



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103961123 B

(45)授权公告日 2018.11.06

(21)申请号 201310038053.8

(22)申请日 2013.01.31

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103961123 A

(43)申请公布日 2014.08.06

(73)专利权人 GE医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72)发明人 曲彦龄 王学礼 曹蹊渺 徐振华

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 张金金 朱海煜

(51)Int.Cl.

A61B 6/03(2006.01)

(56)对比文件

US 2011/0096968 A1,2011.04.28,说明书
第0024,0030,0047,0052,0054,0057段、图1-5.

CN 1575760 A,2005.02.09,全文.

CN 102027507 A,2011.04.20,全文.

CN 1504960 A,2004.06.16,全文.

CN 101080651 A,2007.11.28,全文.

审查员 陈飞

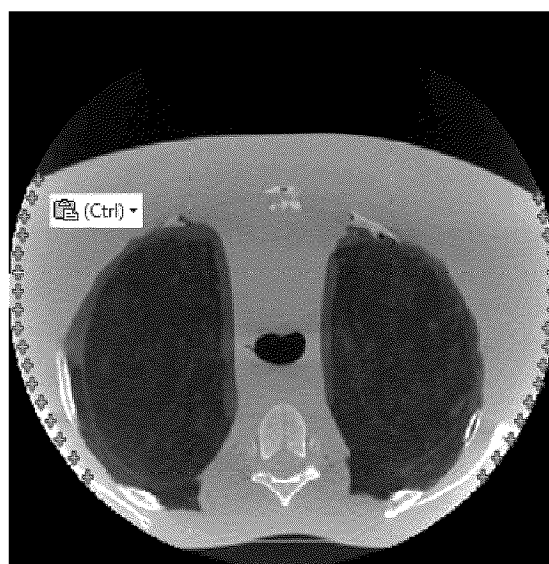
权利要求书5页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

计算机断层摄影(CT)方法和CT系统

(57)摘要

本公开涉及计算机断层摄影(CT)方法和CT系统,所述方法包括:由辐射源在DFOV内向待成像对象投射射束;检测器接收该投射的射束以便于采集投影数据;确定所述投射中是否发生其中所述对象超出DFOV以外的截断;如果发生截断,则记录所述投射中的截断位置。所述CT系统包括辐射源,在DFOV内向待成像对象投射辐射射束;检测器,接收所投射的射束以便于采集投影数据;以及计算机,耦合于所述辐射源和所述检测器,配置成:确定所述投射中是否发生其中所述对象超出DFOV以外的截断;如果发生截断,则记录所述投射中的截断位置。



1. 一种计算机断层摄影 (CT) 方法, 包括:
 - 由辐射源在 DFOV 内向待成像对象投射射束;
 - 检测器接收该投射的射束以便于采集投影数据;
 - 确定所述投射中是否发生其中所述对象超出 DFOV 以外的截断, 包括:
 - 计算 DFOV 边缘对应的通道的射束度量 V_{margin} ;
 - 将 V_{margin} 与无对象衰减射束的度量 V_{air} 的 k 倍进行比较, 其中 $0 < k \leq 1$;
 - 如果 $V_{\text{margin}} < k * V_{\text{air}}$, 则确定发生截断;
 - 如果发生截断, 则记录所述投射中的截断位置。
2. 如权利要求 1 所述的方法, 进一步包括:
 - 辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;
 - 在每个角度, 确定投射中是否发生截断;
 - 如果发生截断则记录截断位置。
3. 如权利要求 1 所述的方法, 进一步包括:
 - 辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;
 - 在一定范围的角度中, 确定每个角度的投射中是否发生截断;
 - 如果发生截断则记录截断位置。
4. 如权利要求 1-3 中任一项所述的方法, 进一步包括:
 - 从所述投影数据重建图像, 以及在重建的图像中标示所述截断位置。
5. 如权利要求 4 所述的方法, 所述重建的图像在用户界面 (UI) 中显示, 所述截断位置采用可视化表示来标示。
6. 如权利要求 1 所述的方法, 其中, k 是 0.97。
7. 如权利要求 1-3 中任一项所述的方法, 其中, 记录扇形投射区域边界线与扫描 FOV 的切点为所述截断位置。
8. 如权利要求 1 所述的方法, 进一步包括: 如果发生截断, 则确定投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响, 如果是, 则记录偏心重建的受影响点。
9. 如权利要求 8 所述的方法, 进一步包括:
 - 辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;
 - 在每个角度, 确定投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响, 如果是, 则记录偏心重建的受影响点。
10. 如权利要求 8 所述的方法, 进一步包括:
 - 辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;
 - 在一定范围的角度中, 确定每个角度的投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响, 如果是, 则记录偏心重建的受影响点。
11. 如权利要求 10 所述的方法, 其中, 确定是否被截断影响的步骤包括:
 - 计算截断的影响范围;
 - 计算用于偏心重建的 DFOV 范围 $DFOV_{\text{off}}$;
 - 确定 $DFOV_{\text{off}}$ 与计算的影响范围是否有交叠。
12. 如权利要求 11 所述的方法, 其中, 所计算的影响范围采用对应的检测器通道数来表示。

13. 如权利要求11所述的方法,其中,如果是在检测器低端发生截断,则该影响范围计算如下:

$[ch_{center}-N_{dfov}, ch_{center}-N_{dfov}+N_{kernel}/2]$,其中 ch_{center} 表示检测器中心通道索引, N_{dfov} 表示一半DFOV对应的检测器通道数量, N_{kernel} 表示滤波器核大小,其采用对应的检测器通道数来表示。

14. 如权利要求11所述的方法,其中,如果是在检测器高端发生截断,则该影响范围计算如下:

$[ch_{center}+N_{dfov}-N_{kernel}/2, ch_{center}+N_{dfov}]$,其中 ch_{center} 表示检测器中心通道索引, N_{dfov} 表示一半DFOV对应的检测器通道数, N_{kernel} 表示滤波器核大小,其采用对应的检测器通道数来表示。

15. 如权利要求13或14中任一项所述的方法,其中 N_{dfov} 计算如下:

$$N_{dfov} = \frac{\arcsin \frac{\max DFOV/2}{D_{source-center}} \times D_{source-detector}}{DetectorModuleSize} \quad (1)$$

其中, $D_{source-detector}$ 表示辐射源到检测器的距离; $\max DFOV/2$ 表示最大DFOV对应圆的半径; $D_{source-center}$ 表示辐射源到ISO中心的距离; $DetectorModuleSize$ 表示单个通道对应的检测器元件的尺寸。

16. 如权利要求11所述的方法,其中,在螺旋扫描模式下,该影响范围通过考虑数据插值来计算。

17. 如权利要求11所述的方法,其中,所计算的 $DFOV_{off}$ 采用对应的检测器通道数来表示。

18. 如权利要求11所述的方法,其中所述 $DFOV_{off}$ 低边界计算如下:

$$lowerMargin = ch_{center} + \frac{\arctan \frac{C_{Loff} - DFOV_{off}/2}{D_{source-center} - C_{Aoff}} \times D_{source-detector}}{DetectorModuleSize},$$

DFOV_{off}高边界计算如下:

$$higherMargin = ch_{center} + \frac{\arctan \frac{C_{Loff}}{D_{source-center} - C_{Aoff}} \times D_{source-detector}}{DetectorModuleSize} \times 2,$$

其中 ch_{center} 表示检测器中心通道索引, $DFOV_{off}/2$ 表示 $DFOV_{off}$ 对应圆的半径, C_{Loff} 、 C_{Aoff} 分别表示 $DFOV_{off}$ 对应圆的中心偏离ISO中心的偏心量在水平方向、垂直方向上的分量, $D_{source-detector}$ 表示辐射源到检测器的距离, $D_{source-center}$ 表示辐射源到ISO中心的距离, $DetectorModuleSize$ 表示单个通道对应的检测器元件的尺寸。

19. 如权利要求8所述的方法,其中记录偏心重建DFOV与相应扇形投射范围边界线的切点作为所述受影响点。

20. 如权利要求8所述的方法,进一步包括:进行偏心重建,在偏心重建的图像上提供所述受影响点的标示。

21. 如权利要求20所述的方法,所述偏心重建的图像在用户界面(UI)中显示,所述受影

响点采用可视化表示来标示。

22. 一种CT系统,包括:

辐射源,在DFOV内向待成像对象投射辐射射束;

检测器,接收所投射的射束以便于采集投影数据;以及

计算机,耦合于所述辐射源和所述检测器,配置成:计算DFOV边缘对应的通道的射束度量 V_{margin} ;

将 V_{margin} 与无对象衰减射束的度量 V_{air} 的 k 倍进行比较,其中 $0 < k \leq 1$;

如果 $V_{margin} < k * V_{air}$,则确定发生截断;

如果发生截断,则记录所述投射中的截断位置。

23. 如权利要求22所述的CT系统,其中所述辐射源和所述检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;

所述计算机进一步配置成:

在每个角度,确定投射中是否发生截断;

如果发生截断则记录截断位置。

24. 如权利要求22所述的CT系统,其中所述辐射源和所述检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;

所述计算机进一步配置成:

在一定范围的角度中,确定每个角度的投射中是否发生截断;

如果发生截断则记录截断位置。

25. 如权利要求24所述的CT系统,所述计算机进一步配置成:

从所述投影数据重建图像,以及在重建的图像中标示所述截断位置。

26. 如权利要求25所述的CT系统,进一步包括:用户界面(UI),配置成显示所述重建的图像,其中所述截断位置采用可视化表示来标示。

27. 如权利要求26所述的CT系统,其中, k 是0.97。

28. 如权利要求22所述的CT系统,其中,所述计算机配置成将扇形投射区域边界线与扫描FOV的切点记录为所述截断位置。

29. 如权利要求22所述的CT系统,其中,所述计算机进一步配置成:如果发生截断,则确定投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响,如果是,则记录偏心重建的受影响点。

30. 如权利要求29所述的CT系统,其中,所述辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;

所述计算机进一步配置成:在每个角度,确定投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响,如果是,则记录偏心重建的受影响点。

31. 如权利要求29所述的CT系统,其中,所述辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;

所述计算机进一步配置成:在一定范围的角度中,确定每个角度的投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响,如果是,则记录偏心重建的受影响点。

32. 如权利要求29所述的CT系统,所述计算机进一步配置成:

计算截断的影响范围;

计算用于偏心重建的DFOV范围 $DFOV_{off}$;

确定DFOV_{off}与计算的影响范围是否有交叠,来确定用于偏心重建的投影数据是否被截断影响。

33.如权利要求32所述的CT系统,其中,所计算的影响范围采用对应的检测器通道数来表示。

34.如权利要求32所述的CT系统,其中,如果是在检测器低端发生截断,则该影响范围计算如下:

$[ch_{center}-N_{dfov}, ch_{center}-N_{dfov}+N_{kernel}/2]$,其中 ch_{center} 表示检测器中心通道索引, N_{dfov} 表示一半DFOV对应的检测器通道数量, N_{kernel} 表示滤波器核大小,其采用对应的检测器通道数来表示。

35.如权利要求32所述的CT系统,其中,如果是在检测器高端发生截断,则该影响范围计算如下:

$[ch_{center}+N_{dfov}-N_{kernel}/2, ch_{center}+N_{dfov}]$,其中 ch_{center} 表示检测器中心通道索引, N_{dfov} 表示一半最大DFOV对应的检测器通道数, N_{kernel} 表示滤波器核大小,其采用对应的检测器通道数来表示。

36.如权利要求34-35中任一项所述的CT系统,其中 N_{dfov} 计算如下:

$$N_{dfov} = \frac{\arcsin \frac{\max DFOV/2}{D_{source-center}} \times D_{source-detector}}{DetectorModuleSize} \quad (1)$$

其中, $D_{source-detector}$ 表示辐射源到检测器的距离; $\max DFOV/2$ 表示最大DFOV对应圆的半径; $D_{source-center}$ 表示辐射源到ISO中心的距离; $DetectorModuleSize$ 表示单个通道对应的检测器元件的尺寸。

37.如权利要求32所述的CT系统,其中,在螺旋扫描模式下,该影响范围通过考虑数据插值来计算。

38.如权利要求32所述的CT系统,其中,所计算的DFOV_{off}采用对应的检测器通道数来表示。

39.如权利要求32的CT系统,其中所述DFOV_{off}低边界计算如下:

$$lowerMargin = ch_{center} + \frac{\arcsin \frac{C_{Loff} - DFOV_{off}/2}{D_{source-center} - C_{Aoff}} \times D_{source-detector}}{DetectorModuleSize},$$

DFOV_{off}高边界计算如下:

$$higherMargin = ch_{center} + \frac{\arcsin \frac{C_{Loff}}{D_{source-center} - C_{Aoff}} \times D_{source-detector}}{DetectorModuleSize} \times 2,$$

其中 ch_{center} 表示检测器中心通道索引,DFOV_{off}/2表示DFOV_{off}对应圆的半径, C_{Loff} 、 C_{Aoff} 分别表示DFOV_{off}对应圆的中心偏离ISO中心的偏心量在水平方向、垂直方向上的分量, $D_{source-detector}$ 表示辐射源到检测器的距离, $D_{source-center}$ 表示辐射源到ISO中心的距离, $DetectorModuleSize$ 表示单个通道对应的检测器元件的尺寸。

40.如权利要求29所述的CT系统,其中所述计算机配置成将偏心重建DFOV与相应扇形

投射范围边界线的切点记录为所述受影响点。

41. 如权利要求29所述的CT系统,所述计算机进一步配置成:进行偏心重建,在偏心重建的图像上提供所述受影响点的标示。

42. 如权利要求41所述的CT系统,进一步包括:用户界面(UI),所述偏心重建的图像在用户界面(UI)中显示,所述受影响点采用可视化表示来标示。

计算机断层摄影(CT)方法和CT系统

技术领域

[0001] 本公开涉及计算机断层摄影(Computerized tomography,简称CT)方法以及CT系统。

背景技术

[0002] 众所周知,CT是一种利用采集信息和图像内容来诊断疾病的手段,其在一次检查中保持一定的视场(FOV)。然而有时会发生被成像对象超出FOV的情形。这样的情形一般称作截断(truncation)。如图1所示,列出了正常扫描情况和三种截断情形(如图1(b)、图1(c)和图1(d))。

[0003] 如果发生截断,重建的图像中有时会出现大约20个像素宽的外部亮环,如在图2(a)中所示。图2(a)示出例如在胸腔X射线照相中的图像,其中由于截断而在图像重建时的滤波中在截断区域的原始数据中使用零填充(zero padding)而出现该亮环。尽管该亮环给出了截断区域的提示,但是由于丢失了真实的边缘图像信息而降低了图像质量。

[0004] 典型地,现有技术的CT系统中采用推导截断投影数据来降低这种不连续伪影。目前广泛采用两种常见做法,一种是在图像重建时的滤波中在截断区域的投影数据中使用最接近填充(nearest padding),如图2(b)所示。另一种是镜像填充(mirror padding),即在图像重建时的滤波中将前面的投影数据镜像到该截断区域中,如图2(c)所示。然而,在实际中由于复杂的人体结构而难于准确预测截断区域中的数据趋势。因此,这两种方法处理后的图像在截断区域的呈现实际上是不够真实的,医生在实际应用中经常需要根据图像的呈现特性、例如像素亮度值来进行诊断,因此这两种方法得到的截断区域由于不真实的呈现而失去了诊断价值,因此医生需要知道图像中哪些区域发生了截断而尽量避免误将截断区域用于诊断以避免误诊。然而,上述两种方法尽管提高了截断区域周围的图像质量,但是同时也失去了亮环。在没有亮环的情况下,医生在查看期间将无法知道哪些区域是不是截断区域。大部分医生在实际中对最接近填充情形、镜像填充情形以及偏心重建(off-center recon.)情形存在疑问,因为他们无法知道图像中哪些区域或位置因截断而被损坏。目前大部分CT方法对于截断都是如何校正截断,例如,US专利No.7254259,题为“截断补偿的方法和设备”,其通过引用结合在此,该技术也仅给出如何补偿截断,然而医生在查看图像期间无法知道哪些区域发生了截断。

发明内容

[0005] 本公开的目的是要解决上面提到的问题。

[0006] 该目的通过提供一种CT方法来实现。所述CT方法包括:由辐射源在DFOV内向待成像对象投射射束;检测器接收该投射的射束以采集投影数据;确定所述投射中是否发生其中所述对象超出DFOV以外的截断;如果发生截断,则记录所述投射中的截断位置。

[0007] 根据本公开的实施例,所述方法进一步包括:辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;在每个角度,确定投射中是否发生截断;如果发生截断则记录截断位

置。

[0008] 根据本公开的实施例,所述方法进一步包括:辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;在一定范围的角度中,确定每个角度的投射中是否发生截断;如果发生截断则记录截断位置。

[0009] 根据本公开的实施例,所述方法进一步包括:从所述投影数据重建图像,以及在重建的图像中标示所述截断位置。

[0010] 根据本公开的实施例,所述重建的图像在用户界面(UI)中显示,所述截断位置采用可视化表示来标示。

[0011] 根据本公开的实施例,记录扇形投射区域边界线与扫描FOV的切点为所述截断位置。

[0012] 根据本公开的实施例,所述方法进一步包括:如果发生截断,则确定投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响,如果是,则记录偏心重建的受影响点。

[0013] 根据本公开的实施例,所述方法进一步包括:辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;在每个角度,确定投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响,如果是,则记录偏心重建的受影响点。

[0014] 根据本公开的实施例,所述方法进一步包括:辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;在一定范围的角度中,确定每个角度的投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响,如果是,则记录偏心重建的受影响点。

[0015] 根据本公开的实施例,确定是否被截断影响的步骤包括:计算截断的影响范围;计算用于偏心重建的DFOV范围 $DFOV_{off}$;确定 $DFOV_{off}$ 与计算的影响范围是否有交叠。

[0016] 根据本公开的实施例,所计算的影响范围采用对应的检测器通道数来表示。

[0017] 根据本公开的实施例,其中,在螺旋扫描模式下,该影响范围通过考虑数据插值来计算。

[0018] 根据本公开的实施例,其中,所计算的 $DFOV_{off}$ 采用对应的检测器通道数来表示。

[0019] 根据本公开的实施例,其中,记录偏心重建DFOV与相应扇形投射范围边界线的切点作为所述受影响点。

[0020] 根据本公开的实施例,所述方法进一步包括:进行偏心重建,在偏心重建的图像上提供所述受影响点的标示。

[0021] 根据本公开的实施例,其中,所述偏心重建的图像在用户界面(UI)中显示,所述受影响点采用可视化表示来标示。

[0022] 本公开还提供一种CT系统,包括:辐射源,在DFOV内向待成像对象投射辐射射束;检测器,接收所投射的射束以便于采集投影数据;计算机,耦合于所述辐射源和所述检测器,配置成:确定所述投射中是否发生其中所述对象超出DFOV以外的截断;如果发生截断,则记录所述投射中的截断位置。

[0023] 根据本公开的实施例,其中所述辐射源和所述检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;所述计算机进一步配置成:在每个角度,确定投射中是否发生截断;如果发生截断则记录截断位置。

[0024] 根据本公开的实施例,其中所述辐射源和所述检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;所述计算机进一步配置成:在一定范围的角度中,确定每个角度的投射中是否

发生截断;如果发生截断则记录截断位置。

[0025] 根据本公开的实施例,所述计算机进一步配置成:从所述投影数据重建图像,以及在重建的图像中标示所述截断位置。

[0026] 根据本公开的实施例,所述CT系统进一步包括:用户界面(UI),配置成显示所述重建的图像,其中所述截断位置采用可视化表示来标示。

[0027] 根据本公开的实施例,其中,所述计算机配置成将扇形投射区域边界线与扫描FOV的切点记录为所述截断位置。

[0028] 根据本公开的实施例,其中,所述计算机进一步配置成:如果发生截断,则确定投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响,如果是,则记录偏心重建的受影响点。

[0029] 根据本公开的实施例,其中,所述辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;所述计算机进一步配置成:在每个角度,确定投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响,如果是,则记录偏心重建的受影响点。

[0030] 根据本公开的实施例,其中,所述辐射源和检测器围绕对象旋转以进行一系列角度的投射;所述计算机进一步配置成:在一定范围的角度中,确定每个角度的投影中用于偏心重建的投影数据是否被截断影响,如果是,则记录偏心重建的受影响点。

[0031] 根据本公开的实施例,所述计算机进一步配置成:计算截断的影响范围;计算用于偏心重建的DFOV范围 $DFOV_{off}$;确定 $DFOV_{off}$ 与计算的影响范围是否有交叠,来确定用于偏心重建的投影数据是否被截断影响。

[0032] 根据本公开的实施例,其中,所计算的 $DFOV_{off}$ 采用对应的检测器通道数来表示

[0033] 根据本公开的实施例,其中,所述计算机配置成将偏心重建DFOV与相应扇形投射范围边界线的切点记录为所述受影响点。

[0034] 根据本公开的实施例,所述计算机进一步配置成:进行偏心重建,在偏心重建的图像上提供所述受影响点的标示。

[0035] 根据本公开的实施例,所述CT系统进一步包括:用户界面(UI),所述偏心重建的图像在用户界面(UI)中显示,所述受影响点采用可视化表示来标示。

[0036] 与现有技术相比,发明性的CT方法通过在执行CT投影时进行截断检测以及截断位置的记录,从而使得用户由此能够知晓截断出现的位置从而避免将图像中的截断位置用于诊断,从而实现更加准确的诊断。

[0037] 另外,发明性的CT方法还可以在用户界面上提供可视化的潜在截断位置的显示,从而帮助用户确定哪些或那个区域由于截断发生破坏而不具备诊断用途。从而将在很大程度上提高了用户的满意度。

[0038] 此外,发明性的CT方法在执行CT投影以获取投影数据期间自动检测截断发生以及记录截断位置,从而使得用户能够直接方便地获得该截断位置的指示。

[0039] 另外,由于在执行CT投影时已经自动记录了截断位置,发明性的CT方法提供了便利的截断指示的获取,使得用户不需要再进行额外的手动计算或操作,使得整个工作流程更加人性化。

[0040] 而且,发明性的CT方法在提供上述有益效果的同时不会带来其他的图像伪影。

[0041] 此外,由于截断位置已经被记录,用户可以根据需要在用户界面上选择显示或者不显示截断位置,从而获得更高的用户满意度。

[0042] 本发明的另外的优势以及有利特征将从下列描述显现。

附图说明

[0043] 在附图中：

[0044] 图1图示了采用CT系统在临床中进行扫描时遇到的若干情形，其中(a)示出正常情形，其中被扫描的对象居中地位于FOV以内；(b)示出一种截断情形，其中被扫描对象两侧均超出FOV以外；(c)示出另一种截断情形，其中被扫描对象一侧超出FOV以外；(d)示出在图1(c)的截断情形中执行偏心重建的示例；

[0045] 图2图示现有技术中CT系统针对截断情形进行处理后所得到的图像，其中(a)示出对截断区域采用零填充得到的图像；(b)示出对截断区域采用最接近填充得到的图像；(c)示出对截断区域采用镜像填充得到的图像。

[0046] 图3示意性地图示根据本公开的一个实施例的方法用于偏心重建的示例。

[0047] 图4图示发生截断时采用镜像填充得到的图像与采用根据本公开的一个实施例的方法得到的图像的比较，其中(a)示出镜像填充后的图像，(b)示出采用根据本公开的一个实施例的方法得到的图像。

具体实施方式

[0048] 在下面的详细描述中，参照附图，其中通过图示的方式示出可实践的具体实施例。这些实施例被足够详细地描述，从而使本领域技术人员能够实践这些实施例，并且要理解可采用其它实施例，以及可在不偏离这些实施例范围的情况下进行逻辑、机械、电以及其它方面的修改。因此下面的详细描述不在限制用途的意义上阅读。

[0049] 在目前CT系统应用中，经常会发生截断。为了避免发生误诊或者因为技术上的限制，一些CT系统并未对截断执行例如最接近填充或者镜像填充等校准。当然，这将必然降低图像的质量，因为截断必然会损坏附近的投影数据。然而另外一些CT系统会在图像重建的滤波时对截断执行校准，但是由于在任何复杂人体区域发生截断，在图像重建的滤波时对数据趋势的预测是较难的，因此校准会造成图像不真实。这样校准后的图像的截断位置仍然不期望用于诊断。但是，用户、例如医生已经无法从这样校准后的图像上分辨已经发生截断的区域。

[0050] 本公开中的CT方法通过在CT投影时对截断的自动检测和截断位置的记录，使得用户能够由此方便地获得截断位置来分辨重建图像中已经发生截断或者被截断影响或破坏的区域。

[0051] 下面将详细描述本公开的具体实施例，应当理解，本公开并不限于下面的实施例。

[0052] 一般地，在CT系统中，辐射源和检测器放置在能够围绕对象、例如患者而旋转的扫描架(gantry)上，从而能够在成像平面内围绕被扫描对象旋转。该对象被置于台架上，该台架可以在该扫描架内移动或平移。辐射源向该对象投射扇形射束，该辐射射束穿过被成像的该对象而被衰减。被该对象衰减后的射束照射在辐射检测器的阵列上。辐射检测器的阵列的每个检测器元件产生单独的电信号，其是该检测器元件处接收的射束衰减的度量。每个检测器元件因此对应一个通道，来自所有检测器元件的衰减度量、即投影数据被分别采集以用于重建CT图像。

[0053] 另外,辐射源与检测器阵列可以随扫描架在成像平面内旋转并且围绕待成像的对象旋转使得辐射射束与对象交叉的角度、即视图角度(view angle)可以不断地变化。在每一个该角度,来自检测器阵列的一组辐射衰减度量、即投影数据对应一个“视图(view)”。对象的扫描可以包括一组视图或一组投影数据,其能够在辐射源和检测器的一个转数期间在一系列视图角度得到。这样的一组投影数据能够用于建立被扫描对象的CT图像。

[0054] 下面针对临床中出现的若干情形结合本公开的方法进行描述。

[0055] 在实际的临床应用中,在一些情况下,例如对于尺寸非常大的对象来说,可能对象超出DFOV(display field of view,显示视场),即发生截断。

[0056] 一般临床中会使用两种扫描模式:最大DFOV扫描和采用较小DFOV进行偏心重建以观察对象的细节部位。下面针对这两种扫描模式可能发生截断来描述本公开的方法。

[0057] 实施例1

[0058] 本实施例结合最大DFOV扫描(如图1(b)、(c)所示)来说明本公开的方法。

[0059] 一般地,在CT系统运行中,在一个视图或视图角度,示意性地如图1(b)、(c)所示,顶点代表辐射源,其在最大DFOV(或扫描FOV)内向待成像的对象投射扇形射束。阴影部分代表待成像的对象。检测器(未示出)在下面接收所投射的射束以获取投影数据。

[0060] 然后,针对该投射,执行步骤I:确定对于该投射是否发生截断。

[0061] 可以根据DFOV边缘处检测器接收的射束来确定是否发生截断。具体地,如果DFOV边缘处检测器接收的射束已经被对象衰减,则检测到发生截断。否则,未发生截断。

[0062] 例如,获取DFOV边缘对应的检测器元件通道接收的射束度量 V_{margin} 。将 V_{margin} 与该通道接收无对象衰减射束的度量(例如直接穿透空气而被接收) V_{air} 进行比较,如果 $V_{margin} < V_{air}$ 则表示DFOV边缘射束被空气以外的物质、例如被扫描对象衰减,即表示被扫描对象超出了DFOV边缘以外,即发生截断。否则, $V_{margin} = V_{air}$ 则说明未发生截断。

[0063] 这里,很明显 V_{air} 是常数,可以在CT系统被制造时由制造商预先存储在CT系统中备用。

[0064] 除了上述获取 V_{margin} 的手段之外,优选地, V_{margin} 可以通过对边缘N通道的度量与其他相关通道的度量取平均而得到。例如,可以将边缘N通道与相邻N-1通道的度量取平均而得到 V_{margin} 。

[0065] 上面的判据表示一种理想情况,即理想情况下,未发生截断则 $V_{margin} = V_{air}$ 。当然,在实际中,当未发生截断时,由于CT系统在制造以及长期使用之后, V_{margin} 可能达不到 V_{air} ,可能达到 $k * V_{air}$ ($0 < k < 1$),例如k是0.97。当然,应当理解,这里k是经验值,可以由制造商根据经验或者试验来设定。

[0066] 因此,上面的判据可以修改成如下:

$$[0067] \quad \text{TruncateLabel} = \begin{cases} 1 & \text{if } V_{margin} < k * V_{air} \\ 0 & \text{else} \end{cases}$$

[0068] 这里逻辑1表示存在截断,逻辑0表示未发生截断。

[0069] 如果在步骤I发生截断,则执行步骤II:记录该投射中发生截断的位置。

[0070] 具体地,一旦在步骤I确定发生截断,则记录截断点。

[0071] 例如,对于图1(c),扇形投射右边界线与扫描FOV的切点即是要记录的截断点。虽然图中未示出“扫描FOV”对应的圆,“扫描FOV”是CT图像重建领域的常用术语,在这里不再

对其赘述。本领域技术人员应当知道,对于某一视图角度,该切点是已知的或者可以根据已知算法得到。

[0072] 该截断点可以记录在计算机中,例如作为投影数据的一部分,从而在以后的图像重建中被使用以用于向用户显示该截断点。

[0073] 在一个示例中,在辐射源和检测器的旋转过程中,经历一系列视图角度,可以针对每个视图角度,在辐射源以及检测器操作以获取相应的投影数据时,执行步骤I-II。

[0074] 在另一个示例中,用户、例如医生可以选择在一定角度范围内针对每个角度在辐射源以及检测器操作以获取相应的投影数据时执行上述步骤I-II。

[0075] 然后,用户根据需要执行步骤III:重建图像以及将记录的截断点标示在重建的CT图像中。

[0076] 具体地,在进行一系列视图角度的扫描之后,在UI上所重建的CT图像中显示这些截断点的标示,如图4(b)所示,从而向用户显示截断区域。

[0077] 可以理解,用户可以在实际应用中根据喜好或者需要选择在重建的图像上显示截断位置或者不显示截断位置。

[0078] 该实施例的方法可以嵌入到现有CT系统的应用中,例如,本实施例的方法可以与现有技术中截断校正、补偿、校准等方法结合,从而方便用户得到截断位置的标示。

[0079] 实施例2

[0080] 本实施例参照图1(d)、图3结合较小DFOV用于偏心重建来说明本公开的方法。

[0081] 在实际临床应用中,用户、例如医生经常会进一步在对象中选择细节部位来重建以获得细节部位的图像,如在图1(d)中所示。这样的重建称作偏心重建(Off-Center Recon.)。

[0082] 实施例1中的步骤I、II、III同样适用于本实施例。

[0083] 可以预先判断是否执行偏心重建,如果是则执行如下:

[0084] 在一个视图角度,辐射源向对象投射扇形射束;检测器接收所投射的射束。

[0085] 然后,针对该投射,执行步骤I:确定对于该投射是否发生截断;

[0086] 如果发生截断,则执行步骤S:针对该投射,判断偏心重建数据是否被截断影响,即判断细节部位是否受到该截断的影响或破坏,具体描述如下(步骤S1-S3):

[0087] 步骤S1:计算截断的影响范围,即截断附近的投影数据因为截断而在图像重建的滤波时破坏的区域。

[0088] 一般地,下面所定义的参量以及所计算的影响范围可以采用相应的检测器的通道数来表示。

[0089] 定义用于图像重建的滤波器核大小为 N_{kernel} (以相应的检测器的通道数来表示),定义检测器中心通道索引为 ch_{center} ,定义一半DFOV对应的检测器的通道数为 N_{dfov} ,则

$$N_{dfov} = \frac{\text{Arctan} \frac{\max DF\text{OV}/2}{D_{source-center}} * D_{source-detector}}{\text{DetectorModuleSize}} \quad (1)$$

[0091] 其中, $D_{source-detector}$ 表示辐射源到检测器的距离; $\max DF\text{OV}/2$ 表示最大DFOV(即扫描FOV)对应圆的半径; $D_{source-center}$ 表示辐射源到ISO中心(即扫描架几何中心)的距离; $\text{DetectorModuleSize}$ 表示单个检测器元件的尺寸。

[0092] 因此,从上述公式(1)计算得到 N_{dfov} 。

[0093] 如果是在检测器低端发生截断,例如图1(b)左侧发生截断,则该影响范围计算如下:

$$[0094] \quad \{ch_{center} - N_{dfov}, ch_{center} - N_{dfov} + N_{kernel}/2\}$$

[0095] 如果是在检测器高端发生截断,例如图1(b)右侧发生截断或者图1(c)的情形,则该影响范围计算如下:

$$[0096] \quad \{ch_{center} + N_{dfov} - N_{kernel}/2, ch_{center} + N_{dfov}\}$$

[0097] 本领域技术人员应当理解,这里“高端”“低端”仅是一种相对的概念,不作限制来用。不同制造商可以根据实际情况来定义,例如将图1(b)右侧定义为低端,将左侧定义为高端。

[0098] 可以理解,上面的描述适于一般扫描模式。

[0099] 当然,本领域技术人员应当理解,在螺旋扫描模式下,该影响范围可以通过考虑数据插值来计算。具体地,例如,在螺旋扫描模式下,重建平面的投影数据可以由两个相关采样的视图角度的数据的插值、例如相差360度投影数据的插值或者相邻180度共轭采样的投影数据的插值来获得。因此,可以理解,在螺旋扫描模式的该影响范围的计算中,上述参量同样可以采用相关采样中对应参量值的插值来获得。

[0100] 步骤S2:计算偏心重建DFOV范围 $DFOV_{off}$ (以对应的检测器通道数量来计算):

[0101] 参见图3,阴影小圆圈代表 $DFOV_{off}$ 对应的圆,其中心的偏心量定义为 $C_{offcenter}$ 。 $DFOV_{off}$ 范围、即相应的扇形投射范围对应于图3中M、N对应射线之间的范围,图3中,下面的弧线表示检测器阵列。

[0102] 具体地,定义偏心量 $C_{offcenter}$ 在LR方向(对应图3中左右方向)、AP方向(对应图3中上下方向)上的分量分别是 C_{LRoff} 、 C_{APoff} ,其分别表示 $DFOV_{off}$ 对应圆的中心在LR、AP方向上的偏移。定义P方向上的偏移为负。

[0103] 定义检测器中心点为0,辐射源Source点为S,则OS与SM的夹角A计算如下:

$$[0104] \quad A = \arctan \frac{C_{LRoff} - DFOV_{off}/2}{D_{source-center} - C_{APoff}}$$

[0105] 其中, $DFOV_{off}/2$ 表示 $DFOV_{off}$ 对应圆的半径, $D_{source-detector}$ 表示辐射源到检测器的距离, $D_{source-center}$ 表示辐射源到ISO中心的距离,

[0106] 则弧长OM计算为 $A * D_{source-detector}$ 。

[0107] 因此, $DFOV_{off}$ 低边界(例如,图3中M点)计算如下(以相应的检测器的通道数来表示):

$$[0108] \quad lowerMargin = ch_{center} + \frac{\arctan \frac{C_{LRoff} - DFOV_{off}/2}{D_{source-center} - C_{APoff}} \times D_{source-detector}}{DetectorModuleSize}$$

[0109] 同理, $DFOV_{off}$ 高边界(例如,图3中N点)计算如下(以相应的检测器的通道数来表示):

$$[0110] \quad higherMargin = ch_{center} + \frac{\arctan \frac{C_{Loff}}{D_{source-center} - C_{Aoff}} \times D_{source-detector}}{DetectorModuleSize} \times 2$$

[0111] 步骤S3:检查步骤S2中计算的DFOV_{off}与S1中计算的影响范围是否有交叠。

[0112] 具体地,如果DFOV_{off}与步骤S1中计算的影响范围有交叠,则说明偏心重建数据受到截断的影响。

[0113] 如果在步骤I发生截断,则执行步骤II:记录该投射中发生截断的位置,即第一截断点。

[0114] 此外,除了记录该第一截断点之外,一旦在步骤S3中检测出用于偏心重建的投影数据受到截断的影响,则记录该受影响点,即第二截断点。具体地,记录偏心重建DFOV范围DFOV_{off}与相应扇形投射范围边界线(对应于图3中ON)的切点即是第二截断点。

[0115] 在一个示例中,在辐射源和检测器的旋转过程中,经历一系列视图角度,可以针对每个视图角度,在辐射源以及检测器操作以获取相应的投影数据时,执行上述方法步骤I-II,其中包括步骤S1-S3。

[0116] 在另一个示例中,用户、例如医生可以选择在一定角度范围内针对每个角度执行上述步骤I-II,其中包括步骤S1-S3。

[0117] 接着,根据需要可以执行步骤III:重建图像以及将记录的第一截断点标示在重建的CT图像中。具体地,在进行一系列视图角度或者一定范围的视图角度的扫描之后,重建对象的CT图像以及在图像上标示截断位置。

[0118] 另外,根据需要可以执行步骤IV:进行偏心重建,在偏心重建的细节部位的CT图像上向用户提供第二截断点的标示。

[0119] 在一个示例中,医生可以选择仅需要细节部位的图像,因此,可以不执行步骤III而直接执行步骤IV。

[0120] 本实施例的方法可以嵌入在现有CT系统的应用中,进一步实现了对偏心重建的细节部位的截断的自动检测和记录。可以理解,本实施例的方法可以与现有技术中截断校正、补偿、校准等方法结合,实现向用户提供截断的标示。

[0121] 实施例3

[0122] 在本实施例中,提供一种CT系统,包括:辐射源,在DFOV内向待成像对象投射射束;检测器,用于接收所投射的射束以采集投影数据;计算机,耦合于所述辐射源和检测器,配置成执行上述任何实施例中所述的方法。

[0123] 在一个示例中,辐射源和检测器可以放置在围绕对象、例如患者而旋转的扫描架上,CT系统还可以包括控制机构,用于在CT系统运行时控制辐射源和检测器的旋转以经过一系列视图角度。例如,该控制机构可以分别向辐射源提供功率和定时信号并且向扫描架马达控制器提供旋转速度和位置信号来控制扫描架上的辐射源和检测器的旋转速度和位置。

[0124] 这里,计算机不限于集成电路,可以广义地指各种计算机、处理器、微控制器、微型计算机、可编程逻辑控制器、专用集成电路以及其他可编程电路。

[0125] 在一个示例中,所述计算机作为集成电路可以集成在CT系统的数据采集系统、图

像重建器的至少其中之一以执行上面任何实施例描述的方法。

[0126] 当然,本实施例仅描述单个计算机,配置成执行本公开任何实施例所述的方法,但是本公开并不限于此。

[0127] 在一个示例中,计算机可以采用多个模块的划分来执行本公开任何实施例所述的方法。这些划分的模块可以根据需要集成在CT系统中的不同单元中,例如数据采集系统、图像重建器以及用户界面中。

[0128] 在一个示例中,所述CT系统进一步包括:用户界面(UI),所述偏心重建的图像在用户界面(UI)中显示,所述受影响点采用可视化表示来标示。所述可视化表示包括但不限于图标、高亮显示等。

[0129] 在一个示例中,CT系统还包括大容量存储装置,所重建的图像以及关于截断位置的信息作为输入存储在计算机的大容器存储装置中。

[0130] 在一个示例中,用户通过用户界面查看重建的图像以及选择在重建的图像上显示截断位置。

[0131] 当然,应到能够想到,本公开的方法可以应用于非医疗成像系统,例如在工业、运输行业中,例如行李扫描CT系统。

[0132] 应当注意,上面所描述的实施例仅仅是示例性而非限制性的,并且本领域技术人员在不偏离所附权利要求书的范围的情况下可以设计出很多备选实施例。所使用的动词“包括”并不排除权利要求书或说明书中所记载的元件和步骤之外的元件和步骤。在元件之前使用的词语“一个”并不排除存在多个这种元件。在权利要求中,置于括号内的任何参考标号都不应理解为对该权利要求的限制。

[0133] 本发明当然不以任何方式受限于上文描述的实施例,对这些实施例的修改的许多可能性对于本领域内技术人员将是明显的而不偏离如在附上的权利要求中所限定的范围。

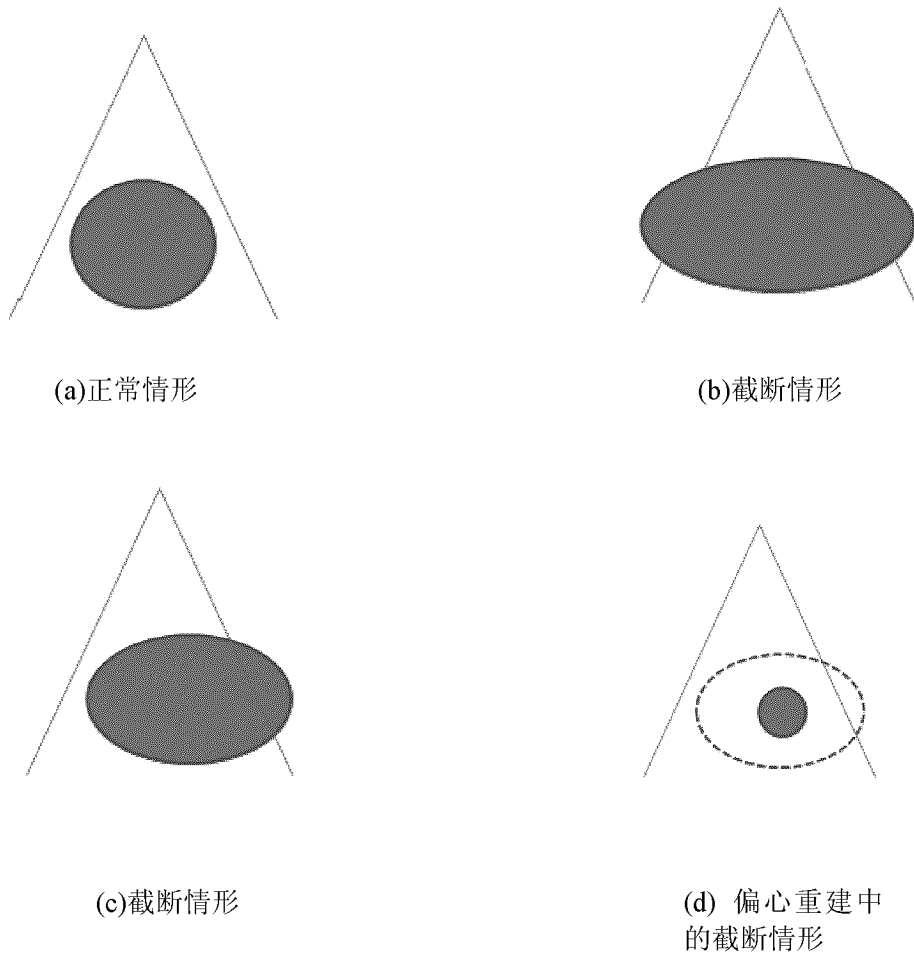


图 1

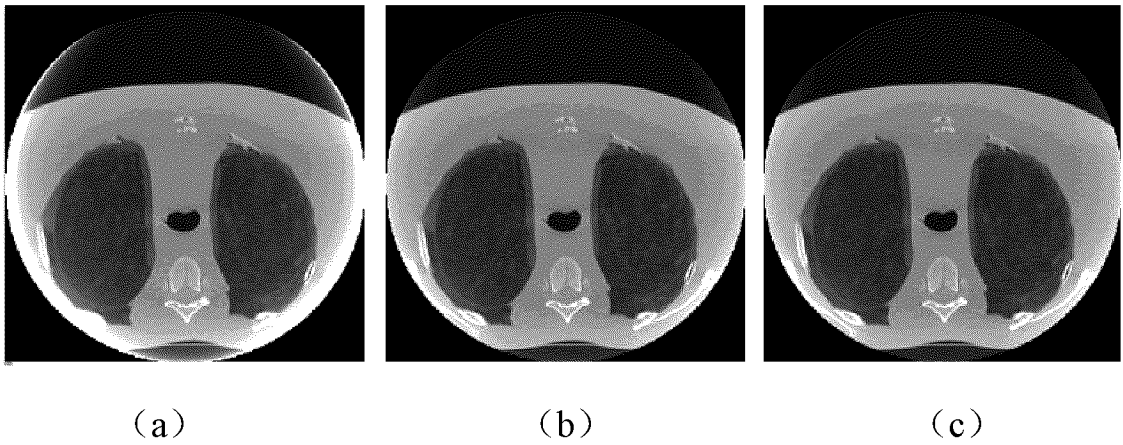


图 2

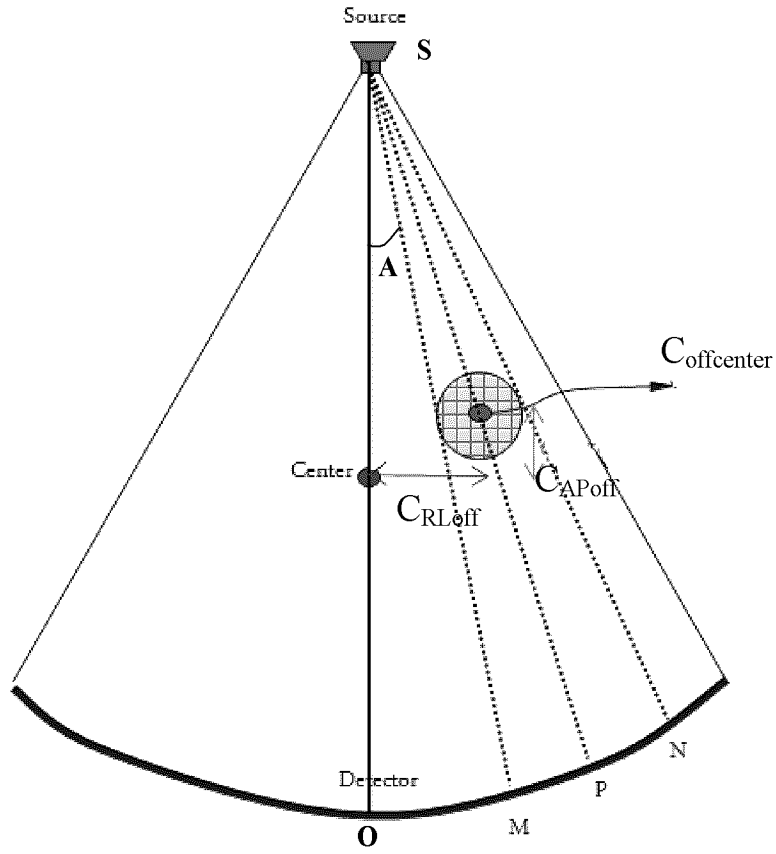
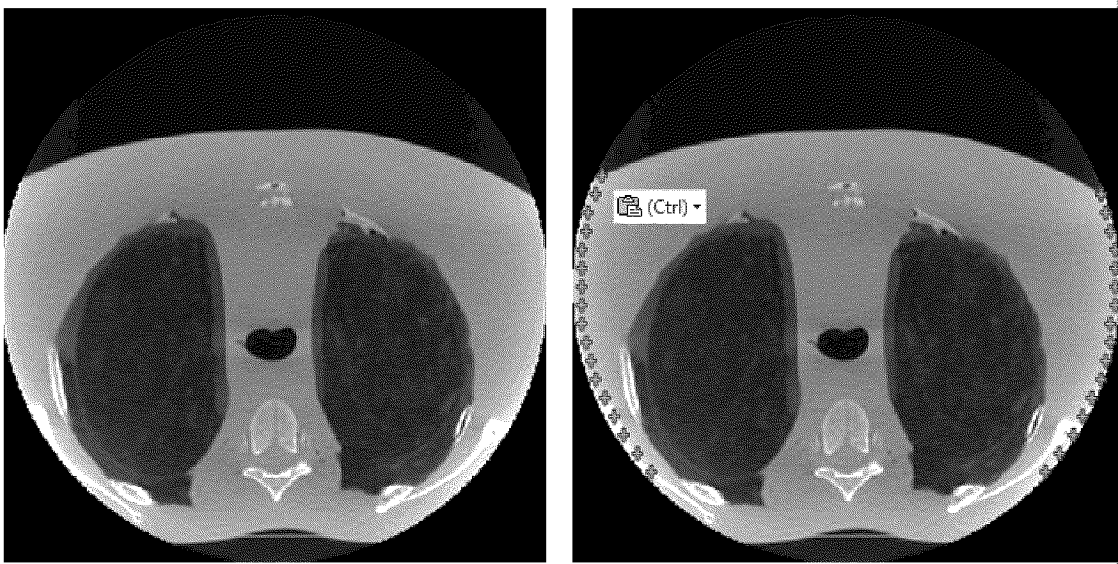


图 3



(a)

(b)

图 4