



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105940431 B

(45)授权公告日 2019.10.01

(21)申请号 201580005450.2  
 (22)申请日 2015.01.21  
 (65)同一申请的已公布的文献号  
 申请公布号 CN 105940431 A  
 (43)申请公布日 2016.09.14  
 (30)优先权数据  
 61/930,655 2014.01.23 US  
 (85)PCT国际申请进入国家阶段日  
 2016.07.22  
 (86)PCT国际申请的申请数据  
 PCT/IB2015/050452 2015.01.21  
 (87)PCT国际申请的公布数据  
 W02015/110961 EN 2015.07.30  
 (73)专利权人 皇家飞利浦有限公司  
 地址 荷兰艾恩德霍芬  
 (72)发明人 M·阿韦基乌 D·克里斯托菲迪斯  
 E·L·S·利恩  
 (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.  
 G06T 7/00(2017.01)  
 (56)对比文件  
 CN 102855623 A,2013.01.02,  
 US 2011/0208061 A1,2011.08.25,  
 Zeynettin Akkus et al..New  
 Quantification Methods for Carotid  
 Intraplaque Neovascularization in  
 Contrast Enhanced Ultrasound.《2013 IEEE  
 International Ultrasonics Symposium》  
 .2013,第1236-1239页.  
 Paolo Angelelli et al..Interactive  
 visual analysis of contrast-enhanced  
 ultrasound data based on small  
 neighborhood statistics.《Computers &  
 Graphics》.2011,第35卷(第2期),第218-226页.  
 Li Xiong et al..Correlation of  
 Carotid Plaque Neovascularization  
 Detected by Using Contrast-enhanced US  
 with Clinical Symptoms.《Radiology》.2009,  
 第251卷(第2期),第583-589页.

审查员 王永波

权利要求书2页 说明书6页 附图7页

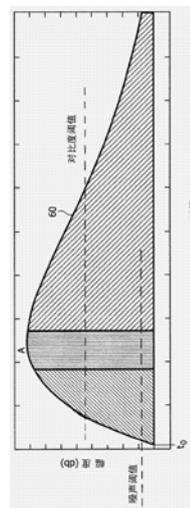
(54)发明名称

使用对比增强的超声成像对颈动脉斑块的评估

(57)摘要

描述了用于在对比剂的递送期间采集颈动脉的超声图像的序列的超声系统和方法。所示图像中的斑块被识别并且针对所述图像中的像素来计算时间强度曲线。比较在对比剂的达到之前和之后的强度值,以识别具有灌注的像素或像素组。可以形成解剖图像,其示出了灌注的强度和存在的斑块的图像的区域,或者所述灌注可以通过确定所述斑块中展示灌注的像素的百分比来进行量化。灌注的范围和程度是在血流中的斑块颗粒的风险的指示器,所述斑块颗粒可能导致脑

卒中相关的症状。



CN 105940431 B

1. 一种超声诊断成像系统,其用于通过对比增强的超声来对斑块进行评估,所述系统包括:

具有阵列换能器的超声成像探头,所述超声成像探头被配置为在对比剂递送期间采集颈动脉中的斑块区域的超声图像的序列;

时间强度曲线计算器(46),其被配置为形成针对所述序列的所述超声图像中的所述斑块区域中的每个像素的时间强度曲线;

比较器(48),其被配置为基于针对在所述斑块区域中的每个像素的时间强度曲线来确定在所述像素中是否存在灌注;以及

显示器(52),其被配置为显示所述斑块区域中的灌注的程度。

2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,还包括图像处理器(50),所述图像处理器被配置为产生所述斑块区域的解剖图,所述斑块区域的解剖图示出何处存在灌注。

3. 根据权利要求1所述超声诊断成像系统,还包括灌注量化器(54),所述灌注量化器被配置为对所述斑块区域中展示灌注的像素的百分比进行量化。

4. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,还包括帧存储器(42),所述帧存储器被配置为存储所采集的超声图像的序列。

5. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统,还包括图像稳定器(44),所述图像稳定器被配置为补偿逐帧的运动。

6. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,还包括斑块跟踪器,所述斑块跟踪器在颈动脉图像中描绘斑块。

7. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述斑块跟踪器还包括超声系统控制面板的用户控件。

8. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述比较器还能用于比较对比剂到达所述斑块区域之前和之后的像素强度值。

9. 一种利用对比增强的超声来评估斑块的方法,所述方法包括:

在对具有斑块的颈动脉的对比剂递送期间采集超声图像的序列;

在所述序列的超声图像中识别斑块区域;

形成针对所述斑块区域中的每个像素的时间强度曲线;

比较对比剂到达之前和之后在所述斑块区域中的每个像素的强度值以确定所述像素中是否存在灌注;

识别图像中具有灌注的一个或多个像素;并且

显示所述斑块区域中的灌注的程度。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,识别斑块区域还包括在所述超声图像中的一幅中描绘斑块区域。

11. 根据权利要求9所述的方法,还包括形成示出已经识别灌注的像素的所述斑块区域的解剖图。

12. 根据权利要求9所述的方法,还包括对所述斑块区域的图像中展示灌注的像素的百分比进行量化。

13. 根据权利要求9所述的方法,还包括对所述超声图像的序列中的逐帧的运动进行补偿。

14. 根据权利要求9所述的方法,还包括将所述斑块区域的所述图像中已经识别出灌注的像素与所述斑块区域的所述图像中存在运动的像素进行相关。

15. 根据权利要求9所述的方法,还包括形成来自所述斑块区域内的平均信号的时间强度曲线,以识别所述斑块区域中的所述对比剂的到达。

## 使用对比增强的超声成像对颈动脉斑块的评估

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断成像系统,并且具体涉及使用对比增强的超声成像来评估脑卒中的风险。

### 背景技术

[0002] 脉管系统中的斑块的发展,尤其是颈动脉中的动脉粥样硬化,常常在许多患者中发生。斑块能够积聚到一定程度,其中,可能发生血管的部分以及甚至完全阻塞。图1图示了血管110,其中,血管壁18被部分切除以示出内部的管腔16,在管腔中可见斑块积聚24。由于斑块24在其最厚点处已经填充了大部分管腔,其已经部分阻塞通过血管的血流。斑块不仅仅限制向阻塞的下游的组织 and 器官递送新鲜血液,而且也会在变窄的管腔中捕获血凝块,阻挡所有血流。另外的、相等严重性的事件能够由颈动脉斑块引起。由于颈动脉向脑提供血液供应,在颈动脉血流中的特定物质会造成脑血管阻塞以及潜在的卒中的风险。少量斑块会从颈动脉的内层细胞内层脱落并流动到脑,在脑中,所述斑块会阻塞不同尺寸和功能的脑血管,这取决于斑块颗粒的大小以及其流动路径。将希望能够识别具有这种可能性的斑块,从而能够采取介入措施来使脑卒中的可能性最小化或防止脑卒中的可能性。

### 发明内容

[0003] 根据本发明的原理,描述了一种超声诊断成像系统和方法,其能够根据颈动脉中的斑块积聚来评估脑卒中的风险。颈动脉粥样硬化斑块具有斑块新血管生成和灌注的区域。实施了使用来自二十四位患者的图像的研究,以基于斑块灌注样式在有症状的患者与无症状的患者之间进行区分。在该研究中,颈动脉斑块的灌注被定性地和定量地两者进行评估,以便研究在有症状的患者与无症状的患者之间的灌注的差异。患者被注射有2ml的声诺维(Bracco s.p.a.,米兰,意大利)、超声微泡对比剂,并且采集一分钟的超声环并且将其存储为流动通过颈动脉和斑块的微脉管系统(新生血管)的对比剂。超声图像能够通过B模式成像来采集,其示出了来自对斑块进行灌注的微泡的增加的信号强度。优选地,所述图像能够通过彩色流成像来采集,使得微泡的运动能够与信号强度一起同时被检测。展现高强度谐波返回连同在相同位置的多普勒检测的运动的信号指示在所述位置处的移动微泡。这种相互关系能够被用于区别来自静态亮反射体的、常常是伪影的信号返回并拒绝该信号返回。结果是对斑块脉管系统中的动态对比剂微流的检测。

[0004] 由于对比增强的超声图像序列要被用于计算在斑块中的每个点处的对比度时间-强度曲线(T-I曲线),重要的是在图像采集期间将成像探头尽可能的保持静止,从而在图像中的斑块将在图像序列上空间地相关。空间相关性能够通过例如通过使用图像稳定化和/或通过检测并补偿可能由于探头运动或来自脉动生理运动或患者移动在图像中造成的全局运动来进行改善。

[0005] 针对斑块的对比剂灌注的评估,在图像中斑块的周围绘制感兴趣区域(ROI)。这描绘了斑块,而不包括管腔信号的任何部分,从而从所述分析中排除来自在颈动脉管腔中流

动的对比剂的潜在大幅度的信号返回。在一种实施方案中,能够使用来自斑块中的个体点(像素)的强度信号,或者能够对像素组进行汇总,并且使用来自经汇总的像素组的信号的平均强度。在另一种实施方案中,来自包含斑块的ROI内的平均强度对比剂信号逐图像跨时间进行采样,以生成颈动脉斑块的时间强度曲线。这些和其他技术能够被用于分析斑块内的强度信号。所述信号强度数据通过将信号水平与阈值噪声水平进行比较并且通过在对对比剂到达之前和之后来评估强度的值的分布来进行评估。如果存在对比剂积聚的值特征的显著的差异和分布,则所述像素被识别为指示灌注。在微泡到达斑块ROI中之后,针对每个像素计算评估T-I曲线信号幅度。像素的平均强度信号幅度的定性图像能够被显示为一定范围的值的颜色或强度,以定性地指示所述斑块的血管化。

[0006] 根据本发明的另一方面,在像素数据上执行定量灌注评估。具有灌注的像素的总体数量被除以在所描绘的斑块的图像中的像素的总数量。在一种实施方案中,二值分级系统之后被应用于该结果。零表示小于50%的颈动脉斑块区域包含移动微泡并且1表示多于50%的颈动脉斑块区域包含移动微泡。已经发现了,对于所述研究的患者,来自所述斑块的平均对比剂强度信号对于无症状的患者(没有斑块颗粒解体的历史的患者)比有症状的患者(具有在血管中的斑块颗粒的历史的患者)显著更高。所述分析的定量分析的结果表明,相比于有症状的患者的67%(8/12),仅25%(3/12)的无症状的患者具有为0的分数。

## 附图说明

[0007] 在附图中:

[0008] 图1是包含斑块的血管的图示;

[0009] 图2以方框图的形式图示了根据本发明的原理构造的超声系统;

[0010] 图3图示了对比剂时间强度曲线;

[0011] 图4a和5a是在其中已经勾勒出在颈动脉中的斑块的超声图像;

[0012] 图4b和图5b图示了图4a和5a的具有斑块中的对比剂流的到达的斑块区域中的信号强度的变化;

[0013] 图6是图示了本发明的方法的步骤的流程图;

[0014] 图7图示了具有不同百分比的动脉粥样硬化斑块区域的四幅定性图像。

## 具体实施方式

[0015] 在一些实施例中,本发明提供了一种超声成像系统,例如,超声诊断成像系统,其用于通过对比增强的超声来对斑块进行评估。所述系统能够包括具有阵列换能器的超声成像探头,其在对比剂递送期间采集斑块的超声图像的序列。在特定实施例中,所述系统能够被配置为包括处理器、存储器和能够充当时间强度曲线计算器的其他结构,所述时间强度曲线计算器形成针对斑块图像中存在对比剂的每个点的时间强度曲线,以及比较器,其识别斑块图像中存在灌注的像素。在一个实施例中,所述比较器还能够操作用于将在对比剂到达所述斑块之前和之后的像素强度值进行比较。所述系统还能够包括显示器,所述显示器显示所述斑块中的灌注的程度。在特定实施例中,所述系统能够包括图像处理器,所述图像处理器产生斑块的解剖图,所述斑块的解剖图示出何处存在灌注。另外,所述系统能够被配置为包括处理器、存储器和能够充当灌注量化器的其他结构,所述灌注量化器对所述

斑块图像中展现灌注的像素的百分比进行量化。在一些实施例中,所述系统能够包括帧存储器,所述帧存储器存储所采集的超声图像的序列。在特定实施例中,所述系统能够被配置为包括处理器、存储器和能够充当图像稳定器的其他结构,所述图像稳定器对存储在所述帧存储器中的图像进行响应,所述图像稳定器补偿逐帧的运动。在一些实施例中,所述系统能够被配置为包括处理器、存储器和能够充当斑块跟踪器的其他结构,所述斑块跟踪器能够在颈动脉图像中勾勒斑块。在一些实施例中,所述斑块跟踪器能够经由超声系统控制面板的用户控件进行控制,使得用户能够如在显示器上所示的手动地跟踪所述斑块。

[0016] 在一些实施例中,本发明的系统能够被配置为:使用超声探头在对比剂递送期间采集斑块的超声图像的序列;计算针对斑块图像中存在对比剂的每个点的时间强度曲线;识别所述斑块图像中存在灌注的像素;并且显示所述斑块中的灌注的程度。各种硬件部件能够被包括在所述系统中以执行各种功能。例如,独立处理器被配置为:接收数据;在所述数据上执行特定功能;并且之后输出经处理的数据。备选地,所述系统能够包括若干硬件部件(例如,处理器),其根据编码的软件协议一起工作以执行各种步骤。用于执行所述功能的这样的软件和结构对于本领域技术人员而言是显而易见的。

[0017] 现在参考图2,以方框图的形式示出了根据本发明的原理构造的超声系统。超声探头12包括超声换能器元件的阵列14,其发射并接收超声信号。所述阵列14可以是用于二维成像的一维线性或弯曲阵列,或者可以是用于在三维中进行电子射束操纵的换能器元件的二维(2D)矩阵。所述阵列14也可以是一维阵列,其由超声探头12进行前后机械扫掠,以扫描身体的三维体积。阵列14中的超声换能器发射超声能量,并响应于该发射来接收返回的回波。发射/接收(“T/R”)开关22被耦合到阵列14中的超声换能器,以在操作的接收时相期间选择性地将来自换能器元件的回波信号耦合到A/D转换器20。阵列14被激活以发射信号的时间可以被同步到内部系统时钟,或者可以同步到诸如心脏周期的身体功能,对此,由心电图(ECG)设备提供心脏周期波形。当心跳处在由ECG设备26提供的波形所确定的其周期的预期时相处时,超声探头12被命令采集超声图像。在执行本发明的方法的过程中,随着包含造影剂的血流开始灌注颈动脉中的包括的脉管系统,来采集颈动脉的实时图像针的连续序列。

[0018] 来自所发射的超声能量的回波通过阵列14的换能器元件来接收,其生成回波信号,所述回波信号通过T/R开关22进行耦合,并且当所述系统使用数字射束形成器时通过模拟到数字(“A/D”)转换器30进行数字化。可以备选地使用模拟射束形成器。A/D转换器30由中央控制器28生成的信号 $f_s$ 所控制的采样频率对所接收的回波信号进行采样。由采样理论规定的预期采样率是所接收的通带的最高频率的至少两倍,并且可能在30-40MHz的量级。高于最小要求的采样率也是期望的。对超声系统的控制以及对用于成像的各种参数的设置,诸如探头选择,受对控制面板29的用户接口的控件的用户操纵的影响,并且通过中央控制器28来施加其控制。

[0019] 来自阵列14的个体换能器元件的回波信号样本被延迟并且由射束形成器32进行加和,以形成数字相干回波信号。对于利用二维阵列的3D成像,其优选根据美国专利6013032(Savord)和美国专利6375617(Fraser)对处在位于超声探头12中的微射束形成器与系统主框架中的主射束形成器之间的射束形成器32进行分区。数字相干回波信号然后通过数字滤波器34进行滤波。在这一实施例中,所述探头发射频率和所述接收器频率被个体

地控制,使得射束形成器32自由接收与所发射的带不同的频率的带,诸如用于对谐波对比剂的检测的谐波频率。数字滤波器34对所述信号进行带通滤波,并且也能够将频率带偏移到更低的或者基带频率范围。数字滤波器34例如可以是在美国专利No.5833613(Averkiou等人)中所描述的类型滤波器。来自对相继图像帧的扫描的经滤波的回波信号被存储在帧存储器42中。由于针对精确时间强度曲线的计算重要的是相继图像帧的像素被空间地对齐,通过图像稳定器44来执行对所述相继图像的配准。该空间相关优选通过使用如在美国专利6589176(Jago等人)中所描述的图像稳定器来执行。

[0020] 经空间对齐的图像帧被从帧存储器42耦合到用于常规B模式处理以及产生2D B模式图像的B模式处理器36。所述图像帧,以及特别是从微泡返回的其谐波对比剂信号内容,被耦合到对比信号处理器38。对比信号处理器38优选通过脉冲反转技术对从谐波对比剂返回的回波进行分离,其中,由向图像位置的多脉冲的发射导致的回波被组合以消除基本信号分量并增强谐波肺分量。在美国专利6186950(Averkiou等人)中描述了优选的脉冲反转技术。

[0021] 来自帧存储器42的经滤波的回波信号也被耦合到多普勒处理器40,多普勒处理器40用于常规多普勒处理以产生速度和/或功率多普勒图像。来自这三个处理器36、38、40的输出信号可以被扫描转换并且被显示为平面2D图像,针对所述平面2D图像,其输出被耦合到针对显示器52的图像处理器50。当执行3D扫描时,其输出图像也可以被绘制为三维(3D)图像,其也可以被处理以在显示器52上进行显示。

[0022] 在图像帧的序列已经在对比剂递送期间被采集并且被存储在帧存储器42中之后,用户可以以B模式回顾所述图像,在图4a和图5a中示出了其范例。这些是包含斑块的颈动脉的图像。在图像中的大的亮区域62是包含对比剂的血液的区域,其返回特别强(以及因此明亮显示的)的回波信号。血管壁18在图4a中被区别地示出,其中,其脉管系统被灌注有对比剂。进行辨别的用户也能够认出图像中的斑块。不像血管的管腔,斑块的微脉管系统将包含少得多的对比剂并且因此在图像中呈现为较暗的区域。所述斑块能够以各种不同的方式进行跟踪。例如,所述系统能够包括斑块跟踪器,所述斑块跟踪器能够自动地或者在手动控制被使用的情况下跟踪在屏幕上所显示的斑块。例如,当它们被认出时,用户能够跟踪或描绘这些斑块,并且这些描绘出的斑块区域如下文所描述的进行处理。所述斑块跟踪器能够作为独立处理器被包括在所述系统中,所述独立处理器被配置为:接收数据;在所述数据上执行特定功能;并且之后输出经处理的数据。备选地,所述系统能够包括若干硬件部件(例如,处理器),其根据编码的软件协议一起工作以执行由T-I曲线计算器执行的各种步骤。用于执行所述功能的这样的软件和结构对于本领域技术人员而言是显而易见的。图4a和图5a每个均包含斑块60,用户已经使用在控制面板20上的诸如轨迹球或鼠标的控件描绘出了所述斑块。

[0023] 对斑块轮廓区域60的识别被耦合到时间强度(T-I)曲线计算器46,如在图2中所示。所示的时间强度曲线计算器被作为独立处理器包括在所述系统中,所述独立处理器被配置为:接收数据;在所述数据上执行特定功能;并且之后输出经处理的数据。备选地,所述系统能够包括若干硬件部件(例如,处理器),其根据编码的软件协议一起工作以执行由T-I曲线计算器执行的各种步骤。用于执行所述功能的这样的软件和结构对于本领域技术人员而言是显而易见的。所述T-I曲线计算机之后对图像帧序列中的斑块的像素进行处理,以形

成针对所述斑块中的每个点的时间强度曲线。当对比剂在对比剂递送期间在斑块中的特定点处流动时,所述对比剂将如图4b和图5b中所示在其初始到达时间之后积聚,其分别对应于在图4a和图5a中的点。所述T-I曲线计算器处理对比信号强度中的这种积聚,以产生如在美国专利公布No.US2012/0253190 (Gauthier等人) 和美国专利8460194 (Averkioiu等人) 中所描述的时间强度曲线。在图3中示出了理想化的时间强度曲线60。能够看到,这一曲线在时间 $t_0$ 处在对比剂的初始到的之后开始增加,在最大对比剂灌注的时间处积聚到最大幅度A,之后,随着对比剂流出身体的区域而逐渐下降。

[0024] 比较器48对所述时间强度曲线数据执行若干种检查,以验证对比剂确实存在于每个点处,针对每个点,已经产生了时间强度曲线。所示的比较器能够作为独立处理器被包括在所述系统中,所述独立处理器被配置为接收曲线数据并验证对比剂的存在。备选地,所述系统能够包括若干硬件部件(例如,处理器),其根据编码的软件协议一起工作以执行由比较器执行的各种步骤。用于执行所述功能的这样的软件和结构对于本领域技术人员而言是显而易见的。(在一个点处不存在对比剂的流,将不存在针对所述点的时间强度曲线)。一种检查是将在对比剂的到达之前的强度值的分布(即,噪声分布)与在对比剂的到达之后的值的分布进行比较。在一种实施方案中,使用Kolmogorov-Smirnov两样本测试。额外的统计测试或方法也能够被用于对强度分布进行比较。如果在对比剂的到达之前的强度值的分布,即,噪声,在统计学上不同于在对比剂的到达之后的值的分布,那么实施像素或像素组被认为是被灌注的。在另一种实施方案中,时间强度曲线的幅度与噪声阈值进行比较。由此从作为对比剂的考虑中消除来自图示数据中的伪影的幅度峰值。另一种测试是将曲线60的最大幅度区域与对比阈值进行比较。该阈值是对比剂响应应当超过一持续时间段的水平。当来自所述斑块中的点的时间强度曲线通过了这两种测试,则确认对比剂的流存在于所述点处。

[0025] 现在可以针对斑块区域形成灌注的定性图像。时间强度曲线的最大强度幅度或平均信号强度或者在存在对比剂的点处的灌注的统计概率可以被映射到彩色图的对应颜色,并且所述彩色图可以被显示为如在美国专利6692438 (Skyba等人) 中所描述的斑块区域的B模式图像上的参数覆盖。例如,对比剂灌注的区域可以被显示在红色的变化的阴影中,并且没有灌注的区域可以被显示为黑色。用户因此能够观察斑块的灌注的程度,其包含脉管系统的程度。图7图示了具有变化的灌注程度的斑块70的四个区域,每个相对于黑色背景被示出。在每个斑块区域之内,被灌注的点被示为白色,并且没有灌注的点被示为黑色。在图7a中,斑块区域70被100%的灌注。在图7b中,斑块区域70被76%的灌注。在图7c中,斑块区域70被38%的灌注,并且在图7d中,斑块区域70被26%的灌注。

[0026] 根据本发明的另一方面,对斑块的总体灌注通过灌注量化器54进行量化。所示的灌注比较器能够作为独立处理器被包括在所述系统中,所述独立处理器被配置为接收数据并对斑块的灌注进行量化。备选地,所述系统能够包括若干硬件部件(例如,处理器),其根据编码的软件协议一起工作以执行由灌注量化器执行的各种步骤。用于执行所述功能的这样的软件和结构对于本领域技术人员而言是显而易见的。具有灌注的在斑块区域70中的像素的总体数量被除以在斑块的图像中的像素的总数量。在一种实施方案中,二值分级系统之后被应用于该结果。零表示小于50%的颈动脉斑块区域70包含移动微泡并且1表示多于50%的颈动脉斑块区域包含移动微泡。零和1被确定处的阈值能够随着灌注检测技术、计算

的灵敏度、被认为显著的统计概率以及任意随后的所执行的实验或临床研究而改变,以确定最优临床阈值。为了增强这些结果的可靠性,所述灌注量化器接收所述斑块的多普勒流图。找到对比剂的有效时间强度曲线的每个点也应当被发现展现在所述多普勒流图中的对应点处的运动,因为对比剂必须在所述点处流过。在找到对比剂和时间强度曲线的点处的多普勒识别的运动的运动的存在确认了所述点具有对比剂存在。对灌注的高度可靠的量化由此产生并且被显示在显示器52上。已经发现,来自斑块的平均对比剂强度信号对于无症状的患者(没有斑块颗粒解体的历史的患者)比有症状的患者(具有在血管中的斑块颗粒的历史的患者)显著更高。对脑卒中的风险的分在存在内部斑块出血、存在血栓或所述斑块的微脉管系统的任何破裂的情况中会被进一步复杂化。脑卒中的临床指示器要基于本文中所提出的灌注检测技术来评估和研究。

[0027] 在一些实施例中,本发明包括用于评估斑块的方法。例如,本发明包括利用对比增强的超声来评估斑块的方法。所述方法能够包括:在对具有斑块的颈动脉的对比剂递送期间来采集超声图像的序列;识别超声图像中的斑块;将在对比剂的到达之前和之后的斑块中的位置处的强度值进行比较;识别所述图像中具有灌注的点;并且显示在所述斑块中的灌注的程度。在一些实施例中,识别斑块能够包括在所述超声图像中的一幅图像中描绘斑块。在特定实施例中,所述方法能够包括在所述斑块中存在对比剂的每个点形成时间强度曲线。所述方法能够包括形成示出了其中已经识别了灌注的点的所述斑块的解剖图和/或量化展示灌注的所述斑块的图像中的点的百分比。在特定实施例中,所述方法包括补偿超声图像的序列中的逐帧的运动和/或将所述斑块的图像中已经识别了灌注的点与所述斑块的图像中存在运动的点进行相关。所述方法还能够包括形成来自所述斑块内的平均信号的时间强度曲线,以识别所述斑块中的对比剂的到达。

[0028] 图6是本发明的方法的流程图。在步骤100,采集颈动脉的图像序列,通常在对比剂的注入之后持续至少一分钟。这捕获包含对比剂的任意斑块微流的图像。在步骤102中,逐帧的运动是使用运动补偿进行补偿的,使得所述斑块在所述图像序列上是与相同像素配准的。在步骤104中,所述斑块区域通过跟踪在图像中进行描绘。在步骤106中,针对斑块区域中的每个像素形成时间强度曲线。对比剂到达时间可以基于在整个斑块内的平均强度的给定增加、在噪声水平之上的像素组或个体像素来进行评估。在步骤108中,在存在对比剂的每个点处的强度值在对比剂到达之前和之后进行比较,并且,如果存在显著的差异,所述像素被识别为具有灌注。对灌注的这种识别是针对每个像素或像素组来完成的(步骤110)。在步骤112中,对斑块中展示灌注的总像素的百分比进行量化。这是通过将具有灌注的像素的总体数量除以在斑块的图像中的像素的总数量来完成的。在步骤114中,量化结果是通过形成如在图7中所示的被灌注的斑块的百分比的解剖图来呈现的。

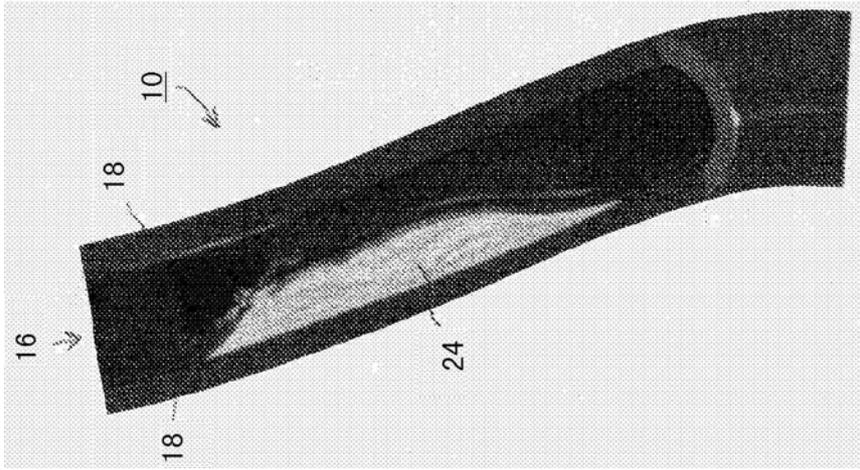
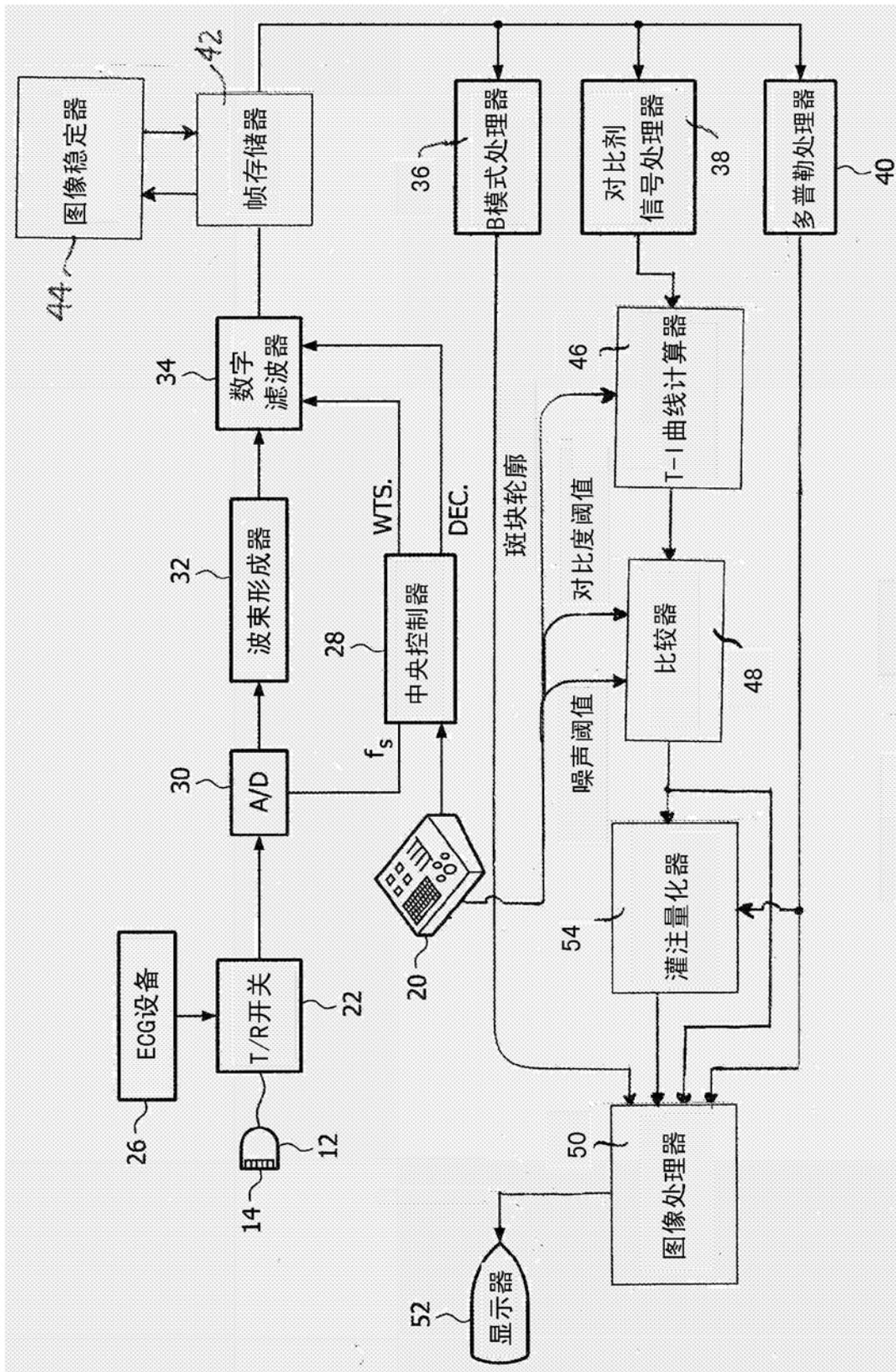


图1



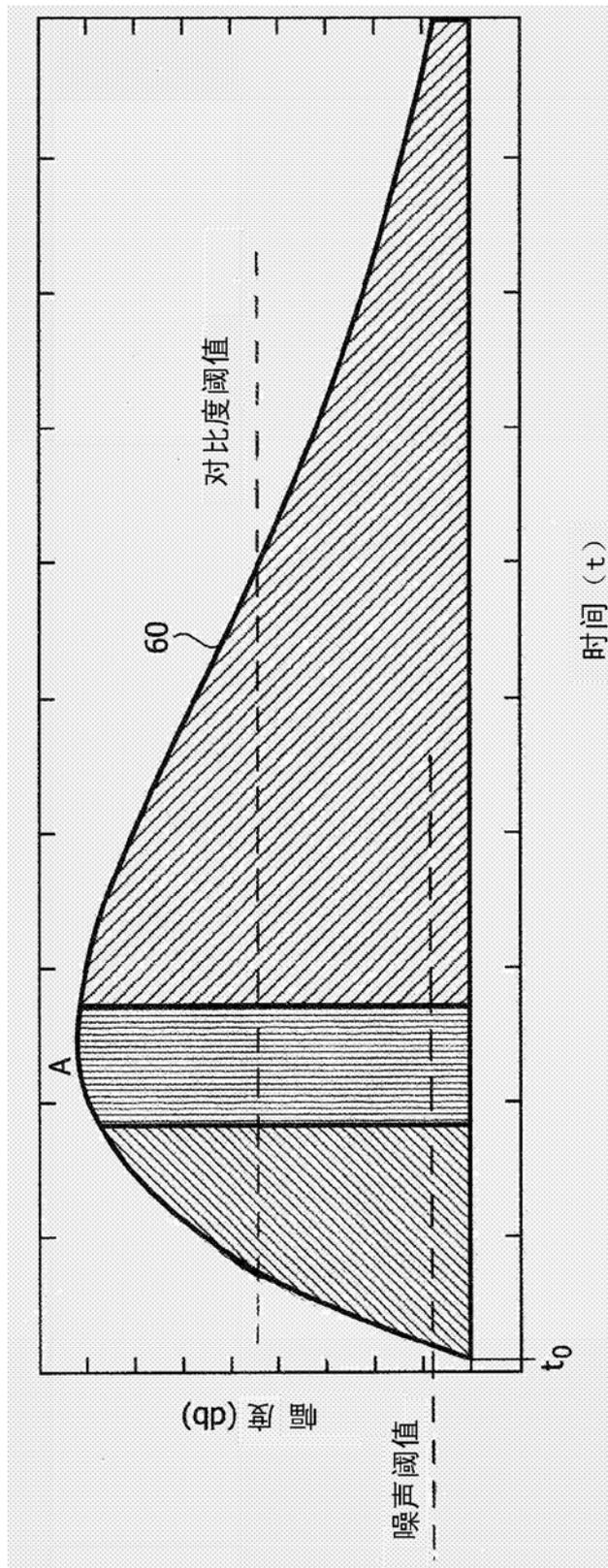


图3

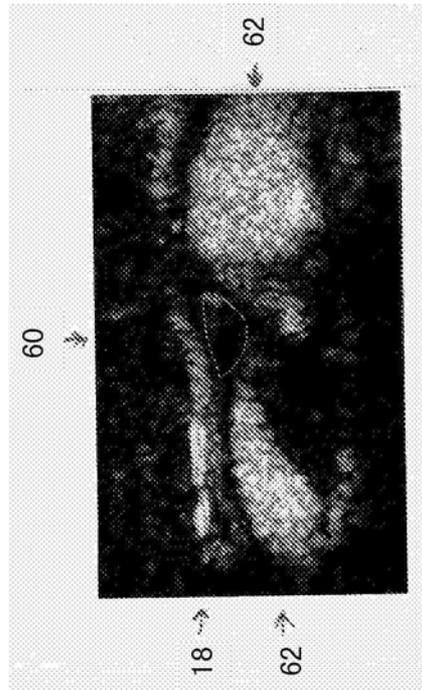


图4a

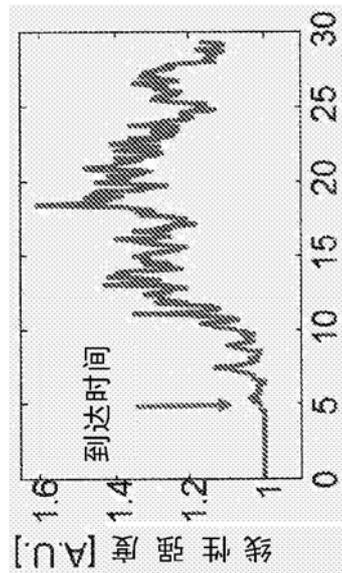


图4b

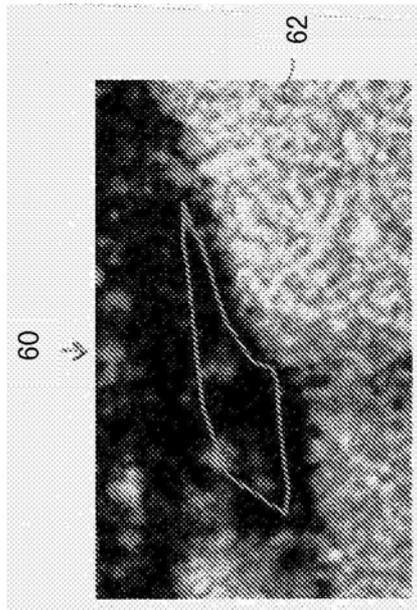


图5a

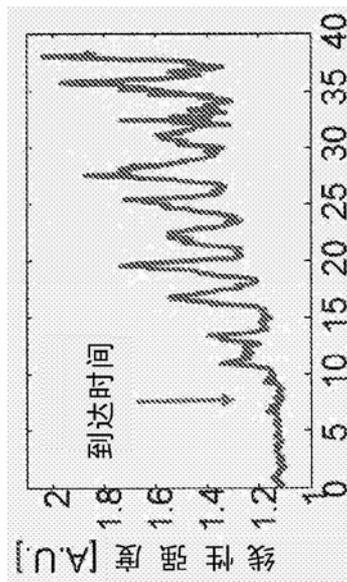


图5b

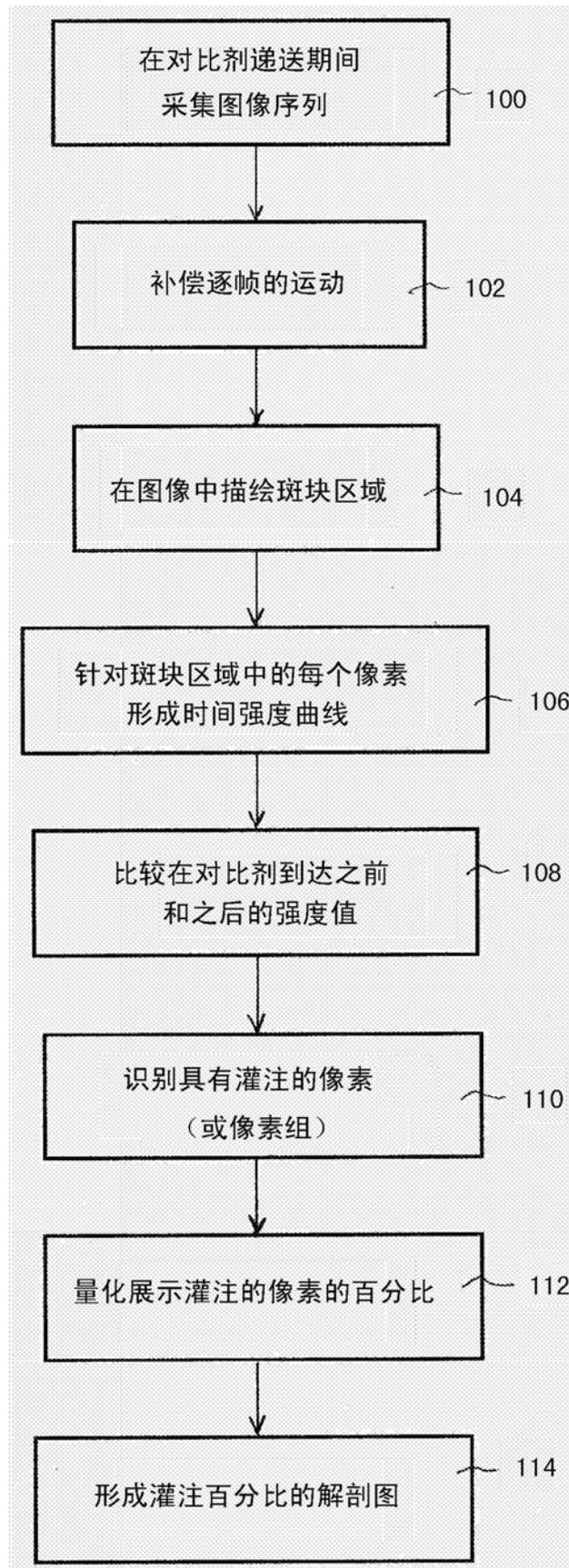


图6

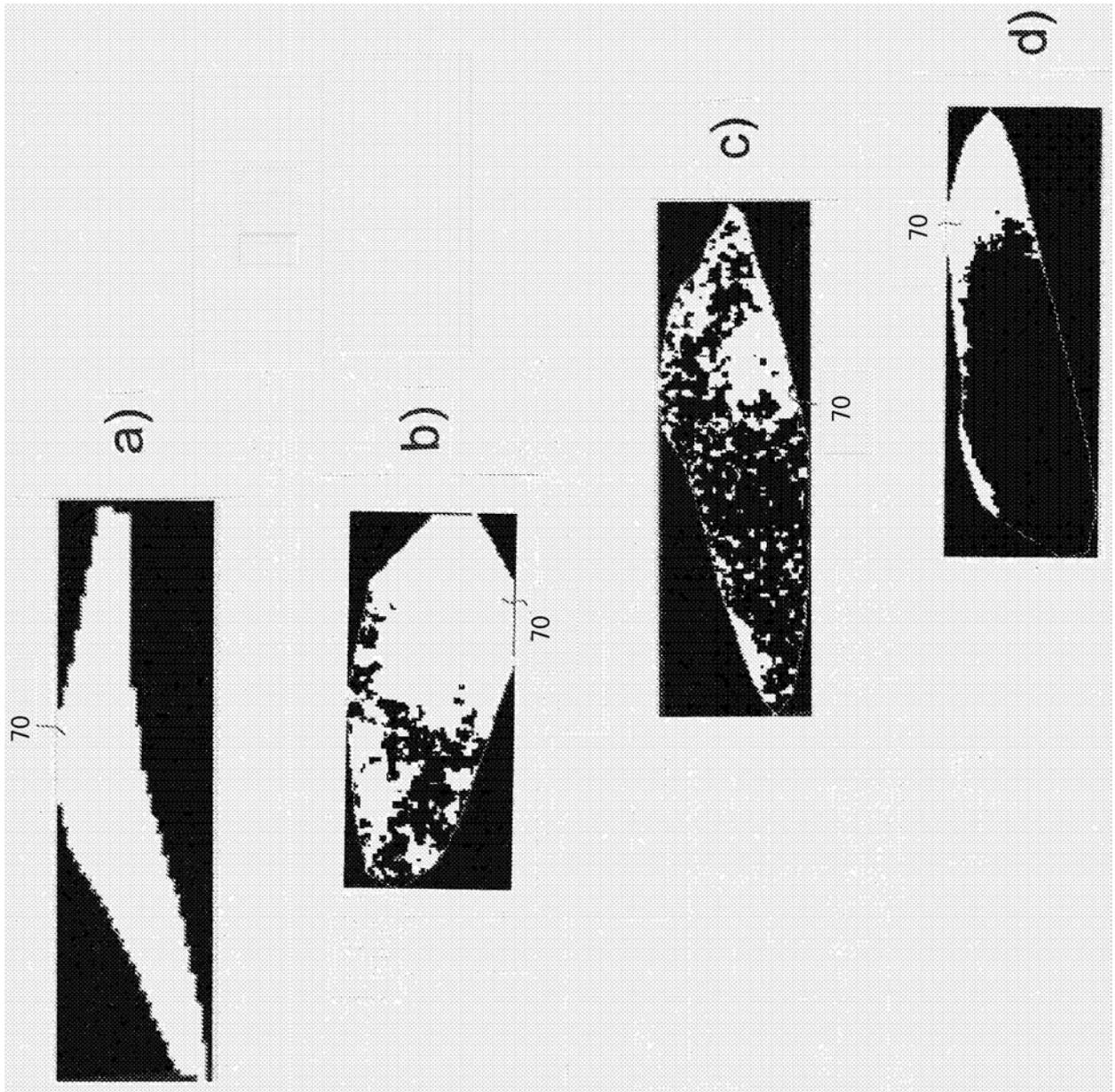


图7