



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108471979 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201780007012.9

(22)申请日 2017.01.17

(30)优先权数据

1600921.9 2016.01.18 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.07.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/050909 2017.01.17

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/125397 EN 2017.07.27

(71)申请人 医疗无线传感有限公司

地址 英国伦敦

(72)发明人 H·卡诺加西亚 N·格迪斯

I·古祖阿西斯 E·卡洛斯

P·科斯马斯 G·帕利卡拉斯

I·索蒂里 A·加雷索斯

G·斯特拉塔克斯 M·加格拉科斯

C·卡科伊安尼斯 I·卡拉纳西

M·库索皮豆 N·乌祖诺卢

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 周敏 杨丽

(51)Int.Cl.

A61B 5/05(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G01N 22/00(2006.01)

G06T 11/00(2006.01)

G02B 1/00(2006.01)

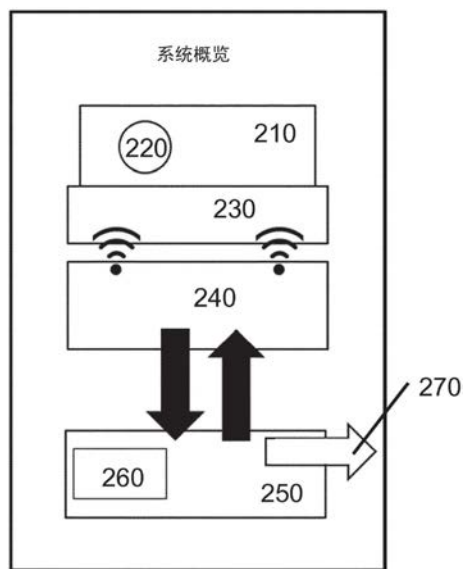
权利要求书4页 说明书15页 附图19页

(54)发明名称

微波断层扫描系统

(57)摘要

一种新颖的医疗成像系统,该医疗成像系统基于在微波频率下的无线电波信号并具有独特属性。该系统可以用于各种诊断应用,诸如乳腺癌检测、脑中风检测、以及内出血评估(创伤紧急情况)。



1. 一种天线系统,包括:

天线安装件,所述天线安装件包括第一外壳,所述第一外壳至少部分地限定用于接纳生物目标的成像腔,其中,所述第一外壳包括第一多个天线插槽,每个天线插槽被布置成:接纳相应的天线并将天线引导到所述成像腔中;以及

超材料,所述超材料耦合到所述成像腔的内壁。

2. 如权利要求1所述的天线系统,其特征在于,所述第一外壳为非刚性的以便顺应所述生物目标的形状。

3. 如任何前述权利要求所述的天线系统,其特征在于,所述超材料为非刚性的以便基本上顺应所述成像腔的内壁的形状,可选地,其中所述超材料是可穿戴的。

4. 如任何前述权利要求所述的天线系统,其特征在于,所述超材料被布置成与所述生物目标阻抗匹配。

5. 如任何前述权利要求所述的天线系统,其特征在于,所述超材料包括至少一个超材料层,所述至少一个超材料层被布置成给所述成像腔的内壁加衬里。

6. 如任何前述权利要求所述的天线系统,其特征在于,每个相应的天线是被布置成发射或接收微波信号的射频天线,其中,每个超材料层具有小于所述微波信号的波长的至少一个尺寸。

7. 如权利要求6所述的天线系统,其特征在于,所述至少一个尺寸包括所述超材料层的厚度。

8. 如权利要求6或7所述的天线系统,其特征在于,每个超材料层包括第一组件,所述第一组件被布置成支撑第二组件的周期性阵列。

9. 如权利要求8所述的天线系统,其特征在于,所述第一组件为非刚性的,可选地,所述第一组件为柔性的和/或可拉伸的。

10. 如权利要求8或9所述的天线系统,其特征在于:

所述第一组件是电介质组件并且所述第二组件是导电组件;或者

所述第一组件是导电组件并且所述第二组件是电介质组件。

11. 如权利要求10所述的天线系统,其特征在于,所述至少一个尺寸包括多个第二组件中的至少一个第二组件的尺寸。

12. 如权利要求8至11中任一项所述的天线系统,其特征在于,每个第二组件包括四边形或十字形组件。

13. 如权利要求12所述的天线系统,其特征在于,每个第二组件进一步包括已被添加到所述四边形或十字形组件的附加边缘。

14. 如权利要求8至11中任一项所述的天线系统,其特征在于,每个第二组件具有包括四边形和十字形的叠加的形状。

15. 如权利要求8至14中任一项所述的天线系统,其特征在于,所述第一组件被进一步布置成:在所述第一组件的与所述多个第二组件相对侧上支撑第三组件的周期性阵列,其中,所述至少一个尺寸是多个第三组件中的至少一个第三组件的尺寸。

16. 如任何前述权利要求所述的天线系统,其特征在于,所述超材料具有动态可调谐的操作频率。

17. 如权利要求8至16中任一项所述的天线系统,其特征在于,进一步包括微流体通道,

所述微流体通道与所述第二组件的周期性阵列中的第二组件接触。

18. 如权利要求17所述的天线系统,其特征在于,进一步包括微流体控制器,所述微流体控制器被布置成:选择性地向所述第二组件的周期性阵列中的第二组件提供流体,可选地,其中所述流体是水。

19. 如权利要求8至18所述的天线系统,其特征在于,所述超材料包括光导材料。

20. 如任何前述权利要求所述的天线系统,其特征在于,所述第一外壳是基本上球形、半球形或平行六面体的壳体,并且所述成像腔是所述壳体的内部容积。

21. 如任何前述权利要求所述的天线系统,其特征在于,所述第一外壳被布置成围绕所述成像腔旋转。

22. 如任何前述权利要求所述的天线系统,其特征在于,进一步包括至少部分地限定所述成像腔的第二外壳,其中,所述第二外壳包括第二多个天线插槽,每个天线插槽被布置成:接纳相应的天线并将天线引导到所述成像腔中,其中,所述第二外壳被布置成围绕所述成像腔旋转。

23. 如权利要求22所述的天线系统,其特征在于,所述第一外壳和所述第二外壳共同形成基本上球形、半球形或平面壳体,并且所述成像腔是所述壳体的内部容积。

24. 如权利要求22或23所述的天线系统,其特征在于,所述第二外壳旋转地耦合到所述第一外壳。

25. 如权利要求22至24中任一项所述的天线系统,其特征在于,进一步包括至少部分地限定所述成像腔的第三外壳,其中,所述第三外壳包括第三多个天线插槽,每个天线插槽被布置成:接纳相应的天线并将天线引导到所述成像腔中,其中,所述第三外壳被布置成围绕所述成像腔旋转。

26. 如权利要求25所述的天线系统,其特征在于,所述第一外壳、所述第二外壳和所述第三外壳共同形成基本上球形、半球形或平面壳体,并且所述成像腔是所述壳体的内部容积。

27. 如权利要求25或26所述的天线系统,其特征在于,所述第三外壳旋转地耦合到所述第二外壳。

28. 如任何前述权利要求所述的天线系统,其特征在于,每个外壳包括抽吸孔,所述抽吸孔被布置成:与抽吸系统耦合以便从所述成像腔移除空气。

29. 如任何前述权利要求所述的天线系统,其特征在于,所述超材料被穿孔。

30. 如任何前述权利要求所述的天线系统,其特征在于,所述生物目标是人体乳房、大脑、躯干、手臂或腿。

31. 一种微波成像系统,包括:

任何前述权利要求所述的天线系统;

多个天线,每个天线被安装在所述天线安装件的相应天线插槽中;

微波辐射源;以及

复用器,所述复用器被布置成:驱动所述多个天线中的一个天线以将第一微波信号传送到所述成像腔中,并驱动所述多个天线中的至少两个其它天线以从所述成像腔接收响应于所述第一微波信号的微波辐射,以形成与所述生物目标相关的第一微波数据。

32. 如权利要求31所述的微波成像系统,其特征在于,所述第一微波信号具有在范围

800MHz至4GHz中的频率。

33. 如权利要求31或32所述的微波成像系统,其特征在于,进一步包括:

电机;以及

电机控制器,所述电机控制器被布置成使所述第一外壳旋转不超过180度,

同步子系统,所述同步子系统被布置成使得在所述第一外壳的旋转之后,第二微波信号由所述多个天线中的一个天线传送到所述成像腔中,并且所述多个天线中的至少两个其它天线从所述成像腔接收响应于所述第二微波信号的微波辐射,以形成与所述生物目标相关的第二微波数据。

34. 如权利要求33所述的微波成像系统,其特征在于,所述电机被进一步配置成:提供对所述第一外壳的线性平移。

35. 如权利要求34所述的微波成像系统,其特征在于,所述第二微波信号具有在范围800MHz至4GHz中的频率。

36. 如权利要求33、34或35所述的微波成像系统,其特征在于,所述第一微波信号具有与所述第二微波信号不同的频率。

37. 如权利要求31至36中任一项所述的微波成像系统,其特征在于,所述复用器被布置成:交替地将每个天线驱动为发射器,同时其它天线被驱动为接收器,以收集与所述生物目标相关的多个微波数据。

38. 如权利要求37所述的微波成像系统,其特征在于,所述第一外壳在微波信号的每次传输之间被旋转,可选地,其中所述第一外壳在微波信号的每次传输之间在0至90度之间被旋转。

39. 如权利要求31至38中任一项所述的微波成像系统,其特征在于,所述多个天线中的至少一个天线是椭圆形单平面天线,可选地,所述至少一个天线在1至4GHz下操作,进一步可选地,所述至少一个天线在1.5至3.4GHz下操作。

40. 如权利要求31至39中任一项所述的微波成像系统,其特征在于,进一步包括处理器,所述处理器被布置成:基于收到的微波数据来执行对所述生物目标的微波断层扫描,以及可选地,对良性组织或恶性癌组织、骨骼、内出血创伤区域或软骨进行成像。

41. 如权利要求40所述的微波成像系统,其特征在于,所述处理器被布置成:

使用第一迭代高斯牛顿算法来处理响应于在范围800MHz至1.5GHz中传送的微波信号而接收到的微波数据;以及

使用第二迭代高斯牛顿算法来处理响应于在范围1.5至4GHz中传送的微波信号而接收到的微波数据,其中,所述第二迭代高斯牛顿算法的输入是所述第一迭代高斯牛顿算法的输出,并且所述第二迭代高斯牛顿算法的输出是所述生物目标的定量断层扫描图像。

42. 如权利要求41所述的微波成像系统,其特征在于,所述第一迭代高斯牛顿算法的输入不包括与所述生物目标的材料属性相关的先验知识。

43. 如权利要求41和42所述的微波成像系统,其特征在于,所述微波成像系统被布置成:接收与每个外壳的几何形状、大小和/或形状相关的数据,并基于与每个外壳的几何形状、大小和/或形状相关的数据来确定所述第一迭代高斯牛顿算法和/或所述第二迭代高斯牛顿算法的参数。

44. 如权利要求39至42中任一项所述的微波成像系统,其特征在于,进一步包括:图形

处理单元，“GPU”，所述图形处理单元被布置成处理所述第一迭代算法和所述第二迭代算法。

微波断层扫描系统

[0001] 领域

[0002] 本公开涉及天线系统,尤其但不排他地涉及用于微波断层扫描的天线系统,并涉及微波成像系统,尤其但不排他地涉及微波断层扫描系统。本公开还涉及用于成像和断层扫描的超材料外壳和超材料设备。本公开进一步涉及一种断层扫描的方法和一种将辐射耦合入和耦合出目标以进行断层扫描的方法。本公开还进一步涉及一种用于断层扫描的可穿戴设备。

[0003] 背景

[0004] 微波成像是借助在微波频率下(300MHz-30GHz)的电磁场来“查看”对象的内部结构的过程。图1中解说了基本问题。发射器用于使用微波来照射乳房,该微波行进通过乳房并且可以在位于乳房的相对侧的接收器处被检测到。替换地,可以在发射天线处记录反射。在存在肿瘤的情况下,行进通过乳房的波遇到电属性的变化,从而导致入射波散射。这些散射改变了在接收器和发射器处检测到的能量的量,如图1中所示。使用检测到的能量中所包含的信息来形成图像。

[0005] 具体而言,图1示出了发射器110使用微波来照射没有肿瘤的乳房130和具有肿瘤(被示为实心方块)的乳房140。接收器120检测穿过乳房130、140的辐射。如较下方的图中所示,可以在发射器110处接收到离开肿瘤的反射。

[0006] 多年来,用于医疗应用的微波成像一直令人感兴趣。微波成像是身体(例如,乳房)中的电属性分布的图。各种组织的电属性可以与其生理状态相关。例如,组织的属性随温度而改变。

[0007] 已提出的微波成像的一种应用是监视过热,这是对组织进行加热的应用。在该情形中,改变的电属性指示热量成功沉积在感兴趣的组织中。电属性的其它变化可能由疾病造成。存在与正常组织相比时癌变组织的属性变化的某种证据。使用微波成像的癌症检测基于电属性的这种对比。

[0008] 微波成像的另一种应用是作为创伤后扫描仪。在该场景中,系统被用于对刚刚经受事故的患者的内部组织进行成像。该系统位于救护车中,并且可以被置于手臂、腿、头部或躯干周围,以生成图像并检查诸如内部出血和/或骨折等问题。

[0009] 该系统的另一种应用是脑部成像,其中合适形状的罩被置于患者的头部周围。该系统随后对大脑内部进行成像,从而提供关于血栓和其它异常情况的信息。

[0010] 在所有这些应用中,该系统可以是便携式的并根据需要被运输到不同的位置。

[0011] 用于对内部身体部分进行成像的有源微波成像(MWI)技术主要包括两类:微波断层扫描(MT)和超宽带(UWB)雷达技术。微波断层扫描旨在重构乳房的电介质和导电分布,而UWB MWI系统仅基于乳房中强散射体的背散射信号来标识强散射体的存在和位置。UWB MWI系统使用波束成形算法,诸如共焦微波成像(CMI),这可以提供对散射信号的合成聚焦并且相对简单。UWB MWI系统的另一优点是其在可以高达若干GHz的非常宽的频带中获取并处理散射数据的能力。该规程得到具有良好空间分辨率的散射图像。

[0012] 与基于雷达的办法形成对比,MT系统的重构算法基于非线性逆电磁(EM)散射问题

的迭代解,并且在概念上具有挑战性且计算上昂贵。然而,MT算法是用于诊断的强大方法,这是因为它们能够重构组织内部的完整电介质分布。对于癌症检测,MT成像经由微波的散射,从肿瘤与周围组织相比的不同EM属性中提取肿瘤信息。一般操作原理是基于将被测量对象置于匹配材料介质(通常为水基材料)中,由发射天线辐射该匹配材料介质,同时被散射的EM场由接收天线监视并通过来自矢量网络分析器(VNA)或定制收发器的测量来评估。接收天线通常围绕被研究对象和/或结合被研究对象的移动/旋转来执行扫描。结合对用于计算的强大计算机的使用来开发数学模型和优化评估算法。由于硬件的高成本和不足的计算能力,MT直到最近才得到充分开发。

[0013] 本公开旨在提供一种改善的微波成像系统。具体而言,本公开旨在改善将微波辐射耦合入和耦合出目标。

[0014] 概述

[0015] 本发明的各方面在所附的独立权利要求中被限定。

[0016] 提供了一种天线安装件,该天线安装件包括外壳,该外壳被布置成支撑天线阵列并界定成像腔。值得注意的是,各实施例提供了以半圆形阵列围绕乳房并使用自动化系统来扫描整个乳房表面的天线的布置。发明人已发现,该方法增加了系统的分辨率精度,因为天线在任何时刻沿着旋转方向接收散射信号,而在大部分成像系统中该分辨率受到各天线元件之间的间隔的限制。

[0017] 提供了一种改善的微波成像系统。该系统的关键特征包括:

[0018] -用于成像腔罩的高精度旋转机构,该高精度旋转机构适配于天线收发器并基于自润滑材料(硅或橡胶)以易于旋转。

[0019] -旋转罩增加了数据获取位置

[0020] -取决于组织大小可调节/模块化大小的罩(不同大小)/可调节天线模具。

[0021] -组织与模具之间的接触凸缘协助所有罩大小的旋转。

[0022] -天线被置于离目标组织尽可能接近的距离,由此产生小的抽吸以使目标组织适配于罩模具。

[0023] -小的真空抽吸以形成在天线模具内最大的可能半球。

[0024] -抽吸穿过罩中心适用于所有大小

[0025] -罩/系统可以具有球形、圆柱形或平面形状

[0026] -可以经由扫描-设计-打印规程来获得形状,该形状完全定制并顺应特定的身体部位(按用户)

[0027] -能够围裹不同的身体部位:乳房、手臂、腿、头部、躯干

[0028] -系统可以(经由电介质分布重构)对肿瘤、骨骼、内出血创伤区域、软骨进行成像

[0029] -目标组织与天线之间可以存在超材料膜

[0030] -超材料膜是一次性的/基于目标组织可替换

[0031] 提供了一种耦合到成像腔的内壁的超材料。各实施例在微波成像中使用金属电介质超材料。可以对其独特属性进行调谐以使得不希望的皮肤反射急剧减少,这些不希望的皮肤反射困扰着在本公开之前构建的几乎所有微波成像系统。

[0032] 超材料的关键特征包括:

[0033] -圆柱形/顺应性超材料表面使反射最小化并增强信号从天线到目标组织中的渗

透；

[0034] -超材料是可穿戴的,即,它顺应目标组织的形状而不会允许气隙。

[0035] -超材料结构/堆叠可以是电介质-金属或者金属-电介质-金属；

[0036] -具有新颖设计的十字(耶路撒冷)状单位元件构成超材料的实施例并具有独特属性；

[0037] -单位元件可以是矩形；

[0038] -单位元件可以是叠加的十字形和矩形；

[0039] -具有合适的基板材料的一层或两层设计确保易于使用和制造；

[0040] -超材料可以具有动态可调谐的操作频率；

[0041] -超材料可以通过具有可拉伸的基板来调谐；

[0042] -超材料可以通过在其单位单元元件上放置微流体通道来调谐；以及

[0043] -超材料阵列可包括不相同的元件。

[0044] 系统通过使用超材料作为匹配介质而急剧增强了灵敏度。这与常规微波成像系统形成对比,常规微波成像系统通常需要使系统组件被浸入匹配液体中以使透过组织的渗透最大化。

[0045] 不是利用昂贵的现成可用的矢量网络分析器来包括在系统中以用于测量收到的信号,各实施例使用简单得多的内部分析器,该内部分析器测量收到信号的幅度和相位,幅度和相位是运行算法处理所需的必要RF参数。这显著地降低了系统成本,从而使得系统更加负担得起,以便更易于渗入市场。

[0046] RF硬件的关键特征包括：

[0047] -超宽带超外差接收器(0.8GHz至4GHz),具有对该范围内任何频率的扫描能力；

[0048] -非常高的干扰抑制,实现了高抑制可调谐带通预选YIG滤波器和分别用于第一和第二IF级的串联的两个表面声波通带滤波器的组合,从而得到95dB带外抑制；

[0049] -在使用RF复用器的情况下该系统可以与16个天线连接,从而允许每个天线进行传送,同时其它天线进行接收。还可以独立地扫描接收器天线,一次扫描一个。达成了传送与接收路径之间的高度隔离；以及

[0050] 该系统由在80MHz下运行的微处理器以及一组外围芯片(EEPROM、FLASH(闪存)、通信收发器、D/A转换器、实时时钟、YIG滤波器驱动器等等)来控制。该系统在内部具有为了实现运动功能和网络通信所需要的丰富的外围设备集。

[0051] 系统利用成像算法。该算法的关键特征包括：

[0052] -迭代高斯牛顿算法,该算法能够使用多频数据(1.0-3.5GHz)来改善分辨率,以及使用两步过程来改善稳健性；

[0053] -低频第一步重构被用作为第二多频算法的初始猜测；

[0054] -使用自适应阈值化方法和小波基扩展来改善在迭代算法的每一步的线性反演；

[0055] -基于GPU的FDTD前向求解器加速了反演算法,并实现了实时的二维图像以及离线并在不到24小时内完成的三维成像；以及

[0056] -该算法可以被动态地适配以计及罩/系统的不同几何形状/形状,如由扫描-设计-印刷或类似规程所提供的。

[0057] 附图简述

- [0058] 现在将参照附图描述本公开的各实施例,其中:
- [0059] 图1示出了微波成像的原理;
- [0060] 图2是各系统组件的概览;
- [0061] 图3示出了根据各实施例的组织罩;
- [0062] 图4a示出了各实施例的抽吸系统;
- [0063] 图4b和4c示出了顺应生物目标的形状的可穿戴超材料的概念,其中示出了乳房、位于某一距离处(左)以及被施加于组织上(右)的超材料;
- [0064] 图5是用于对乳房进行成像的实施例的详细图;
- [0065] 图6示出了包括本公开的各实施例的倾斜椅系统;
- [0066] 图7示出了包括具有超材料层的半球罩的实施例;
- [0067] 图8示出了包括圆柱形配置的实施例;
- [0068] 图9示出了头罩实施例;
- [0069] 图10示出了进一步的可穿戴实施例;
- [0070] 图11是根据各实施例的超材料的示意表示;
- [0071] 图12示出了根据各实施例的超材料;
- [0072] 图13经由被置于超材料元件附近的微流体通道示出了可调谐超材料的原理;
- [0073] 图14示出了根据各实施例的光导超材料元件,其中浅色区域是常规金属,而深色区域表示光导材料;
- [0074] 图15a和15b示出了根据各实施例的超材料的十字形设计;
- [0075] 图16绘制了针对三种配置的能量吸收相对频率;
- [0076] 图17示出了圆柱形超材料;
- [0077] 图18是RF系统的框图;以及
- [0078] 图19示出了根据各实施例形成的(a)真实的和(b)经重构的乳房组织组分的定量图像。

[0079] 在各附图中,相似的附图标记指代相似的部分。

[0080] 实施例的详细描述

[0081] 仅作为示例,各实施例描述了用于对人体乳房进行成像的系统 and 组件。本公开扩展到对任何生物目标进行成像。本领域技术人员将容易理解,各组件的物理形式可以如何被适配用于其他生物目标。在各实施例中,生物目标是人体乳房、脑部、躯干、手臂或腿。

[0082] 系统

[0083] 概括地说,本公开涉及利用800MHz至4GHz之间的散射微波来准确地重构人体内部的组织分布的系统。该系统由三个主要硬件组件构成,这些硬件组件连同恰当的软件算法提供了组织分布和电介质/电导率分布。图2中示出了系统概览。

[0084] 系统的这三个主要组件是:微波扫描仪,该微波扫描仪具有非离子化低功率微波收发器和独特设计的天线阵列的组合,从而允许高效传输和信号捕获;允许低功率微波穿透皮肤的可穿戴介质;以及将捕获的信号转换成图像并分析的独特的解读性算法。

[0085] 具体而言,图2示出了包括组织220的身体210,其中该身体与匹配介质230物理接触。RF天线240经由匹配介质230来辐射身体210。RF天线与包括算法处理260的电子处理单元250处于双向通信。电子处理单元250被布置成输出诊断270。

[0086] 可穿戴介质是被置于系统天线与目标组织之间的“超材料”。即,超材料是可穿戴的。超材料是出于卫生目而可被移除或替换的可移除组件。超材料可以是膜。在各实施例中,不同的膜被应用于不同的患者和/或身体部位。该膜可以是一次性的,并且在某些情形中,在没有该膜的情况下整个系统不能够产生准确的图像,因为没有足够的能量到达接收天线并且信噪比非常低。

[0087] 对于对乳房或脑部进行成像以检测组织的情形,腔罩可以是半球体,如图3中所示;该阵列的所有元件通过插槽被插在该半球体中。阵列中的每个天线与半球体的中心是等距的并且以半球体的相同方位角被放置在周围的槽中;在断层扫描取向上完成圆形图案天线,同时与乳房罩原型相切并垂直。该罩的阵列总计达图3中所示的七层。所有天线的辐射面向乳房罩的中心,从而从最大可能的位置收集信息。所确定的一个另外的功能是罩的旋转,并且同时保持天线在罩上固定并再次相切。

[0088] 图3的截面视图揭示了当系统在旋转180°时要容纳天线的槽。三个滑动天线槽被用于自由地旋转系统,同时天线被固定在某个位置。这将是新的测量规程,该规程将在给定级别上在整个周界尺寸上生成数据。

[0089] 具体而言,图3示出了被布置成接纳乳房假体310的组织罩的两个视图。该组织罩包括天线槽320,每个天线槽320被布置成接纳天线。提供了进入成像腔的路径330以稳定乳房假体310。提供了朝向步进器电机的六角形步进器340以用于旋转组织罩。提供了用于稳定天线的第一滑动槽350和第二较宽槽360以及第三较宽槽370。槽350、360和370各自被布置成接纳天线。罩被布置成使得它能够自由地移动,同时天线简单地围绕它滑动。有利地,这允许使用不同形状的天线,这与被配置成仅接纳特定宽度的天线的其它槽不同。仅作为示例,组织罩可具有200mm的内径,并且成像腔可具有100mm的深度。

[0090] 因此可以理解,提供了一种天线系统,包括:天线安装件,该天线安装件包括第一外壳,该第一外壳至少部分地限定用于接纳生物目标的成像腔,其中,该第一外壳包括第一多个天线插槽,每个天线插槽被布置成接纳相应的天线并将该天线引导到成像腔中;以及耦合到成像腔的内壁的超材料。

[0091] 成像腔为生物目标(诸如人体乳房)提供成像容积。第一外壳因此描绘或界定成像腔/容积。第一外壳围绕成像腔/容积。

[0092] 天线插槽是固定件或安装件或接收部,每个天线插槽被配置成接纳天线。天线接收部被布置成:将每个天线与成像腔并且因此与生物目标紧密耦合。第一外壳可以被视为天线安装件一即,用于多个天线的安装件。第一外壳被布置成接纳或容适超材料。

[0093] 目标用户的人体测量学和人体工程学坐姿创建了一种放松且以用户为中心的设计解决方案。此外,被成像对象在测量期间的组织运动是一个问题。在医疗成像中,患者由于其呼吸、变得沮丧或紧张、具有某种医疗状况等等而移动。运动造成图像模糊,并且因此,降低成像规程的灵敏度和分辨率。根据本公开,通过以下各项来减少运动:1)将身体部位约束在板、半球罩等等之间,以及2)使用患者的俯卧位(面朝下躺着,其中腹部抵靠检查台),如在MRI乳房检查中一样。后者有助于限制由于呼吸引起的运动—前胸壁被压靠在检查台上并保持固定,而移动的是背部。

[0094] 各实施例提供:

[0095] 1.人体工程学—舒适;

- [0096] 2.取决于乳房大小而可调节的天线模具；
- [0097] 3.天线模具旋转；
- [0098] 4.乳房上的超材料(在乳房与天线之间)；
- [0099] 5.连接到天线的线缆的受限移动；
- [0100] 6.可编程的椅子位置；
- [0101] 7.电动-液压运动-脚踏多功能控制；以及
- [0102] 8.用于吸乳的小泵(小的真空抽吸)以形成天线罩内最大可能的半球体—参见图4。

[0103] 具体而言,图4a示出了小乳房410和可调节天线模具420,该可调节天线模具420被布置成从成像腔440移除空气430。图4b和4c示出了根据各实施例的可顺应乳房形状的可穿戴超材料460的概念。图5示出了根据各实施例的乳房罩设计的更详细的图。

[0104] 因此可以理解,在各实施例中,第一外壳是基本上球形、半球形或平行六面体的壳体,并且成像腔是该壳体的内部容积。第一外壳可被布置成围绕成像腔旋转。

[0105] 各实施例包括至少部分地限定成像腔的第二外壳,其中,该第二外壳包括第二多个天线插槽,每个天线插槽被布置成:接纳相应的天线并将该天线引导到成像腔中,其中,该第二外壳被布置成围绕成像腔旋转。在这些实施例中,第一外壳和第二外壳共同形成基本上球形、半球形或平面壳体,并且成像腔是该壳体的内部容积。第二外壳可以旋转地耦合到第一外壳。

[0106] 进一步的实施例包括至少部分地限定成像腔的第三外壳,其中,该第三外壳包括第三多个天线插槽,每个天线插槽被布置成:接纳相应的天线并将该天线引导到成像腔中,其中,该第三外壳被布置成围绕成像腔旋转。在这些实施例中,第一外壳、第二外壳和第三外壳共同形成基本上球形、半球形或平面壳体,并且成像腔是该壳体的内部容积。第三外壳可以旋转地耦合到第二外壳。

[0107] 在各实施例中,每个外壳包括抽吸孔,其被布置成:与抽吸系统耦合以用于从成像腔移除空气。可以认为,抽吸孔允许从成像腔至少部分地排出空气。超材料可被穿孔以促进该抽吸。

[0108] 在各实施例中,提供了一种对系统进行操作的方法,该方法包括以下有序步骤:

[0109] 1.在开始测量之前,在组织上附接具有超材料弹性膜的特殊环,从而帮助微波克服皮肤屏障—这将用作为匹配层以使信号穿透皮肤屏障;

[0110] 2.在各实施例中,提供了在直径和深度上尺度从小到大的3种基本尺寸,并且所有三种尺寸将被穿孔以便与抽吸系统接合;

[0111] 3.受测试者将膝盖向下弯曲并调整座椅—向前倾斜将乳房定位到正确的测量位置;

[0112] 4.此时合格的人员将负责将天线罩与乳房对准以获得完美附接;

[0113] 5.取决于初始使用的环的大小,超材料环将被接合到半球形测量天线罩的顶上;

[0114] 6.抽吸系统将向乳房施加小规模真空抽吸。抽吸将被施加以使乳房朝向罩壁并进一步向天线扩展—这将使测量误差最小化并达成最佳可能的测量;

[0115] 7.当测量开始时,天线罩将以180°的角度旋转,从而产生乳房的3D乳房图像;

[0116] 8.一旦完成测量,就从乳房移除真空压力,并且最终使超材料环从天线罩脱离;以

及

[0117] 9.超材料环可被处理并且可被专门回收。

[0118] 图6示出了根据各实施例的倾斜椅的详细图。具体而言,图6示出了胸部垫610、座椅620、用于操作者的屏幕630、用于受测试者的可选内部屏幕640、控制面板650、乳房罩660以及包括微波电子设备cpu气动泵等的外部主体670。

[0119] 图7示出了包括具有超材料层的半球罩设计的实施例。具体而言,图7示出了第一外壳740、第二外壳750和第三外壳760,这些外壳分别被布置成接纳第一超材料710、第二超材料720和第三超材料730。

[0120] 图8示出了包括圆柱形装置设计的实施例。具体而言,图8示出了系统包括多个吸收器外壳820,每个吸收器外壳820被布置成分别接纳吸收器810,该吸收器810围绕天线以防止各天线之间的干扰。

[0121] 圆柱形装置是被构造成测试丙烯酸圆柱形罐(100mm外径(OD) x94mm内径(ID) x495mm)上的波传输的系统。该罐产生大约3.5升的容积。该罐填充有被测试对象(例如,假体或身体部位,诸如手臂或腿)。

[0122] 在各实施例中,以5x5图案提供操作天线,从而产生25个传送和接收点。然而,可以理解,在任何优选配置中可以使用任何数目的操作天线。在各实施例中,中空设计的部分(截面A-A)填充有吸收材料(4)以阻止行进的波干扰其余的接收器。在各实施例中,构造是模块化的,因此它能够在任何时间容适具有给定圆柱形的额外天线。

[0123] 3D扫描和打印技术已开辟了医疗领域中的定制能力。使用专有的、生物相容的且药物接触的材料,可以生产非常适合于特定个体的部件。上面描述并在附图中描绘的共形几何形状是能够提供用于成像技术的新工具的技术进步。

[0124] 各实施例提供:

[0125] -对身体部位的3D扫描以识别身体部位的几何形状;

[0126] -通过CAD软件产生并检查3D模型,固定表面,等等;

[0127] -嵌入几何坐标以动态地互换/更改算法以增强图像分辨率;以及

[0128] -3D打印这种定制形状以获得更好的诊断。

[0129] 利用3D打印的各实施例实现了大规模定制。即,同时生产多个个体化的物品,从而节省时间和能量,同时改善制造效率。在各实施例中,用于有效成像系统的耗材是3D打印的。在各实施例中,使用患者3D打印、CT或MRI扫描来产生STL文件以打印固体3D模型,该固体3D模型随后被用作为耗材部件的模板。结合柔性超材料,这允许系统补偿生物目标的不同大小和形状。具体而言,关于每个天线在扫描期间的精确定位的信息可以被用于确保通过算法形成对目标的准确重构。在各实施例中,天线定位信息被提供作为算法的输入。

[0130] 由于创伤是1至44岁人群的主要死亡原因,因此创伤护理的关键部分是识别并治疗出血的体征和症状。大量出血是危及生命的,需要立即关注。各实施例提供了一种微波成像头罩,该头罩被布置成:容适不同图案的各种天线,从而旨在快速地识别创伤中的内出血。

[0131] 图9示出了根据各实施例的头罩。图10示出了包括(a)躯干、(b)手臂、(c)膝盖和(d)腿上的可穿戴成像设备的其它实施例。

[0132] 因此可以理解,在各实施例中,第一外壳为非刚性的以便顺应生物目标的形状。类

似地,在各实施例中,超材料为非刚性的以便基本上顺应成像腔的内壁的形状。

[0133] 提供了一种天线安装件,该天线安装件包括第一外壳,该第一外壳至少部分地限定用于接纳生物目标的成像腔,其中,该第一外壳包括第一多个天线插槽,每个天线插槽被布置成:接纳相应的天线并将该天线引导到成像腔中,其中,该第一外壳被布置成围绕成像腔旋转。可选地,天线安装件可进一步包括第二外壳,该第二外壳被布置成围绕成像腔独立地旋转。

[0134] 天线阵列

[0135] 系统的核心组件是微波天线阵列。足够数目的发射器和接收器被置于一区域(例如,半圆形/半球形区域)上,该区域可以完全包围被调查对象,可选地,该区域具有恰适的机动旋转移动,以便通过测量散射场来表征其属性。在各实施例中,身体部位被置于具有可修改大小和形状的罩中以适应患者。

[0136] 在各实施例中,每个传感器交替地被激活作为发射器并且接收其余传感器处被散射的信号,从而允许在重构规程中使用来自所有方向的信息(幅度和相位)。这是所谓的多基地办法,其中真实孔径阵列被用于数据收集。该办法利用经由不同路径传播的多个收到的信息,从而累积更多关于肿瘤的信息。这种多角度视图可以通过设计和实现多个极化天线来增强。

[0137] 这些天线的期望特性包括它们在宽频带中操作的能力、紧凑的大小、双重独立线性极化、与附近干扰的隔离、以及高辐射效率。各实施例使用偶极天线、电介质谐振器天线、贴片天线、槽隙天线和/或维瓦尔第(Vivaldi)天线。其它实施例使用MEMS可转向天线,以便经由旋转来增强在不同角度下的扫描,并可以生成两个独立的线性极化,这使得准确地对组织内部进行成像的可能性增大。

[0138] 提出将具有800MHz至4GHz之间的频谱的宽带脉冲信号作为照射信号,这是由于该信号提供与单频重构相比增强的图像分辨率,并且因此获得具有较少的可被解读为假阳性检测的伪像的图像。

[0139] 超材料匹配介质

[0140] 根据本公开,超材料匹配介质被置于天线阵列与人体之间。该组件的目的是最大化微波辐射渗透进入组织区域,该微波辐射在从周围空气环境进入时通常从皮肤组织大量地反射。即,在各实施例中,超材料被布置成与生物目标阻抗匹配。各实施例使用金属电介质材料。

[0141] 超材料是一种人造结构,该人造结构能够给予EM辐射某些在自然中不可能找到的属性。该结构可由两层构成,如图11中所示。自底向上浏览,第一层是具有特定尺寸和EM属性的电介质材料。第二层是铜,该铜用特定的制造工艺被印刷在电介质顶上并面向入射的EM波。这两层的组合以使来自超材料后面的乳房皮肤组织的反射最小化的方式来影响波。在各实施例中,超材料包括至少一个超材料层,该至少一个超材料层被布置成给成像腔的内壁加衬里。

[0142] 图11是超材料的示意表示(侧视图)。铜层面向EM波,并且电介质基板位于人体乳房组织上。具体而言,图11示出了乳房皮肤组织1110与超材料1120的电介质基板1130物理接触。电介质基板1130具有电介质厚度1150。超材料1120进一步包括形成前层1170的铜层1160,其中铜层1160包括面向EM辐射的多个“超元件”。

[0143] 在各实施例中,超材料的厚度为亚波长,即,小于最高操作频率的波长。操作频率在1-4GHz内。即,在各实施例中,每个相应的天线是被布置成发射或接收微波信号的射频天线,并且每个超材料层具有小于微波信号的波长的至少一个尺寸。在各实施例中,至少一个尺寸包括超材料层的厚度。

[0144] 以规则的间隔在电介质的表面上重复铜层的设计,从而形成图案。因此,图案由多个单一元件构成,如图12中所示。图12示出了超材料是单个电介质/铜元件在x和y轴两者上的重复性图案。铜的设计对于每个操作频率是特定的。具体而言,图12示出了被布置在由材料1220(例如,电介质)形成的基板上的四边形元件1220(例如,铜元件)的规则阵列。

[0145] 通常,特定的铜设计被绑定到特定的操作频率。然而,超材料可以变得可调谐以便在频率范围中工作。即,在各实施例中,超材料具有动态可调谐的操作频率。可调谐性可以借助机械拉伸或微流体来达成。在第一种情形中,在超材料上施加机械力,该机械力根据期望的频率来改变超材料的物理尺寸。在第二种情形中,液体可以被注入结构中并且变成铜层或者基板的一部分。该液体可以是金属或其它材料,并且其存在性更改了结构的电磁特性,从而导致频率谐振的偏移。

[0146] 即,进一步关于静态超材料设计,在各实施例中,超材料元件可以用频率动态地调谐。这意味着可以在外部并且随意地主动调谐超材料的操作频带。存在三种主要类型的感兴趣的可调谐超材料:电压可调谐MEMS、微流体通道、以及光学可调谐。

[0147] 在电压可调谐超材料情形中,使用压控的调谐元件(诸如MEMS(微机电系统)可变电抗器)。通过跨装备有可变电抗器的每个超材料元件施加电压,例如可以通过静电力吸引来调节距离(高度)。通过改变两层超材料之间的此距离,谐振频率也通过元件电容的变化而更改。

[0148] 在微流体通道超材料情形中,小的中空管在每个超材料元件上方和下方行进。该管随意地填充有液体(通常为水)并且可以打开或关闭。当管填充有水时,超材料元件附近的介电常数被更改(该介电常数变得比空气或电介质更高),并且由此可以调谐总谐振频率。

[0149] 图13示出了在基板1370上提供的多个超材料元件1350。图13进一步示出了与第一多个超材料元件接触的第一微流体通道1310、与第二多个超材料元件接触的第二微流体通道1320、以及与第一多个超材料元件接触的第三微流体通道1330。

[0150] 在光学可调谐情形中,超材料元件部分地包括光敏材料,诸如光导半导体。光敏材料具有可以通过入射在其上的光来更改的介电常数和电导率值。例如,可以使用800nm泵浦二极管光源。这意味着材料可以随意变成导电,并且由此电流可以跨材料流动。作为结果,超材料形状可以更改,因为在后一情形中导电(金属)区域可以扩展。这影响整体超材料形状,并且由此调谐其谐振频率。例如,如果超材料元件主要是金属十字,并且该十字的边缘由光导材料构造,则通过打开和关闭泵浦光,当光导材料变得导电或不导电时十字边缘的长度将被调谐(更短或更长)。图14示出了超材料元件1401和被配置成提供这种可调谐性的多个光导材料1402。

[0151] 因此可以理解,在各实施例中,系统进一步包括微流体通道,该微流体通道与第二组件的周期性阵列中的第二组件接触。在各实施例中,系统进一步包括微流体控制器,该微流体控制器被布置成:选择性地向第二组件的周期性阵列中的第二组件提供流体,可选地,

其中该流体是水。在其它实施例中,超材料包括光导材料或具有光敏介电常数的材料。

[0152] 在所有实施例中,在乳房皮肤组织的前面存在超材料具有增加能量渗透以及在组织的另一侧可以接收到更高功率的效果。这引起收到信号的增大的SNR,其改善软件算法的性能。因此,超材料变成系统的必要部分以使得系统在没有超材料的情况下可能无法工作。超材料可以被视为薄膜或膜。

[0153] 在各实施例中,铜设计被印刷在电介质上,该电介质的形状顺应组织形状。这使得组织能够被包封在超材料中,并避免在超材料与组织之间形成使性能降级的气隙。基板可由一个或多个电介质层构成,其中每个电介质层向整个结构赋予特定的机械和实用属性并确保易于使用和制造。

[0154] 即,在各实施例中,每个超材料层包括第一组件,该第一组件被布置成支撑第二组件的周期性阵列。在各实施例中,第一组件为非刚性的,可选地为柔性的和/或可拉伸的。第一组件可以是弹性的。第一组件可被视为用于第二组件的基板。在各实施例中,第一组件是电介质组件并且第二组件是导电组件,或者在其它实施例中,第一组件是导电组件并且第二组件是电介质组件。在各实施例中,该至少一个尺寸(小于微波信号的波长)包括该多个第二组件中的至少一个第二组件的尺寸。在各实施例中,第一组件是柔性电介质,诸如低表面能聚合物,诸如聚二甲基硅氧烷(PDMS)和聚酰亚胺、聚萘二甲酸乙二醇酯(PEN)、聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)、聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)、以及聚苯乙烯。

[0155] 在各实施例中,每个第二组件包括四边形或十字形组件。图13中给出了在圆柱形基板上设计的两个替换实施例。图15示出了超材料的十字形耶路撒冷设计。材料是被印刷在电介质基板上的铜。铜层被印刷在3mm厚度的基板上。图16示出了给定实施例相对于没有超材料的情形的性能。具体而言,图16示出了乳房假体中的能量吸收。当存在根据各实施例的超材料设计时,能量增加高达75%。仿真结果中所使用的性能准则是乳房假体中的能量吸收。图16示出,通过添加超材料的任一设计,假体中的能量吸收在特定频率下增加高达75%。图16的数据点1603表示第一实施例,数据点1602表示第二实施例,并且数据点1601表示在没有超材料的情况下获得的数据。最后,图17示出了将超材料放置在圆柱形或环形装置中的实施例。

[0156] 本领域技术人员将理解,如何设计用于与任何特定的生物材料阻抗匹配的超材料。

[0157] 在第一示例中,微波辐射具有93mm的波长,并且生物目标是女性人体乳房。在该示例中,超材料包括Rogers 5880基板和铜元件阵列,每个元件具有包括四边形和十字形的叠加的形状(图15a)。电介质基板具有3.175mm的厚度。参照图15a,每个导电元件的大小为: $a=1.21\text{mm}$; $b=8.04\text{mm}$; $c=2.45\text{mm}$; $d=8.04\text{mm}$; 以及 $e=1.21\text{mm}$ 。导电元件间隔开10.88mm。

[0158] 在各实施例中,第一组件被进一步布置成:在第一组件的与多个第二组件相对侧上支撑第三组件的周期性阵列,其中,该至少一个尺寸是该多个第三组件中的至少一个第三组件的尺寸。

[0159] 在第二示例中,微波辐射具有150mm的波长,并且生物目标是人体手臂(上臂)。在该示例中,超材料包括Rogers 5880基板和铜元件的阵列,每个元件具有包括四边形和十字形的叠加的形状(图15b)。电介质基板具有3.175mm的厚度。参照图15b,阵列的每个导电元件的大小为: $a=4.7\text{mm}$; $b=3.5\text{mm}$; $c=8.05\text{mm}$; $d=3.5\text{mm}$; $e=4.7\text{mm}$; $f=4.22\text{mm}$ 。阵列的导电

元件间隔开1.83mm。

[0160] 在各实施例中,导电元件通过确保恰当接合的任何合适技术被涂覆并印刷在基板上。在其它实施例中,通过摄影方法在基板上形成导电元件。

[0161] 因此可以理解,在各实施例中,每个第二组件进一步包括已被添加到四边形或十字形组件的附加边缘。在一些实施例中,每个第二组件具有包括四边形和十字形的叠加的形状。

[0162] 系统硬件和电子

[0163] 该组件控制用合适的信号来馈送天线阵列,并且随后收集并记录在UWB范围0.8-4GHz上收到的信号。该组件还与重构组织图像信息的软件算法对接。

[0164] 在各实施例中,系统包括:

[0165] 1) 天线子系统,即,微波天线元件的阵列;

[0166] 2) 中等功率RF复用器,该RF复用器将能够将RF传输路由到任何一个阵列元件,同时其它阵列元件将被设置为接收器;

[0167] 3) RF超宽带信号发生器,该RF超宽带信号发生器可编程为生成脉冲式、扫频或步进频率传输信号;

[0168] 4) 功率放大器,该功率放大器将所传送信号的电平增加到大约2W(TBD);

[0169] 5) 高动态范围(约100dB)和低噪声(2-4dB)超宽带RF接收器,包括所有必要的前端滤波器;

[0170] 6) 高速RF开关,该高速RF开关将每个接收天线连接到接收器的输入,一次连接一个接收天线;

[0171] 7) 对于脉冲式传送信号的情形,接收器的输出将直接从高速数据转换器系统采样(需要至少8GSPS、10位);

[0172] 8) 对于扫频或步进频率信号的情形,与信号发生器同步的基带下变频器可以生成具有小带宽的基带信号,该基带信号可以用低成本数据转换器系统来采样;

[0173] 9) 机械系统,该机械系统将能够旋转天线阵列并覆盖感兴趣的半球区域;

[0174] 10) 同步子系统,该同步子系统将对信号发生器、复用器、开关、机械旋转器和数据获取进行同步;

[0175] 11) 数字接口,该数字接口将允许从控制站对每个子系统的控制、设置和重新编程;

[0176] 12) 内置的自测子系统。

[0177] 可以容易地理解,这些特征中的一些特征是可选的,并且这些特征中的一些特征可以用等效物容易地替换。

[0178] 在各实施例中,RF系统包括以下主要子系统:a) RF复用器,b) 发射器,c) 接收器,以及d) 处理器系统。图16中示出了根据各实施例的RF系统的框图。

[0179] RF复用器将16个天线中的一个天线连接到传送路径输出端,并将剩余15个天线中的任何一个天线连接到接收路径输入端。这由系统固件控制并由已被专门设计用于系统的软件远程控制。

[0180] 因此,提供了一种微波成像系统,包括:上述天线系统;多个天线,每个天线被安装在天线安装件的相应天线插槽中;微波辐射源;以及复用器,该复用器被布置成:驱动该多

个天线中的一个天线以将第一微波信号传送到成像腔中,并驱动该多个天线中的至少两个其它天线以从成像腔接收响应于第一微波信号的微波辐射,以形成与生物目标相关的第一微波数据。在各实施例中,第一微波信号具有在范围800MHz至4GHz中的频率。

[0181] 微波成像系统可进一步包括:电机;以及电机控制器,该电机控制器被布置成使第一外壳旋转不超过180度,同步子系统,该同步子系统被布置成使得在第一外壳的旋转之后,第二微波信号由该多个天线中的一个天线传送到成像腔中,并且该多个天线中的至少两个其它天线从成像腔接收响应于第二微波信号的微波辐射,以形成与生物目标相关的第二微波数据。在各实施例中,第二微波信号具有在范围800MHz至4GHz中的频率。

[0182] 在各实施例中,电机还可被配置成:在z方向上向上和向下移动以产生更多的“天线环”。在各实施例中,该配置被用于提供圆柱形成像几何形状(而不是罩型成像几何形状)。在各实施例中,电机被进一步布置成提供对第一外壳的线性平移。

[0183] 第一微波信号可具有与第二微波信号不同的操作频率。在各实施例中,复用器被布置成:交替地将每个天线驱动为发射器,同时其它天线被驱动为接收器,以收集与生物目标相关的多个微波数据。在进一步的实施例中,第一外壳在微波信号的每次传输之间被旋转,可选地,其中第一外壳在微波信号的每次传输之间在0至90度之间被旋转。在各实施例中,该多个天线中的至少一个天线是椭圆形单平面天线,可选地,该至少一个天线在1至4GHz下操作,进一步可选地,该至少一个天线在1.5至3.4GHz下操作。

[0184] 具体而言,图18表示RF收发器1610,该RF收发器1610包括RF发射器1620、RF接收器1630和RF复用器1650。RF发射器1620按顺序包括Tx发生器1621、滤波器1622、可变衰减器1623和Tx功率放大器1624。功率放大器1624的输出被提供作为RF复用器1650的输入。RF复用器1650的输出被提供作为RF接收器的输入。RF接收器1630按顺序包括Rx LNA 1634、混频器1633、滤波器1635和IQ解调器1636。来自RF接收器1630的输出被提供作为PC控制的微处理器1680的输入,该PC受控微处理器1680与用户1670处于双向通信。PC受控微处理器1680向RF收发器1610提供输入。RF收发器1610进一步包括时钟1640,该时钟1640被布置成向以下各项提供输入:Tx发生器1621;RF接收器1630的第一本地振荡器1637,该第一本地振荡器1637向IQ解调器1636提供输入;以及RF接收器1610的第二本地振荡器1631,该第二本地振荡器1631向可变增益放大器1632提供输入,该可变增益放大器1632进而向混频器1633提供输入。RF复用器1650连接到多个天线1661-1668。

[0185] 发射器单元由以下各项构成:对于传送和接收路径二者共用的CLK参考子系统、RF Tx发生器、Tx滤波器组、Tx可变衰减器、以及将Tx信号馈送到RF复用器的Tx功率放大器。CLK参考是高度稳定的时钟发生器,其被用于向Tx和Rx两者的所有子系统提供正确的定时。各实施例利用具有非常低抖动性能(优于5ps)的CLK。

[0186] CLK参考驱动包括模拟PLL-VCO的RF Tx发生器。该PLL通过数字串行接口受计算机控制。该PLL中具有集成的低相位噪声压控振荡器。该子系统的相位噪声设定接收器子系统的最终灵敏度和分辨力。下一子系统是Tx滤波器组。需要该子系统以使来自先前子系统(RF Tx发生器)的谐波含量最小化。发射器在宽带宽0.8-4GHz上操作,而取决于Tx操作频率,谐波电平在-20dBc至-10dBc的范围中。为了使这些电平最小化,Tx滤波器组包括具有1.2GHz、2.4GHz和3.9GHz的转角频率的三个低通滤波器。这些滤波器可以根据Tx操作频带来选择,并且提供对由RF Tx发生器生成的谐波的至少30dB抑制。在滤波器组中,在操作者需要在宽

的开放频率带宽模式中操作整个系统的情况下,也存在旁路滤波器的能力。接着,Tx可变衰减器包括低噪声模拟衰减器电路系统,该低噪声模拟衰减器电路系统提供至少30dB的衰减范围。需要这种功率电平灵活性以便不传送过多功率,这会压缩接收器前端。所传送的功率电平取决于被调查目标的位置和类型。Tx功率放大器子系统是下一发射器子模块,该Tx功率放大器子系统是在整个频带0.8-4GHz上具有至少34dB增益的两级功率放大器设计。最后,传送路径天线复用器由若干个模拟RF开关构成,这些模拟RF开关提供在Tx与Rx天线之间进行多样组合的灵活性。整个天线复用器是PC控制的,并且它使得任何天线充当发射元件,同时所有其余天线将是接收元件。

[0187] 接收器系统包括以下各子系统:a)接收路径复用器,b)YIG预选滤波器,c)Rx LNA,d)第一混频器,e)第一LO发生器,f)第二LO发生器,g)IQ解调器。

[0188] 接收路径复用器与TX路径复用器相同。RF接收器前端易受不希望的传输/反射的影响。这些不希望的信号限制了接收器系统的灵敏度。为了防止这种情况,在被设计成具有极佳的低噪声性能的MiSCAN系统中,纳入了YIG经调谐带通滤波器。该滤波器具有15MHz的典型瞬时带宽,并且它可以在0.8-4GHz的整个RF频率带宽上被调谐。该滤波器的典型插入损耗仅为2dB,并且其选择性对应于7阶切比雪夫型滤波器。

[0189] 接收器架构是超外插架构,因此发生两个阶段的频率转换。第一混频器子系统将RF收到信号下变频到中频。在这样做之前,低噪声放大器的级联将收到信号放大至少30dB。下变频混频器是高度线性的,以尽可能防止任何互调问题以及因此增加的谐波含量,这会限制将希望的收到信号与互调产物进行区分。使用表面声波带通滤波器对IF信号进行频带限制,这提供了最终的选择性。第一本地振荡器基于RF Tx发生器的相同PLL-VCO芯片。它与发射器情形中相同的时钟发生器被驱动,以便具有相位一致性。第一本地振荡器的RF输出被用于驱动第一混频器子系统的混频器的本地振荡器端口。第二本地振荡器子系统也使用与第一本地振荡器子系统中相同的PLL-VCO芯片。它也与先前的频率发生器相位一致。该系统的RF输出被用于向基带的IQ解调器子系统提供本地振荡器驱动。

[0190] 使用低噪声高灵敏度IQ解调器芯片来实现IQ解调。该芯片是宽带IQ解调器,其具有集成的电压可变RF放大器、用于IQ信号的基带电压增益放大器以及集成的混合耦合器功能性系统,以在内部产生恰当的IQ解调器性能所需要的0/90度本地振荡器相位差。用相对于所传送信号的相位一致性来驱动IQ解调器。相位一致性是极其重要的,以便正确地解调基带“I”和“Q”信号,该基带“I”和“Q”信号将从Tx传送的RF信号和Rx收到的来自目标反射的RF信号的混合产生。

[0191] uP系统由在80MHz下运行的高端微处理器以及一组外围芯片(EEPROM、FLASH、通信收发器、D/A转换器、实时时钟、YIG滤波器驱动器等等)构成。uP在内部具有为了实现运动功能和网络通信所需要的丰富的外围设备集。系统经由RS485收发器连接到自组织网络。需要简单的双导线线缆来将板连接到计算机驱动器软件。系统固件实现对CPU的配置、AMS链路的实现、来自软件设备驱动器的命令的处置、以及控制运动系统所需要的所有功能。专门设计的固件库是用于实现其它系统的固件的一般工具。

[0192] 成像算法

[0193] 可以容易地理解,在各实施例中,提供了一种处理器,该处理器被布置成:基于收到的微波数据来执行对生物目标的微波断层扫描,并且可选地,对良性组织或恶性癌组织、

骨骼、内出血创伤区域或软骨进行成像。

[0194] 用于医疗应用的定量微波成像通过求解电磁 (EM) 逆散射问题来估计组织区域中电介质属性的空间分布。在微波断层扫描中, 天线阵列围绕患者人体内部的感兴趣区域。散射能量由阵列记录, 并且EM逆散射算法对信号进行处理以通过求解非线性逆问题 (其重构被询查组织的复值介电常数) 来形成探测区域的图像。

[0195] 用于医疗诊断的微波成像方法通常需要逆散射问题的有效解。具体而言, 采用两种主要策略来求解MWI问题; 第一种策略基于使得逆问题线性化的某些近似。线性办法的一个示例是衍射断层扫描, 这已被应用于许多实际问题, 其中底层的简化假设 (诸如玻恩近似) 是有效的。第二类方法旨在开发基于数值优化技术的迭代算法。这些迭代算法在一定程度上考虑了多个散射效应, 从而提供了超出衍射极限的分辨率可能性。大部分逆散射问题的大的挑战是由于成本或其它实际问题引起的对数据获取的限制造成的。作为结果, (已知) 数据点的数目在大部分情形中比 (未知) 重构点的数目小得多, 从而使得非线性逆散射问题不适定。为了处理该问题而采用的正则化方案通常导致对高频数据的抑制, 从而显著降低MWI系统的分辨能力。

[0196] 所提出的成像系统专注于基于分布式玻恩迭代方法 (DBIM) 的微波断层扫描算法, 该算法由积分方程描述:

$$[0197] \quad \mathbf{E}^{sc}(\mathbf{r}) = \mathbf{E}^t(\mathbf{r}) - \mathbf{E}^b(\mathbf{r}) = \omega^2 \mu \int_V d\mathbf{r}' \bar{\mathbf{G}}^b(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \Delta\epsilon(\mathbf{r}') \mathbf{E}^b(\mathbf{r}')$$

[0198] 其中 \mathbf{E}^{sc} 和 \mathbf{E}^t 是被散射的电场和总电场, \mathbf{E}^b 是存在背景介电常数情况下的入射场 (背景场), $\bar{\mathbf{G}}^b$ 是背景的并矢格林函数, $\Delta\epsilon(\mathbf{r})$ 是要被重构的未知介电常数。

[0199] 与将高斯牛顿优化应用于EM逆散射等效, DBIM在每次DBIM迭代时用一组线性方程来近似非线性逆散射问题。所得到的线性问题通常是欠定的且计算要求很高, 并且其快速且准确的求解对于DBIM收敛到未知分布的真实估计而言至关重要。此外, 该逆问题的解对测量噪声敏感并且取决于关于成像域的先验信息, 该先验信息被用作迭代算法的“初始猜测”。因此, 必须应用特殊的技术来改善算法的稳定性和所得到图像的分辨率。

[0200] 为此, 发明人所采用的成像算法使用若干技术以创新的方式改善成像性能:

[0201] • 在算法的每次迭代中使用的前向求解器基于FDTD方法的GPU实现。该实现基于CUDA编程语言, 并且得到比代码的非GPU版本快60倍的计算。系统的该特征实现了实时的二维图像并且还允许在不到24小时内的三维成像。

[0202] • 首次应用两步迭代收缩/阈值化 (TwIST) 算法以在每次迭代时求解线性逆问题 [5]。相对于常规算法, TwIST呈现快得多的收敛速率, 并得到对病态问题的更稳健的解。该算法可以由下式在数学上描述,

$$[0203] \quad \Delta x_{k+1} = (1-\alpha) \Delta x_{k-1} + (\alpha-\beta) \Delta x_k$$

$$[0204] \quad + \beta \Psi_\lambda (\Delta x_k + A^* (y - A \Delta x_k))$$

[0205] 其中参数 α 和 β 取决于手头的问题。TwIST算法的这些和其他参数以独特的方式被仔细优化, 以便经由DBIM办法应用于所提出的成像系统。

[0206] • 1.0-4.0GHz范围中的多频数据与DBIM算法联用, 以将分辨率改善至超出当前最先进微波断层扫描系统, 当前最先进微波断层扫描系统考虑超过2GHz的频率以保证稳定性。相反, 所提出的算法通过将反演过程划分成两步来保证稳定性。第一步采取一同质组织

模型,以便更准确地估计其平均属性,并使用1GHz的低频数据来找到逆问题的低分辨率解。第二步通过使用高达4.0GHz的数据来突出更高分辨率的细节。该两步过程是将到最优解的稳定收敛(第一步)与由于高频数据而引起的增强的分辨率(第二步)相组合的独特方式。

[0207] • 该算法还允许通过投影到小波基上来进行重构。首次提出到小波上的投影与迭代收缩算法相结合以用于实验成像系统。

[0208] 在各实施例中,处理器被布置成:使用第一迭代高斯牛顿算法来处理响应于在范围800MHz至1.5GHz中传送的微波信号而收到的微波数据;并且使用第二迭代高斯牛顿算法来处理响应于在范围1.5至4GHz中传送的微波信号而收到的微波数据,其中,第二迭代高斯牛顿算法的输入是第一迭代高斯牛顿算法的输出,并且第二次迭代高斯牛顿算法的输出是生物目标的定量断层扫描图像。可选地,第一迭代高斯牛顿算法的输入不包括与生物目标的材料属性相关的先验知识。

[0209] 在各实施例中,系统被布置成接收与每个外壳的几何形状、大小和/或形状相关的数据,并基于与每个外壳的几何形状、大小和/或形状相关的数据来确定第一和/或第二迭代高斯牛顿算法的参数。在各实施例中,与每个外壳的几何形状、大小和/或形状相关的数据是扫描-设计-打印的数据。

[0210] 在有利的实施例中,软件系统利用图形处理单元“GPU”,其可以加速对第一和第二迭代算法的处理。即,在实施例中,系统包括GPU,该GPU被布置成处理第一和第二迭代算法。

[0211] 为了评估这些技术,已经用被多个偶极天线围绕的乳房假体执行了数值仿真。这些仿真是二维的(2-D),基于从3-D MRI导出的数值乳房假体的UW-Madison储存库获取的轴向乳房模型。每个2-D测试假体被16个均匀间隔的内衬源的圆柱阵列围绕。

[0212] 在本发明的2-D测试中,均匀栅格单元上的FDTD求解器在DBIM算法的每次迭代时被用作前向求解器。该算法估计Debye模型的参数 ϵ_∞ 、 ϵ_s 和 σ_s 以获得复值相对介电常数,

$$[0213] \quad \epsilon_r(\omega) = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} - j \frac{\sigma_s}{\omega\epsilon_0}$$

[0214] 其中 τ 被假定为所有组织的常数。为了与先前的实现进行比较,本发明的所有仿真测试平台中考虑具有 $\epsilon_r=2.6$ 的无损电介质的相同背景介质,并且从UW-Madison的储存库数据中提取各种组织的Debye参数。

[0215] 图19中展示了发明人对DBIM办法的实现的卓越性能,该实现以前所未有的分辨能力为特征。该算法设法以与原始2mm体素图像相当的细节水平来恢复出乳房结构。经重构的图像非常精确地估计乳房组织组分以及皮肤属性和厚度,并且还恢复出1-cm直径的肿瘤,其被人为引入为乳房右侧的球体。这些图像只能用先前描述的两步规程来获得,该两步规程允许在第一步结束时的稳定低频(1GHz)重构,该重构随后被用作为用于多频第二步重构的输入估计(“初始猜测”)。注意到,图17中绘制了各Debye参数中的一个Debye参数的分布(ϵ_∞),但是对于其它两个Debye参数获得类似的质量(在该图中,使用所提出的算法(a)绘制了真实的和(b)经重构的空间乳房组织组分)。

[0216] 尽管上面已经描述了各方面和各实施例,但是可以在不脱离本文中所公开的本发明构思的情况下作出变化。

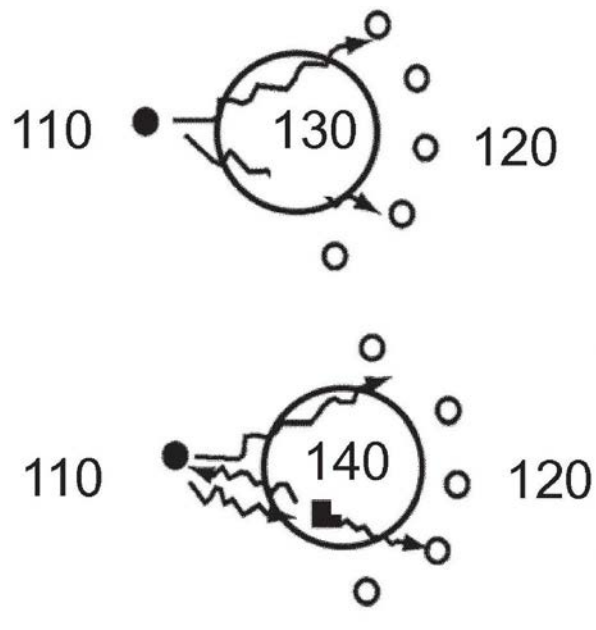


图1

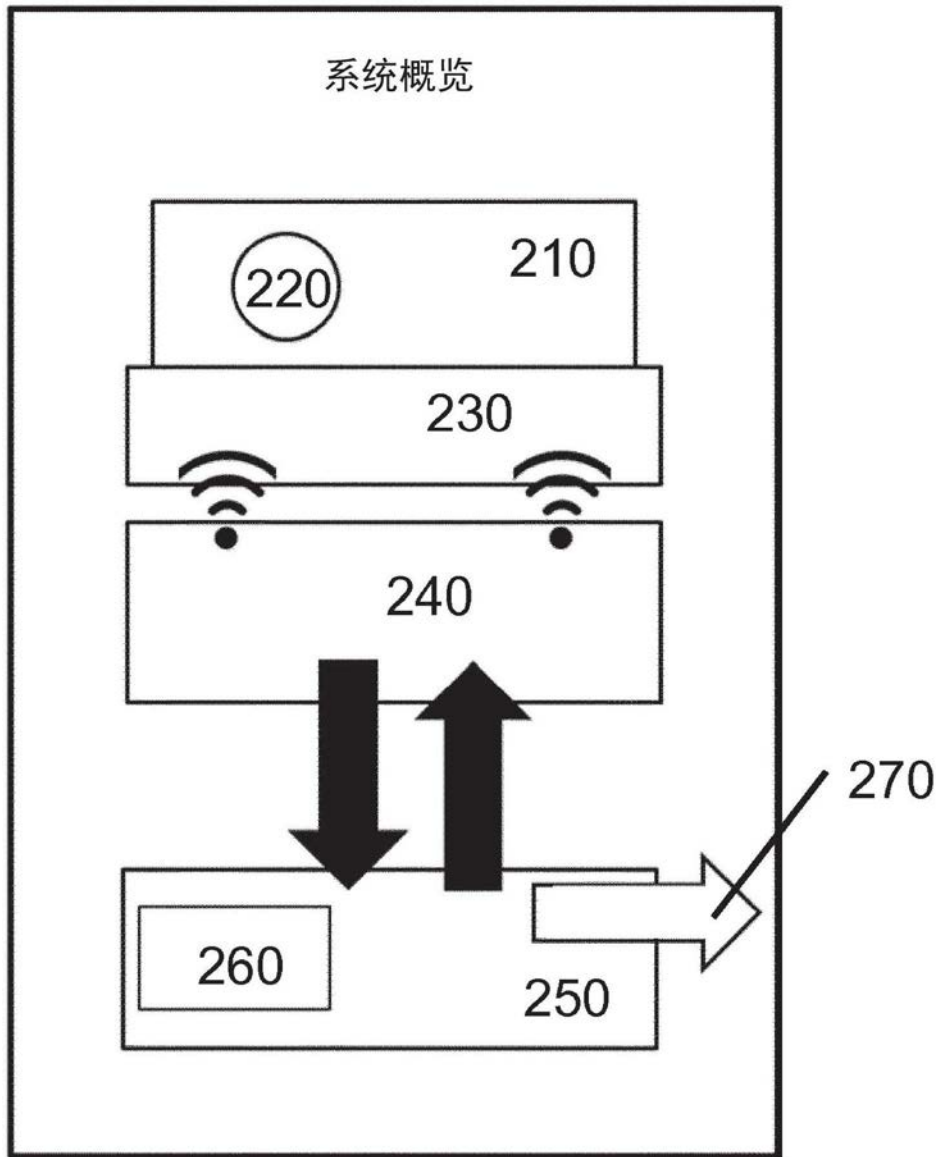


图2

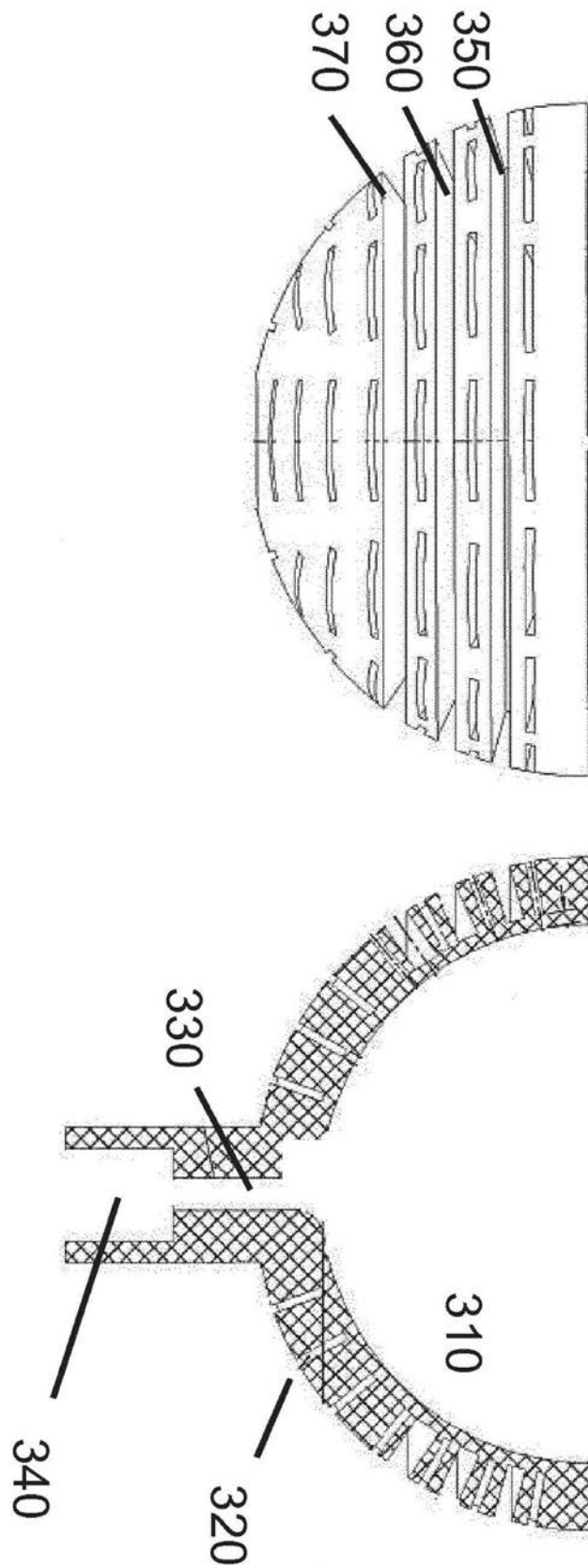


图3

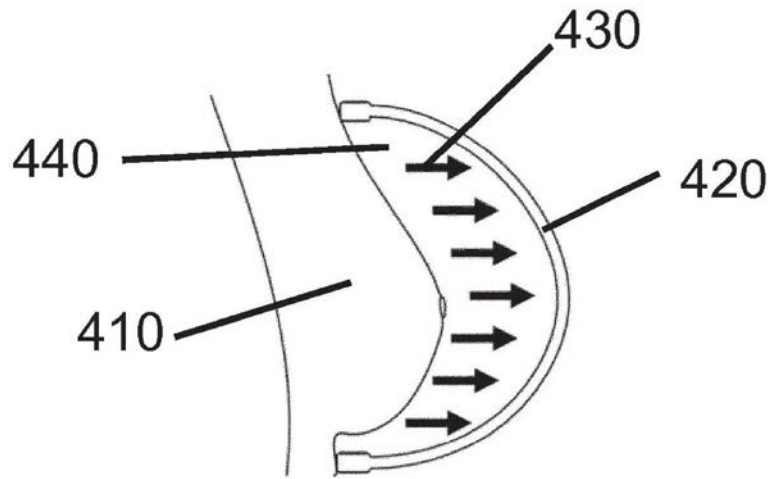


图4a

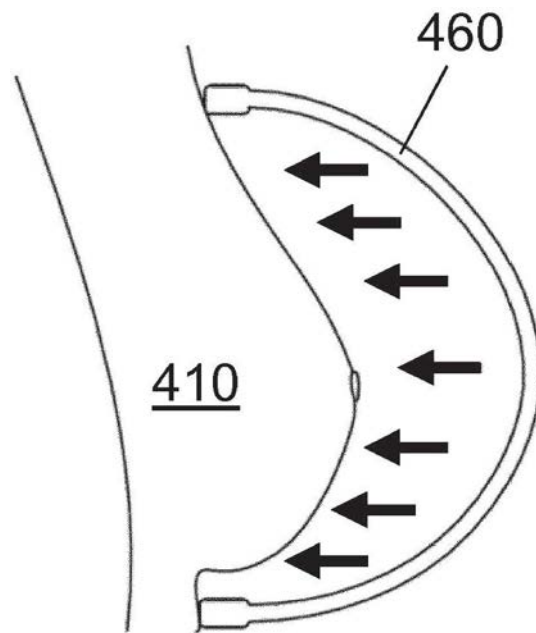


图4b

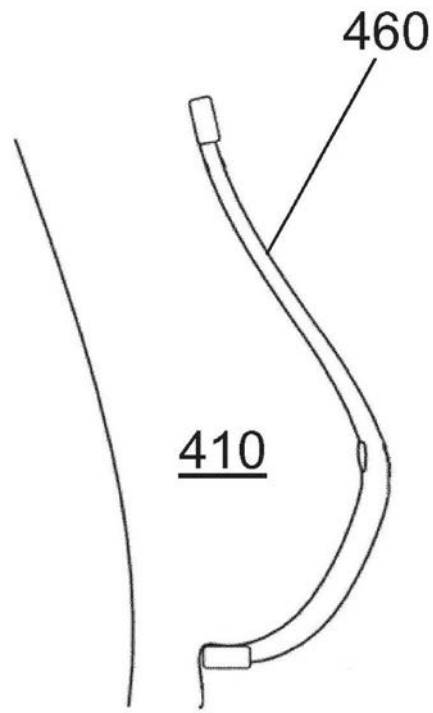


图4c

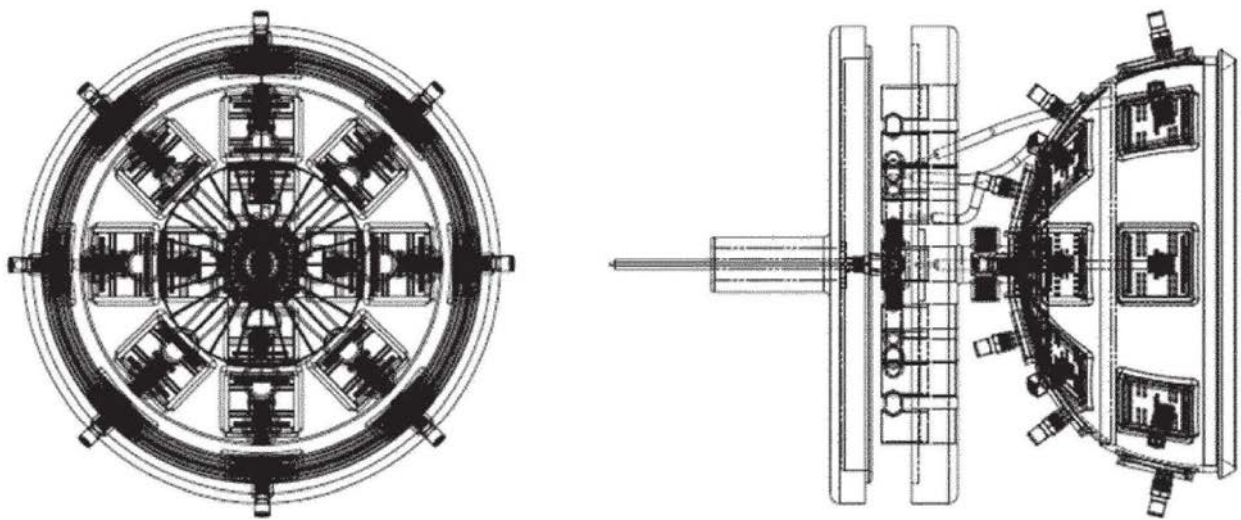


图5

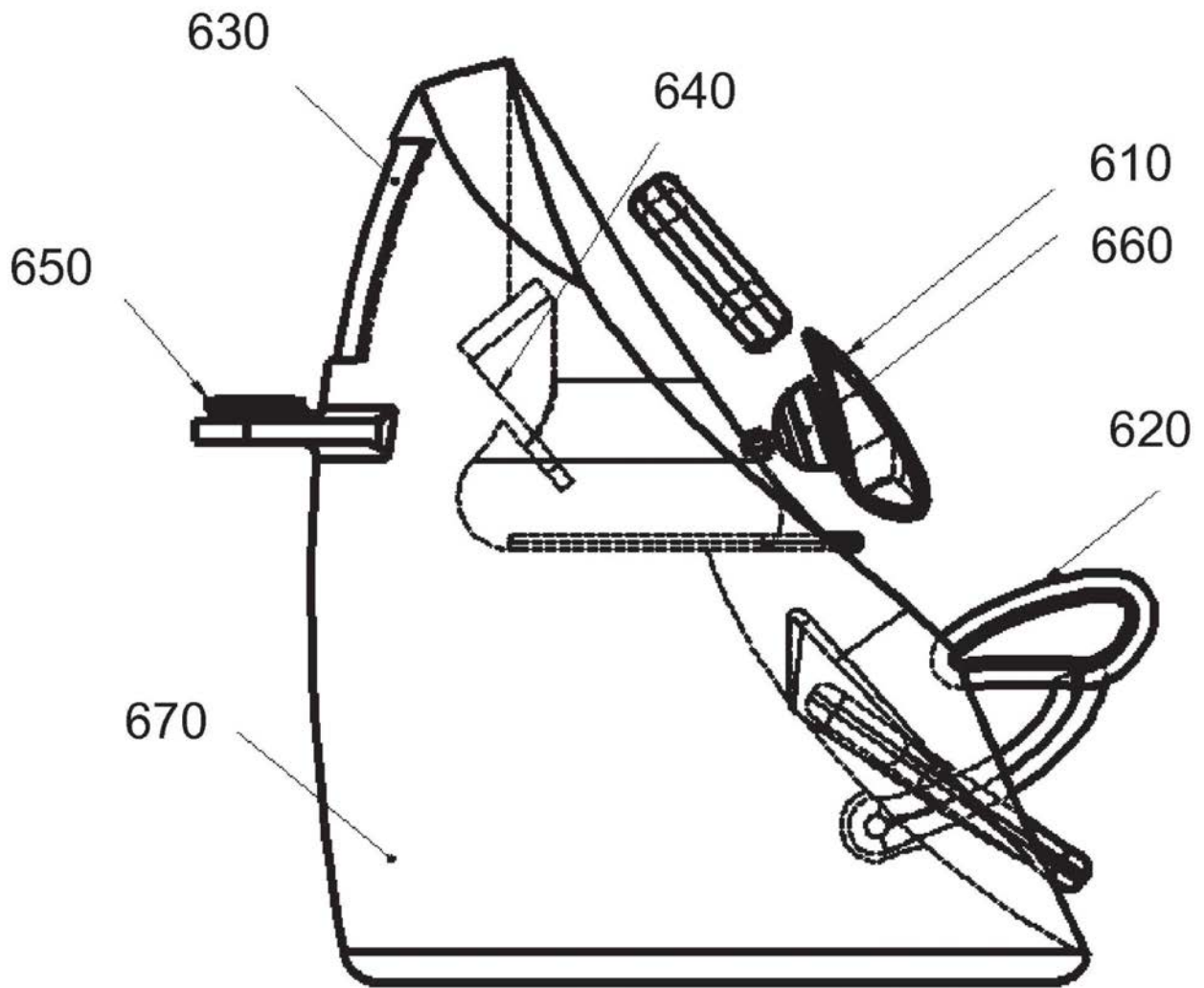


图6

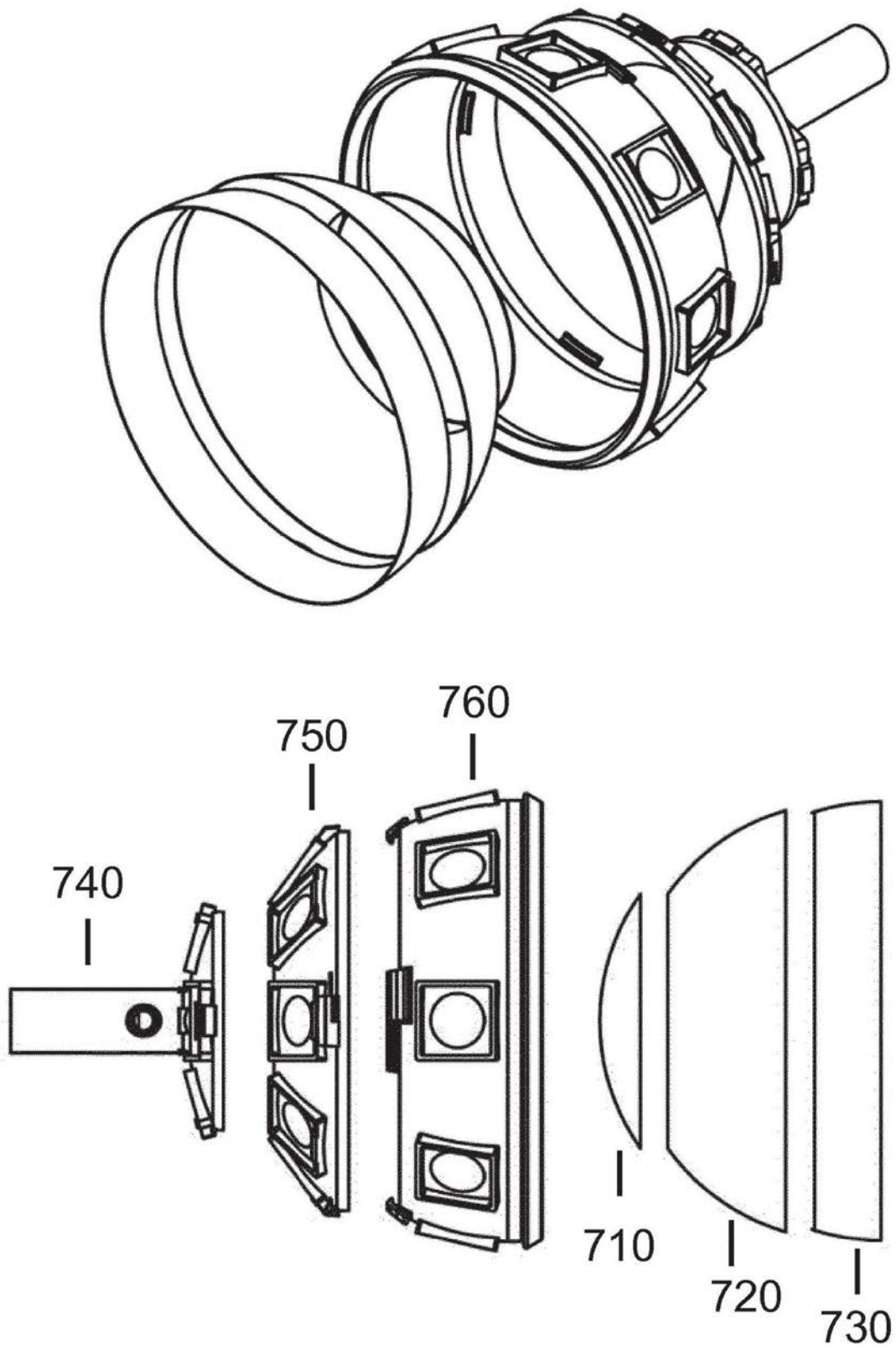


图7

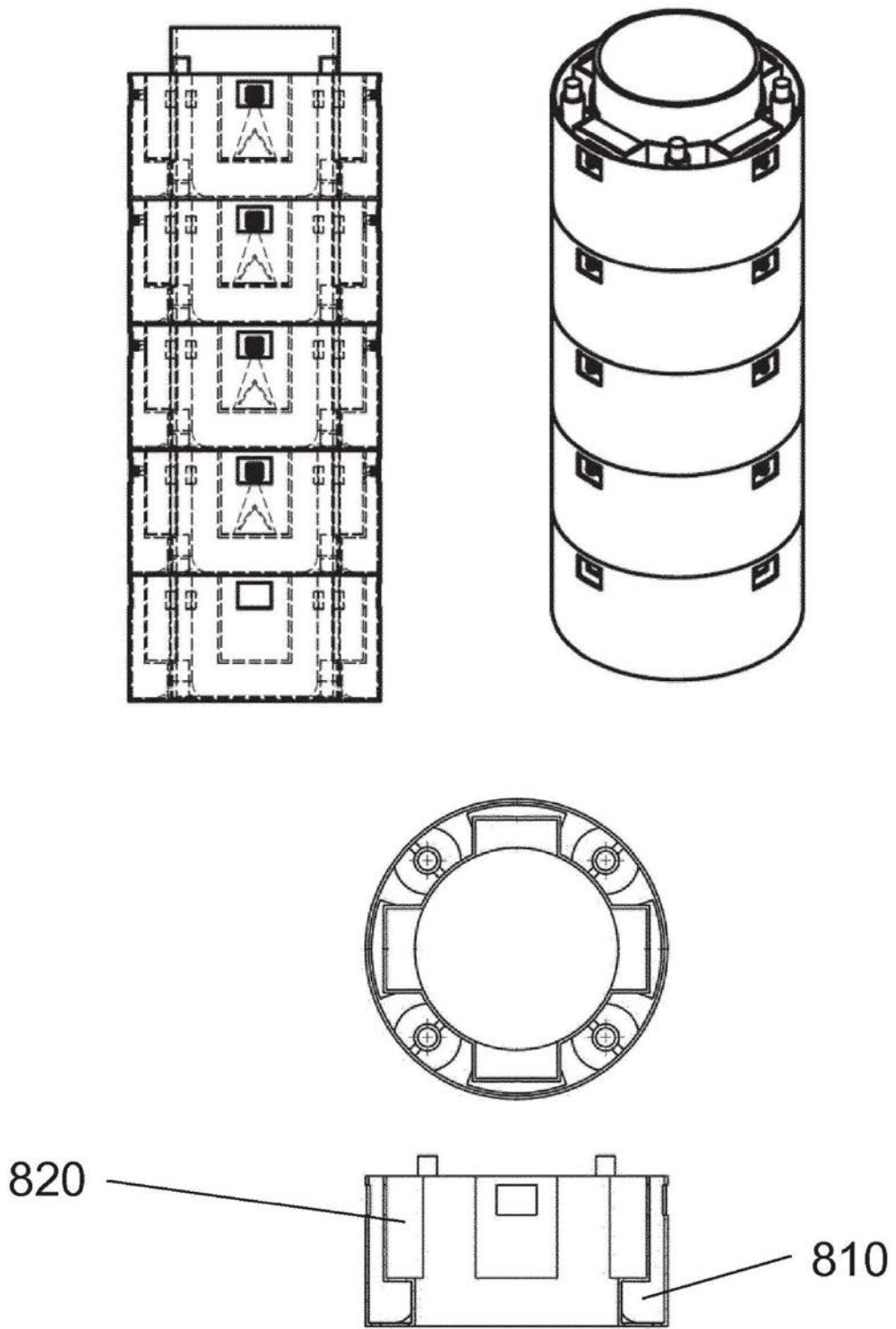


图8

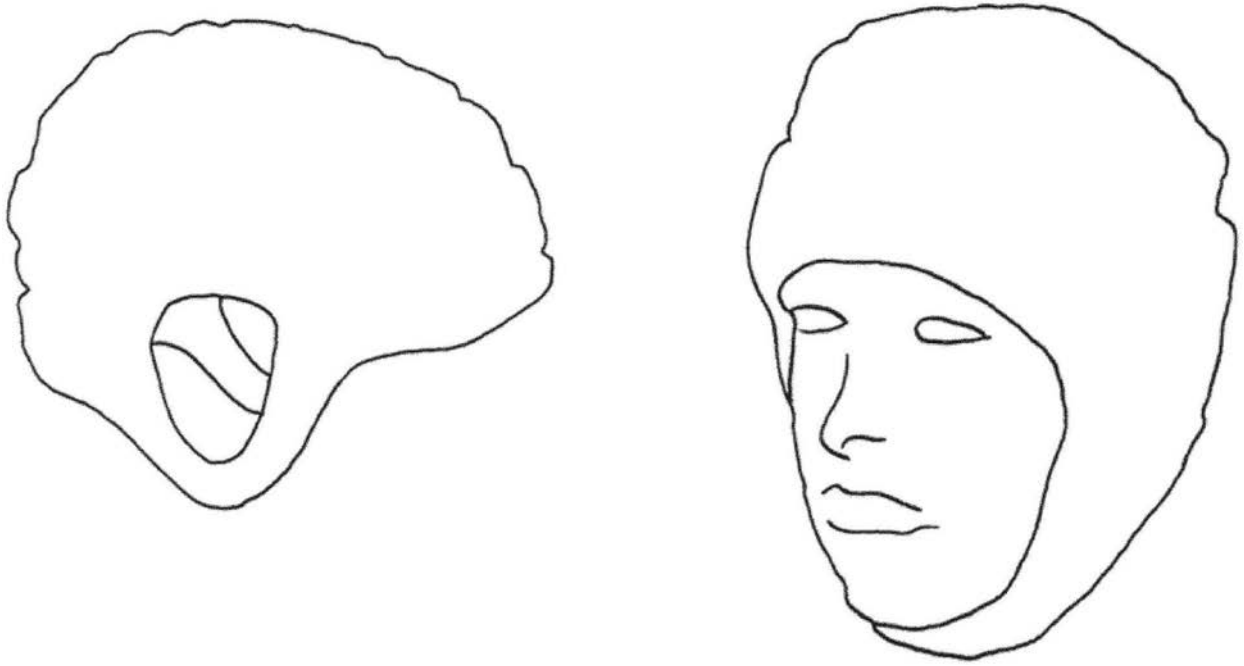


图9

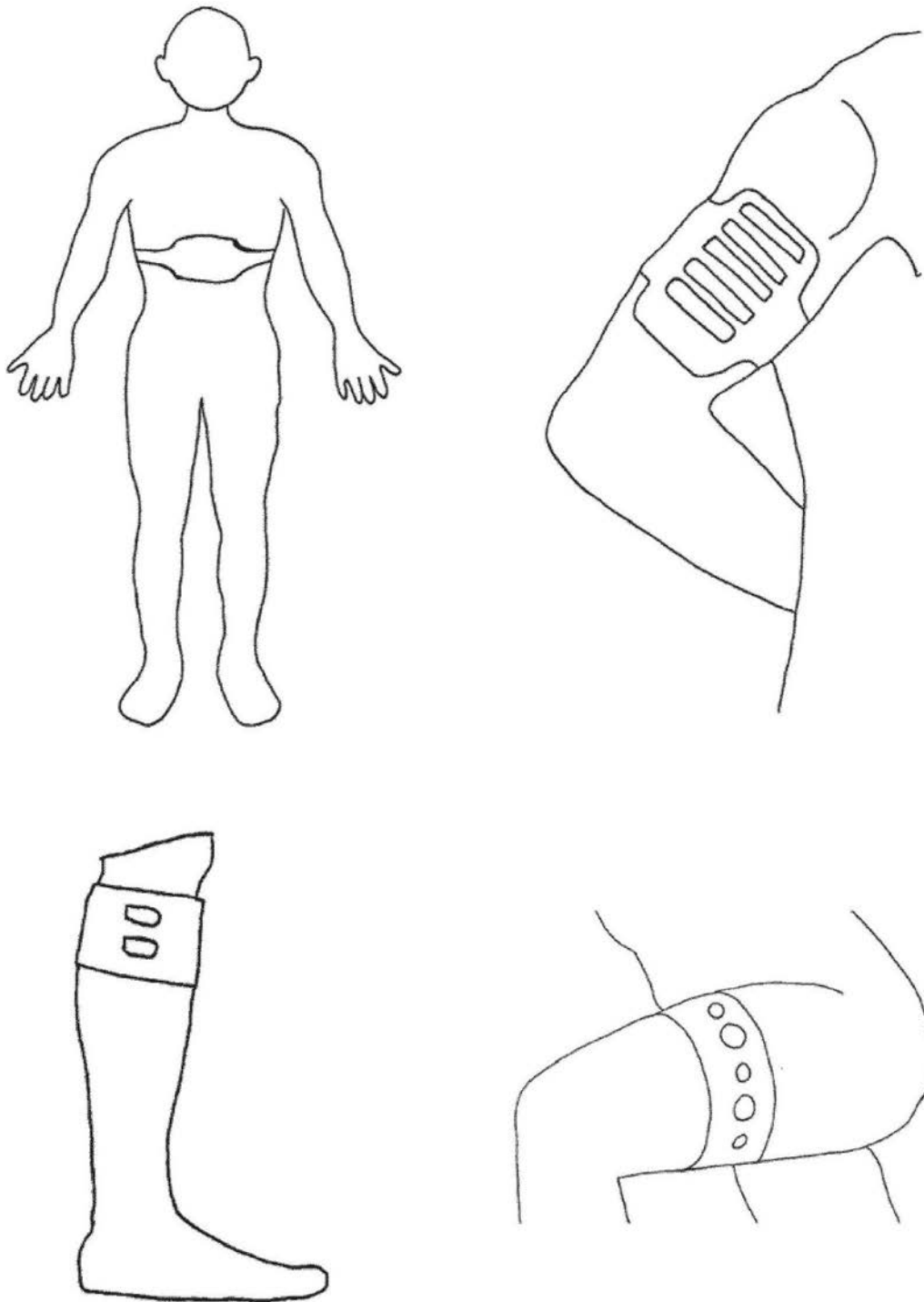


图10

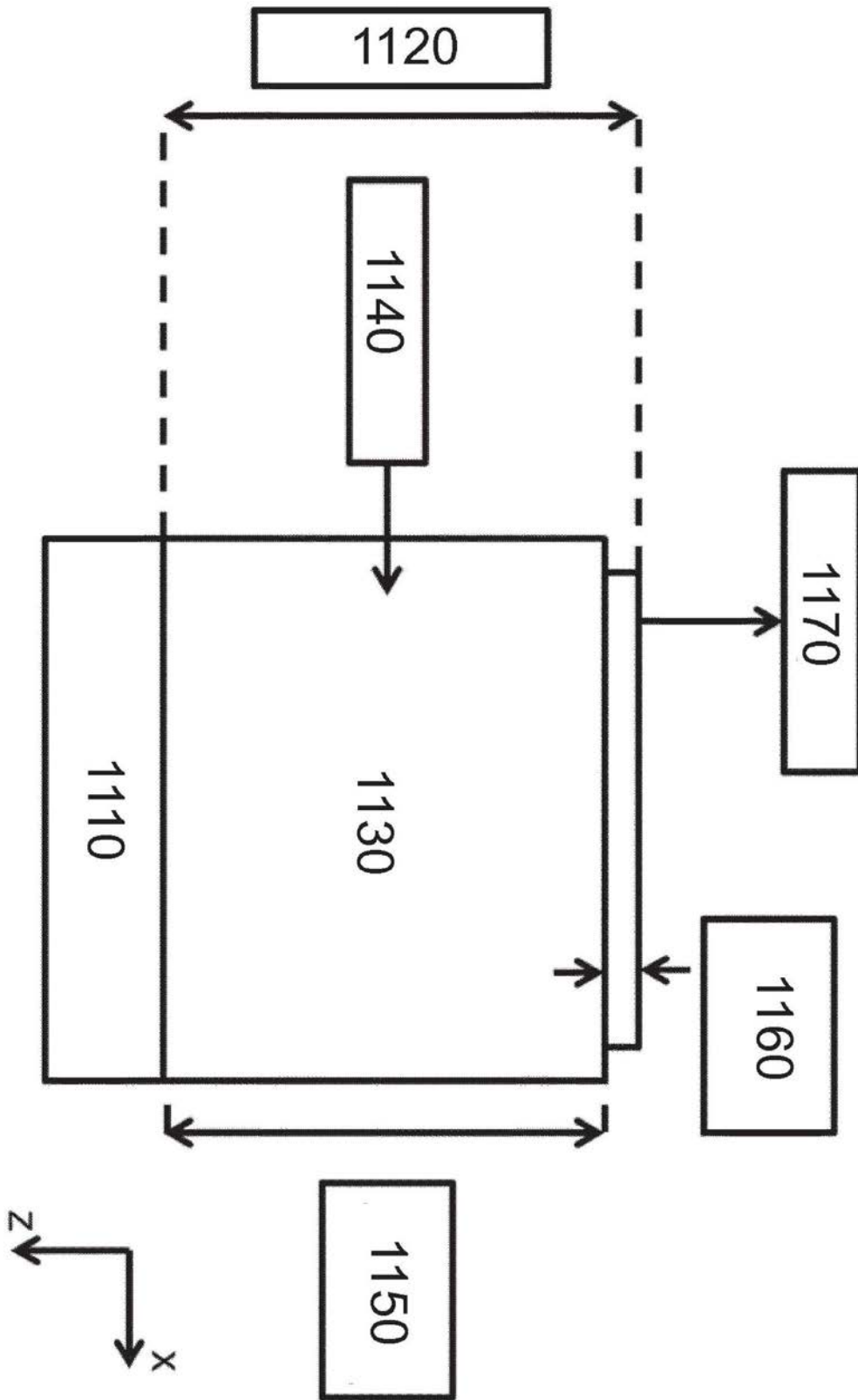


图11

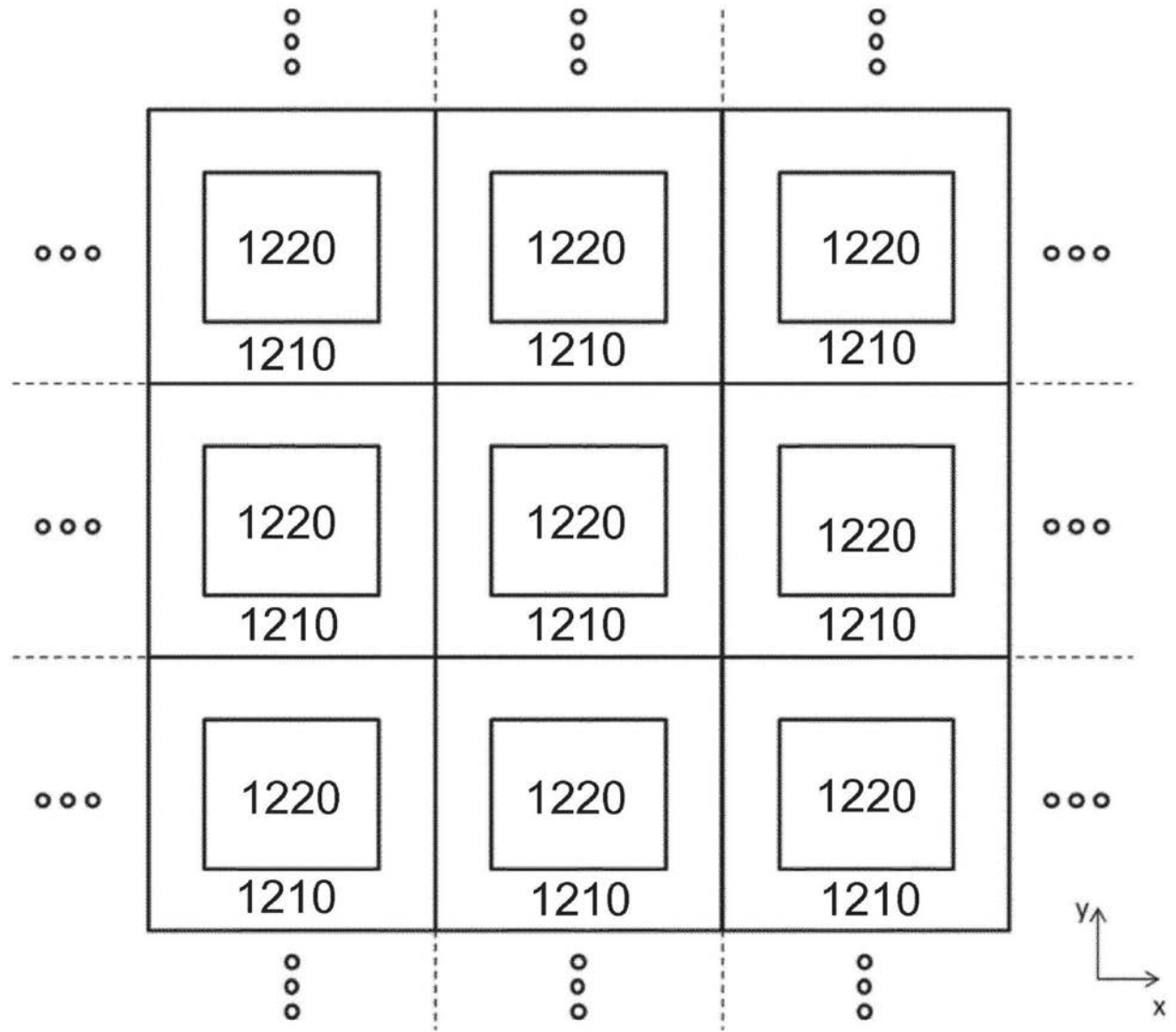


图12

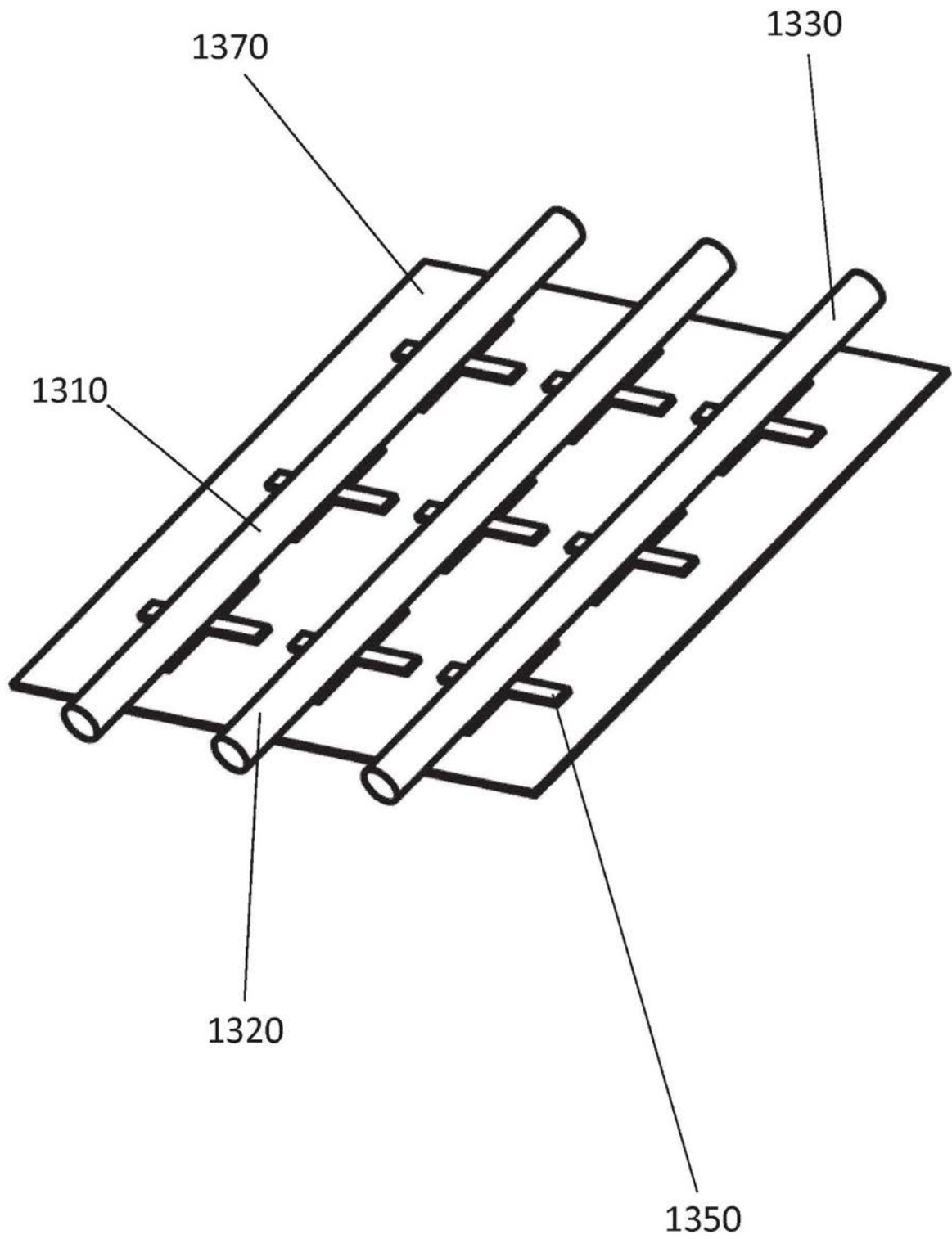


图13

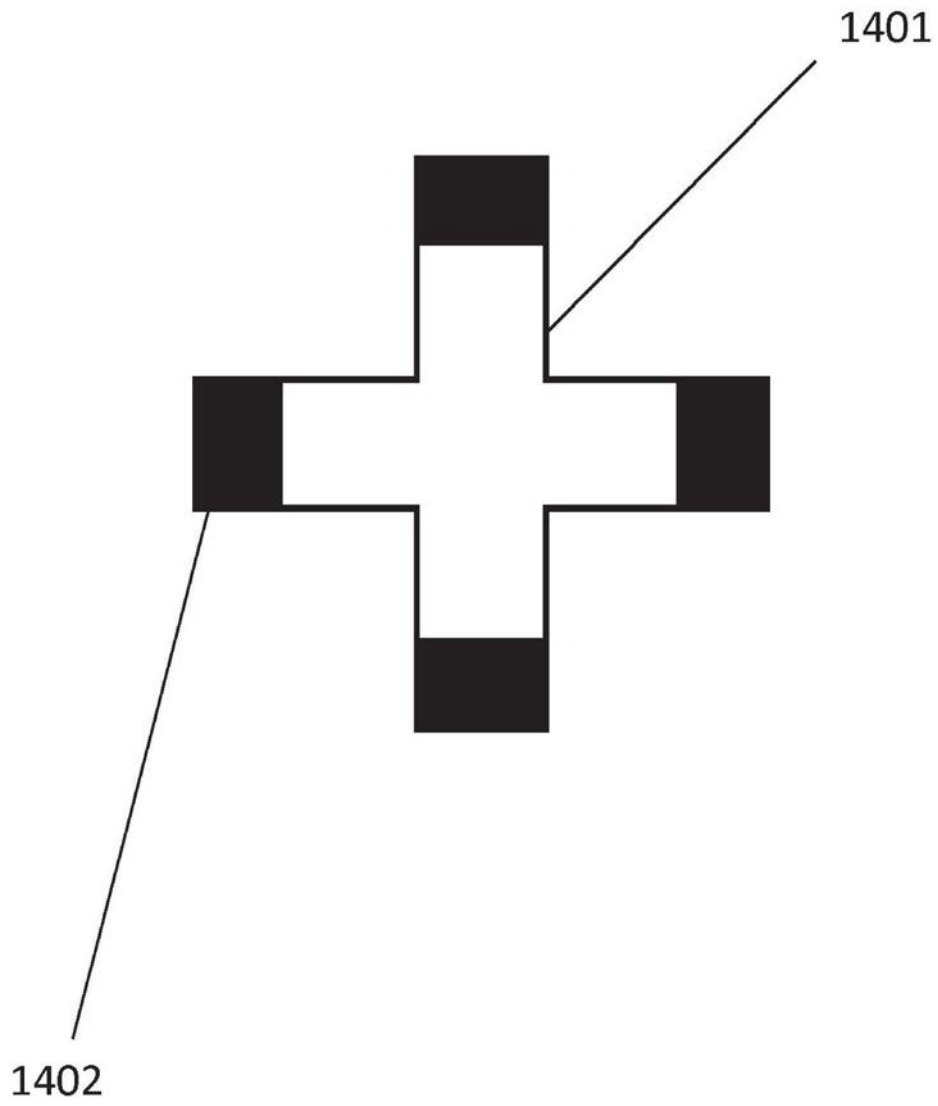


图14

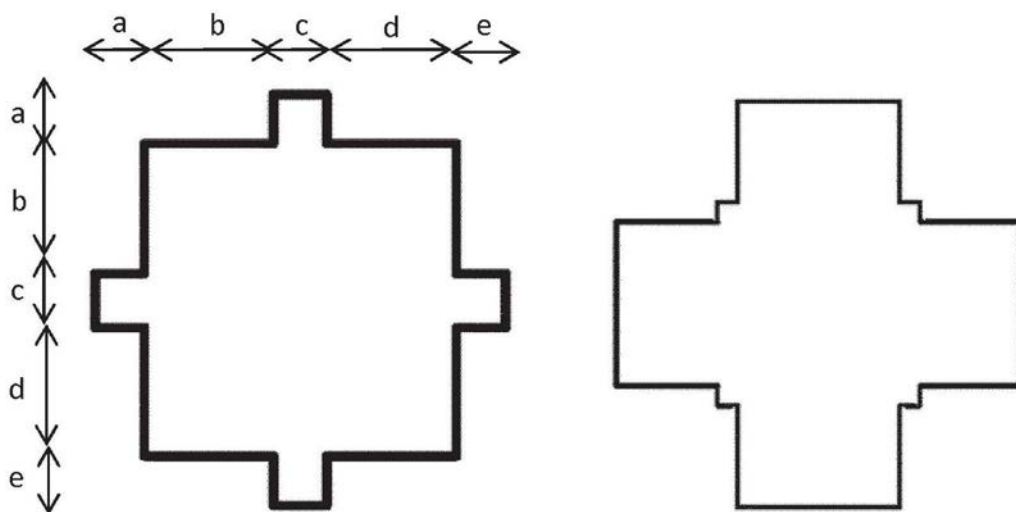


图15a

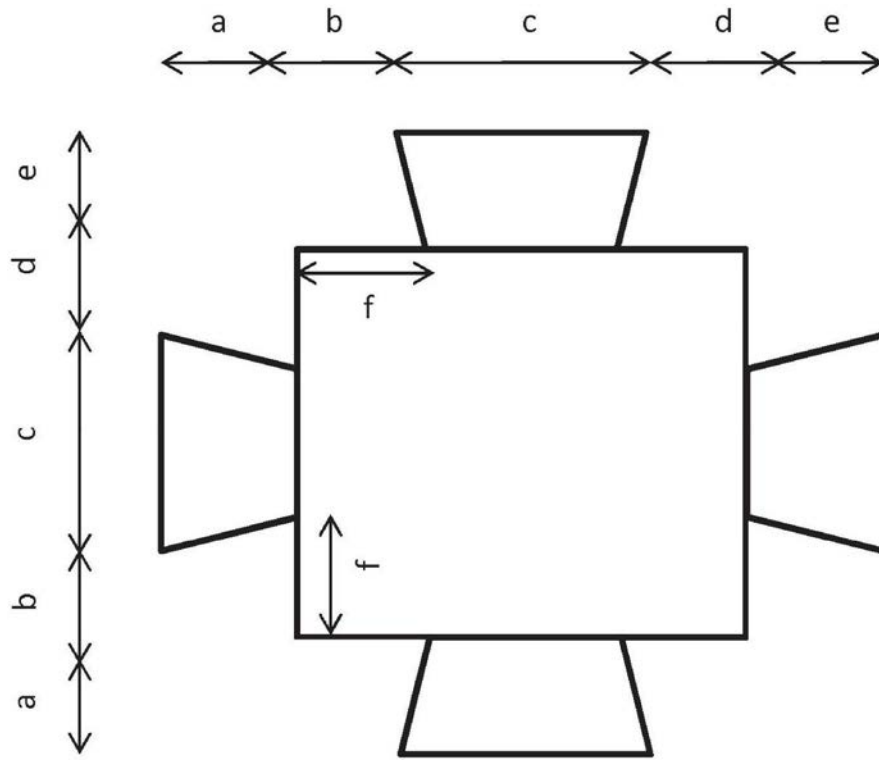


图15b

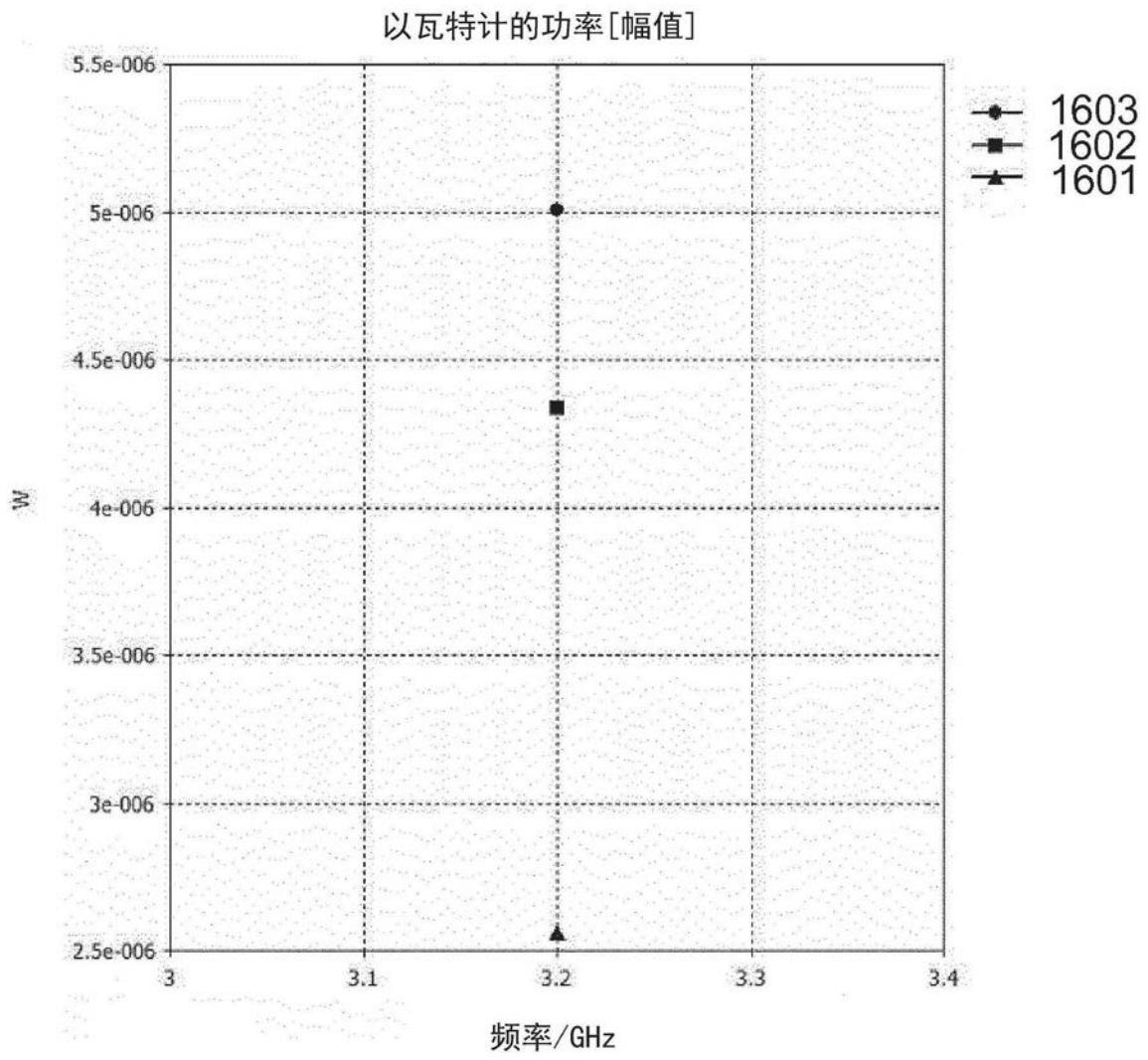


图16

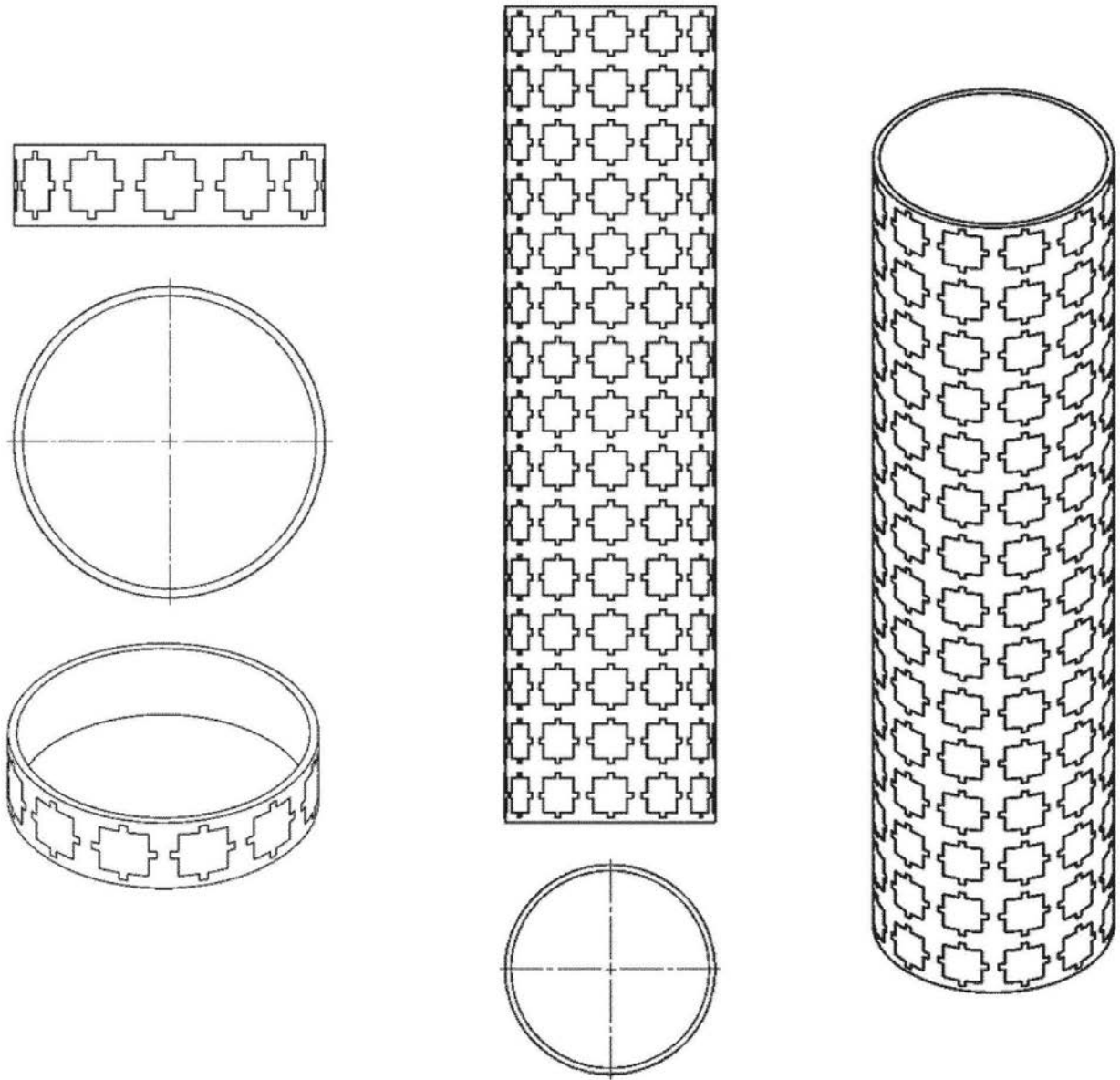


图17

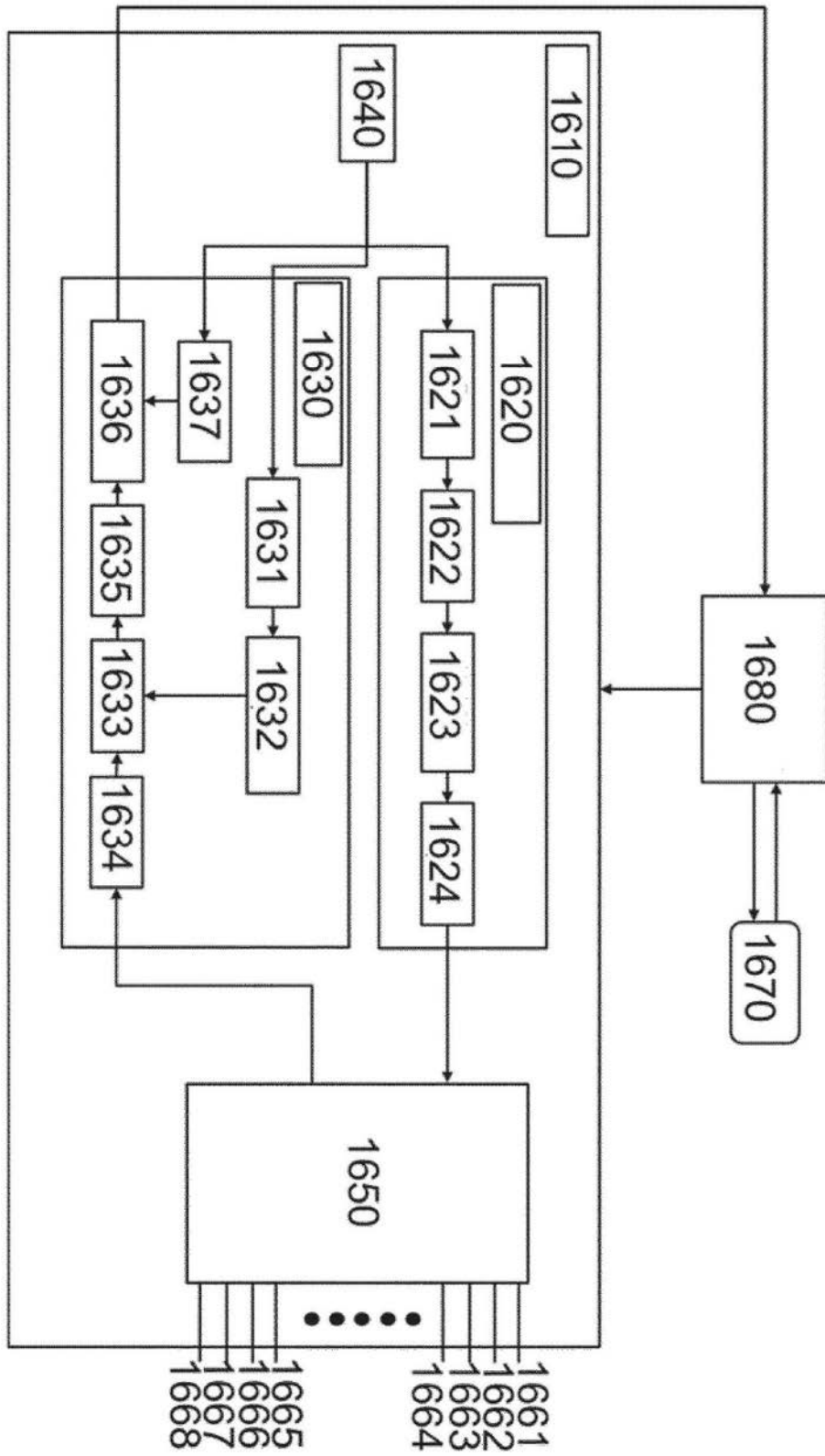


图18

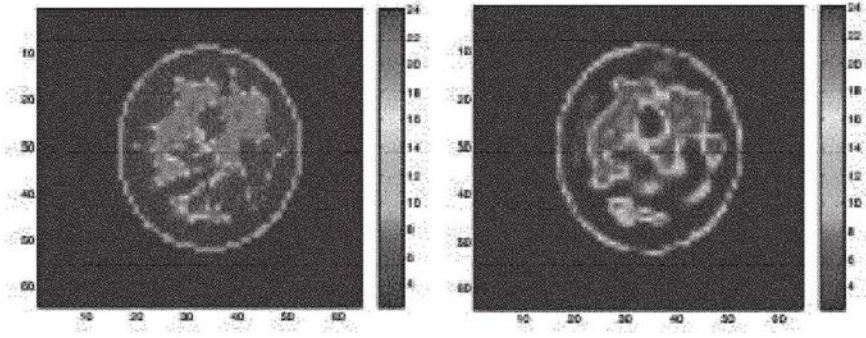


图19

专利名称(译)	微波断层扫描系统		
公开(公告)号	CN108471979A	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN201780007012.9	申请日	2017-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	医疗无线传感有限公司		
申请(专利权)人(译)	医疗无线传感有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	医疗无线传感有限公司		
[标]发明人	H 卡诺加西亚 N 格迪斯 I 古祖阿西斯 E 卡洛斯 P 科斯马斯 G 帕利卡拉斯 I 索蒂里 A 加雷索斯 G 斯特拉塔克斯 M 加格拉科斯 C 卡科伊安尼斯 I 卡拉纳西 M 库索皮豆 N 乌祖诺卢		
发明人	H·卡诺加西亚 N·格迪斯 I·古祖阿西斯 E·卡洛斯 P·科斯马斯 G·帕利卡拉斯 I·索蒂里 A·加雷索斯 G·斯特拉塔克斯 M·加格拉科斯 C·卡科伊安尼斯 I·卡拉纳西 M·库索皮豆 N·乌祖诺卢		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/00 G01N22/00 G06T11/00 G02B1/00		
CPC分类号	A61B5/0042 A61B5/0507 A61B5/4064 A61B5/4312 A61B5/6803 A61B5/6814 A61B5/6823 A61B5/6824 A61B5/6828 A61B5/6834 A61B2560/0406 A61B2562/0228 A61B2562/046 A61B2562/143 A61B2562/168 G02B1/002 G01N22/00 G06T11/006 G06T2207/10072 G06T2207/20064 G06T2207/30016 G06T2207/30068 G06T2207/30096		
代理人(译)	周敏 杨丽		
优先权	2016000921 2016-01-18 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种新颖的医疗成像系统，该医疗成像系统基于在微波频率下的无线电波信号并具有独特属性。该系统可以用于各种诊断应用，诸如乳腺癌检测、脑中风检测、以及内出血评估(创伤紧急情况)。

