



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105229925 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 06

(21) 申请号 201380076565. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 03. 22

H03H 9/25(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2015. 11. 13

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/CN2013/073064 2013. 03. 22

(87) PCT国际申请的公布数据
W02014/146294 EN 2014. 09. 25

(71) 申请人 南京大学
地址 210093 江苏省南京市汉口路 22 号

(72) 发明人 梁彬 屠娟 程建春 章东 李勇
郭霞生

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
代理人 吕俊刚 刘久亮

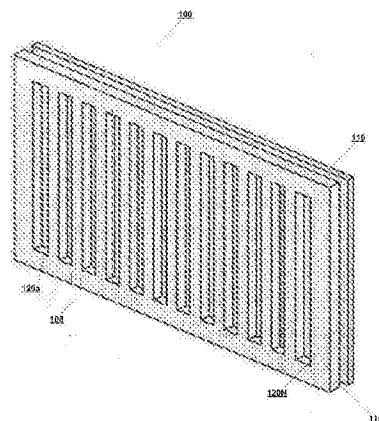
权利要求书5页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

声二极管和使用该声二极管的方法

(57) 摘要

公开了声二极管、并入了这种二极管的装置、以及使用这些装置的方法。该声二极管可以包括周期性声栅和均匀板。周期性声栅可以包括多个栅。均匀板可以通过共振腔与周期性声栅分离。声二极管可以被配置为, 具有比针对入射在均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在周期性声栅上的声波的第一透射效率。该声波可以具有在一波长范围内的波长。并入了声二极管的装置可以包括医学成像装置(诸如超声装置)和噪声降低装置。



1. 一种声二极管,该声二极管包括:
周期性声栅,该周期性声栅具有多个栅;从及
均匀板,该均匀板通过共振腔与所述周期性声栅分离,
其中,所述声二极管被配置为具有比针对入射在所述均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在所述周期性声栅上的声波的第一透射效率,
其中,所述声波具有在一波长范围内的波长。
2. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述多个栅中的至少一个栅具有大约1.5毫米的宽度。
3. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述多个栅中的相邻栅之间的距离是大约6毫米。
4. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述周期性声栅具有基本上等于在所述波长范围内的波长的厚度。
5. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述周期性声栅具有大约3毫米的厚度。
6. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述均匀板具有基本上等于在所述波长范围内的波长的一半的厚度。
7. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述均匀板具有大约1.5毫米的厚度。
8. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述共振腔具有基本上等于在所述波长范围内的波长的一半的厚度。
9. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述共振腔具有大约1.5毫米的厚度。
10. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述周期性声栅由黄铜制成。
11. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述均匀板由黄铜制成。
12. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述声波具有大约499kHz至大约678kHz的频率。
13. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,所述声二极管对于入射在所述周期性声栅上的声波展现出吻合效应。
14. 根据权利要求13所述的声二极管,其中,所述声波的出射角等于 $\arcsin\left(\frac{c_f}{c_p}\right)$, 其中,
 c_f 是所述声波在所述共振腔中的速度,并且 c_p 是所述声波在所述均匀板中的速度。
15. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,对于具有大约499kHz至大约678kHz的频率的声波,所述第一透射效率是大约10%至大约60.8%。
16. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,对于具有大约499kHz至大约678kHz的频率的声波,所述第一透射效率平均地大于大约20%。
17. 根据权利要求1所述的声二极管,其中,对于具有大约499kHz至大约678kHz的频率的声波,所述第二透射效率平均地小于1%。
18. 一种医学成像装置,该医学成像装置包括:
声波生成器,该声波生成器被配置为产生声波;以及
声二极管,该声二极管包括:
周期性声栅,该周期性声栅具有多个栅;以及

均匀板,该均匀板通过共振腔与所述周期性声栅分离,

其中,所述声二极管被配置为具有比针对入射在所述均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在所述周期性声栅上的声波的第一透射效率,

其中,所述声波具有在一波长范围内的波长。

19. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述多个栅中的至少一个栅具有大约 1.5 毫米的宽度。

20. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述多个栅中的相邻栅之间的距离是大约 6 毫米。

21. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述周期性声栅具有基本上等于在所述波长范围内的波长的厚度。

22. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述周期性声栅具有大约 3 毫米的厚度。

23. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述均匀板具有基本上等于在所述波长范围内的波长的一半的厚度。

24. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述均匀板具有大约 1.5 毫米的厚度。

25. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述共振腔具有基本上等于在所述波长范围内的波长的一半的厚度。

26. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述共振腔具有大约 1.5 毫米的厚度。

27. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述周期性声栅由黄铜制成。

28. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述均匀板由黄铜制成。

29. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述声波具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率。

30. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述声波的波长包括超声波长。

31. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,所述声二极管对于入射在所述周期性声栅上的声波展现出吻合效应。

32. 根据权利要求 31 所述的医学成像装置,其中,所述声波的出射角等于 $\arcsin\left(\frac{c_f}{c_p}\right)$,

其中, c_f 是所述声波在所述共振腔中的速度,并且 c_p 是所述声波在所述均匀板中的速度。

33. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波,所述第一透射效率是大约 10% 至大约 60.8%。

34. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波,所述第一透射效率平均地大于大约 20%。

35. 根据权利要求 18 所述的医学成像装置,其中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波,所述第二透射效率平均地小于 1%。

36. 一种噪声降低装置,该噪声降低装置包括:

声二极管,该声二极管包括:

周期性声栅,该周期性声栅具有多个栅;以及

均匀板,该均匀板通过共振腔与所述周期性声栅分离,

其中,所述声二极管被配置为具有比针对入射在所述均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在所述周期性声栅上的声波的第一透射效率,

其中,所述声波具有在一波长范围内的波长。

37. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,所述多个栅中的至少一个栅具有大约 1.5 毫米的宽度。

38. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,所述多个栅中的相邻栅之间的距离是大约 6 毫米。

39. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,所述周期性声栅具有基本上等于在所述波长范围内的波长的厚度。

40. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,所述周期性声栅具有大约 3 毫米的厚度。

41. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,所述均匀板具有基本上等于在所述波长范围内的波长的一半的厚度。

42. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,所述均匀板具有大约 1.5 毫米的厚度。

43. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,所述共振腔具有基本上等于在所述波长范围内的波长的一半的厚度。

44. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,所述共振腔具有大约 1.5 毫米的厚度。

45. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,所述周期性声栅由黄铜制成。

46. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,所述均匀板由黄铜制成。

47. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,所述声二极管对于入射在所述周期性声栅上的声波展现出吻合效应。

48. 根据权利要求 47 所述的噪声降低装置,其中,所述声波的出射角等于 $\arcsin\left(\frac{c_f}{c_p}\right)$,

其中, c_f 是所述声波在所述共振腔中的速度,并且 c_p 是所述声波在所述均匀板中的速度。

49. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波,所述第一透射效率是大约 10% 至大约 60.8%。

50. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波,所述第一透射效率平均地大于大约 20%。

51. 根据权利要求 36 所述的噪声降低装置,其中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波,所述第二透射效率平均地小于 1%。

52. 一种执行医学成像的方法,该方法包括以下步骤:

通过超声装置中的声波生成器产生具有一波长的声波;

通过声二极管透射所述声波,其中,所述声波穿过所述声二极管的周期性声栅和所述声二极管的均匀板,其中,所述周期性声栅包括多个栅,其中,所述均匀板通过共振腔与所

述周期性声栅分离,其中,所述声二极管被配置为具有比针对入射在所述均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在所述周期性声栅上的声波的第一透射效率;

在传感器处接收所透射的声波;以及
使用所接收的声波来产生图像。

53. 根据权利要求 52 所述的方法,该方法还包括以下步骤:

反射利用所述声二极管的所述均匀板入射的、基本上所有的声波。

54. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述声二极管被配置为具有比针对入射在所述均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在所述周期性声栅上的声波的第一透射效率。

55. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述周期性声栅具有等于大约所述波长的厚度。

56. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述周期性声栅具有大约 3 毫米的厚度。

57. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述均匀板具有等于所述波长的大约一半的厚度。

58. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述均匀板具有大约 1.5 毫米的厚度。

59. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述共振腔具有等于所述波长的大约一半的厚度。

60. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述共振腔具有大约 1.5 毫米的厚度。

61. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述周期性声栅由黄铜制成。

62. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述均匀板由黄铜制成。

63. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述声波具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率。

64. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述波长是超声波长。

65. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,所述声二极管对于入射在所述周期性声栅上的声波展现出吻合效应。

66. 根据权利要求 65 所述的方法,其中,所述声波的出射角等于 $\arcsin\left(\frac{c_f}{c_p}\right)$, 其中, c_f 是

所述声波在所述共振腔中的速度,并且 c_p 是所述声波所述均匀板中的速度。

67. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波,所述第一透射效率是大约 10% 至大约 60.8%。

68. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波,所述第一透射效率平均地大于大约 20%。

69. 根据权利要求 52 所述的方法,其中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波,所述第二透射效率平均地小于 1%。

70. 一种降低噪声的方法,该方法包括以下步骤:

产生具有周期性声栅和均匀板的声二极管,其中,所述周期性声栅包括多个栅,其中,所述均匀板通过共振腔与所述周期性声栅分离;

透射利用所述周期性声栅入射的第一多个声波的至少一部分;以及

反射利用所述声二极管的所述均匀板入射的第二多个声波中的基本上全部，由此在所述声二极管的、由所述周期性栅面对的面上降低噪声水平。

71. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述声二极管被配置为具有比针对入射在所述均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在所述周期性声栅上的声波的第一透射效率。

72. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述多个栅中的至少一个栅具有大约 1.5 毫米的宽度。

73. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述多个栅中的相邻栅之间的距离是大约 6 毫米。

74. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述周期性声栅具有等于大约所述波长的厚度。

75. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述周期性声栅具有大约 3 毫米的厚度。

76. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述均匀板具有等于所述波长的大约一半的厚度。

77. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述均匀板具有大约 1.5 毫米的厚度。

78. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述共振腔具有等于所述波长的大约一半的厚度。

79. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述共振腔具有大约 1.5 毫米的厚度。

80. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述周期性声栅由黄铜制成。

81. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述均匀板由黄铜制成。

82. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，所述声二极管对于入射在所述周期性声栅上的声波展现出吻合效应。

83. 根据权利要求 78 所述的方法，其中，所述声波的出射角等于 $\arcsin\left(\frac{c_f}{c_p}\right)$ ，其中， c_f 是所述声波在所述共振腔中的速度，并且 c_p 是所述声波所述均匀板中的速度。

84. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波，所述第一透射效率是大约 10% 至大约 60.8%。

85. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波，所述第一透射效率平均地大于大约 20%。

86. 根据权利要求 70 所述的方法，其中，对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波，所述第二透射效率平均地小于 1%。

声二极管和使用该声二极管的方法

背景技术

[0001] 电气二极管（允许电流在仅一个方向上流动的组件）在电气和计算机系统中是普通的。然而，直到最近一直缺乏声领域中的类似物（analogue）。声二极管（acoustic diode）使得声波能够在第一方向上通过二极管传播，但是阻止声波在相反方向上传播。

[0002] 尽管针对演示声二极管构思已经做出了相当多的努力，但是在理论和实验两者上，障碍在本领域中有限地实际突破。特别地，迄今一直缺少制作简单且能够被以小尺寸制成的声二极管。

发明内容

[0003] 本公开不限于所描述的特定系统、装置和方法，因为这些可以变化。本说明书中使用的术语仅用于描述特定版本或实施方式的目的，而不旨在限制范围。

[0004] 如本文档中所使用的，除非上下文另外清楚地规定，否则单数形式“一”、“一个”和“该”包括复数引用。除非另外定义，否则本文所使用的所有技术和科学术语具有与由本领域普通技术人员所通常理解的相同的意义。本公开中没有物件将被解释为这样的承认，即本公开所描述的实施方式无权借助于现有发明先于本公开。如本文档中所使用的，术语“包括”意指“包括但不限于”。

[0005] 在实施方式中，声二极管可以包括具有多个栅的周期性声栅以及通过共振腔与所述周期性声栅分离的均匀板。所述声二极管可以被配置为，具有比针对入射在所述均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在所述周期性声栅上的声波的第一透射效率。所述声波可以具有一波长范围内的波长。

[0006] 在实施方式中，医学成像装置可以包括被配置为产生声波的声波生成器和声二极管。所述声二极管可以包括具有多个栅的周期性声栅以及通过共振腔与所述周期性声栅分离的均匀板。所述声二极管可以被配置为，具有比针对入射在所述均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在所述周期性声栅上的声波的第一透射效率。所述声波可以具有在一波长范围内的波长。

[0007] 在实施方式中，噪声降低装置可以包括声二极管。所述声二极管可以包括具有多个栅的周期性声栅以及通过共振腔与所述周期性声栅分离的均匀板。所述声二极管被配置为，具有比针对入射在所述均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在所述周期性声栅上的声波的第一透射效率。所述声波可以具有在一波长范围内的波长。

[0008] 在实施方式中，执行医学成像的方法可以包括以下步骤：由超声装置中的声波生成器产生具有一波长的声波；通过声二极管透射所述声波，其中所述声波穿过所述声二极管的周期性声栅和所述声二极管的均匀板，所述周期性声栅包括多个栅，所述均匀板通过共振腔与所述周期性栅分离，并且所述声二极管被配置为，具有比针对入射在所述均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在所述周期性声栅上的声波的第一透射效率；在传感器处接收所透射的声波；以及使用所接收的声波来产生图像。

[0009] 在实施方式中，降低噪声的方法可以包括以下步骤：产生具有周期性声栅和均匀

板的声二极管,其中所述周期性声栅包括多个栅,并且所述均匀板通过共振腔与所述周期性声栅分离;透射利用所述周期性声栅入射的第一多个声波的至少一部分;以及反射利用所述声二极管的所述均匀板入射的第二多个声波中的基本上全部,由此在所述声二极管的由所述周期性栅面对的面上降低噪声水平。

附图说明

- [0010] 图 1 描绘了根据实施方式的例示性声二极管的示意图。
- [0011] 图 2 描绘了根据实施方式的并入了例示性声二极管的医学成像装置的框图。
- [0012] 图 3 描绘了根据实施方式的使用医学成像装置的例示性方法的流程图。
- [0013] 图 4 描绘了根据实施方式的并入了例示性声二极管的噪声降低装置的框图。
- [0014] 图 5 描绘了根据实施方式的降低噪声的例示性方法的流程图。
- [0015] 图 6A 至图 6C 例示了根据实施方式的、针对入射在声二极管的栅面上、在声二极管的均匀板面上和在均匀板上的声波的声场的空间强度和总位移场分布的图形描绘。
- [0016] 图 7A 描绘了根据实施方式的声二极管的测量和模拟功率透射光谱的曲线图。
- [0017] 图 7B 描绘了根据实施方式的声二极管的测量和模拟对比率的曲线图。

具体实施方式

[0018] 在本公开中,公开了声二极管,所述声二极管包括具有被共振腔分离的周期性声栅和均匀板的双层结构。声二极管的操作基于与先前标识的声二极管内在地不同的声学的吻合效应 (coincidence effect)。本文所描述的声二极管可以被集成到诸如许多领域 (诸如临床诊断和治疗、噪声降低等) 中的超声应用这样的其它系统中。

[0019] 出于本申请的目的,以下术语将具有下面所阐述的相应意义。

[0020] “声二极管”是指这样的装置,所述装置使得声波能够在第一方向上通过装置传播,同时阻止声波在与第一方向相反的第二方向上通过装置传播。换句话说,声二极管在第一方向上比在第二方向上具有基本上更高的透射效率。

[0021] 图 1 描绘了根据实施方式的例示性声二极管的示意图。如图 1 所示,声二极管 100 可以包括周期性声栅 105 和均匀板 110。周期性声栅 105 可以通过共振腔 115 与均匀板 110 分离。声二极管 100 可以被配置为,具有大于针对入射在均匀板 110 上的声波的第二透射效率的、针对入射在周期性声栅 105 上的声波的第一透射效率。在实施方式中,声波可以具有在一波长范围内的波长。在实施方式中,声波可以具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率。在实施方式中,可以基于周期性声栅 105 的周期和 / 或声二极管 100 的其它特性来对声波的频率进行调制。

[0022] 第一透射效率和第二透射效率中的每一个可以相对于声波的频率而变化。然而,第一透射效率可以在一波长范围内的任何波长下大于或显著地大于第二透射效率。第一透射效率的特定示例可以根据声波的波长而包括大约 2%、大约 5%、大约 10%、大约 15%、大约 20%、大约 25%、大约 30%、大约 35%、大约 40%、大约 45%、大约 50%、大约 55%、大约 60%、大约 60.8% 以及这些值中的任何两个值之间的范围。在实施方式中,第一透射效率对于与声波关联的声波的至少一部分来说可以大于大约 10%。通常,第一透射效率对于声波的至少一部分 (诸如具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波) 来说可以大于大约

20%。

[0023] 相反,第二透射效率的特定示例可以根据声波的波长而包括大约 0%、大约 0.25%、大约 0.5%、大约 0.75%、大约 1%、大约 1.25%、大约 1.5%、大约 1.75%、大约 2% 以及这些值中的任何两个值之间的范围。在实施方式中,第二透射效率对于与声波关联的波长的至少一部分(诸如具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波)来说可以小于大约 1%。

[0024] 第一透射效率与第二透射效率之间的差表示声二极管在允许声波在第一方向上通过并阻止声波在相反方向上通过时的有效性。第一透射效率描述入射在周期性声栅 105 上的声波通过声二极管 100 的能力。第二透射效率描述入射在均匀板 110 上的声波通过声二极管 100 的能力。因为第一透射效率大于或基本上大于第二透射效率,所以入射在周期性声栅 105 上的声能比入射在均匀板 110 上的声能大或基本上大的量通过声二极管 100。

[0025] 周期性声栅 105 可以具有多个栅,诸如栅 120a-N。在实施方式中,多个栅 120a-N 中的至少一个栅可以具有大约 1.5 毫米的宽度。在实施方式中,在多个栅 120a-N 中的相邻栅之间的距离可以是大约 6 毫米。周期性声栅 105 可以具有基本上等于在针对声波的波长范围内的波长的厚度。例如,周期性声栅 105 可以具有大约 3 毫米的厚度。周期性声栅 105 可以由金属或金属合金制成。在实施方式中,周期性声栅 105 可以由黄铜制成。在本公开的范围,附加和/或替代的材料可以被用于周期性声栅 105。替代的材料可能影响声二极管 100 的一个或更多个特性,诸如声二极管在峰值频率范围中具有高透射效率和/或透射效率这样的频率范围。

[0026] 均匀板 110 可以具有基本上等于在针对声波的波长范围内的波长的一半的厚度。例如,均匀板 110 可以具有大约 1.5 毫米的厚度。均匀板 110 可以由金属或金属合金制成。在实施方式中,均匀板 110 可以由黄铜制成。在本公开的范围,附加和/或替代的材料可以被用于均匀板 110。替代的材料可能影响声二极管 100 的一个或更多个特性,诸如声二极管在峰值频率范围中具有高透射效率和/或透射效率的频率范围。

[0027] 共振腔 115 可以是周期性声栅 105 与均匀板 110 之间的开放腔。在实施方式中,共振腔 115 可以具有基本上等于在针对声波的波长范围内的波长的一半的厚度。例如,共振腔 115 可以具有大约 1.5 毫米的厚度。换句话说,周期性声栅 105 可以与均匀板 110 分离大约 1.5 毫米。

[0028] 在本公开的范围,其它厚度、宽度和分离可以用于周期性声栅 105、均匀板 110 和共振腔 115。改变各种厚度、宽度和/或分离可以修改声二极管 100 的透射效率和/或关联的工作波长。特别地,声二极管 100 的工作波长可以与均匀板 110 的厚度和/或周期性声栅 105 的栅的周期关联。因此,可以通过适当地选择几何参数在特定频率内实现单向效应。

[0029] 在实施方式中,声二极管 100 可以对于入射在周期性声栅 105 上的声波展现出吻合效应。在均匀板 100 的吻合效应下,流体中的声波和固体均匀板中的屈曲波应该对于与流体-固体界面正切的波矢量的分量具有等效值。声波在吻合频率下的功率透射的显著增加是屈曲波的共振激发的结果,使得能够通过均匀板 110 的大共振振动向另一面辐射声能。只要入射声波来自由下式确定的特定吻合角 θ ,吻合效应就在流体-固体界面上发生。

$$[0030] \quad \theta = \arcsin\left(\frac{c_p}{c_f}\right),$$

[0031] 其中, c_p 和 c_f 分别是均匀板 110 的相速度和流体的声速。

[0032] 图 2 描绘了根据实施方式的并入例示性声二极管的医学成像装置的框图。如图 2 所示, 医学成像装置 200 可以包括围绕被配置为产生声波的声波生成器 210 和声波二极管 100 (诸如图 1 所描绘的) 的外壳 205。声波生成器 210 可以包括被配置为控制由医学成像装置 200 产生的波长的一个或更多个组件。例如, 声波生成器 210 可以包括控制器 / 处理器、有形存储器装置和 / 或类似物。在替代的实施方式中, 控制器 / 处理器和 / 或存储器装置可以远离声波生成器 210 定位, 并且经由有线或无线连接发送信息。在实施方式中, 医学成像装置 200 可以是超声成像装置。在实施方式中, 医学成像装置 200 的外壳 205 可以被配置为由用户握住。

[0033] 图 3 描绘了根据实施方式的使用医学成像装置的例示性方法的流程图。如图 3 所示, 声波生成器可以产生 305 具有一波长的声波。声波的波长可以对应于例如但不限于超声频率。例如, 声波可以具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率。在本公开的范围内还可以使用其它频率。

[0034] 声波可以通过声二极管透射 310。在实施方式中, 声二极管可以具有周期性声栅和均匀板。周期性声栅可以包括多个栅。均匀板可以通过共振腔与周期性声栅分离。声二极管可以被配置为, 具有大于针对入射在均匀板上的声波的第二透射效率的、针对入射在周期性声栅上的声波的第一透射效率。当声波产生 305 时, 它可以被生成为使得它利用声二极管的周期性声栅入射, 并且通过声二极管透射 310。

[0035] 在实施方式中, 声二极管还可以反射利用声二极管的均匀板入射的基本上所有的声波。换句话说, 不由声波生成器产生的声波可能不从均匀板面通过声二极管。结果, 声二极管可以限制来自不作为医学成像装置的一部分产生的外来声波的干扰。

[0036] 可以在传感器处接收 315 经透射的声波。在实施方式中, 传感器通常可以被配置为接收 315 声波。在替代的实施方式中, 传感器可以被配置为, 在与由声波生成器透射的声波关联的一个或多个波长下接收 315 声波。

[0037] 所接收的声波可以用来 320 产生图像。例如, 如果声波生成器是超声医学装置的一部分, 则所接收的声波可以用来 320 产生超声图像。在本公开的范围内可以产生其它图像。

[0038] 图 4 描绘了根据实施方式的并入例示性声二极管的噪声降低装置的框图。如图 4 所示, 噪声降低装置 400 可以包括声二极管 100, 诸如图 1 所描绘的。声二极管 100 可以用来允许声音在一个方向上通过噪声降低装置 400, 同时限制声音在另一个方向上通过。以这种方式, 声二极管可以使从噪声降低装置 400 外部发出的声音基本上静默。

[0039] 图 5 描绘了根据实施方式的降低噪声的例示性方法的流程图。如图 5 所示, 可以产生 505 包括声二极管的噪声降低装置。声二极管可以具有周期性声栅和均匀板。周期性声栅可以包括多个栅。均匀板可以通过共振腔与周期性声栅分离。声二极管被配置为, 具有针对入射在周期性声栅上的声波的第一透射效率以及针对入射在均匀板上的声波的第二透射效率。针对具有多个波长的声波第一透射效率可以大于第二透射效率。例如, 第一透

射效率大于第二透射效率的声波可以包括具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波。在本公开的范围,其它频率可以附加地或替代地具有更大的第一透射效率。

[0040] 利用周期性声栅入射的第一多个声波的至少一部分可以通过噪声降低装置透射 510。在实施方式中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波来说,第一透射效率可以是大约 10%至大约 60.8%。在实施方式中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波来说,第一透射效率通常大于 20%。

[0041] 相比之下,利用噪声降低装置的均匀板入射的第二多个声波中的基本上全部可以被噪声降低装置反射 515。在实施方式中,对于具有大约 499kHz 至大约 678kHz 的频率的声波来说,第二透射效率通常可以小于大约 1%。

[0042] 以这种方式,可以在声二极管的由周期性声栅面对的面上降低噪声水平。

[0043] 示例

[0044] 示例 1 :黄铜声二极管

[0045] 声二极管由黄铜构造。该声二极管包括了具有多个栅的周期性声栅和均匀板。周期性声栅的各个栅的宽度和厚度分别是 1.5mm 和 3mm。周期性声栅的相邻栅之间的距离是 6mm。均匀板的厚度是 1.5mm。均匀板与周期性声栅分离 1.5mm。

[0046] 示例 2 :声波的声二极管透射和反射

[0047] 示例 1 的声二极管被浸入水中。包括水区域的系统的总长度是 20cm。水和黄铜的质量密度分别是 1000kg/m^3 和 8600kg/m^3 。声音在水中的速度是 1498m/s。声音在黄铜中的纵向速度和横向速度分别是 4000m/s 和 2100m/s。图 6A 图式地例示了针对入射在声二极管的栅面上的声波的声场的空间强度和总位移场分布。如图 6A 所示,与入射在声二极管的栅面上的声波关联的入射声能的很大一部分通过声二极管透射。图 6B 图式地例示了针对入射在声二极管的均匀板面上的声波的声场的空间强度和总位移场分布。如图 6B 所示,与入射在声二极管的均匀板面上的声波关联的声能的基本上全部被声二极管反射。实际上,通过声二极管透射和反射的、利用声栅的均匀板面入射的声能的量,相当于利用参照均匀板入射的声能的量,如图 6C 所示。通过均匀黄铜板透射的声能的量由于黄铜与水之间的声阻抗失配而较低。

[0048] 图 7A 描绘了针对示例 1 的声二极管的测量和模拟功率透射光谱的曲线图。如图 7A 所示,利用周期性声栅入射的大约 499kHz 至大约 678kHz 的声能,以比利用声二极管的均匀板或参照均匀板入射的大约 499kHz 至大约 678kHz 的声能基本上高的透射效率,通过声二极管透射。

[0049] 图 7B 描绘了针对示例 1 的声二极管的测量和模拟对比率的曲线图。对比率由式

$$R_c = \frac{T_L - T_R}{T_L + T_R}$$

确定,其中 T_L 是针对入射在示例 1 的声二极管的周期性声栅上的声能的透射效率,并且 T_R 是针对入射在示例 1 的声二极管的均匀板上的声能的透射效率。图 7A 和图 7B 的阴影区域表示透射率为至少 0.5 的频率。

[0050] 针对入射在周期性声栅上的声能的透射效率 (T_L) 与针对入射在均匀板上的声能的透射效率 (T_R) 之间的差,表示声二极管在允许声波在第一方向上通过并阻止声波在相反方向上通过方面的有效性。 T_L 标识入射在周期性声栅上的声波通过声二极管的能力。 T_R 标识入射在均匀板上的声波通过声二极管的能力。因为 T_L 大于或基本上大于 T_R ,所以比入射

在均匀板上的声能大或基本上大的量的入射在周期性声栅上的声能通过声二极管。

[0051] 示例 3 :具有声二极管的超声装置

[0052] 超声装置将包括声二极管(诸如示例 1 中的声二极管)和声波生成器。声波生成器将在处理器的控制下操作,处理器控制声波生成器在特定时间处和/或在特定频率下生成声波。处理器将远离声波生成器地定位,并且经由有线连接与声波生成器通信。处理器还将控制用来基于在传感器装置处检测到声波而将信息提供给用户的成像装置,诸如显示屏幕。

[0053] 在上述详细描述中,参照形成其一部分的附图。在附图中,除非上下文另外规定,否则类似的附图标记通常标识类似的组件。在具体实施方式、附图和权利要求中描述的例示性实施方式不意在为限制性的。在不脱离本文所呈现的主题的精神或范围的情况下,可以使用其它实施方式,并且可以做出其它改变。应当容易地理解,如本文所通常描述的和图中所例示的那样,能够按照各式各样的不同配置来布置、取代、组合、分离并且设计本公开的方面,所述不同配置中的全部在本文中被明显地设想到。

[0054] 本公开将在旨在为各个方面的例示的、本申请中所描述的特定实施方式方面不受限制。如对于本领域技术人员而言将显而易见的,在不脱离其精神和范围的情况下能够做出许多修改和变化。根据前面的描述,除本文所枚举的那些之外在本公开的范围内的功能上等效的方法和设备,对于本领域技术人员而言将是显而易见的。这样的修改和变化旨在落入所附权利要求的范围内。本公开将仅受所附权利要求的项以及这些权利要求享有的等同物的完全范围限制。应当理解,本公开不限于特定方法、反应物、化合物、组成或生物系统,其当然能够变化。应当理解,本文所使用的术语仅用于描述特定实施方式的目的,而不旨在为限制性的。

[0055] 相对于基本上任何复数和/或单数术语在本文中的使用,像适于上下文和/或应用那样,本领域技术人员能够从复数转移到单数和/或从单数转移到复数。为了清楚起见,可以在本文中明确地阐述各种单数/复数置换。

[0056] 本领域技术人员应当理解,一般而言,本文以及尤其在所附权利要求(例如,所附权利要求的正文)中所使用的术语通常意图为“开放式”术语(例如,术语“包括有”应该被解释为“包括有但不限于”,术语“具有”应该被解释为“至少具有”,术语“包括”应该被解释为“包括但不限于”等)。虽然在“包括”各种组件和步骤(被解释为意指“包括但不限于”)方面描述了各种组成、方法和装置,但是这些组成、方法和装置还能够“大体上由”各种组件和步骤“构成”,或者“由”各种组件和步骤“构成”,并且这种术语应该被解释为,大体上定义封闭成员组。本领域技术人员还应当理解,如果特定数目的引入的权利要求引用是有意图的,则这样的意图将被显式地记载在权利要求中,并且在缺少这种引用情况下不存在这种意图。例如,作为对理解的帮助,以下所附权利要求可以包含介绍性短语“至少一个”和“一个或更多个”的使用以引入权利要求引用。然而,即使当相同的权利要求包括介绍性短语“一个或更多个”或“至少一个”以及诸如“一”或“一个”的短语时(例如,“一”和/或“一个”应该被解释为意指“至少一个”或“一个或更多个”),这些短语的使用不应该被解释为,暗示权利要求引用通告短语“一”或“一个”的引入将包含这样引入的权利要求应用的任何特定权利要求限制于包含仅一个这种引用的实施方式;相同情况适用于用来引入权利要求引用的限定短语的使用。此外,即使特定数目的引入的权利要求引用被显式地记载,

本领域技术人员也将认识到,这种引用应该被解释为至少意指所记载的数目(例如,“两个引用”的仅有引用,而没有其它修改者,意指至少两个引用或两个或更多个引用)。此外,在其中使用了类似于“A、B 和 C 中的至少一个等”的约定的那些实例中,一般而言,这样的构造在本领域技术人员将理解该约定的意义上是有意的(例如,“具有 A、B 和 C 中的至少一个的系统”将包括但不限于只有 A、只有 B、只有 C、A 和 B 一起、A 和 C 一起、B 和 C 共同和 / 或 A、B 以及 C 一起等的系统)。在其中使用了类似于“A、B 或 C 中的至少一个等”的约定的那些实例中,一般而言,这样的构造在本领域技术人员将理解该约定的意义上是有意的(例如,“具有 A、B 或 C 中的至少一个的系统”将包括但不限于只有 A、只有 B、只有 C、A 和 B 一起、A 和 C 一起、B 和 C 共同和 / 或 A、B 以及 C 一起等的系统)。本领域技术人员还应当理解,无论在本说明书、权利要求还是附图中,实际上任何反意词和 / 或短语呈现两个或更多个另选的术语应该被理解为设想到包括这些术语中的一个、这些术语中的任一个或两个术语的可能性。例如,短语“A 或 B”将被理解为包括“A”或“B”或“A 和 B”的可能性。

[0057] 另外,在按马库什 (Markush) 组对本公开的特征或方面进行描述的情况下,本领域技术人员将认识到,还因此按马库什组的成员的任何独立成员或子组对本公开进行描述。

[0058] 如将由本领域技术人员所理解的,出于任何和所有目的,诸如在提供说明说明书方面,本文所公开的所有范围还包含任何和所有可能的子范围以及其子范围的组合。任何列举的范围能够被容易地识别为充分地描述,并且使得能够实现被分解成至少二分之一、三分之一、四分之一、五分之一、十分之一等的相同范围。作为非限制性示例,本文所讨论的各个范围能够被容易地分解成下三分之一、中间三分之一和上三分之一等。如还将由本领域技术人员所理解的,诸如“多达”、“至少”等的所有语言包括所记载的数量,并且指代能够被随后分解成如以上所讨论的子范围的范围。最后,如将由本领域的技术人员所理解的,该范围包括各个独立的成员。因此,例如,具有 1-3 个单元的组指代具有 1、2 或 3 个单元的组。类似地,具有 1-5 个单元的组指代具有 1、2、3、4 或 5 个单元的组等等。

[0059] 可以将各种以上公开的和其它的特征和功能或其另选方案组合成许多其它不同的系统或应用。本文的各种目前未预见或未预料到的另选方案、修改、变化或改进可以由本领域技术人员随后做出,其中的每一个还旨在被所公开的实施方式包含。

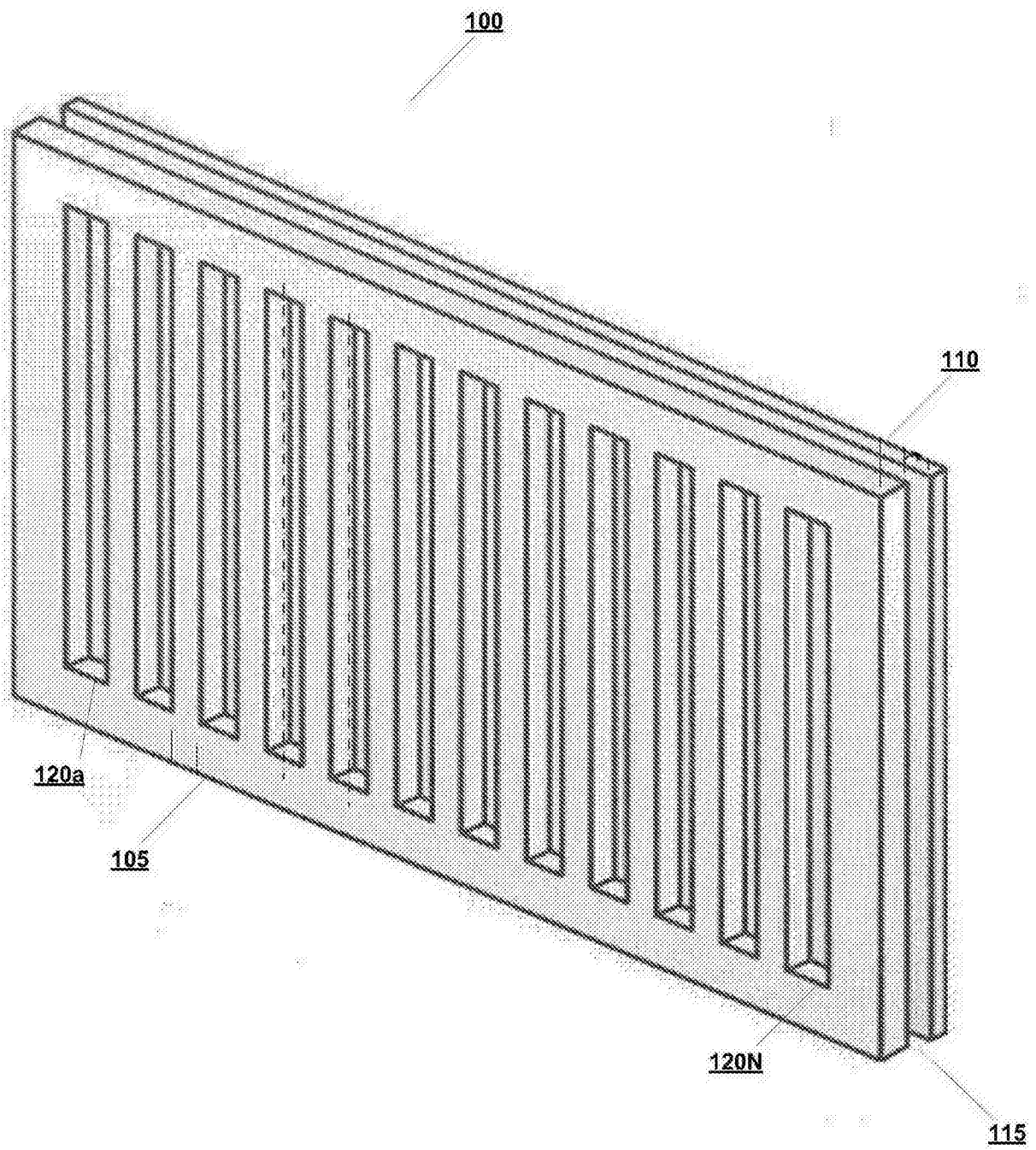


图 1

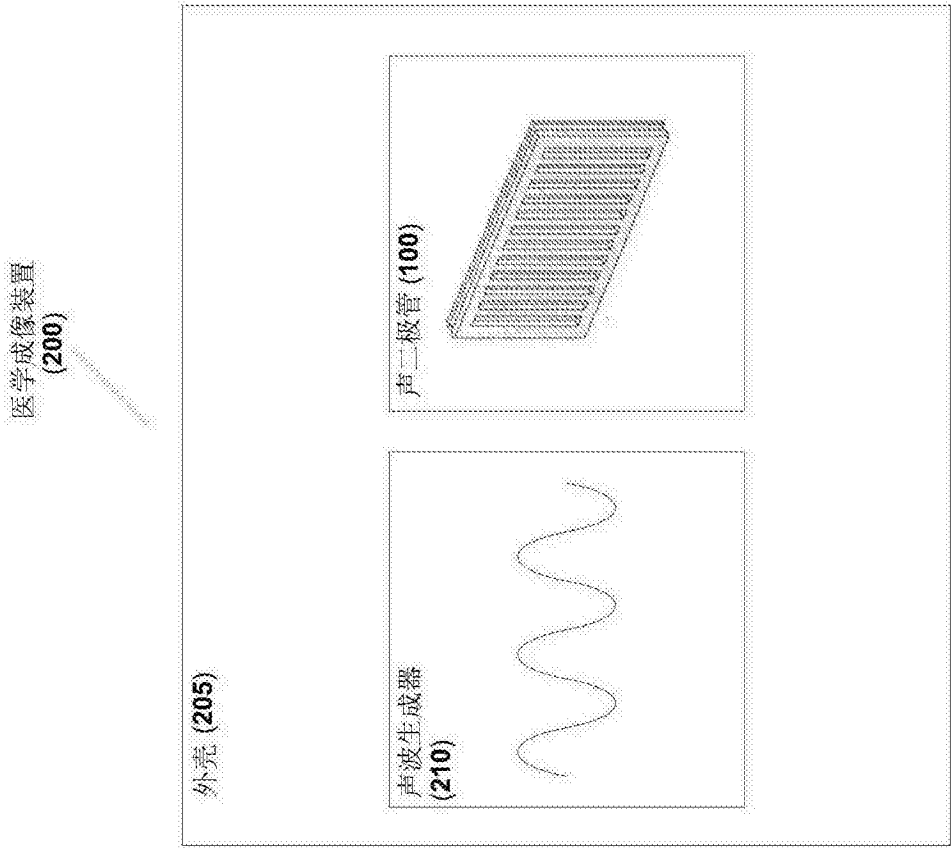


图 2

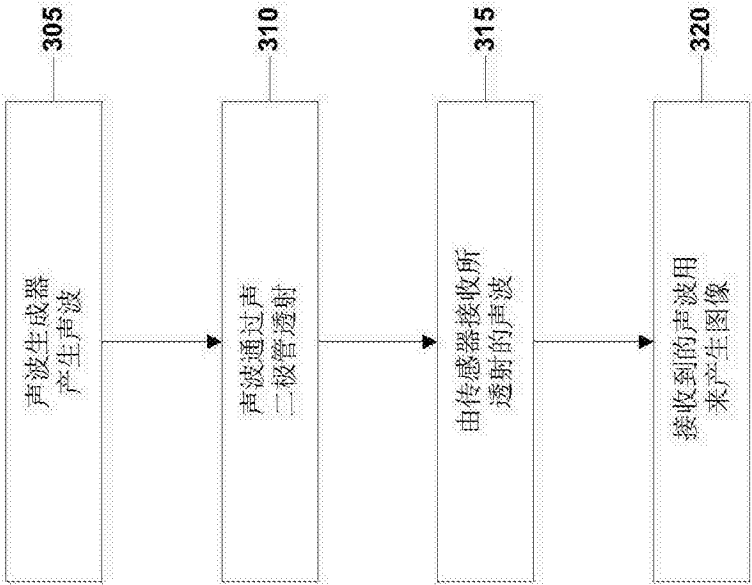


图 3

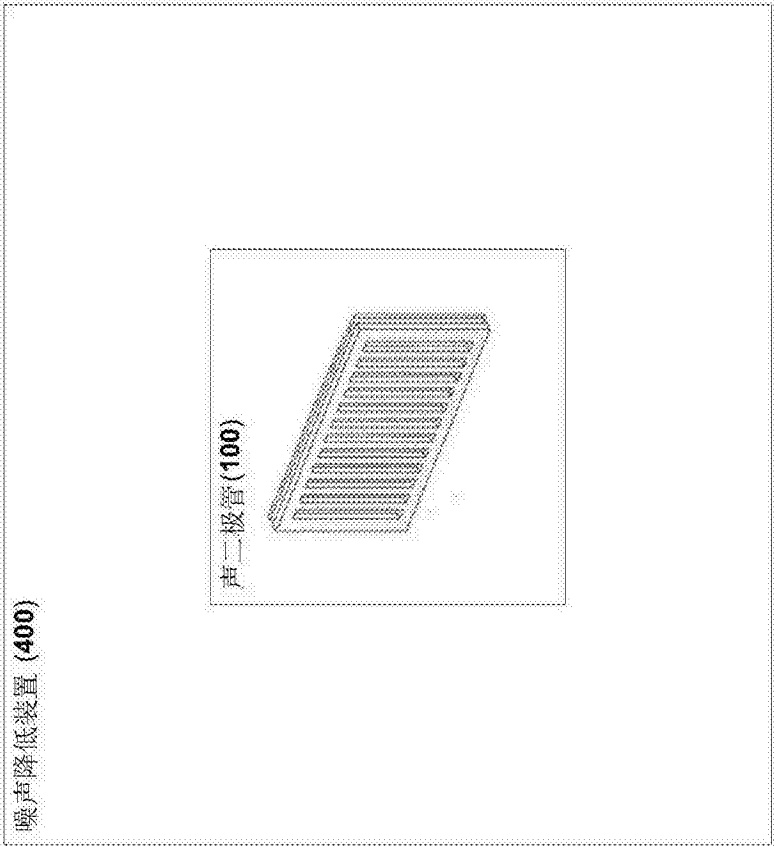


图 4

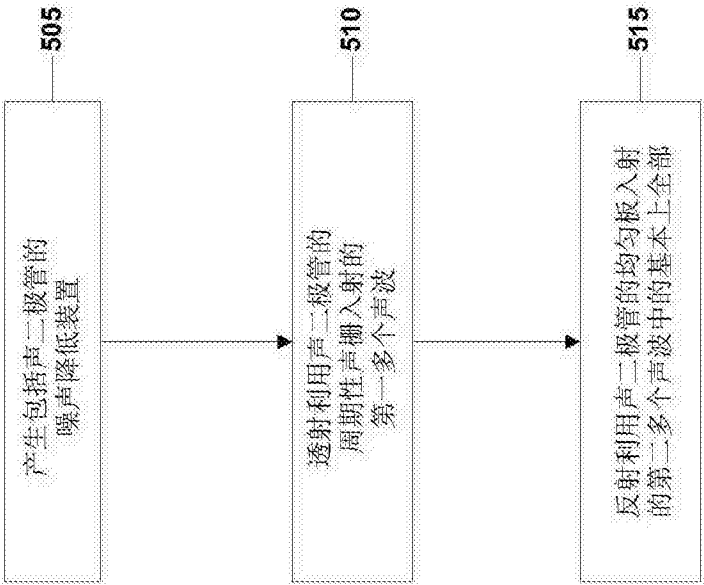


图 5

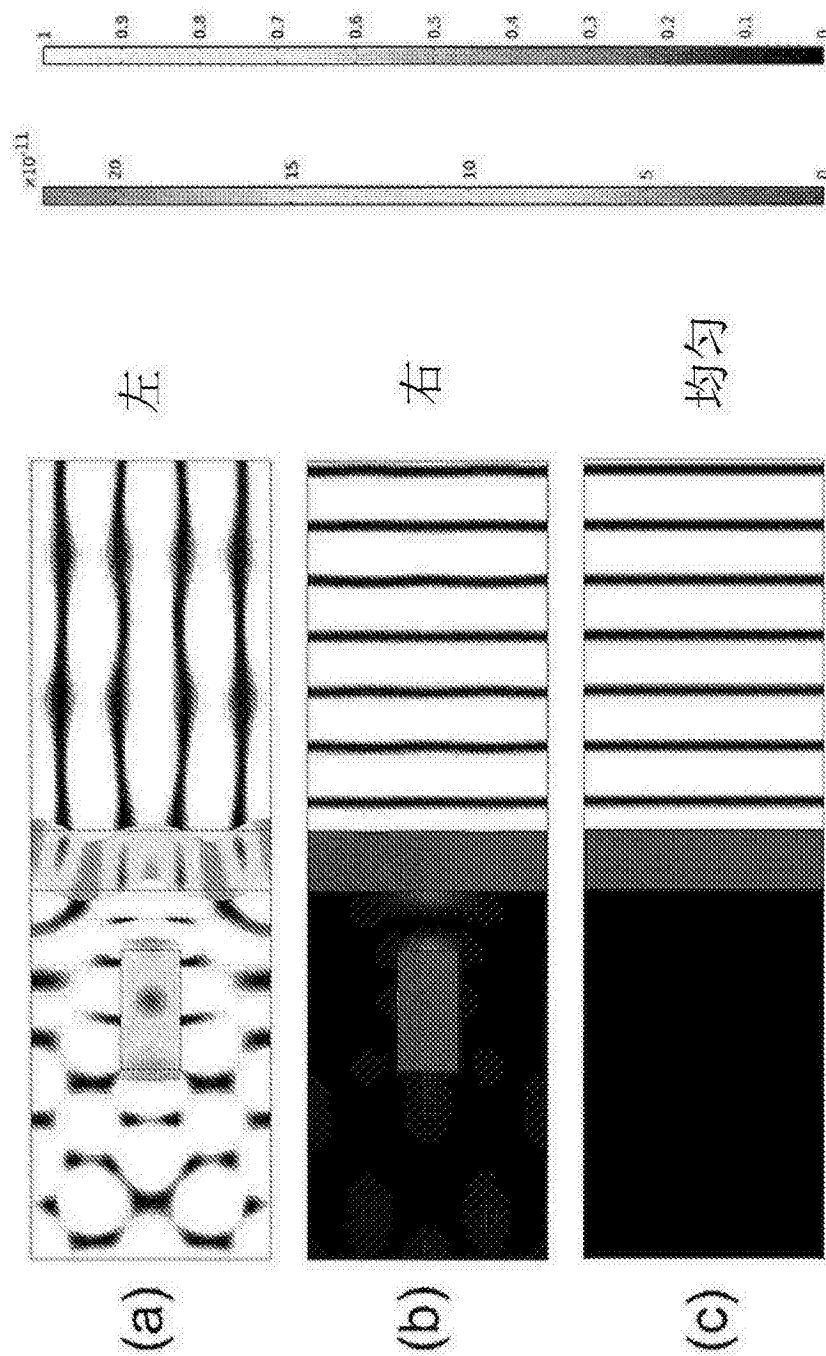


图 6A

BCA

66

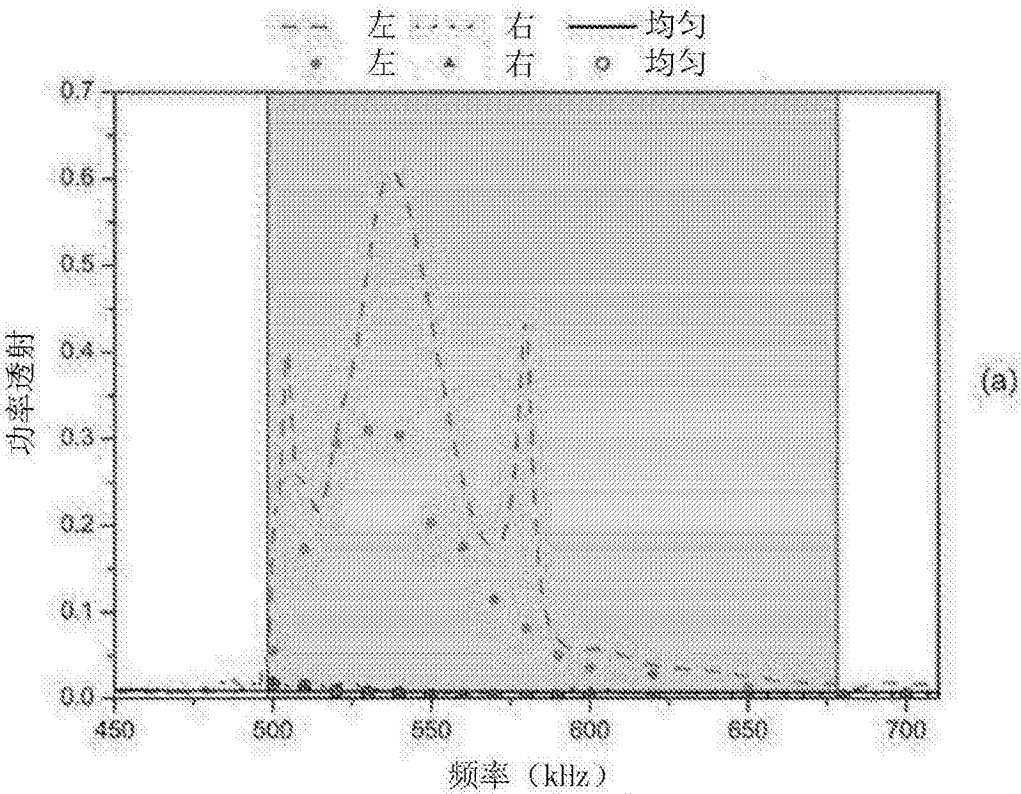


图 7A

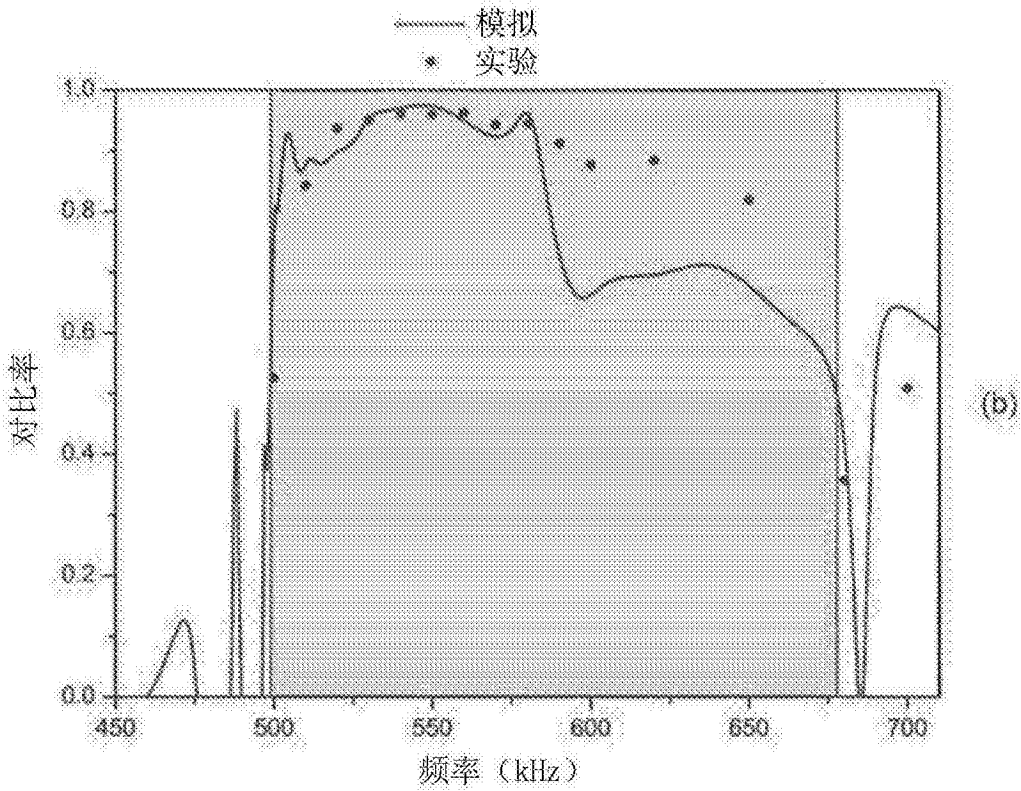


图 7B

专利名称(译)	声二极管和使用该声二极管的方法		
公开(公告)号	CN105229925A	公开(公告)日	2016-01-06
申请号	CN201380076565.1	申请日	2013-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	南京大学		
申请(专利权)人(译)	南京大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京大学		
[标]发明人	梁彬 屠娟 程建春 章东 李勇 郭霞生		
发明人	梁彬 屠娟 程建春 章东 李勇 郭霞生		
IPC分类号	H03H9/25 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/5269 G01N29/0654 G10K11/18 H03H9/02		
代理人(译)	刘久亮		
其他公开文献	CN105229925B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了声二极管、并入了这种二极管的装置、以及使用这些装置的方法。该声二极管可以包括周期性声栅和均匀板。周期性声栅可以包括多个栅。均匀板可以通过共振腔与周期性声栅分离。声二极管可以被配置为，具有比针对入射在均匀板上的声波的第二透射效率大的、针对入射在周期性声栅上的声波的第一透射效率。该声波可以具有在一波长范围内的波长。并入了声二极管的装置可以包括医学成像装置(诸如超声装置)和噪声降低装置。

