



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02156368.3

[45] 授权公告日 2007 年 7 月 11 日

[11] 授权公告号 CN 1326428C

[22] 申请日 2002.12.18 [21] 申请号 02156368.3

[30] 优先权

[32] 2001.12.21 [33] DE [31] 10163215.0

[73] 专利权人 皇家菲利浦电子有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 G·施密茨 H·布雷斯 H·雷特

[56] 参考文献

WO0069228A 2000.11.16

US6084940A 2000.7.4

CN1255279A 2000.5.31

审查员 杜江峰

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 王 岳 陈 雾

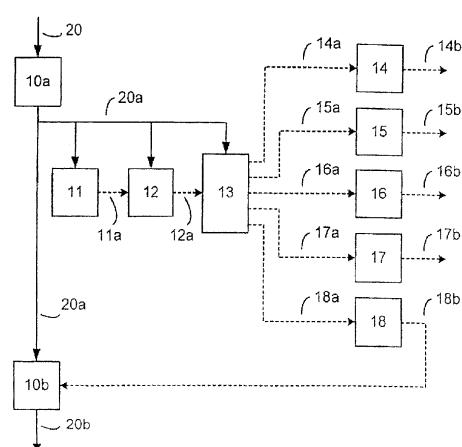
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 2 页

[54] 发明名称

具有最优化成像的系统和方法

[57] 摘要

本发明涉及一种图像系统，特别是一种 X 射线系统和超声系统，其产生图像或图像序列并自动改变或最优化单独系统部件的运行状态。为了这个目的，借助数据处理单元在图像序列的图像中来限定测量场 30。信息 14b、15b、16b、17b 和 18b 从所述测量场被提取以对系统部件进行适配。更特别地，在图像序列进程中，测量场依照对象的运动而被适配或移动。



1. 一种用于产生 辐射或波的系统，该系统包括：

- 辐射或波的源；
- 辐射或波的检测器；
- 数据处理单元，

所述数据处理单元从所述辐射或波的检测器所提供的图像的多个图像点形成至少一个测量场（30），并且借助从所述至少一个测量场提取的信息（14a, 15a, 16a, 17a）来控制辐射或波（7）。

2. 如权利要求1所述的系统，其特征在于所述辐射或波的源是X射线源，所述辐射或波的检测器是X射线检测器。

3. 如权利要求2所述的系统，特征在于X射线的辐射质量是借助从测量场（30）提取的信息（14a、15a、16a、17a、18a）来控制的。

4. 如权利要求2所述的系统，特征在于以运动检测为基础将图像点与测量场（30）相关联。

5. 如权利要求2所述的系统，特征在于利用图像点来扩展测量场（30），所述图像点同至少一个已与测量场（30）关联的图像点具有至少一个可选几何关系。

6. 如权利要求5所述的系统，特征在于利用图像点来扩展测量场（30），所述图像点位于距至少一个已与测量场（30）关联的图像点的一个可选的、与方向有关或无关的距离处。

7. 如权利要求2所述的系统，特征在于测量场（30）被减少图像点，所述图像点被多于可选数量的未与测量场（30）关联的相邻图像点包围。

8. 如权利要求2所述的系统，特征在于至少一个测量场（30）适配于人体心脏或其各个部分。

9. 如权利要求8所述的系统，特征在于至少一个测量场（30）适配于心脏的自然运动或者导管前端的运动，以及适配于朝图像边缘的相对运动，并且进行相应地移位。

10. 如权利要求1所述的系统，其特征在于所述辐射或波的源是超声源，所述辐射或波的检测器是超声检测器。

具有最优化成像的系统和方法

技术领域

本发明涉及一种 X 射线系统和超声系统，其产生图像或图像序列并修改或最优化单独系统部件的运行状态。本发明亦涉及一种控制这样的系统部件的方法。

背景技术

在借助一系列 X 射线图像所进行的医学 X 射线检查的过程中，医生时常面临这样的问题：除了进行实际检查外，亦必须调节 X 射线检查系统单独部件的运行状态以实现在兴趣图像区域中 X 射线图像的最佳质量。X 射线的最佳调节是尤为重要的。一方面，辐射剂量的增加通常提高了图像质量，但另一方面，欲被检查的对象应仅被曝光于尽可能小的辐射剂量。作为其结果，对图像质量的要求一般由同时使欲被检查对象的辐射剂量最小时的检查类型来限定。已知有由系统来自动控制 X 射线剂量的各种可能性。为了这个目的，在操作期间，系统通常从图像或图像区域来提取信息以在其基础上自动地再调节剂量。当在完整图像内容的基础上控制 X 射线剂量时，这样的控制常常导致不令人满意的结果，这是因为改变图像区域或由于系统固有特性而造成被强烈过度曝光或曝光不足的图像区域对控制有不利影响。因此，例如文件 EP 0435528 和 EP 0748148 公开了取代从整个图像而从预定图像区域即所谓的兴趣区域或 ROI 来提取用于剂量控制的信息的 X 射线系统。

然而，这些系统具有缺点，即 ROI 是预定的并因此是静态的。这引出了欲被检查的对象区域必须在 ROI 的图像区域中被成像的问题。如果不这样，剂量将在不正确的图像数据基础上被控制。当借助一系列图像来检查运动的对象时，由于其运动，对象易于离开静态 ROI，这样剂量控制又在不正确的图像数据基础上进行操作。为了缓解这个问题，对象或系统可被重新定位，这通常意味着工作人员无法接受的附加工作量，或者可放大 ROI，这是以控制的降级为代价的。此外，ROI 的空间结合 (spatial bond) 通常影响了功能应用。对于不同系统参数的调节，有必要使用来自不同 ROI 的信息。

文件 JP 04002332 公开了一种用于在心脏导管插入过程中使用的 X 射线检查系统；这种系统支持医生在矩形图像区的基础上定位导管，该图像区从较大的图像得到并且在中心处示出导管的端部并自动在其运动过程中跟随导管。矩形区的选择和移动是借助简单运动分析而实现的，在其中两个相继的图像被减去。进一步的帮助，特别是用于简化系统可操作性的装置，尚不可用于医生。这种系统具有缺点，即从其得到图像区的图像必须总大于包含医生感兴趣信息的图像区。结果，不必要的大的病人区域被曝光于 X 射线。而且，图像质量未被改变。

发明内容

本发明的目的是提供有图像质量自动适配的成像系统，特别是在兴趣图像区域中，并且提供相应的方法。

这个目的是借助用于产生 X 射线图像的 X 射线系统的第一实施例、依照本发明而实现的，所述系统包括数据处理单元，其被安排以从 X 射线图像的多个图像点来形成至少一个测量场，并借助从测量场提取的信息来控制 X 射线。

除了数据处理单元外，依照本发明的 X 射线系统还包括 X 射线源和 X 射线检测器。欲被检查的对象或欲被检查对象的区域通常位于 X 射线源和 X 射线检测器之间。在 X 射线源的被激活状态下，X 射线穿过对象并且 X 射线图像在 X 射线检测器上以已知方式被形成，所述 X 射线图像被转换为电子格式。这种电子图像被应用于在其中它被进一步处理的数据处理单元，以及另外的系统部件如存储媒介或显像装置，其在此不做进一步的详述。当在快速时间接替中产生单个图像时，形成了 X 射线图像序列，其表示例如象在影片中一样的运动对象。

通常来讲，X 射线图像可被细分为观察者较感兴趣的区域和较不感兴趣的区域。这样的兴趣区域应被尽可能地成像；这可通过根据兴趣区域而对 X 射线进行适当的适配来实现。可通过利用依赖于系统配置的各种装置以各种已知方式来调节 X 射线。例如，X 射线的特征可通过改变 X 射线管的操作电压来调节。改变 X 射线电流使得能调节每单位时间发射的辐射量。此外，由 X 射线管发射的辐射可受光圈 (diaphragm) 的影响，由此使得能对 X 射线进行依赖位置的衰减。

在依照本发明的 X 射线系统中，X 射线的适配是以数据处理单元从图像形成至少一个测量场而实现的。测量场代表依赖于图像内容的

许多图像点，所述图像点尤其适合于根据图像质量来提取信息。在这个信息基础上可得出有关被测量场覆盖的图像区域质量的结论，由此使得能无需利用来自非相关图像区域的信息而将 X 射线适配到所需质量。从测量场提取以调节 X 射线的信息的一项可以是例如测量场中所有图像点值的平均值。当这个平均值超过给定限定值时，测量场的区域中的曝光量将过高并且必须被减少。信息的另一项为例如测量场中图像点的灰度值分布（条带图）。如果灰度值分布不够均匀或过于偏向一侧，图像的对比度必须被增加；例如通过修改 X 射线的特性，这是可能的。信息的项可以是先前提及的图像的噪声分量。例如，如果这个分量是已知的，则辐射剂量可被增加以减小噪声。

例如，当其值与至少一个先前图像比较而以统计相关的方式被改变时，即当其值与来自至少一个先前图像的值进行统计比较得到正的结果时，图像点被与测量场关联。这样的统计比较提供了有关图像序列中图像点值的变化的结论。通常来讲，这样的比较可针对图像的每个图像点来进行。已发现，与测量场关联的图像点不需要彼此直接相邻，并且测量场的边缘可假定为任意几何形状。例如，当图像点的变化超过可选值时，能以高度可能性来假定变化不是由噪声导致的；由此图像点构成了运动对象的一部分并与测量场关联。在这个实例中，统计比较可被当作运动检测操作。根据统计相关的进一步比较可存在于例如噪声部分的检查中，其决定与整个图像中的实际图像信号相关的细节再现的精度。为了确定这个依赖于强度的信噪比，被一个或多个测量场覆盖的尽可能均匀的图像区域从统计上被估计，由此使得能提取决定静态量子噪声的特征。由于物理条件，噪声越高，最小可再现对象细节的几何尺寸将越大。例如，通过增加剂量，信噪比可被提高。

设想了一种特别类型的 X 射线系统用于运动对象的显示。对于医学 X 射线检查系统，人的心脏或血管中的血液流动可被指定为运动对象的实例。这种系统的目标是不管对象的运动而形成兴趣图像区域的最佳图像。为了这个目的，例如，覆盖运动对象的测量场在图像序列的每个图像中被形成。测量场由此在图像序列进程中被适配于对象运动。这样，测量场被以适配的方式而限定。由于运动对象总是被测量场覆盖，因此从这样的测量场提取的信息使得能对系统参数进行最佳

调节。由于运动对象不能在其运动的影响下离开测量场，如在静态测量场的情况下，因此避免了非相关图像信息基础上的 X 射线的改变。如果没有必要对每个图像中测量场的量值和形状进行适配，例如由于仅有对象的轻微自然运动，则借助测量场覆盖运动对象的进一步可能性存在于首先借助上述方法来限定在图像中覆盖运动对象的测量场，并仅根据与在随后的图像中每次被重新确定的对象运动方向相对于图像来移动这个测量场。这样的移动在数据处理单元中需要较少的计算能力。形成测量场的进一步可能性被联系到以上有关噪声减少的考虑上来：当图像序列的图像示出一个或多个运动对象时，例如在背景上每个图像中更新的测量场的限定，将导致这样的测量场被适配于背景的形状，其在图像序列进程中会改变。

为了兴趣图像区域的图像质量，特别重要的是调节 X 射线的辐射质量以使尽可能最佳。在此情况下，例如，通过使用一种借助从测量场提取的信息来控制射线辐射质量的 X 射线系统来改变 X 射线电压、电流或持续时间，剂量（作为辐射质量的参数）的控制可特别简单而有效地被实现。对于运动对象的成像亦获得了专门的优点，这是因为与本领域的情况相比，可实现对剂量较精确和较准确的控制。

有关统计相关的比较可有利地由运动检测操作构成，以运动检测为基础将图像点与测量场相关联，在其中，例如，对多个图像确定图像点在时间上的变化。然后源自运动对象的图像点被与测量场关联，这样图像质量被适配于欲被成像的运动对象。在与其的对比中，为了确定图像中的噪声分量，测量场从可被与尽可能均匀的图像区域如图像背景关联的图像点来形成。另外，这样的图像区域中的信号分量在图像序列进程中应仅变化很小。当这样的测量场已被限时，可在测量场的图像点之间已知关系的基础上确定图像中的噪声。

为了能较可靠地形成测量场，另外的图像点被与依照另外实施例的测量场关联，该实施例利用图像点来扩展测量场，所述图像点同至少一个已与测量场关联的图像点具有至少一个可选的几何关系。这样的另外图像点是与已与测量场关联的图像点有固定空间关系的图像点。例如，如果仅很少的图像点借助第一实施例中的方法而被与测量场关联，例如为了在由于有很多噪声的图像而造成难以估算运动的情况下避免不正确的关联，则测量场变得极为破碎。如果另外的图像点，

例如已被关联的图像点的所有直接相邻，被另外与测量场关联，则测量场的碎片被减少。在另外的优选实施例中，用于扩展测量场的图像点位于距至少一个已与测量场关联的图像点的一个可选的、与方向有关或与方向无关的距离处。其几何关系被以这样的方式限定：几何距离小于预定值的所有图像点被与测量场关联。如果距离独立于方向，则位于绕已被关联图像点的圆形区域之内的所有图像点满足这个准则。当多数这样的圆形区域相互重叠或接触时，测量场的碎片被减少。然而对于与测量场关联的图像点，如果发现位于圆形区域内且不与测量场关联的图像点的数量下降到给定值以下，则该关联很可能是不正确的，并且该图像点被再次从测量场去除。因此在该实施例中，测量场被减少图像点，所述图像点被多于可选数量的未与测量场关联的相邻图像点包围。

频繁被检查的器官是进行复杂和快速运动的人的心脏，在常规系统中仅导致系统参数的不足的自动调节。用于心脏病检查的依照本发明的 X 射线系统的使用因此是特别引人注目的。例如，运动的心脏或其部分然后被至少一个测量场覆盖。在检查期间，测量场被适配于心脏的自然运动以及向着图像边缘的相对运动，并被相应地移位。为了举例，这将在对以下所给图的描述中详细说明。当借助导管检查心脏时，使用者应能在检查的给定阶段内跟踪导管的端部。因此，为了通常运动的导管的最佳成像，在一个实施例中限定了一个覆盖导管端部的测量场，在所述实施例中至少一个测量场适配于心脏的自然运动或者导管前端的运动，以及适配于朝图像边缘的相对运动，并且进行相应地移位。

依照本发明的 X 射线系统不仅适合于控制 X 射线。当系统包括可控制的或其运行状态可被适配的更多部件时，这样的控制或适配可借助于从测量场提取的信息，即类似于对 X 射线的控制。这个方面的一些实例将在以下给出。当在测量场的基础上确定观察者感兴趣的图像区域由于运动而趋向于移出图像时，X 射线系统可被相对于对象而移动，或者对象或对象被安排于其上的台子可被相对于 X 射线系统而移动。X 射线检测器的运行状态可在多个参数上被修改；在这方面，例如灵敏度、图像区或数据压缩可被调节。在数据处理单元中，图像数据可由图像处理算法来处理，算法的效果可由参数来调节。显像部件

如监视器可例如根据图像亮度或图像对比度来调节。

所述目的亦借助用于产生超声图像的超声系统来实现，该系统包括数据处理单元，其被安排以从超声图像的多个图像点形成至少一个测量场，并借助从测量场提取的信息来至少控制超声。

例如，在依照本发明的超声设备中，对象是借助超声来成像的。超声发射器将声波应用于对象，其被对象的单独组成部分反射到一变化的程度并被超声传感器检测。对象的图像可借助数据处理单元以已知方式从不同的声音反射率来重现。

依照本发明的超声设备具有类似于第一实施例的 X 射线系统的特 点，这样，相同或类似的优点如以上对 X 射线设备的描述中所公开的而被实现。借助测量场，信息再次从相关图像区域被提取；这个信息使得能控制声音，例如声音剂量或声音强度。此外，控制其它系统部件亦是可能的。前面所述的其它实施例也可被相应地适用于超声设备。这种超声设备可被用于例如医学诊断领域。系统部件的自动适配提供了较快和较好的医学诊断，即特别是在心脏病和妇科检查的情况下。

所述目的亦借助以下的方法来实现，该方法在成像系统中被实现，以控制被应用于对象并为成像所必要的辐射或波的剂量，该方法由以下步骤组成：

- a) 从图像的图像点形成测量场，
- b) 从测量场提取信息，以及
- c) 借助所提取的信息来控制辐射或波。

这种方法可被用于任何成像系统，在其中自动控制辐射或波或者关于兴趣图像区域的其它系统部件是特别有利的。

附图说明

本发明的一些实施例将参照图 1 到 3 在以下被详细地描述。其中：

图 1 示出 X 射线检查系统，包括用于实现第一实施例的方法的装置，

图 2 示出第一实施例的方法的方块图，以及

图 3 为在图像序列中限定和移动测量场的示意性表示。

具体实施方式

图 1 示出适合于形成运动中对象的 X 射线图像序列的 X 射线系统的基本部件。该系统包括 X 射线源 2，由 X 射线管、X 射线管操作所必

要的装置例如高压发生器和电源单元、以及用于影响 X 射线的另外装置如例如机械光圈组成。该系统还包括输出数字 X 射线图像 20 的 X 射线图像检测器 5；连续图像的输出速率可以高到使影片形式的 X 射线图像序列可被实时地呈现给系统使用者的程度。X 射线图像检测器 5 可由 X 射线图像增强器和相机的组合而构成，或者由扁平数字 X 射线检测器形成。被安排于可借助马达（未示出）来定位的台子 4 上的欲检查对象 3 位于 X 射线源 2 和 X 射线图像检测器 5 之间。X 射线源 2、对象 3 和 X 射线图像检测器 5 可在空间上以这样的方式被安排：从 X 射线源 2 放射出的 X 射线 7 可穿过对象 3 以在 X 射线图像检测器 5 上入射。由 X 射线图像检测器 5 产生的图像数据被加给图像处理和系统控制单元 1，其被安排以为显像而准备被递送的图像数据并且完成形成测量场和提取信息的步骤；例如，用于调节系统参数 14b、15b、16b、17b 的信息然后从图像数据被提取。这样的图像处理和系统控制单元 1 可通过例如能实时进行图像处理的强大计算机系统来形成。被处理的图像数据 20b 被加给用于显像的监视器 6。

X 射线源 2、台子 4、X 射线图像检测器 5 和监视器 6 可借助参数根据行为或工作点而被调节。在图 1 中，这些参数由虚线来表示。X 射线源 2 的参数 14b 为例如 X 射线剂量、X 射线光谱和机械光圈的位置或几何结构，其可通过马达来调节并且辐射锥体 7 边缘区域的形状可在其基础上被适配。台子的参数 15b 为例如相对于辐射锥体的位置。X 射线图像检测器的参数 16b 为例如灵敏度和信号放大率。监视器的参数 17b 为例如对比度、亮度和用于灰度值适配的最有利查找表的选择。

在另一个实施例中，台子 4 和相应的欲检查对象 3 为静止的，而 X 射线源 2 和/或 X 射线图像检测器 5 可例如借助适当的驱动例如电马达而被相对于台子 4 移动和定位。

图 2 示意性地即在方块图的基础上示出被用于形成测量场、提取信息和估计信息的数据处理单元部分的操作。所有图像数据由实线构成的箭头来表示；所有其它数据如系统参数或测量场数据由虚线构成的箭头来表示。

进入的图像数据 20 由被 X 射线图像检测器递送并充满假象的原始数据组成；它首先被加给图像预处理电路 10a 以去除假象。这个被校正的原始图像数据 20a 被加给比较单元 11，其将单独图像点的值与

来自先前图像的值进行比较，由此限定哪个图像点被分配给运动对象而哪个不被分配。这个信息 11a 被加给测量场限定单元 12，其在信息 11a 和另外的准则如例如图像点之间几何近似关系的基础上限定一个或多个测量场。有关图像中测量场空间位置的信息 12a 被加给信息提取单元 13，其从测量场提取关于系统内发生的参数的适当信息 14a、15a、16a、17a 和 18a。

从测量场被提取的例如亮度或图像限定并被用于调节 X 射线发生器参数的信息 14a 被加给 X 射线发生器控制电路 14，其将参数值 14b 如所需剂量或光圈的几何位置输出给 X 射线发生器 2。信息 15a，例如调节台子位置所需的相对于图像边缘的对象位置，被加给台子位置控制电路 15，其将用于台子调节的参数值加给台子 4。信息 16a，例如被包含于相应测量场并为调节 X 射线图像检测器所需的图像点的动态范围，被加给检测器控制电路 16，其将参数值 16b 加给 X 射线检测器 5。信息 17a，例如调节监视器所需的输出图像的对比度和亮度，被加给监视器控制电路 17，其将参数值 17b 加给监视器 6。

图像数据 20a 被加给另外的图像处理单元 10b，其根据正被进行的对象 3 的检查来修改并最优化图像。这个图像处理单元可包含可适配算法并可在算法参数的基础上被影响。调节这样的算法参数所需的信息 18a 被加给图像处理控制电路 18，其将参数值 18b 加给图像处理单元 10b。

所准备的图像数据 20b 最终到达监视器 6，在其上它可被显像。

图 3 表示每个有三个图像的三个图像序列以便示出测量场 30 的限定。在所有的图像中，运动对象 31 由人的心脏形成，其能够自己运动并相对于图像边缘运动。外边缘或轮廓由虚线表示的测量场 30 典型地在如图 2 中所示的测量场限定单元 12 中被限定。

心脏向着图像边缘的相对运动在第一图像序列 3a、3b 和 3c 中被表示，在其中心脏从图像的左上角运动到其右下角。第二图像序列 3d、3e 和 3f 表示心脏自身的运动。第三图像序列 3g、3h 和 3i 表示心脏运动，其是首先两个图像序列运动的组合。所有图像明确示出，测量场总是覆盖运动的心脏。由此确保有关例如灰度值分布和亮度的信息被专门从心脏所位于的图像区域中提取，这样系统参数如图像对比度和 X 射线剂量在这个信息的基础上被最优化。

然而，如果信息是从整个图像区域被提取的，在第一图像序列中为举例而示出并已被高度过度曝光或不足曝光的图像区域 33 将阻碍对系统参数的最佳调节。在第三图像序列中所述的被定位于图像中心的静态例如圆形测量场 32 将不一直覆盖心脏，并且在图像 3h 和 3e 中，它将不产生用于系统参数最佳调节的足够好的信息。

在以下，为了举例，将给出有关限定测量场和调节系统参数的更多有利的实例。

- 如果在被测量场覆盖的区域中图像限定不是足够好，原因可能是 X 射线管中过大的焦斑。如果 X 射线管包括用于调节焦斑的装置，这样的装置可在系统参数 14b 的基础上被调节以最优化焦斑。

- 如果有欲被检查对象 31 运动得过于接近图像边缘的危险，例如由于病人的运动，系统参数 15 可被用于移动台子 4 以将心脏运动中心再次移动到近似图像的中心。

- 如果图像区域 33 过度曝光到这样的程度：它干扰医生对 X 射线的观察或者由于直接邻接过度曝光区域的图像区域是虚假的，因此它具有对 X 射线图像检测器的副作用，则覆盖过度曝光区域 33 的测量场可被限定以使系统参数 14b 可在某种意义上被修改，由此被提供于 X 射线源 2 中的机械光圈被以这样的方式移动：使得区域 33 被尽可能完全地遮蔽。

- X 射线图像检测器 5 可在系统参数 16a 的基础上被调节。例如，当系统参数 14b 和 15b 已被最优化时，X 射线图像检测器的工作点可被最优化，以使检测器的整个动态范围可被完全用于其当前操作模式。当 X 射线图像检测器被提供有 X 射线图像增强器和相机的组合时，多种系统参数如 X 射线图像增强器的电子束偏转和聚焦或相机的工作点，可被用于最优化。

- 包括可适配部件的图像处理单元 10b 典型地被用于加亮图像中所表示的结构或对象，否则其只能是难以访问或根本不能访问的。例如，在有很多噪声的图像的情况下，可借助复杂的噪声减小算法来减小噪声。这样的算法产生有利的结果，特别是当算法特性仅被使用者感兴趣的图像区域影响的时候。因此，通过自动限定并移动测量场，其特别适合于对可适配部件的系统参数进行最优化，依照本发明的方法可被有利地用于对算法特性的最优化。

- 用于显像 X 射线图像序列的装置的调节例如监视器 6，亦可通过应用依照本发明的方法被自动最优化。当参加产生和准备图像数据 20b 的所有系统部件已被最优化时，系统的使用者可能仍被提供非最佳的图像，这是由于不正确调节监视器而造成的。例如，不管其它系统部件的最优化，当显像控制电路 17 在所提取信息 17a 的基础上在测量场的区域处检测到 X 射线图像即在使用者特别感兴趣的图像区域中仍具有比较低的对比度时，监视器 6 能以这样的方式通过其系统参数来调节：图像的低对比度被以监视器的整个动态范围而再现。为了这个目的，例如监视器的对比度调节、亮度和/或灰度值传递函数被最优化。

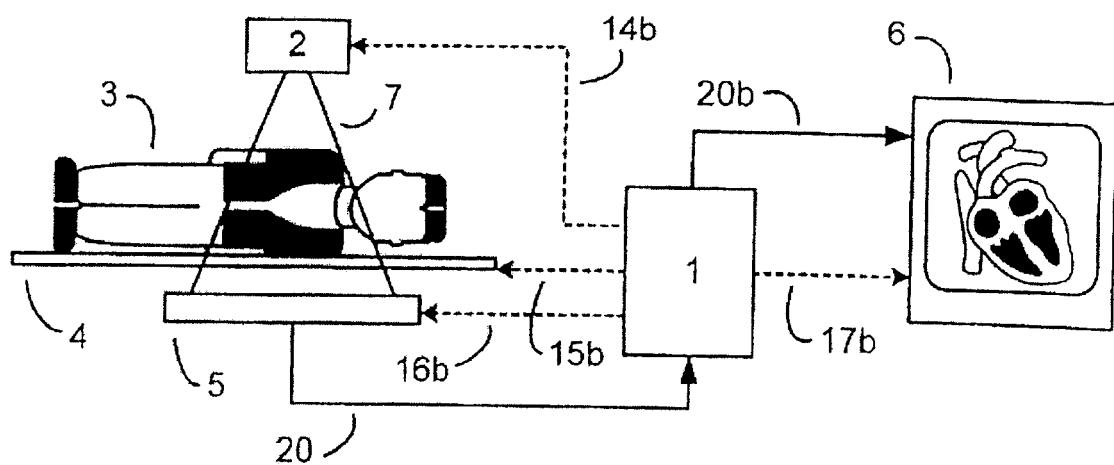


图 1

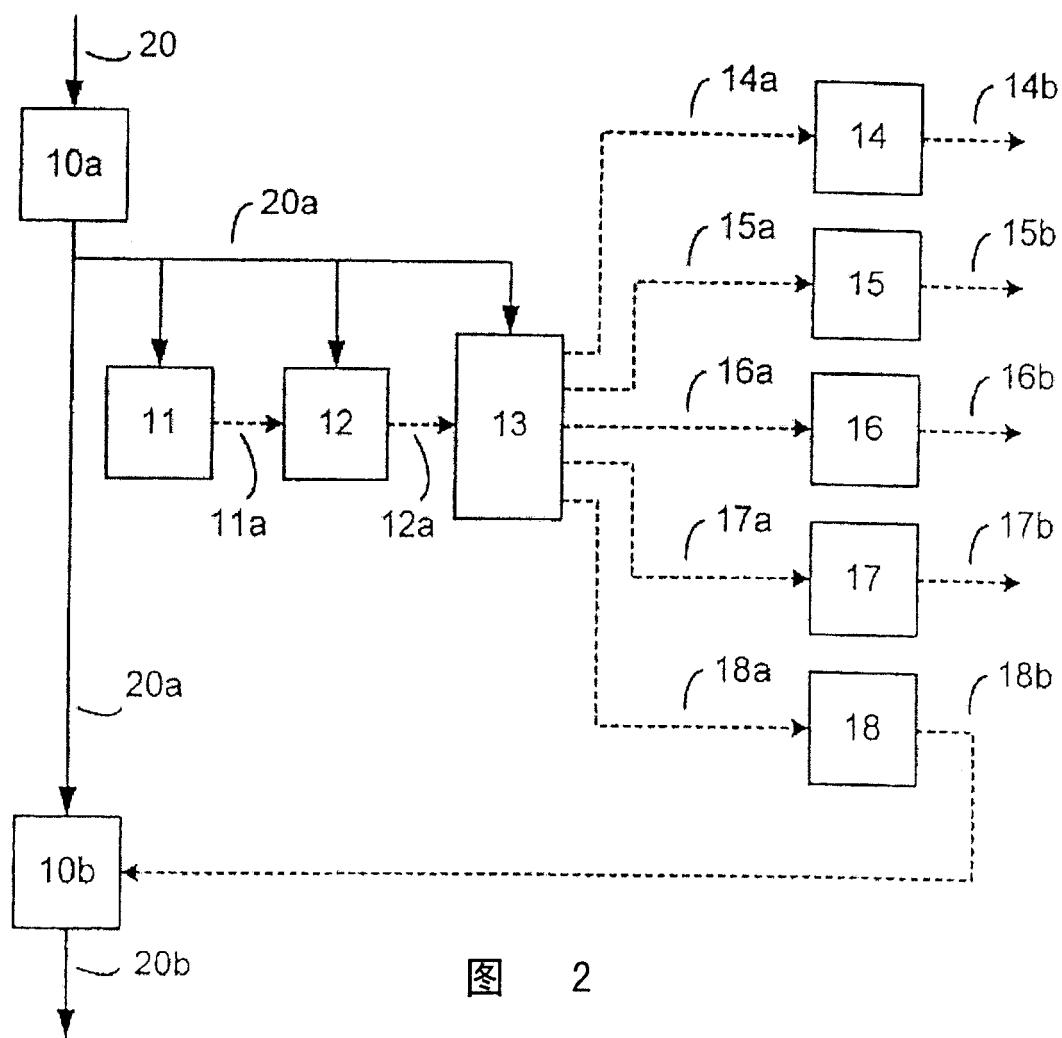


图 2

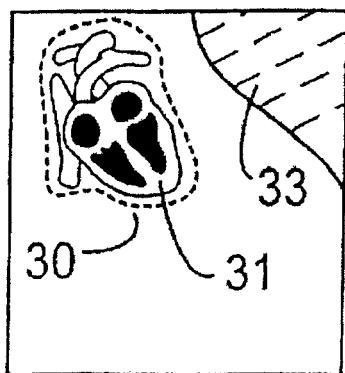


图 3a

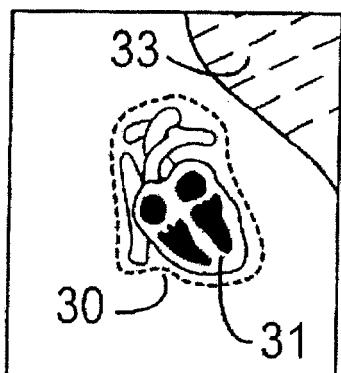


图 3b

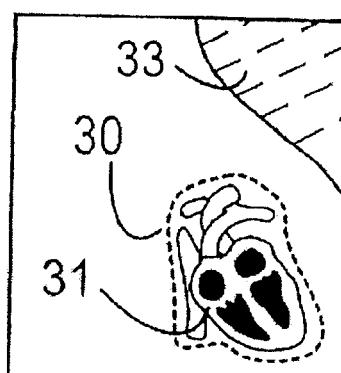


图 3c

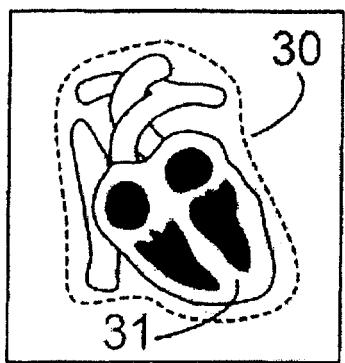


图 3d

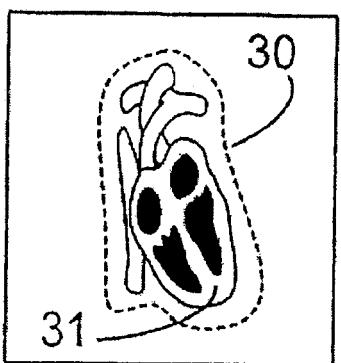


图 3e

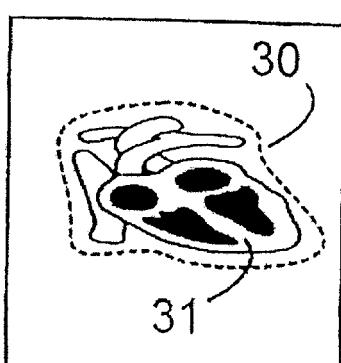


图 3f

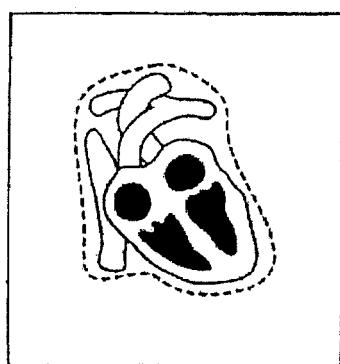


图 3g

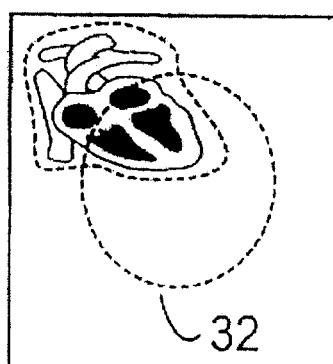


图 3h

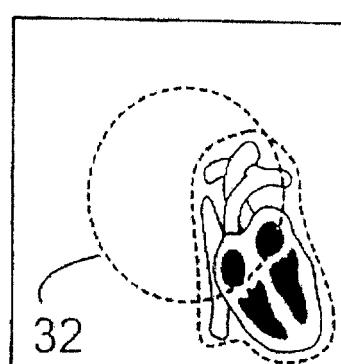


图 3i

专利名称(译)	具有最优化成像的系统和方法		
公开(公告)号	CN1326428C	公开(公告)日	2007-07-11
申请号	CN02156368.3	申请日	2002-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子有限公司		
[标]发明人	G施密茨 H布雷斯 H雷特		
发明人	G·施密茨 H·布雷斯 H·雷特		
IPC分类号	H05G1/30 A61B6/00 A61B6/02 A61B8/08 G06T1/00 G06T3/40 H04N7/18		
CPC分类号	A61B6/4225 A61B8/0883 A61B6/542 A61B6/503 A61B6/469 A61B8/08 A61B6/4233		
代理人(译)	王岳 陈霖		
审查员(译)	杜江峰		
优先权	10163215 2001-12-21 DE		
其他公开文献	CN1427658A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及一种图像系统，特别是一种X射线系统和超声系统，其产生图像或图像序列并自动改变或最优化单独系统部件的运行状态。为了这个目的，借助数据处理单元在图像序列的图像中来限定测量场30。信息14b、15b、16b、17b和18b从所述测量场被提取以对系统部件进行适配。更特别地，在图像序列进程中，测量场依照对象的运动而被适配或移动。

