and accessed remotely, such as through a modem or network link, so that system debugging and maintenance can be offered by a service organization and provide faster service response without requiring a field service visit. In this system, the remote user would be able to access and analyze image and calibration files, and control the system to perform automatic tests.

In the system, the operator will control the exposure time and voltage, and determine the correct SID for the procedure, by selecting the desired protocol from a list containing the most commonly performed protocols. There are literally hundreds of possible protocols, and a convenient method of quickly accessing the desired one is useful. In a preferred embodiment, the set of acquisition protocols can be organized in a hierarchical folder arrangement. The hierarchy is most conveniently organized by body parts, with each lower level containing a list of more and more specific body regions. For example, the protocol AP Oblique of the Toes, is accessed through a folder selection like the following:

WO 03/021629

PCT/US02/27604

1. Lower limbs
2. Feet
3. Toes
4. AP Oblique.

Information on the acquisition protocol can also be automatically inserted into the patient record or DICOM header of the image file.

Currently, digital images have a greater dynamic range than that of the display device, and the image typically is processed before display to optimize its performance. The image contains areas of greatly varying x-ray exposure, from areas with little exposure directly under an attenuating body area to areas exposed to the direct x-ray beam with very large exposure. Preferably, the system will determine the location of the area of interest, and will adjust and map the image into one that optimizes the display of that area. In one preferred embodiment, the operator will indicate on the image the approximate region of the desired area for analysis, and the display will then be optimized to the exposure in that region. This system can take the form of a mouse-controlled cursor, which is used to click on or outline or otherwise define the area. In another preferred embodiment, the computer can use the knowledge of the protocol being employed and perform image analysis to locate the body part of interest and optimize the display of said part. For example, in an AP chest image, the display might optimize the display of the lungs, spine, or other organ depending on the image protocol. Preferably, information on the mapping transformation is stored or else both the original image and the remapped image are stored, so that the image can be reverted to the original or remapped with different parameters if so desired by the operator.

Yet another preferred embodiment refers to a convenient method for the operator to access

WO 03/021629

PCT/US02/27604

the patient images that have been performed. Commonly, just a text listing of the studies is displayed on a computer screen, and the operator must read through the list to choose the desired images for display or transfer or storage. In this preferred system, a thumbnail image of the study is displayed next to the textual information. This provides a visual cue to the operator, facilitating the selection of the correct files.

Referring to Fig. 61, a main support 6110 can be secured to the floor of a radiology room (or to a movable platform, not shown), and has a track 6112 (see Fig. 66) on which a horizontal slide 6114 rides for movement along an x-axis. Slide 6114 supports a generally horizontal lower arm 6116 through a bearing 6118 allowing rotation of arm 6116 about a z-axis. The distal end of arm 6116 in turn supports a column 6120 extending along the z-axis and having a vertical slot 6120a. A vertical slide 6122 (see Fig. 65) engages slot 6120a for vertical movement along the height of column 6120 and is supported by cables 6124 that reverse direction over pulleys 6126 and connect to counterweights 6128 riding vertically inside column 6120. Vertical slide 6122 in turn supports an upper arm 6130 through a bearing arrangement 6132 allowing rotation of upper arm 6130 about a horizontal axis extending along the length of arm 6130. Upper arm 6130 supports a cassette 6134 containing a flat panel detector of the type discussed in the U.S. patents cited above. Cassette 6134 can be connected to upper arm 6130 through a bearing arrangement 6136 to allow rotation of cassette 6134 about an axis normal to the x-ray receiving face of the flat panel detector. This can be desirable if the panel inside cassette 6134 is rectangular, to allow using it in portrait or landscape orientations, or if such rotation is desirable for other reasons. Alternatively, bearing arrangement 6136 can be omitted. A handle 6138 is attached to cassette 6134, when bearing 6136 is used, or can be attached directly to arm 6130 otherwise, and has a manual switch 6138a at its distal end that

WO 03/021629

PCT/US02/27604

locks cassette 6134 in position or unlocks it to allow repositioning, or comprises several switches or other controls used for other purposes, such as to control motorized movements.

A patient table 6140 is supported on a telescoping column 6142 that moves table 6140 up and down, along the z-axis, within a guide 6144 secured to main support 6110. Table 6140 is made of a material that minimizes distortion of the spatial distribution of x-rays passing through it. If desired, table 6140 can be made movable along the x-axis, in a manner similar to the bed in the QDR-4500 Acclaim system commercially available from the assignee of this patent specification, and/or can be made to tilt about one or both of the x-axis and the y-axis. A console and display unit schematically illustrated at 6141 can be connected by cable to cassette 6134 to supply power and control signals thereto and to receive digital image data therefrom (and possibly other information) for processing and display. The display at unit 6141 can be, for example, on a CRT or a flat panel display screen used in the usual manner. The usual image manipulation facilities can be provided at unit 6141, for example for level and window controls of the displayed digital x-ray image, for image magnification, etc. The cabling can be run through column 6120 and through bearing arrangement 6118 and lower arm 6116 to reduce interference with motion of slide 6114 along track 6112, rotation of arm 6116 about bearing 6118, and vertical motion of cassette 6134 along column 6120. Alternatively, cassette 6134 can be powered and controlled in some other way, and image data can be extracted therefrom in some other way. For example, cassette 6134 can be a self-contained cassette, with an internal power supply and with control switches on or in cassette 6134 can control its operation. Cassette 6134 can further contain storage for the data of one or more x-ray images. Image data can be taken out of cassette 6134 by way of a wireless connection, or by temporarily plugging in a cable therein when it is time to read image data.

WO 03/021629

PCT/US02/27604

For a chest AP image of a supine patient, table 6140 can be lowered to make it easier for the patient to get on. Of course, cassette 6134 that has to be in a position that allows table 6140 to be lowered. Otherwise, the operator trips switch 6138a to release cassette 6134, and moves it to the appropriate position manually, using handle 6138 to slide vertical slide 6122 up or down along column 6120. Alternatively, or in addition, the operator rotates lower arm 6116 about bearing 6118, for example to the position shown in Fig. 62 or Fig. 63. With the patient in the supine position, head at the left end of table 6140 as seen in Fig. 61, the operator can leave table 6140 at that position, or can move it up to a higher position. Table 6140 can be moved up or down by driving telescoping column 6142 with a motorized drive similar to that used in said QDR-4500 unit. Alternatively, another table elevating mechanism can be used. The operator then moves cassette 6134 to a position such as shown in Fig. 61, under table 6140, vertically aligned with the patient's chest. For that purpose, the operator trips switch 6138a to release cassette 6134, and manually moves cassette 6134 up or down column 6120 to the desired height, and can manually rotate lower arm 6116 about bearing 6118 and slide horizontal slide 6114 along track 6112. An x-ray source schematically illustrated at 6146 can be separate from the bed and detector system, and is aligned with and faces cassette 6134, and is energized in the usual way to produce the appropriate x-ray exposure at detector 6134. Source 6146 can be connected with console and display unit 6141 in the usual way, through cable or a wireless connection, to allow controlling x-ray source 6146 from unit 6141. Unit 6141 and x-ray source 6146 are not shown in the remaining figures, but it should be understood that they can be present there as well and are in the usual way for an x-ray exposure.

Fig. 61a illustrates a modification to implement a system that is otherwise the same or at least similar to the embodiment of Fig. 61 except for slide 6122 is secured to a telescoping column

WO 03/021629

PCT/US02/27604

6162a moving up and down in a guide 6160a instead of sliding along a column 6120 as in Fig. 61. In Fig. 61a, telescoping column 6162a carries slide 6122, and with it cassette 6134, up and down. This up and down movement can be done by hand or can be motorized, and can use counterweights or some other arrangement to make hand actuation easier, and can use clutches, brakes, etc. as for other movements discussed herein. In all other respect, the system of Fig. 61a is the same or at least similar to that of Fig. 61, although only a part of the system is illustrated in Fig. 61a.

For imaging an arm or a hand, for example, cassette 6134 is positioned as illustrated in Fig. 62, by rotating lower arm 6116 about bearing 6118, moving cassette 6134 up or down along column 6120 and, if desired, sliding horizontal slide 6114 along track 6112 as earlier described. At the desired height of cassette 6134, and of table 6140 with the patient thereon, x-ray source 6146 is aligned and energized in the usual way for x-ray exposure.

For imaging the head or lower extremities of a patient, table 6140 and cassette 6134 can be positioned as illustrated in Fig. 63, moving one or both to the desired position using the motions described above, with the patient's head or, for example, foot, resting on cassette 6134. If desired, the operator can rotate cassette 6134 about an axis parallel to handle 6138 to incline cassette 6134, for example through an angle relative to the vertical, as illustrated in Fig. 63. X-ray source 6146 is aligned and energized the usual way.

Fig. 64 illustrates cassette 6134 moved to a position away from patient table 6140, suitable for use with a patient in a wheelchair, for example. Cassette 6134 is positioned relative to the patient using some or all of the motions earlier described, and an x-ray exposure is taken.

In Fig. 65, cassette 6134 is oriented vertically, by releasing it through manual operation of switch 6138a and rotating about bearing 6132, in addition to some or all of the cassette and/or table

WO 03/021629

PCT/US02/27604

motions earlier described. An x-ray source 6146 (not shown in this figure) faces cassette 6134 from across patient table 6140 and is aligned and energized in the usual manner for an exposure.

Fig. 66 illustrates cassette 6134 in a vertical orientation, for example for an AP chest image of a standing patient. The operator moves cassette 6134 to the illustrated position using some or all of the motions earlier described to align cassette 6134 with the patient's chest. An x-ray source (not shown in this figure) that faces cassette 6134 from across the patient is aligned and energized in the usual way for an exposure.

Fig. 67 illustrates another position of cassette 6134 that can also be used for imaging the chest of a standing patient. It differs only in that, while in Fig. 66 lower arm 6116 extends along the same x-axis as track 6112, in Fig. 67 arm 6116 is normal to track 6112.

Fig. 68 illustrates cassette 6134 in a position suitable, for example, for imaging a lower extremity of a standing patient. Using some or all of the motions earlier described, the operator moves cassette 6134 to the illustrated position, aligned with the patient part to be imaged, and the suitably aligned x-ray source (not shown in this figure) is energized for an exposure. Patient table 6140 is not shown in Fig. 68. It may, but need not, be present in all of the embodiments disclosed herein. For example, if there is no need to support a patient on a patient table, then table 6140 and its telescoping support 6142 and guide 6144 can be omitted, or can be offered only as an option to the arrangement shown in Fig. 68.

Fig. 69 illustrates an alternative arrangement that differs from Fig. 61 in that a telescoping, horizontally extending rail 6148 secured to main support 6110 moves column 6120 along the x-axis, instead of using a horizontal slide 6114 riding on a track 6112 as in Fig. 61. Column 6120 can be moved in the y-direction using a sliding arrangement to permit it to move along the x-axis relative

WO 03/021629

PCT/US02/27604

to rail 6148. Alternatively, rail 6148 can be pivotally mounted on support 6144 to allow it to pivot about the z-axis and thus move column 6120 in a direction transverse to the x-axis. Unit 6141 and x-ray source 6146 are not shown in Fig. 69 but can be present.

Fig. 70 illustrates yet another embodiment differing from Fig. 61 in that table 6140 is supported on two columns 6150 that could be telescoping for movement along the z-axis, and column 6120 is supported on a bracket 6152 that is in turn supported on a plate 6154. A main support 6156 has tracks 6158 supporting plate 6154 for movement along the x-axis. Bracket 6152 can be pivotally mounted, for rotation of column 6120 about a vertical axis, and can be mounted on tracks on plate 6154, for motion of column 6120 along the y-axis. Handles 6160, 6162 can be provided on or at cassette 6134 to help in manually positioning the cassette.

Using the motions previously described, the operator can position cassette 6134 in the embodiments of Figs. 69 and 70 in a similar variety of positions, for similar x-ray imaging procedures. While an x-ray source and a unit 6141 are not shown in Figs. 69 and 70, it should be understood that they can be present and can be used as earlier described.

In each embodiment, electronic, electromechanical and/or mechanical brakes and clutches can be used to immobilize and release the connections between parts that can move relative to each other. Using such brakes and clutches can allow the operator to move cassette 6134 to the desired position manually with ease, and can securely fix cassette 6134 in a position for exposure. For example, the operator can trip switch 6138a to engage such clutch or clutches and/or brake or brakes to thereby allow motion, and can trip the switch to disengage such clutch(es) and/or brake(s) to thereby prevent motion. Such a clutch and/or brake arrangement can be used for one or more of the motions described above. Separate such arrangements can be used for different ones of the motions.

WO 03/021629

PCT/US02/27604

To facilitate the selection of a position for cassette 6134, various detents and indicators can be provided. For example, in the embodiment of Figs. 61-68 a detent can be provided at bearing arrangement 6118 to releasably lock arm 6116 at each 90° position along the x-axis and y-axis (and/or at different angular positions). A similar detent can be provided at bearing 6132 for each 15° of a movement (or a different angular increment) of cassette 6134 over a 180° rotation.

Instead of manually moving cassette 6134 to the desired position as described above, respective electric or other motors can be used to drive some or all of the motions discussed above, under operator control. Alternatively, some or all of the motions can be automated, so that the operator can select one of several preset motion sequences, or can select vertical, horizontal and angular positions for cassette 6134, and computer controls can provide the necessary motor control commands. Particularly when movements are power-driven rather than manual, proximity and/or impact sensors can be used at the moving parts as a safety measure, generating stop-motion signals when a moving part gets too close to, or impacts with, an object or a patient.

Cassette 6134 can contain a flat panel detector that converts x-rays directly into electrical signals representing the x-ray image, using a detection layer containing selenium, silicon or lead oxide. Alternatively, cassette 6134 can contain a flat panel detector that uses a scintillating material layer on which the x-rays impinge to generate a light pattern and an array of devices responsive to the light pattern to generate electrical signals representing the x-ray image.

The disclosed system can be used for tomosynthesis motion, where the x-ray source and the cassette move relative to each other and the patient, or at least one of the source and cassette moves, either in a continuous motion or in a step-and-shoot manner. The image information acquired at each step (or each time increment) can be read out and the detector reset for an image at the next

WO 03/021629

PCT/US02/27604

step (or time increment).

The disclosed system provides for a number of motions to accommodate a wide variety of imaging protocols: the x-ray detector image plane rotates between vertical and horizontal and can be locked at intermediate angles as well; the cassette moves horizontally along the length of the patient table as well as across the length of the patient table so that it can be positioned at either side of the table; the cassette moves vertically, the cassette can move between portrait and landscape orientations for non-square detector arrays and/or for desired orientation of the array grid even for square arrays; and the cassette can combine some or all of these motions in order to get to any desired position and orientation.

Safety can be enhanced by moving the cassette by hand, so the operator can observe all motion and ensure safety. Sensors can be provided for collision detection when any motion is motorized. When any motion is motorized, easy-stall motors can be used to enhance safety. In addition, when any motion is motorized, encoders can be provided to keep track of the positions of moving components, and the encoder outputs can be used for software tracking and collision avoidance control. When motions are motorized, preset motor controls can be stored in a computer and used to drive the cassette motion for specified imaging protocols or cassette positions so that the cassette can automatically move to a preset position for a given imaging protocol. Undesirable motion can be avoided or reduced by using clutch controls, hand brakes, counter-balancing, and/or detents that help identify and maintain a desired cassette position and orientation and help prevent grid oscillation and focusing grid misalignment.

Fig. 71 illustrates another embodiment that is particularly suitable for use without a permanent patient bed, although one could be used. A flat panel x-ray image receptor 34 that

WO 03/021629

PCT/US02/27604

incorporates a Bucky assembly is mounted to an upright column 710 such that it can rotate between portrait and landscape orientations, tilt between vertical and horizontal orientations of its imaging front surface, translate up and down column 710, and rotate together with column 710 about the long column axis. Column 710 can be bolted to the floor of the x-ray room, as illustrated, or can be on a movable support (not shown). An x-ray source 712 is supported by a telescoping column 714 mounted on a ceiling track, to move with several degrees of freedom as is conventional in hospital x-ray rooms, so that the x-ray beam therefrom can be directed to the receptor 34 at any desired position thereof. Alternatively, the x-ray source can be otherwise supported such as, without limitation, on the floor or on a movable cart.

Column 710 can rotate about its long axis on a bearing 716, and receptor 34 follows that rotation. In addition, receptor 34 can move up and down column 710 in a manner similar to that described in earlier embodiments. Also as described in earlier embodiments, receptor 34 can rotate about a horizontal axis on a bearing 718, and can rotate about an axis transverse to a centrally located relative to its x-ray detecting face about a pivot point not seen in Fig. 71. Other mechanisms described in connection with receptor 34 in earlier embodiments such as, without limitation, motorized motions, motion encoders, detents, etc., can be used in embodiment of Fig. 71 as well.

Fig. 72 illustrates an embodiment where an x-ray source 720 is suspended from ceiling tracks (not shown) on a telescoping column 722 as common in x-ray rooms, and flat panel x-ray receptor 724 is also suspended from its own ceiling tracks on a similar telescoping column 726. Alternatively, columns 722 and 726 can be supported on tracks that are in turn supported on some structures that are wall or floor supported. The tracks along which telescoping columns 722 and 726 preferably are independent of each other so that the x-ray source and receptor can move along

WO 03/021629

PCT/US02/27604

respective independent paths. For example, column 722 can move along a ceiling track 728 while column 726 moves along a ceiling track 730 that is independent and separate from track 728. Column 726 can telescope to adjust the vertical position of receptor 726. A support for receptor 724 can pivot about a vertical axis on a bearing 732 and about a horizontal axis on a bearing 734. In addition, as in earlier embodiments, receptor 724 can pivot about a central axis transverse to its imaging face, and its motions can be associated with some or all of the improvements earlier discussed. No permanent patient bed is required for this embodiment. The patient can be on a gurney 736 or can be on a wheelchair or can stand or otherwise be positioned for imaging.

Fig. 73 illustrated an embodiment in which a flat panel x-ray receptor 730 that is otherwise similar to the receptors discussed with earlier embodiments can be used with a gurney or patient bed 732 or can be removed for use otherwise such as, without limitation, on a wall or held by the patient. In this embodiment, gurney 732 has a slot 734 that is similar to a slot for a desk drawer, dimensioned and otherwise adapted to receive receptor 730 as illustrated. A matching slot, not numbered, is provided at the other side of gurney 732, and one or more supporting rails are provided centrally in gurney 732 to support receptor 730 in the illustrated horizontal position while allowing it to slide along the length of gurney 732 to the extent allowed by the slots therein. A portable x-ray source unit 736 can be used, as is common in hospitals and similar venues. Receptor 730 can be removed from gurney 732 and supported otherwise for some x-ray protocols. For example, receptor 730 can be hung on a wall or some other support, or can be held by the patient.

In all of the embodiments disclosed above, features of one can be used in combination with features of others. As a non-limiting example, gurney 732 and receptor 739 can be used with a different x-ray source, for example a ceiling supported source such as illustrated in Figs. 71 and 72,

WO 03/021629

PCT/US02/27604

and some or all of the motion aids (detents, motors, encoders, etc.) earlier described can be used in any of the embodiments.

It should be clear that the embodiments described above are only illustrative and many variations and modification thereof are within the scope of the inventions defined in the appended claims.

WO 03/021629

PCT/US02/27604

Claims:

1. A system positioning a digital flat panel x-ray receptor for a variety of diagnostic x-ray protocols, comprising:
 - at least one x-ray source selectively emitting an x-ray beam;
 - a digital flat panel x-ray receptor having an imaging face;
 - an upwardly extending, floor-supported column supporting the receptor for movement to different positions up and down along an upwardly extending axis, about the same or a different upwardly extending, and about a lateral axis transverse to the axis along which the receptor moves up and down;
 - said receptor and at least one x-ray source being mounted on separate supports for movement independent of each other; and
 - said at least one x-ray source and said receptor being juxtaposed for directing said x-ray beam to said imaging face of the receptor for a variety of diagnostic x-ray protocols.

2. A system positioning a digital flat panel x-ray receptor for a variety of diagnostic x-ray protocols, comprising:
 - an x-ray source selectively emitting an x-ray beam;
 - a digital flat panel x-ray receptor having an imaging face;
 - a first track supporting, for movement along the first track, a first downwardly extending, telescoping column that in turn supports said source for movement up and down, about a first up-down axis, and about a first lateral axis transverse to said first up-

WO 03/021629

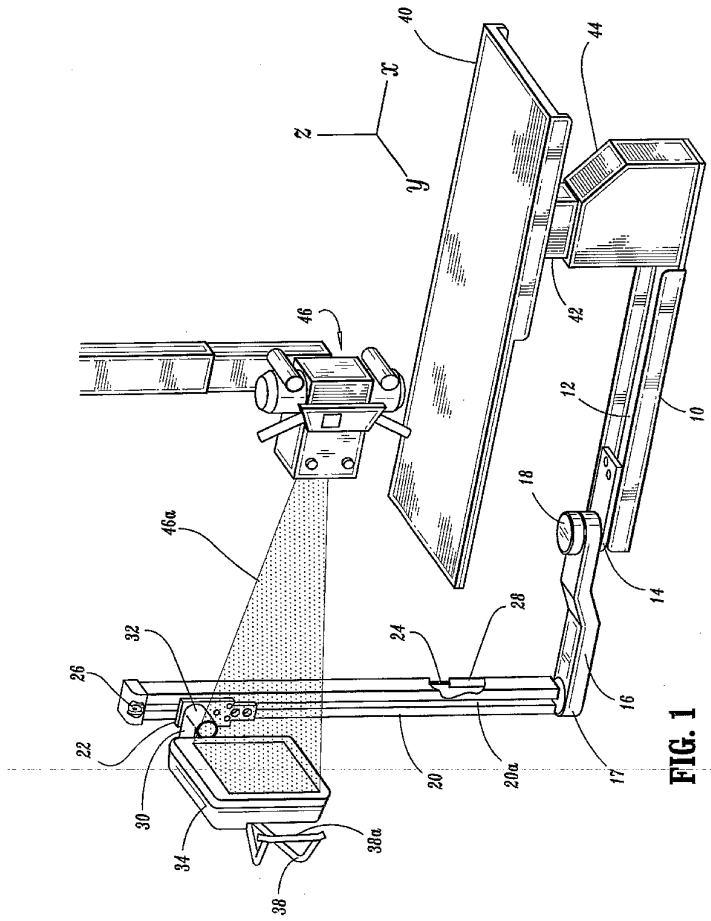
PCT/US02/27604

- down axis, to thereby position and orient said x-ray beam for a variety of x-ray imaging protocols;
- a second track supporting, for movement along the second track, a second, downwardly extending, telescoping column that in turn supports said receptor for movement up and down, about a second up-down axis, and about a second lateral axis transverse to said second up-down axis, to thereby position and orient said imaging face of the receptor to match the position and orientation of said x-ray beam for said variety of x-ray imaging protocols;
- said first and second tracks being spaced from each other to allow movement of said first column along the first track that is independent of movement of the second column along the second track.
3. A system positioning a digital flat panel x-ray receptor for a variety of diagnostic x-ray protocols, comprising:
- an x-ray source selectively emitting an x-ray beam and positioning said beam at positions and orientations for a variety of x-ray imaging protocols, and a supporting structure for said x-ray source;
 - a digital flat panel x-ray receptor having an imaging face;
 - a track supporting, for movement along the track, a downwardly extending, telescoping column that in turn supports said receptor for movement up and down, about an up-down axis, and about a lateral axis transverse to said up-down axis, to thereby position and orient said imaging face of the receptor to match the position and

WO 03/021629

PCT/US02/27604

orientation of said x-ray beam for said variety of x-ray imaging protocols;
said track being spaced from said supporting structure for the x-ray source to allow
movement of said column along the track that is independent of movement of the x-
ray source or the support thereof.



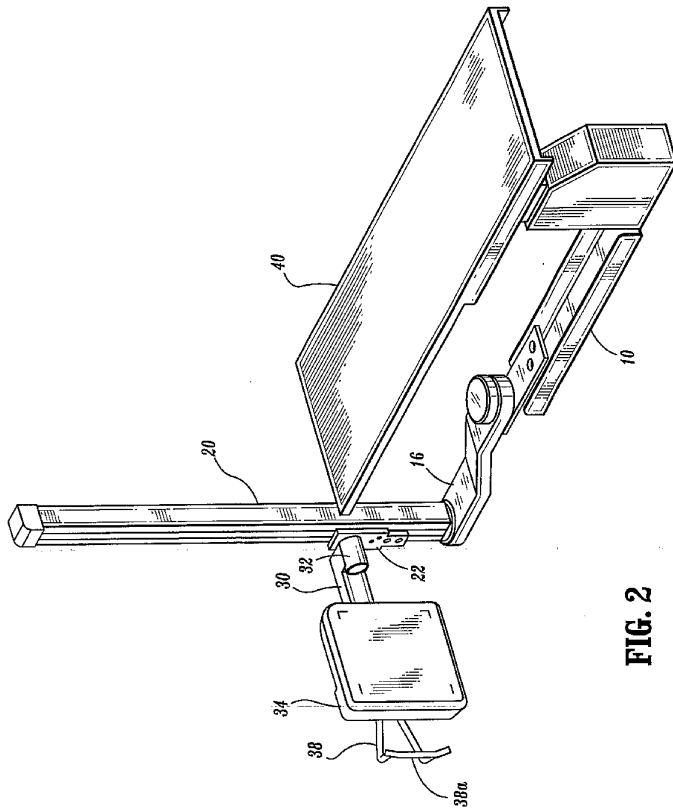
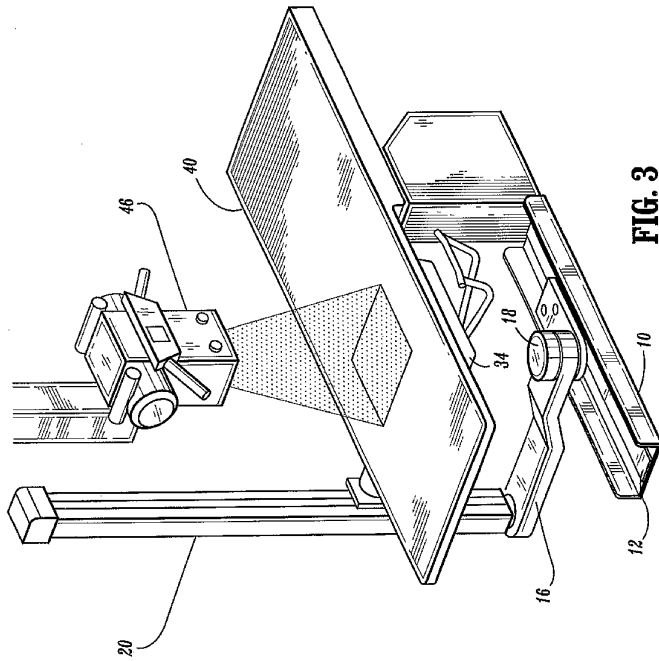
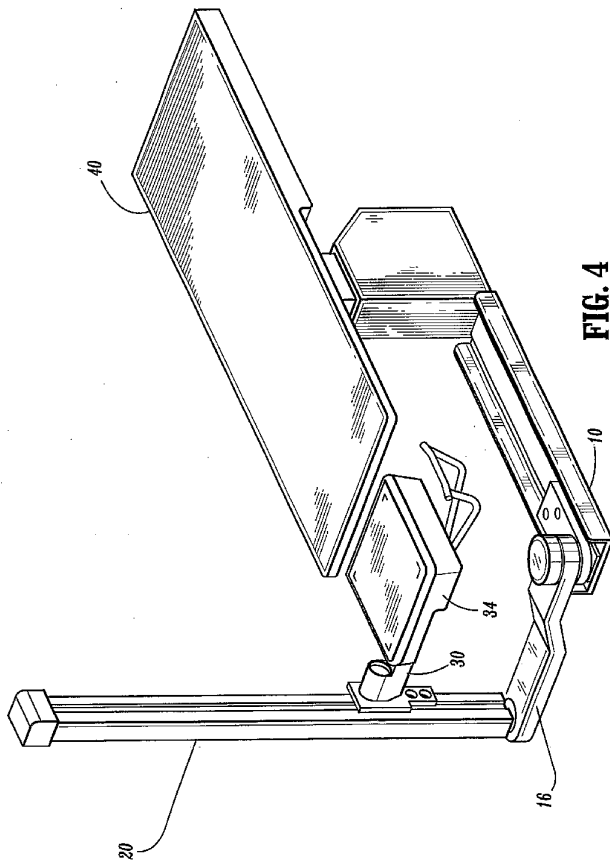


FIG. 2





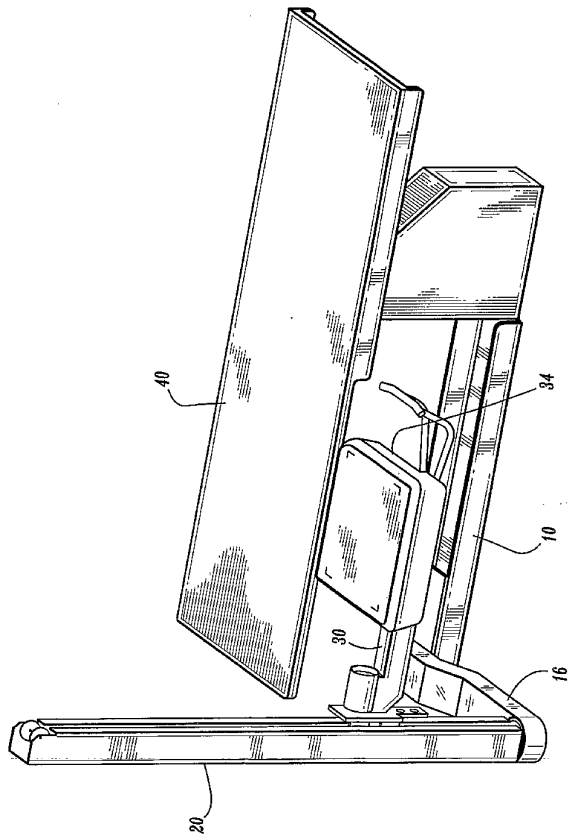


FIG. 5

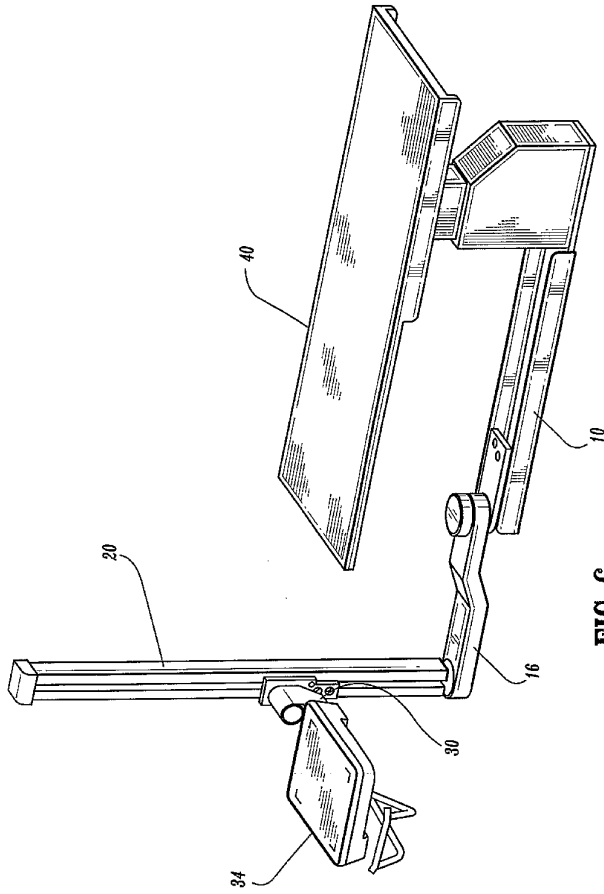
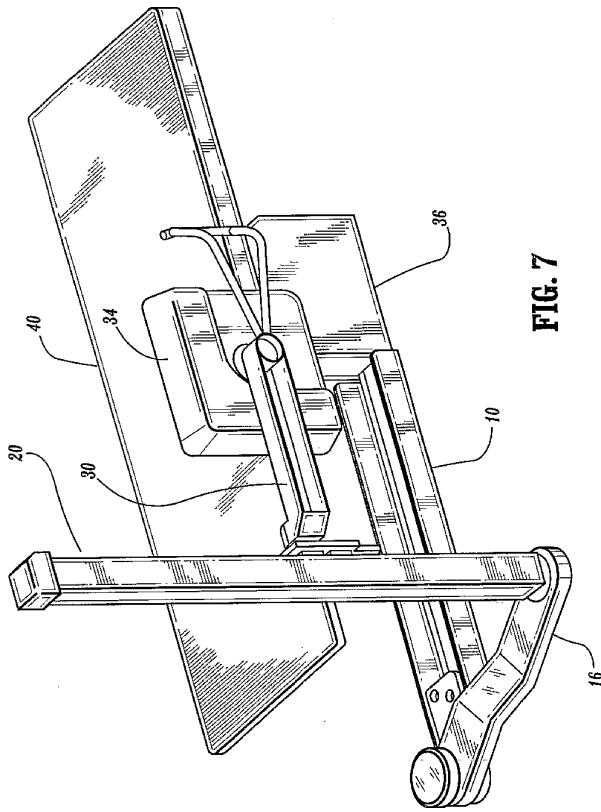


FIG. 6



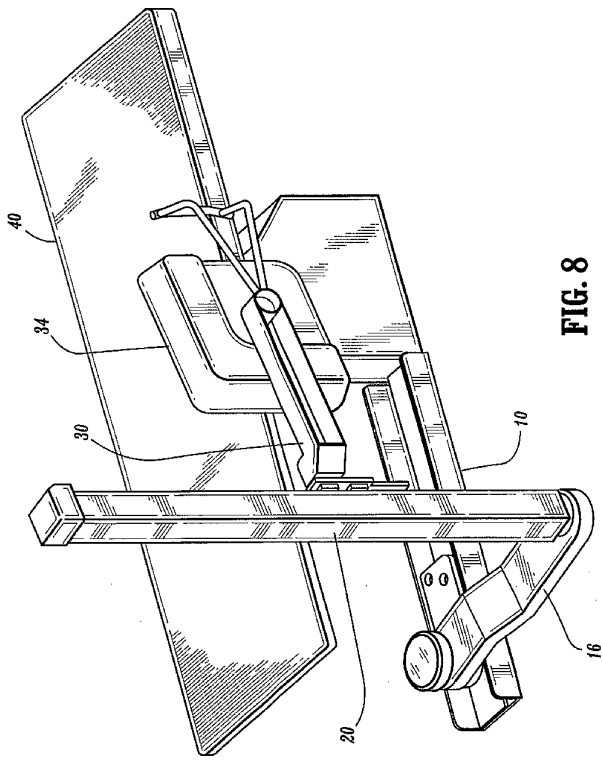
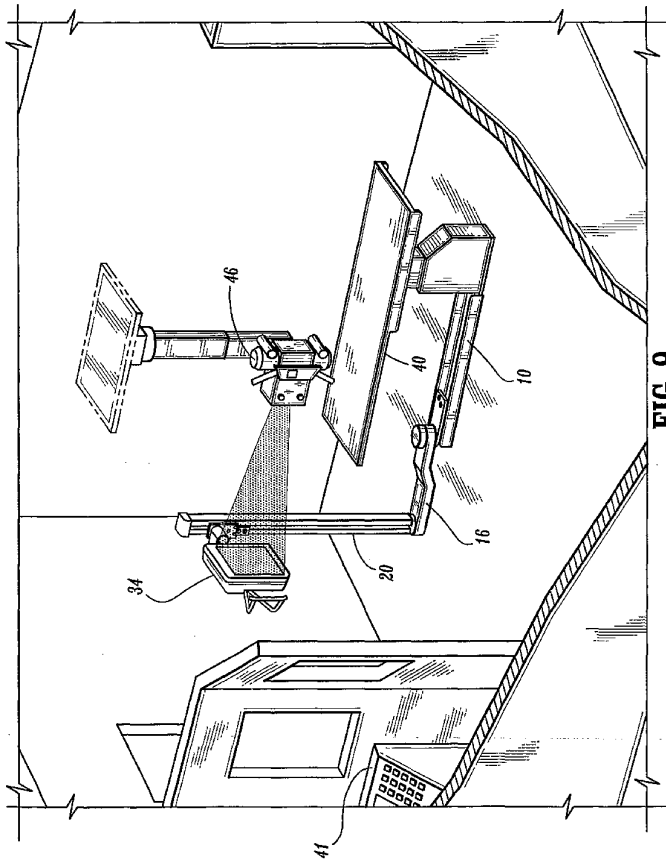


FIG. 8



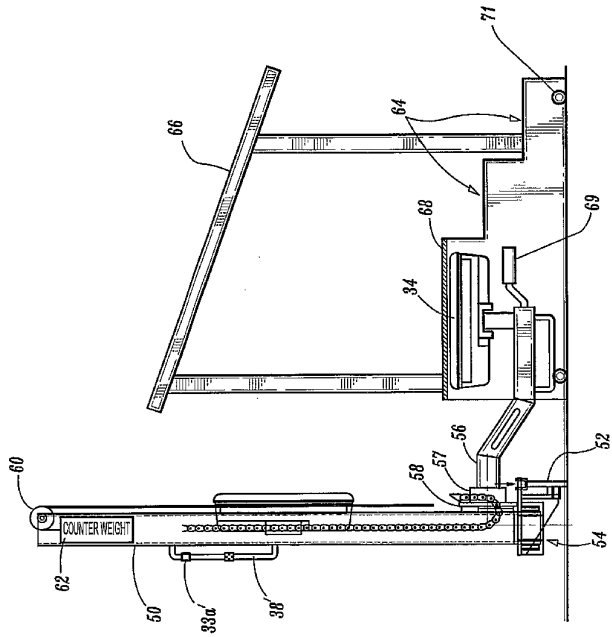


FIG. 10

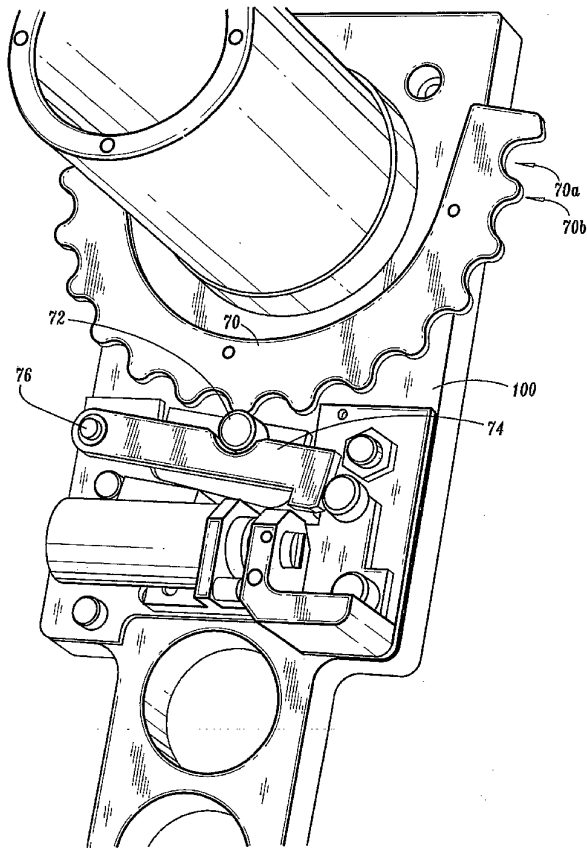


FIG. 11

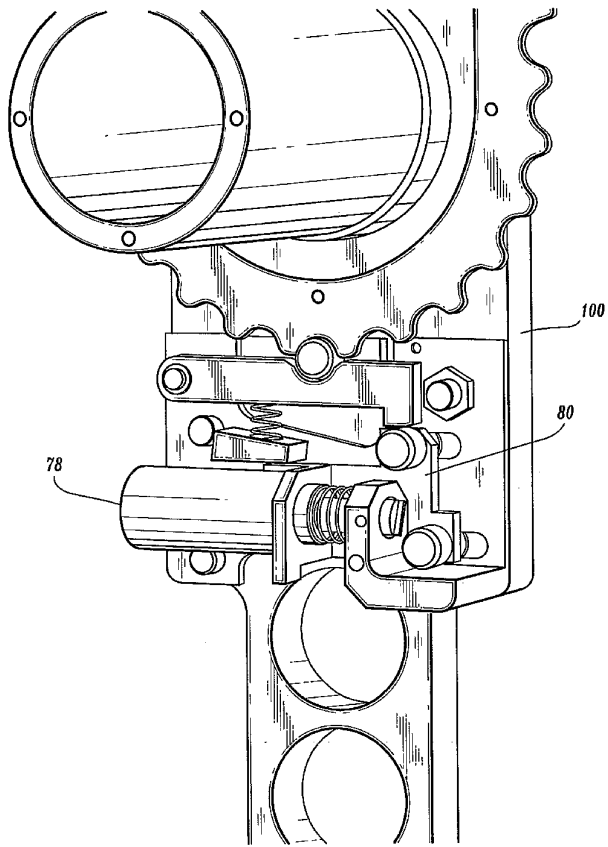


FIG. 12

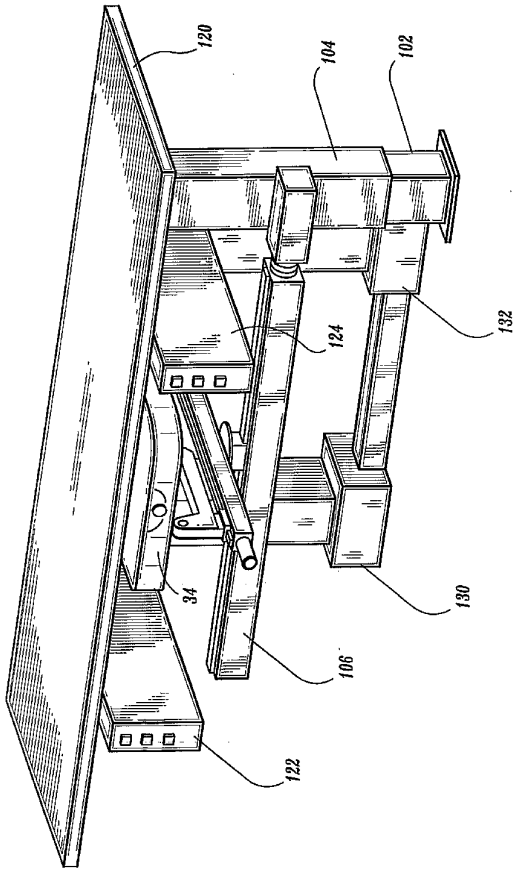


FIG. 13

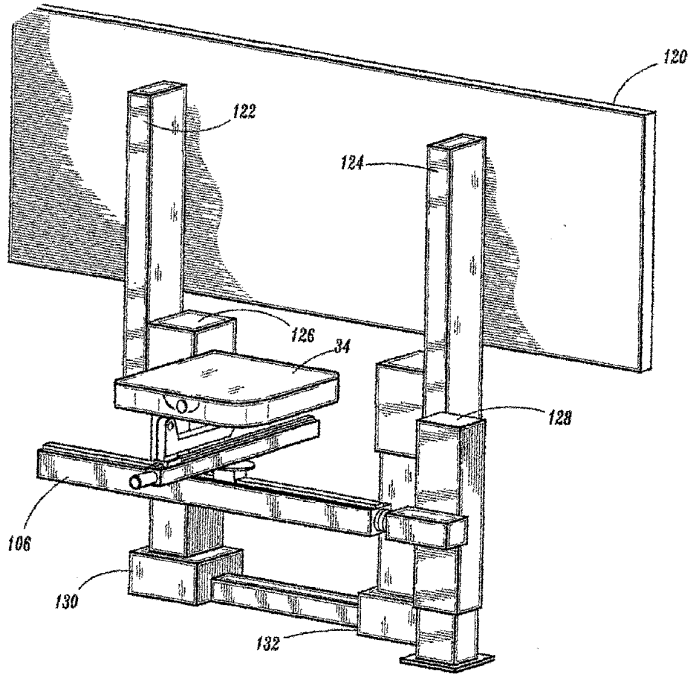


FIG. 14

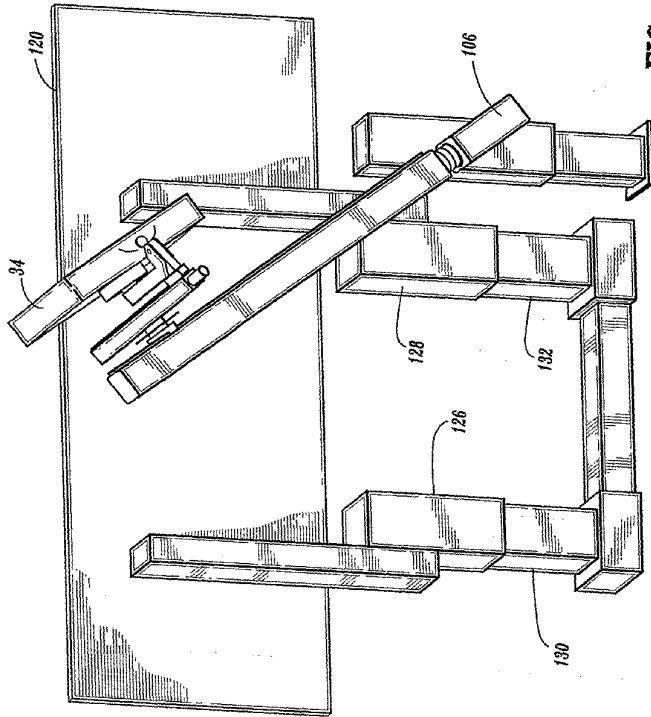


FIG. 15

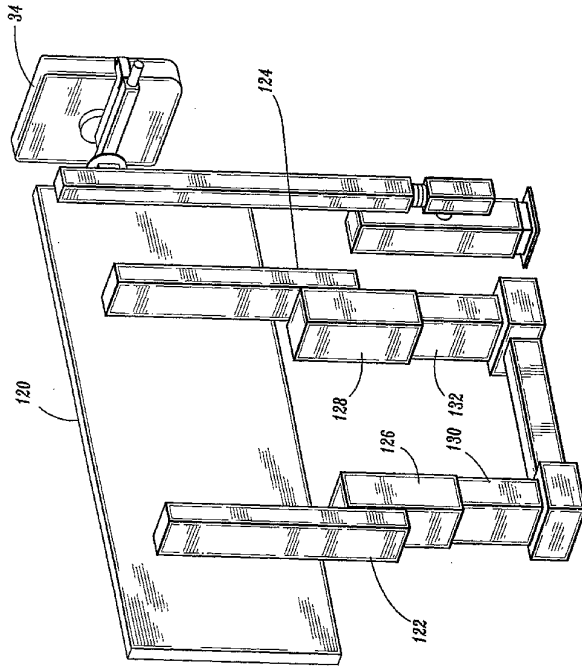


FIG. 16

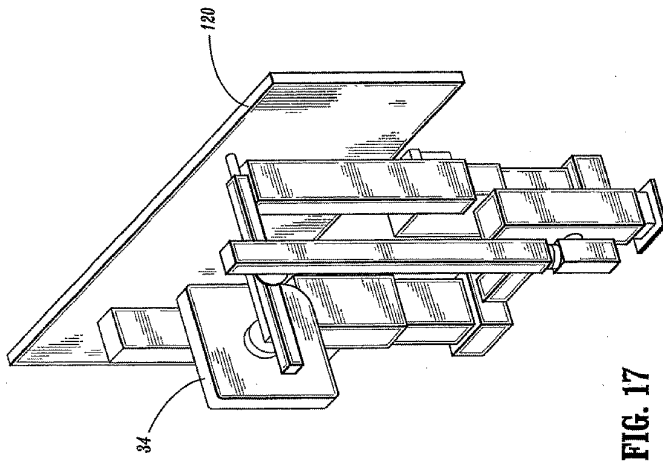


FIG. 17

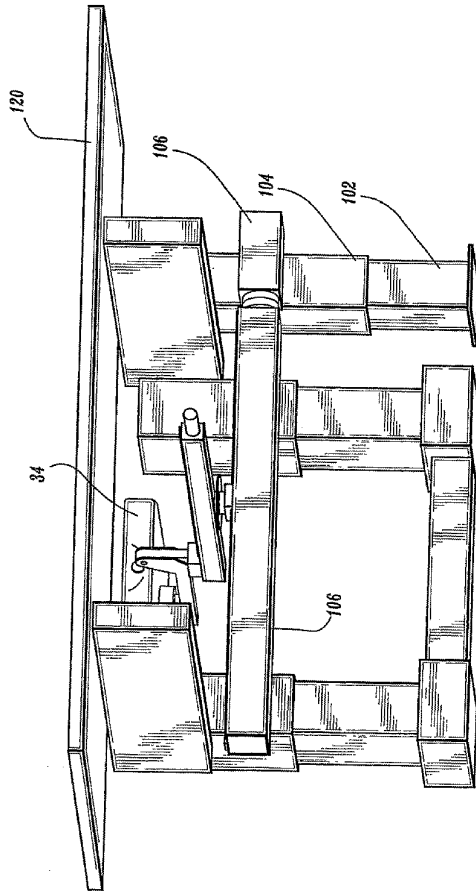


FIG. 18

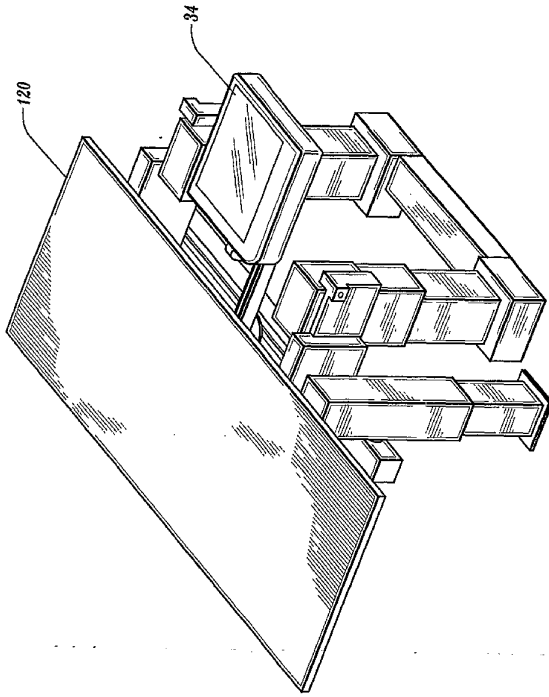


FIG. 19

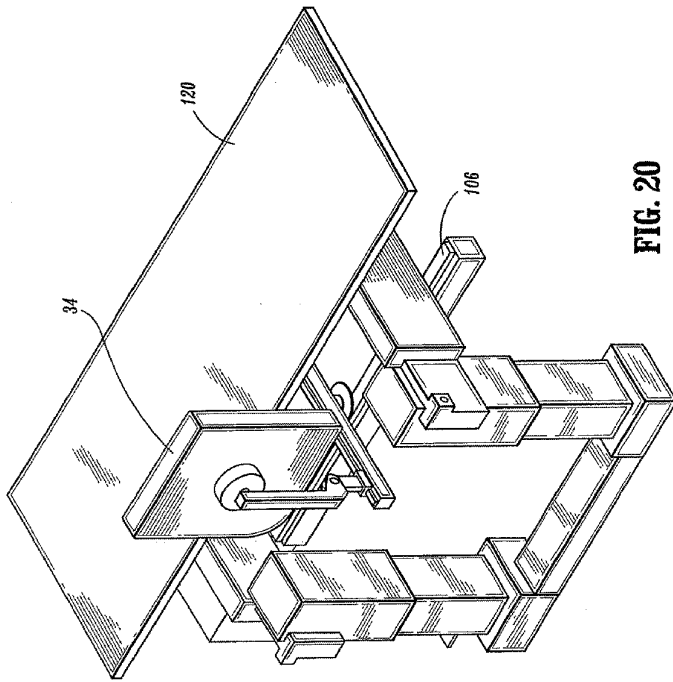


FIG. 20

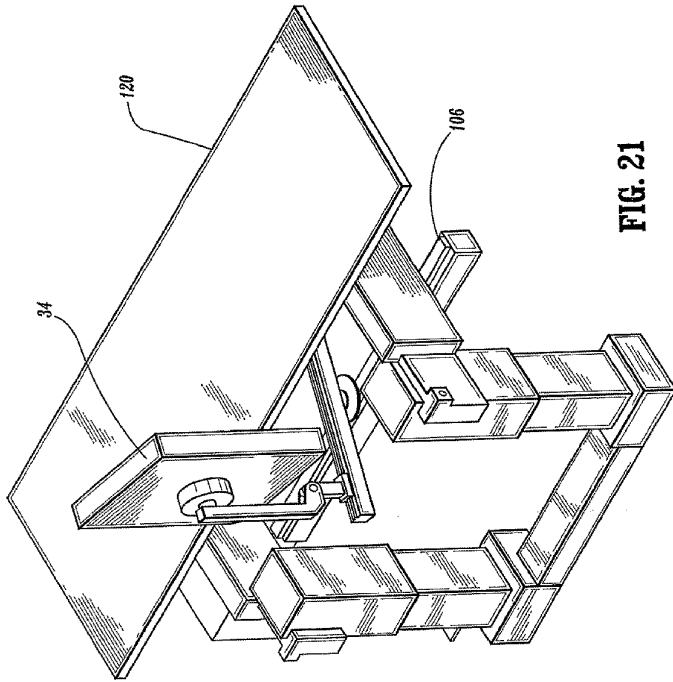


FIG. 21

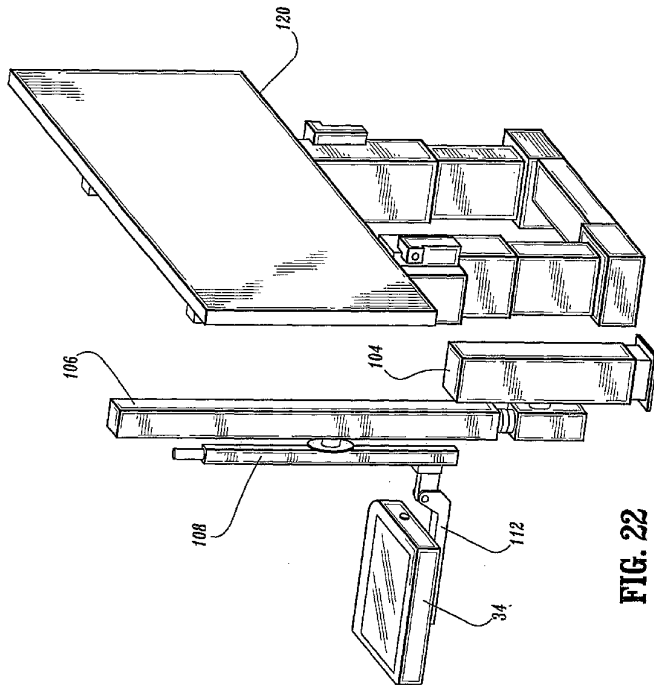


FIG. 22

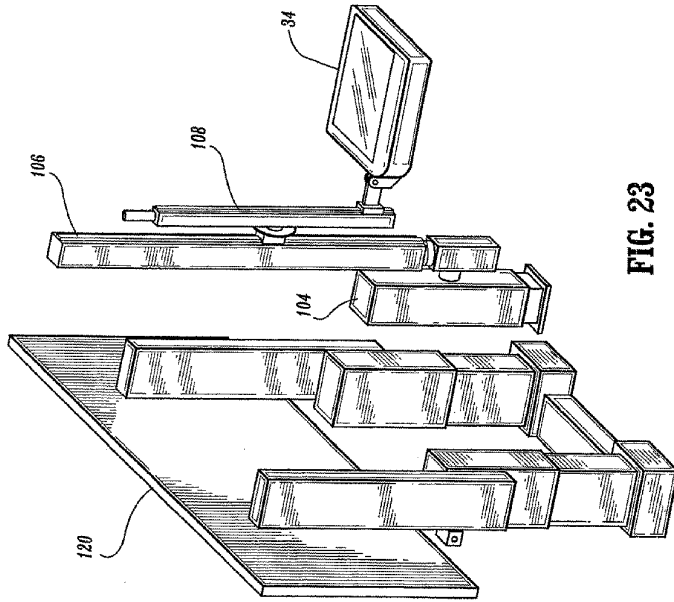


FIG. 23

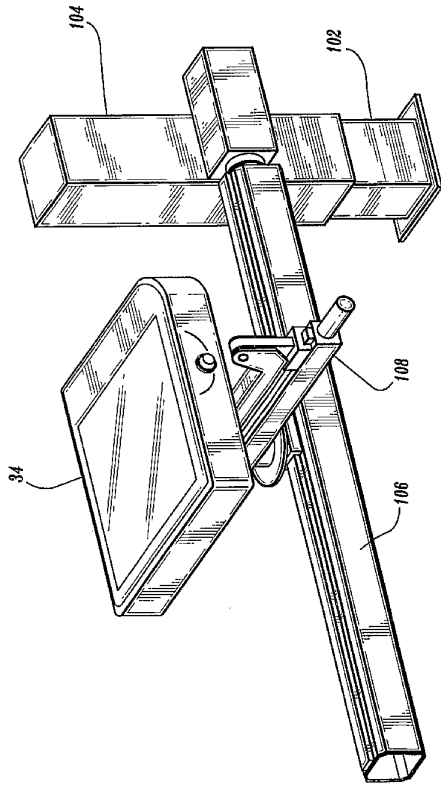


FIG. 24

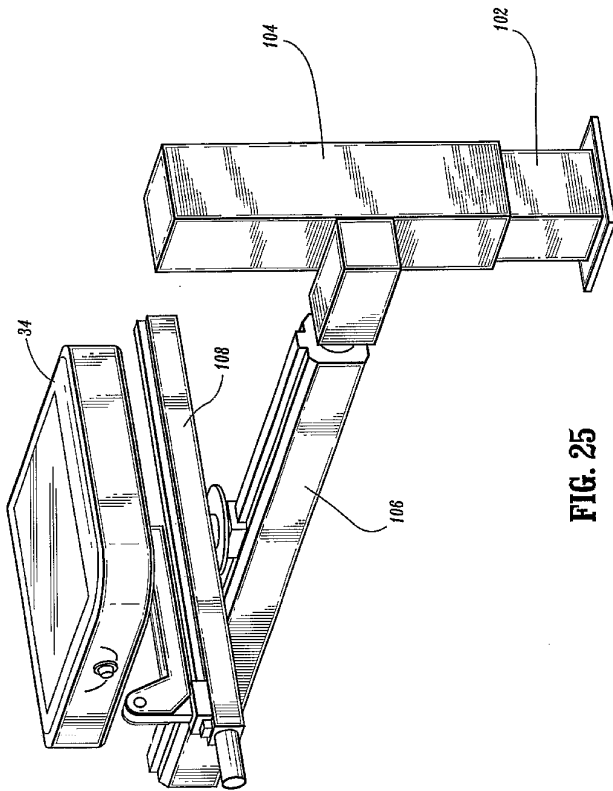


FIG. 25

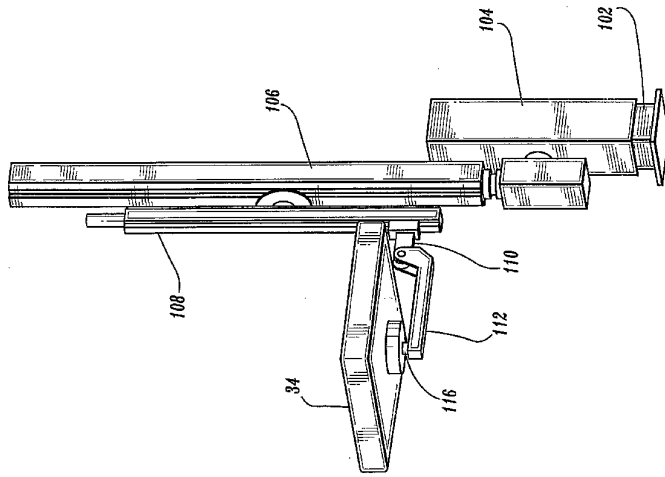
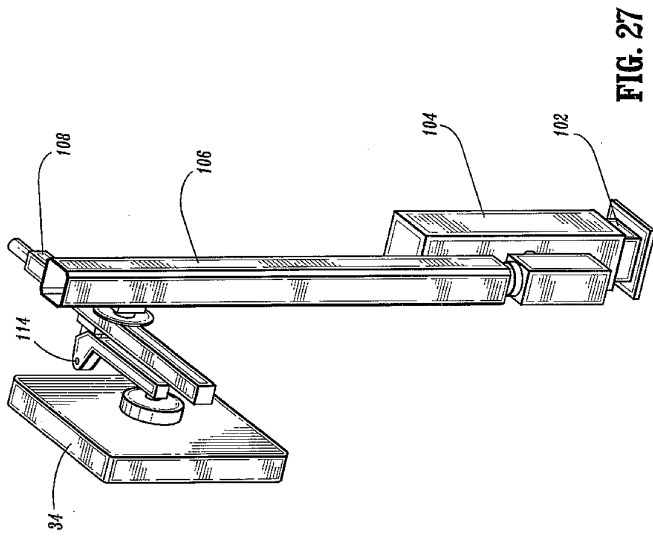


FIG. 26



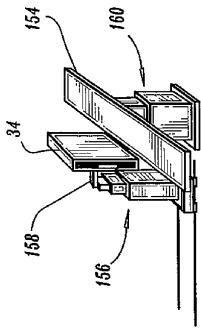


FIG. 30

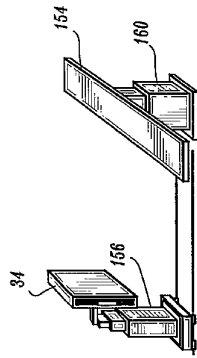


FIG. 31

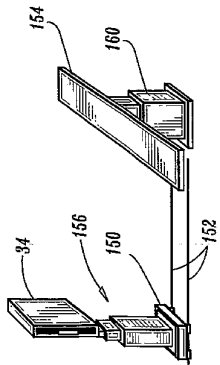


FIG. 28

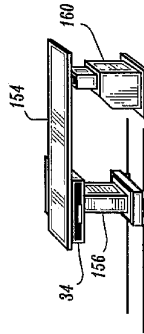
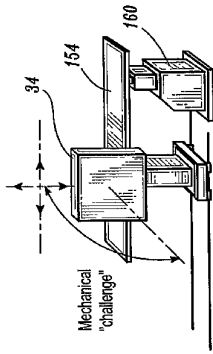
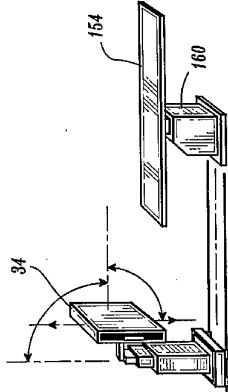


FIG. 29



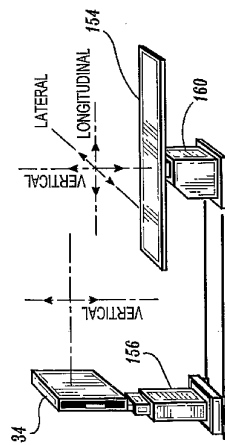
PEDESTAL WITH CANTILEVERED TABLE;
CROSS-TABLE LATERAL APPLICATIONS

FIG. 34



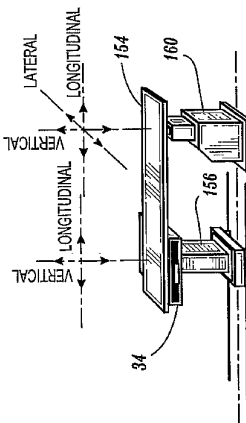
PEDESTAL WITH CANTILEVERED TABLE;
HORIZONTAL SID WHEELCHAIR APPLICATIONS

FIG. 35



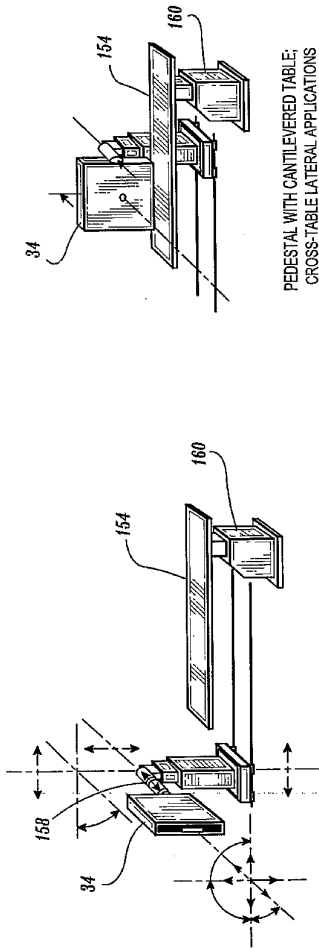
PEDESTAL WITH CANTILEVERED TABLE;
HORIZONTAL SID APPLICATIONS

FIG. 32

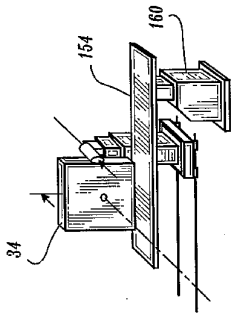


PEDESTAL WITH CANTILEVERED TABLE;
VERTICAL SID APPLICATIONS

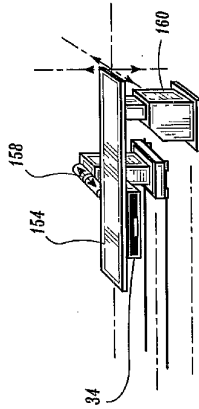
FIG. 33



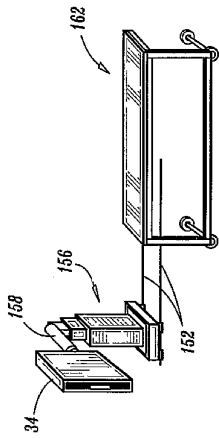
PEDESTAL WITH CANTILEVERED TABLE;
CHEST APPLICATIONS
FIG. 36



PEDESTAL WITH CANTILEVERED TABLE;
CROSS-TABLE LATERAL APPLICATIONS
FIG. 38

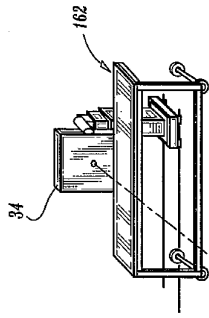


PEDESTAL WITH CANTILEVERED TABLE;
IN-TABLE APPLICATIONS
FIG. 37



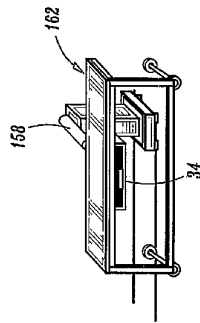
PEDESTAL WITH CANTILEVERED MOBILE TABLE;
CHEST APPLICATIONS

FIG. 39



PEDESTAL WITH CANTILEVERED MOBILE TABLE;
CROSS-TABLE LATERAL APPLICATIONS

FIG. 41



PEDESTAL WITH CANTILEVERED MOBILE TABLE;
IN-TABLE APPLICATIONS

FIG. 40

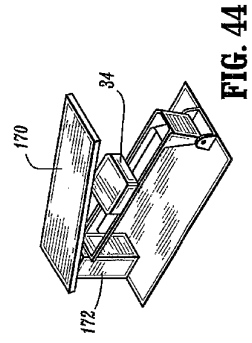


FIG. 44

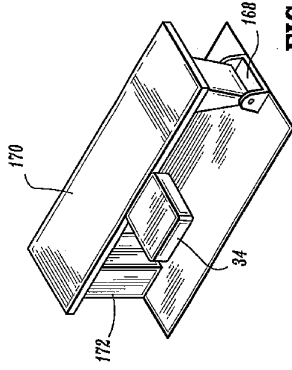


FIG. 45

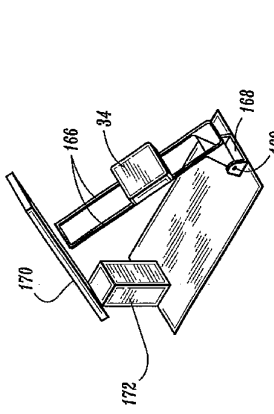


FIG. 42

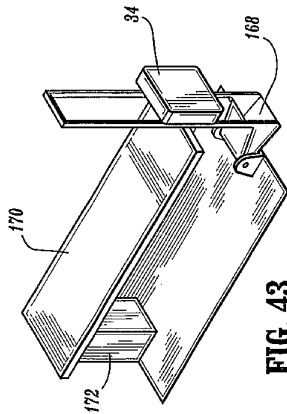


FIG. 43

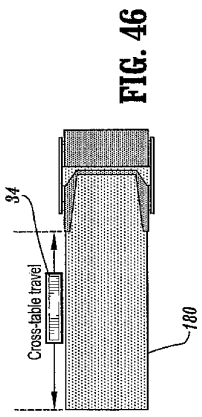


FIG. 46

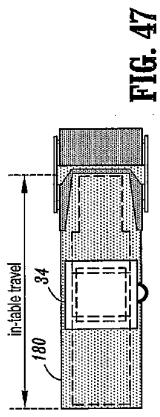


FIG. 47

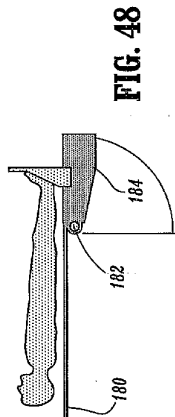


FIG. 48

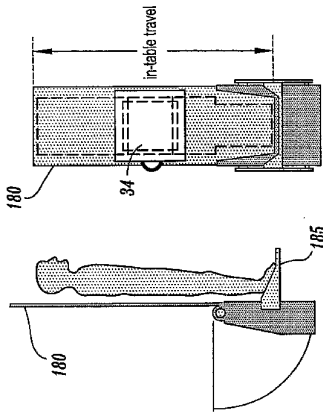


FIG. 49

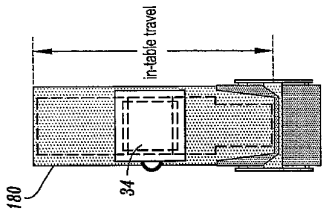


FIG. 50

WO 03/021629

PCT/US02/27604

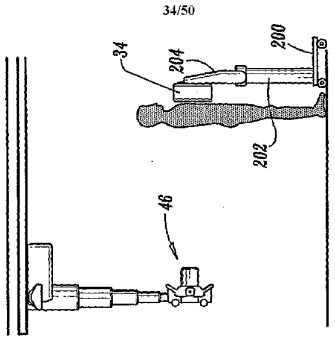


FIG. 53

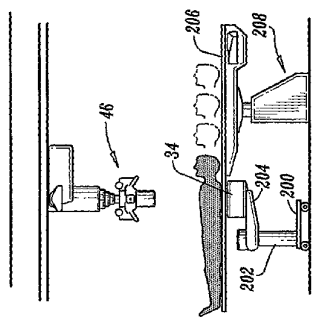


FIG. 52

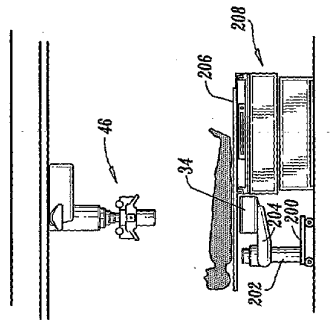


FIG. 51

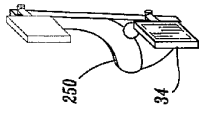


FIG. 55A

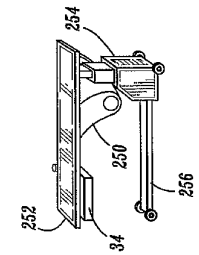


FIG. 55

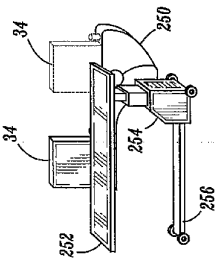


FIG. 54

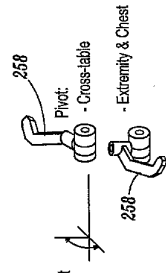


FIG. 59

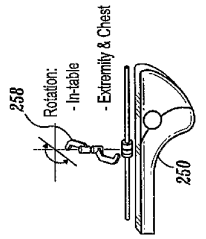


FIG. 58

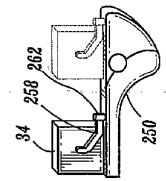


FIG. 57

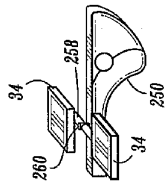


FIG. 56

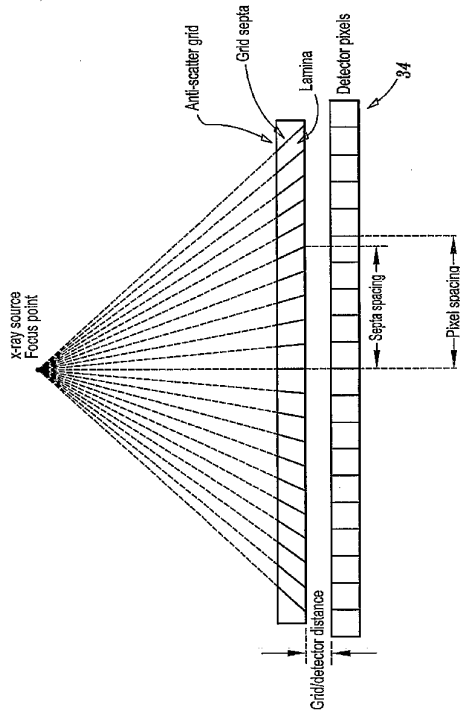
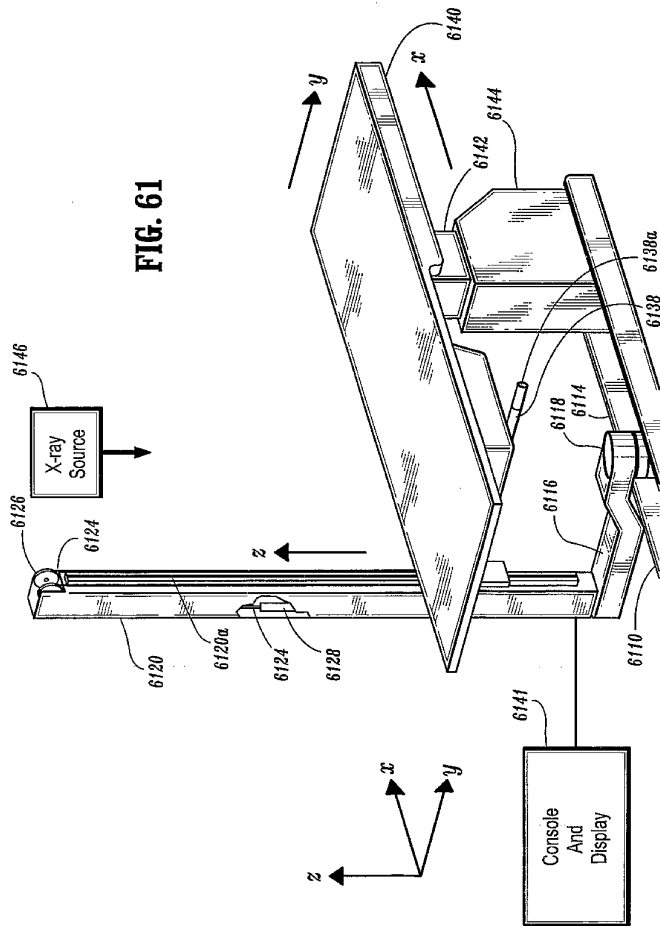


FIG. 60

WO 03/021629

37/50

PCT/US02/27604



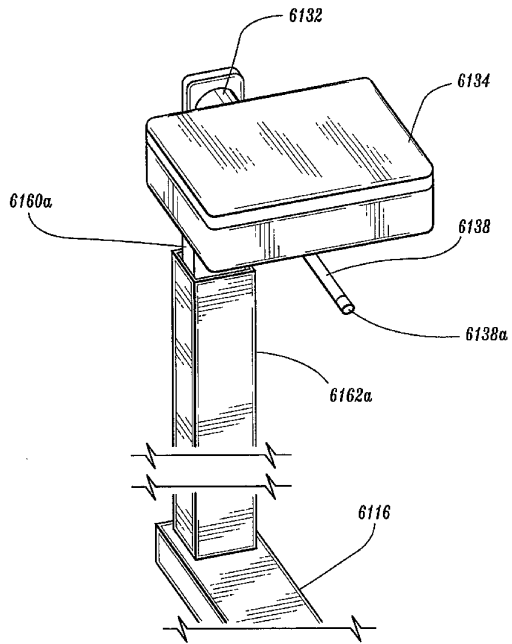


FIG. 61A

FIG. 62

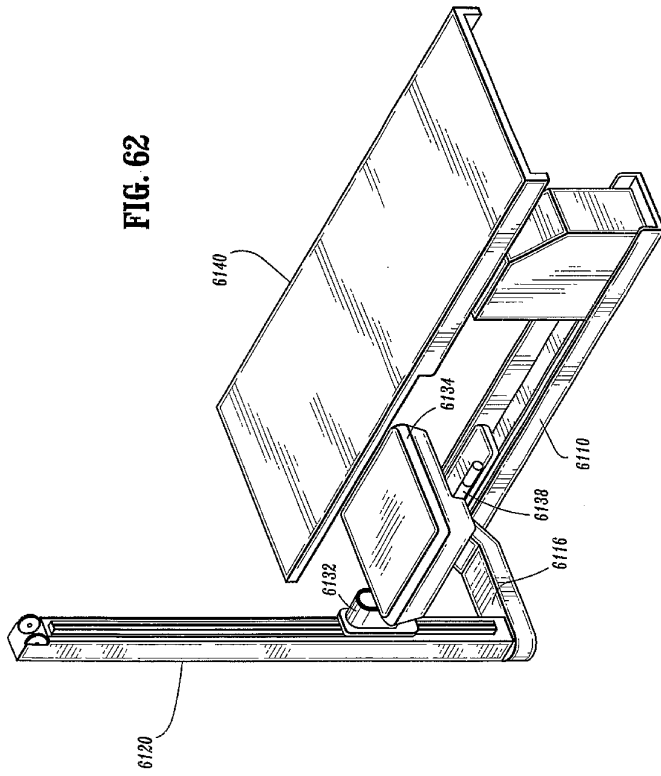
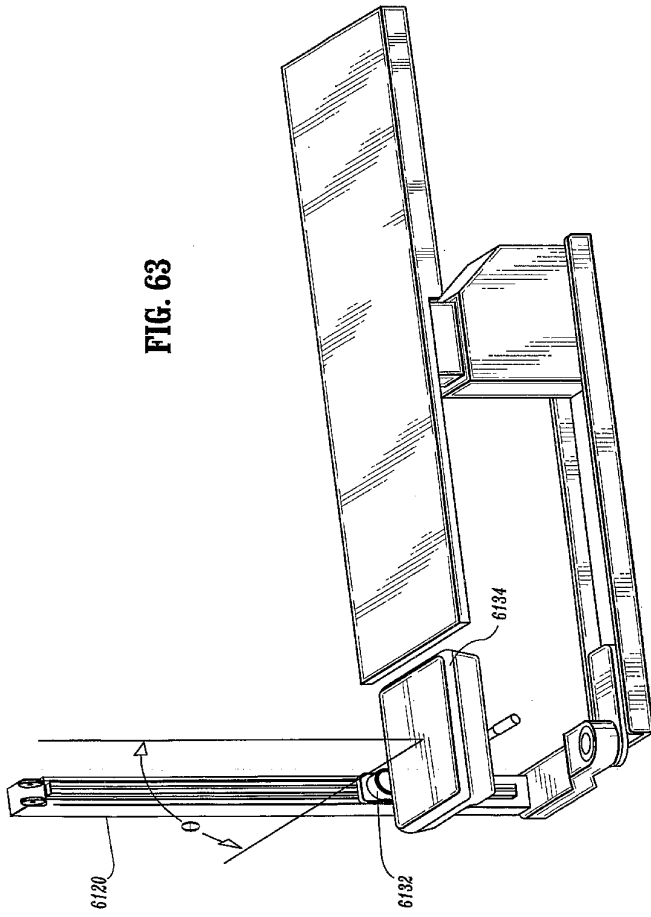


FIG. 63



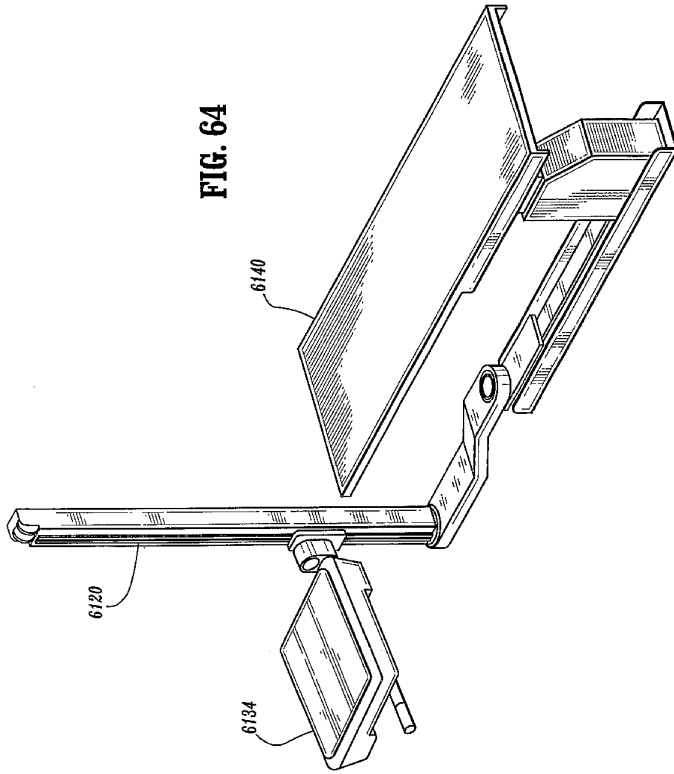
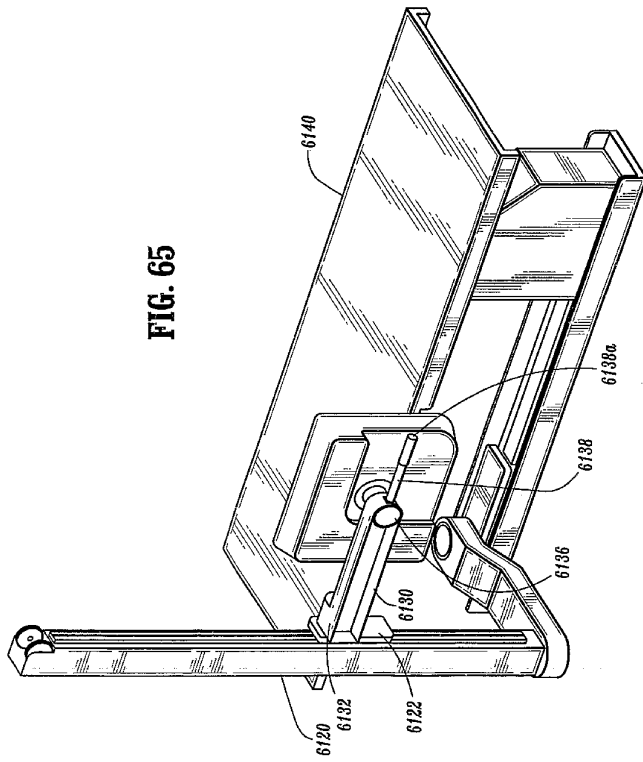
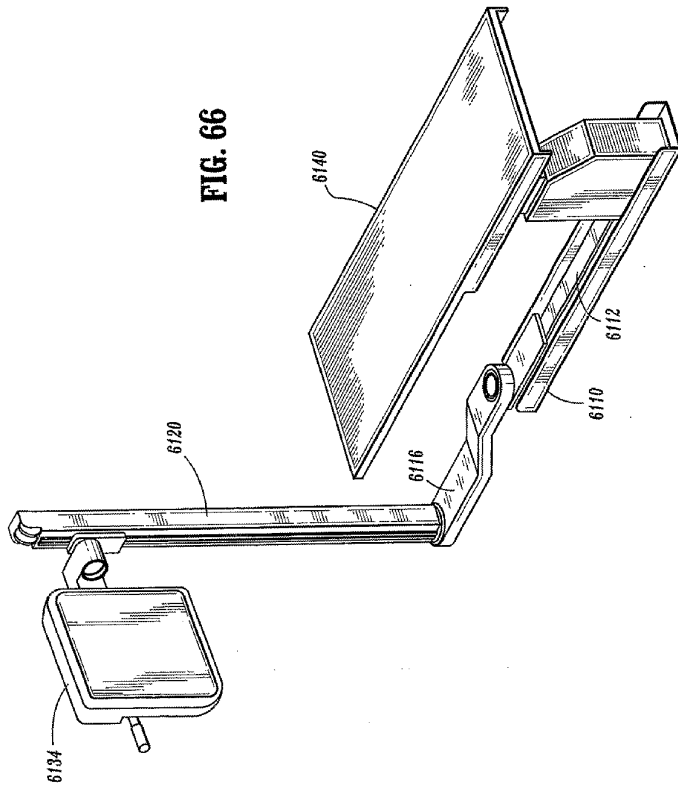


FIG. 65





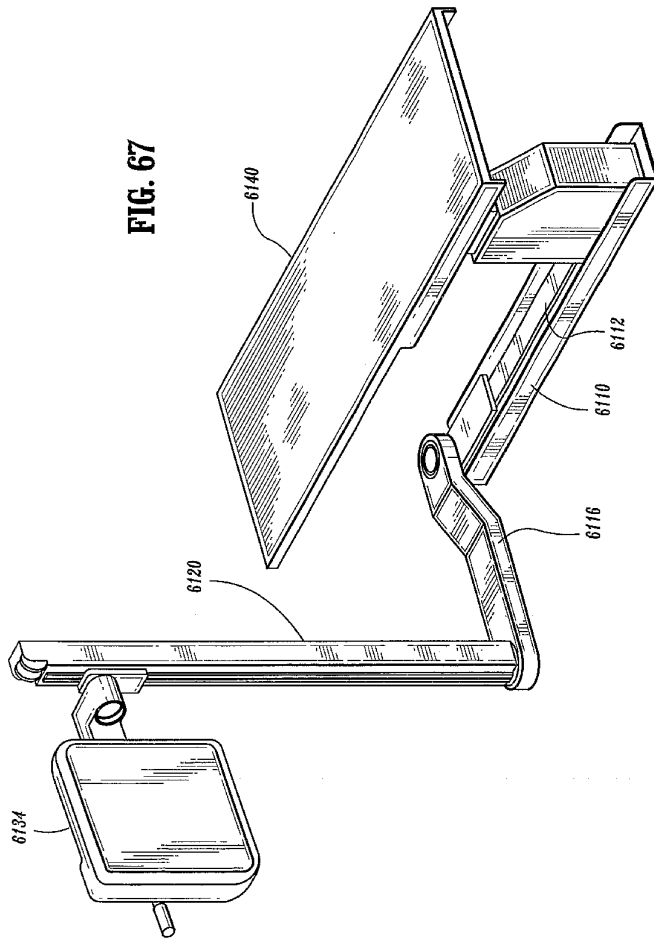
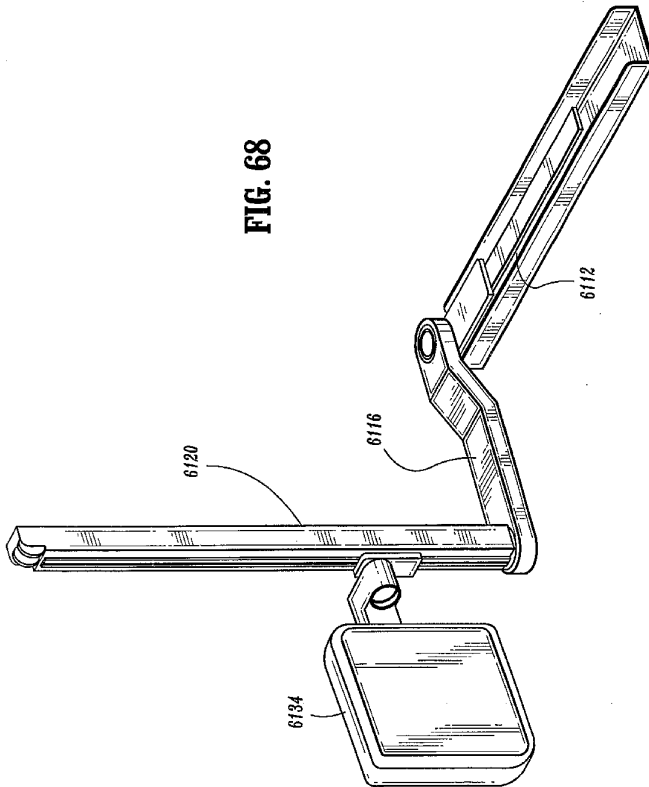


FIG. 68



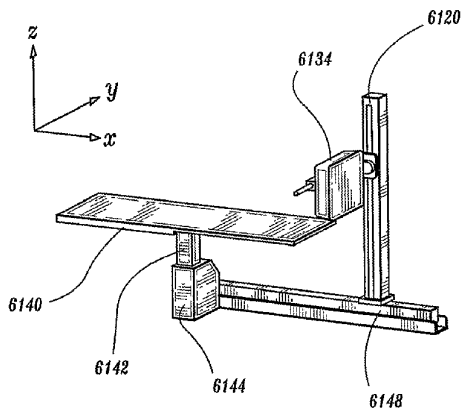
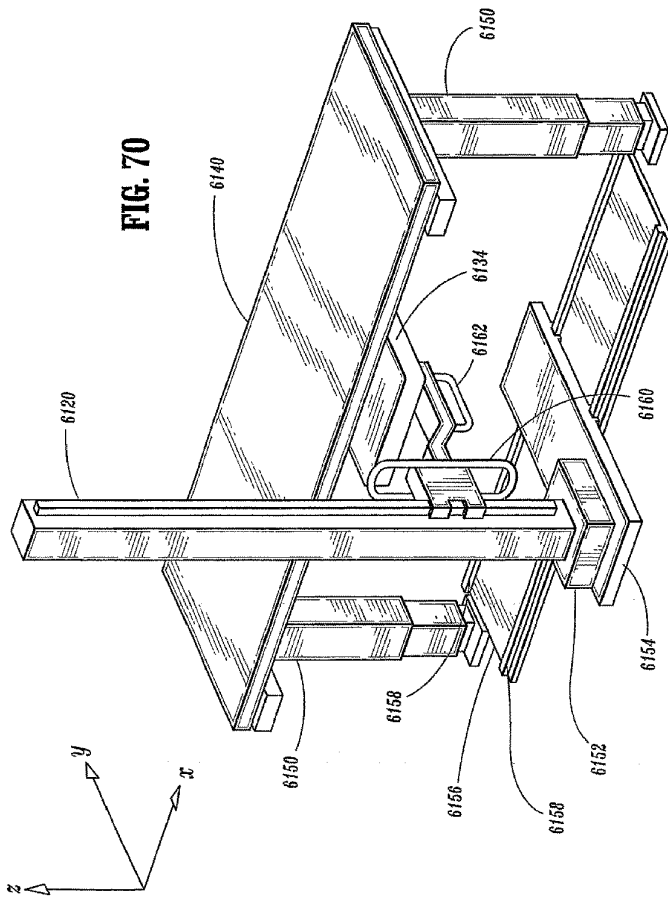


FIG. 69

WO 03/021629

47/50

PCT/US02/27604



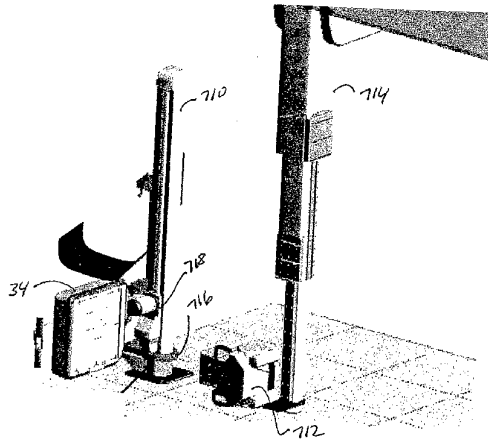


Fig. 71

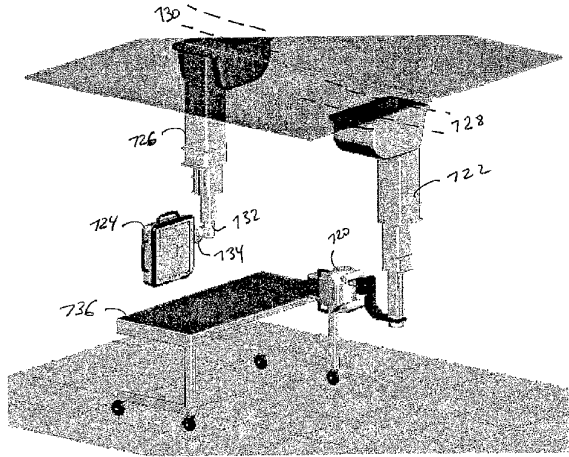


Fig. 72

WO 03/021629

50/50

PCT/US02/27604

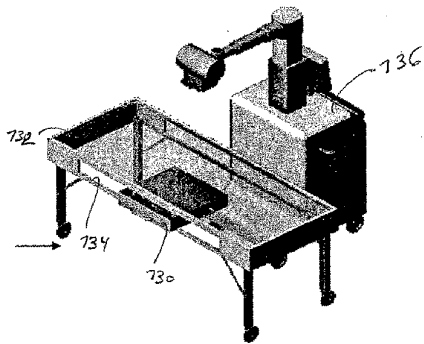


Fig. 73

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US02/27604
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC(7) : H01J 31/50 US CL : 378/189, 195, 196, 197 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) U.S. : 378/189, 195, 196, 197		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 6,200,024 B1 (NEGRELLI) 13 March 2001 (13.03.2001), entire document.	1
X	US 6,155,713 A (WATANABE) 05 December 2000 (05.12.2000), entire document.	2, 3
Y, P	US 6,435,715 B1 (BETZ et al.) 20 August 2002 (20.08.2002), entire document.	1
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: *T* Inter 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 *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *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 *E* earlier application or patent published on or after the international filing date *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 *L* documents which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another 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 *S* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 19 September 2002 (19.09.2002)		Date of mailing of the international search report 03 OCT 2002
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20531 Facsimile No. (703)305-3230		Authorized officer Allen C. Ho <i>Macaluso</i> Telephone No. (703) 308-6189

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1998)

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, N O, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72) 発明者 ステイン, ジェイ エイ.

アメリカ合衆国, マサチューセッツ 02116, ボストン, ダートマウス ストリート
314

(72) 発明者 ウィルソン, ケビン イー.

アメリカ合衆国, マサチューセッツ 02453, ウォルサム, ウォルナツ ストリート
14, ナンバー 2

(72) 発明者 キャブラル, リチャード イー.

アメリカ合衆国, ニューハンプシャー 03246, ラコニア, エンディコット ストリート
ノース 130, ユニット ナンバー 504

(72) 発明者 ロッシ, レモ

アメリカ合衆国, マサチューセッツ 01564, スターリング, レデンブション ロック
トレイル 421

(72) 発明者 ミラー, ジェームズ ディー.

アメリカ合衆国, メリーランド 21903, ペリービル, オーエン ランディング 21
-シー

Fターム(参考) 4C093 CA16 EB13 EB17 EC13 EC29 EC30 EC32 EC33 EC52 ED04
ED05 ED07