



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107920801 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201680048022.2

(72)发明人 谷晓林 邓寅晖 李小敏

(22)申请日 2016.08.19

V·T·沙姆达莎尼 吴莹

(30)优先权数据

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

15189930.9 2015.10.15 EP

72002

代理人 王英 刘炳胜

(66)本国优先权数据

(51)Int.Cl.

PCT/CN2015/087789 2015.08.21 CN

A61B 8/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08(2006.01)

2018.02.13

G06F 19/00(2018.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/069712 2016.08.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/032715 EN 2017.03.02

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

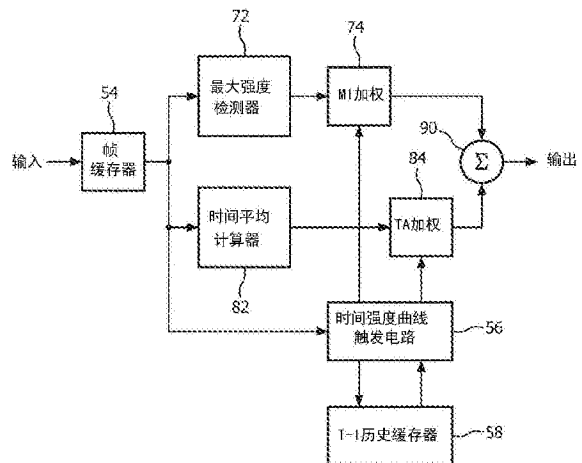
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

通过自适应时间处理的微血管超声造影成像

(57)摘要

一种超声诊断成像系统产生造影增强图像，造影增强的图像在造影剂冲入的不同阶段进行不同的处理。在造影剂冲入开始阶段期间，利用通过最大强度检测处理的像素进行成像，以更好地反映造影强度的快速变化。在造影剂冲入的较晚阶段期间，时间平均处理被用来减少噪声和运动对像素值的影响。在峰值增强的中间时段期间，使用由两种技术处理的两个像素值的组合。另一方面，冲入期可以通过出现阶段、增长阶段和峰值阶段来表征，其中，在其期间以不同方式自适应地处理造影像素数据。



1. 一种用于图像区域中的微血管的造影增强成像的超声诊断成像系统,包括:
超声探头,其被配置为发送超声波束并接收超声回波信号;
波束形成器,其被配置为对所述回波信号进行波束形成以产生相干回波信号;
信号分离器,其对所述相干回波信号进行响应并且被配置为产生接收到的来自造影剂的分离的谐波回波信号;

造影时间处理器,其对所述谐波回波信号进行响应,并且被配置为处理接收到的来自造影剂的谐波信号,以产生针对一时间段内的时间点的、针对所述成像区域中的多个空间位置中的每个的造影数据值,针对所述图像区域中的空间位置的所述造影值在所述时间段内以不同方式产生,所述时间段至少包括所述造影剂的冲入阶段;

扫描转换器,其被耦合以接收所产生的造影数据值,并且被配置为通过将针对所述时间点的、针对所述多个空间位置的所产生的造影数据值布置为期望的图像格式来产生针对所述时间点的造影图像;以及

显示器,其被耦合到所述扫描转换器并且被配置为显示造影图像。

2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述造影时间处理器还包括最大强度(MI)检测器和时间平均(TA)计算器,所述造影时间处理器被配置为处理所述谐波回波信号以产生不同地处理的造影数据值。

3. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述造影时间处理器还包括:MI加权电路,其被配置为对由所述最大强度检测器产生的造影数据值进行加权;以及TA加权电路,其被配置为对由所述时间平均计算器产生的造影数据值进行加权。

4. 根据权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述造影时间处理器还包括加法器,所述加法器被配置为对经加权的造影数据值进行求和。

5. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统,还包括帧缓存器,所述帧缓存器被配置为存储从所述信号分离器接收的谐波回波信号。

6. 根据权利要求5所述的超声诊断成像系统,其中,所述造影时间处理器还包括时间-强度曲线触发电路,所述时间-强度曲线触发电路对来自所述帧缓存器的谐波回波信号进行响应,被配置为产生造影剂冲入的相继阶段的时间-强度曲线。

7. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述时间-强度曲线划分出初始冲入阶段和较晚的淡出阶段,并且

其中,所述时间-强度曲线触发所述MI加权电路和所述TA加权电路以在初始阶段期间产生最大强度造影值并且在较晚的阶段期间产生时间平均造影值。

8. 根据权利要求7所述的超声诊断成像系统,其中,所述时间-强度曲线还划分出紧随所述初始阶段的中间阶段,并且

其中,所述时间-强度曲线触发所述MI加权电路和所述TA加权电路以在所述中间阶段期间产生最大强度造影值和时间平均造影值;并且

其中,所述加法器被配置为在所述中间阶段期间产生所述最大强度造影值与所述时间平均造影值的组合。

9. 根据权利要求8所述的超声诊断成像系统,其中,所述MI加权电路被配置为在所述中间阶段期间利用下降加权函数,并且

其中,所述TA加权电路被配置为在所述中间阶段期间利用上升加权函数。

10. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述造影时间处理器还包括时间-强度(T-I)历史缓存器,所述时间-强度历史缓存器被配置为存储由所述时间-强度曲线触发电路产生的T-I曲线的参数。

11. 根据权利要求10所述的超声诊断成像系统,其中,所述时间-强度曲线触发电路被配置为利用在第一造影冲入时段期间存储的参数来在第二造影冲入时段期间触发所述加权电路。

12. 根据权利要求11所述的超声诊断成像系统,其中,所述参数包括划分初始冲入阶段结束的第一参数 t_2 和划分较晚的淡出阶段开始的第二参数 t_3 。

13. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述信号分离器还被配置为产生分离的基频回波信号;并且所述系统还包括:

B模式探测器,其对基频回波信号进行响应并且被配置为产生探测到的B模式信号;

扫描转换器,其对探测到的所述B模式信号进行响应并且被配置为产生期望的图像格式的B模式图像;以及

图像处理器,其对所述造影图像和所述B模式图像进行响应,并且被配置为产生包括所述B模式图像和所述造影图像的组的图像。

14. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述时间-强度曲线划分为出现阶段、增长阶段和峰值阶段,并且

其中,所述时间-强度曲线触发所述MI加权电路和所述TA加权电路以在所述出现阶段期间产生最大强度造影值,在所述峰值阶段期间产生时间平均造影值,并且在所述增长阶段期间产生最大强度造影值与时间平均造影值的组合。

15. 一种用于产生图像区域中的微血管的超声造影图像的装置,包括:

造影时间处理器,其对接收到的来自造影剂的谐波回波信号进行响应,并且被配置为处理接收到的来自造影剂的谐波信号以产生针对所述图像区域中的多个空间位置中的每个的造影数据值,针对空间点位置的所述造影值在至少包括所述造影剂的冲入阶段的时间段内以不同的方式产生;以及

扫描转换器,其被耦合以接收所产生的造影数据值,并被配置为基于接收到的造影数据值来产生该时间段上的造影图像的时间序列。

通过自适应时间处理的微血管超声造影成像

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体而言涉及执行造影增强成像研究以对组织微脉管系统中血流进行可视化的超声系统。

背景技术

[0002] 超声造影剂已经被使用多年以根据药剂提供给血流的增强来诊断疾病状态。血细胞非常小并且是超声的不良反射体,一般提供极少的针对超声成像的信息。然而,血流中的微泡造影剂高度反射超声,可以通过其谐波响应而被分割,实现血流特性显著增强的图像。造影剂的一种用途是对组织微脉管系统的流动或灌注进行可视化。最近对乳腺病变等病变的研究集中在支持病变的微脉管系统的结构、流动特性和范围上。乳腺病变的早期检测和病变边界的定义通常可以通过使用超声来寻找特征性的血管结构来确定。另外,由于化疗引起的病变生长和发展的变化通常通过病变脉管系统的变化而在时间早期显现出来。预计这些研究可以通过使用造影剂来帮助。然而,所涉及的血管结构是微小的微血管结构,其中个体血管以非常低的流率传送小量的血流,使得它们难以在超声图像中清晰辨别。有助于此过程的一个发展是使用造影剂来显现通过微血管系统的单个微泡的流动,这在美国专利 6676606 (Hope Simpson等)中描述。在该专利中所描述的系统对造影剂的微泡进行成像,所述造影剂通过团注或通过连续输注引入体内,利用间歇性高机械指数瞬间发射来周期性地破坏图像区域中的微泡,允许新灌注的微泡在到达血管系统流动时被观察到。持续性处理器被使用,其通过时间最大强度投影来识别微泡的当前位置,然后在它们逐渐地逐帧移动通过微血管系统时保持它们在微血管中的外观。由此产生的图像将捕获微泡在穿过组织时的轨迹,从而捕获图像区域中微血管的路径。该技术允许肿瘤内血管和血管树结构的可视化,提供更多的病理生理信息以帮助临床医师做出更好的决策。

[0003] 然而,本发明的发明人已经认识到,由于造影剂的冲入(wash-in)导致的微血管结构的造影增强是在积聚的不同阶段并且然后是微血管中微泡的浓度降低具有不同特征的动态过程。在造影剂冲入的早期阶段,较大的血管由于其含有较高速度的血流而增强。为了捕获较大血管内造影剂的快速移动轨迹,优选使用Hope Simpson等人的时间最大强度投影方法,该方法对造影剂的移动以及造成的造影增强的快速变化敏感。在冲入的这个阶段,信号噪声的出现导致图像伪影的出现并不是很大。但是在造影剂冲入的较晚阶段期间,越来越多的血流动缓慢的微血管充满了微泡并得到了增强。现在,信号噪声的影响累积,并且对信噪比的提高而非对变化的高敏感性对于丰富和详细的微血管系统的可视化变得更加重要。另外,随着时间的流逝,可能由心跳或呼吸引起的未补偿的运动伪影可能形成并累积。优选通过抑制信号中的运动伪影和噪声来响应冲入的较晚阶段的条件变化的处理方法。因此,本发明的一个目的是提供一种用于造影增强的微血管成像的超声系统,其使得针对这些和/或其他改变的状况适应其处理。

[0004] 公开文献NicoIas Elife等人的US2010/060644A1,Marianne Gauthier等人的“Assesment of Quantitative Perfusion Parameters by Dynamic Contrast

Enhanced Sonography Using a Deconvolution Method”, Takagi Kazuya的W02014/061258A1以及Thomas Patrice Jean Arsene Gauthier等人的US2012/0253190A1,均涉及量化灌注曲线或参数(例如时间-强度曲线)和/或从造影增强的超声图像中提取一个或多个特征,但是它们中没有一个是与提供造影增强的超声图像的改进有关。

发明内容

[0005] 在一些方面中,本发明提供了用于图像区域中的微血管的造影增强成像的超声诊断成像系统和方法。超声系统可以包括例如:超声探头,其被配置为发送超声波束并接收超声回波信号;波束形成器,其被配置为对回波信号进行波束形成以产生相干回波信号;信号分离器,其对相干回波信号进行响应并且被配置为产生接收到的来自造影剂的分离的谐波回波信号;造影时间处理器,其对所述谐波回波信号进行响应,并且被配置为处理接收的来自造影剂的谐波信号,以产生针对一时间段内的时间点的、针对所述成像区域中的多个空间位置中的每个位置造影数据值;扫描转换器,其被耦合以接收所产生的所述造影数据值,并且被配置为通过将所产生的针对所述时间点的针对所述多个空间位置的所述造影数据值布置为期望的图像格式来产生所述针对时间点的造影图像;以及耦合到所述扫描转换器的显示器,所述显示器显示造影图像,其中,在所述时间段内以不同的方式产生所述图像区域中的空间位置的造影值,并且所述时间段至少包括造影剂的冲入阶段。换句话说,在该时间段内,给定第一时间点和不同于第一时间点的第二时间点,造影时间处理器可以被配置为以与产生针对第二时间点的造影值的方式不同的方式产生针对第一时间点的造影值。与使用时间最大强度投影的相同方式来产生造影图像的传统方法不同,在一段时间内的造影图像,例如造影图像的时间序列,在时间段内以不同的方式产生。因此,它使得能够应用不同的处理方式来在不同的时间点产生造影图像,从而通过根据一段时间的不同子时段(例如造影剂灌注的不同阶段)来调整处理以改进造影图像。

[0006] 已知区域的超声图像包括根据空间位置布置的区域的超声数据值。换句话说,超声图像的每个像素或体素表示对应的空间位置的超声数据值。存在各种类型的超声图像,例如B模式超声图像、多普勒超声图像、造影超声图像(也称为造影图像或造影增强图像)等。各种类型的超声图像中的超声数据值表示各种物理参数。例如,B模式超声图像中的像素值表示由组织反射的超声回波信号的强度。例如,多普勒超声图像中的像素值表示由诸如血流的组织移动引起的多普勒效应。例如,造影图像中的像素值代表造影剂的量。在一些实施例中,造影时间处理器可以包括最大强度检测器和时间平均计算器,其处理谐波回波信号以产生不同处理的造影数据值。最大强度检测能更好地反映造影强度的快速变化,并且时间平均处理可以降低噪声和运动对像素值的影响。在一些其他实施例中,最大强度检测器和时间平均计算器中的任一个或两者可以被其他现有或未来开发的

[0007] (一个或多个)计算器或(一个或多个)检测器替换。

[0008] 造影时间处理器还可以包括被配置为对由最大强度检测器产生的造影数据值进行加权的MI加权电路以及被配置为对由时间平均计算器产生的造影数据值进行加权的TA加权电路。造影时间处理器可以包括:加法器,所述加法器被配置为对加权的造影数据值进行求和;和/或帧缓存器,其被配置为存储从信号分离器接收到的谐波回波信号的帧。在特定方面中,造影时间处理器可以包括时间-强度曲线触发电路,其对来自帧缓存器的谐波回

波信号进行响应,并被配置为产生造影冲入的相继阶段的时间-强度曲线。在一些方面中,时间-强度曲线划分初始冲入阶段和较晚的淡出(wash-out)阶段,并且时间-强度曲线被配置为触发加权电路以在初始阶段产生最大强度造影值,并在较晚的阶段产生时间平均造影值。替代地,时间-强度曲线进一步划分出紧随初始阶段的中间阶段,并且时间-强度曲线被配置为触发加权电路以在中间阶段期间产生最大强度造影值和时间平均造影值,并且加法器被配置为在中间阶段期间产生最大强度造影值与时间平均造影值的组合。在一些方面,时间-强度曲线划分出现阶段、增长阶段和峰值阶段,并且时间-强度曲线触发加权电路以在出现阶段产生最大强度造影值,在出现阶段产生最大强度造影值,在峰值阶段产生时间平均造影值,并在增长阶段产生最大强度造影值和时间平均造影值的组合。

[0009] 在一些方面中,MI加权电路被配置为在中间阶段期间利用下降加权函数,并且TA加权电路被配置为在中间阶段期间利用上升加权函数。造影时间处理器还可以包括T-I历史缓存器,其被配置为存储由时间-强度曲线触发电路产生的T-I曲线的参数。在一些方面中,时间-强度曲线触发电路被配置为使用在第一造成冲入时段期间存储的参数来在第二造成冲入时段期间触发加权电路。所述参数包括划分初始冲入阶段结束的第一参数 t_2 和划分较晚的淡出阶段开始的第二参数 t_3 。

[0010] 在特定方面中,信号分离器还被配置为对基频回波信号进行分离,该系统还包括B模式检测器,其对基频回波信号进行响应并且被配置为产生检测到的B模式信号,以及扫描转换器,其对检测到的所述B模式信号进行响应并且被配置为以期望的图像格式产生B模式图像。该系统还可以包括图像处理器,所述图像处理器对所述造影图像和所述B模式图像进行响应,并且被配置为产生包括所述B模式图像和所述造影图像的组合的图像。

[0011] 如本发明进一步描述的,本发明包括超声系统和方法。在一些方面中,超声系统包括计算机中的各种结构,诸如微处理器、集成电路(例如,FPGA)、存储器、硬盘驱动器等。在一些实施例中,本发明包括其上具有指令的超声系统,所述指令在被执行时使所述系统执行本文所述的各种步骤和功能。例如,本发明包括用于微血管的造影增强成像的在其上具有指令的超声诊断成像系统,所述指令在被执行时使所述系统执行以下步骤:用超声探头发射超声波束并接收超声回波信号;波束形成回波信号以产生相干回波信号;分离接收到的来自造影剂的谐波回波信号;在包括造影剂的至少一个冲入阶段的时间段内以不同的方式处理接收到的来自造影剂的谐波信号;以期望的图像格式产生造影图像;以及耦合到扫描转换器的显示器显示造影图像。

[0012] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于产生图像区域中的微血管的超声造影图像的装置,其包括:造影时间处理器,其对接收到的来自造影剂的谐波回波信号进行响应,并且被配置为处理接收到的来自造影剂的谐波信号以产生针对图像区域中的多个空间位置中的每个的造影数据值;以及扫描转换器,其被耦合以接收所产生的造影数据值并被配置为在一段时间内产生造影图像的时间序列,其中,针对空间点位置的造影值在包括造影剂的至少一个冲入阶段的时间段内以不同方式产生。该装置可以进一步耦合到显示器以用于显示造影图像。另外地或替代地,这样的系统可以包括用于显示造影图像的显示器。该装置可以耦合到用于提供接收到的来自造影剂的谐波回波信号的装置或系统。另外地或替代地,该装置可以是用于提供接收到的来自造影剂的谐波回波信号的装置或系统的一部分。所提供的谐波回波信号可以是谐波回波信号的一系列帧。所提供的谐波回波信号可以是按

照常方法产生的一系列造影数据帧,其中随着时间以相同方式产生造影数据帧。用于提供接收到的来自造影剂的谐波回波信号的装置或系统可以包括超声探头,所述超声探头被配置为发送超声波束并接收超声回波信号,或者其可以是被配置为存储数据的任何信息系统,所述数据例如造影增强超声数据,例如医院信息系统(HIS)、图像归档及通信系统(PACS)、电子病历信息(EMR)系统等。

附图说明

[0013] 在附图中:

[0014] 图1示出了形成根据本发明的原理构建的超声诊断成像系统的框图。

[0015] 图2是图示图1的超声系统的造影时间处理器的构造和操作的详细框图。

[0016] 图3是在体内一点处的造影剂灌注期间造影像素数据的灌注曲线的绘图。

[0017] 图4图示了针对图3的像素数据的平滑的时间-强度曲线的拟合。

[0018] 图5图示了被分割成三个时间段的理想化造影剂时间-强度曲线。

[0019] 图6图示了根据本发明的原理的在用于造影剂灌注的峰值增强阶段期间对最大强度检测和时间平均处理进行加权的加权特性。

[0020] 图7图示了用于分割理想化造影剂时间-强度曲线的替代方法。

具体实施方式

[0021] 根据本发明的一些实施例,描述了一种诊断超声系统和方法,其使用户能够用造影剂对微血管进行成像。当造影剂冲入并随后淡出微血管时,造影像素数据以不同方式自适应地处理。本发明的系统和方法自适应地改变处理以在造影灌注的每个阶段期间提供最有利图像处理。

[0022] 在一些实施例中,造影像素数据在冲入期、增强稳定期或中间期,以及淡出期的三个时间段内以不同的方式被自适应地处理。例如,在冲入的开始阶段期间使用最大强度检测来更好地增强造影剂的快速积累。在较晚的淡出阶段期间,使用时间图像数据的时间平均处理来减少噪声和运动伪影。在中期峰值增强阶段期间,使用这两种技术的组合,在该时段期间从最大强度检测改变为时间平均处理。

[0023] 在特定实施例中,冲入期可以由出现阶段、增长阶段和峰值阶段来表征,其中,在这些阶段期间以不同的方式自适应地处理造影像素数据。这里,可以在出现阶段使用最大强度检测来更好地增强造影剂的快速积累。在较晚的峰值阶段,使用时间图像数据的时间平均处理来减少噪声和运动伪影。在增长阶段,使用这两种技术的组合,在该时段期间从最大强度检测变为时间平均处理。

[0024] 首先参考图1,以框图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包括发送和接收超声波脉冲的超声波换能器元件的阵列14。阵列可以是用于二维成像的一维线性或曲线阵列,或者可以是用于三维电子束转向的换能器元件的二维矩阵。该阵列还可以是一维阵列,其由探头来回地机械地扫描以扫描身体的三维体积。阵列14中的超声换能器发射超声波能量并接收响应于该发射而返回的回波。发射/接收("T/R")开关22耦合到阵列14中的超声换能器,以在操作的接收阶段选择性地将来自换能器元件的信号耦合到波束形成器32。换能器阵列被激活以发射信号的时间也由波束形成器32控制,使得在脉冲-回

波操作序列的发射阶段期间从阵列发射聚焦和操纵的波束。

[0025] 来自发射的超声波能量的回波由阵列14的换能器元件接收,其生成回波信号,所述回波信号通过T/R开关22耦合并且在系统使用数字波束形成器时由波束形成器的输入端处的模数(“A/D”)转换器被数字化的。可以替代地使用模拟波束形成器。控制超声系统和用于诸如探头选择之类的成像的各种控制设置的控制是通过用户操纵控制面板的控制来实现的,该控制面板通过中央系统控制器(未示出)耦合并应用其控制。

[0026] 从阵列14的各个换能器元件接收的回波信号被波束形成器32延迟和求和,以波束形成相干回波信号。对于利用二维阵列的3D成像,优选的是将波束形成器分为位于探头中的微型波束形成器与系统主机中的主波束形成器,如在美国专利6013032(Savord)和美国专利6375617(Fraser)所述。数字相干回波信号然后由信号处理器34处理,信号处理器34执行诸如带通滤波、纹波减少、图像造影增强、组织杂波抑制和运动补偿的操作。信号处理器也可以将接收到的频带移动到较低或基带频率范围。在该实施例中,发射频率和接收机频率被个体地控制,使得波束形成器32自由地接收与发射频带(诸如谐波频带)的频带不同的频带。在用造影剂成像期间接收到的回波信号(诸如微泡)被耦合到基波/谐波信号分离器36。基波/谐波信号分离器36优选地通过脉冲反转技术分离从谐波造影剂返回的回波,在脉冲反转技术中,由于多个脉冲向图像位置的传输而产生的回波相加地组合以消除基波信号分量并增强谐波分量,并且相减组合以产生基频信号分量。例如,在美国专利6186950(Averkiou等)中描述了一种优选的脉冲反转技术。基波频率和谐波频率,例如包含基波频率 f 和二次谐波频率 $2f$ 的信号频带,也可以通过使用在基频 f 处具有峰值的较低通带和在二次谐波频率 $2f$ 处具有峰值的较高通带的带通滤波来分离。

[0027] 基频信号被耦合到B模式检测器40,用于形成被成像的组织结构的B模式图像。如本领域所公知的,B模式检测器执行所接收的基频回波信号的幅度检测。检测到的回波信号被耦合到扫描转换器42,其扫描转换器42将来自正被成像的区域的信号布置成期望的图像格式。探头可以例如是相控阵或者弯曲阵列探头,其接收R- θ 空间格式的回波信号,并且扫描转换器将这些信号转换成笛卡尔格式,适合于将B模式图像显示为光栅扫描显示设备的像素。对于三维成像,扫描转换的二维图像数据可以被处理以通过体积绘制来形成3D图像。

[0028] 根据本发明的原理,从造影剂的微泡接收到的分离的谐波信号被耦合到造影时间处理器50。造影时间处理器在下述造影剂冲入的不同阶段以不同方式检测和处理造影信号。得到的造影数据值被转换成与B模式图像相同的格式,以便由扫描转换器52形成造影图像,其可以是单独的扫描转换器,或者在以时分复用的方式时扫描转换器52是与针对B模式图像扫描转换使用的同一扫描转换器。由扫描转换器42产生的B模式图像和由扫描转换器52产生的造影图像被耦合到图像处理器24。由于这两个图像都是相同的显示格式,因此造影图像可以B模式图像上叠加显示,使得由造影剂描绘的血流被B模式图像的组织结构框住。图像处理器可以进一步处理图像,例如通过添加图形信息,并且最终图像被显示在显示设备或监视器26上。

[0029] 图2是图示造影时间处理器50的构造和操作的详细框图。相继地接收的图像帧被存储在帧缓存器54中。当注入的或注射的造影剂开始到达正被成像的身体区域时,相继的图像帧被存储在帧缓存器中,并且当其出现在被成像的微血管系统中的渐进位置时捕获造影剂。当超声探头12稳定地抵靠在患者身体上时,相同的空间位置将出现在每个图像的相

同像素位置处。因此,可以简单地通过对在相继图像序列中的每个中的相同像素位置进行寻址来提取在造影剂冲入期间成像区域中的每个独特位置处的像素数据的时间序列。

[0030] 根据本发明的原理,每个像素位置处的造影数据的时间序列由最大强度检测器72和时间平均计算器82处理。最大强度检测器接收来自像素位置的数据值序列,并依次比较它们以检测从造影剂冲入开始到当前时间点的最大值,最近收到的造影图像值。在数学上,这可以表示为每个像素位置:

[0031] $P_{\max x,y} = P_1, P_2, P_3 \dots P_{\text{当前}}$ 中的 P_{\max}

[0032] 其中, x, y 是图像中的像素位置并且从冲入开始到当前时间的帧1、2、3、当前的像素值是 $P_1, P_2, P_3 \dots P_{\text{当前}}$ 。举一个简单的例子,假设数据值是0、0、3、2、3、5、7和10。针对该序列的 $P_{\max x,y}$ 值将依次为0、0、3、3、3、5、7和10。可以看出,这个检测过程对噪声敏感。假设前两个零点是冲入开始前的像素值,并假设其中的第一个受到噪声或运动的影响为3。然后该序列的最大强度检测值将是3、3、3、3、3、5、7和10,这不希望地反映了噪声影响。

[0033] 然而,时间平均计算器82通过时间平均来减少这种噪声和运动的影响。时间平均可以以各种方式实现。在一个实施例中,该计算器产生等于从冲入开始到当前像素时间的平均数据值的造影像素值。在数学上,这可以表示为:

[0034] $P_{\text{平均},y} = P_1, P_2, P_3 \dots P_{\text{当前}}$ 的平均在另一个实施例中,时间平均可以是移动平均值,其等于移动窗中的加权或非加权平均值。

[0035] 可以看出,用这个表达式,噪声的瞬时影响将被平均,从而在值序列的平均值上减小。由最大强度检测器和时间平均计算器执行的操作被重复,并且它们的输出造影数据值随着每个新的造影数据帧的到达而在帧缓存器中被更新。

[0036] 根据本发明的另一方面,造影剂灌注的整个时间段被分成至少两个时间段。在一个实施例中,所述至少两个时间段可以包括第一时间段和第二时间段,并且所述造影剂时间处理器产生针对给定像素位置瞬时造影剂数据值,其在所述第一时间段期间等于最大强度值,并且其在所述第二时间段期间等于时间的平均强度值。例如,造影剂时间处理器可以被配置为包括用于选择最大强度值和时间平均强度值中的一个的选择器。在其他实施例中,所述至少两个时间段可以包括第一时间段、第二时间段和第三时间段,并且造影剂时间处理器产生针对给定像素位置的瞬时造影剂数据值,其在所述第一时间段期间等于最大强度值,并且其在所述第三时间段期间等于时间平均的强度值,并且在第一时间段与第三时间段之间的第二时间段期间等于两者的组合。

[0037] 根据本发明的另一方面,造影剂时间处理器产生针对给定像素位置的瞬时造影剂数据值,其在冲入的初始阶段等于最大强度值;并且其在冲入的之后阶段期间等于时间平均强度值;并且其在造影剂灌注最大时的中间阶段期间等于两者的变化的组合。这是通过使用由时间-强度曲线触发电路56针对一个或多个造影剂像素位置计算的时间-强度(T-I)曲线来完成的。如美国专利5833613 (Averkiou等)中所述,T-I曲线是造影剂在体内位置的到达和离开的常用量度。可以针对灌注的组织的图像中的每个点计算时间-强度曲线并且提取每条曲线的一个或多个参数用于成像或诊断。例如,如美国专利6692438 (Skyba等)中所述,可以以灰度阴影或彩色编码来显示针对每个图像点的选定参数以形成灌注的参数化图像。这些参数包括曲线的峰值和斜率,每个参数指示组织灌注的不同特征。

[0038] 通常通过测量随着造影剂流入和流出组织微脉管系统从造影剂返回的信号强度

来计算灌注曲线。然后将这些造影剂量的上升和下降的测量结果拟合到曲线,所述曲线例如由Gamma-变量曲线模型所定义:

$$[0039] \quad A * (x - t_0) * \exp(-k * (x - t_0)) + C,$$

[0040] 其中,A是曲线峰值, t_0 是造影剂充注开始的时间, k 是曲线上升的斜率, x 是造影剂的量的瞬时测量值。这些时间和强度表现向训练有素的临床医生提供组织灌注方式的指示。例如,图3示出了在造影剂冲入期间随时间接收的造影强度值序列。 x 轴是时间轴,并且 y 轴是像素值的幅度(强度)。如连接它们的线段所示,这些值看起来有些不规律地变化。为了克服这种不规律的变化,使用如上所述的曲线拟合方程,如曲线110所示,将曲线拟合到强度数据值。这呈现出更加平滑的造影冲入的表示,并且正是拟合曲线被分析以产生上面列举的参数。

[0041] 图5示出了通过曲线拟合得到的示例性T-I冲入曲线60。在该范例中,升高或初始冲入阶段是在曲线60的峰值A的20% (由63和时间 t_1 指示) 上升之后到曲线的峰值的80% (由65和时间 t_2 指示) 之间的持续时间。在造影剂的量在其灌注峰值附近的增强阶段是从时间 t_2 处65的80%标记处到下降到时间 t_3 处67的90%标记之间的持续时间。造影下降或淡出阶段是从峰值的90% (67和时间 t_3 处) 到峰值的30% (69和时间 t_4 处) 之间的持续时间。在这个例子中, t_1-t_2 是冲入阶段, t_2-t_3 是增强阶段, t_3-t_4 是淡出阶段。根据本发明的原理,由最大强度检测器72产生的值被用作在冲入的初始阶段期间(图中直到65(t_2)的时段)的瞬时造影像素值。由时间平均值计算器82产生的值在后面的阶段被使用,即在67(t_3)之后的时间段。在峰值增强阶段 t_2-t_3 期间,使用两个值的加权组合。这是通过当达到各个阶段时由时间-强度曲线触发电路56触发加权变化来完成的,其控制两个加权电路的操作,两个加权电路为最大强度(MI)加权电路74和时间平均(TA)加权电路84。这些加权电路对诸如由图6的加权函数曲线410和420所指示的各个值应用加权。在这个例子中,曲线420由TA加权电路84使用,曲线410由MI加权电路74使用。

[0042] 为了给出该操作的范例,假定最大强度检测器72和时间平均计算器82在整个冲入、淡出期间产生检测和计算的造影值。最初MI加权电路74利用权重一来对最大强度值进行加权,并且TA加权电路利用权重零来为时间平均值进行加权。这意味着输出加法器90只接收完全加权的最大强度值。由加法器产生的输出值的序列因此将是最大强度值,其充分反映了在该初始阶段中造影强度的快速上升。在图5的时间 t_2 ,时间-强度曲线触发电路56触发加权电路,以开始使用图6的相应的曲线功能。由MI加权电路74对最大强度值的加权因此将从时间 t_2 到时间 t_3 开始从1向0下降,并且TA加权电路84对时间平均值的加权将从0开始向1增加。因此,加法器90的输出将是两个值的加权组合,最初由最大强度支配,但逐渐减小并且反映时间平均值的增加的贡献,直到在时间 t_3 时最大强度值的权重已经达到0,并且时间平均值的权重已经达到1。此后,造影值将仅是时间平均计算值,这将显示出减少了由于噪声和运动造成的不利影响。

[0043] 可以理解的是,在实现峰值之前的第一时间-强度曲线的计算期间不可能精确地预测时间-强度曲线的峰值A。为了解决这个问题,本发明所示的实施方案还具有一个T-I历史缓存器58,用于存储来自一条曲线的T-I参数直到计算出一条新的T-I曲线。例如,假设病人正在被注入造影剂的稳定的流。超声的高功率瞬间发射被施加到图像区域以破坏该区域中的微泡。此后,在新的微泡流入期间,计算并产生时间-强度曲线,并且确定时间 t_2 (初始

冲入结束)和 t_3 (峰值强化结束)并将其存储在T-I历史缓存器中。另一个高功率瞬间发射被应用于图像区域,并且新的造影开始冲入到成像的微血管系统。随着微泡开始到达并在图像中的像素位置处建立强度,加权电路被触发以在时间 t_2 和 t_3 处如先前所确定的那样改变它们的权重。在相同的冲入期间,时间-强度曲线触发电路正在计算新的时间-强度曲线,并使用当前冲入、淡出循环来确定更新的时间 t_2 和 t_3 ,并将更新的值存储在T-I历史缓存器中。因此,每个重复冲入,淡出循环使用最近更新的一组 t_2 和 t_3 切换时间来触发加权电路功能的改变。

[0044] 图7示出了与图5不同的方法。在该范例中, t_1-t_2 是出现阶段, t_2-t_3 是增长阶段,而 t_3-t_4 是峰值阶段。根据本发明的原理,由最大强度检测器72产生的值被用作出现阶段期间的瞬时造影像素值。由时间平均计算器82产生的值在峰值阶段被使用。在增长阶段 t_2-t_3 期间,使用两个值的加权组合。这是通过当达到各个阶段时由时间-强度曲线触发电路56触发加权变化来完成的,其控制最大强度(MI)加权电路74和时间平均(TA)加权电路84两个加权电路的操作。这些加权电路对诸如由图6的加权函数曲线410和420所指示的各个值应用权重。在这个例子中,曲线420由TA加权电路84使用,并且曲线410由MI加权电路74使用。应该理解的是,存在造影剂的图像中的一个位置可以用于计算要用于触发图像中的针对每个像素的改变的加权函数的时间-强度曲线。替代地,T=I曲线可以在图像中的多个位置进行计算,并且时间-强度曲线触发电路可以使用在每个位置处测量的 t_2 和 t_3 时间的平均值来触发加权函数的切换。给定足够的计算能力,也可以在图像场中的每个像素位置处计算时间-强度曲线,并且针对每个像素位置使用T-I曲线来确定每个独特像素位置的加权电路的切换。

[0045] 本领域技术人员将立即认识到,可以使用硬件、软件或两者的组合来构建根据本发明的超声系统。在硬件配置中,该系统可以包含执行所描述的发明的电路,或者使用高级数字电路,例如具有被配置为执行要求保护的处理的门电路的FPGA。在软件配置中(当今超声系统多数是如此构建的),帧缓存器是将造影数据存储于可寻址存储单元中的数字存储器,并且图2中所示的其他功能由软件子例程实现。例如,最大强度检测器由软件例程提供,该软件例程通过从数字存储器中减去连续寻址的造影数据值来执行比较。时间平均计算器由软件例程提供,其将造影数据值的序列相加并将总和除以值的数量。加权电路的功能是通过将来自检测器和计算器程序的值乘以如由时间-强度曲线触发器触发的存储在存储器中的加权系数而提供的。加法器是由加法子程序提供的。时间-强度曲线触发器通过迭代执行具有不同变量值的方程来执行所述T-I方程的例程,从而将T-I曲线拟合到造影数据值,直到找到最佳拟合。T-I历史缓冲区是数字存储器。在加法器90之后,如果需要,输出数据可以通过将输出数据乘以增益系数值而被归一化。硬件和软件的组合对于本领域技术人员而言将是显而易见的。

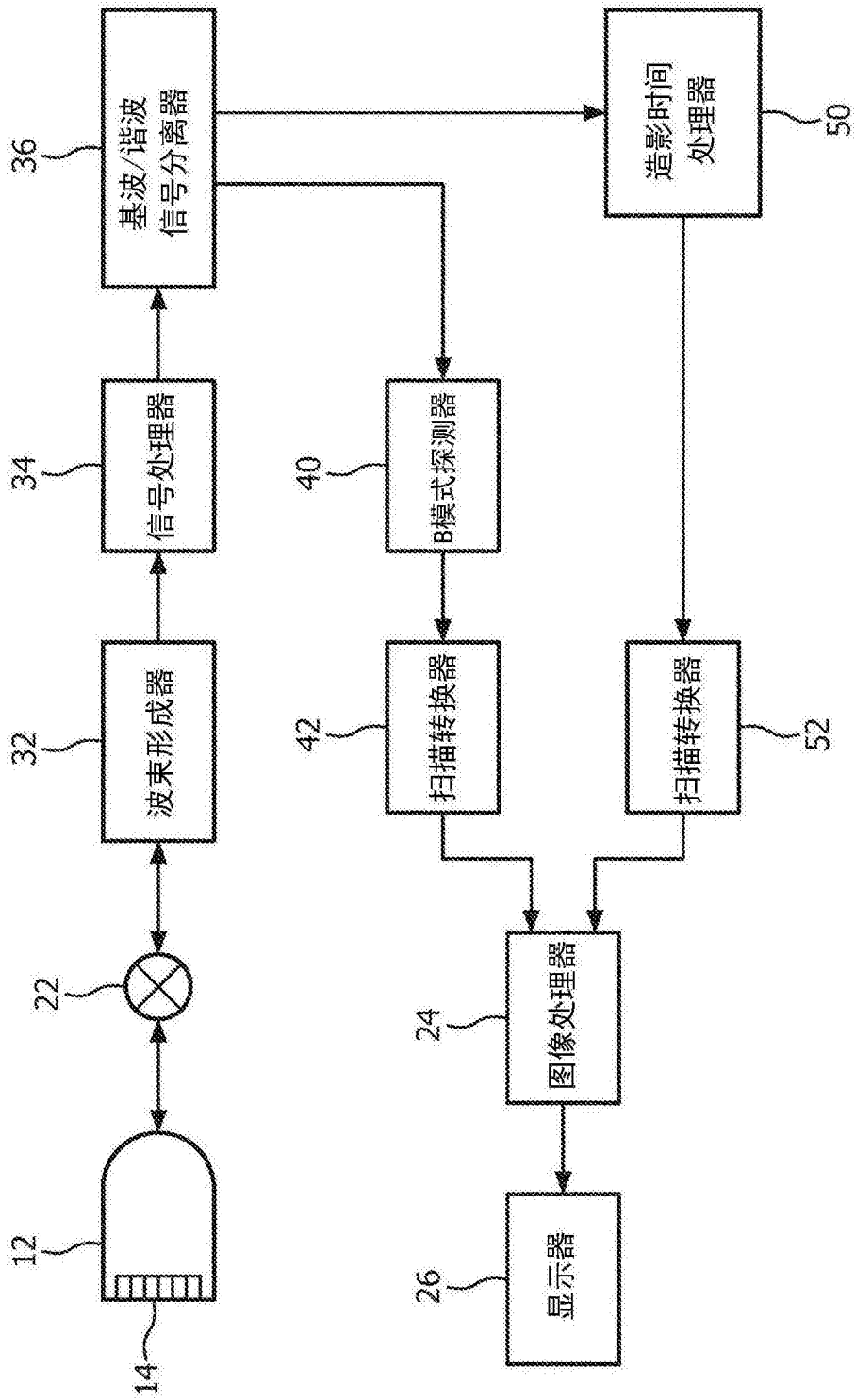


图1

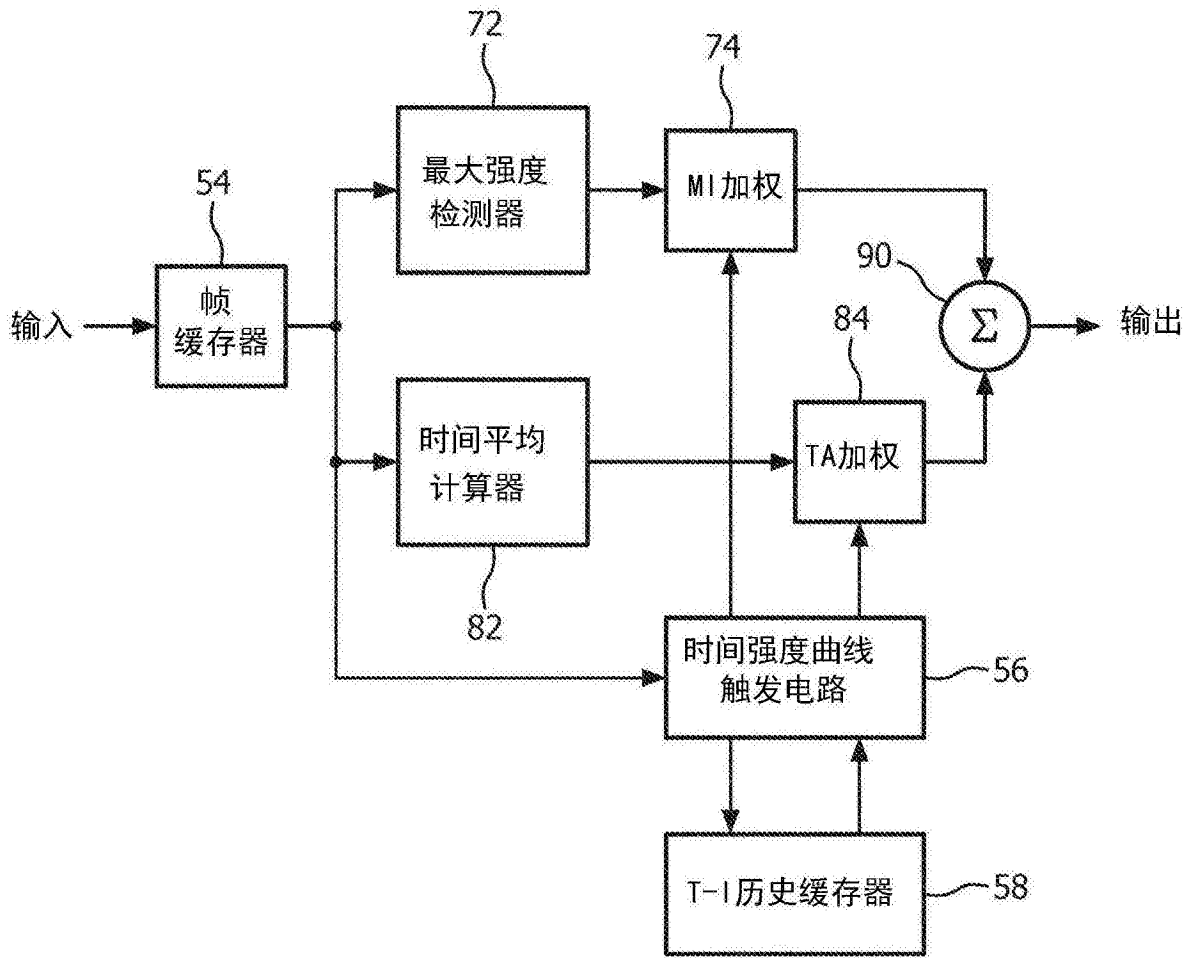


图2

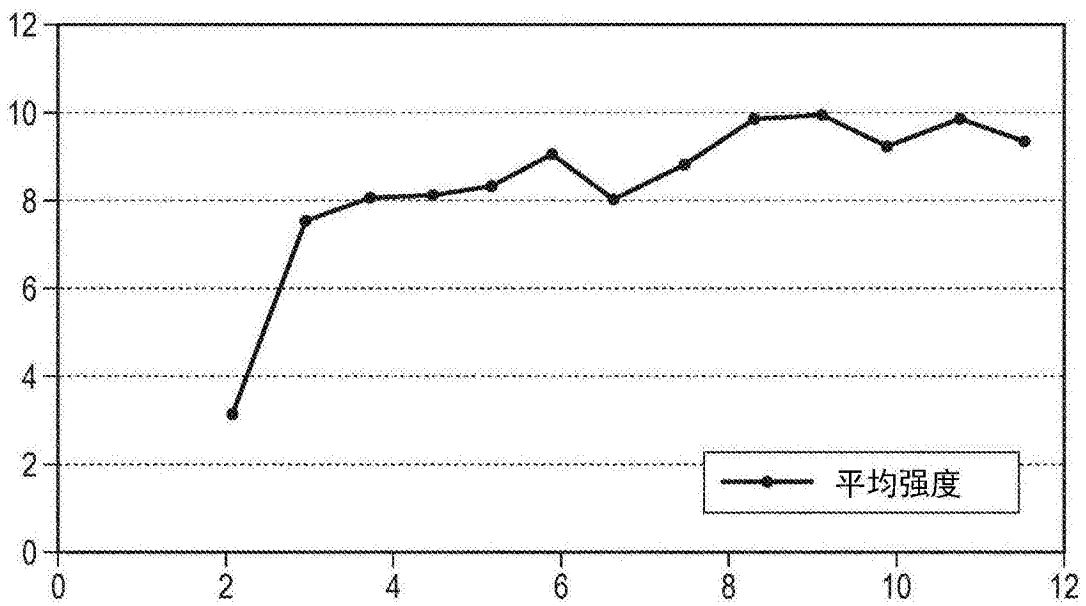


图3

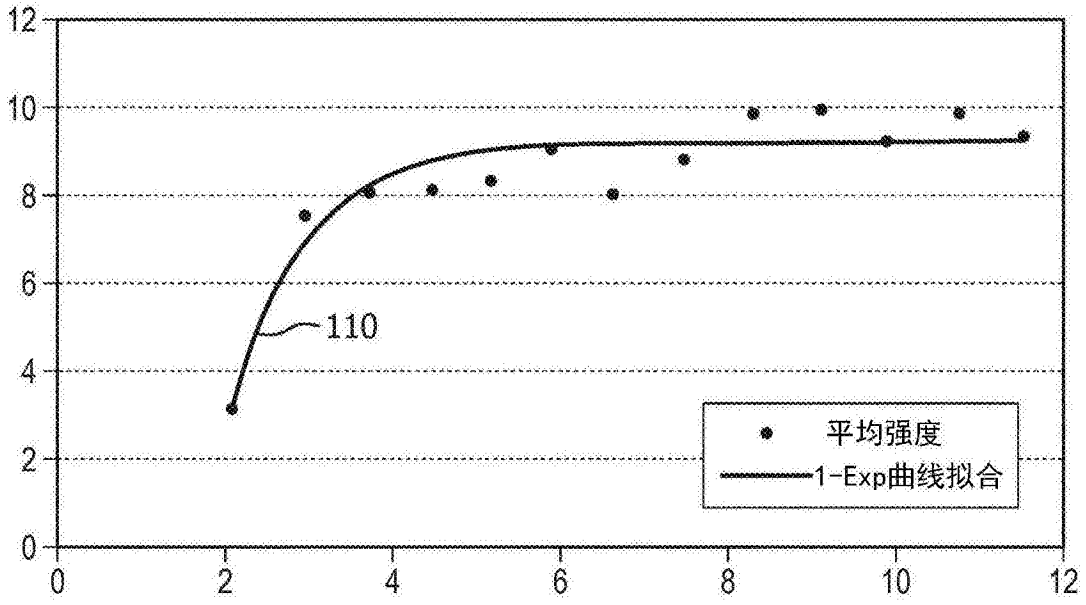


图4

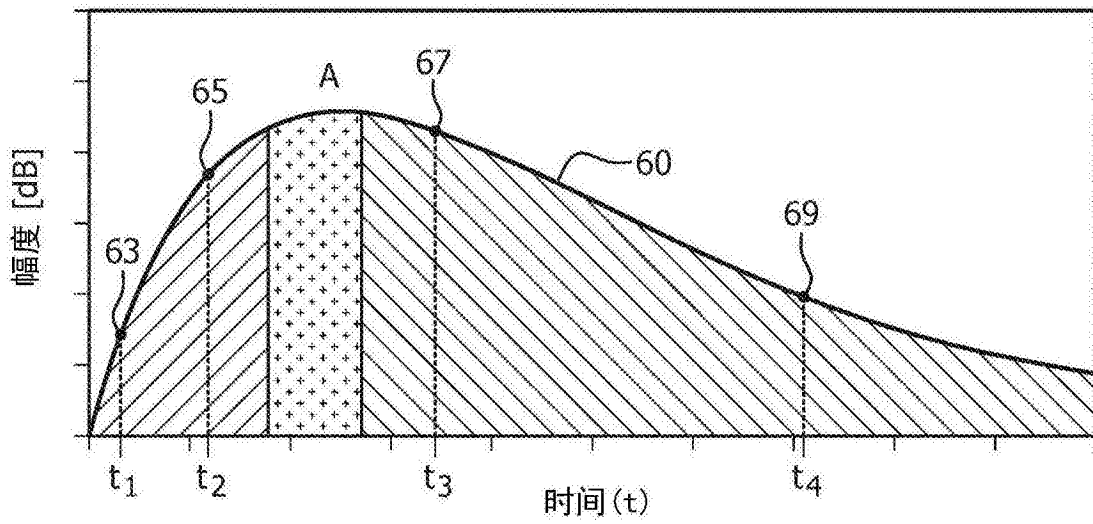


图5

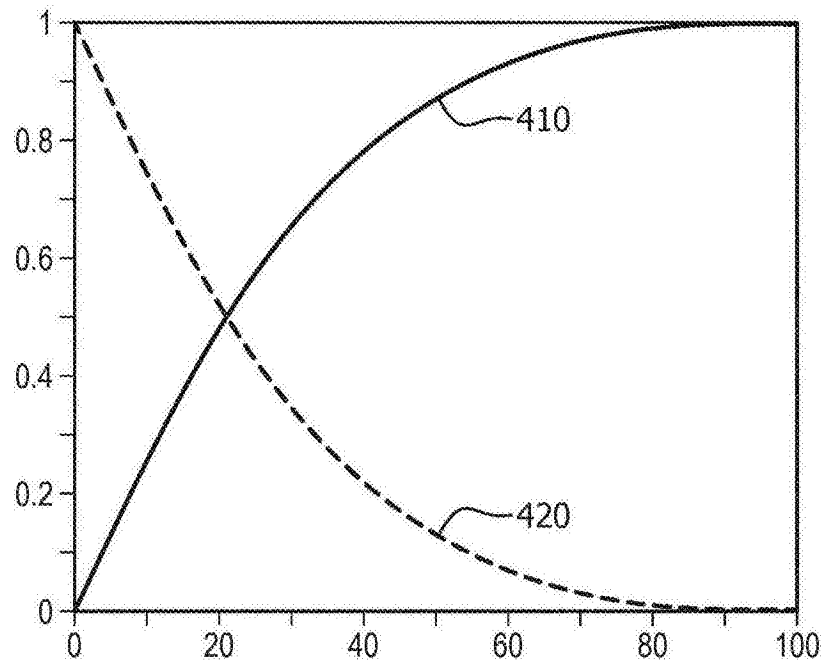


图6

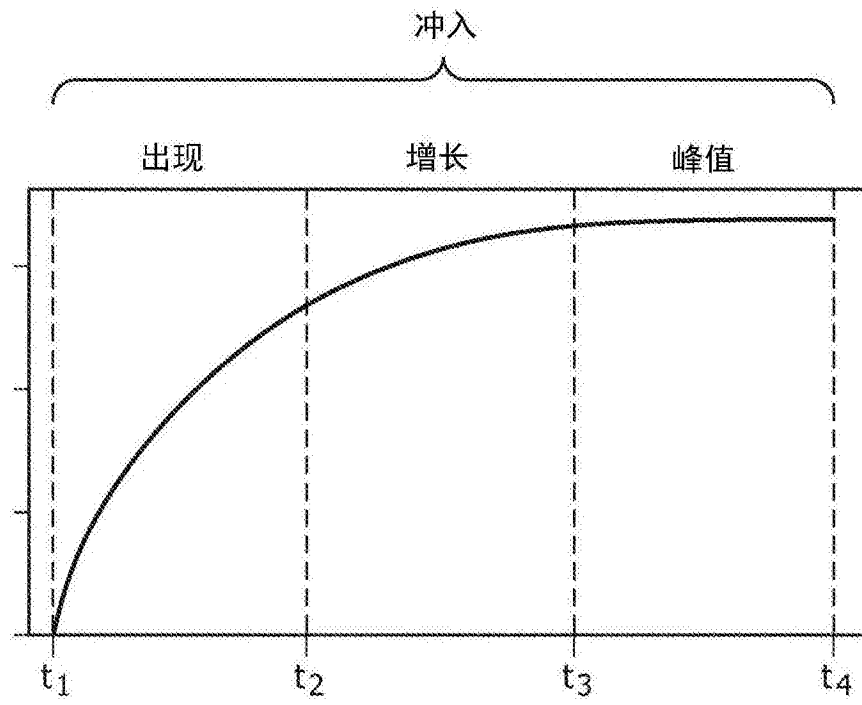


图7

专利名称(译)	通过自适应时间处理的微血管超声造影成像		
公开(公告)号	CN107920801A	公开(公告)日	2018-04-17
申请号	CN201680048022.2	申请日	2016-08-19
[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	谷晓林 邓寅晖 李小敏 VT沙姆达莎尼 吴莹		
发明人	谷晓林 邓寅晖 李小敏 V·T·沙姆达莎尼 吴莹		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G06F19/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/481 A61B8/5223 G01S7/52039 G16H30/40		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2015189930 2015-10-15 EP PCT/CN2015/087789 2015-08-21 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统产生造影增强图像，造影增强的图像在造影剂冲入的不同阶段进行不同的处理。在造影剂冲入开始阶段期间，利用通过最大强度检测处理的像素进行成像，以更好地反映造影强度的快速变化。在造影剂冲入的较晚阶段期间，时间平均处理被用来减少噪声和运动对像素值的影响。在峰值增强的中间时段期间，使用由两种技术处理的两个像素值的组合。另一方面，冲入期可以通过出现阶段、增长阶段和峰值阶段来表征，其中，在其期间以不同方式自适应地处理造影像素数据。

