



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109803588 B

(45) 授权公告日 2021.09.28

(21) 申请号 201780062527.9

(22) 申请日 2017.09.01

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109803588 A

(43) 申请公布日 2019.05.24

(30) 优先权数据
1614950.2 2016.09.02 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.04.09

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/GB2017/052553 2017.09.01

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/042191 EN 2018.03.08

(73) 专利权人 挪威科技大学
地址 挪威特隆赫姆

(72) 发明人 汉斯·拓普 拉斯·洛维斯塔肯

(74) 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事务
所(普通合伙) 11201
代理人 宋融冰

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)
A61B 8/14 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 1208599 A, 1999.02.24
CN 101563626 A, 2009.10.21
CN 104146729 A, 2014.11.19
US 2013251221 A1, 2013.09.26
US 2007083114 A1, 2007.04.12
WO 2013150917 A1, 2013.10.10

审查员 舒玉

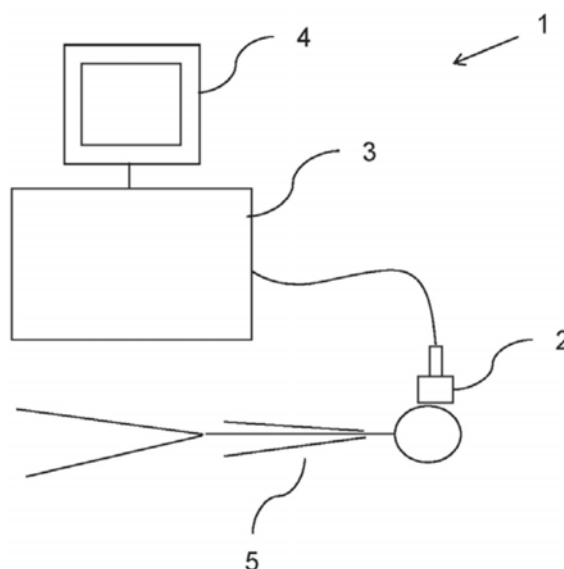
权利要求书3页 说明书10页 附图12页

(54) 发明名称

流体路径的增强分辨率超声成像

(57) 摘要

一种超声成像方法,其中超声信号被发射到生物体(5)中,从沿着所述生物体(5)内的路径流动的流体反射,并且由在第一方向上具有分辨率极限的超声收发器系统(1)接收。这些信号用来生成表示随时间的图像序列的数据;每个图像包括由所述反射的超声信号内的干扰引起的散斑图案。对所述图像数据应用峰值锐化操作,生成表示分辨率增强图像序列的数据,每个分辨率增强图像在所述第一方向上具有比所述收发器系统(1)在该方向上的所述分辨率极限更精细的分辨率,并且包括相应的峰值锐化散斑图案。应用组合操作以生成表示输出图像的数据,在所述输出图像中所述流体的所述路径由来自所述分辨率增强图像的所述峰值锐化散斑图案的叠加表示。



1. 一种超声成像方法,其包括:

将超声信号发射到生物体内;

通过超声收发器系统接收来自流体的反射超声信号,所述流体沿着所述生物体内的路径流动;

使用所接收的超声信号生成表示随时间的图像序列的数据,每个图像在第一方向上具有最大分辨率,并且每个图像包括由从沿着所述路径流动的所述流体反射的所述超声信号内的干扰产生的散斑图案;

将峰值锐化操作应用于所述图像数据,以生成表示分辨率增强图像序列的数据,每个分辨率增强图像在所述第一方向上具有比在所述第一方向上的所述最大分辨率更精细的分辨率,并且包括相应的峰值锐化散斑图案;以及

将组合操作应用于表示所述分辨率增强图像序列的所述数据以生成表示输出图像的数据,在所述输出图像中所述流体的所述路径由来自所述分辨率增强图像序列的所述峰值锐化散斑图案的叠加表示。

2. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其中所述最大分辨率是所述超声收发器系统在所述第一方向上的分辨率极限。

3. 根据权利要求1或2所述的超声成像方法,其中所述流体包括血液。

4. 根据任一前述权利要求所述的超声成像方法,其中所述流体包括超声造影剂。

5. 根据任一前述权利要求所述的超声成像方法,其还包括对表示随时间的图像序列的所述数据重新采样,以在所述图像数据内产生附加的内插像素。

6. 根据任一前述权利要求所述的超声成像方法,其还包括利用杂波滤波器对表示图像序列的所述数据进行滤波。

7. 根据权利要求6所述的超声成像方法,其中,所述杂波滤波器使用从一个或多个接收的超声信号确定的频率或相位信息来减弱来自所述生物体中的物质的贡献,所述物质是静止的或以低于阈值速度的速度在一个或更多方向上移动。

8. 根据任一前述权利要求所述的超声成像方法,其中每个分辨率增强图像在所述第一方向上的分辨率比所述超声收发器系统的分辨率极限精细至少两倍。

9. 根据任一前述权利要求所述的超声成像方法,其中所述超声收发器系统在与所述第一方向不同的第二方向上具有第二分辨率极限,并且其中每个分辨率增强图像在所述第二方向上具有比所述第二分辨率极限更精细的分辨率。

10. 根据任一前述权利要求所述的超声成像方法,其中所述峰值锐化操作包括将非线性函数应用于所述图像数据中的像素值。

11. 根据权利要求10所述的超声成像方法,其中在所述峰值锐化操作应用于所述图像数据之前,所述非线性函数的一阶导数在所述图像数据中存在的像素值的范围内单调增加。

12. 根据权利要求10或11所述的超声成像方法,其中所述峰值锐化操作包括对所述图像数据中的每个像素值应用底数大于1的幂函数,或者对所述图像数据中的每个像素值应用底数大于1的指数函数。

13. 根据任一前述权利要求所述的超声成像方法,其包括将归一化操作应用于所述分辨率增强图像数据,以减小每个分辨率增强图像内的局部峰值的量值的变化。

14. 根据权利要求13所述的超声成像方法,其中所述归一化操作包括对所述分辨率增强图像数据中的每个像素的值基于所述分辨率增强图像数据中相应像素周围的邻域中的像素的值进行缩放。

15. 根据权利要求13或14所述的超声成像方法,其中所述归一化操作包括在所述分辨率增强图像数据中对跨多个图像的一个或多个像素值进行时间平均。

16. 根据任一前述权利要求所述的超声成像方法,其中,对于所述输出图像中的每个像素,所述组合操作包括计算跨所述分辨率增强图像序列的该像素的值的平均值。

17. 根据前述任一权利要求所述的超声成像方法,还包括将所述输出图像与能量多普勒图像合并。

18. 根据任一前述权利要求所述的超声成像方法,其包括生成表示连续的输出图像的数据,并将所述连续的输出图像显示为视频。

19. 根据权利要求18所述的超声成像方法,其中用来生成每个输出图像的所述组合操作包括计算所述分辨率增强图像序列的加权平均值,其中给予所述序列中的一个图像的权重高于给予所述序列中的其他图像的权重中的任一个。

20. 一种超声成像系统,其包括:

用于从超声收发器系统接收数据的输入端,所述数据表示随时间的图像序列,每个图像在第一方向上具有最大分辨率,并且每个图像包括由从沿着生物体内的路径流动的流体反射的超声信号内的干扰产生的散斑图案;以及

处理子系统,其被配置成:

将峰值锐化操作应用于所述图像数据,以生成表示分辨率增强图像序列的数据,每个分辨率增强图像在所述第一方向上具有比所述第一方向上的所述最大分辨率更精细的分辨率,并且包括相应的峰值锐化散斑图案;以及

将组合操作应用于表示所述分辨率增强图像序列的所述数据以生成表示输出图像的数据,在所述输出图像中所述流体路径由来自所述分辨率增强图像序列的所述峰值锐化散斑图案的叠加表示。

21. 根据权利要求20所述的超声成像系统,还包括超声收发器系统,所述超声收发器系统被布置成生成表示随时间的图像序列的所述数据。

22. 根据权利要求21所述的超声成像系统,其中所述超声收发器系统对于发射超声信号的特定集合在所述第一方向上具有等于所述最大分辨率的分辨率极限。

23. 根据权利要求20至22中任一项所述的超声成像系统,其中所述处理子系统还被配置成对表示随时间的图像序列的接收数据重新采样,以在所述图像数据内生成附加的内插像素。

24. 根据权利要求20至23中任一项所述的超声成像系统,其中所述处理子系统还被配置成利用杂波滤波器对表示图像序列的所述接收数据进行滤波。

25. 根据权利要求24所述的超声成像系统,其中所述杂波滤波器被布置成使用从一个或多个接收的超声信号确定的频率或相位信息来减弱来自所述生物体中的物质的贡献,所述物质是静止的或以低于阈值速度的速度在一个或更多方向上移动。

26. 根据权利要求20至25中任一项所述的超声成像系统,其中每个分辨率增强图像的像素间隔比所述超声收发器系统在所述第一方向上的衍射极限精细至少两倍。

27. 根据权利要求20至26中任一项所述的超声成像系统, 其中表示随时间的图像序列的所述接收数据在不同于所述第一方向的第二方向上具有最大分辨率, 并且其中每个分辨率增强图像在所述第二方向上具有比在所述第二方向上的所述最大分辨率更精细的分辨率。

28. 根据权利要求20至27中任一项所述的超声成像系统, 其中所述峰值锐化操作包括将非线性函数应用于所述图像数据中的像素值。

29. 根据权利要求28所述的超声成像系统, 其中在所述峰值锐化操作应用于所述图像数据之前, 所述非线性函数的一阶导数在所述图像数据中存在的像素值的范围内单调增加。

30. 根据权利要求28或29所述的超声成像系统, 其中所述峰值锐化操作包括对所述图像数据中的每个像素值应用指数大于1的幂函数, 或者对所述图像数据中的每个像素值应用底数大于1的指数函数。

31. 根据权利要求20至30中任一项所述的超声成像系统, 其中所述处理子系统被配置成将归一化操作应用于所述分辨率增强图像数据, 以减小每个分辨率增强图像内的局部峰值的量值的变化。

32. 根据权利要求31所述的超声成像系统, 其中所述归一化操作包括对所述分辨率增强图像数据中的每个像素的值基于所述分辨率增强图像数据中相应像素周围的邻域中的像素的值进行缩放。

33. 根据权利要求31或32所述的超声成像系统, 其中所述归一化操作包括在所述分辨率增强图像数据中对跨多个图像的一个或多个像素值进行时间平均。

34. 根据权利要求20至33中任一项所述的超声成像系统, 其中, 对于所述输出图像中的每个像素, 所述组合操作包括计算跨所述分辨率增强图像序列的该像素的值的平均值。

35. 根据权利要求20至34中任一项所述的超声成像系统, 其包括显示屏, 并且其中所述处理子系统被配置成生成表示连续的输出图像的数据, 并且在所述显示屏上将所述连续的输出图像显示为视频。

36. 根据权利要求35所述的超声成像系统, 其中用来生成每个输出图像的所述组合操作包括计算所述分辨率增强图像序列的加权平均值, 其中给予所述序列中的一个图像的权重高于给予所述序列中的其他图像的权重中的任一个。

37. 根据权利要求20至36中任一项所述的超声成像系统, 其中所述系统被配置成通过将所述输出图像与能量多普勒图像合并来降低噪声。

流体路径的增强分辨率超声成像

技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声信号对流体路径进行成像的方法和设备。

背景技术

[0002] 从医学超声检查领域已知使用二维B模式图像生成携带血液的静脉和动脉的图像。多普勒处理还可以用来确定关于这些脉管内血流速度的信息。

[0003] 然而,超声扫描的分辨率在轴向和横向两者上都受到限制,这使得使用常规技术难以或不可能观察到较小的流体路径,诸如脑微血管。横向上,分辨率受到超声波的衍射的限制,该分辨率等于 $f\# \times \lambda$,其中 $f\#$ 是深度与换能器孔径的比值(通常在1到5的范围内),并且其中 λ 是传输波长。传输频率的选择代表增加的穿透深度和增加的横向分辨率之间的平衡。来自典型的8MHz超声扫描仪的信号在人体组织中具有约0.2mm的波长 λ ,从而导致横向分辨率为约1毫米,深度高达几厘米。在较高频率(例如,40MHz或更高)发射超声频率可以改善分辨率(例如,至约0.1mm),但是减小成像深度(例如,至仅几毫米)。轴向分辨率受到脉冲长度的限制,等于 $0.5 \times N_c \times \lambda$,其中 N_c 是发射脉冲中的周期数(通常在2到10的范围内),并且 λ 是波长。较短的脉冲可以提高(更精细)轴向分辨率,但不会深入穿透,因为它们需要接收器中的更高带宽,这会增加热噪声水平。

[0004] 微血管的直径可以小于10微米。为了在亚毫米水平(但是在组织表面下方超过10毫米)上使血管成像,通常需要使用超分辨率成像技术,所述技术可以产生具有比超声收发器系统的固有极限更精细的横向和/或轴向分辨率的图像。一种这样的方法在描述Errico等人、Nature 527, 499-502 (2015年11月26日)的论文“Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging”中。这涉及将超声造影剂(由直径为几微米的气体微泡组成)注入血流中,并使用超快B模式成像来检测来自各个微泡的单个回波。可以在延长的时段(诸如150秒或10分钟)内获取一系列75,000个单独的图像帧。微泡小于超声收发器系统的衍射极限,并被视为点散射体。通过利用(已知的)点扩散函数,可以在超出超声系统的衍射极限的横向分辨率下从每个图像计算每个微泡的质心的坐标。随后可以通过组合跨所述系列图像帧的坐标数据来生成微泡密度图。该密度图可以揭示潜在的微血管结构。还可以跨帧跟踪单个微泡以计算平面内速度矢量。

[0005] 然而,获得此类图像所需的大量时间段使得这种技术不适合用于移动的对象,诸如有意识的人或动物,因为在成像过程中对象或超声换能器的任何移动将导致质量输出差。此外,注射造影剂是耗时的,并且需要熟练的临床医生或技术人员来安全地进行。注射还存在感染风险并且可能对患者造成创伤。

发明内容

[0006] 本发明试图提供生成增强分辨率图像的更快方法。

[0007] 根据第一方面,本发明提供超声成像方法,其包括:

[0008] 将超声信号发射到生物体内；

[0009] 通过超声收发器系统接收来自流体的反射超声信号，所述流体沿着生物体内的路径流动，所述超声收发器系统在所述第一方向上具有分辨率极限；

[0010] 使用所接收的超声信号生成表示随时间的图像序列的数据，每个图像包括由从沿着所述路径流动的所述流体反射的所述超声信号内的干扰产生的散斑图案；

[0011] 将峰值锐化操作应用于所述图像数据，以生成表示分辨率增强图像序列的数据，每个分辨率增强图像在所述第一方向上具有比所述第一方向上的所述超声收发器系统的所述分辨率极限更精细的分辨率，并且包括相应的峰值锐化散斑图案；以及

[0012] 将组合操作应用于表示所述分辨率增强图像序列的所述数据以产生表示输出图像的数据，其中所述流体的所述路径由来自所述分辨率增强图像序列的所述峰值锐化散斑图案的叠加表示。

[0013] 根据第二方面，本发明提供超声成像系统，其包括：

[0014] 用于从超声收发器系统接收数据的输入端，所述数据表示在所述第一方向上具有最大分辨率的随时间的图像序列，每个图像包括由从沿着生物体内的路径流动的流体反射的超声信号内的干扰产生的散斑图案；以及

[0015] 处理子系统，其被配置成：

[0016] 将峰值锐化操作应用于所述图像数据，以生成表示分辨率增强图像序列的数据，每个分辨率增强图像在所述第一方向上具有比所述第一方向上的所述最大分辨率更精细的分辨率，并且包括相应的峰值锐化散斑图案；以及

[0017] 将组合操作应用于表示所述分辨率增强图像序列的所述数据以产生表示输出图像的数据，其中所述流体路径由来自所述分辨率增强图像序列的所述峰值锐化散斑图案的叠加表示。

[0018] 因此，本领域技术人员将会看到，根据本发明，来自在生物体内移动的流体的散斑图案通过增强它们的有效分辨率的峰值锐化操作锐化，并且跨多个图像帧叠加。由此可以生成输出图像，所述输出图像以这样的分辨率（在至少一个方向上）显示流体路径：可以比生成数据的超声收发器系统的（在该方向上的）分辨率极限更精细。使用更短的图像序列，可以比上述现有方法更快地执行该增强分辨率成像。它甚至可以实时执行，以生成直播视频。它也不需要造影剂注入生物体内（尽管不排除这种情况）。

[0019] 生物体可以是人、动物、植物或任何其他生物。在优选的一组实施例中，其为成人或婴儿。流体可以包括任何液体或气体。流体优选包括不同密度的区域。流体可以包括介质中的一种或多种气体或液体气泡或固体颗粒，其中所述气泡或颗粒具有第一密度或平均密度，并且所述介质具有第二、不同密度或平均密度。以这种方式，当由超声波照射时，流体可能产生特征性散斑图案。在优选实施例中，流体是血液。当使用超声成像时，超声反射血液中的血细胞的方式可以使血液产生特征性散斑图案。

[0020] 尽管在优选实施例中，流体仅是血液（即，不包含任何造影剂），但是在一些实施例中，流体（例如，血液）可以包括超声造影剂，诸如微泡或颗粒（例如，由医师注射）。使用造影剂可以增加血液信号的信噪比。这可以避免需要高通杂波滤波来减弱来自周围组织的信号，因为这可以替代地通过利用微泡的非线性散射特性来完成。当对回波较弱的非常小的血管进行成像时，这是特别有利的。

[0021] 流体的路径可以是不受约束的,例如,在较大的流体区域内的湍流,但是优选地受到诸如血管的脉管的约束。以这种方式,对流体的路径进行成像可以等同于对脉管本身的内孔进行成像。如果脉管的壁厚可以忽略不计,则对流体路径进行成像可以等同于对脉管本身进行成像。

[0022] 表示输出图像的数据可以存储在存储器中,或者其可以显示给用户,例如,在电子显示器或纸张打印输出机上。

[0023] 在一些实施例中,超声成像系统中的输入端包括端口,诸如USB、WiFi或以太网连接件,用于接收表示图像序列的数据(例如,来自单独的超声检查单元)。在其他实施例中,超声成像系统包括超声收发器系统,所述超声收发器系统对于超声信号的特定集合(例如,具有特定频率和/或持续时间),在所述第一方向上具有分辨率极限,所述分辨率极限优选地等于所述最大分辨率。

[0024] 超声收发器系统的分辨率极限可以特定于超声收发器系统的特定配置。例如,它可以取决于发射的超声信号的频率和/或持续时间。这些参数可以是可变的,例如,可以是用户可配置的。

[0025] 分辨率极限可以是轴向或纵向极限,或者其可以是角度或横向极限。对于发射的超声信号,它可以是收发器系统的衍射极限。增强分辨率成像可以是超分辨率成像。分辨率极限可以在笛卡尔坐标中确定(例如,在扫描转换步骤之后,直线宽度或高度),但是优选地在超声收发器系统的固有坐标系中确定(例如,在任何扫描转换之前,角度或轴向距离)。应理解,本文对超声成像系统的分辨率极限的引用可以同等地应用于由超声成像系统从超声收发器系统接收的数据的最大分辨率。

[0026] 在一些实施例中,超声收发器系统可以在不同的相应方向上具有可以彼此不同的两个分辨率极限(例如,轴向分辨率极限和角度分辨率极限)。在这种情况下,每个分辨率增强图像还优选地具有在第二方向(不同于第一方向)上的第二分辨率,所述第二分辨率比在所述第二方向上的收发器系统的第二分辨率极限更精细。

[0027] 在一些实施例中,峰值锐化操作在成像平面内垂直于流体的路径增加图像数据的分辨率。除非流体路径在图像平面内完全轴向或完全横向延伸,否则这种操作将因此增加轴向方向和横向方向两者上的分辨率。

[0028] 在一些实施例中,超声收发器系统可以生成三维图像数据。峰值锐化操作可以应用于三维图像数据,以生成表示3D分辨率增强图像序列的数据,每个3D分辨率增强图像在所述第一方向上具有比所述第一方向上的所述超声收发器系统的所述分辨率极限更精细的分辨率。每个3D分辨率增强图像可以在与第一方向不同的另一方向上具有分辨率,所述分辨率比在所述另一方向上的超声收发器系统的分辨率极限更精细。另一方向优选为横向方向。每个3D分辨率增强图像优选地在与第一方向且与另一方向不同的第二方向上具有分辨率,所述分辨率比在第二方向上的超声收发器系统的分辨率极限更精细。在一些实施例中,在另一方向上的分辨率极限可以等于第一方向上的分辨率极限,或者可以等于第二方向上的分辨率极限。例如,当两个正交横轴具有共同的分辨率极限时可能是这种情况。

[0029] 超声成像系统可以被布置来生成表示随时间的图像序列的所述数据。随后,输入端将在超声收发器系统与处理子系统之间形成成像系统内的内部接口的一部分。超声成像系统或超声收发器系统可以包括一个或多个超声换能器,用于将超声信号发射到生物体

中。超声收发器系统可以包括一个或多个超声换能器,用于从沿着生物体内的路径流动的流体接收反射的超声信号。它可以包括处理器或其他装置,用于根据表示接收的超声信号的数据,例如,根据来自一个或多个超声换能器的模拟RF信号生成表示随时间的图像序列的数据。该处理器或其他装置可以是先前描述的处理子系统的一部分,或者可以与其分离。超声成像系统可以包括手持扫描器单元,其包含用于发射和/或接收超声的一个或多个超声换能器。超声成像系统可以包括电子显示器,诸如LCD监视器。

[0030] 表示随时间的图像序列的数据优选地包括波幅信息。它可以使用常规技术获得。由于散射波前之间的相长干涉和相消干涉,散斑图案通常出现在此类图像中。然而,常规上,散斑被认为是不想要的噪声。一些系统试图将其过滤掉。相反,本发明积极地利用散斑图案来提供超分辨率成像。

[0031] 过去散斑图案已经用来通过跟踪散斑图案随时间的移动来分析生物体中的组织的运动。然而,这种运动分析与本发明完全不同,本发明涉及流体路径的超分辨率图像的产生。例如,在US 6,277,075中已经描述使用散斑图案来以标准成像分辨率(即,非增强分辨率成像)可视化血流,其中处理后的散斑图案与常规的组织图像组合用于显示。

[0032] 表示随时间的图像序列的数据优选地包括一组值,优选地表示像素值的阵列。每个像素可以表示来自超声收发器系统的波幅值。像素可以是矩形的(例如,在扫描转换步骤之后),但是优选地具有由收发器系统的几何形状确定的形状,例如,每个像素是平行四边形或者是环形(annular)扇区。图像数据可以从波束形成的且复合解调的I/Q数据样本得到,或者可以在没有复合解调的情况下对实值RF数据执行处理。接收的超声信号还可以用来生成与频率或相位有关的数据。这可以用于基于多普勒的图像数据处理。

[0033] 第一方向或第二方向上的分辨率增强图像的分辨率可以是一对相邻像素之间的最小或最大或平均间隔。方向和间隔可以在适当的坐标系中给出,诸如收发器系统的固有坐标系,或笛卡尔坐标。对于图像数据中的至少一个方向,像素间隔优选地是均匀的。

[0034] 在任何非线性压缩(例如,对数压缩)、动态范围调整、像素值量化、扫描转换或其他显示渲染处理操作应用于数据之前,峰值锐化优选地应用于数据,以使得波幅信息不在此阶段丢失。这里对“像素”和“图像”的引用不应该被理解为暗示任何此类操作必然已经应用于数据。

[0035] 在至少一些处理操作期间,图像数据优选地在第一方向和/或第二方向上具有分辨率(例如,像素密度),所述分辨率比用来在相应方向上生成图像数据的超声收发器系统的分辨率极限精细两倍或更多倍(例如,十倍、二十倍或更多倍)。具体地,在峰值锐化操作之后,分辨率增强图像数据优选地具有比超声收发器系统的分辨率极限精细两倍、十倍、二十倍或更多倍的分辨率(例如,像素间隔)。

[0036] 对于发射的超声信号,可以通过使用以比超声收发器系统的衍射极限元件更高的空间分辨率输出测量的波束形成器来固有地实现图像数据中的这种过采样(oversampling)。然而,在其他实施例中,超声成像系统可以被配置成处理接收的图像数据(例如,通过对图像数据重新采样)以在图像数据内生成附加的内插像素;例如,这可以在峰值锐化操作应用于图像数据(在处理子系统中)之前完成,或者作为峰值锐化操作的一部分完成。可以使用任何合适的已知插值方法。图像数据中的附加像素促进在随后的图像处理操作期间生成超分辨率输出图像。

[0037] 随时间的图像序列可以具有任何适当的帧速率,例如,等于或介于100Hz与1,000Hz之间或更多。该速率可以取决于正被成像的流体的典型速度。它可以由用户输入确定。类似地,序列中的图像帧的数量可以取决于正被成像的内容,并且可以是用户可配置的。

[0038] 表示随时间的图像序列的数据优选地用帧到帧高通滤波器或杂波滤波器滤波。该滤波优选地由处理子系统优选地在峰值锐化操作应用于图像数据之前执行。该滤波优选地减弱来自生物体中的物质的贡献,所述物质是静止的或在生物体(诸如肌肉、脂肪等)内以及任何血管的壁内缓慢移动(例如,在一个或多个方向上以小于阈值速度的速度)。图像数据的滤波可以减少或消除静止或缓慢移动的杂波,所述杂波可能在其他方面损害移动流体的超分辨率成像。这是有益的,因为与来自生物体中的一些静态反射器的信号相比,散斑图案通常相对微弱。当不使用造影剂时,这种滤波特别有用。

[0039] 可以使用任何常规杂波滤波器。滤波可以使用从一个或多个接收的超声信号确定的频率或相位信息(例如,多普勒频移信息)。在一组实施例中,生成表示一个或多个功率多普勒图像的数据。滤波表示垂直于成像平面的零或小移动的像素值可能过滤掉与平行于成像平面移动的流体相关的有用数据,因此必须小心以减轻这种情况。在血液的情况下,血细胞的三维形状通常引起垂直于血液的流动方向的非零多普勒响应,并且这种效果可以用来避免过滤掉来自血液的信号,例如通过调整杂波滤波器以使得其仅减弱来自以低于该多普勒响应速度的速度移动的组织信号。

[0040] 在其他实施例中,滤波可以包括图像序列的高通时间滤波,而不是基于多普勒频移信息,例如,使用帧到帧差分处理来从图像序列中去除缓慢变化的信息。然而,优选地,另外或替代地使用更复杂的杂波滤波方法。

[0041] 滤波器可以使得它减弱来自以低于阈值速度但不高于阈值速度的速度移动的物质信号。这种阈值速度可以明确地设置(例如,基于存储在数字存储器中的值,其可以是用户可配置的),或者它可以是过滤操作中固有的,例如,基于由杂波滤波器应用的内置或自适应截止。阈值速度可以应用于成像平面内的运动、或垂直于成像平面的运动、或速度的任何其他方向分量、或三维的实际速度,并且可以是绝对的或相对于生物体上的另一个点、或超声收发器系统的部件(诸如手持扫描仪单元)。

[0042] 峰值锐化操作通过以比用来生成图像数据的超声收发器系统的分辨率极限更精细的分辨率生成输出来增加图像数据的有效分辨率。峰值锐化操作可以基于多个输入像素值计算输出像素值(例如,作用于多像素输入窗口),但是在优选的一组实施例中,它独立于任何其他像素而作用于图像数据的每个像素。

[0043] 峰值锐化操作优选地包括将非线性函数应用于(过采样的)图像数据中的像素值(或波幅值),或者由将非线性函数应用于(过采样的)图像数据中的像素值(或波幅值)构成。与非极值(优选地相对低的值)相比,它优选地更多地放大图像数据内的极值(优选地相对高的值)。

[0044] 该函数可以是幂函数或多项式函数,例如, $f(x) = a + b \cdot x^n$,优选地具有大于1的幂 n 。该函数可以是指数函数,例如, $f(x) = a + b^x$,或者包括指数项,优选地具有大于1的底数 b 。在所述峰值锐化操作应用于所述图像数据之前,所述函数的一阶导数在所述图像数据中存在的像素值的范围内优选地单调增加。

[0045] 在一些优选实施例中,峰值锐化操作包括将幂函数应用于像素强度值,例如,用像素的原始值的八次幂($y=x^8$)替换每个像素值。已经发现八次幂函数在成像血管时给出特别好的结果。然而,当然可以使用其他指数,例如二、四、六、十、十二或更多,或者在2到12的范围内。可以使用其他非线性函数。例如,可以使用这样的函数:以大于其对具有低于阈值水平的原始值的那些像素的值的改变而增加具有高于阈值水平的原始值的那些像素的值(例如,通过线性因子对高于阈值的像素进行缩放(scaling),同时保持低于阈值的像素不变)。

[0046] 除了峰值锐化操作之外,优选地通过处理子系统并且优选地在组合操作应用于(标准化的)数据之前,标准化操作优选地应用于分辨率增强的图像数据。归一化操作优选地减小图像数据的图像帧内的局部峰值的量值的变化(即,减小每个图像中的最大局部最大值与最小局部最大值之间的差异)。这优选地在峰值锐化操作之后,即,在分辨率增强图像数据上执行。以这种方式,相对较弱的峰相对于相对较强的峰变亮。这允许更多峰值对所得到的输出图像有贡献。

[0047] 归一化操作优选地包括基于每个相应像素周围的邻域(内核)中的像素的值来对图像数据中的像素的值进行缩放。在一组优选实施例中,分辨率增强图像数据中的每个像素值除以像素的邻域中的分辨率增强图像数据中的像素值的平均值(平均数或中值,任选地根据权重的图案加权)。邻域的尺寸或形状可以是固定的。权重的图案可以为邻域中的每个像素提供缩放权重。例如,可以使用表示可分离或径向二维汉明窗的权重。

[0048] 邻域可以具有任何适当的形状,诸如圆形,但出于计算效率的原因,优选地是矩形(例如,正方形)。它可以具有任何合适的尺寸,但是其优选地在至少一个方向上具有与超声收发器系统的分辨率极限大致相同的尺寸,例如,具有不小于分辨率极限的三分之一或一半或四分之三和/或不超过分辨率极限的125%或两倍或三倍的最大尺度(例如,宽度)。已经发现,一旦随后的组合操作已经应用于数据,使用具有与分辨率极限大致相同尺寸的内核来归一化数据会导致特别清晰的血流图像。

[0049] 在一些实施例中,归一化操作可以包括跨多个图像帧的一个或多个像素值的时间平均。例如,在通过该平均值对像素值进行缩放之前,可以在连续的两个或更多个图像上对像素周围的邻域的平均值进行平均。这可以有助于防止图像序列中的闪烁;如果多个输出图像被要生成并显示为视频,则这是特别期望的。

[0050] 重要的是需注意,峰值锐化操作和任选的归一化操作优选地直接应用于原始波幅数据,而不是应用于已经对数压缩或量化的数据。因此,它们不直接等同于可能应用于缩放和量化的像素数据(诸如位图图像)的常规图像处理操作。

[0051] 对于输出图像中的每个像素,组合操作优选地包括计算跨分辨率增强图像序列或者跨分辨率增强图像子序列的该像素的值的平均值(平均数或中值,任选地根据加权函数加权)。输出图像中的像素值可以等于该平均值。可替代地,可以使用该平均值应用一个或多个其他操作,以生成表示输出图像的数据。例如,可以对数据进行对数压缩和/或动态范围调整和/或空间上放大或缩小和/或量化以在显示器上呈现。

[0052] 通过使用时间平均来随时间叠加多个峰值锐化的散斑图案,流体的路径在输出图像中变得可见,这种方式类似于显示因地球的旋转而产生的星星的路径的夜空的长曝光照片,或者强调流动的路径的瀑布的长曝光照片。

[0053] 对于某些流体,诸如血液,可以增强这种叠加效果,当流体基本上平行于成像平面流动时,所述流体在帧与帧之间展现相对一致的散斑图案。在这种情况下,组合操作将在输出图像中生成散斑痕迹,这可以通过提供沿着脉管的流动的定性指示来增强图像的有用性。在一些实施例中,可以执行速率分析操作以基于在多个帧上跟踪散斑图案中的一个或多个元素的移动来确定流体的速度或速率的定量估计。在其他实施例中,可以基于多普勒频移信息确定速率信息。无论如何获得速度信息,速率信息例如作为颜色叠层可以包括在输出图像中。

[0054] 热噪声可能产生与流体的图案相似的散斑图案,但通常具有较低的波幅。由于噪声图案在帧与帧之间是独立的,所以时间平均将减弱噪声图案,以使得其可以容易地与输出图像中的流体路径区分开。

[0055] 通过将输出图像与常规的能量多普勒图像合并(例如,通过取跨两个图像的每个像素的平均值)可以进一步降低噪声。这是因为噪声在能量多普勒图像中具有较低的值。

[0056] 在一些实施例中,可以生成连续的输出图像帧。这些可以例如在显示屏上显示为视频。在散斑图案在帧与帧之间有些一致的情况下,组合操作可以使得对于每个输出图像帧,给予用来生成输出图像帧的分辨率增强图像序列内的一个图像比序列中的其他图像中的任一个更高的权重。优选地,对于每个输出图像帧,该图像在序列内具有相同的位置(例如,它总是分辨率增强图像序列的中间图像)。以这种方式,在视频的每个帧中,散斑图案的清晰视图叠加在散斑图案的模糊滚动时间平均值上。模糊的图案提供视频中的脉管的形状的准确指示,而散斑图案的连续清晰视图向观看视频的人指示流体沿着脉管的运动。已经发现这为临床医生提供观察脉管的特别有用的方式。

[0057] 尽管已经将滤波操作、峰值锐化操作、归一化操作和组合操作描述为单独操作,但是应当理解,单个算法、函数或程序方块图可以执行这些操作中的两个或更多个。一些数学函数可以将这些操作中的两个或更多个合并成单个操作。虽然为了便于理解已经将这些操作描述为以特定顺序执行,但是应当理解,它们实际上在适当时可以以不同顺序执行,或者可以并行执行两个或更多个操作。

[0058] 如本领域技术人员将理解,超声成像系统及其处理子系统可以包括一个或多个处理器、DSP、ASIC、易失性存储器、非易失性存储器、输入端、输出端等。一些或所有操作可以由存储在存储器中并在处理子系统中的一个或多个处理器上执行的软件执行或在其控制下执行。超声成像系统可以是单个单元,或者其可以是分布式的,例如,具有诸如在远程服务器上从生物体远程执行的一个或多个操作。操作并非必须在时间上彼此接近地执行。具体地,超声信号可以在第一时间段获取,并且随后在可以相隔几天的稍后时间段处理。

[0059] 在适当的情况下,本文描述的任何方面或实施例的特征可以应用于本文描述的任何其他方面或实施例。在参考不同实施例或实施例组的情况下,应理解,这些不一定是不同的,而是可以重叠。

附图说明

[0060] 现在将参考附图仅通过示例的方式描述本发明的某些优选实施例,其中:

[0061] 图1是体现本发明的扫描系统的示意图;

[0062] 图2是常规的能量多普勒图像;

- [0063] 图3是常规的能量多普勒图像的时间平均序列；
- [0064] 图4是由体现本发明的扫描系统产生的分辨率增强图像；
- [0065] 图5是由体现本发明的扫描系统产生的分辨率增强图像的时间平均序列；
- [0066] 图6是沿一维能量多普勒图像的波幅图；
- [0067] 图7是分辨率增强后的波幅图；
- [0068] 图8是归一化后的波幅图；
- [0069] 图9是汉明窗的图；
- [0070] 图10是人甲状腺的常规的能量多普勒图像；
- [0071] 图11是人甲状腺的超分辨率图像；
- [0072] 图12是人甲状腺的噪声抑制超分辨率图像；
- [0073] 图13是使用常规的多普勒扫描系统拍摄的肾脏中的脉管系统的图像；并且
- [0074] 图14是使用体现本发明的超分辨率扫描系统拍摄的肾脏中的脉管系统的图像。

具体实施方式

[0075] 图1示出超分辨率超声扫描系统1。它包括手持式线性阵列超声探头2、处理单元3以及显示器4。超声探头2包含超声换能器阵列，用于在处理单元3的控制下发射信号（例如，一系列脉冲）并且用于接收信号的反射。波束成形可以用来控制特定方向上的发射信号和/或接收来自特定方向的反射。

[0076] 超声扫描系统1由诸如超声医师或医生的操作者使用以观察患者5的体内。具体地，系统1可以用来使显示器4上的患者5中的小血管（诸如脑微血管）的形状可视化，但是其不仅仅限于该应用。

[0077] 虽然目前优选的实施例使用具有一维换能器阵列的超声探头2（其支持通过患者5的薄“切片”内的波束成形），但是其他实施例可以使用可以捕获三维数据的二维换能器阵列。这种探针可以用来生成3D体积中的图像数据。

[0078] 处理单元3包含处理器、存储器以及用于控制来自探头2的信号传输并用于处理接收的信号的其他部件（未示出）。除了为了实现体现本发明的特征而执行的软件之外，处理单元3可以是常规的。然而，在一些实施例中，它可以具有非标准硬件。处理单元3可以包括以下中的任一个：中央处理单元、图形处理单元、微控制器、ASIC和FPGA。它可以执行存储在存储器中的软件指令。在一些实施例中，远程服务器（未示出）可以通过网络连接到处理单元3，并且可以用来执行至少部分的所描述的处理操作中。

[0079] 图2示出人类患者的能量多普勒图像的一部分。该图像已经使用常规技术生成。已经应用高通杂波滤波来减少来自静止或缓慢移动的组织贡献。已经对数据进行对数压缩以生成此图像。跨图像水平延伸的两条血管在图中用两对虚线突出。可以在图像中看到来自血液的斑点图案；然而，由于扫描系统1的分辨率极限，这些图案不限于血管壁内，而是延伸超过血管壁。从这个图像不可能确定血管的精确边界。

[0080] 图3示出 (i) 将时间平均应用于连续的此类能量多普勒图像和 (ii) 将该平均值与B模式图像组合的结果，这两种动作都有助于抑制噪声。虽然这有助于使血管的形状更明显，但是血管的边界仍然模糊且不精确。

[0081] 相反，超分辨率超声扫描系统1将以下处理步骤（可能但不一定按此顺序）应用于

使用探头2获取的图像帧序列：

[0082] -杂波滤波；

[0083] -过采样；

[0084] -峰值锐化；

[0085] -归一化；

[0086] -时间平均；以及

[0087] -对数压缩。

[0088] 已知的杂波滤波技术用来使来自缓慢移动或静止组织的贡献减弱。这可以显著减少来自诸如肌肉和骨骼的组织的信号，这通常比来自诸如血液的流体的反射强得多。它还可以允许手持探针2与患者5之间的无意移动，其通常将慢于血流动的速度。杂波滤波器可以使用多普勒频移信息来滤波波幅数据，例如，这在产生能量多普勒图像时众所周知。

[0089] 每个图像帧通常将开始具有近似等于扫描系统1的分辨率极限的像素分辨率。在过采样步骤中，对每个图像帧重新采样以增加像素密，例如，通过用一个网格的较小矩形像素（例如，在 20×20 网格中具有400像素）替换图像数据中的每个矩形像素。优选地，从原始图像数据内插新像素值（例如，使用双三次插值）。

[0090] 峰值锐化涉及将非线性函数应用于（重采样）图像数据中的每个像素值。在一些实施例中，使用诸如 x^8 或 x^{12} 的幂律函数。这具有“锐化”图像数据中的随机散斑图案中的局部峰值并且增加图像数据的有效分辨率超过扫描系统1的分辨率极限的效果。

[0091] 峰值锐化可能导致散斑图案中的不同局部峰值的高度的大的变化。为了减小大的变化，通过每个像素周围的局部空间和时间区域中的平均值（例如，平均数）对每个图像像素进行归一化。

[0092] 图4示出将这些杂波滤波、过采样、峰值锐化和归一化步骤应用于产生图3的能量多普勒图像的相同数据的结果。然后对所得到的数据进行对数压缩以便产生图4。来自血液的增强的散斑图案现在被限制在脉管的壁内，其真实位置由两对虚线表示。

[0093] 图5示出 (i) 将时间平均应用于连续的一百个此类超分辨率图像帧和 (ii) 通过对数压缩之后采用线性组合将该平均值与能量多普勒图像组合的结果。这些动作有助于抑制噪声，诸如热噪声，并通过用叠加增强的散斑图案“填充”脉管的内部来增强血管的可见性。这为脉管创建平滑的白色/灰色外观，其中与图3的输出图像相比，空间分辨率得到显著改善。

[0094] 最终输出图像可以被处理以用于显示（例如，通过对数压缩和动态范围调整）并显示在显示器4上。

[0095] 这种超分辨率技术还可以与其他技术相组合以量化血液运动速率，例如，基于散斑跟踪的多普勒频移或速率矢量估计。

[0096] 通过将具有时间滤波的连续的超分辨率图像帧与不具有时间滤波的连续的超分辨率图像帧组合，可以在显示器4上通过视频动态地可视化血液运动。以这种方式，每个视频帧包含血管的内部的“填充”形状（其随时间推移将保持相当恒定）和散斑图案的单个实例，其将从一帧改变到下一帧，从而给出血液沿着脉管流动的速度和方向的主观指示（在图像平面内）。

[0097] 图6、图7和图8各自示出沿着穿过二维图像数据集的示例性线的波幅（垂直轴）与

距离(水平轴)。

[0098] 图6示出过采样标准能量多普勒图像(没有对数压缩)内的波幅。

[0099] 图7示出沿着相同的线将 $x^{\wedge}12$ 峰值锐化操作应用于过采样的二维图像数据集的结果。线性垂直轴已重新进行缩放,以适应数据中现在存在的较大值。可以看出,输入能量—多普勒图像数据中的峰值变得更加尖锐,但是在锐化数据中容易看到仅最大的两个峰值(其他峰值仍然存在于数据集中,但在图上不可见)。

[0100] 图8示出沿着相同的线通过在二维卷积运算中将17点汉明窗函数应用于数据,对峰值锐化数据进行归一化的结果。这种汉明窗函数(在一个维度上)在图9中示出。线性垂直轴再次重新进行缩放,因为数据集中的值现在小得多。可以看出,该操作具有相对于数据中的其他峰值弱化峰值锐化数据中的两个最大峰值的效果。所得到的峰值比原始能量多普勒图像中的峰值窄。这意味着散斑图案较少溢出超过血管壁。当时间平均应用于此类图像数据集序列时,所得到的叠加散斑图案将产生血管的内部的超分辨率图像。

[0101] 图10示出从数据集生成的人甲状腺的常规能量多普勒图像。甲状腺内的血流的模糊形状可见,但是图案相对不清楚,并且未明确指示血管的边界。

[0102] 图11示出将上述超分辨率处理步骤应用于与图10中相同的数据集的结果。此时相同的血管更窄且更清晰。可以更精确地识别它们的位置。

[0103] 图12示出通过将超分辨率图像数据与图10的常规能量多普勒图像组合,将噪声抑制应用于图11的图像数据的结果。虽然血管的轮廓的清晰度有所降低,但是这可以通过减少血管外的噪音来补偿,这在某些临床环境中可能是值得的权衡。

[0104] 图13示出肾脏中的脉管系统的常规能量多普勒图像。

[0105] 图14示出由于使用本文所述的处理步骤而导致的肾脏中的脉管系统的超分辨率能量多普勒图像。

[0106] 如与图10相比时在图11和图12中所证明,以及与图13相比时在图14中所证明,由本发明的实施例所提供的额外清晰度和精确度是显而易见的。

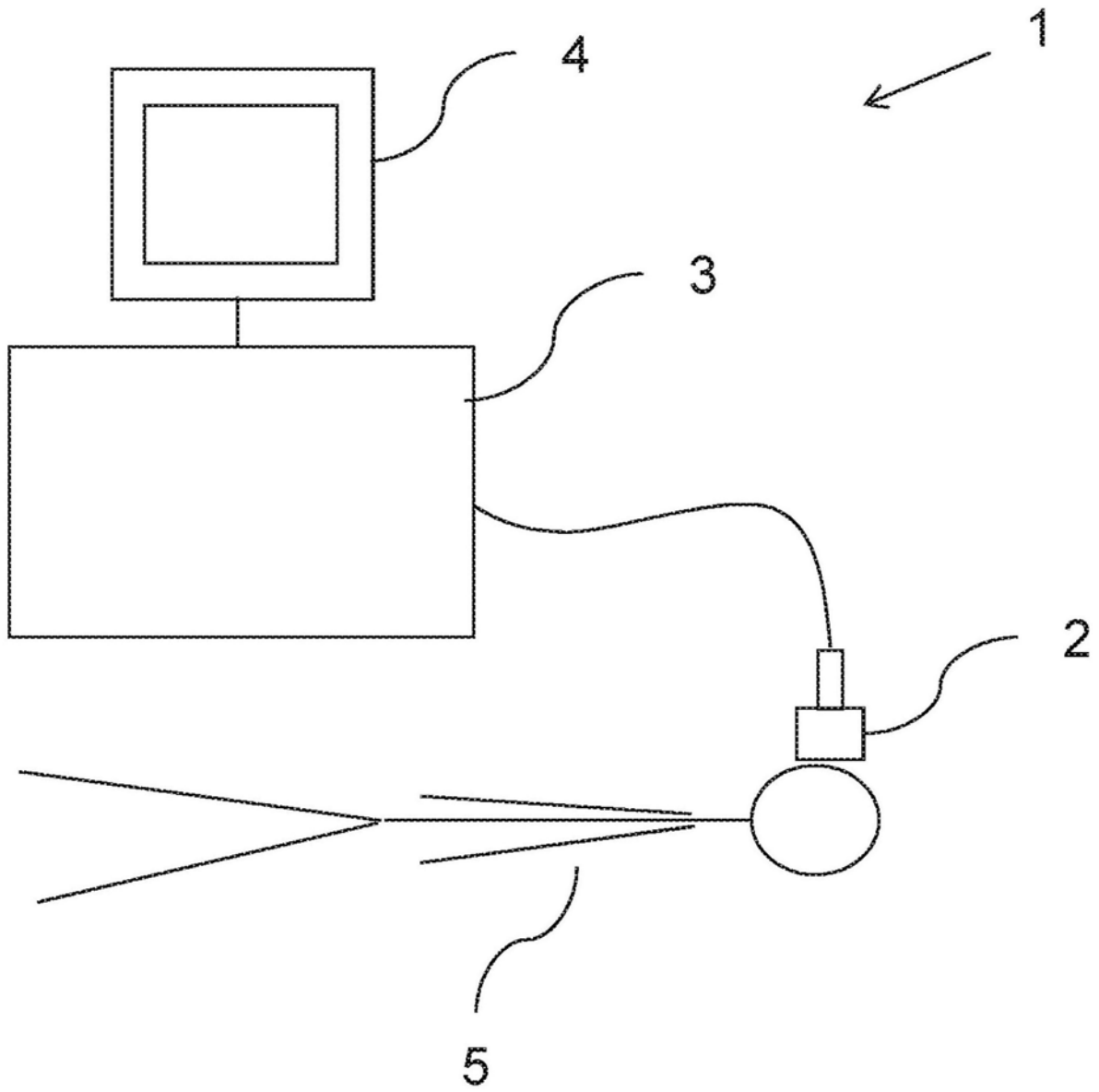


图1

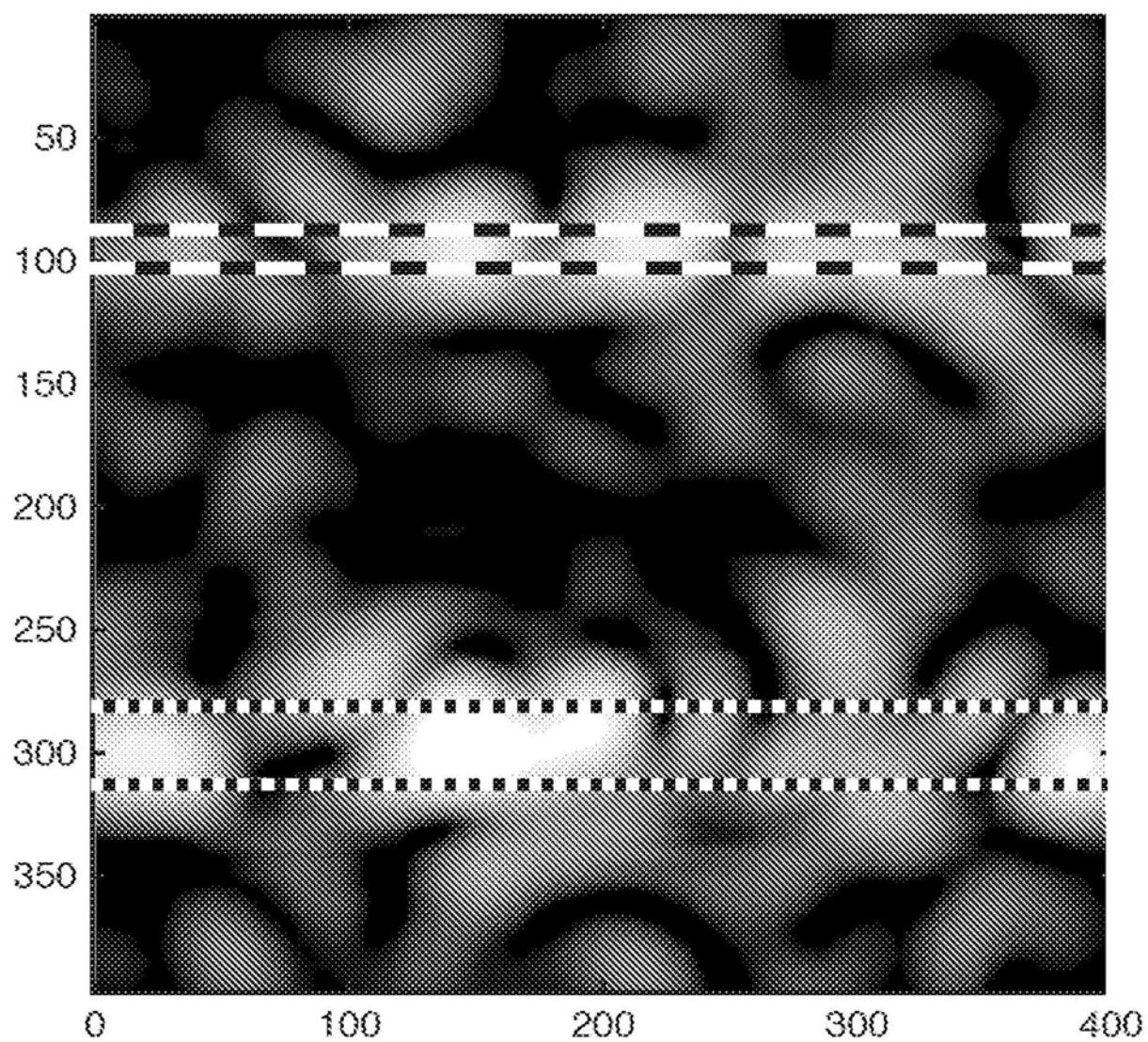


图2

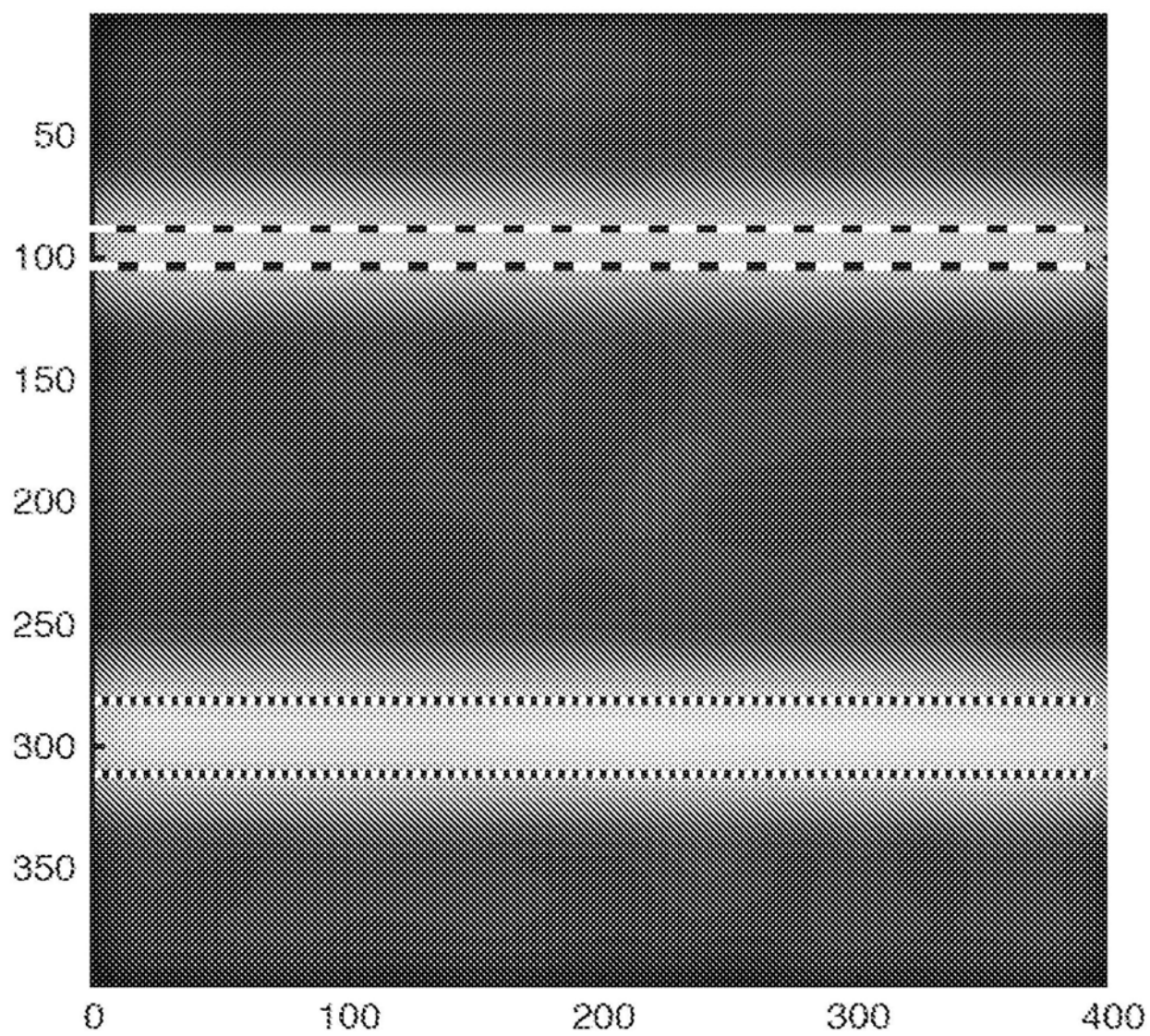


图3

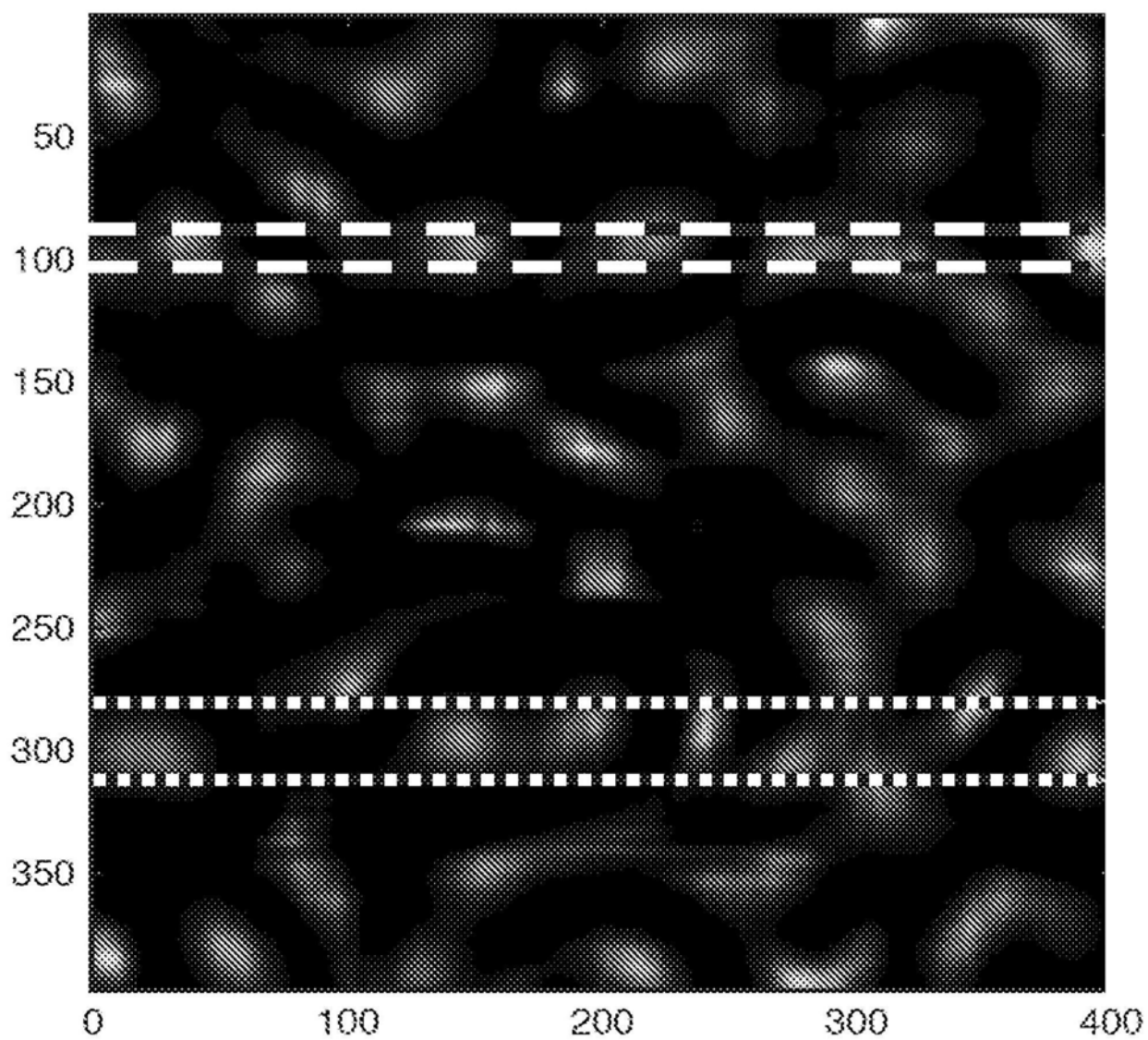


图4

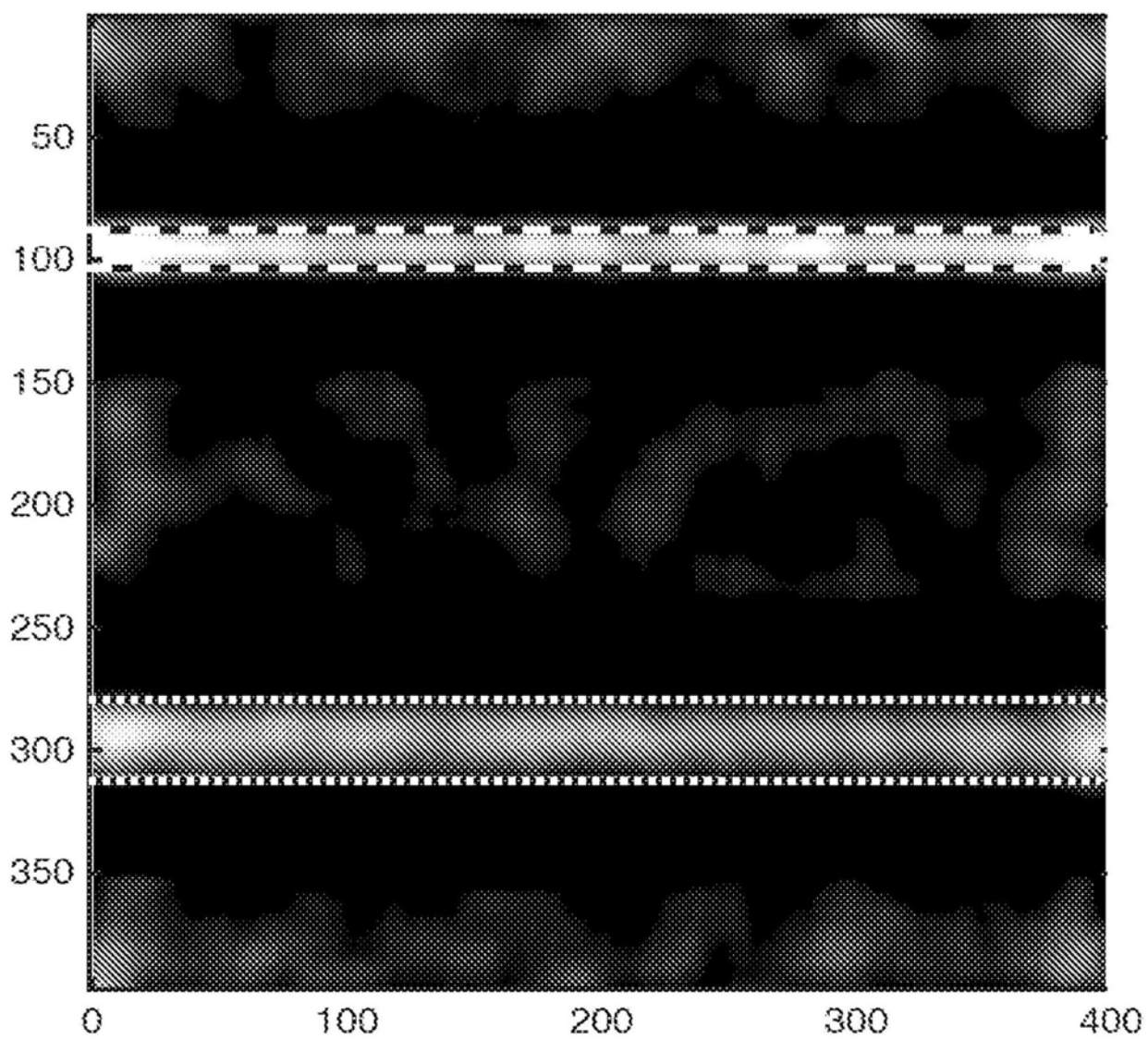


图5

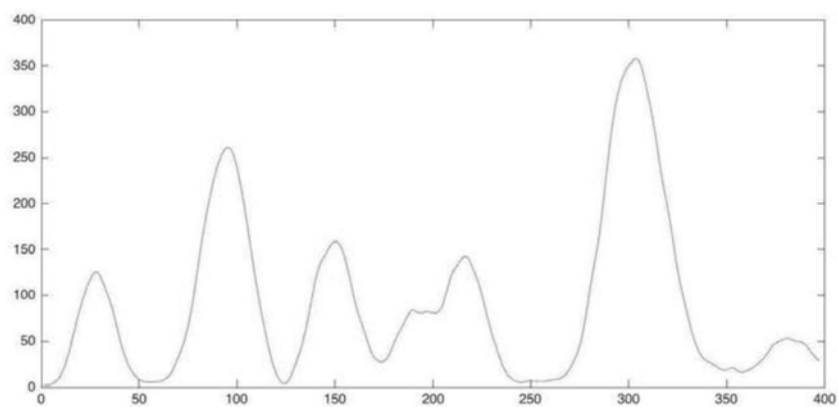


图6

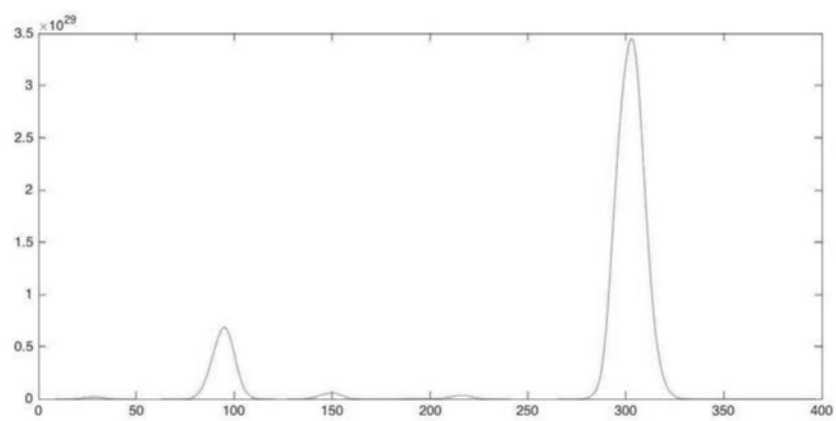


图7

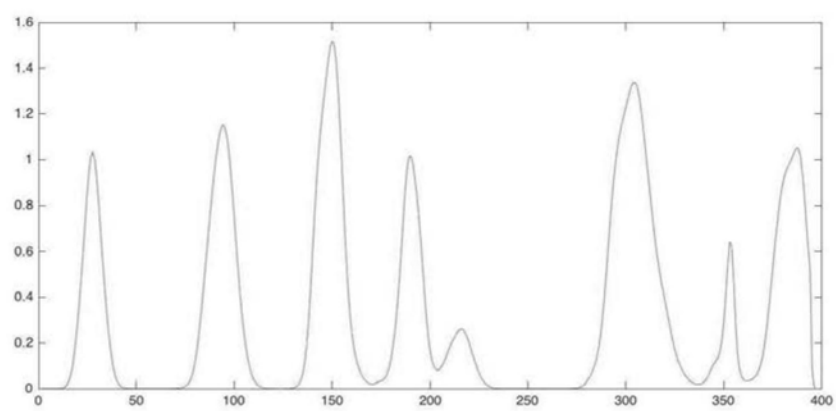


图8

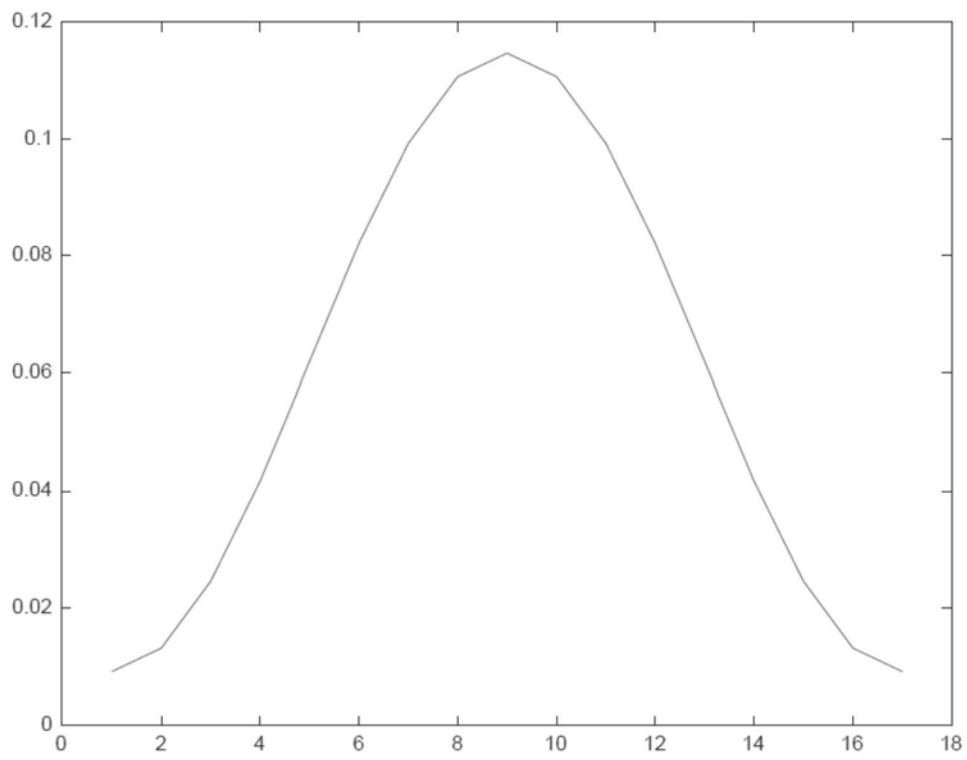


图9

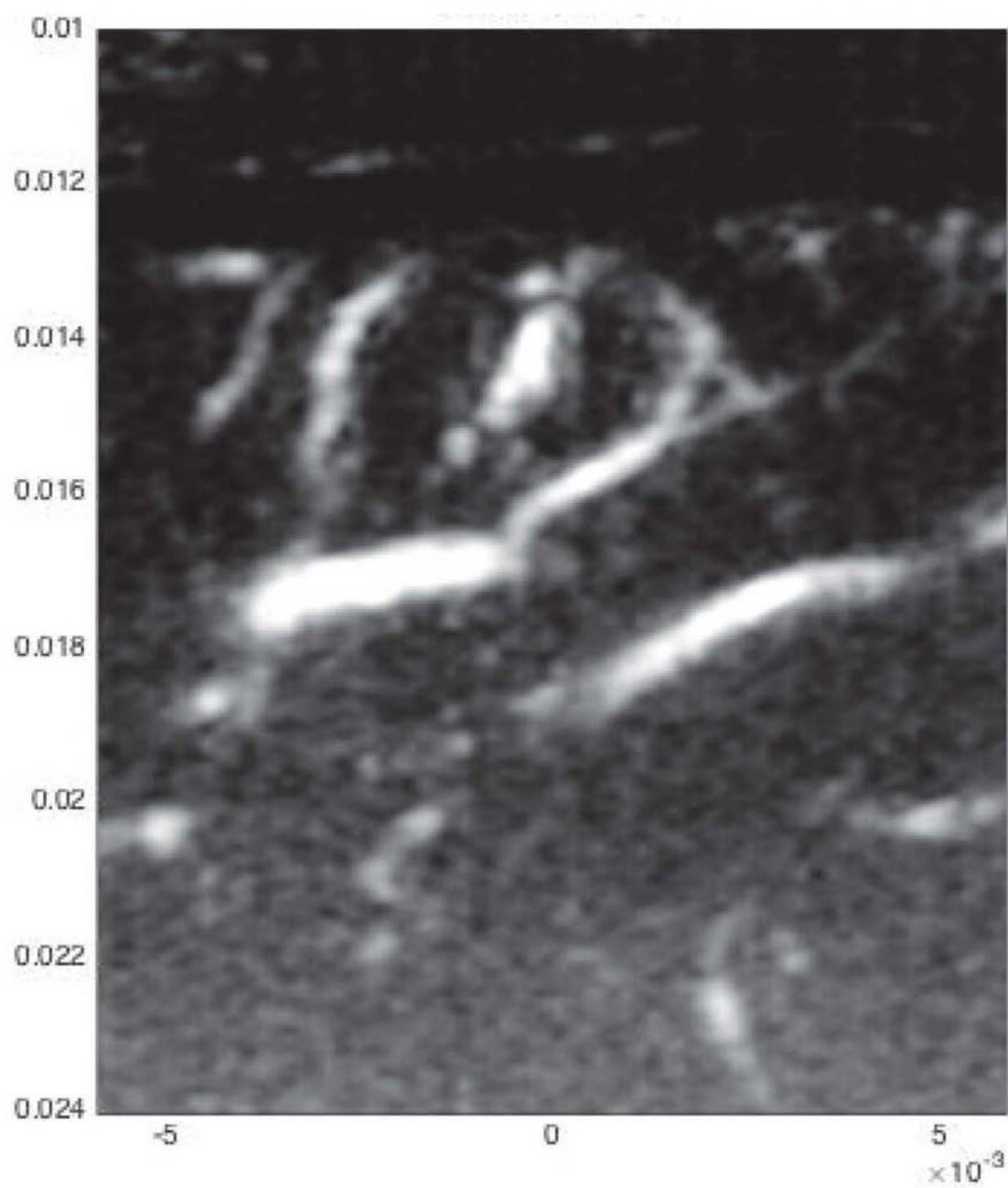


图10

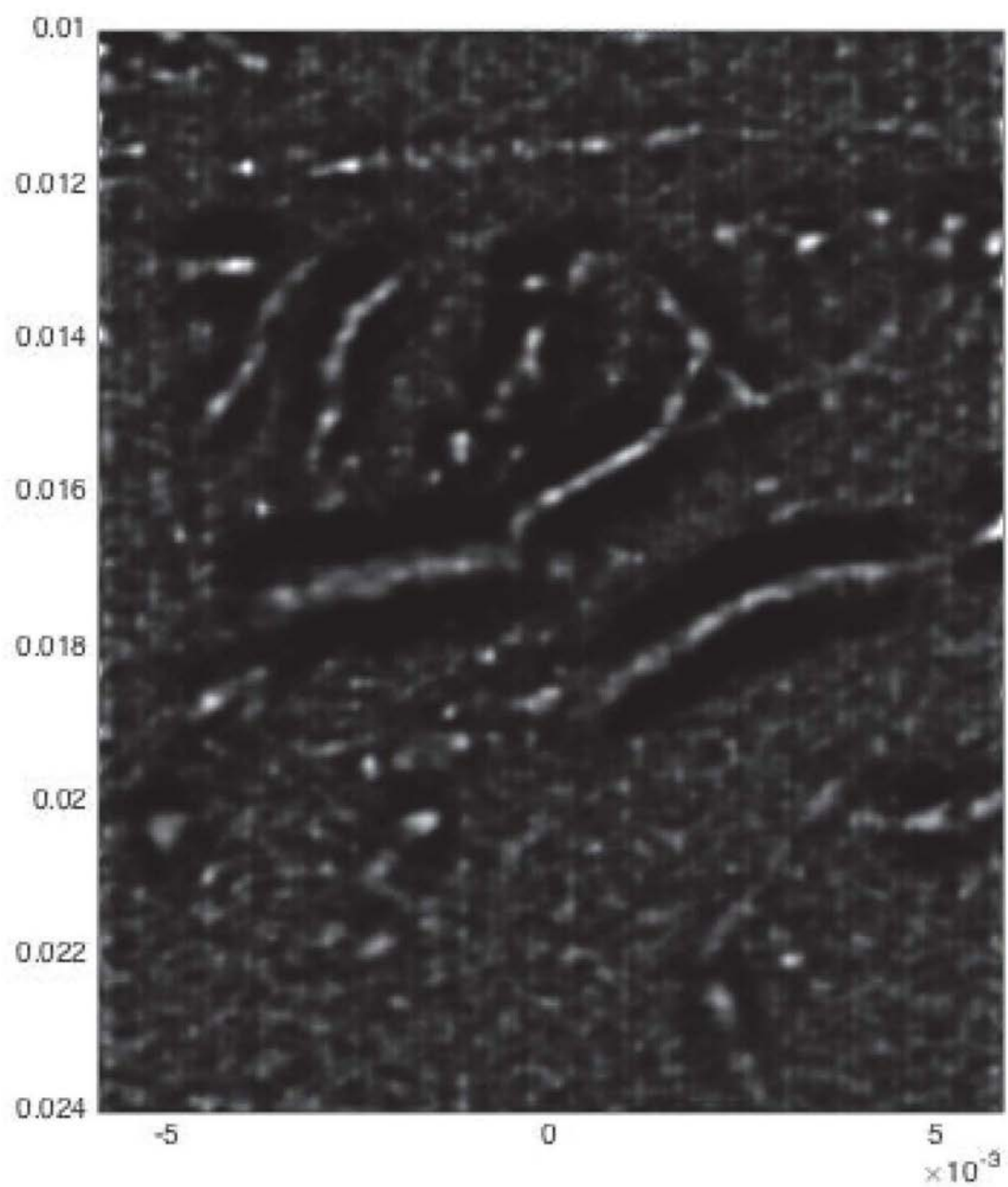


图11

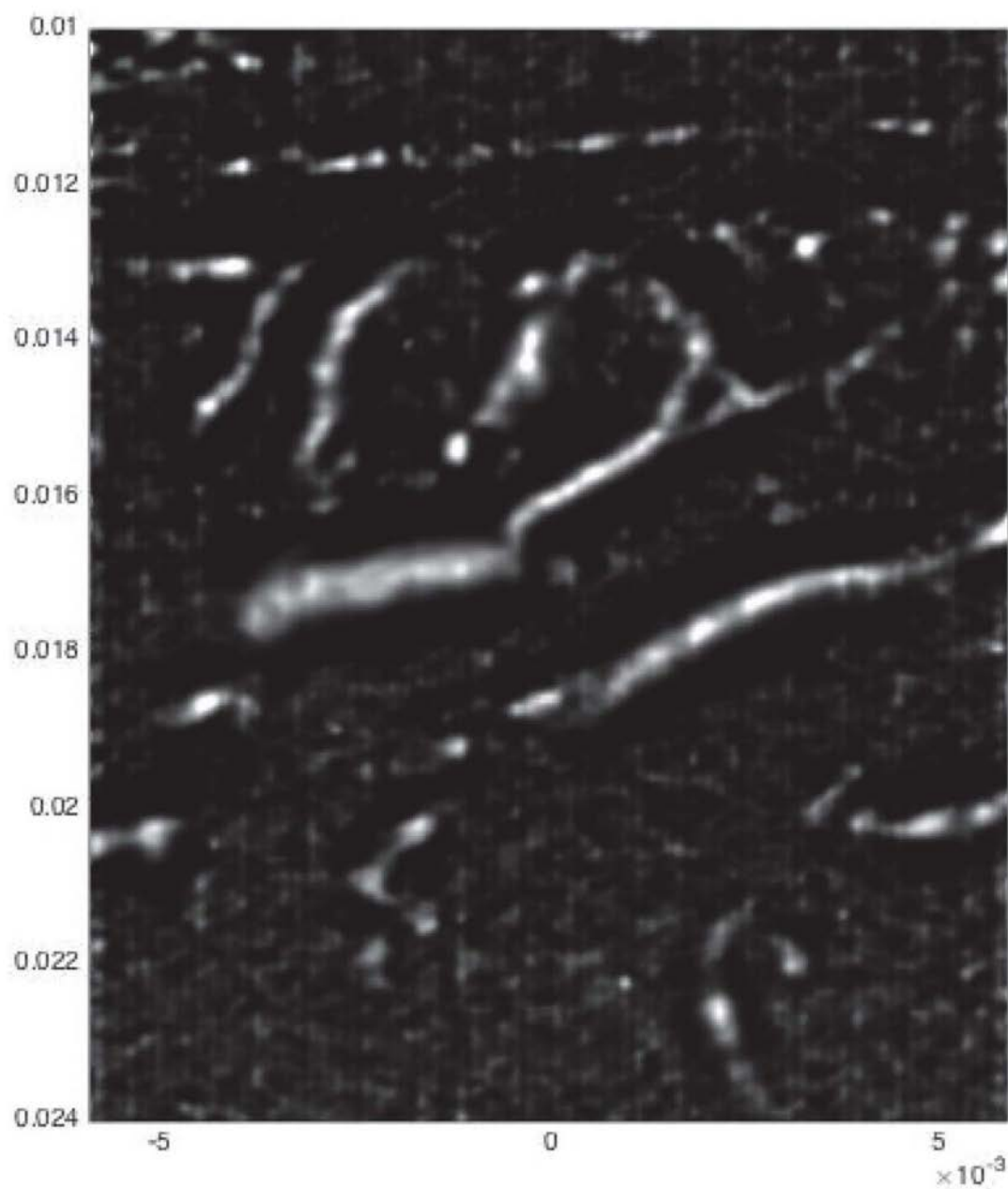


图12

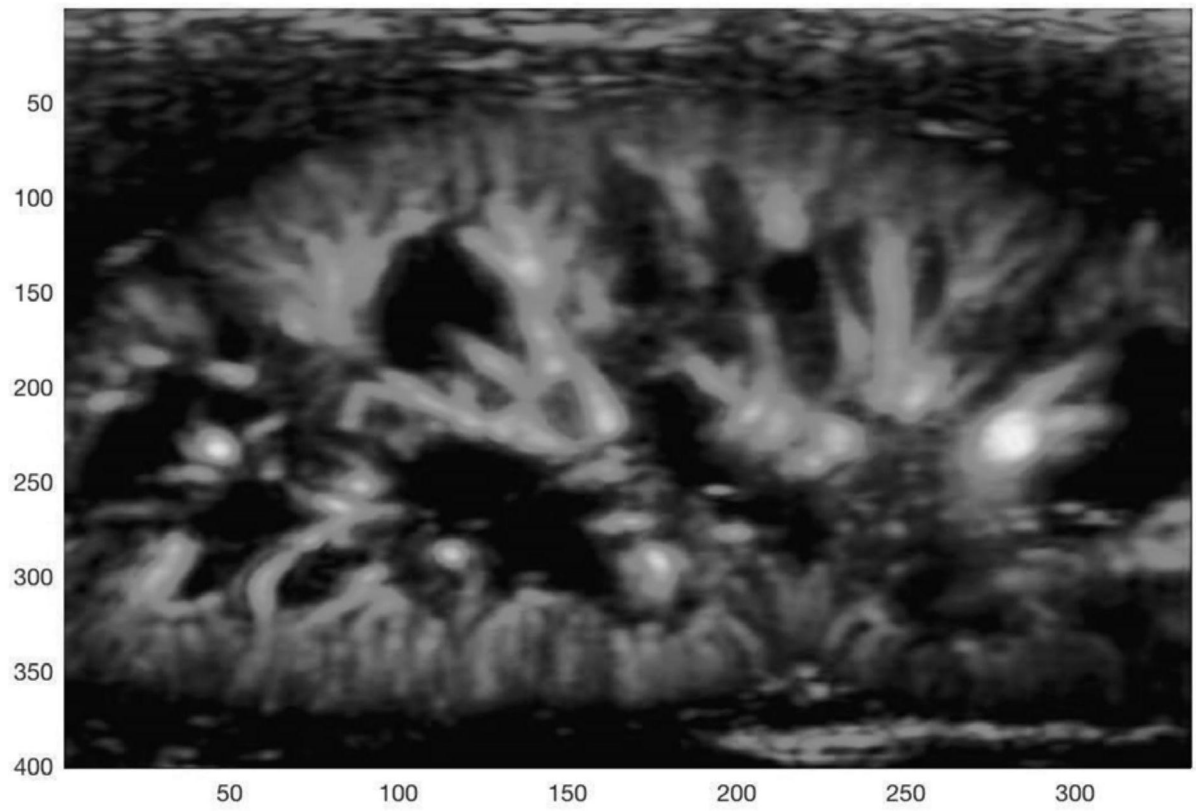


图13

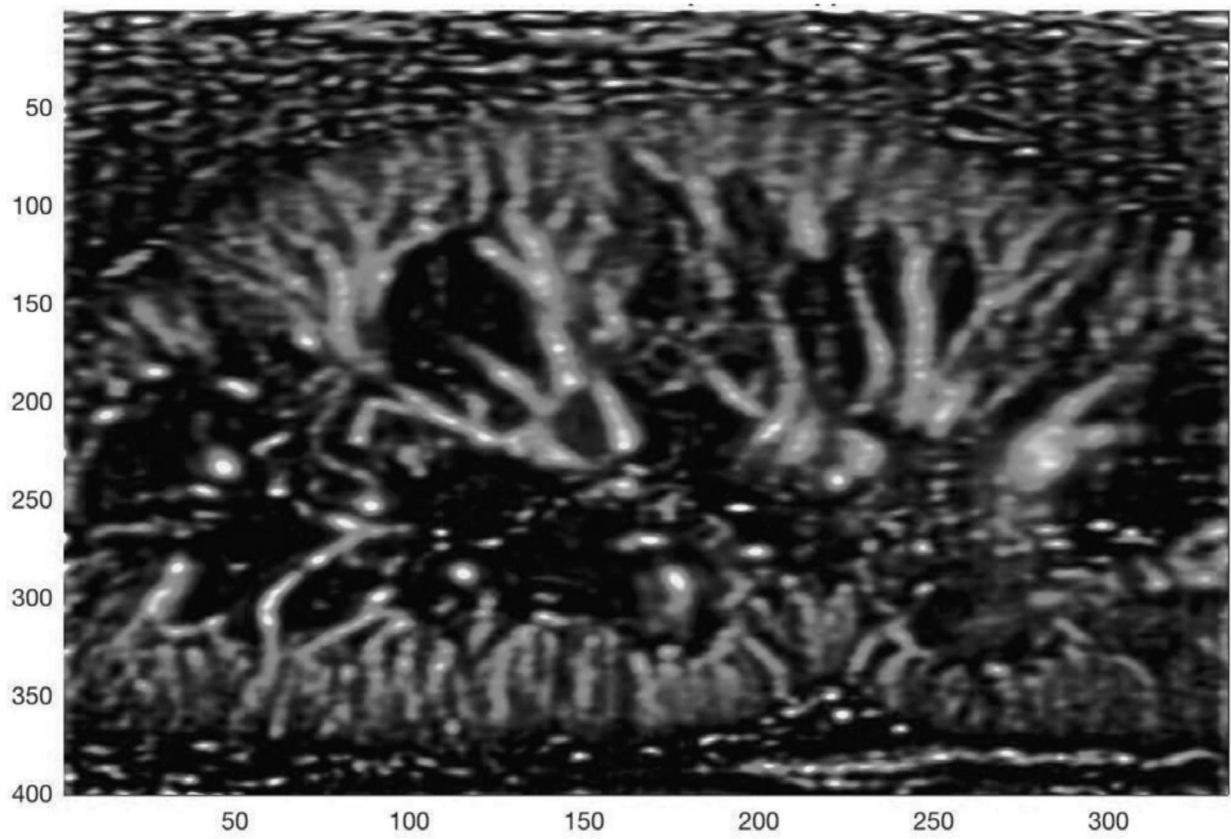


图14