



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103123721 A

(43) 申请公布日 2013.05.29

(21) 申请号 201110379695.5

(22) 申请日 2011.11.17

(71) 申请人 重庆海扶医疗科技股份有限公司
地址 401121 重庆市渝北区人和镇青松路 1 号

(72) 发明人 王华 文银刚

(74) 专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理有限公司 11112
代理人 罗建民 邓伯英

(51) Int. Cl.

G06T 5/50(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61N 7/02(2006.01)

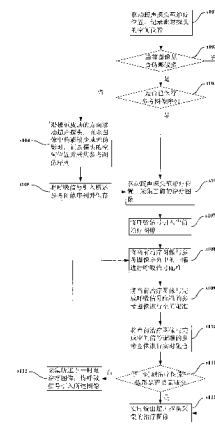
权利要求书4页 说明书12页 附图2页

(54) 发明名称

一种实时减少图像中伪影的方法以及装置

(57) 摘要

本发明提供一种实时减少图像中伪影的方法,包括如下步骤:采集参考图像:将处于治疗位置的超声探头移动至获取参考图像的位置,并在所述参考图像位置采集病灶的图像作为参考图像,所述参考位置为能使超声探头采集的图像中与治疗靶区对应的部分伪影较少或者无伪影的某一位置;采集治疗图像:将超声探头从所述参考位置移回至所述治疗位置,并采集病灶当前的治疗图像;图像的配准与融合:将采集到的治疗图像与所述参考图像进行配准与融合,并输出融合后的图像,此图像即为实际治疗图像。相应地,提供一种实时减少图像中伪影的装置。本发明所述实时减少图像中伪影的方法以及装置可提高超声探头对治疗靶区的定位精度,从而提高超声引导的手术的治疗效率和治疗效果。



1. 一种实时减少图像中伪影的方法,包括如下步骤:

1) 采集参考图像:将处于治疗位置的超声探头移动至获取参考图像的位置,并在所述参考图像的位置采集病灶的图像作为参考图像,所述参考位置为能使超声探头采集的图像中与治疗靶区对应的部分伪影较少或者无伪影的某一位置;

2) 采集治疗图像:将超声探头从所述参考位置移回至所述治疗位置,并采集病灶当前的治疗图像;

3) 图像的配准与融合:将采集到的治疗图像与所述参考图像进行配准与融合,并输出融合后的图像,此图像即为实际治疗图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤1)中,首先判断超声探头在所述治疗位置所采集的图像中是否存在较多伪影,如果伪影较多,则根据超声探头采集的图像中皮肤线的位置从治疗位置沿接近皮肤的方向移动超声探头,直至所述超声探头移动到与皮肤的距离为0~5cm的位置,即超声探头移动至参考位置,停止移动超声探头,在所述参考位置采集病灶的参考图像。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,

步骤1)中,所采集的参考图像为多幅时间连续的参考图像,该多幅时间连续的参考图像构成参考图像序列;在采集所述参考图像序列的同时,采集患者的生理信号,并将所述生理信号引入所述参考图像序列中;

步骤2)中,在采集治疗图像的同时,采集患者的生理信号,并将所述生理信号引入当前的治疗图像。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,步骤1)中,采集所述参考图像序列的过程如下:采集多个连续生理信号周期的多组图像序列,且每个生理信号周期对应一组图像序列,并检验在各个生理信号周期采集的各组图像序列是否一致或基本一致,如果一致或基本一致,则任选其中一个生理信号周期的一组图像序列作为参考图像序列;如果不一致或不基本一致,则继续采集下个生理信号周期的图像序列,并将其与上个生理信号周期的图像序列比较,直至采集到的多个连续生理信号周期的多组图像序列一致或基本一致,再选择所述多个连续生理信号周期的多组图像序列中的任意一组作为参考图像序列。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,

步骤1)中,在所述多个连续生理信号周期中,每个生理信号周期均包含若干个不同的相位,按照采集参考图像序列时其所对应的一个生理信号周期内的若干个不同的相位,将所述参考图像序列中的每幅参考图像分别与其对应的所述生理信号周期中的一个不同的相位相关联即是将生理信号引入参考图像序列;

步骤2)中,按照采集治疗图像时其所对应的一个生理信号周期内的一个不同的相位,将所述当前治疗图像与其对应的所述生理信号周期中的一个不同的相位相关联即是将生理信号引入当前的治疗图像。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,步骤3)中,将采集到的当前的治疗图像与参考图像序列中的参考图像进行配准与融合,并实时输出融合后的图像,然后继续采集下一时刻的治疗图像,将其与参考图像序列中的参考图像进行配准与融合,并实时输出融合后的图像,如此循环,即得到连续输出的实际治疗图像。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,

步骤 1) 中,当超声探头处于治疗位置时记录超声探头的空间位置,当超声探头处于参考位置时记录超声探头的空间位置;

步骤 3) 中,图像的配准与融合为:

31) 通过生理信号配准算法将所述已引入生理信号的当前治疗图像和所述已引入生理信号的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准,且该参考图像与当前治疗图像的相位相同,并实时输出完成生理信号配准后的参考图像,再依据超声探头在采集参考图像序列和当前治疗图像时的不同空间位置,将所述完成生理信号配准后的参考图像与当前治疗图像进行空间配准,并输出完成空间配准后的参考图像;

或者,依据超声探头在采集参考图像序列和当前治疗图像时的不同空间位置,将所述已引入生理信号的当前治疗图像和所述已引入生理信号的参考图像序列中的所有参考图像进行空间配准,并输出完成空间配准后的参考图像序列,再通过生理信号配准算法将所述已引入生理信号的当前治疗图像和所述已引入生理信号并完成空间配准后的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准,且该参考图像与当前治疗图像相位相同的,并输出完成生理信号配准后的参考图像;

32) 将所述完成生理信号配准与空间配准的参考图像与所述当前的治疗图像进行实时融合,并将融合后的图像实时输出。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,其特征在于,步骤 31) 中,所述当前治疗图像与参考图像进行空间配准的方法为:将超声探头采集参考图像时的空间位置与采集当前治疗图像时的空间位置的坐标差值转换为所述参考图像与当前治疗图像的像素差值,根据所述像素差值完成当前治疗图像与参考图像的空间配准;

步骤 32) 中,将参考图像与治疗图形进行融合时,选取所述参考图像中的全部或仅包含治疗靶区的部分与所述当前的治疗图像进行实时融合,所述融合方法采用平均灰度值法或像素灰度积法。

9. 根据权利要求 8 所述的方法,其特征在于,步骤 31) 中,所述空间配准方法具体为:

将超声探头采集所述当前治疗图像时的空间位置坐标设定为 $P1(x1, y1, z1)$, 将超声探头采集所述参考图像时的空间位置坐标设定为 $P2(x2, y2, z2)$;

假定超声探头在 yz 平面内移动,则 $x1 = x2$, $P1$ 点与 $P2$ 点的坐标差值为 $dy = y1 - y2$, $dz = z1 - z2$;

假定当前治疗图像与参考图像中,每个像素的大小均为 $m \times n$,则将当前治疗图像与参考图像进行空间配准时,在 y 方向上使参考图像移动 dy/m 个像素点,在 z 方向上使参考图像移动 dz/n 个像素点,就完成了当前治疗图像与参考图像的空间配准;

步骤 32) 中,所述融合方法具体包括:选取所述参考图像中仅包含治疗靶区的部分与所述当前的治疗图像进行实时融合时,如果所述参考图像中的某一点超出所述选取的范围,则无需融合,直接输出当前治疗图像中对应点的灰度值作为融合后图像的灰度值。

10. 根据权利要求 7 所述的方法,其特征在于,所述生理信号配准算法包括信号预处理算法与信号配准算法,所述信号预处理算法是将实时采集并处理过的生理信号进行归一化处理;所述信号配准算法采用动态时间卷积算法。

11. 根据权利要求 4-10 之一所述的方法,其特征在于,当所述病灶受呼吸的影响较大时,所述一个生理信号周期为一个呼吸信号周期;当所述病灶受心跳的影响较大时,所述一

个生理信号周期为一个心跳信号周期；当所述病灶同时受呼吸及心跳的影响，且影响的程度都比较大时，所述一个生理信号周期为一个呼吸信号周期。

12. 一种实时减少图像中伪影的装置，其特征在于，该装置包括：图像配准单元、图像融合单元以及显示单元，

图像配准单元，用于接收超声探头在参考位置采集的参考图像和在治疗位置采集的治疗图像，并将超声探头采集的参考图像与治疗图像进行配准，并将配准后的参考图像实时输出；

图像融合单元，用于接收图像配准单元输出的经配准后的参考图像，将所述配准后的参考图像与治疗图像进行实时融合，并将融合后的图像实时输出；

显示单元，用于接收并显示图像融合单元输出的图像。

13. 根据权利要求 12 所述的装置，其特征在于，该装置中还包括有生理信号采集单元，所述超声探头所采集的参考图像为多幅时间连续的参考图像，该多幅时间连续的参考图像为超声探头采集的多个一致或基本一致的连续生理信号周期的多组图像序列中的任意一组图像序列，该图像序列即为参考图像序列，

所述生理信号采集单元用于实时采集患者的生理信号，并用于接收超声探头在参考位置采集的参考图像和在治疗位置采集的当前治疗图像，再将其所采集的患者的生理信号分别引入超声探头在参考位置所采集的参考图像序列以及治疗位置所采集的当前治疗图像中，然后将已引入患者的生理信号的参考图像序列以及当前治疗图像实时输出至图像配准单元，由其将所述已引入患者的生理信号的参考图像序列中的一幅和所述已引入患者的生理信号的当前治疗图像进行配准，然后将完成配准后的参考图像实时输出至图像融合单元。

14. 根据权利要求 13 所述的装置，其特征在于，该装置还包括有运动单元和控制单元，运动单元，用于移动超声探头；

控制单元，用于根据外部输入的信息来指令运动单元移动超声探头。

15. 根据权利要求 14 所述的装置，其特征在于，所述图像配准单元包括生理信号配准模块与空间配准模块，

所述控制单元还用于在超声探头处于治疗位置时记录超声探头的空间位置，在超声探头处于参考位置时记录超声探头的空间位置，并将所记录的采集参考图像序列和当前治疗图像时超声探头分别所处的空间位置信号输出至空间配准模块，

所述生理信号配准模块用于接收已引入患者的生理信号的参考图像序列以及已引入患者的生理信号的当前治疗图像，并将所述已引入患者的生理信号的当前治疗图像和已引入患者的生理信号的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准，且该参考图像与所述当前治疗图像的相位相同，再实时输出完成生理信号配准后的参考图像至空间配准模块，

所述空间配准模块用于接收所述生理信号配准模块输出的完成生理信号配准后的参考图像，并依据控制单元传送的超声探头在采集参考图像序列和当前治疗图像时的不同空间位置，将所述完成生理信号配准后的参考图像与当前治疗图像进行空间配准，并将完成空间配准后的参考图像实时输出至图像融合单元；

或者，所述空间配准模块用于接收控制单元传送的超声探头在采集参考图像序列和当

前治疗图像时的不同空间位置信号,并据此将当前治疗图像和参考图像序列中的所有图像进行空间配准,再实时输出完成空间配准后的参考图像序列至生理信号配准模块;

所述生理信号配准模块用于接收空间配准模块输出的完成空间配准后的参考图像序列,并将所述已引入患者的生理信号的当前治疗图像和所述已引入患者的生理信号的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准,且该参考图像与所述当前治疗图像的相位相同,并将配准后的参考图像实时输出至图像融合单元。

16. 根据权利要求 15 所述的装置,其特征在于,所述空间配准模块用于将超声探头采集参考图像时的空间位置与采集当前治疗图像时的空间位置的坐标差值转换为所述参考图像与当前治疗图像的像素差值,根据所述像素差值完成当前治疗图像与参考图像的空间配准;所述图像融合单元用于选取所述配准后的参考图像的全部或仅包含治疗靶区的部分与所述当前的治疗图像进行实时融合。

一种实时减少图像中伪影的方法以及装置

技术领域

[0001] 本发明属于图像处理技术领域，具体涉及一种实时减少图像中伪影的方法，以及实时减少图像中伪影的装置。

背景技术

[0002] 高强度聚焦超声 (High Intensity Focused Ultrasound, HIFU) 技术是一种无创治疗方法，目前主要应用于乳腺癌、腹腔和盆腔内实体良恶性肿瘤的治疗。HIFU 技术的治疗原理是，利用聚焦于生物组织的高强度超声使焦域以内的组织的温度在瞬间达到 60 摄氏度以上，使焦域以内的组织瞬间产生凝固性坏死，同时焦域以外的组织无显著损伤。超声因具有实时性、成本低等优点而成为市场上约 90% 的 HIFU 治疗系统中的监控手段。

[0003] 在超声引导的 HIFU 治疗系统中，要求尽量减小对正常组织的伤害，所以在实施治疗前，需要确定病灶的位置和形态，在治疗中，能实时观测治疗的效果，以调整治疗剂量和适时中断治疗，为实现上述功能，HIFU 治疗系统一般采用组合探头，所述组合探头由发出治疗用超声波的治疗头和 B 超或彩超显像探头（以下简称为超声探头）组成。

[0004] 通常，由于所述组合探头较大，为了减小超声波从外界进入人体组织过程中的反射，以及手术中散热、聚能等原因，在 HIFU 治疗系统中，整个组合探头都浸泡在作为耦合剂的脱气水介质中。当实施治疗时，患者病灶处的皮肤与所述耦合剂耦合，并通过超声探头成像，以观察患者病灶的准确位置和具体形态，同时准确定位治疗头的焦域于患者病灶部位，从而实施治疗。由于 HIFU 治疗系统中的组合探头与患者病灶处的皮肤之间存在有脱气水介质，使得组合探头中的超声探头在成像时，距离人体体表较远，因此超声探头发出的诊断超声波会在人体皮肤与治疗头和超声探头的表面发生多次反射，使得超声探头接收到多次重复的信号，且所述多次反射产生的回声与进入人体内部组织的超声相互混杂，从而导致 HIFU 治疗系统中的超声探头采集的超声图像（以下简称图像）中存在伪影。

[0005] HIFU 治疗系统中的图像存在的伪影问题为 HIFU 治疗系统带来众多不利影响，比如：

[0006] 1. 伪影使生物组织解剖信息在图像上不能得到准确的反映，增加了 HIFU 治疗过程中可能存在的风险，相应提高了 HIFU 治疗过程中对操作人员的经验要求；

[0007] 2. 伪影的出现使得一些伪影过于严重的肿瘤无法得到治疗，因而限制了超声引导的 HIFU 治疗系统的治疗疾病范围和人群；

[0008] 3. 目前一般采用灰度增强的方式判断与治疗损伤，伪影的存在可能会影响操作人员对图像中治疗区域的组织损伤情况的观察；

[0009] 4. 伪影问题降低了整体 HIFU 治疗系统的性能和安全系数。

发明内容

[0010] 本发明所要解决的技术问题是针对现有技术中存在的上述问题，提供一种能够实时减少图像中伪影的方法以及装置，可提高超声探头对治疗靶区的定位精度，从而提高超

声引导手术的治疗效率和治疗效果。

[0011] 解决本发明技术问题所采用的技术方案是：

[0012] 所述实时减少图像中伪影的方法包括如下步骤：

[0013] 1) 采集参考图像：将处于治疗位置的超声探头移动至获取参考图像的位置，并在所述参考图像的位置采集病灶的图像作为参考图像，所述参考位置为能使超声探头采集的图像中与治疗靶区对应的部分伪影较少或者无伪影的某一位置，所述治疗位置是指超声探头处于这个位置时，操作者能实时观察到需要治疗区域的超声图像，并且要求治疗头焦点在治疗区域内；

[0014] 2) 采集治疗图像：将超声探头从所述参考位置移回至所述治疗位置，并采集病灶当前的治疗图像；

[0015] 3) 图像的配准与融合：将采集到的治疗图像与所述参考图像进行配准与融合，并输出融合后的图像，此图像即为实际治疗图像。

[0016] 优选的是，步骤 1) 中，首先判断超声探头在所述治疗位置所采集的图像中是否存在较多伪影，如果伪影较多，则根据超声探头采集的图像中皮肤线的位置从治疗位置沿接近皮肤的方向移动超声探头，直至所述超声探头移动到与皮肤的距离为 0 ~ 5cm 的位置，即超声探头移动至参考位置，停止移动超声探头，在所述参考位置采集病灶的参考图像。

[0017] 优选的是，步骤 1) 中，所采集的参考图像为多幅时间连续的参考图像，该多幅时间连续的参考图像构成参考图像序列；在采集所述参考图像序列的同时，采集患者的生理信号，并将所述生理信号引入参考图像序列中；

[0018] 步骤 2) 中，在采集治疗图像的同时，采集患者的生理信号，并将所述生理信号引入当前的治疗图像。

[0019] 进一步优选，步骤 1) 中，采集所述参考图像序列的过程如下：采集多个连续生理信号周期的多组图像序列，且每个生理信号周期对应一组图像序列，并检验在各个生理信号周期采集的各组图像序列是否一致或基本一致，如果一致或基本一致，则任选其中一个生理信号周期的一组图像序列作为参考图像序列；如果不一致或不基本一致，则继续采集下个生理信号周期的图像序列，并将其与上个生理信号周期的图像序列比较，直至采集到的多个连续生理信号周期的多组图像序列一致或基本一致，再选择所述多个连续生理信号周期的多组图像序列中的任意一组作为参考图像序列。

[0020] 优选的是，步骤 1) 中，在所述多个连续生理信号周期中，每个生理信号周期均包含若干个不同的相位，按照采集参考图像序列时其所对应的一个生理信号周期内的若干个不同的相位，将所述参考图像序列中的每幅参考图像分别与其对应的所述生理信号周期中的一个不同的相位相关联即是将生理信号引入参考图像序列；

[0021] 步骤 2) 中，按照采集治疗图像时其所对应的一个生理信号周期内的一个不同的相位，将所述当前治疗图像与其所对应的所述生理信号周期中的一个不同的相位相关联即是将生理信号引入当前的治疗图像。

[0022] 优选的是，步骤 3) 中，将采集到的当前的治疗图像与参考图像序列中的参考图像进行配准与融合，并实时输出融合后的图像，然后继续采集下一时刻的治疗图像，将其与参考图像序列中的参考图像进行配准与融合，并实时输出融合后的图像，如此循环，即得到连续输出的实际治疗图像。

[0023] 优选的是,步骤 1) 中,当超声探头处于治疗位置时记录超声探头的空间位置,当超声探头处于参考位置时记录超声探头的空间位置;

[0024] 步骤 3) 中,图像的配准与融合为:

[0025] 31) 通过生理信号配准算法将所述已引入生理信号的当前治疗图像和所述已引入生理信号的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准,且该参考图像与当前治疗图像的相位相同,并实时输出完成生理信号配准后的参考图像,再依据超声探头在采集参考图像序列和当前治疗图像时的不同空间位置,将所述完成生理信号配准后的参考图像与当前治疗图像进行空间配准,并输出完成空间配准后的参考图像;

[0026] 或者,依据超声探头在采集参考图像序列和当前治疗图像时的不同空间位置,将所述已引入生理信号的当前治疗图像和所述已引入生理信号的参考图像序列中的所有参考图像进行空间配准,并输出完成空间配准后的参考图像序列,再通过生理信号配准算法将所述已引入生理信号的当前治疗图像和所述已引入生理信号并完成空间配准后的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准,且该参考图像与当前治疗图像相位相同的,并输出完成生理信号配准后的参考图像;

[0027] 32) 将所述完成生理信号配准与空间配准的参考图像与所述当前的治疗图像进行实时融合,并将融合后的图像实时输出。

[0028] 进一步优选,步骤 31) 中,所述当前治疗图像与参考图像进行空间配准的方法为:将超声探头采集参考图像时的空间位置与采集当前治疗图像时的空间位置的坐标差值转换为所述参考图像与当前治疗图像的像素差值,根据所述像素差值完成当前治疗图像与参考图像的空间配准;

[0029] 步骤 32) 中,将参考图像与治疗图形进行融合时,选取所述参考图像中的全部或仅包含治疗靶区的部分与所述当前的治疗图像进行实时融合,所述融合方法采用平均灰度值法或像素灰度积法。

[0030] 更进一步优选,步骤 31) 中,所述空间配准方法具体为:

[0031] 将超声探头采集所述当前治疗图像时的空间位置坐标设定为 $P1(x1, y1, z1)$, 将超声探头采集所述参考图像时的空间位置坐标设定为 $P2(x2, y2, z2)$;

[0032] 假定超声探头在 yz 平面内移动,则 $x1 = x2$, $P1$ 点与 $P2$ 点的坐标差值为 $dy = y1 - y2$, $dz = z1 - z2$;

[0033] 假定当前治疗图像与参考图像中,每个像素的大小均为 $m \times n$,则将当前治疗图像与参考图像进行空间配准时,在 y 方向上使参考图像移动 dy/m 个像素点,在 z 方向上使参考图像移动 dz/n 个像素点,就完成了当前治疗图像与参考图像的空间配准;

[0034] 步骤 32) 中,所述融合方法具体包括:选取所述参考图像中仅包含治疗靶区的部分与所述当前的治疗图像进行实时融合时,如果所述参考图像中的某一点超出所述选取的范围,则无需融合,直接输出当前治疗图像中对应点的灰度值作为融合后图像的灰度值。

[0035] 优选的是,所述生理信号配准算法包括信号预处理算法与信号配准算法,所述信号预处理算法是将实时采集并处理过的生理信号进行归一化处理;所述信号配准算法采用动态时间卷积算法。

[0036] 优选的是,当所述病灶受呼吸的影响较大时,所述一个生理信号周期为一个呼吸信号周期;当所述病灶受心跳的影响较大时,所述一个生理信号周期为一个心跳信号周期;

当所述病灶同时受呼吸及心跳的影响,且影响的程度都比较大时,所述一个生理信号周期为一个呼吸信号周期。

[0037] 一种实时减少图像中伪影的装置,该装置包括:图像配准单元、图像融合单元以及显示单元,

[0038] 图像配准单元,用于接收超声探头在参考位置采集的参考图像和在治疗位置采集的治疗图像,并将超声探头采集的参考图像与治疗图像进行配准,并将配准后的参考图像实时输出;

[0039] 图像融合单元,用于接收图像配准单元输出的经配准后的参考图像,将所述配准后的参考图像与治疗图像进行实时融合,并将融合后的图像实时输出;

[0040] 显示单元,用于接收并显示图像融合单元输出的图像。

[0041] 优选的是,该装置中还包括有生理信号采集单元,所述超声探头所采集的参考图像为多幅时间连续的参考图像,该多幅时间连续的参考图像为超声探头采集的多个一致或基本一致的连续生理信号周期的多组图像序列中的任意一组图像序列,该图像序列即为参考图像序列,

[0042] 所述生理信号采集单元用于实时采集患者的生理信号,并用于接收超声探头在参考位置采集的参考图像和在治疗位置采集的当前治疗图像,再将其所采集的患者的生理信号分别引入超声探头在参考位置所采集的参考图像序列以及治疗位置所采集的当前治疗图像中,然后将已引入患者的生理信号的参考图像序列以及当前治疗图像实时输出至图像配准单元,由其将所述已引入患者的生理信号的参考图像序列中的一幅和所述已引入患者的生理信号的当前治疗图像进行配准,然后将完成配准后的参考图像实时输出至图像融合单元。

[0043] 优选的是,该装置还包括有运动单元和控制单元,

[0044] 运动单元,用于移动超声探头;

[0045] 控制单元,用于根据外部输入的信息来指令运动单元移动超声探头。

[0046] 优选的是,所述图像配准单元包括生理信号配准模块与空间配准模块,

[0047] 所述控制单元还用于在超声探头处于治疗位置时记录超声探头的空间位置,在超声探头处于参考位置时记录超声探头的空间位置,并将所记录的采集参考图像序列和当前治疗图像时超声探头分别所处的空间位置信号输出至空间配准模块,

[0048] 所述生理信号配准模块用于接收已引入患者的生理信号的参考图像序列以及已引入患者的生理信号的当前治疗图像,并将所述已引入患者的生理信号的当前治疗图像和已引入患者的生理信号的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准,且该参考图像与所述当前治疗图像的相位相同,再实时输出完成生理信号配准后的参考图像至空间配准模块,

[0049] 所述空间配准模块用于接收所述生理信号配准模块输出的完成生理信号配准后的参考图像,并依据控制单元传送的超声探头在采集参考图像序列和当前治疗图像时的不同空间位置,将所述完成生理信号配准后的参考图像与当前治疗图像进行空间配准,并将完成空间配准后的参考图像实时输出至图像融合单元;

[0050] 或者,所述空间配准模块用于接收控制单元传送的超声探头在采集参考图像序列和当前治疗图像时的不同空间位置信号,并据此将当前治疗图像和参考图像序列中的所有

图像进行空间配准,再实时输出完成空间配准后的参考图像序列至生理信号配准模块;

[0051] 所述生理信号配准模块用于接收空间配准模块输出的完成空间配准后的参考图像序列,并将所述已引入患者的生理信号的当前治疗图像和所述已引入患者的生理信号的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准,且该参考图像与所述当前治疗图像的相位相同,并将配准后的参考图像实时输出至图像融合单元。

[0052] 优选的是,所述空间配准模块用于将超声探头采集参考图像时的空间位置与采集当前治疗图像时的空间位置的坐标差值转换为所述参考图像与当前治疗图像的像素差值,根据所述像素差值完成当前治疗图像与参考图像的空间配准;所述图像融合单元用于选取所述配准后的参考图像的全部或仅包含治疗靶区的部分与所述当前的治疗图像进行实时融合。

[0053] 本发明所述实时减少图像中伪影的方法将治疗图像与参考图像进行配准与融合后输出的图像中伪影明显减少,通过试验表明,采用本发明所述方法可将医生感兴趣的区域(如治疗靶区)的图像中的伪影全部消除,将整体图像中的总体伪影减少70%以上;同时提高了输出图像的边缘清晰度,使得患者治疗靶区的信息在图像上得到了更加准确的反映,从而提高了超声探头对治疗靶区的定位精度,也提高了超声引导的治疗手术的治疗效率和治疗效果,所述实时减少图像中伪影的方法应用于HIFU手术中可降低手术的风险,因而扩大了HIFU治疗系统的应用范围。

附图说明

[0054] 图1为本发明实施例1中实时减少图像中伪影的方法的流程图;

[0055] 图2为本发明实施例1中实时减少图像中伪影的装置的结构示意图;

[0056] 图3为本发明实施例2中实时减少图像中伪影的方法的流程图。

具体实施方式

[0057] 为使本领域技术人员更好地理解本发明的技术方案,下面结合附图和具体实施方式对本发明实时减少图像中伪影的方法以及装置作进一步详细描述。

[0058] 所述实时减少图像中伪影的方法包括如下步骤:

[0059] 1) 采集参考图像:将超声探头从治疗位置移动至参考位置,并在所述参考位置采集病灶的图像作为参考图像,所述参考位置为能使超声探头采集的图像中与治疗靶区对应的部分伪影较少或者无伪影的某一位置;

[0060] 2) 采集治疗图像:将超声探头从所述参考位置移回至所述治疗位置,并采集病灶当前的治疗图像;

[0061] 3) 图像的配准与融合:将采集到的治疗图像与所述参考图像进行配准与融合,并输出融合后的图像,此图像即为实际治疗图像。

[0062] 所述实时减少图像中伪影的装置包括:图像配准单元、图像融合单元以及显示单元,

[0063] 图像配准单元,用于接收超声探头在参考位置采集的参考图像和在治疗位置采集的治疗图像,并将超声探头采集的参考图像与治疗图像进行配准,并将配准后的参考图像实时输出至图像融合单元;

[0064] 图像融合单元,用于接收图像配准单元输出的经配准后的参考图像,将所述配准后的参考图像与治疗图像进行实时融合,并将融合后的图像实时输出至显示单元;

[0065] 显示单元,用于接收并显示图像融合单元输出的图像。

[0066] 实施例 1:

[0067] 本实施例中,所述实时减少图像中伪影的方法包括:

[0068] 1) 采集参考图像:

[0069] 将超声探头移动至适合于治疗的位置并采集当前的病灶处的图像,所述治疗位置是指超声探头处于这个位置时,操作者能实时观察到需要治疗区域的超声图像,并且要求治疗头焦点在治疗区域内,同时记录超声探头处于治疗位置时的空间位置,首先判断超声探头在所述治疗位置所采集的病灶处的图像中是否存在较多伪影,如果伪影较多,则根据超声探头采集的图像中皮肤线(人体皮肤表面在超声图像切面上表现为一条曲线,所述曲线即皮肤线)的位置从治疗位置沿接近皮肤的方向移动超声探头,直至所述超声探头移动到与皮肤的距离为 0 ~ 5cm 的位置时,超声探头采集的图像中与治疗靶区对应的部分伪影较少或者无伪影,图像质量较高,此刻停止移动超声探头,并设定此刻超声探头所在的位置为获取参考图像的参考位置,同时记录超声探头处于所述参考图像的位置时的空间位置,在所述参考位置采集病灶处的参考图像。

[0070] 超声探头在所述治疗位置所采集的病灶处的图像中存在较多伪影是因为:超声探头在治疗位置时距离人体体表有一定的距离,因此超声探头所发出的超声波在超声探头、人体与治疗头之间发生多次反射,使得超声探头接收到多次重复的信号,导致其采集到的图像中存在较多伪影,严重影响图像质量,当超声探头沿接近皮肤的方向移动时,所述超声波反射的范围逐渐减少,其采集到的图像中的伪影也逐渐减少,当超声探头紧贴皮肤时,超声波多次反射的情况得以消除,超声探头采集到的图像中的伪影消失。

[0071] 当所述超声探头紧贴皮肤时,其在医生感兴趣的区域(如治疗靶区,即患者需要治疗的区域,一般是脏器中病变的、且能够实施安全治疗的部位)采集到的图像中的伪影消失,而在非医生感兴趣的区域可能还存在伪影,但由于这种伪影不影响治疗,可以忽略。采集所述伪影较少或无伪影的图像作为参考图像用于和后续超声探头在治疗位置采集的治疗图像进行配准与融合,可有效减少融合后输出的图像中伪影。

[0072] 在所述参考位置采集的参考图像为多幅时间连续的参考图像,该多幅时间连续的参考图像构成参考图像序列。具体的,由于治疗时病人的体征可能出现不稳定的现象,如呼吸急促或心跳加快等,导致其在不同时间段的生理信号的周期不同,因此需采集多个连续生理信号周期的多组图像序列,且每个生理信号周期对应一组图像序列,并检验在各个生理信号周期采集的各组图像序列是否一致或基本一致,如果一致或基本一致,则任选其中一个生理信号周期的一组图像序列作为参考图像序列;如果不一致或不基本一致,则继续采集下个生理信号周期的图像序列,并将其与上个生理信号周期的图像序列比较,直至采集到的多个连续生理信号周期的多组图像序列一致或基本一致,再选择所述多个连续生理信号周期的多组图像序列中的任意一组作为参考图像序列。

[0073] 在采集所述参考图像序列的同时,采集患者的生理信号,并将所述生理信号引入参考图像序列中。在所述多个连续生理信号周期中,每个生理信号周期均包含若干个不同的相位,按照采集参考图像序列时其所对应的一个生理信号周期内的若干个不同的相位,

将所述参考图像序列中的每幅参考图像分别与其对应的所述生理信号周期中的一个不同的相位相关联即是将其生理信号引入参考图像序列。

[0074] 2) 采集治疗图像：

[0075] 将超声探头从所述参考位置移回至所述治疗位置，并采集病灶当前的治疗图像。在采集当前的治疗图像的同时，采集患者的生理信号，并将所述生理信号引入当前的治疗图像。按照采集治疗图像时其所对应的一个生理信号周期内的一个不同的相位，将所述当前治疗图像与其所对应的所述生理信号周期中的一个不同的相位相关联即是将其生理信号引入当前的治疗图像。

[0076] 3) 图像的配准与融合：

[0077] 将采集到的当前的治疗图像与所述参考图像序列中的参考图像进行配准与融合，并实时输出融合后的图像，此图像即为当前实际治疗图像，然后继续采集下一时刻的治疗图像，将其与参考图像序列中的参考图像进行配准与融合，并实时输出融合后的图像，如此循环，即得到连续输出的实际治疗图像。

[0078] 将所述当前治疗图像和参考图像序列中的参考图像进行生理信号配准的原因是：

[0079] 由于患者病灶（治疗靶区内的脏器）会因呼吸或心跳等生理信号因素的影响而产生周期的实时变形，故超声探头在治疗靶区内采集参考图像和当前治疗图像时可能分别处于一个生理信号周期内的不同相位处，使得采集到的参考图像和当前治疗图像之间出现偏差或变形，因而无法将参考图像与当前治疗图像进行实时融合来减少融合后输出的图像中的伪影。

[0080] 为解决上述问题，需将生理信号分别引入参考图像序列与当前治疗图像中，使得当前治疗图像及参考图像序列中的每一幅参考图像均对应一个生理信号周期中的一个相位，通过相位匹配，可有效消除因呼吸或心跳等生理信号因素的影响而造成的参考图像和当前治疗图像之间的偏差或变形。

[0081] 将所述当前治疗图像和参考图像序列中的参考图像进行空间配准的原因是：

[0082] 在采集所述参考图像与当前治疗图像时，超声探头的空间位置不同，使得采集的参考图像与当前治疗图像无法完全对应，存在位置偏差，此时需进行参考图像与当前治疗图像的空间配准，以消除所述位置偏差。

[0083] 具体的，所述当前的治疗图像与参考图像序列中的参考图像进行配准的方法为：

[0084] 通过生理信号配准算法将所述已引入生理信号的当前治疗图像和所述已引入生理信号的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准，且该参考图像与当前治疗图像的相位相同，并实时输出完成生理信号配准后的参考图像，再依据超声探头在采集参考图像序列和当前治疗图像时的不同空间位置，将所述完成生理信号配准后的参考图像与当前治疗图像进行空间配准，并输出完成空间配准后的参考图像；

[0085] 或者，依据超声探头在采集参考图像序列和当前治疗图像时的不同空间位置，将所述已引入生理信号的当前治疗图像和所述已引入生理信号的参考图像序列中的所有参考图像进行空间配准，并输出完成空间配准后的参考图像序列，再通过生理信号配准算法将所述已引入生理信号的当前治疗图像和所述已引入生理信号并完成空间配准后的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准，且该参考图像与当前治疗图像相位相同

的,并输出完成生理信号配准后的参考图像。

[0086] 其中,所述生理信号配准算法包括信号预处理算法与信号配准算法,所述信号预处理算法是将实时采集并处理过的生理信号进行归一化处理;所述信号配准算法采用动态时间卷积(DTW)算法。

[0087] 其中,所述当前治疗图像与参考图像进行空间配准的方法为:

[0088] 将超声探头采集参考图像时的空间位置与采集当前治疗图像时的空间位置的坐标差值转换为所述参考图像与当前治疗图像的像素差值,根据所述像素差值完成当前治疗图像与参考图像的空间配准。

[0089] 所述空间配准方法具体为:

[0090] 将超声探头采集所述当前治疗图像时的空间位置坐标设定为 $P1(x1, y1, z1)$,将超声探头采集所述参考图像时的空间位置坐标设定为 $P2(x2, y2, z2)$;由于超声探头在采集参考图像以及当前治疗图像时只需在一个平面内移动,假定超声探头在 yz 平面内移动,则 $x1 = x2$, $P1$ 点与 $P2$ 点的坐标差值为 $dy = y1 - y2$, $dz = z1 - z2$;假定当前治疗图像与参考图像中,每个像素的大小均为 $m \times n$,则将当前治疗图像与参考图像进行空间配准时,在 y 方向上使参考图像移动 dy/m 个像素点,在 z 方向上使参考图像移动 dz/n 个像素点,就完成了当前治疗图像与参考图像的空间配准。超声探头需在 xz 、 xy 平面移动时同理。

[0091] 然后,将所述完成生理信号配准与空间配准的参考图像与所述当前的治疗图像进行实时融合,并将融合后的图像实时输出。

[0092] 将参考图像与治疗图形进行融合时,选取所述参考图像中的全部或仅包含治疗靶区的部分与所述当前的治疗图像进行实时融合。选取所述参考图像中仅包含治疗靶区的部分与所述当前的治疗图像进行实时融合时,如果所述参考图像中的某一点超出所述选取的范围,则无需融合,直接输出当前治疗图像中对应点的灰度值作为融合后图像的灰度值。

[0093] 本实施例中,所述融合方法采用平均灰度值法或像素灰度积法。

[0094] 所述平均灰度值法具体为:

[0095] 假定所述参考图像中的某一像素点 $P2$ 的灰度值为 $g2$,所述当前治疗图像中与参考图像中 $P2$ 点对应的像素点 $P1$ 的灰度值为 $g1$,则融合后图像上与 $P1$ 、 $P2$ 点对应的像素点 $P3$ 的灰度值为 $g3 = (g1 + g2) / 2$ 。

[0096] 所述像素灰度积法具体为:

[0097] 假定所述参考图像中的某一像素点 $P2$ 的灰度值为 $g2$,所述当前治疗图像中与参考图像中 $P2$ 点对应的像素点 $P1$ 的灰度值为 $g1$,则融合后图像上与 $P1$ 、 $P2$ 点对应的像素点 $P3$ 的灰度值为 $g3 = \sqrt{g1 * g2}$ 。

[0098] 根据患者病灶受呼吸和 / 或心跳的影响,当所述病灶受呼吸的影响较大时,所述一个生理信号周期为一个呼吸信号周期。本实施例中,患者病灶受呼吸的影响较大,因而采集若干个连续的呼吸信号周期的若干组图像序列,择其一作为参考图像序列。如图 1 所示,所述实时减少图像中伪影的方法的具体步骤如下:

[0099] s101. 移动超声探头至治疗位置并采集当前的病灶处的图像,同时记录此时超声探头的空间位置;

[0100] s102. 判断当前超声探头采集的治疗图像中是否存在较多伪影,如是,执行 s103,如否,执行 s113;

[0101] s103. 检测是否已保存含有该伪影区域并已引入患者呼吸信号的参考图像序列,如是,执行 s106,如否,执行 s104;

[0102] s104. 自动检测当前超声探头采集的图像中皮肤线的位置,根据所述皮肤线的位置沿接近皮肤的方向移动超声探头,直至所述超声探头采集到的图像中的伪影较少或无伪影时(即超声探头移动到与皮肤的距离为 0 ~ 5cm 的位置时),停止移动超声探头,并设定此刻超声探头所在的位置为参考位置,同时记录超声探头的空间位置,在所述参考位置采集若干个连续呼吸周期的若干组图像序列,选择其中一个呼吸周期的一组图像序列作为参考图像序列;

[0103] s105. 在采集所述参考图像序列的同时,采集患者的呼吸信号,并将呼吸信号引入参考图像序列,保存所述已引入呼吸信号的参考图像序列;

[0104] s106. 根据 s101 记录的空间位置将超声探头从参考位置移动至治疗位置,并采集当前的治疗图像;

[0105] s107. 在采集当前的治疗图像的同时,采集患者的呼吸信号,并将呼吸信号引入当前的治疗图像;

[0106] s108. 加载所述已引入呼吸信号的参考图像序列,将所述已引入呼吸信号的当前的治疗图像和所述已引入呼吸信号的参考图像序列中的一幅参考图像进行呼吸信号配准,且该参考图像与所述当前的治疗图像的相位相同,并将完成生理信号配准后的参考图像实时输出;

[0107] s109. 依据超声探头在采集参考图像和治疗图像时的不同空间位置,将 s108 实时输出的完成生理信号配准的参考图像和所述当前的治疗图像进行空间配准,并将空间配准后的参考图像实时输出;

[0108] s110. 将 s109 实时输出的已完成生理信号配准及空间配准的参考图像与所述当前的治疗图像进行实时融合,并将所述融合后的图像实时输出;

[0109] s111. 判断下一时刻超声探头采集的治疗图像中伪影是否明显减少,如是,执行 s113,如否,执行 s112;

[0110] s112. 采集所述下一时刻的治疗图像,同时采集患者的呼吸信号,并将呼吸信号引入所述治疗图像,然后执行 s108;

[0111] s113. 实时输出超声探头采集的治疗图像。

[0112] 本实施例还提供一种实时减少图像中伪影的装置,如图 2 所示,该装置包括:运动单元、生理信号采集单元、图像配准单元、控制单元、图像融合单元以及显示单元。

[0113] 运动单元,用于移动超声探头。

[0114] 生理信号采集单元,用于实时采集患者的生理信号,并用于接收超声探头在参考位置采集的参考图像和在治疗位置采集的当前治疗图像,再将其所采集的患者的生理信号分别引入超声探头在参考位置所采集的参考图像序列以及治疗位置所采集的当前治疗图像中,然后将已引入患者的生理信号的参考图像序列以及当前治疗图像实时输出至图像配准单元,由其将所述已引入患者的生理信号的参考图像序列中的一幅和所述已引入患者的生理信号的当前治疗图像进行配准。其中,所述超声探头所采集的参考图像为多幅时间连续的参考图像,该多幅时间连续的参考图像为超声探头采集的多个一致或基本一致的连续生理信号周期的多组图像序列中的任意一组图像序列,该图像序列即为参考图像序列。

[0115] 本实施例中,所述生理信号采集单元包括:生理信号传感器、放大器、模数转换器以及单片机。所述生理信号传感器用于实时探测并采集生理信号,然后将其传输至放大器;所述放大器用于对所述采集的生理信号进行放大,然后将其输出至模数转换器;所述模数转换器用于将所述放大后的生理信号转换为数字信号,然后将其输出至单片机;所述单片机用于将所述数字信号传输至计算机。由计算机将所述已转为数字信号的生理信号引入参考图像序列或当前治疗图像。

[0116] 所述生理信号采集单元为现有产品,其中,生理信号传感器包括呼吸信号传感器与脉搏信号传感器,两种传感器可以选用任意能稳定检测到所述两种信号的都可以,比如呼吸信号传感器可采用 JKY/314959 型,脉搏信号传感器可采用 DT&SDT 型 MEAS 压电薄膜传感器。

[0117] 图像配准单元,用于接收超声探头在参考位置采集的参考图像和在治疗位置采集的治疗图像,并将超声探头采集的参考图像与治疗图像进行配准,并将配准后的参考图像实时输出至图像融合单元。

[0118] 其中,所述图像配准单元包括生理信号配准模块与空间配准模块。

[0119] 所述生理信号配准模块用于接收已引入患者的生理信号的参考图像序列以及已引入患者的生理信号的当前治疗图像,并将所述已引入患者的生理信号的当前治疗图像和已引入患者的生理信号的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准,且该参考图像与所述当前治疗图像的相位相同,再实时输出完成生理信号配准后的参考图像至空间配准模块,

[0120] 所述空间配准模块用于接收所述生理信号配准模块输出的完成生理信号配准后的参考图像,并依据控制单元传送的超声探头在采集参考图像序列和当前治疗图像时的不同空间位置,将所述完成生理信号配准后的参考图像与当前治疗图像进行空间配准,并将完成空间配准后的参考图像实时输出至图像融合单元;

[0121] 或者,所述空间配准模块用于接收控制单元传送的超声探头在采集参考图像序列和当前治疗图像时的不同空间位置信号,并据此将当前治疗图像和参考图像序列中的所有图像进行空间配准,再实时输出完成空间配准后的参考图像序列至生理信号配准模块;

[0122] 所述生理信号配准模块用于接收空间配准模块输出的完成空间配准后的参考图像序列,并将所述已引入患者的生理信号的当前治疗图像和所述已引入患者的生理信号的参考图像序列中的一幅参考图像进行生理信号配准,且该参考图像与所述当前治疗图像的相位相同,并将配准后的参考图像实时输出至图像融合单元。

[0123] 具体的,所述空间配准模块用于将超声探头采集参考图像时的空间位置与采集当前治疗图像时的空间位置的坐标差值转换为所述参考图像与当前治疗图像的像素差值,根据所述像素差值完成当前治疗图像与参考图像的空间配准;所述图像融合单元用于选取所述配准后的参考图像的全部或仅包含治疗靶区的部分与所述当前的治疗图像进行实时融合。

[0124] 控制单元,用于根据外部输入的信息来指令运动单元移动超声探头;还用于在超声探头处于治疗位置时记录超声探头的空间位置,在超声探头处于参考位置时记录超声探头的空间位置,并将所记录的采集参考图像序列和当前治疗图像时超声探头分别所处的空间位置信号输出至空间配准模块。

[0125] 图像融合单元,用于接收图像配准单元输出的经配准后的参考图像,将所述配准后的参考图像与治疗图像进行实时融合,并将融合后的图像实时输出至显示单元。

[0126] 显示单元,用于接收并显示图像融合单元输出的图像。

[0127] 实施例 2:

[0128] 根据患者病灶受呼吸和 / 或心跳的影响,当所述病灶受心跳的影响较大时,所述一个生理信号周期为一个心跳信号周期。本实施例中,患者病灶受心跳的影响较大,由于人体的心跳与脉搏的频率相同,脉搏周期也可等同为心跳周期,因而采集若干个连续的脉搏信号周期的若干组图像序列,择其一作为参考图像序列。如图 3 所示,所述实时减少图像中伪影的方法的具体步骤如下:

[0129] s201. 移动超声探头至治疗位置并采集当前的病灶处的图像,同时记录此时超声探头的空间位置;

[0130] s202. 判断当前超声探头采集的治疗图像中是否存在较多伪影,如是,执行 s103, 如否,执行 s113;

[0131] s203. 检测是否已保存含有该伪影区域并已引入患者脉搏信号的参考图像序列,如是,执行 s106,如否,执行 s104;

[0132] s204. 自动检测当前超声探头采集的图像中皮肤线的位置,根据所述皮肤线的位置沿接近皮肤的方向移动超声探头,直至所述超声探头采集到的图像中的伪影较少或无伪影时(即超声探头移动到与皮肤的距离为 0 ~ 5cm 的位置时),停止移动超声探头,并设定此刻超声探头所在的位置为参考位置,同时记录超声探头的空间位置,在所述参考位置采集若干个连续脉搏周期的若干组图像序列,选择其中一个脉搏周期的一组图像序列作为参考图像序列;

[0133] s205. 在采集所述参考图像序列的同时,采集患者的脉搏信号,并将脉搏信号引入参考图像序列,保持所述已引入脉搏信号的参考图像序列;

[0134] s206. 根据 s101 记录的空间位置将超声探头从参考位置移动至治疗位置,并采集当前的治疗图像;

[0135] s207. 在采集当前治疗图像的同时,采集患者的脉搏信号,并将脉搏信号引入当前的治疗图像;

[0136] s208. 加载所述已引入呼吸信号的参考图像序列,依据超声探头在采集参考图像和治疗图像时的不同空间位置,将所述已引入脉搏信号的当前治疗图像与所述参考图像序列中的所有图像进行空间配准,并将完成空间配准后的参考图像序列实时输出;

[0137] s209. 将所述已引入脉搏信号的当前治疗图像和 s108 实时输出的参考图像序列中的一幅参考图像进行脉搏信号配准,且该参考图像与所述当前的治疗图像的相位相同,并将完成生理信号配准后的参考图像实时输出;

[0138] s210. 将 s109 实时输出的已完成生理信号配准及空间配准的参考图像与所述当前的治疗图像进行实时融合,并将所述融合后的图像实时输出;

[0139] s211. 判断下一时刻超声探头采集的治疗图像中伪影是否明显减少,如是,执行 s113,如否,执行 s112;

[0140] s212. 采集所述下一时刻的治疗图像,同时采集患者的脉搏信号,并将脉搏信号引入治疗图像,然后执行 s109;

[0141] s213. 实时输出超声探头采集的治疗图像。

[0142] 本实施例所提出的实时减少图像中伪影的装置与实施例 1 相同,这里不再赘述。

[0143] 实施例 3:

[0144] 根据患者病灶受呼吸和 / 或心跳的影响,当所述病灶同时受呼吸及心跳的影响,且影响的程度都比较大时,所述一个生理信号周期采用呼吸信号周期与心跳信号周期之中时间较长的周期。本实施例中,患者病灶同时受呼吸及心跳的影响,且影响的程度都比较大,由于一个呼吸信号周期的时间比一个心跳信号周期的时间长,因此采用一个呼吸信号周期作为一个生理信号周期,即采集若干个连续的呼吸信号周期的若干组图像序列,择其一作为参考图像序列。

[0145] 本实施例所提出的实时减少图像中伪影的方法及实时减少图像中伪影的装置都与实施例 1 相同,这里不再赘述。

[0146] 可以理解的是,以上实施方式仅仅是为了说明本发明的原理而采用的示例性实施方式,然而本发明并不局限于此。对于本领域内的普通技术人员而言,在不脱离本发明的精神和实质的情况下,可以做出各种变型和改进,这些变型和改进也视为本发明的保护范围。

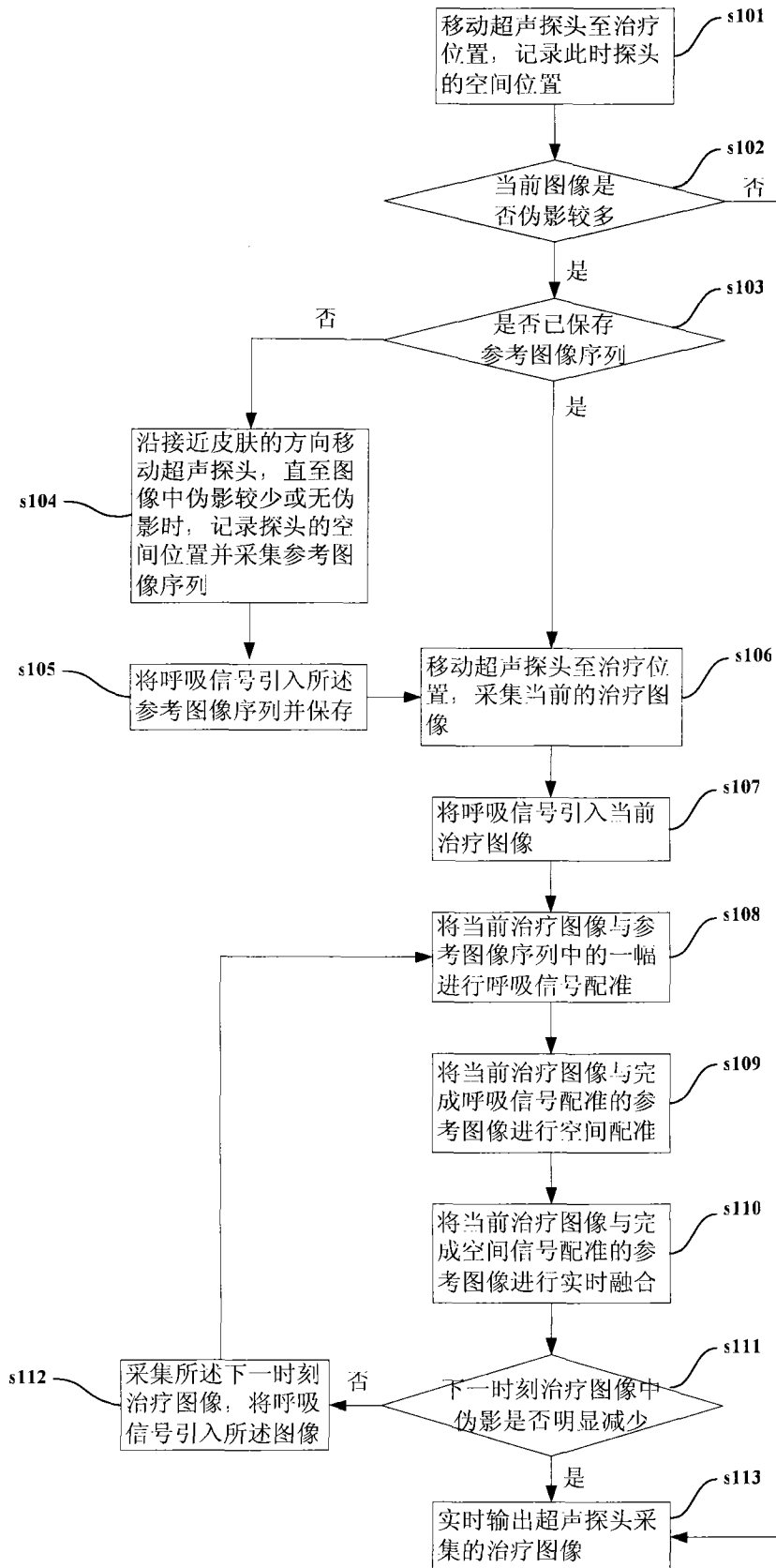


图 1

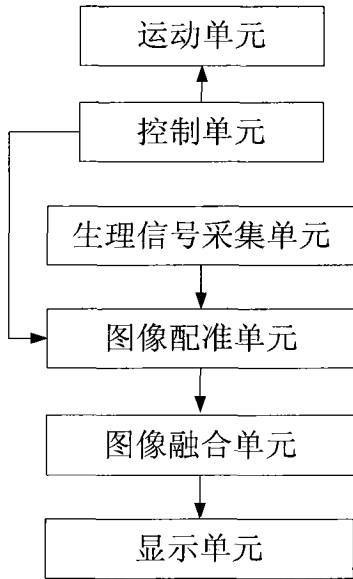


图 2

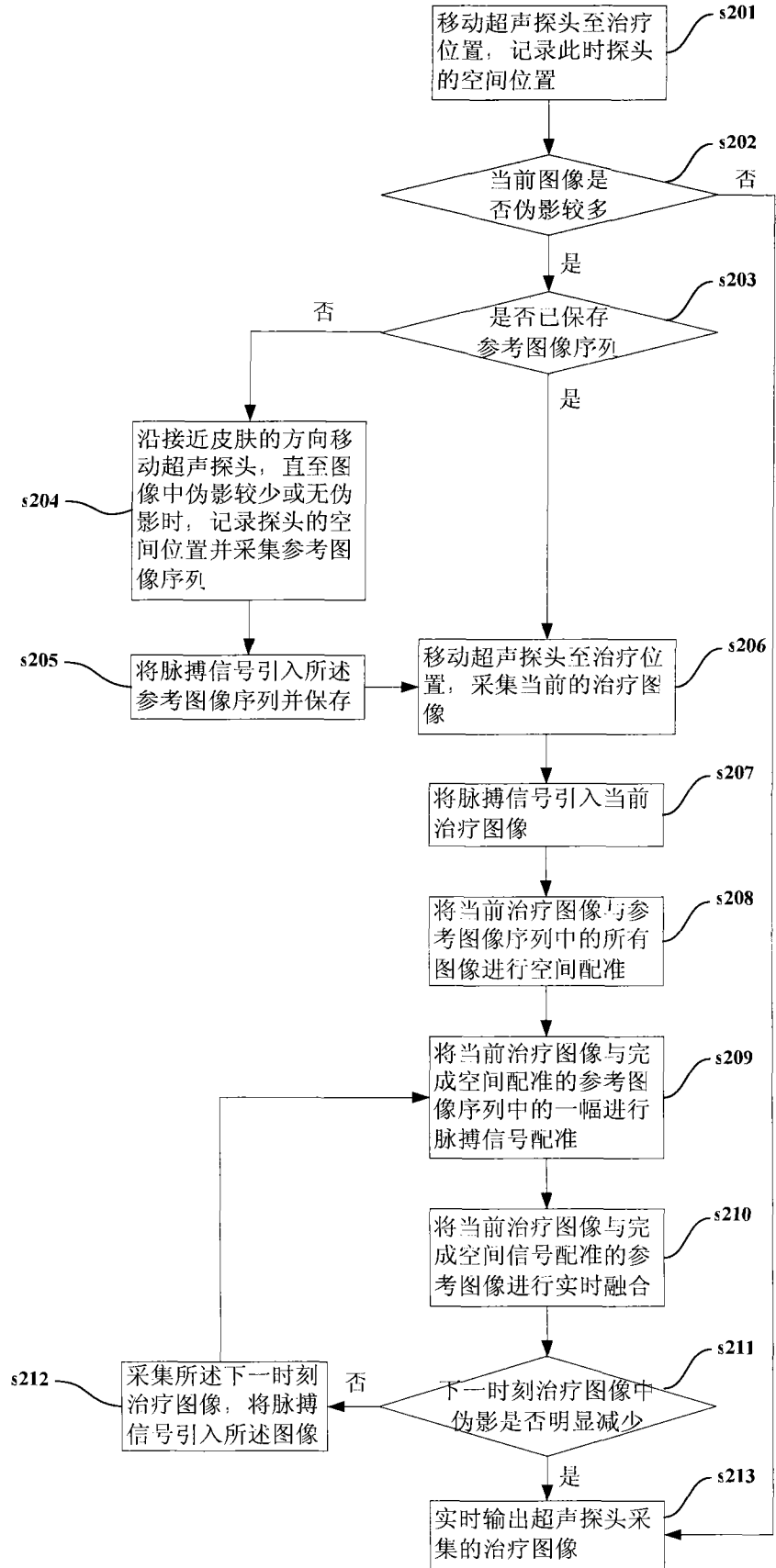


图 3