

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-190754
(P2014-190754A)

(43) 公開日 平成26年10月6日(2014.10.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO1T 3/06 (2006.01)	GO1T 3/06	2G188
GO1T 3/00 (2006.01)	GO1T 3/00 G	4C082
A61N 5/10 (2006.01)	GO1T 3/00 H	
GO1T 7/00 (2006.01)	A61N 5/10 H	
	GO1T 7/00 B	
審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)		

(21) 出願番号 特願2013-64654 (P2013-64654)
(22) 出願日 平成25年3月26日 (2013. 3. 26)

(71) 出願人 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 滝 和也
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
Fターム(参考) 2G188 AA01 BB09 CC10 CC13 CC18
CC21 DD07 DD16 EE12 EE25
EE29 EE35
4C082 AC07 AE01 AG09 AP03 AR12

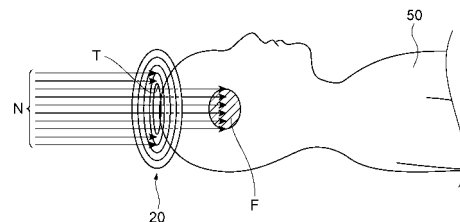
(54) 【発明の名称】 中性子線量測定装置及び中性子捕捉療法装置

(57) 【要約】

【課題】照射中に中性子線の線量を測定できると共に、検出器による中性子線の照射精度の低下を抑制できる中性子線量測定装置及び中性子捕捉療法装置を提供する。

【解決手段】本発明は、中性子線Nの線量を測定する中性子線量測定装置10であって、中性子線Nが通過する開口Tを有する第1のシンチレータ21と、第1のシンチレータ21を外側から囲むように設けられた第2のシンチレータ22と、第1のシンチレータ21の検出結果及び第2のシンチレータ22の検出結果に基づいて、開口Tを通過した中性子線Nの線量を算出する制御部Sと、を備える。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

中性子線の線量を測定する中性子線量測定装置であって、
 中性子線が通過する開口を有する第 1 の中性子検出器と、
 前記第 1 の中性子検出器を外側から囲むように設けられた第 2 の中性子検出器と、
 前記第 1 の中性子検出器の検出結果及び前記第 2 の中性子検出器の検出結果に基づいて、
 前記開口を通過した中性子線の線量を算出する算出手段と、
 を備える中性子線量測定装置。

【請求項 2】

前記第 1 の中性子検出器は、前記開口を通過する中性子線の進行方向から見て円環形状をなす、請求項 1 に記載の中性子線量測定装置。 10

【請求項 3】

前記第 1 の中性子検出器は、前記開口を通過する中性子線の進行方向から見て、多角形状の前記開口を有するフレーム形状をなす、請求項 1 に記載の中性子線量測定装置。

【請求項 4】

前記第 1 の中性子検出器は、前記開口を形成する複数の検出素子を有し、
 前記複数の検出素子のうち少なくとも一つは、前記開口を通過する中性子線の進行方向と直交する方向に移動可能である、請求項 1 ～ 3 の何れか 1 項に記載の中性子線量測定装置。

【請求項 5】

請求項 1 ～ 4 の何れか一項に記載の中性子線量測定装置を備える、中性子捕捉療法装置。 20

【請求項 6】

中性子線の照射野を整形するコリメータを更に備え、
 前記中性子線量測定装置の前記第 1 の中性子検出器及び前記第 2 の中性子検出器は、前記コリメータの下流側に配置されている、請求項 5 に記載の中性子捕捉療法装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、中性子線量測定装置及び中性子捕捉療法装置に関する。 30

【背景技術】

【0002】

がん治療等における放射線治療の 1 つとして、中性子線の照射により腫瘍の治療を行う中性子捕捉療法がある。中性子捕捉療法では、患者へ腫瘍集積性を持たせた中性子捕捉元素化合物を事前に投与する。その後、患者の腫瘍に対して中性子を照射することにより、中性子と中性子捕捉元素化合物が反応して放射線が発生し、腫瘍の治療が行われる。

【0003】

中性子捕捉療法においては、適切な線量の中性子線を腫瘍に照射する必要がある。このような中性子線の線量測定に関する技術文献として、例えば、特開 2004-233168 号公報が知られている。この公報には、患者の患部の表面等に金線を装着し、中性子線の照射後に金線の一部を引き抜いて金線の放射化量を測定することにより、照射された中性子線の線量を測定する方法が示されている。 40

【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】

50

中性子捕捉療法においては、照射中に中性子線の線量を測定することが強く求められている。しかしながら、前述した従来測定方法では、中性子線の照射後にしか、線量を測定することができなかった。また、前述した従来測定方法では、中性子線の照射野上に金線を配置するため、金線の影響により中性子線の照射精度が低下する（計画通りの線量にならない）という問題もあった。

【0006】

そこで、本発明は、照射中に中性子線の線量を測定できると共に、検出器の配置による中性子線の照射精度の低下を避けることができる中性子線量測定装置及び中性子捕捉療法装置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】

10

【0007】

上記課題を解決するため、本発明は、中性子線の線量を測定する中性子線量測定装置であって、中性子線が通過する開口を有する第1の中性子検出器と、第1の中性子検出器を外側から囲むように設けられた第2の中性子検出器と、第1の中性子検出器の検出結果及び第2の中性子検出器の検出結果に基づいて、開口を通過した中性子線の線量を算出する算出手段と、を備えることを特徴とする。

【0008】

本発明に係る中性子線量測定装置によれば、中性子線が通過する開口を有する第1の中性子検出器を外側（開口の反対側）から囲むように第2の中性子検出器が設けられているので、各検出器の開口からの距離（半径）と各検出器が検出した線量の関係から、開口を通過した中性子線の線量を算出することが可能となり、照射中に中性子線の線量の測定を行うことができる。しかも、この中性子線量測定装置によれば、患者の腫瘍等に向かう中性子線は検出器に妨げられることなく開口を通過するので、検出器の配置による中性子線の照射精度の低下を避けることができる。

20

【0009】

また、本発明に係る中性子線量測定装置において、第1の中性子検出器は、開口を通過する中性子線の進行方向から見て円環形状をなしていてもよい。

この中性子線量測定装置によれば、開口中心から所定の半径を有する円環形状に第1の中性子検出器を構成することで、第1の中性子検出器の半径（開口からの距離）と第1の中性子検出器が検出した線量の関係がシンプルとなり、開口を通過した中性子線の線量測定に関する演算を容易にすることができる。

30

【0010】

或いは、本発明に係る中性子線量測定装置において、第1の中性子検出器は、開口を通過する中性子線の進行方向から見て、多角形状の開口を有するフレーム形状をなしていてもよい。

この中性子線量測定装置によれば、第1の中性子検出器を多角形状の開口を有するフレーム形状とすることで、構成を簡素化できるため製造が容易になる。また、この中性子線量測定装置によれば、例えば、棒状の検出素子を複数組み合わせることで第1の中性子検出器を構成することができる。

【0011】

40

また、本発明に係る中性子線量測定装置において、第1の中性子検出器は、開口を形成する複数の検出素子を有し、複数の検出素子のうち少なくとも一つは、開口を通過する中性子線の進行方向と直交する方向に移動可能であってもよい。

この中性子線量測定装置によれば、開口を形成する複数の検出素子から第1の中性子検出器を構成しているので、少なくとも一つの検出素子を中性子線の進行方向と直交する方向に移動させることで、開口の大きさを調整することができる。これにより、患者の患部に合わせて異なる大きさの照射野を形成する際に、第1の中性子検出器の開口を適切に調整することで、中性子線の照射野を妨げることなく十分な精度で線量及び線量分布の算出を行うことができる。

【0012】

50

本発明に係る中性子捕捉療法装置は、上述した何れかの中性子線量測定装置を備えることを特徴とする。

この中性子捕捉療法装置によれば、第1の中性子検出器の開口を通過した中性子線の線量を算出することが可能となり、照射中に中性子線の線量の測定を行うことができる。しかも、この中性子捕捉療法装置によれば、患者などの被照射体へ向かう中性子線は開口を通過するので、検出器が照射の妨げとならず、検出器の配置による中性子線の照射精度の低下を避けることができる。

【0013】

本発明に係る中性子捕捉療法装置においては、中性子線の照射野を整形するコリメータを更に備え、中性子線量測定装置の第1の中性子検出器及び第2の中性子検出器は、コリメータの下流側に配置されていてもよい。

10

この中性子捕捉療法装置によれば、中性子線量測定装置の第1の中性子検出器及び第2の中性子検出器がコリメータの下流側に配置されているので、第1の中性子検出器及び第2の中性子検出器がコリメータの上流側に配置されている場合と比べて、測定後にコリメータによる照射野の整形で線量が低減することがない上、より患者に近い位置で中性子線の線量を測定することができるので、患者に照射される中性子線の線量を精度良く測定することができる。また、第1の中性子検出器及び第2の中性子検出器に中性子線が過剰に入射することが避けられる。

【発明の効果】

【0014】

本発明に係る中性子線量測定装置及び中性子捕捉療法装置によれば、照射中に中性子線の線量を測定できると共に、検出器の配置による中性子線の照射精度の低下を避けることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】第1の実施形態に係る中性子捕捉療法装置を示す概略断面図である。

【図2】第1の実施形態に係る中性子線量測定装置を示す図である。

【図3】開口Tを通過する中性子線Nを説明するための図である。

【図4】開口Tを通過した中性子線Nの線量の測定を説明するためのグラフである。

【図5】第2の実施形態に係る中性子線量測定装置を示す斜視図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の好適な実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

【0017】

[第1の実施形態]

図1に示されるように、第1の実施形態に係る中性子捕捉療法装置1は、ホウ素中性子捕捉療法(BNCT: Boron Neutron Capture Therapy)を用いたがん治療などを行うために用いられる装置であり、ホウ素(^{10}B)が投与された患者50の腫瘍Fへ中性子線Nを照射する。

【0018】

40

中性子捕捉療法装置1は、サイクロトロン2を備えている。サイクロトロン2は、陰イオン等の荷電粒子を加速して、荷電粒子線Rを作り出す加速器である。このサイクロトロン2は、例えば、ビーム半径40mm、60kW(=30MeV×2mA)の荷電粒子線Rを生成する能力を有している。なお、加速器は、サイクロトロンに限られず、シンクロトロンやシンクロサイクロトロン、ライナックなどであってもよい。

【0019】

サイクロトロン2から出射された荷電粒子線Rは、ビームダクト3を通り、ターゲット6へ向かって進行する。このビームダクト3に沿って複数の四極電磁石4及び走査電磁石5が設けられている。複数の四極電磁石4は、例えば電磁石を用いて荷電粒子線Rのビーム軸調整を行うものである。また、走査電磁石5は、荷電粒子線Rを走査し、ターゲット

50

6 に対する荷電粒子線 R の照射制御を行うものである。この走査電磁石 5 は、荷電粒子線 R のターゲット 6 に対する照射位置を制御する。

【0020】

中性子捕捉療法装置 1 は、荷電粒子線 R をターゲット 6 に照射することにより中性子線 N を発生させ、患者 50 に向かって出射する。中性子捕捉療法装置 1 は、ターゲット 6、遮蔽体 7、減速材 8、コリメータ 9、及び中性子線量測定装置 10 を備えている。

【0021】

また、中性子捕捉療法装置 1 は、制御部（算出手段）S を備えている。制御部 S は、CPU [Central Processing Unit]、ROM [Read Only Memory]、RAM [Random Access Memory] 等からなる電子制御ユニットであり、中性子捕捉療法装置 1 を総合的に制御する。

10

【0022】

制御部 S は、ターゲット 6 に照射される荷電粒子線 R の電流値（すなわち、電荷、照射線量率）をリアルタイムで測定する電流モニタ M を備えている。電流モニタ M としては、例えば、荷電粒子線 R に影響を与えずに測定可能な非破壊型の DCC T [Direct Current Transformer] が用いられる。

【0023】

ターゲット 6 は、荷電粒子線 R の照射を受けて中性子線 N を発生するものである。ここでのターゲット 6 は、例えば、ベリリウム (Be) やリチウム (Li)、タンタル (Ta)、タングステン (W) により形成され、直径 160 mm の円板状を成している。

20

【0024】

遮蔽体 7 は、発生させた中性子線 N、及び当該中性子線 N の発生に伴って生じたガンマ線等を外部へ放出されないよう遮蔽するものである。減速材 8 は、中性子線 N のエネルギーを減速（減衰）させるものであり、遮蔽体 7 の内部に設けられている。減速材 8 は、中性子線 N に含まれる速中性子を主に減速させる第 1 の減速材 8 A と、中性子線 N に含まれる熱外中性子を主に減速させる第 2 の減速材 8 B と、からなる積層構造を有している。

【0025】

コリメータ 9 は、中性子線 N の照射野（中性子線 N の進行方向に直交する平面における照射範囲）を整形するものであり、中性子線 N が通過する開口 9 a を有している。ターゲット 6 で発生した中性子線 N は、減速材 8 を通り抜けた後、このコリメータ 9 の開口 9 a を一部が通過することで所定の照射野に整形される。

30

【0026】

中性子線量測定装置 10 は、治療台 51 上の患者 50 に照射される中性子線 N の線量及び線量分布を測定する装置である。ここで、図 2 は中性子線量測定装置 10 を示す図である。図 2 に示す中性子線量測定装置 10 は、中性子線 N の入射により発光するシンチレータ部 20 と、シンチレータ部 20 で生じた光を伝達するライトガイド部 30 と、ライトガイド部 30 により伝達された光を検出して電気信号を出力する光検出部 40 と、を備えている。

【0027】

シンチレータ部 20 は、入射した中性子線 N を光に変換する蛍光体である。シンチレータ部 20 は、コリメータ 9 の下流側（中性子線 N の進行方向における下流側）に配置されている。シンチレータ部 20 は、入射した中性子線 N 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。

40

【0028】

シンチレータ部 20 は、円環形状に形成されており、その中央に開口 T を有している。開口 T は、コリメータ 9 の開口 9 a より大きく形成されている。コリメータ 9 の開口 9 a を通過した中性子線 N は、この開口 T を通過して患者 50 へ向かう。図 2 に開口 T を通過する中性子線 N の進行方向 N_F を示す。進行方向 N_F は、開口 T を通過する中性子線 N の主たる進行方向を示しており、実際には様々な角度に進む中性子線 N が存在する。なお、特許請求の範囲における中性子線の進行方向とは、中性子線 N の主たる進行方向を意味し

50

ている。中性子線 N の主たる進行方向とは、ターゲット 6 に照射される際の荷電粒子線 R の進行方向（正確には、走査電磁石 5 で何も走査しなかったときの荷電粒子線 R の進行方向）である。

【0029】

ライトガイド部 30 は、シンチレータ部 20 で生じた光を伝達する部材である。ライトガイド部 30 は、例えば、フレキシブルな光ファイバーの束などから構成されている。

【0030】

光検出部 40 は、ライトガイド部 30 を通じてシンチレータ部 20 で生じた光を検出し、電気信号を出力するものである。光検出部 40 には、例えば光電子増倍管や光電管など各種の光検出機器を採用することができる。光検出部 40 は、制御部 S と接続されており、光検出時に電子信号を制御部 S に出力する。

10

【0031】

図 3 は、開口 T を通過する中性子線 N を説明するための図である。図 3 に示されるように、中性子線 N は、コリメータ 9 の開口 9 a を通り抜けて照射野が整形された後も、進行と共に径方向（進行方向 N_F と直交する方向）に拡散するため、中性子線 N の一部はシンチレータ部 20 に設けられた開口 T を通り抜けずにシンチレータ部 20 へと入射する。シンチレータ部 20 に中性子線 N が入射し、シンチレータ部 20 の内部結晶が励起状態になると、中性子線 N の線量に応じた光が生じ、ライトガイド部 30 を通じて光検出部 40 に光が検出される。光検出部 40 は、検出した光に応じて電気信号を制御部 S に出力する。

【0032】

続いて、図 2 を参照してシンチレータ部 20、ライトガイド部 30、及び光検出部 40 の構成について説明する。図 2 に示されるように、シンチレータ部 20 は、4 つのシンチレータ 21 ~ 24 から構成されている。シンチレータ 21 ~ 24 は、それぞれが開口 T を通過する中性子線 N の進行方向 N_F から見て円環形状をなす部材である。シンチレータ 21 ~ 24 は、進行方向 N_F に直交する平面内で同心円状に配置されている。なお、円環形状は正円の環形状に限られず、長円や楕円等の環形状も含まれる。

20

【0033】

シンチレータ 21 ~ 24 は、第 1 のシンチレータ 21、第 2 のシンチレータ 22、第 3 のシンチレータ 23、第 4 のシンチレータ 24 の順に大きな半径を有している。なお、シンチレータ 21 ~ 24 の径方向の厚さは、同じであってもよく、異なってもよい。シンチレータ 21 ~ 24 には、 ${}^6\text{Li}$ ガラスシンチレータ、 LiCAF シンチレータ、 ${}^6\text{LiF}$ を塗布したプラスチックシンチレータ、 ${}^6\text{LiF/ZnS}$ シンチレータ等を採用できる。なお、シンチレータ 21 ~ 24 は、必ずしも同種のシンチレータである必要はない。

30

【0034】

第 1 のシンチレータ 21 は、最も半径の円環形状の小さいシンチレータである。この第 1 のシンチレータ 21 の中央に開口 T が形成されている。第 1 のシンチレータ 21 は、ライトガイド部 30 を構成する第 1 のライトガイド 31 と接続されている。この第 1 のライトガイド 31 は、光検出部 40 を構成する第 1 の光検出器 41 と接続されている。中性子線 N が第 1 のシンチレータ 21 に入射すると、第 1 のシンチレータ 21 内で生じた光が第 1 のライトガイド 31 を通じて第 1 の光検出器 41 に検出され、電気信号が制御部 S に出力される。

40

【0035】

第 2 のシンチレータ 22 は、第 1 のシンチレータ 21 を外側から囲むように設けられた円環形状のシンチレータである。第 2 のシンチレータ 22 は、第 1 のシンチレータ 21 の外周に沿って配置されており、その内周面は第 1 のシンチレータ 21 の外周面と接している。第 2 のシンチレータ 22 と第 1 のシンチレータ 21 との間は遮光されており、第 1 のシンチレータ 21 の光は第 2 のシンチレータ 22 に侵入しない。なお、第 1 のシンチレータ 21 及び第 2 のシンチレータ 22 は、互いに離間して所定の隙間を形成するように設けられていてもよい。

【0036】

50

第2のシンチレータ22は、ライトガイド部30を構成する第2のライトガイド32と接続されている。この第2のライトガイド32は、光検出部40を構成する第2の光検出器42と接続されている。中性子線Nが第2のシンチレータ22に入射すると、第2のシンチレータ22内で生じた光が第2のライトガイド32を通じて第2の光検出器42に検出され、電気信号が制御部Sに出力される。第1のシンチレータ21及び第2のシンチレータ22は、それぞれ特許請求の範囲に記載の第1の中性子検出器及び第2の中性子検出器に相当する。

【0037】

第3のシンチレータ23は、第2のシンチレータ22を外側から囲むように設けられた円環形状のシンチレータである。第3のシンチレータ23は、第2のシンチレータ22の外周に沿って配置されており、その内周面は第2のシンチレータ22の外周面と接している。第3のシンチレータ23と第2のシンチレータ22との間は遮光されており、第2のシンチレータ22の光は第3のシンチレータ23に侵入しない。なお、第2のシンチレータ22及び第3のシンチレータ23は、互いに離間して所定の隙間を形成するように設けられていてもよい。

10

【0038】

第3のシンチレータ23は、ライトガイド部30を構成する第3のライトガイド33と接続されている。この第3のライトガイド33は、光検出部40を構成する第3の光検出器43と接続されている。中性子線Nが第3のシンチレータ23に入射すると、第3のシンチレータ23内で生じた光が第3のライトガイド33を通じて第3の光検出器43に検出され、電気信号が制御部Sに出力される。

20

【0039】

同様に、第4のシンチレータ24は、第3のシンチレータ23を外側から囲むように設けられた最も半径の大きい円環形状のシンチレータである。第4のシンチレータ24は、第4のシンチレータ24の外周に沿って配置されており、その内周面は第4のシンチレータ24の外周面と接している。第4のシンチレータ24と第3のシンチレータ23との間は遮光されており、第3のシンチレータ23の光は第4のシンチレータ24に侵入しない。なお、第3のシンチレータ23及び第4のシンチレータ24は、互いに離間して所定の隙間を形成するように設けられていてもよい。

【0040】

第4のシンチレータ24は、ライトガイド部30を構成する第4のライトガイド34と接続されている。この第4のライトガイド34は、光検出部40を構成する第4の光検出器44と接続されている。中性子線Nが第4のシンチレータ24に入射すると、第4のシンチレータ24内で生じた光が第4のライトガイド34を通じて第4の光検出器44に検出され、電気信号が制御部Sに出力される。

30

【0041】

このように構成された中性子線量測定装置10では、開口Tの周囲のシンチレータ21～24に入射した中性子線Nの中性子数を検出し、各シンチレータ21～24の半径（開口Tの中心からの距離）と各シンチレータ21～24が検出した中性子数の関係に基づいて、開口Tを通過した中性子線Nの線量及び線量分布を算出（測定）する。

40

【0042】

なお、シンチレータ21～24は、互いに取り外し可能に構成されている。例えば、開口Tを大きくしたい場合には、第1のシンチレータ21を外すことで、第2のシンチレータ22の内側を新たな開口Tとすることができる。その他、シンチレータの数は四つに限られず、二つ以上であればよく、五つ以上設けてもよい。

【0043】

図4は、開口Tを通過した中性子線Nの線量の算出（測定）を説明するためのグラフである。図4に示すグラフの縦軸は中性子数を示し、横軸はシンチレータの半径を示している。図4において、P1は第1のシンチレータ21の検出結果、P2は第1のシンチレータ22の検出結果、P3は第1のシンチレータ23の検出結果、P4は第1のシンチレー

50

タ 2 4 の検出結果である。また、開口 T を通過した中性子線 N の中性子数の算出結果を Q_1 , Q_2 として示す。

【 0 0 4 4 】

図 4 に示されるように、中性子線 N は、ビーム径の中心に近いほど中性子数が多くなり、ビーム径の中心から離れるほど中性子数が少なくなる。そこで、制御部 S では、シンチレータ 2 1 ~ 2 4 の検出結果 P_1 ~ P_4 に基づき、検出された中性子数と開口 T の中心（ビーム径の中心）からの距離に関するフィット関数を導き、このフィット関数を用いて開口 T を通過した中性子線 N の中性子数の算出結果 Q_1 , Q_2 を取得する。制御部 S は、算出結果 Q_1 , Q_2 に基づいて、開口 T を通過した中性子線 N の線量及び線量分布（開口 T の中心からの距離に対する中性子線 N の線量の分布）を得る。

10

【 0 0 4 5 】

なお、開口 T を通過した中性子線 N の線量及び線量分布の算出手法は、上述したものに限られない。例えば、周知の数学的手法により、シンチレータ 2 1 ~ 2 4 の検出結果 P_1 ~ P_4 から算出結果 Q_1 , Q_2 や線量等を求めてもよい。また、シンチレータ 2 1 ~ 2 4 の検出結果 P_1 ~ P_4 と開口 T を通過した中性子線 N の線量等の対応関係を示すデータマップを制御部 S が予め記憶しており、このデータマップを利用して、開口 T を通過した中性子線 N の線量を算出してもよい。

【 0 0 4 6 】

次に、以上説明した第 1 の実施形態に係る中性子捕捉療法装置 1（中性子線量測定装置 1 0）の作用効果について説明する。

20

【 0 0 4 7 】

第 1 の実施形態に係る中性子捕捉療法装置 1 によれば、中性子線 N が通過する開口 T を有する第 1 のシンチレータ 2 1 を外側から囲むようにシンチレータ 2 2 ~ 2 4 が設けられているので、各シンチレータ 2 1 ~ 2 4 の半径と各シンチレータ 2 1 ~ 2 4 が検出した中性子数の関係から、開口 T を通過した中性子線 N の線量及び線量分布を算出（測定）することが可能となる。しかも、この中性子捕捉療法装置 1 では、中性子線 N の線量及び線量分布を測定するために、中性子線 N の照射を止める必要がなく、照射中に中性子線 N の線量の測定をリアルタイムで行うことができる。更に、この中性子捕捉療法装置 1 によれば、患者 5 0 の腫瘍 F に照射される中性子線 N はシンチレータ 2 1 ~ 2 4 に妨げられることなく開口 T を通過するので、シンチレータ 2 1 ~ 2 4 の配置による中性子線 N の照射精度の低下を抑えることができる。

30

【 0 0 4 8 】

また、この中性子線量測定装置 1 によれば、中性子線 N が通過する開口 T をシンチレータ 2 0 が有する構成とすることで、中性子線 N の照射野の外側に一点、二点の中性子検出器を配置して測定する場合と比べて、中性子線 N の線量の測定精度を大きく向上させることができる。

【 0 0 4 9 】

また、この中性子捕捉療法装置 1 によれば、シンチレータ 2 1 ~ 2 4 のそれぞれが中性子線 N の進行方向 N_F から見て開口 T の中心から所定の半径を有する円環形状をなしているため、各シンチレータ 2 1 ~ 2 4 の半径（開口 T の中心からの距離）と各シンチレータ 2 1 ~ 2 4 の検出結果 P_1 ~ P_4 の関係がシンプルとなりフィット関数等を導きやすく、開口 T を通過した中性子線 N の線量及び線量分布の測定に関する演算を容易にすることができる。

40

【 0 0 5 0 】

更に、この中性子捕捉療法装置 1 によれば、シンチレータ 2 1 ~ 2 4 がコリメータ 9 の下流側に配置されているので、シンチレータ 2 1 ~ 2 4 がコリメータ 9 の上流側に配置されている場合と比べて、測定後にコリメータ 9 による照射野の整形で中性子線 N の線量が低減することがない上、より患者 5 0 に近い位置で中性子線 N の線量を測定できる。その結果、患者 5 0 に照射される中性子線 N の線量及び線量分布を精度良く測定することができる。また、この中性子捕捉療法装置 1 では、シンチレータ 2 1 ~ 2 4 がコリメータ 9 の

50

下流側に配置されているので、シンチレータ 2 1 ~ 2 4 がコリメータ 9 の上流側に配置されている場合と比べて、中性子線 N がシンチレータ 2 1 ~ 2 4 に過剰に入射することが避けられる。

【 0 0 5 1 】

[第 2 の実施形態]

図 5 に示されるように、第 2 の実施形態に係る中性子捕捉療法装置は、第 1 の実施形態に係る中性子捕捉療法装置 1 と比べて、中性子線量測定装置におけるシンチレータ部 6 0 の構成が異なっている。

【 0 0 5 2 】

図 5 に示す第 2 の実施形態に係るシンチレータ部 6 0 は、中央に四角形状の開口 T を有する井桁形状（フレーム形状）に構成されている。シンチレータ部 6 0 は、第 1 のシンチレータ 7 0、第 2 のシンチレータ 8 0、第 3 のシンチレータ 9 0、第 4 のシンチレータ 1 0 0 を有している。これらのシンチレータ 7 0、8 0、9 0、1 0 0 は、それぞれ棒状のシンチレータ素子が井桁形状に組み立てられて構成されている。シンチレータ 7 0、8 0、9 0、1 0 0 は、内側（開口 T 側）から外側に向かって、第 1 のシンチレータ 7 0、第 2 のシンチレータ 8 0、第 3 のシンチレータ 9 0、第 4 のシンチレータ 1 0 0 の順に設けられている。

10

【 0 0 5 3 】

第 1 のシンチレータ 7 0 は、4 つの棒状のシンチレータ素子（検出素子）7 1 ~ 7 4 によって井桁形状に構成されており、中央の開口 T を形成している。具体的には、第 1 のシンチレータ素子 7 1 及び第 2 のシンチレータ素子 7 2 は、所定方向（例えば水平方向）に延在して互いに平行に配置されており、第 3 のシンチレータ素子 7 3 及び第 4 のシンチレータ素子 7 4 は、所定方向に直交する方向（例えば鉛直方向）に延在して互いに平行に配置されている。すなわち、シンチレータ素子 7 1 ~ 7 4 は、四角形状の開口 T の各辺を形成している。

20

【 0 0 5 4 】

シンチレータ素子 7 1 ~ 7 4 には、それぞれライトガイド 1 1 1 ~ 1 1 4 が接続されている。ライトガイド 1 1 1 ~ 1 1 4 は、図示しない 4 つの光検出器にそれぞれ接続されており、シンチレータ素子 7 1 ~ 7 4 で生じた光はライトガイド 1 1 1 ~ 1 1 4 を通じて光検出器に伝達される。

30

【 0 0 5 5 】

第 2 のシンチレータ 8 0 は、井桁形状の第 1 のシンチレータ 7 0 を外側から囲むように設けられている。第 2 のシンチレータ 8 0 は、4 つの棒状のシンチレータ素子（検出素子）8 1 ~ 8 4 によって井桁形状に構成されており、これらのシンチレータ素子 8 1 ~ 8 4 は第 1 のシンチレータ 7 0 を構成するシンチレータ素子 7 1 ~ 7 4 の外側（開口 T と反対側）に配置されている。

【 0 0 5 6 】

具体的には、第 2 のシンチレータ 8 0 における第 1 のシンチレータ素子 8 1 は、第 1 のシンチレータ素子 7 1 の外側に沿って配置されており、第 2 のシンチレータ素子 8 2 は、第 2 のシンチレータ素子 7 2 の外側に沿って配置されている。同様に、第 3 のシンチレータ素子 8 3 は、第 3 のシンチレータ素子 7 3 の外側に沿って配置されており、第 4 のシンチレータ素子 8 4 は、第 4 のシンチレータ素子 7 4 の外側に沿って配置されている。

40

【 0 0 5 7 】

シンチレータ素子 8 1 ~ 8 4 には、それぞれライトガイド 1 2 1 ~ 1 2 4 が接続されている。ライトガイド 1 2 1 ~ 1 2 4 は、図示しない 4 つの光検出器にそれぞれ接続されており、シンチレータ素子 8 1 ~ 8 4 で生じた光はライトガイド 1 2 1 ~ 1 2 4 を通じて光検出器に伝達される。第 1 のシンチレータ 7 0 及び第 2 のシンチレータ 8 0 は、それぞれ特許請求の範囲に記載の第 1 の中性子検出器及び第 2 の中性子検出器に相当する。

【 0 0 5 8 】

また、第 3 のシンチレータ 9 0 は、井桁形状の第 2 のシンチレータ 8 0 を外側から囲む

50

ように設けられている。第3のシンチレータ90は、4つの棒状のシンチレータ素子（検出素子）91～94によって井桁形状に構成されており、これらのシンチレータ素子91～94は第2のシンチレータ80を構成するシンチレータ素子81～84の外側（開口Tと反対側）に配置されている。

【0059】

シンチレータ素子91～94には、それぞれライトガイド131～134が接続されている。ライトガイド131～134は、図示しない4つの光検出器にそれぞれ接続されており、シンチレータ素子91～94で生じた光はライトガイド131～134を通じて光検出器に伝達される。

【0060】

同様に、第4のシンチレータ100は、井桁形状の第3のシンチレータ90を外側から囲むように設けられ、最も外側に位置するシンチレータである。第4のシンチレータ100は、4つの棒状のシンチレータ素子（検出素子）101～104によって井桁形状に構成されており、これらのシンチレータ素子101～104は第3のシンチレータ90を構成するシンチレータ素子91～94の外側（開口Tと反対側）に配置されている。

【0061】

シンチレータ素子101～104には、それぞれライトガイド141～144が接続されている。ライトガイド141～144は、図示しない4つの光検出器にそれぞれ接続されており、シンチレータ素子101～104で生じた光はライトガイド141～144を通じて光検出器に伝達される。

【0062】

また、第2の実施形態に係るシンチレータ部60は、各シンチレータ70、80、90、100を所定方向に移動させるリニアモータ（移動手段）151～154を備えている。リニアモータ151～154は、各シンチレータ70、80、90、100を中性子線Nの進行方向 N_F に直交する方向に移動させるものである。

【0063】

具体的には、第1のリニアモータ151は、第1のシンチレータ素子71、81、91、101を矢印A1の示す方向に一体的に移動させるものである。第2のリニアモータ152は、第2のシンチレータ素子72、82、92、102を矢印A2の示す方向に一体的に移動させるものである。第3のリニアモータ153は、第3のシンチレータ素子73、83、93、103を矢印A3の示す方向に一体的に移動させるものである。第4のリニアモータ154は、第4のシンチレータ素子74、84、94、104を矢印A4の示す方向に一体的に移動させるものである。なお、シンチレータ部60は、各シンチレータ素子を直線移動させるためのリニアガイドを備えていてもよい。

【0064】

以上説明した第2の実施形態に係る中性子捕捉療法装置によれば、開口Tを形成する第1のシンチレータ70を外側から囲むようにシンチレータ80、90、100が設けられているので、各シンチレータ70、80、90、100における開口Tの中心からの距離と各シンチレータ70、80、90、100が検出する中性子数の関係から、開口Tを通過した中性子線Nの線量及び線量分布を測定することが可能となる。しかも、この中性子捕捉療法装置では、中性子線Nの線量及び線量分布を測定するために、中性子線Nの照射を止める必要がなく、照射中に中性子線Nの線量の測定をリアルタイムで行うことができる。更に、この中性子捕捉療法装置によれば、患者50の腫瘍Fに照射される中性子線Nはシンチレータ70、80、90、100に妨げられることなく開口Tを通過するので、シンチレータ70、80、90、100の配置による中性子線Nの照射精度の低下を抑えることができる。

【0065】

また、この中性子捕捉療法装置によれば、シンチレータ部60を四角形状の開口Tを有する井桁形状とすることで構成を簡素化することができ、棒状のシンチレータ素子を組み合わせることで容易にシンチレータ部60を製造することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

また、この中性子捕捉療法装置によれば、開口Tを形成する複数のシンチレータ素子からシンチレータ70, 80, 90, 100を構成しているため、シンチレータ素子を中性子線Nの進行方向N_Fと直交する方向に移動させることで、開口Tの大きさを調整することができる。これにより、患者50の腫瘍Fに合わせて異なる大きさの照射野を形成する際に、開口Tを適切に調整することで、中性子線Nの照射野を妨げることなく十分な精度で線量及び線量分布の測定を行うことができる。

【 0 0 6 7 】

以上、本発明の好適な実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態に限定されるものではない。例えば、中性子検出器はシンチレータである必要はなく、電離箱であってもよい。また、第1の実施形態に係るシンチレータ部の形状は、円環形状ではなく、四角形棒状や三角形棒状を含む多角形棒状（フレーム形状）であってもよい。中心の開口の形状も円形状の他、多角形状やその他の形状とすることもできる。また、シンチレータ部を構成する複数のシンチレータは全てが円環形状や多角形棒状及び井桁形状を含むフレーム形状で統一されている必要はなく、これらが混在していてもよい。すなわち、円環形状のシンチレータの外側を四角形状のシンチレータが囲っていてもよく、その逆であってもよい。

【 0 0 6 8 】

また、シンチレータが円環形状をなす場合であっても、シンチレータが複数のシンチレータ素子（例えば弧形状のシンチレータ素子）から構成されていてもよい。この場合、開口を形成するシンチレータ素子の少なくとも一つを中性子線の進行方向に直交する方向に移動可能とすることで、開口の大きさを調整することができる。なお、必ずしもシンチレータ素子を移動させるリニアモータを備える必要はなく、手作業で調整してもよい。また、必ずしもシンチレータ素子の全てを移動可能に構成する必要はなく、開口を形成する少なくとも一つのシンチレータ素子が移動可能に構成されていればよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 9 】

1 ... 中性子捕捉療法装置 2 ... サイクロトロン 3 ... ビームダクト 4 ... 四極電磁石
 5 ... 走査電磁石 6 ... ターゲット 7 ... 遮蔽体 8 ... 減速材 9 ... コリメータ 9 a ... 開口
 10 ... 中性子線量測定装置 20 ... シンチレータ部 21 ... 第1のシンチレータ（第1の中性子検出器）
 22 ... 第2のシンチレータ（第2の中性子検出器） 23 ... 第3のシンチレータ
 24 ... 第4のシンチレータ 30 ... ライトガイド部 31 ... 第1のライトガイド
 32 ... 第2のライトガイド 33 ... 第3のライトガイド 34 ... 第4のライトガイド
 40 ... 光検出部 41 ... 第1の光検出器 42 ... 第2の光検出器 43 ... 第3の光検出器
 44 ... 第4の光検出器 50 ... 患者 51 ... 治療台 60 ... シンチレータ部 70 ... 第1のシンチレータ（第1の中性子検出器）
 71, 81, 91, 101 ... 第1のシンチレータ素子（検出素子） 72, 82, 92, 102 ... 第2のシンチレータ素子（検出素子）
 73, 83, 93, 103 ... 第3のシンチレータ素子（検出素子） 74, 84, 94, 104 ... 第4のシンチレータ素子（検出素子）
 80 ... 第2のシンチレータ（第2の中性子検出器） 90 ... 第3のシンチレータ 100 ... 第4のシンチレータ
 F ... 腫瘍 N ... 中性子線 NF ... 進行方向 R ... 荷電粒子線 S ... 制御部（算出手段） T ... 開口

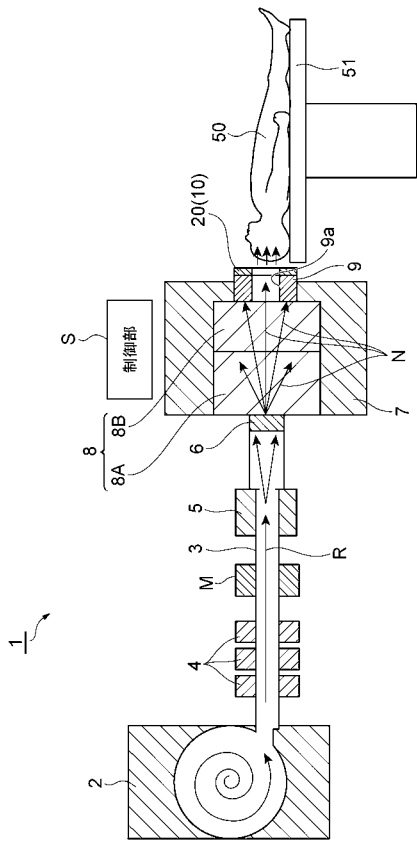
10

20

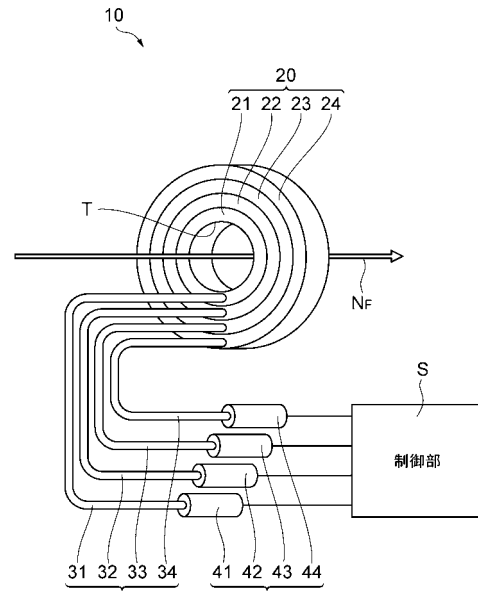
30

40

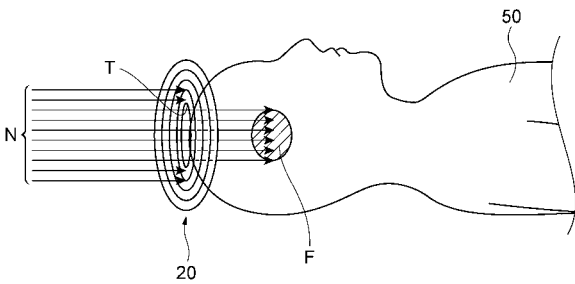
【 図 1 】



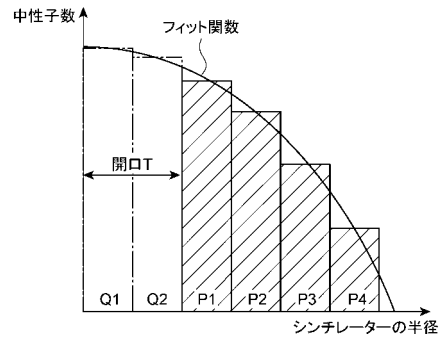
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】

