



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02824224.6

[43] 公开日 2005 年 3 月 23 日

[11] 公开号 CN 1599578A

[22] 申请日 2002.11.20 [21] 申请号 02824224.6

[30] 优先权

[32] 2001.12.5 [33] US [31] 10/010,298

[86] 国际申请 PCT/IB2002/004846 2002.11.20

[87] 国际公布 WO2003/047433 英 2003.6.12

[85] 进入国家阶段日期 2004.6.4

[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 J·R·贾戈 L·J·奥尔森

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

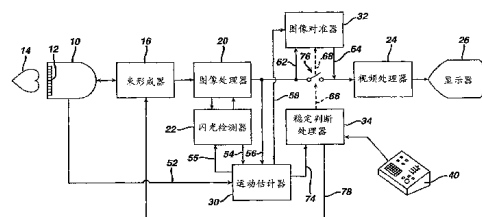
代理人 王岳 陈景峻

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 4 页

[54] 发明名称 超声波图像的的稳定系统和方法

[57] 摘要

一种超声波诊断成像系统被提供,其中在存在探头运动、解剖体运动或两个运动时解剖体图像被稳定。判断处理器分析运动的影响并且确定是抑制还是允许成像稳定。基于探头的运动感测、图像分析,或其两者图像被在解剖学上加以对准。稳定系统既可以被手动地或自动地以及自适应地启动。



1. 一种具有图像稳定的超声波诊断成像系统，其包括：  
在视场内对解剖体成像的超声波探头；  
被耦合到所述超声波探头的束形成器；  
5 被耦合到所述束形成器的图像处理器；  
被耦合到所述图像处理器的图像显示器；  
估计至少探头运动和解剖体运动之一的运动估计器；以及  
响应于至少探头运动估计器和解剖体运动估计器之一的稳定判断  
处理器，其确定是维持还是结束图像稳定。

10 2. 根据权利要求1的超声波诊断成像系统，其中所述图像处理器包括响应于运动估计器的图像对准器，其对在时间上的不同图像加以对准，

其中在解剖学上被对准的图像作为稳定图像被顺序地显示在图像显示器上。

15 3. 根据权利要求1的超声波诊断成像系统，其中所述运动估计器通过对两个在时间上不同的图像进行图像处理来估计运动。

4. 根据权利要求3的超声波诊断成像系统，其中所述运动估计器执行至少MSAD分析、特征匹配、交互信息、相关及归一化相关中的一个。

20 5. 根据权利要求1的超声波诊断成像系统，进一步包括用户接口，借此用户接口用户手动地设定操作条件，

其中稳定判断处理器响应于操作条件的设定。

6. 根据权利要求1的超声波诊断成像系统，进一步包括被耦合到图像显示器的图形显示器，借助于此用户描画所感兴趣的区域，

25 其中稳定判断处理器致使在感兴趣区域内解剖体的图像得到稳定。

7. 根据权利要求6的超声波诊断成像系统，其中稳定判断处理器被耦合到束形成器以致使在感兴趣区域内解剖体的图像得到稳定。

8. 根据权利要求6的超声波诊断成像系统，其中稳定判断处理器被耦合到图像处理器以致使在感兴趣区域内解剖体的图像通过图像处理得到稳定。

30 9. 一种用于稳定超声波图像显示的方法，包括：

接收第一实时超声波图像；

接收在时间上不同于所述第一图像的第二实时超声波图像；

估计发生在所述第一和第二图像之间的至少探头或解剖体运动中的一个；在解剖学上对准所述第一和第二图像；以及顺序地显示在解剖学上被对准的图像。

10. 根据权利要求9的方法，其中估计包括使所述第一和第二图像相关。

11. 根据权利要求9的方法，其中估计包括感测所述第一和第二图像之间的探头运动。

12. 根据权利要求9的方法，其中在解剖学上的对准包括跟随具有超声波探头的不同扫描线的感兴趣区域。

13. 根据权利要求9的方法，其中在解剖学上的对准包括将被显示的解剖体保持在所描画的感兴趣区域之内。

14. 一种减少在超声波实时图像中由移动超声波探头所产生的抖动的方法包括：

采集超声波实时图像序列；

估计实时图像的顺序图像之间的运动以产生多个运动估计；

将运动估计进行滤波以产生得到滤波的估计值；以及

利用被滤波的估计值以相对于序列的先前实时图像平移新近的实时图像。

## 超声波图像的稳定系统和方法

## 技术领域

- 5       这个发明涉及超声波诊断成像系统，且特别地涉及在探头或解剖体运动存在下产生稳定图像的超声波诊断成像系统。

## 发明背景

- 10       超声波诊断成像系统使能通过实时的两及三维成像对患者解剖体的诊断。超声波图像的质量和分辨率已经先进到如此地步，以致于外科医生可以甚至定位和研究最小的解剖体细节，如在个别血管中的心瓣运动和流动特征。但是运动影响可以致使这种先进性无效。例如，外科医生可正在试图对婴儿的肾进行成像以评估器官中的血流灌注。然而，婴儿将不理解这个程序且当外科医生尝试将超声波系统探头与
- 15       婴儿腹部保持稳定接触时婴儿可挣扎或扭动。婴儿的挣扎可以妨碍任何连续稳定的探头接触，从而当探头不自觉地移动时引起图像中的解剖体发生抖动并且不规律地移动。当外科医生感觉到她具有适当的肾图像时，通过按下 Freeze 按钮来捕捉图像她可尝试克服这些环境，但是这可以是偶然性的、无论成功与否的行动。在这些条件下外科医生
- 20       可能不能够获得使能确信诊断的图像。

- 25       甚至对于合作患者的有害运动影响的另一实例是心脏成像。心脏学家可正在对心脏成像且正在尝试鉴别是否存在来自心脏的任何喷射或泄漏。在它们在图像平面或体积中时，这些影响在图像中可以是非常微小的且可能仅瞬间地出现。然而，当心脏跳动时它经常并不在同一位置进行，而是可以在胸腔中从一端到另一端摆动。整个器官的这个运动可以使难以聚焦在心瓣附近的恒定点上。如果超声波系统被操作在其中较大视场的放大部分得到观察的“变焦”模式，则所感兴趣的解剖体可以因这个运动被完全地移出变焦视场。再次，运动可以妨碍确信诊断所需要的图像的采集。在这种情况下，运动是身体内解剖
- 30       体的动作而不是超声波探头的运动。对于超声波系统将需要自动地改善这些运动问题以便于更好地便利于在困难的成像环境下采集从诊断上有效的图像。

### 发明内容

根据本发明的原理，提供一种超声波系统和方法，用于在存在探头和/或解剖体运动时稳定显示屏幕上的图像。当临床医生正在以测量模式移动探头来搜索具体的解剖体时；所述系统以正常的方式执行。但是当临床医生正在集中精力于具体的解剖体时，所述系统稳定正在显示屏幕上被加以观察的解剖体。这可以在临床医生的命令下或通过系统自适应地加以完成。当在稳定模式下，系统基于降低稳定的利用或指示临床医生开始操作测量模式的需求的操作条件将结束图像稳定的努力。

### 附图说明

在附图中：

图 1 以方框图形式示例根据本发明原理而构建的一种超声波系统；

图 2a 和 2b 示例超声波图像的稳定；

图 3 示例通过机械等效物进行图像稳定的原理；

图 4 示例一判断表，通过所述判断表本发明的实施例起到维持或终止稳定操作模式的作用；以及

图 5 示例带有描画出感兴趣区域的框的超声波图像。

### 具体实施方式

首先参考图 1，根据本发明原理而构建的超声波系统以方框图的形式被示出。包括变送器阵列 12 的探头被用来扫描患者的解剖体。在附图中解剖体从符号上由变送器阵列 12 孔径前面的心脏 14 的形状来表示，以如下述实例之一中所说明的那样指示探头正在扫描心脏。阵列变送器 12 可以是一维或二维阵列，其扫描患者的单个平面或体积区域。通过移动阵列以扫描图像，来自阵列的束可以从电子上或机械上被操纵。用来形成相干回波信号的来自探头 10 的超声波束发射及所接收回波的处理由束形成器 16 加以执行，所述束形成器 16 响应于探头的发射-接收序列可形成图像的一个或更多个被接收的扫描线。然后所接收的扫描线信号被图像处理器 20 处理成所要求类型的图像。图像处

理器可对所接收的回波信号进行处理以形成例如基波或谐波图像信号，并且可产生多普勒效应（Doppler）或 B 模式信号用于显示。不希望的信号或图像组分可由图像处理器 20 进行减少或消除。运动假象如不希望的闪烁假象可以由闪烁检测器加以检测，然后通过信号或图像处理加以去除。用于检测且抑制闪烁的各种技术是已知的，如在 US 专利 5, 197, 477 和 5, 782, 769 中针对多普勒效应闪烁所示的那些技术，以及于 2000 年 10 月 20 日提交的针对谐波分离闪烁假象的 US 专利申请序号 09/693, 059。图像处理器还执行图像形成操作如扫描转换。在标准的超声波系统中图像信号被耦合到视频处理器 24，所述视频处理器 24 将图像信号转换成适合于驱动图像显示器 26 的显示信号。

根据本发明的原理提供一种能够估计几种运动影响的运动估计器 30。可以影响超声波图像稳定性的运动影响包括探头的运动和正在被成像解剖体的运动。运动估计器 30 估计来自这些源中的一个或两者的运动影响。例如，探头 10 可包括给运动估计器 30 提供探头运动指示的运动传感器，如在 US 专利 5, 529, 070 中所说明的加速惯性传感器。光学或机械传感器还可被用在探头中以感测探头的运动。在图 1 的系统中来自这些传感器的信号经过线 52 被耦合到运动估计器 30。引起闪烁的运动假象可以源于探头或解剖体运动，且这些运动的感测经过线 54 被耦合到运动估计器 30。被估计的运动还可以经过线 55 被耦合回到闪烁检测器 22，以改进闪烁抑制的效能。如美国专利 5, 127, 409 所说明多普勒效应信号还可以被用来检测探头的运动并且经过线 54 或线 56 被耦合到运动估计器 30。

通过图像中的解剖体在从一个图像帧到另一图像帧的位移，在超声波图像中解剖体或探头的运动还将显现。这个运动可通过图像处理被加以估计，其中一个帧的信号或图像内容被与在不同时间点处所采集的另一图像帧进行比较。可以用于图像中的运动检测的技术包括特征匹配，交互信息，相关，归一化相关，在扫描线轴向方向上的 r.f. 相关，或如在 1999 年 6 月 30 日提交的 US 专利申请序号 09/345, 244 中所说明的绝对差（MSAD）处理的最小和。为此目的连续的图像经过线 56 被耦合到运动估计器 30。被如此处理的图像可以是一、二或三维图像。一维图像的实例是例如相对于血管被稳定的采样体积。

运动估计处理的结果借助于线 58 被耦合到图像对准器 32。当超声

波系统要产生稳定图像时，图像对准器使用被估计的运动来对准在顺序的图像中的解剖体，所述被估计的运动能够采用由MSAD过程所分析的时间顺序图像的交叉相关系数的形式。结果是将据临床医生看来图像在显示屏幕上稳定的，而没有不希望的运动或抖动。图像对准器借助于线62接收时间顺序的图像并且在线64上产生序列稳定图像，其然后被耦合到视频处理器24用于显示。当经过来自稳定判断处理器34的控制线68被命令如此做时，图像对准器32对该顺序的图像进行对准。如由受到控制线66所控制的开关76所象征的，稳定判断处理器34还禁止被处理的图像信号到视频处理器24的通常路径，这样被处理用于显示的视频信号是由存在于线64上的图像对准器所产生的稳定信号。

超声波图像稳定的原理被示例于图2a和2b。图2a示例心脏的三个图像82、84、88，当探头或心脏正在移动时所述图像被加以采集。图像将在时间上被顺序地显示，但是出于示例目的，其被一起示于重叠附图中。当图像被采集时如果探头正在运动，这可是针对不合作患者的情况，则心脏可一度出现在被示为82的位置，然后在下一个图像中可出现在被示为84的位置，以及再后来可出现在被示为88的位置。作为选择地，当心脏正在跳动时它可来回移动，且因此每当新的实时图像被采集时其出现在变送器孔径98的不同位置。当这些图像被顺序实时加以显示时，在任一条件下心脏将看来从一个位置抖动或跳动到另一个位置。如果临床医生正在试图诊断心脏中具体位置如从符号上由在一个心脏图像中的框83、在下一个图像中的框8S及第三图像中的框87所指示的心瓣的性能时，当这个小部分图像在屏幕上来回跳动时，则这样的诊断将几乎不可能。通过压下超声波系统控制面板40上的“Freeze”按钮，临床医生可以尝试克服所述问题，以希望被冻结的图像将包含对正在考虑之中解剖体的清晰显示。这可能是或可能不是所述情况，并且无论如何取决于运气而不是诊断经验。此外，临床医生可对评估解剖体如心瓣的动态特征感兴趣，其利用单一的冻结图像则不可能做到。

本发明的实施例通过始终如一地将同一解剖体显示在显示屏幕上的同一位置，来尝试消除这样图像的跳动或抖动或模糊。当图像对准器成功地正在对准顺序的图像的解剖体时，每个顺序的图像将被显示

为与从前图像中同一解剖体的位置对准。据临床医生将看来解剖体正在维持静止或正在运动而无在屏幕上的抖动。这在图 2b 中被加以说明，其心脏的每个顺序图像 82, 84, 88 被显示在与从前心脏图像相同的位置上，使心瓣在顺序图像中位于相同的位置 83, 85, 87。这有效地去除了实时图像显示中的抖动或跳动。临床医生可因此能够根据被稳定的图像做出可靠的诊断，或当所希望的解剖体被成象在被稳定的图像中时，可以可靠地按下“Freeze”按钮。当解剖体的动态特征被加以评估时，序列实时图像被加以捕捉且被存储在 Cineloop®存储器中，图像中的解剖体被对准，且被稳定的序列作为被稳定的实时序列得到重新显示。于是对 Cineloop 存储器中稳定序列的回顾将允许对动态特征如心瓣的动作的评估。

图 3 描绘了本发明图像稳定系统操作的机械模拟。在这个附图中质量 92 相对于基础或底板 90 被示出。底板的(x,y)坐标等效于当前图像的坐标。质量 92 的坐标表示被稳定图像(质量)的坐标，其将相对于底板被稳定地放置。在这种情况下质量 92 相对于底板的任何平移被表示运动稳定元件的弹簧 95, 97 及缓冲器 94, 96 所阻尼。然后被检测的图像(质量)的运动和速度被用来计算质量相对于底板 90 的位置。这样通过将质量坐标作为稳定的基准，获得实时被稳定的图像序列。

图 1 的稳定判断处理器用来智能地判断何时尝试稳定探头或解剖体运动的图像，以及何时抑制这一尝试。抑制包括不仅停止稳定过程，而且包括阻止对其中已经尝试进行稳定的图像的显示。稳定判断处理器 34 可以通过手动或自动，自适应控制进行操作。例如，临床医生可正在以测量模式操作超声波系统，其中临床医生正在试图定位所感兴趣的解剖体。当如此做时，临床医生可在控制面板 40 上将控制设定到“测量模式”。当超声波系统处于测量模式时，稳定判断处理器 34 将不做任何尝试来稳定图像，因为当临床医生搜索所感兴趣的解剖体时临床医生希望看到不断变化的身体内部视图。然后来自稳定判断处理器 34 的控制线 66, 68 将禁止图像对准器 32 尝试对顺序图像加以对准，并且将有效地闭合开关 76，从而使能实时图像的正常顺序，以从图像处理器 20 继续进行到视频处理器 24。

然而在测量模式中，临床医生可在图像中认出其想要详细检查的解剖体特征。然后临床医生将停止移动探头，以便于所感兴趣的特征

连续地维持在象场中，并且将控制面板设定到操作的“Target Mode”。在目标模式中超声波系统将尝试稳定图像以便于所感兴趣的解剖体特征将在图像中维持静止。图像对准器 32 将得到命令以开始稳定顺序图像，并且开关 76 将有效地被打开以便于来自图像对准器 32 的稳定图像的流动将出现在显示屏幕 26 上。

除了如刚刚所说明的依赖于图像稳定的手动启动，稳定判断处理器 34 可自适应地确定何时开始和停止图像稳定的尝试。通过如图 1 所示对在其输入线上所接收的信息加以处理，以及如图 4 的判断表所示例基于所接收的信息做出判断，稳定判断处理器做到这点。在刚刚讨论的测量和目标模式情况下，当临床医生正在快速地或沿着身体经过大的距离移动探头时，这个行为可以几种方法被加以检测。这个探头运动可由探头运动传感器加以估计并且经过线 52 被通信到运动估计器，或，它可由图像中明显的运动假象，或由来自图像到图像的强多普勒效应信号，或由一个图像到另一图像内容的零或接近零的交叉相关来加以估计，当不同的解剖体进入且随后离开图像时。这个运动信息经过线 74 被通信到稳定判断处理器 34。然后稳定判断处理器断定图像中的探头或解剖体已经移动了大的距离或探头或解剖体正在快速移动。如果稳定从前被进行，则在这些条件下图像稳定将不开始，或将解锁（被抑制）。

另一方面，当临床医生定位一些所感兴趣的解剖体时，当临床医生聚焦于图像中的解剖体时探头的运动实际上将停止。仅有的运动将是探头或解剖体的运动，其中解剖体缓慢移动或仅看起来移动短的距离。这可以是因不配合的患者，患者的呼吸，或器官如心脏的自然运动所导致的不希望运动。当经过短距离的这个缓慢运动被运动传感器加以检测时，稳定判断处理器 34 将经过控制线 66，68 启动稳定过程，或将致使从前所启动的稳定处理维持被锁定在操作状态。

如果临床医生结束解剖体一部分的诊断且开始探索所感兴趣的另一特征时，图像中的探头或解剖体将开始缓慢移动经过一相当大的距离并且新的解剖体进入且随后离开探头的图像孔径。当这个条件被加以探测时，稳定判断处理器 34 通过对稳定处理解锁而做出响应，这样临床医生可以再次开始测量解剖体。尝试对移进且随后移出视场的解剖体进行对准将是无用的，因为在图像中正在维持的任何特征将很快

从视线中消失且不可用于随后的对准。

图 4 的判断表示例基于图像处理的一些判断标准。一个是在从一个图像帧到另一图像帧的图像中仅几个像素的运动将导致这样的判断，即稳定过程保持被锁定且继续操作。这样条件的一个实例是心脏的成像，其中心脏可在图像中维持稳定和静止但是瓣将被看到正在打开和正在闭合。心瓣的这个运动将引起心瓣出现处的像素在它们所处的图像的小区域内显著地变化，而显示心脏其余部分的像素可相对地从一个帧到另一个帧维持静止且仅当心脏跳动时才移动。当稳定判断处理器 34 检测这个条件时它假定临床医生正在尝试保持探头稳定且将在图像相同区域中稳定跳动的的心脏。如果在稳定过程当中可能的话，将使心脏的总运动或摆动被去除，但是将不尝试补偿局部运动，如心脏跳动时其变化的形状以及当心瓣打开和闭合时的其运动。

被示于判断表中的另一条件是其中在图像中的许多像素从一个帧移动到另一个帧的条件。这是可以被图像处理如 MSAD 处理加以检测的另一条件。当图像中的许多像素移动（全局运动的条件）时，它通常是因为临床医生正在寻找不同的解剖体，特别是如果条件持续几个帧或重复性地在相同方向上时。在这些条件下稳定判断处理器 34 将致使稳定过程被解锁。然而，可希望地是当临床医生正在以“测量”模式移动探头时去除抖动，如下面所说明。所述判断在图 4 表中被示出带有星号，因为图像中许多像素的短且突然的运动可因临床医生或不合作患者的反射运动所导致。因此，针对许多像素的瞬间运动，稳定判断处理器 34 可断定以继续保持被锁定在稳定模式下直至较长时间的影响被配准（register）。

图 4 的表还示出因顺序图像的配准处理（registration processing）如 MSAD 而导致的差的配准系数的条件。例如，当探头相对于二维图像在高程方向上移动时，或经过大距离的平面内运动发生时，差的配准系数将出现。这些为其中如果不可能维持稳定则其将是困难的条件，因此对于差的配准系数的通常响应是解锁或抑制稳定操作。

通过本发明实施例被极大增强的超声波成像的特征是“变焦”特征，其中在宽视场图像中所发现的特征被放大用于更详细的分析。图 5 示例出示出血管 70 的超声波图像 60。总体上这样的图像被显示为色流

图像, 其中在血管 70 中的血流速度或强度被显示以颜色。在这个实例中, 血管 70 的分支 72 被作为临床医生的目标用于更详细的检查。在包含分支 72 的图像中的感兴趣区域 (ROI) 由框 86 加以描画。通过以与整个图像 60 相同大小的放大视图将解剖体显示于框 86 中, 所述分支 72 被放大或被图像放大。这可通过将框 86 中的像素重新绘制到较大的显示地图上而实现, 其中被图像放大的 ROI 作为全尺寸图像被示出。当对图像放大时, 希望放大时稳定 ROI 框内的解剖体, 以使临床医生能够对解剖体进行详细的评估。根据本发明原理可以做到这点的一个方法是要注意到全图像 60 可被  $n$  个扫描线扫描, 其中边缘扫描线 1 和  $n$  被标注在图像 60 的顶部。ROI 框 86 仅由  $n$  个扫描线的扫描线  $j$  至  $k$  进行扫描。然而, 如果解剖体 72 或成像探头移动时, ROI 框将处于不同扫描线集合的视场之内。例如, 如果框 86 将向左移动两个扫描线的距离, 则它将由扫描线  $j-2$  至  $k-2$  进行扫描。通过经过线 78 向束形成器发布命令来以扫描线  $j-2$  到  $k-2$  对 ROI 进行扫描, 或通过给图像处理

15 处理器发出将扫描线  $j-2$  至  $k-2$  横向跨度之内的 ROI 进行图像放大的命令, 图 1 的稳定系统对这个运动做出反应。在任一情况下, 对 ROI 框 86 中的解剖体执行稳定。

对移动 ROI 框问题的另一解决方案是跟踪解剖体的运动, 然后针对超声波系统同步于解剖体或探头的运动移动 ROI 框 86。这将使血管 72 恒定地位于 ROI 框 86 中, 即使当整个图像移动时。这将维持完整的合格测量随着时间例如在 ROI 框内的解剖体上被得以进行。当高程尺度存在于图像数据集合中时, 正如具有三维成像的情况, 在所有三个方向中的运动可以被加以分析以跟踪所感兴趣的解剖体并且将解剖体的稳定维持锁定。在相邻且平行图像平面的三个图像平面的简单情况下, 被显示的平面将总体上是中央的那个, 其处于高程孔径的中心。但是如果运动发生在高程尺度上以便于正在被显示的解剖体移进相邻的高程平面, 则通过将相邻的高程平面用作被显示平面还可以执行图像稳定。将理解到二维阵列将使超声波系统能够跟踪从一个平面到另一个平面的在高程方向上的运动。这个能力还使当所感兴趣的解剖体从 MPR 平面移动到另一个时, 多平面的重新格式化 (MPR) 平面能够被加以跟踪, 其中 MPR 平面是从 3D 数据集合而合成的平面。当解剖体移动到不同的 MPR 平面时, 新的平面坐标集合被用于 MPR 图像, 从而使

解剖体能够在显示屏幕上被维持静止，甚至在运动存在时。在用来跟随平面内运动的相关中，帧到帧相关的交叉相关系数被总体上用于稳定。当在与平面内尺度相反的高程尺度上对运动加以跟踪时，帧到帧抗相关的使用将经常是优选的用于稳定判断的指示器。

- 5        由用于图像稳定的运动估计器 30 所估计的运动可以用于其它目的。被检测的运动可以被供给到例如闪烁抑制算法，用来改善算法性能的鲁棒性。根据本发明被加以稳定的图像将总体上展示出得到改善的持续 (persistence) 处理，其通常涉及一些形式的时间平均化。通过使空间坐标在图像的时间序列中被维持，持续算法可以更好地执  
10        行，如在 US 专利 5, 215, 094 中所示的那个算法，其中峰值流速在时间上被加以维持。

- 如从前所提到的，当探头正在有意地沿着身体移动时，有时可有益地是去掉图像中的“抖动”，而允许所希望的视场运动得到继续。所不希望的抖动经常由相对高的频率、短的持续运动来表征，并且在那个基础上被加以辨别。根据本发明的另一方面，通过估计在 x 和 y  
15        方向上顺序图像之间的平移，在存在抖动时实时成像被稳定。在两个方向上运动的速度还可以被估计，其为在给定方向上平移的速率除以帧间时间间隔的比率。然后在每个方向上的当前及先前图像的平移，以及数目为 N 的先前图像，如 10-15 个图像之间的平移被选取，并且  
20        被有效地低通滤波以相对于先前图像在当前图像的每个方向上产生经滤波的平移值。低通滤波可以通过数字滤波器如具有截止频率低于所不希望的高频率运动（抖动）截止频率的 Butterworth 滤波器而执行。低通滤波还可以通过将 N 个先前图像的累积运动由平均化过程，或由图 3 中所模型化的惯性滤波器进行积分而得到执行。惯性滤波器将使用上面所提到的速度估计。当前图像中的参考点就有关像素起点，图像隅角、或其它被识别的参考点被加以确定，并且新的图像根据经滤波的平移值被翘曲或被平移到新的参考点。这个经滤波的平移值将基本上表示使用者对探头的有意运动，但是将通过滤波过程被阻尼以减少因不希望的图像抖动所导致的运动。如果持续正在被使用，则用于  
25        持续计算中的先前帧应该被对准到当前图像用于持续算法的成功运算。当探头正在沿着身体表面被移动时，由探头运动导致的大多数有意的运动将处于 x 方向上，而小量有意运动处于 y 方向上。在选择滤  
30

波过程的时间常数或截止时这个事实可以被加以考虑，与被用于  $x$  方向滤波过程中的时间常数和截止频率相比较小的时间常数或较低的截止频率被用于  $y$  方向滤波过程。如果需要的话，帧对帧平移中的最大极限可以被加以设定，并且具有超出极限的估计的平移被约束到极限值。

5

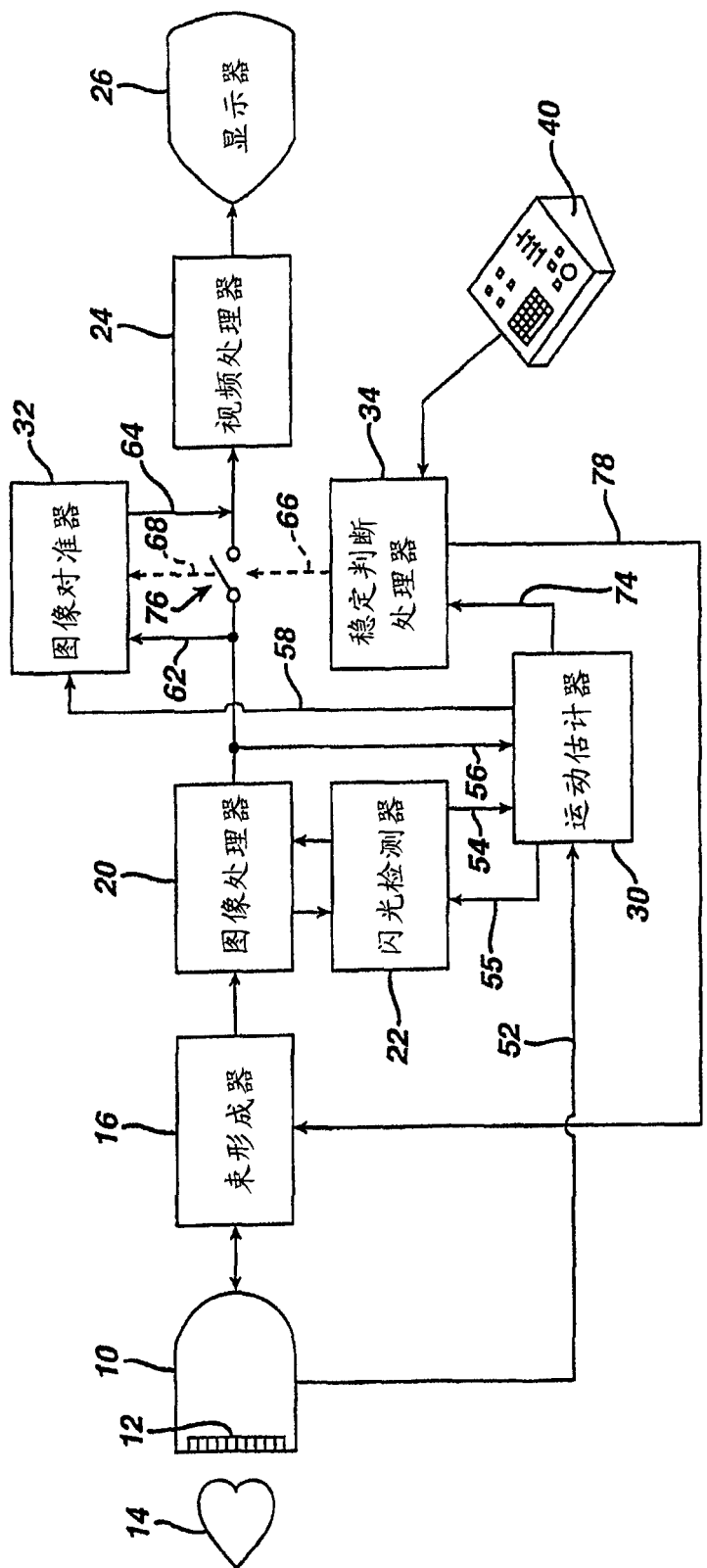


图 1

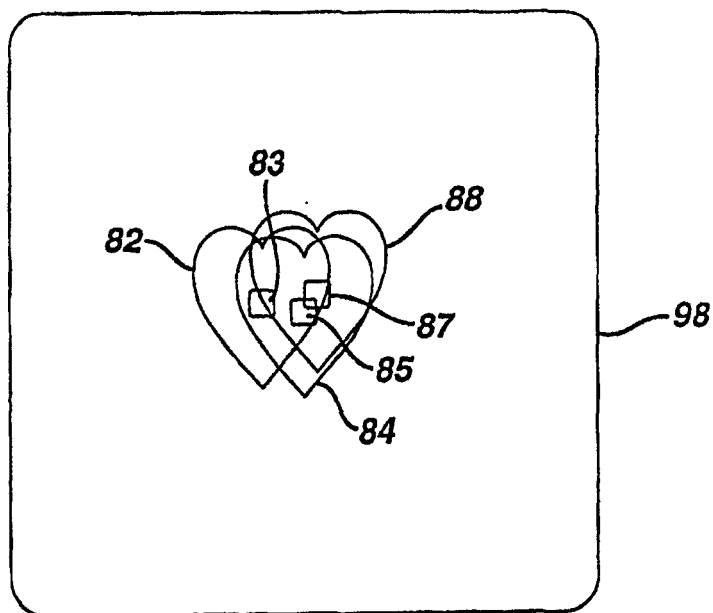


图 2a

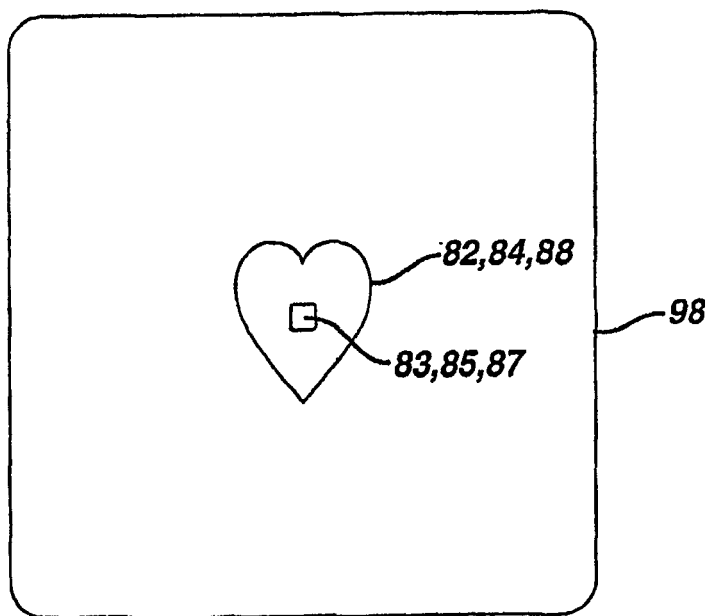


图 2b

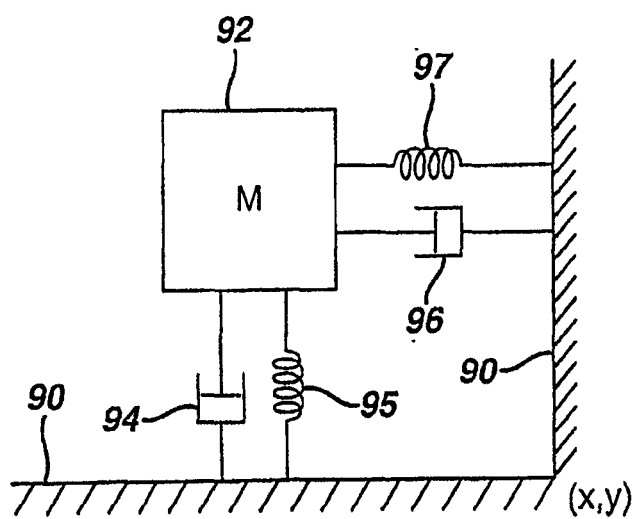


图 3

条件	稳定判断
探头/解剖体移动大的距离	解锁
探头/解剖体快速移动	解锁
探头/解剖体缓慢移动短的距离	保持锁定
探头/解剖体快速移动长的距离	解锁
图像中的几个象素移动	保持锁定
图像中许多象素移动	解锁*
低的相关系数	解锁

图 4

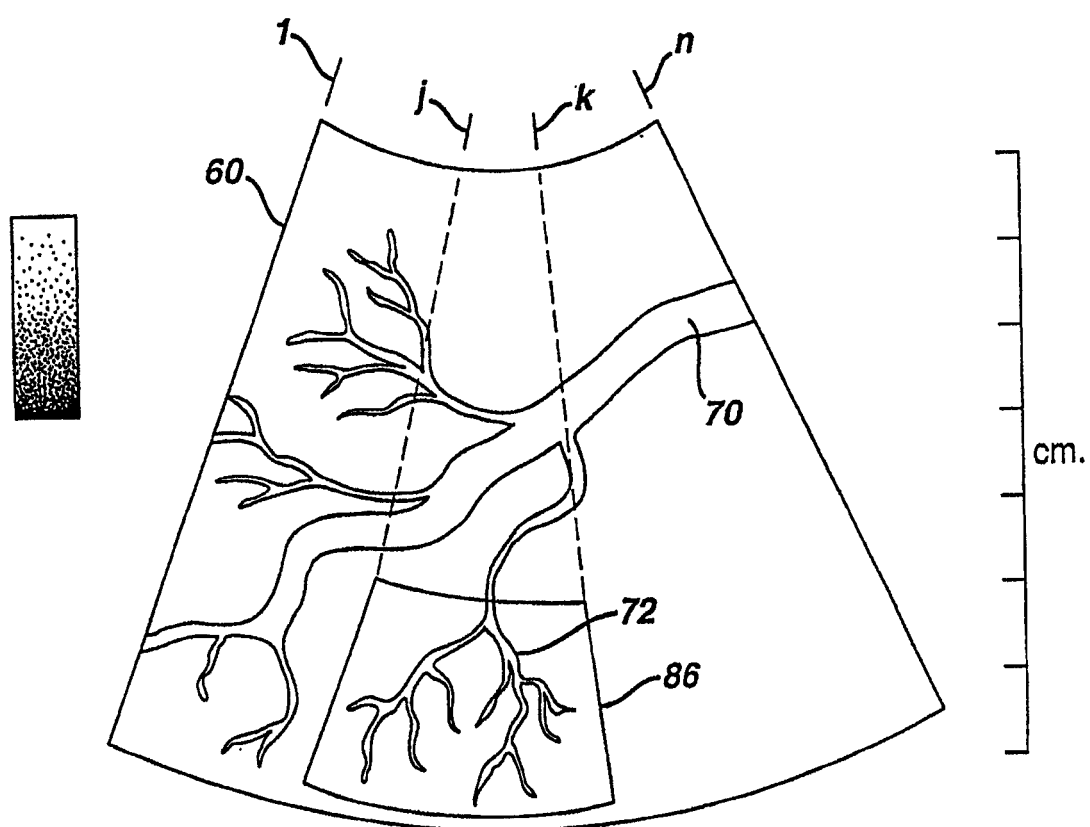


图 5

专利名称(译)	超声波图像的稳定系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN1599578A</a>	公开(公告)日	2005-03-23
申请号	CN02824224.6	申请日	2002-11-20
[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	JR贾戈 LJ奥尔森		
发明人	J·R·贾戈 L·J·奥尔森		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/66 G06T7/20 H04N7/18		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/00 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/467 G01S7/52074 G01S7/52084 G01S15/66 A61B8/461 A61B8/5276		
代理人(译)	王岳		
优先权	10/010298 2001-12-05 US		
其他公开文献	CN100333693C		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

一种超声波诊断成像系统被提供，其中在存在探头运动、解剖体运动或两个运动时解剖体图像被稳定。判断处理器分析运动的影响并且确定是抑制还是允许成像稳定。基于探头的运动感测、图像分析，或其两者图像被在解剖学上加以对准。稳定系统既可以被手动地或自动地以及自适应地启动。

