



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103501696 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201280022104. 1

(22) 申请日 2012. 03. 31

(30) 优先权数据  
13/078, 903 2011. 04. 01 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2013. 11. 06

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2012/031766 2012. 03. 31

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02012/135798 EN 2012. 10. 04

(73) 专利权人 瓦里安医疗系统公司  
地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 H·莫斯塔法维

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所  
11256  
代理人 王茂华

(51) Int. Cl.  
A61B 5/08(2006. 01)

(56) 对比文件  
CN 101035584 A , 2007. 09. 12, 全文.

US 2004/0071337 A1 , 2004. 04. 15, 说明书第 67-73、75-80 段、图 3a、3d.

US 2011/0009761 A1 , 2011. 01. 13, 全文.

US 4930508 A , 1990. 06. 05, 说明书第 6 栏第 33-42 行、第 7 栏第 20-25 行.

K C McCall et al. Dual-component model of respiratory motion based on the periodic autoregressive moving average (periodic ARMA) method. 《PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY》. 2007, 第 52 卷第 3455 - 3466 页.

Qing Ren et al. Adaptive prediction of respiratory motion for motion compensation radiotherapy. 《PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY》. 2007, 第 52 卷第 6651-6661 页.

审查员 王兆雨

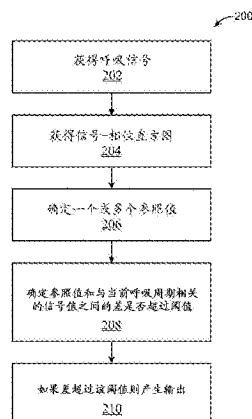
权利要求书2页 说明书14页 附图10页

(54) 发明名称

使用信号 - 相位直方图预测呼吸信号并测定呼吸的非周期性

(57) 摘要

一种处理受试者的呼吸信号的方法, 包括: 获得受试者的呼吸信号; 使用呼吸信号获得信号 - 相位直方图, 其中信号 - 相位直方图包括多个数据点, 每个数据点至少具有相位值和信号值; 使用来自信号 - 相位直方图的多个数据点中的至少一些数据点来确定参照值; 确定参照值和与当前呼吸周期相关的信号值之间的差是否超过阈值; 以及当差超过阈值时产生输出。还提供一种预测呼吸信号的方法。



1. 一种处理受试者的呼吸信号的方法,包括:  
获得受试者的呼吸信号;  
使用所述呼吸信号确定信号-相位直方图,其中所述信号-相位直方图包括多个数据点,每个所述数据点至少具有相位值和信号值;  
获得与呼吸周期中当前时刻相关的当前信号值;  
获得将来相位值;以及  
使用所述当前信号值、所述将来相位值以及所述信号-相位直方图来预测将来信号值。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中预测所述将来信号值的动作包括:  
使用所述直方图中与当前相位值相对应的所述数据点中的至少一些数据点来确定第一参照值;  
确定所述当前信号值与所述第一参照值之间的差;  
使用所述直方图中与所述将来相位值相对应的所述数据点中的至少一些数据点来确定第二参照值;以及  
将所述差与所述第二参照值相加来确定所述将来信号值。
3. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括使用所述信号-相位直方图中的所述数据点中的至少一些数据点来确定平均值。
4. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括使用所述信号-相位直方图中的所述数据点中的至少一些数据点来确定中值。
5. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括通过忽略旧于规定期限的一个或多个所述信号值来更新所述信号-相位直方图。
6. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括使用所述预测的将来信号值以确定是否开始成像过程。
7. 一种用于执行根据权利要求1-6中任一项所述的方法的系统。
8. 一种用于处理受试者的呼吸信号的系统,包括:  
处理器,被配置用于  
获得受试者的呼吸信号;  
使用所述呼吸信号确定信号-相位直方图,其中所述信号-相位直方图包括多个数据点,每个所述数据点至少具有相位值和信号值;  
获得与呼吸周期中当前时刻相关的当前信号值;  
获得将来相位值;以及  
使用所述当前信号值、所述将来相位值以及所述信号-相位直方图来预测将来信号值。
9. 一种处理受试者的呼吸信号的装置,所述装置包括:  
用于获得受试者的呼吸信号的部件;  
用于使用所述呼吸信号确定信号-相位直方图的部件,其中所述信号-相位直方图包括多个数据点,每个所述数据点至少具有相位值和信号值;  
用于获得与呼吸周期中当前时刻相关的当前信号值的部件;  
用于获得将来相位值的部件;以及

用于使用所述当前信号值、所述将来相位值以及所述信号 - 相位直方图来预测将来信号值的部件。

10. 根据权利要求 9 所述的装置,其中用于预测所述将来信号值的部件包括:

用于使用所述直方图中与当前相位值相对应的所述数据点中的至少一些数据点来确定第一参照值的部件;

用于确定所述当前信号值与所述第一参照值之间的差的部件;

用于使用所述直方图中与所述将来相位值相对应的所述数据点中的至少一些数据点来确定第二参照值的部件;以及

用于将所述差与所述第二参照值相加来确定所述将来信号值的部件。

11. 根据权利要求 9 所述的装置,进一步包括用于使用所述信号 - 相位直方图中的所述数据点中的至少一些数据点来确定平均值的部件。

12. 根据权利要求 9 所述的装置,进一步包括用于使用所述信号 - 相位直方图中的所述数据点中的至少一些数据点来确定中值的部件。

13. 根据权利要求 9 所述的装置,进一步包括用于通过忽略旧于规定期限的一个或多个所述信号值来更新所述信号 - 相位直方图的部件。

14. 根据权利要求 9 所述的装置,进一步包括用于使用所述预测的将来信号值以确定是否开始成像过程的部件。

## 使用信号 - 相位直方图预测呼吸信号并测定呼吸的非周期性

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于处理呼吸信号的系统和方法,并涉及使用呼吸信号处理结果的系统和方法。

### 背景技术

[0002] 已采用辐射疗法来治疗肿瘤组织。在辐射疗法中,将来自外部来源的高能束应用于患者。可旋转的外部来源(如在弧形疗法的情况下)会产生指向患者并到达目标部位的平行辐射束。必须准确控制剂量和剂量放置以确保肿瘤接受足够的辐射并确保对周围健康组织的损伤最小。

[0003] 有时在辐射疗法期间,患者可能正在经历呼吸运动。在这些情况下,可能需要在治疗递送期间补偿呼吸运动以使辐射可适当递送至目标区域或停止递送至目标区域。例如,如果患者的呼吸变成非周期性(例如,由于如咳嗽的突然运动),那么会需要停止递送辐射。补偿呼吸运动具有两个部分:1) 确定辐射疗法目标的位置,以及2) 例如通过如在门控中打开或关闭治疗束、如在多叶准直器(MLC)追踪中改变光束的方向、如在治疗床追踪中移动患者支撑件或以上的组合来控制辐射系统的一个或多个部件。

[0004] 存在与当前目标定位技术有关的时延。这是因为当前定位方法具有由数据采集造成的时延和由处理延迟造成的另一时延。在控制辐射系统部件如改变治疗束方向或重新定位患者所需的机械运动中也存在时延。申请人决定为了在时间上和几何上精确地补偿呼吸运动,需要克服目标定位和控制机器部件两者的整体时延。为了补偿呼吸运动,申请人确定将需要提供新技术来预测呼吸信号以便可克服目标定位和控制机器部件造成的整体时延。

[0005] 另外,肺目标的无约束且正常的呼吸运动仅是近似周期性的并随时间变化。这些变化可以是基线漂移和大约10%或更多的呼吸幅度和周期变化的组合。由咳嗽或吞咽引起的更突然的变化会造成自正常呼吸模式甚至更大的偏差。有时,听觉或视觉训练技术可减少这些变化,但是即使在诊所中实施这些技术后10%的变化仍是正常的。主题申请的申请人确定需要将上述变化造成的呼吸非周期性的程度量化,因为预计它会影响到任何预测算法的执行并因此影响确定管理运动的目标位置的准确度。申请人还确定将需要具有非周期性的快速响应和预期性测量,当突然发生偏离正常呼吸模式时其可用于中断治疗束。为了补偿周期性偏差(例如,由于咳嗽),申请人确定将需要提供新技术以确定非周期性。

[0006] 另外,在当前的辐射疗法技术中,在治疗期间对内部目标区域定期成像(例如,使用x射线)以验证内部目标区域的位置。申请人确定内部目标区域的定期成像并不是合乎需要的,因为它会增加递送至患者的辐射剂量。因此,申请人还确定将需要提供一种用于引发不定期成像过程的技术。

### 发明内容

[0007] 根据一些实施例,一种处理受试者的呼吸信号的方法,包括:获得受试者的呼吸信号;使用呼吸信号获得信号-相位直方图,其中信号-相位直方图包括多个数据点,每个数据点至少具有相位值和信号值;使用来自信号-相位直方图的多个数据点中的至少一些数据点来确定参照值;确定参照值和与当前呼吸周期相关的信号值之间的差是否超过阈值;以及当差超过阈值时产生输出。在一些实施例中,与当前呼吸周期相关的信号值可以是与呼吸周期中当前时刻相关的信号值。

[0008] 根据其它实施例,一种用于处理受试者的呼吸信号的系统,包括处理器,该处理器被配置用于获得受试者的呼吸信号;使用呼吸信号获得信号-相位直方图,其中信号-相位直方图包括多个数据点,每个数据点至少具有相位值和信号值;使用来自信号-相位直方图的多个数据点中的至少一些数据点来确定参照值;确定参照值和与当前呼吸周期相关的信号值之间的差是否超过阈值;以及当差超过阈值时产生输出。在一些实施例中,与当前呼吸周期相关的信号值可以是与呼吸周期中当前时刻相关的信号值。

[0009] 根据其它实施例,一种计算机产品,具有存储在非暂态介质中的一组指令,其中该指令的执行使得过程被执行,该过程包括:获得受试者的呼吸信号;使用呼吸信号获得信号-相位直方图,其中信号-相位直方图包括多个数据点,每个数据点至少具有相位值和信号值;使用来自信号-相位直方图的多个数据点中的至少一些数据点来确定参照值;确定参照值和与当前呼吸周期相关的信号值之间的差是否超过阈值;以及当差超过阈值时产生输出。在一些实施例中,与当前呼吸周期相关的信号值可以是与呼吸周期中当前时刻相关的信号值。

[0010] 根据其它实施例,一种处理受试者的呼吸信号的方法,包括:获得受试者的呼吸信号;使用呼吸信号确定信号-相位直方图,其中信号-相位直方图包括多个数据点,每个数据点至少具有相位值和信号值;获得与呼吸周期中当前时刻相关的当前信号值;获得将来相位值;以及使用当前信号值、将来相位值以及信号-相位直方图来预测将来信号值。

[0011] 根据其它实施例,一种用于处理受试者的呼吸信号的系统,包括:处理器,该处理器被配置用于获得受试者的呼吸信号;使用呼吸信号确定信号-相位直方图,其中信号-相位直方图包括多个数据点,每个数据点至少具有相位值和信号值;获得与呼吸周期中当前时刻相关的当前信号值;获得将来相位值;以及使用当前信号值、将来相位值以及信号-相位直方图来预测将来信号值。

[0012] 根据其它实施例,一种计算机产品,具有存储在非暂态介质中的一组指令,其中该指令的执行使得过程被执行,该过程包括:获得受试者的呼吸信号;使用呼吸信号确定信号-相位直方图,其中信号-相位直方图包括多个数据点,每个数据点至少具有相位值和信号值;获得与呼吸周期中当前时刻相关的当前信号值;获得将来相位值;以及使用当前信号值、将来相位值以及信号-相位直方图来预测将来信号值。

[0013] 其它和进一步的方面和特征会通过阅读下面实施例的详细描述而变得明显,这些实施例旨在说明而非限制本发明。

## 附图说明

[0014] 图式说明实施例的设计和效用,其中由共同的参考数字来提及相似的元件。这些图式不一定按比例绘制。为了更好地理解如何获得上述的和其它的优点和目的,会提出实

施例的更具体的描述,其在附图中有说明。这些图式只是描绘了典型的实施例并因此不应被认为限制其范围。

- [0015] 图 1 说明根据一些实施例的呼吸监测系统;
- [0016] 图 2 说明根据一些实施例的一种处理呼吸信号以确定呼吸非周期性的方法;
- [0017] 图 3 是展示周期信号的相位和幅度的示例性图表;
- [0018] 图 4 说明信号 - 相位直方图的一个实例;
- [0019] 图 5 说明确定信号 - 相位直方图中的一个或多个参照值的概念;
- [0020] 图 6 说明根据一些实施例的使用图 1 的呼吸监测系统的辐射系统;
- [0021] 图 7 说明根据一些实施例的一种引发成像程序的方法;
- [0022] 图 8 说明根据其它实施例的使用图 1 的呼吸监测系统的另一辐射系统;
- [0023] 图 9 说明根据其它实施例的使用图 1 的呼吸监测系统的另一辐射系统;以及
- [0024] 图 10 是计算机体系结构的方框图,本文描述的实施例可通过它实施。

### 具体实施方式

[0025] 在下文中参照图来描述各个实施例。应注意所述图并不按比例绘制且贯穿各图具有相似结构或功能的元件由相同的参考数字表示。还应注意,图只是意图帮助描述实施例。它们并不意图作为本发明的详尽的描述或作为本发明范围的限制。此外,所说明的实施例不需要具有所有所示的方面或优点。结合具体实施例描述的方面或优点不必限于那个实施例并且即使没有如此说明也可在任何其它实施例中实行。

[0026] 图 1 说明根据一些实施例的呼吸监测系统 10。呼吸监测系统 10 包括摄像机 12、以通信方式连接至摄像机 12 的处理器 14、监测仪 16 以及输入设备 18。摄像机 12 定向为观察患者 20。在所说明的实施例中,标记块 30 放置在患者 20 上,且将摄像机 12 定位成使其可观察到标记块 30。处理器 14 被配置成处理来自摄像机 12 的图像信号(呼吸信号的一个实例),并处理该图像信号以从而监测患者 20 的呼吸。在一些实施例中,图像信号和/或图像信号的处理结果可显示于监测仪 16 上以允许使用者观察它们。另外,在一些实施例中,使用者可使用输入设备 18 以输入用于处理图像信号参数。在其它实施例中,监测仪 16 和输入设备 18 不是必需的,且设备 10 不包括部件 16、18。

[0027] 如图中所示的,标记块 30 包括多个可通过摄像机 12 看到的标记 32。每个标记 32 可包括反射材料以使其可更容易地被摄像机 12 检测到。在所说明的实施例中,预先确定标记 32 中的相对位置。处理器 14 被配置成使用标记 32 的预定相对位置来确定标记块 30 的位置。具体地说,处理器 14 被配置成将由摄像机 12 提供的图像中的标记 32 的图案与基于标记 32 的预定相对位置的标记 32 的已知图案进行比较。基于该比较,处理器 14 然后确定标记块 30 的位置。通过连续处理图像信号并确定标记块 30 的位置,处理器 14 可大致上实时地确定患者 20 的呼吸幅度。

[0028] 图 2 说明根据一些实施例的一种处理呼吸信号的方法 200。在所说明的实施例中,方法 200 是由图 1 的系统 10(例如,处理器 14)执行。首先,获得患者的呼吸信号(步骤 202)。在一些实施例中,其可由处理器 14 接收来自摄像机 12 的图像信号来完成,其中可将图像信号本身认为是呼吸信号。在其它实施例中,图像信号由处理器 14 处理以确定呼吸幅度。在这些情况下,可认为呼吸幅度是呼吸信号,且获得呼吸信号的动作可通过处理图像信

号完成以使用处理器 14 确定呼吸幅度。在其它实施例中,不使用摄像机 12(其不涉及任何辐射)来获得图像信号,而可使用辐射源(例如,x 射线、CT 等),或其它成像设备,如 MRI、超声波等来获得图像信号。应注意,如本说明书中所使用的术语“呼吸信号”或相似的术语可指可表示或可用于确定受试者的呼吸状态或呼吸特征的任何信息。

[0029] 接下来,处理器 14 使用呼吸信号来确定呼吸-相位直方图(步骤 204)。在所说明的实施例中,呼吸-相位直方图包括多个数据点,其中每个数据点至少具有相位值和信号值。在一个实行方案中,对于每个呼吸幅度(其可为因呼吸而移动的任何身体部位的位置、连接至这些身体部位的物体的位置,或与呼吸相关的任何信号),处理器 14 确定呼吸幅度的相应呼吸相位。生理周期的相位表示生理周期的完整度。在一些实施例中,呼吸周期的相位可由值在  $0^\circ$  与  $360^\circ$  之间的相变量表示。图 3 说明与相应的幅度/位置图 302 对齐的相位图 300 的实例。幅度图 302 包括使用本文所述技术的实施例标确定的标记块 30 的位置点。幅度图 302 中的每个点表示在某个时间点标记块 30 或身体部位的位置。在所说明的实例中,相位值  $0^\circ$  (和  $360^\circ$ ) 表示吸气状态的峰值,且在生理周期中相位值在  $0^\circ$  与  $360^\circ$  之间线性变化。如图中所示的,对于在某个时间点的幅度图 302 中的每个点,可获得相同时间点上的相应相位值。因此,对于每个呼吸幅度,处理器 14 都可确定呼吸周期的相应相位。在一些实施例中,可认为所确定的相位是呼吸信号的实例。在这些情况下,通过处理器 14 确定相位的动作可在步骤 202 中执行以获得呼吸信号。

[0030] 在所说明的实施例中,当患者 20 正在经历呼吸时,处理器 14 继续确定数据点(信号、相位),其中信号呈现呼吸幅度。使用系统 10 随时间收集数据点,然后将其用于产生信号-相位直方图。图 4 说明使用上述技术产生的信号-相位直方图 400 的实例。在信号-相位直方图 400 的实例中,x 轴表示在  $0$  至  $2\pi$  范围内的相位值,且 y 轴表示幅度(或信号)值。在其它实施例中,x 轴可表示幅度(或信号)值,且 y 轴可表示相位值。在一项技术中,直方图 400 以具有覆盖水平维度上的相位值范围( $0$  至  $2\pi$ )和垂直维度上的呼吸信号幅度范围的  $64 \times 64$  格列阵的列阵来实施。每个新样本的幅度和相位都用来增加直方图列阵 400 中的相应格。在其它实施例中,列阵可具有不同的大小。例如,在其它实施例中,列阵可具有  $128 \times 128$  格列阵。

[0031] 在一些实施例中,处理器 14 被配置成通过忽略旧于规定期限的数据点来更新直方图 400。在一些情况下,规定期限可由使用者决定,并使用输入设备 18 将其输入处理器 14。例如,可在屏幕 16 上提供用户界面,从而允许使用者输入时间(t),或呼吸周期数(N)(其各自可被认为是规定期限的实例)。对于直方图 400 上由处理器 14 确定的每个数据点,处理器 14 还对数据点进行时间标记(例如,通过对时间值或呼吸周期数赋值)以鉴别数据点在何时确定。在呼吸监测过程中,处理器 14 被配置成减少具有大于规定期限的数据点的直方图 400 中的格。例如,如果格中的数据点用呼吸周期数“2”进行时间标记,且当前的呼吸周期在“6”处,并假设规定期限是 4 周期(是指直方图 400 将不包括大于 4 周期的数据点),那么处理器 14 将通过减小计数值来更新格以忽略数据点,因为该数据点用于超过 4 周期前发生的呼吸周期。在所说明的实施例中,规定期限可由使用者选择,并可由使用者输入。上述技术防止处理器 14 测出存在由呼吸模式的缓慢变化造成的呼吸非周期性,因此允许在呼吸监测过程期间患者呼吸发生缓慢变化。

[0032] 回到图 2 的方法 200,接下来,处理器 14 使用来自信号-相位直方图的多个数据

点中的至少一些数据点来确定一个或多个参照值（步骤 206）。在一些实施例中，参照值可通过获得直方图阵列 400 中的给定相位值的平均信号值来确定。例如，如果对应于相位值 P 或相位范围 P1 至 P2 的相位格具有信号值 S1、S2 以及 S3，那么参照值可确定为这三个信号值的平均值。在其它实施例中，直方图阵列 400 的每个格中的计数数目可用于确定加权平均值，然后将该加权平均值用作参照值。在上述实例中，如果在直方图阵列 400 的格中，信号值 S3 具有三个计数，且 S1 和 S2 各自具有一个计数，那么在确定加权平均值时可给予信号值 S3 更多的权重。在上述实施例中，直方图 400 的各自相位格的参照值是平均值。在其它实施例中，参照值可以是直方图 400 中各自相位格的中值（例如，加权中值）。

[0033] 在其它实施例中，当前相位的信号值的平均值或中值只在先前的呼吸周期计算，且当前的信号值并不用于计算平均值或中值。例如，在一个实行方案中，在直方图中的当前信号 - 相位格增加之前计算平均值或中值。这种技术允许确定自先前周期的偏差。

[0034] 在其它实施例中，直方图 400 中所确定的参照值可任选地用于确定通过参照值和 / 或在参照值之间拟合最佳的参照曲线。例如，在参照值为平均值的实施例中，最佳拟合曲线表示不同的各自相位值的平均值。例如，在参照值为中值的实施例中，最佳拟合曲线则表示不同的各自相位值的中值。

[0035] 接下来，处理器 14 确定参照值和与当前呼吸周期相关的信号值之间的差是否超过阈值（步骤 208）。阈值是预定的（例如，它可由系统 10 的使用者任意设定），并且可由使用者使用输入设备 18 输入。在其它实施例中，阈值可预编程至处理器 18 中。

[0036] 动作 208 的一个实行方案在图 5 的实例中有说明。如图中所示的，由虚线表示的数据点 510 来自当前呼吸周期，其中数据点 512 为已获得的最新数据点（例如，在当前时刻的数据点）。直方图 500 中的数据点 520 来自先前的呼吸周期。直方图 500 还具有表示在步骤 206 中确定的不同的各自相位值的参照值的实线 528。用于更新直方图 500 的最新数据点 512 具有信号值 514 和相关相位（或相位格）值 516。在所说明的实例中，对于与最新信号 514 相关的相位值 516，直方图 500 具有在步骤 206 中确定的相应参照信号值 530。在步骤 208 中，处理器 14 将信号 514 与参照信号值 530 进行比较（例如，通过确定二者之间的差  $\Delta(t)$ ）。

[0037] 在所说明的实施例中，如果参照值 530 与信号值 514 之间的差  $\Delta(t)$  超过阈值，那么处理器 14 会产生输出（例如信号）（步骤 210），表示在患者的呼吸中存在非周期性。例如，处理器 14 可产生输出来启动音频设备以使音频设备发出音频信号。在另一实例中，处理器 14 可产生输出以使信息显示于监测仪 16 上。在其它实施例中，处理器 14 可产生输出以使用和 / 或控制设备，如辐射治疗机，或成像设备。

[0038] 在上述实施例中，将在相应的最新相位 516 的过去周期中的最新信号值 514 自平均值或中值 530 的偏差  $\Delta(t)$  用于确定非周期性（例如，将其用作非周期性值）。具体来说，将最近历程中自最新数据点的偏差  $\Delta(t)$  不加改变用作偏离周期性的测量值。在这种技术中，处理器 14 不基于最近偏离历程外推偏差。

[0039] 在其它实施例中，将处理器 14 配置成基于最近偏离历程外推偏差，而不使用不加改变的自最新数据点的  $\Delta(t)$ 。在这些情况下，处理器 14 被配置成分析最近历程中的数据点，并使用偏离模式以外推偏差。例如，处理器 14 可使用线性外推以确定偏离。在这个预测实施例中，外推值可用作非周期性值。在其它实施例中，可使用其它程度的外推，以代替



线性外推。

[0040] 应注意,非周期性的测量值(无论是否使用自最近历程的正向外推)是“预期性的”,因为没有必要为了得到非周期性的测量值而等待并回顾性查看预测进行得多好。

[0041] 在一些实施例中,用于确定非周期性测量值的差信号  $\Delta(t)$  (当前信号样本与先前的周期集群平均值之间的差)还可用于估计呼吸信号。在一些情况下,它可适用于预测将来一段时间内的呼吸信号以补偿可能存在于辐射系统中的任何时延。例如,在一些实施例中,如果当受试者处于呼吸状态 X 时需要递送辐射(例如,治疗辐射或成像辐射),并假设它会用掉辐射系统一段持续时间 P 来启动各种部件以递送辐射束,那么其可适用于预测提前至少 P 的呼吸状态,因此可以补偿辐射系统的时延。这是有利的,因为当受试者处于呼吸状态 X 时,这会允许在适当的时间准确地递送辐射束。

[0042] 图 5 中说明预测在前向时间的信号值的概念。在图中,通过采用最新信号 514 与参照值 530 之间的差  $\Delta(t)$  并将相同差应用于将来相位 560 来预测将来呼吸信号 550 的将来相位 560。具体来说,在将来相位 560 将相同的差加至参照值 562 以获得预测的将来呼吸信号 550。应注意,相位值需要向前多少(即,值 560 与值 516 之间的相位差)取决于需要补偿多少时延,即需要向前预测多少。在一些实施例中,前向相位的量可作为输入由使用者输入处理器 14 中。对于需要补偿的给定时延 P,相应相位差  $(P/T \times 360^\circ)$  可由处理器 14 确定。在其它实施例中,处理器 14 被配置成基于最近偏离历程来外推偏差(如参照确定非周期性的测量值相似地讨论)以预测呼吸信号,以代替使用不加改变的自最新数据点的  $\Delta(t)$  来预测呼吸信号。在这些情况下,在将来相位 560,将外推值加至参照值 562 以获得预测的将来呼吸信号 550。

[0043] 现参照图 5 进一步讨论根据一些实施例确定非周期性值的数学概念和呼吸信号的预测。如所讨论,处理器 14 被配置成实时估计来自呼吸信号  $s(t)$  的呼吸周期相位  $\phi(t)$ , 其中  $\phi(t)$  从吸气末的 0 上升为下个吸气末的  $2\pi$ 。在二维 (2D) 直方图阵列中,通过积累样本对  $[\phi(t), s(t)]$  来形成信号-相位直方图。返回参照图 5,其展示信号-相位直方图的图示。处理器 14 首先在 3 至 4 个初始呼吸周期内从数据样本的信号-相位集群中获悉呼吸模式。随后,处理器 14 产生呼吸非周期性的连续并实时的测量值。图 5 展示 2D 直方图中的信号-相位样本的集群模式是如何用于观察在任何给定时间新样本离过去的信号历程多远。

[0044] 在图 5 中,虚线迹线展示在进行的呼吸周期期间的呼吸信号,其中将最新呼吸-相位样本  $[\phi(t), s(t)]$  用于增加相应的直方图格。每个相位  $\phi$  的信号样本都在先前的呼吸周期中取平均值并形成集群平均值函数  $\bar{s}(\phi), \phi \in [0, 2\pi]$ 。这个函数将平均值或中值呼吸模式界定至最新的数据点。应注意,因为  $\bar{s}(\phi)$  是相位而不是时间的函数,所以在一些实施例中它允许由处理器 14 估计的呼吸周期 T 发生变化。T 的估计值是在呼吸周期的每个新检测的吸气末和呼气末点进行更新。

[0045] 出于预测在将来时间(例如,相对于最新数据点的将来)的呼吸信号的目的,处理器 14 被配置成向前外推呼吸信号,同时遵循由函数  $\bar{s}(\phi)$  定义的平均值/中值呼吸模式的形状。为此,处理器 14 使用周期 T 的当前估计值以将前向时间  $(t + \tau)$  转换成前向相位

$\lfloor \varphi(t) + 2\pi \tau/T \rfloor \pmod{2\pi}$  在一些实施例中, 差信号  $\Delta(t) \triangleq s(t) - \hat{s}(\varphi(t))$  可被定义为当前信号样本与先前周期集群平均值之间的差。为了获得向前预测的信号值  $\hat{s}(t + \tau)$ , 处理器 14 在时间上向前外推  $\Delta(t)$ , 然后将其加至位于前向相位的先前集群平均值  $\hat{s}(\varphi(t) + 2\pi \tau/T \pmod{2\pi})$  :

[0046]

$$\hat{s}(t + \tau) = \hat{s}(\varphi(t) + 2\pi \tau/T \pmod{2\pi}) + \Delta(t + \tau)$$

[0047] 其中  $\Delta(t + \tau)$  是  $\Delta(t)$  的前向外推, 且  $\hat{s}(\varphi(t) + 2\pi \tau/T \pmod{2\pi})$  是位于前向相位  $\varphi(t) + 2\pi \tau/T \pmod{2\pi}$  的先前集群平均值。  $\Delta(t)$  的前向外推可以是零阶外推, 其中  $\Delta(t + \tau) = \Delta(t)$  或它可以是高阶外推, 如在短时期内 (例如, 0.5 秒) 使用  $\Delta(t)$  的最近样本进行的线性外推。

[0048] 在一些实施例中, 将确定非周期性测量值的实时信号定义为  $\hat{s}(t + \tau)$  的绝对值, 即信号与先前集群平均值  $\hat{s}(\varphi(t) + 2\pi \tau/T \pmod{2\pi})$  之间的前向外推差。

[0049] 非周期性函数  $N_\tau(t)$  是平行于呼吸信号  $s(t)$  的实时信号, 其可预期性地用作在时间  $(t + \tau)$  的呼吸行为的指示。因此, 它可用于引发规定动作, 如响应于不规律呼吸进行光束保持或图像采集。应注意, 对于偏差的零阶外推, 差函数  $N_\tau(t)$  不取决于  $\tau$ , 但是对于线性和高阶外推, 它取决于前向预测时间的长度。

[0050] 如上参照图 2 的方法 200 所讨论的, 呼吸的非周期性可以实时从呼吸信号得到的二级信号的形式被量化 (测量)。与上述预测技术相关的瞬时预测误差是在时间  $t$  的实际信号  $s(t)$ , 与  $\tau$  秒之前预测的信号  $\hat{s}(t)$  之间的差。这可被回顾地定义为  $e_\tau(t) \triangleq s(t) - \hat{s}(t)$ 。

预测误差的一个可能的测量值被定义为以下这个差的均方根 (RMS) 值。

[0051]

$$\hat{s}(\tau, N) \triangleq \sqrt{\frac{1}{n_w} \sum_{t=0}^{n_w-1} e_\tau^2(t)}$$

[0052] 它经过  $n_w$  样本的规定时窗  $w$  来计算, 该时窗可以是例如治疗期的长度。已经确定图 2 的方法 200 提供非周期性测量值与对于在 200 毫秒至至少 700 毫秒的范围内的不同前向时间的预测误差之间的高度相关性。另外, 将图 2 的方法 200 用于不同的前向时间, 已确定预测误差与不同的各自前向时间良好地相关联。

[0053] 在一些实施例中, 用于预测信号值的上述技术的实施例对于 350 毫秒的前向外推时间产生 1.75mm 或更小的预测误差 (例如, 实际位置 / 幅度与预测位置 / 幅度之间的差), 并对于 500 毫秒的前向外推时间产生 2.5mm 或更小的预测误差, 其中预测误差是依照与患者呼吸相关的幅度 (或位置) 来表示。在一些实施例中, 可以将前向时间输入算法中。前向时间可以从很小 (甚至是零) 至超过几秒钟的任何时间。预测误差随着前向时间增加而增大, 但是与现有技术相比, 它增加地相对较少。例如, 200 毫米的前向预测时间可能足以克服与目标定位相关的时延以及与在一些辐射装置中的一个或多个部件的控制相关的时延。在其它情况下, 前向外推时间 (例如, 目标位置需要多久的将来被预测) 可以是其它值, 这取决于目标定位技术、需要控制的辐射机器和成像系统的一个或多个元件以及它们各自需

要克服的时延。

[0054] 在上述实施例中,已将摄像机 14 描述成被配置成观察标记块 30。在其它实施例中,标记块 30 不是必需的,在这种情况下,摄像机 14 可用来观察患者 20。例如,摄像机 14 可用来观察患者 20 的身体、患者 20 的衣服,和 / 或覆盖患者 20 的毯子。在这些实施例中,处理器 14 被配置成执行图像处理来鉴别图像中的一个或多个界标以从而确定患者 20 的呼吸信息(例如,呼吸幅度、呼吸相位等)。

[0055] 在上述实施例中,将系统 10 描述成具有用于获得可用于确定呼吸幅度的图像信号的摄像机 12。在其它实施例中,系统 10 可不包括摄像机 12。取而代之,系统 10 可包括用于提供呼吸信息的其它类型的设备。例如,在其它实施例中,系统 10 可包括连接至患者 20 的应变仪。在这些情况下,应变仪以通信方式连接至处理器 14 以提供呈现患者 20 的呼吸幅度的信号。在其它实施例中,系统 10 可包括连接至患者嘴部和 / 或鼻部的传感器以感测患者 20 的呼吸。处理器 14 以通信方式连接至传感器上,并接收来自传感器的信号。信号可呈现呼吸幅度,或可用于获得呼吸幅度和 / 或呼吸相位。在一些实施例中,呼吸信号包括内部解剖界标、肿瘤和 / 或植入基准的位置坐标。这些位置坐标可通过各种方法,包括 X 射线成像、MRI 或其它类型的成像测量。在其它实施例中,可采用内部目标跟踪,其使用植入目标区域(例如肿瘤)中或其附近的一个或多个射频应答器。一个或多个应答器是由发射查询信号并处理应答器响应信号的外部列阵天线定位。在其它实施例中,其它类型的呼吸信号传感设备可与传感器 14 一起使用。

[0056] 先前所述的呼吸监测系统 10 和方法 200 可与各种医疗设备一起使用,并用于各种不同的医疗程序。在一些实施例中,呼吸监测系统 10 可与治疗辐射机一起使用。图 6 说明与呼吸监测系统 10 一起使用的辐射系统 610。系统 610 是一种治疗系统,其包括机架 612、用于支撑患者的患者支撑件 614 以及用于控制机架 612 的操作的控制系统 618。机架 612 呈臂形式。系统 610 还包括辐射源 620,当患者 628 被支撑于支撑件 614 上时其将辐射束 626 投射至患者 628,以及用于控制辐射束 626 递送的准直仪系统 622。在不同的实施例中,辐射源 620 可被配置成产生锥形束、扇形束或其它类型的辐射束。

[0057] 在所说明的实施例中,辐射源 620 是用于提供治疗能量的治疗辐射源。在其它实施例中,除了作为治疗辐射源,辐射源 620 还可以是用于提供用于成像目的的诊断能量的诊断辐射源。在这些情况下,系统 610 会包括成像器,如成像器 680,其位于相对于来源 620 的操作位置(例如,在支撑件 614 下方)。在其它实施例中,辐射源 620 可以是用于提供治疗能量的治疗辐射源,其中治疗能量可用于获得图像。在这些情况下,为了使用治疗能量获得成像,成像仪 680 被配置成响应于具有治疗能量的辐射产生图像(例如,MV 成像仪)。在一些实施例中,治疗能量一般为 160 千电子伏特 (keV) 或更大,更通常是 1 兆电子伏特 (MeV) 或更大的能量,且诊断能量一般为低于高能范围,且更通常低于 160keV 的能量。在其它实施例中,治疗能量和诊断能量可具有其它能级,且这是指分别用于治疗 and 诊断目的的能量。在一些实施例中,辐射源 620 能够产生处于约 10keV 与约 20MeV 之间任何值的范围内的多个光子能级的 X 射线辐射。在其它实施例中,辐射源 620 可以是诊断辐射源。在所说明的实施例中,将辐射源 620 连接至臂机架 612。或者,辐射源 620 可位于钻孔内。

[0058] 在所说明的实施例中,控制系统 618 包括处理器 654,如连接至控制器 640 的计算机处理器。控制系统 618 还可包括用于显示数据的监测仪 656 和用于输入数据的输入设备

658,如键盘和鼠标。辐射源 620 和机架 612 的操作由控制器 640 控制,该控制器将能量和定时信号提供至射源 620,并基于从处理器 654 接收的信号来控制机架 612 的旋转速度和位置。虽然将控制器 640 展示成与机架 612 和处理器 654 分开的部件,但在替代性实施例中,控制器 640 可以是机架 612 或处理器 654 的一部分。处理器 654 可以是处理器 14,或可包括在呼吸监测系统 10 的处理器 14 中实施的结构。在这些情况下,辐射系统 610 和呼吸监测系统 10 共享同一个处理器或同一个处理器的部分。或者,处理器 654 可以是不同于处理器 14 的处理器。

[0059] 在一些实施例中,当使用图 6 的系统 610 时,辐射源 620 围绕患者 628 旋转以便如在弧形疗法中从多个机架角度递送治疗辐射。当将治疗辐射递送至患者 628 时,图 1 的呼吸监测系统 10 可用于监测患者 628 的呼吸。在一些实施例中,处理器 654 处理来自摄像机 12 的信号以确定患者 628 的呼吸幅度,然后基于幅度对治疗辐射的递送进行门控。例如,处理器 654 可使辐射源 620 递送辐射,或当所确定的幅度在规定的幅度范围内时停止辐射递送。在其它实施例中,处理器 654 处理来自摄像机的信号以确定患者 628 的呼吸幅度,然后基于呼吸相位对治疗辐射的递送进行门控。例如,处理器 654 可使辐射源 620 递送辐射,或当所确定的相位在规定的相位范围内时停止辐射递送。在其它实施例中,处理器 654 处理来自摄像机 12 的信号以检测非周期性,然后基于非周期性的检测对治疗辐射的递送进行门控。在其它实施例中,替代或附加于控制辐射递送,可将处理器 654 配置成基于所确定的幅度和 / 或相位或非周期性的检测来控制机架 612(例如,使机架 612 停止、加速或减速),和 / 或定位患者支撑件 614。

[0060] 在治疗过程中,处理器 654 监测患者 628 的呼吸,并使呼吸的一个或多个特征(如呼吸信号、呼吸幅度、呼吸相位等)与被辐射束 626 辐射的内部目标区域的位置相关联。例如,基于从摄像机 12 中接收的图像,处理器 654 然后确定呼吸周期的相位 / 幅度。然后处理器 654 使用呼吸周期的相位或幅度以基于呼吸相位 / 幅度与内部目标区域的位置之间预先确立的关系来确定内部目标区域的位置。在一些实施例中,在治疗计划过程中,呼吸相位 / 幅度与目标位置之间的关系可由医师预定。例如,在治疗计划过程中,可确定当患者处于呼吸相位 =40° 时,内部目标区域的相应位置处于相对于等中心(isocenter)的位置 X=45mm、Y=23mm 以及 Z=6mm 处。这种技术允许治疗辐射系统 610 基于由系统 10 获得的呼吸信号将辐射靶送至目标区域。因此,其具有避免需要使用 X 射线成像对内部目标区域连续或定期成像的益处,而该成像可能因额外的辐射剂量而对患者有害。

[0061] 在一种将系统 10 与辐射系统 610 一起使用的方法中,处理器 654 被配置成使用参照图 2-5 所述的技术检测患者 628 的呼吸的非周期性。当处理器 654 确定在患者 628 的呼吸中存在非周期性时,处理器 654 可产生使辐射源 620 停止递送辐射的信号(例如,束停止信号),和 / 或控制机架 612 的运动的信号(例如,停止机架、减速机架 612 或加速机架 612)。通过使用上述技术以从呼吸信号中实时得到的二级信号的形式来量化非周期性,系统 10 提供非周期性的快速响应和预期性测量值,当发生突然偏离正常呼吸模式时,其可用于中断治疗束。具体来说,因为非周期性测量值的瞬时值是自正常呼吸的任何偏离的快速作用的预期性指示,所以系统 10 允许介入,如可及时引发的反射疗法束保持。

[0062] 如所讨论的,外部光学跟踪代用信号(例如,摄像机信号)表示处于仰卧位置的患者的胸部或腹部的前后(AP)位移。处理器 654 使用这个一维信号的前向预测值以及内

部 - 外部关联模型以预测目标的内部 3D 位置。使用摄像机信号作为代用信号来测量内部目标位置是有利的, 因为其允许快速预测 (估计) 将来时间的内部目标的三维位置。具体来说, 因为摄像机信号是可快速获得和处理的一维信号, 且因为摄像机提供高采样率, 所以它几乎没有时延 (至少和与辐射系统 610 的一个或多个部件的控制相关的时延相比时)。然而, 在其它实施例中, 代用信号无需是摄像机信号, 且可以是如所讨论的也可具有高采样率的其它类型的信号。

[0063] 在其它实施例中, 作为控制辐射系统 610 的一个或多个部件的替代或附加, 如果辐射系统 610 具有成像能力, 那么可将处理器 654 配置成当处理器 654 确定在患者 628 的呼吸中存在非周期性时产生信号来引发成像过程以对内部目标区域成像。图 7 说明根据一些实施例的引发成像过程的方法 700。在方法 700 中, 处理器 654 获得呼吸信号 (步骤 702), 然后处理器 654 分析呼吸信号以鉴别患者呼吸中的非周期性 (步骤 704)。执行步骤 702、704 的实施例与先前参照方法 200 所描述的实施例相似。

[0064] 当处理器 654 确定在患者 628 的呼吸中存在非周期性时, 处理器 654 则产生信号以使成像过程开始 (706)。在所说明的实施例中, 如果辐射系统 610 具有成像能力 (例如, 如果辐射系统 610 具有成像仪 680), 那么成像过程可由系统 610 执行。例如, 辐射源 620 可递送具有诊断能量 (例如, 在 kv 范围内) 的成像辐射, 或具有治疗能级 (例如, 在 MeV 范围内) 的辐射以使用成像仪 680 产生内部区域的一个或多个图像。或者, 可使用独立的成像系统来产生内部区域的一个或多个图像。例如, 独立的成像系统可以是 CT 系统、X 射线系统、超声成像设备、MRI 系统、层析 X 射线照相组合 (tomosynthesis) 成像系统、PET 系统、SPECT 系统或能够获得内部区域图像的任何其它系统。

[0065] 在一些实施例中, 处理器 654 使用内部目标区域的一个或多个图像来验证目标区域的位置, 和 / 或确认呼吸特征 (幅度, 相位等) 与目标位置之间预先确立的关系。在其它实施例中, 处理器 654 也可使用内部目标区域的图像来验证呼吸特征与目标位置 (例如, 外部 - 内部关联模型) 之间的关系。如果验证过程的结果表明该模型是不精确的, 那么处理器 654 可更新 (例如, 修改、再创造等) 呼吸特征与目标位置之间的关系 (例如, 外部 - 内部关联模型), 以使更新的关系可由系统 610 用以将额外的辐射递送至患者 628 (例如以控制辐射源、准直仪、机架和 / 或患者支撑件)。在其它实施例中, 如果验证过程的结果表明该模型是不精确的, 那么处理器 654 可使辐射过程停止。

[0066] 在其它实施例中, 处理器 654 可使用由方法 700 确定的内部目标区域的一个或多个图像以使用立体成像技术来确定内部目标区域的位置。在立体成像技术中, 首先获得一组参照图像。可在治疗过程开始之前获得参照图像。当内部目标区域处于某个位置时获得每个参照图像, 因此每个参照图像与目标区域的某个位置相关。在一些实施例中, 可在目标经历运动的同时使用 CT 系统通过以不同机架角度旋转 CT 系统的辐射源来产生参照图像。因此, 在不同的时刻获得参照图像。在其它实施例中, 如果系统 610 具有成像能力, 那么可使用系统 610 产生参照图像。在一些实施例中, 在由方法 700 获得图像 (输入图像) 之后, 处理器 654 然后从空间上与输入图像相应的参照图像集中选择一个或多个参照图像。在一项技术中, 处理器 654 确定在产生输入图像的来源与图像帧中的目标图像之间延伸的投射射线。处理器 654 还确定各自参照图像的多条投射射线, 其中每条投射射线都在来源与相应参照图像中的目标图像之间延伸。处理器 654 然后确定每条投射射线的在输入图像的投射射线与相

应参照图像的投射射线之间的对极距离。在垂直于输入图像的投射射线和参照图像的投射射线的方向测量对极距离。在一些实施例中,将处理器 654 配置成通过对极距离与规定的阈值进行比较来选择空间上与输入图像相对应的参照图像。如果参照图像的对极距离低于规定的阈值,那么可确定产生输入图像时(在方法 700 期间)的目标的位置与产生参照图像时的目标的位置相对应(例如,相对于某个任意坐标系是相同的)。在这些情况下,处理器 654 则选择该参照图像以确定目标区域的位置。在一些实施例中,在输入图像的投射射线与所选参照图像的投射射线之间的对极线上的中点位置可用作目标的位置。立体成像技术已在 2008 年 9 月 16 日提交的美国专利申请号 12/211,686 中有描述,该美国专利申请的整个公开内容清楚地以引用的方式并入本文。

[0067] 应注意,使用患者呼吸的所检测出的非周期性来引发内部区域成像是具有利的,因为其避免定期对内部区域成像以验证内部区域的位置和验证呼吸与目标位置之间的关系需要。内部区域的定期成像因为使治疗程序变复杂所以是不合需要的。另外,在将辐射用于对内部区域成像的情况下,使用辐射进行定期成像因为会增加对患者 628 的辐射剂量所以也不是合需要的。

[0068] 如所讨论的,在其它实施例中,系统 610 可包括其它成像设备。图 8 说明系统 610 的变化,根据一些实施例,其进一步包括其它成像设备 680。在所说明的实施例中,成像设备 680 包括诊断辐射源 682 和与其相对的成像仪 684。在所说明的实施例中,将辐射源 620 配置成提供治疗辐射,并且将诊断辐射源 682 配置成使用低能束(例如,kV 成像系统)来产生一个或多个图像。将辐射源 620、682 整合至同一个机架 612 中(例如,定向为相对于彼此  $90^\circ$ ),或者可为彼此相邻放置的独立设备,并会在不同速度下旋转。在其它实施例中,可将辐射源 620、682 连接至共同的环机架,或耦接至可一起旋转或相对于彼此旋转的不同的各自环机架,而不是将辐射源 620、682 连接至臂机架 612。使用图 8 的系统的方法与先前参照图 6 所述的方法相似。

[0069] 在其它实施例中,呼吸监测系统 10 可与成像设备一起使用,而不是将呼吸监测系统 10 与具有治疗能力的设备一起使用。图 9 说明根据一些实施例与呼吸监测系统 10 一起使用的计算机断层摄影系统 910。系统 910 包括机架 912 和用于支撑患者 928 的支撑件 914。机架 912 包括 x 射线源 920,当患者 928 至少部分位于 x 射线源 920 与检测仪 924 之间时,其将 x 射线束 926 投射至机架 912 的相对侧的检测仪 924。借助于非限制性实例,x 射线束可以是锥形束或扇形束。检测仪 924 具有多个配置成感测穿过患者 928 的 x 射线的传感器元件。每个传感器元件都产生表示当 x 射线束穿过患者 928 时的强度的电信号。

[0070] 系统 910 还包括控制系统 918。在所说明的实施例中,控制系统 918 包括处理器 954,如连接至控制器 940 的计算机处理器。控制系统 918 还可包括用于显示数据的监测仪 956 以及用于输入数据的输入设备 958,如键盘和鼠标。辐射源 920 和机架 912 的操作由控制器 940 控制,该控制器将电力和定时信号提供至辐射源 920,并基于从处理器 954 接收的信号来控制机架 912 的旋转速度和位置。虽然将控制器 940 展示成与机架 912 和处理器 954 分开的部件,但在替代性实施例中,控制器 940 可以是机架 912 或处理器 954 的一部分。处理器 954 可以是处理器 14,或可包括在呼吸监测系统 10 的处理器 14 中实施的结构。在这些情况下,辐射系统 910 和呼吸监测系统 10 共享同一个处理器或同一个处理器的部分。或者,处理器 954 可以是不同于处理器 14 的处理器。

[0071] 应注意,系统 910 不限于上述配置,且在其它实施例中系统 910 可具有其它配置。例如,在其它实施例中,系统 910 可具有不同的形状。在其它实施例中,系统 910 的辐射源 920 可具有不同的运动范围和 / 或自由度。例如,在其它实施例中,辐射源 920 可围绕患者 928 旋转完全涵盖  $360^\circ$  的范围,或部分涵盖小于  $360^\circ$  的范围。另外,在其它实施例中,相对于患者 928,辐射源 920 是可转移的。此外,辐射源 920 不限于递送 x 射线形式的诊断能量,并且可递送治疗能量以治疗患者。

[0072] 在获取 x 射线投射数据(即 CT 图像数据)的扫描期间,机架 912 以不同机架角度围绕患者 928 旋转,以可使用辐射源 920 和成像仪 924 来获得不同机架角度的图像。当操作系统 910 以获得不同机架角度的图像时,患者 928 正在呼吸。因此,在不同的机架角度得到的图像可与患者 928 的呼吸周期的不同相位相对应。在扫描完成后,将不同机架角度的投射图像存储在例如存储器(如非暂态介质)中,并处理投射图像以将图像分类以使与呼吸周期的相同相位相对应的处于不同机架角度的图像入库(binned)(例如彼此关联)。然后可以使用呼吸周期特定相位的入库图像来产生该相位的重建三维 CT 图像。

[0073] 在一些实施例中,当使用图 9 的系统 910 时,辐射源 920 围绕患者 928 旋转以递送多个机架角度的诊断(成像)辐射。当辐射正被递送至患者 928 时,图 1 的呼吸监测系统 10 可用于监测患者 928 的呼吸。在一些实施例中,处理器 954 处理来自摄像机的信号以确定患者 928 的呼吸幅度,然后基于幅度对成像辐射的递送进行门控。例如,处理器 954 可使辐射源 920 递送辐射,或当所确定的幅度在规定的幅度范围内时停止辐射递送。在其它实施例中,处理器 954 处理来自摄像机的信号以确定患者 928 的呼吸相位,然后基于呼吸相位对辐射递送进行门控。例如,处理器 954 可使辐射源 920 递送辐射,或当所确定的相位在规定的相位范围内时停止辐射递送。在其它实施例中,替代或附加于控制辐射递送,可将处理器 954 配置成基于所确定的幅度和 / 或相位,或非周期性的检测来控制机架 912(例如,使机架 912 停止、加速或减速),和 / 或定位患者支撑件 914。

[0074] 在将系统 10 和辐射系统 610 一起使用的方法的实施例中,处理器 954 被配置成使用参照图 2 所述的技术检测患者 928 的呼吸的非周期性。当处理器 954 确定在患者 928 的呼吸中存在非周期性时,处理器 954 可产生使辐射源 920 停止递送辐射的信号(例如,束停止信号)、控制机架 912 的运动(例如,停止机架、减速机架 912 或加速机架 912)的信号和 / 或定位患者支撑件 914 的信号。

#### [0075] 计算机体系结构

[0076] 图 10 是说明可依据来实施本发明的实施例的计算机系统 1900 的实施例的方框图。计算机系统 1900 包括总线 1902 或其它用于传达信息的通信机制,和与总线 1902 连接的用于处理信息的处理器 1904。处理器 1904 可以是图 1 的处理器 14 的实例,或用于执行上述各种功能的另一处理器。在一些情况下,计算机系统 1900 可用于实施处理器 14(或本文所述的其它处理器)。计算机系统 1900 还包括连接至总线 1902 的用于存储将由处理器 1904 执行的信息和指令的主存储器 1906,如随机存取存储器(RAM)或其它动态存储设备。主存储器 1906 还可用于在执行将由处理器 1904 执行的指令期间存储临时变量或其它中间信息。计算机系统 1900 进一步包括只读存储器(ROM) 1908 或连接至总线 1902 的用于为处理器 1904 存储静态信息和指令的其它静态存储设备。提供数据存储设备 1910,如磁盘或光盘并将其连接至总线 1902 以存储信息和指令。

[0077] 计算机系统 1900 可经由总线 1902 连接至显示器 1912, 如阴极射线管 (CRT) 或平板, 以向使用者显示信息。将包括字母数字键和其它键的输入设备 1914 连接至总线 1902 以将信息和命令选择传达至处理器 1904。另一类型的使用者输入设备是光标控制器 1916, 如鼠标、跟踪球或光标方向键, 其用于将方向信息和命令选择传达到处理器 1904 并用于控制显示器 1912 上的光标移动。这种输入设备的两轴 (第一轴 (例如, x) 和第二轴 (例如, y)) 通常具有两种自由度, 从而允许该设备指定平面中的位置。

[0078] 根据本文所述的实施例, 计算机系统 1900 可用于执行各种功能 (例如, 计算)。根据一个实施例, 这些用途是由计算机系统 1900 响应于执行主存储器 1906 中所含有的一或多个指令的一或多个序列的处理器 1904 来提供。这些指令可从另一计算机可读介质如存储设备 1910 读入主存储器 1906 中。执行主存储器 1906 中所含有的指令序列使得处理器 1904 执行本文所述的处理步骤。也可采用多处理配置中的一个或多个处理器来执行主存储器 1906 中所含有的指令序列。在替代性实施例中, 硬接线电路可代替软件指令或与软件指令组合使用来实施本发明。因此, 本发明的实施例不限于硬件电路和软件的任何具体组合。

[0079] 如本文所使用的术语“计算机可读介质”是指参与向处理器 1904 提供用于执行的指令的任何介质。这类介质可采取许多形式, 包括但不限于非易失性介质、易失性介质和传输介质。非易失性介质包括例如光盘或磁盘, 如存储设备 1910。可认为非易失性介质是非暂态介质的实例。易失性介质包括动态存储器, 如主存储器 1906。可认为易失性介质是非暂态介质的另一实例。传输介质包括同轴电缆、铜线和光纤, 包括包含总线 1902 的电线。传输介质还可采取如在无线电波和红外数据通信期间所产生的声波或光波的形式。

[0080] 计算机可读介质的常见形式包括例如软盘、软磁盘、硬盘、磁带或任何其它磁介质、CD-ROM、任何其它光学介质、穿孔卡、纸带、任何其它具有孔样式的物理介质、RAM、PROM 和 EPROM、FLASH-EPROM、任何其它存储芯片或存储盒 (cartridge)、如下所述的载波, 或计算机可从中读取的任何其它介质。

[0081] 各种形式的计算机可读介质可涉及将一个或多个指令的一个或多个序列送至处理器 1904 以执行。例如, 起初可将指令载于远程计算机的磁盘上。远程计算机可将指令载入它的动态存储器中并使用调制解调器通过电话线发送指令。位于计算机系统 1900 本地的调制解调器可接收电话线中的数据并使用红外发射器将数据转换成红外信号。连接至总线 1902 的红外检测仪可接收载于红外信号中的数据并将数据放置在总线 1902 上。总线 1902 将数据送至主存储器 1906, 处理器 1904 从中检索并执行指令。主存储器 1906 接收的指令可任选地在由处理器 1904 执行之前或之后存储在存储设备 1910 上。

[0082] 计算机系统 1900 还包括连接至总线 1902 的通信接口 1918。通信接口 1918 提供连接至与本地网络 1922 相连的网络链接 1920 的双向数据通信。例如, 通信接口 1918 可以是向相应类型的电话线提供数据通信连接的综合业务数字网络 (ISDN) 卡或调制解调器。作为另一实例, 通信接口 1918 可以是向相容的 LAN 提供数据通信连接的局域网 (LAN) 卡。还可实施无线链接。在任何这些实行方案中, 通信接口 1918 发送并接收载有呈现各类信息的电信号、电磁信号或光信号。

[0083] 网络链接 1920 通常通过一个或多个网络将数据通信提供至其它设备。例如, 网络链接 1920 可通过本地网络 1922 向主机 1924 或设备 1926 如辐射束源或可操作地连接至辐



射束源的开关提供连接。在网络链接 1920 上传输的数据流可包括电信号、电磁信号或光信号。将数据送入和送出计算机系统 1900 的通过各种网络的信号以及在网络链接 1920 上和通过通信接口 1918 的信号是传输信息的载波的示例性形式。计算机系统 1900 可通过一个或多个网络、网络链接 1920 以及通信接口 1918 发送信息和接收数据,包括程序代码。

[0084] 虽然已展示和描述了本发明的具体实施例,但是应理解这并不意图将本发明限于优选实施例,并且对本领域技术人员显而易见的是,可进行各种改变和修改而不背离本发明精神和范围。例如,术语“图像”无需限于视觉上显示的图像,并且可指存储的图像。此外,术语“处理器”可包括一个或多个处理单元,并且可指能够执行使用硬件和 / 或软件实施的数学计算的任何设备。在其它实施例中,术语“处理器”还可指存储在非暂态介质中的软件。此外,在本文所述的任何实施例中,可使用独立的处理器来代替使用处理器 14/654/954 来执行各种功能。相应地,将说明书和图式视作具有说明意义而不是限制意义。本发明旨在覆盖可包括在由权利要求书界定的本发明的精神和范围内的替代、修改和等效物。

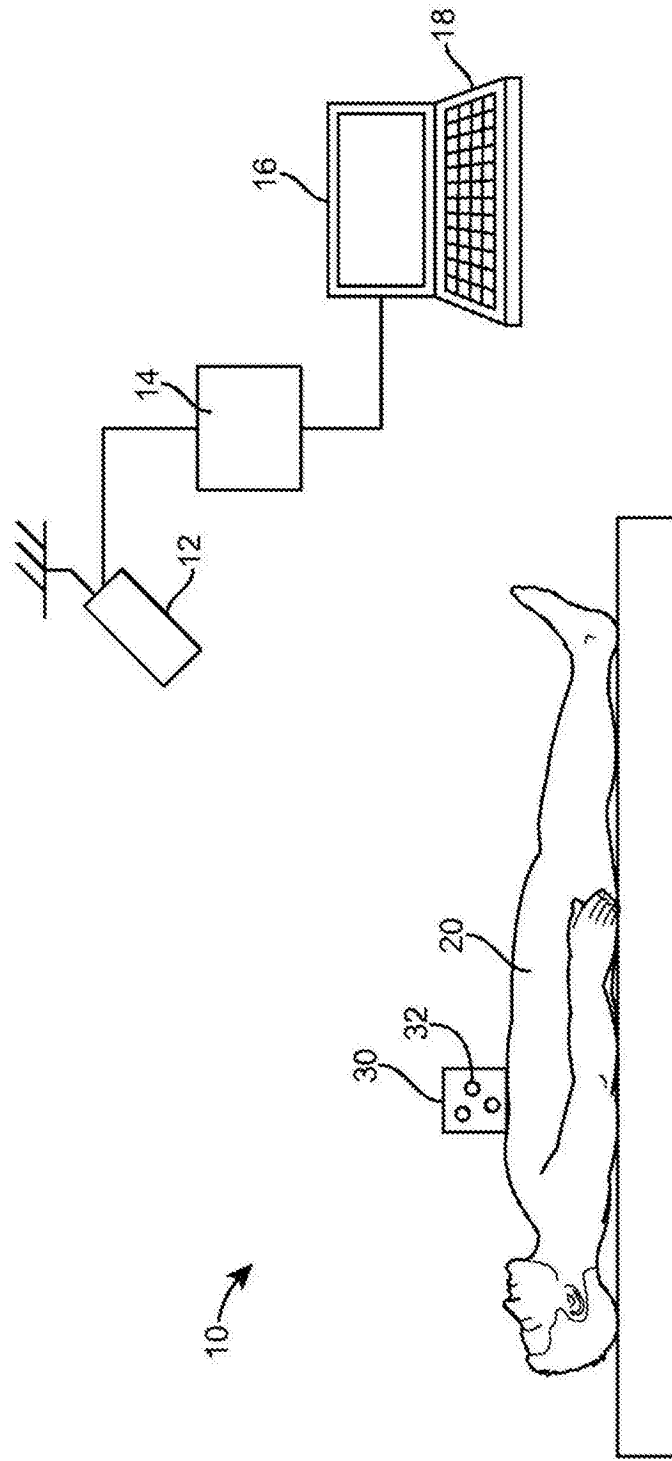


图 1

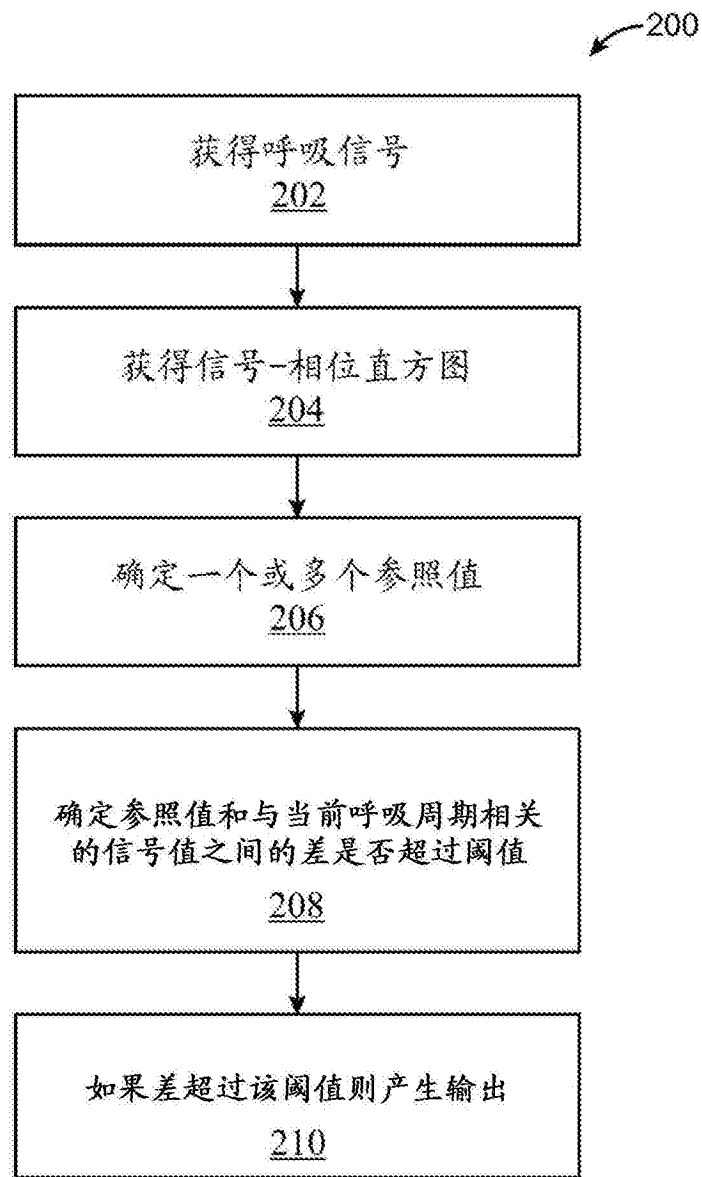


图 2

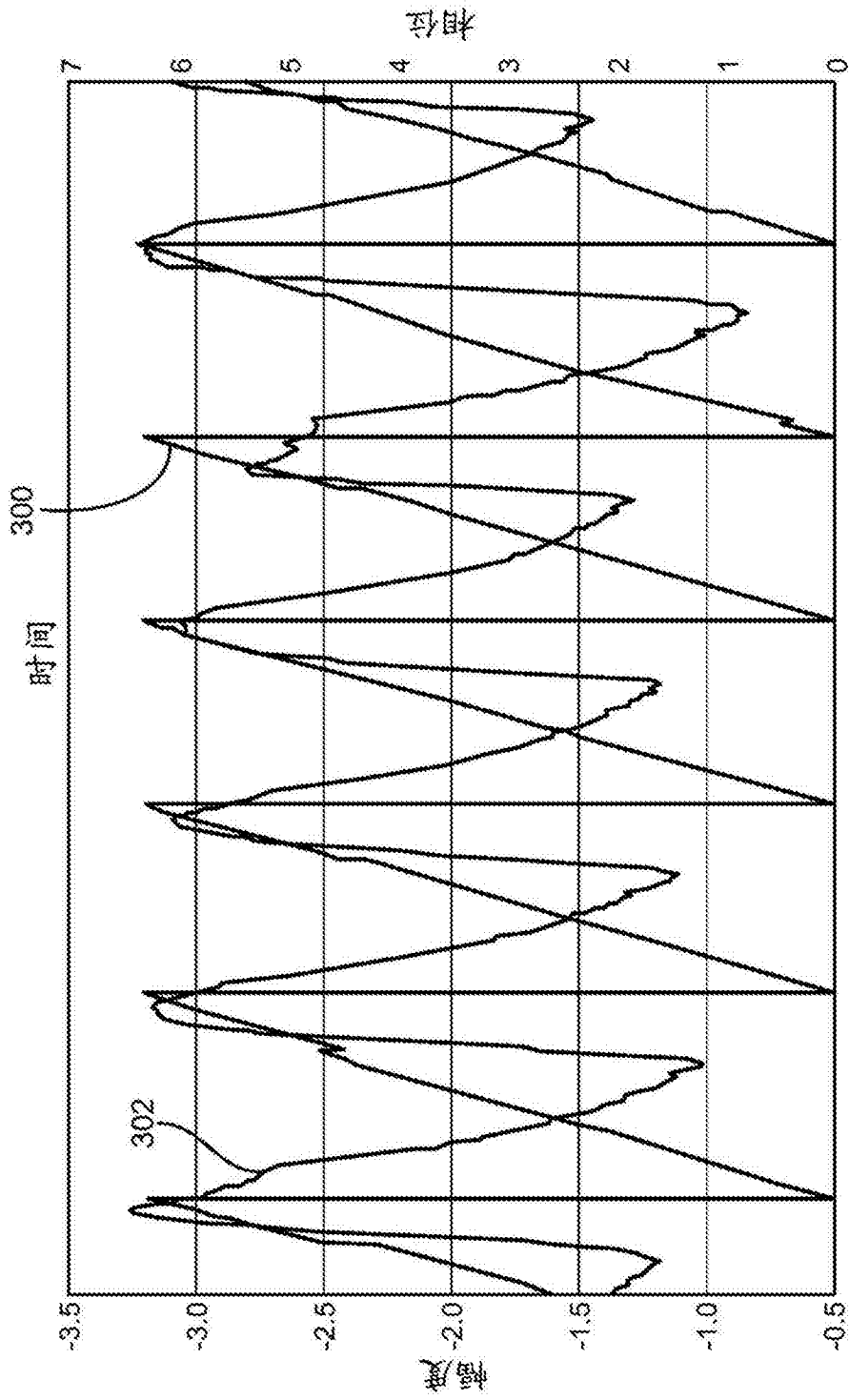


图 3

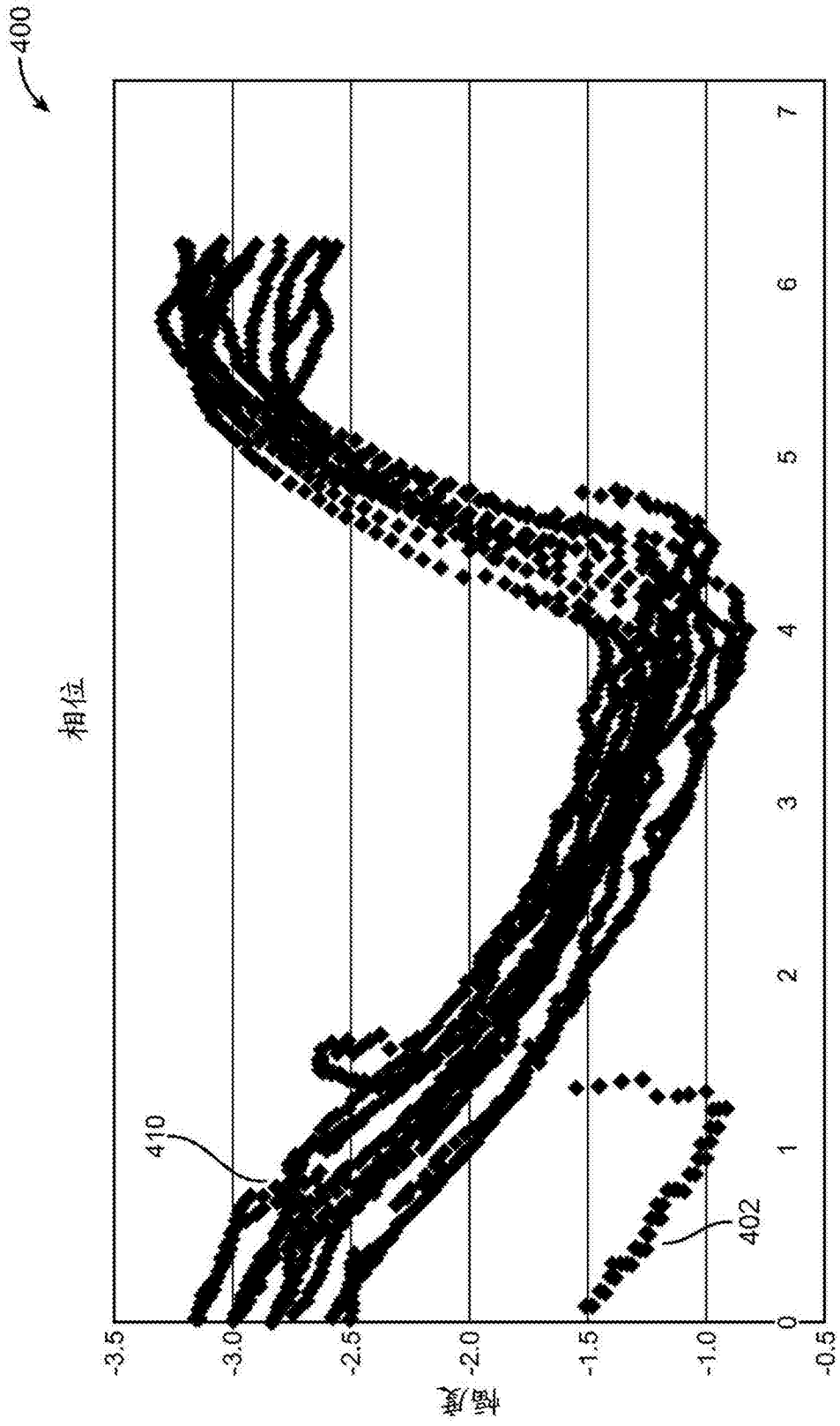


图 4

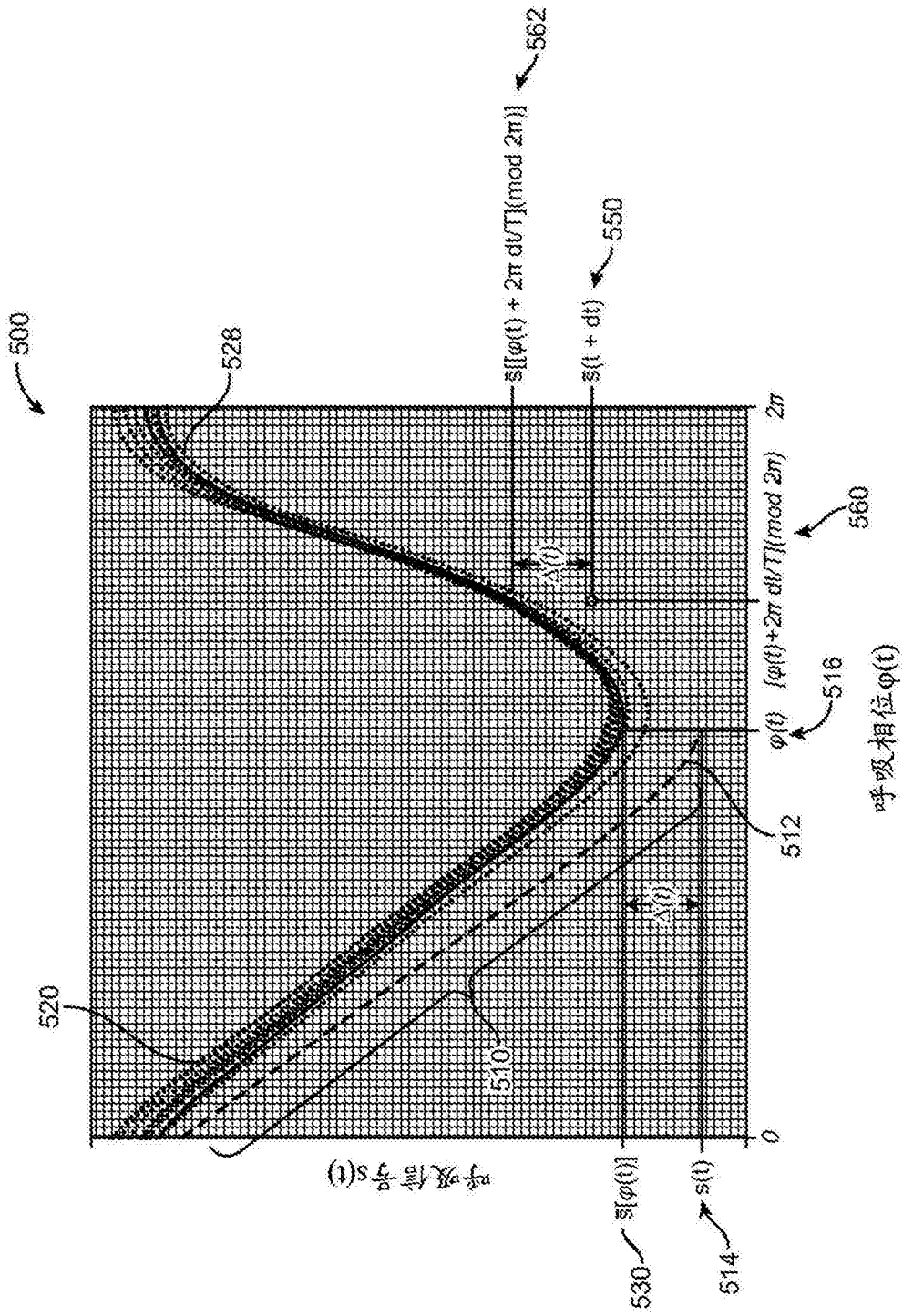


图 5

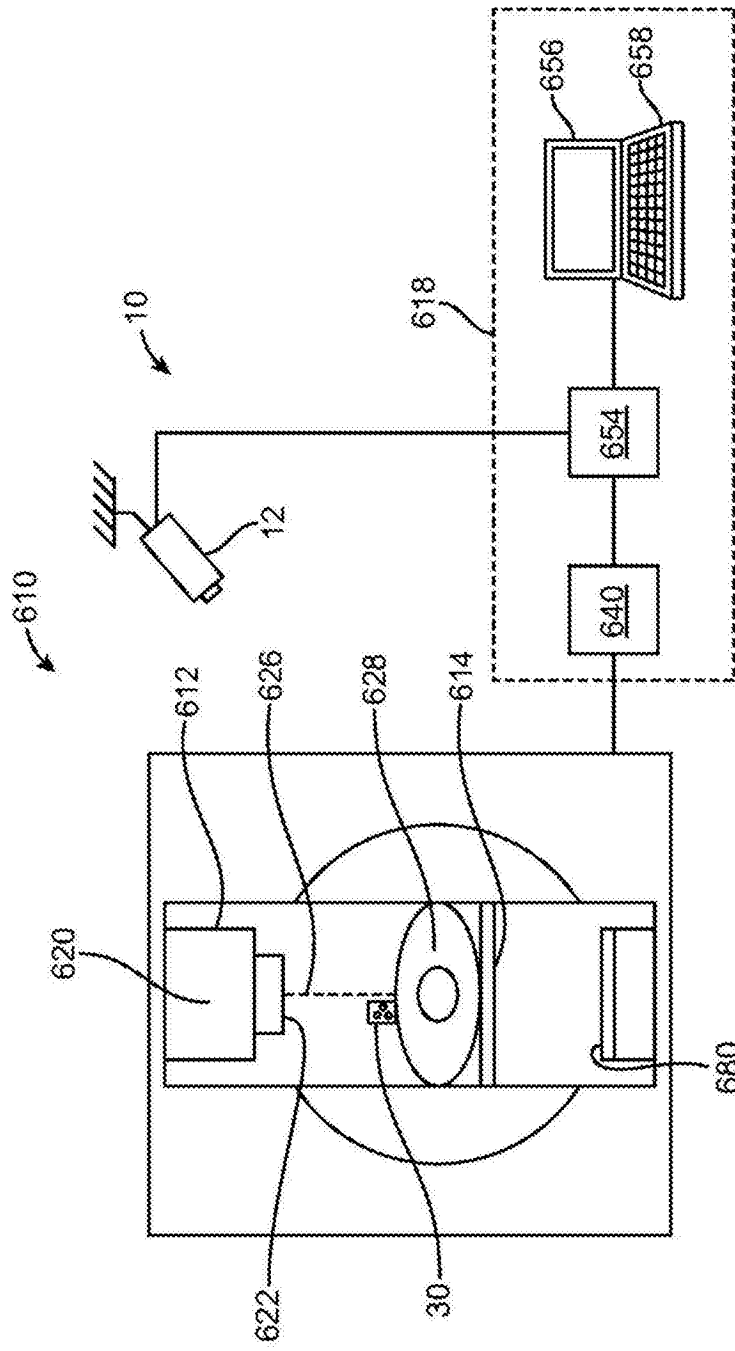


图 6

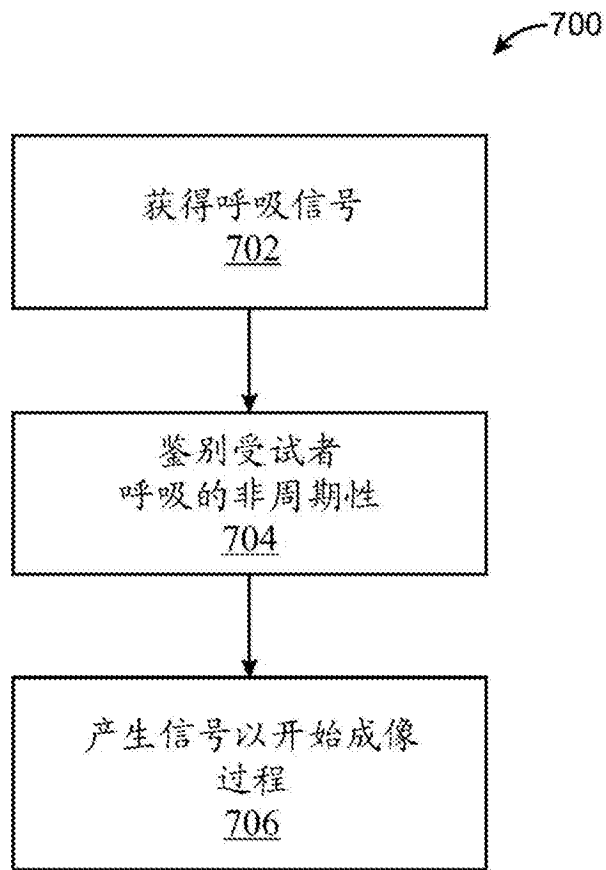


图 7



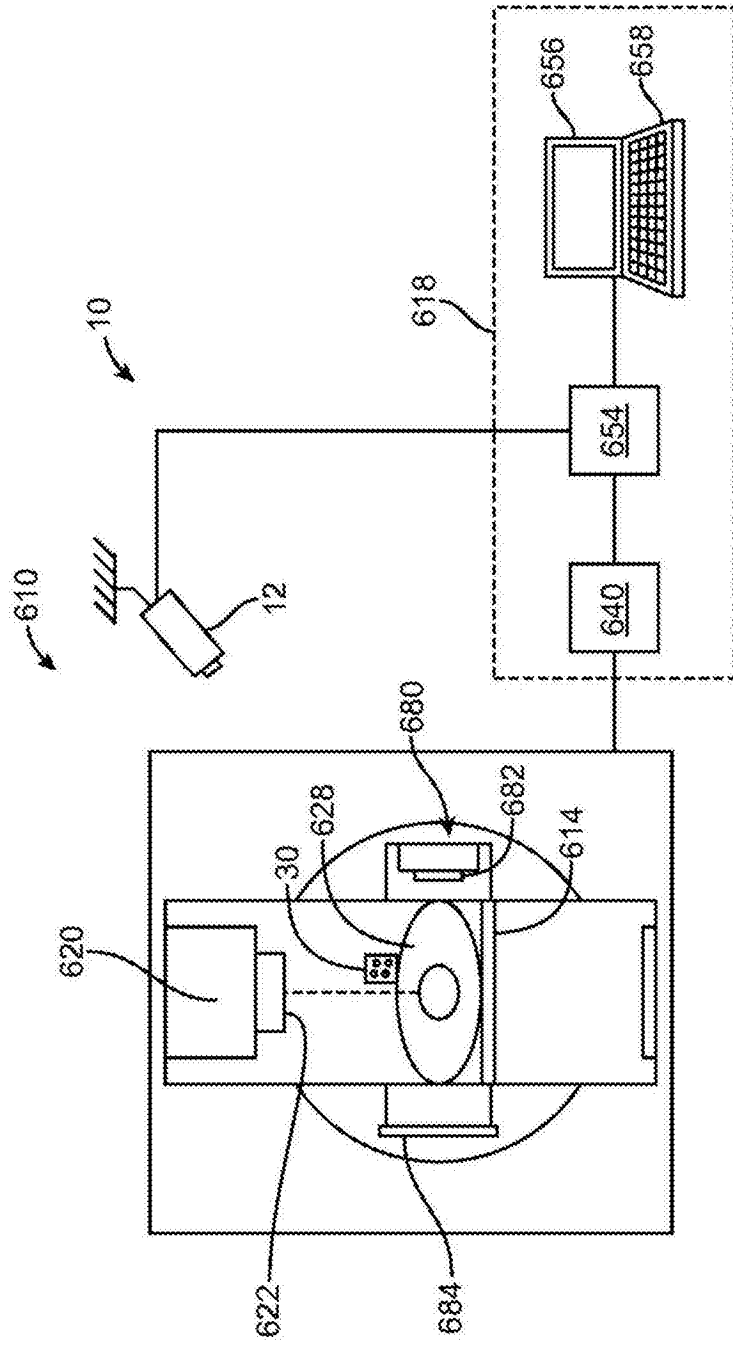


图 8

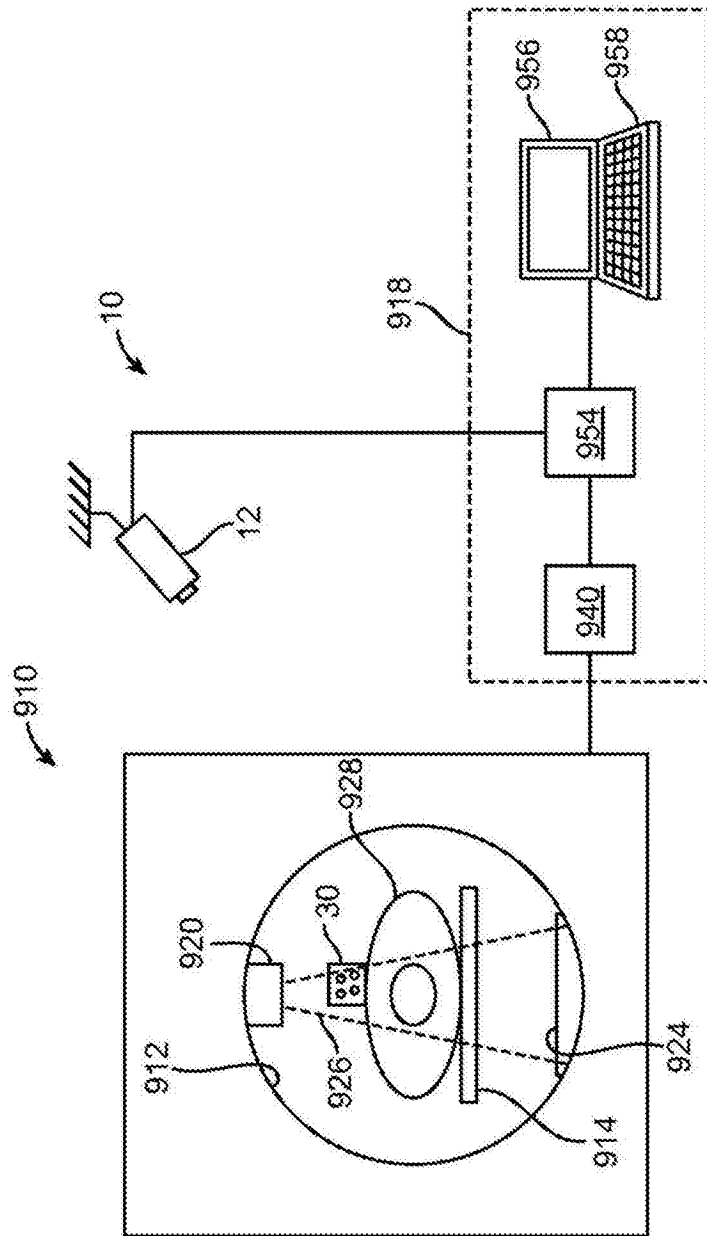


图 9

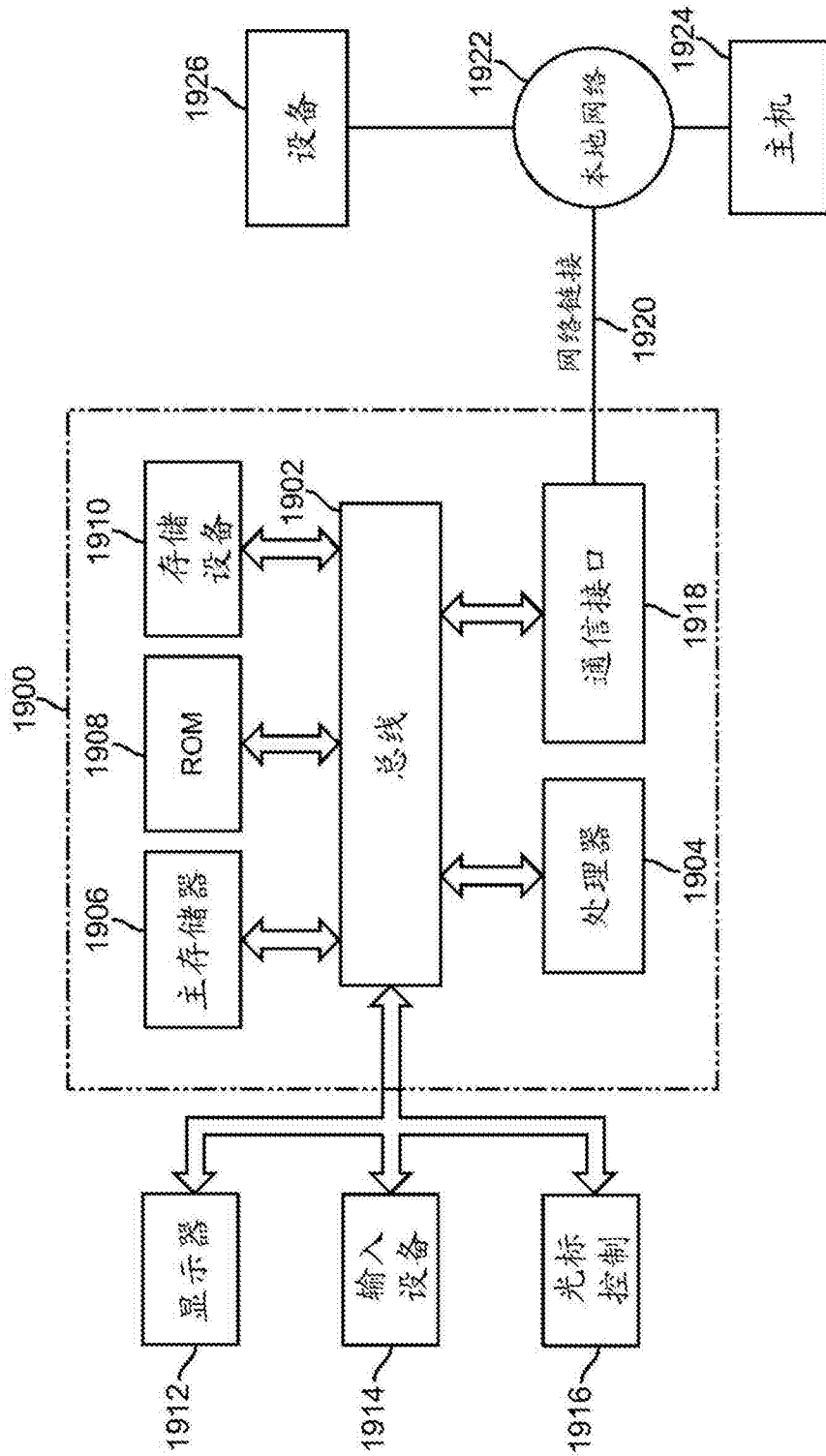


图 10