



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103961130 B

(45)授权公告日 2017.08.15

(21)申请号 201410139318.8

(22)申请日 2007.09.25

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103961130 A

(43)申请公布日 2014.08.06

(30)优先权数据

60/846,750 2006.09.25 US

60/907,874 2007.04.20 US

(62)分案原申请数据

200780039767.3 2007.09.25

(73)专利权人 马佐尔机器人有限公司

地址 以色列卡萨里亚

(72)发明人 J·鲁布纳 E·策阿维

L·克莱曼 M·肖哈姆

(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 6/03(2006.01)

审查员 戚永娟

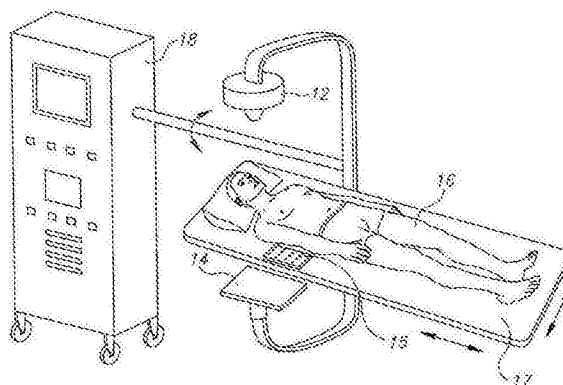
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

### (54)发明名称

使得C型臂系统适应以提供三维成像信息的方法

### (57)摘要

一种用于从传统C型臂荧光检查系统产生CT类型三维图像信息的系统和方法。这使得广泛应用的C型臂设备适应提供CT类型信息。所述系统利用置于相对于受检者固定位置处的三维目标,并且在手动或通过扫描马达移动C型臂的同时获得受检者感兴趣区域的视频图像序列。通过分析所述目标的图像模式而对来自视频序列的图像进行分析以确定C型臂相对于受检者的姿态。根据预定的标准从视频序列中选择图像。可以获得一组具有相关位置数据的二维图像数据,利用所述二维图像数据重建受检者感兴趣区域的三维体积图像数据集。



1. 一种使用C型臂成像系统产生体积成像数据集的方法,包括如下步骤:

提供具有通过C型臂连接的源以及照相机的X射线成像系统,所述系统对置于所述源与所述照相机之间的受检者的感兴趣区域成像;

将具有一系列以预先确定的三维形式设置的X射线不透明标记的目标置于相对于所述受检者的固定位置处,并且在此位置处可以由所述成像系统对至少部分所述目标成像;

向所述C型臂手动施加运动路径;

在所述C型臂执行所述运动路径的同时,从所述照相机获得所述受检者的所述感兴趣区域的视频图像序列;

通过分析所述目标的图像模式针对至少一些所述视频图像序列确定所述C型臂相对于所述受检者的姿态;

从所述视频图像序列选择许多视频图像;

使用所述所选择视频图像以及由它们所确定的姿态来重建所述受检者的所述感兴趣区域的三维体积成像数据集,并且

在图像序列比较模块中处理所述所选择视频图像,所述图像序列比较模块通过分析所述所选择视频图像中的一个选定的视频图像之前和/或之后的至少一些所述所选择视频图像来预测所述一个选定的视频图像的特征。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,在选择任何视频图像之前,针对所有的所述视频图像序列确定所述C型臂相对于所述受检者的所述姿态。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,仅针对所述视频图像序列中所选择的那些确定所述C型臂相对于所述受检者的所述姿态。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,每一幅所述所选择视频图像为视频帧。

5. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其中,至少一些所述所选择视频图像是模拟视频帧的隔行扫描场。

6. 根据前述权利要求1至3中的任一项所述的方法,还包括在去模糊模块中处理所述视频图像序列以减少所述C型臂的运动的影响的步骤。

7. 根据前述权利要求1至3中的任一项所述的方法,其中,将所述目标粘贴至所述受检者。

8. 根据前述权利要求1至3中的任一项所述的方法,其中,将所述目标粘贴至受检者躺于其上的平台。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述所预测的特征为所述目标的图像模式的预期位置,使得可以在不需要遍及整幅所述一个选定的视频图像寻找所述目标的所述图像模式的情况下,执行与所述一个选定的视频图像相关联的姿态的计算。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述所预测的特征为从所述一个选定的视频图像中遗漏的预期特征。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中,通过分析与所述一个选定的视频图像之前和/或之后的至少一些视频图像相关联的姿态的反扭曲函数,所述图像序列比较模块为与所述一个选定的视频图像相关联的所述姿态预测所述反扭曲函数。

12. 根据前述权利要求1至3、9至11中的任一项所述的方法,其中,能够任意选择所述运

动路径。

13. 根据前述权利要求1至3、9至11中的任一项所述的方法,其中,所述C型臂的运动能够在其路径过程中暂时停止。

14. 根据前述权利要求1至3、9至11中的任一项所述的方法,其中,所述C型臂的运动不需要处于一致的速率。

15. 根据前述权利要求1至3、9至11中的任一项所述的方法,其中,所述C型臂适于手动移动,无论所述X射线成像系统是否装备有用于移动所述C型臂的马达。

## 使得C型臂系统适应以提供三维成像信息的方法

[0001] 本申请是申请号为200780039767.3的发明名称为“C型臂计算机断层成像系统”的中国专利申请的分案申请。

### 技术领域

[0002] 本发明涉及CT成像领域,特别地是利用传统C型臂荧光图像系统产生的。

### 背景技术

[0003] 计算机断层成像(CT)一般由专用CT系统执行,所述CT系统是一件昂贵的仪器,在健康护理环境中仅能找到有限数目,并且一般来说,由于它的尺寸与重量,其位于健康护理设施中专用位置处。很少找到位于手术室内的、可用于手术中成像的CT系统。另一方面,C型臂类型的X射线荧光成像系统是一件相当低成本的、可以广泛地在医院和诊所找到的仪器,并且一般地具有足够的移动性使得所述成像系统可以移至在护理处或手术室中的患者处。许多早先技术的公开已经描述了利用由普通C型臂系统提供的二维成像数据来提供三维的、CT类型的、成像信息的系统。这种系统应该有能力利用仅是专用CT系统花费的一部分的系统来提供CT类型信息。至少一个这样的系统还可以在商业上获得,并且它使用马达以一种受控方式来缓慢地旋转C型臂,从而在预定C型臂运动的增量位置处停止以产生荧光图像。

[0004] 在公开为EP0917855的欧洲专利申请“X-Ray photographing apparatus and method capable of performing computerized tomography using C-arm”中描述了一个这种基于C型臂CT系统。尽管这个申请描述了一些这种系统的目的和优势的概念性元素,但似乎没有包括本质的促成细节。N.Navab的题为“C-arm Calibration Method for 3-D Reconstruction”的US6,049,582,J.W.Eberhard等人的题为“Enhanced X-ray Imaging System and Method”的US7,142,633以及G.Lauritsch等人的题为“Method for Reconstructing a CT Image using an Algorithm for a Short-Scan Circle combined with Various Lines”的US2006/0182216中描述了其它这样的系统。另外,K.Wiesent等人的US6,038,282描述了一种在X射线C型臂成像系统中产生的方法和装置,不需要计算位置坐标和物理焦点以及检测位置的一种体素驱动反投影。同样是K.Wiesent等人的US5,706,324描述了一种用于在扫描过程中被成像的特殊标记的CT系统的方法和装置,并且通过所述方法和装置可以确定所述图像的几何形状。

[0005] 在V.T.Jensen的题为“Method and Apparatus for Obtaining and Displaying Computed Tomography Images using a Fluoroscropy Imaging System”的US Patent No.6,666,579中,描述了提供用于诊断目的和介入治疗的CT类型信息的C型臂系统。所述系统包括具有用于获得患者荧光图像的X射线源和接收器的C型臂。移动C型臂使其通过沿其至少可获得第一和第二图像的图像获取路径。获取模块在沿图像获取路径的所需位置处获得多幅2-D荧光图像,并且图像处理器基于2-D荧光图像构建目标数据的3-D体积。基于所述患者信息的3-D体积显示患者信息。包括位置跟踪系统以跟踪所述接收器、患者以及(如果

包括)手术器械的位置。利用位置信息控制获得暴露的时间以及在显示屏上以患者信息叠加仪器图形信息。

[0006] 但是,这种系统是一种专用系统,其包括了许多通常在普通C型臂荧光成像器中找不到的额外附属元件,具体而言,所需的用于限定所述源、受检者、探测器以及如果出现的手术用具的位置的跟踪系统。尽管这种系统比CT系统便宜许多,但是它涉及新仪器的资金支出,或者由于安装操作所需的额外特征以改良现存C型臂荧光检查器的花费。

[0007] 因此需要一种从传统现存的C型臂荧光成像系统的输出,在不需要对所述现存C型臂荧光检查器的结构做任何改变或添加的情况下,通过简单的软件程序获得CT类型信息的系统,因此克服了至少一些现有技术系统和方法的缺点。

[0008] 在说明书的这部分和其它部分提及的每一个公开内容在这里引入作为参考,所述每一个公开全文引入。

## 发明内容

[0009] 本发明寻求提供一种用于从提供二维图像的传统C型臂荧光成像系统产生三维CT类型信息的新系统和方法。这使得广泛应用的C型臂设备适应提供CT类型信息。所述系统优选地以一种新的方式利用一般存在于传统C型臂系统的特点,并且没有涉及任何对C型臂系统结构的改变或添加,使得本发明可以使用现存的C型臂设备或其最简单类型实现。

[0010] 所述系统利用置于相对于受检者的固定位置处的三维目标,并且在通过手动或者对于那些提供马达的系统通过马达围绕受检者移动C型臂的同时获得受检者的感兴趣区域的视频图像序列。只要感兴趣区域出现在视频序列中,或至少在视频序列的大多数帧中,则没有做关于C型臂中心或所述患者相对位置的假定。

[0011] 通过分析所述目标的图像模式而对每一幅所述图像进行分析以确定C型臂相对于受检者的姿态。之后根据下文描述的标准选择图像以提供受检者感兴趣区域的图像数据。作为选择并且优选地,通过对所述目标的图像模式分析来选择并分析许多来自视频序列的帧,或者在隔行扫描视频情况下许多的场,从而确定C型臂相对于受检者的姿态。根据这些方法中的一个,可以获得一系列具有相关位置数据的二维图像数据,使用所述二维图像数据重建受检者感兴趣区域的三维体积成像数据集。

[0012] 所述系统优选地利用一个或多个以下特征:

[0013] (a) 利用从C型臂成像系统获得的视频数据提供二维X射线图像序列,数据处理软件从所述二维X射线图像序列产生三维CT信息。所成像数据的视频表示通常可以在现有技术C型臂技术上获得,但是所述视频表示的使用一般局限在使得医生执行对正在成像的感兴趣区域的动态视觉观察。传统C型臂一般使用如PAL和NTSC的标准格式,输出作为模拟视频序列的视频。根据本发明的优选实施例,由于不需要停止C型臂以获取每一幅图像,使用连续视频成像使得数据获取过程显著比现有技术C型臂成像系统要快。由于连续视频的使用可能引入运动模糊,并且可能涉及其它伪影(例如当使用模拟视频时的隔行扫描),使用包括去模糊技术的图像处理算法以使得这种连续图像获取“运行”(on the fly)。使用视频数据的另一个优势在于可获得大量图像,这些图像可全部用于重建。

[0014] (b) C型臂的运动可以优选地通过嵌入式运动系统,或者通过简单手动移动执行,这不需要一致。

[0015] (c) C型臂相对于受检者的姿态通过利用三维目标, 结合在荧光检查图像中可见的、X射线不透明标记点的三维阵列来确定。将所述目标置于靠近或在受检者上的位置处, 使得至少目标图像的一部分在荧光检查图像中可见。所述目标必须粘贴于受检者或受检者固定于其上的手术台或床, 使得所述目标相对于受检者的位置是不变的, 但是所述目标相对于受检者的绝对位置是不需要知道的。使用传统的用于此目的算法处理目标图像信息, 以确定C型臂在任意时间点的角和平移位置, 使得系统软件可以因此确定受检者在每一帧的成像数据内的位置和定向。可以优选地使用动态模型沿视频序列跟踪所述目标, 以提高姿态估计的准确度、速度和鲁棒性。

[0016] (d) 可以优选地使用这种动态模型来比较从连续帧中获得的图像数据, 因此允许对所述目标板在连续帧中的预期位置进行预测, 使得可以更快地获取真实的目标图像, 并且因此更快地确定姿态。另外, 动态模型允许对图像数据遗漏或不正常的细节进行校正, 使得提高图像数据。而且, 动态模型的使用使得C型臂反扭曲 (dewarping) 函数更有效地执行。反扭曲是一种用于校正所述图像变形的校准过程。所述反扭曲通过以具有预定义位置的标记球将体模粘贴于图像增强器, 并且求解反扭曲函数以消除这些球的图像中的任何变形来实现。由于一次初始完全计算, 以及根据反扭曲体模图像中的变化而更新的连续帧的参数是可以信赖的, 因此使用动态模型使得不需要对每一帧执行完整的反扭曲计算。另外, 可以优选地使用动态模型根据图像质量来选择所使用的图像, 拒绝或校正具有退化特征的图像。

[0017] (e) 凭借重建引擎对由系统软件抓取的 (grabbed) 来自视频帧序列的输出数据进行处理以产生CT类型的数据, 使得可以构造感兴趣区域的三维图像。

[0018] 通过以上方法, 使用这里所描述的用于处理所获取的二维图像数据的优选方法和算法, 可以在不需要对所述系统做任何物理调整的情况下, 从现存传统C型臂荧光检查器获得CT类型的三维数据。

[0019] 尽管已经将本发明描述为适于与现存C型臂系统一起使用, 这是所述发明特别的优势方面, 但是需要理解的是, 所述发明同样意图覆盖构造为使用这里所描述的方法和部分的专用C型臂系统。

[0020] 因此根据本发明优选实施例提供, 提供了一种成像装置, 包括:

[0021] (i) X射线源,

[0022] (ii) 与所述源通过可移动C型臂连接的X射线照相机, 所述X射线照相机产生置于所述源与所述照相机之间的受检者的感兴趣区域的视频图像序列,

[0023] (iii) 包括了三维模式的X射线不透明标记的阵列的目标, 将所述目标置于相对受检者的固定位置处以使得在至少部分视频序列中对至少部分所述目标成像,

[0024] (iv) 通过分析所述目标的图像模式, 为至少一些视频图像确定C型臂相对于受检者的姿态的图像处理单元, 以及,

[0025] (v) 从所选择的视频图像和其确定的姿态计算受检者感兴趣区域的三维体积图像数据集的重建引擎。

[0026] 在以上所描述的系统中, 图像处理单元可以优选地在选择任何视频图像之前, 为基本上所有视频图像确定C型臂相对于受检者的姿态, 或者所述图像处理单元可以仅为视频图像中所选择的那些确定C型臂相对于受检者的姿态。每一幅视频图像可以优选地为视

频帧,或至少一些视频图像可以是模拟视频帧的隔行扫描场

[0027] 根据仍是本发明的另一优选实施例,图像处理单元可优选地包括用于减少C型臂运动影响的图像去模糊模块。在任何以上所描述的系统, C型臂可以适于手动移动,或马达驱动移动。另外地,可以优选地将目标粘贴于受检者上或受检者躺于其上的平台上,例如OP床。

[0028] 根据本发明的优选实施例还提供如上所描述的成像装置,并且其中成像处理单元包括图像序列比较模块,所述图像比较模块通过分析至少一些在所选择图像之前的图像来预测所选择视频图像的特征。所预测的特征可以优选地是目标的图像模式的预期位置,使得在不需要遍及整幅所选择图像寻找目标的图像模式的情况下执行与所选择图像相关联的姿态的计算。作为选择地或者优选地,所预测的特征可以是所选择视频图像中遗漏的预期特征。另外,图像序列比较模块通过对与至少一些在所选择图像之前的图像相关联的姿态的反扭曲函数进行分析,优选地为与所选择视频图像相关联的姿态预测反扭曲函数。

[0029] 根据本发明另一优选实施例还提供了一种产生体积成像数据集的方法,包括如下步骤:

[0030] (i) 提供具有通过C型臂相连的源和照相机的X射线成像系统,所述系统对置于所述源和所述相机之间的受检者的感兴趣区域成像,

[0031] (ii) 将具有一系列以三维形式设置的X射线不透明标记的目标置于相对于受检者的固定位置,并且在所述位置处成像系统可以对至少部分所述目标成像,

[0032] (iii) 向C型臂手动施加运动路径,

[0033] (iv) 在C型臂执行运动路径的同时从所述照相机获得受检者感兴趣区域的视频图像序列,

[0034] (v) 通过分析目标的图像模式,为至少一些视频图像序列确定C型臂相对于受检者的姿态,

[0035] (vi) 从视频序列中选择许多图像,并且

[0036] (vii) 使用所选择的视频图像和所述所选择的视频图像的所确定的姿态来重建受检者感兴趣区域的三维体积成像数据集,

[0037] 其中,所述方法能够应用于现存的C型臂成像系统而无需结构改变。

[0038] 在以上描述的方法中,C型臂相对于受检者的姿态可以优选地在对任何视频图像做出选择之前,为基本上所有的视频图像确定,或者作为选择地,仅为视频图像中所选择的那些确定。每一幅视频图像可以优选地为视频帧,或者至少一些视频图像可以为模拟视频帧的隔行扫描场。

[0039] 仍根据本发明另一优选实施例,以上提及的方法可以优选地还包括在去模糊模块中处理图像以减少C型臂运动的影响的步骤。在任何以上描述的方法中,可以通过手动或凭借马达执行向C型臂施加运动路径的步骤。另外,目标可以优选地粘贴至受检者,或者受检者躺于其上的平台,例如OR床。

[0040] 根据本发明优选实施例还提供以上描述的方法,并且还包括在图像序列比较模块中处理图像的步骤,所述比较模块通过分析至少一些在所选择图像之前的图像来预测所选择视频图像的特征。所预测特征可以优选地为目标的图像模式的预期位置,使得可以在不需要遍及整幅所选择图像以寻找目标的图像模式的情况下,执行与所选择图像相关联的姿

态的计算。作为选择并且优选地,所预测的特征可以是所选择视频图像中遗漏的预期特征。另外,图像序列比较模块可以通过分析与至少一些在所选择图像之前的图像相关联的姿态的反扭曲函数,优选地为与所选择视频图像相关联的姿态来预测反扭曲函数。

## 附图说明

[0041] 结合附图根据以下附图详细说明将更全面地理解和了解本发明。

[0042] 图1图解性地示出了根据本发明优选实施例构造并操作、使得产生三维CT类型信息的C型臂系统;

[0043] 图2为图1中的C型臂系统使用的三维目标板的例子的图解性图示;

[0044] 图3为图1的基于C型臂的CT系统的元件部分的图解性方框图;以及

[0045] 图4为根据本发明优选实施例的一种方法的图解性流程图,基于C型臂的CT成像器根据所述方法操作以产生它的输出图像;以及

[0046] 图5为根据本发明另一优选实施例构造并操作的新型强度传测器或目标的图解性视图。

## 具体实施方式

[0047] 现在参考图1,图1图解性地说明了根据本发明优选实施例构造并操作的C型臂系统,所述C型臂系统一般在不需结构变化的情况下,使用现存的C型臂特征使得产生三维CT类型信息。C型臂10具有在其钳口一端的X射线源12,以及在另一端的用于探测由X射线穿过躺于床17上的受检者16产生的二维吸收图像的探测器阵列14。探测器阵列优选地包括与视频照相机耦合的图像增强器,因此将入射光子转换为动态显示X射线吸收阴影图像的视频信号。

[0048] 包括了X射线不透明标记球的三维目标15位于相对于受检者的固定位置处,使得所述三维目标的图像,或者至少它的部分出现在由所述系统产生的视频图像中。可以将目标优选地粘贴到受检者躺于其上的所述床,或者粘贴到或放置到受检者自身上。只要在完整扫描过程中其位置保持固定,则不需要限定实际位置。这类的三维板在技术领域是已知的,所述三维板作为用于通过使用投影格而确定所述源位置的目标板,以及当位于或靠近探测器阵列时,作为在传统的C型臂系统中执行反扭曲函数的体模。在本发明中,利用以前函数的一种变形来确定所获取荧光图像相对于目标位置,并且因此相对于受检者的3D姿态。这个目标,或者至少所述目标的部分,可以在每一个从视频序列得到的二维帧中识别出来,并且从已知的X射线不透明标记球的三维布置中,可以确定X射线源相对于受检者的姿态,优选地为视频序列中的每一幅图像确定。在实践中,为了节省计算时间,仅优选地为最终在三维CT类型数据集的重建中使用的那些图像确定成像系统相对于受检者的姿态。这一目标可以采用许多可选择的形式。这一目标板的一种图解性示例示于图2。所述板优选地包含两个包含了辐射不透明受托(fiduciary)标记球24的独立平面22、23,所述两个平面之间具有已知几何关系。

[0049] 目标板应该优选地在所有沿C型臂路径得到的图像帧中可容易地看到。这可能是一件困难的任务,这是由于患者以及因此的目标一般不位于与C型臂的旋转中心同中心的位置,并且因此很难保证患者和目标在所有所记录帧的帧内。根据另一优选实施例,目标板

具有足够大尺寸的横向维度使得每一帧显示用于姿态估计的至少目标的部分。根据本发明的这个实施例这种仅使用目标的部分是可能的,这是因为视频序列使得在一帧中所看到的目标的该部分中的标记位置,与至少一些在一个或多个先前帧中看到的目标的该部分中的相同标记,或者与至少一些在先前帧中的目标的较大部分中的相同标记做比较,或者甚至与至少一些在先前帧中的整个目标中的相同标记做比较。利用先前捕获的帧进行这种连续比较处理意味着用于在任何时间确定所述姿态的目标的部分可以在C型臂运动过程中在目标上移动。作为选择地或优选地,可以使用一种在整个目标上重复其本身的模式,或者一种经过位置编码使得在目标内每一个区域的位置已知的模式来构造目标,这使得除了本段先前描述的位置跟踪比较之外即使整个目标的分开部分也可以独立地作用以限定姿态。

[0050] 在使用中,将目标板设置在相对于受检者感兴趣区域固定的位置处,通过直接粘贴至受检者,或者通过粘贴至受检者固定于其上的所述床或手台上。根据本发明另一优选实施例,目标可以是半柔韧三维结构表面的形式,其可以搭在受检者或所述床的任何部分上方,但是一旦部署,其就保持在相对于所成像的受检者的其位置处。

[0051] 通过手动移动C型臂,或者通过使用内置驱动系统X射线源围绕感兴趣区域旋转。可以使用任何优选的运动路径,例如简单的弓形运动,或圆周运动与沿受检者感兴趣区域的长度的连续横向运动的结合,或者横向穿过感兴趣区域的宽度,或者摆动运动。所述运动不需要处于一致的速率,而是可以例如以任何所需或便捷的速率变化。可以甚至在任何点暂时地停止运动而不干扰最终所需数据的采集。当所述源横穿感兴趣区域时,可以获得在X射线源与探测器阵列之间的介入体的X射线阴影图像的视频序列。在这个视频序列的每一帧上所印记的是三维目标的图像,或者是使用了大面积目标的至少部分所述三维目标的图像。可以优选地使用帧截取器以从连续视频中捕获各个图像。在处理阶段,图像处理算法可以以取决于一个或多个因素的速率,从视频序列中选择各个图像。

[0052] 一些决定选择那些各个图像的初始因素,以及间隔的频率或宽度,优选地包括:

[0053] (i) 所需图像分辨率以及精确度,这是由于所需要的分辨率或精确度越高,图像间隔应该越紧密;

[0054] (ii) C型臂运动的瞬时速度,这是由于扫描速度越慢,从视频序列中选择图像的需求越不频繁。另一方面,扫描速度越快,在图像中存在的运动模糊越多以及所需总图像越多;

[0055] (iii) 从运动路径的偏离。通过跟踪C型臂运动,可以将姿态偏离运动路径的图像作为异常值过滤出来。另外,优选地选择其中C型臂以低于其相邻帧内C型臂移动速度的速度移动的帧,以便减少运动模糊。

[0056] (iv) 感兴趣区域的整个维度,这是由于所成像的区域越大,假定对高分辨的需要越少,并且因此图像间隔越大。

[0057] 由于即使在高扫描速度,也有足够的帧以保证成像数据的充足供给,因此C型臂的速度不是从根本上由分辨率限制的。例如,如果以30帧/秒,获取时间是20秒,可产生600帧。如上所述,这种快速扫描的唯一的可能是可能会使所述帧模糊。

[0058] 需要理解的是并非意图使所述发明受这些所建议的优选限定的限制,而是可以使用其它任何相关因素以确定所选择图像应有的频率和空间间隔(对于基于空间或者角度分离所选择的图像而言)。

[0059] 另外,正如如下更全面地所描述的,根据本发明另一优选实施例,用于图像获取过程的动态模型的使用,使得可以实时地根据荧光检查器产生的图像的实际质量调整选择过程。

[0060] 之后优选地执行计算机视觉(3-D图像处理)来分析三维目标板的图像以确定X射线源相对于受检者的姿态,并且之后,使用该数据连同从每一个所选择的帧得到的二维图像数据一起,以便产生用于输入三维信息重建引擎的数据集。重建引擎得到所选择的二维图像集连同为每一幅图像所计算的姿态,并且从其中产生三维体积数据集,从所述三维体积数据集可以将代表受检者身体的各层在任何所需视图中的图像显示呈现给医生。用于重建所述体积所需的算法可以是任何在本领域所熟知的合适算法,例如ART/SART技术,以及其它。

[0061] 因此,所述发明的操作的优选模式的一个新奇的特征是不需要多于三维的目标板以及为从传统的现存C型臂荧光检查成像器产生三维CT类型数据的合适的图像数据处理软件。

[0062] 使用以上描述的用于C型臂运动跟踪的动态系统为本发明带来了许多操作优势,所述动态系统仅是由于提供了来自视频数据的图像序列而使得其可能。首先,由于基于先前帧的历史知识可以设计系统的图像处理软件以在目标板的预测位置处寻找目标板,而非不得不遍及整个帧以寻找目标板图像,因此在每一个所选择的C型臂图像位置处寻找并且识别目标图像的需要得以回避,所述目标板预测位置可以在几个像素内得知。由于图像分析时间缩短,上述方法提高了系统性能。这种对目标位置的预测可以甚至扩展到预测各个标记球的大概位置,使得目标搜索过程变得更快以及更鲁棒,这是由于所述过程超始于接近全局最优值。

[0063] 同样,动态系统技术使得C型臂反扭曲过程简化,这是由于一般仅为所使用的第一帧执行一次完整计算,并且之后使用系统提供的动态信息跟踪反扭曲参数就足够了,而不用单独为每一帧计算反扭曲函数。这样,使用动态模型并且略微根据当前帧进行校正,可从先前的帧预测反扭曲参数。这允许更有效地计算反扭曲函数并且导致更平滑、精确和鲁棒的函数。

[0064] 第三,动态系统方法对方法增添了鲁棒性,这是由于如果对于某些C型臂位置,一些目标板的标记受到闭塞或者不清晰,例如可能发生在当受检者骨结构使所述标记模糊的情况,遗漏的或不清晰的标记位置可以从相邻帧中与所述标记位置相关的数据插值进去,所述相邻帧为那些包含缺陷数据之前和之后的帧。

[0065] 另外,由于可以根据帧数据的质量进行帧的选择,图像视频序列的获取使得图像的准确度得以提高。因此,细节在标准以下的帧,例如,由于C型臂运动的突升,可以使所述帧避免用于三维CT类型数据的重建。另外,由于连续序列使得某些细节得以预测,如果所述细节没有在所使用的一些帧中的其预期位置处找到,例如由于不清晰或噪声图像,那么可以将那些显示不正常细节的帧作为异常值拒绝,或者更有利地,通过信号处理软件校正以提高所述帧的质量,并且所述帧的贡献作为所需数据集的一部分。

[0066] 如果需要的话,视频序列还允许为每一帧进行所确定姿态的校正。由于尽管存在有意的运动中断,C型臂的运动被认为至少在一个短的时间范围内是连续的,因此可以预测每一个连续帧的姿态,并且如果对任何一个帧或许多帧的目标分析指示不正常姿态,那么

可以使用由相邻帧确定的姿态插值而确定的认为正确的姿态来校正错误的姿态。

[0067] 另外,使用在图像处理软件中的模糊减少方向滤波器技术使得对极度快的C型臂运动的校正得以实现。尽管模糊减少滤波在视频领域中已知,本发明中使用的技术比在标准视频模糊减少例程中(的技术)更成功,这是由于在本发明中使用的动态模型提供连续帧之间的运动速度和方向的良好知识,因此允许模糊减少的水平提高。

[0068] 结合所有以上特征使得基于视频的数据获取比现有技术的C型臂CT类型系统更加准确,所述现有技术的C型臂CT类型系统中,仅从相对小数量的定向上执行离散成像。

[0069] 由使用来自现存C型臂荧光检查系统的原始视频信息引起的一个问题是所述视频一般为模拟视频标准中的一个的输出,并带有隔行扫描,使得可与TV标准兼容并且用于在TV显示器上显示。当用于正常的视频显示时,这种隔行扫描不出现任何问题,但是,在本发明中,由于位置数据提取自视频帧,将在隔行扫描帧的奇数场和偶数场之间存在有意义的差别,这是由于所述场在C型臂运动的不同点处得到。因此,不仅特征的边缘位于两个隔行扫描场之间的不同点,甚至由目标分析确定的图像本身的位置也会不同。这个问题的一个解决方法可能是在使用视频序列之前对所述帧去隔行扫描。由于去隔行扫描一般使图像质量降低,作为一种可选择的技术,在本发明中使用的视频处理软件适于分开对待隔行扫描帧中的每一个场,就好像每一个场是连续的。用这种方法,可以准确地为每一个场单独地计算关于所述场的姿态的位置数据,并且在重建阶段,仅使用所述场的相关线连同所述场的三维姿态以进行重建。由于在本发明中可以使用隔行扫描和非隔行扫描视频形式,需要理解的是在本申请以及权利要求中使用的“帧”一词意图还包括隔行扫描视频场,甚至在没有特定说明的情况下,使得本发明并非意图受到用于获取图像数据的帧或场的限制。

[0070] 现在参考图3,图3是基于C型臂的CT系统的元件部分的图解性方框图,示出了所述系统的图像处理模块30的主要功能单元。图3中示出的系统是优选实施例,其中每一帧或场的姿态在执行任何图像选择之前确定。一般为图像增强器或平面探测器的探测器阵列31,发射其输出信号至姿态确定单元32,所述姿态确定单元在所述帧(或场)中寻找目标,并且从这里的标记球的位置确定X射线相对于在那个帧处的受检者的姿态。在图像处理模块30的软件内,操作帧选择器33来从视频序列中选择帧。根据任何以上提及的标准选择帧,无论是涉及角姿态、扫描速度、或者任何其它标准。尽管将这一单元描述为“帧选择器”,需要将这一词理解为包括用于那些其中处理所述帧的分开场的实施例的功能单元。对于每一个所选择的帧(或者帧的场),跟随帧选择器的图像处理单元34仅处理所选择的图像—通常使它们反扭曲或标准化。使用从所选择帧得到的二维图像数据,连同先前为每一个所选择的帧获得的姿态信息,之后图像处理单元34产生用于向三维信息重建引擎35输入的数据集。图像处理单元34还优选地并入了图像序列比较模块(未示出),其用于通过分析先前一幅图像或多幅图像和/或随后的一幅图像或多幅图像的内容来预测所选择图像的特征,使得可以执行遗漏特征图像改善操作,以及反扭曲函数预测操作。另外,信号处理单元34还优选地并入了图像去模糊单元,其用于减少C型臂运动对图像数据的影响。将重建引擎35的输出转移到系统存储器36,可以从所述系统存储器36提取任何所需受检者图像层或三维图像来用于面向医生的显示器37,正如传统CT成像技术中所已知的。另外,可以传递重建的体积至其它设备用以进一步处理或分析,例如通过使用DICOM格式。

[0071] 根据本发明其它优选实施例,可以基于除了扫描位置之外(的方法)执行图像选

择,使得不需要必须为每一个帧/场在帧选择之前执行姿态确定。在这一实施例中,需要理解的是图3中的针对每一个实施例对其选择标准进行了相应调整的帧选择器33可以在姿态确定器单元32之前。

[0072] 现在参考图4,图4为根据本发明优选实施例的方法的图解性流程图,按照此流程图操作基于C型臂的CT成像器以产生其输出体积。流程图仅示出了那些针对本发明方法特有的优选步骤。与所有的C型臂成像过程相同,在实现图4中所示出的本发明方法的各种步骤之前,将反扭曲体模粘贴于C型臂并且获取一幅清晰的图像。使用校准信息跟踪体模球并且对图像进行反扭曲和标准化。在步骤40,将三维目标固定在相对于将成像的受检者的适当位置处。之后在步骤41中沿其所需路径移动C型臂通过受检者的感兴趣区域,在这个时间内,在步骤42中,捕获图像的视频序列。在步骤43中,在图3的信号处理单元中处理所述帧,以提取图像数据和其相关联的姿态。从这一图像序列,完成步骤44的帧选择。基于所述帧的角覆盖范围方便地对其进行选择,例如,可以以规律的如每隔一度的角间隔选择帧。但是,还可以根据这里以上描述的标准选择帧。在步骤45中,使用在当前所选择的帧中的体模图像中获得的数据,将在当前所选择的帧之前的帧中确定的反扭曲函数更新,并且对所选择的帧进行反扭曲以及标准化。在步骤46中将这一数据传递至系统存储单元,与收集的二维数据的剩余部分一同存储于其中。在步骤47中进行决定,即关于是否已经收集足够的帧以及其姿态,来提供产生对输出CT类型信息有用的体积数据集所需的数量和质量的数据。如果未收集到足够的数据,决定在步骤44中选择更多视频图像帧。当已经收集足够的数据,或者当C型臂已经到达了它行程的末端,或者当操作者发送扫描结束的信号,则将数据传递至重建引擎,在所述重建引擎处,在步骤48中将所述数据转换成适合于输出CT类型三维图像的体积数据集。分析步骤48中的重建引擎中产生的体积数据的质量及充足度,并且如果需要,例如如果发现在某一个具体方向上没有足够的信息以完成好的重建,可以在重建进行中在步骤49中从帧选择器44请求额外的帧。最后,在步骤50中,根据主治医师的请求显示体积数据。

[0073] 对于那些帧选择过程在姿态确定分析之前执行的实施例,流程图步骤的顺序可以相应地修改。

[0074] 标准C型臂系统一般使用自动强度对比/亮度控制,通过改变所述源的电压和电流以调整所成像物体不透明度的变化。完成这一过程以获得具有相似的整体亮度水平的图像。所述系统通常使用图像的总体整合强度来调整所述源强度参数。

[0075] 强度变化可以改变所成像物体的表面尺寸,这是由于,例如,较高强度的入射光会更容易地穿透并且横穿诸如骨骼的不透明物体的外部边缘,使得所述外部边边缘看似更加透明,并且使得骨骼看似相应地更加狭窄。强度变化因此可以改变物体的实际外形使得同一物体在不同帧内有不同强度。由于3D重建过程是基于以物体密度为函数的图像强度的均匀性,需要将所述图像标准化到共同的参数。

[0076] 因此,为了在不管光照强度变化的条件下对每一幅图像中的特征尺寸标准化,需要监测所述源的强度水平。

[0077] 现在参考图5,图5为根据本发明另一优选实施例构造并操作的新型强度传感器或者目标50。将这一传感器构造为包括至少三个对X辐射具有不同的已知吸收系数的区域。在图5所示的实施例中,三个区域示出为51、52、53,按同心圆形面积安排,但是只要所有三个

区域可以在荧光检查器中迅速地成像出来,一般关于所述区域的形状没有限制。吸收系统之间的比值是已知的,并且因此在三个区域之间有两个已知比值。所述区域的单个灰度水平是强度的函数,但是比值是固定的。通过在不同的区域测量强度并且使用Beer's定律:

$$[0078] \quad I = I_0 e^{-\int \mu(x) ds}$$

[0079] 解出 $I_0$ 是可能的。

[0080] 经常地,将强度目标定位在除了空气的材料之上。在这种情况下,Beer's方程具有一个新的未知数, $\alpha$ ,代表该材料的影响:

$$[0081] \quad I = I_0 e^{-\int \mu(x) ds - \alpha}$$

[0082] 由于我们具有三个区域,我们可以解出 $I_0$ 和 $\alpha$ 。

[0083] 为了使这个标准化更加鲁棒,并且考虑到强度目标在若干个不同材料之上的情况,优选地在图像周围使用若干个这样的目标并且如果可能,使用具有多个三个区域的目标。

[0084] 已经按照通常所熟知的C型臂系统描述了本发明并并要求对其进行保护。但是需要理解的是,C型臂一词并非意图受限于具有特定C形状臂的系统,而是一般使用其以包括任何X射线成像系统,所述X射线成像系统从围绕所成像受检者、以互相间的固定关系移动的源和探测器单元产生二维图像。

[0085] 本领域技术人员会意识到本发明不会受这里以上所具体描述和示出的内容的限制。而是本发明的范围包括这里以上描述的各种特征,以及本领域技术人员在阅读以上描述的基础上所做的并且在现有技术中不存在的变化和修改的组合以及子组合。

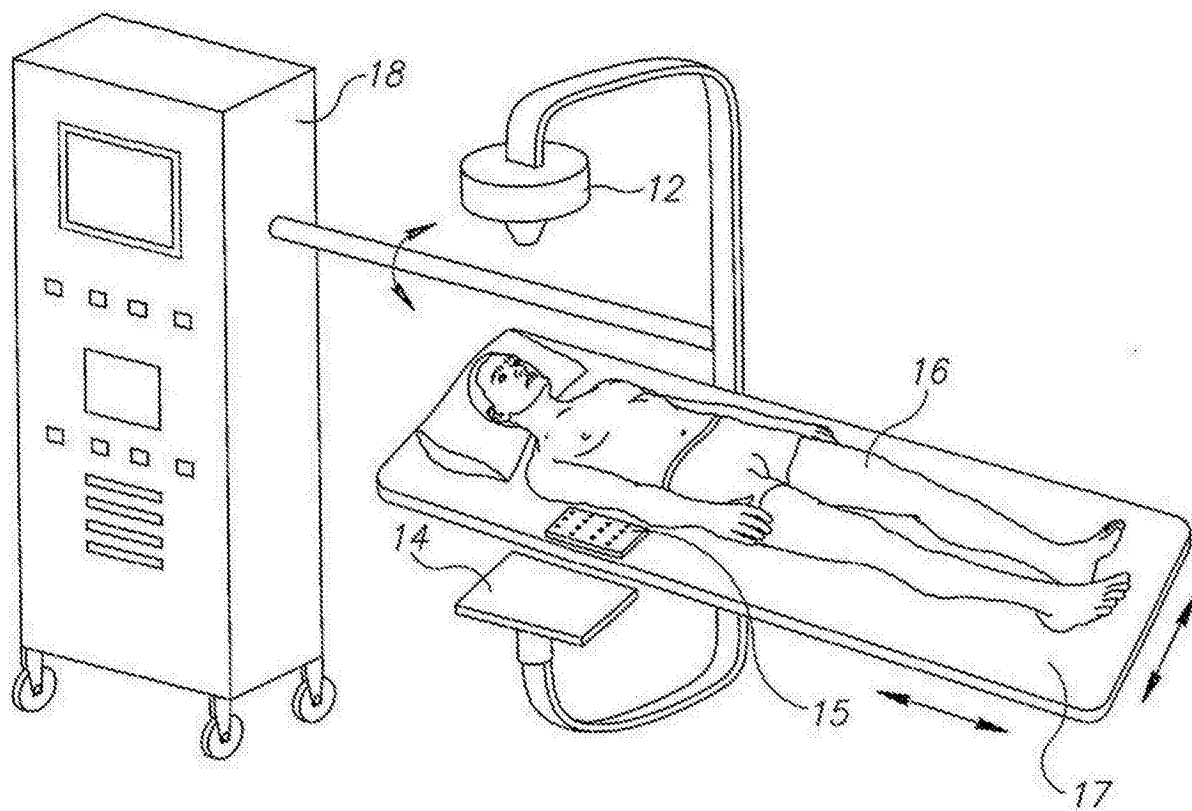


图1

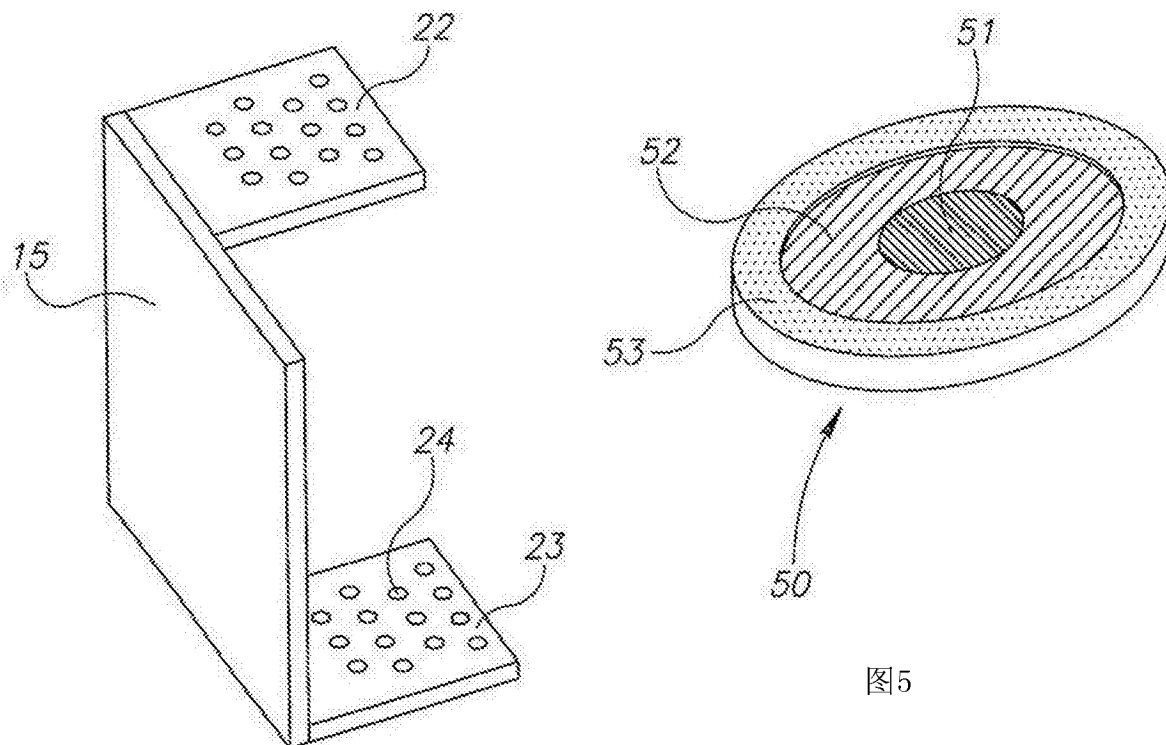


图2

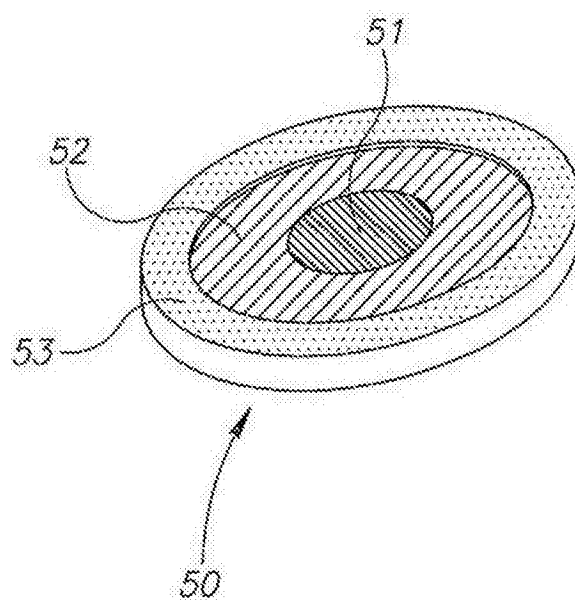


图5

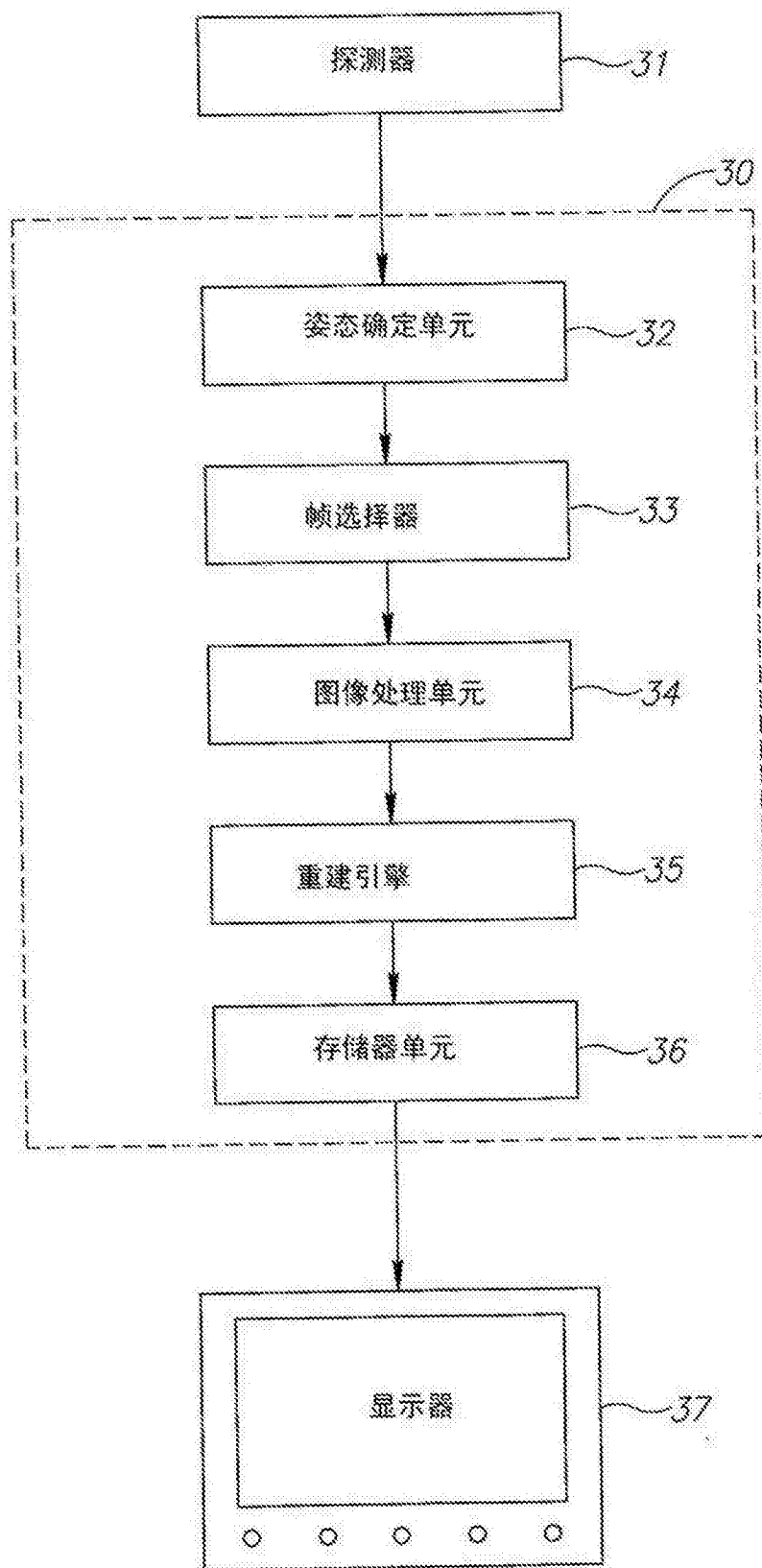


图3

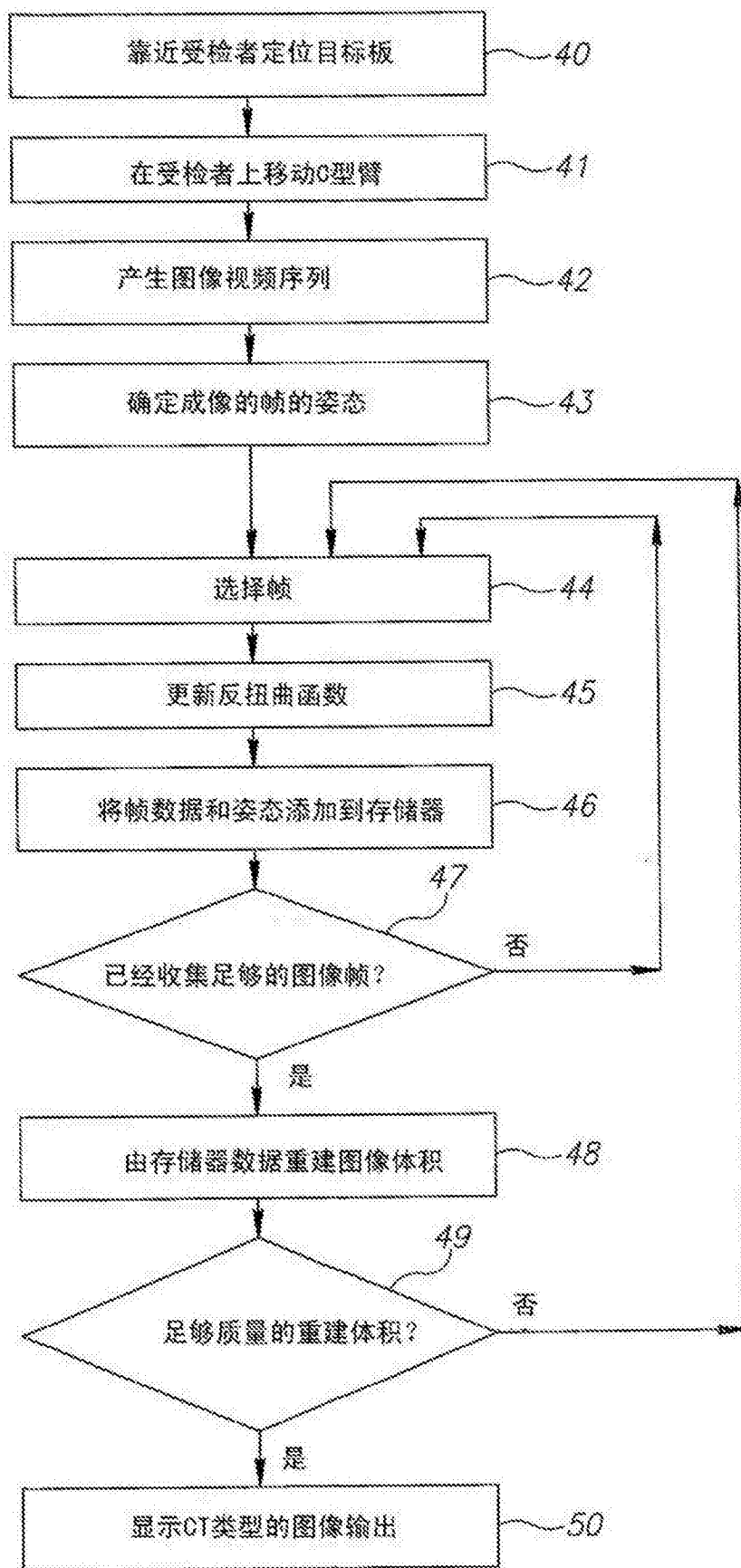


图4