



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102525596 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 04

(21) 申请号 201110459841. 5

(22) 申请日 2011. 12. 31

(71) 申请人 重庆海扶(HIFU)技术有限公司

地址 401121 重庆市渝北区人和镇青松路 1 号

(72) 发明人 文银刚 伍小兵 邹颖 温洪军

(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 17/32(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

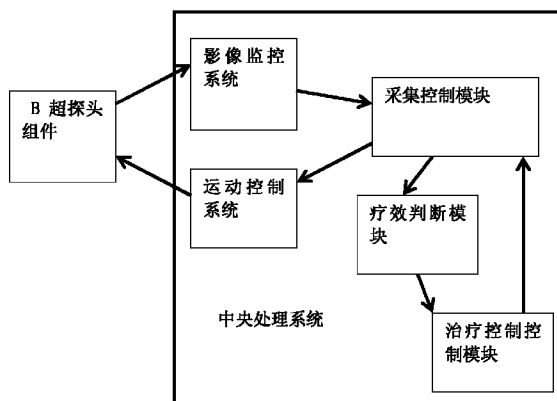
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

超声采集和治疗控制系统及其获取图像的方法

(57) 摘要

本发明公开了一种超声采集和治疗控制系统及其图像采集方法,包括治疗头和以可绕自身轴线 360° 快速旋转用于获取主切面图像和正交切面图像的 B 超探头;本发明采用用于驱动 B 超探头绕自身轴线旋转的转动驱动组件,通过采集控制模块控制超声治疗仪旋转 B 超探头组件获取 0 度及 360 度内任意角度的图像,尤其是两幅正交图像,将这两幅图像以三维的方式表现在屏幕上,结合在三维窗口中绘制 HIFU 焦点和声通道,为医生提供安全的辅助判断;利用疗效判断模块,进行两个角度的正交图像进行治疗前后的疗效判断;利用判断判断结果,对治疗过程进行自动控制,决定是否治疗达到要求可以结束治疗,或者是否发生了危险,需要停止或中断治疗。



1. 一种超声采集和治疗控制系统,其特征在于:包括治疗头组件和B超探头组件;B超探头组件包括:

B超探头,以可绕自身轴线 360° 旋转用于获取主切面图像和正交切面图像;

转动驱动组件,与B超探头连接并驱动B超探头可绕自身轴线 360° 旋转;转动驱动组件驱动B超探头转动 360° 的时间为0.5-3秒。

2. 根据权利要求1所述的超声采集和治疗控制系统,其特征在于:还包括:中央处理系统,用于接收B超探头的图像数据,向治疗头组件发送照射或停止命令实现治疗过程控制,并对B超探头的图像数据进行对比实现疗效判断。

3. 根据权利要求2所述的超声采集和治疗控制系统,其特征在于:所述转动驱动组件至少包括转动伺服电机和由转动伺服电机驱动的转动传动机构,所述转动传动机构包括转动蜗轮蜗杆副,转动蜗轮蜗杆副的蜗杆与转动伺服电机的动力输出轴传动配合,转动蜗轮蜗杆副的蜗轮与B超探头以可驱动其绕轴线转动的方式传动配合;所述中央处理系统命令输出端连接伺服电机的控制电路。

4. 根据权利要求3所述的超声采集和治疗控制系统,其特征在于:还包括外套于B超探头的筒状护套,所述B超探头的工作面凸出于筒状护套端部;所述B超探头下部形成缩颈的探头柄,所述探头柄沿圆周方向固定配合外套有T形轴套;所述筒状护套内圆设有环形凸台,所述T形轴套小头向下同轴穿过环形凸台形成的内圆并与转动蜗轮蜗杆副的蜗轮传动配合,所述T形轴套大头下部担在环形凸台上并与其转动配合,T形轴套大头上部托住B超探头。

5. 根据权利要求4所述的超声采集和治疗控制系统,其特征在于:所述T形轴套大头下部通过一自润滑材料制成的平面滑动轴承担在环形凸台上;所述转动蜗轮蜗杆副的蜗轮通过伸缩轴组件与B超探头传动配合。

6. 根据权利要求5所述的超声采集和治疗控制系统,其特征在于:伸缩轴组件包括蜗轮轴、齿轮副和动力输出轴,所述齿轮副的主动齿轮与蜗轮轴在圆周方向固定配合并在轴向可滑动配合,蜗轮轴作为动力输入端由转动蜗轮蜗杆副的蜗轮驱动,齿轮副的从动齿轮与动力输出轴同轴传动配合,动力输出轴与T形轴套小头同轴传动配合。

7. 根据权利要求6所述的超声采集和治疗控制系统,其特征在于:在动力输出轴外部套有支撑套,该支撑套上端转动配合支撑于动力输出轴上端形成的轴肩并作用于T形轴套小头,支撑套下端支撑于筒状护套内圆底部形成的向内凸台;筒状护套以可驱动B超探头绕其轴线转动的方式与B超探头同轴传动配合,转动传动机构的转动动力输出端以可驱动筒状护套绕自身轴线转动的方式传动配合;所述筒状护套外套有导向套,导向套内表面设有与筒状护套外表面无间隙滑动配合的导向面,导向面分布有沿轴向并列设置的周向槽。

8. 一种利用超声采集和治疗控制系统的图像采集方法,其特征在于:包括下列步骤:

a. 通过B超探头获取实时超声图像,并旋转B超探头到主切面角度,采集图像使其显示二维窗口中并保存;

b. 旋转B超探头到与主切面任意夹角的切面角度,采集辅助图像并保存;

c. 将主切面图像和辅助图像同时显示在三维窗口中;

d. 在进行治疗头照射后,获取辅助图像和主切面图像并保存;

c. 对比步骤d中获得的辅助图像和主切面图像与步骤c中对应的主切面图像和正交切

面图像之间的灰度。

9. 根据权利要求8所述利用超声采集和治疗控制系统的图像采集方法,其特征在于:
所述辅助图像为与主切面图像正交的正交切面图像。

超声采集和治疗控制系统及其获取图像的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗辅助器械,特别涉及一种用于超声采集和治疗控制系统及其获取图像的方法。

背景技术

[0002] 高强度聚焦超声技术 (High Intensity Focused Ultrasound), 简称 HIFU 技术。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生物体内病变组织 (治疗靶点), 通过超声的机械效应、热效应和空化效应达到治疗疾病的目的。HIFU 技术有两个重要概念是焦点, 和声通道。焦点就是超声波聚焦的一个小区域, 而声通道则是超声波经过的区域。

[0003] 采用高强度聚焦超声技术的超声治疗仪是一种比较新的无创的治疗仪, 存在治疗定位所花的时间长, 治疗的安全性把握比较困难, 治疗的疗效判断比较片面, 也不太准确等问题。

[0004] 在传统的超声仪中, 疗效判断一般根据一个切面治疗前后图像上的灰度变化 (治疗后灰度增强) 来作为疗效判的结果, 由于组织特性不均匀, 灰度变化可能某一个切面上不明显, 而在另一个角度却很明显的情况。

[0005] 超声治疗仪有时候需用 B 超探头监控图像, 并根据图像提供的信息进行定位, 治疗和疗效判断, 比如高强度聚焦超声肿瘤治疗系统。现有技术中, 采用 B 超探头监控图像的超声治疗仪 (比如高强度聚焦超声肿瘤治疗系统) 中, 一般只是从一个角度实时采集图像, 并用于定位、治疗和疗效判断及安全判断, 有的虽然可以从两个角度进行处理, 但所花费的时间很长, 达不到实时准确的效果。因为只能实时从一个角度进行定位、治疗和疗效判断及安全判断, 这极大影响了定位的效率, 影响了疗效判断的全面性与准确性, 也不能达到全面安全判断的效果。

[0006] 因此, 需要一种适用于超声治疗仪的超声采集和治疗控制系统, 使 B 超探头从而能够在较短时间内提供 0 度及 360 度范围内中任意角度图像, 利用现有的图像采集控制模块, 运动控制系统, 既能增强操作者对组织图像的判断治疗效果及治疗安全性能力, 又能缩短准确判断的时间, 提高治疗效率。

发明内容

[0007] 有鉴于此, 本发明的目的是提供一种超声采集和治疗控制系统及其图像采集方法, 使 B 超探头从而能够在较短时间内提供 0 度及 360 度范围内中任意角度图像, 利用现有的图像采集控制模块, 运动控制系统, 既能增强操作者对组织图像的判断治疗效果及治疗安全性能力, 又能缩短准确判断的时间, 提高治疗效率。

[0008] 本发明的超声采集和治疗控制系统, 包括治疗头组件和 B 超探头组件; B 超探头组件包括:

[0009] B 超探头, 以可绕自身轴线 360° 旋转用于获取主切面图像和正交切面图像;

[0010] 转动驱动组件,与B超探头连接并驱动B超探头可绕自身轴线360°旋转;转动驱动组件驱动B超探头转动360°的时间为0.5-3秒。

[0011] 进一步,还包括:中央处理系统,用于接收B超探头的图像数据,向治疗头组件发送照射或停止命令实现治疗过程控制,并对B超探头获得的治疗前和治疗后图像数据进行对比实现疗效判断;

[0012] 进一步,所述转动驱动组件至少包括转动伺服电机和由转动伺服电机驱动的转动传动机构,所述转动传动机构包括转动蜗轮蜗杆副,转动蜗轮蜗杆副的蜗杆与转动伺服电机的动力输出轴传动配合,转动蜗轮蜗杆副的蜗轮与B超探头以可驱动其绕轴线转动的方式传动配合;所述中央处理系统命令输出端连接伺服电机的控制电路;

[0013] 进一步,还包括外套于B超探头的筒状护套,所述B超探头的工作面凸出于筒状护套端部;所述B超探头下部形成缩颈的探头柄,所述探头柄沿圆周方向固定配合外套有T形轴套;所述筒状护套内圆设有环形凸台,所述T形轴套小头向下同轴穿过环形凸台形成的内圆并与转动蜗轮蜗杆副的蜗轮传动配合,所述T形轴套大头下部担在环形凸台上并与其转动配合,T形轴套大头上部托住B超探头;

[0014] 进一步,所述T形轴套大头下部通过一自润滑材料制成的平面滑动轴承担在环形凸台上;所述转动蜗轮蜗杆副的蜗轮通过伸缩轴组件与B超探头传动配合;

[0015] 进一步,伸缩轴组件包括蜗轮轴、齿轮副和动力输出轴,所述齿轮副的主动齿轮与蜗轮轴在圆周方向固定配合并在轴向可滑动配合,蜗轮轴作为动力输入端由转动蜗轮蜗杆副的蜗轮驱动,齿轮副的从动齿轮与动力输出轴同轴传动配合,动力输出轴与T形轴套小头同轴传动配合;

[0016] 进一步,在动力输出轴外部套有支撑套,该支撑套上端转动配合支撑于动力输出轴上端形成的轴肩并作用于T形轴套小头,支撑套下端支撑于筒状护套内圆底部形成的向内凸台;筒状护套以可驱动B超探头绕其轴线转动的方式与B超探头同轴传动配合,转动传动机构的转动动力输出端以可驱动筒状护套绕自身轴线转动的方式传动配合;所述筒状护套外套有导向套,导向套内表面设有与筒状护套外表面无间隙滑动配合的导向面,导向面分布有沿轴向并列设置的周向槽。

[0017] 本发明还公开了一种利用超声采集和治疗控制系统的图像采集方法,包括下列步骤:

[0018] a. 通过B超探头获取实时超声图像,并旋转B超探头到主切面角度,采集图像使其显示二维窗口中并保存;

[0019] b 旋转B超探头到与主切面任意夹角的切面角度,采集辅助图像并保存;

[0020] c 将主切面图像和辅助图像同时显示在三维窗口中;

[0021] d. 在进行治疗头照射后,获取辅助图像和主切面图像并保存;

[0022] c. 对比步骤d中获得的辅助图像和主切面图像与步骤c中对应的主切面图像和正交切面图像之间的灰度。

[0023] 进一步,所述辅助图像为与主切面图像正交的正交切面图像。

[0024] 本发明的有益效果:本发明的超声采集和治疗控制系统及其图像采集方法,采用用于驱动B超探头绕自身轴线旋转的转动驱动组件,通过采集控制模块控制超声治疗仪旋转B超探头组件获取0度及360度内任意角度的图像,尤其是两幅正交图像,将这两幅图像

以三维的方式表现在屏幕上,结合在三维窗口中绘制 HIFU 焦点和声通道,为医生提供安全的辅助判断;利用疗效判断模块,进行两个角度的正交图像进行治疗前后的疗效判断;利用判断判断结果,对治疗过程进行自动控制,决定是否治疗达到要求可以结束治疗,或者是否发生了危险,需要停止或中断治疗。

附图说明

[0025] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步描述。

[0026] 图 1 为本发明结构示意图;

[0027] 图 2 为本发明另一种传动方式结构示意图;

[0028] 图 3 为本发明控制原理框图。

具体实施方式

[0029] 图 1 为本发明结构示意图,如图所示:本实施例的超声采集和治疗控制系统,包括治疗头组件和 B 超探头组件;B 超探头组件包括:

[0030] B 超探头 1,以可绕自身轴线 360° 旋转用于获取主切面图像和正交切面图像;

[0031] 转动驱动组件,与 B 超探头 1 连接并驱动 B 超探头 1 可绕自身轴线 360° 旋转;转动驱动组件驱动 B 超探头转动 360° 的时间为 0.5-3 秒;转动传动组件包括现有的能够进行转动驱动的驱动机构,包括电动、气动或液动驱动机构,也包括磁驱动结构,均能实现目的,当然,需要配置一些辅助结构,比如支撑和底座等等。

[0032] 本实施例中,还包括:中央处理系统,用于接收 B 超探头的图像数据,向治疗头组件发送照射或停止命令实现治疗过程控制,并对 B 超探头获得的治疗前和治疗后图像数据进行对比实现疗效判断。

[0033] 如图 3 所示,本发明可根据不同操作需求,当需要获取不同角度图像时:中央处理系统可包括采集控制模块(可采用现有的 PLC 控制系统,并集成数据采集卡)、运动控制系统和影像监控系统,在指定运动范围和运动时间内,通过运动控制系统(用于控制伺服电机等驱动设备)使 B 超探头运动到指定的一个角度,然后集控制模块发通过影像监控系统实时获取此角度下的图像,并保存到计算机的内存和硬盘中,然运动到一下角度,并采集图像,直到给定范围内的所有图像获取完成。运动的范围可以根据需要控制在 0 到 360 度,运动完成的时间控制在 0.5 秒到 3 秒内。

[0034] 实践中,为了满足实时性、准确性,并提高治疗效率,我们选择在 0 到 180 度范围内,在 0.5 秒到 1 秒的时间范围内获取任意两个正交切面,如 0 度和 90 度的两个正交切面,90 度和 180 度两个正交切面。为了提高控制的准确性和简化超声治疗仪旋转 B 超探头组件 1 的结构,我们可以只对 0 度,90 度,180 度三个角度进行高精度控制。在旋转这三个角度时,采集控制模块控制会控制超声治疗仪旋转 B 超探头组件 1 停留 50ms 左右,再采集图像,以达到最佳效果。

[0035] 本实施例中,所述转动驱动组件至少包括转动伺服电机 12 和由转动伺服电机 12 驱动的转动传动机构,转动传动机构设有转动动力输出端并与 B 超探头以可驱动其绕轴线转动的方式传动配合;所述中央处理系统命令输出端连接伺服电机的控制电路;采用转动伺服电机 12 控制转动,具有控制灵敏,精度高的特点,利于实现完全的自动化。

[0036] 本实施例中,还包括外套于B超探头1的筒状护套4,所述B超探头1的工作面凸出于筒状护套4端部;用于保护并支撑B超探头1,使本发明整体性较强。

[0037] 本实施例中,所述B超探头1下部形成缩颈的探头柄17,所述探头柄17沿圆周方向固定配合外套有T形轴套16;所述筒状护套4内圆设有环形凸台10,所述T形轴套16小头向下同轴穿过环形凸台10形成的内圆并与转动传动机构转动动力输出端传动配合,所述T形轴套16大头下部担在环形凸台10上并与其转动配合,T形轴套16大头上部托住B超探头1;本实施例结构简单紧凑,具有较小的体积和较稳定的转动结构。

[0038] 本实施例中,所述T形轴套16大头下部通过一自润滑材料制成的平面滑动轴承2担在环形凸台10上,减小滑动摩擦力,降低驱动能耗。

[0039] 本实施例中,所述转动传动机构通过伸缩轴组件与B超探头1传动配合;通过伸缩轴结构的设置,为另外安装快速升降驱动结构提供了可能,使得B超探头1在摄取图像以及在超声治疗之间的升降速度大幅提高,并按预先设定的程序自动升降,让B超探头1在治疗超声输出前快速下降,治疗超声输出后快速上升至原高度,让操作者始终观察到的是近距离的清晰图像,既增强了操作者对组织图像的判断能力,又缩短了非治疗时的等待时间,大大提高了治疗效率;当然,此时筒状护套4外套有导向套9,导向套9内表面设有与筒状护套4外表面无间隙滑动配合的导向面3,导向面3分布沿轴向并列设置的周向槽31;本结构直接驱动,精度较高,同时具有紧凑稳定的特点,采用导向面3结构能够实现导向的目的的同时减小接触面积,避免造成较大的升降阻力;导向面3分布沿轴向并列设置的周向槽31,周向槽31进一步减小接触面积,同时,可以用于储存润滑油脂,保证升降时的顺畅;如图所示,轴向密封件分别是轴向密封环32和轴向密封环33;形成密封,保证润滑油脂尽量少的流失,同时,轴向密封件对滑动体4形成支撑,减小导向面与滑动体之间的摩擦。

[0040] 本实施例中,所述转动传动机构包括转动蜗轮蜗杆副,转动蜗轮蜗杆副的蜗杆11与转动伺服电机12的动力输出轴传动配合,转动蜗轮蜗杆副的蜗轮8与伸缩轴组件的动力输入端传动配合;采用转动蜗轮蜗杆副,在保证快速转动的同时,还使转动过程柔和,避免发生快速撞击等现象发生;当然,转动蜗轮蜗杆副的蜗轮8支撑于箱体13的底座并与箱体13的底座转动配合,属于现有支撑结构,在此不再赘述。采用蜗轮蜗杆副并结合伺服电机的驱动结构,使传动结构承载能力高,控制好,利于实现快速转动和精确定位。

[0041] 本实施例中,伸缩轴组件包括蜗轮轴5、齿轮副和动力输出轴15,所述齿轮副的主动齿轮7与蜗轮轴5在圆周方向固定配合并在轴向可滑动配合,蜗轮轴5作为动力输入端由转动蜗轮蜗杆副的蜗轮8驱动,齿轮副的从动齿轮14与动力输出轴15同轴传动配合,动力输出轴15与T形轴套16小头同轴传动配合;结构简单紧凑,传动顺畅,并具有较好的安装适应性。

[0042] 本实施例中,在动力输出轴15外部套有支撑套6,该支撑套6上端转动配合支撑于动力输出轴15上端形成的轴肩并作用于T形轴套16小头,支撑套6下端支撑于筒状护套4内圆底部形成的向内凸台;采用支撑套结构,具有稳定的固定结构,保持整个转动结构的稳定性和牢固性。

[0043] 图2为本发明另一种传动方式结构示意图,如图所示,本发明也可以采用下述结构,如图2所示,筒状护套4以可驱动B超探头1绕其轴线转动的方式与B超探头1同轴传动配合,转动传动机构的转动动力输出端以可驱动筒状护套绕自身轴线转动的方式转动

配合；所述筒状护套 4 外套有导向套 9，导向套 9 内表面设有与筒状护套 4 外表面无间隙滑动配合的导向面 3，无间隙滑动配合指的是二者之间不存在间隙并可相对运动的配合结构；导向面 3 分布有沿轴向并列设置的周向槽 31；本结构直接驱动，精度较高，同时具有紧凑稳定的特点，采用导向面 3 结构能够实现导向的目的的同时减小接触面积，避免造成较大的升降阻力；导向面 3 分布沿轴向并列设置的周向槽 31，周向槽 31 进一步减小接触面积，同时，可以用于储存润滑油脂，保证升降时的顺畅；如图所示，轴向密封件分别是轴向密封环 32 和轴向密封环 33；形成密封，保证润滑油脂尽量少的流失，同时，轴向密封件对滑动体 4 形成支撑，减小导向面与滑动体之间的摩擦；如图所示，所述的主动齿轮 7 也可与筒状护套 4 传动配合，从而带动 B 超探头 1 转动；结构简单紧凑，传动顺畅，并具有良好的安装适应性。当然，也可以是蜗轮轴直接传动于 B 超探头 1，均能实现本发明的目的。

[0044] 所述转动蜗轮蜗杆副的蜗轮 8 支撑于箱体 13 的底座并与其转动配合，底座上设有用于支撑转动蜗轮蜗杆副的蜗轮 13 的支承座，该支承座同时支撑转动蜗轮蜗杆副的蜗杆 11，均采用现有技术的结构，本领域技术人员根据记载能够知道该结构，在此不再赘述。

[0045] 伺服电机的控制及驱动由控制系统完成，属于本领域技术人员所熟知的技术，在此不再赘述；另外，超声采集和治疗控制系统可为现有的高强度聚焦超声治疗仪，除了治疗头和 B 超探头以外，还具有其他控制、驱动系统，在此不再赘述。

[0046] 本实施例的利用超声采集和治疗控制系统的图像采集方法，包括下列步骤：

[0047] a. 通过 B 超探头获取实时超声图像，并旋转 B 超探头到主切面角度，采集图像使其显示二维窗口中并保存；

[0048] b 旋转 B 超探头到与主切面任意夹角的切面角度，采集辅助图像并保存；

[0049] c 将主切面图像和辅助图像同时显示在三维窗口中；

[0050] d. 在进行治疗头照射后，获取辅助图像和主切面图像并保存；

[0051] c. 对比步骤 d 中获得的辅助图像和主切面图像与步骤 c 中对应的主切面图像和正交切面图像之间的灰度。

[0052] 本实施例中，所述辅助图像为与主切面图像正交的正交切面图像。

[0053] 利用本分明进行治疗的过程：

[0054] 定位过程：

[0055] 在超声治疗仪实施治疗前，需要一个目标区域确定的过程，简称定位。在定位过程中，医生会根据超声图像来找到并确定治疗目标区域。

[0056] 本发明根据医生要求，在较短的时间内，如 1 秒钟内获取到 0 到 180 度范围内两个正交图像，如 0 度和 90 度两幅图像，采集模块获得这两幅图像后，可以其中一个图像为主切面，主切面的角度与治疗计划时的主要监控切面的角度相同。如可以让 0 度切面作为主切面，另一角度的图像为辅助切面，在三维窗口中，以立体的方式将这两幅图像直观的显示出来，用于判断当前 HIFU 焦点所在的位置。这比起传统的只采用一个方向的图像来进行确定肿瘤的位置更加直观和方便，因为此时，除了可以看到主切面上的组织信息，还可以看到辅助正交切面上的信息，也就是说，不仅能看到当前平面，也可以对当前平面前后的人体组织情况也能够了解。

[0057] 安全判断过程：

[0058] 治疗过程中，医生除了确定治疗的目标区域，还要确定这个区域治疗的安全性。在

传统的超声治疗系统中,安全性也只能通过一个主切面来判断,明显具有片面性。

[0059] 在本实施例中,可以在短时间内获取多个方向的切面,并用于安全判断,明显比一个主切面更加全面和准确。在实际治疗时,为了效率,一般还是采取两个正交切面(一个主切面,一个辅助正交切面)的方式正行准实时的安全判断。这两个较短时间范围内获取的准实时正交图像,也以三维的形式表现在三维窗口中。为了让医生更加明确人体组织与HIFU焦点,与HIFU声通道的关系,本发明的采集控制模块在采集到图像,并显示到三维窗口中后,还在三维窗口中绘制了HIFU的焦点和声通道,让医生明白焦点、声通道与现个正交切面表现的人体的关系,从而进行更加全面准确的安全性判断。

[0060] 疗效判断过程:

[0061] 超声治疗过程中的疗效判断是非常重要的一个环节,传统的超声治疗仪仅能实时采用一个切面进行疗效判断,既不准确也不全面。

[0062] 在本实施例中,可以在较短的时间内获取多幅图像的特性,尤其是可以在1秒内获取两个正交切面图的特性,进行疗效判断。在输出HIFU能量进行治疗前,先采集治疗前的两个正交切面,如0度切面和90度切面,并保存起来,当HIFU输出能量完成后,立即再次获取0度和90度切面的图像,将这个4个图像进行处理,根据0角度治疗前后的两幅图像上HIFU焦点附件的灰度变化,计算出0角度时治疗前后的灰度变化作为疗效的依据,再根据90度治疗前后的两幅图像上HIFU焦点附件的灰度变化,计算出90度时的灰度变化作为疗效依据。将这两个角度下检测到的最大灰度变化值为本次治疗的疗效判断的依据。这避免了在实际治疗过程中,灰度变化只表面在一个切面上,而另一个切面上没有明显变化的情况,可以更加准确地反映治疗效果。

[0063] 治疗控制过程:

[0064] 治疗控制也是治疗过程中非常重要的一节。现在的系统仅根据单一方向图像HIFU焦点处的灰度变化作为疗效来判定是否继续治疗,也可根据单一方向图像HIFU焦点以外的正常组织的灰度变化作为危险的判断,以停止治疗。

[0065] 在本实例中,可以在较短的时间内获取多幅图像的特性,尤其是可以在1秒内获取两个正交切面图的特性,并经过疗效判断,如果疗效达到预期要求,则停止该区域的治疗,如果未达到要求,则继续进行治疗。

[0066] 除此之外,本实施例不仅仅将治疗区的前后图像进行灰度比较,还将治疗区附近的重要的正常组织在图像上的变度变化进行比较,发果发现明显的灰度增强,则表明这些正常组织受到了损伤,由疗效判断模块(另设的软件)通知治疗控制模块(另设的软件)立即停止治疗,如图3所示。

[0067] 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。

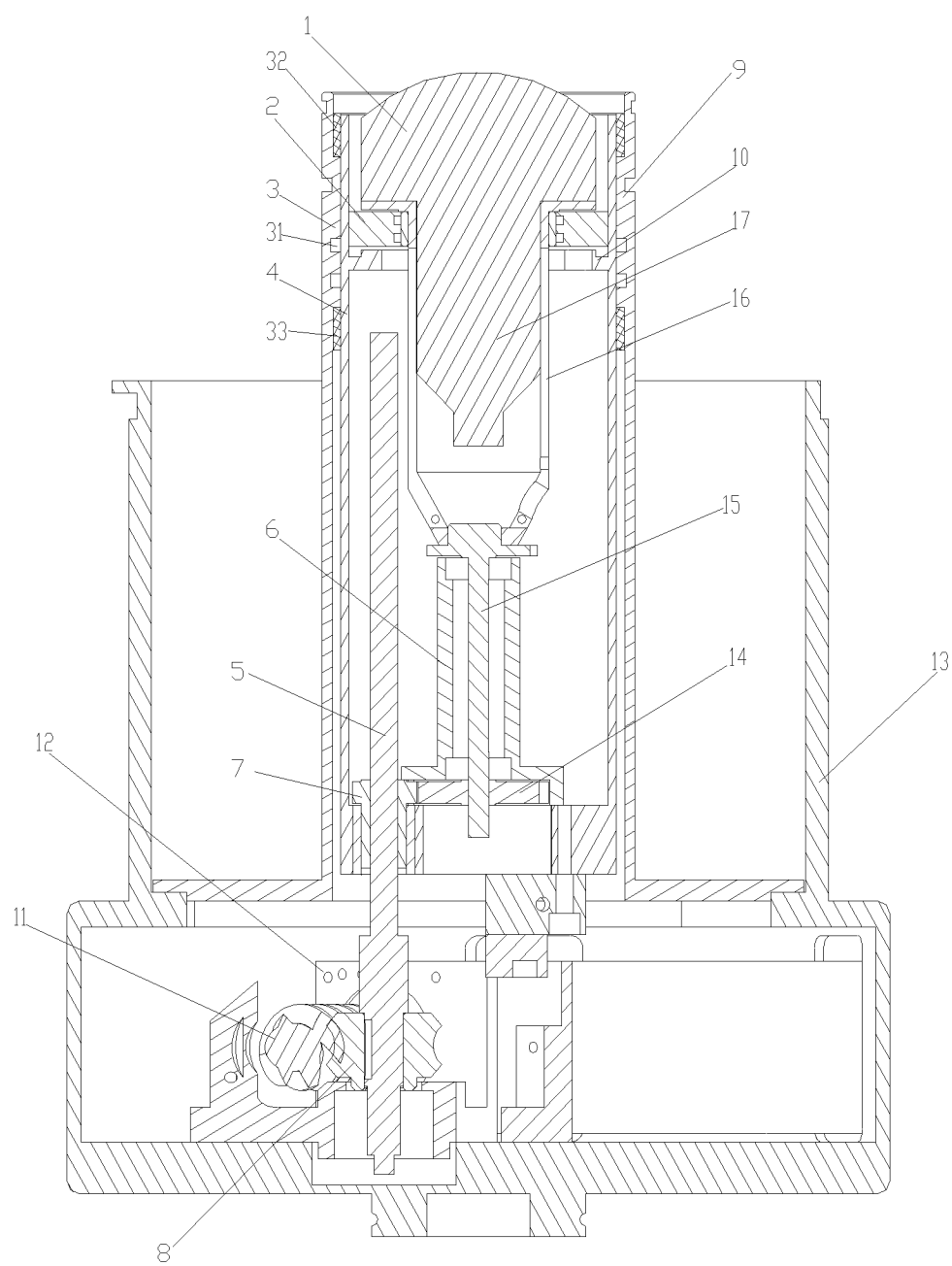


图 1

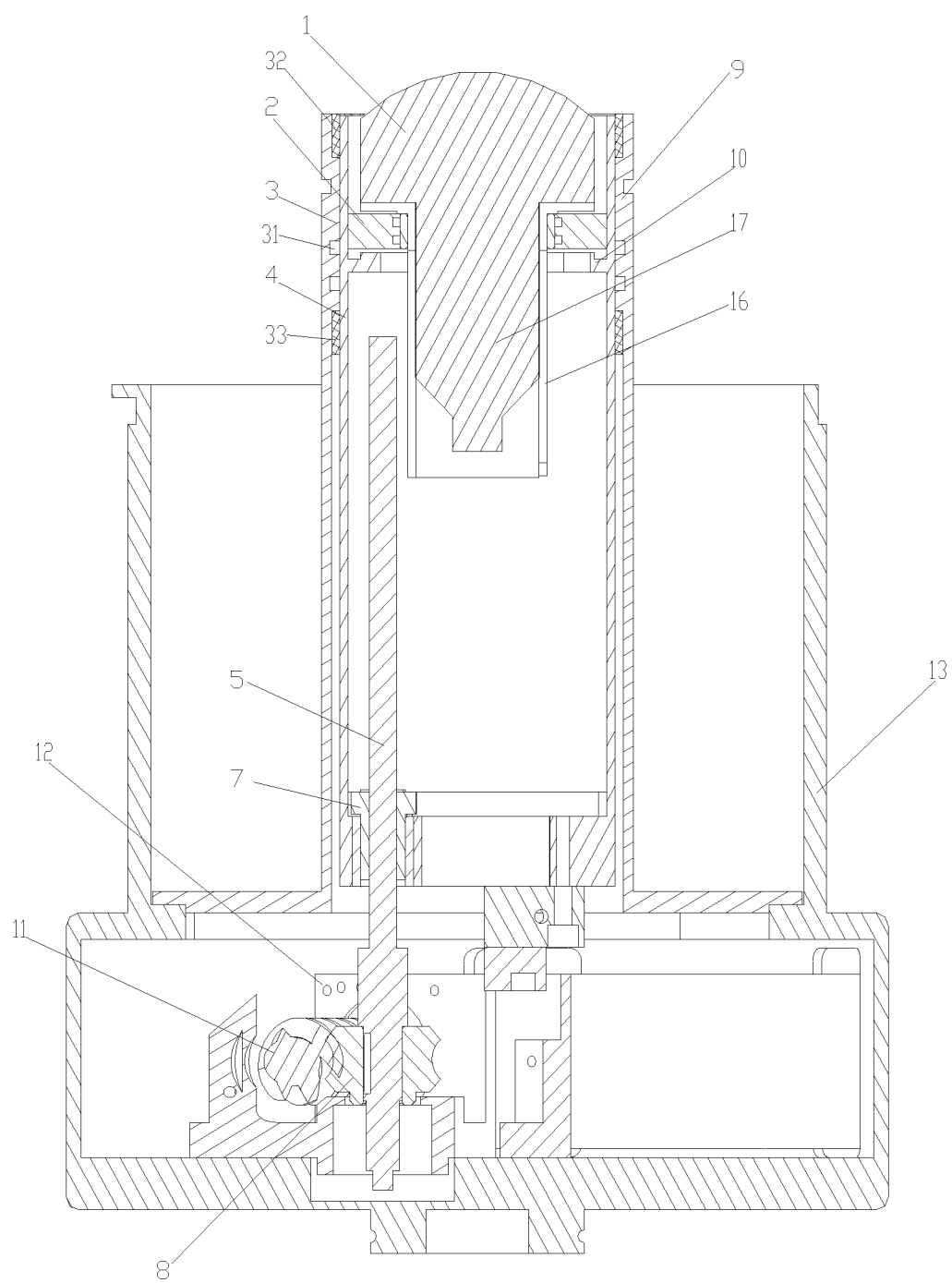


图 2

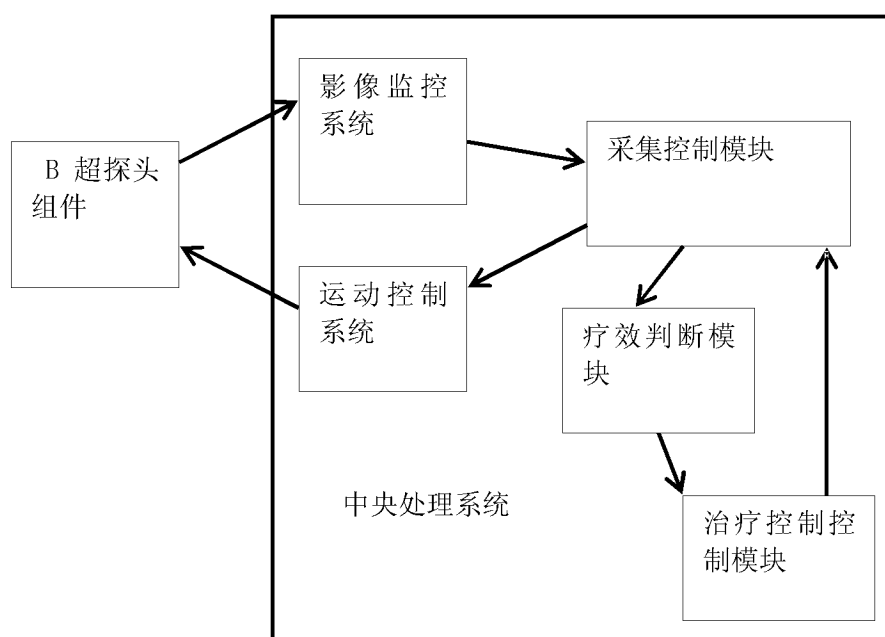


图 3

专利名称(译)	超声采集和治疗控制系统及其获取图像的方法		
公开(公告)号	CN102525596A	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN201110459841.5	申请日	2011-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	重庆海扶(HIFU)技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	重庆海扶(HIFU)技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	重庆海扶(HIFU)技术有限公司		
[标]发明人	文银刚 伍小兵 邹颖 温洪军		
发明人	文银刚 伍小兵 邹颖 温洪军		
IPC分类号	A61B17/32 A61B8/00		
其他公开文献	CN102525596B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声采集和治疗控制系统及其图像采集方法，包括治疗头和以可绕自身轴线360°快速旋转用于获取主切面图像和正交切面图像的B超探头；本发明采用用于驱动B超探头绕自身轴线旋转的转动驱动组件，通过采集控制模块控制超声治疗仪旋转B超探头组件获取0度及360度内任意角度的图像，尤其是两幅正交图像，将这两幅图像以三维的方式表现在屏幕上，结合在三维窗口中绘制HIFU焦点和声通道，为医生提供安全的辅助判断；利用疗效判断模块，进行两个角度的正交图像进行治疗前后的疗效判断；利用判断判断结果，对治疗过程进行自动控制，决定是否治疗达到要求可以结束治疗，或者是否发生了危险，需要停止或中断治疗。

