



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101273896 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 03

(21) 申请号 200810088480. 6

(22) 申请日 2008. 03. 31

(30) 优先权数据

11/731535 2007. 03. 30 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 K·N·亚布里 G·B·阿维纳什

J·M·萨波尔 R·乌帕卢里

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 程天正 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 6/02(2006. 01)

H05G 1/02(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6007243 A, 1999. 12. 28, 全文.

CN 1759807 A, 2006. 04. 19, 全文.

WO 2005009206 A, 2005. 02. 03, 全文.

US 2003169848 A, 2003. 09. 11, 全文.

US 2003103597 A, 2003. 06. 05, 全文.

审查员 郑其蔚

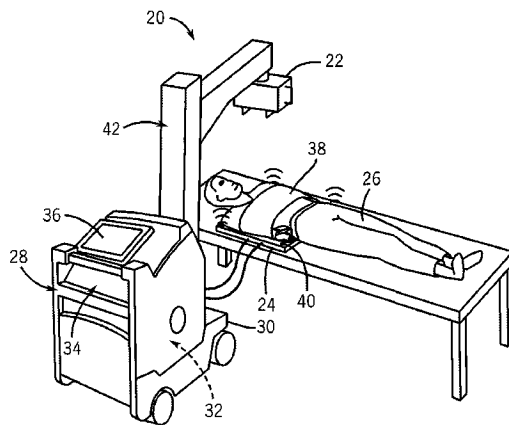
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 6 页

(54) 发明名称

使用便携平板检测器的双能射线照相的图像采集和处理链

(57) 摘要

本发明提供使用便携平板检测器的双能射线照相的图像采集和处理链。移动双能量 X 射线成像系统是数字 X 射线系统, 它被设计成既采集原始图像数据又处理该图像数据以产生图像供查看, 具有 X 射线源和便携式平板数字 X 射线检测器。该系统产生患者的高能量图像和低能量图像, 这些图像可被分解以产生软组织图像和骨骼图像以用于对所需的结构进一步分析。所述系统被布置在运载工具上以便于运输。成像系统具有对准系统, 对准系统有助于使平板数字检测器与 X 射线源对准。成像系统还包括防散射格栅和从图像中去除防散射格栅伪像的防散射格栅配准系统。



1. 一种医学成像系统 (20), 包括:

X 射线源 (22), 适于在第一时间点在第一能量级以及在第二时间点在第二能量级产生 X 射线;

电源 (50), 可操作来向 X 射线源供给功率以便在第一能量级和第二能量级产生 X 射线;

便携式平板数字 X 射线检测器 (24), 可操作来检测来自 X 射线源 (22) 的处于第一能量级和第二能量级的 X 射线, 其中所述检测器 (24) 产生第一信号 (118) 和第二信号 (120), 所述第一信号 (118) 表示来自在第一能量级产生的 X 射线的 X 射线强度, 所述第二信号 (120) 表示来自在第二能量级产生的 X 射线的 X 射线强度;

基于处理器的设备 (28), 可操作来根据从检测器 (24) 接收到的至少第一 (118) 和第二信号 (120) 来产生物质特定的图像 (130、132);

运载工具 (30), 适于将 X 射线源 (22)、电源 (50)、数字 X 射线检测器 (24) 和基于处理器的设备 (28) 中的至少一个运送到患者 (26);

被布置于检测器上的防散射格栅; 以及

防散射格栅配准系统, 用于对从在第一能量级产生的 X 射线获得的第一物质特定图像中的防散射格栅与从在第二能量级产生的 X 射线获得的第二物质特定图像中的防散射格栅进行配准。

2. 如权利要求 1 所述的医疗成像系统 (20), 包括:

传感器 (38), 可操作来检测患者的呼吸周期并且产生表示患者呼吸周期的信号。

3. 如权利要求 2 所述的医疗成像系统 (20), 其中所述医疗成像系统 (20) 适于在患者的呼吸周期的所需阶段采集处于第一能量级的第一图像和处于第二能量级的第二图像。

4. 如权利要求 2 所述的医疗成像系统 (20), 其中医疗成像系统 (20) 适于在第一呼吸周期期间的给定点采集处于第一能量级的第一图像, 并且适于在后续的呼吸周期上的近似相同的给定点采集处于第二能量级的第二图像。

5. 如权利要求 1 所述的医疗成像系统 (20), 包括对准传感器 (40), 所述对准传感器 (40) 可操作来在便携式平板数字 X 射线检测器 (24) 和 / 或防散射格栅 (96) 与 X 射线源 (22) 对准时产生指示。

6. 如权利要求 1 所述的医疗成像系统 (20), 包括散射减少垫 (98), 其中所述垫 (98) 适于在患者 (26) 和便携式平板数字 X 射线检测器 (24) 之间提供低衰减间隙。

7. 如权利要求 1 所述的医疗成像系统 (20), 包括温度校正功能 (122, 124), 用于为便携式平板数字 X 射线检测器 (24) 补偿由检测器的温度变化引起的检测器增益。

8. 如权利要求 1 所述的医疗成像系统 (20), 其中所述基于处理器的设备包括防散射算法。

9. 如权利要求 1 所述的医疗成像系统 (20), 包括图像分解过程 (106), 所述图像分解过程 (106) 具有包括空间可变参数的对数减法算法。

10. 如权利要求 1 所述的医疗成像系统 (20), 其中物质特定图像包括软组织图像 (130) 和骨骼图像 (132)。

11. 一种成像系统, 包括:

X 射线设备, 适合在第一时间点在第一能量级以及在第二时间点在第二能量级产生 X

射线；

便携式平板数字 X 射线检测器，可操作来检测来自 X 射线源的处于第一能量级和第二能量级的 X 射线，其中所述检测器产生第一信号和第二信号，所述第一信号表示来自在第一能量级产生的 X 射线的 X 射线强度，所述第二信号表示来自在第二能量级产生的 X 射线的 X 射线强度；

图像处理系统，耦合至所述检测器并且可操作来根据表示 X 射线强度的第一信号产生第一图像以及根据表示 X 射线强度的第二信号产生第二图像；

被布置于检测器上的防散射格栅；

格栅配准系统，可操作来对所述第一图像和所述第二图像中的防散射格栅进行配准。

12. 如权利要求 11 所述的成像系统，包括与所述检测器相关联的基于处理器的设备，其中所述基于处理器的设备可操作来根据所述第一图像和所述第二图像产生软组织图像和骨骼图像。

13. 如权利要求 11 所述的成像系统，其中，所述格栅配准系统包括可操作来对所述第一图像中包含防散射格栅的图像与所述第二图像中包含防散射格栅的图像进行配准的算法。

14. 如权利要求 11 所述的成像系统，包括对准系统，可操作来相对于 X 射线源检测检测器和 / 或格栅的位置，其中，所述对准系统耦合至所述格栅配准系统，以及所述格栅配准系统适合于根据来自所述对准系统的数据对所述第一图像和所述第二图像中的防散射格栅进行配准。

使用便携平板检测器的双能射线照相的图像采集和处理链

技术领域

[0001] 本公开大体上涉及双能量成像,尤其是使用具有便携式平板数字检测器的移动双能量 (dual-energy) 成像系统来产生和处理双能量图像的技术。

背景技术

[0002] 医疗诊断和成像系统普遍存在于现代医疗保健机构中。当前,存在着用于医疗诊断和成像系统的多种医疗器械 (modality)。这些包括计算机断层成像 (computed tomography CT) 系统、X 射线系统 (包括常规和数字或数字化的成像系统)、磁共振 (magnetic resonance MR) 系统、正电子发射断层成像 (positron emission tomography PET) 系统、超声系统、核医疗系统等等。这样的系统提供了用于识别、诊断和处理身体状况的非常宝贵的工具并且极大地减少了对外科诊断介入 (intervention) 的需求。在许多场合中,这些医疗器械相互补充并且向医师提供一系列用于对特定类型的组织、器官和生理系统等进行成像的技术。

[0003] 数字成像系统正日益广泛地用于产生能够被重建成为有用射线照相图像的数字数据。在数字成像系统的一个应用中,来自源的辐射被指向受检者,典型地是医疗诊断应用中的患者,并且一部分辐射穿过受检者并撞击 (impact) 检测器。检测器的表面将辐射转换成可见光子,所述可见光子被感测到。检测器被分成离散图像元素或像素阵列,并且根据撞击每个像素区域的辐射的量或强度来对输出信号进行编码。因为当辐射穿过受检者时辐射强度被改变,所以根据输出信号重建的图像可以提供与可通过传统感光胶片技术获得的那些类似的组织和其他特征的投射 (projection)。在使用中,在检测器的像素位置产生的信号被采样并数字化。数字值被传送到处理电路,其中所述数字值被过滤、缩放 (scaled),并且被进一步处理以产生图像数据集。所述数据集然后可以被用于重建作为结果的图像,以将所述图像显示在例如计算机监视器上,以将所述图像转印到传统感光胶片等等。

[0004] 双能量 (DE) 射线照相 (radiography) 涉及在相对小的时间间隔内在不同的能量采集两个 X 射线图像。这两个图像然后被用于分解成像的解剖结构 (anatomy) 并且创建软组织和骨骼图像。现有的数字射线照相 (digital radiography DR) 图像采集和处理技术不是为 DE 射线照相设计的。另外,将 DE 成像应用于移动 DR 成像系统增加了若干特殊的难题。例如,在移动 DR 成像系统中,检测器相对于 X 射线源的空间位置并不像在固定不变的 DR 成像系统中的那样总是已知的。另外,检测器相对于 X 射线源可能没有被机械地固定,并且每当患者移动时,它都可能会有微小的移动。结果,在 X 射线源和检测器之间可能会出现未对准 (misalignment)。此外,移动 DR 成像系统常常被用于获得虚弱到无法移动的患者图像。因此,这些患者常常不能很容易地屏息,或根本无法屏息。结果,当肺容积在第一和第二照射之间改变时,就会在图像中形成伪像。

[0005] 因此,就需要克服与移动 DR 成像系统相关联的问题的技术。在此所描述的技术旨在解决与移动 DR 成像系统相关联的问题。

发明内容

[0006] 本发明提供了一种移动双能量 X 射线成像系统。所述移动双能量 X 射线成像系统是数字 X 射线系统,所述数字 X 射线系统被设计成既采集原始图像数据又处理所述图像数据以产生图像以供查看。所述系统具有 X 射线源和便携式平板 (flat-panel) 数字 X 射线检测器。所述系统具有配轮的运载工具 (wheeled-carrier) 以使系统能够被运到患者处。所述系统可操作来产生患者的高能量图像和低能量图像,这些图像可以被分解以产生软组织图像和骨骼图像以用于对所需的解剖结构进行进一步分析。由于移动系统相比于安装系统的局限性的缘故,多种技术被用于增强移动双能量 X 射线成像系统的图像采集、处理和显示能力。

[0007] 本发明的一个方面是所述系统可以利用呼吸传感器来在图像采集期间执行肺部门控 (pulmonary gating)。本发明的另一方面是一种有助于平板数字检测器与 X 射线源的对准的系统。本发明的又一方面是温度校准功能,用于在从低功率条件转换到全功率条件之后补偿平板数字 X 射线检测器中的温度梯度。本发明的又另一方面是当防散射格栅 (grid) 被使用时的防散射格栅配准 (registration)。本发明的其他方法将在下文中提供。

附图说明

[0008] 在参照附图阅读了如下详细描述之后,本发明的这些和其他特征、方面和优势将会被更好地理解,在全部附图中,相同的附图标记表示相同的部分,其中:

- [0009] 图 1 是根据本发明的示例性实施例的双能量 X 射线成像系统的透视图;
- [0010] 图 2 是根据本发明的示例性实施例的图 1 的双能量 X 射线成像系统的概略图;
- [0011] 图 3 是根据本发明的示例性实施例的图 1 的系统的检测器的功能电路的概略表示;
- [0012] 图 4 是根据本发明的示例性实施例的泡沫垫和图 1 的检测器的透视图;
- [0013] 图 5 是根据本发明的示例性实施例的图像采集和处理技术的框图;
- [0014] 图 6 是根据本发明的示例性实施例的图 5 的图像采集技术的框图;
- [0015] 图 7 是根据本发明的示例性实施例的图 5 的图像预处理技术的框图;
- [0016] 图 8 是根据本发明的示例性实施例的图 5 的图像后处理技术的框图;以及
- [0017] 图 9 是根据本发明的示例性实施例的图 5 的图像显示技术的框图。

具体实施方式

[0018] 尽管在如上描述中描述了双能量系统,但是这些概念同样适用于多能量系统。主要参照图 1,其中呈现了主要由附图标记 20 指代的移动双能量 X 射线成像系统。在所出示的实施例中,双能量 X 射线成像系统 20 是数字 X 射线系统,根据所提供的技术,所述数字 X 射线系统被设计成既采集原始图像数据又处理所述图像数据以供显示。特别地,系统 20 可操作来产生高能量图像和低能量图像,这些图像可以被分解以产生软组织图像和骨骼图像以用于对所需的解剖结构进行进一步分析。

[0019] 移动双能量 X 射线成像系统 20 具有 X 射线源 22 和便携式平板数字 X 射线检测器 24。便携式数字 X 射线检测器 24 可操作来执行双能量 X 射线成像。患者 26 位于 X 射线源 22 和检测器 24 之间。检测器 24 接收穿过患者 26 的 X 射线并且将成像数据传送到基本单

元 28。便携式平板数字 X 射线检测器 24 通过电缆耦合到基本单元 28,并且可以在运输期间被存放在基本单元 28 中。基本单元 28 容纳着系统电子器件 32,所述系统电子器件 32 对成像数据进行处理以产生用于查看的图像。另外,系统电子器件 32 既向 X 射线源 22 供电又控制供给 X 射线源 22 的电力。X 射线源 22 是由发电机供电,所述发电机可操作来向 X 射线源 22 供电从而不仅产生高能量图像而且还产生低能量图像。基本单元 28 还具有操作员工作站 34,所述操作员工作站 34 使用户能够控制系统 20 的操作以产生所需的图像。系统电子器件 32 所产生的图像被显示在显示器 36。另外,系统 20 所产生的图像可以被印到胶片上。

[0020] 移动双能量 X 射线成像系统 20 还包括若干传感器以增强系统 20 的操作。在所出示的实施例中,呼吸传感器 38 被提供以将表示患者呼吸周期的信号发送到系统电子器件 32。因为便携式平板数字 X 射线检测器 24 的移动独立于 X 射线源 22,所以 X 射线就有可能以一定角度撞击传感器 24,从而产生患者 26 的不准确的图像。在所出示的实施例中,检测器 24 具有对准发射机 40,它们用于使检测器 24 与 X 射线源 22 对准以确保来自 X 射线源 22 的 X 射线以正确的角度撞击检测器 24。在所出示的实施例中,靠近 X 射线源 22 定位的传感器适于接收由对准发射机 40 产生的信号。系统 20 能够使用所述信号来对检测器 24 相对于 X 射线源 22 的定向和位置进行三角测量以确定检测器 24 是否被对准以垂直于来自 X 射线源 22 的 X 射线的路径。对准传感器还可以操作来指示检测器 22 何时在 X 射线源 22 的范围内。当检测器 24 和 X 射线源 22 被对准时,可听的和 / 或可视的指示器被激活。然而,可以使用相反的布置,即,对准发射机 40 可以被放置在 X 射线源 22 和检测器 24 内的传感器上。另外, X 射线源 22 由可调整的支架 42 支持。最终,系统 20 可以被连接到因特网或其他通信网络以使系统 20 所产生的图像可以被发送到远程用户,例如放射学家的工作站。

[0021] 主要参照图 2,移动双能量成像系统 20 包括靠近 X 射线源 22 定位的准直仪 44。准直仪 44 允许辐射流 46 传入到患者 26 被安置在的区域中。部分辐射 48 穿过或绕过患者 26 并撞击便携式平板数字 X 射线检测器 24。如下文更加充分地描述, X 射线检测器 24 把在它的表面接收到的 X 射线光子转换成低能量光子,并随后转换成电信号,所述电信号被采集并处理以重建受检者内的特征的图像。图 2 还图示了 X 射线源 22 与便携式平板数字 X 射线检测器 24 对准的重要性。如果没有对准,穿过或绕过患者 26 的部分辐射 48 不能被检测器 24 接收,并且患者 26 的准确图像不能被获得。此外,即使检测器 24 与 X 射线源成一条直线,检测器 24 也必须转动角度以相对于 X 射线源 22 垂直,用于准确地检测辐射 48。

[0022] X 射线源 22 由功率供给 / 控制电路 50 来控制,所述功率供给 / 控制电路 50 为检测序列提供功率和控制信号。此外,检测器 24 被耦合到检测器控制器 52,所述检测器控制器 52 控制对在检测器 24 产生的信号的采集。检测器控制器 52 还可以执行各种信号处理和过滤功能,例如对动态范围的初始调整、对数字图像数据的交织等。功率供给 / 控制电路 50 和检测器控制器 52 二者都对来自系统控制器 54 的信号进行响应。通常,系统控制器 54 控制成像系统的操作以执行检查规程 (protocol) 和处理所采集的图像数据。在本文中,系统控制器 54 还包括信号处理电路 (常常基于通用或专用数字计算机),用于存储由计算机执行的程序和例程以及配置参数和图像数据的相关联的存储器电路,接口电路等等。在所出示的实施例中,呼吸传感器 38 向系统控制器 54 提供呼吸周期 (cycle) 数据。

[0023] 系统控制器 54 被链接 (link) 到输出设备,例如显示器 36 或打印机。系统控制器

54 还被链接到操作员工作站 34 以用于输出系统参数、请求检查、查看图像等等。通常,显示器、打印机、工作站和提供于系统内的类似设备可以在数据采集部件附近,或者可以远离这些部件(例如在机构或医院内的其他地方),或在完全不同的位置,经由一个或多个可配置的网络(例如因特网、虚拟专用网等等)链接到图像采集系统。

[0024] 主要参照图 3,其中给出了数字检测器 24 的功能部件。另外,还给出了成像检测器控制器即 IDC(Imaging detector controller)56,典型地所述成像检测器控制器 56 将被配置在检测器控制器 52 内。IDC56 包括 CPU 或数字信号处理器,以及用于命令采集从检测器感测的信号存储器电路。IDC 56 经由双向光纤导线(conductor)耦合到检测器 24 内的检测器控制电路 58。IDC 56 由此在操作期间就检测器内的图像数据交换命令信号。检测器控制电路 58 接收来自电源 60 的直流(DC)电。检测器控制电路 58 被配置成发起对用于在系统操作的数据采集阶段传送信号的行和列驱动器的定时和控制命令。检测器控制电路 58 因此传送功率和控制信号到基准/调节器电路 62,并且接收来自基准/调节器电路 62 的数字图像像素数据。

[0025] 在该实施例中,便携式平板数字 X 射线检测器 24 包括闪烁器,所述闪烁器在检查期间把在检测器表面上接收的 X 射线光子转换成低能量(可见)光子。光检测器阵列然后将可见光子转换成电信号,所述电信号表示撞击检测器表面的单独像素区域的光子数量或辐射强度。读出电子器件将生成的模拟信号转换成数字值,所述数字值能够被处理、存储和显示,例如在图像重建之后显示在显示器 36 上。以当前的形式,光检测器阵列被形成在非晶硅的单基(single base)上。阵列元件以行和列来组织,其中每个元件包括光电二极管和薄膜晶体管。每个二极管的阴极被连接到晶体管的源极,而所有二极管的阳极被连接到负偏压。每行中的晶体管的栅极被连接在一起,而行电极被连接到扫描电子器件,这将在下文中描述。列中的晶体管的漏极被连接在一起,每列的电极被连接到读出电子器件。

[0026] 在所示的实施例中,便携式平板数字检测器 24 具有行总线 64 和列总线 66。行总线 64 包括多个导线,所述多个导线用于在需要之处启用从检测器的各列读出,以及禁止行和施加电荷补偿电压到选定的行。列总线 66 包括附加导线,所述附加导线用于在行被顺序地启用时命令从列读出。行总线 64 被耦合到一系列行驱动器 68,所述行驱动器 68 中的每个都命令检测器中的一系列行的启用。类似地,读出电子器件 70 被耦合到列总线 66 以用于命令检测器所有列的读出。在所提供的技术中,通过采用对检测器 24 的部分读出来增加图像采集速率。在所示的实施例中,行驱动器 68 和读出电子器件 70 被耦合到检测器面板 72,所述检测器面板 72 可以被再分成多个部分 74。每个部分 74 都被耦合到行驱动器 68 其中一个,并且包括多个行。类似地,读出电子器件 74 中的每一个都被耦合到一系列列。上述光电二极管和薄膜晶体管布置由此限定了以行 78 和列 80 排列的一系列像素或分立图像元素 76。所述行和列限定了图像矩阵 82,高度为 84,宽度为 86。

[0027] 每个像素 76 大体上都被限定在行和列的交叉处,在交叉处,列电极 88 与行电极 90 相交。如上所述,与光电二极管 94 一样,对于每个像素,薄膜晶体管 92 被提供于每个交叉位置。当每一行被行驱动器 68 启用时,来自每个光电二极管 94 的信号可以经由读出电子器件 70 来访问,并且所述信号被转换成数字信号以用于后续处理和图像重建。因此,当扫描线被附于激活的行上的像素的所有晶体管的栅极时,阵列中的整行像素被同时控制。因此,该特定行中的每个像素都通过开关连接到时间线,所述开关被读出电子器件使用来把电荷

恢复到光电二极管 94。

[0028] 应该注意到,当通过相关联的专用读出通道中的每一个同时恢复电荷到一行中的所有像素时,读出电子器件就把来自先前行的测量值从模拟电压转换成数字值。此外,读出电子器件将来自前两行的数字值转移到采集子系统,所述采集子系统将在把诊断图像显示在监视器上或将其写到胶片之前执行一些处理。因此,读出电子器件同时执行三个功能:为特定行中的像素测量或恢复充电,转换先前行中的像素的数据,以及转移前两行中的像素的已转换的数据。

[0029] 主要参照图 4,其中给出了便携式平板数字检测器 24 的实施例。检测器 24 具有防散射格栅 (grid) 96,所述防散射格栅 96 覆盖便携式平板数字检测器 24 的图像矩阵 82。散射是一种普通物理过程,借此,某些形式的辐射,例如 X 射线因它所通过的介质中的一个或多个局部不均匀性而被迫使偏离直线轨道。防散射格栅 96 通过防止散射的 X 射线到达检测器 24 而减少了散射效应。当使用这样的防散射格栅时,X 射线源 22 和格栅之间的明显的未对准会引起图像伪像 (artifact)。检测器 24 与 X 射线源 22 的对准受阻于独立于 X 射线源 22 的检测器 24。另外,因为检测器 24 被放置在待成像的患者 26 的区域之下,所以检测器 24 的位置是由患者 26 的位置来确定的。

[0030] 为了避免因未对准引起的图像伪像,发射机 40 被用于实现检测器 24 与 X 射线源 22 的对准。可替换地,对准发射机 40 可以被置于防散射格栅 96 上以确保来自 X 射线源 22 的 X 射线以正确的角度撞击防散射格栅 96。X 射线源 22 具有接收机并且对检测器 24 相对于 X 射线源 22 的位置进行三角测量,所述接收机可操作来接收来自发射机 40 的信号。当检测器 24 被定位成使得检测器 24 的平面垂直于由 X 射线源 22 产生的 X 射线束并且检测器 24 相对于 X 射线源位于中心时,检测器 24 和 X 射线源 22 就是对准的。在所示的实施例中,当检测器 24 和 X 射线源 22 被对准时,系统 20 产生可视和 / 或可听的指示。因此,在对患者 26 进行成像之前,使用户能够定位检测器 24 并且确保其被对准。另外,在所示的实施例中,泡沫垫 (foam pad) 98 被放置在格栅 96 上方。泡沫垫 98 在患者和检测器之间产生空隙,这也通过防止散射的 X 射线到达检测器 24 而减少了散射效应。

[0031] 主要参照图 5,其中给出了用于通过图 1 的移动双能量 X 射线成像系统 20 来处理成像数据的技术,所述技术主要由附图标记 100 来表示。因为系统 20 是移动的,所以在如下技术中已经进行了某些适配。所示的实施例中的第一技术是图像采集技术,主要由块 102 表示。一旦图像采集被完成,预处理技术就在所采集的图像上执行,所述预处理技术主要由块 104 表示。在预处理 (pre-process) 被完成之后,所采集的图像被分解以产生原始软组织图像和原始骨骼图像,这主要由附图标记 106 表示。接下来,所采集的图像被后处理 (post-process),这主要由附图标记 108 表示。最后,一旦后处理被完成,所采集的图像就被处理以用于视觉显示,这主要由块 110 表示。

[0032] 主要参照图 6,其中呈现了图 5 的图像采集技术 102 的示例性实施例。在所示出的实施例中,图像采集技术 102 包括用于移动成像系统的技术优化技术,这主要由块 112 表示。安装的 X 射线成像系统常常具有大得多的发电机来向 X 射线源供电。例如,固定的数字射线照相系统常常具有 60-80 千瓦的发电机,而移动系统所具有的发电机常常在 15-30 千瓦的范围内。技术优化指的是这样的技术,所述技术用于解决与安装的 X 射线成像系统相比移动 X 射线成像系统产生 X 射线的可用的功率较低的问题。在所示的实施例中,技术优

化 112 包括调整相对于安装的系统的千伏峰值 (kVp) 和铜过滤 (copper filtration) (用于稳定 X 射线谱)。

[0033] 一旦采集参数被定义, 心脏门控和 / 或肺部门控就可以被执行, 这主要由附图标记 114 表示。心脏门控是这样的技术, 该技术在心脏周期中的特定点触发检测器 24 的图像采集。这减少了包括心脏的视图中的心脏运动伪像, 以及与心脏运动间接相关的运动 (例如肺运动) 的伪像。心脏门控处理由心脏 / 主动脉脉动引起的肺部 / 心脏运动伪像。肺部门控是这样的技术, 该技术防止当肺容积在第一和第二照射之间改变时在图像中形成图像伪像。当 DR 成像系统被用于获取不能屏息很长时间或根本无法屏息的患者图像时, 肺容积变化会出现。在肺部门控的一个实施例中, 系统 20 根据来自图 1 的呼吸传感器 38 的信号, 在肺运动最慢时既采集高能量图像又采集低能量图像。在肺部门控的可替换的实施例中, 高能量图像和低能量图像是在不同的呼吸周期期间采集的, 不过却是在呼吸周期中的近似相同的点采集的。

[0034] 在所示的技术中, X 射线源与便携式平板数字检测器 24 的对准由用户来执行, 这主要由块 116 表示。如上所论述的, 位于检测器 24 上的发射机 40 被用于使检测器 24 与 X 射线源 22 对准。如上所论述的, 当检测器 24 与 X 射线源 22 对准时, 就提供可听和 / 或可视的指示。这使得操作员能够知道在指示出现时获取的图像将具有检测器 24 与 X 射线源 22 的准确对准。

[0035] 在图像采集期间, 在高能量 (“kVp”) 采集 X 射线图像, 这主要由块 118 表示。紧接着, 在低能量 (“kVp”) 采集 X 射线图像, 这主要由块 120 表示。低能量图像常常被首先采集。低能量照射可以持续大约 100-300msec。高能量照射出现在大约 0.5 秒之后并且持续大约 10-30msec。准直仪 44 的过滤可以在采集之间被改变以考虑到 X 射线能量中较大间隔。检测器校正可以被分别应用于高能量图像和低能量图像。这样的检测器校正正在采用平板检测器的系统中是已知的并且包括以下技术, 例如坏像素 / 线校正、增益映射校正 (gain map correction) 等, 以及双能量成像特有的校正, 例如跳动 (laggy) 像素校正。另外, 上述泡沫垫 98 在患者 26 和检测器 24 之间产生空隙。所述空隙通过减少散射来改善图像采集。

[0036] 主要参照图 7, 其中给出了图 5 的预处理技术 104 的示例性实施例。预处理技术 104 包括高 kVp 检测器校正, 这主要由块 122 表示, 以及低 kVp 检测器校正, 这主要由块 124 表示。现有的检测器校正技术可以被使用, 例如包括专门防散射格栅的硬件解决方案, 和或使用基于卷积或基于去卷积的方法的软件解决方案。另外, 软件技术能够利用来自一个图像的信息来对用于另一图像的参数进行调节。另外, 检测器校正可以被用于补偿检测器 24 上的温度影响。

[0037] 在使用固定的 X 射线成像系统的情况下, 一旦检测器最初被加热, 它的温度就保持稳定。然而, 移动 X 射线成像系统频繁被打开和关闭。另外, 所示的系统 20 的实施例具有能量节约 (conservation) 特征, 由此在一段时间不使用之后供给检测器 24 的功率就被减少。因此, 当移动 X 射线成像系统 20 被用于采集图像时, 检测器 24 的温度可能不会稳定在静止温度。典型地, 当检测器 24 被供给全功率时, 由于供给检测器 24 的功率的增加, 检测器 24 会变热。当检测器 24 变热时, 在跨越检测器表面的空间中存在着温度梯度, 所述温度梯度可能影响像素偏移 / 增益, 从而影响在 X 射线照射之后生成的图像值。温度校正功能被提供以补偿温度梯度。温度校正功能基于当在全功率下运行时检测器 24 如何随时间推

移而变热的模型。对校正的输入是切换到全功率模式和图像捕捉的时间之间的时间间隔。在可替换的实施例中，检测器 24 具有温度传感器，所述温度传感器用于根据实际的检测器 24 温度提供输入。实际的检测器温度然后被用于建立温度校正函数。噪声削减也被执行。一个或多个噪声削减算法被应用于高 kVp 和低 kVp 图像，这主要由块 126 表示。

[0038] 配准技术被用于通过对高 kVp 和低 kVp 图像之间的运动进行校正来减少运动伪像，这主要由块 128 表示。配准算法可以是应用于高 kVp 和低 kVp 图像的已知的刚体或扭曲 (warp) 配准例程。配准处理解决软组织图像和 / 或骨骼图像中的残留结构和肺 / 心脏运动伪像。另外，配准技术 128 包括格栅配准。当使用防散射格栅 96 时，格栅 96 能够独立于患者 26 移动。格栅配准通过使高 kVp 和低 kVp 图像中的格栅对准来校正格栅的任何运动。

[0039] 再次参照图 5，分解技术 106 还包括基于双能量 X 射线成像是移动的考虑因素。这两个图像通常根据双能量分解方程来分解：

$$[0040] \quad IS = IH/IL^{WS} \quad (1)$$

$$[0041] \quad IB = IH/IL^{WB} \quad (2)$$

[0042] 此处 IS 表示软组织图像，IB 表示骨骼图像，IH 表示高能量图像，IL 表示低能量图像，WS 是软组织分解参数，WB 是骨骼分解参数，并且 $0 < WS < WB < 1$ 。

[0043] 关于分解的特殊考虑因素包括使用空间可变参数对数减法 (logsubtraction) 技术，所述对数减法技术通过这样的事实来激发，即在移动环境中遇到的非最优条件下分解是依赖于区域的。现有的对数减法技术假定用于对数减法的参数相对于图像中的位置是不变的。然而，通过经验已经确定所述参数依赖于位置。这意味着参数的给定值在图像的一个区域中效果最好，而该参数的不同值在图像的另一个区域中效果最好。这里，我们假定对于图像中的“m”个区域存在着“m”个最优参数。空间可变参数对数减法技术是这样的方法，所述方法将区域分割成“m”个区域，使用“m”个不同参数来分解图像以及组合所有结果以获得组合生成的图像。

[0044] 关于空间可变参数对数减法技术的一个主要考虑因素是根据组织密度的量来修改对数减法参数，并且以无缝的方式把分解的图像的各部分向回拼装到一起。在所示的实施例中，算法被用于访问高和低功率图像对。根据衰减密度将高能量图像分割成多个区域以导出蒙片 (mask)，“M”。所述蒙片然后被处理以通过该区域改变为它们周围的相邻区域来消除任何小孔或间隙。所述区域然后被合并成数目相对少的超区域。例如，所述超区域可以被分成高、中和低组织密度。然后使用标准参数 (“W”) 和非标准参数 (W_1, W_2, W_3, \dots) 来分解图像。这产生了多对软组织图像 (IS, IS_1, IS_2, \dots) 和骨骼图像 (IB, IB_1, IB_2, \dots)。将软组织图像 (IS_1, IS_2, \dots) 中的每一个密度匹配到 IS 以获得密度匹配的图像 IS_1, IS_2, \dots 。IS 中的区域然后被由蒙片“M”导向的密度匹配的图像 (IS_1, IS_2, \dots) 中的区域替换。类似地，将骨骼图像 (IB_1, IB_2, \dots) 中的每一个密度匹配到 IB 以获得密度匹配的图像 IB_1, IB_2, \dots 。IB 中的区域然后被由蒙片“M”导向的密度匹配的图像 (IB_1, IB_2, \dots) 替换。结果，最终的 IS 和 IB 图像就具有无缝、多参数的对数提取的图像。

[0045] 主要参照图 8，其中给出了图 5 的图像后处理技术 108 的示例性实施例。在分解之后，就生成原始软组织图像 130 和原始骨骼图像 132。在后处理期间，原始软组织图像 130 和原始骨骼图像 132 经历类似的处理技术。在所示的实施例中，如果预处理技术 104 没有

去除所有的格栅伪像,则格栅伪像消除技术(主要由块 134 表示)就被用于从原始软组织图像 130 和原始骨骼图像 132 去除所有残余的格栅伪像。格栅伪像消除技术 134 可以包括频率陷波滤波器,其中在空间频率域分析合成的图像中明显的尖峰,所述尖峰然后被抑制。

[0046] 当出于临床考虑不能使用防散射格栅时,可以使用散射校正技术 136。在散射校正技术 136 中,高梯度边缘区域在任何计算中都不考虑。在不在高梯度边缘区域的区域中,执行合成图像的加权平均。在对应于边缘区域的区域中,根据相邻包含的区域来外推值以产生最终的经平均的图像。最终的经平均的图像的一部分被从原始图像中减去以获得散射校正的图像。

[0047] 对比度匹配 138 被执行,以对原始软组织图像 130 和原始骨骼图像 132 中的结构和标准图像中的相应结构的对比度进行匹配。例如,原始软组织图像 130(例如,胸腔图像)中的软组织结构的对比度被匹配到标准 PA 图像中的对比度。对比度匹配被执行以便于对 X 射线图像的解释。

[0048] 一种或多种噪声削减技术可以被应用于软组织图像 130 和骨骼图像 132,这主要由块 140 表示。噪声削减技术 140 处理由于 DE 分解而引起的噪声。可能需要可选的噪声削减算法,这取决于所使用的散射校正的量,在希望有高对比度图像的情况下尤其如此。噪声削减技术 140 可以调节参数设置以提供对较大结构的改进的可视化以及削弱局部的高频噪声。

[0049] 另外,可以对原始软组织图像 130 和原始骨骼图像 132 执行呈现图像处理(主要由块 142 表示)。呈现图像处理 142 包括处理,例如边缘增强、显示窗口水平和窗口宽度调整以用于最优显示。后处理技术 108 的结果是经处理的软组织图像 144 和经处理的骨骼图像 146。考虑到临床环境中的及时的图像审阅,能够通过发送原始图像到专用离线处理器来加速图像处理,所述专用离线处理器然后将经处理的图像传送回移动 X 射线成像系统 20 以供审阅。

[0050] 参照图 9,其中给出了图 5 的图像显示技术 110 的示例性实施例,显示技术 110 旨在覆盖多种显示技术,包括在监视器上显示或通过打印机显示。显示技术 110 包括响应于用户输入(例如,放射学家的偏好)而指定显示选项和悬挂协议(hanging protocol),这主要由块 148 表示。这些显示选项和悬挂协议可以根据工作站、图像存档和通信系统(PACS)等的限制来定制或标准化,其中图像在所述工作站被审阅。例如,可以根据工作站的显示和带宽能力来调整图像的分辨率,其中图像在所述工作站被查看。

[0051] 交互信息工具(主要由块 150 表示)可以被利用来使移动 X 射线成像系统 20 在紧急情况下更加有效。例如,互动信息工具 150 可以提供参数,例如距离、大小、伪容积和对象计数。另外,工具 150 可以使用户能够在图像上进行拖曳,以及对感兴趣的区域执行统计。

[0052] 计算机辅助诊断(CAD)算法(主要由块 152 表示)可以被应用于经处理的软组织图像 144、经处理的骨骼图像 146 和标准图像中的一个或全部。CAD 算法 152 可以被设计成适应经处理的软组织图像和经处理的骨骼图像以改善性能。经处理的软组织图像 144 和/或经处理的骨骼图像 146 连同任何 CAD 算法的结果一起被显示以供查看,这主要由块 154 表示。例如,可以在单个显示器上以时间环或通过手动步进动态地查看三种图像类型(标准、软组织和骨骼)。该可视化技术 154 能够潜在地突出显示在并排审阅图像时不是很明显的病状。

[0053] 特征特定的增强技术（主要由块 156 表示）也可以被利用。移动 X 射线成像系统 20 可以被用在这样的情形中，其中外科和 / 或监视设备是共用的。在这样的情形中，突出显示特定设备的算法会有助于诊断和患者管理。

[0054] 另外，移动 X 射线成像系统 20 可以被无线连接到本地或远程工作站。因此，系统 20 获得的图像可以被快速转移到放射学家以供诊断和治疗。

[0055] 尽管在此仅示出和描述了本发明的某些特征，但是本领域技术人员将会很容易想到许多修改和改变。因此，将会理解的是所附权利要求旨在覆盖落入本发明的真实精神范围内的所有这样的修改和改变。

[0056] 部件列表：

[0057] 20 移动双能量 X 射线成像系统

[0058] 22X 射线源 22

[0059] 24 便携式平板数字 X 射线检测器

[0060] 26 患者

[0061] 28 基本单元

[0062] 30 移动推车

[0063] 32 系统电子器件

[0064] 34 操作员工作站

[0065] 36 显示器

[0066] 38 呼吸传感器

[0067] 40 对准发射机

[0068] 42 可调整的支架

[0069] 44 准直仪

[0070] 46 辐射流

[0071] 48 部分辐射

[0072] 50 功率供给 / 控制电路

[0073] 52 检测器控制器

[0074] 54 系统控制器

[0075] 56 成像检测器控制器

[0076] 58 检测器控制电路

[0077] 60 电源

[0078] 62 基准 / 调节器电路

[0079] 64 行总线

[0080] 66 列总线

[0081] 68 行驱动器

[0082] 70 读出电子器件

[0083] 72 检测器面板

[0084] 74 部分检测器面板

[0085] 76 一系列像素或分立图像元素

[0086] 78 行

- [0087] 80 列
- [0088] 82 图像矩阵
- [0089] 84 图像矩阵高度
- [0090] 86 图像矩阵宽度
- [0091] 88 列电极
- [0092] 90 行电极
- [0093] 92 薄膜晶体管
- [0094] 94 光电二极管
- [0095] 96 防散射格栅
- [0096] 98 泡沫垫
- [0097] 100 通过移动双能量 X 射线成像系统处理成像数据的技术
- [0098] 102 图像采集技术
- [0099] 104 预处理技术
- [0100] 106 分解技术
- [0101] 108 图像后处理技术
- [0102] 110 图像显示技术
- [0103] 112 图像采集技术优化
- [0104] 114 心脏门控和 / 或肺部门控
- [0105] 116X 射线源与便携式平板数字检测器的对准
- [0106] 118 采集高能量图像
- [0107] 120 采集低能量图像
- [0108] 122 高 kVp 检测器校正
- [0109] 124 低 kVp 检测器校正
- [0110] 126 应用噪声削减算法
- [0111] 128 配准 / 运动校正技术
- [0112] 130 原始软组织图像
- [0113] 132 原始骨骼图像
- [0114] 134 格栅伪像消除技术
- [0115] 136 散射校正技术
- [0116] 138 对比度匹配
- [0117] 140 噪声削减技术
- [0118] 142 呈现图像处理
- [0119] 144 经处理的软组织图像
- [0120] 146 经处理的骨骼图像
- [0121] 148 响应于用户输入而指定显示选项和悬挂协议
- [0122] 150 交互信息工具
- [0123] 152 计算机辅助诊断 (CAD) 算法
- [0124] 154 可视化技术
- [0125] 156 特征特定的增强技术

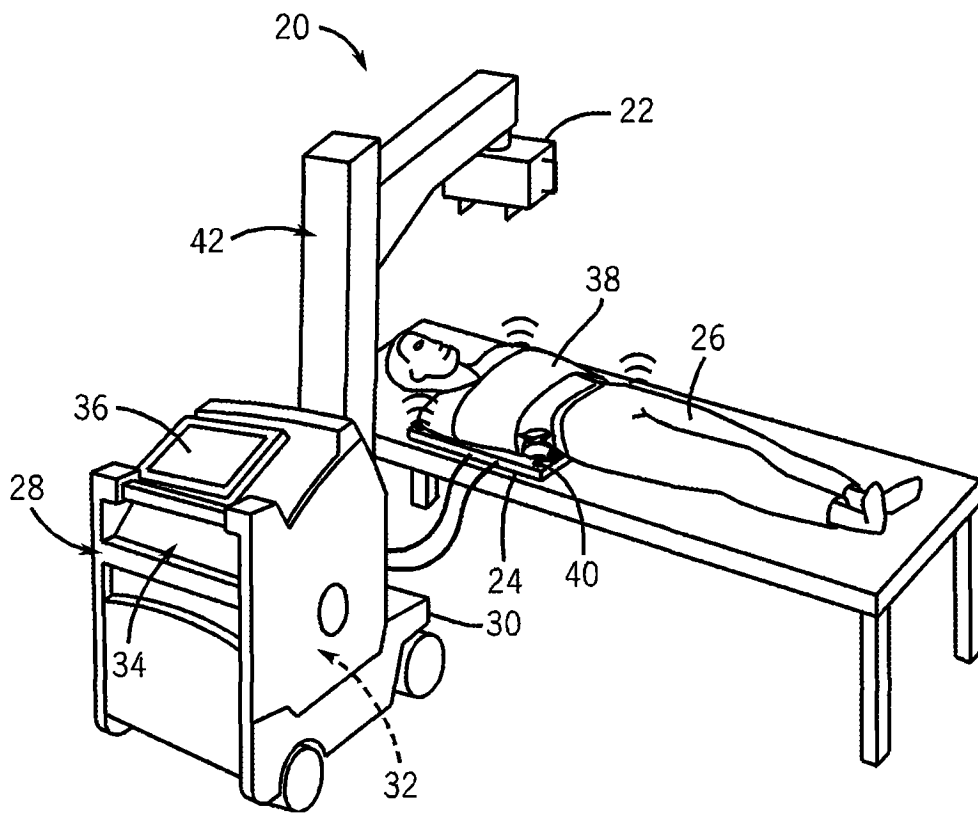


图 1

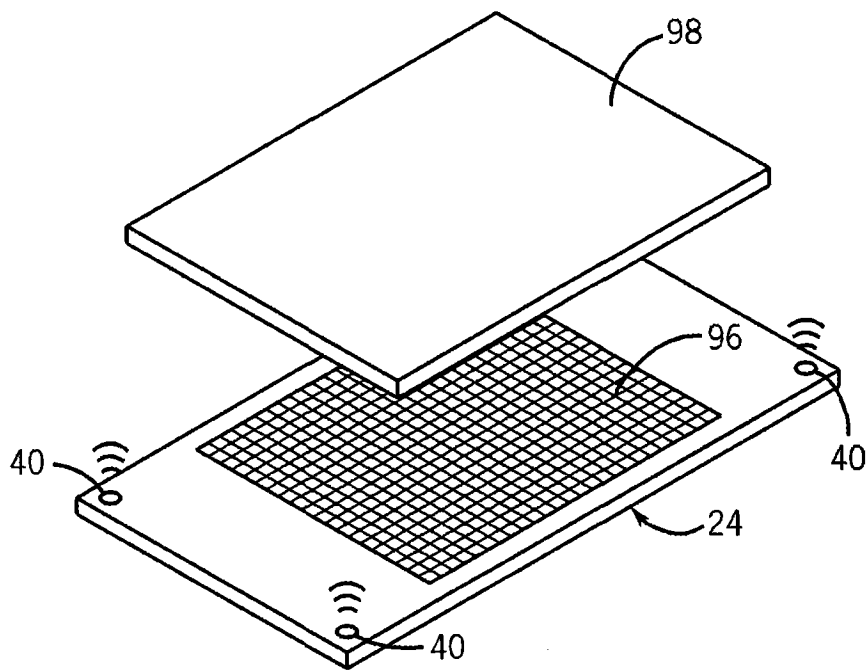


图 4

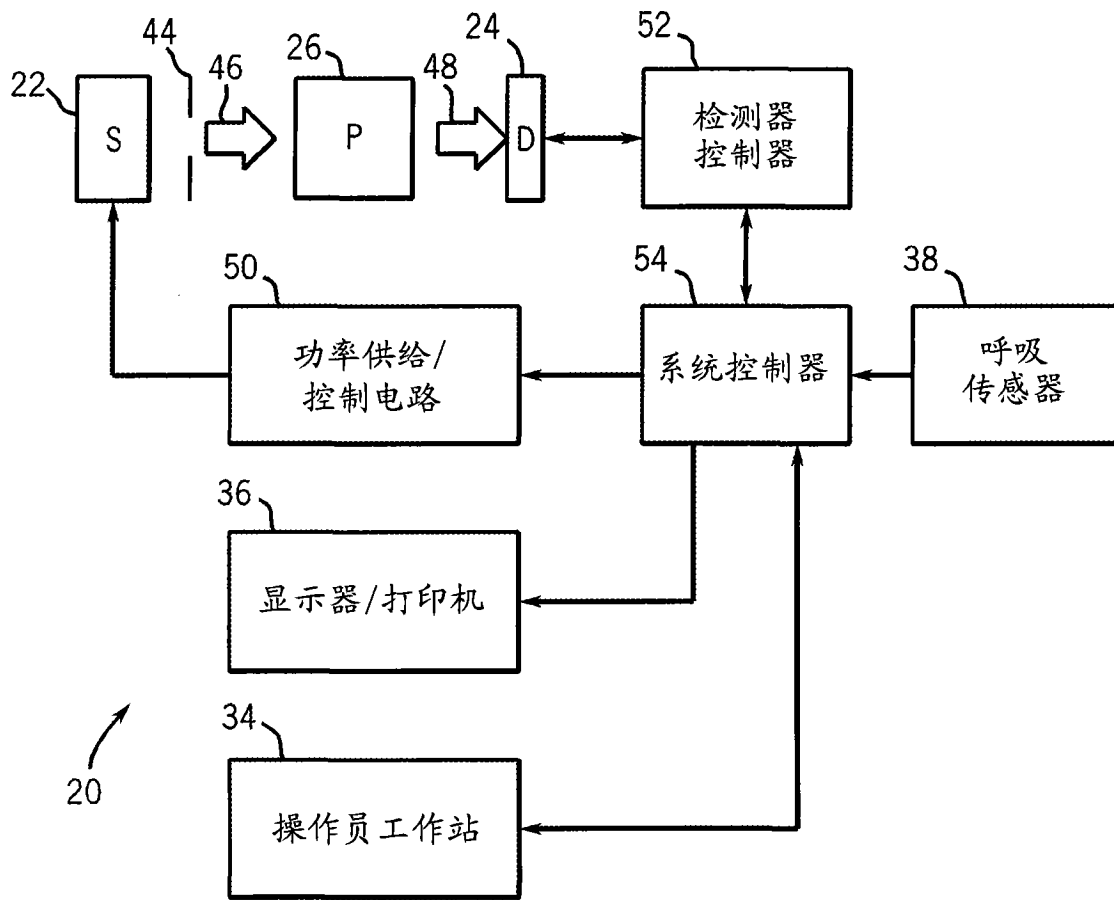


图 2

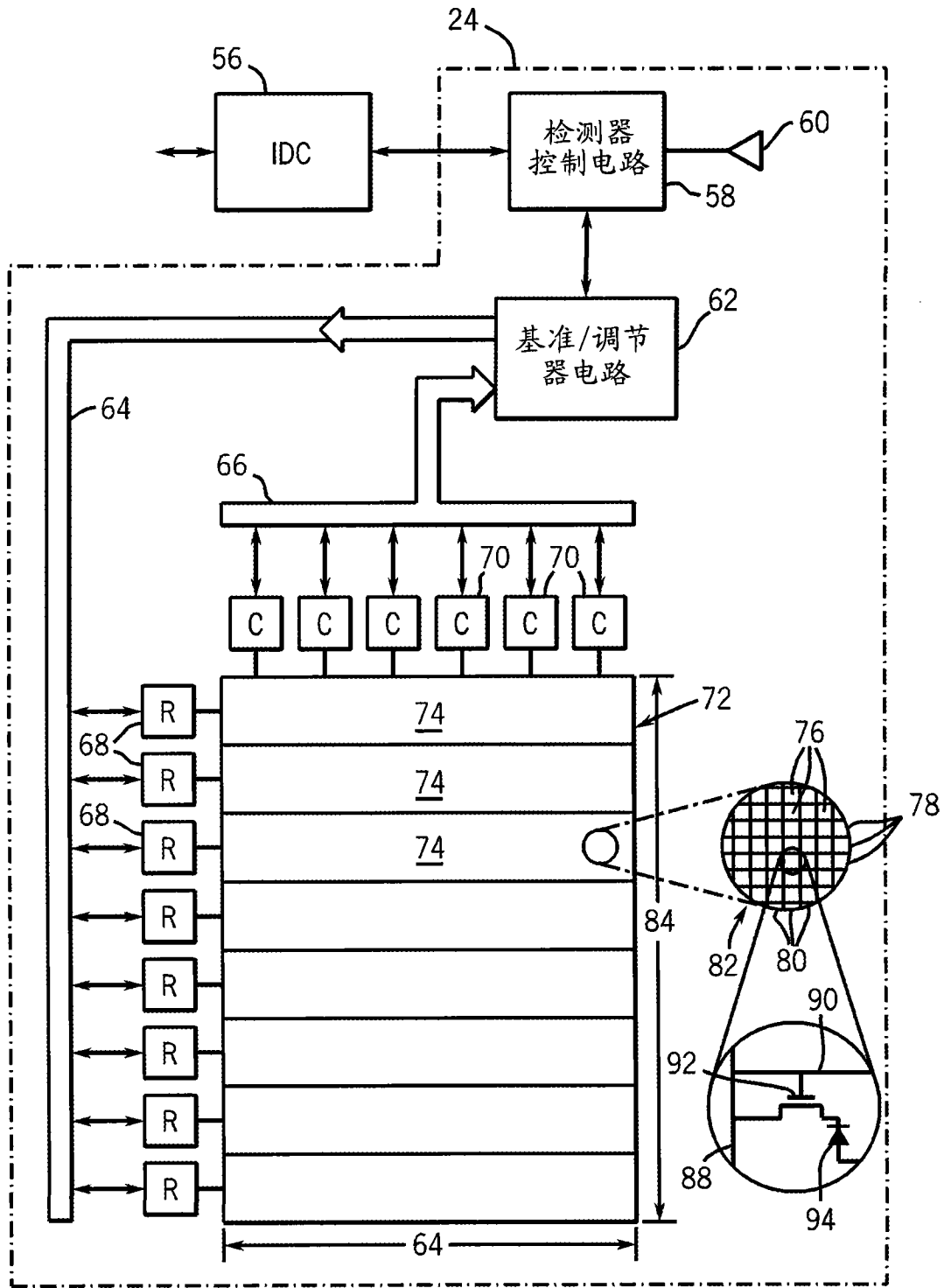


图 3

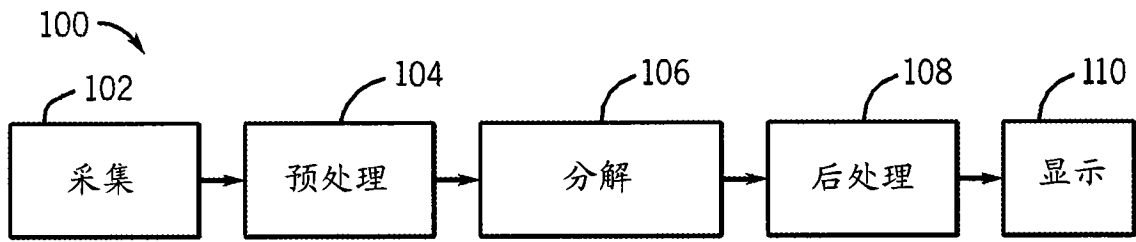


图 5

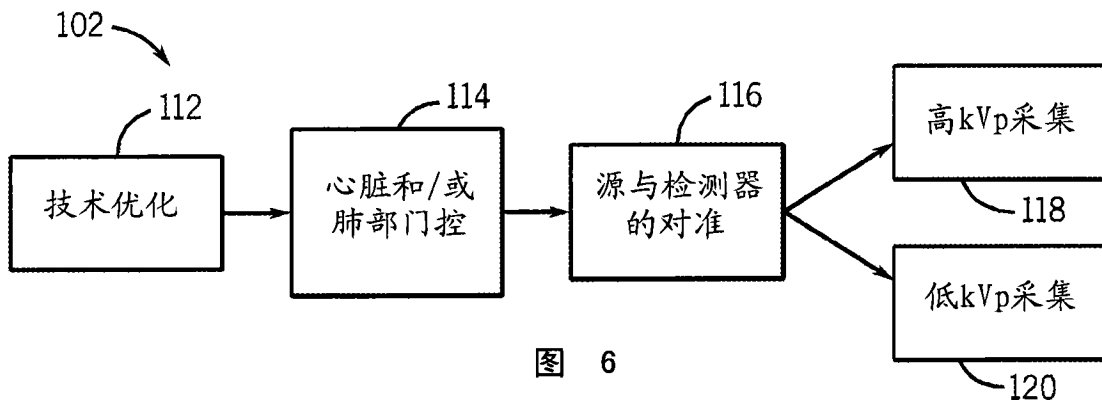


图 6

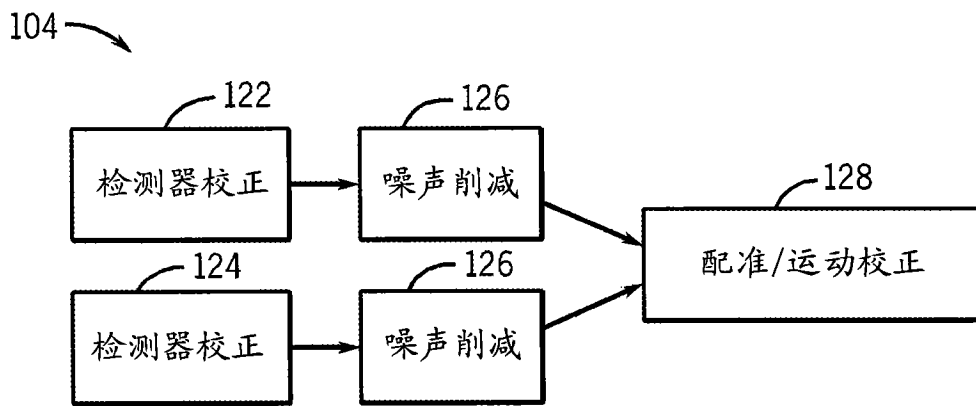


图 7

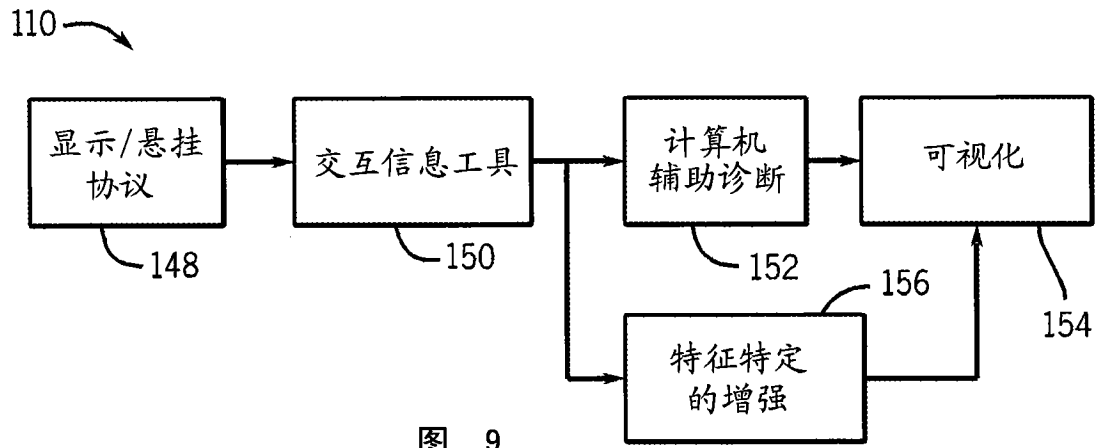


图 9

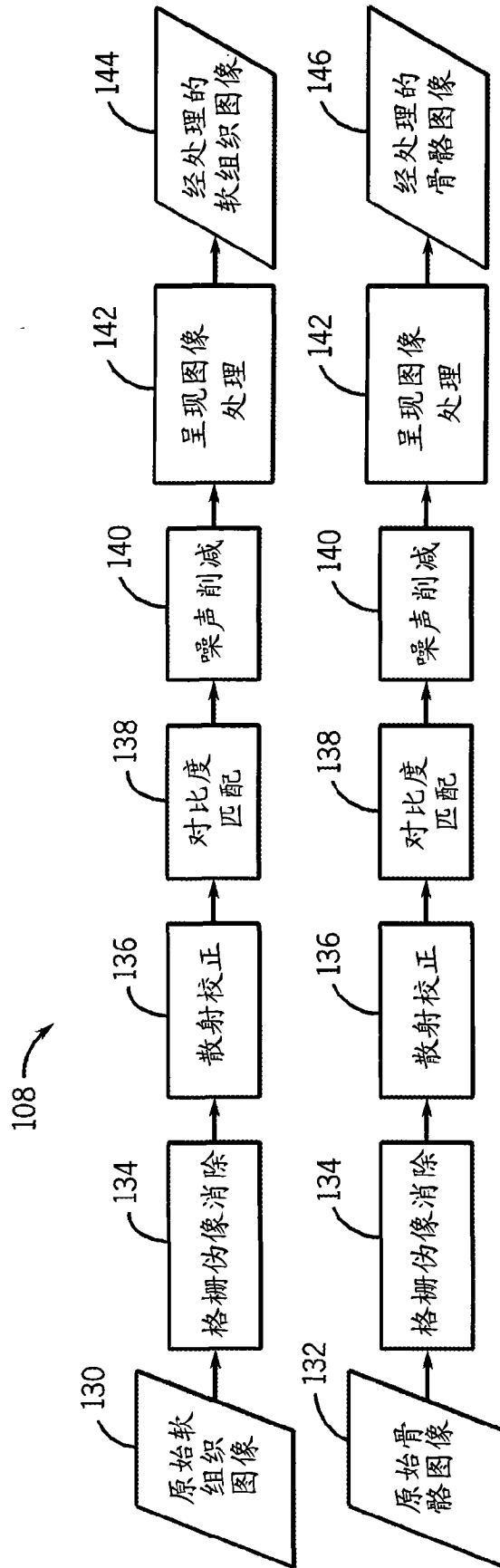


图 8