



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本

(11)證書號數：TW I830626 B

(45)公告日：中華民國 113 (2024) 年 01 月 21 日

(21)申請案號：112109935

(22)申請日：中華民國 110 (2021) 年 12 月 23 日

(51)Int. Cl. : A61N5/00 (2006.01)

A61N5/10 (2006.01)

G16H20/40 (2018.01)

(30)優先權：2020/12/31

中國大陸

202011637729.1

(71)申請人：大陸商中硼（廈門）醫療器械有限公司（中國大陸）NEUBORON THERAPY
SYSTEM LTD. (CN)

中國大陸

(72)發明人：鐘萬兵 ZHONG, WAN-BING (CN)；陳江 CHEN, JIANG (CN)

(74)代理人：許世正

(56)參考文獻：

TW 201701922A

TW 201919541A

TW 202039027A

TW 202042864A

CN 108295384A

CN 109985316A

US 2020/0324145A1

審查人員：賴冠宇

申請專利範圍項數：10 項 圖式數：8 共 46 頁

(54)名稱

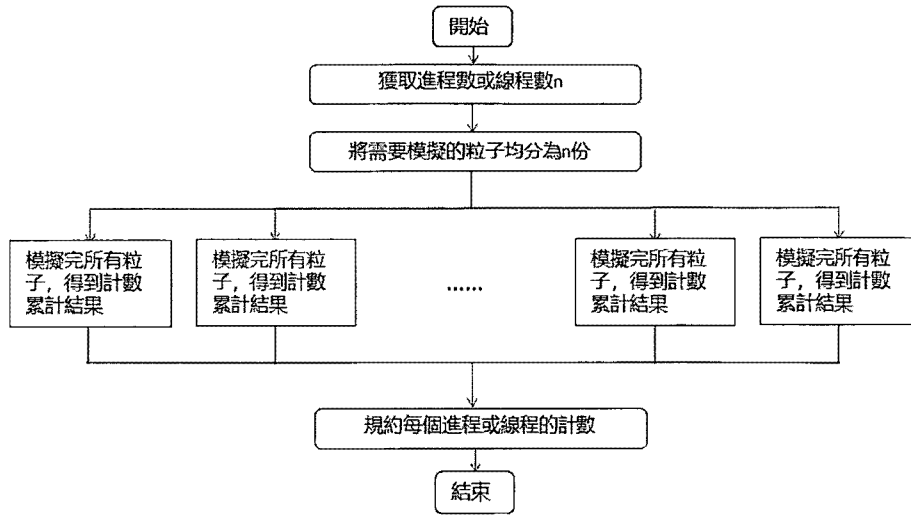
放射線照射系統及其控制方法

(57)摘要

本發明實施例提供一種放射線照射系統及其控制方法，綜合元素在人體內的重量占比及與中子和光子的反應強度，篩選出在放射線照射系統的運用場景中對中子及光子的模擬計算結果具有影響力的元素，在模擬過程中，僅對篩選出的元素進行模擬，能夠極大的提升計算速度、減少計算時間。

指定代表圖：

第 3 圖



I830626

分割案 公告本

發明摘要

※ 申請案號：

※ 申請日：

※IPC 分類：

【發明名稱】(中文/英文)

放射線照射系統及其控制方法

【中文】

本發明實施例提供一種放射線照射系統及其控制方法，綜合元素在人體內的重量占比及與中子和光子的反應強度，篩選出在放射線照射系統的運用場景中對中子及光子的模擬計算結果具有影響力的元素，在模擬過程中，僅對篩選出的元素進行模擬，能夠極大的提升計算速度、減少計算時間。

【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】：

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

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)

放射線照射系統及其控制方法

【技術領域】

【0001】 本發明一方面涉及一種放射線照射系統；本發明另一方面涉及一種放射線照射系統的控制方法。

【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：多型性膠質母細胞瘤（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（Boron Neutron Capture Therapy, BNCT），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】 硼中子捕獲治療是利用含硼 (^{10}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 ^4He 和 ^7Li 兩個重荷電粒子，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】 為使輻射粒子盡可能多地殺死癌細胞的同時減少對正常細胞的損傷，通常在對病人治療之前進行CT或者PET的影像掃描，根據掃描結果得到人體的組織材料資訊，根據材料資訊和輻射源建立計算模型，模擬出輻射粒子在人體中的輸運過程，最終得到輻射粒子在人體中的劑量分佈，然後選擇對病人劑量分佈最優的方案作為病人治療的方案。

【0006】 目前放療計畫系統中的劑量計算模組主要是採用蒙特卡洛方法對輻射粒子進行模擬得到。對於傳統放療需要模擬光子、電子的運動過程，對於放射線照射治療則需要模擬中子、光子的運動過程。蒙特卡洛方法目前是劑量計算的最準確的方法，但是計算耗時很長、記憶體消耗較大。

【0007】 目前放療計算使用的大多是MCNP、Geant4這類通用性蒙特卡洛程式，其中MCNP最初用於反應堆設計計算，Geant4最初用於高能物理計算，其在設計之初並沒有考慮到放療的物理場景，因此並未針對放療計算領域做特殊的優化。放療計畫的制定通常需要在規定的時間內完成，如放射線照射治療要求放療計畫系統要在一小時內給出治療方案，

其中劑量計算過程佔據了放療計畫制定的大部分時間，因此需要優化劑量計算方法以降低放療計畫制定時間。

【發明內容】

【0007】 為了克服現有技術的缺陷，本發明第一方面提供一種放射線照射系統，包括：射束照射裝置，射束照射裝置用於產生治療用射束並將治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；治療計畫模組，治療計畫模組用於根據治療用射束的參數和被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫，綜合元素在人體內的重量占比及與中子和光子的反應強度，篩選出在放射線照射系統運用場景中對中子及光子的模擬計算結果具有影響力的元素，在模擬過程中，僅對篩選出的元素進行模擬；及控制模組，控制模組用於根據治療計畫控制射束照射裝置的照射。

【0008】 其他實施例中，治療計畫模組篩選出的元素選自H、He、Li、Be、B、C、N、O、F、Na、Mg、Al、Si、P、S、Cl、Ar、K及Ca中的一種或多種。

【0009】 更具體地，治療計畫模組篩選出的元素為H、He、Li、Be、B、C、N、O、F、Na、Mg、Al、Si、P、S、Cl、Ar、K及Ca。

另一實施例中，治療計畫模組在每個元素對應的中子截面資料庫中，去除除 294K 和 0K 以外的其他溫度對應的資料庫。

【0010】 放射線照射系統優選為中子捕獲治療系統，射束照射裝置包括中子產生裝置、射束整形體和治療台，中子產生裝置包括加速器和靶材，加速器對帶電粒子加速產生帶電粒子線並

與靶材作用產生中子線，射束整形體能夠調整中子產生裝置產生的中子線到預設射束品質，中子產生裝置產生的中子線通過射束整形體照射向治療台上的被照射體。

【0011】 本發明第二方面提供放射線照射系統的控制方法，其中，放射線照射系統包括：射束照射裝置，射束照射裝置用於產生治療用射束並將治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；治療計畫模組，治療計畫模組用於根據治療用射束的參數和被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫；及控制模組，控制模組用於根據治療計畫控制射束照射裝置的照射；放射線照射系統的控制方法包括綜合元素在人體內的重量占比及與中子和光子的反應強度，篩選出在放射線照射系統運用場景中對中子及光子的模擬計算結果具有影響力的元素，在模擬過程中，僅對篩選出的元素進行模擬。

【0012】 其他實施例中，治療計畫模組篩選出的元素選自H、He、Li、Be、B、C、N、O、F、Na、Mg、Al、Si、P、S、Cl、Ar、K及Ca中的一種或多種。

【0013】 更具體地，治療計畫模組篩選出的元素為H、He、Li、Be、B、C、N、O、F、Na、Mg、Al、Si、P、S、Cl、Ar、K及Ca。

【0014】 另一實施例中，控制方法進一步包括治療計畫模組在每個元素對應的中子截面資料庫中，去除除294K和0K以外的其他溫度對應的資料庫。

【0015】 放射線照射系統優選為中子捕獲治療系統，射束

照射裝置包括中子產生裝置、射束整形體和治療台，中子產生裝置包括加速器和靶材，加速器對帶電粒子加速產生帶電粒子線並與靶材作用產生中子線，射束整形體能夠調整中子產生裝置產生的中子線到預設射束品質，中子產生裝置產生的中子線通過射束整形體照射向治療台上的被照射體。

【0016】 本發明實施例記載的放射線照射系統及其控制方法，綜合元素在人體內的重量占比及與中子和光子的反應強度，篩選出在放射線照射系統的運用場景中對中子及光子的模擬計算結果具有影響力的元素，在模擬過程中，僅對篩選出的元素進行模擬，能夠極大的提升治療計畫模組的計算速度、減少計算時間。

【0017】 本發明第三方面提供一種放射線照射系統，包括：射束照射裝置，所述射束照射裝置用於產生治療用射束並將所述治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；治療計畫模組，所述治療計畫模組用於根據所述治療用射束的參數和所述被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫，其中，將不同源粒子的模擬任務分配到不同進程或者線程中，每個進程或者線程的計算任務完成後再匯總，得到最終的計算結果；及控制模組，所述控制模組用於根據所述治療計畫控制所述射束照射裝置的照射。

【0018】 放射線照射系統優選為中子捕獲治療系統，所述射束照射裝置包括中子產生裝置、射束整形體和治療台，所述中子產生裝置包括加速器和靶材，所述加速器對帶電粒子加速產生帶電粒子線並與所述靶材作用產生中子線，所述射束整形體能夠

調整所述中子產生裝置產生的中子線到預設射束品質，所述中子產生裝置產生的中子線通過所述射束整形體照射向所述治療台上的所述被照射體。

【0019】 在一實施例中，採用CPU的進程並行、線程並行和GPU加速對粒子進行模擬，進程並行和線程並行均是採用多核CPU來實現平行計算，CPU的進程並行、線程並行的計算過程如下：首先，系統獲取進程數或線程數，得到數值n；然後，系統將需要模擬的粒子均分為n分；接下來，每個線程或進程分別單獨對每一份粒子進行模擬並計數；最後，系統將每個進程或線程得到的計數進行統計，得到最終劑量。

【0020】 在一實施例中，GPU加速是使用GPU的多處理器平行計算實現，GPU加速模擬計算的過程如下：首先，系統將隨機數、截面資料等從CPU記憶體傳輸到GPU顯存中，然後，GPU中的每個處理器對單個粒子進行模擬、計算、計數，並將計數結果統計到全域計數中；接下來，系統判斷是否還有粒子未進行模擬，如果已無粒子未進行模擬，則將計數結果從GPU記憶體中傳輸到CPU記憶體中，如果仍有粒子未進行模擬，則返回上一步驟，繼續對未進行模擬的粒子進行模擬並計數，直到所有粒子均模擬完成。

【0021】 本發明第四方面提供一種放射線照射系統的控制方法，其中：所述放射線照射系統包括：射束照射裝置，所述射束照射裝置用於產生治療用射束並將所述治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；治療計畫模組，所述治療計畫模組用於根據所述治療用射束的參數和所述被照射部位的醫學影像資料進行劑量

模擬計算並生成治療計畫；及控制模組，所述控制模組用於根據所述治療計畫控制所述射束照射裝置的照射；所述放射線照射系統的控制方法包括將不同源粒子的模擬任務分配到不同進程或者線程中，每個進程或者線程的計算任務完成後再匯總，得到最終的計算結果。

【0022】 在一實施例中，採用CPU的進程並行、線程並行和GPU加速對粒子進行模擬。

【0023】 優選地，進程並行和線程並行均是採用多核CPU來實現平行計算。

【0024】 在一實施例中，CPU的進程並行、線程並行的計算過程如下：首先，系統獲取進程數或線程數，得到數值n；然後，系統將需要模擬的粒子均分為n分；接下來，每個線程或進程分別單獨對每一份粒子進行模擬並計數；最後，系統將每個進程或線程得到的計數進行統計，得到最終劑量。

【0025】 優選地，GPU加速是使用GPU的多處理器平行計算實現。

【0026】 GPU加速模擬計算的過程如下：首先，系統將隨機數、截面資料等從CPU記憶體傳輸到GPU顯存中，然後，GPU中的每個處理器對單個粒子進行模擬、計算、計數，並將計數結果統計到全域計數中；接下來，系統判斷是否還有粒子未進行模擬，如果已無粒子未進行模擬，則將計數結果從GPU記憶體中傳輸到CPU記憶體中，如果仍有粒子未進行模擬，則返回上一步驟，繼續對未進行模擬的粒子進行模擬並計數，直到所有粒子均模擬完成。

【0027】 本發明實施例記載的放射線照射系統及其控制方法，將

不同源粒子的模擬任務分配到不同進程或者線程中，每個進程或者線程的計算任務完成後再匯總，得到最終的計算結果，能夠極大的提升計算速度、減少計算時間。

【0028】 本發明第五方面提供一種放射線照射系統，包括：射束照射裝置，所述射束照射裝置用於產生治療用射束並將所述治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；治療計畫模組，所述治療計畫模組用於根據所述治療用射束的參數和所述被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫，其中，當光子的半吸收厚度小於等於第一預設值時，停止對光子的模擬；及控制模組，所述控制模組用於根據所述治療計畫控制所述射束照射裝置的照射。

【0029】 放射線照射系統優選為中子捕獲治療系統，所述射束照射裝置包括中子產生裝置、射束整形體和治療台，所述中子產生裝置包括加速器和靶材，所述加速器對帶電粒子加速產生帶電粒子線並與所述靶材作用產生中子線，所述射束整形體能夠調整所述中子產生裝置產生的中子線到預設射束品質，所述中子產生裝置產生的中子線通過所述射束整形體照射向所述治療台上的所述被照射體。

【0030】 在一實施例中，所述治療計畫模組對光子的半吸收厚度 t 採用公式（1-1）進行計算：

$$t = \frac{\ln 2}{\mu} \approx \frac{0.693}{\mu} \quad (1-1)$$

其中 μ 為光子的線性衰減因數，由光子所經過的材料和光子能量決定。

【0031】 其中，第一預設值為一個細胞的大小，優選地，第一預設值為0.2mm；當光子能量小於等於第二預設值時，光子能量對應的光子的半吸收厚度小於等於第一預設值；其中第二預設值為10KeV。

【0032】 本發明第六方面提供一種放射線照射系統的控制方法，其中：所述放射線照射系統包括：射束照射裝置，所述射束照射裝置用於產生治療用射束並將所述治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；治療計畫模組，所述治療計畫模組用於根據所述治療用射束的參數和所述被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫；及控制模組，所述控制模組用於根據所述治療計畫控制所述射束照射裝置的照射；所述放射線照射系統的控制方法包括當光子的半吸收厚度小於等於第一預設值時，停止對光子的模擬。

【0033】 在一實施例中，所述治療計畫模組對光子的半吸收厚度 t 採用公式（1-1）進行計算：

$$t = \frac{\ln 2}{\mu} \approx \frac{0.693}{\mu} \quad (1-1)$$

其中 μ 為光子的線性衰減因數，由光子所經過的材料和光子能量決定。

【0034】 其中，第一預設值為一個細胞的大小。

【0035】 優選地，第一預設值為0.2mm。

【0036】 當光子能量小於等於第二預設值時，光子能量對應的光子的半吸收厚度小於等於第一預設值。

【0037】 優選地，第二預設值為10KeV。

【0038】 本發明實施例記載的放射線照射系統及其控制方法，當光子的半吸收厚度小於等於第一預設值時，停止對光子的模擬，能夠在保證計算精度的前提下減少計算時間。

【0039】 本發明第七方面提供一種放射線照射系統，包括：射束照射裝置，射束照射裝置用於產生治療用射束並將治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；治療計畫模組，治療計畫模組用於根據治療用射束的參數和被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫，其中，治療計畫模組採用降方差對粒子進行模擬；及控制模組，控制模組用於根據治療計畫控制射束照射裝置的照射。

【0040】 進一步地，降方差包括隱俘獲、權窗遊戲和賭分裂；放射線照射系統為中子捕獲治療系統，射束照射裝置包括中子產生裝置、射束整形體和治療台，中子產生裝置包括加速器和靶材，加速器對帶電粒子加速產生帶電粒子線並與靶材作用產生中子線，射束整形體能夠調整中子產生裝置產生的中子線到預設射束品質，中子產生裝置產生的中子線通過射束整形體照射向治療台上的被照射體。

【0041】 本發明第八方面提供一種放射線照射系統的控制方法，其中，放射線照射系統包括：射束照射裝置，射束照射裝置用於產生治療用射束並將治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；治療計畫模組，治療計畫模組用於根據治療用射束的參數

和被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫；及控制模組，控制模組用於根據治療計畫控制射束照射裝置的照射；放射線照射系統的控制方法包括治療計畫模組採用降方差對粒子進行模擬。

【0042】 進一步地，降方差包括隱俘獲、權窗遊戲和賭分裂；採用降方差對粒子進行模擬包括：S1：獲取一個源粒子；S2：判斷粒子在柵元內是否碰撞，如果是，依次執行S3、S4，如果否，依次執行S5、S6；S3：隱俘獲處理；S4：判斷權重是否低於權窗，如果是，執行S7，如果否，回到S2；S5：賭分裂處理；S6：判斷是否進行賭處理，如果是，執行S7，如果否，回到S2；S7：判斷是否賭死，如果是，執行S8，如果否，執行S9後回到S2；S8：判斷粒子是否處理完，如果是，流程結束，如果否，回到S1；S9：權重除以賭死的概率。

【0043】 進一步地，賭分裂包括：S1：計算每個網格的網格空間重要性並一一記錄；S2：獲取粒子；S3：對粒子做權窗檢查和操作；S4：計算粒子跨越網格邊界前後的網格空間重要性 I_n 和 I_{n+1} ；S5：比較 I_n 是否大於 I_{n+1} ，如果不是，執行S6後回到S3，如果是，執行S7；S6：分裂粒子並降低粒子權重；S7：判斷是否賭死粒子，如果判斷賭死粒子，執行S9，如果判斷不賭死粒子，執行S8後回到S3；S8：增加粒子權重；S9：判斷粒子是否模擬完，如果判斷未模擬完，回到S2；如果判斷已模擬完，結束。

【0044】 進一步地，隱俘獲包括：S1：獲取粒子；S2：判斷粒子在柵元內是否碰撞，如果是，執行S3，如果否，回到S1；S3：權重乘以發生散射的概率；S4：判斷粒子權重是否小於最低權重，如果是，執行S5，

如果否，回到S2；S5：判斷是否賭死粒子，如果是，執行S7；如果否，執行S6後回到S2；S6：權重除以賭死的概率；S7：判斷粒子是否模擬完，如果判斷未模擬完，回到S1；如果判斷已模擬完，結束。

【0045】 進一步地，權窗遊戲包括：S1：模擬粒子運動；S2：判斷粒子權重是否在權窗範圍內，如果是，回到S1，如果不是，執行S3；S3：判斷權重是否大於權窗，如果是，執行S4後回到S1，如果不是，執行S5；S4：分裂粒子，降低權重；S5：判斷是否賭死，如果是，結束，如果不是，執行S6後回到S1；S6：增大粒子權重。

【0046】 在一實施例中，網格空間重要性通過解伴隨輸運方程得到，伴隨輸運方程形式如下：

$$-\frac{1}{v} \frac{\partial \phi^*(r, E, \Omega, t)}{\partial t} - \Omega \cdot \nabla \phi^*(r, E, \Omega, t) + \Sigma_t(r, E) \phi^*(r, E, \Omega, t) = S^*(r, E, \Omega, t) + \iint \Sigma_s(r, E \rightarrow E', \Omega \rightarrow \Omega') \phi^*(r, E', \Omega', t) d\Omega' dE dE'$$

其中 ϕ^* 為伴隨通量， s^* 是伴隨源， v 是粒子運動的速度， Ω 是粒子運動的方向， Σ_t 是粒子與物質發生碰撞的反應截面， Σ_s 是散射截面， r 是粒子所在的位置， E 是粒子的能量， t 是時間。

【0047】 更具體地，粒子從網格空間重要性為 I_n 的網格運動到網格空間重要性為 I_{n+1} 的網格，若 $I_{n+1} > I_n$ ，令 $m = I_{n+1}/I_n$ ，粒子分裂成 m 個粒子，每個粒子的權重降為原來的 $1/m$ ；若 $I_{n+1} < I_n$ ，粒子進行賭技巧，令 $P = I_{n+1}/I_n$ ，從0到1之間抽樣一個隨機數 x ，若 x 小於 P ，則粒子存活，權重乘以 $1/P$ ，否則粒子被賭死，終止粒子的模擬。

【0048】 在其他實施例中，粒子權重的上限為10、下限為0.25；當粒子權重 w 大於10，令 w 的整數部分為 w_1 ，小數部分為 w_2 ，在0到1之間抽

樣一個隨機數 x ，當 x 小於 w_2 時，令 $w=w_1+1$ ，當 x 大於 w_2 時，令 $w=w_1$ 。然後將一個粒子分裂成 w 個粒子進行模擬，直到每個粒子權重降到1。

【0049】 本發明實施例記載的放射線照射系統及其控制方法，其採用降方差對粒子進行模擬，能夠在保證計算精度的前提下減少計算時間。

【0050】 本發明第九方面提供一種放射線照射系統，包括：射束照射裝置，射束照射裝置用於產生治療用射束並將治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；治療計畫模組，治療計畫模組用於根據治療用射束的參數和被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫，其中，治療計畫模組採用非均勻網格進行模擬計算；及控制模組，控制模組用於根據治療計畫控制射束照射裝置的照射。

【0051】 進一步地，治療計畫模組設置為重要區域的網格的尺寸小於非重要區域的網格的尺寸。

【0052】 進一步地，治療計畫模組設置為腫瘤所在區域的網格尺寸小於等於0.4mm。

【0053】 進一步地，治療計畫模組設置為血液、空氣、骨頭所在區域的網格尺寸大於等於1.6mm。

【0054】 進一步地，治療計畫模組設置為正常肌肉所在的區域的網格尺寸設置為大於0.8mm小於1.6mm。

【0055】 放射線照射系統優選為中子捕獲治療系統，射束照射裝置包括中子產生裝置、射束整形體和治療台，中子產生裝

置包括加速器和靶材，加速器對帶電粒子加速產生帶電粒子線並與靶材作用產生中子線，射束整形體能夠調整中子產生裝置產生的中子線到預設射束品質，中子產生裝置產生的中子線通過射束整形體照射向治療台上的被照射體。

【0056】 本發明的第十方面提供一種放射線照射系統的控制方法，其中，放射線照射系統包括：射束照射裝置，射束照射裝置用於產生治療用射束並將治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；治療計畫模組，治療計畫模組用於根據治療用射束的參數和被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫；及控制模組，控制模組用於根據治療計畫控制射束照射裝置的照射；放射線照射系統的控制方法包括治療計畫模組採用非均勻網格進行模擬計算。

【0057】 該控制方法進一步包括：治療計畫模組設置為重要區域的網格的尺寸小於非重要區域的網格的尺寸。

【0058】 該控制方法進一步包括：治療計畫模組設置為腫瘤所在區域的網格尺寸小於等於0.4mm。

【0059】 該控制方法進一步包括：治療計畫模組設置為血液、空氣、骨頭所在區域的網格尺寸大於等於1.6mm；正常肌肉所在的區域的網格尺寸設置為大於0.8mm小於1.6mm。

【0060】 本發明實施例記載的放射線照射系統及其控制方法，其採用非均勻網格進行模擬計算，能夠在不顯著增加計算時間的情況下提升重要區域的計算精度，並在在滿足非重要區域計算準確度的情況下降低計

算時間。

【圖式簡單說明】

【0061】 圖1為本發明實施例的硼中子捕獲治療系統的模組示意圖。

【0062】 圖 2 為本發明實施例的硼中子捕獲治療系統的結構示意圖。

【0063】 圖 3 是本發明實施例中 CPU 的進程並行、線程平行計算流程圖。

【0064】 圖 4 是本發明實施例中 GPU 加速模擬計算的流程圖。

【0065】 圖 5 是本發明實施例中使用降方差技巧對粒子進行模擬的流程圖。

【0066】 圖 6 是本發明實施例中賭分裂的流程圖。

【0067】 圖 7 是本發明實施例中隱俘獲的流程圖。

【0068】 圖 8 是本發明實施例中權窗遊戲的流程圖。

【實施方式】

【0069】 下面結合附圖對本發明的實施例做進一步的詳細說明，以令本領域技術人員參照說明書文字能夠據以實施。

【0070】 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爐或加速器供應。硼中子捕獲治療（Boron Neutron Capture Therapy, BNCT）是利用含硼（ ^{10}B ）藥物對熱中子具有高捕獲截面

的特性，借由 $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$ 中子捕獲及核分裂反應產生 ^4He 和 ^7Li 兩種重荷電粒子，兩種重荷電粒子的平均能量約為 2.33MeV ，具有高線性轉移(Linear Energy Transfer, LET)和短射程的特徵， α 粒子的線性能量與射程分別為 $150\text{KeV}/\mu\text{m}$ 、 $8\mu\text{m}$ ，而 ^7Li 重荷粒子則為 $175\text{KeV}/\mu\text{m}$ 、 $5\mu\text{m}$ ，兩種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時，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，達到精準殺死腫瘤細胞的目的。

【0071】 無論硼中子捕獲治療的中子源來自核反應爐或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沉積的輻射應儘量降低。為更瞭解中子在人體中的劑量分佈，除了空氣射束品質因素之外，本發明的實施例中使用人體頭部組織假體進行劑量分佈計算，並以假體射束品質因素來作為中子射束的設計參考。

【0072】 國際原子能機構（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建議，此五項建議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。這五項建議分別如下：

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

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

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

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

中子電流與通量比值 epithermal neutron current to flux ratio > 0.7

注：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。

【0073】 參照圖1所示，本實施例中的放射線照射系統為硼中子捕獲治療系統100，包括中子束照射裝置10、治療計畫模組20和控制模組30。中子束照射裝置10用於產生治療用中子束N並將治療用中子束N照射到被照射體200形成被照射部位。治療計畫模組20根據中子束照射裝置10產生的治療用中子束N的參數和被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫，治療計畫確定被照射部位在照射治療時相對於中子束照射裝置10的位置及相應的照射時間。在被照射體200按照治療計畫確定的位置被定位後，可以開始治療，控制模組30從治療計畫模組20調取當前被照射體200對應的治療計畫，並根據治療計畫控制中子束照射裝置10的照射。控制模組30還可以接收其他資料資訊，如中子束照射裝置10的資料、被照射體200的資料等。

【0074】 參照圖2所示，該實施例中，中子束照射裝置10包括中子產生裝置11、射束整形體12、準直器13和治療台14，中子產生裝置11包括加速器111和靶材T，加速器111對帶電粒子（如質子、氬核等）進行加速，產生如質子線的帶電粒子線P，帶電粒子線P照射到靶材T並與靶材T作用產生中子線（中子束）N，靶材T優選為金屬靶材。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。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，本發明的實施例中採用鋰金屬製成的靶材。但是本領域技術人員熟知的，靶材T的材料也可以由鋰、鈹之外的金屬材料製成，例如由鉭（Ta）或鎢（W）等形成；靶材T可以為圓板狀，也可以為其他固體形狀，也可以使用液狀物（液體金屬）。加速器111可以是直線加速器、迴旋加速器、同步加速器、同步迴旋加速器，中子產生裝置11也可以是核反應爐而不採用加速器和靶材。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，產生的實際上皆為混合輻射場，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。另外，對於被照射體的正常組織來說，各種輻射線應避免過多，同樣造成不必要的劑量沉積。

【0075】 中子產生裝置11產生的中子束N依次通過射束整形體12和準直器13照射向治療台14上的被照射體200。射束整形體12能夠調整中子產生裝置11產生的中子束N的射束品質，準直器13用以彙聚中子束N，使中子束N在進行治療的過程中具有較高的靶向性。可以理解，本發明也可以不具有準直器，射束從射束整形體12出來後直接照射向治療台14上的被照射體200。

【0076】 射束整形體12進一步包括反射體121、緩速體122、熱中子吸收體123、輻射遮罩體124和射束出口125，中子產生裝置11生成的中子由於能譜很廣，除了超熱中子滿足治療需要以外，需要盡可能的減少其他種類中子及光子含量以避免對操作人員或被照射體造成傷害，因此從中子產生裝置10出來的中子需要經過緩速體22將其中的快中子能量（ $> 40\text{keV}$ ）調整到超熱中子能區（ $0.5\text{eV}-40\text{keV}$ ）並盡可能減少熱中子（ $< 0.5\text{eV}$ ），緩速體22由與快中子作用截面大、超熱中子作用截面小的材料製成，作為一種優選實施例，緩速體122由 D_2O 、 AlF_3 、Fluental™、 CaF_2 、 Li_2CO_3 、 MgF_2 和 Al_2O_3 中的至少一種製成；反射體121包圍緩速體122，並將穿過緩速體122向四周擴散的中子反射回中子射束N以提高中子的利用率，由具有中子反射能力強的材料製成，作為一種優選實施例，反射體121由Pb或Ni中的至少一種製成；緩速體122後部有一個熱中子吸收體123，由與熱中子作用截面大的材料製成，作為一種優選實施例，熱中子吸收體123由Li-6製成，熱中子吸收體123用於吸收穿過緩速體122的熱中子以減少中子束N中熱中子的含量，避免治療時與淺層正常組織造成過多劑量，可以理解，熱中子吸收體也可以是和緩速體一體的，緩速體的材料中

含有Li-6；輻射遮罩體124用於遮罩從射束出口125以外部分滲漏的中子和光子，輻射遮罩體124的材料包括光子遮罩材料和中子遮罩材料中的至少一種，作為一種優選實施例，輻射遮罩體124的材料包括光子遮罩材料鉛（Pb）和中子遮罩材料聚乙烯（PE）。準直器13設置在射束出口125後部，從準直器13出來的超熱中子束向被照射體200照射，經淺層正常組織後被緩速為熱中子到達腫瘤細胞M。可以理解，射束整形體20還可以有其他的構造，只要能夠獲得治療所需超熱中子束即可；為描述方便，當設置有準直器13時，準直器13的出口也可以看做是下文的射束出口125。本實施例中，被照射體200和射束出口125之間還設置了輻射遮罩裝置15，遮罩從射束出口125出來的射束對被照射體正常組織的輻射，可以理解，也可以不設置輻射遮罩裝置15。

【0077】 被照射體200服用或注射含硼（B-10）藥物後，含硼藥物選擇性地聚集在腫瘤細胞M中，然後利用含硼（B-10）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 ^4He 和 ^7Li 兩個重荷電粒子。兩荷電粒子的平均能量約為2.33MeV，具有高線性轉移(Linear Energy Transfer, LET)、短射程特徵， α 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 ^7Li 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，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。

【0078】 硼中子捕獲治療系統100整體容納在混凝土構造的建築物中，具體來說，硼中子捕獲治療系統100還包括照射室101和帶電粒子束生

成室102，治療台14上的被照射體200在照射室101中進行中子束N照射的治療，帶電粒子束生成室102至少部分容納加速器111，射束整形體12至少部分容納在照射室101和帶電粒子束生成室102的分隔壁103內。可以理解，分隔壁103可以是將照射室101和帶電粒子束生成室102完全隔開的；也可以是照射室101和帶電粒子束生成室102之間的部分隔斷，照射室101和帶電粒子束生成室102是相通的。靶材T可以有一個或多個，帶電粒子線P可選擇地與其中一個或幾個靶材T作用或同時與多個靶材T作用，以生成一個或多個治療用中子束N。與靶材T的個數相應，射束整形體12、準直器13、治療台14也可以為一個或多個；多個治療台可以設置在同一個照射室內，也可以為每個治療台設置一個單獨的照射室。照射室101和帶電粒子束生成室102為混凝土壁W（包括分隔壁103）包圍形成的空間，混凝土結構可以遮罩中子捕獲治療系統100工作過程中洩露的中子及其他輻射線。

【0079】 為了能夠最大限度的殺死癌細胞、同時減少輻射線對正常組織的傷害，治療計畫模組20設定中，超熱中子及光子的劑量分佈的精度尤為重要。放射線照射系統應用場景中，劑量計算需要讀取到光子和中子截面資料庫，其中，中子的截面資料庫非常龐大，導致制定放射線照射系統的治療計畫的軟體安裝的時候會佔據較大存儲空間，並且在改用該軟體進行劑量計算模擬時佔用的記憶體空間較大且計算時間較長。本發明下列實施例中給出了一系列治療計畫模組的優化方法，降低運行記憶體的同時減少劑量計算時間，以滿足快速制定放療計畫方案的需求。以下結合附圖對每種優化方法進行描述。

【0080】 實施例一：在治療計畫模組20中優化資料庫。

【0081】 人體內總共含有60多種元素，其中有20多種是必需元素，對維持機體正常的生理功能具有重要意義。人體內含量較多的有碳、氫、氧、氮、磷、氯、鈉、鎂、鉀、鈣等，其中碳、氫、氧、氮是組成人體有機質的主要元素，占人體總重的96%，其餘在人體內大於0.01%的常量元素分別為鈣、鉀、磷、硫、氯、鎂、鈉，其占人體總重量的百分比分別為：1.5%、0.35%、1%、0.25%、0.15%、0.05%、0.15%。可見，碳、氫、氧、氮、鈣、鉀、磷、硫、氯、鎂、鈉的含量已經達到人體總重量的99.45%，而蒙特卡羅內存儲了100多種元素的模擬、計算系統，每次採用蒙特卡羅進行模擬、計算時，均會對每一種元素進行模擬、計算，因此耗費的時間較長。另外，因為存儲了較多的元素對應的計算、模擬系統，導致蒙特卡羅的資料庫異常龐大。然而，在放射線照射系統的應用場景中，在通過蒙特卡羅對人體內的光子、中子等粒子進行模擬計算時，只需要對人體內占人體總重量較大（大於0.01%）的元素進行模擬計算就能夠得到一個較為精確的計算結果，對一些微量元素的模擬計算，會佔用較多的時間，而該計算結果與僅對占人體總重量萬分之一及以上的元素進行模擬計算得到的結果相比，差值在0.001%以內。

【0082】 另外，某些元素，例如Fe，在人體內所占的重量比值雖然較大，但是其不與中子和光子反應或與中子和光子的反應強度不大，因此，這種元素的模擬計算結果對總的計算結果的影響可以忽略不計。而有些元素，例如硼，在人體內的所占的重量比值較小，但是在放射線照射系統的應用場景中會向人體注入大量的硼藥，且其與中子反應較為激烈，對最終的計算結果影響較大。

【0083】 綜合元素在人體內的重量占比及與中子和光子的反應強度，篩選出在放射線照射系統的運用場景中對中子及光子的模擬計算結果具有影響力的元素（選自H、He、Li、Be、B、C、N、O、F、Na、Mg、Al、Si、P、S、Cl、Ar、K及Ca中的一種或多種），在模擬過程中，僅對篩選出的元素進行模擬，從而在保證計算精度的前提下減少模擬計算時間，從而提高蒙特卡羅的運行效率；另外，篩選出的該些元素所對應的資料庫容量僅在原資料庫容量的2%到3%，極大程度降低磁片記憶體需求，降低了製造成本。

【0084】 另一方面，在每個元素對應的中子截面資料庫中，蒙特卡羅的系統記憶體儲了多個溫度的截面資料供選擇，例如：0K、1200K、2500K、250K、294K、600K、900K，但是在放射線照射系統的運用場景中，只需要針對人體模型做模擬計算，而人體的正常溫度在310K-315K之間。根據蒙特卡羅的運行原理，在輸入溫度之後，系統會在存儲的多個溫度中自動匹配一個與輸入溫度最接近的溫度並以該溫度為模擬參數進行模擬計算，因此，當輸入人體溫度之後，系統會自動匹配到資料庫中存儲的溫度294K，並以294K為參數進行模擬計算。另外，在多普勒效應計算時，採用的溫度是0K。也就是說，在放射線照射系統的運用場景中，資料庫中存儲的溫度僅會用到294K和0K兩個，其餘溫度對於放射線照射系統的運用來說是多餘的，因此，將除294K和0K以外的其他溫度對應的資料庫去除，在不影響模擬計算結構的提前下，能夠使資料庫的大小降低至原來的三分之一左右，降低了資料庫的運行成本。

【0085】 表一為分別在294K、310K及330K的溫度下，蒙特卡羅系

統對同一人體模型進行中子劑量模擬計算的結果。

【0086】 表一：在294K、310K及330K的溫度下，蒙特卡羅系統對同一人體模型進行中子劑量模擬計算的結果

溫度	294K	310K	330K
中子劑量	146.63eV/g	146.085eV/g	145.596eV/g

【0087】 通過表一的資料可以看出，溫度的小範圍波動對中子劑量的最終計算結果的影響可以忽略不計，在放射線照射系統應用中，僅保留系統中存儲的294K對應的資料庫即可滿足使用需求且最終的計算結果產生的誤差在可接受的範圍內。

【0088】 實施例二：在粒子模擬過程中截斷進程來降低粒子模擬時間。

【0089】 在放射線照射系統的運用場景中，劑量計算包括中子劑量計算和光子劑量的計算。光子在待照體體內運動過程中，光子能量和光子的半吸收厚度逐漸降低，而光子的吸收截面隨著光子能量和光子的半吸收厚度的降低迅速增大。當光子的半吸收厚度小於一個細胞的大小時，光子極大概率在其所在的細胞內被吸收，此時，直接設定為光子在其所處的細胞內沉積全部能量，不再繼續對其進行模擬，這種處理與繼續模擬光子計算出的劑量分佈誤差在0.1%以內。

【0090】 人體細胞大小為2-200微米，通常，在放射線照射系統的應用中，模型的網格的最小尺寸為0.8mm，則當光子的半吸收厚度小於最小網格尺寸的四分之一時，即可停止對光子的模擬。

【0091】 具體地，光子的半吸收厚度 t 採用公式（1-1）進行計算：

$$t = \frac{\ln 2}{\mu} \approx \frac{0.693}{\mu} \quad (1-1)$$

其中 μ 為光子的線性衰減因數，由光子所經過的材料和光子能量決定。

【0092】 下面以人體骨骼為例，計算不同的光子能量值在骨骼內的半吸收厚度。

【0093】 表二：不同的光子能量在骨骼內的半吸收厚度

光子能量 (KeV)	半吸收厚度 (mm)
0.1	0.0006
1	0.001
4	0.029
6	0.089
8	0.105
10	0.137
12	0.365
14	0.471
16	0.586
18	0.867
20	0.970

【0094】 從表二可以看出，在骨骼內，當光子能量小於10 KeV後，光子的半吸收厚度小於0.2mm，也就是說，當光子能量小於10 KeV後，光子極大可能在其目前處於的網格內被吸收，因此，此時停止對光子

的模擬所得到的劑量與進一步對光子進行模擬所得到的劑量之間的差值在可以接受的範圍內。

【0095】 由於光子在細胞組織中的半吸收厚度取決於光子所經過的材料和光子能量，因此可以給每一種材料設置一個對應的截斷能量，當光子能量低於此截斷能量時，即可停止對光子的模擬。下面通過在人體模型中進行模擬計算得出設置不同的光子截斷能量所對應的光子劑量。

【0096】 表三：在人體模型內設置不同的光子截斷能量所模擬計算得到的光子劑量

光子截斷能量 (KeV)	光子劑量 (eV/g)
0.1	3.00831
1	3.00850
4	3.00905
6	3.01007
8	3.01009
10	3.01101
12	3.01302
15	3.01305
18	3.01309
20	3.01501

【0097】 從表二可以看出，當光子能量小於等於10KeV時停止對光子的模擬計算，最終計算出的光子劑量與繼續對光子進行模擬計算出的劑量分佈誤差在0.1%以內。

【0098】 綜上，在光子模擬計算過程中，當光子能量小於預設的截斷能量時，光子的半吸收厚度小於一個細胞的大小，此時停止對光子的模擬，能夠在不影響劑量分佈計算結果的情況下降低光子劑量的計算時間。

【0099】 在其他實施例中，可以根據實際模擬精度的要求設定第一預設值和第二預設值，當光子的半吸收厚度小於等於第一預設值時，或當光子能量小於等於第二預設值時，停止對光子的模擬，第一預設值其可以大於一個細胞的大小、也可以小於一個細胞的大小，第二預設值可以是12KeV、16KeV等。

【0100】 實施例三：使用並行技術對劑量計算模組進行加速。

【0101】 放射線照射系統治療計畫模組中採用了蒙特卡洛方法，不同源粒子的模擬過程是完全獨立的，也就是不同粒子的模擬順序對計算結果沒有影響，根據這種計算特性，可以將不同源粒子的模擬任務分配到不同進程或者線程中，每個進程或者線程的計算任務完成後再匯總，得到最終的計算結果。電腦能夠提供兩種方式的並行：CPU的進程並行、線程並行和GPU加速。

【0102】 參照圖3所示，所謂CPU的進程並行、線程並行的計算過程如下：首先，系統獲取進程數或線程數，得到數值 n ；然後，系統將需要模擬的粒子均分為 n 分；接下來，每個線程或進程或進程分別單獨對每一份粒子進行模擬並計數；最後，系統將每個進程或線程得到的計數進行統計，得到最終劑量。因粒子被分配給不同的進程或線程同時進行模擬、計算，將模擬、計算的時間壓縮到了採用一個線程或進程對所有粒子進行

模擬、計算所需時間的 n 分之一（進程）或 $2n$ 分之一。

【0103】 其中進程並行和線程並行均是採用多核CPU來實現平行計算，GPU加速是使用GPU的多處理器平行計算實現。進程和線程並行效果受限於CPU的核數，普通單機的核數為4個，那麼進程並行和線程並行最多只能將速度提升4倍（進程）或者8倍（線程），而一個GPU集成了多個處理器，理論上計算速度能夠提升多倍。

【0104】 參照圖4所示，所謂GPU加速模擬計算的過程如下：首先，系統將隨機數、截面資料等從CPU記憶體傳輸到GPU顯存中，然後，GPU中的每個處理器對單個粒子進行模擬、計算、計數，並將計數結果統計到全域計數中；接下來，系統判斷是否還有粒子未進行模擬，如果已無粒子未進行模擬，則將計數結果從GPU記憶體中傳輸到CPU記憶體中，如果仍有粒子未進行模擬，則返回上一步驟，繼續對未進行模擬的粒子進行模擬並計數，直到所有粒子均模擬完成。

【0105】 由於GPU處理器幾多，採用GPU加速模擬計算能夠極大的提升計算速度、減少計算時間。另外，CPU使用Intel Xeon processor with 2.27GHz，價格約6000元，GPU使用NVIDIA Tesla C2050，價格約9000元，每個GPU一共有448個處理器，相當於448個CPU。而CPU的計算時間是GPU計算時間的50到70倍，可見，與CPU相比，採用GPU進行模擬計算，在價格和耗費的時間上均具有較大的優勢。

【0106】 實施例四：採用蒙特卡洛的降方差技巧加速收斂。

【0107】 蒙特卡洛方法有著豐富的降方差技巧來提升程式計算速度，其中治療計畫系統可以使用的降方差技巧包括隱俘獲、權窗遊戲、賭

分裂等，其中賭分裂由賭技巧和分裂技巧組成。以下，對降方差技巧涉及的賭技巧、分裂技巧、網格空間重要性、隱俘獲及權窗遊戲進行解釋。

【0108】 賭技巧：通常，粒子權重的上限設為10、下限設為0.25。當粒子權重 w 降低至小於某個預設值時（例如0.25），在0到1之間抽樣一個隨機數 x ，當 x 小於 w 時，粒子存活，粒子權重恢復到1；若 x 大於或等於 w ，粒子被賭死，終止粒子的模擬。

【0109】 分裂技巧：當粒子權重 w 大於某個值（例如10），令 w 的整數部分為 w_1 ，小數部分為 w_2 ，在0到1之間抽樣一個隨機數 x ，當 x 小於 w_2 時，令 $w=w_1+1$ ，當 x 大於 w_2 時，令 $w=w_1$ 。然後將一個粒子分裂成 w 個粒子進行模擬，直到每個粒子權重降到1。

【0110】 網格空間重要性：處於模型的不同區域的粒子對劑量的貢獻存在差異，用空間重要性表徵粒子對劑量的貢獻，在進行模擬之前，根據腫瘤位置、模型特性等參數計算每個網格的網格空間重要性。粒子從網格空間重要性為 I_n 的網格運動到網格空間重要性為 I_{n+1} 的網格，若 $I_{n+1}>I_n$ ，令 $m=I_{n+1}/I_n$ ，粒子分裂成 m 個粒子，每個粒子的權重降為原來的 $1/m$ ；若 $I_{n+1}<I_n$ ，粒子進行賭技巧，令 $P=I_{n+1}/I_n$ ，從0到1之間抽樣一個隨機數 x ，若 x 小於 P ，則粒子存活，權重乘以 $1/P$ ，否則粒子被賭死，終止粒子的模擬。

【0111】 網格空間重要性計算方法：可以通過計算伴隨通量得到，伴隨通量是通過解伴隨輸運方程得到，伴隨輸運方程式如下：

$$\begin{aligned} & -\frac{1}{v} \frac{\partial \phi^*(r, E, \Omega, t)}{\partial t} - \Omega \cdot \nabla \phi^*(r, E, \Omega, t) + \Sigma_t(r, E) \phi^*(r, E, \Omega, t) \\ & = S^*(r, E, \Omega, t) + \iint \Sigma_s(r, E \rightarrow E', \Omega \rightarrow \Omega') \phi^*(r, E', \Omega', t) d\Omega' dE' \end{aligned}$$

其中 ϕ^* 為伴隨通量， s^* 是伴隨源， v 是粒子運動的速度， Ω 是粒子運動的方向， Σ 是粒子與物質發生碰撞的反應截面， Σ_s 是散射截面， r 是粒子所在的位置， E 是粒子的能量， t 是時間。

【0112】 隱俘獲：當粒子與物質發生相互作用時，粒子只發生散射，不被吸收，每次碰撞粒子權重乘以 $P_{\text{散射}}/P_{\text{總}}$ 。當粒子權重降低至某個值（如0.25），使用賭技巧處理粒子。

【0113】 權窗遊戲：當粒子權重大於某個值時，例如10，進行分裂技巧，當粒子權重小於某個值時，例如0.25，進行賭技巧。此處的兩個值根據軟體性能設定。

【0114】 總的來說，當粒子從網格空間重要性小的地方運動到網格空間重要性大的地方，粒子權重升高，粒子沒有被賭死；權重下降的情況當粒子從網格空間重要性大的地方運動到網格空間重要性小的地方，粒子權重下降，粒子進行分裂或隱俘獲處理。由於熱中子在人體中的吸收截面（主要是N、B等元素）較大，為了加快離中子源較遠處的網格的劑量計算收斂速度，應採用隱俘獲使得粒子運動到這些網格中。當粒子遠離治療區域時，繼續模擬粒子對治療區域的劑量計算意義不大，此時繼續計算會導致計算資源浪費，因此設置網格空間重要性可以降低這種情況發生的概率。如果粒子的權重過小，粒子對計數的貢獻很小，繼續模擬浪費計算資源，粒子權重過大，導致單個計數過大，有造成結果失真的風險，因此應該設置權窗使得粒子的權重處於合適的範圍。因此需要結合隱俘獲、合理設置網格空間重要性以及權窗遊戲來加速蒙卡程式的收斂速度。

【0115】 參照圖5所示，使用降方差技巧對粒子進行模擬的流程如

下：S1：獲取一個源粒子；S2：判斷粒子在柵元內是否碰撞，如果是，依次執行S3、S4，如果否，依次執行S5、S6；S3：隱俘獲處理；S4：判斷權重是否低於權窗，如果是，執行S7，如果否，回到S2；S5：賭分裂處理；S6：判斷是否進行賭處理，如果是，執行S7，如果否，回到S2；S7：判斷是否賭死，如果是，執行S8，如果否，執行S9後回到S2；S8：判斷粒子是否處理完，如果是，流程結束，如果否，回到S1；S9：權重除以賭死的概率。

【0116】 參照圖6所示，賭分裂流程如下：S1：計算每個網格的網格空間重要性並一一記錄；S2：獲取粒子；S3：對粒子做權窗檢查和操作；S4：計算粒子跨越網格邊界前後的網格空間重要性 I_n 和 I_{n+1} ；S5：比較 I_n 是否大於 I_{n+1} ，如果不是，執行S6後回到S3，如果是，執行S7；S6：分裂粒子並降低粒子權重；S7：判斷是否賭死粒子，如果判斷賭死粒子，執行S9，如果判斷不賭死粒子，執行S8後回到S3；S8：增加粒子權重；S9：判斷粒子是否模擬完，如果判斷未模擬完，回到S2；如果判斷已模擬完，結束。

【0117】 參照圖7所示，隱俘獲流程如下：S1：獲取粒子；S2：判斷粒子在柵元內是否碰撞，如果是，執行S3，如果否，回到S1；S3：權重乘以發生散射的概率；S4：判斷粒子權重是否小於最低權重，如果是，執行S5，如果否，回到S2；S5：判斷是否賭死粒子，如果是，執行S7；如果否，執行S6後回到S2；S6：權重除以賭死的概率；S7：判斷粒子是否模擬完，如果判斷未模擬完，回到S1；如果判斷已模擬完，結束。

【0118】 參照圖8所示，權窗遊戲流程如下：S1：模擬粒子運動；

S2：判斷粒子權重是否在權窗範圍內，如果是，回到S1，如果不是，執行S3；S3：判斷權重是否大於權窗，如果是，執行S4後回到S1，如果不是，執行S5；S4：分裂粒子，降低權重；S5：判斷是否賭死，如果是，結束，如果不是，執行S6後回到S1；S6：增大粒子權重。

【0119】 為比較降方差技巧能給劑量計算帶來的加速效果，比較使用隱俘獲和不使用隱俘獲兩種情況的計算時間和結果的標準差。對於同一個體膜模型，計算一千萬個粒子，使用隱俘獲技巧計算時間為1584s，劑量計算標準差為11%，不使用隱俘獲技巧計算時間為1258s，劑量計算標準差為14.5%，為了使標準差降低到和使用隱俘獲一樣，需要將模擬粒子數增加到1600萬個，模擬計算時間增加至2045s，比較使用隱俘獲技巧增加了461s計算時間，即使用隱俘獲技巧將計算時間降低了約20%。

【0120】 實施例五：採用非均勻矩形網格進行模擬計算。

【0121】 傳統的體膜計算採用的往往是均勻網格，有時候為了部分區域的精細計算不得不增加網格數量，導致計算時間變長，運行記憶體成指數增長。從CT或PET讀取的模型得到的往往是均勻網格，其中很多相連區域材料是相同的，如空氣，血液等，這些區域有些並不需要準確計算出細緻的劑量分佈，因此可以用較粗的網格代替細網格；對於腫瘤等重要位置，則需要劃分出更細的網格，實現更精細的計算。採用非均勻網格計算劑量，在提升計算精度的同時，計算時間和運行記憶體不會顯著增加，能夠在不顯著增加計算時間的情況下提升重要區域的計算精度，並在在滿足非重要區域計算準確度的情況下降低計算時間。

【0122】 以下設置不同尺寸的網格進行模擬計算，對比不同網格

尺寸對模擬時間和計算精度的影響。

【0123】 表三：不同尺寸的網格對應的模擬時間及計算精度

網格尺寸	網格數量	所需記憶體/Mb	計算時間/h	中子誤差	光子誤差
1.6mm	650000	96	4.2	3%	5%
0.8mm	2540000	360	8	0.5%	0.6%
0.4mm	11300000	2120	15	0	0
混合網格	4600000	730	5.2	0.1%	0.2%

【0124】 本實驗中，所採用的混合網格是在中子入射方向上，前5cm由0.4mm網格組成、中間5cm由0.8mm網格組成、剩下部分由1.6mm網格組成，從表三可以看出，使用非均勻網格可以將總網格數量降低至原0.4mm網格數量的2/5，網格所需記憶體也降至原來的1/3，計算時間降至原來的34.7%，以採用0.4mm的網格進行計算的結果為基準，則採用混合網格計算得到的結果的中子誤差小於0.1%、光子誤差小於0.2%。

【0125】 混合網格的組成模式不限於以上所例舉的模式，可以根據待照射體的具體情況進行設定。通常情況下，網格尺寸的大小由該區域的重要程度決定，例如：腫瘤所在區域的網格尺寸較小，設置為小於等於4mm的網格，血液、空氣、骨頭所在區域的網格尺寸相對較大，設置為大於等於1.6mm，其他正常肌肉等組織所在的區域的網格尺寸設置為大於0.8mm小於1.6mm。

【0126】 劑量計算採用的演算法是蒙特卡洛演算法，蒙特卡洛演算法的優點是計算精度高，缺點是收斂速度慢，計算時間長，因此計算效率的優化是其中最重要的一部分優化。本申請實施例一至實施例五的優化方法能夠在不同程度提升計算效率，降低運算時間。

【0127】 儘管上面對本發明說明性的具體實施方式進行了描述，以便於本技術領域的技術人員理解本發明，但應該清楚，本發明不限於具體實施方式的範圍，對本技術領域的普通技術人員來講，只要各種變化在所附的權利要求限定和確定的本發明的精神和範圍內，這些變化是顯而易見的，都在本發明要求保護的範圍之內。

【符號說明】

100: 硼中子捕獲治療系統

101: 照射室

102: 帶電粒子束生成室

103: 分隔壁

10: 中子束照射裝置

11: 中子產生裝置

111: 加速器

T: 靶材

12: 射束整形體

121: 反射體

122: 緩速體

123：熱中子吸收體

124：輻射屏蔽體

125：射束出口

13：準直器

14：治療台

15：輻射屏蔽裝置

20：治療計畫模組

30：控制模組

200：被照射體

M：腫瘤細胞

N：中子線

P：帶電粒子線

【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. 一種放射線照射系統，包括：

射束照射裝置，所述射束照射裝置用於產生治療用射束並將所述治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；

治療計畫模組，所述治療計畫模組用於根據所述治療用射束的參數和所述被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫，其中，所述治療計畫模組採用降方差對粒子進行模擬；及

控制模組，所述控制模組用於根據所述治療計畫控制所述射束照射裝置的照射。

2. 如申請專利範圍第1項所述之放射線照射系統，其中，所述降方差包括隱俘獲、權窗遊戲和賭分裂；所述放射線照射系統為中子捕獲治療系統，所述射束照射裝置包括中子產生裝置、射束整形體和治療台，所述中子產生裝置包括加速器和靶材，所述加速器對帶電粒子加速產生帶電粒子線並與所述靶材作用產生中子線，所述射束整形體能夠調整所述中子產生裝置產生的所述中子線到預設射束品質，所述中子產生裝置產生的所述中子線通過所述射束整形體照射向治療台上的被照射體。

3. 一種放射線照射系統的控制方法，其中，所述放射線照射系統包括：

射束照射裝置，所述射束照射裝置用於產生治療用射束並將所述治療用射束照射到被照射體形成被照射部位；

治療計畫模組，所述治療計畫模組用於根據所述治療用射束

的參數和所述被照射部位的醫學影像資料進行劑量模擬計算並生成治療計畫；及

控制模組，所述控制模組用於根據所述治療計畫控制所述射束照射裝置的照射；

所述放射線照射系統的控制方法包括所述治療計畫模組採用降方差對粒子進行模擬。

4. 如申請專利範圍第3項所述之放射線照射系統的控制方法，其中，所述降方差包括隱俘獲、權窗遊戲和賭分裂；採用降方差對粒子進行模擬包括：S1：獲取一個源粒子；S2：判斷粒子在柵元內是否碰撞，如果是，依次執行S3、S4，如果否，依次執行S5、S6；S3：隱俘獲處理；S4：判斷權重是否低於權窗，如果是，執行S7，如果否，回到S2；S5：賭分裂處理；S6：判斷是否進行賭處理，如果是，執行S7，如果否，回到S2；S7：判斷是否賭死，如果是，執行S8，如果否，執行S9後回到S2；S8：判斷粒子是否處理完，如果是，流程結束，如果否，回到S1；S9：權重除以賭死的概率。

5. 如申請專利範圍第4項所述之放射線照射系統的控制方法，其中，所述賭分裂包括：S1：計算每個網格的網格空間重要性並一一記錄；S2：獲取粒子；S3：對粒子做權窗檢查和操作；S4：計算粒子跨越網格邊界前後的網格空間重要性，分別為 I_n 和 I_{n+1} ；S5：比較 I_n 是否大於 I_{n+1} ，如果不是，執行S6後回到S3，如果是，執行S7；S6：分裂粒子並降低粒子權重；S7：判斷是否賭死粒子，如果判斷賭死粒子，執行S9，如果判斷不賭死粒子，執行S8後回到S3；S8：增加粒子權重；S9：判斷粒子是否模擬完，如

果判斷未模擬完，回到S2；如果判斷已模擬完，結束。

6. 如申請專利範圍第4項所述之放射線照射系統的控制方法，其中，所述隱俘獲包括：S1：獲取粒子；S2：判斷粒子在柵元內是否碰撞，如果是，執行S3，如果否，回到S1；S3：權重乘以發生散射的概率；S4：判斷粒子權重是否小於最低權重，如果是，執行S5，如果否，回到S2；S5：判斷是否賭死粒子，如果是，執行S7；如果否，執行S6後回到S2；S6：權重除以賭死的概率；S7：判斷粒子是否模擬完，如果判斷未模擬完，回到S1；如果判斷已模擬完，結束。

7. 如申請專利範圍第4項所述之放射線照射系統的控制方法，其中，所述權窗遊戲包括：S1：模擬粒子運動；S2：判斷粒子權重是否在權窗範圍內，如果是，回到S1，如果不是，執行S3；S3：判斷權重是否大於權窗，如果是，執行S4後回到S1，如果不是，執行S5；S4：分裂粒子，降低權重；S5：判斷是否賭死，如果是，結束，如果不是，執行S6後回到S1；S6：增大粒子權重。

8. 如申請專利範圍第5項所述之放射線照射系統的控制方法，其中，所述網格空間重要性通過解伴隨輸運方程得到，伴隨輸運方程形式如下：

$$\begin{aligned} & -\frac{1}{v} \frac{\partial \phi^*(r, E, \Omega, t)}{\partial t} - \Omega \cdot \nabla \phi^*(r, E, \Omega, t) + \Sigma_t(r, E) \phi^*(r, E, \Omega, t) \\ & = S^*(r, E, \Omega, t) + \iint \Sigma_s(r, E \rightarrow E', \Omega \rightarrow \Omega') \phi^*(r, E', \Omega', t) d\Omega' dE dE' \end{aligned}$$

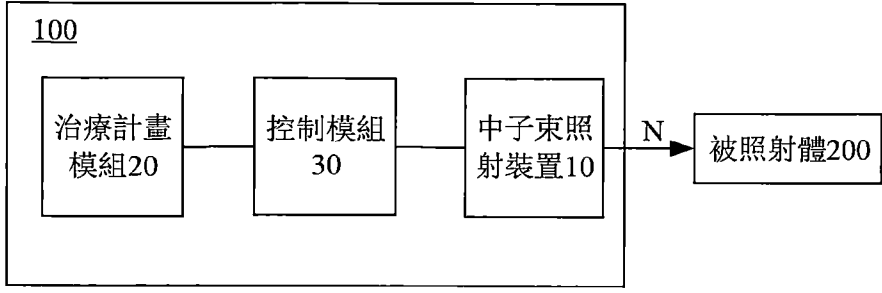
其中 ϕ^* 為伴隨通量， s^* 是伴隨源， v 是粒子運動的速度， Ω 是粒子運動的方向， Σ_t 是粒子與物質發生碰撞的反應截面， Σ_s 是散射截面， r 是粒子所在的位置， E 是粒子的能量， t 是時間。

9. 如申請專利範圍第8項所述之放射線照射系統的控制方法，其中，所述粒子從網格空間重要性為 I_n 的網格運動到網格空間重要性為 I_{n+1} 的網格，若 $I_{n+1} > I_n$ ，令 $m = I_{n+1}/I_n$ ，粒子分裂成 m 個粒子，每個粒子的權重降為原來的 $1/m$ ；若 $I_{n+1} < I_n$ ，粒子進行賭技巧，令 $P = I_{n+1}/I_n$ ，從0到1之間抽樣一個隨機數 x ，若 x 小於 P ，則粒子存活，權重乘以 $1/P$ ，否則粒子被賭死，終止粒子的模擬。

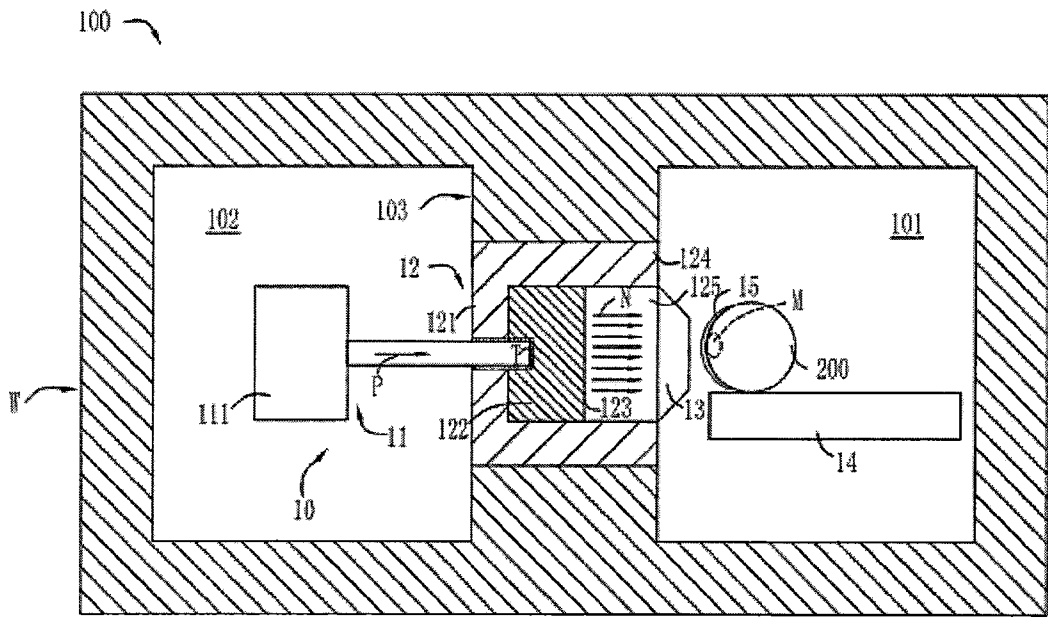
10. 如申請專利範圍第4項所述之放射線照射系統的控制方法，其中，所述粒子權重的上限為10、下限為0.25；當粒子權重 w 大於10，令 w 的整數部分為 w_1 ，小數部分為 w_2 ，在0到1之間抽樣一個隨機數 x ，當 x 小於 w_2 時，令 $w = w_1 + 1$ ，當 x 大於 w_2 時，令 $w = w_1$ ，然後將一個粒子分裂成 w 個粒子進行模擬，直到每個粒子權重降到1。

圖式

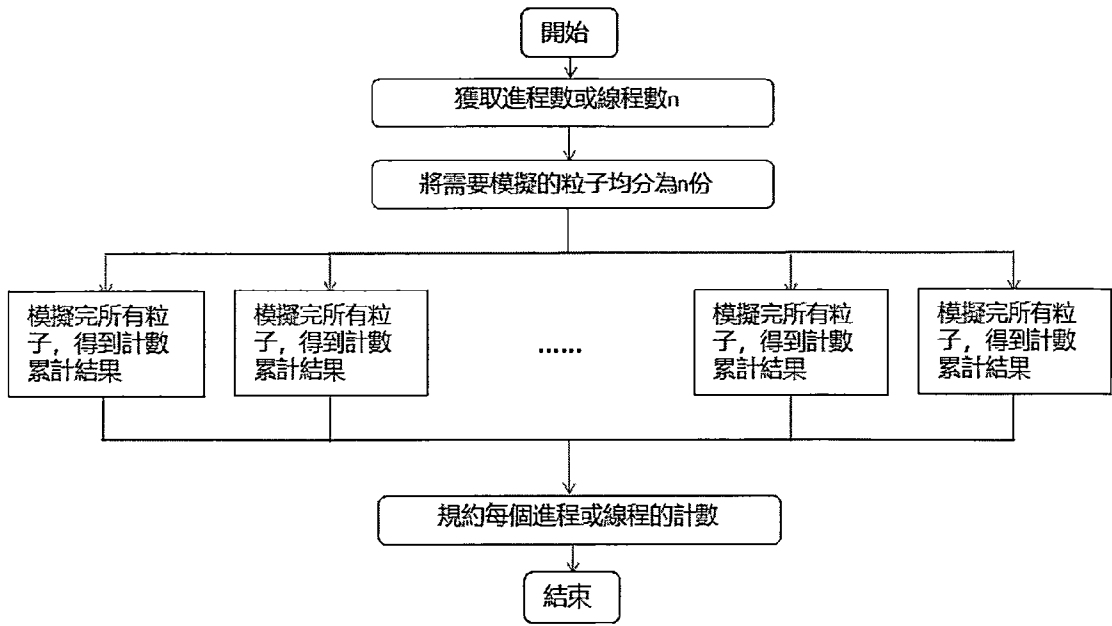
第 1 圖



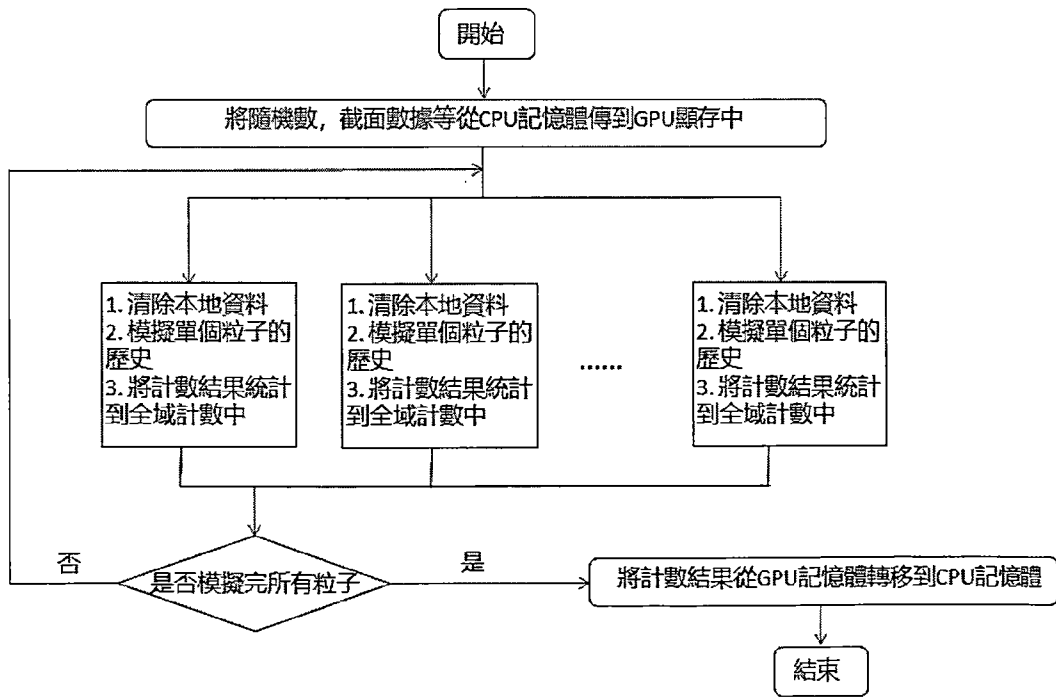
第 2 圖



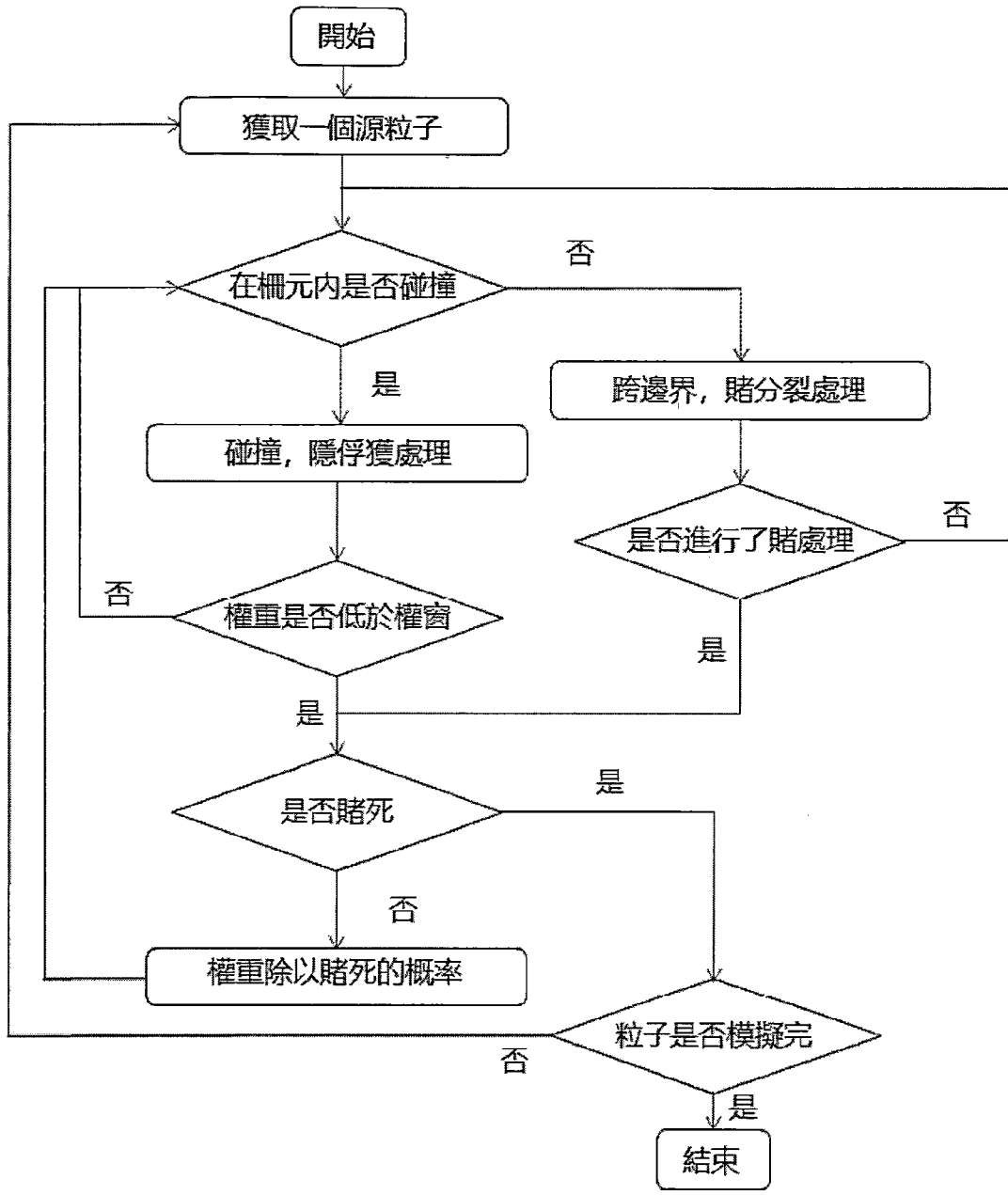
第 3 圖



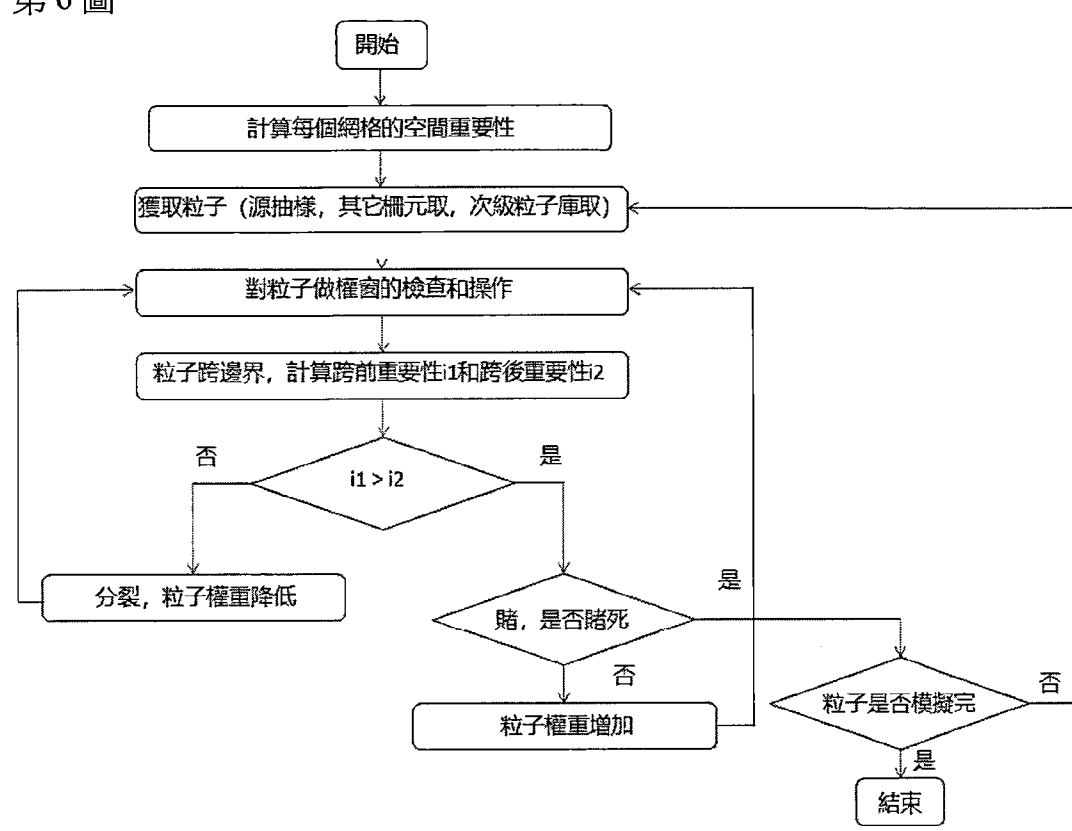
第 4 圖



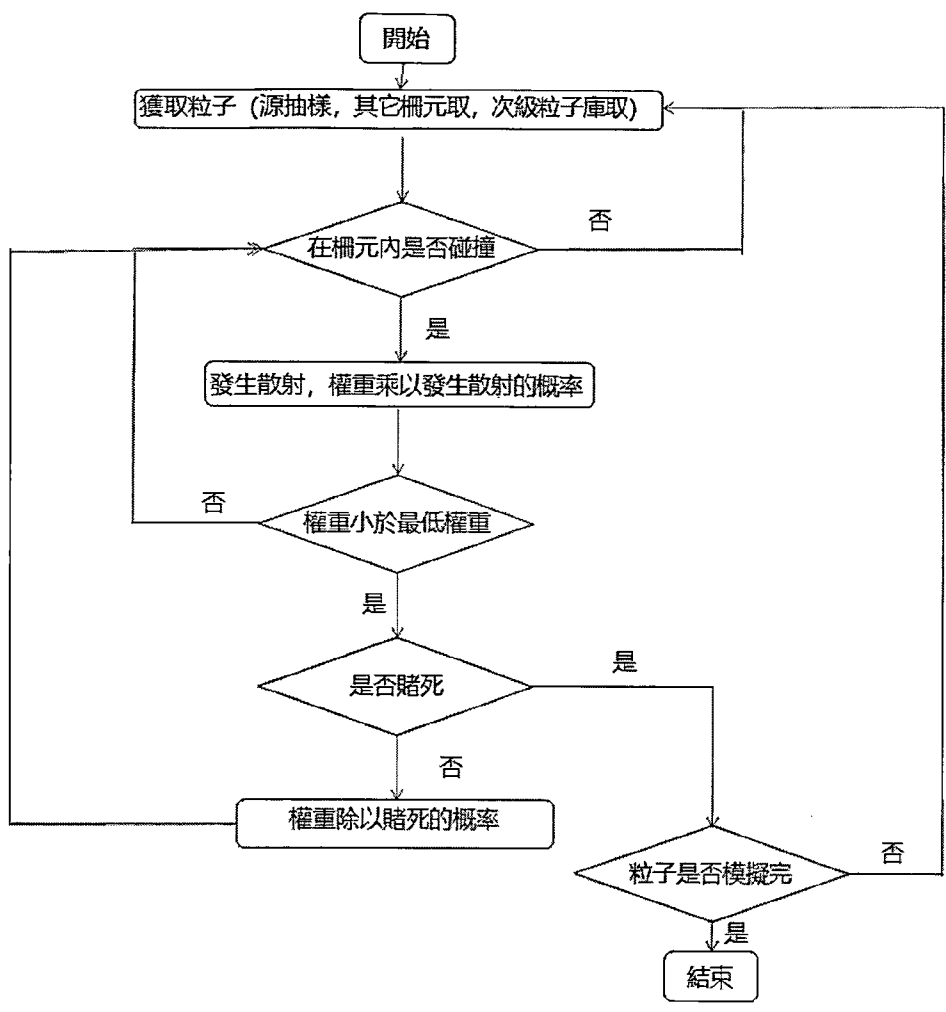
第 5 圖



第 6 圖



第 7 圖



第 8 圖

