



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105193452 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 30

(21) 申请号 201510654432. 9

(22) 申请日 2015. 10. 10

(71) 申请人 北京长江源科技发展有限公司

地址 100085 北京市海淀区上地三街 9 号嘉
华大厦 B 座 1010 室

(72) 发明人 耿宏雨

(74) 专利代理机构 北京卓言知识产权代理事务
所 (普通合伙) 11365

代理人 王弗智 龚清媛

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

A61N 7/02(2006. 01)

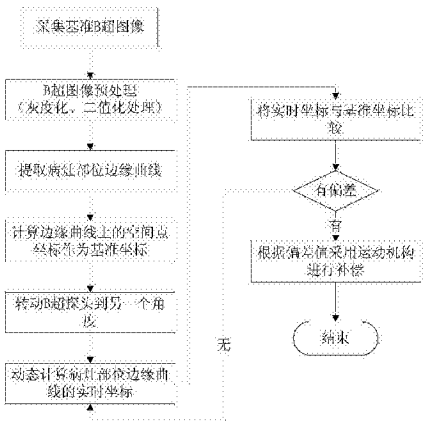
权利要求书2页 说明书7页 附图1页

(54) 发明名称

基于超声影像监控体位移动的方法及 HIFU
治疗设备

(57) 摘要

基于超声影像监控体位移动的方法和 HIFU 治疗设备,方法包括以下步骤:a. 采集 B 超图像;b. B 超图像预处理;c. 提取病灶部位边缘曲线;d. 计算边缘曲线上的空间点坐标作为基准坐标;e. 转动 B 超探头到另一个角度进行实时监控;f. 动态计算病灶部位边缘曲线的实时坐标;g. 将实时坐标与基准坐标比较。HIFU 治疗设备通过机载的 B 超探头监控病灶部位是否移动。本发明采用超声影像跟踪检测体位移动,不仅能有效提高监控体位移动的精确性和实时性,而且还能有效优化 HIFU 治疗设备的结构和制造成本。



1. 一种基于超声影像监控体位移动的方法,其特征在于,包括以下步骤:
 - a. 采集 B 超图像——用 B 超探头从基准角度位置采集病灶部位的 B 超图像作为基准 B 超图像;
 - b. B 超图像预处理——对基准 B 超图像进行灰度化、二值化处理;
 - c. 提取病灶部位边缘曲线——从处理后的 B 超图像中提取病灶部位的边缘曲线,用作基准边缘曲线;
 - d. 计算边缘曲线上的空间点坐标作为基准坐标——根据基准边缘曲线在图像的位置和运动机构的位置信息计算出边缘曲线上的空间点的坐标位置作为基准坐标;
 - e. 转动 B 超探头到另一个角度——将 B 超探头转动到另一个与基准角度不同的监控角度;
 - f. 动态计算病灶部位边缘曲线的实时坐标——用 B 超探头实时跟踪采集病灶部位的 B 超图像,进行灰度化、二值化处理,并提取实时边缘曲线计算实时边缘曲线上的空间点的坐标位置作为实时坐标;
 - g. 将实时坐标与基准坐标比较——如果实时边缘曲线的实时坐标与基准边缘曲线的基准坐标相交则认为存在病灶部位没有移动,反之则认为病灶部位移动。
2. 根据权利要求 1 所述的基于超声影像监控体位移动的方法,其特征在于还包括以下步骤:h. 若比较结果是存在病灶部位移动,则计算偏差值,根据偏差值采用 HIFU 治疗设备的运动机构驱动治疗头移动进行补偿。
3. 根据权利要求 1 所述的基于超声影像监控体位移动的方法,其特征在于:步骤 e 转动的角度为 90 度。
4. 根据权利要求 3 所述的基于超声影像监控体位移动的方法,其特征在于:所述 B 超探头的基准角度与 HIFU 治疗设备的运动机构的 X 轴方向相同,B 超探头的监控角度与运动机构的 Y 轴方向相同;或者,B 超探头的基准角度与 HIFU 治疗设备的运动机构的 Y 轴方向相同,B 超探头的监控角度与运动机构的 X 轴方向相同。
5. 根据权利要求 1 所述的基于超声影像监控体位移动的方法,其特征在于:

步骤 g 中,当实时坐标与基准坐标存在相同的空间点坐标,或者实时坐标与基准坐标之间距离最近的空间点坐标之间的距离在一定的阈值范围则认为病灶部位没有移动。
6. 根据权利要求 1 所述的基于超声影像监控体位移动的方法,其特征在于:所述的 B 超探头为一个,所述的 B 超探头为 HIFU 治疗设备的机载 B 超探头。
7. 根据权利要求 1 所述的基于超声影像监控体位移动的方法,其特征在于:在步骤 a-d 中,采集多个 B 超图像提取边缘曲线共同作为基准坐标。
8. 根据权利要求 1 所述的基于超声影像监控体位移动的方法,其特征在于:
 - h21. 若比较结果是存在病灶部位移动,则转步骤 h22,否则转步骤 f;
 - h22. 计算病灶部位移动的偏差值,判断偏差值是否超过预先设定的阈值,若超过则转步骤 h23,否则转步骤 h24;
 - h23. 控制换能器暂停超声输出;
 - h24. 根据偏差值采用运动机构进行补偿;
 - h25. 判断换能器是否处于暂停输出状态,若是则转步骤 h26,否则继续治疗;
 - h26. 发出提示可继续治疗或者控制换能器恢复超声输出自动继续进行治疗步骤。

9. 一种基于超声影像监控体位移动的 HIFU 治疗设备,包括产生高强度聚焦超声的换能器和用于采集 B 超图像的 B 超探头组成的治疗头,用于驱动治疗头运动的运动机构,以及控制监控 HIFU 治疗设备的上位机;上位机分别与换能器、B 超探头和运动机构连接,所述的运动机构包括分别驱动治疗头在 X 轴、Y 轴和 Z 轴上运动的 X 轴运动机构、Y 轴运动机构和 Z 轴运动机构,以及驱动 B 超探头转动的 B 轴转动机构、驱动 B 超探头升降的 C 轴升降机构,其特征在于:治疗时通过 B 超探头采集的病灶部位实时图像监控病灶部位是否移动。

10. 根据权利要求 9 所述的 HIFU 治疗设备,其特征在于:所述的运动机构还包括驱动换能器在 A 轴上摆动的 A 轴运动机构,所述的 X 轴运动机构、Y 轴运动机构、Z 轴运动机构、A 轴运动机构、B 轴转动机构和 C 轴升降机构均包括电机、与电机连接的电机驱动器和与电机驱动器连接的机构处理器;所述的上位机分别与 X 轴运动机构、Y 轴运动机构、Z 轴运动机构、A 轴运动机构、B 轴转动机构和 C 轴升降机构的处理器连接用于控制治疗头的运动;治疗时如监控到病灶部位发生移动,上位机根据移动的偏移量驱动运动机构进行补偿。

基于超声影像监控体位移动的方法及 HIFU 治疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,具体涉及高强度聚焦超声(HIFU)治疗技术,特别是一种超声影像监测体位移动的方法及 HIFU 治疗设备。

背景技术

[0002] 高强度聚焦超声(high-intensity focused ultrasound,缩写 HIFU)治疗设备,是利用聚焦于生物组织中的高强度超声产生的热效应,致使焦域处的肿瘤组织瞬间凝固性坏死的一种仪器。与传统手术相比,其优点在于,它在致使肿瘤组织坏死的手术过程中,可实现对焦域以外的组织无显著损伤,从而具有安全、快速、无创伤、不开刀等一系列有益效果。在 HIFU 治疗过程中,特别是在换能器使能过程中,患者的体位(确切说是治疗的病灶部位,下同)相对于换能器的移动,会给治疗带来危险。要求患者不动的配合,可以减小体位移动的风险,但不能保证患者绝对不动,因为有的体位移动是患者身不由己的。实时监控体位移动,使体位与换能器保持无相对移动,是涉及治疗安全的重要技术保障。监控体位移动包括体位移动监测和移动补偿控制两项关键技术,体位移动监测涉及影像处理技术,具体涉及运动目标的跟踪,而移动补偿控制涉及机电控制技术。

[0003] 目前运动跟踪大都采用双目或多目摄像头的方式来实现,它基于双目视觉测距的原理,首先对双目摄像头进行标定,然后通过摄像头对跟踪目标进行成像,最后对拍摄的图像进行处理,提取跟踪目标,并生成跟踪目标的三维空间信息,以此来达到跟踪的目的。但是该技术如果应用到 HIFU 设备上,则存在如下问题:(1)摄像头距离跟踪目标(病灶部位)较近,只有 10-15cm 左右,病灶部位在铅垂方向(Z 方向)上的微小移动不易被侦测到;(2)在治疗过程中,需要保证实时跟踪病灶部位的精确性和实时性,而现有的双目视觉技术在实时性上尚不能达到这样的要求。(3)如果在 HIFU 设备上采用双目摄像头来跟踪病人的病灶部位,则需要将摄像头安装在水槽中,从而增加 HIFU 设备的工业设计难度和防水摄像头的使用成本;(4)由于摄像头采用光学成像原理,因此水槽中的水的波动会导致光学影像的扭曲变形、清晰度不稳定、位置漂移等影响检测精度的问题。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于克服现有技术的缺陷,提供一种成本低、效率高的基于超声影像监控体位移动的方法及 HIFU 治疗设备。

[0005] 为实现上述目的,本发明采用了如下技术方案:

[0006] 一种基于超声影像监控体位移动的方法,包括以下步骤:

[0007] a. 采集 B 超图像——用 B 超探头从基准角度位置采集病灶部位的 B 超图像作为基准 B 超图像;

[0008] b. B 超图像预处理——对基准 B 超图像进行灰度化、二值化处理;

[0009] c. 提取病灶部位边缘曲线——从处理后的 B 超图像中提取病灶部位的边缘曲线,用作基准边缘曲线;

[0010] d. 计算边缘曲线上的空间点坐标作为基准坐标——根据基准边缘曲线在图像的位置和运动机构的位置信息计算出边缘曲线上的空间点的坐标位置作为基准坐标；

[0011] e. 转动B超探头到另一个角度——将B超探头转动到另一个与基准角度不同的监控角度；

[0012] f. 动态计算病灶部位边缘曲线的实时坐标——用B超探头实时跟踪采集病灶部位的B超图像,进行灰度化、二值化处理,并提取实时边缘曲线计算实时边缘曲线上的空间点的坐标位置作为实时坐标；

[0013] g. 将实时坐标与基准坐标比较——如果实时边缘曲线的实时坐标与基准边缘曲线的基准坐标相交则认为存在病灶部位没有移动,反之则认为病灶部位移动。

[0014] 进一步,还包括以下步骤:h. 若比较结果是存在病灶部位移动,则计算偏差值,根据偏差值采用HIFU治疗设备的运动机构驱动治疗头移动进行补偿。

[0015] 优选的,步骤e转动的角度为90度。

[0016] 优选的,所述B超探头的基准角度与HIFU治疗设备的运动机构的X轴方向相同,B超探头的监控角度与运动机构的Y轴方向相同;或者,B超探头的基准角度与HIFU治疗设备的运动机构的Y轴方向相同,B超探头的监控角度与运动机构的X轴方向相同。

[0017] 优选的,步骤g中,当实时坐标与基准坐标存在相同的空间点坐标,或者实时坐标与基准坐标之间距离最近的空间点坐标之间的距离在一定的阈值范围则认为病灶部位没有移动。

[0018] 优选的,所述的B超探头为一个,所述的B超探头为HIFU治疗设备的机载B超探头。

[0019] 优选的,在步骤a-d中,采集多个B超图像提取边缘曲线共同作为基准坐标。

[0020] 优选的,h21. 若比较结果是存在病灶部位移动,则转步骤h22,否则转步骤f；

[0021] h22. 计算病灶部位移动的偏差值,判断偏差值是否超过预先设定的阈值,若超过则转步骤h23,否则转步骤h24；

[0022] h23. 控制换能器暂停超声输出；

[0023] h24. 根据偏差值采用运动机构进行补偿；

[0024] h25. 判断换能器是否处于暂停输出状态,若是则转步骤h26,否则继续治疗；

[0025] h26. 发出提示可继续治疗或者控制换能器恢复超声输出自动继续进行治疗步骤。

[0026] 本发明还提供了一种基于超声影像监控体位移动的HIFU治疗设备,包括产生高强度聚焦超声的换能器和用于采集B超图像的B超探头组成的治疗头,用于驱动治疗头运动的运动机构,以及控制监控HIFU治疗设备的上位机;上位机分别与换能器、B超探头和运动机构连接,所述的运动机构包括分别驱动治疗头在X轴、Y轴和Z轴上运动的X轴运动机构、Y轴运动机构和Z轴运动机构,以及驱动B超探头转动的B轴转动机构、驱动B超探头升降的C轴升降机构,治疗时通过B超探头采集的病灶部位实时图像监控病灶部位是否移动。

[0027] 进一步,所述的运动机构还包括驱动换能器在A轴上摆动的A轴运动机构,所述的X轴运动机构、Y轴运动机构、Z轴运动机构、A轴运动机构、B轴转动机构和C轴升降机构均包括电机、与电机连接的电机驱动器和与电机驱动器连接的机构处理器;所述的上位机分别与X轴运动机构、Y轴运动机构、Z轴运动机构、A轴运动机构、B轴转动机构和C轴升降

机构的处理器连接用于控制治疗头的运动；治疗时如监控到病灶部位发生移动，上位机根据移动的偏移量驱动运动机构进行补偿。

[0028] 本发明的基于超声影像监控体位移动的方法，采用超声影像跟踪检测体位移动，成本低、效率高。而且可根据检测到的体位移动偏差值进行体位移动补偿。本发明的基于超声影像监控体位移动的 HIFU 治疗设备，不仅能有效提高监控体位移动的精确性和实时性，而且还能有效优化 HIFU 治疗设备的结构和制造成本。

附图说明

[0029] 图 1 是本发明的基于超声影像监控体位移动的方法的流程图。

[0030] 图 2 是本发明的基于超声影像监控体位移动的 HIFU 治疗设备的运动控制结构图。

具体实施方式

[0031] 以下结合附图 1 至 2 给出的实施例，进一步说明本发明的基于超声影像监控体位移动的方法，以及使用该方法的 HIFU 治疗设备的具体实施方式。本发明的基于超声影像监控体位移动的方法及 HIFU 治疗设备不限于以下实施例的描述。

[0032] 本发明的基于超声影像监控体位移动的方法主要应用于高强度聚焦超声治疗设备（简称 HIFU 治疗设备），HIFU 治疗设备包括产生高强度聚焦超声的换能器和用于采集 B 超图像的 B 超探头组成的治疗头，和用于驱动治疗头与病人体位相对运动的运动机构。换能器通常包括类似于卫星天线锅的球面托架和排列设置在球面托架上的多个压电振片单元，B 超探头设置在球面托架底部中心位置，所述的运动机构用于带动治疗头移动，调整换能器的超声焦点位置从而对肿瘤组织各部分逐步进行治疗。通常情况下，所述的运动机构具有六个相对运动自由度，它们包括：换能器的 X 轴运动、换能器的 Y 轴运动、换能器的 Z 轴运动、换能器的 A 轴摆动、B 超探头的 B 轴转动和 B 超探头的 C 轴升降运动。

[0033] 例如以治疗乳腺肿瘤的 HIFU 治疗设备为例，通常包括治疗床，治疗床上设有水槽，换能器和 B 超探头均置于水槽内，治疗时病人面朝下躺在治疗床上，乳房置于水槽内，换能器由下往上进行高强度超声聚焦治疗，B 超探头从下往上进行监测。开始治疗前，B 超探头用于确定病灶（肿瘤组织）的位置和大小以确定治疗方案。治疗时，病人不动，由运动机构带动治疗头运动，根据治疗方案调整换能器的超声焦点位置从而对肿瘤组织各部分逐步进行治疗，治疗过程中换能器和 B 超探头的相对位置不变。显然，如果治疗中病人体位移动将使病灶位置发生改变而带来风险，因此本发明提供了一种利用机载的 B 超探头进行体位移动监控的方法。

[0034] 参见图 1，本发明的基于超声影像监控体位移动的方法，它包括以下监控过程：

[0035] a. 采集 B 超图像——用 B 超探头从基准角度位置采集病灶部位的 B 超图像作为基准 B 超图像；

[0036] b. B 超图像预处理——对基准 B 超图像进行灰度化、二值化处理；

[0037] c. 提取病灶部位边缘曲线——从处理后的 B 超图像中提取病灶部位的边缘曲线，用作基准边缘曲线；

[0038] d. 计算边缘曲线上的空间点坐标作为基准坐标——根据基准边缘曲线在图像的位置和运动机构的位置信息计算出边缘曲线上的空间点的坐标位置作为基准坐标；

[0039] e. 转动B超探头到另一个角度——将B超探头转动到另一个与基准角度不同的监控角度；

[0040] f. 动态计算病灶部位边缘曲线的实时坐标——用B超探头实时跟踪采集病灶部位的B超图像,进行灰度化、二值化处理,并提取实时边缘曲线计算实时边缘曲线上的空间点的坐标位置作为实时坐标；

[0041] g. 将实时坐标与基准坐标比较——如果实时边缘曲线的实时坐标与基准边缘曲线的基准坐标相交则认为病灶部位没有移动,反之则认为病灶部位移动；

[0042] h. 若比较结果是存在病灶部位移动,则计算偏差值,根据偏差值采用运动机构进行补偿。

[0043] 通常采集基准B超图像的基准角度位于换能器运动的X轴或Y轴上,而监控角度则相对基准角度转动90度,位于换能器运动的Y轴或X轴上,以便于空间相对位置的计算,以及运动机构补偿值的计算。步骤f中动态计算实时边缘曲线和实时坐标的方法与计算基准边缘曲线和基准坐标的方法是相同的,都是先进行灰度化、二值化处理,然后提取边缘曲线,在计算边缘曲线上空间点的坐标。可以通过运动机构的位置(即换能器的位置)、超声焦点位置信息和提取的边缘曲线在图像的位置信息计算出病灶部位曲线在空间上的坐标位置,同时也便于运动机构补偿值的计算。当检测到病灶部位移动后,可以直接停止治疗进程,也可以计算偏差值,通过运动机构移动换能器根据偏差值进行补偿,使换能器与病灶部位之间的相对位置没有改变。

[0044] 下面以治疗乳腺肿瘤的HIFU治疗设备为例说明监控体位移动的过程,开始治疗前,将机载B超探头的基准角度设于换能器运动的X轴上,由下往上采集乳房部位在X轴和Z轴上的B超图像,用作基准B超图像;经过图像采集卡,B超图像传送到操作台治疗屏上,对基准B超图像进行灰度化、二值化处理,从处理后的B超图像中提取乳房的边缘曲线,用作基准边缘曲线(也可以提取肿瘤的边缘曲线作为基准边缘曲线),如有必要还可由医师对提取的边缘曲线进行修正;根据提取的曲线在图像的位置、运动机构的位置和超声焦点位置信息计算出病灶部位曲线在空间上的坐标位置,以此作为基准坐标。

[0045] 将B超探头转动90度到Y轴上,由下往上采集乳房部位在Y轴和Z轴上的B超图像,采用同样的方法实时的提取病人病灶部位的实时边缘曲线,采用上述的方法计算实时边缘曲线在空间上的实时坐标。在治疗过程中,运动机构带动换能器和B超探头一起运动,调整换能器的超声焦点位置对肿瘤组织各部分逐步进行治疗,B超探头也就采集到了不同位置的B超图像,在计算实时坐标时可通过运动机构当前运动位置与原位置之间的变化对坐标值进行校正。

[0046] 将实时坐标与基准坐标进行对比,判断实时曲线的实时坐标位置与基准线所对应的空间点的坐标位置是否存在偏差;无则继续采集实时B超图像获取实时坐标,有则计算偏差的位置和大小并暂停治疗;根据偏差值,通过运动机构带动换能器调整位置对偏差值进行补偿,判定补偿完成之后,发出提示可继续治疗或者自动继续进行治疗步骤。判断实时曲线的实时坐标位置与基准坐标位置是否存在偏差的方法有:当实时坐标位置与基准坐标位置存在相交,即存在相同空间点坐标,则认为没有偏差,即体位没有变化,反之则认为存在偏差。当实时坐标与基准坐标存在相同的空间点坐标,或者或者实时坐标与基准坐标之间距离最近的空间点坐标之间的距离在一定的阈值范围者可以认为两个空间点坐标相交,

病灶部位没有移动。

[0047] 为了提高体位监测判定的准确性,还可以在步骤 a 中采集多个不同角度的 B 超图像作为基准 B 超图像,如 0 度、30 度和 60 度的 B 超图像,将多个基准 B 超图像采用相同的方法进行灰度化、二值化、提取边缘曲线和计算空间坐标位置,共同作为基准坐标。在实施监测体位移动时,将机载 B 超探头转动到另一个不同的角度,如 90 度进行实时 B 超图像的采集用于计算实时坐标,将实时坐标分别与基准坐标对比和校验以提高监测判定的准确性。

[0048] 另外,在步骤 a-d 中还可以采集多个互相平行的 B 超图像作为基准 B 超图像,如将机载 B 超探头的基准角度设于换能器运动的 X 轴上,在 X 轴上采集第一个 B 超图像后,可以通过运动机构延 Y 轴分别移动 +1cm 和 -1cm 采集第二个和第三个 B 超图像,基于这三个图像进行识别计算空间坐标位置,共同作为基准坐标。在实施监测体位移动时,将机载 B 超探头延 Y 轴移回原点在转动 90 度进行实时 B 超图像的采集。当然还可以采集更多角度的 B 超图像和更多互相平行的 B 超图像共同形成 3 维的基准坐标用于监测体位移动,当然这也会使监测判定的速度变慢。

[0049] 本发明可以利用 HIFU 治疗设备机载的 B 超探头,它具有直接采集病灶部位的 B 超图像并将 B 超图像直接输给上位机的预置条件,因此采用机载的 B 超探头的结构,不仅大大简化了结构,而且还可大大降低制造成本。但是,由于机载的 B 超探头通常只有一个,如何用一个 B 超探头来实现精确跟踪病灶部位在空间的移动,是本发明的关键之一,而上述的监控过程 a 至监控过程 g 解决了这一关键问题。而且如何在摄像头距离跟踪目标(病灶部位)较近的情况下,只有 10-15cm 左右的情况下,实现病灶部位在 Z 轴上的微小移动;特别是在治疗过程中 B 超探头与换能器还在不断移动的情况下。具体说,通过机载的 B 超探头和图像采集卡,将多角度 B 超图像采集到上位机的操作台界面上,首先对采集到的 B 超图像进行灰度化处理,之后进行二值化处理,并采用边缘检测的方法自动找到病灶部位(体位或肿瘤)的边界,之后也可由临床医师对自动检测的病灶部位边界进行修正(如果边缘检测清晰,此步可略过),得到病灶部位的基准边缘曲线,以此作为基准线,然后由曲线的图像坐标、运动机构和焦点位置参数计算出边缘曲线的空间坐标,将 B 超探头旋转 90 度,在旋转后的界面实时跟踪病人病灶部位的实时边缘曲线,如果病人没有移动则实时边缘曲线与基准边缘曲线应该是相交的,根据其实时空间坐标点与基准线的基准空间坐标点的差值来判定病人是否移动,移动则根据移动前后空间点的差值采用运动机构进行补偿,以此来保证治疗的精度,避免因治疗过程中病人移动所造成的不良后果。

[0050] 本发明的有益的特点之一是,采集 B 超图像的过程 a、转动 B 超探头的过程 c 和实时跟踪采集病灶部位的 B 超图像的过程 f 所用的 B 超探头是同一个探头,由于是同一个探头,所以才有可能利用 HIFU 治疗设备机载的 B 超探头,无需增加额外的摄像头及相应的防水装置。当然,这是一种优选的方案,本发明不排除采用两个 B 超探头的方案,但必须要加装 B 超探头及相应的图像采集卡等成本的增加。

[0051] 本发明的有益特点之二是,有效提高了对病人病灶部位的跟踪的实时性与精确性,通过采用图像处理中的灰度化、二值化和边缘检测来提取病灶部位的边缘信息,在目标与背景差距明显的 B 超图像当中,该方法准确性高,实时性好,能够满足目标动态跟踪系统的要求。

[0052] 本发明的有益特点之三是,有效提高了体位移动补偿的实时性与精确性,通过监

控过程 a 至监控过程 h,建立了病灶部位移动检测与补偿机制,其首先确定病灶部位曲线的基准线,之后旋转 B 超探头 90 度,在新的截面上动态的计算病灶部位的边缘曲线,通过判断实时边缘曲线的空间坐标点与基准线的空间坐标点之差来判断病人是否移动并及时采取补偿,该机制充分利用了 B 超图像所包含的信息,治疗头移动的信息,简单有效,在保证跟踪精度的同时,具有良好的实时性,并且该方法不需要添加额外的设备,节省了成本,避免了设备的重新设计。

[0053] 本发明的有益特点之四是,有效确保了治疗的安全性,一旦病人移动,可以根据上述过程计算出偏差值,并采用运动机构对偏差值进行补偿,在补偿了偏差之后,可继续开始治疗,可有效保证病人治疗的精度,避免重复治疗和防止病人移动所造成的误治疗,提升治疗的稳定性和安全性。为了进一步提升实时、及时、精确监测和补偿控制的可靠性与安全性,本发明具体的可靠安全补偿的监控过程,可采用以下之一的优选实施方式。

[0054] 第一种可靠安全补偿的方式是,其中的将实时生成的边缘曲线空间点坐标与基准线比较的监控过程 h 包括以下步骤:

[0055] h11. 若比较结果是存在病灶部位移动,则转步骤 h12,否则转步骤 f;

[0056] h12. 控制换能器暂停超声输出;

[0057] h13. 计算病灶部位移动的偏差值,根据偏差值采用运动机构进行补偿;

[0058] h14. 发出提示可继续治疗或者控制换能器恢复超声输出自动继续进行治疗步骤。

[0059] 显然,这种方式具有简单易行,具有很高的补偿控制效率,不足之处是,当检测精度很高时,可能会导致频繁的暂定治疗。如要获得在小位移情况下保持治疗,可在检测精度很高和补偿响应速度很快的条件下,采用下面的第二种方式。

[0060] 第二种可靠安全补偿的方式是,其中的将实时生成的边缘曲线空间点坐标与基准线比较的过程 h 包括以下步骤:

[0061] h21. 若比较结果是存在病灶部位移动,则转步骤 h22,否则转步骤 f;

[0062] h22. 计算病灶部位移动的偏差值,判断偏差值是否超过预先设定的阈值,若超过则转步骤 h23,否则转步骤 h24;

[0063] h23. 控制换能器暂停超声输出;

[0064] h24. 根据偏差值采用运动机构进行补偿;

[0065] h25. 判断换能器是否处于暂停输出状态,若是则转步骤 h26,否则继续治疗;

[0066] h26. 发出提示可继续治疗或者控制换能器恢复超声输出自动继续进行治疗步骤。

[0067] 下面结合图 1 至图 2,进一步说明使用本发明的具有体位移动监控功能的 HIFU 治疗设备的具体实施方式。

[0068] 本发明的高强度聚焦超声治疗设备(简称 HIFU 治疗设备),包括产生高强度聚焦超声的换能器和用于采集 B 超图像的 B 超探头组成的治疗头,用于驱动治疗头运动的运动机构,以及控制监控 HIFU 治疗设备的上位机;上位机分别与换能器、B 超探头和运动机构连接,所述的运动机构包括分别驱动治疗头在 X 轴、Y 轴和 Z 轴上运动的 X 轴运动机构、Y 轴运动机构和 Z 轴运动机构,驱动换能器在 A 轴上摆动的 A 轴运动机构,以及驱动 B 超探头转动的 B 轴转动机构、驱动 B 超探头升降的 C 轴升降机构,也成为六轴运动机构,治疗时通过 B 超探头采集的病灶部位实时图像监控病灶部位是否移动,如监控到病灶部位发生移动,上位机根据移动的偏移量驱动运动机构进行补偿。

[0069] 所述的换能器通常包括球面托架和排列设置在球面托架上的多个压电振片单元，B 超探头设置在球面托架底部中心位置，所述的运动机构用于带动治疗头移动，调整换能器的超声焦点位置从而对肿瘤组织各部分逐步进行治疗。所述的 X 轴运动机构、Y 轴运动机构、Z 轴运动机构、A 轴运动机构、B 轴转动机构和 C 轴升降机构均包括电机、与电机连接的电机驱动器和与电机驱动器连接的机构处理器；所述的上位机分别与 X 轴运动机构、Y 轴运动机构、Z 轴运动机构、A 轴运动机构、B 轴转动机构和 C 轴升降机构的处理器连接用于控制治疗头的运动。六轴运动机构设有六块运动控制板，便于调试更换，六个控制板设置在运动控制柜中通过通讯模块与上位机连接，每块运动控制板上设有 AVR 单片机作为处理器，将运动的信号传输给伺服电机驱动器或步进电机驱动器，进而发送给相应的电机，完成运动的控制。显然，X 轴运动、Y 轴运动和 Z 轴运动构成了病人的体位与换能器之间的在三维空间的相对运动，或者说构成了体位与换能器之间的空间位置的变化，因此，所述的补偿移动，就是驱动 X 轴运动、Y 轴运动和 Z 轴运动，以改变换能器相对于体位的空间位置。

[0070] 治疗时，病人面朝下躺在治疗床上，乳房置于水槽内；治疗头置于 HIFU 治疗设备的水槽中，运动机构治疗头移动治疗，换能器由下往上进行高强度超声聚焦治疗，B 超探头从下往上进行体位移动监测。开始治疗前 B 超探头采集病灶部位的 B 超图像提取病灶部位的边缘曲线并计算边缘曲线上的空间点坐标作为基准坐标，然后旋转 90 度进行监控，将实时采集的病灶部位的实时坐标与基准坐标进行比较，如果有偏差则判定病灶部位发生移动，由上位机根据偏差量计算补偿量并形成补偿信号。补偿信号输出给运动控制柜，运动控制柜中存在六个运动控制板。根据信号的种类将补偿信号发送给相应运动轴的伺服电机驱动器，伺服电机驱动器驱动伺服电机完成补偿。

[0071] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明，不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干简单推演或替换，都应当视为属于本发明的保护范围。

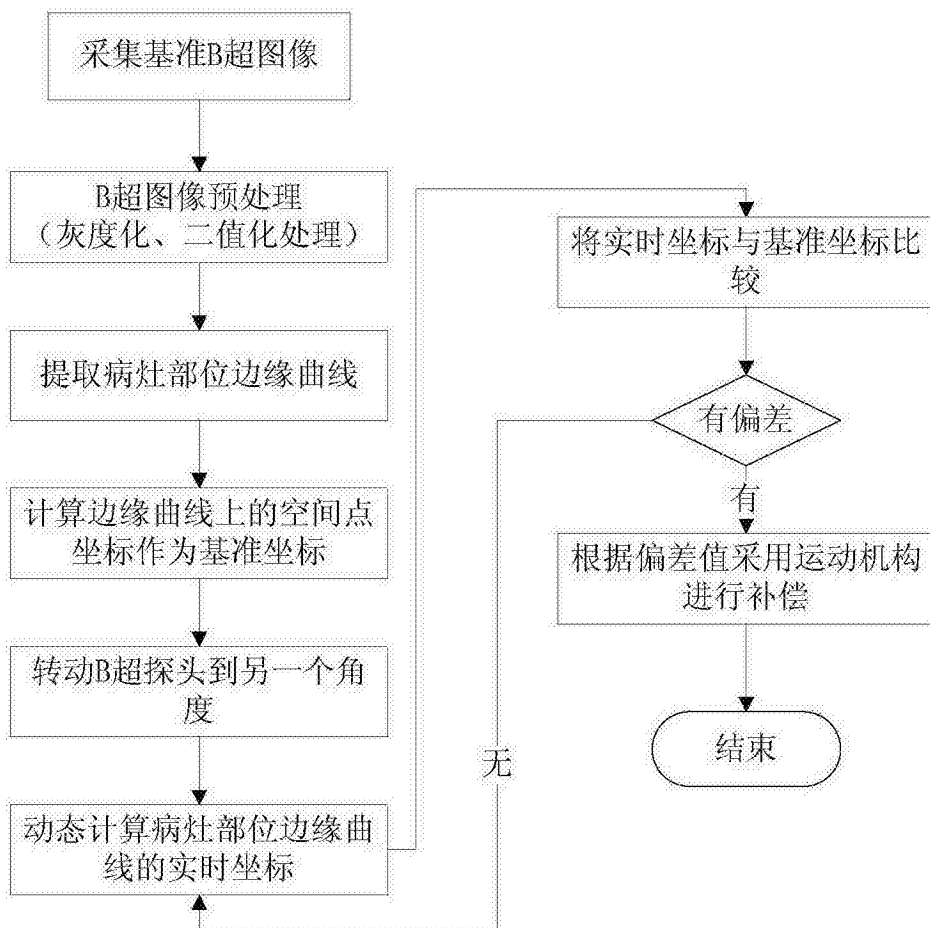


图 1

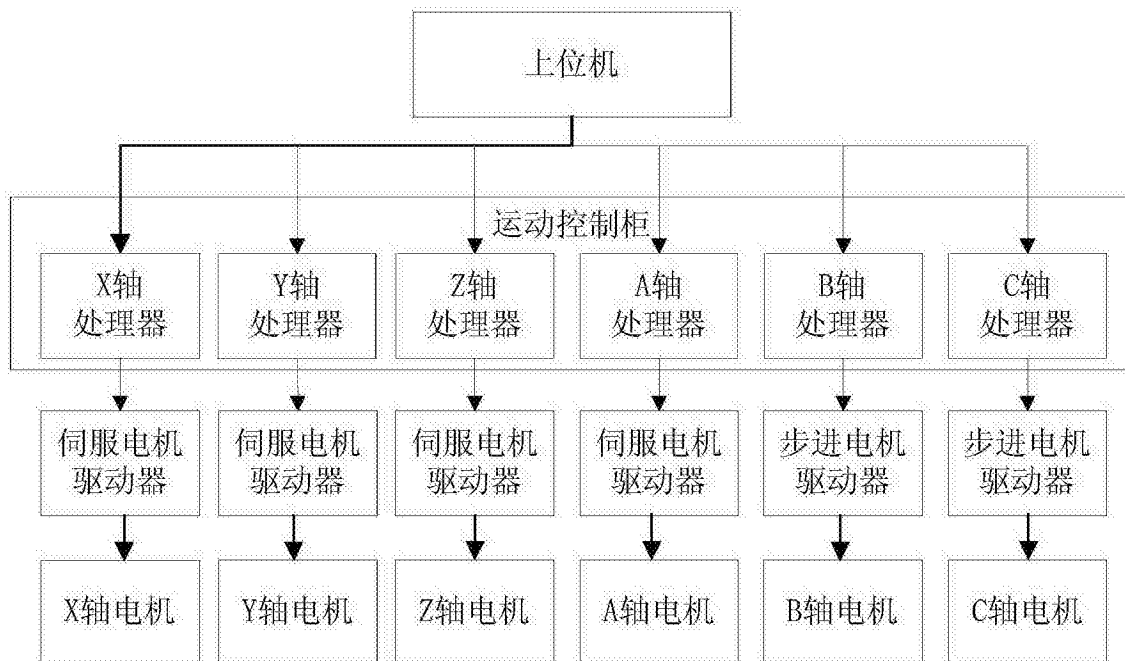


图 2

专利名称(译)	基于超声影像监控体位移动的方法及HIFU治疗设备		
公开(公告)号	CN105193452A	公开(公告)日	2015-12-30
申请号	CN201510654432.9	申请日	2015-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	北京长江源科技发展有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京长江源科技发展有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京长江源科技发展有限公司		
[标]发明人	耿宏雨		
发明人	耿宏雨		
IPC分类号	A61B8/08 A61N7/02		
其他公开文献	CN105193452B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

基于超声影像监控体位移动的方法和HIFU治疗设备，方法包括以下步骤：a.采集B超图像；b.B超图像预处理；c.提取病灶部位边缘曲线；d.计算边缘曲线上的空间点坐标作为基准坐标；e.转动B超探头到另一个角度进行实时监控；f.动态计算病灶部位边缘曲线的实时坐标；g.将实时坐标与基准坐标比较。HIFU治疗设备通过机载的B超探头监控病灶部位是否移动。本发明采用超声影像跟踪检测体位移动，不仅能有效提高监控体位移动的精确性和实时性，而且还能有效优化HIFU治疗设备的结构和制造成本。

