



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104067698 B

(45) 授权公告日 2016. 07. 06

(21) 申请号 201280068168. 5
 (22) 申请日 2012. 01. 26
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日 2014. 07. 25
 (86) PCT国际申请的申请数据 PCT/JP2012/051597 2012. 01. 26
 (87) PCT国际申请的公布数据 W02013/111292 JA 2013. 08. 01
 (73) 专利权人 三菱电机株式会社
 地址 日本东京
 (72) 发明人 池田昌广 来岛裕子 冈田俊介
 (74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100
 代理人 宋俊寅
 (51) Int. Cl. H05H 13/04(2006. 01)
 (56) 对比文件 JP 特开平 7-192900 A, 1995. 07. 28,

JP 特开平 10-294200 A, 1998. 11. 04,
 JP 特开平 8-293399 A, 1996. 11. 05,
 CN 101061759 A, 2007. 10. 24,
 CN 101167413 A, 2008. 04. 23,
 CN 102294082 A, 2011. 12. 28,
 CN 1697587 A, 2005. 11. 16,
 Mitsutaka Kanazawa et al.. Synchronized Clock System for Acceleration Pattern Generation and its Beam Tests in HIMAC Synchrotron. 《Proceedings of IPAC'10, Kyoto, Japan》. 2010, 第 1387-1398 页.
 T. Fujimoto et al.. Acceleration of heavy ions with a new RF system at HIMAC synchrotron. 《Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B》. 2011, 第 269 卷第 2886 - 2890 页.

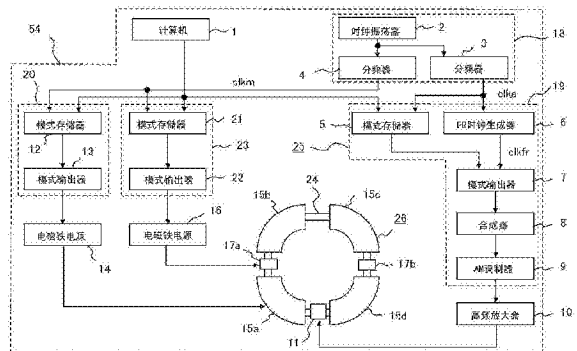
审查员 吴小云

权利要求书3页 说明书11页 附图6页

(54) 发明名称
 带电粒子加速器及粒子射线治疗装置

(57) 摘要

本发明的目的在于获得一种带电粒子加速器,该带电粒子加速器基于时间时钟来减少用于使加速腔及电磁铁工作的模式数据量,并缩短模式数据的通信时间。其特征在于,本发明的带电粒子加速器(54)所具备的加速器控制装置(25)具有:时钟生成部(18),该时钟生成部(18)生成加速腔时钟以及电磁铁时钟,该电磁铁时钟与加速腔时钟同步并且其频率低于加速腔时钟;高频控制部(19),该高频控制部(19)基于保存于第1模式存储器(5)中的加速腔模式以及加速腔时钟来控制加速腔(11);以及偏转电磁铁控制部(20),该偏转电磁铁控制部(20)基于保存于第2模式存储器(12)中的偏转电磁铁模式以及电磁铁时钟来控制偏转电磁铁(15)。



CN 104067698 B

1. 一种带电粒子加速器,对利用粒子射线照射装置照射至照射对象的带电粒子束进行加速,其特征在于,

包括:使所述带电粒子束通过的真空管道、将通过所述真空管道的所述带电粒子束进行加速的加速腔、使通过所述真空管道的所述带电粒子束偏转的偏转电磁铁、以及控制所述加速腔及所述偏转电磁铁的加速器控制装置,

所述加速器控制装置具有:

时钟生成部,该时钟生成部仅根据时间时钟来生成加速腔时钟以及电磁铁时钟,该电磁铁时钟与所述加速腔时钟同步并且其频率低于所述加速腔时钟;

高频控制部,该高频控制部基于保存于第1模式存储器中的加速腔模式以及所述加速腔时钟来控制所述加速腔;以及

偏转电磁铁控制部,该偏转电磁铁控制部基于保存于第2模式存储器中的偏转电磁铁模式以及所述电磁铁时钟来控制所述偏转电磁铁。

2. 如权利要求1所述的带电粒子加速器,其特征在于,

所述时钟生成部具有:

时钟振荡器,该时钟振荡器生成用于生成所述加速腔时钟以及所述电磁铁时钟的基准时钟;

第1分频器,该第1分频器对所述基准时钟进行分频,生成所述加速腔时钟;以及

第2分频器,该第2分频器对所述基准时钟进行分频,生成所述电磁铁时钟。

3. 如权利要求1或2所述的带电粒子加速器,其特征在于,

所述时钟生成部生成频率为所述电磁铁时钟的频率的整数倍的所述加速腔时钟。

4. 如权利要求1或2所述的带电粒子加速器,其特征在于,

所述高频控制部在输出所述加速腔模式的保存频率数据的模式设定时刻之间,对于每个规定的补全时间生成变化了规定的补全差分频率的补全频率数据,并基于所述保存频率数据以及所述补全频率数据来控制所述加速腔。

5. 如权利要求3所述的带电粒子加速器,其特征在于,

所述高频控制部在输出所述加速腔模式的保存频率数据的模式设定时刻之间,对于每个规定的补全时间生成变化了规定的补全差分频率的补全频率数据,并基于所述保存频率数据以及所述补全频率数据来控制所述加速腔。

6. 如权利要求4所述的带电粒子加速器,其特征在于,

所述高频控制部通过分别对连续的两个所述模式设定时刻中的所述保存频率数据实施线性补全处理,来生成所述补全频率数据。

7. 如权利要求4所述的带电粒子加速器,其特征在于,

所述高频控制部具有:

FR时钟生成器,该FR时钟生成器生成与所述加速腔时钟同步、并且对于每个所述补全时间形成有脉冲的FR时钟;以及

模式输出器,该模式输出器在每次输入有所述FR时钟时,输出所述保存频率数据或所述补全频率数据。

8. 如权利要求6所述的带电粒子加速器,其特征在于,

所述高频控制部具有:

FR时钟生成器,该FR时钟生成器生成与所述加速腔时钟同步、并且对于每个所述补全时间形成有脉冲的FR时钟;以及

模式输出器,该模式输出器在每次输入有所述FR时钟时,输出所述保存频率数据或所述补全频率数据。

9.如权利要求7所述的带电粒子加速器,其特征在于,

所述FR时钟生成器计算出所述加速腔时钟的周期,并生成所述FR时钟,以使得所述FR时钟成为所述加速腔时钟的整数倍,其倍数为规定增加常数。

10.如权利要求7所述的带电粒子加速器,其特征在于,

所述FR时钟生成器根据用于生成所述加速腔时钟的基准时钟或所述加速腔时钟来生成所述FR时钟。

11.如权利要求10所述的带电粒子加速器,其特征在于,

所述FR时钟生成部生成频率为所述加速腔时钟的频率的整数倍的所述FR时钟。

12.一种粒子射线治疗装置,其特征在于,

包括:射束产生装置,该射束产生装置产生带电粒子束,利用带电粒子加速器使该带电粒子束加速;射束输送系统,该射束输送系统输送经过所述带电粒子加速器加速的带电粒子束;以及粒子射线照射装置,该粒子射线照射装置将由所述射束输送系统输送的带电粒子束照射至照射对象,

所述带电粒子加速器是权利要求1或2所述的带电粒子加速器。

13.一种粒子射线治疗装置,其特征在于,

包括:射束产生装置,该射束产生装置产生带电粒子束,利用带电粒子加速器使该带电粒子束加速;射束输送系统,该射束输送系统输送经过所述带电粒子加速器加速的带电粒子束;以及粒子射线照射装置,该粒子射线照射装置将由所述射束输送系统输送的带电粒子束照射至照射对象,

所述带电粒子加速器是权利要求3所述的带电粒子加速器。

14.一种粒子射线治疗装置,其特征在于,

包括:射束产生装置,该射束产生装置产生带电粒子束,利用带电粒子加速器使该带电粒子束加速;射束输送系统,该射束输送系统输送经过所述带电粒子加速器加速的带电粒子束;以及粒子射线照射装置,该粒子射线照射装置将由所述射束输送系统输送的带电粒子束照射至照射对象,

所述带电粒子加速器是权利要求4所述的带电粒子加速器。

15.一种粒子射线治疗装置,其特征在于,

包括:射束产生装置,该射束产生装置产生带电粒子束,利用带电粒子加速器使该带电粒子束加速;射束输送系统,该射束输送系统输送经过所述带电粒子加速器加速的带电粒子束;以及粒子射线照射装置,该粒子射线照射装置将由所述射束输送系统输送的带电粒子束照射至照射对象,

所述带电粒子加速器是权利要求5所述的带电粒子加速器。

16.一种粒子射线治疗装置,其特征在于,

包括:射束产生装置,该射束产生装置产生带电粒子束,利用带电粒子加速器使该带电粒子束加速;射束输送系统,该射束输送系统输送经过所述带电粒子加速器加速的带电粒

子束;以及粒子射线照射装置,该粒子射线照射装置将由所述射束输送系统输送的带电粒子束照射至照射对象,

所述带电粒子加速器是权利要求6所述的带电粒子加速器。

17.一种粒子射线治疗装置,其特征在于,

包括:射束产生装置,该射束产生装置产生带电粒子束,利用带电粒子加速器使该带电粒子束加速;射束输送系统,该射束输送系统输送经过所述带电粒子加速器加速的带电粒子束;以及粒子射线照射装置,该粒子射线照射装置将由所述射束输送系统输送的带电粒子束照射至照射对象,

所述带电粒子加速器是权利要求7所述的带电粒子加速器。

18.一种粒子射线治疗装置,其特征在于,

包括:射束产生装置,该射束产生装置产生带电粒子束,利用带电粒子加速器使该带电粒子束加速;射束输送系统,该射束输送系统输送经过所述带电粒子加速器加速的带电粒子束;以及粒子射线照射装置,该粒子射线照射装置将由所述射束输送系统输送的带电粒子束照射至照射对象,

所述带电粒子加速器是权利要求8所述的带电粒子加速器。

19.一种粒子射线治疗装置,其特征在于,

包括:射束产生装置,该射束产生装置产生带电粒子束,利用带电粒子加速器使该带电粒子束加速;射束输送系统,该射束输送系统输送经过所述带电粒子加速器加速的带电粒子束;以及粒子射线照射装置,该粒子射线照射装置将由所述射束输送系统输送的带电粒子束照射至照射对象,

所述带电粒子加速器是权利要求9所述的带电粒子加速器。

带电粒子加速器及粒子射线治疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于医疗领域的粒子射线治疗装置。

背景技术

[0002] 一般而言,粒子射线治疗装置包括:射束产生装置,该射束产生装置产生带电粒子束;加速器,该加速器与射束产生装置相连接,且对所产生的带电粒子束进行加速;射束输送系统,该射束输送系统输送加速到在加速器中所设定的能量为止之后射出的带电粒子束;以及粒子射线照射装置,该粒子射线照射装置设置在射束输送系统的下游,且用于将带电粒子束射向照射对象。

[0003] 加速带电粒子束的加速器例如使用同步加速器。对设置于同步加速器的高频加速腔(加速腔)施加高频,使偏转电磁铁、四极电磁铁等同步地实施模式运行,并将带电粒子束加速至规定能量为止。此时,带电粒子束绕相同轨道旋转,因此旋转频率根据带电粒子束的加速而升高。因此,需要根据带电粒子束的加速提高加速电压的加速频率。也就是说,需要预先使偏转电磁铁的磁场B与加速电压的加速频率f同步。

[0004] 专利文献1的现有技术中示出了一种带电粒子加速器,该带电粒子加速器利用T时钟(时间时钟)输出偏转电磁铁用模式来使偏转电磁铁工作,根据由设置于以该偏转电磁铁用模式来工作的基准电磁铁处的磁场测定器所观测到的磁场变化来生成B时钟(磁场时钟),利用该B时钟输出加速腔用模式来使高频加速腔工作。现有的带电粒子加速器如上述那样利用T时钟及B时钟来实现偏转电磁铁与高频加速腔的同步。该工作方法中,由于使用T时钟及B时钟这两个时钟,因此装置变得复杂。因此,在专利文献1中,提出了一种带电粒子加速器,该带电粒子加速器仅使用T时钟来输出偏转电磁铁用模式以及加速腔用模式,使偏转电磁铁与高频加速腔工作。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本专利特开8-293399号公报(0008段~0017段,图1、图3)

发明内容

[0008] 发明所要解决的技术问题

[0009] 在仅使用T时钟来使偏转电磁铁及高频加速腔工作的情况下,整个带电粒子加速器所处理的模式数据量变得非常多,其结果是,预先保存数据的硬盘或存储器的量变得庞大,或者模式数据通信所需的时间变长,从而产生问题。以下对模式数据量进行详细说明。

[0010] 一般来说,高频加速腔施加小于10MHz的高频。高频加速腔对于时间变化的跟随性较好,而对于射束的加速及减速则较为敏感,因此在模式时钟的输出周期需要100kHz左右,进一步在使高频加速腔以平滑的变化进行工作的情况下,需要1MHz左右的模式输出。另一方面,偏转电磁铁或四极电磁铁等电磁铁在铁芯卷绕有线圈的结构下、电抗分量较大,时间常数较大,因此,运行模式可以是商用电源频率(50Hz、60Hz)的24倍,即1200Hz或1440Hz左

右。在使上述时间响应性不同的两个设备、即高频加速腔以及电磁铁在同一时钟下工作的情况下,需要与时间分辨率较高的用于高频加速腔的模式输出相配合。因此,响应较慢的电磁铁也需要输出1MHz左右的较快的模式,来进行工作,如上所述,整个带电粒子加速器所处理的模式数据量变得非常多。

[0011] 另外,在专利文献1的带电粒子加速器中,作为电磁铁的示例仅记载了偏转电磁铁,但实际上进行模式运行的电磁铁具有收束用四极电磁铁、发散用四极电磁铁、收束用六极电磁铁、发散用六极电磁铁、轨道修正用转向电磁铁(X方向/Y方向)、取出用六极电磁铁等,大多情况下其数量有十几种~二十种左右,若用于控制的模式不同的电磁铁增多则与其模式相应的数据增多,因此模式数据量的增大是较大的问题,降低模式数据量成为重大问题。

[0012] 本发明用于解决上述问题而得以完成,其目的在于获得一种带电粒子加速腔,减少用于基于时间时钟使加速腔及电磁铁工作的模式数据量,并缩短模式数据的通信时间。

[0013] 解决技术问题所采用的技术方案

[0014] 本发明所涉及的带电粒子加速器包括:使带电粒子束通过的真空管道、将通过真空管道的带电粒子束进行加速的加速腔、使通过真空管道的带电粒子束偏转的偏转电磁铁、以及控制加速腔及偏转电磁铁的加速器控制装置。加速器控制装置的特征在于,具有:时钟生成部,该时钟生成部生成加速腔时钟以及电磁铁时钟,该电磁铁时钟与加速腔时钟同步并且其频率低于加速腔时钟;高频控制部,该高频控制部基于保存于第1模式存储器中的加速腔模式以及加速腔时钟来控制加速腔;以及偏转电磁铁控制部,该偏转电磁铁控制部基于保存于第2模式存储器中的偏转电磁铁模式以及电磁铁时钟来控制偏转电磁铁。

[0015] 发明效果

[0016] 根据本发明所涉及的带电粒子加速器,利用加速腔时钟以及与加速腔时钟同步并且其频率低于加速腔时钟的电磁铁时钟,对加速腔及偏转电磁铁进行控制,因此偏转电磁铁模式的数据量能少于加速腔模式,并能缩短发给加速器的模式数据的通信时间。

附图说明

[0017] 图1是表示本发明实施方式1所涉及的带电粒子加速器的结构的图。

[0018] 图2是本发明的实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置的简要结构图。

[0019] 图3是表示图2的粒子射线照射装置的结构图。

[0020] 图4是说明图1的加速腔时钟及电磁铁时钟的时序图。

[0021] 图5是表示使用加速腔时钟时的加速腔模式的数据输出例的图。

[0022] 图6是表示使用FR时钟时的加速腔模式的数据输出例的图。

[0023] 图7是表示本发明实施方式2所涉及的带电粒子加速器的结构的图。

[0024] 图8是表示本发明的实施方式2所涉及的加速腔模式的数据输出例的图。

具体实施方式

[0025] 实施方式1

[0026] 图1是表示本发明实施方式1所涉及的带电粒子加速器的结构的图。图2是本发明的实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置的简要结构图,图3是表示本发明的实施方式1所

涉及的粒子射线治疗装置的结构图。图2中,粒子射线治疗装置51具备射束产生装置52、射束输送系统59、粒子射线照射装置58a、58b。射束产生装置52具有离子源(未图示)、前级加速器53、带电粒子加速器54。粒子射线照射装置58b设置于旋转台架(未图示)。粒子射线照射装置58a设置于不具有旋转台架的治疗室。射束输送系统59的作用在于连接带电粒子加速器54与粒子射线照射装置58a、58b。射束输送系统59的一部分设置于旋转台架(未图示),在该部分具有多个偏转电磁铁55a、55b、55c。

[0027] 由离子源产生的质子射线等粒子射线即带电粒子束由前级加速器53进行加速,并从入射装置46入射到带电粒子加速器54中。这里,带电粒子加速器54以同步加速器为例进行说明。带电粒子束被加速到规定的能量。从带电粒子加速器54的射出装置47射出的带电粒子束经过射束输送系统59而输送给粒子射线照射装置58a、58b。粒子射线照射装置58a、58b将带电粒子束照射到照射对象45(参照图3)上。粒子射线照射装置的标号统一使用58,在进行区别说明时使用58a、58b。

[0028] 由射束产生装置52产生的、被加速至规定能量的带电粒子束31经过射束输送系统59,被引导至粒子射线照射装置58。图3中,粒子射线照射装置58包括在与带电粒子束31垂直的方向即X方向以及Y方向上对带电粒子束31进行扫描的X方向扫描电磁铁32及Y方向扫描电磁铁33、位置监视器34、剂量监视器35、剂量数据转换器36、射束数据处理装置41、扫描电磁铁电源37、控制粒子射线照射装置58的照射管理装置38。照射管理装置38包括照射控制计算机39和照射控制装置40。剂量数据转换器36包括触发生成部42、点计数器43、点间计数器44。此外,带电粒子束31的前进方向是-Z方向。

[0029] X方向扫描电磁铁32是沿X方向对带电粒子束31进行扫描的电磁铁,Y方向扫描电磁铁33是沿Y方向对带电粒子束31进行扫描的电磁铁。位置监视器34检测出射束信息,该射束信息用于计算经过X方向扫描电磁铁32及Y方向扫描电磁铁33扫描后的带电粒子束31所通过的射束中的通过位置(重心位置)、尺寸。射束数据处理装置41基于由位置监视器34所检测出的多个模拟信号(射束信息)构成的射束信息来计算带电粒子束31的通过位置(重心位置)或尺寸。另外,射束数据处理装置41生成表示带电粒子束31的位置异常或尺寸异常的异常检测信号,并将该异常检测信号输出至照射管理装置38。

[0030] 剂量监视器35检测带电粒子束31的剂量。照射管理装置38基于利用未图示的治疗计划装置所生成的治疗计划数据,来控制照射对象45中带电粒子束31的照射位置,若由剂量监视器35测定的、被剂量数据转换器36转换为数字数据的剂量达到目标剂量,则使带电粒子束31停止。扫描电磁铁电源37基于照射管理装置38输出到X方向扫描电磁铁32及Y方向扫描电磁铁33的控制输入(指令),来改变X方向扫描电磁铁32及Y方向扫描电磁铁33的设定电流。

[0031] 这里,将粒子射线照射装置58的扫描照射方式作为像点扫描照射方式那样,射束照射位置在点位置之间依次移动的方式来进行说明,该粒子射线照射装置58的扫描照射方式为改变带电粒子束31的照射位置时不使带电粒子束31停止的光栅扫描照射方式。点计数器43是测量带电粒子束31的射束照射位置停留期间内的照射剂量的装置。点间计数器44是测量带电粒子束31的射束照射位置移动期间内的照射剂量的装置。触发器生成部42是在射束照射位置上的带电粒子束31的剂量达到目标照射剂量的情况下,生成剂量已满信号的装置。

[0032] 图1中,带电粒子加速器54具有加速环26、加速器控制装置25、高频放大器10、电磁铁电源14、16。加速环26具有:供带电粒子束31通过的真空管道24;将磁场提供至通过真空管道24的带电粒子束31并使其偏转的四个偏转电磁铁15a、15b、15c、15d;将磁场提供至通过真空管道24的带电粒子束31使其成为规定的射束尺寸的两个四极电磁铁17a、17b;以及对通过真空管道24的带电粒子束31进行加速的加速腔11。加速器控制装置25具有计算机1、时钟生成部18、高频控制部19、偏转电磁铁控制部20、四极电磁铁控制部23。偏转电磁铁的标号统一使用15,在区别说明时使用15a、15b、15c、15d。同样,四极电磁铁的标号统一使用17,在区别说明时使用17a、17b。此外,图1中省略了从前级加速器53将带电粒子束31射入真空管道24的入射装置46、从真空管24将带电粒子束31射出至射束输送系统59的射出装置47等。

[0033] 偏转电磁铁15生成用于使带电粒子束31弯曲、并使带电粒子束31在真空管道24内旋转的磁场。四极电磁铁17生成用于使射束发散及收束的磁场。高频信号放大器10基于从高频控制部19输出的控制信号来生成高频加速电压。电磁铁电源14基于从偏转电磁铁控制部20输出的控制信号来生成控制电流。电磁铁电源16基于从四极电磁铁控制部23输出的控制信号来生成控制电流。加速腔11、偏转电磁铁15、四极电磁铁17分别在取得规定的同步的同时,使带电粒子束31加速、偏转、发散以及收束,从而使带电粒子束31加速至规定的能量。

[0034] 时钟生成部18具有时钟振荡器2、生成加速腔时钟c1ka的分频器3、以及生成电磁铁时钟c1km的分频器4。高频控制部19具有模式存储器5、生成FR时钟c1kfr的FR时钟生成器6、模式输出器7、合成器8、AM调制器9。偏转电磁铁控制部20具有模式存储器12、模式输出器13。四极电磁铁控制部23具有模式存储器21、模式输出器22。

[0035] 对加速腔11、偏转电磁铁15、四极电磁铁17各自取得同步的方法进行说明。时钟振荡器2以一定周期、例如15MHz生成时钟。该15MHz的时钟成为基准时钟。高频加速腔用的分频器3通过将基准时钟分频成规定个数,从而生成高频加速腔用的加速腔时钟c1ka。此处,若将加速腔时钟c1ka例如设为150kHz,则加速腔时钟c1ka每计数50次就对电压H和电压L进行切换,从而生成15MHz的时钟。更具体而言,在15MHz时钟的50次计数期间内电压为H,此后的15MHz时钟的50次计数期间内电压为L,从而生成相当于1个周期为15MHz时钟的100次计数的时钟。

[0036] 同样,电磁铁用的分频器4也通过将时钟振荡器2输出的时钟分频成规定个数,从而生成电磁铁用的电磁铁时钟c1km。此处,若将电磁铁时钟c1km例如设为3kHz,则电磁铁时钟c1km每计数2500次就对电压H和电压L进行切换,从而生成15MHz的时钟。更具体而言,在15MHz时钟的2500次计数期间内电压为H,此后的15MHz时钟的2500次计数期间内电压为L,从而生成相当于1个周期为15MHz时钟的5000次计数的时钟。

[0037] 对加速腔时钟c1ka与电磁铁时钟c1km的时钟间的同步进行说明。图4是说明加速腔时钟及电磁铁时钟的时序图。如上所述,加速腔时钟c1ka与电磁铁时钟c1km是对同一基准时钟进行分频而生成的,此外,构成为其各自的频率能成为150kHz与3kHz这样的整数倍,因此,如图4所示,电磁铁时钟c1km的上升沿(从电压L向电压H的变化)必定与加速腔时钟c1ka的上升沿一致。另外,虽然未图示,但电磁铁时钟c1km的下降沿(从电压H向电压L的变化)也与加速腔时钟c1ka的上升沿一致。由此,加速腔时钟c1ka与电磁铁时钟c1km成为同步的时钟。

[0038] 高频控制部19的FR时钟生成器6计算加速腔时钟clk_a的周期,通过进行高频化以使得成为加速腔时钟clk_a的规定增加常数(整数)倍,从而生成加速腔11的模式输出用时钟、即FR时钟clk_{fr}。此处,增加常数例如为8倍。也就是说,FR时钟clk_{fr}例如是加速腔时钟clk_a的8倍、即1.2MHz。该FR时钟clk_{fr}是在改变频率时生成平滑的加速腔控制信号的时钟,是在因FR时钟clk_{fr}的增加常数而不同的在每个周期内均与加速腔时钟clk_a同步的时钟。此外,FR时钟clk_{fr}是在后述的补全时间 t_r 的每一个时间内形成有脉冲的时钟。

[0039] 实施方式1中,根据加速腔时钟clk_a再次生成FR时钟clk_{fr}。从基准时钟进行分频来生成加速腔时钟clk_a,然后从加速腔时钟clk_a再次生成FR时钟clk_{fr}的理由在于,时钟振荡器2、加速腔用的分频器3与电磁铁用的分频器4以一个单元构成为时钟生成部18,该时钟生成部18有时设置于远离高频控制部19的位置,而为了易于传输作为高频信号的FR时钟clk_{fr},如上述那样构成。此外,在时钟生成部18与高频控制部19靠近设置的情况下,或者采用时钟生成部18与高频控制部19形成为一体的结构的情况下,也可以从基准时钟直接生成FR时钟clk_{fr}。

[0040] 对高频控制部19的动作进行说明。加速腔11用的模式存储器5中保存有从计算机1预先发送来的加速腔11用的加速腔模式。加速腔模式是对与加速腔时钟clk_a的每个周期相对应的高频加速电压的频率值进行设定的模式。加速腔模式不是一个,而是与粒子射线治疗装置51所使用的能量、运行周期、射束强度等相对应地有多个,因此模式存储器5构成为能保存多个加速腔模式。在采用扫描照射方式的粒子射线治疗装置51中,准备10组左右的加速腔模式以及电磁铁模式。在对于一处患部的粒子射线治疗过程中,有时也使用三个加速腔模式。加速腔模式与加速腔时钟clk_a、即150kHz相配合地依次输出。

[0041] 为了使保存于模式存储器5中的加速腔模式的频率数据与后述的补全频率数据区别开,将其称为保存频率数据。若输入加速腔时钟clk_a,则模式存储器5依次将加速腔模式的保存频率数据输出至模式输出器7。此时,为了实施后述的补全处理,输出比通常的数据输出领先一个时钟的数据。模式输出器7根据FR时钟clk_{fr}以及从模式存储器5输入的加速腔模式的保存频率数据,实施补全处理,将规定的加速腔运行模式的数据(保存频率数据以及补全频率数据)输出至合成器(数字合成器)8。

[0042] 对补全处理进行说明。图5是表示使用加速腔时钟时的加速腔模式的数据输出例的图,图6是表示使用FR时钟时的加速腔模式的数据输出例的图。图5相当于未进行补全处理的情况,图6相当于进行补全处理的情况。在图5及图6中,横轴是时间,纵轴是加速腔控制信号的设定频率。未进行补全处理的图5的情况是不对保存在模式存储器5中的加速腔模式进行补全处理而从模式输出器7将加速腔模式的保存频率数据输出至合成器8的情况。图5及图6中,用黑色圆形表示的点相当于保存在模式存储器5中的保存频率数据。图5中,模式输出器7在时刻变为模式设定时刻即时刻 t_1 的情况下,从保存于模式存储器5中的加速腔模式中输出数据 f_1 。同样,模式输出器7在时刻变为下一个模式设定时刻即时刻 t_2 的情况下,输出数据 f_2 ,在下一个模式设定时刻即时刻 t_3 ,输出数据 f_3 。由此对加速腔模式进行输出,使得在已定的时刻变为已定的频率数据。

[0043] 图6所示的进行了补全处理的加速腔模式的数据输出例使用保存于模式存储器5中的相同的加速腔模式,因此加速腔时钟clk_a的脉冲输入时的频率数据相同。也就是说,图6中,模式输出器7在时刻变为模式设定时刻即时刻 t_1 的情况下,从保存于模式存储器5中的

加速腔模式中输出数据 f_1 。同样,模式输出器7在时刻变为模式设定时刻即时刻 t_2 的情况下,输出数据 f_2 ,在模式设定时刻即时刻 t_3 时,输出数据 f_3 。由此对加速腔模式进行输出,使得在已定的时刻变为已定的频率数据。然而,在加速腔时钟 clk_a 的脉冲输入以外的期间,直到输入下一个加速腔时钟 clk_a 的脉冲为止的期间进行补全,并输出作为频率数据的补全频率数据。从模式输出器7输出对于每个补全时间 t_r 使补全差分频率 f_r 增加或减少的补全频率数据。

[0044] 在每次输入FR时钟 clk_{fr} 时输出经过补全的频率数据。也就是说,补全差分频率 f_r 相当于FR时钟 clk_{fr} 的周期。如上所述,模式存储器5在时刻 t_1 时对模式输出器7输出领先一个时钟的数据 f_2 。在进行补全处理的情况下,模式输出器7计算接收到的数据 f_2 与上次接收到的数据 f_1 的差即补全对象频率差 Δf ,将补全对象频率差 Δf 除以加速腔时钟 clk_a 与FR时钟 clk_{fr} 的比率即补全比率 k ,求出补全差分频率 f_r 。此处的示例中,FR时钟 clk_{fr} 设为1.2MHz。由于加速腔时钟 clk_a 为150kHz,FR时钟 clk_{fr} 为1.2MHz,因此补全比率 k 为8。因此,模式输出器7将补全对象频率差 $\Delta f(=f_2-f_1)$ 除以8,也就是输出变化了补全差分频率 f_r 的补全频率数据,且该补全差分频率 f_r 为补全对象频率差 Δf 的 $1/8$ 。此处所示的补全处理被称为线性补全处理或斜坡处理。此外,补全处理也可以进行线性补全处理以外的近似于2次曲线等曲线的补全。

[0045] 实施方式1的模式输出器7在输出加速腔模式的保存频率数据的模式设定时刻之间,对于每个规定的补全时间 t_r 生成变化了规定补全差分频率 f_r 的补全频率数据,并在每次输入FR时钟 clk_{fr} 时输出保存频率数据或补全频率数据,从而能将图5的阶梯状频率变化改良得较平滑,而不会增加保存在模式存储器5中的模式数据。

[0046] 模式输出器7在加速腔时钟 clk_a 的时刻、即时刻 t_1 、 t_2 、 t_3 ,若接收到来自模式存储器5的输出,则输出上次接收到的加速腔模式的频率数据,而不会输出根据FR时钟 clk_{fr} 的输入经过补全处理的数据。由此,能进行使用了电磁铁时钟 clk_m 与加速腔时钟 clk_a 的同步性的高精度的同步运行。

[0047] 从模式输出器7输出的频率数据输入至合成器8,频率数据所示的频率的高频信号从合成器8输出至AM调制器9。AM调制器9通过将未图示的电压模式的输出与合成器8所输出的高频信号相乘来实施AM调制,将经过AM调制的AM调制高频信号输出至高频放大器10。

[0048] 高频放大器10将经过AM调制的AM调制高频信号放大并输出至加速腔11。从高频放大器10输出的高频加速电压被施加至加速腔11,对同步加速器中旋转的带电粒子束31施加高频加速电压,使其加速。

[0049] 对控制偏转电磁铁15、四极电磁铁17的偏转电磁铁控制部20、四极电磁铁控制部23的动作进行说明。偏转电磁铁15用的模式存储器12中保存有从计算机1预先发送来的偏转电磁铁15用的偏转电磁铁模式。偏转电磁铁模式是对与电磁铁时钟 clk_m 的每个周期相对应的偏转电磁铁的控制输入、即设定电流值的模式。模式存储器12在输入有由分频器4生成的电磁铁用时钟 clk_m 的情况下,将偏转电磁铁15的偏转电磁铁模式的数据输出至偏转电磁铁15用的模式输出器13。

[0050] 四极电磁铁17用的模式存储器21中也保存有从计算机1预先发送来的四极电磁铁17用的四极电磁铁模式。四极电磁铁模式是对与电磁铁时钟 clk_m 的每个周期相对应的四极电磁铁的控制输入、即设定电流值的模式。模式存储器21在输入有电磁铁用时钟 clk_m 的情

况下,将四极电磁铁17的四极电磁铁模式的数据输出至四极电磁铁17用的模式输出器22。

[0051] 电磁铁用的模式存储器12、21在输入有电磁铁用时钟c1km的情况下,直接将其输出至模式输出器13、22。模式输出器13、22输出分别与偏转电磁铁用的电磁铁电源14、四极电磁铁用的电磁铁电源16相对应的设定电流值的数据。从模式输出器13、22输出的设定电流值的数据被输入至电磁铁电源14、电磁铁电源16。电磁铁电源14及电磁铁电源16分别输出与设定电流值的数据相对应的控制电流,并向偏转电磁铁15、四极电磁铁17通电。带电粒子束31被控制成从偏转电磁铁15获得磁场,并在真空管道24中的规定轨道旋转,并从四极电磁铁15获得磁场,变成规定的射束尺寸。

[0052] 如上所述,电磁铁电源14、电磁铁电源16等电磁铁是具有铁芯的线圈,因此这些电磁铁大多具有时间常数较大的电抗分量,即使偏转电磁铁模式、四极电磁铁模式等电磁铁模式的设定电流值的数据以3kHz的周期呈阶梯状变化,从电磁铁电源14、电磁铁电源16等通电至所对应的电磁铁的通电电流(控制电流)适度平滑地进行变化,而不会像加速腔11那样激烈地变化。

[0053] 实施方式1的带电粒子加速器54通过高精度地使经过补全处理后的高频加速电压相对于加速腔11的变化时刻、与偏转电磁铁15、四极电磁铁17的通电电流的变化时刻一致,即、通过使其同步,从而能实现稳定的射束加速。

[0054] 接下来,考虑从计算机1向高频控制部19、偏转电磁铁控制部20、四极电磁铁控制部23传送数据的数据传送时间。加速腔时钟c1ka为150kHz、电磁铁时钟c1km为3kHz,在20组的加速腔模式与电磁铁模式从计算机1传送至高频控制部19、偏转电磁铁控制部20、四极电磁铁控制部23的情况下,数据传送时间例如为4秒左右。实施方式1的带电粒子加速器54基于1.2MHz的FR时钟c1kfr的脉冲输入以及来自模式存储器5的在每个输出时刻输出的频率数据来控制加速腔11,并使其同步以跟随加速腔11的控制,从而对偏转电磁铁15、四极电磁铁17进行控制,因此在比较对象的仅利用T时钟来使加速腔及电磁铁工作的专利文献1的带电粒子加速器(比较对象的带电粒子加速器)的情况下,能预期数据传送时间如下所示那样。

[0055] 比较对象的带电粒子加速器以1.2MHz来传送加速腔模式以及电磁铁模式,因此加速腔模式的数据量是实施方式1的 $8(=1.2M/150k)$ 倍,偏转电磁铁模式以及四极电磁铁模式各自的数据量是实施方式1的 $400(=1.2M/3k)$ 倍。此处,若将实施方式1的偏转电磁铁模式的数据量设作A,则实施方式1的偏转电磁铁模式、四极电磁铁模式以及加速腔模式的数据量分别为A、A以及 $50A(=A \times (150k/3k))$ 。比较对象的带电粒子加速器中的偏转电磁铁模式、四极电磁铁模式以及加速腔模式的数据量分别为 $400A$ 、 $400A$ 、 $400A(=8 \times 50A)$ 。若电磁铁的种类为20组,则实施方式1的带电粒子加速器54的加速腔模式以及电磁铁模式的总数据量为 $70A(=20A+50A)$ 。与此相对,比较对象的带电粒子加速器的加速腔模式以及电磁铁模式的总数据量为 $8400A(=20 \times 400A+400A)$ 。因此,比较对象的带电粒子加速器中的数据传送时间为实施方式1的带电粒子加速器54中的数据传送时间的 $8400/70$ 倍,即120倍,接近于 $8(=4 \times 120/60)$ 分钟。

[0056] 比较对象的带电粒子加速器中的数据传送时间为每一个运行参数花费约8分钟的较长时间,例如在患者发生变化的情况下,与该患者相匹配的加速腔模式以及电磁铁模式的数据传送较花费时间,一天所能进行粒子射线治疗的患者数明显减少。另外,即使在实施

预先将治疗中使用的模式数据下载的方法来应对的情况下,若发生某种故障,再次将加速腔模式以及电磁铁模式传送给带电粒子加速器,则也需要每个运行参数花费约8分钟这样较长的时间,在将患者从治疗台上放下并等待之后,再次对患者进行定位,从而产生粒子射线治疗停滞的问题。此外,一般来说,治疗中使用的运行参数不是一个而使用多个,在该情况下,实施方式1中的数据传送时间与比较对象的带电粒子加速器中的数据传送时间之差进一步扩大,问题更大。

[0057] 与比较对象的带电粒子加速器不同,实施方式1的带电粒子加速器54中的数据传送时间为4秒左右,在患者变化的情况、或因故障而再次传送加速腔模式以及电磁铁模式的情况下,数据传送时间也为4秒左右,不会发生粒子射线治疗停滞的问题,一天所能进行粒子射线治疗的患者数不会明显减少。因此,具备实施方式1的带电粒子加速器54的粒子射线治疗装置51与以往相比,能明显缩短加速腔模式以及电磁铁模式的数据传送时间,并能有效地进行粒子射线治疗。

[0058] 实施方式1的带电粒子加速器54通过将加速腔时钟c1ka与电磁铁时钟c1km分别设为同步且互不相同的频率,从而能减少偏转电磁铁模式、四极电磁铁模式等电磁铁用模式的数据量。因此,能减少加速腔模式以及电磁铁用模式的总数据量,并能缩短从计算机1到模式存储器5、12、21的模式数据通信时间。此外,在实施方式1中,构成为根据基准时钟进行分频来分别生成加速腔时钟c1ka与电磁铁时钟c1km,但也可以构成为对基准时钟进行分频来生成加速腔时钟c1ka,对加速腔时钟c1ka进行分频来生成电磁铁时钟c1km。

[0059] 另外,实施方式1的带电粒子加速器54根据加速腔时钟c1ka生成频率更高的FR时钟clkfr,由加速腔11用的模式输出器7生成时间分辨率比保存在加速腔11用的模式存储器5中的加速腔模式更高的加速腔运行模式,并输出至合成器8,由此也能减少加速腔模式的数据量。

[0060] 在偏转电磁铁模式或四极电磁铁模式等的电磁铁用模式的数据量减少的情况下,由于电磁铁电源14或电磁铁电源16等输出至对应电磁铁的通电电流适度平滑地发生变化,因此实施方式1的带电粒子加速器54使高频加速电压的变化与偏转电磁铁15、四极电磁铁17的通电电流的变化相同步,从而能实现稳定的射束加速。此外,即使在加速腔模式的数据量减少的情况下,仍生成时间分辨率比加速腔模式更高的加速腔运行模式,并基于该加速腔运行模式来将高频加速电压施加至加速腔11,因此能使高频加速电压的变化与偏转电磁铁15、四极电磁铁17的通电电流的变化相同步,能实现稳定的射束加速。

[0061] 实施方式1的带电粒子加速器54与使用B时钟及T时钟的带电粒子加速器不同,仅根据T时钟来生成加速腔时钟c1ka以及电磁铁时钟c1km,因此与以往相比,能简化带电粒子加速器54的系统结构。另外,实施方式1的带电粒子加速器54与仅根据T时钟来使加速腔及电磁铁工作的专利文献1的带电粒子加速器不同,减少了加速腔模式以及电磁铁用模式的总数据量,因此与以往相比,易于加速腔模式以及电磁铁用模式的数据管理,并且与以往相比,也能简化计算机1与高频控制部19、偏转电磁铁控制部20、四极电磁铁控制部23的数据通信结构。

[0062] 根据实施方式1的带电粒子加速器54,包括:供带电粒子束31通过的真空管道24、将通过真空管道24的带电粒子束31进行加速的加速腔11、使通过真空管道24的带电粒子束31偏转的偏转电磁铁15、控制加速腔11以及偏转电磁铁15的加速器控制装置25,加速腔控

制装置25具有:时钟生成部18,该时钟生成部18生成加速腔时钟c1ka以及加速腔时钟c1km,该加速腔时钟c1km与加速腔时钟c1ka同步并且频率低于加速腔时钟c1ka;高频控制部19,该高频控制部19基于保存于第1模式存储器5中的加速腔模式以及加速腔时钟c1ka来控制加速腔11;以及偏转电磁铁控制部20,该偏转电磁铁控制部20基于保存在第2模式存储器12中的偏转电磁铁模式以及电磁铁时钟c1km来控制偏转电磁铁15,因此,偏转电磁铁模式的数据量能少于加速腔模式,从而能缩短与加速腔的模式数据的通信时间。

[0063] 根据实施方式1的带电粒子加速器51,包括:射束产生装置52,该射束产生装置52产生带电粒子束31,并利用带电粒子加速器54使该带电粒子束31加速;射束输送系统59,该射束输送系统59输送经过带电粒子加速器54加速的带电粒子束31;以及粒子射线照射装置58,该粒子射线照射装置58将由射束输送系统59输送的带电离子束31照射至照射对象45,带电粒子加速器54包括:供带电粒子束31通过的真空管道24、将通过真空管道24的带电粒子束31进行加速的加速腔11、使通过真空管道24的带电粒子束31偏转的偏转电磁铁15、控制加速腔11以及偏转电磁铁15的加速器控制装置25,加速腔控制装置25具有:时钟生成部18,该时钟生成部18生成加速腔时钟c1ka以及加速腔时钟c1km,该加速腔时钟c1km与加速腔时钟c1ka同步并且频率低于加速腔时钟c1ka;高频控制部19,该高频控制部19基于保存于第1模式存储器5中的加速腔模式以及加速腔时钟c1ka来控制加速腔11;以及偏转电磁铁控制部20,该偏转电磁铁控制部20基于保存在第2模式存储器12中的偏转电磁铁模式以及电磁铁时钟c1km来控制偏转电磁铁15,因此,偏转电磁铁模式的数据量能少于加速腔模式,从而能缩短与加速腔的模式数据的通信时间。因此,具备实施方式1的带电粒子加速器54的粒子射线治疗装置51与以往相比,能明显缩短加速腔模式以及电磁铁模式的数据传送时间,因此能有效地进行粒子射线治疗。

[0064] 此外,FR时钟生成器6计算出加速腔时钟c1ka的周期,进行高频化以使得成为加速腔时钟c1ka的规定增加常数(整数)倍,从而生成FR时钟c1kfr,以上以此为例进行了说明,但也可以对基准时钟进行分频,生成FR时钟c1kfr。

[0065] 实施方式2

[0066] 图7是表示本发明的实施方式2的带电粒子加速器的结构的图。实施方式2的带电粒子加速器54与实施方式1的带电粒子加速器54的不同之处在于,省去FR时钟生成器6,加速腔时钟c1ka的频率、保存在模式存储器5中的加速腔模式的频率数据量不同。此处,以与实施方式1中说明的频率数据的输出频率相同的情况为例进行说明。

[0067] 实施方式1中,模式输出器7利用1.2MHz的FR时钟c1kfr将加速腔模式的频率数据输出至合成器8。因此,实施方式2中,分频器3生成1.2MHz的加速腔时钟c1ka。具体而言,实施方式2中生成12MHz的基准时钟,分频器3对时钟振荡器2所生成的12MHz的基准时钟进行分频,生成1/100倍的1.2MHz的加速腔时钟c1ka。如实施方式1中所说明的那样,加速腔时钟c1ka及电磁铁时钟c1km都是对同一基准时钟进行分频而得以生成,并且其各自的频率能成为1.2MHz及3kHz这样的整数倍,因此成为能获得同步的时钟。

[0068] 对实施方式2的高频控制部19的动作进行说明。模式存储器5中保存有预先从计算机1发送来的加速腔11用的加速腔模式。伴随着加速腔时钟c1ka的频率从150kHz变成1.2MHz,保存在模式存储器5中的加速腔模式的频率数据量增加成8(=1.2M/150k)倍。加速腔模式根据加速腔时钟c1ka即1.2MHz依次输出。

[0069] 图8是表示本发明的实施方式2的加速腔模式的数据输出例的图。图8中,横轴为时间,纵轴为加速腔控制信号的设定频率。图8中,由黑色圆形表示的点相当于保存在模式存储器5中的频率数据。模式输出器7在时刻变为 t_1 的情况下,根据保存在模式存储器5中的加速腔模式输出数据 f_1 。同样,在变为 t_2 、 t_3 、 t_4 、 t_5 的情况下,模式输出器7分别输出数据 f_2 、 f_3 、 f_4 、 f_5 。由此输出加速腔模式,以使得在已定时刻、即加速腔时钟 $c1ka$ 的脉冲输入的時刻变为已定的频率数据。

[0070] 模式存储器5在输入有加速腔时钟 $c1ka$ 的情况下,依次将加速腔模式的数据输出至模式输出器7。模式输出器7将加速腔模式的频率数据输出至合成器8。合成器8基于频率数据将频率数据所示频率的高频信号输出至AM调制器9。AM调制器9通过将未图示的电压模式的输出与合成器8所输出的高频信号相乘来实施AM调制,并将经过AM调制的AM调制高频信号输出至高频放大器10。

[0071] 高频放大器10放大经过AM调制的AM调制高频信号,并输出至加速腔11。从高频放大器10输出的高频加速电压施加至加速腔11,对在同步加速器中旋转的带电粒子束31施加高频加速电压来进行加速。控制偏转电磁铁15、四极电磁铁17的偏转电磁铁控制部20、四极电磁铁控制部23的动作与实施方式1相同。

[0072] 将实施方式2的带电粒子加速器54中的、从计算机1到高频控制部19、偏转电磁铁控制部20、四极电磁铁控制部23的数据传送时间和实施方式1的带电粒子加速器54相比较。如上所述,在实施方式1的带电粒子加速器54中,加速腔时钟 $c1ka$ 为150kHz,电磁铁时钟 $c1km$ 为3kHz,在从计算机1向高频控制部19、偏转电磁铁控制部20、四极电磁铁控制部23传送20组加速腔模式及电磁铁模式的数据量的情况下,数据传送时间为4秒左右。在实施方式2的带电粒子加速器54中,加速腔时钟 $c1ka$ 为1.2MHz,加速腔时钟 $c1ka$ 是实施方式1的8倍。此处,若将实施方式1的偏转电磁铁模式的数据量设为A,则加速腔模式的数据量为 $400A(=8 \times 50A)$ 。因此,实施方式2的带电粒子加速器54的偏转电磁铁模式、四极电磁铁模式以及加速腔模式的数据量为 $420A(=20 \times A + 400A)$ 。

[0073] 实施方式2的带电粒子加速器54中的数据传送时间成为实施方式1的带电粒子加速器54中的数据传送时间的 $420/70$ 倍、即6倍,约24($=4 \times 6$)秒。实施方式2的带电粒子加速器54中的数据传送时间与实施方式1相比更花时间,但与比较对象的带电粒子加速腔中的数据传送时间的约8分钟相比,该数据传送时间能有所缩短。

[0074] 与比较对象的带电粒子加速器不同,实施方式2的带电粒子加速器54中的数据传送时间为24秒左右,与患者的定位时间相比,没有明显变长。在患者变化的情况、或因故障而再次传送加速腔模式以及电磁铁模式的情况下,实施方式2的带电粒子加速器54的数据传送时间也为24秒左右,不会发生粒子射线治疗停滞的问题,一天所能进行粒子射线治疗的患者数不会明显减少。因此,具备实施方式2的带电粒子加速器54的粒子射线治疗装置51与以往相比,能明显缩短加速腔模式以及电磁铁模式的数据传送时间,并能有效地进行粒子射线治疗。

[0075] 实施方式2的带电粒子加速器54通过将加速腔时钟 $c1ka$ 与电磁铁时钟 $c1km$ 分别设为同步且互不相同的频率,从而能减少偏转电磁铁模式、四极电磁铁模式等电磁铁用模式的数据量。因此,能减少加速腔模式以及电磁铁用模式的总数据量,并能缩短从计算机到加速器的模式存储器的模式数据通信时间。

[0076] 另外,实施方式2的带电粒子加速器54与实施方式1相同,即使在偏转电磁铁模式或四极电磁铁模式等的电磁铁用模式的数据量有所减少的情况下,由于输出至与电磁铁电源14或电磁铁电源16等对应的电磁铁的通电电流适度平滑地发生变化,因此通过使高频加速电压的变化与偏转电磁铁15、四极电磁铁17的通电电流的变化相同步,从而也能实现稳定的射束加速。

[0077] 此外,在实施方式1及2中,以除了照射控制计算机39以外还设置有计算机1的例子进行了说明,但也可以不设置计算机1,而由照射控制计算机39进行计算机1的处理。

[0078] 标号说明

[0079] 2...时钟振荡器、3...分频器、4...分频器、5...模式存储器、6...FR时钟生成器、7...模式输出器、11...加速腔、12...模式存储器、15、15a、15b、15c、15d...偏转电磁铁、18...时钟生成部、19...高频控制部、20...偏转电磁铁控制部、24...真空管道、25...加速器控制装置、31...带电粒子束、45...照射对象、51...粒子射线治疗装置、52...射束产生装置、54...带电粒子加速器、58、58a、58b...粒子射线照射装置、59...射束输送系统、clk_a...加速腔时钟、clk_m...电磁铁时钟、clk_{fr}...FR时钟。

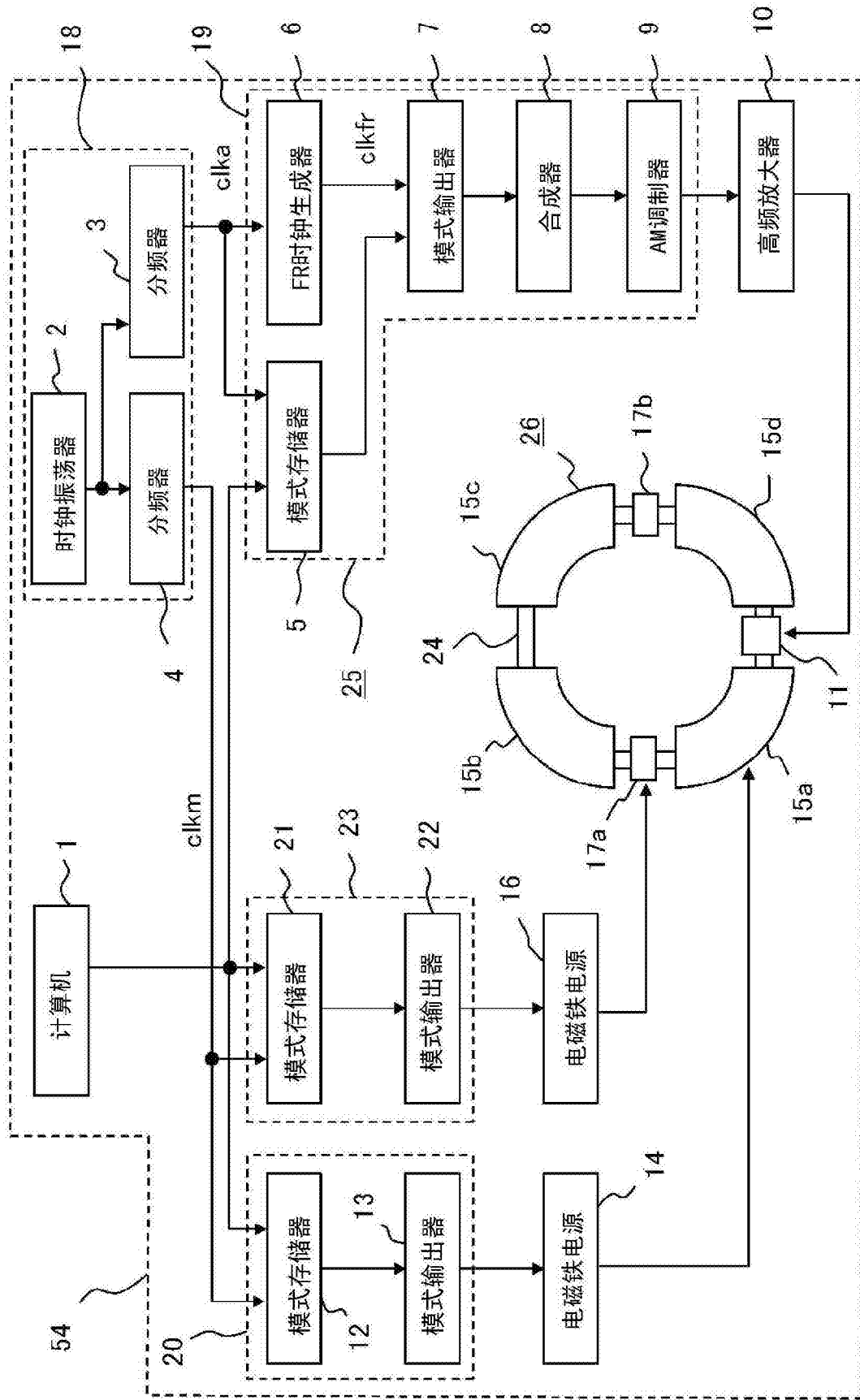


图1

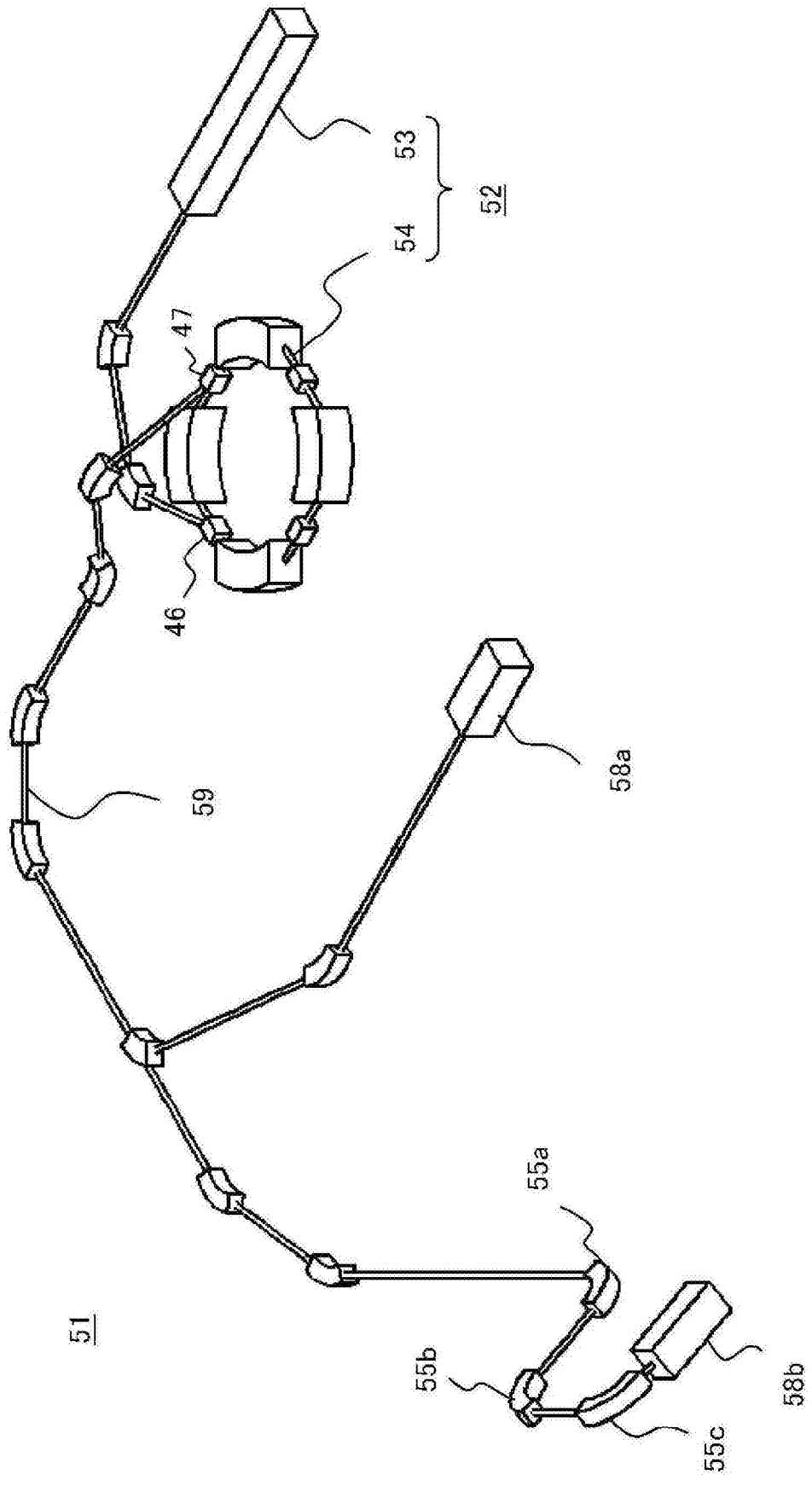


图2

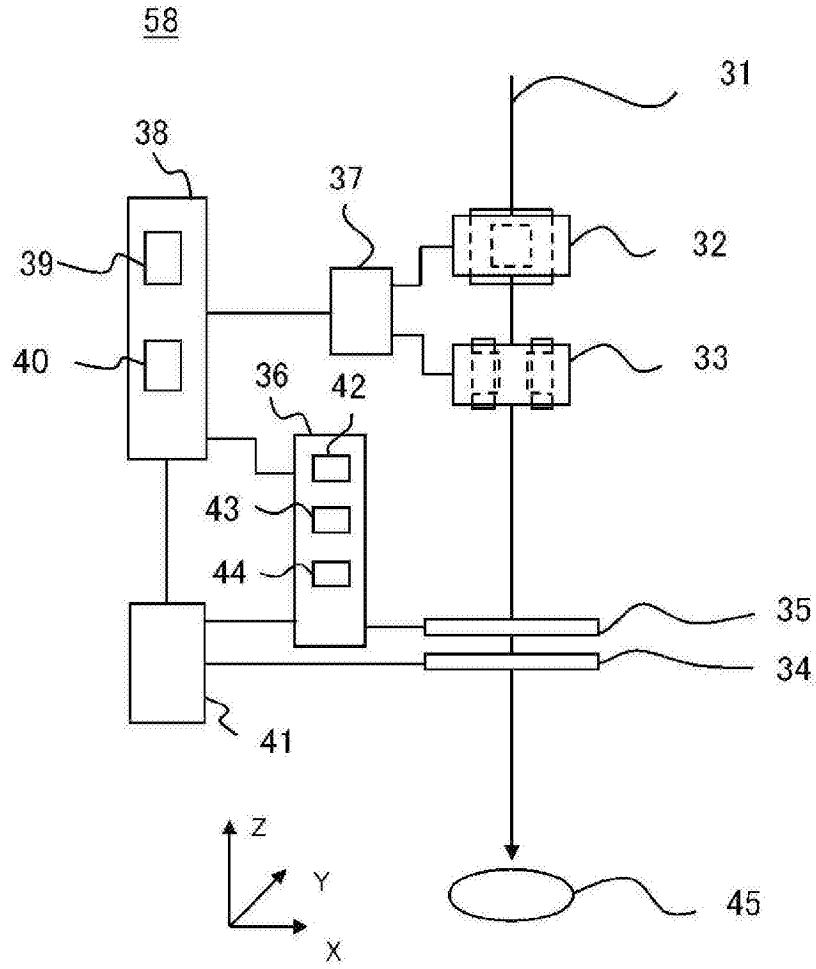


图3

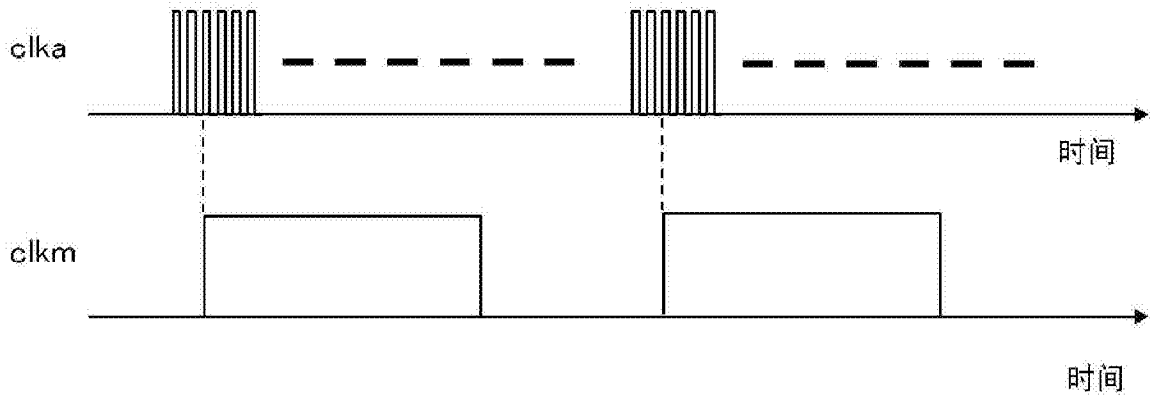


图4

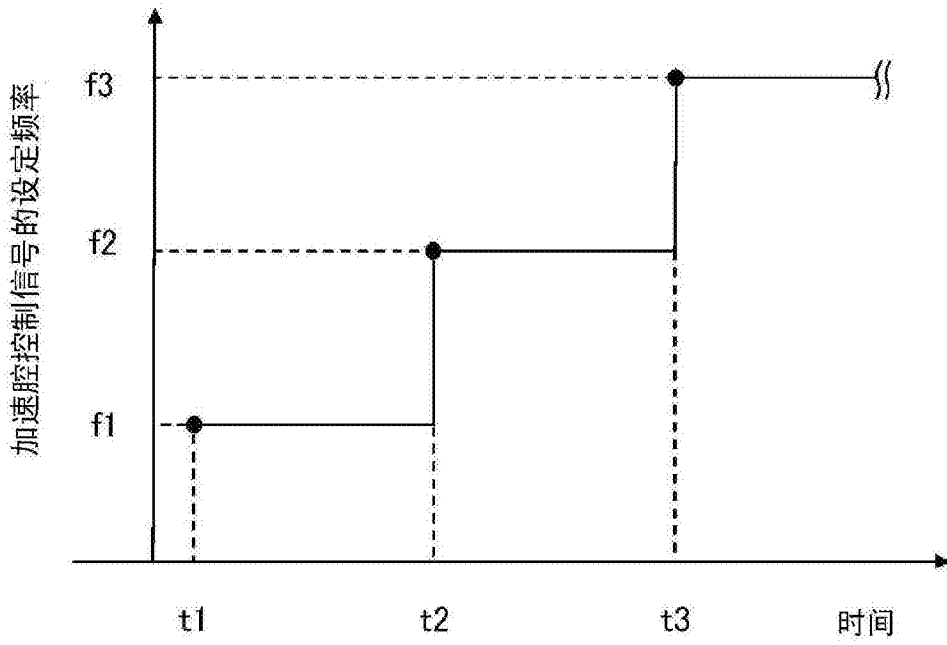


图5

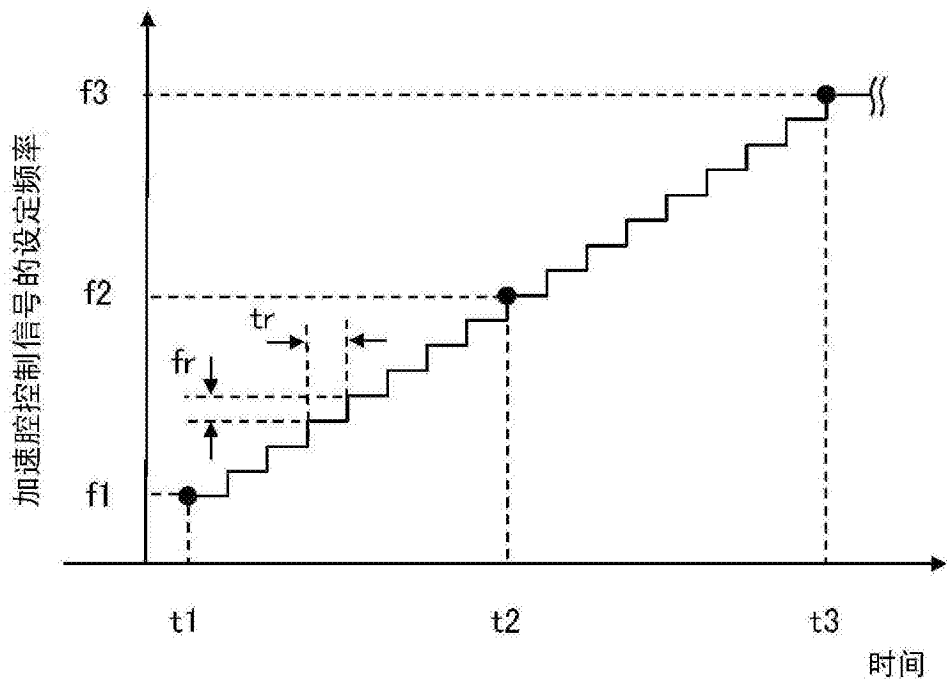


图6

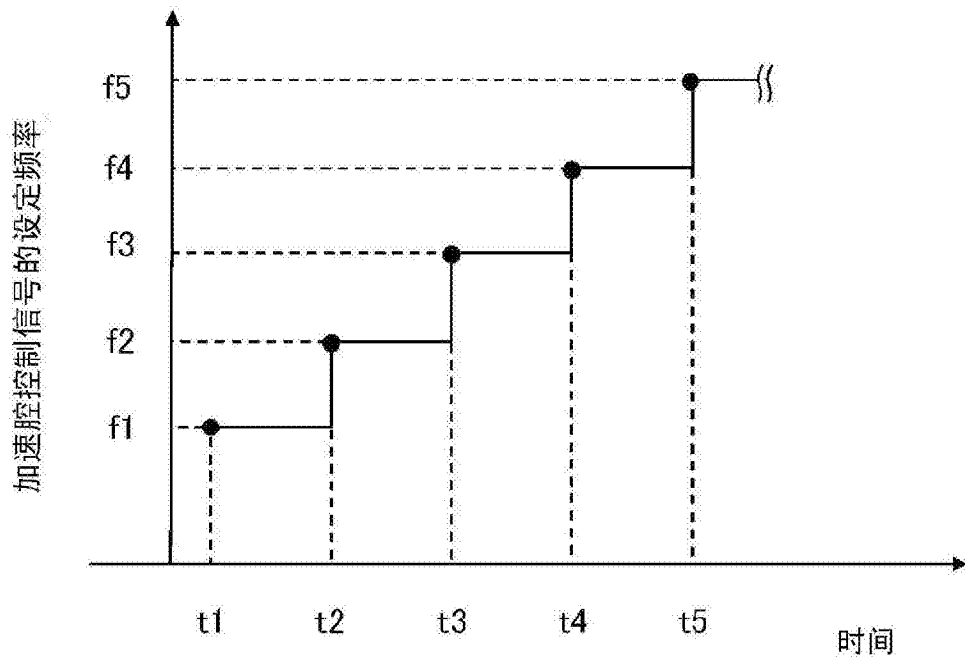


图8