

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 6/03 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410038720.3

[45] 授权公告日 2007 年 1 月 17 日

[11] 授权公告号 CN 1294880C

[22] 申请日 2004.3.12

[21] 申请号 200410038720.3

[30] 优先权

[32] 2003.3.14 [33] JP [31] 070938/2003

[73] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 津雪昌快

[56] 参考文献

EP0983747A1 2000.3.8 A61B6/03

EP1090586A2 2001.4.11 A61B6/00

US2002/0136350A1 2002.9.26 G21K1/12

审查员 汤利容

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所
代理人 冯赓宣

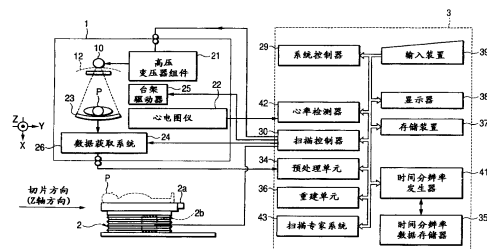
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 10 页

[54] 发明名称

X 射线计算机断层摄影装置

[57] 摘要

一种 X - 射线计算机断层摄影装置，其利用螺旋扫描和分段重建，从设定的螺距、设定的旋转速度和病人心率中确定图像数据的时间分辨率，然后在扫描方案屏幕上显示该确定的时间分辨率。



1. 一种 X-射线计算机断层摄影装置, 其中图像数据基于多个数据段被重建, 该数据段遍布于利用 X-射线在螺旋扫描下对病人进行扫描而获得的数据中
5 提取出来的多个心跳, 该 X-射线计算机断层摄影装置包括:
 设置装置, 该设置装置用于设置与螺旋扫描相关的螺距和旋转速度;
 时间分辨率发生器, 该时间分辨率发生器用于产生与设置的螺距、设置的旋转速度、以及病人心率对应的图像数据的时间分辨率;
 屏幕建立装置, 该屏幕建立装置用于建立包括设置的螺距、设置的旋转速
10 度和产生的时间分辨率的扫描方案屏幕;
 显示装置, 该显示装置显示扫描方案屏幕。
2. 如权利要求 1 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中扫描方案屏幕包括曲线图, 该曲线图表示根据病人心率时间变化的时间分辨率的时间变化。
3. 如权利要求 1 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中扫描方案屏幕
15 包括病人心率的时间变化。
4. 如权利要求 1 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中扫描方案屏幕包括用于获得病人心率的按钮。
5. 如权利要求 1 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中扫描方案屏幕包括一个用于输入病人心率的窗口。
- 20 6. 如权利要求 1 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中所述心率是在预定期间的平均心率或中心值。
7. 如权利要求 1 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 还包括:
 选择装置, 该选择装置用于从关于满足扫描时间上限的螺旋扫描的螺距和旋转速度的多种组合中选择出能使对应于病人心率的图像数据的时间分辨率最
25 短的组合。
8. 如权利要求 7 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中扫描方案屏幕包括曲线图, 该曲线图表示根据病人心率时间变化的时间分辨率的时间变化。
9. 如权利要求 7 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中扫描方案屏幕包括病人心率的时间变化。
- 30 10. 如权利要求 7 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其特征在于所述心

率为预定期间的平均心率或中心值。

11. 如权利要求 7 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中, 所述选择装置从多个组合中选出一个组合, 该组合中关于对应于预定的屏息期间内心率时间变化的时间分辨率的时间变化的时间平均值最小。

5 12. 如权利要求 11 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中所述时间平均值是加权时间平均值。

13. 如权利要求 1 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 还包括:

发生装置, 该发生装置基于病人的心率产生多个时间分辨率, 所述多个时间分辨率分别对应于关于满足扫描时间上限的螺旋扫描的螺距与旋转速度的各
10 组合。

14. 如权利要求 13 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中扫描方案屏幕包括曲线图, 该曲线图表示根据病人心率时间变化的时间分辨率的时间变化。

15. 如权利要求 13 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中扫描方案屏幕包括病人心率的时间变化。

15 16. 如权利要求 13 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中所述心率是在预定期间的平均心率或中心值。

17. 如权利要求 13 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中所述发生装置产生关于与对应于预定屏息期间内心率时间变化的时间分辨率的时间变化的时间平均值。

20 18. 如权利要求 17 所述的 X-射线计算机断层摄影装置, 其中所述时间平均值是加权时间平均值。

X 射线计算机断层摄影装置

5 技术领域

本发明涉及一种对病人进行螺旋扫描的 X 射线计算机断层摄影装置, 其根据获得的数据通过心电图(ECG)门控重建(gated reconstruction)重建图象数据。

背景技术

10 X 射线计算机断层摄影装置通过根据穿过病人的 x 射线强度的图象提供病人信息。它在包括诊断和疾病治疗, 手术方案设计等的大量医学行为中起了重要作用。

特别是当使用 X 射线计算机断层摄影装置对快速跳动的心脏进行检测时, 一个重要的问题是提高图象的时间分辨率。针对该问题的主要对策是减少 X-射线管每一回转的时间周期, 也就是, 提高 X-射线管的旋转速度。旋转速度
15 也称为“台架速度”或者“扫描速度”。

一种能实现比扫描速度更高时间分辨率的技术是半重建。众所周知, 半重建通过获得的投影数据和相对数据的补充重建图象数据, 如图 9 所示, 当 X-射线管围绕由操作者指定的心脏跳动的特定相位在 $180^\circ + \alpha$ (这里用 α 表示扇形角) 范围内旋转, 就得到了投影数据, 该相位通常是以百分数表示的位置, 心
20 电图上从一个 P 波到另一个 P 波的心动周期 (Cardial period) 为 100。在半重建中, X-射线管在 $180^\circ + \alpha$ 范围内旋转一圈所需要的时间周期作为图象数据的时间分辨率。

比半重建方式更能提高时间分辨率的技术是分段 (Segment) 重建 (也称为“心电图门控重建 (ECG gated reconstruction)”)。如图 10 所示, 分段数为 3
25 的分段重建的特征是, 从三个连续的或者离散的心跳中采集 $60^\circ + \alpha/3$ 范围内的投影数据, 由此建立起 $180^\circ + \alpha$ 范围内的投影数据。分段重建理想的时间分辨率是 X-射线管旋转 $60^\circ + \alpha/3$ 所需要的时间周期。

理想时间分辨率是特定情况下的时间分辨率, 该情况是, X-射线管的旋转周期相对于心动周期而理想地变化 (shifts)。大多数情况下, X-射线管旋转周期
30 相对于心动周期的变化并不是理想的, 按照 X-射线管旋转周期相对于心动周期

变化的时间分辨率变低。最坏的情况出现在当 X-射线管旋转周期与心动周期完全同步时。在这种情况下，分段数自动变为一，也就是说，分段重建完全转变为半重建，并且时间分辨率也与半重建中的一致。

以这种方式，在分段重建中，时间分辨率根据 X-射线管旋转周期相对于心脏周期的变化而改变，因此，其难于直观控制。在螺旋扫描和分段重建联合使用的情况下，对有效切片厚度进行限制，从而难于控制时间分辨率。

发明内容

本发明的目的是，在以心电图门控重建方式对螺旋扫描获得数据进行图象数据重建的 X-射线计算机断层摄影装置中，考虑到相应于病人心率的实际图象的时间分辨率，使扫描条件可设置。

本发明的第一方面是，X-射线计算机断层摄影装置，其图像数据的重建是基于多个数据段(segment)实现的，该数据段遍布于由 X-射线对病人进行螺旋扫描而获得的数据中提取出来的多个心跳，该 X-射线计算机断层摄影装置包括：设置装置，该设置装置用于设置与螺旋扫描相关的螺距和旋转速度；时间分辨率发生器，该时间分辨率发生器用于产生与设置的螺距，设置的旋转速度，以及病人心率相应的图像数据时间分辨率；屏幕建立装置，该屏幕建立装置用于建立包括了设置的螺距，设置的旋转速度和产生的时间分辨率的扫描方案屏幕；以及，显示装置，该显示装置显示扫描方案屏幕。

本发明的第二方面，X-射线计算机断层摄影装置，其图像数据的重建是基于多个数据段实现的，该数据段遍布于由 X-射线对病人进行螺旋扫描而获得的数据中提取出来的多个心跳，该 X-射线计算机断层摄影装置包括：选择装置，该选择装置用于从关于满足扫描时间上限的螺旋扫描的螺距和旋转速度多种组合中选择出能使相应于病人心率的图像数据时间分辨率最短的组合；屏幕建立装置，该屏幕建立装置用于建立包含了选择的螺距与旋转速度组合，和最短的时间分辨率的扫描方案屏幕；以及，显示装置，该显示装置用于显示扫描方案屏幕。

本发明的第三个方面，X-射线计算机断层摄影装置，其图像数据的重建是基于多个数据段实现的，该数据段遍布于由 X-射线对病人进行螺旋扫描而获得的数据中提取出来的多个心动，该 X-射线计算机断层摄影装置包括：发生装置，该发生装置基于病人的心率，产生分别对应于关于满足扫描时间上限的螺

旋扫描的螺距与旋转速度的多个组合的时间分辨率；屏幕建立装置，该屏幕建立装置用于建立包含了多个螺距与扫描速度组合，和产生的多个时间分辨率的扫描方案屏幕；以及，显示装置，该显示装置用于显示扫描方案屏幕。

5 本发明其它目的和优点，将在下面的描述中提出，并且，部分地可以从描述中明显的看出，或者可以通过本发明的实施了解到。本发明的目的和优点，通过下面将要具体指出的手段和组合实现。

附图说明

包括在说明书中，并构成了说明书的一部分的附图示出本发明的最佳实施例，并且与上面给出的概括描述和下面给出的最佳实施例详细说明一起，用于
10 解释本发明的原理。

图 1 是表示根据本发明实施例的 X-射线计算机断层摄影装置的示意图；

图 2 是图 1 中 X-射线计算机断层摄影装置的平面图；

图 3 是示出保存在图 1 中时间分辨率数据存储器内的时间分辨率曲线实例的示意图；

15 图 4 是示出由图 1 中专家系统建立的扫描方案屏幕实例的示意图；

图 5 是示出通过点击图 4 中“时间分辨率（简单）”按钮后，弹出的简单时间分辨率窗口实例的示意图；

图 6 是示出通过点击图 5 中“精确的”按钮后，弹出的时间分辨率曲线图窗口实例的示意图；

20 图 7 是示出通过点击了图 4 中“时间分辨率（精确的）”按钮后，弹出的时间分辨率窗口实例的示意图；

图 8 是示出本实施例中心率的时间变化的示意图；

图 9 是解释现有技术中的半重建的示意图；以及

图 10 是解释现有技术中分段重建的示意图。

25 具体实施方式

现在，参考附图描述根据本发明的 X 射线计算机断层摄影装置实施例。注意，X 射线计算机断层摄影装置包括多种类型，如：旋转/旋转类型，其中的 X 射线管和辐射检测器整体围绕病人旋转；以及固定/旋转类型，其中大量检测元件排列成环形，只有 X 射线管围绕病人旋转。在此，本发明适用于任何一种类型。
30 这里，以目前主流的旋转/旋转类型 X 射线计算机断层摄影装置为例进行描

述。除此以外,为了重建个切片的断层扫描图像数据,需要对应于围绕病人旋转一周的投影数据,以及,在半扫描模式下需要对应于(180° +视角)的投影数据。在这点上,本发明适用于任一种重建方式。这里,以半扫描方式为例。另外,将入射的X射线转换为电荷的主流机构是:间接转换型,其中X射线由闪烁体上的磷光体或者类似物转换为光线,然后该光线通过光电转换元件,如光电二极管,转换为电荷;和直接转换型,其利用X射线在半导体中产生电子-空穴对,并且电子和空穴对朝向电极迁移,也就是光电导现象。尽管这两种方式都可以为X射线检测元件所采用,这里提及的是前面所述的间接转换型。此外,近几年,随着一种将多对X射线管和X射线检测器安装在旋转环上的称为“多管型”X射线计算机断层摄影装置投入生产,其外围技术也由此发展了起来。本发明既适用于传统的单管型X射线计算机断层摄影装置,也适用于多管型X射线计算机断层摄影装置。这里,以单管型的X射线计算机断层摄影装置为例进行描述。

图1表示的是根据本实施例的X射线计算机断层摄影装置的结构。X射线计算机断层摄影装置包括用于获得病人投影数据的台架1。该台架1包括X射线管10和多片型X射线检测器23。该X射线管10和多片型X射线检测器23安装在环形旋转框架12上,该框架12由台架驱动器25驱动和旋转。该旋转框架12的中心部分是开口的,位于诊断台2的台面2a上的病人P送入所述开口。心电图仪22连接到病人P以检测病人P的心电图。

高压变压器组件21在X射线管10的阴极和阳极之间施加一管电压,而且高压变压器组件21向X射线管10的灯丝提供灯丝电流。通过施加管电压和提供灯丝电流产生X射线。

如图2所示,多片型X射线检测器23包括多个X射线检测元件26,每个检测元件都具有例如 $0.5\text{mm}\times 0.5\text{mm}$ 的方形光电阴极。数量为例如916个的X射线检测元件26排列在通道方向上。这种数量例如为40个的阵列在切片方向上并列排放。

通常称为“DAS”的数据获取系统26将从检测器23各个通道输出的信号转换为电压信号,放大该电压信号,并且进一步将该电压信号转换为数字信号。该数据(未处理的数据)提供给置于台架1外部的计算机单元3。

计算机单元3的预处理单元34对从数据获取系统26输出的数据(未处理

的数据), 进行校正处理, 如灵敏度校正, 从而输出投影数据。该投影数据送到计算机系统 3 的存储装置 37 中, 并且和心电图仪 22 的心电图数据一起存储在那里。

该计算机系统 3 由上面提及的预处理单元 34 和存储装置 37, 以及系统控制器 29, 输入装置 39, 显示装置 38, 扫描控制器 30, 重建单元 36, 扫描专家系统 43, 心率检测器 42, 时间分辨率数据存储器 35 和时间分辨率发生器 41 组成。所述重建单元 36 既适用于进行半重建过程, 也适于进行片断重建过程。心率检测器 42 具有识别功能, 例如, 从心电图数据识别 P 波周期, 然后根据识别出的周期测量病人 P 的心率。

时间分辨率发生器 41 具有响应扫描专家系统 43 的请求访问时间分辨率数据存储器 35 的功能。举例来说, 当扫描专家系统 43 发出提供时间分辨率, 以及旋转速度, 螺距和心率数据的请求时, 该时间分辨率发生器 41 根据旋转速度, 螺距和心率数据指定 (specify) 时间分辨率, 并将该指定的时间分辨率送回到扫描专家系统 43 中。

时间分辨率数据存储器 35 中保存多个时间分辨率曲线 (temporal resolution profiles) 数据, 该曲线是根据旋转速度和螺距预先计算或模拟获得的。图 3 示出了符合分段重建的四种时间分辨率曲线的例子。这四种时间分辨率曲线分别对应于四种旋转速度与螺距的组合。第一种组合是: 旋转速度为 xx(秒), 螺距为 aa(毫米); 第二种组合是: 旋转速度为 xx(秒), 螺距为 bb(毫米); 第三种组合是: 旋转速度为 yy(秒), 螺距为 cc(毫米); 第四种组合是: 旋转速度为 yy(秒), 螺距为 dd(毫米)。

时间分辨率曲线表示相对于心率改变时间分辨率的变化。时间分辨率表示特别对于由半重建或者分段重建过程重建的图象数据的有效时间分辨率。在半重建过程中, 时间分辨率仅由一时间周期给出, 该时间周期由表示为 X-射线管 10 旋转一周所需要的时间周期的旋转速度乘以 $(180^\circ + \alpha) / 360^\circ$ 得到。另一方面, 在分段重建过程中, 时间分辨率由包括在扫描条件中的旋转速度和螺距、以及病人 p 的心率决定。另外, 螺距定义为 X-射线管 10 旋转一周时台面 2a 移动的实际距离, 或者定义为该距离除以在切片方向上的检测器宽度而得到的指数, 这里以前者为例。该“检测器宽度”由一个长度表示, 该长度由检测器 23 的所有阵列数, 或者操作者指定的使用阵列数乘以相邻阵列中线之间的距离而得

到。

具有旋转速度和螺距的不同组合的多种时间分辨率曲线的数据，预存储在时间分辨率数据存储器 35 中，比如 ROM。该时间分辨率数据存储器 35 设计为可以从中读出时间分辨率数据，且当接收到旋转速度、螺距和心率时可以读出
5 相应的时间分辨率数据；当接收到心率时可以读出相应的关于旋转速度，螺距和时间分辨率的数据。

扫描专家系统 43 设置为用于协助操作者确定扫描方案。其功能是确定扫描条件，比如重建模式，螺距(HP)，扫描或旋转速度(SS)的推荐值，并且它建立扫描方案屏幕，该屏幕包括了扫描条件、时间分辨率和部分时间分辨率曲线
10 的所确定的推荐值。

图 4 所示是所述扫描方案屏幕的例子，其最初由扫描专家系统 43 建立。在屏幕上显示的是病人的信息，台架的信息和扫描照相图象，还有由操作者指定或者选定的待扫描部分，以及扫描条件，重建条件和扫描专家系统 43 根据检测方案设计的窗口条件。扫描条件包括，例如，扫描模式；扫描起始位置；扫描
15 终止位置；由美国食品与药品管理局规定的曝光剂量(exposed dose)表示的“CTDI”(CT 剂量指数)；管电压“KV”；管电流“mA”；旋转速度；切片数(使用的阵列数)；螺距，以及重建模式。此外，扫描方案屏幕上还有一个表示“时间分辨率(简单的)”的按钮和一个表示“时间分辨率(精确的)”的按钮。

当操作者点击了表示“时间分辨率(简单的)”的按钮，扫描专家系统 43 激活简单呈现时间分辨率的功能。扫描专家系统 43 把设定的螺距和旋转速度数据，
20 以及在设定前测得的病人 P 的心率送到时间分辨率发生器 41，提出相应于它们的时间分辨率的请求。响应该请求，时间分辨率发生器 41 依照发送的螺距，旋转速度和心率访问时间分辨率数据存储器 35，从而得到与该螺距，旋转速度和心率相对应的时间分辨率，由此，时间分辨率发生器 41 再把得到的时间分辨率
25 送回到扫描专家系统 43。

扫描专家系统 43 建立一个关于该简单时间分辨率的扫描方案屏幕(这里，叫做“窗口”以区别于如图 4 所示的屏幕)，如图 5 所示。更具体地，该窗口包括螺距，旋转速度和心率，从时间分辨率发生器 41 得到的与它们相应的时间分辨率，以及重建模式。该窗口在如图 4 所示扫描方案屏幕上以弹出方式显示。在
30 该窗口上包括有一个表示“获得心率”的按钮和一个表示“精确的”的按钮。

当点击了“获得心率”按钮,扫描专家系统 43 请求心率检测器 42 提供病人 P 的心率数据。响应该请求,心率检测器 42 激活心电图仪 22,并获得预定时间间隔(如 5 秒)内病人 P 的心电图数据。该心率检测器 42 从心电图数据中识别特征波形例如 P 波,并且通过 P 波间的时间宽度,也就是每 P 波心动周期,计算出心率。然后,其将该计算出的心率做为心率数据,提供给扫描专家系统 43。

实际上,病人 P 的心率不是恒定的,而是波动的。在该扫描专家系统 43 中,平均心率(或者中值)是根据 5 秒钟内每 P 波计算的作为离散数值各心率检测的。扫描专家系统 43 把测得的平均心率和设定的螺距以及旋转速度数据一起送到时间分辨率发生器 41 中,并且请求该时间分辨率发生器 41 提供相应的时间分辨率。时间分辨率发生器 41 从时间分辨率数据存储器 35 中获得相应于该平均心率和设定螺距以及旋转速度的时间分辨率,并且将获得的时间分辨率送回扫描专家系统 43 中。

扫描专家系统 43 建立一个扫描方案屏幕(这里,叫做“窗口”以区别于如图 4 所示的屏幕),该屏幕包括:设定的螺距和旋转速度;平均心率;从时间分辨率发生器 41 接收的,与这些值相应的时间分辨率;重建模式,以及表示心率时间变化的曲线图。该窗口以弹出的方式显示在图 4 的扫描方案屏幕上。

随后,当点击表示“精确的”的按钮,扫描专家系统 41 请求时间分辨率发生器 41 提供与设定螺距和旋转速度相应的时间分辨率曲线数据。时间分辨率发生器 41 从存储器 35 中读出相应于该设定螺距和旋转速度的时间分辨率曲线数据,并且将该读出的数据送回到扫描专家系统 43 中。扫描专家系统 43 从接收到的时间分辨率曲线中节取出以平均心率为中心的预定宽度的部分时间分辨率曲线,从而建立如图 6 所示的窗口。在图 6 所示的实例中,该部分时间分辨率曲线以平均心率 67 为中心,并在中央心率两侧各具有 5 次心跳的宽度。该窗口包含了以平均心率为中心的预定宽度的部分时间分辨率曲线。

在实际工作中,操作者分别根据数值和曲线确定当前设定的螺距和旋转速度,以及对应于病人 P 平均心率的时间分辨率。在确定的时间分辨率低于所需的时间分辨率,或者前者过度高于后者的情况下,操作者会返回到图 4 的扫描条件设置屏幕,并且改变螺距或者旋转速度中的至少一个。在改变之后,操作者点击“时间分辨率(简单)”按钮,然后如果需要的话,点击“获得心率”按钮和“精确的”按钮,由此,他/她在如图 5 或者图 6 所示的窗口上,可以确定根据

改变后的螺距和旋转速度得到的更新时间分辨率。通过重复该工作，操作者可以设定出实现所需时间分辨率的螺距和旋转速度。

再回来参照附图 4，当点击扫描条件设置屏幕中的“时间分辨率（精确的）”按钮，扫描专家系统 43 首先请求心率检测器 42 提供病人 P 的心率数据。响应该请求，心率检测器 42 激活心电图仪 22，以便获得在预定时间期间内病人 P 的心电图数据，该预定时间期间为最长屏息时间，比如，由操作者对待检病人指定的 30 秒。在实际扫描中，病人需要屏息 30 秒以获得心电图数据。

最长屏息时间设置为螺旋扫描扫描时间的上限。心率检测器 42 根据心电图数据中每个 P 波离散地计算出心率，并且把该心率数据提供给扫描专家系统 43。然后，扫描专家系统 43 从这些心率数据中测定出 30 秒内的最低心率，最高心率和平均心率（或者中值）。

扫描专家系统 43 经由时间分辨率发生器 41 或从存储器 35 中得到在测定的最低心率到测定的最高心率范围内的，关于存储在存储器 35 内的所有螺距和旋转速度组合的部分时间分辨率曲线。

随后，扫描专家系统 43 指定与 30 秒内获得的多个离散心率相应的多个时间分辨率，获得每个时间分辨率曲线，并计算该多个指定的时间分辨率的时间平均值。操作者可以从简单时间平均值和加权时间平均值之间选择出时间分辨率的时间平均值（参见附图 7）。

此外，扫描专家系统 43 从该多个时间分辨率曲线中选出预定数量的时间分辨率曲线，这里，选出三个，其所计算的时间分辨率的时间平均值最短。进一步，扫描专家系统 43 建立一个如图 7 所示的窗口，该窗口包括相应于所选的三种时间分辨率曲线的螺距和旋转速度。在该窗口中，相应于这三个选中的时间分辨率曲线的螺距和旋转速度与由扫描范围除以螺距得到的扫描时间（也被称为“放射照相时间”）一起提供，作为按时间分辨率从高到低的第一到第三候选。

此外，这种列出多个候选并提示操作者从中选择的方式，可以较佳地由扫描专家系统 43 根据提供时间分辨率的最短时间平均值的组合（螺距，旋转速度）自动建立扫描方案的方式来替代。

该窗口中还包括有三个部分时间分辨率曲线的曲线图和测得心率的时间变化曲线图，在所述三个部分时间分辨率曲线的曲线图中，最长屏息时间，平均心率，最低心率和最高心率都位于从三个所选时间分辨率曲线中截取的最低心

率和最高心率所限定的范围内。通过分别确认时间分辨率，操作者可以从三个候选中选择出期望的方案。如果需要的话，从心率检测到如图 7 所示窗口的显示的工作还可以多次重复进行，同样也可重复多次点击表示“屏息试验”的按钮，让病人屏息。

- 5 上面提到的时间分辨率的简单时间平均值是对多个心率平均得到的，该心率是在 30 秒的时间内各 P 波处离散地获得的。从时间分辨率中选择出三个使简单时间分辨率较短的候选。另一方面，时间分辨率的加权时间平均值可以通过对多个心率的加权和平均得到，该心率是在 30 秒时间内各 P 波处离散地获得的。如图 8 所示以举例的方式，与 30 秒时间的部分时间的心率相对应的时间分辨率，
- 10 加权权重比与其它部分心率相应的时间分辨率更重。该更重加重的部分时间设定在对扫描范围内关注区域（noticed field）进行扫描的时间。举例来说，扫描范围是包括了心脏在内的胸部范围时，关注区域设在顶端部分。通过采用加权时间平均值可以实现关注区域的期望时间分辨率。顺便提及，屏息时间内心率的变化基本上近似在预扫描与实际扫描之间。

- 15 如上面所描述的，根据本实施例，扫描条件，在这里是，旋转速度和螺距，可以通过确定相应于病人心率的实际图象数据的时间分辨率来设置；而相反地，期望的旋转速度和螺距可以从高时间分辨率的旋转速度与螺距的候选中设定。

- 20 本领域普通技术人员很容易就能想到其它的优点和变型。因此，广义而言，本发明不限于此处所示和所描述的具体细节和代表性实施例。因此，在不偏离所附权利要求和其等同物所限定的总体发明概念的精神或范围下，可以进行多种修改。

图2

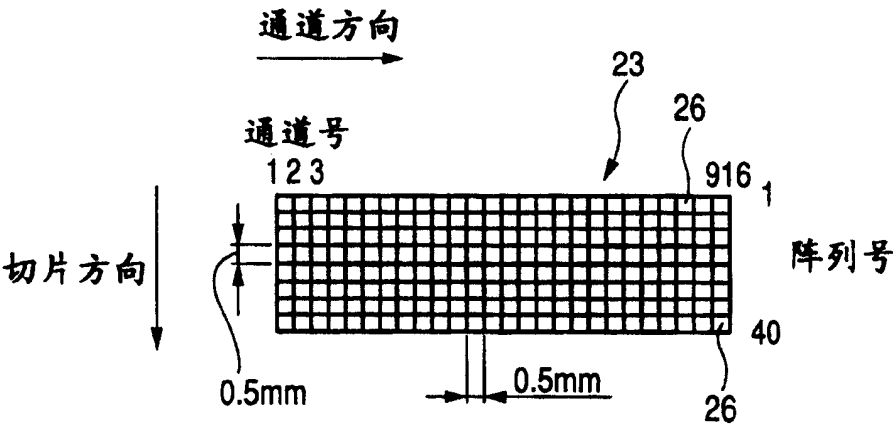


图 3

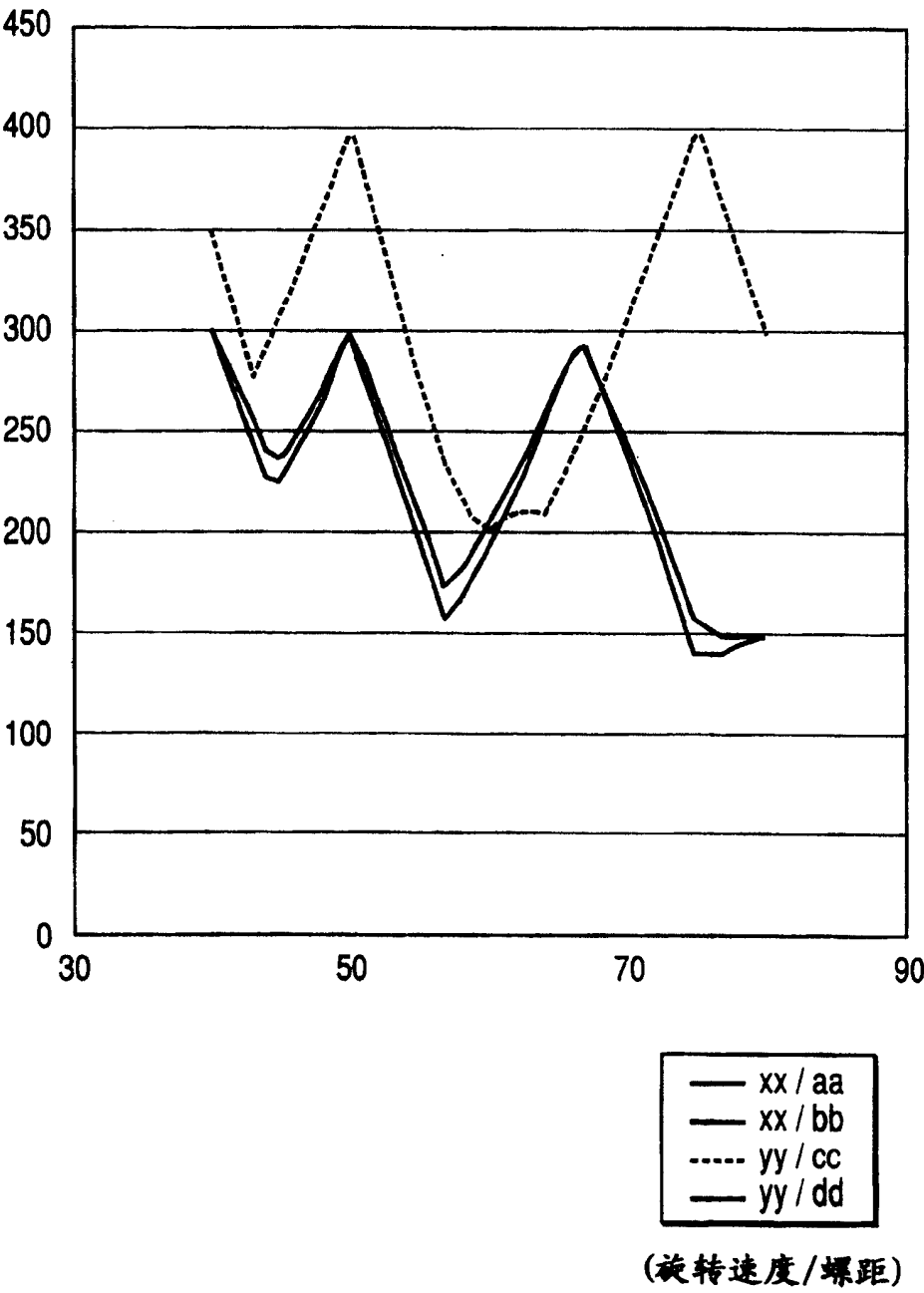


图4

病人信息

机架信息

扫描照相图象

主菜单			重建情况		窗口条件					
号	扫描模式	起始位置	终止位置	CTDI (mGy)	kV	mA	旋转速度	切片数	螺距	重建模式
1	螺旋	015.00	075.00	20	100	150	0.4	4	4.0	ECG 门控, 半重建 (3)

复制

删除

返回

时间分辨率 (简单)

时间分辨率 (精确)

确认

图5

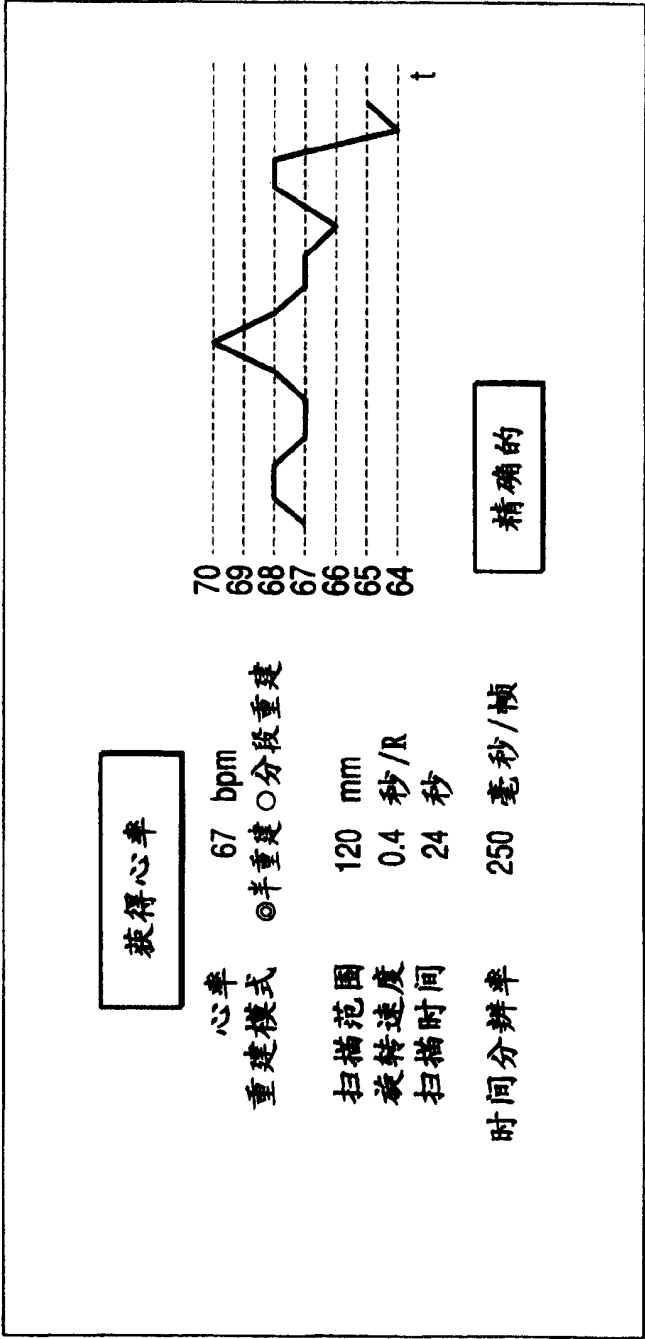


图6

时间分辨率 (msec)

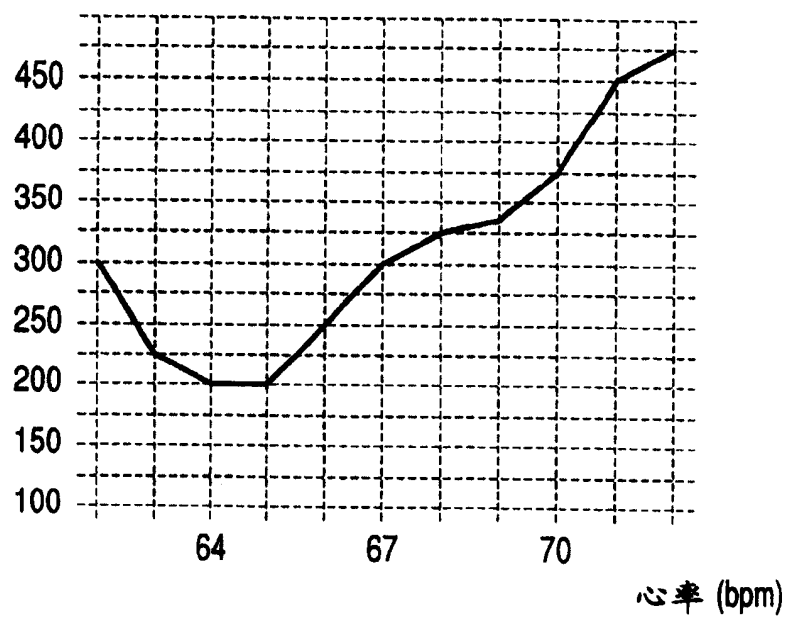


图7

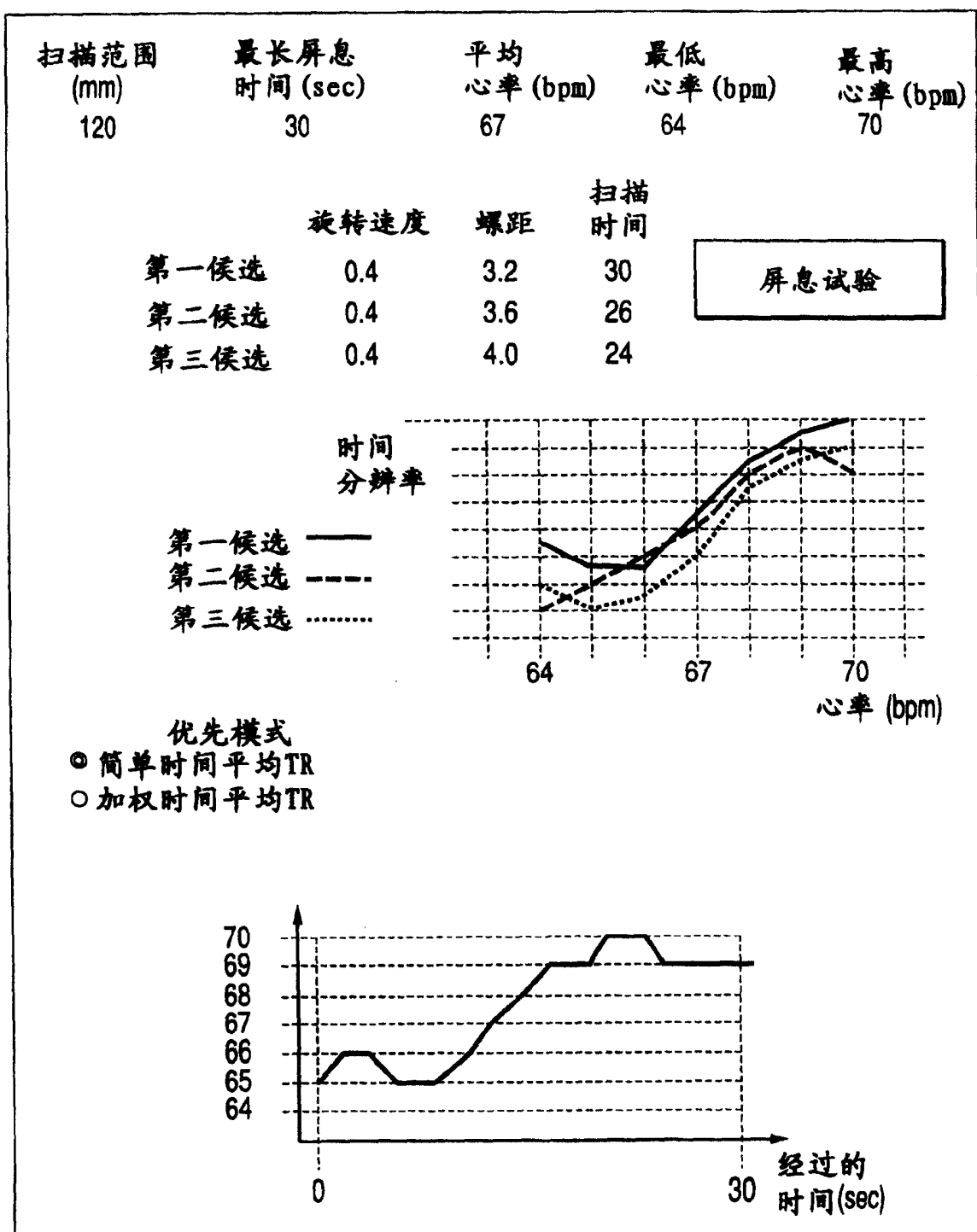


图 8

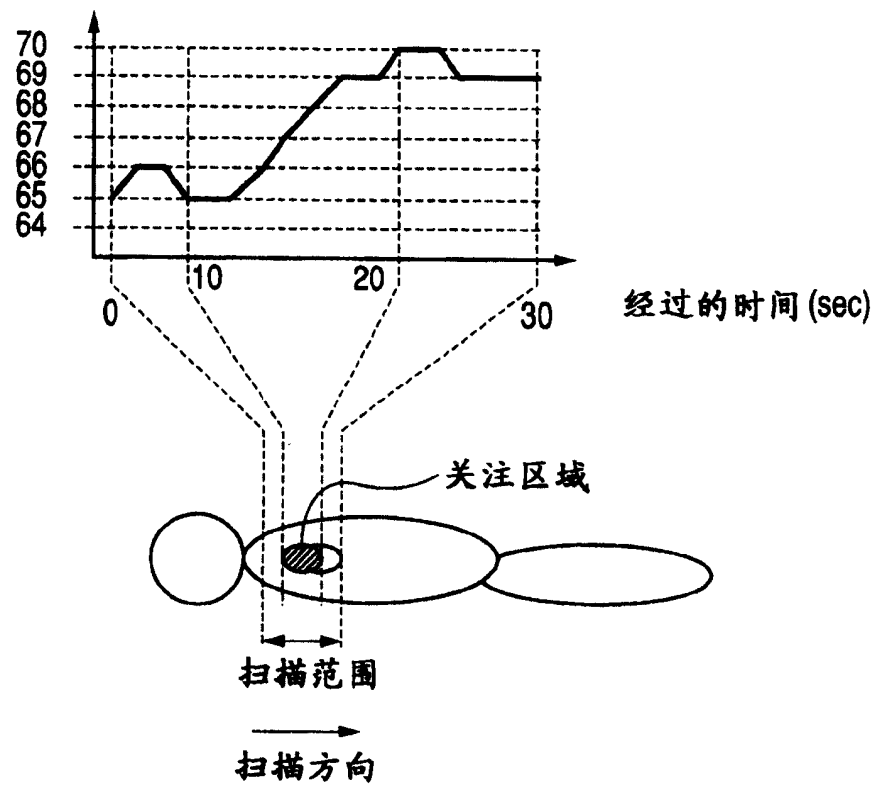


图9

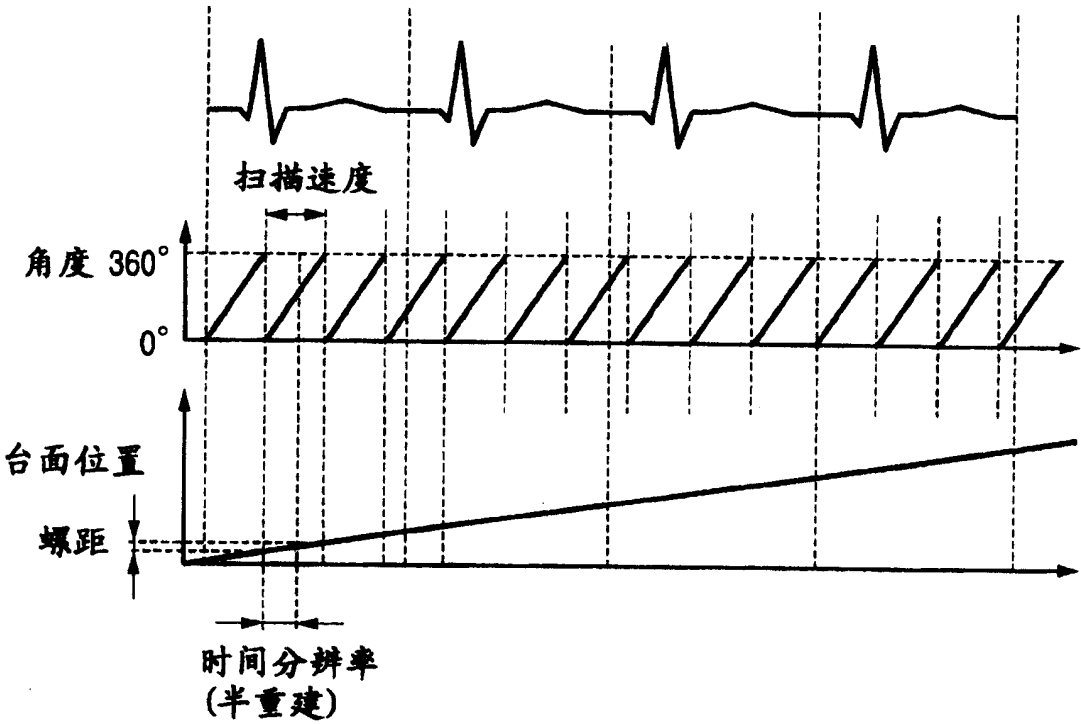


图10

