(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101059454 B
(45)授权公告日 2011.04.27

(21)申请号 200710096534.9

(22)申请日 2007.04.11

(30)优先权数据
2006-108563 2006.04.11 JP
2007-023610 2007.02.02 JP

(73)专利权人 佳能株式会社
地址 日本东京

(72)发明人 笠井信太郎 尾内敏彦 井辻健明

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038
代理人 李德山

(51)Int.Cl.
G01N 21/00(2006.01)
G01N 23/00(2006.01)

(56)对比文件
WO 2005022129 A1,2005.03.10,全文特别是说明书第4页第1-12行、第73页第2-19行.
CN 2524239 Y,2002.12.04,全文.
CN 2363274 Y,2000.02.09,全文.
M. Nagel et al. Integrated THz technology for label-free genetic diagnostics. Applied Physics Letters80 1.2002,80(1),154-156.

审查员 王树玲

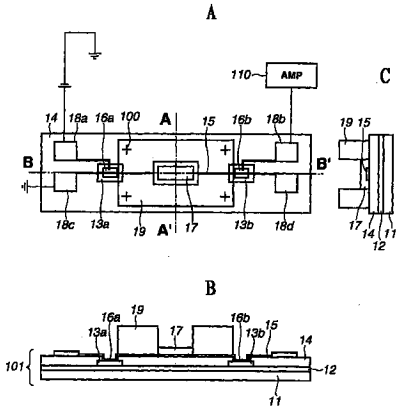
权利要求书 1 页 说明书 14 页 附图 10 页

(54)发明名称

检测装置和检测方法

(57)摘要

本发明提供了一种用于检测液体对象或样本的信息的检测装置,包括:传输路径、THz波提供单元、THz波检测单元和用于渗入和保持液体对象的渗透保持部件。提供单元将在30GHz到30THz频率范围中的电磁波提供到传输路径中。检测单元检测传输通过传输路径的THz波。渗透保持部件被设置在这样的位置:沿传输路径传播的THz波的电场分布在其至少一部分中延伸。



CN 101059454 B

1. 一种用于检测液体对象的信息的检测装置，该检测装置包括：

包含金属线的传输路径；

电磁波提供单元，用于提供在 30GHz 到 30THz 的频率范围中的电磁波；

电磁波检测单元，用于检测传输通过所述传输路径的电磁波；以及

设置在所述金属线上的渗透保持部件，用于渗入和保持所述液体对象，所述渗透保持部件被设置在这样的位置：沿传输路径传播的电磁波的电场分布在所述位置的至少一部分中延伸。

2. 根据权利要求 1 的检测装置，还包括：非渗透性部件，其不能渗入所述液体对象，并且其被设置为与渗透保持部件部分或全部地相邻。

3. 根据权利要求 2 的检测装置，其中，在渗透保持部件与非渗透性部件之间存在尺寸小于由电磁波提供单元提供的电磁波的波长的间隔。

4. 根据权利要求 1 的检测装置，其中，渗透保持部件的几何对称中心线或几何重心线与沿所述传输路径传播的电磁波的电场分布的平行于传播方向的几何对称中心线或几何重心线对准。

5. 根据权利要求 1 的检测装置，还包括用于相对于传输路径设置渗透保持部件的标记。

6. 根据权利要求 1 的检测装置，其中，渗透保持部件包括多孔材料、纤维状材料和针状结构中的一种。

7. 一种用于检测液体对象的信息的检测方法，该检测方法包括以下步骤：

将液体对象渗入并保持在装置的渗透保持部件中；

在液体对象被渗入并保持在渗透保持部件中的条件下，将频率在 30GHz 到 30THz 之间的电磁波提供到所述装置的包含金属线的传输路径中，所述渗透保持部件被设置在所述金属线上，并且所述渗透保持部件被设置在这样的位置：沿传输路径传播的电磁波的电场分布在所述位置的至少一部分中延伸；以及

检测传输通过传输路径的电磁波以获得所述液体对象的信息。

8. 根据权利要求 7 的检测方法，其中，不能渗入所述液体对象的非渗透性部件被设置为与所述渗透保持部件部分或全部地相邻。

9. 根据权利要求 7 的检测方法，其中，用注射器将所述液体对象渗入并保持在所述渗透保持部件中。

10. 根据权利要求 7 的检测方法，其中，所述渗入和保持步骤还包括冷却并冷冻所述渗透保持部件中的液体对象。

检测装置和检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及通过使用电磁波检测液体对象或样本的例如特性、标识、浓度和存在与否的信息的检测装置和方法。具体地，本发明涉及使用包括从 30GHz 到 30THz 的频率范围内的至少一部分的一个或多个频率的电磁波的检测装置和方法。在本说明书中，将包括上述频率范围内的至少一个组分的电磁波叫做“THz 波（太赫兹波）”。

背景技术

[0002] 近年来，使用 THz 波的技术已经被积极地进行了研究和开发。特别是，THz 波的光子能量几乎等于材料的分子骨架振动和分子间作用的能量，因此，使用 THz 波的技术被用在使用通过频谱方法获得的频谱等的材料分析中。

[0003] 在上述情况下，“APPLIED PHYSICS LETTERS/V01.80，No.1，2002，p.154”公开了一个提议，其中，在基板上形成 THz 波传输路径，DNA 水溶液被滴在传输路径上并且被弄干，通过检测传输路径的 THz 波传输性能的变化而进行 DNA 分析。该提议使用了单链 DNA 对 THz 波的介电常数与双链 DNA 对 THz 波的介电常数不同的事实，并且表明单链 DNA 和双链 DNA 可以基于传输路径的 THz 波传输性能的不同而被分别识别。

[0004] 如上所述，当通过检测所使用的 THz 波传输条件的变化而获得材料的光学特性例如吸收系数、复折射率等时，可以进行材料的分析、检测、标识等。但是，在上述文献的方法中，没有用于以改进的可控性来将液体样本滴到传输路径上的手段，因此一般不容易将样本精确地滴到传输路径上。滴下的液体样本可能流动和扩展，所以也不容易适当地调节滴下的样本在传输路径上的位置以及 THz 波与样本之间的相互作用区域。

发明内容

[0005] 因此，本发明的目的是提供一种用于使用 THz 波检测液体对象或样本的信息的检测装置和方法。

[0006] 根据本发明的一个方面，提供了一种用于检测液体对象或样本的信息的检测装置，包括：传输路径、THz 波提供单元、THz 波检测单元和用于渗入和保持液体对象的渗透保持部件。提供单元将在 30GHz 到 30THz 频率范围中的电磁波，或者说 THz 波，提供到传输路径中。检测单元检测传输通过传输路径的 THz 波。渗透保持部件被设置在这样的位置：沿传输路径传播的 THz 波的电场分布在该位置的至少一部分中延伸。

[0007] 根据本发明的另一个方面，提供了一种用于检测液体对象或样本的信息的检测方法，所述检测方法包括：制备包括传输路径、THz 波提供单元和 THz 波检测单元的装置的步骤；以及将用于渗入和保持液体样本的渗透保持部件设置在这样的位置：沿传输路径传播的 THz 波的电场分布在该位置的至少一部分中延伸的第二步骤。提供单元将在 30GHz 到 30THz 频率范围中的电磁波，或者说 THz 波，提供到传输路径中。检测单元检测传输通过传输路径的 THz 波。在该检测方法中，在液体样本被渗入并保持在渗透保持部件中的条件下将 THz 波提供到传输路径中，并且检测传输通过传输路径的 THz 波以检测液体样本的信息。

[0008] 根据本发明，使用了用于渗入和保持液体对象或样本的渗透保持部件，因此可以准确和精确地调节被滴下的液体对象或样本在传输路径上的位置以及 THz 波与液体对象或样本之间的相互作用区。

[0009] 结合下面参照附图对本发明实施例和示例的详细描述，本发明的特征将更容易理解。

附图说明

[0010] 图 1A 是图示根据本发明的使用用于液体样本的渗入和保持的渗透保持部件的检测装置和方法的第一实施例和示例的平面图。

[0011] 图 1B 是沿图 1A 中线 B-B’取得的横截面视图。

[0012] 图 1C 是沿图 1A 中线 A-A’取得的横截面视图。

[0013] 图 2 是图示用于向本发明的检测装置的传输路径提供激光的光学系统的视图。

[0014] 图 3 是示出由本发明的检测装置的检测单元检测出的 THz 波的示例频谱的图。

[0015] 图 4A 是图示根据本发明的检测装置和方法的第二实施例的平面图，其中，用于液体样本的渗入和保持的渗透保持部件（多孔材料）的两侧被非渗透性部件（树脂片）设置。

[0016] 图 4B 是沿图 4A 中线 B-B’取得的横截面视图。

[0017] 图 4C 是沿图 4A 中线 A-A’取得的横截面视图。

[0018] 图 5A 是图示根据本发明的检测装置和方法的第三实施例的平面图，其中，用于液体样本的渗入和保持的渗透保持部件（多孔材料）被通过粘接设置。

[0019] 图 5B 是沿图 5A 中线 B-B’取得的横截面视图。

[0020] 图 5C 是沿图 5A 中线 A-A’取得的横截面视图。

[0021] 图 6A 是图示根据本发明的检测装置和方法的第四实施例的平面图，其中，在用于液体样本的渗入和保持的渗透保持部件（多孔材料）附近提供有流动路径。

[0022] 图 6B 是沿图 6A 中线 B-B’取得的横截面视图。

[0023] 图 6C 是沿图 6A 中线 A-A’取得的横截面视图。

[0024] 图 7A 是图示根据本发明的检测装置和方法的第五实施例的平面图，其中，在第二树脂层中形成有孔，并且用于液体样本的渗入和保持的渗透保持部件（多孔材料）被布置在该孔中。

[0025] 图 7B 是沿图 7A 中线 B-B’取得的横截面视图。

[0026] 图 7C 是沿图 7A 中线 A-A’取得的横截面视图。

[0027] 图 8A 是图示根据本发明的检测装置和方法的第六实施例的平面图，其中，电介质层包括用于液体样本的渗入和保持的渗透保持部件（多孔材料）。

[0028] 图 8B 是沿图 8A 中线 B-B’取得的横截面视图。

[0029] 图 8C 是沿图 8A 中线 A-A’取得的横截面视图。

[0030] 图 9A 是图示渗透保持部件（多孔材料）相对于传输路径的位置的平面图。

[0031] 图 9B 是示出沿图 9A 中传输路径传播的 THz 波的电场分布的图。

[0032] 图 9C 是图示渗透保持部件（多孔材料）相对于传输路径的位置的另一个平面图。

[0033] 图 9D 是示出沿图 9C 中传输路径传播的 THz 波的电场分布的图。

[0034] 图 10A 是图示渗透保持部件（多孔材料）相对于传输路径的位置的另一个平面

图。

[0035] 图 10B 是示出沿图 10A 中传输路径传播的 THz 波的电场分布的图。

[0036] 图 10C 是图示渗透保持部件（多孔材料）相对于传输路径的位置的另一个平面图。

[0037] 图 10D 是示出沿图 10C 中传输路径传播的 THz 波的电场分布的图。

具体实施方式

[0038] 下面将参照附图描述本发明的用于检测液体对象的信息的检测装置和方法的实施例和示例。

[0039] 用于检测液体对象或样本的信息的装置的典型实施例包括用于通过其传输 THz 波的传输路径、用于通过耦合部分将 THz 波提供给传输路径的 THz 波提供单元、以及用于检测经由耦合部分从传输路径接收的 THz 波的 THz 波检测单元。此外，通过传输路径周围或者在形成传输路径的电介质层的一部分中的毛细力、表面张力等提供用于液体样本的渗入和保持的渗透保持部件。

[0040] 渗透保持部件被设置在这样的位置：沿传输路径传播的 THz 波的电场分布在该位置的至少一部分中延伸。在上述构造中，检测单元可以获得通过传输路径传输的 THz 波传输条件由于液体样本的成分、其存在或不存在等引起的变化的信息。因此，可以得到液体样本的信息。

[0041] 渗透保持部件使得能够将通过滴下等方式提供的液体样本通过毛细力等均匀地渗入到其中并且被保持在其中。渗透保持部件防止液体样本流出。此外，即使在液体样本变干并且其溶质沉淀在渗透保持部件中的情况下，溶质也被均匀地保持在渗透保持部件中。这里，词语“均匀地”意思是样本对所使用的 THz 波给出基本上均匀的作用。换句话说，当以约为所使用 THz 波的波长的位置分辨率观察样本时，样本均匀地作用于 THz 波。

[0042] 相应地，当渗透保持部件被精确设置时，沿传输路径传播的 THz 波与被保持在渗透保持部件中的样本之间的相互作用区域实际上总是被以合适的方式建立。还通过被滴在渗透保持部件的任何位置上的液体样本实际上渗入其整体而没有失败的事实确保这一点。相应地，甚至可以精确实现测量样本浓度的定量检测等。

[0043] 渗透保持部件的构成材料优选是对所使用的 THz 波具有高透射率的材料。渗透保持部件的结构可以是多孔的、纤维状的、针状的等等。其精细结构的尺寸（即孔的直径、纤维厚度或纤维间距离、或者针的厚度或针之间的距离）最好与所使用的 THz 波的波长相比足够小使得它不散射辐射。

[0044] 渗透保持部件纵向侧的长度优选地小于传输路径的长度。其原因是因为当样本被滴到渗透保持部件上时液体样本几乎渗入到整个渗透保持部件中，液体样本与沿传输路径传播的 THz 波之间的相互作用区域被通过渗透保持部件的尺寸调节。此外，传播的 THz 波的电场分布在传输路径外面极弱，因此，这对检测没有贡献。但是，当形成用于防止液体样本的渗入超出传输路径区域的机制时，即使是纵向侧比传输路径更长的渗透保持部件也可以使用。即，例如，通过用由非渗透性材料制成的框架部件按下并挤压渗透保持部件的一部分来防止渗入超出期望区域的机制。

[0045] 作为用于将液体样本渗入并保持在渗透保持部件中的方法，可以使用注射装置例

如能够滴下液体微滴的微注射器和吸液管。

[0046] 当被提供到渗透保持部件上的液体样本量超过其渗透保持能力时，就有液体样本从渗透保持部件中出来的可能性。在这种情况下，优选的是与渗透保持部件的一部分或全部相邻布置液体样本不能够渗入的非渗透性部件（例如，固体树脂）。从而，可以确保液体样本不会从渗透保持部件中出来，并且可以精确地调节液体样本与 THz 波之间的相互作用区域。

[0047] 当被滴下的液体样本的量超过由非渗透性部件形成的空间的体积时，液体样本的体积可以通过擦除溢出的液体样本而被保持在预定的值。

[0048] 非渗透性部件可以布置为与渗透保持部件的至少一部分（例如，两侧，或四侧）相邻以将其保持在传输路径附近的预定位置。例如，在两侧的情况下，非渗透性部件被布置为邻接沿传输路径延伸的渗透保持部件的两侧或两个表面。在四侧的情况下，非渗透性部件被布置为邻接沿传输路径延伸的渗透保持部件的两侧或两个表面以及在横穿传输路径的方向上延伸的其两侧或两个表面。

[0049] 当非渗透性部件被布置为与渗透保持部件的一部分或全部相邻时，可以在渗透保持部件与非渗透性部件之间形成小于所使用的 THz 波的波长的间隔。可以使用该间隔作为导向流路将液体样本提供到渗透保持部件。在另一种构造中，可以使渗透保持部件与非渗透性部件紧密接触。

[0050] 当使用非渗透性部件时，存在非渗透性部件对所使用的 THz 波的光学常数（折射率、吸收系数等）大致等于渗透保持部件的光学常数的情况，也存在不是这样的情况。前一种情况是在沿传输路径传播的 THz 波在渗透保持部件与非渗透性部件之间的边界处没有被强反射的情况下进行检测的情况。后一种情况是积极使用渗透保持部件与非渗透性部件之间边界处的反射并且构造了 THz 波谐振器或 THz 波滤波器的情况。在这后一种情况下，基于由于向渗透保持部件提供液体样本所引起的 THz 波谐振器或 THz 波滤波器的性能变化而进行液体样本的检测。

[0051] 例如，当用金属微带线作为传输路径时，渗透保持部件被布置为跨过其信号线。在另一种情况下，渗透保持部件可以被用作传输路径的信号线与接地面之间的电介质。优选的是，渗透保持部件被全部布置在传输路径中，或者被布置在 THz 波的电场相对较强分布的附近区域中。从而，可以实现液体样本与 THz 波之间的有效相互作用，并且可以改进检测的精确度。

[0052] 例如，当如图 9A 图示，渗透保持部件 92 比如多孔材料被布置在与包括信号线 91（传输路径）的基板平行的平面上时，该平面上存在的电场关于信号线的几何对称中心线对称分布，如图 9B 所示。在这种情况下，当电场的几何对称中心线与信号线的几何对称中心线大致对准时，渗透保持部件中的样本与沿传输路径传播的 THz 波之间的相互作用变得最强。当在图 9B 中设置 $E(0) = 1$ 时，该波与该对象之间的相互作用实际上可以在直到 $E(X) = 1/e^2$ 的位置出现。所以，渗透保持部件应当设置在 $E(X) > 1/e^2$ 的范围内。不用说，最好将对象设在 $E(0) = 1$ 的位置上。图 9D、图 10B 和图 10D 也分别示出了电场分布。渗透保持部件具有各种形状，而电场分布的曲线根据渗透保持部件的形状而改变。

[0053] 此外，同样在渗透保持部件被用作信号线与接地面之间的电介质时，与基板平行并且靠近接地面的平面上存在的电场关于与信号线平行的几何对称中心线对称分布。相应

地，同样在这种情况下，当电场的对称中心线与信号线的几何对称中心线大致对准时，渗透保持部件中的样本与沿传输路径传播的 THz 波之间的相互作用变得最强。

[0054] 有存在沿与 THz 波传播方向平行和垂直的方向延伸的两条电场分布对称中心线的情况。在这种情况下，优选与传播方向平行的电场分布的对称中心线与渗透保持部件的对称中心线大致对准。

[0055] 一般而言，在与构成传输路径的基板平行的平面中观察，沿传输路径的 THz 波的电场分布关于与传输路径的对称中心线平行的中心线对称。在这种情况下，当设置渗透保持部件的平面中的电场分布的对称中心线与渗透保持部件的中心线大致对准时，渗透保持部件中的样本与沿传输路径传播的 THz 波之间的相互作用变得最强。

[0056] 此外，例如，当渗透保持部件 93 例如多孔材料如图 9C 所示不对称时，优选的是渗透保持部件的几何重心线（经过重心的线）与电场分布的对称中心线大致对准，如图 9D 所示。

[0057] 而且，例如，当 THz 波的电场分布如图 10A 到图 10D 所示不对称时，优选的是电场分布的几何重心线分别与渗透保持部件 102 和 103 的对称中心线（在图 10A 和 10B 的情况下）或者几何重心线（在图 10C 和 10D 的情况下）大致对准。在图 10A 和 10C 中，构件 101 描绘的是信号线。

[0058] 由于样本渗入到渗透保持部件中而引起的 THz 波传输条件的变化包括 THz 波强度的变化、THz 波电场振幅或波形的变化等。当获得 THz 波的时域波形时，通过传输路径传输的 THz 波频谱可以通过对时域波形进行傅立叶变换而得到。样本的检测可以基于频谱的变化而实现。折射率、透射率、吸收系数等可以根据这些变化而获得。因此，可以获得样本的信息，例如其身份 (dentification)。

[0059] 渗透保持部件优选地在沿传输路径传播的 THz 波的整个频率范围上都具有高且均匀的透射率。因为沿传输路径传播的 THz 波的频率范围取决于 THz 波产生源的性能和传输路径的结构，所以实际得到的高且均匀的透射率的特性根据情况而改变。

[0060] 渗透保持部件在传输路径上的布置方式根据渗透保持部件的结构（确定有效介电常数等的结构）对沿传输路径传播的 THz 波是各向同性还是各向异性而不同。此外，渗透保持部件在传输路径上的布置方式根据液体样本是以各向同性的方式还是各向异性的方式渗入到渗透保持部件中而不同。更具体地，当渗透保持部件是各向同性时，渗透保持部件可以不考虑其放置方向而被设置在传输路径上，因此它可以被容易地放置。当渗透保持部件是各向异性时，渗透保持部件需要以例如使得渗透保持部件的特征方向与传输路径的延伸方向或者其传输路径的垂直方向对准的方式设置在传输路径上。从而，可以改进液体样本检测的可再现性。

[0061] 作为具有如上所述的高且均匀透射率的材料，有由聚丙烯、聚砜、尼龙和聚醚砜制成的颗粒状或海绵状结构的多孔材料。这些示例也是各向同性的渗透保持部件。具有颗粒状结构的多孔材料是大量细小颗粒散布其中并且以点或面相互接触的材料。具有海绵状结构的材料是大量细小的孔散布在基质材料中的材料。大量细小颗粒以各向同性方式散布在其中（即细小颗粒的填充率 (charging rate) 在每单位区域中基本上是恒定的）、并且基本上不包括纤维状结构的具有颗粒状结构的多孔材料是优选的各向同性渗透保持部件。此外，大量细小的孔以各向同性方式散布在其中（即微孔群的容积率在每单位区域中基本上

是恒定的）、并且基本上不包括纤维状结构的具有海绵状结构的多孔材料是优选的各向同性渗透保持部件。

[0062] 本发明的发明人进行了如下实验以获得各种多孔材料的透射率。在该实验中，通过从光电导天线产生 THz 波脉冲、在空间中传输 THz 波脉冲并且由另一个光电导天线检测 THz 波脉冲的所谓太赫兹时域频谱法进行检测。片状多孔材料被放置在 THz 波脉冲的传输路径中，以获得多孔材料的透射率。

[0063] 根据上述实验的结果，可以理解每一种多孔材料都显示出优选的透射率。具体地，具有由聚丙烯、聚砜、尼龙和聚醚砜制成的颗粒状或海绵状结构的多孔材料显示出如下结果。对 2.0THz 的 THz 波的透射率在 90％以上，并且通过下式 (1) 定义的给出透射率均匀性的值 v’高于 20（见下面的表 1-1 和 1-2）。这里，透射率是由 THz 波在传输通过多孔材料之后的振幅绝对值与在传输通过多孔材料之前的振幅绝对值之间的比率定义的振幅透射率。

[0064] $v' = |T_M - 1| / |T_L - T_H|$ (1)

[0065] v’等于将一个值（该值通过从用于测量的 THz 波的最高频率与最低频率之间的中间点附近的频率的透射率 T_M 减一 (1) 来获得）除以最高频率下的透射率 T_H 与最低频率下的透射率 T_L 之差、并取该商的绝对值而获得的值。该值给出在频率范围上透射率的均匀度。当值 v’增加时，透射率的频率依赖度降低。例如，在值 v’为无限的极限情况下，值 v’不依赖于频率。由式 (1) 给出的透射率均匀度的指示是参照在光学材料领域中使用的用于给出折射率的频率依赖性的阿贝数定义的。以下，值 v’将被称作透射率阿贝数。

[0066] 表 1-1

[0067]

膜滤波器的主要材料	振幅透射率			孔直径（微米）	厚度（微米）	用途
	0.5 THz	1.0 THz	2.0 THz			
聚丙烯	100	98	96	0.45	114	溶液和溶剂可用
聚砜	97	97	100	0.45	145	活体和药物的消毒和过滤
聚醚砜	98	96	100	0.45	140	活体和药物的消毒和过滤
尼龙	97	96	95	0.45	127	适于有机溶剂
聚偏二氟乙烯	98	96	84	0.45	147	适于蛋白质和核酸
硝化纤维素	97	91	85	0.2	145	Western 转膜

纤维素	95	89	70	20 到 25	210	用于 A1 等的分析
玻璃纤维	98	90	80	1.6	260	空气污染的监测
纤维素混合酯	98	95	88	0.8	152	微生物鉴定
石英纤维	98	99	82		450	原子吸收分析和发射频谱学

[0068] 表 1-2

[0069]

膜滤波器的主要材料	性能	过滤速度	均匀度（偏心率）	阿贝数	多孔结构属性
			*1		
聚丙烯	低蛋白质的吸收	高	1.02	24.3	海绵状
聚砜	低蛋白质的吸收	高	1.09	32.0	海绵状
聚醚砜	低生物分子的吸收	高	1.00	47.5	颗粒状
尼龙	膜本身的亲水性	高	1.01	47.5	海绵状
聚偏二氟乙烯	对生物溶剂的抵抗性	无滤过	不能估计	6.79	纤维状和颗粒状
硝化纤维素	对蛋白质和核酸的高耦合能力	非常低	1.16	7.50	纤维状
纤维素	对于凝胶状沉淀剂	非常高	1.11	3.52	纤维状
玻璃纤维	细小颗粒的高过滤速度和保持	非常高	不清楚	4.94	纤维状
纤维素混合酯	高捕获率	低	1.36	9.40	纤维状和海绵状
石英纤维	低背景	非常高	1.12	6.13	纤维状

[0070] 注意，在 *1 栏中，1.0 代表真正的圆，聚偏二氟乙烯不能被估计是因为液体不能渗入到聚偏二氟乙烯中，玻璃纤维不清楚是因为液体渗入区域的边界不清楚。

[0071] 上述的颗粒状或海绵状结构可以通过以下标准与非颗粒状或非海绵状结构区分开。在液滴被滴在片状多孔材料上时，当滴下的液滴的展开大致为圆形时，片状多孔材料可以被看作是具有颗粒状或海绵状结构。当滴下的液滴的展开不是圆形例如是椭圆形时，片状多孔材料不能被看作是具有颗粒状或海绵状结构。在非圆形展开的情况下，当通过将椭圆形等的较长直径除以其较短直径获得的值在 1.11 之上时，可以确定展开是非均匀的。因

此，关于颗粒状或海绵状结构与非颗粒状或非海绵状结构之间的边界结构，如果展开显示出小于 1.11 的上述值，那么多孔材料可以被看作是具有颗粒状或海绵状结构。

[0072] 为了对上述内容进行解释，具有由聚丙烯、聚砜、尼龙和聚醚砜制成的颗粒状或海绵状结构的多孔材料具有相对较宽的对 THz 波的透射率高的范围，可以被用作优选的渗透保持材料。

[0073] 即使材料不是上述的聚丙烯、聚砜、尼龙和聚醚砜，具有由对 THz 波的透射率高的材料制成的颗粒状或海绵状结构的多孔材料也是优选的。这种多孔材料被认为对 THz 波具有较高的透射率和大的透射率均匀性。

[0074] 渗透保持部件的主要目的是保持液体样本或对象。因此，渗透保持部件不一定是具有由上述聚丙烯、聚砜、尼龙和聚醚砜制成的颗粒状或海绵状结构的多孔材料。此外，所产生的或被检测的 THz 波的实际频率范围由于传输路径的结构以及 THz 波发生器的性能而可以不在表 1-1 和 1-2 中描述的 0.5THz 和 2.0THz 之间的范围内。相应地，在实际的频率范围中，允许使用对 THz 波具有充分高且均匀的透射率的材料。

[0075] 上面讨论的具有颗粒状或海绵状结构的多孔材料具有各向同性的结构，使得它可以被有利地设置在传输路径上而不必考虑其布置方向。与此相对比，具有纤维状结构的多孔材料当其以例如使得其纤维方向与传输路径的延伸方向或其垂直方向对准的方式设置在传输路径上时可以改进检测的可再现性。此外，当液体样本被滴到具有纤维状结构的多孔材料上时，样本可能以椭圆形渗入。因此，当椭圆形的长直径方向与传输路径的延伸方向对准时，可以实现 THz 波与液体样本之间的有效相互作用，并且改进检测的灵敏度。

[0076] 下面将参照图 1A 到 1C 更详细地描述实施例。在第一实施例的检测装置中，传输路径的接地层是通过真空蒸镀等形成在基板 11 上的金属面 12。基板 11 例如是硅基板。金属面 12 由例如 500 Å 薄钛和 3000 Å 薄金形成。在金属面 12 上，两个 LT（低温）-GaAs 层 13a 和 13b 被通过外延迁移技术等形成。在 LT-GaAs 层 13a 和 13b 上形成对 THz 波相对透明的电介质层 14。电介质层 14 由例如 BCB（苯并环丁烯）制成。电介质层 14 的厚度例如是 5 微米。电介质层 14 的一部分被除去，并且 LT-GaAs 层 13a 和 13b 被部分露出。在电介质层 14 上，形成以约 5 微米到 10 微米的宽度和约 1 毫米的纵向长度延伸的金属线（信号线）15。约 5 微米到 10 微米的缝隙 16a 和 16b 被形成在沿金属线 15 的两个区域中。电极 18a、18b、18c 和 18d 被提供在金属线 15 的端部。传输路径 101 被构造成在金属线 15 的延伸方向上延伸。

[0077] 多孔材料 17 被布置在金属线 15 上。多孔材料 17 是用于通过毛细力等保持液体样本的渗透保持部件。例如，用矩形膜过滤器作为多孔材料 17。用对 THz 波的损耗小的胶粘剂设置多孔材料 17，或者通过使用另一个部件将其压靠在传输路径 101 上而设置。下面描述使用树脂板（非渗透性部件）19 将多孔材料 17 推靠在传输路径 101 上的方法。

[0078] 在该方法中，在具有约 1mm 厚度的聚苯乙烯板 19 中形成孔，并且使用胶粘剂等将具有稍微大于孔的外部尺寸的多孔材料 17 设置为覆盖所述孔。聚苯乙烯板 19 被布置为使得多孔材料 17 在两个 LT-GaAs 层 13a 和 13b 之间的位置跨过金属线 15。优选地，多孔材料的对称中心线与线 15 大致对准。其原因如下。在如上所述的微带线类型的传输路径 101 的情况下，当位置趋近金属线 15 的中心时，在该位置处 THz 波的电场变得更强。相应地，当多孔材料 17 的对称中心线与线 15 大致对准时，被保持在多孔材料 17 中的液体样本与沿传

输路径 101 传播的 THz 波之间的相互作用变得更强。此外，优选的是使多孔材料 17 与线 15 接触，因为上述相互作用增加。

[0079] 为了实现使得多孔材料 17 的对称中心线与线 15 大致对准的这种精确对准的目的，在多孔材料 17 或聚苯乙烯板 19 的一部分上以及电介质层 14 的一部分上可以提供标记（对准标记）100。

[0080] 聚苯乙烯板 19 对 THz 波的折射率优选地接近多孔材料 17 的折射率。这是因为如果那些折射率有很大不同，那么在边界处可能会发生由于阻抗不匹配引起的反射等。例如，由亲水的聚醚砜制成的具有 0.45 微米平均孔直径的膜过滤器 (Nihon Pall 有限公司的产品 :产品号 60172) 可以被用作多孔材料 17，并且涂覆有疏水的泡沫状苯乙烯的聚苯乙烯板可以被用作聚苯乙烯板 19。在这种情况下，多孔材料 17 的折射率约为 1.2，并且聚苯乙烯板 19 的折射率为约 1.05 到约 1.1。

[0081] 优选地，矩形多孔材料 17 的宽度大致是线 15 宽度的三倍以上。用于传输 THz 波的传输路径 101 包括金属面 12、电介质层 14 和线 15。利用微带线类型的这种传输路径，传播 THz 波的电场在宽度为线 15 宽度的约三倍那么大的区域内都很强地存在。因此，当多孔材料 17 的宽度被大致设定为线 15 宽度的三倍以上时，被保持在多孔材料 17 中的样本与传播的 THz 波之间的相互作用增加。但是，多孔材料 17 的宽度可以根据制造方便而被制作得更大。关于其侧边的纵向长度，优选的是小于传输路径的长度。在本实施例中，多孔材料 17 的长度、宽度和厚度分别为例如约 0.6mm、约 0.4mm 和约 150 微米。

[0082] 多孔材料 17 的平均孔直径为例如 0.5 微米。此外，多孔材料 17 由对 THz 波具有高透射率的材料（例如，亲水的聚醚砜）制成。

[0083] 在线 15 的端部分别提供两对电极 18a 和 18c ;18b 和 18d。通过 THz 波提供单元中的电极 18a 施加约 10V 的电压，并且 THz 波检测单元中的电极 18b 连接到信号放大器 (AMP)110。另一对电极 18c 和 18d 被连接到地。在本实施例中，线 15 的端部分别作为用于将来自提供单元的 THz 波耦合到传输路径的耦合器、以及用于将来自传输路径的 THz 波耦合到检测单元的耦合器。

[0084] 在本实施例中，THz 波提供单元的缝隙 16a 被飞秒 (fsec) 激光照射以产生 THz 波，并且 THz 波通过线 15 朝着 THz 波检测单元的缝隙 16b 传输。在通过传输路径传输的过程中，THz 波与渗入到多孔材料 17 中的样本相互作用。另一方面，THz 波检测单元的缝隙 16b 被飞秒激光照射，并且通过线 15 传输的 THz 波被通过信号放大器 110 检测。

[0085] 液体样本例如 DNA 溶液被使用微注射器等滴下并且渗入到多孔部件 17 中。液体样本通过毛细力等渗入并且被保持在多孔部件 17 中。由检测单元检测的 THz 波的传输条件被保持在多孔部件 17 中的样本改变（例如，被减弱）。因而可以从基于上述改变的谱等中得到样本的信息。

[0086] 图 2 图示了优选地被上述检测装置使用的外围光学系统。如图 2 示的，从锁模 Ti ：蓝宝石激光器（飞秒激光器）21 发射出的飞秒脉冲激光被分束器 26 分开。一束激光被聚集并且被照射在图 1 所示的被施加了电压的 THz 波提供单元的缝隙 16a 上。另一束激光被传输通过时间延迟光学系统 22，然后被聚集并照射到图 1 的连接到信号放大器 110 的 THz 波检测单元的缝隙 16b 上。

[0087] 检测装置 24 中缝隙 16a 与 16b 之间的间隔极窄（例如，约 1nm)。相应地，优选的

是在上述聚集和照射之前重新汇集被分开的激光脉冲，并通过单个物镜 23 等将重新汇集的光脉冲分别投射到缝隙上。被通过传输路径 101 传输的 THz 波的时域波形可以在来回移动时间延迟系统 22 时获得。所获得的时域波形的傅立叶变换给出其传输条件根据样本的特性、存在或不存在等而被改变的 THz 波频谱。因而可以得到样本的信息。

[0088] 在上面的讨论中，用多孔材料作为渗透保持部件，但是也可以使用纤维状材料和针状材料。此外，在上面的描述中，使用聚苯乙烯板（非渗透性部件）将多孔材料 17 设置在传输路径上。但是，渗透保持部件可以通过胶粘剂或通过热压粘接而直接设置在传输路径上。而且，传输路径的电介质可以由能够通过毛细力等渗入和保持液体样本的材料例如多孔材料制成。

[0089] 关于传输路径的结构和构造，不限于上述的微带线。传输路径还可以由带状线、共面带状线、共面波导、微共面带状线、板线 (slab line)、槽线等形成。

[0090] 在上述检测装置和方法中，使用了用于液体样本的渗入和保持的渗透保持部件。因此，可以精确调节液体样本相对于传输路径的位置。因此，即使样本的定量检测、检查和测量例如其浓度的测量也可以以改进的可再现性实现。此外，当液体样本被滴到渗透保持部件中并且在其中变干时，沉积的样本的厚度变得均匀。液体样本在渗透保持部件中的展开在每次滴下样本时保持不变，因而样本与 THz 波之间的相互作用量 (volume) 不波动。

[0091] 在传统的装置和方法中，例如，有可能样本液滴落下，当在样本充分变干之前传输路径被剧烈操纵时，样本与 THz 波之间的相互作用量会改变。在上述实施例中，可以消除这种可能性。

[0092] 因此，在上述实施例中，在每一次检测中，可以精确地将期望量的液体样本设置在传输路径上或者在它的期望部分附近。即使定量测量也可以以很好的可再现性容易地进行。例如，即使在液体样本变干时，诸如 DNA 的活体也可以被保持在渗透保持部件中并且其三维构造不改变。可以得到样本的精确信息。

[0093] 下面将给出对更多具体的实施例和示例的描述。将参照图 1A 到 1C 描述第一实施例。第一实施例对应于上面讨论的实施例。在该实施例中，制备了附接到聚苯乙烯板 19 的多孔材料 17，并且将其设置在线 15 上。优选用前面提到的由 Nihon Pall 有限公司生产的膜过滤器（产品号 60172）作多孔材料 17。当其上附接有多孔材料 17 的聚苯乙烯板 19 被布置在线 15 上时，优选使用标记（对准标记）100。相应地，多孔材料 17 可以相对于线 15 被设置在期望位置上。

[0094] 当液体样本被渗入到设置在线 15 上的多孔材料 17 中时，使用微注射器（例如由 NARISHIGE SCIENTIFIC INSTRUMENT LAB. 生产的可编程微注射器 IM-300）通过聚苯乙烯板 19 中的孔将 DNA 溶液滴到多孔材料 17 上。DNA 溶液的浓度是例如 0.5 毫克 / 毫升。被滴下的量为例如 30nl。被滴下的 DNA 溶液渗入和保持在多孔材料 17 中，并且到达信号线 15 与多孔材料 17 之间的接触界面。在被滴下的量极少（例如，1pl）的情况下，有可能被滴下的 DNA 溶液不会渗入到整个多孔材料 17 中。这严重阻碍了有效实现样本与 THz 波之间的相互作用区域的精确调节。因此，需要滴下足够的量以达到液体样本在整个多孔材料 17 中的渗入。此外，同样在 DNA 溶液由于过稠的浓度、过高的粘度等而没有充分渗入到多孔材料 17 中的情况下，也不能获得有效实现。因此，在这种情况下，例如，溶液应该被适当稀释。多孔材料 17 中的 DNA 溶液的浓度可以通过样本的滴下和变干的重复来增加。

[0095] 被滴到多孔材料上的 DNA 溶液在室温下变干。之后，根据在上述实施例中描述的方法，由 THz 波提供单元产生的 THz 波被通过传输路径 101 传输以检测例如 THz 波形的时域波形。

[0096] 图 3 示出了对被通过传输路径 101 传输并由 THz 波检测单元检测的 THz 波的时域波形进行傅立叶变换得到的示例频谱。在图 3 中，实线 a 图示了在 DNA 溶液被滴到多孔材料 17 上之前检测到的 THz 波的示例频谱，虚线 b 图示了在 DNA 溶液被滴下并且变干之后检测到的 THz 波的示例频谱。DNA 的存在、量等的信息可以基于如图 3 图示的在样本滴下之前和之后检测到的 THz 波频谱的区别而检测。在本实施例中，在样本滴下之后检测到的 THz 波频谱可以以很好的可再现性获得，从而可以得到样本的精确信息。与之相对比，传统技术不容易以优选的可再现性将液体样本稳定地滴在传输路径的合适位置上。因此，根据传统技术，一般不能以令人满意的可再现性获得在样本滴下之后检测到的 THz 波频谱。

[0097] 在第一实施例中，DNA 溶液被大致均匀地保持在设置在传输路径 101 上的多孔材料 17 中。相应地，在定量测量中获得可再现性，并且保证精确的定量检测。多孔材料 17 的体积大约为 0.6mm（在与信号线 15 平行的方向上的长度）×0.4mm（在与信号线 15 垂直的方向上的宽度）×0.15mm（厚度）。因此，液体样本可以被集中在传播中的 THz 波有相对较强分布的区域中。因此，可以实现有效且精确的检测。

[0098] 此外，在本实施例中，聚苯乙烯板（非渗透性部件）19 的框架存在于多孔材料 17 周围。因此，即使滴下过多的液体样本超出多孔材料 17 的液体保持能力，实际上液体样本也不可能从多孔材料中出来。当滴下超过由聚苯乙烯框架限定的体积液体样本时，可以擦除多余的液体样本。因而，可以有效调节液体样本的分布。

[0099] 而且，通过连同树脂板 19 去除已使用的多孔材料 17 并且在相同的传输路径 101 上布置具有多孔材料的未被使用的树脂板，可以重复进行检测。当提供标记（对准标记）100 时，可以在每次检测时都稳定地建立线 15 与多孔材料 17 之间的相对位置关系。因而确保了可再现性。

[0100] 下面将参照图 4A 到 4C 描述本发明的第二实施例。同样在本实施例中，与第一实施例类似，多孔材料 42 被设置为跨过包括 THz 波提供单元、传输路径（微带线结构）和检测单元的检测装置中的线 41。在第二实施例中，两个非渗透性部件或聚苯乙烯板 43a 和 43b 分别被压在多孔材料 42 的两侧（与线 41 平行）。这样就设置好了多孔材料 42。第二实施例的其它结构基本上与第一实施例中的那些相同，在图 4A 到 4C 中，那些相同构件的附图标记被省略。

[0101] 聚苯乙烯板 43 优选地在纵向上稍大于多孔材料 41（例如 1mm×0.6mm）。两个聚苯乙烯板 43a 和 43b 优选彼此间隔开的距离比线 31 的宽度的三倍还多（例如，每一个板离开线 41 的中心的距离比其宽度的 1.5 倍还多）。原因是这种布置可以防止由于聚苯乙烯板 43 的存在引起的传输路径的阻抗变化。

[0102] 同样在第二实施例中，THz 波提供单元的缝隙被飞秒（fsec）激光照射以产生 THz 波，并且 THz 波通过传输路径传输。在与多孔材料 42 中的样本相互作用之后，THz 波到达 THz 波检测单元。因而，可以获得 THz 波的时域波形等。

[0103] 在第二实施例中，多孔材料 42 与线 41 直接接触，并且没有例如粘合剂的干扰物质存在于其间。在本实施例中可以期望可靠的检测。此外，聚苯乙烯板 43a 和 43b 如上所述

沿着多孔材料 42 的两侧延伸。相应地，即使在滴下超出多孔材料 42 的液体保持能力的液体样本时，实际上也没有液体样本朝向离开线 41 的方向展开。当多孔材料 42 是具有其中的液体难以在与线 41 平行的方向上展开的性能的各向异性多孔材料或纤维状材料时，液体样本保持在多孔材料 42 中。相应地，可以一次滴下相对较多的液体样本。因而，可以更有效地调节液体样本的分布。

[0104] 下面将参照图 5A 到 5C 描述本发明的第三实施例。在本实施例中，多孔材料 52 被通过粘接等设置为跨过线 51。例如，诸如 BCB 和光刻胶的粘合剂被涂敷到多孔材料 52 靠近其与线 51 平行的两侧的外围部分上，并且多孔材料 52 被跨过线 51 粘接到传输路径上。可以提供对准标记以在粘接时对准。在第三实施例中，可以减少构件的数量。第三实施例的其它结构与第一实施例的那些基本相同。同样在图 5A 到 5C 中，那些相同构件的附图标记被省略。

[0105] 同样在第三实施例中，THz 波提供单元的缝隙被飞秒 (fsec) 激光照射以产生 THz 波，并且 THz 波通过传输路径传输。在与多孔材料 52 中的样本相互作用之后，THz 波到达 THz 波检测单元。因而，例如，可以获得 THz 波的时域波形。

[0106] 下面将参照图 6A 到 6C 描述本发明的第四实施例。在本实施例中，在具有约 1mm 厚度的聚苯乙烯板 63 中形成孔，并且使用胶粘剂等将具有稍大于孔的外部尺寸的多孔材料 62 设置为由其覆盖孔。聚苯乙烯板 63 是对 THz 波具有高透射率的树脂的非渗透性部件。例如，孔的尺寸约为 0.4mm×0.3mm，并且多孔材料 62 的尺寸是 0.6mm×0.4mm。构件 61 表示金属线（信号线）。第四实施例的其它结构与第一实施例的那些基本相同。同样在图 6A 到 6C 中，那些相同构件的附图标记被省略。

[0107] 可以在聚苯乙烯板 63 中围绕多孔材料 62 形成流动路径 64，如图 6A 到 6C 图示。流动路径 64 延伸到聚苯乙烯板 63 的侧边。流动路径 64 的横截面的尺寸为约 0.05mm×0.5mm。在这种情况下，液体样本被引导通过在聚苯乙烯板 63 侧边的流动路径 64 的入口。通过微注射器等被滴到流体路径 64 的入口中的液体样本由于流动路径 64 的毛细力等到达多孔材料 62。液体样本由于其毛细力等被渗入并保持在多孔材料 62 中。

[0108] 流动路径 64 可以连接到用于存储液体样本的存储池等。在这种结构中，微注射器的毛细管在滴下液体样本时不需要与多孔材料 62 精确对准，因而可以容易地将样本引入多孔材料 62。此外，可以降低注射器的毛细管毁坏多孔材料或传输路径的可能性。

[0109] 同样在第四实施例中，与第一实施例类似，THz 波传输通过传输路径。在与多孔材料 62 中的样本相互作用之后，THz 波到达 THz 波检测单元。因而，例如，可以获得 THz 波的时域波形。

[0110] 下面将参照图 7A 到 7C 描述本发明的第五实施例。在本实施例中，在包括 THz 波提供单元、传输路径（微带线结构）和检测单元的检测装置中的 BCB 层 71 上形成第二树脂层 73。通过等离子体蚀刻等在第二树脂层 73 的部分中形成孔 73。第二树脂层（非渗透性部件）73 由其中不能渗入和保持液体样本的材料（例如 BCB）制成。第二树脂层 73 可以由光刻胶形成，并且孔 74 可以通过光刻等方法形成。

[0111] 孔 74 的尺寸大约等于或稍大于多孔材料 75 的尺寸。多孔材料 75 被设置在孔 74 中。可以在多孔材料 75 与孔 74 的边缘之间形成缝隙。在另一种构造中，多孔材料 75 可以与孔 74 的边缘接触。第二树脂层 73 的厚度可以大于或小于多孔材料 75 的厚度。多孔材

料 75 被设置在孔 74 中，使得多孔材料 75 与线 72 平行的两侧被通过粘合剂等粘接。第五实施例的其它结构与第一实施例的那些基本相同。同样在图 7A 到 7C 中，那些相同构件的附图标记被省略。

[0112] 在第五实施例中，可以整体制造如在第三和第四实施例中描述的非渗透性部件和流体路径。因此，在第五实施例中可以减少构件的数量。

[0113] 下面将参照图 8A 到 8C 描述第六实施例。在第六实施例的检测装置中，传输路径的接地层是通过真空蒸镀等形成在基板 81 上的金属板 82。基板 82 例如是硅基板。金属板 82 由例如 500 Å 薄钛和 3000 Å 薄金形成。在金属板 82 上，通过外延迁移等形成两个 LT-GaAs 层 83a 和 83b。在金属板 82 上形成对 THz 波透明的电介质层 86。然后，在两个 LT-GaAs 层 83a 和 83b 上面的部分中以及两者之间的部分中形成窗口。多孔材料 84 通过热压粘接、粘合剂粘接等而被设置在形成于 LT-GaAs 层 83a 和 83b 上的窗口中。树脂层 86 中的窗口稍大于多孔材料 84，使得可以通过多孔材料 84 的侧边提供液体样本。多孔材料 84 被预先处理使得其与基板侧相对的表面可以是其上的孔被挤压 (pack) 的平滑的平坦面。或者，将树脂膜等附接到多孔材料 84 的上述表面上。

[0114] 通过真空蒸镀等在上述结构的表面上形成金属线 85。金属板 82、多孔材料 84 和线 85 构成微带线类型的传输路径。在本实施例中，多孔材料 84 也作为传输路径的电介质层。第六实施例的其它结构与第一实施例的那些基本相同。同样在图 8A 到 8C 中，那些相同构件的附图标记被省略。

[0115] 在上述结构中，在多孔材料 84 侧边附近放置玻璃毛细管 86 以通过其提供液体样本。液体样本因而渗入到多孔材料 84 中。可以替代玻璃毛细管而使用流体路径。

[0116] 在本实施例中，在传输路径的电介质层中提供多孔材料 84，使得可以以预定的量将液体样本提供到强电场分布中的预定位置。同样，在第六实施例中，THz 波通过传输路径传输。在与多孔材料 84 中的样本有效相互作用之后，THz 波到达 THz 波检测单元。因而，例如，可以获得 THz 波的时域波形。

[0117] 下面将描述第七实施例。在第七实施例的检测装置中，渗入到多孔材料中的液体样本被冷却和冷冻。当含有挥发性液体的液体样本渗入多孔材料中时，液体随着时间蒸发，并且只有不易挥发成分保持在多孔材料中。由于蒸发随时间继续，所以液体样本的检测结果随着时间而变化。此外，蒸发所需时间和蒸发之后样本的水分含量根据例如液体样本存在的地方的温度和湿度的环境条件而改变。

[0118] 为了克服这种问题并得到稳定的检测结果，渗入到多孔材料中的液体样本被冷却和冷冻。按照使得检测样本的条件不能随时间改变的定时来进行冷冻。冷冻例如可以通过在测量样本上吹冷气（例如，冷却液氮）以直接使样本冷冻的方法或者使用珀尔帖 (Peltier) 设备等冷却传输路径以间接冷冻样本的方法来进行。

[0119] 在冷冻时，例如膜过滤器的多孔材料还作为用于防止热量从外部流入冷冻样本中的绝热材料。

[0120] 本实施例可以用于对包含在来自活体的液体中的材料的检测。例如，汗液或血液渗入并且被冷冻在多孔材料中，并且测量其中的乙醇、糖分等。此外，有可能在多孔材料中渗入并冷冻含有其直径小于多孔材料的孔直径的细小颗粒的挥发性液体，并检测这种颗粒。

[0121] 如在前面描述的，根据本发明，有可能提供使用在 30GHz 到 30THz 范围中的一个或多个频率的电磁破的设备。

[0122] 除非这里有说明，否则附图中以轮廓或方框形式示出的各种部分各自都是众所周知的，并且它们的内部构造和操作无论对于本发明的实现或使用还是对于本发明最佳方式的描述来说都不是关键的。

[0123] 虽然已经关于当前被认为是实施例和示例的情况描述了本发明，但是应当理解，本发明不限于所公开的实施例和示例。本发明意欲覆盖包含在本发明的精神和范围内的各种改变和等同布置。

[0124] 本申请要求 2006 年 4 月 11 日提交的日本专利申请 No. 2006-108563 和 2007 年 2 月 2 日提交的日本专利申请 No. 2007-023610 的优先权，这里通过引用将它们的内容合并于此。

图1A

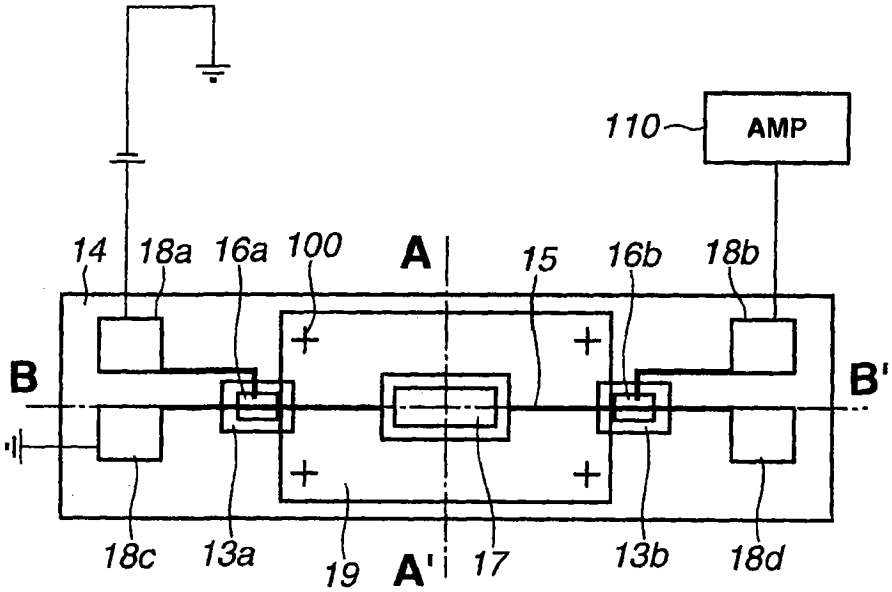

110
AMP
14
18a
16a
100
A
15
16b
18b
B
B'
18c
13a
19
A'
17
13b
18d

图1C

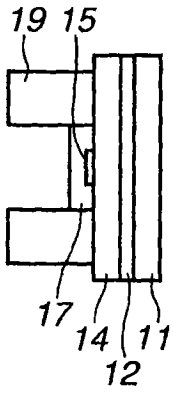

19
15
17
14
11
12

图1B

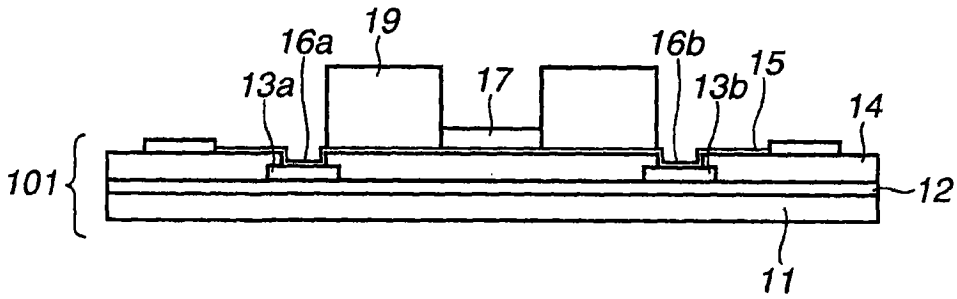

19
16a
16b
15
13a
17
13b
14
101
12
11

图2

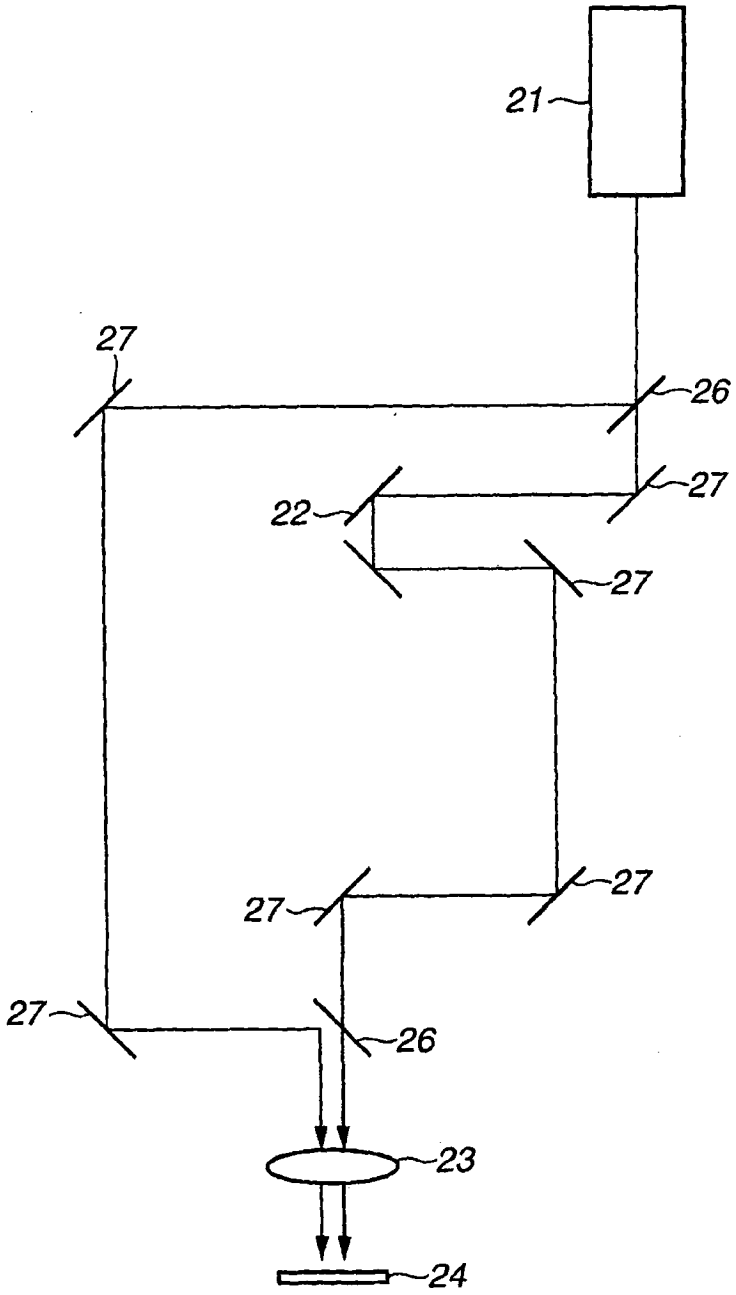


图 3

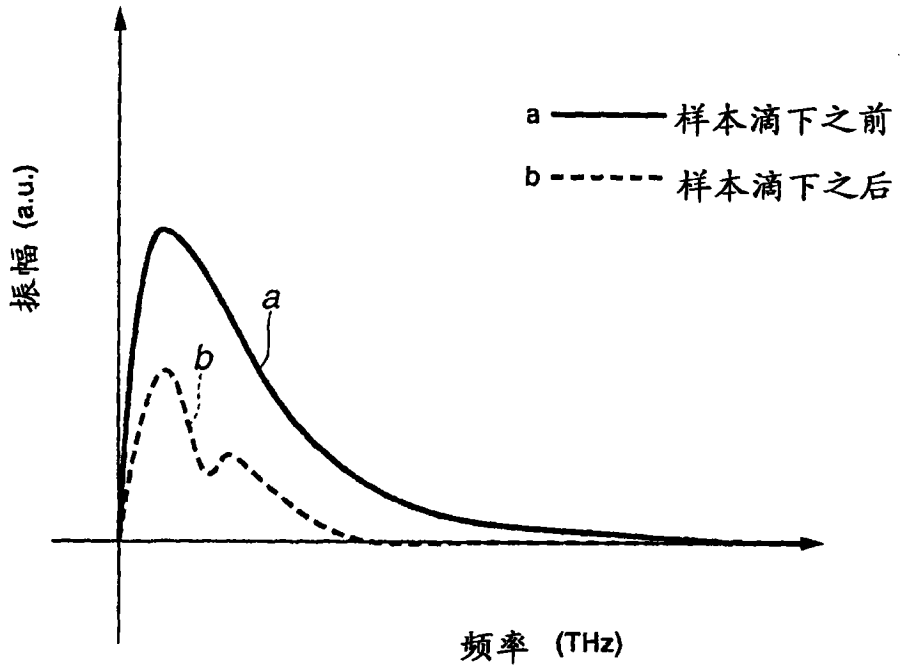


图4A

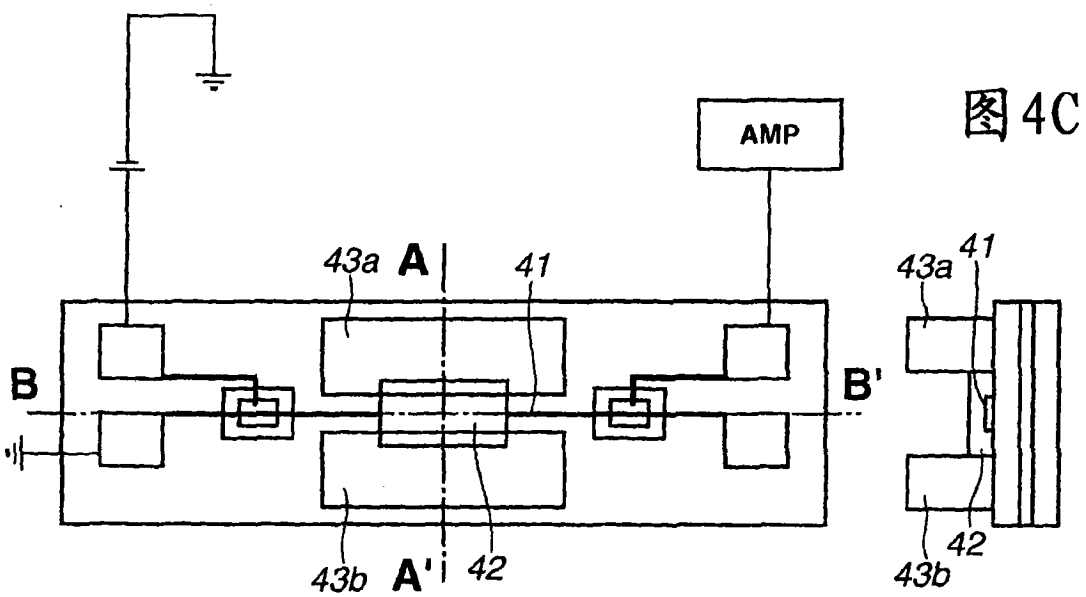


图4C

图4B

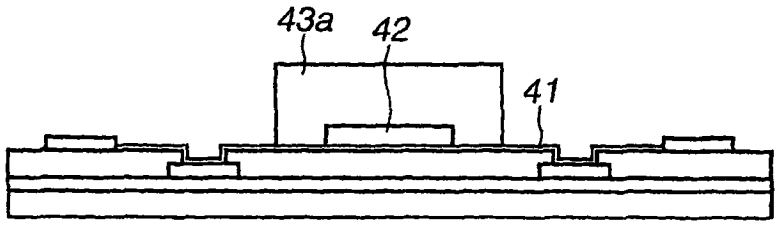


图5A

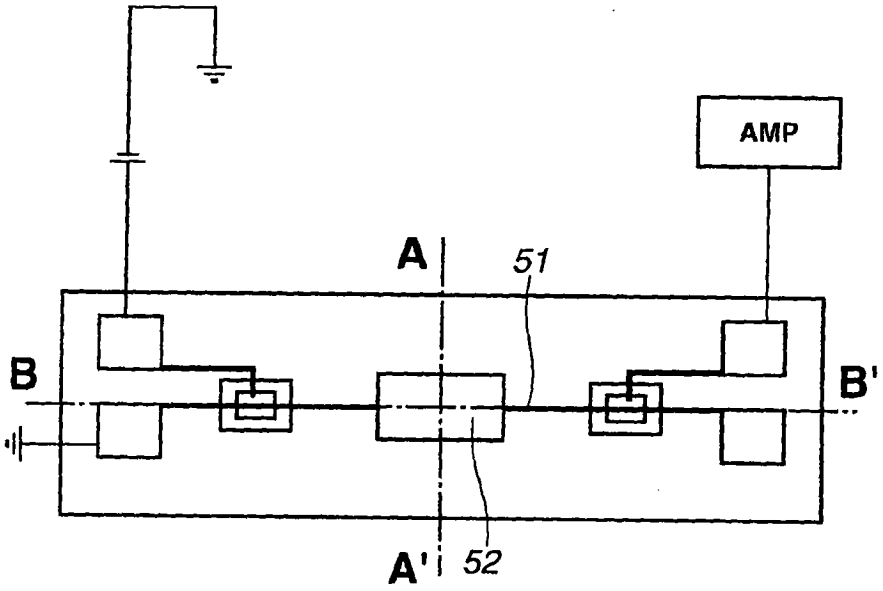


图5C

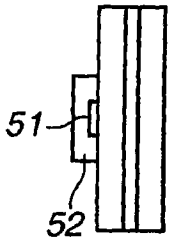


图5B

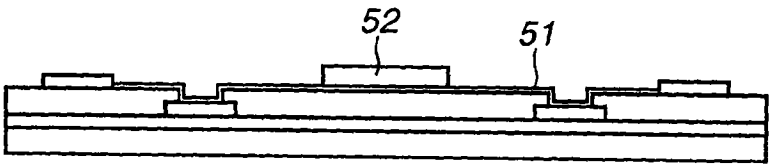


图6A

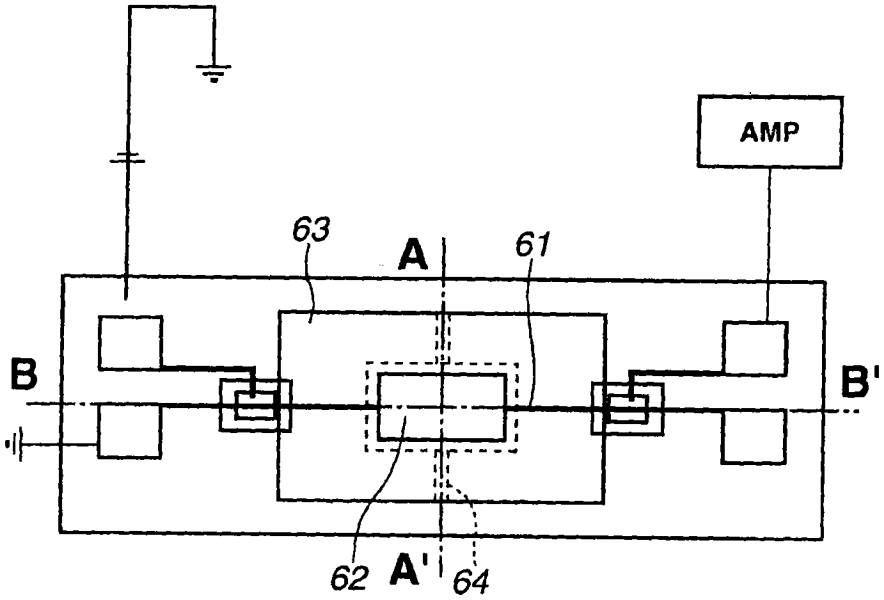


图6C

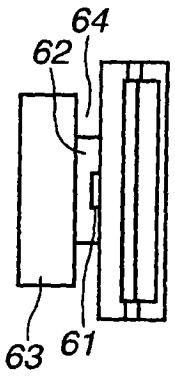


图6B

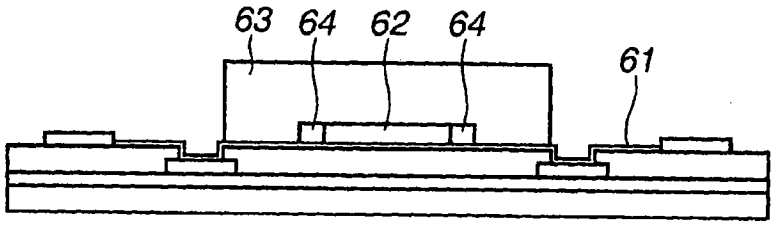


图7A

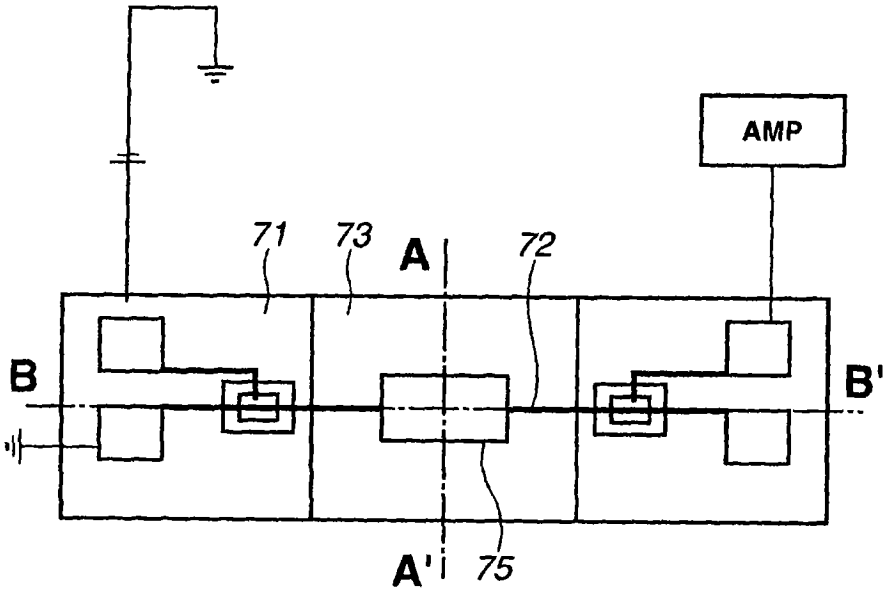


图7C

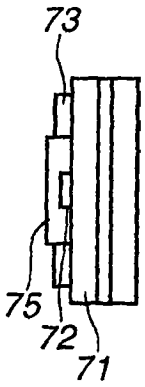


图7B

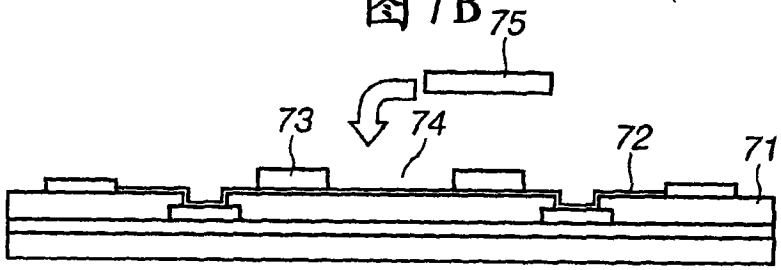


图8A

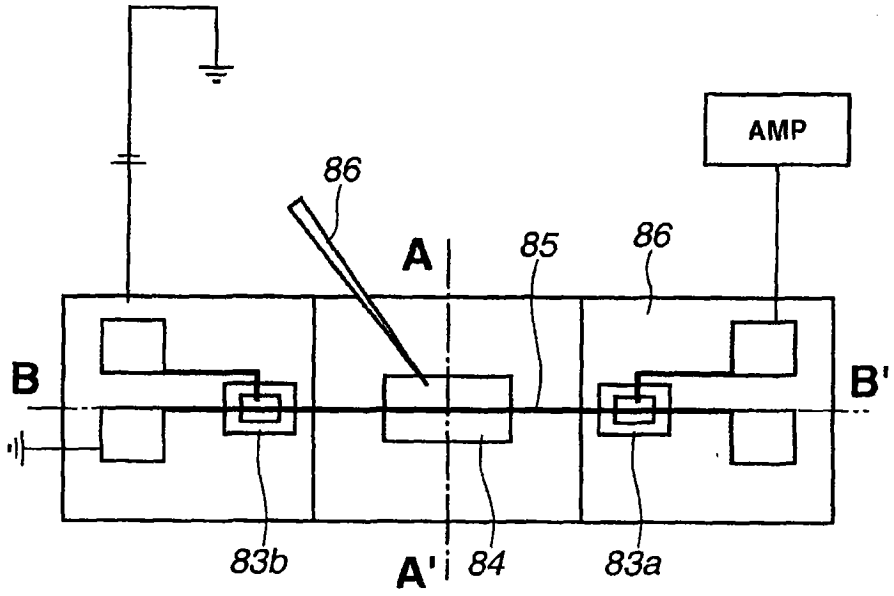


图8C

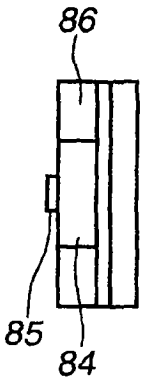


图8B

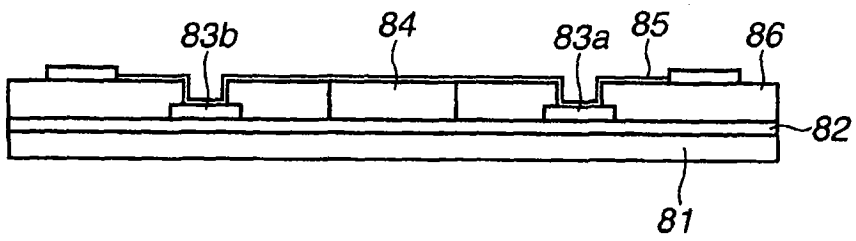


图9A

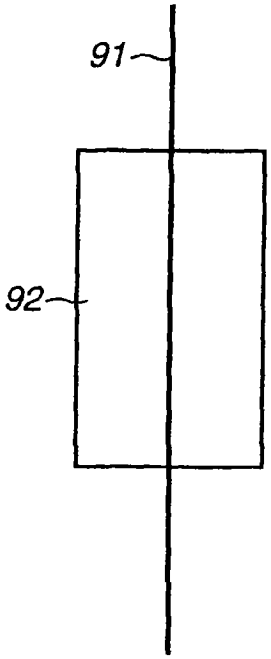


图9C

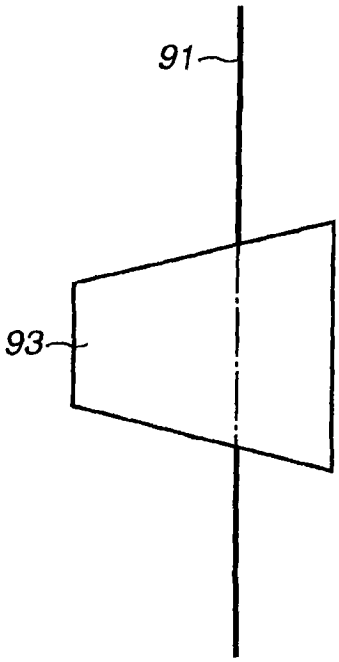


图9B

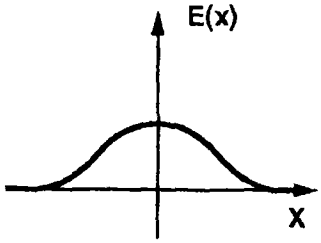


图9D

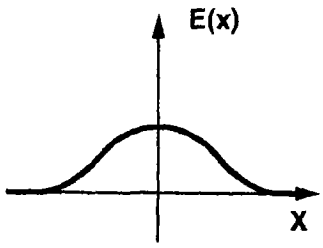


图10A

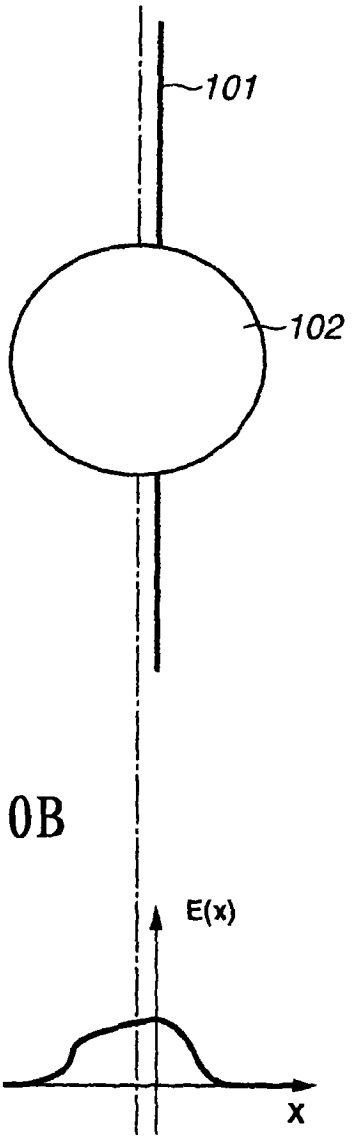


图10C

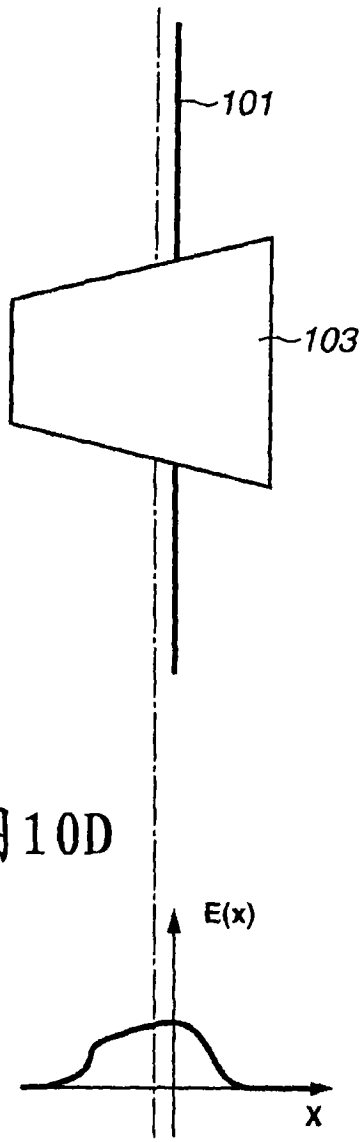


图10B

图10D