



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108652670 A

(43)申请公布日 2018.10.16

(21)申请号 201810224510.5

(22)申请日 2018.03.19

(71)申请人 武汉理工大学

地址 430070 湖北省武汉市洪山区珞狮路
122号

(72)发明人 郑林 李文欣

(74)专利代理机构 武汉科皓知识产权代理事务
所(特殊普通合伙) 42222

代理人 赵丽影

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61N 7/00(2006.01)

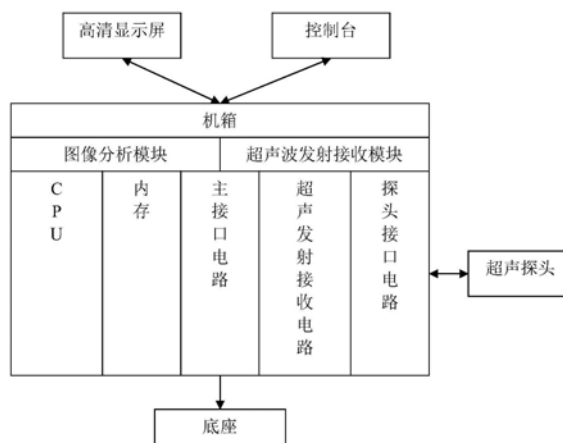
权利要求书3页 说明书11页 附图5页

(54)发明名称

左心室功能异常超声成像治疗一体化设备

(57)摘要

本发明公开了一种左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,包括用于显示结果图像的高清显示屏,用于设置参数的控制台,用于产生超声波信号、超声成像以及后台分析的机箱以及用于支撑设备的底座,控制台一侧设置用于发射接收超声波的超声探头,高清显示屏、控制台、超声探头分别与机箱相连;机箱包括图像分析模块、超声波发射接收模块;图像分析模块采用互相关算法,准确计算出左心室室壁运动位移;超声波发射接收模块能发射不同模式超声电信号;本发明能够同时完成对于左心室异常区域的位移运动成像以及受损区域的治疗。



1. 一种左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,其特征在于:包括用于显示结果图像的高清显示屏,用于设置参数的控制台,用于产生超声波信号、超声成像以及后台分析的机箱以及用于支撑设备的底座,控制台一侧设置有用于发射接收超声波的超声探头,高清显示屏、控制台、超声探头分别与机箱相连;

所述超声探头负责发射接收超声波,并且完成电声转化,向机箱接收发送超声电信号;所述机箱负责图像分析,以及向超声探头发射接收超声电信号;

所述机箱包括图像分析模块、超声波发射接收模块;图像分析模块采用互相关算法,准确计算出左心室室壁运动位移;超声波发射接收模块能发射不同模式超声电信号;

通过固定底座轮子来固定好一体化设备,在控制台上设置好相应的测量参数,包括超声模式、造影模式,设置参数直接反馈至机箱的图像分析模块和超声波发射接收模块,超声波发射接收模块向超声探头发送超声波电信号,随后由超声探头接收超声回波,转为为电信号后发送给图像分析模块,图像分析模块将超声波电信号转变为图像后进行分析,并将分析结果发送给显示屏,显示屏输出结果图。

2. 根据权利要求1所述的左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,其特征在于:所述图像分析模块由C语言编程,配合CPU内存嵌入在机箱内完成分析过程;超声波信号发射接收模块是在传统超声机器上额外添加可编程门阵列FPGA技术,以控制探头发射低强度超声信号实时治疗;超声探头的压电层根据压电效应将电信号转化为声信号,即将机箱发送的超声信号转化为超声波,并且实时接收超声回波;超声探头能够发射不同模式超声信号,除传统扇形超声波外,还能发射低强度锥形超声波,用于完成治疗;超声波形状改变由可编程门阵列FPGA技术进行逻辑与相位控制超声刺激阵列完成,超声波强度改变由压电层电声转化幅度控制。

3. 根据权利要求1所述的左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,其特征在于:所述设备运行包括如下步骤:

1) 通过超声探头,采集人体左心室B型超声视频,视频采集时间为5~6秒,视频可以采集3~4次,收集左心室室壁运动图像集;

2) 在显示屏上选取观察区域,图像分析模块通过互相关算法对观察区域进行分析,得到左心室室壁运动位移图像;

3) 图像分析模块通过判别左心室室壁运动位移幅度,均值以及相位选定出左心室异常区域,并将相关空间位置数据进行保存;

4) 图像分析模块从超声探头的回波信号以及之前保存的运动轨迹准确定位至左心室异常区域,实时计算出探头与异常区域距离,并以此距离完成自动聚焦;

5) 超声探头稳定地向聚焦处发射低强度超声脉冲,深入刺激心脏异常区域,诱导心脏受损细胞重塑,实现心脏局部区域治疗。

4. 根据权利要求3所述的左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,其特征在于:所述步骤2)的具体步骤包括:视频收集、图像预处理、感兴趣区域的选取、快速傅里叶变化、二维互相关平面获取、快速傅里叶反变化和图像位移计算。

5. 根据权利要求4所述的左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,其特征在于:所述感兴趣区域的选取为对B型超声图像进行划分识别的过程,选取方式为划定左上角以及右下角两点,每个区域记录下起始点坐标(x,y)以及区域大小(Δx , Δy)。

6. 根据权利要求4所述的左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,其特征在于:所述图像位移计算的步骤为:对二维互相关平面进行最大值查找,其中 $\phi_{\max}(k, l)$ 为二维互相关平面灰度函数最大值,取其坐标 (k, l) , 则位移计算为平面右下角坐标减去最大值坐标,其坐标点为 (m, n) , 即位移为 $(m-k, n-l)$, 将图像位移计算反复循环 $N-1$ 次,即可得到左心室室壁运动位移时间图。

7. 根据权利要求6所述的左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,其特征在于:所述图像分析模块进行心脏内左心室室壁运动的计算,运用互相关算法计算相邻两张图片内感兴趣区域的位移,包括以下几个步骤:

(1) 首先输入 N 幅连续的心脏左心室心尖四腔切面图像。 N 的计算过程为:假设超声图像采集帧频 FR 为 100 帧/秒;人体心跳频率 f 为 60 Hz/分钟,则心动周期 $T_c = 60/f = 1$ 秒;则 $N_{\min} = m \times FR \times T_c = 100m$ 帧 (m 至少为 5), 即 N 至少为 500;

(2) 依次选取两张连续超声图像,设第一张图像采集时间为 t_0 , 第二张图像采集时间为 $t_0 + dt$, 其中 dt 为相邻两副图像的时间间隔,计算公式为 $dt = 1/FR$; 在两张图像上同时选择出由操作者选择的感兴趣区域,两个感兴趣区域空间位置保持相对不变;

(3) 首先实现感兴趣区域内图像灰度化,将三维彩色图像转化为灰度二维图形,灰度值在 0~255 之间;

(4) 对于两张灰度图像上的感兴趣区域进行像素值提取,获得图像时域灰度函数 $f(k, l)$ 与 $g(k, l)$, 其中 k 与 l 代表该点坐标, f 与 g 的数值代表,该点像素值;

(5) 对两个时域函数 $f(k, l)$ 与 $g(k, l)$ 进行快速傅里叶运算,获得频域灰度函数 $F(U, V)$ 和 $G(U, V)$, 完成图像时域信息转换到频域中; 其中傅里叶变化公式为:

$$F(U, V) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(k, l) e^{-j2\pi(Uk + Vl)} dk dl, k \text{ 与 } l \text{ 代表该点坐标};$$

(6) 对于两张图像上频域数据进行相乘,即为 $\Phi(U, V) = F(U, V) \times G(U, V)$, 获得频域函数 $\Phi(U, V)$, 即二维互相关平面;

(7) 对时域函数进行傅里叶反运算,获得时域函数 $\phi(k, l)$, 完成图像频域信息转换回时域;

其中傅里叶反变化公式为: $\phi(k, l) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \Phi(U, V) e^{j2\pi(Uk + Vl)} dU dV, k \text{ 与 } l \text{ 代表该点坐标};$

(8) 获取时域函数 $\phi(k, l)$ 最大值所对应的像素点坐标 (k, l) , 则认为后一张图像在互相关平面上于点 (k, l) 处与前一图像互相关匹配程度达到最大, 则以 (k, l) 为矢量终点, 以右下角坐标 (m, n) 代表矢量起点, 勾勒出向量 \bar{X} , 图像从 t_0 到 $t_0 + dt$ 之间真实运动位移就可以等效替换为向量 \bar{X} ;

(9) 将 t_0 时刻位移进行记录, 随后获取下一张图像与第三张图像, 返回执行第 (2) 步操作计算下一张图像位移, 接下来反复执行第 (2) 步操作至第 (7) 步操作, 直至所有 N 张图像分析完毕, 此时将获得 $N-1$ 组位移数据;

(10) 根据第 (9) 步获取的 $N-1$ 位移数据, 画出时间位移图, 横坐标为时间, 纵坐标为位移距离, 其中以不同的颜色表示不同的感兴趣区域;

(11) 图像分析模块根据位移曲线的幅度、频率、相位以及相似度快速确定异常区域, 记

录异常区域感兴趣区域相对位置以及运动轨迹并在设备内保存,以用于后续的自动聚焦工作。

8.根据权利要求7所述的左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,其特征在于:所述步骤3)选定左心室室壁运动异常的主要依据是感兴趣区域运动幅度,运动周期,运动相位。

9.根据权利要求8所述的左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,其特征在于:所述步骤4)中需要图像分析模块完成实时聚焦,则计算焦距的公式为;

$$X_{\text{real}}=X_{\text{relative}}+\Delta X$$

X_{relative} 为超声探头至左心室距离,是一个固定值; ΔX 为位移偏差,主要是因为左心室异常区域需要跟随心脏跳动而移动, X_{real} 为所得真实焦距。

10.根据权利要求9所述的发射低强度超声脉冲,其特征在于:所述步骤5)中低强度超声脉冲的总时长为1s,其重复频率为1000hz,即单个周期时长1ms,其中提供超声刺激的超声调控部分占空比为5%。

左心室功能异常超声成像治疗一体化设备

技术领域

[0001] 本发明属于计算机视觉、图像处理、模式识别技术领域,特别涉及生物医学超声。具体来说就是能够同时对心脏左心室异常部位进行分析以及治疗的设备。

背景技术

[0002] (1) B型超声。B型超声(Brightness-mode Ultrasound),又简称为B超,是超声成像的一种。超声波在穿过各组织器官传播时,会因人体不同组织器官的差异而产生的明显的声学差异,使得超声波在不同组织器官交界面的地方发生反射与散射。而超声机器根据回声的强弱以及延迟时间,利用明暗不同的光点将组织器官交界面与超声探头之间的距离依次显示在影屏上,即为B超图像。也就是说:B超是以亮度调制的方式,显示人体内脏各器官的二维超声断层图(解剖结构图像)。

[0003] 现有评估心脏室壁运动的方法有:

[0004] (1) 多普勒组织应变成像。多普勒组织应变成像利用多普勒效应的特性,当组织或器官远离或靠近超声探头,获得的组织器官运动频率则会相应的增加或者减少,通过频率移动的程度可以反向计算获得组织运动速度,最终获得不同区域应变及应变率,如公式2-1所示:

$$[0005] \quad \varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (2.1)$$

[0006] 其中, ΔL 表示组织运动位移,由时间乘以速度获取, L_0 表示组织初始位置, ε 表示要获取的应变。而通过分析应变及应变率,与正常应变以及应变率进行比较,可用于表明这一区域是否发生异常。【Bohs L N,Trahey G E.A novel method for angle independent ultrasonic imaging of blood flow and tissue motion.[J].IEEE transactions on bio-medical engineering,1991,38(3):.】

[0007] (2) 速度矢量成像。对于患者心室超声心动图采用点击式方法,在心内膜或者心肌中间层依次放置观测点,点的个数取决于心内膜的弧度,这些不同观测点被称之为感兴趣区域(ROI)。它们彼此间用虚线连接,每个感兴趣区域被逐帧识别并且追踪,每个感兴趣区域随着心脏周期性跳动而进行周向运动,利用感兴趣区域几何位移来表示局部组织的空间运动,而局部速度由兴趣区域的位移除以帧之间的时间来获得,最终获得不同区域应变及应变率,而应变及应变率可用于辅助医生进行临床治疗。【Junhong Chen,Tiesheng Cao,Yunyou Duan,Lijun Yuan,Zuojun Wang.Velocity vector imaging in assessing myocardial systolic function of hypertensive patients with left ventricular hypertrophy[J].Canadian Journal of Cardiology,2007,23(12):.】

[0008] (3) 超声心动图。超声心动图由于其速度快、成像时间短,可以实现对心脏实时动态的描述,因此成为了评估心脏功能的一种很好的方法。其中国际期刊论文“Ultrasound Cardiogram in Mitral Stenosis”(作者为:From the Medical Clinic(Head:H.Malmros,M.D.,Professor of Medicine),University of Lund,Sweden,杂志为:Acta Medica

Scandinavica.Vol.CLIX,fasc.IT,1957.)提出了一种利用超声心动图的方法检测评估二尖瓣狭窄的心脏的方法。

[0009] 现有治疗心脏内异常部位的方法有:

[0010] (1) 血流剪切力刺激技术。人体心脏细胞本身存在较为特殊的感应机械压力的离子通道,这一通道实现了细胞表面物理信号转变为生物化学信号。因此,适宜范围的剪切力能够刺激离子通道,从而控制细胞对一氧化氮的释放增加,而一氧化氮可致一些对抗炎症因子分泌增加和不成熟侧支血管的渗透性增加,最终提高细胞表面的粘合度,从而增加了细胞的黏附性及抗凋亡能力。这些有助于诱导心脏受损细胞重塑,实现心脏局部区域治疗。

【Ranade SS,Qiu Z,Woo SH,et al.Piezol,a mechanically activated ion channel,is required for vascular development in mice[J].Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America,2014,111(28):10347.】

[0011] 对于现有评估心脏室壁运动方法的不足:

[0012] (1) 多普勒组织应变成像。尽管多普勒组织应变成像在评价心脏功能方面取得了很好的效果,但是多普勒组织应变成像本身存在成像角度限制,这个角度限制来源于多普勒效应本身。当超声线与组织夹角达到90度时,无法获得任何形式上的频率移动,自然也就无法获得应变率,不能对异常区域作出判断。

[0013] (2) 速度矢量成像。速度矢量成像测量时,超声探头上至少需要分布上百个超声震源。为了覆盖整个左心室,不同震源发射方向必须不同,这也使得超声探头上方向控制模块极其复杂。

[0014] (3) 超声心动图。尽管目前超声心动图测量左室收缩功能的方法较多,结果较为准确,但临床上仍然有一些实际情况,难以对左室收缩功能进行准确的评价,例如心脏节律紊乱,尤其是心房颤动的病人,特别是心力衰竭合并心房颤动的病人,临床上要求准确评价心功能;心力衰竭合并二尖瓣和主动脉瓣严重关闭不全的心功能评价;以及肥厚型心肌病左室射血分数的假正常等。这些都是超声心动图心脏功能评价的难点。

[0015] 对于现有治疗心脏内异常部位的方法:

[0016] 血流剪切力刺激技术:在每一个心动周期,血流均会长时间充盈心脏,无法准确控制某一位置血流流速明显改动,以实施血流剪切力处理。实际操作过程中通常会导致一大片区域细胞集体改变表面通透性,可能会在治愈好某一位置异常后引入新的异常,甚至修改了正常细胞的表面通透性。

[0017] 众所周知,心脏病的危害极大,并且严重威胁人类的生命健康。在我国,心脏疾病的致死率是高于其它任何一种疾病的。所以我们希望通过超声生物力学成像方法,测量评估心脏内室壁运动异常区域,再通过超声刺激技术作用针对异常区域给予治疗。

[0018] 简单来说,心脏可以理解为就是由心室心房以及心脏内的血液组成。而心脏左心室室壁运动直接代表了人体左心室心肌组织周期性运动和心脏容积的变化。在左心室舒张期,血液流入心脏内,此时心脏体积增大,心室壁向外舒张;在左心室收缩期,血液流出心脏内,此时心脏体积减压,左心室心室壁向内压缩。当心脏的功能发生紊乱的时候,左心室室壁运动就发生明显的变化。

发明内容

[0019] 本发明的目的是针对现有技术的不足,在现有的超声仪器的基础之上进行技术升级,提出左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,解决现有成像设备无法进行超声治疗,现有治疗设备无法获得异常部位的问题。实现了在同一台超声机器上同时完成成像过程和治疗过程双重功能。使患者恢复正常,以达到辅助医生诊断和治疗的作用。

[0020] 本发明采用如下技术方案实现:

[0021] 一种左心室功能异常超声成像治疗一体化设备,包括用于显示结果图像的高清显示屏,用于设置参数的控制台,用于产生超声波信号、超声成像以及后台分析的机箱以及用于支撑设备的底座,控制台一侧设置有利于发射接收超声波的超声探头,高清显示屏、控制台、超声探头分别与机箱相连;

[0022] 所述超声探头负责发射接收超声波,并且完成电声转化,向机箱接收发送超声电信号;所述机箱负责图像分析,以及向超声探头发射接收超声电信号;

[0023] 所述机箱包括图像分析模块、超声波发射接收模块;图像分析模块采用互相关算法,准确计算出左心室室壁运动位移;超声波发射接收模块能发射不同模式超声电信号;

[0024] 通过固定底座轮子来固定好一体化设备,在控制台上设置好相应的测量参数,包括超声模式、造影模式,设置参数直接反馈至机箱的图像分析模块和超声波发射接收模块,超声波发射接收模块向超声探头发送超声波电信号,随后由超声探头接收超声回波,转为为电信号后发送给图像分析模块,图像分析模块将超声波电信号转变为图像后进行分析,并将分析结果发送给显示屏,显示屏输出结果图。

[0025] 所述图像分析模块由C语言编程,配合CPU内存嵌入在机箱内完成分析过程;超声波信号发射接收模块是在传统超声机器上额外添加可编程门阵列FPGA技术,以控制探头发射低强度超声信号实时治疗;超声探头的压电层根据压电效应将电信号转化为声信号,即将机箱发送的超声信号转化为超声波,并且实时接收超声回波;超声探头能够发射不同模式超声信号,除传统扇形超声波外,还能发射低强度锥形超声波,用于完成治疗;超声波形状改变由可编程门阵列FPGA技术进行逻辑与相位控制超声刺激阵列完成,超声波强度改变由压电层电声转化幅度控制。

[0026] 所述设备运行包括如下步骤:

[0027] 1) 通过超声探头,采集人体左心室B型超声视频,视频采集时间为5~6秒,视频可以采集3~4次,收集左心室室壁运动图像集;

[0028] 2) 在显示屏上选取观察区域,图像分析模块通过互相关算法对观察区域进行分析,得到左心室室壁运动位移图像;

[0029] 3) 图像分析模块通过判别左心室室壁运动位移幅度,均值以及相位选定出左心室异常区域,并将相关空间位置数据进行保存;

[0030] 4) 图像分析模块从超声探头的回波信号以及之前保存的运动轨迹准确定位至左心室异常区域,实时计算出探头与异常区域距离,并以此距离完成自动聚焦;

[0031] 5) 超声探头稳定地向聚焦处发射低强度超声脉冲,深入刺激心脏异常区域,诱导心脏受损细胞重塑,实现心脏局部区域治疗。

[0032] 所述步骤2)的具体步骤包括:视频收集、图像预处理、感兴趣区域的选取、快速傅里叶变化、二维互相关平面获取、快速傅里叶反变化和图像位移计算。

[0033] 所述感兴趣区域的选取为对B型超声图像进行划分识别的过程,选取方式为划定

左上角以及右下角两点,每个区域记录下起始点坐标(x,y)以及区域大小(Δx , Δy)。

[0034] 所述图像位移计算的步骤为:对二维互相关平面进行最大值查找,其中 $\Phi_{\max}(k, 1)$ 为二维互相关平面灰度函数最大值,取其坐标(k,1),则位移计算为平面右下角坐标减去最大值坐标,其坐标点为(m,n),即位移为(m-k,n-1),将图像位移计算反复循环N-1次,即可得到左心室室壁运动位移时间图。

[0035] 所述图像分析模块进行心脏内左心室室壁运动的计算,运用互相关算法计算相邻两张图片内感兴趣区域的位移,包括以下几个步骤:

[0036] (1) 首先输入N幅连续的心脏左心室心尖四腔切面图像。N的计算过程为:假设超声图像采集帧频FR为100帧/秒;人体心跳频率f为60Hz/分钟,则心动周期 $T_c = 60/f = 1$ 秒;则 $N_{\min} = m \times FR \times T_c = 100m$ 帧(m至少为5),即N至少为500;

[0037] (2) 依次选取两张连续超声图像,设第一张图像采集时间为 t_0 ,第二张图像采集时间为 $t_0 + dt$,其中dt为相邻两副图像的时间间隔,计算公式为 $dt = 1/FR$;在两张图像上同时选择出由操作者选择的感兴趣区域,两个感兴趣区域空间位置保持相对不变;

[0038] (3) 首先实现感兴趣区域内图像灰度化,将三维彩色图像转化为灰度二维图形,灰度值在0~255之间;

[0039] (4) 对于两张灰度图像上的感兴趣区域进行像素值提取,获得图像时域灰度函数 $f(k, 1)$ 与 $g(k, 1)$,其中k与1代表该点坐标,f与g的数值代表,该点像素值;

[0040] (5) 对两个时域函数 $f(k, 1)$ 与 $g(k, 1)$ 进行快速傅里叶运算,获得频域灰度函数 $F(U, V)$ 和 $G(U, V)$,完成图像时域信息转换到频域中;其中傅里叶变化公式为:

$$F(U, V) = \iint_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} f(k, l) e^{-j2\pi(Uk+Vl)} dkdl, k \text{ 与 } l \text{ 代表该点坐标};$$

[0041] (6) 对于两张图像上频域数据进行相乘,即为 $\Phi(U, V) = F(U, V) \times G(U, V)$,获得频域函数 $\Phi(U, V)$,即二维互相关平面;

[0042] (7) 对时域函数进行傅里叶反运算,获得时域函数 $\varphi(k, l)$,完成图像频域信息转换回时域;

[0043] 其中傅里叶反变化公式为: $\varphi(k, l) = \iint_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \Phi(U, V) e^{j2\pi(Uk+Vl)} dUdV$, k与1代表该点坐标;

[0044] (8) 获取时域函数 $\varphi(k, l)$ 最大值所对应的像素点坐标(k,1),则认为后一张图像在互相关平面上于点(k,1)处与前一图像互相关匹配程度达到最大,则以(k,1)为矢量终点,以右下角坐标(m,n)代表矢量起点,勾勒出向量 \vec{X} ,图像从 t_0 到 $t_0 + dt$ 之间真实运动位移就可以等效替换为向量 \vec{X} ;

[0045] (9) 将 t_0 时刻位移进行记录,随后获取下一张图像与第三张图像,返回执行第(2)步操作计算下一张图像位移,接下来反复执行第(2)步操作至第(7)步操作,直至所有N张图像分析完毕,此时将获得N-1组位移数据;

[0046] (10) 根据第(9)步获取的N-1位移数据,画出时间位移图,横坐标为时间,纵坐标为位移距离,其中以不同的颜色表示不同的感兴趣区域;

[0047] (11) 图像分析模块根据位移曲线的幅度、频率、相位以及相似度快速确定异常区

域,记录异常区域感兴趣区域相对位置以及运动轨迹并在设备内保存,以用于后续的自动聚焦工作。

[0048] 所述步骤3)选定左心室室壁运动异常的主要依据是感兴趣区域运动幅度,运动周期,运动相位。

[0049] 所述步骤4)中需要图像分析模块完成实时聚焦,则计算焦距的公式为;

[0050] $X_{\text{real}} = X_{\text{relative}} + \Delta X$

[0051] X_{relative} 为超声探头至左心室距离,是一个固定值; ΔX 为位移偏差,主要是因为左心室异常区域需要跟随心脏跳动而移动, X_{real} 为所得真实焦距。

[0052] 所述步骤5)中低强度超声脉冲的总时长为1s,其重复频率为1000hz,即单个周期时长1ms,其中提供超声刺激的超声调控部分占空比为5%。

[0053] 本发明提出的左心室功能异常超声成像治疗一体化设备的工作方式优于传统的超声成像仪器。与现有超声成像仪器对比,左心室功能异常超声成像治疗一体化设备能够同时完成成像治疗两大功能。具体优点及效果如下:

[0054] (1)本发明提出的评价心脏左心室室壁运动功能的方法能够弥补目前已有方法的不足,目前已有的评价心脏功能的方法,多是通过多普勒组织成像技术计算心室的形状信息,获取总体射血分数、缩短分数等信息,然后通过这些信息的改变来判断心脏左心室总体的功能是否异常,但是一些疾病或者疾病的早期时期这些总体性数值信息并未发生明显改变,并且多普勒组织成像还存在一个不可避免的角度问题,即当多普勒角度与心脏室壁运动角度存在 90° 夹角时无法获取室壁运动速度。我们提出的计算心脏室壁运动的方法能够很好的弥补这方面的不足。

[0055] (2)本发明提出的利用低强度脉冲超声来治疗心脏功能属于无创、高聚焦性的方法,不需要对患者进行相应的心脏手术。现有的血流剪切力刺激技术会使一定范围内所有细胞一氧化氮施放提高,共同改变表面通透性,精确性实际上相当低。而超声刺激技术的焦距是完全可控的,利用其高聚焦性,准确治疗异常部位。

[0056] (3)目前,没有任何一种有效设备能够同时运用两种技术,集成像和治疗于一身。几乎全都是成像技术只负责测量数据,而治疗设备只负责发射超声脉冲给予修复。而本设备从根本上解决技术分开的问题,完成了两种技术的融合。

附图说明

[0057] 图1描述了一体化设备工作流程示意图。(突出说明了一体化设备两大功能)。

[0058] 图2描述的是超声图像测速技术量化心功能异常时,计算室壁运动方法的流程图。(通过此方法,计算左心室室壁运动,用于分析左心室异常点)。

[0059] 图3超声探头示意图。(通过切换模式按钮,超声探头同时参与了成像治疗两种模式,能够发射两种模式超声波)。

[0060] 图4是超声电子控制序列。(通过此序列,稳定发射低强度聚焦脉冲超声波,实现治疗功能)。

[0061] 图5是超声聚焦示意图。(实现聚焦,提升治疗精确度,优于传统方法——改变血流压力)。

[0062] 图6是人体实验中,关于室壁运动成像部分的位移图。(医生分析位移图,判断出异

常区域)。

[0063] 图7是整体设备完整图。最大的创新点在于,一体化设备机箱融合了成像部分与治疗部分,即同时运用两种技术,集成成像和治疗于一身。

具体实施方式

[0064] 以下结合附图和具体实施例对本发明作进一步的详细描述。

[0065] 如图7所示,本发明的设备从上向下依次包括用于显示结果图像的高清显示屏,用于设置参数的控制台,用于产生超声波信号、超声成像以及后台分析的机箱以及负责支撑设备的底座,控制台右侧即是用于发射接收超声波的超声探头,超声探头与下方机箱相连。

[0066] 从上文可以看出本设备硬件重心以及创新点在于下方机箱以及图3所示超声探头。它们的关系是超声探头负责发射接收超声波,并且完成电声转化,向机箱接收发送超声电信号。而机箱负责图像分析,以及向超声探头发射接收超声电信号。

[0067] 机箱在功能上逻辑上由两部分构成——成像部分和治疗部分,这也是本设备名称由来,机箱在实现上空间上物理结构上由两部分构成——图像分析模块以及超声波发射接收模块。机箱硬件创新点在于能够在传统超声机器基础上运用互相关算法,准确计算出左心室室壁运动位移,除此之外,还能发射不同模式超声电信号。图像分析模块由C语言编程,配合CPU内存嵌入在机箱内完成分析过程;超声波信号发射接收模块是在传统超声机器上额外添加可编程门阵列(FPGA)技术,以控制探头发射低强度超声信号实时治疗。超声探头功能即是发射接收超声波,在图3所示压电层根据压电效应将电信号转化为声信号,即将机箱发送的超声信号转化为超声波,并且实时接收超声回波。超声探头硬件创新点在于能够发射不同模式超声信号,除传统扇形超声波外,还能发射低强度锥形超声波,用于完成治疗。超声波形状改变由可编程门阵列(FPGA)技术进行逻辑与相位控制超声刺激阵列完成,而强度改变由图3所示压电层电声转化幅度控制。

[0068] 现说明其他部分之间的关系,可以通过固定底座轮子来固定好一体化设备。在控制台上设置好相应的测量参数,比如超声模式、造影模式,设置参数将直接反馈至机箱,机箱根据参数设置超声波发射接收模块,向超声探头发送超声波电信号。随后由超声探头接收超声回波,转为为电信号后发送给机箱,机箱将超声波电信号转变为图像、以及图像分析模块分析结果发送给显示屏,而显示屏只负责输出结果图。

[0069] 如图1所示,本发明所设计的左心室功能异常超声成像治疗一体化设备包括如下步骤:

[0070] 1) 选择成像治疗一体化设备超声探头,如图3所示。随后切换模式按钮,实现切换超声探头的工作模式,将其转变为成像模式。

[0071] 2) 医生手持超声探头采集人体左心室B型超声视频,视频采集时间为5~6秒,视频可以采集3~4次,主要获取左心室心尖四腔切面视频并进行图像化预处理,收集左心室室壁运动图像集,显示在显示屏上。

[0072] 21) 视频收集:在视频收集过程中,超声探头向人体心脏左心室发射稳定且范围覆盖整个左心室的超声波,超声波帧频要求不低于50HZ,同时根据B型超声回波原理,在显示屏上得到左心室B型超声视频。操作者可以手动旋转超声探头,完整观察到左心室内包含左心室两侧心室壁及其下部二尖瓣。

[0073] 22) 图像化预处理:图像分析模块对收集到的人体心脏左心室视频进行分析,可以由操作者在控制台手动选择一组成像效果理想、左心室伪影较少的一组视频。将该组视频通过视频解码器进行解码,由视频转化为连续的BMP格式的左心室室壁运动图像集。

[0074] 3) 操作者可以按照自己的意愿在左心室室壁运动图像上选取任意多个互不重叠的观察区域,选取的方法即是旋转操作台中心的滚轴,使显示屏上的鼠标选中观察区域左上角以及右下角,每个观察区域都被称为感兴趣区域,通过互相关算法对感兴趣区域进行分析,得到左心室室壁运动位移图像,并通过判别室壁运动位移幅度,均值以及相位选定出左心室异常区域。

[0075] 4) 选择成像治疗一体化设备超声探头,切换超声探头的工作模式,将其转变为治疗模式。

[0076] 5) 从超声探头的回波信号以及之前保存的运动轨迹准确定位至左心室异常区域,机箱成像部分实时计算出探头与异常区域距离,并以此距离完成自动聚焦,聚焦状态如图5所示。

[0077] 6) 超声波发射接收模块产生低强度超声脉冲电信号,由超声探头稳定地向聚焦处发射治疗超声波,深入刺激心脏异常区域,诱导心脏受损细胞重塑,实现心脏局部区域治疗。

[0078] 左心室功能异常成像治疗一体化设备的核心功能分为两部分,二者逻辑位置如图1所示,分别由成像部分与治疗部分负责实现完成,并且超声探头也参与其中,实现电信号转化为声波。一部分是对选定的感兴趣区域进行分析,寻找在不同心跳周期内左心室室壁运动异常部位,由图像分析模块实现完成。另一部分是超声波发射接收模块对异常部位进行自动聚焦,从而使得超声探头稳定地向异常部位发射低强度脉冲。而B型超声图像的采集,超声探头的切换以及心脏左心室细胞缓慢恢复则不为本设备重点。

[0079] 本发明图像分析模块可以进行心脏内左心室室壁运动的计算,其流程如图2所示,核心思想即是运用了互相关算法计算相邻两张图片内感兴趣区域的位移,主要分为以下几个步骤:

[0080] (12) 首先输入N幅连续的心脏左心室心尖四腔切面图像。N的计算过程为:假设超声图像采集帧频FR为100帧/秒;人体心跳频率f为60Hz/分钟,则心动周期 $T_c = 60/f = 1$ 秒;则 $N_{\min} = m \times FR \times T_c = 100m$ 帧(m至少为5),即N至少为500。

[0081] (13) 依次选取两张连续超声图像,不妨设第一张图像采集时间为 t_0 ,则第二张图像采集时间为 $t_0 + dt$,其中dt为相邻两副图像的时间间隔,计算公式为 $dt = 1/FR$ 。在两张图像上同时选择出由操作者选择的感兴趣区域(region of interest, ROI),两个感兴趣区域空间位置保持相对不变。

[0082] (14) 首先实现感兴趣区域内图像灰度化,将三维彩色图像转化为灰度二维图形,灰度值在0~255之间。

[0083] (15) 对于两张灰度图像上的感兴趣区域进行像素值提取,获得图像时域灰度函数 $f(k, l)$ 与 $g(k, l)$,其中k与l代表该点时域坐标,f与g的数值代表,该点像素值。

[0084] (16) 对两个时域函数 $f(k, l)$ 与 $g(k, l)$ 进行快速傅里叶运算,获得频域灰度函数 $F(U, V)$ 和 $G(U, V)$,完成图像时域信息转换到频域中。其中傅里叶变化公式为:

$$F(U,V) = \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} f(k,l) e^{-j2\pi(Uk+Vl)} dkdl, k \text{ 与 } l \text{ 代表该点坐标。}$$

[0085] (17) 对于两张图像上频域数据进行相乘, 即为 $\Phi(U,V) = F(U,V) \times G(U,V)$, 其中 U 与 V 代表该点频域坐标, 获得频域函数 $\Phi(U,V)$, 即二维互相关平面。

[0086] (18) 对时域函数进行傅里叶反运算, 获得时域函数 $\varphi(k,l)$, 完成图像频域信息转换回时域。

[0087] 其中傅里叶反变化公式为: $\varphi(k,l) = \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \phi(U,V) e^{j2\pi(Uk+Vl)} dUdV$, k 与 l 代表该点坐标。

[0088] (19) 获取时域函数 $\varphi(k,l)$ 最大值所对应的像素点坐标 (k,l) , 那么就可以认为后一张图像在互相关平面上于点 (k,l) 处与前一图像互相关匹配程度达到最大。则以 (k,l) 为矢量终点, 以右下角坐标 (m,n) 代表矢量起点, 勾勒出向量 \bar{X} , 图像从 t_0 到 t_0+dt 之间真实运动位移就可以等效替换为向量 \bar{X} 。

[0089] (20) 将 t_0 时刻位移进行记录, 随后获取下一张图像与第三张图像, 返回执行第二步操作计算下一张图像位移。接下来反复执行第二步操作至第七步操作, 直至所有 N 张图像分析完毕, 此时将获得 $N-1$ 组位移数据。

[0090] (21) 根据第9步获取的 $N-1$ 位移数据, 画出时间位移图, 横坐标为时间, 纵坐标为位移距离, 其中要以不同的颜色表示不同的感兴趣区域。

[0091] (22) 图像分析模块根据位移曲线的幅度、频率、相位以及相似度等等快速确定异常区域。大致记录下异常区域感兴趣区域相对位置以及运动轨迹并在设备内保存, 以用于后续的自动聚焦工作。

[0092] 本设备提出的超声刺激技术可作为心脏内科医生以及诊断治疗技师的辅助手段, 一定程度上帮助患者早日摆脱疾病的折磨, 具有较强的医学价值与医用价值, 主要分为以下几个步骤:

[0093] (1) 超声探头可实现多通道超声信号的发射和接收, 每个通道彼此之间保持独立控制。具体包括以下过程:

[0094] 1) 超声信号的发射模块主要由超声刺激阵列完成, 多个通道共同向同一部位发射脉冲, 形成超声刺激阵列, 每个通道均由可编程门阵列 (FPGA) 技术进行逻辑控制, 逻辑控制如图4所示。

[0095] 2) 超声信号的接收模块则完成对超声回波信号放大、滤波和数模转换采集。同样数据由FPGA处理之后以进行后续的逻辑控制以及焦距分析。

[0096] (2) 由于心脏每时每刻都在跳动, 因此考虑到心脏治疗的聚焦的高实时性需求, 运用自动精准聚焦方法。具体操作为:

[0097] 1) 结合之前保存的感兴趣区域粗略定位出异常区域相对于心脏左心室的空间位置 X_{relative} 。

[0098] 2) 结合超声探头接收到的脉冲信号以及运动轨迹, 获得位移修正 ΔX , 并且操作者可以根据临床治疗经验以及目测二者距离手动修改 ΔX , 准确定位至上文分析出的异常区域, 实时计算出探头与异常区域真实距离 X_{real} , 计算式为 $X_{\text{real}} = X_{\text{relative}} + \Delta X$, 并以此

距离完成自动聚焦。

[0099] 3) 聚焦状态如图5所示,操作者小幅度移动探头不会影响异常区域的自动焦距。

[0100] (3) 稳定地向聚焦处发射低强度脉冲,如图4所示。低强度超声脉冲的总时长为1s,其重复频率为1000hz,即单个周期时长1ms,其中提供超声刺激的超声调控部分占空比为5%。深入刺激心脏左心室异常区域,进而诱导心脏受损细胞重塑,实现心脏左心室受损区域无创治疗。

[0101] 本发明的变更设计(替代方案)及其它用途:

[0102] (1) 本发明提出的算法还可以应用于心脑血管疾病中计算左心室血液涡流运动以及血流动力学参数。

[0103] (2) 本发明提出的超声波治疗方法也可以应用于神经组织,比如大脑组织以及其他外周神经组织。

[0104] (3) 本发明提出的室壁运动算法同样也可以分析其他成像方法所采集的灰度图像,例如光学成像、光声成像、CT成像,MRI成像。

[0105] 具体实验以及抽象模拟过程:

[0106] 发明人所在研究团队已经利用该设备成像部分作用于心肌病患者。已知心脏超声图的采集可以从至少4个不同的切面进行,可以获得不一样的成像效果,在这里统一采用心尖四腔切面。

[0107] 医生手持超声探头,扭动图3所示模式切换按钮,切换一体化设备工作模式至成像模式,使得探头扫描区域从治疗时的锥形转化为扇形区域。与此同时,超声波发射模式从治疗时的低强度脉冲转化为高强度散射。

[0108] 首先从合作医院——广州市中山大学第二附属医院获取多名心肌病患者心脏左室壁B型超声图像。以其中一名病人为例,要求医生采集3组视频,每组视频时长5~6秒,采集帧频要求为48HZ。

[0109] 图像分析模块随后进行视频预处理操作,将每组视频解码后获得一个AVI格式视频以及相应的多个BMP格式图像。对于不同组视频与图像,只需要选择其中一组成像效果较好的即可。若出现某一组超声图像左心室伪影长时间触碰左心室壁或者不能完整观测到心脏左心室,则该组将被舍弃。

[0110] 其次,图像分析模块对于不同感兴趣区域分批进行室壁运动位移计算,获取左心室位移幅值、均值以及相位改变。详细的计算流程为:

[0111] 1) 首先一体化设备获取解码后的N幅连续的心脏左心室心尖四腔切面图像。由于 $N_{\min} = m \times FR \times T_c$,其中FR为48,m为5, T_c 为1,则向一体化设备输入240张图像。

[0112] 2) 将第一张图像采集时间 $t_0 = 0S$,则第二张图像采集时间为 $dt = 1/48S$ 。

[0113] 3) 由操作者自行选定3个感兴趣区域,首先由操作者对于理想图像从上至下对于左心室壁选取至少3个感兴趣区域(ROI),不妨命名为上部中部下部,感兴趣区域的选取要求能够在水平方向上包涵左心室壁左右方向运动的极限位移。感兴趣区域形状为矩形,选取方法为选定矩形左上角以及右下角。对于该名患者选取的感兴趣区域坐标如表1所示:

[0114] 表1该名患者选取的感兴趣区域坐标

	感兴趣区域位置	起始点坐标	感兴趣区域大小
[0115]	上部	282.51,125.51	50.98,33.98
	中部	258.51,162.51	75.98,66.98
	上部	235.51,230.51	55.98,33.98

[0116] 4) 对于选定的图像实现图像灰度化,将三维彩色图像转化为灰度二维图形,获得灰度值函数 $f(k, l)$ 与 $g(k, l)$ 。以上部感兴趣区域为例,感兴趣区域共有 50×33 个点,其灰度值范围在 $0 \sim 255$ 之间,因此灰度值函数可以表示为:

[0117] $f(k, l) = \{f \in [0, 255], k=282, 283, \dots, 332, j=125, 126, \dots, 158\}$

[0118] 5) 对两个灰度值函数 $f(k, l)$ 与 $g(k, l)$ 进行快速傅里叶运算,获得两个频域灰度函数 $F(U, V)$ 和 $G(U, V)$ 。根据快速傅里叶运算原理,上部感兴趣区域频域灰度函数共有 100×66 个点。

[0119] 6) 随后使两个频域灰度函数 $F(U, V)$ 与 $G(U, V)$ 彼此相乘,获得新函数 $\Phi(U, V) = F(U, V) \times G(U, V)$,其中 $\Phi(U, V)$ 为二维互相关平面,平面大小为 100×66 。

[0120] 7) 对两个频域灰度函数 $F(U, V)$ 以及 $G(U, V)$ 进行快速傅里叶反运算,获得时域灰度函数 $\phi(k, l)$ 。根据快速傅里叶反运算原理,其灰度函数共有 50×33 个点,其灰度值范围在 $0 \sim 255$ 之间。

[0121] 8) 遍历新获取时域函数 $\phi(k, l)$,查找其最大值,记录下最大值所对应的坐标点,此坐标点为 $(303, 138)$,则以 $(303, 138)$ 为矢量终点,以右下角坐标 $(332, 158)$ 代表矢量起点, $\bar{X} = (332-303, 158-137) = (21, 20)$ 。即第一张图像位移为 $(21, 20)$,此时对应时间 $t_0 = 0s$ 。

[0122] 9) 反复执行第2步至第8步,直至所有240张图像全部分析完毕,此时将获得239组位移数据。

[0123] 10) 根据第9步获取的239位移数据,画出时间位移图,横坐标为时间,纵坐标为位移距离,如图6所示,其中不同心跳周期的位移相关参数可以导出至PC端分析,其结果如表2所示:

[0124] 表2该名患者位移相关参数

	感兴趣区域位置	最大值	最小值
[0125]	上部	1.0237 \pm 0.3364	-0.8223 \pm 0.3261
	中部	1.9600 \pm 0.3933	-1.3390 \pm 0.2104
	上部	0.6540 \pm 0.2756	-0.9063 \pm 0.3309

[0126] 最后结合表2并且分析图6,可以快速从位移幅度中定位推测出中部区域存在明显的异常,具体表现为运动幅度过大,即为该名患者左心室异常区域,此时保存中部区域感兴趣起始点坐标 $(258.51, 162.51)$ 以及感兴趣范围 $(75.98, 66.98)$ 。

[0127] 发明人所在研究团队已经利用该设备治疗部分作用于心肌病的患者。

[0128] 医生手持超声探头,扭动图3所示模式切换按钮,切换一体化设备工作模式至治疗模式,扫描区域从原来的扇形转化为锥形区域,锥点即为聚焦点。与此同时,超声波发射模

式从原来的高强度散射转化为低强度脉冲。

[0129] 超声探头均匀分布多个超声通道,可实现超声信号的发射和接收,每个通道彼此之间保持独立控制。

[0130] 首先,一体化设备机箱超声信号的发射模块主要由超声刺激阵列完成,多个通道共同向同一部位发射脉冲,每个通道均由可编程门阵列 (FPGA) 技术进行逻辑控制与相位控制,逻辑控制如图4所示。

[0131] 超声信号的接受模块则完成放大超声回波信号,实现滤波去除噪声,并且将数字信号转化为模拟信号。

[0132] 自动聚焦对于心脏治疗极其重要,由于心脏时刻运动,因此探头焦距也在时刻改变。具体操作为:

[0133] 1) 要求操作者在成像部分结束之后,超声探头不要大范围移动。

[0134] 2) 结合之前成像部分保存的感兴趣区域粗略定位出该名患者异常区域相对于心脏左心室的空间位置 $X_{relative}$,一般为45mm。

[0135] 3) 图像分析模块结合超声探头接收到的实时脉冲信号以及实时运动轨迹,获得位移修正 ΔX , $\Delta X = \pm 2\text{mm}$,计算出探头与异常区域真实距离 $X_{real} = 43\text{mm} \sim 47\text{mm}$ 。

[0136] 4) 超声探头发射超声波聚焦示意图如图5所示,操作者双手不可能精确保持相对静止,小幅度移动探头会改变相对空间位置 $X_{relative}$,从而实现自动聚焦。

[0137] 超声探头稳定地向聚焦处发射低强度脉冲,如图4所示。低强度超声脉冲的总时长为1s,其重复频率为1000hz,即单个周期时长1ms,其中提供超声刺激的超声调控部分占空比为5%。深入刺激心脏左心室异常区域,发现合适的超声参数可以诱导心脏表皮细胞重塑。多次对患者进行超声治疗,患者心脏功能有一定程度的改善。

[0138] 本说明书中未作详细描述的内容属于本领域专业技术人员公知的现有技术。

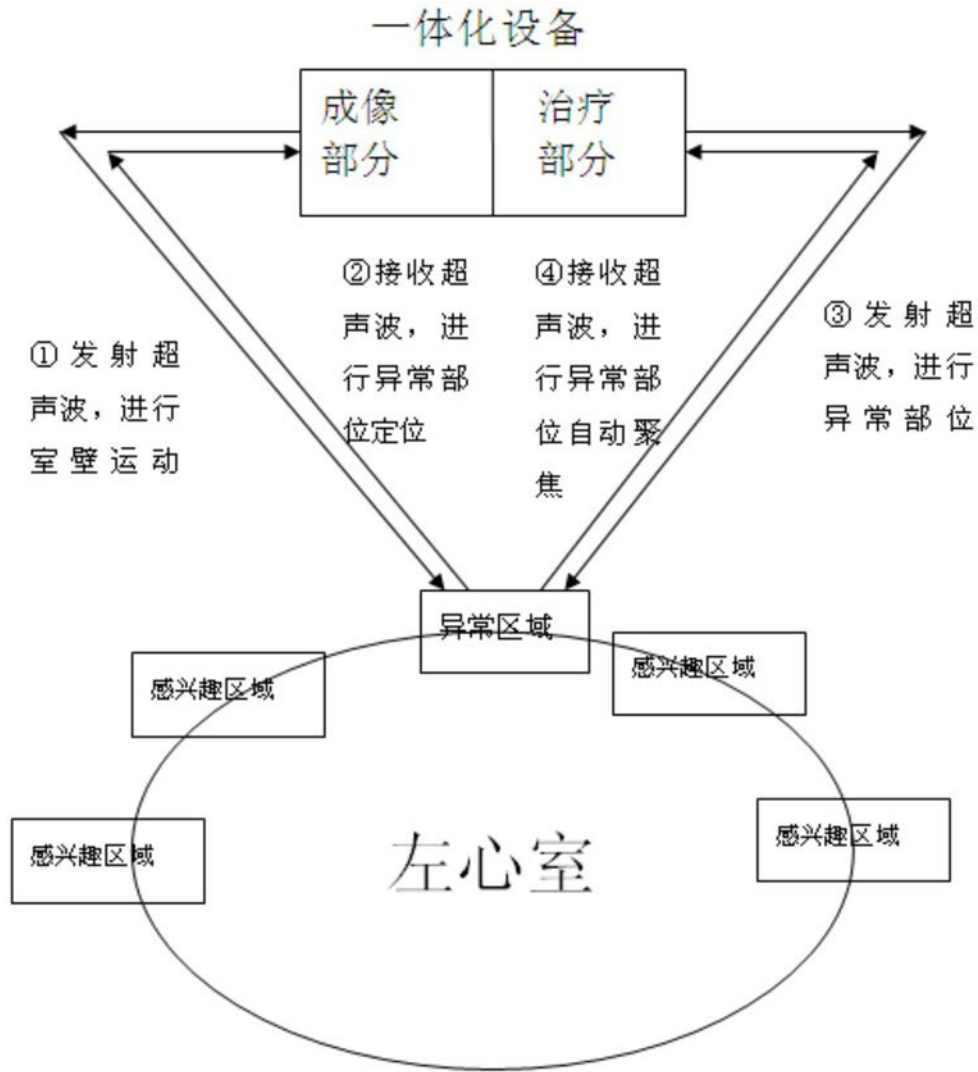


图1

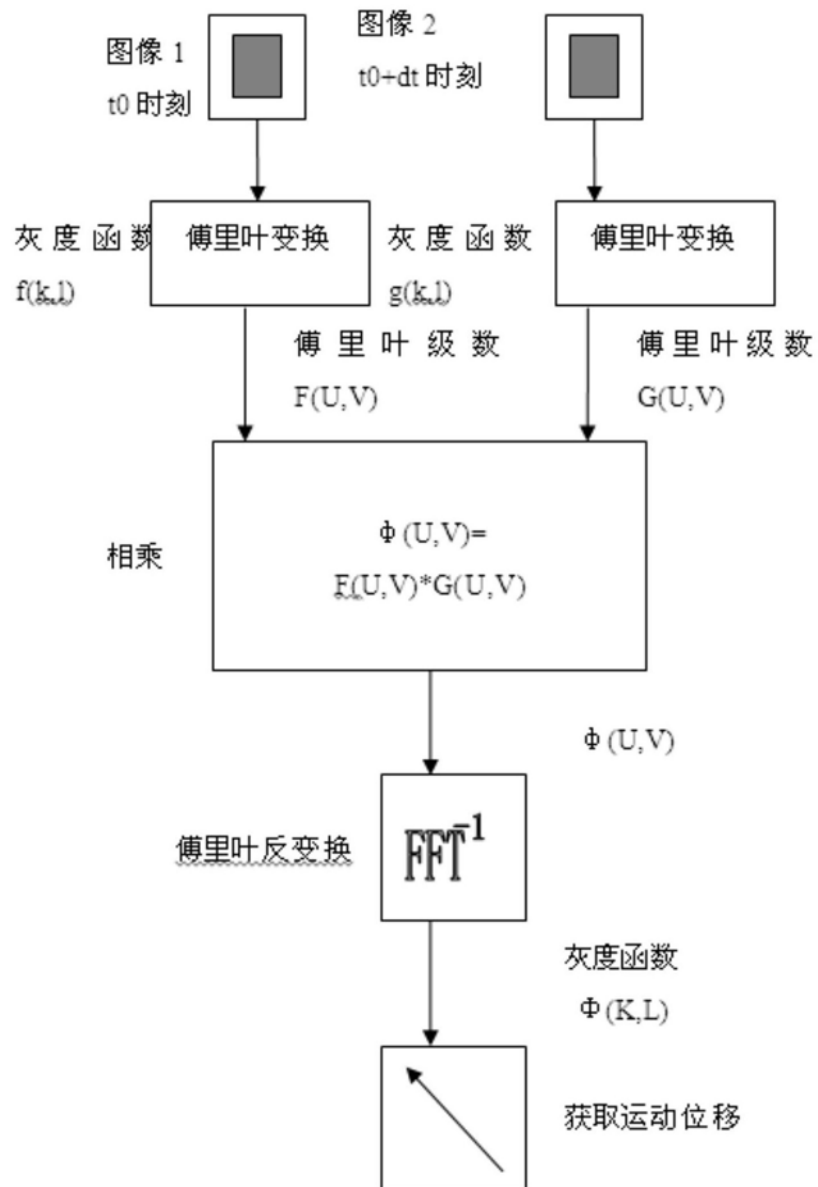


图2

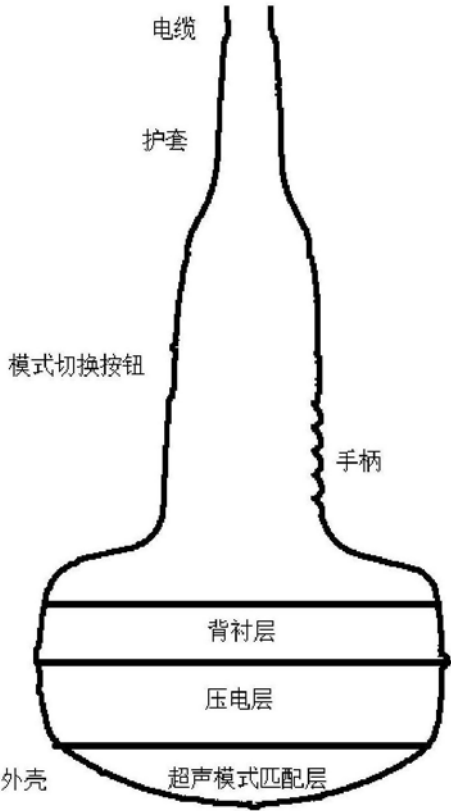


图3

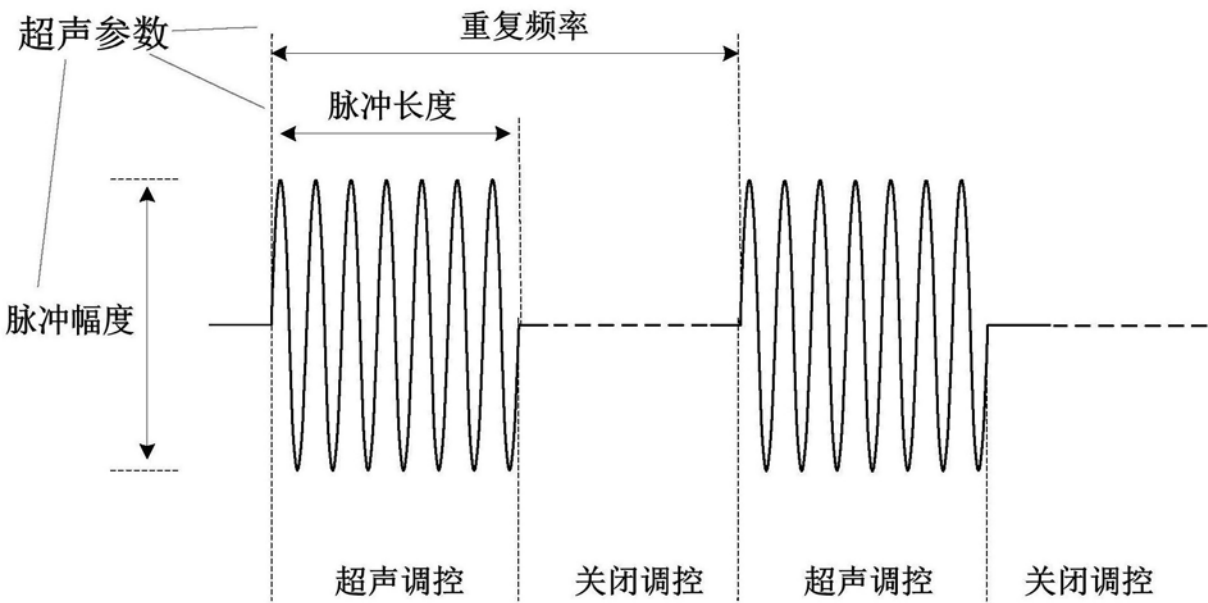


图4

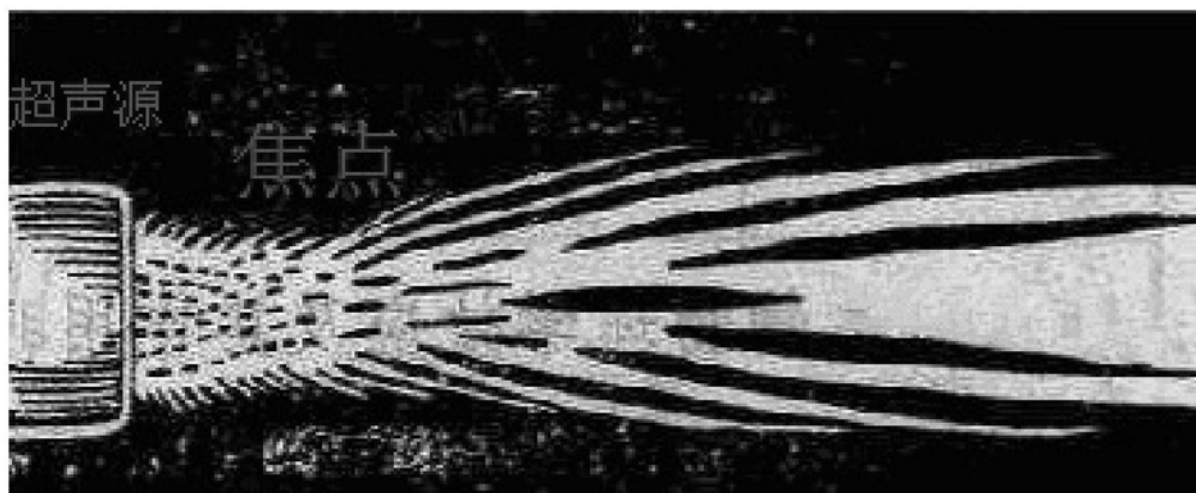


图5

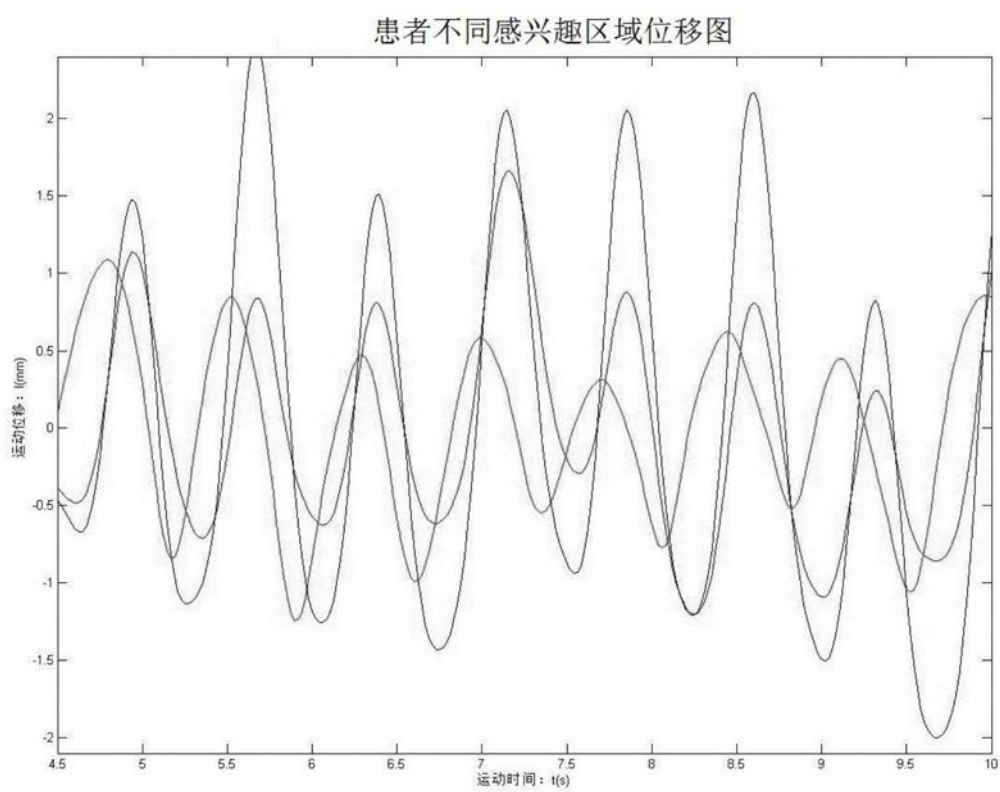


图6

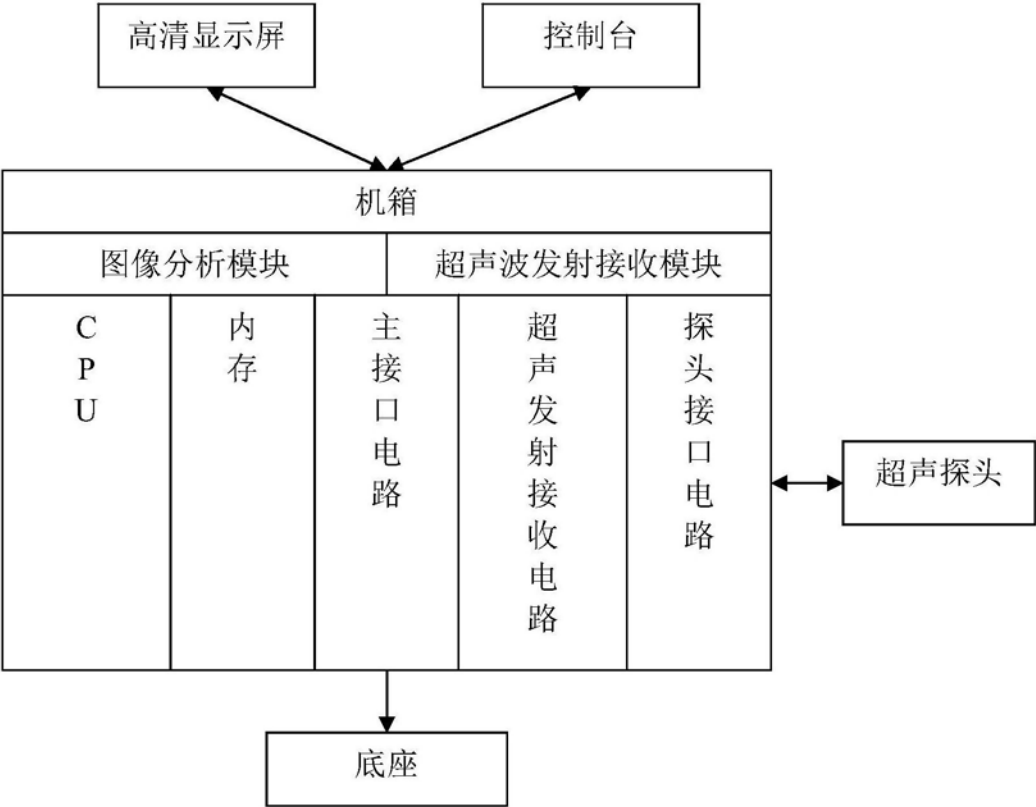


图7

专利名称(译)	左心室功能异常超声成像治疗一体化设备		
公开(公告)号	CN108652670A	公开(公告)日	2018-10-16
申请号	CN201810224510.5	申请日	2018-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	武汉理工大学		
申请(专利权)人(译)	武汉理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	武汉理工大学		
[标]发明人	郑林 李文欣		
发明人	郑林 李文欣		
IPC分类号	A61B8/08 A61N7/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/488 A61N7/00 A61N2007/0052		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种左心室功能异常超声成像治疗一体化设备，包括用于显示结果图像的高清显示屏，用于设置参数的控制台，用于产生超声波信号、超声成像以及后台分析的机箱以及用于支撑设备的底座，控制台一侧设置有用于发射接收超声波的超声探头，高清显示屏、控制台、超声探头分别与机箱相连；机箱包括图像分析模块、超声波发射接收模块；图像分析模块采用互相关算法，准确计算出左心室室壁运动位移；超声波发射接收模块能发射不同模式超声电信号；本发明能够同时完成对于左心室异常区域的位移运动成像以及受损区域的治疗。

