



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103796587 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 14

(21) 申请号 201280044283. 9

G06T 5/50 (2006. 01)

(22) 申请日 2012. 09. 04

G06T 7/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

G06T 11/00 (2006. 01)

11180932. 3 2011. 09. 12 EP

61/534026 2011. 09. 13 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 03. 12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2012/067153 2012. 09. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/037659 EN 2013. 03. 21

(71) 申请人 爱克发医疗保健公司

地址 比利时莫策尔

(72) 发明人 T. 伯坦斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
72001

代理人 张凌苗 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 6/00 (2006. 01)

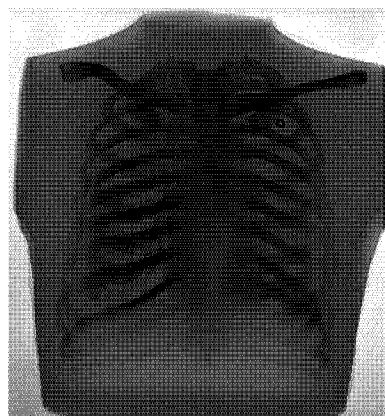
权利要求书2页 说明书4页 附图5页

(54) 发明名称

无校准双能量射线照相方法

(57) 摘要

借助于双能量射线照相技术来生成对象的骨和软组织图像的方法, 其中, 从比值图像  $\text{Log}(P_H) / \text{Log}(P_L)$  来推断出用于将这些图像计算为低能量图像  $P_L$  和高能量图像  $P_H$  的加权重的权重参数。



1. 一种用于借助于双能量射线照相技术来生成对象的骨和软组织图像的方法,其中,所述骨和软组织图像通过以下被计算为低能量和高能量图像的加权对数减法:

—用辐射源的第一能量水平来生成所述对象的高能量辐射图像  $P_H$ ,

—用辐射源的低于所述第一能量水平的第二能量水平来生成所述对象的低能量辐射图像  $P_L$ ,其特征在于以下步骤:

—计算比值图像  $\text{Log}(P_H) / \text{Log}(P_L)$ ,

—借助于所述比值图像的像素值来计算权重参数  $w_S$  的至少一个值,

—将骨图像生成成为  $P_{bone} = \text{Exp}(\text{Log}(P_H) - w_S \text{Log}(P_L))$ ,

—将所述骨图像中的骨边缘局部化,

—根据邻近于骨边缘且位于所述边缘的相对侧的像素的像素对的像素值来计算权重参数  $w_B$  的至少一个值,

—将软组织图像重构为  $P_{soft} = \text{Exp}(\text{Log}(P_H) - w_B \text{Log}(P_L))$ 。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,通过以下来确定所述权重参数  $w_S$ :

—计算所述比值图像的像素值的直方图,

—将  $w_S$  计算为具有所述直方图中的最大计数的区间的中心。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,通过使所述骨图像经受边缘滤波操作来将所述骨边缘局部化。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述权重参数  $w_B$  被计算为对数转换高能量图像  $\text{Log}(P_H)$  中和对数转换低能量图像  $\text{Log}(P_L)$  中的所述像素对的像素值的差的比值的平均值、中值或预置百分位。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述低和高能量图像在计算比值图像的步骤之前被空间配准。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述低和高能量图像在计算比值图像的步骤之前被预处理。

7. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,计算感兴趣像素的掩膜,所述掩膜包括所述比值图像的除背景区域和亮结构的像素之外的像素,并且其中,仅将掩膜后的像素考虑在内以用于所述直方图的计算。

8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述比值图像被划分成图块,并且其中,针对每一个所述图块来计算权重参数  $w_S$  和 / 或权重参数  $w_B$ , 并且其中,针对每个像素,通过所述权重参数的计算值之间的内插来计算最优权重参数。

9. 一种适合于当在计算机上运行时实行前述权利要求中的任一项所述的方法的计算机程序产品。

10. 一种包括适合于实行权利要求 1—9 中的任一项所述的步骤的计算机可执行程序

代码的计算机可读介质。

## 无校准双能量射线照相方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及双能量射线照相术且更特别地涉及用于数字射线照相术中的双能量材料分解的自动、无校准方法。

### 背景技术

[0002] 双能量射线照相术是涉及到在不同辐射能量下拍摄对象的两个射线照相图像的技术。高能量图像和低能量图像被组合而形成突出对象中的不同材料成分的图像。通常地，在医学成像应用中，重构骨或软组织图像。

[0003] 存在用以在双能量射线照相术中获得材料分解图像的不同类型的算法。

[0004] 第一种算法将高和低能量图像分解成等效厚度的基础材料。这些方法将衰减系数表示为非线性基函数的加权和，权重表示基础材料厚度。这种技术要求广泛的校准过程，由此，使用校准体模来针对不同的 kVp 对测量高和低能量像素值，所述校准体模包含用于通常为铝和有机玻璃的两种基础材料的厚度范围。

[0005] 第二种算法将分解图像计算为低和高能量图像的线性加权对数减法。

[0006] 在这种直接方法中，假设使用单能谱来生成图像，并且被成像对象由 2 种材料、即骨和软组织组成。

[0007] 如下给出低和高能量图像中的像素 (x, y) 处的信号：

$$\begin{aligned} P_L &\sim \text{Exp}(-\mu_{S,L}Z_S - \mu_{B,L}Z_B) \\ P_H &\sim \text{Exp}(-\mu_{S,H}Z_S - \mu_{B,H}Z_B) \end{aligned}$$

$\mu_{S,L}$  和  $\mu_{B,L}$  为用于低能量谱的软组织和骨的衰减系数， $\mu_{S,H}$  和  $\mu_{B,H}$  为用于高能量谱的软组织和骨的衰减系数，并且  $z_S$  和  $z_B$  为用于像素位置 (x, y) 的患者体内的软组织和骨的厚度。

[0008] 通过用权重参数  $w$  来计算对数转换图像的减法，人们可以生成材料特定图像。

$$\begin{aligned} \text{Log}(P_{OUT}) &= \text{Log}(P_H) - w \text{Log}(P_L) \\ &= -\mu_{S,H}Z_S - \mu_{B,H}Z_B - w(-\mu_{S,L}Z_S - \mu_{B,L}Z_B) \\ &= -(\mu_{S,H} - w\mu_{S,L})Z_S - (\mu_{B,H} - w\mu_{B,L})Z_B \end{aligned}$$

[0009] 如果将权重参数定义为  $w_S = \mu_{S,H} / \mu_{S,L}$ ，则生成骨图像。以类似方式，如果将权重参数定义为  $w_B = \mu_{B,H} / \mu_{B,L}$ ，则生成软组织图像。

[0010] 在现有技术中，由观察者在图像审查期间手动地选择并调整权重参数。

[0011] 在现有技术专利 WO 02/19909 A1 中，使用抵消度量以迭代方式来自动地计算权重参数。

[0012] 本发明的目的是提供一种用以基于低和高能量图像的加权对数减法借助于双能量射线照相技术来计算分解图像(骨和软组织图像)的方法，其中，以非迭代、无校准方式且在没有关于应用的曝光设置的任何知识的情况下自动计算适当的权重参数。

## 发明内容

[0013] 由如在权利要求 1 中阐述的方法来实现上述方面。在从属权利要求中阐述了本发明的优选实施例的特定特征。

[0014] 基于加权对数减法技术来计算到软组织图像和骨图像的分解,由此,在没有关于曝光设置(kVp、滤波器材料)、患者大小和材料衰减系数的任何知识的情况下使用图像内容分析来计算权重。

[0015] 该分解是非迭代的两步方法。在第一步骤中,重构骨图像,由此,从对数转换高和低能量图像像素值之间的比的直方图获得权重参数。在第二步骤中,分析骨图像以对图像中的骨结构进行局部化。此信息被用来计算适当的权重参数以从低和高能量图像之中获得软组织图像。

[0016] 本发明的方法一般地以计算机程序产品的形式实现,其适合于当在诸如计算机之类的信号处理装置上运行时实行本发明的方法步骤。该计算机程序产品一般被存储于诸如 DVD 之类的计算机可读载体介质中。替换地,计算机程序产品采取电信号的形式,并且能够通过电子通信被传送给用户。

[0017] 根据以下描述和附图,本发明的进一步的优点和实施例将变得明显。

## 附图说明

[0018] 图 1 示出了对数转换低能量图像和对数转换高能量图像的比值图像,

图 2 示出了图 1 的比值图像的像素值的直方图,

图 3 示出了重构骨图像,

图 4 示出了在重构骨图像中识别的边缘,

图 5 示出了重构软组织图像。

## 具体实施方式

[0019] 在双能量射线照相术中,由 x 射线成像系统生成 2 个图像,即低能量图像和高能量图像。

[0020] 此类 x 射线系统通常包括 x 射线源和准直仪,用于生成被朝着在检查中的对象(患者、动物、测试体模等)指引的 x 射线束。

[0021] 该成像系统一般地还包括用于捕捉被照射对象的辐射图像的辐射检测器。适当辐射检测器的示例是平板固态辐射检测器、光激励荧光屏、常规 x 射线胶片等。

[0022] 图像读出装置是用于读取存储于辐射检测器中的图像并用于生成数字图像的成像系统的部分。此图像读出装置可以是辐射检测器本身的部分(例如平板固态辐射检测器的部分),或者可与检测器分离(例如被用于检测由曝光的光激励荧光屏在激励时发射的光并用于转换成数字像素值的图像数字化器或胶片扫描仪)。

[0023] 图像读出装置还被耦合到信号处理装置,信号处理装置又被耦合到存储器。该存储器存储从辐射检测器读出的数字图像并存储用于由所述信号处理装置执行的计算机程序,以便对数字图像执行下面描述的本发明的计算。

[0024] 还可以将信号处理装置耦合到显示设备或硬拷贝记录仪以用于由本发明的方法

生成的图像的显示或硬拷贝记录。

[0025] 对数减法技术允许将低和高能量图像分解成材料特定图像,例如胸腔射线照相术中的骨和软组织图像:

$$\begin{aligned} P_{OUT} &= \text{Exp}(\text{Log}(P_H) - w \text{Log}(P_L)) \\ &= \text{Exp}(-\mu_{S,H}Z_S - \mu_{B,H}Z_B - w(-\mu_{S,L}Z_S - \mu_{B,L}Z_B)) \\ &= \text{Exp}(-(\mu_{S,H} - w \mu_{S,L})Z_S - (\mu_{B,H} - w \mu_{B,L})Z_B) \end{aligned}$$

通过选择适当的权重参数  $w$ , 可以重构软组织图像 ( $w_B = \mu_{B,H} / \mu_{B,L}$ ) 且可以重构骨图像 ( $w_S = \mu_{S,H} / \mu_{S,L}$ )。

[0026] 本发明提供了一种以非迭代、无校准方式且在没有关于曝光设置的任何知识的情况下自动地计算适当的权重参数的方法。

[0027] 在双重曝光系统的情况下, 优选地首先对低和高能量图像进行空间配准以减少由于心脏、呼吸、肠和患者运动而引起的未对准伪像。不同的刚性和非刚性配准算法是已知的。(例如在共审未决欧洲专利申请 10169607.8 和 11151202.6 中广泛地描述了空间配准方法)。

[0028] 可以将附加处理操作应用于已配准低和高能量图像以减少噪声、去除防散射网格线伪像等。

[0029] 可以从对数转换高能量图像的像素的像素值与对数转换低能量图像中的相应像素位置中的像素值的比之中计算用以重构骨图像的适当权重参数:

$$\text{Log}(P_H) / \text{Log}(P_L) = (-\mu_{S,H}Z_S - \mu_{B,H}Z_B) / (-\mu_{S,L}Z_S - \mu_{B,L}Z_B)$$

对于其而言每个像素包括从在对数转换低和高能量图像中的相应像素上执行的上述操作得到的值的图像被进一步称为“比值图像”。

[0030] 在该比值图像中主要可以识别 3 个区域(参见图 1)。第一组比(比值图像的像素值)与直接曝光区相对应。第二组比与仅源自于软组织衰减的像素相对应。最后一组比与源自于软组织和骨衰减的组的像素相对应。这也反映在比值的直方图中(参见图 2)。

[0031] 对于仅源自于软组织衰减的像素而言, 骨厚度  $z_B$  是 0, 因此对数转换像素值的比是:

$$\text{Log}(P_H) / \text{Log}(P_L) = -\mu_{S,H}Z_S / -\mu_{S,L}Z_S = \mu_{S,H} / \mu_{S,L}$$

这正是重构骨图像所需的未知权重参数  $w_S$ 。

[0032] 权重参数  $w_S$  被计算为具有最大计数的区间(bin)的中心。由于我们对仅与软组织衰减相对应的那组比感兴趣, 所以可以通过计算图像中的感兴趣像素的掩膜(mask)而忽视图像中的背景区域和亮的、作为大部分地骨结构使得直方图计算更具选择性。可以通过取阈值来获得感兴趣像素的掩膜的良好近似。

[0033] 另一实施例将在空间上改变权重参数  $w_S$  而不是在对数减法中使用 1 个全局权重参数。

[0034] 软组织衰减比可能由于足跟效应、组织厚度变化和散射而在图像上略有变化。

[0035] 通过将区域或图块(tile)中的比值图像进行划分并计算每个区域或图块的权重

参数  $w_s$  (以上面描述的方式), 针对图像中的每个像素, 可以通过内插来计算局部最优权重参数  $w_s$ 。

[0036]  $P_{bone} = Exp(Log(P_H) - w_s Log(P_L))$  的计算结果是如图 3 中所示的重构骨图像。

[0037] 为了重构软组织图像, 必须计算权重参数  $w_B$ , 其表示骨的衰减系数的比。

[0038] 可以使用重构骨图像中的信息来计算用于软组织图像重构的权重参数  $w_B$ 。

[0039] 重构骨图像中的骨边缘与重构软组织图像中的其中跨骨边缘的平均局部梯度应为零的图像区域相对应。

[0040] 可以通过对重构骨图像应用边缘滤波器、例如 Sobel 滤波器来对骨边缘进行例如局部化(参见图 4)。用以将边缘局部化的替换方法也是适用的, 诸如模型拟合。

[0041] 为了仅保留相关边缘像素的子集, 可以针对边缘强度定义选择范围。可以将具有低边缘强度的边缘像素作为不相关噪声边缘而忽视。可以忽视具有高边缘强度值的边缘像素, 因为其可能是来自植入物或未对准伪像的边缘。

[0042] 对于每个骨边缘像素而言, 要求跨重构软组织图像中的骨边缘位置不存在像素差。

[0043] 对于每个骨边缘像素, 计算邻近于骨边缘的 2 个像素位置且这 2 个像素位置位于边缘的相对侧, 例如计算在垂直于骨边缘方向的相对像素位置中的像素值对。

[0044] 由于这 2 个像素的像素值在重构骨图像中应是相等的:

$$\text{Log}(P_{H,1}) - w_B \text{Log}(P_{L,1}) = \text{Log}(P_{H,2}) - w_B \text{Log}(P_{L,2})$$

或者

$$w_B \text{Log}(P_{L,1}) - w_B \text{Log}(P_{L,2}) = \text{Log}(P_{H,1}) - \text{Log}(P_{H,2})$$

或者

$$w_B = (\text{Log}(P_{H,1}) - \text{Log}(P_{H,2})) / (\text{Log}(P_{L,1}) - \text{Log}(P_{L,2}))$$

权重参数  $w_B$  被计算为对数转换高能量图像中的骨边缘像素上的像素差与对数转换低能量图像中的像素差的比的中值。

[0045] 可以设想替换值, 诸如平均值或预定义百分位等。

[0046] 在另一实施例中, 可以以与  $w_s$  的计算类似的方式在空间上改变权重参数  $w_B$ 。这允许将由于足跟效应、骨厚度变化和散射而引起的权重参数  $w_B$  的轻微变化考虑在内。可以按区域或图块来划分骨边缘掩膜, 并且然后每个区域或图块地计算权重参数  $w_B$ 。针对图像中的每个像素, 可以通过内插来计算局部最优权重参数  $w_B$ 。

[0047]  $P_{soft} = Exp(Log(P_H) - w_B Log(P_L))$  的计算结果是如图 5 中所示的重构软组织图像。

[0048] 可以对重构骨和软组织图像应用后处理操作以减少噪声, 应用散射修正并将像素值转换成适合于再现或显示的值, 例如使用已知多尺度图像处理方法, 因为存在多尺度分级处理(如在 EP 1 341 125 中所述)和多尺度对比度增强处理(如在 EP 1 347 413 中所述)。

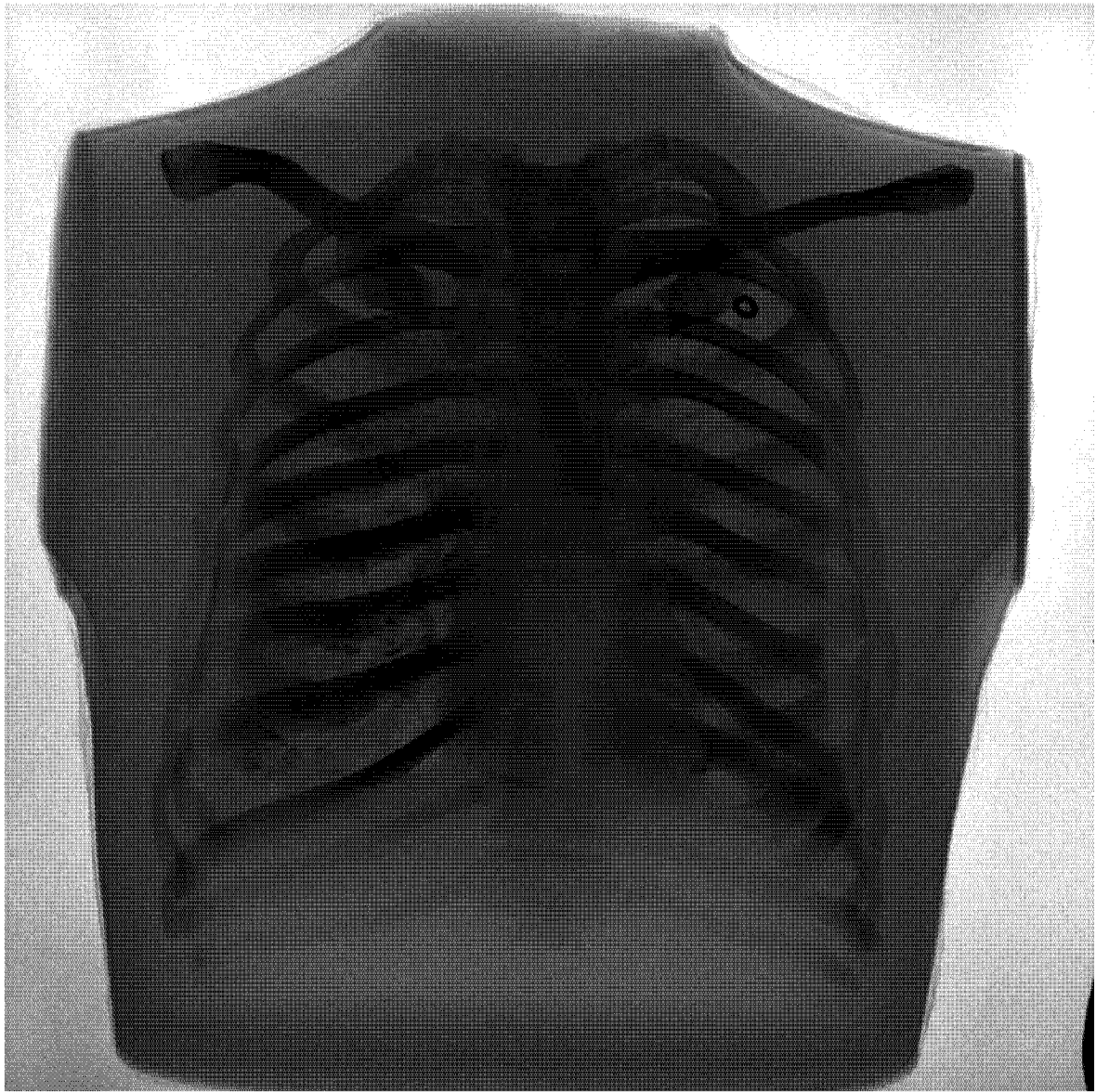


图 1



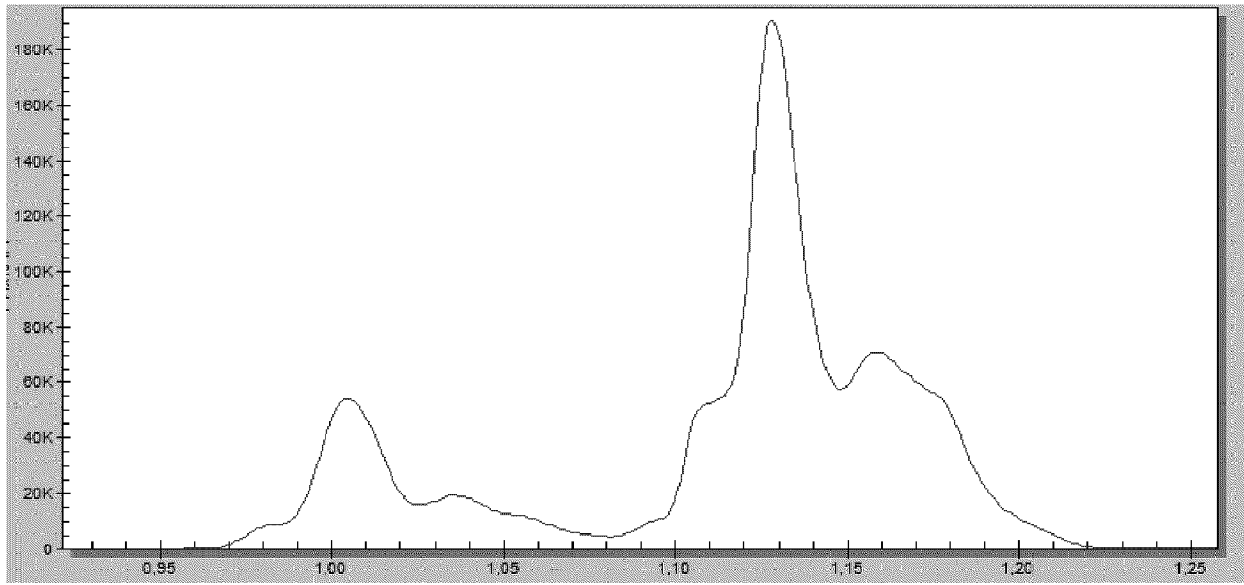


图 2

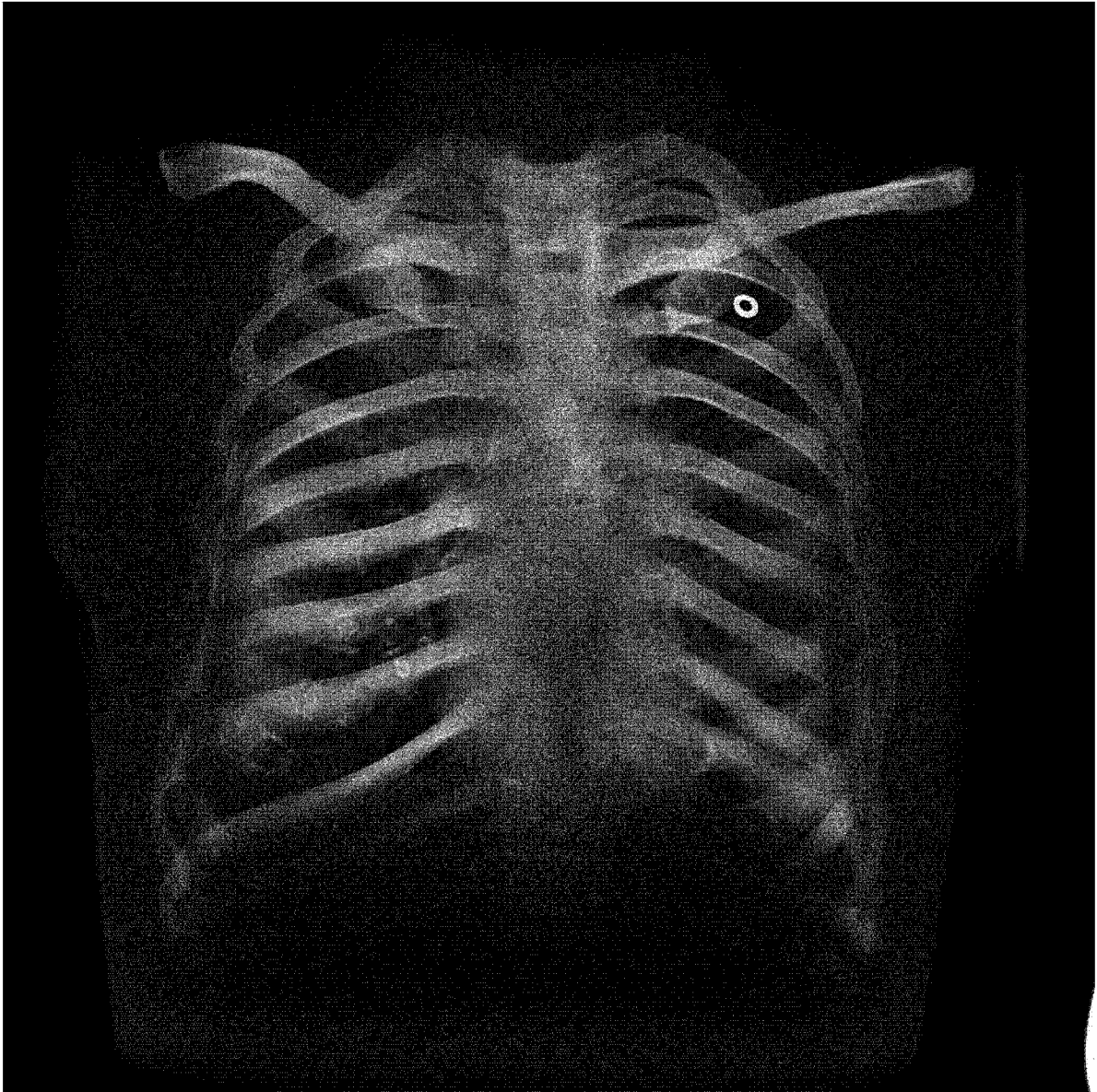


图 3

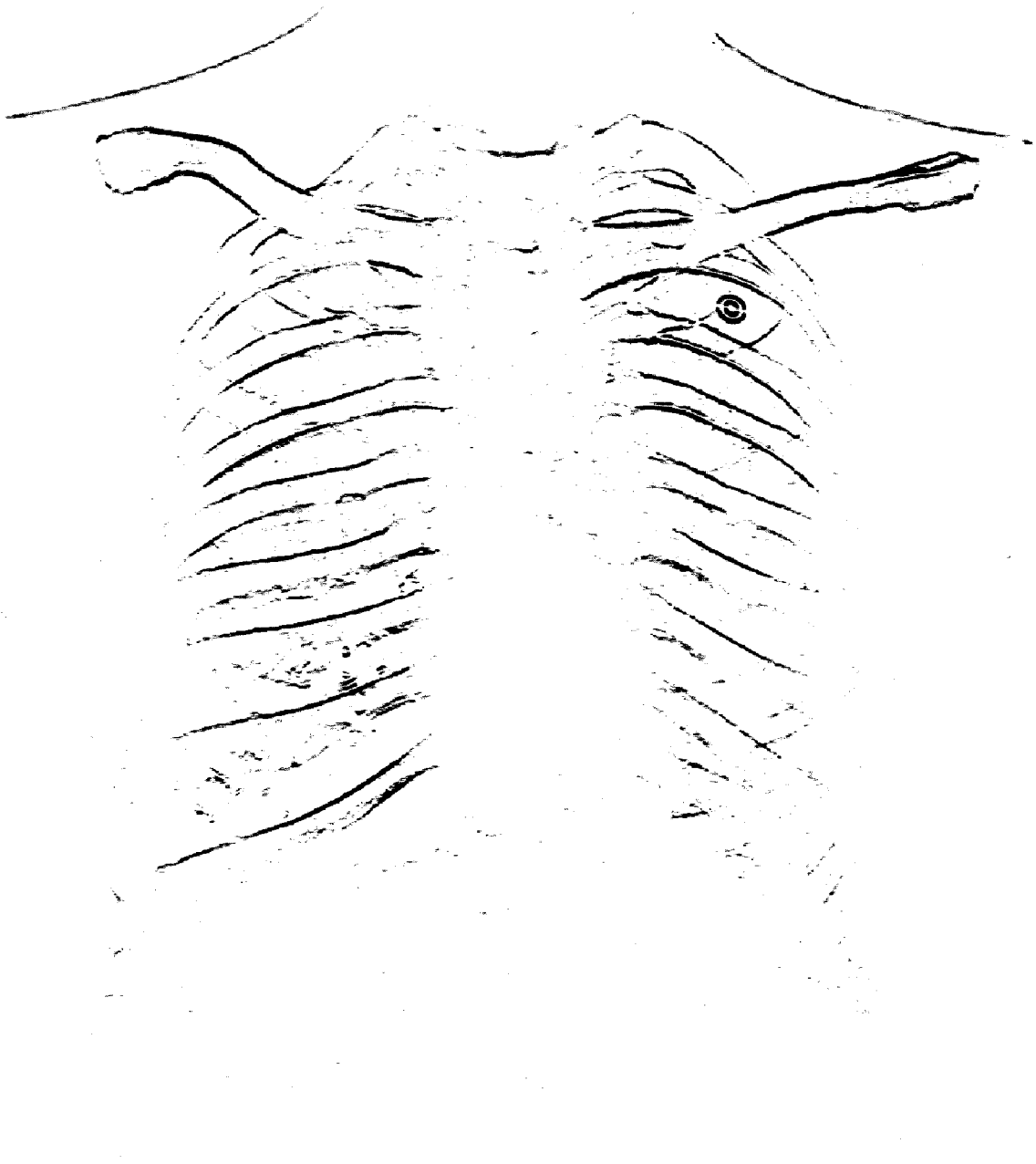


图 4

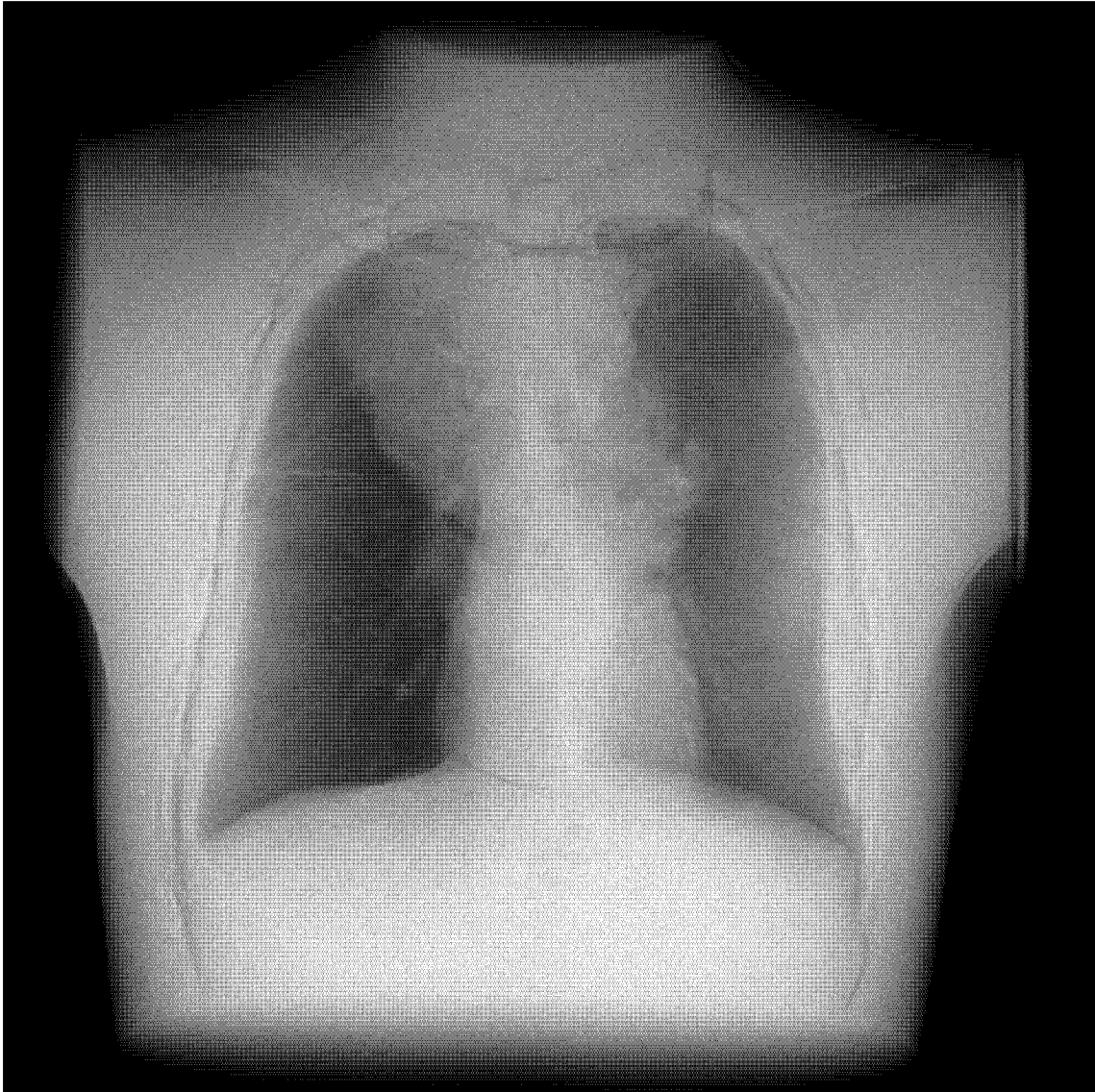


图 5