



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 201714634 A

(43)公開日：中華民國 106 (2017) 年 05 月 01 日

(21)申請案號：105134836

(22)申請日：中華民國 105 (2016) 年 10 月 27 日

(51)Int. Cl. : A61N5/10 (2006.01)

(30)優先權：2015/10/29 日本

2015-212993

(71)申請人：住友重機械工業股份有限公司(日本) SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES, LTD.
(JP)

日本

國立大學法人京都大學(日本) KYOTO UNIVERSITY (JP)

日本

(72)發明人：武川哲也 MUKAWA, TETSUYA (JP)；滝和也 TAKI, KAZUYA (JP)；田中浩基
TANAKA, HIROKI (JP)

(74)代理人：林志剛

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：4 項 圖式數：6 共 25 頁

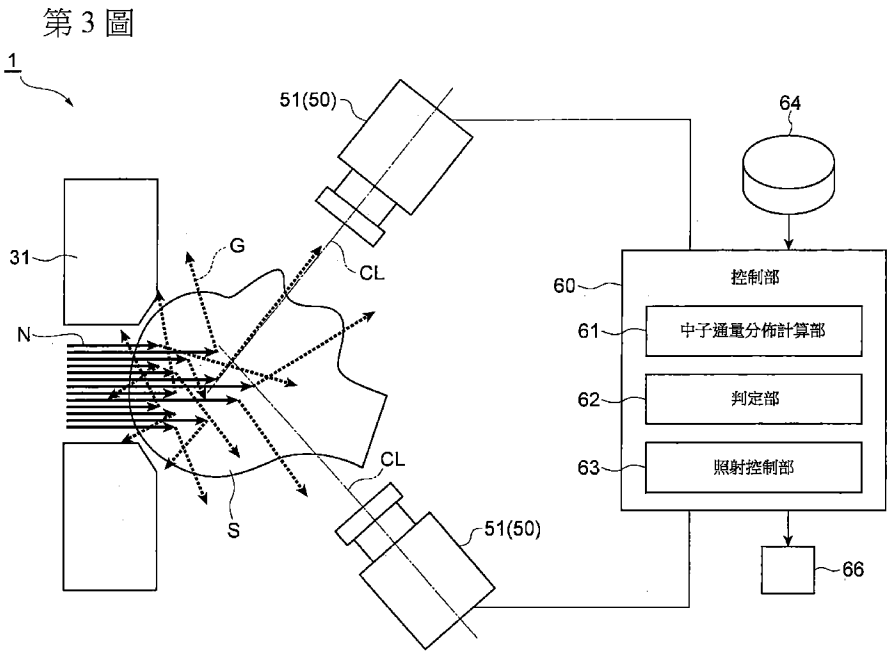
(54)名稱

中子捕獲治療系統

(57)摘要

本發明提供一種能夠掌握是否按照治療計劃對照射對象物的內部照射了中子束之中子捕獲治療系統。中子捕獲治療系統(1)中，中子通量分佈計算部(61)能夠依據分佈資料和 γ 射線分佈資料來計算患者(S)內的中子通量的分佈，前述分佈資料表示記憶於記憶部(64)之患者(S)的患部的氫原子或氮原子的分佈，前述 γ 射線分佈資料藉由 γ 射線檢測部(50)檢測。又，由於 γ 射線檢測部(50)能夠即時檢測 γ 射線(G)，故中子通量分佈計算部(61)能夠即時計算中子通量的分佈。藉此，藉由將該計算結果與治療計劃的中子通量的分佈進行比較，能夠掌握是否按照治療計劃對患者的內部照射了中子束。

指定代表圖：



- 符號簡單說明：
- 1 . . . 中子捕獲治療系統
 - 31 . . . 準直器
 - 51(50) . . . γ 射線檢測部
 - 60 . . . 控制部
 - 61 . . . 中子通量分佈計算部
 - 62 . . . 判定部
 - 63 . . . 照射控制部
 - 64 . . . 記憶部
 - 66 . . . 顯示部
 - CL . . . 軸
 - G . . . γ 射線
 - N . . . 中子束
 - S . . . 患者

201714634

發明摘要

※申請案號：105134836

※申請日：105 年 10 月 27 日

※IPC 分類：

A61N 5/10 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

中子捕獲治療系統

【中文】

● 本發明提供一種能夠掌握是否按照治療計劃對照射對象物的內部照射了中子束之中子捕獲治療系統。中子捕獲治療系統(1)中，中子通量分佈計算部(61)能夠依據分佈資料和 γ 射線分佈資料來計算患者(S)內的中子通量的分佈，前述分佈資料表示記憶於記憶部(64)之患者(S)的患部的氫原子或氮原子的分佈，前述 γ 射線分佈資料藉由 γ 射線檢測部(50)檢測。又，由於 γ 射線檢測部(50)能夠即時檢測 γ 射線(G)，故中子通量分佈計算部(61)能夠即時計算中子通量的分佈。藉此，藉由將該計算結果與治療計劃的中子通量的分佈進行比較，能夠掌握是否按照治療計劃對患者的內部照射了中子束。

【英文】

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第(3)圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

1：中子捕獲治療系統

31：準直器

51(50)： γ 射線檢測部

60：控制部

61：中子通量分佈計算部

62：判定部

63：照射控制部

64：記憶部

66：顯示部

CL：軸

G： γ 射線

N：中子束

S：患者

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：
無

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】(中文/英文)

中子捕獲治療系統

【技術領域】

本發明係有關一種中子捕獲治療系統。

【先前技術】

以往，中子捕獲治療系統中，作為用於測定中子之方法，已知有專利文獻 1 中記載者。專利文獻 1 所示之中子捕獲治療系統中，於照射對象物的表面配置金線等，並依據該金線的輻射資料在事後測定中子。又，還有利用中子監視器直接測定中子之方法。

(先前技術文獻)

(專利文獻)

專利文獻 1：日本特開 2004-233168 號公報

【發明內容】

(本發明所欲解決之課題)

在此，如上述專利文獻 1 所示，利用金線測定中子之方法中，只能在事後進行測定，並且只能在照射對象物的表面配置金線，故無法測定照射對象物內部的中子。又，

利用中子監視器測定中子之方法亦只能測定照射對象物的表面附近的中子。這樣，由於無法即時測定照射對象物內部的中子通量，因此存在無法掌握是否按照治療計劃對照射對象物的內部照射了中子束之問題。

本發明係為了解決該種課題而完成者，其目的為提供能夠掌握是否按照治療計劃對照射對象物的內部照射了中子束之中子捕獲治療系統。

（用以解決課題之手段）

本發明之中子捕獲治療系統具備：照射中子束之中子束照射部；載置有被照射中子束之照射對象物之治療台；記憶表示照射對象物的被照射部的氫原子或氦原子的分佈之分佈資料之記憶部；檢測藉由照射中子束而從照射對象物中產生之 γ 射線之 γ 射線檢測部；依據記憶於記憶部之分佈資料及由 γ 射線檢測部檢測之 γ 射線分佈資料計算照射對象物內的中子通量的分佈之中子通量分佈計算部。

在此，照射對象物中的氫原子或氦原子藉由與中子反應而從照射對象物內部產生 γ 射線。亦即，藉由掌握所檢測之 γ 射線及照射對象物中的氫原子或氦原子，而能夠掌握照射對象物內的中子通量。因此，本發明的中子捕獲治療系統中，中子通量分佈計算部能夠依據記憶於記憶部之照射對象物的被照射部的氫原子或氦原子的分佈之表示用的分佈資料和藉由 γ 射線檢測部檢測之 γ 射線分佈資料計算照射對象物內的中子通量的分佈。又， γ 射線檢測部能

夠即時檢測 γ 射線，故中子通量分佈計算部能夠即時計算中子通量的分佈。藉此，藉由比較有關該計算結果與治療計劃的中子通量的分佈，能夠掌握是否按照治療計劃對照射對象物的內部照射了中子束。

本發明之中子捕獲治療系統中， γ 射線檢測部由複數個攝像機成，複數個攝像機的軸可彼此交叉。此時， γ 射線檢測部能夠以三維方式檢測照射對象物內產生之 γ 射線。

本發明之中子捕獲治療系統中，在中子通量分佈計算部計算出的中子通量的分佈超過依據治療計劃中確定之中子通量的分佈預先確定之範圍而發生變動時，中子束照射部可中止中子束的照射。此時，當實際的中子束的照射成為與治療計劃不同者時，能夠停止治療。

本發明之中子捕獲治療系統中，可還具備顯示藉由中子通量分佈計算部計算出的中子通量的分佈之顯示部。此時，系統的使用者能夠即時以視覺上掌握照射對象物內的中子通量的分佈。

（發明之效果）

依本發明，能夠掌握是否按照治療計劃對照射對象物的內部照射了中子束。

【圖式簡單說明】

第 1 圖係表示本發明的實施形態之中子捕獲治療系統

的配置之圖。

第 2 圖係表示第 1 圖的中子捕獲治療系統中的中子束照射部附近之圖。

第 3 圖係表示本發明的實施形態之中子捕獲治療系統的主要部分之圖。

第 4 圖係表示利用本發明的實施形態之中子捕獲治療系統進行治療之方法的步驟之流程圖。

第 5 圖係表示治療計劃時獲取之中子通量的分佈之資料。

第 6 圖係表示藉由 γ 射線檢測部檢測之既定部位的 γ 射線的能量分佈的一例之曲線圖。

【實施方式】

以下，參考圖式對本發明的一實施形態進行說明。另外，於圖式的說明中對相同要件標註相同符號，並省略重複說明。

首先，利用第 1 圖及第 2 圖說明第一實施形態之中子捕獲治療系統的概要。如第 1 圖及第 2 圖所示，採用硼中子捕獲治療來進行癌症治療之中子捕獲治療系統 1 係，對進行了硼 (^{10}B) 的投藥後之患者（照射對象物）S 的硼累積之部位（被照射部）照射中子束來進行癌症治療之系統。中子捕獲治療系統 1 具有對束縛在治療台 3 之患者 S 照射中子束 N 來對患者 S 進行癌症治療之照射室 2。

將患者 S 束縛在治療台 3 等之準備作業於照射室 2 外

的準備室（未圖示）實施，束縛有患者 S 之治療台 3 從準備室被移動到照射室 2。又，中子捕獲治療系統 1 具備：產生治療用中子束 N 之中子束產生部 10；及在照射室 2 內對束縛在治療台 3 之患者 S 照射中子束 N 之中子束照射部 20。

中子束產生部 10 具備：產生帶電粒子束 L 之加速器 11；傳輸由加速器 11 所產生之帶電粒子束 L 之射束傳輸線路 12；對帶電粒子束 L 進行掃描而對靶 8 進行帶電粒子束 L 的照射控制之帶電粒子束掃描部 13；測定帶電粒子束 L 的電流之電流監視器 16；及被照射帶電粒子束 L 之靶 8。加速器 11 及射束傳輸線路 12 配置於呈大致矩形形狀之帶電粒子束生成室 14 的室內，該帶電粒子束生成室 14 係被混凝土製屏蔽壁 W 包覆之封閉空間。又，帶電粒子束掃描部 13 例如控制帶電粒子束 L 相對於靶 8 之照射位置，電流監視器 16 測定照射於靶 8 之帶電粒子束 L 的電流。再者，可省略帶電粒子束掃描部 13 及電流監視器 16。

加速器 11 係將氫離子等帶電粒子加速而生成質子束等帶電粒子束 L 者。本實施形態中，採用迴旋加速器作為加速器 11。迴旋加速器具有例如生成 60kW（=30MeV×2mA）的帶電粒子束 L 之能力。再者，代替迴旋加速器可使用同步加速器、同步迴旋加速器或直線加速器等其他加速器而作為加速器 11。

射束傳輸線路 12 的一端連接於加速器 11。射束傳輸

線路 12 具備調整帶電粒子束 L 之射束調整部 15。射束調整部 15 具有：對帶電粒子束 L 的軸進行調整之水平型轉向電磁鐵及水平垂直型轉向電磁鐵；抑制帶電粒子束 L 的發散之四極電磁鐵；進行帶電粒子束 L 的整形之四向狹縫等。再者，射束傳輸線路 12 只要具有傳輸帶電粒子束 L 之功能即可，亦可不具備射束調整部 15。

由射束傳輸線路 12 傳輸之帶電粒子束 L 藉由帶電粒子束掃描部 13 控制照射位置而照射於靶 8。再者，將帶電粒子束掃描部 13 省略，亦可使帶電粒子束 L 始終照射於靶 8 的相同部位。

靶 8 藉由照射帶電粒子束 L 而產生中子束 N。靶 8 例如由鈹 (Be)、鋰 (Li)、鉭 (Ta) 或鎢 (W) 構成且呈板狀。再者，靶 8 不限於板狀，亦可以使用其他形狀（例如，液狀）者。靶 8 所產生之中子束 N 藉由中子束照射部 20 而照射到照射室 2 內的患者 S。

中子束照射部 20 具備：將從靶 8 射出之中子束 N 減速之減速構件 21；及屏蔽中子束 N 及 γ 射線等放射線放射到外部之屏蔽體 22，藉由該減速構件 21 和屏蔽體 22 構成減速器。

減速構件 21 例如設為由複數個不同材料形成之層疊結構，減速構件 21 的材料依據帶電粒子束 L 的能量等諸條件適當選擇。具體而言，例如，當來自加速器 11 之輸出為 30MeV 之質子束且作為靶 8 使用鈹靶時，減速構件 21 的材料可以是鉛、鐵、鋁或氟化鈣。

屏蔽體 22 以包圍減速構件 21 之方式設置，具有屏蔽中子束 N 及伴隨中子束 N 的產生而產生之 γ 射線等放射線放射到屏蔽體 22 的外部之功能。屏蔽體 22 的至少一部分埋入於隔開帶電粒子束生成室 14 與照射室 2 之壁 W1。再者，屏蔽體 22 亦可不埋入於壁 W1。又，照射室 2 與屏蔽體 22 之間設置有構成照射室 2 的側壁面的一部分之壁體 23。壁體 23 上設置有成為中子束 N 的輸出口之準直器安裝部 23a。該準直器安裝部 23a 中固定有用於規定中子束 N 的照射範圍之準直器 31。

以上的中子束照射部 20 中，帶電粒子束 L 照射於靶 8，隨此靶 8 產生中子束 N。藉由靶 8 而產生之中子束 N 在減速構件 21 內通過時減速，從減速構件 21 射出之中子束 N 通過準直器 31 而照射於治療台 3 上的患者 S。在此，作為中子束 N，可使用能量比較低的熱中子束或超熱中子束。

治療台 3 作為中子捕獲治療中所使用之載置台而發揮作用，能夠在載置患者 S 之狀態下從準備室（未圖示）移動到照射室 2。治療台 3 具備：構成治療台 3 的基座之基座部 32；能夠使基座部 32 在地面上移動之腳輪 33；用於載置患者 S 之頂板 34；及用於使頂板 34 對於基座部 32 相對移動之驅動部 35。再者，不使用腳輪 33 亦可將基座部 32 固定在地板上。

接著，參考第 3 圖，對本實施形態之中子捕獲治療系統 1 的主要部分進行說明。如第 3 圖所示，中子捕獲治療

系統 1 具備記憶部 64、 γ 射線檢測部 50、控制部 60 及顯示部 66。

記憶部 64 記憶表示患者 S 的患部的氫原子或氦原子的分佈之分佈資料。記憶部 64 可具備氫原子的分佈資料及氦原子的分佈資料這兩者。該分佈資料在藉由本實施形態之中子捕獲治療系統 1 進行中子束的照射之前階段的治療計劃時被記憶。分佈資料能夠依據患者 S 的 CT (Computed Tomography) 影像，並利用該患者 S 的內部的各區域的氫原子密度或氦原子密度來獲得。或者，當依據 MRI (Magnetic Resonance Imaging) 影像時，能夠直接獲得氫原子的分佈。記憶部 64 將記憶後之分佈資料在必要的時刻輸出到控制部 60。再者，記憶部 64 可記憶各種資料。

γ 射線檢測部 50 檢測藉由照射中子束 N 而從患者 S 產生之 γ 射線 G。人體中分佈較多的氫、氦由於中子的反應截面積較高，因此藉由反應而放射高能量的 γ 射線。從而， γ 射線檢測部 50 能夠檢測藉由中子束 N 的照射而從患者 S 的內部產生之 γ 射線 G。氫原子藉由與中子反應來放射 2.2MeV 的 γ 射線 G。氦原子藉由與中子反應來放射 10.8MeV 的 γ 射線 G。例如，將由 γ 射線檢測部 50 檢測之既定部位的 γ 射線 G 的能量分佈的一例示於第 6 圖。如第 6 圖所示，氫原子含量較多的部位中，2.2MeV 下的峰值變大。

γ 射線檢測部 50 由複數個攝像機 51 構成。又，複數

個攝像機 51 的軸 CL 彼此交叉。再者，此處的“軸”是指通過攝像機 51 能夠進行檢測之範圍的中心之虛擬的軸。本實施形態中，交叉角度設定為 90° ，但亦可設定為其他角度（例如， 60° 或 150° 等）。又，以各軸 CL 所交叉之部分（或彼此最靠近之部分）配置在載置於治療台 3 之患者 S 的患部的內部之方式設定各攝像機 51 的方向。再者，在複數個攝像機 51 的軸 CL 彼此交叉的狀態中，還包括軸 CL 彼此處於扭轉的位置的關係之狀態。各攝像機 51 配置於治療台 3 的周邊部，即與準直器 31 的出口部分開既定距離，並且與載置於該治療台 3 之患者 S 的患部分開之位置。各攝像機 51 的軸 CL 朝向設置於治療台 3 上之患者 S 的患部（此處為頭部）。各攝像機 51 可固定於確定後之位置，但亦可藉由與移動機構連接而在患者 S 的周圍移動。又，攝像機 51 可安裝於治療台 3，亦可安裝於壁體 23，還可安裝於另行設置之攝像機 51 的專用台。本實施形態中，攝像機 51 設置有兩台，但亦可以是三台以上，亦可以是一台。各攝像機 51 將檢測結果輸出到控制部 60。

控制部 60 具有控制中子捕獲治療系統 1 整體的動作之功能，例如由 CPU、ROM 及 RAM 等構成。控制部 60 具備中子通量分佈計算部 61、判定部 62、照射控制部 63。再者，控制部 60 能夠進行藉由中子束進行治療之前階段即治療計劃時的控制及藉由中子束進行治療時的控制。進行治療計劃時，控制部 60 進行依據 CT 或 MRI 影

像來設定 ROI (Region of Interest) 之處理，並且能夠確定各 ROI 的組成。控制部 60 能夠獲得各 ROI 的氫原子或氮原子的分佈資料。控制部 60 藉由實施採用例如蒙特卡洛模擬等之治療模擬，能夠獲得中子通量相對於患者 S 的患部的分佈。控制部 60 可從複數個照射方向實施該模擬。控制部 60 依據此等複數個模擬結果，確定對治療最佳的照射方向。再者，此等治療計劃時的處理可由控制部 60 以外的處理部進行。又，治療模擬不限定於蒙特卡洛模擬，亦可進行該方法以外的模擬。

中子通量分佈計算部 61 依據記憶於記憶部 64 之氫原子或氮原子的分佈資料及由 γ 射線檢測部 50 檢測之 γ 射線分佈資料計算患者 S 內的中子通量的分佈。具體而言，中子通量分佈計算部 61 利用以下所示之式 (1)、(2)、(3) 計算中子通量的分佈。以下式中，“r”表示 γ 射線檢測部 50 的檢測效率，“ ϕ ”表示熱中子通量，“ σ ”表示核反應截面積，“N”表示原子個數密度。再者，檢測效率及核反應截面積為預先設定之值。核反應截面積表示每一個中子的 γ 射線的產生量。再者，式 (1)、(2)、(3) 係依據氫原子計算中子通量的分佈之情況的式的例，依據氮原子來計算時亦能夠使用同內容的式。

【數式 1】

$$P_{(x,y,z)} = r \times \phi_{n(x,y,z)} \times \sigma_{(1H(n,\gamma))} \times N_{1H(x,y,z)} \quad \dots(1)$$

$$N_{1H(x,y,z)} \quad \dots(2)$$

$$\phi_{n(x,y,z)} = \frac{P_{(x,y,z)}}{r \times \sigma_{(1H(n,\gamma))} \times N_{1H(x,y,z)}} \quad \dots(3)$$

式（1）的左邊的 $P(x, y, z)$ 表示患者 S 的患部的 xyz 坐標中的各部位的 γ 射線的分佈，能夠由 γ 射線檢測部 50 的檢測結果獲得。再者， $P(x, y, z)$ 係進行中子束的照射時即時變動之值。式（2）表示患者 S 的患部的 xyz 坐標中的各部位的氫原子的分佈，能夠由從記憶部 64 獲取之分佈資料獲得。由式（1）及式（2）的聯立方程式，獲得用於計算表示患者 S 的患部的 xyz 坐標中的各部位的中子的分佈之 $\phi(x, y, z)$ 之式（3）。能夠藉由將各值代入該式（3）的右邊來即時計算出 $\phi(x, y, z)$ 。

判定部 62 判定由中子通量分佈計算部 61 計算出的中子通量的分佈是否超出依據治療計劃中確定之中子通量的分佈預先確定之範圍而變動。照射控制部 63 對中子束照射部 20 之中子束照射進行控制。又，照射控制部 63 依據判定部 62 的判定進行控制而中止中子束照射部 20 之照射中子束。

具體而言，當判定部 62 判定中子通量分佈計算部 61 計算出的中子通量的分佈超過依據治療計劃中確定之中子

通量的分佈預先確定之範圍而變動時，照射控制部 63 中止中子束的照射。例如，藉由患者 S 的位置偏離或中子束的形狀變化，當中子通量分佈計算部 61 計算出的中子通量的分佈成為與治療計劃時設定之中子通量的分佈在一定程度以上不同者時，可中止中子束的照射。當中止中子束的照射時，加速器 11 停止帶電粒子束 L 的出射。再者，“預先確定之範圍”係表示藉由中子通量分佈計算部 61 計算出的中子通量的分佈與治療計劃時設定之中子通量的分佈之間的偏差的容許範圍者，對於設定在何種程度的範圍內並無特別限定。

顯示部 66 顯示藉由中子通量分佈計算部 61 計算出的中子通量的分佈。顯示部 66 接收從控制部 60 的中子通量分佈計算部 61 輸出的計算結果並即時進行顯示。顯示部 66 由監視器等構成。

接著，參考第 4 圖所示之流程圖，對利用本實施形態之中子捕獲治療系統 1 進行了治療之方法進行說明。再者，本流程圖的 S10～S40 相當於實際對患者 S 照射中子束之前階段的治療計劃的製程，S50～S90 相當於實際對患者 S 照射中子束來進行治療之製程。再者，S10～S40 的處理作為由控制部 60 執行之處理來進行說明，亦可由控制部 60 以外的處理裝置執行。

首先，控制部 60 依據患者 S 的患部的 CT 影像設定 ROI（步驟 S10）。其次，控制部 60 確定在 S10 中設定之各 ROI 的組成（步驟 S20）。此時，控制部 60 獲得表示

各 ROI 中的氫原子或氮原子的分佈之分佈資料。控制部 60 將獲取後之資料儲存於記憶部 64。

控制部 60 進行對患者 S 的患部照射中子束的治療模擬（步驟 S30）。具體而言，控制部 60 可進行蒙特卡洛模擬來作為治療模擬的一例。藉此，可獲得表示例如如第 5 圖所示那樣的中子通量的分佈之資料。又，控制部 60 對複數個照射方向執行該模擬。因此，可獲得複數個表示中子通量的分佈之資料（以下，為了進行說明將該資料稱作“治療計劃資料”）。控制部 60 依據 S30 中所獲得之表示中子通量的分佈之複數個治療計劃資料，確定對治療最佳的照射方向（步驟 S40）。S40 中，控制部 60 在表示中子通量的分佈之複數個治療計劃資料中選擇能夠最適當地治療患者 S 的患部之治療計劃資料，並採用該選擇後的治療計劃資料中的照射方向。

接著，控制部 60 的照射控制部 63 從 S40 中確定之照射方向照射中子束 N，開始對患者 S 的患部的治療（步驟 S50）。治療時， γ 射線檢測部 50 即時檢測藉由中子束 N 的照射而從患者 S 的內部產生之 γ 射線 G，控制部 60 獲得該檢測結果（步驟 S60）。又，控制部 60 的中子通量分佈計算部 61 依據記憶於記憶部 64 之氫原子或氮原子的分佈資料及 S60 中獲取之 γ 射線分佈資料計算患者 S 內的中子通量的分佈（步驟 S70）。此時，控制部 60 的中子通量分佈計算部 61 藉由顯示部 66 顯示計算出的中子通量的分佈。

控制部 60 的判定部 62 判定 S70 中所計算出的中子通量的分佈是否超出依據 S30 中所獲得之表示中子通量的分佈之治療計劃資料預先確定之範圍而變動（步驟 S80）。又，S80 中，判定部 62 還判定治療是否結束。S80 中，判定部 62 判定 S70 中計算出的中子通量的分佈未超出依據治療計劃資料預先確定之範圍而變動且治療亦沒有結束時，從 S60 開始再次重複進行處理。

另一方面，S80 中，判定部 62 判定為 S70 中計算出的中子通量的分佈超出依據治療計劃資料預先確定之範圍而變動時，及/或判定為治療結束時，照射控制部 63 停止中子束 N 的照射（步驟 S90）。停止後，第 4 圖的流程圖所示之處理結束。

接著，對本實施形態之中子捕獲治療系統 1 的作用和效果進行說明。

在此，患者 S 中的氫原子或氦原子藉由與中子反應而從患者 S 的內部產生 γ 射線。亦即，藉由掌握檢測之 γ 射線和患者 S 中的氫原子或氦原子，能夠掌握患者 S 中的中子通量。因此，本實施形態之中子捕獲治療系統 1 中，中子通量分佈計算部 61 能夠依據記憶於記憶部 64 之表示患者 S 的患部的氫原子或氦原子的分佈之分佈資料及藉由 γ 射線檢測部 50 檢測之 γ 射線分佈資料計算患者 S 內的中子通量的分佈。又， γ 射線檢測部 50 能夠即時檢測 γ 射線 G，故中子通量分佈計算部 61 能夠即時計算中子通量的分佈。藉此，藉由比較有關該計算結果與治療計劃之中

子通量的分佈，能夠掌握是否按照治療計劃對患者的內部照射了中子束。

本實施形態之中子捕獲治療系統 1 中， γ 射線檢測部 50 由複數個攝像機 51 構成，複數個攝像機 51 的軸 CL 彼此交叉。此時， γ 射線檢測部 50 無需使攝像機 51 以患者 S 為中心旋轉，就能夠以三維方式檢測患者 S 內產生之 γ 射線 G。再者，當使攝像機 51 以患者 S 為中心旋轉（或迴旋）時，需要用於進行該動作之機構。患者與減速器及治療台 3 之間無足夠的空間，從而有可能不易設置該機構。又，因在患者的附近使攝像機 51 旋轉而引起之中子的紊亂，患者周邊的中子束分佈有可能不會如治療計劃那樣。亦即，患者體內的中子通量分佈亦有可能不會如治療計劃那樣。因此， γ 射線檢測部 50 由複數個攝像機 51 構成，不使攝像機 51 旋轉因而不會產生上述問題，能夠以三維方式檢測 γ 射線 G。但是，亦可設置使攝像機 51 以患者 S 為中心旋轉（或迴旋）之機構。

本實施形態之中子捕獲治療系統 1 中，當藉由中子通量分佈計算部 61 計算出的中子通量的分佈超過依據治療計劃中確定之中子通量的分佈預先確定之範圍而變動時，中子束照射部 20 可中止中子束 N 的照射。此時，實際的中子束 N 的照射與治療計劃不同時，能夠停止治療。

本實施形態之中子捕獲治療系統 1 中，還可具備顯示中子通量分佈計算部 61 計算出的中子通量的分佈之顯示部 66。此時，系統的使用者能夠即時以視覺上掌握患者 S

內的中子通量的分佈。

本發明並不限定於上述實施形態。

例如，第 3 圖所示之系統構成和第 4 圖所示之治療方法的步驟僅為一例，在本發明的宗旨的範圍內可採用所有構成及步驟。

例如，上述實施形態中，如控制部 60 那樣的設備進行了計算出的中子束分佈是否按照治療計劃（是否為既定的範圍內）的判斷。取而代之，亦可由醫生等進行該判斷。

又，上述實施形態中，作為用於生成中子束之機構，採用了使用加速器 11 及靶 8 之機構。取而代之，亦可採用利用原子爐直接生成中子束之構成。

【符號說明】

1：中子捕獲治療系統

20：中子束照射部

50： γ 射線檢測部

51：攝像機

61：中子通量分佈計算部

64：記憶部

66：顯示部

申請專利範圍

1. 一種中子捕獲治療系統，係具備：

中子束照射部，照射中子束；

治療台，載置有被照射前述中子束之照射對象物；

記憶部，記憶表示前述照射對象物的被照射部的氫原子或氦原子的分佈之分佈資料；

γ 射線檢測部，檢測藉由照射前述中子束而從前述照射對象物產生之 γ 射線；及

中子通量分佈計算部，依據記憶於前述記憶部之前述分佈資料及由前述 γ 射線檢測部檢測之 γ 射線分佈資料計算前述照射對象物內的中子通量的分佈。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之中子捕獲治療系統，其中，

前述 γ 射線檢測部由複數個攝像機構成，

前述複數個攝像機的軸彼此交叉。

3. 如申請專利範圍第 1 或 2 項所述之中子捕獲治療系統，其中，

在前述中子通量分佈計算部計算出的中子通量的分佈超出依據於治療計劃中確定之中子通量的分佈預先確定之範圍而變動之情況下，前述中子束照射部中止前述中子束的照射。

4. 如申請專利範圍第 1 至 3 項中任一項所述之中子捕獲治療系統，其還具備顯示由前述中子通量分佈計算部計算出的中子通量的分佈之顯示部。

圖式

第 1 圖

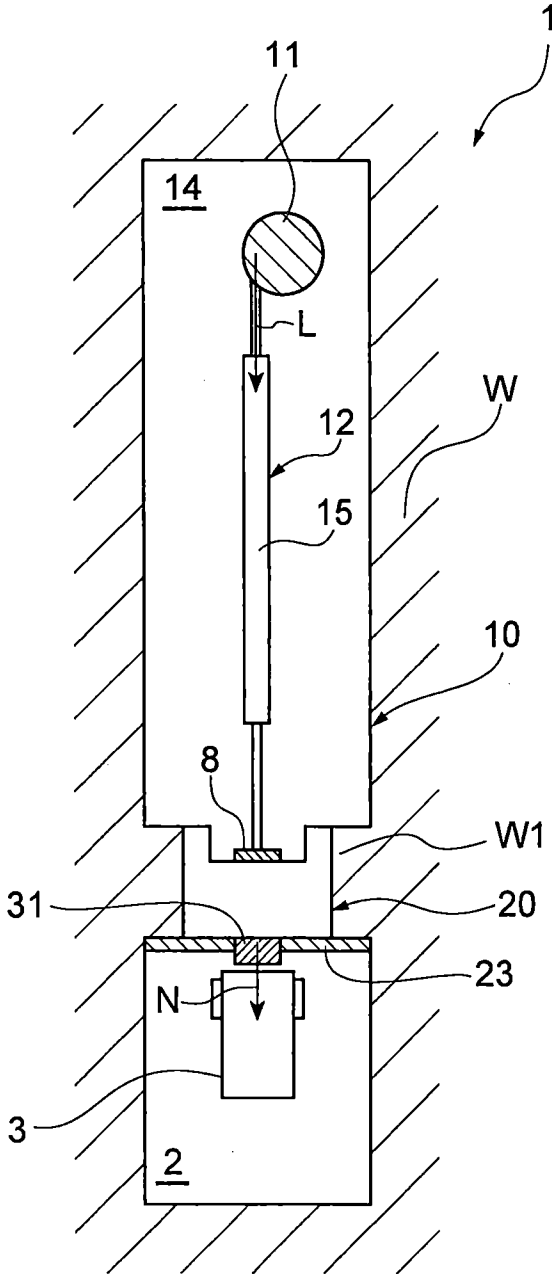
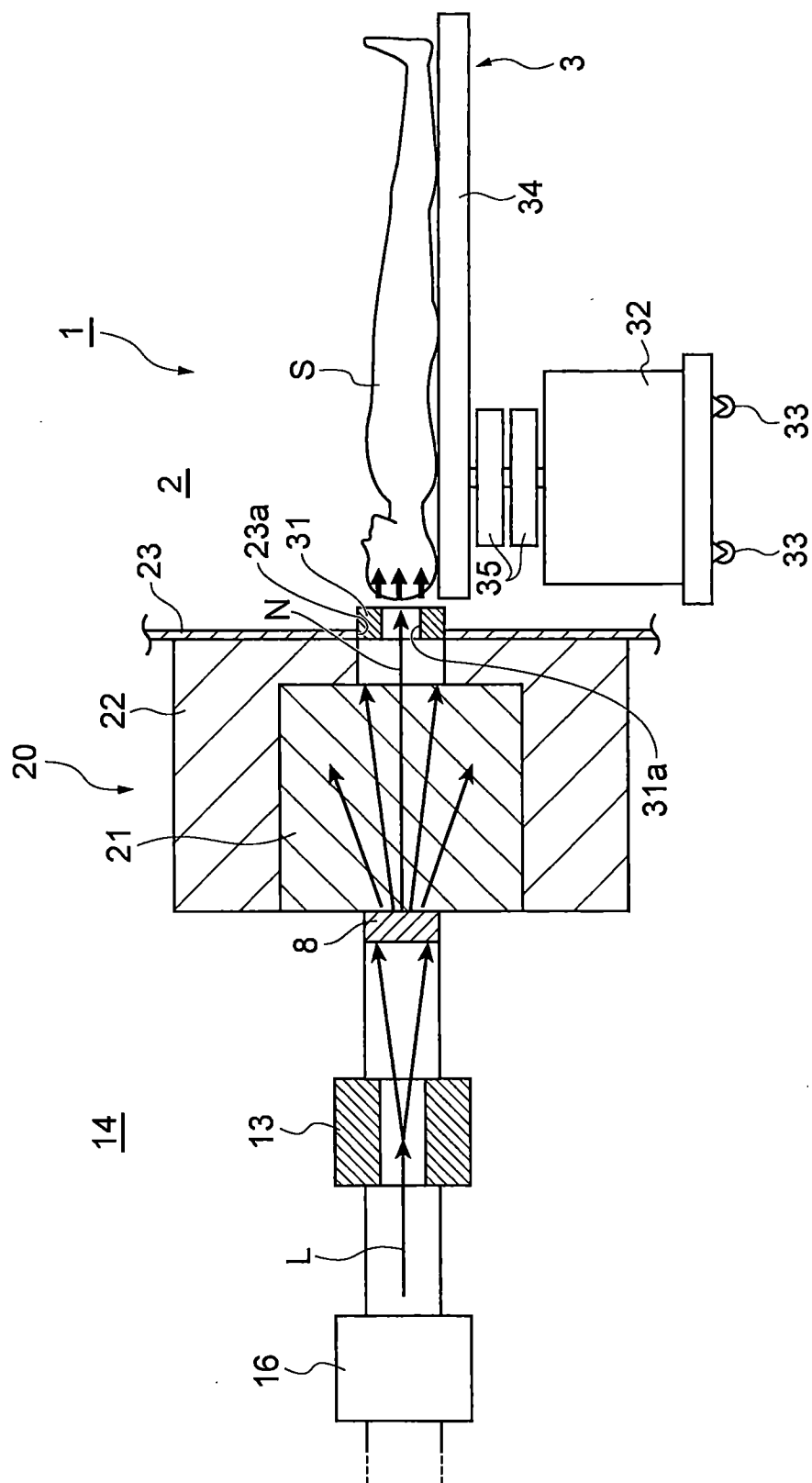
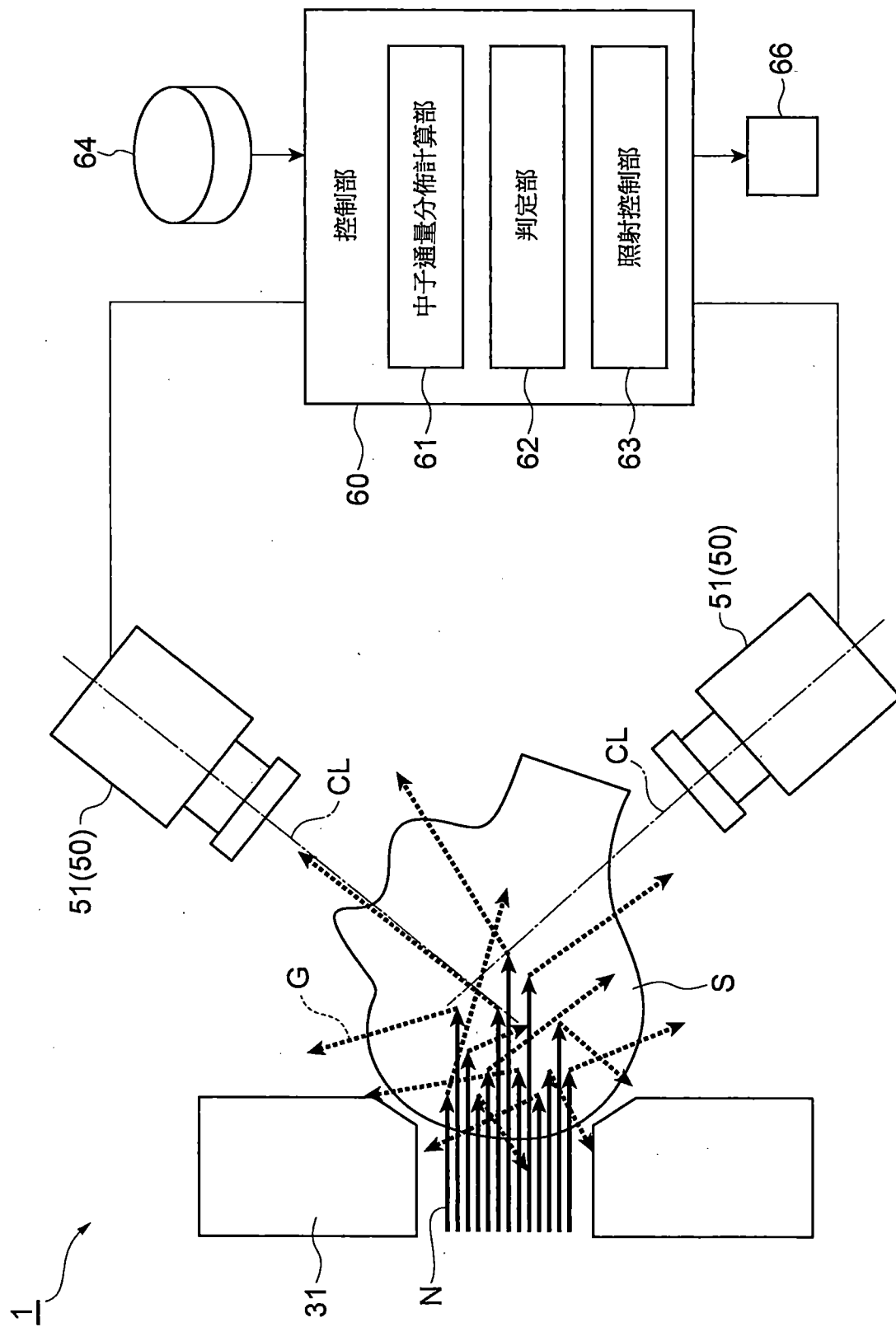
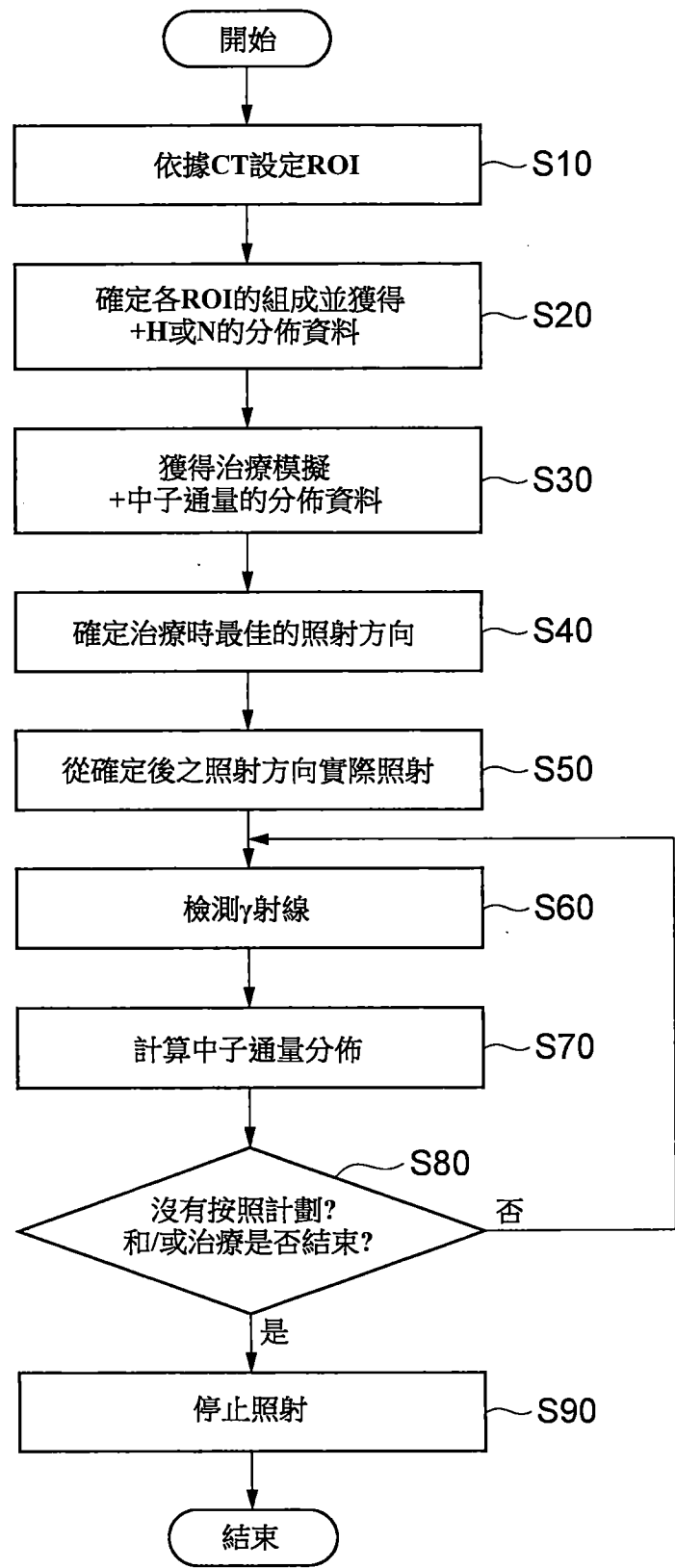


圖
2
錄



第 4 圖



第6圖

