



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108366728 B

(45) 授权公告日 2021.09.03

(21) 申请号 201680070371.4

(22) 申请日 2016.12.02

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108366728 A

(43) 申请公布日 2018.08.03

(30) 优先权数据
62/262,541 2015.12.03 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.05.31

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/079682 2016.12.02

(87) PCT国际申请的公布数据
WO2017/093546 EN 2017.06.08

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·A·查波 D·D·索尔克

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int.Cl.
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/352 (2021.01)

(56) 对比文件
US 7039455 B1, 2006.05.02
US 7039455 B1, 2006.05.02
CN 1596825 A, 2005.03.23
US 2004/0042581 A1, 2004.03.04
US 4448202 A, 1984.05.15
CN 101573833 A, 2009.11.04
CN 202168819 U, 2012.03.21

审查员 夏逸蓉

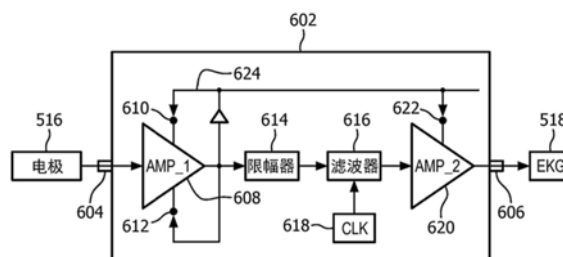
权利要求书3页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

用于被静电电荷损坏并被路线发送到心电图
(EKG) 监测器的心电信号的静电电荷滤波器

(57) 摘要

一种静电电荷滤波器 (522) 去除心电信号中的静电电荷。所述静电电荷滤波器包括第一放大器 (608), 所述第一放大器被配置为放大输入信号, 所述输入信号包括所述心电信号和来自电极的静电电荷, 所述电极处在X射线束的路径中。所述静电电荷滤波器还包括限幅器 (614), 所述限幅器被配置为基于预定箝位阈值来限制所述信号的最大电压, 从而产生电压经箝位的信号。所述静电电荷滤波器还包括滤波器 (616), 所述滤波器被配置为对所述电压经箝位的信号的高频分量进行滤波, 从而产生经滤波的信号。所述静电电荷滤波器还包括第二放大器 (620), 所述第二放大器被配置为缩放所述经滤波的信号, 使得输出信号中的心电信号具有与所述输入信号中的所述心电信号的电压水平相同的电压水平。



1. 一种用于去除心电信号中的静电荷的静电荷滤波器(522), 包括:

第一放大器(608), 其被配置为以第一增益放大输入信号, 从而产生经放大的信号, 其中, 所述输入信号包括当电极处在X射线束的路径中时的所述心电信号和来自所述电极的静电荷;

限幅器(614), 其被配置为基于预定箝位阈值来限制所述经放大的信号的最大电压, 从而产生电压经箝位的信号;

滤波器(616), 其被配置为对所述电压经箝位的信号的高频分量进行滤波, 从而产生经滤波的信号;

第二放大器(620), 其被配置为使用第二增益来缩放所述经滤波的信号, 使得输出信号中的心电信号具有与所述输入信号中的所述心电信号的电压水平相同的电压水平; 以及

所述第一放大器的反馈回路(624), 其被配置为自动调节所述第一增益使得所述经放大的信号处在所述预定箝位阈值附近。

2. 根据权利要求1所述的静电荷滤波器, 还包括:

针对多个电极中的每个的独立处理通道(602)。

3. 根据权利要求2所述的静电荷滤波器, 其中, 所述独立处理通道中的仅仅一个被配置为去除静电荷, 并且其他处理通道是直通。

4. 根据权利要求2所述的静电荷滤波器, 其中, 所述独立处理通道中的全部都被配置为去除静电荷。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的静电荷滤波器, 其中, 所述限幅器包括:

通过所述限幅器的电路径(808);

电接地(806); 以及

一对二极管(802和804), 其被并联地且以反向极性电连接在所述路径与所述电接地之间,

其中, 所述信号中的所述静电荷的超过所述预定箝位阈值的尖峰使所述二极管中的一个导通, 由此将所述信号的最大电压箝位到所述预定箝位阈值, 进而减少所述尖峰。

6. 根据权利要求1至4中的任一项所述的静电荷滤波器, 其中, 所述滤波器是被配置为排除通过对所述信号进行箝位产生的高频分量带外谐波的时钟可编程低通滤波器。

7. 根据权利要求1至4中的任一项所述的静电荷滤波器, 其中, 所述滤波器是开关电容器低通滤波器。

8. 根据权利要求1至4中的任一项所述的静电荷滤波器, 其中, 所述第一增益是第一值A, 并且所述第二增益是至少第二值 $1/A$ 。

9. 一种用于进行静电荷滤波的系统(500), 包括:

具有检查区域(506)的机架(504);

X射线辐射源(510), 其被配置为产生并发射X射线辐射, 所述X射线辐射贯穿所述检查区域;

X射线敏感探测器阵列(514), 其被配置为探测贯穿所述检查区域的X射线辐射并生成投影数据;

重建器(530), 其被配置为重建所述投影数据的至少子部分并生成指示所述投影数据

的所述至少子部分的图像;以及

根据权利要求1至8中的任一项所述的静电荷滤波器,其被配置为接收由所述检查区域中的电极(516)感测到的心电信号,其中,所述电极中的至少一个处在所述X射线辐射贯穿所述检查区域的路径中,并从所述心电信号去除静电荷。

10. 根据权利要求9所述的系统,还包括:

心电图监测器(518),其被配置为处理由所述静电荷滤波器输出的信号并产生心电图波形。

11. 根据权利要求10所述的系统,还包括:

R峰识别器(528),其被配置为识别所述波形中的R峰,其中,所识别的R峰控制所述系统在前瞻性门控的心脏扫描或回顾性门控的心脏扫描中的至少一个期间进行操作。

12. 根据权利要求9至11中的任一项所述的系统,其中,所述静电荷滤波器包括:针对所述心电信号中的至少一个的处理通道(602)。

13. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述限幅器包括:

通过所述限幅器的电路径(808);

电接地(806);以及

一对二极管(802和804),其被并联地且以反向极性电连接在所述路径与所述电接地之间,

其中,所述心电信号中的超过所述预定箝位阈值的尖峰使所述二极管中的一个导通,由此将所述心电信号的最大电压箝位到所述预定箝位阈值,进而减少所述心电信号中的所述尖峰。

14. 一种用于进行静电荷滤波的方法,包括:

在成像检查期间从在X射线束的路径中的电极接收心电信号,其中,所述心电信号包括静电荷;

从接收到的心电信号去除静电荷电压尖峰,从而产生经静电荷滤波的心电信号;

将所述经静电荷滤波的心电信号发送到EKG监测器,所述EKG监测器处理所述经静电荷滤波的心电信号并产生表示对象的心脏的电活动的EKG波形,

其中,去除所述电压尖峰包括:

以第一增益放大接收到的心电信号,从而产生经放大的信号;

基于预定箝位阈值来对所述经放大的信号的最大电压进行箝位,从而产生电压经箝位的信号;

对所述经箝位的信号的高频带外谐波进行滤波,从而产生经滤波的信号;并且

使用第二增益来缩放所述经滤波的信号的幅度,其产生具有在输入的心电信号的电压水平处的电压水平的输出信号,

其中,所述第一增益被自动调节使得所述经放大的信号处在所述预定箝位阈值附近。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括:

识别所述EKG波形中的R峰;并且

基于所识别的R峰来触发在所述心脏的平静相位的采集窗口期间的扫描;并且

重建来自所述扫描的投影数据以生成针对所述平静相位的所述采集窗口的所述心脏的图像。

16. 根据权利要求15所述的方法,还包括:

识别所述EKG波形中的R峰;

从覆盖多于所述采集窗口的投影数据的集合中识别与所述心脏的平静相位的采集窗口相对应的投影数据的子集;并且

重建所述投影数据的子集以生成针对所述平静相位的所述采集窗口的所述心脏的图像。

用于被静电荷损坏并被路线发送到心电图 (EKG) 监测器的心电信号的静电荷滤波器

技术领域

[0001] 下文大体涉及用于被静电荷损坏并被路线发送到心电图 (EKG) 监测器的心电信号的静电荷滤波器,并且利用对计算机断层摄影 (CT) 的具体应用进行描述,其中,在X射线辐射束的路径中的EKG电极和/或导线积聚电荷,所述电荷由通过导线的X射线辐射放电,从而损坏通过导线路线发送到EKG监测器的心电信号。

背景技术

[0002] 心脏门控的计算机断层摄影 (CT) 一般需要CT扫描器、心电图 (EKG) 监测器、患者电极、以及机械地连接到电极和EKG监测器并且电气地将电极与EKG监测器连接的导线。EKG电极感测在每次心搏期间由心肌去极化引起的皮肤上的电变化。电荷经由EKG电极被传输到导线,导线将电荷路线发送到EKG监测器,EKG监测器处理电荷并产生指示每个心搏或心搏周期的电活动的EKG波形,EKG波形反映在整个心搏周期中的心脏的状态。图1示出了针对三个心搏周期102、104和106的“正常”波形100的范例,其中,y轴表示幅度(例如,以毫伏为单位)并且x轴表示时间。

[0003] 在图1中,心搏周期102-106中的每个具有收缩期108和舒张期116,在收缩期108中心房(P波110)并且随后心室(QRS波群112)收缩并且心室然后再极化(T波114),在舒张期116中心脏松弛并再充满循环的血液。对于前瞻性门控的心脏CT,QRS波群112的R峰118在波形100中例如基于其幅度来识别,并且用于触发针对心脏的平静相位120内的预定采集窗口的扫描,在心脏的平静相位120中心脏的运动与在心脏的其他相位期间的运动相比是相对低的。对于回顾性门控的心脏CT,心脏被扫描,并且投影数据与波形100同步,使得在扫描之后R峰118能够被识别,并且用于检索针对采集窗口的投影数据。在两个实例中,针对窗口但是不同周期的多幅图像能够被重建。

[0004] 患者上的电极的数量和放置取决于使用3导线配置、4导线配置、5导线配置还是12导线配置。图2示出了针对4导线配置的患者200上的相对于心脏202的EKG电极放置的范例。图示的配置包括右臂电极204、左臂电极206、右腿电极208和左腿电极210。在这种配置的情况下,整个心脏 202能够被扫描而电极204-210中没有任何一个处在X射线束的路径212中。图3示出了所有电极中除了一个(电极208)之外都处在X射线束的路径212中的范例。遗憾的是,X射线束中的电极和/或导线积聚静电荷,并且X射线辐射(经由静电放电或ESD)放电电荷,其导致最终损坏EKG波形的电压尖峰或脉冲。图4示出了被损坏的波形的范例。

[0005] 图4的波形400与图1的波形基本上相同,除了波形400包括电压尖峰402,电压尖峰402具有至少与R峰118的幅度一样大的幅度。在该范例中,尖峰402的幅度大约为R峰118的幅度的两倍半并且在相反的方向上(即,负)。然而,这种尖峰可以更大或更小、和/或为正。遗憾的是,尖峰 402可以被识别为R峰。在前瞻性门控的心脏CT的情况下,假R峰可以触发至少部分地在平静相位内的采集窗口之外的扫描。在回顾性门控的心脏 CT的情况下,假R峰可以导致重建至少部分地在平静相位内的采集窗口之外采集的投影数据。在任一情况下,

这可能导致图像质量的下降(增加的运动),可能到最终图像不是诊断质量的程度,即使患者已经被辐照。

[0006] 减轻这种静电荷的一种方法是保持电极和导线在射束路径之外。遗憾的是,这不是总是可行的,例如,在紧急状况下电极已经在患者上的情况下。另一方法包括在扫描之前对电极应用接触凝胶以提供放电路径。同样地,该方法不是总是可行的。此外,其需要接近接触凝胶并且额外地增加扫描准备步骤和成本。另一方法是使用碳浸渍的电极和导线,其在电荷足够大到损坏心电信号之前排出电荷。这种电极在Luhta等人的 US20140316231A1 中进行描述。遗憾的是,这种电极是定制的并且可能增加成本,这可能制止机构采购它们,尤其是在需要它们的小百分比案例的情况下。

发明内容

[0007] 本文中描述的方面解决了上面提及的问题和/或其他问题。

[0008] 在一个方面中,一种静电荷滤波器去除心电信号中的静电荷。所述静电荷滤波器包括第一放大器,所述第一放大器被配置为放大输入信号,所述输入信号包括所述心电信号和来自电极的静电荷,所述电极处在X射线束的路径中。所述静电荷滤波器还包括限幅器,所述限幅器被配置为基于预定箝位阈值来限制所述信号的最大电压,从而产生电压经箝位的信号。所述静电荷滤波器还包括滤波器,所述滤波器被配置为对所述电压经箝位的信号的高频分量进行滤波,从而产生经滤波的信号。所述静电荷滤波器还包括第二放大器,所述第二放大器被配置为缩放所述经滤波的信号的幅度,使得输出信号中的心电信号具有与所述输入信号中的所述心电信号的电压水平相同的电压水平。

[0009] 在另一方面中,一种系统包括具有检查区域的机架、X射线辐射源、X射线敏感探测器阵列和重建器,其中,所述X射线辐射源被配置为产生并发射X射线辐射,所述X射线辐射贯穿所述检查区域,所述X射线敏感探测器阵列被配置为探测贯穿所述检查区域的X射线辐射并生成投影数据,所述重建器被配置为重建所述投影数据的至少子部分并生成指示所述投影数据的所述至少子部分的图像。所述系统还包括静电荷滤波器,所述静电荷滤波器被配置为接收由所述检查区域中的电极感测到的心电信号,其中,所述电极中的至少一个处在所述X射线辐射贯穿所述检查区域的路径中,并且从所述心电信号去除静电荷。。

[0010] 在另一方面中,一种方法包括在成像检查期间从在X射线束的路径中的电极接收心电信号,其中,所述心电信号包括静电荷。所述方法还包括从接收到的心电信号去除静电荷电压尖峰,从而产生经静电荷滤波的心电信号。所述方法还包括将所述经静电荷滤波的心电信号发送到EKG监测器,所述EKG监测器处理所述经静电荷滤波的心电信号并产生表示对象的心脏的电活动的EKG波形。

附图说明

[0011] 本发明可以采取各种部件和部件的布置,以及各种步骤和步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,并且不得被解释为对本发明的限制。

[0012] 图1示意性地图示了范例“正常”EKG波形。

[0013] 图2示意性地图示了在X射线束路径之外的EKG电极在患者上的范例放置。

[0014] 图3示意性地图示了在至少一个电极在X射线束路径中的情况下EKG 电极在患者

上的范例放置。

[0015] 图4示意性地图示了被来自X射线束路径中的EKG电极和/或导线的静电荷损坏的EKG波形的范例。

[0016] 图5示意性地图示了包括成像扫描器、EKG设备和静电荷滤波器的范例系统。

[0017] 图6示意性地图示了静电荷滤波器的范例。

[0018] 图7示出了EKG导线的范例集合。

[0019] 图8示意性地图示了静电荷滤波器的电压限幅器的范例。

[0020] 图9图示了用于去除损坏EKG波形的静电荷的范例方法,其中,静电荷是积聚在X射线束路径中的EKG电极和/或导线上的静电荷的X射线诱发的放电的结果。

具体实施方式

[0021] 图5图示了成像系统500,诸如计算机断层摄影(CT)扫描器。图示的系统500包括大体固定机架502和旋转机架504。旋转机架504由固定机架502经由轴承等可旋转地支撑,并且关于纵轴或z轴508围绕检查区域506旋转并发射辐射。

[0022] 辐射源510(诸如X射线管)由旋转机架部分504支撑,并且随之旋转。当辐射源510围绕检查区域506旋转时,它发射贯穿检查区域506的辐射。辐射源510也能够当旋转机架504处于静止位置时发射辐射(例如,用于试验扫描、定位扫描、轴向扫描和/或其他扫描)。

[0023] 辐射源控制器512选择性地打开和关闭辐射。例如,辐射源控制器512能够基于门控信号来“门控”辐射源510,以选择性地打开X射线以仅采集窗口中采集数据。例如,门控信号能够响应于探测到EKG信号中的R峰而被生成,并且使成像系统500在针对门控心脏CT扫描的心脏的平静相位期间的预定采集窗口期间扫描心脏。

[0024] X射线辐射敏感探测器阵列514相对于辐射源510在角度弧上与检查区域506相对。图示的X射线辐射敏感探测器阵列514包括光敏像素的一或二维阵列。X射线辐射敏感探测器阵列514探测贯穿检查区域506的X射线辐射,并生成指示其的投影数据或信号。

[0025] 对象支撑物515(诸如卧榻)将对象(诸如人类或动物)或目标支撑在检查区域506内。对象支撑物515可水平地和/或垂直地移动,这使得操作者或系统能够在扫描之前、期间和/或之后装载对象,将对象合适地定位在检查区域506内,以及卸载对象。

[0026] EKG电极516被附接到患者519,并且感测心脏的电信号(心电信号)。第一组导线520₁路线发送来自EKG电极516的心电信号。在静电荷存在并且通过X射线束从EKG电极516和/或第一组导线520₁和/或以另外的方式放电的情况下,静电荷损坏心电信号(例如,具有图4中示出的一个或多个尖峰402),并且第一组导线520₁路线发送被损坏的心电信号,其包括心电信号和静电荷尖峰。

[0027] 静电荷滤波器522被连接到第一组导线520₁的另一端,接收被损坏的心电信号,并且对被损坏的心电信号进行滤波以去除静电荷,并且输出经滤波的心电信号,其基本上没有可以导致假R峰的静电荷。第二组导线520₂路由发送来自静电荷滤波器522的经滤波的心电信号。EKG监测器518被连接到第二组导线520₂的另一端,并且处理经滤波的心电信号并生成与结合图1示出并描述的波形100类似的EKG波形。

[0028] 如下面更详细地描述的,在一种情况下,静电荷滤波器522包括有源电路,所述有源电路放大输入的被损坏的心电信号,对经放大的信号的最大可允许电压幅度进行箝位,

对由箝位引起的高频分量进行低通滤波,并且将经滤波的信号电压幅度缩放到输入的心电信号的水平,以去除静电荷。因此,在前瞻性和/或回顾性门控的心脏CT的情况下,由于静电荷的电压尖峰将不会在由静电荷滤波器522输出的信号中被识别为R峰并且用作触发。因此,当电极516中的一个或多个电极和/或第一组导线520₁中的一个或多个导线在扫描期间处在X射线束的路径中时,重建的图像的图像质量将不会由于静电荷而下降。

[0029] 计算系统充当操作者控制台524,并且允许选择成像协议(诸如前瞻性和/或回顾性门控的心脏CT协议)。图示的操作者控制台524包括R峰识别器528和扫描开始时间确定器526。R峰识别器528识别EKG波形中的R峰,并且生成针对前瞻性门控的扫描和回顾性门控的扫描两者的指示R峰的触发信号。对于前瞻性门控的扫描,扫描开始时间确定器526基于触发的信号和/或其他信息(诸如自R峰的时间延迟)来确定针对采集窗口的开始时间。在一变型中,R峰识别器528位于EKG 518和/或其他设备中。在系统仅被配置用于回顾性门控的心脏CT扫描的情况下,扫描开始时间确定器526能够被省略。

[0030] 重建器530重建投影数据并生成指示投影数据的体积图像数据。对于前瞻性门控的心脏CT,这包括重建针对由来自经滤波的心电信号的EKG波形的R峰触发的平静相位内的采集窗口的扫描的投影数据。对于回顾性门控的心脏CT,这包括基于经滤波的心电信号来识别与平静相位内的采集窗口相对应的投影数据,其与来自扫描的投影数据同步。得到的体积图像数据能够经由显示监测器被视觉地呈现,被存储在数据存储库(例如,影像归档和通信系统或PACS)中等。

[0031] 图6示意性地图示了静电荷滤波器522的范例通道602。

[0032] 在一种情况下,静电荷滤波器522包括针对每个EKG电极的通道。例如,针对4导线EKG的静电荷滤波器522将包括至少4个通道等。在一种配置中,每个通道通过对输入的心电信号中的对应一个进行滤波。这种配置非常适合于能够改变哪组电信号用于识别R峰的EKG。在来自预定具体电极的信号用于识别R峰的另一配置中,仅与具体电极相对应的通道包括滤波器,并且其他通道是直通(pass-throughs)。

[0033] 图示的通道602包括输入连接器604和输出连接器606。在一种情况下,输入连接器604被配置为与EKG监测器518的输入连接器相同,并且输出连接器606被配置为与电极516的连接器相同。以此方式,在没有静电荷滤波器522的情况下用于将EKG电极516电气地连接到EKG 518的相同电缆能够用于将EKG电极516连接到静电荷滤波器522并将静电荷滤波器522连接到EKG 518。图7示出了针对5导线EKG的具有电极连接器704和EKG连接器706的范例电缆702。在本文中还预见其他类型的连接器(例如,BNC等)。

[0034] 图示的通道602还包括放大输入信号的第一放大器608。第一放大器608包括第一增益输入部610和偏移输入部612。限幅器614被配置为对经放大的信号的经放大的电压进行钳制或限制。时钟滤波器616和时钟618对经钳制的信号进行滤波。具有第二增益输入部622的第二放大器620对经滤波的信号进行缩放。第一放大器608的第一增益被设置为确保心电信号在限幅器614的钳制阈值附近被放大,使得由于X射线静电荷放电事件而引起的尖峰402(图4)被限幅器614箝位,其生成带外谐波。自动增益控制通过反馈回路624来实现。偏移输入部被配置为监测均方根(RMS)和/或其他统计度量并保持偏移电压接近零。

[0035] 图8示意性地图示了合适的限幅器614的范例。在范例中,限幅器614包括(以反向极性)并联的两个二极管802和804,其中一侧被连接到电接地806并且另一侧连接通过限幅

器614的导电通路808。在这种配置的情况下,只要输入信号的幅度不超过二极管的反向偏置电压,二极管就保持截止并且信号通过。然而,当信号的幅度超过二极管的反向偏置电压时,该二极管就导通并且短路到电接地806。因此,限幅器614对信号进行箝位,使得输出信号决不会超过反向偏置电压。在本文中也考虑了其他电压限制电路。

[0036] 返回到图6,合适的滤波器616是时钟可编程(开关电容器)低通滤波器。在范例中,滤波器616是排除较高频率含量或在限幅器614对信号进行箝位之后生成的带外谐波的高阶低通类型滤波器。经滤波的信号基本上没有通过X射线束中的电极获悉的静电放电。第二放大器620是被配置有第二增益的低输出阻抗放大器,其缩放经处理的信号以匹配输入电信号的水平。在一种情况下,在第一放大器608的第一增益是A的情况下,第二放大器620的第二增益是 $1/A$ 。在另一情况下,第二放大器620的第二增益是 $1/A$ +内部损耗。

[0037] 通道602的电路实施方式能够被实施在ASIC的标准CMOS工厂(fab)处理步骤、商用现货(COTS)部件中和/或以另外的方式被实施。COTS部件可以包括电源调节器、低偏移运算放大器(Op-Amps)、时钟可编程滤波器、限幅器电路(包括具有二极管箝位的简单版本)、以及具有印刷电路(PC)卡以及标准连接器和接线的标准分立电容器和电阻器。功率能够由EKG 518、成像系统500、内部(可再充电或不可再充电)电池、来自墙壁插座的AC功率、来自电源的AC和/或DC功率、和/或其他电源供应。

[0038] 下文提供了非限制性范例。

[0039] 对于该范例,来自电极204-210(图2)的心电信号中的R峰118(图1)的幅度处在毫伏(mV)范围内。两个二极管802和804(图8)具有0.7V的反向偏置电压(对于锗二极管,0.3V)。第一增益是 $A=1000$,并且第二增益是 $1/1000$ 。在这种情况下,经放大的信号的电压将被箝位在 $\pm 0.7V$ 处,并且不管它是正的还是负的,尖峰402都将被去除(例如,如在图4中示出的)。在对高频奇次谐波进行低通滤波之后,经滤波的信号以第二增益来缩放,并且输出信号将处在像输入信号一样的毫伏范围内。在不存在尖峰402(图4)的情况下,通道602基本上表现为直通。

[0040] 图9图示了用于去除损坏EKG波形的静电荷的范例方法,其中,静电荷是积聚在X射线束路径中的EKG电极和/或导线上的静电荷的X射线诱发的放电的结果。

[0041] 在902处,通过EKG电极来感测心电信号,其中,电极中的至少一个处在X射线束的路径中,并且电极中的至少一个已经通过导线中的至少一个积聚了由入射在电极中的至少一个上的X射线辐射放电的静电荷。额外地或备选地,X射线束的路径中的导线中的至少一个已经积聚了由入射在导线中的至少一个上的X射线辐射放电的静电荷。

[0042] 在904处,将心电信号和所放电的静电荷电气地路线发送到静电荷滤波器,其中,静电荷滤波器通过独立通道来处理来自不同电极的被损坏的心电信号中的一个或多个。被损坏的心电通过常规EKG电缆(诸如在图3中示出的那些)和/或以另外的方式被传送。

[0043] 在906处,对由静电荷滤波器接收到的被损坏的心电信号(其包括心电信号和所放电的静电荷两者)进行放大和偏移。如本文中讨论的,放大是基于限幅器的电压箝位水平,并且偏移保持RMS值接近零(例如, $\pm 10mV$)。

[0044] 在908处,基于限幅器的箝位阈值来对经放大和偏移的信号进行箝位,其去除(一个或多个)静电荷尖峰。

[0045] 在910处,通过低通滤波器对由箝位引起的高频奇次谐波进行滤波。

[0046] 在912处,通过第二放大器来缩放经滤波的信号,使得输出的心电信号具有与输入的心电信号相对应的幅度的幅度。

[0047] 在914处,将经处理的心电信号传送到EKG监测器,该EKG监测器处理这些信号并产生波形(诸如EKG波形100(图1)),其将会没有静电荷尖峰402(图4)。

[0048] 在916处,波形的一个或多个R峰用于门控心脏扫描,以仅在感兴趣的心脏相位内的预定窗口期间进行扫描(前瞻性门控),或在扫描之后在由此产生的投影数据中定位与该窗口和相位相对应的投影数据(回顾性门控)。

[0049] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解以上具体实施方式的情况下可能想到修改或更改。本文旨在将本发明解释为包括所有这种修改和更改,只要它们落入权利要求书及其等价方案的范围之内。

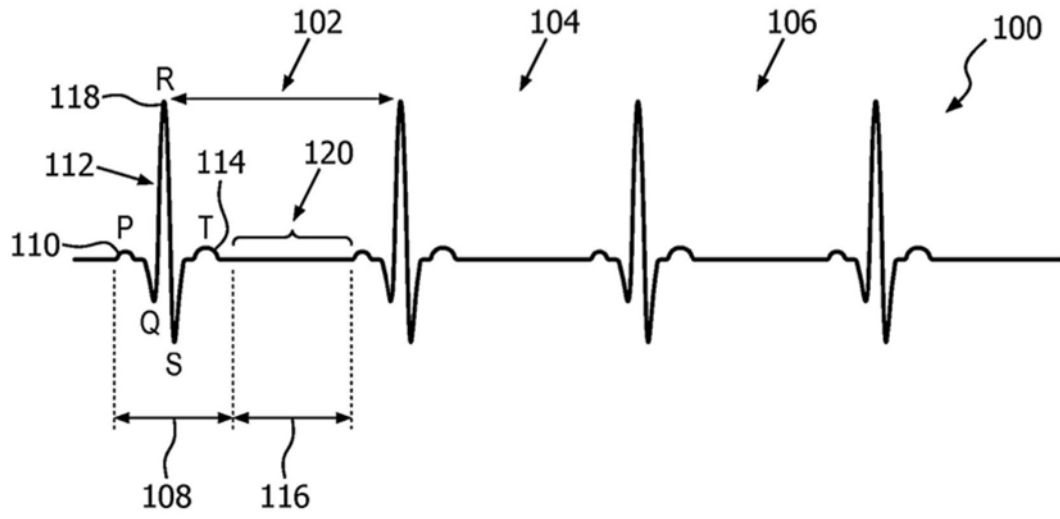


图1

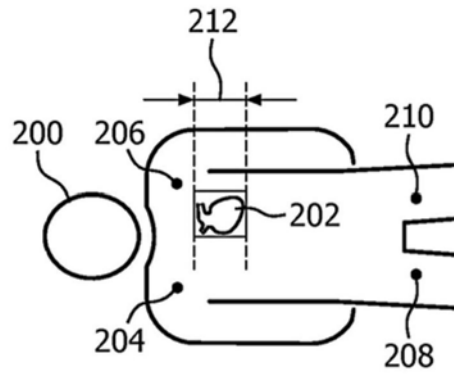


图2

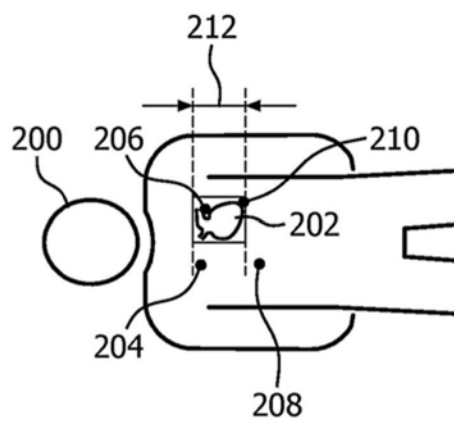


图3

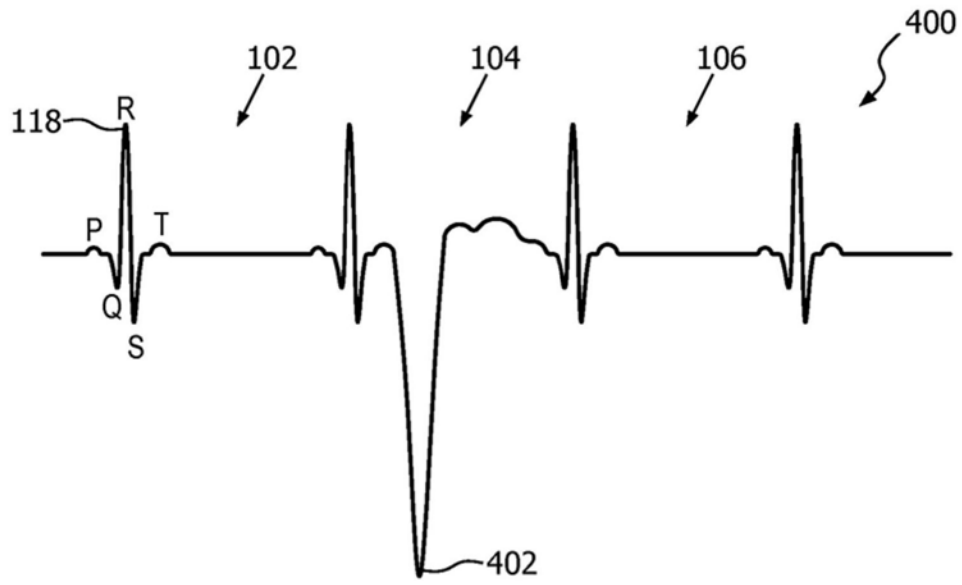


图4

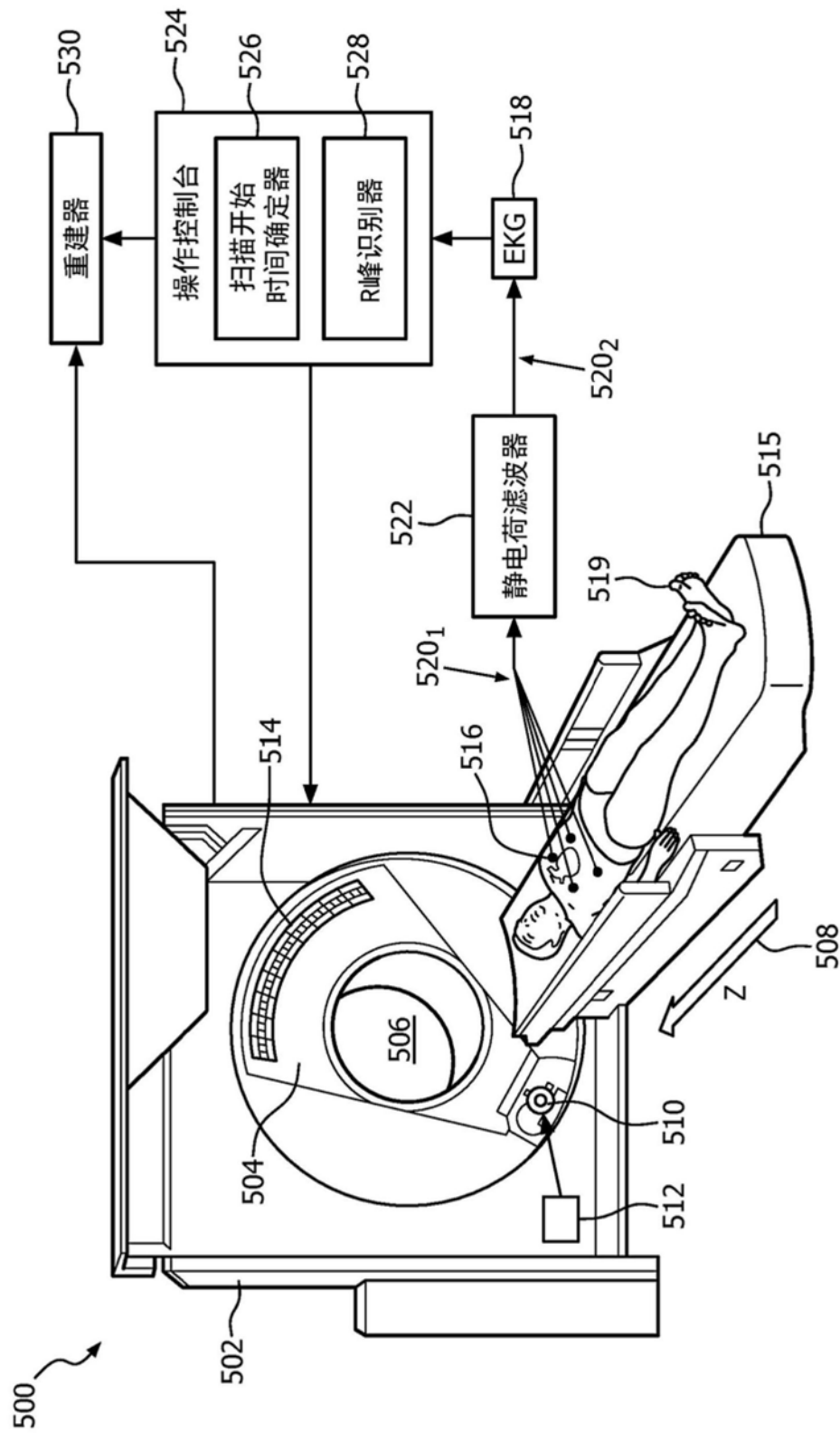


图5

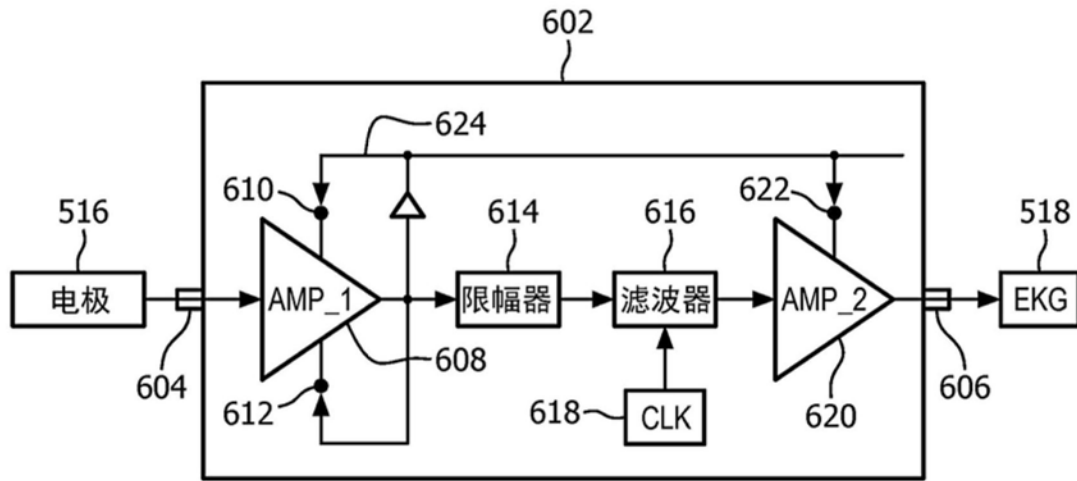


图6

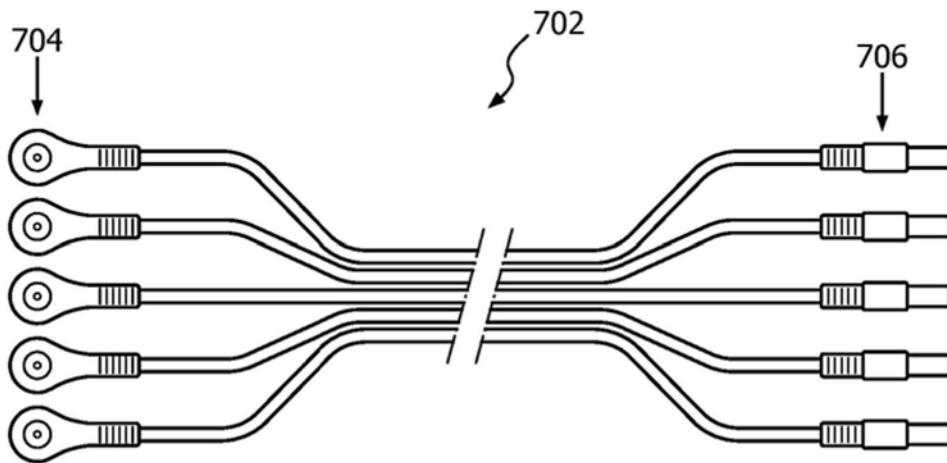


图7

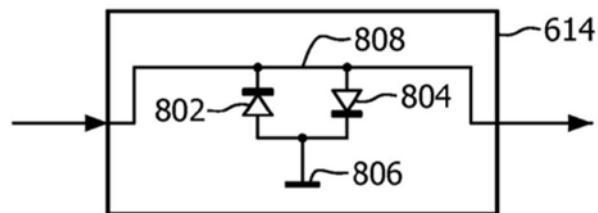


图8

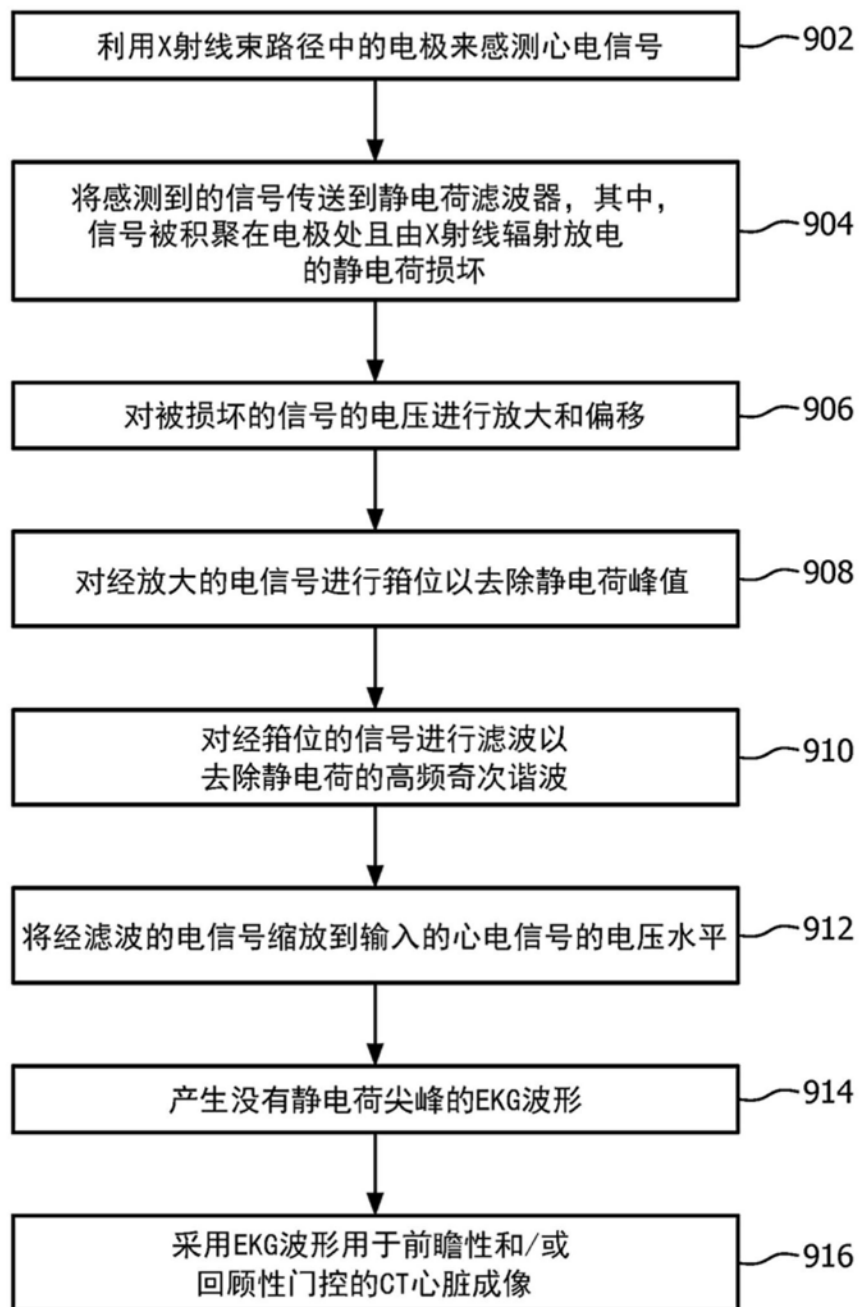


图9