



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103876763 A

(43) 申请公布日 2014.06.25

(21) 申请号 201310127363.7

(22) 申请日 2013.04.12

(66) 本国优先权数据

201210561107.4 2012.12.21 CN

(71) 申请人 重庆伟渡医疗设备股份有限公司

地址 401121 重庆市北部新区高新园黄山大道5号水星科技大厦南翼写字楼1楼7#

(72) 发明人 母治平

(74) 专利代理机构 重庆市恒信知识产权代理有限公司 50102

代理人 刘小红

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006.01)

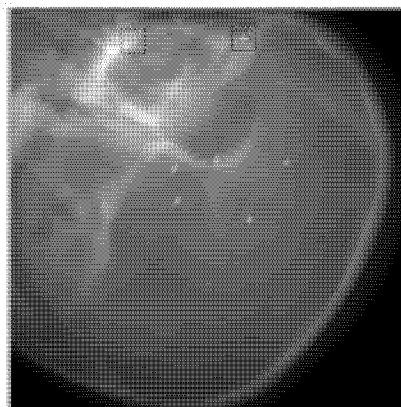
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

一种采用二维影像的图像引导方法

(57) 摘要

本发明公开了一种采用二维影像的图像引导方法,包括如下步骤:参照特征区的选择和筛选,实时特征区的搜寻,基于参照特征区和实时特征区的定位计算,变形估计和误差估计等步骤。采用二维影像进行图像引导时,需要根据病灶的三维影像生成二维 DRR 图,然后通过比较实时采集的实时图像中的特征区与二维 DRR 中的特征区来确定当前位置与预设位置的偏差。使用本发明方法病人检测时无需植入标记物,可以减少病人的痛苦,病人的治疗风险和费用。



1. 一种采用二维影像的图像引导方法,包括如下步骤:

1) 参照特征区的选择和筛选,在已确定等中心的病人拍摄的三维图像上或者在根据所述三维图像生成的多个二维 DRR 上选取若干个具有明显特征的特征区并标注,若干个具有明显特征的特征区包括植入标记物形成的特征区和在解剖结构附近形成的特征区,或只包括在解剖结构附近形成的特征区,然后筛选出参照特征区,所述参照特征区中至少有一个是在解剖结构附近形成的特征区;

2) 实时特征区的搜寻,在实时图像中搜寻与步骤 1) 中参照特征区相对应位置的实时特征区,搜寻到的所述实时特征区为对应全部参照特征区的实时特征区,或者为对应全部参照特征区的其中一部分参照特征区的实时特征区;

3) 基于参照特征区和实时特征区的定位计算,通过比较实时图像上的实时特征区与二维 DRR 上的参照特征区的位置来确定作为图像引导的位置偏差。

2. 根据权利要求 1 所述一种采用二维影像的图像引导方法,其特征在于:还包括对步骤 3) 得到的位置偏差结果的误差估计步骤,所述误差估计包括旋转误差和变形误差的估计。

3. 根据权利要求 2 所述一种采用二维影像的图像引导方法,其特征在于:所述旋转误差的估计用计算等中心位置的可能误差进行估计,等中心位置的可能误差为 $L \cdot Dq$,其中 L 为所述参照特征区中心与等中心的距离, Dq 为旋转误差。

4. 根据权利要求 2 所述一种采用二维影像的图像引导方法,其特征在于:所述变形误差的估计步骤为:根据每个参照特征区在所述三维图像中的位置,对该参照特征区中心和等中心之间连线上的组织的变形度作积分,得到该参照特征区相对于等中心的可能的变形度,然后对该变形度作平均或加权平均,得到一个对该参照特征区的变形度的估计,然后根据这一变形度的估计给出一个对由变形引起的等中心位置误差的估计,最后根据查表或通过经验公式计算出参照特征区相对于等中心位置的误差。

5. 根据权利要求 1 所述一种采用二维影像的图像引导方法,其特征在于:步骤 1) 中所述在二维 DRR 上选取若干个具有明显特征的特征区的步骤为:a) 在由对病人拍摄的三维图像生成的多个二维 DRR 中任选一个作为第一个二维 DRR,在第一个二维 DRR 上选取一个特征强的 A 点作为具有明显特征的特征区中心点;b) 在第二个二维 DRR 上标出对应 A 点的投影线;c) 从投影线上选择一个特征强的 B 点,作为在第二个二维 DRR 上具有明显特征的特征区的中心点;d) 根据步骤 a) 和 c) 中的这两个中心点 A 和 B,利用反投影关系确定在三维图像中的参照特征区的位置。

6. 根据权利要求 1 所述一种采用二维影像的图像引导方法,其特征在于:步骤 1) 中选择和筛选出参照特征区的过程由负责图像处理的设备自动完成。

7. 根据权利要求 6 所述一种采用二维影像的图像引导方法,其特征在于:所述负责图像处理的设备自动完成图像筛选的方法有两种:一种是,计算参照特征区在三维图像上的特征度,并设定一个阈值,如果特征度小于这个阈值则删除该参照特征区,否则保留;另一种是,生成若干代表较大体位差异的测试 DRR,计算参照特征区在这些测试 DRR 中的位置,针对每一个参照特征区分别计算它们在所有测试 DRR 和步骤 1) 中二维 DRR 中的相似度,如果在所有测试 DRR 中的相似度高于预设阈值的比例高于或达到一个预设比例,则保留该参照特征区。

8. 根据权利要求 1 所述一种采用二维影像的图像引导方法,其特征在于:所述参照特征区和实时特征区的大小、形状是可调的。

9. 根据权利要求 1 所述一种采用二维影像的图像引导方法,其特征在于:所述多个二维 DRR 是根据所述三维图像从多个角度和位置投影生成的。

一种采用二维影像的图像引导方法

技术领域

[0001] 本发明涉及图像引导领域,具体是一种采用二维影像的图像引导方法。

背景技术

[0002] 图像引导的基本目的是在实际治疗或处理时重现预先设定的病人体位,简称预设体位。以放疗为例,医生采集病人的三维 CT 影像,根据影像制定放疗方案,并在影像中选择一点作为治疗中心,称为等中心。治疗时需要将此等中心所代表的解剖位置摆放到治疗设备,通常是医用电子直线加速器的中心(也称为等中心,设备的等中心)处。预设体位就是指放疗计划设定的等中心代表的解剖位置位于设备等中心处时的病人体位。图像引导技术的用途就是在治疗前或治疗中通过实时采集术中影像(以下称实时影像或实时图像),确定病人当前体位和预设体位的偏差(或所需的位置调整参数)。医生或放疗技师可以根据这一偏差调整病人体位,从而提高摆位精度和实现精确放疗。

[0003] 图像引导中有一类采用植入标记物作位置参照的引导方法。标记物事先由医生通过手术或穿刺植入被测物体体内。这一方法实现图像引导的基本步骤可以包括:A1) 标记物(与预设体位中心相对)三维位置可以事先在三维影像(如 CT)中取得, $R_1, R_2 \dots R_n$, 称为预设位置;A2) 在采集的实时图像中,找到这些标记物的位置;寻找的方法在参考文献[A]和[B]中有讲述;如果采用二维图像作引导,至少在两个角度的图像中找到他们的位置;A3) 通过反投影运算,得到他们此时在三维空间的位置, $S_1, S_2, \dots S_n$, 称为术中位置;A4) 最后根据预设位置和术中位置就可以计算出术中体位与预设体位的偏差,或者是所需的位置调整。这一位置偏差包括三维空间中的位移,还可以包括围绕三个自由度的转动。这一方法为通用方法,有大量的文献,也已在商用产品中应用了多年,无需赘述。操作人员根据这一术中体位与预设体位的偏差或者是所需的位置调整,调整治疗床位置。

[0004] 本方法中的关键是找到各标记物在实时二维图像中的对应位置。植入标记物通常由重金属,如金、不锈钢等材料制成,在 X 射线图像中会呈现出对周边组织的较高对比度,因此在二维图像中较为易于分辨(如图 5)。但是,植入标记物是一种有创的临床手段,会增加一定的病人风险和费用,其适用范围也有一定限制。临床上通常在标记物植入体内后过一周左右,待植入物落定位置后进行三维图像获取等放疗准备工作,因而对治疗有一定时间延迟的影响。并且植入标记物在组织中容易发生位置挪移或脱落,即偏离其植入位置。这种情况下采用这些标记物会带来较大的定位误差而且不易被发现。采用在对病人拍摄的三维图像或者在根据所述三维图像生成的多个二维 DRR 上标注能够反映病人自身的解剖特点的特征区的方式可以避免这种情况的发生。

发明内容

[0005] 针对上述方法的缺陷,本发明提供了一种无需植入标记物的采用二维影像的图像引导方法。

[0006] 采用二维影像进行图像引导时,需要根据病灶的三维影像(通常是 CT)生成二维参

照图,即 DRR (数字重建放射图),然后通过比较实时采集的二维图像(即实时图)与 DRR 来确定当前位置与预设位置的偏差。另一方面,采用二维影像进行图像引导时通常需要用从多个角度和位置投影生成的二维影像以实现精确的定位计算(因为如果只采用一个角度的二维影像,延投影方向的位置偏差将很难精确地确定)。通常采用两个接近于正交角度采集的二维影像就可以实现精确的定位计算。DRR 是模拟一个二维放射成像系统的投影成像过程,将三维影像代表的物体或病人解剖部位置于某个(相对于该成像系统的)特定位置或体位而生成的。上述步骤中的 DRR 可以是代表多个图像系统和采集角度的,而且可以是将病人三维影像置于(相对于成像系统的)多个已知体位来生成的多组 DRR。

[0007] 本发明采用的技术方案是采用二维影像的图像引导方法的步骤是:

1) 参照特征区的选择和筛选,在已确定等中心的(该确定等中心的过程是整个图像引导或正常(非图像引导)放疗过程中必须首先确定的一个步骤。)病人拍摄的三维图像或者在根据所述三维图像生成的多个二维 DRR 上选取若干个具有明显灰度、纹理、形状、或颜色等特征的明显特征区并标注(对三维图像上标注的特征区(点)需要通过投影关系将计算其在二维 DRR 上的位置,并采用附近的区域作为特征区),该具有明显特征的特征区是图像中的以某个特征点为中心的小区域(尺寸大小在 0.5-6 cm, 形状可以是方形、圆形、球形或其他根据某种模板确定的形状),可以是植入标记物形成的特征区和在解剖结构附近形成的特征区,或只包括在解剖结构附近形成的特征区,然后筛选出参照特征区,所述参照特征区中至少有一个是在解剖结构附近形成的特征区。特征区定义在三维图像上,选取时可以在三维图像上选取,也可以在二维 DRR 上选取,并且选取的区域在三维和二维图像上都具有明显特征。

[0008] 2) 实时特征区的搜寻,在实时图像中搜寻与步骤 1) 中参照特征区相对应位置的实时特征区,搜寻到的所述实时特征区为对应全部参照特征区的实时特征区,或者为对应全部参照特征区的其中一部分参照特征区的实时特征区。

[0009] 3) 基于参照特征区和实时特征区的定位计算,通过比较实时图像上的实时特征区与二维 DRR 上的参照特征区的位置来确定作为图像引导的位置偏差。这一位置偏差包括三维空间中的位移,还可以包括围绕三个自由度的转动。

[0010] 进一步包括对步骤 3) 得到的位置偏差结果的误差估计步骤,所述误差估计包括旋转误差和变形误差的估计。其中旋转误差的估计主要用计算等中心位置的可能误差进行估计,等中心位置的可能误差为 $L * Dq$, 其中 L 为参照特征区中心与等中心的距离, Dq 为旋转误差。该旋转误差估计可以根据设备的测试结果确定。如果测试结果表明,图像引导系统的角度误差为 $\pm a$ 度,则 $Dq = a$ 。特征区中心即为所述特征区的中心点。

[0011] 变形误差的估计步骤为:根据每个参照特征区在所述三维图像中的位置,对该参照特征区和等中心之间连线上的组织的变形度作积分,得到该参照特征区域相对于等中心的可能的变形度,然后对变形度作平均或加权平均,得到一个对该参照特征区的变形度的估计,然后根据这一变形度的估计给出一个对由变形引起的等中心位置误差的估计,最后根据查表或通过经验公式计算出参照特征区相对亦等中心位置的误差。

[0012] 上述步骤 1) 中特征区的选择和筛选可以在三维影像上进行。用户可以在三维影像中选取一个特征点进行标记,该特征点位于具有明显特征的解剖结构附近,以该标记的特征点为中心的区域作为备选的具有明显特征的特征区;然后在二维 DRR 中根据投影关系计

算出该特征点的投影位置并标注出来；再判断该位置附近的影像是否具有足够的特征度，如果足够就保留，不够则放弃并重新选择。在本申请中的“具有明显特征”指的是在特征点附近图像灰度有较为显著的变化，而不是平缓的没有纹路的区域。这些特征通常是由骨性组织形成的。这一选择原则对熟悉 X 射线影像的操作人员来说极容易理解和掌握，而且后续的实时特征区的搜寻算法具有较高的容错能力，因此采用这一方式选择参照特征区对采用本图像引导方法所获得的位置偏差完全能符合图像引导的需求。

[0013] 特征度可以有多种计算方式，如局部的灰度变化(可以用方差，standard deviation 表示)，信息熵(entropy)，对比度等方式。具体的选择还可能要和特征区的搜寻算法匹配。

[0014] 参照特征区的选择和筛选可以在二维影像上进行。步骤 1) 中所述在二维 DRR 上选取若干个具有明显特征的特征区的步骤为：a) 在由病人拍摄的三维图像生成的代表病人统一体位的多个二维 DRR 中任选一个作为第一个二维 DRR，在第一个二维 DRR 上选取一个特征强的 A 点作为具有明显特征的特征区中心点；b) 在第二个二维 DRR 上标出对应 A 点的投影线(这一步可以由计算机软件实现)；c) 从投影线上选择一个特征强的 B 点，作为在该第二个二维 DRR 上具有明显特征的特征区的中心点；d) 根据步骤 a) 和 c) 中的这两个中心点 A 和 B，利用反投影关系确定在三维图像中的参照特征区的位置(这一步可以由计算机软件实现)。

[0015] 步骤 1) 中选择和筛选出参照特征区的过程可以由操作人员根据视觉评价决定，也可由负责图像处理的设备自动完成。自动选取方法可以根据前述特征度计算方法计算出三维影像中等中心周围一定范围内各点的特征度；再选择局部特征度最大(local maximum)的若干个点作为候选的特征区。自动筛选的完成方法包括两种：一种是，计算参照特征区在三维图像上的特征度，并设定一个阈值，如果特征度小于这个阈值则删除该参照特征区，否则保留；另一种是，生成若干代表较大体位差异(如各轴向偏差 $\pm 15\text{mm}$ 、绕各轴转动 $\pm 5^\circ$ 等)的测试 DRR，以模拟病人体位和预设体位有较大偏差时参照特征区在实时图像中可能的变化；根据投影关系计算参照特征区在这些测试 DRR 中的位置；针对每一个参照特征区分别计算它们在所有测试 DRR 和步骤 1) 中二维 DRR 中的相似度；如果在所有测试 DRR 中的相似度高于预设阈值的比例高于或达到某个预设比例，如 80% 或 100%，则保留该参照特征区。上述相似度的计算方法很多，可以包括相关系数(correlation coefficient)，互信息(mutual information)等。上述阈值的设定也与选用的相似度计算方法有关，如对相关系数可以选择 0.7。

[0016] 另一种处理方法是选择多个参照特征区，在获取实时图像后根据实时图中这些区域与对应参照特征区的相似度情况，选用相似度高的参照特征区，弃用相似度低、难以在实时图中搜寻的那些参照特征区。

[0017] 上述步骤 2) 中实时特征区的搜寻目的是寻找步骤 1) 中选择的参照特征区在实时图中的位置。根据参照特征区中心点，即特征点在三维影像中的位置和成像系统的投影关系，可以计算出参照特征区在 DRR 中的投影位置。根据这一投影位置可以在 DRR 中定义一个以该特征点为中心的 0.5-6 cm 的区域，区域大小和形状(通常为方形、矩形)可以选择和调整。以这个小区域作为在该 DRR 中的模板。这样实时特征区的搜寻就是要在对应的实时图中寻找和该模板最相似的小区域的位置，具体的方法可以有多种。例如，一种方法是，如

文献 [A] 中描述,包括多阈值处理以筛选“疑似”区域(blobs),以形状、大小、亮度等为参数的模式筛选,纵轴(superior-inferior axis)判定,布局(configuration)判定等步骤。最后,给出最佳位置匹配的布局方式中的 blobs 被确定为实时图像中的对应特征区。

[0018] 另一种搜寻实时特征区的方法是,如文献 [B] 中所描述的,包括预处理,相关处理并提取局部最大值点构成候选区域列表,采用 CVA 算法选择最佳匹配的候选区域作为选中的实时图像中的对应特征区。[B] 中所描述的方法是针对植入标记物研发的。在临床上植入标记物时,植入位置要求在图像引导追踪的病灶周围。这样,这些标记物在预设治疗位置处的参照 DRR 中通常位于图像中心区域(如图 5 中的植入标记物)。但在采用非植入标记物的解剖特征区作图像引导时,这些特征区可能位于 DRR 的边缘区域(如图 1、图 2 中的 0 号特征区)。这一差别会对 CVA 算法中的计算关联度(association,公式 25)步骤带来影响。这一步骤中假设同一特征区(植入标记物)在两幅实时图像中的共同轴(x 轴)上坐标几乎相同。这一假设对位于中心区域的特征区基本适用,但对位于边缘区的特征区会产生较大误差。为解决这一问题,可以根据 Epipolar 线的原理计算关联度。假设实时图 A 中某候选区域 f 的中心坐标为 (x_A, y_A) , 实时图 B 中某候选区域 q 的中心坐标为 (x_B, y_B) , 计算二者之间的关联度时,先找到实时图 B 中对应于 f 的 Epipolar 线,求得线上 $y=y_B$ 处的 x 坐标 x_p , 然后根据 x_B 和 x_p 计算关联度: $A_{rq}=\exp(bf(|x_B-x_p|))$, 其中 $f(x)$ 、b 的定义参见 [B]。

[0019] 上述步骤 3) 中基于参照特征区和实时特征区的定位计算的方法可以有多种。假设图像引导系统采用 N 个成像角度拍摄的实时图实现引导。一种是对第 i ($i=1, \dots, N$) 幅实时图,先独立计算在实时图上搜寻到的各实时特征区的中心位置, p_{ij} 代表第 j 个实时特征区 ($j=1, \dots, n$) 在第 i 幅实时图中的位置;再计算和相应的 DRR 中各实时特征区中心 (q_{ij}) 的位置偏差, d_{ij} ; 并取各个实时特征区的平均值, d_i ; 最后,根据 N 个实时图中得到的 d_i 计算出当前病人位置和预设位置的偏差。例如, [C] 中给出了在立体成像系统 ($N=2$) 中根据 $d_1=(x_1, y_1)$ 和 $d_2=(x_2, y_2)$ 计算三维空间位置偏差的方法(公式 2)。

[0020] 第二种方法是根据前述步骤 A3 从实时图中得到的实时特征区在三维空间的坐标 S_1, \dots, S_n , 计算其余各自对应的参照特征区预设位置 R_1, \dots, R_n 之间的位置差, $d_i = S_i - R_i$; 再计算出位置差的平均值 $d = S d_i / n$; d 就是当前病人位置与预设位置的位置差。

[0021] 第三种方法是采用优化算法,寻找一个空间变换(包括平移和转动) T,使得各参照特征区经过变换 T 后的新位置, $R'=TR$, 与 S 之间的距离最小化。文献 [D] 对这一方法有详细描述。

[0022] 使用本方法进行图像引导无需植入标记物,使检测变成无创的,减少病人的痛苦,减小病人的治疗风险和费用。同时,由于不需要等待植入物在体内落定位置,使用本方法还可以缩短治疗等待期,病人可以尽快开始治疗。

附图说明

[0023] 图 1 为选取的参照特征区示意图,图中的“+”标记处左边为 1 号参照特征区右边为 0 号参照特征区;

图 2 为选取参照特征区的信息较弱的示意图,图中的“+”标记处左边为 0 号参照特征区右边为 1 号参照特征区;

图 3 为从 DRR 图像上选取参照特征区的过程示意图;图中 S1 和 S2 代表射线源的位置;

D1 和 D2 代表和两个源对应的成像探测器；

图 4 为在三维影像中不适宜作为参照特征区的示例；图中“+”标记处是通过二维影像选中的，在两个 DRR 中都有较强的特征，但在三维图像中位于灰度平缓的区域，没有明显特征，图中所示为 CT 的三视图，其中左图为横截面；右上为冠状面；右下为矢状面；

图 5 为植入标记物的参照特征区和实时特征区示意图。左侧为两幅 DRR；右侧为与其对应的实时图，右图中方框内为植入标记物。

具体实施方式

[0024] 本方法中，通过在实时图中搜寻一些实时特征区，并比较实时特征区在实时图与参照特征区在 DRR 中的位置来确定位置偏差。这些参照特征区是三维图像中的小区域，其在二维影像（含实时图和二维 DRR）中的投影是具有不同于周边区域的特征的小区域。具体的特征描述取决于影像模式和图像比对（也称为配准或融合等）算法，如在 X 射线类的二维影像中，参照特征区可以是灰度有较大的，独特的变化的小区域，如图 1 中所示的两个区域。这里选择的参照特征区是非人工植入标记物的参照特征区。放疗中采用植入金属或其他标记物的方式实现图像引导早有报道，也已广泛应用在临床上。这些植入物在二维和三维影像上表现出很强的特征。本发明中的参照特征区指的是除这些植入性的标记物外，由人体自身解剖结构所形成的，通常是在骨骼结构附近形成的特征区。在选择时至少要选择这样一个这样的参照特征区，且参照特征区的大小、形状是可调的。

[0025] 这些参照特征区的选择可以手动进行。可以由操作员在用来生成 DRR 的三维图像（如 CT）中选择，也可以直接在 DRR 上进行选取。

[0026] 在三维图像中选取参照特征区时，操作员选择三维空间中的若干特征点作为若干个参照特征区的中心（可以通过软件辅助实现）。根据投影关系可以计算出这些点在二维 DRR 中的位置，将选择的参照特征区标注在二维 DRR 上，然后操作员可以从视觉上判断这些区域的特征信息是否足够强，逐个选择是保留或删除。可能存在这种情况：某个参照特征区在其中一个投影的 DRR 中特征很强，但在另一个 DRR 中则较弱。如图 2 中显示的是和图 1 对应的另一角度的 DRR，其中 1 号参照特征区在图 1 中特征信息较强，但在图 2 中灰度变化不明显，特征较弱。这时原则上应删除类似 1 号参照特征区这样的特征区。

[0027] 这一过程也可以在二维 DRR 上直接完成，如图 3 所示。具体步骤如下：在一个 DRR 上选定一个特征较强的点作为参照特征区中心点 P1；然后再另一个 DRR 上标出对应该点 P1 参照的投影线（作为辅助手段，可通过软件实现），即 Epipolar line, L2；操作员从该投影线 L2 上选择一个特征较强的点（作为在该 DRR 中对应先选中的参照特征区域的中心点），P2；通过反投影关系，可以根据这两个点的位置确定该特征点在三维图像中参照特征区的中心点位置 P。

[0028] 上述一个 DRR 中的一个点对应另一个 DRR 中的一条线。DRR 中的一个点（如 P1）的信息代表处于射线源 S1 和采集该点信息的探测器 D1 像素之间连线上的介质的积分效应。这条连线称为 P1 的投影线。投影线 S1_P1 在由 S2 和 D2 构成的另一个成像系统中 D2 上的投影是一条线，由 S1_P1 上各个点在 D2 上的投影连线而成，称为对应于 P1 的 Epipolar 线。利用计算机视觉技术中的基本概念，可以很容易通过计算得到。

[0029] 反投影关系，根据两个 DRR 上的投影点 P1 和 P2 确定反投影线，进而计算出空间交

汇点 P 的过程是一个反投影过程,也是计算机视觉中的基本技术。

[0030] 参照特征区的筛选,根据上述步骤选取的参照特征区可以经过进一步的筛选使特征区符合需求。因为通过二维图像选中的特征区,有可能在两个二维图像上有明显特征,但在三维图像上并没有显著特征,如图 4 中“+”标记处所示;有些特征可能会因术中体位和预设体位的差异(特别是存在较大角度差异时)而在实时图中发生较大变化,导致在实时图中很难搜寻这样的特征区。这样的特征区就不符合需求。

[0031] 参照特征区的筛选方法有:

1. 计算特征区在三维图像上的特征度,特征度可以是其三维邻域的变化(灰度值方差)或信息量的量度。如果其特征度达不到某个阈值,则删除。

[0032] 2. 生成代表术中体位和预设体位差异(即较大体位差异,包括较大角度和较大位移)的测试 DRR;根据投影关系,计算特征点在这些 DRR 中的位置,即参照特征区在这些测试 DRR 中的位置;再对每一个参照特征区,计算它们在测试 DRR 中和在代表预设体位的 DRR 中的相似度。操作员可以根据相似度的高低决定是否保留或删除参照特征区。如果在所有测试 DRR 中的相似度都较高,就可以保留。

[0033] 以上筛选过程也可以有图像处理设备自动完成。上述步骤中,生成测试 DRR,计算特征点在测试 DRR 中的位置,以及计算参照特征区的相似度都可以自动进行。在判定是否保留时,可以设定一个阈值;如果某个特征区在所有测试 DRR 中的相似度高于预设阈值的比例或达到一个预设比例,则保留。

[0034] 在选择各个参照特征区和实时特征区为非植入特征区时,由于三维结构在二维成像平面上的投影会随被成像体的位置和方向而改变,这样代表预设体位的 DRR 中的参照特征区可能和实时图中对应的实时特征区相似度会下降。这一变化是渐进的,而且主要受方向偏差的影响。要解决这个问题,可以生成一系列的 DRR,代表被成像体和预设体位有一定位置偏差时的预期 X 射线影像,然后选择在这些 DRR 中的投影变化不大的特征区作为参照特征区。

[0035] 采用这种方法时,可以给出对得到的位置偏差结果中可能存在的误差的估计。误差大小和参照特征区中心与等中心的距离有关。根据特征区位置计算出的定位误差,特别是旋转误差。旋转误差是位置偏差中旋转部分结果可能存在的误差造成的对位移部分结果的误差,会被上述距离放大:

距离等中心越远,等中心位置的可能误差越大(距离为 L , 旋转误差为 Dq , 等中心位置的可能误差为 $L * Dq$)。对旋转误差的估计可以基于实验数据。通过实验可以估计旋转误差 Dq , 通常是在多个已知位置上测试结果与已知位置之间的误差的均方根。除了绝对误差,还可以类似方法通过实验测定相对误差。如果通过多个位置的实验得到旋转结果的相对误差为 $p\%$, 而此时的位置偏差中的旋转估计为 q , 则 $Dq = q * p\%$ 。

[0036] 另一方面,距离越大,参照特征区中心和等中心中间的软组织越多,可能的形变越大,根据参照特征区位置确定的等中心位置不确定性(即误差)越大。软组织、肺叶组织和骨骼在 CT 及 X 射线影像中的灰度值是不同的,可以据此划分,并设定相应的变形度(变形度可以根据组织的弹性系数设定)。可以根据每个特征点(即特征区中心点)在三维 CT 中的位置,对该点和等中心之间连线上的组织的变形度作积分,得到该点相对于等中心的可能的变形度量。然后对所有特征点的变形度作平均或加权平均等方法,得到一个对当前所选

用的特征区的变形度的估计。这一变形度估计可以直接作为等中心位置误差的一种参考提供给操作者,也可以根据这一估计给出一个对由变形引起的等中心位置误差的估计。最后一步由变形度估计得到等中心位置误差的估计的方法可以是查表,或者通过经验公式计算等。例如,组织的弹性系数的测量有大量的文献可供参考,如 [E]。表和公式都可以通过实验确定。

[0037] 这种误差也和具体的解剖位置有关,受呼吸、蠕动等影响越大的部位这种误差存在的可能性越大。在这里运动带来的误差主要和等中心与设定得特征区之间的组织有关。其实现方式可以是对各个解剖部位赋予不同的运动系数,例如,对横膈附近的组织器官,如肝脏,赋予较大的运动系数;对运动较小的部位,如颅内,赋予很小的系数。这一系数可以直接提示用户以便估计运动误差。也可以将这一系数根据一个经验公式转换成误差值。

[0038] 为验证本发明中的方法的可行性,发明人采用人形模体进行了对照实验。这一头颈部模体采用模拟人体头颈部组织的材料制成。图 4 是其 CT 扫描的三截面示意图,图 1 和图 2 是根据其 CT 重建的 DRR 图。在这些图像中可以清晰地分辨软组织和骨组织。该模体中放入了多个金标记(gold marker)。为测试本专利申请图像引导算法的精度,进行如下实验:1) 将模体固定在一个精确的移动平台上(精度优于 0.02 mm); 2) 以某一个位置为基准并记录在该位置处图像引导算法给出的结果(d_0); 3) 控制平台移动到某个已知位置 c_i (即和基准位置的相对位移已知)上,记录图像引导在这些位置上给出的结果(d_i); 4) 计算 d_i 和 d_0 的偏移量并和已知位置进行比较,得到算法在该位置上的误差, $e_i = (d_i - d_0) - c_i$; 5) 移动平台到不同位置,重复 3、4 步 N 次,计算误差的均方根,即 $E = \sqrt{\sum e_i^2 / N}$ 。

[0039] 分别采用将参照特征区选择为植入金标记和本发明所提出的解剖特征区,进行上述实验,得到的结果非常类似,误差在各个方向上均好于 0.5 mm。这一实验由国内权威的认证检测机构(国家食药监局沈阳医疗器械质量监督检验中心)执行并出具检测报告,达到临床使用要求。

[0040] 参考文献

[A] C. B. Saw, et al, "Implementation of fiducial based image registration in the Cyberknife robotic system", Med. Dosimetry, Vol 33, No. 2, pp. 156-160, 2008。

[0041] [B] Z. Mu, et al., IEEE TMI Vol. 27, No. 9, pp. 1288-1300, 2008。

[0042] [C] D. Fu, et al., "A fast, accurate, and automatic 2D-3D image registration for image-guided cranial radiosurgery", Med. Phys., Vol. 35, No. 5, pp. 2180-2194, 2008。

[0043] [D] M. J. Murphy, "Fiducial-based targeting accuracy for external-beam radiotherapy", Med. Phys., Vol. 29, No. 3, pp. 334-344, 2002。

[0044] [E] E. J. Chen, et al., IEEE UFFC, Vol. 43, No. 1, pp. 191-194, 1996。

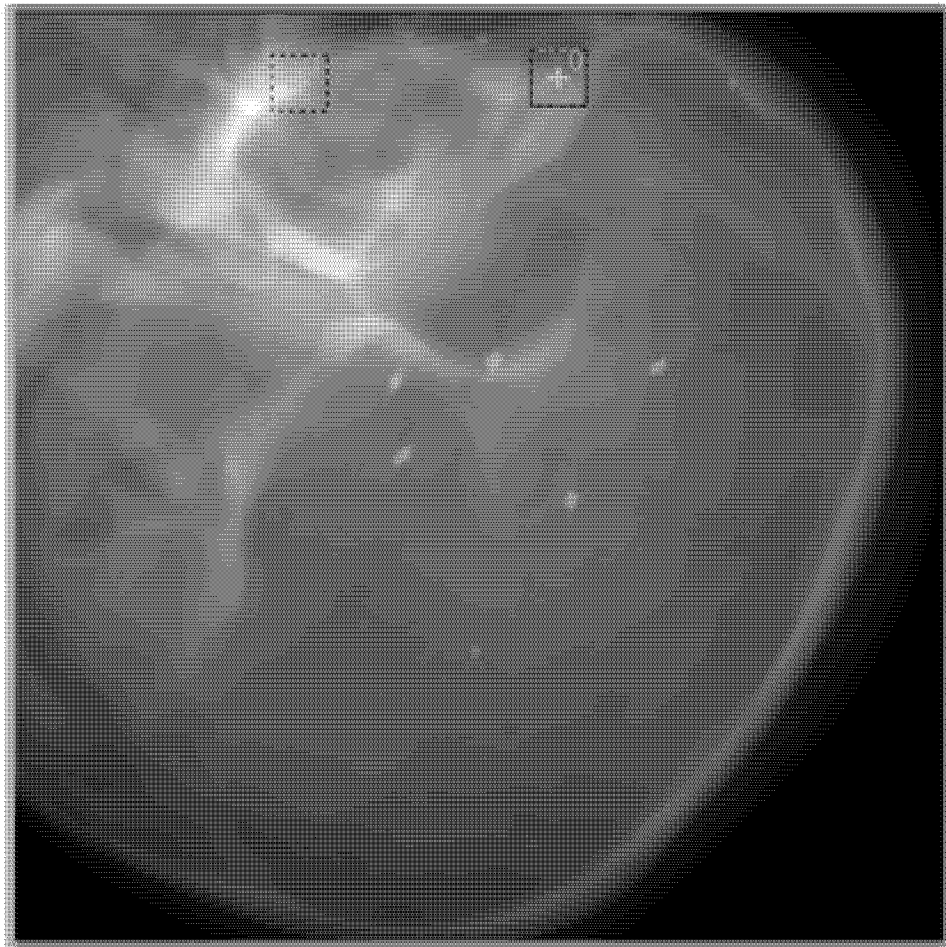


图 1

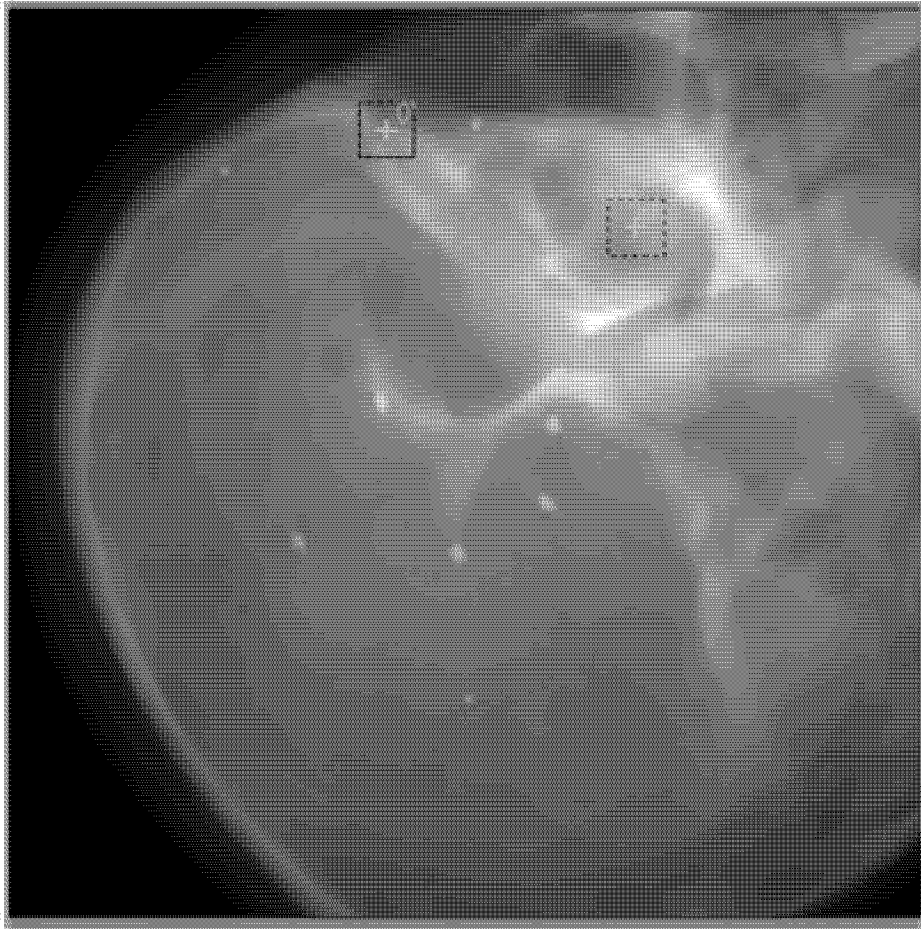


图 2

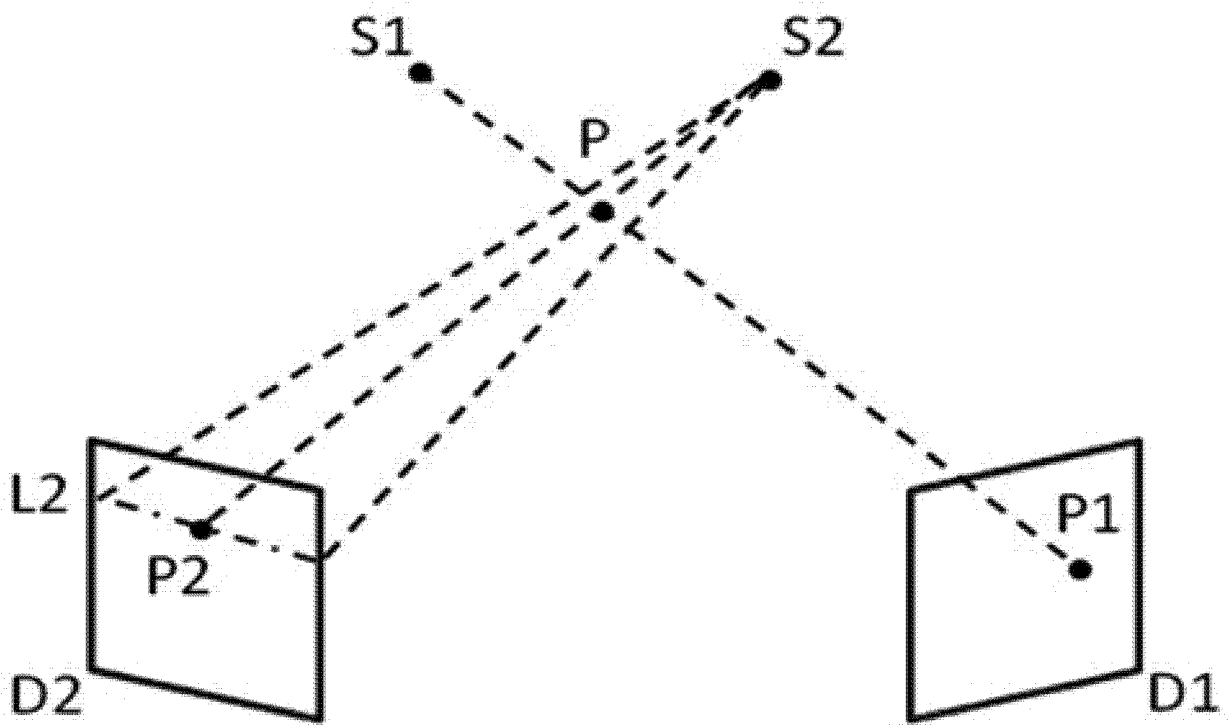


图 3



图 4

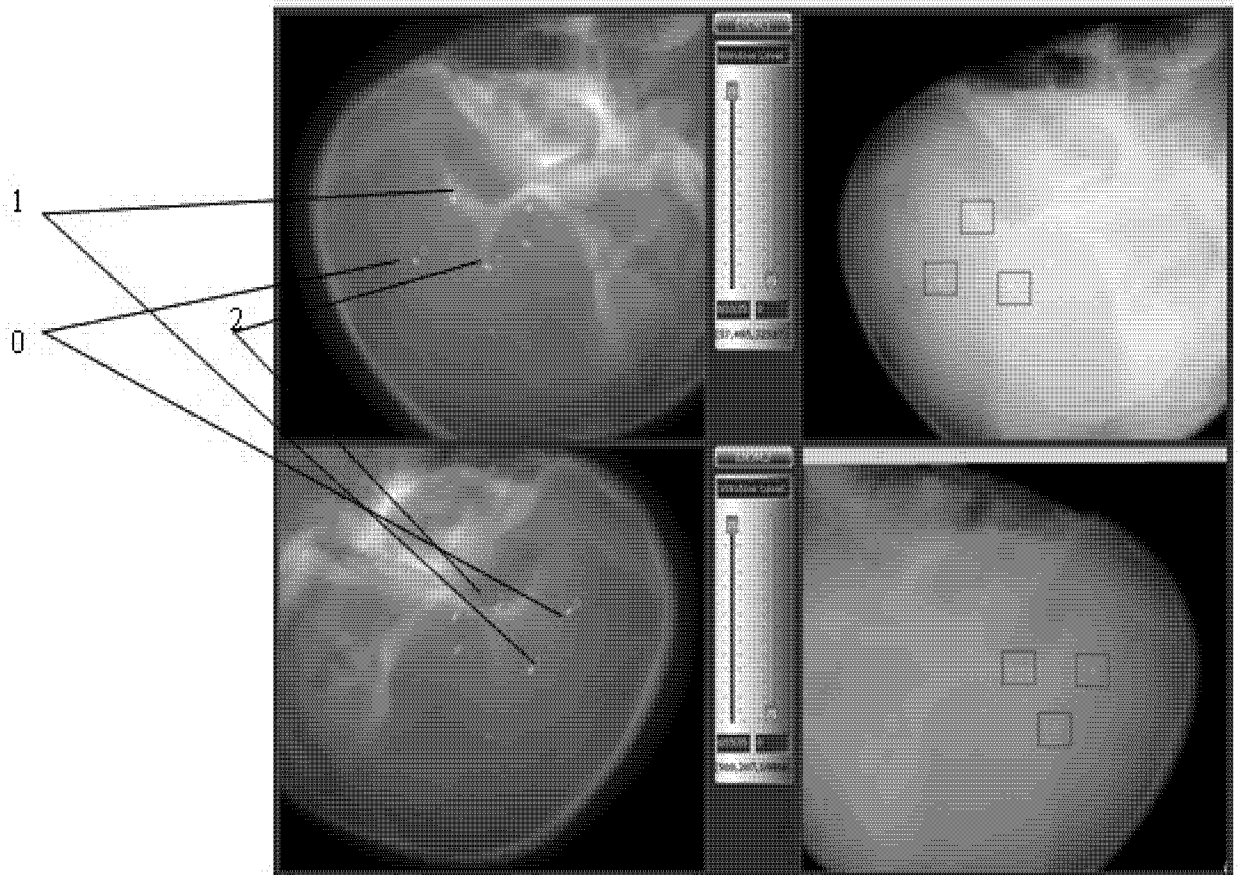


图 5