

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480007036.7

[51] Int. Cl.

G06T 7/00 (2006.01)

G06T 7/20 (2006.01)

G06T 11/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2008 年 8 月 13 日

[11] 授权公告号 CN 100410970C

[22] 申请日 2004.1.20

[21] 申请号 200480007036.7

[30] 优先权

[32] 2003.1.21 [33] GB [31] 0301278.8

[32] 2003.11.28 [33] GB [31] 0327675.5

[86] 国际申请 PCT/GB2004/000155 2004.1.20

[87] 国际公布 WO2004/066211 英 2004.8.5

[85] 进入国家阶段日期 2005.9.15

[73] 专利权人 埃莱克塔公共有限公司

地址 瑞典斯德哥尔摩

[72] 发明人 泽普·拉姆波特 凯文·约翰·布朗

大卫·杰弗里 杰弗里·西韦蒂森

马克塞尔·万哈克

简-雅各布·桑克

[56] 参考文献

JP2000-201922A 2000.7.25

WO01/95615A1 2001.12.13

GB1576588A 1980.10.8

US6454713B1 2002.9.24

medical physics, american institute of physics.
new york, us. kachelriess mer, 2417. 2431, elec-
trocardiogram. correlated image reconstruction from-
subsecond spiral computed tomography scans of the
heart. 1998

审查员 袁 野

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 蒋世迅

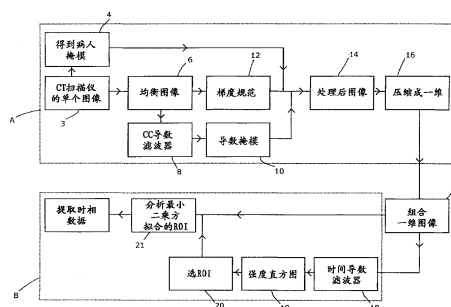
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 13 页

[54] 发明名称

成像内部结构

[57] 摘要

一种设备, 方法和软件模块, 用于从诸如锥形射束 CT 扫描仪的扫描仪输出中选取时相相关的图像, 其工作方式是, 把从二维系列图像中导出的图像压缩成一维, 这是对与该一维垂直方向的像素强度求和实现的; 从系列图像得到的一维图像组合中产生另一个图像; 分析周期性图形的另一个图像; 和从系列图像中选取该周期性图形中有类似时相的图像。如果需要, 可以导出不同时相的多个重构图像。分析周期性图形的另一个图像可以包括: 比较其中的一维图像, 用于识别沿该一维的特征运动。这可以(尤其是)准确地确定病人的呼吸循环并利用时相相关的图像提高 CT 扫描的质量。



1. 一种用于成像一个体积的内部结构以展示内部变化的设备，包括：

穿透辐射源和用于该辐射的二维检测器，辐射源和检测器安排成产生所述体积的一系列投影图像；

选择装置，用于从所述系列图像中选取有类似时相的图像；

其中选择装置安排成：

把从所述系列图像中导出的图像由二维压缩成一维，这是通过沿与该一维垂直的方向对像素强度求和实现的，

从由所述系列图像得到的一维图像的组合中产生另一个图像，

分析所述另一个图像的图形，及

从系列图像中选取该图形中有类似时相的图像，和

重构装置，用于从由所述选择装置选取的图像中导出有关所述体积中的三维结构的信息。

2. 按照权利要求 1 的设备，其中辐射源和检测器可以相对于该体积旋转，因此，该系列投影图像展示不同取向的体积。

3. 按照权利要求 1 的设备，其中变化是周期性的。

4. 按照权利要求 1 的设备，其中图像在选择装置运行之前被预处理。

5. 按照权利要求 4 的设备，其中预处理操作包括用于缩小图像强度范围的滤波器。

6. 按照权利要求 4 的设备，其中预处理操作包括用于增强图像边缘的导数滤波器。

7. 按照权利要求 4 的设备，其中预处理操作包括应用于图像的掩模，用于选取包含边缘的区域。

8. 按照权利要求 7 的设备，其中从应用于图像的阈值导出边缘掩模，该图像是指所述体积的系列投影图像中的图像并且经导数滤波器的滤波。

9. 按照权利要求 4 的设备, 其中预处理操作包括加掩模以排除该体积内目标之外的图像区域。

10. 按照权利要求 1 的设备, 其中选择装置选择多组图像, 而重构装置从多个子集中导出多个重构图像。

11. 按照以上权利要求中任何一个的设备, 其中分析另一个图像的图形包括比较步骤: 比较其中的一维图像, 用于识别沿一维特征的运动。

12. 按照权利要求 11 的设备, 其中比较相邻的图像。

13. 按照权利要求 11 的设备, 其中比较一维图像是通过计算各个图像中不同相对位移的图像之间强度差。

14. 按照权利要求 13 的设备, 其中比较一维图像的强度的方均根差。

15. 按照权利要求 1 的设备, 其中在分析图形之前, 另一个图像经受处理。

16. 按照权利要求 15 的设备, 其中处理操作包括增强另一个图像边缘的导数滤波器。

17. 按照权利要求 15 的设备, 其中处理操作包括选取另一个图像的有用区和排除另一种处理操作的其他区。

18. 按照权利要求 17 的设备, 其中通过分析包含最高导数的区域, 选取有用区。

19. 按照权利要求 1 的设备, 其中该变化是活生物体展示的自然变化。

20. 按照权利要求 19 的设备, 其中该变化是由呼吸造成的。

21. 一种从扫描仪输出中选取时相相关图像的方法, 对于扫描仪产生系列图像的多个图像中每个图像, 包括以下步骤:

把二维图像压缩成一维图像, 这是沿与该一维垂直的方向对像素强度求和实现的,

从系列图像得到的一维图像组合中产生另一个图像,

分析周期性图形的另一个图像, 和

从系列图像中选取该周期性图形中有类似时相的图像。

22. 按照权利要求 21 的方法，其中扫描仪是锥形射束计算机 X 线断层照相术扫描仪。

23. 按照权利要求 22 的方法，其中图像是呼吸病人的图像。

成像内部结构

技术领域

本发明涉及成像体积内部结构。本发明具体涉及（但不限于）分析 CT 图像以消除病人呼吸循环造成的人为现象和不准确性。

背景技术

现有的计算机 X 线断层照相术（CT）扫描仪依靠围绕病人转动的辐射源和检测器，并观察射束在从各个方向透射通过病人之后的衰减。根据这个数据，计算病人内部结构的三维表示。

这些扫描仪分成两种不同的类别。第一，简单的 CT 扫描仪引导狭窄的“笔型”射束通过病人。每个完整的转动导致通过病人的“切片”或断面形式二维图像。然后，扫描仪（或病人）沿转动轴变动位置，和扫描另一个切片。这些切片可以组合成三维图像。

第二，锥形射束 CT 扫描仪引导发散的射束指向病人，可以产生（在任何选取的时间）整个有用区（region of interest）的二维投影。当射束转动时，可以从不同的方向获取投影并构造三维图像。

一般地说，锥形射束 CT 优于简单的 CT，因为它在各个方向的分辨率都是相同的。简单的 CT 在每个切片平面上有高分辨率，但是，垂直于这个切片平面的分辨率受到变动距离的限制。

这两种技术都假设病人是静止的。这对于有生命的病人是一个无效的假设，因为诸如心脏，肺和横膈膜的某些部位总是不可避免地运动。当病人呼吸时，围绕肺和横膈膜的结构就产生运动，这就给获得高质量扫描带来困难。在简单的 CT 中，图像中出现人为的现象；因为切片是沿病人变动位置，呼吸循环可以移动各种结构进出此时正在被扫描的切片。因此，在重构的体积中出现周期性人为现象。在锥形射束 CT 中，一些人为现象来自重构过程，但主要的问题是均化过程形成的图像模糊。

例如，在治疗肺部肿瘤时，重要的是知道肿瘤的位置以及在呼吸循环进展中肿瘤的运动。从锥形射束 CT 中导出的时间平均信息是不合适的，因为它不能区分一个区域中驻留的小肿瘤和短暂通过一个区域的大肿瘤。

至今，在进行胸廓的 CT 扫描时，要求病人根据外部的刺激控制他们的呼吸，或检测呼吸循环时相（phase）的替代物。已使用过的替代物例子包括围绕鼻孔的局部温度，和胸廓的大小。这些替代物已证明是有帮助的，但是一般不能令人满意。

发明内容

因此，准确地确定病人的呼吸循环是各种用途的重要诊断和治疗计划手段。

所以，本发明提供一种用于成像体积内部结构以展示内部变化的设备，包括：穿透辐射源和用于该辐射的二维检测器，辐射源和检测器安排成产生一系列的体积投影图像；重构装置，用于从选取的系列图像中导出有关体积中三维结构的信息；选择装置，用于从系列中选取有类似时相的图像供给重构装置使用，其中选择装置安排成把从二维系列图像中导出的图像压缩成一维图像，这是沿与该一维垂直的方向对像素强度求和实现的，从系列图像得到的一维图像组合中产生另一个图像，分析图形的另一个图像，和从系列图像中选取该图形中有类似时相的图像。

可以想象到，利用计算机装置实现图像处理，其形式是配置合适程序的通用计算机装置或特别为这个任务设计的专用计算机装置。在这种情况下，所涉及的图像通常是数字形式，其中一个或多个文件中存储的数值对应于该图像中特定位置的强度或其他图像特征。

因此，当我们讨论图像操作步骤时，我们并不试图推断必须按照这种方式实际操作图像，而是包括利用算术运算处理数值或数组的过程。同样地，计算机装置不必实际显示，描绘或其他方式产生临时图像，例如，以上所涉及的另一个图像，只要实施算术运算或其他过程可以得到相应的数值数据。

若在选择装置工作之前对图像进行预处理,则可以得到提高的准确度。最好是,这种预处理操作包括若干步骤,例如,用于压缩图像强度范围的压缩滤波器和增强图像边缘的导数滤波器。在体积包括病人的情况下,最好是沿病人的颅索轴方向实施取导数操作,因为横膈膜有垂直于该方向的边缘。

预处理操作可以包括应用于图像的掩模,例如,为了选取包含边缘的区域和排除有用区之外的区域。可利用的掩模是这样一种掩模,它排除体积内目标(例如,病人)之外的图像区。可以从应用于图像的阈值导出边缘掩模,该图像经导数滤波器的滤波。

如果需要,可以从多个子集合中导出多个重构图像,每个子集合包含系列图像中时相相关的图像,每个子集合的时相相关不同于其他子集合的时相相关。

最好是,分析周期性图形的另一个图像包括比较其中一维图像的步骤,用于识别沿该一维的特征运动。最好是比较相邻的图像,因为这些图像大体上是相似的,因此,它们之间的差别很可能是最重要的。通过计算不同相对位移图像的图像之间强度差,可以比较这些一维图像。均方根(rms)差通常是最佳的差量度。

在分析周期性图形之前,最好也对另一个图像进行处理。合适的预处理操作包括用于增强另一个图像边缘的导数滤波器,最好是沿垂直于该一维的方向实施导数滤波,和/或选取有用区。特别有利的是,利用导数滤波后图像增强有锐变化的区域,从而选取部分的原始另一个图像。

辐射源和检测器可以相对于该体积转动,因此,系列投射图像可以展示不同取向的体积。

本发明特别适合于周期性变化,但事实上可应用于体积中的任何变化。

一般地说,本发明找到最有利的应用是,周期性变化是活生物体展示的自然变化,例如,呼吸循环。然而,本发明有广泛的应用,并不必限于这种形式。

本发明还提供一种用于从扫描仪输出中选取时相相关图像的方法，包括以下步骤：对于扫描仪产生系列图像的多个图像中每个图像，把二维图像压缩成一维图像，这是沿与该一维垂直的方向对像素强度求和实现的，从系列图像得到的一维图像组合中产生另一个图像，分析周期性图形的另一个图像，和从系列图像中选取该周期性图形中有类似时相的图像。

本发明还提供一种软件模块，用于从扫描仪的输出中选取时相相关的图像，对于扫描仪产生系列图像的多个图像中每个图像，安排成执行以下的步骤：把二维图像压缩成一维图像，这是沿与该一维垂直的方向对像素强度求和实现的，从系列图像得到的一维图像组合中产生另一个图像，分析周期性图形的另一个图像，和从系列图像中选取该周期性图形中有类似时相的图像。

目前，本发明的这些附加特征最适合于锥形射束 CT 扫描仪，特别是用于呼吸病人图像的 CT 扫描仪。

应当强调的是，本发明对于分析各种结构的内部排列有潜在的广泛应用，因此，它并不限于呼吸时相的检测。可以检测活体和非活体结构中的其他变化，而且，本发明可适用于锥形射束 CT 扫描仪之外的其他扫描仪。这个特点源于本发明的性质，它并不试图具体识别与呼吸有关的结构（例如，横膈膜），而是通过新颖的处理路线仅仅寻求各种变化。

因此，在应用于识别呼吸时相的问题时，本发明的确可以识别横膈膜，但是通过直接寻找该形状的对象进行识别。的确，本发明发现如此做可以起到反作用，在扫描仪围绕病人转动时，横膈膜的投影图像改变形状。

附图说明

现在借助于例子并参照附图描述本发明一个实施例，其中：

图 1 表示利用简单 CT 扫描仪得到没有呼吸相关的人胸廓典型图像；

图 2 表示利用锥形射束 CT 扫描仪得到没有呼吸相关的人胸廓典

型图像;

图 3 表示从锥形射束 CT 扫描仪得到系列图像中的人胸廓图像;

图 4 表示从图 3 所示图像中导出的病人掩模;

图 5 和 6 表示在均衡操作之前和之后的图 3 所示图像;

图 7 和 8 表示在增强边缘的滤波操作之前和之后的图 3 所示图像;

图 9 和 10 表示边缘掩模的制备;

图 11 和 12 表示应用梯度规范滤波器;

图 13 和 14 表示应用病人掩模和边缘掩模的结果;

图 15 和 16 表示把图像压缩成一维图像;

图 17 表示另一个图像;

图 18 表示滤波后的另一个图像, 滤波操作可以增强与一维垂直方向上的变化;

图 19 表示选取另一个图像中有用区的方法;

图 20 表示有用区;

图 21 表示相邻一维图像的比较结果;

图 22 表示应用于图像的过程路线概要图;

图 23 表示得到的重构图像。

具体实施方式

图 1 表示病人胸廓区的常规 CT 扫描图。例如, 在 100, 102 和 104 可以看到周期性人为现象, 这些人为现象对应于呼吸过程与 CT 扫描过程相互作用造成的误差。同样地, 图 2 表示病人胸廓的典型锥形射束 CT 图像, 和区域 106, 108 表示病人肺和横膈膜的内部运动造成的严重模糊。

现在描述按照本发明的过程。图 22 表示大致的过程路线, 其中采用的参考数字对应于本申请中以前的相关图号, 它说明在该处得到的图像或掩模。因此, 在利用锥形射束 CT 扫描仪或其他类似扫描仪采集图像之后或期间, 过程路线 A 应用于每个图像 3。首先, 从原始图像 3 开始, 我们得到病人掩模 4, 它能掩蔽病人之外的部分图像。为此目的, 可以设定简单的阈值, 而原始图像 3 中强度超过阈值的像

素或像素组可以分配到掩模的已占区。一般地说，试凑方法适合于确定合适的病人掩模，它与所用具体扫描仪的参数有关，但在本发明者使用图像的情况下，我们发现皮肤阈值为 20,000 是合适的。

再从 CT 扫描仪得到的原始图像 3 开始，可以均衡图像以减小对比度的范围。有许多可利用的合适均衡滤波器，但在本发明的例子中，本发明者采用比例对数方法，其中各个强度值被转换成原始强度值对数的 1000 倍。

从均衡的图像开始，制备导数图像，导数图像是其强度值代表预滤波图像中强度变化率的一种图像。导数滤波器必须有测量变化率的相关方向，而在病人的胸廓区图像情况下，最好是利用颅索（CC）的方向。这可以增强沿该方向的变化。在一般的情况下，这个导数的方向通常应当与以下步骤 16 中的方向一致。从导数图像开始，可以提供导数掩模 10，它是一种用于增强具有高导数值像素的掩模。所以，它增强原始均衡图像中强度变化率高的区域，即，均衡图像 6 中有边缘的区域。

最后，从均衡的图像开始，制备梯度规范图像 12。这是一种均衡导数图像的形式，其中对水平梯度和垂直梯度进行矢量求和，即，水平梯度的平方与垂直梯度的平方相加，再取这个结果的平方根。

然后，导数掩模 10 和病人掩模 4 可应用于梯度规范图像 12 以产生处理后图像 14。所以，这个图像包含均衡图像的像素，它们是在病人内和强度变化率高的区域。实质上，这个过程是从病人内的均衡图像中选出边缘，其中略微优选 CC 对准边缘。这种优选是不完全的，因为虽然 CC 边缘是部分的掩模，但其他的边缘是以梯度规范形式被部分地引入。应当注意，该算法对于如何提取边缘是故意地不灵敏，因为识别横膈膜的试图往往是失败的。只要相关的特征（例如，横膈膜）是在边缘中，该算法可以检测运动远远超过所有其他边缘的边缘。

处理扫描仪产生系列图像中这个图像的最后步骤是把图像压缩成一维图像，在病人图像的情况下，这个一维方向应当与病人的 CC 轴对准。可以通过以下方法实现，沿一个水平行像素的总强度求和，

并采用该强度或由此导出的强度作为该点沿水平轴的单个像素强度。因此，利用这个过程，把扫描仪得到的每个图像压缩成简单的直线图像，即，一个像素宽和“n”个像素高。

然后，对从扫描仪得到系列图像中的全部图像或基本上全部图像重复这个过程。这可以作为采集整个系列图像之后的后处理步骤，或者，在查询以后图像的同时，可以从早期的边缘开始。一旦获得一维图像的系列，则可以利用并置方法组合这些一维图像以产生组合图像 17，其中一个轴对应于病人的 CC 轴（或一维压缩操作采用的轴），而另一个轴对应于时间的量度（表示成图像编号）。图 17 表示得到的图像。虽然它并不包含关于病人整个结构的有用信息，但它确实表示图像随时间变化的有用信息。利用应用于组合图像的系列处理步骤 B 可以提取这个信息。

首先，应用导数滤波器，导数方向对应于像素编号或时间轴。这产生图 18 所示的图像，其中可以实际增强随时间快速变化的区域。

把以前图像（图 18）的绝对值再映射到 CC 轴上以形成强度直方图。这个一维信号增强沿病人 CC 轴的位置，其中有随图像编号或时间的最大变化率。根据强度直方图，可以应用阈值以选取特定的有用区 20。各种取阈值方法是已知的，并适合于这种任务，它包括：设置简单的固定阈值，或可变化阈值，它寻找强度直方图的最大值和最小值，并采用二者之间一点的阈值。有用区可以限制于从直方图选取的正确区域，或可以是任何一侧的边缘。

在选取有用区之后，我们选择和分析周期性图形的这个图像区 17。从图 20 中可以看出，提取的有用区中有一个清晰的周期性图形，在扫描结束时重新会聚之前，虽然这个有用区发散成一对周期性图形。这大致对应于病人横膈膜左侧和右侧的图像。

为了克服这个困难和其他的困难，我们提出一个极其简单的比较过程，其中在经受可变位移之后，比较图像中每个单像素“切片”与下一个邻近切片。然后，该系统确定在什么位移下这两个一维切片之间的差最小。如图 21 所示，一种方法是对两个单像素切片之间强度差平

方求和，并识别该和值在什么像素位移下最小。在重复每个相邻对单像素切片的运算之后，可以导出图 21 所示的曲线，其中位移是随 X 线图像编号而变化。这是一个简单的周期性曲线，利用已知的方法可以分析该曲线以确定它的频率，从而确定每个图像的时相位置。

然后，该系统可以返回到每个原始图像并给它分配时相信息。收集的图像可以组织成多个时相相关族，而单个相关族内的图像可用于正常的锥形射束 CT 重构过程。这个结果表示在图 23 中，并展示较高的精确度和清晰度。可以大大消除呼吸的人为现象。

在本发明的实验应用中，提取三个病人的 4 个 X 线系列呼吸循环。我们发现，优化第一系列重构所采用的参数值证明适合于所有的系列。具体地说，三个病人中的一个病人只有一个肺，但由于在 X 线图像中呼吸循环是可见的，就可以成功地提取呼吸循环。因此，本发明提供一种从顺序 X 线图像中提取呼吸循环的独立算法，它不需要用户的相互作用，并可在足够快速处理机器上可用的时间内产生高质量重构图像。假设算法所需少量参数的原始初值证明适合于整个测试系列，则该方法是相应健全的。此外，算法的相对简单性和大部分的处理是在逐个图像的基础上，这意味着大多数处理操作可以在 X 线图像采集时间内完成。在适当快速的处理器上，用于显示呼吸循环频率的组合图像处理不应当超过约 1 秒钟。

因为呼吸循环是直接相关 X 线图像中导出的，而不是根据一些辅助指示，例如，鼻孔温度和胸廓大小，它的不准确性就较少，因为呼吸循环时相与 X 线图像之间相关是直接的。

应当明白，在不偏离本发明范围的条件下，对以上描述的实施例作各种变化是可能的。



图 1

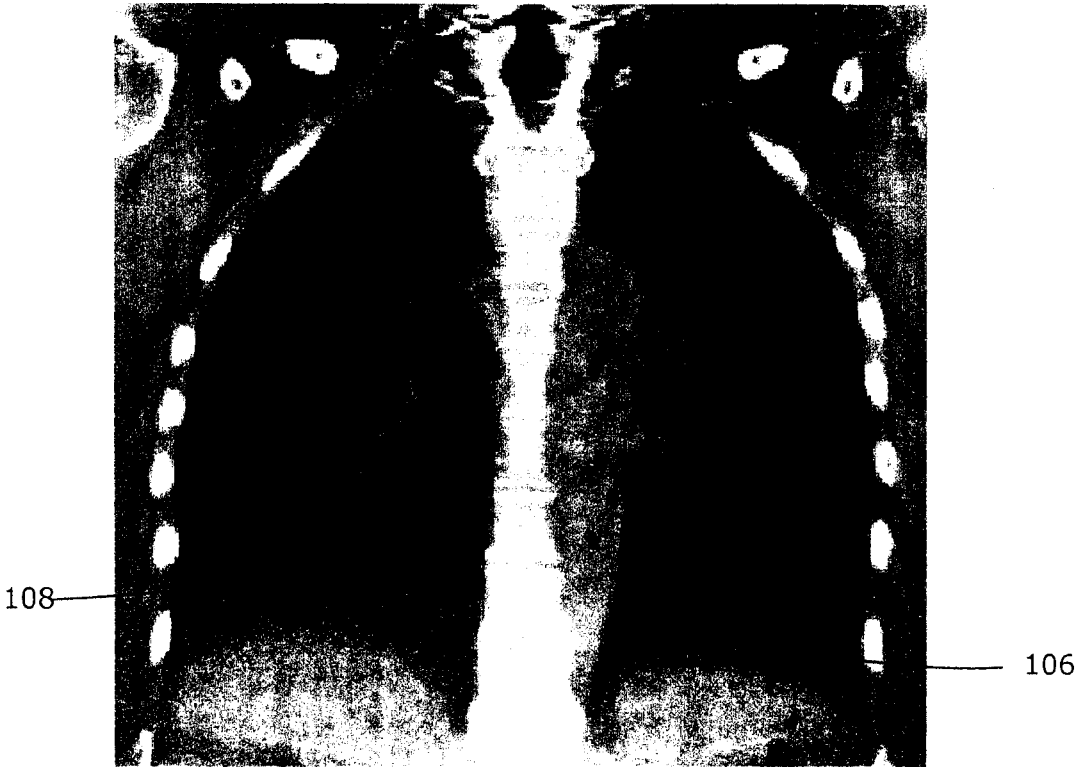


图 2

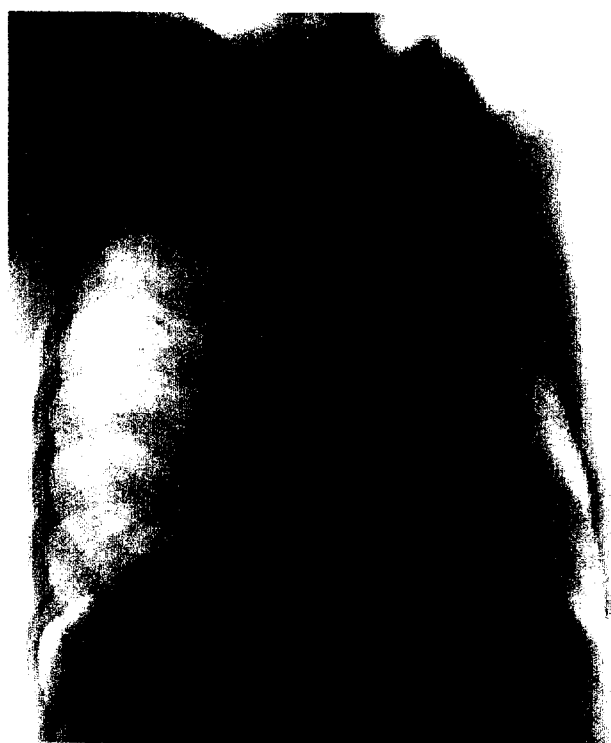


图 3

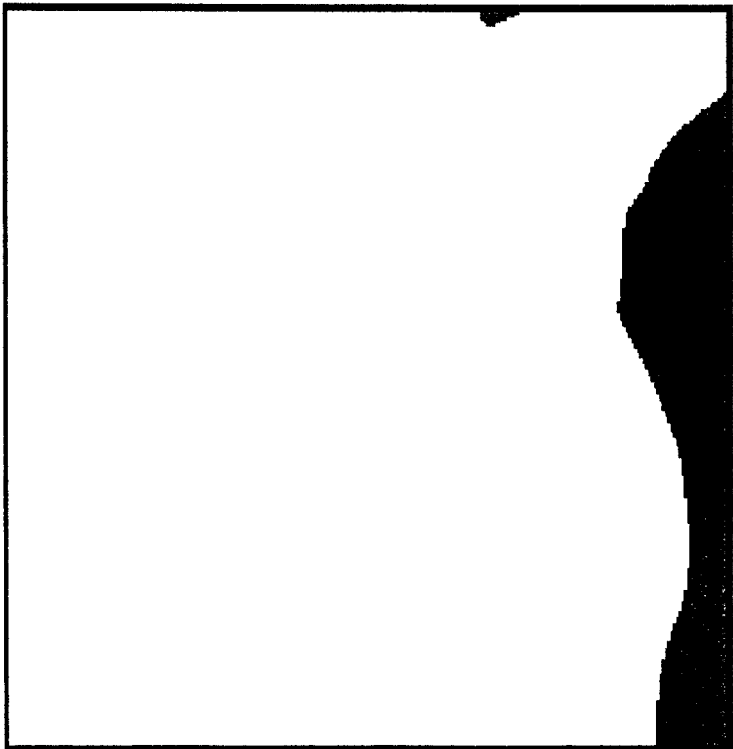


图 4

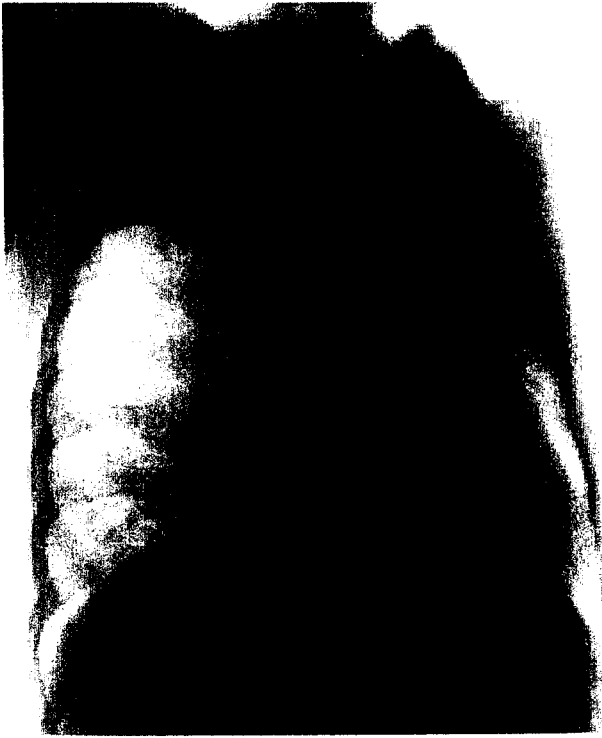


图 5

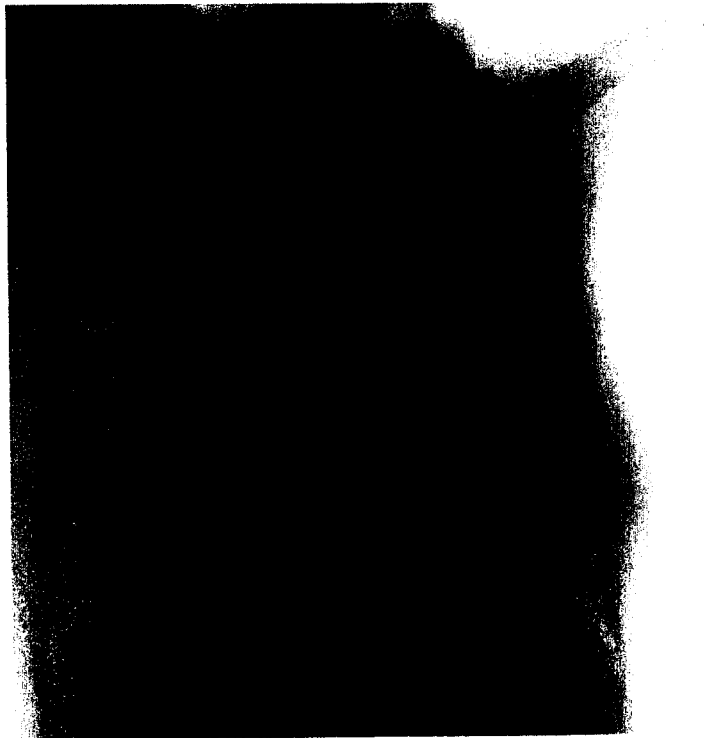


图 6

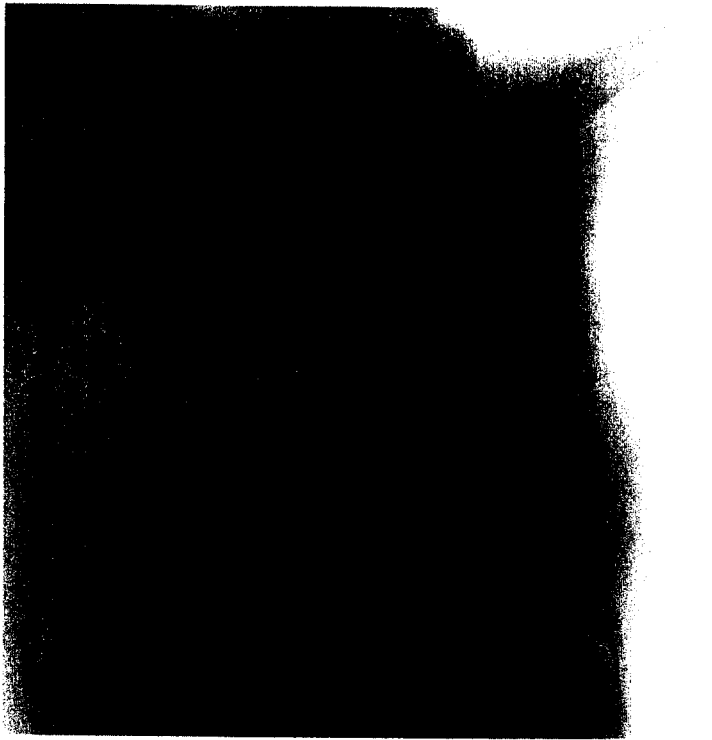


图 7



图 8



图 9



图 10

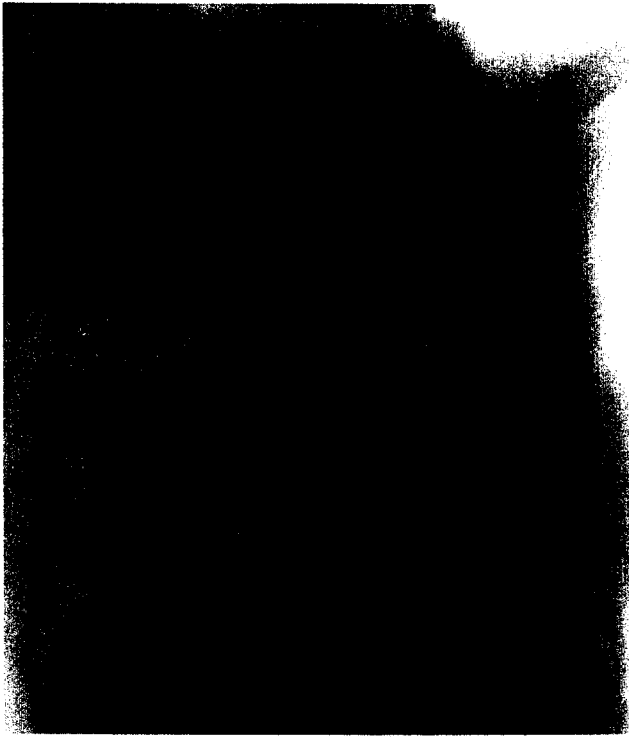


图 11

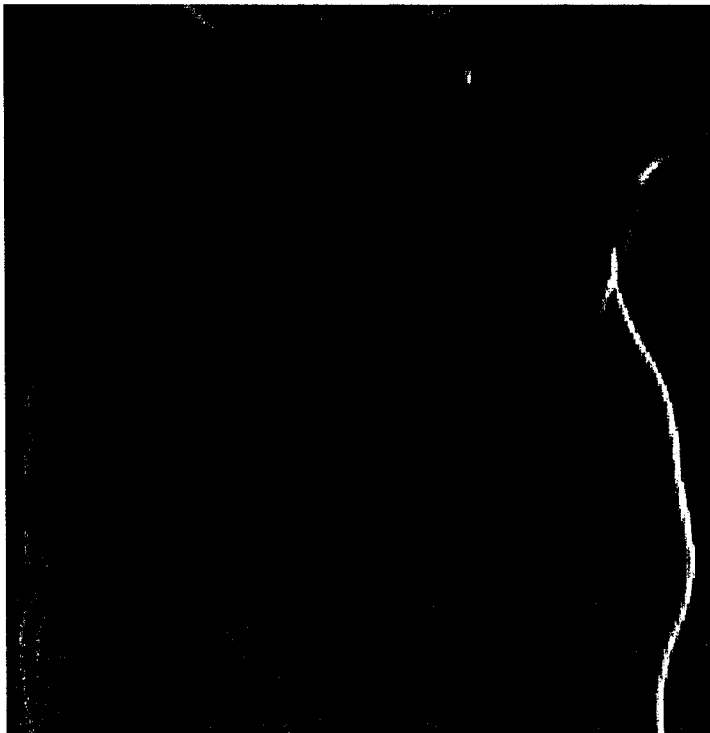


图 12



图 13



图 14



图 15

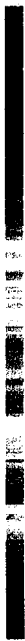


图 16

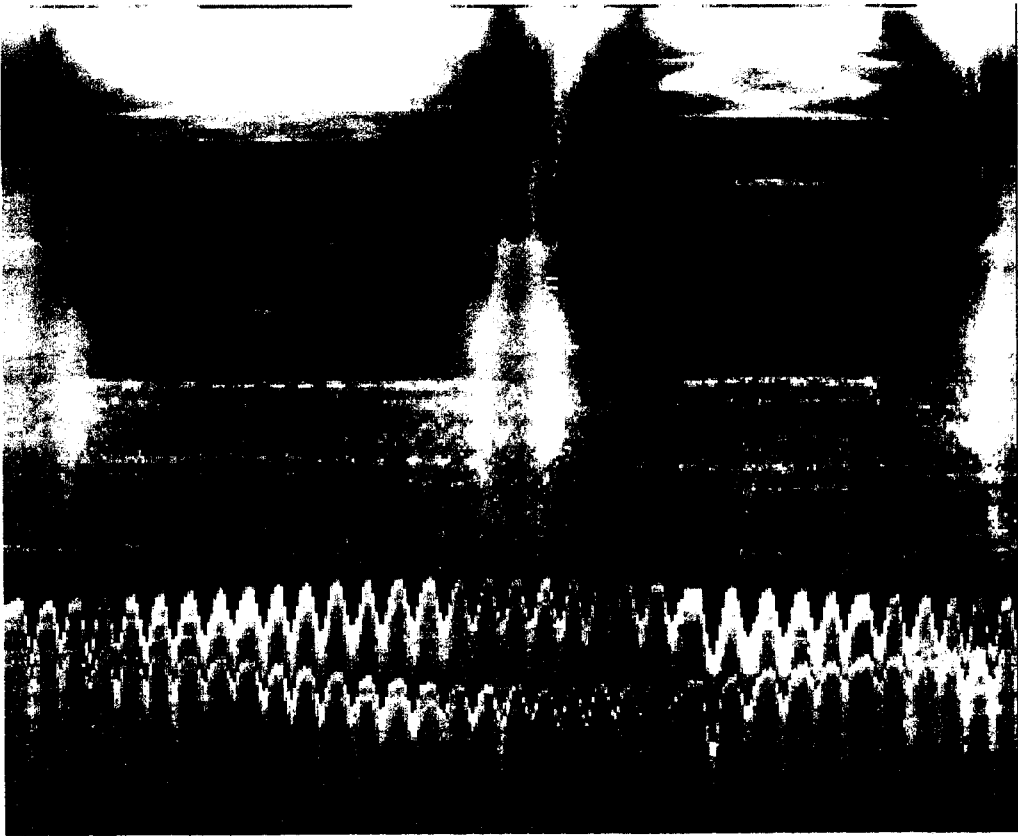


图 17

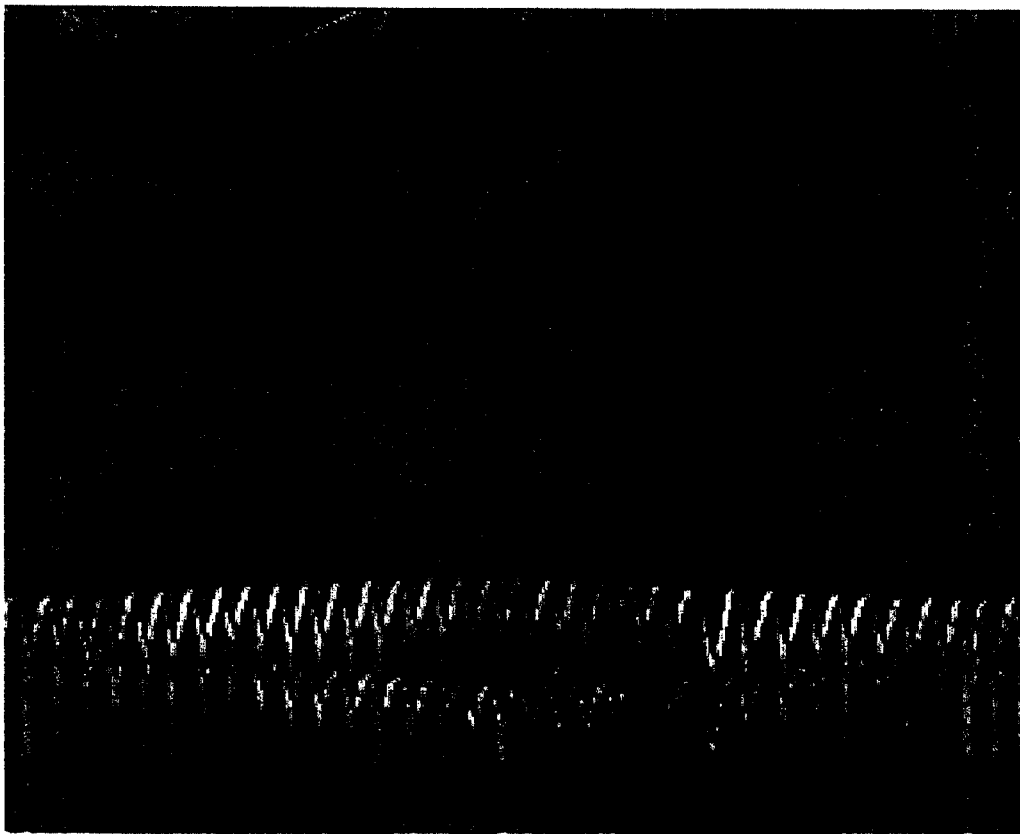


图 18

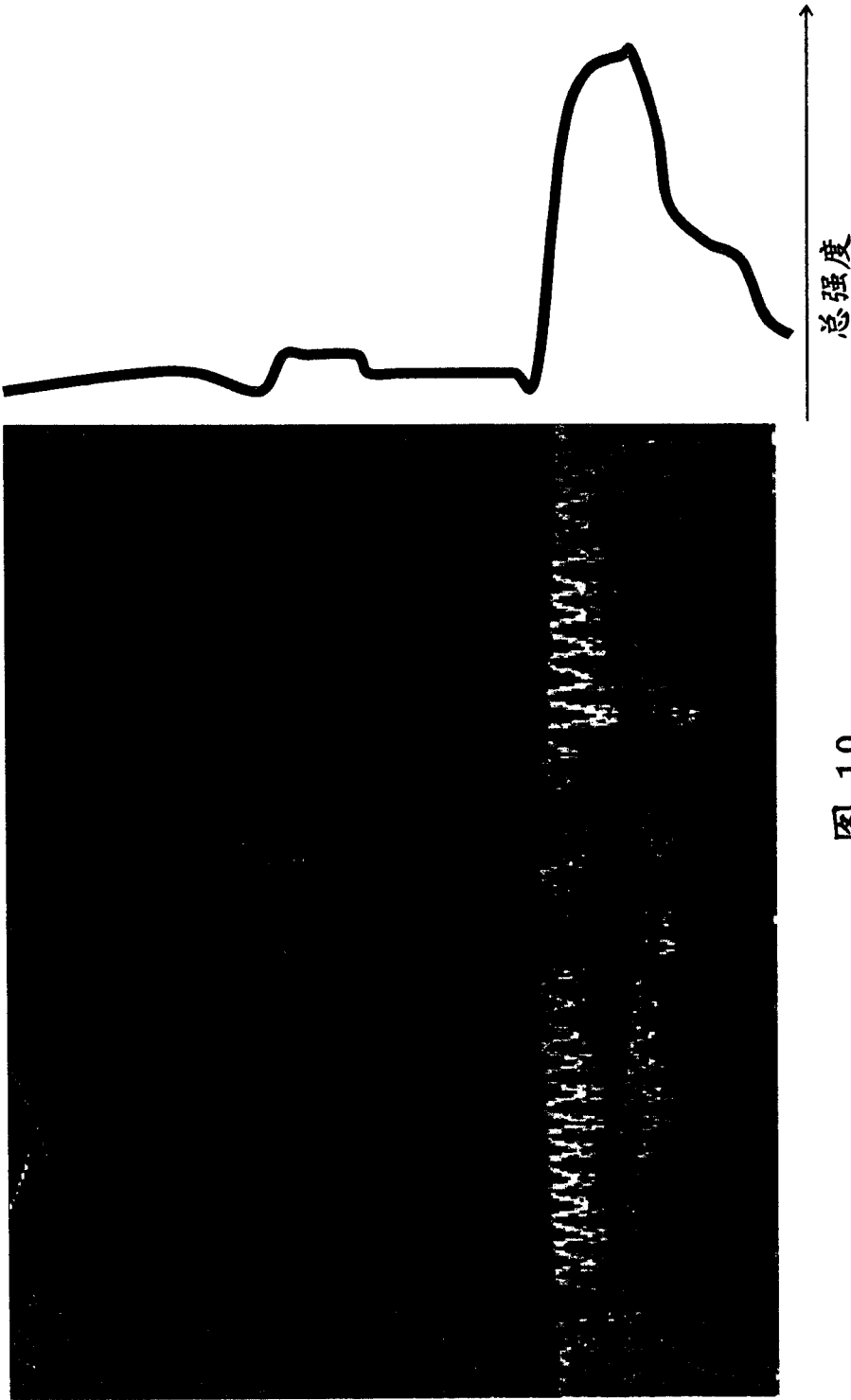


图 19

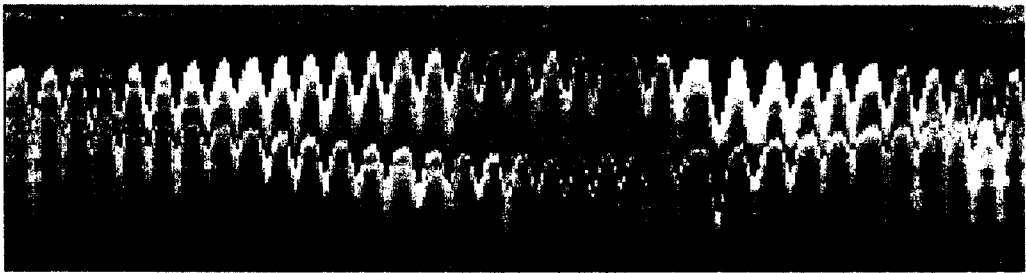
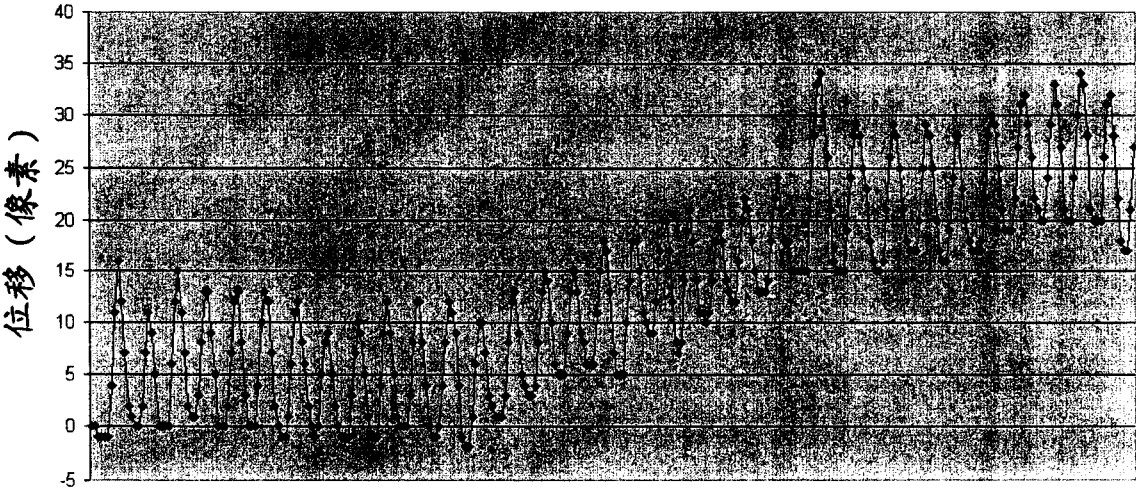


图 20



X 射线图像编号

图 21

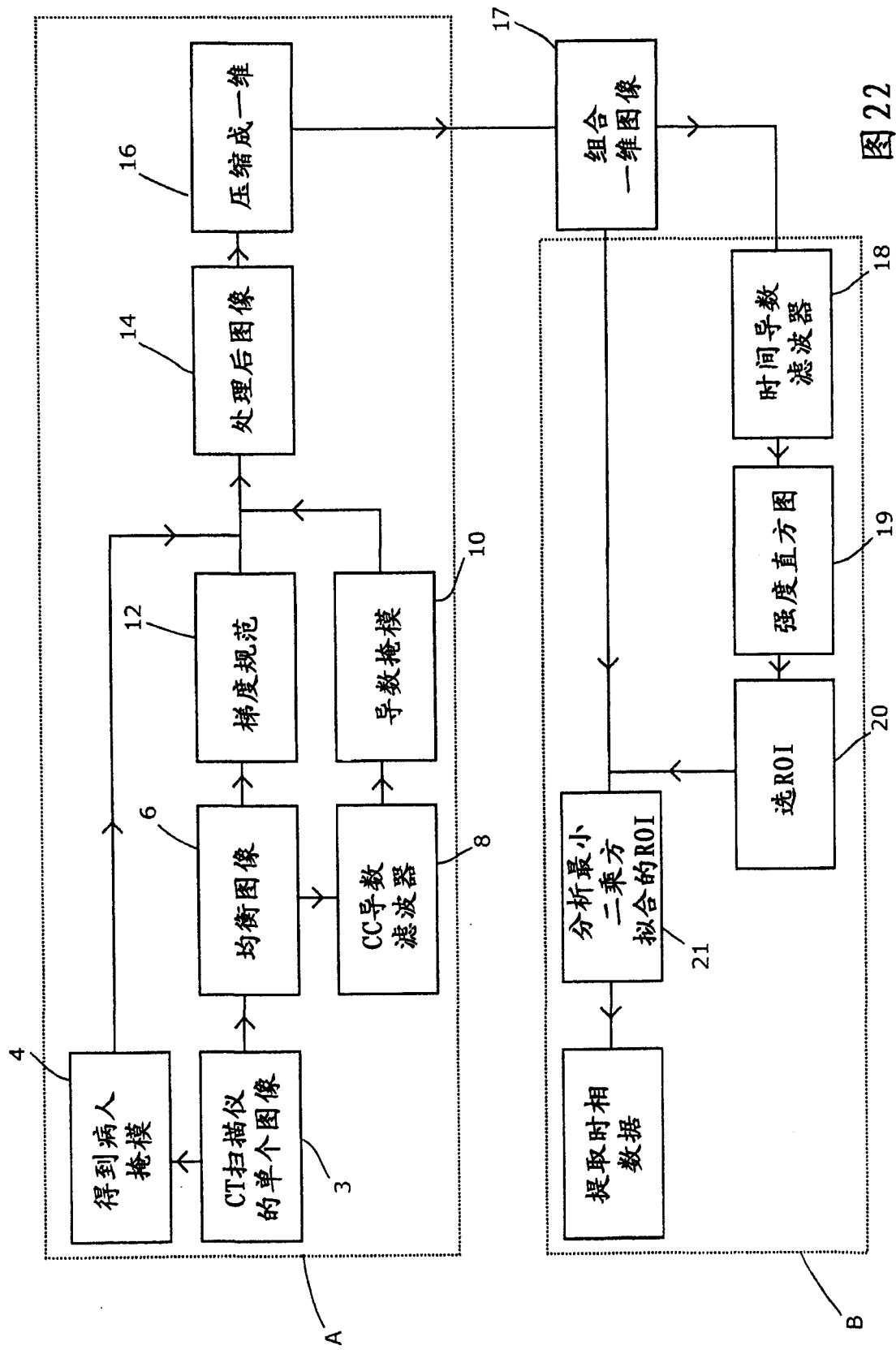




图 23