

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4177892号

(P4177892)

(45) 発行日 平成20年11月5日(2008.11.5)

(24) 登録日 平成20年8月29日(2008.8.29)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 3
	A 6 1 B 6/00 3 0 3 F
	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z

請求項の数 17 (全 41 頁)

(21) 出願番号	特願平8-534324	(73) 特許権者	ユニバーシテイ・オブ・マサチューセッツ・ メデイカル・センター
(86) (22) 出願日	平成8年5月13日(1996.5.13)		アメリカ合衆国マサチューセッツ州0160 5ウスター・レイクアベニューノース55
(65) 公表番号	特表平11-505142	(74) 代理人	弁理士 小田嶋 平吾
(43) 公表日	平成11年5月18日(1999.5.18)	(72) 発明者	カレラス, アンドリュウ
(86) 国際出願番号	PCT/US1996/006838		アメリカ合衆国マサチューセッツ州0150 1オーバーン・サウス・オックスフォード ストリート611
(87) 国際公開番号	W01996/035372	審査官	長井 真一
(87) 国際公開日	平成8年11月14日(1996.11.14)		
審査請求日	平成15年5月1日(2003.5.1)		
(31) 優先権主張番号	08/438,800		
(32) 優先日	平成7年5月11日(1995.5.11)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	08/469,895		
(32) 優先日	平成7年6月6日(1995.6.6)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 定量的放射線透過写真映像化のための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

2種のエネルギーで放射線を放射するx線源；

第一のエネルギーを検出するための第一の検出器及び第二のエネルギーを検出するための第二の検出器を具備する2種エネルギーの骨密度計において、

該第一の検出器が、放射された放射線の第一のエネルギーに対応する第一のエネルギーパターンを検出する平板集積回路検出器アレイを含み、

該第二の検出器が、放射された放射線の第二のエネルギーに対応する第二のエネルギーパターンを検出する平板集積回路検出器アレイを含み、

更に、該第一のエネルギーパターン及び該第二のエネルギーパターンを使用して、骨の密度を決定するプロセッサを具備する

ことを特徴とする2種エネルギーの骨密度計。

【請求項2】

第一の検出器が第二のエネルギーに伝達性である請求項1に記載の2種エネルギーの骨密度計。

【請求項3】

x線源及び第一の検出器の間に、第一のシンチレーターを更に含んでいる請求項1に記載の2種エネルギーの骨密度計。

【請求項4】

x線源と第二の検出器の間に、第二のシンチレーターを更に含んでいる請求項3に記載の

10

20

2種エネルギーの骨密度計。

【請求項5】

第一のシンチレーターと第一の検出器の間に、ファイバーオプチックのカプラーを更に含んでいる請求項3に記載の2種エネルギーの骨密度計。

【請求項6】

患者に対して光源、第一の検出器及び第二の検出器を走査するための走査用集合装置を更に含んでいる請求項1に記載の2種エネルギーの骨密度計。

【請求項7】

各検出器アレイが、無定型ケイ素又はセレン検出器を含んでいる請求項1に記載の2種エネルギーの骨密度計。

10

【請求項8】

各検出器アレイが電荷入射装置を含んでいる請求項1に記載の2種エネルギーの骨密度計。

【請求項9】

各検出器アレイがCMOS検出器を含んでいる請求項1に記載の2種エネルギーの骨密度計。

【請求項10】

第一のシンチレーターと、前記第一のシンチレーターから第一の検出器へ光線を連結するための光学装置とを更に含んでいる請求項1に記載の2種エネルギーの骨密度計。

【請求項11】

光学装置がファイバーオプチックの装置を含んでいる請求項10に記載の2種エネルギーの骨密度計。

20

【請求項12】

前記光学装置が鏡を含んでいる請求項10に記載の2種エネルギーの骨密度計。

【請求項13】

前記光学装置が第一の経路に沿って高エネルギーX線を透過させ、そして第一のシンチレーターからの光線を、第一の経路に対して角度をもつ第二の経路に沿って第一の検出器に導く請求項10に記載の2種エネルギーの骨密度計。

【請求項14】

第一の検出器上に光線を発する第一のシンチレーター及び、第二の検出器上に光線を発する第二のシンチレーター、を更に含んでなる2種エネルギーの骨密度計であって、第一及び第二のシンチレーター並びに第一及び第二の検出器は接着されてラミネート構造を形成する請求項7に記載の2種エネルギーの骨密度計。

30

【請求項15】

第一の検出器アレイ及び第二の検出器アレイが基材の層を通して接着されている請求項1に記載の2種エネルギーの骨密度計。

【請求項16】

患者に対して第一及び第二の検出器を配置するための装置を更に含んでいる請求項1に記載の2種エネルギーの骨密度計。

【請求項17】

散乱防御用グリッドを更に含んでいる請求項1に記載の2種エネルギーの骨密度計。

40

【発明の詳細な説明】

関連出願

本出願明細書は、以下のすべての出願がそれらの全体を引用することにより、本明細書に取り込まれている、1995年5月11日出願の米国特許出願第08/438,800号の部分継続出願である、1995年6月6日出願の米国特許出願第08/469,895号の部分継続出願である。

発明の背景

最近、患者の骨密度の測定を実施するための放射線学的検査機器の使用が継続的に増加している。特に骨粗鬆症の診断及び分析におけるこのような機器の使用が、医学界で優勢に

50

なってきた。骨粗鬆症は骨のミネラル含量の漸進的喪失又は骨格組織の萎縮を特徴とし、平均骨密度の対応する全身的減少をもたらす。このような症状は、高年婦人に一般的であり、骨折又は同様な骨に関連する障害の危険性を著しく増加させる。

骨密度の放射線学的測定のための現在利用できる方法は、レクチリニアの (rectilinear) 走査方法を利用している。このような方法において、放射性核種線源又は x 線管のような放射線源及び点 (point) 検出器が、ラスタース様に患者の上を走査する。この走査が、患者の骨及び軟組織を透過する放射線ビームの、点から点の伝達によりもたらされた映像をもたらす。骨ミネラルの濃度の計算は、

最近のレクチリニア走査法は概括的に、その長い走査時間及び良好な立体的分解能の欠如により制約される。不良な立体的分解能は、高度に解剖学的な詳細を表示し、そして骨が占める走査面積の正確な測定を可能にするような映像を提供することができない。更に、高度な正確さ及び精密性を獲得するために、x 線源の発光 (output) 及び検出器の反応を詳しく監視しなければならない。

発明の要約

本発明に従う骨密度測定装置が、対象の身体を検査するために提供されている。1種類又は2種類のエネルギーの x 線源が対象の身体に向けて x 線放射のビームを照射する。放射線は検査される身体的全領域に適用される。シンチレーションスクリーンは対象の身体を透過する x 線放射を受信し、受信した x 線放射の立体強度パターンに比例した立体強度パターンをもつ可視的スペクトルの放射線を放射する。

次いで電荷連結装置 (charge coupled device) (CCD) がシンチレーションスクリーンから放射線を受信する。この CCD センサーが、シンチレーションスクリーンから放射される放射線の立体強度パターンの個別的電子的表示を発する。スクリーンと CCD センサーの間の焦点部品は、シンチレーションスクリーンの放射線を CCD センサー上に焦点を結ぶ。周囲の放射線が CCD センサーに達するのを予防するために、本態様は、シンチレーションスクリーンと CCD センサーの間の領域の回りにシェード又はフードを使用している。次いで CCD コントローラーが、CCD センサーにより発せられた電子的表示を処理し、そして対応する映像データを出力する。

2種の異なったエネルギーレベルの x 線で、検査を実施することができるようにするために、2種の光子の x 線源を使用する。この線源は、所望の時に一方のエネルギーレベルを除去するためのフィルター部品のついた、x 線管、又は放射性核種線源の可能性がある。2種の x 線エネルギーレベルそれぞれを使用することにより回収された映像データの相関付けが、定量的な骨密度の情報を提供する。

シンチレーションスクリーンと CCD センサーの間の焦点部品 (element) はレンズ又はファイバーオプチックの縮小機 (reducer) の形態をとることができる。映像増幅器を CCD センサーと連結して使用することができる。映像増幅器は「接近タイプ」の映像ダイオード又は、マイクロチャンネルを基礎にした装置の可能性もある。それはまた CCD に直接設置することができる。CCD コントローラーとともに使用される映像貯蔵装置は、データプロセッサによる CCD センサーの出力信号の操作を可能にする。これは、2種の異なったエネルギーレベルの x 線ビームを利用することによる、測定値の相関付けを伴う。該装置はまた x 線透過線の計数 (counting) を可能にする、より早いシャッター速度で操作できるように適応させることができる。これは、ある種の適用に有用な x 線透過線のエネルギー測定値を提供する。

代替の態様においては、シンチレーションスクリーンからの放射線を受信しそして検出して、受信した x 線ビームの立体強度パターンの電子的表示を発するために、無定形ケイ素からなる検出器を使用している。無定形ケイ素の検出器は CCD 検出器と置き換えることができるか、あるいはそれは x 線を直接受信するために使用することができる。

もう1つの好ましい態様において、本発明の機器は、2種のシンチレーションスクリーンを含み、それぞれがそれら自体の個々の CCD 検出器又は無定型 (アモルファス・amorphous) ケイ素検出器と連結している。シンチレーターの一つは高エネルギー x 線に反応性で、高エネルギー x 線パターンの立体強度パターンの光学的映像を発する。その連結され

10

20

30

40

50

た検出器は映像を感知し、そして高エネルギーの x 線パターンの電子的表示を發する。もう一方のシンチレーターは低エネルギー x 線に反応性で、低エネルギーパターンの光学的映像を同時に發する。その連結された検出器は低エネルギー x 線パターンの電子的表示を發する。データプロセッサーは、2種の異なるエネルギーレベルでの x 線についての測定値の相関付けを実行する。

その他の好ましい態様は、電荷連結装置 (CCD) がシンチレーターに光学的に連結され、そして、インビボ (in vivo) でもインビトロ (in vitro) でも、身体の組織中に導入された放射性核種の立体強度分布を測定もしくは計数 (count) する、映像化分光分析の装置及び方法に関する。十分な厚さの CCD は、ある適用においてはシンチレーターの使用をせずに、ガンマ光線事象 (events) を測定するために使用することができる。CCD は、通常 2 分未満内で、このような分布を正確に測定するに十分な分解能及び感受性を有する。10 と 2,000 keV の間の範囲、そして好ましくは 20 と 600 keV の間の範囲のエネルギーを有する放射線を放出する線源を、腫瘍組織又はその他の適宜な病理的異常部に配達させる。

CCD は選択された時間内のガンマ線事象 (events) の数を計数する (count) ことにより情報の「フレーム」を獲得する (acquire)。映像を提供するために付加又は集積された各フレーム又は一連のフレームを、散乱光線を実質的に減少又は除去するために、パルス高分析法 (pulse height analysis) を使用してフィルターにかけることができる。パルス高分析法はまた、診断的に重要な情報を含む、異なるエネルギーレベルを有する信号間を識別するためにも使用できる。この装置の識別及びエネルギー測定能はそれを種々の適用に適宜なものにさせている。

x 線映像化及び定量的分析を実施するために、光子刺激可能な蛍りん光体のような光学的貯蔵部品が、本明細書に記載の映像化領域検出器とともに使用することができる。本明細書中に記載の光学的貯蔵装置は、映像化及び / 又は走査される対象を透過する x 線を發する x 線源を使用している。光学的貯蔵部品 (element) は透過された x 線を収集し、そこで、収集された情報の立体的分布を、対象の密度分布と相関付ける。次いで貯蔵部品はレーザー又は強力な広帯 (broadband) 光源のような第二の光源により照射されて、貯蔵された光学的エネルギー分布の発生を導く。發射された光学的分布を、領域検出器により検出すると、対象の映像が得られる。これは、骨及び軟組織両者の映像化においてそして、特にデジタルの歯の放射線透過写真に対して、種々の適用を有する。

本発明のもう一つの好ましい態様は、2種のエネルギー映像化の適用の、ピクセル化されたフィルター構造物を加工する方法を提供する。この方法は、x 線映像化装置において2種の異なるエネルギーを同時に収集するための、領域検出器のついた薄いフィルムのフィルターを加工するための微細加工技術を使用する。これは特に、小さいピクセルサイズを有する CCD のような、平板の検出器に十分適する。

【図面の簡単な説明】

図 1 は、本発明の映像化装置の透視図である。

図 2 は、CCD 又はその他の領域検出器への、シンチレーターからの映像データの焦点を合わせるためにレンズを使用している、骨密度測定器を略図で表している。

図 3 は、シンチレーションスクリーンから領域センサーへ、映像を配達するためにファイバーオプチックの縮小機を使用している、骨密度測定器を略図で表している。

図 4 は、ファイバーオプチック板を使用しているシンチレーションスクリーンの、もう一つの好ましい態様を示している。

図 5 は、貯蔵可能な領域センサーのピクセルアレイ (pixel array) の図である。

図 6 は、図 2 の骨密度測定器の、代替的な好ましい態様である。

図 7 は、図 2 の骨密度測定器の、もう一つの代替的な好ましい態様である。

図 8 は本発明の走査装置の透視図である。

図 9 はセンサーコントロール装置を示す切断略図である。

図 10 は、発光 (emission) 及び透過 (transmission) 両者の研究のために使用されるフレーム移動 CCD を表す切断略図である。

10

20

30

40

50

図 1 1 は発光及び透過両者の研究のための、CCD 映像化装置の切断略図である。

図 1 2 は、本発明の映像化法を実施する際に使用される、工程のフローシーケンスを示している。

図 1 3 は発光及び透過両者の研究のために使用できる、CCD 映像化システムの代替的態様である。

図 1 4 A 及び図 1 4 B は組織の発光及び透過研究実施のための段階フローシーケンスを表している。

図 1 5 は、2 種のシンチレーションスクリーン及び 2 種の検出器 (detector) を使用する、図 2 の骨密度測定器への、代替的な好ましい態様の略図である。

図 1 6 は、図 1 5 の骨密度測定器の代替的な好ましい態様の略図である。

図 1 7 は図 1 6 の骨密度測定器の変法の略図である。

図 1 8 は、2 種の無定型ケイ素の映像センサーを有する、図 1 5 の骨密度測定器のもう一つの代替的な、好ましい態様の略図である。

図 1 9 は、本発明の骨密度測定器の種々の態様とともに使用することができる、2 種の無定型ケイ素の映像センサーを含む、代替的検出構造物の略図である。

図 2 0 は、静的、走査的又は段階的映像化方法のための骨密度計のもう一つの好ましい態様である。

図 2 1 A - 2 1 C は、図 2 0 の検出集合装置 (assembly) のための代替的態様を示している。

図 2 2 A - 2 2 B は、走査的又は段階的映像化法を示している。

図 2 3 は本発明に従う映像化装置のもう一つの好ましい態様である。

図 2 4 は、本発明に従う、x 線映像化装置のもう一つの好ましい態様である。

図 2 5 は本発明に従う、骨密度測定及び組織病巣映像化のために使用される検出構造物の略図である。

図 2 6 は、デジタルの乳房放射線映像化及び定量分析のために、2 種の、隙間を空けたアレイを使用している、本発明の好ましい態様である。

図 2 7 は、それぞれの直線状アレイ中の映像化部品が患者及び x 線源に対して異なった角度で配置されている、もう一つの好ましい態様を示している。

図 2 8 は、多数の映像化部品が、3 個以上の隙間を空けた直線状アレイを有する可能性がある、標準の x 線フィルムのカセットのサイズに適合する大きなアレイ中に並べられている、好ましい態様を示している。

図 2 9 は通常ファイバーオプチック板及びシンチレーターを使用する直線状アレイの切断図を示している。

図 3 0 は、放射線源に対してアレイを並進させるための装置を示している。

図 3 1 A 及び 3 1 B は、2 段階の映像化シーケンスの過程を示している。

図 3 2 は、アレイが線源に対して移動される、組織の連続的映像化又は走査のための装置を示している。

図 3 3 A 及び 3 3 B は、本発明に従う、末梢部の (peripheral) 走査 x 線映像化装置の透視図及び上部切断図を示している。

図 3 4 A 及び 3 4 B は、本発明に従う、末梢部走査機のもう一つの好ましい態様を示している。

図 3 5 A 及び 3 5 B は、本発明に従う、2 種のエネルギーの x 線映像化のための微細加工されたフィルター装置の好ましい態様を示している。

図 3 5 C は、図 3 5 A 及び 3 5 B で示されたフィルター装置の加工のための好ましい過程シーケンスを示している。

図 3 6 A 及び 3 6 B は、光学的貯蔵部品を使用している、x 線映像化装置を示している。

図 3 7 は貯蔵された x 線映像の検出のための光学的刺激装置を示している。

図 3 8 A 及び 3 8 B は、光学的貯蔵部品 (element) を使用している、x 線映像化のための、もう一つの好ましい態様を示している。

図 3 9 は、デジタルの、歯の放射線図のための、光学的貯蔵部品を使用している、口内挿

10

20

30

40

50

入物の部品の分解図である。

図 4 0 A 及び 4 0 B は、貯蔵された x 線映像を検出するための光学的刺激装置のもう一つの好ましい態様を示している。

好ましい態様の詳細な説明

図 1 における、骨密度の研究を実施するための、本発明の好ましい態様は、検出器 1 0 及び、x 線管 1 2 又は、ガドリニウム - 1 5 3 のような放射線核種線源のどちらか、を使用している。検出器 1 0 は、2 次元の電荷 - 連結装置 2 4 (C C D) に光学的に連結しているシンチレート板 2 0 を含んでなる。C C D は 1 個の小型の電子チップ中に集積された検出器の 2 次元のアレイである。シンチレート板 2 0 と C C D 2 4 の間の光学的連結は、光学的等級のレンズ 2 5 により実施される。このようなレンズは、スクリーンからの適宜な光の収集のために、低い f - 数 (0 . 6 - 1 . 8) をもたねばならない。C C D の方向へ発光されたシンチレート板からの光線の収集率 (E) は、等式：

$$E = \frac{t m^2}{4 f^2 (m + 1)^2}$$

[式中：

t : レンズを通る光線の透過ファクター

m : シンチレート板から C C D への拡大倍率

f : レンズの f - 数

である]

により計算することができる。

代替的方法では、シンチレート板と C C D の間の光学的連結は、ファイバーオプチック縮小器 (reducer) によって実施することができる。

図 2 に関して、骨密度計測器 1 0 は、検査される対象 1 6 の身体に向けて x 線 1 4 のビームを配達するような、x 線管 1 2 を有する。該 x 線管は、2 種の異なったエネルギーレベルで x 線を発光することができる。2 種のエネルギーレベルは、後に考察するように、患者の 2 種の、別な x 線映像を得るために使用される。図 1 に比較して、線源を患者の上に、そして検出器をテーブルの下に置くことができることに注目願いたい。

対象 1 6 が x 線エネルギーにより照射される時、対象 1 6 に達する x 線の一部は対象の身体により吸収され、その吸収量は、x 線が投射する骨又は組織の密度に依存する。x 線は概括的に直進するので、線源 1 2 から身体より遠くに、対象の身体から出る x 線エネルギーは、対象の身体の吸収の、従って、相対的な、組織及び骨格密度の立体的表示である。対象の身体を透過する x 線を受信するために、シンチレーションスクリーン 2 0 を、x 線源 1 2 から患者より遠くの側に設置している。該シンチレーションスクリーン 2 0 は、x 線感受性の蛍光物質であり、そしてそれが x 線エネルギーを受けると、可視光線を再発光する。シンチレーションスクリーンから発せられる放射線の立体的強度パターンは、スクリーン 2 0 により受けられた x 線の立体的強度パターンに比例する。従ってシンチレーションスクリーン 2 0 は、シンチレーションスクリーン 2 0 に到達する x 線像に局部的に比例する、可視スペクトルにおいて、あるいは代替的に、紫外線、又は赤外線の近くにおいて映像を提供する。

レンズ 2 2 はシンチレーションスクリーン 2 0 と C C D センサー 2 4 の間に設置される。C C D センサー 2 4 は、光子を電子に変換させ、それにより、受信した光学的映像の別々な (discrete) 電子的表示を発する、近接して設置された M O S ダイオードを使用している、光感受性のピクセルのアレイである。レンズ 2 2 はシンチレーションスクリーンに面しそして、レンズ 2 2 を通過して、C C D センサー 2 4 の表面上にシンチレーションスクリーン 2 0 から発光される可視光線の焦点を結ぶ。周囲の光線が C C D センサーに達することを妨げるために、シンチレーションスクリーン 2 0 とレンズ 2 2 の間の領域を囲むシェードを、写真機の蛇腹 (bellows) の形態で提供する。蛇腹 2 6 のシェードは C C D センサー 2 4 に達する映像信号の光学的ノイズのレベルを減少させる役目をはたす。

シンチレーションスクリーン 2 0 はその上に照射された x 線の大部分を吸収するが、やは

10

20

30

40

50

りいくらかは、スクリーン 20 を透過して、シンチレーションスクリーン 20 の光学的映像信号を妨害する可能性がある。CCD センサーとの x 線の直接的相互作用は、センサーにより検出される、光学的映像に「スノウ (snow)」効果をもたらす、非常に明るいピクセルを生成する。更に、CCD センサーの長時間の直接的 x 線照射は暗流 (dark current) を増加させる可能性がある。これらの理由により、光学的等級の鉛ガラス又はアクリル鉛のフィルター 28 を、シンチレーションスクリーン 20 とレンズ 22 の間に配置するか、あるいは代替的に、レンズと CCD の間に設置する。鉛ガラスフィルター 20 は、大部分の漂遊 (stray) x 線を吸収して、それらが CCD センサー 24 に達することを妨げる。散乱 x 線がスクリーンに達することを妨げるために、患者とシンチレーションスクリーンの間に散乱抑制グリッド 29 を使用している。

10

具体的な検査時に、対象 16 は x 線源 12 とシンチレーションスクリーン 20 の間に置かれる。次いで x 線源を、具体的には 1 から 5 秒間の短時間、活性化する。x 線は対象 16 の体内を差動的に透過しそして吸収されるので、それらはシンチレーションスクリーン 20 と相互作用する。相互作用時に、スクリーン 20 は電磁スペクトルの可視部の光線を発する。本態様においては、シンチレーションスクリーンはテルビウム活性化物質であり、540 nm の領域の光線を発する。

シンチレーターから発せられた光線はレンズ 22 により CCD センサーに転送される。光線エネルギーは CCD センサー 24 との相互作用時に、電子に変換され、それは CCD センサー 24 の各ピクセル中に貯蔵される。本態様の CCD センサーは 512 x 512 のピクセルからなるが、このようなセンサーは多数の異なるサイズがある。CCD センサーはシンチレーションスクリーンからの映像信号を「集積」し、その中で光学的映像を感知しそして x 線曝露時間中、電荷 (charge) を貯蔵する。x 線曝露の終了後、CCD 24 の別個の表示を CCD コントローラ 30 により読み出す。CCD コントローラ 30 は CCD センサー 24 から映像表示をピクセル毎に取り取り、それをデジタルのアレイに組織化する。次いで、立体的位置及び x 線強度を表すデジタルのアレイをメモリー又は映像貯蔵機 32 へ出力させる。映像貯蔵機 32 から、映像処理法を実施するためにデータプロセッサ 34 により映像にアクセスすることができる。陰極線管 (CRT) 36 もまた、データプロセッサ 34 による処理前もしくは後に映像を表示させることができるように設置されている。

20

フィルムスクリーンの放射線透過撮影のような、その他の通常の検出方法と異なり、CCD を基礎にした映像化は、透過された x 線強度及び、CCD の各ピクセル中に発せられた電荷 (charge) の間の直線的、定量的な関係を与える。第一の高エネルギー x 線曝露を獲得後、生成映像を映像貯蔵機 32 中に貯蔵し、そして低エネルギーの x 線ビームによる第 2 の曝露を、同一の位置にある対象 16 で獲得する。この曝露中に、具体的には約 70 kVp の低エネルギー x 線ビームを、約 1 mA の管電流で使用される。管は 40 kVp において、そして約 140 kVp まで電子を加速させることができる。管の電圧及び電流はコンピューターメニューによりコントロールされていることに注意願いたい。次いで、低エネルギーの x 線像を高エネルギー曝露により映像貯蔵機 32 中に貯蔵する。各映像は軟組織及び骨を透過する x 線の相対的透過性についての定量的情報を提供する。

30

両者の映像が得られたら、2 種の光子の吸収測定法の比較処理法を応用して、x 線により走査されたこれらの身体の部位の定量的密度の測定値を計算する。短時間の間に、2 種の異なるエネルギーレベルの x 線により発せられた 2 種の映像の相関付けにより、恐らく x 線管出力の不安定性により誘起された、体系的なピクセル毎の誤りの実質的な減少をもたらす。

40

本発明の本態様は、走査検出器に対し、領域検出器に関するもので、密度測定検査に要する測定時間が著しく短縮される。検査される領域をレクチリニア様態で走査しないで、全領域を同時に照射しそして生成される映像を同時に処理する。具体的には、本発明の 2 種の光子法を使用する全過程は x 線管の出力及び支持する電子機器の処理速度により、30 から 60 秒継続する。

図 3 は図 2 のものの代替的態様を示している。本態様において、図 2 の x 線管の線源 12

50

は放射性核種の線源 4 0 と置き換えられている。放射性核種線源はガドリニウム - 1 5 3 である。ガドリニウム - 1 5 3 は 2 種のエネルギー帯、4 4 keV の低エネルギー帯及び、1 0 0 keV の高エネルギー帯において光子を同時に発生する。このように、ガドリニウム線源は 2 種の光子放射線源である。2 種の異なったエネルギーレベルからの映像を別々に得られるように、x 線フィルター 4 2 を、光源 4 0 と対象 1 6 の間に設置する。本態様において、フィルター 4 2 は銅又は K - エッジ (K-edge) のフィルターであり、そしてビームからのほとんどすべての低エネルギー (4 4 keV) の発光を排除する。フィルターの除去はビームをその 2 種のエネルギー性に回復させる。フィルター 4 2 は x 線ビームの線上で開閉することができる電磁シャッターとして設置されている。最初に、フィルターのシャッターを閉じて、高エネルギーの映像が得られ、その後、シャッターを開いて 2 種のエネルギービームを使用する映像が得られる。

10

両方の電子映像を貯蔵し、そして低エネルギー光子のみの透過を表す映像が、データプロセッサ 3 4 により、2 種のエネルギー映像から高エネルギー映像を電子工学的に差し引くことにより得られる。一旦両方の映像が得られたら、比較 2 種光子処理法を使用して定量的密度計算を実施する。

図 3 の態様の追加的特徴は、図 2 の態様のレンズ 2 2 をファイバーオプチックの縮小器 (reducer) 4 4 で置き換えることである。ファイバーオプチック縮小器 4 4 は堅く束ねた光学ファイバーの大きなアレイからなり、そしてシンチレートスクリーン 2 0 から CCD センサー 2 4 に導く、焦点を結ぶ装置である。CCD センサー 2 4 の付近で、多数のファイバーを融合させ、これにより個々のファイバー上に存在する信号をまとめる。その効果は、シンチレーションスクリーン 2 0 における縮小器 4 4 の入力から、CCD センサー 2 4 における縮小器出力への映像の圧縮である。このように、縮小器 4 4 は焦点を合わせる領域にレンズを必要とせず、シンチレートスクリーン 2 0 から CCD センサー 2 4 上に光の焦点を有効に結ぶ。

20

図 3 に共に示されているが、ファイバーオプチックの縮小器 4 4 は放射性核種線源 4 0 とともに使用する必要はない。どちらの部品も図 2 の配置に個々に置き換えることができる。しかし、2 種の光子の識別能を提供するためには、x 線フィルター 4 2 は放射性核種線源 4 0 とともに使用せねばならない。しかし、パルス高度分析は図 1 0 & 1 1 の態様と組み合わせる実施することができることに注目願いたい。

図 4 は、図 2 及び 3 のシンチレーションスクリーン 2 0 に対する代替物を示している。図 3 により示された、スクリーン 4 8 はシンチレートファイバーオプチック板である。その板 4 8 はその板中を走るシンチレートファイバー 5 0 からなるファイバーオプチックの面である。ファイバーオプチック板は、本質的には図 2 のシンチレートスクリーン 2 0 と同様に CCD に対して光学的に裏内ちされているが、しかしファイバーオプチック板 4 8 は、増加した x 線停止能により、より大きい量子効率 (quantum efficiency) を可能にする。

30

図 5 には、CCD センサー 2 4 のピクセルアレイが示されている。図 5 に示されているアレイは図示の目的で 1 0 × 1 0 のみであるが、実際のアレイは異なった次元である。アレイ中の各ピクセルは、アレイにより検出される全体的映像に貢献する、個々の光感受性の部品 (element) である。本態様の CCD センサーの特徴は、ともに「集積貯蔵 (binned)」されることができるセンサー 2 4 のピクセルの性能である。ピクセルアレイの集積貯蔵 (binning) は、ピクセルの群を組み合わせる「スーパーピクセル」を形成し、次に単一の画像エレメント (element) として認識される、センサー電子機器の性能を意味する。

40

電荷 (charge) は、電荷読み取り時に、単一の電圧池中に、2 種以上の隣接の電圧池に含有された電荷パケットを組み合わせることにより貯蔵される。連続的及び平行的集積貯蔵を組み合わせ、いずれの長方形の、溜池 (wells) 又は検出器部品 (element) の群から 2 次元の集積貯蔵を実施することができる。

図 5 の集積貯蔵可能なアレイ中の黒線は、個々のピクセルが集まっているかもしれない場所を示している。例えば、4 個の左側上部隅のピクセル 5 0 は CCD センサー 2 4 のコン

50

トロールにより一緒に集積貯蔵されてスーパーピクセルを形成することができる。次いでスーパーピクセルがCCD電子機器により単一のピクセルとして認識され、各ピクセル50に達する光線強度は全スーパーピクセルの表面にわたり平均化される。このようにして、アレイの次元は電子的にコントロールすることが出来る。図5に認められるように、4個のピクセルの群が10×10のアレイ上に一緒に集積貯蔵される場合、全アレイの次元は5×5になる。CCDセンサー24の集積貯蔵はピクセルアレイの分解能を減少させるが、ノイズの相対的百分率もまた減少され、これにより、信号対ノイズ比の改善をもたらす。

以下のx線データ獲得法は前記のものの代替物である。この方法において、映像は高エネルギーで得られ、CCDは通常集積貯蔵されないモードで読み取られる。身体を透過する高エネルギービームの高い透過性により、身体から得るx線の影響は低エネルギービームのそれに比較すると高い。従って、もたらされる、1CCDピクセル当たりの電荷信号は比較的強い。この映像は高エネルギー映像として貯蔵される。また、この映像は興味のある領域の手動による選択により、又は自動エッジ検出により、測定されるべき骨の領域(area)を計算するために使用される。従って我々は、測定された骨の領域において、精度のより高い、高い分解能の映像の恩恵にあずかる。以前は、骨密度測定の精度及び正確性は次善の立体的分解能により、著しく制約されていた。低エネルギーにより得られる次の映像は、ピクセル集積貯蔵法により、例えば2×2ピクセル集積貯蔵を使用して読み取られる。身体を透過する低エネルギービームの透過性は高エネルギービームに比較して低い。従って、各CCDピクセル中の強い信号を記録するためには、放射線量を増加せねばならない。

代替的に、信号対ノイズ比を増加させそして放射線投与量を減少させるために、低エネルギーに対する集積貯蔵法を使用することができる。この2種のモードの獲得法は信号対ノイズ比を改善し、患者に対する放射線投与量を低下させるための、非常に強力な手段である。図2及び3に示された光学的部品(elements)の配置は好ましい態様を表すが、該装置の機能性は光学的透過のこのようなインラインの種類には依存しない。図6は、CCDセンサー24がシンチレーションスクリーン20に対してある角度で配置され、そして鏡52がシンチレーションスクリーンによりCCDセンサー24の方向に与えられた放射線を反射させるために使用されている、光学的部品の代替的配置を示している。レンズ22はCCDセンサー24と鏡52の間に示され、CCDセンサー上に映像を結ぶ。しかし、シンチレーションスクリーンの映像の焦点合わせは、映像が鏡52に到達する前もしくは後に実施することができる。実際、鏡自体がシンチレーションスクリーン20からの映像の焦点を結ぶような形状を与えることができる。

図7は光学的単位部品(component)のその他の代替的配置を示している。図7では、対象16をx線に透過性である支持台54により吊している。支持台54は対象16をシンチレーションスクリーン20の上方に、距離をおいて高く維持している。x線がシンチレーションスクリーン20に達すると、スクリーン20はx線が入射される同一面から映像データを再放出する。鏡52はここでは、CCDコントローラ30により処理するためにレンズ22を通して焦点を結ぶように映像を収集する、CCDセンサー24に向けてこの映像を反射させるように整合配置されている。

図6の配置と同様に、シンチレーションスクリーン20からの映像の焦点合わせは鏡52により反射される前もしくは後に実施されることが出来るか、あるいは鏡52自体により焦点を結ぶことができる。更に、前記のあらゆる、場合により使用される部品も、図5又は図7の配置に置き換えることができる。これは、x線吸収スクリーン28、散乱抑制グリッド、ファイバーオプチックの縮小器44、及びファイバーオプチックの面板(faceplate)を含む。

x線散乱を減少させ、そして電子制御により得られたx線像の動的範囲(dynamic range)を増加させるための、非常に有効な、放射線量効率のよい方法は、スリット走査法である。この方法においては、x線の扇形のビームを患者の上で走査させ、そして検出器の線状のアレイを透過放射線の検出に使用する。具体的な適用においては、検出器の長さが、

10

20

30

40

50

1回の通過でカバーすることができるように、領域の幅を制限する。更に、検出の線を形成するために、多数の小さい直線状CCD又は光学ダイオードのアレイを使用する。これにより、むしろ複雑な検出集合装置をもたらす。検出装置の冷却が必要な場合は、このような広がった検出器を完成することは困難である。電子的増幅器を使用することによる映像の増幅もまた困難で、非常に高価なものになる。

2種のエネルギーの骨密度測定に対する代替的態様は、直線状CCD又は光学ダイオードのアレイを使用せずに、スリット走査幾何学の利点を利用する。この方法は図8に略図で示されている。領域CCDセンサー64を線から領域のファイバーオブチックの変換器62と連結して使用している。この変換器は軸の物質よりもより低い屈折率のクラッドを有する、柔軟な又は硬い光学ファイバーから製造することができる。図8に示されるように、CCD64は多数の列(rows)に分割されそして、ファイバーオブチックのリボンを各列に光学的に連結するか又は接着されている。変換器62へのCCD64の連結は、その他の態様に関連して記載された種々の装置を使用して達成することができる。あるファイバーから他のファイバーに光が横断することを防ぐために、壁外吸収物質(extramural absorber)を使用することができる。各リボンのもう一方の端は縦に並べて直線状のセンサーを形成する。直線状のセンサー(入力端)の前に、テルビウムにより活性化されたガドリニウムオキシスルフィド(GOS:Tb)のような、x線変換シンチレーター60を使用している。代替的には、より高いエネルギーにおける改善された量子効率のためには、シンチレート用ファイバーオブチックの板を使用することができる。非常に小型の領域検出器を有する直線状x線センサーを、スリット走査態様で使用する。

この種類の典型的な直線状検出器は、スリットの長さに沿って縦に並んだ数本のリボン及び、検出器スリットの幅にわたる1本から複数本のリボン、を含んでなる。

具体的な例において、各ピクセルが 20×20 ミクロンの面積をもつ 512×512 のピクセルCCDを考え願いたい。直径60ミクロンの個々のファイバーを有するファイバーオブチックの束をこの態様を使用する。CCD上で、各ファイバーは約 3×3 ピクセルの面積をカバーするであろう。各ピクセルとファイバーの間の完全な整合が望ましいがこの適用には重要ではない。ファイバーを固く充填すると、CCDの全面積をカバーする、 170×170 アレイ又は、合計29,127本のファイバーをもたらすであろう。ファイバーの各リボンは、170本のファイバーからなり、そしてCCD上の約 512×3 ピクセルをカバーする1本の列に対応する。CCDから出るすべてのリボンが縦に並べられると、直線状のセンサーは約175cmの長さになるであろう。代替的に、リボンは少数を縦に並べ、スリットの幅にわたり少数を配置することができる。前記のCCDを使用することにより、15.3cmの直線状の検出器を、縦に並んだ約15本のリボンで製造し、それによりCCDの面積の小部分のみを使用することができる。

リボンを15の群に積み重ね(CC Dの1列当たり1本のリボン)、それにより、光学的にx線シンチレーターに連結された $2,550 \times 11$ のファイバーのアレイからなる疑似直線状の検出器を製造することにより、CCDの全面積を使用することができる。このスリット検出器の次元は 1.0 cm^2 の全感知面積をもって、 $153 \times 0.66 \text{ mm}$ であろう。

スリットの全感知面積はCCDの全面積と大体等しくなければならず、そしてファイバーオブチックの出力の直線の次元はCCDの直線次元と大体同様でなければならないことに注目することは重要である。より広い又はより長いスリットは出力端においてより大きい面積をもたらすであろう。この場合、より大きいCCD又はファイバーオブチックの変換器とCCDの間に光学的に接着されたファイバーオブチックの縮小器を使用することができる。代替的に、変換器自体をCCDのサイズに合うようにそぎ取る(taper)ことができる。より高い立体的分解能のために、ファイバーオブチックの変換器は、より小さい直径(5-6ミクロン)の光学ファイバーで製造される。

ある非常に詳細な、低量の適用のために、より高い信号の増幅が必要な場合には、近くに焦点を合わせた映像増幅器を、ファイバーオブチックのテーパーとCCDの間、又はファイバーオブチックの変換器とファイバーオブチックのテーパーの間に光学的に接着することができる。映像増幅器は、両者とも市販されている、近接ダイオードタイプでもミクロ

10

20

30

40

50

チャンネルの平板装置でもよい。代替的には、一般的に「増幅 (intensified) CCD」と称される、CCDと増幅器の集積装置を使用することができる。もう1つの方法は、ファイバーオプティックの変換器の出力面と増幅もしくは非増幅CCDとの間のレンズ連結を使用することである。

CCDの冷却は熱電子冷却機により容易に達成することができる。冷却は、非常に強いコントラストの分解能が必要で、映像獲得時間が比較的長い場合にのみ必要とされる。CCDは500kHz (5×10^5 ピクセル/秒)で読み出される場合は、対象の150mm x 150mmの面積を約114秒間(約2分間)で走査することができる。より早い走査は、CCDの読み取り速度を増加させることにより達成することができる。

代替的には、より早い走査には、図10に示されたもののようなフレーム移動CCDを使用することができる。本装置は、感知のためではなく、貯蔵のためにその感知面積の半分を使用する。このようにして、感知領域91から貯蔵領域93への映像の移動を、数ミリ秒間で達成する。512 x 512のCCDと同様な配置の、128 x 128又は64 x 64部品 (element) のようなより小さいCCDを、この目的に使用することができる。更に、より大きな面積のCCDをこの目的に使用することもできる。ピクセルの集積貯蔵は前記のように、この検出方法において適用することができる。ガドリニウム-153 (Gd-153)線源を、前節で記載したように、x線管の代わりに使用することができる。Gd-153線源は小さなペレットか又は、検出器の長いディメンション (dimension) と平行な、コリメート (collimated) 線源である。

線から面への変換設計は、x線ビームの直接的経路からCCDを除去させ、それにより、CCDを直接的x線相互作用から容易に遮蔽させ得る。これはCCDの有効寿命を延長させ、そして、x線の、センサーとの直接的相互作用によりもたらされる「スノウ (snow)」効果を軽減させる。更にこの方法は、レンズ又はファイバーオプティックのテーパー (taper) よりもシンチレーターとCCDとの間のより大きい光線移動効率を可能にする。ピクセル集積貯蔵法は、オペレーターが、x線ビーム又は検出器のコリメーターのどちらにも機械的な変更をせずに、所望の立体的分解能及びコントラストを選択することを可能にすることに注目願いたい。分解能及びコントラストを決定する検出器のピクセルサイズは、コンピューターからのコマンドによりコントロールすることができる。このx線の映像化様式は、患者の大きさ、及び医学的病歴により、走査を最適にするために非常に有効に使用することができる。

代替的方法是、定量的x線放射線透過写真に対する、改良されたレクチリニアの走査法を提供する。この態様においては、シンチレーターに光学的に連結された2次元のCCDをレクチリニアの走査モードにおけるx線の検出器として使用する。CCDは全面フレームでもフレーム移動装置でもよい。フレーム移動CCDは、より早いデータ走査及び獲得を可能にするであろう。

CCDシンチレーター集合装置は該装置の性能に極めて重要である。CCDと、ガドリニウムオキシスルフィドのような多結晶質のシンチレーターの直接的光学的接着は可能であるが、この方法は、CCDを直接的なx線相互作用から遮蔽するには有効ではない。層の厚さが増加されると、x線像の立体的分解能は光の散乱により劣化する。多結晶質のシンチレーターとCCDの間にシンチレート用ファイバーオプティック板を使用すると、この問題の解決を与える。

シンチレート用ファイバーオプティック板はx線又はU.V.光線をおよそ550nmに頂点の発光を有する緑色光線に変換するように設計されたファイバーオプティックの面板である。この面板は個々のファイバー間の光線の拡散を防止するために壁外吸収物質で製造されている。シンチレート用ファイバーオプティック板の領域はCCDを完全に覆わなければならない。望ましい厚さは、x線のエネルギーに依存する。5から10mmの厚さが好ましいが、より薄い板でもより厚い板でも使用できる。10mm又は20mmのような非常に厚いシンチレート用ファイバーオプティックの板の使用は、本質的にCCDとのどんな望ましくない直接的x線の相互作用をも排除するであろう。シンチレート用ファイバーオプティック板はまた、薄層の蛍りん光体なしで使用することができる。しかし、二者の組み合わせが患

10

20

30

40

50

者に対する放射線量を減少させて、より良い質の映像を与えるであろう。代替的には、従来のファイバーオプチック板を当該シンチレート用ファイバーオプチック板への基材として使用することができる。ファイバーオプチックに対する多結晶質の蛍りん光体の光学的連結は、直接的メッキ法 (deposition) 又は光学的接着法を使用して実施することができる。

代替的方法において、曲がったファイバーオプチックの束を、シンチレーターとCCDの間に使用することができる。曲がった束の形態が、外来のx線からCCDを非常に有効に遮蔽させる。CCDとファイバーオプチックの変換器の間のレンズによる連結もまた使用できる。感受性改善のために、近接焦点映像増幅器、映像ダイオード又はマイクロチャンネル板を、ファイバーオプチックの入射端において、又はファイバーオプチック束とCCDの間に使用することができる。好ましい方法は、入射端において増幅器を使用することである。シンチレーターは、増幅器の入射部に光学的に接着できるかあるいは、シンチレート用ファイバーオプチックの入射板を有する増幅器を使用することができる。

x線管は検出器の付いたC-アームの配置に整合して並んでいる (aligned)。x線ビームは検出器板においておよそ1 x 1 cmの、検出器面積とほぼ一致する。x線が患者を透過する際、幾らか (20% - 60%) が、可視光線をもたらす一次多結晶質シンチレーターにより吸収される。この光線が、CCDの方向にある光学的に透過性のファイバーオプチックの面板を透過する。一次シンチレーターと相互反応しないx線はファイバーオプチック面板により吸収されるであろう。シンチレート用ファイバーオプチックの面板を使用する場合は、これらのx線はファイバーにより吸収され、従って更なるシンチレーションをもたらすであろう。従って、シンチレート用ファイバーオプチック板は、光線伝導装置、x線遮蔽物、二次的x線検出器及びx線信号増幅器として働く。

x線誘導光線のCCDの光感受性面との相互作用により、シンチレーター中のx線の相互作用件数に比例する電子電荷 (charge) が発せられる。次いでCCD上に集積された電荷が読み取られる。しかし、このレクチリニア (rectilinear) 走査法においては、各CCD読み取りは、全映像の小セグメント (segment)、およそ1平方センチメートルに対応するであろう。従って、全映像は、各映像セグメントの立体的合計により取得される。例えば、15 x 15 cmの面積がカバーされ、センサー面積が1.0 x 1.0 cmである場合は、15² (225) のセグメントが得られそして合成されねばならない。500 kHzで操作される512 x 512ピクセルのCCDは0.5秒で各セグメントを読み出し、約2 cm/1秒の走査速度では、全走査に約2分を要するであろう。走査スピード及びCCDの読みだし速度の両者を増加させることにより、より早い走査が得られる。

2種のエネルギーの走査は、集積貯蔵しない場合の高い管電圧 (potential)、具体的には130 kVpにおける全面積の最初の走査により、そして次に、集積貯蔵する (binning) 場合の低い管電圧、具体的には約70 kVpにおける走査を繰り返すことにより、獲得されるであろう。前記のように、自動スライド機構が、高エネルギービームに対しては高いアルミニウムフィルター作用そして、低エネルギービームに対しては、低いフィルター作用をもたらす。各エネルギーレベルの映像は、その後の2種の光子分析のためにコンピューター中に保存される。精度の改善を伴うピクセル集積貯蔵による取得は、両エネルギーにおいて可能であろう。両者の高エネルギー及び低エネルギー映像が同様に集積貯蔵される場合、もたらされる映像の間に厳密な相関がもたらされる。次に、走査される対象の輪郭を確認するために、第3の高エネルギー - 高分解映像を使用することができる。シャッターの付いたガドリニウム同位元素線源を使用することができることに注目願いたい。

代替的に、管のエネルギーレベルは、取得の各セグメントに対して低エネルギーから高エネルギーへ切り替えることができ、そして高及び低エネルギーを表す各セグメントはその後の分析のために保存される。

代替的方法は、スクリーンからCCDセンサーへの光線増幅を使用する。この方法では、静電気により焦点を合わせた映像増幅機 (図2) を、シンチレート板の代わりに一次的検出器として使用する。この増幅器は好ましくは、およそ1.5 cmの直径及び0.3 - 0.5 min.の厚さを有するヨウ化セシウムインプット (input) 蛍りん光体を使用している。映

10

20

30

40

50

像増幅器管の高い電圧は、通常の数のおよそ半分に減少させることができる。映像増幅器加速電圧の減少は、映像の対比性及び、装置の動的範囲の改善に貢献するであろう。CCDセンサーは約1:1.0のf-数をもつ堅牢な(fast)レンズにより、映像増幅器のアウトプット蛍りん光体に光学的に連結されている。高度の信号増幅により、CCDの冷却は本質的ではないが、非常に低い熱によるノイズレベルが望ましい場合はそれを使用することができる。増幅器の使用は、より低いノイズの動態を有するCCDの使用を可能にし、それにより、経費及び機器の複雑さを軽減させる。

理想的には、検出された信号は散乱相互作用なしに、身体を透過してきたx線によりもたらされる。大量の散乱事象(events)の検出により、非直線性及び、動的範囲の減少をもたらすであろう。散乱の有効な抑制は、面積の小さい、具体的には10cm×10cmの視野を使用し、そして患者とシンチレート板との間に大気の間隙(約20cm)を使用することにより達成される。代替的には、小面積の視野を、直線の又は交叉された散乱予防グリッドと組み合わせて使用することができる。

x線管電圧及び電流のあらゆる不安定性に対する自動的代償の方法を提供するために、内部機器安定性コントロール装置を取り込んできた。安定性コントロール装置は、記載されたすべての方法の操作に必須ではないが、骨密度の測定において、より良い信頼性及び精度をもたらす。提唱された装置の略図を図9に示す。x線管12のアウトプットを、管窓の近辺の主要ビーム口80に隣接する、2次x線ビーム口78に置かれた一対のx線センサー70により監視される。センサーはシリコンダイオード、カドミウムテルライド放射線センサー又はその他のあらゆるソリッドステートのx線センサーにすることができる。代替的には、一対の小型の光線倍率機-シンチレーター又は、光学ダイオードのシンチレーター集合装置を使用することができるかもしれない。両者の検出器は電荷集積モードで操作され、そして検出された信号は各エネルギーに対して全走査期間にわたり時間の関数として連続的に監視される。この時間により変化する信号はデジタル化され、コンピューターのメモリー中に保存される。エネルギーによる二次的ビームのフィルター作用の変化は、それが同様なフィルターの変化機構によりコントロールされているので、主ビームの変化と同様である。図12に関連して更に記載されるように、センサー装置は、検出された情報を正常化させるか、あるいは光源の発射の望まれない変動を予防又は減少させるようにx線源の操作をコントロールするために使用することができる。

平均の厚さの軟組織を刺激するために、あるセンサー70の前に、ある量のメタクリル酸ポリメチル86を置く。他のセンサー70の前には、骨髄又は大腿骨中で遭遇するものと等量の、ある量の骨類似物質84を置く。種々のヒドロキシアパタイト-エポキシ混合物が、x線映像化における骨刺激のために市販されている。従って、この態様においては、骨の既知の標準密度及び、軟組織と同等な厚さ、を有する二次検出装置が提供される。各センサー70からの信号は、走査中の時間の関数として、骨の内部の標準の密度を計算するために使用することができる。この標準の一定の密度からのずれは、x線発光のエネルギー又は強度のいずれかの変化による。患者の走査時に計算された骨密度の各値は、骨の標準の計算値に対応する。従って、一対の高エネルギー及び低エネルギーのCCDフレーム獲得物から誘導された骨密度の各計算値は、内部標準の密度からのずれを使用することにより修正もしくは正常化することができる。例えば、レクチリニア走査時の骨の標準の値が、映像の与えられた領域でプラス3%ずれていた場合、患者の走査の計算骨密度は、この領域においてその量だけ修正しなければならない。この内部参照方法は、本明細書記載のすべての固定及び走査の態様につき使用することができる。

前記の較正方法に関連して、骨刺激性のエポキシ物質、又は等量のx線吸収のアルミニウムの、多数のストリップ72(正方形のロッド)が、スリット走査法のための走査方向に走るテーブル73の下に置かれている。各直線状のストリップは異なった厚さ又は骨と同等な密度を有する。x線管及び検出器集合装置が検査領域上を走査する際、各組のロッドを走査しそれらの密度を計算する。装置の適宜な操作を確認するために、これらのロッドの測定された密度の恒常性を使用する。この標準セットをx線発射口80から検出器76の端74までのどこにでも置くことができる。

10

20

30

40

50

生物学的組織又は試験体 (specimen) 中の放射線核種の分布の映像化は、自動放射線透過写真の十分に確立された方法により、実質的にすべての生物医学的研究実験室で実施される定常業務である。この方法において、試験体の薄い切片を、写真のフィルムと接触して置き、これにより試験体からの放射線がフィルムを露出することを可能にする。次いで、フィルムを標準の化学的現像法により、手動又は自動プロセッサを使用することにより処理する。しばしば、映像受像機の吸収率を高めるためにそして、露出時間の短縮のために、増幅スクリーン (intensifying screen) を使用する。増幅スクリーンは、比較的高エネルギーのガンマもしくは x 線発光の映像が記録されたとき (20 - 200 keV) 特に有用である。それらはまた高エネルギー電子のためにも使用することができる。

自動放射線透過写真は、放射線核種の生物分布を反映する映像をもたらす、そしてそれは、多数の生物医学の訓練における強力な手段として確立されてきた。その主要な欠点は、興味ある領域の放射線核種の相対的もしくは絶対濃度の定量化に伴う問題に関連する。この困難は、増幅スクリーンを使用する際、典型的に使用される写真のフィルムの非直線性から、そして相反則 (reciprocity law) の欠陥において発生する。更に現像温度、並びに、概括的に、処理化学品の状態が、フィルムのフォグレベル (fog level) 及びコントラストに影響を与える。定量的自動放射線撮影法における多くの不確定性に対して影響を受け易くなる、これらすべての因子が、定量化を非常に困難で時間を消費する作業にさせる。これらの問題にもかかわらず、何人かの研究者は、定量化及び映像の強化の両者のために、微小密度計又はビデオカメラを使用することにより、フィルム自動放射線写真をデジタル化した。

自動放射線写真において、映像は放射性トレーサーが排出された領域を表す。元の組織のスライドの解剖学的情報は自動放射線写真では非常に詳細には移動されない。適宜な解釈のためには、解剖学と放射性トレーサーの分布とを相関付けるためには組織スライド及び自動放射線写真を一枚一枚観察する必要がある。しばしば、放射性トレーサーの正確な解剖学的位置を確認するために、自動放射線写真とスライドを重ねることが必要である。この方法において、トレーサーに、解剖学的位置をまかせる正確性は著しく妥協される。自動放射線写真による最も重要な問題は、フィルム露出に要する時間が長いことである。大部分の適用において、この時間は、数時間から数日、ある場合には数週間にわたる。従って、技術者は、露出を繰返さねばならないか否かを知るために数日間待たなければならない。

自動放射線透過写真はヒト又は動物の放射線核種の分布のインビボの映像化には関連しない。それはむしろ、切り取ったサンプルの放射活性な分布の検出に関する。すべての有用なフィルム - スクリーンの映像受像機は、この目的に通常使用される大部分のガンマ線源に対して非常に低い量子効率 (quantum efficiency) を有する。更に、大量の組織の存在は、映像受像機 (receptor) に到達して、コントラスト及び立体的分解能を劣化させるであろうような、莫大な量のガンマ線の散乱をもたらす。フィルム - スクリーン受像機はエネルギー識別能をもたないので、散乱した事象 (events) は拒否することができない。散乱を抑制するためのコリメーターの使用は幾何級数的 (geometric) 効率の劇的な減少をもたらす。

このように本発明はその種々の態様において、自動放射線透過写真のデータ獲得を早急に実施し、そして検査中の対象の解剖的特徴と発光映像を相関付けるために、発光及び透過の両者の研究を重ね合わせることができるよう、小型装置を提供することにより、自動放射線透過写真撮影を実施するための有効な手段を提供する。図 10 及び 11 に関して以下に記載された態様は自動放射線透過写真撮影法を実施するために使用することができる。

ヒト及び動物の放射線核種映像化は、最も一般的には「ガンマカメラ (Gamma Camera)」と称されている、Angerカメラを使用して定常的に実施されている。ガンマカメラは最も一般的に使用される放射線核種に対して 50% を越える量子効率を有し、そしてそれは検出された各光子のパルス高 (pulse-height) の分析により元の光子から散乱物を識別する能力をもつ。ガンマカメラの固有の立体的分解能は約 3 . 5 mm である。そのコリメーター

10

20

30

40

50

(collimator)による劣化を含む、カメラの総立体分解能は5mmから12mmまで変動する可能性がある。最近のガンマカメラは、有意な不動時間の喪失なしで、1秒当たり25,000カウント(cps)の速度で光子を検出できる。より高いカウント率においては、実物と検出事象(events)の間には有意な差異が認められる。これは、検出集合装置及び処理する電子機器の両者の設計の固有の限界による。

以下は組織試料中の放射性核種の分布の映像化及び、ヒト及び動物のインビボの定量的映像化に関する更なる態様を示す。この方法は、情報を検出しそして処理して、検査される対象の、 10^6 までのカウント率における発光及び透過両者の研究を実施するための、高度に敏感な、固定された(又は走査性)検出器を使用することによる、本質的に小型の「ガンマカメラ」を提供するための電荷連結装置(charge-coupled device)を使用している。

10

既存のガンマカメラは、制約された立体的分解能、高カウント率の条件での、制約された性能を有し、そして放射線透過写真映像化の標準を満たすようなあらゆる程度の、許容できる詳細を有するx線透過(放射線透過写真)像を記録するために使用することはできない。従って、生理学的及び解剖学的映像の正確な相関付けのための、同一の検出器による、高品質の放射性核種(生理学的)映像及び放射線透過写真(解剖学的)映像の記録はいまだ困難である。非常に高度な精度が必要な場合、ガンマカメラは概括的に、最も都合のよい条件下ですら5mmを越える分解能をもたらすことができない。従って、身体の小部分の映像化又はハツカネズミのような小動物の映像化はガンマカメラを使用することにより合理的な精度で実施することができない。このことはまた放射性物質を含む組織の映像化にも当て嵌まる。

20

以下の方法は、高度な精度をもつ放射性核種の映像の獲得並びに、同一の検出器によるx線放射線透過写真映像とそれらを組み合わせる選択を可能にする。この方法は、CCDを使用することにより、ガンマ線、x線又は原子核の粒子の映像化分光分析法を可能にする新規な獲得スキームを使用している。CCDはこれまで、約6-9keVのエネルギーレベルまでの、非常に弱いx線の映像化分光分析法のために、シンチレーターを使用せずに使用されてきた。しかし、このエネルギーより上では、CCDは実質的にx線又はガンマ線に透過性になる。概括的に、ガンマ線から光への変換は、ガンマ線又はx線を相互作用させることにより運ばれる有用な情報を破壊するであろうと信じられているので、シンチレーターは、映像化分光分析法のためにCCDと組み合わせて使用されてこなかった。従って、CCDを使用する、約10keVから2,000keVのエネルギー範囲におけるガンマ線又はx線の映像化分光分析法は探求されなかった。更に、放射性核種及び放射線透過写真それぞれに対する、計数(counting)によるエネルギー感知検出器から、集積検出器への操作モードの変換が、映像化分光分析法に有用な方法を提供する。しかし、計数法もまた、ある種のx線透過測定において、そのエネルギーを測定するために使用することができることは注目願いたい。

30

光がCCDの感受性面と相互作用すると、それが、この相互作用が発生したピクセル中に保存されている電荷(charge)を放出する。前記の態様のように、電荷の数字は光の検出強度に正比例する。各ピクセルはその2次元の座標及び強度の値により表される。CCDの感受性のケイ素表面に電子を製造するために要するエネルギーは約3.65KeVである。

40

この値は、装置が一度に1個の光子を検出できるか又は、1ピクセルにつき検出された光子数が知られている場合は、検出された光子のエネルギーの測定を可能にする。これは、検出された事象のエネルギーの同時測定により、放射性核種の分布の映像化をもたらす。この方法は、「映像化分光分析法(Imaging Spectroscopy)」を名付けられ、CCD法と組み合わせて、ガンマ線、ベータ線、及びx線を使用する方法を提供する。

弱いx線映像化のエネルギーの上限は5-10keVの間である。10keVにおいて、CCDの量子率は、およそ5%であり、そしてそれはより高いエネルギーにおいては早急に減少する。CCDと相互作用する事象の総数の少部分は、エネルギー及び信号に比例した喪失を伴う、センサーへの、高率の部分的エネルギー移動をもたらすであろう。従って、高工

50

エネルギーの光子又は粒子の一次検出器としてCCDを使用する場合は、それは、映像化分光分析法の実施に対しては実質的に使用できない。以下の方法は、ポジション (position) 発光断層撮影法及び原子核粒子映像化を含む多数の適用に適宜な、CCDを使用する高度な分解能の映像化分光分析法を提供する。

本装置の略図は図10に示されている。本装置の重要な構成部品は、低い読み取りノイズ、高電荷移動効率、及び暗流 (dark current) レベルを有するCCD98である。10電子/ピクセル (RMS) より低い読み取りノイズをもつCCDがこの目的に適宜である。暗流は、小型熱電子冷却機により -40 で0.6電子/秒より下に減少できる。

本法の1つの態様において、x線の一次検出器として薄型シンチレーター104を使用している。このようなシンチレーターの1つは、1枚の、ガドリニウムオキシスルフィド又はタリウム活性化ヨウ化セシウム又は、あらゆる一般に市販されている蛍りん光体にする
10
ことができる。シンチレーター104はファイバーオプチックの面板106に接着されており、そしてその面板は映像増幅器96に接着されている。増幅器は束102に接着された、第2の面板106に接着されている。この種類の光学的接着は、十分に確立されている。本態様を更に具体的に示すために、シンチレーター104、顔板106、映像増幅器96、ファイバーオプチックのカプラー (coupler) 102、及びCCD98の感受性領域は同様な次元 (dimensions) を有する。コリメーター94は鉛の囲い100上に設置
20
することができ、そして透過研究の間に使用され、そしてその配置によっては、また発光研究の間にも使用できることに注目願いたい。コリメーター94は場合によっては発光研究の間は除去することができることに注目願いたい。

光線14内のx線の光子が、シンチレーター104と相互作用する時に、それはx線のエネルギーに比例する強度をもつ光線を発する。この光線はファイバーオプチックの面板106を通過して運搬されてCCD98と相互作用する。各CCDピクセル中の光学的光子の相互作用は、光学的光子の数、並びに病巣90中に収集された同位元素により発生された、検出されたx線14又はガンマ線92のエネルギー、に正比例する多数の電子を発生するであろう。一般的に使用される同位元素はTC99m又はI-125を含む。以下の例は、検出器から期待されるエネルギーの分解能の第1次元の予測である。

60キー (key) のx線がシンチレーターと相互作用して3000光学光子をもたらす。これらの光子の約半分がCCDの方向に発光される。スクリーンから発光された光子のランベル分配 (Lambertian distribution) を仮定すると、ファイバーオプチック板の透過
30
性は約40%である。従って、600個の光学光子がCCDに到達するであろう。CCDの量子効率は約40%であるので、240個のみの光子が1個のピクセル中に検出されるであろう。

エネルギー分解能は、このガンマ線エネルギーにおける通常のNaI結晶の分光分析機により達せられる値の約2倍の、10%のオーダーである可能性があることが示され得る。図11は、病巣90又はあらゆる選択された器官の発光研究の実施の際に、シャッター110の付いた「ピンホール」のコリメーター112を使用する、代替的態様を示している。病巣又は器官からの発光は、増幅器118に連結した、ファイバーオプチックの縮小器116を
40
通って、構造物100内のシンチレーター104に衝突し、そして次に、鏡124、レンズ装置120から出て、冷却されたCCD120に向かう。

本方法は約1ミリメートル以下のオーダーの立体的分解能を有する放射性核種のシンチレーション撮影法並びに、0.2ミリメートルのオーダーの分解能を有する透視映像をもたらす。検出器の立体的分解能及び感受性は、ピクセル集積貯蔵により、発光及び透過の両モードに対して選択可能であろう。検出器の操作はパルス高 (pulse-height) 分析又は集積 (integration) を選択可能であろう。x線透視映像化に対しては、集積モードの操作が好ましい。x線透視映像化の際には、ピンホールコリメーターを除去するであろうことに注目願いたい。厚い組織の発光映像化は、コリメーター、複数ホールコリメーター又はピンホールコリメーターのどちらかを必要とする。非常に薄い検体は、それらをシンチレーターに非常に接近して置くことによりコリメーターなしで映像化できる。

このカメラは、非常に高いカウント率を検出することができる。通常のガンマカメラでは
50

、 \times 線光子の相互作用はそれぞれ、それが検出された後、1から8マイクロ秒の間、全シンチレーター及び電子機器を占領する。複数の検出器による本方法では、より高いカウント率を、複数の検出器により処理することができ、そして短い崩壊時間をもつシンチレーターを使用しなくても、より高いカウント率を処理することができる。パルス高分析モードでの操作時には、1ピクセルで2ガンマ線事象を検出する、非常に低い確立(1%より下)で、毎秒 10^6 カウントまでのカウント率が得られる。

シンチレーターは、映像増幅器を使用せずに、ファイバーオプティックの束に直接に接着することができることに注目願いたい。更に、シンチレーターはファイバーオプティック束を使用せずに、CCD上に直接的に接着することもできる。フレーム移動CCDが好ましい方法であるが、全フレームCCDを使用することもできる。

以下の「シャッター」法、(a)フレーム移動CCD；(b)ゲートされた(gated)映像ダイオード、又はマイクロチャンネル増幅器；あるいは(c)非常に薄い窓又はファイバーオプティックの窓をもつ流体結晶シャッター、を使用することができる。流体結晶シャッターは、ファイバーオプティックの束とシンチレーターの間配置することができる。

該装置は小動物の映像化、骨格の映像化、骨折の治癒の監視、甲状腺シンチグラフィ、体内のベータ発光体の制御放射(Bremsstrahlung)映像化(放射線骨膜切除術)、手術時映像化プローブ、放射性核種血管造影、小部分の映像化、及び小児科の原子核映像化に対する適用をもつ。

図12は、本発明の種々の態様に従った、定量的映像化を実施する際に使用することができる幾つかの方法を略図で示している。

放射線130を発射するための固定光源及び検出器、あるいは検査対象132を走査するための走査光源及び検出集合装置のどちらでも使用することができることに注目願いたい。

固定及び走査態様の両者が、検出された情報をメモリー140へ移送するCCD検出器を使用する。情報は集積貯蔵されるか又は、種々の仕事を実施するために処理(process)される132。この処理は、光源又は収集部品(components)における非均一性を修正したり、あるいは1件のガンマ線の相互作用からの光線が多数の近辺のピクセルに伝播した事象を確認したりするための、ソフトウェアのモジュールの適用を含む可能性がある。強い強度をもつピクセルのクラスターは一次的事象として認められ、そして弱い強度のクラスターは散乱放射線として認識されてフィルターにより除去することができる。

強度ヒストグラム(すなわち、パルス高スペクトル)のような定量化された情報を発することができ146、そして対象の表示を、望ましくないピクセルを除去して表示することができる144。

各データのセットが、固定及び走査による態様の両者において生成された後に、操作の条件を修正138して、異なったエネルギーレベルにおける映像を作成して、発光又は透視研究を実施するか、あるいは研究中の対象に対して光源及び検出器装置を回転させて、3次元の映像又は異なった角度の2次元の映像を作成する。

発光及び透視研究は単独で表示しても又は二重に重ねてもよい。本装置の集積貯蔵能により、以前は可能でなかった、発光映像と透視映像の間に1対1の対応が存在する。この高度な分解映像は発光及び透視映像の間を区別するために色分けすることができる。

全フレーム(full frame)又はフレーム移動冷却CCD150が、CCDの感受性表面上に、又は映像増幅器154に接着された、透過性シンチレーター152を有する、もう1つの好ましい態様を図13に示している。シンチレーター152は好ましくは、 \times 線又はガンマ線による刺激により、UV青から赤の領域のスペクトルのどこからでも発光している。好ましいシンチレーターはCsI(Tl)又はタングステン酸カドミウム、あるいは代替的に、日立株式会社から市販の、ガドリニウムを基礎にしたセラミックのシンチレーターのような緑色で発光するものである。このシンチレーターは、ヨウ化ナトリウム又はCsI(Tl)の約2倍の密度をもち、より高い効率をもつ。ファイバーオプティックの板(直線状又は漸減性)はCCDとシンチレーターの間に取り込むことができる。代替的に、静電映像増幅器154、又は映像ダイオード増幅器を、シンチレーターとファイバーオ

10

20

30

40

50

ブチック板の間に取り込むこともできる。シンチレーター 152 は、光学的に透過性の板でもよく、あるいは、0.006 mm から 1 ミリメートル以上までの範囲の直径をもつファイバーを有する、ファイバーオブチックアレイを含んでなることもできる。その板の厚さは 0.5 mm から 5 mm のオーダーにすることができる。

もう 1 つの好ましい態様は、前記の種類のコールドを使用するが、静電縮小 (demagnifying) 映像増幅器と組み合わせて使用する。コールドの光学的連結は、映像増幅器の出力端末における堅牢なレンズあるいは、出力スクリーンとコールドの間のファイバーオブチック板により実施される。

所望の映像の入手方法は、約 1 秒間又は所望の集積貯蔵配置 (binning configuration)、具体的には 2×2 ピクセルよりも粗い配置における、コールドによる獲得の開始を含む。高いカウント率に対しては、より短い獲得時間が必要であり、そして低いカウント率に対してはより長い獲得時間が許容される。具体的な適用に対する最適の獲得時間は、経験的に、幾つかのテストフレームの獲得及び、個々のピクセル内の一致した事象の追求により決定することができる。非常に短い獲得時間 (1 ミリ秒未満) は、早い機械的シャッター、電子光学的シャッターを使用することにより、あるいは、映像増幅管をゲートすることにより容易に得ることができる。これは、非常に高いカウント率においても、分光分析能による獲得を可能にする。各獲得「フレーム」は数百から数千カウントを記録するであろう。獲得後、各フレームは後の処理のために、コンピューターメモリー中に保存される。適用に応じて、完全獲得のためのフレームの総数は、例えば、10 から数百に変化し得る。

コンピューター中に保存された、あるフレーム中の各ガンマ線事象は、その x 及び y 座標により、そしてコールドのこの領域に発せられた電子の数である強度値 (intensity value) (z) により表わされる。 z 値はガンマ線 (又は x 線) のエネルギーに正比例する。各相互作用から発せられた電子数は、1 個のピクセル、又は「スーパーピクセル」を形成する集積貯蔵されたピクセルの群に限定 (confined to) されねばならない。優位な割合の相互作用において、単一のガンマ線相互作用から発せられた電子は 2 もしくは 3 個のピクセルもしくはスーパーピクセルに間で分割され得る。これらの分割事象は、コンピューターのソフトウェアにより容易に認識することができ、そして x 及び y 座標を指定することができる映像マトリックスにクラスターを形成する。

1 つの態様において、図 14 の工程フローシークエンスに示されたように、パルス高分析は、合計して、このガンマ線事象に対する z 値をもたらす、これらの近辺のピクセルの値を使用する。低い z 値は、散乱されて、それらのエネルギーの一部を喪失したガンマ線を表す。これらの事象は概括的に、それらが偽の位置情報を含むために、映像中に含むことは望ましくない。従って、各事象の拒否の度合は、 z 値を基礎にしてソフトウェアにより決定され、そして z 値に対するガンマ線の数のスペクトル (エネルギー) は記録することができる。このようなフィルター工程は、各フレームに対して繰り返し、そしてすべてのフレームを合計して最終映像を形成することができる。オペレーターは場合によっては、最初の各フレームに戻り、異なる z 値の閾値を使用しそして、異なるフィルターパラメーターを使用することにより最終映像を再構築することができる。各ピクセルもしくはスーパーピクセルの感受性の変動を図示し、そしてピクセル毎の修正により計算機中に含むことができる。同時に又は継続的に測定された異なる放射線源を識別する性能は、フィルターパラメーターを、選択されたエネルギーの閾値 (threshold value) 又は領域として確認することを含む。

この放射線核種映像化法において、最適な散乱拒否を決定するために、散乱拒否の度合は、映像獲得後に変化し得る。これは、ガンマカメラ又はレクチリニアの走査機を使用する、従来の放射性核種映像化法では可能でない。ガンマカメラ又はレクチリニア走査機は概括的に、高品質の x 線放射線透過写真のために使用される高強度 x 線を検出及び処理することはできない。

映像増幅器が使用されない場合、シンチレーターはコールドと接触して設置することができる。代替的に、ファイバーオブチックの縮小器 (reducer) を、コールドとシンチレーター

10

20

30

40

50

の間に使用することができる。典型的な縮小比は、本態様はこれらの比率に制約されないが、1 : 1 から 6 : 1 で変動する。従って、20 mm × 20 mm の CCD、及び 6 : 1 のファイバーオプチック縮小器に対して、カバー領域は約 120 mm であろう。ゲートされた (gated) 映像増幅機又はシャッターにより、CCD は読み取り処理中にどんな信号も受信しない。密着している配置においては、図 10 に示されたフレーム移動 CCD の使用が好ましい。

×線透視測定を使用する適用において、組織の照射された部分から発光する×線の記録のために、単一のフレームが獲得される。CCD は集積モードで操作しておりそして、各ピクセル又はスーパーピクセルはどんなエネルギー識別もせずに、この領域の×線の総数に比例する電荷 (charges) を集積する。生成された放射線透過映像は放射性核種映像と電子工学的に組み合わせられて、生理学的及び解剖学的情報の両者の正確な表示を形成することができる。

10

インビトロで検査される薄い検体の場合には、紫外線から赤外線に近い又はその真ん中までの領域の波長をもつ光源を、集積モードの透視映像のために使用できる。この方法において、シンチレーターの前の光線遮蔽物を取り除きそして、検出器を、囲いの中に設置して周囲の光線からそれを防護する。

このように、本発明は、ガンマ線映像化モードにおける分光分析能を有する同一の領域検出器を使用することにより、放射性核種発光映像化及び×線透視映像化 (放射線透過写真) を組み合わせることができる。このカメラは、ガンマ線映像化のための計数 (counting) パルス高分析、及び×線の実質的に透視映像化のための集積もしくは計数モードの、両者を使用して操作することができる。これは、正確な解剖学的及び生理学的映像化のための2種の映像の正確な重ね合わせを可能にする。更に、オペレーターは放射性核種の映像を得た後でも、エネルギー閾値を変更することができる。従って、従来の方法で認められたよりも、より高い固有の立体的及びエネルギー分解能がもたらされる。

20

図 15 は、本発明に従う、2種のエネルギーの骨密度装置 (system) の、1つの好ましい態様の略図である。×線管 12 は、×線透過性の患者用テーブル 254 を透過して患者 (示されていない) に向かう×線 14 を発する。患者を透過する×線 15 は×線透過性の鏡 202 を透過し、そして第1のシンチレータースクリーン 204 に当たる。シンチレーター 204 は低エネルギー×線に反応して、低エネルギー×線パターンに対応する光線パターンを発する。シンチレーター 204 から発せられた光線は、鏡 202 に逆行し、それがその光線をレンズ 206 に反射させる。レンズ 206 はシンチレーター 204 からの映像を、マイクロチャンネル板 210 をもつ映像増幅機 208 に連結させる。代替的には、映像増幅機 208 を、マイクロチャンネル板 210 をもたない近接タイプの増幅機にすることができる。映像増幅機 208 からの光線は、CCD アレイ (array)、CID アレイ又は無定形ケイ素又は CMOS センサーでよい、検出器 212 により受信し、検出される。検出器 212 は低エネルギー×線に対応する映像を感知し、そしてピクセルデータの形態で、映像の電子的表示を発する。

30

高エネルギー×線は、シンチレーター 204 を通って、場合によっては使用される、×線フィルター 214 に達する。フィルター 214 は好ましくは、シンチレーター 204 を通過するあらゆる残りの低エネルギー×線を遮蔽する銅フィルターである。場合によっては、シンチレーター 204 から発せられるあらゆる迷走の光学的放射線が第2の検出器 220 に達するのを妨げるために、シンチレーター 204 と×線フィルター 214 の間に、光線遮断フィルター 216 を含むこともできる。

40

フィルター 214 からの高エネルギー×線は、高エネルギー×線に反応性の第2のシンチレーター 218 に衝突して、高エネルギー×線のパターンに対応する光学的映像を発生する。該光学的映像は、これもまた CCD 又は CID アレイ又は無定形ケイ素の映像センサーでもよい、第2の検出器 220 により受信される。第2の検出器 220 は光学的映像を感知して、高エネルギー×線パターンの電子的表示をもたらす。あらゆる残りの×線を吸収してそれにより、それらが検出器 220 を妨害することを予防するために、シンチレーター 218 と検出器 220 の間に、場合によっては使用される×線吸収性ファイバーオプ

50

チック板 222 を含むことができる。

図 15 の装置 200 は走査モードでも又は固定モードでも使用することができる。走査モードにおいては、x 線管線源 12 並びに検出装置は、検査される領域に沿って連続的に又は段階的運動で動かされる。該装置がその領域を走査している間、短い露出獲得時間をもつ一連の映像が得られる。固定モードでは、検査される全領域につき一回の曝露が実施される。その中に CCD が、選ばれた x 線曝露時間内に各ピクセルに対する総電荷 (charge) を保存する時間差集積 (time delay integration) (TDI) 法を使用する。x 線曝露の終結時に、各ピクセル中の個別の表示が CCD コントローラーにより読み取られる。このようにして一旦データが得られた後、x 線に被曝した身体の領域内の骨のような、石灰化された物質の定量的密度測定をするために、2 重光子吸収測定器の、比較処理法を使用

10

図 15 のシステム 200 において、映像増幅機 208 は省略することができる。その配置においては、低エネルギー x 線の映像データを確実に、正確に収集することができるように、検出器 212 を冷却して信号対ノイズ比を増加させることができる。

図 16 は本発明に従う、2 種エネルギーの骨密度測定装置 300 のもう 1 つの態様の略図である。x 線管 12 は、x 線透過性の患者用テーブル 254 を通過して患者の中に x 線 14 を発射する。患者に向けられた x 線 15 は低エネルギー x 線に反応性の第 1 のシンチレータ 302 に衝突して、患者の低エネルギー x 線パターンの光学的映像を発する。該光学的映像は密着したファイバーオプチックの導管 (conduit) 304 により、光学的映像を検出して低エネルギー x 線パターンの電子的表示を発する、CCD 検出器 306 に運ばれる。ファイバーオプチック導管 304 は好ましくは、低エネルギー映像の収集を容易にするために、プラスチックの光学ファイバーからできている。しかし、「x」と表示されている距離を十分に小さく選ぶ時には、その代わりにガラス繊維を使用することができる。310 の表示がついた空間はファイバーが出来ているものと同じの物質でできたフィルム物質で充填されている。

20

高エネルギー x 線はシンチレータ 302、ファイバーオプチックの導管 304 及びフィルム物質 310 を透過して、第 2 の x 線蛍りん光体シンチレータ 312 に衝突する。第 2 のシンチレータ 312 は高エネルギー x 線に反応性で、従って、高エネルギー x 線パターンに対応する光学映像を発する。シンチレータ 312 により発せられた光学映像は、高エネルギー x 線パターンの電子的表示を発する、第 2 の CCD アレイ 314 により検出される。いずれの残りの低エネルギー x 線をも吸収するために、第 2 のシンチレータ 312 の前に、場合によっては銅又はアルミニウムのフィルター 316 を挿入することができる。更に、x 線が CCD 314 上に衝突することを予防するために、x 線吸収性のファイバーオプチック板 308 を、シンチレータ 302 と CCD 314 の間に挿入することもできる。

30

図 17 は本発明に従う、2 種エネルギーの骨密度計測定機器 400 のその他の態様の略図である。図 17 の装置 400 は、図 16 の密着したファイバーオプチックの導管 304 が、図 17 の装置 400 においては異なる導管 404 で置き換えられた点を除いて、図 16 の装置 300 と同様である。図 17 の導管 404 において、ファイバーは中程度の半径から小さい曲率半径をもち、大体直角に曲げられている。図 16 の態様におけるように、該ファイバーは、プラスチック又はガラスである。収集された光線が第 1 の光学経路から第 2 の光学経路に再誘導される、異なるファイバーの湾曲のために、図 16 に示されたバルク物質 310 の必要性が除去される。

40

図 18 は本発明に従う、骨密度計測定機器 500 のもう 1 つの態様の略図である。この態様においては、x 線のエネルギーを光学エネルギーに変換させるために、シンチレーター板 505 及び 507 が使用されている。ここでも再度、x 線管 12 は患者のテーブル 254 及び患者を通過して x 線を放射する。患者から発せられた x 線 15 は最初に、散乱された x 線が検出器に達することを妨げる散乱抑制グリッド 502 に衝突する。次いで x 線は第 1 の無定形ケイ素の映像センサー 504 に衝突し、それが、低エネルギー x 線を検出して、低エネルギー x 線パターンを示すデータを発する。該装置のフィルター使用の要求を減少させるために、低エネルギーセンサー 504 は高エネルギーセンサー 508 よりも薄

50

くすることができる。装置の収集効率を改善するために、シンチレーター 505 もまたシンチレーター 507 よりも薄くすることができる。高エネルギー x 線は第 1 のセンサー 504 を通過し、次いで、低エネルギー x 線を除去する銅、タングステン、ガドリニウム又はアルミニウムの x 線フィルター 506 を通過する。ガラスの基材もまた低エネルギーフィルターとして作用する。次いで、高エネルギー x 線は第 2 の無定形ケイ素の映像センサー 508 に衝突し、それが高エネルギー x 線パターンのデータを発する。低エネルギー x 線パターンデータ及び高エネルギー x 線パターンのデータはそれぞれ、検出器コントローラー 510 により無定形ケイ素映像センサー 504 及び 508 から読み出される。

図 19 は、図 18 の 2 種エネルギー骨密度測定機 500 とともに使用することができる、代替的検出構造物 550 の略図である。該構造物 550 の下部の層は、散乱した x 線が検出構造物 550 に達するのを妨げるために使用される、散乱防止グリッド 552 である。次の層は、低エネルギー x 線パターンの光学映像を発生する、低エネルギー x 線シンチレーター層 554 である。無定形ケイ素の映像センサー 556 はシンチレーター 554 からの光学映像を検出して、低エネルギー x 線パターンに対するデータを発生する。基材層 558 は、無定形ケイ素の映像センサー層 556 の上に形成される。基材層 558 は薄い中央部の領域 560 を含む。必要なら、薄い基材 558 は、第 2 のシンチレーター層 562 に増加した透過性をもたらす。第 2 のシンチレーター 562 は高エネルギー x 線に反応性で、高エネルギー x 線パターンの光学映像を発生する。光学映像は第 2 の無定形ケイ素の映像センサー 564 により検出される。構造物 550 は、好ましくはガラスでできた防衛基材 566 により覆われている。x 線の、構造物 550 より先への伝播を妨げるために、鉛の薄い層をガラスの上に形成することができる。好ましいシンチレーターは $C_2(+)$ 、 $CdWO_4$ 、ヨウ化セシウム（タリウム又はナトリウムにドーピングされている）あるいはガドリニウムオキシスルフィドを含む。

無定形ケイ素のアレイセンサー及び連結されたコントロール及び処理装置は、本申請書の他の部分に記載の集積貯蔵及びその他の処理能を利用することができる。更に、1 個又は 2 個のアレイを形成するために、複数のこのようなセンサーを組み合わせることができる。アレイは、具体的な適用に応じて、線状、長方形又は正方形にすることができる。該装置は、C - アーム 580 が図 20 に示されたように、光源 586 及び検出器集合装置 582 と整合して並べられている、C - アーム集合装置 (assembly) と組み合わせて使用することができる。C - アーム 580 はまた、腰部及び大腿部を含むヒトの全骨格構造の他方面観察を提供するために、588 で示されたようなテーブル 584 上の患者の回りに、光源及び検出器を回転させるために使用することができる。従って本装置を使用して、側面背骨映像化 (lateral spine imaging) 及び定量分析を実施することができる。検出器集合装置 582 は、真っすぐな、角度をもった又は曲げられたファイバーオプチックのカプラー (coupler) 及びシンチレーターと組み合わせた、本明細書に記載の CCD センサーを含む。検出器集合装置 582 は、定量及び定性分析の両者のための一連の映像を提供するために、患者の背骨に平行な、軸 590 及び軸 592 に沿って走査されるか又は段階を踏むことができる。

検出器集合装置 582 は図 21 A、21 B、及び 21 C に示された例を含む、本明細書の他の場所で記載された種々の配置を含むことができる。図 21 A において、真っすぐなファイバーオプチックカプラー 602 はシンチレーター 604 を、CCD (又は CID 又は無定型ケイ素又は CMOS) センサーアレイ 600 に光学的に連結させる。無定形セレン又は、垂鉛カドミウムスルフィドのようなその他の光センサーを使用することができる。それらはシンチレーターを必要としない。これらの光伝導物質は薄いフィルムのトランジスターのピクセル化された読み取りを使用する。これらの例においては場合により、冷却機 (類) 606 を使用することができる。図 21 B において、ファイバーオプチックの縮小器 (reducer) 608 は、センサーアレイ 600 にシンチレーター 610 を連結する。近接タイプの x 線映像増幅器 (intensifier) 及びシンチレーターは、シンチレーター 604 及び 610 に置き換えることができる。図 21 C においては、2 重のセンサー装置は、センサー 600 及び 612、ファイバーオプチックカプラー 602、シンチレーター 6

10

20

30

40

50

18、620、鏡616、及びレンズ614を含む。この装置は図15に関連して記載されたものと同様な方法で作動する。

図22A及び22Bは、映像分野全体が、レクチリニア経路622に沿った連続走査又は段階的映像化のシーケンスにより獲得される、一連の、僅かに重複した個々の映像620からなるような、映像化の好ましい方法を示している。2種のエネルギーの、組織又は骨密度測定は、各準分野620において、2種のエネルギーでデータを収集することにより実施することができる。区別されたエネルギーのピークを発生するように、前記のように、x線源を切り替えたり（switched）フィルターにかけたりすることができる。

図23は、その中でx線源586が、検出装置700により検出される扇形のビーム640を発生する、扇形ビーム装置を示している。装置700はシンチレーター、ファイバー
10 オプチック板又は、扇形ビーム640を集めるための直線状のアレイに整合して並べられた、複数のセンサー630それぞれに対する縮小器（reducer）、を含むことができる。検出装置700は、鉛のスリットコリメーター702を使用することができ、そして、例えば図21A-21Cに示された配置の、CCD、CID又は多数の無定形ケイ素センサーを使用することができる。

図24は、患者654がテーブル652上に位置しているその他の好ましい態様650を示している。x線管656は扇形ビーム660を、走査スリットコリメーター658、患者654及び第2の走査スリットコリメーター664を透過させる。次いで放射線660は鏡62を透過してシンチレーター676に衝突する。シンチレーターは、674で示されるように、鏡662により屈折された光線をセンサー672に向けて発する。場合によ
20 っては鉛ガラス部品666を、鏡662とセンサー672の間のどの位置にでも設置することができる。レンズ668及び冷却機670もまた必要なら使用することができる。散乱されたx線及びセンサー672の間の相互作用を減少させるために、囲い710を裏内ちするために、鉛のフォイル678を使用することができる。該装置は代替的に、鏡の前のx線経路に、近接タイプの映像増幅器を使用することができる。

図25は、2種のエネルギーの骨密度測定並びに組織及び病巣の映像化のために、前記の装置とともに使用することができる、検出装置800の略図である。装置800はそれを通してx線ビーム806のような放射線が装置800に侵入する、出口804をもつ囲い802を含むことができる。1つの態様において、x線ビーム806は、x線透過性の鏡808を透過して、第1のシンチレート板809に衝突する。第1のシンチレーター80
30 9は低エネルギーx線に反応性で、低エネルギーx線パターンに対応する光学映像を生成する。該光学映像は鏡808上に反射されて、それが映像をレンズ812に反射させる。レンズ812は光線をCCDアレイの検出器814の第1面の上に焦点を結ぶ。検出器814は映像検出能を高めるために、近接タイプの映像増幅器を含むことができる。CCDを冷却し、それにより信号対ノイズ比率を改善するために環状の冷却機（示されていない）をCCD検出器814の回りに設置することもできる。

高エネルギーx線は、上部のシンチレーター809を透過して、高エネルギーx線に反応性の下部の第2のシンチレーター810に衝突して、高エネルギーx線パターンに対応する光学映像をもたらす。該光学映像は第2の鏡816により第3の鏡818の方向に反射され、それが光線を第2の焦点レンズ820を通過させる。レンズ820は光線を、CC
40 D検出器814の裏面上に焦点を結ぶ。該裏面もまた近接タイプの映像増幅器を含む事ができる。更に、存在するなら、環状の冷却機はCCD検出器814の表及び裏面を冷却する。

このように、図25の装置800は、1枚の薄いCCD検出器814の反対面で感知することにより感受性の増加をもたらす。映像検出面の相対的位置をより正確に調節することができるので、融合して1個の映像を形成する、2個の映像間の立体的相関付けは、別個の検出面をもつ前記の態様に比して、著しく改善される。高及び低エネルギーは両面で検出することができる。

図25の検出装置800は、複数の両面のCCD検出器を含んで、組み合わせた電子機器及び冷却機とともに、広い視野をもつ装置を提供することができる。図25は第2の検出
50

器 8 3 4 及び関連のレンズ 8 3 0 及び 8 3 2 を示している。必要に応じて、より多くの検出器及びレンズを加えることができることは理解できよう。

前記の装置 8 0 0 の 2 種のエネルギーの配置は、前記の様に骨密度測定を容易にする。しかし、装置 8 0 0 はまた前記のように、患者の組織内の病巣を検出しそして映像化するために使用することができる。その態様において、x 線ビーム 8 0 6 は、可視又は赤外線領域のような、その他の種類の放射線で置き換えられている。シンチレータ 8 0 9 及び 8 1 0 及び鏡 8 0 8、8 1 6 及び 8 1 8 は、検出器 8 1 4 及び 8 3 4 の裏面上に 2 種の異なる波長で生成される組織の映像を形成するために使用することができる。

軟組織の病巣の検出及び映像化のための、本明細書中に記載された方法及び装置の具体的な適用は、CCD又は、前記の、無定形ケイ素タイプの検出器のような同様の種類のケイ素を基礎にした検出器を使用する、デジタル化された乳房撮影法を含む。これらの装置は、患者の、より注意深い診断法及び/又は治療の必要性を示すことができる、軟組織内の石灰化した物質を含む、組織の病巣を検出するために使用することができる。デジタル化乳房撮影法には、CCDが前記のように、走査中に連続的に記録する、時間差集積法 (time-delay integration) を使用する、スロット走査法を使用することができる。しかし、連続的記録法は、特にこのような態様とともに使用できるファイバーオプチック板のずれたねじれによる生成物により、ある種の問題をもたらす。連続的記録モードを使用してスロット走査法を使用することはできるが、映像の質は擦れの効果のために理想的とはいえない。

乳房の走査のその他の方法は、映像面積を 4 分円又は更により多くのセグメントに分割することを含む。毎回、乳房の多数の曝露を必要とし、被曝レベルの増加を含む関連の問題及び収集時間が、該装置を使用することができる適用の範囲を制約する可能性がある。従って、段階的様相で映像を得る必要がある場合は、2 段階を越えない、多くても 3 段階の獲得段階を使用することが望ましい。より多くの獲得段階を使用する場合、乳房は余りに長時間圧迫されねばならないので、患者に著しい不快感を与える。更に、x 線管の電力の需要を著しく増加させる。このように、連続複数映像化を含むデジタル化乳房撮影法の適用のための好ましい方法は、2 回の映像獲得工程に限定される。本法は、約 0.2 - 5.0 秒間、そして好ましくは 0.5 - 1 秒間の範囲で、光源から固定検出装置に向けて組織を透過して x 線を導くことを伴い、次いで該検出装置は、第 1 の映像が読み出される間に第 2 の位置に移動させることができ、次いで第 2 の曝露が得られて読み出される。2 - 5 百万もの多数のピクセルが、曝露時間より短い間に読み取られる。

2 次元のアレイ法に伴う問題は、その複雑性と経費である。例えば、アレイを形成するための、4 x 3 CCD のタイル張り (tiling) をデジタルの乳房撮影法のために使用することができるが、多数の一般的な適用には高価すぎるようである。これは CCD 自体の経費、並びに CCD の 3 面もしくは 4 面に継目のない結合部をつくることに関連する問題から起こる。

図 2 6 - 3 2 に関して、検出器のモジュール 9 0 0 は第 1 の直線状のアレイ 9 0 2 中に 3 個から 5 個の CCD からなることができ、そしてもう 1 つの CCD のセットは第 2 の直線状アレイ 9 0 4 中に、約 6 cm 離して配置することができる。この態様は、各アレイ中に 4 個の CCD 部品を使用している。各部品は、シンチレータ 9 0 6 及びテーパ (tapered) 形態のファイバーオプチックの板 9 0 8 を含むことができる。CCD が無定形ケイ素のセンサーにより置き換えられている態様においては、1 片のケイ素センサーが、これらの態様においては、各直線アレイに対して置き換えることができる。

CCD の第 1 のセットは、患者の胸壁にできるだけ近接して設置することができる。x 線ビームは 2 個のスロットを使用することによりコリメートされて (collimated)、2 種の扇形のビームを提供し、各扇形ビームは直線のアレイに向けられ、従って、各 CCD 群に正確に対応する、2 個の領域のみが照射される。1 回の x 線曝露及び獲得後に、x 線コリメーターは、これもまた次の位置に並進されている両方の CCD の列 (bank) で同時に並進される。もう 1 回の曝露が実施され、信号が読み取られる。領域の少量の重なり、約 1 - 3 mm、が望ましい。微小な段階的並進過程の使用により、重なりを伴って又は伴わずに

10

20

30

40

50

、継続的領域を数ミクロン以内に整列させることができる。次いで映像を統合することができ、身体の領域とその領域の統合した映像の間に、5 - 10ミクロン未満の差を有し、実質的には継目なしになるであろう。

感知面は一枚の板上にあるとは限らない。図27に示されるように、CCD910は曲面上又は非平面上に設置することができる。これは、経費を劇的に節減させ、そしてより良い映像の質に貢献する、真っすぐな(テーパ形態でない)ファイバーオプチックの板912の使用に適うので、非常に重要な態様である。CCDは冷却しても非冷却でもよく、そして、ピクセル集積貯蔵又は非貯蔵モードで操作することができることに注目願いたい。更に、胸部と検出器の間に散乱防止グリッドを使用することができる。アレイの全視野にわたりねじれを減少させるために、アレイ中の各部品910は、概括的に、x線源から等距離に置かれる。この弧を描いた線状のアレイは、本明細書のその他の部分で記載されたように多数の異なる適用に使用することができる。

この方法は、最近の製造業者が、両面に、突き合わせ可能なCCDを容易に製造することができるので、好ましい。3面又は4面で突き合わせ可能なCCDを製造することはまだ困難で高価である。図示された態様においては、より多数を有する大きな面積のカセットとは異なり、CCDの間に6個のみの接合が必要とされる。この適用に対して典型的なCCDは6×6cmの面積を有する可能性があるが、経済的な理由により、3×3cmの部品のような、より多数のCCDを使用することができる。例えば、3×3cmの部品(device)を使用する場合、各CCDの直線アレイ902、904は合計16個のCCDに対して8個のCCDを組み込む。このことはまた標準の、大きいフィルムカセットに比較して、より大きい面積をカバーするために使用することができる。図28は各ライン918中に3×3cmの部品10個で、24×30cmの平面をカバーする、4本のラインにより分割されたアレイ916を示している。図29においては、図28のライン918の1本の部分切断面図が、各CCD914が、各ライン中の1もしくは2個の隣接するCCDに対して突き合わされており、各ラインはシンチレーター915及びファイバーオプチック板917に連結されている好ましい態様を示している。2段階の獲得は、具体的に約1.5cmの幅のスロットを使用する、狭スロット操作法、並びに有効であるが非常に経費のかかる、より広い面積の映像化方法、に比較して好ましい。

図30に示されたように、x線源922及び2個もしくは複数スロットのコリメーター924を発光させ(generate)そして、x線928を並進CCDモジュールと整合して並べるために使用することができる。きちり整列されたCCDアレイの間の距離を変えずに、CCDアレイ902、904の両者を並進させるために、アクチュエーター又は電動装置920を使用することができる。装置920は、使用者が、本態様においては胸壁に向かうか、それから遠ざかる、並進方向926に沿ってアレイの位置を調節できるように、前記のようにコントローラーもしくはパソコンに接続することができる。

図31A及び32Bに示されるように、アレイ902、904は2個の平行な領域930、932を映像化するように配置されている。次いで検出器902、904を第1の位置から第2の位置に並進させて、2種の異なる平行な領域934、936を映像化し、分析して、圧迫された乳房925の完全像を提供する。2本の直線状アレイの間の相対的隙間もまた、重なりを増加させたり減少させたりするように調節することができる。しかし、好ましい態様は、相互に相対的な固定した位置にある2本の隙間を明けたアレイを保有する。この具体的な態様は、検出器を患者の胸壁に向かって又はそれから遠ざかって移動させる。

図32には、走査の方向942が胸壁に沿っている、図28のアレイ916を示す態様940が示されている。コリメーター944は又、アレイと同軸に沿って移動されて、x線928をCCD948上に向けて空間946には向けない。

図33A - 33B及び図34A - 34Bに関して、手のような末端の組織の走査のための、デジタルのx線映像化装置が示されている。図33A及び33Bには、x線源1002が、その上に手を置く台1007の下部に直接設置されている、好ましい態様1000が示されている。線源1002はC - アーム1006に設置することができ、そして検出器

10

20

30

40

50

1008と厳密に整合して配置されている。線源1002、検出器1008及びC-アーム1006は図33Bの上面図で示されている支持体1016上に設置することができる。検出器は拡大像を与えるために、手に密着させるか数センチメートル離して置くことができる。支持体1016はレイル1014により支持される軸1012に沿って前後に移動することができる。線源1002はまた支持体1016上を軸1010に沿って移動することもできる。この構造物は、図33Aに略図で示されるように、レクチリニアの走査1004をもたらすために、モーター及びコントロール装置を使用して各方向に移動させることができる。本装置は手又はその他の末端部位の形態測定を実施するために使用することができる。

もう一つの好ましい態様1050は図34Aに略図で示されている。この態様において、線源1052は検査すべき領域の上のC-アームに設置されている。検出器1055は図34Bに示されるように、軸1010及び1012に沿って走査するように、その下に設置されている。この具体的な例においては、検出装置1055はシンチレータ1058、ファイバーオプチックの板1056及び、CCD1054を含む。レクチリニアの走査方法においては、映像化検出器1008、1055はCCDもしくは電荷入射装置(CID)、称賛の(complimentary)金属酸化物半導体(CMOS)検出器、亜鉛カドミウムテルライド検出器、ピクセル化された無定形ケイ素検出器、位置感受性光電子増倍管、あるいは無定形セレン検出器の可能性もある。前記の重ね合わせた検出器による方法(図18及び19)もまた本態様に使用することができる。

手のぎょう骨(distal radius)のような、手の指又はその他の骨もまたファイバーオプチックのテーパ(taper)、又は前記のレンズを使用して、1回の速写により映像化することができる。2種のエネルギーはまた、フィルターを通しながら2種のエネルギーでの2回の連続照射により実施することができる。もう一つの望ましい装置は、真っすぐなファイバーオプチック板のテーパかあるいは、例えば1-1及び3-1の間の、非常に小さい縮小化を使用するテーパのどちらかを使用すること、及びレクチリニアの様態で走査することにより映像を形成すること、である。読み出しは、時間差集積法(TDI)により、又はフレーム移送により、又は全フレーム速写により実施することができる。すべての3種の読みだしモードがCCD映像化で周知である。フレーム移送及び速写モードにおいては、本質的に継目のない映像を、隣接するフレームを接合することにより形成する。時間差集積法はまた、異なる走査線から継目のない映像を提供することができる。静電映像化装置に対する縮小化は3-1及び7-1の間の可能性がある。

2種エネルギー法は、組織密度の定量的測定に対して非常に有効であることが示され、そしてこの方法の最も広範な適用は、骨密度測定である。2種エネルギー走査の最近の方法は、切り替え可能な管電圧(kVp)及びフィルターを通すこと、あるいは代替的に、分割検出器法を使用する。前者の方法は、複雑さ、機器の大きさ及び経費が加わる。分割検出法は最近、比較的大きな検出部品(element)をもつ、直線状検出器アレイを使用する装置で実施される。分割検出法においては、2個の隣接する検出器を身体内の1個の容量部分(element)に指定する。2個の検出器の一方はx線吸収フィルターにより遮断され、もう一方の検出器はその前にフィルターを付加されていない。

既存の装置においては、分割検出装置の立体的分解能は、比較的低い立体的分解能に限られる。従来の当該分野の装置に対する典型的な最小の検出器の大きさは約1mmである。検出器が、より高い立体的分解能に対してより小さく(例えば、0.5mm)製造される場合、このサイズレベルのフィルターの設計及び製造は、フィルター物質の切断及び形成の従来の機械的技術の限界により、困難になる。例えば、250ミクロンのピクセル(1対当たり500ミクロン)をもつ分割検出器を製造する必要がある場合、250ミクロン×250ミクロンの次元をもつフィルターを1個おきのピクセル上に置かねばならない。従って最近の慣例はミリメートル規模のフィルター通過のみに限定される。同時に高及び低x線エネルギーを検出することができる2次元映像化装置は、2種エネルギー骨密度計、乳房撮影法及び血管造影映像化を含む多数の適用をもつ。

好ましい態様は大体、CCDのようなx線検出器の前に設置することができる、顕微鏡的

10

20

30

40

50

形状のフィルムを使用する。該フィルムは例えば、 x 線の交互の減衰をもたらす、チェッカーボード様の模様を含むことができる。例えば、該フィルムの材料は、金属（例えば、銅、モリブデン、イリジウム、パラジウム、インジウム、カドミウム、スズ、ヨウ素、バリウム、テルビウム化合物、タングステンタングラム金、Pt、アルミニウム及びカドミウム及び種々の既知の合金及びこれらの物質の化合物、鉛、鉛ガラス、アクリル酸鉛、鉛プラスチック）又はその他の x 線減衰性フォイルを含むことができる。典型的な模様は例えば、数ミクロンのように小さいエレメントからなることができる。このような模様は、微小機械加工法を使用して製造することができる。このような方法は、エキシマレーザーのアブレーション、電鍍又は蒸着法、化学的又は光化学的エッチング、あるいは反応性イオンエッチング法を含む。模様はフィルターの部品（element）、それに続く空の部品、あるいは隣同士の部品が異なる厚さの部品、からなる可能性がある。 x 線フィルターとして使用できる多数の物質の高い吸収性により、フィルムの厚さは、例えば、20 - 2000ミクロンの間にすることができる。

10

x 線フィルターは、 x 線源及びCCD又はその他の検出器の間に適当な距離で置くことができ、そして各領域の部品は検出器のピクセルに対応するように整合させて並べることができる。この配置において、 x 線スペクトルの低エネルギーの成分は大部分、フィルターにより吸収されているので、遮断されたピクセルにより検出された信号は大部分、高エネルギーを表す。遮断されない検出器のピクセルは全体のスペクトル（高及び低エネルギー）の信号を表す。この情報から、組織の密度測定特性を従来の方法により計算することができる。

20

1つの態様において、 x 線吸収フィルムは、ファイバーオプチック板の前に置かれる。検出器は図35Aに示されるように、従来の映像増幅器1100か、あるいは図35Bに示されるような、CCD、CMOS検出器、無定形ケイ素領域検出器、光学ダイオード検出器のレイ、無定形セレン検出器、又は亜鉛カドミウムスルフィド検出器のような、平板の検出器1104にすることができることに注目願いたい。両エネルギーレベルを含有する x 線源1102、1106は、研究される患者の領域を通してフィルム1108、1110へ透過する。これはまた、複数のピクセルが、走査する軸に沿う方向に伸びており、そしてずっと多数のピクセルが直交方向に伸びている、直線状に走査する長方形レイにより使用することができる。

代替的に、シンチレーター、又は、セレン又は亜鉛カドミウムテルリドの場合の光伝導性物質、それ自体を、前記の方法を使用してチェッカーボードの模様内に形成することができる。これは、シンチレーターに、その全表面にわたり交互の厚さを与える。従ってシンチレーターは高及び低 x 線エネルギーの間の識別のために使用することができる。無定形セレン又は亜鉛カドミウムスルフィドのような、非シンチレーターを基礎にした検出器の場合には、検出器は所望の結果をもたらすように、同様な様態で製造することができる。両者のタイプの検出器において、フィルターの形は正方形である必要はない；それは長方形、円形又はあらゆるその他の所望の形態にすることができる。検出器のピクセルとの形態の整合化は幾つかの方法で実施できる。1つの方法は、フィルムを光源又は x 線源と検出器の間に配置することである。フィルムを適宜な整合で配置させそして、接着性化合物のような機械的な方法により安定化させるために、CCDの急拡大映像化モードでの操作を使用することができる。これらの整合方法のためにはマイクロメーターの段階を使用することができる。前記の方法は2次元の検出器に対してのみならず、直線の検出器に対しても使用することができる。

30

40

図35C(a) - 35C(d)には、半導体産業で既知の方法を使用する、本発明に従うピクセルフィルターアレイを加工するための工程シーケンスを示している。図35C(a)は、パネル1155上に形成されたピクセル部品（element）1152をもつCCD又はその他のアレイの検出器1150を示している。次いでマスク又は模様を付けた犠牲層1154を設置し、選択されたピクセル1158をカバーするように模様付けをし、そして選択されたピクセル1156を露出させる（図35C(b)）。図35C(c)に見られるように、フィルター物質1160を全体構造の上に形成する。フィルムは蒸発金属

50

フィルムにすることができる。次いで薄いフィルムのフィルター物質に模様付けをし、過剰な物質を除去してマスク 1 1 5 4 を露出させる。最後に、マスク 1 1 5 4 を除去して、図 3 5 C (d) に示すように、薄いフィルムのフィルターアレイ 1 1 6 2 の付いた最終の模様付けをした装置が提供される。これらのピクセル 1 1 6 2 はまた、検出器に対して設置されている x 線透過性 (transparent) 又は伝達性 (transmissive) のパネル上に形成することができる。

2 種エネルギー映像を獲得の代替法は、2 種の実質的に異なる波長において発光する、一対の積層蛍りん光体を使用することである。この態様においては、2 種の蛍りん光体、例えば 1 個は緑色で 1 個は赤色を、レンズ、CCD 又はその他の、本明細書中に記載の領域検出器と組み合わせて使用する。蛍りん光体の積層及び映像センサーの間の、単一の CCD 又はその他のセンサー及び微小構造の光学フィルターが、2 種のエネルギー能を提供する。

ある種のシンチレーター (蛍りん光体) は、x 線又はガンマ線が物質と相互作用した後に x 線エネルギーを貯蔵することができる。蛍りん光体が x 線を被曝した後、レーザービームがその平板上で走査され、そして、この段階中に、レーザー光線のエネルギーが蛍りん光体を刺激して、貯蔵されていた x 線エネルギーの実質的部分を放出する。この光線刺激過程の結果として、蛍りん光体は、具体的には例えば、380 - 420 nm の間の、具体的には、UV - 青領域の電磁スペクトルの光線を発光する。1 つの好ましい態様は、富士写真フィルム会社又はイーストマンコダック会社から市販されているフッ化 - ハロゲン化バリウム蛍りん光体 (barium fluoro-halide phosphors) を使用している。この光線は具体的には、単一のチャンネル、光電子倍增管により検出される。位置の情報は、ある光学又は電気機械装置によりレーザービームの位置を跡付けることによりコード化させる。この方法において映像は、レーザービームのレクチリニアの走査運動を使用して構築され、そして映像の形成は点から点の原則で実施される。

x 線映像化の作業に対する CCD 及びその他の領域検出器の適用は、通常 x 線がそれと相互作用した直後に光線を発する、従来の蛍りん光体物質を使用する。この方法は、ある適用には極めて有効に役立つが、露出時間が比較的長い場合は、x 線映像化作業に対して最適ではない。例えば、乳房撮影法においては、1 - 6 秒間の次元の露出時間は非常に一般的である。x 線照射中、CCD は蛍りん光体物質から発光される光線を記録するために、信号 - 収集モードになければならない。しかし、蛍りん光体物質から検出された光線の結果として CCD 中に発せられる信号に加えて、CCD もまた、センサー内の電子の熱励起により発せられた偽の信号である暗流を集積する。この暗流信号は、最終映像に有害である。乳房撮影法においては、暗流を抑制するために CCD の熱電子冷却を使用する。CCD の冷却はこの目的に非常に有効であるが、それはまた装置の経費及びサイズを著しく増加させる。

ある適用においては、冷却は、マルチピンドフェーズ (multi-pinned phase) (M P P) と称される周知の方法を使用して排除することができる。これは検出器を偏向させて電子の排出を抑制することを伴う。M P P 法もまた有効の可能性があるが、それはしばしば、CCD の各ピクセル中に、より低い電荷容量をもたらす。これは、乳房撮影法の映像化装置、特に立体作戦的位置探索のために使用されるものの設計において極めて重大な問題になってきた。CCD の溜池 (well) (ピクセル) 能は、適宜な動的範囲のためのみならず、また電荷の飽和及び、x 線ビームが組織により適宜に減衰されないセンサーの領域の電荷の溢れ、を回避するためにも極めて重要である。電荷の飽和を回避するために、CCD カメラの製造業者は、ある程度有効の可能性があるピクセル読み出し (時間を測る) スキームを使用する。しかし、これもまた、放射線透過写真映像に非常に有害な、より強い暗流をもたらす。

この問題に対する解決策は、CCD、CID 又は CMOS の検出器及び光刺激可能な蛍りん光体のような、領域もしくは直線検出器を使用することによる、著しく減少された暗流をもつ、高度な分解能をもつ放射線透過写真像を提供する。これは暗流を最小にするのみならず、またピクセルの電荷飽和を回避させるために適用することができる。この方法は

10

20

30

40

50

また、露出時間が比較的長いので、放射性核種の自動放射線透過写真のために使用することができる。この方法は以下の段階により記載することができる。

第一に、CCDを通常モード（具体的には非獲得モード）にしておく。次に、図36Aに示すように、x線源1204及び光刺激可能な蛍りん光体貯蔵部品1206を使用して、対象1202又は身体の一部のx線照射を実施する。今、蛍りん光体1206はその構造内にエネルギーを貯蔵した。次いで、図36Bに示すように、x線貯蔵部品1206を光源1210と、CCD1212上のファイバーオプチック板1208の間に設置し、そしてCCDの電子機器を、あたかもちょうど使用者が照射を受ける準備ができてるように活性化する。光線のパルス、その全領域にわたり蛍りん光体上に入射（injected）する。これは、蛍りん光体の全表面にわたり照射する強力な光源により実施することができる。CCDセンサーは、光線のパルスの前もしくは後に、非常に短時間内に感知を開始する。入射（injection）及び光線パルス及びCCD獲得の間の合理的に良好な時間的一致が望ましい可能性がある。光線パルスの時間は好ましくはx線照射の時間よりもずっと短い。従って、時間に依存性の暗流はCCDにおいてずっと少ない。刺激光線を拒絶しそして、蛍光線のみを検出するために光線フィルターを使用する。次いで光線パルスの最後にCCDを読み出す。

10

貯蔵シンチレーターは、蛍りん光体の全領域を照射する光源、あるいは、レーザーのような走査光源により刺激され得る。光源は赤色、又は赤外線に近い、電磁スペクトルの領域、具体的には530から1500ナノメートルの間の領域の光学放射線を発することが望ましい。光源は、そのスペクトルの発光を狭くするために、適宜にフィルターをかけることができる。この具体的な適用においては、約620ナノメートル未満の光線の発光を抑制するか完全に回避することが望ましい。

20

この方法の変法において、650から800ナノメートルの間のかなり狭いスペクトル帯にその発光を限定するために、光源を更にフィルターにかけることができる。約1,000ナノメートルに近づく、赤外線の近辺のより近くにピークをもつその他の光源もまた使用することができる。大部分の刺激可能な蛍りん光体は、400ナノメートルに強力なピークをもち、380から420ナノメートルの間の領域の刺激に対して光線を発光する。この検出方法の裏にある理論的基礎は、刺激光線をほとんど完全に遮断する間に、大部分の刺激された蛍りん光体が光学装置を透過し、そして位置感受性の光線センサーにより検出させることである。これを達成するためには、赤色とUV-青光線の間を極めて高度に識別できる、種々の市販のスペクトル帯通過（band-pass）フィルターがある。1つのこのようなフィルターはこの目的に非常に有効に使用できる、Schott BG-3フィルターである。約4-5mmの厚さのフィルターを使用することにより、赤色対UV-青通過の比率は 10^{-10} の次元である可能性がある。この種類の波長の識別は、当該分野で周知であり、そして、ラーマン分光分析法のような、その他の適用に対して使用されてきた。この具体的な適用において、 10^{-8} より大きい識別が必要である可能性があり、そしてこれは、より厚いスペクトル帯通過フィルターを使用することにより、又はスペクトル帯通過性光学被膜をもつ薄い基材を使用することにより、達成される。

30

レンズ連結の場合には、刺激可能蛍りん光体とレンズの間の広い距離のために、BG-3ガラスのような、比較的厚いフィルター部品を、非常に容易に適用できる。このフィルターは刺激可能な蛍りん光体と光線検出器の間のどこかに設置することができる。所望なら、蒸発法により典型的に適用されている、薄層のスペクトル帯通過フィルターを、基材上又はスペクトル帯通過フィルターガラス上に適用することができる。代替的に、レンズ自体又は光センサーですら、スペクトル帯通過フィルターとして作用することができる、多層の光学被膜でコートすることができる。

40

赤色光線に対する選択的識別及びUV-青光線の通過がレンズ連結法により達せられるが、光学部品が相互に接触しており、そして非常に厚いスペクトル帯通過フィルターを使用する余裕が比較的少ないので、このタイプの波長の識別は、ファイバーオプチックの連結法においては、より困難である。しかし、赤色光線の選択的フィルターかけは、刺激可能蛍りん光体と光センサーの間のある地点に薄いコーティングを適用することにより達成す

50

ることができる。これらのコーティングは具体的には薄層蒸着法 (deposition) により実施され、極めて薄く、具体的には50ミクロン未満にすることができる。

読み取り中、外囲い1560が該装置を完全に包囲しているフィルター装置の例は、図40A及び図40Bと関連して示されている。図40Aにおいて、キセノンのアークランプのような広帯光源、機械的もしくは電子光学的シャッター1504、電磁スペクトルの、赤色又は赤外線において透過性で、青色、紫外線及び緑色領域で吸収する、スペクトル帯通過光学フィルター1506を示している。光学透過性の圧縮板1510の透過後、入射光は貯蔵シンチレーター1512上に衝突し、それが順次、第1のファイバーオプチック板又はカプラー1514、赤色で吸収しそして紫外線及び青色領域で透過する薄いスペクトル帯通過光学フィルター1516上に、異なる波長の光線を発する。フィルターの出口は第2のファイバーオプチック板1518及び領域検出器1520に直接連結している。図40Bに示されるレーザー装置1550は、ヘリウムネオン、又はダイオードレーザー、又は表面発光レーザーのようなレーザーを含む。ビーム型の出口を、シャッター1504 (ピンホール) において使用することができ、ディフューザー又はマイクロエクスペンダー1508の次に、立体光線モジュレーター及び、平行ビームを提供するエクスペンダーが続く。

読み出しの代替法は、照射光源と読みだしの間の早いタイミングを使用することであろう。蛍りん光体を刺激するために、非常に短い光線パルスを入射させることができる。これは従来のレーザー及びキセノンランプにより10 - 20ナノ秒の期間を有するであろう。10⁻¹⁵秒の範囲の光線パルスを使用することができる。一例として、10ナノ秒の光線パルスを該装置上に入射させる。この電荷入射の直後に、残っている光線を空にするために2もしくは3回、全CCDを読み出す。この読みだしは、具体的には数マイクロ秒の範囲の非常に短時間で実施することができる。CCDの除去後、CCDを感知モードに変えて、およそ10マイクロ秒の典型的な時間をもつ、刺激された蛍りん光体を検出する。刺激と蛍光の間の時間差が、CCDの読みだしの代替法を提供する。タイムゲート及びスペクトル帯通過フィルターの使用の組み合わせをもまた、光線が一連のフレームを発する時間及び/又は強度をモジュレートすることにより溢出を回避するために使用することができる。

増幅されたCCDは、無定形ケイ素センサー、CIDのような類似のタイプの検出器を使用することにより、マイクロチャンネルの平板タイプか又は近接焦点映像増幅機を使用することにより提供され得る。増幅機の使用は、信号の増幅を可能にするのみならず、またCCDをゲートする好都合な手段を提供することができる。この適用に使用可能かもしれない、具体的なCCDの群は、Pixel Vision Corporation (Beaverton, Oregon) により最近製造されている電子衝撃 (electron-bombarded) CCDである。位置感受性光線増幅器及び管ベースのカメラもまた検出器として使用することができる。

代替的には、ファイバーオプチック板を、UV - 青色領域 (380 - 420nm) で光線を通過させる赤色吸収性ガラスで製造することができる。Schott BG-3タイプのガラスは一例である。この方法は、ファイバーオプチック板には比較的低い数値の開口部をもたらすが、しかしまた光センサー上ではかなり強力な信号に対する適宜な青色 - UV光線通過をもたらす。

赤色及びUV - 青色の間の極めて高度な識別をもたらす薄層の光学コーティングを使用することができる。多層コーティング及び緑色による選択的識別もまた使用できる。従って、緑色発光の刺激性蛍りん光体もまた、この種類の適用に望ましい可能性がある。代替的には、蛍りん光体のUV - 青色光線を緑色に変換させるために、波長変更フィルターを使用することができ、そしてこの変換過程の他に (beyond)、多層光学コーティングが赤色及びUV - 青色の間を識別する。

この方法は、少なくとも2種の重要な目的：(1)それがレーザー走査を使用する代わりに、速写 (snapshot) において全光線刺激可能板を読み取ること；及び(2)遅い走査のレーザー法によるよりも、より多くの有効な光線を読み取ること；を達成する。更に、本法はx線獲得過程をCCD読みだし過程から分離する。従ってCCDの暗流は、大部分、

10

20

30

40

50

それが読み出すのにかかる時間によるものでありそしてx線暴露の長さによるものではない。

本法は、特にCCDにおいて深刻な問題であるピクセル電荷飽和を予防するために更に修正することができる。飽和度はx線露出時間により予測することができる；例えば、密度の高い又は厚い乳房を映像化するとき、長いx線露出が必要とされる。これは、胸部の下部の信号とCCD上の信号の間の大きな不一致が、x線ビームがどの組織をも透過しない領域で非常に大きくさせる。この状態が電荷の溢れをもたらす。

その他の目的は、映像化センサーにおける電荷飽和を抑制するための装置を提供することである。これはx線露出時間をたどり、そしてそれに従う光線パルスの時間をモジュレートすることにより達せられる。例えば、非常に長いx線露出時間は有意な電荷飽和が期待できることを暗示している。この情報をもつことにより、光線パルス時間は減少されそしてそれにより、CCD上に、より低い全体信号を発生させることが出来る。ある場合には、光線刺激可能蛍りん光体の平板の、全部ではない (less than full) 放電が、十分に強力な信号を与えるので、飽和を回避できる。しかし、より強力な信号が必要な場合は、板中に貯蔵された残りのエネルギーを放出するために、更なる光線パルスを入射 (inject) することができる。これは、その他のCCD又はその他の映像化検出フレームの獲得を必要とし、そしてフレームはコンピューター内に付け加えることができる。

代替的に、露出レベルは光線刺激可能蛍りん光体の早急なシンチレーションを記録することにより追跡することができる。多くのこれらの蛍りん光体はまた、x線相互作用に対する反応として即座に光線を発する。x線照射のレベルを算定するために、この光線をCCDにより検出することができ、そしてこの情報を、照射時間情報の提供と同様に使用することができる。ピクセルの貯蔵はすべての前記の方法に使用できる。早急なシンチレーションは、所望なら、信号対ノイズ比率を増加させるために、最終信号に対する付加物 (add-on) として使用することができる。光線刺激可能蛍りん光体が強力な早急シンチレーションを提供しない場合は、従来の蛍りん光体の、非常に薄い被膜を、光線刺激可能蛍りん光体の一方の面に適用することができ、それは照射期間中にりん光を発するであろう。

好ましい態様1300のより詳細な図を図37に示しており、そこでは線源1302が、刺激光線1310をx線貯蔵部品1304上に導いてそこに蛍光体を誘導する。蛍りん光は、この具体的な図においてはCCD部品のアレイである、領域検出器1312により検出される前に、スペクトル帯通過口 (bandpass) フィルター及びファイバーオプチック板1308を透過して収集される。

図38Aは、線源1402から透過されたx線の収集後、1種類以上の光源1406がx線貯蔵部品1404を照射する、その他の好ましい態様1400を示している。光源1406は、x線収集を妨げずしかし貯蔵部品1404を移動させずに即座にデータを収集させるように部品1404の反対側に配置されている。図示された態様において、レンズ1408を検出器アレイ1412とともに使用する。貯蔵蛍りん光体の移送又は再配置を必要としない、鏡1422が入射x線を蛍りん光体1420上に透過させる、もう一つの態様は図38Bに示されている。次にレーザー1430及びビームエクspander 1432は、鏡1422によりスペクトル帯通過口フィルター1414、レンズ装置1408を通過して検出器アレイ1412上に反射される発光を刺激する。

CCD又は、無定型ケイ素のようなその他の光線検出器の付いた光線刺激可能蛍りん光体読みだしを使用する方法は、歯のx線映像化に特に適宜である。デジタルの歯の放射線撮影法への1つの方法は、口内プローブ (probe) の付いたCCDを使用することであった。これらのプローブはCCD及び電子機器によりかさ張る傾向がある。CCDの冷却は実際的でなく、そして患者から患者への清潔なCCDの映像化プローブを維持することに関連して更に経費がかかる。

本発明の好ましい態様は、患者の口内に置かれる、光線刺激可能蛍りん光体を使用する。図39に示されるように、x線貯蔵蛍りん光体1500は口腔内への挿入に適宜にさせる、例えば 4 cm^2 と 20 cm^2 の次元をもつようにさせることができる。貯蔵部品1500は、映像をとる歯に隣接して、患者の口内に挿入される、スリーブ又はカセット1504

10

20

30

40

50

中に挿入されている、透過されたx線を吸収するスリップ(strip) 1502を使用して挿入することができる。x線映像を蛍りん光体中に貯蔵した後、蛍りん光体は口腔内から取り除き、前記のように光線に露出させて、デジタル映像を提供する。これは、最近の慣例に比較して多くの利点を有する。例えば、これは各口内挿入後のCCDプローブの清浄化の経費を排除させる、簡単な廃棄可能製品を提供する。蛍りん光体もまた、清浄化して再利用できるか又は大量にまとめて再利用することができる。カセットは口内への挿入時に曲げる事が出来るように柔軟であるか、あるいは蛍りん光体は、その変形を予防するためにファイバーオプチックの板のような硬い支持体に連結されることが出来る。CCDを含む、ある種の平板領域映像化検出器は、400 - 700nmの間の波長域で、より高い収集効率を有する。500 - 700nmの間の範囲で発光するLiTaO₃:Tb³⁺ (Journal of Applied Physics, 79(6) 2853を参照願いたい)、440nm付近で発光するKBr: (Phys. Stat. Sol (b), 180 K31, 1993を参照願いたい)、700nmまでで発光することができるY₂SiO₅:Ce、Tb、Zr (Mat. Chem. & Physics 38(1994) 191を参照願いたい)、450nm付近で発光するBa₅SiO₄Br₆ (Mat. Chem & Physics 21(1989) 261-70を参照願いたい)、500 - 700nmの範囲で発光するLaOBr:Tb(その内容を本明細書に、引用することにより取り込まれている、米国特許第4,236,078号明細書を参照願いたい)並びに、640nm付近で発光する、CaS:Sm、Euを含む、この領域で発光する光学貯蔵物質がある(前記の参照発行物は引用することにより本明細書に取り込まれている)。これらの光学貯蔵物質はx線を吸収しそして可視領域、特に450nmを越える領域で発光する、光線刺激可能な又は光学刺激可能な部品として使用することができる。

本発明は特に、その好ましい態様に関連して示しそして説明されたが、付記の請求の範囲により定義されたような本発明の精神及び範囲から逸脱することなしに、その中の形態及び詳細の種々の変更をすることができることは、当業者には理解されるであろう。

10

20

【図1】

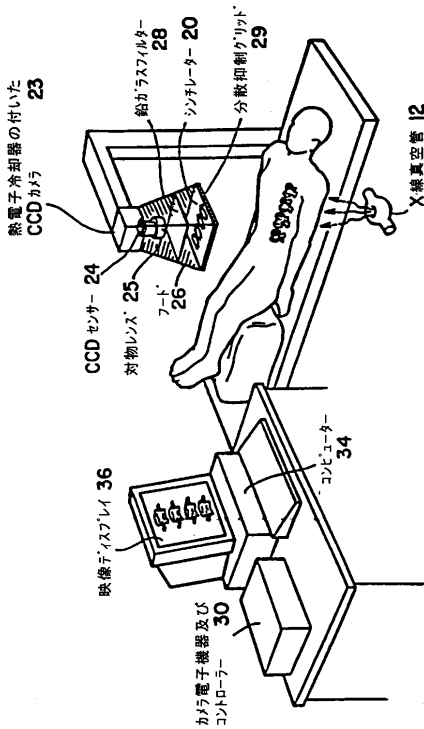


Fig. 1

【図2】

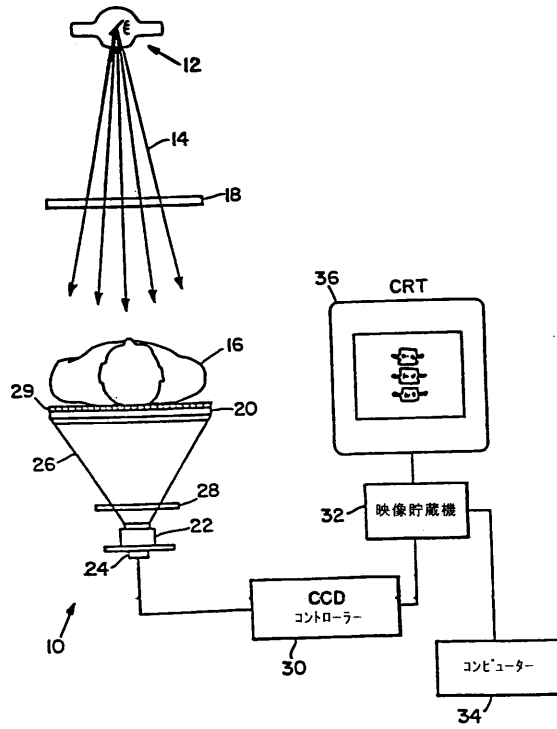


Fig. 2

【図3】

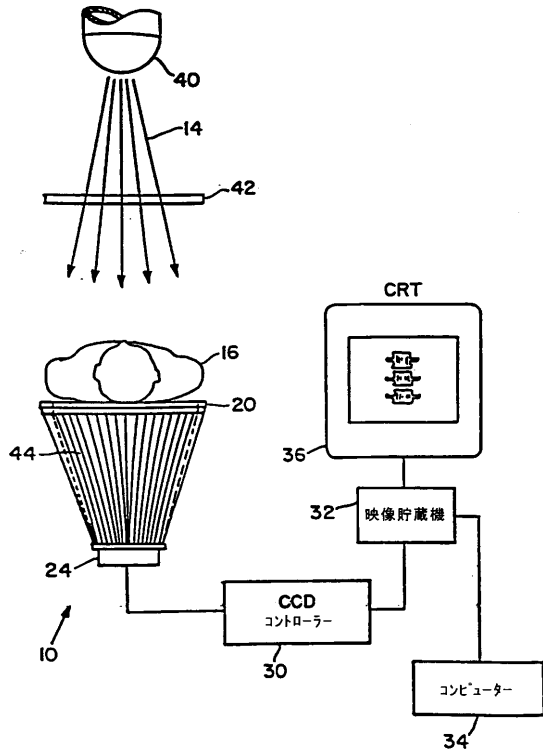


Fig. 3

【図4】



Fig. 4

【図5】

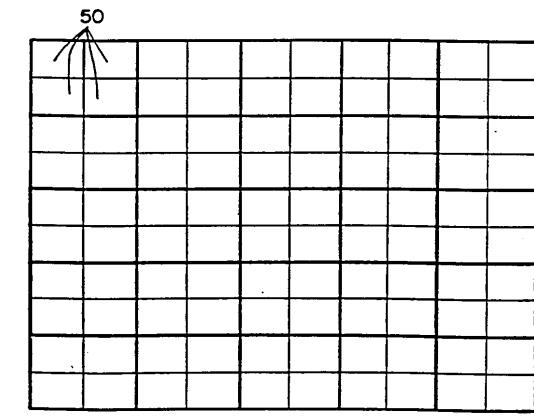


Fig. 5

【図6】

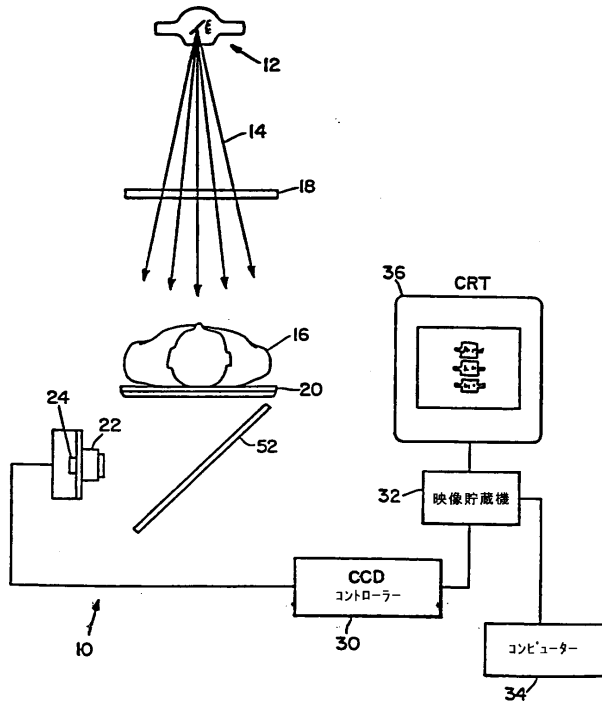


Fig. 6

【図7】

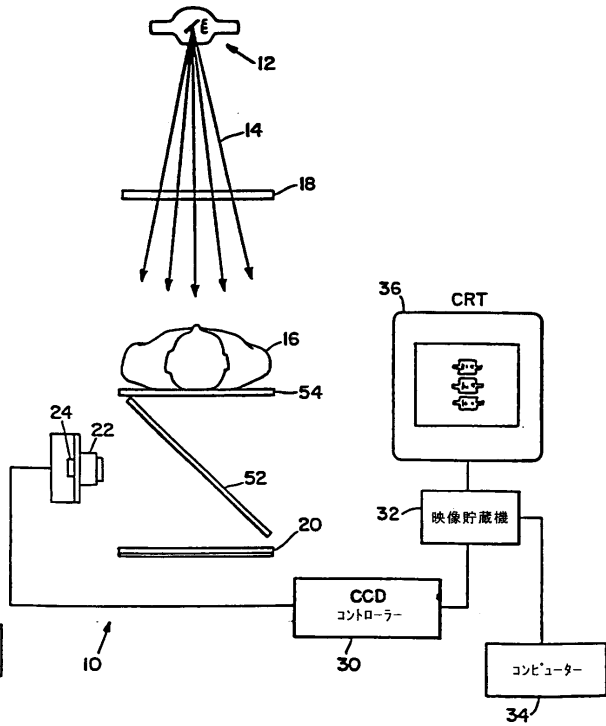


Fig. 7

【図8】

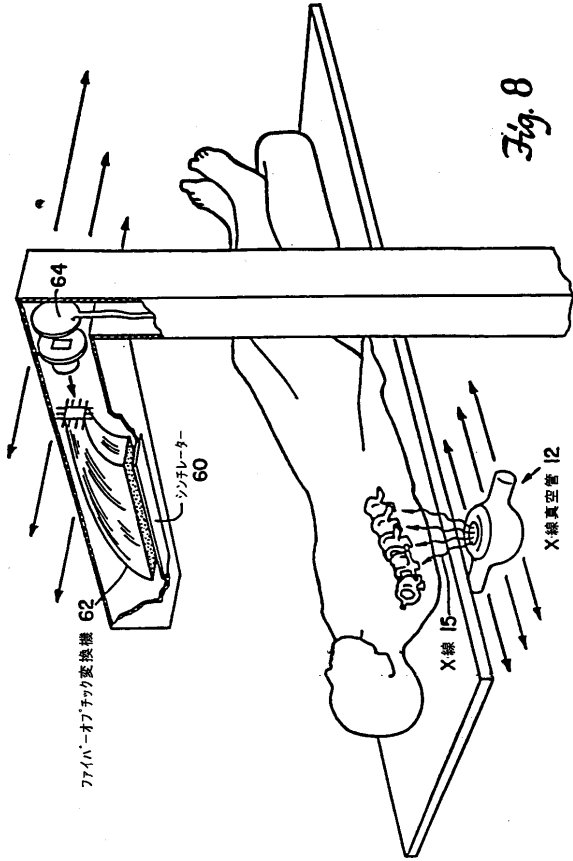


Fig. 8

【図9】

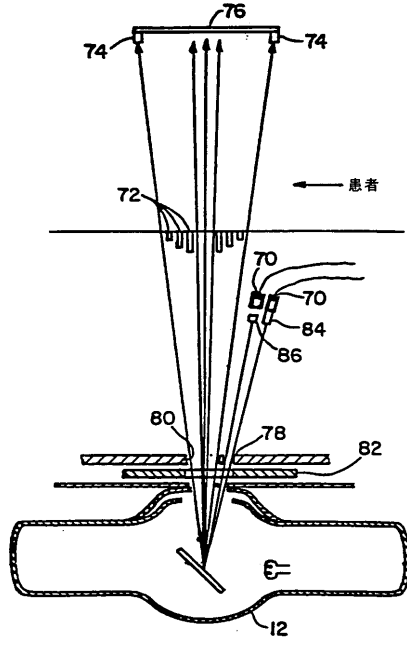


Fig. 9

【図10】

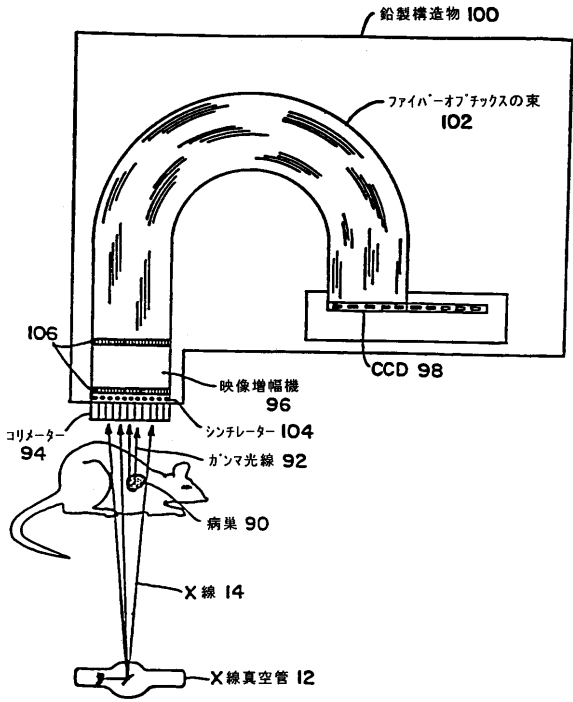


Fig. 10

【図11】

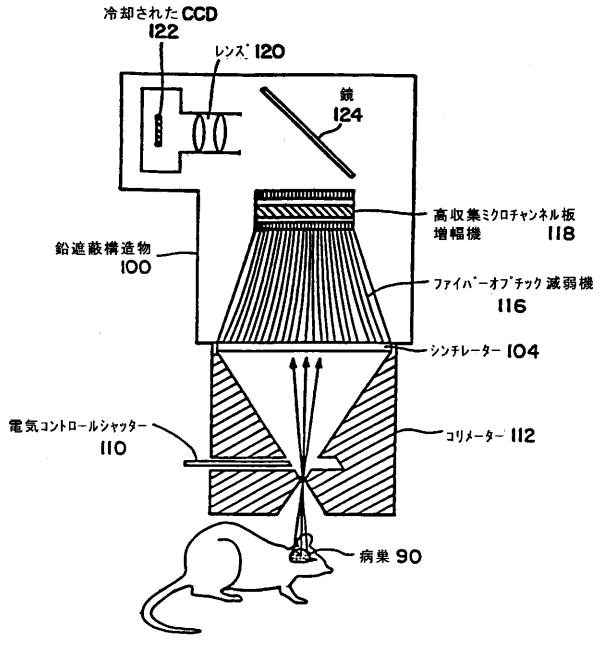


Fig. 11

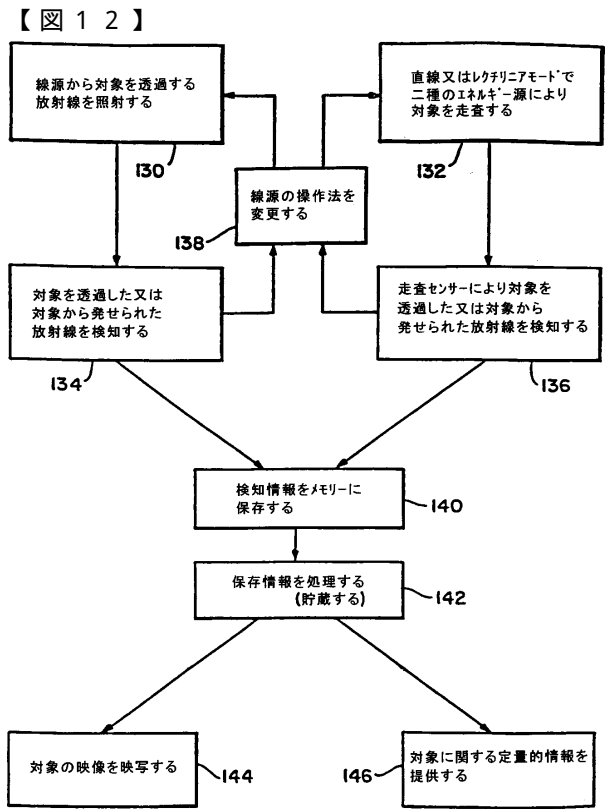


Fig. 12

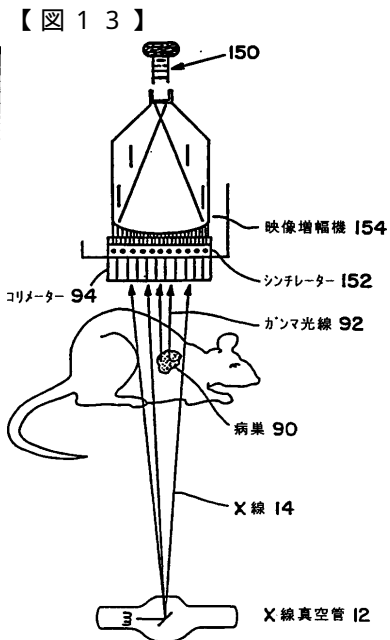


Fig. 13

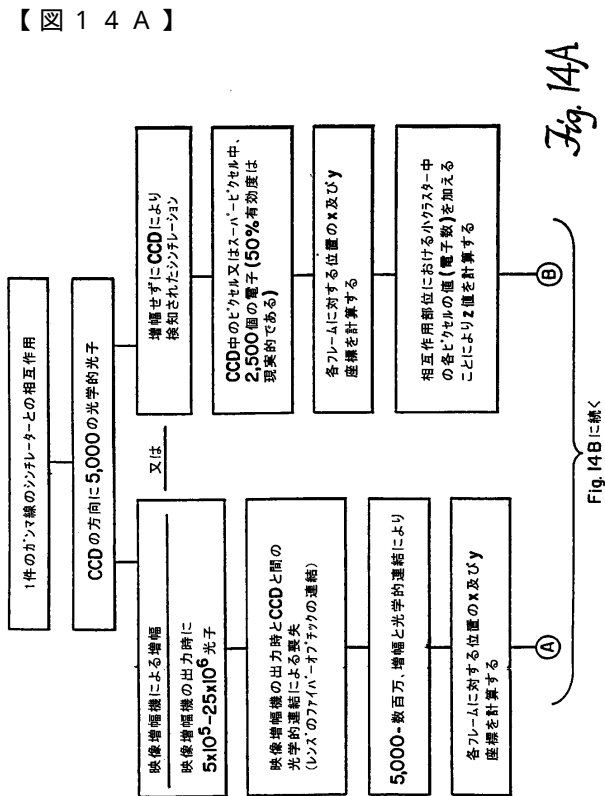


Fig. 14A

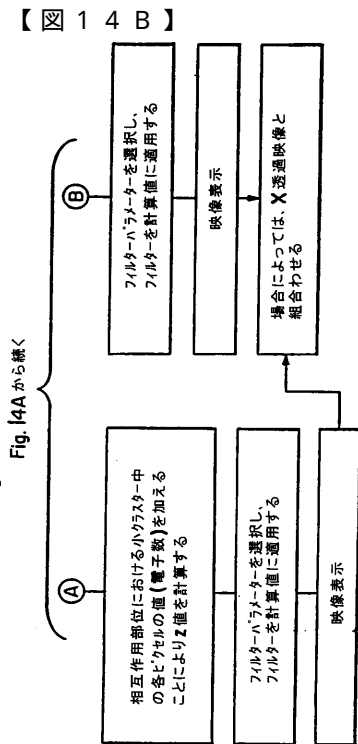


Fig. 14B

【 図 1 5 】

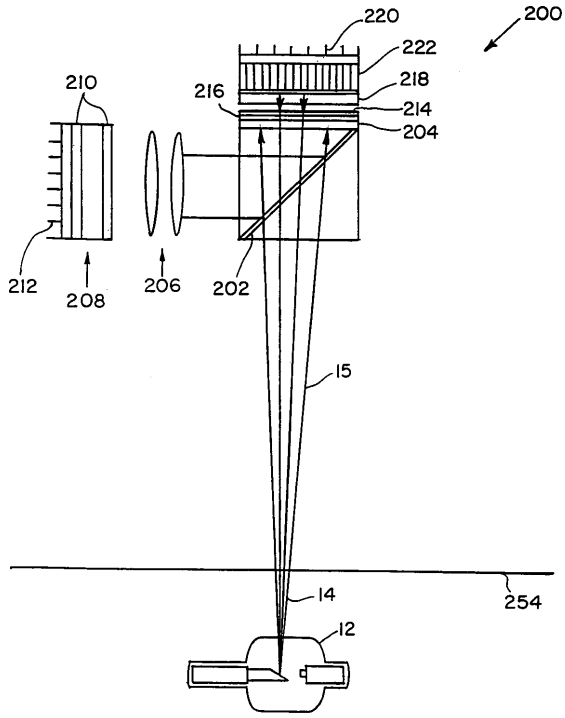


FIG. 15

【 図 1 6 】

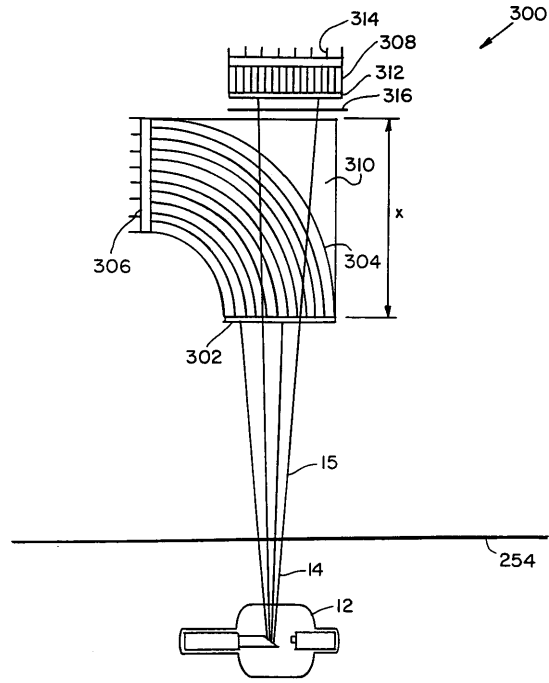


FIG. 16

【 図 1 7 】

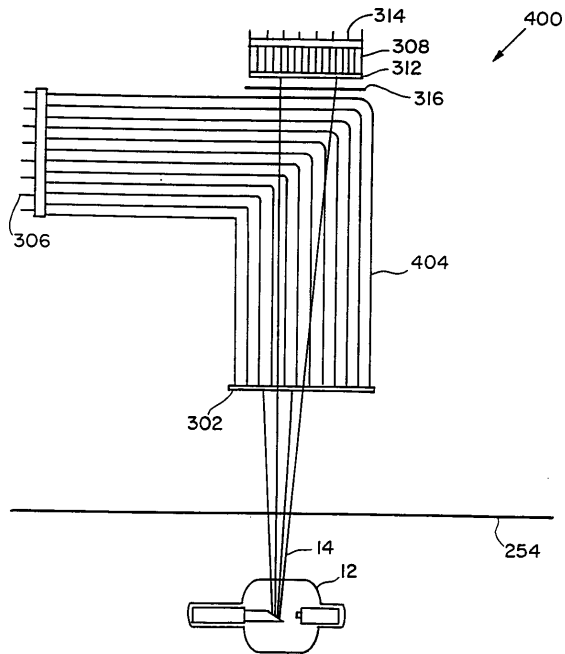


FIG. 17

【 図 1 8 】

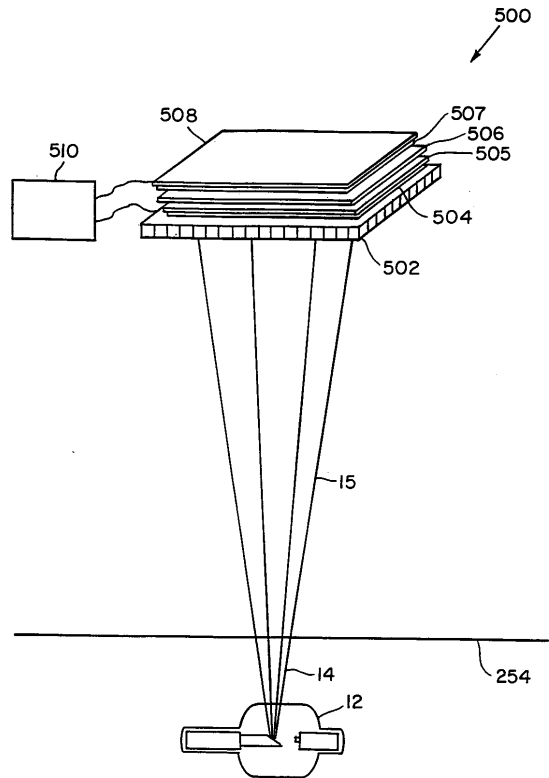


FIG. 18

【図19】

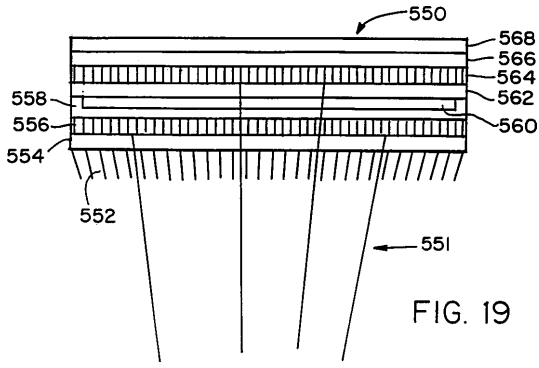


FIG. 19

【図20】

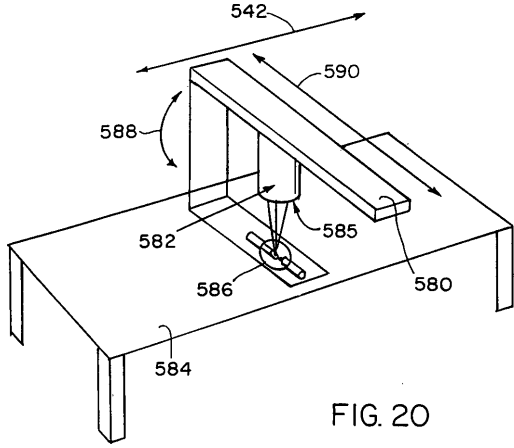


FIG. 20

【図21C】

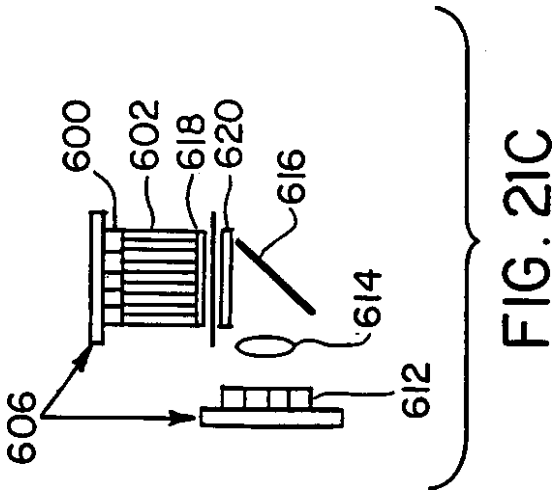


FIG. 21C

【図21A】

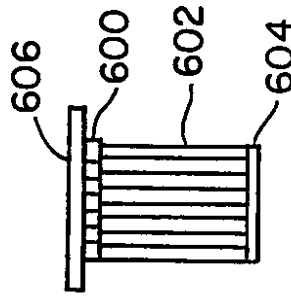


FIG. 21A

【図21B】

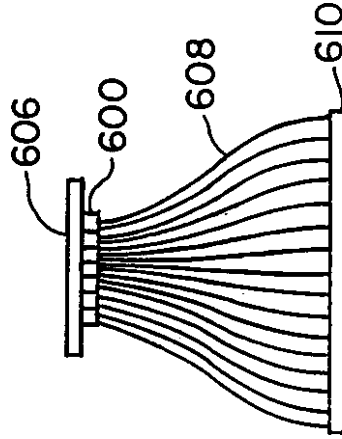


FIG. 21B

【図22A】

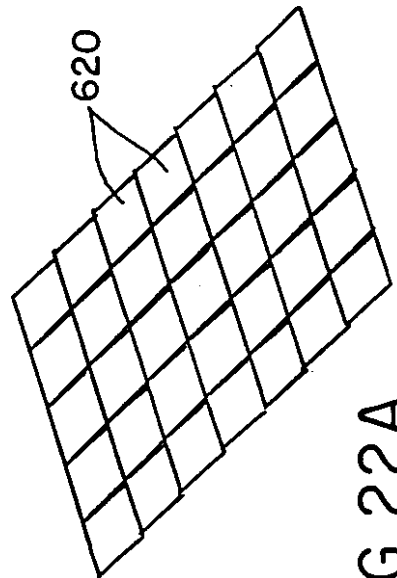
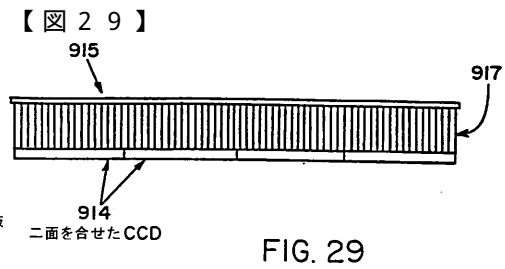
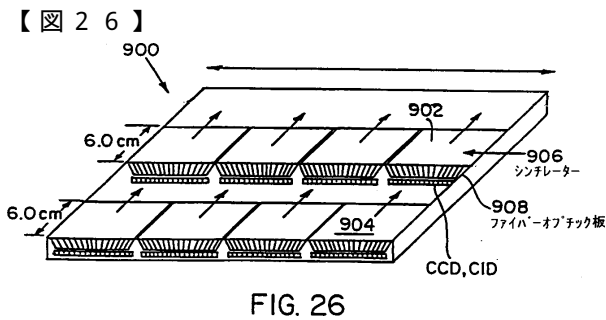
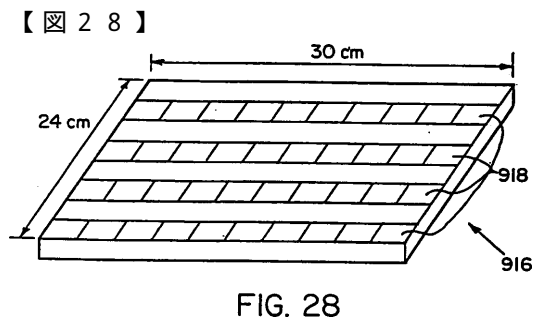
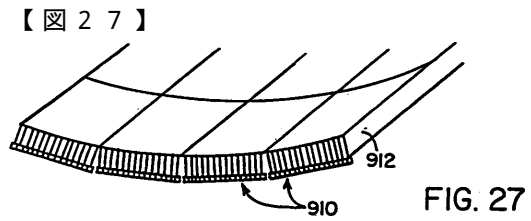
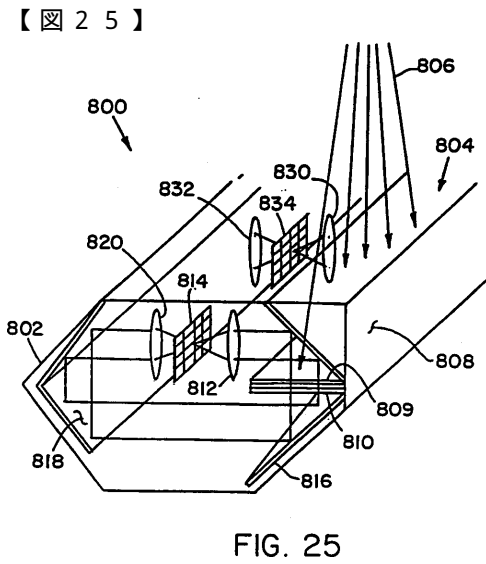
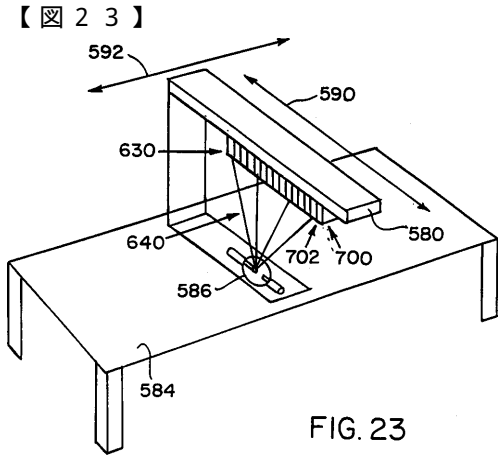
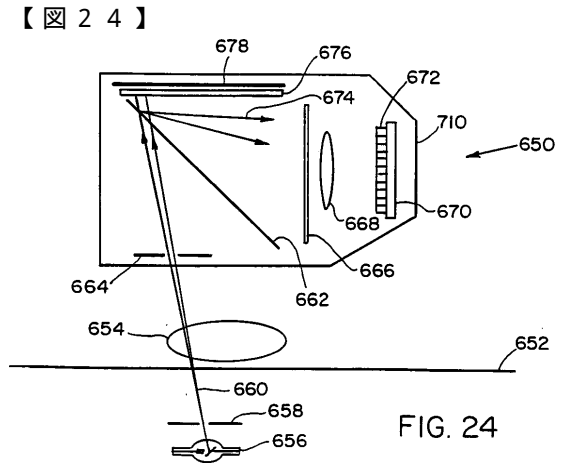
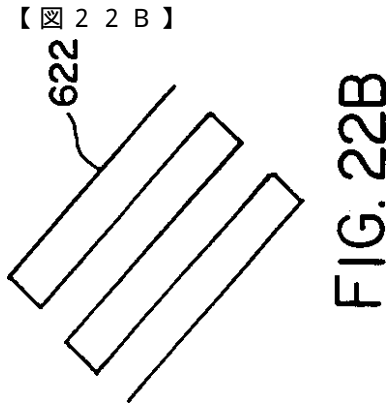


FIG. 22A



【図30】

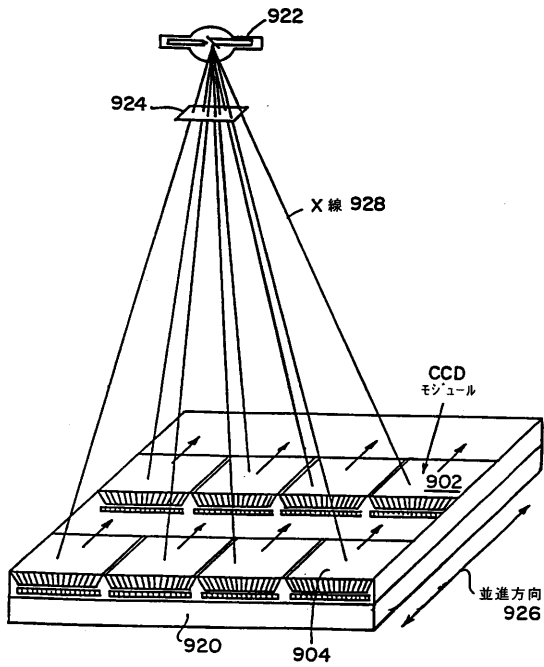


FIG. 30

【図31A】

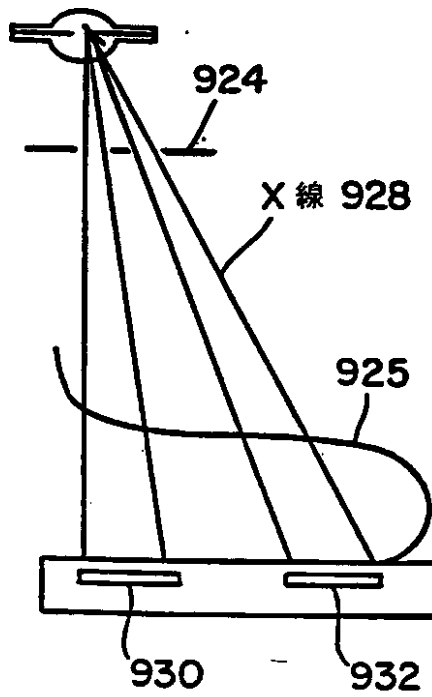


FIG. 31A

【図31B】

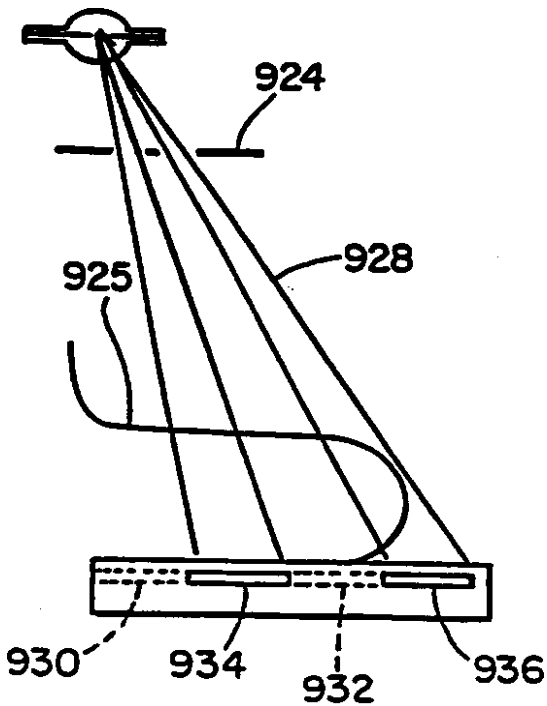


FIG. 31B

【図32】

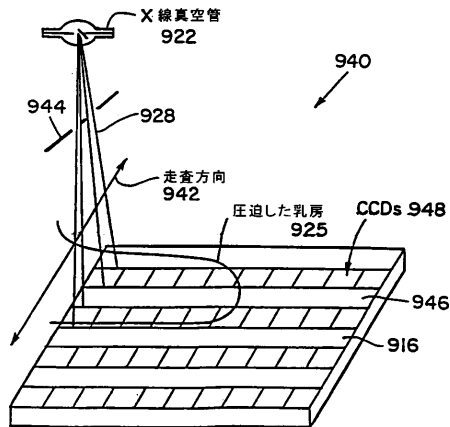


FIG. 32

【 図 3 3 A 】

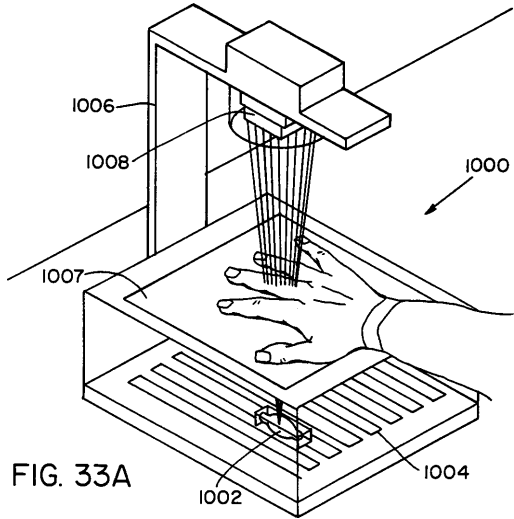


FIG. 33A

【 図 3 4 A 】

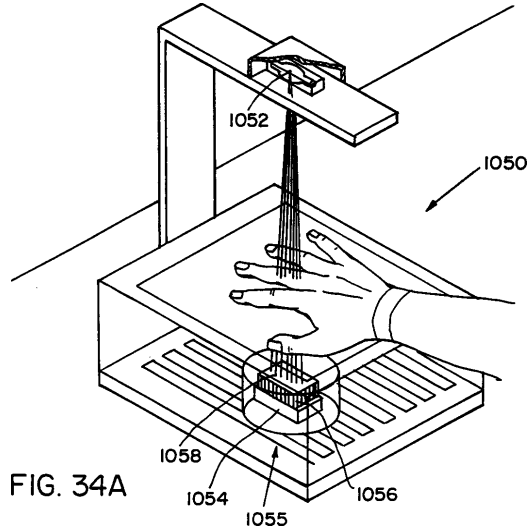


FIG. 34A

【 図 3 3 B 】

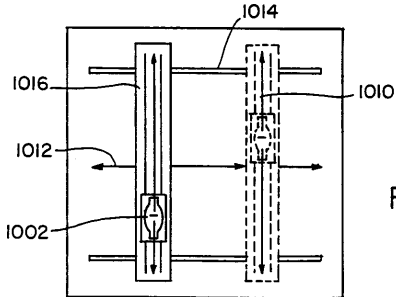


FIG. 33B

【 図 3 4 B 】

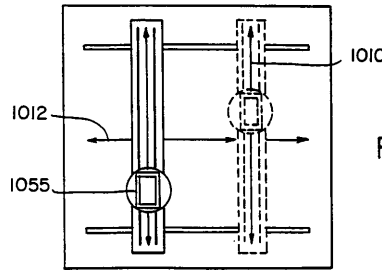


FIG. 34B

【 図 3 5 A 】

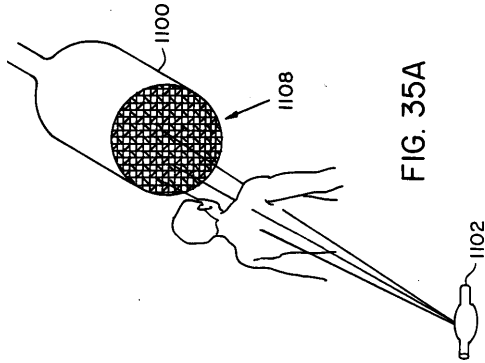


FIG. 35A

【 図 3 5 B 】

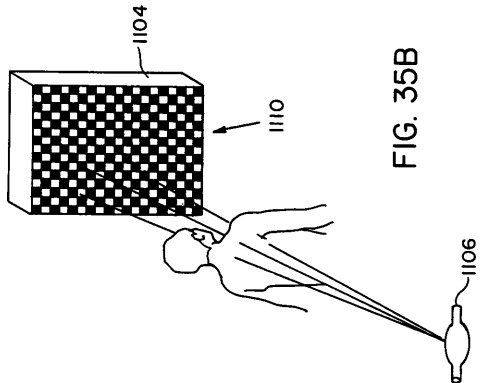


FIG. 35B

【 図 3 5 C (a) 】

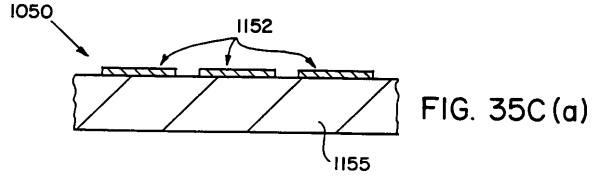


FIG. 35C(a)

【 図 3 5 C (b) 】

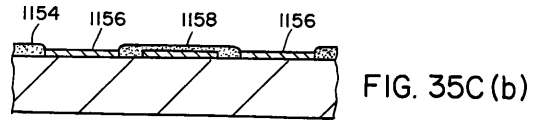


FIG. 35C(b)

【 図 3 5 C (c) 】

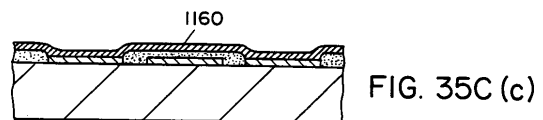


FIG. 35C(c)

【 図 3 5 C (d) 】

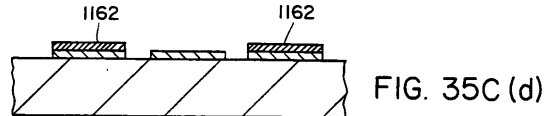
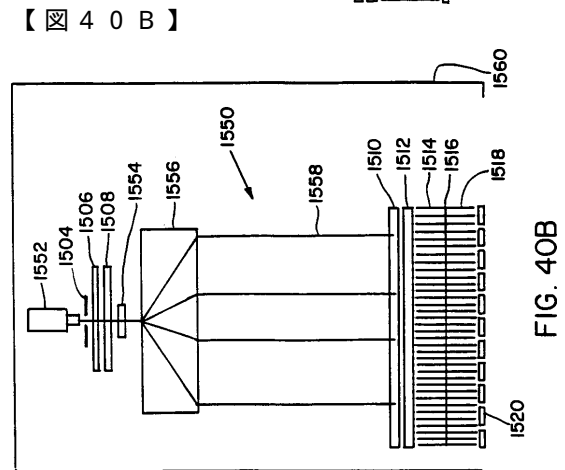
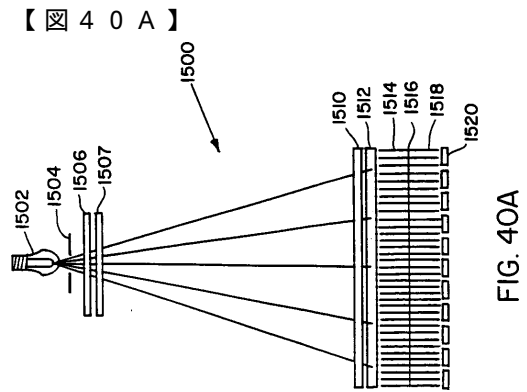
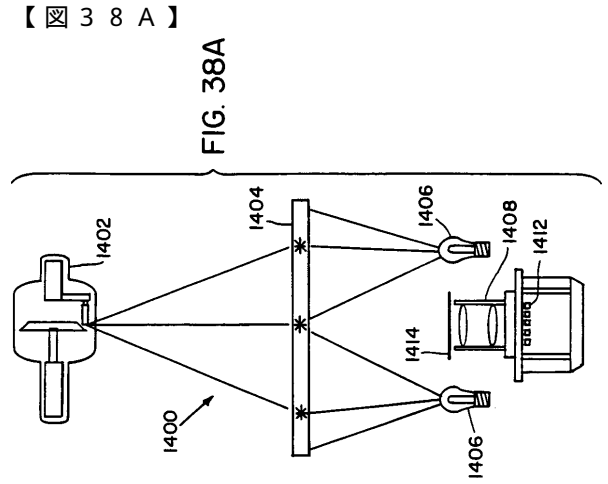
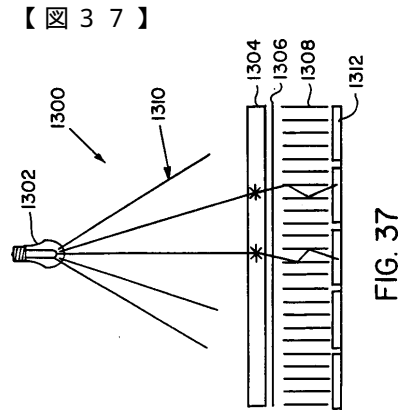
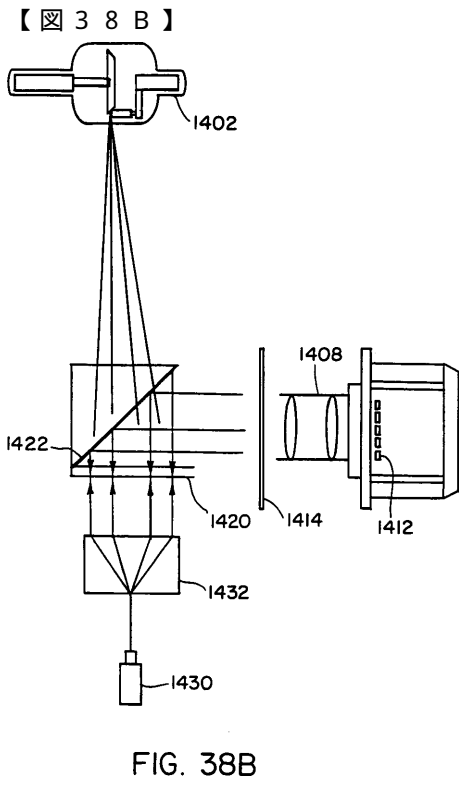
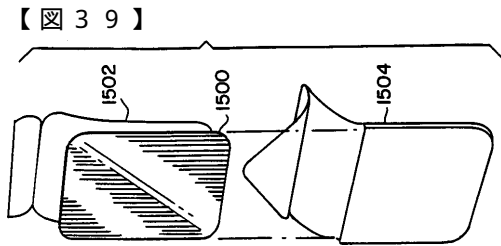
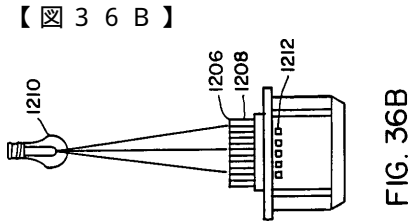
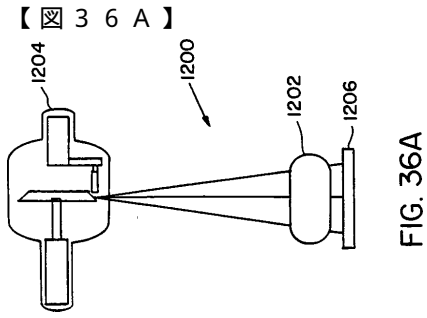


FIG. 35C(d)



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平06-205767(JP,A)
特開平06-178768(JP,A)
特開平06-261894(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00