



(45)授權公告日 2019.03.12

权利要求书2页 说明书8页 附图8页

1. 一种用于对颈动脉的诊断的非成像多普勒超声系统,包括:

探头(10),其包括以换能器元件的行和列的方式布置的超声换能器元件(12)的二维非相控换能器阵列,所述换能器元件还被以与换能器透镜材料(11)的叠加层中的法线成一角度斜放;

波束形成器(14),其被耦合到所述非相控换能器阵列(12)的所述换能器元件,并且适于(i)以所述换能器元件的激发序列单独地致动每个换能器元件,以在脉冲波模式中将脉冲发射到身体中并按次序地覆盖以一范围的深度,以及(ii)响应于所发射的脉冲而单独地从每个换能器元件下方接收多普勒信号,其中,所述脉冲波模式提供对所接收的多普勒信号的深度分辨率;

多普勒处理器(40),其被耦合到所述波束形成器(14),并且响应于所接收的多普勒信号,用于产生针对每个换能器元件的多普勒值;

谱多普勒处理器(32),其响应于所述多普勒值,用于产生谱多普勒曲线;

PSV估计器(88),其响应于所述多普勒值,用于产生对峰值收缩速度的估计结果;

湍流估计器(84),其响应于所述谱多普勒曲线,用于产生对流动湍流的估计结果;以及

狭窄检测器(90),其用于根据(i)所述峰值收缩速度估计结果和(ii)所述湍流估计结果来产生对狭窄的指示。

2. 根据权利要求1所述的非成像多普勒超声系统,其中,所述湍流估计器(84)还包括用于产生对流动湍流的估计结果的估计器,所述流动湍流的估计结果与所述谱多普勒曲线的展宽有关。

3. 根据权利要求2所述的非成像多普勒超声系统,其中,所述狭窄检测器(90)还能用于辨别颈动脉分叉与颈动脉狭窄。

4. 根据权利要求3所述的非成像多普勒超声系统,其中,所述狭窄检测器(90)通过正常峰值收缩速度和高湍流来辨别所述颈动脉分叉,并且通过高峰值收缩速度和高湍流来辨别所述颈动脉狭窄。

5. 根据权利要求1所述的非成像多普勒超声系统,其中,所述谱多普勒曲线还包括谱图;并且

其中,所述谱多普勒处理器(32)还被配置用于提取所述谱图的包络线。

6. 根据权利要求5所述的非成像多普勒超声系统,其中,所述谱多普勒处理器(32)仍被配置用于提取所述谱图的上轨迹和所述谱图的下轨迹。

7. 根据权利要求6所述的非成像多普勒超声系统,其中,所述湍流估计器(84)响应于对所述谱图的上轨迹和下轨迹的所述提取而通过使用所述谱图的在所述上轨迹与所述下轨迹之间的面积与所述谱图的在所述上轨迹下方的面积的比例来估计湍流。

8. 根据权利要求1所述的非成像多普勒超声系统,还包括血管定位处理器(76),所述血管定位处理器响应于针对每个换能器元件的所述多普勒值和每个换能器元件与颈动脉的空间关系,用于产生颈动脉血管图(78)。

9. 根据权利要求8所述的非成像多普勒超声系统,还包括多普勒角度估计器(20),所述多普勒角度估计器响应于所述颈动脉血管图(78),用于估计多普勒角度(86)。

10. 根据权利要求9所述的非成像多普勒超声系统,其中,由所述多普勒处理器(40)产生的所述多普勒值还包括速度值,并且

其中,所述PSV估计器(88)根据(i)所估计的多普勒角度和(ii)所述速度值的最大值来产生对所述峰值收缩速度的估计结果。

11.根据权利要求10所述的非成像多普勒超声系统,其中,所述速度值的所述最大值是根据所述谱多普勒曲线来计算的。

12.根据权利要求1所述的非成像多普勒超声系统,其中,所述谱多普勒曲线不由所述非成像多普勒超声系统显示。

13.根据权利要求1所述的非成像多普勒超声系统,其中,所述对狭窄的指示还包括对从(i)正常到(ii)完全闭塞的范围变动的狭窄的程度的估计。

## 用于对颈动脉狭窄进行分类的非成像二维阵列探头和系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体涉及用于对颈动脉狭窄的自动筛查的非成像多普勒探头系统。

### 背景技术

[0002] 中风是全世界死亡的第三主要原因。根据世界卫生组织,2002年,中风占去超过5500000的死亡,其中,那些死亡中的大约50%发生在中国和印度。尽管发生率在发达国家中正在下降,然而中风在美国占去163000的死亡数。这些死亡中的很大部分被认为是颈动脉分叉中的疾病的结果。颈总动脉(CCA)在颈动脉分叉处分支为颈内动脉(ICA)和颈外动脉(ECA),颈动脉分叉是动脉粥样硬化疾病的常见位点。ICA(向大脑供应血液的分支)的狭窄或变窄一直以来被认为与缺血性中风的发生有关。对颈动脉狭窄的严重性的使用已经发展为对中风的风险的替代量度。

[0003] 颈动脉粥样硬化的发生和与中风相关联的死亡在发展中国家中是日益增加的问题。在这些国家中,能够被使用在低资源环境中的颈动脉筛查设备将通过提供若干特征来解决该增长性问题。第一,在这些环境中常常缺少技术人员,并且因此设备应当能够在最少训练和指令的情况下使用。第二,设备应当是便宜的,以便在这些环境中负担得起。第三,设备应当能够以高度自动的方式对颈动脉中的狭窄的程度进行分类,而无需使用在乡村环境中不可用的高端复式超声扫描器。

### 发明内容

[0004] 根据本发明的原理,一种用于颈动脉诊断的诊断超声系统包括简单的非成像多普勒超声探头。所述探头具有换能器元件的二维阵列,所述换能器元件的二维阵列具有相对大尺寸的少量元件,所述相对大尺寸的少量元件能够覆盖所述颈动脉在其分叉处的区。所述大尺寸的元件在非相控的情况下被独立地操作,从而降低所述多普勒系统的成本。本发明的探头和系统能够以二维或三维的方式产生颈动脉血液流动的表示,并且当在血管上方移动所述探头时,能够通过匹配颈动脉流动的节段来组装所述流动的延伸视图。当所述颈动脉已经被定位后,就通过对峰值收缩速度和血液流动湍流的自动测量来评估狭窄的程度。

### 附图说明

[0005] 在附图中:

[0006] 图1以方框图形式图示了根据本发明的原理构建的超声系统。

[0007] 图2图示了本发明的探头的阵列换能器的元件的尺寸和维度。

[0008] 图2a图示了用于良好的多普勒接收的图2的阵列的换能器元件的斜置。

[0009] 图3图示了本发明的超声系统的探头放置显示,所述探头放置显示引导操作者在颈动脉上方的适当探头放置。

- [0010] 图4图示了本发明的多普勒探头以离散的元素行形式的操作。
- [0011] 图5图示了由本发明的超声系统产生的二维血管图。
- [0012] 图6图示了由本发明的超声系统产生的三维血管图。
- [0013] 图7图示了对通过利用本发明的探头和系统扫描而产生的三维血管图的渐进式组装。
- [0014] 图8图示了对在颈动脉中遇到的流动状况的谱多普勒显示。
- [0015] 图9是对本发明的系统中的湍流和峰值收缩速度的自动评估的流程图。
- [0016] 图10是根据本发明对流动分析的基本步骤的图解。
- [0017] 图11图示了具有被跟踪的包络线的上限和下限的多普勒谱。

## 具体实施方式

[0018] 首先参考图1,以方框图形式示出了根据本发明的原理构建的超声系统。超声探头10包含换能器元件的换能器阵列12,所述换能器元件的换能器阵列12将超声波发射到身体中并接收返回的回波信号以用于多普勒处理。对超声发射和接收的控制和计时由波束形成器控制器16提供,所述波束形成器控制器16控制系统波束形成器14。该波束形成器14不是常规的延迟与求和波束形成器,这是因为该换能器阵列不能以相控方式进行操作。替代地,每个元件被单独致动,以将超声波从元件的前表面直接发射到身体中,并且独立地接收波的反射。波束形成器通过每个换能器控制对连续的发射-接收间隔(脉冲重复间隔或PRI)的计时,使得全体在时间上间隔开的回波被每个换能器元件在感兴趣的深度范围上的连续的深度处接收到,所述感兴趣的深度范围为颈动脉所位于的标称深度。每个全体回波采样然后能够被多普勒处理,以检测每一个换能器元件前面的流动状况。正交带通滤波器18将回波信号处理成正交的I分量和Q分量。单独的分量被多普勒角度估计器20用于估计在每个换能器元件前面的多普勒询问要被执行的深度处的多普勒信号的相位移位或频率移位。备选地,可以估计多普勒功率。在每个换能器前面的深度处的由多普勒角度估计器20产生的多普勒频率或强度能够被直接映射到在那些深度定位处的流动的速度值或多普勒功率。该多普勒数据被耦合到流动图像处理器30,所述流动图像处理器30在空间上将数据处理成二维或三维图像格式,其中,对速度值进行颜色编码或强度编码。该空间多普勒血管图由显示处理器36进行处理,并且被显示在显示器52上,以图示在阵列换能器下方的解剖结构中的流动正在发生的定位并且通过颜色编码来图示该流动的速度和方向或通过强度调制来图示多普勒功率。多普勒数据也被耦合到谱多普勒处理器32,所述谱多普勒处理器32产生用于以如下所述的那样对峰值收缩速度和湍流分析的多普勒数据的谱分析。多普勒角度处理器40调控(condition)针对多普勒询问的角度的处理,所述角度优选如以下所述的那样通过倾斜由换能器元件进行的波发射的方向来设定。图形处理器34被提供为将血管图坐标和其他图形数据(例如,患者姓名)叠加在所显示的图像上。体积绘制器24执行对三维血管图数据的体积绘制,以按如下所述的那样产生三维血管图。整个系统由用户控制装置50来操作。

[0019] 图2图示了用于本发明的探头10的换能器阵列12。该实施例是用于探头的具有总共80个元件的阵列,每个元件对被布置在包含10行 $\times$ 8列的二维矩阵中的3mm $\times$ 3mm进行测量。在这样的配置中,覆盖的面积为30mm $\times$ 24mm。具有该小数目的元件以及该相对大的个体尺寸的元件的换能器阵列比微小节距的阵列元件更易于做成小方块,使该阵列制造起来简

单,具有高产量并且因此制作相对便宜。在选择元件的数目时要考虑的因素包括覆盖范围、分辨率、以及提供与标准超声探头相比可接受准确度的数目。已经发现从 $3\text{mm} \times 3\text{mm}$ 到 $6\text{mm} \times 6\text{mm}$ 的范围变动的元件尺寸对于与颈动脉的标称深度一起使用的未聚焦元件是可接受的。已经发现大约 $40\text{mm}$ 的阵列尺寸适合于覆盖颈动脉的分支。如图2所图示的,探头旨在抵靠患者的颈部被放置在颈动脉上方。当探头孔与颈动脉纵向地成一直线并且动脉的分叉在视野内时,换能器将覆盖颈动脉的可感知的区,其中颈总动脉(CCA)在一端处并且颈内动脉(ICA)和颈外动脉(ECA)在另一端处进行分支。以一角度放置探头中的元件,以提供 $30\text{--}60$ 度的多普勒角度。众所周知,当血液流动的方向正交于超声波的方向时,不能够获得多普勒信号,并且当波与流动成一直线地指向时,获得最大信号。因此,如果阵列12的元件笔直瞄准到身体中,则将从动脉正下方的颈动脉流动获得很少的多普勒信号或没有获得多普勒信号。考虑到该方向敏感性,如图2a中所图示的,阵列12的元件与法线以 $30\text{--}60$ 度的角度成角。已经发现大约 $30$ 度的倾侧得到可接受的结果。额外的角度形成能够通过扫描期间使探头相对于皮肤表面倾侧来提供。该附图示出了元件的第一个四行的端部元件12-1、12-2、12-3和12-4,所述端部元件12-1、12-2、12-3和12-4以选定的多普勒角度被斜放并且通过换能器透镜材料层11的叠加层被保持在适当位置,所述换能器透镜材料层11一般为诸如RTV的聚合物橡胶状材料。RTV透镜的厚度能够为跨阵列换能器是一致的,或者能够在厚度上是渐缩的以提供用于设定标称多普勒角度的倾侧中的一些或全部。能够将元件所成角的多普勒角度从探头的个性芯片自动地输入到超声系统中或者从用户控制装置手动地输入到超声系统中来调控系统,以考虑要用于探头元件的多普勒角度的适当角度校正。可期望地,该系统也可以包括由处理多普勒返回信号的强度并检测不适宜的多普勒角度的算法控制的多普勒角度反馈指标,所述多普勒角度反馈指标建议用户以更适宜的角度手动地重新定位探头。

[0020] 阵列换能器的元件利用激励脉冲来进行激励,以在脉冲波模式中工作。在脉冲波模式中,能够提供多普勒信号的深度分辨率。例如, $3\text{mm} \times 3\text{mm}$ 的元件尺寸一般提供足够的分辨率以采样并获得在具有狭窄的颈动脉中产生的高速射流的窄区域中的速度。非相控换能器阵列12的元件在由波束形成器14的控制下以可定制的激发(firing)序列进行同时激发或独立激发。

[0021] 本发明的探头和系统的操作如下进行。同时激发元件的序列(整个探头的小的子区段)。按次序地增加在每个元件前面的用于多普勒流动询问的采样体积,以覆盖深度的范围。在图4的实施例中,其中探头包含96个元件的阵列,能够同时激活4行,例如,如在该附图中为所示的行#1、#5、#8和#12。从这些行中的每行中的8个元件中的每个中连续不断地采集多普勒谱。在采集了多普勒流动数据的至少3个循环之后,流动图像处理器30计算求和标绘曲线(plot)(对指定的频率带(例如, $300\text{Hz}$ 至 $1500\text{Hz}$ )中的多普勒功率的积分)。求和标绘曲线值的幅值使得能够识别在血管正上方的元件。例如,换能器元件12-25不在颈动脉的部分上方,并且将感测不到流动(将产生可忽略的功率多普勒信号)。另一方面,换能器元件12-61在颈动脉的正上方,并且将产生显著的功率多普勒信号。如图4和图5中所指示的,流动图像处理器30然后能够产生在探头下方的颈动脉分支的定位和位置的网格状图。当显著的多普勒信号被对应的换能器元件检测到时,利用亮度或颜色将 $8 \times 12$ 显示网格中的每个方格进行填充,并且当基本上检测不到多普勒信号时,不点亮方格。在图4中,例如,响应于ICA和

ECA中的流动被该行中的在那些颈动脉分支上方的那些元件检测到,将网格的第一行中的第三方格、第四方格、第七方格和第八方格点亮。从行5中的元件34、35、38和39获得类似的结果。将对应于行8的元件59-63的方格点亮,这是因为它们检测到在颈动脉分叉下方的CCA中的流动,针对对应于行12中的元件92-94的方格的情况也是如此。如图4所图示的,这将呈现在阵列换能器下方的颈动脉中的流动的简单的二维网格血管图。如图5所示,也能够深度维度上获得类似的结果。这示出了从来自在阵列12的顶行和底行中的元件下方的六个离散深度的深度门控的多普勒信号采样的结果。阵列图示右侧的横断面图示出了在顶行中的第二元件、第三元件、第七元件和第八元件已经检测到ICA和ECA中的流动的六个深度处的微弱点亮的方格。较下部的图示出了更宽的、点得更亮的一组深度方格,其中,元件的底行的中心的三个元件已经检测到在该行元件下方的CCA中的更强的流动。如果期望,每列中的这些垂直深度方格的值能够以各种方式进行组合,以获得针对被示为在横断面图左侧的纵向显示中的方格的显示值。

[0022] 本发明的实施方式的目标是向用户提供实时反馈,使得在将探头放置在颈部上时引导用户,使得探头覆盖颈动脉的分叉。由于这是基于非成像的系统,因此能够通过屏幕上的一组指标向用户给出反馈,所述反馈引导用户在适当的方向上移动探头。在该范例中,如图4所示,对探头的理想放置是当流动图像检测器检测到在网格显示的行8&12处的单个血管分支(CCA)和在网格的行1&5中的两个分开的血管分支(ICA和ECA)时。这些行中的元件是被连续激发的,并且流动图像处理器计算被每个元件实时接收的信号的累积的多普勒功率。响应于显著的多普勒信号返回而被点亮的网格方格告知系统获得良好的探头放置所需的放置调节。如果放置是良好的,则在图3的探头引导显示中突出显示“OK”指标。如果不是良好的,则突出显示引导显示中的箭头中的适当的一个箭头,以在探头放置中引导用户。当示出深度累积的多普勒功率(图4)的显示网格指示颈动脉分叉中的血管节段的分开时,实现了探头的最优定位。引导显示的底部处的“探头放置”和“血管绘图”显示按钮告诉用户当前的操作模式,即,探头放置或血管绘图。如果用户在血管绘图模式中并且想要重新调节探头在颈动脉上方的定位,则用户轻敲探头放置显示按钮,以使系统返回到探头放置模式,并且探头放置按钮通过点亮来做出响应。由于对于单次迭代(iteration)要求大致3秒的多普勒数据,因此能够在3秒的时间内确定并更新引导指示。实现探头在颈动脉上方的可接受放置的最大时间取决于成功地将探头放置在用于颈动脉狭窄检测的适当位置中所要求的迭代次数。

[0023] 当探头被放置后,下一步就是从探头阵列中的所有元件获得超声多普勒数据并根据检测流动的元件对血管进行绘图。如上所述的那样连合图5计算针对感兴趣的深度的累积的多普勒功率,以产生颈动脉血管的3D表示。3D表示根据由所有元件检测到的深度值来产生,并且被体积绘制器24处理成3D显示图。如图6所示,显示了分叉血管的3D显示图60。

[0024] 在以二维(图4)或三维(图6)的血管绘图后,从所有元件采集多普勒数据,以提取能够帮助对狭窄进行分类的峰值收缩速度。额外地,如果期望,能够在可疑的狭窄点处提取多普勒谱,以如下所述地进一步帮助诊断。

[0025] 当探头10具有小孔时,不可能在单次采集中采集足够尺寸的颈动脉部分、其分支和分叉。在这样的情况中,采用多次体积采集以通过以下方式采集子区或子体积中的颈动脉的节段:即,沿着颈部移动探头,然后将更小的节段缝合在一起以形成期望的血管图。

探头的手动移动表明不存在校准,重叠区域可以在两次相继的采集之中变化,并且还在信号采集的角度和质量上存在潜在的变化。因此,代替在一个体积中采集所有数据,在多个子体积中采集数据,以覆盖整个颈动脉解剖结构。根据多次采集,必须重建颈动脉脉管解剖结构以验证是否扫描整个颈动脉解剖结构,并且因此必须将子体积缝合在一起。这通过借助于在重叠区域中对齐其匹配的数据而将连续采集的在空间上不同的但是重叠的子体积“缝合”在一起来完成。每个子体积的重叠区域是根据从个体换能器元件获得的时域多普勒的匹配来确定的。作为一简单范例,一个子体积可以具有一列具有0、3、5、3和0cm/sec的流动速度值的体素。当发现重叠的子体积中的匹配的体素列具有相同或相似的多普勒值时,基于序列体素值的同一性来对齐子体积。替代速度或除了速度之外,其他多普勒谱特性也能够用于进行匹配。该缝合是纯粹基于信号特性来执行的,这是因为探头参考颈部的相对位置是不容易获得的。

[0026] 准确的血管缝合是必要的,以便重建血管结构以估计在一次探头扫略时跨多个体积的声波作用的角度。这使得能够进行对跨解剖结构的峰值收缩速度的确定。峰值收缩速度是根据以下共识准则对狭窄分级的临床上接受的诊断指标:

[0027]

狭窄的程度	PSV (cm/s)
正常或<50%	<125
50%-69%	125-230
>70%	>230
完全闭塞	无流动

[0028] 由于探头10是非成像的,因此用户难以了解在研究中有多少动脉簇已经被探头的扫略覆盖。难以利用来自单个体积的解剖提示根据典型的采样的子体积(例如,图7的(a)、(b)或(c))中的任一个的重建来解读动脉结构是否已经被覆盖。因此,来自多个体积的数据被缝合在一起,以完全重建脉管解剖结构并提供用于动脉识别的解剖基础。来自所生成的子体积的血管图的解剖提示与信号特性一起用于完成脉管解剖结构重建。当多普勒信号具有在脉动流动中获得完整的解剖结构重建的充足的信噪比并且探头在研究中在动脉结构上方被一致地移动时,可以根据本发明采用以下步骤来重建完整的解剖结构。首先,将探头10放置在定位L1中,引起对采样体积V1的采集。将探头手动地移动到邻近L1的定位L2,使得结果得到的新的采集采样体积V2与V1部分重叠。在该范例中,每个体积是包含返回的超声回波数据的三维矩阵。接下来,以相同的方式对另外的采样体积Vn进行采集,使得感兴趣的血管结构被完全覆盖。由于这是非成像方法,因此直至处理结束时才能够知晓血管图重建的完成。

[0029] 接下来,如图7所示,对于每个体积Vi,体积中的信号通过在血管的3D空间中突出显示不同的节段来识别。血管图识别用于识别给定体积中的血管节段。假设VM=一系列使用先前的步骤识别的独特的(unique)血管节段。在采样体积之中比较血管节段VMi的数目。这有助于使用来自重建的解剖结构信息来清楚地识别区域的数目是不一致的采样体积(例如,包含颈动脉的分叉点的体积)中的重叠的区域。它还给出了在哪里搜寻匹配的信号数据的指示,例如,图7(b)与图7(c)之间的重叠仅仅能够是在图7(b)中存在两条不同的血管的地方。



[0030] 来自一个采样体积的每列的最顶行的所有良好的谱的数据被按顺序地提取,并且与随后的(邻近的)体积的行中的每个的数据相关。行k处的相互关系中的尖峰指示从探头的行k到最后一行的所有数据都在重叠的区域中。由于噪声对信号的作用是不可预测的,因此可能发生对重叠的体积的采集中一个比另一个更受噪声污染。在该情况中,重叠的区域被分配给其中该区具有更多可分析谱的体积。在这样的谱的数目相等的情况下,重叠的区域能够被分配给任一体积。

[0031] 假设存在匹配解剖提示(或以切片形式的区域的数目)的p行。假设这些p行上的每个换能器在显示脉动流动的所有深度处的信号(来自血液流动的信号)为 $T_{ij}$ 。假设换能器的第i行的脉动信号为 $R_i$ :

$$[0032] \quad R_i = \sum_{j=1}^c T_{ij} \quad (i)$$

[0033] 其中,c为列的数目。行信号的矩阵RM被获得为:

$$[0034] \quad RM = [R_1 \ R_2 \ R_3 \ \cdots \ R_k \ \cdots \ R_p] \quad (ii)$$

[0035] 假设先前的体积的第一行上的信号为FS:

$$[0036] \quad FS = \sum_{j=1}^c T_{1j} \quad (iii)$$

[0037] 其中,c为列的数目。重叠区域的开始通过使行信号矩阵与FS互相关而被获得为如下:

$$[0038] \quad CV = \text{CrossCorr}(RM, FS)$$

$$[0039] \quad CV = \sum_{n=-\inf}^{\inf} RM(i+n)'FS(k) \quad (iv)$$

$$[0040] \quad \text{其中, } RM(i+k) \text{ 为 } \begin{bmatrix} R_1(i+k) \\ R_2(i+k) \\ R_3(i+k) \\ \vdots \\ R_p(i+k) \end{bmatrix}$$

[0041] CV为互相关的向量

$$[0042] \quad k = \text{Max}(|CV|) \quad (v)$$

并且 $R_k$ 为对应于指数k的行。由于运动的方向被假定为是一致的,并且执行相关以找到重叠区域的开始,我们知晓 $R_k$ 至 $R_p$ 为重叠区域。从 $R_k$ 到 $R_p$ 的体积数据被分配给对应的体积。这产生要被缝合为 $S_1$ 、 $S_2$ 和 $S_3$ 的体积。在运动的方向上对要被缝合的体积进行堆叠,并且通过插值和/或平滑化来连接要被缝合的体积。

[0043] 颈动脉中的血液流动能够是层流的或湍流的。层流流动是一致的,其中所有血液细胞都以相对相同的速度且在相同的方向上移动。湍流流动的特征在于随机的无序旋转,其中血管内的血液细胞正在许多方向上移动,但是通常具有净前向流动。层流流动的多普勒谱表现为谱线的展宽和谱窗口的填充。湍流流动样式表现为具有在基线之下的分量的谱展宽。谱展宽是应用于表示湍流流动的波形变更的术语。如通过图8的多普勒流动谱图所图示的,谱展宽被定义为存在于多普勒谱中的增加的频率分布。在颈动脉中,该类型的湍流存

在于分叉点(即,颈动脉球,从流动特性的观点来看是等同的)处并且存在于血管的变窄或狭窄处。

[0044] 辨别这两种情况的湍流的主要方式是通过对峰值收缩速度(PSV)的测量。狭窄存在的特征通常在于伴随湍流的升高的PSV。斑块的危险水平的准则一般与狭窄的百分比有关;而且,通过血液的峰值速度将狭窄的程度确定如下:

[0045]

狭窄的程度	PSV (cm/s)	湍流(谱展宽)
正常	<125	颈动脉球处正常&高
<50%	<125	高
50%-69%	125-230	高
>70%	>230	高
完全闭塞	无流动	无

[0046] 检测由增加的速度引起的多普勒移位能够确定是否存在危险的斑块。

[0047] 能够按照如下来完成对颈动脉的分叉的特性与狭窄的特性的辨别:

[0048]

状况/特征	PSV	湍流(谱展宽)
分叉(颈动脉球)	正常	高
狭窄	高	高

[0049] 该关系示出了,通过在谱展宽和PSV方面估计湍流,能够借助于针对PSV和谱展宽的合适阈值来容易地识别感兴趣节段(如分叉和狭窄射流)。本发明使用该信息来检测感兴趣节段而无需对颈动脉的任何成像。另外,本发明提供了一种用于表征存在于具有差异化的狭窄程度的颈动脉簇中的湍流的自动方法。实验结果已经示出,对感兴趣节段中的狭窄的该估计和湍流与峰值收缩速度的组合提供了用于估计狭窄的鲁棒的技术。

[0050] 谱多普勒超声速度测量学涉及对构成多普勒信号的频率的谱的系统分析。针对临床使用获得的多普勒信号包括具有变化的幅度内容的一范围的频率。因此,在计算多普勒移位频率之前,要求进行系统处理。图9的系统处理对要用于狭窄估计而估计的两个最重要的参数——PSV和湍流进行估计。

[0051] 在方框72中,以如上所述的那样从颈动脉的体积区域采集多普勒信号,并且对多普勒信号进行预处理(74)以去除不想要的噪声信号分量。血管定位步骤76识别所采集的多普勒信号是否包含血管信息(CCA、ICA、ECA或分叉点)。这借助于针对多普勒功率的预定功率阈值来完成。针对颈动脉的所有采样体积计算时域中的功率(所有值除以信号长度的平方和)。然后,根据所有采样体积来计算平均功率。最后,呈现出在平均值之上的最高功率的采样体积被认为是具有血管信息的节段。

[0052] 在步骤82处,谱曲线(profile)提取涉及两个步骤:(i)使用谱多普勒处理器32来计算谱图,以及(ii)处理谱图(平滑化、阈值化、噪声去除等)以获得良好的谱曲线。谱图使用基于快速傅立叶变换(FFT)的、具有使用256个数据点和50%重叠的20毫秒汉明窗口的功率谱来获得。在此之后,从所生成的谱图提取平滑且可重现的最大频率包络线。为了获得高质量的最大频率包络线,将一阶无限冲激响应(IIR)滤波器最初应用于所获得的谱图。接下来,将2D中值滤波器应用于从IIR滤波器获得的脉冲波形。中值滤波器的输出用于提取谱频

率包络线。

[0053] 为了在步骤88中估计PSV,首先在步骤78中如先前所描述地根据所识别的血管信息创建3D血管图。在步骤86中,通过对从血管图获得的颈动脉血管结构的几何形心的分段线性拟合来根据血管图估计多普勒角度。还根据所估计的谱曲线来计算最大多普勒移位频率。

[0054] 在步骤88中,使用标准多普勒公式根据多普勒角度和最大多普勒移位来估计峰值收缩速度。

[0055] 
$$v = (F_s \times c) / (2 \times F_t \times \cos\theta),$$

[0056] 其中, $F_s$ 为多普勒频率移位, $c$ 为身体中的声速(标称上被假定为1540m/s), $F_t$ 为入射波束的频率,并且 $\theta$ 为相对于流动方向的波束入射角度。

[0057] 湍流的特征在于在血管的分支处或在小直径血管中存在高流速的情况下通常可见的谱展宽。谱展宽能够通过估计谱的带宽来估计,也被称为谱宽度。湍流通过估计谱宽度并且因此提取谱图的包络线的上轨迹和下轨迹来表征。在本发明的实施方式中,如通过图10所描述的,湍流通过使用在上谱轨迹与下谱轨迹之间的面积与在上谱轨迹下方的面积的比例来估计。该附图5图示了涉及的计算步骤,并且在图11中示出了对被跟踪的多普勒谱图的图示。该准则具有将三个动脉(颈总动脉、颈内动脉和颈外动脉)置于相对于其峰值的相等步调(footing)的增加的优点。它使峰值高度对谱宽度的估计的作用无效。如果仅使用上包络线轨迹与下包络线轨迹之间的宽度,则由于颈外动脉和颈总动脉具有比颈内动脉更高的峰值,因此这能够导致错误的估计。相应地,湍流通过以下来估计:

[0058] 湍流准则 = 
$$\frac{\text{在上轨迹下方的面积} - \text{在下轨迹下方的面积}}{\text{在上轨迹下方的面积}}$$

[0059] 图9的方法的结论确定是向用户报告对颈动脉分叉点(92)的发现、对狭窄(90)的指示、或正常颈动脉(96)。对狭窄(90)的指示还包括对从(i)正常到(ii)完全闭塞的范围变动的狭窄的程度(94)的估计。这些确定是通过在比较步骤98a、98b和98c中将来自步骤84的谱宽度SW的湍流估计结果和来自步骤88的PSV估计结果与湍流阈值 $T_s$ 和速度阈值 $T_p$ 进行比较来进行的。标称速度阈值 $T_p$ 为125cm/sec,并且标称湍流准则为0.5。然后在显示屏幕上将这些比较的结果呈现给用户。

[0060] 总之,本发明的实施方式提供了一种用于检测并表征颈动脉中的感兴趣节段而无需对血管的任何成像的方法。该创造性技术利用以上描述的非成像二维阵列多普勒探头和先前描述的血管定位的方法以及用于检测狭窄并估计其严重性的多普勒角度估计。本发明的主要原理包括:计算颈动脉结构中的各点处的湍流并利用差异化的狭窄程度来表征湍流;将对湍流和PSV的估计结果进行组合以识别颈动脉中的感兴趣节段;并且将对湍流估计结果与PSV估计结果进行组合以在狭窄的程度方面自动表征血管节段的狭窄。

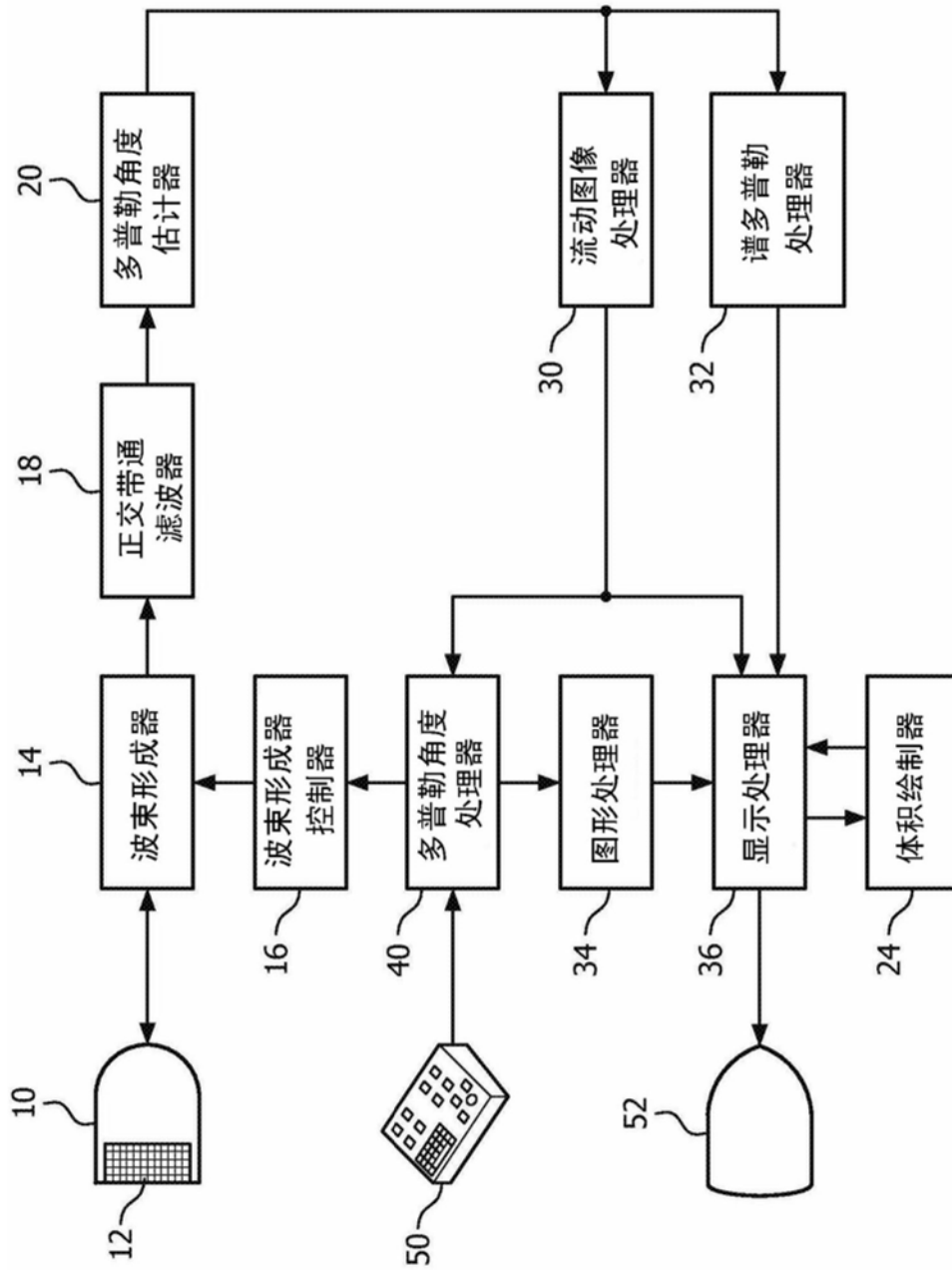


图1





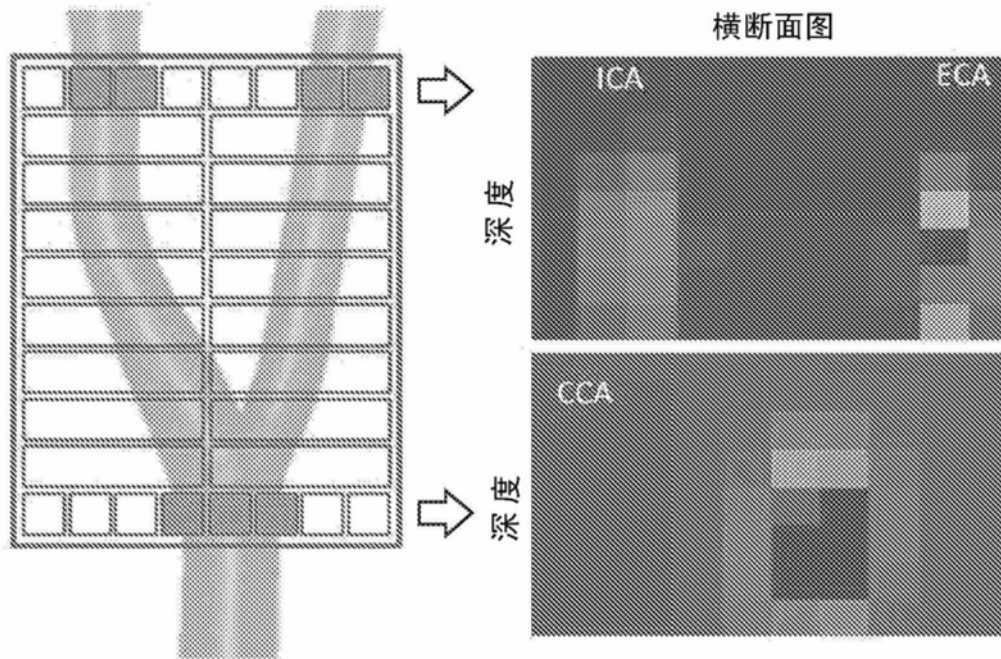


图5

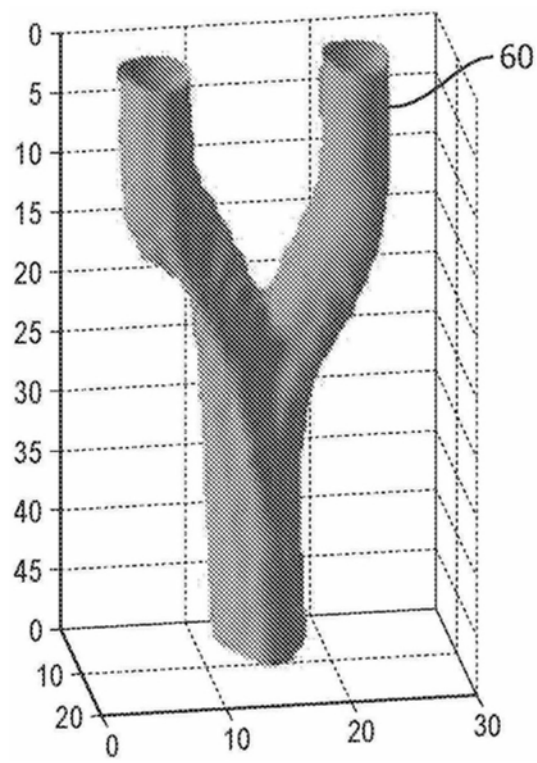


图6

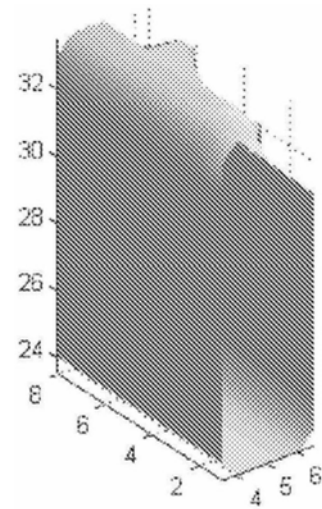


图7a

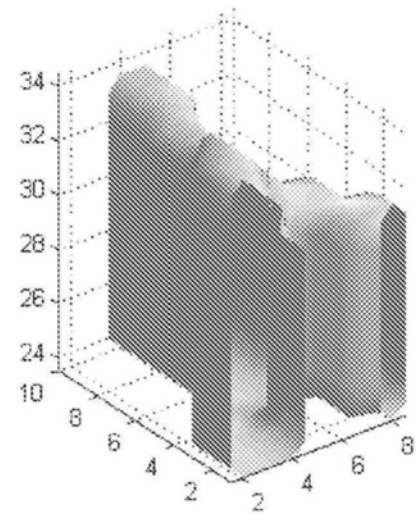


图7b



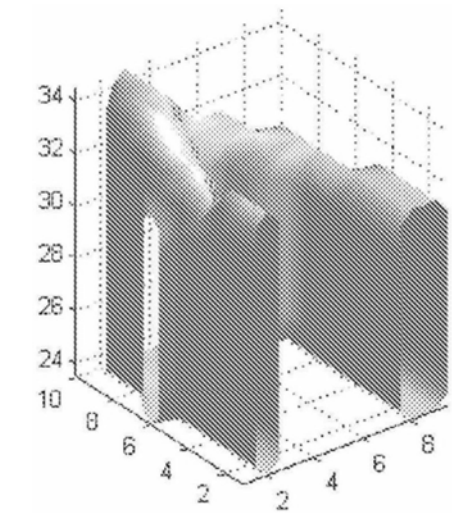


图7c

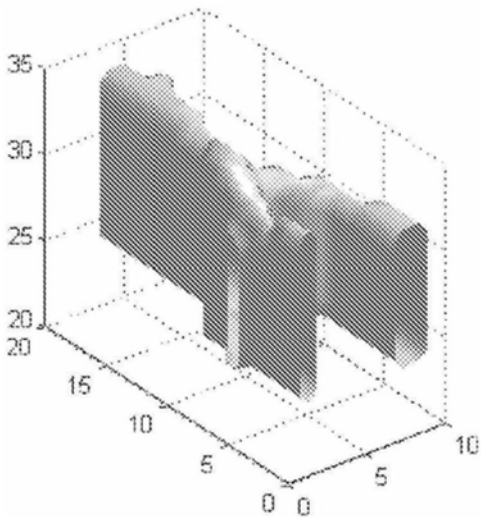


图7d

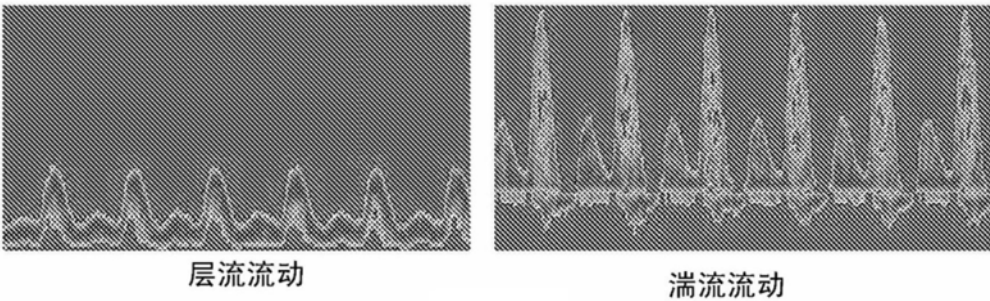


图8

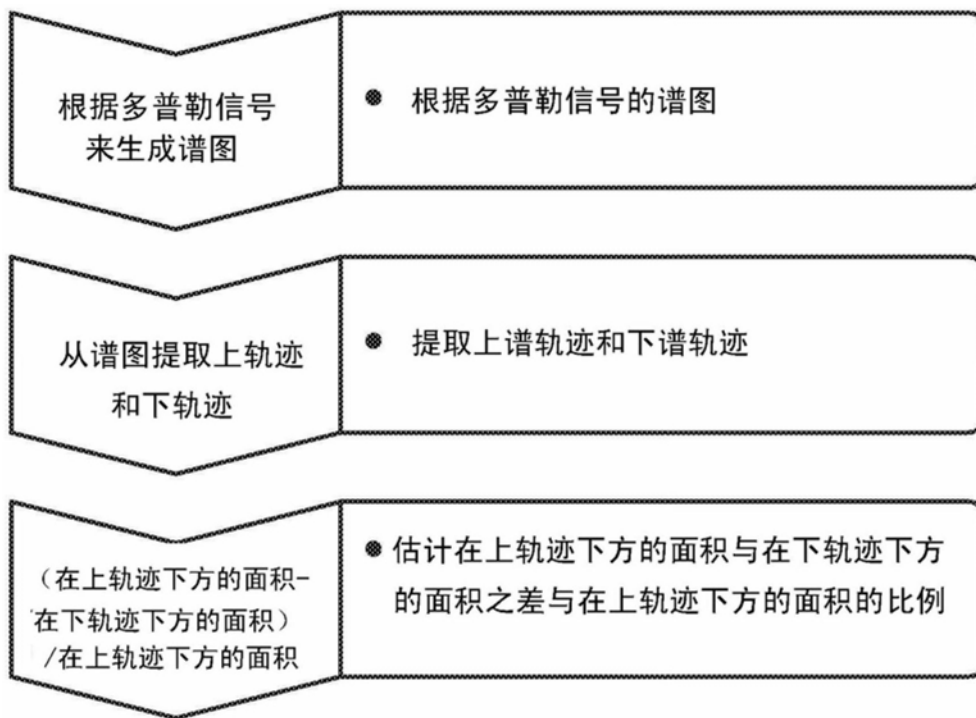


图10



图11

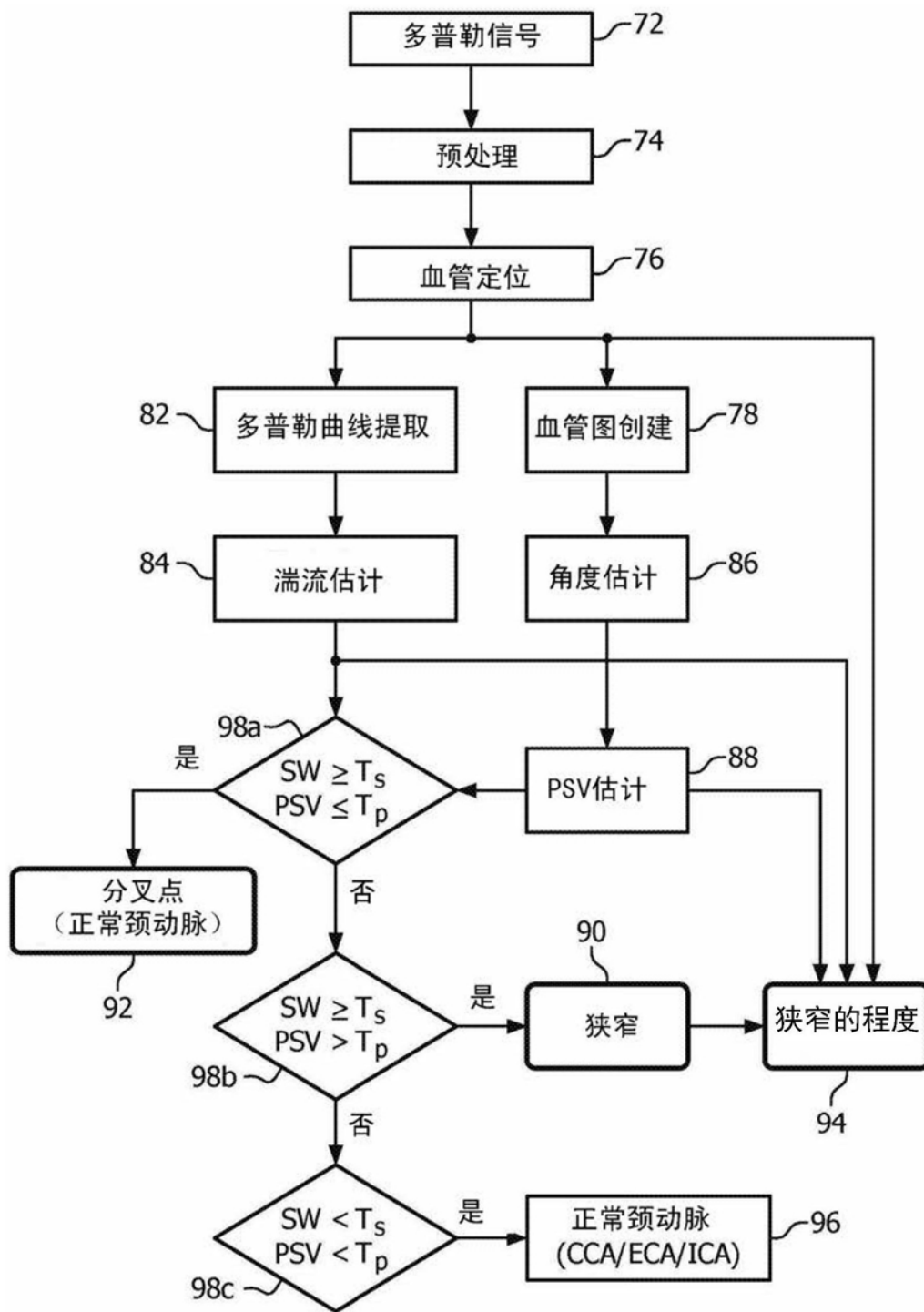


图9