

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3775992号
(P3775992)

(45) 発行日 平成18年5月17日(2006.5.17)

(24) 登録日 平成18年3月3日(2006.3.3)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 N 5/10 (2006.01)
 A 6 1 N 5/10 Q
 A 6 1 N 5/10 N

請求項の数 20 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2000-563348 (P2000-563348)	(73) 特許権者	390023641
(86) (22) 出願日	平成11年8月6日(1999.8.6)		ウイスコンシン アラムナイ リサーチ
(65) 公表番号	特表2002-522127 (P2002-522127A)		フオンデーション
(43) 公表日	平成14年7月23日(2002.7.23)		WISCONSIN ALUMNI RE
(86) 国際出願番号	PCT/US1999/017673		SEARCH FOUNDATION
(87) 国際公開番号	W02000/007667		アメリカ合衆国 53705 ウイスコン
(87) 国際公開日	平成12年2月17日(2000.2.17)		シン マデイソン ノース ウオルナツト
審査請求日	平成13年2月6日(2001.2.6)		ストリート 614
(31) 優先権主張番号	60/095,528	(74) 代理人	100070002
(32) 優先日	平成10年8月6日(1998.8.6)		弁理士 川崎 隆夫
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100076439
			弁理士 飯田 敏三

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線治療検査システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

多重放射線を作るように操作することのできる放射線源を有し、制御可能なフルエンスを有し、かつ、検出器によって受けられる患者体積を横断する方向へ向けられ、空間的に離れた箇所検出器信号をもたらす多重検出器要素を有し、それぞれの検出器要素が多重放射線からの放射線を受ける放射線治療機の操作中の患者の線量を確証するシステムであって、

(a) 治療計画を受けて、その放射線源を操作させ、所定フルエンスの一組の放射線を作る手段、

(b) 受けた前記治療計画に応じてこの放射線治療機を操作する手段、

(c) 手段(b)と相まって前記検出器信号を測定する手段、

(d) 予想された患者の組織による放射線の線量の減衰を表す数学的モデルと、前記放射線源から前記患者体積を通して前記検出器へ至るそれぞれの放射線の経路とを考慮して前記検出器信号を処理して、それぞれの放射線組のフルエンスを演えきする手段、及び

(e) その演えきされたフルエンスと、前記患者体積における患者の構造についての情報とを用いて、患者への線量分布を決定する手段

を備えてなるシステム。

【請求項2】

多重放射線を作るように操作することのできる放射線源を有し、制御可能なフルエンスを有し、かつ、検出器によって受けられる患者体積を横断する方向へ向けられ、空間的に

10

20

離れた箇所で検出器信号をもたらす多重検出器要素を有し、それぞれの検出器要素が多重放射線からの放射線を受ける放射線治療機の操作中の患者の線量を確認するシステムであって、

(a) 治療計画を受けて、その放射線源を操作させ、所定フルエンスの一組の放射線を作る手段、

(b) 受けた前記治療計画に応じてこの放射線治療機を操作する手段、

(c) 手段 (b) と相まって前記検出器信号を測定する手段、

(d) 前記検出器信号を処理して、下記式

【数 1】

$$w(t) = [\bar{d}_{ij}(t)]^{-1} \bar{S}(t)$$

10

(式中、 $w(t)$ はフルエンスを、

【数 2】

$$\bar{d}_{ij}$$

は要素 d_{ij} のマトリックスを、

【数 3】

$$\bar{S}(t)$$

は測定された手段 (c) の検出器信号を表す)

20

によりそれぞれの放射線組のフルエンスを演えきする手段、及び

(e) その演えきされたフルエンスと、前記患者体積における患者の構造についての情報とを用いて、患者への線量分布を決定する手段

を備えてなるシステム。

【請求項 3】

前記モデルが、標準的な患者と、前記放射線源から前記患者体積を通して前記検出器へ至る放射線の経路における既知の幾何学的外形とに基づいたものである請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記モデルが、ファントムと、前記放射線源からそのファントムを通して前記検出器へ至る放射線の経路における既知の幾何学的外形とに基づいたものである請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

30

【請求項 5】

前記モデルが、患者の断層像と、前記放射線源から前記ファントムを通して前記検出器へ至る放射線の経路における既知の幾何学的外形とに基づいたものである請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

【請求項 6】

(f) 前記患者体積における患者の放射線吸収を示す断層像を取得する手段をさらに含んでおり、

(g) ここで、前記患者体積における患者の構造についての情報が、その断層像から得られる請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

40

【請求項 7】

(e) 前記放射線源を操作して、前記一組の放射線のための試験フルエンスの所定シーケンスを作る手段、及び、

(f) 手段 (e) と相まって前記検出器信号を測定する手段、

(g) 手段 (f) の前記検出器信号を処理して、前記放射線源から前記患者体積を通して前記検出器へ至るそれぞれの放射線の予想された減衰を表す数学的モデルを作る手段をさらに含んでいる請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記一組の放射線のためのフルエンスの前記所定シーケンスが、1つの放射線のための

50

単位フルエンスを一度にもたらし、前記検出器で前記患者体積のインパルス反応値を作る請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記一組の放射線のためのフルエンスの前記所定シーケンスが、多重放射線のための単位フルエンスを一度にもたらし、その多重放射線は、前記検出器の箇所で前記患者体積の多重インパルス反応値を同時に作るために、その多重放射線が前記検出器の箇所で実質的にオーバーラップしないように選ばれている請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 10】

手段 (b) に先立ち、前記治療計画が、手段 (e) のフルエンスにおける前記所定シーケンスのフルエンスを引くように改変され、それによって、患者への線量を増大しないようにしておく請求項 7 に記載のシステム。 10

【請求項 11】

前記一組の放射線のためのフルエンスの前記所定シーケンスが、1つの放射線のための単位フルエンスを隣接しない放射線のために一度にもたらし、かつ、その所定シーケンスの中にない放射線のフルエンスを見積もる手段 (h) を含んでいる請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 12】

要素

【数 4】

$$d_{ij}$$

20

の逆数にされたマトリックスの中における前記モデルが、前記試験フルエンスから得られ、かつ、測定された前記フルエンス $w(t)$ が、式

【数 5】

$$w(t) = [d_{ij}(t)]^{-1} S(t)$$

で求められ、式中、

【数 6】

$$S(t)$$

30

は測定された手段 (c) の検出器信号である請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 13】

試験フルエンスの前記所定シーケンスが、前記治療計画に用いられた放射線だけを含んでいる請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 14】

試験フルエンスの前記所定シーケンスの中にない放射線のフルエンスを見積もる手段を含んでいる請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】

試験フルエンスの前記所定シーケンスが、前記患者体積について複数の角度のために繰り返される請求項 7 に記載のシステム。 40

【請求項 16】

前記放射線計画が、前記患者体積について複数の角度で方向付けられた放射線を与えるものであり、かつ、手段 (b) ~ (d) が、前記放射線計画におけるそれぞれの角度のために繰り返される請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 17】

前記放射線治療計画が、患者の異なった領域における所望の線量を示すための所望線量マップに基づいたものであり、かつ、

(e) 前記患者の放射線吸収断層像を取得する手段、

(f) 前記患者が受けた実際の線量を前記断層像と測定された前記フルエンスとを用いてモデル化する手段、及び

50

(g) そのモデル化された実際の線量を前記線量マップと比較して、その治療を評価する手段

をさらに含んでいる請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記治療計画が、多数のセッションを含み、かつ、

(a) 第 1 セッションの後に、前記治療計画を修正して、測定された前記フルエンスと前記所定フルエンスとの間の偏差を評価する手段、及び

(b) 次のセッションのために修正された治療計画に応じてこの放射線治療機を操作する手段

を含んでいる請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

10

【請求項 19】

放射線治療機の中における放射線治療シャッターシステムの操作を確認するシステムであって、そのシャッターシステムの後方に配置された放射線源を有し、そのシャッターシステムが、多重放射線を作るために操作可能であり、制御可能なフルエンスを有し、かつ、検出器によって受けられる患者体積を横断する方向へ向けられ、空間的に離れた箇所で検出器信号をもたらし多重検出器要素を有し、それぞれの検出器要素が多重放射線からの放射線を受け、

このシステムが、

(a) 治療計画を受けて、そのシャッターシステムを操作させ、所定フルエンスの一群の放射線を作る手段、

20

(b) 受けた前記治療計画に応じてこの放射線治療機を操作する手段、

(c) 手段 (b) と相まって前記検出器信号を測定する手段、

(d) 予想された患者の組織による放射線の線量の減衰を表す数学的モデルと、前記シャッターシステムから前記患者体積を通して前記検出器へ至るそれぞれの放射線の経路とを考慮して前記検出器信号を処理して、それぞれの放射線組の測定されたフルエンスを演えきする手段、及び

(e) その測定されたフルエンスを、それぞれの放射線の前記所定フルエンスと比較して、そのシャッターシステムの操作を確認する手段

を備えてなるシステム。

【請求項 20】

30

放射線治療機の中における放射線治療シャッターシステムの操作を確認するシステムであって、そのシャッターシステムの後方に配置された放射線源を有し、そのシャッターシステムが、多重放射線を作るために操作可能であり、制御可能なフルエンスを有し、かつ、検出器によって受けられる患者体積を横断する方向へ向けられ、空間的に離れた箇所で検出器信号をもたらし多重検出器要素を有し、それぞれの検出器要素が多重放射線からの放射線を受け、

このシステムが、

(a) 治療計画を受けて、そのシャッターシステムを操作させ、所定フルエンスの一群の放射線を作る手段、

(b) 受けた前記治療計画に応じてこの放射線治療機を操作する手段、

40

(c) 手段 (b) と相まって前記検出器信号を測定する手段、

(d) 前記検出器信号を処理して、下記式

【数 7】

$$w(t) = [\bar{d}_{ij}(t)]^{-1} S(t)$$

(式中、w (t) はフルエンスを、

【数 8】

$$\bar{d}_{ij}$$

は要素 d_{ij} のマトリックスを、

50

【数 9】

 $\hat{S}(t)$ は測定された手段（c）の検出器信号を表す）によりそれぞれの放射線組の測定されたフルエンスを演えきする手段、及び（e） その測定されたフルエンスを、それぞれの放射線の前記所定フルエンスと比較して、そのシャッターシステムの操作を確証する手段を備えてなるシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

（関連出願への相互参照）

— —

【0002】

（連邦政府の援助による研究又は開発に関する陳述）

— —

【0003】

（発明の背景）

本発明は、一般に、腫瘍などの治療のための放射線治療設備に関するものであり、さらに詳しくは、治療用放射線ビームの中における多重放射線の強度を個々にリアルタイム制御することのできる放射線治療機に関するものである。

【0004】

腫瘍状組織は、放射線治療のための医療機器によって高エネルギー放射線で治療される。放射線の量とその照射位置とは、破壊されるに足りる放射線を腫瘍が受けることと、周囲の非腫瘍状組織の損傷が最小限になることとを保証するために、正確に制御しなければならない。

【0005】

患者への放射量を制御する1つの高精度な方法には、強度を個々に制御することのできる多くの個々の放射線からなる放射線ビームを作り出す放射線源が使われる。このようなビームは、1つの放射線をそれぞれが制御する一連のシャッターによって、あるいは患者に対し横断状に動きある時間間隔にわたってビームを作り出す単一変調放射線によって、作

【0006】

放射線源は患者に対する角度の範囲にわたって動くので、異なった角度における放射線強度を適切に選ぶことによって、患者の内部における複雑な領域を正確に照射することができる。米国特許第5,724,400号、5,673,300号、5,668,371号、5,661,773号、5,625,663号、5,548,627号、5,528,650号、5,442,675号、5,394,542号及び5,317,616号はすべて、本出願と同じ譲受人に譲渡されたものであり、かつ、引用によってこの明細書に組み入れられるものであるが、これらの公報には、この種の機械の構成と角度の関数としての必要な放射線強度の計算方法とが記載されている。これらに記載された機械では、開状態と閉状態との間で切り換えられたシャッターによって、対応する個々の放射線の強度がそれぞれ制御される。しかしながら、単一変調されかつ走査される放射線を用いることが含まれている強度変動型の放射線を伝達する別の方法及別のシステムもまた知られている。

【0007】

このような放射線治療システムの改善された精度を保証のため、それらのシステムの複雑性が増大したことによる、シャッターの正確な操作及び患者に照射される放射線の強度とを検査するための手段が望まれている。一般に「射出検出器」として知られているポスト患者放射線モニターによれば、その放射線治療機の正確な操作を近似的に表示することができるが、そのポスト患者放射線検出器の検出器要素での患者による減衰、散乱及び放

10

20

30

40

50

射線オーバーラップによって、ポスト患者画像でのシャッター操作の直接観察が妨げられる。それにもかかわらず、そのポスト患者放射線モニターの患者による放射線減衰に対する感度は、シャッターを十分に開放して、患者の位置決めなどの登録と検査とのために患者の画像形成に用いることができる。

【0008】

強度の間接的検査は、シャッターを観察するかあるいはシャッターに取り付けられたセンサーを観察してそれらの正確な操作と動きとを示すカメラによってもたらされる。シャッターに入射する放射線ビームプロファイルが既知でありかつ信頼できるものであれば、シャッター操作についての情報によっても、患者へ向けられた放射線のフルエンスの一般的表示がもたらされる。

10

【0009】

好ましくは、また、先に引用した米国特許第5,394,452号公報に教示されているように、プレ患者放射線モニターを用いて、放射線の強度の直接測定を行うことができる。このプレ患者モニターによれば、患者が受けたフルエンスが測定されるが、このモニターは、扱いにくいものであり、また、ポスト患者放射線モニターとは異なり、患者の位置決めあるいは画像形成についての情報をもたらすために用いることができない。

【0010】

(発明の要約)

本発明の発明者は、患者による減衰と放射線経路との反応を正確に形作ることができるのであれば、特定の患者における放射線治療の際にシャッターシステムの操作を検査するためにポスト患者モニターを単独で実際に用いることができる、ということを認識した。そして、そのモデルは、逆数にされ、患者から出て検出された放射線に適用して、個々の放射線あるいは、エネルギーのような他の物理的性質による入射フルエンスの表示を与えることができる。断層像などからの、患者についての何らかの情報とともに、その入射フルエンスは、患者に加えられた線量を推論するために用いることができる。

20

【0011】

このモデルは、放射線治療機の既知の幾何学的外形から構成することができ、また、その患者あるいは標準的な患者の評価された性質、又は治療前断層像から、あるいは実験的なあるいは理論的に導かれたデータベースから推論されたような患者の性質から構成することができ、もしくは、異なるシャッターの選択的励磁と、放射線治療のセッションの直前あるいはその間に受けた信号の測定とによって、導くことができる。このような測定に用いられた放射線は、影響されない患者への全線量を残しておくように、治療計画自体から「借りる」ことができる。

30

【0012】

とりわけ、本発明によれば、制御可能なフルエンスを有する多重放射線を作るように操作することのできる放射線治療機における放射線治療放射線源の操作を検査する方法がもたらされる。その放射線は、患者体積を横断して、空間的に離れた箇所で検出信号をもたらす多重検出器要素の検出器へ導かれ、それぞれの検出器要素が多重放射線からの放射線を受ける。このステップには、治療計画を受けてその放射線源を作用させ所定フルエンスの一組の放射線を作るとともに、受けた治療計画に従ってその放射線治療機を操作することが含まれている。放射線治療と同時に、検出器信号は、測定されるとともに、その放射線源から患者体積を通して検出器へ至るそれぞれの放射線における予想された減衰のモデルを用いて処理されて、その一組の放射線におけるそれぞれの測定フルエンスが推論される。最後に、その測定フルエンスがそれぞれの放射線の所定フルエンスと比較されて、その放射線源の操作が検査されあるいは、患者に加えられた線量が推論される。

40

【0013】

従って、単一のポスト患者放射線モニターだけが必要とされる放射線治療システムを提供することは、本発明の1つの目的である。放射線モニターが患者と放射線源との間に介在されることはないので、それは、設計にいっそう大きい融通性があれば、部分的にあるいは全体的に吸湿性があるものであってもよい。プレ患者モニターとは異なり、ポスト患者

50

モニターは、患者の画像形成と位置決めとの仕事に用いることができる。

【0014】

このモデルは、患者についての断層像の情報によって任意に増大した放射線治療システムの既知の幾何学的外形を基礎にすることができる。これに代えて、そのモデルは、患者もしくはファントム（phantom、模型）の一連の測定値から作ることができ、その放射線源が操作されてその一組の放射線のための試験フルエンス及びモデルを作るために用いられたそれらのフルエンスの所定シーケンスを作ることができる。そのデータはデータベースに記憶することができ、また、その一組のデータは任意に組み合わせて標準的な患者のためのデータを作ることができる。

【0015】

従って、ビームが患者を通過するように、そのビームの加減を正確に評価する検査システムを提供することが、本発明の別の目的である。

【0016】

一組の放射線のための試験フルエンスの所定シーケンスによれば、同時に1つの放射線のための単位フルエンスをもたらして、患者／放射線源のインパルス反応を作ることができる。

【0017】

従って、放射線源出力及び／又はポスト患者放射線検出器による線量の検査のために用いることができるような、患者と放射線経路とを特徴付ける簡単な方法を提供することが、本発明の別の目的である。

【0018】

多数組の放射線は、それらの放射線が検出器の箇所でオーバーラップしないかあるいは最小限オーバーラップするものであれば、所定シーケンスの中の単位フルエンスに同時に励磁することができる。

【0019】

従って、検査のために用いられたモデルに必要なデータを手に入れる迅速な方法を提供することが、本発明の別の目的である。

【0020】

放射線治療計画は、試験フルエンスの所定シーケンスのフルエンスを取り去り、それによって、増大しなかった患者への線量を残しておくように、修正することができる。

【0021】

従って、患者への増大した線量の不利益を防止するとともに、治療のために用いられた実際の放射線を用いて患者のきわめて正確な特徴付けを提供することが、本発明の別の目的である。

【0022】

所定シーケンスによれば、放射線治療計画に実際に用いられた放射線のためだけに単位フルエンスをもたらすことができる。そのように測定されなかった放射線のために見積もりを行うことができる。

【0023】

従って、その線量を患者への全線量の増大を防止する放射線計画の他の部分から「借りる」ことのできる放射線のためだけに患者の正確なモデル化を提供することが、本発明の別の目的である。

【0024】

それゆえ、放射線治療システムの中で用いられることが予想されていない放射線が開かれるおそれのある誤差を追跡するために、それらの放射線を検査するための何らかの情報を提供することが、本発明の別の目的である。

【0025】

その治療計画には、多数のセッションを含むことができ、また、その方法によれば、測定されたフルエンスと次のセッションのための所定フルエンスとの間の偏差を評価するためにその治療計画の修正をもたらすことができる。

10

20

30

40

50

【0026】

従って、次の治療における修正作用を介した治療の中に重要でない誤差を受け入れることが、本発明の別の目的である。

【0027】

本発明における前記のまた他の目的及び利点は、以下の記載から明らかにされる。その記載において、添付図面への参照が行われるが、それらの図面は、この明細書の一部を形成するとともに、本発明の好適な実施形態の例示として示されている。そのような実施形態は本発明の範囲の全てを表す必要はないが、本発明の範囲を解釈するために、この明細書で特許請求の範囲への言及がされなければならない。

【0028】

10

(発明の詳細な説明)

図1によれば、本発明とともに用いるのに適した放射線治療機10には放射線源12が含まれている。この放射線源12によって、焦点18から発散して患者17(図1には示されていない)へ向かう、一般に円錐状の放射線ビーム14'が作られる。円錐状の放射線ビーム14'は、一組の長方形シャッターシステム刃から構成された不透明な長方形マスク16により一直線にされて、扇形放射線ビーム平面20に関して中心に、一般に平らな扇形放射線ビーム14が形成される。

【0029】

放射線ビームが患者17に当たるのに先立って、シャッターシステム22が扇形放射線ビーム14の中にかつ扇形放射線ビーム平面20に関して中心に置かれる。また、シャッターシステム22には、隣り合った複数の台形リーフ30が含まれており、これらはともに、焦点18に関して一定半径の円弧を形成する。それぞれのリーフは、鉛、タングステン、セリウム、タンタルあるいは関連合金などの高密度の放射線不透過性材料から構成されている。

20

【0030】

リーフ30は、それぞれのリーフ30が対応するスリーブ24の中で完全に摺動してそのスリーブ24に関連した放射線28を阻止するように、スリーブ24の中に保持されている。シャッターシステム22のリーフ30は、扇形放射線ビームを偏位角 Φ で一組の隣り合ったスラブ状放射線28に分けるために、全体の扇形放射線ビームを内包しているのが好ましい。リーフ30が対応する放射線28を阻止すると、それは閉状態にあると称される。スリーブ24は、対応する放射線28を完全に遮らないように残しておき、かつ、その放射線28がスリーブ24によってなおガイドされるために、それぞれのリーフ30が扇形放射線ビームの経路の外へスライドすることができるよう、十分に長いものである。この非ロック位置では、リーフは「開状態」にあると称される。

30

【0031】

それぞれのリーフ30は、スライダ部材34によりそのリーフ30に接続されたリレー状の一次電磁アクチュエーター32によって、開状態と閉状態との間で急速に動くことができる。放射線28によって送られたフルエンスは、閉状態に逆らうように開状態にある時間の比である、そのリーフの動きのデューティサイクルを変化させることで、制御することができる。

40

【0032】

図2によれば、リーフ30は、スリーブ24の内部で、リーフ30の端部に沿って切られた溝38の中に嵌め込まれたガイド舌36によって、保持されかつガイドされている。開状態と閉状態との間で動くときに、溝38によって、ガイド舌36がスリーブ24の中でリーフ30をスライド可能に保持することができる。

【0033】

さて、図3によれば、放射線源12はガントリ44の上に取り付けられている。このガントリ44は、扇形放射線ビーム14がさまざまなガントリ角 θ から患者17のスライスを照射するように、扇形放射線ビーム平面20の中で患者17の回転中心45に関して回転する。放射線源12は、放射線ビーム14をコンピュータ51の制御の下でオン／オフす

50

る放射線制御モジュール４８によって制御される。

【００３４】

所望の位置信号を発生させるタイマーによって方向付けられたシャッターシステム制御装置５２によって、それぞれの電磁石へ電氣的励磁がもたらされて、アクチュエーター３２が別々に制御され、それぞれのリーフ３０が対応するスリーブ２４及び放射線３８の内外へ動く（図１参照）。これに代えて、空気圧システムを用いることができる。シャッターシステム制御装置５２によって、シャッターシステム２２のリーフ３０がその開状態と閉状態との間で急速に動いて、それぞれの放射線２８へ十分に減衰するかあるいはまったく減衰をもたらしなくなる。それぞれの放射線におけるフルエンスの中の等級付けは、フルエンスプロファイルのために必要とされるように、それぞれのリーフ３０が閉状態にある際の相対継続時間をそれぞれのリーフ３０がそれぞれのガントリ角について開状態にある際の相対継続時間に調製することで、得ることができる。

10

【００３５】

本発明が一次元シャッターシステムに限定されることなく、患者を介して同時あるいは時間期間にわたって向けられた一連の放射線の独立した変調を許容する任意の放射線治療機に用いることができる、ということが以下の説明から理解される。従って、二次元シャッターシステム、楔型シャッターあるいはビームの電子変調でさえ、本発明に用いるのに適している。

【００３６】

閉状態と開状態との間の比、すなわち、それぞれのリーフ３０についての「デューティサイクル」は、それぞれのガントリ角で所与のリーフ３０によって送られた全エネルギーに影響を及ぼし、従って、それぞれの放射線２８の平均フルエンスが制御される。それぞれのガントリ角での平均フルエンスを制御することのできる能力によれば、以下で説明される治療計画方法によって患者１７の照射体積を通る放射線ビーム１４によりもたらされた線量の正確な制御が可能になる。シャッターシステム制御装置５２もまたコンピュータ５１に接続されて、説明されるシャッターシステム２２のプログラム制御を行うことができる。

20

【００３７】

X線源４６と対向する検出器アレイ５０とを用いる任意の断層撮影システム１１は、目的を計画するための放射線治療に先立って患者１７の照射スライスの断層撮影あるいはスライス画像を作るために、放射線源１２と同様なガントリ４４に取り付けられるのが好ましい。これに代えて、そのような断層撮影は、別の機械と患者１７における基点に従って整列したスライスとにおいて果たすことができる。

30

【００３８】

コンピュータ断層撮影X線源４６とガントリ４４にも取り付けられた検出器アレイ５０と同様に、ガントリ制御モジュール５４によって、ガントリ４４を回転させ、従って放射線源１２の位置と扇形放射線ビーム１４のガントリ角 θ とを放射線治療のために変化させるのに必要な信号がもたらされる。ガントリがコンピュータ制御の下でガントリが回転することができるように、またガントリ角 θ を表示してその制御を支援する信号をコンピュータ５１に提供するために、ガントリ制御モジュール５４はコンピュータ５１に接続されている。

40

【００３９】

断層撮影システム１１のための制御モジュールには、X線源４６をオン／オフするためのX線制御モジュール５６と、断層撮影像を構成するために検出器アレイ５０のnオーダーからデータを受けるためのデータ取得システム５８とが含まれている。

【００４０】

従来技術で周知の方法によってそのようなデータから断層撮影像を「再構成する」ことを支援するために、画像再構成装置６０には普通、データ取得システム５８からデータを受けるデータ高速アレイプロセッサなどが備わっている。画像再構成器６０はポスト患者放射線検出信号５９を用いて、以下でいっそう詳しく説明されるように検査と将来の治療

50

計画の目的とのために用いられる断層撮影吸収画像を作ることでもある。

【0041】

端末62には、操作者がプログラム及びデータをコンピュータ51に入力して、放射線治療機10と断層撮影システム11とを制御し、かつ、画像再構成装置60によってディスプレイユニット63にもたらされた画像を表示することができるキーボード及びディスプレイユニット63が備わっている。

【0042】

大容量記憶システム64は磁気ディスクユニットかテープドライブのいずれかであるが、これによれば、断層撮影システム11と後に用いるためのポスト患者放射線検出器53とによって集められたデータの記憶が可能になる。放射線治療機10を操作するためのコンピュータプログラムは一般に、大容量記憶システム64の中に記憶され、かつ、放射線治療機11を使用する際の高速処理のためにコンピュータ51の内部メモリーの中に書き込まれる。

【0043】

放射線源12は、データ取得システム58のディジタルからアナログへの変換器との同時発生におけるパルスがある脈動モードにおいて励磁された線形加速器であってもよく、その場合には、シャッターが開放しあるいは閉鎖する間に一組の観察結果を得ることができる。リーフ30の動きにおけるリアルタイム運動の研究がそのリーフを出て患者17に入るフルエンスを変化されることに基づくと仮定すると、非限定的な例として、放射線治療の際に所与のガントリ角 θ での放射線のそれぞれの照射が1秒であれば、その線形加速器のパルス数は200回/秒である。

【0044】

放射線治療機11の操作の際に、シャッターシステム制御装置52は、それぞれのガントリ角 θ についてのフルエンスプロファイルを備えている治療シノグラムをコンピュータ51から受ける。この治療シノグラムは、患者保持テーブル（図示略）の所定の位置でそれぞれのガントリ角 θ について望ましい放射線ビーム14におけるそれぞれの放射線28の強度あるいはフルエンスを説明するものである。

【0045】

さて、図4によれば、シャッターシステムによって、指標変数 $j = 1 \sim J$ で識別された放射線28の合計数 J の制御がもたらされる。シャッターシステム22によって発生したそれぞれの放射線28は、ポスト患者放射線検出器53によって検出される放射線中心線66に沿って患者17を通過する。この検出器53には、指標変数 $i = 1 \sim I$ で識別された I 個の検出器要素が備わっている。それぞれの検出器要素によって、1つの検出器要素 i に関連した信号 $S_i(t)$ が作られる。この信号によって、フルエンス、エネルギーあるいは任意の関連物理量が表示される。

【0046】

ポスト患者放射線検出器53によってシャッターシステム22の操作を監視することは、放射線中心線66に沿った患者17により作られた減衰のために、複雑である。従って、ポスト患者放射線検出器53によって受けられたフルエンスが、その治療シノグラムによって必要とされたものから変わるようによい見えときには、シャッターシステム22が誤動作しているか、あるいは患者17による減衰が予想されたものと異なるかについての判定もまた、行わなければならない。それゆえ、入射フルエンスあるいはシャッターの正確な操作が他の何らかの方法で選出されるとすると、患者の動きを検出するためにこのシステムを用いることができる、ということが理解される。

【0047】

図5によれば、シャッターシステム22を監視するためにポスト患者放射線検出器53を用いるときの第2の複雑さは、放射線28が、ポスト患者放射線検出器53の単一検出器要素の所望寸法よりも普通は大きい、中心線66に関する角度 α を実際に内包することである。従って、それぞれの検出器要素は多重放射線からの放射線を受けるとともに、シャッターシステム22の所与のリーフ i が適切に機能しているかどうかを判定する試みには

10

20

30

40

50

、他のリーフの状態についての知識が必要になる。

【0048】

本発明によれば、これらの複雑な環境の双方は、それにもかかわらず、患者17による減衰のモデル化と、シャッターシステム22とポスト患者放射線検出器53との関係、とりわけ一組の連立方程式の形態における関係を説明する幾何学的外形とによって克服することができる、ということが分かった。

【0049】

上記のように、J枚のリーフ30とI個の検出器要素68とがあると仮定すると、一般に、時刻tで検出器要素iによって受けられた信号 $S_i(t)$ は、次のように書くことができる。

10

【0050】

【数4】

$$S_i(t) = d_{i1}w_1(t) + d_{i2}w_2(t) + d_{i3}w_3(t) + \dots + d_{iJ}w_J(t) \quad (1)$$

【0051】

ここで、 d_{ij} は、リーフjによって送られたエネルギーフルエンスの1単位について検出器要素iで獲得されるであろう信号を表し、 w_j は、リーフjにおいてシャッターシステム22に存在している全フルエンスを表す。一般に、それぞれの検出器要素iについての信号 $S_i(t)$ は、多重放射線の関数であり、また、患者17の減衰性の関数である、ことに留意すべきである。

20

【0052】

d_{ij} 値は、異なったリーフ30によって作られたインパルス関数によるこのシステムの一組の反応とみなすことができる。第1に、要素 d_{ij} の主依存性は、シャッターシステム22からポスト患者放射線検出器53まで患者を通る放射線経路長に関するものである。患者についてのガントリθにおける任意の所与角度について、 d_{ij} は時間依存性のものとみなすことができる。検出器要素68の完全な組の信号は、マトリックス形式で次のように書くことができる。

【0053】

【数5】

$$\begin{bmatrix} S_1(t) \\ S_2(t) \\ S_i(t) \\ S_I(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_{i1}(t) & d_{i2}(t) & d_{ij}(t) & d_{iJ}(t) \\ d_{21}(t) & d_{22}(t) & d_{2j}(t) & d_{2J}(t) \\ d_{i1}(t) & d_{i2}(t) & d_{ij}(t) & d_{iJ}(t) \\ d_{I1}(t) & d_{I2}(t) & d_{Ij}(t) & d_{IJ}(t) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_1(t) \\ w_2(t) \\ w_j(t) \\ w_J(t) \end{bmatrix} \quad (2)$$

30

【0054】

この式は簡単な表記で次のように書くことができる。

【0055】

【数6】

$$\bar{S}(t) = [\bar{d}_j(t)]\bar{w}(t) \quad (3)$$

【0056】

普通の構成では、 d_{ij} 値のマトリックスは、まばらな非正方形マトリックスである。それゆえ、このマトリックスの偽逆数を、ポスト患者放射線検出器53により受けられた信号 $S_i(t)$ の知識に基づいた $w_j(t)$ の値を計算するために、得ることができる。そして、要素 d_{ij} を得ることができ、また、このシステムは線形であって、その逆数を計算することができ、シャッターシステム22の操作は、他の検査機構の代わりに補い、あるいは

40

50

使用するために、ポスト患者放射線検出器 53 からの信号 $S_i(t)$ によって検査することができる。

それゆえ、一般に

【0057】

【数7】

$$w(t) = [d_{ij}(t)]^{-1} S(t) \quad (4)$$

【0058】

さて、図6によれば、マトリックス

10

【0059】

【数8】

$$[d_{ij}(t)]$$

【0060】

は、患者／シャッターシステムのモデルをもたらし、また、(1) 患者17について推論しかつ放射線治療機における幾何学的外形の既知のパラメーターを組み入れ、あるいは、(2) 実際に測定し、あるいは、(3) これら2つの取り組みの組み合わせによって、作ることができる。

20

【0061】

1つの実施形態では、マトリックス

【0062】

【数9】

$$[d_{ij}(t)]$$

【0063】

は、以下で説明するように、マトリックス

【0064】

30

【数10】

$$[d_{ij}(t)]$$

【0065】

の値を求めるために、患者に近似するファントムを用い、照射することで得られる。次に、マトリックス

【0066】

【数11】

40

$$[d_{ij}(t)]$$

【0067】

は、記憶され、かつ、患者とファントムとの総体差に従って患者に適合される。これに代えて、マトリックス

【0068】

【数12】

$$[d_{ij}(t)]$$

50

【0069】

は、患者が放射線治療機における定位置にいるときに得ることができる。

【0070】

いずれかの場合に、 d_{ij} の値の測定は、ただ1つのリーフ30が、1つのxを有するセルのような1つの開口が示された図6のタイミングチャートによって表示されるように所与時点で開放されるように、それぞれのリーフ30を連続して個々にエネルギーを与えることで、得ることができる。上記の数式を点検するとわかるように、単一のリーフが0でない単一の値を有するようなwベクトルに対応するということを留意することで、単一のリーフが開放したそれぞれのリーフについて、そのマトリックス d_{ij} 値の1つの列が得られる。この過程は、多数のマトリックス $d_{ij\theta}$ を見つけることができるように、また、信号を受ける箇所です特定のガントリ角 θ に従って受けた信号 $S_i(t, \theta)$ に適用するために、放射線治療の際に異なった時点でそれらの逆数を用いることができるように、繰り返すことができる。 $d_{ij\theta}$ 値のマトリックスは、図4に関して上で言及された患者17の減衰性と、図5に関して上で言及されたように放射線と検出器要素との相互作用との両方を受け入れる。予備研究によって、 d_{ij} を求めるには線形加速器の3つほどしかないパルスでも充分であることがわかっている。

10

【0071】

次に、図8によれば、放射線治療セッションは、同様な数字の付けられたプロセスブロック70によって表示されるように、治療シノグラム70を受けて始めることができる。同時に、患者の断層像72は、上で説明された検出器アレイ50とX線源46とを用いて同様の数字の付けられたプロセスブロック72によって表示されたようにして、得ることができる。

20

【0072】

その断層像は、プロセスブロック74によって表示されたように、患者17を保持テーブルなどに移動させるかあるいは治療シノグラム70を修正して移動した患者に一致させることで、その放射線治療機に患者17を適切に登録するために用いることができる。

【0073】

典型的には、治療シノグラム70によって、ある角度 θ でのあるリーフ30が開放されないようになる。好ましい実施形態では、プロセスブロック76によって表示されたように、開放しているそれらのリーフのためだけのものは、なされた d_{ij} の測定値である。上記のように、治療中に開放するリーフは、上記のマトリックス

30

【0074】

【数13】

$$[d_{ij}(t)]$$

【0075】

の列の測定値をもたらし時点において開放するものである。

【0076】

プロセスブロック76に平行なプロセスブロック78によって表示されたように、治療中に開放することなく、かつ、 d_{ij} 値が望まれるそれらのリーフについては、 d_{ij} 値は、患者17の代わりに配置されたファントム、たとえば患者の平均減衰性を表している水のファントムとともに得られた比較可能な d_{ij} 値を用いるか、あるいはその断層像72から得られた情報を用いるかのいずれかで、見積もるかあるいはモデル化することができる。このような d_{ij} 値は、不意に開放するおそれのあるのに対抗して通常は閉鎖されたリーフ30を監視する目的のために、用いることができる。この種の見積りは、 d_{ij} 値を得るために必要な時間を減らすこと、あるいは患者17への線量を減らすことでも、得ることができる。

40

【0077】

患者17をモデル化するためにファントムを用いる場合には、プロセスブロック76当た

50

り個々のリーフを開放するがファントムが定位置にあるステップと、それらの値を後に用いるために記憶するステップとの実行だけが必要である。モンテカルロ法あるいは標準的患者についての別の方法を用いることで、あるいは断層像 72 の得られたデータを用いることで、純粋なモデル化を行うことができる。

【0078】

次のプロセスブロック 80 で、マトリックス

【0079】

【数 14】

$$[d_{ij}(t)]$$

10

【0080】

は、シャッターシステム 22 の操作を監視するのに用いるために逆数にされる。任意のプロセスブロック 82 で、プロセスブロック 76 当たりの d_{ij} 値を測定するプロセスにおける患者 17 へ加えられた線量は、このプロセスの結果と同様に、患者への線量の正味の増大がまったくない結果になるように、治療シノグラム 70 から引くことができる。通常は開放していないリーフについてのプロセスブロック 78 のモデル化を用いると、この能力が高まり、余分の線量が排除される。

【0081】

プロセスブロック 84 では、ガントリ角 θ に応じて選ばれた逆数にされたマトリックス

20

【0082】

【数 15】

$$[d_{ij}(t)]$$

【0083】

に対抗して適用されたそれぞれのガントリ角 θ でのポスト患者放射線検出器 53 からの信号 $S_i(t)$ を監視して、放射線治療処置が行われる。暗電流は、さらに次の処理に先立って、信号 $S_i(t)$ から引くことができる。

【0084】

プロセスブロック 86 では、このフルエンス $w(t)$ が、逆数にされたマトリックス

30

【0085】

【数 16】

$$[d_{ij}(t)]^{-1}$$

【0086】

を用いて算出され、また、プロセスブロック 88 では、その算出されたフルエンスが、プロセスブロック 82 によって修正されたように、できるだけ治療シノグラム 70 によって指令されたフルエンスと比較される。

【0087】

プロセスブロック 90 では、患者 17 に加えられた線量は、プロセスブロック 86 で求められた測定フルエンスを用いて算出される。その測定フルエンスがその治療シノグラム 70 によって予想されたものよりも小さいときには、プロセスブロック 92 で、その治療の後のステージ（ガントリ角 θ ）を修正することができる。又は、その治療シノグラムが複数のセッションで送られる場合には、線量の不足量あるいは過剰量を修正するために、その治療シノグラムの後のセッションがコンペンセートされる。

40

【0088】

フルエンスに一貫した誤差があるときには、1つ以上のリーフ 30 に関する問題を表示するプロセスブロック 94 で表示されるように、アラーム出力を操作者にもたらしすることができる。同様に、リーフの動きは、潜在的欠陥を表示するような傾向について監視すること

50

ができ、また、これらの傾向の検出もまた、アラーム状態にある結果となる。

【0089】

プロセスブロック96では放射線治療計画が引き続き行われ、また、このプロセスは弧を描いてプロセスブロック84へ戻ることができる。

【0090】

さて、図9によれば、リーフ30の操作における直線性の仮定は、リーフ30の舌及び溝／周辺（TAG-P）効果によって影響を受ける。閉位置にある所与のリーフ30については、そのリーフの中心軸に沿って受けられた信号は、リーフ30を通る漏れ、散乱（主に第1次衝突からの）及びポスト患者放射線検出器53の暗電流に対応する第1の低い値100にあるであろう。しかしながら、その信号は、リーフ30（上で説明された固定のガイド舌36における）の保持のための溝が組み入れられたリーフ30の端部を通るいっ
10
そう大きい漏れの結果として、また、光学の分野における当業者に周知の周辺部効果のために、いっそう高いレベル102へ大きくなるであろう。その大きさは、数枚のリーフに同時に対抗するように、一度に1枚のリーフによってエネルギーフルエンスの大きさに等価ではない、ということになる。

【0091】

ポスト患者放射線検出器53の検出器要素を前記周辺部効果にもっとも影響を受けやすいリーフ30の間の界面で識別するために、直線性からのこの偏差は、受け入れられて、一度にすべてのリーフが開放しているときと一度に1枚のリーフが開放しているときとを比較して測定値を評価するファントムなどに対して行われた実験の測定値によって修正する
20
ことができる。この測定値もまた、信号102が信号100を上回ることによる比を求めることができる。この修正はモデル化によっても得ることができ、また、修正は繰り返しのものである。患者の登録すなわちCTスキャンの際に得られた情報もまた、これらの非直線性のための評価に用いることができる。

【0092】

プロセスブロック86では、リーフ30が開放した閉鎖し、かつこの決定に基づくときには、大まかな測定値をもたらすために、測定されたフルエンスを用いることができる。検出器要素の空間的解像度がリーフ30によってもたらされたものよりはるかに微細であるときには、TAG-P効果を受けるように識別された関係検出器の信号 $S_i(t)$ にその比を適用することができる。
30

【0093】

TAG-Pによって引き起こされたより高度な効果は、 d_{ij} マトリックスのいっそう複雑な取得によって、修正することができる。図7によれば、個々のリーフ30は、リーフ30の間の相互関係を検出された信号に反映させる、いっそう完全なデータベースを作るために、それらの隣りのリーフ30と組み合わせたものとともにエネルギーを与えることができる。このデータベースの情報は、TAG-P効果を見捨て、リーフが開放した閉鎖する初期測定を作り、次いで、その既知の状態に対応している適切な d_{ij} マトリックスを適用することで、再び適用することができる。

【0094】

プロセスブロック76では、漏れと透過とは、その測定値の中に潜在的に組み入れられる
40
。しかしながら、すべてのリーフが開放しており、みなされた漏れあるいは透過がまったくないときには、これは過剰修正である。この修正は、 $S_i(t)$ の値に加重し、より多くのリーフが開放するようにそれを減らすことである。簡単な修正は、異なった列から漏れ及び透過に対応する値を引くことである。

【0095】

さて、図10によれば、プロセスブロック76での

【0096】

【数17】

$$[d_{ij}(t)]$$

【0097】

の測定値の取得は、複数のシャッターが目につくほどオーバーラップしないように互いから充分遠く離して、放射線 28 のためにそれら複数のシャッターを開放することで、スピードアップすることができる。図 10 に示されるように、リーフは 3 番目ごとに開放されており、

【0098】

【数 18】

10

$$[d_{ij}(t)]$$

【0099】

の取得に必要な時間の合計が減っている。一般に、取得時間のさらなる増大は、ほとんどのリーフの実際の測定を行い、かつ、測定されたリーフにできるだけ基づいてリーフのより大きい数を見積もることで、得ることができる。隣接するリーフは同時に開放することもでき、また、そのオーバーラップはモデル化を用いた解析によって修正することができる。

【0100】

20

上記の説明は、ガントリが、治療の実行されている間の患者について一連の別個のガントリ角 θ で配置されている（あるいは、ガントリ位置が別個のガントリ角によって近似される）システム、従って限定数の別個のマトリックス $d_{ij\theta}$ に導かれるシステムに適用することができる。しかしながら、そのガントリを介する患者の連続した運動を備えているかあるいは備えていない連続したガントリ運動（後者はらせん状の走査パターンをもたらす）をもたらすのが好ましい、ということが理解される。この場合には、 $d_{ij\theta}$ は、スパン角 $\Delta\theta$ の範囲内の平均位置と、患者に関する位置 z すなわちスパン角 $\Delta\theta$ の範囲内における複数の読取値の平均とが示される。

【0101】

上記説明は、本発明の好ましい実施形態に関するものであるが、その技術を実施する者にとっては、本発明の精神と範囲から離れることなく多くの改変を行うことができる、ということが言える。本発明の範囲内にあるさまざまな実施形態を公衆に知らせるために、特許請求の範囲が作られている。

30

【図面の簡単な説明】

【図 1】 図 1 は、本発明に用いられたシャッターシステム組立品の斜視図であり、シャッターリーフとそれらに関連する電磁アクチュエーターとを示している。

【図 2】 図 2 は、図 1 の 2-2 線に沿ったシャッターシステムの断面図であり、放射線の放射ファンビームのためのそれぞれのシャッターリーフの台形状外観と、それらのシャッターリーフが動くときにそれらを支持するためのガイドレールとを示している。

【図 3】 図 3 は、従来の CT スキャナーと本発明のシャッターシステムとが組み込まれ、かつ、本発明についてそのシャッターシステムを制御するのに適したコンピュータが含まれている放射線治療機の諸要素を示しているブロック図である。

40

【図 4】 図 4 は、図 3 の放射線治療機のガントリを簡略化して表現したものであり、患者モデルの計算に用いられた変数を示している。

【図 5】 図 5 は、図 4 のそれに類似した図であり、ポスト患者放射線検出器の箇所で異なった放射線の放射のオーバーラップによって引き起こされたポスト患者放射線検出器の箇所で入射フルエンスの決定における複雑性を示している。

【図 6】 図 6 は、患者シャッターシステムのモデルを得るのに適した患者／シャッターシステムのインパルス反応を測定するための試験フルエンスをもたらすようなシャッター駆動パターンを示している表である。

50

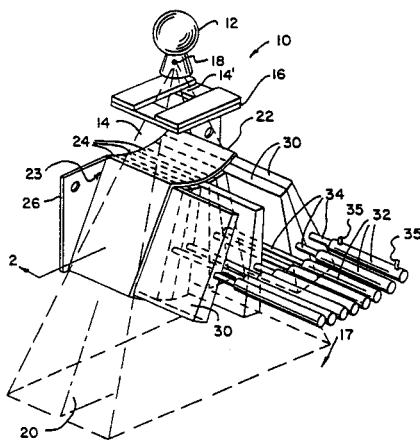
【図 7】 図 7 は、図 6 のそれに類似した図であり、周辺部と他の非直線性とをいっそう評価するモデルをもたらすために、いっそう複雑なシャッター駆動パターンを示している表である。

【図 8】 図 8 は、放射線治療セッションを検査し、モデル化し、かつ修正する、本発明の方法における諸ステップのフローチャートである。

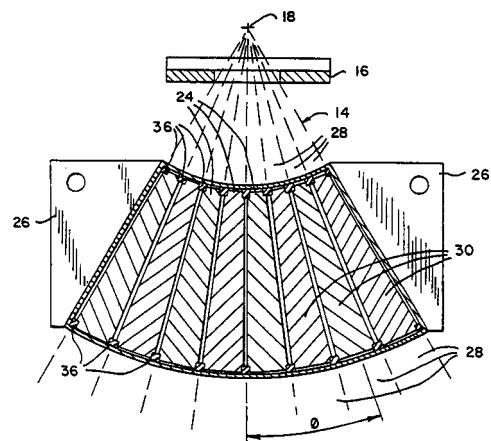
【図 9】 図 9 は、図 2 における 1 つのシャッターの誇張化された図であり、舌と溝及び周辺部効果を示している。

【図 10】 図 10 は、図 6 のそれに類似した図であり、患者／シャッターシステムのモデルを生じさせる迅速な方法が設けられているシャッター駆動パターンを示している。

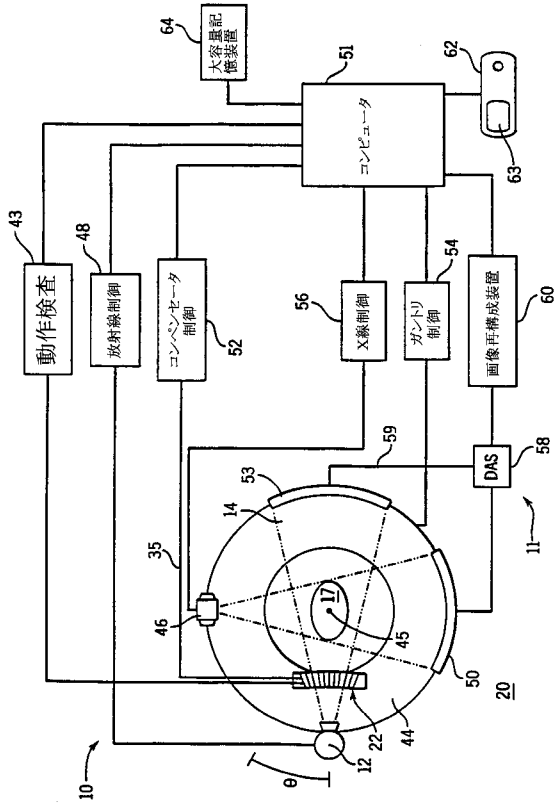
【図 1】



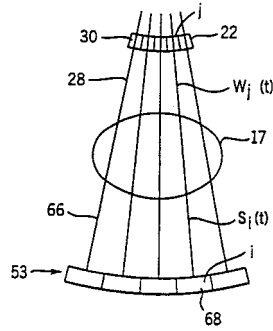
【図 2】



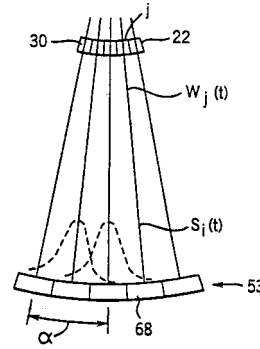
【図 3】



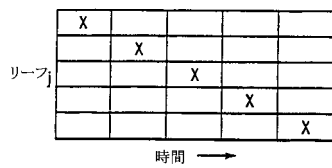
【図 4】



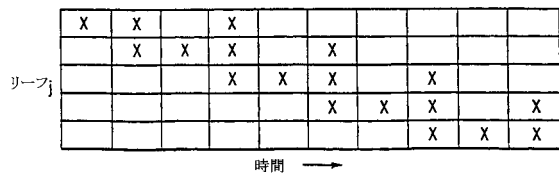
【図 5】



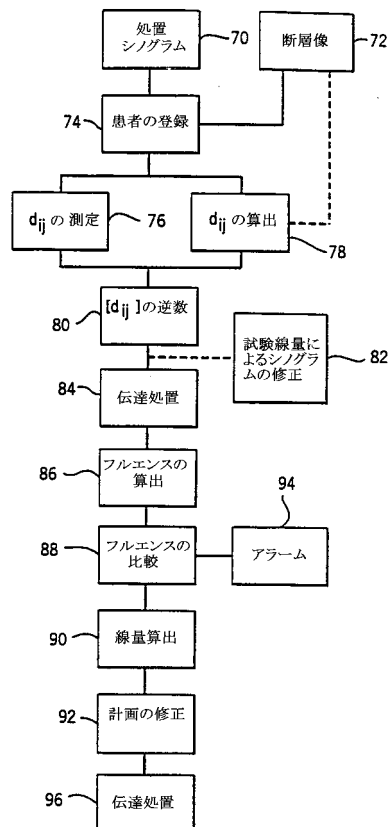
【図 6】



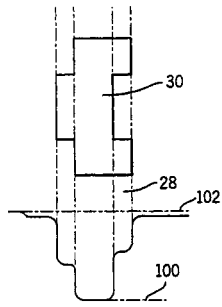
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【図 10】

リーフ _j	X		
		X	
			X
	X		
		X	
時間 →			

フロントページの続き

- (72)発明者 オリベラ, ガスタボ エイチ.
アメリカ合衆国 ウィスコンシン 53705 マデイソン ユニバーシティー ハウシズ 3エ
ー
- (72)発明者 カパトエス, ジェフリー エム.
アメリカ合衆国 ウィスコンシン 53704 マデイソン #3 ジョンソン ストリート 2
814イー.
- (72)発明者 マッキー, トーマス アール.
アメリカ合衆国 ウィスコンシン 53711 マデイソン ラベンスウツド ロード 2310
- (72)発明者 レックウェルツ, ポール ジェイ.
アメリカ合衆国 ウィスコンシン 53704 マデイソン スクール ロード 4147
- (72)発明者 フィッチャード, エドワード イー.
アメリカ合衆国 ウィスコンシン 53715 マデイソン メイン ストリート 726ダブリ
ユー
- (72)発明者 ザックマン, ジュリー シー.
アメリカ合衆国 ウィスコンシン 53705 マデイソン #3 ケンダール アベニュー 2
308

審査官 門前 浩一

- (56)参考文献 特開平07-148276 (JP, A)
特表平08-511452 (JP, A)
特開平01-198567 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61N 5/10