

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3643119号
(P3643119)

(45) 発行日 平成17年4月27日(2005.4.27)

(24) 登録日 平成17年2月4日(2005.2.4)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 6/03
H05G 2/00

F I

A61B 6/03 320D
A61B 6/03 320P
H05G 1/00 L

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願平7-516882	(73) 特許権者	イメイトロン インコーポレーテッド
(86) (22) 出願日	平成6年12月13日(1994.12.13)		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
(65) 公表番号	特表平9-510369		080 サウス サンフランシスコ オイ
(43) 公表日	平成9年10月21日(1997.10.21)		スター ポイント プールバード 389
(86) 国際出願番号	PCT/US1994/014260	(74) 代理人	弁理士 中村 稔
(87) 国際公開番号	W01995/017081		弁理士 大塚 文昭
(87) 国際公開日	平成7年6月22日(1995.6.22)	(74) 代理人	弁理士 穴戸 嘉一
審査請求日	平成13年7月25日(2001.7.25)		弁理士 竹内 英人
(31) 優先権主張番号	08/167,419	(74) 代理人	弁理士 今城 俊夫
(32) 優先日	平成5年12月14日(1993.12.14)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 軸外れ走査電子ビームコンピュータトモグラフィシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

スキャナの対称軸を有する軸外れ走査電子ビームCTスキャンシステムにおいて、
ドリフト管が配置された第1の領域を有する排気されたハウジングチャンバを備え、
前記第1の領域において電子ビームが発生され、その電子ビームがガントリを含む下流の
第2の領域へ向けられ、
前記ガントリ内に配置され、電子ビームが当たると扇形のX線ビームを発生するX線発生
走査ターゲットを備え、
前記X線発生走査ターゲットは前記対称軸と同心であって、該対称軸に垂直な平面を定め
ており、
前記電子ビームは前記X線発生走査ターゲットにより定められる平面に対してほぼ垂直で
あり、
前記第1と第2の領域の中間に配置され、選択された走査路にある前記X線発生走査ター
ゲットに集中して電子ビームを向ける手段を備え、
前記電子ビームは前記走査路に沿ってビームスポットを定めており、
前記扇形のX線ビームの強度を測定する検出手段であって、前記検出手段と前記X線発生
走査ターゲットとの中間にある前記ガントリ内の物体の少なくとも一部を通過した後にお
ける前記扇形のX線ビームの強度を測定して、前記物体の一部の像のコンピュータによる
再構成に使用するために前記強度に比例したデータを提供する検出手段を備え、
前記検出手段は前記対称軸と同心であって、該対称軸に垂直な平面を定めており、

10

20

前記電子ビームは前記対称軸に対して外れたビーム源軸に沿って発生されることを特徴とするCTスキャンシステム。

【請求項2】

前記ビーム源軸は、前記対称軸に対して位置がずれており且つ同軸上にない請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記ビーム源軸は、前記対称軸と平行であるが同軸ではない請求項1に記載のシステム。

【請求項4】

前記ドリフト管は直線状である請求項1に記載のシステム。

【請求項5】

前記ドリフト管は曲がっている請求項1に記載のシステム。

【請求項6】

さらに、前記第1と第2の領域の中間に配置され、前記チャンバの選択された領域でイオンを制御する手段を備えた請求項1に記載のシステム。

【請求項7】

さらに、前記X線発生走査ターゲットに沿ったビームスポットの少なくとも1つの所望の特性を維持する手段を備えた請求項1に記載のシステム。

【請求項8】

前記維持手段は、内部にW形状の電子ビームインタセプト装置を複数個有するチューニングターゲットから成り、前記装置は、電子ビームが当たると電気信号を発生し、前記電気信号は前記電子ビームの特性に応じて変化する請求項7に記載のシステム。

【請求項9】

さらに、X線検査のために前記ガントリを通して患者を移動させるコーチ手段を備え、前記コーチ手段は、(i)上流位置と(ii)下流位置から成るグループから選択された位置を有する請求項1に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

発明の分野

本発明は一般的にコンピュータトモグラフィX線透過システムにおけるX線発生用の走査電子ビームシステムに係る。より特定的には、電子ビーム源が、スキャナの対称軸から外れている様なシステムに係る。

発明の背景

「軸一致」タイプの走査電子ビームコンピュータトモグラフィ(「CT」)システムが、この分野で知られており、1982年9月28日に発行されたBoyd等の米国特許第4,352,021に一般的に記述されている。その様なシステムにおいて電子ビームを制御するのに助けとなる理論及び実行装置が、1985年7月4日に発行された米国特許4,521,900号、1985年7月4日に発行された米国特許4,521,901号、1986年11月25日に発生された米国特許4,625,150号、1986年12月23日に発行された米国特許4,631,741号、及び1993年3月9日に発行された米国特許5,193,105号を含むRand等の種々の米国特許に詳細に記述されている。出願人は、上掲された特許を参照し且つ本明細書において参考文献として組み入れる。

Rand等の米国特許4,521,900に記述される様に、走査電子ビームは、排気され一般的に長く延びた円錐状のハウジング容器の上流側端部に在る電子銃によって発生される。高い電子銃の電位(例えば、130KV)は、電子ビームを、第1の直線路に沿って加速する。より下流側では、収束及び偏向コイルを含むビーム光学系が、ビームを走査路へ偏向する。この偏向され且つ収束されたビームは、ビーム光学系を出、円弧状のターゲットを走査する。このターゲットは、ビームが衝突した時に、X線を発生する。X線は、対象物(例えば、人体)を透過し、円弧状に配列された検出器によって検出される。ターゲット及び検出器の配列は、固定のガントリ(足場)に取り付けられており、ターゲット及び検出器の配列の面に垂直な精密に決められた軸である走査軸と同軸(換言すると、「軸対称」)である。検出されたデータは、対象物の一部(又はスライス)のCT再構成画像を発生する様にコンピュータ処理される。

10

20

30

40

50

簡単に言うと、電子銃と収束及び偏向コイルとの間の上流側容器領域においては、発散する電子ビームが望まれる。しかし、収束及び偏向コイルよりも下流の領域においては、収束された電子ビームが望まれる。

上流側領域において、電子の空間電荷は、電子ビームを都合良く発散又は拡大する。ここでは、拡大は有益である。これは、ターゲット位置におけるビーム幅は、収束及び偏向コイルの位置におけるビーム直径に略反比例して変化するからである。この領域から正イオンが除去されないと、その正イオンが、空間電荷を中和して、ビームの発散を阻止し、ビームの不安定化、更にはビームの消滅をもたらす。電子ビームと排気の後には容器に残っているガスとの相互作用から発生される正のイオンは、上流側の容器領域内では、望まれない。おそらく1KVの電圧に結合されるイオンクリーニング電子(「ICE」)が、上流側の容器領域内に取り付けられ、正イオンを除去する。電子ビームはICEを軸状に通過する。ICEは、遅く移動する正イオンを掃き出すが、かなりより速く移動する電子には障害となることの無い、比較的大きな横断方向電界を発生する。

下流側領域において、正イオン中和は有益である。これは、収束して自動的に焦点を結ぶ電子ビームが望まれるからである。ビーム光学系における要素は次に、収束されたビームを微調整し、小さい電子ビームスポット、結果としてシャープなX線像を発生する。要約すると、理想的には、電子銃及びビーム光学系は軸対称であり、均一な電子分布を有する完全に均一な電子ビームを発生することが好ましい。この様な、理想のビームは、自身が完全なレンズでとして機能し得、上流側容器領域において自己発散的であり、下流側容器領域においては自己収束的であり、ターゲットにシャープに像を結ぶ。実際において、電子銃が理想的では無い場合、ビームの均一性が、ビーム光学系によって修正されるべきである。

先行技術において、電子ビームの源(例えば、電子銃、ドリフト管及びビーム光学系)は、走査軸と同軸であり、「軸一致」システムを形成している。この構成は、電子ビーム光学系と円弧状ターゲットとの間に略一定の距離を与え、走査ターゲットに沿って、シャープに結合された、楕円形状のスポットを維持することを容易にしている。

不都合にも、この軸一致構成は、X線被検体がガントリを完全に通過することを妨げている。この理由は、円錐形容器の電子銃端部が、被検体寝台と衝突するからである。これとは対称的に、Moriの米国特許4,630,202に記述される様な機械的CTX線システムは、被検体がより完全に回転ガントリを通過することを可能にしているが、走査電子ビームCTシステムが出来る様な、心臓の動きを含むモーションアーチファクト(動疑画)を除去するコマ1秒単位での単一走査を与えることは出来ない。

必要とされることは、軸外れであり、X線被検体がガントリを完全に通過することを可能にする走査電子ビームCTである。

本発明はこの様なシステムを開示している。

発明の要旨

本発明は、電子ビームが、スキャナ軸、又は、対称軸からずれているビーム源軸に沿って電子ビームが発生される走査電子ビームCTシステムを提供する。この軸外れ構成は、X線被検体が、固定ガントリを完全に通過することを可能にする。

このシステムは、排気されるハウジング容器を含み、この容器は、第1のドリフト管領域を有して、この領域で、電子ビームが発生され且つこれがガントリを含む第2の領域の方向の下流側に向けられる。円弧状の走査ターゲット及び調整ターゲットがガントリ内に設置される。走査及び調整ターゲットは各々集まって、システムの対称軸に直角な面を決めている。ビーム光学系は、電子銃とガントリと間のハウジング内に位置されており、少なくとも一つの双極子コイル、ソレノイドコイル、及び4重極コイルを、電子ビームが通過するイオン制御電極アセンブリと共に含む。制御システムは、走査ターゲット上に電子ビームを収束し且つ走査し、所望の質のビームスポットを維持する。走査ビームスポットが衝突した際に、走査ターゲットがX線扇状ビームを発射する。一緒に集合して、システムの対称軸に直角な面を決める検出器配列が、ガントリ内のターゲットに対応して位置される。

10

20

30

40

50

検査される対象物は、ターゲットと検出器配列との間のガントリ内に位置されて、X線がその対象物によって減衰される様にする。検出器配列は、検出されたX線の強度に比例する出力信号を与える。信号処理システムが、出力信号を変化して、検査下の対象物のスライスの再構成されたCT像を形成する。

スキャナ軸は、電子ビーム源、即ち、電子銃、ドリフト管及びビーム光学系に対してより高くオフセットされるのが好ましい。この構成は、対象物が、第1のハウジング領域に渡って、ガントリを軸方向に完全に通過することを可能にする。ドリフト管は、真っ直ぐとすることが出来、また、走査軸に対して傾斜しているドリフト管軸を定めることが出来る。代替的に、ドリフト管は、真っ直ぐであり、スキャナ軸に平行であるが、それとは同軸では無くことが出来る。また、ドリフト管は、曲げることが出来る。

10

本発明の別の特徴及び利点は、好適な実施の形態が添付の図面と共に詳細に記載された以下の記述から明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

図1は、本発明に従う軸外れ走査電子ビームCTシステムを示す、

図2Aは、本発明に従う軸外れ走査電子ビームCTシステムの第1の実施の形態を示す、

図2Bは、本発明に従う軸外れ走査電子ビームCTシステムの第2の実施の形態を示す、

図2Cは、本発明に従う軸外れ走査電子ビームCTシステムの第3の実施の形態を示す、

図2Dは、本発明に従う軸外れ走査電子ビームCTシステムの第4の実施の形態を示す、

図2Eは、本発明に従う軸外れ走査電子ビームCTシステムの第5の実施の形態を示す、

図3は、本発明に従う走査ターゲット及び調整ターゲットとビームスポットインタセプト装置との間の関係を示す、

20

図4A~4Fは、本発明に従うビームスポットインタセプト装置によって与えられる電気信号を、ビームスポット形状の関数として、示す。

好ましい実施例の詳細な説明

図1と2は、本発明の軸のずれた汎用X線透過CT撮影走査装置8を示す。装置8は、スキャナ10と、対応するコンピュータ制御装置12を備えるのが好ましい。スキャナ10は、真空ハウジングチャンバ14を備え、そこで電子ビーム16が発生し、チャンバ14の前下側部分20の内側に位置しその周りに延びる弓形ターゲット18上を走査させる。一般に、チャンバ14は約2mから3mの範囲の大きさLを有するが、他の大きさとすることもできる。

一般に、約5msに210°走査する電子ビームで照射されると、ターゲットはX線22の扇状のビームを発生し、該ビームは寝台移動機構25の上に横たわる対象24(例えば患者又は他の物)の領域を通過し、次に直径方向反対側にある検出器アレイ26に記録される。リング状組立体のハウジングターゲット18と検出器アレイ26は、全体でガントリ28と呼ぶ。ターゲット18と検出器アレイ26は、スキャナ軸36の周りに同心であり、その軸に直角な平面を形成する。

30

検出器アレイは、データをデータ取得装置30(DAS)に出力し、それがデータをデジタル化しコンピュータ装置12に送る。コンピュータ装置12は、さらにデータを処理し、対象24の再現した薄片の像をビデオモニタ32上に生じる。X線技術者は、キーボード34によりコンピュータ装置12を操作し、電子ビーム16の発生と制御、患者24の移動を含む装置8の全体の操作を制御することができる。装置8は、従来のモード又はヘリカルモードで操作することができる。

40

軸の合った従来の装置と異なり、スキャナ軸36は電子ビーム16源の軸38に対してずれている。図1において、スキャナ軸36は床39から約1m上で床に平行で、ビーム軸38より約60cmから80cm高いのが好ましいが、他の高さとすることもできる。ずれが有るので、対象24はチャンバ14に当たらずにガントリ28を完全に通り抜けることができる。

図2Aを参照して走査電子ビーム16の発生を述べる。チャンバ14の上流側端部42内の電子銃40が、電源43からの高圧励起(例えば130kV)に応じて電子ビーム16を発生する。真空ポンプ(図示せず)がチャンバ14を排気するが、ガスは残留し、そのため電子ビーム16の存在下で正イオンを生じることができる。

電極組立体46が、チャンバ14内の電子銃40とビーム光学装置48の間に、光学即ちビーム装

50

置軸38と同軸に配置され、電子ビーム16が軸方向に通過できるようにする。

電極組立体46は、一般に電極組立体の最も上流側に1つ又はそれ以上のイオン清掃電極(ICE)と、選択的に周期的電界イオン制御電極(PICE)とを有し、その下流に正イオン電極(PIE)を有する。しかし、電子銃40が不完全であれば、電極組立体46はまた回転電界イオン制御電極(RICE)を備えるようにすることもできる。

ICEユニットは、当該技術分野で公知であり、ランドらに与えられた米国特許第4,625,150号、第5,193,105号に開示される。簡単には、ICEは電子ビームの周りに同軸に取り付けられ、シリンダーを形成する少なくとも2つの反対を向く一定半径の要素を備える。一般に、1つの要素は大きな負の電位(例えば-1.5kV)、対向する要素は0V、対向する残りの要素は中間の電位(例えば750V)をかけられる。これらの電位で、ICEがハウジングチャンバの電子銃とビーム光学系の間の全ての領域の正イオンを掃き出す。これは他、例えばRICE、PIE、PICEでは制御することができない。

10

米国特許第5,193,105号はまた、ハウジングチャンバの上流領域の電子銃に隣接して配置された長さの短い周期的軸方向電界イオン制御電極(PICE)を記述するが、ここでは大きさが小さく、不連続のため従来のICEの効果的な使用ができない。PICEは、幾つかの間隔をおいた光学軸と同軸のワッシャー状電極を備え、1つおきの電極が中間の電極(例えば0V)と比べて比較的大きな電位(例えば-2kV)をかけられる。PICEの大きさが小さいので、不連続を横切って上流ハウジングチャンバ領域内で操作することができ、この領域から正イオンを除去する。

もし、電子銃40が十分不完全であれば、電極組立体46はRICE内に残留することを許された全ての正イオンを制御することで、RICEが電子ビーム空間の帯電濃度を均一にすることができる。米国特許第5,193,105号に開示されたように、RICEは少なくとも2対の間隔をおいた要素を備え、等しく反対の電位が一对のそれぞれの要素にかけられるのが好ましい。個々の要素の対を有する要素は、ビーム軸の周りに相互に円筒形で対象であるのが好ましい。RICE構造は、ビーム軸から個々のRICE要素までの距離がそれぞれの点での電子ビームの半径にほぼ比例するように下流に延びる。この配置のためビーム軸に沿った電位を一定になる傾向があり、そのため電子ビームにトラップされたイオンは軸方向に移動せず、重大なビーム光学の異常をもたらすことはない。

20

米国特許第5,193,105号はさらに、電極組立体44が正イオン電極(PIE)を備える場合があることを記述する。PIEは、ICE又はRICEの下流の同軸に配置され、大きな軸方向電界を生じるように電圧をかけられ、正イオンの上流への移動を防止し、正イオンはX線ターゲットで鋭く焦点に集まった均一なビームと干渉を起こすことができる。

30

電極組立体44を備える装置の理論と使用は、公知なのでこれ以上詳述しない。

電極組立体44の下流に光学装置48が配置され、該光学装置は焦点ソレノイドコイル49、双極コイル/4重極コイルの結合50を備える。焦点ソレノイドと4重極コイルは、電子ビームを磁氣的に焦点に集めて収束を調整し、ビーム12をターゲット18を横切って走査させる。調整ターゲット19とWワイヤ21により、ビーム機構56とコンピュータ装置12が全ての走査ポイントで実際の形とターゲット18上の電子ビームスポットの位置を監視することができる。磁氣的な収束を使用するのが好ましいが、他の収束装置例えば電界で焦点をむすぶ装置を使用することもできる。

40

図2Aの軸のずれた構成では、双極子49のアーチャーが電子ビーム16の偏向を制限する場合があるといった幾つかの不利益がある。これを補償するため、ずれた円錐51(即ち真空チャンバ)は、電子ビームがターゲット18の最も上側部分(一般にスキャナ軸36の30cm上)を横切ることがこののできる長さでなければならぬ。しかし、この制限は図2B,2C,2D,2Eに示すように双極子を傾けることにより克服することができる。

図2Bは、装置8の実施例を示し、ここに、双極子50はビーム軸に対して約0°から約20°傾いている。この傾きに合わせるためドリフト管は領域53で曲げなければならない。この構成は、上述の横方向のアーチャー制限を克服するが、ビーム16はもはや双極子軸55と同軸で双極子50にはいることはなく、ビーム光学異常が起こるかもしれない。

図2Cと2Dは、装置8の実施例を示し、ここにビーム16を同軸に入るように焦点に集める第

50

2 双極子（即ち偏向磁石）49'を備え、それにより光学異常を減少させる。傾き角度は、約0°から約20°の間が好ましい。図2Cでは双極子49'はソレノイド49の下流に位置し、図2Dでは双極子49'はソレノイド49の上流に位置する。何方の構成でも、ドリフト管は曲がった領域53を備える。円錐形領域は短い、ドリフト管の長さは第2双極子49'に合わせるため長くなる。

図2Eは、ドリフト管が真っ直ぐであるが、スキャナ軸36に対して約0°から約20°の間傾いている実施例を示す。図2Eは、また本発明の軸をずらした構成は、患者の台即ち寝台25を「下流」又は「上流」に取り付けることができることを示す。図2Eに示す後者の構成では、スキャナ装置を組み込むのに要するスペースを減らすことができ有利であり、また臨床上の利点もある。図2A - 2Dに示すそれぞれの軸をずらした構成では、患者の寝台を「上流」の方向に取り付けるのに適する。

10

ビーム機構56と対応する部品について述べる。図2A - 2E、図3を参照すると、電子ビーム16はビーム光学装置48により、弓形のX線ターゲット18に沿って作動する走査通路80に沿って走査させられる。コンピュータ装置12はまた、双極コイルがビームスポットを監視する走査通路76に沿って動かすようにする。

米国特許第4521901号明細書に記載されているように、電子ビームは、ターゲット18上に楕円形のビームスポットを形成するようなものであるのが好ましい。ビーム光学系の調整は、本発明においては複雑である。何故ならば、軸外れ構成により、ビーム光学系組立体48からターゲット18までの距離が変化させられてしまうからである。

例えば、図2Aにおいては、組立体48から患者24の頭よりも高いターゲット18上の走査点までは、光学軸38と同じ高さにあるターゲット18上の走査点までの距離よりも遠い。また、ビーム偏向面は、ターゲット18上の所望の楕円形ビームスポットの主軸を含む面とは異なる。

20

ランド（Rand）氏等への米国特許第4631741号明細書およびプロムグレン（Plomgren）氏等への米国特許第5224137号明細書には、軸一致CTシステムにおけるターゲット18上のすべての走査点で所望の楕円形ビームスポットを維持する監視構成体が開示されている。本発明においてこれらのビームスポット監視構成体を使用するのが好ましいのであるが、他の監視方法も使用可能である。

図3を参照するに、電子ビーム16が動作走査路80にそってターゲット18に入射するとき、その電子ビーム16は、ビームスポットを形成し、このビームスポットは、楕円形であるのが好ましい。この楕円形ビームスポット62は、走査路に対して直角で且つRによって示される半径方向に延びる主軸と、Aによって示される方位角方向に延びる副軸とを有する。この好ましくは楕円形であるビームスポット62は、ビーム光学系48内のソレノイドコイル、4重極コイルおよび2重極コイルによって発生される。ビーム光学系48は、電子ビームをターゲット上のスポットへと収束させるために差動焦点強度光学系を使用している。この好ましい収束機構により、走査路にそった全ての点で所望の楕円形ビームスポットが維持される。

30

図2Aから図2Eを参照するに、本発明は、図3に示すように、X線ターゲット18の外側にある同調ターゲット19上の電子ビームスポット62の実際の形状および位置を監視するための機構56を含む。同調ターゲット19に関連して、複数のW形電子ビームインタセプト装置64が設けられている。電子ビーム16が同調ターゲット19を横切るようにして走査されるときに、そのインタセプト装置64に入射すると、そのインタセプト装置64は、電気信号を発生し、その信号の構成は、電子ビームスポット62の位置および形状にしたがって変化する。インタセプト装置64は、動作走査路80から離れて且つシステムに使用されているX線コリメータのレンジの外側に配置され、漂遊電子がインタセプト装置64に当たる場合に、その結果生ずるX線がスキャナ検出器26に達し得ないようにするのが好ましい（図1参照）。コンピュータシステム12に関連して、機構56は、電子ビームの質を監視し、同調ターゲット19に沿う適切なビームスポットの質を維持するために適当な修正を行うことができる。ビームインタセプト装置64は、好ましくはタングステンで形成されたほぼW形の導電性ワイヤの形をとるのが好ましい。インタセプト装置64は、監視路76を直角に横切って延長す

40

50

る構成部分66(図3参照)と、監視路76に対して角度 θ をなして延長する構成部分68、70と、ワイヤ68、70を一緒にクランプする構成部分72とを有する。このインタセプト装置64は、適当な導電リード(図示していない)により機構56に電氣的に結合されており、したがって、オシロスコープまたはコンピュータシステム12に結合される(図1参照)。

図4Aから図4Fに示されるように、入射時にインタセプト装置64によって発生される電気信号は、その特定の装置でのビームスポット62の位置および形状にしたがって変化する。先ず、図4Aにおいて62で示すように、完全に半径方向において整列した円形ビームスポットについて考える。図4Bのオシロスコープの図形に示されるように、電子ビームがインタセプト装置64を通過したときに発生される電気信号は、高さの等しい3つのパルス82a、82bおよび82cからなる。しかし、インタセプト装置64の外側の構成部分は監視路76に対して角度 θ をなして延長しているため、外側のパルス82aおよび82cは、中央のパルス82bよりも幅が広い。

10

ビームスポットの走査速度が一定であると仮定すると、パルス82の間の空間的關係は、監視路76におけるビームスポット62の半径方向位置(横方向位置)、例えば、図4Aで見ると、ビームスポットの垂直方向位置にしたがって変化する。

もし、ビームスポットがベースセグメント72からより離れた点でインタセプト装置64を横切る場合には、それらパルス間の時間が増大し、もし、ビームスポットがベースセグメント72により近い場合には、それらパルス間の時間は、減少する。

前述したような時間情報は、そのビームスポットを走査路の中心に置くように電子ビームを調整するのに使用される。それらパルス82の間隔が等しくないことは、そのビームスポットによってとられた実際の走査路が修正される半径方向成分を有することを示している。その上、インタセプト装置64へのビームスポットの到着時間、例えば、ビームスポットの方位角または長手方向位置は、各インタセプト装置64のパルス82を全システム8の動作を制御するコンピュータシステム12によって発生されるタイミングパルスと比較することによって、測定される。ビームスポット手段56およびコンピュータシステム12は、このようなタイミングパルスを発生する機構を与えうる。もし、このようなタイミングパルスおよびパルス82が所定の仕方で互いに同期されている場合には、ビームスポットは、所望の長手方向位置(例えば、正しい時間で正しい場所)にある。こうして、これらの2つのパルスのタイプを観測することにより、ビームスポットの長手方向位置を監視することができる。

20

30

以上において、円形ビームスポット62が電子ビームインタセプト装置64とどのように相互作用するのかについて説明した。本発明は、円形ビームスポットを有する走査電子ビームに適合しうるものであるが、好ましい実施例によれば、前述したように、楕円形ビームスポットが与えられる。このような好ましい楕円形ビームスポットは、スキャナの半径方向(例えば、走査路と直角な方向)における主軸と、方位角方向における副軸とを有する。理想的な楕円形ビームスポット62とインタセプト装置64との間の相互作用については、図4Cに示され、それらの対応する出力パルス84a、84bおよび84cは、図4Dに示されている。

図4Cおよび図4Dの例の場合には、ビームスポットは、その主軸が走査路に対して直角となるように正しく配向され、そのビームスポットが走査路に対して中央に位置しているものとしている。さらに、図4Cに例示されるように、その副軸は、2aに等しく、主軸は、2bに等しいものとしている。内側のパルス84bの幅は、2aの尺度であり、外側のパルス84a、84cの幅は、2bの尺度である。円形ビームスポットの場合におけるように、もし、楕円形ビームスポット62が走査路内において横方向(半径方向)に変化する場合には、それらパルス84は、互いにより接近するか、または、互いにより離れるかするように移動する。

40

図4Eおよび図4Fは、ビームスポット62が正しく配向されていないとき、すなわち、図示されているように反時計方向に傾けられているときに、ビームインタセプト装置64がそのビームスポット62に対してどのように相互作用するのかを示している。図4Fに示すように、最初の2つのパルス86a、86bは、パルス82a、82b(第4Bにおける円形ビームスポット62に対応する)に酷似しているが、三番目のパルス(86c)は、振幅が小さく、幅が広い。

50

ビームスポットが反対方向に傾いていた場合には、パルス86aがより短く幅広くなる。このようにして、インタセプト装置64は、図4B、図8Dおよび図4Fに示されるものと対応するパルスを発生することにより、ビームスポットの形状および横方向位置、およびビーム配向（非円形ビームスポットと仮定して）を監視するのに使用される。さらに、ビームスポットがインタセプト装置64に到着する時間を測定することにより、このようなパルスは、監視走査路76におけるビームスポットの形状、配向および位置（横方向および長手方向）における誤差を修正するのに使用されうる。

ビームスポットが監視走査路76に収束され、整列させられ、正しく位置決めされた後、その走査路の半径は、前述した動作走査路80を定めるため、各インタセプト装置に関してある既知量だけ減少させられる。

ビーム同調または調整は、手動システムによって行うことができる。手動システムによれば、オペレータは、ビームスポットがW形ワイヤ位置にあるときに、ビーム光学系（例えば、2重極、4重極およびソレノイド）を備える種々な装置についてコイル電流を調整することができる。ビームスポットの特性としては、時間、半径方向位置、スポット長さ、スポット幅およびスポット配向の5つを上げることができる。調整しうるビーム光学系コイル電流としては、5つ（例えば、2つの2重極コイル、2つの4重極コイル、1つのソレノイドコイル）の電流があるので、所望のビームスポット仕様を達成するためには、常に、1組のコイル電流を定める必要がある。

同調は、信号の形状が仕様通りとなるように、対応する時間にてビーム光学系コイル電流を調整しながら、オシロスコープ上で特定のW形ワイヤからの信号を観測することによって行われる。正しく同調された信号は、第4D図に示したパルス形状に似ている。このようにして、W形ワイヤ点でのコイル電流が定められたとき、それらの間の時間の値は、補間法によって見つけ出すことができる。原則的には、この同調プロセスは、精度および速度を改善するために、プロムグレン（Plomgren）氏等への米国特許第5224137号明細書に記載されたような仕方と同様な仕方にて自動化することができる。

前述した本発明の実施例については、本請求の範囲の記載によって限定された発明の主題および精神から逸脱せずに、種々な変形態様が考えられるものである。

10

20

【 図 1 】

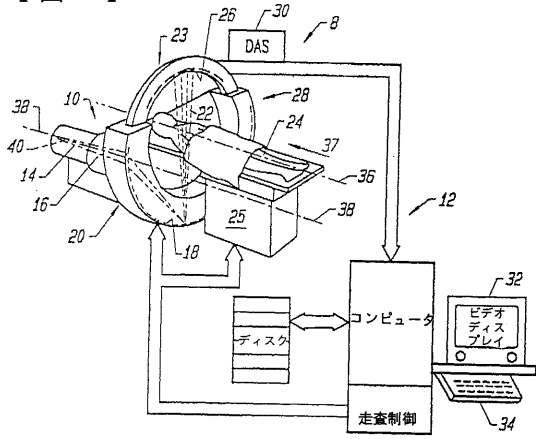


FIG. 1

【 図 4 A 】

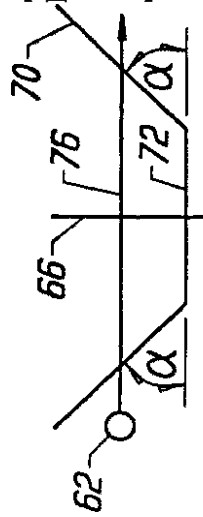


FIG. 4A

【 図 4 B 】

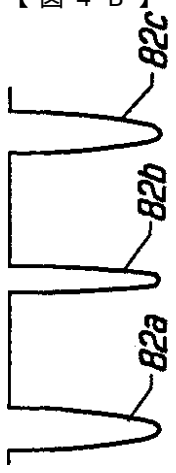


FIG. 4B

【 図 4 C 】

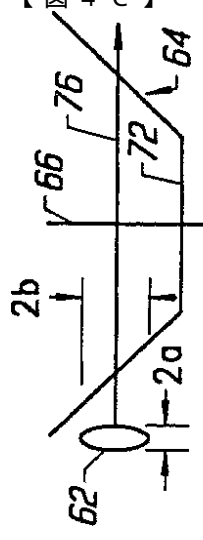


FIG. 4C

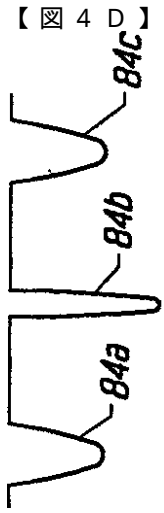


FIG. 4D

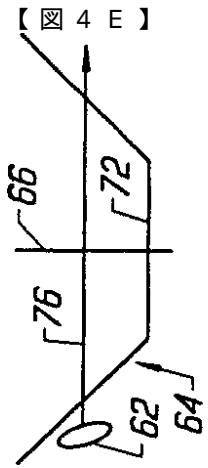


FIG. 4E

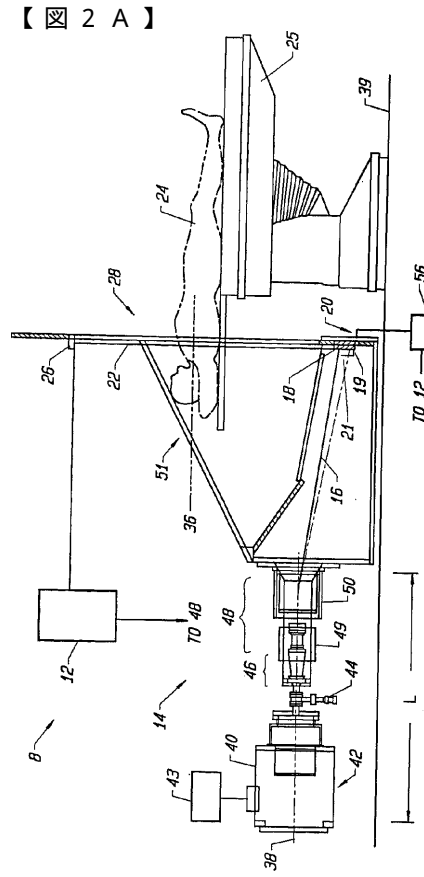


FIG. 2A

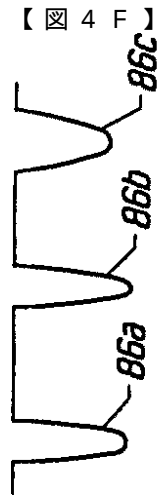


FIG. 4F

【 2 B 】

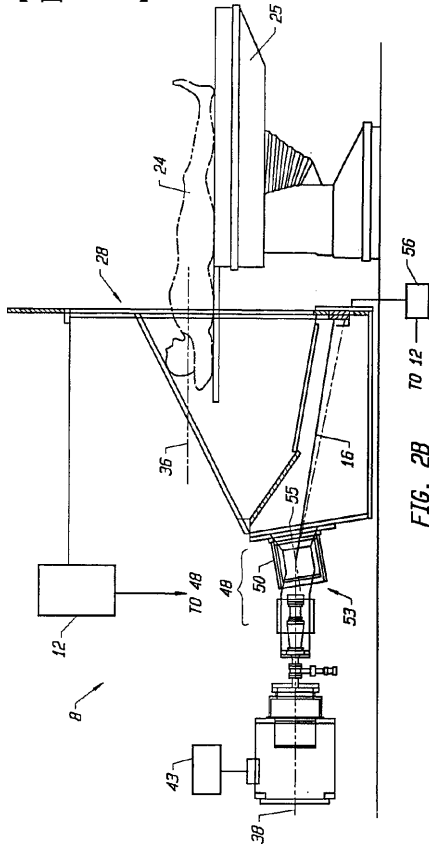


FIG. 2B

【 2 C 】

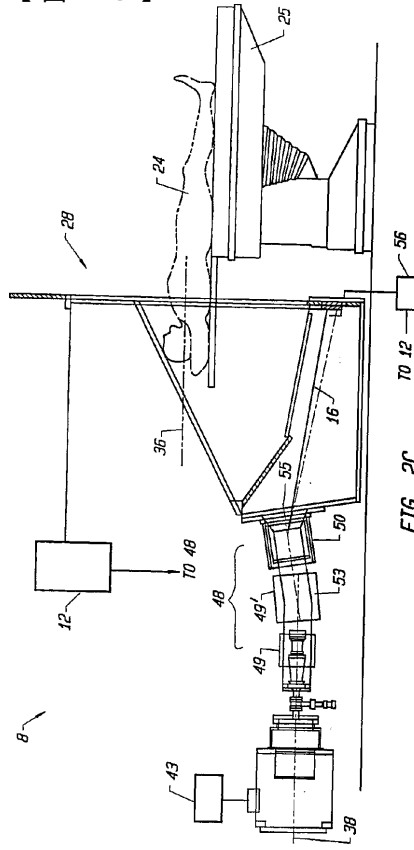


FIG. 2C

【 2 D 】

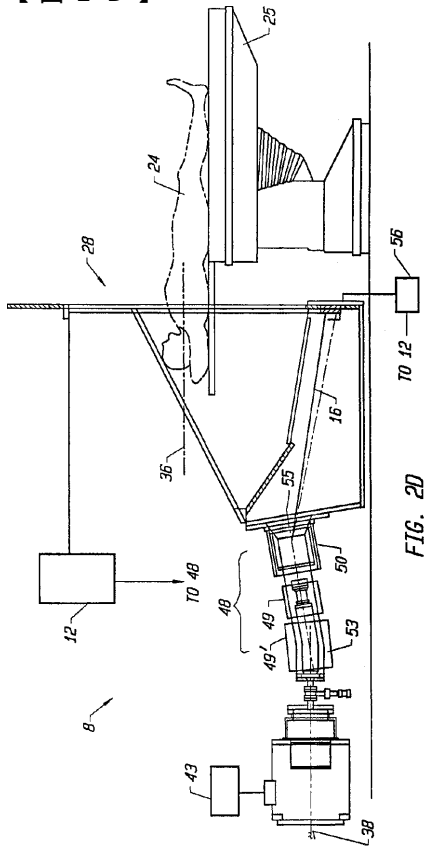


FIG. 2D

【 2 E 】

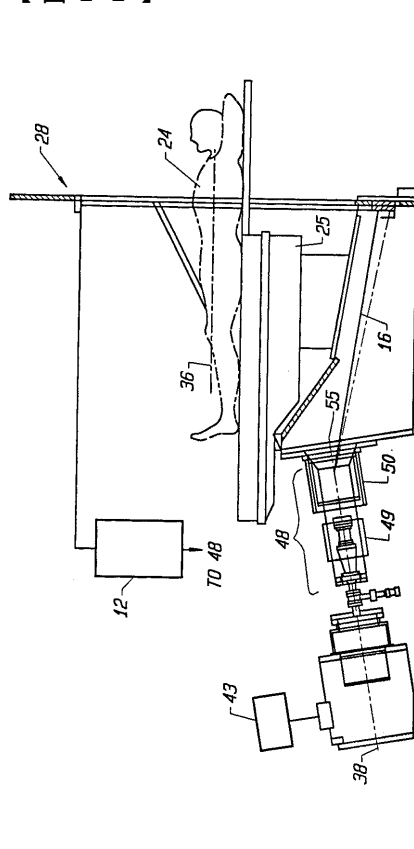


FIG. 2E

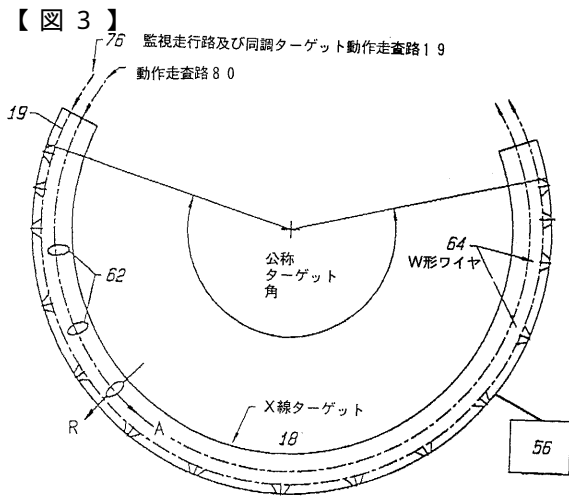


FIG. 3

フロントページの続き

(74)代理人

弁理士 小川 信夫

(74)代理人

弁理士 村社 厚夫

(72)発明者 ボイド ダグラス ピー

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94010 ヒルズボロー レイクビュー ドライヴ 1
115

(72)発明者 ランド ロイ イー

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94306 パロ アルト マックグレゴリー ウェイ 10
28

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開昭63-197437(JP,A)

米国特許第05193105(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 6/00 - 6/14

H05G 1/00 - 2/00