



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101778650 B

(45) 授权公告日 2013. 04. 10

(21) 申请号 200780051035. 6

(22) 申请日 2007. 12. 06

(30) 优先权数据

0624584. 9 2006. 12. 08 GB

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 08. 06

(86) PCT申请的申请数据

PCT/GB2007/004660 2007. 12. 06

(87) PCT申请的公布数据

W02008/068485 EN 2008. 06. 12

(73) 专利权人 班戈大学

地址 英国圭内斯郡

(72) 发明人 克里斯托弗·保罗·汉科克

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 朱胜 陈炜

(51) Int. Cl.

A61N 5/04 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1795943 A, 2006. 07. 05,

US 6208903 B1, 2001. 03. 27,

US 6463336 B1, 2002. 10. 08,

审查员 金曦

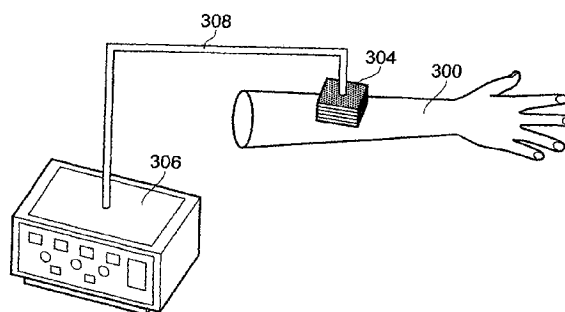
权利要求书 2 页 说明书 26 页 附图 17 页

(54) 发明名称

皮肤治疗设备

(57) 摘要

公开了一种利用微波辐射（例如频率为 1GHz 到 300GHz）来治疗皮肤组织的设备（10），其中，辐射元件（18）如贴片天线的阵列布置于柔性治疗表面（16）上，该柔性治疗表面（16）用于在待治疗的皮肤组织区域（24）之上进行定位并且与该皮肤组织区域（24）相符。辐射元件（18）从馈送结构接收微波能量，并且被配置成向外发射电磁场，该电磁场允许皮肤区域有基本上均匀的穿透深度。各辐射元件（18）可以具有独立可控电源以允许在治疗表面内对场进行相对调节。各辐射元件可以具有监视单元以允许基于检测的反射功率来进行调节。各独立可控电源可以包括动态阻抗匹配单元。



1. 一种利用微波辐射来治疗皮肤组织的装置,所述装置具有:
治疗表面,用于在待治疗的皮肤区域之上进行定位;
多个辐射元件,其在所述治疗表面上;以及
馈送结构,其布置成将微波能量递送到所述辐射元件;
其中,各辐射元件包括矩形传导贴片,所述矩形传导贴片被配置成在基本横向磁性 TM₁₀ 模式下向外发射递送的所述微波能量作为在所述治疗表面处的电磁场,使得在治疗期间,从所述多个辐射元件发射的所述电磁场具有其中待治疗的所述皮肤区域中的穿透深度小于 5mm 的均匀场分布。
2. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,所述馈送结构包括多个功率源,各功率源与所述辐射元件中的一个或者多个辐射元件关联。
3. 根据权利要求 2 所述的装置,其中各功率源是独立可控的。
4. 根据权利要求 3 所述的装置,其中各功率源包括功率放大器和布置成检测由所述放大器递送的功率的监视单元,并且其中供应到所述功率放大器的功率基于由所述监视单元检测到的递送功率来控制。
5. 根据权利要求 3 所述的装置,其中各功率源包括功率放大器和监视单元,所述监视单元被布置成检测由所述放大器递送的功率并且检测反射回到所述功率放大器的功率,并且其中供应到所述功率放大器的功率基于由所述监视单元检测到的递送功率和反射功率来控制。
6. 根据权利要求 3 所述的装置,其中,各功率源包括功率放大器、布置成检测由所述放大器递送的功率的监视单元和动态阻抗匹配单元,所述动态阻抗匹配单元被布置成:通过将各辐射元件的阻抗与待治疗的所述皮肤组织的阻抗匹配,基于由所述监视单元检测到的信息,来控制供应到所述功率放大器的功率。
7. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,所述多个辐射元件处在介电衬底层的向外表面上,接地传导层形成在所述介电衬底层的与所述向外表面相反的表面上,并且所述馈送结构被布置成将交变电流递送到所述多个辐射元件,所述接地传导层被布置成为所述交变电流提供返回路径。
8. 根据权利要求 7 所述的装置,其中,各传导贴片安装在所述介电衬底层的所述向外表面上。
9. 根据权利要求 7 所述的装置,其中,所述馈送结构包括单个稳定微波频率能量源和用于将能量从所述单个源运送到所述多个辐射元件的传输线网络,所述传输线网络包括布置成将来自所述单个源的输出划分成多个输入的多个功率分路器,各输入用于相应辐射元件。
10. 根据权利要求 9 所述的装置,其中,所述传输线夹在所述接地传导层与所述辐射元件之间的所述介电衬底层中。
11. 根据权利要求 9 所述的装置,其中,共轴连接将各辐射元件和所述接地传导层连接到传输线。
12. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,所述馈送结构包括共面波导,并且所述多个辐射元件中的各辐射元件通过传导馈送杆从所述共面波导悬置。
13. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,所述馈送结构被布置成使由相邻辐射元件发射

的电磁场相互正交。

14. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,所述治疗表面、辐射元件和馈送结构形成在可与待治疗的所述皮肤区域相符的柔性片上。

15. 根据权利要求 1 所述的装置,包括用于在所述治疗表面与待治疗的所述皮肤区域之间进行定位的盖部分,所述盖部分为用于将来自所述辐射元件的所述电磁场分散到所述组织中的低损耗材料。

16. 根据权利要求 15 所述的装置,其中,所述盖部分是可丢弃和 / 或生物兼容的。

17. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,所述治疗表面具有 0.5cm^2 到 10cm^2 的面积。

18. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,由所述辐射元件发射的所述电磁场被布置成将待治疗的所述皮肤区域基本上瞬间加热至 45°C 或者更高的温度。

19. 根据权利要求 1 所述的装置,其中,所述微波能量具有大于 10GHz 的频率。

20. 一种利用微波辐射来治疗皮肤组织的设备,所述设备包括:

微波辐射源,其具有稳定的输出频率;

根据任一前述权利要求所述的装置,其连接到所述微波辐射源;以及

控制器,其布置成控制经由所述微波辐射源递送到待治疗的所述组织的能量数量。

21. 根据权利要求 20 所述的设备,包括冷却装置,所述冷却装置被布置成:在施加所述微波能量期间冷却皮肤表面,使得所述微波能量在影响所述皮肤表面以下的组织时,使所述表面处的组织保持不变。

22. 根据权利要求 21 所述的设备,其中,所述冷却装置被布置成与所述微波能量的施加同步地将冷却剂或冷冻剂喷雾递送到所述皮肤表面上。

皮肤治疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及使用微波技术在组织治疗中产生受控热能的设备和方法。本发明具体地涉及作为皮肤病学病症治疗手段的热消融（例如造成组织坏死）的受控使用。

背景技术

[0002] 皮肤是人体中的最大器官，并且它覆盖身体的全部表面。已知包括皮肤癌的各种广泛皮肤疾病和失调，对于这些皮肤疾病和失调要求对皮肤组织本身进行直接治疗以缓解或者治愈症状。另外，出于整容目的的皮肤治疗方法如组织表面修整或者皮肤再生正在变得越来越常见。常规皮肤治疗技术包括激光疗法、光力学疗法、冷冻手术、机械擦皮法和等离子体表面修整。

[0003] 皮肤癌是形式最常见的癌，而常规治疗方法往往有些有限。许多类型的皮肤病变就像真皮内痣，其变得更大并且膨胀到皮肤更深层中；癌细胞在到达真皮时可以进入血管并且蔓延或者转移到身体其它部位。癌的阶段表明疾病的程度，并且取决于该病变穿透到皮肤中的深度和它已经扩展多少。可以如何限定生长阶段的一个例子如下：

[0004] 阶段 0- 癌在表皮中并且尚未开始扩展。

[0005] 阶段 1- 厚度为 0.75mm 或者更少并且已经扩展到上真皮的局部肿瘤。

[0006] 阶段 2- 厚度大于 0.75mm 但是少于 1.5mm 并且 / 或者开始入侵下真皮的局部肿瘤。

[0007] 阶段 3- 厚度多于 1.5mm 但是不多于 3mm 的局部肿瘤。

[0008] 阶段 4- 厚度多于 1.5mm 但是少于 4mm 和 / 或入侵下真皮的局部肿瘤。

[0009] 阶段 5- 厚度大于 4mm 和 / 或入侵皮下组织（在皮肤之下的组织）和 / 或在原发肿瘤的 2cm 内伴生的局部肿瘤。

[0010] 阶段 6- 肿瘤已经扩展到附近淋巴结或者发现少于五个途中转移。途中转移是位于原发肿瘤与最近淋巴结区域之间的转移并且归因于在淋巴通道中被俘获的黑素瘤细胞。

[0011] 阶段 7- 肿瘤已经转移到身体其它部位。

[0012] 已知的皮肤治疗系统由于它们不能对皮肤癌的所有不同阶段操作而不灵活。术语“皮肤癌”由于有从良性到恶性的数种皮肤肿瘤这一事实而颇为广义。应当根据 ABCD(E) 标准仔细地进行黑素瘤的诊断。

[0013] 其它皮肤治疗技术包括受控‘密封’或者瞬间灼烧到受控穿透深度，以阻止在皮肤移植手术或者损伤之后从组织出血或者渗出液体。实现这些效果的常规方法可能造成患者不适（疼痛和刺激），并且要求较长的组织愈合时间，并且要求可能需要定期更换的包扎。常规技术因此时间和成本效率都低。

[0014] 为了解决这一点，US6463336 公开了一种舒适绷带，该绷带包括一种柔韧平面微带或者缝线天线结构，用于利用脉冲式电磁场治疗绷带下面的软组织，以例如改进伤口愈合或者增强透皮给药。

发明内容

[0015] 本发明提供了一种用于治疗皮肤病变和其它皮肤病症的临床治疗设备。

[0016] 广而言之,本发明提出了一种产生和使用非电离微波电磁场来穿透皮肤组织以造成对该组织在穿透深度方面可控的热损坏和在所需治疗区域之上的影响均匀性的治疗装置和方法。

[0017] 在本说明书中,术语‘微波’广义地用来表示从 1GHz 到 300GHz 或者更高的频率范围。它可以包括可以视为驻留于毫米波区域中的高频。然而在以下给出的例子中,优选频率在 10GHz 以上。例如,点频 14.5GHz、24GHz、31GHz、45GHz、60GHz、77GHz 和 94GHz 是可能的。

[0018] 优选地,本发明提供用于产生穿透深度少于 5mm、优选地少于 2mm 的可控均匀热消融(或者细胞破坏)的装置。例如,可以希望具有从 0.1mm 到 2.0mm 的穿透深度范围。

[0019] 为了说明本发明,皮肤可以视为包括两个主要层:称为表皮的上(顶)顶层和称为真皮的下(底)层。

[0020] 使用本发明,可以仅在真皮内递送微波能量。这可以是合乎需要的,因为对真皮的损坏可能造成对皮肤结构的持久破坏或者延长愈合时间。另外,可以使本发明适合于供在其中非常不希望穿透到真皮中的皮肤再生或者表面修整过程使用。

[0021] 本发明也可以用于身体表面上,例如人体背部或者腿部上的大簇毛发脱毛。在这种应用中,微波能量的穿透深度可以使得破坏毛囊根部,这可以实现持久去毛。

[0022] 本发明的可控微波辐射的一个优点在于系统能够瞬间递送能量,以产生可控穿透深度例如少于 5mm(优选地少于 2mm)的受控凝结和在要求治疗的表面区域上的场均匀性。通常,待治疗的表面区域尺寸可以从少于 0.5cm² 到多于 15cm²。提出的治疗技术也可以通过将温度提升至灭杀细菌的水平来帮助减少细菌进入开放组织或者伤口的可能性。

[0023] 本发明也可以帮助显著减少患者周转时间、减少治疗成本并且缩短等待列表。使用本发明可治疗的症状通常是从能够在少于 0.5cm² 到大于 15cm² 的表面区域之上产生穿透深度少于 0.4mm 到大于 5mm 的均匀和精细受控热损坏中受益的症状。当前常规治疗系统不能产生这样的治疗条件。例如,常规激光治疗仅有小的影响区域并且要求准确扫描以治疗更大区域。另外,典型治疗如抗生素凝胶体或者膏产生任何效果都需要时间,这可能是不便的。也可能不希望将抗生素引入到生物系统中。抗生素经常长时间使用时开始变得无效,并且可能造成身体的免疫系统变得效率更低。

[0024] 本发明可以提供这些治疗类型的替代治疗类型。

[0025] 可以使用近来已经为通信业开发的半导体功率器件来实现本发明。这些器件实现在电磁频谱内包含的先前尚未被开发或者用于在生物医学治疗应用中使用的频率下生成能量。来自电磁场的能量穿透到生物组织负载中的深度除了其它因素之外还依赖于该场的频率倒数。因此,为了仅穿透到皮肤组织上层中,高微波频率能量源(例如频率在 10GHz 以上的能量源)是合乎需要的。

[0026] 在第一方面中,本发明涉及一种布置成将微波电磁场递送到皮肤组织中的皮肤施加器装置。根据本发明,可以提供一种用于利用微波辐射来治疗皮肤组织的装置,该装置具有:用于定位于待治疗的皮肤区域之上的治疗表面;在治疗表面上的多个辐射元件;以及布置成将微波能量递送到辐射元件的馈送结构;其中辐射元件被配置成向外发射递送的微

波能量作为 在治疗表面的电磁场,使得在治疗期间发射的电磁场穿透待治疗的皮肤区域至基本上均匀的预定深度。

[0027] 优选地,馈送结构包括多个功率源(功率放大器),各功率源与一组(一个或者多个)辐射元件关联。功率源优选地接近于辐射元件。这向馈送结构赋予对于本发明中优选的高工作频率而言特别相关的两个优点。首先,通过进行与辐射结构接近的放大,可以减少由于沿着传输线传送高频微波功率所致的功率损耗,亦即沿着在 45GHz 的频率下传输信号的适当 $50\ \Omega$ 微带传输线的插入损耗可以是每 10cm 上至 10dB。其次,功率源与辐射元件的邻近允许功率源与辐射元件之间的馈送结构为简单结构,亦即无需使用如果天线阵列的各辐射贴片或者元件具有它自有专用功率器件则增添附加复杂性和插入损耗的功率分路器或者组合器。使用这一布置的又一优点在于没有必要将功率器件驱动至饱和,这可以减少电平直流功率耗散,或者可以实现用更高微波功率操作器件以求直流功率效率。这使得能够在功率损耗(来自更精细传输结构的功率损耗更高)与对辐射场配置的控制(该控制实现整个场的更佳均匀性)之间获得平衡。

[0028] 优选地,各辐射元件具有独立可控功率源,其中发射的电磁场在治疗表面内可调。因此,本发明提供了一种能够针对治疗部位内的皮肤性质差异进行调节的自适应治疗设备,由此可以实现治疗部位的皮肤表面内的均匀功率递送。

[0029] 辐射元件优选地限定天线结构,其与馈送结构一起,可以被优化成将能量传播到有代表性的组织阻抗中。能量分布优选地在治疗区域之上在穿透深度方面是均匀的。

[0030] 优选地,微波能量具有在电磁频谱的超高频(SHF)或者极高微波(EHF)范围内的频率,其中关联波长在传播到生物组织(例如各类皮肤组织)中时使得在组织中产生可控热损坏。通常,这些频率范围为 3 到 30GHz (SHF) 和 30 到 300GHz (EHF)。在常规生物医学治疗应用中没有使用这样的频率和/或频率源,因为在这样的频率产生可控功率一直是不可能或者不实际的。然而,通过利用半导体功率技术的近来发展,本发明已经克服那些不实际性中的一些不实际性。

[0031] 优选地,微波能量具有多于 10GHz 的频率以使它能够用于治疗皮肤结构。

[0032] 本发明的装置可以通过提供在影响深度方面对产生的热损坏的精确控制、在治疗表面区域之上的影响均匀性和如下能力来改进常规系统,该能力用以在与皮肤病变治疗有关的应用中将温度瞬时提升至将破坏不健康组织的水平,或者用以在与皮肤移植或者意外受损治疗的应用中产生表面消融,以瞬时阻止伤口出血、液体渗出或者防止细菌进入开放伤口。

[0033] 优选地,由辐射元件发射的微波电磁场被布置成将待治疗的皮肤区域基本上瞬间加热至 45°C 或者更高、优选为 60°C 或者更高、例如 60°C 上至 100°C 的温度。这样的温度在待治疗的皮肤区域中实现对组织结构的持久破坏。例如,使癌组织暴露于 60°C 或者更高的温度确保细胞死亡。

[0034] 在某些实施例中,多个辐射元件可以在介电衬底层的向外表面上,接地传导层可以形成于介电衬底层的与向外表面相反的表面上,并且馈送结构被布置成将交变电流递送到多个辐射元件,接地传导层被布置成为交变电流提供返回路径。

[0035] 在其它实施例中,接地传导层可以处在介电衬底层的向外一侧上。例如,缝可以形成于与微带馈线相反的接地传导层和介电衬底层中,或者可以利用由共面波导馈送的悬置

贴片天线布置。对于缝天线布置，缝然后可以充当辐射元件。缝可以沿着馈线的长度具有增加的宽度，使得从各辐射缝递送相同数量的微波能量，以使均匀场能够辐射到组织结构中。

[0036] 优选地，各辐射元件包括安装在介电衬底层的向外表面上的传导贴片例如缝、辐射贴片等。例如，可以使用小型微带天线或者使用微型加工技术来制作的毫米波天线。

[0037] 代替地，辐射元件可以包括由微型加工的共面波导馈送的多个悬置贴片天线。这一结构可以在超过 20GHz 的频率亦即 24GHz、31GHz、45GHz、60GHz 或者更高频率（即在所谓的‘毫米’波频率）下特别有用。

[0038] 因此，该装置可以在治疗表面上包括配置成产生用于治疗皮肤组织的受控微波辐射的贴片天线阵列。贴片天线阵列优选地被配置成在治疗表面区域之上产生具有预定穿透深度例如与皮肤肿瘤、其它皮肤疾病和伤口愈合的厚度相当的均匀组织消融。

[0039] 除此之外或者代替地，该装置可以用来在皮肤去除之后瞬时凝结血液或者血流或者渗出的液体。这一应用之所以可行是因为本发明在很高频率下使用微波功率，这使得可以实现作为表面凝结或者是表面凝结所关注的穿透深度。以前难以在足够高的频率下产生可控能量以保证低到足以关注的辐射穿透深度，从而产生穿透深度在少于 1mm 到约 5mm 之间的受控组织破坏。更高频率的微波能量也可以保证不出现血液链凝结；这可能在使用更低微波频率时由于微波能量在这些更低频率的关联穿透深度而不同。

[0040] 本发明的一个特定优点在于能够减少进入开放组织或者伤口的细菌数量。这是通过能量递送的瞬间性质、小的穿透深度、均匀组织影响、能够治疗相对大的表面区域和能够在高到足以灭杀细菌的温度产生瞬间热量来实现的。

[0041] 优选产生尺度可与在工作频率的波长相比的贴片。优选地，辐射元件的面积为 1mm^2 或者更少。由于频率与必备半波长成反比，所以通过使用高微波频率来实现这一级的贴片尺度。这是因为下述事实：具有这些或者相似宽度和长度尺度的贴片沿着与所述贴片的宽度关联的边缘有效地辐射。在理论上，场可以沿着长度为零而沿着宽度为最大。因此，各传导贴片优选为矩形并且配置成在其基本 (TM_{10}) 模式下发射电磁场。来自单个贴片的辐射通常从贴片周边与接地传导层之间的弥散场出现。为了实现基本模式 (TM_{10}) 的激励，优选地使矩形贴片的长度略小于负载波长的一半。可以使用其它模式和适当的几何结构配置。

[0042] 代替地，可以使用彼此相邻放置的多个行波天线结构。

[0043] 对于更高微波频率，优选由共面波导馈送的悬置贴片天线。

[0044] 本发明可以视为使用高微波（毫米波）频率的能量来实现三个因素的有益关系：

[0045] - 小的贴片尺寸；

[0046] - 在贴片阵列表面之上的场均匀性；

[0047] - 对于可控地治疗皮肤各种结构有用的能量穿透深度。

[0048] 当能量传播到皮肤组织中并且施加器与皮肤表面接触时，负载来自介电衬底层的相对电容率和生物组织负载的相对电容率。组织电容率和介电衬底层的耗散因子 ($\tan \delta$) 也是相关因素。例如，如果复合相对电容率为 20 而耗散因子具有 0.001 的低值，则负载因子将会近似为 20，亦即 $\sqrt{[20^2 + (0.001 \times 20)^2]} = 20.00001$ 。因此可以考虑这些因素来计算各传导贴片的尺度，以便在治疗表面生成基本上均匀的电磁场。

[0049] 多个独立可控功率源可以允许发射的电磁场在治疗表面内有适应能力。换言之

之,来自辐射元件的辐射可以是可调的。由装置发射的场因此 可控,以例如实现辐射的射束引导和 / 或部位专门聚焦。这对于覆盖大的组织区域的装置特别有用,因为组织阻抗可能由于施加器接触的区域之上的生物组织结构改变而在治疗区域之上变化。

[0050] 优选地,各功率源包括功率放大器和布置成检测由放大器递送的功率的监视单元,使得基于由检测单元检测的递送到生物组织中的功率来控制由功率放大器供应的功率。监视单元也可以被布置成检测反射回到功率放大器的功率,使得进一步基于由监视单元检测的反射功率来控制供应到功率放大器的功率(即递送到组织中的功率 = [需求功率 - 反射功率])。监视单元优选地包括前向和反向定向耦合器。这些可以提供在单个器件(双向耦合器)中或者作为两个单个定向耦合器。这些单元可以采用微带耦合器或者波导耦合器的形式。这一布置提供如下能力,该能力用以补偿例如由于潮湿、组织结构等所致的在待治疗的组织区域之上的可变阻抗,以精细地控制辐射到组织中的能量水平,并且聚焦发射的场作为进一步的控制手段。

[0051] 优选地,馈送结构包括初级稳定微波频率能量源和用于将能量从初级能量源运送到多个功率源并且进一步运送到辐射元件的传输线网络。

[0052] 传输线网络可以包括布置成将来自初级能量源的输出划分成多个输入的多个功率分路器,各输入用于相应功率源。多个功率分路器可以包括布置成在初级能量源输出的划分期间补偿功率损耗的一个或者多个缓冲放大器。

[0053] 为了基于由监视单元检测的信息来控制向它的功率放大器供应的功率,各功率源优选地包括布置成将各辐射元件与待治疗的皮肤组织匹配的动态阻抗匹配单元(即阻抗调谐器)。在本发明中,优选地以电气方式(与机械方式相对)实现阻抗匹配。可以通过相位调节(例如 PIN 二极管或者变容器二极管移相器)来实现阻抗匹配。在后一种布置中,通过向器件施加电压来改变器件的电容。任何匹配滤波器(该滤波器可以调节向功率放大器供应的信号相位和量值)可以用来将系统的阻抗与组织(皮肤)的阻抗匹配。例如如果各辐射元件具有它自身的功率放大器,则使用这些器件,使得通过传输线网络递送的功率限于例如约为 4W 的最大值。小阻抗的匹配器件如 PIN 二极管通常不能在与其它类型的治疗设备一起使用的显著更高功率电平下操作,例如单个功率源可以递送上至 120W。

[0054] 由于在本发明中使用高频,所以可以分别使用物理上小型的 PIN 移相器和微带定向耦合器作为动态阻抗匹配器件和监视单元。这样的部件可以具有少于 5mm^2 并且在一些情况下少于 1mm^2 的覆盖区(或者表面积)。通过使用小部件,该装置可以包括集成结构,其中监视单元和动态阻抗匹配单元在位置上物理地接近于功率放大器,以最小化或者至少减少馈线损耗。例如,该装置可以具有堆叠层结构。这里提出的多层结构可以涉及到在彼此顶部上具有不同功能的垂直堆叠层。多层结构可以减少(一个或者多个)功率源与多个辐射元件之间的插入损耗或者馈线损耗,并且也可以实现减少装置的总尺寸。例如,微波子系统可以包含于具有与施加器相同的表面区域的块内,而直流电源和其它关联低频仪器则可以包含于位置远离的单独单元内,例如定位于与患者接近的表面上。

[0055] 优选将用于功率源的所有微波部件集成到单层中。堆叠层结构可以包括:第一层,包括设置到介电衬底上的辐射元件;第二层,包括用于各辐射元件(或者成组元件,例如 2 个或者 4 个)的监视和阻抗调节器件;第三层,包括用于各辐射元件(或者成组元件,例如 2 个或者 4 个)的功率放大器;以及第四层,包括多个功率分路器(可以用传输线网络的形

式制作这些功率分路器)。还可以提供进一步的层,包括例如检测器或者接收器和控制器(下文讨论)这些附加元件。这一结构的紧凑性质可以使装置提供在便携单元中,并且该系统可以很好地用在门诊患者或者家庭治疗中。

[0056] 例如通过将传输线夹在位于传导地平面与传导贴片(带线结构)之间的介电层中,或者通过将传输线定位于传导地平面与传导贴片相反的一侧上(共面结构),可以从治疗表面屏蔽传输线。堆叠层结构是一种实现这一屏蔽的方式。优选地,同轴连接将各辐射元件和接地传导层连接到传输线。例如,接线或者管脚可以被插入穿过介电衬底层,使得进行与传导贴片下侧的电连接。可以进行静态匹配以抵消由管脚呈现的固定电抗(管脚可以表现电感电抗)。因此,可以提供用于提供相等电容电抗值的抽头以给予共轭阻抗匹配。

[0057] 馈送结构可以被布置成使得至少一个传输线被布置成将微波能量从一个或者多个功率源递送到串联连接的多个传导贴片。多个辐射元件可以由多个串联馈送的传导贴片形成。可以通过将各串联的所有传导贴片或者辐射元件与高阻抗传输线互连并且在一端馈入功率来形成各串联。

[0058] 代替地或者除此之外,馈送结构可以被布置成使得至少一个传输线被布置成将微波能量从一个或者多个功率递送到并联连接的多个传导贴片。

[0059] 串联阵列之所以优选是因为馈送布置比并联(联合馈送)阵列更紧凑,这意味着线损耗(或者插入损耗)通常更低。串联(例如线性)阵列可以在共振或者非共振模式下操作。

[0060] 优选地,馈送结构被布置成使由相邻传导贴片发射的电磁场相互正交。因此,相邻贴片优选地沿着相互正交的边缘辐射。这有助于在整个治疗表面区域之上的均匀组织影响。

[0061] 优选地,治疗表面、辐射元件和馈送结构形成于在一侧或者两侧上金属化并且与待治疗的皮肤区域相符的介电材料的柔性片上。这一布置特别适合于治疗如下伤口,其中治疗表面可能不平坦或者其中可能有必要在身体的一个区域如腿部或者臂部周围缠绕天线。

[0062] 优选地,该装置包括用于在治疗表面与待治疗的皮肤区域之间进行定位的例如介电材料的盖部分。盖部分可以是可安装在贴片天线阵列面向组织的表面上的薄层亦即衬顶。盖部分可以被布置成通过分散由各辐射元件产生的场来增强由天线产生的场的均匀性。盖也可以在辐射天线与皮肤表面之间充当绝缘屏障,亦即这可以防止由损耗结构(例如天线结构内包含的介电材料、馈线和辐射贴片)所致的传导加热造成皮肤表面灼伤的与辐射元件(贴片)关联的任何风险。在使用动态阻抗匹配单元时,可以对来自各辐射元件的辐射进行相位导引和移位,以进一步改进场均匀性。

[0063] 盖部分可以由具有不同相对电容率的一种或者多种介电材料的块形成,这些电容率被选择成减缓电磁波。代替地,盖部分可以包括竖立介电杆,这些杆被布置成保证在治疗表面与待治疗组织之间存在气隙。气隙可以用来聚焦电磁场。块或者气隙优选地具有少于 0.1cm 到大于 2cm 的厚度。优选地,块由在关注频率下有低损耗(即低 $\tan \delta$ 值,例如 0.0001)的材料制成。这出于两个原因而至关重要。首先,它防止大部分微波能量吸收到介电块中。其次,它防止由于微波能量在材料中分散而造成它物理上变热而加热块并且在皮肤表面上造成灼伤。块可以包括适合于接触待治疗的组织的衬顶层(同样优选衬顶材料

表现低 $\tan \delta$ 值)。优选地,衬顶由生物兼容材料制成。衬顶可以是形成于块上的生物兼容材料如帕利灵 C 的保形涂层。涂层优选为使它对于微波为透明的厚度,例如 $10 \mu\text{m}$ 。帕利灵 C 之所以特别有用是因为它相对易于作为涂层来涂敷。优选地,介电块由导热率高的材料亦即陶瓷材料制成。

[0064] 使用在辐射元件与皮肤组织之间提供空气间隔或者低损耗介电块的盖部分可以增加装置的 Q 值,因为没有由组织本身造成的阻尼。换言之,将辐射贴片与皮肤组织分离可以意味着在确定用于辐射元件的最佳尺寸亦即在计算半波长贴片时,无需考虑由皮肤组织的高相对电容率造成的辐射波长减少。这也可以在将天线与某一范围的人群和在待治疗的身体之上某一范围的位置所致的皮肤可变性质匹配方面是有利的。另外,将辐射贴片与皮肤组织分离可以使组织的有害加热最少并且减少灼伤风险。这一加热可能由微波到直流功率的效率低(即 10% 到 20%)的微波晶体管造成。另一种减少加热的方式是通过以下来增加这一效率:对晶体管进行偏置,以在除了例如在其中线性是一个重要因素的远程通信中使用的标准 A 类之外的类别中操作。对于医学应用,有关因素可以包括生成功率电平、能够在高到足以有用的微波频率下生成功率率和优化(一个或者多个)在所需频率下产生功率的器件的效率。例如,输出微波功率与输入直流功率之比优选地大于 20% 并且更优选地大于 50%,亦即 $\left(\left(\frac{\text{微波输出功率}}{\text{直流输入功率}} \right) \times 100 \right) > 50\%$ 。例如,为了实现这一点,可以使用

A-B 类、B 类、D 类、F 类或者 S 类。然而,即使在非最佳 A 类中操作晶体管,只要辐射元件没有与皮肤接触,仍然可以使用已知方法(例如珀耳帖冷却器、风扇、冷却管或者水冷却来去除由晶体管生成的热量)。装置可以在其中占空比为低、例如少于 10% 的脉冲模式下操作以便减少平均功率耗散,例如占空比为 10% 的使用 10W 功率电平的操作意味着在一个循环内的平均功率为 1W。

[0065] 优选地,盖部分可与治疗表面分离,其中它可以用作可丢弃元件,这对于临床使用通常是必要的。

[0066] 适当配置的贴片天线阵列与阻抗匹配馈线的组合,连同上述新 SHF 或者 EHF 半导体能量源,因此可以产生穿透深度和表面区域适合于在某一范围的皮肤病学症状的治疗中使用的瞬间和均匀的组织影响。如下文证实的那样,本发明的装置允许在各种穿透深度的治疗,这能够在各种生长阶段对皮肤病变进行有效治疗。另外,利用 SHF 和 EHF 辐射变得可能的各种穿透深度也针对与皮肤去除(皮肤移植或者伤口/组织损坏)有关的应用来实现表面组织的受控凝结。新装置的潜在优点包括减少疼痛(由于在短脉冲串中、例如在 10ms 到 100ms 内施加能量)、减轻对包扎的需要、改进愈合时间和防止细菌进入其中已经去除大的皮肤组织区域。可以使用如下持续时间的脉冲,该持续时间使得脑部没有从神经末梢接收刺激,但是另一方面为组织能够在造成它的生物状态改变方面做出响应,亦即确实造成在治疗的预期组织结构的细胞坏死。另外,本发明可以实现例如与常规光凝结装置相比减少治疗时间。确实可以在单个剂量中给予或者递送治疗。

[0067] 出现本发明的另一优点是因为当正确地馈送辐射元件时,在辐射元件(传导贴片或者其它天线结构)的数目与从功率源递送的功率之间存在线性关系。这使治疗表面能够均匀地覆盖和治疗相对大的皮肤区域。例如,在从少于 0.5cm^2 到 10cm^2 以上的某一范围的表面区域之上的均匀组织影响可以是可能的,以例如实现通过受控消融来密封在皮肤移植

之后各种尺寸的开放伤口和暴露组织或者治疗大的黑素瘤区域。

[0068] 优选地,功率源中的功率放大器为固态半导体 MMIC。功率放大器优选地被布置成在电磁频谱的超高和极高频率区域中产生受控能量。例如,功率放大器可以在 14.5GHz、24GHz、31GHz、45GHz、60GHz、77GHz 或者 94GHz 下操作。通过通信技术的近来进展使得在 31GHz、45GHz、60GHz、77GHz 和 94GHz 下操作的治疗系统成为可能。可以使用高电子迁移率晶体管 (HEMT)、特别是基于磷化铟的 InAlAs/InGaAs HMET 结构来实现在这些频率下的功率生成。可以使用操作直至 45GHz 的单个 PHEMT 器件来生成上至 4W 的功率。可以拆分此功率以馈送数个贴片或者辐射元件,例如可以使用一个 4W 器件来激发八个辐射元件。变形 HEMT (MHEMT) 技术是另一适当候选。这些器件可以在 77GHz 和超过 77GHz 的频率下生成功率。

[0069] 如上文提到的那样,该装置可以包括介电杆,或者在治疗表面的边缘周围附着材料的长度,以在治疗表面与待治疗的皮肤组织区域之间创建气隙。在治疗期间提供气隙可以实现表皮组织影响,例如表面修整和 / 或皮肤再生。本发明由于可能的穿透深度范围也可以用于凝结收缩、去毛或者治疗斑秃。气隙也可以如上所述用来聚焦或者导引发射的电磁场。

[0070] 在第二方面中,本发明可以提供利用微波辐射来治疗皮肤组织的设备,该设备包括:具有稳定输出频率或者可选稳定输出频率范围的微波辐射源;连接到微波辐射源的如上文所述的治疗装置;以及控制器,布置成控制经由微波辐射递送到组织的能量数量。该设备所用的其它装置可以包括用于控制和监视的微处理器单元(例如包括数字信号处理器(DSP))、包括显示器和输入装置(例如键盘和 / 或鼠标或者触屏显示器)的用户接口、直流电源单元和适当的壳体。微处理器单元优选地被布置成从监视单元接收与各(一个或者多个)辐射元件关联的检测信息并且相应地控制相应动态阻抗匹配单元。

[0071] 在第三方面中,可以提供一种利用微波辐射来治疗皮肤组织的方法,该方法包括:用上面具有多个辐射元件的治疗表面覆盖待治疗的皮肤区域;经由多个独立可控功率源将在 EHF 或者 SHF 范围中具有稳定输出频率或者可选稳定输出频率范围的微波辐射源连接到辐射元件,其中辐射元件发射穿透待治疗的皮肤区域至预定深度的微波电磁场;并且控制由功率源递送到辐射元件的功率,以允许在待治疗的皮肤区域之上的均匀能量递送。

[0072] 当在这里公开的朝着频谱更高一端的频率下使用时,本发明可以用来治疗皮肤病毒或者在皮肤组织中含有的其它类型的病毒。本发明可以实现改变病毒的 DNA 结构以例如将病毒去活化。这一治疗方法可以较其中抗体变得有抗性并且特定抗生素无效的抗生素而言具有优点。身体不会变得对这里描述的治疗系统有免疫力。

[0073] 本发明也可以用于治疗恶性皮肤肿瘤,例如光化角化症、皮赘、皮角、脂溢性角化症或者普通疣。与本发明有关的一种令人关注的相关临床应用可以是治疗过敏性和脂溢性皮炎或者痤疮,其中皮脂或者汗腺的过分活跃造成过量出汗,这可能导致细菌或者真菌形成于皮肤表面上。明显的真菌称为马拉色菌属,这是一种形成于皮肤上并且在人们出汗的区域(例如头部、胸部以下、前额和腋窝)中显现的常见细菌。由于患有脂溢性皮炎的人士产生比正常更多的汗,这导致产生更多马拉色菌属真菌。被激活成在皮肤表面经由辐射元件(例如 10mm² 贴片或者贴片天线阵列)递送功率以将剂量受控的能量递送到皮脂腺中的微波或者毫米波功率源可以抑制过分活跃。

[0074] 这里提出的新皮肤系统可以有效用于治疗皮肤的所有结构,并且如果情况如此,则可以不仅用于皮肤细胞并且用于血管、神经系统乃至皮肤的免疫系统。该系统因此可以有效用于治疗涉及皮肤的以下症状:坏疽性脓皮病、白癫风、痒疹、局部硬化皮病、肥厚性瘢痕和瘢痕瘤等。

[0075] 这里描述的治疗系统也可以用于缓解慢性疼痛、即后神经痛(PHN)。

[0076] 另一潜在相关临床应用是治疗斑秃。斑秃是一种其中身体的免疫系统错误地攻击毛囊(这些毛囊是生长毛发的皮肤组织部分)的自身免疫疾病。

[0077] 如果这一症状出现,则毛发通常在小的圆形斑块中脱落。可以使用高频微波或者毫米波能量通过刺激毛囊来治疗这一症状。根据本发明,可以经由可以粘到头皮上的贴片天线阵列供应这一能量。可以开发贴片或者阵列的尺寸范围,以适应在特定患者中由秃头症造成的毛发损失数量,例如该尺寸可以范围从 1cm^2 到 100cm^2 。对斑秃的这一治疗可能要求小的穿透深度,例如约为 0.1mm ,因此本发明可以在使用超过 100GHz 的频率(例如 300GHz 或者更高)下特别好地用于这一临床应用。用来承载或者容纳天线的材料可以是与头皮进行良好接触的柔性或者保形材料。可以从单独放大器向阵列中的各天线馈送能量,或者功率分路器可以用来将功率递送到各天线中,以使它将适当数量的能量辐射到头皮中。

附图说明

[0078] 在下文参照以下附图进行的对本发明例子的具体描述中说明本发明的其它特征:

[0079] 图1(a)、1(b)和1(c)示出了适合于治疗皮肤病变的本发明一个实施例的治疗系统;

[0080] 图2(a)、2(b)和2(c)示出了适合于治疗开放伤口的本发明另一个实施例的治疗系统;

[0081] 图3是作为本发明又一个实施例的皮肤治疗装置的横截面图;

[0082] 图4是图示了作为本发明又一个实施例的整个皮肤治疗设备的框图;

[0083] 图5是可以在本发明的实施例中实施的堆叠层结构的示意图;

[0084] 图6图示了图4中所示的设备的馈送结构;

[0085] 图7图示了来自图4中所示的设备的单个监视单元;

[0086] 图8示出了作为本发明另一个实施例的皮肤治疗装置的示意图;

[0087] 图9(a)、9(b)和9(c)示出了作为本发明又一个实施例的皮肤治疗装置的顶视图、底视图和侧视图;

[0088] 图10示出了根据本发明用于向装置中的辐射贴片供电的馈送结构的例子;

[0089] 图11示出了从装置中的一层中的放大器向该装置的另一层中的辐射贴片供电的馈送结构的例子;

[0090] 图12是图11中所示的布置的横截面图;

[0091] 图13是可以应用于本发明的第一馈送布置的示意图;

[0092] 图14是可以应用于本发明的第二馈送布置的示意图;

[0093] 图15是可以应用于本发明的第三馈送布置的示意图;

- [0094] 图 16 是可以应用于本发明的第四馈送布置的示意图；
- [0095] 图 17 是图 16 中所示的馈送结构的实际实施例的平面图；
- [0096] 图 18 是供 4.5GHz 辐射使用的贴片天线阵列的平面图；
- [0097] 图 19 是供 31GHz 辐射使用的贴片天线阵列的平面图；
- [0098] 图 20 示出了可以在本发明的实施例中使用的具有缓冲放大器的馈送结构；
- [0099] 图 21(a) 示出了馈送单个悬置贴片天线的常规共面波导结构的横截面；
- [0100] 图 21(b) 示出了馈送单个悬置贴片天线的接地共面波导结构的横截面；
- [0101] 图 22(a) 示出了使用连接在辐射天线贴片与共面波导结构之间的馈送杆的悬在空中的单个贴片天线的替代图；
- [0102] 图 22(b) 示出了使用共面波导线馈送的悬置贴片天线阵列，其中共面波导的地平面也为辐射贴片天线提供地平面；并且
- [0103] 图 23 示出了天线阵列和微波子组件的特定实施例，其使用了通过使用共面波导结构连同微带线布置来馈送的十六个辐射悬置贴片天线的阵列。

具体实施方式

[0104] 本发明的主要原理在于从辐射元件阵列产生具有基本上均匀场的电磁辐射。在一些下述实施例中使用贴片天线作为辐射元件。也可以使用缝线或者由共面波导馈送的悬置贴片阵列。微型加工技术可以用来制作这样的辐射元件及其馈线结构。又一个实施例提供一种辐射结构，该辐射结构包括在地平面中有多个缝的底层和微带线布置，该微带线布置制作到介电层上，使得辐射微带线在缝之上。微带线和缝的尺寸设定成使得从缝辐射能量。用于这里介绍的贴片天线阵列的操作环境与通常操作此类天线结构的通常‘自由空间’条件大相径庭。例如，通常在船用雷达、地面雷达和各种其它类型的通信设备中利用贴片天线阵列，因此生物组织为贴片天线阵列呈现了一种有些非常规的操作环境，因为本发明中的结构将通常在近场中操作，亦即该操作可以视为涉及到移位电流的在天线与组织之间的电容耦合。

[0105] 在生物环境中操作呈现出特定挑战。与皮肤组织关联的高介电常数将造成共振结构相对于自由空间在尺寸方面减少。例如，为了治疗潮湿皮肤，贴片或者半波偶极天线元件在 31GHz 下约为 1.16mm^2 ，而它在空气中为 4.8mm^2 。因此，可能需要调节共振贴片天线结构的几何形状，以保持共振操作以便递送最大能量（即以最优效率递送能量）。

[0106] 为了在大的区域之上保证按照波长测量的均匀辐射，使用大量贴片。由于皮肤组织的局部传导率高，所以将会失去贴片天线阵列的普通共振行为。这限制了对阻抗的控制以及与馈送分发网络匹配的能力。例如，四分之一波单极的输入阻抗可能从 35Ω 降至 5Ω 。因此，可能要求附加匹配以将馈送结构与辐射贴片匹配。可能要求动态阻抗匹配单元以实现这一点。下文描述一种可能的布置。

[0107] 表 1 提供了与干燥和潮湿皮肤关联的相关电性质和介电性质的列表。当设计贴片天线阵列时考虑这些性质，以保证贴片将能量高效地辐射到皮肤组织中，并且在装置的整个表面区域之上对组织产生均匀影响。

[0108]

频率 GHz	干燥皮肤			潮湿皮肤		
	σ (S/m)	ϵ_r	d (mm)	σ (S/m)	ϵ_r	d (mm)
5	3.06	35.77	10.49	3.57	39.61	9.49
10	8.01	31.29	3.80	8.95	33.53	3.53
14.5	13.27	26.88	2.16	14.08	28.62	2.10
20	19.22	21.96	1.38	19.71	23.77	1.39
30	27.10	15.51	0.85	27.52	17.74	0.88
31	27.69	15.030	0.82	28.151	17.294	0.85
40	31.80	11.69	0.65	32.87	14.09	0.67
45	33.94	10.40	0.59	34.94	12.81	0.605
50	34.62	9.40	0.54	36.69	11.77	0.56
60	36.40	7.98	0.48	39.52	10.22	0.49
70	37.58	7.04	0.43	41.71	9.12	0.43
80	38.40	6.40	0.40	43.46	8.32	0.40
90	38.99	5.94	0.38	44.90	7.72	0.37
100	39.43	5.60	0.36	46.12	7.25	0.35

[0109] 表 1 :在从 5GHz 到 100GHz 的微波频率范围之上用于干燥和潮湿皮肤的

[0110] 组织参数

[0111] 在上表中给出的符号 ϵ_r 、 σ 和 d 分别表示相对电容率（无量纲）、传导率（西门子每米）和穿透深度（毫米）。电磁场建模包如 ComputerSimulation Tools (CST) Microwave Studio® 用来对本文中考虑的天线阵列结构建模。

[0112] 在下述实施例中考察的频率为 14.5GHz、31GHz 和 45GHz，其中在干燥和潮湿皮肤中的穿透深度在 14.5GHz 下分别为 2.16mm 和 2.10mm、在 31GHz 下分别为 0.82mm 和 0.85mm 而在 45GHz 下分别为 0.59mm 和 0.61mm。相似技术可以应用于在更高频率（例如 60GHz、77GHz 或者 94GHz）下操作的装置。这些频率由于如下事实而成为用于本发明中考虑的治疗施加器的优选工作频率，该事实是产生的穿透深度是与皮肤有关的多个病症的治疗所关注的；这些频率落在称为‘超高频’区域（SHF）和‘极高频’区域（EHF）的微波频谱区域内。由于关联波长与更低微波频率相比为小这一事实，可以在相对小的表面区域中产生单波长或者半波长辐射贴片的大型阵列，以帮助保证可获得均匀的组织影响。可以在要求更少穿透深度之处使用在更高频率下操作的装置。

[0113] 小的辐射穿透深度与能够用小的表面区域制造辐射贴片相组合使得可以将这些高微波频率下操作的能量源实际用于皮肤病学应用。

[0114] 图 1(a)、(b) 和 (c) 示出了可以用于治疗患者臂部上的癌病变的完整治疗系统的图示。图 1(a) 示出了具有病变 302 的臂部 300。图 1(b) 示出了治疗病变 302 的辐射天线阵列 304。整个治疗系统包括使用线缆组件 308 连接在一起的两个子系统 304、306，该线缆组件包含用于直流供电的传输线和用于控制信号的传输线。用于控制信号的工作频率与微波频率频谱相比很低，例如在 1Hz 与 100KH 之间，因此沿着线缆的插入损耗可忽略不计，并且可以使用某一范围的标准线缆，例如七股 0.2mm (7/0.2mm) 直径的镀锡铜接线。第一子系统 306 包含直流电源、控制单元（例如微处理器和 / 或数字信号处理器）和适当的用户接口（例如具有监视器的键盘 / 鼠标、具有键区的 LED/LCD 显示器或者触屏显示器等）。第二子系统是图 1(c) 中具体所示的微波子组件 304，该子组件包含（一个或者多个）微波源振

荡器 310、微波功率放大器 312、功率分路和馈送网络 314 以及辐射天线阵列 316 (下文更具体地分别描述)。这个单元还包括定向耦合器 (未示出) 如微带耦合器、检测器和动态调谐或者波束导引装置。定向耦合器用来实现监视前行或者反射功率的电平,而来自所述耦合器的耦合端口的信号可以用来控制 PIN 二极管移相器或者可变电容变容二极管 (也未示出),以使天线阵列能够阻抗匹配皮肤表面的阻抗。

[0115] 图 2(a)、(b) 和 (c) 示出了用来治疗患者腿部大块伤口的系统的图示。图 2(a) 示出了在他或她的腿部上具有大块开放伤口 322 的患者 320。这个伤口例如可以由皮肤疾病、车祸或者因卷入搏斗或者战争中造成。图 2(b) 示出了完整治疗系统,该系统包括使用线缆组件 328 连接在一起的两个子系统 324、326,该线缆组件包含运送直流电源的传输线和运送控制信号的传输线。第一子系统 326 具有直流电源、控制单元 (例如微处理器和 / 或数字信号处理器) 和适当的用户接口 (例如具有监视器的键盘 / 鼠标、具有键区的 LED/LCD 显示器或者触屏显示器)。第二子系统是在图 2(c) 中更具体示出的微波子组件 324。微波子组件 324 包含 (一个或者多个) 微波源振荡器 330、微波功率放大器 332、功率分路网络 334 和辐射天线 336。在这个实施例中,辐射天线 336 制作到柔性衬底 338 上,以使它能够缠绕于腿部 (或者具有相似结构的身体其它区域) 周围。微波功率放大器 332、源振荡器 330 和与微波子组件 324 关联的其它微波电子部件合乎需要地直接连接到柔性天线阵列结构的输入,以使插入损耗最小。

[0116] 在这一实施例中,多个行波天线结构用来形成柔性天线阵列。

[0117] 在实践中,图 2(c) 中所示类型的两个天线阵列可以一起用来使系统能够产生在腿部完整周边周围快速伤口愈合所必需的均匀组织影响。可能希望使用多于两个的阵列,其中更大的表面区域要被治疗。

[0118] 图 3 示出了施加于皮肤表面 24 的作为本发明实施例的皮肤治疗装置 10。装置 10 具有微波馈送连接器 12,比如具有预定稳定频率的交流功率这样的能量从能量源 (未示出) 通过该连接器提供给该装置。馈送连接器可以是任何适当的类型,例如共轴连接,比如 SMA、SMB、SMC、MCX 或者 SMP。(例如铜、银等的) 接地传导层 14 安装在介电衬底 16 的表面上,以提供用于经由馈送结构 (下文讨论) 向多个传导贴片 18 供应的电流的返回电流路径。各贴片 18 具有矩形形状,该形状被选择为使得它充当用于提供的微波能量的辐射天线。辐射元件的形状并非必然为矩形,亦即它们可以是方形、三角形或者圆柱形。可以使用电磁场仿真来优化形状。多个贴片 18 在衬底 16 的表面上由气隙 20 分隔布置成有规则的阵列,使得它们一起向外发射基本上均匀的电磁场。贴片 18 的阵列由介电衬顶 (superstrate) 22 覆盖,该介电衬顶 22 优选地由生物兼容材料如帕利灵 (Parylene)C、Teflon[®] 等形成。

[0119] 衬顶 22 通常在治疗期间接触皮肤 24。然而,如果要求更肤浅的治疗 (例如用于组织表面修整),则可以在衬顶 22 与皮肤 24 之间引入气隙。如果所述气隙与所述组织之间的距离使得信号衰减少于例如 1dB,则可以将源能量的大部分耦合到组织的表面中,而无需将施加器的表面放置成与组织的表面直接接触。这一治疗方法的优点在于:应当没有可能由于热施加器而在燃烧或者组织碳化方面损坏组织的表面,并且可以通过调节远离距离、例如通过在从装置突出的一个或者多个介电杆之间具有可调螺纹啮合来更改能量分布。这一方法可以用来影响皮肤表面以下的组织而让皮肤表面不受影响。具体的应用可以包括胶原收缩和毛囊簇破坏。

[0120] 代替地,可以在辐射贴片与皮肤表面之间使用低损耗介电块。也可以通过调节PIN二极管衰减器以控制功率电平,或者通过调制PIN二极管开关以改变脉冲宽度或者递送的能量的占空比,来进行能量调节。代替地,PIN二极管相位调节器可以用来控制辐射贴片相对于彼此的相位。当组织结构——在表面上和在表面下——的改变可能要求不同数量的能量或者不同匹配条件时,向个别贴片(或者辐射元件)递送的功率电平的调节与相位调节的组合将使均匀能量能够在大的表面区域之上递送到皮肤表面中。因此,本发明可以提供能够适应于治疗区域之上组织结构可变性的单独可控辐射元件。

[0121] 衬顶 22 可拆卸并且形成设备的可丢弃部分。

[0122] 介电衬底 16 可以是任何适当材料,亦即优选地具有低 $\tan \delta$ 和如下相对电容率的介电材料,该相对电容率有助于将装置与治疗的皮肤组织的表面进行阻抗匹配。适当材料的例子是涂覆有帕利灵 C 的 PTFE、尼龙、蓝宝石和氧化铝(其中涂层厚度优选地少于 $10 \mu\text{m}$)。使用氧化铝的优点包括具有可与皮肤结构的相对电容率相比较的约为 10 的相对电容率并且具有良好的导热率。在某些实施例中,可能希望使用导热率不良的材料,以便防止由传导生成的任何热量传送到组织表面,这可能导致组织表面烧伤,亦即热量将会存储于材料中而不是传导到皮肤中。

[0123] PTFE 或者尼龙的相对电容率往往相对低,例如在 2 与 4 之间,因此可能在介电衬底层与贴片天线层之间需要匹配变换器。在使用低电容率的电介质的实例中,优选在介电衬底层与贴片天线层之间夹入附加介电层,以进行必要的阻抗匹配并且防止部分功率在组织/电介质的界面处反射。

[0124] 如果要求在治疗患病皮肤组织之时保持皮肤表面凉爽,则贴片天线阵列可以安装在珀耳帖(Peltier)冷却器装置上。这可能是胶原收缩应用特别关注的。导热率良好的陶瓷衬底也可以有助于从皮肤表面散热。

[0125] 也可以在施加微波能量时向皮肤表面喷洒冷却剂或者冷冻剂喷雾以冷却组织表面。在这一布置中,在皮肤的一层或者多层内将微波能量吸收至与微波能量频率有关的深度而皮肤表面未变。可以优选使冷却剂的递送与微波脉冲的施加同步。例如,如果微波脉冲持续时间为 100ms,则可以希望在脉冲之前 50ms 激活喷雾。

[0126] 图 1 中所示的结构为刚性和平坦的,但是可以修改成产生与不规则组织结构相符的柔性阵列。例如,Rogers Corporation 和 Sheldahl(现为 Multek Flexible Circuits)制造了可以在实施本发明时使用的柔性层压聚合物电路材料(例如 Rogers Corporation 生产了称为 R/flex 3600 的特定材料)。

[0127] 在使用传导贴片 18 时,装置设计基于贴片天线阵列理论,其中各辐射贴片的尺寸(长度‘L’和宽度‘W’)被计算为取决于工作频率(例如 14.5GHz)和用来制作贴片阵列的材料的有效介电常数、贴片天线用来治疗的皮肤组织的介电常数以及介电块或者气隙(如果使用)的介电常数的函数。衬顶 22 也将影响整个天线结构的性能,并且在设计和优化贴片天线阵列时必须考虑这一点。如果衬顶材料的厚度小,例如 $5\text{--}10 \mu\text{m}$,则影响可以忽略不计并且能够被忽略。如果仅使用很薄的层,则也可以使用相对有损耗亦即 $\tan \delta$ 大于 0.001 的材料。

[0128] 厚衬顶 22 所致有效介电常数改变可能呈现显著改变,而改变量由衬顶 22 的厚度和相对电容率支配。

[0129] 表 2 提供了在施加器与皮肤表面相接触的情况下,针对与干燥和潮湿皮肤关联的介电负载,基于为了确定每 cm^2 的贴片数目而进行的理想计算的信息。这些数字假设辐射贴片与皮肤直接接触,并且辐射贴片制作于其上的衬底材料对贴片尺寸无影响。还假设材料损耗所致的电容率分量与相对电容率相比为低。为了获得更准确数字和 / 或考虑上文忽略的因素,可以进行电磁场仿真,以实现进行对适合于与本发明一起使用的贴片阵列或者其它天线结构的尺寸的优化。

[0130]

频率 GHz	组织类型						
	潮湿皮肤				干燥皮肤		
	贴片尺寸	L	每 10mm ²	穿透深度	贴片尺寸	每 10mm ²	穿透深度

[0131]

	(W) (mm)	的贴片数 目	(mm)	L(W) (mm)	的贴片数 目	(mm)
14.5	1.93	9	2.1	2.0	9	2.16
31.0	1.16	36	0.85	1.21	25	0.82
45	0.93	49	0.61	1.0	49	0.59

[0132] 表 2 :与在 14.5GHz、31GHz 和 45GHz 的频率下聚焦到潮湿和干燥皮肤

[0133] 组织中的贴片阵列关联的理想化参数

[0134] 在上述频率下操作的固态晶体管器件在商业上可从 TriQuint Semiconductor、Toshiba Semiconductor、Hittite Microwave Components 和 Mitsubishi Semiconductor 获得。在 14.5GHz 下操作的器件正在变得很好建立,而在 31GHz、45GHz、60GHz、77GHz 和 94GHz 下操作的器件现在开始变得可用。TriQuint Semiconductor 现在制造在 45GHz 和 31GHz 下操作的 4W 器件。利用这一功率输出,单个器件可以用来馈送多个辐射元件。半导体技术、特别是 PHEMT 器件的近来发展提供了在上至 100GHz 的频率下生成从 100mW 到 2W 的功率电平。

[0135] 已经只入不舍或者只舍不入表 2 中给出的数字,以使完整半波长负载贴片能够容纳于表面积为 10mm^2 的方形中。在实际实施中,尺寸可以略有延伸或者减少,以便优化可以在可用衬底材料的区域上制作的贴片数目,并且尺寸可以根据从电磁场建模获得的结果来改变。例如,如果尺度将增加至 10.62mm(W) 乘以 10.62mm(L),则可以在工作频率为 14.5GHz 的阵列中使用 16 个完整半波长贴片。在进行仿真时将改变这些尺度,因为将考虑有损耗生物组织结构与天线结构之间的交互。在最简单的水平下,存在与整个结构关联的三个电容率值。这些是:

[0136] - 生物组织(皮肤)的复电容率,

[0137] - 衬顶层的复电容率,以及

[0138] - 衬底层的复电容率。可以以均匀方式增加贴片数目以便增加治疗区域,例如 144 个贴片可以在 31GHz 下用来制作表面积为 4cm^2 的方形治疗施加器,因此将要求 576 个贴片以制作表面积为 16cm^2 的方形治疗施加器。

[0139] 图 4 示出了根据本发明实施例的完整治疗设备 100 中包含的部件的示图。图 5 示出了该设备的示意表示,其中用于微波能量源、功率馈送结构和辐射天线阵列的所有设备部件集成到单个衬底上,由此产生紧凑整体设计。使用垂直堆叠技术,设备 100 由多层组

成。电池或者交流 / 直流转换器 (即电源) 102 安装在包括用户可操作的控制和显示装置的第一层 104 上。第一层 104 安装在包括用于控制设备的处理器的第二层 106 上。这一层也可以包含称为 ‘看门狗’ 的第二处理器, 该处理器用来监视故障条件并且在第一处理器有故障时充当保护装置。第二层 106 安装在包括微波信号生成阵容 (line-up) 的第三层 108 上。第三层 108 安装在包括微波放大器阵容 (例如多个 MMIC 或者 MHEMT 器件) 的第四层 110 上, 该阵容用于推升生成的微波信号。第四层 110 安装在包括 (例如微带轨道的) 馈送结构的第五层 112 上, 该馈送结构包括功率分路器网络, 这些分路器被布置成划分生成的微波信号并且将能量发送到辐射元件。第五层 112 安装在包括功率放大器 (例如 MMIC 器件) 器件阵列的第六层 113 上, 这些器件用于在将划分的信号提供给天线结构的辐射元件之前推升它们。第六层 113 安装在包括信号控制器件阵列的第七层 114 上, 这些器件被布置成监视向各辐射元件递送的功率和从该辐射元件反射的功率, 并且调节各信号以例如保证与待治疗的组织的阻抗匹配。第七层 114 安装在包括辐射元件 (例如传导贴片、缝线或者共面波导悬置贴片天线) 阵列 (例如规则图案) 的第八层 116 上, 各辐射元件从信号控制器件阵列接收划分的信号。第八层可以在与辐射元件相反的表面上具有接地传导涂层, 以提供与图 4 中所示的辐射布置相似的辐射布置。在第八层 116 上提供生物兼容可拆卸 (可丢弃) 的第九层 117。第九层 117 在使用期间与待治疗的组织接触 (即它是上述衬顶层)。

[0140] 因此, 完整设备可以包含于夹层内。将功率器件直接安装到辐射贴片上的主要优点在于使传输损耗 (或者馈线损耗或者插入损耗) 最小。这是高频 (例如 24GHz、31GHz、45GHz、60GHz、77GHz、94GHz 和更高频率) 操作特别关注的。可以希望如图 1 和图 2 中所示将整个治疗系统拆成两个分开的块。第一个块可以包含由衬顶层、天线阵列、馈送结构、功率生成器件和 (一个或者多个) 源振荡器构成的微波子组件。第二个块可以包含直流电源、控制电子器件 (微处理器和 / 或 DSP 和 / 或看门狗) 和用户接口。

[0141] 在图 4 中图示了各层中的部件。微波信号由稳定频率源 126 生成, 该频率源提供单个频率下的信号, 所述单个频率包含于电磁频谱的超高频 (SHF) 或者极高频 (EHF) 范围内并且更加具体地为 14.5、24、31、45、66、77 或者 94GHz (频率变化限于数百 kHz)。这里所示的稳定频率源 126 采用锁相介电共振器振荡器 (DRO) 的形式, 该 DRO 包含用来获得微波源 126 的频率稳定性的参考信号; 所述参考信号 (未示出) 的源可以包括在如下频率下操作的温度稳定晶体振荡器, 该频率在 1MHz 与 100MHz 之间的范围内、但是更优选地在 10MHz 与 50MHz 之间。可以使用其它频率源, 比如压控振荡器 (VCO) 或者耿氏 (Gunn) 二极管振荡器, 但是在本发明中优选使用 DRO。可以在微波源 126 内使用两个参考振荡器以增强系统的频率稳定性。可以优选使用多个稳定频率源以使多个微波频率源能够用来激励单个贴片天线阵列。在这一布置中, 稳定频率源可以采用频率合成器的形式。

[0142] 稳定频率源 126 连接到 3dB 的 0° 功率分路器 128 的输入端口。分路器 128 的目的在于将源 126 产生的功率划分成两个相等比率而不引入相位改变。

[0143] 来自分路器 128 的第一输出连接到第一信号隔离器 132 的输入, 而来自分路器 128 的第二输出连接到衰减器 130 的输入。衰减器 130 的输出输入到微处理器 124, 信号在该微处理器 124 处用来监视频率源 126 的状态。衰减器 130 的目的在于限制向微处理器 124 的输入处入射的信号电平。如果信号表明信号源 126 工作不正常, 则微处理器 124 将会标记

已经出现错误并且系统将会采取适当动作,即会生成错误消息和 / 或系统将会关断。

[0144] 第一信号隔离器 132 的目的在于防止在第一调制击穿阻塞滤波器 134 的输入处存在的任何失配信号造成源 126 处的频率变化,该频率变化例如由于负载拉动或者由于可能对信号源 126 生成的信号有影响的别的条件而造成。在实践中,如果过滤器 134 的输入端口匹配良好,则可以不需要隔离器 132,但是包括隔离器 132 作为预防措施。第一调制击穿滤波器 134 的输出连接到调制开关 136 的输入,该开关的功能在于调制由稳定频率源 126 产生的信号以使系统能够在脉冲模式下操作,由此可以使用用户控制和显示单元 118 以及微处理器 124 来修改占空比、脉冲宽度和 (如果需要) 脉冲形状。第一调制击穿滤波器 134 的目的在于防止由调制开关 136 产生的快速开关信号内所含的频率分量回到稳定频率源 126 并且影响它的输出信号。

[0145] 去往调制开关 136 的输入控制信号 135 来自微处理器 124。这一控制信号 135 可以是晶体管-晶体管逻辑 (TTL) 电平信号;其它信号格式 (例如射极耦合逻辑 (ECL)) 也是可以的。

[0146] 来自调制开关 136 的输出连接到第二调制击穿阻塞滤波器 138 的输入,该滤波器的功能在于,防止可以由调制开关 136 针对某些治疗模态而产生的快速开关信号内所含的频率分量进入后续前置放大器 144 和功率放大器 146 中,并且防止例如造成信号失真、错误输出功率电平或者对这些单元的破坏,这些破坏例如是通过表现输出功率级振荡或者信号过驱动造成的,而所述信号过驱动由开关信号内所含谐波之一造成,所述开关信号在与频率源 126 生成的信号或者放大器 144、146 的带宽 (即所述放大器在该带宽提供增益) 内的信号的频率相同的频率下发生。

[0147] 击穿阻塞滤波器的一种实际实施可以简单地是矩形波导段,比该波导段的截止频率更低的频率将在该波导段被阻塞,因此波导段充当高通滤波器。

[0148] 来自第二调制击穿阻塞滤波器 138 的输出连接到第二信号隔离器 140 的输入。来自所述第二隔离器 140 的输出连接到可变信号衰减器 142,该衰减器的功能在于,使用由微处理器 124 产生的输入控制信号,通过改变信号衰减电平,使得系统功率电平能够被控制。可变信号衰减器 142 可以是模拟或者数字衰减器,并且可以是反射或者吸收型。这一衰减器可以由微处理器 124 控制,以产生多个脉冲形状或者序列。第二信号隔离器 140 的功能在于在可变衰减器 142 的输入端口与第二调制击穿阻塞滤波器 138 的输出端口之间提供隔离。插入第二信号隔离器 140 以求良好设计实践,并且可以从设备省略该隔离器而不造成退化或者损坏微波子组件。

[0149] 来自可变衰减器 142 的输出连接到信号前置放大器 144 的输入,该前置放大器的功能在于将信号放大至对于驱动向后续功率放大器级 146 的输入而言可接受的电平。前置放大器 144 可以提供驱动功率放大器级 146 所必需的在 10dB 与 40dB 之间的增益。前置放大器 144 可以用单个小型微波集成电路 (MMIC)、多个 MMIC、(一个或者多个) MMIC 与分立零件的组合或者多个分立零件的形式出现。MMIC 器件比分立零件更优选,因为这些器件通常产生更多增益,因此可以使用单个 MMIC 取代分立零件级联;这在空间 (尺寸) 小型化和热耗散方面是有利的。例如,可以使用 TriQuint 的半导体器件 TGA8658-EPU-SG。用于在前置放大器中使用的优选器件技术是砷化镓 (GaAs) 技术,尽管存在可以提供可行替代方式的其它新兴技术,例如氮化镓 (GaN) 或者高电子迁移率晶体管 (HEMT)。

[0150] 来自前置放大器 144 的输出将输入馈送到功率放大器 146, 该放大器 146 的功能在于将信号推升至供应治疗装置的辐射天线结构所需的电平。

[0151] 来自功率放大器 146 的输出馈送到 3dB 功率分路器 148 的网络。功率分路器 148 可以在它们的相应设备层 112 上制作为微带结构。如图 6 中所示, 功率分路网络包括将来自功率放大器的信号划分成十六个馈送 A_1 - A_{16} 的十五个功率分路器 SP_1 - SP_{15} , 各馈送连接到下一层 113 中的相应放大器 150。因此在这一实施例中从单个源馈送放大器网络。

[0152] 十六个放大器 150 中的各放大器被布置成使得它的输出驱动传导辐射贴片或者天线 154。十六个放大器 150 产生用于这一目的的驱动信号 S_1 - S_{16} 。放大器 150 各自在 1dB 压缩点产生 33dBm(2W) 的功率, 具有 16dB 的增益, 并且能够在 41GHz 与 46GHz 之间的频率范围内操作。适当器件包括 TriQuint 的半导体器件 TGA4046-EPU。

[0153] 信号 S_1 - S_{16} 以使相邻贴片相互正交地发射辐射的方式馈送到第八层 116 上的传导辐射贴片 154。

[0154] 可以希望具有对向各辐射贴片供应的微波功率的独立控制, 使得可以用针对被治疗的组织区域的阻抗变化进行调节的方式聚焦(导引)整个场。这一独立控制由安装在第五层 114 中的信号控制器件 152 实现。如图 7 中所示, 各信号控制器件包括在前向定向耦合器 156、移相器(例如 PIN 二极管或者变容二极管)158、前向功率定向耦合器 160 和反射功率定向耦合器 162。耦合器 156、160、162 被布置成检测在通过器件的前向方向上或者在信号已经从组织朝着源反射回的反方向上行进的功率。信号经由相位和/或量值检测器电路 155 馈送到微处理器 124。检测器可以采用其中希望测量相位和量值信息的外差接收器形式, 或者它可以采用其中仅要求量值信息的零差接收器形式。也可以使用其中仅需检测和量值信息的简单二极管检测器。基于这些信号, 微处理器(和/或 DSP) 可以计算可能出现的任何阻抗失配, 并且通过将必要控制信号发送到移相器 158 来调节该阻抗失配。

[0155] 换言之, 定向耦合器 156、160、162 和微波检测器或者(例如外差、零差或者二极管型)接收器测量前向和反射功率信号的相位和/或量值。这些信号然后用来经由移相器 158 控制能量递送分布。尽管移相器(例如 PIN 或者变容二极管)仅改变信号的相位, 但是能够使用可以改变量值和相位的匹配滤波器。

[0156] 图 6 分别示出了图 5 的第五、第六、第七和第八堆叠层 112、113、114、116 的表示, 该图示出了这些层上的部件之间的馈送连接。在实践中, 相邻层的部件在彼此顶部上; 为求简洁, 图 6 示出了呈共心布置的层。

[0157] 图 6 中所示的布置是用于在十六个传导贴片之间拆分微波能量源。第五层 112 具有在其上安装成级联阵列的十五个一分为二式功率分路器 148(SP_1 - SP_{15}), 以将初始微波能量源拆分成十六个分开的源或者信号。因此, 初始源由一个第一代分路器 SP_1 拆分成两个源; 两个所得源中的各源由第二代分路器 SP_2 、 SP_3 进一步拆分成两个源; 那些四个所得源中的各源由第三代分路器 SP_4 - SP_7 进一步拆分成两个源; 最后, 那些八个所得源中的各源由第四代分路器 SP_8 - SP_{15} 进一步拆分成两个源。来自第四代分路器 SP_8 - SP_{15} 的各输出馈送到第六层 113 中的十六个放大器 150(Amp_1 - Amp_{16}) 中的相应放大器。放大器输出然后经由第七层 114 中的相应信号控制器件 152(C_1 - C_{16}) 馈送到第八层 116 中的相应辐射片 154(P_1 - P_{16})。贴片 154 为方形, 这意味着发射的场主要来自两个相反边缘。在图 6 中, 辐射边缘 155 由粗

线表示,而非辐射边缘 153 由细线表示。馈线连接到贴片 154 以保证相邻贴片的辐射边缘 155 相互正交。这可以使在辐射天线阵列的区域之上产生的场均匀性最大,而这又使能够在天线阵列的区域之上产生均匀组织影响的可能性最大。

[0158] 在实践中,可能需要在图 6 所示的结构中考虑馈线损耗。具体而言,可能需要包括缓冲或者升压放大器以维持通过装置的适当信号电平。各功率分路器 148 通常具有与它关联的 3dB 损耗。在 45GHz 下,部件之间上至 7dB 的馈线损耗是可能的,这将导致沿着功率分路器级联的各路径(微带线)上至 10dB 的总损耗。可以通过在每个或者每隔一个功率分路器之前放置缓冲放大器来补偿这一损耗。实际配置依赖于为装置而计算的功率预算。下文参照图 20 描述功率预算的例子。

[0159] 本发明的一个重要特征在于用来从能量源向辐射元件传送功率的手段。必须向贴片阵列内包含的各贴片天线馈送微波能量。一般而言,有两种主要馈送结构:并联馈送和串联馈送。

[0160] 并联馈送具有单个输入端口,并且多个馈线并联连接以构成输出端口。各馈线端接于单独的辐射元件(或贴片)。

[0161] 串联馈送由连续传输线构成,其中少部分能量通过包括邻近耦合、直接耦合、探针耦合或者孔径耦合的各种手段从传输线渐进地耦合到沿着该线设置的单独元件。如果馈线端接于匹配负载中,则串联馈送构成行波阵列,或者如果馈线端接于开路电路或者短路电路中,则串联馈送构成共振阵列。

[0162] 串联馈送的一个例子是可以由用一组辐射元件运送行波的传输线构成的辐射传输线或者‘泄漏馈送器’。各元件仅辐射总功率的一小部分,并且通过沿着线渐进地调节各元件的尺寸,与长度对比的近似均匀功率强度可实现。在这一实例中,元件没有如对于常规远场天线所要求的那样同相,但是这在本申请中应该是无关紧要的。在这一布置中,各辐射元件的阻抗必须低于传输线的特征阻抗,例如辐射元件的阻抗在传输线馈送阻抗为 $50\ \Omega$ 时可以是 $12.5\ \Omega$,否则过多功率将由第一对辐射贴片辐射而在输入处的回程损耗不良(失配条件)。可以优选改变辐射贴片的尺寸以便沿着辐射结构维持均匀功率。可以用于构造贴片天线阵列的可能材料为来自 Sheldahl 的 NovaClad、来自 Taconic 的薄铜包层 PTFE/玻璃或者来自 Rogers Corporation 的 R/Flex 液晶聚合物电路材料。

[0163] 并联和串联馈送均可以实现为具有辐射元件的共面波导,或者实现于分开的传输线层中。落在与贴片相同的平面中的馈线将会辐射并且可能干扰由辐射贴片发射的辐射——如果馈线是受控传输线并且辐射被强制脱离辐射贴片,则这可以不是问题。也可以通过将辐射贴片悬置于馈线上方来克服这一问题,例如可以制作由共面波导馈送的悬置贴片天线阵列。

[0164] 当设计用于贴片阵列的馈送结构时,也应当考虑导体和电介质损耗(这些损耗通常是工作频率的函数)以及比如弯曲、接头和转变这样的不连续所致的寄生辐射。这些损耗构成馈送的总插入损耗,并且在考虑可以向各辐射贴片递送的最大可能功率时是一个重要确定因素。在这些馈送结构的设计中,可实现的高特征阻抗馈线如 $200\ \Omega$ 可以用来使馈线退化最少。应当保持划分子级数最少,以减少插入损耗或者馈线损耗和优化复杂性。

[0165] 图 8 以及图 9(a)、9(b) 和 9(c) 示出了基于开缝天线布置的皮肤治疗装置。在图 8 中,缝沿着馈线宽度增加。这是一种保证从各缝发射相同数量的微波能量的经证实的方法,

并且提供了一种用于皮下治疗或者皮肤再生或者表面修整的可行应用。该结构包括形成于（例如切入）地平面中的缝阵列。微带线制作到衬底层上，由此线（在图 8 中未示出）穿过缝。这一结构的优点在于相对易于在衬底顶部上制作馈线。电磁场仿真工具用来在缝间距和缝尺寸方面优化结构，因为缝尺寸（长度）与从微波能量馈送（源）到缝的距离之间的关系并非总是线性的。已经发现在理论上找到的远端缝（与源相距最远的缝）的长度需要增加，以便考虑在传输线末端附近的功率减少。经验性的实验也可以用来以迭代方式优化该布置。

[0166] 图 8 中的装置 200 包括源振荡器 202，该振荡器可以是在这里讨论的离散频率如 14.5、24、31、45、60、77 或者 94GHz 中的任一个或者多个频率下操作的 VCO、DRO、耿氏二极管、SAW 器件或者频率合成器中的任一种。来自源振荡器 202 的输出经由包括放大器阵容的馈送结构馈送到八个开缝天线 215 的阵列。来自源振荡器 202 的输出在由初级和二级 3dB 分路器 206、208 划分成四个信号之前首先由初级放大器 204 放大。这些信号中的各信号在由三级 3dB 分路器 212 划分成两个信号之前由二级放大器 210 放大。八个所得信号中的各信号在馈送到它的相应开缝天线 215 之前再次由三级放大器 214 放大。

[0167] 如图 8 中所示，各天线 215 具有缝 218 形成于其中的接地传导层 216。缝 218 沿着天线 215 的长度增加宽度，使得从各缝发射的能量相同并且来自缝总体的场均匀。可以通过使用电磁场仿真来确定缝的尺度。

[0168] 可以参照其中给出替代开缝天线结构 220 各种视图的图 9(a)、9(b) 和 9(c) 中所示的替代布置进一步理解开缝天线的结构。图 9(a) 示出了其中多个微带馈线 222 制作于介电衬底 224 上的顶视图。如上文讨论的那样，向各线馈送来自放大器阵容的微波功率信号。

[0169] 图 9(b) 示出了装置的底（面向皮肤）表面。这里，接地传导层 226 制作于介电衬底 224 上。缝 228（为求便利而等宽示出）形成于接地传导层 226 和介电衬底层 224 中，以暴露微带馈线 222 的部分。该结构被设计成使得缝 228 充当辐射元件。取决于工作频率下的辐射波长来选择缝的尺寸。可以从电磁场仿真获得实际值。介电衬底 224 的厚度被选择成比 1 个波长少得多。图 9(c) 示出了天线 220 的侧视图。

[0170] 微带线 222 被优选地设置成使最大 E 场或者最大 H 场能够通过缝辐射并且进入组织中。缝的长度因此约为半个波长。当使用高微波频率（例如 31、45、60、77 或者 94GHz）时，缝可以定位成相互紧密邻近，从而在微波辐射穿透深度有限的情况下，提供在施加器的整个表面之上生成均匀能量的所需条件。

[0171] 图 10 示出了可以在本发明中使用的馈送结构的特定例子；联合（并联）馈送 35 可以用来馈送多个串联连接的辐射贴片 37。下文给出对这一布置的具体描述。对于很大阵列，延伸到各辐射元件的馈线的长度可能长到令人望而却步，这将导致高到不可接受的插入损耗。例如，有可能的是在 45GHz 下，插入损耗对于仅几个厘米的长度而言可能是数 dB。在设计有效对称联合馈送阵列时必须采取以下步骤：

[0172] 1) 通过耦合结构的适当尺度设定，或者通过使用四分之一波长变换器，来保证辐射贴片与馈线匹配。

[0173] 2) 必要时通过四分之一波长变换器，保证来自相邻元件的各对馈线连接到与输入线匹配的 T 接头。

[0174] 3) 重复直至达到最后一级,在那里馈线连接到阵列的馈送点。

[0175] 在图 10 所示的联合馈送布置中,辐射贴片 18 在边缘具有 $200\ \Omega$ 的输入阻抗,并且连接到特征阻抗为 $200\ \Omega$ 的馈线 45。来自相邻元件的馈线 45 使用 T 接头来接合,并且使用 $140\ \Omega$ 的四分之一波变换器 44 来变换回成单个供应线 43 (特征阻抗为 $200\ \Omega$)。如果假定线是无损耗的,则长度与关注频率下的四分之一波长奇数倍对应的变换器 (即它的长度为 $(2n-1)\lambda_L/4$, 其中 λ_L 为负载波长而 n 为整数) 也会进行相同变换。在短波长下,可能实际上有必要使用长度大于四分之一波长亦即长度等于四分之一波长奇数倍的线。介电材料的性质必须稳定,以便保证传输线充当阻抗变换器。这一特征在使用比 $\lambda/4$ 更长亦即使用 $3/4\lambda$ 或者 $5/4\lambda$ 等的变换器时尤为重要,因为希望的四分之一电波长否则会被修改成所不希望的电长度,例如在最坏实例中,它可能最终为半个电波长的倍数并且没有提供任何变换。在下一步骤中,然后在另一 T 接头处接合相邻成对供应线,它们在该接头处通过 $140\ \Omega$ 四分之一波变换器 42 相似地变换回成进一步的单个供应线 41 (特征阻抗为 $200\ \Omega$)。重复这一过程,使得成对的进一步的供应线 41 在最后 T 接头处接合。最后的变换使用 $71\ \Omega$ 的四分之一波变换器 40 将两个 $200\ \Omega$ 的线的并联组合 (即 $100\ \Omega$) 与来自用来馈送整个阵列的能量源 38 的输入线 39 (特征阻抗 = $50\ \Omega$) 进行匹配。使用公式即 $Z_{\text{trans}} = \sqrt{(Z_{\text{in}}Z_{\text{out}})}$ 来计算阻抗匹配,该公式在这一情况下就最后接头而言对应于 $\sqrt{(50 \times 100)} = 71\ \Omega$ 。

[0176] 图 11 和图 12 图示了可以在本发明中使用的馈送结构的另一特定例子。这里,贴片阵列 (根据治疗区的尺寸编号为 8、16、32、64、128 等) 被布置成使得通过单个 MMIC 放大器来馈送各贴片。图 11 示出了这一实施例的透视图,其中多个功率放大器 48 安装在装置的上层 52 上。它们被布置成从稳定频率能量源 (未示出) 接收输入信号 50。例如使用低损耗传输线将它们的输出信号馈送到共轴连接器 54 (例如 SMA 连接器),该连接器 54 的外导体连接到接地传导平面 (未示出),而它的内导体 46 是传导辐射贴片 18 (这里示出在衬顶 22 上)。图 12 更具体地示出了这一连接的横截面图。各贴片 18 具有与它关联的共轴连接器 54。各共轴连接器 54 的外导体端接于传导接地平面 14,而内导体 46 穿透该平面并且通过衬底层 16 到达它的相应贴片 18。通过将放大器定位于与辐射单元分离的层上,联合馈送网络 (传输线等) 可以类似地蚀刻到与包含辐射贴片的层不同的层上。这可以使馈送结构与辐射贴片之间的任何干扰最小。利用良好的设计实践,即使整个结构与组织接触,也仍然可以在与辐射贴片相同的一侧上制作馈线,但是优选保持馈线与贴片分离。在馈线处在与辐射贴片天线相同的一侧上的实施例中,在辐射贴片与组织之间提供间距这一想法也是合乎需要的。为了补偿在使用高频如 SHF 或者 EHF 辐射时可能出现的馈线损耗,在馈送结构中包括缓冲或者升压放大器,例如在图 5 所示的第五层 112 中的一个或者多个功率分路器之间包括缓冲或者升压放大器。

[0177] TriQuint Semiconductor 制造了适合于在本发明中用作功率放大器的器件。具体而言, TriQuint 的 TGA4505-EPU 零件可以用于在 27GHz 与 31GHz 之间的带宽内操作,并且在压缩 (1dB 压缩点) 时产生上至 36dBm (4W) 的功率电平,而且提供 23dB 的增益。这些 MMIC 芯片的尺度约为 $2.8\text{mm} \times 2.2\text{mm} \times 0.1\text{mm}$ 。如果一个器件用来馈送四个贴片并且保持馈线长度很短,则可以从各贴片辐射上至 1W 的功率电平。近来,工作直至 45GHz 的放大器 (例如 TriQuint 的 TGA4046-EPU) 已经变得可用;这些零件可以提供上至 2W 的功率。由于近来发展以及对毫米波技术和太赫兹系统的关注,关联穿透深度很小的在高微波和毫米波频率

下的能量正在变得更易于可用,因而将会可以使用这些器件在组织内产生高的局部能量密度。

[0178] 图 13 示意地图示了可以在本发明的实施例中使用的用于 4W 发生器的放大器阵容。该阵容包括适当的频率源 51,该频率源 51 可以是使用单个或者多个温度补偿晶体振荡器参考的闭环锁相电介质共振器振荡器 (DRO) 或者是温度补偿开环 DRO。可以使用其它频率源,比如耿氏二极管振荡器或者压控振荡器 (VCO);振荡器的选择依赖于所用频率。频率源的输出 52 表示馈送到 1dB 压缩点为 25dBm 的前置放大器 47(这里为 TriQuint 的 TGA4902-EPU-SM 器件)中的稳定频率信号。一般而言,单片微波集成电路 (MMIC) 适合于用作前置放大器。对于上至约 20GHz 的频率,优选基于砷化镓 (GaAs) 的 MMIC。对于超出这一频率和上至 100GHz 的频率,可以使用基于高电子迁移率晶体管 (HEMT) 的 MMIC 或者变形 HMET。例如,用于 31GHz 和 45GHz 操作的适当 MMIC 分别为 TriQuint 的 TGA4902-EPU-SM 和 TGA4042-EPU 零件。前置放大器的输出馈送到功率放大器 48(这里为 TriQuint 的 TGA4505-EPU MMIC 器件)中。对于上至约 20GHz 的频率,砷化镓 (GaAs) 或者氮化镓 (GaN) 晶体管或者 MMIC 器件适合于用作功率放大器。对于超出这一频率和上至 100GHz 的频率,可以优选使用基于高电子迁移率晶体管 (HEMT) 的器件。用于 31GHz 和 45GHz 操作的适当 MMIC 的例子分别为 TriQuint 的 TGA4505-EPU 和 TGA4046-EPU 零件。

[0179] 通常,来自频率源的功率电平在 -10dBm 到 +15dBm 的范围内,并且取决于使用的源振荡器的类型,其本身由希望的工作频率支配。例如,典型 DRO 振荡器可以产生范围为 -5dBm 到 +5dBm 的功率。如果由频率源 51 提供的功率电平输出为 -5dBm 而前置放大器 47 的增益约为 18dB,则向功率放大器 48 输入的功率电平为 13dBm。功率放大器 48 的增益约为 23dB,因而在输出 56 处的功率电平为 36dBm(4W)。阻抗匹配的联合馈送结构 57(见上文对图 10 的描述)将输出 56 拆分成用于激励四个辐射贴片 18 的单独微波功率源。

[0180] 图 13 示出了其中对联合分布网络 57 进行馈送的单个功率放大器 48 和单个前置放大器 47 在单个源振荡器 51 之后的布置。使用联合馈送网络的其它分布布置也是可以的。图 14 示出了功率分路器 62 在单个源振荡器 51 和单个前置放大器 47 之后的布置,该功率分路器 62 向多个功率放大器 48 提供输入,多个功率放大器 48 中的每一个对单个辐射贴片 18 进行馈送。图 15 示出了其中为各辐射贴片提供分开的源振荡器 51 和功率放大器 48 的布置。

[0181] 在图 15 中,向各贴片输入的功率被布置成使得各贴片上的相同(即平行)边缘 64 辐射。然而为了进一步改进辐射场的均匀性,希望布置输入馈送使得相邻贴片上的辐射边缘 64 相互正交。图 16 示出了用于对各辐射贴片 18 进行馈送的分开的源振荡器 51 和功率放大器 48,其中在相邻贴片的交替边缘上提供馈送以使正交边缘 64 辐射,并且由此保证可以导致均匀组织影响的更均匀场分布。换言之,以这样的方式设置贴片阵列:在产生弥散场时起主导作用的贴片的两个边缘在相邻贴片之间交替。因此在图 16 中,正交地馈送相邻贴片,并且设计各馈线使得输出场同相,以在皮肤表面之上产生均匀场。

[0182] 如上文说明的那样,例如使用电磁场建模来优化器件,以保证天线结构与生物组织的特征进行阻抗匹配,并且保证皮肤组织内的场是均匀的。也可以使用微波仿真工具如 Ansoft HFSS、Flomerics Microstripes 或者 CST Microwave Studio ® 对馈送结构进行建模。

[0183] 电磁场建模有助于确定馈线相对于贴片的位置。例如,馈线的位置确定了馈送阻抗或者辐射贴片所见的阻抗。在共轴馈送贴片的实例中,其中 接线或者管脚连接到贴片的背面,并且该接线或者管脚被插入穿过衬底或者介电层,管脚相对于贴片区域的位置确定了馈送阻抗。重要的是保证馈线与天线匹配以便使反射功率的电平最小。馈送到贴片上的位置也确定了进行辐射的贴片的两个边缘。因此在其中希望相邻贴片辐射正交场的实例中,馈线相对于贴片区域的位置确定了这一图案。

[0184] 图 17 示出了图 16 所示的布置的实际实施例。十六个传导贴片 18 安装在衬底层 16 上呈 4×4 阵列。从能量源馈送连接器 12 递送微波能量,微波能量经由包括多个传输线 70、72、74、76、78 的联合馈送结构从该连接器递送到各贴片。来自馈送连接器 12 的初级馈线 70 拆分成两个二级馈线 72,各二级馈线 72 拆分成两个三极馈线 74,各三极馈线 74 拆分成两个四级馈线 76,各四级馈线 76 拆分成各自连接到辐射贴片 18 的两个五级馈线 78(共计十六个)。传输线被布置成使得在相互正交的边缘 64 处馈送相邻贴片(即这些贴片的相应五级馈线连接到这些边缘)。如上所述也阻抗匹配馈送结构。

[0185] 如上文提到的那样,位于辐射贴片与皮肤表面之间的衬顶层如电介质盖可以用来通过分散场来提高组织影响的均匀性,并且在例如金属辐射贴片阵列与人体组织之间提供可丢弃元件。这一层也可以在辐射贴片阵列与皮肤表面之间提供某一程度的热隔离。出于成本原因而希望所述盖为可丢弃物品,而不是让完整贴片天线阵列作为可丢弃物品。衬顶因此可从装置其余部分拆卸,以使它能够由未经训练的医疗人员易于安装。例如,它可以扣合安装就位。希望具有紧密安装以防止气隙造成阻抗失配状况。闭锁机构如在装置边缘周围的夹具可以用来在使用期间将衬顶安装就位。

[0186] 上述方式的一种替代方式是使用生物兼容材料如帕利灵 C 或者 Teflon[®]向贴片天线阵列施加器提供保形涂层。在这个实例中,全部装置将会形成可丢弃物品。应当注意电介质盖将影响贴片天线阵列施加器的性能,以至于必须在设计贴片天线阵列时考虑它。一般而言,电介质盖将造成共振频率降低。因此,贴片应当被设计成在比选择的工作频率略高的频率下共振。当贴片阵列由所述电介质盖覆盖时,将会改变的性质包括衬底材料的有效介电常数、损耗、Q 因子和定向增益。假如贴片阵列将在非正常环境中操作,不应当以与当贴片阵列在常规环境中操作(即作为 RADAR 系统的部分或者在视线通信链路中)时考虑 Q 因子和定向增益的方式相同的方式考虑 Q 因子和定向增益。盖所致有效介电常数改变将呈现最大改变,而改变量由衬底材料的厚度和相对电容率支配。盖层的 存在还产生由天线阵列产生的辐射图案的改变。

[0187] 还值得注意的是,衬顶层将会帮助保证均匀场分布或者均匀组织影响。介电常数和损耗因子($1/Q$ 或者 $\tan \delta$)的正确选择可以实现增强的场均匀性。可以优选由介电性质不同的多种材料形成衬顶层,以使由单独辐射天线产生的波能够被减缓不同数量。材料可以在表面区域之上变化,并且各种材料的厚度(深度)可以变化。这一特征可以增强在施加器(天线)阵列表面之上产生的场均匀性。

[0188] 如上文提到的那样,本发明的皮肤治疗装置从能量源接收它的功率。能量源包括源振荡器,例如压控振荡器(VCO)或者电介质共振器振荡器(DRO)。对于 15GHz 以上的频率,优选 DRO;VCO 一般使用通常限于上至 15GHz 频率的 LC 调谐电路。可以使用的其它器件包括耿氏二极管振荡器和表面声波(SAW)振荡器。可以优选使用闭环锁相 DRO 或者温

度补偿开环 DRO 以便维持稳定的单个工作频率。也可以优选利用在不同频率下操作的源振荡器（即可以使用多个源振荡器，其中各单独振荡器输出用以馈送一组辐射贴片的不同频率），来驱动单独辐射贴片或者成组辐射贴片。可以优选使用频率合成器来产生多个固定（稳定）频率。上述一个实施例是基于 14.5GHz 的工作频率，其中半导体功率器件易于得到。尺寸（装置可以治疗的表面积）可以在少于 0.5cm^2 与大于 10cm^2 之间变化。图 18 示出了治疗表面积约为 $8\text{cm} \times 9\text{cm}$ 的贴片天线阵列的比例图，其中各贴片的尺寸和间隔被计算成适合于在 14.5GHz 下将电磁场辐射到潮湿皮肤中。其它实施例可以被设计成在更高频率（例如 24GHz、31GHz、45GHz、60GHz、77GHz、94GHz 或者更高）下操作，这些更高频率提供了能够形成更密集阵列和实现更小辐射穿透深度的优点。在更高频率（例如 45GHz 或者更高）下，能量源（例如功率放大器）可以直接连接到辐射元件（辐射贴片）以进一步减少或者最小化馈线损耗。在更高频率下可实现更低穿透深度。图 19 示出了治疗表面积约为 $6.5\text{cm} \times 6.5\text{cm}$ 的贴片天线阵列的比例图，其中各贴片的尺寸和间隔被计算成适合于在 31GHz 下将电磁场辐射到潮湿皮肤中。各贴片一般与它的相邻贴片分离约 $\lambda_L/2$ 的距离，其中 λ_L 为负载波长。间隔距离因此随着频率增加而减少。在实践中，使用计算机仿真工具来精确地计算间隙尺寸，以优化辐射场和组织影响的均匀性。

[0189] 图 20 图示了第五层 112 的功率分路器网络的另一视图。图 20 中的网络具有位于功率分路器之间所选位置的缓冲放大器 164、166，以保证信号幅度保持于适当电平（尽管有馈线损耗等），以便驱动第六层 113 中的放大器 150。下文说明用于图 20 中的馈送结构的功率预算。

[0190] 在向功率分路器 148 的网络输入之前，功率放大器 146（增益为 9dB 而 1dB 压缩功率额定值为 28dBm 将来自前置放大器 144 的功率从 16dBm 增加至 25dBm。然后使用 3dB 分路器 SP_1 和估计插入损耗为 7dB 的馈线将这一电平拆分成两个相等部分，这在向增益为 16dB 的各第一缓冲放大器 164 的输入处给予 15dBm 的输入功率。第一缓冲放大器 164 因此产生 31dBm 的输出功率。来自 TriQuint 的 TGA4046-EPU 部件可以用作第一缓冲放大器。来自第一缓冲放大器 164 的输出使用 3dB 分路器 SP_2 和 SP_3 来拆分，并且在考虑馈线损耗时提供功率电平为 21dBm 的四个平衡输出。使用 3dB 分路器 SP_4 - SP_7 来进一步拆分这些输出功率，以给予 11dBm 的八个平衡输出。然后用增益为 16dB 的第二缓冲放大器 166（例如来自 TriQuint Semiconductor 的 TGA4046-EPU 器件）放大这些输出功率。来自各缓冲放大器 166 的输出功率因此为 27dBm，并且这些输出中的各输出用来馈送八个功率分路器 SP_8 - SP_{15} 中的相应功率分路器。

[0191] 在考虑馈线损耗时，来自八个分路器 SP_8 - SP_{15} 中各分路器的两个拆分部分中各拆分部分的输出功率为 17dBm。这些输出馈送到第七层 113 中的十六个功率放大器 150 (Amp_1 - Amp_{16}) 的输入端口中。它们的输出直接连接到辐射贴片（未示出）。这里所用器件是增益为 16dB 而压缩功率为 33dBm 的 TriQuint 的 TGA4046-EPU 部件。因而，该布置因此能够将 33dBm (2W) 驱动到十六个辐射贴片中的各辐射贴片中，以产生某一范围的所需组织影响。

[0192] 如果需要，可以在成组的两个功率分路器 SP_2 、 SP_3 与四个功率分路器 SP_4 - SP_7 之间包括附加缓冲放大器。缓冲放大器然后可以具有更低增益。

[0193] 下文讨论可以在工作于频率范围的更高一端如 45GHz、60GHz 或者更高频率时使

用的施加器或者天线阵列的又一实施。在这些频率下可以优选由共面波导馈送的悬置贴片天线阵列结构。这些替代结构可以包括共面波导馈线、适当馈送杆和方形或者矩形辐射贴片。共面波导结构具有接地平面和在相同表面上的信号线,因此当用馈送杆支撑辐射贴片时,可以使用共面波导结构的接地平面作为用于辐射贴片的接地平面,亦即在辐射贴片下侧与接地平面之间的空气形成介电衬底。共面波导结构可以安装在介电常数高的介电材料或者衬底上,并且辐射贴片天线搁置于空气层上。由于在空气中用金属杆(或者金属化塑料支撑件)支撑辐射贴片,所以无电介质损耗,因此辐射贴片天线的性能可以优于其中介电材料夹入于辐射贴片天线与地平面之间的常规基于微带线的天线结构的性能。

[0194] 下述结构类似于先前讨论的共轴馈送布置,其中接线或者管脚连接到辐射贴片,并且所述管脚被馈送穿过介电衬底材料,以实现例如使用一种其中微波连接器直接连接到辐射贴片的直接连接方法来进行电连接。

[0195] 用于提议的共面波导天线结构的馈送杆同时充当用于辐射贴片天线的信号线和机械支撑。可以通过仔细地选择馈送杆的位置来选择用于贴片天线的所需输入阻抗。优选地选择这一阻抗使得馈线可以与辐射贴片天线直接匹配而无需使用四分之一波阻抗变换器。

[0196] 图 21(a) 示出了共面波导结构 400,其中经由馈送杆 404 馈送单个辐射贴片天线 402。共面波导由与一接地平面 408 分离的信号导体 406 形成,这些接地平面和信号导体都在介电材料 410 的同一侧上,并且附着到该介电材料的第一表面。在这一布置中,与其中信号导体连接到电介质的第一表面而地平面连接到所述电介质的第二表面的微带线结构相比,少得多的场进入电介质 410。

[0197] 电介质厚度可以大到足以保证在电磁场到达外界之前,亦即在它们到达介电材料的第二表面并且传播到空气中之前,电磁场显著减少。

[0198] 图 21(b) 示出了图 21(a) 中的结构的变体 401。在这一布置中,介电材料的第二表面由形成又一地平面的导体 412 完全覆盖。这一结构称为地平面共面波导或者接地共面波导结构。使用这些共面波导馈送结构较常规微带馈送结构而言的优点在于,共面结构可以由如下事实而操作直至和超出 100GHz 频率,该事实即为连接共面波导没有如对于微带结构的情况那样在地平面中招致寄生不连续;寄生元件的影响随着工作频率增加而变得更为普遍。

[0199] 图 21(a) 和 21(b) 示出了使用单个馈送杆来电连接和物理连接到共面波导馈送结构的辐射贴片天线。多个杆可以用来支撑辐射贴片。在杆连接于辐射贴片与地平面之间时,希望用于杆的材料为低损耗介电材料。代替地,可以使用四分之一波抽头作为地平面与辐射贴片天线之间的杆,并且杆可以被定位成使得它们对微波信号为电透明。杆的长度通常少于 1mm,例如为 0.3mm,因而使用微型加工技术来制作该结构是实际的。

[0200] 图 22(a) 示出了用于使用馈送杆 504 在共面波导馈送结构上方悬置的单个辐射贴片天线 502 的布置 500。该布置 500 使用常规共面波导结构,其中地平面 506 仅存在于介电材料 508 的第一表面上。

[0201] 图 22(b) 示出了八个辐射贴片天线 502 的阵列 510,其中使用一端连接到辐射贴片天线而另一端连接到共面波导结构的分开的馈送杆 504 来馈送各辐射贴片天线。

[0202] 图 23 示出了本发明这一方面的另一实施例,其中十六个辐射贴片天线 602 的阵列

中的各天线使用馈送杆 606 连接到共面波导结构的信号线 604。在图 23 中,辐射贴片天线 602 分离成相邻对,各对分别使用单个共面波导馈线来接合在一起。在这一实施例中,各辐射贴片天线 602 的输入阻抗为 $100\ \Omega$ 。因此,如果信号线 604 具有 $100\ \Omega$ 的特征阻抗,则线的中心点 608(能量在该点馈送到结构中)为 $50\ \Omega$,亦即并联连接的两个 $100\ \Omega$ 阻抗的组合。这一布置可能是有利的,因为没有必要使用四分之一波变换器将辐射贴片天线的输入阻抗转换成源或者生成器的通常为 $50\ \Omega$ 的输出阻抗。

[0203] 各信号线 604 的中心点 608 连接到平面微带线 610 的一端。微带线 610 的特征阻抗为 $50\ \Omega$ 。微带线 610 的另一端分组成对,各对微带线连接到功率分路器 612 的输出端口。功率分路器 612 是输入端口和输出端口被设计成接受 $50\ \Omega$ 微带线的 3dB 功率分路器。可以使用接入式(drop-in)微带线耦合器。使用 3dB 耦合器的优点在于,在输入端口入射的功率等分成两个部分,以使各辐射贴片天线 602 能够产生等量微波能量。各功率分路器 612 的输入端口连接到初级微带线 614 的一端。初级微带线 614 的特征阻抗为 $50\ \Omega$ 。初级微带线 614 的另一端分组成对,各对连接到初级功率分路器 616 的输出端口。初级功率分路器 616 是输入端口和两个输出端口被设计成接受 $50\ \Omega$ 微带线的 3dB 功率分路器。各初级功率分路器 616 的输入端口分别连接到功率放大器 618 的输出。功率放大器 618 优选地基于 HEMT 器件技术如变形 HEMT 技术(MHEMT),并且可以是单个器件或者集成到一个单元中的单独 HEMT 器件的阵列,以提供为了产生所需组织影响而要求的必需功率电平。各功率放大器 618 的输入连接到频率源振荡器 620 的输出。频率源振荡器 620 可以是耿氏二极管振荡器或者电介质共振器振荡器,尽管可以使用能够在选择频率下产生信号的其它器件。

[0204] 由于在结构中无阻抗变换器,所以可以设计线中的阶跃改变的数目最少的贴片天线阵列,这些阶跃改变引起不连续,这些不连续可能在发生变换的接头或者阶跃处产生有害辐射。

[0205] 相邻辐射贴片天线被分离等于 0.8λ 的距离,其中 λ 为选择频率。

[0206] 在附加支撑杆用来支撑天线时,可以优选将附加杆放置于辐射贴片的 E 场中心并且连接到地平面。理想地,附加杆并不影响辐射天线的性能。

[0207] 优选让辐射贴片的边长为在工作频率下的波长的一半。在辐射贴片之下的电场在第一辐射边最大,在中间为零,而在第二辐射边再次最大。由于电场在辐射贴片的中间为零,所以支撑杆或者电短接壁可以在这些位置竖立而不扰动辐射片之下的场分布。由于接地平面在共面波导结构中位于信号线附近,所以更易于引导电场。对于微带传输线,线阻抗严重依赖于衬底性质,并且可能难以在高微波频率下尤其是在毫米波范围内限定的微波频率下在一些微波介电材料上实施稳定线。然而对于共面波导结构,可以调节信号线的宽度以及信号线与地平面之间的间隙。

[0208] 也可以在更低微波频率下使用上述技术,尽管弊端在于相邻贴片之间的间隙将增加,并且产生的整个场图案可能不那么均匀,因此组织影响也可能均匀性较低。

[0209] 用来将辐射贴片天线连接到馈线的馈送杆(或者支撑件)优选为柔性,以使天线阵列能够与在治疗的组织亦即皮肤的表面相符。为了实施这一特征,可以希望利用柔性塑料材料,这些材料可以涂覆或者浸渍有金属材料,以在共面波导结构内的辐射天线与馈线之间形成传导接触。优选所述传导涂层或者层的厚度等于在工作频率下的至少五个皮肤深度,以使多数微波能量能够从馈线传送到辐射贴片天线。在用于实施本发明的关注频率下,

在使用常见导体类型如铜 (Cu) 或者银 (Ag) 时厚度约为 $1\ \mu\text{m}$; 这意味着将会无损于用来形成柔性馈送杆的非传导材料的柔性。用以产生与皮肤表面相符的结构的能力可以提供本发明的附加特征。

[0210] 应当注意, 也可以优选悬置使用联合馈送网络 (比如在本说明书中先前描述的联合馈送网络或者平面馈送网络的另一实施例) 来馈送的辐射贴片并且利用如下能力, 该能力用以产生可以与治疗的个人的特定身体部位的皮肤表面相符或者相适应的辐射天线元件阵列。在使用平面结构的布置中, 可以不使用下述想法: 使用于辐射贴片的地平面处在与信号线相同的介电材料表面上, 从而需要考虑共轴馈送布置, 其中第一管脚用来连接信号线, 而第二管脚 (或者多个附加管脚) 用来将辐射微带贴片的地平面连接到基于微带的馈线结构。

[0211] 悬置天线阵列的想法可以克服由与生物治疗组织 (在这一情况下为皮肤表面) 进行直接接触的常规平面馈线结构造成的与加热馈线结构并且减少在辐射贴片处得到的能量关联的问题。

[0212] 各悬置辐射贴片可以涂覆有生物兼容材料, 或者可以具有附着到它的辐射材料块, 以保证皮肤表面没有暴露于由辐射贴片天线产生的传导热量, 并且辅助产生均匀组织影响。

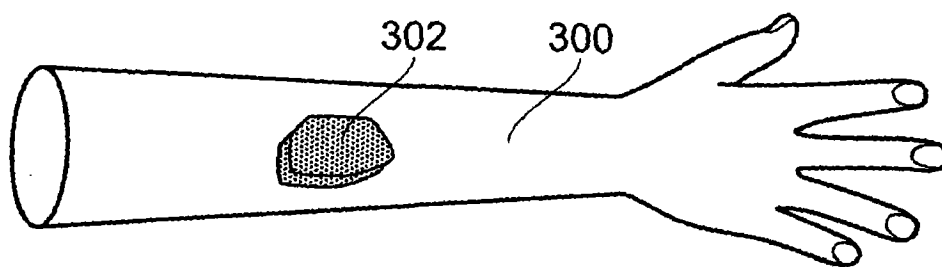


图 1a

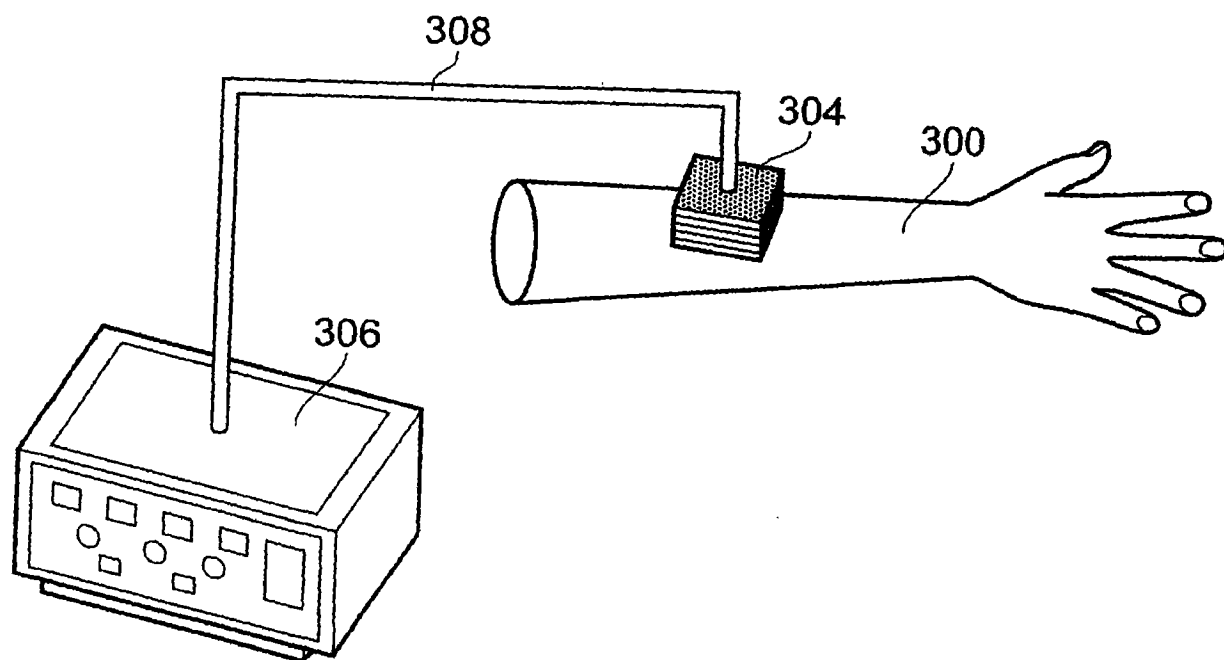


图 1b

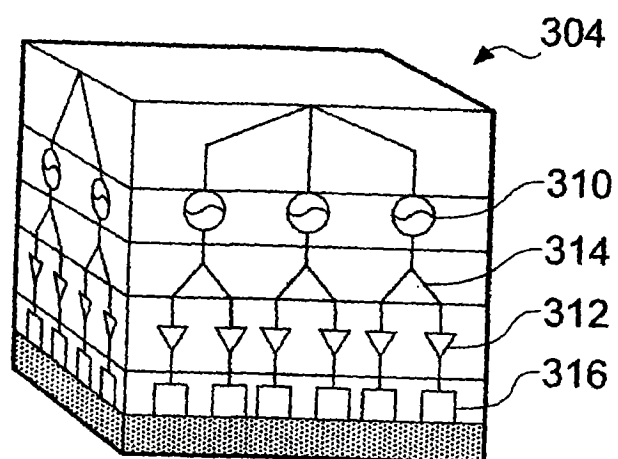


图 1c

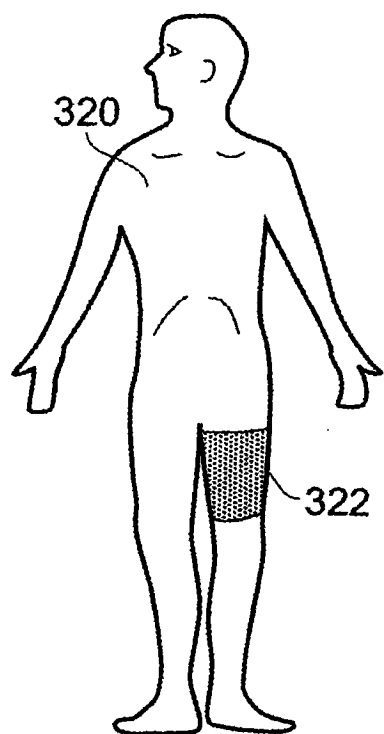


图 2a

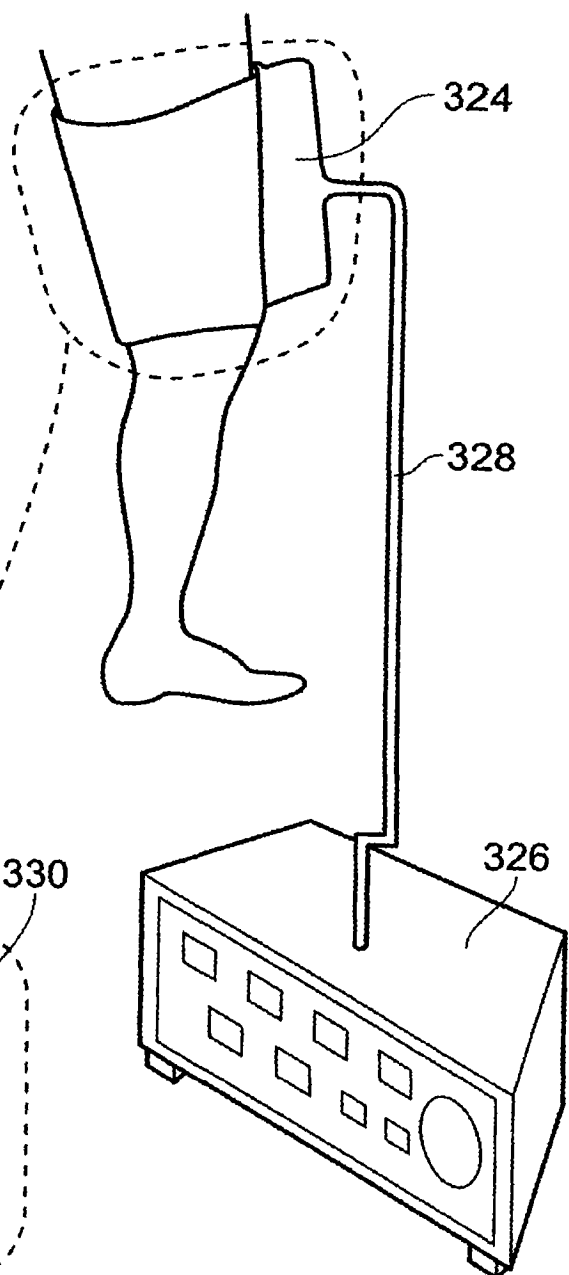


图 2b

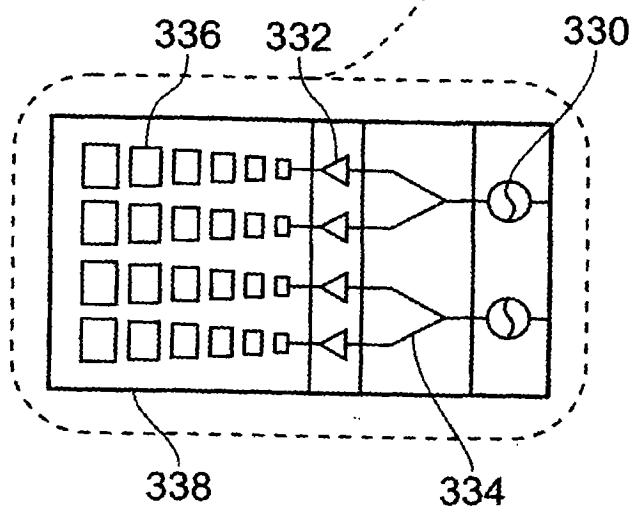


图 2c

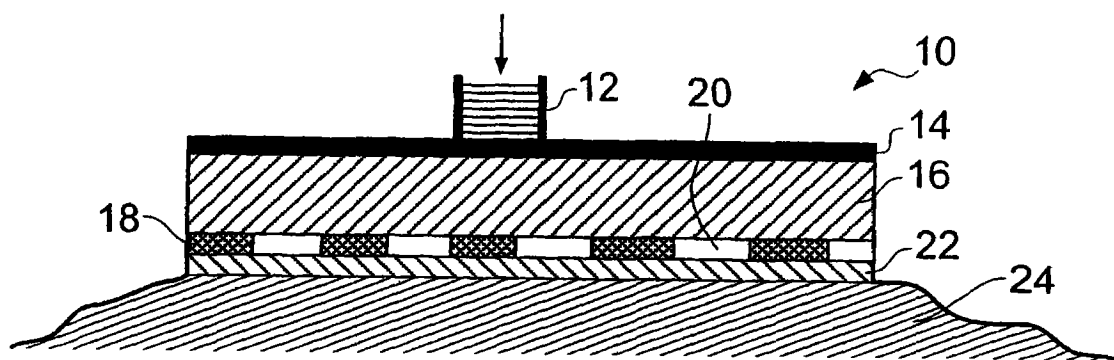


图 3

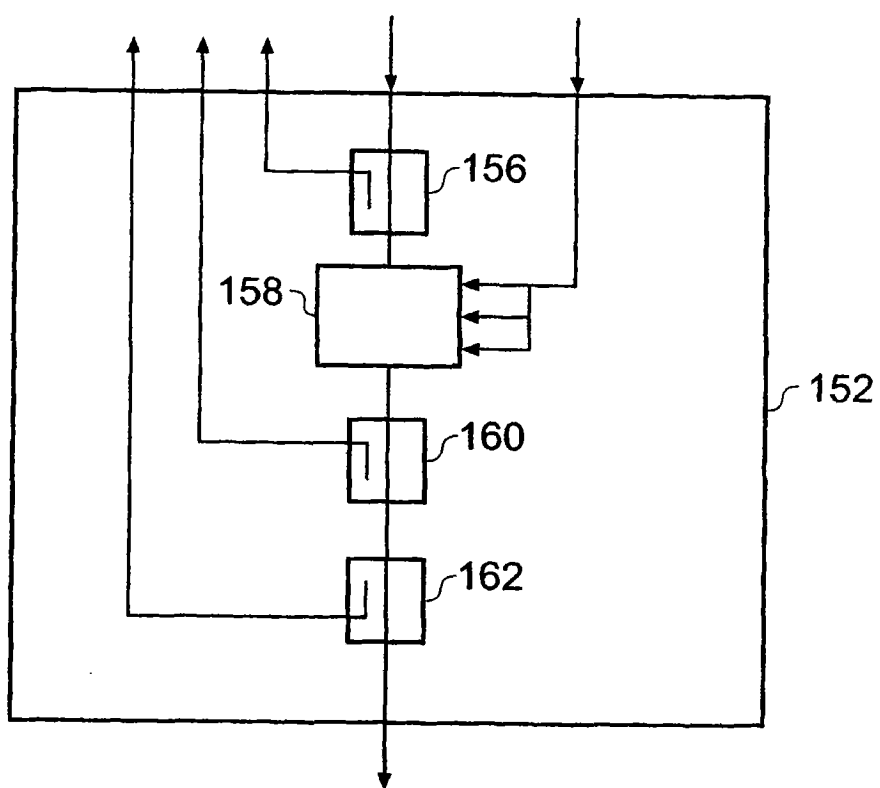


图 7

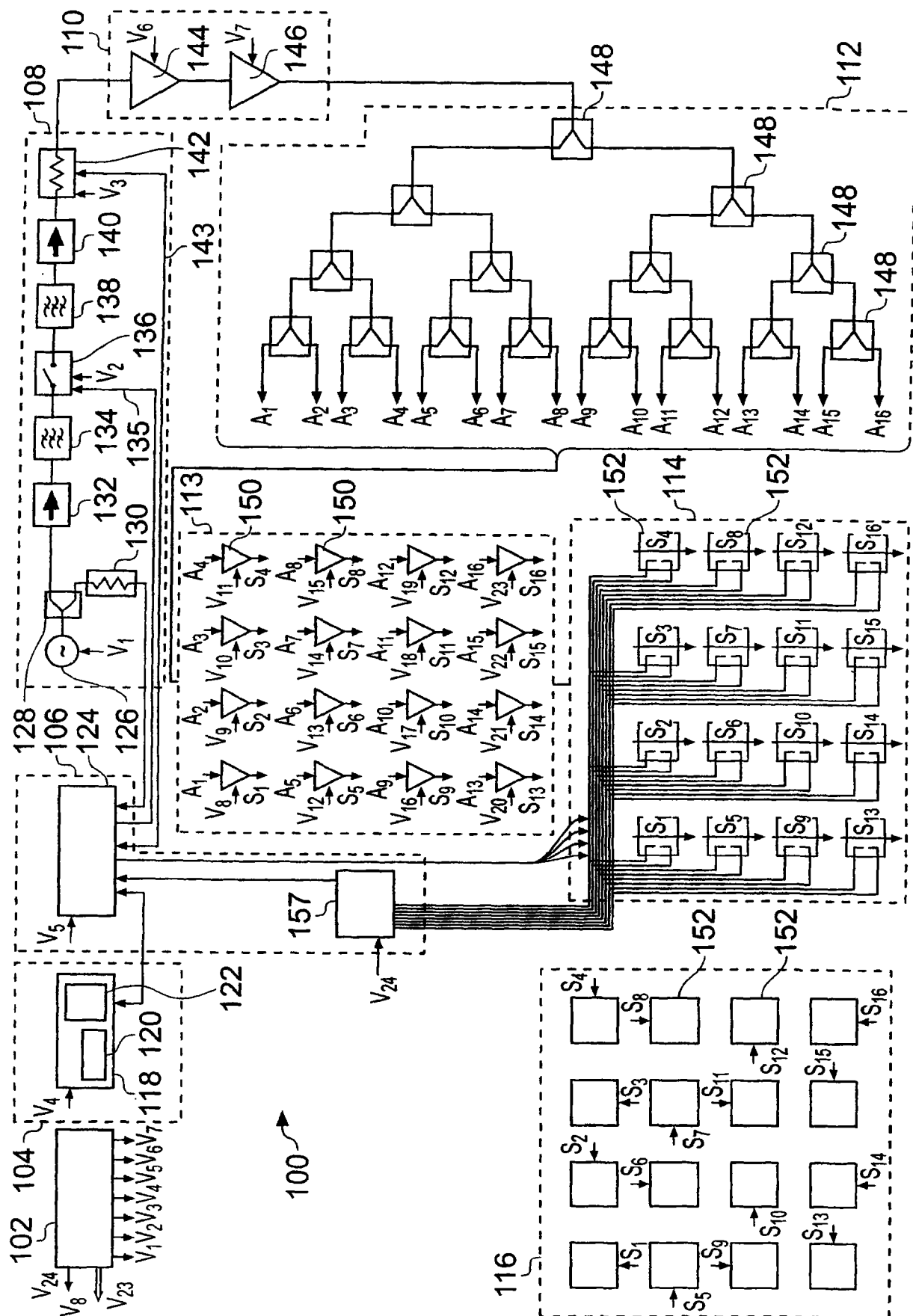


图 4

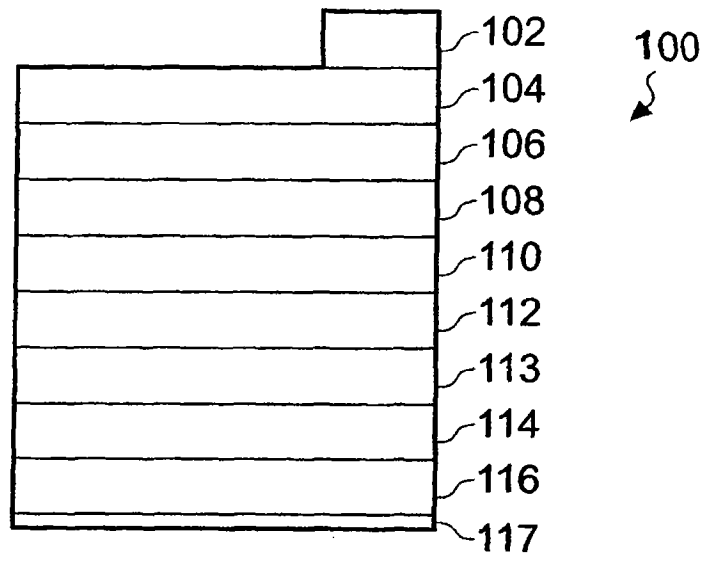


图 5

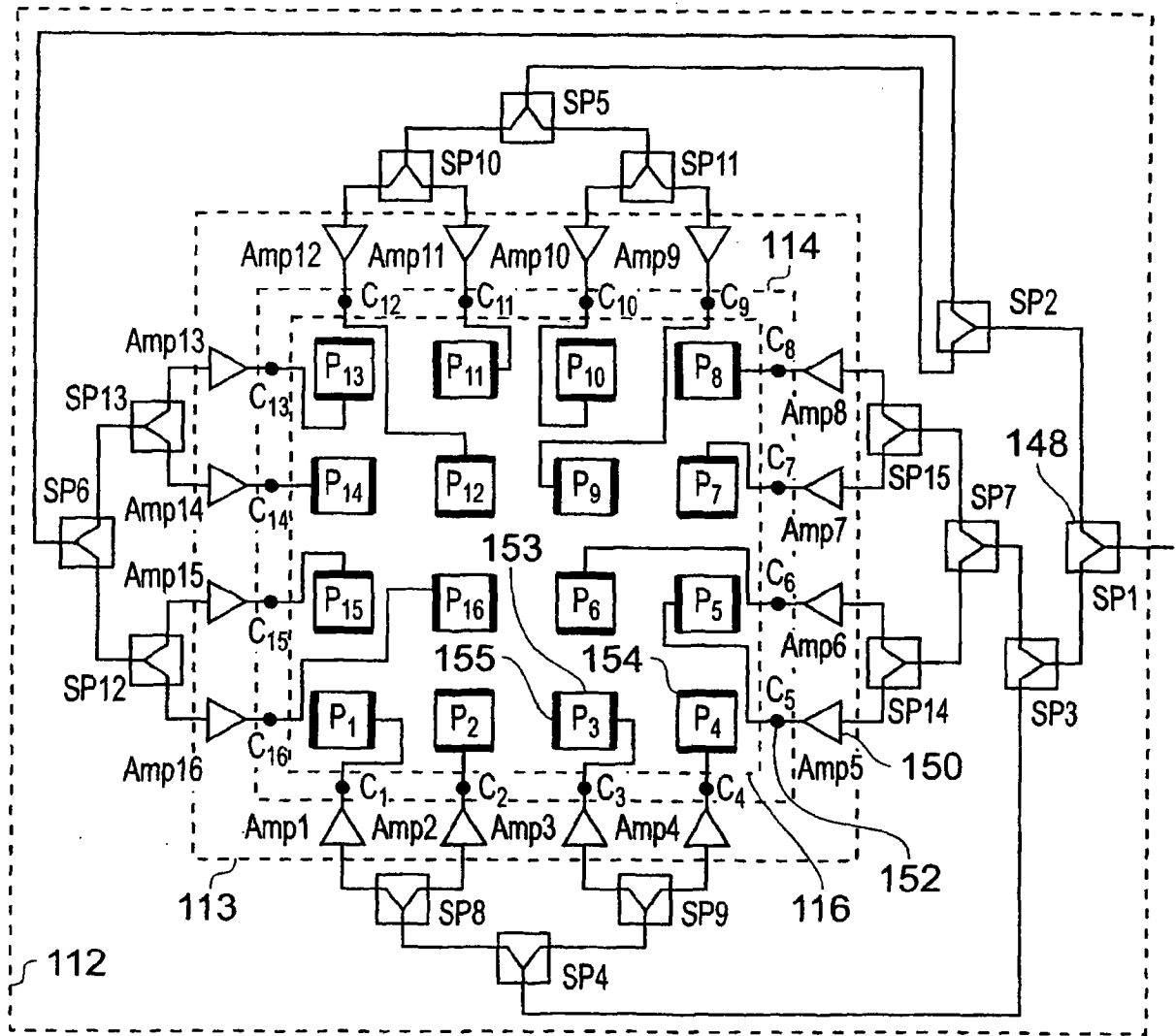


图 6

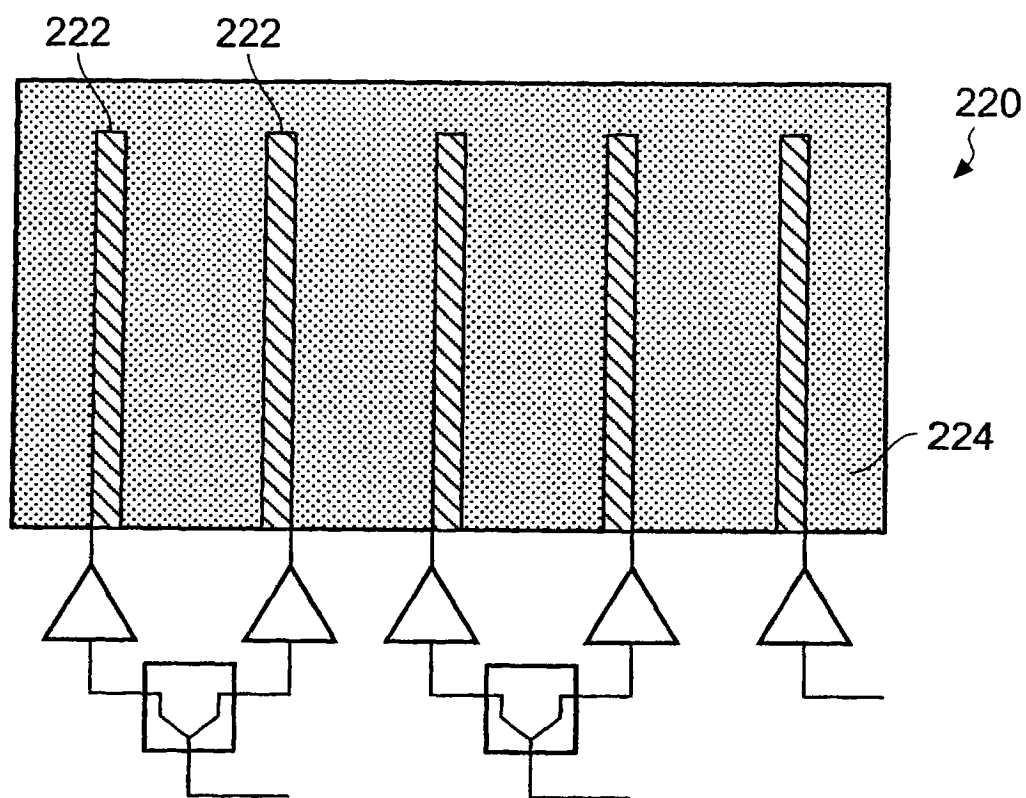


图 9a

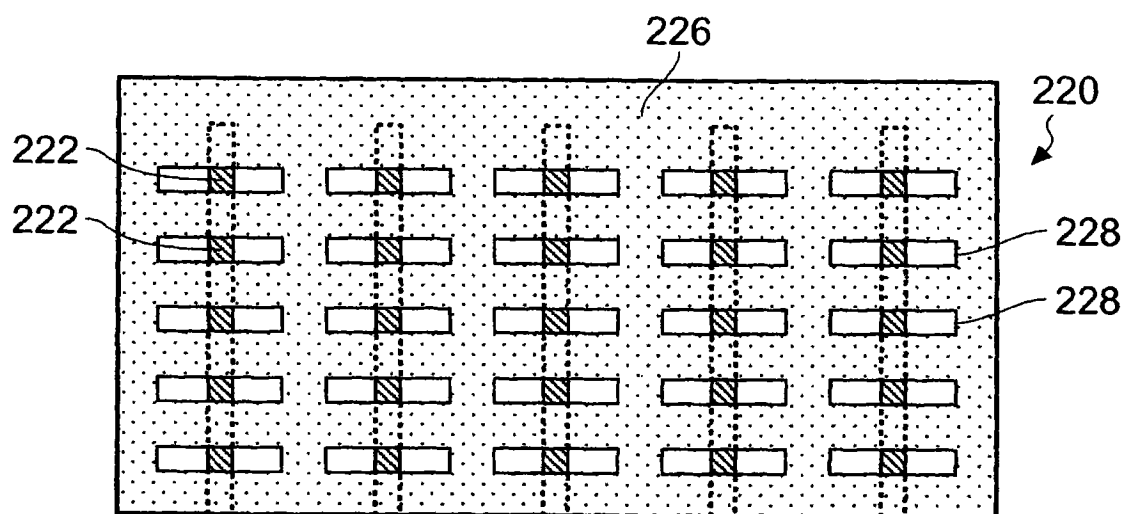


图 9b

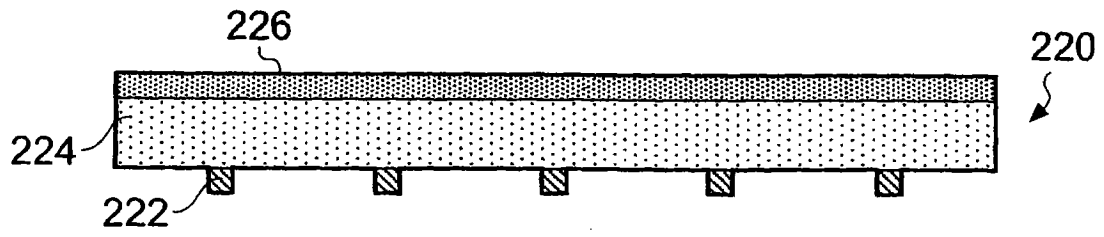


图 9c

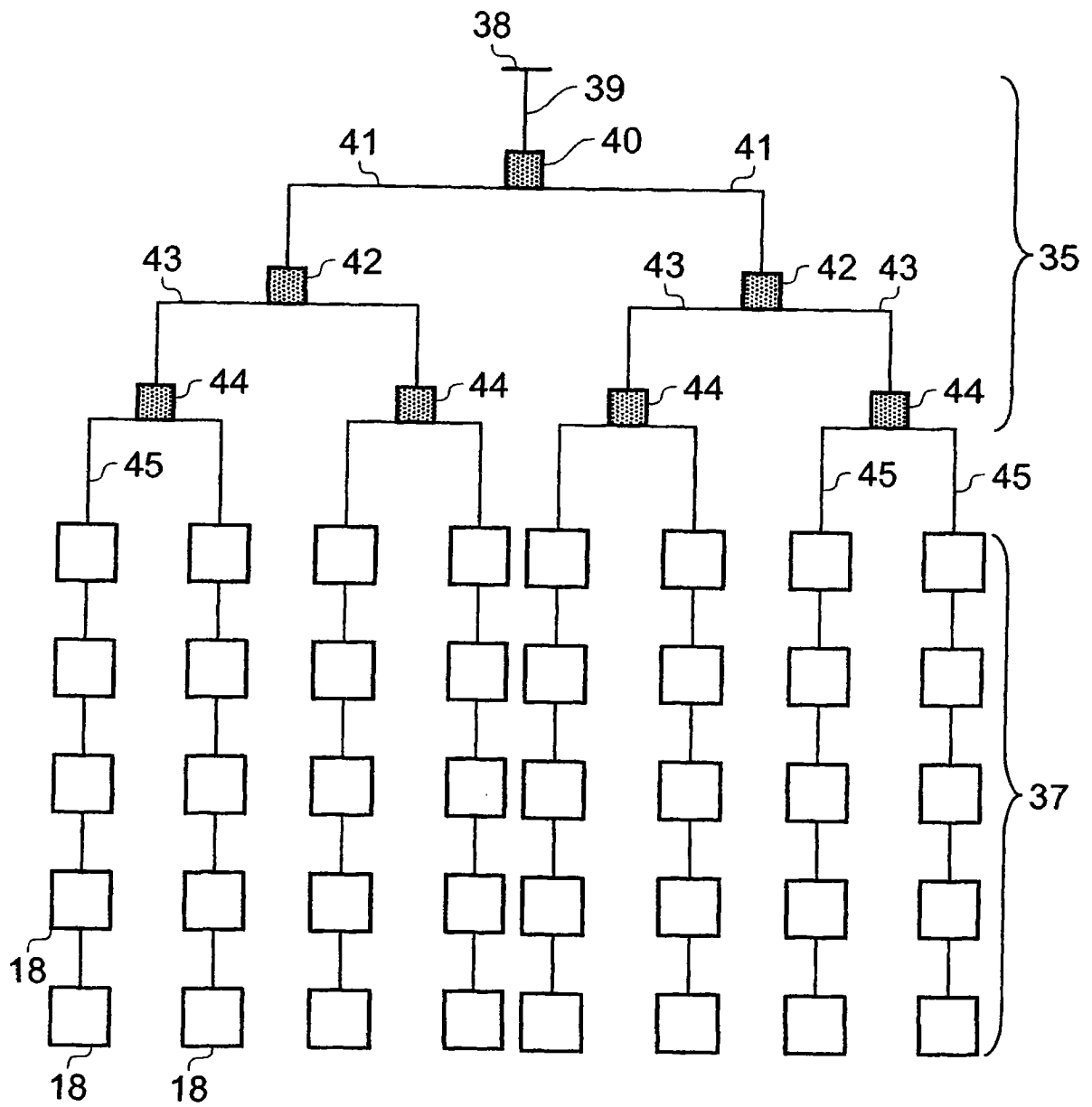


图 10

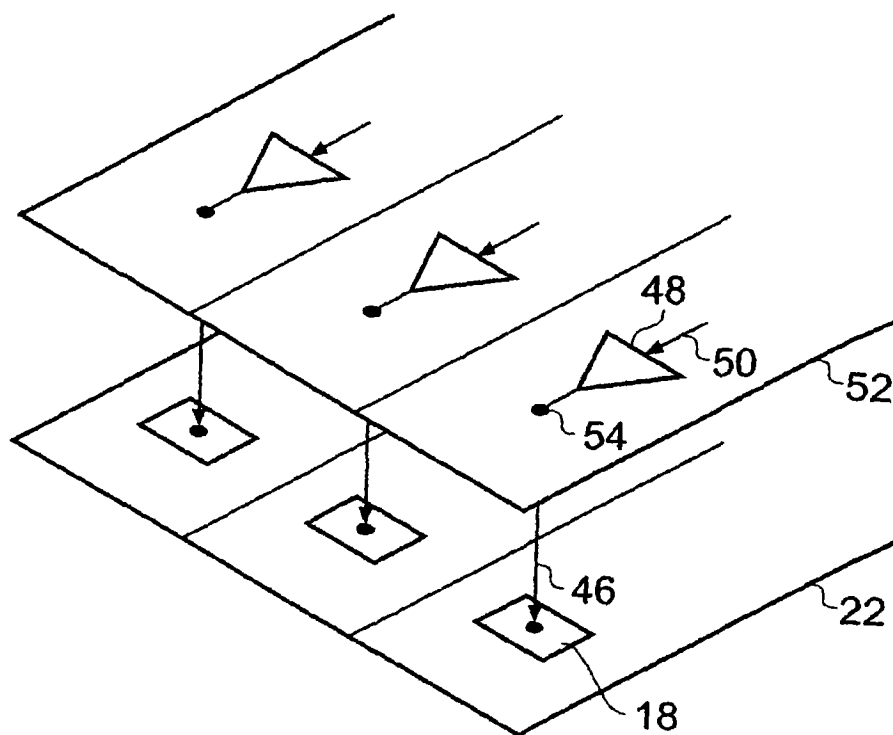


图 11

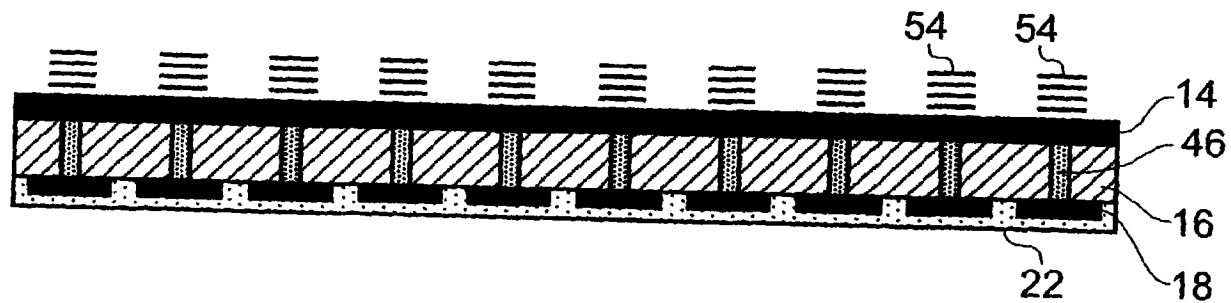


图 12

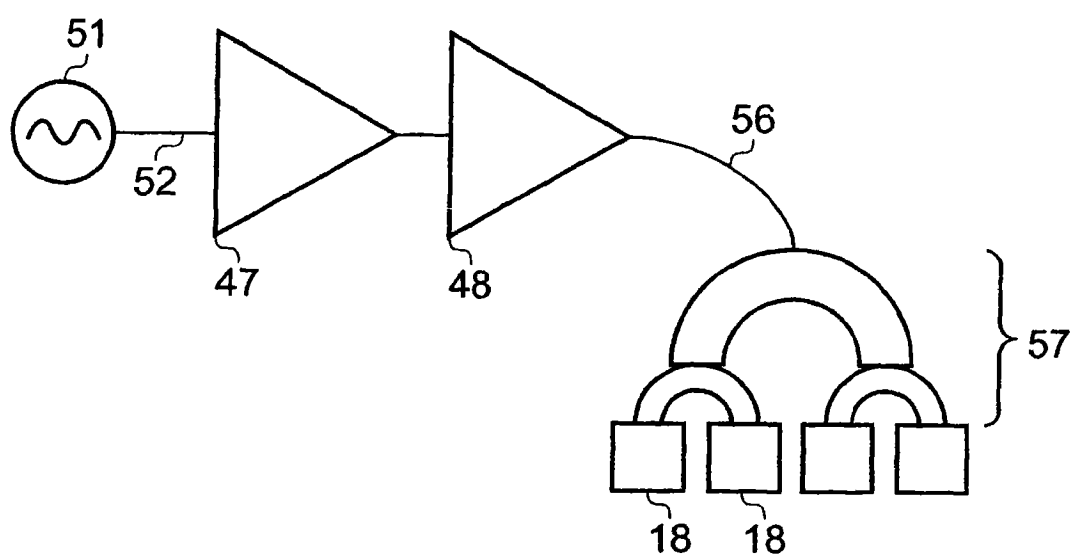


图 13

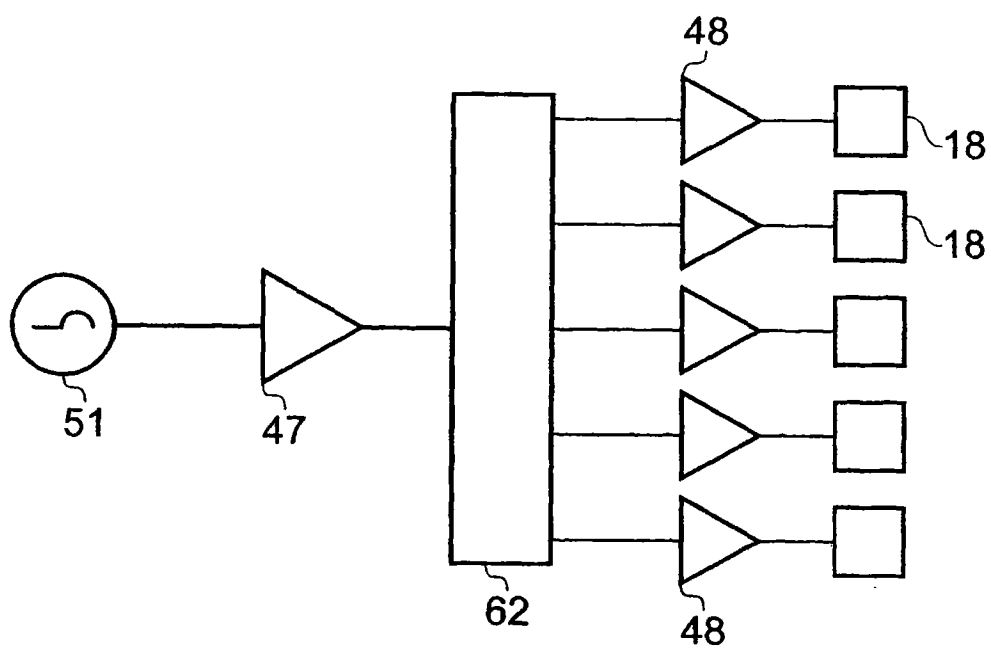


图 14

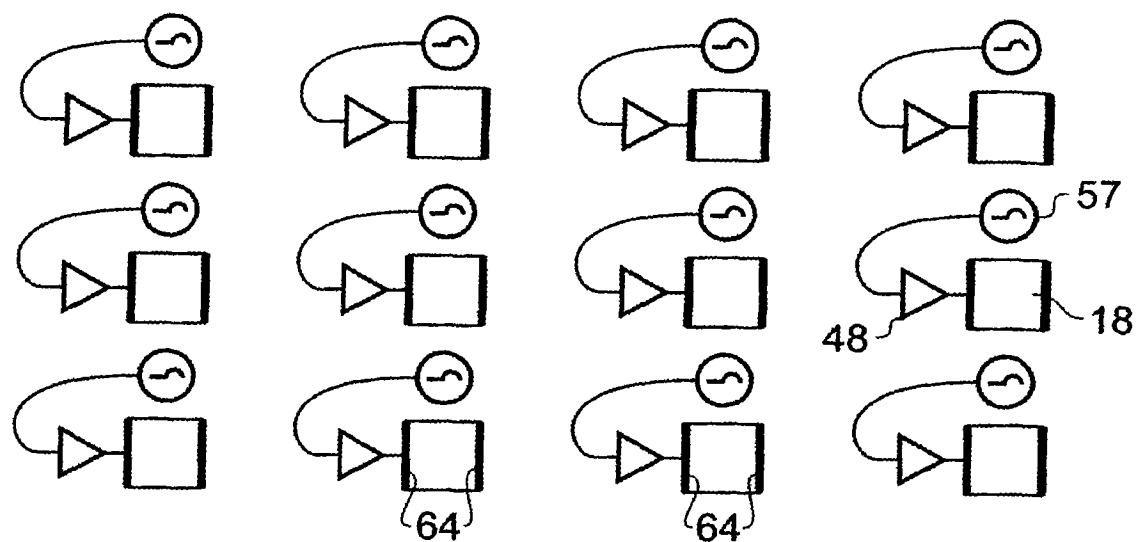


图 15

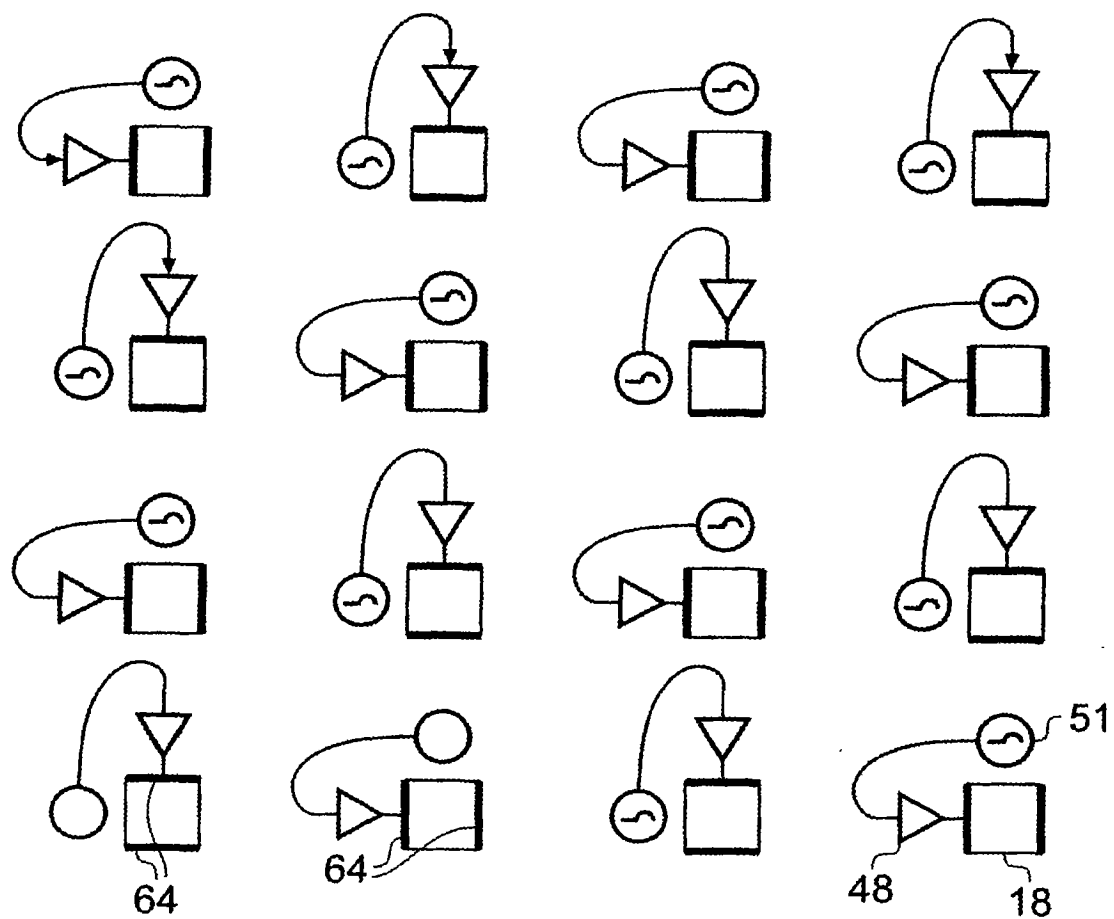


图 16

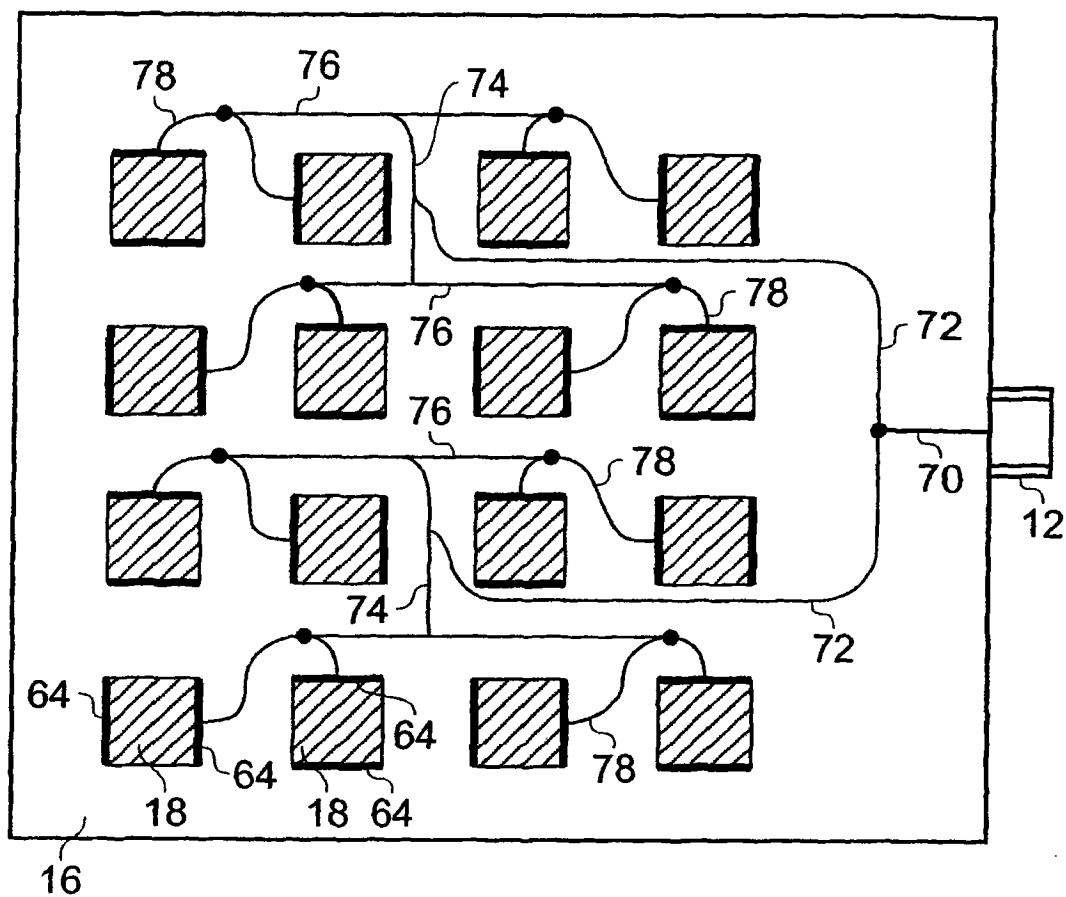


图 17

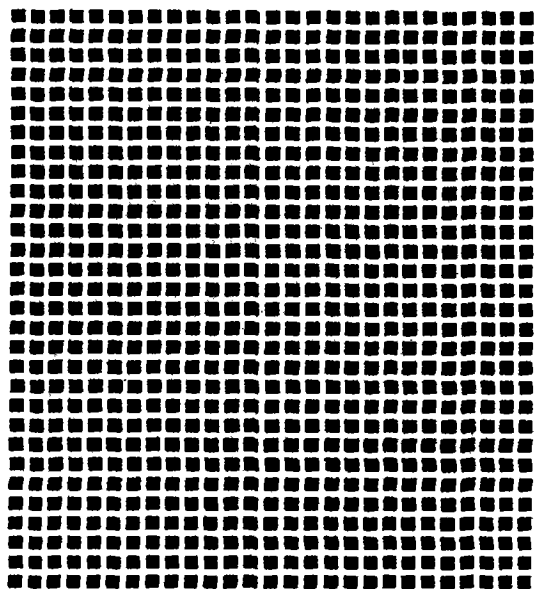


图 18

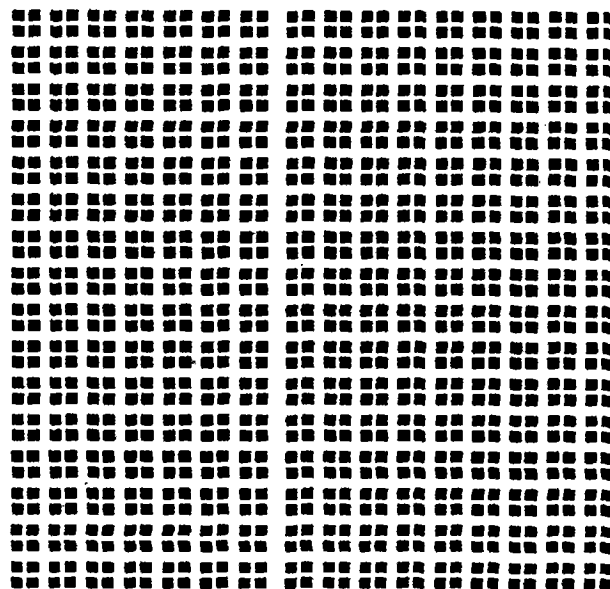


图 19

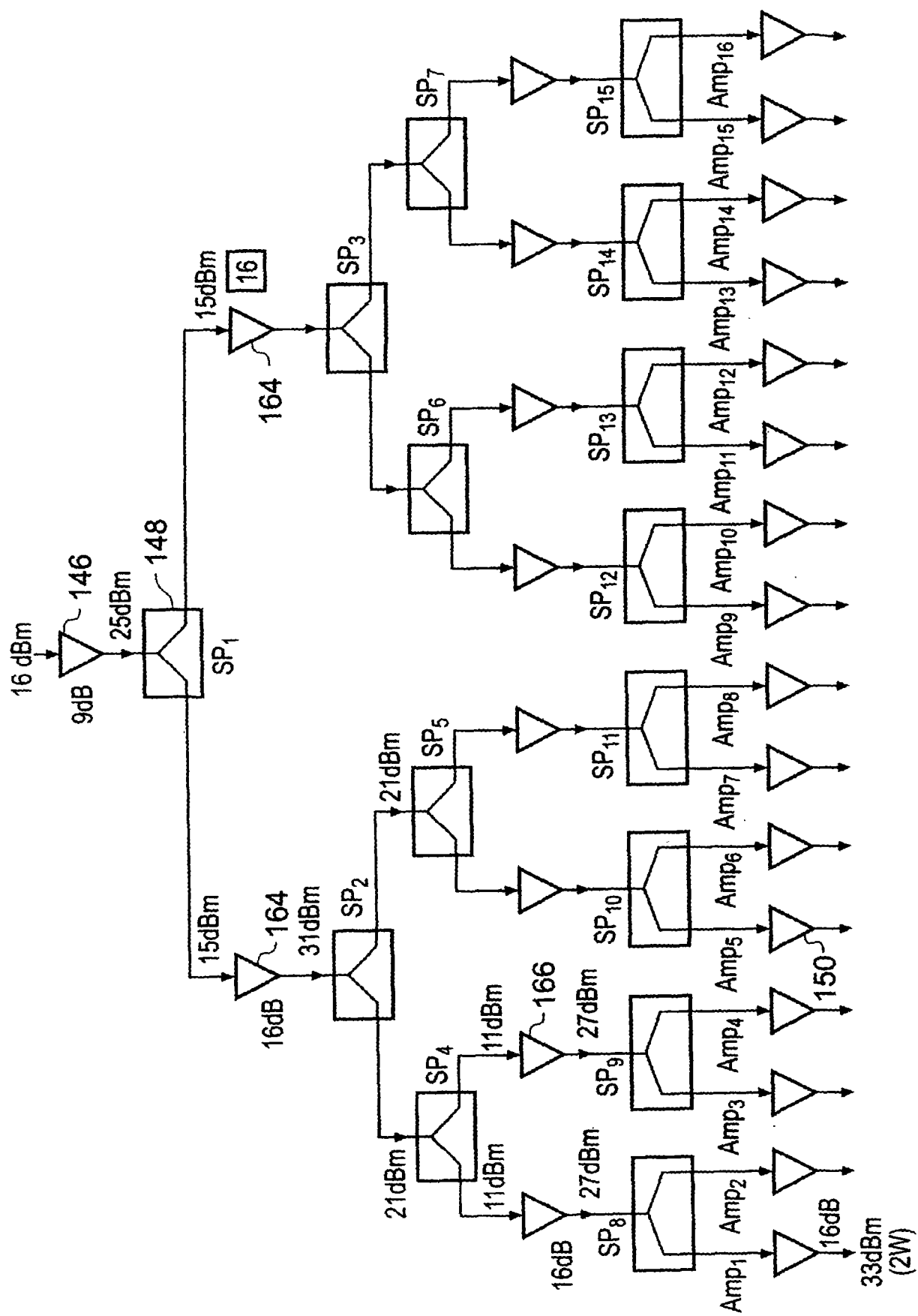


图 20

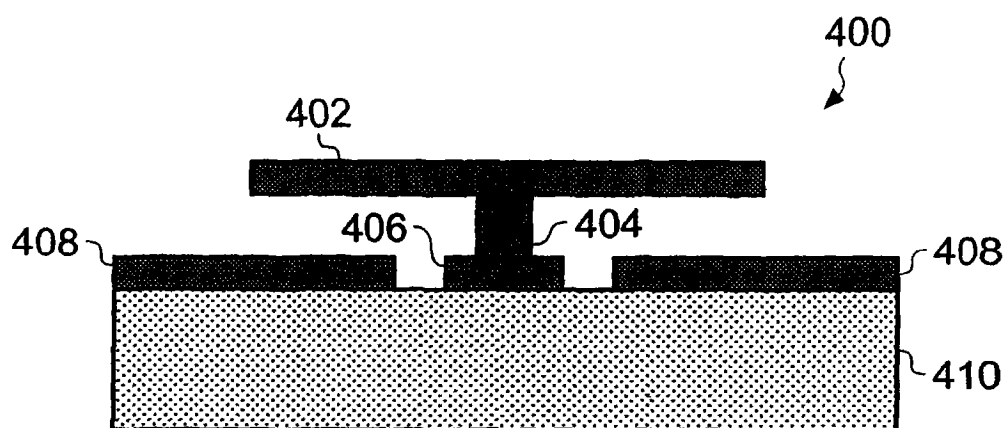


图 21a

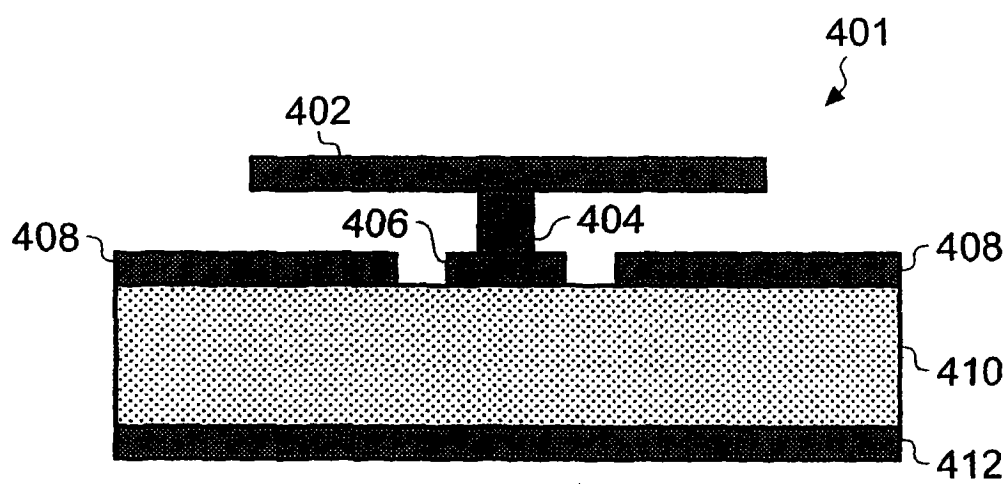
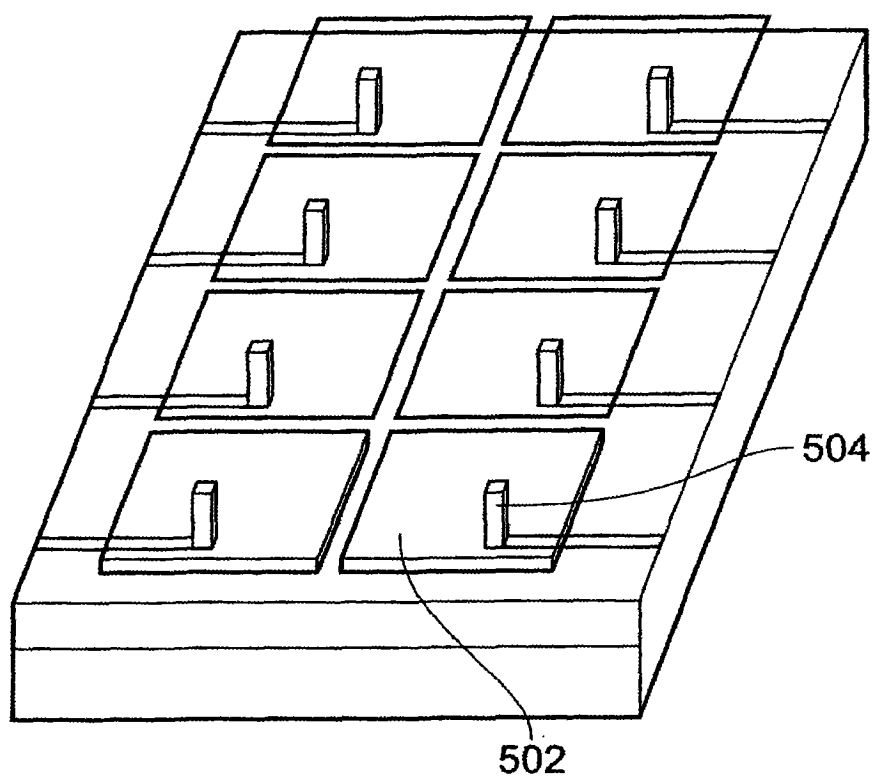
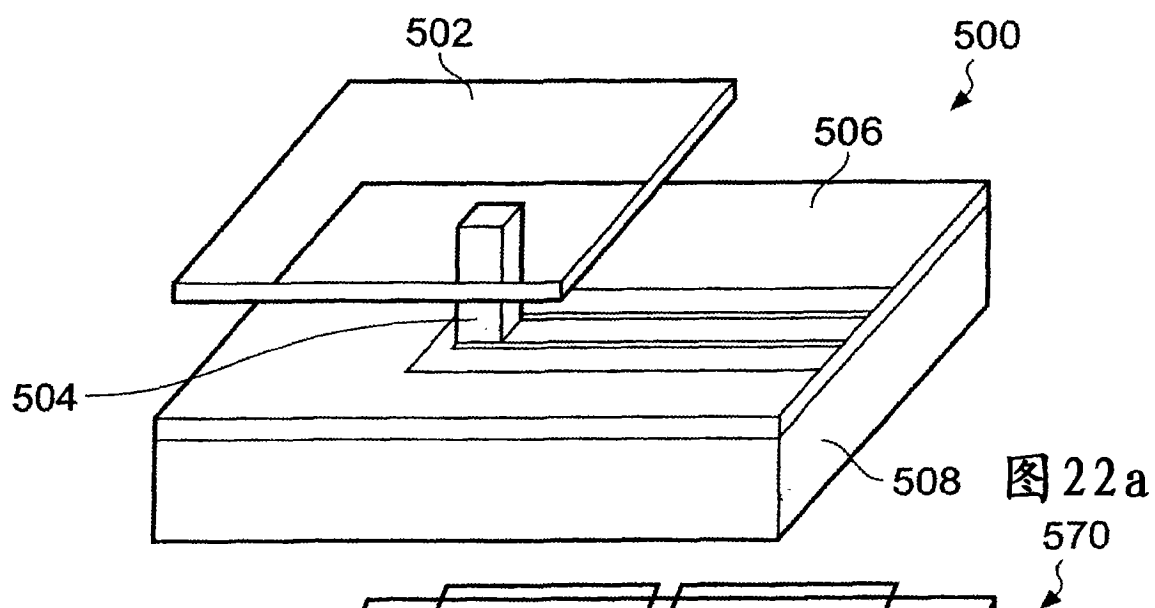


图 21b



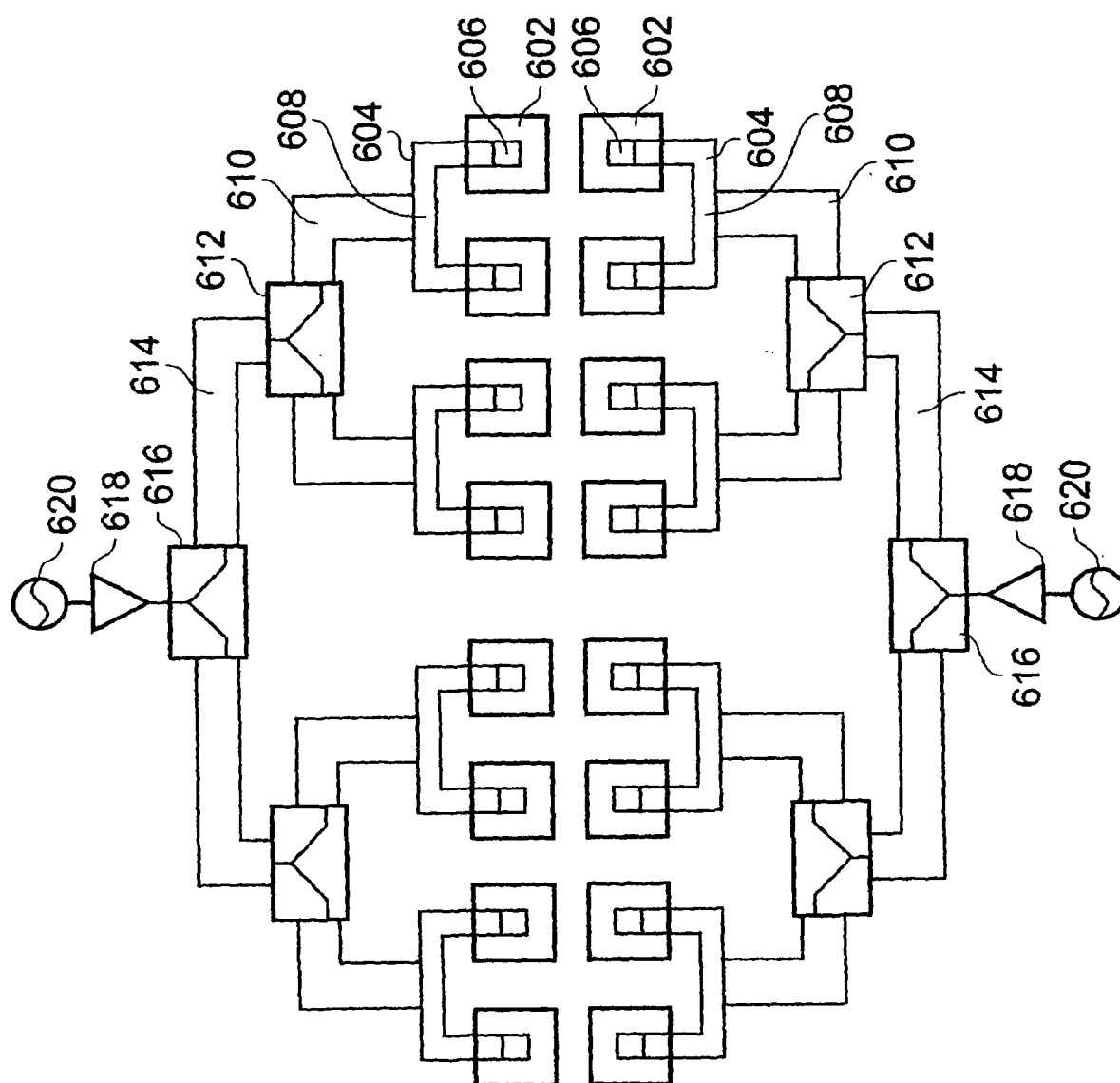


图 23