[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810099779.1

[51] Int. Cl.
A61N 7/02 (2006.01)
A61B 18/04 (2006.01)
G01J 5/52 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
G06F 19/00 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 12 月 16 日

[11] 公开号 CN 101601894A

[22] 申请日 2008.6.11
[21] 申请号 200810099779.1
[71] 申请人 重庆医科大学
地址 400016 重庆市渝中区医学院路 1 号
[72] 发明人 李发琪 樊 华

[74] 专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理有限公司
代理人 罗建民 张天舒

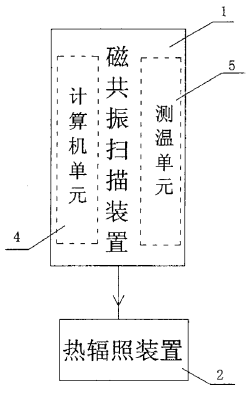
权利要求书 4 页 说明书 8 页 附图 1 页

[54] 发明名称

一种热剂量实时监控方法及其设备

[57] 摘要

本发明公开了一种热剂量实时监控方法及其设备，该监控方法包括如下步骤：1)确定热辐照靶区；2)对靶区进行热辐照，并实时测量靶区组织的温度；3)根据所测得的靶区组织实时的温度－时间数据，通过右下公式计算靶区组织实时的热剂量值；⑤将计算出的热剂量值与组织发生凝固性坏死所需要的阈值热剂量进行比较。 一种热剂量实时监控设备，包括测温装置、热辐照装置以及热剂量判定装置。 本发明可实时监控治疗对象的热剂量值，不会给治疗组织造成过度热辐照，更不会损害正常组织。



热剂量 $Q=\sum_{t=0}^{t=final} R^{(43-T_M)}\cdot\Delta t$

1. 一种热剂量实时监控方法，其包括以下步骤：

1）确定热辐照靶区；

2）对靶区进行热辐照，并实时测量靶区组织的温度；

3）根据所测得的靶区组织实时的温度－时间数据，通过公式：

$$Q = \sum_{t=0}^{t=final} R^{(43-T_{\Delta t})} \cdot \Delta t$$

热剂量 计算靶区组织实时的热剂量值；

其中：t 表示从热辐照开始时刻到测温时刻的持续时间段，Δt 则表示上述时间段内某个温度值的持续时间，而 $T_{\Delta t}$ 则表示在 Δt 持续时间段内的平均温度值；参数 R 是个常数值，当温度 $T_{\Delta t}$>43 度时，取 R=0.5，当 $T_{\Delta t}$<43 度时，取 R=0.25；

4）将计算得出的热剂量值与组织发生凝固性坏死所需要的阈值热剂量进行比较：如果测温时刻该靶区组织的热剂量值大于或等于该阈值热剂量，表示靶区组织已经发生凝固性坏死；如果测温时刻该靶区组织的热剂量值仍小于该阈值热剂量，表示靶区组织没有发生凝固性坏死。

2. 根据权利要求 1 所述的热剂量实时监控方法，其特征在于在步骤 2）中，对治疗对象进行热辐照之前，先测量靶区组织的初始温度。

3. 根据权利要求 1 所述的热剂量实时监控方法，其特征在于在步骤 1）和步骤 2）之间，还有步骤 11），即通过图像扫描装置扫描治疗对象，得到靶区的初始图像。

4. 根据权利要求 3 所述的热剂量实时监控方法，其特征在于步骤 11）之后，还有步骤 12），即将得到的靶区的初始图像划分为若干个体素。

5. 根据权利要求 4 所述的热剂量实时监控方法，其特征在于在步骤 2）中，所述的实时测量靶区组织的温度就是实时测量靶区组织内每个体素的温度；

在步骤 3)中，根据所测得的各个体素的实时的温度一时间数据，通过公式：

$$Q = \sum_{t=0}^{t=final} R^{(43-T_{\Delta t})} \cdot \Delta t$$

热剂量 分别计算各体素实时的热剂量值；

在步骤 4）中，将计算出的各体素的热剂量值与组织发生凝固性坏死所需要的阈值热剂量进行比较：如果测温时刻该体素的热剂量值大于或等于该阈值热剂量，表示该体素已经发生凝固性坏死；如果测温时刻该体素的热剂量值仍小于该阈值热剂量，表示该体素没有发生凝固性坏死。

6. 根据权利要求 4 所述的热剂量实时监控方法，其特征在于在步骤 12）之后，还有步骤 13），即测量每个体素的初始温度。

7. 根据权利要求 3－6 之一所述的热剂量实时监控方法，其特征在于所述图像扫描装置采用磁共振扫描装置（101）或超声监控装置（201）。

8. 根据权利要求 1－6 之一所述的热剂量实时监控方法，其特征在于通过热辐照装置对靶区进行热辐照，所述热辐照装置采用聚焦超声治疗头或微波发射器。

9. 一种热剂量实时监控设备，其特征在于包括测温装置、热辐照装置以及热剂量判定装置，所述测温装置与所述热剂量判定装置连接，所述热辐照装置用于对靶区进行热辐照；在热辐照装置对靶区进行热辐照时，所述测温装置实时测量靶区组织的温度并将所测得的温

度－时间数据信号输出到热剂量判定装置；所述热剂量判定装置根据所接收的靶区组织的实时的温度－时间数据值，计算出靶区组织实时的热剂量值，再将计算出的靶区组织实时的热剂量值与组织发生凝固性坏死所需要的阈值热剂量进行比较：如果测温时刻该靶区组织的热剂量值大于或等于该阈值热剂量，判定靶区组织已经发生凝固性坏死；如果测温时刻该靶区组织的热剂量值仍小于该阈值热剂量，判定靶区组织没有发生凝固性坏死。

10. 根据权利要求 9 所述的热剂量实时监控设备，其特征在于所述热剂量判定装置是通过公式：

$$Q=\sum_{t=0}^{t=final}R^{(43-T_{\Delta t})}\cdot\Delta t$$

热剂量 计算出靶区组织实时的热剂量值，

其中：t 表示从热辐照开始时刻到测温时刻的持续时间段，Δt 则表示上述时间段内某个温度值的持续时间，而 $T_{\Delta t}$ 则表示在 Δt 持续时间段内的平均温度值；参数 R 是个常数值，当温度 $T_{\Delta t}$>43 度时，取 R=0.5，当 $T_{\Delta t}$<43 度时，取 R=0.25。

11. 根据权利要求 10 所述的热剂量实时监控设备，其特征在于还包括有图像扫描装置，所述图像扫描装置分别与测温装置以及热剂量判定装置相连，对靶区进行扫描从而得到靶区组织的图像。

12. 根据权利要求 11 所述的热剂量实时监控设备，其特征在于所述图像扫描装置对靶区进行扫描得到靶区的冠状面和/或矢状面的图像，并将该图像划分为若干个体素。

13. 根据权利要求 12 所述的热剂量实时监控设备，其特征在于测温装置为图像扫描装置中的测温单元，所述测温单元实时测量各体素的温度。

14. 根据权利要求 13 所述的热剂量实时监控设备，其特征在于所述图像扫描装置采用磁共振扫描装置(101)或超声监控装置(201)。

15. 根据权利要求 13 所述的热剂量实时监控设备，其特征在于所述热剂量判定装置根据所测得的各个体素的实时的温度一时间数据，通过公式：

$$Q = \sum_{t=0}^{t=final} R^{(43-T_{\Delta t})} \cdot \Delta t$$

热剂量 计算出各体素实时的热剂量值，

再将计算出的各体素的热剂量值与组织发生凝固性坏死所需要的阈值热剂量进行比较：如果测温时刻该体素的热剂量值大于或等于该阈值热剂量，表示该体素已经发生凝固性坏死；如果测温时刻该体素的热剂量值仍小于该阈值热剂量，表示该体素没有发生凝固性坏死。

16. 根据权利要求 15 所述的热剂量实时监控设备，其特征在于热剂量判定装置为图像扫描装置中的计算机单元。

17. 根据权利要求 16 所述的热剂量实时监控设备，其特征在于所述计算机单元与热辐照装置相连。

18. 根据权利要求 9—17 之一所述的热剂量实时监控设备，其特征在于所述热辐照装置采用聚焦超声治疗头或微波发射器。

一种热剂量实时监控方法及其设备

技术领域

本发明涉及一种热剂量实时监控方法及其设备，特别涉及一种可用于聚焦超声热疗过程中的热剂量实时监控方法和设备。

背景技术

对病变组织进行热疗是当前医学中的一种常见治疗手段。在对病变组织进行热疗的过程中，通常还需要同时用 B 超、磁共振等成像设备对病变组织状态进行实时的监控，从而随时观察组织的变化，以及该组织是否发生了凝固性坏死。一旦发现该病变组织出现了凝固性坏死，就应立刻停止对病变组织的热辐射，以防止过量的热剂量损伤周边的正常组织，同时也可以有效地减少治疗时间。但是由于现有的监控成像设备成像的图形是组织解剖图像或是功能代谢图像等，其图像无法实时地反映出病变组织的热剂量变化情况，因此，利用现有的监控设备很难捕捉到使病变组织发生凝固性坏死的阈值热剂量时刻。

通常而言，当在成像设备上观察到组织发生凝固性坏死时，实际上此时该病变组织的热剂量可能已经远远超过使其发生凝固性坏死的阈值热剂量了，由于不能实时的监控病变组织的热剂量变化，很难避免对病变组织区域的过量热辐射，以及因此而给正常组织造成的不必要的损害。

发明内容

本发明所要解决的技术问题是针对现有技术存在的上述不足，提供一种在热疗过程中可实时监控热剂量变化量的热剂量实时监控方法及其设备。

解决本发明技术问题所采用的技术方案是该热剂量实时监控方法，其包括以下步骤：

1）确定热辐照靶区；

2）对靶区进行热辐照，并实时测量靶区组织的温度；

3）根据所测得的靶区组织实时的温度一时间数据，通过公式：

$$Q=\sum_{t=0}^{t=final} R^{(43-T_{\Delta t})}\cdot\Delta t$$

热剂量 计算靶区组织实时的热剂量值；

其中：t 表示从热辐照开始时刻到测温时刻的持续时间段，Δt 则表示上述时间段内某个温度值的持续时间，而 $T_{\Delta t}$ 则表示在 Δt 持续时间段内的平均温度值；参数 R 是个常数值，当温度 $T_{\Delta t}$>43 度时，取 R=0.5，当 $T_{\Delta t}$<43 度时，取 R=0.25；

4）将计算得出的热剂量值与组织发生凝固性坏死所需要的阈值热剂量（针对同一个组织或器官，阈值热剂量是一个已知的固定值）进行比较：如果测温时刻该靶区组织的热剂量值大于或等于该阈值热剂量，表示靶区组织已经发生凝固性坏死；如果测温时刻该靶区组织的热剂量值仍小于该阈值热剂量，表示靶区组织没有发生凝固性坏死。

为提高监控的准确性，对辐照对象进行热辐照之前，可以先测量靶区组织的初始温度。

优选的是，在步骤 1）和步骤 2）之间，还有步骤 11），即通过图像扫描装置扫描治疗对象，得到靶区的初始图像，从而便于操作人员对治疗过程进行监控。

进一步优选的是，步骤 11）之后，还可有步骤 12），即将得到的靶区的初始图像划分为若干个体素。

在步骤 12）之后，还可有步骤 13），即测量每个体素的初始温度。

这样，在步骤 2）中，所述的实时测量靶区组织的温度就是实时测量靶区组织内每个体素的温度；

在步骤 3)中，根据所测得的各个体素的实时的温度一时间数据，通过公式：

$$Q=\sum_{t=0}^{t=final}R^{(43-T_{\Delta t})}\cdot\Delta t$$

热剂量 分别计算各体素实时的热剂量值；

在步骤 4）中，将计算出的各体素的热剂量值与组织发生凝固性坏死所需要的阈值热剂量进行比较：如果测温时刻该体素的热剂量值大于或等于该阈值热剂量，表示该体素已经发生凝固性坏死；如果测温时刻该体素的热剂量值仍小于该阈值热剂量，表示该体素没有发生凝固性坏死。

其中，所述图像扫描装置可采用磁共振扫描装置或超声监控装置。

本发明通过热辐照装置对靶区进行热辐照，所述热辐照装置可采用聚焦超声治疗头或微波发射器。

一种热剂量实时监控设备，包括测温装置、热辐照装置以及热剂量判定装置，所述测温装置与所述热剂量判定装置连接，所述热辐照装置用于对靶区进行热辐照；在热辐照装置对靶区进行热辐照时，所述测温装置实时测量靶区组织的温度并将所测得的温度一时间数据信号输出到热剂量判定装置；所述热剂量判定装置根据所接收的靶区组织的实时的温度一时间数据值，计算出靶区组织实时的热剂量值，再将计算出的靶区组织实时的热剂量值与组织发生凝固性坏死所需要的阈值热剂量进行比较：如果测温时刻该靶区组织的热剂量值大于或等于该阈值热剂量，判定靶区组织已经发生凝固性坏死；如果测温时刻该靶区组织的热剂量值仍小于该阈值热剂量，判定靶区组织没有发生凝固性坏死。

其中，所述热剂量判定装置是通过公式：

$$Q=\sum_{t=0}^{t=final}R^{(43-T_{\Delta t})}\cdot\Delta t$$

热剂量 计算出靶区组织实时的热剂量值，

其中：t 表示从热辐照开始时刻到测温时刻的持续时间段，Δt 则表示上述时间段内某个温度值的持续时间，而 $T_{\Delta t}$ 则表示在 Δt 持续时间段内的平均温度值；参数 R 是个常数值，当温度 $T_{\Delta t}$>43 度时，取

R=0.5，当$T_{\Delta t}$<43度时，取R=0.25。

优选的是，本发明设备还可包括有图像扫描装置，所述图像扫描装置分别与测温装置以及热剂量判定装置相连，对靶区进行扫描得到靶区的冠状面和/或矢状面的图像，并将该图像划分为若干个体素。

所述热剂量判定装置根据所测得的各个体素的实时的温度一时间数据，通过公式：

$$Q=\sum_{t=0}^{t=final}R^{(43-T_{\Delta t})}\cdot\Delta t$$

热剂量计算出各体素实时的热剂量值，

再将计算出的各体素的热剂量值与组织发生凝固性坏死所需要的阈值热剂量进行比较：如果测温时刻该体素的热剂量值大于或等于该阈值热剂量，表示该体素已经发生凝固性坏死；如果测温时刻该体素的热剂量值仍小于该阈值热剂量，表示该体素没有发生凝固性坏死。

在治疗过程中，当热剂量判定装置定某体素已发生凝固性坏死时，可以通过人工手动控制热辐照装置停止对该体素进行热辐照，也可以使用热剂量判定装置来直接控制热辐照装置的工作，以达到自动化控制的目的。

本发明中，测温装置可为图像扫描装置中的测温单元，所述测温单元实时测量各体素的温度；热剂量判定装置可为图像扫描装置中的计算机单元，所述计算机单元可与热辐照装置相连。

所述图像扫描装置可采用磁共振扫描装置或超声监控装置；所述热辐照装置可采用聚焦超声治疗头或微波发射器。

在对病体组织进行超声治疗时，由于能实时监控病体组织中每个体素的热剂量值的变化，当每个体素所接收的热剂量分别达到使组织发生凝固性坏死的阈值热剂量时，就可以停止该体素范围内的热辐照，当所有体素所接受的热剂量都达到了使组织发生凝固性坏死的阈值热剂量时，就可以停止对该病体组织进行热辐照，这样就可有效避免对病变组织区域进行过量热辐射，更不会给病体组织周边的正常组织造成损害。

附图说明

图 1 为本发明实施例中热剂量实时监控装置的结构示意图

图 2 为本发明实施例中图像扫描装置对治疗对象扫描后得到的图像中，划分为若干个体素的示意图

图 3 为本发明实施例中根据某个体素的温度－时间数据所作的温度时间关系图

图中：1－磁共振扫描装置 2－热辐照装置 3－体素 4－计算机单元 5－测温单元

具体实施方式

以下结合实施例和附图，对本发明作进一步地详细描述。

下面实施例为本发明的非限定性实施例。

本发明热剂量实时监控设备包括图像扫描装置、测温装置、热辐照装置以及热剂量判定装置。

热辐照装置 2 的功能在于对监控的热疗对象进行热辐照；图像扫描装置的作用在于通过对热疗对象进行扫描从而得到治疗靶区的初始图像，并可实时观察热辐照过程中所监控的热疗对象的组织图像；在热辐照装置对靶区进行热辐照时，测温装置实时测量靶区组织的温度并将所测得的温度－时间数据信号输出到热剂量判定装置；热剂量判定装置根据所接收的靶区组织的实时的温度－时间数据值，计算靶区组织实时的热剂量值，再将计算出的靶区组织实时的热剂量值与组织发生凝固性坏死所需要的阈值热剂量进行比较：如果测温时刻该靶区组织的热剂量值大于或等于该阈值热剂量，判定靶区组织已经发生凝固性坏死；如果测温时刻该靶区组织的热剂量值仍小于该阈值热剂量，判定靶区组织没有发生凝固性坏死。

其中，所述热剂量判定装置是通过公式：

$$Q = \sum_{t=0}^{t=final} R^{(43-T_{\Delta t})} \cdot \Delta t$$

热剂量计算出靶区组织实时的热剂量值，

其中：t 表示从热辐照开始时刻到测温时刻的持续时间段，Δt 则表示上述时间段内某个温度值的持续时间，而 $T_{\Delta t}$ 则表示在 Δt 持续时间段内的平均温度值（Δt 可统一取为 0.1s，而 $T_{\Delta t}$ 就为这 0.1s 内的平均温度）；参数 R 是个常数值，当温度 $T_{\Delta t}$>43 度时，取 R=0.5，当 $T_{\Delta t}$<43 度时，取 R=0.25。

本实施例中，图像扫描装置采用如图 1 所示的磁共振扫描装置 1 即 MRI 装置（也可采用超声监控装置）。由于磁共振扫描装置 1 的图像清晰度高，而超声监控装置的图像清晰度低，可根据不同的治疗要求选择不同的图像扫描装置：对图像质量要求高时可采用磁共振装置 1，而在对图像质量要求不高时可采用超声监控装置，因为超声监控装置的价格相对较低。

由于图像扫描装置采用磁共振扫描装置 1，所述测温装置为磁共振扫描装置 1 中的测温单元 5，所述热剂量判定装置为磁共振扫描装置 1 中的计算机单元 4。

热辐照装置 2 可采用聚焦超声治疗头、微波发射器等能使组织升温从而进行热疗的装置。

所监控的热疗对象可以是活体组织或器官，离体组织或器官，体模等。本实施例中，监控的热疗对象为一个选定的治疗靶区。

在对病体组织进行治疗过程中，可采用上述热剂量实时监控装置对需要治疗的靶区进行热辐照，其步骤如下：

在确定热疗对象后，先选定靶区，并利用磁共振扫描装置 1 对靶区进行预扫描，得到其冠状面以及矢状面的初始图像。

如图 2 所示，磁共振扫描装置 1 自动把靶区划分为若干个（例如 128*256 个）极小的区域，每个极小区域称为一个体素 3；接着使用磁共振扫描装置的测温单元 5 测量出该靶区内每个体素 3 的初始温度并记录下来。

然后开始利用热辐照装置 2 对治疗靶区进行热辐照，同时磁共振扫描装置中的测温单元 5 对靶区的每个体素 3 进行实时的温度测量和记录，通过磁共振测温，可得到靶区组织内每个体素 3 的实时的温度－时间数据；根据该数据作图，可得到靶区内组织的温度时间关系

图（如图 3 所示）。

获得图 3 中的实时温度数据后，利用等效热剂量原理，通过磁共振扫描装置 1 自带的计算机单元 4 对靶区组织内的每个体素 3 的热剂量值大小进行实时计算，判定是否达到了能使组织发生凝固性坏死的阈值热剂量，计算公式为：

$$Q = \sum_{t=0}^{t=final} R^{(43-T_{\Delta t})} \cdot \Delta t$$

热剂量

其中，t 表示从热辐照开始时刻到测温时刻的持续时间段，Δt 则表示上述时间段内某个温度值的持续时间，而 $T_{\Delta t}$ 则表示在 Δt 持续时间段内的平均温度值（为了简化计算，Δt 可统一取为 0.1s，而 $T_{\Delta t}$ 就为这 0.1s 内的平均温度）；参数 R 是个常数值，当温度 $T_{\Delta t}$>43 度时，取 R=0.5，当 $T_{\Delta t}$<43 度时，取 R=0.25。

对于生物体组织而言，使其达到凝固性坏死所需的热剂量值通常是一个固定的阈值，一旦组织的热剂量达到这个阈值，组织就会发生凝固性坏死。因此通过对每个体素 3 的实时热剂量的计算，就可以知道其是否达到了使组织发生凝固性坏死的阈值热剂量，一旦发现其热剂量值达到或超过了阈值热剂量，就应立刻停止对该体素范围内的热辐照，并在磁共振扫描装置 1 所形成的靶区图像上的相应区域做出相应的标记；而对于未达到凝固性坏死的阈值剂量的区域，则可继续对其进行热辐照。

当目标区域内所有体素的热剂量值都达到阈值热剂量时，则表示目标区域内的所有组织都已经发生凝固性坏死，则应终止热辐照，热疗过程结束。在停止热辐照 1 分钟后，停止对目标区域的热剂量监控（如图 3 所示，因为热辐照停止后的较短时间内，温度可能会进一步升高，然后才慢慢下降，所以在停止热辐照后要在该段时间内继续进行热监控，以保证能够监测到最高温度，从而判断热辐照是否对周边组织产生影响）。

对于某些精度不高的热辐照装置，虽然没办法达到对靶区内的每个体素范围内的区域都能进行精确的控制，但是在它能够控制的精度范围内，也能达到对一个较小区域内的某一小部分的体素进行控

制，从而也能达到一定的治疗效果。

为了治疗的安全性，在治疗过程中，目前一般是医生通过对图像扫描装置所显示的图像进行监控，手动控制热辐照装置的辐照范围和时间。在确保治疗安全的情况下，也可直接使用热剂量判定装置（如计算机）来控制热辐照装置的工作，从而对治疗过程进行自动化控制。

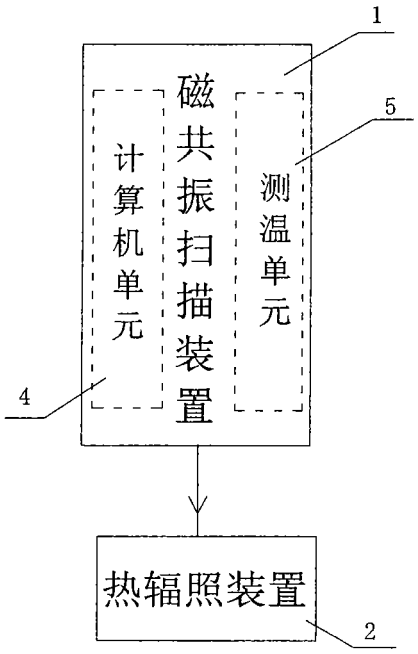


图 1

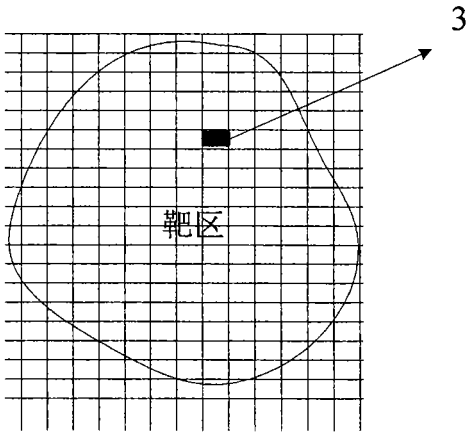


图 2

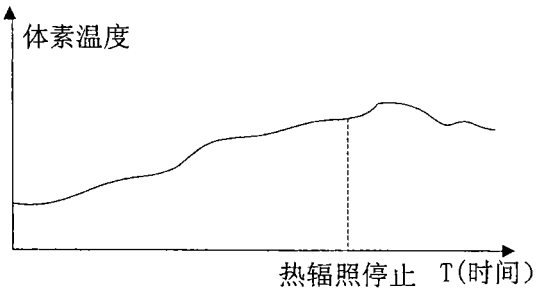
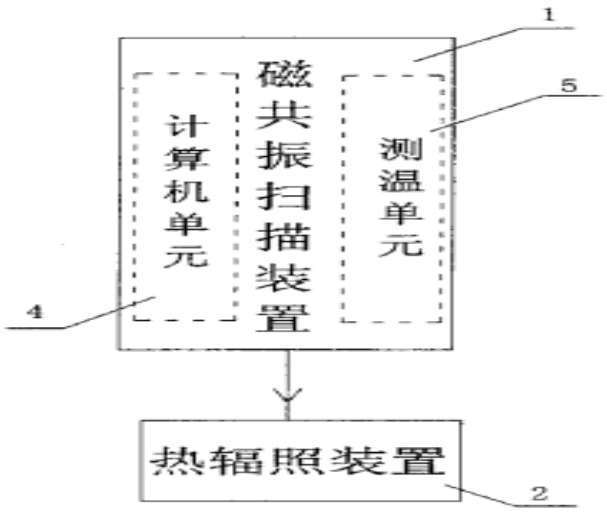


图 3

专利名称(译)	一种热剂量实时监控方法及其设备		
公开(公告)号	CN101601894A	公开(公告)日	2009-12-16
申请号	CN200810099779.1	申请日	2008-06-11
[标]申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
[标]发明人	李发琪 樊华		
发明人	李发琪 樊华		
IPC分类号	A61N7/02 A61B18/04 G01J5/52 A61B5/055 A61B8/00 G06F19/00		
代理人(译)	罗建民 张天舒		
其他公开文献	CN101601894B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种热剂量实时监控方法及其设备，该监控方法包括如下步骤：1)确定热辐照靶区；2)对靶区进行热辐照，并实时测量靶区组织的温度；3)根据所测得的靶区组织实时的温度 - 时间数据，通过右下公式计算靶区组织实时的热剂量值；⑤将计算出的热剂量值与组织发生凝固性坏死所需要的阈值热剂量进行比较。一种热剂量实时监控设备，包括测温装置、热辐照装置以及热剂量判定装置。本发明可实时监控治疗对象的热剂量值，不会给治疗组织造成过度热辐照，更不会损害正常组织。