



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110505852 A

(43)申请公布日 2019. 11. 26

(21)申请号 201880025266.8

(22)申请日 2018.02.15

(30)优先权数据

62/459250 2017.02.15 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.10.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/053847 2018.02.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/149948 EN 2018.08.23

(71)申请人 锐珂牙科技术顶阔有限公司

地址 英国伦敦

(72)发明人 J-M.英格尔斯 D.比亚瓦

J.R.雅克 V.C.王 J-M.格雷瓜尔

F.勒瓦索 F.奥桑

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 俞华梁 陈岚

(51)Int.Cl.

A61C 19/04(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

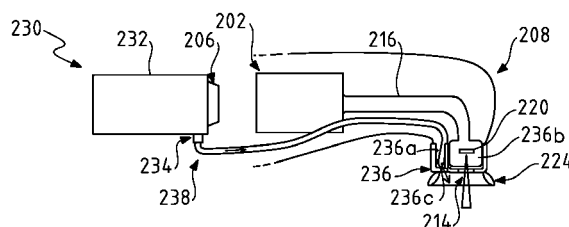
权利要求书6页 说明书25页 附图12页

(54)发明名称

用于内口腔软组织成像的超声波探针

(57)摘要

描述了某些示例性超声波探针方法和/或装置实施例,其可用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像。



1. 一种旨在用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像的探针构件,包括:
  - a. 声窗,所述声窗旨在面向待成像的所述软组织;
  - b. 超声换能器系统,所述超声换能器系统被配置用于:  
沿至少一个轴线通过所述声窗以波束的形式发射超声信号;  
通过所述声窗接收对应超声返回信号;
  - c. 波束形成和扫描组件,所述波束形成和扫描组件被配置用于通过所述声窗驱动所述超声波束轴线;
  - d. 在[10MHz;100MHz]的范围内的中心频率 $f_0$ 下进行操作的所述超声换能器系统。
2. 根据权利要求1所述的探针构件,其中所述超声换能器系统更特别地在[10MHz;50MHz]的范围内的中心频率 $f_0$ 下进行操作。
3. 根据权利要求1或2所述的探针构件,其中所述超声波束具有位于待成像的所述区中的 $[2\lambda;5\lambda]$ 的范围中的宽度,其中 $\lambda$ 是传播介质中的所述超声信号的波长。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的探针构件,其中所述波束形成和扫描组件还被配置用于增加所述超声波束的场深度。
5. 根据权利要求1至4中任一项所述的探针构件,其中所述超声换能器系统还被配置用于生成聚焦的超声波束。
6. 根据权利要求1至5中任一项所述的探针构件,其中所述超声换能器系统包括至少一个换能器。
7. 根据权利要求6所述的探针构件,其中所述至少一个换能器具有暴露于耦合介质的正面。
8. 根据权利要求6或7所述的探针构件,其中所述至少一个换能器被容纳在壳体中。
9. 根据权利要求6至8中任一项所述的探针构件,其中所述至少一个换能器位于距所述声窗的一距离处。
10. 根据权利要求6至9中任一项所述的探针构件,其中所述探针构件具有旨在与待成像的所述软组织接触的外部接触区,并且所述至少一个换能器具有位于距所述外部接触区至少2mm的距离处的正面。
11. 根据权利要求1至10中任一项所述的探针构件,其中所述声窗是开放的。
12. 根据权利要求1至10中任一项所述的探针构件,其中所述声窗是封闭的。
13. 根据权利要求12所述的探针构件,其中所述声窗利用声膜封闭。
14. 根据权利要求13所述的探针构件,其中所述膜是半渗透声膜。
15. 根据权利要求13所述的探针构件,其中所述膜是可贴合声膜。
16. 根据权利要求9和权利要求12至15中任一项所述的探针构件,其中所述探针构件包括在所述至少一个换能器与所述封闭的声窗之间的耦合材料,例如耦合凝胶。
17. 根据权利要求1至16中任一项所述的探针构件,其中所述波束形成和扫描组件被容纳在壳体中。
18. 根据权利要求6至10所述的探针构件,其中所述至少一个换能器是以下类型:单元件换能器、多元件环形换能器、1D阵列换能器、2D阵列换能器。
19. 根据权利要求18所述的探针构件,其中所述至少一个换能器更特别地是以下类型:聚焦的单元件换能器、未聚焦的单元件换能器、聚焦的多元件环形换能器、未聚焦的多元件

环形换能器。

20. 根据权利要求6至10、18、19中任一项所述的探针构件,其中所述至少一个换能器是以下项之中的一个:电容性微机械超声换能器(CMUT);聚偏二氟乙烯-三氟乙烯换能器(PVDF-TrFE)、压电陶瓷换能器(PZT、LiNbO<sub>3</sub>)或静电换能器。

21. 根据权利要求6至10、18、19、20中任一项所述的探针构件,其中所述换能器焦距小于或等于20mm,优选地小于15mm,和/或所述换能器场深度大于或等于2mm,优选地大于或等于5mm。

22. 根据权利要求6至10、18、19、20、21中任一项所述的探针构件,其中所述至少一个换能器与声学反射器相关联。

23. 根据权利要求22所述的探针构件,其中所述至少一个换能器和与其相关联的所述声学反射器被容纳在包含耦合介质的壳体中。

24. 根据权利要求1至23中任一项所述的探针构件,其中所述波束形成组件被配置用于通过所述声窗机械地和/或电子地驱动所述超声波束轴线。

25. 根据权利要求24所述的探针构件,其中所述波束形成和扫描组件被配置用于沿一个或两个轴线振荡所述超声波束轴线。

26. 根据权利要求22或23以及权利要求24和25中任一项所述的探针构件,其中它包括被配置用于振荡所述声学反射器的至少一个致动器。

27. 根据权利要求22、23和26中任一项所述的探针构件,其中所述声学反射器是聚焦的或未聚焦的类型。

28. 根据权利要求6至10、18至23中任一项所述的探针构件,其中所述波束形成和扫描组件被配置用于沿一个或两个轴线振荡所述至少一个换能器。

29. 根据权利要求28所述的探针构件,其中它包括被配置用于振荡所述至少一个换能器的至少一个致动器。

30. 根据权利要求26或29所述的探针构件,其中所述致动器在耦合介质中。

31. 根据权利要求26、29和30中任一项所述的探针构件,其中所述致动器容纳在壳体中。

32. 根据权利要求26、29、30和31中任一项所述的探针构件,其中所述至少一个致动器是以下类型中的一种:机械的、机电的、气动的、液压的、电动的、热的、形状记忆的。

33. 根据权利要求1至32中任一项所述的探针构件,其中它包括容纳所述超声换能器系统的壳体。

34. 根据权利要求33所述的探针构件,其中所述壳体包含插入在所述超声换能器系统和所述声窗之间的耦合介质。

35. 根据权利要求1至34中任一项所述的探针构件,其中它包括适合于贴合待成像的所述软组织的区域的外部可贴合材料部分。

36. 根据权利要求35所述的探针构件,其中所述外部可贴合材料部分位于所述声窗周围。

37. 根据权利要求35或36所述的探针构件,其中所述外部可贴合材料部分在外部围绕至少部分地位于所述声窗的正面的区域。

38. 根据权利要求35至37中任一项所述的探针构件,其中所述外部可贴合材料部分是

可贴合垫片。

39. 根据权利要求1至38中任一项所述的探针构件,其中它包括耦合介质循环电路,所述耦合介质循环电路被配置用于在位于所述探针构件外部并面向所述声窗的区域中提供耦合介质。

40. 根据权利要求35至38中任一项所述的探针构件,其中所述耦合介质循环电路包括位于所述外部可贴合材料部分与所述声窗之间的出口,使得耦合介质被直接引入到面向所述声窗的区域中并且由所述外部可贴合材料部分围绕。

41. 根据权利要求39或40所述的探针构件,其中它还包括喷嘴,所述喷嘴配置成在所述外部可贴合材料部分与所述声窗之间引入耦合介质。

42. 根据权利要求7、30、34、39至41中任一项所述的探针构件,其中它包括用于测量所述耦合介质的温度的温度测量组件。

43. 根据权利要求7、30、34、39至42中任一项所述的探针构件,其中它包括用于测量所述耦合介质的压力的压力测量组件。

44. 根据权利要求7、30、34、39至43中任一项所述的探针构件,其中它包括用于测量所述耦合介质的流速的流量测量组件。

45. 根据权利要求7、30、34、39至44中任一项所述的探针构件,其中所述耦合介质是无气泡的。

46. 根据权利要求7、30、34、39至45中任一项所述的探针构件,其中所述耦合介质是生物可相容液体。

47. 一种旨在用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像的探针,其包括根据权利要求1至46中任一项所述的探针构件。

48. 根据权利要求47所述的探针,其中所述探针还包括探针主体,并且所述探针构件是探针头。

49. 根据权利要求48所述的探针,其中它包括适合于将所述探针头插到所述主体和从所述主体拔出所述探针头的连接器。

50. 根据权利要求49所述的探针,其中所述连接器包括电端子和耦合介质入口/出口。

51. 根据权利要求48至50中任一项所述的探针,其中它包括快速连接/断开连接器,所述快速连接/断开连接器包括电端子和耦合介质入口/出口。

52. 根据权利要求51所述的探针,其中所述快速连接/断开连接器适合于将所述探针主体与软管或者将所述探针主体与所述探针头连接/断开。

53. 根据权利要求50至52中任一项所述的探针,其中所述耦合介质是水。

54. 根据权利要求48至53中任一项所述的探针,其中它还包括空气入口/出口。

55. 根据权利要求50至54中任一项所述的探针,其中所述探针头包括:

-第一探针头部分,其是可通过弯曲而变形的可变形部分或刚性部分,以及

-第二探针头部分,其包括所述声窗。

56. 根据权利要求55所述的探针,其中第二探针头部分适合于取若干角度定向。

57. 根据权利要求48至56中任一项所述的探针,其中所述探针头与所述探针主体可分离。

58. 根据权利要求48至57中任一项所述的探针,其中所述探针头包括覆盖连接至所述

探针主体的探针头部分的探针头盖以及可移除探针头外壳,其包括所述封闭的声窗。

59. 根据权利要求68所述的探针,其中所述探针头外壳包括邻近于所述封闭的声窗定位的耦合介质出口,以便将耦合介质引入到面向所述封闭的声窗的区域中。

60. 根据权利要求59所述的探针,其中所述耦合介质出口是喷嘴。

61. 根据权利要求58至60中任一项所述的探针,其中它包括耦合介质电路,所述耦合介质电路在所述探针头部分外部并且连接到所述探针主体。

62. 根据权利要求61所述的探针,其中所述耦合介质电路至少部分地被所述探针头盖覆盖。

63. 根据权利要求61或62所述的探针,其中所述耦合介质电路是软管等。

64. 根据权利要求61至63中任一项所述的探针,其中它还包括用于连接/断开所述耦合介质电路和所述探针主体的快速连接/断开连接器。

65. 根据权利要求58至64中任一项所述的探针,其中所述封闭的声窗是允许耦合介质从所述探针头外壳流出并防止所述受污染耦合介质进入到后者的半渗透声膜。

66. 根据权利要求47至65中任一项所述的探针,其中它还包括重构单元,所述重构单元被配置用于基于所述超声返回信号来提供数字图像信号。

67. 根据权利要求66所述的探针,其中它还包括用于传输所述数字图像信号的传输单元。

68. 根据权利要求47至65中任一项所述的探针,其中它还包括用于传输所述超声返回信号和/或控制信息的传输单元。

69. 根据权利要求67或68所述的探针,其中所述传输是无线的。

70. 根据权利要求47至69中任一项所述的探针,其中它还包括用于接收旨在修改所述探针的操作参数的控制信息的接收单元。

71. 根据权利要求47至70中任一项所述的探针,其中它还包括邻近于所述超声换能器系统的至少一个超声换能器或在其内部的以下电子部件:

- a. 低噪声放大器;
- b. 可变增益放大器;以及
- c. 抗混叠滤波器。

72. 根据权利要求47至71中任一项所述的探针,其中它还包括至少一个模数转换器以数字化所述超声返回信号。

73. 根据权利要求47至72中任一项所述的探针,其中它还包括多路复用器。

74. 根据权利要求71至73中任一项所述的探针,其中所述电子部件中的至少一些集成在所述超声换能器系统的至少一个超声换能器之内。

75. 根据权利要求47至74中任一项所述的探针,其中所述探针的所述波束形成和扫描组件包括至少一个致动器,所述至少一个致动器被配置用于沿一个或两个轴线振荡所述超声换能器系统的部件。

76. 根据权利要求75所述的探针,其中它还包括处理单元,所述处理单元被配置用于控制所述至少一个致动器。

77. 一种用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像的方法,所述方法包括:

-提供根据权利要求1至46中任一项所述的探针构件或根据权利要求47至76中任一项

所述的探针；

- 将所述探针构件或探针安装在牙医装备上；
- 向所述探针构件或探针供应耦合介质；
- 在所述声窗和待成像的所述软组织之间分配所述耦合介质。

78. 根据权利要求77所述的方法，其中所述探针构件或探针在牙医装备上的所述安装包括将所述探针构件或探针插在牙医单元绳索上。

79. 根据权利要求77或78所述的方法，其中所述耦合介质由牙医座椅供应。

80. 根据权利要求77至79至任一项所述的方法，其中所述耦合介质是水。

81. 根据权利要求77至80中任一项所述的方法，其中以流速分配所述耦合介质。

82. 根据权利要求81所述的方法，其中所述耦合介质的所述流速由以下项中的至少一项控制：踏板、用于抽吸患者的嘴中的液体的抽吸单元、触发构件，其优选地为按钮、图像触发。

83. 根据权利要求77至82中任一项所述的方法，其中所述耦合介质被连续地分配在所述声窗与待成像的所述软组织之间的区域中，以便在支靠待成像的所述软组织上施加所述探针构件或探针时保持所述区域没有空气。

84. 一种用于操作用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像的探针构件的方法，包括：

- 在[10MHz;100MHz]的范围内的中心频率 $f_0$ 下以波束的形式发射超声信号；
- 沿至少一个轴线通过所述声窗驱动所述超声波束信号；
- 通过所述声窗接收对应超声返回信号。

85. 根据权利要求84所述的方法，其中机械地和/或电子地执行沿至少一个轴线通过所述声窗驱动所述超声波束信号。

86. 根据权利要求84或85所述的方法，其中沿至少一个轴线通过所述声窗驱动所述超声波束信号更特别地包括沿至少一个轴线振荡所述超声波束轴线。

87. 根据权利要求84至86中任一项所述的方法，其中所述探针构件被手动地移动以用于对所述软组织的更大部分进行2D和/或3D成像。

88. 根据权利要求87所述的方法，其中它还包括确定所述探针构件的所述空间位置。

89. 根据权利要求88所述的方法，其中使用加速度计来执行对所述探针构件进行空间定位。

90. 根据权利要求84至86中任一项和权利要求87至89中任一项所述的方法，其中它还包括基于驱动所述超声波束信号以及手动地移动所述探针构件来重构2D和/或3D数字图像信号。

91. 根据权利要求84至90中任一项所述的方法，其中它还包括基于所述超声返回信号提供数字图像信号。

92. 根据权利要求91所述的方法，其中它还包括传输所述数字图像信号。

93. 根据权利要求84至92中任一项所述的方法，其中它还包括传输所述超声返回信号和/或控制信息或接收用于修改所述探针构件的操作参数的控制信息。

94. 根据权利要求92或93所述的方法，其中传输是无线的。

95. 根据权利要求84至94中任一项所述的方法，其中所述探针构件是根据权利要求1至

46中任一项。

96. 根据权利要求84至95中任一项所述的方法,其中所述探针构件具有在所述探针构件的操作期间适合于成弯曲的正尖端。

## 用于内口腔软组织成像的超声波探针

### 技术领域

[0001] 本发明涉及牙科领域,并且尤其涉及用于对口腔中的软组织进行成像的超声波技术的应用。

### [0002] 相关申请的交叉引用

软组织的口腔病理诊断如今基本上是基于视觉检查或触诊。因此,医师将具有对损伤性质及其尺寸的部分信息的访问。牙周牙床疾病也是口腔病理的一部分,其在较早阶段仍然难以利用可用的工具来检测。

[0003] 牙周牙床疾病是嘴的严重感染,如果维持未治疗的话,则其可能导致牙齿损失并且已经与心脏病发作、中风、糖尿病、呼吸疾病、早产儿/体重过轻婴儿甚至死亡有关联并且被怀疑促成这些情况。

[0004] 牙周疾病可影响一颗牙齿或多颗牙齿。这在齿菌斑(在每一个人的牙齿上持续形成的粘性无色膜)中的细菌引起牙床变得受感染和发炎时开始。

[0005] 在疾病的最轻微形式中,齿龈炎、牙床变红(gum redden)、肿胀和易出血。通常很少存在或没有不适。齿龈炎通常由不充分的口腔卫生引起,尤其是缺乏牙线。齿龈炎对于专业治疗和良好的口腔护理是可逆的。

[0006] 未治疗的齿龈炎可能发展到牙周炎。随着时间,齿菌斑可能硬化成牙结石并在牙床线下方传播和生长,在其中齿菌斑可能变成牙床线下方的细菌的滋生地。由齿菌斑和牙结石中的细菌产生的毒素持续刺激牙床和周围组织并使其发炎。当感染变得较严重时,毒素促进慢性炎症反应,在其中身体实质上攻击自己,并且支撑牙齿的组织(韧带)和骨被损毁和破坏。

[0007] 牙周软组织(例如牙床或齿龈和牙周韧带)与牙齿分离,从而形成变得受感染的牙周袋(牙齿和牙周组织之间的空间)。随着疾病进展,产生越来越多的破坏性毒素,并且作为结果,牙周袋加深,并且更多的牙周组织和骨被损毁和破坏。最初,这种破坏性过程可能是无症状的。最终,牙齿可能变松并且可能损失或必须被移除。人类嘴中可单独或组合地存在多于300种不同类型的细菌。这使得治疗牙周疾病变得困难、耗时和昂贵,因为牙周病医师尝试各种抗生素和治疗药征,直到开发出有效的治疗计划。类似于任何其它严重感染,如果没有即时用适当类型和量的抗生素来治疗,牙周炎可能导致严重的系统感染,这会导致许多其它严重的疾病,并甚至变得危及生命。由于患者的免疫系统对抗这种慢性和或许严重的感染,因此其可能创建其它严重的疾病(诸如心脏病、中风和糖尿病)发展的机会。

[0008] 由牙医和牙科卫生学家用来检测和测量牙周袋深度的当前方法是由在牙齿和牙床之间插入的并被手动按压直到它遇到韧带的阻力的锋利金属探针组成。由此测量了到韧带的深度并且指示了临床附着损失(韧带的损失)的量,其可以是可能存在的牙周疾病的量的指示。这种方法对于患者而言通常是痛苦的,并且是侵入性的、流血的、不准确的和/或主观的。因为在每次测量中施加相同量的力方面的困难,所以这是特别不准确的和主观的,从而导致测量中高的检查者内(intra-examiner)和检查者间(inter-examiner)变化。困难被增加是因为检查者不知道存在于牙床线下方的组织的类型以及探针是否接触或刺穿该组

织。此外,由牙科专业人员暴露于患者的血液增加了对肝炎、HIV和其它感染性疾病的暴露的风险。

[0009] 此外,当前的方法在其有效性方面被限制为用于在其最早阶段诊断牙周疾病的工具,因为它是回顾性分析并且只能测量已经损失的大量组织。此外,这个方法通常要求两个人执行该测试:一检查者,实际上进行测量以及一抄写者,通常用手写下测量结果。检查者通常是牙科健康专业人员,诸如牙医、牙科卫生学家或牙周病医师。抄写者也可以是牙科健康专业人员,但也可以是较不熟练的个人,诸如办公室助理。面向牙医的另一个问题是确定患者的状况的长期趋势方面的困难,因为所有的信息都包含在通常跨越许多年的许多纸(即,类似物)记录中。因此,通常仅回顾最后一个或两个记录以与当前测试结果进行比较,并且这些记录可能不足以准确地反映患者的牙周状况的非常渐进的恶化。

[0010] 在现有手动探针方法中的另一个问题是它通常对愈合过程是破裂性的。试验和误差方法可能撕裂新愈合的组织并且可能导致恢复被延长达数周或数月。此外,它可能允许细菌进入伤口和患者的血流,这可能导致感染。这使得治疗牙周疾病变得困难、耗时和/或昂贵,因为牙周病医师尝试各种抗生素和治疗药征,直到开发出有效治疗计划为止。

[0011] 图1是对在左边的健康牙齿000和在右边的具有牙周疾病的牙齿006进行比较的示意图。健康牙齿000具有完全的健康骨水平004、健康的牙周韧带003和健康的牙床/齿龈002。患疾病的牙齿006展现牙床/齿龈损失016、牙周韧带附着的损失(临床附着损失)015和 alveolar 骨水平014的再吸收,从而导致牙周袋012的形成。患疾病的牙齿006还展现齿菌斑008和牙垢/牙结石010的逐步建立。如果不诊断和校正牙周状况,则患疾病的牙齿006可能损失或必须被移除。

[0012] 在W02006/105476中,描述了一种用于使用超声来检测和测量附着损失的系统。然而,其不提供实时上的2D或3D图像。

[0013] 因此,存在提供一种新颖的超声探针构件配置的需要。

[0014] 本发明的一个目的是提供一种旨在用于对口腔内(intra oral cavity)中软组织进行2D和/或3D成像的探针构件,包括:

- a. 声窗,所述声窗旨在面向待成像的所述软组织;
- b. 超声换能器系统,所述超声换能器系统被配置用于:  
沿至少一个轴线通过所述声窗以波束的形式发射超声信号;  
通过所述声窗接收对应超声返回信号;
- c. 波束形成和扫描组件,所述波束形成和扫描组件被配置用于通过所述声窗驱动所述超声波束轴线;
- d. 在[10MHz;100MHz]的范围内的中心频率 $f_0$ 下进行操作的所述超声换能器系统。

[0015] 探针构件更特别地是旨在用于牙科成像应用的牙科探针构件。

[0016] 根据其它可能的特征:

- 所述超声换能器系统更特别地在[10MHz;50MHz]的范围内的中心频率 $f_0$ 下进行操作;
- 所述超声波束具有位于待成像的所述区中的 $[2\lambda;5\lambda]$ 的范围中的宽度,其中 $\lambda$ 是传播介质中的所述超声信号的波长;
- 所述波束形成和扫描组件还被配置用于增加所述超声波束的场深度;
- 所述超声换能器系统还被配置用于生成聚焦的超声波束;

- 所述超声换能器系统包括至少一个换能器；
- 所述至少一个换能器具有暴露于耦合介质的正面；
- 所述至少一个换能器被容纳在壳体中；
- 所述至少一个换能器位于距所述声窗的一距离处；
- 所述探针构件具有旨在与待成像的所述软组织接触的外部接触区，并且所述至少一个换能器具有位于距所述外部接触区至少2mm的距离处的正面；
- 所述声窗是开放的；
- 所述声窗是封闭的；
- 所述声窗利用声膜封闭；
- 所述膜是半渗透声膜；
- 所述膜是可贴合声膜；
- 所述探针构件包括在所述至少一个换能器与所述封闭的声窗之间的耦合材料，例如耦合凝胶；
- 所述波束形成和扫描组件被容纳在壳体中；
- 所述至少一个换能器是以下类型：单元件换能器、多元件环形换能器、1D阵列换能器、2D阵列换能器；
- 所述至少一个换能器更特别地是以下类型：聚焦的单元件换能器、未聚焦的单元件换能器、聚焦的多元件环形换能器、未聚焦的多元件环形换能器；
- 所述至少一个换能器是以下项之中的一个：电容性微机械超声换能器(CMUT)；聚偏二氟乙烯-三氟乙烯换能器(PVDF-TrFE)、压电陶瓷换能器(PZT、LiNbO<sub>3</sub>)或静电换能器；
- 所述探针构件可以是使得：  
所述换能器焦距小于或等于20mm，优选地小于15mm，和/或  
所述换能器场深度大于或等于2mm，优选地大于或等于5mm；
- 所述至少一个换能器与声学反射器相关联；
- 所述至少一个换能器和与其相关联的所述声学反射器被容纳在包含耦合介质的壳体中；
- 所述波束形成组件被配置用于通过所述声窗机械地和/或电子地驱动所述超声波束轴线；
- 所述波束形成和扫描组件被配置用于沿一个或两个轴线振荡所述超声波束轴线；
- 所述探针构件包括被配置用于振荡所述声学反射器的至少一个致动器；
- 所述声学反射器是聚焦的或未聚焦的类型；
- 所述波束形成和扫描组件被配置用于沿一个或两个轴线振荡所述至少一个换能器；
- 所述探针构件包括被配置用于振荡所述至少一个换能器的至少一个致动器；
- 所述致动器在耦合介质中；
- 所述致动器被容纳在壳体中；
- 所述至少一个致动器是以下类型中的一种：机械的、机电的、气动的、液压的、电动的、热的、形状记忆的；
- 所述探针构件包括容纳所述超声换能器系统的壳体；
- 所述壳体包含被插入在所述超声换能器系统和所述声窗之间的耦合介质；

- 所述探针构件包括适合于贴合待成像的所述软组织的区域的外部可贴合材料部分；
- 所述外部可贴合材料部分位于所述声窗周围；
- 所述外部可贴合材料部分在外部围绕至少部分地位于所述声窗的正面的区域；
- 所述外部可贴合材料部分是可贴合垫片；
- 所述探针构件包括耦合介质循环电路，所述耦合介质循环电路被配置用于在位于所述探针构件外部并面向所述声窗的区域中提供耦合介质；
- 所述耦合介质循环电路包括位于所述外部可贴合材料部分与所述声窗之间的出口，使得耦合介质被直接引入到面向所述声窗的区域中并且由所述外部可贴合材料部分围绕；
- 所述探针构件还包括喷嘴，所述喷嘴配置成在所述外部可贴合材料部分与所述声窗之间引入耦合介质；
- 所述探针构件包括用于测量所述耦合介质的温度的温度测量组件；
- 所述探针构件包括用于测量所述耦合介质的压力的压力测量组件；
- 所述探针构件包括用于测量所述耦合介质的流速的流量测量组件；
- 所述耦合介质是无气泡的；
- 所述耦合介质是生物可相容液体。

[0017] 另一个目的是提供一种旨在用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像的探针，其包括如以上简要讨论的探针构件。

[0018] 根据其它可能的特征：

- 所述连接器包括电端子和耦合介质入口/出口。

[0019] -所述探针包括快速连接/断开连接器，所述快速连接/断开连接器包括电端子和耦合介质入口/出口。

[0020] -所述快速连接/断开连接器适合于将所述探针主体与软管或将所述探针主体与所述探针头连接/断开。

[0021] -所述耦合介质是水。

[0022] -所述探针还包括空气入口/出口。

[0023] -所述探针头包括：

- 第一探针头部分，其是可通过弯曲而变形的可变形部分或刚性部分，以及
- 第二探针头部分，其包括所述声窗。

[0024] -所述第二探针头部分适合于取若干角度定向。

[0025] -所述探针头与所述探针主体可分离。

[0026] -所述探针头包括覆盖连接至所述探针主体的探针头部分的探针头盖以及可移除探针头外壳，其包括所述封闭的声窗。

[0027] -所述探针头外壳包括邻近于所述封闭的声窗定位的耦合介质出口，以便将耦合介质引入到面向所述封闭的声窗的区域中。

[0028] -所述耦合介质出口是喷嘴。

[0029] -所述探针包括耦合介质电路，所述耦合介质电路在所述探针头部分外部并且连接到所述探针主体。

[0030] -所述耦合介质电路至少部分地被所述探针头盖覆盖。

[0031] -所述耦合介质电路是软管等。

- [0032] -所述探针还包括用于连接/断开所述耦合介质电路和所述探针主体的快速连接/断开连接器。
- [0033] -所述封闭的声窗是允许耦合介质从所述探针头外壳流出并防止所述受污染耦合介质进入到后者的半渗透声膜。
- [0034] -所述探针还包括重构单元,所述重构单元被配置用于基于所述超声返回信号来提供数字图像信号。
- [0035] -所述探针还包括用于传输所述数字图像信号的传输单元。
- [0036] -所述探针还包括用于传输所述超声返回信号和/或控制信息的传输单元。
- [0037] -所述传输是无线的。
- [0038] -所述探针还包括用于接收旨在修改所述探针的操作参数的控制信息的接收单元。
- [0039] -所述探针还包括邻近于所述超声换能器系统的至少一个超声换能器或在其内部的以下电子部件:
- 低噪声放大器;
  - 可变增益放大器;以及
  - 抗混叠滤波器。
- [0040] -所述探针还包括至少一个模数转换器以数字化所述超声返回信号。
- [0041] -所述探针还包括多路复用器。
- [0042] -所述电子部件中的至少一些集成在所述超声换能器系统的至少一个超声换能器之内。
- [0043] -所述探针的所述波束形成和扫描组件包括至少一个致动器,所述至少一个致动器被配置用于沿一个或两个轴线振荡所述超声换能器系统的部件。
- [0044] -所述探针还包括处理单元,所述处理单元被配置用于控制所述至少一个致动器。
- [0045] 仍有另一个目的是提供一种用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像的方法,所述方法包括:
- 提供如以上简要讨论的探针构件或如以上简要讨论的探针;
  - 将所述探针构件或探针安装在牙医装备上;
  - 向所述探针构件或探针供应耦合介质;
  - 在所述声窗和待成像的所述软组织之间分配所述耦合介质。
- [0046] 根据其它可能的特征:
- 所述探针构件或探针在牙医装备上的所述安装包括将所述探针构件或探针插在牙医单元绳索上。
- [0047] -所述耦合介质由牙医座椅供应。
- [0048] -所述耦合介质是水。
- [0049] -以流速分配所述耦合介质。
- [0050] -所述耦合介质的所述流速由以下项中的至少一项控制:踏板、用于抽吸患者的嘴中的液体的抽吸单元、触发构件,其优选地为按钮、图像触发。
- [0051] -所述耦合介质被连续地分配在所述声窗与待成像的所述软组织之间的区域中,以便在支靠在待成像的所述软组织上施加所述探针构件或探针时保持所述区域没有空气。

[0052] 根据又一个目的,提供了一种用于操作于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像的探针构件的方法,包括:

- 在[10MHz;100MHz]的范围内的中心频率 $f_0$ 下以波束的形式发射超声信号;
- 沿至少一个轴线通过所述声窗驱动所述超声波束信号;
- 通过所述声窗接收对应超声返回信号。

[0053] 根据其它可能特征:

- 机械地和/或电子地执行沿至少一个轴线通过所述声窗驱动所述超声波束信号。

[0054] -沿至少一个轴线通过所述声窗驱动所述超声波束信号更特别地包括沿至少一个轴线振荡所述超声波束轴线。

[0055] -所述探针构件被手动地或自动地移动以用于对所述软组织的更大部分进行2D和/或3D成像。

[0056] -所述探针构件还包括确定所述探针构件的所述空间位置。

[0057] -使用加速度计来执行对所述探针构件进行空间定位。

[0058] -所述方法还包括基于驱动所述超声波束信号以及手动地移动所述探针构件来重构2D和/或3D数字图像信号。

[0059] -所述方法还包括基于所述超声返回信号提供数字图像信号。

[0060] -所述方法还包括传输所述数字图像信号。

[0061] -所述方法还包括传输所述超声返回信号和/或控制信息或接收用于修改所述探针构件的操作参数的控制信息。

[0062] -传输是无线的。

[0063] -所述探针构件是如以上简要描述的。

[0064] -所述探针构件具有在所述探针构件的操作期间适合于成弯曲的正尖端。

[0065] 其它特征和优点将从以下描述中出现,所述描述仅参考以下附图通过非限制性和说明性示例的方式来提供:

-图1是在同一张绘图上将在左边的健康牙齿与在右边的不健康牙齿进行比较的示意表示;

-图2是图示根据本发明的实施例的牙科系统的部件的非常示意的视图;

-图3图示了用于3D成像的不同扫描模式;

-图4至图7图示了诸如图2的牙科系统DS的牙科系统的示例性实施例;

-图8和图9图示了若干种可能的换能器布置;

-图10至图13图示了若干种可能的声换能器布置;

-图14、15A和16图示了若干种可能的牙科探针构件壳体配置;

-图15B是“耦合”到待成像的区的换能器的放大视图;

-图17图示了浸入式马达的示例性实施例;

-图18至图23图示了若干其它可能的牙科探针构件壳体配置;

-图24和25图示了用于探针头的不同的可能保护盖;

-图26和27图示了用于具有弯曲部分的头探针的不同配置;

-图28表示示例性牙医安装;

-图29是可与牙科探针构件一起使用的连接器的示例性实施例;

-图30是牙科探针的示例性实施例；

-图31是示例性成像方法实施例流程图。

[0066] 如图2中所示,根据本发明的实施例的牙科系统DS旨在用于对口腔内(即,患者的嘴)中软组织ST进行2D和/或3D成像。这样的系统使用超声波束获得口腔内的回波描记(echographic)图像。

[0067] 牙科系统DS主要包括:

-旨在面向待成像的软组织ST的声窗AW;

-超声换能器系统UTS,其被配置用于:

沿至少一个轴线通过声窗以波束的形式发射超声信号;

通过声窗接收对应超声返回信号;

-波束形成和扫描组件BFA,其被配置用于通过声窗驱动所述超声波束轴线。

[0068] 上述声窗AW、超声换能器系统UTS以及波束形成和扫描组件BFA可以是牙科探针构件的一部分,并且更一般地,可以是旨在用于对口腔内中软组织ST进行2D和/或3D成像的牙科探针的一部分。这样的探针可以包括探针主体和探针头,并且上述探针构件是探针头。

[0069] 探针头旨在通过常规机械固定、机械附接或紧固构件等被固定、附接或紧固到探针主体。

[0070] 如随后将看到的,声窗AW、超声换能器系统UTS以及波束形成和扫描组件BFA可以各自采取若干配置和/或根据具体操作模式来执行功能。用于以上部件中的每个的这些可能配置可被组合在一起。同样地,除了上述可能的配置组合之外或并非上述可能的配置组合,还可以将用于上述部件中的每个的这些可能的具体操作模式组合在一起。

[0071] 在实施例中,波束形成和扫描组件BFA可以包括:

-配置用于形成超声波束的部件或子组件,和/或

-配置用于扫描超声波束的部件或子组件(“扫描模式”)。

[0072] 在实施例中,波束形成和扫描组件BFA可以被配置用于聚焦超声波束。在发射时,波束形成可以包括,针对多元件换能器(例如:多环形,1D阵列,2D阵列等),向不同的换能器元件施加电子延迟。

[0073] 要注意的是,波束形成也可以用于接收(对一个或多个)接收到的信号)。例如,接收中的波束形成可以包括聚焦。这可以是多元件换能器(例如:多环形、1D阵列、2D阵列等)的情况。在这种情况下,可以不需要聚焦在发射处。

[0074] 根据若干可能的第一实施例:

-声窗AW可以是开放的或封闭的;和/或

-超声换能器系统UTS可以包括与(聚焦或未聚焦类型的)声学反射器相关联的一个或多个(聚焦或未聚焦类型的)超声换能器;和/或

-波束形成和扫描组件BFA可以被配置用于通过声窗机械地和/或电子地驱动(扫描模式)超声波束轴线,特别是用于沿一个或两个轴线振荡超声波束轴线。

[0075] 根据取决于以上第一实施例的其它可能的实施例:

-声窗AW可利用声膜封闭,该声膜可以是例如半渗透的声膜、适合于使待成像的牙科区的外部形状贴合的可贴合声膜(在牙周使用的情况下,贴合声膜必须适合于在扫描软组织的舌侧和/或面部侧时为患者实现舒适);和/或

-波束形成和扫描组件BFA可以被配置用于沿一个或两个轴线振荡至少一个换能器或者用于振荡声学反射器(扫刷模式);通过示例的方式,波束形成和扫描组件BFA可以包括至少一个致动器,其被配置用于向至少一个换能器或声学反射器赋予振荡。

[0076] 更特别地,图2的超声换能器系统UTS被配置用于在[10MHz;100MHz]的范围内的中心频率 $f_0$ 下进行操作。

[0077] 选择用于操作超声换能器系统UTS的高频(在10和100MHz之间)使得可能在从超声返回信号获得的图像中实现高空间分辨率(高准确度),特别是轴向分辨率。轴向分辨率由沿超声波束的轴线z(波束的传播的轴线)的两个对象之间的最小距离来定义。该轴线对应于从超声换能器系统朝向通过声窗待成像的区延伸的波束的z轴线。要注意的是,由探针构件生成的图像可以是矩形形状(波束的轴线垂直于声窗)或扇形形状(波束的轴线垂直于扇形的中间)。

[0078] 空间分辨率也是在垂直于z轴线的x、y方向上发生的横向分辨率。

[0079] 优选地,为了实现对于牙科系统(或探针构件)的更高的空间(特别是轴向上)分辨率,可以使用中心频率 $f_0$ 的至少50%,优选70%的带宽(通常具有6dB的衰减)。当带宽足够宽时,可选择若干频率以供发射超声波束,并且发射频率可适于待成像的组织的具体使用和/或类型。

[0080] 因此,通过示例的方式,如果 $f_0$ 等于20MHz,则70%的带宽等于14MHz,其设置13MHz的最小频率和27MHz的最大频率。

[0081] 在优选实施例中,图2的超声换能器系统UTS被配置用于在[10MHz;50MHz]的降低范围中的中心频率 $f_0$ 下进行操作,其可能具有中心频率 $f_0$ 的至少70%的带宽。

[0082] 在该降低范围内选择中心频率使得能够实现受随着频率增加的波束的衰减而被限制的穿透深度和分辨率之间的令人满意的折衷。

[0083] 更特别地,可以在[20MHz;40MHz]的进一步降低的范围中选择中心频率,其证明对于具有高准确度(分辨率)且对于最大穿透深度为约15mm的牙科软组织进行成像是高效的。

[0084] 以一般的方式,医师可以选择中心频率 $f_0$ ,以获得分辨率、场深度和波束的穿透深度之间的最佳折衷。医师还可以根据待成像的软组织的种类来选择中心频率。操作中心频率可以被电子地设置。

[0085] 可替代地,当上述声窗AW、超声换能器系统UTS以及波束形成和扫描组件BFA是牙科探针头的一部分时,可以通过改变适合于在期望的中心频率下进行操作的探针头来设置操作中心频率。因此,若干个探针头对于医师是可用的,每个探针头在不同的频率下可操作。由于探针头可以可移除地被附接、紧固、插(等等)到探针主体,从而改变探针头以供选择适配的频率对于医师来说是特别容易的任务。除了频率改变之外,或者代替后者,各自具有不同形状的若干个探针头对于医师也是可用的。不同的形状旨在各自适应待观察/成像的不同解剖结构。

[0086] 由上述超声换能器系统发射的超声波束沿基本上对应于在组织的给定深度(取决于波束的特性)上延伸的线的轴线朝向待观察/成像的软组织(可能是软组织的一部分的感兴趣的区或区域)传播。由超声换能器系统接收的超声返回信号提供对应于跟随有传播信号的线的图像数据。

[0087] 为了对软组织的感兴趣的空间延伸区域或区进行成像,执行波束在与波束的轴线

(针对波束的传播轴线)的方向不同的方向(例如垂直于其)上的扫描或扫刷,这引起了多个观察线。

[0088] 从这些扫描的观察线收集的所有数据使得随后通过处理所接收的数据(超声返回信号)重构感兴趣的区域或区的2D或3D图像是可能的。

[0089] 重构的图像是到感兴趣的区中的切片的2D表示。可以通过获取一系列的相邻2D图像来生成3D图像,如图3中所示的通过不同的扫描图案或模式。

[0090] 要注意的是,波束形成和扫描组件,例如用于通过声窗驱动超声波束轴线的波束扫描部件或子组件,允许针对给定的探针构件位置扫描感兴趣的区的至少一部分。因此,用户可以将他/她的注意力集中在探针构件相对于待成像的软组织的定向上。

[0091] 超声发射波束越稀薄(thin),图像的横向分辨率就越高。

[0092] 横向分辨率由位于波束的扫描或扫刷轴线(即,与穿过声窗的有时垂直于其的波束的轴线不同的轴线)上的两个对象之间的最小距离定义。

[0093] 如上面简要提及的,波束形成和扫描组件BFA可以包括被配置用于形成超声波束的部件或子组件,并且在这里更特别地;稀薄的或窄的超声波束。

[0094] 在本实施例中,超声波束可具有位于范围 $[2\lambda; 5\lambda]$ 的宽度,其中 $\lambda$ 是传播介质中的超声信号的波长。

[0095] 这样的宽度有助于高的横向分辨率。

[0096] 通常,超声波束的宽度应当在探索区中(在软组织中)具有这样的值,并且更特别地,在焦点处或在焦点周围(例如在多元件环形换能器的情况下)具有这样的值。

[0097] 作为示例,在该位置处的波束的宽度可以在20MHz下处于150和200 $\mu\text{m}$ 之间。

[0098] 然而,可以考虑另一个方面以实现高的横向分辨率:超声波束可以被聚焦,并且超声换能器系统因此可以被配置用于生成聚焦的超声波束。

[0099] 聚焦波束可以采取若干种方式:

-聚焦可以是几何类型的:超声换能器系统中的超声换能器或换能器可被给予凹面或半球形形状,其半径限定焦距,以便聚焦于点上;

-聚焦还可以由于声学反射器而被执行,所述声学反射器将未聚焦的波束朝向另一个方向反射,同时将其聚焦(声学反射器可以是凹面的);

-聚焦也可以是电子类型的:这种聚焦通常施加于1D阵列和2D阵列换能器以及施加于多元件环形换能器。阵列中的所有换能器元件被激励以用于发射具有电子延迟的超声信号,其目的在于补偿当在焦点和每个元件之间的传播介质中行进时超声信号的时间差。在接收侧上,所有元件的超声返回信号与发射处的相同延迟相加。

[0100] 可替代地,还可能仅利用多元件换能器(环形或阵列)聚焦在接收上。在这种情况下,平面波被发射(没有任何延迟),并且基于接收到的不同超声回波来执行聚焦。更特别地,通过在该位置处的聚焦,取决于从其生成回波的位置使聚焦被连续地适应。在接收数字化信号时动态地调整电子延迟。这种被称为“追逐焦点”的技术改善了SNR并增加了场深度。

[0101] 以一般的方式,应当注意的是,当聚焦仅在接收中执行时,BFA不对发射的超声波束执行聚焦。

[0102] 以一般的方式,图2的UTS中的换能器焦距可以是可调整的,特别是对于诸如多元件环形阵列和1D阵列的多元件换能器。

[0103] 换能器焦距可以小于或等于20mm,优选小于10mm。对于单元件换能器和环形阵列,可以设想在12和15mm之间的焦距。

[0104] 以一般的方式,除了或替代以上焦距方面,图2的UTS中的换能器场深度可以是可调整的。

[0105] 换能器场深度可以大于或等于2mm,优选地大于或等于5mm。

[0106] 下面的表描述了用于2D和3D成像的不同示例性实施例,其涉及用于不同超声换能器系统配置(与聚焦的或未聚焦的声学反射器相关联的若干类型的聚焦或未聚焦换能器)的不同波束扫描(机械和/或电子)和聚焦操作模式:

2D成像	
换能器类型	扫描手段和聚焦手段
未聚焦的单元件换能器	聚焦的反射器的机械扫描
聚焦的单元件换能器	换能器或未聚焦的反射器(平的反射器)的机械扫描
多元件环形换能器	换能器或者聚焦的或未聚焦的反射器(平的反射器)的机械扫描。电子波束形成和扫描组件允许聚焦波束并增加场深度
1D阵列换能器	电子扫描(线性、扇形或其组合)
3D成像	
换能器类型	扫描手段和聚焦手段
未聚焦的单元件换能器 O	沿2个轴线的聚焦的反射器的机械扫描
聚焦的单元件换能器 O	沿2个轴线的换能器和/或未聚焦的反射器(平的反射器)的机械扫描。
多元件环形换能器 O	换能器和/或聚焦的或未聚焦的反射器(平的反射器)的机械扫描。电子波束形成和扫描组件允许聚焦波束并增加场深度
1D阵列换能器	电子扫描(线性、扇形或其组合)+换能器或反射器的机械扫描
2D阵列换能器	电子扫描

因此,扫描超声波束可以通过不同的超声换能器系统配置,例如通过机械地扫描或扫刷(通过摆动)与至少一个换能器(单元件或多元件环形或1D阵列或2D阵列)相关联的声学反射器来执行。也可以使用线性运动。

[0107] 换能器可以通过旋转或摆动而被机械地扫刷。1D阵列换能器可以用于电子地扫刷波束。

[0108] 机械地扫描常规2D图像换能器的专用探针构件可以被使用。2D阵列换能器可以以3D来扫刷波束。这些换能器可以更快地生成图像,并且甚至可以用于制作实况或实时3D图像。

[0109] 在用于生成3D图像的手动探针构件扫描的情况下,探针构件还可以包括加速度计、陀螺仪或位置传感器。这样的附加元件对于确定探针构件的位置可能是有用的,这当探针构件也被医师手动移动以扩展待成像的区域时可以有帮助。探针构件的空间位置被记录(通过处理单元和存储存储器)。特别地,探针构件相对于软组织的位置可以是已知的并且可能被记录。

[0110] 如上文简要提及的,图3描绘了不同类型的扫描运动,以获取要在本牙科系统或探针构件中使用的3D图像(换能器,例如1D或2D阵列换能器和/或声学反射器的电子和/或机械扫描运动),即,沿两个轴线的线性-线性、扇形-线性、扇形-扇形和扇形-旋转。也可以设想这里未描绘和描述的其它类型的扫描运动。

[0111] 可以使用可能是不同类型的至少一个致动器来执行扫描超声波束:机械的、机电的、气动的、液压的、电动的、热的、形状记忆等。

[0112] 由致动器执行的运动可以变化。它可以是旋转运动、线性运动、其组合、振动运动

或任何其它适应的运动。

[0113] 例如,致动器可以包括机电系统(诸如无刷马达的机电马达)、微马达、压电马达、气动马达、液压马达等。

[0114] 牙科系统DS还可以包括电子控制组件ECA,以便控制上述部件(超声换能器系统UTS和图2的波束形成和扫描组件BFA)的操作。

[0115] 如图2中所示,电子控制组件ECA可包括重构单元或组件RU,其被配置用于基于超声返回信号提供数字图像。数字图像然后可以经由有线或无线连接通过传输单元或组件TR传输到远程设备,特别地,该远程设备包括用于显示数字图像的显示组件ID。远程设备可以位于与牙科系统相同的房间中,例如远离或位于分离的地方中的一米或若干米。

[0116] 重构单元或组件RU以及传输单元或组件TR可以位于探针构件中,其例如是探针头或探针主体。然而,重构单元或组件RU以及传输单元或组件TR或它们中的仅一个可以位于探针主体中,以便降低探针头的大小。

[0117] 在替代实施例中,牙科系统DS可包括用于经由有线或无线连接将超声返回信号和/或控制信息传输到远程设备的传输单元或组件TR,其特别地包括被配置用于基于超声返回信号提供数字图像的重构单元或组件RU'以及用于显示数字图像的显示组件ID。

[0118] 在另一个实施例中,牙科系统DS可以包括接收单元,其用于从远程设备或站点(例如,由医师使用的以及配备有允许用户选择要传输到牙科系统或探针构件的信息的用户界面的计算设备)接收控制信息。

[0119] 当被牙科系统或探针构件接收时,可以使用这样的控制信息,以用于修改其操作或设置参数,如增益、开/关、数据获取、聚焦位置、超声频率、扫描范围(线密度)、扫描速度等。

[0120] 还可以在牙科系统或探针构件外部传输控制信息,以通知医师关于后者的操作的当前信息(例如,操作参数,诸如探针温度(例如,为了避免烧伤患者)、耦合介质的温度、耦合介质的压力、探针头的种类(该信息可以基于可以至少部分地位于探针主体中的识别/标识系统获得)等。

[0121] 要注意的是,重构单元或组件RU或RU'更特别地包括处理器(微处理器)或处理单元和数据存储容量(例如:一个或多个存储器),以用于存储数据(来自超声返回信号的原始数据和可能的控制信息或重构的数字图像信号)。

[0122] 处理器和数据存储容量可以是电子控制组件的一部分。

[0123] 处理器和数据存储容量也可以与波束形成和扫描组件BFA共享(或由波束形成和扫描组件BFA使用)。

[0124] 在重构单元或组件RU'在远程设备中的情况下,ECA具有其自己的处理器或处理单元和数据存储容量,以便在UTS和BFA上执行上述控制和驱动任务。

[0125] 电子控制组件ECA可位于探针构件中,例如位于探针的探针头或探针主体中,其包括组装在一起的探针头和探针主体。

[0126] 电子控制组件ECA可以特别是取决于超声换能器元件而采取若干配置并且包括不同的部件。

[0127] 示例性详细的牙科系统在图4实施例中示出,并且可以包括单换能器元件1、生成超声换能器1的激励信号的发射器或发射部件2。作为发射并接收换能器两者而进行操作的

该换能器可以聚焦或不聚焦(如果使用声学反射器,则换能器的聚焦不是必需的)。可以或可以不在扫描运动中扫描该换能器。激励信号是非常短的脉冲(作为狄拉克脉冲),其适合于在其自己的适当频率上激励换能器或适合于引起强制激励的正弦波脉冲(通过这种强制激励,可以使换能器在不同的操作频率下进行操作)。这对于调整场深度和分辨率可能是有用的。

[0128] 牙科系统还可以包括在电路的接收侧上,以用于接收通过由超声波束遇到的不同结构上的回波产生的(或对应于其总和的)超声返回信号:

- 低噪声放大器LNA 3,
- 可变增益放大器VGA 4,
- 低通滤波器或抗混叠滤波器AAF 5,
- 模数转换器或数字ADC 6,其用于数字地转换所接收的和预处理的模拟声学信号,以及
- 处理数字化信号的处理单元或处理器7。

[0129] 处理单元7可对应于图2中的重构单元RU。

[0130] 要注意的是,施加于所接收信号的上述不同预处理级使得从信号噪声和可能在别的方面损害其处理和/或影响由牙科系统或探针生成的图像的的质量的其它寄生数据中进行整形和移除变得可能。这些预处理级可以变化,并且它们中的一些可以在某些情况下被省略。

[0131] 以一般的方式,为了改善信号/噪声比,上述操作频率的范围(降低的操作频率中的一个或较宽的一个)要求/可以具有靠近(一个或多个)换能器或集成到(一个或多个)换能器的预放大级。

[0132] 处理单元控制并驱动发射器2,特别是通过可以聚焦超声波束并增加其场深度的波束形成器(未示出)。

[0133] 电源PS可以被提供用于为电路的不同部件供电。替代地,可提供电源线或电缆以供应功率。

[0134] 牙科系统还可以包括控制器8和驱动器9,其控制和操作致动器10,所述致动器10在此可以是机电系统10。

[0135] 因此,后者被控制和操作以驱动声学反射器,以用于引起其振荡(摆动运动)并实现超声波束的扫描运动。

[0136] 要注意的是,在其它实施例中可省略反射器和致动器。例如,在这样的其它实施例中,超声换能器或换能器可以或可以不被聚焦或者可以通过致动器(或电子地)在扫描运动中被驱动,其可以是诸如致动器10之类的机电系统。

[0137] 在本实施例中,牙科系统还可以包括无线传输单元11,其可以与已经关于图2(TR)描述的用于传输数字图像或原始信号的无线传输单元11相同。

[0138] 单元11还可以包括适合于从外部(例如,从由医师处置的设备)接收控制信息的接收单元,例如为波束扫描所使用/所要求的信息。

[0139] 在本实施例中,电子部件2至7和9至11可以不集成到(一个或多个)换能器1中。例如,当探针包括探针主体和组装在一起的探针头时,这些部件可以位于探针主体中。用于其部分的探针头可以包含具有反射器的致动器8和(一个或多个)换能器1。

[0140] 在这里未描绘的另一实施例(该实施例可以包括或不包括反射器和致动器8)中,探针还可以包含可以相邻于(一个或多个)换能器1或集成在(一个或多个)换能器1中的部件2至6。这种布置使得可能降低部件和(一个或多个)换能器1之间的电缆的长度和/或数量。因此,可以实现更高的SNR和更高的敏感性。此外,可以设想成本降低。

[0141] 然后,探针主体可以包含部件7和9至11。

[0142] 在图5中所图出的另一实施例中,超声换能器系统包括多元件环形换能器11,其在此表示N环形阵列。由处理单元18控制的可以聚焦由UTS生成的整个超声波束并增加其场深度的公共波束形成器bf被提供在发射器12的上游,以便将适当的延迟施加到不同的发射器。

[0143] 牙科系统可以包括用于发射超声波束并接收和处理所接收超声返回信号的N个电子电路和相关联的部件。如所表示的,牙科系统包括N个电路,所述N个电路包括分别对应于图4的部件2至6的每个部件12、13、14、15、16中。每个电路专用于N个环形换能器元件中的一个。

[0144] 牙科系统还包括接收中的波束形成器17,所述波束形成器17用于收集和组装由所有环形换能器元件接收的数字化信号,同时考虑不同的延迟,以便在将数字化信号传输到处理单元或处理器18之前重构整个数字化信号。

[0145] 将处理单元18连接到控制器19、驱动器20、致动器21和声学反射器23的控制链可以与上面参考图4以及其变体实施例进行的描述相同。

[0146] 单元22与图4的单元11相同。

[0147] 关于图4描述的不同变体实施例也适用于图5的系统。

[0148] 作为示例,探针头可以包括电子部件11至17和23,并且探针主体可以包括部件18至22。

[0149] 作为示例,超声换能器阵列11由硅或cMuT上的PVDF制成。换能器可以包括至少6个环形换能器元件并且可能包括12或16个。

[0150] 在图6中所图示的另一实施例中,超声换能器系统包括超声线性多元件换能器,其在此表示由N个换能器元件制成的线性阵列。N个换能器元件中的每个具有针对多元件环形阵列的如在图4中的其自身的信号预处理加工。要注意的是,该实施例既适用于1D阵列又适用于2D阵列。

[0151] 图5的描述也适用于此以及其变体实施例。为了简单起见,在此已经采用了相同的编号。

[0152] 在本实施例中,超声线性阵列可以是64元件换能器。

[0153] 波束形成器17可以是FPGA(现场可编程门阵列)电路。

[0154] 作为示例,探针头可以包括电子部件11至16,并且探针主体可以包括部件17、18和22。

[0155] 在图7中所图示的另一个实施例中,牙科系统还包括多路复用器25,其使得可能降低集成在换能器芯片上的电子部件的数量,特别是ADC的数量。

[0156] 在图6中,存在用于预理由N个换能器元件接收的信号的N个通道。

[0157] 相反,在图7中,仅存在k个通道( $K < N$ )。多路复用器25从LNA部件13等接收N个放大信号,并在K个通道上分布K个输出多路复用的信号以用于预处理目的。这可导致芯片上的

部件的更好集成。波束形成器17'的大小也可以降低,因为与图6的波束形成器17相比,降低数量的信号必须由后者处理。作为示例,探针头可以包括电子部件11至16和25,并且探针主体可以包括部件17'、18和22。

[0158] 在图4至7实施例中,声学反射器及其致动器可以被用于扫描或振荡(一个或多个)换能器的系统代替。

[0159] 一个或多个换能器可以具有以下类型:聚焦的单元件换能器、未聚焦的单元件换能器、聚焦的多元件环形换能器、未聚焦的多元件环形换能器、1D阵列或2D阵列等。

[0160] 不同的技术可用于一个或多个换能器,其之中有:电容性微机械超声换能器(CMUT);聚偏二氟乙烯-三氟乙烯换能器(PVDF-TrFE)、压电陶瓷换能器(PZT、LiNbO<sub>3</sub>)、静电换能器等。

[0161] 换能器还可以是PVDF换能器、复合换能器。

[0162] 示例性换能器还可包括硅晶片和/或背衬(backing)元件。背衬元件还可通过具有凹面形状来聚焦超声波束。背衬元件可以使用3D打印来制造。

[0163] 除了如果实施例仅专用于具体类型或配置,否则在任何上述实施例中可以设想不同类型的超声换能器、不同的超声换能器和超声换能器系统配置。

[0164] 图8至13公开了可以使用的具有不同空间定向的不同示例性换能器配置。要注意的是,在先前的实施例中,无论它们是单元件或多元件换能器,所使用的不同换能器可以被认为是发射和接收换能器二者。

[0165] 图8图示了具有发射超声换能器31和接收超声换能器32的配置,发射超声换能器31和接收超声换能器32两者都在空间上被布置用于覆盖口腔内中软组织的感兴趣的区(ZOI)。两个换能器以会聚配置朝向ZOI横向偏移和定向,使得发射波束的超声回波由换能器32接收。

[0166] 在图9中,朝向ZOI成角度地定向的两个间隔开的超声发射换能器35、36位于中心轴向定向的超声接收换能器37的任一侧上,其从面对的ZOI接收超声回波。也可以设想反向布置:一个发射换能器和两个或更多个间隔开的接收换能器。

[0167] 图10图示了另一种配置,其中发射换能器40朝向面向换能器的ZOI发射超声波束41。波束41穿过声学波束分离器42,其第一面使得能够以这种传输方式传输波束。由ZOI发送回的超声回波在相反方向上相对于发射的波束轴向传播,但是被声学波束分离器42的相对第二面反射,这使它们朝向接收换能器43转向。

[0168] 在该示例中,声学波束分离器42被定向在45°,并且因此接收换能器43被布置为与发射换能器40成直角。

[0169] 然而,可以设想其它空间布置。

[0170] 图11至13图示了关于独立于上述通用探针构件的另一方面的配置。该新的方面涉及牙科系统/牙齿探针构件(探针头/探针主体)和相关的方法。要注意的是,以上和以下描述的不同的结构、壳体配置、方法安装、装备、技术细节等可以适用于这个新的方面。

[0171] 根据该方面,以一般的方式,提供了旨在用于对口腔内(即,患者的嘴)中软组织ST进行2D和/或3D成像的探针构件。牙科系统或探针构件主要包括:

- 旨在面向待成像的软组织ST的声窗AW;
- 换能器系统TS,其被配置用于:

沿至少一个轴线通过声窗发射波束信号；

通过声窗接收对应超声返回信号；

波束形成和扫描组件BFA可以被配置用于通过声窗驱动波束轴线。

[0172] 特别地，波束信号可以是例如由脉冲激光器生成的激光波束信号。脉冲通常具有短的持续时间，即在2和20ns之间，并且在时间上是分离的。激光波束可以以500到1100nm（优选在680到900nm之间）的范围内的具体波长来发射。取决于待成像的组织的吸收容量来选择操作频率。频率可以利用在以上降低的范围内的5nm的增量来进行选择。

[0173] 遇到某些软组织（特别是含有血液的软组织）的激光波束将被这样的组织吸收。这将引起组织中的突然的温度增加和其局部扩张。

[0174] 这种快速扩张将导致生成将由至少一个（上述类型中的一种类型的单元件或多元件）超声换能器接收的超声波。这些波的频率通常位于20和50MHz之间的范围之内。频率取决于脉冲宽度。

[0175] 基于接收到的超声返回信号，使超声信号源的定位成为可能。信号源的强度随着吸收组织的部分而变化。

[0176] 要注意的是，在实施根据这个新方面的2D/3D成像方法之前，对激光波长非常敏感的乌贼或鱿鱼墨汁可以用于漂洗患者的口腔。

[0177] 然后墨汁渗透到牙周袋中，这使得可能通过这种成像方法对它们进行成像/观察。

[0178] 由于这种技术，用含氧血液冲洗的组织可以与用非含氧血液冲洗的组织区分开。

[0179] 图11图示了其中由激光源（脉冲激光器）发射的激光波束或光束50撞击在光学镜51上的配置，所述光学镜51对于一入射角将波束朝向ZOI反射。

[0180] 由ZOI生成的超声回波（超声返回信号）52传播通过光学镜51并且到达至少一个接收超声换能器53。可以执行换能器的扫描（如上所述）。

[0181] 图12描绘了具有至少一个接收超声换能器55的配置，其配备有在中间的孔，以用于允许光或激光发射的波束56船舶通过其中并且通过声学 and 光学镜57朝向ZOI反射。

[0182] ZOI使超声回波58朝向镜57返回，所述镜57将其反射回到接收换能器55。

[0183] 可以执行镜57的扫描（如上所述）。

[0184] 声学 and 光学镜57可以使用诸如多孔陶瓷（例如：玻璃陶瓷）的材料，其拥有高声学阻抗，以便反射激光波束和超声返回信号，并且其具有衰减性质以便避免在镜内形成波。为了反射超声波束，反射器的稀薄层被沉积在镜的一个面上。

[0185] 多环形元件换能器可以优选地用于图12配置。

[0186] 图13描绘了具有分别在ZOI上引导两个会聚光或激光波束62、63的两个光引导件或生成器60、61的配置。

[0187] 超声接收换能器65轴向地设置在两个光或激光引导件或生成器60、61之间的ZOI的正面，以便接收由ZOI返回的超声返回信号66。

[0188] 对于图11和13的配置，线性阵列换能器可以与沿线发射激光波束的激光器一起使用。

[0189] 图14和后文图示了根据不同实施例的若干配置。

[0190] 图14表示容纳图2的超声换能器系统UTS的壳体70。

[0191] 要注意的是，壳体70可以表示探针构件的壳层（envelope），其可以对应于探针头。

为了清楚起见,在此省略了可移除地附接至探针头并且形成探针的剩余部分的探针主体。

[0192] 在本实施例中,UTS可以包括至少一个超声换能器72,其可以集成上述电子部件中的一些或全部。壳体70还可以包括(尽管在此未示出)图2的波束形成和扫描组件BFA。对于下面的实施例和要描述的变体,这也可以是成立的。

[0193] 图2的声窗AW可以存在于壳体的壁中。声窗74布置在面向换能器的正面(发射面)的壁中。ZOI面向声窗74和换能器72。超声波束76和超声返回信号78在这里成直线(rectilinear)方式通过声窗74传播。

[0194] 声窗74可以是开放的或封闭的,例如利用可以是半渗透膜的声膜。

[0195] 封闭式声窗证明对灭菌目的是有用的。

[0196] 壳体(或探针头)还可包括适合于贴合待成像的软组织的区域A的外部可贴合材料部分80(区域A可以是围绕波束将行进通过的软组织的区域)。在本实施例中,外部可贴合材料部分地位于声窗74的外部周围。外部可贴合材料部分80在外部围绕外部区域a,其至少部分地位于声窗74的正面。

[0197] 在示例中,外部可贴合材料部分80是可贴合垫片。

[0198] 可替代地,围绕声窗的并且壳体本身的壁或外部部分可以被配置成贴合待成像的软组织的围绕区域。该变体实施例还可以适用于要描述的以下实施例和变体。

[0199] 在变体实施例中,壳体(或探针构件/头)具有正尖端70a(图14),其适合于在设备的操作期间变形,例如成弯曲,以便贴合与其接触的软组织。这种布置还使得可能改变正尖端相对于组织的空间/角度定向。该变体实施例还可以适用于要描述的下面的实施例和变体。

[0200] 应当注意的是,上述外部可贴合材料部分(贴合垫片等)及其变体围绕声窗并且允许壳体(探针构件或探针头)与待成像的软组织(通过可贴合部分)接触而不被压缩。

[0201] 换能器72可以位于距声窗74的一距离处,如图14中所图示的或更靠近的位置。

[0202] 在图15A中所图示的变体实施例中,换能器72'可紧接于封闭的声窗74'来定位,其具有换能器72'与声窗74'之间的耦合材料(例如,耦合凝胶)的插入层73。

[0203] 这里,外部可贴合材料部分80'扮演壳体(或探针头)的接触区与待成像的软组织的角色。然而,在变体实施例中,壳体本身的外部壁可以扮演该角色。

[0204] 无论何种情况,换能器72'都可以位于距外部接触区80'至少2mm的距离d处(参见图15A),使得声束在到达ZOI之前行进至少这样的距离。这种布置使得可能获得对探索区上的波束的令人满意的聚焦。

[0205] 对于多元件环形换能器或阵列,可以设想至少10mm的更大距离。

[0206] 图15B是换能器阵列T的布置的放大图,所述换能器阵列T具有在换能器正面的耦合介质CM(例如,液体或凝胶、指定材料,诸如具有低衰减和适应声学阻抗的具体聚合物等),其正面暴露于耦合介质。由阵列的多个元件发射的超声波束已经由B表示和指示。该布置示出了在耦合介质CM下游的最佳图像区Z(其中存在ZOI)的位置。耦合介质层的厚度t(例如,几毫米)适合于在距换能器一受控制距离处引起在最佳图像区上聚焦波束。由于具有受控制延迟的多个换能器元件的发射,最佳聚焦可能不靠近于换能器。

[0207] 图16图示了包括在壳体90、至少一个换能器72、声窗74和外部可贴合材料部分80中的超声换能器系统配置。

[0208] 这些元件可以与已经描述的图14和图15的元件相同。声窗74布置在壳体的侧壁中的一个上,并且超声换能器系统在壳体内包括声学反射器92和用于向反射器赋予扫描运动的致动器94(例如,上述类型的机电系统或致动器)。

[0209] 反射器以及换能器可以是聚焦的或不聚焦的。

[0210] 在变体实施例中,可以省略致动器,例如当设想有电子扫描时。

[0211] 与换能器相关联的反射器允许超声波束被反射并被引导通过声窗以及允许返回信号到达返回路径上的换能器。

[0212] 对表中的扫描和聚焦手段及换能器的组合以及不同实施例的以上描述可适用于此。

[0213] 对图14和15的实施例的以上描述及其变体也适用于图16的实施例。

[0214] 耦合介质通常与图2的牙科系统/探针构件结合使用。水被证明是用于上述频率范围中的超声信号的高效耦合介质。

[0215] 耦合介质可以与上述实施例(更特别地,图14至16中的那些以及它们的变体)一起使用,以用于在所选择的一个或多个频率下将超声信号从至少一个换能器更好地传播到ZOI和反向路径。

[0216] 图14至16中的每个中图示的壳体可以填充有耦合介质。

[0217] 应注意的是,当壳体之内不发生运动时,耦合介质可以不是液体。这是例如在图14、15A和图21至23中的情况。根据这种情况,图21至23的实施例应当被相应地修改,使得耦合介质不表现为流体,而是表现为如凝胶的材料或固体。

[0218] 相反,当在壳体中发生运动时,例如由于反射器和/或换能器将被驱动进行运动以用于扫描目的,则耦合介质优选地为液体,例如水。

[0219] 应注意的是,取决于情境或应用或配置,耦合介质可以是在壳体内部流动或静态的。

[0220] 为了操作的高效,至少一个换能器的正面或发射面优选地接触于或暴露于这种耦合介质。

[0221] 在图16的实施例中,声学反射器92和可选的致动器可以浸入填充壳体的耦合介质中。然而,必须保护电连接和导线免于与耦合介质的任何接触。

[0222] 在图14至16的实施例的替代实施例中,壳体的内侧可以被配置为使得仅声学反射器的面暴露于耦合介质。致动器可以位于耦合介质的另一侧和外部。

[0223] 图17图示了包括用于致动声学反射器102并且可以浸入耦合介质中的致动器100的可能布置。

[0224] 致动器可以是可在水中操作的马达,例如同步无刷马达。

[0225] 特别地,该布置包括相对于轴线A倾斜的声学反射器102,其对应于由水平箭头指示的发射超声波束的轴线。声学反射器与块(bloc)104和突出的水平轴106成整体。

[0226] 该布置还包括(例如圆柱形状的)磁体108,其在轴直径上被极化并且线圈110围绕所述磁体并且适合于生成旋转磁场。

[0227] 该布置还包括可由陶瓷或塑料制成的小型化滚珠轴承112。

[0228] 如上所述,向马达供应功率的电线是不透液体(例如防水)保护的。

[0229] 图18图示了壳体配置120(类似于图16),其具有填充壳体120的内侧(腔室)122的

耦合介质(这里为液体,诸如水),使得至少一个换能器124的正面124a暴露于耦合介质,并且声学反射器126和相关联的致动器128浸没在耦合介质中。

[0230] 声窗130(超声波束在其中离开壳体的壳体的一部分)是开放的。

[0231] 耦合介质电路132至少部分地布置在腔室中,以便通过入口/出口132a(具有压力或不具有压力)将耦合介质引入其中,目的在于填充后者。

[0232] 耦合介质可以平行于由换能器124发射的超声波束并向其侧面被引入。这里,入口/出口132a位于壳体的远离声窗的部分中。

[0233] 外部贴合材料部分134(如图14和图16中的部分80)围绕来自外部的声窗并且设置对于面向声窗的外部区域或区a的边界,并且还围绕软组织A内部的ZOI。要注意的是,区a可以被认为是填充有耦合介质的储蓄器。

[0234] 当探针构件或探针的壳体支靠待成像的软组织而被施加时,由于耦合介质,区a保持无空气。

[0235] 示例性可贴合材料部分(可贴合垫片等)134允许将耦合介质维持在待成像的软组织上。这在以下具有封闭的声窗实施例中也保持成立。

[0236] 轴线A2表示被引导到ZOI的超声波束(由声学反射器126反射)的轴线。由于致动器128驱动反射器沿旋转轴线(例如,垂直于图18的平面)的振荡运动,所以该波束被驱动为扫描运动。振荡运动也可沿如由双箭头表示的若干轴线被驱动,以便根据待执行的成像的类型和/或待成像的ZOI而生成更适当的运动。

[0237] 可贴合部分134(例如可贴合垫片)与软组织A接触,并且使得腔室122可能保持填充有流动到后者并通过窗口130流出的耦合介质。

[0238] 在本实施例中,致动器在声学耦合介质(例如:液体)中操作,这允许降低头探针(或头构件)大小和所需功率。

[0239] 要注意的是,BFA,更特别地,BFA执行超声波束的形成的部分,也可以位于壳体中,尽可能靠近于换能器。

[0240] 图19图示了另一壳体配置140(与图18类似)。

[0241] 将仅描述不同的部分。相同的部分或元件保持与图18上相同的参考。

[0242] 在该配置中,耦合介质填充壳体140的内侧(腔室)122。声窗142是封闭的声窗,例如封闭腔室的声膜。

[0243] 壳体配备有出口或喷嘴144,所述出口或喷嘴144被配置用于允许腔室内部的耦合介质从其流出并填充封闭窗142与待成像的软组织A之间的区域或空间a。

[0244] 出口或喷嘴144位于靠近于窗142、在壳体的壁中以及在可贴合部分134和窗之间。

[0245] 在本实施例中,出口或喷嘴144朝向面向窗142的区域的中心倾斜,如由指示流出的方向的箭头所图示的。

[0246] 图20图示了另一壳体配置150(与图19类似)。

[0247] 将仅描述不同的部分。相同的部分或元件保持与图19上相同的参考。

[0248] 这种壳体配置包括耦合介质循环电路,该耦合介质循环电路被配置用于将耦合介质直接引导到壳体外部的区域或空间a中并且面向声窗142。循环电路包括在腔室154内部延伸直到到达出口或喷嘴144的通道或管道152。通道或管道152具有由耦合介质流供应的入口152a和与出口或喷嘴144流体连通的相对的出口152b。通道或管道152可位于邻近壳体

壁中的一个的内侧。在变体实施例中,电路152可以位于另一位置,例如位于壳体外部。

[0249] 与图19的实施例相反,在该配置中,腔室154不一定填充有耦合介质。

[0250] 然而,在变体实施例中,腔室154还包含耦合介质。可以使用与图19的电路相同的电路。

[0251] 在可适用于图19和20的实施例的变体实施例中,封闭的声窗142可包括可贴合声膜,以便直接贴合于待成像的软组织。

[0252] 图21至23现在将图示特别适合于阵列换能器或多元件换能器的壳体配置。然而,不排除其它类型的换能器。

[0253] 在图21中,壳体160包括近似面向封闭的声窗164的阵列或线性多元件超声换能器162。这里也可以适用与参照图15A所描述的相同的插入耦合材料布置。在本配置中,可提供几毫米的,例如2mm或更厚的耦合材料层(例如:耦合凝胶)。这样的布置使得即使对于封闭的声窗与ZOI之间的非常短的距离,也可能生成窄的超声波束。

[0254] 如以上部分134的可贴合部分166围绕声窗164和区域或空间a。

[0255] 如对于其它实施例,BFA也可位于换能器162所位于的腔室168中。

[0256] 这种壳体配置包括耦合介质循环电路,该耦合介质循环电路被配置用于将耦合介质直接引导到面向声窗164的和壳体外部的区域或空间a中。循环电路在此包括通道或管道170,其全部通过展开到区域a中的出口或喷嘴在腔室168内部延伸。通道或管道170具有由耦合介质的流供应的入口170a和展开出口或喷嘴的相对的出口170b。

[0257] 通道或管道170可位于邻近壳体壁中的一个的内侧。

[0258] 在变体实施例中,电路170可以位于另一位置,例如位于壳体外部。

[0259] 在此配置中,腔室不需要被填充有耦合介质,因为耦合材料(例如:耦合凝胶)在换能器和声窗之间存在。这里,换能器、耦合材料和封闭的声窗(例如:膜)可全部安装在壳体壁的开口中并且维持组装在一起。

[0260] 图22的壳体配置180与图21的壳体配置不同在于:

-换能器配置162已被移动远离声窗164,(根据该配置,换能器和ZOI之间的距离被调整为大于或等于1mm,优选地大于或等于2mm;对于换能器阵列或多元件,距离甚至可以是10mm或更大(如上面已经描述的那样)),

-现在,耦合介质循环电路182被配置用于填充腔室168,

-已经提供了如在图19中的出口或喷嘴184以将耦合介质从腔室直接引入到区域或空间a中。

[0261] 耦合介质循环电路182被配置用于将耦合介质引导到腔室168中。

[0262] 循环电路在此包括在腔室168内部延伸的通道或管道182。通道或导管182具有入口182a和相对的出口182b,所述入口182a由耦合介质的流供应,所述出口182b基本上在与换能器的横截面相同但不更远的横截面中展开到腔室中,以便不干扰腔室内部的信号的传播。

[0263] 通道或管道170可位于邻近壳体壁中的一个的内侧。

[0264] 轴线A3对应于声学波束轴线。

[0265] 图23的壳体配置190与图22的壳体配置不同在于声窗192如图18中那样开放。

[0266] 以上所描述的不同配置可添加下面的可选特征中的任一项:

- 温度测量组件或单元,其用于测量耦合介质的温度,
- 压力测量组件或单元,其用于测量耦合介质的压力,
- 流量测量组件或单元,其用于测量耦合介质的流量。

[0267] 这些参数或它们中的任一个的已知和可能的控制在用于操作探针构件的方法(如以上实施例和变体中的任一个中所述)或用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像的图2的牙科系统的操作期间可能是有用的。如图31中所图示的可能的方法实施例包括:

- 在[10MHz;100MHz]范围内的中心频率 $f_0$ 下以波束的形式发射(步骤S2)超声信号;
- 沿至少一个轴线通过声窗驱动(步骤S3)超声波束信号;
- 通过声窗接收(步骤S4)对应超声返回信号。

[0268] 该方法实施例还可以包括步骤S4,以用于手动地移动支靠在软组织上而被施加的牙科系统或探针构件,以便扩大待成像的区。以上已经关于提供牙科系统或探针构件的空间信息/数据的位置传感器描述了这种可能性。

[0269] 此外,该方法实施例包括用于基于所接收的超声返回信号来重构2D和/或3D图像的步骤S5。

[0270] 例如,知道耦合介质的压力可能对于知道声膜的变形是有用的,并且例如避免可能损坏后者或影响成像方法的额外压力。在这种情况下,该方法可以设想降低腔室内部的耦合介质的压力和/或流速。

[0271] 知道温度和/或流速也可能对于更好地操作探针构件(如在以上实施例和变体中的任一个中所述)或图2的牙科系统是有用的。

[0272] 在上述的并且涉及耦合介质(液体或不是液体)的不同的配置中,也可以选择和控制后者的纯度和电导率,以用于在该方法的操作中获得更好的效率。

[0273] 耦合介质可以是无气泡的。

[0274] 耦合介质可以是生物可相容液体。

[0275] 防腐剂可以可选地添加到可能为水的耦合介质中。

[0276] 在上述的并且涉及耦合介质(液体或不是液体)的不同的配置中,后者可以被加压或不被加压。加压在某些情况下可能有用:

- 为避免壳体中的气泡;
- 为使声窗(例如,声膜)变形,使得引起后者支靠在待成像的软组织上来施加。

[0277] 要注意的是,耦合介质的可变形/柔性储蓄器或小袋可以被放置在区或区域a中,其面向在上述配置中的任一种中的或者在涉及壳体中的至少一个换能器的任何其它更一般的配置中的声窗以及具有可能的外部可贴合材料部分(例如:垫片)的声窗。

[0278] 另一实施例涉及一种探针,其旨在用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像。这样的牙科探针包括探针构件,其可以采用任何其它所描述的配置。

[0279] 该牙科探针更特别地包括探针主体和可分离的探针头。

[0280] 探针的探针头可以是如上所述的探针构件。

[0281] 探针头和探针主体优选地彼此可移除地连接/插,以用于使得任一部分(主体或头)或任何内部部件的更容易的任何改变(并且特别是针对维护)。

[0282] 图24图示了具有探针头202和探针主体204的这种探针200的示例性实施例。根据变化的实施例和变体,两个部分之间的不同部件可以如上所述的那样被共享。

[0283] 探针可以包括第一连接器206,该第一连接器206适合于插到探针头202以及从主体204拔出。这里,连接器由主体的旨在接合在头的凹部分(未示出)内部的凸部分表示。两部分之间的连接可通过旋拧或通过将凸部分紧密地配合到凹部分中而实现。

[0284] 第一连接器206还可包括电端子和耦合介质入口和/或出口(例如:水入口和/或出口)和可选地,空气入口/出口。图29中图示了这种连接器的示例性实施例。

[0285] 探针头202包括探针头盖208,所述探针头盖208覆盖可连接到探针主体204的探针头部分210,以及可移除探针头外壳212,其包括封闭的声窗214。

[0286] 如所示的,探针头还包括用于将耦合介质供应到腔室218的通道216,在其中坐落有至少一个超声换能器220。至少一个换能器通常不是可移除的探针头外壳的一部分,以便不使外壳的任何移除是复杂的。

[0287] 耦合介质出口或喷嘴222被提供在可移除探针头外壳212的壁中,所述可移除探针头外壳212容纳邻近于其的声窗214。出口或喷嘴222以会聚的方式位于声窗的任一侧(或替代地,单个出口或喷嘴可以围绕窗),以便将耦合介质引导到如先前实施例中所述的区域或空间a上。可替代地,可以设想如先前实施例中那样的位于窗口的一侧上的单个出口或喷嘴。要注意的是,其它实施例还可以包括用于在区域a或单个外围出口或喷嘴或任何其它配置中引入耦合介质的多于一个的出口或喷嘴。

[0288] 与已经描述的那些相同的外部可贴合部分224将对于区域a的边界设置为超过出口或喷嘴222。

[0289] 可移除的探针头外壳还包括出口或喷嘴222和部分224。

[0290] 可移除的探针头外壳可能对于灭菌目的是有用的,因为其在高压灭菌器中避免对整个探针头进行灭菌。

[0291] 探针头盖和可移除探针头外壳两者都有助于防止/降低探针头的污染。

[0292] 可移除的探针头外壳212可以在头盖208的端部周围被装配为盖或帽,例如,其可以紧密地装配在头盖208的端部周围或旋拧到其外带螺纹的端部上。

[0293] 根据变体实施例(这里未示出),通过使用允许耦合介质从探针头流出并防止受污染的流体进入探针头中或至少降低该流体进入的半渗透声膜来消除图24的耦合介质出口或喷嘴222。头探针还可以包括压力传感器,以便控制耦合介质流。

[0294] 在图25中图示了探针230的另一示例性实施例。相同的元件保持相同的参考并且将不再描述。

[0295] 探针主体232包括快速连接/断开连接器234,以用于通过外部软管238等(更一般地,在探针头部分外部并且连接到探针主体的耦合介质电路)向可移除探针头外壳236提供耦合介质。

[0296] 因此,可移除探针头外壳236被相应地配置成将软管238的端部容纳在隔间236a中,所述隔间236a与换能器220所处的其它隔间或腔室236b分离。

[0297] 隔间236a在其底部具有出口或喷嘴236c,并且软管238的端部固定地安装到该出口或喷嘴上,使得在软管内部循环的耦合介质被引入到由可贴合部分224围绕的外部区域或空间a中。

[0298] 因此,可移除探针头外壳236具有两个内部隔间236a和236b,在一侧(在绘图上的上侧)开放,而在相对的一侧由在其中提供封闭的声窗214和出口或喷嘴236c的壁封闭。外

壳236也装配在探针头盖208周围,例如,如以上针对图25所解释的。

[0299] 如所示的,耦合介质电路238至少部分地被探针头盖208覆盖。

[0300] 要注意的是,图24和25中的不同探针头盖和探针头外壳是保护盖。

[0301] 图26和27描绘了具有与主体232相同的探针主体242并且配备有用于将探针主体连接到探针头的连接器的凸部分的不同探针头配置。每个图中的探针头包括连接部分246,连接部分246接收探针主体凸部分并且可以包括用于操作超声换能器系统所必需的电子部件。

[0302] 图26图示了其中探针头244包括以下项的配置:

-第一探针头部分248,其是可以通过弯曲而变形的可变形部分,

-第二探针头部分250,其包括声窗和至少一个换能器,并且固定地或可移除地连接到部分248。

[0303] 可变形部分248允许医师将工具形状调整到待成像的软组织,并到达对于常规工具而言难以接近的区。通过在不管什么方向上手动地容易弯曲可变形部分来做出调整,使得头部分250几乎可以采取任何角度取向。由于后者的柔性,这可以在不损坏可变形部分248的情况下反复地随时间进行。

[0304] 可替代地,可变形部分248针对其它应用可以由刚性部分代替。

[0305] 头部分250可以配备有外部可贴合部分250,其可以与上述其它可贴合部分相同。

[0306] 可替代地,连接部分246仅形成连接器,并且电子部件尽可能靠近于(一个或多个)换能器被包含在远程头部分250中。

[0307] 在变体实施例中,探针头部分250可以以自身定向,例如由于头部分250和头部分248之间的具体铰接连接。

[0308] 图27图示了其中探针头260包括以下项的配置:

-第一探针头部分248,其是可通过弯曲而变形的可变形部分(与图25中的头部分248相同),

-第二探针头部分262,其包括声窗和至少一个换能器,并且固定地或可移除地连接到部分248。

[0309] 这里,头部分262具有使得能够对具体区成像的配置,因为它具有横向定向的声窗,而不是如在先前的实施例中那样的轴线定向的声窗。在此相对于细长头部分248的轴线取轴线。例如,这种配置证明对于舌软组织成像是有用的。

[0310] 图28表示包括若干装备的牙科安装,其可用于它们中的至少一些,以用于操作用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像的方法。

[0311] 在本实施例中,耦合介质是由牙医座椅的电源线提供的水。

[0312] 安装包括座椅300、灯单元302、牙医单元304,所述牙医单元304可通过链接臂308围绕竖直支撑件306移动。牙医单元304携带一组牙科器械310,其通过器械软管312各自连接到单元304和电力、水、空气等。

[0313] 上述不同的探针构件配置(探针、探针头、探针主体)可以安装在牙医安装上,例如通过固定/安装到软管等的快速连接/断开连接器(例如:绳索)。

[0314] 图29图示了也可包括电端子320a、耦合介质(例如:液体,诸如水)入口/出口320b、空气入口/出口320c等的快速连接/断开连接器320的示例性实施例。连接器的两个部分中

的一个322安装在软管或绳索323的端部,其适合于输送/路由电力(例如,用于供电目的)、耦合介质、空气等。另一部分324可以连接到探针的探针主体。

[0315] 该快速连接/断开连接器适合于将探针主体与如在图24中的探针头连接/断开。

[0316] 它还适合于将不同的探针构件配置(探针、探针头、探针主体)与图28的软管312中的一个连接/断开。

[0317] 要注意的是,如上述那些中的一个的向探针构件提供空气的空气入口/出口对于移除壳体 and/或通道和喷嘴内部的耦合介质可能是有用的。它还可用于排出唾液。

[0318] 图30表示可用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像的器械或工具330。该工具是通过连接器334(例如:如在图29中的两部分连接器)连接到路由电、耦合介质(例如:水)、空气等的软管332的探针。工具330包括探针主体336或手持件,其具有细长形状以便由医师的手方便地抓握。工具330还包括可移除地连接到探针主体336的探针头338。探针头338相对于主体336的细长轴线横向定向,使得声窗和水出口340侧向地定向,基本上垂直于主体336的轴线。

[0319] 在用超声波束对患者的头的口腔内的软组织中的ZOI成像之前,如已经描述的,该方法包括:

- 提供如已经以上所述的探针构件或探针;
- 将探针构件或探针安装在牙医装备304上,例如通过用探针构件或探针代替常规牙科器械310中的一个,以及将后者插到或安装在牙医单元绳索或软管312上,
- 用耦合介质(这里为水)供应探针构件或探针;
- 在探针构件或探针的声窗与待成像的软组织之间分配耦合介质,如上文已经以不同的可能的壳体配置中描述的那样。

[0320] 如图18至24所图示,以上述区域或空间a中的流速分配耦合介质。如已经提到的,可以通过压力测量直接或间接地测量流速。

[0321] 耦合介质可以被连续地分配在声窗和待成像的软组织之间的区域或空间a中,以便在探针构件或探针支靠在待成像的软组织上而被施加时保持区域无空气。

[0322] 耦合介质的流速可以由以下各项中的至少一项来控制:踏板、用于抽吸患者的嘴中的液体的抽吸单元(作为通常用于抽吸唾液的抽吸单元)、触发构件,其优选地为按钮、图像触发等。

[0323] 以一般的方式,探针构件或探针是相对较小的工具,其易于处理并使软组织能够以高分辨率和实时在深度内成像。

[0324] 以一般的方式,探针构件或探针头的形状优选地设计成确保患者舒适度和易于使用。这特别对于上述所有壳体配置保持成立。

[0325] 探针构件或探针头也被设计成确保降低体积的探针头。这特别对于上述所有壳体配置保持成立。

[0326] 以一般的方式,探针或牙科系统可以实时地生成图像,即,以大于或等于10张图像/秒的速率生成图像。

[0327] 因此,医师将探针支靠并关于待成像的牙科软组织移动,并且与放射检查相反地充分快速地观察显示组件上的(一个或多个)所生成的图像。这特别对于上述所有探针壳体配置保持成立。对于在30MHz的中心频率下操作的单元件换能器而言特别是这种情况。甚至

可以设想100张图像/秒的速率。

[0328] 由探针或牙科系统生成的图像可覆盖具有5-6mm宽度和10mm深度的ZOI。

[0329] 在牙周使用的情况下,当扫描软组织的舌侧和/或面侧时,探针大小和形状必须适合于实现对用户和对患者的舒适。

[0330] 以一般的方式,探针或牙科系统不是侵入性的并且与现有技术方法相反地不引起的疼痛。因此避免了细菌污染的任何风险。

[0331] 可以观察到整个软组织(例如:牙床)。

[0332] 可以获得更好的分辨率和更好的不同观察的组织之间的区分。

[0333] 探针,更特别地,探针头,通常具有细长的形状,例如基本上如牙刷的头那样,并且因此可以容易地被引入到患者的嘴中并支靠在难以接近的任何牙科或牙周区域上而被施加。

[0334] 探针或牙科系统对于医师而言可以容易地处理。

[0335] 在这方面,探针主体可被配置成易于抓握并且用如牙刷把手那样的手柄处理。

[0336] 探针头的大小是诸如可以容易地被引入到患者的嘴中。因此,包封(一个或多个)换能器的壳体具有通常不超过1或2cm<sup>3</sup>的外部体积。

[0337] 可以设想具有近似10mm长度、5mm宽和5mm高度或厚度的探针头。

[0338] Gregoire等人的文章J Radiol 2006;87:1920-36总体上描述了高分辨率成像,并且以引用的方式特此并入本描述中。

[0339] 在使用它们的情况下,术语“第一”、“第二”等不一定表示任何顺序或优先关系,而是可以用于更清楚地区分一个元件与另一个元件或一个时间间隔与另一个时间间隔。术语“示例性的”指示该描述被用作示例,而不是暗示它是理想的。

[0340] 如在本申请中使用的术语“处于信号通信”意味着两个或更多个设备和/或部件能够经由在某种类型的信号路径上行进的信号彼此进行通信。信号通信可以是有线或无线的。信号可以是可能沿第一设备和/或部件与第二设备和/或部件之间的信号路径将信息、功率和/或能量从第一设备和/或部件传达到第二设备和/或部件的通信、功率、数据或能量信号。信号路径可以包括第一设备和/或部件与第二设备和/或部件之间的物理、电、磁、电磁、光学、有线和/或无线连接。信号路径还可以包括第一设备和/或部件与第二设备和/或部件之间的附加设备和/或部件。

[0341] 与示例性实施例一致,本公开可以使用具有存储的指令的计算机程序,其控制用于针对从电子存储器中被存储和访问的图像数据的图像获取和图像数据处理的系统功能。如图像处理领域的技术人员可以领会的,当配备有合适的软件程序时,本公开的示例性实施例的计算机程序可以由合适的通用计算机系统(诸如充当图像处理器的个人计算机或工作站)利用,使得处理器进行操作以获取、处理和显示数据,如本文中所述的。例如,可以使用许多其它类型的计算机系统架构来执行本公开的计算机程序,其包括联网的处理器器的布置。

[0342] 用于执行本公开的示例性方法实施例的计算机程序可以存储在计算机可读存储介质中。该介质可以包括例如;磁存储介质,诸如磁盘,诸如硬盘驱动器或可移除设备或磁带;光学存储介质,诸如光盘、光带或机器可读光学编码;固态电子存储设备,诸如随机存取存储器(RAM)或只读存储器(ROM);或用于存储计算机程序的任何其它物理设备或介质。用

于执行本公开的示例性方法的计算机程序还可以存储在计算机可读存储介质上,其通过因特网或其它网络或通信介质的方式连接到图像处理器。图像数据处理领域的技术人员还将容易地认识到,这样的计算机程序产品的等同物也可以用在硬件中来构造。

[0343] 注意的是,在本公开的上下文中,术语“存储器”,等同于“计算机可访问存储器”,可以指用于对图像数据存储和操作并且可由包括数据库的计算机系统访问的任何类型的临时或更深入的数据存储操作空间。存储器可以是非易失性的,例如使用诸如磁或光学存储的长期存储介质。可替代地,存储器可以具有更易失性的本质,在使用电子电路的情况下,诸如由微处理器或其它控制逻辑处理设备用作临时缓冲器或工作空间的随机存取存储器(RAM)。例如,显示数据通常被存储在与显示设备直接相关联的临时存储缓冲器中,并且根据需求被周期性地刷新以便提供所显示的数据。该临时存储缓冲器也可以被认为是存储器,因为该术语在本公开中被使用。存储器还被用于执行和存储计算和其它处理的中间结果和最终结果的数据工作空间。计算机可访问存储器可以是易失性的、非易失性的或易失性和非易失性类型的混合组合。

[0344] 理解的是,本公开的计算机程序产品可以利用众所周知的各种图像操纵算法和过程。还将理解的是,本公开的示例性计算机程序产品实施例可以实施本文中未具体示出或描述的可用于实现方式的算法和过程。这样的算法和过程可以包括在图像处理领域的普通技术人员内的常规应用程序。这样的算法和系统以及用于产生和以其它方式处理图像或与本公开的计算机程序产品共同操作的硬件和/或软件的附加方面未在本文中具体示出或描述,而是可从本领域中已知的此类算法、系统、硬件、部件和元件中选择。

[0345] 根据本申请的示例性实施例可以单独地或组合地包括本文描述的各种特征。

[0346] 虽然已经关于一个或多个实现方式图示了本发明,但是在不脱离所附权利要求的精神和范围的情况下,可以对所图示的示例做出更改和/或修改。此外,虽然已经关于若干实现方式中的一个公开了本发明的特别的特征,但是这样的特征可以与其它实现方式中的一个或多个其它特征进行组合,因为这对于任何给定的或特别的功能是期望的和有利的。通过考虑本文中公开的本发明的说明书和实践,本发明的其它实施例对于本领域技术人员将是显而易见的。说明书和示例旨在仅被认为是示例性的,其中本发明的真实范围和精神由后面的权利要求指示,并且落入其等同物的含义和范围内的所有改变旨在被包含在其中。

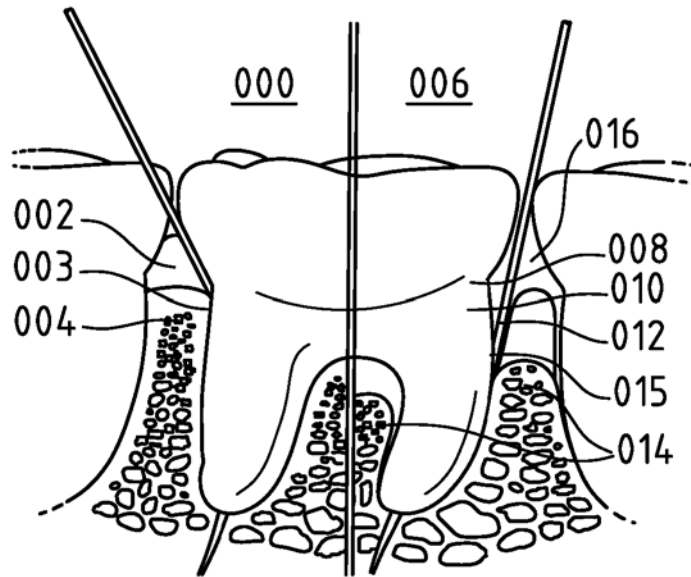


图 1

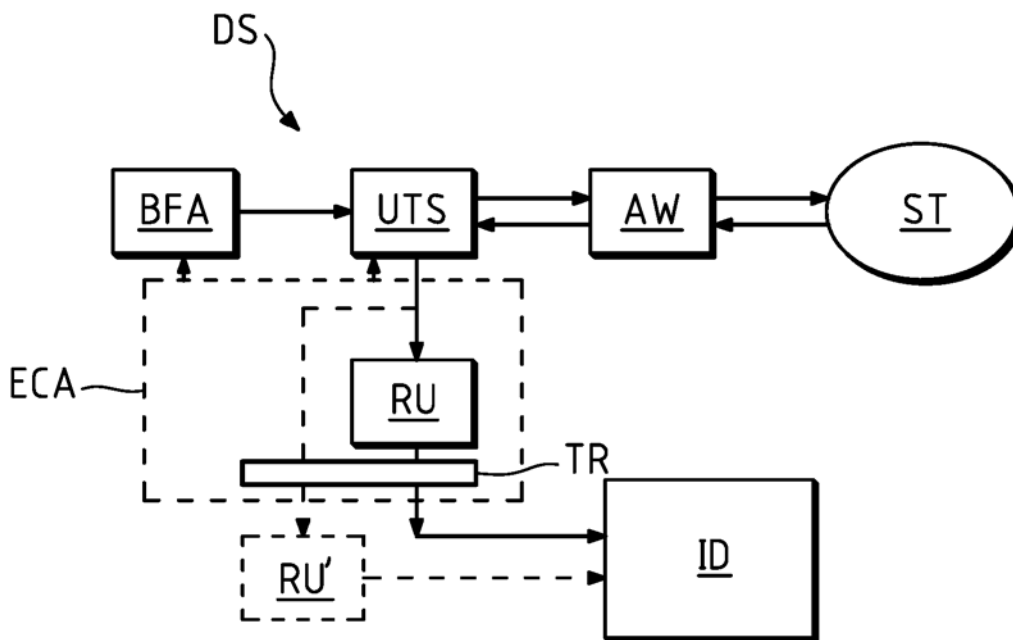


图 2

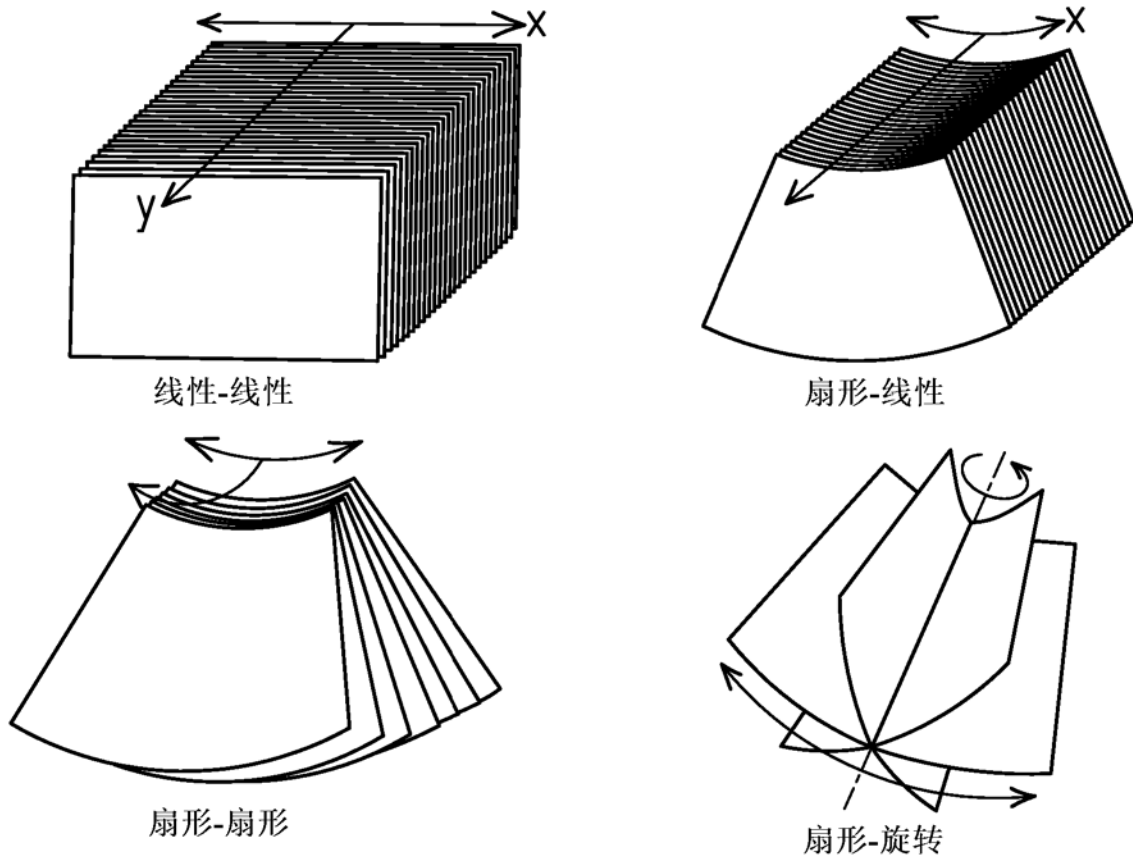


图 3

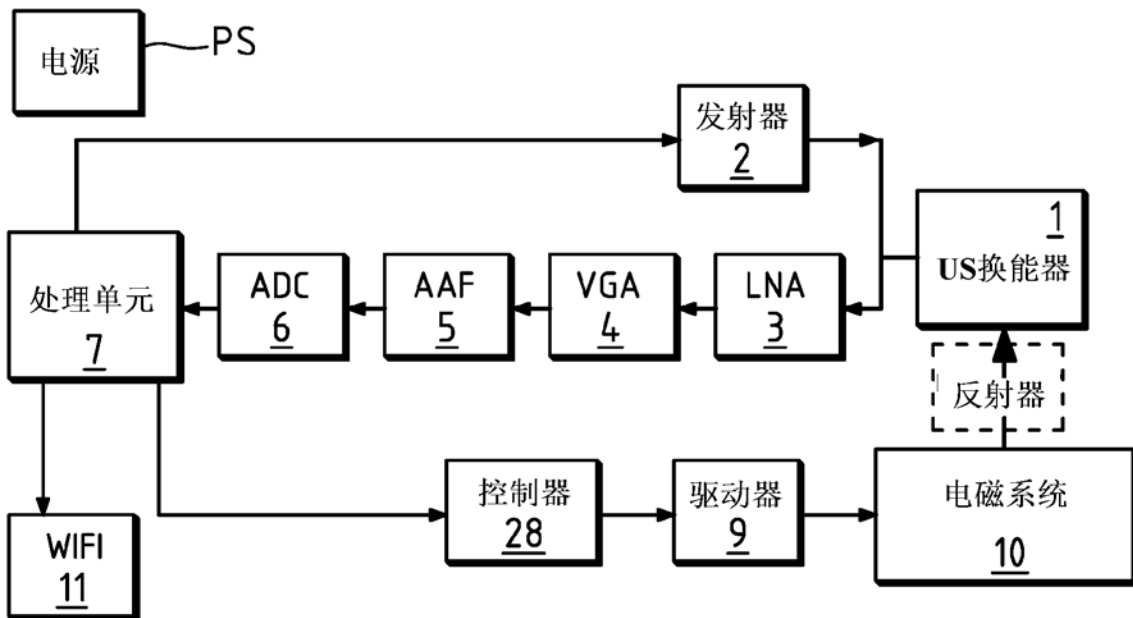


图 4

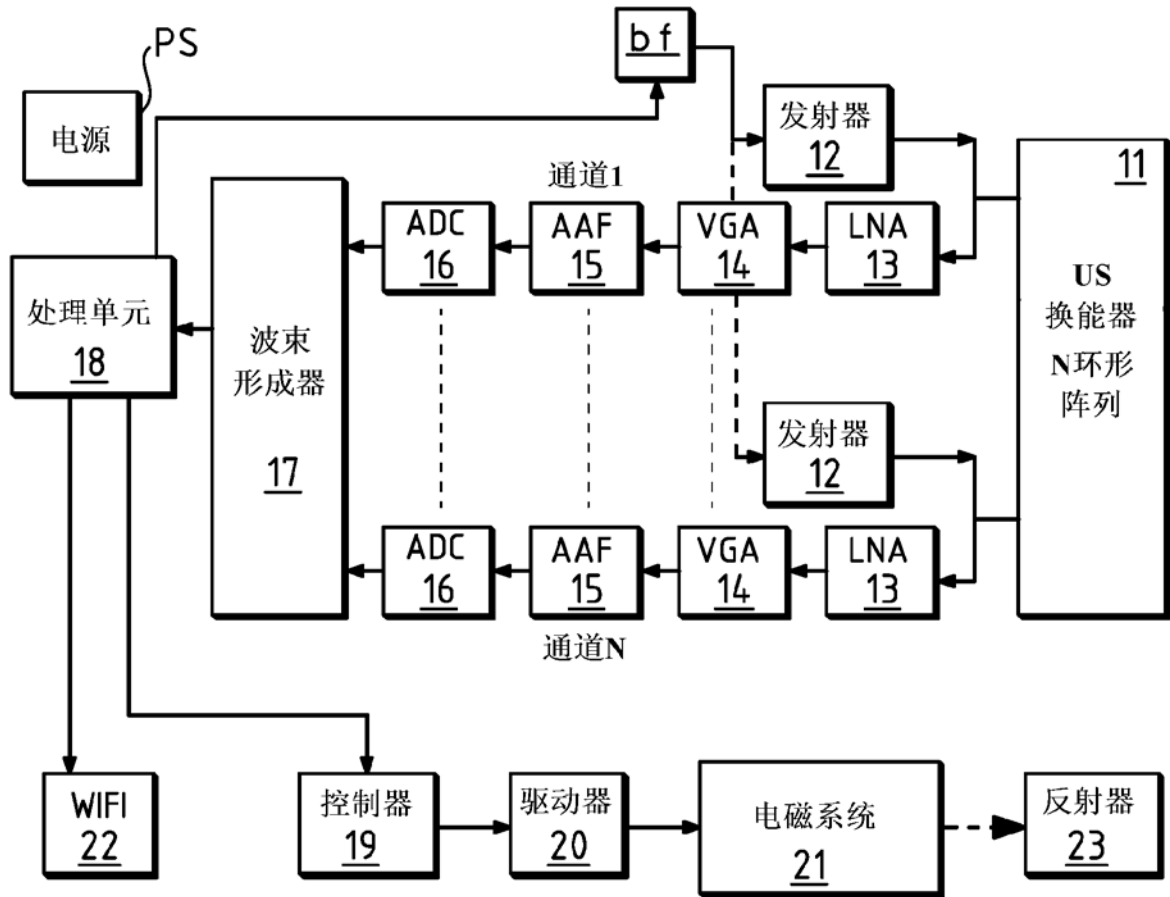


图 5

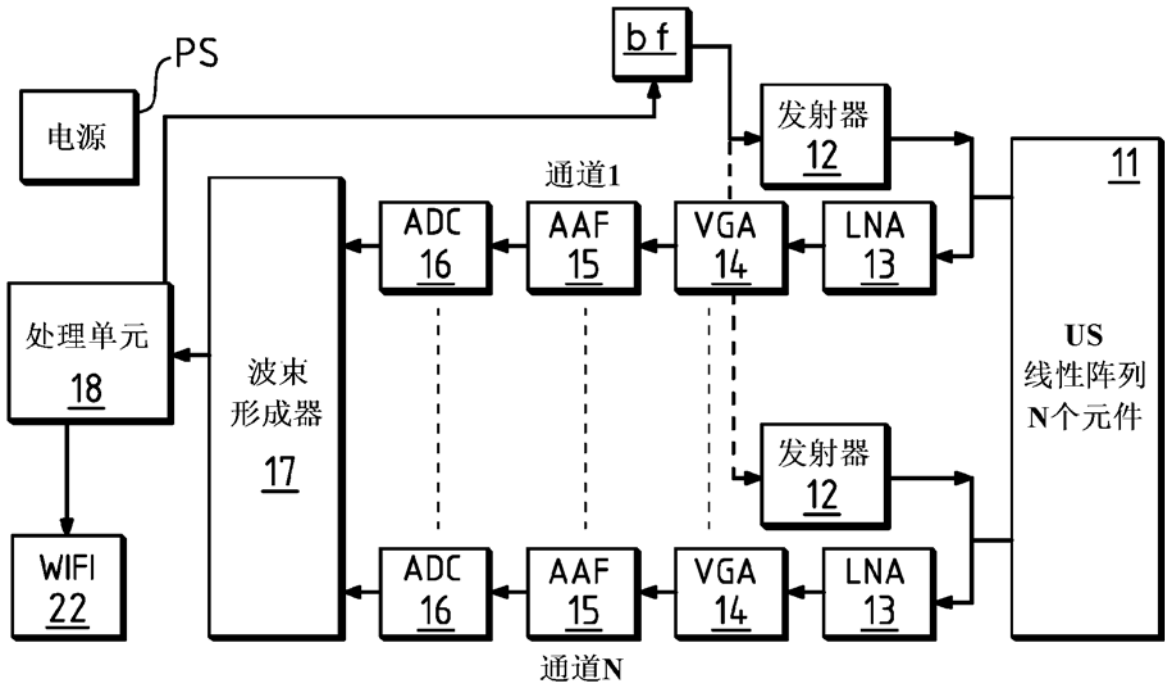


图 6

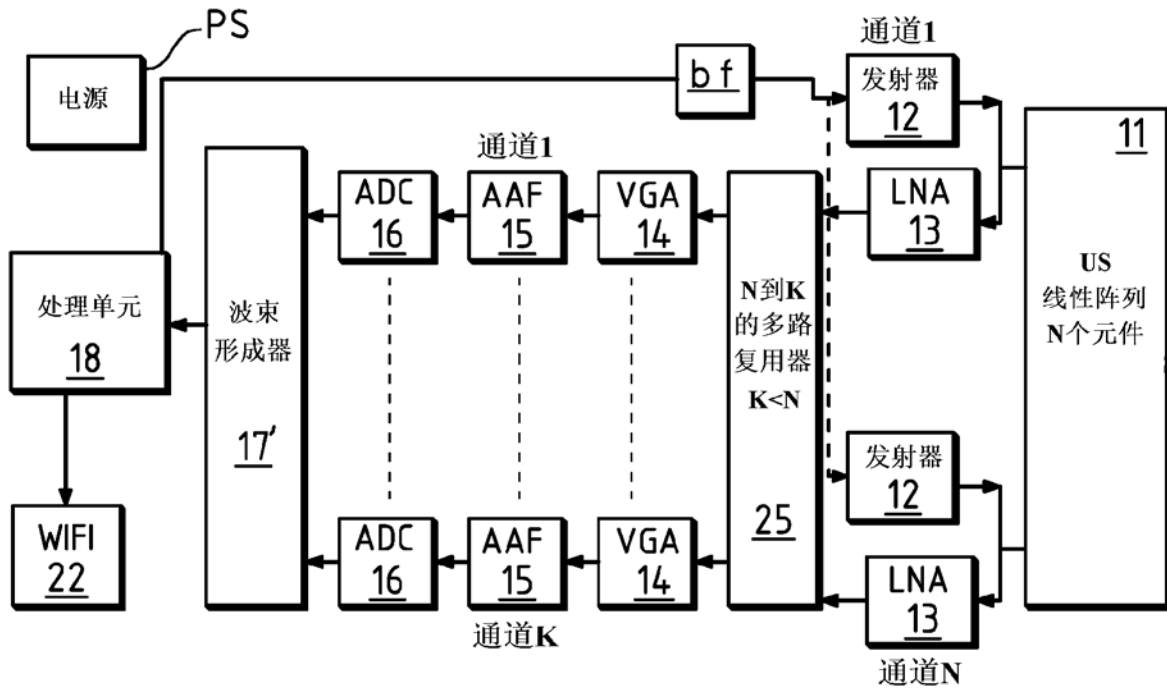


图 7



图 8

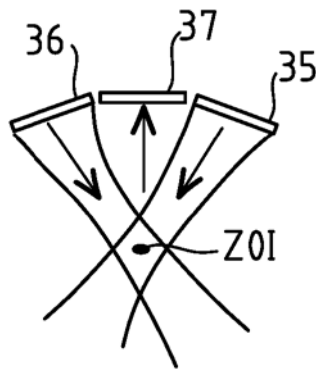


图 9

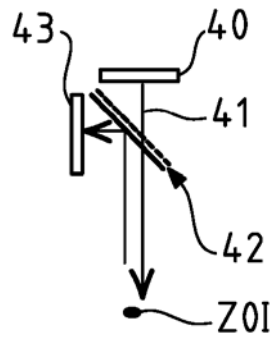


图 10

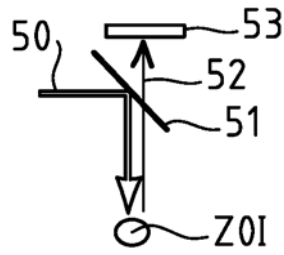


图 11

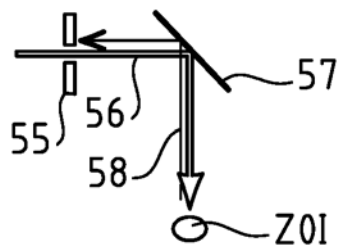


图 12

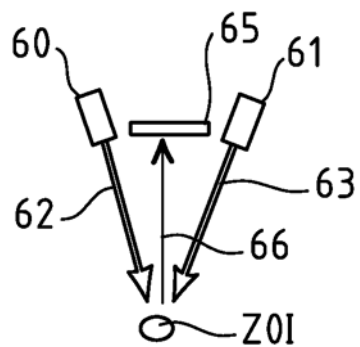


图 13

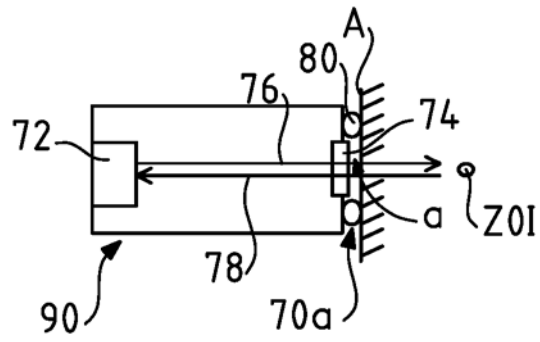


图 14

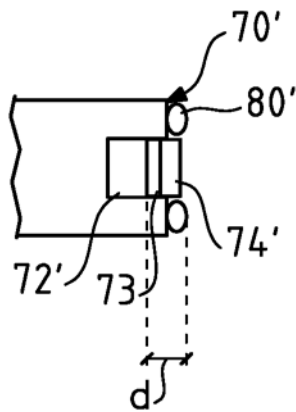


图 15A

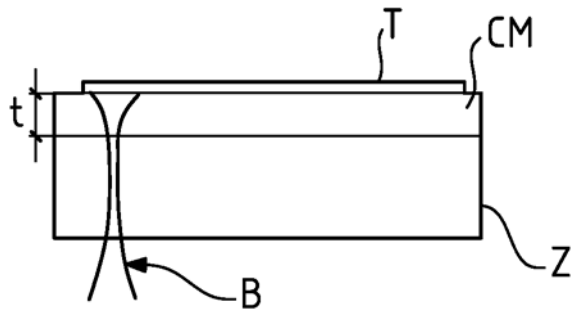


图 15B

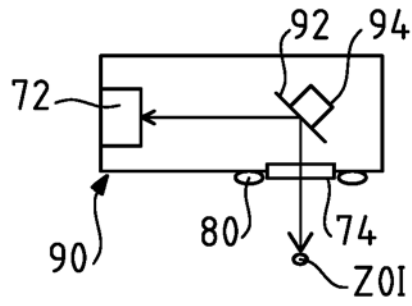


图 16

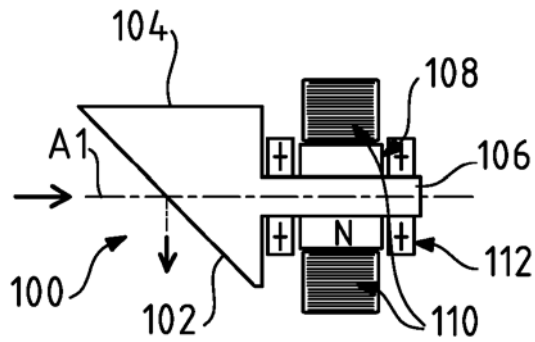


图 17

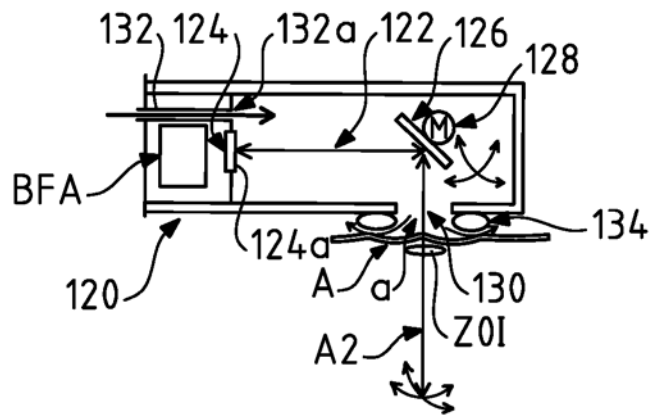


图 18

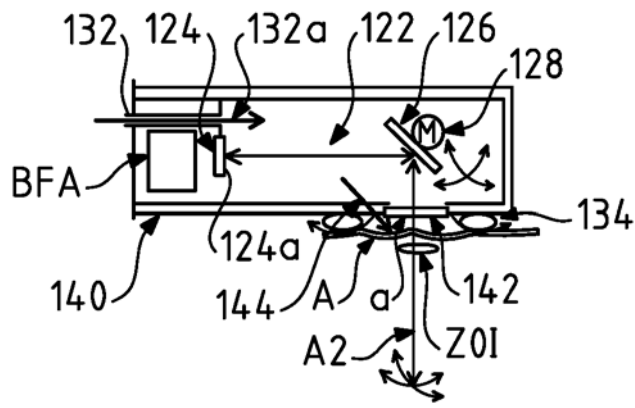


图 19

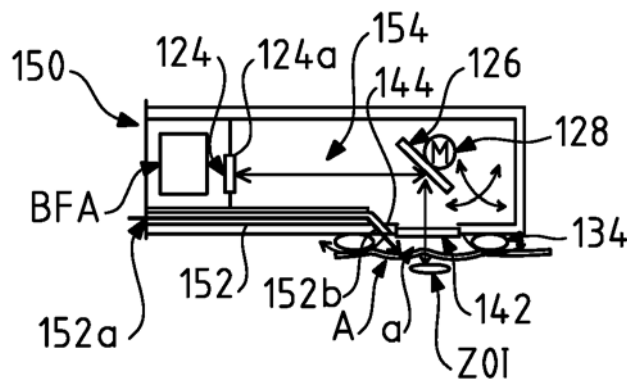


图 20

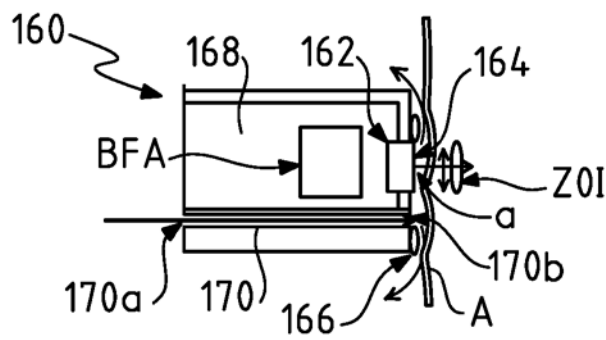


图 21

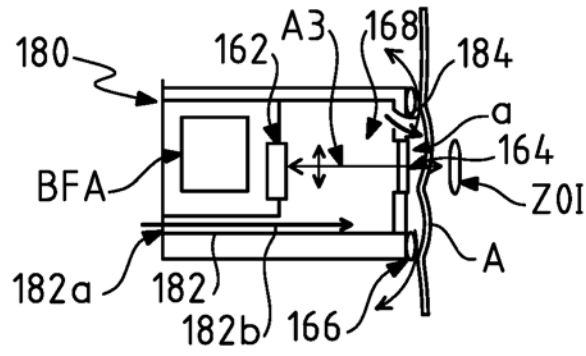


图 22

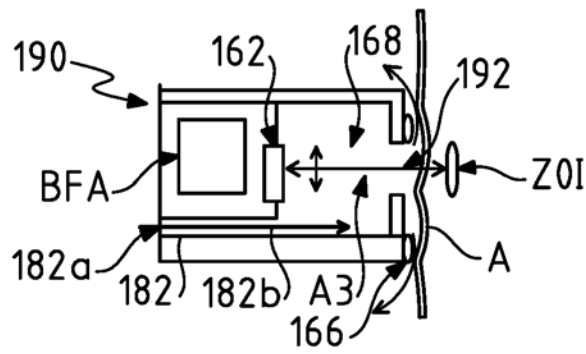


图 23

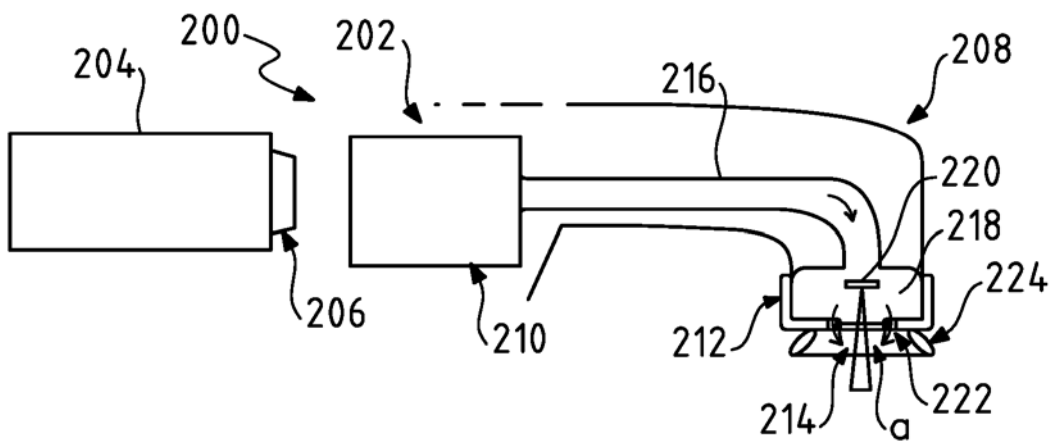


图 24

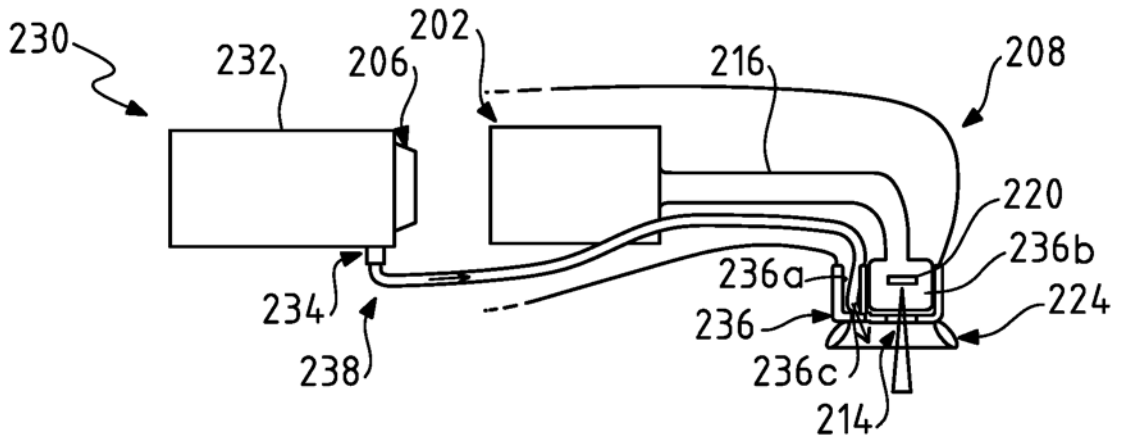


图 25

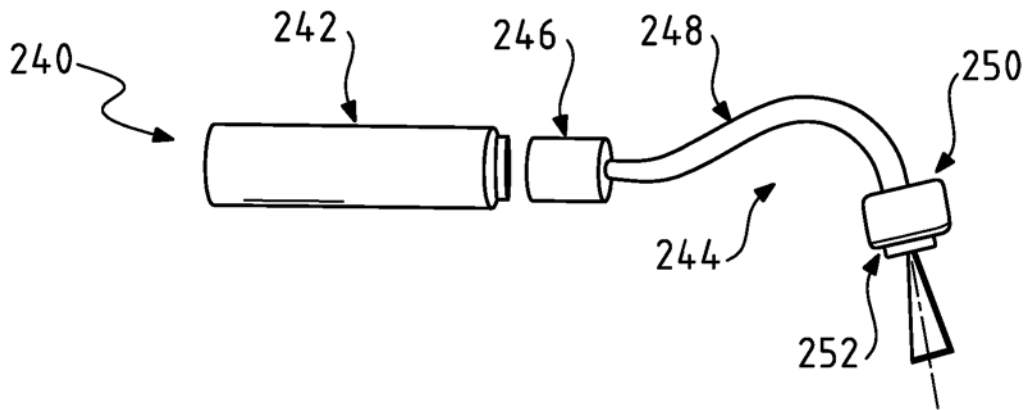


图 26

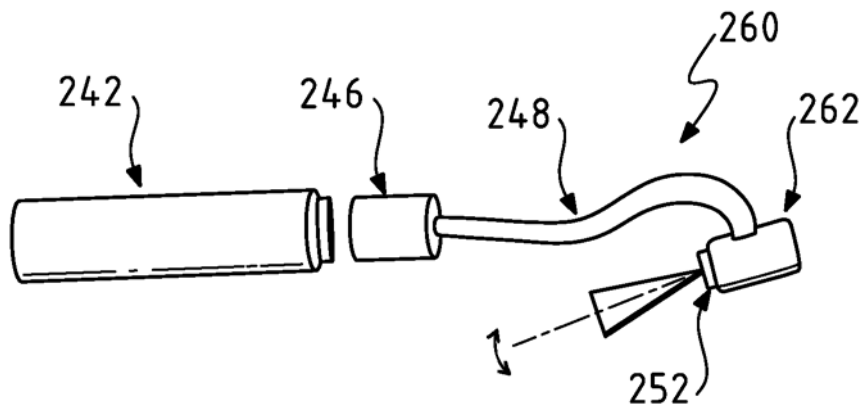


图 27

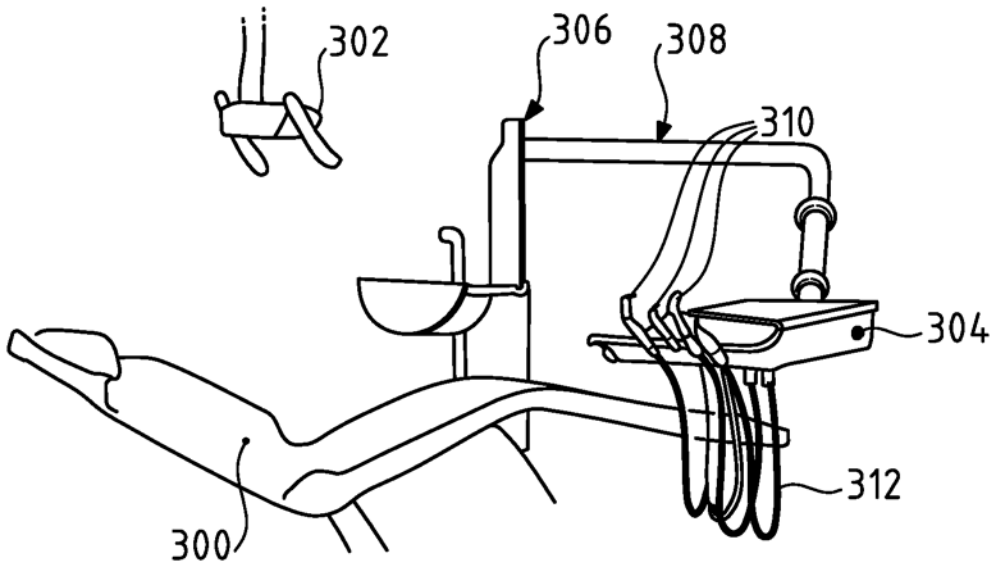


图 28

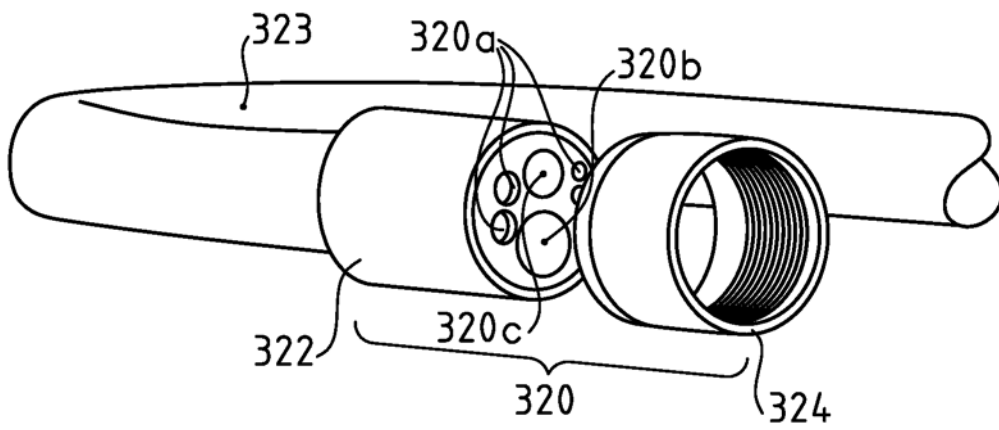


图 29

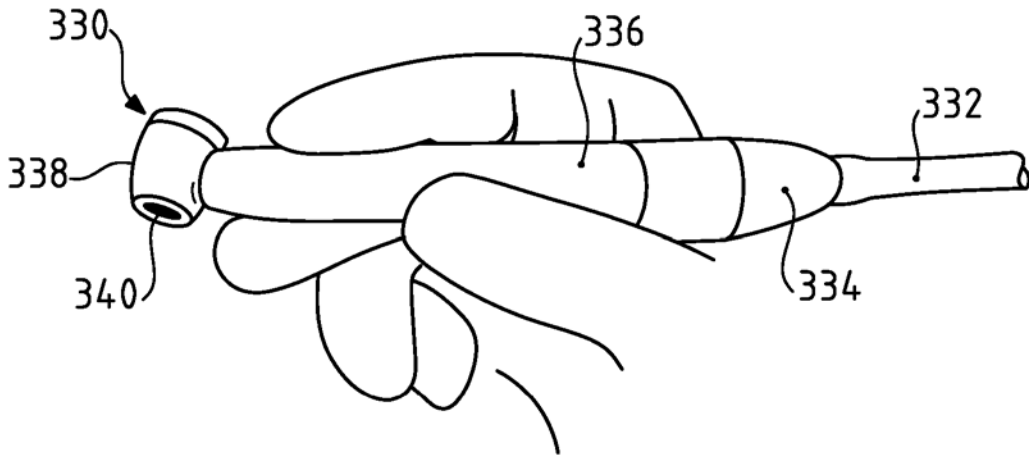


图 30

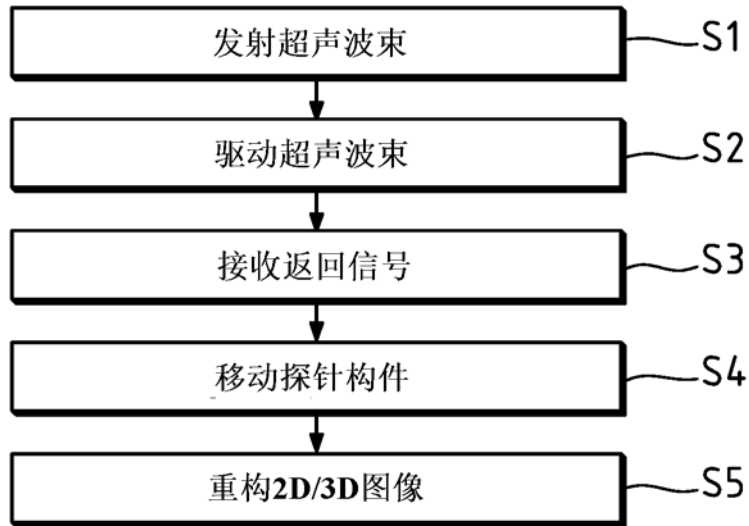


图 31

专利名称(译)	用于内口腔软组织成像的超声波探针		
公开(公告)号	<a href="#">CN110505852A</a>	公开(公告)日	2019-11-26
申请号	CN201880025266.8	申请日	2018-02-15
[标]发明人	J M 英格尔斯 D 比亚瓦 V C 王 F 奥桑		
发明人	J-M.英格尔斯 D.比亚瓦 J.R.雅克 V.C.王 J-M.格雷瓜尔 F.勒瓦索 F.奥桑		
IPC分类号	A61C19/04 A61B8/08 A61B5/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/067 A61B5/45 A61B8/085 A61B8/0858 A61B8/0875 A61B8/12 A61B8/4281 A61B8/4411 A61B8/4444 A61B8/483 A61C9/0086		
代理人(译)	陈岚		
优先权	62/459250 2017-02-15 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

描述了某些示例性超声波探针方法和/或装置实施例，其可用于对口腔内中软组织进行2D和/或3D成像。

