

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101185570 B

(45) 授权公告日 2010.10.06

(21) 申请号 200710197067.9

A61B 5/0476(2006.01)

(22) 申请日 2002.05.24

A61B 5/1455(2006.01)

(30) 优先权数据

2001-345692 2001.11.12 JP

(56) 对比文件

JP 62-192173 A, 1987.08.22, 全文.

JP 9-98972 A, 1997.04.15, 全文.

(62) 分案原申请数据

02814070.2 2002.05.24

JP 11-330 A,

WO 00/57793 A1, 2000.10.05,

US 6240309 B1, 2001.05.29,

(73) 专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

专利权人 株式会社日立医药

审查员 邵建霞

(72) 发明人 牧敦 藤原伦行

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

11243

代理人 张敬强

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

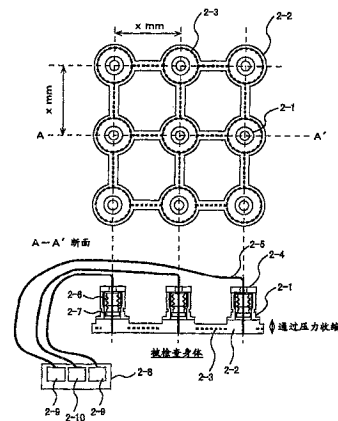
权利要求书 1 页 说明书 13 页 附图 10 页

(54) 发明名称

活体测量用探头及使用该探头的活体光测量装置

(57) 摘要

本发明涉及测量活体内部生理变化的活体测量技术,提供一种对于有很大曲率的活体表面可以简便佩戴的活体测量用探头,同时提供一种使用该探头的活体光测量装置。活体测量用探头具有:通过多个光波导把光照射到被检测体头部的光照射装置,和把由上述光照射装置照射的、在被检测体头部内部传播的光通过多个光波导聚光的聚光装置;其特征在于,包括:具有固定上述多个光波导的多个光波导导向部件的多个光波导固定部,保持上述光波导固定部、安装在上述被检测体头部、并由伸缩性带或绳构成的用来将上述光波导对上述被检测体头部进行加压的多个光波导固定部保持部,以及分别连接上述多个光波导固定部保持部的光波导固定部保持部连接部。



1. 一种活体测量用探头,具有通过多个光波导把光照射到被检测体头部的光照射装置,和把由上述光照射装置照射的、在被检测体头部内部传播的光通过上述多个光波导聚光的聚光装置;其特征在于,包括:

具有固定上述多个光波导的多个光波导导向部件的多个光波导固定部,

保持上述光波导固定部、安装在上述被检测体头部、并由伸缩性带或绳构成的用来将上述光波导对上述被检测体头部进行加压的多个光波导固定部保持部,以及

分别连接上述多个光波导固定部保持部的光波导固定部保持部连接部。

2. 如权利要求 1 所述的活体测量用探头,其特征在于,上述光波导的导向部件的构成是,在上述光波导固定部上,将光照射用的光波导与聚光用的光波导交替地配置在正方格子状或菱形格子状的顶点位置。

3. 如权利要求 1 所述的活体测量用探头,其特征在于,上述光照射装置包括光照射用光源和控制向上述光源注入电流的光源调整电路;上述聚光装置包括光检测器和处理由上述光检测器得到的检测信号的检测信号电路。

4. 如权利要求 1 所述的活体测量用探头,其特征在于,在上述光波导的导向部件内设置上述光波导的同时,设置脑电波测量用的电极,以同时进行光测量及脑电波测量。

5. 一种活体光测量装置,具有通过多个光波导把光照射到被检测体头部的光照射装置,和把由上述光照射装置照射的、在被检测体头部内部传播的光通过上述多个光波导聚光的聚光装置;其特征在于:

具有活体测量用探头和对上述被检测体给予刺激的刺激提示装置;上述活体测量用探头包括:

具有固定上述多个光波导的多个光波导导向部件的多个光波导固定部,

保持上述光波导固定部、安装在上述被检测体头部、并由伸缩性带或绳构成的用来将上述光波导对上述被检测体头部进行加压的多个光波导固定部保持部,

分别连接上述多个光波导固定部保持部的光波导固定部保持部连接部,以及

在上述光波导的导向部件内设置上述光波导的同时,设置脑电波测量用的电极,以同时进行光测量及脑电波测量。

6. 如权利要求 5 所述的活体光测量装置,其特征在于,具有横放上述被检测体的床。

7. 如权利要求 6 所述的活体光测量装置,其特征在于,具有将上述被检测体固定在上述床上的被检测体固定部。

活体测量用探头及使用该探头的活体光测量装置

[0001] 本申请是申请号为 02814070.2、申请日为 2002 年 5 月 24 日、发明名称为“活体测量用探头及使用该探头的活体光测量装置及脑功能测量装置”的发明申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及测量活体内部生理变化的活体测量技术。

背景技术

[0003] 迄今为止,测量婴幼儿脑功能的方法可举出对声音刺激产生反应而测量由脑干部分产生的脑电波的方法。但是,这种方法能够测量的主要是脑干部分的反应,难以测量大脑皮质所担任的高级功能。

[0004] 另一方面,提出了采用光的方法来测量大脑皮质活动的方法。在采用了光的活体测量中,使用从可见光到近红外光来对活体功能进行测量的装置已在例如,日本特开昭 57-115232 号公报,或者日本特开昭 63-275323 号公报所公开。并且,有关应用该测量原理、进行脑功能的图像测量的技术的方案(光局部解剖学)已在日本特开平 9-98972 号公报公开。

[0005] 这些使用以光纤等为代表的光波导装置,对照射在活体上的光在离开数毫米至数厘米的位置散射在活体内部的光(以下简称活体散射光)进行聚光测量。根据被测量的活体散射光的强度,求出以氧化血红蛋白及脱氧化血红蛋白等为代表的活体内部的光吸收物质浓度或者相当于浓度的值。在求出光吸收物质浓度或者相当于浓度的值之际,采用与照射的光的波长对应的、作为目标的光吸收物质的光吸收特性。一般,在测量活体内部深处时,使用对活体透过性高的、波长在 650nm 至 1300nm 范围内的光。

[0006] 使用这种光的方法,一般用于人类,特别是成年人的活体测量。

[0007] 使用这种光的方法,从安全方面考虑也可以测量婴幼儿,有测量婴幼儿的高级脑功能的可能性。

[0008] 但是,迄今为止,还难以同时对伴随着婴幼儿的脑干部分及大脑皮质的活动的高级功能进行测量。假如解决这个课题的话,就有可能早期发现婴幼儿期从低级至高级的功能障碍。从低级至高级的功能障碍(例如,听不见声音、语言障碍、视觉障碍等)多数是在 2 至 3 岁学说话时发现的。像这种情况,学说话能力比通常的情况滞后,要使其恢复需要极大的努力。

[0009] 因而,能够在早期测量主要脑功能障碍(视觉、听觉、语言功能等)的技术方法或者装置的开发有很大的社会需求。

[0010] 为此,必须解决以下所述的 2 个重大的技术课题(1)及(2)。

[0011] (1) 用于活体光测量的光纤的固定方法。

[0012] 活体光测量中具有照射光的装置(以下简称光照射装置)与聚集通过活体的光的装置(以下简称聚光装置)。作为这种光照射装置与聚光装置,多数使用的是以光纤或者光纤束为代表的光波导。另外,1 组光照射用及聚光用的光波导为表示 1 个测量位置的最小单

位（以下简称光照射聚光对）。

[0013] 日本特开平 9-98872 号公报中提出了设定数个这种最小单位来进行活体的图像测量的装置。这里，光照射聚光对的照射位置与聚光位置间的距离（以下简称光照射聚光对间距）随着作为测量对象区域的宽度或深度而变化。因此，在日本特开平 9-98972 号公报的方案中公开了把光照射用的光波导与聚光用的光波导交互配置在正方格子的顶点上的配置方式以使各光照射聚光对间距为等距离。采用这种配置方式的话，由于是 1 个光波导被数个光照射聚光对共有的方式，以少的光波导就可以测量图像。因此，能够在短时间内把光波导佩戴在活体上。

[0014] 然而，该配置方式虽然容易用于活体的可与平面近似的那种程度的活体的狭小范围（例如，在头部的情况下为 15cm 左右见方），但难以用于曲率大的范围。特别是，新生儿・婴幼儿的头部形状等具有大的曲率，不同的人差别也大。另外，在对新生儿・婴幼儿等进行测量时，由于被检查者不可能安静的等待，就会产生必须抑制因晃动而导致的探头的偏移等之类对于大人来说不可想象的问题。

[0015] 特别是测量新生儿・婴幼儿的脑功能的装置，迄今为止仅限于脑电波仪。但是，脑电波仪空间分辨能力不太高，分离脑中心部位的脑干部分・脑表面的大脑皮质的信息有困难。另一方面，基于光测量的脑功能测量方法，由于能够无损测量人类与特别发达的高级脑功能有很大关联的大脑皮质，因而被期待成为认知高级功能的发展过程中非常有效的方法。但是，虽然原理上有效已广为所知，然而迄今为止尚未开发固定照射光及聚光的光波导的活体测量用探头。

[0016] 为了构成实用的用于新生儿・婴幼儿的活体测量用探头，有以下几点要求。列举如下：

[0017] a) 柔软性：

[0018] 所使用的活体测量用探头必须能够柔软地适合于具有曲率的活体表面。

[0019] b) 入射检测用光波导间距保持能力：

[0020] 所使用的活体测量用探头，针对具有个人差别的形状，入射检测用光波导间距（准确地说是光照射检测用光波导前端间的路程，为了方便称之为入射检测间距）在容许范围以上没有变化。下面与上述 a) 一起确保可挠性。

[0021] c) 体动追随性：

[0022] 所使用的活体测量用探头，即使伴有某种程度的晃动也不会偏移。

[0023] d) 密合性视认度

[0024] 所使用的活体测量用探头，必须控制在视认性高且容易密合的状态以能够确认光波导与活体表面之间的密合性，。

[0025] e) 舒适性：

[0026] 对于新生儿和婴幼儿等对环境变化的适应能力低的被检查者，从温度变化的观点来看，不能完全盖住头部等。

[0027] f) 压力分散性：

[0028] 对于新生儿和婴幼儿等头部纤弱的被检查者，不能在某一点施加高的压力。

[0029] g) 形状保持性：

[0030] 为了减轻被检查者的不适，由于需要在短时间内佩戴探头，这就需要能够很容易

地改变形状而且必须保持基本的形状。

[0031] h) 佩戴性：

[0032] 与上述 g) 同样的原因，需要很容易地固定探头的装置。

[0033] i) 固定装置的形状·大小适应性

[0034] 固定装置必须能够适应被检查者的头部形状。

[0035] j) 固定装置的加压性

[0036] 固定装置必须能够施加适当的压力。

[0037] k) 必须求出适合婴幼儿的脑功能测量的光照射 - 聚光照射间距。

[0038] (2) 婴幼儿的脑功能检查装置

[0039] 为了在整个头部测量婴幼儿的脑功能，需要能够测量光及脑电波的检查装置。下面列举与此相关的具体问题：

[0040] a) 设计成能够在整个头部范围内配置光纤和脑电波电极的检查用床是必不可少的。特别是通常的床难以在与视觉功能密切相关的后脑部固定检测用探头，这是应解决的课题。

[0041] B) 刺激（视觉和听觉）提示装置必须配置在安全而有效的位置。

发明内容

[0042] 本发明鉴于上述各点，提供一种对于具有很大曲率的生体表面可以简便佩戴的活体测量用探头，另外，提供采用该探头对至今测量有困难的新生儿和婴幼儿等可以测量其伴随着头部的活动的生理变化的活体测量技术。

[0043] 为了实现上述目的，本发明中针对上述技术课题 (1) 及 (2) 解决装置如下所示。

[0044] 首先，对于 (1)，本发明中，把连接入射用光波导及聚光用光波导前端的光波导固定部分的连接部及接触活体的接触面，由具有柔软性且摩擦系数高的部件一体成型而成。另外，固定光波导的波导支承部由上述部件连接。

[0045] 另外，在上述部件内部埋设柔软的薄膜部件，使其同时具有柔软性及非伸缩性（确保可挠性）。再有，由实验求出脑功能信号灵敏度变高的照射 - 聚光位置间的最佳距离。

[0046] 再有，为了实现同时测量活体光测量和以脑电波为代表的活体电测量，把活体光测量的波导及活体电测量的电极和电线组装成固定器具。

[0047] 其次，对于 (2)，本发明中，被检测体给与声音·视觉·语言刺激，采用用光的测量方法和测量脑电波的方法，同时测量从婴幼儿等的脑部深处（脑干部分）至脑表面（大脑皮质）是否有无脑功能障碍。

[0048] 在此之际，敞开检查用床的后头部，做成在颈部及后头部的下部支起头部的结构。另外视听觉的刺激装置配置在检查空间的安全位置。然而，实际上，以大小不同的相同结构也可以测量成人的脑功能。

[0049] 下面，就本发明列举出其代表性的构成例。

[0050] 首先，本发明的活体测量用探头，具有通过多个光波导把光照射到被检测体头部的光照射装置，和把由上述光照射装置照射的、在被检测体头部内部传播的光通过多个光波导聚光的聚光装置；其包括：具有固定上述多个光波导的多个光波导导向部件的多个光波导固定部，保持上述光波导固定部、安装在上述被检测体头部、并由伸缩性带或绳构成的

用来将上述光波导对上述被检测体头部进行加压的多个光波导固定部保持部,以及分别连接上述多个光波导固定部保持部的光波导固定部保持部连接部。

[0051] 所述的活体测量用探头,其上述光波导的导向部件的构成是,在上述光波导固定部上,将光照射用的光波导与聚光用的光波导交替地配置在正方格子状或菱形格子状的顶点位置。

[0052] 所述的活体测量用探头,其上述光照射装置包括光照射用光源和控制向上述光源注入电流的光源调整电路;上述聚光装置包括光检测器和处理由上述光检测器得到的检测信号的检测信号电路。

[0053] 所述的活体测量用探头,其在上述光波导的导向部件内设置上述光波导的同时,设置脑电波测量用的电极,以同时进行光测量及脑电波测量。

[0054] 一种活体光测量装置,具有通过多个光波导把光照射到被检测体头部的光照射装置,和把由上述光照射装置照射的、在被检测体头部内部传播的光通过多个光波导聚光的聚光装置;其具有活体测量用探头和对上述被检测体给予刺激的刺激提示装置;上述活体测量用探头包括:具有固定上述多个光波导的多个光波导导向部件的多个光波导固定部,保持上述光波导固定部、安装在上述被检测体头部、并由伸缩性带或绳构成的用来将上述光波导对上述被检测体头部进行加压的多个光波导固定部保持部,分别连接上述多个光波导固定部保持部的光波导固定部保持部连接部,以及在上述光波导的导向部件内设置上述光波导的同时,设置脑电波测量用的电极,以同时进行光测量及脑电波测量。

[0055] 所述的活体光测量装置,其具有横放上述被检测体的床。

[0056] 所述的活体光测量装置,其具有将上述被检测体固定在上述床上的被检测体固定部。

[0057] 采用本发明,对于具有很大曲率的活体表面,由于可以简便佩戴基于本发明的活体测量用探头,就可以测量至此难以测量的新生儿、婴幼儿的头部和手臂等的运动部位的生理变化。

[0058] 另外,由于可以测量含新生儿在内的婴幼儿的脑功能,所以就能够在早期发现婴幼儿的脑障碍。特别是,由于融合了脑电波及光测量,可以同时测量脑部深处及大脑皮质两者,实现了综合的脑功能测量,所以使脑功能障碍的判断变得容易。

附图说明

[0059] 图 1 是说明把本发明的活体测量用探头佩戴在被检测体上的佩戴例子图。

[0060] 图 2 是说明本发明的活体测量用探头的的一个实施例的基本结构图。

[0061] 图 3 是表示图 2 所示的光波导固定部的变型模式图。

[0062] 图 4 是说明基于本发明的脑功能测量装置的一个实施例图。

[0063] 图 5 是说明基于本发明的脑功能测量装置的被检查者固定器具的一个构成例图。

[0064] 图 6 是从斜上方所见到的图 5 所示的被检查者固定器具图。

[0065] 图 7(a) 是使用图 4 及图 5 中所示的装置测量得到的新生儿对纯音的脑干脑电波的变化,图 7(b) 及图 7(c) 是表示其脑内血液循环的动态变化图。

[0066] 图 8 是表示改变本发明的活体测量探头的照射 - 聚光波导间的间隔时,大脑活动时的脑内血红蛋白 (Hb) 浓度随时间的变化图。

[0067] 图 9 是说明本发明的活体测量用探头的其它构成例图。

[0068] 图 10 是说明用于同时实现本发明的光测量及脑电波测量的活体测量用探头的的一个构成例图。

具体实施方式

[0069] 下面,参照附图对本发明的实施例进行说明。

[0070] 首先,用图 1 来说明把基于本发明的活体测量用探头的光波导固定部佩戴到被检测体(此处为头部)上的佩戴例子。

[0071] 图 1 所示的光波导固定部 1-1 及 1-2 由光波导固定部保持部 1-3 及 1-4 保持。光波导固定部保持部 1-3 及 1-4 由伸缩性带或者绳 1-3-1、1-3-2、1-3-3、1-4-1、1-4-2、及 1-4-3 所构成,在各光波导固定部保持部 1-3 及 1-4 的两端连结着各伸缩性带或者绳。

[0072] 上述各伸缩性带或者绳,为了使其重量轻,并有利于能够易于确认光波导的接触状态,以尽可能细者为好。虽然本发明中使用的是有伸缩性的布,但只要具有同样功能也可以使用不同材质。

[0073] 光波导固定部保持部连结部 1-5 及 1-6 目的是把光波导固定部保持部 1-3 及 1-4 连结起来。光波导固定部保持部连结部 1-5 及 1-6,由下面的理由决定其形状及功能。

[0074] 第 1,由于测量对象是活体,所以其大小因人而异。为了用于不同人体,连结的距离就必须能够变更。本发明中,把摘戴自如的布带安装在光波导固定部保持部 1-3 及 1-4 的两端及光波导固定部保持部连结部 1-5 及 1-6 的两端,则可与头部周长度相应调整其距离。

[0075] 第 2,由于光波导固定部保持部连结部 1-5 及 1-6 直接与被检查者的皮肤接触,所以必须考虑其宽度及被检查者接触面。为了避免对被检查者皮肤压力的集中,构成光波导固定部保持部 1-3 及 1-4 的伸缩性带或者绳的样式,并非越细越好,必须具有一定的宽度。其宽度最好在 1cm 至 4cm 之间。另外,光波导固定部保持部连结部 1-5 及 1-6 与被检查者的接触面,最好用柔软而且摩擦系数高的(不光滑)材料。作为这种材料,可举出聚硅酮橡胶和海绵、橡胶及其他有机材料。当然,只要具有同等功能,其他材料也可以。

[0076] 光波导固定部 1-1 及 1-2 小时,采用上述说明的构成要素可以摘戴。但是,在光波导固定部 1-1 及 1-2 大时,必须使用下面说明的辅助保持部,以对各光波导给与均匀的压力。

[0077] 在本发明中,安装有辅助保持部 1-7-1-a ~ 1-7-5-a 及 1-7-1-b ~ 1-7-5-b。在各辅助保持部 1-7-1-a ~ 1-7-5-a 及 1-7-1-b ~ 1-7-5-b 的前端安装着摘戴自如的布带,例如,将辅助保持部 1-7-1-a 与辅助保护部 1-7-1-b 根据被检查者头部的形状调整其长度而连接起来。其他的辅助保持部也同样,调整 a-b 间的长度而连接起来。各辅助保持部 1-7-1-a ~ 1-7-5-a 及 1-7-1-b ~ 1-7-5-b 的材料,使用尽可能细的伸缩性带或者绳。

[0078] 在光波导 1-8 的样式里,光波导插入全部的光波导导向中。佩带的顺序为 A → B → C,就能够简便地佩带。

[0079] 该光波导固定保持部具有以下特征:

[0080] 1) 能够简便且麻利地配戴。

[0081] 2) 能够适应各种各样的被检查者测量部位的形状及大小。

[0082] 3) 对被检查者的皮肤能够施加均匀且适当的压力。

[0083] 根据测量部位,光波导固定保持部的形状虽可变为各种各样,但构成上述光波导固定保持部的要点如下:

[0084] 1) 分成数个,在佩带时连结在一起。(测量整个脑部之际,头侧部 2 面、头前部 1 面、头后部 1 面,总计由 4 面测量)。

[0085] 2) 做成在连结部分上可进行长度调整。

[0086] 3) 使用伸缩性带或者绳。

[0087] 为了实现上述 1) 及 2),使用例如佩带自如的布带,为了实现 3),使用伸缩性布和橡胶等。

[0088] 图 2 表示用于图 1 所示的佩带例的本发明的活体测量用探头的的一个实施例的光波导固定部。由于其基本上由相同的模式重复构成,图 2 所示的是固定光波导为 3×3 共 9 个时的光波导固定部的例子。上图仅表示了光波导固定部,下图所示的 A-A' 断面表示佩带着光波导 2-5 及头盖 2-4 的图。

[0089] 光波导 2-5 在以弹簧和海绵为代表的伸缩部件 2-6 上沿垂直方向(图中沿光波导导向 2-1 的轴向)可以移动。这里,伸缩部件 2-6 被夹在头盖 2-4 及连结着光波导 2-5 的伸缩部件止动部 2-7 之间。

[0090] 光波导固定部基本上由光波导导向 2-1、用于连结及保持光波导导向的基座 2-2、薄膜或者线材 2-3 构成。光波导导向 2-1,由以塑料等为代表的固体材料构成。用于连结及保持光波导导向的基座 2-2,由以硅等为代表的柔软且与人体适应性高的材料构成。薄膜或者线材 2-3 由以 PET 薄膜为代表的塑料材料构成。连结及保持光波导导向用的基座 2-2 用模具制作成一定形状,由于硬化需要时间,通过在硬化过程中配置光波导导向部件 2-1,则将用于连结及保持光波导导向的基座 2-2 和光波导导向部件 2-1 固定起来。另外,薄膜或者线材 2-3 也在用于连结及保持光波导导向的台座 2-2 的硬化过程中埋设或者与表面连接。

[0091] 因此,光波导固定部一体成型,兼有柔软性、非伸缩性、活体适合性。另外,2-1 至 2-5 的全部材料,为了抑制眩光的影响,最好是黑色或者添加了吸收照射光和可见光的色素。

[0092] 另外,虽然在图 2 中光波导 2-5 与被检测体接触的端面被画成与基座 2-2 与被检测体的接触面同样的水平位置上,然而通过使基座 2-2 的硬度与伸缩部件 2-6 的伸缩性保持均衡,就能够调节到不会让被检测体感到不舒适的位置。

[0093] 光波导 2-5 分别与活体光测量装置 2-8 内部的光源 2-9 及检测器 2-10 连接。该例中,虽然只记载光源有 2 个、检测器有 1 个,但在本实施例中,由于纵横交替配置光照射位置与聚光位置,有 4 个光源、5 个检测器。另外,将光照射位置与聚光位置反过来时,就有 5 个光源、5 个检测器。另外,光照射及聚光的位置,作为基本的构成例,虽设定为 3×3 ,但也容易扩展到 4×4 或 3×5 的模式、或者通过消除不必要的部分也很容易缩小。

[0094] 图 9 中表示的是本发明的活体测量用探头的其它构成例,表示在上述的实施例所示的光波导固定部中包括光照射所需要的光源 2-9 与控制注入电流的光源调整电路 2-11、及光检测所需要的检测器 2-10 与放大检测信号并进行电流电压变换等的检测信号电路 2-12 时的构成例。

[0095] 根据光源 2-9 及检测器 2-10 的结构,通过兼做头盖 2-4,能够减少零部件的数目。

[0096] 光源调整电路 2-11 与活体光测量装置 2-8 连接,通过信号。电源线 2-13 进行注入电流及控制信号等的所需信息的相互通信。另外,检测信号电路 2-12 与活体光测量装置 2-8 连接,通过信号·电源线 2-13 进行检测信号和放大率的设定等所需信息的相互通信。这里,光源调整电路 2-11 与检测信号电路 2-12 及活体光测量装置 2-8 中装有通信装置,除去电源线等所需线以外而实现无线化。

[0097] 光波导 2-5 与光源 2-9 及检测器 2-10 接合在一起,为了减弱可见光等在测量波长中成为噪音的光,根据需要把滤光器夹在结合部。

[0098] 这样,该结构应用于头部时,通过将光源检测器直接配置在活体上,由于光波导有不受发干扰的作用,效果很好。

[0099] 在图 2、图 3(后述)、图 9 所示的那样的基座部件上,为使热量流通,孔穴做成空的,其中可以埋入活体电测量(脑电波等)用的电极等。但是,考虑到佩戴性,最好活体测量用的光波导与活体电测量用的电极和电线一体化。在一体化时,若两者总称为能量传送部件的话,在图 9 的例子中,也包含信号及电源用配线。

[0100] 图 10 是表示用于同时实现本发明的光测量及脑电波测量的活体测量用探头的的一个构成例(只表示图 2 的一部分)。

[0101] 在光波导 2-5 上设置脑电波用的电极 2-14,在该电极 2-14 的中心部位,为了使光波导 2-5 的端面与被检测体面相接触而把孔穴做成空的。从脑电波用电极至活体电测量装置的电线 2-15 沿连结在活体光测量装置的光波导 2-5 布线。另外,以电线电路构成基座 2-2 内部的薄膜或者线材 2-3 时,由基座 2-2 内部的电线或者电路 2-16 传送来自电极 2-14 的信号。有多个电极 2-14 时,电线或者电路 2-16 变为电线束,通过从基座 2-2 露出的外部电线束 2-17 连接到外部的活体电测量装置上。

[0102] 进而,作为变型,不把电极 2-14 设置在光波导 2-5 上,而设置在与基座 2-2 的被检测体及被检查者相接触的低面。

[0103] 该光波导固定部的特征,列举如下:

[0104] 1) 由于连结的部件由非常柔软的材料构成,能够适应任何形状。

[0105] 2) 由于连结在光波导前端部,在被检测体接触部,光波导间的距离(实际路程)没有变化。这样,在各测量部光的浸润度是固定的,有助于空间均匀信号的取得。如图 2 所示,各光波导的中心之间的距离以 30mm 制作的话,即使与任何形状的局部表面接触时,光波导之间的前端部的间距也保持在 30mm。

[0106] 3) 由于连结部件有适度的摩擦系数,所以即使发生身体晃动时也不会有偏移。

[0107] 4) 在连结部件用不着的部分设有空的孔穴,用于确认光波导的密合性的可视性高。

[0108] 5) 在连结部件用不着的部分没有多余的材料,被检查者的皮肤可以通气而未被捂住,舒适性好。

[0109] 6) 对被检查者皮肤表面,不只对光波导前端部施加压力,能够在大的范围施加压力,而且由于把压力分别施加在软垫上,所以给与被检查者的痛苦极小。

[0110] 图 8 表示使用图 10 所示的活体测量用探头测量到的结果,表示的是改变照射-聚光光波导间的间隔时脑活动时的脑内血红蛋白(Hb)浓度随时间的变化。纵轴表示 Hb 的

浓度变化、横轴表示时间。另外,图中,点划线表示得到氧的氧化 Hb(oxy-Hb) 的浓度变化、虚线表示氧离开的脱氧化 Hb(deoxy-Hb) 的浓度变化、实线表示与作为 oxy-Hb 浓度变化与 deoxy-Hb 浓度变化的总和的总 Hb(total-Hb) 浓度变化相当的值。

[0111] 图 8 中 (a)、(b) 是同时测量的。婴幼儿被检查者在刺激期间听到录在录音带上的本国语的话。由该结果可知,比起 (a) 所示的 20mm 的照射 - 聚光光波导间隔,(b) 所示的 30mm 的照射 - 聚光光波导间隔信号更大。由此可知,最好设定照射 - 聚光光波导间隔(即方格的一边为 30mm 以上)在 30mm 以上。

[0112] 图 3 表示图 2 所示的光波导固定部的变化模式。图 2 所示的正方格形状的模式能够用于在没有特别障碍的活体表面。但是在头侧部等有耳朵等障碍物时将不能配置。在那种场合必须变成避开障碍物的形状。图 3 所示的模式克配置成,第 2 列偏移 to 上方(该场合是 1cm),在这种偏移下可露出耳朵。在进行这种变化之际,为了使全部的照射 - 聚光位置间的间隔保持一定,基本的格子形状克以为菱形(包含正方形)。由于基本结构与图 2 相同所以省略其说明。另外,下图表示上图的 A-C 断面图。

[0113] 本发明的特征,一般说来都是有利的,并非只限于婴幼儿等的测量,只要保持构成要素,通过变更大小和光波导的配置,不管是大人头部的测量还是头部以外的肌肉内的测量等都可以使用。

[0114] 其次,对使用本发明的活体测量用探头的装置结构进行说明。

[0115] 图 4 表示基于本发明的脑功能测量装置的一个实施例。被检查者(例如,婴幼儿)4-1 安静地横躺在床上及保育器 4-2 的状态下进行测量。在婴幼儿头部佩戴着数条光纤 4-3(实线)与脑电波电极及信号线 4-4(点划线)。光纤具有从头皮上照射来自各光源的光的照射用光纤和把通过活体内部而散射的光聚光并导波到检测器的聚光用光纤,以各个组合测量 1 个区域。

[0116] 通常照射的光是对活体透过性高的 800nm 左右的近红外光。由该近红外光被活体内部吸收的值就能够测量相当于血红蛋白(Hb)的浓度变化(这里,所谓浓度是指单位组织中的 Hb 分子量)的量。由于 Hb 中有得到氧的 oxy-Hb 与脱氧的 deoxy-Hb,在各自分离测量时,选择适当的 2 种波长进行测量。在这里,作为 oxy-Hb 浓度变化与 deoxy-Hb 浓度变化的总和的 total-Hb 的浓度变化,相当于血液量的变化。

[0117] 在成人脑功能的活动与血液量变化及 oxy-Hb 浓度变化与 deoxy-Hb 浓度变化(以下把这些总称为血液循环的动态变化)中已知存在密切关系。这是因为引起脑功能活动时,在担任该功能的脑内局部范围代谢亢进,为了给那个范围供氧局部血液量和 oxy-Hb 浓度增加,deoxy-Hb 浓度由此减小。因此,通过测量血液量变化及 oxy-Hb 浓度变化与 deoxy-Hb 浓度变化,就能够知道成人的脑功能活动。迄今为止,使用近红外光的方法可以测量或者图像化成人的脑功能活动(参照日本特开平 9-98972 号公报)已众所周知。

[0118] 但是,却没有伴随着新生儿和婴幼儿的脑活动的血液循环动态变化在不进行麻醉时进行测量的方法。因此,婴幼儿的脑活动与血液循环动态变化的关系还不知道,当然脑活动之类情况也不知道。像本实施例这样在使用光的方法中,只需将光导纤维 4-1 佩戴在头部,而不用麻醉就能够进行测量。

[0119] 另外,脑电波早已在临床上广泛使用,尤其是在听声音时产生的听力脑干反应对听觉障碍的早期发现非常有效。

[0120] 但是,在活体光测量装置中,主要是测量与高级功能相关的大脑皮质,脑电波仪把脑干部分产生的脑电波和不能特定比较的部位的脑神经活动进行测量。因此,要综合地判断脑障碍在哪一方有困难。

[0121] 本发明中,脑功能测量装置 4-5 将使用了该近红外光的测量装置与脑电波测量装置融为一体。不过,根据需要分离开也没关系。在该脑功能测量装置 4-5 中,多条光纤 4-3 与电极及信号线 4-4 连接在一起,内装有数个光源和光检测器及脑电波电位测量装置。脑功能测量装置 4-5 中,进行活体内的血液循环动态变化及脑电波的时间系列处理和图像化等,在显示装置 4-6 上显示。

[0122] 听觉 / 语言 / 视觉刺激控制装置 4-7 是控制给与婴幼儿的听觉 / 语言 / 视觉刺激的装置。在该听觉 / 语言 / 视觉刺激控制装置 4-7 中,语言 / 听觉刺激用的声音 (嘟嘟声和嗒嗒声等) · 语音 (没有语言的声音等) · 语言 (说话声) · 图像数据 (闪烁和检查图案及动画等), 作为模拟或者数字数据被记录下来。在任意时间发送该声音 · 语音 · 语言 · 图像数据, 以一个以上的扬声器及 / 或耳机 4-8 播放声音 · 语音 · 语言并提示, 另外, 以图像显示装置 4-10 提示图像数据。这些扬声器及 / 或耳机 4-8、及图像显示装置 4-10 被固定在床及保育器 4-2 上。其配置位置虽可认为有各种各样, 后面用图 5 叙述一个例子。

[0123] 然后, 来自听觉 / 语言 / 视觉刺激控制装置 4-7 的声音 · 语音 · 语言 · 图像数据发出的时间及时刻和被选择的声音 · 语音 · 语言 · 图像数据的种类被记录在脑功能测量装置 4-5。另外, 反过来, 时刻和作为刺激发出的声音 · 语音 · 语言 · 图像的种类由脑功能测量装置 4-5 指示, 与由刺激控制装置 4-7 的指示相一致、也可以从被记录下来的声音 · 语音 · 语言 · 图像中选择作为信号输出。即, 重要的是脑功能测量装置 4-5 与听觉 / 语言 / 视觉刺激控制装置 4-7 以任意的手段实现同步。

[0124] 根据从扬声器及 / 或耳机 4-8 发出的声音 · 语音 · 语言和图像显示装置 4-10 提示的图像, 由于听觉 / 语言 / 视觉功能的活动, 发生脑内的血液循环动态变化。该血液循环动态变化被脑功能测量装置 4-5 记录。测量中信号显示在显示装置 4-6 上, 另外, 全部测量结束后进行再处理, 其结果显示在显示装置 4-6 上。由于把 2 种以上不同种类的信号以同一画面 · 同一时空间尺度显示, 使用者能够容易理解信号。

[0125] 如图 10 所示那样, 若使用活体测量用探头, 可以同时测量光测量信号与脑电波之类的电测量信号, 并把两种信号的处理结果用曲线或者图像显示在显示装置 4-6 上。

[0126] 图 5 中表示从横向所见的在床及保育器 4-2 上配置扬声器及 / 或耳机 4-8 及图像显示装置 4-10 的方式图。

[0127] 床及保育器 4-2 如图所示做成包围被检查者 4-1 的方式, 用透明的塑料等做成从内部可以看清的样子。被检查者 4-1 安静地仰卧在倾斜的被检查者固定器具 4-11 上以便能舒适地测量。被检查者腿部支撑部 4-11-1 被固定在被检查者固定器具 4-11 上, 绑住被检查者 4-1 的腿部以防被检查者 4-1 从被检查者固定器具 4-11 上滑落下来。

[0128] 扬声器及 / 或耳机 4-8 被埋设或被检查者固定器具 4-11 的头部固定部两侧。尤其是, 在使右耳与左耳同时听不同声音时, 使用耳机比使用扬声器更理想。

[0129] 图像显示装置 4-10 用图像显示装置固定器具 4-12 固定在床或者保育器 4-2 不在被检查者 4-1 正上方的位置。这是考虑到安全而配置的, 即使万一图像显示装置 4-10 掉下来也不会伤及被检查者 4-1。因此, 由于必须使被检查者 4-1 倾斜仰卧, 就需要倾斜的被检

查者固定器具 4-11。

[0130] 扬声器及 / 或耳机 4-8 及图像显示装置 4-10 由信号线 4-13-1 ~ 4-13-2 与刺激控制装置 4-18 (例如, 听觉 / 语言 / 视觉刺激控制装置) 连接在一起。中间借助于连接器 4-14 的话就很容易分离, 场所的移动等能够简单地进行。

[0131] 脑功能测量使用的光纤及脑电波电极由光纤及脑电波信号线 4-15 通过连接器 4-16 连接在脑功能测量装置 4-17 上。

[0132] 图 6 是表示从斜上方所见到的被检查者固定器具 4-11 的一个构成例子。在被检查者固定器具 4-11 上, 设置被检查者腿部支撑部 4-11-1 与被检查者头部支撑部 4-11-2。通过用被检查者腿部支撑部 4-11-1 挟住被检查者腿部, 就防止了被检查者从倾斜的被检查者固定器具 4-11 上滑落下来。

[0133] 还有, 被检查者头部支撑部 4-11-2 配置成从颈部支撑头后部的下部, 如图所示, 采用有宽度调整、角度调整、上下方向可以移动的结构。根据这种形状, 敞开头后部可以很容易地安装脑功能测量用的探头。另外, 通过倾斜被检查者固定器具, 就不必把用于视觉提示的显示装置等置于被检查者的正上方。

[0134] 图 7 是表示使用图 4、及图 5 所示的装置测量得到的新生儿随声音的脑电波变化及血液循环动态变化。图 7(a) 为听到单纯音 (200ms 的嗒嗒声) 时, 对单纯音脑干脑电波的算术平均信号。重复进行大约 1000 次。听觉没有异常时, 如图所示作为脑干部分的反应从听到声音起在 10ms 以内作为脑电波观察到具有 6 至 7 个峰。

[0135] 图 7(b) 及图 7(c) 的各图表示伴随着随单纯音及说话的大脑皮质反应的脑内血液循环动态变化。图 7(b) 及图 7(c) 的各图的纵轴表示相当于 total-Hb、oxy-Hb、doexy-Hb 的浓度变化 (concentration changes) 的值, 横轴表示时间。另外, 实线表示 total-Hb、点划线表示 oxy-Hb、虚线表示 doexy-Hb。

[0136] 图 7(b) 及图 7(c) 的结果是在新生儿左侧头部的耳穴 1.5cm 上的地方测得的数据。图 7(b)、图 7(c) 分别把 1 次的刺激时间 15 秒、刺激时间前的 5 秒、还有刺激时间之后的 15 秒总计 35 秒作为 1 个图表列出。由于图 7(b)、图 7(c) 中刺激共重复 10 次, 把 10 次进行算术平均求出血液循环动态变化的时间系列数据。

[0137] 这些结果中, 从图 7(a) 可知被检查者至少从耳朵至脑干传达听觉信号, 反应正常。信号从脑干向大脑皮质的传送, 由于用脑电波难以确定, 所以通过能够测量伴随大脑皮质活动的血液循环动态变化的反应的光测量的结果进行判断。但是, 用单纯音如图 7(b) 所示, 在大脑皮质中没有引起显著的反应。其原因是在担任高级功能的大脑皮质中, 用单纯音几乎没有引起太大的活动。但是, 如图 7(c) 所示可知, 听到像说话那样的复杂的声音时, 即使是新生儿大脑皮质也加大活动, 对语言是认知的。由该结果可知, 该被检查者听觉及语言功能为正常活动。

[0138] 至此, 归纳本发明, 有以下几点:

[0139] 1) 一种活体测量用探头, 具有: 在被检测体上通过第 1 光波导把光照射到被检测体上的光照射装置; 和把由上述光照射装置照射的、在被检测体内部传播的光通过第 2 光波导聚光的聚光装置; 其特征是, 具有分别被上述第 1 光波导及上述第 2 光波导所嵌入的通路, 分别固定上述第 1 光波导及上述第 2 光波导的第 1 及第 2 导向部件, 和把上述第 1 及上述第 2 导向部件连接起来并保持, 形成与上述被检测体接触部分的基座部件。

[0140] 2) 一种活体测量用探头,其特征是,在上述 1) 的结构中,以柔软性和活体适应性高的材料构成上述基座部件。

[0141] 3) 一种活体测量用探头,其特征是,在上述 1) 的结构中,把上述第 1 及上述第 2 导向部件内的上述第 1 光波导及上述第 2 光波导设置成分别沿轴向可动的伸缩部件。

[0142] 4) 一种活体测量用探头,其特征是,在上述 1) 的结构中,上述第 1 及上述第 2 导向部件配置成在上述基座部件上,使其相互交替地位于正方格子形状或者菱形格子形状的顶点位置的结构。

[0143] 5) 一种活体测量用探头,其特征是,在上述 1) 的结构中,上述基座部件与上述被检测体接触的部分,由分割成的数个面构造部件构成,而且上述面构造的各部件之间通过柔软性部件连接在一起。

[0144] 6) 一种活体测量用探头,其特征是,在上述 1) 的结构中,上述光照射装置包括:光照射用光源、和控制向上述光源注入电流的光源调整电路,上述聚光装置包括:光检测器、和对由上述光检测器获得的检测信号进行处理的检测信号电路。

[0145] 7) 一种活体测量用探头,其特征是,在上述 1) 的结构中,在上述基座部件内设置上述第 1 光波导及上述第 2 光波导的同时、设置脑电波测量用的电极,其结构可同时进行光测量及脑电波测量。

[0146] 8) 一种活体测量装置,其特征是,该装置使用具有通过光波导将光照射到被检测体上的光照射装置和将由上述光照射装置所照射的、在被检测体内部传播的光通过光波导聚光的聚光装置的活体测量用探头,对被检测体内部的生理变化进行检测;其特征在于,上述探头具有分别被插入上述光照射用的光波导及上述聚光用的光波导的通路,用于分别固定上述各光波导的第 1 及第 2 导向部件;将上述第 1 及第 2 导向部件之间连接起来并予保持,形成与上述被检测体接触的部分的基座部件;和在上述第 1 及上述第 2 导向部件内具有使上述第 1 光波导及上述第 2 光波导分别沿轴向可动的伸缩部件。

[0147] 9) 一种活体光测量装置,其特征是,在上述 8) 的结构中,上述光照射装置包括:光照射用光源和控制向上述光源注入电流的光源调整电路;上述聚光装置包括:光检测器和对由上述光检测器获得的检测信号进行处理的检测信号电路,而且上述光源调整电路与上述检测信号电路分别通过各自的通信装置进行控制。

[0148] 10) 一种脑功能测量装置,其特征是,具有:使用具有通过光波导将光照射到被检测体上的光照射装置和将由上述光照射装置所照射的、在被检测体内部传播的光通过光波导聚光的聚光装置的活体测量用探头,测量被检测体内部的生理变化的活体光检测装置;电测量脑电波的脑电波测量装置;具有对被检测体施加有关声音、语音、语言、图像的数据并进行控制的刺激控制装置;和具有再生有关上述声音、语音、语言、图像的数据并对被检测体进行提示的提示装置,将从上述刺激控制装置送出的上述声音、语音、语言、图像中至少一种通过上述提示装置对被检测体进行提示的同时测量被检测体的脑功能活动信号。

[0149] 11) 一种脑功能测量装置,其特征是,使用上述 7) 的活体测量用探头,形成利用光测量及脑电波测量来测量被检测体的脑功能活动信号的结构。

[0150] 12) 一种脑功能测量装置,其特征是,包括:具有用于对活体照射光的光照射装置、和把通过活体内部的活体通过光聚光进行检测的聚光检测装置的活体光测量装置;测量脑电波的脑电波测量装置;具有与声音、语音、语言有关的多种数据的声音刺激控制装

置;把声音、语音、语言提供给婴幼儿被检查者的扬声器及耳机;具有与图像有关的多种数据的视觉刺激控制装置;把图像提供给被检查者的图像显示装置。来自上述声音刺激装置的声音、语音、语言及来自上述视觉刺激控制装置的图像数据,一边由上述扬声器及耳机和上述图像显示装置播放提供给被检查者,一边测量被检查者的脑功能活动信号。

[0151] 13) 一种脑功能测量装置,其特征是,在上述 12) 的脑功能测量装置中,将再生刺激并提供给被检查者的上述扬声器及耳机与上述图像显示装置设置成与被检查者所躺的床及保育器一体化。

[0152] 14) 一种脑功能测量装置,其特征是,在上述 12) 的脑功能测量装置中,位于被检查者所躺的床及保育器上的固定被检查者的固定器具是倾斜的。

[0153] 15) 一种脑功能测量装置,其特征是,在上述 12) 的脑功能测量装置中,位于被检查者所躺的床及保育器上的固定被检查者的固定器具内设有扬声器及耳机。

[0154] 16) 一种脑功能测量装置,其特征是,在上述 12) 的脑功能测量装置中,图像显示装置被固定在被检查者所躺的床及保育器内部不处于被检查者正上方的位置。

[0155] 17) 一种脑功能测量装置,其特征是,在上述 12) 的脑功能测量装置中,固定被检查者的固定器具具有支撑被检查者腿部的部件。

[0156] 18) 一种脑功能测量装置,其特征是,在上述 12) 的脑功能测量装置中,位于被检查者所躺的床上的固定被检查者的固定器具具有敞开头后部支撑被检查者的头部及颈部的部件。

[0157] 19) 一种脑功能测量装置,其特征是,在上述 12) 的脑功能测量装置中,位于被检查者所躺的床上的固定被检查者的固定器具是倾斜的,而且具有支撑被检查者腿部的部件,还具有敞开头后部支撑被检查者的头部及颈部的部件。

[0158] 20) 一种固定被检查者的固定器具,其特征是,在上述 17) 的固定被检查者的固定器具中,支撑被检查者腿部的部件可以移动。

[0159] 21) 一种固定被检查者的固定器具,其特征是,在上述 18) 的固定被检查者的固定器具中,支撑被检查者头部及颈部的部件可以移动、形状可改变。

[0160] 22) 一种脑功能测量装置,其特征是,具备:具有用于对活体照射光的光照射装置、和把通过活体内部的活体通过光聚光进行检测的聚光检测装置的活体光测量装置;测量脑电波的脑电波测量装置;具有与声音、语音、语言有关的多种数据的视觉刺激控制装置;把声音、语音、语言提供给婴幼儿被检查者的扬声器及耳机;具有与图像有关的多种数据的视觉刺激控制装置;把图像提供给被检查者的图像显示装置。上述活体光测量装置、上述脑电波测量装置、上述声音刺激控制装置和上述视觉刺激控制装置同步来获取提供声音、语音、语言、图像刺激的时刻、时间、长度、刺激的种类等信号,使上述信号同步并把来自上述声音刺激装置及上述视觉刺激控制装置的声音、语音、语言、图像数据在上述扬声器及耳机和上述图像显示装置播放并提供给被检查者。

[0161] 采用本发明,对于具有很大曲率的活体表面,由于可以简便佩戴基于本发明的活体测量用探头,就可以测量至此难以测量的新生儿、婴幼儿的头部和手臂等的运动部位的生理变化。

[0162] 另外。由于可以测量含新生儿在内的婴幼儿的脑功能,所以就能够早期发现婴幼儿的脑障碍。特别是,由于融合了脑电波及光测量,可以同时测量脑部深处及大脑皮质两

者,实现了综合的脑功能测量,所以使脑功能障碍的判断变得容易。

[0163] 这样,利用本发明,使活体光测量的应用范畴扩大,有助于产业的发展,特别是,对脑功能发育过程的理解,有助于教育等带给社会的极大影响的领域。

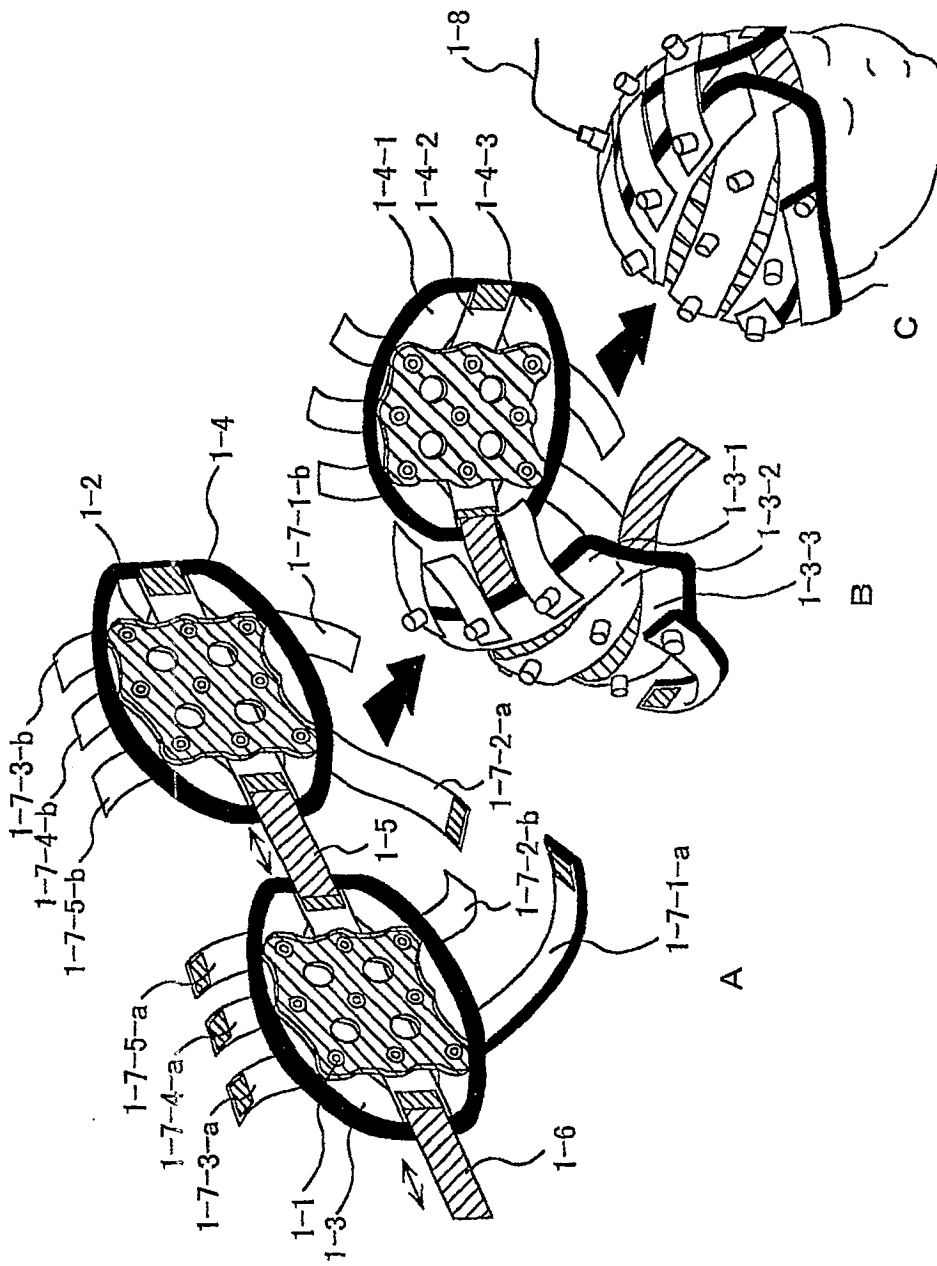


图 1

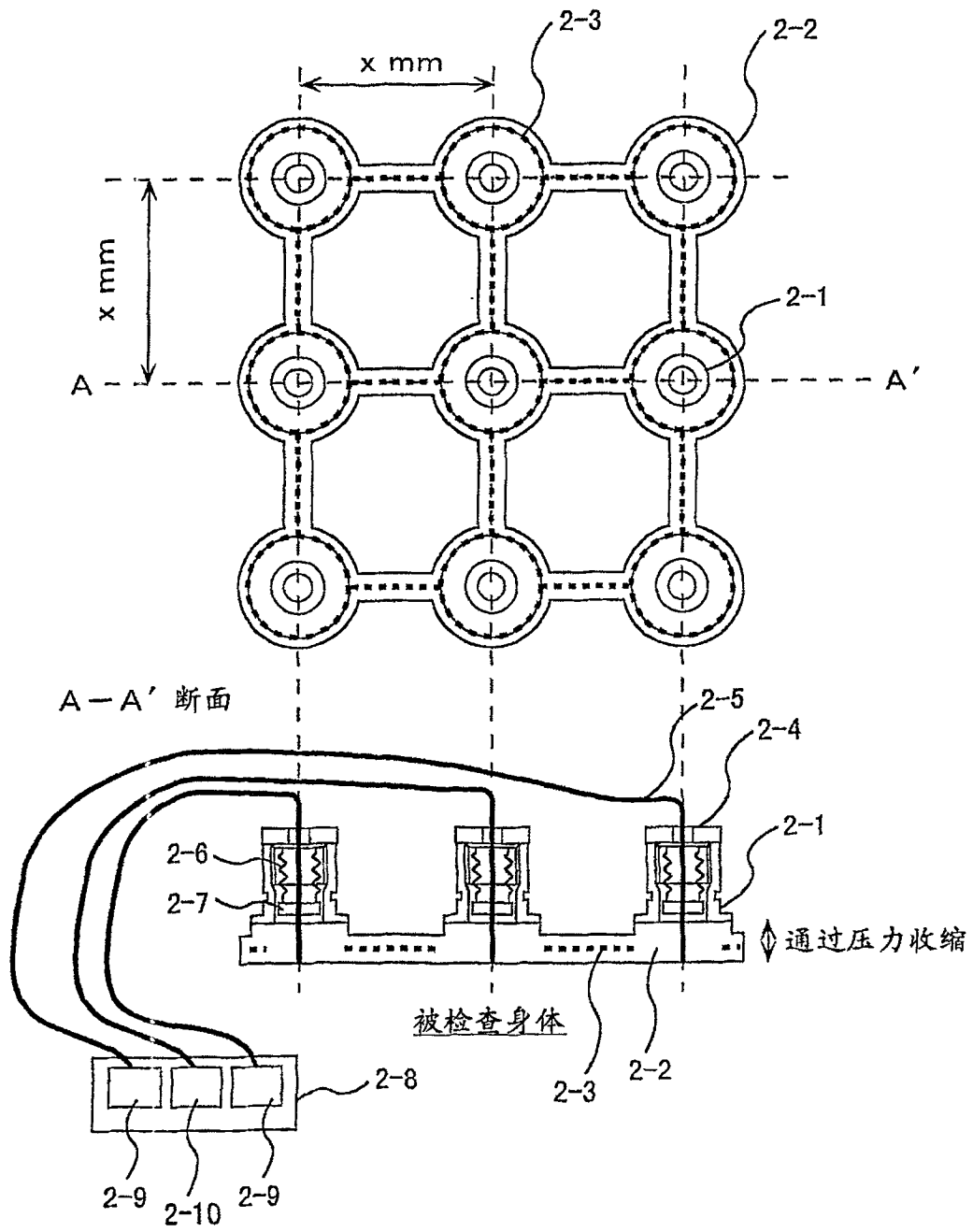


图 2

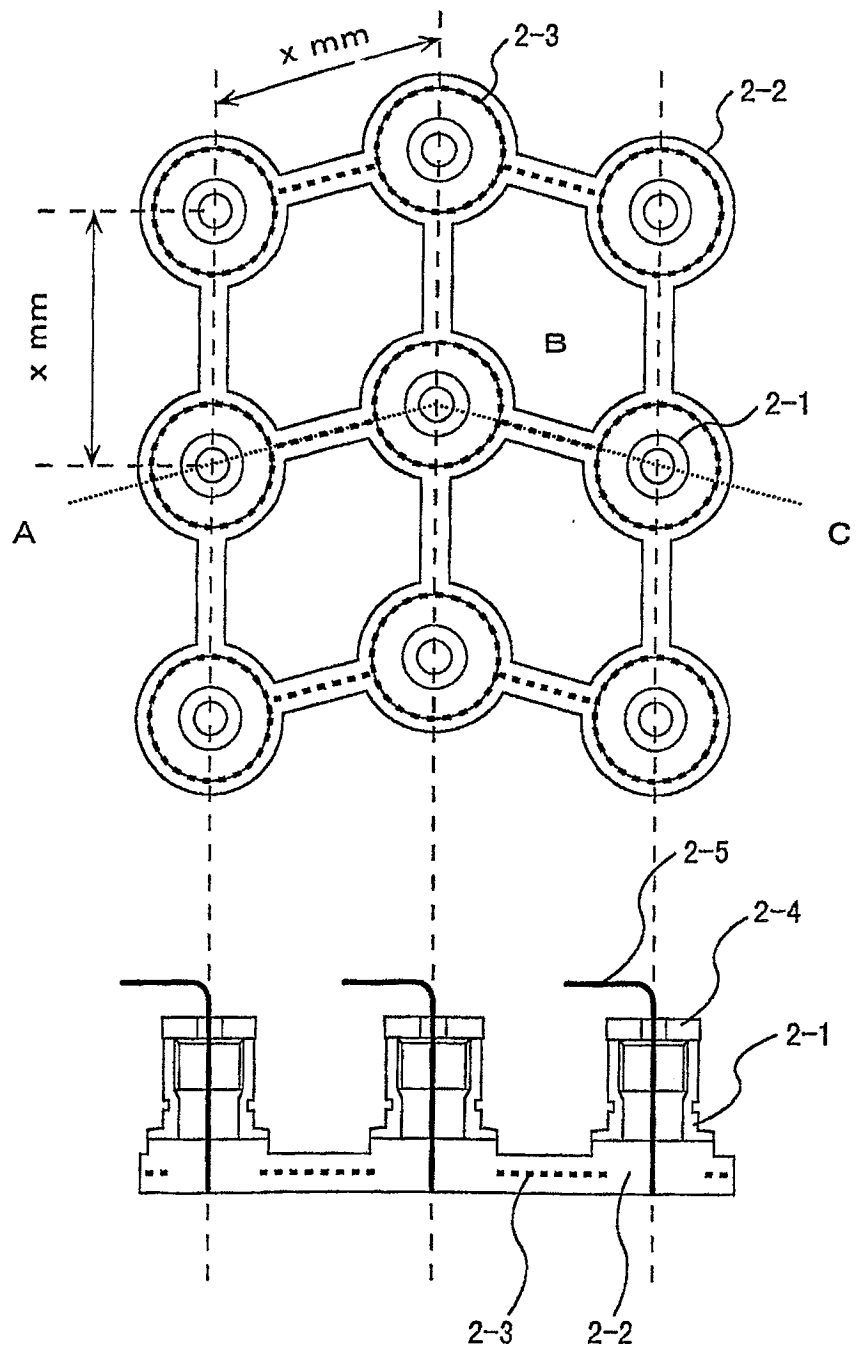


图 3

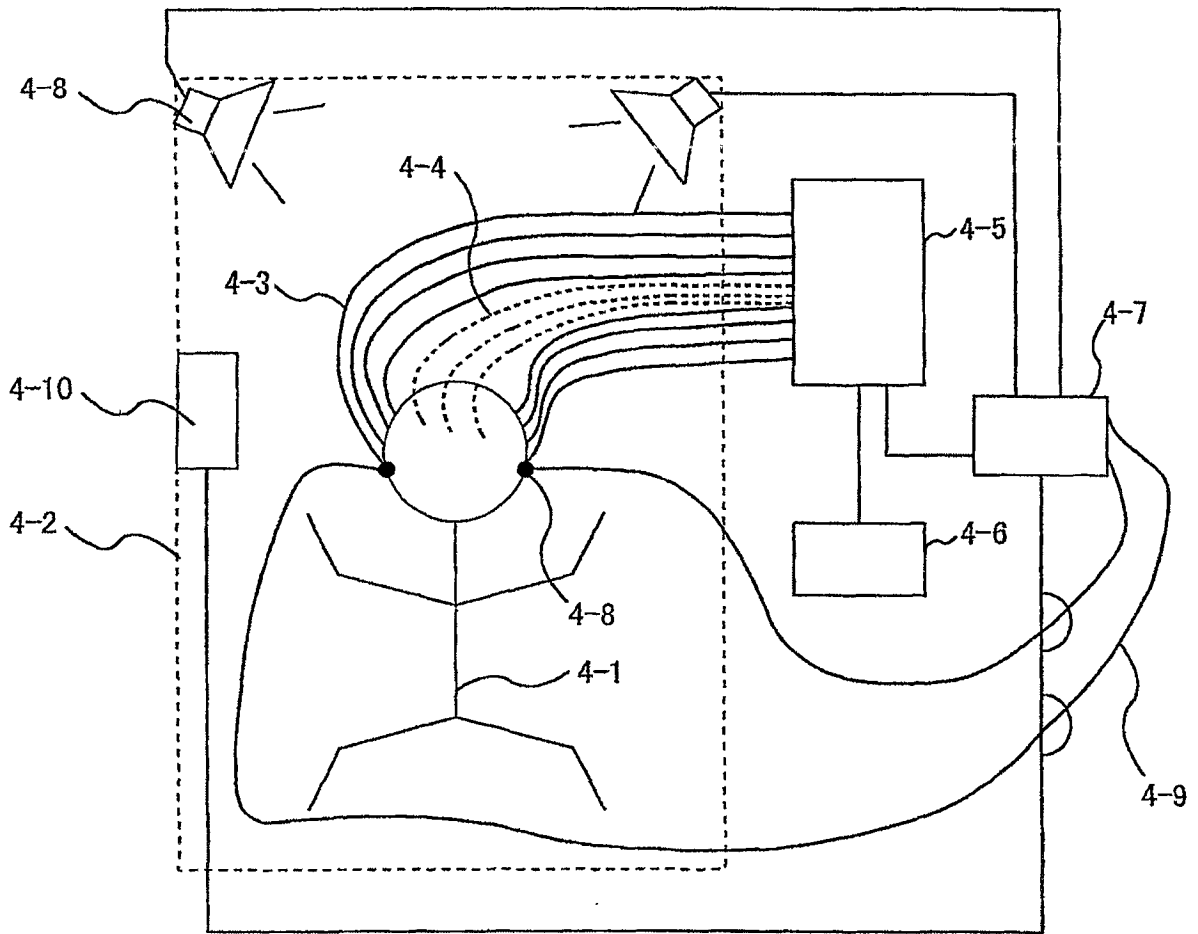


图 4

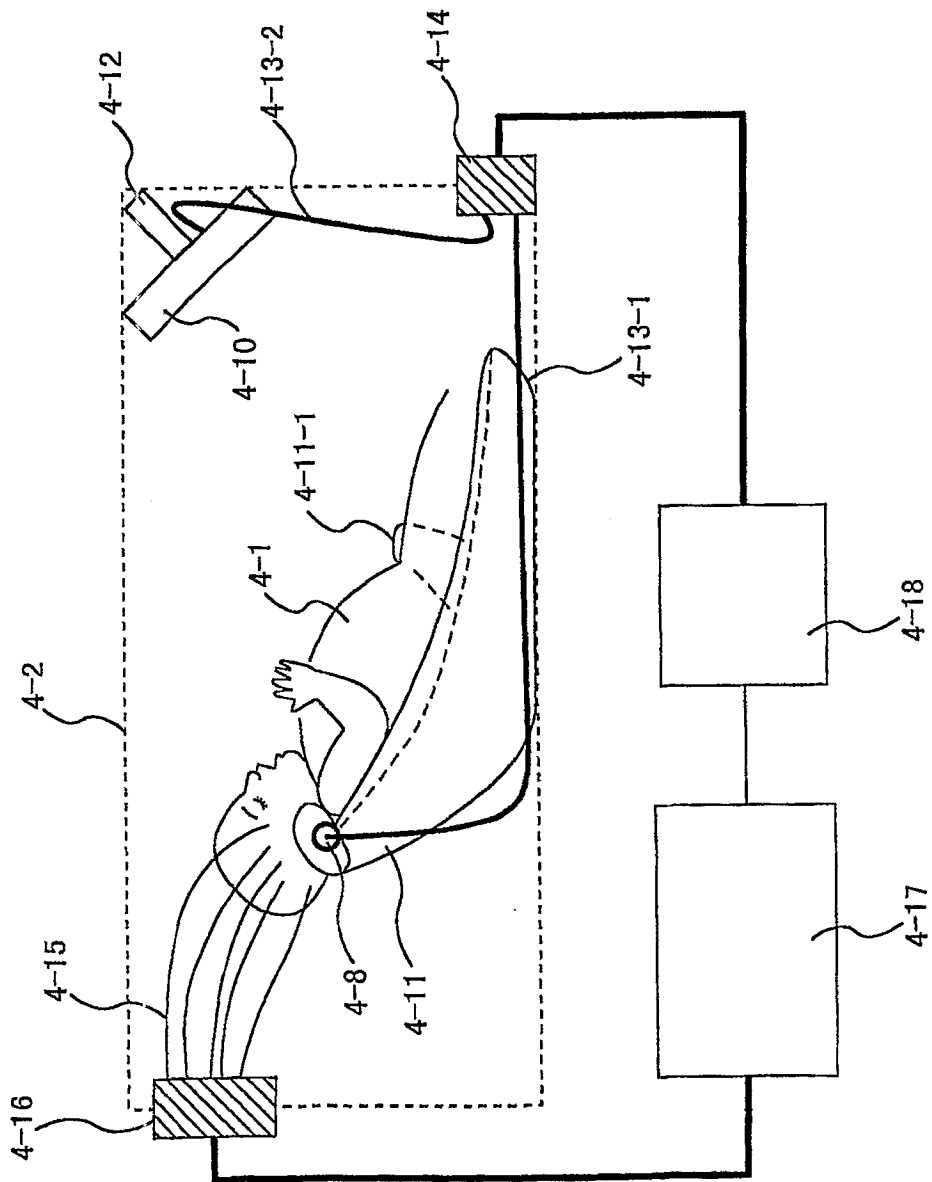


图 5

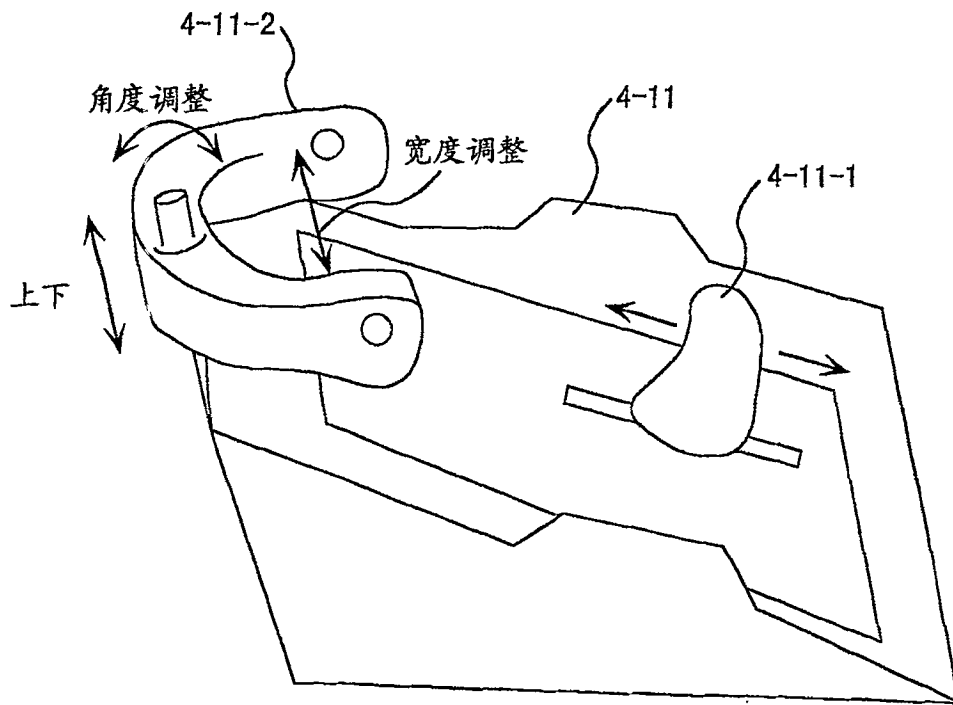


图 6

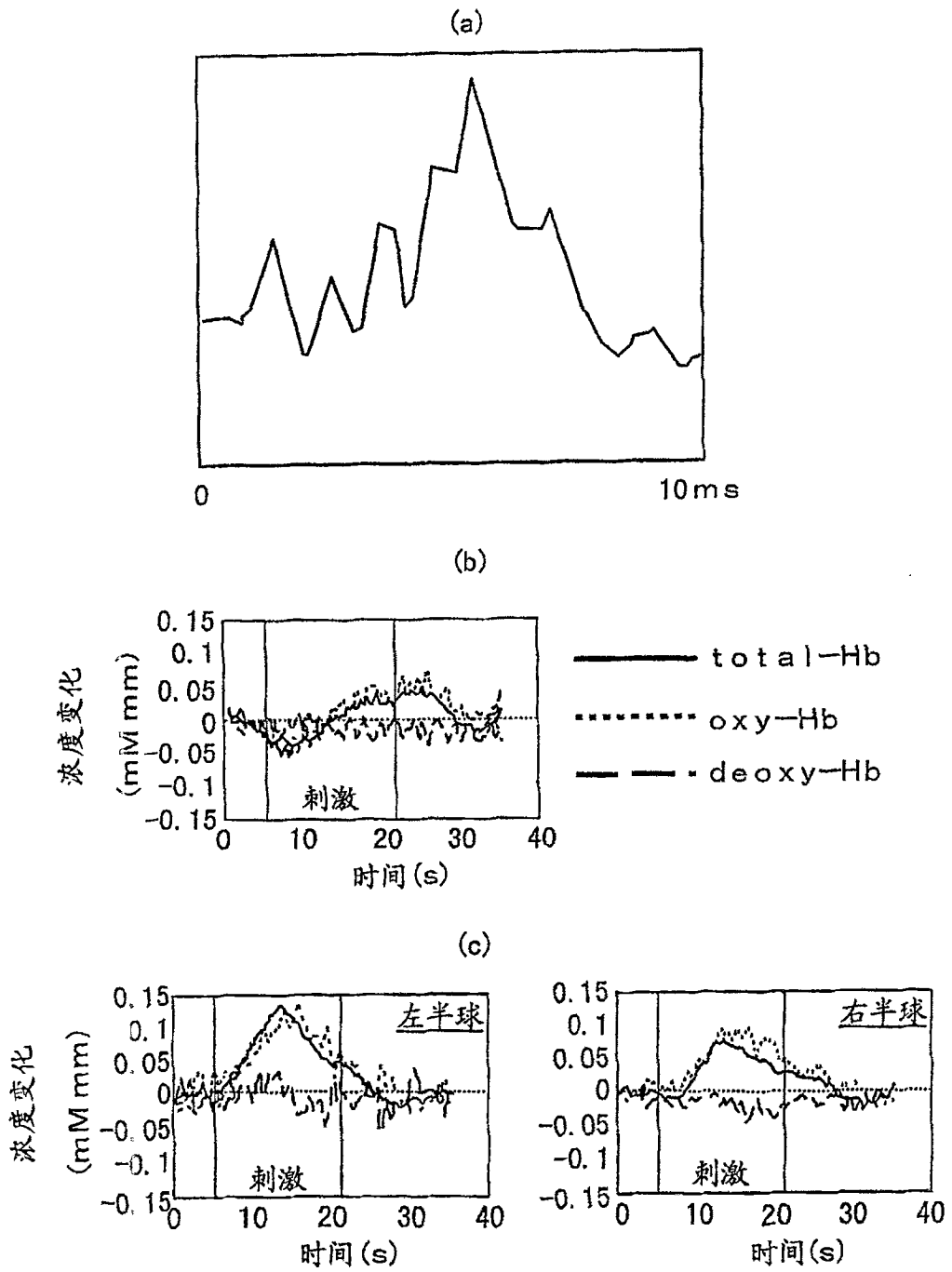


图 7

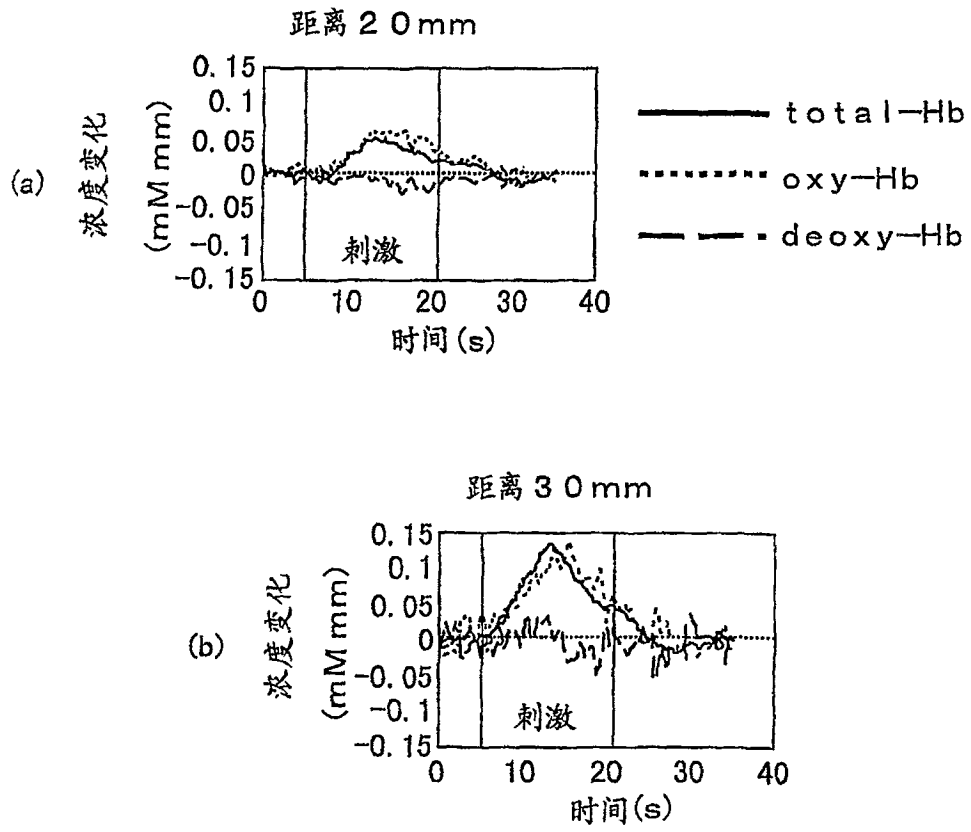


图 8

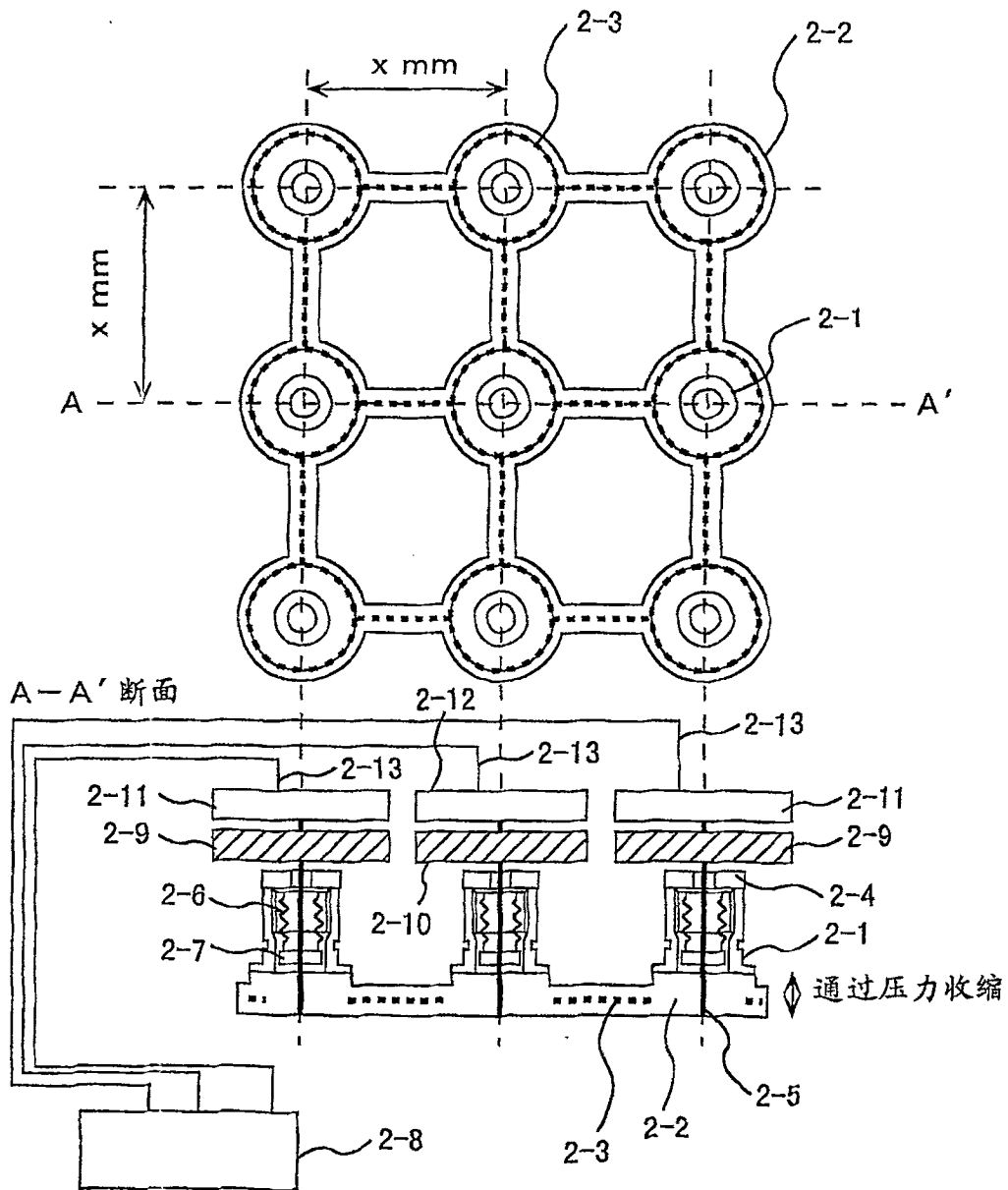


图 9

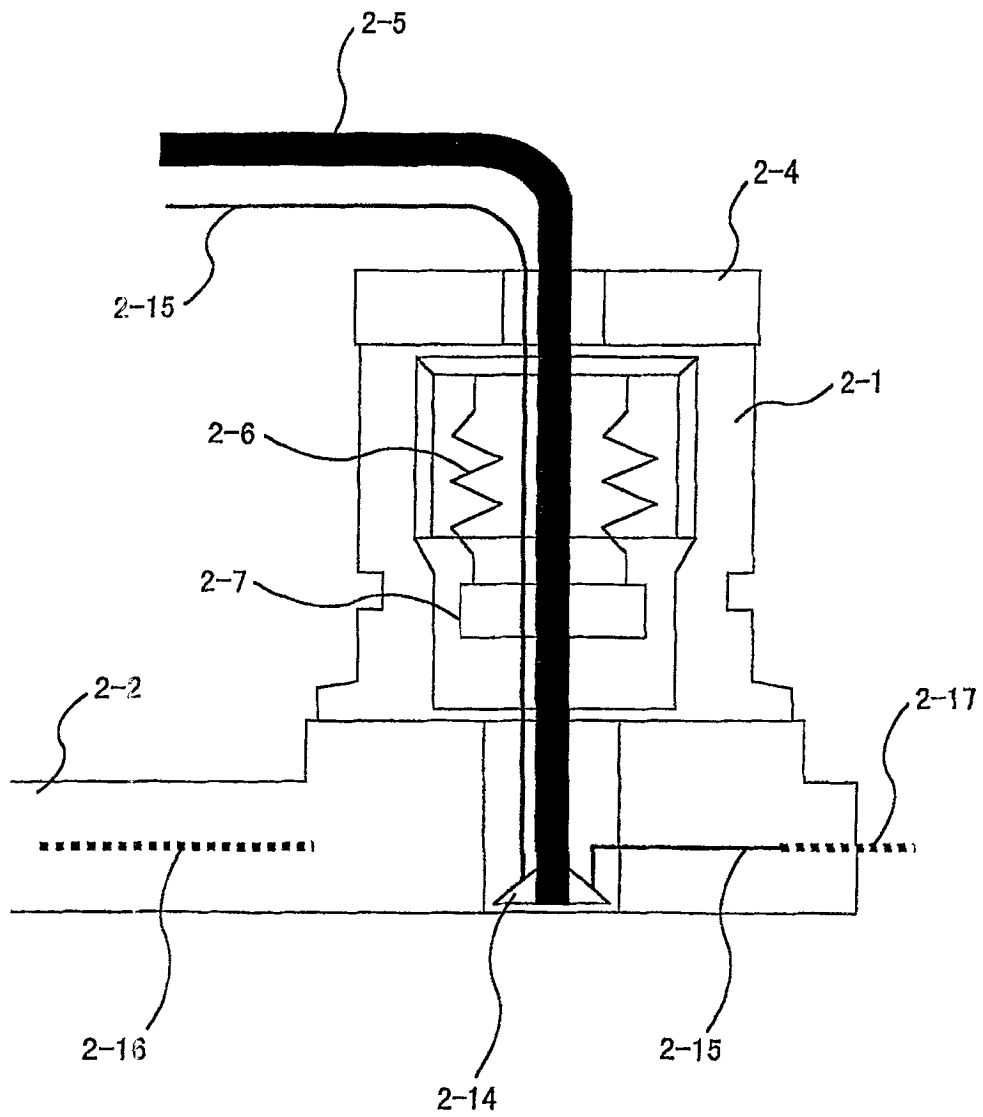


图 10