



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1907228 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 14

(21) 申请号 200610110727. 0

US 2005/0090737 A1, 2005. 04. 28, 说明书第

(22) 申请日 2006. 08. 07

【0020】段。

CN 1531906 A, 2004. 09. 29, 全文。

(30) 优先权数据

102005036963. 4 2005. 08. 05 DE

审查员 高虹

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 赫伯特·布鲁德 雷纳·劳帕克

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 邵亚丽 李晓舒

(51) Int. Cl.

A61B 6/03 (2006. 01)

A61B 5/0402 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005/0089133 A1, 2005. 04. 28, 说明书第

【0009】段、第【0028】段至【0031】段、第【0041】
段、附图 7。

US 2004/0077941 A1, 2004. 04. 22, 说明书第

【0028】段至【0052】段、附图 1-7, 9。

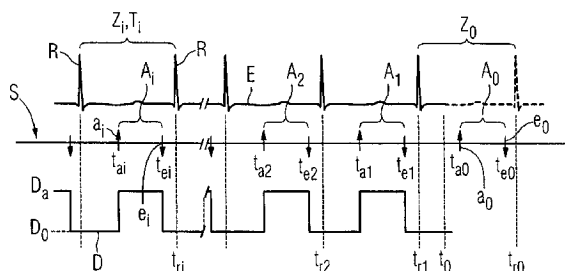
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 3 页

(54) 发明名称

医疗图像拍摄方法以及所属装置

(57) 摘要

在一种特别适合于产生患者 (2) 的心脏和 / 或血管的图像数据组 (B) 的尤其是 X 射线断层造影的图像拍摄方法中, 从患者 (2) 的心率的 EKG 信号 (E) 中推导出与该心率协调一致的拍摄脉冲 (A_i , A^*) 的序列, 借助于该序列脉冲调制地控制图像拍摄。其中, 在考虑至少一个表征心率不规则的波动参数 ($T_{\max}$, $T_{\min}$, a , b , σ) 的条件下确定未来拍摄脉冲 (A_0) 的起始时刻 (t_{a0}) 和结束时刻 (t_{e0})。



1. 一种用于产生患者 (2) 的心脏和 / 或血管的图像数据组 (B) 的图像拍摄方法, 其中, 从患者 (2) 的心率的 EKG 信号 (E) 中推导出与该心率协调一致的拍摄脉冲 (A_i, A^*) 的序列, 借助于该序列脉冲调制地控制图像拍摄, 其中, 在考虑至少一个表征心率不规则的波动参数 ($T_{\max}, T_{\min}, a, b, \sigma$) 的条件下确定未来拍摄脉冲 (A_0) 的起始时刻 (t_{a0}) 和结束时刻 (t_{e0}), 其中, 通过对预定数目的在前心脏周期 (Z_i) 的分析而在统计上确定周期持续时间 (T_i) 的趋势 (a, b), 并且作为波动参数考虑该趋势 (a, b), 并且其中, 作为趋势表示一种心脏周期持续时间的通过回归确定的函数, 该函数标志着在所分析的在前心脏周期期间心脏周期持续时间的平均变化, 并且可以外推地确定未来心脏周期持续时间。

2. 根据权利要求 1 所述的图像拍摄方法, 其特征在于, 所述趋势是一种线性趋势, 该线性趋势是由心脏周期持续时间的通过线性回归确定的函数所给出的。

3. 根据权利要求 1 所述的图像拍摄方法, 其特征在于, 所述波动参数 ($T_{\max}, T_{\min}, a, b, \sigma$) 或者该波动参数 ($T_{\max}, T_{\min}, a, b, \sigma$) 的至少一个是通过通过对预定数目的在前心脏周期 (Z_i) 的分析而在统计上确定的。

4. 根据权利要求 3 所述的图像拍摄方法, 其特征在于, 作为波动参数考虑被分析的心脏周期 (Z_i) 的最小持续时间 ($T_{\min}$) 和 / 或最大持续时间 ($T_{\max}$)。

5. 根据权利要求 4 所述的图像拍摄方法, 其特征在于, 在考虑被分析的心脏周期 (Z_i) 的最小持续时间 ($T_{\min}$) 的条件下确定下一个拍摄脉冲 (A_0) 的起始时刻 (t_{a0}), 并且在考虑被分析的心脏周期 (Z_i) 的最大持续时间 ($T_{\max}$) 的条件下确定下一个拍摄脉冲 (A_0) 的结束时刻 (t_{e0})。

6. 根据权利要求 3 所述的图像拍摄方法, 其特征在于, 作为波动参数考虑周期持续时间 (T_i) 相对于被分析的心脏周期 (Z_i) 的平均值或中值的标准偏差。

7. 根据权利要求 3 所述的图像拍摄方法, 其特征在于, 作为波动参数考虑被分析的心脏周期 (Z_i) 的周期持续时间 (T_i) 的趋势 (a, b)。

8. 根据权利要求 7 所述的图像拍摄方法, 其特征在于, 作为波动参数考虑心脏周期持续时间 (T_i) 相对于所述趋势 (a, b) 的标准偏差 (σ)。

9. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的图像拍摄方法, 其特征在于, 通过对预定数目的在前心脏周期 (Z_i) 形成平均值或中值确定 EKG 信号 (E) 的下一个 R 偏转 (R) 的估计时刻 ($(t_{a0})_{\text{median}}$), 并且如果直到该估计时刻 ($(t_{a0})_{\text{median}}$) 预期的 R 偏转 (R) 没有出现, 则启动额外的拍摄脉冲 (A^*)。

10. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的图像拍摄方法, 其特征在于, 通过对预定数目的在前心脏周期 (Z_i) 形成平均值或中值确定 EKG 信号 (E) 的下一个 R 偏转 (R) 的估计时刻 ($(t_{a0})_{\text{median}}$), 并且如果下一个 R 偏转 (R^*) 比估计时刻 ($(t_{a0})_{\text{median}}$) 提前出现超过预定的容差时间, 则直接启动新的拍摄脉冲 (A_0)。

11. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的图像拍摄方法, 其特征在于, 在对患者 (2) 施加 X 射线辐射的条件下进行图像拍摄, 其中, 对患者 (2) 施加的 X 射线剂量 (D) 在每个拍摄脉冲 (A_i) 期间转换到相对高的拍摄值 (D_a), 而在两个相互跟随的拍摄脉冲 (A_i) 之间转换到相对低的基本值 (D_0)。

12. 根据权利要求 11 所述的图像拍摄方法, 其特征在于, 所述基本值 (D_0) 对应于拍摄值 (D_a) 的约 25%。

13. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的图像拍摄方法,其特征在于,以 X 射线断层造影的方式进行图像拍摄,其中,在改变投影角度的条件下拍摄多个 X 射线投影图像 (P),从这些投影图像中通过反投影建立图像数据组 (B)。

14. 一种带有用于产生患者 (2) 的心脏和 / 或血管的图像数据组 (B) 的图像拍摄单元 (3) 的装置 (1),包括 :EKG 单元 (4),用于采集患者 (2) 心率的 EKG 信号 (E),以及控制单元 (5),用来按照根据权利要求 1 至 12 中任一项所述方法从该 EKG 信号 (E) 中推导出与该心率协调一致的拍摄脉冲 (A_i) 的序列,并且按照该拍摄脉冲 (A_i) 的比例脉冲调制地控制该图像拍摄单元 (3),其中,通过对预定数目的在前心脏周期 (Z_i) 的分析而在统计上确定周期持续时间 (T_i) 的趋势 (a, b),并且作为波动参数考虑该趋势 (a, b),并且其中,作为趋势表示一种心脏周期持续时间的通过回归确定的函数,该函数标志着在所分析的在前心脏周期期间心脏周期持续时间的平均变化,并且可以外推地确定未来心脏周期持续时间。

15. 根据权利要求 14 所述的装置 (1),其特征在于,所述图像拍摄单元 (3) 包括 :可以围绕同心轴 (9) 转动的 X 射线辐射器 - 检测器单元 (6, 7),用于拍摄 X 射线投影图像 (P),以及分析单元 (12),用来通过数值反投影从多个在不同投影角下拍摄的 X 射线投影图像 (P) 中建立图像数据组 (B)。

医疗图像拍摄方法以及所属装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于产生患者的心脏和 / 或血管的图像数据组的医疗图像拍摄方法, 尤其涉及一种所谓的旋转血管造影方法或者一种在计算机断层造影的图像拍摄范围内的所谓心脏扫描。此外, 本发明还涉及一种用于实施该方法的装置。

背景技术

[0002] 在用于心脏以及特别是心脏附近的血管进行成像的医疗图像拍摄方法中, 通常存在这样的问题: 待拍摄的身体区域由于心脏跳动而处于持续的周期运动中, 由于该运动只有在心脏周期的相同点上拍摄的图像才可以直接地相互比较。这种情况尤其是在 X 射线断层造影的图像拍摄方法中有问题, 其中, 通过对多个从不同的投影角度拍摄的投影图像的反投影而计算出待建立的图像数据组 (断层照片)。只有作为基础的投影图像是对相同的身体空间区域成像的, 反投影才可以不受干扰地实现。不过, 如果身体区域例如由于心脏运动而在拍摄投影图像期间运动了, 则这点将体现为所产生的断层照片中的运动伪影, 后者可能极大地限制断层照片的质量。

[0003] 因此, 在对心脏和 / 或心脏附近的血管进行 X 射线断层造影拍摄中, 通常将投影图像的拍摄与患者的心率这样同步, 使得图像拍摄分别在心脏周期的静止阶段中进行。在此, 根据患者的 EKG (心电图, 英语为 ECG) 信号对图像拍摄进行相应的“触发”。对于图像拍摄的受 EKG 支持的控制也称为“ECG 门控”。在此, 管电流的 EKG 支持的调制被称为“ECG 脉冲调制”。

[0004] 尤其是因为仅仅可以将在心脏运动的静止阶段所拍摄的投影图像用于断层照片的重建, 也仅仅在与该静止阶段对应的时间窗口期间才要求对患者施加 X 射线辐射。另一方面为了减少对患者所施加的 X 射线剂量, 也希望尽可能地减小在该时间窗口之外的照射。

[0005] 在常规的利用 ECG 脉冲调制的图像拍摄方法中, 通常通过对预定数目的在前心脏周期形成平均值或者中值来估计时间上紧接在后的时间窗口, 并且产生一个与该预先计算的时间窗口对应的拍摄脉冲来调制图像拍摄期间的管电流。

[0006] 不过, 在心率不规则的条件下, 即, 心脏频率在一个或较少几个心脏周期的时间量度上改变的条件下, 这种方法总是导致对估计的时间窗口的或多或少凸显的错误计算。

[0007] 为了保证, 尽管有在计算拍摄脉冲中的不可靠性也获得图像重建所需的图像信息, 在常规的拍摄方法中不完全关断在估计的时间窗口之外的辐射, 而是减小到一定的一小部分, 例如 25%。由此, 在对时间窗口错误计算的条件下也可以计算出断层照片。不过, 在此对时间窗口的错误计算通常表现为断层照片的质量受到明显的限制, 特别是图像噪声增加。

[0008] 在临床实践中, 由于这种限制 ECG 脉冲调制通常仅仅应用在具有极其均匀心率的患者上。反之, 在许多情况下将 ECG 脉冲调制在图像拍摄期间断开, 使得患者在整个扫描期间被以完全的剂量照射, 因此被施加了明显多于所需的剂量。

发明内容

[0009] 本发明要解决的技术问题是,提供一种用于产生图像数据组的医疗图像拍摄方法,该方法特别适合于患者心脏和 / 或血管的成像。此外,本发明要解决的技术问题还是,提供一种特别适合于实施该方法的装置。

[0010] 按照本发明的方法,从待检查的患者的 EKG 信号中推导出与患者的心脏周期协调一致的拍摄脉冲序列,借助于该序列脉冲调制地控制图像拍摄。其中,按照该方法在考虑至少一个表征心率不规则的参数条件下确定未来拍摄脉冲的起始时刻和结束时刻。下面,将这种参数称为“波动参数”。“心率不规则”表示心脏频率或者心脏周期持续时间在一个或较少几个心脏周期的时间量度上的每次时间上的改变。在此,尤其这样地选择拍摄脉冲,即,其在时间上与心脏周期内部的心脏静止阶段协调一致。

[0011] 在计算拍摄脉冲时考虑一个或多个波动参数显著地改善了 ECG 脉冲调制的鲁棒性,使得以后也可以将 ECG 脉冲调制应用到这样的多种情况中,即在这些情况中迄今由于不规则的心率而必须在始终利用高剂量照射患者的条件下进行图像拍摄。因此,按照患者平均数来说显著减小了每次图像拍摄的辐射负担。不过,在迄今可以采用 ECG 脉冲调制的情况中,通常也通过本发明的方法实现了可以察觉到的改善,其中,由于将拍摄脉冲更好地在时间上与图像拍摄实际需要的数据片段相平衡而进一步减小了辐射剂量。

[0012] 优选地,至少一个波动参数是通过预定数目的在前心脏周期的分析而在统计上确定的。在此,作为波动参数单独或者组合地考虑分析的周期持续时间的最小持续时间,最大持续时间或者心脏周期持续时间的标准偏差。额外地或者作为替换,作为波动参数考虑被分析的周期持续时间的趋势,以及必要时考虑所确定趋势的标准偏差。在此,作为趋势表示一种心脏周期持续时间的通过(特别是线性)回归确定的函数,该函数标志着在所分析的在前心脏周期期间心脏周期持续时间的平均变化,并且可以外推地确定未来心脏周期持续时间。

[0013] 额外地或者作为替换,属于上面描述的统计波动参数优选地还考虑心脏周期的异常波动,即,在确定拍摄脉冲时当前心脏周期的异常长和 / 或短的持续时间。

[0014] 通过采集 EKG 信号的两个依次跟随的 R 偏转(或 R 锯齿)之间在时间上的距离,一般地确定心脏周期的周期持续时间。如果结束当前心脏周期的 R 偏转相对于统计确定的估计时刻被明显地滞后或提前检测到,则对应地识别出异常长或短的周期持续时间。

[0015] 在 R 偏转滞后的情况下,如果直到估计时刻预期的 R 偏转还没有被检测到,则合适地启动额外的拍摄脉冲,从而将延长的心脏周期最佳地用于图像拍摄。在 R 偏转提前(下面称为期前收缩)的情况下,一旦检测到了该提前的 R 偏转,则合适地启动一个新的拍摄脉冲。该措施有利于在期前收缩和因此心脏周期强烈不规则的条件下也以相对较高的可靠性确定图像拍摄的最佳时间窗口。

[0016] 图像拍摄方法优选是基于 X 射线辐射的成像方法、特别是 X 射线断层造影方法。在此,按照拍摄脉冲的比例这样来控制图像拍摄,使得对患者施加的 X 射线在拍摄脉冲期间提高到 X 射线剂量的比较高的拍摄值,而将 X 射线辐射在拍摄脉冲之外降低到 X 射线剂量的比较低的基本值、特别是拍摄值的约 25%。不过,此外按照本发明的 ECG 脉冲调制的原理也可以优选地应用到其中要求或合适的是图像拍摄与心脏跳动同步的、其它的医疗成像方

法中。

[0017] 按照本发明的装置包括用于产生患者的心脏和 / 或血管的图像数据组的图像拍摄单元, 以及用于采集患者心率的 EKG 信号的 EKG 单元。该装置还包括控制单元, 用来按照上面描述的方法“触发”图像拍摄单元, 即, 以与患者心率调谐一致地进行脉冲调制的控制。图像拍摄单元按照其它意义特别是 X 射线断层造影仪、计算机断层造影仪或者旋转血管造影仪。

附图说明

[0018] 下面对照附图对本发明的一种实施方式进一步的说明。图中：

[0019] 图 1 按照示意图示出了用于利用图像拍摄单元产生患者的心脏和 / 或血管的图像数据组的 X 射线断层造影装置, EKG 单元以及用于控制图像拍摄单元的控制单元。

[0020] 图 2 按照相对于时间的示意曲线示出了由 EKG 单元采集的 EKG 信号, 由控制单元输出到图像拍摄单元的、包括一系列从 EKG 信号中推断出来的拍摄脉冲的控制信号, 以及按照拍摄脉冲的比例所设置的图像拍摄单元的 X 射线剂量,

[0021] 图 3 和图 4 按照图 2 示出了 EKG 信号, 控制信号, 以及在 EKG 信号的 R 偏转滞后条件下的 X 射线剂量, 并且

[0022] 图 5 按照图 2 示出了 EKG 信号, 控制信号, 以及在期前收缩、即 EKG 信号的 R 偏转提前条件下的 X 射线剂量。

[0023] 在所有的附图中为相互对应的部件或参数标记相同的附图标记。

具体实施方式

[0024] 图 1 示出了 X 射线断层造影装置 1, 用于产生患者 2 的心脏和 / 或血管的特别是三维图像数据组 B (或断层照片)。

[0025] 装置 1 主要包括图像拍摄单元 3、EKG 单元 4 以及控制单元 5。

[0026] 图像拍摄单元 3 包括相对地固定在 C 臂 8 (或支架) 上的 X 射线辐射器 6 和 X 射线检测器 7。在此, C 臂 8 是这样可旋转地设置的, 即, 在 C 臂 8 旋转的条件下 X 射线辐射器 6 和 X 射线检测器 7 围绕共同的同心轴 9 转动。

[0027] 为了支撑患者 2 装置 1 还包括患者卧榻 10, 患者 2 被支撑在上面, 使得患者 2 的待检查的身体区域 (特别是心脏或待检查的血管) 定位在 X 射线辐射器 6 和 X 射线检测器 7 之间, 并且由此特别地定位在从 X 射线辐射器 6 按照 X 射线检测器 7 的方向发射的 X 射线辐射的射线路径 11 中。

[0028] 在图像拍摄中, 由图像拍摄单元 3 在 C 臂 8 转动的条件下从不同的投影方向拍摄多幅 X 射线投影图像 P。X 射线投影图像 P 被送入分析单元 12, 后者通过例如数值反投影从这些 X 射线投影图像 P 中计算出图像数据组 B。为了显示图像数据组 B 图像拍摄单元 3 还包括输入和输出装置、特别是显示器 13。

[0029] 为了避免在从投影图像 P 中重建图像数据组 B 时由于心脏运动产生的运动伪影而造成图像数据组 B 错误, 由控制单元 5 这样控制图像拍摄单元 3, 使得在心脏运动的特定的相互对应的阶段期间、特别是在心脏运动的静止阶段进行投影图像 P 的拍摄。控制单元 5 根据患者 2 的心率的 EKG 信号 E 确定该阶段, 该 EKG 信号是由 EKG 单元 4 采集并且作为输

入量送入到控制单元 5 的。

[0030] 控制单元 5 还产生控制信号 S, 该控制信号被送入到图像拍摄单元 3 用于控制 X 射线辐射器 6 和 X 射线检测器 7。

[0031] 如图 2 按照相对于时间的示意曲线表示的那样, 控制信号 S 包括一系列的拍摄脉冲 $A_i (i = 0, 1, 2, \dots)$, 其每一个在时间上由开始信号 a_i 和结束信号 e_i (分别有 $i = 0, 1, 2, \dots$) 所限定。由此, 开始信号 a_i 标记了所属拍摄脉冲 A_i 的开始时刻 $t_{ai} (i = 0, 1, 2, \dots)$, 而结束信号 e_i 标记了其结束时刻 $t_{ei} (i = 0, 1, 2, \dots)$ 。在此, 拍摄脉冲 A_i 例如分别通过控制信号 S 的矩形脉冲给出, 其中所属开始信号 a_i 通过控制信号 S 的上升边缘, 而结束信号 e_i 通过其下降边缘给出。

[0032] 在图中已经输出 (即过去) 的拍摄脉冲 A_i 带有正的连续下标 (即, $i > 0$), 其中, 连续下标 i 的值随着拍摄脉冲 A_i 相对于当前时刻 t_0 的时间距离增加而增加。相对于当前时刻 t_0 直接在后面跟随的拍摄脉冲则带有连续下标 $i = 0$, 即被记为拍摄脉冲 A_0 。对应的下标编号用来区分开始及结束信号 a_i 、 e_i 以及所属的时刻 t_{ai} 、 t_{ei} 。

[0033] 如从图 2 中根据控制信号 S 与 EKG 信号 E 的相对表示可以看出的那样, 将拍摄脉冲 A_i 这样与患者 2 的心率协调一致, 使得拍摄脉冲 A_i 大多采用心脏周期 $Z_i (i = 0, 1, 2, \dots)$ 的一个预定片段、特别是在心脏周期持续时间 $T_i (i = 0, 1, 2, \dots)$ 的 40% 和 70% 之间占有的时间间隔。在此, 每个心脏周期 Z_i 在时间上通过 EKG 信号 E 的两个相互跟随的 R 偏转 (或 R 锯齿) 的有关 $t_{ri} (i = 0, 1, 2, \dots)$ 限定。

[0034] 如同样从图 2 中可以看出的那样, 按照控制信号 S 的比例还这样地控制从 X 射线辐射器 6 发射的 X 射线辐射的 X 射线剂量 D, 使得对于每个拍摄脉冲 A_i 的持续时间 X 射线剂量 D 都处于比较高的拍摄值 D_a , 而在拍摄脉冲 A_i 之外将 X 射线剂量 D 减小到低的基本值 D_0 上, 其为拍摄值 D_a 的约 25%。

[0035] 为了输出将来的拍摄脉冲 A_0 的开始信号 a_0 和结束信号 e_0 , 控制单元 5 计算所属的开始和结束时刻 t_{a0} 、 t_{e0} , 其中, 控制单元 5 按照下面将详细描述的方法通过对最后 n 个 ($n = 2, 3, 4, \dots$)、特别是 $n = 3$ 个在前心脏周期 $Z_1, Z_2, Z_3, \dots, Z_n$ 的统计分析, 估计出为此所需的当前心脏周期 Z_0 的预期的心脏周期持续时间。

[0036] 为了随后对时刻 t_{a0} 和 t_{e0} 进行计算, 控制单元 5 首先对 EKG 信号 E 的下一个 R 偏转 R 的时刻 t_{r0} 进行三个估计。

[0037] a) 心脏周期 Z_0 的最大持续时间 $T_{\max}$

[0038] 在第一步骤中借助于线性回归确定最后 n 个心脏周期 $Z_1, Z_2, \dots, Z_n$ 的线性趋势。利用矢量 $X = [-n, -n+1, \dots, -1]$ 和 $Y = [T_n, T_{n-1}, \dots, T_1]$ 确定辅助参数:

$$[0039] \quad S_X = \sum_{i=1}^n X_i; S_Y = \sum_{i=1}^n Y_i; S_{XX} = \sum_{i=1}^n X_i^2; S_{YX} = \sum_{i=1}^n X_i Y_i; \Delta = n \cdot S_{XX} - (S_X)^2 \quad \text{公式 1}$$

[0040] 由此形成具有斜率 a 和截距 b 的趋势直线作为带有最小误差平方的线性函数:

$$[0041] \quad a = \frac{1}{\Delta} \cdot (n S_{YX} - S_X S_Y); b = \frac{1}{\Delta} \cdot (S_{XX} S_Y - S_X S_{XY}) \quad \text{公式 2}$$

[0042] 此外, 通过下式确定了实际心脏周期持续时间 T_i 与趋势直线的标准偏差

$$[0043] \quad \sigma = \frac{\sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (T_i + a \cdot i - b)^2}}{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (a \cdot i - b)} \text{。公式 3}$$

[0044] 将估计的心脏周期 Z_0 的最大持续时间 $T_{\max}$ 确定为最后 n 个心脏周期 $Z_1, Z_2, Z_3, \dots, Z_n$ 和提高了量 λ_T 并通过该趋势估计的心脏周期持续时间的最大值, 其中考虑了时间上的标准偏差 σ :

$$[0045] \quad T_{\max} = (1 + \lambda_v \sigma) \cdot \max \{ \max \{ T_i \mid i = 1, 2, \dots, n \}, (1 + \lambda_T) \cdot b \} \text{。公式 4}$$

[0046] 参数 λ_v 和 λ_T 是实验性选择的, 使得在配置参数时在最大的剂量节省 (和 λ_v 和 λ_T 的对应的小值) 和足够的可靠性这些相互矛盾的方面之间找到可行的折衷。在此, λ_v 优选地选择在 0 至 5 的范围内、特别是 $\lambda_v = 2.4$ 。 λ_T 优选地选择在 0 至 0.2 的范围内、特别是 $\lambda_T = 0.1$ 。

[0047] 因此, 下一个 R 偏转 R 预期为最迟在下列时刻出现 :

$$[0048] \quad (t_{r0})_{\max} = t_{r1} + T_{\max} \text{。公式 5}$$

[0049] b) 心脏周期 Z_0 的最小持续时间 $T_{\min}$

[0050] 利用根据公式 1 确定的辅助参数类似地计算出 :

$$[0051] \quad T_{\min} = \max \{ (1 - \lambda_v \sigma) \cdot \min \{ \min \{ T_i \mid i = 1, 2, \dots, n \}, (1 - \lambda_T) \cdot b \}, T_{\text{theo. min}} \} \text{, 公式 6}$$

[0052] 其中, 根据公式 6 参数由于似然性的原因被限制为生理上有意义的最小持续时间 $T_{\text{theo. min}}$ (例如 100ms)。

[0053] 因此, 下一个 R 偏转 R 预期最早在下列时刻出现 :

$$[0054] \quad (t_{r0})_{\min} = t_{r1} + T_{\min} \text{。公式 7}$$

[0055] c) 心脏周期 Z_0 的最可能的持续时间

[0056] 通过下式在本实施方式中计算出对于下一个 R 偏转 R 出现的最可能的时刻

$$[0057] \quad (t_{r0})_{\text{median}} = t_{r1} + T_{\text{median}} \text{, 公式 8}$$

[0058] 其中通过下式估计 T_{median} :

$$[0059] \quad T_{\text{median}} = \text{median} \{ T_i \mid i = 1, 2, \dots, n \} \text{。公式 9}$$

[0060] 作为替换, 也可以通过在在前心脏周期 Z 的心脏周期持续时间 T_i 上形成平均值来确定最可能的心脏周期持续时间。

[0061] 现在根据下式确定预先计算的拍摄脉冲 A_0 的开始和结束时刻 t_{a0} 、 t_{e0} :

$$[0062] \quad t_{a0} = t_{r1} + p_{\text{Start}} \cdot T_{\min} \text{, 公式 10a}$$

$$[0063] \quad t_{e0} = t_{r1} + p_{\text{Ende}} \cdot T_{\max} + T_{\text{recon}} \text{, 公式 10b}$$

[0064] 其中, p_{Start} 和 p_{Ende} 在心脏周期 Z_i 的内部定义通常分配给拍摄脉冲 A_i 的窗口 (例如, $p_{\text{Start}} = 0.4$ 和 $p_{\text{Ende}} = 0.7$), 并且其中 :

$$[0065] \quad T_{\text{recon}} = \frac{T_{\text{rot}}}{2\pi} \cdot \left(\pi + 2 \cdot a \sin \left(\frac{R_m}{2R_f} \right) + \alpha_{\text{Trans}} \right) \text{公式 11}$$

[0066] 该时间用于在所谓的部分环绕重建 (或快速扫描重建) 中的数据区间。在此, T_{rot} 表示用于 X 射线辐射器 6 和 X 射线检测器 7 完全旋转 360° 的时间, R_m (例如 250mm) 表示心脏测量场的典型尺寸, R_f 表示焦点轨道半径 (例如 570mm), 而 $\alpha_{\text{Trans}} = \pi/12$ 表示在重

建时使用的、窦腔造影加权的过渡。

[0067] 通过考虑参数 $T_{\max}$ 、 $T_{\min}$ 、 a 、 b 和 σ ，将关于在所分析的心脏周期 $Z_1, Z_2, Z_3, \dots, Z_n$ 期间心率的不规则性的信息应用到了对时间窗口 A_0 的计算中。在此，参数 $T_{\max}$ 、 $T_{\min}$ 、 a 、 b 和 σ 表示了在上述定义意义下的“波动参数”。

[0068] 如果 EKG 信号 E 的 R 偏转 R 出现异常的滞后或者提前，则除了按照公式 10a 和 10b 对拍摄脉冲 A_i 的计算之外还对控制信号 S 进行修改。

[0069] I) R 偏转滞后： $t_{r0} > (t_{r0})_{\text{median}}$

[0070] 如果在例如按照公式 8 计算的最可能的时刻 $(t_{r0})_{\text{median}}$ 实际上还没有检测到 R 偏转，则认为 EKG 信号 E 的 R 偏转 R 滞后了。

[0071] 如果在该时刻拍摄脉冲 A_0 已经结束，则（如图 3 上所示的那样）在时刻 $(t_{r0})_{\text{median}}$ 启动一个额外的拍摄脉冲 A^* 。反之，如果拍摄脉冲 A_0 在时刻 $(t_{r0})_{\text{median}}$ 还没有结束，则用额外的拍摄脉冲 A^* 覆盖迄今为止的拍摄脉冲 A_0 ，也就是说，忽略原来在时刻 t_{e0} 设置的结束信号 e_0 （图 4）。

[0072] 额外的拍摄脉冲 A^* 将根据下面在第 III) 点所描述的规则被中断。

[0073] II) R 偏转提前： $t_{r1} < t_{r2} + (1 - \lambda_x) \cdot T_{\text{median}}$

[0074] 如果 EKG 信号 E 的 R 偏转在估计时刻 $(t_{r1})_{\text{median}}$ 之前的最可能心脏周期持续时间 T_{median} 的一个预定小部分 λ_x 发生，则根据定义出现了 R 偏转的异常提前（或期前收缩 R^* ）。参数 λ_x 例如具有值 0.2。也就是说，R 偏转 R 在相对于最可能心脏周期持续时间 T_{median} 的缩短了大于 20% 的心脏周期持续时间的情况下被识别为预期收缩 R^* 。

[0075] 在这种情况下，在期前收缩 R^* 出现时直接启动一个新的拍摄脉冲 A_0 （图 5）。

[0076] 在拍摄脉冲 A_0 和 A_1 时间上重叠的情况下，再次忽略为第一拍摄脉冲 A_1 在时刻 t_{e1} 设置的结束信号 e_1 （参见第 IV) 点）。在这种情况下，新的拍摄脉冲 A_0 的结束时刻 t_{e0} 同样由下面在第 III) 点描述的规则定义。

[0077] III) 在拍摄脉冲期间的 R 偏转： $t_{r0} < t_{e0}$

[0078] 如果在拍摄脉冲 A_0 期间 R 偏转 R 或 R^* 出现，则回溯地计算该拍摄脉冲 A_0 的最佳持续时间。在此，按照该计算优化的拍摄脉冲 A_0 的结束时刻 $(t_{e0})_{\text{opt}}$ 通过下式给出：

[0079] $(t_{e0})_{\text{opt}} = t_{r1} + p_{\text{Ende}} \cdot (t_{r1} - t_{r0}) + T_{\text{recon}}$ 公式 12

[0080] 在这种情况下，拍摄脉冲 A_0 在下列时刻结束：

[0081] $t_{e0} = \max \{ (t_{e0})_{\text{opt}} ; t_{r0} \}$ 公式 13

[0082] 如果在 R 偏转 R 滞后的情况下（第 I) 点）插入了一个额外的拍摄脉冲 A^* ，则公式 13 定义了该额外拍摄脉冲 A^* 的结束时刻。

[0083] IV) 拍摄脉冲重叠： $t_{e(i+1)} > t_{ai}$

[0084] 如果在前面的拍摄脉冲 A_{i+1} 结束之前启动了拍摄脉冲 A_i ， A^* ，则较新的拍摄脉冲 A_i ， A^* 覆盖了迄今的拍摄脉冲 A_{i+1} 。在此，尤其忽略了为迄今的拍摄脉冲 A_{i+1} 假设的结束时刻 $t_{e(i+1)}$ 。

[0085] 由于系统组成部分（信号传输、R 偏转识别，等等）的不同潜伏状态，关于 R 偏转 R 出现的信息延迟一个预定的时间间隔。这里，只要所计算的事件比当前的时间出现得更晚，则计算所使用的时刻总是被理解为按照实际时间的数据，即理解为校正了潜伏期。

[0086] 上面描述的方法显著改善了 ECG 门控的鲁棒性，也就是说，由于例如在计算心率

的静止阶段时对所需要数据片段的错误估计而没有被用于具有高剂量的图像拍摄的“丢失的高电流间隔”，与传统的门控方法相比在数量和长度上明显地被减小。在使用上面描述方法的条件下，对于全部被检查患者的 86% 可以实现近乎于理想的一致性（错过的片段 < 5% 旋转时间），而在常规的门控方法中对应的比率为大约 13%。

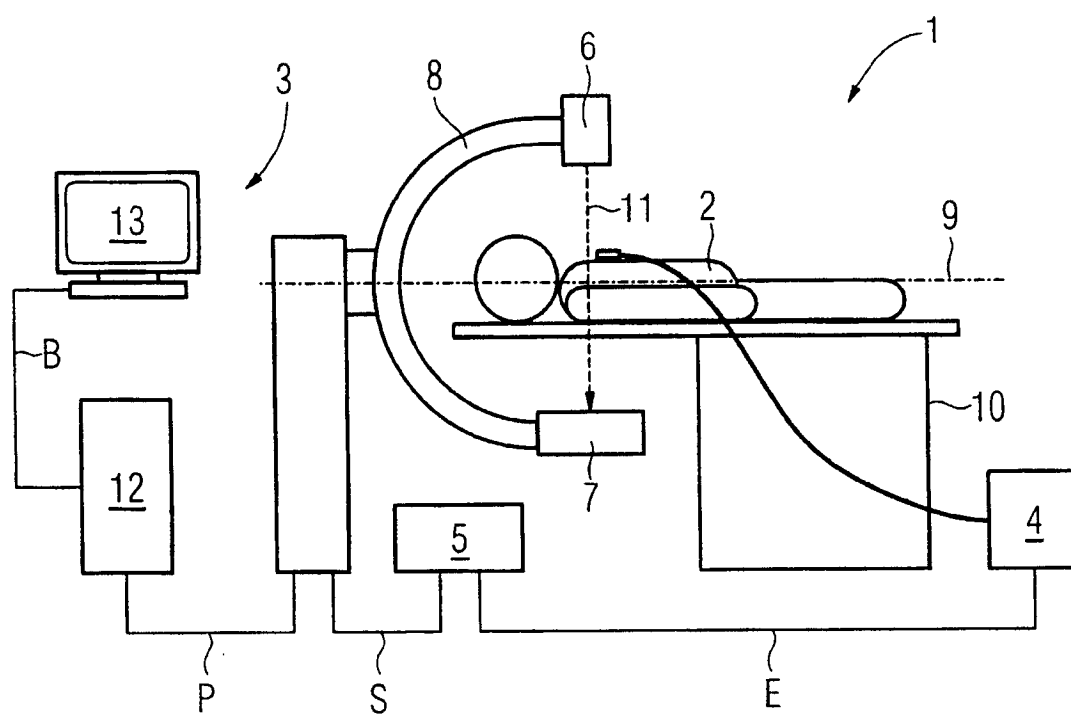


图 1

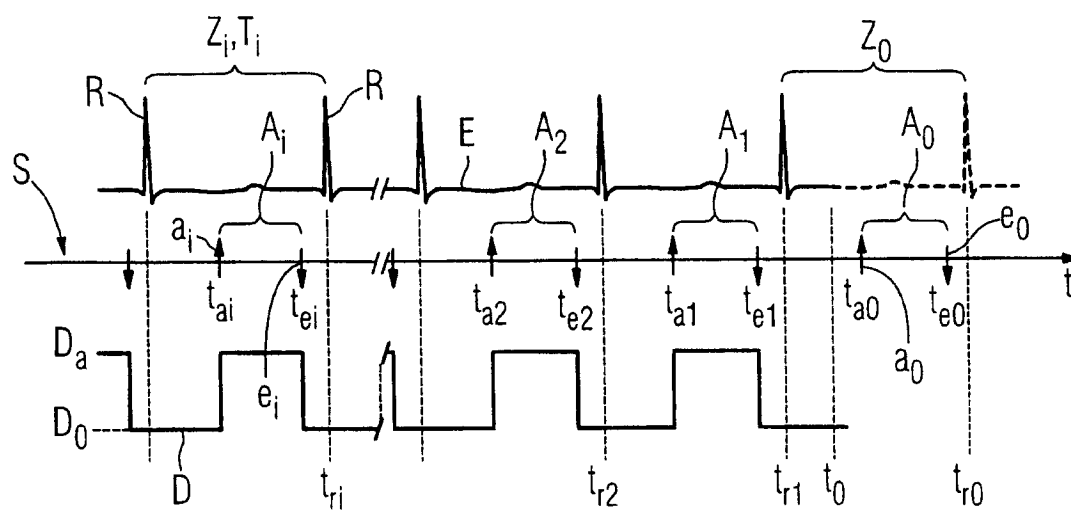


图 2

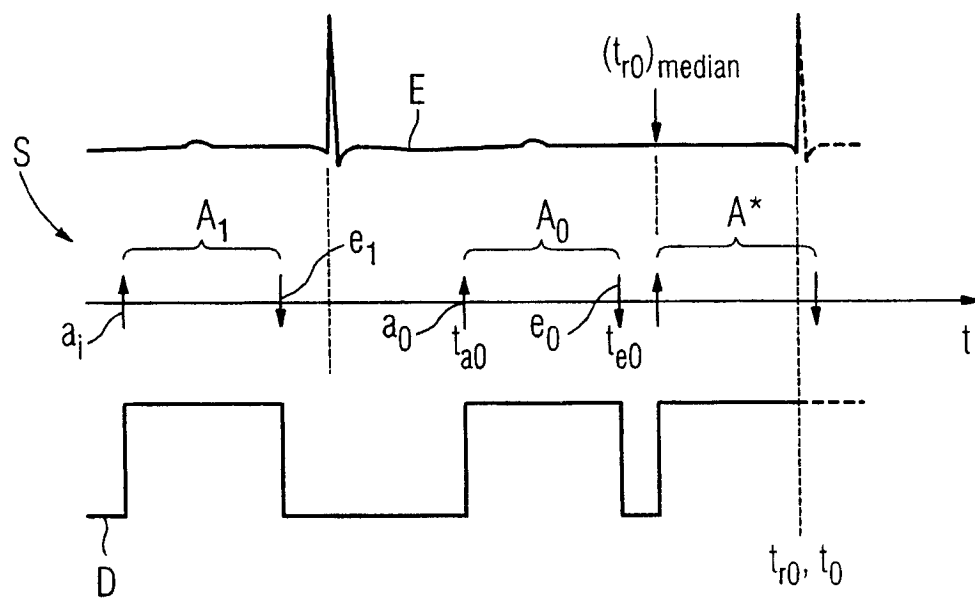


图 3

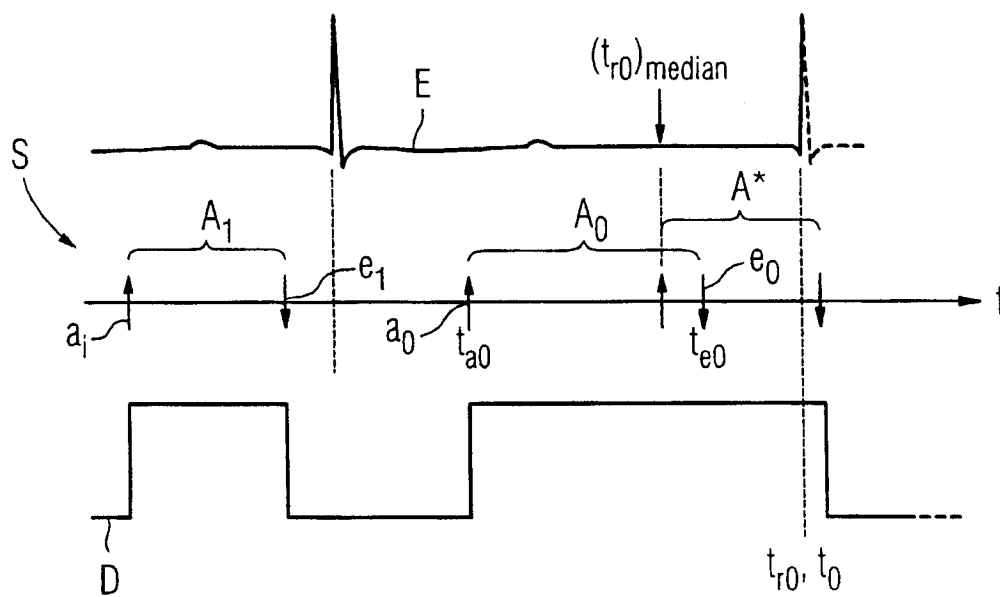


图 4

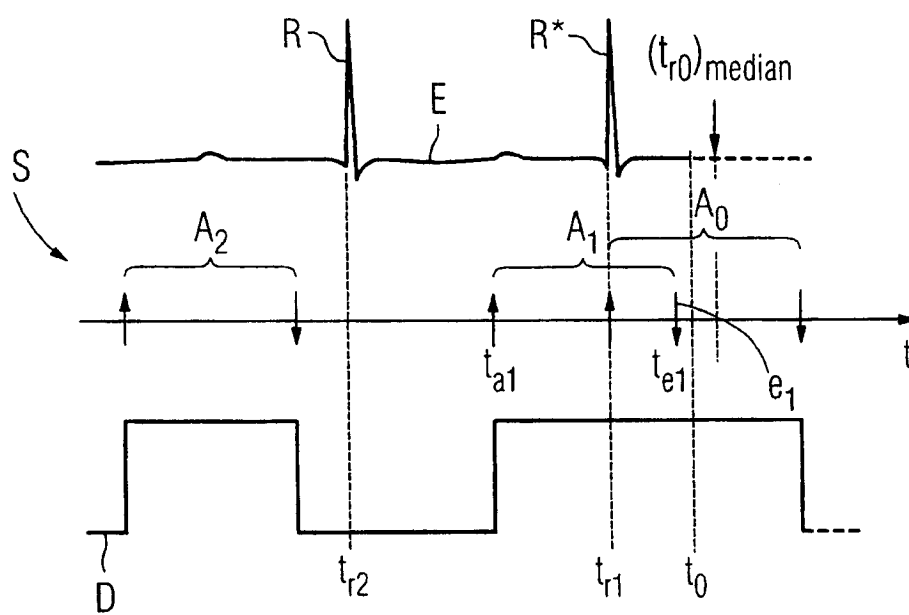


图 5