



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103110430 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 31

(21) 申请号 201210590788. 7

CN 102834061 A, 2012. 12. 19,

(22) 申请日 2012. 12. 29

US 2003/0225346 A1, 2003. 12. 04,

US 4858613 , 1989. 08. 22,

(73) 专利权人 重庆海扶医疗科技股份有限公司
地址 401121 重庆市北部新区人和街道青松路1号

审查员 孙晓彤

(72) 发明人 金成兵 文银刚 伍小兵 温洪军 邹颖

(74) 专利代理机构 北京海虹嘉诚知识产权代理有限公司 11129

代理人 谢殿武

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

A61N 7/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 102551804 A, 2012. 07. 11,

US 4986275 , 1991. 01. 22,

CN 102727248 A, 2012. 10. 17,

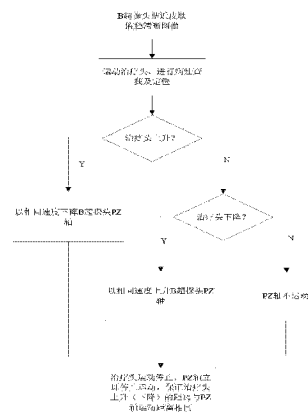
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54) 发明名称

超声实时高清图像跟踪方法

(57) 摘要

本发明公开了一种超声实时高清图像跟踪方法,在治疗头升降过程中, B 超探头与治疗头同速反向升降,形成反向联动,使得 B 超探头与目标靶位的纵向距离保持不变,即无论如何升降治疗头, B 超探头所获取的超声图像始终是同一高度位置处的图像,使整个运动过程中,图像质量清晰度始终保持一致并且实时,使得让操作者始终观察到的是近距离的清晰图像,可以清晰的看到治疗后的灰度变化,既增强了操作者对组织图像的判断能力,又缩短了等待时间,在超声治疗过程中则大大提高治疗效率。



CN 103110430 B

1. 一种超声实时高清图像跟踪方法,其特征在于:包括下列步骤:

a. 设定当前治疗头和 B 超探头,获取当前 B 超探头下降时的安全位置;所述 B 超探头设有快速升降驱动装置,该快速升降驱动装置同时受治疗头升降驱动装置的驱动与治疗头随动;

b. 利用 B 超探头获取超声清晰图像,设定为 B 超探头的起始位置,并监控该清晰图像;

c. 治疗头根据该清晰图像进行目标查找并定位;确定治疗头是否上升或下降,如果上升则以相同的速度下降 B 超探头,如果治疗头下降则以相同的速度上升 B 超探头,保证 B 超探头与目标相对距离不变;否则,B 超探头停止;

d. 治疗头位于照射位后停止运动,则 B 超探头停止;并确定 B 超探头是否位于安全位置,如果不在安全位置则驱动 B 超探头快速下降至安全位置,否则,B 超探头停止;

e. 治疗头照射目标,一次照射完成后,驱动 B 超探头快速上升至起始位置,获取超声清晰图像;

f. 根据需要重复 d 至 e;

步骤 b 中,利用 B 超探头获取超声清晰图像,冻结该超声清晰图像,设定为 B 超探头的起始位置;步骤 e 中,驱动 B 超探头快速上升至起始位置后,解冻图像并继续获取超声清晰图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声实时高清图像跟踪方法,其特征在于:步骤 e 中,驱动 B 超探头快速上升至起始位置后,记录 B 超探头快速上升的时间 MT(Move Time) 以及治疗头照射间隙时间 OT(Off Time),并计算解冻时间 = $OT - 2MT$ 。

超声实时高清图像跟踪方法

技术领域

[0001] 本发明涉及检测治疗辅助器械,特别涉及一种超声实时高清图像跟踪方法。

背景技术

[0002] 高强度聚焦超声技术 (High Intensity Focused Ultrasound) 是将超声波聚焦于靶区组织,利用超声波具有的组织穿透性和能量沉积性,将体外发生的超声波聚焦到体内组织(靶点),通过超声的机械效应、热效应和空化效应达到治疗的目的;较多的应用于超声治疗,当然,也可以应用于其它领域。高强度聚焦超声技术的应用,需要对治疗头进行确定照射目标并定位,才能实现既定的目的,因而需伴有成像设备,而成像设备较多的使用 B 超探头。

[0003] 现有的高强度聚焦超声肿瘤治疗系统 B 超探头与治疗头的位置是相对固定的,而 B 超探头与患者之间是用脱气水为介质来成像,因此要获取清晰超声图像,要求 B 超探头接近患者皮肤。在进行超声治疗时,由于治疗头的焦距是固定的,当需治疗的位置深度距离皮肤浅的地方,需调整治疗头位置,这样 B 超探头距离皮肤较远,由于治疗头,水囊,患者皮肤等多重因素的影响下,超声图像会有很多的伪影,这样给实时判断疗效带来很大的困扰,其安全性不能得到有效保证。

[0004] 以治疗为例,用 B 超作为影像监控设备的高强度聚焦超声肿瘤治疗系统,B 超探头距离病灶较远时观察病灶的图像质量较差,如果操作者需得到高质量的图像,须将 B 超探头和治疗头上升至病灶较近位置处。但是,在操作治疗头上升后,B 超探头与病灶之间的距离就会发生变化,此时图像也会发生变化,治疗头下降后,图像质量又会变差。在此种情况下,操作者在进行病灶或病害查找及定位的过程中,首先会上升治疗头或 B 超探头至较高位置获取清晰图像,找到病灶组织后,进行定位时,又会下降治疗头,此时 B 超探头同步下降,此时图像质量就会变差,病灶组织又会变得模糊,操作者为了看清病灶组织,又需要上升治疗头和 B 超探头,如此反复,在整个治疗前的准备过程中就会花费很长时间在病灶查找及定位上,并且给操作医生操作带来很大不便及影响医生的满意度。

[0005] 在治疗过程中,临床上对超声图像不太熟悉的医生,往往是在超声输出前将 B 超探头上升靠近病灶,获取病灶清晰图像,以确保治疗头在病灶组织上的定位的准确性,然后再将 B 超探头降下来,再输出治疗超声。此时在治疗超声输出过程中看到的图像都是比较模糊的,其治疗后灰度变化情况也是不明显的,治疗完成后,操作医生想看到治疗后的效果(即灰度变化情况),就必须再将 B 超探头手动上升至较高位置处进行观察,如果不理想,又需要再将 B 超探头降下来后再进行超声输出治疗,如此反复,同样给操作医生操作带来很大不便及影响操作医生的满意度,同时,加长了整个治疗过程的时间,使治疗效率明显降低。

[0006] 当然,在利用超声对其它靶点进行治疗时,会同样遇到上述问题。

[0007] 为解决成像的一系列问题,中国专利公开号 CN102551804A 的专利文件减少图像伪影的超声治疗仪监控系统及其图像获取方法公开了一种 B 超探头快速升降成像系统,该

系统的 B 超探头设有快速驱动装置,与治疗头运动装置分离。

[0008] 因此,如果能有一种在超声治疗过程中能够实时进行高清图像跟踪的方法,能够实时保证 B 超探头获取清晰影像,确定目标边界位置,在升降治疗头的过程中,B 超探头与目标之间的纵向距离不会发生变化,从而使图像质量清晰度始终保持一致并且实时,使得让操作者始终观察到的是近距离的清晰图像,可以清晰的看到治疗后的灰度变化,增强操作者对组织图像的判断能力,缩短等待时间,提高工作效率。

发明内容

[0009] 有鉴于此,本发明的目的是提供一种超声实时高清图像跟踪方法,能够实时保证 B 超探头获取清晰影像,确定目标边界位置,在升降治疗头的过程中,B 超探头与目标之间的纵向距离不会发生变化,从而使图像质量清晰度始终保持一致并且实时,使得让操作者始终观察到的是近距离的清晰图像,可以清晰的看到治疗后的灰度变化,增强操作者对组织图像的判断能力,缩短等待时间,提高工作效率。

[0010] 本发明的超声治疗过程实时高清图像跟踪方法,包括下列步骤:

[0011] a. 设定当前治疗头和 B 超探头,获取当前 B 超探头下降时的安全位置;所述 B 超探头设有快速升降驱动装置,该快速驱动装置同时受治疗头升降驱动装置的驱动与治疗头随动;

[0012] b. 利用 B 超探头获取超声清晰图像,设定为 B 超探头的起始位置,并监控该清晰图像;

[0013] c. 治疗头根据该清晰图像进行目标查找并定位:确定治疗头是否上升或下降,如果上升则以相同的速度下降 B 超探头,如果治疗头下降则以相同的速度上升 B 超探头,保证 B 超探头与目标相对距离不变;否则,B 超探头停止;

[0014] d. 治疗头位于照射位后停止运动,则 B 超探头停止;并确定 B 超探头是否位于安全位置,如果不在安全位置则驱动 B 超探头快速下降至安全位置,否则,B 超探头停止;

[0015] e. 治疗头照射目标,一次照射完成后,驱动 B 超探头快速上升至起始位置,获取超声清晰图像;

[0016] f. 根据需要重复 d 至 e。

[0017] 进一步,步骤 b 中,利用 B 超探头获取超声清晰图像,冻结该超声清晰图像,设定为 B 超探头的起始位置;步骤 e 中,驱动 B 超探头快速上升至起始位置后,解冻图像并继续获取超声清晰图像;

[0018] 进一步,步骤 e 中,驱动 B 超探头快速上升至起始位置后,记录 B 超探头快速上升的时间 MT(Move Time) 以及高强度聚焦头照射间隙时间 OT(Off Time),并计算解冻时间 $=OT-2MT$ 。

[0019] 本发明的有益效果:本发明的超声实时高清图像跟踪方法,治疗头升降过程中,B 超探头与治疗头同速反向升降,形成反向联动,使得 B 超探头与目标靶位的纵向距离保持不变,即无论如何升降治疗头,B 超探头所获取的超声图像始终是同一高度位置处的图像,使整个运动过程中,图像质量清晰度始终保持一致并且实时,使得让操作者始终观察到的是近距离的清晰图像,可以清晰的看到治疗头照射后的灰度变化,增强了操作者对组织图像的判断能力,缩短了等待时间,大大提高工作效率;如用于治疗,则可大大提高治疗效率。

附图说明

[0020] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步描述。

[0021] 图 1 为本发明系统结构示意图；

[0022] 图 2 为本发明图像获取及控制原理框图；

[0023] 图 3 为本发明驱动过程流程框图；

[0024] 图 4 为本发明图像跟踪方法流程框图。

具体实施方式

[0025] 图 1 为本发明系统结构示意图,图 2 为本发明图像获取及控制原理框图,图 3 为本发明驱动过程流程框图,图 4 为本发明图像跟踪方法流程框图,如图所示:本实施例的超声实时高清图像跟踪方法,以人体治疗为例,包括下列步骤:

[0026] a. 设定当前治疗头和 B 超探头,获取当前 B 超探头下降时的安全位置 PzSafe,此值表示功率输出时,B 超探头允许的最高位置,即功率输出过程中,当 B 超探头位置过高时,则会阻挡超声通道,使治疗头输出能量不能完全聚焦于病灶组织,从而降低了治疗效果,使治疗效率降低,即 PzSafe 值表示在不影响声功率输出效率的情况下,功率输出时,B 超探头允许的最大停止坐标位置;

[0027] a. 设定当前治疗头和 B 超探头,获取当前 B 超探头下降时的安全位置;所述 B 超探头设有快速升降驱动装置,该快速驱动装置同时受治疗头升降驱动装置的驱动与治疗头随动;如图 1 所示,治疗头 1 的焦点 5 位于人体组织 4 的病灶组织点 3 附近,B 超探头 2 与治疗头 1 同轴位于中心由其影像控制单元控制用于获取图像,而治疗头 1 由高强度聚焦超声能量控制系统控制进行超声照射;根据超声波的特点,超声波通过空气介质时,其能量迅速衰减,因此需要设置介质水容器 6,以便通过 B 超探头获取病灶影像和治疗头对病灶处的超声治疗;根据设备特点,B 超探头和治疗头设有两套独立的升降运动机构,使得 B 超探头与治疗头共同运动,也就是:治疗头上升或下降运动,会带动 B 超探头同时上升或下降运动,同时 B 超探头也可独立上升或下降运动;

[0028] 本发明图像获取及控制原理见图 2,B 超探头组件一般包括 B 超探头和快速驱动装置,首先通过 B 超探头获取 B 超图像,并在实时影像监控系统中显示,通过图像采集模块将 B 超图像实时采集到中央处理器的软件中并进行显示,根据采集到的图像信息,操作者通过运动控制系统对快速驱动装置及治疗头进行运动控制调节,从而实现对高清图像获取及跟踪控制的目的;B 超探头的快速驱动及上述原理具体见申请号:201110459770.9 的专利文件,在此不再赘述;

[0029] b. 利用 B 超探头获取超声清晰图像,设定为 B 超探头的起始位置 PzPos,并监控该清晰图像;所获取监控图像为清晰图像,能够较清晰的看到人体组织及病变组织为准;

[0030] c. 治疗头根据该清晰图像进行目标查找并定位:确定治疗头是否上升或下降,如果上升则以相同的速度下降 B 超探头,如果治疗头下降则以相同的速度上升 B 超探头,保证 B 超探头与目标相对距离不变;否则,B 超探头停止;

[0031] 即在看到清晰影像的前提下,通过运动治疗头来确定病灶组织及其边界的位置;在整个运动定位过程中,在 B 超探头当没有升降的情况下,升降治疗头时,B 超探头与病灶

之间的纵向距离 d (图 1 所示) 不发生变化;当治疗头以某一速度值 $speed$ 上升时,B 超探头 PZ 轴以相同的速度值 $Speed$ 下降,当治疗头停止上升时,B 超探头 PZ 轴同时停止下降运动;同理,当治疗头以某一速度值 $speed$ 下降时,B 超探头 PZ 轴以相同的速度值 $Speed$ 上升,当治疗头停止下降时,B 超探头的 PZ 轴同时停止上升运动;此处运动不包含水平运动的限定,根据设备的特点,当治疗头水平运动时,B 超探头的 PZ 轴不会发生运动,B 超探头所获取的超声图像始终是同一高度位置处的图像,使整个运动过程中,图像质量清晰度始终保持一致并且实时;

[0032] d. 治疗头位于照射位后停止运动,则 B 超探头停止;并确定 B 超探头是否位于安全位置 $PzSafe$,如果不在安全位置 $PzSafe$ 则驱动 B 超探头快速下降至安全位置 $PzSafe$,否则,B 超探头停止;

[0033] e. 治疗头照射目标,操作过程中需按设定功率、时间进行功率输出,一次照射完成后,驱动 B 超探头快速上升至起始位置 $PzPos$,获取超声清晰图像;

[0034] f. 根据步骤 e 获取的图像确定是否需要继续治疗(或者说继续照射)如果需要继续治疗(或者照射),则重复 d 至 e,否则,结束治疗。

[0035] 本实施例中,步骤 b 中,利用 B 超探头获取超声清晰图像,冻结该超声清晰图像,设定为 B 超探头的起始位置 $PzPos$;输出功率前,首先冻结 B 超图像,然后 B 超探头快速下降至安全位置 $PzSafe$ 位置处,即当 B 超探头的 PZ 轴坐标起始位置 $PzPos$ 大于安全位置 $PzSafe$ 值时,B 超探头则快速下降至安全位置 $PzSafe$ 位置,相反,当起始位置 $PzPos$ 小于或等于安全位置 $PzSafe$ 值时,B 超探头保持原位置不变;冻结有利于治疗头自始至终均具有明确的指向,利于治疗的顺利进行;

[0036] 步骤 e 中,驱动 B 超探头快速上升至起始位置后,解冻图像并继续获取超声清晰图像;当 B 超探头到起始位置 $PzPos$ 后,解冻图像,此时观察到的图像始终是与治疗前 B 超探头 PZ 轴所在相同高度位置处的图像,这样可以清晰的看到功率输出后的图像灰度变化情况,从而实现在治疗结束瞬间,操作操作医生能清楚观察到病灶处的灰度变化,根据灰度的变化,根据治疗方案进行评估,决定下次治疗参数。

[0037] 本实施例中,步骤 e 中,驱动 B 超探头快速上升至起始位置后,记录 B 超探头快速上升的时间 MT (Move Time) 以及高强度聚焦头照射间隙时间 OT (OffTime),并计算解冻时间 $=OT-2MT$ 。

[0038] 以上记载仅仅是以治疗疾病为例,还可以应用于其它领域,并不局限于疾病的治疗。

[0039] 最后说明的是,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制,尽管参照较佳实施例对本发明进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本发明技术方案的宗旨和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

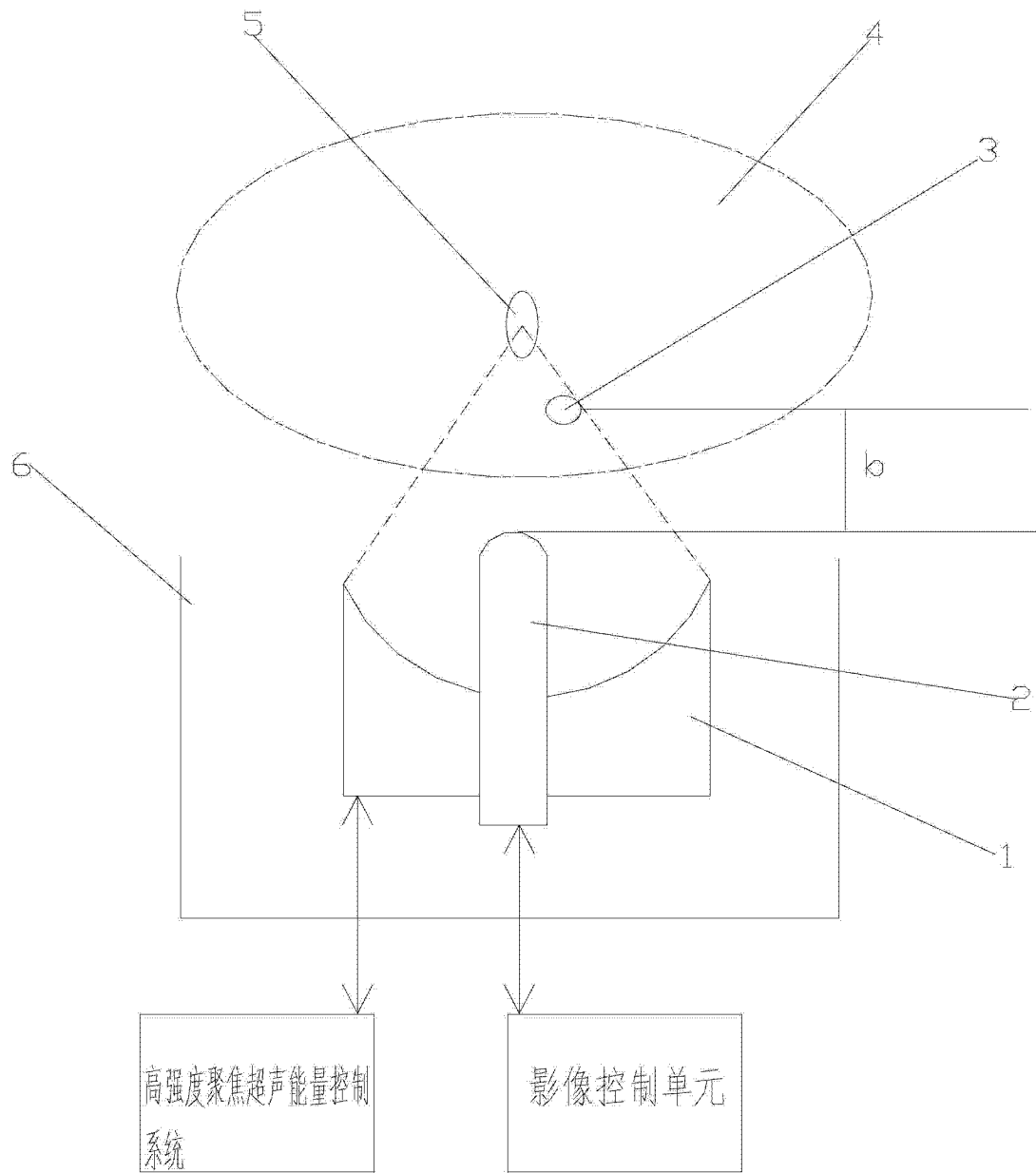


图 1

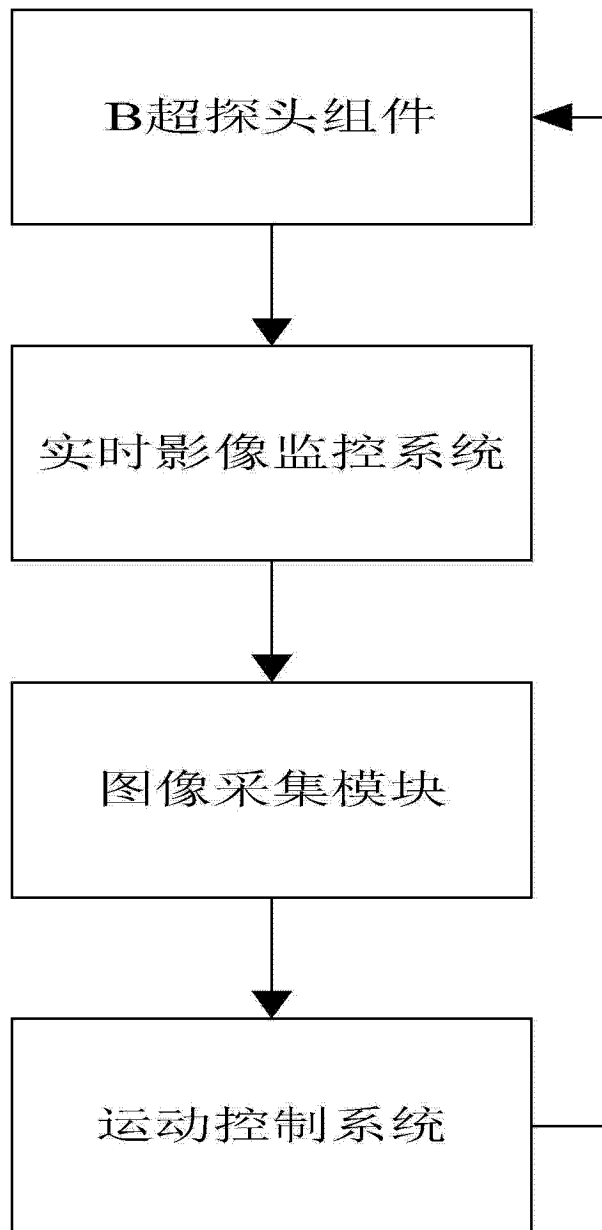


图 2

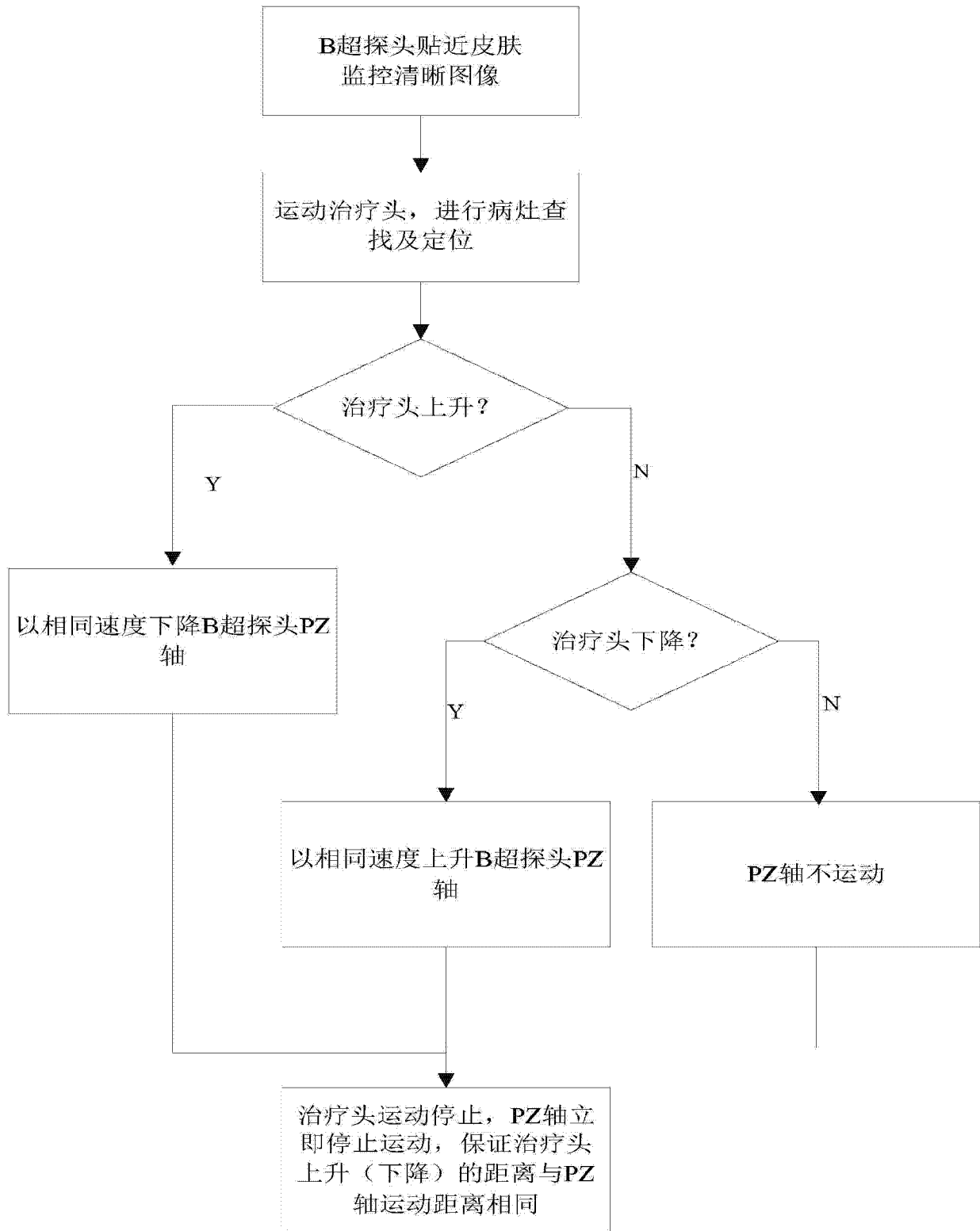


图 3

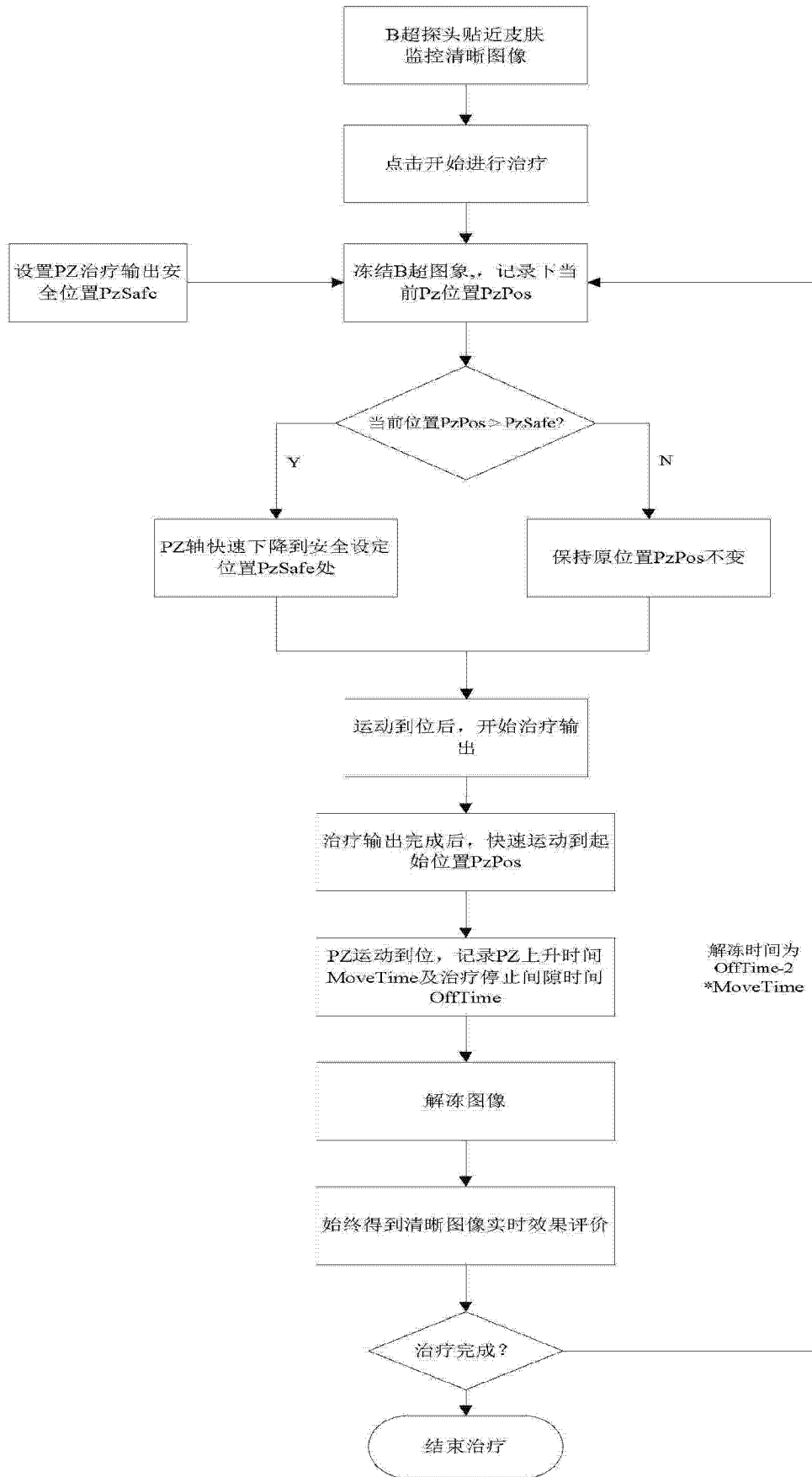


图 4

专利名称(译)	超声实时高清图像跟踪方法		
公开(公告)号	CN103110430B	公开(公告)日	2014-12-31
申请号	CN201210590788.7	申请日	2012-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	重庆海扶医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	重庆海扶医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	重庆海扶医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	金成兵 文银刚 伍小兵 温洪军 邹颖		
发明人	金成兵 文银刚 伍小兵 温洪军 邹颖		
IPC分类号	A61B8/00 A61N7/00		
审查员(译)	孙晓彤		
其他公开文献	CN103110430A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声实时高清图像跟踪方法，在治疗头升降过程中，B超探头与治疗头同速反向升降，形成反向联动，使得B超探头与目标靶位的纵向距离保持不变，即无论如何升降治疗头，B超探头所获取的超声图像始终是同一高度位置处的图像，使整个运动过程中，图像质量清晰度始终保持一致并且实时，使得让操作者始终观察到的是近距离的清晰图像，可以清晰的看到治疗后的灰度变化，既增强了操作者对组织图像的判断能力，又缩短了等待时间，在超声治疗过程中则大大提高治疗效率。

