



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102176859 B

(45) 授权公告日 2014. 01. 15

(21) 申请号 200980140512. 5

(22) 申请日 2009. 10. 12

(30) 优先权数据

0818775. 9 2008. 10. 13 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 04. 12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2009/002436 2009. 10. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/043851 EN 2010. 04. 22

(73) 专利权人 埃西斯创新有限公司

地址 英国牛津

(72) 发明人 大卫·约翰·爱德华兹

克里斯多佛·约翰·史蒂文斯

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理

有限公司 11262

代理人 李冬梅 郑霞

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 6/02 (2006. 01)

A61B 8/13 (2006. 01)

G01N 21/17 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2006/0247506 A1, 2006. 11. 02,

US 6738653 B1, 2004. 05. 18,

CN 1886094 A, 2006. 12. 27,

审查员 杨星

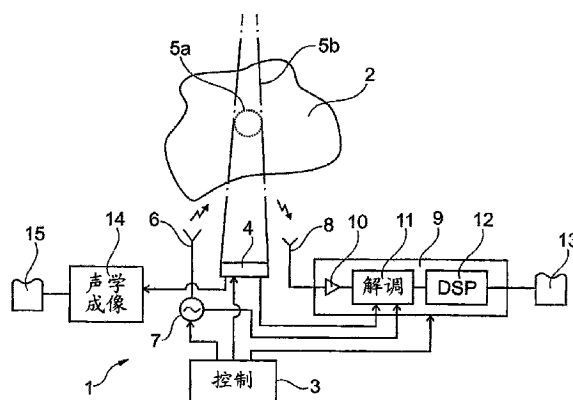
权利要求书4页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

对象的物理特性的研究

(57) 摘要

一种用于诸如人类或动物组织的对象的成像系统,其通过声振动使用照射电磁波的散射生成散射电磁波,该散射电磁波包括多普勒分量,其按照声振动的频率及其倍数频率从照射电磁波的频率偏移。一种应用声振动的声换能器装置,所述声振动以二维或三维被限定在多个区域中。发射器同时使用照射电磁波连续地照射物体,所述照射电磁波具有从100MHz到100GHz范围内的频率,声振动的振动方向具有平行于照射电磁波的传播方向的分量。接收器接收散射电磁波。信号处理装置推导出多普勒分量的特征,并且存储代表了被推导出的特征的图像数据。



1. 一种用于研究对象的物理特性的方法,包括如下步骤:

对所述对象应用声振动,该声振动以二维或三维被限定在所述对象的一区域中;

同时地使用照射电磁波来照射所述对象,所述照射电磁波具有在从 30THz 向下扩展的范围内的频率,所述声振动的振动方向具有平行于所述照射电磁波的传播方向的分量,以使得在所述区域中所述对象的所述声振动生成包括多普勒分量的散射电磁波,所述多普勒分量以所述声振动的频率及其倍数频率从所述照射电磁波的频率偏移;以及

接收在所述区域中生成的所述散射电磁波,以及

从所接收的散射电磁波推导代表所述多普勒分量的至少一个特征的数据。

2. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述对象是人类或动物组织。

3. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述照射电磁波的频率的所述范围从 100GHz 向下扩展。

4. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述照射电磁波的频率的所述范围向下扩展到 100MHz。

5. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述声振动具有在从 10MHz 至 1GHz 的范围内的频率。

6. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述声振动的振动方向与所述照射电磁波的传播方向是平行的。

7. 如前述权利要求中的任一项所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述散射电磁波在沿着与所述照射电磁波的传播方向平行且相同方向的线路上被接收或在沿着与所述照射电磁波的传播方向平行且相反方向的线路上被接收。

8. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述方法使用不同频率的声振动和 / 或使用不同频率的照射电磁波执行,以关于所述声振动和 / 或所述照射电磁波的不同频率推导代表所述多普勒分量的所述至少一个特征的数据。

9. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述多普勒分量的至少一个特征包括一个或多个所述多普勒分量的幅值或相位中的至少一个。

10. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中推导代表所述多普勒分量的至少一个特征的数据的步骤包括从和所述照射电磁波有相同频率的所述散射电磁波的分量,调频解调所述多普勒分量。

11. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中

所述声振动被应用为单个频率的声振动,并且

推导代表所述多普勒分量的至少一个特征的数据的所述步骤还包括相干地检测在所解调的多普勒分量中的所述单个频率。

12. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,该方法是一种给对象成像的方法,其中:

应用声振动的所述步骤包括顺序地或同时地应用被限定在多个区域中、但在每个区域中有不同的频率的所述声振动的步骤;

接收所述散射电磁波的所述步骤包括接收在所述多个区域的每一个中产生的所述散射电磁波的步骤;

推导代表所述多普勒分量的至少一个特征的数据的所述步骤包括关于每个区域推导代表所述多普勒分量的至少一个特征的数据的步骤；以及

所述给对象成像的方法还包括将关于每个区域的所推导的数据存储为图像数据。

13. 如权利要求 12 所述的用于研究对象的物理特性的方法,还包括通过关于所述多个区域中的每一个接收被散射的声波、从其推导所述被散射的声波的至少一个特征以及存储代表关于每个区域的所推导的特征的图像数据,来同时地获得声学图像。

14. 如权利要求 12 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中被应用到所述对象的所述声振动以三维被限定在所述对象的所述区域中。

15. 如权利要求 14 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述声振动作为至少一个点被应用到所述对象,该至少一个点在空间中以三维连续地被限定在所述对象的所述区域中。

16. 如权利要求 15 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述声振动作为不同频率的多个点被同时地应用到所述对象,每个点在空间中以三维连续地被限定在所述对象的不同区域中。

17. 如权利要求 15 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述至少一个点是单个点而且所述声振动作为所述单个点被应用到所述对象,所述单个点在时刻在空间中以三维连续地被限定在单个区域中,所述单个区域被扫描。

18. 如权利要求 14 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述声振动作为至少一条传播波束被应用,所述传播波束在空间中以第一维度和第二维度被限定,并且在其传播时的不同时间以第三维度被限定在不同区域中。

19. 如权利要求 18 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述声振动被应用为脉冲。

20. 如权利要求 18 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述声振动以随时间改变的频率被应用,以使得具有不同频率的所述声振动沿着所述第三维度被同时限定到不同区域中。

21. 如权利要求 20 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中关于每个区域推导代表所述多普勒分量的至少一个特征的数据的所述步骤包括执行所接收的散射电磁波到时域的转换,以沿着所述第三维度从不同区域获得所述多普勒分量的所述至少一个特征。

22. 如权利要求 14 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述声振动作为不同频率的多个同时传播的波束被应用,该波束在空间中以第一维度和第二维度被限定在不同区域中。

23. 如权利要求 12 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中被应用到所述对象的所述声振动以二维被限定在所述对象的所述区域中。

24. 如权利要求 23 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述声振动作为至少一条波束被应用,该波束在空间中以所述二维连续地被限定。

25. 如权利要求 24 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述声振动作为不同频率的多条同时存在的波束被应用,每条波束在空间中以所述二维被限定到不同区域中。

26. 如权利要求 24 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中被应用到所述对象上的所述声振动在时刻被限定在单个区域中,所述单个区域被扫描。

27. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述声振动通过具有固定的焦点或可控制的焦点的声换能器的阵列被应用。

28. 如权利要求 1 所述的用于研究对象的物理特性的方法,其中所述照射电磁波是连续波。

29. 一种用于研究对象的物理特性的系统,所述系统包括:

声换能器装置,其被布置成将声振动应用到所述对象,所述声振动以二维或三维被限定在所述对象的一区域中;

发射器装备,其被布置成在声振动被应用的同时使用照射电磁波照射所述对象,所述照射电磁波具有在从 30THz 向下扩展的范围中的频率,所述声振动的振动方向具有与所述照射电磁波的传播方向平行的分量,以使得在所述区域中的所述对象的声振动产生散射电磁波,所述散射电磁波包括以所述声振动的频率及其倍数频率从所述照射电磁波的频率偏移的多普勒分量;

接收器装备,其被布置成接收在所述区域中产生的所述散射电磁波;以及

信号处理装置,其被布置成从被接收到的在所述区域中产生的散射电磁波推导代表所述多普勒分量的至少一个特征的数据。

30. 如权利要求 29 所述的系统,其中所述对象是人类或动物组织。

31. 如权利要求 29 所述的系统,其中所述照射电磁波的频率的所述范围从 100GHz 向下扩展。

32. 如权利要求 29 所述的系统,其中所述照射电磁波的频率的所述范围向下扩展至 100MHz。

33. 如权利要求 29 所述的系统,其中所述声振动具有在从 10MHz 到 1GHz 范围内的频率。

34. 如权利要求 29 所述的系统,其中所述声振动的振动方向和所述照射电磁波的传播方向是平行的。

35. 如权利要求 29 所述的系统,其中所述散射电磁波在沿着与所述照射电磁波的传播方向平行且相同方向的线路上被接收或在沿着与所述照射电磁波的传播方向平行且相反方向的线路上被接收。

36. 如权利要求 29 所述的系统,其中所述声换能器装置被布置成应用不同频率的声振动和/或所述发射器装备被布置成使用不同频率的照射电磁波来照射所述对象,并且所述信号处理装置被布置成关于所述声振动和/或所述照射电磁波的不同频率来推导代表所述多普勒分量的至少一个特征的数据。

37. 如权利要求 29 所述的系统,其中所述多普勒分量的至少一个特征包括一个或多个所述多普勒分量的幅值或相位中的至少一个。

38. 如权利要求 29 所述的系统,其中所述信号处理装置包括调频解调器,该调频解调器被布置成从和所述照射电磁波有相同频率的所述散射电磁波的分量解调所述多普勒分量。

39. 如权利要求 29 所述的系统,其中

所述声换能器装置被布置成在所述区域中应用单个频率的声振动,并且

所述信号处理装置还包括相干检测器,该相干检测器被布置成检测在所述多普勒分量

中的所述单个频率。

40. 如权利要求 29 所述的系统,该系统为成像系统,其中

所述声换能器装置被布置成应用声振动,所述声振动顺序地或同时地被限定在多个区域中,但是在每个区域中有不同的频率;

所述接收器装备被布置成接收在所述多个区域的每一个中产生的所述散射电磁波;以及

所述信号处理装置被布置成关于每个区域推导代表所述多普勒分量的至少一个特征的数据,并且将关于每个区域被推导出的数据存储在图像数据。

41. 如权利要求 40 所述的系统,还包括声学成像系统,该声学成像系统被布置成从所述多个区域中的每一个接收散射声波,并且从其推导声学图像数据。

42. 如权利要求 40 所述的系统,其中所述声换能器装置包括声换能器的阵列。

43. 如权利要求 40 所述的系统,其中所述声换能器装置被布置成应用所述声振动,所述声振动以三维被限定在所述对象的所述区域中。

44. 如权利要求 43 所述的系统,其中所述声换能器装置被布置成将所述声振动应用为至少一个点,该至少一个点以三维连续地被限定在所述对象的所述区域中。

45. 如权利要求 44 所述的系统,其中所述声换能器装置被布置成将所述声振动同时地应用于不同频率的多个点,每个点在空间中以三维连续地被限定在所述对象的不同区域中。

46. 如权利要求 44 所述的系统,其中所述声换能器装置被布置成将所述声振动应用为点,该点在一时刻在空间中以三维连续地被限定到单个区域中,并且随着时间的推移扫描该单个区域。

47. 如权利要求 43 所述的系统,其中所述声换能器装置被布置成将所述声振动应用为至少一条传播波束,该至少一条传播波束在空间中以第一维度和第二维度被限定,并且当其传播时在不同时间以第三维度被限定在不同区域中。

48. 如权利要求 47 所述的系统,其中所述声换能器装置被布置成将所述声振动同时地应用为不同频率的多条传播波束,该多条传播波束在空间中以第一维度和第二维度被限定在所述对象的不同区域中。

49. 如权利要求 40 所述的系统,其中所述声换能器装置被布置成应用所述声振动,所述声振动以二维被限定在所述对象的所述区域中。

50. 如权利要求 29 所述的系统,其中所述发射器装备和所述接收器装备共享一共用天线。

51. 如权利要求 29 所述的系统,其中所述照射电磁波是连续波。

对象的物理特性的研究

[0001] 本发明涉及对象的物理特性的研究。尽管不全是，但其具有在成像领域中的应用。

[0002] 已知有各种用于研究对象的物理特性的方法。例如，存在着范围广泛的成像技术，其产生了代表对象物理特性的对象图像。例如，在医学成像领域中，已确立并广泛使用的成像方法包括 x 射线摄影术、计算机断层照相法 (CT)、超声波成像、磁共振成像 (MRI)、正电子发射断层扫描术 (PET)。

[0003] 不同的成像方法是基于不同的物理现象。例如，在 x 射线摄影术和计算机断层照相法 (CT) 时，x 射线与对象相互作用，在超声波成像时，超声波与对象相互作用，等等。作为结果，不同的成像技术产生正被成像对象的不同物理特征的图像。因此，不同成像技术具有不同的优势和限制。举例来说，比较两种普通的医学成像方法，即超声波成像和 MRI，其提供了相对高分辨率的图像，但是超声波成像提供声学或力学特性的图像，而 MRI 则提供电磁特性的图像。因此，对于给一些对象成像来说 MRI 更加有用，但是相反地其受到需要强磁体的问题的困扰。

[0004] 相类似地，存在着基于不同物理现象的一定范围的光谱技术。这些光谱技术不需要产生图像，而是提供关于例如电磁辐射的一定范围的频率或波长的数据。

[0005] 由于其基于的不同物理现象，这些不同的成像技术和不同的光谱技术具有不同的应用，这些应用依赖于感兴趣对象特征的性质。

[0006] 本发明牵涉到用于研究对象的物理特性的技术，其不同于这些已确立的技术。

[0007] 根据本发明的第一方面，提供了一种研究对象的物理特性的方法，包括：

[0008] 给对象施加以被限定在对象的一区域内的二维或三维中的声振动；

[0009] 同时地使用照射电磁波来照射对象，所述照射电磁波具有在从 30THz 向下扩展的范围内的频率，声振动的振动方向具有平行于照射电磁波的传播方向的分量，以致于在所述区域中对象的声振动生成包括多普勒分量的散射电磁波，所述多普勒分量以声振动的频率与其倍数频率从所述照射电磁波的频率偏移；以及

[0010] 接收在所述区域中生成的散射电磁波，并且

[0011] 从被接收的散射电磁波推导出代表了多普勒分量的至少一个特征的数据。

[0012] 根据本发明的另一方面，提供实现了类似方法的系统。

[0013] 因此，基于散射和调制了电磁波的对对象的声振动的物理现象，本发明提供了对象的物理特性的研究，所述电磁波具有在从照射对象的 30THz 向下扩展的范围内的频率，其为在太赫兹频带或以下中的无线电波。例如在医学成像领域中，本发明被有利地应用到对象，即人类或动物组织上。然而，本发明不局限于该领域，并且可被应用到其他领域的对象的范围中。

[0014] 依靠具有平行于照射电磁波的传播方向的分量的声振动的振动方向，散射电磁波包括多普勒分量，其以声振动的频率与其倍数频率从所述照射电磁波的频率偏移。这些多普勒分量的特征被探测。被探测到的特征依赖于在该区域中的对象对所施加的声振动的机械响应，并且依赖于在该区域中对象的电磁特性，该电磁特性导致了与照射电磁波相互作用。因此，被检测到的特征提供了与 MRI 成像类似的电磁特性的信息，而不需要磁体。

[0015] 本发明可被应用以提供对象的成像。在应用被限定到多个区域中的声振动的情况下,并且在多个区域的每一个中生成的散射电磁波被接收,并被用于推导出代表了与每个区域有关的多普勒分量的至少一个特征的数据,该数据作为图像数据。

[0016] 因此,被限定的声振动和电磁波被同时应用,并且因为声振动以二维或三维被限定在对象的一区域中,已知任何被检测到的多普勒分量(以声振动的频率或其倍数频率从所述照射电磁波的频率偏移)通过声振动区域中的相互作用已被生成。通过这种方法,有可能生成关于多个区域的图像数据,并因此建立图像,该图像代表关于对象物理特性的信息。在声振动以二维被限定的情况下,则这些区域在第三个方向上扩展,并因此图像是二维图像(或阴影像)。在声振动以三维被限定的情况下,则这些区域在第三个方向上有一定程度的限制,并且能够推导出三维图像。

[0017] 可顺序地应用被限定在多个区域中的声振动。在这种情况下,声振动可具有相同的频率,这简化了该所述方法的实现,但不是必须的。

[0018] 可选择地,被限定在多个区域中的声振动可被同时地应用,但是在每个区域中使用不同的频率。在这种情况下,电磁波从每个具有不同频率的区域中被散射,允许关于每个区域分离地推导出代表了多普勒分量的至少一个特征的数据。

[0019] 用和已知的超声波成像技术相类似的方法可以实现限定。例如,为了应用被二维地限定的声振动,声振动可被应用为一波束,或者,为了应用以三维被限定的声振动,该声振动可被应用为在三维中被连续地限定的点,或者是二维地在空间中被限定的脉冲波束,并且随着声振动的传播在不同的时间沿着传播方向被限定。这意味着成像的分辨率与通过超声波成像所实现的分辨率相类似,其受限于通过在声振动的波长的基础上可实现的限定。

[0020] 本发明还可被用于将声振动应用到仅仅一个区域上,而不提供对象的成像。尽管如此,被推导出的关于对象物理性质的信息是有用的,因为它是基于以上所描述的物理现象。

[0021] 可选地并且由特殊优势地,在将声振动应用到仅仅一个区域上时,使用不同频率的声振动和/或使用不同频率的照射电磁波来执行所述方法。以这种方法,关于声振动和/或照射电磁波的不同频率,可获得代表了多普勒分量的至少一个特征的数据。在这种情况下,本发明被实现为光谱技术,其对于一些对象来说是有用的,因为其允许更好地表现对象的性质。

[0022] 当被应用于对人类或动物组织成像,包括但不限于医学成像时,这些特性意味着本发明的成像能够提供超过已确立的成像方法的优势。

[0023] 为了允许更好地进行理解,现在在本发明的实施方式将通过关于附图非限制性举例的方式来描述,其中:

[0024] 图 1 是成像系统的图示;

[0025] 图 2(a) 至 2(c) 是声振动、照射电磁波、以及散射电磁波的频谱图;

[0026] 图 3 成像系统的声换能器装置的透视图;

[0027] 图 4 是声换能器装置的驱动电路图;

[0028] 图 5 是驱动电路中的波束生成器电路的图示;

[0029] 图 6 是声换能器装置的换能器的透视图;

[0030] 图 7 是应用于乳腺 X 光摄影检查术的成像系统的透视图；

[0031] 图 8 是被应用为全身扫描仪的成像系统的透视图；以及

[0032] 图 9 是使用手持式声换能器装置来应用的成像系统的透视图。

[0033] 此处将首先描述用于研究对象 2 的物理特性的系统 1, 如图 1 中所示。对象 2 可以是例如在医学成像领域中的人类或动物组织。然而, 本发明并不局限与该领域, 并且可被应用到其他领域中的对象的范围上。

[0034] 系统 1 包括控制单元 3, 其控制系统 1 的其他组件。该控制单元 3 可以通过运行适当程序的计算机装置来实现。

[0035] 系统 1 包括声换能器装置 4, 其在控制单元 3 的控制下进行操作。在操作中, 声换能器装置 4 将声振动应用到对象 2。该声振动被限定到对象 2 内的给定位置上的区域 5 中。作为在图 1 中示出的两个方案的备选方案, 声振动可被二维地限定在区域 5a (以虚线轮廓显示) 中, 其在垂直于声振动的传播方向上有一定程度的限制, 但沿着传播方向扩展, 或者可按三维被限定在区域 5b (以点划线轮廓显示) 中, 其在沿着传播方向上也是有限制的。声振动的限定可使用如下面以更多细节描述的常规设备来实现。当以三维被限定时, 沿着声波的传播方向, 声振动仅可能随着声波传播被瞬时限定。在许多应用领域, 比如医学成像中, 所述声振动是超音速的。

[0036] 在最简单的实施方式中, 声振动在给定时间被限定到单个位置上, 该位置在对象 2 以上被扫描, 以致于声振动在多个不同区域 5 上被接连地应用到区域 5 上。这样的扫描可通过使用具有可控焦点或波束的声换能器装置 4 来执行, 或者可选择地通过将具有固定焦点或波束的声换能器装置 4 进行物理移动来执行, 所述物理移动例如使用机械转换器。所述扫描可一维、二维或三维地执行。

[0037] 在更复杂的实施方式中, 声振动在多个位置上被同时限定在区域 5 中, 但是在这种情况下, 声振动在不同的位置上具有不同的频率, 正如下面将进一步讨论的。

[0038] 为了方便检测, 声振动主要使用单个频率。然而, 一般来说, 声振动可包括一频带。

[0039] 系统 1 还包括发射器装备, 其包括连接到由控制单元 3 所控制的无线电频率源 7 的发射天线 6。在操作中, 该发射器装备使用照射电磁波照射对象 2, 所述照射电磁波具有无线电频率并具有足够宽的波束, 以便理想均匀地覆盖受研究的对象 2 的整个体积。期望照射电磁波是连续的波而不是脉冲。在这种情况下, 照射电磁波至少在一周期上具有恒定的幅值和频率, 对于该周期, 与声波的相互作用通过接收散射的多普勒分量来监控。

[0040] 为方便检测, 照射电磁波主要使用单个频率, 但是一般来说, 照射电磁波能够包括一频带。照射电磁波的频率大于声振动的频率, 优选为大至少一个数量级。

[0041] 照射电磁波由对象 2 散射。在区域 5 内, 声振动的对象 2 与照射电磁波之间有相互作用, 其导致区域 5 中的对象 2 的声振动调制散射电磁波。特别是, 被生成的散射电磁波包括在照射电磁波频率上的分量, 和以声振动的频率及其倍数频率从照射电磁波的频率偏移的频率上的多普勒分量。

[0042] 这在图 2(a) 至 2(c) 中以图解说明, 这些图分别是声振动、照射电磁波、和散射电磁波的频谱图。在这种情况下, 声振动和照射电磁波每个都分别具有单个频率 f_a 和 f_e 。散射电磁波具有照射电磁波的频率 f_e 的中央分量。散射电磁波还具有在频率 $f_e \pm n \cdot f_a$ 处的多普勒分量 (边带), 其中 n 是整数, 即以声振动的频率 f_a 及其倍数频率从照射电磁波的频

率 f_e 偏移。虽然图 2(c) 示出在每一侧具有三个多普勒分量的例子,但是一般来说依赖于物理相互作用能够为任意数量的多普勒分量。

[0043] 在生成包括多普勒分量的散射电磁波背后的物理现象是:在具有不同电特性,比如导电性和介电常数的对象 2 中的区域(或者更普遍地在电性质改变的区域)之间的分界线散射照射电磁波,并且这些分界线的该振动调制了散射波。因此,可以认为具有照射电磁波频率的中央分量相应于当对象 2 静止不动时的散射,而多普勒分量则通过对象 2 的振动生成。

[0044] 事实上,这种关于振动对象的一般情况的物理现象本身是已知的,例如,在 Lawrence 等人的“Electromagnetic Scattering from Vibrating Penetrable Objects Using a General Class of Time-Varying Sheet Boundary Conditions”, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 54, no. 7, pp. 2054–2061, July 2006 中所公开的。然而,该文件仅考虑了由正在振动的金属和介质体散射的电磁波,而没有考虑振动是如何产生的。对照本发明,应用声振动使其被限定在区域 5 中,这意味着在散射电磁波中任何被检测到的多普勒分量已知是在区域 5 中产生的。在此基础上,系统 1 使用多普勒分量来提供关于在区域 5 的位置处的对象 2 的信息。特别是,被检测到的多普勒分量依赖于在区域 5 的位置处的对象 2 对声振动的机械响应(依从性),并且还依赖于在区域 5 的位置处的对象 2 的电特性。通过在不同位置上将声振动应用到区域 5,有可能建立起对象 2 的图像。

[0045] 系统 1 还包括接收器装备,其包括连接到由控制单元 3 所控制的信号处理装置 9 的接收器天线 8。在操作中,接收器 8 接收散射波,并且信号处理装置 9 对其进行分析以检测多普勒分量,并且推导多普勒分量的相位和幅值,或者一般地多普勒分量的其他特征。

[0046] 在图 1 中,声换能器装置 4 和发射天线 6 被显示为是彼此并排的,以致于声振动的传播方向与电磁波的传播方向是相同的,但这是非必需的,并且其他装备在以下进行了描述。一般来说,相对于彼此选择声换能器装置 4 和发射天线 6 的位置,以致于声振动的振动方向具有平行于照射电磁波的传播方向的分量。这产生了多普勒散射。

[0047] 被散射的多普勒分量的幅度通过平行于照射电磁波传播方向的声振动的振动方向来最大化。振动方向平行于声振动的传播方向,因此这相应于具有平行方向或反平行方向的声振动和照射电磁波。这是因为,忽略掉可能由于材料体积的机械形变所引发的副运动,沿着照射电磁波的传播方向分解的区域 5 的机械运动在该方向上是最大的。如果在声振动的方向与照射电磁波的传播方向之间有角度 α ,那么沿着照射电磁波的传播方向分解的声振动的速度按照 $\cos(\alpha)$ 的比例减低。这具有的影响在于,被散射的多普勒分量的幅度相类似地按照 $\cos(\alpha)$ 的比例降低。事实上,这意味着,尽管多普勒分量可能仍被观察到具有较高的角度 α ,但声振动的振动方向不应垂直于照射电磁波的传播方向,并且优选为平行的。

[0048] 声换能器装置 4 和发射天线 6 可被彼此毗邻地定位,以便将声振动的方向设定为平行于照射电磁波的传播方向,一种完全平行的条件受到由声换能器装置 4 和发射天线 6 的物理体积所强加的约束的限制,但是出于最大化多普勒散射这一实用目的,声换能器装置 4 和发射天线 6 可被布置成足够接近以至于平行。可选择地,发射天线 6 可被布置在远离声换能器装置 4 的对象 2 的对面。

[0049] 一般来说,接收器天线 8 可以按照相对于电磁波的传播方向与声振动的振动方向的任何角度来定位。这是因为,被散射的多普勒分量在原则上能够以任何方向散射。散射方向依赖于在区域 5 中的对象 2 的物理特性。

[0050] 有利地,在沿着与照射电磁波的传播方向平行或反平行的线路上接收散射电磁波,因为散射通常在这些方向上是最强的。在沿着与照射电磁波的传播方向反平行的线路上进行接收可通过发射天线 6 与接收器天线 8 来实现,所述发射天线 6 与接收器天线 8 被定位靠近在一起(易受到由他们的物理体积所强加的约束),或者通过连接到适当电路(比如定向耦合器)的共用天线来代替,以便将频率源 7 与处理被检测到的多普勒分量的电路隔离。

[0051] 然而,可在其他方向上接收散射电磁波。有利地,在多个方向上接收散射电磁波。这能够提供关于区域 5 中的对象 2 的性质的额外信息,因为散射方向依赖于导致散射的对象 2 的物理特性。

[0052] 信号处理装置 9 包括放大器 10、调频(FM)解调器 11、以及数字信号处理器 12。

[0053] 放大器 10 接收并且放大由接收器 8 接收的信号。由放大器 10 输出的被放大信号提供到 FM 解调器 11,其被布置成推导散射波的多普勒分量的相位与幅值。因为通过区域 5 的振动对照射电磁波的调制主要是调频,FM 解调器 11 可利用常规的 FM 技术来推导多普勒分量的特征,比如相位和幅度。为了方便 FM 解调,FM 解调器 11 被提供有来自频率源 7 的照射电磁波的信号,并被提供有来自声换能器装置 4 的声波信号。

[0054] 在区域 5 中的声振动在给定位置上是以单个频率的情况下,FM 解调器 11 可包括相干检波器,其被布置成检测多普勒分量中声波的频率。

[0055] 放大器 10 和 FM 解调器 11 一般通过模拟电路形成,但是可选择地,可使用数字电路。

[0056] 通过 FM 解调器 11 推导出的多普勒分量的相位和幅度被提供到数字信号处理器 12,其处理多普勒分量的这些特征。因为 FM 解调器检测在按照声振动的频率及其倍数频率从照射电磁波的频率偏移的频率上的多普勒分量的特征,已知这些特征已经从当前声振动位置处的对象 2 的区域 5 中被推导出来。由识别了声振动当前位置的控制单元 3 为数字信号处理器 12 提供信息。数字信号处理器 12 存储图像数据 13,该图像数据 13 代表了当在对象 2 上扫描位置时关于每个位置检测到的那些特征。图像数据 13 可由信号处理装置 9 存储、显示、和 / 或输出。

[0057] 数字信号处理器 12 可仅存储相位和幅度或其他特征的实际推导出的值。这些变化依赖于如上所述在不同位置上对象 2 的特性,并因此甚至没有进一步的处理就提供有用的图像。

[0058] 可选地,在声振动与照射电磁波之间相互作用的模型的基础上,数字信号处理器 12 可进一步处理相位和幅度或其他特征的实际推导值,以推导代表对象 2 的特殊物理特性的特征,其也可被存储为图像数据 13。这样的处理可提供关于对象 2 的特性的信息,这些信息比相位和幅度本身更有用。例如,在医学成像的情况下,这些处理可被用于描述具有已知电磁响应的代谢物种类的特征。

[0059] 数字信号处理器 12 可通过执行着适当程序的计算机装置来实现,可选地,所述计算机装置是和用于实现控制单元 3 相同的计算机装置。

[0060] 因为多普勒分量由区域 5 的声振动所导致的相互作用产生,图像数据 13 的分辨率等于正如受声换能器装置 5 实现的声振动限定水平所控制的区域 5 的大小。以与超声波成像相类似的方式,所述分辨率因此依赖于声波波长。因此,当前的成像技术能够实现与超声波成像所实现的相类似的分辨率。例如,在非常高的超声波声学频率上,所述分辨率可能小于一毫米(粗略地说,1mm 分辨率相应于 1MHz 的频率,100 μm 相应于 10MHz,并且 1 μm 相应于 100MHz)。

[0061] 另一方面,图像对比机制不同于超声波成像,所述超声波成像依赖于在声振动和照射电磁振动之间的物理相互作用,并且提供关于对象 2 对声振动的机械响应(顺从性)和关于对象 2 的电特性的信息,如上所讨论的,例如,提供类似的信息给 MRI 而不需要磁体。因此,本成像技术能够被视为其他成像模态的备选方案。

[0062] 本成像技术可被应用在一定范围的领域中的成像,例如,在医学成像中对象 2 是人类或动物组织,这通过适当地选择声振动和照射电磁波的频率。

[0063] 照射电磁波是无线电波,其具有的频率在一定范围内扩展:从 30THz 向下,即在太赫兹频带中或以下;300GHz 向下,即在 EHF(极高频)频带中或以下,相应于微波频率或以下;或者在一些应用领域中是从 100GHz 向下。在对象 2 是人类或动物组织的情况下,有利的是所述范围从 100GHz 向下扩展。这意味着在对象 2 中的相互作用提供了与 MRI 成像类似的关于对象 2 的电磁特性的信息。对于许多应用,该范围向下扩展至 100MHz。

[0064] 声波的频率控制分辨率,并因此被选得足够高以实现与感兴趣的被成像对象 2 的特征有关的所需分辨率。声波的频率易受到实际的约束的影响,所述实际的约束类似于使用常规超声波成像时的约束,比如可由声换能器装置 4 实现的频率、以及在被成像的对象 2 中的声波的穿透性。通过举例说明的方式,如果被成像的对象 2 是人类或动物组织,例如,在医学成像领域中,声波的频率一般可以在从 10MHz 向下扩展和/或向下扩展至 1GHz 的范围内。这些频率是超声波,虽然一般来说在可听范围内的声学频率在原则上能够使用在一些应用领域中。

[0065] 对象 2 可具有在不同频率上变化的响应。因此,成像可以使用不同频率的声振动和/或不同频率的照射电磁波来执行。通过重复系统 1 的操作但是调节声学频率,在不同时间可应用不同的频率。可选择地,不同的频率可被同时应用到相同的或不同的区域 5 上。以这种方式,可关于声振动和/或照射电磁波的不同频率获得信息,所以该技术是一种光谱技术。其允许更好地描述对象 2 的性质。

[0066] 对象 2 中吸收照射电磁波的程度随着照射电磁波的频率增加。因此,照射电磁波被选得足够低以提供在对象 2 中的吸收,该吸收低得足以允许整个对象 2 被成像。

[0067] 现在将描述声换能器装置 4 和其各种变体。

[0068] 如前所述,声换能器装置 4 在给定时间提供被限定到区域 5 中的声振动,其以二维被限定到在传播方向上扩展的区域 5a 中,或者以三维被限定到在传播方向上受限的区域 5b 中。这可使用常规装置来实现,所述常规装置可以提供可控制的焦点或固定的焦点。

[0069] 图 3 显示了可能的装备,其中声换能器装置 4 包括换能器 20 的阵列,该阵列在区域 5 上提供可电控的焦点。在这种情况下,由换能器 20 的阵列输出的声波可以是传播波束。正如在超声波成像领域中已知的,这种波束形成允许在所需位置上形成高能焦点。在本方法中,这意味着大多数散射电磁波包含关于焦点的区域 5 的信息。

[0070] 为了提供二维限定,换能器 20 的阵列可将声振动应用为连续的波束,以致于声振动在空间中以二维被限定到传播波束内,该声振动垂直于传播方向。为了提供三维限定,换能器 20 的阵列还可将声振动应用为不连续的波束,以致于在沿着传播方向的第三个维度上,声振动随着声波传播被瞬间限定。传播波束可以是在给定时间上被限定在单个区域 5 中的脉冲,其随着时间推移被区域 5 传播通过对象 2。可选地,传播波束可具有各种频率,以致于声振动的不同频率被同时限定在不同的区域 5 中。因此,由控制单元 3 提供给数字信号处理器 12 的信息指示传播波束的时间测定,由此识别声振动的当前位置。

[0071] 在传播波束具有不同频率的情况下,一种选择是布置信号处理装置 9 执行对所接收的散射信号的傅里叶变换,或者其他变换,以便将其变换到时域中。由于声振动的不同频率被同时限定到不同区域 5 中,这样一种变换产生关于不同区域 5 中的每一个的特征。通过这种方法,能够构造一段“影片”,并且能够以极高的时间 / 空间分辨率显示作为时间的函数的图像。

[0072] 为了形成传播波束,声换能器装置 4 包括驱动电路 21,其提供分离的驱动信号给每个换能器 20,这些换能器 20 驱动在幅度和 / 或相位和 / 或延迟方面各有不同的信号,以在所述区域 5 上形成焦点。如图 4 中所示,驱动电路 21 包括频率源 22,其将所需频率的振荡信号提供给波束生成器电路 23。通过对幅度和 / 或相位和 / 或延迟进行调整,波束生成器电路 23 从振荡信号中推导出关于每个换能器 20 的信号。波束生成器电路 23 在控制单元 3 的控制下操作,以在所需区域 5 中提供焦点。驱动电路 21 还包括放大器 24,其用于放大由波束生成器电路 23 输出的、关于每个换能器 20 的信号,以形成要随后被提供给相应换能器 20 的驱动信号。

[0073] 波束生成器电路 23 可以包括可编程的放大器 (或衰减器) 和 / 或相移器和 / 或延迟器,以修改所述振荡信号。例如,波束生成器电路 23 可利用如图 5 中所示关于换能器中每一个的正交调幅装备。这种正交调幅装备包括 I 通道 25 和 Q 通道 26,每个通道都被提供来自频率源 22 的振荡信号。I 通道包括 $\pi/2$ 的相位延迟 27 用于对振荡信号进行相位延迟,以致于在 I 通道 25 和 Q 通道 26 中的信号是正交的。I 通道 25 和 Q 通道 26 每个都包括相应的衰减器 27 和 28,它们的输出被提供至加法器 30,用于相加衰减的正交调幅信号。由衰减器 27 和 28 中每一个所提供的相应衰减度可被控制,以便由此改变由加法器 30 所输出信号的幅值和相位。这种由加法器 30 输出的信号被可选择地提供到可变延迟电路 31,其可被改变以控制驱动信号的延迟。

[0074] 每个换能器 20 可如图 6 中所示通过一块压电材料 43 (或其他电活性材料) 形成。来自驱动电路 21 的驱动信号被应用穿过所述的一块压电材料 43,该压电材料响应驱动信号振动以由此产生声波。所述的一块压电材料 43 被显示为是圆柱形的,但是其可被成形以引导被生成的声波。

[0075] 在图 3 中,换能器 20 的阵列被显示为是 2D 平面阵列,但是一般来说可有选择地使用任意阵列形式,例如,1D 线性或共形阵列、弯曲的或共形的 2D 阵列、3D 阵列、或在对象 2 的不同侧面上的复数个阵列。

[0076] 作为用于形成波束的备选方案,包括换能器 20 的阵列的这种声换能器装置 4 可将声振动应用为在空间中以三维被连续地限定的点。

[0077] 使用这种包括了换能器 20 的阵列的声换能器装置 4,其上限定了声振动的区域 5

中的位置可在电控制下在对象 2 上被扫描,以推导关于不同区域 5 的信息,并由此建立起对象 2 的图像。

[0078] 声振动以二维被限定的情况下,则图像是二维图像(或阴影图),其像素包含来自整个区域 5a 的信息,所述区域 5a 沿着声振动的传播方向扩展通过对象 2。在这种情况下,三维图像能够通过围着受检查的对象 2 移动声换能器装置 4 和发射器天线 6,并取得一系列有不同入射角度的图像来建立。随后,使用与用于其他的成像类型比如计算机断层照相法(CT)扫描的常规变换相类似的变换,所述一系列图像可被转换成三维图像。

[0079] 在声振动以三维被限定的情况下,则三维图像可通过以三维扫描区域 5b 来推导。

[0080] 这种扫描还能够通过物理地移动声换能器装置 4,使用具有固定焦点的声换能器装置 4 来实现。

[0081] 如前所述,在最简单的实施方式中,声振动在给定时间被限定在单个区域 5 中,声振动在多个不同位置上被接连地应用到区域 5 上。

[0082] 在更复杂的实施方式中,声振动在多个不同位置上被同时限定到复数个区域 5 上。在这种情况下,在不同区域 5 中,声振动具有不同的频率。

[0083] 一种选择是使用声换能器装置 4,其包括如之前所描述的换能器 20 的阵列,但是做出了修改以同时产生不同频率的复数个传播波束。这可能通过关于被使用的不同频率中的每一个,复制如上所述的驱动电路 21 的电路来实现。关于每个频率的驱动信号可相加,并被应用到相应换能器 20。

[0084] 因为在区域 5 中,声振动具有不同的频率,被散射的电磁波具有在不同区域 5 中产生的不同频率的多普勒分量,每个多普勒分量具有按照声振动的不同频率(及其倍数频率)从照射电磁波的频率偏移的频率。因此,布置信号处理装置 9 以检测和推导不同多普勒分量的特征,其已知在区域 5 的不同位置上生成。这可通过布置如上所述的信号处理装置 9 但是关于所使用的声学频率中的每一个复制 FM 解调器 11 来实现。以这种方式,多普勒分量的特征并因此图像数据 13 可关于复数个区域 5 被同时推导。受信号处理装置 9 在不同频率的多普勒分量之间进行识别的能力的限制,许多区域 5 可按这种方式被同时成像。

[0085] 在一些布置中,复数个区域 5 被同时成像,这允许推导出图像而不扫描区域 5。在另一些布置中,复数个区域 5 被同时成像,但随后这些区域 5 被扫描以便成像对象 2 的其他区域。例如,一个特定实施方式可利用被布置在 1D(或 2D)阵列中的多个传播波束以同时成像 1D(或 2D)的片段(slice),其传播穿过对象 2,这允许连续的片段被成像,由此以和常规医疗超声波成像例如产科超声波检测法中所利用的相类似的方法,建立 2D(或 3D)图像。

[0086] 可选择地,系统 1 可被实现,以研究在单个区域 5 中的对象 2 的特性,而不提供穿过对象 2 的成像。在这种情况下,声振动仅被应用到单个区域 5 上。这可使用如上所述的系统 1 实现,但是要修改由控制单元 3 实现的控制。可选择地,例如,因为不需要扫描,使用具有固定焦点的声换能器装置可简化系统 1。

[0087] 当研究在单个区域 5 中的对象 2 的特性时,特别有利的是如上所述使用不同频率的声振动和/或使用不同频率的照射电磁波。不同的频率在不同时间应用,但也可同时应用。在后一种情况下,有可能对系统 1 进行微调,以同时地研究宽范围的频率,而不需要像一些成像应用所必需的那样,使用不同的频率来获得在不同位置上的关于区域 5 的信息。

[0088] 系统 1 的尺寸和详细结构将依赖于应用的领域。例如,对于在医学成像中的使用,

系统 1 可被实现为专用设备,其中声换能器装置 4 类似于常规超声波成像装置中的超声波探头。在这种情况下,发射器天线 6 和接收器天线 8 可以被结合到相同的超声波探头中。

[0089] 可选地,系统 1 可额外地合并声学系统 14,其连接到声换能器装置,并且被布置成接收从区域 5 中的每一个反射的声波,并由此通过信号处理装置 9 使用对图像数据 13 的推导来推导出声学图像数据 15。声学系统 14 可被布置为常规的超声波成像装置,由此允许本方法与常规超声波成像结合。声学图像数据 15 与图像数据 13 在空间和时间上彼此配准,例如,使用常规的图像配准技术,允许系统 1 同时产生两种不同类型的图像。这在许多领域中是有利的,例如,作为用于动态诊断和监控的实时系统。

[0090] 相类似地,系统 1 可与超声治疗系统相结合,允许在治疗期间监控对象 2 的状态。

[0091] 被应用于医学成像领域中的不同应用的系统 1 的一些例子在图 7 至 9 中示出,其中对象 2 是人类组织。在每种情况下,发射器天线 6 和接收器天线 8 由共用天线 16 代替,该共用天线 16 经由定向耦合器 17 连接到无线电频率源 7 和信号处理装置 9,所述定向耦合器 17 提供了对所发射和接收的信号的分。

[0092] 图 7 示出应用于乳腺 X 光摄影检查术的系统 1,其中对象 2 是胸部。声换能器装置 4 和共用天线 16 被布置在胸部的相对侧面上,优选地使用了在胸部与声换能器装置 4 之间的匹配介质,例如,油、匹配膏或柔性膜。声换能器装置 4 产生以二维或三维被限定的声振动的窄波束。如通过箭头 A 所示,声换能器装置 4 和共用天线 16 一起旋转,以便从不同的方向获得信息,其可被组合以推导出二维的图像片段。复数个这样的图像片段可通过如箭头 B 所示上下移动声换能器装置 4 和共用天线 16 来获得。

[0093] 图 8 示出被应用为全身扫描仪的系统 1,其中对象 2 是受测人的身体。系统 1 包括床 50,其包括被支撑在横跨包含匹配介质 53 的浴缸 52 的顶部上的柔性膜 51。对象躺在匹配介质 53 水平面以下的柔性膜 51 上。声换能器装置 4 和共用天线 16 被彼此相对地安装在可旋转的托台 54 上,该托台 54 延伸围绕浴缸 52,以致于声换能器装置 4 和共用天线 16 在对象的相对侧面上。托台 54 的旋转如通过箭头 C 所示,该旋转允许信息从不同方向上获得,其可被组合以推导二维的图像片段。复数个这样的图像片段可通过如通过箭头 B 所示移动托台 54 来获得。

[0094] 图 9 示出系统 1,其被应用实现如常规手持式类型的装置的声换能器装置 4,所述常规手持式类型的装置用于扫描例如在孕期的对象。在这种情况下,共用天线 16 被简单地布置到对象以下,例如,对象所躺的床以下,并且声换能器装置 4 以常规方法使用,以同时获得根据本发明的图像和常规的声学图像。

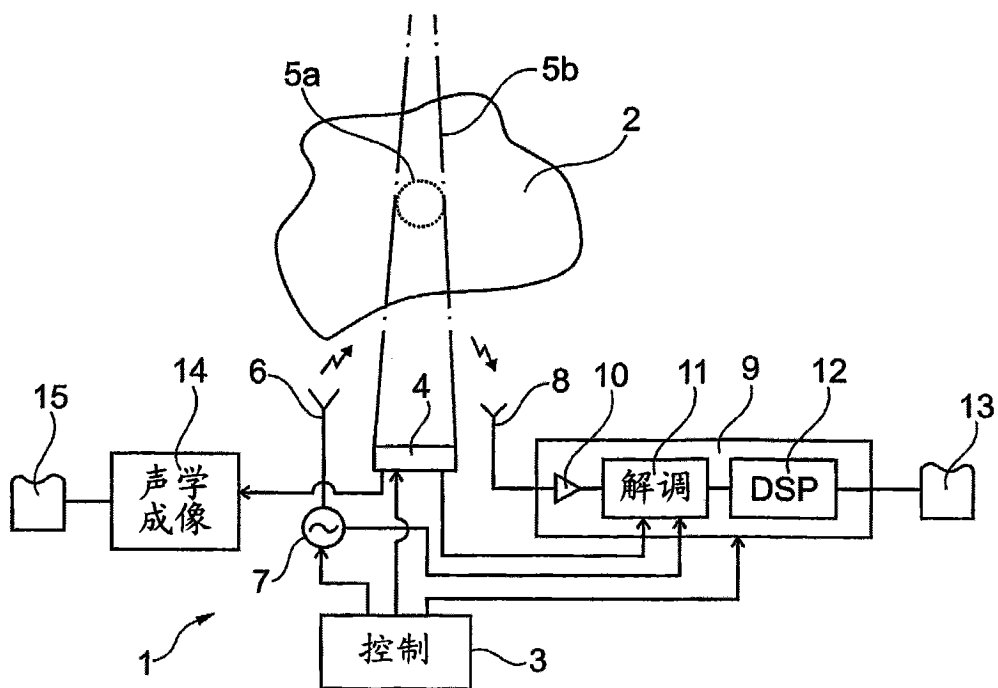


图 1



图 2a



图 2b

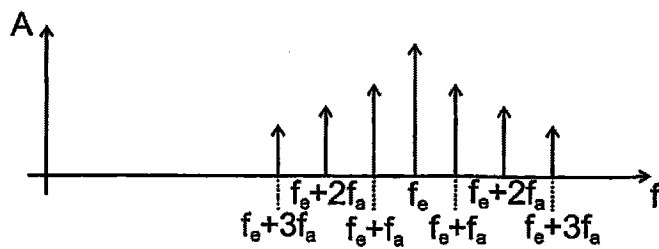


图 2c

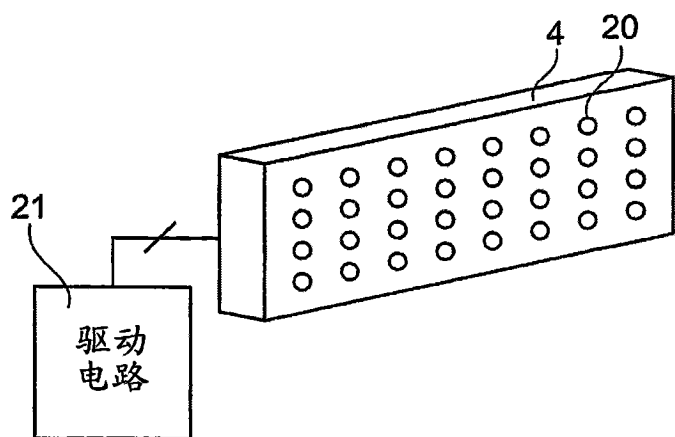


图 3

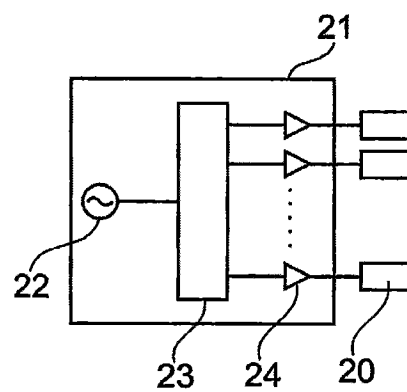


图 4

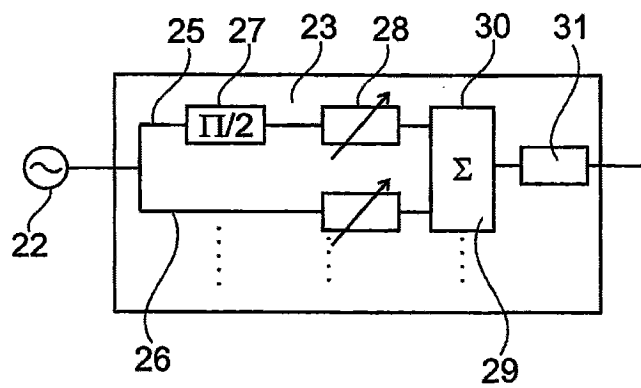


图 5

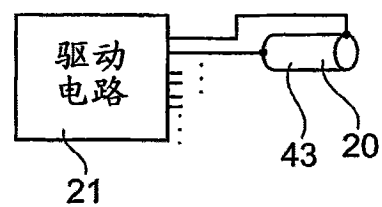


图 6

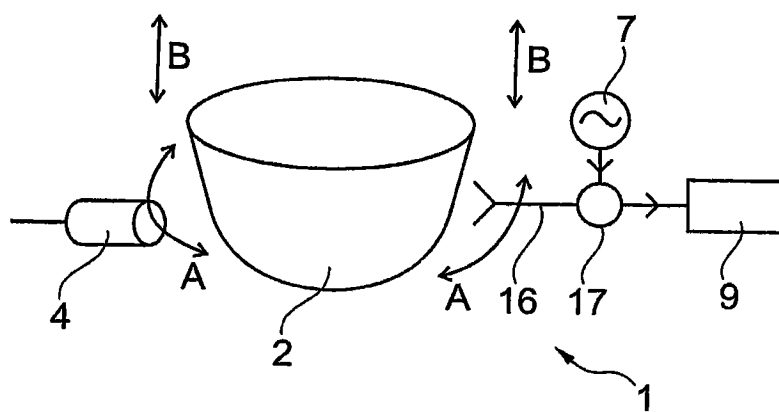


图 7

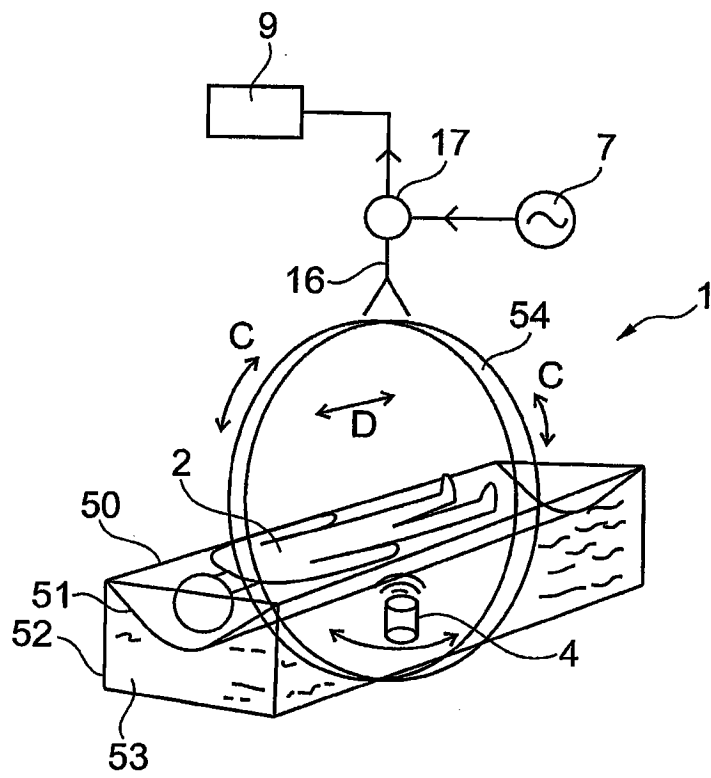


图 8

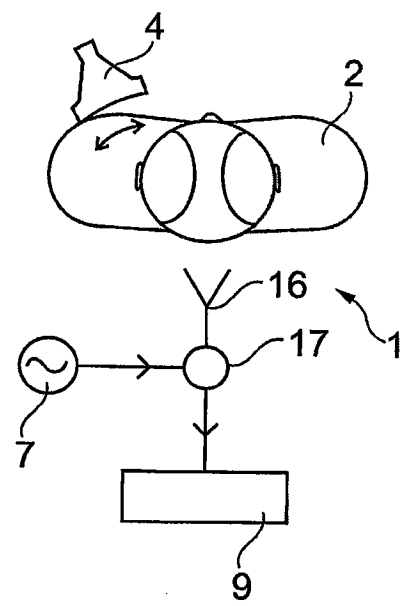


图 9