

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6042269号  
(P6042269)

(45) 発行日 平成28年12月14日 (2016.12.14)

(24) 登録日 平成28年11月18日 (2016.11.18)

(51) Int. Cl.

F 1

GO 1 T 3/00 (2006.01)  
 GO 1 T 3/06 (2006.01)  
 GO 1 T 1/17 (2006.01)  
 G 2 1 K 5/02 (2006.01)  
 GO 1 T 1/20 (2006.01)

GO 1 T 3/00 E  
 GO 1 T 3/06  
 GO 1 T 1/17 E  
 G 2 1 K 5/02 N  
 GO 1 T 1/20 J

請求項の数 3 (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2013-108339 (P2013-108339)  
 (22) 出願日 平成25年5月22日 (2013.5.22)  
 (65) 公開番号 特開2014-228401 (P2014-228401A)  
 (43) 公開日 平成26年12月8日 (2014.12.8)  
 審査請求日 平成27年8月18日 (2015.8.18)

(73) 特許権者 000002107  
 住友重機械工業株式会社  
 東京都品川区大崎二丁目1番1号  
 (74) 代理人 100088155  
 弁理士 長谷川 芳樹  
 (74) 代理人 100113435  
 弁理士 黒木 義樹  
 (74) 代理人 100162640  
 弁理士 柳 康樹  
 (72) 発明者 衛藤 晴彦  
 神奈川県横須賀市夏島町19番地 住友重  
 機械工業株式会社 横須賀製造所内

審査官 後藤 孝平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 中性子捕捉療法装置、及び中性子線の測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

中性子線を被照射体に照射する中性子捕捉療法装置であって、  
 前記中性子線を発生させる中性子線発生部と、  
 前記中性子線発生部が発生させた前記中性子線を前記被照射体に向かって照射する中性子線照射部と、

前記中性子線照射部から照射された中性子線を検出してリアルタイムで信号を出力する中性子線検出部、及び前記中性子線検出部から出力された前記信号を予め設定された変換条件を用いて中性子線量に変換しリアルタイムで前記中性子線量を出力する中性子線量出力部、を有するリアルタイム線量出力部と、

前記変換条件を設定する変換条件設定部と、を備え、

前記変換条件設定部は、

前記中性子線が照射されることによって放射化された金属部材から発せられるガンマ線を検出するガンマ線検出部を備え、

前記中性子線が照射されることによって前記中性子線検出部から出力される信号と、前記ガンマ線検出部によって検出されたガンマ線に基づいて取得される前記中性子線の中性子線量と、に基づいて、予め設定されている前記変換条件を修正することを特徴とする中性子捕捉療法装置。

【請求項2】

前記中性子線検出部は、中性子線が照射されることによって前記信号として光信号を発

生させるシンチレータであることを特徴とする請求項 1 に記載の中性子捕捉療法装置。

【請求項 3】

中性子線を被照射体に照射する中性子捕捉療法装置における中性子線の測定方法であって、

前記中性子線を発生させる中性子線発生ステップと、

前記中性子線発生ステップで発生させた前記中性子線を前記被照射体に向かって照射する第 1 の中性子線照射ステップと、

前記第 1 の中性子線照射ステップで照射された前記中性子線を検出することによって中性子線検出部がリアルタイムで信号を出力し、前記信号を予め設定された変換条件を用いて中性子線量に変換しリアルタイムで前記中性子線量を出力するリアルタイム線量出力ステップと、

前記変換条件を設定する変換条件設定ステップと、を備え、

前記変換条件設定ステップは、

前記中性子線検出部と金属部材とに中性子線を照射する第 2 の中性子線照射ステップと

、  
前記第 2 の中性子線照射ステップで前記中性子線が照射されることによって放射化された前記金属部材から発せられるガンマ線を検出するガンマ線検出ステップと、

前記中性子線が照射されることによって前記中性子線検出部から出力される信号と、前記ガンマ線検出ステップで検出されたガンマ線に基づいて取得される前記中性子線の中性子線量と、に基づいて、予め設定されている前記変換条件を修正する変換条件算出ステップと、を有することを特徴とする中性子線の測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、中性子線を被照射体に照射する中性子捕捉療法装置、及び中性子線の測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

中性子線の照射によってがん細胞を死滅させる中性子捕捉療法として、硼素化合物を用いた硼素中性子捕捉療法（BNCT：Boron Neutron Capture Therapy）が知られている。硼素中性子捕捉療法では、硼素を含む薬剤を患者に投与してがん細胞が存在する部位に硼素を集積させ、この硼素が集積した部位に中性子線を照射してがん細胞を死滅させる。

【0003】

このような中性子捕捉療法で用いられる中性子捕捉療法装置として、特許文献 1 には、照射対象に向けて中性子線を出射する中性子出射装置と、中性子出射装置から出射された中性子線を照射対象まで誘導する真空導管と、中性子線を集束し中性子線の指向性を高めるコリメータとを備えた治療用中性子照射装置が記載されている。特許文献 1 の治療用中性子照射装置では、照射対象に中性子線の試験照射を行う試験照射工程が行われ、この試験照射工程では、照射対象に試験的に中性子線の照射を行うと共に中性子線の照射を行ったときの実際の放射化量を測定する。具体的には、照射対象における標的部位の表面及び深部に中性子測定用の金線を装着し、一定時間中性子線の照射を行った後に金線を引き抜くと共に、金線の放射化量を測定することによって、試験照射工程を行う。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2004-233168 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述したように、照射対象の標的部に金線を装着し、金線の放射化量を測定することによって照射された中性子線の測定を行う場合、一定時間金線に中性子線を照射させ、その後放射化された金線から中性子線の線量を測定しなければならない。このように、事後的に中性子線の線量を測定しなければならないので、中性子線の照射中には中性子線の線量を測定することができず、中性子線量のリアルタイム測定ができないという課題がある。

#### 【0006】

また、放射線を受けることで発光するシンチレーション検出器や、放射線を受けることで電極間のガスを電離させて電流を発生させる電離箱を用いた場合には、中性子線を受けることによって信号が出力されるので、中性子線のリアルタイム測定が可能である。しかしながら、シンチレーション検出器では中性子線の照射に伴ってシンチレータや光ファイバ等が劣化し中性子線の検出効率が徐々に低下してしまうという問題がある。また、電離箱では中性子線の照射による電極間のガスの劣化や、ガス圧力の変化が生じた際に中性子線の検出効率が変化するという問題がある。このように中性子線の検出効率が変化すると、実際に照射された中性子線の量に対する信号の状態が徐々に変化してしまうので、中性子線の測定精度が低下する問題を生じさせる。

#### 【0007】

このような問題に鑑み、本発明は、中性子線量のリアルタイム測定を可能にすると共に、中性子線の測定精度の低下を抑制させた中性子捕捉療法装置、及び中性子線の測定方法を提供することを目的とする。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0008】

本発明の中性子捕捉療法装置は、中性子線を被照射体に照射する中性子捕捉療法装置であって、中性子線を発生させる中性子線発生部と、中性子線発生部が発生させた中性子線を被照射体に向かって照射する中性子線照射部と、中性子線照射部から照射された中性子線を検出してリアルタイムで信号を出力する中性子線検出部、及び中性子線検出部から出力された信号を予め設定された変換条件を用いて中性子線量に変換しリアルタイムで中性子線量を出力する中性子線量出力部、を有するリアルタイム線量出力部と、変換条件を設定する変換条件設定部と、を備え、変換条件設定部は、中性子線が照射されることによって放射化された金属部材から発せられるガンマ線を検出するガンマ線検出部を備え、中性子線が照射されることによって中性子線検出部から出力される信号と、ガンマ線検出部によって検出されたガンマ線に基づいて取得される中性子線の中性子線量と、に基づいて、予め設定されている変換条件を修正することを特徴とする。

#### 【0009】

本発明の中性子捕捉療法装置によれば、中性子線照射部が照射した中性子線を検出して中性子線検出部がリアルタイムで信号を出力し、この信号を中性子線量出力部が予め設定された変換条件を用いて中性子線量に変換しリアルタイムで中性子線量を出力する。このように、中性子線検出部及び中性子線量出力部を有するリアルタイム線量出力部を備えることによって、中性子線を照射して治療を行っている際には中性子線量をリアルタイムで出力させることができる。また、変換条件設定部は、中性子線が照射されることによって放射化された金属部材から発せられるガンマ線を検出するガンマ線検出部を備え、中性子線を検出して中性子線検出部が出力する信号と、ガンマ線検出部によって検出されたガンマ線に基づいて取得される中性子線量とに基づいて上記の変換条件を修正（更新）する。よって、中性子線検出部による信号と、金属部材から得られる中性子線量とを用いて変換条件を修正することにより、信号を出力する中性子線検出部の検出効率が低下しても、修正された変換条件で信号が中性子線量に補正されるので、実際に照射された中性子線量に対する測定された中性子線量のずれを解消することができる。従って、信号を修正された変換条件で中性子線量に変換して出力することによって、中性子線の測定精度が低下する事態を回避することができる。

#### 【0010】

また、中性子線検出部は、中性子線が照射されることによって信号として光信号を発生させるシンチレータであってもよい。このように中性子線検出部としてシンチレータを用いることにより、中性子線検出部の小型化を図ることができる。

#### 【0011】

本発明に係る中性子線の測定方法は、中性子線を被照射体に照射する中性子捕捉療法装置における中性子線の測定方法であって、中性子線を発生させる中性子線発生ステップと、中性子線発生ステップで発生させた中性子線を被照射体に向かって照射する第1の中性子線照射ステップと、第1の中性子線照射ステップで照射された中性子線を検出することによって中性子線検出部がリアルタイムで信号を出力し、信号を予め設定された変換条件を用いて中性子線量に変換しリアルタイムで中性子線量を出力するリアルタイム線量出力ステップと、変換条件を設定する変換条件設定ステップと、を備え、変換条件設定ステップは、中性子線検出部と金属部材とに中性子線を照射する第2の中性子線照射ステップと、第2の中性子線照射ステップで中性子線が照射されることによって放射化された金属部材から発せられるガンマ線を検出するガンマ線検出ステップと、中性子線が照射されることによって中性子線検出部から出力される信号と、ガンマ線検出ステップで検出されたガンマ線に基づいて取得される中性子線の中性子線量と、に基づいて、予め設定されている変換条件を修正する変換条件算出ステップと、を有することを特徴とする。

#### 【0012】

本発明に係る中性子線の測定方法によれば、中性子線を検出して中性子線検出部がリアルタイムで信号を出力し、リアルタイム線量出力ステップで信号を変換条件を用いて中性子線量に変換した後に、この中性子線量をリアルタイムで出力する。このようにリアルタイムで信号を出力すると共にリアルタイムで信号を中性子線量に変換するので、中性子線を照射して治療を行っている際には中性子線量をリアルタイムで出力させることができる。また、変換条件算出ステップでは、中性子線を検出して中性子線検出部が出力する信号と、ガンマ線検出ステップで金属部材から検出されたガンマ線に基づいて取得される中性子線量とに基づいて変換条件を修正（更新）する。このように、中性子線検出部によって出力された信号と金属部材から得られる中性子線量とを用いて変換条件を修正することにより、信号を出力する中性子線検出部の検出効率が低下しても、修正された変換条件で信号が中性子線量に補正されるので、実際に照射された中性子線量に対する測定された中性子線量のずれを解消することができる。従って、信号を修正された変換条件で中性子線量に変換して出力することによって、中性子線の測定精度が低下する事態を回避することができる。

#### 【発明の効果】

#### 【0013】

本発明によれば、中性子線量のリアルタイム測定を可能にすると共に、中性子線の測定精度の低下を抑制させることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0014】

【図1】本実施形態に係る中性子捕捉療法装置の配置を示す図である。

【図2】図1の中性子捕捉療法装置における中性子線照射部近傍を示す図である。

【図3】図1の中性子捕捉療法装置における中性子線の測定を説明する図である。

【図4】シンチレーション検出器を示す図である。

【図5】図1の中性子捕捉療法装置における変換条件設定処理を説明する図である。

【図6】図1の中性子捕捉療法装置における変換条件設定処理を説明する図である。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0015】

以下、図面を参照して本発明に係る中性子捕捉療法装置及び中性子線の測定方法の実施形態について詳細に説明する。

#### 【0016】

図1及び図2に示されるように、硼素中性子捕捉療法を用いたがん治療を行う中性子捕

10

20

30

40

50

捉療法装置 1 は、硼素 ( $^{10}\text{B}$ ) が投与された患者 (被照射体) S の硼素が集積した部位に中性子線を照射してがん治療を行う装置である。中性子捕捉療法装置 1 は、治療台 3 に拘束された患者 S に中性子線 N を照射して患者 S のがん治療を行う照射室 2 を有しており、照射室 2 内には患者 S を撮影するためのカメラ 4 が配置されている。このカメラ 4 は、例えば CCD カメラである。

#### 【0017】

患者 S を治療台 3 に拘束する等の準備作業は、照射室 2 外の準備室 (不図示) で実施され、患者 S が拘束された治療台 3 が準備室から照射室 2 に移動される。また、中性子捕捉療法装置 1 は、治療用の中性子線 N を発生させる中性子線発生部 10 と、照射室 2 内で治療台 3 に拘束された患者 S に中性子線 N を照射させる中性子線照射部 20 とを備えている。

10

#### 【0018】

中性子線発生部 10 は、荷電粒子線 L を作り出すサイクロトロン 11 と、サイクロトロン 11 が作り出した荷電粒子線 L を輸送するビーム輸送路 12 と、荷電粒子線 L を走査してターゲット T に対する荷電粒子線 L の照射制御を行う荷電粒子線走査部 13 と、ターゲット T とを備えている。サイクロトロン 11 及びビーム輸送路 12 は、略長方形状を成す荷電粒子線生成室 14 の室内に配置されており、この荷電粒子線生成室 14 は、コンクリート製の遮蔽壁 W で覆われた閉鎖空間である。また、荷電粒子線走査部 13 は、荷電粒子線 L のターゲット T に対する照射位置を制御する。

20

#### 【0019】

サイクロトロン 11 は、陽子等の荷電粒子を加速して陽子線等の荷電粒子線 L を生成する加速器である。このサイクロトロン 11 は、例えば、ビーム半径が 40 mm であり、60 kW (= 30 MeV  $\times$  2 mA) の荷電粒子線 L を生成する能力を有している。なお、サイクロトロン 11 に代えて、シンクロトロン、シンクロサイクロトロン又はライナック等の他の加速器を用いてもよい。

#### 【0020】

ビーム輸送路 12 の一端は、サイクロトロン 11 に接続されている。ビーム輸送路 12 は、荷電粒子線 L を調整するビーム調整部 15 を備えている。ビーム調整部 15 は、荷電粒子線 L の軸を調整する水平型ステアリング及び水平垂直型ステアリングと、荷電粒子線 L の発散を抑制する四重極電磁石と、荷電粒子線 L を整形する四方向スリット等を有している。なお、ビーム輸送路 12 は荷電粒子線 L を輸送する機能を有していればよく、ビーム調整部 15 は無くてもよい。

30

#### 【0021】

ビーム輸送路 12 によって輸送された荷電粒子線 L は、荷電粒子線走査部 13 によって照射位置を制御されてターゲット T に照射される。なお、荷電粒子線走査部 13 を省略して、常にターゲット T の同じ箇所に荷電粒子線 L を照射するようにしてもよい。ターゲット T は、荷電粒子線 L が照射されることによって中性子線 N を発生させる。ターゲット T は、例えば、ベリリウム (Be)、リチウム (Li)、タンタル (Ta) 又はタングステン (W) で構成されており、直径 160 mm の円板状を成している。ターゲット T が発生させた中性子線 N は、中性子線照射部 20 によって照射室 2 内の患者 S に向かって照射される。

40

#### 【0022】

中性子線照射部 20 は、ターゲット T から出射された中性子線 N を減速する減速材 21 と、中性子線 N 及びガンマ線等の放射線が外部に放出されないように遮蔽する遮蔽体 22 とを備えており、この減速材 21 と遮蔽体 22 とでモデレータが構成されている。

#### 【0023】

減速材 21 は例えば異なる複数の材料から成る積層構造とされており、減速材 21 の材料は荷電粒子線 L のエネルギー等の諸条件によって適宜選択される。具体的には、例えばサイクロトロン 11 からの出力が 30 MeV の陽子線でありターゲット T としてベリリウムターゲットを用いる場合には、減速材 21 の材料は鉛、鉄、アルミニウム又はフッ化カ

50

ルシウムとすることができる。また、サイクロトロン 11 からの出力が 11 MeV の陽子線でありターゲット T としてベリリウムターゲットを用いる場合には、減速材 21 の材料は重水 (D<sub>2</sub>O) 又はフッ化鉛とすることができる。

#### 【0024】

遮蔽体 22 は、減速材 21 を囲むように設けられており、中性子線 N、及び中性子線 N の発生に伴って生じたガンマ線等の放射線が遮蔽体 22 の外部に放出されないように遮蔽する機能を有する。遮蔽体 22 は、荷電粒子線生成室 14 と照射室 2 とを隔てる壁 W1 に少なくともその一部が埋め込まれている。また、照射室 2 と遮蔽体 22 との間には、照射室 2 の側壁面の一部を成す壁体 23 が設けられている。壁体 23 には、中性子線 N の出力口となるコリメータ取付部 23a が設けられている。このコリメータ取付部 23a には、  
10 中性子線 N の照射野を規定するためのコリメータ 31 が固定されている。

#### 【0025】

以上の中性子線照射部 20 では、荷電粒子線 L がターゲット T に照射され、これに伴いターゲット T が中性子線 N を発生させる。ターゲット T によって発生した中性子線 N は、減速材 21 内を通過している際に減速され、減速材 21 から出射された中性子線 N は、コリメータ 31 を通過して治療台 3 上の患者 S に照射される。ここで、中性子線 N としては、比較的エネルギーが低い熱中性子線又は熱外中性子線を用いることができる。

#### 【0026】

治療台 3 は、中性子捕捉療法で用いられる載置台として機能し、患者 S を所定の姿勢に拘束すると共に、姿勢を拘束したまま準備室 (不図示) から照射室 2 へ移動可能となっている。治療台 3 は、治療台 3 の土台を構成する土台部 32 と、土台部 32 を床面上で移動可能とするキャスタ 33 と、患者 S を載置するための天板 34 と、天板 34 を土台部 32 に対して相対的に移動させるためのロボットアーム 35 とを備えている。  
20

#### 【0027】

土台部 32 は、直方体状の基礎部 32a と、基礎部 32a の上部に位置しロボットアーム 35 を支持する直方体状の支持部 32b とを備えている。平面視において支持部 32b は基礎部 32a の内部に収まっており、支持部 32b の上面にロボットアーム 35 が固定されている。キャスタ 33 は、基礎部 32a の下部に 4 個取り付けられている。ここで、キャスタ 33 に対してモータ等の駆動力を与えるようにしてもよく、この場合キャスタ 33 を容易に床面上で転動させることができるので水平方向への治療台 3 の移動が容易になる。  
30

#### 【0028】

ロボットアーム 35 は、天板 34 を土台部 32 に対して相対的に移動させるためのものであり、天板 34 の上に拘束された患者 S をコリメータ 31 に対して相対移動可能となっている。天板 34 は、平面視において略長形状となっており、天板 34 の長手方向の長さは、患者 S が天板 34 の上に体を横たえることが可能な長さ (例えば 2 m) となっている。天板 34 は、ロボットアーム 35 が移動及び回転することによって土台部 32 に対する位置を三次元的に調整可能となっている。また、天板 34 には、患者 S を天板 34 上で拘束するための拘束具 (不図示) が設けられている。

#### 【0029】

天板 34 上で拘束された患者 S に対しては、コリメータ 31 の開口 31a を通過した中性子線 N が照射される。コリメータ 31 は、例えば略直方体状となっており、その中央部に中性子線 N の照射範囲を規定するための開口 31a を有している。コリメータ 31 の外形形状は壁体 23 におけるコリメータ取付部 23a の内面形状に対応しており、コリメータ 31 は壁体 23 のコリメータ取付部 23a に嵌った状態で固定されている。

#### 【0030】

ところで、図 3 に示されるように、中性子捕捉療法装置 1 では、患者 S に中性子線 N の照射を行うと同時に、照射室 2 と別室のモニタリングルーム 5 におけるコンピュータ 50 のディスプレイ 51 に中性子線 N の中性子線量がリアルタイムで出力される。ここで、中性子線照射部 20 から照射される中性子線のうち、一部がシンチレーション検出器 (中性  
50

子線検出部) 41に照射され、他の一部が患者Sに照射される。図4に示されるシンチレーション検出器41のシンチレータ41aは例えば患者Sの頭部に貼り付けられる。シンチレータ41aは、シンチレータ41aに入射された中性子線を光に変換する蛍光体であり、入射された中性子線の線量に応じて内部結晶が励起状態となりシンチレーション光を発生させる。

#### 【0031】

シンチレーション検出器41は、上記のシンチレータ41aと、シンチレータ41aからの光を伝達するライトガイド41bと、ライトガイド41bによって伝達された光を光電変換して電気信号Eを出力する光検出器41cとを備えている。ライトガイド41bは、例えば、フレキシブルな光ファイバの束で構成されており、シンチレータ41aで発生した光を光検出器41cに伝達させる。ライトガイド41bは、例えば、照射室2からモニタリングルーム5にまで延びておりモニタリングルーム5内の光検出器41cに接続されている。光検出器41cは、ライトガイド41bからの光を検出すると共に電気信号をパルス信号として信号処理回路42に出力する。光検出器41cとしては、例えば光電管や光電子増倍管等を用いることができる。

10

#### 【0032】

信号処理回路42は、シンチレーション検出器41からのパルス信号を整形して中性子線測定部43に出力する機能とノイズ除去機能とを有しており、例えばモニタリングルーム5内のコンピュータ50に隣接する位置に配置されている。中性子線測定部43は、コンピュータ50内部のソフトウェアであり、信号処理回路42から受けたパルス信号のパルスを計数してシンチレータ41aに照射された中性子線Nの量をリアルタイムで測定する。

20

#### 【0033】

ここで、中性子線測定部43は、中性子線Nの量を、シンチレーション検出器41が単位時間あたりに出力した信号の数(計数率)として測定する。すなわち、中性子線測定部43は、シンチレーション検出器41の信号に関するデータ(以下、信号データとする)を測定し、測定したシンチレーション検出器41の信号データを中性子線量出力部44に出力する。以上のシンチレーション検出器41、信号処理回路42、中性子線測定部43及び中性子線量出力部44によってリアルタイム線量出力部40が構成されている。

#### 【0034】

また、シンチレーション検出器41は、中性子線Nの照射回数の増加に伴ってライトガイド41bの光ファイバ等が劣化し、中性子線Nの検出効率が低下する。このように中性子線Nの検出効率が低下すると、実際にシンチレーション検出器41に照射された中性子線Nの量に対するシンチレーション検出器41からの信号データが徐々に変化してしまうので、中性子線Nの測定精度が低下する問題を生じさせる。

30

#### 【0035】

また、中性子線Nの測定方法としては、例えば患者Sの頭部に金線を装着し、この金線の放射化量を測定することによって照射された中性子線Nの量を測定する方法もある。このように、金線の放射化量を測定して中性子線Nの量を測定する方法は、中性子場を乱しにくい方法であると共に、金線から出るガンマ線の量を測定することで中性子線量を確実に検出することができる。しかしながら、この方法は、金線の放射化に時間を要すると共に、中性子線Nの照射中には中性子線Nの量を測定できずリアルタイム測定ができないという問題がある。更に、事後的に金線の放射化量から中性子線Nの線量の総量を算出するので、線量の総量を照射時間で除算することで単位時間当たりの線量の平均値は算出できるものの、所定時間ごとの線量の変化は算出できないという問題もある。

40

#### 【0036】

そこで、上述した各問題を解消するために、中性子捕捉療法装置1では、リアルタイム線量出力部40が中性子線量をリアルタイムで出力可能となっている。また、中性子捕捉療法装置1を用いた中性子線Nの測定方法は、中性子線量をリアルタイムで出力するリアルタイム線量出力ステップを有する。すなわち、リアルタイム線量出力部40の中性子線

50

量出力部 44 は、中性子線測定部 43 からシンチレーション検出器 41 の信号データを受けると、その信号データを予め設定された補正係数 45 で中性子線 N の中性子線量に変換し、リアルタイムで中性子線 N の線量を出力する。

#### 【0037】

補正係数 45 は、シンチレーション検出器 41 の信号を患者 S に照射される中性子線 N の線量に変換するための変換条件として機能するものであり、シンチレーション検出器 41 の信号データと患者 S に照射される中性子線 N の線量との関係を示している。この補正係数 45 は、治療を行う前の校正作業（変換条件設定ステップ）で予め設定される。ここで「治療を行う前」とは、毎治療前であることを示している。なお、毎治療前ではなく所定の治療回数ごとに校正を行ってもよいし、又は所定時間経過後に校正を行ってもよい。以下では、この校正作業と、中性子線 N を用いて患者 S を治療する際における中性子線 N の測定方法について説明する。

#### 【0038】

校正作業は、例えば患者 S が照射室 2 内に存在しないときに行われる。図 5 及び図 6 に示されるように、校正作業では、補正係数設定部（変換条件設定部）60 が治療前に補正係数 45 を設定する。補正係数設定部 60 は、金（Au）の細線である金線（金属部材）61 と、ガンマ線を検出するガンマ線検出器（ガンマ線検出部）62 と、ガンマ線検出器 62 からの信号を処理する信号処理回路 63 と、中性子線 N の線量を測定する中性子線量測定部 64 と、補正係数 45 を算出する補正係数算出部（変換条件算出部）65 とを備えている。

#### 【0039】

図 5 に示されるように、シンチレーション検出器 41 は、例えば患者 S の頭部が位置する箇所に配置され、このシンチレーション検出器 41 に近接して金線 61 が配置される。ここで、シンチレーション検出器 41 と金線 61 は、コリメータ 31 の開口 31a に対する位置及び方向が同一となるように配置される。このような条件下でシンチレーション検出器 41 及び金線 61 に一定時間（例えば 10 分）中性子線 N を照射する（第 2 の中性子線照射ステップ）。シンチレーション検出器 41 に一定時間中性子線 N が照射されると、中性子線測定部 43 がリアルタイムでシンチレーション検出器 41 の信号データを測定する。

#### 【0040】

また、図 6 に示されるように、一定時間中性子線 N が照射された後に、シンチレーション検出器 41 及び金線 61 に対する中性子線 N の照射が停止される。そして、中性子線 N の照射によって放射化された金線 61 は、照射室 2 から持ち出されると共に例えばモニタリングルーム 5 内のホルダに配置される。金線 61 をホルダに配置した後は、ガンマ線検出器 62、信号処理回路 63、中性子線量測定部 64 及び補正係数算出部 65 によって補正係数 45 が算出される。この補正係数 45 の算出処理は、金線 61 が配置された後にコンピュータ 50 が操作されることによって自動的に行われる。

#### 【0041】

ガンマ線検出器 62 は、放射化された金線 61 から発生したガンマ線を検出する（ガンマ線検出ステップ）。ここでガンマ線検出器 62 としては、ゲルマニウム検出器等の半導体検出器を用いることができ、例えばガンマ線検出器 62 の半導体結晶の中にガンマ線が入ると電気信号が発生する。ガンマ線検出器 62 は、この電気信号を信号処理回路 63 に出力する。ガンマ線検出器 62 と信号処理回路 63 は、例えばモニタリングルーム 5 内のコンピュータ 50 に隣接する位置に配置されている。

#### 【0042】

信号処理回路 63 は、ガンマ線検出器 62 からの電気信号を整形して中性子線量測定部 64 に出力する機能とノイズ除去機能とを有している。中性子線量測定部 64 は、信号処理回路 63 によって整形された電気信号を受けて金線 61 に照射された中性子線 N の線量を測定する。ここで、中性子線量測定部 64 は、中性子線 N の量を、単位面積当たりの中性子線 N の量、すなわち中性子フラックス（中性子線束）として測定する。中性子線量測

定部 6 4 が測定する中性子線量の単位は例えば  $N / cm^2$  である。中性子線量測定部 6 4 が測定した中性子線  $N$  の線量は補正係数算出部 6 5 に出力される。

【0043】

補正係数算出部 6 5 には、中性子線量測定部 6 4 が測定した中性子線  $N$  の線量と、中性子線測定部 4 3 が測定したシンチレーション検出器 4 1 の信号データが入力される。そして、補正係数算出部 6 5 は、シンチレーション検出器 4 1 の信号データと中性子線  $N$  の線量とから、シンチレーション検出器 4 1 の信号と中性子線量とを対応付けるための補正係数 4 5 を算出する（変換条件算出ステップ）。このように補正係数算出部 6 5 によって補正係数 4 5 が算出された後に一連の校正作業が完了する。なお、ここで算出した補正係数 4 5 は、中性子線測定部 4 3 で測定される単位データ（単位時間における光の数）に対する中性子線量測定部 6 4 で測定される中性子線量である。

10

【0044】

以上のように校正作業が完了した後は、患者  $S$  を治療台 3 に拘束する等の準備作業が行われる。そして、患者  $S$  を拘束した治療台 3 を照射室 2 内に移動した後は、ロボットアーム 3 5 を駆動することにより、患者  $S$  の頭部がコリメータ 3 1 の開口 3 1 a に近接し中性子線  $N$  の照射位置が患者  $S$  の患部に位置するように、コリメータ 3 1 に対する患者  $S$  の位置合わせを行う。その後、中性子線  $N$  を患者  $S$  に照射して治療を開始する。

【0045】

具体的には、図 1 に示されるようにサイクロトロン 1 1 が荷電粒子線  $L$  を発生させて、この荷電粒子線  $L$  をビーム輸送路 1 2 及び荷電粒子線走査部 1 3 を介してターゲット  $T$  に照射させる。そして、図 2 に示されるようにターゲット  $T$  が中性子線  $N$  を発生させる（中性子線発生ステップ）。ターゲット  $T$  で発生した中性子線  $N$  は、減速材 2 1 で減速されてからコリメータ 3 1 の開口 3 1 a で照射範囲が規定された後に患者  $S$  に照射される（第 1 の中性子線照射ステップ）。

20

【0046】

ここで、図 3 に示されるように、コリメータ 3 1 から照射された中性子線  $N$  はシンチレーション検出器 4 1 に入射する。シンチレーション検出器 4 1 に中性子線  $N$  が入射すると、シンチレーション検出器 4 1 の信号データが信号処理回路 4 2 を介して中性子線測定部 4 3 にリアルタイムに伝達される。そして、シンチレーション検出器 4 1 の信号データは、中性子線量出力部 4 4 によって補正係数 4 5 を用いて中性子線  $N$  の線量に変換されてリアルタイムにコンピュータ 5 0 のディスプレイ 5 1 に出力される（リアルタイム線量出力ステップ）。このように、中性子線  $N$  の線量がリアルタイムにディスプレイ 5 1 に出力されるので、治療中に医者等が常時中性子線  $N$  の線量を見ることができる。

30

【0047】

以上、中性子捕捉療法装置 1 及び中性子捕捉療法装置 1 を用いた中性子線の測定方法によれば、中性子線照射部 2 0 が照射した中性子線  $N$  を検出してシンチレーション検出器 4 1 がリアルタイムで信号を出力し、この信号データを中性子線量出力部 4 4 が予め設定された補正係数 4 5 で中性子線量に変換しリアルタイムで中性子線量をコンピュータ 5 0 のディスプレイ 5 1 に出力する。このように、シンチレーション検出器 4 1 及び中性子線量出力部 4 4 を有するリアルタイム線量出力部 4 0 を備えることによって、中性子線  $N$  を照射して治療を行っている際に中性子線  $N$  の中性子線量をリアルタイムで出力させることができる。

40

【0048】

また、補正係数設定部 6 0 は、中性子線  $N$  が照射されることによって放射化された金線 6 1 から発せられるガンマ線を検出するガンマ線検出器 6 2 を備え、中性子線  $N$  を検出してシンチレーション検出器 4 1 が出力する信号データと、ガンマ線検出器 6 2 によって検出されたガンマ線に基づいて取得される中性子線量とに基づいて補正係数 4 5 を修正（更新）する。よって、中性子線  $N$  を検出したことによってシンチレーション検出器 4 1 が出力する信号データと、金線 6 1 から得られる中性子線量とを用いて補正係数 4 5 を修正することにより、信号を出力するシンチレーション検出器 4 1 の検出効率が低下しても、修

50

正された補正係数 4 5 でシンチレーション検出器 4 1 の信号データが中性子線量に補正される。すなわち、シンチレーション検出器 4 1 の検出効率が低下しても補正係数 4 5 を設定し直すことによって、正確な中性子線量を算出することができる。よって、実際に照射された中性子線量に対する測定された中性子線量のずれを解消することができる。このように、シンチレーション検出器 4 1 の信号データを修正された補正係数 4 5 で中性子線量に変換して出力することによって中性子線の測定精度が低下する事態を回避することができる。

#### 【0049】

また、中性子捕捉療法装置 1 は、中性子線検出部として、中性子線が照射されることによって光信号を発生させるシンチレータ 4 1 a を用いている。シンチレータ 4 1 a は小型化し易く且つ種々の形に加工し易いので、シンチレータ 4 1 a を用いることによって装置の小型化を図ることができる。

10

#### 【0050】

更に、中性子線測定部 4 3、中性子線量出力部 4 4、中性子線量測定部 6 4 及び補正係数算出部 6 5 はコンピュータ 5 0 内のソフトウェアであり、信号処理回路 4 2、ガンマ線検出器 6 2 及び信号処理回路 6 3 はコンピュータ 5 0 に隣接する位置に配置されている。このように、中性子線 N の測定作業や校正作業を行う各装置がモニタリングルーム 5 内で集約されている。また、中性子線 N の測定作業や校正作業は、シンチレーション検出器 4 1 や金線 6 1 のセットを行えば、モニタリングルーム 5 内の各装置によって自動的に行われるようになっている。このように、中性子捕捉療法装置 1 は、中性子線 N の測定作業や校正作業を容易に行える構成となっている。

20

#### 【0051】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は、上記実施形態に限られるものではなく、各請求項に記載した要旨を変更しない範囲で変形したものであってもよい。

#### 【0052】

上記実施形態では、患者 S が照射室 2 内に存在しないときに校正作業が行われたが、校正作業を行うタイミングは適宜変更可能である。例えば、患者 S が照射室 2 内に存在している治療中に校正作業を行ってもよい。すなわち、全体の照射時間を 30 分としたときに、最初の 10 分で金線 6 1 を用いた校正作業を行い、その後の 20 分で中性子線量のリアルタイム測定を行うことも可能である。

30

#### 【0053】

また、補正係数設定部 6 0 の金属部材として金線 6 1 を用いたが、例えば金箔等、金線 6 1 とは異なる形状の金属部材を用いてもよい。また、金属部材の材料は金に限定されず、例えばマンガン等、中性子線が照射されたときに放射化する材料であれば用いることが可能である。

#### 【0054】

また、上記実施形態では、補正係数算出部 6 5 がシンチレーション検出器 4 1 の信号データと中性子線 N の線量とから補正係数 4 5 を算出した。しかしながら、シンチレーション検出器 4 1 の信号以外から補正係数 4 5 を算出することも可能であり、例えば、2 回目以降の補正係数 4 5 の算出にあっては、前回中性子線量出力部 4 4 が出力した中性子線量と、今回中性子線量測定部 6 4 によって得られた中性子線量とから補正係数 4 5 を算出することも可能である。また、信号データを中性子線量に変換する変換条件としては補正係数 4 5 に限定されず、例えば式等を用いることも可能である。

40

#### 【0055】

また、中性子線を受けてリアルタイムで信号を発生させる中性子線検出部としてシンチレーション検出器 4 1 を用いたが、シンチレーション検出器 4 1 に代えて電離箱を用いてもよい。

#### 【0056】

モニタリングルーム 5 内には、コンピュータ 5 0、ガンマ線検出器 6 2 及び信号処理回路 4 2、6 3 が互いに隣接する位置に配置されていたが、これらの配置位置は適宜変えて

50

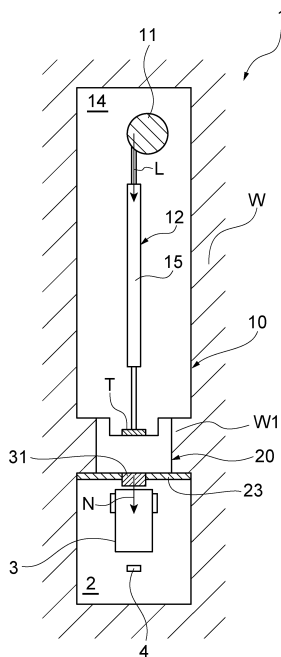
もよい。また、中性子線発生部 10 及び中性子線照射部 20 の構成や中性子捕捉療法装置 1 内における各装置の配置についても適宜変更することが可能である。

【符号の説明】

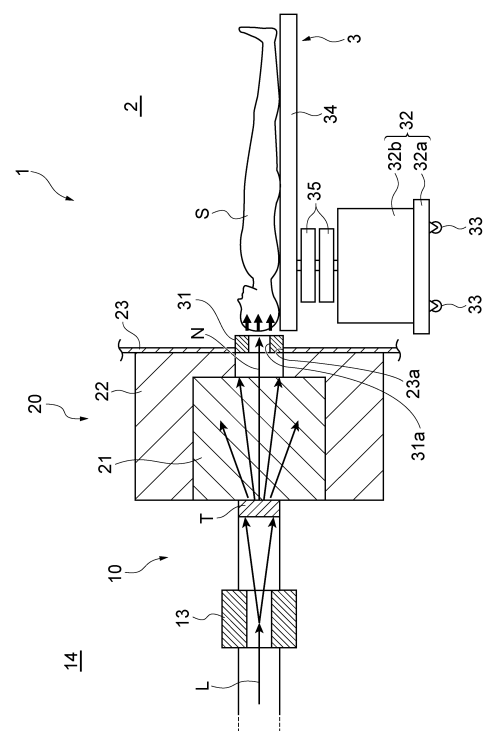
【0057】

1…中性子捕捉療法装置、10…中性子線発生部、20…中性子線照射部、40…リアルタイム線量出力部、41…シンチレーション検出器（中性子線検出部）、41a…シンチレータ、44…中性子線量出力部、45…補正係数（変換条件）、60…補正係数設定部（変換条件設定部）、61…金線（金属部材）、62…ガンマ線検出器（ガンマ線検出部）、N…中性子線、S…患者（被照射体）。

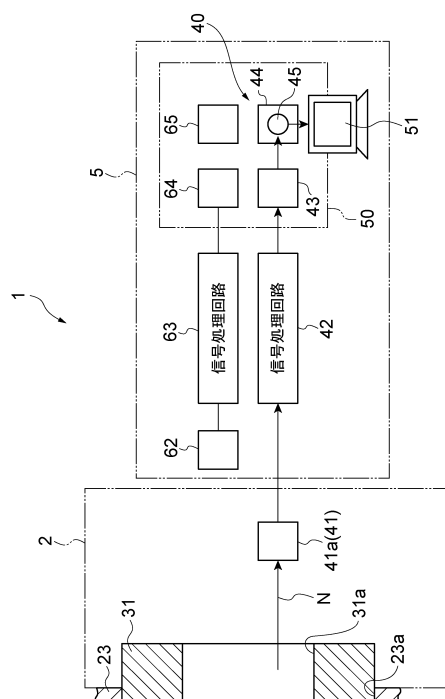
【図 1】



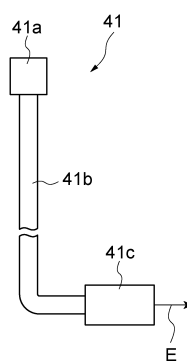
【図 2】



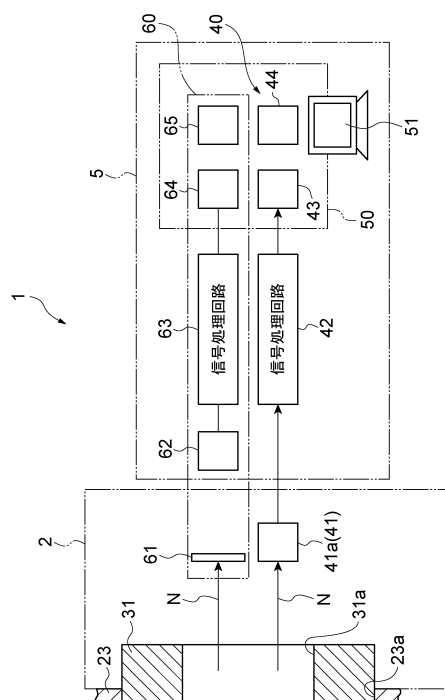
【図 3】



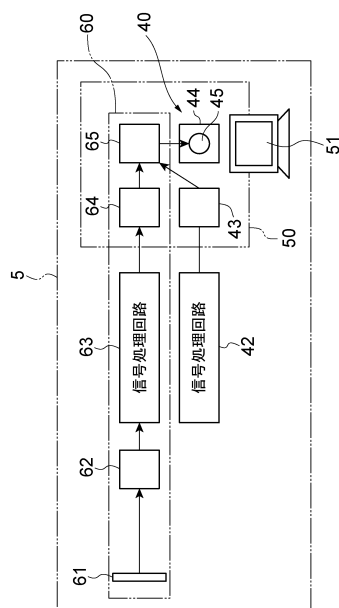
【図 4】



【図 5】



【图 6】



フロントページの続き

|                |             |                  |         |       |   |
|----------------|-------------|------------------|---------|-------|---|
| (51)Int.Cl.    |             |                  | F I     |       |   |
| <b>A 6 1 N</b> | <b>5/10</b> | <b>(2006.01)</b> | A 6 1 N | 5/10  | H |
| G 0 1 T        | 1/185       | (2006.01)        | G 0 1 T | 1/185 | E |

(56)参考文献 国際公開第2012/014671 (WO, A1)

T. Matsumoto et al., A new monitoring system for the thermal neutron fluence rate and gamma dose rate in boron neutron capture therapy, Physics in Medicine and Biology, Institute of Physics, 1988年 4月, Vol. 33, No. 4, p. 427-435

M. Ishikawa et al., Development of real-time thermal neutron monitor using boron-loaded plastic scintillator with optical fiber for boron neutron capture therapy, Applied Radiation and Isotopes, Elsevier, 2004年 6月20日, Vol. 61, Issue 5, P. 775-779

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 1 T 3/00

G 0 1 T 1/17

G 0 1 T 1/20

G 0 1 T 1/185

G 2 1 K 5/02

A 6 1 N 5/10

J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 ( J D r e a m I I I )