



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110575628 B

(45) 授权公告日 2021. 09. 07

(21) 申请号 201910902119.0

(22) 申请日 2019.09.24

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110575628 A

(43) 申请公布日 2019.12.17

(73) 专利权人 黄晶
地址 400000 重庆市渝中区临江路76号

(72) 发明人 黄晶 马长生 肖灵 钱俊
郑小宇 容顺康 熊波 姚沅清

(74) 专利代理机构 重庆图为律师事务所 50287
代理人 仲伟明

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 102793980 A, 2012.11.28
CN 106669039 A, 2017.05.17
CN 107550458 A, 2018.01.09
CN 1728968 A, 2006.02.01
CN 102113899 A, 2011.07.06
WO 2010131136 A1, 2010.11.18
WO 2012176837 A1, 2012.12.27
US 5474070 A, 1995.12.12

审查员 纪莉莉

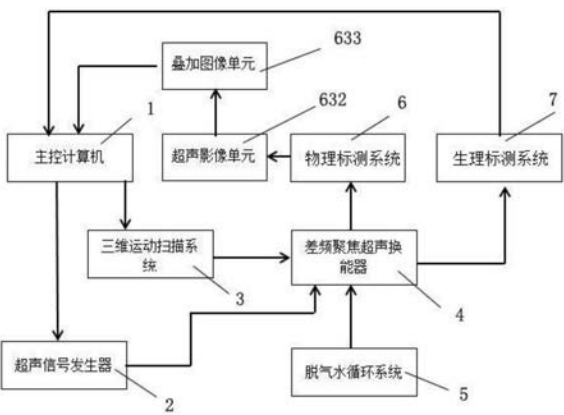
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54) 发明名称

一种探测与消融一体化的双标测系统

(57) 摘要

本发明涉及一种探测与消融一体化的双标测系统,所述的双标测系统包括差频聚焦超声换能器、双频超声信号发生器;所述差频聚焦超声换能器发出两束共焦的不同频率超声束,并在焦点产生波干涉效应而产生差频振动声。双标测系统还包括物理标测系统、生理标测系统;所述的物理标测系统通过低频振动幅度获得目标神经位置的探测面;所述的生理标测系统通过物理刺激来探测目标神经在探测面上的治疗靶点,且物理标测系统先快速标测找到目标神经所在探测面的位置或相对位置,然后经生理标测系统在所述探测面进行精准标测。其优点表现在:能够应用于人体内部的组织,快速获得探测面,进而通过探测面精准的刺激目标神经,达到快速、准确治疗的目的。



1. 一种探测与消融一体化的双标测系统,所述的双标测系统包括差频聚焦超声换能器、双频超声信号发生器;所述双频超声信号发生器生成两组具有不同频率的超声信号,发送至所述差频聚焦超声换能器;所述差频聚焦超声换能器发出两束共焦的不同频率超声束,并在焦点处产生差频应力而引起所述焦点部位的低频振动;其特征在于,所述的双标测系统还包括物理标测系统、生理标测系统;所述的物理标测系统通过所述的低频振动获得目标神经位置的探测面;所述的生理标测系统通过物理刺激来探测目标神经在探测面上的治疗靶点,且物理标测系统先快速标测找到目标神经所在探测面的位置或相对位置,然后经生理标测系统在所述探测面进行精准标测;所述的物理标测系统包括振动声物理信号拾取系统、振动声物理信号显示系统以及振动声物理信号分析系统;振动声物理信号拾取系统用于拾取声波信号,并将该声波信号传递至振动声物理信号显示系统进行处理;

所述的振动声物理信号显示系统包括前置放大器、滤波器、处理器、数字示波器及图像显示器;振动声物理信号拾取系统用于拾取不同组织在差频聚焦超声刺激后生成的回波并在振动声物理信号显示系统内转换为数字化的回波信号,传递至振动声物理信号显示系统内的前置放大器放大所述的回波信号,进一步传递至振动声物理信号显示系统内的滤波器单元,滤波器采取低通/高通过滤所述回波信号中的杂波信号,最后将所述回波信号传递至振动声物理信号显示系统内的数字示波器上进行显示并进一步处理和图像显示;

所述的振动声物理信号分析系统包括治疗计划单元、基础影像单元、叠加图像单元;治疗计划单元、叠加图像单元与振动声物理信号显示系统内的图像显示单元相连,将处理后的振动声图像和基础影像叠加,以协助其定位;所述的治疗计划单元用于接收数字示波器上的回波信号,并将获得的回波信号与治疗计划单元内预设的多种组织在差频超声刺激后生成的回波信号进行对比,进行灰阶式扫描构建目标区域的硬度分布图,该硬度图显示了目标附近组织解剖及神经在目标区域的分布状态,并通过灰度图、三维直方图、伪彩色图形式显示,直观显示建议消融点或消融区域的治疗计划。

2. 根据权利要求1所述的探测与消融一体化的双标测系统,其特征在于,所述的物理标测系统根据所述聚焦超声在焦点部位产生的低频振动而产生的应力作为标测源,再以所述焦点处的差频振动产生的应力“叩击”焦点的组织,并根据在焦点的组织上产生的“响度”及振动声幅度来区分探测点的声音强度,且该探测点的声音强度与该探测点的硬度是一一对应的,通过探测点的声音强度从而获得探测点的硬度特征,根据多个硬度特征进而拾取低频振动作用在目标神经上的物理信号而获得硬度分布图;该硬度分布图显示了目标的解剖结构及其神经的分布状态,从而获得目标神经的探测面;

所述的生理标测系统用于拾取低频振动作用在探测面目标神经的生理信号而获得标测点。

3. 根据权利要求1所述的探测与消融一体化的双标测系统,其特征在于,

所述的基础影像单元包括超声影像探头、磁共振线圈及核医学探测器;所述的超声影像探头安装在差频聚焦超声换能器上中,并可灵活转向,在差频超声工作时能够进行二维及多普勒血流成像;磁共振线圈用于获取磁共振影像;核医学探测器用于获取放射核素影像;并通过成像设备提供系统的基础图像;

所述的叠加图像单元对治疗计划单元输出的灰度图、三维直方图、伪彩色图以及基础影像单元输出的多普勒血流成像进行叠加组合,用于消融时提供影像支持,寻找治疗靶点

及扫描平面,并利用其虚拟的焦点通过治疗单元的三维运动来设置治疗能量的投送位点。

4. 根据权利要求3所述的探测与消融一体化的双标测系统,其特征在于,所述的振动声物理信号拾取系统为水听器,所述的水听器可采用水槽信号和身体信号两种拾取模式,水槽为减少表面反射的影响,在水面铺设柔性吸声橡胶。

5. 根据权利要求1所述的探测与消融一体化的双标测系统,其特征在于,所述的双标测系统还设有振动声生理信号记录分析系统,所述的振动声刺激信号分析系统包括多道生理记录仪;所述的多道生理记录仪配置多种传感器,可用于有创或无创多种生理信号获取,能实时采集多项生理参数。

6. 根据权利要求5所述的探测与消融一体化的双标测系统,其特征在于,所述的双标测系统还设有振动声生理信号辅助判别系统;所述的振动声生理信号辅助判别系统用于辅助判断目标神经的阳性标测点及其分布状态。

7. 根据权利要求1所述的探测与消融一体化的双标测系统,其特征在于,所述的双标测系统还设有脱气水循环系统,所述的脱气水循环系统设有脱气膜;所述的脱气膜采用装填有疏水性的聚丙烯中空纤维膜。

8. 根据权利要求3所述的探测与消融一体化的双标测系统,其特征在于,所述的双标测系统还包括主控计算机,所述的主控计算机接收来自基础影像单元的图像,以及叠加有振动声探测信息和整合有虚拟焦点的主控影像,以发送探测信号或治疗所需的差频聚焦换能器工作信号;主控计算机向三维运动扫描系统发送三维运动或扫描运动信号,同时也向差频聚焦超声换能器发送差频探测信号或治疗同频信号控制超声换能器工作;主控计算机还同时自动控制脱气水循环系统以及物理标测系统和生理标测系统的启动、记录和分析工作。

9. 根据权利要求8所述的探测与消融一体化的双标测系统,其特征在于,所述的双标测系统还设有三维运动扫描系统,所述的三维运动扫描系统包含有运动控制器;所述的运动控制器中包含有数字处理芯片,该数字处理芯片与主控计算机相匹配,并接收主控计算机的指令,控制聚焦超声换能器相对目标区域进行三维任意面运动。

10. 根据权利要求1所述的探测与消融一体化的双标测系统,其特征在于,所述的差频聚焦超声换能器的聚焦模式为瓜瓣结构或者环形阵列结构或者偶数阵元结构。

一种探测与消融一体化的双标测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,具体地说,是一种探测与消融一体化的双标测系统。

背景技术

[0002] 近年来,随着无创超声系统的发展,利用超声系统对神经产生机械刺激,并通过机械刺激探测神经活动的反应,进而找到疾病治疗的靶点是目前主流的研究方向。

[0003] 然而,关于超声系统的探测是采用高频超声进行探测的,研究发现,虽然现有技术中的高频超声进行探测具有良好的传导方向性,可形成细小的焦点。但是由于极快的振动频率和很小的振幅,机械效应较弱而表现为热效应。需要深部刺激时常用短脉冲以不同脉冲重复频率实施,用瞬间声压变化应力刺激神经,但难以获得刺激点介质的力学信息。

[0004] 为了获得刺激点介质的力学信息,目前最新方案是采用差频技术进行探测,具体内容如下:采用不同频率但有共同焦点(同轴更好)的超声换能器同时发射超声,两组超声的频率(f_1 和 f_2)有细微的差值(即差频 $\Delta f = f_1 - f_2$, Δf 约为主频的1%),基于波动干涉原理在焦点会产生以差频 Δf 工作的低频振动(或称为拍频)。基于该原理,本申请人已经申请专利:双频聚焦超声系统(CN102793890 B)。但是,该技术方案只能生物监测体表的目标神经,即心肌类易兴奋的器官,对于体内器官目标区域的目标神经则不能引起兴奋,因体内器官目标区域的目标神经为不易兴奋,即只能进行生理标测,并没有引入物理标测的方案,无法通过物理标测快速获取探测面,进而不能在探测面上通过生理标测精准的来找到刺激神经。其中(“目标神经”以及“目标区域”进行了定义,目标区域:包含有所述“目标神经”的特定机体组织,如:在高血压治疗中,目标区域指的是包含有肾脏交感神经的肾动脉周围组织,目标神经指的是肾脏交感神经,又如:在癌痛的止痛治疗过程中,目标区域指的是包含有腹腔、内脏神经节的深部组织,目标神经指的是腹腔神经节)。

[0005] 综上所述,亟需一种能够应用于人体内部的组织,快速获得探测面,进而通过探测面精准的刺激目标神经的双标测系统,而关于这种双标测系统目前还未见到报道。

发明内容

[0006] 本发明的目的是针对现有技术中的不足,提供一种能够应用于人体内部的组织,快速获得探测面,进而通过探测面精准的刺激目标神经的双标测系统。

[0007] 为实现上述目的,本发明采取的技术方案是:

[0008] 一种探测与消融一体化的双标测系统,所述的双标测系统包括差频聚焦超声换能器、双频超声信号发生器;所述双频超声信号发生器生成具有两组不同频率超声信号,发送至所述差频聚焦超声换能器;所述的双频超声信号发生器发出两束不同频率的超声,束,并在焦点处产生差频应力而引起所述焦点部位的低频振动;所述的双标测系统还包括物理标测系统、生理标测系统;所述的物理标测系统通过低频振动获得目标神经位置的探测面;所述的生理标测系统通过物理刺激来探测目标神经在探测面上的治疗靶点,且物理标测系统

先快速标测找到目标神经所在探测面的位置或相对位置,然后经生理标测系统在所述探测面进行精准标测。

[0009] 作为一种优选的技术方案,所述的物理标测系统根据声信号发生器产生的低频振动而产生的应力作为标测源,再以所述差频振动中的差频振动产生的应力“叩击”焦点的组织,并在焦点的组织上产生的“响度”,即振动声幅度来区分探测点的声音强度,且该探测点的声音强度与该探测点的硬度是一一对应的,通过探测点的声音强度从而获得探测点的硬度特征,根据多个硬度特征进而拾取低频振动作用在目标神经上的物理信号而获得硬度分布图;该硬度分布图显示了目标神经的分布状态,从而获得目标神经的探测面;

[0010] 所述的生理标测系统用于拾取低频振动作用在探测面目标神经的生理信号而获得标测点。

[0011] 作为一种优选的技术方案,所述的物理标测系统包括振动声物理信号拾取系统、振动声物理信号显示系统以及振动声物理信号分析系统;振动声物理信号拾取系统用于拾取声波信号,并将该声波信号传递至振动声物理信号显示系统进行处理;所述的振动声物理信号显示系统包括前置放大器、滤波器、数字示波器及成像显示器;振动声物理信号拾取系统用于拾取不同组织在差频聚焦超声刺激后生成的回波并在振动声物理信号显示系统内转换为数字化的回波信号,传递至振动声物理信号显示系统内的前置放大器放大所述的回波信号,进一步传递至振动声物理信号显示系统内的滤波器单元,滤波器采取低通/高通或其他方式过滤所述回波信号中的杂波信号,最后将所述回波信号传递至振动声物理信号显示系统内的数字示波器及硬度图像显示器上进行显示;所述的振动声物理信号分析系统包括治疗计划单元、基础影像单元、叠加图像单元;治疗计划单元、叠加图像单元与振动声物理信号显示系统内的数字示波器及显示器相连,用于接收所述组织回波信号;

[0012] 所述的治疗计划单元用于接收数字示波器上的回波信号,并将获得的回波信号与治疗计划单元内预设的多种组织在差频超声刺激后生成的回波信号进行对比,进行灰阶式扫描构建目标区域的硬度分布图,该硬度图显示了目标神经在目标区域的分布状态,并通过灰度图、三维直方图、伪彩色图等形式显示,直观显示消融的治疗计划;

[0013] 所述的基础影像单元包括超声影像探头、磁共振线圈及核医学探测器;所述的超声影像探头安装在差频聚焦超声换能器上中,并可灵活转向,在差频超声工作时能够进行二维及多普勒血流成像;磁共振线圈用于获取磁共振影像;核医学探测器用于获取放射核素影像;并通过成像设备提供系统的基础图像。

[0014] 所述的叠加图像单元对治疗计划单元输出的灰度图、三维直方图、伪彩色图以及基础影像单元输出的多普勒血流成像等基础图像进行叠加组合,用于消融时提供影像支持,寻找治疗靶点及扫描平面,并利用其虚拟的焦点通过治疗单元的三维运动来设置治疗能量的投送位点。

[0015] 作为一种优选的技术方案,所述的振动声物理信号拾取系统为水听器,所述的水听器可采用水槽信号和身体信号两种拾取模式,水槽为减少表面反射的影响,在水面铺设柔性吸声橡胶。

[0016] 作为一种优选的技术方案,所述的双标测系统还设有振动声生理信号记录分析系统,所述的振动声刺激信号分析系统包括多道生理记录仪;所述的多道生理记录仪配置多种传感器,能实时采集多项生理参数。

[0017] 作为一种优选的技术方案,所述的双标测系统还设有振动声生理信号辅助判别系统;所述的振动声生理信号辅助判别系统用于辅助判断目标神经的阳性标测点及其分布状态。

[0018] 作为一种优选的技术方案,所述的双标测系统还设有脱气水循环系统,所述的脱气水循环系统具有足够的脱气水平、恒温装置及循环量,可设有脱气膜;所述的脱气膜采用装填有疏水性的聚丙烯中空纤维膜。

[0019] 作为一种优选的技术方案,所述的双标测系统还包括主控计算机,所述的主控计算机接收来自基础影像单元的图像,以及叠加有振动声探测信息和整合有虚拟焦点的主控影像,以发送探测信号或治疗所需的差频聚焦换能器工作信号;主控计算机向三维运动扫描系统发送三维运动或扫描运动信号,同时也向差频聚焦超声换能器发送差频探测信号或治疗同频信号控制超声换能器工作;主控计算机还同时自动控制脱气水循环系统以及物理标测系统和生理标测系统的启动、记录和分析工作。

[0020] 作为一种优选的技术方案,所述的双标测系统还设有三维运动扫描系统,所述的三维运动扫描系统包含有运动控制器;所述的运动控制器中包含有数字处理芯片,该数字处理芯片与主控计算机相匹配,并接收主控计算机的指令,控制聚焦超声换能器相对目标区域进行三维任意面运动。

[0021] 作为一种优选的技术方案,所述的差频聚焦超声换能器的聚焦模式为瓜瓣结构或者环形阵列结构或者偶数阵元等多种结构。

[0022] 本发明优点在于:

[0023] 1、本发明的一种探测与消融一体化的双标测系统,将高频聚焦超声在机体深部形成焦点,利用差频共焦超声干涉原理,在焦点产生低频振动声的机械应力形成“叩击”力,以及形成深部神经刺激应力的原理,创建利用聚焦超声在机体深部组织“物理/生理属性双标测”定位方法,引导聚焦超声能量治疗和疗效验证系统方法,为机体可兴奋组织的标测、调控和消融治疗等提供具有广阔应用前景。

[0024] 2、利用体外聚焦超声无创将能量投送至组织深部的特点,用超声差频原理产生低频分量力用于神经标测,在系统主架构基本保持情况下巧妙地发展出检测功能。而且由于利用检测和治疗干预是同一焦点,在大大简化系统结构的同时,保证了治疗靶的精确性。

[0025] 3、物理标测系统采用的是“叩击”的方式来获得振动声的强度,加之待叩击的部位是存在机械力的力学环境中,再通过低频振动去叩击,该设计方式能够获得明显的振动声强度。

[0026] 4、物理标测系统先快速标测找到目标神经所在探测面的位置或相对位置,然后经生理标测系统在所述探测面进行精准标测,物理标测和生理标测之间间隔时间小,可用物理标测预扫描,刺激反应确认并可随即释放能量治疗,有利于实现探测和消融一体化治疗。

[0027] 5、物理标测系统根据声信号发生器产生的低频振动而产生的应力作为标测源,再以差频振动中的差频信号产生的应力“叩击”焦点的组织。其中,标测源在在体外进行的,无需借助任何电极或导管进入体内就能实现良好的声耦合,可实现深部靶组织的无创治疗;通过叩击的方式有利于全面精准的获得深度组织的物理信息。

[0028] 6、设有三维运动扫描系统,在进行物理探测时,控制聚焦超声换能器相对目标区域进行三维任意面运动,能够对待检测部位进行任意三维扫描,从而使得物理标测系统获

得物理信息更加全面的硬度分布图,从而精准的获得探测面。在进行生理探测时,焦点不受解剖结构的限制,而可以在实体组织的任意点进行二维或三维的扫描,实现了标测和消融治疗时同一焦点。而传统的生理检测时,因无三维运动扫描系统,生理检测在血管内刺激将受到空间限制,如神经距离血管远一点就不能检测。

附图说明

[0029] 附图1是本发明的一种探测与消融一体化的双标测系统的结构框图。

[0030] 附图2是本发明的一种探测与消融一体化的双标测系统的流程示意图。

[0031] 附图3是物理标测系统的结构示意图。

[0032] 附图4为生理标测系统的结构框图。

具体实施方式

[0033] 下面结合附图对本发明提供的具体实施方式作详细说明。

[0034] 附图中涉及的附图标记和组成部分如下所示:

- | | | |
|--------|-----------------|-----------------|
| [0035] | 1. 主控计算机 | 2. 双频超声信号发生器 |
| [0036] | 3. 三维运动扫描系统 | 4. 差频聚焦超声换能器 |
| [0037] | 5. 脱气水循环系统 | 6. 物理标测系统 |
| [0038] | 61. 振动声物理信号拾取系统 | 62. 振动声物理信号显示系统 |
| [0039] | 621. 前置放大器 | 622. 滤波器 |
| [0040] | 623. 数字示波器 | 63. 振动声物理信号分析系统 |
| [0041] | 631. 治疗计划单元 | 632. 基础影像单元 |
| [0042] | 633. 叠加图像单元 | 7. 生理标测系统 |
| [0043] | 71. 多道生理记录仪 | 72. 辅助判别系统 |

[0044] 实施例1

[0045] 为了更加清楚的描述技术方案,以下方案中对“目标神经”以及“目标区域”进行了定义,目标区域:包含有所述“目标神经”的特定机体组织,如:在高血压治疗中,目标区域指的是包含有肾脏交感神经的肾动脉周围组织,目标神经指的是肾脏交感神经,又如:在癌痛的止痛治疗过程中,目标区域指的是包含有腹腔、内脏神经节的深部组织,目标神经指的是腹腔神经节。

[0046] 请参照图1和图2,图1是本发明的一种探测与消融一体化的双标测系统的结构框图。图2是本发明的一种探测与消融一体化的双标测系统的流程示意图。一种探测与消融一体化的双标测系统,所述的双标测系统包括物理标测系统6、生理标测系统7、差频聚焦超声换能器4、三维运动扫描系统3、主控计算机1、脱气水循环系统5、双频超声信号发生器2;所述双频超声信号发生器2生成两组具有不同频率超声信号,发送至所述差频聚焦超声换能器4;所述差频聚焦超声换能器4发出两束共焦的不同频率超声束,并在焦点产生波干涉效应而产生差频振动声;所述振动声作为可兴奋生物组织物理标测和生理标测的刺激源。所述的物理标测系统6通过低频振动获得目标神经位置的探测面;所述的生理标测系统7通过物理刺激来探测目标神经的治疗靶点,且物理标测系统6先快速标测找到目标神经所在的位置或相对位置,然后经生理标测系统7进行精准标测。

[0047] 所述的物理标测系统6根据聚焦超声在焦点部位产生的低频振动而产生的应力作为标测源,再以差频振动中的差频信号产生的应力“叩击”焦点的组织,并在焦点的组织上产生的“响度”及振动声幅度来区分探测点的声音强度,且该探测点的声音强度与该探测点的硬度是一一对应的,通过探测点的声音强度的从而获得探测点的硬度特征,根据硬度特征进而拾取低频振动作用在目标神经上的物理信号而获得硬度分布图;

[0048] 所述的生理标测系统7用于拾取低频振动作用在目标神经上的生理信号而获得标测点,且物理标测系统6先快速标测找到目标神经所在的位置或相对位置,然后经生理标测系统7进行精准标测;

[0049] 本实施例中的差频聚焦超声换能器4是采用球面几何聚焦或者相控阵电子声孔聚焦,适应大动物和人类标测和治疗需要的几何尺寸以及功率需求。同时使得差频聚焦超声换能器4具备稳定的功率发射范围,具有足够焦距和适度的开角。差频聚焦超声换能器4可采用对称双频模式,具有较高的电转换效率和稳定的使用寿命。作为一种优选,差频聚焦超声换能器4也可采用瓜瓣式或偶数阵元等多种结构。

[0050] 本实施例中的双频超声信号发生器2,使用性能一致的双通道超声信号发生及放大电路,该电路可采用多种脉冲重复频率和短脉冲发射模式,在小功率和功率工作模式下具备稳定的功率输出,可选择同频和精准的差频工作模式,具备精准到相位控制的差频精准度。另外,为了在靶区域产生低频振动,首先由双频超声信号发生器2生成具有一定频率差的超声信号,并将所述超声信号传递至差频聚焦超声换能器4,并由差频聚焦超声换能器4(可包括:第一、第二……第N换能器组)生成两束具有一定频率差值的差频聚焦超声,其中,所述差频聚焦超声的频率差优选约为基础频率的1%。

[0051] 本实施例中设有三维运动扫描系统3,所述的三维运动扫描系统3包含有运动控制器;所述的运动控制器中包含有数字处理芯片(DSP),该数字处理芯片与主控计算机1相匹配,并接收主控计算机1的指令,控制聚焦超声换能器相对目标区域进行三维任意面运动,同时供带有靶点的目标区域的任意面进行扫描。

[0052] 本实施例中设有脱气水循环系统5,一是对差频聚焦超声换能器4进行冷却(因差频聚焦超声换能器4工作是大功率下工作的,容易发热),另外一个作用是排除气泡(因水在高温时会出现气泡)。

[0053] 请参照图3,图3是物理标测系统6的结构示意图。本实施例中设有振动声物理信号拾取系统61、振动声物理信号显示系统62以及振动声物理信号分析系统63,振动声物理信号拾取系统61用于拾取声波信号,并将该声波信号传递至振动声物理信号显示系统62进行处理;所述的振动声物理信号显示系统62包括前置放大器621、滤波器622、处理器、数字示波器623及图像显示器;其中,振动声物理信号拾取系统61可设置于机体周围,可以是水听器,可采用水槽信号和身体信号两种拾取模式,水槽为减少表面反射的影响,在水面铺设柔性吸声橡胶,用于拾取不同组织在差频聚焦超声刺激后生成的回波并在振动声物理信号显示系统62内转换为数字化的回波信号,并在传递至振动声物理信号显示系统62内的前置放大器621放大;所述的回波信号进一步传递至振动声物理信号显示系统62内的滤波器622单元,滤波器622采取低通/高通或其它方式过滤所述回波信号中的杂波信号,最后将所述回波信号传递至振动声物理信号显示系统62内的数字示波器623上进行显示并进一步处理和图像显示。

[0054] 所述的振动声物理信号分析系统63包括治疗计划单元631、基础影像单元632、叠加图像单元633;治疗计划单元631、叠加图像单元633与振动声物理信号显示系统62内的图像显示单元相连,将处理后的振动声图像和其它基础影像叠加,以协助其定位,用于接收数字示波器623上的所述组织回波信号;

[0055] 所述的治疗计划单元631用于接收数字示波器623上的回波信号,并将获得的回波信号与治疗计划单元631内预设的多种组织在差频超声刺激后生成的回波信号进行对比,进行灰阶式扫描构建目标区域的硬度分布图,该硬度图显示了目标附近组织解剖及神经在目标区域的分布状态,并通过灰度图、三维直方图、伪彩色图等形式显示,直观显示消融建议消融点或消融区域的治疗计划。

[0056] 所述的基础影像单元632包括超声影像探头、磁共振线圈及核医学探测器等;所述的超声影像探头安装在差频聚焦超声换能器4上中,并可灵活转向,在差频超声工作时能够进行二维、三维多普勒血流成像;其它影像换能器或探测器用于其它影像的信号源获取,并通过成像设备提供系统的基础图像。

[0057] 所述的叠加图像单元633对治疗计划单元631输出的灰度图、三维直方图、伪彩色图以及基础影像单元632输出的多普勒血流成像进行叠加组合,或其它图像模式叠加,用于消融时提供影像支持,寻找治疗靶点及扫描平面,并利用其虚拟的焦点通过治疗单元的三维运动来设置治疗能量的投送位点。

[0058] 其中,探测点反馈的回波信号(包括强度、频率等参数)与该探测点的硬度特征(包括:组织构成、组织功能状态)是一一对应的。系统通过拾取差频聚焦超声(振动声)对目标区域进行平面或立体连续扫描之后返回的回波信号,并与系统内预设的参数进行比较,可以获得再生目标区域的组织硬度分布状态,并以灰度、直方图、伪彩色等方式进行二维或三维显示不同的组织构成及组织功能状态,最终直观呈现需要治疗的目标神经和治疗靶点(如:肾脏交感神经),并将该信息图叠加于目标区域的二维、三维多普勒血流图像上,用于消融时提供影像支持,并利用其虚拟的焦点通过治疗单元的三维运动来设置治疗能量的投送位点。

[0059] 请参照图4,图4为生理标测系统7的结构框图。本实施例中设有振动声生理信号记录分析系统,所述的振动声刺激信号分析系统包括多道生理记录仪71;所述的多道生理记录仪配置多种传感器,可用于有创或无创多种生理信号获取,能实时采集多项生理参数,具备有创或无创血压记录、呼吸运动记录、标准心电图记录、肢体肌电图记录、体位移动传感器、体表电阻传感器、计算机生理信号分析系统、生理信号变化动态分析等功能。

[0060] 本实施例中设有振动声生理信号辅助判别系统72;所述的振动声生理信号辅助判别系统72用于辅助判断目标神经的阳性标测点及其分布状态。

[0061] 本实施例中的主控计算机1接收来自基础影像单元632的图像,以及叠加有振动声探测信息和整合有虚拟焦点的主控影像,以发送探测信号或治疗所需的差频聚焦换能器工作信号;主控计算机1向三维运动扫描系统3发送三维运动或扫描运动信号,同时也向差频聚焦超声换能器4发送差频探测信号或治疗同频信号控制超声换能器工作;主控计算机1还同时自动控制脱气水循环系统5以及物理标测系统6和生理标测系统7的启动、记录和分析工作。

[0062] 该实施例需要说明的是:

[0063] 所述的双标测系统还包括物理标测系统6、生理标测系统7；所述的物理标测系统6通过低频振动获得目标神经位置的探测面；所述的生理标测系统7通过物理刺激来探测目标神经在探测面上的治疗靶点。该设计的效果是：先确定了目标神经位置所在的探测面，再用生理刺激在探测面上寻找目标神经，实现深部组织探测标测。

[0064] 所述物理标测系统6先快速标测找到目标神经所在探测面的位置或相对位置，然后经生理标测系统7在所述探测面进行精准标测。例如，将该方案应用在肾神经双标测时，物理标测一个二维面可在数十秒或更短的时间内完成（例如大约兴趣区50*50mm，步进距离1mm，约2500个点），可作为预扫描方案。而肾神经刺激升压反应至少4-10秒，达到显著反应一般需要10余秒。因此，物理标测和生理标测之间间隔时间小且整个过程花费时间少，可用物理标测预扫描，刺激反应确认并可随即释放能量治疗，有利于实现探测和消融一体化治疗。

[0065] 所述的物理标测系统6采用的是“叩击”的方式来获得振动声的强度，加之待叩击的部位是存在机械力的力学环境中，再通过低频振动去叩击，该设计方式能够获得明显的振动声强度，因在振动声成像原理中，物体的杨氏模量（即硬度）与物体在被叩击时发出声的强度呈正比。硬度可通过在体外的测定定标获得实际的杨氏模量。

[0066] 所述的物理标测系统6根据声信号发生器产生的低频振动而产生的应力作为标测源，再以差频振动中的差频信号产生的应力“叩击”焦点的组织。其中，标测源在在体外进行的，无需借助任何电极或导管进入体内就能实现良好的声耦合，可实现深部靶组织的无创治疗；通过叩击的方式有利于全面精准的获得深度组织的物理信息。

[0067] 焦点的组织上产生的“响度”来区分探测点的声音强度，其中响度是一个相对量，它是通过和相邻组织比较发现硬度差异的。严格控制条件的情况下可用以杨氏模量定标和测定。通过定标后特定系统的某一响度可定义为（或对应于）一定的硬度。

[0068] 探测点的声音强度与该探测点的硬度或其它声学特征是一一对应的，通过探测点的声音强度的从而获得探测点的硬度特征，根据多个硬度特征进而拾取低频振动作用在目标神经上的物理信号而获得硬度分布图；其中，硬度分布图由振动声在平面或立体进行连续扫描，将每一点的声强信号用灰阶或伪彩色等方式进行二维或三维的显示来呈现的。例如，在治疗高血压疾病中，通过硬度分布图可显示神经在脂肪（肾周脂肪囊）背景中的分布状态。通过大量获取肾神经特征信号后以伪彩色直观显示建议消融的（反应阳性点分布）治疗计划。

[0069] 所述的生理标测系统7用于拾取低频振动作用在探测面目标神经的生理信号而获得标测点，其中，生理标测系统7的具体原理如下：活体生命组织对某些刺激可产生反应，通过给与刺激到特点的组织，记录观察生物组织是否出现特定的反应来评价给与刺激的部位是否是在正确的点。例如，当治疗高血压疾病时，系统释放适度的声能作用于肾脏交感神经时，将出现交感神经兴奋的表现，出现血压升高、心率加快、心率变异性减小、呼吸改变、肌张力升高、皮肤血管收缩、出汗、肌电兴奋增加等表现。通过有创压力传感器获得血压变化反应；心电记录仪记录心率并可分析心率变异性；运动传感器获取呼吸运动和肌肉运动信息；皮肤温度和阻抗传感器可获得血管收缩和出汗等信息；肌电传感器可记录肌电信息等，生理信息具有较大的可扩展性。可对感兴趣区进行二维或三维的逐点探测时可发现某些点有反应一个或多个指标出现反应，表明刺激点准确刺激到了神经，反之则不在神经分布的

位置。

[0070] 设有水听器,水听器上设有水槽,水槽的水面上铺设有吸声橡胶,便于减少表面反射的影响。

[0071] 设有振动声生理信号辅助判别系统72,主要是为了进一步精确目标神经的位置,减少其它因素的干扰。

[0072] 设有脱气水循环系统5,提供含气量低、温度恒定、循环量足够的脱气冷却液。所述的脱气水循环系统5设有脱气膜;所述的脱气膜采用装填有疏水性的聚丙烯中空纤维膜。采用脱气膜进行脱气的方案,脱气膜采用装填有疏水性的聚丙烯中空纤维膜,具有装填密度大,接触面积大,布水均匀的特点。液相和气相在膜的表面相互接触,由于膜是疏水性的,水不能透过膜,气体却能够很容易地透过膜。通过浓度差进行气体迁移从而达到脱气的目的。采用疏水性中空纤维脱气膜,脱气速度大于20L/h。脱氧率小于3ppm。

[0073] 设有三维运动扫描系统3,在进行物理探测时,控制聚焦超声换能器相对目标区域进行三维任意面运动,能够对待检测部位进行任意三维扫描,从而使得物理标测系统66获得物理信息更加全面的硬度分布图,从而精准的获得探测面。在进行生理探测时,焦点不受解剖结构的限制,而可以在实体组织的任意点进行二维或三维的扫描,实现了标测和消融治疗时同一焦点。而传统的生理检测时,因无三维运动扫描系统3,生理检测在血管内刺激将受到空间限制,如神经距离血管远一点就不能检测。

[0074] 所述的差频聚焦超声换能器4的聚焦模式为瓜瓣结构或者环形陈列结构或者偶数阵元结构。瓜瓣结构对凹球面陶瓷分割成8个尺寸相同的阵元,奇数阵元和偶数阵元分别并联。环形阵列对凹球面陶瓷在轴向进行分割,切成面积相同的2个阵元。多阵元结构是在一个凹球面的骨架上均匀分布上数百个小直径阵元通过几何距离或计算机电子声孔控制,以达成聚焦的目标。

[0075] 实施例2双标测系统对腹腔神经丛标测-消融治疗癌痛

[0076] 肿瘤引起的疼痛在晚期肿瘤患者中发病率高达80%,尽管疼痛的发病机制众多,但“毁损行腹腔神经丛阻滞(NCPB)”的止痛效果达90%以上,对抗肿瘤治疗无明确疗效,预期生存有限的晚期肿瘤病人具有一定的价值。利用HIFU实施腹腔神经节消融已逐步应用于临床,取得了一定的治疗效果,但是,腹腔神经丛深埋于机体内部,依赖超声影像引导存在定位欠精、周围毗邻组织损伤的问题;此外,目前缺乏对腹腔神经功能评价的方法,不能对消融完成后的神经功能状态作出即刻评价。

[0077] 在本申请实施例中,为了在机体内部(包括:目标区域))产生低频振动,首先由双频超声信号发生器2生成具有一定频率差的超声信号,并将所述超声信号发送至差频聚焦超声换能器4,并有差频聚焦超声换能器4(可包括:第一、第二……第N换能器组)生成两束具有一定频率差值的差频聚焦超声,其中所述差频聚焦超声的频率差优选低于基础频率的1%。

[0078] 差频聚焦超声换能器4发出两束具有一定频率差的聚焦声束,作用于目标区域(如:含有腹腔神经丛的区域)后,根据目标区域不同的组织构成,将产生不同的反射回波;所述反射回波被物理标测系统6的振动声物理信号拾取系统61(可以使水听器,可采用水槽信号和身体信号两种拾取模式)拾取,并在振动声物理信号显示系统62内,分别经过前置放大器621、滤波器622放大、过滤后,最终将反射回波转化为回波信号,并在数字示波器623上

进行显示。

[0079] 在振动声物理信号显示系统62内完成数字化转换的回波信号,进一步发送至振动声物理信号分析系统63的治疗计划单元631,与治疗计划单元631单元内预设的多种组织信号参数进行对比,构建该点组织硬度状态,并在三维运动扫描系统3的控制下,迅速完成目标区域的差频扫查,构建目标区域整体的硬度分布状态图,与治疗计划单元631内预设的多种组织信号参数进行对比后,以灰度图、三维直方图、伪彩色图显示目标神经(如:腹腔神经丛)在目标区域中的分布情况。

[0080] 图像叠加单元633对治疗计划单元631输出的灰度图、三维直方图、伪彩色图以及基础影像单元632输出的多普勒血流成像进行叠加组合,用于进一步生理标测时提供影像支持,寻找标测靶点及扫查平面。

[0081] 如图4所述,生理标测系统7包括:多道生理记录仪71,辅助判别系统72。多道生理记录仪71用于采集、记录身体生理电信号,并将采集到的身体生理电信号发送给辅助判别系统72。辅助判别系统72用于分析、判定采集到的身体生理电信号,并与预设信号进行对比,操作人员通过信号分析结果可以对诊断或治疗的结果进行判断,并将结果发送至主控计算机1实时调节聚焦超声治疗参数。

[0082] 在完成目标神经的物理标测后,为进一步评价目标神经的功能状态,根据于物理标测系统6中叠加图像单元633提供的目标神经在目标区域中的分布状态图像,差频聚焦超声换能器4再次发出两束具有一定频率差值的差频聚焦超声,作用于目标神经部位。此时,通过生理标测系统7的多道生理记录仪71开始记录目标神经在差频刺激后形成的生理效应,在本申请实施例中,诊断和治疗的靶点是机体内部的腹腔神经丛,多道生理记录仪71可以选用现有的设备或仪器,如神经电位记录仪、心电记录仪、肌电记录仪等,并将记录到的生理电信号传递至辅助判别系统72,在辅助判别系统72中,可以通过人工的方式读取,也可以利用辅助判别系统72中预设的各种生理信号参数,对传递来的生理电信号进行判定和识别,以进一步评价目标神经的功能状态,并将评价结果传递至主控计算机1中用于实时调整聚焦超声的工作参数。

[0083] 完成对目标区域的物理、生理双标测,明确目标神经在目标区域的分布情况、功能状态后,操作人员选取适合消融的靶点,通过主控计算机1发出消融指令,指令传递至双频超声信号发生器2,生成两束或多束具有相同频率的聚焦超声声束,并根据基础影像单元632、叠加图像单元633生成的合成图像,对目标神经实施超声消融。消融过程中或/和消融结束后,操作人员可重复上述操作流程,再次对目标神经进行物理、生理标测,分别利用组织硬度情况及差频超声刺激后组织生理效应评价目标神经的功能状态,达成即刻评价消融疗效的目的。

[0084] 本发明的一种探测与消融一体化的双标测系统,将高频聚焦超声在机体深部形成焦点,利用差频共焦超声干涉原理,在焦点产生低频振动声的机械应力形成“叩击”力,以及形成深部神经刺激应力的原理,创建利用聚焦超声在机体深部组织“物理/生理属性双标测”定位方法,引导聚焦超声能量治疗和疗效验证系统方法,为机体可兴奋组织的标测、调控和消融治疗等,具有广阔的应用前景;利用体外聚焦超声无创将能量投送至组织深部的特点,用超声差频原理产生低频分量力用于神经标测,在系统主架构基本保持情况下巧妙地发展出检测功能。而且由于利用检测和治疗干预是同一焦点,在大大简化系统结构的同

时,保证了治疗靶的精确性;物理标测系统6采用的是“叩击”的方式来获得振动声的强度,加之待叩击的部位是存在机械力的力学环境中,再通过低频振动去叩击,该设计方式能够获得明显的振动声强度;物理标测系统6先快速标测找到目标神经所在探测面的位置或相对位置,然后经生理标测系统7在所述探测面进行精准标测,物理标测和生理标测之间间隔时间小,可用物理标测预扫描,刺激反应确认并可随即释放能量治疗,有利于实现探测和消融一体化治疗;物理标测系统6根据声信号发生器产生的低频振动而产生的应力作为标测源,再以差频振动中的差频信号产生的应力“叩击”焦点的组织。其中,标测源在在体外进行的,无需借助任何电极或导管进入体内就能实现良好的声耦合,可实现深部靶组织的无创治疗;通过叩击的方式有利于全面精准的获得深度组织的物理信息;设有三维运动扫描系统3,在进行物理探测时,控制聚焦超声换能器相对目标区域进行三维任意面运动,能够对待检测部位进行任意三维扫描,从而使得物理标测系统66获得物理信息更加全面的硬度分布图,从而精准的获得探测面。在进行生理探测时,焦点不受解剖结构的限制,而可以在实体组织的任意点进行二维或三维的扫描,实现了标测和消融治疗时同一焦点。而传统的生理检测时,因无三维运动扫描系统3,生理检测在血管内刺激将受到空间限制,如神经距离血管远一点就不能检测。

[0085] 以上所述仅是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员,在不脱离本发明方法的前提下,还可以做出若干改进和补充,这些改进和补充也应视为本发明的保护范围。

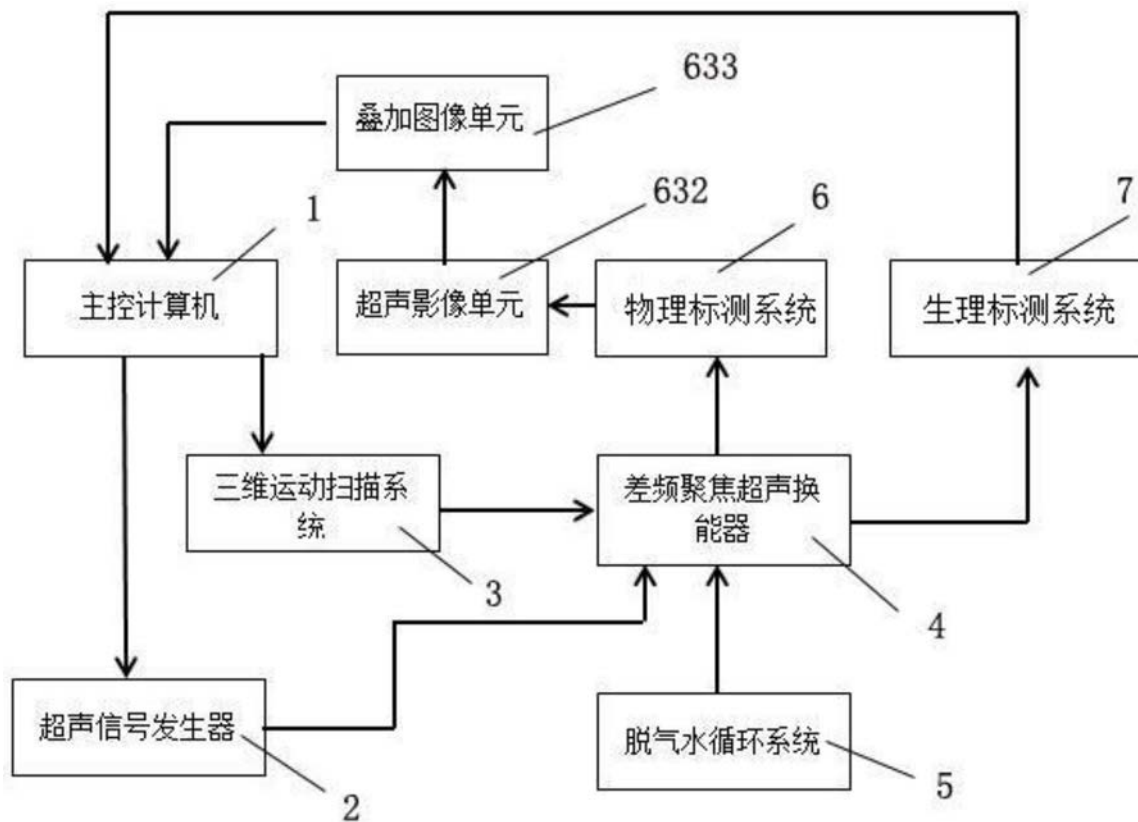


图1

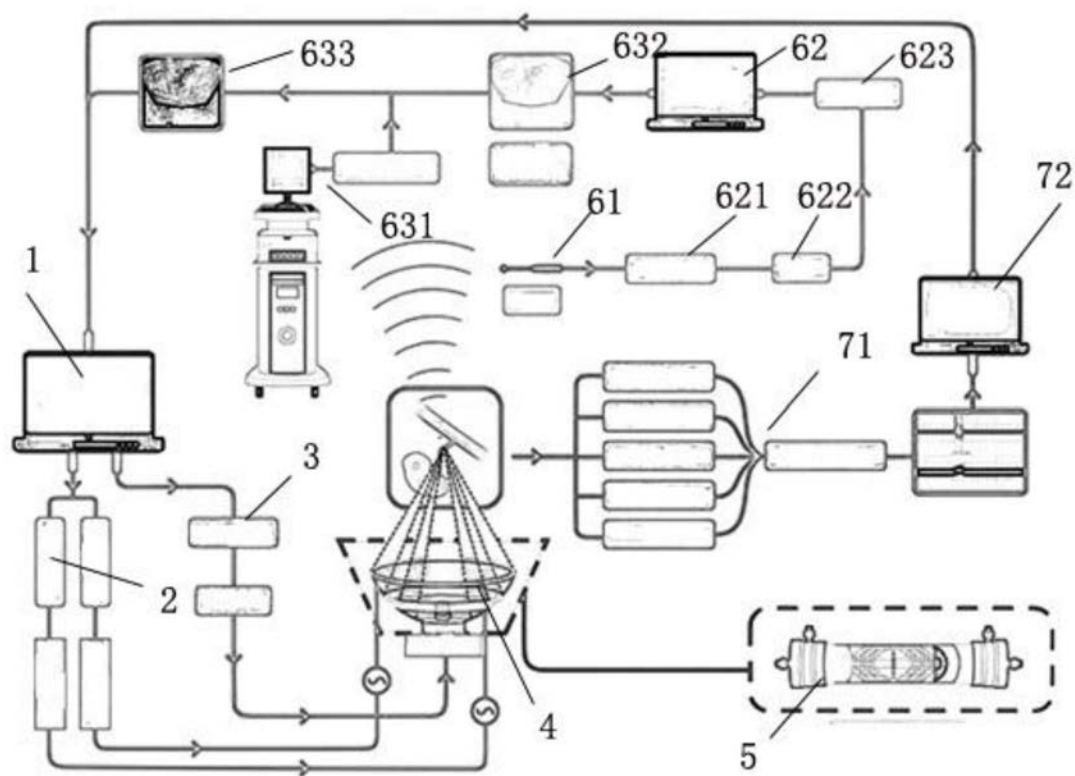


图2

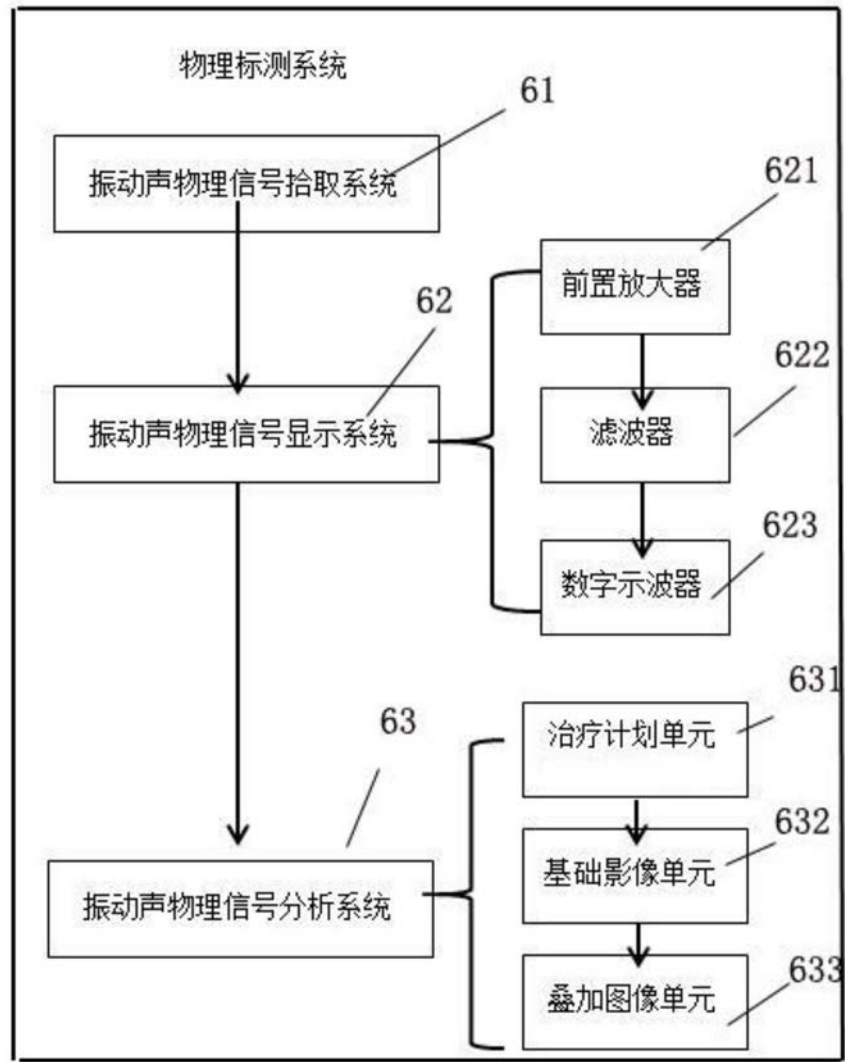


图3

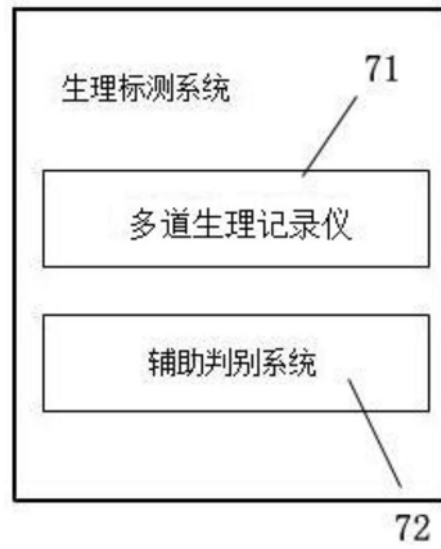


图4