

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2022 年 4 月 14 日 (14.04.2022)



(10) 国际公布号
WO 2022/073306 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 8/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2020/141223

(22) 国际申请日: 2020 年 12 月 30 日 (30.12.2020)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
PCT/CN2020/120231
2020 年 10 月 10 日 (10.10.2020) CN

(71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。

(72) 发明人: 刘硕 (LIU, Shuo); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。林穆清 (LIN, Muqing); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。朱磊 (ZHU, Lei); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 北京华进京联知识产权代理有限公司 (ACIP LAW OFFICES); 中国北京市海淀区知春路 7 号致真大厦 A1403, Beijing 100191 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT,

(54) Title: ULTRASONIC MEASUREMENT METHOD AND SYSTEM FOR DIAPHRAGM

(54) 发明名称: 膈肌的超声测量方法及系统

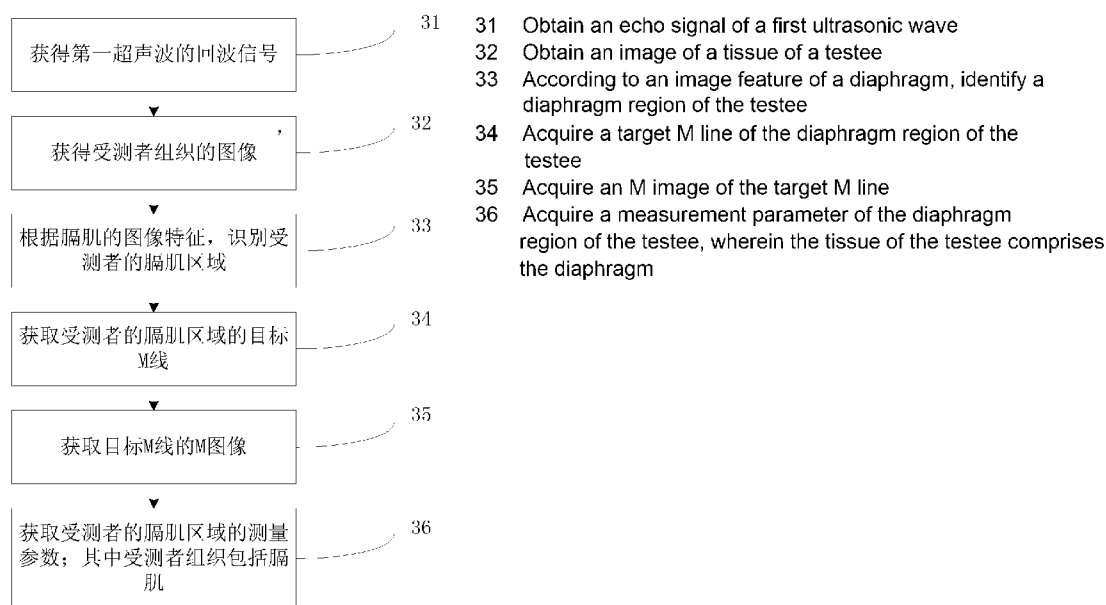


图2

(57) Abstract: An ultrasonic measurement method and system for a diaphragm. The method comprises: acquiring an image of a tissue of a testee (32); according to an image feature of a diaphragm, identifying a diaphragm region of the testee from the image of the tissue of the testee (33); automatically acquiring a target M line of the diaphragm region of the testee and an M image thereof (34, 35); and on the basis of the acquired M image, obtaining a measurement parameter of the diaphragm region of the testee (36). A diaphragm region of a testee is automatically measured by means of an ultrasonic method, such that the operation of a doctor can be simplified,

JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

the measurement is also more accurate, and more precise reference information can be provided for the doctor to predict and evaluate a device withdrawing time.

(57) 摘要: 一种膈肌的超声测量方法及系统, 获取受测者组织的图像(32), 根据膈肌的图像特征, 在受测者组织的图像中识别受测者的膈肌区域(33), 自动获取受测者的膈肌区域的目标M线及其M图像(34、35), 基于获取的M图像获得受测者的膈肌区域测量参数(36)。通过超声方法对受测者的膈肌区域进行自动测量, 能够简化医生操作, 同时也会使得测量更加准确, 能够为医生对撤机时间的预测和评估提供更加精确的参考信息。

膈肌的超声测量方法及系统

技术领域

本申请涉及医学影像技术领域，具体涉及一种膈肌的超声测量方法及系统。

背景技术

重症监护室（ICU）需要医生预测和评估病人可以撤走呼吸设备的时机。撤机过早或者过晚，都会导致撤机失败，引起严重后果。目前ICU常用呼吸设备相关参数来评估撤机，撤机失败率较高。

ICU已开始通过超声方法来预测和评估病人的撤机时机。目前通过超声方法评估病人膈肌状态，来帮助医生预测撤机时机。

超声评估膈肌目前都是医生手动操作，通过需要几个操作步骤才能完成，操作较为繁琐，而且对医生的经验、技巧有一定要求。

发明内容

一个实施例中，提供了一种膈肌的超声测量方法，包括：

激励超声探头向受测者组织发射第一超声波，并接收由受测者组织返回的所述第一超声波的回波，获得所述第一超声波的回波信号；

根据所述第一超声波的回波信号，获得所述受测者组织的图像；

根据膈肌的图像特征，从受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域；

在受测者组织的图像中自动获取所述受测者的膈肌区域的目标M线；

基于所述目标M线，获得在第一预定时间段内沿所述目标M线的M图像；

基于所述目标M线的M图像，确定所述受测者的膈肌区域的测量参数；

其中，受测者组织包括膈肌。

一个实施例中，所述根据膈肌的图像特征，从所述受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域，包括：

根据膈肌的图像特征，基于模式识别法或机器学习法从所述受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域；或者

检测操作者在所述受测者组织的图像中标识所述受测者的膈肌区域的操作，获取所述受测者组织的图像中的受测者的膈肌区域。

一个实施例中，所述目标 M 线为与所述受测者的膈肌区域的夹角满足第一预设条件的 M 线。

一个实施例中，所述目标 M 线为与所述受测者的膈肌区域的夹角满足第一预设条件的解剖 M 线。

一个实施例中，所述第一预设条件为所述夹角为 60 度至 90 度之间。

一个实施例中，所述目标 M 线为经过所述受测者的膈肌区域的指定区域的解剖 M 线。

一个实施例中，所述基于所述目标 M 线，获得沿所述目标 M 线的 M 图像，包括：

基于所述目标 M 线，激励所述超声探头向所述目标 M 线所在的受测者组织区域发射第二超声波，并接收返回的所述第二超声波的回波，获得所述第二超声波的回波信号；

根据所述第二超声波的回波信号，获得沿所述目标 M 线的 M 图像。

一个实施例中，所述基于所述目标 M 线的 M 图像，获取所述受测者的膈肌区域的测量参数，包括：

根据膈肌的图像特征，在所述目标 M 线的 M 图像中识别所述受测者的 M 图膈肌区域；

根据所述 M 图膈肌区域获得所述受测者的膈肌区域的测量参数。

一个实施例中，所述受测者处于呼吸设备的待使用状态中，所述方法还包括：

基于确定的受测者的膈肌区域的所述测量参数，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

一个实施例中，所述膈肌区域的测量参数包括膈肌区域的运动幅度、膈肌区域的运动速度、膈肌区域的厚度、膈肌区域的增厚率和膈肌区域的应变率中至少一种。

一个实施例中，所述测量参数为运动幅度，根据所述 M 图膈肌区域获得所述受测者的膈肌区域的测量参数包括：

根据识别出的所述 M 图膈肌区域，确定所述 M 图膈肌区域在所述 M 图像中的极高位置和极低位置；

根据确定出的所述 M 图膈肌区域在所述 M 图像中的极高位置和极低

位置，确定所述受测者的膈肌区域的运动幅度。

一个实施例中，在上述实施例的基础上，还包括：

根据所述目标 M 线的位置在所述受测者组织的图像中确定与所述 M 图膈肌区域对应的区域，以获得 M 图膈肌区域对应区域；

在所述 M 图膈肌区域对应区域上显示第一类型标识，并动态地更新所述第一类型标识的位置以描述所述 M 图膈肌区域对应区域的运动轨迹。

一个实施例中，所述第一类型标识的方向表示所述 M 图膈肌区域对应区域的运动方向。

一个实施例中，所述第一类型标识的长度表示所述 M 图膈肌区域对应区域的运动幅度。

一个实施例中，所述目标 M 线包括多条目标 M 线；

所述 M 图膈肌区域包括多个 M 图膈肌区域，其中每个 M 图膈肌区域对应一条目标 M 线；

根据所述目标 M 线获得的 M 图膈肌区域对应区域包括多个 M 图膈肌区域对应区域，其中每个 M 图膈肌区域对应区域与一个 M 图膈肌区域相对应；

所述第一类型标识包括多个第一类型标识，其中每个第一类型标识与一个 M 图膈肌区域相对应；

其中所述多个第一类型标识用不同的颜色显示。

一个实施例中，在上述实施例的基础上，还包括：

获取所述 M 图膈肌区域的运动幅度随时间变化的趋势图；

显示所述趋势图。

一个实施例中，在上述实施例的基础上，还包括：

获取每个 M 图膈肌区域的运动幅度随时间变化的趋势图，获得多个趋势图；

用不同的颜色显示所述多个趋势图；

其中所述多个 M 图膈肌区域中的任意一个 M 图膈肌区域所对应的趋势图和所述任意一个 M 图膈肌区域所对应的第一类型标识的颜色相同或者相互关联。

一个实施例中，所述测量参数为厚度或增厚率，所述 M 图膈肌区域包括识别出的上边缘区域和下边缘区域，根据所述 M 图膈肌区域获得所

述受测者的膈肌区域的测量参数包括:

确定所述M图膈肌区域识别出的上边缘区域和下边缘区域之间的距离的极大值和极小值;

根据所述极大值和极小值,确定所述受测者的膈肌区域的厚度或增厚率。

一个实施例中,在上述实施例的基础上,还包括:

根据所述目标M线的位置在所述受测者组织的图像中确定所述M图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域对应的区域,以获得M图膈肌边缘区域对应区域;

在所述M图膈肌边缘区域对应区域上显示第二类型标识,并动态地更新所述第二类型标识的位置以描述所述M图膈肌边缘区域对应区域的运动轨迹。

一个实施例中,所述目标M线包括多条目标M线;

所述M图膈肌区域包括多个M图膈肌区域,其中每个M图膈肌区域对应一条目标M线;

根据所述目标M线获得的M图膈肌边缘区域对应区域包括多个M图膈肌边缘区域对应区域,其中每个M图膈肌边缘区域对应区域与一个M图膈肌区域相对应,并且每个M图膈肌边缘区域对应区域包括上边缘区域对应区域和下边缘区域对应区域;

所述第二类型标识包括多个第二类型标识,其中每个第二类型标识与一个M图膈肌区域相对应;

其中所述多个第二类型标识用不同的颜色显示。

一个实施例中,在上述实施例的基础上,还包括:

获取所述M图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图;

显示所述趋势图。

一个实施例中,,在上述实施例的基础上,还包括:

获取每个M图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图,获得多个趋势图;

用不同的颜色显示所述多个趋势图;

其中多个M图膈肌区域中任意一个M图膈肌区域所对应的趋势图和所述任意一个M图膈肌区域所对应的第二类型标识的颜色相同或者相互

关联。

一个实施例中，所述测量参数为运动幅度，基于所述确定的受测者的膈肌区域的测量参数，输出提示信息，包括：

比较所述运动幅度和第一阈值；

当所述运动幅度小于或等于第一阈值时，则输出提示操作者所述受测者需要继续使用呼吸设备的信息，或者，当所述运动幅度大于第一阈值时，则输出提示操作者能够撤掉所述受测者的呼吸设备的信息。

一个实施例中，所述测量参数为运动幅度，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设生理信号；

将所述运动幅度和所述受测者的预设生理信号进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

一个实施例中，所述测量参数为运动幅度，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设组织的超声图像，从所述预设组织的超声图像中获取预设测量指标；

将所述运动幅度和所述受测者的预设测量指标进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

一个实施例中，所述测量参数为增厚率，基于所述确定的受测者的膈肌区域的测量参数，输出提示信息，包括：

比较所述增厚率和第二阈值，当所述增厚率小于或等于第二阈值时，则输出提示操作者所述受测者需要继续使用呼吸设备的信息，或者，当所述增厚率大于第二阈值时，则输出提示操作者能够撤掉所述受测者的呼吸设备的信息。

一个实施例中，所述测量参数为增厚率，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设生理信号；

将所述增厚率和所述受测者的预设生理信号进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

一个实施例中，所述测量参数为增厚率，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设组织的超声图像，从所述预设组织的超声图像中获取预设测量指标；

将所述增厚率和所述受测者的预设测量指标进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

一个实施例中，所述预设组织包括心脏组织，所述预设测量指标包

括以下至少一种：左心室射血分数、舒张功能指标、心排量、左心室流出道速度时间积分 VTI 和下腔静脉 IVC 参数；或者

所述预设组织包括肺部组织，所述预设测量指标包括 B 线数量或肺超评分。

一个实施例中，所述预设生理信号包括以下至少一种：呼吸频率、呼吸音量、自主呼吸潮气量、心率、氧饱和度、动脉血气指标、血压、收缩压、血色素、体温、昏迷指数和代谢指数。

一个实施例中，提供了一种超声测量方法，包括：

激励超声探头向受测者组织发射第一超声波，并接收由受测者组织返回的所述第一超声波的回波，获得所述第一超声波的回波信号；

根据所述第一超声波的回波信号，获得所述第一超声图像；

根据膈肌的图像特征，从所述第一超声图像中识别所述受测者的膈肌区域；

在所述第一超声图像中的受测者的膈肌区域中选取目标区域；

激励超声探头按照多普勒模式向受测者组织发射第二超声波，并接收由受测者组织返回的所述第二超声波的回波，获得所述第二超声波的回波信号；

根据所述第二超声波的回波信号，获得所述目标区域的多普勒图像；

基于所述目标区域的多普勒图像，确定所述受测者的膈肌区域的运动速度；

其中，受测者组织包括膈肌。

一个实施例中，提供了一种膈肌的超声测量方法，包括：

激励超声探头向受测者组织发射第一超声波，并接收由受测者组织返回的所述第一超声波的回波，获得所述第一超声波的回波信号；

根据所述第一超声波的回波信号，获得受测者组织的图像；

根据膈肌的图像特征，从受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域；

在受测者组织的图像中获取所述受测者的膈肌区域的目标 M 线；

基于所述目标 M 线，获得在第二预定时间段内沿所述目标 M 线的 M 图像；

基于所述目标 M 线的 M 图像，获取所述受测者的膈肌区域的测量参

数;

其中, 受测者组织包括膈肌。

一个实施例中, 提供了一种膈肌的超声测量方法, 包括:

激励超声探头向受测者组织发射超声波, 并接收由受测者组织返回的所述超声波的回波, 获得所述超声波的回波信号;

根据所述超声波的回波信号, 获得所述受测者组织的图像, 所述受测者组织的图像包括多帧图像;

根据膈肌的图像特征, 从所述多帧图像中的第一图像中识别所述受测者的膈肌区域;

在所述第一图像中的受测者的膈肌区域中选取跟踪区域;

在所述多帧图像中的其余图像中搜索与所述第一图像的跟踪区域相对应的匹配区域;

根据所述跟踪区域和所述匹配区域获取所述跟踪区域在第三预定时间段内的运动轨迹;

基于所述运动轨迹, 确定所述受测者的膈肌区域的测量参数;

其中, 受测者组织包括膈肌。

一个实施例中, 所述根据膈肌的图像特征, 从所述多帧图像中的第一图像中识别所述受测者的膈肌区域, 包括:

根据膈肌的图像特征, 基于模式识别法或机器学习法从所述多帧图像中的第一图像中识别所述受测者的膈肌区域; 或者

检测操作者在所述多帧图像中的第一图像中标识所述受测者的膈肌区域的操作, 获取所述受测者的膈肌区域。

一个实施例中, 在所述第一图像中的受测者的膈肌区域中选取跟踪区域, 包括:

在所述第一图像中的受测者的膈肌区域中随机选取跟踪区域; 或者

在所述第一图像中的受测者的膈肌区域中选取间隔距离相等的至少三个跟踪区域。

一个实施例中, 还包括:

基于所述确定的受测者的膈肌区域的测量参数, 输出提示信息, 用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

一个实施例中, 所述膈肌区域的测量参数包括膈肌区域的运动幅度、膈肌区域的运动速度、膈肌区域的厚度、膈肌区域的增厚率和膈肌区域

的应变率中至少一种。

一个实施例中，所述测量参数为运动幅度，其中基于所述运动轨迹确定所述受测者的膈肌区域的测量参数包括：

获取所述运动轨迹在所述第三预定时间段内的极高位置和极低位置；

根据所述极高位置和极低位置，确定所述受测者的膈肌区域的运动幅度。

一个实施例中，在上述实施例的基础上，还包括：

在所述跟踪区域上显示第一类型标识，并动态地更新所述第一类型标识的位置以描述所述跟踪区域的运动轨迹。

一个实施例中，所述第一类型标识的方向表示所述跟踪区域的运动方向。

一个实施例中，所述第一类型标识的标识长度表示所述跟踪区域的运动幅度。

一个实施例中，所述跟踪区域包括多个跟踪区域；

所述第一类型标识包括多个第一类型标识，其中每个第一类型标识与一个跟踪区域相对应；

其中所述多个第一类型标识用不同的颜色显示。

一个实施例中，在上述实施例的基础上，还包括：

获取所述跟踪区域的运动幅度随时间变化的趋势图；

显示所述趋势图。

一个实施例中，在上述实施例的基础上，还包括：

获取每个跟踪区域的运动幅度随时间变化的趋势图，获得多个趋势图；

用不同的颜色显示所述多个趋势图；

其中所述多个跟踪区域中的任意一个跟踪区域所对应的趋势图和所述任意一个跟踪区域所对应的第一类型标识的颜色相同或者相互关联。

一个实施例中，所述测量参数为厚度或增厚率，所述运动轨迹包括获取的上边缘区域和下边缘区域，其中基于所述运动轨迹确定所述受测者的膈肌区域的测量参数包括：

确定所述运动轨迹识别出的上边缘区域和下边缘区域之间的距离的极大值和极小值；

根据所述极大值和极小值，确定所述受测者膈肌区域的厚度或增厚率。

一个实施例中，在上述实施例的基础上，还包括：

根据所述跟踪区域的位置在所述受测者组织的图像中确定所述运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域对应的区域，以获得运动轨迹边缘区域对应区域；

在所述运动轨迹边缘区域对应区域上显示第二类型标识，并动态地更新所述第二类型标识的位置以描述所述运动轨迹边缘区域对应区域的运动轨迹。

一个实施例中，所述跟踪区域包括多个跟踪区域；

所述运动轨迹包括多个运动轨迹，其中每个运动轨迹对应一个跟踪区域；

根据所述跟踪区域获得的运动轨迹边缘区域对应区域包括多个运动轨迹边缘区域对应区域，其中每个运动轨迹边缘区域对应区域与一个运动轨迹相对应，并且每个运动轨迹边缘区域对应区域包括上边缘区域对应区域和下边缘区域对应区域；

所述第二类型标识包括多个第二类型标识，其中每个第二类型标识与一个运动轨迹相对应；

其中所述多个第二类型标识用不同的颜色显示。

一个实施例中，在上述实施例的基础上，还包括：

获取所述运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图；

显示所述趋势图。

一个实施例中，还包括：

获取每个运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图，获得多个趋势图；

用不同的颜色显示所述多个趋势图；

其中多个运动轨迹中任意一个运动轨迹所对应的趋势图与所述任意一个运动轨迹所对应的第二类型标识的颜色相同或者相互关联。

一个实施例中，所述测量参数为运动幅度，基于所述确定的受测者的膈肌区域的测量参数，输出提示信息，包括：

比较所述运动幅度和第一阈值；

当所述运动幅度小于或等于第一阈值时，则输出提示操作者所述受测者需要继续使用呼吸设备的信息，或者，当所述运动幅度大于第一阈值，则输出提示操作者能够撤掉所述受测者的呼吸设备的信息。

一个实施例中，所述测量参数为运动幅度，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设生理信号；

将所述运动幅度和所述受测者的预设生理信号进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

一个实施例中，所述测量参数为运动幅度，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设组织的超声图像，从所述预设组织的超声图像中获取预设测量指标；

将所述运动幅度和所述受测者的预设测量指标进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

一个实施例中，所述测量参数为增厚率，基于所述确定的受测者的膈肌区域的测量参数，输出提示信息，包括：

比较所述增厚率和第二阈值；

当所述增厚率小于或等于第二阈值，则输出提示操作者所述受测者需要继续使用呼吸设备的信息，或者当所述增厚率大于第二阈值时，则输出提示操作者能够撤掉所述受测者的呼吸设备的信息。

一个实施例中，所述测量参数为增厚率，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设生理信号；

将所述增厚率和所述受测者的预设生理信号进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

一个实施例中，所述测量参数为增厚率，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设组织的超声图像，从所述预设组织的超声图像中获取预设测量指标；

将所述增厚率和所述受测者的预设测量指标进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

一个实施例中，所述预设组织包括心脏组织，所述预设测量指标包括以下至少一种：左心室射血分数、舒张功能指标、心排量、左心室流出道速度时间积分 VTI 和下腔静脉 IVC 参数；或者

所述预设组织包括肺部组织，所述预设测量指标包括 B 线数量或肺超评分。

一个实施例中，所述预设生理参数包括以下至少一种：呼吸频率、呼吸音量、自主呼吸潮气量、心率、氧饱和度、动脉血气指标、血压、收缩压、血色素、体温、昏迷指数和代谢指数。

一个实施例中，提供了一种膈肌的超声测量方法，包括：

激励超声探头向受测者组织发射超声波，并接收由受测者组织返回的超声波的回波，获得所述超声波的回波信号；

根据所述超声波的回波信号，获得受测者组织的图像；

根据膈肌的图像特征，从受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域；

获取所述受测者的膈肌区域中的目标区域在第四预定时间段内的运动信息；

基于所述运动信息，获得所述受测者的膈肌区域的测量参数；

其中，受测者组织包括膈肌。

一个实施例中，所述运动信息包括以下至少一种：运动幅度、运动速度、厚度、增厚率和应变率。

一个实施例中，所述受测者处于呼吸设备的待使用状态中，在上述实施例的基础上，所述方法还包括：

基于确定的受测者的膈肌区域的所述测量参数，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备

一个实施例中，提供了一种膈肌的超声测量系统，包括：

超声探头；

发射电路，用于激励所述超声探头向受测者组织发射第一超声波；

接收电路，用于接收由受测者组织返回的所述第一超声波的回波，获得所述第一超声波的回波信号；

处理器，用于执行上述实施例中任意一项所述测量方法。

一个实施例中，提供了一种膈肌的超声测量系统，包括：

超声探头；

发射电路，用于激励所述超声探头向受测者组织发射超声波；

接收电路，用于接收由受测者组织返回的所述超声波的回波，获得所述超声波的回波信号；

处理器，用于执行上述实施中任意一项所述测量方法。

附图说明

图 1 是一个实施例中超声测量系统的结构示意图；
图 2 是一个实施例中超声测量方法的流程图；
图 3 是一个实施例中超声测量方法的示意图；
图 4 是一个实施例中超声测量方法的示意图；
图 5 是一个实施例中超声测量方法的示意图；
图 6 是一个实施例中超声测量方法的示意图；
图 7 是一个实施例中超声测量方法的示意图；
图 8 是一个实施例中超声测量方法的示意图；
图 9 是一个实施例中超声测量方法的流程图；
图 10 是一个实施例中超声测量方法的流程图；
图 11 是一个实施例中超声测量方法的示意图；
图 12 是一个实施例中超声测量方法的示意图；
图 13 是一个实施例中超声测量方法的示意图；
图 14 是一个实施例中超声测量方法的流程图。

具体实施方式

下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。其中不同实施方式中类似元件采用了相关联的类似的元件标号。在以下的实施方式中，很多细节描述是为了使得本申请能被更好的理解。然而，本领域技术人员可以毫不费力的认识到，其中部分特征在不同情况下是可以省略的，或者可以由其他元件、材料、方法所替代。在某些情况下，本申请相关的一些操作并没有在说明书中显示或者描述，这是为了避免本申请的核心部分被过多的描述所淹没，而对于本领域技术人员而言，详细描述这些相关操作并不是必要的，他们根据说明书中的描述以及本领域的一般技术知识即可完整了解相关操作。

另外，说明书中所描述的特点、操作或者特征可以以任意适当的方式结合形成各种实施方式。同时，方法描述中的各步骤或者动作也可以按照本领域技术人员所能显而易见的方式进行顺序调换或调整。因此，说明书和附图中的各种顺序只是为了清楚描述某一个实施例，并不意味着是必须的顺序，除非另有说明其中某个顺序是必须遵循的。

本文中为部件所编序号本身，例如“第一”、“第二”等，仅用于区分

所描述的对象，不具有任何顺序或技术含义。而本申请所说“连接”、“联接”，如无特别说明，均包括直接和间接连接（联接）。

一个实施例中，提供了一种超声测量系统，参考图 1 所示，包括超声探头 110，发射电路和接收电路 120，处理器 130 以及显示器 140。

超声探头 110 包括由阵列式排布的多个阵元组成的换能器（图中未示出），多个阵元排列成一排构成线阵，或排布成二维矩阵构成面阵，多个阵元也可以构成凸阵列。阵元用于根据激励电信号发射超声波束，或将接收的超声波束变换为电信号。因此每个阵元可用于实现电脉冲信号和超声波束的相互转换，从而实现向受测者组织（例如人体或动物体内的器官、组织、血管、胎儿等）发射超声波束、也可用于接收经受测者组织反射回的超声波束的回波。在进行超声检测时，可通过发射序列和接收序列激励哪些阵元用于发射超声波束，哪些阵元用于接收超声波束，或者激励阵元分时隙用于发射超声波束或接收超声波束的回波。参与超声波束发射的阵元可以同时被电信号激励，从而同时发射超声波；或者参与超声波束发射的阵元也可以被具有一定时间间隔的若干电信号激励，从而持续发射具有一定时间间隔的超声波。

发射电路/接收电路 120 用于产生发射序列/接收序列，发射序列用于激励多个阵元中的部分或者全部向受测者组织发射超声波，发射序列参数包括发射用的阵元位置、阵元数量和超声波束发射参数（例如幅度、频率、发射次数、发射间隔、发射角度、波型、聚焦位置等）。接收序列用于激励多个阵元中的部分或者全部接收超声波束经受测者组织反射后的回波，接收序列参数包括接收用的阵元位置、阵元数量以及回波的接收参数（例如接收的角度、深度等）。当超声波束回波的用途不同或根据超声波束回波生成的图像和/或检测类型不同时，发射序列中的超声波束参数和接收序列中的回波参数也有所不同。

本实施例中，发射/接收电路 120 用于向超声探头 110 输出超声成像模式的发射/接收序列，激励超声探头 110 向受测者组织发射超声波束和接收由受测者组织返回的超声波束的回波。超声探头 110 用于接收回波的接收阵元接收感兴趣区域反射的回波信号，并将转换成电信号的回波信号输出至处理器。在本实施例中，发射/接收电路 120 用于在一段时间内持续多次向超声探头 110 输出发射/接收序列，以使超声探头连续多次向受测者组织发射超声波束，每一次的发射，经后续处理后形成一帧超

声图像，连续的超声图像帧数据形成超声视频数据。

处理器 130 用于根据超声成像模式发射超声波的回波信号，获得受测者组织的图像，受测者组织包括膈肌。处理器 130 根据膈肌的图像特征，从所述受测者组织的图像中识别受测者的膈肌区域。处理器 130 自动获取受测者的膈肌区域的目标 M 线。处理器 130 基于获取的目标 M 线，获取目标 M 线的 M 图像。处理器 130 基于 M 图像确定受测者膈肌区域的测量参数，其中膈肌区域的测量参数包括膈肌区域的运动幅度、膈肌区域的运动速度、膈肌区域的厚度、膈肌区域的增厚率和膈肌区域的应变率中至少一种。处理器 130 还用于激励超声探头按照多普勒模式向受测者发射超声波，获取受测者的膈肌区域中目标区域的多普勒图像，以获得目标区域的运动速度。

显示器 140 用于显示输出各种检测结果。该结果包括中间过程的各种图形或测量参数，可以采用图形、图像、文字、数字或图表的方式可视化地呈现给操作者或被测者。

一个实施例中，基于图 1 所示的上述超声测量系统，参考图 2 所示，其超声测量方法的流程如下：

步骤 11，激励超声探头向受测者组织发射第一超声波，并接收由受测者组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的回波信号。

其中，受测者组织包括膈肌。超声探头可以为线阵探头；或者也可以为凸阵探头或是相控阵探头。

步骤 12，根据第一超声波的回波信号，获得受测者组织的图像。

步骤 13，根据膈肌的图像特征，从受测者组织的图像中识别受测者的膈肌区域。

一个实施例中，超声探头可以为凸阵探头，凸阵探头分辨率低，成像区域深，处理器从受测者组织的图像中自动识别出的受测者的膈肌区域大致为一条弧线，参考图 3 所示。在本实施例中，在测量膈肌区域的运动幅度及与运动幅度相关的参数中，优选凸阵探头，分辨率低，成像区域深，识别出的膈肌区域近似可以看成是一条弧线。

一个实施例中，超声探头可以为线阵探头，线阵探头分辨率高，成像区域浅，处理器从受测者组织的图像中自动识别出的受测者的膈肌区域能够呈现出膈肌区域的大致轮廓，包括膈肌区域的上边缘和下边缘，参考图 4 所示。在测量膈肌区域的厚度及与厚度相关的参数中，优选线

阵探头，分辨率高，成像区域浅，能够识别出膈肌区域的上边缘和下边缘，从而得到膈肌区域的厚度及相关参数的测量值。

一个实施例中，根据膈肌的图像特征，处理器基于模式识别法或基于学习法自动从受测者组织的图像中识别受测者的膈肌区域。

一个实施例中，处理器可以基于模式识别法确定受测者的膈肌区域。其中模式识别法根据膈肌的图像特征，比如可以是灰度或纹理特征等，从受测者组织的图像中识别膈肌区域，然后对膈肌区域进行对比度增强处理，再对膈肌区域进行阈值分割与形态学操作，获得膈肌区域。

一个实施例中，处理器还可以基于机器学习方法从受测者组织的图像中识别膈肌区域。其中机器学习法又包括特征类机器学习法和深度学习法。

在使用机器学习方法之前，需要先构建一个有超声视频数据中的图像帧组成的数据库，其中，每帧图像中标记了该图像帧中的膈肌区域。

当机器学习方法为特征类机器学习方法时，需要先对各图像帧进行膈肌区域的特征提取，再构建一个分类器判断它的膈肌区域。其中，特征可以采用 PCA、LDA、HOG、Harr、LBP 等传统方法进行提取，也可以采用神经网络提取；分类器可以是 KNN、SVM、随机森林、adaboost 等传统分类器，也可以是一个神经网络模型。

当机器学习方法为深度学习方法时，需要构建一个神经网络模型，如 AlexNet、VGG、Inception、ResNet、DenseNet 等 CNN 模型，或是由全连接层构成的多层感知器等，然后使用数据库中的图像帧对这个神经网络进行训练，使其能够根据不同图像帧的输入分别预测它的膈肌区域。

一个实施例中，处理器检测操作者在受测者组织的图像中标识受测者的膈肌区域的操作，获取受测者组织的图像中受测者的膈肌区域。

步骤 14，在受测者组织的图像中自动获取受测者的膈肌区域的目标 M 线。

一个实施例中，在上述实施例的基础上，处理器从受测者组织的图像中自动识别出的受测者的膈肌区域大致为一条弧线，参考图 3 所示。

处理器在受测者的组织图像中自动获取受测者的膈肌区域的若干条 M 线。其中 M 线的方向为声束发射的方向。一个实施例中，采用凸阵探头，膈肌区域的 M 线通过凸阵探头中心并和大致为弧线的膈肌区域相交。其中 M 线可以为一条，则 M 线与弧线的膈肌区域有一个交点；M 线也可

以为多条，则 M 线与弧线的膈肌区域有多个交点。其中“点”的含义不是数学意义上的点，在本实施例中，点可以表示一个像素点，或者若干个像素点的集合。

处理器自动获取若干条 M 线与受测者的膈肌区域的夹角。M 线与弧线的膈肌区域相交于交点，通过所述交点作与弧线的膈肌区域的切线，所述通过交点的切线与 M 线所成的角度为 M 先与受测者的膈肌区域的夹角。

将夹角满足第一预设条件的 M 线确定目标 M 线。其中第一预设条件为所述夹角满足临床需求。一般临床需求所述夹角在 60 度至 90 度之间，包括 60 度和 90 度。比如，第一预设条件为所述夹角为 90 度，参考图 3 所示。

一个实施例中，在上述实施例的基础上，处理器从受测者组织的图像中自动识别出的受测者的膈肌区域能够呈现出膈肌区域的大致轮廓，包括膈肌区域的上边缘和下边缘，参考图 4 所示。

受测者组织的图像的 M 线与受测者的膈肌区域相交，M 线与受测者的膈肌区域的上边缘相较于点 a，通过点 a 做上边缘的切线，M 线与上边缘的切线所成的夹角为第一夹角。

M 线与受测者的膈肌区域的下边缘相较于点 b，通过点 b 做下边缘的切线，M 线与下边缘的切线所成的夹角为第二夹角。第一夹角和第二夹角均为 M 线与受测者的膈肌区域的夹角。

处理器分别计算第一夹角、第二夹角与 90 度的差值和，差值和满足第一预设条件的至少一条 M 线确定为至少一条目标 M 线。

一个实施例中，第一预设条件为所述夹角满足临床需求即可。

一个实施例中，第一预设条件为第一夹角、第二夹角和 90 度的差值和接近与 0 度。此时可以认为 M 线垂直于膈肌区域的上边缘和下边缘，测得的膈肌区域的厚度会更加准确。

目标 M 线的确定还可以通过解剖 M 线来确定，其中解剖 M 线可以为任意方向。

一个实施例中，处理器在受测者组织图，像中自动获取受测者的膈肌区域的若干条解剖 M 线。参考图 5 所示，其中在弧线的膈肌区域任意选取若干点，通过所选取的若干点作弧线的膈肌区域的切线，通过所选取的若干点作出所述切线的法线，则其所述法线为膈肌区域的解剖 M 线。

选取若干点，将会得到若干条对应的解剖 M 线。

处理器根据若干条解剖 M 线，确定目标 M 线的位置。

一个实施例中，处理器在受测者组织图像中自动获取处理器从受测者组织的图像中自动识别出的受测者的膈肌区域能够呈现出膈肌区域的大致轮廓，包括膈肌区域的上边缘和下边缘，参考图 4 所示。

受测者组织的图像的解剖 M 线与受测者的膈肌区域相交，在本实施例中，解剖 M 线与受测者的膈肌区域的上边缘相较于点 e，通过点 e 做上边缘的切线，解剖 M 线与上边缘的切线所成的夹角为第三夹角。

解剖 M 线与受测者的膈肌区域的下边缘相较于点 g，通过点 g 做下边缘的切线，解剖 M 线与下边缘的切线所成的夹角为第四夹角。第三夹角和第四夹角均为解剖 M 线与受测者的膈肌区域的夹角。

处理器分别计算第三夹角、第四夹角与 90 度的差值和，差值和满足第一预设条件的解剖 M 线确定为目标 M 线。

步骤 15，基于所述目标 M 线，获得在第一预定时间段内沿所述目标 M 线的 M 图像。

一个实施例中，在上述实施例的基础上，处理器通过受测者的膈肌区域的 M 线确定目标 M 线，处理器控制发射电路激励超声探头向目标 M 线再次发射第二超声波，接收电路控制超声探头接收所述目标 M 线返回的第二超声波的回波信号，处理器根据第二超声波的回波信号，获得所述目标 M 线的 M 图像。

一个实施例中，处理器可以基于获取受测者组织图像的第一超声波回波信号直接获取确定的目标 M 线的 M 图像，而不必重新再通过对目标 M 线发射第二超声波获取所述目标 M 线的 M 图像。

目标 M 线的 M 图像能够显示目标 M 线上所有点的在第一预定时间段内运动幅度随时间变化的趋势，参考图 6、7 所示。其中“所有点”中“点”的含义不是数学意义上的点，在本实施例中，点可以表示一个像素点，或者若干个像素点的集合。其中第一预定时间段至少为膈肌的一个运动周期，这里的膈肌的运动周期与呼吸周期相对应。

步骤 16，基于所述目标 M 线的 M 图像，获得所述受测者的膈肌区域的测量参数；其中受测者组织包括膈肌。

其中处理器可以基于目标 M 线的 M 图像，自动获得受测者的膈肌区域的测量参数；或者操作者可以基于目标 M 线的 M 图像手动获得受测者

的膈肌区域的测量参数。

一个实施例中，根据膈肌的图像特征，从目标 M 线的 M 图像获取 M 图膈肌区域，根据 M 图膈肌区域获得受测者的膈肌区域的测量参数。其中 M 图膈肌区域可以理解为在 M 图上目标 M 线和弧线的膈肌区域的交点区域对应的区域，其中“点”的含义不是数学意义上的点，在本实施例中，点可以表示一个像素点，或者若干个像素点的集合。若有多条目标 M 线，则会获得多个 M 图膈肌区域，其中每个 M 图膈肌区域与一条目标 M 线相对应。

其中膈肌区域的测量参数包括膈肌区域的运动幅度、膈肌区域的运动速度、膈肌区域的厚度、膈肌区域的增厚率和膈肌区域的应变率中至少一种。

一个实施例中，膈肌区域的测量参数为膈肌区域的运动幅度，根据识别出的 M 图膈肌区域，确定 M 图膈肌区域在 M 图像中的极高位置和极低位置；根据确定出的极高位置和极低位置，确定受测者的膈肌区域的运动幅度。

凸阵探头的分辨率低，成像区域深，通过凸阵探头获取受测者组织的图像上膈肌区域大致呈现一条弧线，参考图 3 所示。

其中目标 M 线可以为一条，或者两条或者两条以上，相对应的 M 图膈肌区域可以为一个，或者为两个或两个以上。本实施例以一个 M 图膈肌区域为例说明如何确定膈肌区域的运动幅度。

一个实施例中，第一预定时间段为一个运动周期，则 M 图膈肌区域在一个运动周期内对应一组极高位置和极低位置，则极高位置和极低位置在 M 图中目标 M 线对应区域平行方向的距离为受测者的膈肌区域运动幅度。或者也可以理解为在极高位置和极低位置在 M 图中垂直时间轴方向的距离为受测者的膈肌区域运动幅度。

第一预定时间段为两个或两个以上的运动周期，则 M 图膈肌区域对应两组及两组以上的极高位置和极低位置，参考图 6 所示，则根据上述一个周期膈肌区域的运动幅度的计算方法，可以确定每个周期内的膈肌区域的运动幅度。基于获取的每个周期膈肌区域的运动幅度，临床上可以基于操作者的需求进行选择或变换，以获得操作者所需要的膈肌区域的运动幅度。例如，基于获取的每个周期膈肌区域的运动幅度，计算多个周期的膈肌区域的平均运动幅度。或者可以选择其中任意一个周期的

运动幅度作为膈肌区域的运动幅度。

上述实施例中为只有一个M图膈肌区域的情况下确定受测者的膈肌区域的运动幅度的方法。

一个实施例中，当从多条目标M线中获取受测者的膈肌区域的多个M图膈肌区域时，依照上述通过一个M图膈肌区域确定受测者的膈肌区域的运动幅度方法，分别确定每个M图膈肌区域在每个运动周期内的运动幅度。基于此，临床上可以通操作者的需求进行选择或变换，以获得操作者所需要的膈肌区域的运动幅度。例如，进一步确定每个M图膈肌区域在第一预定时间段内的运动幅度的平均值，然后基于每个M图膈肌区域的运动幅度平均值，确定多个M图膈肌区域的平均运动幅度。或者还可以计算在同一个运动周期内多个M图膈肌区域运动幅度的平均值作为受测者的膈肌区域的运动幅度。在临床诊断过程中，一般都会多选几条目标M线，这样膈肌区域的运动幅度是基于多个M图膈肌区域进行确定的。相对于通过一条目标M线计算得到膈肌区域的运动幅度将会更加准确，误差会更小。

一个实施例中，根据目标M线的位置在受测者组织的图像中确定与M图膈肌区域对应的区域，以获得M图膈肌区域对应区域；在M图膈肌区域对应区域上显示第一类型标识，并动态地更新第一类型标识的位置以描述M图膈肌区域对应区域的运动轨迹。参考图8所示，其中第一类型标识可以为点状，或者为方形，或者为圆形或者其它形式。在M图膈肌区域对应区域上显示第一类型标识，操作者能够很直观地获取M图膈肌区域对应区域在受测者组织的图像上的位置信息，同时也能够直观了解M图膈肌区域对应区域随时间的运动信息。

第一类型标识还可以表示M图膈肌区域对应区域更加丰富的信息。例如，通过第一类型标识的方向表示M图膈肌区域对应区域的运动方向；或者通过第一类型标识的标识长度表示M图膈肌区域对应区域的运动幅度。这样操作者获得的信息将更加丰富和全面，有利于临床诊断。

在上述实施例的基础上，还可以针对多个M图膈肌区域对应区域进行区别显示。

一个实施例中，目标M线包括多条目标M线，M图膈肌区域包括多个M图膈肌区域，其中每个M图膈肌区域对应一条目标M线；根据目标M线获得的M图膈肌区域对应区域包括多个M图膈肌区域对应区域，其

中每个 M 图膈肌区域对应区域与一个 M 图膈肌区域相对应；第一类型标识包括多个第一类型标识，其中每个第一类型标识与一个 M 图膈肌区域相对应；其中多个第一类型标识用不同的颜色显示。

本实施例以 M 图膈肌区域对应区域包括三个 M 图膈肌区域对应区域为例进行说明，为了更好的解释本实施方案，将三个 M 图膈肌区域对应区域分别命名为第一对应区域、第二对应区域和第三对应区域，参考图 8 所示。其中第一对应区域、第二对应区域和第三对应区域分别用三个第一类型标识显示，第一对应区域、第二对应区域和第三对应区域位于各自对应的第一类型标识用不同的颜色显示，以表示每个 M 图膈肌区域对应区域位于受测者膈肌区域的不同位置。

在上述实施例的基础上，还可以显示 M 图膈肌区域的运动幅度随时间变化的趋势图。

一个实施例中，获取 M 图膈肌区域的运动幅度随时间变化的趋势图，处理控制显示器显示趋势图。其中 M 图膈肌区域包括一个、两个或者更多的 M 图膈肌区域，其中每个膈肌区域对应显示一个趋势图，这样操作者能够清楚直观地获取目标 M 线与膈肌区域的交点区域在一段时间内的运动幅度信息。

在上述实施例的基础上，还可以针对多个 M 图膈肌区域的趋势图进行区别显示；进一步的，还可以将每个 M 图膈肌区域的趋势图的颜色与其对应的第一类型标识的颜色相同或者相关联。

一个实施例中，获取每个 M 图膈肌区域的运动幅度随时间变化的趋势图，获得多个趋势图；用不同的颜色显示多个趋势图；其中多个 M 图膈肌区域中的任意一个 M 图膈肌区域所对应的趋势图和所述任意一个 M 图膈肌区域所对应的第一类型标识的颜色相同或者相关联。

参考图 8 所示，其中 L1、L2 和 L3 分别为第一对应区域、第二对应区域和第三对应区域的运动幅度趋势图，其中第一对应区域与 L1 的颜色相同或相关联，第二对应区域和 L2 的颜色相同或相关联，第三对应区域与 L3 的颜色相同或相关联。通过上述区分显示方式和关联显示方式，操作者能够非常清楚获取地受测者的膈肌区域上不同的位置的运动幅度随时间变化的信息，有利于操作者更加全面细节地了解膈肌区域不同部位的运动信息。

一个实施例中，膈肌区域的测量参数还可以为膈肌区域的厚度或增

厚度。根据膈肌的图像特征，在目标 M 线的 M 图像中识别受测者的 M 图膈肌区域，根据 M 图膈肌区域获得受测者的膈肌区域的厚度或增厚率。

线阵探头的分辨率高，成像区域浅，通过线阵探头获取受测者组织的图像上膈肌区域能够呈现出有厚度的大致轮廓，参考图 4 所示。

一个实施例中，M 图膈肌区域包括识别出的上边缘区域和下边缘区域，确定 M 图膈肌区域识别出的上边缘区域和下边缘区域之间的距离的极大值和极小值，根据极大值和极小值确定受测者的膈肌区域的厚度或增厚率。

其中 M 图膈肌区域可以为一个，或者为两个或两个以上，本实施例一个 M 图膈肌区域为例说明如何确定膈肌区域的厚度或增厚率。

一个实施例中，第一预定时间段为一个运动周期，确定 M 图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域之间的距离在一个运动周期内对应一组极大值和极小值，参考图 7 所示。临床上可以基于操作者的需求进行选择或变换，以获得操作者所需要的膈肌区域的厚度或增厚率。例如，将所述极大值和极小值的平均值为受测者的膈肌区域的厚度。或者无需计算平均厚度，将获得的极大值和极小值直接作为膈肌区域的厚度。增厚率为 $(\text{厚度极大值} - \text{厚度极小值}) / \text{厚度极小值}$ ，通过极大值、极小值以及增厚率的计算公式，则可以确定受测者的膈肌区域的增厚率。

需要说明的是，在本实施例中，M 图膈肌区域的上边缘和下边缘之间的距离为 M 图膈肌区域的上边缘和下边缘在 M 图中目标 M 线对应区域平行方向的距离，可以将 M 图膈肌区域的上边缘和下边缘之间的距离理解为 M 图膈肌区域的厚度。

第一预定时间段为两个运动周期或者两个以上运动周期时，M 图膈肌区域对应两组及两组以上的极大值和极小值。根据上述方法，可以确定每个周期内的膈肌区域的厚度或增厚率。临床上可以基于操作者的需求进行选择或变换，以获得操作者所需要的膈肌区域的运动幅度。例如，统计每个运动周期内的极大值和极小值，分别计算每个运动周期内的厚度平均值和增厚率；然后通过每个运动周期内的厚度平均值计算多个运动周期内的厚度平均值，多个运动周期内的厚度平均值即为膈肌区域的厚度；通过每个运动周期内的增厚率计算多个运动周期内的增厚率的平均值，多个运动周期内的增厚率的平均值即为膈肌区域的增厚率。或者也可以将多个运动周期中任意一个运动周期的厚度平均值作为受测者膈

肌区域的厚度。或者将多个运动周期中任意一个周期的极大值和极小值直接作为受测者膈肌区域的厚度。将多个运动周期中任意一个运动周期的增厚率作为受测者膈肌区域的增厚率。

上述实施例中为只有一个M图膈肌区域的情况下确定受测者的膈肌区域的厚度或增厚率的方法。

一个实施例中，当从多条目标M线中获取受测者的膈肌区域的多个M图膈肌区域时，依照上述通过一个M图膈肌区域确定受测者的膈肌区域的厚度或增厚率方法，分别确定每个M图个膈肌区域在每个运动周期内的厚度或增厚率。临床上可以基于操作者的需求进行选择或变换，以获得操作者所需要的膈肌区域的运动幅度。例如，进一步确每个M图膈肌区域在第一预定时间段内的厚度的平均值或增厚率的平均值，然后基于每个M图膈肌区域的厚度的平均值或增厚率平均值，确定多个M图膈肌区域的平均厚度或平均增厚率。或者还可以计算在同一个运动周期内多个M图膈肌区域厚度的平均值或增厚率的平均值作为受测者的膈肌区域的厚度或增厚率。在临床诊断过程中，一般都会多选几条目标M线，这样膈肌区域的厚度或增厚率是基于多个M图膈肌区域进行确定的。相对于通过一条目标M线计算得到膈肌区域的厚度或增厚率将会更加准确，误差会更小。

一个实施例中，根据目标M线的位置在受测者组织的图像中确定与M图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域对应的区域，以获得M图膈肌边缘区域对应区域；在M图膈肌区域对应区域上显示第二类标识，并动态得更新第二类型标识的位置以描述M图膈肌边缘区域对应区域的运动轨迹。其中第二类型标识可以与第一类型标识相同，或者第二类型标识也可以与第一类型标识不同，在这里第一类型标识和第二类型标识仅是为了区分是在膈肌区域不同参数的测量中的标识。

在M图膈肌边缘对应区域上显示第二类型标识，操作者能够直观地获取M图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域在受测者组织的图像上的位置信息，同时也能够直观了解M图膈肌边缘区域对应区域随时间的运动信息。

在上述实施例的基础上，还可以针对多个M图膈肌边缘区域对应区域进行区别显示。

一个实施例中，目标M线包括多条目标M线，M图膈肌区域包括多

个M图膈肌区域，其中每个M图膈肌区域对应一条目标M线；根据目标M线获得的M图膈肌边缘区域对应区域包括多个M图膈肌边缘区域对应区域，其中每个M图膈肌边缘区域对应区域与一个M图膈肌区域相对应，并且每个M图膈肌边缘区域对应区域包括上边缘区域对应区域和下边缘区域对应区域；第二类型标识包括多个第二类型标识，其中每个第二类型标识与一个M图膈肌区域相对应；其中多个第二类型标识用不同的颜色显示。

在上述实施例的基础上，还可以显示M图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图，即显示M图膈肌区域的厚度随时间变化的趋势图。

一个实施例中，获取M图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图，处理控制显示器显示趋势图。其中M图膈肌区域包括一个、两个或者更多的M图膈肌区域，每个M图膈肌区域对应包括上边缘区域和下边缘区域，其中每个M图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间的变化对应显示一个趋势图，这样操作者能够清楚直观地获取目标M线与膈肌区域的交点区域的厚度在一段时间内的变化信息。

在上述实施例的基础上，还可以针对多个M图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图进行区别显示；进一步的，还可以将每个M图膈肌区域所对应的趋势图的颜色与其对应的第一类型标识的颜色相同或者相关联。

一个实施例中，获取每个M图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图，获得多个趋势图；用不同的颜色显示多个趋势图；其中多个M图膈肌区域中的任意一个M图膈肌区域所对应的趋势图和所述任意一个M图膈肌区域所对应的第一类型标识的颜色相同或者相关联。通过上述区分显示方式和关联显示方式，操作者能够直观清楚地获取受测者膈肌区域上不同位置对应的厚度变化趋势信息。

通过上述实施例，通过获取的M图膈肌区域，可以确定受测者膈肌区域的测量参数，测量参数包括运动幅度，或者还可以确定受测者膈肌区域的厚度或增厚率，或者还可以基于获取的运动幅度以及运动时间信息获取膈肌区域的运动速度，或者基于膈肌区域的厚度信息，可以进一步测量膈肌应变率，包括纵向应变率和径向应变率。

上述通过获取的 M 图膈肌区域确定的测量参数,通过确定测量参数,操作者可以获得膈肌区域的大致运动状态信息。在此基础上,本实施例还可以显示各测量参数随时间变化的信息,比如 M 图膈肌区域的运动幅度随时间变化的趋势图, M 图膈肌边缘区域的厚度随时间变化的信息,这些实时状态信能够给操作者提供更加全面准确的参考信息,从而对是否对受测者撤掉呼吸设备做出更加准确的评估。

其它测量参数与运动幅度参数类似,在此不再举例说明。

一个实施例中,受测者的膈肌区域的运动速度可以基于膈肌区域的运动幅度与运动时间来获取,膈肌区域的运动速度还可以基于多普勒原理获取的超声图像来获取,本实施例提供了一种膈肌的运动速度的超声测量方法,其超声测量方法的流程如下:

步骤 21,激励超声探头向受测者组织发射第一超声波,并接收由受测者组织返回的所述第一超声波的回波,获得所述第一超声波的回波信号;

步骤 22,根据所述第一超声波的回波信号,获得所述第一超声图像;

步骤 23,根据膈肌的图像特征,从所述第一超声图像中识别所述受测者的膈肌区域;

步骤 24,在所述第一超声图像中的受测者的膈肌区域中选取目标区域;

步骤 25,激励超声探头按照多普勒模式向受测者组织发射第二超声波,并接收由受测者组织返回的所述第二超声波的回波,获得所述第二超声波的回波信号;

步骤 26,根据所述第二超声波的回波信号,获得所述目标区域的多普勒图像;

步骤 27,基于所述目标区域的多普勒图像,确定所述受测者的膈肌区域的运动速度;其中,受测者组织包括膈肌。

在本实施例的基础上,多普勒图像包括基于多普勒原理获得的所有的类型的图像,包括 C 模式图像, D 模式图像和频谱多普勒图像。

其中在步骤 25 中,激励超声探头按照多普勒模式向受测者组织发射第二超声波,包括激励超声探头按照多普勒模式向受测者包含膈肌的组织区域发射第二超声波,或者也可以激励超声探头按照多普勒模式向步骤 23 中确定的受测者的膈肌区域发射第二超声波,或者也可以激励超

声探头按照多普勒模式向步骤 24 中确定的目标区域发射第二超声波。基于步骤 25 中的第二超声波的回波信号，获得目标区域的多普勒图像。基于目标区域的多普勒图像，确定受测者的膈肌区域的运动速度。

受测者的膈肌区域的运动状态能够表征受测者自主呼吸努力程度，临床上受测者自主呼吸努力程度通常是评估受测者是否能够撤掉呼吸设备的关键因素之一。故基于受测者的膈肌区域的运动状态获取的测量参数信息与评估受测者是否能够撤掉呼吸设备存在量化关系。

一个实施例中，受测者处于呼吸设备的待使用状态中，基于确定的受测者的膈肌区域的测量参数，输出提示信息，用于提示操作者是否撤掉受测者的呼吸设备。其中测量参数包括膈肌区域的运动幅度、膈肌区域的运动速度、膈肌区域的厚度、膈肌区域的增厚率和膈肌区域的应变率中至少一种。

以下以测量参数分别为运动幅度、增厚率为例进行说明。

一个实施例中，测量参数为运动幅度，比较运动幅度和第一阈值，当运动幅度小于或等于第一阈值时，则输出提示操作者所述受测者需要继续使用呼吸设备的信息，或者，当运动幅度大于第一阈值时，则输出提示操作者能够撤掉受测者的呼吸设备的信息。其中第一阈值一般来说都是根据临床经验总结得到，第一阈值可以基于临床实际情况而有所不同。第一阈值可以处理器自动设定，或者操作者根据实际情况手动设定。

一个实施例中，测量参数为增厚率，比较增厚率和第二阈值，当增厚率小于或等于第二阈值时，则输出提示操作者所述受测者需要继续使用呼吸设备的信息，或者，当增厚率大于第二阈值时，则输出提示操作者能够撤掉受测者的呼吸设备的信息。其中第二阈值一般来说都是根据临床经验总结得到，第二阈值可以基于临床实际情况而有所不同。第二阈值可以处理器自动设定，或者操作者根据实际情况手动设定。

运动幅度、增厚率分别可以单独用来评估是否能够撤掉受测者的呼吸设备，其它测量参数也可以单独用来评估是否能够撤掉受测者的呼吸设备，具体的阈值会根据测量参数的不同而有所不同。

运动幅度或增厚率还可以结合受测者的预设生理信号进行综合分析，通过综合分析结果操作者评估是否能够撤掉受测者的呼吸设备。

一个实施例中，测量参数为运动幅度，获取受测者的预设生理信号，将运动幅度和受测者的预设生理信号进行综合分析，输出提示信息，用

以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

以膈肌的运动幅度和呼吸频率为例进行具体说明。计算呼吸频率与膈肌运动幅度之间的比值作为所述综合分析结果，该呼吸频率和膈肌位移之间的比值帮助医生判断是否可以撤掉呼吸机，比如，该呼吸频率和膈肌位移之间的比值不大于某个阈值，则可以撤呼吸机，例如该阈值可以是 1.3 次/（分钟*毫米）。

一个实施例中，测量参数为增厚率，获取受测者的预设生理信号，将增厚率和受测者的预设生理信号进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

在上述实施例的基础上，其中预设的生理信号包括以下至少一种：呼吸频率、呼吸音量、自主呼吸潮气量、心率、氧饱和度、动脉血气指标、血压、收缩压、血色素、体温、昏迷指数和代谢指数。

同样的，受测者膈肌的其它测量参数也可以结合受测者的预设生理信号结合进行综合分析，通过综合分析结果操作者评估是否能够撤掉受测者的呼吸设备。在此不再举例说明。

一个实施例中，运动幅度或增厚率还可以结合受测者的超声图像测量指标进行综合分析，通过综合分析结果操作者评估是否能够撤掉受测者的呼吸设备。

一个实施例中，测量参数为运动幅度，获取受测者的预设组织的超声图像，从预设组织的超声图像中获取预设测量指标；将运动幅度和受测者的预设测量指标进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。例如，将膈肌的运动幅度和心排量参数进行综合分析生成量化指标，该量化指标与预设阈值进行比较，基于比较结果可以用于评估能够撤掉呼吸设备。

一个实施例中，测量参数为增厚率，获取受测者的预设组织的超声图像，从预设组织的超声图像中获取预设测量指标；将增厚率和受测者的预设测量指标进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

在上述实施例的基础上，其中预设组织包心脏组织，所述预设测量指标包括以下至少一种：左心室射血分数、舒张功能指标、心排量、左心室流出道速度时间积分 VTI 和下腔静脉 IVC 参数。其中下腔静脉 IVC 参数包括下腔静脉呼气末内径，下腔静脉吸气末内径，下腔静脉塌陷率，

下腔静脉扩张率，下腔静脉变异率。

一个实施例中，其中预设组织包括肺部组织，所述预设测量指标包括B线数量或肺超评分。

同样的，受测者膈肌的其它测量参数也可以结合受测者的超声数据结合进行综合分析，通过综合分析结果操作者评估是否能够撤掉受测者的呼吸设备。在此不再举例说明。

一个实施例中，提供了一种膈肌的超声测量方法，其流程图参考图9所示，具体步骤如下：

步骤31，激励超声探头向受测者组织发射第一超声波，并接收由受测者组织返回的所述第一超声波的回波，获得所述第一超声波的回波信号；

步骤32，根据所述第一超声波的回波信号，获得受测者组织的图像；

步骤33，根据膈肌的图像特征，从受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域；

步骤34，在受测者组织的图像中获取所述受测者的膈肌区域的目标M线；

步骤35，基于所述目标M线，获得在第二预定时间段内沿所述目标M线的M图像；

步骤36，基于所述目标M线的M图像，获取所述受测者的膈肌区域的测量参数；其中，受测者组织包括膈肌。

在本实施例中，步骤34中包括处理器在受测者组织的图像中自动获取受测者的膈肌区域的目标M线，或者操作者在受测者组织的图像中手动获取受测者的膈肌区域的目标M线。其它步骤如前所述，在此不再赘述。

上述实施例提供了一种膈肌的超声测量方法及系统，处理器获取受测者组织的图像，根据膈肌的图像特征，处理器在受测者组织的图像中识别受测者的膈肌区域，处理器获取受测者的膈肌区域的目标M线，基于目标M线，获取目标M线的M图像，基于获取的M图像确定受测者膈肌区域的测量参数。通过超声方法对受测者的膈肌区域进行自动测量，能够简化医生操作，同时也会使得测量更加准确，能够为医生对撤机时间的预测和评估提供更加精确的参考信息。

一个实施例中，提供了一种超声测量系统，参考图 1 所示，包括超声探头 110，发射电路和接收电路 120，处理器 130 以及显示器 140。

其中处理器 130 用于根据超声成像模式发射超声波的回波信号，获得受测者组织的图像，受测者组织的图像包括多帧，受测者组织包括膈肌。处理器 130 根据膈肌的图像特征，从所述多帧图像中的第一图像中识别受测者的膈肌区域。处理器 130 在第一图像中的受测者的膈肌区域中选取跟踪区域。处理器 130 在所述多帧图像中的其余图像中搜索与所述第一图像的跟踪区域相对应的匹配区域。处理器 130 根据跟踪区域和匹配区域获取跟踪区域在第三预定时间段内的运动轨迹。处理器 130 基于跟踪区域的运动轨迹，确定受测者的膈肌区域的测量参数。

超声测量系统中的超声探头 110、发射电路和接收电路 120 以及显示器 140 参考前文所述，在此不再赘述。

一个实施例中，基于图 1 所示的上述超声测量系统，参考图 10 所示，其超声测量方法的流程如下：

步骤 41，激励超声探头向受测者组织发射超声波，并接收由受测者组织返回的所述超声波的回波，获得所述超声波的回波信号。

其中，受测者组织包括膈肌。超声探头可以为线阵探头；或者也可以为凸阵探头或是相控阵探头。

步骤 42，根据所述超声波的回波信号，获得受测者组织的图像，所述受测者组织的图像包括多帧图像。

控制超声探头始终在受测者的同一部位发射超声波，获取的多帧超声图像基本上可以认为是针对同一组织区域获取的图像，不可避免的微小误差可以不考虑，比如操作者在控制探头的过程中会有轻微的抖动或移动，这些都可忽略不计。

步骤 43，根据膈肌的图像特征，从所述多帧图像中的第一图像中识别所述受测者的膈肌区域。

一个实施例中，超声探头可以为凸阵探头，凸阵探头分辨率低，成像区域深，处理器从受测者组织的图像中自动识别出的受测者的膈肌区域大致为一条弧线。

一个实施例中，超声探头可以为线阵探头，线阵探头分辨率高，成像区域浅，处理器从受测者组织的图像中自动识别出的受测者的膈肌区

域能够呈现出膈肌区域的大致轮廓，包括膈肌区域的上边缘和下边缘。

一个实施例中，根据膈肌的图像特征，处理器基于模式识别法或基于学习法自动从多帧图像中的第一图像中识别受测者的膈肌区域。

一个实施例中，处理器可以基于模式识别法确定受测者的膈肌区域。其中模式识别法根据膈肌的图像特征，比如可以是灰度或纹理特征等，从受测者组织的图像中识别膈肌区域，然后对膈肌区域进行对比度增强处理，再对膈肌区域进行阈值分割与形态学操作，获得膈肌区域。

一个实施例中，处理器还可以基于机器学习方法从第一图像中识别膈肌区域。其中机器学习法又包括特征类机器学习法和深度学习法。参考前文所述，在此不再赘述。

一个实施例中，处理器检测操作者在第一图像中标识受测者的膈肌区域的操作，获取第一图像中受测者的膈肌区域。

步骤 44，在所述第一图像中的受测者的膈肌区域中选取跟踪区域。

其中，处理器可以自动在第一图像中的受测者的膈肌区域中选取跟踪区域，或者操作者手动在第一图像中的受测者的膈肌区域中选取跟踪区域。

一个实施例中，在第一图像中受测者的膈肌区域中随机选取跟踪区域，或者在所述第一图像中的受测者的膈肌区域中选取间隔距离相等的至少三个跟踪区域。

步骤 45，在所述多帧图像中的其余图像中搜索与所述第一图像的跟踪区域相对应的匹配区域。

获取的多帧超声图像基本上可以认为是针对同一组织区域获取的图像，这也是能进行斑点追踪方法的前提条件。其中，可以是基于第一图像中的跟踪区域进行搜索，或者也可以是基于第一图像之外的其它帧图像中已经搜索出的匹配区域进行搜索。

一个实施例中，在多帧图像中的其余图像中搜索与第一帧图像的跟踪点相对应的匹配区域，参考图 11 所示，可以基于邻域特征值进行匹配，其中邻域特征值可以为邻域内灰度均值，方差等统计值。

步骤 46，根据所述跟踪区域和所述匹配区域获取所述跟踪区域在第三预定时间段内的运动轨迹。

其中第三预定时间段至少为一个膈肌运动周期。

步骤 47，基于所述运动轨迹，确定所述受测者的膈肌区域的测量参

数；其中，受测者组织包括膈肌。

其中处理器可以基于运动轨迹，自动获得受测者的膈肌区域的测量参数；或者操作者可以基于运动轨迹手动获得受测者的膈肌区域的测量参数。

其中膈肌区域的测量参数包括膈肌区域的运动幅度、膈肌区域的运动速度、膈肌区域的厚度、膈肌区域的增厚率和膈肌区域的应变率中至少一种。

一个实施例中，膈肌区域的测量参数为膈肌区域的运动幅度。根据获取的跟踪区域的运动轨迹，获取运动轨迹在第三预定时间段内的极高位置和极低位置；根据确定出的极高位置和极低位置，确定受测者的膈肌区域的运动幅度。

凸阵探头的分辨率低，成像区域深，通过凸阵探头获取受测者组织的图像上膈肌区域大致呈现一条弧线，参考图3所示。

其中一个跟踪区域对应一个运动轨迹，跟踪区域可以为一个，或者为两个或两个以上，相应的运动轨迹可以为一个，或者为两个或两个以上。本实施例以一个运动轨迹为例说明如何确定膈肌区域的运动幅度测量。

一个实施例中，第一预定时间段为一个运动周期，运动轨迹的一个运动周期内对应一组极高位置和极低位置，则极高位置和极低位置在运动轨迹中垂直时间轴方向的距离为受测者的膈肌区域运动幅度。

第一预定时间段为两个或两个以上的运动周期，则运动轨迹对应两组及两组以上的极高位置和极低位置，则根据上述一个运动轨迹的运动幅度的计算方法，可以确定每个周期内的运动轨迹的运动幅度。基于获取的每个周期运动轨迹的运动幅度，临床上可以基于操作者的需求进行选择或变换，以获得操作者所需要的膈肌区域的运动幅度，如前所述，在此不再赘述。

上述实施例中为只有一个运动轨迹的情况下确定受测者的膈肌区域的运动幅度的方法。

一个实施例中，从多个跟踪区域中获取受测者的膈肌区域的多个运动轨迹时，依照上述通过一个运动轨迹确定受测者的膈肌区域的运动幅度方法，分别确定每个运动轨迹在每个运动周期内的运动幅度。基于此，临床上可以通操作者的需求进行选择或变换，以获得操作者所需要的膈

肌区域的运动幅度，参考前文所述，在此不再赘述。在临床诊断过程中，一般都会多选几个跟踪区域，这样膈肌区域的运动幅度是基于多个运动轨迹进行确定的。相对于通过一个跟踪区域计算得到膈肌区域的运动幅度将会更加准确，误差会更小。

一个实施例中，在跟踪区域上显示第一类型标识，并动态地更新第一类型标识的位置以描述跟踪区域的运动轨迹。其中第一类型标识可以为点状，或者为方形，或者为圆形或者其它形式。在跟踪区域上显示第一类型标识，操作者能够很直观地获取运动轨迹对应的跟踪区域在受测者组织的图像上的位置信息，同时也能够直观了解跟踪区域的运动幅度随时间的变化信息。

第一类型标识还可以表示跟踪区域更加丰富的信息。例如，通过第一类型标识的方向表示跟踪区域的运动方向；或者通过第一类型标识的标识长度表示跟踪区域的运动幅度。这样操作者获得的信息将更加丰富和全面，有利于临床诊断。

在上述实施例的基础上，还可以针对多个跟踪区域进行区别显示。

一个实施例中，跟踪区域包括多个跟踪区域，第一类型标识包括多个第一类型标识，其中每个第一类型标识与一个跟踪区域相对应；其中多个第一类型标识用不同的颜色显示。

本实施例以跟踪区域包括三个跟踪区域为例进行说明，为了更好的解释本实施方案，将三个跟踪区域分别命名为第一跟踪区域、第二跟踪区域和第三跟踪区域。参考图 12 所示，其中第一跟踪区域、第二跟踪区域和第三跟踪区域分别用三个第一类型标识显示，第一跟踪区域、第二跟踪区域和第三跟踪区域位于各自对应的第一类型标识用不同的颜色显示，以表示每个跟踪区域位于受测者膈肌区域的不同位置。

在上述实施例的基础上，还可以显示跟踪区域的运动幅度随时间变化的趋势图。

一个实施例中，获取跟踪区域的运动幅度随时间变化的趋势图，处理控制显示器显示趋势图。其中跟踪区域包括一个、两个或者更多的跟踪区域，其中每个跟踪区域对应显示一个趋势图，这样操作者能够清楚直观地获取跟踪区域在一段时间内的运动幅度信息。

在上述实施例的基础上，还可以针对多个跟踪区域的运动幅度随时间变化的趋势图进行区别显示；进一步的，还可以将每个跟踪区域所对

应的趋势图的颜色与所述每个跟踪区域所对应的第一类型标识的颜色相同或者相关联。

一个实施例中，获取每个跟踪区域的运动幅度随时间变化的趋势图，获得多个趋势图；用不同的颜色显示多个趋势图；其中多个跟踪区域中的任意一个跟踪区域所对应的趋势图和所述任意一个跟踪区域所对应的第一类型标识的颜色相同或者相关联。

参考图 12 所示，其中 M1、M2 和 M3 分别为第一跟踪区域、第二跟踪区域和第三跟踪区域的运动幅度趋势图。其中第一跟踪区域与 M1 的颜色相同或相关联，第二跟踪区域和 M2 的颜色相同或相关联，第三跟踪区域与 M3 的颜色相同或相关联。通过上述区分显示方式和关联显示方式，操作者能够非常清楚获取地受测者膈肌区域上不同的位置对应的运动幅度信息。

一个实施例中，膈肌区域的测量参数还可以为膈肌区域的厚度或增厚率。基于跟踪区域在第三预定时间段内的运动轨迹，确定受测者的膈肌区域的厚度或增厚率。

线阵探头的分辨率高，成像区域浅，通过线阵探头获取受测者组织的图像上膈肌区域能够呈现出有厚度的大致轮廓，参考图 4 所示。

一个实施例中，跟踪区域的运动轨迹包括获取的上边缘区域和下边缘区域，确定运动轨迹获取的上边缘区域和下边缘区域之间的距离的极大值和极小值，根据极大值和极小值确定受测者的膈肌区域的厚度或增厚率。

其中跟踪区域可以为一个，或者为两个或两个以上，一个跟踪区域对应一个运动轨迹，本实施例一个跟踪区域为例说明如何确定膈肌区域的厚度或增厚率。

一个实施例中，第一预定时间段为一个运动周期，确定跟踪区域的运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离在一个运动周期内对应一组极大值和极小值。临床上可以基于操作者的需求进行选择或变换，以获得操作者所需要的膈肌区域的厚度或增厚率。例如，将所述极大值和极小值的平均值为受测者的膈肌区域的厚度。或者无需计算平均厚度，将获得的极大值和极小值直接作为膈肌区域的厚度。增厚率为（厚度极大值-厚度极小值）/厚度极小值，通过极大值、极小值以及增厚率的计算公式，则可以确定受测者的膈肌区域的增厚率。

需要说明的是，在本实施例中，跟踪区域的运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离为跟踪区域的运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域在运动轨迹的垂直时间轴方向的距离，可以将跟踪区域的运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离理解为跟踪区域的厚度。

第一预定时间段为两个运动周期或者两个以上运动周期时，跟踪区域区域对应两组及两组以上的极大值和极小值。根据上述方法，可以确定每个周期内的膈肌区域的厚度或增厚率。临床上可以基于操作者的需求进行选择或变换，以获得操作者所需要的膈肌区域的厚度或增厚率。参考前文所述，在此不再赘述。

上述实施例中为在选取一个跟踪区域的情况下确定受测者的膈肌区域的厚度或增厚率的方法。

一个实施例中，当从多个跟踪区域中获取受测者的膈肌区域的多个运动轨迹时，依照上述通过一个跟踪区域确定受测者的膈肌区域的厚度或增厚率方法，分别确定每个跟踪区域在每个运动周期内的厚度或增厚率。临床上可以基于操作者的需求进行选择或变换，以获得操作者所需要的膈肌区域的运动幅度，参考前文所述，在此不再赘述。在临床诊断过程中，一般都会多选几个跟踪区域，这样膈肌区域的厚度或增厚率是基于多个跟踪区域的运动轨迹进行确定的。相对于通过一个跟踪区域的运动轨迹计算得到膈肌区域的厚度或增厚率将会更加准确，误差会更小。

一个实施例中，根据跟踪区域的位置在受测者组织的图像中确定运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域对应的区域，以获得运动轨迹边缘区域对应区域；在运动轨迹边缘区域对应区域上显示第二类标识，并动态得更新第二类型标识的位置以描述运动轨迹边缘区域对应区域的运动轨迹。其中第二类型标识可以与第一类型标识相同，或者第二类型标识也可以与第一类型标识不同，在这里第一类型标识和第二类型标识仅是为了区分是在膈肌区域不同参数的测量中的标识。

在运动轨迹边缘对应区域上显示第二类型标识，操作者能够直观地获取运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域在受测者组织的图像上的位置信息，同时也能够直观了解运动轨迹边缘区域对应区域随时间的运动信息。

在上述实施例的基础上，还可以针对多个运动轨迹边缘区域对应区域进行区别显示。

一个实施例中，跟踪区域包括多个跟踪区域，运动轨迹包括多个运动轨迹，其中每个运动轨迹对应一条跟踪区域；根据跟踪区域获得运动轨迹边缘区域对应区域包括多个运动轨迹边缘区域对应区域，其中每个运动轨迹边缘区域对应区域与一个运动轨迹相对应，并且每个运动轨迹边缘区域对应区域包括上边缘区域对应区域和下边缘区域对应区域；第二类型标识包括多个第二类型标识，其中每个第二类型标识与一个运动轨迹区域相对应；其中多个第二类型标识用不同的颜色显示。

本实施例以运动轨迹边缘区域对应区域包括三个运动轨迹边缘区域对应区域为例进行说明，为了更好的解释本实施方案，将三个运动轨迹边缘区域对应区域分别命名为第一边缘对应区域、第二边缘对应区域和第三边缘对应区域。参考图 13 所示，其中第一边缘对应区域、第二边缘对应区域和第三边缘对应区域分别用第二类型标识显示，第一边缘对应区域、第二边缘对应区域和第三边缘对应区域的第二类型标识用不同的颜色显示，以区分跟踪区域位于受测者膈肌区域的不同位置。

在上述实施例的基础上，还可以显示运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图。

一个实施例中，获取运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图，处理控制显示器显示趋势图。其中跟踪区域的运动轨迹包括一个、两个或者更多的运动轨迹，每个运动轨迹对应包括上边缘区域和下边缘区域，其中每个运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间的变化对应显示一个趋势图，即显示的是每个跟踪区域的厚度随时间变化的趋势图，这样操作者能够清楚直观地获取跟踪区域的厚度在一段时间内的变化信息。

在上述实施例的基础上，还可以针对多个跟踪区域的运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图进行区别显示；进一步的，还可以将每个跟踪区域的厚度变化所对应的趋势图的颜色与所述每个跟踪区域对应的第二类型标识的颜色相同或者相关联。

一个实施例中，获取每个跟踪区域的运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图，获得多个趋势图；用不同的颜色显示多个趋势图；其中多个跟踪区域中的任意一个跟踪区域所对应的趋势图和所述任意一个跟踪区域所对应的第二类型标识的颜色相同或者相关联。参考图 13 所示，其中 N1、N2 和 N3 分别为第一边缘对应区域、

第二边缘对应区域和第三边缘对应区域的厚度变化趋势图，其中 N1、N2 和 N3 趋势图显示的颜色分别与各自对应边缘对应区域的第二类型标识显示的颜色相同。

通过上述实施例，通过对跟踪区域进行斑点追踪，可以确定受测者膈肌区域的测量参数，测量参数包括运动幅度，或者还可以确定受测者膈肌区域的厚度或增厚率，或者还可以基于获取的运动幅度以及运动时间信息获取膈肌区域的运动速度，或者基于膈肌区域的厚度信息，可以进一步测量膈肌应变率，包括纵向应变率和径向应变率。

上述通过对获取的跟踪区域进行斑点追踪确定的测量参数，通过确定测量参数，操作者可以获取膈肌区域的大致运动状态信息。在此基础上，本实施例还可以显示各测量参数随时间变化的信息，从而对是否对受测者撤掉呼吸设备做出更加准确的评估。其它测量参数与运动幅度参数类似，在此不再举例说明。

一个实施例中，受测者处于呼吸设备的待使用状态中，基于确定的受测者的膈肌区域的测量参数，输出提示信息，用于提示操作者是否撤掉受测者的呼吸设备。其中测量参数包括膈肌区域的运动幅度、膈肌区域的运动速度、膈肌区域的厚度、膈肌区域的增厚率和膈肌区域的应变率中至少一种。

一个实施例中，运动幅度、增厚率分别可以单独用来评估是否能够撤掉受测者的呼吸设备，其它测量参数也可以单独用来评估是否能够撤掉受测者的呼吸设备，具体的阈值会根据测量参数的不同而有所不同。

一个实施例中，受测者膈肌的测量参数，如运动幅度或增厚率可以结合受测者的预设生理信号结合进行综合分析，通过综合分析结果操作者评估是否能够撤掉受测者的呼吸设备。同样的，受测者膈肌的其它测量参数也可以在此不再举例说明。

一个实施例中受测者的测量参数，如运动幅度或增厚率可以结合受测者的预设组织的预设超声数据进行综合分析，通过综合分析结果操作者评估是否能够撤掉受测者的呼吸设备。同样的，受测者膈肌的其它测量参数也可以在此不再举例说明。

一个实施例中，参考图 14 所示，提供了一种膈肌的超声测量方法，包括：

步骤 51，激励所述超声探头向受测者组织发射超声波，并接收由受

测者组织返回的所述超声波的回波，获得超声波的回波信号。

步骤 52，根据超声波的回波信号，获得受测者组织的图像。

步骤 53，根据膈肌的图像特征，从受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域。

步骤 54，获取受测者的膈肌区域的目标点的运动信息；

步骤 55，基于所述受测者的膈肌区域的目标点的运动信息，获取受测者的膈肌区域的测量参数。

其中，在步骤 54 中的运动信息包括以下至少一种：运动幅度、运动速度、厚度、增厚率和应变率。

在上述实施例的基础上，基于确定的受测者的膈肌的测量参数，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。如前所述，在此不再赘述。

本实施例提供了一种膈肌的超声测量方法及系统，处理器获取受测者组织的多帧图像；根据膈肌的图像特征，从多帧图像中的第一图像中识别受测者的膈肌区域；在第一图像中的受测者的膈肌区域选取跟踪区域；处理器在多帧图像中其余图像中搜索与第一图像的跟踪区域相对应的匹配区域；处理器根据跟踪区域和匹配区域获取跟踪区域在第三预定时间段内的运动轨迹；基于所述运动轨迹，确定所述受测者的膈肌区域的测量参数；其中，受测者组织包括膈肌。本实施例基于斑点追踪对受测者的膈肌区域进行自动测量，能够简化医生操作，同时也会使得测量更加准确，能够为医生对撤机时间的预测和评估提供更加精确的参考信息。

本文参照了各种示范实施例进行说明。然而，本领域的技术人员将认识到，在不脱离本文范围的情况下，可以对示范性实施例作出改变和修正。例如，各种操作步骤以及用于执行操作步骤的组件，可以根据特定的应用或考虑与系统的操作相关联的任何数量的成本函数以不同的方式实现（例如一个或多个步骤可以被删除、修改或结合到其他步骤中）。

另外，如本领域技术人员所理解的，本文的原理可以反映在计算机可读存储介质上的计算机程序产品中，该可读存储介质预装有计算机可读程序代码。任何有形的、非暂时性的计算机可读存储介质皆可被使用，包括磁存储设备（硬盘、软盘等）、光学存储设备（CD-ROM、DVD、

Blu Ray 盘等)、闪存和/或诸如此类。这些计算机程序指令可被加载到通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备上以形成机器,使得这些在计算机上或其他可编程数据处理装置上执行的指令可以生成实现指定的功能的装置。这些计算机程序指令也可以存储在计算机可读存储器中,该计算机可读存储器可以指示计算机或其他可编程数据处理设备以特定的方式运行,这样存储在计算机可读存储器中的指令就可以形成一件制造品,包括实现指定功能的实现装置。计算机程序指令也可以加载到计算机或其他可编程数据处理设备上,从而在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生一个计算机实现的进程,使得在计算机或其他可编程设备上执行的指令可以提供用于实现指定功能的步骤。

虽然在各种实施例中已经示出了本文的原理,但是许多特别适用于特定环境和操作要求的结构、布置、比例、元件、材料和部件的修改可以在不脱离本披露的原则和范围内使用。以上修改和其他改变或修正将被包含在本文的范围之内。

前述具体说明已参照各种事实例进行了描述。然而,本领域技术人员将认识到,可以在不脱离本披露的范围的情况下进行各种修正和改变。因此,对于本披露的考虑将是说明性的而非限制性的意义上的,并且所有这些修改都将被包含在其范围内。同样,有关于各种实施例的优点、其他优点和问题的解决方案已如上所述。然而,益处、优点、问题的解决方案以及任何能产生这些的要素,或使其变的更明确的解决方案都不应被解释为关键的、必需的或必要的。本文中所用的术语“包括”和任何其他变体,皆属于非排他性包含,这样包括要素列表的过程、方法、文章或设备不仅包括这些要素,还包括未明确列出的或不属于该过程、方法、系统、文章或设备的其他要素。此外,本文中所使用的术语“耦合”和其任何其他变体都是指物理连接、电连接、磁连接、光连接、通信连接、功能连接和/或任何其他连接。

具有本领域技术的人将认识到,在不脱离本发明的基本原理的情况下,可以对上述实施例的细节进行许多改变。因此,本发明的范围应根据以下权利要求确定。

权 利 要 求

1. 一种膈肌的超声测量方法，其特征在于，包括：

激励超声探头向受测者组织发射第一超声波，并接收由受测者组织返回的所述第一超声波的回波，获得所述第一超声波的回波信号；

根据所述第一超声波的回波信号，获得所述受测者组织的图像；

根据膈肌的图像特征，从受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域；

在受测者组织的图像中自动获取所述受测者的膈肌区域的目标 M 线；

基于所述目标 M 线，获得在第一预定时间段内沿所述目标 M 线的 M 图像；

基于所述目标 M 线的 M 图像，确定所述受测者的膈肌区域的测量参数；

其中，受测者组织包括膈肌。

2. 如权利要求 1 所述的测量方法，其特征在于，所述根据膈肌的图像特征，从受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域，包括：

根据膈肌的图像特征，基于模式识别法或机器学习法从受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域；或者

检测操作者在受测者组织的图像中标识所述受测者的膈肌区域的操作，获取受测者组织的图像中的受测者的膈肌区域。

3. 如权利要求 1 至 2 中任意一项所述的测量方法，其特征在于：所述目标 M 线为与所述受测者的膈肌区域的夹角满足第一预设条件的 M 线。

4. 如权利要求 1 至 2 中任意一项所述的测量方法，其特征在于：所述目标 M 线为与所述受测者的膈肌区域的夹角满足第一预设条件的解剖 M 线。

5. 如权利要求 3 或 4 所述的测量方法，其特征在于，所述第一预设条件为所述夹角为 60 度至 90 度之间。

6. 如权利要求 1、2、4 或 5 中任意一项所述的测量方法，其特征在于：所述目标 M 线为经过所述受测者的膈肌区域的指定区域的解剖 M 线。

7. 如权利要求 1 至 6 中任意一项所述的测量方法，其特征在于，所述基于所述目标 M 线，获得沿所述目标 M 线的 M 图像，包括：

基于所述目标 M 线，激励所述超声探头向所述目标 M 线所在的受测

者组织区域发射第二超声波，并接收返回的所述第二超声波的回波，获得所述第二超声波的回波信号；

根据所述第二超声波的回波信号，获得沿所述目标 M 线的 M 图像。

8. 如权利要求 1 至 7 中任意一项所述的测量方法，其特征在于，所述基于所述目标 M 线的 M 图像，获取所述受测者的膈肌区域的测量参数，包括：

根据膈肌的图像特征，在所述目标 M 线的 M 图像中识别所述受测者的 M 图膈肌区域；

根据所述 M 图膈肌区域获得所述受测者的膈肌区域的测量参数。

9. 如权利要求 1 所述的测量方法，其特征在于，所述受测者处于呼吸设备的待使用状态中，所述方法还包括：

基于确定的受测者的膈肌区域的所述测量参数，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

10. 如权利要求 1 至 9 中任意一项所述的测量方法，其特征在于，所述膈肌区域的测量参数包括膈肌的运动幅度、膈肌的运动速度、膈肌的厚度、膈肌的增厚率和膈肌的应变率中至少一种。

11. 如权利要求 8 所述的测量方法，其特征在于，所述测量参数为运动幅度，根据所述 M 图膈肌区域获得所述受测者的膈肌区域的测量参数包括：

根据识别出的所述 M 图膈肌区域，确定所述 M 图膈肌区域在所述 M 图像中的极高位置和极低位置；

根据确定出的所述 M 图膈肌区域在所述 M 图像中的极高位置和极低位置，确定所述受测者的膈肌区域的运动幅度。

12. 如权利要求 11 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

根据所述目标 M 线的位置在所述受测者组织的图像中确定与所述 M 图膈肌区域对应的区域，以获得 M 图膈肌区域对应区域；

在所述 M 图膈肌区域对应区域上显示第一类型标识，并动态地更新所述第一类型标识的位置以描述所述 M 图膈肌区域对应区域的运动轨迹。

13. 如权利要求 12 所述的测量方法，其特征在于，所述第一类型标识的方向表示所述 M 图膈肌区域对应区域的运动方向。

14. 如权利要求 12 或 13 所述的测量方法，其特征在于，所述第一

类型标识的长度表示所述 M 图膈肌区域对应区域的运动幅度。

15. 如权利要求 12 至 14 中任意一项所述的测量方法，其特征在于：
所述目标 M 线包括多条目标 M 线；

所述 M 图膈肌区域包括多个 M 图膈肌区域，其中每个 M 图膈肌区域对应一条目标 M 线；

根据所述目标 M 线获得的 M 图膈肌区域对应区域包括多个 M 图膈肌区域对应区域，其中每个 M 图膈肌区域对应区域与一个 M 图膈肌区域相对应；

所述第一类型标识包括多个第一类型标识，其中每个第一类型标识与一个 M 图膈肌区域相对应；

其中所述多个第一类型标识用不同的颜色显示。

16. 如权利要求 12 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

获取所述 M 图膈肌区域的运动幅度随时间变化的趋势图；

显示所述趋势图。

17. 如权利要求 15 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

获取每个 M 图膈肌区域的运动幅度随时间变化的趋势图，获得多个趋势图；

用不同的颜色显示所述多个趋势图；

其中所述多个 M 图膈肌区域中的任意一个 M 图膈肌区域所对应的趋势图和所述任意一个 M 图膈肌区域所对应的第一类型标识的颜色相同或者相互关联。

18. 如权利要求 8 所述的测量方法，其特征在于，所述测量参数为厚度或增厚率，所述 M 图膈肌区域包括识别出的上边缘区域和下边缘区域，根据所述 M 图膈肌区域获得所述受测者的膈肌区域的测量参数包括：

确定所述 M 图膈肌区域识别出的上边缘区域和下边缘区域之间的距离的极大值和极小值；

根据所述极大值和极小值，确定所述受测者的膈肌区域的厚度或增厚率。

19. 如权利要求 18 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

根据所述目标 M 线的位置在所述受测者组织的图像中确定所述 M 图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域对应的区域，以获得 M 图膈肌边缘区域对应区域；

在所述 M 图膈肌边缘区域对应区域上显示第二类型标识，并动态地更新所述第二类型标识的位置以描述所述 M 图膈肌边缘区域对应区域的运动轨迹。

20. 如权利要求 19 所述的测量方法，其特征在于：

所述目标 M 线包括多条目标 M 线；

所述 M 图膈肌区域包括多个 M 图膈肌区域，其中每个 M 图膈肌区域对应一条目标 M 线；

根据所述目标 M 线获得的 M 图膈肌边缘区域对应区域包括多个 M 图膈肌边缘区域对应区域，其中每个 M 图膈肌边缘区域对应区域与一个 M 图膈肌区域相对应，并且每个 M 图膈肌边缘区域对应区域包括上边缘区域对应区域和下边缘区域对应区域；

所述第二类型标识包括多个第二类型标识，其中每个第二类型标识与一个 M 图膈肌区域相对应；

其中所述多个第二类型标识用不同的颜色显示。

21. 如权利要求 19 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

获取所述 M 图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图；

显示所述趋势图。

22. 如权利要求 20 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

获取每个 M 图膈肌区域的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图，获得多个趋势图；

用不同的颜色显示所述多个趋势图；

其中多个 M 图膈肌区域中任意一个 M 图膈肌区域所对应的趋势图和所述任意一个 M 图膈肌区域所对应的第二类型标识的颜色相同或者相互关联。

23. 如权利要求 9 中所述的测量方法，所述测量参数为运动幅度，其特征在于，基于所述确定的受测者的膈肌区域的测量参数，输出提示信息，包括：

比较所述运动幅度和第一阈值；

当所述运动幅度小于或等于第一阈值时，则输出提示操作者所述受测者需要继续使用呼吸设备的信息，或者，当所述运动幅度大于第一阈值时，则输出提示操作者能够撤掉所述受测者的呼吸设备的信息。

24. 如权利要求 1 中所述的测量方法, 所述测量参数为运动幅度, 其特征在于, 所述方法还包括:

获取所述受测者的预设生理信号;

将所述运动幅度和所述受测者的预设生理信号进行综合分析, 输出提示信息, 用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

25. 如权利要求 1 中所述的测量方法, 所述测量参数为运动幅度, 其特征在于, 所述方法还包括:

获取所述受测者的预设组织的超声图像, 从所述预设组织的超声图像中获取预设测量指标;

将所述运动幅度和所述受测者的预设测量指标进行综合分析, 输出提示信息, 用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

26. 如权利要求 9 中所述的测量方法, 所述测量参数为增厚率, 其特征在于, 基于所述确定的受测者的膈肌区域的测量参数, 输出提示信息, 包括:

比较所述增厚率和第二阈值, 当所述增厚率小于或等于第二阈值时, 则输出提示操作者所述受测者需要继续使用呼吸设备的信息, 或者, 当所述增厚率大于第二阈值时, 则输出提示操作者能够撤掉所述受测者的呼吸设备的信息。

27. 如权利要求 1 中所述的测量方法, 所述测量参数为增厚率, 其特征在于, 所述方法还包括:

获取所述受测者的预设生理信号;

将所述增厚率和所述受测者的预设生理信号进行综合分析, 输出提示信息, 用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

28. 如权利要求 1 中所述的测量方法, 所述测量参数为增厚率, 其特征在于, 所述方法还包括:

获取所述受测者的预设组织的超声图像, 从所述预设组织的超声图像中获取预设测量指标;

将所述增厚率和所述受测者的预设测量指标进行综合分析, 输出提示信息, 用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

29. 如权利要求 25 或 28 中所述的测量方法, 其特征在于, 所述预设组织包括心脏组织, 所述预设测量指标包括以下至少一种: 左心室射血分数、舒张功能指标、心排量、左心室流出道速度时间积分 VTI 和下腔

静脉 IVC 参数；或者

所述预设组织包括肺部组织，所述预设测量指标包括 B 线数量或肺超评分。

30. 如权利要求 24 或 27 所述的测量方法，其特征在于，所述预设生理信号包括以下至少一种：呼吸频率、呼吸音量、自主呼吸潮气量、心率、氧饱和度、动脉血气指标、血压、收缩压、血色素、体温、昏迷指数和代谢指数。

31. 一种膈肌的超声测量方法，其特征在于，包括：

激励超声探头向受测者组织发射第一超声波，并接收由受测者组织返回的所述第一超声波的回波，获得所述第一超声波的回波信号；

根据所述第一超声波的回波信号，获得所述第一超声图像；

根据膈肌的图像特征，从所述第一超声图像中识别所述受测者的膈肌区域；

在所述第一超声图像中的受测者的膈肌区域中选取目标区域；

激励超声探头按照多普勒模式向受测者组织发射第二超声波，并接收由受测者组织返回的所述第二超声波的回波，获得所述第二超声波的回波信号；

根据所述第二超声波的回波信号，获得所述目标区域的多普勒图像；

基于所述目标区域的多普勒图像，确定所述受测者的膈肌区域的运动速度；

其中，受测者组织包括膈肌。

32. 一种膈肌的超声测量方法，其特征在于，包括：

激励超声探头向受测者组织发射第一超声波，并接收由受测者组织返回的所述第一超声波的回波，获得所述第一超声波的回波信号；

根据所述第一超声波的回波信号，获得受测者组织的图像；

根据膈肌的图像特征，从受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域；

在受测者组织的图像中获取所述受测者的膈肌区域的目标 M 线；

基于所述目标 M 线，获得在第二预定时间段内沿所述目标 M 线的 M 图像；

基于所述目标 M 线的 M 图像，获取所述受测者的膈肌区域的测量参

数;

其中, 受测者组织包括膈肌。

33. 一种膈肌的超声测量方法, 其特征在于, 包括:

激励超声探头向受测者组织发射超声波, 并接收由受测者组织返回的所述超声波的回波, 获得所述超声波的回波信号;

根据所述超声波的回波信号, 获得所述受测者组织的图像, 所述受测者组织的图像包括多帧图像;

根据膈肌的图像特征, 从所述多帧图像中的第一图像中识别所述受测者的膈肌区域;

在所述第一图像中的受测者的膈肌区域中选取跟踪区域;

在所述多帧图像中的其余图像中搜索与所述第一图像的跟踪区域相对应的匹配区域;

根据所述跟踪区域和所述匹配区域获取所述跟踪区域在第三预定时间段内的运动轨迹;

基于所述运动轨迹, 确定所述受测者的膈肌区域的测量参数;

其中, 受测者组织包括膈肌。

34. 如权利要求 33 所述的测量方法, 其特征在于, 所述根据膈肌的图像特征, 从所述多帧图像中的第一图像中识别所述受测者的膈肌区域, 包括:

根据膈肌的图像特征, 基于模式识别法或机器学习法从所述多帧图像中的第一图像中识别所述受测者的膈肌区域; 或者

检测操作者在所述多帧图像中的第一图像中标识所述受测者的膈肌区域的操作, 获取所述受测者的膈肌区域。

35. 如权利要求 33 所述的测量方法, 其特征在于, 在所述第一图像中的受测者的膈肌区域中选取跟踪区域, 包括:

在所述第一图像中的受测者的膈肌区域中随机选取跟踪区域; 或者

在所述第一图像中的受测者的膈肌区域中选取间隔距离相等的至少三个跟踪区域。

36. 如权利要求 33 所述的测量方法, 其特征在于, 还包括:

基于所述确定的受测者的膈肌区域的测量参数, 输出提示信息, 用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

37. 如权利要求 33 至 36 中任意一项所述的测量方法, 其特征在于,

所述膈肌区域的测量参数包括膈肌的运动幅度、膈肌的运动速度、膈肌的厚度、膈肌的增厚率和膈肌的应变率中至少一种。

38. 如权利要求 33 所述的测量方法，其特征在于，所述测量参数为运动幅度，其中基于所述运动轨迹确定所述受测者的膈肌区域的测量参数包括：

获取所述运动轨迹在所述第三预定时间段内的极高位置和极低位置；

根据所述极高位置和极低位置，确定所述受测者的膈肌区域的运动幅度。

39. 如权利要求 38 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

在所述跟踪区域上显示第一类型标识，并动态地更新所述第一类型标识的位置以描述所述跟踪区域的运动轨迹。

40. 如权利要求 39 所述的测量方法，其特征在于，所述第一类型标识的方向表示所述跟踪区域的运动方向。

41. 如权利要求 39 或 40 所述的测量方法，其特征在于，所述第一类型标识的标识长度表示所述跟踪区域的运动幅度。

42. 如权利要求 39 至 41 中任意一项所述的测量方法，其特征在于，所述跟踪区域包括多个跟踪区域；

所述第一类型标识包括多个第一类型标识，其中每个第一类型标识与一个跟踪区域相对应；

其中所述多个第一类型标识用不同的颜色显示。

43. 如权利要求 39 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

获取所述跟踪区域的运动幅度随时间变化的趋势图；

显示所述趋势图。

44. 如权利要求 42 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

获取每个跟踪区域的运动幅度随时间变化的趋势图，获得多个趋势图；

用不同的颜色显示所述多个趋势图；

其中所述多个跟踪区域中的任意一个跟踪区域所对应的趋势图和所述任意一个跟踪区域所对应的第一类型标识的颜色相同或者相互关联。

45. 如权利要求 33 所述的测量方法，其特征在于，所述测量参数为厚度或增厚率，所述运动轨迹包括获取的上边缘区域和下边缘区域，其

中基于所述运动轨迹确定所述受测者的膈肌区域的测量参数包括：

确定所述运动轨迹识别出的上边缘区域和下边缘区域之间的距离的极大值和极小值；

根据所述极大值和极小值，确定所述受测者膈肌区域的厚度或增厚率。

46. 如权利要求 45 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

根据所述跟踪区域的位置在所述受测者组织的图像中确定所述运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域对应的区域，以获得运动轨迹边缘区域对应区域；

在所述运动轨迹边缘区域对应区域上显示第二类型标识，并动态地更新所述第二类型标识的位置以描述所述运动轨迹边缘区域对应区域的运动轨迹。

47. 如权利要求 46 所述的测量方法，其特征在于，

所述跟踪区域包括多个跟踪区域；

所述运动轨迹包括多个运动轨迹，其中每个运动轨迹对应一个跟踪区域；

根据所述跟踪区域获得的运动轨迹边缘区域对应区域包括多个运动轨迹边缘区域对应区域，其中每个运动轨迹边缘区域对应区域与一个运动轨迹相对应，并且每个运动轨迹边缘区域对应区域包括上边缘区域对应区域和下边缘区域对应区域；

所述第二类型标识包括多个第二类型标识，其中每个第二类型标识与一个运动轨迹相对应；

其中所述多个第二类型标识用不同的颜色显示。

48. 如权利要求 45 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

获取所述运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图；

显示所述趋势图。

49. 如权利要求 47 所述的测量方法，其特征在于，还包括：

获取每个运动轨迹的上边缘区域和下边缘区域之间的距离随时间变化的趋势图，获得多个趋势图；

用不同的颜色显示所述多个趋势图；

其中多个运动轨迹中任意一个运动轨迹所对应的趋势图与所述任意

一个运动轨迹所对应的第二类型标识的颜色相同或者相互关联。

50. 如权利要求 36 中所述的测量方法，所述测量参数为运动幅度，其特征在于，基于所述确定的受测者的膈肌区域的测量参数，输出提示信息，包括：

比较所述运动幅度和第一阈值；

当所述运动幅度小于或等于第一阈值时，则输出提示操作者所述受测者需要继续使用呼吸设备的信息，或者，当所述运动幅度大于第一阈值，则输出提示操作者能够撤掉所述受测者的呼吸设备的信息。

51. 如权利要求 33 中所述的测量方法，所述测量参数为运动幅度，其特征在于，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设生理信号；

将所述运动幅度和所述受测者的预设生理信号进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

52. 如权利要求 33 中所述的测量方法，所述测量参数为运动幅度，其特征在于，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设组织的超声图像，从所述预设组织的超声图像中获取预设测量指标；

将所述运动幅度和所述受测者的预设测量指标进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

53. 如权利要求 36 中所述的测量方法，所述测量参数为增厚率，其特征在于，基于所述确定的受测者的膈肌区域的测量参数，输出提示信息，包括：

比较所述增厚率和第二阈值；

当所述增厚率小于或等于第二阈值，则输出提示操作者所述受测者需要继续使用呼吸设备的信息，或者当所述增厚率大于第二阈值时，则输出提示操作者能够撤掉所述受测者的呼吸设备的信息。

54. 如权利要求 33 中所述的测量方法，所述测量参数为增厚率，其特征在于，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设生理信号；

将所述增厚率和所述受测者的预设生理信号进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

55. 如权利要求 33 中所述的测量方法，所述测量参数为增厚率，其

特征在于，所述方法还包括：

获取所述受测者的预设组织的超声图像，从所述预设组织的超声图像中获取预设测量指标；

将所述增厚率和所述受测者的预设测量指标进行综合分析，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

56. 如权利要求 52 或 55 中所述的测量方法，其特征不在于，所述预设组织包括心脏组织，所述预设测量指标包括以下至少一种：左心室射血分数、舒张功能指标、心排量、左心室流出道速度时间积分 VTI 和下腔静脉 IVC 参数；或者

所述预设组织包括肺部组织，所述预设测量指标包括 B 线数量或肺超评分。

57. 如权利要求 51 或 54 所述的测量方法，其特征不在于，所述预设生理参数包括以下至少一种：呼吸频率、呼吸音量、自主呼吸潮气量、心率、氧饱和度、动脉血气指标、血压、收缩压、血色素、体温、昏迷指数和代谢指数。

58. 一种膈肌的超声测量方法，其特征不在于，包括：

激励超声探头向受测者组织发射超声波，并接收由受测者组织返回的超声波的回波，获得所述超声波的回波信号；

根据所述超声波的回波信号，获得受测者组织的图像；

根据膈肌的图像特征，从受测者组织的图像中识别所述受测者的膈肌区域；

获取所述受测者的膈肌区域中的目标区域在第四预定时间段内的运动信息；

基于所述运动信息，获得所述受测者的膈肌区域的测量参数；

其中，受测者组织包括膈肌。

59. 如权利要求 58 所述的测量方法，其特征不在于，所述运动信息包括以下至少一种：运动幅度、运动速度、厚度、增厚率和应变率。

60. 如权利要求 58 所述的测量方法，其特征不在于，所述受测者处于呼吸设备的待使用状态中，所述方法还包括：

基于确定的受测者的膈肌区域的所述测量参数，输出提示信息，用以提示操作者是否撤掉所述受测者的呼吸设备。

61. 一种膈肌的超声测量系统，其特征不在于，包括：

超声探头；

发射电路，用于激励所述超声探头向受测者组织发射第一超声波；

接收电路，用于接收由受测者组织返回的所述第一超声波的回波，获得所述第一超声波的回波信号；

处理器，用于执行如权利要求 1 至 32 中任意一项所述测量方法。

62. 一种膈肌的超声测量系统，其特征在于，包括：

超声探头；

发射电路，用于激励所述超声探头向受测者组织发射超声波；

接收电路，用于接收由受测者组织返回的所述超声波的回波，获得所述超声波的回波信号；

处理器，用于执行如权利要求 33 至 60 中任意一项所述测量方法。

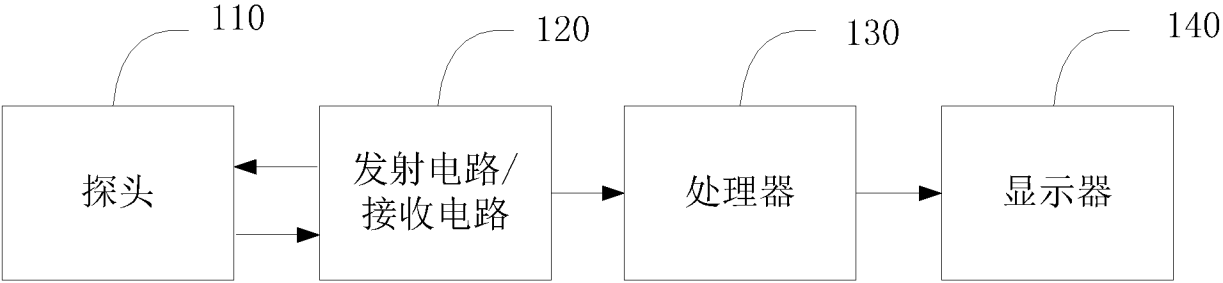


图1

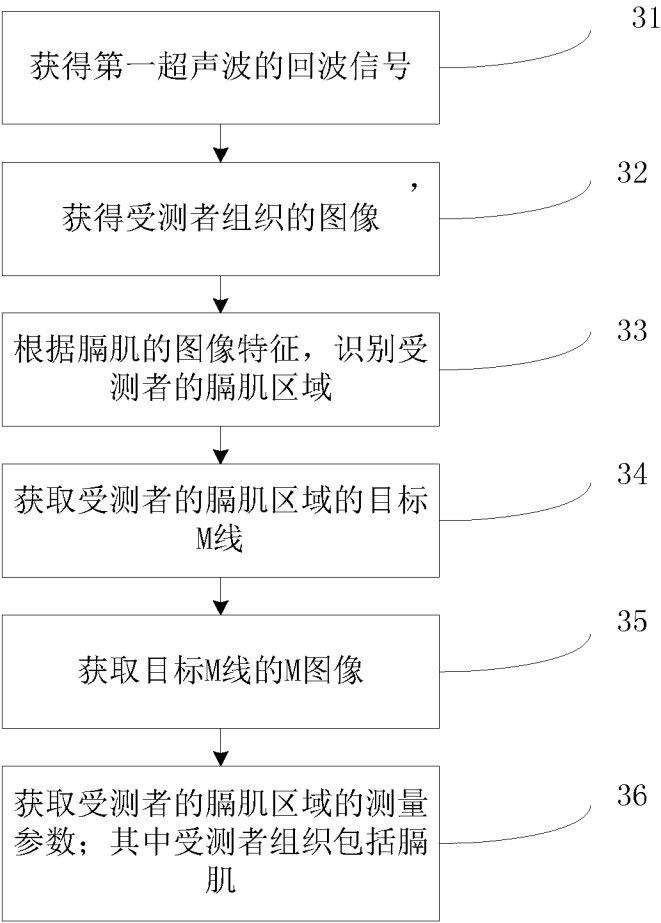


图2

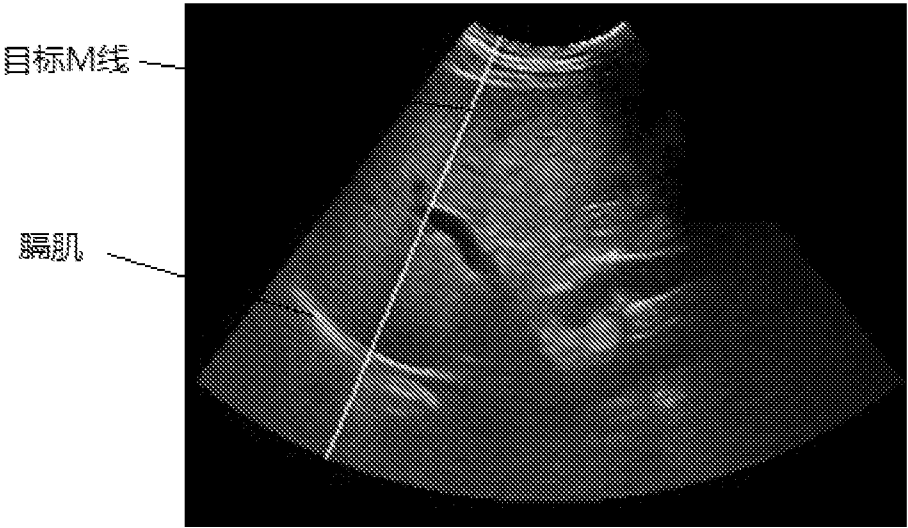


图3

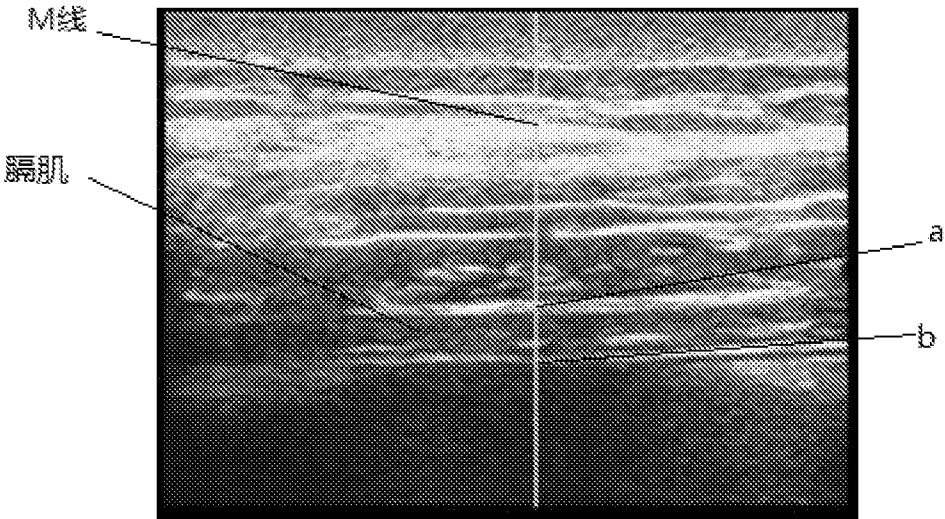


图4

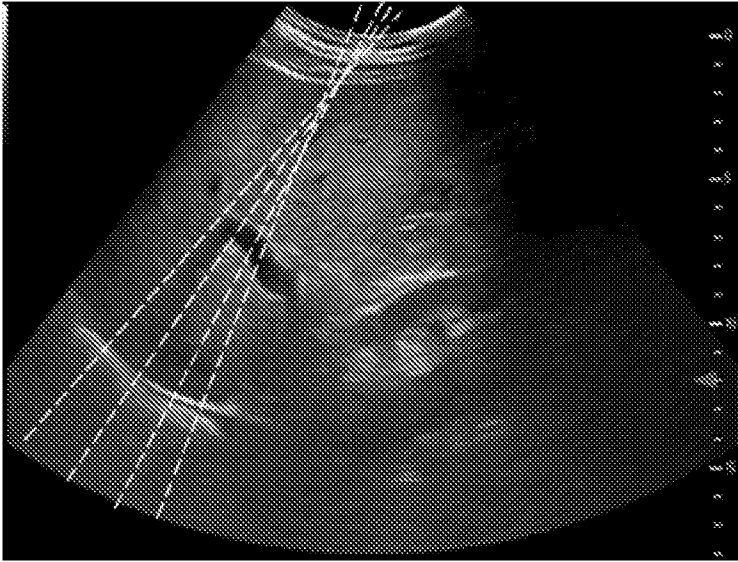


图5

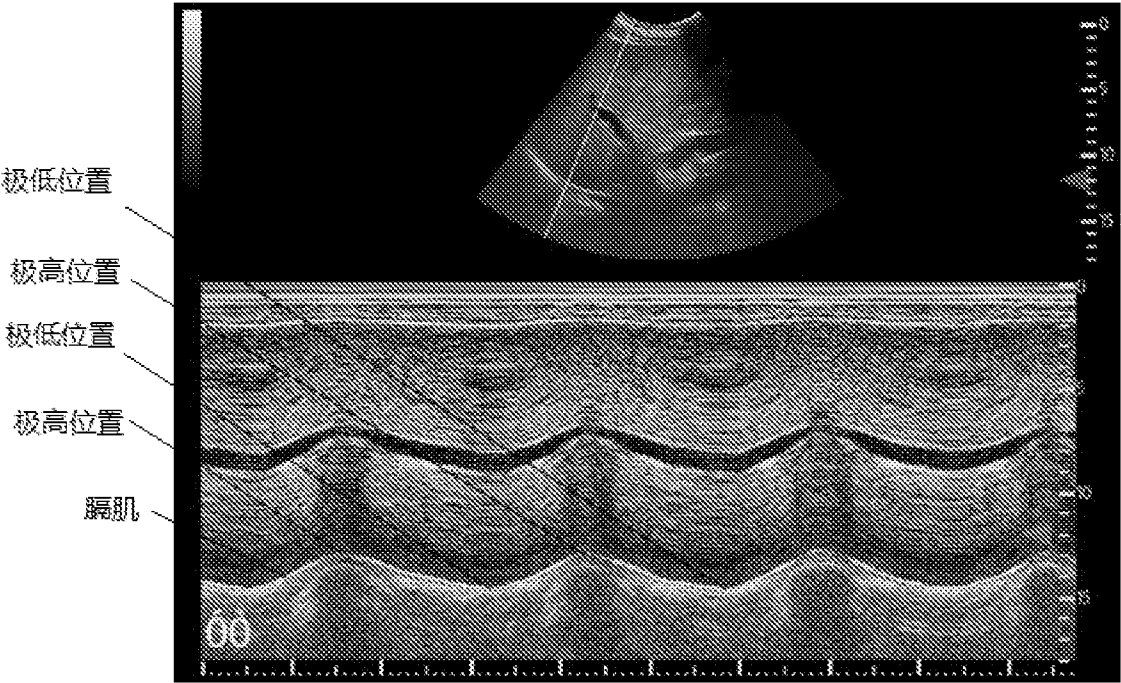


图6

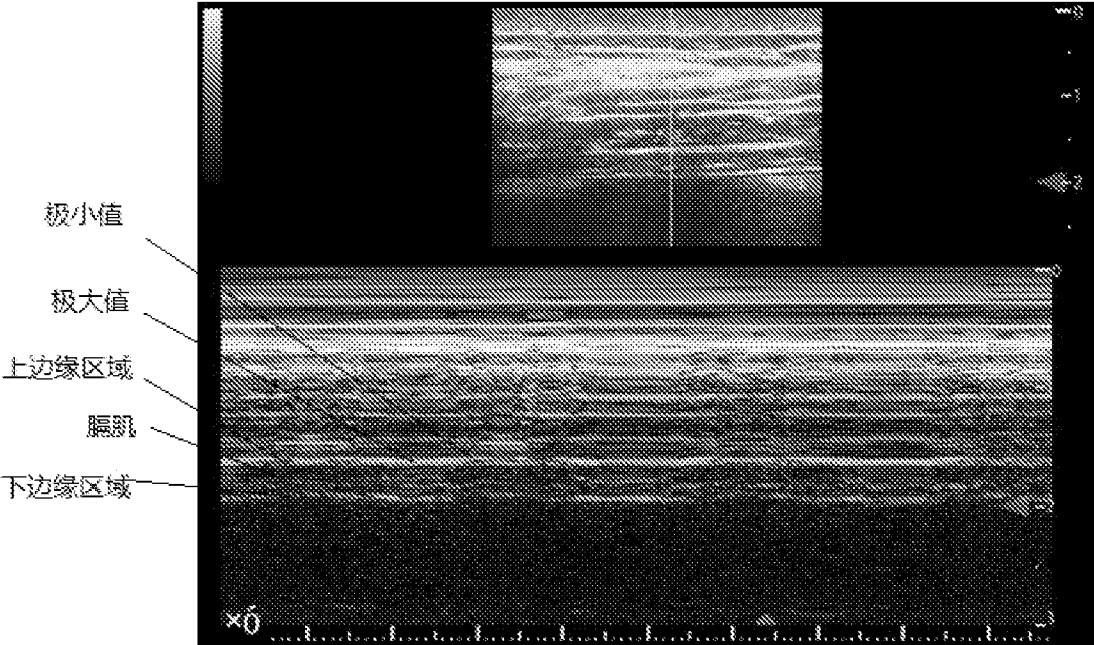


图7

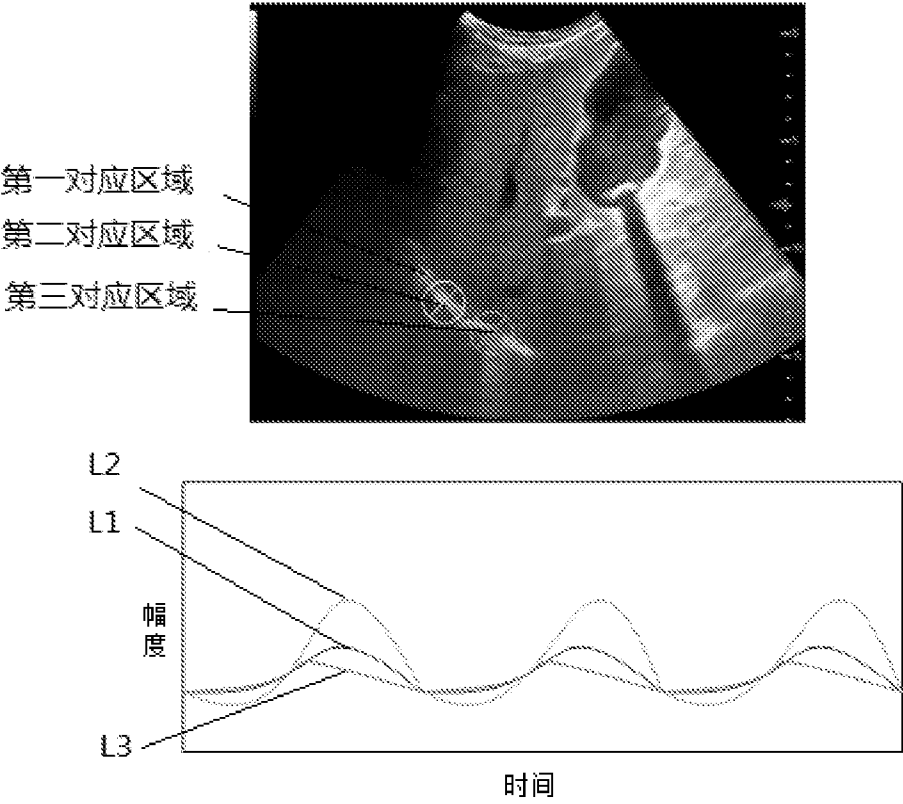


图 8

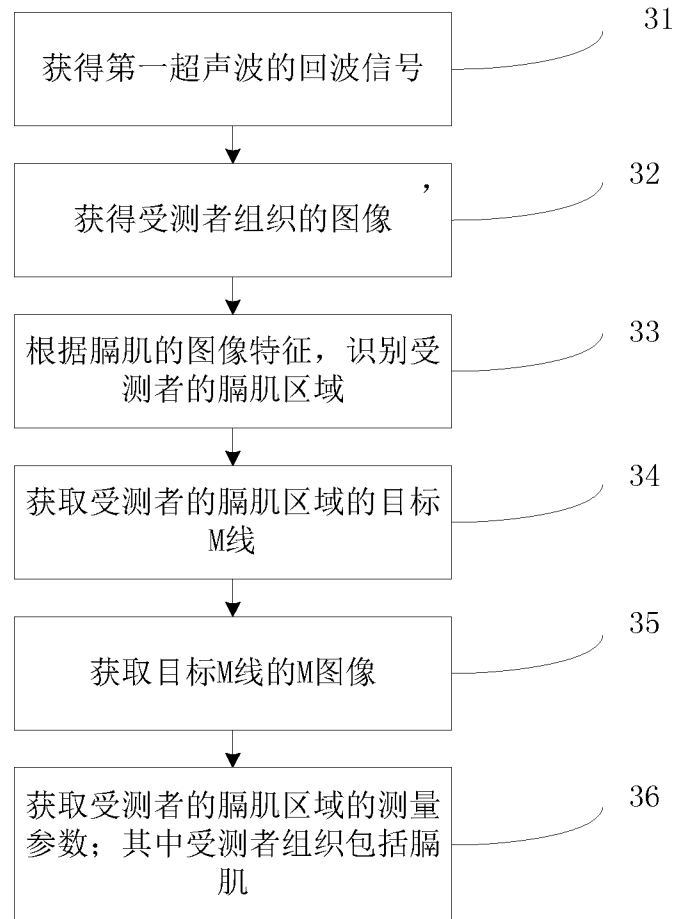


图 9

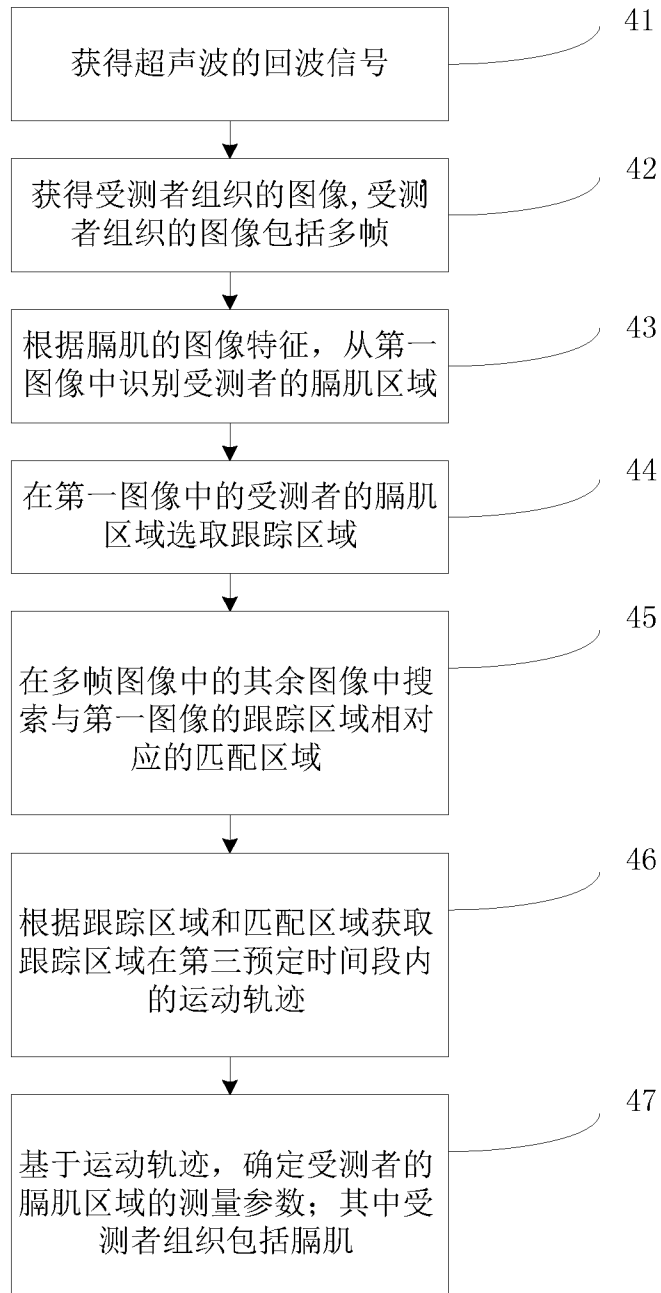


图10

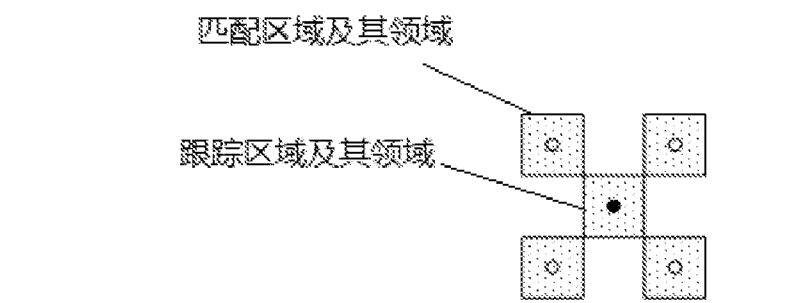


图 11

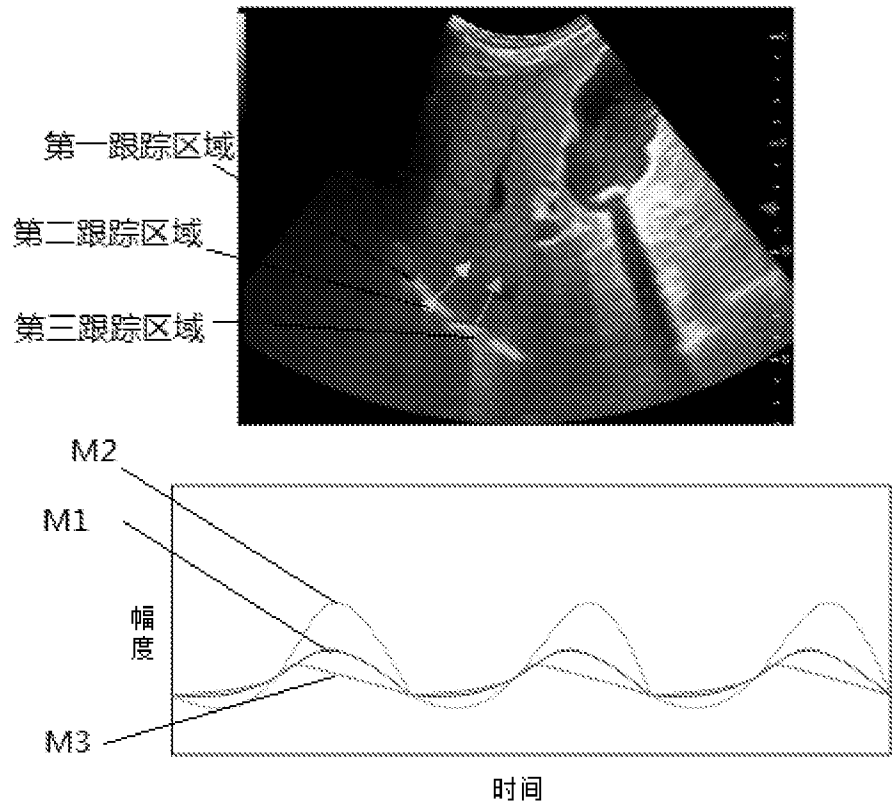


图 12

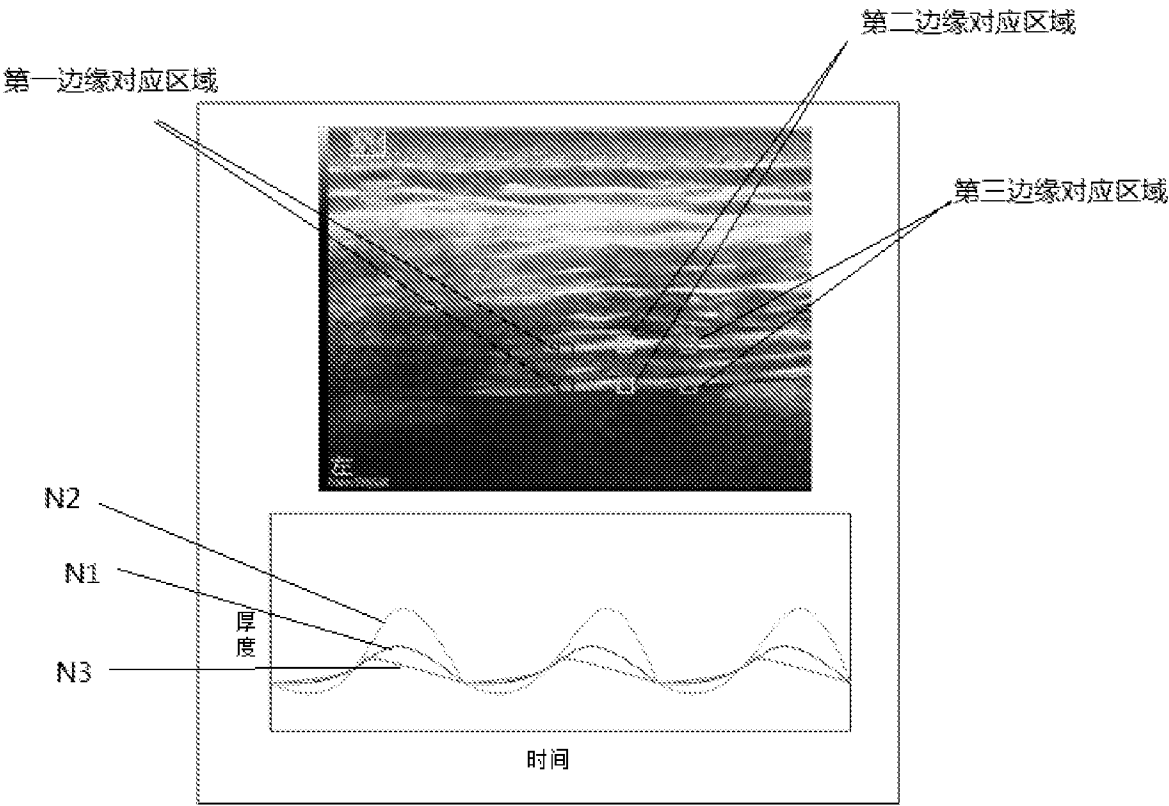


图 13

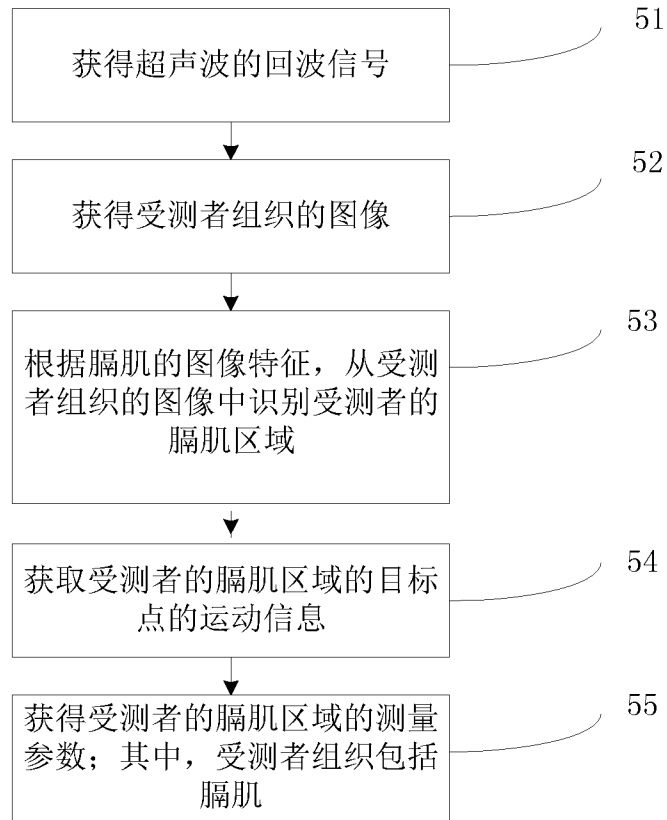


图 14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2020/141223

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNKI, CNPAT, EPODOC, WPI: 迈瑞, 刘硕, 林穆青, 朱磊, 超声, 图像, 呼吸, 膈肌, 横膈, 隔膜, 呼吸肌, 呼吸机, 多普勒, M超, M模式, 运动, 厚度, ultrason+, image, breath, respirat+, ventilat+, diaphragm, M-MODE, doppler, movement, thickness

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 111513765 A (SHENZHEN WISONIC MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 11 August 2020 (2020-08-11) description, paragraphs [0048]-[0201], and figures 1-9	1-30, 32, 58-62
Y	CN 111513765 A (SHENZHEN WISONIC MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 11 August 2020 (2020-08-11) description, paragraphs [0048]-[0201], and figures 1-9	31, 33-57
Y	CN 108472014 A (RESPINOR AS) 31 August 2018 (2018-08-31) description paragraphs [0029]-[0030], [0092]	31,
Y	CN 110974298 A (SUZHOU SCIENCE & TECHNOLOGY TOWN HOSPITAL) 10 April 2020 (2020-04-10) description, paragraphs [0035]-[0065]	33-57
A	CN 109758183 A (KONG, Weiwei) 17 May 2019 (2019-05-17) entire document	1-62
A	CN 104545987 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 29 April 2015 (2015-04-29) entire document	1-62



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

15 June 2021

Date of mailing of the international search report

25 June 2021

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing
100088
China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2020/141223**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5800356 A (ADVANCED TECHNOLOGY LABORATORIES, INC.) 01 September 1998 (1998-09-01) entire document	1-62
A	WO 2004049951 A1 (NEORAD AS. et al.) 17 June 2004 (2004-06-17) entire document	1-62
A	US 2011251870 A1 (FIRST DATA CORPORATION) 13 October 2011 (2011-10-13) entire document	1-62

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2020/141223

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	111513765	A	11 August 2020	None			
CN	108472014	A	31 August 2018	EP	3373821	A1	19 September 2018
				JP	6770755	B2	21 October 2020
				JP	2018538039	A	27 December 2018
				GB	2544369	B	03 March 2021
				GB	2544369	A	17 May 2017
				WO	2017081247	A1	18 May 2017
				KR	20180103845	A	19 September 2018
				GB	201519985	D0	30 December 2015
				CA	3005078	A1	18 May 2017
				GB	201614633	D0	12 October 2016
				AU	2016352852	A1	07 June 2018
				US	2018256075	A1	13 September 2018
				US	2021038119	A1	11 February 2021
CN	110974298	A	10 April 2020	None			
CN	109758183	A	17 May 2019	None			
CN	104545987	A	29 April 2015	WO	2015051620	A1	16 April 2015
US	5800356	A	01 September 1998	CA	2239330	A1	29 November 1998
				EP	0880937	A2	02 December 1998
				JP	H1142227	A	16 February 1999
				NO	982447	D0	28 May 1998
				DE	69807575	T2	07 August 2003
				NO	982447	L	30 November 1998
				EP	0880937	B1	04 September 2002
				NO	982447	A	30 November 1998
				IL	124491	D0	06 December 1998
				AU	6979198	A	03 December 1998
				DE	69807575	D1	10 October 2002
				AT	223177	T	15 September 2002
WO	2004049951	A1	17 June 2004	EP	1615564	B1	23 July 2014
				AU	2003285561	A1	23 June 2004
				GB	0228189	D0	08 January 2003
				GB	2396012	A	09 June 2004
				GB	2396012	B	15 March 2006
				EP	1615564	A1	18 January 2006
US	2011251870	A1	13 October 2011	US	8195500	B2	05 June 2012
				US	8224687	B2	17 July 2012
				US	2012089438	A1	12 April 2012

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2020/141223

A. 主题的分类

A61B 8/00(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

A61B

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNKI, CNPAT, EPDOC, WPI: 迈瑞, 刘硕, 林穆青, 朱磊, 超声, 图像, 呼吸, 膈肌, 横膈, 隔膜, 呼吸肌, 呼吸机, 多普勒, M超, M模式, 运动, 厚度, ultrason+, image, breath, respirat+, ventilat+, diaphragm, M-MODE, doppler, movement, thickness

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 111513765 A (深圳华声医疗技术股份有限公司) 2020年 8月 11日 (2020 - 08 - 11) 说明书第[0048]-[0201]段、图1-9	1-30, 32, 58-62
Y	CN 111513765 A (深圳华声医疗技术股份有限公司) 2020年 8月 11日 (2020 - 08 - 11) 说明书第[0048]-[0201]段、图1-9	31, 33-57
Y	CN 108472014 A (雷斯皮诺尔公共有限责任公司) 2018年 8月 31日 (2018 - 08 - 31) 说明书第[0029]-[0030]、[0092]段	31
Y	CN 110974298 A (苏州科技城医院) 2020年 4月 10日 (2020 - 04 - 10) 说明书第[0035]-[0065]段	33-57
A	CN 109758183 A (孔维炜) 2019年 5月 17日 (2019 - 05 - 17) 全文	1-62
A	CN 104545987 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2015年 4月 29日 (2015 - 04 - 29) 全文	1-62
A	US 5800356 A (ADVANCED TECHNOLOGY LABORATORIES, INC.) 1998年 9月 1日 (1998 - 09 - 01) 全文	1-62

☒ 其余文件在C栏的续页中列出。☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

2021年 6月 15日

国际检索报告邮寄日期

2021年 6月 25日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中国国家知识产权局(ISA/CN)

中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

传真号 (86-10)62019451

授权官员

王玮

电话号码 86-(10)-53962498

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
A	WO 2004049951 A1 (NEORAD AS. 等) 2004年 6月 17日 (2004 - 06 - 17) 全文	1-62
A	US 2011251870 A1 (FIRST DATA CORPORATION) 2011年 10月 13日 (2011 - 10 - 13) 全文	1-62

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2020/141223

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	111513765	A	2020年 8月 11日	无			
CN	108472014	A	2018年 8月 31日	EP	3373821	A1	2018年 9月 19日
				JP	6770755	B2	2020年 10月 21日
				JP	2018538039	A	2018年 12月 27日
				GB	2544369	B	2021年 3月 3日
				GB	2544369	A	2017年 5月 17日
				WO	2017081247	A1	2017年 5月 18日
				KR	20180103845	A	2018年 9月 19日
				GB	201519985	D0	2015年 12月 30日
				CA	3005078	A1	2017年 5月 18日
				GB	201614633	D0	2016年 10月 12日
				AU	2016352852	A1	2018年 6月 7日
				US	2018256075	A1	2018年 9月 13日
				US	2021038119	A1	2021年 2月 11日
CN	110974298	A	2020年 4月 10日	无			
CN	109758183	A	2019年 5月 17日	无			
CN	104545987	A	2015年 4月 29日	WO	2015051620	A1	2015年 4月 16日
US	5800356	A	1998年 9月 1日	CA	2239330	A1	1998年 11月 29日
				EP	0880937	A2	1998年 12月 2日
				JP	H1142227	A	1999年 2月 16日
				NO	982447	D0	1998年 5月 28日
				DE	69807575	T2	2003年 8月 7日
				NO	982447	L	1998年 11月 30日
				EP	0880937	B1	2002年 9月 4日
				NO	982447	A	1998年 11月 30日
				IL	124491	D0	1998年 12月 6日
				AU	6979198	A	1998年 12月 3日
				DE	69807575	D1	2002年 10月 10日
				AT	223177	T	2002年 9月 15日
WO	2004049951	A1	2004年 6月 17日	EP	1615564	B1	2014年 7月 23日
				AU	2003285561	A1	2004年 6月 23日
				GB	0228189	D0	2003年 1月 8日
				GB	2396012	A	2004年 6月 9日
				GB	2396012	B	2006年 3月 15日
				EP	1615564	A1	2006年 1月 18日
US	2011251870	A1	2011年 10月 13日	US	8195500	B2	2012年 6月 5日
				US	8224687	B2	2012年 7月 17日
				US	2012089438	A1	2012年 4月 12日