



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200380106472.5

[43] 公开日 2006年1月25日

[11] 公开号 CN 1725981A

[22] 申请日 2003.12.12  
 [21] 申请号 200380106472.5  
 [30] 优先权  
     [32] 2002.12.18 [33] EP [31] 02293134.9  
 [86] 国际申请 PCT/IB2003/005928 2003.12.12  
 [87] 国际公布 WO2004/054448 英 2004.7.1  
 [85] 进入国家阶段日期 2005.6.17  
 [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 L·热尔蒙-鲁埃 O·博纳福

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
 代理人 程天正 张志醒

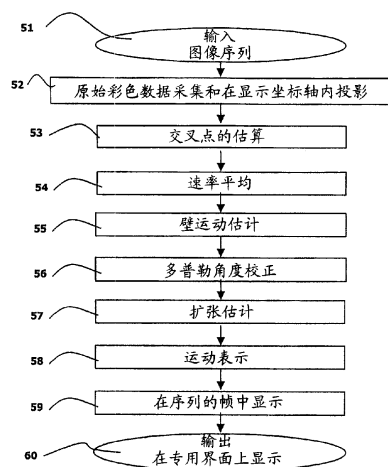
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 4 页

## [54] 发明名称

用于检测动脉壁运动的超声多普勒系统

## [57] 摘要

本发明涉及一种使用弧形传感器元件阵列显示动脉图像的超声观察系统，其包括采集(51)超声图像序列和沿其长轴被探察并具有与心动周期相关的壁运动的动脉段的彩色多普勒序列的装置；并包括处理装置以用于：估计动脉壁沿彩色多普勒超声扫描线的速率和运动幅度(53, 54, 55)；估计动脉壁沿垂直于动脉总轴的线的运动幅度(58)；以及进一步包括：用于在专用显示器上显示(60)该最终动脉壁幅度曲线的显示装置，在该显示器上用户可以进行交互。本发明进一步涉及含有使用该系统执行的步骤的图像处理方法。



- 1、 一种使用弧形传感器元件阵列显示动脉图像的超声观察系统，其包括采集（51）超声图像序列和沿其长轴被探察并具有与心动周期相关的壁运动的动脉段的彩色多普勒序列的装置； 并包括处理装置以用于：
- 5 估计动脉壁沿多普勒彩色超声扫描线的速率和运动幅度（53，54，55）；
- 估计动脉壁沿垂直于动脉总轴的线的运动幅度（58）； 以及进一步包括：
- 10 用于在专用显示器上显示（60）该最终动脉壁运动幅度曲线的显示装置，在该专用显示器上用户可以进行交互。
- 2、 如权利要求1所述的观察系统，其中，估计动脉壁沿垂直于动脉总轴的线的运动幅度（56）的处理装置包括用于进行以下处理的装置：
- 15 以沿被校正以便补偿多普勒角的彩色多普勒线方向测量的运动幅度（ $WM_{TDI}$ ）的函数来估计动脉壁在运动方向（MD）上的运动幅度（WM）。
- 3、 如权利要求2所述的观察系统，其中，用于估计动脉壁沿多普勒彩色超声扫描线的运动幅度的处理装置（53，54，55）包括用于分割动脉壁、提供壁结构（P1，P2）的装置，并包括用于以下处理的装置：
- 20 计算该彩色多普勒线和该结构之间的交叉点（53）；
- 估计时间基准并对两个时间基准之间的时间延迟积分每一结构的速率以提供壁运动的估计（55）。
- 4、 如权利要求3所述的观察系统，其中，该壁运动估计（55）
- 25 由运动幅度的偏移校正以便当该壁没有运动时，在时间延迟的瞬时将该幅度重设为零。
- 5、 如权利要求1到4之一所述的观察系统，包括用于将动脉扩张估算（57）为对于每一彩色多普勒线动脉的两个结构的运动差值的装置。
- 30 6、 如权利要求5所述的系统，包括用于以下处理的装置：
- 提供与每一彩色多普勒线关联的速率（54）作为多个速率平均的结果；

提供每一结构的速率的总体平均以估计作为心动周期开始的时间基准。

7、 如权利要求1到7之一所述的观察系统，具有显示该序列的每一帧中的信息的装置，包括：

- 5        该结构的位置；  
沿彩色线测量的并沿垂直于动脉轴显示的每一结构的运动；  
表示这些运动的整体形状的线。

8、 如权利要求1到7之一所述的观察系统，其中界面显示包括以下显示：

- 10       显示与选定的用户帧相应的回波图像（10），结合有动脉壁的分段结果（11）和所述壁的运动扩张幅度（12）；

显示对于给定心动周期的扩张的最大和最小幅度，其作为从回波图像的显示中选定的彩色线的函数；

- 显示扩张幅度（30），其作为在多个心动周期上的时间的函数；  
15       显示扩张幅度（40），其作为由用户选定的心动周期的时间的函数；

9、 如权利要求8所述的观察系统，具有彩色显示装置以对该动脉壁显示带有颜色的结构并对该壁的扩张显示带有颜色的图形，叠加在超声图像之上。

- 20       10、 图像处理方法，包括步骤：

采集（51）超声图像序列和沿其长轴被探察并具有与心动周期相关的壁运动的动脉段的彩色多普勒序列；并包括处理步骤：

估计动脉壁沿彩色多普勒超声扫描线的速率和运动幅度（53，54，55）；

- 25       估计动脉壁沿垂直于动脉总轴的线的运动幅度（58）；以及进一步包括步骤：

在专用显示器上显示（60）该最终动脉壁运动幅度曲线，在该显示器上用户可以进行交互。

- 30       11、 如权利1到9之一所述的系统，包括适当编程的工作站的计算机，或者具有电路装置特殊用途处理器，它们被用于根据该方法处理超声图像，并具有显示根据所述方法处理的图像的装置，并具有例如鼠标或者键盘的用户接口，以允许用户在序列的各个图像上进行交

互作用，从而显示关于动脉壁的量化参数。

12、一种计算机程序产品，包括一套用于执行权利要求 10 所述方法的指令。

## 用于检测动脉壁运动的超声多普勒系统

### 技术领域

5 本发明涉及一种使用弧形传感器元件阵列来采集动脉段医学图像序列的超声成像系统，和/或一种超声检查设备。本发明进一步涉及一种图像处理办法，其用于处理由所述系统产生的图像，并且特别是用于显示动脉段的超声图像序列，该动脉段具有心动周期功能中动脉参数的指标。本发明用于超声成像领域，以提供用于对疑有动脉异常和  
10 诸如主动脉瘤的显著主动脉异常的病人进行检查的心血管非介入性医疗工具。

### 背景技术

用于计算动脉段扩张曲线的超声图像处理办法已经在专利 US -  
15 05,579,771 (Bonnetous, 1996.12.3) 中公开。该文献描述了用超声成像描绘动脉段特征的办法，该办法使用超声传感器阵列产生剖面帧 (sectional frame)，其由大量连续、平行的沿垂直于动脉轴方向延伸的激发线的图像线形成。所述阵列连接到发射机/接收机电路，它们为信号处理系统提供高频信号。所述系统确定该动脉壁的径向速度和  
20 位移幅度值，并进一步用位置和时间函数来确定动脉扩张曲线。这种曲线由以下的点构成，即在心动周期期间，在对应于沿动脉的纵向 X 轴的激发线的给定位置，以激发时刻  $t$  的函数表示动脉扩张值的点。因此，该文献的图 4C 示出重叠的，关于对应于被检查动脉段的所有超声信号的激发线的不同扩张曲线，所述线在沿动脉 X 轴规则间隔的位置上。  
25

问题在于引用的文献涉及的图像处理办法是以具有垂直于动脉轴的超声扫描线的图像采集为基础的。这对应于使用具有直线传感器元件阵列采集超声数据的超声系统。这种系统适于分析浅层动脉和小的动脉段，例如颈动脉。这种系统不适于分析深层和厚的动脉，例如主  
30 动脉，特别是分析腹主动脉瘤 (AAA)。为了分析主动脉和 AAA，使用弧形的传感器元件阵列更合适。当超声数据是由弧形阵列采集的时，引用的文献中公开的动脉扩张的计算办法不能直接使用，因为扫描线

不再垂直于动脉轴。

为了早期诊断主动脉中的动脉瘤，医学领域需要用于提供主动脉图像和清楚的主动脉扩张量化指标的非介入性装置。

## 5 发明内容

为了解决寻找新的诊断信息以注意疑有腹主动脉瘤（AAA）的病人的情况问题，本发明的一个目的在于提供一种使用弧形传感器元件阵列采集动脉段医学图像序列的超声成像系统。该系统具有处理装置和显示装置以产生特定模式的动脉壁图像序列，以便可视地确认动脉壁  
10 异常。本发明的系统特别设计构成了一种用于分析例如主动脉的深层动脉异常的非介入性工具。

该超声成像系统在权利要求 1 中要求。

本发明的另一个目的是提供具有这种超声成像系统的超声设备。本发明的另一个目的是提供用于显示深层动脉图像序列的图像处理方  
15 法。特别是，本发明的一个目的是提供用于主动脉动脉瘤壁张力和变形参数估算的图像处理方法。本发明提供用于 AAA 的方法，其特别设计以便为临床医生提供主动脉动脉壁的运动信息。该图像处理方法具有可以清楚看出主动脉壁状态和有助于临床医生分析这些腹主动脉瘤的参数的优点。

20

## 附图说明

本发明的特定实施例将参考所附简图在下面详细描述，其中：

图 1 示出主动脉和腹主动脉瘤（AAA）的示意图；

图 2A 是示出本发明主要步骤的方框图；图 2B 是具有观察系统的  
25 检查设备的方框图，该观察系统带有用于执行本发明的方法的处理和显示装置；

图 3 示出扫描和原始彩色（color）数据的存储顺序（storing order）的几何关系；

图 4 示出用于估算彩色线和结构之间交叉点最佳深度的权重；

30 图 5 示出具有彩色线和结构的超声图像以及彩色线和结构之间的交叉点；

图 6 示出为心动周期之间连续性而用于运动幅度校正的原理；

图 7 表示从参考转过相应角度的彩色线和投影线；

图 8 示出动脉壁显示以及序列的每一帧的运动；

图 9 示出概述主动脉状态的用户界面，其带有提供不同线和部分的含义信息的注释。

5

### 具体实施方式

参考附图 1A，腹主动脉瘤 AAA 由肾下动脉 A 的正常直径的两倍表示。心脏由 H 指示。在 65 岁以上人群中 5% 出现 AAA 异常。动脉瘤破裂是 AAA 最常见的并发症，该年龄组中的人群大约 2% 因此死亡，并且在欧洲它是第十大导致死亡的因素。由于大部分 AAA 在破裂前都没有症状，高达 50% 的 AAA 修复作为紧急手术实行。由于 AAA 破裂的手术死亡率在 50% 左右，并且仅有少数 AAA 破裂病人能活着到达医院，AAA 破裂的总体死亡率在 90% 以上。出于这种原因，对 AAA 的临床和肿块筛查过程的成本效率的兴趣增加。采集的腹主动脉瘤在解剖学上通常描绘成动脉边缘不平行，导致扩张的和跳动的腹部肿块。病理生理学包括脉管争用 (vascular contention) 的丧失，包含了破裂的危险。实际上，主动脉执行血液组织的分配、脉搏波的衰减等多种血液动力学功能。这些功能中最基本的是在该动脉腔内包含高压血液。动脉壁动脉瘤疾病特征在于被称为扩张的部分丧失完整性或相当于破裂的完全丧失完整性。因此，为了早期诊断主动脉中的动脉瘤，在医学领域需要非介入性装置以提供主动脉图像和清楚的主动脉扩张性 (distensibility) 量化指标。此外，使用非介入性装置替代介入性装置很重要，因为介入性装置改变主动脉的压力，因此改变实际的主动脉扩张性。

25 腹主动脉瘤 (AAA) 的严重程度在临床上通常根据其最大直径估计。当该壁的张力超过动脉壁强度时导致破裂。然而选择的 AAA 修复的手术指示通常以动脉瘤的直径尺寸大于 4.5 到 5CM 为基础，最常用的医疗方法是观望的等待，由此对动脉瘤的直径周期性重新测量以检测其扩张到一个允许对病人手术的尺寸。现今，已经公知直径小于 30 5cm 的 AAA 也可能破裂。因此，非常需要关于扩张的附加诊断信息。

本发明提出一种图像处理办法，该方法提供估计动脉瘤壁张力和变形的主动脉参数。该方法被改进适用于 AAA，并被特别设计为临床医

生提供主动脉动脉壁状态的信息。该方法允许在图像序列中的任意时间自动估算（或者具有有限的用户交互）该动脉壁的位置，从而估计动脉扩张和扩张性。

参考图 2A 的方框图，图像序列的处理包括下列主要步骤：

5           1) 图像序列的采集 51

10           这一腹主动脉瘤壁运动（AAAWM）工具首先包括使用线性弧形阵列来采集动脉段（例如主动脉段）超声图像序列的装置。所述动脉段具有长轴，并在图 5 或图 9 的灰度图像中表示。为了举例起见，被处理的腹主动脉瘤（AAA）序列使用 C5-2 探测器和飞利浦 HDI5000 扫描仪采集。

图 2B 示出根据本发明的医学观察系统 150 的示图，其用于执行下文描述的图像处理方法的步骤。该系统具有采集图像序列的数字图像数据的装置 151，并且装置 151 被连接到计算机装置 153 以根据该图像处理方法处理这些数据。

15           该数据处理设备 153 被编程以执行根据本发明处理医学图像数据的方法。特别是，该数据处理设备 153 具有计算装置和存储装置以执行该方法的各步骤。还可以使用具有预编程指令以执行该方法的计算机程序产品。

20           该计算机装置 153 可以用于抢救室（intervention room）或者在抢救室附近以处理图像序列。本方法的各步骤可以用于存储的图像上，例如用于估计医学参数。该医学观察系统通过连接 157 将图像数据提供给系统 153。该系统将处理过的图像数据提供给显示装置和/或存储装置。显示装置 154 可以是屏幕。该存储装置可以是系统 153 的存储器。所述存储装置还可以是外部存储装置。图像观察系统 153 可以包括适当编程的计算机，或者具有例如 LUT、存储器、滤波器、逻辑运算符的电路装置的特殊用途的处理器，这些电路装置用以执行根据本发明的方法步骤的功能。该系统 153 还可以包括键盘 155 和鼠标 156。可以在屏幕上提供由鼠标点击激活的图标，或者可以在系统上提供特殊按钮，以构成控制装置 158 以使用户在本方法的选定阶段启动该系统的处理装置。

30

用于采集图像序列的数字图像数据的装置 151 可以是连接到该医学观察系统 150 的超声检查设备。该医学检查设备 151 可以包括供病

人躺在上面的床或者其它相对该设备来定位病人的元件。由超声检查设备 151 产生的图像数据被馈入到医学观察系统 150。

用于形成腹主动脉瘤壁运动 (AAAWM) 工具的本发明的图像处理方法, 将在下面更精确地描述。在下文中, 术语动脉壁边界和“结构 (structure)”具有相同的含义并表示分段的对象。该图像处理方法还包括步骤:

## 2) 原始彩色信息采集和在显示坐标轴上投影 52:

使用弧形传感器元件阵列进一步对动脉段进行彩色扫描。由于该传感器阵列为弧形, 上述现有技术中公开的方法不能直接使用。在彩色超声模式, 例如 Tissue Doppler Imaging (TDI) 模态, 用弧形阵列扫描能够采集关于组织运动的彩色超声数据。该原始彩色超声数据为处理动脉壁运动提供超声信息。该超声信息包括彩色超声扫描的线或束, 以及对于每一超声线, 动脉壁沿该彩色超声线在深度上的速率估计。扫描的彩色和彩色采集的原始彩色数据存储顺序的几何关系在图 3 中表示。参考图 3, 在为 AAA 改进的方法中, 彩色超声原始数据的指标 (角度指标, 深度指标) 必须转换成显示坐标 (X, Y), 以便使该彩色超声信息与动脉壁的位置相匹配。用于将彩色超声原始域中的指标 (角度指标, 深度指标) 转换到以象素 (X, Y) 表示的显示域

10 的转换方程 (1a, 1b) 在下面提出。在该图 3 中: C 是扫描中心; X0, Y0 是 C 在显示域的显示坐标中的位置; A1 是开始角度; A2 是终止角度; CL 是当前的彩色线; Ref 是参考角度 = 0°。在这些方程中:

StopAngle 和 StartAngle 指的是彩色超声信息或者彩色超声束的以弧度表示的终止角度和开始角度;

NumAngles 是在彩色数据中光束角度的个数;

25  $\delta \alpha$  是在两个相应角度处的两个连续彩色束之间的弧度间隔;

$\delta \text{depth}$  是在相应角度处给定光束中两个连续彩色估计之间的象素间隔;

$\alpha$  是与彩色域内角度指标相对应的当前光束的当前弧度角度;

depth (深度) 是与彩色域内深度指标相对应的象素深度;

30 (X, Y) 是显示域内 (角度指标, 深度指标) 的象素位置。

$$\delta \alpha = (\text{StopAngle} - \text{StartAngle}) / \text{NumAngles}$$

$$\delta \text{depth} = (\text{StopDepth} - \text{StartDepth}) / \text{NumDepths}$$

$$\alpha = \text{StartAngle} + \text{angle\_index} * \delta \alpha$$

$$\text{depth} = \text{StartDepth} + \text{depth\_index} * \delta \text{depth}$$

$$X = X0 - \sin(\alpha) * \text{depth} \quad (1a)$$

$$Y = Y0 + \cos(\alpha) * \text{depth} \quad (1b)$$

### 5      3) 结构和彩色信息之间交叉点的估算 53:

结构是动脉壁的两个内部边界，其是使用例如在所引用的现有技术中描述的方法来预先确定的。该结构是使用灰度级图像确定的。该结构在原始彩色数据帧中报告。

10      从现在开始，在显示中使用的彩色线是显示彩色线，其角度从彩色超声线经过如上计算得到。按下述方法对每一深度的彩色超声估计进行计算并将其记录在彩色线上用于显示。

在彩色超声域内的原始彩色数据帧中确定与彩色线与结构之间交叉点对应的指标。对于每一帧 (frame) 和每一结构，该结构的各点与它们到最接近的彩色估计的距离相关联。结构的每一象素与彩色域内  
15      最接近的线角度相关联。然后，对于所有关联到相同彩色线角度的象素，估计深度如下：在彩色域内的最终深度是这些被考虑的象素的深度的重心 (gravity center)。权重 W 确定为由 R 指示的在彩色域内最近的线角度与象素和扫描中心 C 之间的线角度之间的余数 (remainder) 的倒数。对于较小的余数，该加权函数的阈值如图 4 所示，其表示应用于估算彩色线和结构之间交叉点的最佳深度的权重 W。  
20      图 4 中， $\delta \alpha$  是两个连续彩色线弧度角之间的弧度距离，并且  $(\delta \alpha / 2)$  是最大的余数 R。

彩色线和结构之间的交叉点的估计估算结果在图 5 中示出。微细引线的末端表示彩色线和被称为参考结构的动脉壁边界之间的交叉点。  
25      当在彩色线和参考结构之间没有交叉点，或者仅与参考结构之一没有交叉点时，相应线的彩色信息不能用于估计动脉扩张并因此不将其考虑用于进一步的处理。

### 4) 速率平均 54

30      对于每一结构，与每一彩色线相关联的速率是多个速率平均的结果。选择用于平均的指标数目依赖于以 mm 为单位的壁的宽度。例如通常壁厚的值是 1mm。当在距离动脉壁过近的位置估算速率时，为了限制噪声数据的影响，可以对位于壁内更靠里的相应位置的速率进行平

均。定义偏移变量来表明朝向壁内部分位移的幅度。如果不需要偏移量也可以设为 0。每一结构的速率的总体平均提供一个平均值用以估计整个序列心动周期的开始。

#### 5) 壁运动的估计 55

5 对于每一彩色线，每一结构的速率对时间积分，例如对心动周期，由于预先确定了心动周期的开始，其允许确定心动周期的持续时间。这提供了结构在时间上沿每一彩色线运动的信息。由于积分常数仍然不知道，该结构的运动不完全是周期的并且运动的幅度在心动周期末可能不是 0，因此显示出位移 S。为了提供关于动脉壁运动的易于理解的信息，一种选择是在每一心动周期的末尾重新设置运动的幅度为 0。为了保持运动的连续性，在每一心动周期执行数据的仿射校正 (affine correction)。图 6 示出保证心动周期之间连续性的运动幅度校正的原理。校正前的运动幅度由曲线 C1 表示。校正后的运动幅度由曲线 C2 表示。

#### 15 6) 多普勒角度校正 56

对壁运动的幅度进行校正以补偿多普勒角度。图 7 是彩色线和投影线的视图，它们相对 Ref 所指示的参考角度具有相应的角度。图 7 中，参考角度 Ref 由垂直线表示。CL 所指示的彩色线的角度由点线表示，其值被称为  $\alpha$ 。MD 所指示的被估计运动方向的角度用粗线表示，其值被称为  $\beta$ 。该角度取自三角法定向 (trigonometric orientation)，并且是有符号的。因此，在彩色线 CL 和投影线之间得到的多普勒角度是  $\alpha$  和  $\beta$  之间的差。

该校正的运动幅度用下列方程 (2) 计算，其使用多普勒角度给出运动幅度校正，其中 WM 表示测量的运动幅度  $WM_{TDI}$  的校正运动幅度

$$25 \quad WM = \frac{WM_{TDI}}{\cos(\alpha - \beta)} \quad (2)$$

#### 7) 扩张估计 57

扩张估计是每一彩色线 CL 的两个结构 (动脉壁边界) 之间运动差值的结果。为了给本申请的界面提供输入数据对该扩张进行计算。扩张性是扩张和动脉直径之间的比率。

#### 30 8) 运动的表示 58

为了在图像中表示运动，必须关于运动的估计方向做出选择。在

本申请中，假设动脉壁的运动垂直于动脉的主轴。这在图 8 中示出，其示出在总动脉轴法向上表示的、在参考结构外侧的每一结构的运动估计。

#### 9) 序列帧中的显示 59

5 参考附图 8，序列的每一帧中所提供的显示受两种信息的限制。第一种是结构位置。近侧壁和远侧壁用颜色表示以使用户能更容易的观察。例如这两个壁结构用相同的颜色表示。然后，每一壁沿每一彩色线的运动用第二种颜色表示以使用户能更容易地辨别。无运动 (null motion) 的参考线是结构自身，称为参考结构，并且运动的幅度表示为从参考结构位置开始。对于每一运动幅度，第二种颜色的线的表示，以及动脉轴的法向，使得可以明白所选择的投影方向。所述第二种颜色的线互相连接用以表示第二种颜色的线之间运动的整体形状。图 9 示出动脉壁和序列中每一帧的运动的显示。

#### 10) 在专用界面上的显示 60

15 在处理之后，在如图 9 所示的专用界面上概述这些结果。图 9 是概述主动脉状态的用户界面，在方框 (box) 中注释以便提供不同的线和选择的含义的信息。

20 界面的左上部分有回波图像，由 10 指示，相当于用户选择的帧，结合有近侧和远侧壁的分割结果，以及所述近侧和远侧壁运动的扩张幅度。所选择的当前彩色线被示为：

11 是选择的颜色限制；

12 表示近侧和远侧壁的片段；

13 是近侧和远侧壁的运动；

CL 是当前彩色线。

25 左中部分显示对于给定心动周期的扩张的最大幅度和最小幅度曲线，由 20 指示，作为彩色线的函数。选定的当前彩色线与在回波图像 10 中所显示的相同的彩色线相对应：

Max 是在当前心动周期中每线的最大扩张；

Min 是在当前心动周期中每线的最小扩张

30 在左下部分显示的是扩张的幅度，由 30 指示，其作为时间函数被显示。其允许在不同彩色线之间比较扩张的幅度：

31 是在序列中选择的时间  $t$ ；

32 是当前心动周期。

右上部分显示的是由用户选择的心动周期的扩张幅度,由 40 指示:

41 是当前心动周期的平均扩张;

42 是对当前心动周期所选择的彩色线的扩张。

- 5 用户可以通过点击该超声系统的鼠标实现交互来选择在显示 10 或者 20 或者 40 中彩色线 CL;或者图 10 的显示 30 中由 31 表示的时间 t。

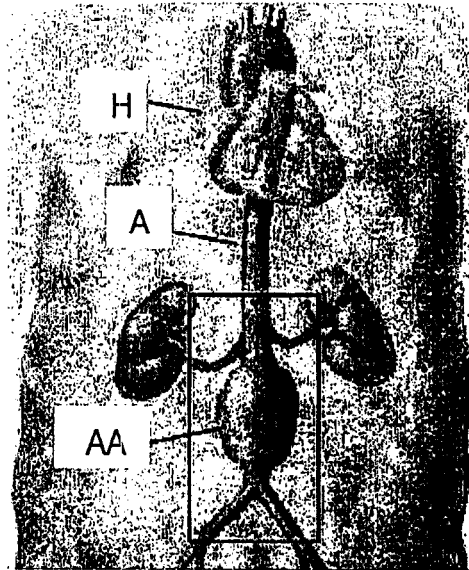


图 1

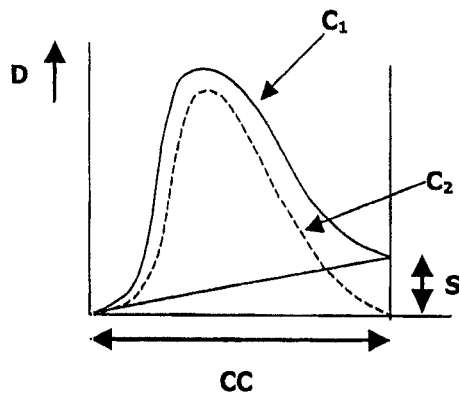


图 6

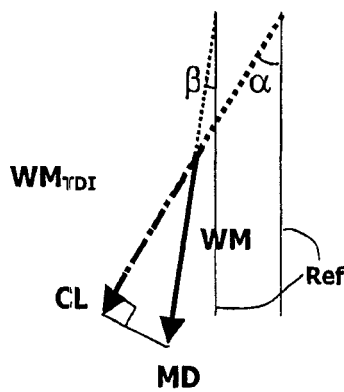


图 7

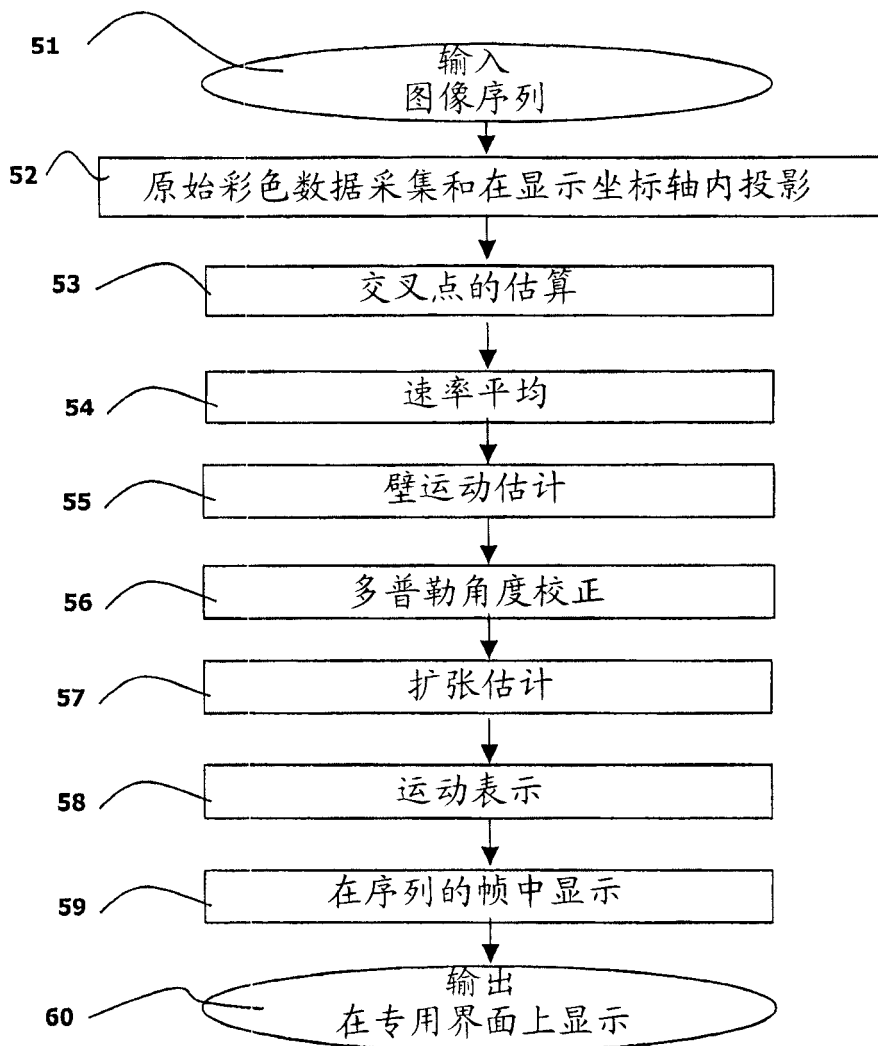


图 2A

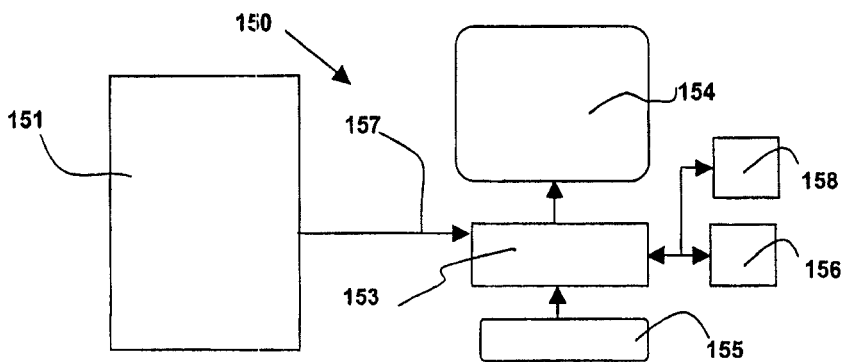


图 2B

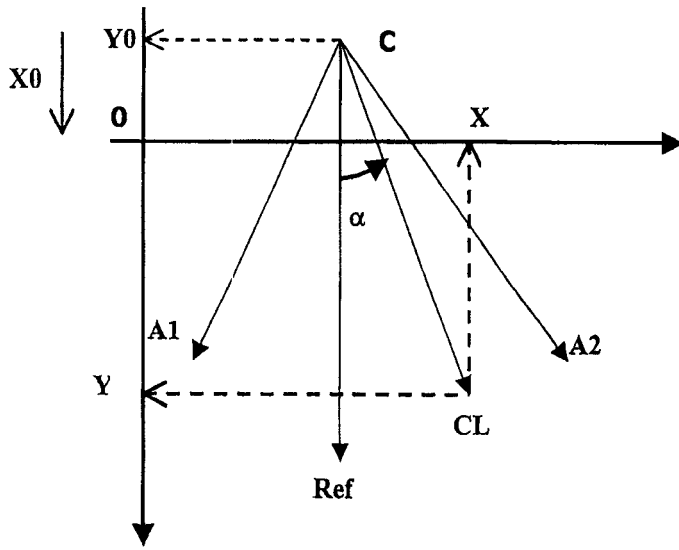


图 3

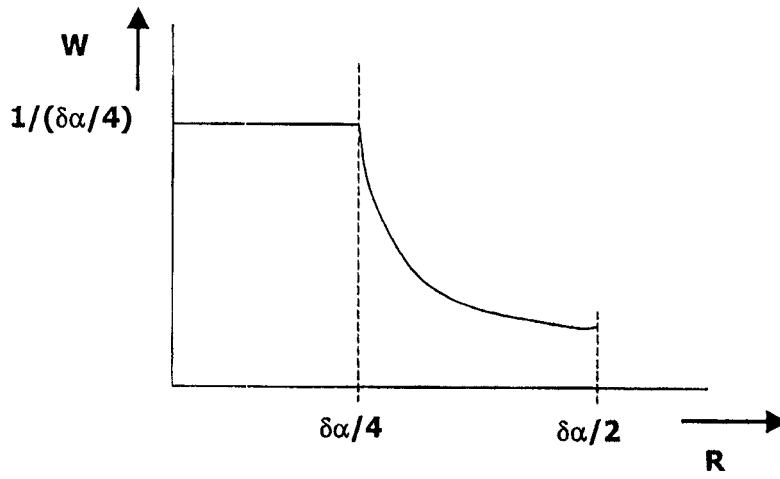


图 4

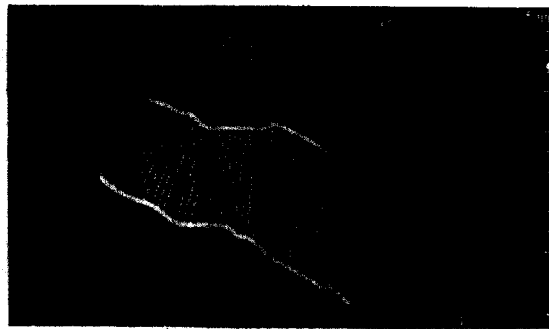


图 5

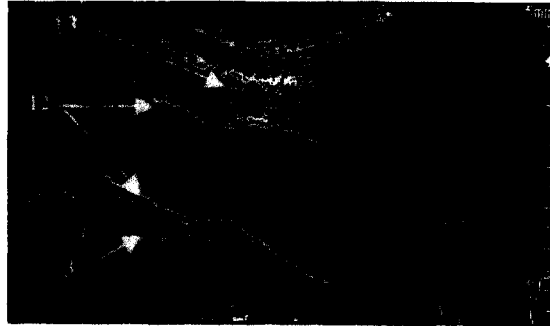


图 8

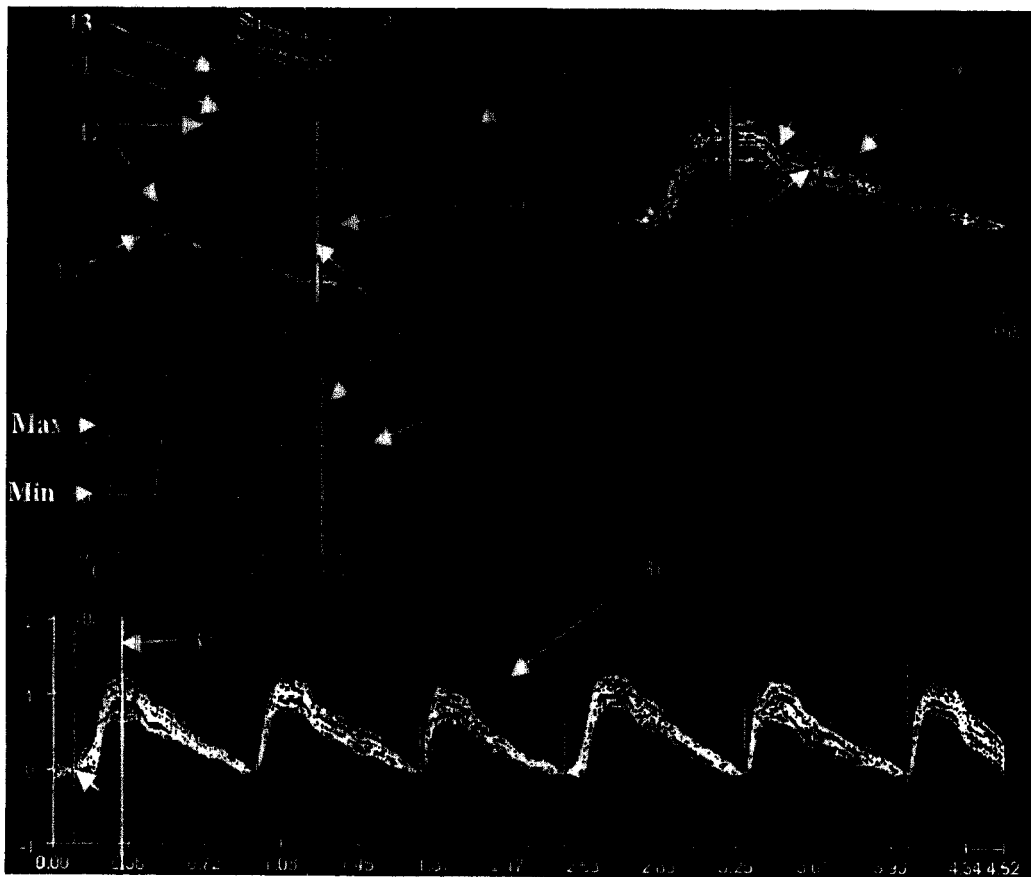


图 9

专利名称(译)	用于检测动脉壁运动的超声多普勒系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN1725981A</a>	公开(公告)日	2006-01-25
申请号	CN200380106472.5	申请日	2003-12-12
[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	L热尔蒙 鲁埃 O博纳福		
发明人	L· 热尔蒙 - 鲁埃 O· 博纳福		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/08		
优先权	2002293134 2002-12-18 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种使用弧形传感器元件阵列显示动脉图像的超声观察系统，其包括采集(51)超声图像序列和沿其长轴被探察并具有与心动周期相关的壁运动的动脉段的彩色多普勒序列的装置；并包括处理装置以用于：估计动脉壁沿彩色多普勒超声扫描线的速率和运动幅度(53, 54, 55)；估计动脉壁沿垂直于动脉总轴的线的运动幅度(58)；以及进一步包括：用于在专用显示器上显示(60)该最终动脉壁幅度曲线的显示装置，在该显示器上用户可以进行交互。本发明进一步涉及含有使用该系统执行的步骤的图像处理方法。

