



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101790351 A

(43) 申请公布日 2010.07.28

(21) 申请号 200880100367.3

(22) 申请日 2008.07.18

(30) 优先权数据

60/952,101 2007.07.26 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.01.25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/052903 2008.07.18

(87) PCT申请的公布数据

W02009/013686 EN 2009.01.29

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 S·希尔 A·萨阿德 T·卢帕斯

X·史

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

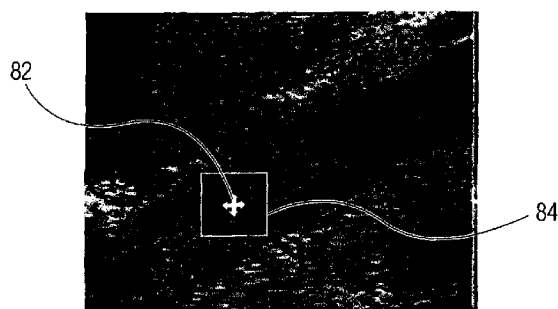
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 10 页

(54) 发明名称

用于 DOPPLER 超声成像系统中的自动图像选择的系统和方法

(57) 摘要

公开一种用于从一系列超声图像中选择诊断图像的超声系统 (10)。为一系列 Doppler 超声图像中的每个计算图像特征化参数,如标准偏差。然后分析该图像特征化参数以选择与患者的心动周期中的预定点对应的图像。然后显示所选择的图像。在一些实施例中,处理 Doppler 图像以识别与单独血管对应的感兴趣区域。然后基于该感兴趣区域计算该图像特征化参数。可以通过接收用户输入,例如将光标定位在图像上的特定点来识别该感兴趣区域。在其他实施例中,将超声图像映射到 ECG 波形上的点,且基于该 ECG 波形的分析来选择图像。



1. 一种用于呈现超声数据的方法,包括:
向目标区域发射一系列超声波并接收反射波;
分析所述反射波以生成与所述目标区域内的血液速度对应的速度数据;
生成表示所述速度数据的多个图像;
针对每个图像计算图像特征化参数;
分析所述图像特征化参数以选择参数值中的一个;以及
显示与所选择的参数值对应的图像。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其还包括提供用于接收来自操作员的输入并根据所述输入可见地滚读所述图像的界面,并且其中,显示所选择的图像包括自动滚读到所选择的图像。
3. 如权利要求 1 所述的方法,其中,为每个图像计算图像特征化参数包括计算所述图像中的每个的至少一部分的标准偏差。
4. 如权利要求 1 所述的方法,其还包括识别每个图像内的感兴趣区域,并且其中,分析所述图像包括分析所述感兴趣区域。
5. 如权利要求 4 所述的方法,其中,识别感兴趣区域包括识别与血管对应的区域。
6. 如权利要求 5 所述的方法,其中,识别感兴趣区域包括:
分析所述图像中的多个以确定血液流动区域;
生成与所述血液流动区域对应的掩模;以及
将所述掩模应用于所述图像以生成遮掩图像。
7. 如权利要求 6 所述的方法,其还包括从所述遮掩图像中去除闪光伪影。
8. 如权利要求 6 所述的方法,其还包括分析所述遮掩图像以识别与单独血管对应的脉管部分。
9. 如权利要求 8 所述的方法,其还包括接收操作员输入以识别所述脉管部分的所选择脉管部分,并且其中,分析所述图像以确定所选择的图像包括分析每个图像的所选择脉管部分以确定所选择的图像。
10. 如权利要求 9 所述的方法,其中,分析每个图像的所选择脉管部分包括计算和分析每个图像的所选择脉管部分的标准偏差、速度加权的流动面积、平均速度、中值速度和指定百分点速度中的至少一个以选择所述图像。
11. 如权利要求 1 所述的方法,其中,分析所述图像特征化参数以选择所述多个图像中的一个包括识别所述图像特征化参数中与患者的心动周期中的预定点对应的一个图像特征化参数。
12. 如权利要求 11 所述的方法,其中,患者的心动周期中的所述预定点是峰值收缩和舒张中的一个。
13. 如权利要求 11 所述的方法,其中,患者的心动周期中的所述预定点是反流束和跨瓣膜流中的至少一个的发生。
14. 一种用于呈现超声数据的方法,包括:
向目标区域发射超声波并接收反射波,并同时测量患者的心电图即 ECG;
针对每次超声测量分析所述反射波以生成与每次测量的所述目标区域内的血液速度对应的速度数据;

分析所述 ECG 以确定与患者的心动周期中的预定点的发生对应的 ECG 数据点,并识别与测量所述 ECG 数据点基本同时得到的所选择的图像;以及
显示所选择的图像。

15. 如权利要求 14 所述的方法,其中,患者的心动周期中的所述预定点是峰值收缩和舒张中的至少一个。

16. 一种用于呈现超声数据的方法,包括:

利用所接收的超声回声生成患者的多个图像;

显示包含所述图像的视频回路;

针对每个图像计算图像特征化参数;

针对所述多个图像中的每个分析所计算的图像特征化参数以选择所述多个图像中的一个;

在接收到用户生成的中断后中断所述视频回路的显示;以及

响应于所述用户生成的中断,静态显示所选择的诊断图像。

17. 如权利要求 16 所述的方法,其中,选择诊断图像包括:

针对每个图像计算图像特征化参数;

分析所述图像特征化参数以识别与患者的心动周期中的预定点对应的诊断图像。

18. 一种用于呈现超声数据的系统,包括:

换能器,其可操作以向患者体内的目标区域发射超声波,接收来自所述目标区域的反射波,并生成与所述反射波对应的输出信号;

处理器,其耦合到所述换能器,并且可操作以接收所述输出信号并基于所述输出信号生成一系列图像,所述处理器还可操作以分析所述一系列图像来计算图像特征化参数的相应值,所述处理器还可操作以基于所述图像特征化参数的值选择所述图像中的一个;以及

显示器,其耦合到所述处理器,并且可操作以显示所选择的图像。

19. 如权利要求 18 所述的系统,其还包括存储所述一系列图像的缓冲器,所述缓冲器具有与其关联以识别所述一系列图像中的一个的指针,其中,所述显示器可操作以显示与所述指针关联的图像,并且其中,所述处理器可操作以使所述指针与所选择的图像关联。

20. 如权利要求 18 所述的系统,其还包括用于接收来自操作员的输入的输入设备,所述处理器可操作以接收所述输入并使得所述显示器根据所述输入滚读所述图像。

21. 如权利要求 18 所述的系统,其中,所述图像特征化参数包括所述图像中的每个的至少一部分的标准偏差。

22. 如权利要求 18 所述的系统,其还包括用于接收来自操作员的输入的输入设备,所述处理器可操作以接收指示所述图像内的感兴趣区域的输入并计算每个图像的所述感兴趣区域中的所述图像特征化参数的相应值。

23. 如权利要求 22 所述的系统,其中,所述处理器可操作以在所述显示器上呈现光标并解释来自所述操作员的输入以改变所述显示器上的所述光标的位置,并且其中,所述感兴趣区域与靠近所述光标的所述图像的区域对应。

24. 如权利要求 22 所述的系统,其中,所述处理器可操作以分析所述图像并识别与单独脉管对应的脉管部分,并且其中,所述处理器可操作以将所述输入解释为选择所述脉管部分中的一个作为所述感兴趣区域。

用于 DOPPLER 超声成像系统中的自动图像选择的系统和方 法

[0001] 本发明涉及用于处理并向临床医师呈现 Doppler 模式的超声图像的系统和方法。

[0002] 超声技术的进步使得能够通过测量反射超声波中的频移来成像目标体内的血液流动。通常,将速度测量结果映射到色标 (color scale) 并将其显示为覆盖在灰度组织密度图像上的彩色图像。这种图像可以用于测量主动脉或心脏自身内的血液流动,以便诊断疾病。

[0003] 在现有系统中操作员以足够高的频率执行一系列超声测量,以生成处于心动周期内不同阶段的血流图像。该操作员然后滚读 (scroll through) 该图像并试图识别与患者的心动周期中特定点对应的图像,从而评估例如患者的心脏功能。这一过程通常是耗时的并且由于不同操作员的经验水平及人为误差而导致该过程变化。

[0004] 有鉴于此,可能有利的是提供一种系统以便方便且始终如一地识别与患者的心动周期中预定点对应的超声图像。

[0005] 在本发明的一个方面中,采集患者体内的血液流动的一系列 Doppler 图像。针对每个 Doppler 图像计算图像特征化参数。然后分析所述图像特征化参数以选择 Doppler 图像中的一个,例如与患者的心动周期中预定点对应的 Doppler 图像。然后向操作员显示所选择的图像。在一些实施例中,所述图像特征化参数是组成图像的像素颜色的标准偏差。

[0006] 在本发明的另一方面中,处理 Doppler 图像以识别与单独血管对应的感兴趣区域。然后基于感兴趣区域计算所述图像特征化参数。可以通过接收用户输入,如将光标定位在图像上的特定点,来识别感兴趣区域。

[0007] 在本发明的另一方面中,在执行超声扫描的同时测量患者的心电图 (ECG)。然后分析该 ECG 以确定患者的心动周期中预定点的发生。然后识别基于与预定点的发生基本同时发生的超声测量的图像并且将其显示给操作员。

[0008] 在附图中:

[0009] 图 1 是根据本发明的实施例的超声诊断成像系统的框图;

[0010] 图 2 是根据本发明的实施例用于识别诊断图像的方法的处理流程图;

[0011] 图 3 是利用超声系统产生的彩色 Doppler 画面的影片回环 (cineloop) 的镶嵌显示;

[0012] 图 4 是利用超声系统产生的彩色 Doppler 画面在随后处理以去除闪光伪影后的影片回环的镶嵌显示;

[0013] 图 5 是分割彩色 Doppler 超声图像的图像;

[0014] 图 6 是根据本发明的实施例利用超声系统产生的并且具有光标和重叠其上的相关感兴趣区域的图像;

[0015] 图 7 是根据本发明的实施例用于选择感兴趣区域的方法的处理流程图;

[0016] 图 8 是根据本发明的实施例用于利用心电图 (ECG) 监控器和超声系统选择诊断图像的系统的框图;

[0017] 图 9 是根据本发明的实施例图示说明超声扫描相对于 ECG 波形的定时的图表;

[0018] 图 10 是根据本发明的实施例用于基于 ECG 波形识别诊断图像的方法的处理流程图；

[0019] 图 11 是用于识别视频超声显示系统中的诊断图像的方法的处理流程图；

[0020] 图 12 是用于识别视频超声显示系统中的诊断图像的可替代方法的处理流程图。

[0021] 参考图 1, 超声诊断成像系统 10 包括定位成与患者 14 接触的探头 12。该探头优选包括换能器, 该换能器发射超声波进入患者 14 体内并接收来自患者的组织的反射波。在一些实施例中, 该换能器是包括压电元件的相控阵列换能器阵列。该换能器的元件耦合到波束形成器 16, 该波束形成器可操作以产生用于该换能器的驱动信号并且处理所接收的信号, 以便如本领域所知将波束引导并聚焦到患者的解剖体上。

[0022] 波束形成器 16 的输出耦合到图像处理器 18 和 Doppler 处理器 20。如本领域所知, Doppler 处理器 20 分析波束形成器 16 的输出, 以便确定患者组织内的运动如血液流动的特征。图像处理器 18 将波束形成器 16 的输出转换成表示探头 12 的扫描区域内的组织的密度和边界的图像。图像处理器 18 也可以接收 Doppler 处理器 20 的输出并且产生扫描区域内的运动的彩色、灰度或其他图形表示。来自图像处理器 18 的图像 22 被存储在图像缓冲器 24 中。图像缓冲器 24 具有与其关联的指针 26, 该指针指示图像 22 中的一个并且由用户界面 34 改变。

[0023] 可以由图像分析模块 28 分析图像 22 以便于基于图像 22 进行诊断。在一些实施例中, 图像分析模块 28 遮掩图像 22 的一些部分或者创建图像覆盖图。将来自分析模块 28 的图像 22 和图像覆盖图输入到视频处理器 30, 该视频处理器生成信号以在显示器 32 上显示图像 22 和图像覆盖图中的一个或多个。在一些实施例中, 将图像覆盖图存储在图像存储器 24 中, 且视频处理器 30 从图像存储器 24 读取图像和覆盖图。由视频处理器 30 在显示器 32 上呈现的图像 22 可以是指针 26 指示的图像。用户界面 34 耦合到图像分析模块 28 并且接收关于已执行的分析、将显示的覆盖图等等的操作员输入。在一些实施例中, 用户界面 34 使操作员能够滚读显示器 32 上的图像 22。例如, 用户界面 34 可以与图像存储器 24 耦合以调整指针 26 的数值或者调整显示哪个图像 22, 以便使用户能够滚读图像 22。用户界面 34 也可以包括鼠标、键盘、触摸屏或类似设备。在一些实施例中, 用户界面 34 耦合到视频处理器 30 以便显示图形用户界面元件。

[0024] 图像处理器 18、Doppler 处理器 20、图像缓冲器 24 和图像分析模块 28 可以表示超声系统的单独组件或表示由单一计算设备执行的不同功能。系统 10 可以是专用超声系统或执行适用于处理来自探头 12 的信号并为探头 12 生成控制信号的软件的通用计算机。

[0025] 参考图 2, 超声系统如系统 10 可以执行方法 36 以便于利用系统 10 进行诊断。在步骤 38, 优选在邻近时段内紧密隔开的时间间隔处以足够高的速率执行一系列扫描, 以采集单独心动周期内的血液流动的变化。因此, 例如在患者心跳速率的 10 倍至 30 倍之间的图像采集速率可能是足够的。也优选在包括至少一个完整心动周期的时段内执行扫描。

[0026] 在步骤 40, 由图像处理器 18 针对每次扫描生成表示探头 12 的扫描区域内的组织密度的组织密度 (灰度) 图像。在步骤 42, 由 Doppler 处理器 20 针对每次扫描生成表示探头 12 的扫描区域内的血液流动速度的 Doppler 图像。Doppler 图像通常用颜色表示速度信息。如图 3 所示, 针对每次扫描的 Doppler 图像 44 和组织密度图像 46 可以进行组合。如图 3 清楚可见, 在一系列组织密度图像中看到近端大动脉的壁 48 和内腔 50。血液流动 52

被显示在 Doppler 图像覆盖图 44 中。

[0027] 可以对 Doppler 图像 44 和组织密度图像 46 进行进一步处理以便改进图像质量和去除噪声。例如,在步骤 54,可以将阈值应用于 Doppler 图像 44 以便去除噪声。在步骤 56 生成流动掩模。生成流动掩模可以包括分析 Doppler 图像 44 和 / 或组织密度图像 46 以识别与血管对应的图像部分。生成流动掩模可以包括对许多图像 44 求平均以去除脉动效应。可以应用不同的平均算法以生成包括绝对速度平均和矢量速度平均的流动掩模。绝对速度平均忽略被平均的速度像素的符号 (或方向), 而矢量速度平均将速度像素作为角相位值进行处理。矢量平均将在相干流动区域内显示高数值, 且它将由于矢量抵消而在彩色 Doppler 噪声区域内显示小数值。

[0028] 在步骤 58 将流动掩模应用于 Doppler 图像 44。在步骤 58 应用流动掩模将去除与噪声对应的那部分 Doppler 图像 46。

[0029] 在步骤 60, 对 Doppler 图像执行闪光减少。闪光指的是作为换能器或组织运动而非血液流动的结果的 Doppler 图像数据。在图 4 所示的闪光减少步骤 60 期间去除如图 3 所示的闪光缺陷 62, 在图 4 中缺陷 62 已经被去除。

[0030] 在步骤 64, 执行脉管分割。为了本公开的目的, 脉管还可以包括心脏的腔室。在这一示例中, 脉管分割包括分析 Doppler 图像 44 以将像素块与单独血管相关联。在步骤 58 应用的流动掩模可以通过识别每个血管的范围来促进分割步骤。在一些实施例中, 将经典的“连通分量算法”应用于流动掩模图像以对图像内的不同脉管进行分割。例如, 如图 5 所示, 区域 66 已经被识别为与近端大动脉内的血液流动对应的邻近像素块。

[0031] 在步骤 68, 将经分割的脉管显示给操作员。在步骤 70, 系统 10 接收指示要分析哪个经分割的脉管的操作员输入。在可替代实施例中, 基于某些标准如尺寸、图像质量等自动选择一个或多个单独脉管, 而不用手动执行步骤 68 和 70。可以应用不同的脉管选择技术, 包括利用对象面积和偏心率等测量值选择最大纵向脉管的形状分析技术。试探信息可以用于脉管选择过程中, 其中由超声系统提供的背景信息如当前临床预置 (动脉相对静脉) 和当前 Doppler 光标 (采样体积) 位置可以指引脉管选择算法。

[0032] 在步骤 72, 将脉管选择掩模应用于 Doppler 图像 44 以排除与那些和在步骤 70 选择的脉管中的血液流动相对应的像素不同的像素。在步骤 74, 针对每个图像 44 计算一个或多个图像特征化参数。图像特征化参数是从所选脉管内的血液速度推导出的数值, 由图像 44 中的像素的颜色和 / 或强度表示, 其优选包括在步骤 72 中选择的单一血管。图像特征化参数可以包括每个图像 44 的流动面积和速度内容的统计测量, 如速度加权的流动面积 ; 有符号或无符号的平均速度 ; 50%、90% 或其他速度百分比 ; 和 / 或有符号或无符号的速度传播测量, 如标准偏差。在一些实施例中, 仅针对每个图像 44 计算上述参数之一。在其他实施例中, 针对每个图像 44 计算两个或更多个参数。在一些实施例中, 操作员可以输入哪些参数将被计算并用于分析图像 44。

[0033] 在步骤 76, 分析图像 44 的图像特征化参数以识别有利于诊断心脏状况的图像 44 中的一个。所识别的图像可以优选对应于患者 14 的心动周期中的预定点, 诸如峰值收缩流动的出现。例如, 脉管内的血液流动的标准偏差通常在峰值收缩流动期间达到其最大值。因此, 在一些实施例中, 图像特征化参数是标准偏差, 且在步骤 76 分析图像特征化参数可以包括识别具有最大标准偏差的图像 44。

[0034] 然而,可以识别与心动周期中的其他点如心房收缩或心脏舒张相关的图像 44。也可以分析图像 44 以识别具有最多图形失真或出现最多紊乱的图像 44。可以分析图像 44 以确定哪个出现反流束或峰值跨瓣膜流 (trans-valvular flow)。

[0035] 在步骤 78,根据在步骤 76 执行的分析来选择诊断图像,并且在步骤 80,显示该诊断图像。在本发明的一些实施例中,显示诊断图像可以包括设置指针 26 以指示诊断图像。

[0036] 参考图 6,在可替代的实施例中,用户界面 34 可以接收来自操作员的输入,例如来自鼠标、跟踪球、触摸屏等,该输入指示光标 82 在所显示的图像如 Doppler 图像 44、组织密度图像 46 或 Doppler 图像 44 和组织密度图像 46 的组合上的期望位置。然后如关于方法 36 中的步骤 76 所述,图像分析模块 28 可以针对每个图像 44 分析围绕光标的区域 84,以便确定将哪个图像 44 显示为诊断图像。区域 84 可以是围绕光标 82 的预置尺寸或者可以具有由操作员指定的尺寸。

[0037] 参考图 7,一种利用超声系统 10 方便诊断的方法 86 可以包括执行如方法 36 中的图像采集和处理步骤 38-54,并进一步包括在步骤 88 显示图像 44 和 / 或其相应的组织密度图像 46 的步骤。该一个或多个图像 44、46 可以由操作员选择或随机选择,或者可以是与在步骤 38 执行的一系列扫描中的第一个、最后一个或其他扫描对应的一个或多个图像 44、46。所显示的一个或多个图像 44、46 可以由操作员选择,例如通过允许操作员滚读图像 44、46 并提供指示使用哪个图像 44、46 的输入。作为替代,用户界面 34 可以接收来自操作员的输入,该输入导致图像滚动通过显示器 32,且最后显示的图像将仍然被显示以允许利用光标 82 选择感兴趣的点。

[0038] 在步骤 90,用户界面 34 接收操作员输入,该输入指示一个或多个图像 44、46 上的光标位置。在步骤 92,针对每个 Doppler 图像 44 分析包含或邻近在步骤 90 确定的位置的区域 84,以便针对每个图像 44 计算一个或多个特征化参数。区域 84 的尺寸可以是固定的,基于图像 44 自动确定或者由操作员指定。

[0039] 图像特征化参数可以包括每个图像 44 的区域 84 内的图像数据的流动面积和速度内容的统计测量,诸如:速度加权的流动面积;有符号或无符号的平均速度;50%、90% 或其他速度百分比;和 / 或有符号或无符号的速度传播测量,诸如标准偏差。在一些实施例中,仅针对每个图像 44 计算上述参数之一。在其他实施例中,针对每个图像 44 计算两个或多个参数。在一些实施例中,操作员可以输入哪些参数将被计算并用于分析图像 44。然后如上述方法 36 所述,可以在步骤 78 选择诊断图像并且在步骤 80 显示该诊断图像。

[0040] 在方法 86 中,可以省略以下步骤:生成流动掩模(步骤 56)、应用流动掩模(步骤 58)、执行脉管分割(步骤 64)、显示被分割的脉管(步骤 68)以及接收操作员对被分割的脉管的选择(步骤 70)。作为替代,这些步骤中的一些或全部可以被包括在该方法中。例如,对脉管进行分割(步骤 64)以及接收操作员对脉管的选择(步骤 70)可以先于指定光标 82 的位置的步骤,从而可以将光标 82 定位于在步骤 70 选择的脉管的子区域 84 内。

[0041] 参考图 8,在可替代实施例中,将超声系统 10 耦连以接收来自心电图 (ECG) 监控系统 94 的信号,该心电图监控系统 94 接收来自耦连到患者 14 的电极 96 的信号以测量患者心脏的电活动。

[0042] 参考图 9,图 8 的系统可以用于基于所测量的 ECG 波形 98 选择超声图像 44。在一个实施例中,测量 ECG 波形且同时执行由标记 100 指示的一系列超声扫描。可以分析波

形 98 以确定患者的心脏周期中诸如心脏收缩峰值、心房收缩、心脏舒张或心动周期中的其他正常点或异常点的发生的时机 102。然后选择与和发生 102 同步或几乎同时执行的扫描 104 对应的图像 44 作为显示给操作员的诊断图像。

[0043] 参考图 10, 使用图 8 的系统的方法 108 包括在步骤 110 执行一系列超声扫描且同时在步骤 112 测量患者的 ECG。可以使步骤 110 和 112 相对于彼此配准或同步, 从而可以将超声扫描的时机映射到沿 ECG 输出的点。例如, 可以根据第一时钟确定 ECG 测量的开始时间和结束时间, 且可以根据第一时钟或与第一时钟同步的第二时钟对每次超声扫描加盖时间戳。作为替换, 可以记录所述一系列超声扫描的开始时间和结束时间或者使其与 ECG 测量的开始时间和结束时间相等。然后可以使用超声扫描的速率将每个 ECG 扫描映射到 ECG 波形上的点。

[0044] 在步骤 114, 可以处理该超声信号以产生 Doppler 图像 44, 且在步骤 116 可以处理该信号以产生组织密度 (灰度) 图像 46。在步骤 118 处理该图像。在步骤 118 处理所述图像可以包括执行方法 36 的步骤中的一些或全部, 包括应用阈值 (步骤 54)、生成流动掩模 (步骤 56)、应用流动掩模 (步骤 58)、执行脉管分割 (步骤 64)、显示被分割的脉管 (步骤 68) 以及接收操作员对被分割的脉管的选择 (步骤 70)。

[0045] 在步骤 120, 分析 ECG 波形以定位患者的心动周期中的事件的发生。在步骤 122, 通过确定在步骤 120 定位的事件的时机, 并且识别与在该时刻附近发生的扫描对应的图像 44, 来识别时间上与该事件对应的图像 44。在步骤 123, 显示在步骤 122 识别的图像 44。

[0046] 在一些实施例中, 将一系列超声图像如 Doppler 图像 44 或组织密度图像 46 中的一个或二者显示为视频, 以图形显示血液流动随时间的变化。在这种实施例中, 用户可以提供一输入, 该输入导致中断视频显示并且在接收到该输入后将显示图像的静态显示。相应地, 在一些实施例中, 超声系统如系统 10 可以可选地执行如图 11 所示的方法 124。

[0047] 在方法 124 的步骤 126, 执行超声扫描, 优选以适于在单一心动周期内多次获取血液流动的速率执行一系列连续扫描。在步骤 128, 生成针对每次扫描的图像, 如 Doppler 图像 44 和 / 或组织密度 (灰度) 图像 46。在步骤 130, 将图像显示为视频。该视频可以连续循环播放或在接收到导致视频显示开始的操作员输入时仅显示一次。在步骤 132, 接收用户中断。可以在用户按下按钮或与标注为“静止”、“停止”等的图形用户界面元件互动时生成该用户中断。在步骤 134, 中断视频显示。在步骤 136, 根据任一上述方法如图 2 至图 6 所示的方法来选择诊断图像。在步骤 138, 静态显示在步骤 136 所选择的诊断图像。

[0048] 进一步参考图 1, 在可替代的实施例中, 超声系统如系统 10 可以执行如图 12 所示的方法 140。在方法 140 的步骤 142, 执行超声扫描, 优选以适于在单一心动周期内多次获取血液流动的速率执行一系列连续扫描。在步骤 144, 生成针对每次扫描的图像, 如 Doppler 图像 44 和 / 或组织密度 (灰度) 图像 46。在步骤 146, 将图像存储在图像缓冲器中, 如系统 10 的图像缓冲器 24。在步骤 148, 显示图像缓冲器 24 内的图像的视频回路 (videoloop)。例如, 视频处理器 30 可以自动依序显示图像缓冲器 24 内的图像。

[0049] 在步骤 150, 接收用户中断, 例如响应于用户按下按钮或与标注为“静止”、“停止”等的图形用户界面元件互动。在本发明的其他实施例中, 当操作员在不同观察模式之间切换时发生用户中断。例如, 超声系统 10 可以具有双工 (duplex) 显示模式, 其中显示器 32 的一部分示出 Doppler 图像 44 和 / 或组织密度图像 46, 且显示器 32 的另一部分示出光谱

Doppler 数据或每个 Doppler 图像 44 的被选择部分。在这种系统中,只有一部分的显示器是“直播的 (live)”(即连续滚读图像缓冲器 24 中的图像,或连续采集并显示来自所采集的 Doppler 数据的光谱数据)。用户可以通过提供输入例如按下“更新”键来选择哪些部分是直播的。在提供输入之后,直播部分被静止且其他部分变成是直播的。因此,在 Doppler 图像 44 和 / 或组织密度图像 46 已经是直播的情况下,按下这种系统中的更新键将停止这些图像的视频显示并且提供用户中断,该用户中断如上所述触发诊断图像的自动选择和显示。作为替代,在一些实施例中按下更新键并不触发诊断图像的选择和显示,而是只有当“静止”按钮被按下时才停止图像的视频显示或光谱数据的采集。

[0050] 在步骤 152,中断视频显示。在步骤 154,从图像缓冲器 24 读取图像。在一些实施例中,图像分析模块 28 从图像缓冲器 24 读取图像。在步骤 156,根据上述任何一种方法选择诊断图像,诸如图 2 至图 6 说明的方法。在步骤 158 可以更新图像缓冲器中的图像,且在步骤 160 显示在步骤 156 选择的被选静态诊断图像。

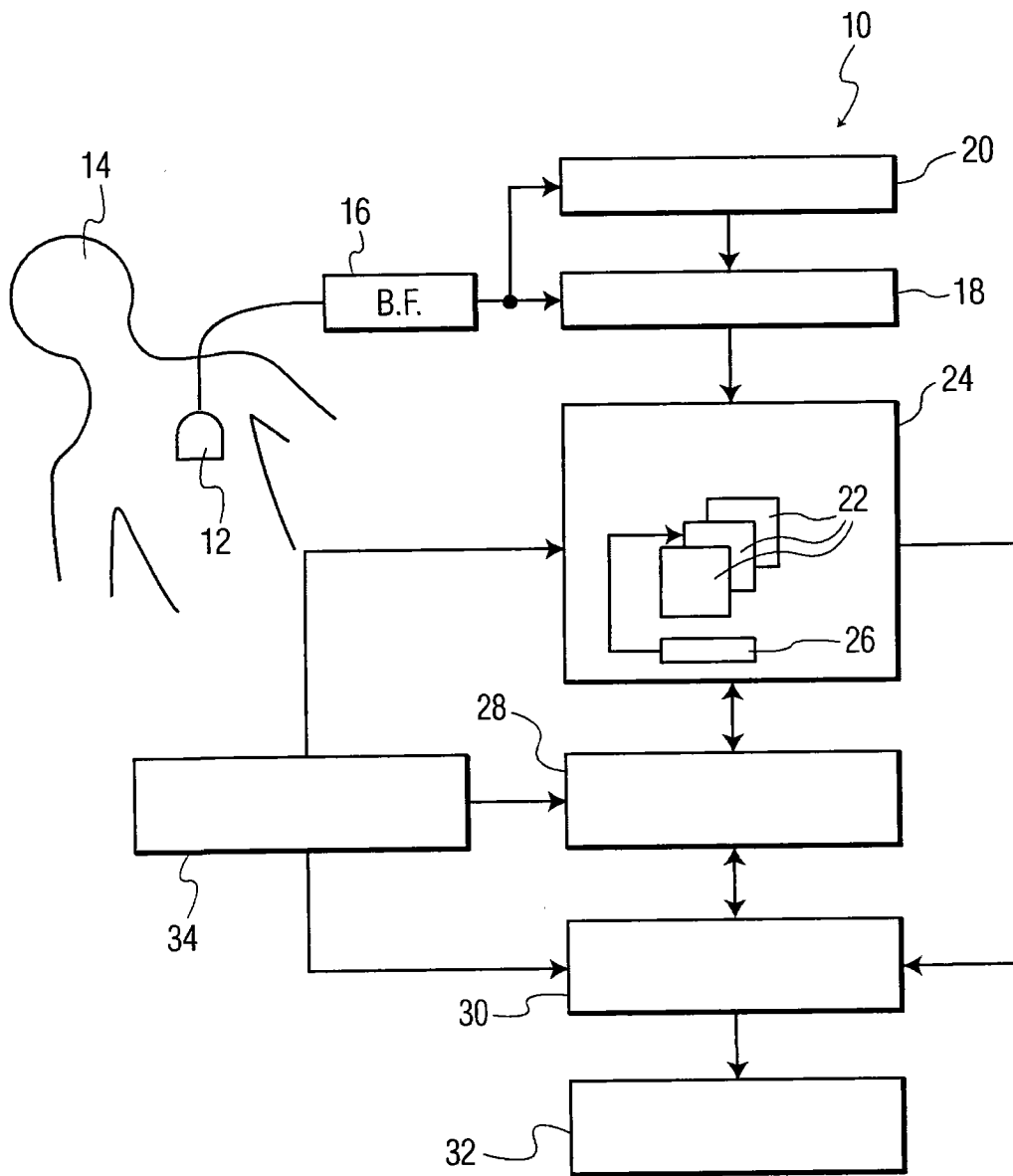


图 1

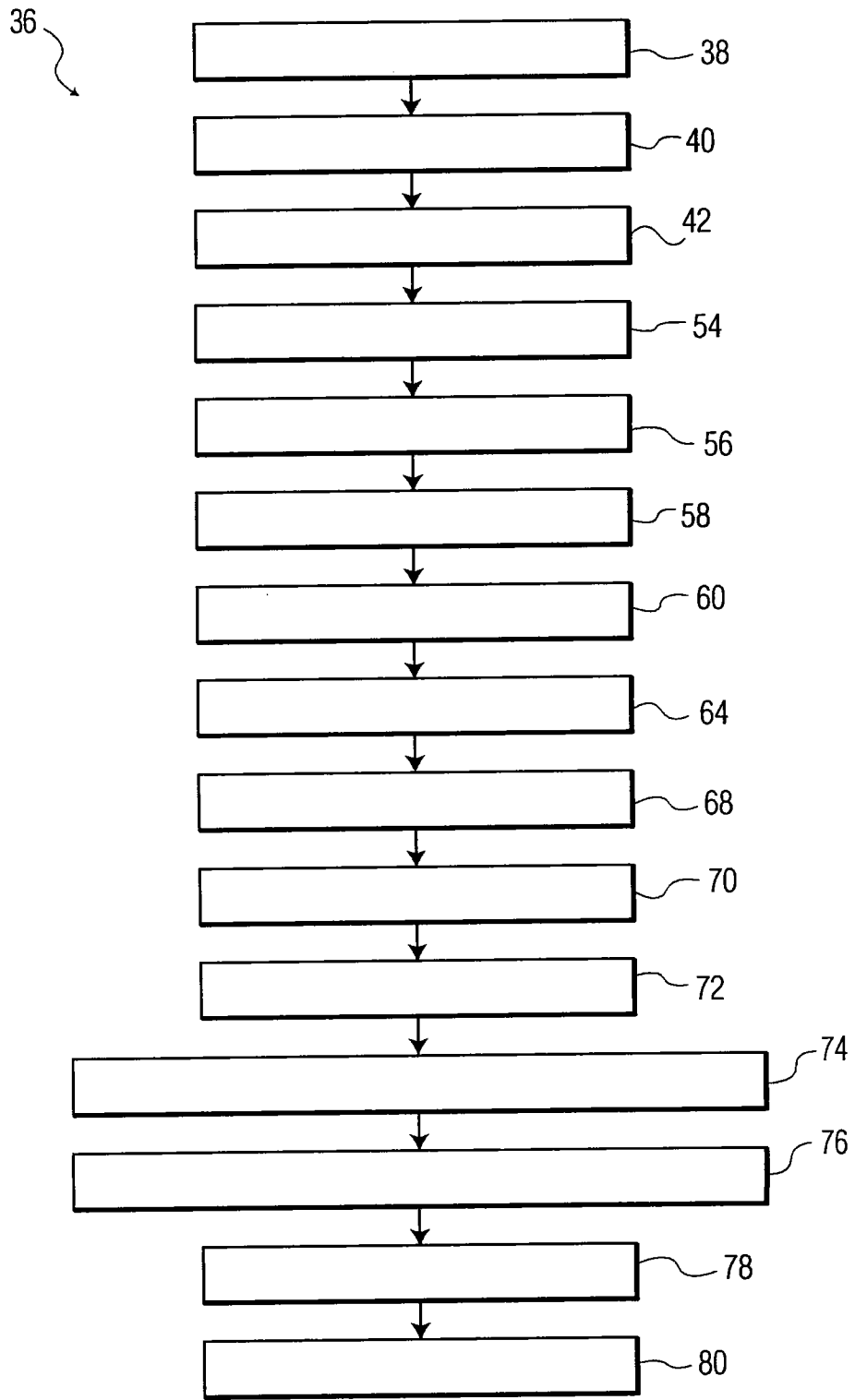


图 2

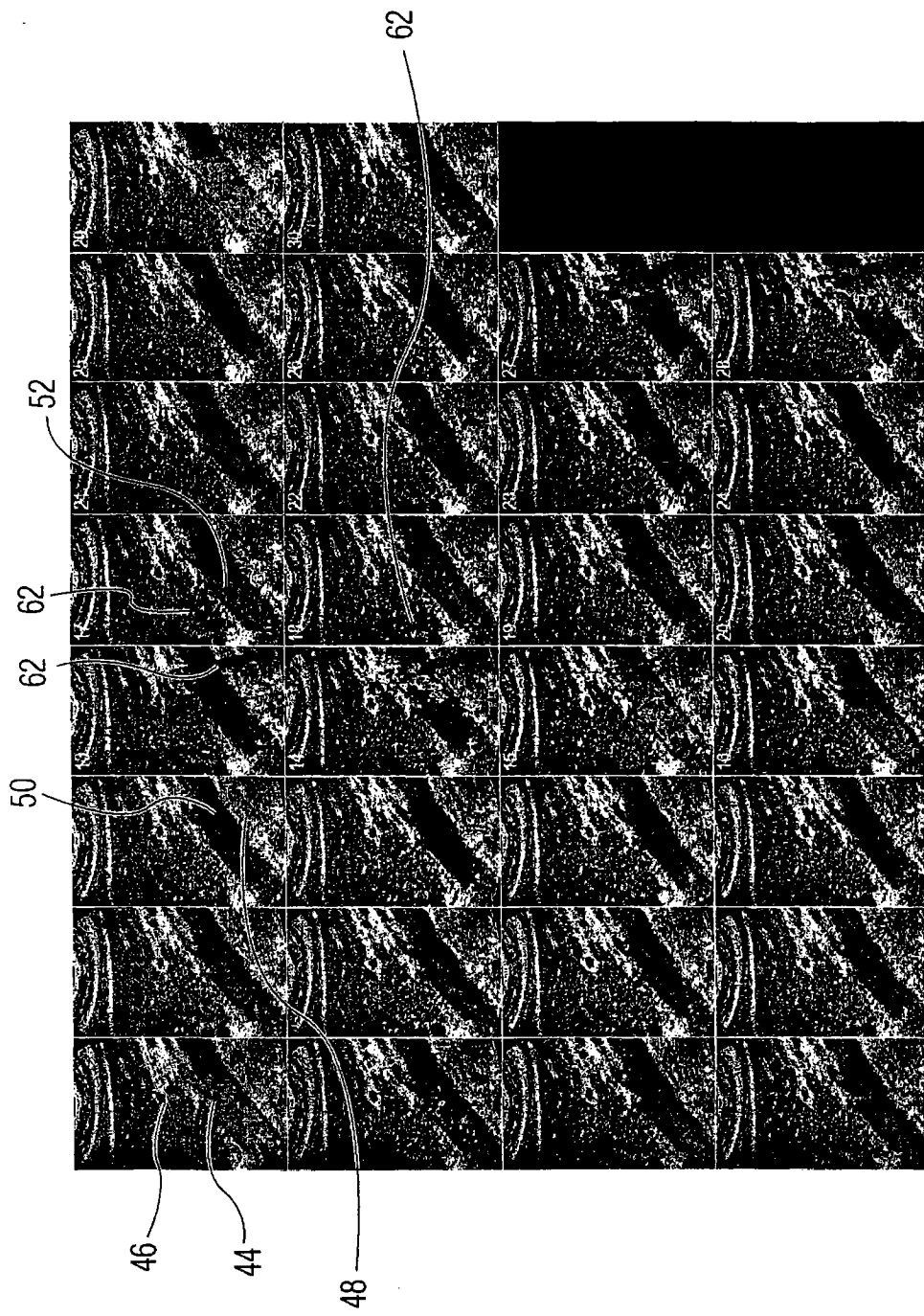


图 3

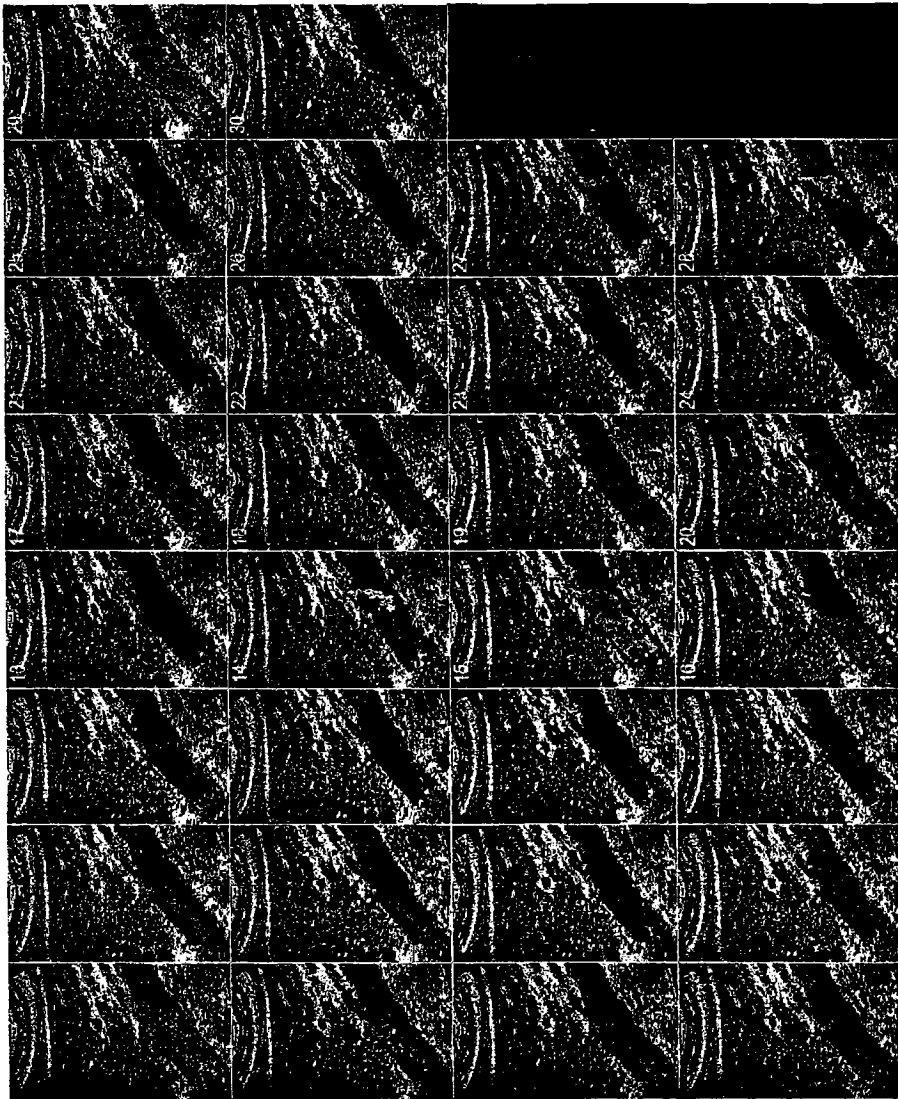


图 4

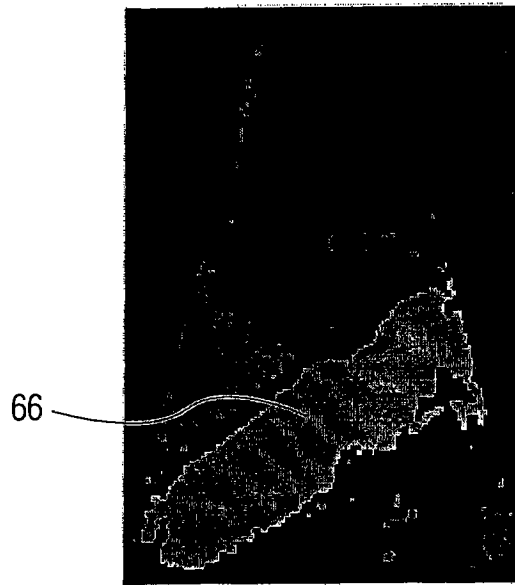


图 5

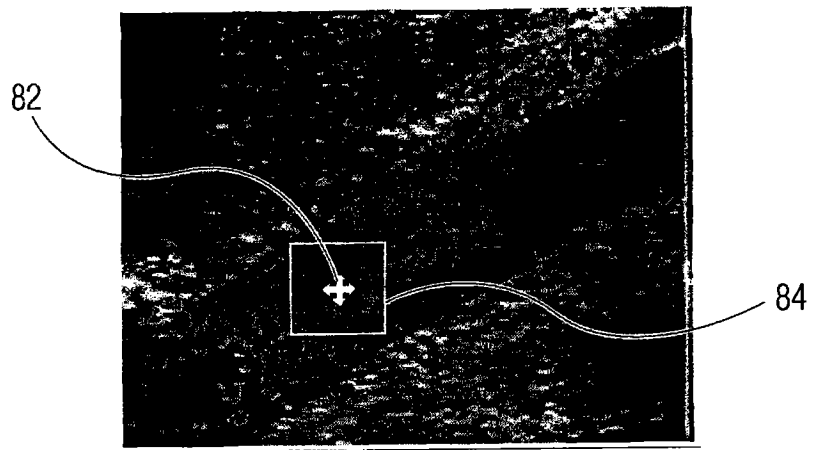


图 6

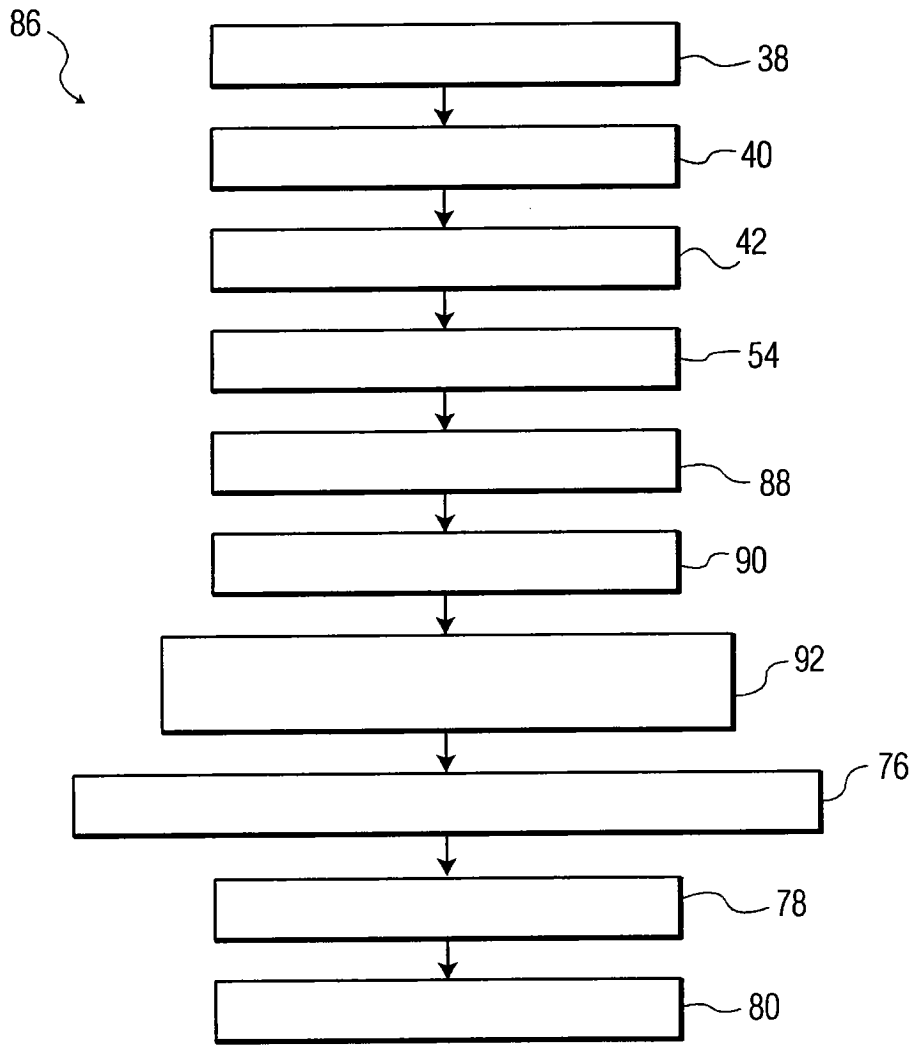


图 7

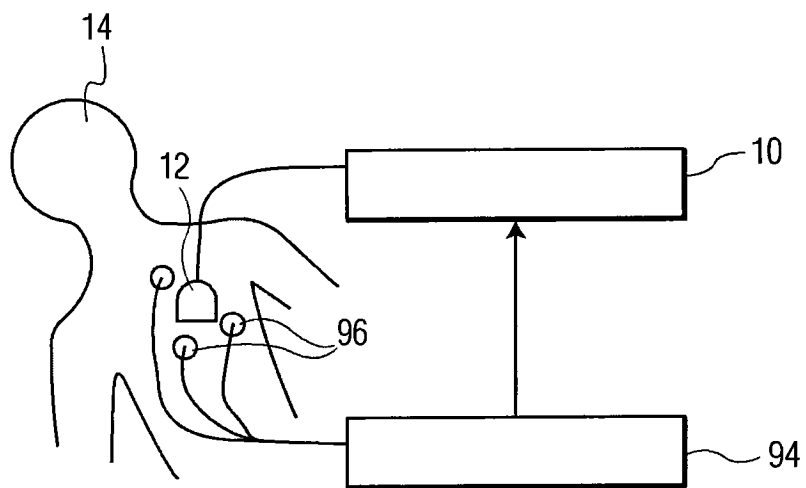


图 8

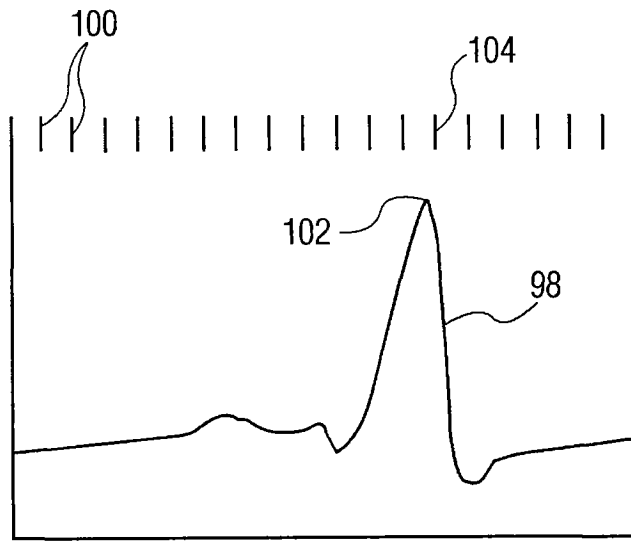


图 9

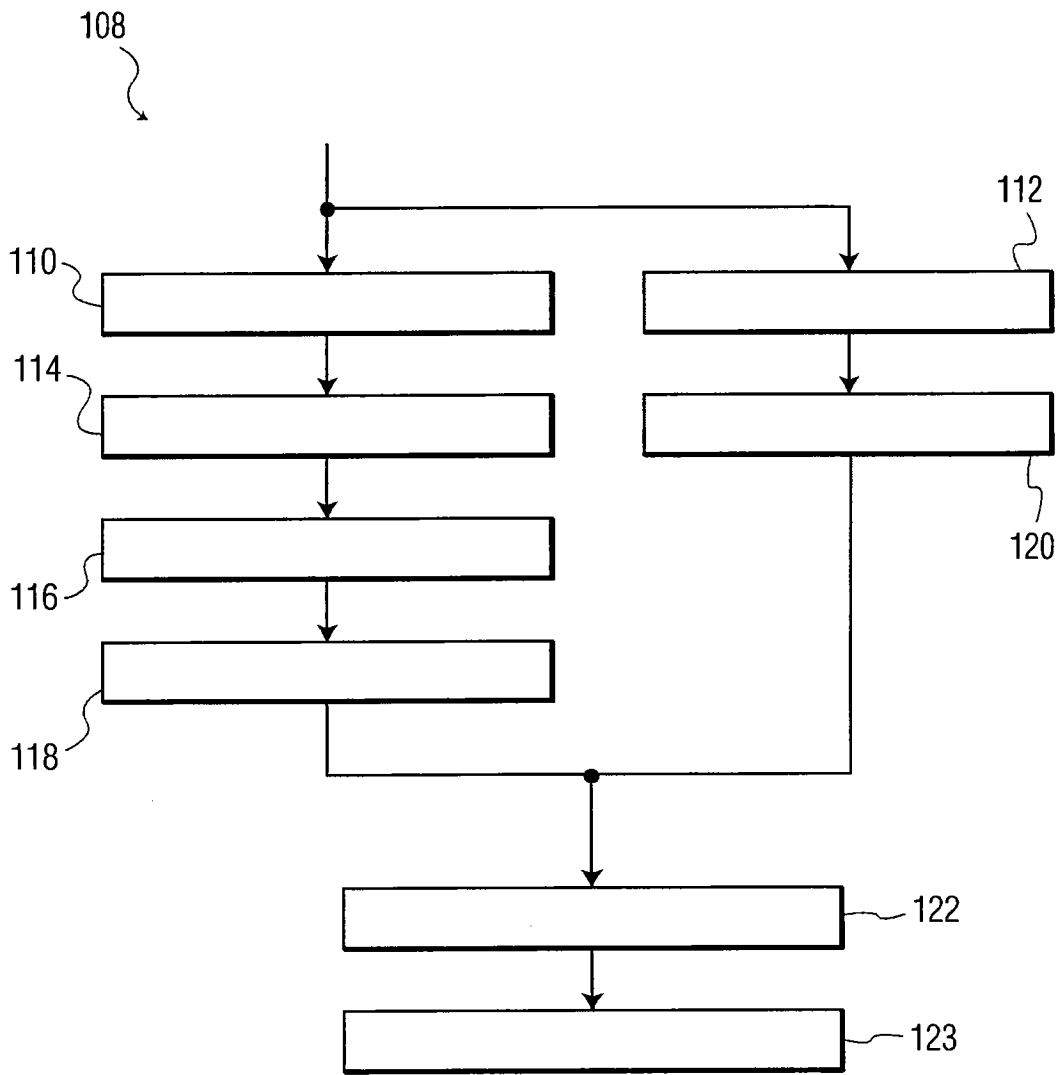


图 10

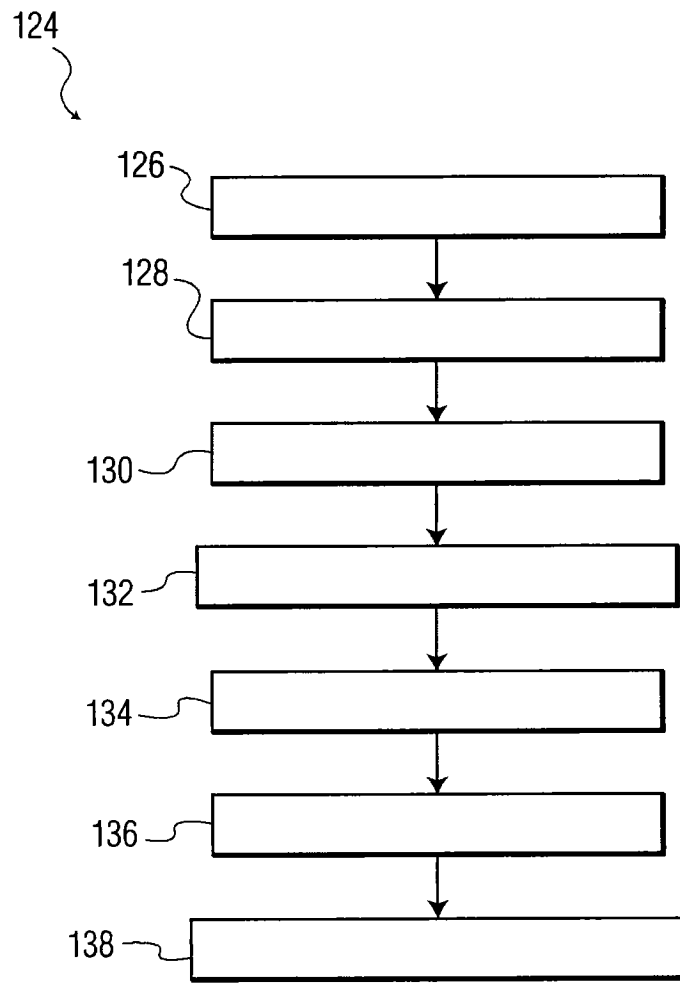


图 11

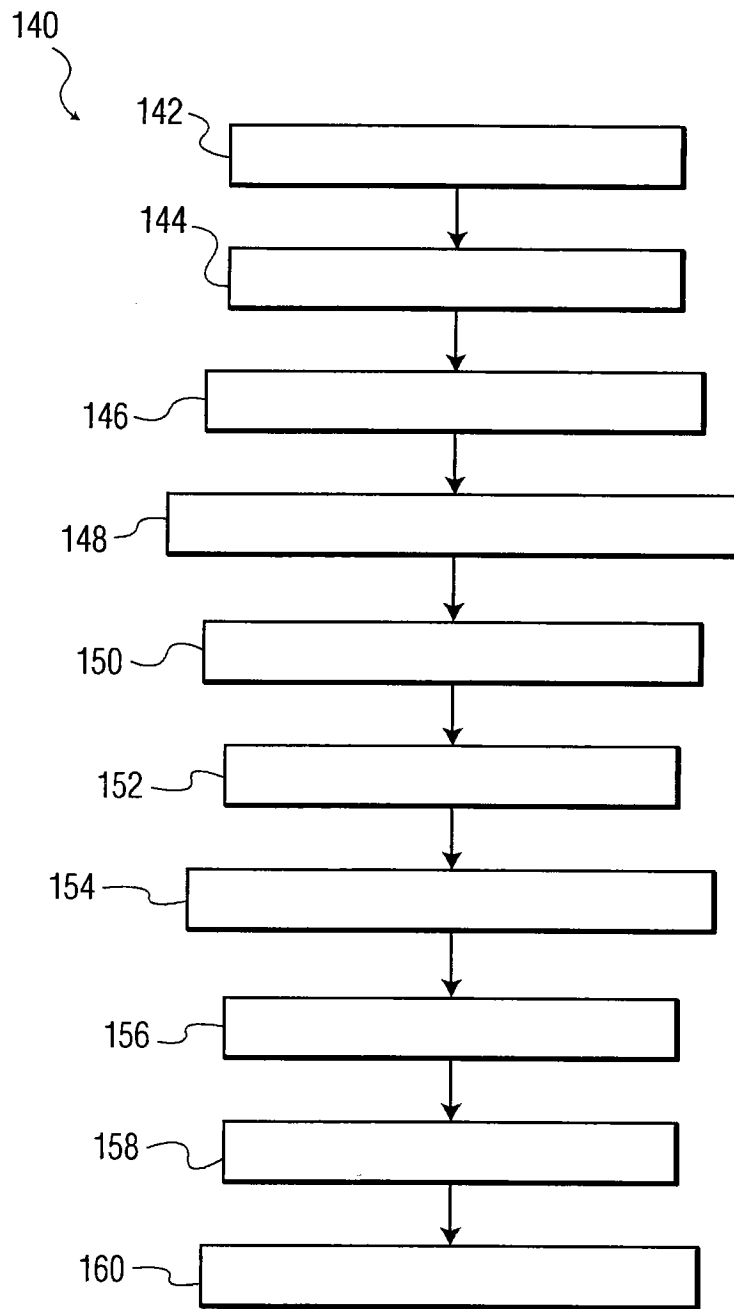


图 12

专利名称(译)	用于DOPPLER超声成像系统中的自动图像选择的系统和方法		
公开(公告)号	CN101790351A	公开(公告)日	2010-07-28
申请号	CN200880100367.3	申请日	2008-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	S希尔 A萨阿德 T卢帕斯 X史		
发明人	S·希尔 A·萨阿德 T·卢帕斯 X·史		
IPC分类号	A61B8/06 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0883 G01S7/52063 A61B8/06 A61B8/0891 G01S7/5206 G01S7/52087 G01S15/8979		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	60/952101 2007-07-26 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开一种用于从一系列超声图像中选择诊断图像的超声系统(10)。为一系列Doppler超声图像中的每个计算图像特征化参数，如标准偏差。然后分析该图像特征化参数以选择与患者的心动周期中的预定点对应的图像。然后显示所选择的图像。在一些实施例中，处理Doppler图像以识别与单独血管对应的感兴趣区域。然后基于该感兴趣区域计算该图像特征化参数。可以通过接收用户输入，例如将光标定位在图像上的特定点来识别该感兴趣区域。在其他实施例中，将超声图像映射到ECG波形上的点，且基于该ECG波形的分析来选择图像。

