

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2022 年 1 月 6 日 (06.01.2022)



(10) 国际公布号
WO 2022/002232 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2021/104172
- (22) 国际申请日: 2021 年 7 月 2 日 (02.07.2021)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
202010631538.8 2020 年 7 月 3 日 (03.07.2020) CN
202011060387.1 2020 年 9 月 30 日 (30.09.2020) CN
- (71) 申请人: 中硼 (厦门) 医疗器械有限公司
(NEUBORON THERAPY SYSTEM LTD.) [CN/CN];
中国福建省厦门市海沧区翁角西路 2060 号, Fujian 361026 (CN)。
- (72) 发明人: 刘渊豪 (LIU, Yuan-Hao); 中国江苏省南京市江宁区龙眠大道 568 号 12 号楼 3 楼, Jiangsu 211112 (CN)。汪超 (WANG, Chao); 中国江苏省南京市江宁区龙眠大道 568 号 12 号楼 3 楼, Jiangsu 211112 (CN)。
- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,

(54) Title: NEUTRON DOSE DETECTION APPARATUS AND NEUTRON CAPTURE THERAPY DEVICE

(54) 发明名称: 中子剂量检测装置及中子捕获治疗设备

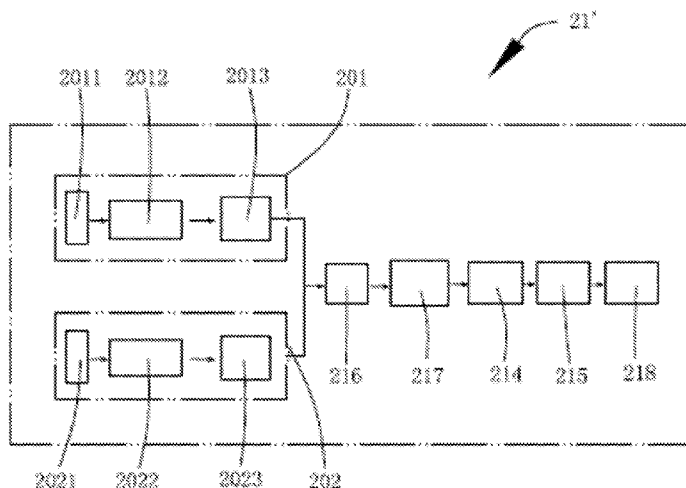


图 5

(57) Abstract: The present invention provides a neutron dose detection apparatus and a neutron capture therapy device. The neutron dose detection apparatus comprises at least two counting rate channels and a counting rate channel selection unit used for selecting one of the at least one counting rate channels. The counting rate channel comprises a detector used for detecting neutrons and outputting a signal, a signal processing unit used for processing the signal output by the detector, and a counter used for counting the signal output by the signal processing unit.

(57) 摘要: 本发明提供一种中子剂量检测装置及中子捕获治疗设备, 所述中子剂量检测装置包括至少两个计数率通道及用于在至少两个所述计数率通道中选择一个计数率通道的计数率通道选择单元, 所述计数率通道包括用于检测中子并输出信号的检测器、用于处理从所述检测器输出的信号的信号处理单元及对从所述信号处理单元输出的信号进行计数得到计数率的计数器。

[见续页]



WO 2022/002232 A1

ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US,
UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区
保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ,
NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM,
AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG,
CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU,
IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT,
RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

- 包括国际检索报告 (条约第21条(3))。

中子剂量检测装置及中子捕获治疗设备

技术领域

本发明涉及一种放射性射线辐照领域，尤其涉及一种中子剂量检测装置及中子捕获治疗设备。

背景技术

随着原子科学的发展，例如钴六十、直线加速器、电子射束等放射线治疗已成为癌症治疗的主要手段之一。然而传统光子或电子治疗受到放射线本身物理条件的限制，在杀死肿瘤细胞的同时，也会对射束途径上大量的正常组织造成伤害；另外由于肿瘤细胞对放射线敏感程度的不同，传统放射治疗对于较具抗辐射性的恶性肿瘤（如：多行性胶质母细胞瘤（glioblastoma multiforme）、黑色素细胞瘤（melanoma））的治疗成效往往不佳。

为了减少肿瘤周边正常组织的辐射伤害，化学治疗（chemotherapy）中的标靶治疗概念便被应用于放射线治疗中；而针对高抗辐射性的肿瘤细胞，目前也积极发展具有高相对生物效应（relative biological effectiveness, RBE）的辐射源，如质子治疗、重粒子治疗、中子捕获治疗等。其中，中子捕获治疗便是结合上述两种概念，如硼中子捕获治疗，借由含硼药物在肿瘤细胞的特异性集聚，配合精准的中子射束调控，提供比传统放射线更好的癌症治疗选择。

在硼中子捕获治疗过程中，由于对患者进行放射线照射治疗的中子束辐射线较强，需要精确控制对患者实施的照射剂量。而在制定治疗计划时，仍然存在预设照射参数，例如：中子照射剂量，设置不准确、实际照射剂量检测不准确的问题。

另外，在实际照射过程中，由于操作员或医生的失误，误碰控制面板导致错误的输入指令或更改相关指令和照射参数的事情偶有发生，增加了医疗风险。

发明内容

为了解决上述问题，本发明提供一种能够向患者实施准确的中子照射剂量的中子剂量检测装置及中子捕获治疗设备，所述中子剂量检测装置包括至少两个计数率通道及用于在至少两个所述计数率通道中选择一个计数率通道的计数率通道选择单元，所述计数率通道包括用于检测中子并输出信号的检测器、用于处理从所述检测器输出的信号的信号处理单元及对从所述信号处理单元输出的信号进行计数得到计数率的计数器。

进一步地，所述计数率通道至少包括第一计数率通道和第二计数率通道，所述第一计数率通道包括第一检测器，所述第二计数率通道包括第二检测器，第一检测器的灵敏度与第二检测器的灵敏度不相同。

进一步地，由加速器加速的带电粒子束与靶发生核反应产生中子，所述计数率通道选择

单元根据所述加速器的功率、中子束通量或所述检测器与中子源之间的距离来选择计数率通道。

进一步地，还包括将所述计数率通道选择单元选定的计数率通道记录到的计数率转换为中子通量率或中子剂量率的转换单元及对所述中子通量率或所述中子剂量率进行积分得到中子剂量的积分单元。

进一步地，还包括显示所述中子剂量的显示器。

进一步地，所述计数率通道包括第一计数率通道和第二计数率通道，所述第一计数率通道包括用于检测中子并输出信号的第一检测器、用于处理从所述第一检测器输出的信号的第一信号处理单元及对从所述第一信号处理单元输出的信号进行计数的第一计数器；所述第二计数率通道包括用于检测中子并输出信号的第二检测器、用于处理从所述第二检测器输出的信号的第二信号处理单元及对从所述第二信号处理单元输出的信号进行计数的第二计数器，所述第一检测器具有检测中子的第一灵敏度，所述第二检测器具有检测中子的第二灵敏度，所述第一灵敏度小于所述第二灵敏度。

进一步地，当所述加速器的实际功率小于最大功率的二分之一时，所述计数率通道选择单元选择将所述第二计数率通道的所述第二计数器记录的计数率传输到所述转换单元用于剂量的计算，反之，则所述计数率通道选择单元选择将所述第一计数率通道的所述第一计数器记录的计数率传输到所述转换单元用于剂量的计算。

进一步地，将所述加速器处于最大功率时能够产生的中子通量定义为最大中子通量，当实时中子通量小于最大中子通量的二分之一时，所述计数率通道选择单元选择将所述第二计数率通道的所述第二计数器记录的计数率传输到所述转换单元用于剂量的计算，反之，则所述计数率通道选择单元选择将所述第一计数率通道的所述第一计数器记录的计数率传输到所述转换单元用于剂量的计算。

所述中子捕获治疗设备包括上述中子剂量检测装置。

进一步地，还包括中子束照射系统，所述中子束照射系统包括产生中子束的中子束产生模块及对所述中子束进行调整的射束调整模块，所述射束调整模块包括能够对所述中子束进行减速的缓速体及将偏离的中子导回至所述缓速体的反射体。

附图说明

图 1 是本发明中子捕获治疗设备的中子束照射系统的示意图；

图 2 是本发明中子捕获治疗设备的射束整形体的示意图；

图 3 是本发明中子捕获治疗设备的中子束照射系统和检测系统的示意图；

图 4 是本发明中子捕获治疗设备的实施例一的中子剂量检测装置的示意图；

图 5 是本发明中子捕获治疗设备的实施例二的中子剂量检测装置的示意图；

图 6 是本发明中子捕获治疗设备的监测系统的示意图

图 7 是本发明中子捕获治疗设备的防误操作系统结合显示部和输入部的示意图。

具体实施方式

为了使本发明的目的、技术方案及技术效果更加清楚明白，并使本领域技术人员能够据以实施，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。

下文描述中，术语“第一”、“第二”等可以在此用于描述各种元件，但这些元件不受这些术语的限制，此术语仅用于区分所描述的对象，不具有任何顺序或技术含义。

辐射线治疗是一种常见的治疗癌症的手段，硼中子捕获治疗作为一种有效的治疗癌症的手段近年来的应用逐渐增加。如图 1 至图 7 所示，一种向待照体照射，例如患者 S，照射预设中子剂量的中子束以进行硼中子捕获治疗（Boron Neutron Capture Therapy, BNCT）的中子捕获治疗设备包括中子束照射系统 1、检测系统、监测系统 3、校正系统和防误操作系统。中子束照射系统 1 用于产生适合用于对患者 S 实施中子照射治疗的中子束，检测系统用于在中子束照射治疗过程中对中子剂量等照射参数进行检测，监测系统 3 用于控制整个中子束照射的过程，校正系统用于对预设中子剂量进行校正，防误操作系统用于防止相关人员对监测系统 3 输入错误的指令和信息。

硼中子捕获治疗是利用含硼（ ^{10}B ）药物对热中子具有高捕获截面的特性，借由 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ 中子捕获及核分裂反应产生 ^4He 和 ^7Li 两个重荷电粒子，两个重荷电粒子的平均能量约为 2.33MeV，具有高线性转移(Linear Energy Transfer, LET)、短射程特征。 ^4He 粒子的线性能量转移与射程分别为 150 keV/ μm 、8 μm ，而 ^7Li 重荷粒子的线性能量转移与射程分别为 175 keV/ μm 、5 μm ，两个重荷电粒子的总射程约相当于一个细胞大小，因此对于生物体造成的辐射伤害能局限在细胞层级。含硼药物选择性地聚集在肿瘤细胞中，中子束进入患者 S 体内后，与患者 S 体内的硼发生核反应产生 ^4He 和 ^7Li 两个重荷电粒子， ^4He 和 ^7Li 两个重荷电粒子在不对正常组织造成太大伤害的前提下，局部杀死肿瘤细胞。

参照图 1 所示，中子束照射系统 1 包括中子束产生模块 11 及对在中子束产生模块 11 产生的中子束进行调整的射束调整模块 12。

中子束产生模块 11 产生向患者 S 照射的中子束，其包括用于加速带电粒子束的加速器 111、与带电粒子束反应生成中子束的靶 112 及位于加速器 111 与靶 112 之间用于传输带电粒子束的带电粒子束传输部 113。带电粒子束传输部 113 向靶 112 传输带电粒子束，其一端连接于加速器 111、另一端连接于靶 112。另外，在带电粒子束传输部 113 上设置射束调节部（未图示）、带电粒子扫描部（未图示）等射束控制装置。射束调节部控制带电粒子束的行进方向及射束直径。带电粒子束扫描部扫描带电粒子束并控制带电粒子束相对靶 112 的照射位置。

加速器 111 可以是回旋加速器、同步加速器、同步回旋加速器或直线加速器等。较常见

的靶 112 有锂 (Li) 靶和铍 (Be) 靶, 带电粒子束加速至足以克服靶 112 的原子核库伦斥力的能量并与靶 112 发生 ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ 核反应以产生中子束, 常被讨论的核反应有 ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ 及 ${}^9\text{Be}(p, n){}^9\text{B}$ 。通常, 靶 112 包括靶层和位于靶层的一侧用于防止靶层氧化的抗氧化层, 抗氧化层由 Al 或者不锈钢制成。

本发明揭示的实施例中, 采用加速器 111 加速带电粒子与靶 112 发生核反应供应中子源, 在其他实施例中, 可以采用核反应堆、D-T 中子发生器、D-D 中子发生器等供应中子源。然而, 无论是本发明揭示的以加速带电粒子与靶 112 发生核反应供应中子源, 还是以核反应堆、D-T 中子发生器、D-D 中子发生器等供应中子源, 产生的皆为混合辐射场, 即产生的射束包含高速中子束、超热中子束、热中子束及伽马射线。在硼中子捕获治疗过程中, 除了超热中子外, 其余的辐射线 (统称为辐射线污染) 含量越多, 造成正常组织非选择性剂量沉积的比例越大, 因此这些会造成不必要剂量沉积的辐射应尽量降低。

国际原子能机构 (IAEA) 针对临床硼中子捕获治疗用的中子源, 给定了五项空气射束品质因素建议, 此五项建议可用于比较不同中子源的优劣, 并供以作为挑选中子产生途径、设计射束整形体 121 时的参考依据。这五项建议分别如下:

超热中子射束通量 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 $< 2 \times 10^{-13} \text{ Gy-cm}^2/\text{n}$

热中子与超热中子通量比值 thermal to epithermal neutron flux ratio < 0.05

中子流与通量比值 epithermal neutron current to flux ratio > 0.7

注: 超热中子能区在 0.5eV 到 40keV 之间, 热中子能区小于 0.5eV, 快中子能区大于 40keV。

结合图 2 和图 3 所示, 射束调整模块 12 用于对在中子束产生模块 11 产生的混合辐射线进行调整, 使最终照向患者 S 的辐射线污染被最大限度的减少并将用于治疗患者 S 的超热中子聚焦到患者 S 需要被照射的部位。射束调整模块 12 包括对中子束进行减速、屏蔽的射束整形体 121 及将超热中子聚焦到患者 S 需要被照射的部位的准直器 122。具体地, 射束整形体 121 包括能够将自靶 112 处产生的中子束减速至超热中子能区的缓速体 1211、将偏离的中子导回至缓速体 1211 以提高超热中子的射束强度的反射体 1212、用于吸收热中子以避免治疗时在浅层正常组织造成过多剂量沉积的热中子吸收体 1213 及用于屏蔽渗漏的中子和光子以减少非照射区的正常组织的剂量沉积的辐射屏蔽 1214。在其他实施例中, 也可以不包括热中子吸收体, 而是由缓速体或者反射体内所含物质来吸收热中子, 或者可以理解为缓速体与热中子吸收体一体设置。在其他实施例中, 也可以不包括辐射屏蔽, 而是与反射体相同材质组

成，或者可以理解为反射体与辐射屏蔽一体设置。

缓速体 1211 可以由不同的多个材料层叠而成，缓速体 1211 的材料根据带电粒子束的能量等因素进行选择，例如来自加速器 111 的质子束的能量为 30MeV 且使用铍靶时，缓速体 1211 的材料为铅、铁、铝或氟化钙；来自加速器 111 的质子束的能量为 11MeV 且使用铍靶时，缓速体 1211 的材料为重水 (D_2O) 或氟化铅等等。作为一种优选的实施例，缓速体 1211 由 MgF_2 和占 MgF_2 的重量百分比为 4.6% 的 LiF 混合制成，反射体 1212 由 Pb 制成，热中子吸收体 1213 由 6Li 制成。辐射屏蔽 1214 包括光子屏蔽和中子屏蔽，其中，光子屏蔽由铅 (Pb) 制成，中子屏蔽由聚乙烯 (PE) 制成。缓速体 1211 的形状可以是图 2 揭示的双锥状、也可以是图 3 揭示的圆柱状，反射体 1212 围绕缓速体 1211 设置，其形状根据缓速体 1211 的形状做适应性的改变。

继续参照图 3 所示，检测系统包括用于实时检测中子束的中子剂量的中子剂量检测装置 21、用于检测靶 112 的温度的温度检测装置 22、用于检测患者 S 的在治疗过程中是否发生位移的位移检测装置 23 及用于检测患者 S 体内的硼浓度的硼浓度检测装置 (未图示)。

结合图 4 所示，中子剂量检测装置 21 包括用于接收中子并输出信号的检测器 211、用于处理从检测器 211 输出的信号的信号处理单元 212、对从信号处理单元 212 输出的信号进行计数得到计数率的计数器 213、将计数器 213 记录的计数率转换为中子通量率或中子剂量率的转换单元 214、对中子通量率或中子剂量率进行积分得到中子剂量的积分单元 215 及显示中子剂量的显示器 218。检测器 211、信号处理单元 212 和计数器 213 组成一个计数率通道 20。

检测器 211 可以放置在射束整形体 121 内、也可以放置在准直器 122 内、也可以设置在临近射束整形体 121 的任意位置，只要检测器 211 所处的位置能够用来检测中子束的中子剂量即可。

能够实现实时检测中子束的中子剂量的检测器 211 有电离室及闪烁探测头，其中采用电离室结构为基底的有 $He-3$ 比例计数器、 BF_3 比例计数器、分裂游离室、硼电离室，闪烁探测头包含有机材料或无机材料，在探测热中子时，闪烁探测头多添加 Li 或 B 等高温中子捕获截面元素。两类检测器内的某一元素与进入该检测器的中子发生捕获或核裂变反应释出重荷电粒子及核裂变碎片，于电离室或闪烁探测头内产生大量电离对，这些电荷被收集并形成电信号，经过信号处理单元 212 进行降噪、转换、分离处理，并将电信号转为脉冲信号，并透过分析电压脉冲的大小，分辨出中子脉冲信号及 γ 脉冲信号。分离出来的中子脉冲信号被计数器 213 持续记录下来，得到中子的计数率 (n/s)。转换单元 214 通过内部的软件、程序等对计

数率进行运算和转换得到中子通量率 ($\text{cm}^{-2}\text{s}^{-1}$)，通过对中子通量率进行进一步的运算和转换得到中子剂量率 (Gy/s)，最后，积分部对中子剂量率进行积分获得实时中子剂量。

以下以分裂游离室 (fission chamber)、闪烁探测头 (scintillator detector) 和 BF_3 检测器为例做简单的介绍。

当中子束通过分裂游离室时，与分裂游离室内部气体分子或分裂游离室的壁部发生游离作用，生成电子与带正电荷的离子，此电子和正电荷离子称为上述的离子对。由于分裂游离室内有外加电场高压，因此电子朝中央阳极丝移动，正电荷离子朝周围的阴极壁移动，因而产生可测得的电信号。

闪烁探测头内的光纤等物质吸收能量之后会产生可见光，其利用游离辐射将晶体或分子中的电子激发至激态，而当电子回到基态时放出的荧光被收集后用来作为中子束检测。闪烁探测头与中子束作用后所发射的可见光，利用光电倍增管将可见光转化为电信号输出。

BF_3 检测器放置在射束整形体 121 中用于接受中子束的照射， BF_3 检测器中的 B 元素与中子发生核反应 $^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha)^7\text{Li}$ ，核反应产生的 α 粒子和 ^7Li 电粒子在电压的驱动下被高压电极收集，产生电信号。电信号通过同轴电缆传输到信号处理单元 212 进行信号放大和滤波整形后形成脉冲信号。被处理后的脉冲信号传输到计数器 213 中进行脉冲计数，获得计数率 (n/s)，通过计数率可实时测定中子束强度，即中子剂量。

温度检测装置 22 为热电偶 (thermocouple)，两种不同成份的导体 (称为热电偶丝材或热电极) 两端接合成回路，当接合点的温度不同时，在回路中就会产生电动势，这种现象称为热电效应，而这种电动势称为热电势。热电偶就是利用这种原理进行温度测量的，其中，直接用作测量介质温度的一端叫做工作端 (也称为测量端)，另一端叫做冷端 (也称为补偿端)；冷端与显示仪表或配套仪表连接，显示仪表会指出热电偶所产生的热电势。当然，本领域技术人员熟知地，温度检测装置 22 也可以是电阻温度计等任何能够检测温度的检测器 211。

位移检测装置 23 为红外信号检测器，红外检测器是靠探测人体发射的红外线来进行工作的。红外检测器收集外界的红外辐射进而聚集到红外传感器上，红外传感器通常采用热释电元件，这种元件在接收了红外辐射温度发出变化时就会向外释放电荷，检测处理后产生报警。这种检测器 211 是以探测人体辐射为目标的。所以辐射敏感元件对波长为 $10\mu\text{m}$ 左右的红外辐射必须非常敏感。当然，本领域技术人员熟知地，位移检测装置 23 可以为任意的适于用来检测待照体位移变化的检测装置，如位移传感器。所谓位移传感器根据待照体相对某一参照物的位移变化来确定待照体是否移动。本领域技术人员还熟知地，位移检测装置 23 不仅可以用来检测待照体的位移变化，还可以用来检测固定待照体的支撑件和/或治疗台等位移的变化，

从而间接地得知待照体的位移变化。

在对患者 S 进行中子束照射治疗的过程中，需要时对患者 S 持续性地供给硼。硼浓度的检测可由电感耦合等离子体光谱法、高分辨率 α 放射自显影、带电离子能谱法、中子俘获相机、核磁共振和磁共振成像、正电子发射断层成像、瞬发 γ 射线能谱仪等实现，以上检测方法涉及的装置称为硼浓度检测装置。

本发明以通过检测患者 S 释放出的 γ 射线推算患者 S 体内的硼浓度为例进行描述。中子束进入患者体内与硼发生反应后生成 γ 射线，通过测定 γ 射线的量可以推算出于中子束发生反应的硼的量，从而推算出患者 S 体内的硼浓度。硼浓度检测装置用于在中子束照射系统 1 向患者 S 实施中子束照射治疗的过程中实时测定患者 S 体内的硼的浓度。

硼浓度检测装置检测由中子和硼的反应生成的 γ 射线(478keV)而测定硼浓度，以能够测定单能量的 γ 射线而测定硼浓度分布的硼分布测量系统(PG(Prompt- γ)-SPECT)作为硼浓度检测装置。硼浓度检测装置具有 γ 射线检测部和硼浓度计算部。 γ 射线检测部用于检测与从患者 S 的体内放出的 γ 射线有关的信息，硼浓度计算部根据 γ 射线检测部检测出的与 γ 射线有关的信息计算患者 S 体内的硼浓度。 γ 射线检测部能够使用闪烁器及其他各种 γ 射线检测设备。在本实施方式中， γ 射线检测部配置于患者 S 的肿瘤的附近，例如配置于离患者 S 的肿瘤为 30cm 左右的位置。

上述用于检测中子束的中子剂量的中子剂量检测装置 21 的检测器 211 属于脉冲检测器，检测器 211 所能分辨开的两个相继入射中子之间的最短时间间隔定义为脉冲分辨时间 τ (s)。在一个中子入射检测器 211 后的 τ 时间内检测器 211 无法准确记录其他入射的中子，故也称之为死时间。

检测器 211 检测中子的灵敏度是检测器 211 的输出总量与相应输入总量的比值，对于本发明所列举的中子剂量检测装置 21 的检测器 211 而言，输入物理量为中子束，输出物理量一般为光信号或电信号。输出总量与相应输入总量的比值越高，说明检测器 211 的检测中子的灵敏度越高，检测中子的灵敏度越高，则检测器 211 对应的脉冲分辨时间 τ 越少。为降低统计误差，通常，低通量的束流采用检测中子的灵敏度高的检测器 211 进行检测，高通量的束流采用检测中子的灵敏度低的检测器 211 进行检测。

下文针对不同实施例进行详述，相同的构件在不同的实施例中为了简化采用了相同的数字标识，相似的构件在不同实施例中分别以相同数字标识加“'”或“”以示区别。

在图 4 揭示的实施例一中，中子剂量检测装置 21 仅具有一个计数率通道 20，为了精确检测不同通量的中子束的中子剂量，在图 5 揭示的实施例二中，中子剂量检测装置 21'至少包

括两个计数率通道 20'，每个计数率通道 20'的检测器 211'的检测中子的灵敏度互不相同，进一步地，中子剂量检测装置 21'还包括根据加速器 111 当前功率或者中子束通量来选择合适的计数率通道 20'的计数率通道选择单元 216。具体地，实施例二中，中子剂量检测装置 21'包括至少两个计数率通道 20'、用于在至少两个计数率通道 20'中选择一个合适的计数率通道 20'的计数率通道选择单元 216、将计数率通道选择单元 216 选定的计数率通道 20'记录到的计数率转换为中子通量率或中子剂量率的转换单元 214 及对中子通量率或中子剂量率进行积分得到中子剂量的积分单元 215。

将两个计数率通道 20'分别命名为第一计数率通道 201 和第二计数率通道 202，第一计数率通道 201 包括用于接收中子并输出信号的第一检测器 2011、用于处理从第一检测器 2011 输出的信号的第一信号处理单元 2012 及对从第一信号处理单元 2012 输出的信号进行计数的第一计数器 2013；第二计数率通道 202 包括用于接收中子并输出信号的第二检测器 2021、用于处理从第二检测器 2021 输出的信号的第二信号处理单元 2022 及对从第二信号处理单元 2022 输出的信号进行计数的第二计数器 2023。计数率通道选择单元 216 根据加速器 111 当前功率或者中子束通量来选择合适的计数率通道 20，转换单元 214 将计数率通道选择单元 216 选定的计数率通道 20 记录的计数率转换为中子通量率或中子剂量率，积分单元 215 对中子通量率或中子剂量率进行积分得到中子剂量。

通常，将加速器 111 处于最大功率时能够产生的中子通量定义为最大中子通量，在检测到的实时中子通量小于最大中子通量的二分之一时，认为中子通量较小；在检测到的实时中子通量大于等于最大中子通量的二分之一时，认为中子通量较大。

第一检测器 2011 的检测中子的灵敏度为第一灵敏度，第二检测器 2021 的检测中子的灵敏度为第二灵敏度，第一灵敏度小于第二灵敏度。具体地，第一检测器 2011 由大量中子吸收材料，如 B₄C，Cd，包裹或是充入低气压工作气体或者设计为较小的尺寸，因而被降低了检测中子的灵敏度，当中子通量较大时，采用第一检测器 2011 进行检测，能够减少脉冲分辨时间造成的计数率损失。第二检测器 2021 相较于第一检测器 2011 而言由少量中子吸收材料包裹或者不采用任何材料包裹或者充入高压工作气体或者设计为大尺寸，因而，第二灵敏度大于第一灵敏度，当中子通量较小时，采用第二检测器 2021 进行检测，能够减少由于低计数率造成的计数率统计误差。

对应地，第一计数率通道 201 通道的检测中子的灵敏度小于第二计数率通道 202 的检测中子的灵敏度。计数率选择单元根据加速器 111 当前功率或者中子通量来选择合适的计数率通道 20'，例如：在加速器 111 的最大束流强度为 10mA 的情况下，当加速器 111 的束流强度

大于 5mA 时, 选择将具有第一灵敏度的第一计数率通道 201 的第一计数器 2013 记录的计数率传输到转换单元 214 用于剂量的计算; 当加速器 111 的束流强度小于 5mA 时, 选择将具有第二灵敏度的第二计数率通道 202 的第二计数器 2023 记录的计数率传输到转换单元 214 用于剂量的计算。通过计数率选择单元选取较为准确的计数率传输给转换单元 214 进行剂量的计算, 从而得到准确的中子照射剂量。

中子剂量检测装置 21 设置至少两个检测中子的灵敏度不同的第一计数率通道 201 和第二计数率通道 202, 计数率通道选择单元 216 根据实际情况选择一个较为精确的计数率进行中子剂量的计算, 能够避免脉冲分辨时间造成的计数率损失误差, 同时兼顾低计数率造成统计误差, 提高了实时中子剂量检测的准确度, 进而提高了向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的准确度。

在其他实施方式中, 计数率通道 20、20' 可以根据需要设置为任意数量。

另外, 以上列举的实施方式中, 根据加速器 111 功率、中子通量等来选择计数率通道 20, 在其他实施方式中, 可以根据检测器 211 与中子源的距离来选择计数率通道 20', 例如: 检测器 211 设置在接近中子源的位置时, 选用具有第二灵敏度的第二计数率通道 202; 检测器 211 设置在远离中子源的位置时, 选用的具有第一灵敏度的检测器的第一计数率通道 201。

上述中子剂量检测装置 21 的检测器 211 均属于脉冲检测器, 一般情况下, 脉冲检测器存在时间分辨的问题。入射中子与检测器 211 反应产生信号脉冲, 将跟随一个 τ 时间间隔, 在这个间隔时间内再产生的其他所有信号脉冲将被检测器 211 当做同一个信号脉冲, 在这种情况下, 只要任何两个信号脉冲的时间间隔小于 τ , 第二个脉冲将不被记录。因此, 计数器 213 记录到的计数率就存在偏差, 需要进行修正。转换单元 214 根据修正后的计数率 C_k 结合剂量转化因子得到实时的准确的中子通量率、中子剂量率 D_t (Gy/s)。

再次结合图 4 和图 5 所示, 进一步地, 中子剂量检测装置 21 还包括用于对计数率进行修正的计数率修正单元 217, 计数率修正单元 217 包括计数率修正计算部、计数率修正因子计算部和脉冲分辨时间计算部。

计数率修正计算部采用公式 (1-1) 计算修正后的计数率 C_k :

$$C_k = K \cdot C_t \quad (1-1)$$

K 为计数率修正因子;

C_t 为计数器 213 记录到的实时计数率。

计数率修正因子计算部采用公式 (1-2) 计算计数率修正因子 K:

$$K = \frac{n}{m} \quad (1-2)$$

n 为单位时间内计数器 213 记录到的脉冲数，即单位时间内的实时计数率（n/s）；

m 为单位时间内检测器 211 内实际产生的信号脉冲数，即单位时间内与检测器 211 反应的中子数（n/s）。

当进入检测器 211 的中子在单位时间内反应的中子数为 m 、单位时间内计数器 213 实际记录的脉冲数为 n 时，计数管无法工作的时间为 $n\tau$ ，在此时间内进入计数管而无法被记录的中子总数为 $mn\tau$ ，即丢失的计数为： $m-n$ ，通过推导得到公式（1-3）：

$$n - m = mn\tau \quad (1-3)$$

将公式（1-3）带入公式（1-2），得到公式（1-4）：

$$K = \frac{1}{1 - m\tau} \quad (1-4)$$

由上式可知，知道脉冲分辨时间 τ 就可以结合计数器 213 记录到脉冲数和公式（1-4）计算出计数率修正因子，将计数率修正因子带入公式（1-1）即可计算出修正后的计数率。

常规的脉冲分辨时间计算的方法有双源法和反应堆功率法，这两种方法需要采用两个天然中子源或者反应堆来计算，成本较高。本发明的实施例基于中子捕获治疗设备的监控系统来计算脉冲分辨时间，充分利用现有设备和资源以降低成本。

具体地，首先将加速器 111 运行在低通量状态下，此时，中子束通量为第一中子束通量 I_1 ，此时，计数器 213 记录到的计数率为 C_1 ，由于处于低通量状态，理论上检测器 211 不会受到脉冲分辨时间的影响而存在不被记录的信号脉冲。然后将加速器 111 运行至高通量状态，此时中子束通量为第二中子束通量 I_2 ，此时，计数器 213 记录到的计数率为 C_2 ，此时计数率受到脉冲分辨时间的影响使得部分信号脉冲未被记录，脉冲分辨时间计算部根据公式（1-5）计算脉冲分辨时间 τ ：

$$\tau = \frac{\frac{I_2}{I_1} \cdot C_1 - C_2}{\frac{I_2}{I_1} \cdot C_1 \cdot C_2} \quad (1-5)$$

如果检测器 211 的位置不变动，脉冲分辨时间不需要在每次设备运行时都计算，但是检测器 211 在工作长时间后，性能参数会发生变化，造成脉冲分辨时间发生变化，所以需要周期性地对脉冲分辨时间进行计算。

计数率修正单元 217 能够计算检测器 211 的脉冲分辨时间，并且能够根据脉冲分辨时间计算计数率修正因素，从而修正由脉冲分辨时间带来的计数率误差，进一步提高了实时中子剂量检测的准确度，进而进一步提高了向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的准确度。

在进行照射治疗之前，通过模拟、计算等得到需要向患者 S 输送的总的中子剂量、照射期间的中子通量率或中子剂量率或电流及需要的照射时间、照射角度等照射参数，为了便于说明，以上参数统称为预设照射参数。在其他实施例中，包括以上参数的部分或者更多未提及参数，都可理解为预设照射参数，分别称为预设中子剂量 (Gy)、预设中子通量率 ($\text{cm}^{-2} \text{s}^{-1}$)、预设中子剂量率 (Gy s^{-1})、预设电流 (A)及预设照射时间 (s) 等。在照射过程中，因某些因素的改变，需要根据检测系统检测到的相关参数周期性地对照射参数进行调整，将由检测系统检测到的照射参数命名为实时照射参数、被调整过的照射参数命名为修正的照射参数。被调整的照射参数可能是预设照射参数，也可能是修正的照射参数。

参照图 6 所示，监测系统 3 包括用于输入预设照射参数的输入部 31、存储照射参数的存储部 32、根据存储部 32 存储的照射参数执行治疗计划的控制部 33、用于读取检测系统检测到的实时照射参数的读取部 34、对存储部 32 存储的实时照射参数和预设照射参数/修正的照射参数进行运算的计算部 35、根据计算部 35 的计算结果判断是否需要对照射参数进行修正的判断部 36、在判断部 36 判定需要对照射参数进行正时对存储部 32 内的部分照射参数进行修正的修正部 37 及实时显示剩余照射时间或剩余照射时间和其他照射参数的显示部 38。

在没有对预设照射参数进行修正前，存储部 32 存储的照射参数为预设照射参数；修正部 37 修正的照射参数也为预设照射参数；显示部 38 显示的剩余照射时间为预设照射时间与实时照射时间之差，显示部 38 显示的照射参数为预设照射参数。在对预设照射参数进行修正之后，存储部 32 存储的照射参数为修正的照射参数；修正部 37 再次修正的照射参数也为修正的照射参数；显示部 38 显示的剩余照射时间为修正的剩余照射时间，显示部 38 显示的照射参数为修正的照射参数，当然，也可以同时显示预设照射参数和修正的照射参数。

在其他实施例中可以不包括输入部 31、存储部 32 等。

监测系统 3 与检测系统之间电性连接，因而检测系统检测到的相关信息能够传输到监测系统 3，检测系统中的中子剂量检测装置 21 的显示器 218 与监测系统 3 的显示部 38 可以是同一个装置，通常为一个显示屏。

监测系统 3 的运行过程参照图 6 所示，具体描述如下：

S1: 输入部 31 输入预设照射参数，例如：预设中子通量率或预设中子剂量率或预设电流、预设中子剂量和预设照射时间、预设硼浓度等预设照射参数；

S2: 存储部 32 存储照射参数;

S3: 控制部 33 根据存储部 32 存储的照射参数执行治疗计划;

S4: 读取部 34 读取检测系统检测到的实时照射参数;

S5: 计算部 35 对存储部 32 存储的照射参数和读取部 34 读取到的实时照射参数进行运算;

S6: 判断部 36 根据计算部 35 的计算结果判断是否需要与所述存储部存储的照射参数进行修正;

S7: 判断部 36 判定需要对存储部 32 存储的照射参数进行修正时, 修正部 37 对存储部 32 内最新的照射参数进行修正;

判断部 36 判定不需要对存储部 32 存储的照射参数进行修正时, 修正部 37 不进行修正动作;

S8: 显示部 38 根据存储部 32 存储的照射参数实时显示剩余照射时间或剩余照射时间和其他照射参数。

在监测系统 3 的运行过程, 读取部 34 周期性地读取实时照射参数, 例如每间隔 5 分钟读取一次实时照射参数, 并传输给计算部 35 进行相关运算, 当计算部 35 通过运算得到实时照射参数与预设照射参数之间的差值大于第一阈值或者实时照射参数大于第二阈值或小于第三阈值时, 判断部 36 给出需要修正照射参数的指令, 接下来, 修正部 37 对存储部 32 内存储的照射参数进行修正; 反之, 则判断部 36 给出不需要修正照射参数的指令, 此时, 修正部 37 不会对存储部 32 内存储的照射参数进行修正。例如: 当计算部 35 通过运算得到的中子剂量率与预设中子剂量率或实时中子通量率与预设中子通量率或者实时硼浓度与预设硼浓度或者修正的剩余照射时间与剩余照射时间(预设照射时间与实际实施的照射时间之差, 或者上一次修正的剩余照射时间)之间的差值大于第一阈值, 或者计算部 35 通过比较得到实时中子剂量率或实时中子通量率或实时硼浓度大于第二阈值或小于第三阈值。

当预设照射参数未被修正前, 存储部 32 存储预设照射参数, 显示部 38 实时显示剩余照射时间和其他预设照射参数。当预设照射参数被修正后, 存储部 32 存储最新的一组修正的照射参数, 显示部 38 实时显示修正的剩余照射时间和最新的一组其他修正的照射参数。除了剩余照射时间外, 显示部 38 具体还显示哪些照射参数可以根据实际需求进行选取, 可以显示所有照射参数, 也可以显示部分照射参数, 通常, 显示部 38 显示剩余照射时间、实时照射剂量、硼浓度等信息。

本发明揭示的实施例中, 计算部 35 结合中子剂量检测装置 21 检测到的实时中子剂量 D_r

和从输入部 31 输入的预设中子剂量 D_{total} ，通过计算得到修正的剩余照射时间 t_r ，其中， t_0 为预设照射时间、 t 为检测系统检测到的实时照射时间，即已实施的照射时间， \bar{D} 为 t 时间周期内的平均中子剂量值， P 为实时中子剂量与预设中子剂量的百分比，采用公式 (2-1) 计算 P ：

$$P = \frac{D_r}{D_{total}} \cdot 100 \% \quad (2-1)$$

当 P 小于 97% 时，采用公式 (2-2) 和公式 (2-3) 计算修正的剩余照射时间 t_r ：

$$\bar{D} = \frac{D_r}{t} \quad (2-2)$$

$$t_r = \frac{D_{total} - D_r}{\bar{D}} \quad (2-3)$$

此时，修正部 37 只需要对存储部 32 存储的预设照射时间或修正的剩余照射时间进行修正。

当 P 大于等于 97% 时，修正部 37 将中子剂量率调整为小于预设中子剂量率的第一中子剂量率并相应地增加照射时间以防止患者 S 吸收过多的中子，第一中子剂量率为预设中子剂量率的 1/7 至 1/2。优选地，将中子剂量率调整到预设中子剂量率 I_d 的 1/5，即第一中子剂量率等于 $I_d/5$ ，采用公式 (2-4) 计算修正的剩余照射时间 t_r ：

$$t_r = \frac{D_{total} - D_r}{\frac{I_d}{5}} \quad (2-4)$$

此时，修正部 37 需要将存储部 32 内的剩余照射时间和预设中子剂量率修改为修正的剩余照射时间 t_r 和修正的中子剂量率，控制部 33 根据修正的照射参数执行治疗计划。在其他实施方式中，可以将中子剂量率调整到预设中子剂量率的 1/3、1/4、1/6 或者 1/7 等其他倍数以防止患者 S 在高中子剂量率的中子束的照射下吸收过多的中子；另外，修正部 37 可以在当 P 大于等于 90%、大于等于 95% 或大于等于其他比值时对中子剂量率进行调整，具体的比值可以根据实际情况预先设定；当然，也可以不根据计算部 35 计算得到的 P 的值来判断是否需要将中子剂量率调整为小于预设中子剂量率的第一中子剂量率，而是在预设中子剂量、实时中子剂量与预设中子剂量的百分比达到多少需要对中子剂量率进行修正的条件确定之后，人工设定一个阈值并通过输入部 31 输入到存储部 32 中进行存储，当检测到的实时中子剂量大于等于该阈值时，判断部 36 判定需要对照射参数进行修正的，启动修正部 37 将中子剂量率调整为小于预设中子剂量率的第一中子剂量率。

在以上实施例中，当 P 小于 97% 时，计算部 35 在保持实时中子剂量率不变的前提下计算完成预设中子剂量的照射所需要的照射时间，在其他实施方式中，可以保持照射时间不变，通过改变中子剂量率或者硼浓度来达成在预设照射时间内完成预设剂量的照射的目的，改变中子剂量率的方法有改变加速器的功率、改变靶 112 的靶层的厚度等。修正的中子剂量率 I_r 采用公式 (2-5) 进行计算：

$$I_r = \frac{D_{total} - D_r}{t_0 - t} \quad (2-5)$$

由于中子剂量率由中子通量率通过转换因子运算得到、中子通量率由中子计数率积分得到，因此，修正中子剂量率等同于修正中子通量率、中子计数率。

在此实施方式中，当 P 大于等于 97% 时，为防止患者 S 在高中子剂量率的中子束的照射下吸收过多的中子，仍然将中子剂量率调整到预设中子剂量率的 1/5 并采用公式 (2-4) 计算修正的剩余照射时间 t_r 。

在实际实施的照射时间达到预设照射时间或者实际照射的中子剂量达到预设中子剂量时，控制部向中子捕获治疗设备发送停止照射的指令。

监测系统 3 设置修正部 37 对存储部 32 内存储的用于执行治疗计划的照射参数进行修正，从而确保向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的与预设中子剂量基本一致，更进一步提高了向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的准确度；另外，实时中子剂量与预设中子剂量的百分比大于等于 97% 时，将中子剂量率调低并相应地增加照射时间以防止患者 S 在高中子剂量率的中子束的照射下吸收过多的中子，亦具有提高了向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的准确度的作用。

在以上列举的实施方式中，根据从中子剂量检测装置 21 得到的实时中子剂量来判断是否需要修正预设照射参数并依该些实时照射参数和预设照射参数计算修正的照射参数。在其他实施方式中，可以根据温度检测装置 22、位移检测装置 23 或硼浓度检测装置检测到的实时照射参数来判断是否需要修正预设参数进行修正，并依据该些检测装置检测到的实时照射参数来计算修正的照射参数。例如：在硼浓度检测装置检测到患者 S 体内的硼浓度与预设硼浓度不一致或未落在预设的区间范围内时，修正部 37 修正剩余照射时间或修正向患者体内输送硼的速率。通常，在照射治疗接近尾声时，在短时间内修正患者 S 体内的硼浓度较为困难，此时，通常选择修正剩余照射时间。

中子束的照射剂量的精准度在实践治疗中至关重要，照射剂量过多将对患者 S 造成潜在的伤害，照射剂量过少则降低治疗质量。预设中子剂量的计算环节的计算误差和实际照射过

程中实时照射参数与预设照射参数之间的偏差均会造成中子照射剂量的不准确，因此，在实际照射过程中，除了实时修正照射参数之外，预设照射参数的计算也至关重要。因此，需要校正系统对预设中子剂量进行校正以确保向患者 S 施予的中子照射剂量是较准确的。在校正中子束的预设中子剂量时，需要考虑患者 S 的定位偏差、实时中子剂量率偏差、患者体内的硼浓度、中子通量等因素带来的影响。

校正系统采用的校正系数包括中子校正系数 K_1 和硼校正系数 K_2 ，其中，中子校正系数 K_1 与定位校正系数 K_p 和中子射束强度校正系数 K_i 有关；硼校正系数 K_2 与硼浓度校正系数 K_b 和硼自屏蔽效应校正系数 K_s 有关。

实时中子剂量率与预设中子剂量率之间的偏差将直接导致最终照射向患者的中子剂量的偏差，因此，引入定位校正系数 K_p 和中子射束强度校正系数 K_i 对中子照射剂量进行修正。

所谓自屏蔽效应即：硼浓度不同时，中子束照射进入肿瘤部位的径迹也不同。具体地，患者 S 的体内的硼浓度越高，中子束的穿透能力就越差，那么中子束照射进入肿瘤的径迹就越短，中子束便在较浅的径迹中与硼发生反应，反之，中子束照射进入肿瘤的径迹就越长，中子束便在较深的径迹中与硼发生反应。具体地，通过硼浓度检测装置获得患者体内的第一硼浓度值，中子束照射进入肿瘤部位具有第一径迹，校正系统获得第一硼校正系数；通过硼浓度检测装置获得患者体内的第二硼浓度值，中子束照射进入肿瘤部位具有第二径迹，校正系统获得第二硼校正系数；其中，第一硼浓度值高于第二硼浓度值，第一径迹则小于第二径迹，且第一硼校正系数小于第二硼校正系数。因此，在计算中子照射剂量时，需要考虑自屏蔽效应对中子束的实际照射效果及照射径迹的影响，所以引入硼浓度校正系数 K_b 和硼自屏蔽效应校正系数 K_s 对中子照射剂量进行校正。

具体地，分别采用公式 (3-1)、公式 (3-2) 及公式 (3-3) 计算中子校正系数 K_1 、定位校正系数 K_p 和中子射束强度校正系数 K_i ，相关公式如下：

$$K_1 = K_p \cdot K_i \quad (3-1)$$

$$K_p = \frac{D}{D_0} \quad (3-2)$$

$$K_i = \frac{I}{I_0} \quad (3-3)$$

其中， D 为实际治疗的剂量，即由中子剂量检测装置 21 测得的实时中子剂量 D_r ；

D_0 为未校正过的预设中子剂量；

I 为实际中子射束的强度，由中子剂量检测装置 21 测得的实时中子剂量率；

I_0 为理论射束强度，即从输入部 31 输入的预设中子剂量率。

分别采用公式 (3-4)、公式 (3-5) 及公式 (3-6) 计算硼校正系数 K_2 、硼浓度校正系数 K_b 和硼自屏蔽效应校正系数 K_s ，相关公式如下：

$$K_2 = K_b \cdot K_s \quad (3-4)$$

$$K_b = \frac{B}{B_0} \quad (3-5)$$

$$K_s = \frac{\varphi_B}{\varphi_{B0}} \quad (3-6)$$

其中， B 为实际患者 S 体内硼浓度，即硼浓度检测装置检测到的实时硼浓度；

B_0 为治疗计划中的硼浓度设定值，即从输入部 31 输入的预设硼浓度；

φ_B 为硼浓度分布为 B 时，患者 S 体内热中子通量；

φ_{B0} 为硼浓度分布为 B_0 时，患者 S 体内热中子通量。

未经过校正的预设中子剂量 D_0 采用下面的公式 (3-7) 进行计算：

$$D_{eq} = D_B \cdot B_{con} \cdot CBE + D_f \cdot RBE_n + D_{th} \cdot RBE_n + D_r \cdot RBE_r \quad (3-7)$$

校正过的治疗计划中的预设中子剂量 D_{total} 采用下面的公式 (3-8) 进行计算：

$$D_{total} = K_1 \cdot (K_2 \cdot D_B \cdot B_{con} \cdot CBE + D_f \cdot RBE_n + D_{th} \cdot RBE_n + D_r \cdot RBE_r) \quad (3-8)$$

其中， D_B 为 1ppm 硼浓度时的剂量，单位：Gy；

B_{con} 为实际测得的硼浓度，单位：ppm；

D_f 为快中子剂量，单位：Gy；

D_{th} 为热中子剂量，单位：Gy；

RBE_n 为中子相对生物效应；

D_r 为伽马剂量，单位：Gy；

RBE_r 为伽马相对生物效应。

在实际治疗时，校正系统对预先制定的治疗计划中的预设中子剂量进行校正，防止对患者 S 施予不准确的中子剂量。

校正系统综合考虑患者 S 的定位偏差、实时中子剂量率偏差、实时硼浓度等因素对预设

中子剂量的影响，引入中子校正系数 K_1 和硼校正系数 K_2 对预设中子剂量进行校正，在源头上确保了向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的准确度。

在实际治疗时，在输入部 31 将预设照射参数输入完成之后，操作人员启动中子捕获治疗设备进行照射治疗。在开始照射后，输入部 31 的输入功能被锁定，无法再重新输入相关照射参数，如此虽能保证在照射过程中防止误碰或误操作输入错误的参数和指令，但是当治疗过程与理想状态稍有不一致时，只能要么停止照射，要么继续按照异常状态继续照射，不能在照射过程中及时的更正参数或及时的改变指令。然而，如果简单的将操作界面设置为能够实时操控的话，在开始照射后，仍然能够通过输入部 31 输入照射参数和控制指令，如此虽能保证在照射过程中实时输入正确的照射参数和指令，但是这样又存在照射过程因误操作而输入错误参数、指令或重复输入操作指令，进而影响照射结果的风险。

参照图 7 所示，中子捕获治疗设备具有操控界面，操控界面由上述输入部 31、显示部 38、确认信息无误按钮 51、开始照射按钮 52、暂停照射按钮 53、取消照射按钮 54 及生成报告按钮 55 组成。操作人员激活确认信息无误按钮 51 以向监测系统 3 传递已经确认所有信息无误的信号，监测系统 3 接收到所有信息确认无误信号之后，才具备启动中子捕获治疗设备进行中子束照射的必要条件。在监测系统 3 接收到所有信息确认无误信号之后，再激活开始照射按钮 52，则具备了启动中子捕获治疗设备进行中子束照射的充分条件。在中子捕获治疗设备启动之后，能够通过暂停照射按钮 53 暂停中子束照射、通过取消照射按钮 54 取消中子束照射。在照射完成之后，激活生成报告按钮 55 能够自动生成与照射治疗有关的报告。暂停中子束照射即保持所有照射参数和指令不变，通过再次激活开始照射按钮 52 以原照射参数和指令实施中子束照射，取消中子束照射即清零所有照射参数和指令，再次实施中子束照射时需要重新输入照射参数和指令、并依次激活确认信息无误按钮 51 和开始照射按钮 52。

防误操作系统综合考虑可操作性和安全性两个方面的因数，设置二次确认部和防呆部，以确保安全、精确照射，同时使系统不缺乏实时操作性。在操作人员未激活二次确认部向中子捕获治疗设备传递已经确认所有信息无误的信号之前，中子捕获治疗设备无法启动执行照射治疗计划，即开始照射按钮 52 无法启动。在防呆部启动期间，能够修改、输入照射参数和指令的输入部 31 及生成报告按钮 55 被锁定。

本发明揭示的实施例中，二次确认部为操控界面上的确认信息无误按钮 51。在医生启动程序执行治疗计划之前，需要对相关信息进行二次确认，操作人员确认输入无误并通过点击确认信息无误按钮 51 向监测系统 3 输入已确认信息无误的指令之后，设备才能启动以执行治疗计划，从而降低因误操作而引入错误控制指令的误输入风险。例如，医生在对患者 S 进行

照射治疗前，需核实病人信息（如姓名，性别，年龄等）和照射参数（如照射剂量，准直器编号）等，核实所有信息无误后，需点击操控界面上的确认信息无误按钮 51，才能启动开始照射功能，否则即使医生点击了开始照射按钮 52，设备也拒绝启动进行中子束照射，并给出信息未确认的提示。

本发明揭示的实施例中，防呆部为开始照射按钮 52，当激活照射按钮 52 启动治疗计划之后，输入部 31 的输入功能被锁定而无法再输入任何信息。具体地，在进行照射治疗之前，相关指令和照射参数通过输入部 31 输入，当相关照射参数和指令输入监测系统 3 后，操作人员检查相关照射参数和指令是否有误，确认无误之后，操作人员激活确认信息无误按钮 51，之后，输入部 31 将会被锁定而无法再通过输入部 31 修改或添加相关照射参数和指令，以此防止误输入，输入部 31 解锁后才能再次输入相关照射参数和指令。本申请揭示的实施例中，点击暂停照射按钮 53 或取消照射按钮 54 后，照射治疗停止，同时，用于输入相关信息的输入部 31 被解锁，此时，能够通过输入部 31 修改、添加相关信息。当然，照射治疗完成后，输入部将自动解锁。如此，既防止了误输入，又能保证系统的可操作性。例如，医务人员核实患者 S 信息、照射参数等信息无误后，点击操控界面上的确认信息无误按钮 51，然后再点击开始照射按钮 52，随后，系统开始进行照射治疗，此时，用于输入相关信息的输入部 31 被锁定，无法实施信息输入。

在完成照射治疗前，生成报告按钮 55 也是被锁定的，只有完成照射治疗后，生成报告按钮 55 才会自动解锁，即生成治疗报告功能才能被开启。

防呆部并不局限用于上例中的开始照射按钮 52，其它重要的按钮和参数输入窗口也适用；并且，二次确认和按键防呆的实现载体可以是软件，也可以是硬件，如防呆部也可以是控制面板上的钥匙或者拨码开关，钥匙或开关没开启之前，某些操作是无法进行的，只有开启钥匙或者打开开关，相关操作才能被执行。

本发明揭示的实施例中，以触屏的方式进行指令和照射参数的输入，在其他实施方式中，可以采用按键（如机械按键）进行输入。

防误操作系统既能保证在必要时进行参数设置和控制指令的输入功能，又能降低因误操作或其他原因造成误输入参数或重复输入指令，降低了设备运行的风险。

本发明中子捕获治疗设备的中子剂量检测装置 21 设置至少两个检测中子的灵敏度不同的第一计数率通道 201 和第二计数率通道 202 和计数率通道选择单元 216，计数率通道选择单元 216 根据实际情况选择一个较为精确的计数率进行中子剂量的计算，能够避免脉冲分辨时间造成的计数率损失误差，同时兼顾低计数率造成统计误差，提高了实时中子剂量检测的

准确度，进而提高了向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的准确度；另外，中子剂量检测装置 21 还设置计数率修正单元 217 计算检测器 211 的脉冲分辨时间，并且能够根据脉冲分辨时间计算计数率修正因素，从而修正由脉冲分辨时间带来的计数率误差，进一步提高了实时中子剂量检测的准确度，进而进一步提高了向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的准确度。

本发明中子捕获治疗设备还具有监测系统 3，监测系统 3 设置修正部 37 周期性地对存储部 32 内存储的用于执行治疗计划的照射参数进行修正，从而确保向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的与预设中子剂量基本一致，更进而进一步提高了向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的准确度；另外，实时中子剂量与预设中子剂量的百分比大于等于 97% 时，将中子剂量率调低并相应地增加照射时间以防止患者 S 在高中子剂量率的中子束的照射下吸收过多的中子，亦具有提高了向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的准确度的作用。

本发明中子捕获治疗设备还具有校正系统，校正系统综合考虑患者 S 的定位偏差、实时中子剂量率偏差、实时硼浓度等因素对预设中子剂量的影响，引入中子校正系数 K_1 和硼校正系数 K_2 对预设中子剂量进行校正，在源头上确保了向患者 S 实施照射的中子束的中子剂量的准确度。

综上，本发明中子捕获治疗设备能够向患者实施准确的中子束照射剂量并且在保证设备的可操作性的前提下降低因误操作带来的设备运行风险。

本发明揭示的中子捕获治疗设备并不局限于以上实施例所述的内容以及附图所表示的结构。在本发明的基础上对其中构件的材料、形状及位置所做的显而易见地改变、替代或者修改，都在本发明要求保护的范围之内。

权利要求书

1、一种中子剂量检测装置，其特征在于：包括至少两个计数率通道及用于在至少两个所述计数率通道中选择一个计数率通道的计数率通道选择单元，所述计数率通道包括用于检测中子并输出信号的检测器、用于处理从所述检测器输出的信号的信号处理单元及对从所述信号处理单元输出的信号进行计数得到计数率的计数器。

2、根据权利要求1所述的中子剂量检测装置，其特征在于：所述计数率通道至少包括第一计数率通道和第二计数率通道，所述第一计数率通道包括第一检测器，所述第二计数率通道包括第二检测器，第一检测器的检测中子的灵敏度与第二检测器的检测中子的灵敏度不相同。

3、根据权利要求2所述的中子剂量检测装置，其特征在于：由加速器加速的带电粒子束与靶发生核反应产生中子，所述计数率通道选择单元根据所述加速器的功率、中子束通量或所述检测器与中子源之间的距离来选择计数率通道。

4、根据权利要求3所述的中子剂量检测装置，其特征在于：还包括将所述计数率通道选择单元选定的计数率通道记录到的计数率转换为中子通量率或中子剂量率的转换单元及对所述中子通量率或所述中子剂量率进行积分得到中子剂量的积分单元。

5、根据权利要求4所述的中子剂量检测装置，其特征在于：还包括显示所述中子剂量的显示器。

6、根据权利要求1-5项中任意一项所述的中子剂量检测装置，其特征在于：所述计数率通道包括第一计数率通道和第二计数率通道，所述第一计数率通道包括用于检测中子并输出信号的第一检测器、用于处理从所述第一检测器输出的信号的第一信号处理单元及对从所述第一信号处理单元输出的信号进行计数的第一计数器；所述第二计数率通道包括用于检测中子并输出信号的第二检测器、用于处理从所述第二检测器输出的信号的第二信号处理单元及对从所述第二信号处理单元输出的信号进行计数的第二计数器，所述第一检测器具有检测中子的第一灵敏度，所述第二检测器具有检测中子的第二灵敏度，所述第一灵敏度小于所述第二灵敏度。

7、根据权利要求6所述的中子剂量检测装置，其特征在于：当所述加速器的实际功率小于最大功率的二分之一时，所述计数率通道选择单元选择将所述第二计数率通道的所述第二计数器记录的计数率传输到所述转换单元用于剂量的计算，反之，则所述计数率通道选择单元选择将所述第一计数率通道的所述第一计数器记录的计数率传输到所述转换单元用于剂量的计算。

8、根据权利要求6所述的中子剂量检测装置，其特征在于：将所述加速器处于最大功率时能够产生的中子通量定义为最大中子通量，当实时中子通量小于最大中子通量的二分之一

时，所述计数率通道选择单元选择将所述第二计数率通道的所述第二计数器记录的计数率传输到所述转换单元用于剂量的计算，反之，则所述计数率通道选择单元选择将所述第一计数率通道的所述第一计数器记录的计数率传输到所述转换单元用于剂量的计算。

9、一种中子捕获治疗设备，其特征在于：包括如权利要求 1-8 项中任意一项所述的中子剂量检测装置。

10、根据权利要求 9 所述的中子捕获治疗设备，其特征在于：还包括中子束照射系统，所述中子束照射系统包括产生中子束的中子束产生模块及对所述中子束进行调整的射束调整模块，所述射束调整模块包括能够对所述中子束进行减速的缓速体及将偏离的中子导回至所述缓速体的反射体。

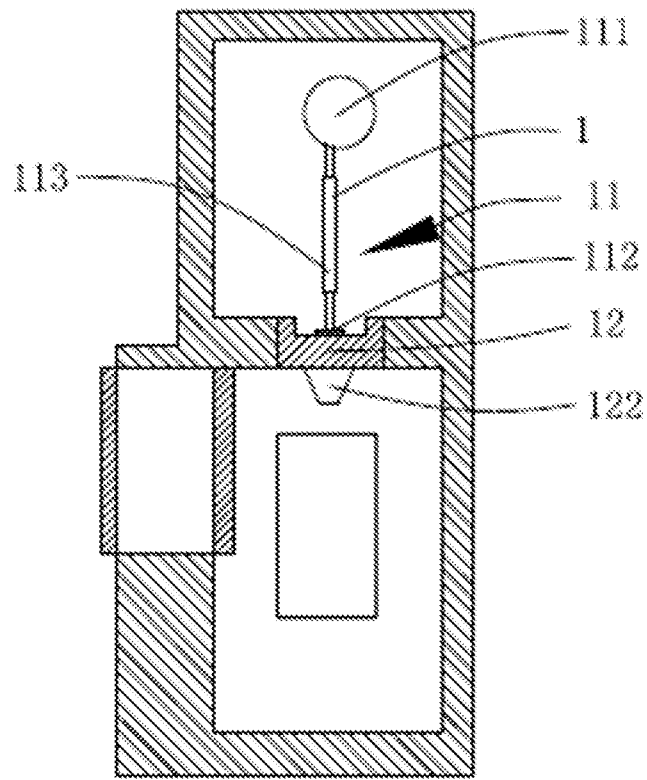


图 1

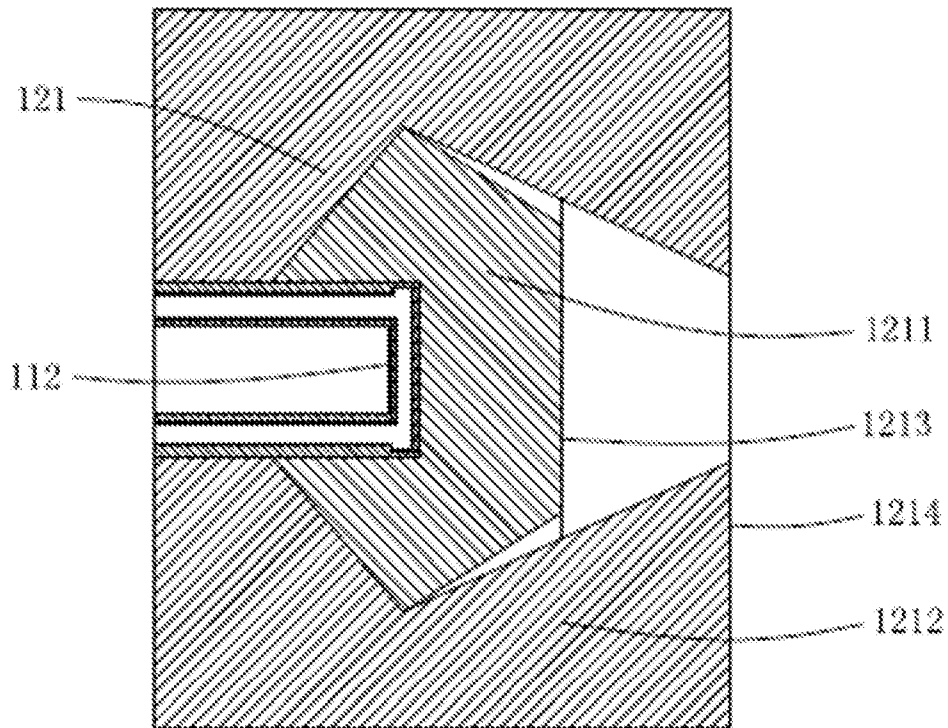


图 2

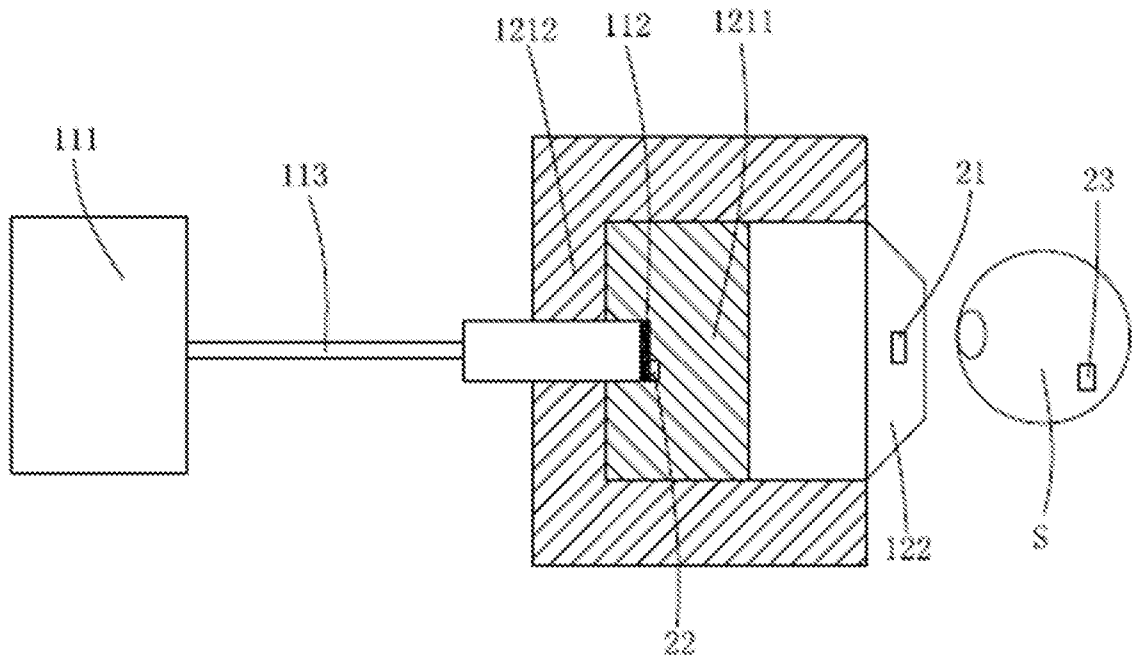


图 3

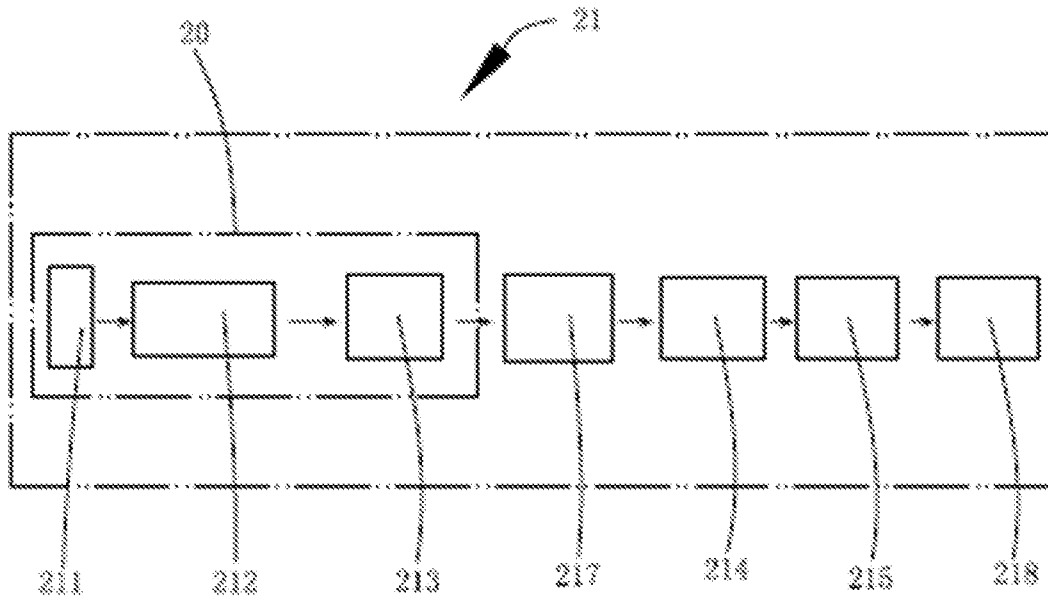


图 4

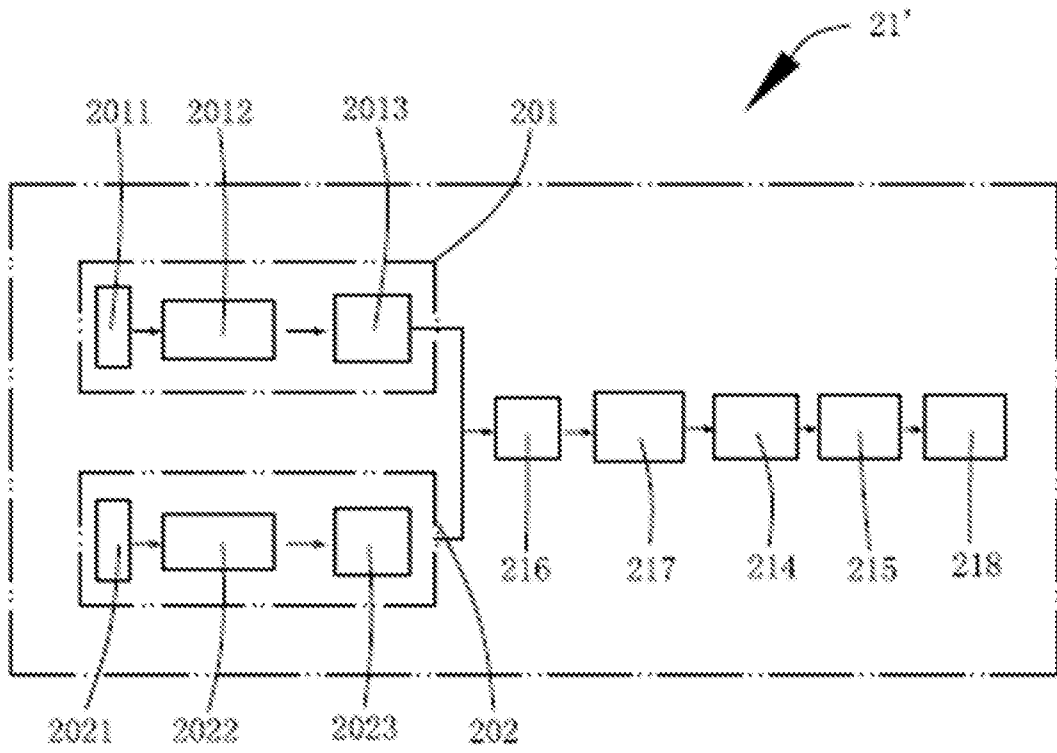


图 5

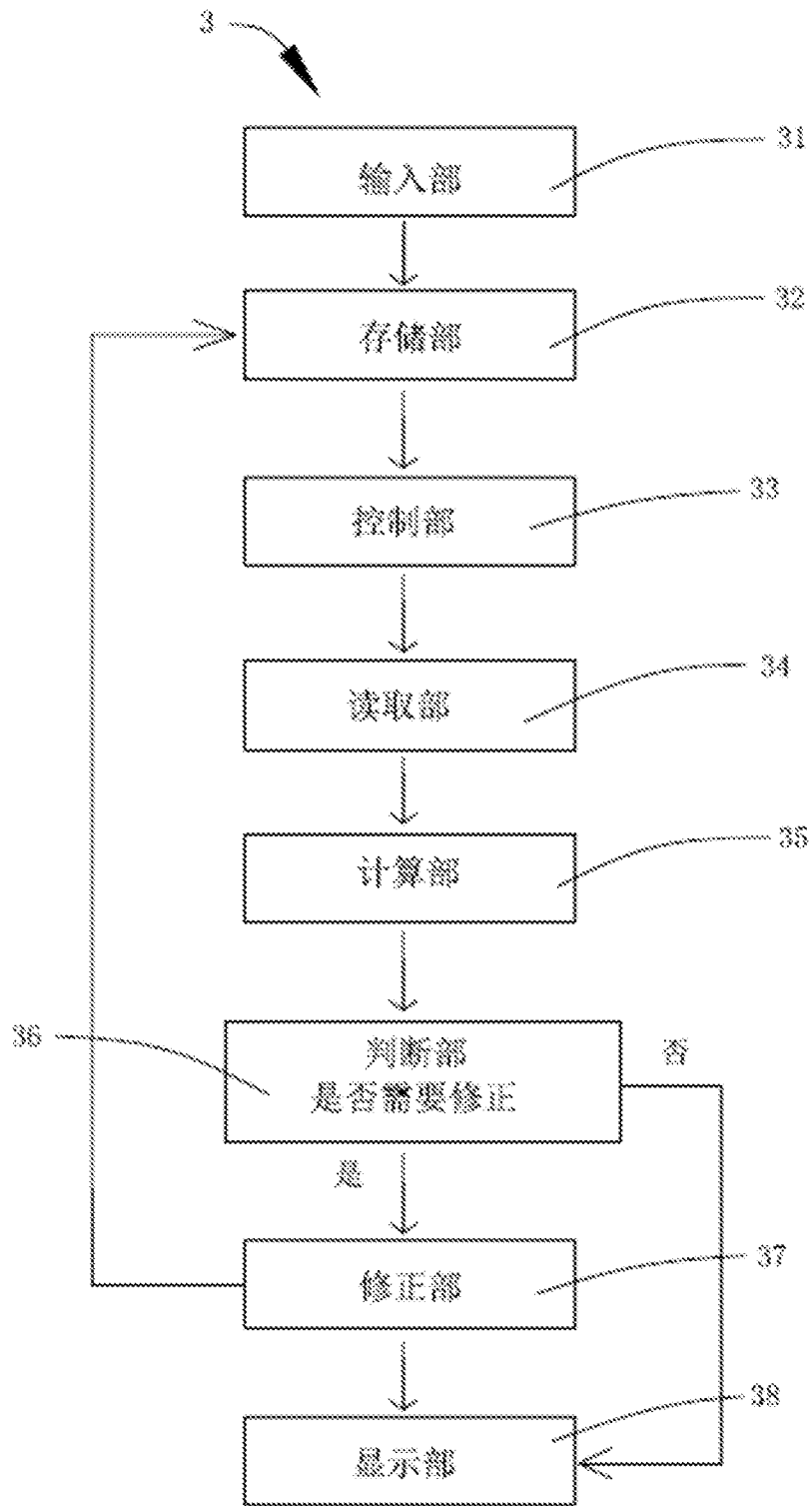


图 6

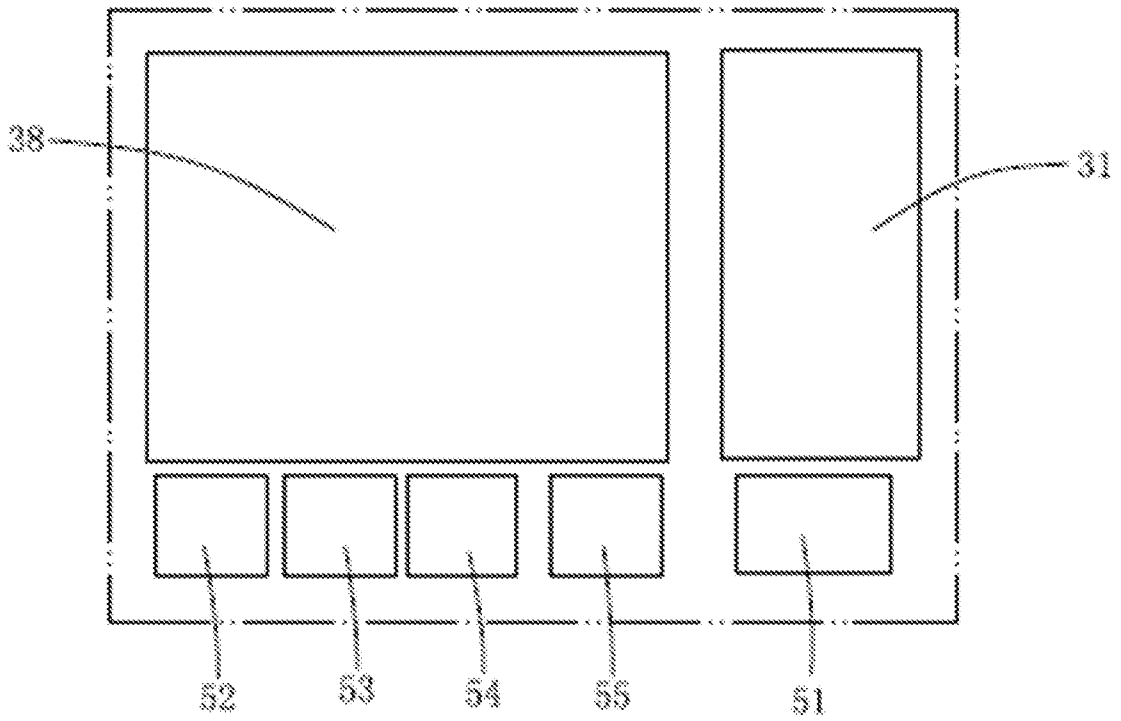


图 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2021/104172

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61N 5/10(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61N Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) CNPAT, CNKI, WPI, EPODOC, IEEE: 中子, 放疗, 放射, 治疗, 硼, 计数, 统计, 剂量, 通量, 检测, 精度, 灵敏度, 选择, 选取, boron, neutron, BNCT, therapy, count, correct, detect, select, precision		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 104174121 A (SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES, LTD.) 03 December 2014 (2014-12-03) description paragraphs 24-64	1-10
A	CN 105190361 A (SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES, LTD.) 23 December 2015 (2015-12-23) entire document	1-10
A	CN 108431635 A (HITACHI, LTD.) 21 August 2018 (2018-08-21) entire document	1-10
A	US 2020114172 A1 (HITACHI, LTD.) 16 April 2020 (2020-04-16) entire document	1-10
A	US 2019209870 A1 (HITACHI, LTD.) 11 July 2019 (2019-07-11) entire document	1-10
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 14 September 2021		Date of mailing of the international search report 28 September 2021
Name and mailing address of the ISA/CN China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088 China Facsimile No. (86-10)62019451		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2021/104172

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	104174121	A	03 December 2014	TW	1520758	B	11 February 2016
				KR	20140137292	A	02 December 2014
				JP	2014228401	A	08 December 2014
				TW	201444601	A	01 December 2014
				EP	2805745	B1	26 April 2017
				CN	104174121	B	24 May 2017
				JP	6042269	B2	14 December 2016
				KR	20160103960	A	02 September 2016
				EP	2805745	A1	26 November 2014
				<hr/>			
CN	105190361	A	23 December 2015	JP	6052933	B2	27 December 2016
				TW	1515451	B	01 January 2016
				JP	WO2014192321	A1	23 February 2017
				TW	201445173	A	01 December 2014
				EP	3006961	A1	13 April 2016
				WO	2014192321	A1	04 December 2014
				CN	105190361	B	30 November 2016
				EP	3006961	B1	27 February 2019
<hr/>							
CN	108431635	A	21 August 2018	US	2019018148	A1	17 January 2019
				EP	3432034	A1	23 January 2019
				JP	WO2017158743	A1	30 August 2018
				US	10605928	B2	31 March 2020
				JP	6569000	B2	28 August 2019
				WO	2017158743	A1	21 September 2017
<hr/>							
US	2020114172	A1	16 April 2020	JP	2019015626	A	31 January 2019
				JP	6817162	B2	20 January 2021
				WO	2019008825	A1	10 January 2019
<hr/>							
US	2019209870	A1	11 July 2019	US	10751553	B2	25 August 2020
				WO	2018003179	A1	04 January 2018
				JP	WO2018003179	A1	07 February 2019
<hr/>							

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2021/104172

<p>A. 主题的分类</p> <p>A61N 5/10(2006.01) i</p> <p>按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类</p>																				
<p>B. 检索领域</p> <p>检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)</p> <p>A61N</p> <p>包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献</p> <p>在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))</p> <p>CNPAT, CNKI, WPI, EPODOC, IEEE: 中子, 放疗, 放射, 治疗, 硼, 计数, 统计, 剂量, 通量, 检测, 精度, 灵敏度, 选择, 选取, boron, neutron, BNCT, therapy, count, correct, detect, select, precision</p>																				
<p>C. 相关文件</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>类型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>CN 104174121 A (住友重机械工业株式会社) 2014年 12月 3日 (2014 - 12 - 03) 说明书第24-64段</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 105190361 A (住友重机械工业株式会社) 2015年 12月 23日 (2015 - 12 - 23) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 108431635 A (株式会社日立制作所) 2018年 8月 21日 (2018 - 08 - 21) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2020114172 A1 (HITACHI, LTD.) 2020年 4月 16日 (2020 - 04 - 16) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2019209870 A1 (HITACHI, LTD.) 2019年 7月 11日 (2019 - 07 - 11) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> </tbody> </table>			类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	A	CN 104174121 A (住友重机械工业株式会社) 2014年 12月 3日 (2014 - 12 - 03) 说明书第24-64段	1-10	A	CN 105190361 A (住友重机械工业株式会社) 2015年 12月 23日 (2015 - 12 - 23) 全文	1-10	A	CN 108431635 A (株式会社日立制作所) 2018年 8月 21日 (2018 - 08 - 21) 全文	1-10	A	US 2020114172 A1 (HITACHI, LTD.) 2020年 4月 16日 (2020 - 04 - 16) 全文	1-10	A	US 2019209870 A1 (HITACHI, LTD.) 2019年 7月 11日 (2019 - 07 - 11) 全文	1-10
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																		
A	CN 104174121 A (住友重机械工业株式会社) 2014年 12月 3日 (2014 - 12 - 03) 说明书第24-64段	1-10																		
A	CN 105190361 A (住友重机械工业株式会社) 2015年 12月 23日 (2015 - 12 - 23) 全文	1-10																		
A	CN 108431635 A (株式会社日立制作所) 2018年 8月 21日 (2018 - 08 - 21) 全文	1-10																		
A	US 2020114172 A1 (HITACHI, LTD.) 2020年 4月 16日 (2020 - 04 - 16) 全文	1-10																		
A	US 2019209870 A1 (HITACHI, LTD.) 2019年 7月 11日 (2019 - 07 - 11) 全文	1-10																		
<p><input type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。</p>																				
<p>* 引用文件的具体类型:</p> <p>“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</p> <p>“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</p> <p>“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)</p> <p>“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</p> <p>“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件</p> <p>“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件</p> <p>“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性</p> <p>“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性</p> <p>“&” 同族专利的文件</p>																				
<p>国际检索实际完成的日期</p> <p>2021年 9月 14日</p>		<p>国际检索报告邮寄日期</p> <p>2021年 9月 28日</p>																		
<p>ISA/CN的名称和邮寄地址</p> <p>中国国家知识产权局(ISA/CN)</p> <p>中国 北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088</p> <p>传真号 (86-10)62019451</p>		<p>授权官员</p> <p>胡翟</p> <p>电话号码 86-(10)-53961704</p>																		

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2021/104172

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	104174121	A	2014年 12月 3日	TW	1520758	B	2016年 2月 11日
				KR	20140137292	A	2014年 12月 2日
				JP	2014228401	A	2014年 12月 8日
				TW	201444601	A	2014年 12月 1日
				EP	2805745	B1	2017年 4月 26日
				CN	104174121	B	2017年 5月 24日
				JP	6042269	B2	2016年 12月 14日
				KR	20160103960	A	2016年 9月 2日
				EP	2805745	A1	2014年 11月 26日
				CN	105190361	A	2015年 12月 23日
TW	1515451	B	2016年 1月 1日				
JP	W02014192321	A1	2017年 2月 23日				
TW	201445173	A	2014年 12月 1日				
EP	3006961	A1	2016年 4月 13日				
WO	2014192321	A1	2014年 12月 4日				
CN	105190361	B	2016年 11月 30日				
EP	3006961	B1	2019年 2月 27日				
CN	108431635	A	2018年 8月 21日	US	2019018148	A1	2019年 1月 17日
				EP	3432034	A1	2019年 1月 23日
				JP	W02017158743	A1	2018年 8月 30日
				US	10605928	B2	2020年 3月 31日
				JP	6569000	B2	2019年 8月 28日
				WO	2017158743	A1	2017年 9月 21日
US	2020114172	A1	2020年 4月 16日	JP	2019015626	A	2019年 1月 31日
				JP	6817162	B2	2021年 1月 20日
				WO	2019008825	A1	2019年 1月 10日
US	2019209870	A1	2019年 7月 11日	US	10751553	B2	2020年 8月 25日
				WO	2018003179	A1	2018年 1月 4日
				JP	W02018003179	A1	2019年 2月 7日