



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111132622 A

(43)申请公布日 2020.05.08

(21)申请号 201880062358.3

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22)申请日 2018.10.24

代理人 杜诚 杨林森

(30)优先权数据

10-2017-0140729 2017.10.27 KR

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2018/012597 2018.10.24

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/083263 KO 2019.05.02

(71)申请人 爱飞纽医疗器械贸易有限公司

地址 韩国京畿道

(72)发明人 张善烨

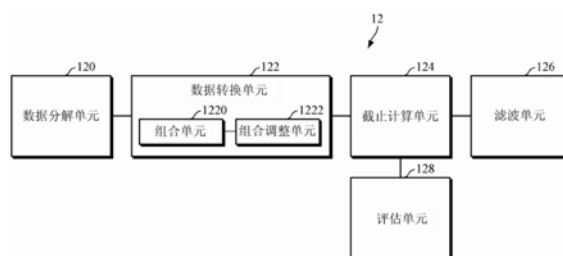
权利要求书3页 说明书11页 附图9页

(54)发明名称

超声成像设备以及使用超声成像设备的杂波滤波方法

(57)摘要

公开了一种超声成像设备及使用该超声成像设备的杂波滤波方法。根据一个实施方式的使用超声成像设备的杂波滤波方法包括以下步骤：从对象的感兴趣的区域获取超声数据；通过对所有获取的超声数据执行一次系数矩阵分解来生成包括公共度量信息的分解数据；通过在公共度量信息中反映每个像素的空间信息来估计局部特征信息；以及通过基于所估计的局部特征信息逐像素地执行滤波来提取血流信号。



1. 一种使用超声成像设备的杂波滤波方法,所述方法包括:  
从对象的视场FOV获得超声数据;  
通过对所有获得的超声数据执行一次秩矩阵分解来生成包括公共标度信息的分解数据;  
通过将关于每个像素的空间信息反映到所述公共标度信息来估计局部特征信息;以及  
通过基于所估计的局部特征信息对每个像素执行滤波来提取血流信号。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中  
所述秩矩阵分解是奇异值分解SVD,并且对所有所述超声数据的输入数据矩阵执行SVD,以获得分解为标度信息、空间信息和时间信息的分解数据,以及  
所述标度信息是由表示每个子空间的标度值的奇异值组成的奇异值矩阵,所述空间信息是由与所述奇异值中的每个奇异值对应的空间矢量组成的空间矢量矩阵,并且所述时间信息是由与所述奇异值中的每个奇异值对应的的时间矢量组成的时间矢量矩阵的转置矩阵。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述局部特征信息的估计包括将每个像素的构成所述空间信息的空间矢量与所述公共标度信息组合,以估计反映每个像素的特征的所述局部特征信息。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述局部特征信息的估计包括:  
通过配置所述公共标度信息中的标度值来生成标度值曲线;以及  
通过根据每个像素的空间特征对所生成的标度值曲线进行变换来生成局部特征曲线。
5. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述局部特征信息的估计包括:  
在空间方向上对构成所述空间信息的每个像素的所述空间矢量执行滤波;以及  
将每个像素的滤波后的空间矢量与所述公共标度信息进行组合以生成所述公共标度信息被变换的局部特征信息。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述局部特征信息的估计还包括调整每个像素的所述空间矢量与所述标度信息之间的组合程度。
7. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述局部特征信息的估计还包括:  
通过配置每个像素的特征值来生成特征曲线;以及  
将所生成的特征曲线转换为具有对数标度或分贝标度。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中,所述局部特征信息的估计还包括以下至少之一:  
使用平滑滤波器对所生成的特征曲线执行平滑处理;以及  
对所生成的特征曲线执行移动平均处理。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述血流信号的提取包括:  
计算对于每个估计的局部特征信息均不同的截止阈值;以及  
通过将计算出的截止阈值中的每个反映到每个像素来执行局部自适应滤波。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述截止阈值的计算包括在反映每个像素的特征的每个特征曲线中使用每个标度值阶的斜率和一部分特征曲线中的平均斜率来计算所述截止阈值。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述截止阈值的计算包括:对于每个特征曲线,从每个标度值阶的斜率减去所述一部分特征曲线中的所述平均斜率,以及将通过累加减去后的结果而获得的曲线中具有最小值的所述标度值阶确定为低阶截止阈值。

12. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述截止阈值的计算包括:使用标度值曲线的特征来扩展每个像素的特征曲线,以及在所扩展的特征曲线中确定低阶截止阈值。

13. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述血流信号的提取还包括:

评估为每个像素计算的所述截止阈值;以及

当根据评估结果确定所述截止阈值非有效时,调整所述截止阈值。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述截止阈值的评估包括:

获得通过所述秩矩阵分解所生成的时间信息的多普勒频谱;

将所获得的多普勒频谱的每个时间矢量阶的频率值与预设多普勒频谱频率值进行比较以将频率值大于所述预设多普勒频谱频率值的所述时间矢量阶或者具有与所述预设多普勒频谱频率值之差小于预设偏移值的频率值的所述时间矢量阶设置为有效值;以及

根据所述截止阈值是大于还是小于所述有效值来评估所述截止阈值的有效性。

15. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述截止阈值的评估包括:

获得通过所述秩矩阵分解所生成的时间信息的多普勒频谱;

将所获得的多普勒频谱的每个时间矢量阶的频率值与预设多普勒频谱频率值进行比较以将频率值大于所述预设多普勒频谱频率值的时间矢量阶组成的部分或者具有与所述预设多普勒频谱频率值之差小于预设偏移值的频率值的所述时间矢量阶设置为有效范围;以及

根据所述截止阈值是否包含在所述设置的有效范围内来评估所述截止阈值的有效性。

16. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述截止阈值的调整包括:当根据所述评估结果确定所述截止阈值非有效时,将使用标度值曲线计算出的所述截止阈值用作为相应像素的所述截止阈值。

17. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述局部自适应滤波的执行包括:

生成由针对每个像素计算出的截止阈值组成的阈值图;以及

通过使用所生成的阈值图执行滤波来将所述血流信号与杂波信号分离。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中,所述局部自适应滤波的执行还包括对所生成的截止图执行滤波。

19. 根据权利要求17所述的方法,其中,所述血流信号的分离包括:对于所述阈值图的每个像素将像素的具有小于低阶截止阈值或大于高阶截止阈值的截止阈值的空间矢量掩蔽为零或者用预定值对该空间矢量加权。

20. 一种超声成像设备,包括:

信号获取单元,被配置成将超声信号发送至对象并且接收从所述对象反射的所述超声信号;以及

处理器,被配置成通过将关于每个像素的空间信息反映到通过对所获得的超声数据执行一次秩矩阵分解而生成的公共标度信息来估计局部特征信息以及通过基于所估计的局部特征信息对每个像素执行滤波来提取血流信号。

21. 根据权利要求20所述的超声成像设备,其中,所述处理器包括:

数据分解单元,被配置成通过对所有获得的超声数据执行所述秩矩阵分解来生成包括空间信息、时间信息和公共标度信息的分解数据;

数据转换单元,被配置成通过将所述像素的构成所述空间信息的空间矢量与所述公共

标度信息组合来估计反映每个像素的特征的所述局部特征信息；

截止计算单元，被配置成计算对于每个估计的局部特征信息均不同的截止阈值；以及  
滤波单元，被配置成通过将计算出的截止阈值中的每个反映到每个像素来执行局部自适应滤波。

22. 根据权利要求21所述的超声成像设备，其中，所述数据转换单元包括：

组合单元，被配置成将每个像素的构成所述空间信息的空间矢量与所述公共标度信息进行组合以生成所述公共标度信息被变换的所述局部特征信息；以及

组合调整单元，被配置成调整用于组合的每个像素的所述空间矢量和所述标度信息的组合程度。

23. 根据权利要求21所述的超声成像设备，其中，所述截止计算单元在反映每个像素的特征的每个特征曲线中使用每个标度值阶的斜率和一部分特征曲线中的平均斜率来计算所述截止阈值。

24. 根据权利要求21所述的超声成像设备，其中，所述滤波单元生成由针对每个像素计算出的截止阈值组成的阈值图，并且对于所述阈值图中的每个像素将像素的具有小于低阶截止阈值或大于高阶截止阈值的截止阈值的空间矢量掩蔽为零或者用预定值对该空间矢量加权。

## 超声成像设备以及使用超声成像设备的杂波滤波方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于对超声信号成像的技术,并且更特别地,涉及成像所需的杂波滤波技术。

[0002] 本发明得到国家研究和开发项目的支持,其授权号为:HI15C-1817-020015,部门名称:卫生福利部,研究管理机构:韩国健康产业发展研究所,研究项目名称:医疗设备技术的开发,研究名称:结合超声波和光波的心血管成像设备的开发以及成像系统的商业化,贡献率:1/1,研究监督机构:爱飞纽医疗系统有限公司,研究时段:2018年9月1日至2019年6月30日。

### 背景技术

[0003] 利用众所周知的多普勒效应的超声多普勒方法用于测量血流信息。为了测量血流信息,向人体发送超声信号,并且当所发送的信号从血液反射回时,使用反射的超声信号。除了从血管中的红血细胞等反射的信号之外,反射的超声信号还包括从诸如血管壁等的组织反射的信号,从而在计算关于血流的实际信息中引起误差。从静止或移动非常缓慢的组织、肌肉等反射的组织信号或噪声信号被定义为杂波信号。用于从失真的反射的超声信号获得期望的超声多普勒信号的滤波器被称为杂波滤波器。使用杂波滤波器的滤波处理被称为杂波滤波。超声成像设备可以通过杂波滤波将血流信号与不期望的杂波信号分离。

### 发明内容

[0004] [技术问题]

[0005] 本发明旨在提供一种超声成像设备和使用该超声成像设备的杂波滤波方法,能够通过减少计算中使用的计算量实现实时成像以及滤波性能改善。

[0006] [技术解决方案]

[0007] 本发明的一个方面提供了一种使用超声成像设备的杂波滤波方法,该方法包括:从对象的视场(FOV)获得超声数据,通过对所有获得的超声数据执行一次秩矩阵分解来生成包括公共标度信息的分解数据,通过将关于每个像素的空间信息反映到公共标度信息来估计局部特征信息,以及通过基于所估计的局部特征信息对每个像素执行滤波来提取血流信号。

[0008] 秩矩阵分解可以是奇异值分解(SVD),可以对所有超声数据的输入数据矩阵执行SVD,以获得分解为标度信息、空间信息和时间信息的分解数据,标度信息可以是由表示每个子空间的标度值的奇异值组成的奇异值矩阵,空间信息可以是由与奇异值中的每个奇异值对应的空间矢量组成的空间矢量矩阵,并且时间信息可以是由与奇异值中的每个奇异值对应的的时间矢量组成的时间矢量矩阵的转置矩阵。

[0009] 在局部特征信息的估计中,可以将每个像素的构成空间信息的空间矢量与公共标度信息组合,以估计其中反映每个像素的特征的局部特征信息。

[0010] 局部特征信息的估计可以包括:通过配置公共标度信息中的标度值来生成标度值

曲线,以及通过根据每个像素的空间特征对所生成的标度值曲线进行变换来生成局部特征曲线。

[0011] 局部特征信息的估计可以包括:在空间方向上对构成空间信息的每个像素的空间矢量执行滤波,以及对每个像素的滤波后的空间矢量与公共标度信息进行组合以生成公共标度信息被变换的局部特征信息。

[0012] 局部特征信息的估计还可以包括调整每个像素的空间矢量与标度信息之间的组合程度。局部特征信息的估计还可以包括:通过配置每个像素的特征值来生成特征曲线,以及将所生成的特征曲线转换为具有对数标度或分贝标度。局部特征信息的估计还可以包括以下至少之一:使用平滑滤波器对所生成的特征曲线执行平滑处理;以及对所生成的特征曲线执行移动平均处理。

[0013] 血流信号的提取可以包括:计算对于每个估计的局部特征信息均不同的截止阈值,以及通过将计算出的截止阈值中的每个反映到每个像素来执行局部自适应滤波。

[0014] 在截止阈值的计算中,可以在反映每个像素的特征的每个特征曲线中使用每个标度值阶的斜率和一部分特征曲线中的平均斜率来计算截止阈值。

[0015] 在截止阈值的计算中,对于每个特征曲线,可以从每个标度值阶的斜率减去一部分特征曲线中的平均斜率,并且可以将通过累加减去后的结果而获得的曲线中具有最小值的标度值阶确定为低阶截止阈值。

[0016] 在截止阈值的计算中,可以使用标度值曲线的特征来扩展每个像素的特征曲线,并且可以在所扩展的特征曲线中确定低阶截止阈值。

[0017] 血流信号的提取还可以包括:评估为每个像素计算的截止阈值,以及当根据评估结果确定截止阈值非有效时,调整截止阈值。

[0018] 截止阈值的评估可以包括:获得通过秩矩阵分解所生成的时间信息的多普勒频谱,将所获得的多普勒频谱的每个时间矢量阶的频率值与预设多普勒频谱频率值进行比较以将频率值大于预设多普勒频谱频率值的时间矢量阶或者具有与预设多普勒频谱频率值之差小于预设偏移值的频率值的时间矢量阶设置为有效值,以及根据截止阈值是大于还是小于有效值来评估截止阈值的有效性。

[0019] 截止阈值的评估可以包括:获得通过秩矩阵分解所生成的时间信息的多普勒频谱,将所获得的多普勒频谱的每个时间矢量阶的频率值与预设多普勒频谱频率值进行比较以将频率值大于预设多普勒频谱频率值的时间矢量阶组成的部分或者具有与预设多普勒频谱频率值之差小于预设偏移值的频率值的时间矢量阶设置为有效范围,以及根据截止阈值是否包含在设置的有效范围内来评估截止阈值的有效性。

[0020] 在调整截止阈值时,当根据评估结果确定截止阈值非有效时,将使用标度值曲线计算出的截止阈值可以用作为相应像素的截止阈值。

[0021] 局部自适应滤波的执行可以包括:生成由针对每个像素所计算出的截止阈值组成的阈值图,以及通过使用所生成的阈值图执行滤波来将血流信号与杂波信号分离。局部自适应滤波的执行还可以包括对所生成的截止图执行滤波。在血流信号的分离中,可以对于阈值图中的每个像素将具有小于低阶截止阈值或大于高阶截止阈值的截止阈值的像素的空间矢量掩蔽为零或者用预定值对该空间矢量加权。

[0022] 本发明的另一方面提供了一种超声成像设备,包括:信号获取单元,被配置成将超

声信号发送至对象并且接收从对象反射的超声信号;以及处理器,被配置成通过将关于每个像素的空间信息反映到通过对所获得的超声数据执行一次秩矩阵分解而生成的公共标度信息来估计局部特征信息以及通过基于所估计的局部特征信息对每个像素执行滤波来提取血流信号。

[0023] 处理器可以包括:数据分解单元,被配置成通过对所有获得的超声数据执行秩矩阵分解来生成包括空间信息、时间信息和公共标度信息的分解数据;数据转换单元,被配置成通过将像素的构成空间信息的空间矢量与公共标度信息组合来估计反映每个像素的特征的局部特征信息;截止计算单元,被配置成计算对于每个估计的局部特征信息均不同的截止阈值;以及滤波单元,被配置成通过将所计算出的截止阈值中的每个反映到每个像素来执行局部自适应滤波。

[0024] 数据转换单元可以包括:组合单元,被配置成将每个像素的构成空间信息的空间矢量与公共标度信息进行组合以生成公共标度信息被变换的局部特征信息;以及组合调整单元,被配置成调整对每个像素的空间矢量和用于组合的标度信息组合程度。

[0025] 截止计算单元可以在每个特征曲线中使用每个标度值阶的斜率和一部分特征曲线中的平均斜率来计算截止阈值,在每个特征曲线中反映每个像素的特征。

[0026] 滤波单元可以生成由针对每个像素所计算出的截止阈值组成的阈值图,并且对于阈值图中的每个像素将像素的具有小于低阶截止阈值或大于高阶截止阈值的截止阈值的空间矢量掩蔽为零或者用预定值对该空间矢量加权。

[0027] [有益效果]

[0028] 根据一个实施方式的使用超声成像设备的杂波滤波方法可以通过减少计算中使用的计算量来同时实现实时成像和滤波性能改善。例如,一起使用全局奇异值分解(SVD)方法和局部自适应杂波滤波方法,在SVD方法中,对所有超声数据执行一次秩矩阵分解。因此,可以利用在使用全局SVD方法时的计算量的减少和在使用局部自适应杂波滤波时的滤波性能改善二者。

[0029] 由于对所有数据执行仅一次SVD,因此可以极大地减少计算负荷,从而实现实时成像。此外,通过将关于每个像素的空间信息反映到通过SVD而生成的公共奇异值来估计局部特征信息,从而可以逐像素地执行滤波。即,通过将像素特定的特征反映到公共奇异值以对公共奇异值进行变换来生成新的特征值,从而可以逐像素地执行局部自适应杂波滤波。

## 附图说明

[0030] 图1是示出根据本发明的一个实施方式的用于描述杂波滤波构思的从超声数据获得的奇异值曲线的图。

[0031] 图2是示出根据本发明的一个实施方式的作为秩矩阵分解的目标的输入数据集的参考图。

[0032] 图3是根据本发明的一个实施方式的超声成像设备的框图。

[0033] 图4是根据本发明的一个实施方式的图3中的控制单元的详细框图。

[0034] 图5是用于描述根据本发明的一个实施方式的生成特征信息的过程的参考图。

[0035] 图6是示出根据本发明的一个实施方式的通过变换奇异值曲线生成的局部特征曲线的参考图。

[0036] 图7是示出根据本发明的一个实施方式的用于描述阈值法的每个像素的特征曲线和低阶截止图的参考图。

[0037] 图8是示出根据本发明的一个实施方式的杂波滤波方法的流程图。

[0038] 图9是示出根据本发明的另一实施方式的杂波滤波方法的流程图。

[0039] 图10是示出根据本发明的一个实施方式的当使用基于全局奇异值分解(SVD)的局部自适应滤波方法时的滤波结果的图表。

### 具体实施方式

[0040] 参考下面结合附图详细描述的实施方式,本发明的优点和特征以及实现这些优点和特征的方式将变得明显。然而,本发明可以以许多不同的形式实现,并且不应当被解释为限于本文中所阐述的实施方式,并且提供这些实施方式使得本公开内容将是彻底和完整的,并且这些实施方式将本发明的范围完全传达给本领域技术人员,并且本发明仅由所附权利要求书的范围来限定。遍及本公开内容,相同的附图标记指代相同的部件。

[0041] 在本发明的实施方式的以下描述中,如果确定相关已知功能或配置的详细描述不必要地使本发明的主旨模糊,则在本文中将省略其详细描述。以下描述的术语在考虑到本发明的实施方式中的功能的情况下被定义,并且这些术语可以根据用户或操作者的意图或习惯而变化。因此,本文所使用的术语的定义应当遵循本文所公开的上下文。

[0042] 可以通过计算机程序指令(执行引擎)执行所附框图的每个框和所附流程图的每个步骤的组合,并且可以将这些计算机程序指令嵌入到通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备的处理器中。因此,通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的这些计算机程序指令产生用于执行框图的每个框或流程图的每个步骤中所描述的功能的工具。

[0043] 这些计算机程序指令还可以存储在计算机可用或可读存储器中,该存储器可以面向计算机或其他可编程数据处理设备,以便以特定方式实现功能。因此,存储在计算机可用或可读存储器中的计算机程序指令可以产生包含用于执行框图的每个框或流程图的每个步骤中所描述的功能的指令工具的制品。

[0044] 此外,计算机程序指令还可以安装在计算机或其他可编程数据处理设备上。因此,用于通过在计算机或其他可编程数据处理设备上执行一系列操作步骤以操作计算机或其他可编程数据处理设备来产生计算机实现的过程的计算机程序指令还可以提供用于执行框图的每个框和流程图的每个步骤中所描述的功能的步骤。

[0045] 此外,每个框或每个步骤可以表示包括用于执行指定逻辑功能的一个或更多个可执行指令的模块、段或部分代码,并且应当注意,在一些替选实施方式中,框或步骤中所描述的功能可以不按顺序发生。例如,连续示出的两个框或步骤实际上可以基本上同时执行,并且这两个框或步骤也可以根据需要进行相应功能的相反顺序执行。

[0046] 在下文中,将参照附图详细描述本发明的实施方式。然而,本发明可以以各种形式实现,并且本发明的范围不限于这些实施方式。提供本发明的实施方式以帮助本领域技术人员解释和理解本发明。

[0047] 图1是示出根据本发明的一个实施方式的用于描述杂波滤波构思的从超声数据获得的奇异值曲线的图。

[0048] 杂波滤波在对小血管的超声信号成像方面是关键。血流信号可以通过杂波滤波与不期望的杂波信号分离。为了区分在被配置成使用多普勒效应测量血流图像的常规彩色多普勒超声成像设备中难以区分的血流信号,根据一个实施方式的超声成像设备执行基于秩矩阵分解的杂波滤波。当所获得的超声输入信号被转换为输入数据矩阵的形式并且对输入数据矩阵执行秩矩阵分解时,输入数据矩阵可以被分解为三个矩阵。秩矩阵分解执行 Karhunen-Loeve 变换(下文中称为“KLT”)、奇异值分解(下文中称为“SVD”)、特征值分解(下文中称为“EVD”)、主分量分析(下文中称为“PCA”)等至少之一。在下文中,尽管将通过集中于SVD来给出描述,但是秩矩阵分解不限于SVD并且可以同样应用于KLT、EVD、PCA等。

[0049] 通过基于秩矩阵分解的杂波滤波,在组织和噪声特性在空间上变化的图像中血流信号与组织信号或噪声信号分离。例如,如图1所示,通过相对于奇异值阶的幅度(dB)以降序对奇异值进行顺序排序来生成奇异值曲线,所述奇异值通过对输入数据矩阵执行SVD而生成。在所生成的奇异值曲线中,组织信号由于其高的散斑强度和时间一致性通常存在于高频谱分量(即,高奇异值)中。噪声信号由于其相对低的散斑强度和时间一致性存在于较低的频谱分量(即,低奇异值)处。组织信号、血流信号和一些噪声信号可以通过SVD和奇异值阈值(SVT)容易地彼此分离。SVT是指通过使用低阶截止阈值将组织信号与血液信号区分开来对组织信号执行滤波以及通过使用高阶截止阈值将噪声信号与血液信号区分开来对噪声信号执行滤波。

[0050] 用于杂波滤波的SVD包括全局SVD方法和逐块SVD方法。在全局SVD方法中,对从整个视场(FOV)获得的数据集执行SVD,以获得一条奇异值曲线。通过使用奇异值曲线从整个FOV获得一个低阶截止阈值或一个高阶截止阈值来执行滤波。在全局SVD方法中,通过保持比高通滤波慢的信号来表示慢血流信号。对图像的整个FOV执行SVD,以为所有像素生成独特奇异值并为所有像素计算独特阈值,从而对所有像素使用相同阈值。因此,在全局SVD方法中,由于使用一个阈值执行滤波,因此导致杂波滤波器的性能下降,例如,在特定像素位置处部分地保留组织信号或血液信号被滤去。

[0051] 相对地,在逐块SVD方法中,FOV被划分为多个子块,对所划分的子块中的每个子块执行SVD,并且通过为子块中的每个子块计算阈值来执行局部自适应滤波,从而提高滤波性能。然而,在逐块SVD方法中,与全局SVD方法相比,由于非常大量的SVD处理的实例,计算负荷太高,因此实时成像是不可可能的。例如,需要数千个SVD计算。

[0052] 根据一个实施方式的超声成像设备提出了对所有超声数据执行一次秩矩阵分解以用于实时成像的方法。也就是说,代替将超声数据划分为若干块并对每个块执行SVD,对所有超声数据执行一次SVD。因此,不是通过SVD针对每个块生成奇异值,而是通过SVD生成对于所有块共有的仅一个奇异值。在针对每个块执行SVD的情况下,基于块的数目执行SVD,以针对每个块生成奇异值,因此计算负荷太高。然而,当对于所有数据执行仅一次SVD时,生成仅一个奇异值,并且使用一个奇异值执行滤波,从而极大地减少了计算负荷,从而能够实时成像。

[0053] 根据一个实施方式的超声成像设备除了通过减少计算负荷实现实时成像之外还使用局部自适应杂波滤波方法增强滤波性能。在全局SVD的情况下,由于对图像的整个FOV执行一次SVD,因此生成对于所有像素共有的仅一个奇异值。因此,由于从奇异值曲线计算仅一个阈值并且使用一个阈值执行滤波,导致杂波滤波器的性能下降,例如,组织信号部分

地保留或血液信号被过度滤去。在根据一个实施方式的超声成像设备中,通过将每个像素的空间信息反映到通过SVD而生成的公共奇异值来估计局部特征信息,从而可以逐像素地执行滤波。也就是说,通过将像素特定的特征反映到公共奇异值以对公共奇异值进行变换来生成新的特征值,从而可以逐像素地执行局部自适应杂波滤波。

[0054] 如上所述,根据一个实施方式的超声成像设备对所有图像数据执行全局SVD,并且还使用局部自适应滤波方法。这种方法被称为基于全局SVD的局部自适应滤波方法。

[0055] 图2是示出根据本发明的一个实施方式的作为秩矩阵分解的目标的输入数据集的参考图。

[0056] 参照图2,秩矩阵分解的输入数据集从三维形式被重新配置为二维形式。超声成像设备基于超声数据生成示出对象中的小血管中的血流的图像。所获得的超声数据可以表示为具有秩K的输入数据矩阵M。输入数据矩阵M是三维矩阵( $N_x, N_z$ 和 $N_t$ ),其具有与空间方向相关联的二维( $N_x$ 和 $N_z$ )和与时间方向相关联的一维( $N_t$ ),并且与图2A所示的相同。 $N_x$ 是扫描线, $N_z$ 是样本,并且 $N_t$ 是标准时间(slow-time)。三维输入数据矩阵M可以被重新配置为具有空间上的一维( $N_x, N_z$ )和时间上的一维( $N_t$ )的二维数据集矩阵( $N_x \times N_z$ 和 $N_t$ ),并且与图2B所示的相同。通过秩矩阵分解,可以将具有秩K的二维矩阵M分解为三个矩阵U、 $\Sigma$ 和 $V^T$ 。通常,这样的处理基于输入数据矩阵M生成分解值。例如,当执行EVD时,分解值是特征值。作为另一示例,当执行SVD时,分解值是奇异值。

[0057] 通过分解输入数据矩阵M生成的U、 $\Sigma$ 、 $V^T$ 的U是空间信息,其 $\Sigma$ 是标度信息,并且其 $V^T$ 是时间信息。在SVD的情况下, $\Sigma$ 是由表示每个子空间的标度值的奇异值组成的奇异值矩阵,U是由与奇异值中的每个奇异值对应的空间矢量组成的空间矢量矩阵U,并且 $V^T$ 是由与奇异值中的每个奇异值对应的的时间矢量组成的时间矢量矩阵V的转置矩阵。U和V各自是与奇异值对应的奇异矢量。奇异矢量可以是酉矢量。U可以被称为左奇异矢量,并且V可以被称为右奇异矢量。 $\Sigma$ 是对角矩阵。

[0058] U(i)和V(i)是矩阵M的第i列,并且作为 $\Sigma$ 的对角元素的 $\lambda_i$ 是有序奇异值。除0之外的 $\lambda_i$ 的数目正好是矩阵M的秩。V(i)的每一列对应于具有长度 $n_t$ 的时间信号,并且U(i)的每一列对应于具有长度 $n_t$ 的空间信号。

[0059] 参照 $M=U \cdot \Sigma \cdot V^T$ 的含义,将M的一个输入数据矩阵分解成具有三个特征的矩阵,并且将这三个变换后的特征组合为输入数据矩阵M。可以看出,输入数据矩阵M由U(旋转变换)+ $\Sigma$ (标度变换)+V(旋转变换)组合。例如,可以看出,由于V发生旋转,轴的长度由于 $\Sigma$ 而改变,并且由于U而再次发生旋转,从而生成最终的M。

[0060] 图3是根据本发明的一个实施方式的超声成像设备的框图。

[0061] 参照图3,超声成像设备1包括信号获取单元10、处理器12、输入单元14、输出单元16和存储单元18。

[0062] 信号获取单元10将超声信号发送至对象并且接收从对象反射的超声信号(即,超声回波信号)。以如下方式获得数据:在固定扫描线的时候重复发送和接收超声信号预定次数,并且在移动到下一扫描线之后重复发送和接收超声信号预定次数。假设存在N条扫描线和M个样本量,并且为了获得一条扫描线的数据,对于一条扫描线发送信号L次,则每次发送信号时,获得M个样本量数据。在此,在每个样本量中,在第一次传输时所获得的数据被称为集合1数据,并且在第二次传输时所获得的数据被称为集合2数据。在此,所获得的数据可以

是原始数据,例如,同相/正交相(I/Q)数据。I/Q数据包括多普勒分量以及杂波分量。

[0063] 信号获取单元10基于集合数顺序地和重复地执行形成发送信号的过程,以生成多个发送信号。另外,信号获取单元10将所生成的发送信号转换为超声信号,并且将转换后的超声信号发送至对象,并且然后在接收到从对象反射的超声回波信号时将超声回波信号转换为数字信号。转换后的超声回波信号可以是I/Q信号。

[0064] 存储单元18存储根据本发明的一个实施方式的超声成像设备1的操作过程,并且存储单元18可以被实现为通用硬盘、随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)至少之一。

[0065] 处理器12针对由信号获取单元10转换并输出的I/Q信号生成输入数据矩阵M,并且对M执行SVD以生成 $U \cdot \Sigma \cdot V^T$ 。处理器12使用 $U \cdot \Sigma \cdot V^T$ 形成超声图像的彩色流图像并且将所形成的彩色流图像发送至输出单元16。

[0066] 输入单元14提供用于接收用户的输入信息的接口。在一个实施方式中,接口使用户能够选择关于对对象的亮度模式(B模式)图像设置的FOV(即,彩色框)的大小和位置的信息。输入单元14可以包括控制面板、鼠标、键盘等。输出单元16在用户的屏幕上显示由处理器12形成的彩色流图像。

[0067] 图4是根据本发明的一个实施方式的图3的控制单元的详细框图。

[0068] 参照图3和图4,处理器12包括数据分解单元120、数据转换单元122、截止计算单元124、滤波单元126和评估单元128。

[0069] 数据分解单元120对表示通过信号获取单元10获取的所有超声数据的输入数据矩阵M执行秩矩阵分解例如SVD,以生成包括空间信息U、时间信息 $V^T$ 和标度信息 $\Sigma$ 的分解数据。标度信息 $\Sigma$ 是所有像素共有的独特矩阵值。也就是说,每个像素不具有不同的标度信息 $\Sigma$ ,而是所有像素具有共同使用的一条标度信息 $\Sigma$ 。像素可以用任何区域替换,并且即使在这种情况下,标度信息 $\Sigma$ 也成为在所有区域中共同使用的独特矩阵值。

[0070] 数据转换单元122将像素的构成空间信息的空间矢量 $U(i)$ 与公共标度信息 $\Sigma$ 组合,以估计反映每个像素的特征的局部特征信息 $\Sigma'(i)$ 。局部特征信息 $\Sigma'(i)$ 是通过根据每个像素的特征对标度信息 $\Sigma$ 进行变换而获得的信息。当不同地表示通过对标度信息 $\Sigma$ 进行变换来生成局部特征信息 $\Sigma'(i)$ 的过程时,通过配置标度信息中的标度值(SVD中的奇异值)来生成标度值曲线(SVD中的奇异值曲线),并且通过根据每个像素的空间特征对标度值曲线进行变换来生成局部特征曲线。针对每个生成的局部特征曲线计算截止阈值以执行局部自适应滤波。

[0071] 根据一个实施方式的数据转换单元122包括组合单元1220和组合调整单元1222。组合单元1220每个像素的构成空间信息U的空间矢量 $U(i)$ 的绝对值 $abs(U(i))$ 和标度信息 $\Sigma$ 进行组合,以生成局部特征信息 $\Sigma'(i)$ 。组合调整单元1222调整每个像素的空间矢量 $U(i)$ 和标度信息 $\Sigma$ 组合程度。例如,组合调整单元1222调整每个像素的空间矢量的绝对值 $abs(U(i))$ 的乘数,以调整组合程度。

[0072] 截止计算单元124针对由数据转换单元122估计的每个像素的特征值计算彼此不同的截止阈值。每个像素的截止阈值包括低阶截止阈值和高阶截止阈值至少之一。低阶截止阈值是用于区分血流信号与组织信号的阈值,而高阶截止阈值是用于区分血流信号与噪声信号的阈值。

[0073] 根据一个实施方式的截止计算单元124通过配置每个像素的特征值生成特征曲

线,并且通过使用特征曲线中的每个标度值阶的斜率和一部分特征曲线中的平均斜率计算截止阈值。例如,在预定的特征曲线中,从每个标度值阶的斜率减去一部分特征曲线中的平均斜率,并且将通过累加减去后的结果而获得的曲线中具有最小值的标度值阶确定为低阶截止阈值。作为另一示例,当需要通过计算特征曲线中的仅局部部分来估计低阶截止阈值时,可以使用标度值曲线的特征来扩展每个像素的特征曲线,并且可以在所扩展的特征曲线中确定低阶截止阈值。

[0074] 评估单元128评估由截止计算单元124为每个像素计算的截止阈值。当根据评估结果确定截止阈值非有效时,截止计算单元124可以调整截止阈值。

[0075] 根据一个实施方式的评估单元128获得通过秩矩阵分解所生成的时间信息V的多普勒频谱。另外,将所获得的多普勒频谱的每个时间矢量阶的频率值与预设多普勒频谱频率值进行比较,并且将频率值大于预设多普勒频谱频率值的时间矢量阶或者具有与预设多普勒频谱频率值之差小于预设偏移值的频率值的时间矢量阶设置为有效值。接着,根据截止阈值是大于还是小于有效值来评估截止阈值的有效性。

[0076] 作为另一示例,评估单元128获得通过秩矩阵分解所生成的时间信息的多普勒频谱。另外,将所获得的多普勒频谱的每个时间矢量阶的频率值与预设多普勒频谱频率值进行比较,并且将频率值大于预设多普勒频谱频率值的时间矢量阶组成的部分或者具有与预设多普勒频谱频率值之差小于预设偏移值的频率值的时间矢量阶设置为有效范围。随后,根据截止阈值是否包含在设置的有效范围内来评估截止阈值的有效性。

[0077] 当根据评估单元128的评估结果确定截止阈值非有效时,截止计算单元124可以调整截止阈值。例如,当根据评估结果确定截止阈值非有效时,使用标度值曲线计算出的截止阈值用作为相应像素的截止阈值。

[0078] 滤波单元126通过将由截止计算单元124计算出的每个截止阈值反映到每个像素以执行局部自适应滤波。根据一个实施方式的滤波单元126生成由每个像素的截止阈值组成的阈值图。另外,通过使用所生成的阈值图执行滤波,将血流信号与杂波信号分离。在此,可以对所生成的截止图执行滤波。滤波可以包括平滑、中值、加权等。

[0079] 根据一个实施方式的滤波单元126对于阈值图中的每个像素将每个像素的具有小于低阶截止阈值或大于高阶截止阈值的截止阈值的空间矢量掩蔽为零,或者将该空间矢量加权为具有较小的值。

[0080] 图5是用于描述根据本发明的一个实施方式的生成特征信息的过程的参考图。

[0081] 参照图3和图5,处理器12对公共标度信息 $\Sigma$ 进行变换以生成新的局部特征信息 $\Sigma'(i)$ 。当使用SVD作为示例给出描述时,通过对每个像素的奇异值矩阵 $510(\Sigma)$ 和奇异向量 $U(i)$ 进行组合来获得新的局部特征信息 $\Sigma'(i)$ ,所述奇异值矩阵 $510(\Sigma)$ 通过对输入数据矩阵M执行SVD而获得。例如,U的每个部分,即, $U(1)$ 、 $U(2)$ 、 $U(3)$ 、...依次乘以公共 $\Sigma$ 。当执行SVD时,生成公共奇异值矩阵 $510(\Sigma)$ 、空间奇异向量矩阵 $500(U)$ 和时间奇异向量矩阵 $520(V^T)$ ,并且可以通过由奇异值组成的奇异值曲线来表示公共奇异值 $510(\Sigma)$ 。可以由具有每个像素的特征点的特征曲线来表示通过将每个像素的奇异向量 $500(U(i))$ 和公共奇异值矩阵 $510(\Sigma)$ 组合而生成的局部特征信息 $\Sigma'(i)$ 。

[0082] 根据一个实施方式的处理器12将每个像素的奇异向量 $U(i)$ 的绝对值 $\text{abs}(U(i))$ 和奇异值矩阵 $\Sigma$ 进行组合。可以在空间方向上对要与奇异值矩阵 $\Sigma$ 相乘的每个像素的奇异矢

量 $U(i)$ 进行滤波。在此,滤波可以包括平滑、平均、中值等。所获得的特征曲线可以具有转换为对数标度或分贝标度的标度。上述过程由以下等式表示: $\Sigma'(i) = \text{dB}(\text{Smooth}(\text{abs}(U(i)) * \text{diag}(\Sigma)))$ 。所获得的特征曲线可以经受平均处理,例如移动平均处理。作为另一示例,所获得的特征曲线可以经受平滑滤波器的平滑处理。平滑滤波器可以是S-Golay滤波器。根据平滑方法,可以在转换为对数标度或分贝标度之前执行平滑处理。

[0083] 在特征曲线中,由于血流信号而增强的部分可以是低阶截止阈值的特征点。一旦生成每个局部特征曲线 $\Sigma'(i)$ ,处理器12估计每个局部特征曲线的截止阈值 $\text{Cutoff}(i)$ 。

[0084] 图6是示出根据本发明的一个实施方式的通过对奇异值曲线进行变换而生成的局部特征曲线的参考图。

[0085] 参照图6,通过在公共奇异值曲线 $\Sigma$ 中反映每个像素的特征来生成每个局部特征曲线 $\Sigma'(i)$ 。如图6所示,将公共奇异值曲线610( $\Sigma$ )变换为各种局部特征曲线620和630( $\Sigma'(i)$ )。第一特征曲线620是不具有血流信号的像素的特征曲线,并且第二特征曲线630是具有血流信号的像素的特征曲线。在第二特征曲线630的情况下,可以确认血流信号所处的奇异值阶的幅度(dB)已经增强和改变。部分A,作为由于血流信号而增强的点,成为截止阈值的特征点。

[0086] 图7是示出根据本发明的一个实施方式的用于描述阈值法的每个像素的特征曲线和低阶截止图的参考图。

[0087] 参照图7,超声成像设备使用与所计算的像素对应的阈值生成阈值图。在此,可以对所获得的阈值图执行滤波。滤波可以包括平滑、中值、加权等。如图7所示,低阶阈值图表示每个样本的低阶阈值,并且可以根据阈值的幅度区分样本的颜色或亮度。图7左侧的图表示出了低阶阈值图中第一像素(x:62和y:226)的特征曲线和第二像素(x:45和y:307)的特征曲线。在阈值图中,对于每个像素,可以将具有小于低阶截止阈值或大于高阶截止阈值的截止阈值的像素的奇异矢量掩蔽为零或用预定值加权。

[0088] 图8是示出根据本发明的一个实施方式的杂波滤波方法的流程图。

[0089] 参照图3和图8,超声成像设备从对象的FOV获得超声数据(810)。所获得的超声数据可以是I/Q数据。超声成像设备通过对所有获得的超声数据执行一次秩矩阵分解来生成包括公共标度信息的分解数据(820)。根据一个实施方式的秩矩阵分解是SVD,并且可以对所有超声数据的输入数据矩阵 $M$ 执行SVD,以获得分解为标度信息、空间信息和时间信息的分解数据。在SVD的情况下,标度信息是由表示每个子空间的标度值的奇异值组成的奇异值矩阵 $\Sigma$ ,空间信息是由与奇异值中的每个奇异值对应的空间矢量组成的空间矢量矩阵 $U$ ,并且时间信息是由与奇异值中的每个奇异值对应的时间矢量组成的时间矢量矩阵 $V$ 的转置矩阵 $V^T$ 。

[0090] 随后,超声成像设备通过将关于每个像素的空间信息反映到公共标度信息来估计局部特征信息(830),并且通过基于所估计的局部特征信息对每个像素执行滤波来提取血流信号(840)。在估计局部特征信息的操作830中,根据一个实施方式的超声成像设备将每个像素的构成空间信息的空间矢量 $U(i)$ 与公共标度信息 $\Sigma$ 组合,以估计反映每个像素的特征的局部特征信息 $\Sigma'(i)$ 。换言之,通过配置公共标度信息中的奇异值来生成标度值曲线,并且根据每个像素的空间特征对所生成的标度值曲线进行变换,以生成局部特征曲线。

[0091] 在估计局部特征信息的操作830中,在空间方向上对构成空间信息的每个像素的

空间矢量进行滤波,并且对每个像素的滤波后的空间矢量和公共标度信息进行组合,以生成公共标度信息被变换的局部特征信息  $\Sigma'(i)$ 。在估计局部特征信息的操作830中,超声成像设备可以调整每个像素的空间矢量与标度信息之间的组合程度。例如,可以调整每个像素的空间矢量的绝对值的乘数。所生成的特征曲线可以具有转换为对数标度或分贝标度的标度。所生成的特征曲线可以经受使用平滑滤波器的平滑处理,或者移动平均处理。

[0092] 图9是示出根据本发明的另一实施方式的杂波滤波方法的流程图。

[0093] 参照图9,超声成像设备从对象的FOV获得超声数据(910)。随后,通过对所有获得的超声数据执行一次秩矩阵分解来生成包括公共标度信息的分解数据(920)。根据一个实施方式的秩矩阵分解是SVD,并且可以对所有超声数据的输入数据矩阵M执行SVD,以获得分解为标度信息、空间信息和时间信息的分解数据。

[0094] 随后,通过将像素的特征反映到公共标度信息来计算局部特征曲线(930)。接着,根据特征曲线计算截止阈值(940)。在此,计算对于每条估计的局部特征信息不同的截止阈值。在计算截止阈值的操作940中,超声成像设备在每个反映每个像素的特征的特征曲线中使用每个标度值阶的斜率和一部分特征曲线中的平均斜率来计算截止阈值。例如,对于每个特征曲线,从每个标度值阶的斜率减去一部分特征曲线中的平均斜率,并且将通过累加减去后的结果而获得的曲线中具有最小值的标度值阶确定为低阶截止阈值。作为另一示例,使用标度值曲线的特征来扩展每个像素的特征曲线,并且在所扩展的特征曲线中确定低阶截止阈值。

[0095] 随后,评估为每个像素计算的截止阈值,以确定截止阈值是否有效(950)。作为有效性确定方法的示例,超声成像设备获得通过秩矩阵分解所生成的时间信息的多普勒频谱。另外,将所获得的多普勒频谱的每个时间矢量阶的频率值与预设多普勒频谱频率值进行比较,并且将频率值大于预设多普勒频谱频率值的时间矢量阶或者具有与预设多普勒频谱频率值之差小于预设偏移值的频率值的时间矢量阶设置为有效值。接着,根据截止阈值是大于还是小于有效值来评估截止阈值的有效性。

[0096] 作为有效性确定方法的另一示例,超声成像设备获得通过秩矩阵分解所生成的时间信息的多普勒频谱。另外,将所获得的多普勒频谱的每个时间矢量阶的频率值与预设多普勒频谱频率值进行比较,并且将频率值大于预设多普勒频谱频率值的时间矢量阶组成的部分或者具有与预设多普勒频谱频率值之差小于预设偏移值的频率值的时间矢量阶设置为有效范围。接着,根据截止阈值是否包含在设置的有效范围内来评估截止阈值的有效性。

[0097] 当根据评估结果确定截止阈值非有效时,调整截止阈值(960)。例如,当根据评估结果确定截止阈值非有效时,将使用标度值曲线计算出的截止阈值用作相应像素的截止阈值。

[0098] 随后,超声成像设备将每个计算出的截止阈值反映到每个像素以执行局部自适应滤波(980)。为此,超声成像设备生成由针对每个像素计算出的截止阈值组成的阈值图(970),并且使用所生成的阈值图执行滤波,以将血流信号与杂波信号分离(980)。

[0099] 在对血流信号进行滤波的操作980中,超声成像设备可以对于阈值图中的每个像素将像素的具有小于低阶截止阈值或大于高阶截止阈值的截止阈值的空间矢量掩蔽为零,或者用预定值对该空间矢量加权。接着,超声成像设备可以执行后处理(990)。

[0100] 图10是示出根据本发明的一个实施方式的当使用基于全局SVD的局部自适应滤波

方法时的滤波结果的图表。

[0101] 参照图10中的使用全局SVD方法的图像1000,确认在图像中保留有组织信号(由箭头所示)。相对地,参照使用基于全局SVD的局部自适应滤波方法的图像1010,保留在全局SVD方法中的组织信号被滤去以表现出改善的性能。

[0102] 至此,已经通过集中于示例性实施方式描述了本发明。本发明所属领域的技术人员可以理解,在不脱离本发明的基本特征的情况下,可以以修改的形式实现本发明。因此,所公开的实施方式应当被认为是说明性的而不是限定性的。本发明的范围由所附权利要求书限定而不是由前面的描述限定,并且在其等同物的范围内的所有差异应当被解释为包括在本发明中。

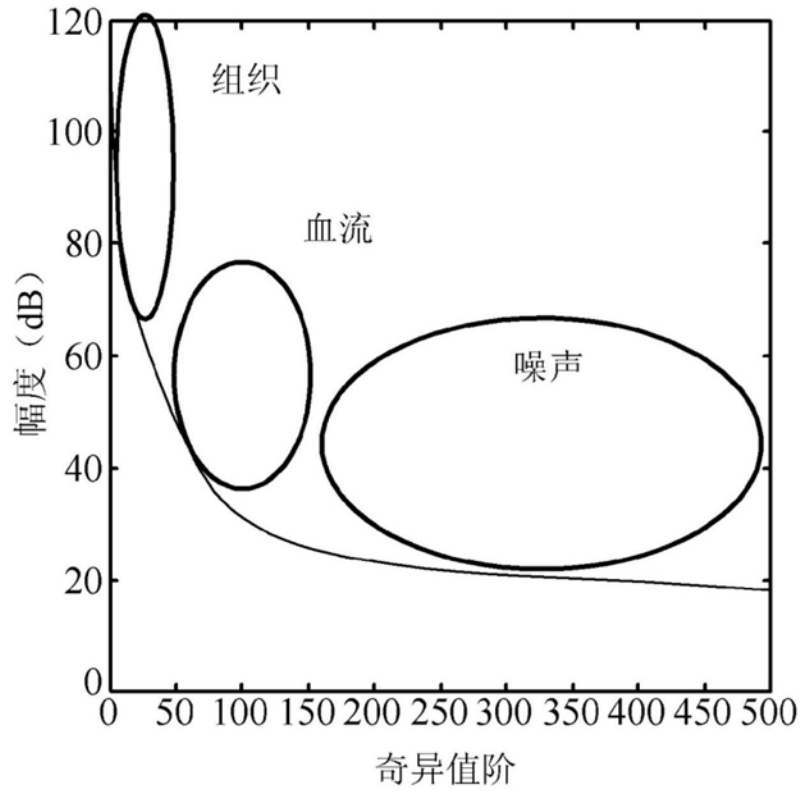


图1

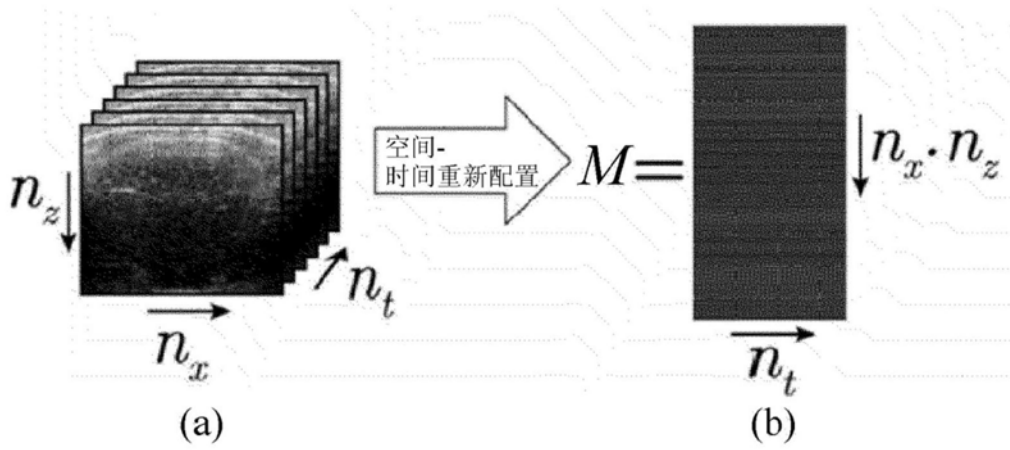


图2

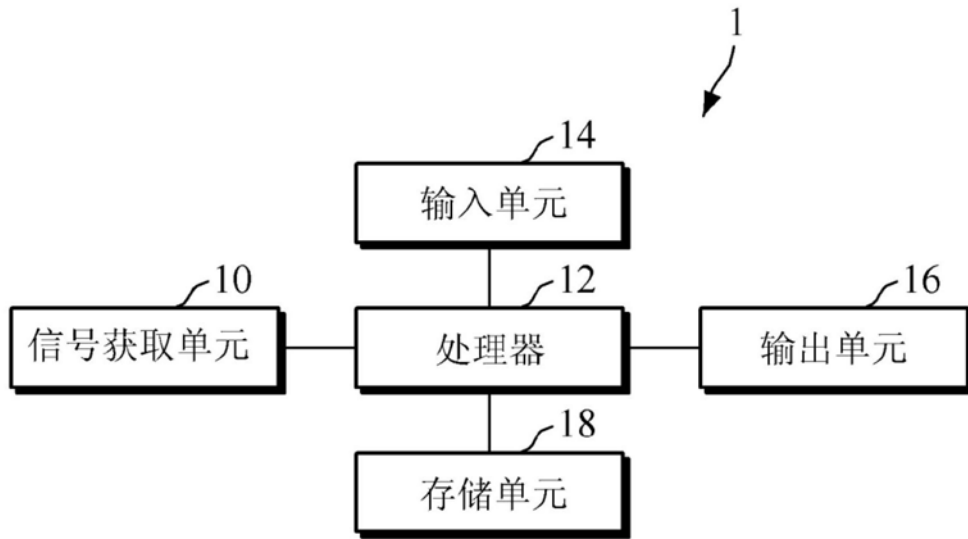


图3

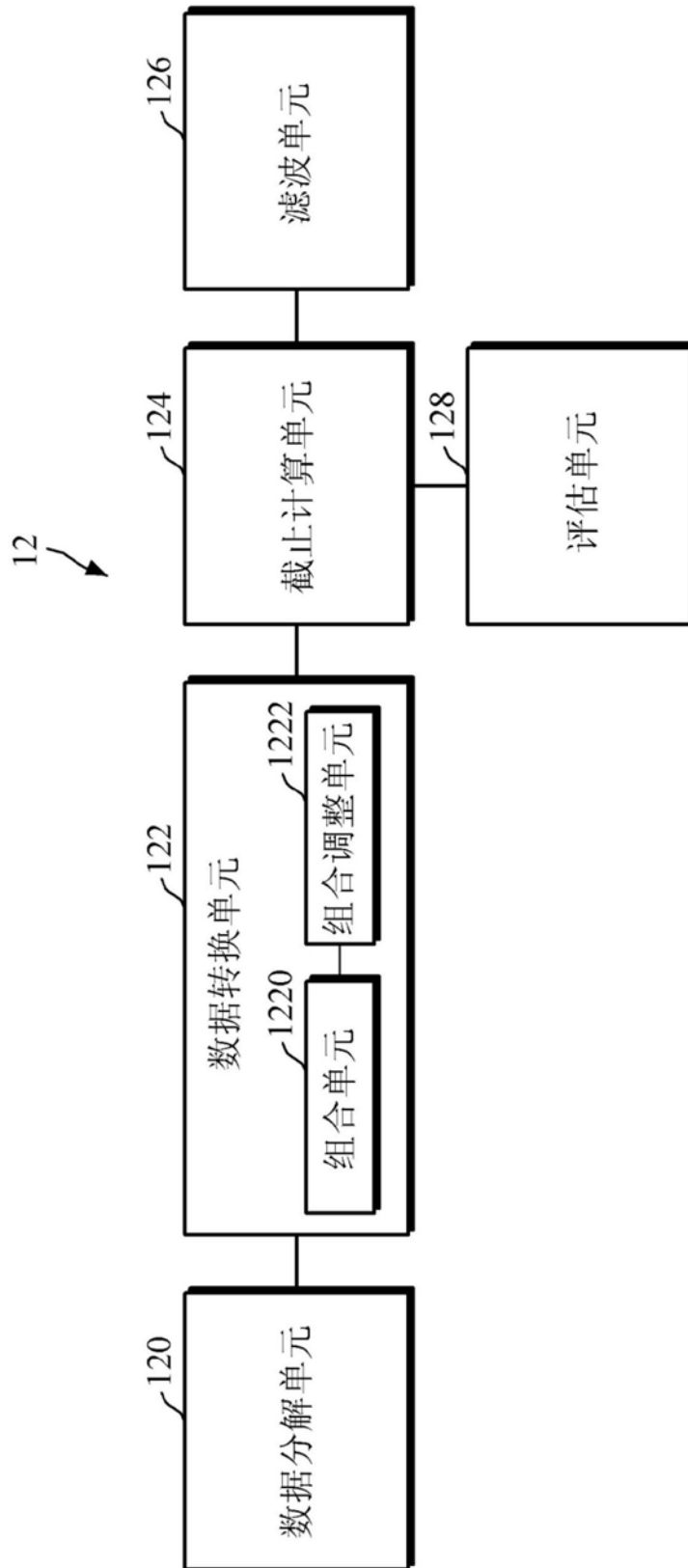


图4

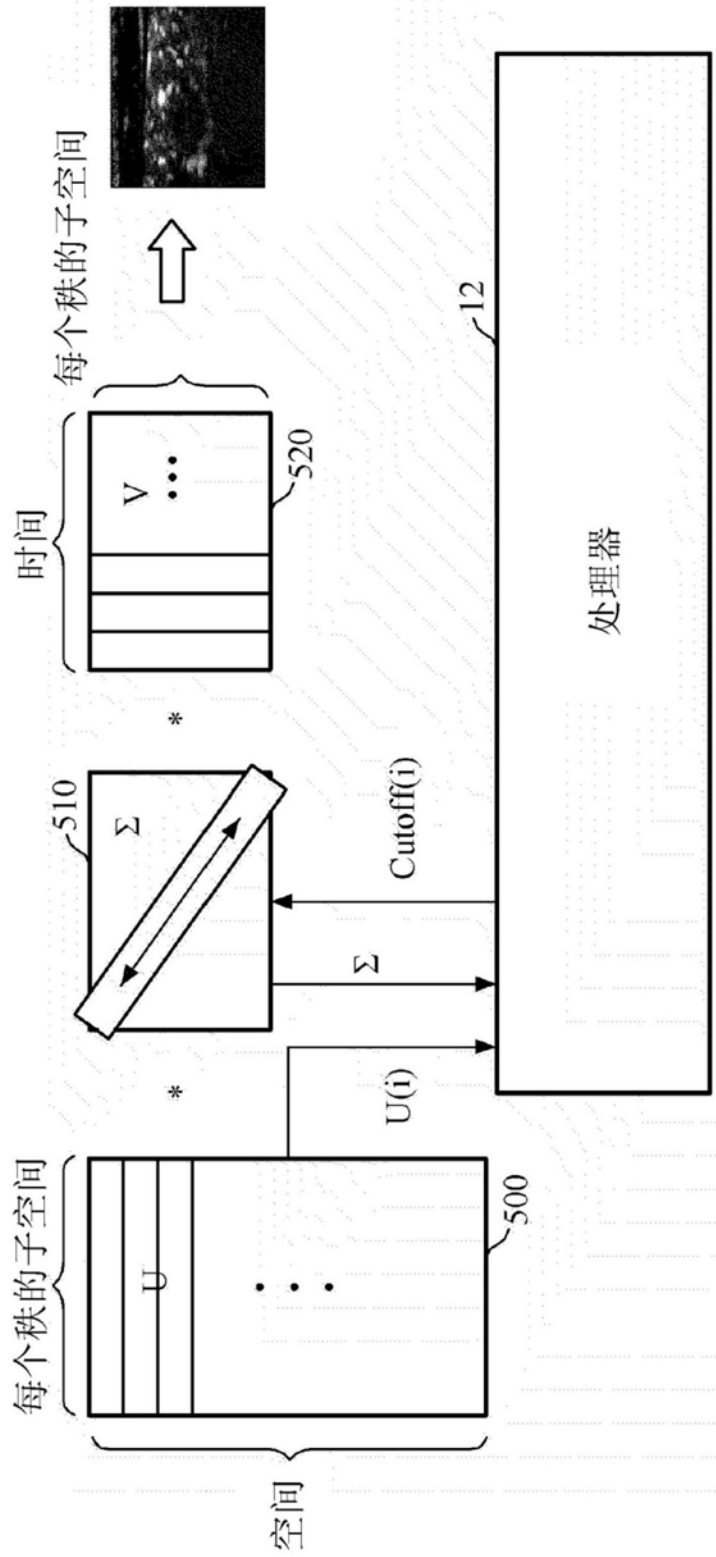


图5

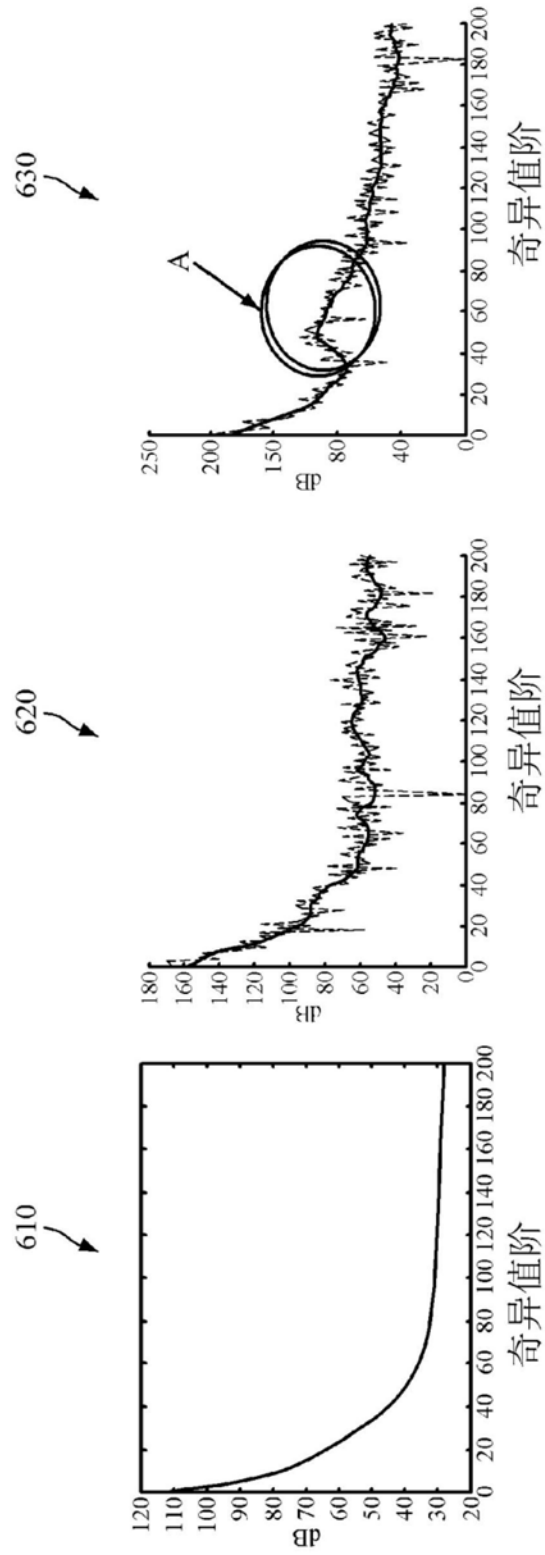


图6

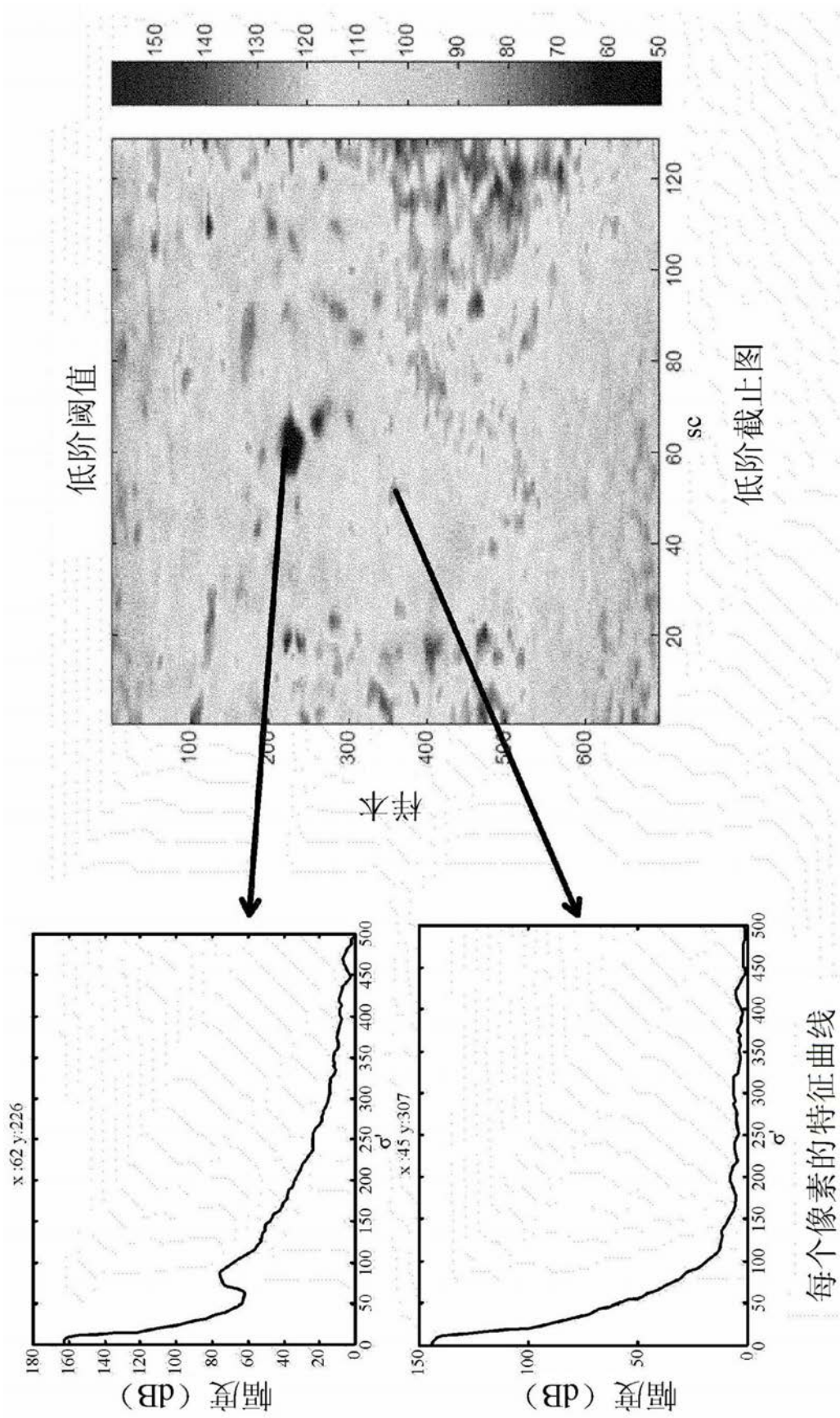


图7

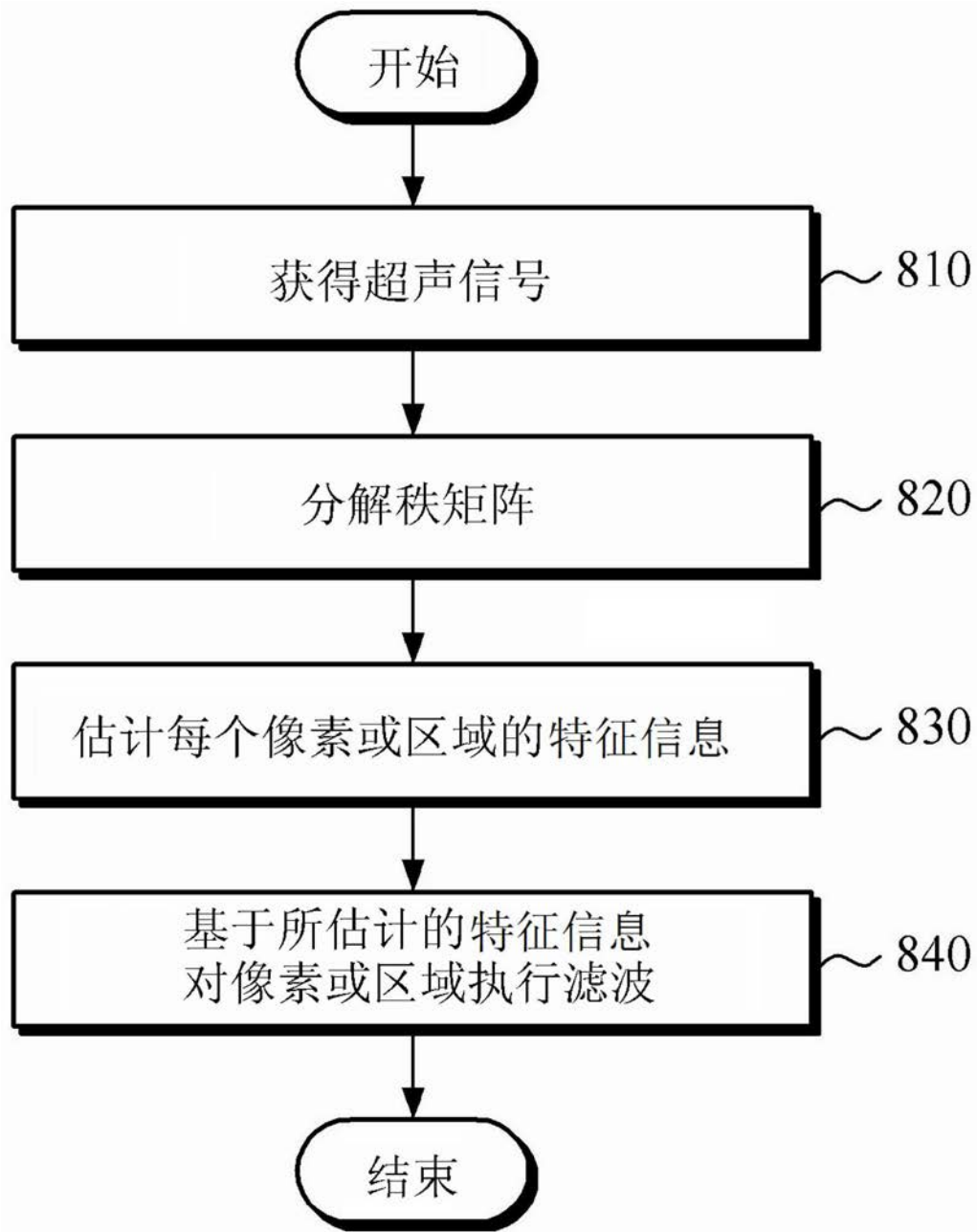


图8

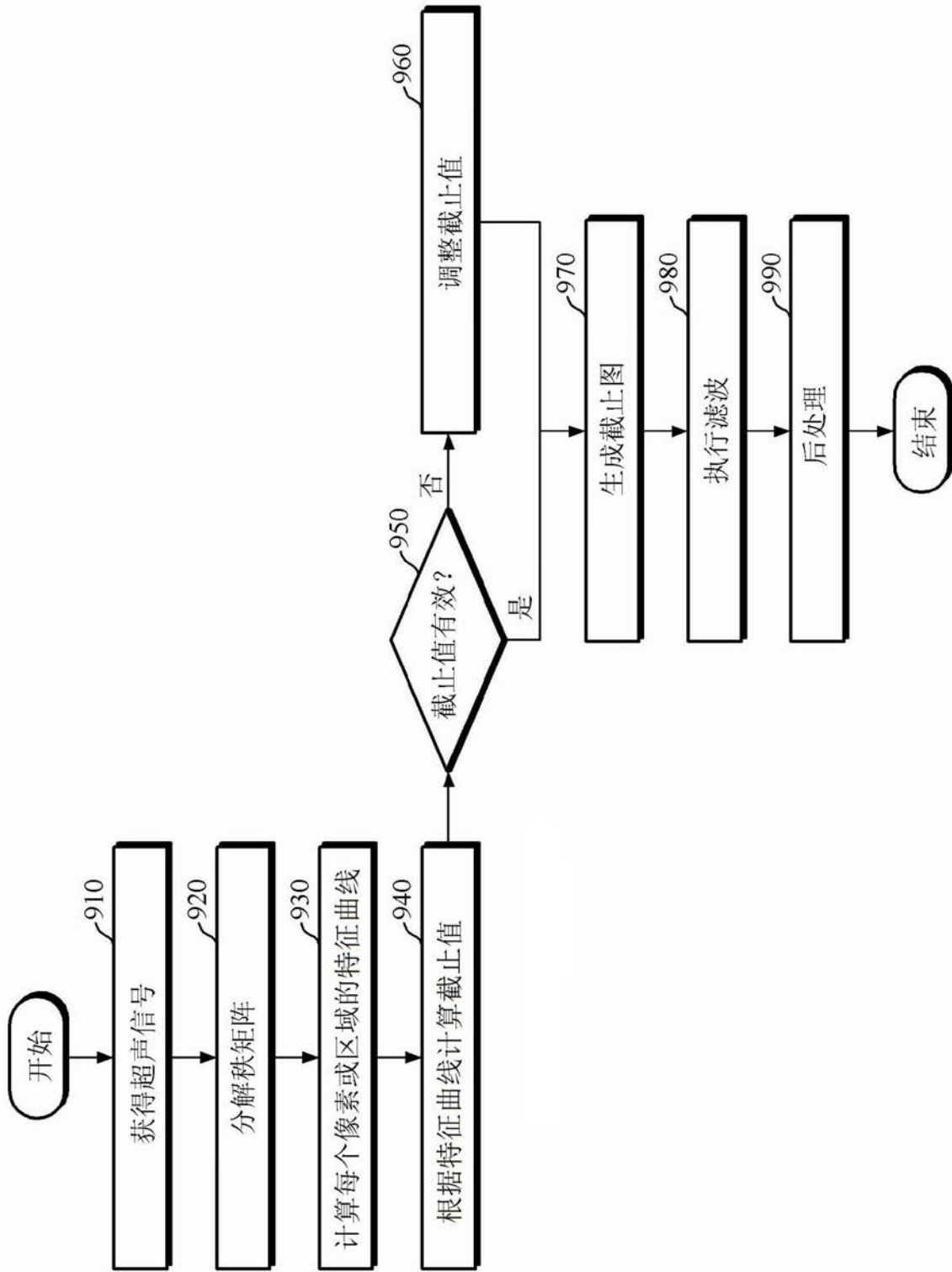


图9

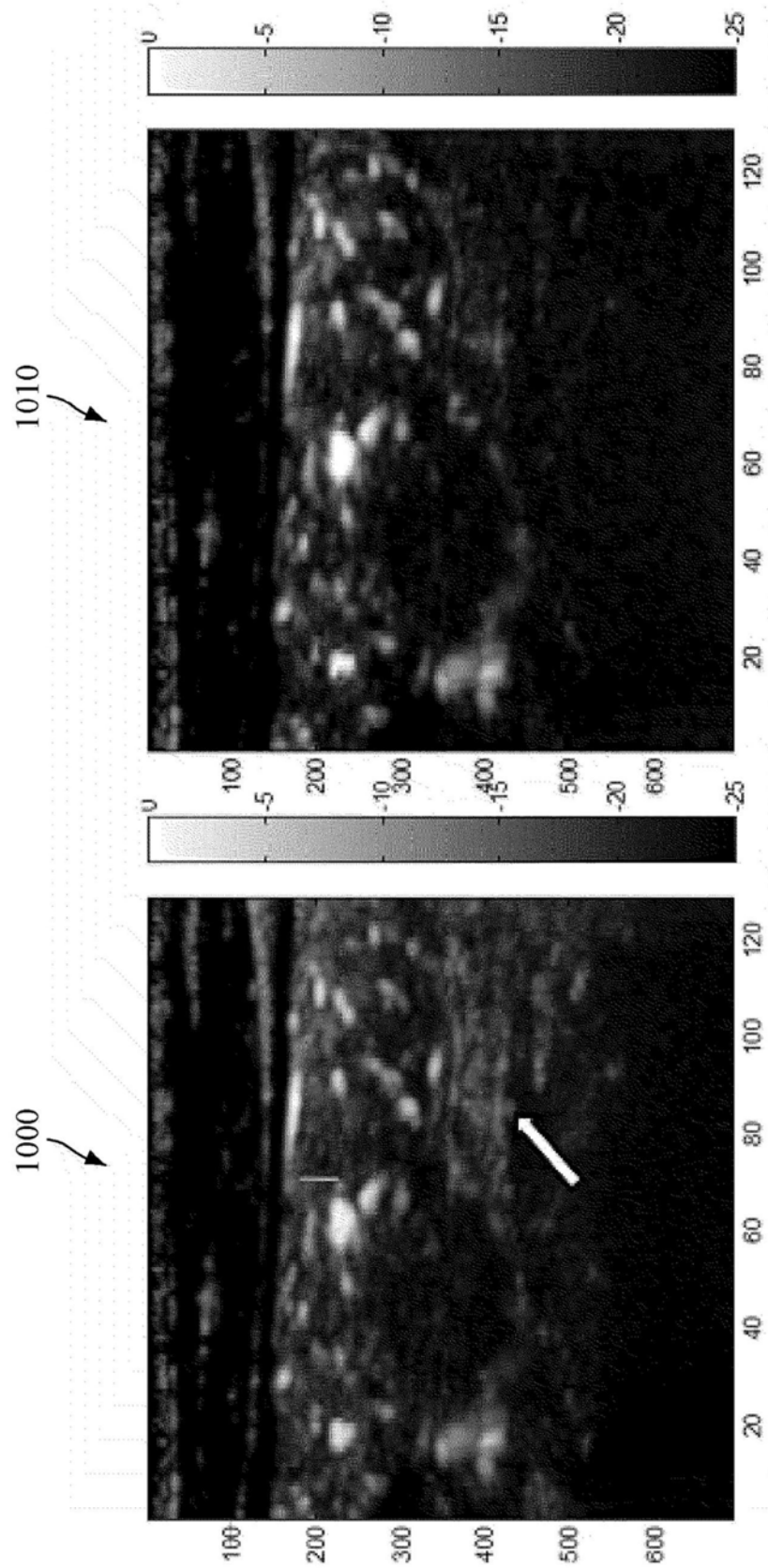


图10

专利名称(译)	超声成像设备以及使用超声成像设备的杂波滤波方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN111132622A</a>	公开(公告)日	2020-05-08
申请号	CN201880062358.3	申请日	2018-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
[标]发明人	张善焯		
发明人	张善焯		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 G06T2207/10132 G06T2207/30104		
代理人(译)	杜诚 杨林森		
优先权	1020170140729 2017-10-27 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开了一种超声成像设备及使用该超声成像设备的杂波滤波方法。根据一个实施方式的使用超声成像设备的杂波滤波方法包括以下步骤：从对象的感兴趣的区域获取超声数据；通过对所有获取的超声数据执行一次系数矩阵分解来生成包括公共度量信息的分解数据；通过在公共度量信息中反映每个像素的空间信息来估计局部特征信息；以及通过基于所估计的局部特征信息逐像素地执行滤波来提取血流信号。

