



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103635144 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 12

(21) 申请号 201280032546. 4

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2012. 06. 29

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

2236/CHE/2011 2011. 06. 30 IN

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 12. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/053315 2012. 06. 29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/001503 EN 2013. 01. 03

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 L·古普塔 A·阿南德

J·彼得鲁齐洛 P·瓦集内帕里

R·S·西索迪亚 C·菲尔雄

G·拉马钱德兰

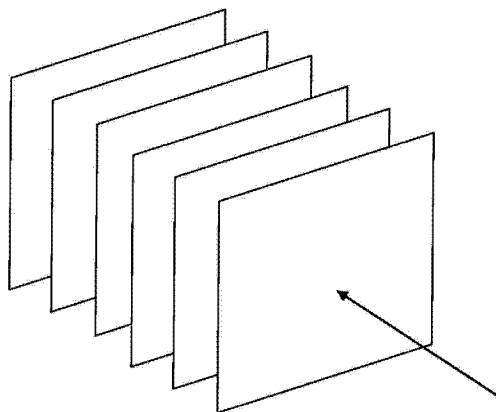
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

用于自动超声多普勒角及流速估计的方法与装置

(57) 摘要

公开了一种超声设备,其用于测量受检者的血管中的血流速度,所述设备中没有成像功能。所述测量取决于准直超声束从受检者的身体部分的反射。接收到的表示被反射的超声能量的电信号被用于生成体积中的多个预定位置处的血流的表示,并且被用于计算每个所述位置处的第一血流速度。所述流的表示被用于描绘所述体积中的所述血管中的所述血流。角计算单元计算每个点处所描绘的血流中所辐射的准直束的方向之间的多普勒角。速度计算器基于所述点处的所计算的第一速度和所计算的角来计算所述多个点处的第二血流速度。



1. 一种用于测量受检者的血管中的血流速度的超声设备(200),所述测量依赖于由超声换能器(100)辐射到受检者的身体部分的一体积中的准直超声能量束从所述受检者的身体部分的所述体积的反射,所述设备包括:

信号输入单元(203),其用于接收表示被反射的超声能量的电信号,所述被反射的超声能量由包括换能器元件的二维阵列的所述超声换能器(100)的每个换能器元件(101)接收;

分析器(205),其用于分析所述信号以生成所述体积中的多个预定位置处的血流的表示,并且用于计算每个所述位置处的第一血流速度;

描绘单元(207),其用于从所述血流的表示来描绘所述体积中的所述血管中的所述血流;

角计算单元(209),其用于基于所述描绘来计算所描绘的血流中的多个点处的所辐射的准直超声能量束的方向与所述点处的血流的方向之间的角;以及

速度计算器(211),其用于根据所计算的所述多个位置处的第一速度以及所计算的所述点处的角来计算所述多个点处的第二血流速度,用于向用户传达所述第二血流速度。

2. 如权利要求1所述的设备,其中,任意点处的最终血流速度仅当在所述点处的多普勒角小于预定值时被确定。

3. 如权利要求1所述的设备,其中,所述角确定单元(209)用于,在处于所述预定值以下的所确定的多普勒角的数目小于预定数目时,向所述用户传达信息以改变所述换能器在所述受检者上的方位。

4. 一种确定用于受检者的身体部分的一体积中的多普勒血液测速的多普勒角的方法(300),所述方法包括以下步骤:

接收步骤(313),其从超声换能器的二维阵列接收电信号,所述信号表示从所述受检者的所述身体部分反射的超声能量,所述超声能量是由所述二维阵列辐射的;

计算步骤(315),其计算从所述体积中的预定位置接收的处于预定频带中的多普勒功率;

生成步骤(317),其生成第一三维阵列,其中,所述阵列的每个元均包含从所述体积中的一位置接收的多普勒功率值,所述位置与所述元在所述阵列中的方位之间具有预定关系;

映射步骤(319),其生成第二三维阵列,其中,所述第二阵列的每个元均包含二进制位,所述二进制位表示所述第一三维阵列的对应元中的所述值是否在阈值以上;

识别步骤(321),其在构成所述第二三维阵列的每个二维阵列中识别包含表示所述阈值以上的值的所述二进制位的一组相邻元;

计算步骤(323),其计算由每个所述二维阵列中的每个组覆盖的区的质心的三维坐标;以及

角计算步骤(325),其计算第一线与第二线之间的角,所述第一线衔接两个毗邻的二维阵列中彼此最近的两个质心,所述第二线穿过所述两个质心中的一个,所述线平行于所辐射的超声。

5. 如权利要求4所述的方法,还包括:速度计算步骤(427),其基于一位置处的所述多普勒功率来计算所述位置处的血流的第一速度;以及速度校正步骤(429),其根据所计算

的所述位置处的多普勒角来校正所计算的速度,以传达给用户。

6. 如权利要求 5 所述的方法,其中,所述速度校正步骤(429)仅在所计算的所述点处的所述角小于预定阈值时才校正所计算的速度。

7. 如权利要求 4 所述的方法,还包括评估步骤(531),其计算其值小于预定阈值的所确定的角的数目,并且基于预定数目来确定是否需要改变所述超声换能器在所述受检者上的所述方位,以传达给用户。

用于自动超声多普勒角及流速估计的方法与装置

技术领域

[0001] 本发明属于超声测速领域。

背景技术

[0002] 监测受检者的血管中的血流模式是评估所述受检者的健康状况的重要手段。例如在常规产前咨询期间监测母体和胎儿血管中的血流模式,针对中风筛查监测颈动脉中的血流模式,针对外周动脉疾病(PAD)监测下肢中的血流模式,都是很重要的。尤其在妇产科领域中,对子宫和胎儿的血流的测量结果是评估对子宫的供血充足性,并且因此评估胎儿健康或危难的重要手段。

[0003] 在超声测速中,血流的速度是通过使用脉冲超声的多普勒频移来测量的。为了使测量准确,理想地,超声束必须平行于血流。为了以可接受的准确度测量所述速度,流与束的方向之间的角,称作多普勒角,必须在预定阈值以下。该阈值一般为 60° ,并且不建议在多普勒角大于该值时进行测量。

[0004] 即时在多普勒角小于 60° 时,也需要测量所述角,并且需要针对理想(即,所述束平行于所述流)与实际多普勒角之间的差异校正所估计的速度。在使用超声成像设备测量血流速度时,有可能确定多普勒角在 60° 以内,并且测量所述角以及针对其进行校正。

[0005] 然而,带有血液测速的超声成像设备造价昂贵,并且需要训练有素的放射科医师操作并对结果进行解释。因此,一直存在着对于廉价系统的需要,其可以没有成像功能,但能够进行超声血液测速。

发明内容

[0006] 无需成像的血液测速中遇到的问题之一为确定多普勒角。本文公开了一种用于测量受检者的血管中的血流速度的设备。这种超声设备用于测量受检者的血管中的血流速度,所述测量取决于由超声换能器辐射到受检者的身体部分的一体积中的准直超声能量束从所述受检者的身体部分的所述体积的反射,所述设备包括:信号输入单元,其用于接收表示被反射超声能量的电信号,所述被反射超声能量由包括换能器元件的二维阵列的所述超声换能器的每个换能器元件接收;分析器,其用于分析所述信号,用于生成所述体积中的多个预定位置处的血流的表示,以及用于计算每个所述位置处的第一血流速度;描绘单元,其用于从所述血流的表示来描绘所述体积中的所述血管中的所述血流;角计算单元,其用于根据所述描绘来计算所描绘的血流中的多个点处的所辐射的准直超声能量束的方向与所述点处血流的方向之间的角;以及速度计算器,其用于基于所计算的所述多个位置处的第一速度以及所计算的所述点处的角来计算所述多个点处的第二血流速度,用于向用户传达所述第二血速度。

[0007] 这样的设备提供了在受检者中进行血流测速的手段,其中所述设备没有成像功能。这可以提供这样的优点:这样的设备比带有成像功能的设备更为经济。这可以还提供这样的优点:不是经过高度培训的超声放射科医师的用户也可以进行血流测速。

[0008] 此外,公开了一种使用多普勒超声测量血流速度的方法。一种确定多普勒角的方法,其用于在受检者的身体部分的一体积中的多普勒血流测速,所述方法包括以下步骤:接收步骤,其从超声换能器的二维阵列接收电信号,所述信号表示从所述受检者的所述身体部分反射的超声能量,所述超声能量是由所述二维阵列辐射的;计算步骤,其计算从所述体积中的预定位置接收的预定频带中的多普勒功率;生成步骤,其生成第一三维阵列,其中,所述阵列的每个元均包含从所述体积中的一位置接收的多普勒功率值,所述位置与所述元在所述阵列中的所述方位之间具有预定关系;映射步骤,其生成第二三维阵列,所述第二阵列的每个元均包含二进制位,所述二进制位表示所述第一三维阵列的对应元中的所述值是否在阈值以上;识别步骤,其在形成所述第二三维阵列的每个二维阵列中,识别包含表示在所述阈值以上的值的所述二进制位的一组相邻元;计算步骤,其计算由每个所述二维阵列中的每个组覆盖的区的质心的三维坐标;以及角计算步骤,其计算第一线与第二线之间的角,所述第一线衔接两个毗邻二维阵列中彼此最近的两个质心,所述第二线穿过所述两个质心中的一个,所述线平行于所辐射的超声。

[0009] 以此,知晓了超声束与血管之间的角,并可以以已知方式将其用于校正测量的血流速度的值。这实现了无需带有成像功能的设备进行血流测速的方法。要理解,所述方法可以被用于带有成像功能的设备,也用于使用用所述方法计算的多普勒角来校正所测量的血流速度的值。

附图说明

[0010] 将通过举例的方式,在以下实施例及实施方式的基础上,参考附图详细描述这些以及其他方面,其中:

[0011] 图 1 为超声换能器元件的二维阵列;

[0012] 图 2 为所公开的设备实施例;

[0013] 图 3 为所公开的方法的表示;

[0014] 图 4 为所公开的方法的一个方面的表示;

[0015] 图 5 为所公开的方法的另一方面的表示;

[0016] 图 6a 为所公开的方法的一个方面的表示;

[0017] 图 6b 为所公开的方法的一个方面的表示;

[0018] 图 6c 为所公开的方法的一个方面的表示;并且

[0019] 图 6d 为所公开的方法的一个方面的表示;

[0020] 其中,相似的附图标记指代不同附图中相似的部分。

具体实施方式

[0021] 图 1 示出了超声换能器 100,其与所公开的设备以及其中的换能器元件的布置一起使用。所述换能器布置由以二维阵列布置的多个换能器元件组成。图 1 示出了被布置为六行的 32 元件换能器。在所述阵列顶部和底部的行每行具有四个元件,并且它们之间的每行具有六个元件。然而,这仅为示范性的布置,并且也可以使用其他布置。也有可能所述换能器元件的尺寸以及它们的形状可以不同。所述换能器阵列的特性在于,各个换能器元件被相互独立地激活,并且不被驱动为以相移信号操纵所述束。图 1 中这样的阵列作为一体

可以被驱动为以已知的方式产生准直超声束。在多普勒数据采集期间,所述元件可以被顺序地或成组地驱动,使得来自一个换能器的声信号不影响同时受驱动的其他换能器。

[0022] 图 2 示意性示出了所公开的设备 200。如参考图 1 在前面描述的,通过驱动器 201 驱动所述换能器的所述元件。所述换能器接收所反射的超声能量,并将它们转换为电信号。由分析器 203 分析各个换能器元件提供的所述信号,以样本体积中的已知点数目计算多普勒功率并将它们存储在三维阵列中。角确定单元 207 使用该三维阵列,以确定已从其采集多普勒数据的所述样本体积的每个点处的所述点处的超声辐射与所述点处的血管的方向之间的所述角。因此所计算的所述角为在所述样本体积中的每个点处的多普勒角。多普勒速度计算器 209 使用所述多普勒数据和所确定的角,以确定所述多普勒角小于 60° 的所有点处的血流速度。

[0023] 适当地使用用户接口 211,将针对所述多普勒角校正过的所述血流速度传达给用户。要理解,所述用户接口自身不需要是所述设备的部分,并且可以为外部单元,所计算的速度可以以有线或无线手段被发送到所述外部单元,用于适当地向所述用户传达。这例如可以为打印机或通用计算机或移动设备。然而,使所述用户接口为所述设备自身的部分可能更有用,使得所述设备为不需要与其他设备或系统交互的独立单元。

[0024] 有可能因各个受检者中的血管的解剖结构,或所述换能器在所述受检者上的方位,或两者的原因,造成所计算的多普勒角均不在 60° 以下,或者在所述样本体积中的极少数点处所述多普勒角小于 60° 。在这种情况下,所述设备可以被配置为向所述用户传达:改变所述换能器在所述受检者上的方位以进行有用的测量。

[0025] 本文也公开了一种在多普勒血流测速期间确定多普勒角的方法。这描述了处理接收到的经反射的超声能量脉冲并通过换能器将其转换为电信号的方法。所述换能器具有如参考图 1 所描述并且如上所公开的设备的换能器元件的稀疏阵列。

[0026] 针对多普勒功率处理所接收的信号。为此选择的频率范围为 300-2500Hz,其典型地表示血流。以 2mm 的步长,在垂直于所述换能器元件的表面的方向,从扫描体积中的点例如,从所述换能器的每个元件,采集所述多普勒数据。可以以任意选择的步长采集多普勒数据,并且 2mm 一般被视为足够的,因为通常,感兴趣的血管中没有直径小于 2mm 的。从所述换能器或所述受检者的皮肤表面或任意其他适当的起点和终点,采集多普勒数据直到 10cm 的距离。经分析的数据被用于生成所述扫描体积中的流的三维表示。

[0027] 要理解,以上数值是为了解释的目的而被提及的。然而,有可能改变这些值,以适应特定应用。或者,所述设备是基于该公开而构造的,其具有变化的值和范围,以使所述设备可用于在其中所述值不同于所陈述的那些的情况。例如,频率范围可以更宽,以适合由狭窄造成的更大的血液流速。或者小于 2mm 的步长——在婴儿的情况中,其可能具有小得多的截面直径的血管,等等。所有这样的变化均被视为被本公开的范围覆盖。

[0028] 为了进一步的描述,假设所选的步长实际为 2mm,并且所述换能器为 32 元件换能器,如前文所描述。此外,假设每个换能器元件面为具有 10mm 乘 10mm 大小的正方形。以此,流信息结果可以被布置为具有 6 行、6 列和 50 层的三维阵列,除了顶行和底行仅具有 4 个换能器元件以外。因此,每层的四个角元中将没有多普勒功率信息。除了所述的元以外,该阵列的每个元均包含关于所测量的多普勒功率的信息。

[0029] 该数据被用于创建第二阵列,所述第二阵列在结构上是所述第一阵列的复制,但

在具有大于预定阈值的多普勒功率值的所有那些元中均具有数字“1”，并且在具有小于或等于该阈值的多普勒功率的所有那些元中均具有数字“0”。所述阈值被选择为使得噪声和伪信息不干扰所述血管的描绘。

[0030] 将该三维阵列可视化为三维的流型图，可以从所述流型图描绘所述样本体积中的所述血管。这意味着，所述三维阵列可以被可视化为具有在现实世界中匹配所述受检者的身体的所述体积的维度，被反射的辐射是从所述体积被接收并被处理的。因此，所述阵列的每个元均具有对应于所述换能器元件的辐射面的维度的维度，并且层之间的距离被可视化为具有接收并处理所述多普勒功率的步长。对具有物理维度的所述阵列的该可视化对本发明而言是关键的。

[0031] 在所述阵列的每一层中，所有包含“1”的相邻元均被视为属于相同血管。包含邻接的 1 的该组元被示为表示血管在由每一层形成的平面中的横截面。因此，我们得到在所述阵列的所述层的方向中，被分开 2mm 距离的所述血管的横截面。

[0032] 一旦确定了截面，以已知的方式确定它们中的每个的质心。从任意层开始，两个毗邻层上的最近质心被处理为属于相同血管。因此，衔接所有这样的质心的线被视为所述样本体积中的每个所述血管的中心线。一旦由此描绘了这些血管，就将所述血管处理为分段线性的，并且可以以已知的方式确定衔接两个最近质心的每条线与在每个质心处垂直于所述截面并且在所述换能器的方向中的线之间的角。这样测量的这些角中的每个为在该点处的多普勒角。

[0033] 所确定的最小的角，即在所述血管的横截面的中心处的点（在该点处所述超声束最接近平行于所述血管），被提取，并且来自属于最接近所述质心的所述元的所述第一三维阵列的多普勒功率信息被用于使用以下公式来计算速度信息：

$$[0034] \quad v = \frac{Fs * c}{2 * Ft * \cos(th)}$$

[0035] 其中， v 指代在特定点处的动脉中的血流的速度， Fs 表示多普勒频移， c 表示介质中的声速， th 表示探头与血管之间的角，并且 Ft 表示探头的频率。这可被视为参考图 4 步骤 427 中的计算的初始速度，并且在步骤 429 中，计算最终或经校正的速度。尽管在以上描述并且在其它地方，为单个点。

[0036] 因为所述换能器在所述受检者的腹部表面上的方位，以及所述血管相对于所述换能器的路径，有可能如上所述地计算的多普勒角没有一个具有小于 60° 的值。在所述方法的一个变型中，在这种情况下，可以将因当前方位不适合以足够的准确度测速而需要改变所述探头的所述方位的信息传达给用户。这示于图 5 中。计算其中所计算的角小于预定阈值的位置的数目，并且在步骤 531 中，将所述数目与预定数目比较。如果所计数的数目小于所述预定数目，则可以适当地向用户传达信息，以改变所述换能器在所述受检者的身体的表面上的方位。要理解，词语方位可以意指所述受检者上的位置、角度或倾斜或取向等等。不用说，可以重复所述过程，直到确定了所述血流的速度的可靠值，即，获得了至少一个小于 60° 的多普勒角值。

[0037] 在所述方法的另一个变型中，可以计算在所述血管上的不同点处（即其中多普勒角小于 60° 处）满足标准的血流的速度，并且可以适当地将用户的注意力吸引到它们之间任意的大的差异上。速度中大的差异可以指示所述血管中的阻塞或出血。

[0038] 也可以想象,针对毗邻质心的所有元的多普勒数据均被用于计算在那些元的每个处的速度,并且可以获得所述速度的平均,以确定所述血流速度,并然后针对多普勒角进行校正。备选地,首先确定被存储在毗邻所述质心的所有元中的值的平均,并使用该平均确定所述速度,并然后针对多普勒角进行校正。

[0039] 目前为止的描述都具有如下假设,即如在图 6a 中所示地获得所述截面并且在所述阵列的所述层映射所述流。出于理解的目的,将所述阵列的可视化示于图 6b 中。要理解,这并非描绘血管的唯一方式。同样有可能用垂直于图 6a 中所示的其他两个平面进行描绘。这些在图 6b 和图 6c 中进行了指示,在其后的计算中有适当更改。知晓了针对测速以及探头的方位所考虑的血管的正常解剖结构,选择三种可能中的一种可能是有利的。在所有三个附图中,箭头指示准直超声束的声波或辐射的方向。

[0040] 目前为止的描述已假设,血管结构总是足够明显以基于所描述的方法唯一地描绘所述血管。然而,现实中可能的是,所述血管被扭曲或相互交叉,使得所述血管在被基于所描述的方法描绘时将在某种交叉点上。换言之,所述流针对一个血管被映射某个距离(特定数目的连续质心),并且然后属于另一血管的质心被处理为下一个连续质心。因此,一旦确定了所述质心并且映射了所述流,就以已知的方式比较被存储在所述阵列中的多普勒数据,以确定它们实际上是否属于相同的血管。所述比较可以基于互相关或任意其他数值比较方法。备选方法可以为例如使用交叉 Teager-Ville 分布或交叉 Wigner-Ville 分布。所述血流具有这样的特性,即沿给定血管基本上保持相同。通过比较在所述血管中的不同点处的这些特性,可以证实对所述血管的所述映射已得以正确进行。在该测试显示所述映射不正确的情况中,通过重新定位所述换能器,能容易地获得更好的结果。

[0041] 尽管已在附图和描述中详细描述了所述实施例,但是这些附图和描述应被认为是示范性而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0042] 例如,有可能在这样的布置中实践本发明,其中有多于一个计算机存储器单元,以存储所述三维阵列。类似地,可以有利地组合不同实施例中公开的方法的步骤。

[0043] 本领域技术人员根据对附图、公开内容以及所附权利要求书的研究,在实践要求保护的本发明时能理解对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,词语“包括”不排除所提及的那些之外的元素或步骤,并且量词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以履行权利要求中记载的几个项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

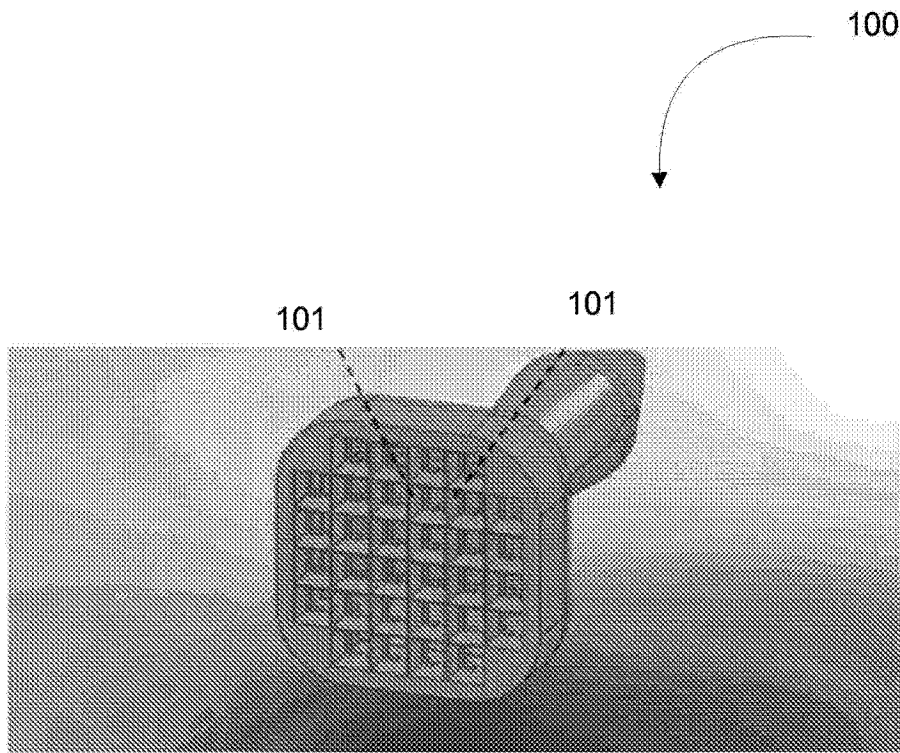


图 1

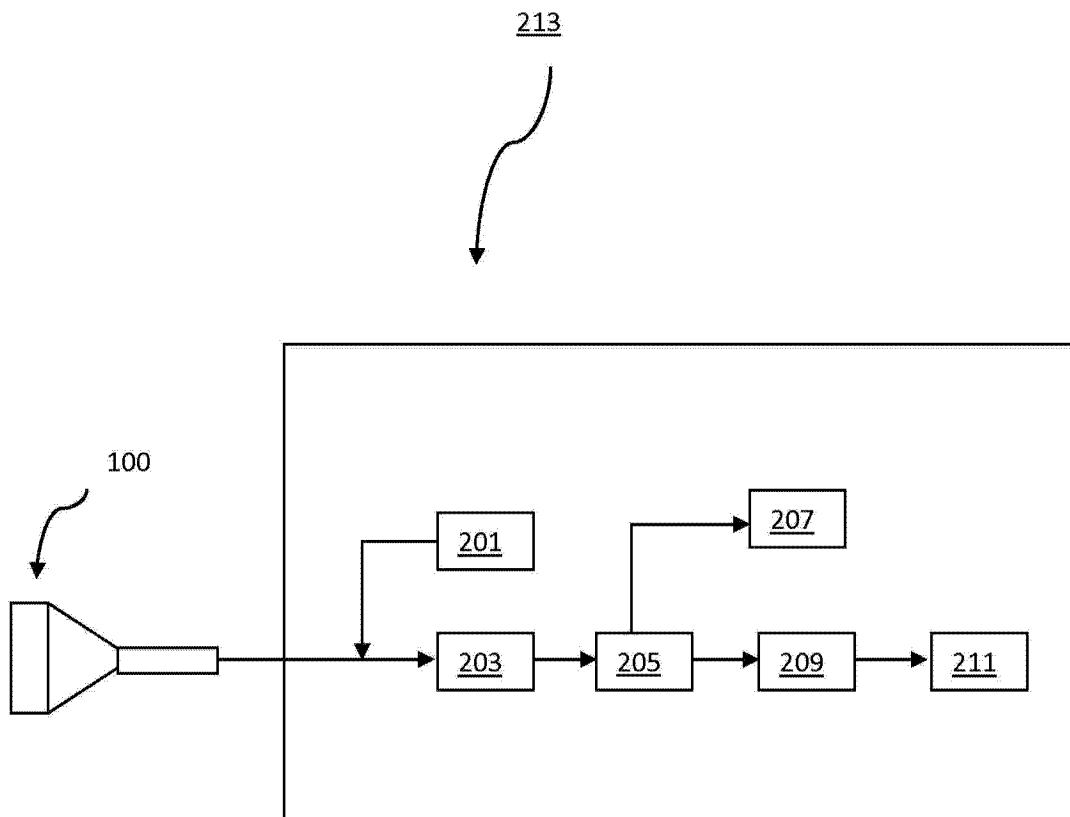


图 2

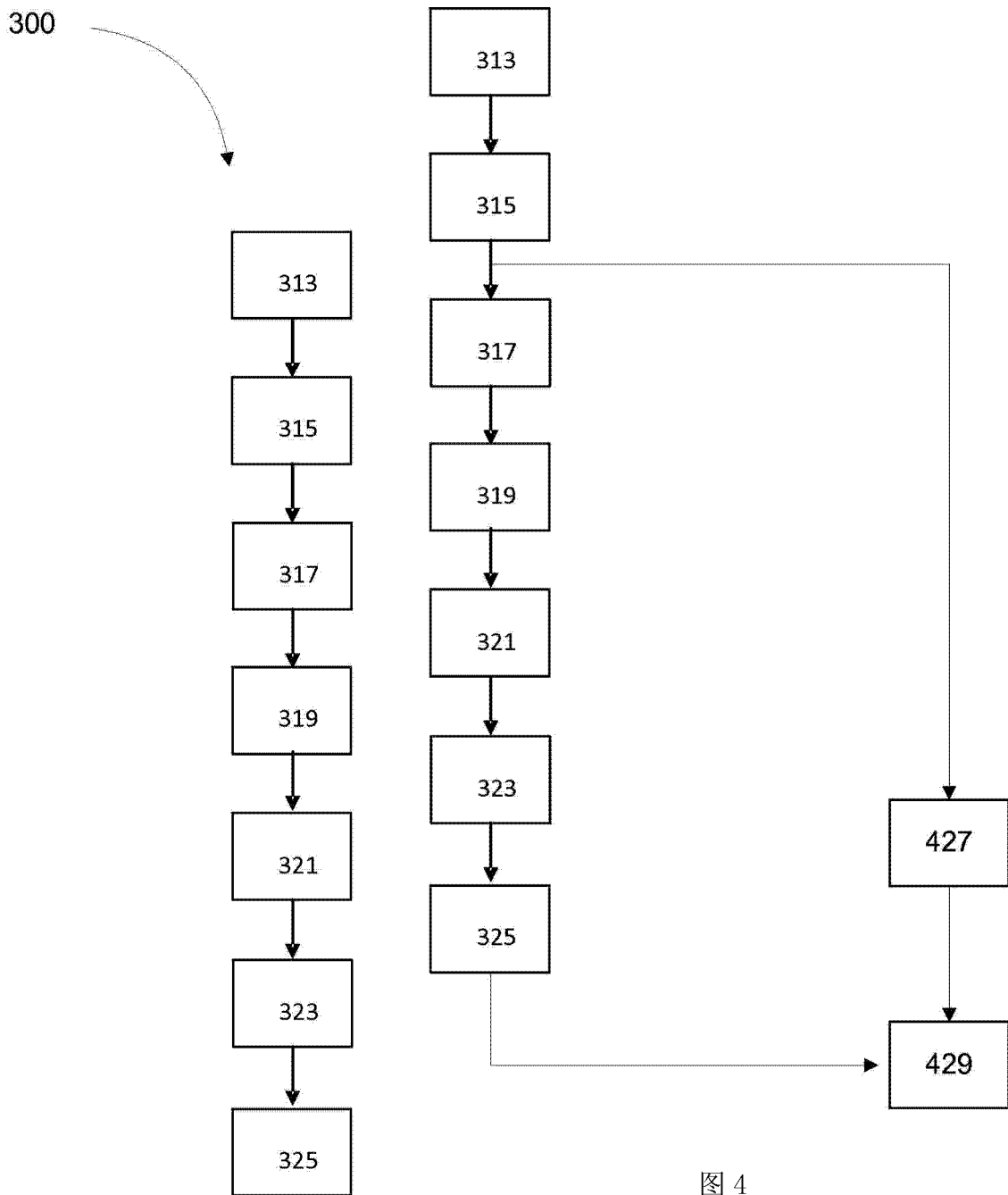


图 3

图 4

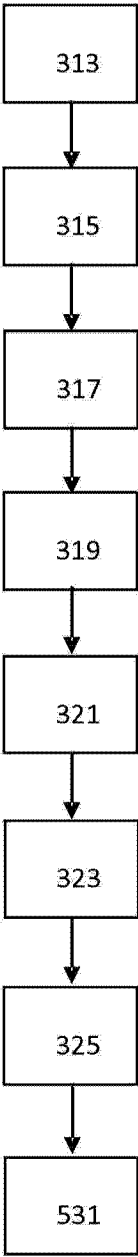


图 5

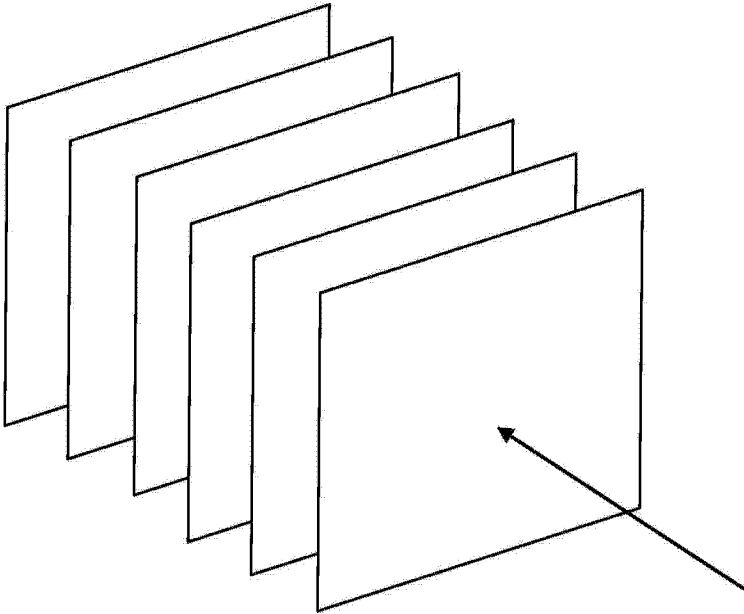


图 6a

0					0
0					0

图 6b

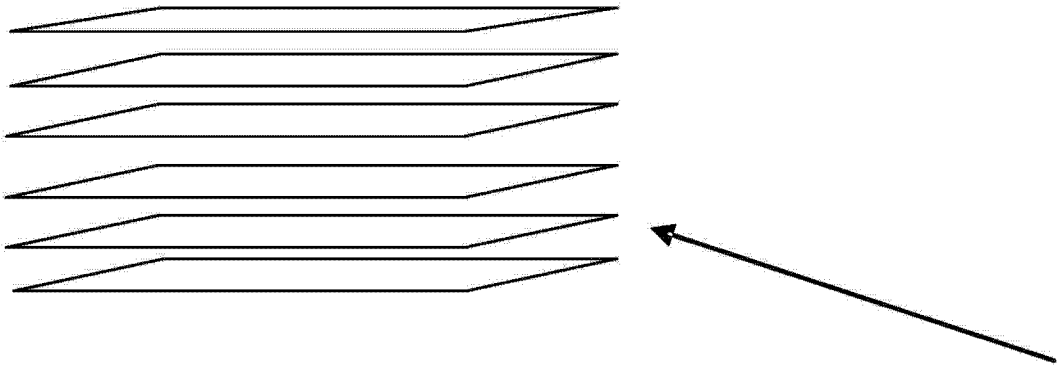


图 6c

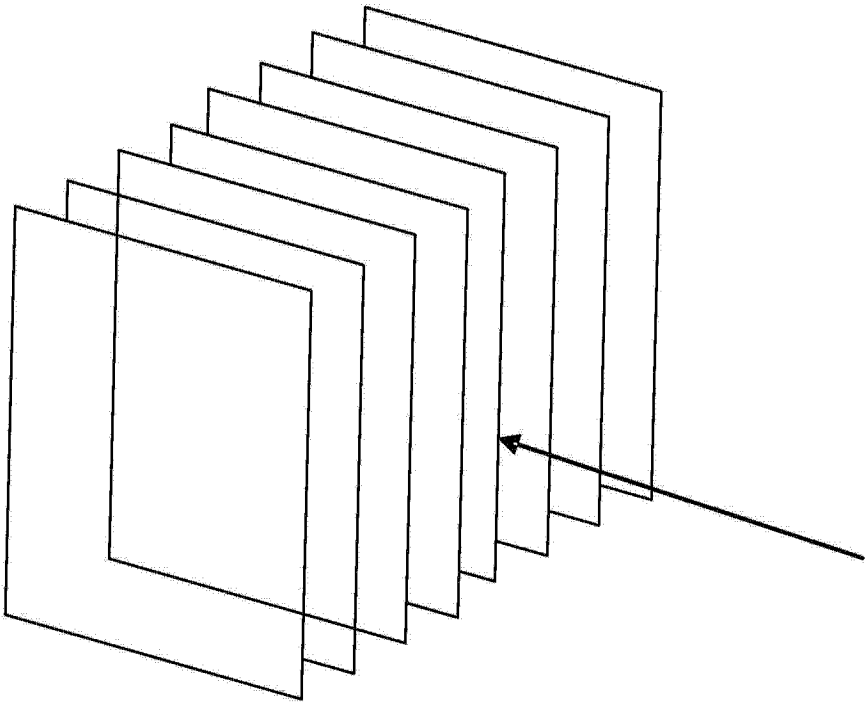


图 6d

专利名称(译)	用于自动超声多普勒角及流速估计的方法与装置		
公开(公告)号	CN103635144A	公开(公告)日	2014-03-12
申请号	CN201280032546.4	申请日	2012-06-29
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	L古普塔 A阿南德 J彼得鲁齐洛 P瓦集内帕里 RS西索迪亚 C菲尔雄 G拉马钱德兰		
发明人	L·古普塔 A·阿南德 J·彼得鲁齐洛 P·瓦集内帕里 R·S·西索迪亚 C·菲尔雄 G·拉马钱德兰		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/06 A61B8/5223 A61B8/483 A61B8/4494		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2236CHE2011 2011-06-30 IN		
其他公开文献	CN103635144B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种超声设备，其用于测量受检者的血管中的血流速度，所述设备中没有成像功能。所述测量取决于准直超声束从受检者的身体部分的反射。接收到的表示被反射的超声能量的电信号被用于生成体积中的多个预定位置处的血流的表示，并且被用于计算每个所述位置处的第一血流速度。所述流的表示被用于描绘所述体积中的所述血管中的所述血流。角计算单元计算每个点处所描绘的血流中所辐射的准直束的方向之间的多普勒角。速度计算器基于所述点处的所计算的第一速度和所计算的角来计算所述多个点处的第二血流速度。

