



(21)申請案號：106128748

(22)申請日：中華民國 106 (2017) 年 08 月 24 日

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

(30)優先權：2016/10/31 中國大陸 201610930008.7

2016/10/31 中國大陸 201621154870.5

(71)申請人：南京中硼聯康醫療科技有限公司(中國大陸) NEUBORON MEDTECH LTD. (CN)  
中國大陸

(72)發明人：劉淵豪 LIU, YUAN HAO (TW)

(74)代理人：許世正

(56)參考文獻：

CN 102473470A

CN 205073541U

審查人員：賴冠宇

申請專利範圍項數：9 項 圖式數：6 共 23 頁

(54)名稱

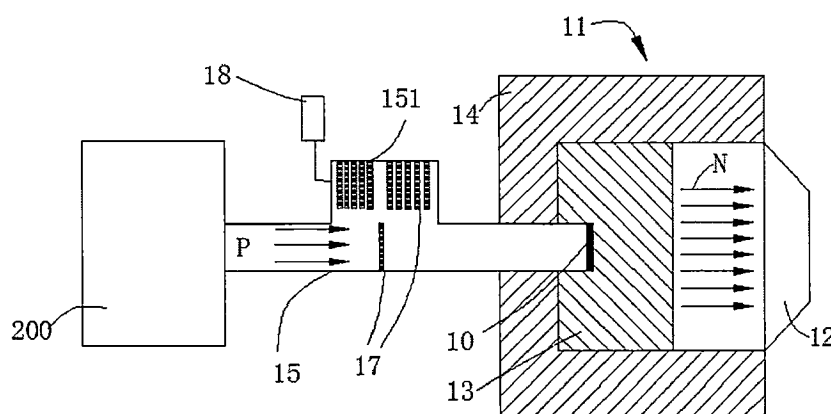
中子捕獲治療系統

(57)摘要

為了在中子捕獲治療過程中獲得多種能量範圍的中子射束以滿足在實際治療過程中需要的中子射束能譜，提供一種中子捕獲治療系統，包括用於產生帶電粒子束的加速器、經帶電粒子束照射後產生中子射束的中子產生部、射束整形體以及準直器，所述射束整形體包括緩速體及包覆於緩速體外周的反射體，所述中子產生部經帶電粒子束照射後產生中子，所述緩速體將自中子產生部產生的中子減速至預設能譜，所述反射體將偏離的中子導回以提高預設能譜內的中子強度，所述準直器將中子產生部產生的中子進行集中照射，在中子捕獲治療過程中，所述中子捕獲治療系統通過改變帶電粒子束的能量使照射至中子產生部而產生的中子射束的能量發生改變。

指定代表圖：

第 5 圖



符號簡單說明：

200 . . . 加速器

P . . . 帶電粒子束

N . . . 中子射束

10 . . . 中子產生部

11 . . . 射束整形體

12 . . . 準直器

13 . . . 緩速體

14 . . . 反射體

15 . . . 真空管

151 . . . 容置部

17 . . . 射束能譜調  
節件

18 . . . 驅動機構

# 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】

【0001】 本創作係有關於一種放射性射線輻照治療系統，尤其涉及一種中子捕獲治療系統。

## 【先前技術】

【0002】 隨著原子科學的發展，例如鈷六十、直線加速器、電子射束等放射線治療已成為癌症治療的主要手段之一。然而傳統光子或電子治療受到放射線本身物理條件的限制，在殺死腫瘤細胞的同時，也會對射束途徑上大量的正常組織造成傷害；另外由於腫瘤細胞對放射線敏感程度的不同，傳統放射治療對於較具抗輻射性的惡性腫瘤（如：多行性膠質母細胞瘤（glioblastoma multiforme）、黑色素細胞瘤（melanoma））的治療成效往往不佳。

【0003】 為了減少腫瘤周邊正常組織的輻射傷害，化學治療（chemotherapy）中的標靶治療概念便被應用於放射線治療中；而針對高抗輻射性的腫瘤細胞，目前也積極發展具有高相對生物效應（relative biological effectiveness, RBE）的輻射源，如質子治療、重粒子治療、中子捕獲治療等。其中，中子捕獲治療便是結合上述兩種概念，如硼中子捕獲治療，藉由含硼藥物在腫瘤細胞的特異性集聚，配合精準的中子射束調控，提供比傳統放射線更好的癌症治療選擇。

【0004】 硼中子捕獲治療（Boron Neutron Capture Therapy, BNCT）是

利用含硼 ( $^{10}\text{B}$ ) 藥物對熱中子具有高捕獲截面的特性，借由  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$  中子捕獲及核分裂反應產生  $^4\text{He}$  和  $^7\text{Li}$  兩個重荷電粒子。參照圖1，其示出了硼中子捕獲反應的示意圖，兩荷電粒子的平均能量約為  $2.33\text{MeV}$ ，具有高線性轉移 (Linear Energy Transfer, LET)、短射程特徵， $\alpha$  粒子的線性能量轉移與射程分別為  $150\text{ keV}/\mu\text{m}$ 、 $8\mu\text{m}$ ，而  $^7\text{Li}$  重荷粒子則為  $175\text{ keV}/\mu\text{m}$ 、 $5\mu\text{m}$ ，兩粒子的總射程約相當於一個細胞大小，因此對於生物體造成的輻射傷害能局限在細胞層級，當含硼藥物選擇性地聚集在腫瘤細胞中，搭配適當的中子射源，便能在不對正常組織造成太大傷害的前提下，達到局部殺死腫瘤細胞的目的。

**【0005】** 因硼中子捕獲治療的成效取決於腫瘤細胞位置含硼藥物濃度和熱中子數量，故又被稱為二元放射線癌症治療 (binary cancer therapy)；由此可知，除了含硼藥物的開發，中子射源品質在硼中子捕獲治療的研究中佔有重要角色。

### **【發明內容】**

**【0006】** 為了在中子捕獲治療過程中獲得多種能量範圍的中子射束以滿足在實際治療過程中需要的中子射束能譜，本發明的一個方面提供一種中子捕獲治療系統，包括用於產生帶電粒子束的加速器、經帶電粒子束照射後產生中子射束的中子產生部、射束整形體以及準直器，所述射束整形體包括緩速體及包覆於緩速體外周的反射體，所述中子產生部經帶電粒子束照射後產生中子，所述緩速體將自中子產生部產生的中子減速至預設能譜，所述反射體將偏離的中子導回以提高預設能譜內的中子強度，所述準直器將中子產生部產生的中子進行集中照射，在中子捕獲治療過程中，

所述中子捕獲治療系統通過改變帶電粒子束的能量使照射至中子產生部而產生的中子射束的能量發生改變。本申請主要是通過改變帶電粒子束的能量間接改變中子射束的能量，進而改變中子捕獲治療系統的深度劑量分佈。

【0007】 進一步地，本申請中，通過能夠產生不同脈衝的微波產生器對加速器中的離子源進行加速，從而使得加速器產生不同能量的帶電粒子束。所述中子捕獲治療系統設有能夠向加速器注入微波的微波產生器，所述加速器根據注入的不同頻率的微波改變輸出的帶電粒子束的能量，當產生的帶電粒子束的能量為第一值時，所述帶電粒子與中子產生部反應產生第一中子射束能量值，當產生的帶電粒子束的能量為第二值時，所述帶電粒子與中子產生部反應產生第二中子射束能量值，其中所述第一值低於第二值，第一中子射束能量低於第二中子射束能量。

【0008】 進一步地，所述中子捕獲治療系統產生的帶電粒子束的能量通過加速器端電場強度的改變而改變。本申請中子捕獲治療系統中，所述帶電粒子與中子產生部發生核反應之前的結構均應理解為加速器端。

【0009】 進一步地，所述真空管或/和中子產生部外設有能夠產生電場並且對真空管中傳輸的帶電粒子束/照射至中子產生部前的帶電粒子束加速或者減速的電場供應裝置，所述電場供應裝置是指能夠在真空管外周或中子產生部的外周產生電場並且借助產生的電場使照射至中子產生部之前的帶電粒子能夠加速或者減速的外設裝置，例如通電電極。

【0010】 進一步地，所述中子捕獲治療系統還具有能夠對所述帶電粒子束的能量進行調節的射束能譜調節件，當所述射束能譜調節件位於真空管中並且位於所述中子產生部前方時，所述帶電粒子束照射至射束能譜調

節件進行能量調節後再照射至中子產生部而產生中子射束。

【0011】 進一步地，所述真空管內設有容置部，所述射束能譜調節件收容於所述容置部並且連接有能夠使射束能譜調節件運動的驅動機構，當所述驅動機構控制射束能譜調節件運動至中子產生部前方時，所述帶電粒子照射至射束能譜調節件後進行能量調節後再照射至中子產生部；當所述驅動機構控制所述射束能譜調節件收容於容置部而不位於中子產生部前方時，所述帶電粒子束直接照射於所述中子產生部。作為一種優選地，所述容置部位於所述中子產生部的下方，當所述驅動機構控制射束能譜調節件向上運動時，所述射束能譜調節件運動至中子產生部前方，所述帶電粒子照射至射束能譜調節件後進行能量調節後再照射至中子產生部；當所述驅動機構控制所述射束能譜調節件向下運動時，所述射束能譜調節件收容於容置部，所述帶電粒子束直接照射於所述中子產生部。

【0012】 進一步地，所述射束能譜調節件具有多個，不同數量的射束能譜調節件對帶電粒子束的能量調節作用不同，所述驅動機構能夠驅動每個射束能譜調節件分別上下運動以對帶電粒子束的能量進行調節。並且，所述中子能譜調節件可以採用能夠產生中子的材料製造，比如鈹、鋰。

【0013】 進一步地，所述每個射束能譜調節件採用不同的材料製造，不同材料的射束能譜調節件對帶電粒子束的能量調節效果不同。

【0014】 進一步地，所述中子產生部連接於一供電裝置，通過所述供電裝置對所述中子產生部通電，所述帶電粒子束的射束能譜在帶電粒子照射至通電的中子產生部後發生改變。

【0015】 與現有技術相比，本申請中子捕獲治療系統通過對帶電粒子

束的能量進行調節，間接改變產生的中子射束的能量，以滿足在不同治療情況下不同對中子射束的能量的不同要求，結構簡單，易於實現。

### 【圖式簡單說明】

【0016】 第1圖係本申請硼中子捕獲反應示意圖；

【0017】 第2圖係本申請中子捕獲治療系統的示意圖；

【0018】 第3圖係設有微波產生器的中子捕獲治療系統的示意圖；

【0019】 第4圖係設有電場提供裝置的中子捕獲治療系統的示意圖；

【0020】 第5圖係設有射束能譜調節件的中子捕獲治療系統的示意圖；

【0021】 第6圖係對中子產生部的鍍層進行通電的示意圖。

### 【實施方式】

【0022】 中子捕獲治療作為一種有效的治療癌症的手段近年來的應用逐漸增加，其中以硼中子捕獲治療最為常見，供應硼中子捕獲治療的中子可以由核反應器或加速器供應。本申請之實施例以加速器硼中子捕獲治療為例，加速器硼中子捕獲治療的基本組件通常包括加速帶電粒子（如質子、氘核等）的加速器、靶材與熱移除系統以及射束整形體，其中加速帶電粒子與金屬靶材作用產生中子，依據所需的中子產率與能量、可提供的加速帶電粒子能量與電流大小、金屬靶材的物化性等特性來挑選合適的核反應，常被討論的核反應有 ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ 及 ${}^9\text{Be}(p,n){}^9\text{B}$ ，這兩種反應皆為吸熱反應。兩種核反應的能量閾值分別為1.881MeV和2.055MeV，由於硼中子捕獲治療的理想中子源為keV能量等級的超熱中子，理論上若使用能量僅稍高於閾值的質子轟擊金屬鋰靶材，可產生相對低能的中子，不須太多的緩速處

理便可直接用於臨床，然而鋰金屬（Li）和鈹金屬（Be）兩種靶材與閾值能量的質子作用截面不高，為產生足夠大的中子通量，通常選用較高能量的質子來引發核反應。

【0023】 無論硼中子捕獲治療的中子源來自核反應爐或加速器帶電粒子與靶材的核反應，產生的皆為混合輻射場，即射束包含了低能至高能的中子、光子；對於深部腫瘤的硼中子捕獲治療，除了超熱中子外，其餘的輻射線含量越多，造成正常組織非選擇性劑量沉積的比例越大，因此這些會造成不必要劑量的輻射應儘量降低。除了空氣射束品質因素，為更瞭解中子在人體中造成的劑量分佈，本申請的實施例中使用人體頭部組織假體進行劑量計算，並以假體射束品質因素來作為中子射束的設計參考，將在下文詳細描述。

【0024】 國際原子能總署（IAEA）針對臨床硼中子捕獲治療用的中子源，給定了五項空氣射束品質因素之建議值，該五項參數可用於比較不同中子源的優劣，並供以作為挑選中子產生途徑、設計射束整形體時的參考依據。該五項參數分別如下：

超熱中子射束通量 Epithermal neutron flux  $> 1 \times 10^9$  n/cm<sup>2</sup>s

快中子污染 Fast neutron contamination  $< 2 \times 10^{-13}$  Gy-cm<sup>2</sup>/n

光子污染 Photon contamination  $< 2 \times 10^{-13}$  Gy-cm<sup>2</sup>/n

熱中子與超熱中子通量比值 Thermal to epithermal neutron flux ratio  $< 0.05$

超熱中子流量與通量比值 Epithermal neutron current to flux ratio  $> 0.7$

註：超熱中子能區在0.5eV到40keV之間，熱中子能區小於0.5eV，快中子能區大於40keV。

【0025】 1、超熱中子射束通量：

【0026】 中子射束通量和腫瘤中含硼藥物濃度共同決定了臨床治療時間。若腫瘤含硼藥物濃度夠高，對於中子射束通量的要求便可降低；反之，若腫瘤中含硼藥物濃度低，則需高通量超熱中子來給予腫瘤足夠的劑量。IAEA對於超熱中子射束通量的要求為每秒每平方公分的超熱中子個數大於 $10^9$ ，此通量下的中子射束對於目前的含硼藥物而言可大致控制治療時間在一小時內，短治療時間除了對病人定位和舒適度有優勢外，也可較有效利用含硼藥物在腫瘤內有限的滯留時間。

【0027】 2、快中子污染：

【0028】 由於快中子會造成不必要的正常組織劑量，因此視之為污染，此劑量大小和中子能量呈正相關，因此在中子射束設計上應儘量減少快中子的含量。快中子污染定義為單位超熱中子通量伴隨的快中子劑量，IAEA對快中子污染的建議為小於 $2 \times 10^{-13} \text{ Gy-cm}^2/\text{n}$ 。

【0029】 3、光子污染（ $\gamma$ 射線污染）：

【0030】  $\gamma$ 射線屬於強穿輻射，會非選擇性地造成射束路徑上所有組織的劑量沉積，因此降低 $\gamma$ 射線含量也是中子束設計的必要要求， $\gamma$ 射線污染定義為單位超熱中子通量伴隨的 $\gamma$ 射線劑量，IAEA對 $\gamma$ 射線污染的建議為小於 $2 \times 10^{-13} \text{ Gy-cm}^2/\text{n}$ 。

【0031】 4、熱中子與超熱中子通量比值：

【0032】 由於熱中子衰減速度快、穿透能力差，進入人體後大部分能量沉積在皮膚組織，除黑色素細胞瘤等表皮腫瘤需用熱中子作為硼中子捕獲治療的中子源外，針對腦瘤等深層腫瘤應降低熱中子含量。IAEA對熱中

子與超熱中子通量比值建議為小於0.05。

【0033】 5、超熱中子流量與通量比值：

【0034】 超熱中子流量與通量比值代表了超熱中子射束的方向性，比值越大表示中子射束前向性佳，高前向性的中子束可減少因中子發散造成的周圍正常組織劑量，另外也提高了可治療深度及擺位姿勢彈性。IAEA對中子流量與通量比值建議為大於0.7。

【0035】 利用假體得到組織內的劑量分佈，根據正常組織及腫瘤的劑量-深度曲線，推得假體射束品質因素。如下三個參數可用於進行不同中子射束治療效益的比較。

【0036】 1、有效治療深度：

【0037】 腫瘤劑量等於正常組織最大劑量的深度，在此深度之後的位置，腫瘤細胞得到的劑量小於正常組織最大劑量，即失去了硼中子捕獲的優勢。此參數代表中子射束的穿透能力，有效治療深度越大表示可治療的腫瘤深度越深，單位為cm。

【0038】 2、有效治療深度劑量率：

【0039】 即有效治療深度的腫瘤劑量率，亦等於正常組織的最大劑量率。因正常組織接收總劑量為影響可給予腫瘤總劑量大小的因素，因此參數影響治療時間的長短，有效治療深度劑量率越大表示給予腫瘤一定劑量所需的照射時間越短，單位為cGy/mA-min。

【0040】 3、有效治療劑量比：

【0041】 從大腦表面到有效治療深度，腫瘤和正常組織接收的平均劑量比值，稱之為有效治療劑量比；平均劑量的計算，可由劑量-深度曲線積

分得到。有效治療劑量比值越大，代表該中子射束的治療效益越好。

【0042】 為了使射束整形體在設計上有比較依據，除了五項IAEA建議的空氣中射束品質因素和上述的三個參數，本申請實施例中也利用如下的用於評估中子射束劑量表現優劣的參數：

【0043】 1、照射時間 $\leq 30$ min（加速器使用的質子電流為10mA）

【0044】 2、30.0RBE-Gy可治療深度 $\geq 7$ cm

【0045】 3、腫瘤最大劑量 $\geq 60.0$ RBE-Gy

【0046】 4、正常腦組織最大劑量 $\leq 12.5$ RBE-Gy

【0047】 5、皮膚最大劑量 $\leq 11.0$ RBE-Gy

【0048】 注：RBE（Relative Biological Effectiveness）為相對生物效應，由於光子、中子會造成的生物效應不同，所以如上的劑量項均分別乘上不同組織的相對生物效應以求得等效劑量。

【0049】 在實際的中子捕獲治療過程中，不同情形下的病人及腫瘤情況往往需要採用不同能量的中子射束進行照射治療，而如何根據具體情況得到所需能量的中子射束去進行治療就成了需要解決的問題。本申請為了提供多種能量的中子射束，通過對照射至中子產生部之前的帶電粒子束的能量進行改變，因為帶電粒子束的能量改變了，而中子射束是由帶電粒子照射至中子產生部後發生反應產生的，因此帶電粒子束的能量改變會直接影響中子射束的能量。本申請所述中子捕獲治療系統通過改變帶電粒子束的能量來改變中子射束的能量包括但是不限於硼中子捕獲治療過程中，以下具體介紹本申請實施例之中子捕獲治療系統。

【0050】 如第2圖所示，提供一種中子捕獲治療系統100，所述中子捕

獲治療系統100包括用於產生帶電粒子束P的加速器200、經帶電粒子束P照射後產生中子射束的中子產生部10、射束整形體11以及準直器12。所述射束整形體11包括緩速體13及包覆於緩速體13外周的反射體14。所述中子產生部10經帶電粒子束P照射後產生中子射束N，所述緩速體13將自中子產生部10產生的中子射束N減速至預設能譜，所述反射體14將偏離的中子導回以提高預設能譜內的中子強度，所述準直器12將中子產生部10產生的中子進行集中照射。所述帶電粒子的能量能夠改變，所述中子捕獲治療系統100通過改變帶電粒子束的能量間接改變中子產生部產生的中子射束的能量，因為中子射束N是由經過帶電粒子束P照射至中子產生部10後產生的，所以帶電粒子束P的能量的改變會中子射束N的能量產生影響。即本申請通過帶電粒子束P的能量變化間接改變中子射束N的能量，進而使得所述中子捕獲治療系統能夠提供更好的中子深度劑量分佈。

【0051】 作為第一種實施方式，如第3圖所示，所述中子捕獲治療系統100還包括設置在加速器端的微波產生器300。所述微波產生器300能夠產生不同頻率的微波，所述加速器200根據注入的不同頻率的微波對加速器中的離子源進行加速從而改變輸出的帶電粒子束的能量。當微波產生器300注入至加速器200中的頻率較高時，所述加速器200對離子源的加速就越快，產生的帶電粒子束P的能量也就越高，經所述帶電粒子束P照射後中子產生部10產生的中子射束N的能量也就越高；當微波產生器300注入至加速器200中的頻率較低時，所述加速器200對離子源的加速就較慢，產生的帶電粒子束P的能量就較低，經所述帶電粒子束P照射後的中子產生部10產生的中子射束N的能量就越低。當產生的帶電粒子束的能量較低（為第一值）時，所述

帶電粒子與中子產生部反應產生的中子射束的能量較低（第一中子射束的能量值）；當產生的帶電粒子束的能量較高（為第二值）時，所述帶電粒子與中子產生部反應產生的中子射束的能量較高（第二中子射束的能量值），其中所述第一值低於第二值，第一中子射束的能量值低於第二中子射束的能量值。

【0052】 如第4圖所示，作為第二種實施方式，本申請還可以通過改變加速器端的電場強度來改變帶電粒子束P的能量。因為加速器端的電場強度對帶電粒子束P的加速速度有很大影響，而帶電粒子束P的加速速度又直接影響帶電粒子束P的能量，因此帶電粒子束P照射至中子產生部10而產生的中子射束N的能量會受到影響。

【0053】 作為改變加速器端電場強度的一個具體實施方式，本申請在真空管15外或者在中子產生部10外設置電場供應裝置16以產生能夠對照射至中子產生部10前的帶電粒子束P進行加速或者減速的電場。作為一種優選地，所述電場供應裝置16是指通電電極，通過控制通電電極兩端的電壓差對產生的電場強度差進行調整，從而對帶電粒子束P進行加速或者減速，此處就不再作具體說明。

【0054】 其實無論在真空管15外還是在中子產生部10外設置這樣的電場供應裝置16目的都是為了對經過加速器200加速後的帶電粒子束P的能量進行二次調整，以利於帶電粒子束P照射至中子產生部10時能夠產生符合中子捕獲治療過程中需要的能量級中子射束N。即，通過控制加速器端的電場改變帶電粒子束P的能量，間接改變中子射束N的能量。當然，也可以在真空管15外以及中子產生部10外分別設置這樣的電場供應裝置16，對帶電粒

子束P的能量進行多次調整，從而更易實現這樣的能量調整，最後得到治療過程中需要的能量級的中子射束N。

【0055】 第5圖為本申請改變帶電粒子束P的能量的第三種實施方式。本實施方式中，在真空管15中設置位於中子產生部10前方的射束能譜調節件17，所述帶電粒子束P照射至射束能譜調節件17進行能量調節後再照射至中子產生部10進而產生中子射束N，最終實現對中子射束N的能量調節。

【0056】 所述射束能譜調節件17設於真空管15內並位於中子產生部10下方，所述真空管15內設有位於中子產生部10下方的容置部151，所述射束能譜調節件17收容於所述容置部151中。因為不同數量的射束能譜調節件17對帶電粒子束P的能量的調整效果會有所不同，因此，在真空管15中設置多個射束能譜調節件17，所述每個射束能譜調節件17分別連接於驅動機構18，所述驅動機構18控制每個射束能譜調節件17分別向上或者向下運動，即所述驅動機構18可以同時是一個或者多個射束能譜調節件17向上或者向下運動。在實際的中子捕獲治療過程中，根據對中子射束N的能量需求使驅動機構18工作，由驅動機構18控制每個射束能譜調節件17的運動情況。當所述驅動機構18控制射束能譜調節件17向上運動時，所述射束能譜調節件17運動至中子產生部10前方，所述帶電粒子束P照射至所述射束能譜調節件17進行能量調節後再照射至中子產生部10；當所述驅動機構控制所述射束能譜調節件17向下運動時，所述射束能譜調節件17收容於容置部151，所述帶電粒子束P直接照射於所述中子產生部10。通過射束能譜調節件17對帶電粒子束P的能量進行調節，從而間接調整中子射束N的能譜。另外，所述射束能譜調節件除了設於中子產生部的下方外，也可以設置在真空管內的其他位

置，只要能夠在需要對帶電粒子束的能量進行調節時位於中子產生部前方，在不需要對帶電粒子束的能量進行調節時不位於中子產生部前方即可。

【0057】 為了便於射束能譜調節件17的製造與安裝，將所述每個射束能譜調節件17設計成相同的結構並且每個射束能譜調節件17有序排列在容置部15中，所述射束能譜調節件17和中子產生部10與帶電粒子束P的照射方向垂直的截面均呈圓形，所述射束能譜調節件17的半徑小於所述中子產生部10的半徑。為了緩解射束能譜調節件17在經帶電粒子束P照射後的發熱情況，在射束能譜調節件17的外周設置冷卻裝置（未圖示），所述射束能譜調節件17的冷卻裝置的設置可以參考現有技術中對中子產生部10的冷卻方式，此處就不再具體介紹。當帶電粒子束P照射至射束能譜調節件17時，所述射束能譜調節件17對帶電粒子束P的能量進行調節，所述冷卻裝置對射束能譜調節件17進行冷卻。

【0058】 所述每個射束能譜調節件17的厚度可以相同也可以不同，另外，所述射束能譜調節件17的材料可以相同也可以不同。當所述射束能譜調節件17均採用相同的材料製造時，中子捕獲治療過程中對中子射束N能量的不同要求可以通過驅動機構控制不同數量的射束能譜調節件17向下運動至中子產生部10的前方來實現；當所述射束能譜調節件17採用不同材料製成時，中子捕獲治療過程中對中子射束N能量的不同要求既可以通過驅動機構控制不同數量的射束能譜調節件17向下運動實現，也可以通過驅動機構控制不同材料的射束能譜調節件17向下運動實現。另外，所述射束能譜調節件17也可以採用能夠產生中子射束N的材料製成，比如鋰或者鈹。需要指出的是，當採用能夠產生中子射束N的材料製造射束能譜調節件17時，應當將

所述射束能譜調節件17設置的儘量靠近中子產生部10，如此以使帶電粒子束P照射至射束能譜調節件17時產生的中子射束與中子產生部產生的中子射束得到有效利用。當然，如果射束能譜調節件17採用不產生中子射束的材料製成，只要射束能譜調節件17設於真空管15中並且在驅動機構的控制下能夠向下運動而位於中子產生部10的前方，對照射至中子產生部10的帶電粒子束P進行能量調節即可。

【0059】 結合第6圖，作為第四種實施方式，所述中子捕獲治療系統100的中子產生部10連接於一通電裝置20。通過所述供電裝置20對所述中子產生部10通電使得中子產生部的內部產生電場，所述帶電粒子束P的射束能譜因帶電粒子束P照射至通電後的中子產生部10後發生改變。

【0060】 當然，為了得到更好的中子射束N品質，也可以同時設置微波產生器、電場供應裝置、射束能譜調節件以及連接於通電裝置的中子產生部，以此對中子捕獲治療過程中產生的帶電粒子束P進行多次能量的調整，從而更容易獲得需要的能量級的中子射束，此處就不再具體說明。

【0061】 本申請所揭示之用於中子捕獲治療系統並不侷限於以上實施例所述的內容以及附圖所表示的結構。在本申請的基礎上，對其組件材料、形狀及位置進行任何變更、替代或修改，均應包含於本申請要求保護之範圍內。

#### 【符號說明】

100：中子捕獲治療系統

200：加速器

300：微波產生器

# 公告本

I632932

## 發明摘要

※ 申請案號： 106128748

※ 申請日： 106/08/24

※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】

為了在中子捕獲治療過程中獲得多種能量範圍的中子射束以滿足在實際治療過程中需要的中子射束能譜，提供一種中子捕獲治療系統，包括用於產生帶電粒子束的加速器、經帶電粒子束照射後產生中子射束的中子產生部、射束整形體以及準直器，所述射束整形體包括緩速體及包覆於緩速體外周的反射體，所述中子產生部經帶電粒子束照射後產生中子，所述緩速體將自中子產生部產生的中子減速至預設能譜，所述反射體將偏離的中子導回以提高預設能譜內的中子強度，所述準直器將中子產生部產生的中子進行集中照射，在中子捕獲治療過程中，所述中子捕獲治療系統通過改變帶電粒子束的能量使照射至中子產生部而產生的中子射束的能量發生改變。

### 【英文】

### 【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 5 ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

# 公告本

## 發明摘要

※ 申請案號： 106128748

※ 申請日： 106/08/24

※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】

為了在中子捕獲治療過程中獲得多種能量範圍的中子射束以滿足在實際治療過程中需要的中子射束能譜，提供一種中子捕獲治療系統，包括用於產生帶電粒子束的加速器、經帶電粒子束照射後產生中子射束的中子產生部、射束整形體以及準直器，所述射束整形體包括緩速體及包覆於緩速體外周的反射體，所述中子產生部經帶電粒子束照射後產生中子，所述緩速體將自中子產生部產生的中子減速至預設能譜，所述反射體將偏離的中子導回以提高預設能譜內的中子強度，所述準直器將中子產生部產生的中子進行集中照射，在中子捕獲治療過程中，所述中子捕獲治療系統通過改變帶電粒子束的能量使照射至中子產生部而產生的中子射束的能量發生改變。

#### 【英文】

#### 【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 5 ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

200：加速器

P：帶電粒子束

N：中子射束

10：中子產生部

11：射束整形體

12：準直器

13：緩速體

14：反射體

15：真空管

151：容置部

17：射束能譜調節件

18：驅動機構

**【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：**

P：帶電粒子束

N：中子射束

10：中子產生部

11：射束整形體

12：準直器

13：緩速體

14：反射體

15：真空管

151：容置部

16：電場供應裝置

17：射束能譜調節件

18：驅動機構

20：通電裝置

### 【生物材料寄存】

國內寄存資訊【請依寄存機構、日期、號碼順序註記】

國外寄存資訊【請依寄存國家、機構、日期、號碼順序註記】

### 【序列表】(請換頁單獨記載)

## 申請專利範圍

1. 一種中子捕獲治療系統，包括：  
加速器，用於產生帶電粒子束；  
中子產生部，經帶電粒子束照射後產生中子射束；  
真空管，用於將經加速器加速後的帶電粒子傳輸至中子產生部；  
射束整形體，包括緩速體及包覆於緩速體外周的反射體，所述緩速體將自中子產生部產生的中子減速至預設能譜，所述反射體將偏離的中子導回以提高預設能譜內的中子強度；以及  
準直器，將中子產生部產生的中子進行集中；  
其中，所述中子捕獲治療系統通過改變帶電粒子束的能量使照射至中子產生部而產生的中子射束的能量發生改變；  
其中，所述中子捕獲治療系統通過改變帶電粒子束的射束能譜間接改變中子射束的能譜，進而改變中子捕獲治療系統的中子深度劑量分佈。
2. 如申請專利範圍第1項所述之中子捕獲治療系統，其中，所述中子捕獲治療系統設有能夠向加速器注入微波的微波產生器，所述加速器根據注入的不同頻率的微波改變輸出的帶電粒子束的能量，當產生的帶電粒子束的能量為第一值時，所述帶電粒子與中子產生部反應產生第一中子射束能量值，當產生的帶電粒子束的能量為第二值時，所述帶電粒子與中子產生部反應產生第二中子射束能量值，其中所述第一值低於第二值，第一中子射束能量值低於第二中子射束能量值。
3. 如申請專利範圍第1項所述之中子捕獲治療系統，其中，所述中子捕獲治療系統產生的帶電粒子束的能量通過加速器端電場強度的改變而改變。

4. 如申請專利範圍第3項所述之中子捕獲治療系統，其中，所述真空管或/和中子產生部外設有能夠產生電場並且通過產生的電場使帶電粒子束在照射至中子產生部前加速或者減速的電場供應裝置。
5. 如申請專利範圍第1項所述之中子捕獲治療系統，其中，所述中子捕獲治療系統還具有能夠對所述帶電粒子束的能量進行調節的射束能譜調節件，當所述射束能譜調節件位於真空管中並且位於所述中子產生部前方時，所述帶電粒子束照射至射束能譜調節件進行能量調節後再照射至中子產生部而產生中子射束。
6. 如申請專利範圍第5項所述之中子捕獲治療系統，其中，所述真空管內設有容置部，所述射束能譜調節件收容於所述容置部並且連接有能夠使射束能譜調節件運動的驅動機構，當所述驅動機構控制射束能譜調節件運動至中子產生部前方時，所述帶電粒子照射至射束能譜調節件後進行能量調節後再照射至中子產生部；當所述驅動機構控制所述射束能譜調節件收容於容置部而不位於中子產生部前方時，所述帶電粒子束直接照射於所述中子產生部。
7. 如申請專利範圍第6項所述之中子捕獲治療系統，其中，所述射束能譜調節件具有多個，不同數量的射束能譜調節件對帶電粒子束的能量調節作用不同，所述驅動機構驅動每個射束能譜調節件分別運動以對帶電粒子束的能量進行調節。
8. 如申請專利範圍第6項所述之中子捕獲治療系統，其中，所述每個射束能譜調節件採用不同的材料製造，不同材料的射束能譜調節件對帶電粒子束的能量調節效果不同。

9. 如申請專利範圍第1項所述之中子捕獲治療系統，其中，所述中子產生部連接於一供電裝置，通過所述供電裝置對所述中子產生部通電，所述帶電粒子束的射束能譜在帶電粒子照射至通電的中子產生部後發生改變。