



(19)中華民國智慧財產局

(12)新型說明書公告本

(11)證書號數：TW M543059 U

(45)公告日：中華民國 106 (2017) 年 06 月 11 日

(21)申請案號：105217415

(22)申請日：中華民國 105 (2016) 年 11 月 15 日

(51)Int. Cl. : **A61B6/08 (2006.01)****A61N5/00 (2006.01)**

(30)優先權：2015/11/26 中國大陸

201510836182.0

2015/11/26 中國大陸

201520955634.2

(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)新型創作人：劉淵豪 LIU, YUAN HAO (TW)；陳韋霖 CHEN, WEI LIN (TW)；李珮儀 LEE, PEI YI (TW)

(74)代理人：許世正

申請專利範圍項數：10 項 圖式數：10 共 32 頁

(54)名稱

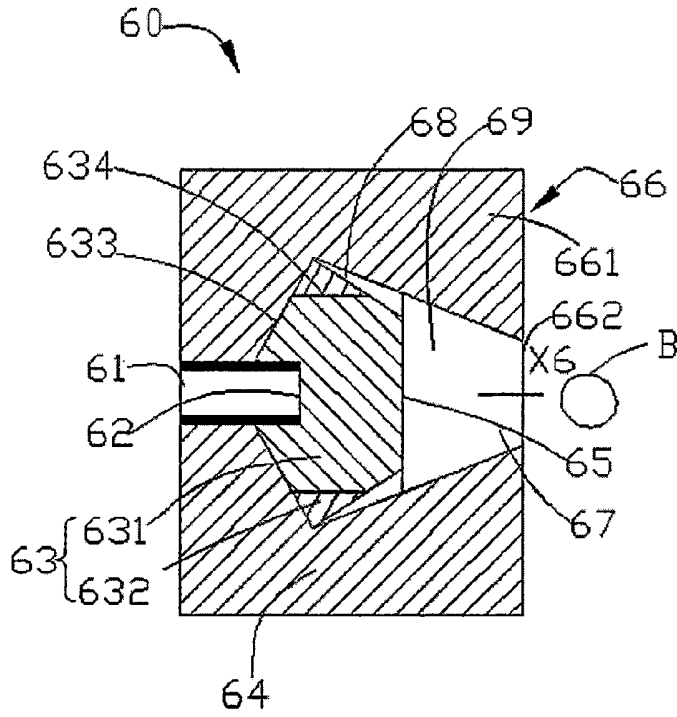
用於中子捕獲治療的射束整形體

(57)摘要

一種用於中子捕獲治療的射束整形體，所述射束整形體包括射束入口；靶材，所述靶材與自所述射束入口入射的質子束發生核反應以產生中子，所述中子形成中子射束，所述中子射束限定一根主軸；鄰接於所述靶材的緩速體，所述緩速體將自所述靶材產生的中子減速至超熱中子能區，所述緩速體設置成包含至少一個錐體狀的形狀，所述緩速體具有主體部和包圍在主體部外周的補充部，所述補充部的材料與主體部的材料不同；包圍在所述緩速體外的反射體，所述反射體將偏離所述主軸的中子導回所述主軸以提高超熱中子射束強度；與所述緩速體鄰接的熱中子吸收體，所述熱中子吸收體用於吸收熱中子以避免治療時與淺層正常組織造成過多劑量；設置在所述射束整形體內的輻射屏蔽和射束出口，所述輻射屏蔽用於屏蔽滲漏的中子和光子以減少非照射區的正常組織劑量。

指定代表圖：

第9圖



符號簡單說明：

- 60 . . . 射束整形體
- 61 . . . 射束入口
- 62 . . . 靶材
- 63 . . . 緩速體
- 64 . . . 反射體
- 65 . . . 熱中子吸收體
- 66 . . . 輻射屏蔽
- 661 . . . 光子屏蔽
- 662 . . . 中子屏蔽
- 67 . . . 射束出口
- 68 . . . 間隙通道
- 69 . . . 空氣通道
- X . . . 主軸
- B . . . 假體

## 新型專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

### 【新型名稱】(中文/英文)

用於中子捕獲治療的射束整形體

### 【技術領域】

【0001】 本新型揭露一種射束整形體，特別係有關於一種用於中子捕獲治療的射束整形體。

### 【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，在殺死腫瘤細胞之同時，也會對射束途徑上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：多形性神經膠母細胞瘤（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；而針對高輻射抗性之腫瘤細胞，目前也積極發展具有高相對生物效應（relative biological effectiveness, RBE）之輻射源，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之特異性積聚，配合精準之中子射束調控，提供比傳統放射線更好之癌症治療選擇。

【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，藉由  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$  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和圖2，分別為硼中子捕獲反應的示意圖和  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$  中子捕獲核反應方程式，兩荷電粒子之平均總能量約為 2.33 MeV，具有高線性能量轉移 (Linear Energy Transfer, LET)、短射程特性， $\alpha$  粒子之線性能量轉移與射程分別為  $150 \text{ keV}/\mu\text{m}$ 、 $8 \mu\text{m}$ ，而  $^7\text{Li}$  重荷電粒子則為  $175 \text{ keV}/\mu\text{m}$ 、 $5 \mu\text{m}$ ，兩粒子之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侷限在細胞層級，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，達到有效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強度，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，中子射源通量與品質的改善在硼中子捕獲治療的研究中佔有重要角色。

### 【新型內容】

【0006】 為了改善中子射源的通量與品質，本新型揭露一種用於中子捕獲治療的射束整形體，所述射束整形體包括射束入口；靶材，所述靶材與自所述射束入口入射的質子束發生核反應以產生中子，所述中子形成中子射束，所述中子射束限定一根主軸；鄰接於所述靶材的緩速體，所述緩速體將自所述靶材產生的中子減速至超熱中子能區，所述緩速體設置成包含至少一個錐體狀的形狀，所述緩速體具有主體部和包圍在主體部外周的補充部，所述補充部的材料與主體部的材料不同；包圍在所述緩速體外的

反射體，所述反射體將偏離所述主軸的中子導回所述主軸以提高超熱中子射束強度；與所述緩速體鄰接的熱中子吸收體，所述熱中子吸收體用於吸收熱中子以避免治療時與淺層正常組織造成過多劑量；設置在所述射束整形體內的輻射屏蔽和射束出口，所述輻射屏蔽用於屏蔽滲漏的中子和光子以減少非照射區的正常組織劑量。

【0007】 所述主體部包括鄰接於靶材的錐體部和鄰接於錐體部的柱體部，所述補充部包覆於柱體部的外圓周表面並與錐體部連接從而與錐體部共同形成所述錐體狀。

【0008】 所述射束整形體進一步用於加速器硼中子捕獲治療。

【0009】 加速器硼中子捕獲治療通過加速器將質子束加速，所述靶材由金屬製成，所述質子束加速至足以克服靶材原子核庫倫斥力的能量，與所述靶材發生核反應以產生中子。

【0010】 本新型之用於中子捕獲治療的射束整形體，緩速體可由 $D_2O$ 、 $AlF_3$ 、Fluental™、 $CaF_2$ 、 $Li_2CO_3$ 、 $MgF_2$ 或 $Al_2O_3$ 其中一種製成。

【0011】 本新型之用於中子捕獲治療之射束整形體，所述射束整形體之緩速體設置成包含一個錐體狀和與所述錐體狀鄰接的一個柱體狀的形狀。

【0012】 所述緩速體設置成兩個相反方向相互鄰接的錐體狀。

【0013】 本新型之用於中子捕獲治療之射束整形體，所述主體部包括柱體部和位於柱體部兩端並與柱體部兩端連接的錐體部，所述補充部包覆於柱體部外周並與兩個錐體部連接而使緩速體呈相反方向相互鄰接的錐體狀。

【0014】 本新型實施例中所述之“柱體”或“柱體狀”係指沿著圖示方向的一側到另一側，其外輪廓的整體趨勢基本不變的結構，外輪廓的其中一條輪廓線可為線段，如圓柱體對應的輪廓線，亦可是曲率較大而接近線段的圓弧，如曲率較大的球面體對應之輪廓線，外輪廓的整個表面可以是圓滑過渡，也可以是非圓滑過渡，亦即，可於圓柱體或曲率較大的球面體之表面設置許多凸起和凹槽。

【0015】 本新型實施例中所述之“錐體”或“錐體狀”係指沿著圖示方向的一側到另一側，其外輪廓的整體趨勢逐漸變小的結構，外輪廓的其中一條輪廓線可為線段，如圓錐體對應的輪廓線，亦可是圓弧，如球面體對應的輪廓線，外輪廓的整個表面可以是圓滑過渡，也可以是非圓滑過渡，亦即，可於圓錐體或球面體狀之表面設置許多凸起和凹槽。

#### 【圖式簡單說明】

【0016】 第1圖為硼中子捕獲反應示意圖。

【0017】 第2圖為 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 中子捕獲核反應方程式。

【0018】 第3圖為本新型第一實施例中，用於中子捕獲治療的射束整形體之平面示意圖，其中，在緩速體和反射體之間設置有間隙通道。

【0019】 第4圖為本新型第二實施例中，用於中子捕獲治療的射束整形體之平面示意圖，其中，緩速體設置成雙錐體，且第一實施例中的間隙通道位置以緩速體材料填充。

【0020】 第5圖為本新型第三實施例中，用於中子捕獲治療的射束整形體之平面示意圖，其中，緩速體設置成雙錐體，且第一實施例中的間隙通道位置以反射體材料填充。

【0021】 第6圖為中子能量與角度雙微分產率圖。

【0022】 第7圖為本新型第四實施例中，用於中子捕獲治療的射束整形體之平面示意圖，其中，緩速體設置成柱體。

【0023】 第8圖為本新型第五實施例中，用於中子捕獲治療的射束整形體之平面示意圖，其中，緩速體設置成柱體+錐體。

【0024】 第9圖為本新型第六實施例中，用於中子捕獲治療的射束整形體的平面示意圖，其中雙錐體狀包括不同材料的主體部和補充部。

【0025】 第10圖為本新型第七實施例中的用於中子捕獲治療的射束整形體的平面示意圖，其中，緩速體中設置為錐體+柱體，錐體由不同材料的主體部和補充部形成。

#### 【實施方式】

【0026】 中子捕獲治療係為一種有效的治療癌症手段，近年來，該應用有漸增趨勢，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由核反應器或加速器供應。本新型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、靶材與熱移除系統和射束整形體，其中加速帶電粒子與金屬靶材作用產生中子，需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  ${}^9\text{Be}(p,n){}^9\text{B}$  兩種吸熱反應。兩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。

【0027】 理想的靶材應具備高中子產率、產生的中子能量分佈接近超熱中子能區（將在下文詳細描述）、無太多強穿輻射產生、安全便宜易於操作且耐高溫等特性，但實際上並無法找到符合所有要求的核反應，本新型的實施例中採用鋰金屬製成靶材。然而誠如本領域技術人員所熟知，靶材除了上述談論到的金屬材料外，也可由其他的金屬材料製成。

【0028】 針對熱移除系統的要求則根據選擇的核反應而異，如 ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$  因金屬靶材（鋰金屬）的熔點及熱導係數差，對熱移除系統的要求便較 ${}^9\text{Be}(p,n){}^9\text{B}$  高。本新型的實施例中採用 ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$  核反應。

【0029】 無論硼中子捕獲治療的中子源來自核反應器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抑低。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，本新型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。

【0030】 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：

【0031】 超熱中子射束通量 Epithermal neutron flux  $> 1 \times 10^9$  n/cm<sup>2</sup>s

【0032】 快中子污染 Fast neutron contamination  $< 2 \times 10^{-13}$  Gy-cm<sup>2</sup>/n

【0033】 光子污染 Photon contamination  $< 2 \times 10^{-13}$  Gy-cm<sup>2</sup>/n

【0034】 熱中子與超熱中子通量比值 thermal to epithermal neutron flux ratio  $< 0.05$

【0035】 中子流量與通量比值 epithermal neutron current to flux ratio  $> 0.7$

【0036】 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。

【0037】 超熱中子射束通量：

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。

【0038】 快中子污染：

由於快中子會造成不必要的正常組織劑量，故視之為污染，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  $2 \times 10^{-13} \text{ Gy-cm}^2/\text{n}$ 。

**【0039】 光子污染（ $\gamma$  射線污染）：**

$\gamma$  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  $2 \times 10^{-13} \text{ Gy-cm}^2/\text{n}$ 。

**【0040】 熱中子與超熱中子通量比值：**

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。

**【0041】 中子流量與通量比值：**

中子流量與通量比值代表了射束的方向性，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。

**【0042】 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。下列三個參數可用於進行不同中子射束治療效益的比較。**

**【0043】 有效治療深度：**

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。

**【0044】 有效治療深度劑量率：**

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，故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。

**【0045】 有效治療劑量比：**

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。

**【0046】** 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假體射束品質因素，本新型實施例中也利用下列參數評估中子射束劑量表現優劣：

**【0047】** 照射時間 $\leq 30$ min（加速器使用的質子電流為 10mA）

**【0048】** 30.0RBE-Gy 可治療深度 $\geq 7$ cm

**【0049】** 腫瘤最大劑量 $\geq 60.0$ RBE-Gy

**【0050】** 正常腦組織最大劑量 $\leq 12.5$ RBE-Gy

【0051】 皮膚最大劑量 $\leq 11.0\text{RBE-Gy}$

【0052】 註：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，所以針對中子和光子劑量項，需分別乘上不同組織的相對生物效應以求得等效劑量。

【0053】 為了改善中子射源之通量與品質，本新型之實施例係針對用於中子捕獲治療的射束整形體所提出之改進，特別是針對用於加速器硼中子捕獲治療的射束整形體之改進。如第 3 圖所示，本新型第一實施例中，用於中子捕獲治療之射束整形體 10，其包括：射束入口 11；靶材 12，其與自射束入口 11 入射的質子束發生核反應以產生中子，中子形成有一遷移主軸 X 之中子射束；緩速體 13，其與靶材 12 鄰接，用於將自靶材 12 產生的中子減速至超熱中子能區；反射體 14，其包圍在緩速體 13 外，用於將偏離主軸 X 的中子導回主軸 X，以提高超熱中子射束強度；熱中子吸收體 15，其與緩速體 13 鄰接，用於吸收熱中子以減少治療時於淺層正常組織造成之劑量；輻射屏蔽 16 和射束出口 17，，輻射屏蔽 16 設置在射束整形體 10 內，用於屏蔽滲漏的中子和光子，以減少非照射區的正常組織劑量；間隙通道 18，設置於緩速體 13 和反射體 14 之間，用於提高超熱中子通量。

【0054】 加速器硼中子捕獲治療通過加速器將質子束加速，本新型之實施例，靶材 12 為鋰金屬製成，質子束加速至足以克服靶材原子核庫倫斥力的能量，與靶材 12 發生  ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$  核反應以產生中子。射束整形體 10 能將中子緩速至超熱中子能區，並降低熱中子及快中子含量，緩速體 13 由具有大快中子作用截面、小超熱中子作用截面的材料製成，緩速體 13 可

由  $D_2O$ 、 $AlF_3$ 、Fluental™、 $CaF_2$ 、 $Li_2CO_3$ 、 $MgF_2$  或  $Al_2O_3$  其中一種製成。反射體 14 由具有強中子反射能力強材料製成，反射體 14 可由 Pb 或 Ni 製成。熱中子吸收體 15 由具有大熱中子作用截面的材料製成，熱中子吸收體 15 可由  ${}^6Li$  製成，熱中子吸收體 15 和射束出口 17 之間設有空氣通道 19。輻射屏蔽 16 包含光子屏蔽 161 和中子屏蔽 162，輻射屏蔽 16 可由鉛 (Pb) 製成的光子屏蔽 161 和由聚乙烯 (PE) 製成的中子屏蔽 162 組成。

【0055】 其中，緩速體 13 可由兩個相反方向相互鄰接的錐體構成，如圖 3 所示的方向，緩速體 13 的左側為向左側逐漸縮小的錐體，緩速體 13 的右側為向右側逐漸縮小的錐體，兩者相互鄰接；此外，緩速體 13 亦可僅含一錐體，如左側為向左逐漸縮小的錐體，而右側為其他形體構成，如柱體等，並與左側錐體相互鄰接。反射體 14 緊密的包圍在緩速體 13 周圍，在緩速體 13 和反射體 14 之間設置有間隙通道 18，所謂間隙通道 18 係指未以實體材料覆蓋、中空而容易讓中子束通過的區域，該間隙通道 18 可以設置為空氣通道或真空通道。緊鄰緩速體 13 之熱中子吸收體 15，由一層薄  ${}^6Li$  材質構成。輻射屏蔽 16 中，由 Pb 製成的光子屏蔽 161 可與反射體 14 為同一組件，亦可由個別組件構成，另，輻射屏蔽 16 中，由 PE 製成之中子屏蔽 162 可設置於鄰近射束出口 17 的位置。在熱中子吸收體 15 和射束出口 17 之間設置有空氣通道 19，於此區域可持續將偏離主軸 X 的中子導回主軸 X，以提高超熱中子射束強度。假體 B 設置在距離射束出口 17 約 1cm 處。誠如本領域技術人員所熟知，光子屏蔽 161 可由其他材料製成，僅需達到屏蔽光子之目的即可，而中子屏蔽 162 也可由其他材料製成，設置位置亦不限，僅需滿足屏蔽滲漏中子之條件即可。

【0056】 為比較設置有間隙通道的射束整形體及未設置間隙通道的射束整形體之差異，如第 4 圖和第 5 圖所示，其分別示意了以緩速體填充間隙通道的第二實施例，和以反射體填充間隙通道的第三實施例。請參照圖 4，該射束整形體 20 包括射束入口 21；靶材 22，其與自射束入口 21 入射的質子束發生核反應以產生中子，中子形成有一遷移主軸 X1 之中子射束；緩速體 23，其與靶材 22 鄰接，用於將自靶材 22 產生的中子減速至超熱中子能區；反射體 24，其包圍在緩速體 23 外，用於將偏離主軸 X1 的中子導回主軸 X1，以提高超熱中子射束強度；熱中子吸收體 25，其與緩速體 23 鄰接，用於吸收熱中子以減少治療時於淺層正常組織造成之劑量；輻射屏蔽 26 和射束出口 27，輻射屏蔽 26 設置在射束整形體 20 內，用於屏蔽滲漏的中子和光子，以減少非照射區的正常組織劑量。緩速體 23 由兩個相反方向相互鄰接的錐體構成，緩速體 23 的左側為向左逐漸縮小的錐體，緩速體 23 的右側為向右逐漸縮小的錐體，兩者相互鄰接。

【0057】 第二實施例中的靶材 22、緩速體 23、反射體 24、熱中子吸收體 25 和輻射屏蔽 26 可以與第一實施例相同，其中，輻射屏蔽 26 包含由鉛 (Pb) 製成的光子屏蔽 261 和由聚乙烯 (PE) 製成的中子屏蔽 262，該中子屏蔽 262 可設置在射束出口 27 處。在熱中子吸收體 25 和射束出口 27 之間設置有空氣通道 28。假體 B1 設置在距離射束出口 27 約 1cm 處。

【0058】 請參照第 5 圖，該射束整形體 30 包括射束入口 31；靶材 32，其與自射束入口 31 入射的質子束發生核反應以產生中子，中子形成有一遷移主軸 X2 之中子射束；緩速體 33，其與靶材 32 鄰接，用於將自靶材 32 產生的中子減速至超熱中子能區；反射體 34，其包圍在緩速體 33 外，

用於將偏離主軸 X2 的中子導回主軸 X2，以提高超熱中子射束強度；熱中子吸收體 35，其與緩速體 33 鄰接，用於吸收熱中子以減少治療時於淺層正常組織造成之劑量；輻射屏蔽 36 和射束出口 37，輻射屏蔽 36 設置在射束整形體 30 內，用於屏蔽滲漏的中子和光子，以減少非照射區的正常組織劑量。緩速體 33 由兩個相反方向相互鄰接的錐體構成，緩速體 33 的左側為向左逐漸縮小的錐體，緩速體 33 的右側為向右逐漸縮小的錐體，兩者相互鄰接。

【0059】 第三實施例中的靶材 32、緩速體 33、反射體 34、熱中子吸收體 35 和輻射屏蔽 36 可以與第一實施例相同，其中，輻射屏蔽 36 包含由鉛 (Pb) 製成的光子屏蔽 361 和由聚乙烯 (PE) 製成的中子屏蔽 362，該中子屏蔽 362 可以設置在射束出口 37 處。在熱中子吸收體 35 和射束出口 37 之間設置有空氣通道 38。假體 B2 設置在距離射束出口 37 約 1cm 處。

【0060】 以下使用 MCNP 軟體(為美國洛斯阿拉莫斯國家實驗室 (LosAlamos National Laboratory)所開發，係為一套基於蒙特卡羅方法的通用套裝軟體，用於計算三維複雜幾何結構中的中子、光子、帶電粒子或者耦合中子/光子/帶電粒子遷移問題)對這三個實施例進行模擬計算：

【0061】 表一為三個實施例之空氣中射束品質因素(各表格中參數之單位呈前所述，不再贅述)：

表一：空氣中射束品質因素

空氣中射束品質因 素	緩速體填充間隙通 道	反射體填充間隙通 道	間隙通 道
---------------	---------------	---------------	----------

超熱中子通量	1.35E+09	1.38E+09	1.42E+09
快中子污染	2.35E-13	2.58E-13	2.83E-13
光子污染	1.22E-13	8.92E-14	8.02E-14
熱中子與超熱中子 通量比值	0.03	0.02	0.02
中子流量與通量比 值	0.64	0.64	0.64

【0062】 表二為三個實施例之頭型假體劑量表現：

表二：劑量表現

劑量表現	緩速體填充間隙通道	反射體填充間隙通道	間隙通道
有效治療深度	10.9	10.9	11.0
有效治療深度 劑量率	4.47	4.60	4.78
有效治療劑量 比	5.66	5.69	5.68

【0063】 表三為三個實施例經頭型假體模擬計算得到之中子射束劑量表現評估參數：

表三：中子射束劑量表現優劣評估參數

參數	緩速體填充間隙 通道	反射體填充間隙通 道	間隙通 道

照射時間	25.3	24.8	23.9
30.0RBE-Gy 可 治療深度	7.7	7.7	7.7
腫瘤最大劑量	68.5	69.1	68.8
正常腦組織最大 劑量	11.3	11.4	11.4
皮膚最大劑量	11.0	11.0	11.0

【0064】 註：從上述的三個表中可以得知，在緩速體和反射體之間設置有間隙通道的射束整形體，其產生之中子射束有最好的治療效益。

【0065】 由於自鋰靶材產生的中子具有前向平均能量較高的特性，如第 6 圖所示，中子散射角度在  $0^{\circ}$ - $30^{\circ}$  之間的平均中子能量約為 478keV，而中子散射角度在  $30^{\circ}$ - $180^{\circ}$  之間的平均中子能量約只有 290keV，若能藉由改變射束整形體的幾何形狀，使前向中子與緩速體產生較多的碰撞，而側向中子經較少碰撞便可到達射束出口，則理論上應可達到中子緩速最佳化，有效率的提高超熱中子通量。以下評估不同射束整形體的幾何形狀對於超熱中子通量的影響。

【0066】 第 7 圖示意了第四實施例之射束整形體的幾何形狀，該射束整形體 40 包括射束入口 41；靶材 42，其與自射束入口 41 入射的質子束發生核反應以產生中子；緩速體 43，其與靶材 42 鄰接，用於將自靶材 42 產生的中子減速至超熱中子能區，緩速體 43 設置成柱體，其可設置成圓柱體；反射體 44，其包圍在緩速體 43 外，用於將偏離的中子導回以提高超熱

中子射束強度；熱中子吸收體 45，其與緩速體 43 鄰接，用於吸收熱中子以減少治療時於淺層正常組織造成之劑量；輻射屏蔽 46 和射束出口 47，輻射屏蔽 46 設置在射束整形體 40 內，用於屏蔽滲漏的中子和光子，以減少非照射區的正常組織劑量；在熱中子吸收體 45 和射束出口 47 之間設置有空氣通道 48。

【0067】 第 8 圖示意了第五實施例中之射束整形體的幾何形狀，該射束整形體 50 包括射束入口 51；靶材 52，其與自射束入口 51 入射的質子束發生核反應以產生中子，中子形成有一遷移主軸 X3 之中子射束；緩速體 53，其與靶材 52 鄰接，用於將自靶材 52 產生的中子減速至超熱中子能區，緩速體 53 的左側設置為柱體，右側設置為向右逐漸變小的錐體，兩者相互鄰接；反射體 54，其包圍在緩速體 53 外，用於將偏離主軸 X3 的中子導回主軸 X3，以提高超熱中子射束強度；熱中子吸收體 55，其與緩速體 53 鄰接，用於吸收熱中子以減少治療時於淺層正常組織造成之劑量；輻射屏蔽 56 和射束出口 57，輻射屏蔽 56 用於屏蔽滲漏的中子和光子，以減少非照射區的正常組織劑量。

【0068】 第五實施例中的靶材 52、緩速體 53、反射體 54、熱中子吸收體 55 和輻射屏蔽 56 可與第一實施例中的相同，其中，輻射屏蔽 56 包含由鉛 (Pb) 製成的光子屏蔽 561 和由聚乙烯 (PE) 製成的中子屏蔽 562，該中子屏蔽 562 可以設置在射束出口 57 處。在熱中子吸收體 55 和射束出口 57 之間設置有空氣通道 58。假體 B3 設置在距離射束出口 57 約 1cm 處。

【0069】 下面採用 MCNP 軟體對第二實施例之雙錐體狀緩速

體、第四實施例之柱體狀緩速體及第五實施例中的柱體+錐體狀緩速體進行模擬計算：

【0070】 表四為三個實施例之空氣中射束品質因素：

表四：空氣中射束品質因素

空氣中射束品質因素	柱體	柱體+錐體	雙錐體
超熱中子通量	7.14E+08	1.29E+09	1.35E+09
快中子污染	2.67E-13	2.40E-13	2.35E-13
光子污染	1.72E-13	1.42E-13	1.22E-13
熱中子與超熱中子通量比值	0.04	0.03	0.03
中子流量與通量比值	0.69	0.64	0.64

【0071】 表五為三個實施例之頭型假體劑量表現：

表五：劑量表現

劑量表現	柱體	柱體+錐體	雙錐體
有效治療深度	11.8	10.9	10.9
有效治療深度劑量率	2.95	4.28	4.47
有效治療劑量比	5.52	5.66	5.66

【0072】 表六為三個實施例經頭型假體模擬計算得到之中子射束劑量表現評估參數：

表六：中子射束劑量表現優劣評估參數

參數	柱體	柱體+錐體	雙錐體
照射時間 (10mA)	40.7	26.1	25.3
30.0RBE-Gy 可治療深度	8.4	7.6	7.7
腫瘤最大劑量	70.9	67.4	68.5
正常腦組織最大劑量	12.0	11.2	11.3
皮膚最大劑量	11.0	11.0	11.0

【0073】 註：從上述的三個表格可得知，緩速體由至少一個錐體構成，其產生之中子射束有較好的治療效益。

【0074】 第 9 圖所示為本新型第六實施例，射束整形體 60 包括射束入口 61、靶材 62、鄰接於靶材 62 的緩速體 63、包圍在緩速體 63 外的反射體 64、與緩速體 63 鄰接的熱中子吸收體 65、設置在射束整形體 60 內的輻射屏蔽 66 和射束出口 67，靶材 62 與自射束入口 61 入射的質子束發生核反應以產生中子，中子形成中子射束，中子射束限定一根主軸 X6，緩速體 63 將自靶材 62 產生的中子減速至超熱中子能區，反射體 64 將偏離主軸 X6 的中子導回主軸 X6 以提高超熱中子射束強度，緩速體 63 和反射體 64 之間設置有間隙通道 68，熱中子吸收體 65 和射束出口 67 之間設有空氣通道 69。輻射屏蔽 66 包含由鉛 (Pb) 製成的光子屏蔽 661 和由聚乙烯 (PE) 製成的中子屏蔽 662，該中子屏蔽 662 可以設置在射束出口 67 處。該實施例係對第三實施例的改進，具體改進點在於，將緩速體 63 設置為呈相反方

向相互鄰接的錐體狀，該緩速體 63 具有主體部 631 和包圍在主體部 632 外周的補充部 632。主體部 631 包括柱體部 633 和位於柱體部 633 兩端並且與柱體部 633 相鄰接的兩個錐體部 634，補充部 632 包覆於柱體部 633 的外周並與兩個錐體部 634 連接而使緩速體 63 形成相反方向相互鄰接的錐體狀。

【0075】 第 10 圖為本新型第七種實施例，射束整形體 70 包括射束入口 71、靶材 72、鄰接於靶材 72 的緩速體 73、包圍在緩速體 73 外的反射體 74、與緩速體 73 鄰接的熱中子吸收體 75、設置在射束整形體 70 內的輻射屏蔽 76 和射束出口 77，靶材 72 與自射束入口 71 入射的質子束髮生核反應以產生中子，中子形成中子射束，中子射束限定一根主軸 X7，緩速體 73 將自靶材 72 產生的中子減速至超熱中子能區，反射體 74 將偏離主軸 X7 的中子導回主軸 X7 以提高超熱中子射束強度，熱中子吸收體 75 和射束出口 77 之間設有空氣通道 78。輻射屏蔽 76 包含由鉛 (Pb) 製成的光子屏蔽 761 和由聚乙烯 (PE) 製成的中子屏蔽 762，該中子屏蔽 762 可以設置在射束出口 77 處。該實施例與第六實施例的相同之處在於緩速體 73 的左側都是由錐體部 734 和柱體部 733 形成的主體部 731 與補充部 732 共同形成錐體狀的結構，不同之處在於，第六實施例中緩速體 63 的右側是與左側的錐體狀反向鄰接的錐體狀，而第七實施例中，緩速體 73 的右側為鄰接於左側錐體狀的柱體狀。也就是說第七實施例中是將緩速體 73 設置為一個錐體狀和一個柱體狀鄰接的結構。

【0076】 在第六實施例和第七實施例中，所述緩速體 63 (73) 的主體部 631 (731) 由  $D_2O$ 、 $AlF_3$ 、Fluental<sup>TM</sup>、 $CaF_2$ 、 $Li_2CO_3$ 、 $MgF_2$  和  $Al_2O_3$  中的至少一種製成，補充部 632 (732) 由 Zn、Mg、Al、Ti、La、Pb、Zr 和

Bi 中的任意一種製成，且補充部 632 (732) 使用的材料與主體部 631 (731) 使用的材料不同。

【0077】 下面採用 MCNP 軟體對第六實施例和第七實施例中主體部採用  $MgF_2$  材料，補充部分別採用 Zn、Mg、Al、Ti、La、Pb、Zr 和 Bi 製成的模擬計算（並且以補充部採用與主體部相同材料的  $MgF_2$  作為對比）：

【0078】 其中，表七示出了評估中子射束劑量表現優劣的參數在這兩種實施例中的模擬數值：

表七：評估中子射束劑量表現優劣的參數

參數	補充部（材料）								
	$MgF_2$	Mg	Al	Zn	Ti	La	Pb	Zr	Bi
照射時間(10mA)	33.2	28.5	27.6	34.4	33.5	28.0	28.0	30.3	27.8
30.0RBE-Gy 可治療深度	7.49	7.56	7.55	7.58	7.53	7.47	7.47	7.46	7.45
腫瘤最大劑量	72.2	68.4	67.7	68.7	68.2	63.2	66.5	68.9	66.9
正常腦組織最大劑量	12.0	11.3	11.2	11.3	11.7	10.6	11.1	11.5	11.1
皮膚最大劑量	11.0	11.0	11.0	11.0	11.0	11.0	11.0	11.0	11.0

【0079】 由表七可知，相對於主體部和補充部都採用  $MgF_2$  材料的情況而言，使用  $MgF_2$  材料製成主體部，分別使用 Zn 和 Ti 製成補充部時，中子射束劑量的可治療深度能夠得到改善；使用  $MgF_2$  材料製成主體部，分別使用 La、Pb、Zr 和 Bi 製成補充部時，中子射束劑量的照射時間能夠得到

改善；而使用  $MgF_2$  材料製成主體部，使用 Mg 或者 Al 製成補充部時，中子射束劑量的照射時間和可治療深度上均能夠得到明顯的改善。因此，作為一種優選地，緩速體的主體部 631 (731) 使用  $MgF_2$  材料製成，補充部 632 (732) 使用 Mg 或者 Al 製成。

【0080】 且，採用表七中 Zn、Mg、Al、Ti、La、Pb、Zr 和 Bi 的材料較易取得，採用這些材料製成補充部可以很大程度上降低緩速體的製造成本。

【0081】 本新型實施例中所述的“柱體”、“柱體部”或“柱體狀”係指沿著圖示方向的一側到另一側其外輪廓的整體趨勢基本不變的結構，外輪廓的其中一條輪廓線可以是線段，如圓柱體狀的對應的輪廓線，也可以是曲率較大的接近線段的圓弧，如曲率較大的球面體狀的對應的輪廓線，外輪廓的整個表面可以是圓滑過渡的，也可以是非圓滑過渡的，如在圓柱體狀或曲率較大的球面體狀的表面做了很多凸起和凹槽。

【0082】 本新型實施例中所述的“錐體”、“錐體部”或“錐體狀”是指沿著圖示方向的一側到另一側其外輪廓的整體趨勢逐漸變小的結構，外輪廓的其中一條輪廓線可以是線段，如圓錐體狀的對應的輪廓線，也可以是圓弧，如球面體狀的對應的輪廓線，外輪廓的整個表面可以是圓滑過渡的，也可以是非圓滑過渡的，如在圓錐體狀或球面體狀的表面做了很多凸起和凹槽。

【0083】 本新型所揭示之用於中子捕獲治療的射束整形體，並不侷限於以上實施例所述內容和附圖所示結構。於本新型的基礎上，對其組

件材料、形狀及位置進行任何變更、替換或者修改，均應包含於本新型要求保護之範圍內。

### 【符號說明】

- 【0084】 10、20、30、40、50、60、70：射束整形體
- 【0085】 11、21、31、41、51、61、71：射束入口
- 【0086】 12、22、32、42、52、62、72：靶材
- 【0087】 13、23、33、43、53、63、73：緩速體
- 【0088】 14、24、34、44、54、64、74：反射體
- 【0089】 15、25、35、45、55、65、75：熱中子吸收體
- 【0090】 16、26、36、46、56、66、76：輻射屏蔽
- 【0091】 161、261、561、661、761：光子屏蔽
- 【0092】 162、262、562、662、762：中子屏蔽
- 【0093】 17、27、37、47、57、67、77：射束出口
- 【0094】 18、68：間隙通道
- 【0095】 19、28、38、48、58、69、78：空氣通道
- 【0096】 631、731：主體部
- 【0097】 632、732：補充部
- 【0098】 633、733：柱體部
- 【0099】 634、734：錐體部
- 【00100】 X、X1、X2、X3、X6、X7：主軸
- 【00101】 B、B1、B2、B3：假體

### 【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)

公告本
-----

## 新型摘要

※ 申請案號：

105217415

A61B 6/08 (2006.02)

※ 申請日：

105. 11. 15

※IPC 分類：

A61N 5/00 (2006.02)

## 【新型名稱】(中文/英文)

用於中子捕獲治療的射束整形體

## 【中文】

一種用於中子捕獲治療的射束整形體，所述射束整形體包括射束入口；靶材，所述靶材與自所述射束入口入射的質子束發生核反應以產生中子，所述中子形成中子射束，所述中子射束限定一根主軸；鄰接於所述靶材的緩速體，所述緩速體將自所述靶材產生的中子減速至超熱中子能區，所述緩速體設置成包含至少一個錐體狀的形狀，所述緩速體具有主體部和包圍在主體部外周的補充部，所述補充部的材料與主體部的材料不同；包圍在所述緩速體外的反射體，所述反射體將偏離所述主軸的中子導回所述主軸以提高超熱中子射束強度；與所述緩速體鄰接的熱中子吸收體，所述熱中子吸收體用於吸收熱中子以避免治療時與淺層正常組織造成過多劑量；設置在所述射束整形體內的輻射屏蔽和射束出口，所述輻射屏蔽用於屏蔽滲漏的中子和光子以減少非照射區的正常組織劑量。

## 【英文】

## 申請專利範圍

1. 一種用於中子捕獲治療的射束整形體，其中，所述射束整形體包括射束入口；靶材，所述靶材與自所述射束入口入射的質子束發生核反應以產生中子，所述中子形成中子射束，所述中子射束限定一根主軸；鄰接於所述靶材的緩速體，所述緩速體將自所述靶材產生的中子減速至超熱中子能區，所述緩速體設置成包含至少一個錐體狀的形狀，所述緩速體具有主體部和包圍在主體部外周的補充部，所述補充部的材料與主體部的材料不同；包圍在所述緩速體外的反射體，所述反射體將偏離所述主軸的中子導回所述主軸以提高超熱中子射束強度；與所述緩速體鄰接的熱中子吸收體，所述熱中子吸收體用於吸收熱中子以避免治療時與淺層正常組織造成過多劑量；設置在所述射束整形體內的輻射屏蔽和射束出口，所述輻射屏蔽用於屏蔽滲漏的中子和光子以減少非照射區的正常組織劑量。
2. 如請求項1所述之用於中子捕獲治療的射束整形體，其中，所述主體部包括鄰接於靶材的錐體部和鄰接於錐體部的柱體部，所述補充部包覆於柱體部的外圓周表面並與錐體部連接從而與錐體部共同形成所述錐體狀。
3. 如請求項1所述之用於中子捕獲治療的射束整形體，其中，所述射束整形體進一步用於加速器硼中子捕獲治療。
4. 如請求項3所述之用於中子捕獲治療的射束整形體，其中，加速器硼中子捕獲治療通過加速器將質子束加速，所述靶材由金屬製成，所述質子束加速至足以克服靶材原子核庫倫斥力的能量，與所述靶材發生核反應以產生中子。
5. 如請求項1所述之用於中子捕獲治療的射束整形體，其中，所述射束整

形體能將中子緩速至超熱中子能區，並降低熱中子及快中子含量，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，所述緩速體由具有快中子作用截面大、超熱中子作用截面小的材料製成，所述反射體由具有中子反射能力強的材料製成，所述熱中子吸收體由與熱中子作用截面大的材料製成。

6. 如請求項4所述之用於中子捕獲治療的射束整形體，其中，所述緩速體由D<sub>2</sub>O、AlF<sub>3</sub>、Fluental<sup>TM</sup>、CaF<sub>2</sub>、Li<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>、MgF<sub>2</sub>和Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>中的至少一種製成，所述反射體由Pb或Ni中的至少一種製成，所述熱中子吸收體由<sup>6</sup>Li製成，所述熱中子吸收體和所述射束出口之間設有空氣通道，所述輻射屏蔽包括光子屏蔽和中子屏蔽。

7. 如請求項4所述之用於中子捕獲治療的射束整形體，其中，所述補充部由Zn、Mg、Al、Ti、La、Pb、Zr和Bi中的任意一種製成。

8. 如請求項1所述之用於中子捕獲治療的射束整形體，其中，所述緩速體設置成包含一個錐體狀和與所述錐體狀鄰接的一個柱體狀的形狀。

9. 如請求項1所述之用於中子捕獲治療的射束整形體，其中，所述緩速體設置成兩個相反方向相互鄰接的錐體狀。

10. 如請求項9所述之用於中子捕獲治療的射束整形體，其中，所述主體部包括柱體部和位於柱體部兩端並與柱體部兩端連接的錐體部，所述補充部包覆於柱體部外周並與兩個錐體部連接而使緩速體呈相反方向相互鄰接的錐體狀。

**【代表圖】**

**【本案指定代表圖】：**第（ 9 ）圖。

**【本代表圖之符號簡單說明】：**

- 60：射束整形體
- 61：射束入口
- 62：靶材
- 63：緩速體
- 64：反射體
- 65：熱中子吸收體
- 66：輻射屏蔽
- 661：光子屏蔽
- 662：中子屏蔽
- 67：射束出口
- 68：間隙通道
- 69：空氣通道
- X：主軸
- B：假體

**【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：**