



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106691510 A

(43)申请公布日 2017.05.24

(21)申请号 201510790804.0

(22)申请日 2015.11.17

(71)申请人 深圳华声医疗技术股份有限公司
地址 518000 广东省深圳市南山区桃源街
道平山民企科技园6栋5楼

(72)发明人 姚斌

(74)专利代理机构 深圳市世纪恒程知识产权代
理事务所 44287
代理人 胡海国

(51)Int.Cl.
A61B 8/06(2006.01)
G06T 7/00(2017.01)

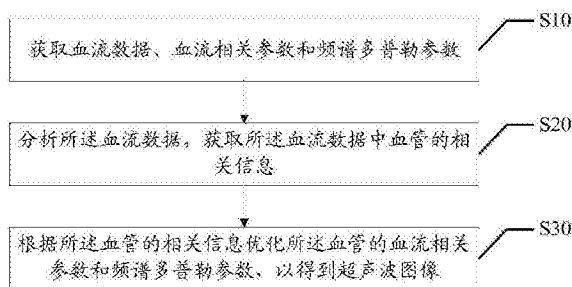
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54)发明名称

优化超声波图像的方法和装置

(57)摘要

本发明公开了一种优化超声波图像的方法，该方法包括步骤：获取血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数；分析所述血流数据，获取所述血流数据中血管的相关信息；根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数，以得到超声波图像。本发明还公开了一种优化超声波图像的装置。本发明降低了用户操作的复杂度，同时可以获得有效表达人体信息的超声波图像。



1. 一种优化超声波图像的方法,其特征在于,所述优化超声波图像的方法包括以下步骤:

获取血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数;

分析所述血流数据,获取所述血流数据中血管的相关信息;

根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。

2. 如权利要求 1 所述的优化超声波图像的方法,其特征在于,所述分析所述血流数据,获取所述血流数据中血管的相关信息的步骤包括:

对所述血流数据所对应的图像进行融合并二值化,得到处理后的图像;

对所述处理后的图像进行血管识别,得到所述处理后的图像中不同血管的像素集合;

对所述不同血管的像素集合进行分析,对应得到不同血管的面积、质心坐标和骨架信息。

3. 如权利要求 2 所述的优化超声波图像的方法,其特征在于,所述分析所述血流数据,获取所述血流数据中血管的相关信息的步骤之后,还包括:

判断所述血流数据中血管的面积是否大于预设阈值;

当所述血管的面积大于所述预设阈值时,从面积大于所述预设阈值的血管中选取面积最大的血管作为有效血管;

所述根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像的步骤包括:

根据所述有效血管的质心坐标和骨架信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。

4. 如权利要求 1 所述的优化超声波图像的方法,其特征在于,所述根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像的步骤包括:

根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,得到优化后的血流相关参数和优化后的频谱多普勒参数;

判断当前工作的多普勒模式;

若当前工作的多普勒模式为二维血流模式时,则根据所述优化后的血流相关参数得到超声波图像;

若当前工作的多普勒模式为二维血流模式和一维的频谱多普勒模式相结合时,则根据所述优化后的血流相关参数和所述优化后的频谱多普勒参数得到超声波图像。

5. 如权利要求 1 至 4 任一项所述的优化超声波图像的方法,其特征在于,所述血流相关参数包括血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向;

所述频谱多普勒参数包括所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向。

6. 一种优化超声波图像的装置,其特征在于,所述优化超声波图像的装置包括:

获取模块,用于获取血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数;

分析模块,用于分析所述血流数据,获取所述血流数据中血管的相关信息;

优化模块,用于根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。

7. 如权利要求 6 所述的优化超声波图像的装置,其特征在于,所述分析模块包括:

第一处理单元,用于对所述血流数据所对应的图像进行融合并二值化,得到处理后的图像;

识别单元,用于对所述处理后的图像进行血管识别,得到所述处理后的图像中不同血管的像素集合;

分析单元,用于对所述不同血管的像素集合进行分析,对应得到不同血管的面积、质心坐标和骨架信息。

8. 如权利要求 7 所述的优化超声波图像的装置,其特征在于,所述优化超声波图像的装置还包括:

判断模块,用于判断所述血流数据中血管的面积是否大于预设阈值;

选取模块,用于当所述血管的面积大于所述预设阈值时,从面积大于所述预设阈值的血管中选取面积最大的血管作为有效血管;

所述优化模块,还用于根据所述有效血管的质心坐标和骨架信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。

9. 如权利要求 6 所述的优化超声波图像的装置,其特征在于,所述优化模块包括:

优化单元,用于根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,得到优化后的血流相关参数和优化后的频谱多普勒参数;

判断单元,用于判断当前工作的多普勒模式;

第二处理单元,用于若当前工作的多普勒模式为二维血流模式时,则根据所述优化后的血流相关参数得到超声波图像;

第三处理单元,用于若当前工作的多普勒模式为二维血流模式和一维的频谱多普勒模式相结合时,则根据所述优化后的血流相关参数和所述优化后的频谱多普勒参数得到超声波图像。

10. 如如权利要求 6 至 9 任一项所述的优化超声波图像的装置,其特征在于,所述血流相关参数包括血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向;

所述频谱多普勒参数包括所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向。

优化超声波图像的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医学领域,尤其涉及一种优化超声波图像的方法和装置。

背景技术

[0002] 最常规的超声检查包括 B 模式和多普勒 (Doppler) 模式, B 模式用于进行组织成像,而多普勒模式常规用于对组织中血流信号的分析 and 成像。多普勒模式中最常用的两种模式是二维血流模式 (Color Flow, Color 模式) 和一维的频谱多普勒模式 (Spectral Doppler, 也叫 PW 模式), 目前最新技术已经有三维的多普勒模式。一般超声系统分别通过其 B、C、PW 按钮来分别进入和退出 B 模式、Color 模式和 PW 模式。在常规的血管检查中, 用户通常会使用二维血流模式来获取人体组织中的血流信息, 当用户点击 C 按钮时, 就可以进入和退出 Color 模式, 当进入 Color 模式时, 血流框会显示出来, 这时, 需要把血流框设置于血流区域中, 从而获得血管的血流图像; 之后, 当用户点击 PW 按钮时, 超声系统处于一个 PW 采集准备的状态, PW 取样线会显示出来, 调用 PW 取样框把取样位置 (SV Pos) 设置于需要进一步分析的血流位置; 当用户再次点击 PW 按钮时, 就会进入 PW 采集模式, 从而进行频谱多普勒信号的采集, 获得频谱图像, 超声系统一般还会提供更多的控制参数给用户以获取更优的图像质量, 用户一般会调节 PW 校正角度 (Correct Angle) 使得校正线与血管方向一致、调节偏转角度 (Steering Angle) 使得 PW 发射方向尽量与血管方向一致。但是不管是自动调节 PW 采样位置还是自动调节 PW 校正角度, 都只是获得超声波图像的其中一个部分, 而且用户操作程序复杂, 也并没有对整个血管的血流信息进行分析, 不能得到全面和有效表达人体信息的超声波图像。

发明内容

[0003] 本发明的主要目的在于提供一种优化超声波图像的方法和装置, 旨在解决现有的超声波图像不能有效地表达人体信息, 且用户在得到超声波图像的过程中操作复杂的技术问题。

[0004] 为实现上述目的, 本发明提供的一种优化超声波图像的方法, 包括步骤:

[0005] 获取血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数;

[0006] 分析所述血流数据, 获取所述血流数据中血管的相关信息;

[0007] 根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数, 以得到超声波图像。

[0008] 优选地, 所述分析所述血流数据, 获取所述血流数据中血管的相关信息步骤包括:

[0009] 对所述血流数据所对应的图像进行融合并二值化, 得到处理后的图像;

[0010] 对所述处理后的图像进行血管识别, 得到所述处理后的图像中不同血管的像素集合;

[0011] 对所述不同血管的像素集合进行分析, 对应得到不同血管的面积、质心坐标和骨

架信息。

[0012] 优选地,所述分析所述血流数据,获取所述血流数据中血管的相关信息步骤之后,还包括:

[0013] 判断所述血流数据中血管的面积是否大于预设阈值;

[0014] 当所述血管的面积大于所述预设阈值时,从面积大于所述预设阈值的血管中选取面积最大的血管作为有效血管;

[0015] 所述根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像的步骤包括:

[0016] 根据所述有效血管的质心坐标和骨架信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。

[0017] 优选地,所述根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像的步骤包括:

[0018] 根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,得到优化后的血流相关参数和优化后的频谱多普勒参数;

[0019] 判断当前工作的多普勒模式;

[0020] 若当前工作的多普勒模式为二维血流模式时,则根据所述优化后的血流相关参数得到超声波图像;

[0021] 若当前工作的多普勒模式为二维血流模式和一维的频谱多普勒模式相结合时,则根据所述优化后的血流相关参数和所述优化后的频谱多普勒参数得到超声波图像。

[0022] 优选地,所述血流相关参数包括血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向;

[0023] 所述频谱多普勒参数包括所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向。

[0024] 此外,为实现上述目的,本发明还提供一种优化超声波图像的装置,所述优化超声波图像的装置包括:

[0025] 获取模块,用于获取血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数;

[0026] 分析模块,用于分析所述血流数据,获取所述血流数据中血管的相关信息;

[0027] 优化模块,用于根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。

[0028] 优选地,所述分析模块包括:

[0029] 第一处理单元,用于对所述血流数据所对应的图像进行融合并二值化,得到处理后的图像;

[0030] 识别单元,用于对所述处理后的图像进行血管识别,得到所述处理后的图像中不同血管的像素集合;

[0031] 分析单元,用于对所述不同血管的像素集合进行分析,对应得到不同血管的面积、质心坐标和骨架信息。

[0032] 优选地,所述优化超声波图像的装置还包括:

[0033] 判断模块,用于判断所述血流数据中血管的面积是否大于预设阈值;

[0034] 选取模块,用于当所述血管的面积大于所述预设阈值时,从面积大于所述预设阈

值的血管中选取面积最大的血管作为有效血管；

[0035] 所述优化模块,还用于根据所述有效血管的质心坐标和骨架信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。

[0036] 优选地,所述优化模块包括:

[0037] 优化单元,用于根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,得到优化后的血流相关参数和优化后的频谱多普勒参数;

[0038] 判断单元,用于判断当前工作的多普勒模式;

[0039] 第二处理单元,用于若当前工作的多普勒模式为二维血流模式时,则根据所述优化后的血流相关参数得到超声波图像;

[0040] 第三处理单元,用于若当前工作的多普勒模式为二维血流模式和一维的频谱多普勒模式相结合时,则根据所述优化后的血流相关参数和所述优化后的频谱多普勒参数得到超声波图像。

[0041] 优选地,所述血流相关参数包括血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向;

[0042] 所述频谱多普勒参数包括所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向。

[0043] 本发明通过分析获取的血流数据,从而获取所述血流数据中血管的相关信息;根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。实现了获取血管的相关信息,根据所获取的血管的相关信息自动调节所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,降低了用户操作的复杂度,同时可以获得有效表达人体信息的超声波图像。

附图说明

[0044] 图1为本发明优化超声波图像的方法第一实施例的流程示意图;

[0045] 图2为本发明优化超声波图像的方法第二实施例的流程示意图;

[0046] 图3为本发明实施例中根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像的一种流程示意图;

[0047] 图4为本发明优化超声波图像的装置第一实施例的功能模块示意图;

[0048] 图5为本发明优化超声波图像的装置第二实施例的功能模块示意图;

[0049] 图6为本发明实施例中分析模块的一种功能模块示意图;

[0050] 图7为本发明实施例中优化模块的一种功能模块示意图;

[0051] 图8为本发明实施例中血流数据的血流信息示意图;

[0052] 图9为本发明实施例中对血流数据进行融合并二值化后得到的处理后的图像的示意图;

[0053] 图10为本发明实施例中实施例中对处理后的图像进行血管识别后所获得的两个独立血管区域的示意图;

[0054] 图11为本发明实施例中血流数据中血管的相关信息示意图。

[0055] 本发明目的的实现、功能特点及优点将结合实施例,参照附图做进一步说明。

具体实施方式

[0056] 应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0057] 本发明提供一种优化超声波图像的方法。

[0058] 参照图 1,图 1 为本发明优化超声波图像的方法第一实施例的流程示意图。

[0059] 在本实施例中,所述优化超声波图像的方法包括:

[0060] 步骤 S10,获取血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数;

[0061] 多普勒诊断仪通过其前端的晶体管 Transmitter 根据当前工作的参数条件生成每个通道的激励脉冲信号传输给其探头 Probe,其中,所述探头由多个阵元组成,每个阵元是一个连接着一条数据通道的换能器,所述换能器的作用是把电信号的激励脉冲信号转换成声信号发射进入人体组织,同时,所述换能器也可以接收所述人体组织接收到所述声信号后产生的回波信号,并将所述回波信号转换成电信号通过数据传输通道传输到下一个节点接收波束形成器中 Rx Beamformer,多个阵元的发射的声波形成一个传播的波束在一定的人体组织区域传播,所述 Transmitter 通过控制每个阵元发射的波形以及延时,可以控制发射波束的位置、宽度、焦点以及偏转角度,从而获取人体组织中各个感兴趣区域的回波信号。通过参数控制模块对 Rx Beamformer,接收孔径中的阵元的接收数据会用于进行波速合成,通过延时求和的方式获得一条或者多条扫描线射频数据;扫描线射频数据接下来进入数据处理器(Data Processor)。所述 Data Processor 将所述扫描线射频数据输送至数据分析器(Data Analyzer),以供所述多普勒诊断仪通过所述 Data Analyzer 对所述扫描线射频数据进行分析,从而得到一个或多个血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数,所述血流相关参数包括血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向;所述频谱多普勒参数包括所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向。由于血流在一个心动周期内的血流充盈度是不一致的,因此,在本实施例中,使用一个心动周期内的血流数据进行分析。

[0062] 步骤 S20,分析所述血流数据,获取所述血流数据中血管的相关信息;

[0063] 所述多普勒诊断仪通过所述 Data Analyzer 分析所述血流数据,获取所述血流数据中血管的相关信息,其中,所述血管的相关信息包括所述血管的骨架信息、所述血管的质心坐标和所述血管的面积。

[0064] 步骤 S30,根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。

[0065] 所述多普勒诊断仪根据所述血管的骨架信息、所述血管的质心坐标和所述血管的面积,优化所述血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向;优化所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向,从而得到超声波图像。

[0066] 本实施例通过分析获取的血流数据,从而获取所述血流数据中血管的相关信息;根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。实现了获取血管的相关信息,根据所获取的血管的相关信息自动调节所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,降低了用户操作的复杂度,同时可以获得有效表达人体信息的超声波图像。

[0067] 参照图 2,图 2 本发明优化超声波图像的方法第二实施例的流程示意图,基于第一

实施例提出本发明优化超声波图像的方法第二实施例。

[0068] 在本实施例中,所述步骤 S20 包括:

[0069] 步骤 S21,对所述血流数据所对应的图像进行融合并二值化,得到处理后的图像;

[0070] 所述多普勒诊断仪通过所述 Data Analyzer 对所述血流数据所对应的图像进行融合并二值化,得到处理后的图像。具体过程为,设所述血流数据是 $CData_i(x, y)$, 其中 $i = 1, 2 \cdots N$, 表示一共有 N 帧血流数据图像, (x, y) 描述血流数据图像的像素坐标。当所述血流数据图像经过 Color Processor 的处理后,所述血流数据图像中只存在血流信息,噪声信息被屏蔽掉了,即所述噪声信息为 0,因此有些血流的位置像素非零。具体地,参照图 8,图 8 为本发明实施例中血流数据的血流信息示意图,由图 8 可知,在所述血流数据中含有两根血管。对所述血流数据进行融合并且二值化后所得数据为的计算公式为:

$$[0071] \quad VesData(x, y) = \begin{cases} 1 & BwData(x, y) \geq CThre \\ 0 & BwData(x, y) < CThre \end{cases}$$

[0072] 其中, $BwData(x, y) = \max_i \{ |CData_i(x, y)| \}$, 所述 $CThre$ 为所述多普勒诊断仪内置的参数,用户也可以自己根据情况来设置。参照图 9,图 9 为本发明实施例中对血流数据进行融合并二值化后得到的处理后的图像的示意图,即图 9 表示对所述血流数据进行融合并且二值化后所得的 $VesData(x, y)$ 数据。

[0073] 步骤 S22,对所述处理后的图像进行血管识别,得到所述处理后的图像中不同血管的像素集合;

[0074] 所述多普勒诊断仪对通过所述 Data Analyzer 对所述处理后的图像进行血管识别,得到所述处理后的图像中不同血管的像素的结合。即所述多普勒频谱仪对通过所述 Data Analyzer 对所述 $VesData(x, y)$ 数据进行血管识别,通过对二值化的图像中的孤立区域进行识别,从而识别出所述 $VesData(x, y)$ 数据中不同的血管数据 $VesLabelData(x, y)$, 将第一条血管的区域像素值设置为 1,第二条血管的区域像素值设置为 2...以此类推。具体地,参照图 10,图 10 为本发明中实施例中对处理后的图像进行血管识别后所获得的两个独立血管区域的示意图,则不同血管的像素集合为:

$$[0075] \quad V_i = \{(x, y) | VesLabelData(x, y) = i, \forall (x, y)\}$$

[0076] 步骤 S23,对所述不同血管的像素集合进行分析,对应得到不同血管的面积、质心坐标和骨架信息。

[0077] 所述多普勒诊断仪对通过所述 Data Analyzer 得到不同血管的像素集合时,分析所述不同血管的像素的每一个 V_i 坐标集合,得到所述不同血管的像素中各个像素点的坐标,根据所述不同血管的像素中各个像素点的坐标值对应得到不同血管的面积、质心坐标和骨架信息,所述骨架信息描述了所述血流数据的大致走向。所述质心坐标 (x_c, y_c) 的计算公式为:

$$[0078] \quad y_c = \frac{\sum_{(x_k, y_k) \in V_i} y_k}{K_i}; \quad x_c = \frac{\sum_{(x_k, y_k) \in V_i} x_k}{K_i}$$

[0079] 其中, k_i 为所述 V_i 集合中像素点的个数,具体地,参照图 11,图 11 为本发明实施例中血流数据中血管的相关信息的示意图,在所述图 11 中,每条血管中的血线为血管的骨架信息,虚线中的黑色星为所述血管的质心坐标。

[0080] 所述血管的面积的计算公式为：

[0081] $Area_i = K_i * PixelDist * PixelDist$

[0082] 其中,PixelDist 为血流数据图像各个像素点之间的距离。

[0083] 所述步骤 S20 之后,还包括：

[0084] 步骤 S40,判断所述血流数据中血管的面积是否大于预设阈值；

[0085] 步骤 S50,当所述血管的面积大于所述预设阈值时,从面积大于所述预设阈值的血管中选取面积最大的血管作为有效血管；

[0086] 所述多普勒诊断仪对通过所述Data Analyzer判断所述血流数据中血管的面积是否大于预设阈值,当所述血管的面积大于所述预设阈值时,从所述面积大于所述预设阈值的血管中选取面积最大的血管作为有效血管,当所述血管的面积都小于或者等于所述预设阈值时,则所述多普勒频谱仪重新获取血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数。其中,所述预设阈值根据具体情况而设定,如可以设定为 1cm^2 。

[0087] 所述步骤 S30 包括：

[0088] 步骤 S31,根据所述有效血管的质心坐标和骨架信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。

[0089] 所述多普勒诊断仪将所述有效血管的质心坐标设置为所述血流取样框的位置,将所述有效血管的方向设置为与所述有效血管骨架拟合成直线后的方向,将所述血流取样框的偏转角度,尽可能与发射角和所述有效血管的方向一致。所述多普勒频谱仪将所述频谱多普勒的偏转角度设置为与所述血流取样框的偏转角度一致,将所述有效血管的质心坐标设置为所述频谱多普勒的取样深度位置,在设置了所述频谱多普勒的偏转角度之后,将所述频谱多普勒的方向与所述有效血管的方向作为所述频谱多普勒的校正角方向,从而得到优化之后的超声波图像。

[0090] 本实施例中通过对所述血流数据血流进行分析处理,得到有效血管,根据有效血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以获得有效表达人体信息的超声波图像。

[0091] 参照图 3,图 3 为本发明实施例中根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像的一种流程示意图。

[0092] 在本实施例中,所述步骤 S30 包括：

[0093] 步骤 S32,根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,得到优化后的血流相关参数和优化后的频谱多普勒参数；

[0094] 所述多普勒诊断仪根据所述血管的骨架信息、所述血管的质心坐标和所述血管的面积,优化所述血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向；优化所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向,得到优化后所述血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向,优化后的所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向。

[0095] 步骤 S33,判断当前工作的多普勒模式；

[0096] 步骤 S34,若当前工作的多普勒模式为二维血流模式时,则根据所述优化后的血流相关参数得到超声波图像；

[0097] 步骤 S35,若当前工作的多普勒模式为二维血流模式和一维的频谱多普勒模式相结合时,则根据所述优化后的血流相关参数和所述优化后的频谱多普勒参数得到超声波图像。

[0098] 所述多普勒诊断仪判断当前工作的多普勒模式是二维血流模式还是二维血流模式和一维的频谱多普勒模式相结合的工作模式。当所述多普勒诊断仪判定当前工作的多普勒模式为二维血流模式,且侦测到用户点击 Auto 按钮的操作时,所述多普勒诊断仪自动根据优化后的血流相关参数去获取超声波图像。当所述多普勒诊断仪判定当前工作的多普勒模式为二维血流模式和一维的频谱多普勒模式相结合的工作模式,即所述多普勒诊断仪判定当前工作的多普勒模式为二维血流模式下,一维的频谱多普勒模式准备状态的工作模式,且侦测到用户点击 Auto 按钮的操作时,所述多普勒诊断仪自动根据所述优化后的血流相关参数和所述优化后的频谱多普勒参数进行 B 模式、Color 模式和 PW 模式或者 PW 模式数据的采集,以参数得到超声波图像。

[0099] 本实施例通过根据不同的工作模式下,自动根据优化后的血流相关参数和优化后的频谱多普勒参数得到超声波图像,实现了在获得超声波图像的过程中,减少了用户的操作,提高了用户体验效果。

[0100] 本发明进一步提供一种优化超声波图像的装置。

[0101] 参照图 4,图 4 为本发明优化超声波图像的装置第一实施例的功能模块示意图。

[0102] 在本实施例中,所述优化超声波图像的装置包括:

[0103] 获取模块 10,用于获取血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数;

[0104] 多普勒诊断仪通过其前端的晶体管 Transmitter 根据当前工作的参数条件生成每个通道的激励脉冲信号传输给其探头 Probe,其中,所述探头由多个阵元组成,每个阵元是一个连接着一条数据通道的换能器,所述换能器的作用是把电信号的激励脉冲信号转换成声信号发射进入人体组织,同时,所述换能器也可以接收所述人体组织接收到所述声信号后产生的回波信号,并将所述回波信号转换成电信号通过数据传输通道传输到下一个节点接收波束形成器中 Rx Beamformer,多个阵元的发射的声波形成一个传播的波束在一定程度的人体组织区域传播,所述 Transmitter 通过控制每个阵元发射的波形以及延时,可以控制发射波束的位置、宽度、焦点以及偏转角度,从而获取人体组织中各个感兴趣区域的回波信号。通过参数控制模块对 Rx Beamformer,接收孔径中的阵元的接收数据会用于进行波速合成,通过延时求和的方式获得一条或者多条扫描线射频数据;扫描线射频数据接下来进入数据处理器(Data Processor)。所述 Data Processor 将所述扫描线射频数据输送至数据分析器(Data Analyzer),以供所述多普勒诊断仪通过所述 Data Analyzer 对所述扫描线射频数据进行分析,从而得到一个或多个血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数,所述血流相关参数包括血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向;所述频谱多普勒参数包括所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向。由于血流在一个心动周期内的血流充盈度是不一致的,因此,在本实施例中,使用一个心动周期内的血流数据进行分析。

[0105] 分析模块 20,用于分析所述血流数据,获取所述血流数据中血管的相关信息;

[0106] 所述多普勒诊断仪通过所述 Data Analyzer 分析所述血流数据,获取所述血流数据中血管的相关信息,其中,所述血管的相关信息包括所述血管的骨架信息、所述血管的质

心坐标和所述血管的面积。

[0107] 优化模块 30, 用于根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数, 以得到超声波图像。

[0108] 所述多普勒诊断仪根据所述血管的骨架信息、所述血管的质心坐标和所述血管的面积, 优化所述血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向; 优化所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向, 从而得到超声波图像。

[0109] 本实施例通过分析获取的血流数据, 从而获取所述血流数据中血管的相关信息; 根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数, 以得到超声波图像。实现了获取血管的相关信息, 根据所获取的血管的相关信息自动调节所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数, 降低了用户操作的复杂度, 同时可以获得有效表达人体信息的超声波图像。

[0110] 参照图 5, 图 5 为本发明优化超声波图像的装置第二实施例的功能模块示意图, 基于第一实施例提出本发明优化超声波图像的装置第二实施例。

[0111] 在本实施例中, 具体地, 参照图 6, 图 6 为本发明实施例中分析模块的一种功能模块示意图。所述分析模块 20 包括:

[0112] 第一处理单元 21, 用于对所述血流数据所对应的图像进行融合并二值化, 得到处理后的图像;

[0113] 所述多普勒诊断仪通过所述 Data Analyzer 对所述血流数据所对应的图像进行融合并二值化, 得到处理后的图像。具体过程为, 设所述血流数据是 $CData_i(x, y)$, 其中 $i = 1, 2 \dots N$, 表示一共有 N 帧血流数据图像, (x, y) 描述血流数据图像的像素坐标。当所述血流数据图像经过 Color Processor 的处理后, 所述血流数据图像中只存在血流信息, 噪声信息被屏蔽掉了, 即所述噪声信息为 0, 因此有些血流的位置像素非零。具体地, 参照图 8, 图 8 为本发明实施例中血流数据的血流信息示意图, 由图 8 可知, 在所述血流数据中含有两根血管。对所述血流数据进行融合并且二值化后所得数据为的计算公式为:

$$[0114] \quad VesData(x, y) = \begin{cases} 1 & BwData(x, y) \geq CThre \\ 0 & BwData(x, y) < CThre \end{cases}$$

[0115] 其中, $BwData(x, y) = \max_i \{ CData_i(x, y) \}$, 所述 CThre 为所述多普勒诊断仪内置的参数, 用户也可以自己根据情况来设置。参照图 9, 图 9 为本发明实施例中对血流数据进行融合并二值化后得到的处理后的图像的示意图, 即图 9 表示对所述血流数据进行融合并且二值化后所得的 $VesData(x, y)$ 数据。

[0116] 识别单元 22, 用于对所述处理后的图像进行血管识别, 得到所述处理后的图像中不同血管的像素集合;

[0117] 所述多普勒诊断仪对通过所述 Data Analyzer 对所述处理后的图像进行血管识别, 得到所述处理后的图像中不同血管的像素的结合。即所述多普勒频谱仪对通过所述 Data Analyzer 对所述 $VesData(x, y)$ 数据进行血管识别, 通过对二值化的图像中的孤立区域进行识别, 从而识别出所述 $VesData(x, y)$ 数据中不同的血管数据 $VesLabelData(x, y)$, 将第一条血管的区域像素值设置为 1, 第二条血管的区域像素值设置为 2... 以此类推。具体

地,参照图 10,图 10 为本发明中实施例中对处理后的图像进行血管识别后所获得的两个独立血管区域的示意图,则不同血管的像素集合为:

$$[0118] \quad V_i = \{(x, y) | VesLabelData(x, y) = i, \forall (x, y)\}$$

[0119] 分析单元 23,用于对所述不同血管的像素集合进行分析,对应得到不同血管的面积、质心坐标和骨架信息。

[0120] 所述多普勒诊断仪对通过所述 Data Analyzer 得到不同血管的像素集合时,分析所述不同血管的像素的每一个 V_i 坐标集合,得到所述不同血管的像素中各个像素点的坐标,根据所述不同血管的像素中各个像素点的坐标值对应得到不同血管的面积、质心坐标和骨架信息,所述骨架信息描述了所述血流数据的大致走向。所述质心坐标 (x_c, y_c) 的计算公式为:

$$[0121] \quad y_c = \frac{\sum_{(x_k, y_k) \in V_i} y_k}{K_i}; \quad x_c = \frac{\sum_{(x_k, y_k) \in V_i} x_k}{K_i}$$

[0122] 其中, k_i 为所述 V_i 集合中像素点的个数,具体地,参照图 11,图 11 为本发明实施例中血流数据中血管的相关信息的示意图,在所述图 11 中,每条血管中的血线为血管的骨架信息,虚线中的黑色星为所述血管的质心坐标。

[0123] 所述血管的面积的计算公式为:

$$[0124] \quad Area_i = K_i * PixelDist * PixelDist$$

[0125] 其中, PixelDist 为血流数据图像各个像素点之间的距离。

[0126] 所述优化超声波图像的装置还包括:

[0127] 判断模块 40,用于判断所述血流数据中血管的面积是否大于预设阈值;

[0128] 选取模块 50,用于当所述血管的面积大于所述预设阈值时,从面积大于所述预设阈值的血管中选取面积最大的血管作为有效血管;

[0129] 所述多普勒诊断仪对通过所述 Data Analyzer 判断所述血流数据中血管的面积是否大于预设阈值,当所述血管的面积大于所述预设阈值时,从所述面积大于所述预设阈值的血管中选取面积最大的血管作为有效血管,当所述血管的面积都小于或者等于所述预设阈值时,则所述多普勒频谱仪重新获取血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数。其中,所述预设阈值根据具体情况而设定,如可以设定为 $1cm_2$ 。

[0130] 所述优化模块 30,还用于根据所述有效血管的质心坐标和骨架信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以得到超声波图像。

[0131] 所述多普勒诊断仪将所述有效血管的质心坐标设置为所述血流取样框的位置,将所述有效血管的方向设置为与所述有效血管骨架拟合成直线后的方向,将所述血流取样框的偏转角度,尽可能与发射角和所述有效血管的方向一致。所述多普勒频谱仪将所述频谱多普勒的偏转角度设置为与所述血流取样框的偏转角度一致,将所述有效血管的质心坐标设置为所述频谱多普勒的取样深度位置,在设置了所述频谱多普勒的偏转角度之后,将所述频谱多普勒的方向与所述有效血管的方向作为所述频谱多普勒的校正角方向,从而得到优化之后的超声波图像。

[0132] 本实施例中通过对所述血流数据血流进行分析处理,得到有效血管,根据有效血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数,以获得有效表达人体信息的超声波图像。

[0133] 参照图 7, 图 7 为本发明实施例中优化模块的一种功能模块示意图。

[0134] 在本实施例中, 所述优化模块 30 包括:

[0135] 优化单元 31, 用于根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数, 得到优化后的血流相关参数和优化后的频谱多普勒参数;

[0136] 所述多普勒诊断仪根据所述血管的骨架信息、所述血管的质心坐标和所述血管的面积, 优化所述血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向; 优化所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向, 得到优化后所述血流取样框的位置、所述血流取样框的偏转角度和所述有效血管的方向, 优化后的所述频谱多普勒的偏转角度、所述频谱多普勒的取样深度位置和所述频谱多普勒的校正角方向。

[0137] 判断单元 32, 用于判断当前工作的多普勒模式;

[0138] 第二处理单元 33, 用于若当前工作的多普勒模式为二维血流模式时, 则根据所述优化后的血流相关参数得到超声波图像;

[0139] 第三处理单元 34, 用于若当前工作的多普勒模式为二维血流模式和一维的频谱多普勒模式相结合时, 则根据所述优化后的血流相关参数和所述优化后的频谱多普勒参数得到超声波图像。

[0140] 所述多普勒诊断仪判断当前工作的多普勒模式是二维血流模式还是二维血流模式和一维的频谱多普勒模式相结合的工作模式。当所述多普勒诊断仪判定当前工作的多普勒模式为二维血流模式, 且侦测到用户点击 Auto 按钮的操作时, 所述多普勒诊断仪自动根据优化后的血流相关参数去获取超声波图像。当所述多普勒诊断仪判定当前工作的多普勒模式为二维血流模式和一维的频谱多普勒模式相结合的工作模式, 即所述多普勒诊断仪判定当前工作的多普勒模式为二维血流模式下, 一维的频谱多普勒模式准备状态的工作模式, 且侦测到用户点击 Auto 按钮的操作时, 所述多普勒诊断仪自动根据所述优化后的血流相关参数和所述优化后的频谱多普勒参数进行 B 模式、Color 模式和 PW 模式或者 PW 模式数据的采集, 以得到超声波图像。

[0141] 本实施例通过根据不同的工作模式下, 自动根据优化后的血流相关参数和优化后的频谱多普勒参数得到超声波图像, 实现了在获得超声波图像的过程中, 减少了用户的操作, 提高了用户体验效果。

[0142] 需要说明的是, 在本文中, 术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含, 从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者装置不仅包括那些要素, 而且还包括没有明确列出的其他要素, 或者是还包括为这种过程、方法、物品或者装置所固有的要素。在没有更多限制的情况下, 由语句“包括一个……”限定的要素, 并不排除在包括该要素的过程、方法、物品或者装置中还存在另外的相同要素。

[0143] 上述本发明实施例序号仅仅为了描述, 不代表实施例的优劣。

[0144] 通过以上的实施方式的描述, 本领域的技术人员可以清楚地了解到上述实施例方法可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现, 当然也可以通过硬件, 但很多情况下前者是更佳的实施方式。基于这样的理解, 本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来, 该计算机软件产品存储在一个存储介质 (如 ROM/RAM、磁碟、光盘) 中, 包括若干指令用以使得一台终端设备 (可以是手机, 计算机,

服务器,空调器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述的方法。

[0145] 以上仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

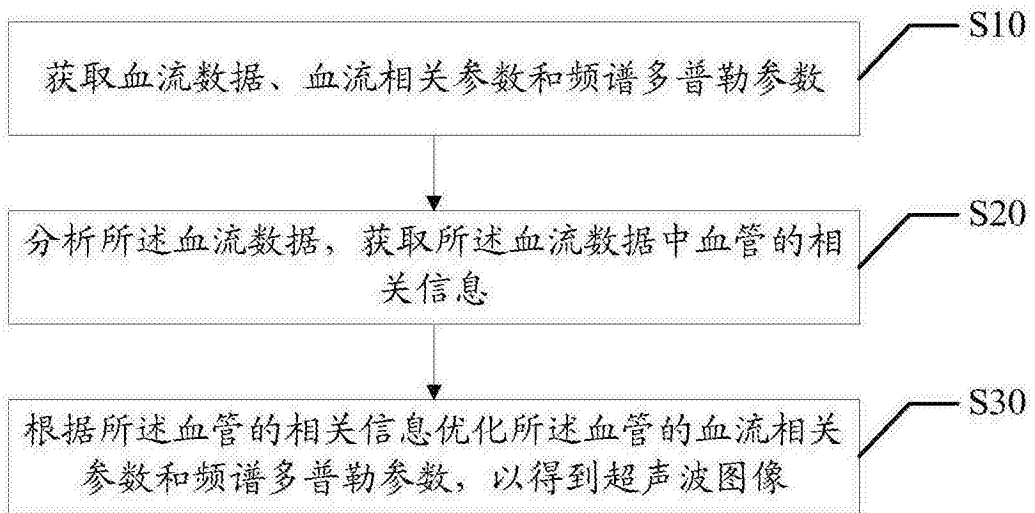


图 1

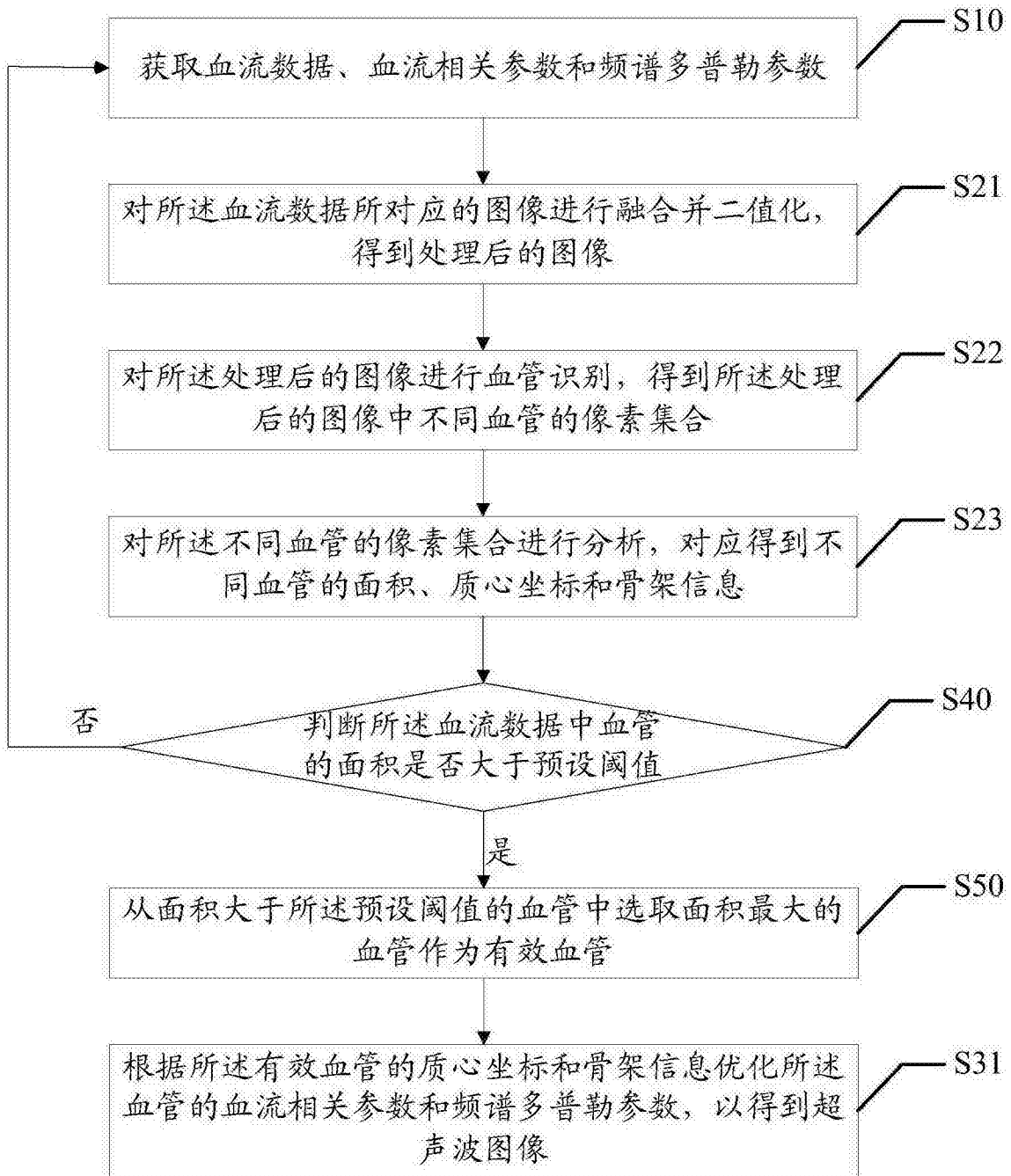


图 2

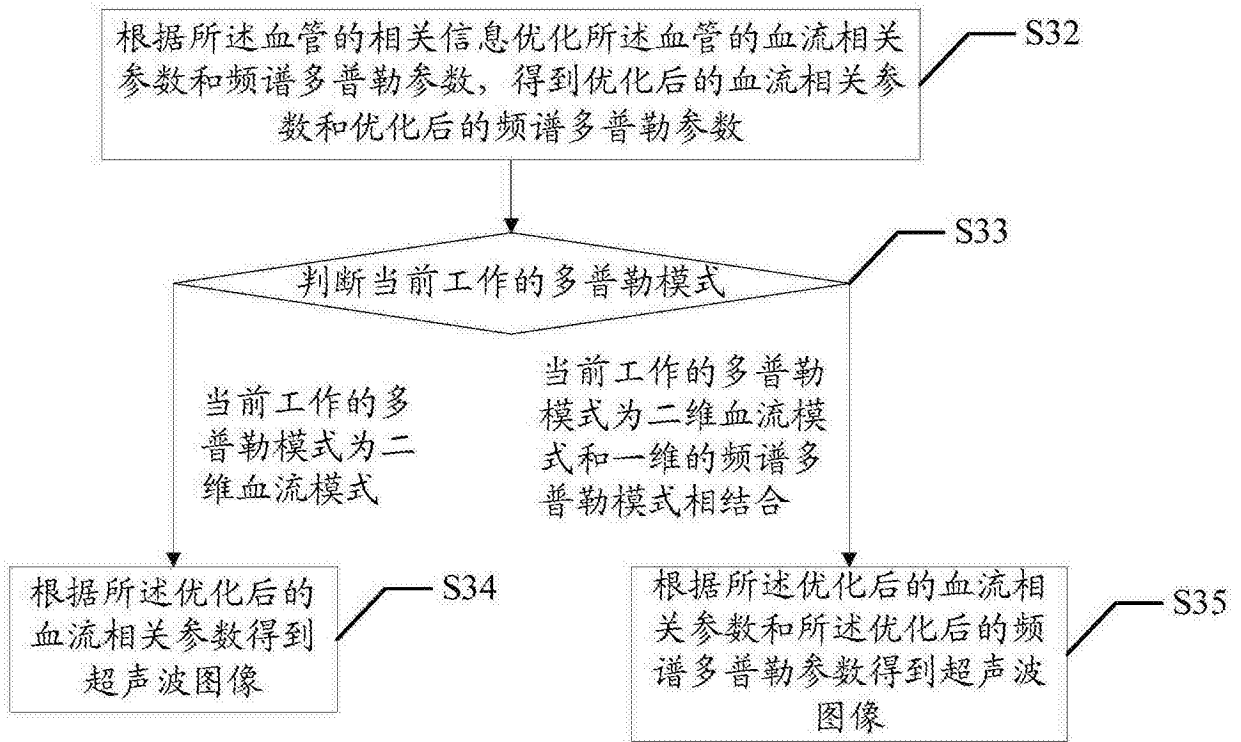


图 3

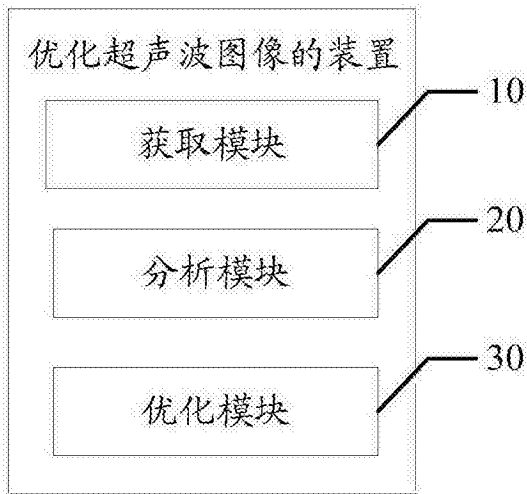


图 4

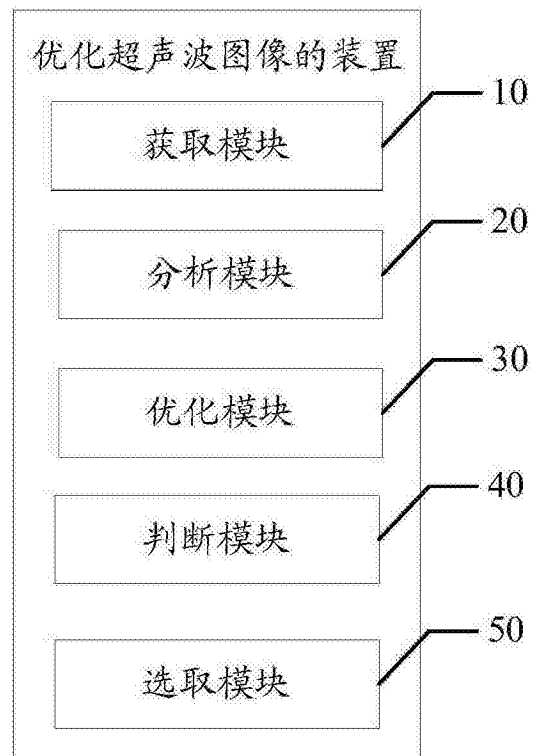


图 5

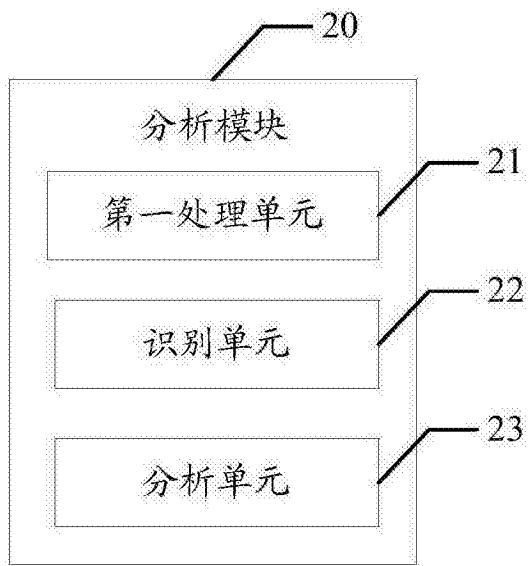


图 6

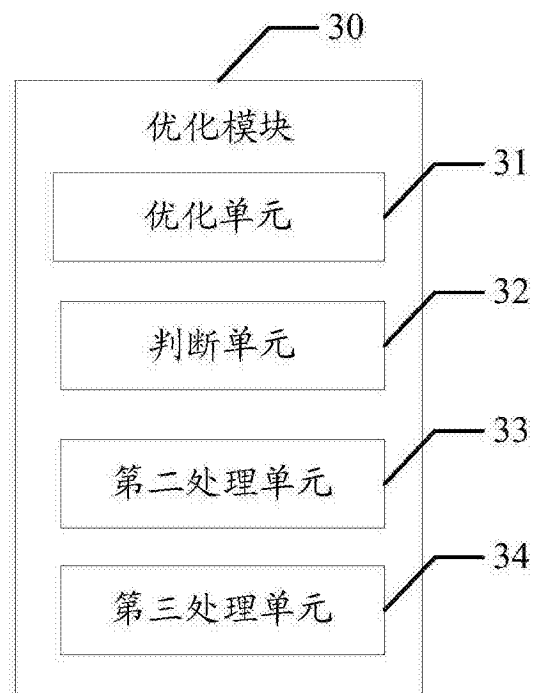


图 7

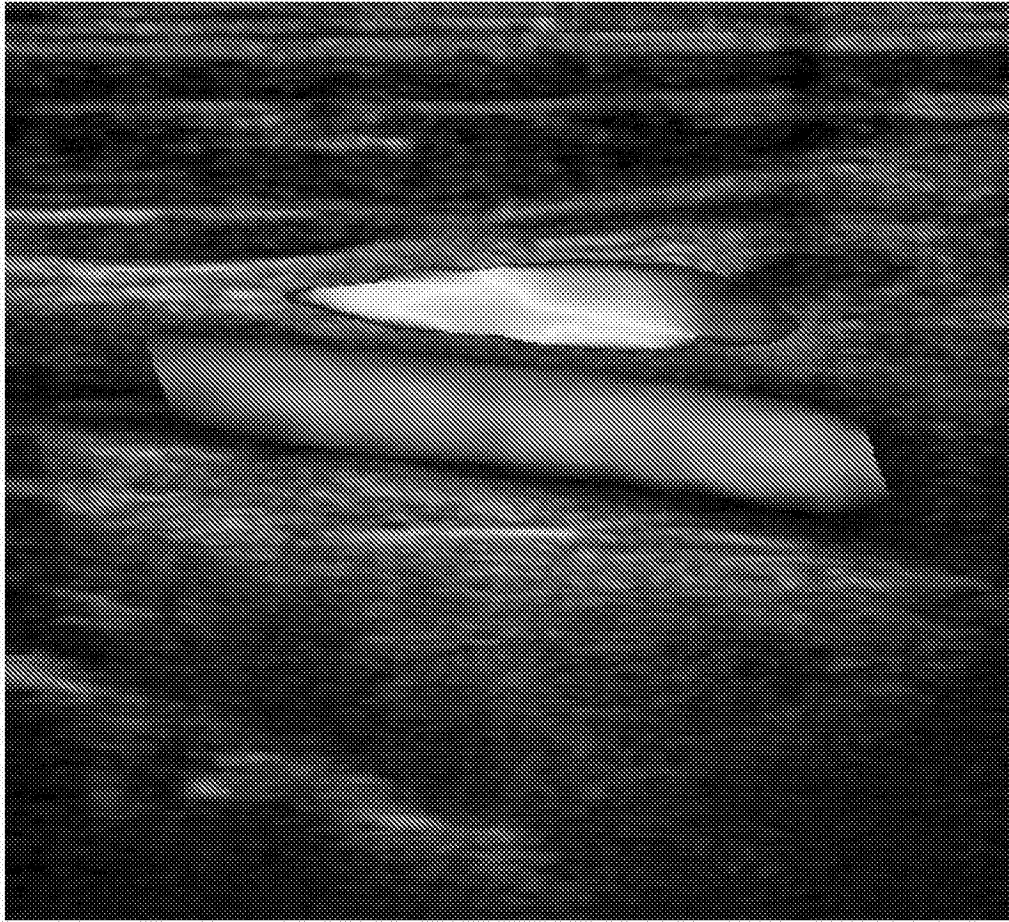


图 8

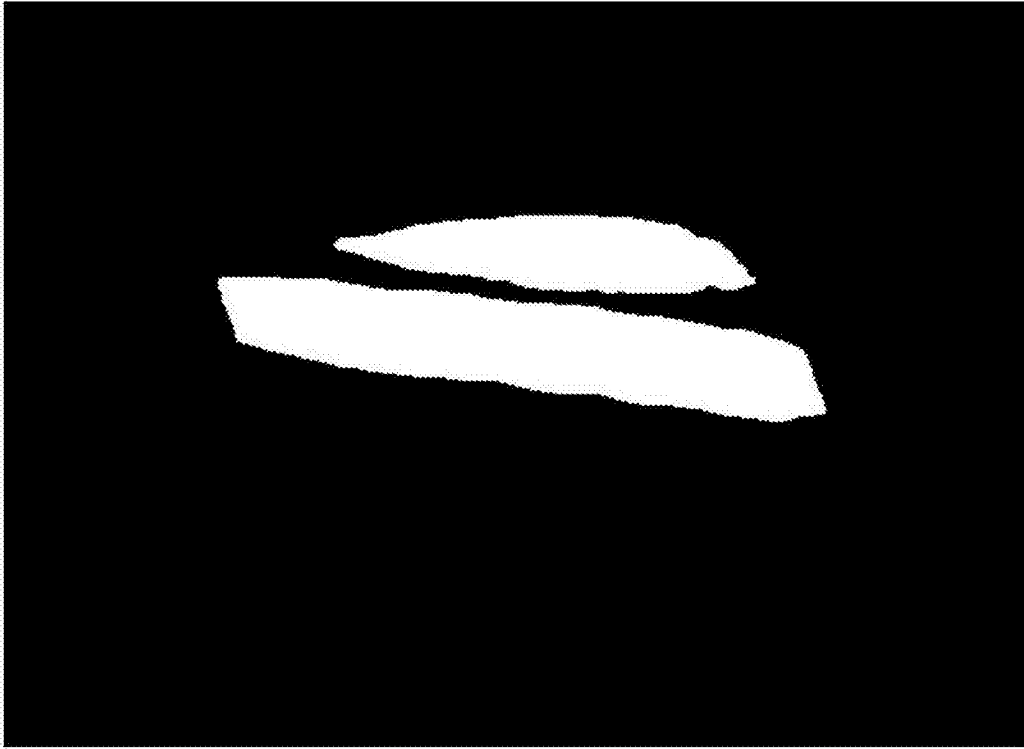


图 9

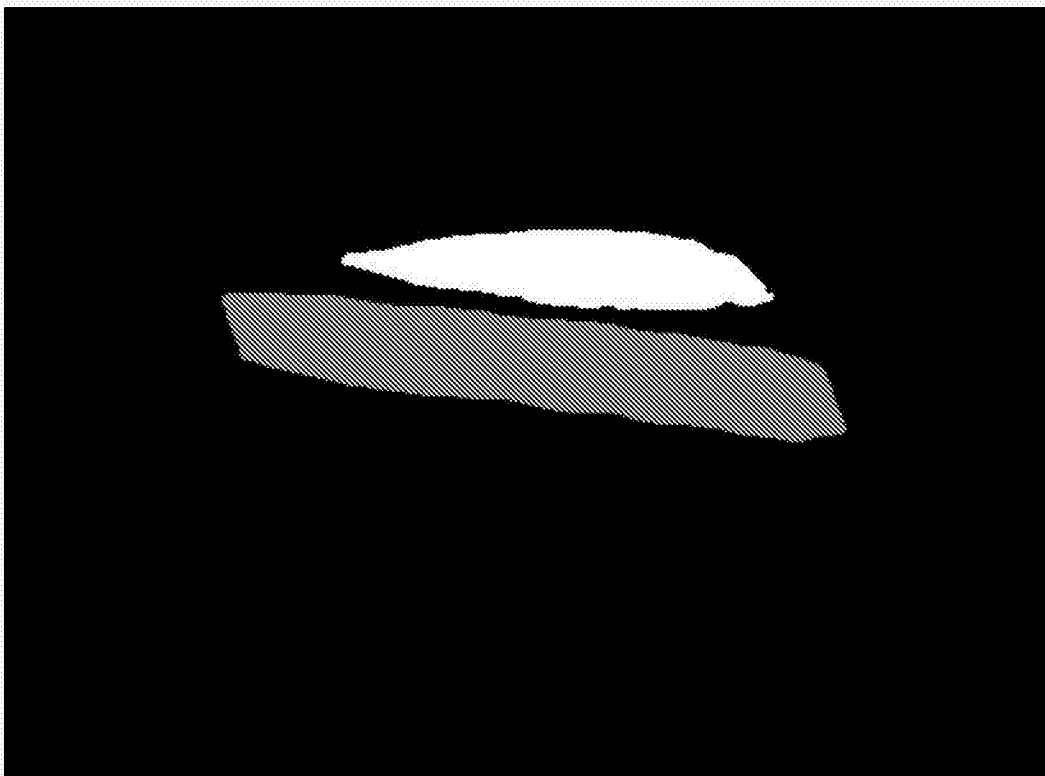


图 10

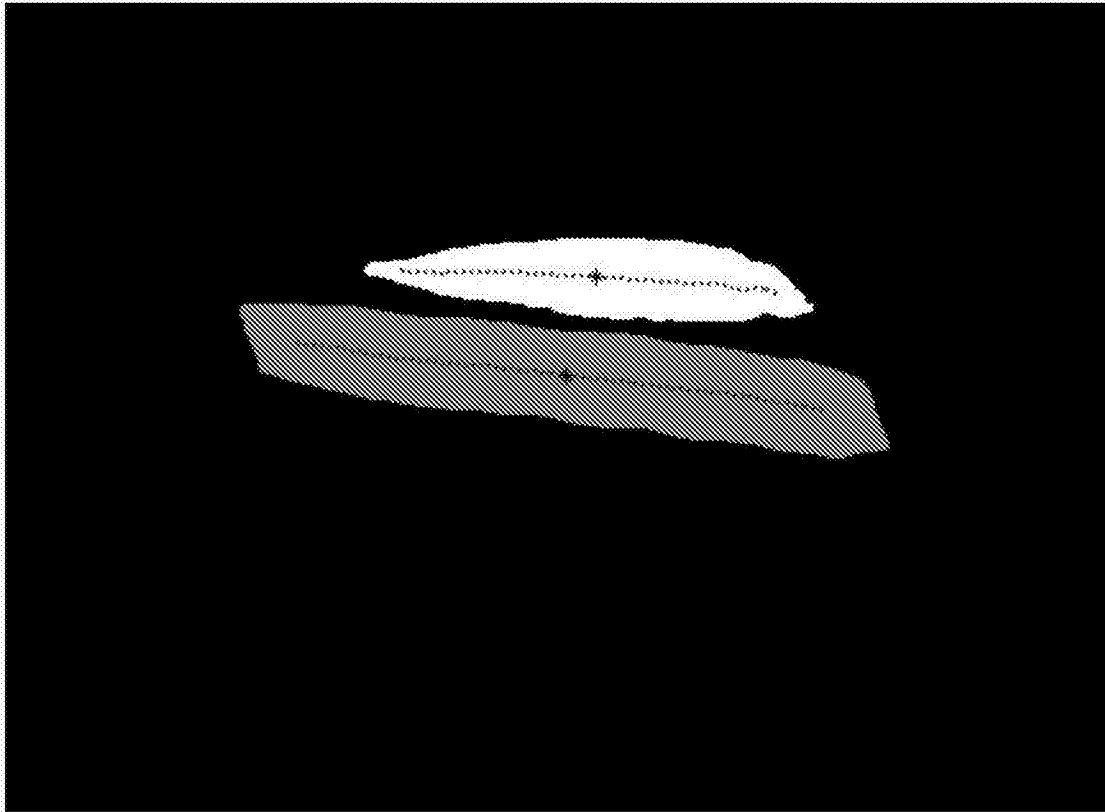


图 11

专利名称(译)	优化超声波图像的方法和装置		
公开(公告)号	CN106691510A	公开(公告)日	2017-05-24
申请号	CN201510790804.0	申请日	2015-11-17
[标]申请(专利权)人(译)	深圳华声医疗技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳华声医疗技术股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳华声医疗技术股份有限公司		
[标]发明人	姚斌		
发明人	姚斌		
IPC分类号	A61B8/06 G06T7/00		
代理人(译)	胡海国		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种优化超声波图像的方法，该方法包括步骤：获取血流数据、血流相关参数和频谱多普勒参数；分析所述血流数据，获取所述血流数据中血管的相关信息；根据所述血管的相关信息优化所述血管的血流相关参数和频谱多普勒参数，以得到超声波图像。本发明还公开了一种优化超声波图像的装置。本发明降低了用户操作的复杂度，同时可以获得有效表达人体信息的超声波图像。

