



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102728007 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 17

(21) 申请号 201110085349. 6

(22) 申请日 2011. 03. 29

(71) 申请人 重庆微海软件开发有限公司

地址 401121 重庆市渝北区人和镇青松路 1 号

(72) 发明人 王智彪 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.

A61N 7/00 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

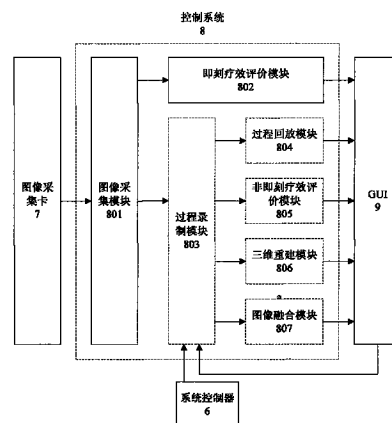
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声治疗系统的控制系统及控制方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声治疗系统的控制方法, 包括: 根据当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像计算当前治疗区中与治疗前治疗区相比灰度发生变化的区域的面积比值和 / 或体积比值以及当前治疗区与治疗前治疗区之间的灰度差值; 判断所述面积比值和 / 或体积比值以及灰度差值是否大于预定值, 如果是, 则判断当前治疗有效, 否则判断当前治疗无效。此外, 还包括将系统状态信息和医生的操作信息与压缩的超声图像整合到一起以生成录像文件和根据录像文件进行回放, 同时进行非即刻的长期疗效评价。相应地, 提供一种控制系统。本发明可实现超声治疗的即刻疗效和长期疗效的量化分析, 而且在回放时可将超声图像与其相应的系统状态信息和操作信息一起还原。



1. 一种超声治疗系统的控制方法,所述超声治疗系统包括用于获得超声图像的超声探头、超声成像机和图像采集卡、用于控制治疗头和各种子系统的系统控制器、显示器和图形用户接口,所述方法包括:

根据当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像计算当前治疗区中与治疗前治疗区相比灰度发生变化的区域的面积比值和 / 或体积比值以及当前治疗区与治疗前治疗区之间的灰度差值;

判断所述面积比值和 / 或体积比值以及灰度差值是否大于预定值,如果是,则判断当前治疗有效,否则判断当前治疗无效。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,

按照以下步骤根据超声图像计算治疗区的面积:

在显示器上分别显示当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像,并由操作者在这两幅图像中的任何一副图像中手动勾画治疗区轮廓,然后,根据这两幅图像的坐标差值自动在另一幅图像中勾画出相应的治疗区轮廓,或者,利用图像分割算法分别识别出当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像中的治疗区轮廓;和

按照以下公式 (1) 计算治疗区的面积:

$$A = pSum * pS * pS \quad (1)$$

其中,A 为治疗区的面积,pSum 为治疗区轮廓内的像素个数,pS 为超声图像上每一个像素对应的空间尺寸大小,

并且,按照以下公式 (2) 或 (3) 计算治疗区的体积:

$$V = (A_1 + A_2 + \dots + A_n) * T \quad (2)$$

$$V = \frac{T}{3} (A_1 + A_n + 4 \sum_{j=1}^{n/2} A_{2j} + 2 \sum_{j=1}^{n/2-1} A_{2j+1}) \quad (3)$$

其中,V 为治疗区的体积, A_i 为按照公式 (1) 计算的治疗区以预定厚度划分的各个层面的面积,其中, $i = 1, 2, 3, \dots, n$, n 为治疗区以预定厚度划分的层数,T 为每个层面的厚度,

或者,按照以下公式 (4) 计算治疗区的体积:

$$V = 4/3 * A * (W+H) / 2 = 2/3 * A * (W+H) \quad (4)$$

其中,V 为治疗区的体积,A 为按照公式 (1) 计算的治疗区的最大切面轮廓的面积,H 和 W 分别为治疗区轮廓的最大高度尺寸和最大宽度尺寸:

$$W = pS_1 * pS \quad (5)$$

$$H = pS_2 * pS \quad (6)$$

其中,pS1 和 pS2 分别为治疗区轮廓在水平方向和垂直方向上的最多像素个数,

并且,将当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像中的治疗区轮廓内的所有像素的灰度平均差值作为所述灰度差值,

在利用公式 (1) 计算所述面积比值和 / 或体积比值时,pSum 为当前治疗区中与治疗前治疗区相比灰度发生变化区域的像素的个数。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,还包括:

在整个或部分治疗过程中以预定时间间隔循环执行以下步骤,直到录制完成:对图像采集卡当前采集的超声图像进行压缩,并将压缩的超声图像、通过系统控制器获得的治疗头和各子系统的状态信息以及通过图形用户接口获得的操作者的操作信息组合成一个信

息帧保存到录像文件中 ;和

从录制的录像文件中读出信息帧,并通过图形用户接口按照从信息帧中分离出的图像信息、状态信息和操作信息在显示器上还原超声图像、治疗头和各子系统的状态及操作者的操作。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其特征在于,还包括 :

根据两个不同时间录制的录像文件中的超声图像或者特定时间录制的录像文件中的超声图像与图像采集模块当前采集的超声图像计算两个不同时间的治疗区的面积和 / 或体积 ;判断所述面积和 / 或体积的变化是否大于预定值,如果是,则判断治疗后的疗效很好,否则判断治疗效果不好。

5. 根据权利要求 3 所述的方法,其特征在于,还包括 :

利用录制的录像文件中所包含的图像信息和状态信息进行三维重建或者图像融合。

6. 一种超声治疗系统的控制系统,所述超声治疗系统包括用于获得超声图像的超声探头、超声成像机和图像采集卡、用于控制治疗头和各种子系统的系统控制器、显示器和图形用户接口,所述控制系统包括 :

图像采集模块,其用于获取由图像采集卡采集的超声图像 ;和

即刻疗效评价模块,其用于根据当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像计算当前治疗区中与治疗前治疗区相比灰度发生变化的区域的面积比值和 / 或体积比值以及当前治疗区与治疗前治疗区之间的灰度差值 ;判断所述面积比值和 / 或体积比值以及灰度差值是否大于预定值,如果是,则判断当前治疗有效,否则判断当前治疗无效。

7. 根据权利要求 6 所述的系统,其特征在于,还包括 :

过程录制模块,其用于在整个或部分治疗过程中以预定时间间隔循环执行以下步骤,直到录制完成 :对图像采集模块当前采集的超声图像进行压缩,并将压缩的超声图像、通过系统控制器获得的治疗头和各子系统的状态信息以及通过图形用户接口获得的操作者的操作信息组合成一个信息帧保存到录像文件中 ;和

过程回放模块,其用于从过程录制模块录制的录像文件中读出信息帧,并通过图形用户接口按照从信息帧中分离出的图像信息、状态信息和操作信息在显示器上还原超声图像、治疗头和各子系统的状态及操作者的操作。

8. 根据权利要求 7 所述的系统,其特征在于,还包括 :

非即刻疗效评价模块,其用于根据两个不同时间录制的录像文件中的超声图像或者特定时间录制的录像文件中的超声图像与图像采集模块当前采集的超声图像计算两个不同时间的治疗区的面积和 / 或体积 ;判断所述面积和 / 或体积的变化是否大于预定值,如果是,则判断治疗后的疗效很好,否则判断治疗效果不好。

9. 根据权利要求 7 所述的系统,其特征在于,还包括 :

三维重建模块,其用于利用录制的录像文件中所包含的图像信息和状态信息进行三维重建,

和 / 或

图像融合模块,其用于利用录制的录像文件中所包含的图像信息和状态信息进行图像融合。

10. 根据权利要求 6 ~ 9 中的任何一个所述的系统,其特征在于,超声成像机为造影 B

超声机。

超声治疗系统的控制系统及控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声治疗技术领域,尤其涉及一种超声治疗系统的控制系统及控制方法。

背景技术

[0002] 超声治疗技术是一种利用超声作用于生物体病变组织的无创治疗技术,目前已用于治疗多种疾病。但是,这种技术存在技术要求高、学习难度大、使用不方便等问题。

[0003] 以下,以高强度聚焦超声治疗技术为例进行说明。高强度聚焦超声治疗技术是近年来逐渐发展起来一种无创治疗肿瘤的技术,它利用聚焦超声波,安全有效、无创地破坏肿瘤细胞,治愈病人。因为是无创治疗,所以除了治疗本身是无创的,还要求治疗的监控也是无创的,也就是说,医生不能用肉眼直接看到体内的肿瘤的情况,也不能直接看到治疗后肿瘤被破坏的情况。现在的超声治疗一般是通过超声成像设备(一般是B超成像机)所获得的超声图像(一般是B超图像)来作为治疗时的监控图像,要求医生能够根据超声图像来对超声治疗过程进行监控,例如,根据超声图像的即刻灰度变化进行疗效判断、根据超声图像判断病人的治疗区。因此,这种治疗技术与传统的开刀手术有很大的不同,因此,医生需要较长时间来适应,而且,技术要求较高,学习难度也较大,因而,限制了这种技术的推广和应用。目前能熟练应用的专家人才还很有限,需要较长的时间来培养。即使是有经验的人,也需要时常回顾做过的手术,进行经验总结和分析问题,从而提升自己的技术水平。

[0004] 此外,超声成像设备的图像质量一般比较差,尤其是超声成像设备被集成到治疗设备中后,在治疗过程中图像质量可能进一步降低,这是因为在超声治疗过程中,为保护B超探头和防止B超探头对超声的阻挡,治疗时B超探头都是远离病人皮肤的,这会造成B超探头表面与人体皮肤之间有一段反射距离,这段反射距离将会导致超声监控图像出现重影等伪像。这种情况下的超声图像将会影响医生对治疗区和疗效的判断。

[0005] 此外,有时采用传统的摄像机来记录手术全过程,以用于医生之间的交流学习、回顾和经验总结,但存在需要另外增加设备和人手的问题,而且传统的摄像机的摄像分辨率往往不高,这对以图像作为监控的无创治疗来说影响很大,稍差的图像对判断治疗区和治疗的有效性存在很大的影响。此外,通过传统的摄像机拍摄的图像不能方便地进行数字化分析,而且需要人工维护拍摄的视频文件和病人的对应关系,不但不方便,也可能出错。也就是说,现有的超声治疗技术缺乏可提供量化分析的记录与回放功能。

[0006] 在标题为“Use of contrast agents to increase the effectiveness of high intensity focused ultrasound therapy”的美国专利 US7686763B2 中提出了一种利用超声造影来提高超声治疗效果的方法,但是,该方法只是提供了即刻的疗效分析,缺乏量化分析,并且所提到超声造影的图像只是用于显示,并没有在治疗设备上加以记录,因此不能作为治疗有效的证据,也不能用于以后的学习分析和经验总结。

发明内容

[0007] 为了解决上述问题,本发明提供一种超声治疗设备的控制系统及控制方法,以实现超声治疗过程的数字化分析、录制和回放,从而降低超声治疗的技术要求,便于医生进行问题分析和经验总结。

[0008] 为了实现以上目的,本发明提供一种超声治疗系统的控制方法,所述超声治疗系统包括用于获得超声图像的超声探头、超声成像机和图像采集卡、用于控制治疗头和各种子系统的系统控制器、显示器和图形用户接口,所述方法包括:根据当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像计算当前治疗区中与治疗前治疗区相比灰度发生变化的区域的面积比值和/或体积比值以及当前治疗区与治疗前治疗区之间的灰度差值;判断所述面积比值和/或体积比值以及灰度差值是否大于预定值,如果是,则判断当前治疗有效,否则判断当前治疗无效。

[0009] 优选地,按照以下步骤根据超声图像计算治疗区的面积:在显示器上分别显示当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像,并由操作者在这两幅图像中的任何一副图像中手动勾画治疗区轮廓,然后,根据这两幅图像的坐标差值自动在另一幅图像中勾画出相应的治疗区轮廓,或者,利用图像分割算法分别识别出当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像中的治疗区轮廓;然后按照以下公式(1)计算治疗区的面积:

$$[0010] \quad A = pSum * pS * pS \quad (1)$$

[0011] 其中,A为治疗区的面积,pSum为治疗区轮廓内的像素个数,pS为超声图像上每一个像素对应的空间尺寸大小,

[0012] 并且,按照以下公式(2)或(3)计算治疗区的体积:

$$[0013] \quad V = (A_1 + A_2 + \dots + A_n) * T \quad (2)$$

$$[0014] \quad V = \frac{T}{3} (A_1 + A_n + 4 \sum_{j=1}^{n/2} A_{2j} + 2 \sum_{j=1}^{n/2-1} A_{2j+1}) \quad (3)$$

[0015] 其中,V为治疗区的体积,A_i为按照公式(1)计算的治疗区以预定厚度划分的各个层面的面积,其中,i=1,2,3,...,n,n为治疗区以预定厚度划分的层数,T为每个层面的厚度,

[0016] 或者,按照以下公式(4)计算治疗区的体积:

$$[0017] \quad V = 4/3 * A * (W+H) / 2 = 2/3 * A * (W+H) \quad (4)$$

[0018] 其中,V为治疗区的体积,A为按照公式(1)计算的治疗区的最大切面轮廓的面积,H和W分别为治疗区轮廓的最大高度尺寸和最大宽度尺寸:

$$[0019] \quad W = pS_1 * pS \quad (5)$$

$$[0020] \quad H = pS_2 * pS \quad (6)$$

[0021] 其中,pS₁和pS₂分别为治疗区轮廓在水平方向和垂直方向上的最多像素个数,

[0022] 并且,将当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像中的治疗区轮廓内的所有像素的灰度平均差值作为所述灰度差值。

[0023] 优选地,所述方法还包括:在整个或部分治疗过程中以预定时间间隔循环执行以下步骤,直到录制完成:对图像采集卡当前采集的超声图像进行压缩,并将压缩的超声图像、通过系统控制器获得的治疗头和各子系统的状态信息以及通过图形用户接口获得的操作者的操作信息组合成一个信息帧保存到录像文件中;和从录制的录像文件中读出信息帧,并通过图形用户接口按照从信息帧中分离出的图像信息、状态信息和操作信息在显示

器上还原超声图像、治疗头和各子系统的状态及操作者的操作。

[0024] 优选地,所述方法还包括:根据两个不同时间录制的录像文件中的超声图像或者特定时间录制的录像文件中的超声图像与图像采集模块当前采集的超声图像计算两个不同时间的治疗区的面积和/或体积;判断所述面积和/或体积的变化是否大于预定值,如果是,则判断治疗后的疗效很好,否则判断治疗效果不好。

[0025] 优选地,所述方法还包括:利用录制的录像文件中所包含的图像信息和状态信息进行三维重建或者图像融合。

[0026] 相应地,本发明提供一种超声治疗系统的控制系统,所述控制系统包括:图像采集模块,其用于获取由图像采集卡采集的超声图像;和即刻疗效评价模块,其用于根据当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像计算当前治疗区中与治疗前治疗区相比灰度发生变化的区域的面积比值和/或体积比值以及当前治疗区与治疗前治疗区之间的灰度差值;判断所述面积比值和/或体积比值以及灰度差值是否大于预定值,如果是,则判断当前治疗有效,否则判断当前治疗无效。

[0027] 优选地,所述控制系统还包括:过程录制模块,其用于在整个或部分治疗过程中以预定时间间隔循环执行以下步骤,直到录制完成:对图像采集模块当前采集的超声图像进行压缩,并将压缩的超声图像、通过系统控制器获得的治疗头和各子系统的状态信息以及通过图形用户接口获得的操作者的操作信息组合成一个信息帧保存到录像文件中;和过程回放模块,其用于从过程录制模块录制的录像文件中读出信息帧,并通过图形用户接口按照从信息帧中分离出的图像信息、状态信息和操作信息在显示器上还原超声图像、治疗头和各子系统的状态及操作者的操作。

[0028] 优选地,所述控制系统还包括:非即刻疗效评价模块,其用于根据两个不同时间录制的录像文件中的超声图像或者特定时间录制的录像文件中的超声图像与图像采集模块当前采集的超声图像分别计算两个不同时间的治疗区的面积和/或体积;判断所述面积和/或体积的变化是否大于预定值,如果是,则判断治疗后的疗效很好,否则判断治疗效果不好。

[0029] 优选地,所述控制系统还包括:三维重建模块,其用于利用录制的录像文件中所包含的图像信息和状态信息进行三维重建,和/或图像融合模块,其用于利用录制的录像文件中所包含的图像信息和状态信息进行图像融合。

[0030] 优选地,超声成像机为造影B超声机。

[0031] 通过以上技术方案,本发明可获得以下技术效果:(1)实现超声治疗的疗效的量化分析;(2)通过将超声治疗系统状态信息和操作者的操作信息与超声图像整合到一起进行记录,不仅便于以后的学习分析和经验总结,而且还可利用整合的这些信息实现三维重建和图像融合,从而提高治疗时的定位准确性,提高治疗的安全性。以上这些技术效果均降低了超声治疗的技术要求和学习难度,有利于超声治疗技术的推广和应用。

附图说明

[0032] 图1是根据本发明的高强度聚焦超声治疗系统的结构图;

[0033] 图2是根据本发明的控制系统的结构图;

[0034] 图3是根据本发明的即刻疗效评价方法的流程图;

- [0035] 图 4 是根据本发明的过程录制方法的流程图；
- [0036] 图 5 是根据本发明的过程回放方法的流程图；
- [0037] 图 6 是根据本发明的手动勾画不同时间录制的录像文件中的超声图像中的治疗区轮廓的方法的流程图；
- [0038] 图 7 是根据本发明的三维重建方法的流程图；
- [0039] 图 8 是根据本发明的图像融合方法的流程图。

具体实施方式

[0040] 以下,将参照附图和实施例对本发明进行描述。在以下将描述的实施例中,以高强度聚焦超声治疗系统进行说明,但是,应该理解,本发明并不限于高强度聚焦超声治疗系统,而是可同样地应用于其它类型的超声治疗系统。

[0041] (第一实施例)

[0042] 本实施例的技术构思在于,在治疗过程中自动根据当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像计算当前治疗区中与治疗前治疗区相比灰度发生变化的区域(即,当前实际治疗过的区域)的面积比值和/或体积比值以及当前治疗区与治疗前治疗区之间的灰度差值,并根据所计算的面积比值和/或体积比值以及灰度差值来判断当前治疗的疗效,从而实现即刻疗效的量化分析,为医生提供即刻疗效判断的有效依据。

[0043] 图 1 是根据本发明的高强度聚焦超声治疗系统的结构图。如图 1 所示,该高强度聚焦超声治疗系统包括超声探头 2、超声成像机 3、治疗头 4、多子系统 5、系统控制器 6、图像采集卡 7、控制系统 8、GUI(图形用户接口)9 和显示器 10,其中,超声探头 2、超声成像机 3、治疗头 4、多子系统 5、系统控制器 6、图像采集卡 7、GUI(图形用户接口)9 和显示器 10 属于现有的高强度聚焦超声治疗系统,本发明的改进之处在于增加了一个控制系统 8。

[0044] 在现有的高强度聚焦超声治疗系统中,超声探头 2 安装在治疗头 4 的上方,一起作用于病人 1,并且超声探头 2 作为超声成像机 3 的一部分与超声成像机 3 直接连接,在超声成像机 3 的控制下获得病人的超声图像。图像采集卡 7 通过 VGA、DVI 连接线或复合同轴视频线与超声成像机 3 连接,实时地将采集的超声图像发送到治疗工作站(未显示)。多子系统 5 至少包括用于对治疗头 4 的运动进行控制的运动控制子系统。由于超声探头 2 安装在治疗头 4 的上方,所以通过控制治疗头 4 的运动,即可控制超声探头 2 的运动,从而获得病人不同区域的超声图像。此外,根据应用需要,多子系统 5 还可包括能量控制子系统和水处理子系统等各种子系统。系统控制器 6 通过控制总线与多子系统 5 连接,对多子系统 5 中的各个子系统进行控制,并实时地将各个子系统 5 的状态信息(包括空间位置信息和其它状态信息)反馈给治疗工作站。根据本发明的控制系统 8 则利用图像采集卡 7 采集的超声图像和系统控制器 6 反馈的治疗头 4 和各子系统的状态信息地进行控制,它可以硬件(例如,单片机)或软件的形式嵌入高强度聚焦超声治疗系统或治疗工作站中,或者也可外挂于高强度聚焦超声治疗系统或治疗工作站中。

[0045] 图 2 是根据本发明的控制系统 8 的结构图。如图 2 中实线框所示,控制系统 8 包括图像采集模块 801 和即刻疗效评价模块 802,其中,图像采集模块 801 用于通过图像采集卡 7 采集超声图像;即刻疗效评价模块 802 用于根据当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像计算当前治疗区中与治疗前治疗区相比灰度发生变化的区域(即,当前实际治疗

过的区域)的面积比值(即,当前治疗区中与治疗前治疗区相比像素的灰度发生变化的区域的面积与治疗前治疗区的面积的比值)和/或体积比值(即,当前治疗区中与治疗前治疗区相比像素的灰度发生变化的区域的体积与治疗前治疗区的体积的比值)以及当前治疗区与治疗前治疗区之间的灰度差值;判断所计算的面积比值和/或体积比值以及灰度差值是否大于预定值,如果是,则判断当前治疗有效,否则判断当前治疗无效。

[0046] 此时,GUI 9 用于将图像采集模块 801 采集的超声图像、通过系统控制器 6 获得的治疗头 4 和各子系统的状态信息以及操作者的操作(即,治疗头 4 的移动)表达达到显示器 10 上,而且,也可通过 GUI 9 获得操作者的操作信息。这里,由于超声探头 2 固定安装在治疗头 4 的上方,并且由于超声图像由超声探头 2 生成,所以一般的 B 超机的图像参考点就在超声探头 2 的上表面中心,所以可以以超声探头 2 的坐标位置作为超声图像的坐标位置,因此,可仅提供超声探头 2 的空间坐标位置,就可获得治疗头 4 的空间坐标位置、超声图像的坐标位置和实现图像坐标到空间坐标的转换,所以所述状态信息可包括超声探头 2 的空间坐标位置信息、治疗头 4 的工作状态和所需要的各子系统的状态信息等。

[0047] 图 3 是由即刻疗效评价模块 802 执行的即刻疗效评价方法的流程图。

[0048] 如图 3 所示,首先,在步骤 S301 中,在当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像中找出治疗区的轮廓。在具体实现时,可先在显示器 10 上分别显示通过图像采集模块 801 采集的当前超声图像和治疗前采集的超声图像,并由操作者在这两幅超声图像中的任何一副图像中手动勾画治疗区轮廓,然后,根据这两幅超声图像的坐标差值自动在另一幅图像中勾画出相应的治疗区轮廓以用于比较,其中,如上所述,可以以超声探头 2 的坐标位置作为超声图像的坐标位置,因此,两幅超声图像的坐标差值就可通过计算其各自相应的超声探头 2 的坐标位置之差而得到。此时,可以保证,在这两幅超声图像中所勾画出的治疗区的轮廓的面积是相同的。

[0049] 或者,可利用图像分割算法直接在当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像中进行分割并识别出治疗区轮廓,例如使用区域增长算法或者阈值分割进行图像分割,再利用轮廓跟踪算法得到治疗区轮廓。

[0050] 这里指出,在超声图像中勾画或识别的治疗区并不一定是病变区,在良性疾病治疗时,治疗区往往小于病变区,而在恶性疾病治疗时,治疗区可能会大于病变区。因此,还可在超声图像中勾画或识别出病变区。由于以下计算面积比值和/或体积比值时仅需进行灰度变化比较,因此,只需要标出治疗区的轮廓即可。

[0051] 接着,在步骤 S302 中,根据治疗前采集的超声图像中的治疗区轮廓计算治疗前治疗区的面积和/或体积,并根据当前采集的超声图像计算当前治疗区中与治疗前治疗区相比像素的灰度发生变化的区域(即,当前实际治疗过的区域)的面积和/或体积。对比计算的面积和体积,可以得出实际的治疗范围,例如,治疗前的治疗区的体积为 200ml,而实际治疗过的体积(即,当前治疗区中灰度发生变化的区域的体积)为 180ml,则在体积上,治疗范围 = $180/200 \times 100\% = 90\%$ 。然后,根据所计算的当前实际治疗过的区域的面积和/或体积以及治疗前治疗区的面积和/或体积来计算所述面积比值和/或体积比值。

[0052] 接着,在步骤 S303 中,对当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像中的治疗区轮廓内的所有像素进行逐一对比,计算每个像素的灰度值的差值,然后将计算的差值累加再除以治疗区轮廓内的像素个数,得到灰度平均差值作为前述用于判断疗效的灰度差

值。或者,可分别计算当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像中的治疗区轮廓内的所有像素的平均灰度值,然后计算这两个平均灰度值的差值作为前述用于判断疗效的灰度差值。

[0053] 最后,在步骤 S304 中,在显示器 10 上显示在步骤 S302 和 S303 中计算的面积比值和 / 或体积比值和灰度差值,并显示根据这些结果得到的本次治疗的评价结果,以供操作者作为疗效判断和治疗成功与否的依据。具体来讲,假设治疗过的区域与治疗前治疗区的面积比值为 Rarea、体积比值为 Rvol、灰度差值为 Dgray,根据医生的经验,如果局部 Dgray ≥ 5 以上,就可以判定治疗局部有效;如果 Rarea $\geq 40\%$ 或者 Rvol $\geq 30\%$,则可判断本次治疗是有一定效果的;如果 Rarea $\geq 90\%$ 或者 Rvol $\geq 80\%$,则可判断本次治疗是非常有效的;如果 Rvol $< 30\%$,则可判定治疗无效,需要继续治疗或者再次治疗。

[0054] 这里,应该理解,以上流程仅仅是示例性的,步骤 S302 和 S303 可同时并行执行,也可仅执行其中的一个步骤,或者在步骤 S302 中可仅计算面积或体积。

[0055] 以下,将对根据超声图像计算治疗区的面积和体积的方法进行说明。

[0056] 首先,可通过例如搜索法统计超声图像中治疗区轮廓内的像素个数 pSum、治疗区轮廓在水平方向和垂直方向上的最多像素个数 pS1 和 pS2。

[0057] 接着,按照以下公式 (1) 计算治疗区的面积:

$$[0058] \quad A = pSum * pS * pS \quad (1)$$

[0059] 其中,A 为治疗区的面积,pS 为图像上每一个像素对应的空间尺寸大小,这个被称为像素空间 (pixel spacing)。因为 B 超图像上都有一个标尺,通过这个标尺,可以计算出像素空间的值 pS,如在 10mm 长度上有 40 图像点,则像素空间 pS 为 $10/40 = 0.2$ 。

[0060] 同样,可计算出治疗区轮廓的最大高度尺寸和最大宽度尺寸:

$$[0061] \quad W = pS1 * pS \quad (2)$$

$$[0062] \quad H = pS2 * pS \quad (3)$$

[0063] 接着,计算体积。

[0064] 第一种体积计算方法是根据治疗区的最大切面轮廓来近似计算。此时,只需要一个最大的轮廓即可,然后可以利用球的体积来近似计算。具体地讲,球的体积为 $V = 4/3 * \pi * R^3$,其中,V 为球的体积, π 为圆周率,R 为球的半径,而球的面积为 $S = \pi * R^2$,则 $V = 4/3 * S * R$ 。其中 R 可以取高度 H 和 W 的平均值,则最终的体积计算式如下:

$$[0065] \quad V = 4/3 * A * (W+H) / 2 = 2/3 * A * (W+H) \quad (4)$$

[0066] 第二种体积计算方法是根据治疗区的所有层面 (按照预定厚度 T 划分) 的轮廓进行较为精确的计算。首先利用公式 (1) 计算出各个层面的治疗区轮廓的面积 A_i ($i = 1, 2, 3, \dots, n$),因为每个层面都有一定厚度 (即,T),则计算体积的方法如下:

$$[0067] \quad V = (A1 + A2 + \dots + An) * T \quad (5)$$

[0068] 或者,可采用复合辛卜生法计算,结果会更准确一些,其计算公式如下:

$$[0069] \quad V = \frac{T}{3} (A1 + An + 4 \sum_{j=1}^{n/2} A_{2j} + 2 \sum_{j=1}^{n/2-1} A_{2j+1}) \quad (6)$$

[0070] 在利用第二种方法计算体积时,图像的层面也可以利用治疗计划时以一定间距划分的多层图像,以这些图像作为依据,计算出体积。

[0071] 通过以上体积计算,可得到实际治疗体积,从而用于确定治疗范围和作为总体治

疗剂量的参考。

[0072] 这里指出,在利用公式(1)计算当前治疗区中与治疗前治疗区相比灰度发生变化的区域的面积或体积以计算所述面积比值或体积比值时,pSum为当前治疗区中与治疗前治疗区相比灰度发生变化区域的像素的个数。

[0073] (第二实施例)

[0074] 本实施例在第一实施例的基础之上增加了手术过程的录制与回放功能。在录制功能中,不仅录制超声图像,而且还将系统状态信息(可通过系统控制器6反馈得到,包括超声探头2的空间坐标位置、治疗头4的工作状态和各子系统的状态信息)和操作者的操作信息(如上所述,可通过GUI9获得)与超声图像整合到一起,形成录像文件进行保存。在回放功能中,根据录像文件中所包含的图像信息、状态信息和操作信息进行还原。通过这种录制与回放功能,在回放时不仅可还原先前记录的重要过程的监控图像,而且还可与图像一起还原当时相应的系统状态信息和操作信息,这样不仅便于对比分析,而且还可用于以后医生之间的互相学习、经验总结与提高。

[0075] 为了实现以上目的,如图2所示,根据本发明的控制系统8还包括过程录制模块803和过程回放模块804。以下,将分别对过程录制模块803和过程回放模块804进行详细描述。

[0076] (一)过程录制模块803

[0077] 过程录制模块803用于在整个或部分治疗过程中以预定时间间隔循环执行以下步骤,直到录制完成:对图像采集模块801当前采集的超声图像进行压缩,并将压缩的超声图像、通过系统控制器6获得的治疗头和各子系统的状态信息以及通过GUI9获得的操作者的操作信息组合成一个信息帧保存到录像文件中。也就是说,过程录制模块803不仅可录制治疗全过程(即,全程录像),而且还可录制一部分重要过程(即,部分录像)。

[0078] 全程录像时,医生完成病人准备、启动治疗工作站中的治疗软件、进入治疗计划后,即启动过程录制模块803进行全程录像,实时采集超声图像,并通过过程录制模块803将压缩的超声图像与包括位置和其它状态的系统状态信息及医生的操作记录录制到录像文件中。

[0079] 部分录像时,医生根据需要,启动过程录制模块803进行录像,也可以在需要时停止录像。部分录像甚至可以根据某些特征自动进行。例如,使用超声多普勒功能和彩超功能以及超声造影功能时,显示的图像不全是黑白灰度的灰度图像,而是部分变成彩色的图像。在这种情况下,可通过自动检测这些功能的图像特征,如果图像特征满足要求时,立即开始自动录像功能,如果图像特征不满足,随即停止录像功能。

[0080] 检测图像是否为彩色的方法很简单。根据彩色图像原理可知,彩色由红蓝绿即RGB三原色形成,图像中的任一点有三个分量RGB,每个分量的数值范围在0到255之间,对于黑白灰度图像上任一点来说,其三个分量是相等的,也就是 $R = G = B$,而对彩色图像,三个分量值就不会全部相等了,而会存在一定的差值。因此,可通过检测图像上的点的三个分量的差值是否大于一个特定值,如 $|R - B| > 16$,就可判定图像为彩色了。

[0081] 图4是由过程录制模块803执行的过程录制方法的流程图。在录制过程中,需要在磁盘中创建一个录像文件,录像文件的路径放在当前病人的治疗文件夹下,治疗文件夹可在治疗计划时创建,一般以病人姓名和ID来创建。录像文件名可以由医生指定,也可以

利用计算机的系统时间自动生成,为了不影响医生的其它操作,一般采用后者自动生成录像文件名,如“2010-9-20_10_23:15”。此外,还需要将图像大小、色彩、图像的编码质量等初始信息写入录像文件的文件头中。

[0082] 如图 4 所示,首先,在步骤 S401 中,进行初始化设置,包括对图像的大小、色彩、图像的编码质量等进行设定。然后,在步骤 S402 中,打开录像文件,并将设定的图像大小、色彩、图像的编码质量等初始信息作为文件头写入录像文件中。

[0083] 接着,在步骤 S403 中,利用图像采集模块 801 获得采集的超声图像。因为大量的图像会占用很大的磁盘空间,一般都需要对原始图像进行压缩编码,生成编码后的图像。因此,接着,在步骤 S404 中,对获得的超声图像进行压缩编码。编码的方法可以采用无损压缩,如 zip 压缩,也可以采用有损压缩如按 jpeg2000 标准进行编码,甚至也可以采用视频编码,如 H. 264, mpeg2, mpeg4 等编码。无损压缩编码可以保证图像质量不变,但压缩率不高。有损压缩图像质量会受到影响,但压缩率高一些。而视频压缩的图像质量虽然也会受到影响,但由于具有前后图像的相关性检测算法,在同等质量下视频压缩比图像的有损压缩可以获得更高的压缩比。在对实时 B 超图像进行处理时,建议采用视频压缩方式,如基于 mpeg4 的 xvid 压缩, xvid 是一个开源的编码模块,在保证图像质量的情况下可以达到很高的压缩比。

[0084] 接着,在步骤 S405 中,通过系统控制器 6 获取系统状态信息,这些信息包括超声探头 2 的坐标位置、治疗头 4 的工作状态,甚至可包含水处理系统等子系统的一些信息。这些信息放在一个结构体中,其中的多个变量分别记录这些信息。这个结构被用来形成一个信息包。

[0085] 接着,在步骤 S406 中,通过 GUI 9 获得操作者的操作信息,操作者的各种操作被依次编号,如治疗头 2 的水平移动操作可以被编为操作 1,而移动的位置被放在操作码的后面,治疗头 2 的垂直移动操作可以被编为操作 2,依次类推,可以对医生的所有操作进行编号,形成操作码,再附上操作的具体数据如移动的距离,封装成一个操作包。

[0086] 接着,在步骤 S407 中,将压缩编码后的图像、信息包、操作包组合成一个信息帧,并在步骤 S408 中将信息帧写入磁盘录像文件中保存。

[0087] 接着,由于录制是一个不断进行的过程,所以在记录完成之前,录制不停在采集图像和信息写入磁盘录像文件之间循环,因此,在步骤 S409 中判断录制是否完成,录制完成的标志可以是医生手动停止,也可以是整个治疗结束时。如果录制完成,则在步骤 S410 中关闭录像文件,停止循环录制过程,否则跳转到步骤 S403。

[0088] 另外,录像时,信息帧之间是有时间间隔的,一般来说,每秒钟 16 帧左右即可满足要求,当然如果要求实时性高的话,可以达到 24 帧每秒以上,帧率提高的基本条件是计算机的性能要足够好,具有多核处理器的计算机是必须的。

[0089] (二) 过程回放模块 804

[0090] 过程回放模块 804 用于从过程录制模块 803 录制的录像文件中读出信息帧,并通过 GUI 9 按照从信息帧中分离出的图像信息、状态信息和操作信息在显示器 10 上还原超声图像、治疗头 4 和各子系统的状态及操作者的操作。

[0091] 图 5 是由过程回放模块 804 执行的过程回放方法的流程图。

[0092] 如图 5 所示,首先,在步骤 S501 中,进行初始化设置,包括 GUI 界面的初始化。然

后,在步骤 S502 中,打开录像文件,可以根据指定的病人,从病人文件夹下自动搜索出录像文件,也可以由操作者指定录像文件,打开录像文件后,读出文件头,得到录制时的一些信息,如图像大小、色彩等。

[0093] 为防止文件是空的情况,在步骤 S503 中判断是否已到达文件最后,如果到达最后,则在步骤 S504 中关闭录像文件,停止回放。如果不是尾部,则在步骤 S505 中从打开的录像文件中读取一个信息帧。

[0094] 读出信息帧后,在步骤 S506 中,从信息帧中分离出图像信息、状态信息和操作信息,再在步骤 S507 中对图像信息进行解码,解码的算法应与编码时的算法对应,例如,使用了 xvid 进行编码,则解码时也应该使用 xvid 进行解码,解码后的图像通过 GUI 9 显示到显示器 10 的 GUI 窗口上。

[0095] 接着,分别在步骤 S508 和 S509 中将状态信息和操作信息解析出来,通过 GUI 9 显示到显示器 10 的 GUI 窗口上。例如在显示器 10 上的 GUI 界面上的运动控制窗口中显示状态信息中的超声探头 2 和治疗头 4 的坐标位置,同时通过运动控制窗口上的水平运动控件和垂直运动控件来表现操作信息,例如,操作者水平移动了治疗头,则运动控制窗口上的水平运动控件应该动作一下。

[0096] 回放也是一过程,其结束是受录像文件控制的,如果已回放到了文件的最后,则回放就完成了。因此,跳转到步骤 S503,判断是否已到达录像文件的最后。

[0097] 回放的帧与帧之间与录制时一样,也是有时间间隔的,这个间隔可以与录制时相同,也可以根据操作者的需要加快或减慢回放。

[0098] (第三实施例)

[0099] 本实施例在第二实施例的基础上增加了非即刻疗效评价功能,即,利用录制的录像文件对非即刻的疗效进行对比分析,以供医生进行问题分析和经验总结。

[0100] 为了实现这个目的,如图 2 所示,根据本发明的控制系统 8 还包括非即刻疗效评价模块 805,其与即刻疗效评价模块 802 的不同之处在于评价对象变为两个不同时间录制的录像文件中的超声图像或者特定时间录制的录像文件中的超声图像与当前采集的超声图像,具体来讲,根据两个不同时间的超声图像计算这两个不同时间的治疗区的面积和/或体积;判断所述面积和/或体积的变化是否大于预定值,如果是,则判断治疗后的疗效很好,否则判断治疗效果不好。更具体来讲,由最近期的图像计算出的治疗区的面积和/或体积与由较早的图像计算出的治疗区的面积和/或体积相比较,如果近期的数据比此前的数据明显变小(面积减小 8%以上或体积减小 10%及以上),则表明治疗后的疗效很好,如果出现明显增大的情况(面积增加 8%以上或体积增加 10%及以上),则表明治疗后的疗效很差,可能需要再次治疗,如果数据变化不明显,则可能需要继续观察以确定最终疗效。

[0101] 图 6 是根据本实施例的手动勾画不同时间录制的录像文件中的超声图像中的治疗区轮廓的方法的流程图。

[0102] 如图 6 所示,首先,在步骤 S601 中,操作者选定两个录像文件。然后,在步骤 S602 中,自动读取其中一个文件(即,第一个文件)中的一个信息帧,或者也可由操作者选择一个信息帧,然后从该信息帧中得到图像信息和状态信息,再对图像信息进行解码,并从状态信息中提取出位置。然后,在步骤 S603 中,通过 GUI 9 在显示器 10 上的 GUI 窗口的左侧显示第一个文件中的图像(即,第一个图像)和位置。

[0103] 接着,在步骤 S604 中,读取选定的录像文件中的另一文件(即,第二个文件)中的信息帧,并进行搜索,找到信息帧中的超声图像的坐标位置(即,超声探头 2 的坐标位置)与第一个图像的坐标位置位于同一平面内的帧,然后对这个帧的图像进行解码。接着,在步骤 S605 中在 GUI 窗口的右侧显示第二个文件中的图像(第二个图像)和位置。

[0104] 最后,在步骤 S606 中,操作者通过鼠标操作,在左侧图像(即,第一个图像)或者右侧图像(即,第二个图像)上勾画出治疗区轮廓,然后自动根据这两个图像的坐标差值,在另一侧的图像上勾画出相应的治疗区轮廓以用于比较。

[0105] 在将录像文件中的超声图像与当前采集的超声图像进行对比的情况下,可首先通过图像采集模块 801 获取当前图像及其位置,并在 GUI 窗口的左侧或右侧显示当前图像,然后执行步骤 S604 至步骤 S605。

[0106] 在分别在不同时间的超声图像中找到不同时间的治疗区之后,分别计算这两个不同时间的治疗区的面积和/或体积,由根据最近期的图像计算出的治疗区的面积和/或体积与根据较早的图像计算出的治疗区的面积和/或体积相比较,如果近期的数据比较,如果明显缩小,则表明疗效很好,如果明显增大,表明疗效很差。因此,本实施例可用于跟踪病人的长期治疗效果。例如,在某个肿瘤病人在治疗结束后半年后回访检查时,可根据其之前治疗时录制的录像文件中的超声图像和现在采集的超声图像对比肿瘤的体积,如果治疗有效的话,则可以发现治疗半年后,已坏死的肿瘤的体积明显比治疗前小。

[0107] (第四实施例)

[0108] 本实施例在第二实施例的基础上增加了三维重建功能,以将录像文件中记录的不同位置的超声图像组合成一个三维图像,从而便于医生对治疗区的空间位置有更加直观的认识,加快定位过程。

[0109] 为了实现这个目的,如图 2 所示,根据本发明的控制系统 8 还包括三维重建模块 806,其用于利用过程录制模块 803 录制的录像文件中所包含的图像信息和状态信息进行三维重建,通过重建的三维图像,可更直观地看到治疗区(例如,肿瘤)的空间位置。

[0110] 图 7 是由三维重建模块 806 执行的三维重建方法的流程图。

[0111] 如图 7 所示,首先,在步骤 S701 中,选定一个录像文件,然后在步骤 S702 中,在录像文件中搜索出同一方向上的图像层面的位置范围,如沿 Z 轴方向搜索垂直于 Z 轴的所有平面的 Z 轴的范围。

[0112] 接着,在步骤 S703 中,根据位置范围创建三维图像的空间数组,具体地,根据图像大小确定 X 和 Y 方向的范围,结合 Z 轴的范围,确定一个三维空间范围,构建一个三维空间数组,三维数组的内容用于记录图像的灰度值,数组的每一维的单位可以是 mm,也可以为像素,一般情况下,X 和 Y 方向的单位是像素,Z 方向可以是 mm,可以根据要求 Z 方向的单位可以取 1-5mm。

[0113] 接着,在步骤 S704 中,在录像文件中以指定 Z 方向的间距搜索出所有满足条件的帧,根据帧中的位置,将帧里的图像解码出来,然后将图像的像素的灰度值写入三维图像的空间数组中的对应位置上。

[0114] 接着,在步骤 S705 中,根据填充了像素值的三维空间数组进行体重建。三维体素重建可以在三维空间中表达出组织或器官的内部信息。三维空间数组中的每个象素点都有一定的灰度级。可以利用显示卡的 OpenGL 中三维纹理功能(GL_TEXTURE_3D)得到体重建

结果,也可以采用光线投射算法扫描,利用 CPU 或 GPU 的功能,实现三维体重建。

[0115] 最后,在步骤 S706 中,在三维交互界面中显示体重建结果,同时附加显示设备单元的三维重建,如治疗头、治疗床等三维重建结果,形成一个三维场景。

[0116] 关于步骤 S705 和 S706 的内容,可参见申请号为 200510004985.6 的中国专利“超声治疗设备的控制系统”。

[0117] (第五实施例)

[0118] 本实施例在第二实施例的基础上增加了图像融合功能,以提高治疗时的定位准确性,提高治疗的安全性。

[0119] 为了实现这个目的,如图 2 所示,根据本发明的控制系统 8 还包括图像融合模块 807,其用于利用过程录制模块 803 录制的录像文件中所包含的图像信息和状态信息进行图像融合。

[0120] 图 8 是由图像融合模块 807 执行的图像融合方法的流程图。

[0121] 如图 8 所示,首先,在步骤 S801 中,选定一个录像文件。

[0122] 接着,在步骤 S802 中,通过图像采集模块 801 获得当前采集的超声图像,并通过系统控制器 6 获得当前的超声图像的坐标位置信息(也就是超声探头 2 的坐标位置)。

[0123] 接着,在步骤 S803 中,在选定的录像文件中搜索,查找与当前图像位置处于同一平面的帧,并从该帧中提取图像和位置。

[0124] 接着,在步骤 S804 中,利用二维图像融合技术进行图像融合。这里所说的二维图像融合主要是通过基于刚性的几何变换,如平移变换和旋转变换,将多种不同的图像,或不同时间段获得的同种类图像的位置进行配准,并综合整理成一幅高质量的二维图像。例如,把治疗前获得并保存的包含空间坐标位置信息的超声图像与当前实获取的包含空间坐标位置信息的超声图像进行配准,最后把治疗前的图像中的质量高部分与实时图像中的质量高的部分组合起来,去掉两个图像中质量差的部分,最后整理融合成一幅高质量的二维超声图像。

[0125] 最后,在步骤 S805 中,在 GUI 窗口上显示出图像融合的结果,用于指导当前手术的进行。

[0126] (第六实施例)

[0127] 本实施例与以上实施例的不同之处在于,采用的是具有造影功能的 B 超机,同时使用了造影剂,以用于辅助造影 B 超机的成像。关于超声造影技术的详细内容可参见由刘吉斌和王金锐主编的《超声造影显像》一书中的相关部分(科技技术文献出版社,ISBN:9787502366254)。

[0128] 通过实验发现,由于造影成像的特点,使得部分录像的应用中的非即刻疗效评价和图像融合及三维重建的效果比使用普通 B 超图像有显著的提升。

[0129] 以上已参照附图和实施例对本发明进行了详细描述,但是,应该理解,本发明并不限于以上所公开的具体实施例,任何基于本说明书所公开的技术方案的变型都应包括在本发明的保护范围内。

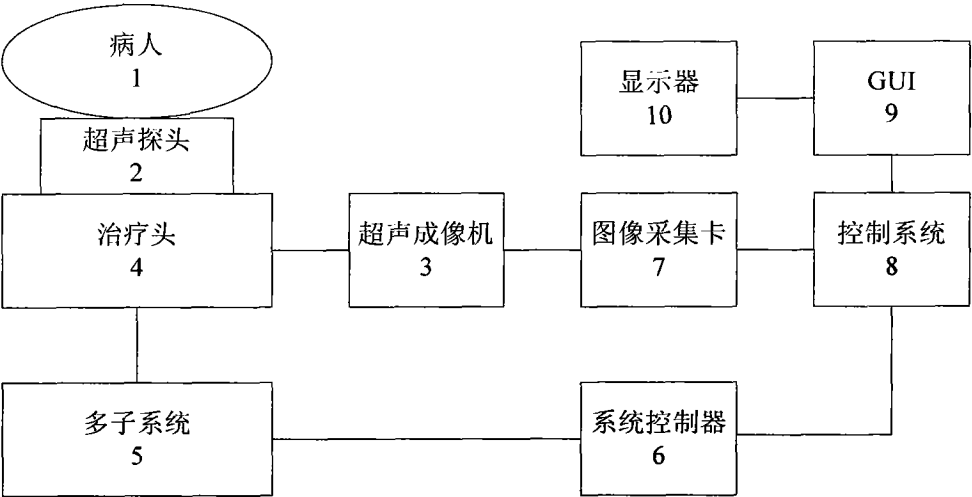


图 1

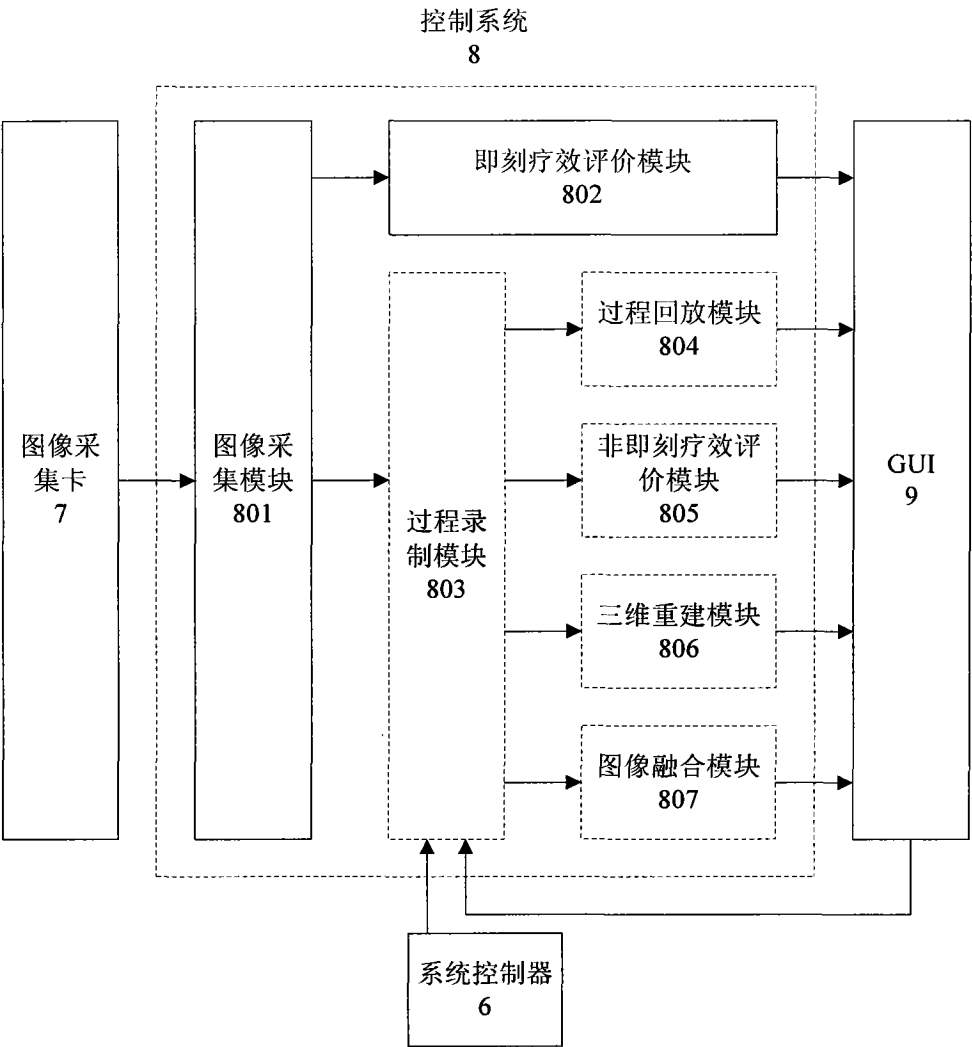


图 2

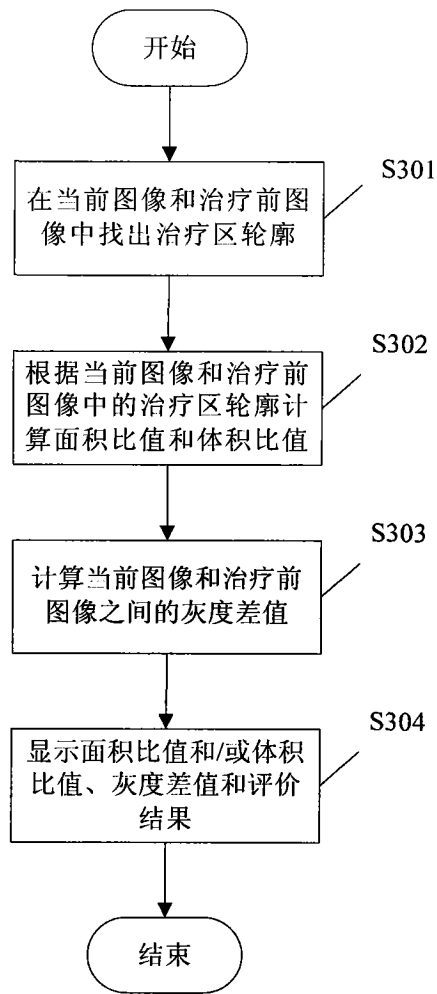


图 3

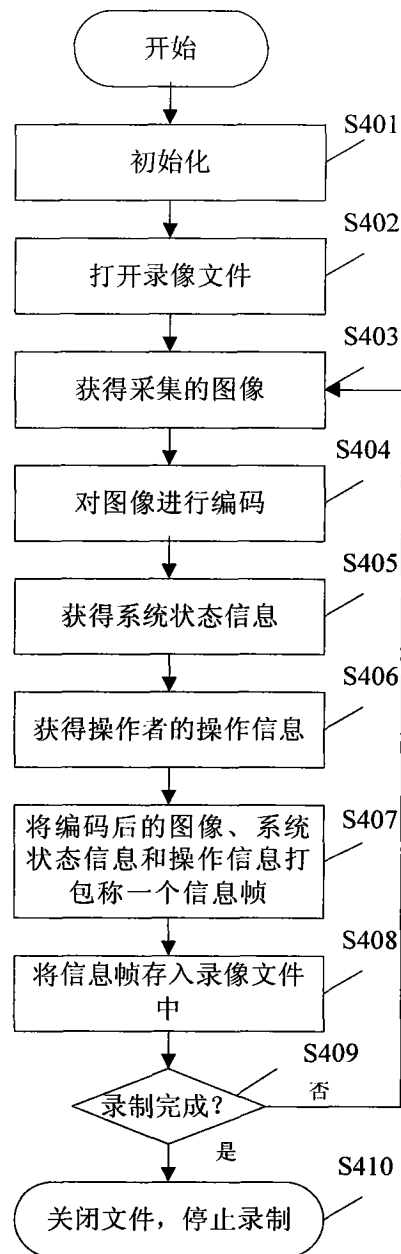


图 4

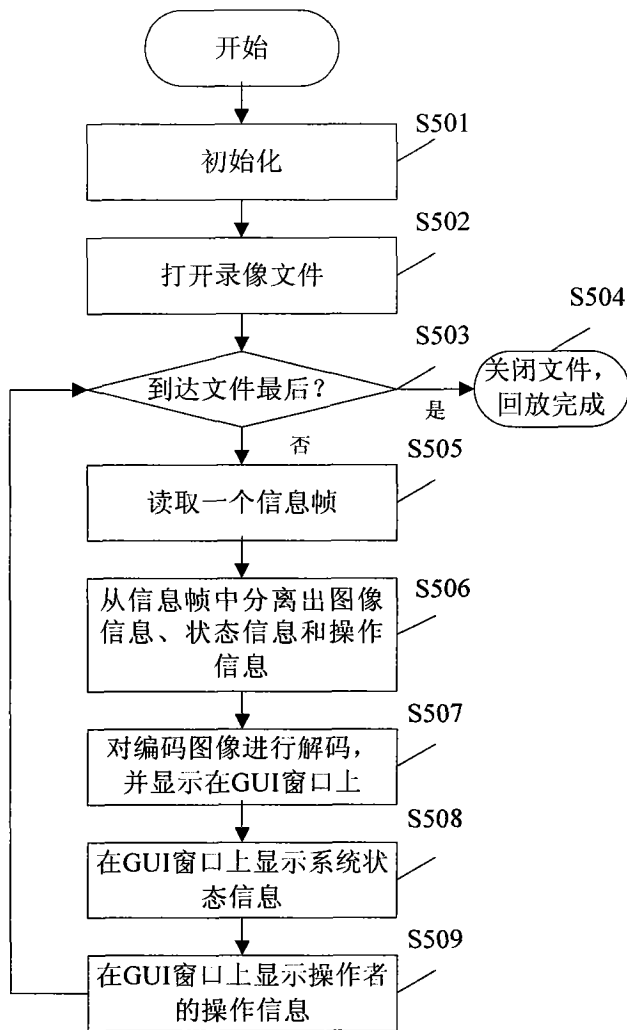


图 5

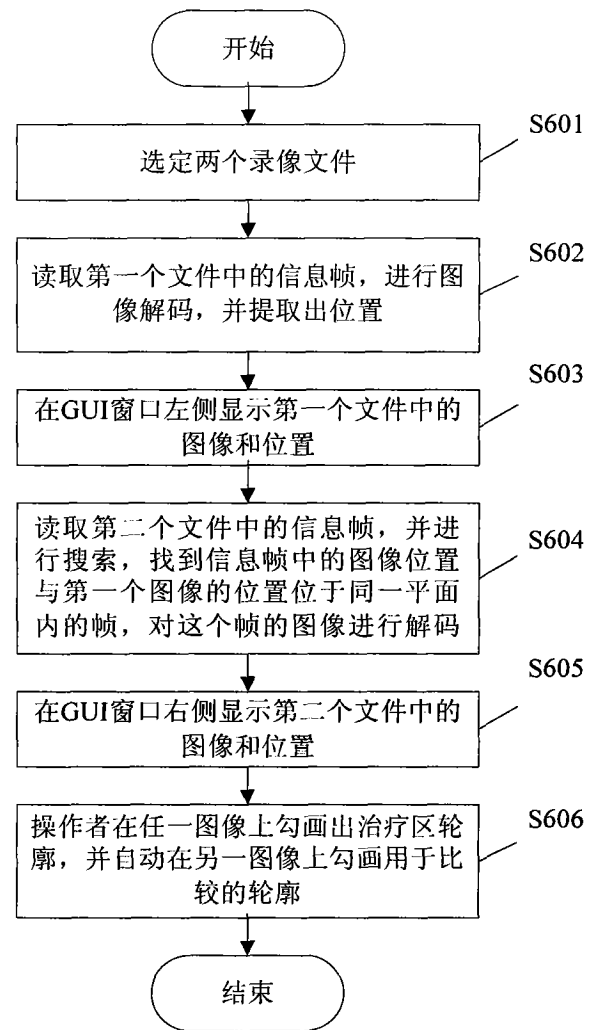


图 6

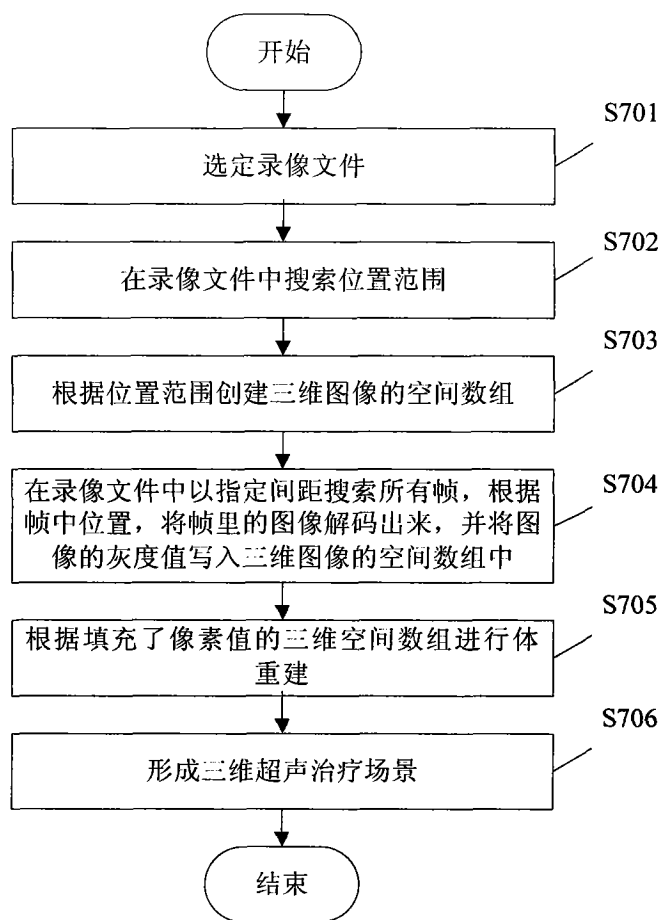


图 7

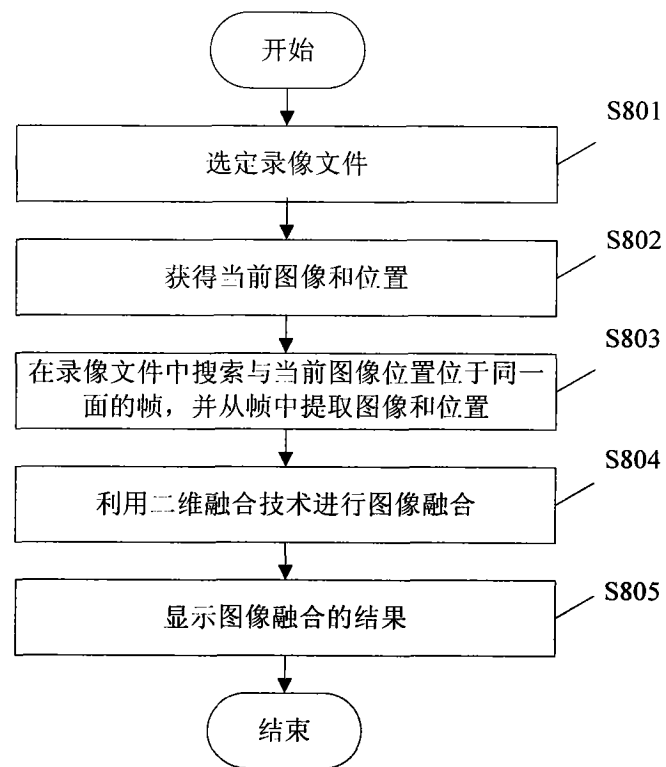


图 8

专利名称(译)	超声治疗系统的控制系统及控制方法		
公开(公告)号	CN102728007A	公开(公告)日	2012-10-17
申请号	CN201110085349.6	申请日	2011-03-29
[标]发明人	王智彪 文银刚		
发明人	王智彪 文银刚		
IPC分类号	A61N7/00 A61B8/08		
代理人(译)	罗建民		
其他公开文献	CN102728007B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声治疗系统的控制方法，包括：根据当前采集的超声图像和治疗前采集的超声图像计算当前治疗区中与治疗前治疗区相比灰度发生变化的区域的面积比值和/或体积比值以及当前治疗区与治疗前治疗区之间的灰度差值；判断所述面积比值和/或体积比值以及灰度差值是否大于预定值，如果是，则判断当前治疗有效，否则判断当前治疗无效。此外，还包括将系统状态信息和医生的操作信息与压缩的超声图像整合到一起以生成录像文件和根据录像文件进行回放，同时进行非即刻的长期疗效评价。相应地，提供一种控制系统。本发明可实现超声治疗的即刻疗效和长期疗效的量化分析，而且在回放时可将超声图像与其相应的系统状态信息和操作信息一起还原。

