



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110035701 A

(43)申请公布日 2019.07.19

(21)申请号 201780068215.9

(22)申请日 2017.09.11

(30)优先权数据

16306146.8 2016.09.12 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.05.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/072784 2017.09.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/046740 EN 2018.03.15

(71)申请人 超声成像

地址 法国爱昂普罗旺斯

(72)发明人 马修·库阿德 杰雷米·伯科夫

(74)专利代理机构 北京国昊天诚知识产权代理有限公司 11315

代理人 南霆 李有财

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

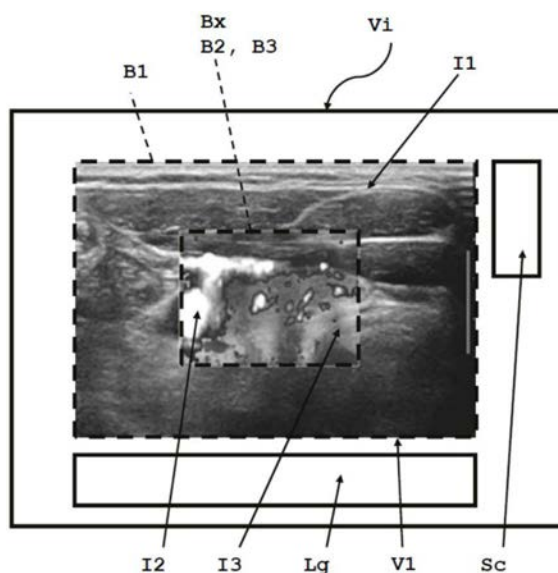
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

超声成像方法及实施所述方法的装置

(57)摘要

一种用于生成可视化图像的超声成像方法，所述方法包括交错的超声波的发射和接收步骤、处理步骤，其中通过三个不同过程对接收序列进行处理以便生成三个图像，以及图像结合步骤，其中通过结合三个图像来确定可视化图像，从而同步可视化所有图像过程的结果。第二图像和第三图像可以叠加在第一图像上。根据一方面，第一过程是B型超声成像，第二过程是弹性超声成像，以及第三过程是血流过程成像。



1. 一种超声成像方法(100),用于生成介质内区域的可视化图像,所述方法包括:
  - 发射和接收步骤(101),其中,将多个超声波发射序列发射进入介质内,通过探头接收多个超声波接收序列,所述发射序列和所述接收序列在时间上交错,
  - 处理步骤(102),其中,对接收序列进行处理,以便通过第一过程来产生第一图像、通过第二过程来产生第二图像,以及通过第三过程来产生第三图像,其中第一过程、第二过程和第三过程互不相同,
  - 图像结合步骤(103),其中,通过结合第一图像、第二图像和第三图像来确定可视化图像,以便同步可视化第一过程、第二过程和第三过程的结果。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,第二图像和第三图像叠加在第一图像上。
3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述第一图像是灰度图像,所述第二图像和所述第三图像是色度不同的彩色图像。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其特征在于,所述第二图像和/或所述第三图像包括具有预定且唯一的线条属性的轮廓。
5. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,其特征在于,所述第一过程是b型超声成像,所述第二过程是弹性超声成像,所述第三过程是血流过程成像。
6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述第一过程、所述第二过程和所述第三过程具有不同的时间周期。
7. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法,其特征在于,重复所述步骤,以便周期性地生成随时间更新的可视化图像。
8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法,其特征在于,至少一个接收序列被第二过程和第三过程使用,以处理相应的第二图像和第三图像。
9. 根据权利要求1至8中任一项所述的方法,其特征在于,至少一个发射序列是在介质内生成非聚焦超声波的序列。
10. 根据权利要求9所述的方法,其特征在于,所述非聚焦超声波是平面波。
11. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述可视化图像包括:
  - 一个视图,其包含第一图像,以及
  - 方框,其尺寸小于视图之一的尺寸,以便完全包含在所述视图内,以及其中:
  - 第一图像填充所述一个视图,
  - 第二图像叠加在方框内的第一图像上,以及
  - 第三图像叠加在方框内的第二图像上。
12. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,第二图像以第一不透明度属性叠加,第三图像以第三不透明度属性叠加,第三不透明度属性高于第二不透明度属性。
13. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述可视化图像包括:
  - 第一视图,其包含第一图像,
  - 第一方框,其尺寸小于第一视图之一的尺寸,以便完全包含在所述视图内,
  - 第二视图,其包含第一图像,以及
  - 第二方框,其尺寸小于第二视图之一的尺寸,以便完全包含在所述视图内,其中:

第一图像填充第一视图和第二视图中的每一个，  
第二图像叠加在第一方框内的第一图像上，以及  
第三图像叠加在第二方框内的第一图像上。

14. 根据权利要求13所述的方法，其特征在于，将所述第一视图和所述第二视图垂直或水平地组织在可视化图像内。

15. 一种超声成像装置(10)，其实施根据权利要求1至14所述的方法，所述装置包括：

-探头(12)，其用于生成多个发射序列以及获取多个接收序列，

-电子单元(13)，其用于控制所述探头，

-处理单元(14)，其用于控制所述电子单元，用于处理来自接收序列的信号，以便生成第一图像、第二图像和第三图像，以及基于第一图像、第二图像和第三图像生成可视化图像。

## 超声成像方法及实施所述方法的装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于生成介质内区域的可视化图像的超声成像方法,以及一种实施所述方法的超声成像装置。

### 背景技术

[0002] 众所周知,超声方法/装置可生成可视化图像,可视化图像结合两种图像:揭示介质形态结构的第一b型图像,和揭示介质中血管化的第二血流图像。根据所采用的方法,还有两种血流图像,称之为:“彩色血流”和“PW模式”。

[0003] 现在,弹性成像可提供介质弹性的图像,这类彩色图像可提供与癌症诊断相关的介质僵硬度的定量信息。

[0004] 但是,彩色血流图像和彩色弹性成像图像是在两种不同的超声图像检查中分别提供的,且无法确认组织血管化和组织弹性之间的关系。

### 发明内容

[0005] 本发明的一个目的旨在提供一种超声成像方法,用于生成介质内区域的可视化图像,其中所述方法包括:

[0006] -发射和接收步骤,其中,将多个超声波发射序列发射进入介质内,通过探头接收多个超声波接收序列,所述发射序列和接收序列在时间上交错;

[0007] -处理步骤,其中,对接收序列进行处理,以便通过第一过程来产生第一图像、通过第二过程来产生第二图像,以及通过第三过程来产生第三图像,其中第一过程、第二过程和第三过程互不相同。

[0008] -图像结合步骤,其中,通过结合第一图像、第二图像和第三图像来确定可视化图像,以便同步可视化第一过程、第二过程和第三过程的结果。

[0009] 由于这些特征,本方法可将三种类型的图像结合成可视化图像,三种图像以介质内的准同时方式获取。用户可以识别三种类型的图像之间的关系。

[0010] 这种方法可以减少检查的时间和提高诊断的准确性。

[0011] 此外,能够使用多个接收序列的相同数据来处理一些采集的图像,这就提高了关系的准确性。

[0012] 然后,通过图像结合的各种调整,可以改善可视化图像。

[0013] 在本方法的各种实施例中,可以选择性地包含以下特征中的一个和/或其它特征:

[0014] 根据一个方面,第二图像和第三图像叠加在第一图像上。

[0015] 根据一个方面,第一图像是灰度图像,第二图像和第三图像是色度不同的彩色图像。

[0016] 根据一个方面,第二图像和/或第三图像包括具有预定且唯一的线条属性的轮廓。

[0017] 根据一个方面,第一过程是b型超声成像,第二过程是弹性超声成像,第三过程是血流过程成像。

- [0018] 根据一个方面,第一过程、第二过程和第三过程具有不同的时间周期。
- [0019] 根据一个方面,重复步骤,以便周期性地生成随时间更新的可视化图像。
- [0020] 根据一个方面,至少一个接收序列被第二过程和第三过程使用,以便处理相应的第二图像和第三图像。
- [0021] 根据一个方面,至少一个发射序列是在介质内生成非聚焦超声波的序列。
- [0022] 根据一个方面,非聚焦超声波是平面波。
- [0023] 根据一个方面,可视化图像包括:
- [0024] -一个视图,其包含第一图像的,以及
- [0025] -方框,其尺寸小于视图之一的尺寸,以便完全包含在所述视图内,以及
- [0026] 其中:
- [0027] 第一图像填充所述一个视图;
- [0028] 第二图像叠加在方框内的第一图像上,以及
- [0029] 第三图像叠加在方框内的第二图像上。
- [0030] 根据一个方面,第二图像以第一不透明度属性叠加,第三图像以第三不透明度属性叠加,第三不透明度属性高于第二不透明度属性。
- [0031] 根据一个方面,可视化图像包括:
- [0032] -第一视图,其包含第一图像;
- [0033] -第一方框,其尺寸小于第一视图之一的尺寸,以便完全包含在所述视图内,
- [0034] -第二视图,其包含第一图像,以及
- [0035] -第二方框,其尺寸小于第二视图之一的尺寸,以便完全包含在所述视图内,
- [0036] 其中:
- [0037] 第一图像填充第一个和第二视图中的每一个,
- [0038] 第二图像叠加在第一方框内的第一图像上,以及
- [0039] 第三图像叠加在第二方框内的第一图像上。
- [0040] 根据一个方面,将第一视图和第二视图垂直或水平地组织在可视化图像内。
- [0041] 本发明的另一个目的旨在提供实施上述方法的超声成像装置,所述装置包括:
- [0042] -探头,其用于生成多个发射序列以及获取多个接收序列;
- [0043] -电子单元,其用于控制探头;
- [0044] -处理单元,其用于控制电子单元,用于处理来自接收序列信号,以便生成第一图像、第二图像和第三图像,以及基于第一图像、第二图像和第三图像生成可视化图像。

## 附图说明

- [0045] 通过参考附图以及以非限制性示例方式所给出的一些实施例的如下详细描述,本发明的其它特征和优点更为显而易见。在附图中:
- [0046] -图1是根据本发明实施超声成像方法的装置的示意图;
- [0047] -图2是展示根据本发明超声成像方法的概貌的流程图;
- [0048] -图3是第一图像的一个示例;
- [0049] -图4是第二图像的一个示例;
- [0050] -图5是第三图像的一个示例;

- [0051] -图6是具有一个根据本发明方法提供的可视化图像视图的第一布局;
- [0052] -图7是具有两个根据本发明方法提供的可视化图像视图的第二布局;
- [0053] -图8是图像序列交错的第一个示例,以及
- [0054] -图9是图像序列交错的第二个示例。

### 具体实施方式

[0055] 图1示出了用于实施本发明方法的装置10,例如:用于生成与介质11内区域R和/或区域R内包含的次区域SR对应的可视化图像。

[0056] 介质11例如是一种活体,尤其是人体或动物体,或可以是任何其他生物或物理化学介质(例如:体外介质)。介质的容积包括其物理性质的变化。例如,介质可能包括组织和血管,且各自具有各种不同的物理性质。例如,组织可能包括患有疾病的区域(例如癌细胞)或任何其它单一区域,它们与介质的其它区域相比具有各种不同的物理性质。介质11的一些部分可能包括一些添加的造影剂(例如:微泡剂),用于改善这些部分的物理性质的对比度。

[0057] 装置10可包括:

[0058] -探头12,包括一个超声波换能器或多个超声波换能器(换能器阵列),每个换能器12a适于将信号变换为超声波(发射)和/或将超声波变换成信号(接收)。

[0059] -电子单元13,用于以这两种模式(接收和/或发射)来控制探头中的换能器,以及

[0060] -处理单元14,用于控制电子单元13,用于通过各种过程来处理信号和用于生成介质的图像和可视化图像。

[0061] 在一个变型中,单个电子器件能够实现电子单元13和处理单元14的所有功能。处理单元14可以是计算机。

[0062] 探头12能够包括弯曲的换能器,以便对探头前方的预定位置实施超声聚焦。探头12能够包括换能器的线性阵列,沿轴线X并置的几十个换能器(例如100到300个),以便对二维(2D)平面实施超声聚焦。探头12能包括二维阵列,以便对三维(3D)体积实施超声聚焦。

[0063] 处理单元14包括处理器14a、存储器14b,其包含用于实施所述方法的指令代码、键盘14c以及用于显示图像和/或可视化图像的显示器14d。

[0064] 装置10能确定区域R和次区域SR的介质10内的图像,所述次区域包含在区域R内,下文将进行说明。

[0065] 根据本发明,用于生成可视化图像的方法100,如图2所示,该方法主要包括以下步骤:

[0066] -发射和接收步骤101,用于接收序列的发射和接收,

[0067] -处理步骤102,适于处理接收序列以便生成三个图像,以及

[0068] -图像结合步骤103,适于将三个图像结合成一个可视化图像。

[0069] 现在,将更详细地描述本发明所述的方法。

[0070] 在发射和接收步骤101的过程中,处理单元14控制电子单元13,使得探头12发射多个超声波的发射序列进入到介质11内。介质11随后根据其内容扩散并反射所述超声波,并且回声超声波传播回探头12。探头12随后接收多个超声波(回波)的接收序列。

[0071] 发射和接收序列在时间上交错,且每个接收序列对应一个(已知的)发射序列。

- [0072] 在处理步骤102的过程中,处理单元14处理接收序列,以便:
- [0073] -通过第一过程生成第一图像I1;
- [0074] -通过第二过程生成第二图像I2,以及
- [0075] -通过第三过程生成第三图像I3。
- [0076] 在当前示例中,第一过程、第二过程和第三过程相互不同,以使用一组数据(接收序列)来生成三个不同的图像。
- [0077] 在一个优选的示例中:
- [0078] -第一图像I1是b型图像,表示介质11中超声波的强度反射(如图3所示),由此表示出介质内部的形态;这样的图像由第一过程(b型过程)来确定;
- [0079] -第二图像I2是弹性成像图像,表示介质11内的刚度或僵硬程度(如图4所示);这样的第二图像由第二过程(弹性成像过程)来确定,以及
- [0080] -第三图像I3是血流图像,表示介质11内的血流,例如用于实现血管中血流的可视化,因此表示介质内的血管化(如图5所示)。
- [0081] 各种b型过程、弹性成像过程和血流过程都是众所周知的超声成像过程。例如,对于快速弹性成像方法,可以参考专利申请US2009/234230。
- [0082] 在发射和接收步骤101的过程中,超声波的发射序列应必须与用于三个图像过程(b型、弹性成像和血流)的序列相对应。
- [0083] 第一图像I1可以是灰度级(因为这种色度通常用于b型图像)。
- [0084] 第二个和第三个图像I2、I3可以是彩色色度,即预定的颜色范围。第二图像和第三图像的彩色色度具有不同的颜色:它们不重叠,即,它们没有共同的颜色,这样可以很容易地相互区分出第二和第三个图像I2、I3,也可以与第一图像I1的灰度相区别。
- [0085] 这些色度能够由用户来确定,并显示于可视化图像中,可选地,连同色度值一起显示,以便于用户理解(例如:用于弹性成像图像色度的刚度值,用于血流图像色度的血流速度值)。
- [0086] 第二和/或第三个图像I2、I3可限于预定的范围或阈值:最小值和/或最大值(即刚度或速度的物理值)。随后,图像不是一个完整的图像,被消除的图像像素不具有意义,通过变成透明色从而不被显示出来。
- [0087] 因此,可以在这样的图像内添加轮廓,轮廓围绕图像的重要像素。每个图像的轮廓具有线条属性:例如,颜色和/或厚度和/或图案。第二图像I2的轮廓特性最好不同于第三图像I3的轮廓特性,这样这些图像之间可以有所差别,能够被识别。
- [0088] 这就创建了具有预定彩色色度的有轮廓的图像形状。第二和第三个图像I2、I3的图像形状能够被识别:由于各种不同的彩色色度和/或各种不同的轮廓,很容易识别出属于第二或第三个图像I2、I3的像素。
- [0089] 在图像结合步骤103的过程中,处理单元14将第一图像I1、第二图像I2和第三图像I3结合成可视化图像Vi,并在显示器14d上显示可视化图像,这样可以同时向超声成像装置10的用户可视化第一过程、第二过程和第三过程的结果。
- [0090] 第二和第三个图像I2、I3例如叠加在第一图像I1上:第二图像I2覆盖在第一图像I1上。第三图像I3覆盖在第一图像I1上。
- [0091] 所有图像的叠加在与像素对应的介质11中的位置上都是一致的:所叠加的像素与

介质内相同位置的信息相对应。

[0092] 有利的是,第一图像I1确定用于介质内的宽区域,与图1所示区域R相对应。第二图像I2和第三图像I3确定用于介质I1内的狭小区域,与次区域SR相对应。

[0093] 因此,方框Bx定义在第一图像I1的内部,其区域与为第二和第三图像I2、I3处理的像素相对应,并且与介质I1内的次区域SR内的实点相对应。在叠加过程中,第二和第三图像的边缘B2和B3位于方框Bx的轮廓上。

[0094] 随后,表示介质概貌的第一图像I1围绕第二和第三图像I2、I3,且在第一图像中用户可以识别器官。这有助于理解第二和第三图像,且值得注意的是,这有助于将第二和/或第三图像中的特定区域与介质I1内器官的位置和类型相互链接。

[0095] 方框Bx与第二图像I2和第三图像I3具有例如矩形的形状。但是,它们可具有任何相同的形状。

[0096] 根据叠加的一个变体,以第一不透明度属性将第二图像覆盖在第一图像上,这样可在第二图像下查看第一图像。以第二不透明度属性将第三图像覆盖在第一图像上。不透明度属性是第二图像在第一图像上的百分比:如果不透明度属性为0%,则结合结果仅显示第一图像。如果不透明度属性为100%,则结合结果仅显示第二图像。

[0097] 第一和第二不透明度属性可以不同。第二不透明度属性可高于第一不透明度属性。

[0098] 例如,第一不透明度属性在40%到60%之间,可以查看第二图像下的第一图像,并且第二不透明度在80%和100%(包括在内)之间。例如,第一不透明度属性为50%,第二不透明度属性为100%。在这种方式中,可在第二图像I2下看到第一图像I1,且最重要的是在正确的对比度下可以清楚地看到第三图像I3。

[0099] 由于这些特征,第一图像、第二图像和第三图像可以在叠加时很容易地彼此区分开,以便了解这些图像的各种信息之间的联系。

[0100] 可视化图像Vi可以具有各种不同的布局,且可以包括各种附加要素,现在通过一些示例加以描述。

[0101] 图6描述了示意性布局的第一个示例。可视化图像Vi包括:

[0102] -第一视图V1(第一视图帧),其中包括具有边缘B1的第一图像I1;

[0103] -侧面区域,其中示出了关于第一视图V1内的图像的色度Sc,以及

[0104] -下部区域,其中详细描述了关于第一视图V1内的图像的图例Lg。

[0105] 第一图像I1包括方框Bx,其中第二图像I2和第三图像I3叠加(覆盖),如上所述。第二和第三图像的边缘B2、B3也在方框Bx上叠加,即,位于方框的轮廓上。

[0106] 在第一视图V1中,第一、第二和第三图像I1、I2、I3相互叠加。

[0107] 图7表示了示意性布局的第二个示例。可视化图像Vi包括:

[0108] -第一视图V1(第一视图帧),其中包括具有边缘B1的第一图像I1;

[0109] -第二视图V2(第二视图帧),其中也包括具有边缘B1的第一图像I1;

[0110] -侧面区域,其中示出了关于第一和第二视图V1、V2内的图像的色度Sc,以及

[0111] -下部区域,其中详细描述了关于第一和第二视图V1、V2内的图像的图例Lg1、Lg2。

[0112] 在该示例中,第一和第二视图V1、V2以左右配置并排显示:第一视图在可视化图像Vi的左侧,第二视图在可视化图像Vi的右侧。

[0113] 第一视图V1中的第一图像I1包括方框Bx1,其中第二图像I2在所述视图的第一图像I1上叠加(覆盖),如上所述。第二图像的边缘B2也在方框Bx1上叠加,即,位于方框Bx1的轮廓上。

[0114] 第二视图V2中的第一图像I1包括方框Bx2(优选地与第一视图V1中的方框Bx1相同),其中第三图像I3在所述视图的第一图像I1上叠加(覆盖),如上所述。第三图像的边缘B3也在方框Bx2上叠加,即,位于方框Bx2的轮廓上。

[0115] 在第一视图V1中,第一和第二图像I1、I2重叠。在第二视图V2中,第一和第三图像I1、I3重叠。在某些情况下,这种布局更容易被超声设备的用户所理解。

[0116] 根据第三个示例(未示出),可视化图像Vi包括与图7的第二个示例相同的要素,但是,第一和第二视图V1、V2以上下配置并排显示:第一视图位于可视化图像Vi的上侧,第二视图位于可视化图像Vi的下侧。

[0117] 在第一视图V1中,第一和第二图像I1、I2重叠。在第二视图V2中,第一和第三图像I1、I3重叠。在某些情况下,根据显示器的尺寸,这种布局可能更加舒适。

[0118] 发射和接收序列在时间上交错,每个接收序列对应于一个(已知的)发射序列。

[0119] 此外,根据一个优选实施例,适于生成第一图像、第二图像和第三图像的图像序列也会交错,以便减少这些图像之间的时移。但是,由于每个图像需要不同的帧速率FR(用于在时域中生成两个连续图像的两个连续图像序列之间的时间间隔),可以通过考虑各图像生成的种种限制来预定交错。

[0120] 图8表示图像序列交错的第一个例子,其中:

[0121] -通过多个发射和接收序列(参考I1内的矩形)生成第一图像I1(b型图像);这些序列以第一帧速率FR1重复;

[0122] -通过多个发射和接收序列(参考I2内的矩形)生成第二图像I2(弹性成像图像);这些序列以第二帧速率FR2重复;

[0123] -通过多个发射和接收序列(参考I3内的矩形)生成第三图像I3(血流图像);这些序列以第三帧速率FR3重复。

[0124] 在所示图8中,第一帧速率FR1和第三帧速率FR3相同,而第二帧速率低于第一和第三帧速率。

[0125] 图9表示图像序列交错的第二个例子,其中通过相同的多个发射和接收序列(参考I2和I3内的矩形)生成第二和第三图像I2、I3;这些序列以第二帧速率FR3重复。实际上,可以使用相同序列来得到弹性成像和血流图像:可以使用通过多个接收序列存储的相同原始数据来计算这两种类型的图像。

[0126] 众所周知,例如,通过专利申请US 2009/234230,包括在第二图像(弹性成像图像)的图像序列内的发射和接收序列可以由以下组成:

[0127] -推波的发射序列,适于生成低频弹性波,例如剪切波(用于识别介质内的弹性);

[0128] -多个超声非聚焦波的发射序列,其发射进入介质I1内;

[0129] -多个接收序列,由所述发射序列所产生。

[0130] 对于低频弹性波的超快成像,多个非聚焦波的发射序列可以是多个平面波,具有所述平面波的多个倾斜角:存在N个倾斜的平面波。

[0131] 第二图像过程(弹性成像过程)连贯地求和接收序列,正如参考专利申请US2009/

234230所解释。

[0132] 这种方法可以应用于任何图像序列交错,如图8和图9所示。

[0133] 按照计划,可以结合第二和第三过程(弹性成像和血流成像过程),且第二和第三过程可以使用存储器中所保存的相同的发射和接收超声波作为原始数据。

[0134] 第一步骤(波束形成步骤)包括由每个信道数据(时间样本x信道x采集数)重建图像(深度x宽度x帧)。帧数不必等于采集数,因为单个帧可通过一组发送-接收事件来重建。

[0135] 波束形成图像标记为(x, n),其中x表示空间坐标,n表示重建图像的指数。

[0136] 第二步骤结合重建图像。

[0137] 对于使用上述非聚焦波的血流过程,本方法可以在此过程中,在波束形成后实现时空滤波步骤,以便将组织运动与血流运动区分开。时空滤波步骤可通过奇异值分解SVD技术来实现。

[0138] 滤波步骤则包括以下子步骤:

[0139] -计算二维矩阵(空间对时间)结构的波束形成图像的奇异值分解SVD,如

[0140]  $[U, S, V] = \text{svd}(\text{img}(x, n))$

[0141] -通过奇异阈值来选择一些已计算的矢量,以及

[0142] -通过重建操作,使用所选定的已计算的矢量来过滤图像:

[0143] 
$$\text{img}_{\text{filt}}(x, n) = \sum_{k \in \text{List}} s_k U(k, t) V(k, x)$$

[0144] 其中,List与所选定的矢量相对应。

[0145] 奇异阈值可由不同参数来确定。例如:

[0146] -固定数量或百分比的矢量,通常是第一个最大的矢量;

[0147] -奇异值幅度;

[0148] -时间矢量的方差;

[0149] -时间矢量的傅立叶变换的平均频率;

[0150] -奇异值能量曲线中的最大曲率点的检测。

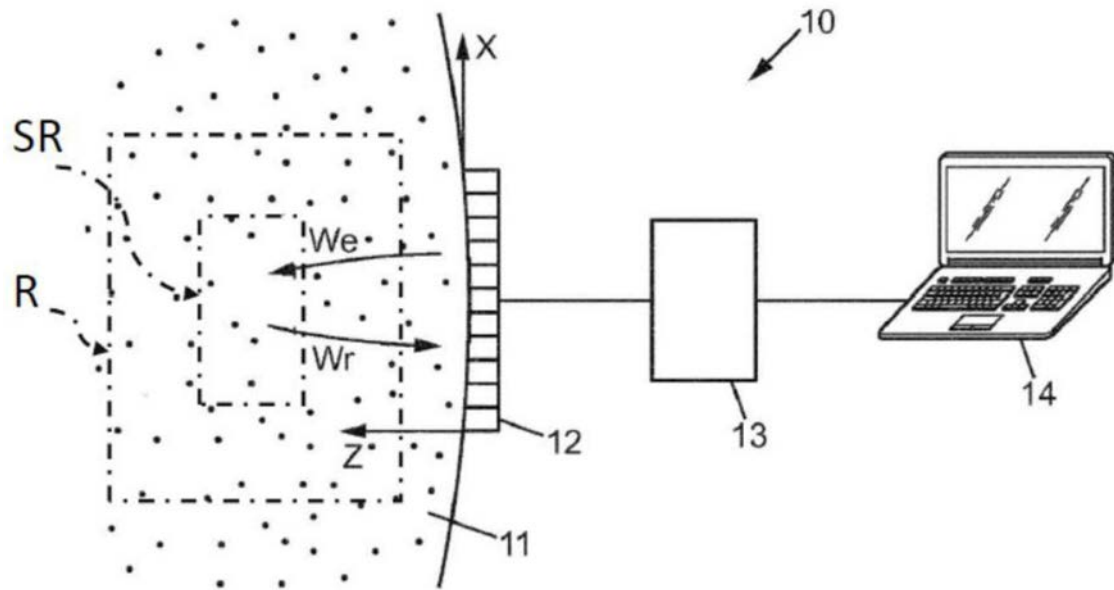


图1

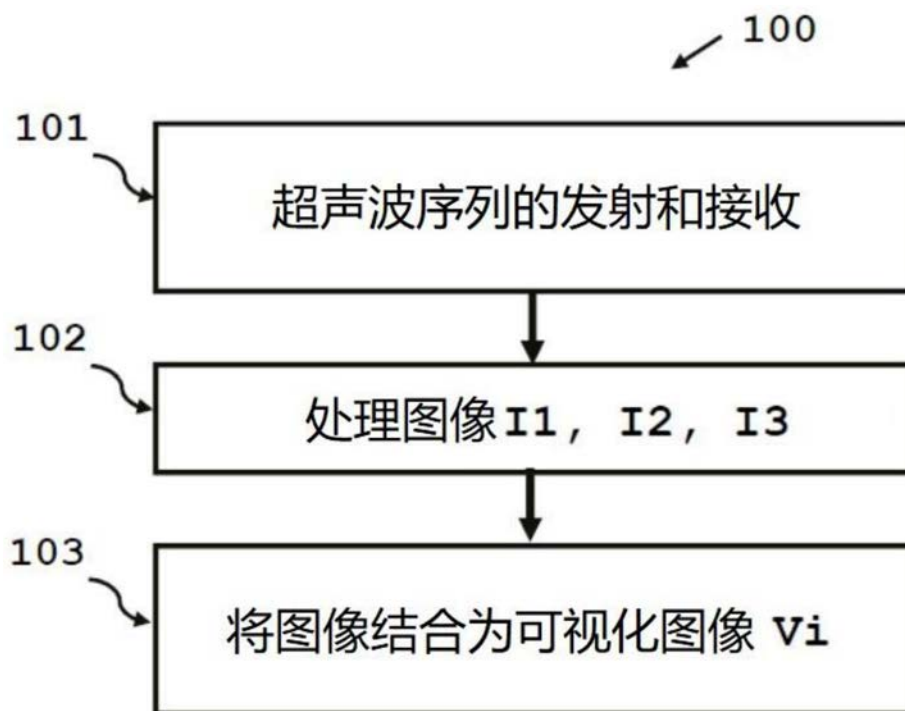


图2

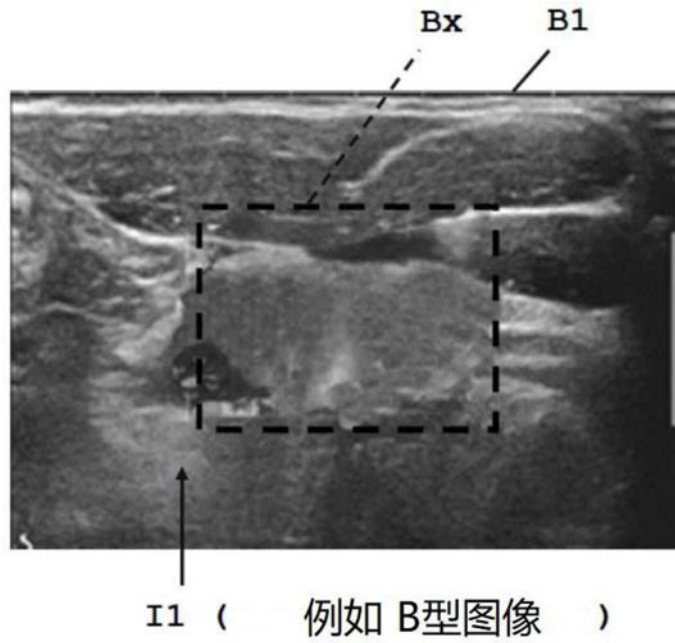


图3

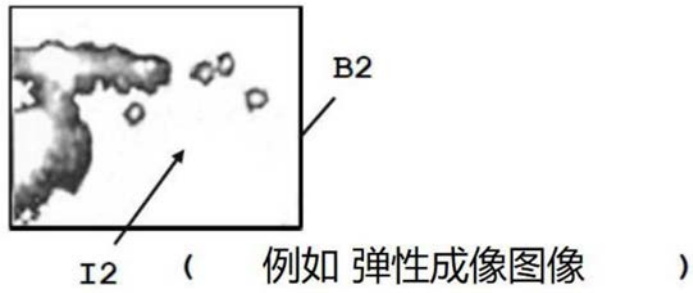


图4

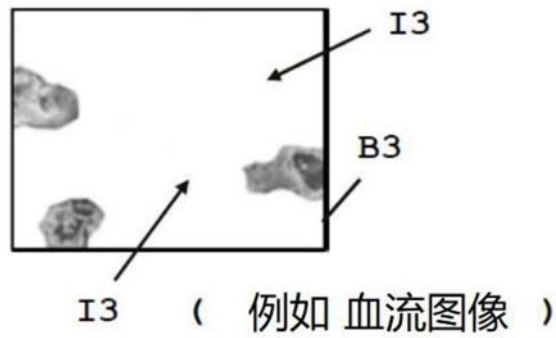


图5

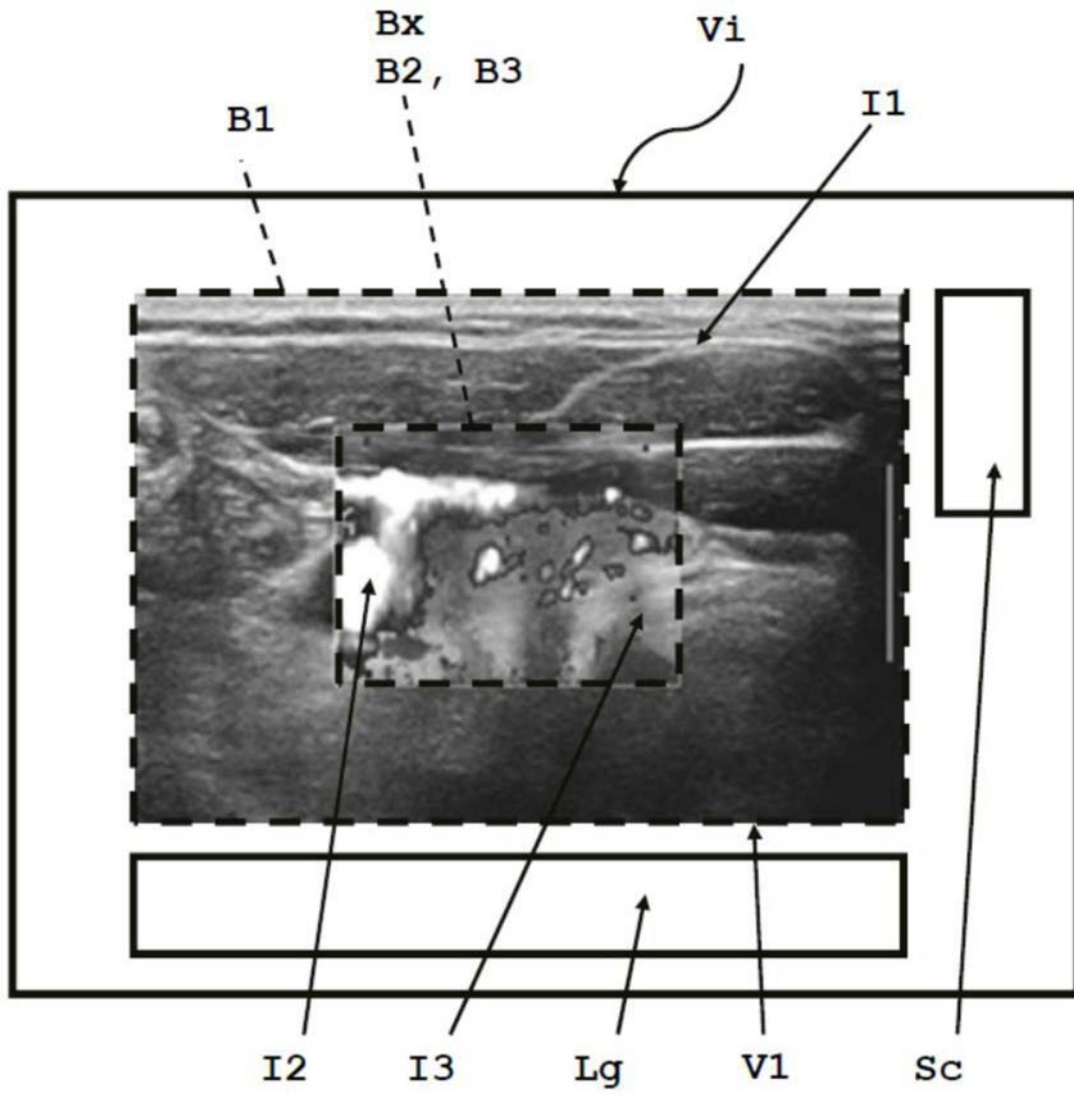


图6

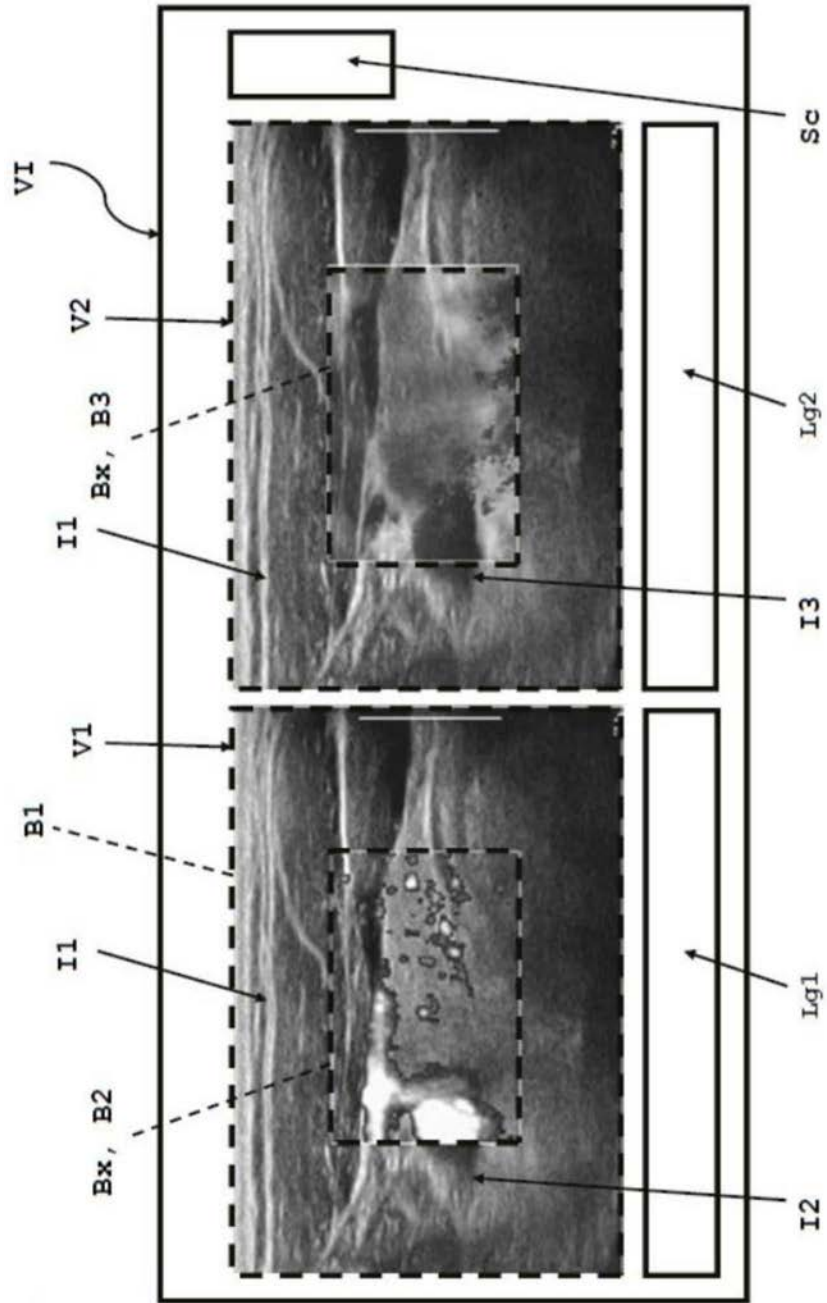


图7

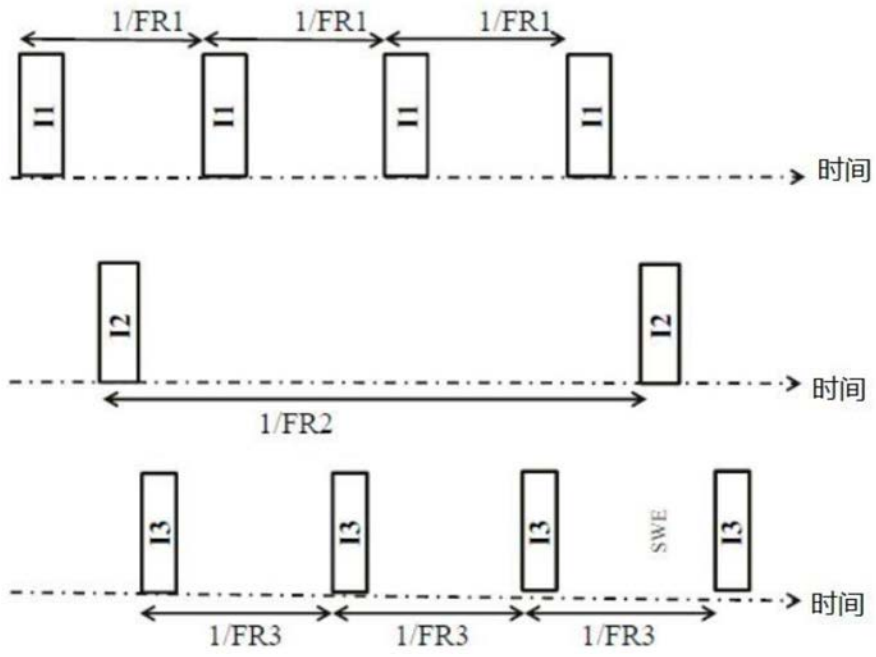


图8

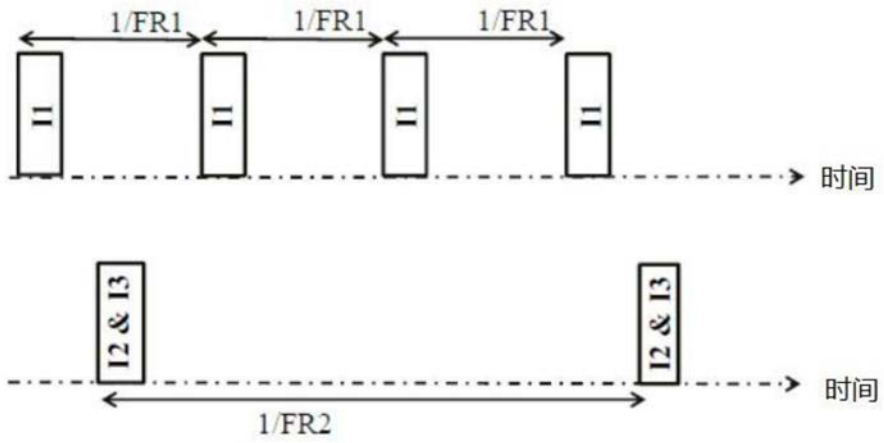


图9

专利名称(译)	超声成像方法及实施所述方法的装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN110035701A</a>	公开(公告)日	2019-07-19
申请号	CN201780068215.9	申请日	2017-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	超声成像公司		
申请(专利权)人(译)	超声成像		
当前申请(专利权)人(译)	超声成像		
[标]发明人	马修库阿德 杰雷米伯科夫		
发明人	马修·库阿德 杰雷米·伯科夫		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
代理人(译)	李有财		
优先权	2016306146 2016-09-12 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于生成可视化图像的超声成像方法，所述方法包括交错的超声波的发射和接收步骤、处理步骤，其中通过三个不同过程对接收序列进行处理以便生成三个图像，以及图像结合步骤，其中通过结合三个图像来确定可视化图像，从而同步可视化所有图像过程的结果。第二图像和第三图像可以叠加在第一图像上。根据一方面，第一过程是B型超声成像，第二过程是弹性超声成像，以及第三过程是血流过程成像。

