

⑪ 公開特許公報(A)

平2-289271

⑤Int.Cl.⁵A 61 N 5/00
A 61 B 6/03
A 61 N 5/10

識別記号

377

M

府内整理番号

8932-4C
8119-4C
8932-4C

⑥公開 平成2年(1990)11月29日

審査請求 未請求 請求項の数 27 (全16頁)

⑦発明の名称 放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置
及び方法

⑧特 願 平2-27321

⑨出 願 平2(1990)2月8日

優先権主張 ⑩1989年2月9日⑪米国(US)⑫308,266

⑭発明者 ジエイムズ ウィンタ アメリカ合衆国 カリフォルニア州 90077 ロサンゼルス ミュルホーランドドライブ 15145

⑮出願人 ジエイムズ ウィンタ アメリカ合衆国 カリフォルニア州 90077 ロサンゼルス ミュルホーランドドライブ 15145

⑯代理人 弁理士 竹沢 荘一 外1名

明細書

1. 発明の名称

放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置及び方法

2. 特許請求の範囲

(1) 造影を目的として放射エネルギー線束を用いる診断用コンピュータ断層撮影スキャナと併用され、かつ放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置であって、

通過する放射エネルギーを減衰させる材料を用いて作成され、かつ放射エネルギー線束の減衰されない部分を通過させるのに適した間隙を有する遮蔽部材と、

前記放射エネルギー線束の減衰されない部分を通過させ、定部域を照射するために、放射エネルギー線束の線源と選定部域との中間で、前記遮蔽部材を放射エネルギー線束に挿入するように、前記遮蔽部材を、スキャナに固定する手段

とからなることを特徴とする放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

(2) 遮蔽部材の間隙の断面の形状を選択的に変化させる手段を含むことを特徴とする請求項(1)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

(3) 遮蔽部材が虹彩絞り装置であり、かつ前記遮蔽部材の間隙の断面の形状を選択的に変化させる手段が、前記虹彩絞り装置を制御する機構を備えていることを特徴とする請求項(2)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

(4) 遮蔽部材が、間隔をおいて対向する少なくとも1対のあご部からなり、前記あご部の対は、各あご部間のスペーシングに関して選択的に調整可能であり、かつ、前記遮蔽部材の間隙の断面の形状を選択的に変化させる手段が、前記あご部間のスペーシングを選択的に制御する機構を備えていることを特徴とする請求項(2)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

(5) 遮蔽部材が、間隔をおいて対向する第1および

第2の対のあご部からなり、前記あご部の対のそれぞれは、その各あご部間のスペーシングに関して選択的に調整可能であって、各対に共通するスペーシングにより、前記遮蔽部材の間隙が形成されるように互いに整合的に配置され、かつ、前記遮蔽部材の間隙の断面の形状を選択的に変化させる手段が、前記あご部の対のそれぞれの各あご部間のスペーシングを、選択的に制御する機構を備えていることを特徴とする請求項(2)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

(6)あご部の対のそれぞれの各あご部間のスペーシングを選択的に制御する機構が、各対とは独立に作動して、前記あご部の対のそれぞれの各あご部間のスペーシングを制御しうるようになっていることを特徴とする請求項(5)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

(7)遮蔽部材の間隙の断面の形状を、選定部域の部位と、放射エネルギー線束の線源の位置との関数

(11)遮蔽部材の間隙と整合的に配置され、かつ通過する放射エネルギーを、前記遮蔽部材を通過する放射エネルギーのそれと基本的に均等なエネルギー準位にまで減衰させる材料を用いて作成された遮蔽後部材を含むことを特徴とする請求項(8)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

(12)造影を目的として放射エネルギー線束を用いる診断用コンピュータ断層撮影スキャナと併用され、かつ放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置であって、

通過する放射エネルギーを部分的に減衰させるが、造影の目的には充分な量の放射エネルギーを透過させる材料を用いて作成され、かつ放射エネルギー線束の減衰されない部分を通過させるのに適した間隙を有する遮蔽部材と、

前記放射エネルギー線束の減衰されない部分を通過させて選定部域を照射するために、放射エネルギー線束の線源と、選定された部域との中間で、前記遮蔽部材を放射エネルギー線束に挿入するよ

として、所定の方法で選択的に変化させる手段を含むことを特徴とする請求項(2)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

(8)遮蔽部材の間隙の空間的な位置を、選定部域の部位と、放射エネルギー線束の線源の位置との関数として、所定の方法で選択的に変化させる手段を含むことを特徴とする請求項(1)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

(9)遮蔽部材が、通過する放射エネルギーの基本的にすべてを減衰させる材料を用いて作成されることを特徴とする請求項(1)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

(10)遮蔽部材が、通過する放射エネルギーを部分的に減衰させるが、造影の目的には充分な量の放射エネルギーを透過させうるようになっていることを特徴とする請求項(1)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

うに、前記遮蔽部材をスキャナに固定する手段と、前記遮蔽部材の間隙の断面の形状を、選定部域の部位と、放射エネルギー線束の線源の位置との関数として、所定の方法で選択的に変化させる手段と、

前記遮蔽部材の間隙の空間的な位置を、選定部域の部位と、放射エネルギー線束の線源の位置との関数として、所定の方法で選択的に変化させる手段と、

前記遮蔽部材の間隙と整合的に配置され、かつ通過する放射エネルギーを、前記遮蔽部材を通過する放射エネルギーのそれと基本的に均等なエネルギー準位にまで減衰させる材料を用いて作成された遮蔽後部材

とからなることを特徴とする放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置。

(13)造影を目的として放射エネルギー線束を用いる診断用コンピュータ断層撮影スキャナを用い、放射エネルギー線束により選定部域を治療の目的で照射する方法であって、

位置決め拘束器具を用いて患者をスキャナに定置させ、スキャナに対する患者の運動を阻止する段階と、

その患者に診断用の走査を実施する段階と、

治療の目的で照射するために選定される部域を決定する段階と、

必要に応じ、その患者を再定置させ、前記選定部域を、選択された所定の部位へと移動させる段階と、

前記選定部域の空間的な広がりを測定する段階と、

通過する放射エネルギーを減衰させる材料を用いて作成され、かつ、その線束の断面積が前記選定部域のそれと基本的に等しくなっていて、放射エネルギー線束の減衰されない部分を通過させるのに適した間隙を有する遮蔽部材を選定する段階と、

前記放射エネルギー線束の減衰されない部分が選定部域を照射するように、放射エネルギー線束の線源と選定された部域との中間で、前記遮蔽部

せる段階と、かつ、必要に応じ、その患者を定置して前記選定部域を、スキャナの回転の等角点へ移動させる段階を含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(17)遮蔽部材を選定する段階と、かつ、スキャナに関する放射エネルギー線束伝搬の物理的法則および放射エネルギー線束減衰の物理的法則の双方との関連から、選定部域の空間的な広がりを測定することにより決定される射影から、コンピュータ断層撮影像を再構成する方法により、所望の遮蔽部材の間隙および減衰特性を算出する段階を含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(18)複数の周期で選定部域を走査する段階と、かつ反復的なコンピュータ断層撮影の走査の際に、スキャナガントリの傾斜角を変化させて、3次元的な選定部域を、治療の目的で照射する段階を含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

材を放射エネルギー線束に挿入する段階と、

複数の周期で選定部域を走査して所望の被曝準位に達するまで、そこを照射する段階

とからなることを特徴とする放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(14)通過する放射エネルギーを、遮蔽部材を通過する放射エネルギーの準位と基本的に均等なエネルギー準位にまで減衰させる材料を用いて作成された遮蔽後部材を、前記遮蔽部材の間隙との整合的な配置に保ち、選定部域に対する照射の間も、患者の継続的な造影を可能にする段階を含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(15)遮蔽部材の間隙の断面の形状を、選定部域の部位および放射エネルギー線束の線源の位置との関係において、選択的に変化させる段階を含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(16)必要に応じ、患者を定置して照射のために選定された部域を、選択された所定の部位へと移動さ

(19)反復的なコンピュータ断層撮影走査の際に、スキャナの傾斜角を変化させて、3次元的な選定部域を治療の目的で照射する段階と、コンピュータ断層撮影スキャナの照射台を、遮蔽部材の間隙の内外に移動させるように選択された並進運動を行わせ、ガントリの傾斜の見かけの軸が、選定部域の部位に対する傾斜の物理的な軸の上または下へと転位するように計算された距離で、ガントリの傾斜運動に追従させる段階を含む請求項(18)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(20)複数の周期で選定部域を走査する段階と、スキャナの放射エネルギー線束を選定部域の直径の全長以下に限定する段階を含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(21)複数の周期で選定部域を走査する段階と、反復的なコンピュータ断層撮影の走査の際に、スキャナの回転速度を変化させ、選定部域を治療の目的で照射する段階を含む請求項(13)記載の放射エネ

ルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(22)複数の周期で選定部域を走査する段階と、反復的なコンピュータ断層撮影の走査の際に、スキャナの回転角度の範囲を変化させ、選定部域を治療の目的で照射する段階を含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(23)複数の周期で選定部域を走査する段階と、反復的なコンピュータ断層撮影の走査の際に、スキャナの直進速度を変化させて、選定部域を治療の目的で照射する段階を含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(24)複数の周期で選定部域を走査する段階と、かつ、反復的なコンピュータ断層撮影の走査の際に、スキャナの並進の軌跡の位置および長さの範囲を変化させて選定部域を治療の目的で照射する段階を含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束により選定部域を治療の目的で照射する方法。

のみ、選定部域を照射する段階

とを含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

3. 発明の詳細な説明

[産業上の利用分野]

本発明は、放射線療法に関する。また、造影を目的として、放射エネルギー線束を用いる診断用コンピュータ断層撮影(CT)スキャナと併用され、放射エネルギー線束を用いて、選定部域を治療の目的で照射することを可能にする装置及び方法に関する。

[従来の技術]

従来、診断用コンピュータ断層撮影スキャナは、その放射エネルギー線束を利用して造影させることに限られている。

患者は、スキャナの架台(ガントリ)内で固定され、スキャナの放射エネルギー線束を用いて、患者に対する連続的な走査を開始すると、破壊的な外科手術をすることなく、患者の体内の構造を示す一連の画像が得られる。走査により得られた画

(25)複数の周期で選定部域を走査する段階と、反復的なコンピュータ断層撮影の走査の際に、スキャナの放射エネルギー線束強度を変化させて、選定部域を治療の目的で照射する段階を含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(26)複数の周期で選定部域を走査する段階と、スキャナの放射エネルギー線束の放射エネルギーを選定部域に集中させる高原子番号の元素を含有する化合物を投与する段階と、

選定部域に集中した化合物に含有される高原子番号の元素との光電相互作用を行わせるように、放射エネルギー線束を用いた選定部域の走査を調時して、選定部域を治療の目的で照射する段階

とを含む請求項(13)記載の放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する方法。

(27)複数の周期で選定部域を走査する段階と、選定部域が、放射エネルギー線束内に位置している時点を示すゲート制御信号を得る段階と、そのようなゲート制御信号が選択する時間の間

像に、患者の特定部域に対する放射線療法が望ましいことが示されている場合には、所要の処置を探ることができる。

いずれの場合においても、走査の処置の終了に際して患者をスキャナから排除し、放射線療法の特定の処置を行うべく設計された第2の装置で、放射線療法を実施するのが通例である。この第2の装置を用いるのを常とする理由は、放射線療法に必要な放射エネルギーの準位は、患者の走査に用いられるそれの準位とかけ離れているからである。

放射線療法は、標的組織の破壊が可能な程のエネルギー準位を必要とするのに対し、造影を目的とする走査には、走査および造影処置自体の際に組織が破壊されるのを防ぐために、はるかに低い放射エネルギー準位が用いられる。

したがって、この2様の処置は、同一の装置においては、両立不能であると考える者が多いのである。

[発明が解決しようとする課題]

2種類の装置を使用すると、患者を再定置して、治療の目的で照射すべき標的部域の位置および範囲を具合良く特定するのに、物理的な困難を招来する。

この事実は、造影処置と治療処置との時間的間隔の間に、患者に身体的变化が生じる可能性もあるという事実と相まって、患者に対する危険性および不快感を最小限に抑えて、処置を成功させる上で、無視し得ない問題となる。

本発明の目的は、これらの問題を単に克服するに留まらず、このような放射線療法を受ける患者に対する危険および脅威を著しく減少させ、これを克服することにある。

本発明は、既存の診断用コンピュータ断層撮影スキャナと併用することができ、したがって、現在広く使用中の装置に、些細な改修とわずかな経費を施すのみで、本来の目的以外に治療という目的をも果すことを可能にするものである。

したがって、従来は、別個に放射線療法の装置を購入し、設置し、また運用することは、経費的

このように、本発明によって、独立型の治療ユニットとしての従来の技術のガンマ線ナイフの使用よりも正確に、照射すべき部域を特定することができる。また、本発明は、ガンマ線ナイフによるよりも精密に定置するための立体定位装置も何ら必要としない。

最後に本発明は、より高いRBE(生物学的效果比)を可能にする低エネルギー準位のX線を用いるため、放射線治療の成功に要する総必要線量を減少させ、かつ、放射線療法の処置に現在使用されているガンマ線ナイフに見られないスキャナユニットの活用によりもたらされる、照射域の継続的な回転およびその数の増加によって、線量相を改善する。

放射線療法の処置に現在使用されている他の装置としては、コバルト、線形加速器、あるいは常用電圧のいずれかを用いて、放射エネルギー線束を発生する放射線治療ユニットがある。

このような放射線治療ユニットと比較しても、やはり、本発明によれば、診断用の造影能を有す

な理由でできなかった、医療センター等による放射線療法が実現可能となる。

更に、本発明は、既存の放射線治療装置に対し、多くの利便を提供することも目的としている。

具体的には、ガンマ線ナイフなる放射線治療装置と比較すると、本発明により、位置の測定に更に柔軟性が与えられ、したがって、照射される標的の体積および形状を、照射の目的に対して、更に弾力的に変えることができるようになる。

同様に、本発明は、既存のコンピュータ断層撮影スキャナと併用することができるため、ガンマ線ナイフよりも、コストおよび重量が少なくて済む。ガンマ線ナイフとは異なり、本発明には、診断用の造影能があり、かつスキャナユニットを活用する本発明は、より低いX線エネルギーを用いることから、標的部域に対するヨウ素増量効果(iodine dose enhancement)がある。また、放射線療法の処置と同時に、患者の造影が行えることから、照射のために選定された標的部域の位置を、リアルタイムで監視することができる。

る単一の装置が、造影および治療の双方の目的に使用されるため、立体定位が可能であり、かつ患者の定置を一層正確に行うことができる。

したがって、本発明は、照射線束に対する標的部域の部位および位置の監視のための、放射線療法と同時にされるリアルタイムでの患者の造影を可能とし、患者の移動および再定置の必要性はなくなる。

また、本発明は、選定された標的部域の位置の測定にも柔軟性を与える。更に本発明は、現在一般的に使用されている放射線治療ユニットよりも、コストおよび重量が小さい装置を提供するものである。

従来の放射線治療ユニットに優る本発明の他の利点は、コンピュータ断層撮影スキャナのほとんどに用いられるX線管は、コバルトその他の同位元素による放射エネルギー源よりも、高い線量率をもたらすことに基いている。本発明も、放射エネルギー線束の効果の部位をより正確に特定することができ、しかもX線エネルギー準位が低いた

め、標的部域に対する沃素増量効果、および高いRBEをもたらすことができ、それによって、総照射必要線量が軽減される。

本発明によるCTスキャナのガントリ傾斜能は、放射線療法用の線形加速器で得られるよりも、はるかに大きな幾何学的柔軟性を有する。

最後に、本発明は、放射線束を供給する場の数を増やして、それらを継続的に回転させるため、放射線治療ユニットよりも、優れた照射線量相がもたらされる。

従来の技術には、放射線療法用の可変コリメータの使用が含まれているが、本発明におけるように、診断用CTスキャナと連動するものはない。

[課題を解決する手段]

本発明は、広義では、造影を目的として、放射エネルギー線束を用いる診断用コンピュータ断層撮影スキャナに用いられる装置および方法に関する。

本発明の装置は、造影を目的として、放射エネルギー線束を用いる診断用コンピュータ断層撮影

させることが可能である。

遮蔽後部材は、遮蔽部材の間隙と整合的に配置され、かつ、通過する放射エネルギーを遮蔽部材を通過する放射エネルギーのそれと基本的に均等なエネルギー準位にまで減衰させる材料で作成され、選定された標的部域に対する治療を目的とする照射の間も、造影を継続することができる。

本発明はまた、造影を目的として放射エネルギー線束を用いる診断用コンピュータ断層撮影スキャナに用いられ、放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射するための方法にも関する。

この方法には、位置決め拘束器具を用いて患者をスキャナに定置し、スキャナに対する患者の運動を阻止する段階が含まれている。この方法によれば、患者に対する診断用の走査を実施し、治療を目的として照射するための部域を選定する。必要に応じて、患者を再定置し、選定部域を選択された所定の部位へと移す。選定部域の空間的な広がりを測定する。

スキャナと併用される。この装置は、放射エネルギー線束を用いて、選定された部域を治療の目的で照射するのに有用であり、通過する放射エネルギーを部分的に減衰させるが、造影の目的には充分な量の放射エネルギーを透過させる材料で作成された、遮蔽部材を備えている。

遮蔽部材は、放射エネルギー線束の減衰されない部分を通過させるのに適した間隙を有している。遮蔽部材は、取り外し可能としてスキャナに固定され、放射エネルギー線束の減衰されない部分を通過させて選定された標的部域を照射するように、放射エネルギー線束の線源と選定された部域との中間で、放射エネルギー線束に挿入される。

遮蔽部材の間隙の断面の形状は、選定部域の部位と放射エネルギー線束の線源の位置との関数として、所定の方法で、これを選択的に変化させることができる。

遮蔽部材の間隙の空間的な位置もまた、選定部域の部位と放射エネルギー線束の線源の位置との関数として、所定の方法で、これを選択的に変化

通過する放射エネルギーを減衰させる材料で作成され、かつ、線束の断面積が選定部域のそれと基本的に等しくなっていて、放射エネルギー線束の減衰されない部分を通過させるのに適した間隙を有する遮蔽部材を選定する。放射エネルギー線束の減衰されない部分が選定部域を照射するように、放射エネルギー線束の線源と選定された部域との中間で、遮蔽部材を放射エネルギー線束中に挿入する。選定部域を複数の周期で走査し、所望の被曝準位に達するまで照射する。

通過する放射エネルギーを、遮蔽部材を通過する放射エネルギーと基本的に均等なエネルギー準位にまで減衰させる材料で作成された遮蔽後部材を、遮蔽部材の間隙との整合的な配置に保つことによって、選定部域に対する照射の間も、患者の継続的な造影を可能にする。遮蔽部材の間隙の断面の形状は、選定部域の部位、および放射エネルギー線束の線源との関係に応じて、選択的に変化させられる。

[実施例]

以下、本発明の構成および操作の新規な特徴を、添付の図を参照して、明確に説明するが、これらの図は、本発明の装置の好適な一形態を示すものである。なお、すべての図において、同じ符号は同じ部品を指すものとする。

一般的に述べると、本発明は、慣用の診断用X線によるコンピュータ断層撮影(CT)スキャナを用いて、スキャナの放射線束に関して所定の空間的位置、例えばCTスキャナの回転の等角点に置かれた、対称または非対称な標的病巣を治療の目的で、立体定位的に照射するための簡素な機構を備えている。

本発明は、遮蔽部材の取り付け手段を備えているが、この遮蔽部材は、特定の型式のCTスキャナと接続できるように改良され、かつ、その断面の形状が異なる間隙を有する交換可能な部材を保持する。これに代えて、各遮蔽部材に、それ自身の取り付け手段を設けておいてもよい。見当合わせ用のピン、あるいは他の機構を用いれば、遮蔽部材を標的部域に対して正確に定位することができ

べて遮断するのに充分な厚さで、その中央に、直径1cmの円形あるいは矩形の孔を有する金属の小片を用いて、治療用の遮蔽部材を成形することができる。適正な位置にある場合、遮蔽部材の間隙は、回転およびガントリ傾斜の等角点を通過するX線の中心線束に照準されている。

治療用の遮蔽部材を取り付けた場合、CTスキャナを、解剖学的な全断面の造影に用いることは不可能である。治療用遮蔽部材が取り付けられないと、個々のCTスキャナの性能に応じて、処置すべき小さな部域に限定された画像を形成することができる。

治療用遮蔽部材を取り付けたままで、スキャナの操作を停止した場合は、停止の解除が必要となる。これは通常、担当職員による使用を意図して、CTスキャナを「保守」モードに設定して操作することによって遂行される。

1つの選択肢としては、以下に詳述の通り、治療用遮蔽部材と同一の形状であるが、放射線をわずかしか吸収しない別の材料、例えばプラスチッ

る。

遮蔽部材は、X線管とガントリの囲い板との間のいかなる個所、例えば、照射窓に隣接するX線管のハウジング、既存のスライス幅のコリメータ機構、ボウタイ型フィルタ、その他に取り付けることができるが、回転およびガントリの傾斜の際に、X線管に対して静止していなければならない。具体的な設計は、CTスキャナの特定の型式のそれぞれについての機械的設計、および利用可能な空間に応じて決められる。

治療用の遮蔽部材は、1連の組合わせとして用いられ、取り付け手段を用いて適正な位置に固定した場合に、CTスキャナの線束の中央部に向けて間隙を限定する。遮蔽部材は、寸法および形状に等級付けがなされており、治療を目的として照射される標的の体積を変化させるように選択するのが好ましい。

遮蔽部材には、断面が円形、矩形、あるいは他の形状として間隙を持たせることができる。例えば、X線管から放たれる放射線を、基本的にはす

べて遮断するのに充分な厚さで、その中央に、直径1cmの円形あるいは矩形の孔を有する金属の小片を用いて、治療用の遮蔽部材を成形することができる。適正な位置にある場合、遮蔽部材の間隙は、回転およびガントリ傾斜の等角点を通過するX線の中心線束に照準されている。

これに代えて、造影用コリメータを、治療用遮蔽部材に対して相補的なもの、すなわち、治療用遮蔽部材の間隙に対応する部位以外は薄く、造影用コリメータのその部分は厚くなっているものとすることもできる。

造影用コリメータは、対応する治療用遮蔽部材と交換することができ、CT画像の走査が行われる。その結果、全域断面画像にアーティファクト(偽像)が重ね合わされ、これを用いて、処置標的の部位および大きさを確認することができる。

遮蔽部材の寸法は、間隙が1cmと表示された遮蔽部材によって、スキャナの回転の等角点で直径が1cmとなるような照射がなされるように、CTスキャナの回転の等角点に対する線束の発散を考慮して決定することができる。

本発明の方法の好適実施例について詳述した通り、標的病巣を処理するために、位置決め拘束器具を用いて、患者をCTスキャナに固定し、スキャ

ナの照射台に対する患者の運動を阻止しなければならない。必要に応じて患者を左右に移動し、かつ照射台の位置を内外に、また上下に調整しつつ、患者に対する慣用の診断用走査および再定置を実施して、標的病巣を回転の等角点に転置する。この際、等角点までの距離は、CTスキャナの画像表示位置測定用のソフトウェアを慣用的に用いてこれを決定する。標的病巣の直径を測定し、これに対応する1対の治療用遮蔽部材、および造影用コリメータを選定する。

所望の場合、造影用コリメータを、1回のCTによる走査(あるいは選択的にはガントリの傾斜角を変えての複数回の走査)の際に、CTスキャナの取り付け機構に取り付け、遮蔽部材の間隙の適正な寸法および患者の適正な定置を確認する。患者の運動および定置の誤りを点検するために、全域断面造影を定期的に繰り返すこともある。

次いで、適正な寸法の間隙を有する遮蔽部材を選定し、CTスキャナに取り付ける。造影用コリメータを用いて造影が行われた場合は、造影用コリ

を備えている。

図示されていないが、遮蔽部材(10)を取り外し可能なようにスキャナに固定する手段も備えられている。好適な手段は、遮蔽部材を放射エネルギー線束に対して、公知の一定の関係で保持することができ、かつ、造影の目的で、これを新しい遮蔽部材と交換したり、あるいは全く除去しようとする場合に、遮蔽部材を取り外すこともできるよう、ねじ、クリップ、ファスナ、スナップ、および類似のものである。

遮蔽部材は、放射エネルギー線束の線源(30)と選定された標的部域(22)との中間で、放射エネルギー線束に挿入される。このようにして、遮蔽部材の位置が決められるため、放射エネルギー線束(16)の減衰されない部分(14)に間隙(12)を通過させて、選定部域を照射させることができる。

選定された標的部域の形状に放射線を一層厳密に従わせることを目的として、遮蔽部材の間隙の断面の形状を、更に複雑な断面形状に選択的に変化させるための手段も備えられている。例えば、

メータを、対応する治療用遮蔽部材と交換する。患者を動かすことなく、ガントリの傾斜を変え、または照射台をわずかに動かすか、あるいはこのようなことをせずに、治療上の規定に従って、多数の走査を繰り返す。例えば、慣用のCTスキャナを用い、1回あたり、それぞれ3ラドを与える走査を、標的病巣に対して100回施すことにより、1時間以内に300ラドを標的病巣に投与することができ、しかも、X線管の冷却のための適当な時間を持つことができる。

以上を踏まえて具体的に述べると、本発明は、放射エネルギー線束を、造影の目的に使用する診断用コンピュータ断層撮影スキャナと併用され、かつ、放射エネルギー線束を用いて、選定部域を治療の目的で照射する好適な装置に用いられ、通過する放射エネルギーを減衰させる材料を用いて作成される遮蔽部材(10)を、この装置に含めることによって具現される。

遮蔽部材は、放射エネルギー線束(16)の減衰されない部分(14)を通過させるのに適した間隙(12)

下記に詳述する通り、遮蔽部材の間隙を、円形、あるいは更に複雑な形状にするために、虹彩絞り機構を用いることも可能である。

好適実施例の一例においては、そのような手段は、遮蔽部材を、遮蔽部材の間隙(12)の断面の形状を選択的に変化させる手段を備えた虹彩絞り装置として構成される。遮蔽部材の間隙(12)の断面の形状を選択的に変化させるためのこのような手段は、従来の技術において公知であり、虹彩絞り装置の制御用の多数の公知の機構のいずれかを用いて構成することができる。

別的好適実施例において、遮蔽部材(10)は、間隔をおいて対向する1対のあご部(18)(20)で構成されている。あご部(18)(20)の各対は、各あご部間のスペーシングが選択的に調整可能である。

この実施例では、遮蔽部材の間隙(12)の断面の形状を選択的に変化させる手段は、あご部(18)(20)間のスペーシングを選択的に制御するための機構を備えている。

別の好適実施例においては、遮蔽部材(10)は、

間隔において対向する第1および第2の対のあご部で構成されている。あご部の1対においては、あご部間のスペーシングが、コンピュータ断層撮影スキャナユニットに含まれる標準的コリメータの通常のスライス幅に相当する。あご部の他の1対では、このスペーシングが、減衰されない放射線束(14)の軸幅と等しくなっている。換言すれば、あご部のこの第2の対が、第1図～第5図に示す通り、選定された標的部域に対する照射を制御することになるのである。

軸に関するあご部、すなわち、第2対目のあご部の実際の構成部材は、必要に応じて、スキャナ装置の軸平面に対して垂直に伸縮し、結果的に生じる放射線束の減衰されない部分を通す間隙を開閉する1組の素条またはピンとして、これを具体化することができる。

あご部の各対は、その各あご部間のスペーシングが選択的に調整可能であり、あご部の各対に共通するスペーシングによって、遮蔽部材の間隙(12)が形成されるように、互いに整合的に配置される。

用いることができる。このようなコンピュータで制御される機構も、従来の技術において公知であり、例えば製造業に用いられるNC機器中に見出される。

好適実施例の一例においては、遮蔽部材(10)は、第2図～第5図に示した通り、通過する放射エネルギーのはばすべてを減衰させる材料を用いて作成される。この実施例によれば、遮蔽部材(10)の間隙(12)を通過して患者の選定された標的部域を照射する、放射エネルギー線束(16)の減衰されない部分(14)が、1個所だけ存在する。

しかし、第1図に示した別の実施例において、通過する放射エネルギーを部分的に減衰させ、遮蔽部材(10)の固体部分(26)を通して、造影の目的には充分な量の放射エネルギーを透過させるような材料を用いて、遮蔽部材(10)を作成することも好ましいことである。

この最後の実施例では、遮蔽部材の間隙(12)と整合的に配置され、かつ、それ自体を通過する放射エネルギーを遮蔽部材(10)を通過する放射エネ

この実施例では、遮蔽部材の間隙(12)の断面の形状を選択的に変化させる手段は、あご部の各対の各あご部間のスペーシングを選択的に制御する機構を備えている。あご部の各対の各あご部間のスペースを選択的に制御する機構は、あご部の各対を独立的に作動させて、各対の各あご部間のスペースを制御するようになっているのが好ましい。

上記の好適な装置はまた、遮蔽部材の間隙(12)の断面の形状を選定部域の部位と、放射エネルギー線束(16)の線源の位置との関数として、所定の方法で選択的に変化させる手段も備えている。

また、上記の装置には、遮蔽部材の間隙の空間的な位置を選定部域の部位と放射エネルギー線束の線源の位置との関数として、所定の方法で選択的に変化させる手段をも含んでいる。

これらの各例において、あご部間のスペースを制御し、その結果、放射エネルギー線束の線源の位置に対する遮蔽部材の間隙の空間的な位置または選定部域のいずれかの部位のスペーシングを変化させるのに、コンピュータで制御される機構を

ルギーとほぼ等しいエネルギー単位にまで減衰させる材料を用いて作成される遮蔽後部材(24)を1設けがるのが好ましい。

このようにして、放射エネルギー線束(16)に照準されたスキャナの検出器(28)は、放射線療法の処置の間も、画像を送り続けることができる。こうすれば、放射線療法の処置の間の選定された標的部域(22)の継続的な位置決めが可能になり、患者の運動、あるいは処置の開始に先立つ患者の最初の定置の誤りから発生するいかなる位置の変化をも、回避することができるようになる。

この遮蔽後部材(24)は、治療に必要なわけではなく、その目的は、遮蔽部材(10)に起因する、スキャナの造影用検出器(28)に対する不均等な照射を補正することによって、造影を支援することである。スキャナの造影用検出器(28)のダイナミックレンジが充分であれば、遮蔽後部材(24)をなくし、スキャナユニットの造影用コンピュータを用いて、受信した画像の再構成の前に、遮蔽部材(10)に起因する強度の変動を補正することができる。

本発明の方法もまた、造影を目的として放射エネルギー線束を用いる診断用コンピュータ断層撮影スキャナと併用され、かつ放射エネルギー線束を用いて選定部域を治療の目的で照射する装置に存在する。

好適な方法は、位置決め拘束器具を用いて患者をスキャナに定位して、スキャナに対する患者の運動を阻止する段階が含まれる。通常、患者は、回転可能なガントリに囲まれた照射台上の所要の位置に固定される。ガントリは、放射エネルギー線束を移動させ、また、これと対向して、患者の各種の既知の部分を通過した線束を受信する検出器を備えている。

次の段階では、従来の技術において通常なされると同様の、患者に対する診断用の走査が実施される。

走査が完了したら、適任者が、造影の過程で発見された部域、例えば病巣の治療に放射線療法が必要であるかどうかを決定しなければならない。そのような部域が、治療を目的とする照射のため

れた部域の位置関係を補うように、遮蔽部材を選定する。

遮蔽部材は、放射エネルギー線束の減衰されない部分が選定部域を照射するように、放射エネルギー線束の線源と選定部域との中間で、放射エネルギー線束に挿入する。次いで、複数の周期で選定部域を走査して、所望の被曝準位に達するまで、選定部域を照射する。

上記の通り、この方法に使用するために選定される遮蔽部材は、通過する放射エネルギーを部分的に減衰させるが、造影の目的には充分な量の放射エネルギーを透過させる材料からなるのが好ましい。これを念頭に置き、それ自体を通過する放射エネルギーを遮蔽部材を通過する放射エネルギーと基本的に一致するエネルギー準位にまで減衰させる材料で作成した遮蔽部材を、遮蔽部材の間隙に対して整合する配置に保って、選定部域の照射の間も、患者の継続的な造影が実施できるのが好ましい。

本発明は、コンピュータ断層撮影の造影ユニッ

の選定部域であると決定された場合は、正しく治療を施すためには、その位置関係を測定し、その部位を正確に決めなければならない。

放射線療法を適用する決定がなされ、選定部域の部位および位置関係が測定されたならば、患者を必要に応じて再定位して、選定部域を選択された所定の部位へ移動させるのが好ましい。照射するべく選定された部域が、スキャナガントリの回転の等角点に位置するように、患者を移動するのは好ましいことではあるが、このことは、本発明には必ずしも必要ではない。

単数または複数の遮蔽部材の間隙に対する適当な制御によって、スキャナガントリの回転の等角点を外れる放射エネルギー線束を用いて、ある部位を照射することもできる。このような制御は、放射エネルギー線束の線源に関して、間隙の寸法およびその部位に選択された変化が生じるように、遮蔽部材の間隙をコンピュータで制御することによって行うことができる。

位置決めを行ったならば、照射のために選定さ

トによる反復的な走査の間も、本発明の遮蔽部材を取り付けたままで作動することを意図している。

このような作動モードにおいては、多数の回転から得られた造影データがすべて加え合わされ、放射線療法の処置をリアルタイムで監視するためのCT造影用の投影データが形成される。このようにして、選定された標的部域外に対する照射線量を最小限に抑えつつ、放射線療法の処置の間も、選定された標的部域の適正な定置を確認することができる。

市販のCTスキャナは、造影用スライス幅が、一般に1.5mmから10mmまでの厚さという限定された範囲であるのに対して、本発明によると、遮蔽部材の間隙を変化させて、添付の図に示される軸平面に垂直な方向で、10mmより厚い領域を包含できるように、造影用スライス幅を変更することもできる。

放射線療法の処置に用いられる治療用の線束は、CTユニットの検出器に到達する造影用部分の放射線束よりも、何倍も強いものと考えられる。

検出器に適当な強度の放射線が到達して、許容できる程度の雑音を伴う画像が得られるようにするために、多数の回転を集計して、単一画像のデータを得るためのCTユニットの能力を勘案しつつ、造影用線束の強度に関する選択を行なう。例えば、1回の典型的な診断用の走査が、標的部域に対して3ラドとして表される場合、標的部域に対する100回の走査で1回の処理を構成すれば、標的部域に対する投与線量を、300ラドとすることができる。

遮蔽部材を、すなわち遮蔽部材の間隙ではなく、その本体を通過する放射線が、間隙を通過する放射線の20分の1であるとすると、標的部域に対する20回の治療用走査を組み合わせることによって、通常の診断用走査と質的に等価な画像を得ることができる。以前のn回の走査を1画像に組み合わせた(この場合はn=20)移動平均過程によって、最新のn回の治療用走査からの画像投影データに含めるための各走査の後で、画像を更新する、すなわち、再び再構成あるいはリフレッシュすること

後、表示用スクリーン上への標的病巣の手動あるいは自動的な表示を用い、病巣を幾何学的な形状に囲い込み、あるいは他の慣用の手段によって、処理すべき標的病巣の寸法および部位を決定する。

本発明によれば、スキャナが回転する際に、標的病巣を照射するためのスキャナの方向付けの1回ごとに必要な遮蔽部材の間隙が(および、3次元的な放射線療法が用いられる場合は、必要とされる照射台の運動、ガントリの傾斜、および遮蔽部材の間隙も)、幾何学的に算定される。

次いで、コンピュータは、標的病巣部域に対する所定の処理を実施するのに必要なX線の出力、遮蔽部材の間隙、照射台の位置、およびガントリの傾斜を調整することによって、処理過程を制御することができる。

処理の監視は、同時に行われる造影の視覚的な観察によって、行なうことができる。治療の監視もまた、画像が変化した場合に発せられる警報音を伴った、継続的な処理画像のコンピュータによる比較を用いて、自動化することができる。画像の

とができる。走査回数nを変化させることによって、画像の雑音とこの画像の更新方法との間に折り合いをつけることができる。

第2図に示した最も単純な例は、CTスキャナユニットの回転の等角点に置かれた標的部域、例えば病巣を処理するために取り付けられた、位置を特定して固定された調整可能な間隙の遮蔽部材を示したものであって、この場合、初めに患者を走査し、この間患者は、上下および左右に調整可能な装置に固定されている。

市販のCTスキャナの照射台の昇降機構は、上下方向の調整機構の必要条件を満たしている。立体定位神経外科手術に用いられるような機構もこれを満足させる。

予備的な走査の後、CTスキャナの表示用コンピュータの使用によって、スキャナの回転の等角点に対する病巣あるいは標的部域の座標を決定し、標的部域が回転の等角点に置かれるように、患者を対応する距離および方向に移動する。

いずれにしても、定位のための予備的な走査の

変化は、処理に関する問題、例えば患者の運動を予測させる可能性がある。画像処理技術、例えば画像間の差の二乗平均の積分または画像の中心軌跡の比較、あるいは交差相関関係を用いた運動の検出によって、画像の変化を検出することができる。

所望の治療用X線線量分布を選択し、次いで、投影された際の(放射線束の減衰の法則による)結果的な間隙および対応する強度が所望の分布にできるだけ近くなるような解に収束するまで、遮蔽部材の間隙(あるいは間隙を通過する線束の強度さえも)を、種々の方向に反復的に変化させることによって、最適の処置をコンピュータで算出することができる。

この方法が、単に遮蔽部材の間隙を調整して標的病巣全体を各方向から照射するよりも優れているとは、まだ証明されたわけではない。直接的な数学的な解、あるいは拘束的な逐次近似法による解もあり得る。例えば、標的病巣から離れた感受性の高い特定の領域に対する照射線量が最小限に

なるように(あるいはあらかじめ選択された照射線量を越えないように)、照射線量を拘束することもできると思われる。

上記した通り、治療処置の際の造影が要求されない場合は、より厚い遮蔽部材を用いて、遮蔽部材の間隙を通して以外には、基本的には全く患者に放射線が当らないようにすることも可能である。これは、所望に応じて活用される選択肢的なことである。

放射線源は、図示の通り、回転陽極または固定陽極のX線管とすることができる。陽極を油で冷却する固定陽極X線管は、回転陽極のものよりも、概して照射線量の送達が遅いが、管の冷却のための中止なしに連続的に作動することができる。そのため、一般的には固定陽極X線管が、処理時間が少ないとことから、常用電圧の放射線療法には好まれている。

純粹に治療用の機械として設計される場合には、この同じ利点は、本発明にも当てはまるが、診断および治療の双方の二重の目的に設計される場合

束の強度の電子的制御を用いることができる。しかし、並進運動を標的病巣の投影の部分に限定しない限り、処理時間は、大幅に延びるが、治療中の同時的な造影は制限される。定位の際の並進運動を遅らせると、標的病巣に対する照射が可能になる。

処理時間の短縮には、進歩した設計で放射線束を発生させる熱放散性固定陽極、油冷式X線管、あるいは高熱容量回転陽極などのCTスキャナおよび装備の使用が必要なこともある。

また、いくつかのX線管をスキャナガントリに取り付けて、放射線療法に必要な処理時間を短縮する、例えば第5図に示す通り、120度の角度を隔ててガントリに取り付けたX線管を備えた3管式CTスキャナのような、多管式X線管CTスキャナの使用も好適である(注:奇数個のX線管をガントリの周囲に一定の角度で等距離に取り付ければ、重量の釣り合いが保たれ、かつ、線束が共線的でないことから線束の干渉を防ぐことができる。例えば、第5図に示した3管式X線管の設計に代え

には、回転陽極X線管の方が有利である。

本発明を、既存の診断用CTスキャナを改装するように設定することもできる。このようなスキャナは、回転陽極X線管を用い、管の冷却時間も含めて、所要実時間の1時間あたり約300~400ラドという概算照射線量までの処理を行うことができる。これは、1時間あたり2回の脊柱CT診断検査で、ただしすべての走査を同一の標的病巣に向かた場合に相当する(例えば、1時間あたり120回の走査×1走査あたり3ラド=1時間あたり360ラド)。

3次元の治療を施すためにガントリの傾斜を利用する場合は、ガントリの各傾斜角度に合わせて、スキャナの照射台を内外方向に移動することができる。あるいは、標的病巣が回転の等角点の高さに並ぶように、処理の前に照射台を、1度だけ上下方向に移動して、ガントリの傾斜に合わせるための内外方向の移動を不要にすることもできる。

いわゆる「第1世代」あるいは「第2世代」のCTスキャナのような、T-R位置測定方式のCTスキャナは、遮蔽部材の間隙の変化に代えて、X線線

て、5管式X線管の設計を用いることもできる)。

多管式X線管をスキャナガントリに設置する場合、これを様々なものとすることができる。例えば、造影には、回転陽極X線管が用いられ、放射線療法には油冷式固定陽極X線管が用いられる。

多管式X線管をスキャナガントリに設置する場合は、造影には、1組の造影用検出器のみでよい。その結果、画像の品質には何らの悪影響を及ぼすことなく、コストの低下が可能となる。

これに代えて、設計の目標、あるいは追加的目標が非常に高速のCT造影装置である場合は、多数組の造影用検出器(多管式X線管のそれぞれに対して1組)を設けて、画像処理時間を迅速化することができる。例えば、すべての可能な角度からの投影データ(すなわち、360度の完全な円の、あるいは交互に180度を完全に網羅する、すべての方向からの視野)を得るのに、360度まで回転する必要はないからである。この方法は、静止画像の造影、心臓造影、および、呼吸その他の運動によるアーティファクトの軽減に適用される。

表面の皮膚、および、深部の低原子番号の標的病巣との関係で、高原子番号の骨を省くために放射線療法用線束を硬化させるには、遮蔽部材の間隙の作成に、銅あるいはアルミニウムを用いることによって、線束の追加的な通過を行うことができる。しかし、標的部域に対する沃素増量効果が必要な場合は、このような線束硬化作用は望ましくない。

ある場合には、特定の解剖学的構造を省くには、特定の方向からの照射が望ましくないことがある。これは、遮蔽部材の間隙を閉じ、あるいは限定することによって、あるいは、高電圧を遮断するか、X線管内のグリッド制御を行うかして、X線管の出力を遮断することにより実行することができる。

特に注目すべきことは、本発明は、CTスキャナの回転の等角点に位置していない標的病巣の照射にも用いることができることである。この場合、同一の標的病巣の照射のための線量測定に関して、回転の等角点に移動させた場合と、可動な遮蔽部材を用いて等角点から外れた部位で照射した場合

を開閉するピンあるいはプラグを用いて、その間隙を自動的に制御できる遮蔽部材は、この後者の用途には特に良く適合するものと思われる。

ガントリの傾斜を変えつつ、多数の角度の平板を用いて治療用に標的部域を照射する場合は、ガントリの傾斜の軸に一致するX線管による照射角度を除外して、ガントリの傾斜が変化する際の角度を持った平面すべての交差部分を示すガントリの傾斜の軸を通るある直線沿いに、過剰な照射が起こらないように、すなわち、X線線束が水平に右または左のいずれかに向けられることがないようにするのが望ましい。

これは、このような角度の際に遮蔽部材の間隙を閉じて、このような角度の際にX線管を遮断することによって、あるいは、ガントリの傾斜の軸上で、ガントリの両側に、鉛その他の静止した遮断装置を取り付けることによって実行することができる。また、X線管の回転を、水平方向を除く180度未満に留めることによっても、これを行うことができる。

とを、厳密に比較しなければならない。線束の減衰および逆2乗法則の効果が異なるため、このような状況には、何らかの相違があるものと思われるが、線量分布に対するこれらの効果の大きさは、測定可能である。

治療用のX線管を用いた高電圧のCTスキャナは、治療のために、X線管の加熱の割合を低くして、より高い線量率、およびより高い電子エネルギーからX線への変換効率を達成するために、相対的に高いキロボルト数で(例えば250キロボルトピーク)で作動させることはもとより、より最適な画像のコントラストを得るために、相対的に低いキロボルト数(80~140キロボルトピーク)で作動することもできる。

線束強度相は、T-R方式のCTスキャナを用い、mAやkVを変化させて、あるいはその代わりに純粹に回転式のスキャナを用い、それぞれの角度での投影の間に遮蔽部材の間隙を変化させて、各投影に沿って変調することができ、所望の線量分布がより充分に達成される。伸縮して遮蔽部材の間隙

上記した本発明は、照射を第一義的目的として製造されていない機械を用いて、所定の標的部域に特定の照射を行うことを目的とする工業的な用途にも適用される。本発明に関連する技術に通常の程度に習熟した者にとっては、これらの用途の多くは自明であると思われる。

技術思想の範囲内における多数の変形、修正、および変更を、本発明に加え得ることは当然である。そのような変形、修正、および変更はすべて、特許請求の範囲に記載されている本発明に含まれるものである。すなわち、本発明は、本発明の精神および対象の範囲から逸脱することなく説明された上記の例のすべての変更および変形をも網羅するものである。

4. 図面の簡単な説明

第1図は、遮蔽部材および遮蔽後部材の貫通が可能な放射線束を用いて、放射線療法の際の造影を行う、本発明の模式的説明図である。

第2図は、固定された、調整可能な遮蔽部材を用いて具体化した、CTスキャナの回転の等角点に

置かれた標的病巣を、治療の目的で処理するための本発明の模式的説明図である。

第3図は、可変的な間隙を有する遮蔽部材を用いて具体化した、CTスキャナの回転の等角点から外れて置かれた標的病巣を、治療の目的で処理するための本発明の模式的説明図である。

第4図は、標的病巣の体積および寸法が不規則である場合の、第3図と同様の本発明の模式的説明図である。

第5図は、高線量率の達成を目的として、単一のガントリに取り付けた3管式X線管による線源、遮蔽部材、および1組のCTスキャナ造影用検出器を用いて具体化した本発明の模式的説明図である。

(10)遮蔽部材

(12)遮蔽部材の間隙

(14)照射線束

(16)放射エネルギー線束

(18)あご部

(20)あご部

(22)選定された標的部域 (24)遮蔽後部材

(26)遮蔽部材の固体部分 (28)造影用検出器

(30)放射線源

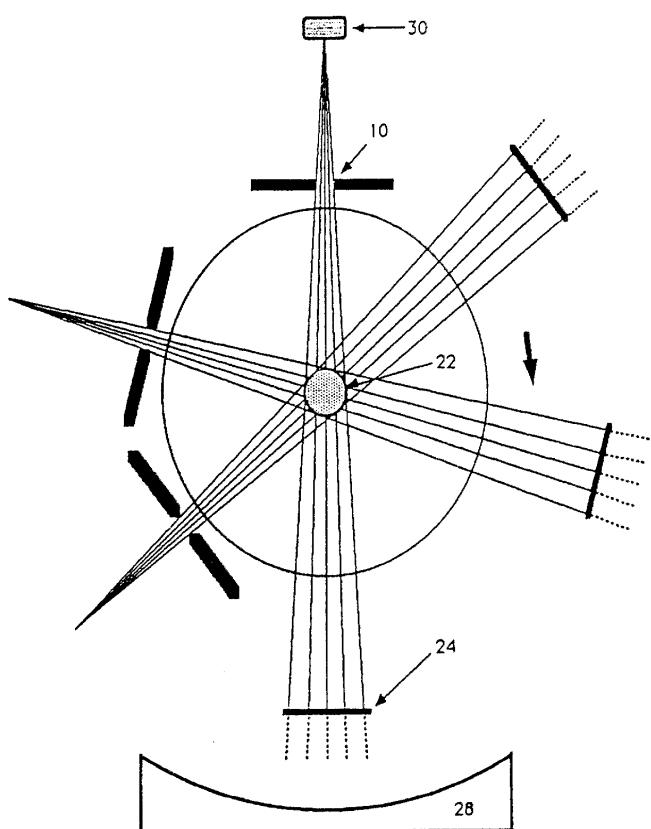


FIG. 2

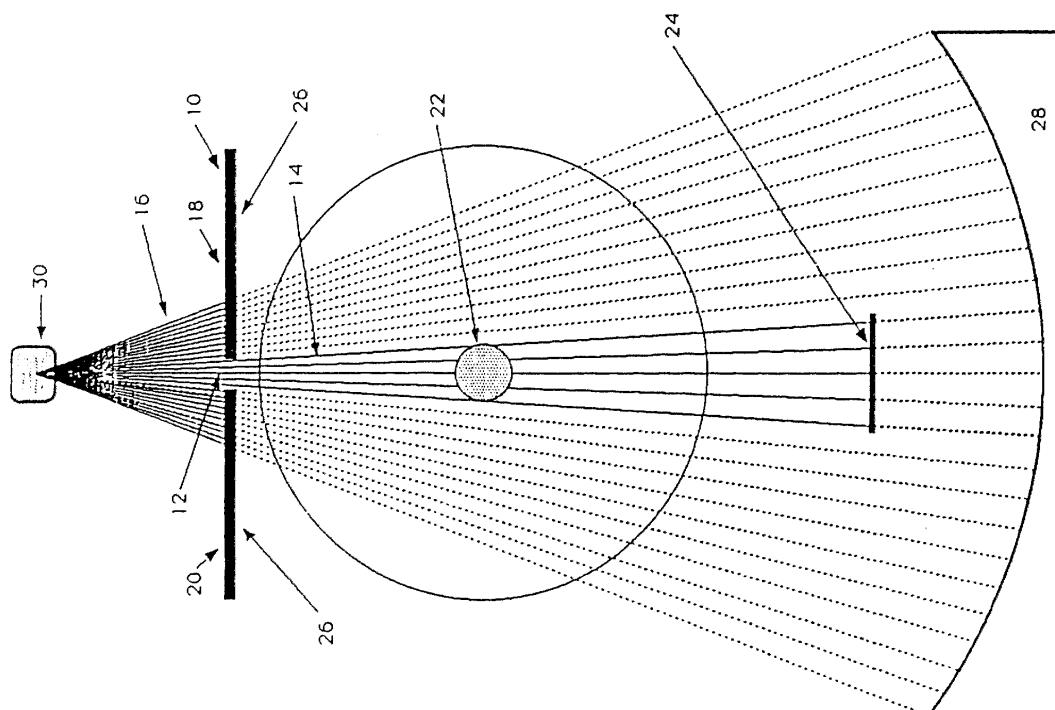


FIG. 1

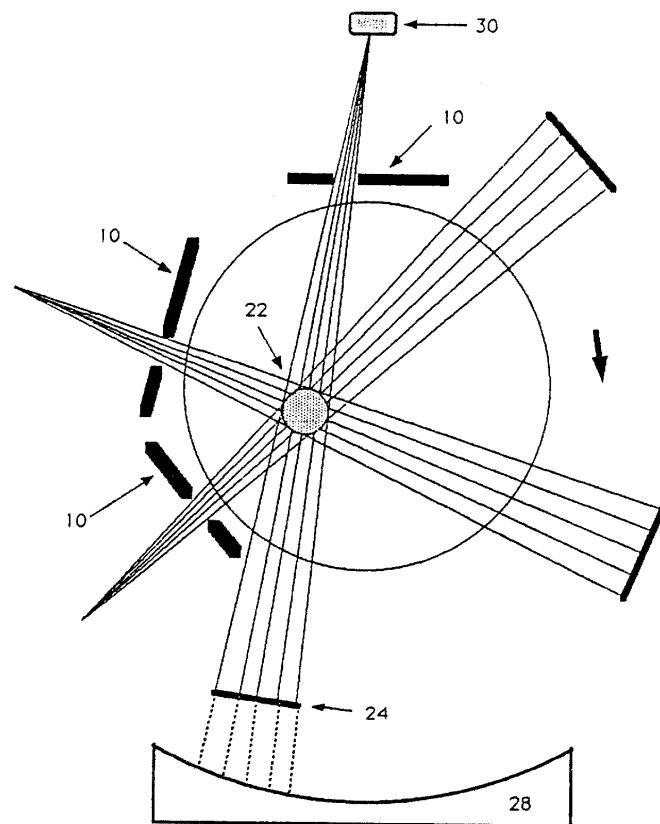


FIG. 3

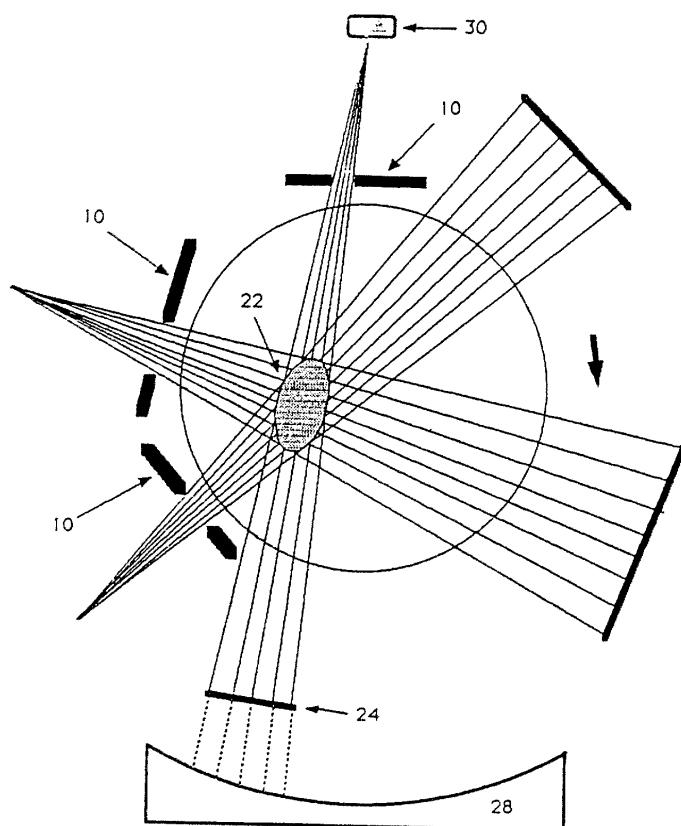


FIG. 4

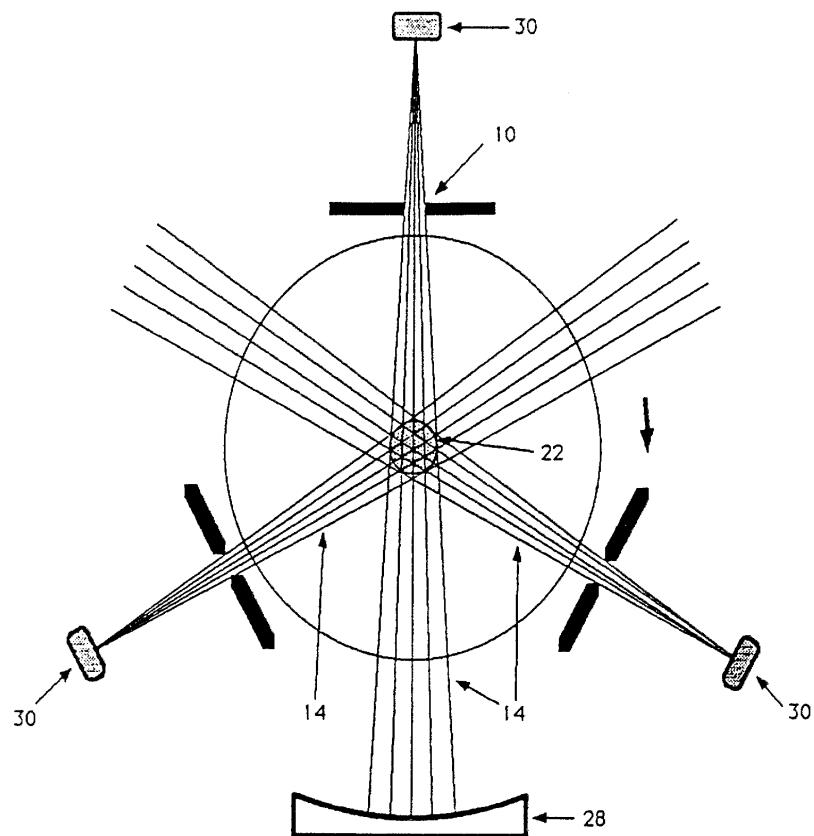


FIG. 5