[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03814591.X

[43] 公开日 2006 年 11 月 1 日

[11] 公开号 CN 1856269A

[22] 申请日 2003.4.22 [21] 申请号 03814591.X

[30] 优先权

[32] 2002. 6.22 [33] US [31] 60/374，133

[86] 国际申请 PCT/US2003/012382 2003.4.22

[87] 国际公布 WO2004/001373 英 2003.12.31

[85] 进入国家阶段日期 2004.12.21

[71] 申请人 马尔西奥·马克·阿布雷乌

地址 美国康涅狄格

[72] 发明人 马尔西奥·马克·阿布雷乌

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 蔡胜利

权利要求书 10 页 说明书 75 页 附图 53 页

[54] 发明名称

用于测量生物学参数的装置和方法

[57] 摘要

公开了支承结构，用于将传感器定位在生理通道上，以便测量人体物理、化学和生物学参数并且根据参数的测量值来产生行动。 支承结构中包含利用特殊几何形状装配在支承结构上的传感器，用以获取连续且无干扰的人体生理数据。 通过无线传送，例如电磁波、无线电波、红外线、声波等通过视频或声频传送而被局部报告。 物理和化学参数包括脑功能、代谢功能、流体动力学功能、血液中化合物级别等等。 安置在生理通道末端的支承结构包括贴片、夹子、眼镜、头部安装机构等等，其容纳着无源或有源传感器，使传感器定位于并接触生理通道。

1. 一种支承结构，其用于在一个脑通道的末端安置在皮肤上，所述支承结构包括：

一个外壳，其用于在脑通道的末端安置在皮肤上；

一个传感器，其容纳在所述外壳中，用于测量在脑通道的末端产生于皮肤上的信号；

所述传感器毗邻所述外壳的一个边缘安置。

2. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器偏心安置在所述外壳中。

3. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，从所述壳体的外边缘至所述传感器的外边缘的距离等于或小于 11 mm。

4. 如权利要求 3 所述的支承结构，其特征在于，所述距离等于或小于 6 mm。

5. 如权利要求 4 所述的支承结构，其特征在于，所述距离等于或小于 3 mm。

6. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述外壳包括贴片、夹子、眼镜内毗垫、眼镜改型鼻垫、头部安装机构中的至少一种。

7. 如权利要求 6 所述的支承结构，其特征在于，所述贴片的最大尺寸小于 11 mm。

8. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述外壳中包含电源。

9. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述外壳中包含微处理器。

10. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述外壳中包含无线发射器。

11. 如权利要求 10 所述的支承结构，其特征在于，所述无线发射器发射下述信号中的至少一种：射频信号、光信号、声信号、电磁能。

12. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述外壳中包含用于局部报告信号的局部报告装置。

13. 如权利要求 10 所述的支承结构，其特征在于，所述局部报告装置通过视频、声频、触觉传送中的至少一种来报告信号。

14. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器是无源的。

15. 如权利要求 13 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器由一个天线供电。

16. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器是有源的。

17. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器测量脑温度。

18. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器测量葡萄糖级别。

19. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器测量氧级别。

20. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器测量电解质级别。

21. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器测量脉博。

22. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器测量血压。

23. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述外壳中包含一个发射器，其用于控制一个制品。

24. 如权利要求 23 所述的支承结构，其特征在于，所述制品包括医疗装置、锻炼器材、自行车、附装、鞋袜、气候控制系统、电热毯、车辆座椅、家具、运动器材、军事器械中的至少一种。

25. 如权利要求 1 所述的支承结构，其特征在于，所述支承结构中包含有线发射器。

26. 如权利要求 25 所述的支承结构，其特征在于，所述有线发射器通过电线连接到一个显示单元。

27. 如权利要求 10 所述的支承结构，其特征在于，用于所述无线发射器的接收器包括种表、移动电话、计算机、互联网装置、寻呼机的至少一种。

28. 一种支承结构，用于在一个脑通道的末端毗邻皮肤安置，所述支承结构包括：

一个外壳，其用于在脑通道的末端毗邻皮肤安置；

一个传感器，其容纳在所述外壳中，并且被所述外壳分隔，以向脑通道投射所述传感器的视场。

29. 如权利要求 28 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器检测红外辐射。

30. 如权利要求 28 所述的支承结构，其特征在于，所述传感器测量脑温度和血液中物质浓度中的至少一种。

31. 如权利要求 28 所述的支承结构，其特征在于，所述外壳包括贴片、夹子、内眦垫、改型鼻垫、头部安装机构、便携式手持装置中的至少一种。

32. 如权利要求 31 所述的支承结构，其特征在于，所述内眦垫可释放地固定在眼镜上。

33. 一种用于测量生物学参数的眼镜，包括：

一个右侧镜片边框和右侧眼镜腿组件；

一个左侧镜片边框和左侧眼镜腿组件；

一个内眦连接件，其具有支承桥接件和鼻垫部分，所述支承桥接件可释放地连接着所述右侧镜片边框和右侧眼镜腿组件和所述左侧镜片边框和左侧眼镜腿组件。

34. 如权利要求 33 所述的眼镜，其特征在于，所述内眦连接件中包含一个传感器，所述传感器毗邻所述鼻垫部分中的至少一个的边缘安置。

35. 一种用于测量脑通道中的生物学参数的头部安装支承结构，包括：

一个将被配戴在头部上的外壳；

一个容纳在外壳中的汗液传感器，其可被操作，以接收来自头部的汗液，并且产生与汉液中存在的物质的浓度相对应的信号。

36. 如权利要求 35 所述的头部安装支承结构，其特征在于，所述外壳包括眼镜、头箍、耳套装置中的至少一种。

37. 一种用于测量脑通道中的生物学参数的支承结构，包括：

用于配戴在面部的眼镜；

可释放地连接着所述眼镜的内眦部件；

所述内眦部件中包含一个传感器。

38. 一种用于测量脑通道中的生物学参数的内眦垫，包括：

一个外壳；

一个位于所述外壳中的传感器；

一个电源；

一个报告装置；

所述传感器、所述电源和所述报告装置彼此电连接着，以产生并报告信号。

38. 如权利要求 37 所述的内眦垫，其特征在于，所述外壳固定在一副眼镜上。

39. 如权利要求 37 所述的内眦垫，其特征在于，所述报告装置包括声频报告装置、视频报告装置、用于远程单元的无线报告装置中的至少一种。

38. 如权利要求 37 所述的内眦垫，其特征在于，所述外壳具有一个粘结性区域。

40. 一种用于测量脑通道中的生物学参数的内眦垫，包括：

用于配戴在面部的眼镜；

一个用于眼镜的鼻垫，其设有一个孔，用于将一个具有传感器的内眦垫固定在眼镜上；

一个电连接器，其将所述鼻垫连接到一个报告装置。

41. 一种用于测量脑通道中的生物学参数的支承结构，包括：

一个内眦盖，其用于固定在眼镜的鼻垫部分上；

一个传感器，其容纳在所述内眦盖中；

其中所述传感器测量生物学参数。

42. 如权利要求 41 所述的支承结构，其特征在于，所述内眦盖中包含一个电源和一个报告装置。

43. 一种用于测量脑通道中的生物学参数的支承结构鼻垫，包括：

一个外壳；

一个容纳在所述外壳中的传感器；

一个可旋转机构，其连接着所述传感器，并通过转动所述外壳而将传感器定位在不同位置。

44. 一种用于测量脑通道中的生物学参数的支承结构，包括：

用于被配戴以接触面部皮肤的眼镜；

一个容纳在眼镜中用于向着皮肤发射的电磁发射源；

一个光电检测器，其容纳在眼镜中，以检测从所述皮肤发出的电磁辐射的强度；

其中，所述光电检测器检测代表着受测生物学参数浓度的频谱变化。

45. 如权利要求 44 所述的支承结构，其特征在于，一个光源和所述光电检测器并排安置在眼镜中。

46. 如权利要求 44 所述的支承结构，其特征在于，一个光源和所述光电检测器彼此对置着安置在眼镜中。

47. 一种支承结构，其用于在一个脑通道的末端安置在皮肤上，所述支承结构包括：

一个外壳，其用于在脑通道的末端安置在皮肤上；

一个传感器，其容纳在所述外壳中，用于测量在脑通道的末端产生于皮肤上的信号；

所述传感器毗邻所述外壳的一个边缘安置；

一个电气装置，其将所述传感器连接到一个处理装置和一个报告装置。

48. 一种用于测量脑通道中的生物学参数的支承结构，包括：

一个检测装置，其接收来自脑通道的红外能量，并且基于所述脑通道中产生的红外能量来测量所述脑通道中存在的至少一种物质的红外吸收量；以及一个处理装置，其基于测量到的红外吸收量而确定出所述至少一种物质的浓度。

49. 一种支承结构，其用于在一个脑通道的末端安置在皮肤上，所述支承结构包括：

一个热电装置，其具有彼此不同的线材，以将来自脑通道的热能转化为电能；

一个内毗垫，其安置在脑通道上并且容纳着所述热电装置的一个热结点；

一个鼻垫，其安置在鼻子上并且容纳着所述热电装置的一个冷结点；

一个传感器，其由热电装置供电；

一个电容，其用于储存热电装置产生的电能。

50. 一种用于测量生物学参数的方法，包括以下步骤：

将一个传感器在脑通道的末端定位在皮肤上；

产生代表由所述传感器测量到的生物学参数的信号；

在一个显示装置上报告所述信号的值。

51. 一种用于测量脑通道中的生物学参数的方法，包括以下步骤：

从脑通道接收红外能量；

产生代表从所述脑通道接收到的红外能量的量值的信号；

处理所述信号，以确定生物学参数的值；

报告所述值。

52. 如权利要求 51 所述的方法，还包括：测量脑通道中的至少一种物质的红外吸收量，以确定所述物质的浓度。

53. 如权利要求 51 所述的方法，其特征在于，所测量的生物学参数包括脑温度、代谢功能、血液中物质浓度中的至少一种。

54. 一种用于测量脑通道中的生物学参数的方法，包括以下步骤：

将红外能量引导至脑通道；

产生代表从所述脑通道接收到的红外能量的量值的信号；

处理所述信号，以确定生物学参数的值；

报告所述值。

55. 一种用于配制眼镜的方法，包括以下步骤：

测量从面部发出的红外辐射；

从所述面部产生红外图像；

根据产生的红外图像调节眼镜。

56. 一种对暴露在热辐射下的个人警告由所述热辐射造成的热损伤的方法，包括以下步骤：

测量所述个人的体温；

分析所测量到的体温，以确定所测量到的体温是否与产生热损伤状态的预定准则相符合；

向所述个人提示所述状态。

57. 一种在体育活动中提高个人的安全性和身体性能的方法，包括以下步骤：

测量体温，基于所测量到的体温并且根据预定准则来确定摄入流体的类型、量和时间，以便在体育活动中提高安全性和身体性能。

58. 一种体育活动管理装置，包括

一个温度传感器，其用于测量使用者的脑温度；

一个处理器，其利用使用者的脑温度来确定使用者身体的热状态；

一个报告装置，其在热状态位于预定值之外时向使用者报告。

用于测量生物学参数的装置和方法

技术领域

本发明涉及安置在生理通道上的支承和传感结构，其用于测量身体功能，以便处理由测量值所指示的异常状况。

背景技术

干扰成分和变量可能是严重的误差源，以造成实测生物学参数与临床值不同。为了滤除所述干扰成分，并且获得无干扰信号，侵袭性和半侵袭性技术被采用。这些技术具有很多缺点，包括难以在长时间内提供连续的监视。非侵袭性技术也难以满足临床实用性要求。将传感器定位在具有干扰成分的皮肤上，由于存在所述干扰成分和背景噪音，该背景噪音明显超过与被测量的生理参数相关的信号，因此既不能获得临床有用的信号，也不能获得精确信号。

最精密、准确和临床实用的测定人和动物体内热状态的途径是测量脑温度。脑温度测量对于疾病和健康而言是同等重要的关键和通用指示方式，并且是唯一的不能被情绪状态而人为改变的生命信号。其它生命信号（心律、血压、呼吸率）均会因情绪状态或自发动作而受到影响并被人为改变。

体温是由血液温度决定的，血液以远红外辐射的形式放射热量。脂性组织（脂肪组织）吸收远红外辐射，并且人体实际上被附着在皮肤上的一层脂性组织保护着。由于以前的技术将传感器放在带有脂性组织的皮肤上，因此，不能够通过皮肤测量温度实

现精密和准确的测量。

由于看上去不能利用目前的技术进行脑温度的非侵袭性测量，因此有人尝试确定体内温度，也即体中心温度。目前使用一种侵袭性、人工、不方便且高成本的技术来测量体内（体中心）温度，其包括将带有温度传感器的导管插入尿管、直肠或食道中。然而，这种技术不适合于常规测量，会带来痛苦，并且可能会带来潜在的致命性并发症。

半侵袭技术也曾被尝试。Abreu 在美国专利 6,120,460 中公开了利用安置在眼睑囊中的接触透镜来连续测量体中心温度的装置和方法，但接触透镜是半侵袭性装置，其需要医师处方，并且有时不容易将接触透镜安置在婴儿甚至成人眼中，并且很多人害怕接触他们的眼睛。

用于连续和／或以体中心方式测量温度的现有技术具有若干缺点和限制。

目前的体温测量是非连续、非体中心式的和需要护士参预的。护士需要将温度计插入患者的口腔、直肠或耳朵中。为了获取体中心温度，护士以侵袭性方式将一个管体置入人体内，这有可能引起感染或需要消耗高费用的并发症。

医院中的常规体中心温度测量和／或连续测量非常困难并且危险，因为需要采用侵袭性程序，以将管体插入体内或者服用测温丸（thermometer pill）。测温丸可能会引起腹泻，仅用于测量所摄取的流体／实物的温度而不能测量体温，并且如果测温丸堵塞了胰或肝管，则可能会引起指明的并发症。如果将传感器安置在皮肤上，由于存在包含脂肪组织在内的很多干扰成分，因此不能提供临床实用的测量。

仅仅简单地将传感器放置在皮肤上，不可能精确且临床实用地测量出脑温度以及代谢参数、物理参数、化学参数等等。一个关键因素是存在脂肪组织。人与人之间的脂肪不同，脂肪会随着年龄而变化，同一个人体内的脂肪量会随时间而变化，脂肪会衰减来自血管的信号，脂肪吸收热量，脂肪会阻碍远红外辐射的无干扰传输，脂肪增加了体内受测成分与安置在皮肤表面上的外部传感器之间的距离。

现在需要提供一种方法和装置，其通过将传感器安置在皮肤上，从而以无痛、简单、外部操作和安全方式来实现非侵袭性地、方便地、连续地监视脑温度。

还需要提供一种方法和装置，其能够方便地、非侵袭性地、安全地、精确地监视生物学参数，包括代谢参数、物理参数、化学参数等等。

还需要提供一种方法和装置，其通过将传感器安置在生理通道上，以便获得无干扰且连续的生物学信号，从而测量出生物学参数。

发明内容

本发明提供了可满足现有技术中需求的方法、装置和系统。

总体而言，本发明提供了一组传感系统和报告装置，它们可以单独或组合使用，并且被设计成接触生理通道以测量生物学、物理和化学参数。从解剖学和生理学角度看，本发明发现的通道是一个解剖学路径，其将无干扰生理学信号传输到外部。通道形成了体内功能（信号）源与皮肤上的通道末端处的外部点之间的直接无干扰连接途径。生理通道传输人体生理结构中的连续整体

信号。来自体内的无干扰信号被输送到位于通道末端的外部点。在通道末端安置在皮肤上的传感器能够获取光学信号，而没有干扰成分和误差源。

本发明包括用于将传感器在通道末端安置在皮肤上的支承结构。本发明公开的装置用于测量脑温度、脑功能、代谢功能、流体动力学功能、水合作用状态、血液动力学功能、人体化学性能等等。本发明的组成部分包括利用贴片、夹子、眼镜、头部安装机构等测定生物学参数的装置和方法，其中传感系统用于接触生理通道，以提供关于佩带者生理学状态的精确且临床实用的信息，并且提高佩带中的安全性和身体性能；此外，提供有关被监视生物学参数的适宜报告装置和警报装置，以有助于增强和保护生命。本发明的其它组成部分用于基于测量到的生物学参数而产生作用于另一装置的直接或间接作用，或是调节另一装置或制品。

为了找到更好的测量生物学参数的途径，我们做了长期和仔细的研究，从而发现了人和动物的脑温度通道（BTT）和其它生理通道。本发明首次认识到人体中的生理通道。本发明首次认识到皮肤表面上的通道末端，在此可以获取并测量光学信号，而不存在干扰成分和超过受测信号的背景噪音。本发明还首次识别并精确测绘出包含主入口点的通道的几何形状和位置。本发明还首次认识到可将传感系统定位在主入口点以获取光学信号。我们所做的仔细研究包括软件研制，用以描述红外辐射的特性，以精确地确定出通道的不同方面。通过这些研究，可以实现利用在生理通道末端安置在皮肤上的确定区域中的传感器而以非侵袭性和连续的方式在人和动物体内测量脑（体中心）温度和其它人体参数。

在生命保护和人体功能方面，脑温度是关键作用和重要因素。脑组织是最容易受到热损伤的人体组织，高温和低温均会造成损

伤。脑温度是用于确定人体热状态的最重要的临床适用性因素，并且人脑产生的热量占人体所产生热量的 18 至 20%，这是一项非常重要的因素，因为脑的重量仅占人体重的 2%。脑中产生的大量热能被保持在限定空间中，并且头皮、头骨、脂肪和 CSF（脑脊液）构成了绝热层。本发明通过识别出 BTT，以避开绝热屏障，并且提供了与脑生理和物理结构内部直接的联系。

从解剖学和生理学的角度看，脑温度通道被构造成脑中热源与通道末端的外部点之间的连续、直接且无阻碍的连接。脑内的通道末端发生的物理和生理学过程被再现于通道位于皮肤上的相反末端。BTT 使得热能整体且直接地传输通过通道，而不会受到吸热成分的干扰，吸热成分即能够吸收作为热量被脑中的血液传送的远红外辐射的成分。

为了定义一个 BTT，需要具有用六个特性。这些特性是：

1）该区域中没有吸热成分，即区域中必须不含脂性组织（脂肪组织）。这是定义温度通道的关键且必需的特性；

2）该区域中必须具有血管的末端分支，以传输整体量的热能；

3）末端分支必须是源于脑的血管的直接分支；

4）末端分支必须位于浅层，以避免被深层结构例如肌肉吸热；

5）该区域必须在传感器与热源之间具有薄且可忽略的界面，以实现高热流；

6）该区域中必须没有温度调节动静脉短路。

所有上述六个特性存在于内眦区域的皮肤上，该区域毗邻眼内角位于内眦腱上方，并且位于上眼角的内侧 1 / 3 部分（medial third）中。更具体地讲，BTT 区域在皮肤上的末端尺寸为，在内

眦腱处从眼内角开始测量具有大约 11 mm 的直径，并且向上延伸大约 6 mm，然后以牛角状突出的形式延伸到上眼睑中大约附加 22 mm。

BTT 区域是人体中唯一不带脂性组织的区域，并且其附带具有一个末端分支，其具有源于脑血管的浅层（表层）血管，并且其具有薄界面而没有温度调节短路。BTT 区域由眼上静脉的末端分支供血，眼上静脉直接连结着海绵窦。海绵窦是由脑内的静脉通道组成的衬有内皮的系统，其收集和储存热能。向 BTT 区域供血的血管系统中不存在温度调节动静脉短路，并且其毗邻眼内角、在上眼睑刚开始处的内眦区域的上侧部位终止于皮肤。血管向内眦区域和上眼睑上的皮肤传输无干扰热能，如图 1 和 2 中的红外图像中的彩色以及黑白图片所示。来自脑的无干扰热辐射被传输到位于通道末端的皮肤表面。热能被传输到皮肤的一个区域，其中通道末端没有脂肪。传输热量的血管位于皮肤的紧邻下方，因此没有深层结构吸收红外辐射。

如果血管位于深层，则其它组织和化学物质会吸收热量，这回导致测量的临床实用性无效。BTT 区域具有直接热传输，并且 BTT 区域的皮肤是人体的最薄皮肤，不存在温度调节动静脉短路。最佳地测量温度的非常重要的方面是不受脂肪组织干扰并且直接传输热量。

在人体的这一特殊且独一无二的区域中，通道末端没有脂肪组织，因此可以无干扰地获得信号。前述六个特性使得红外辐射能够从脑无干扰且整体地传送出来，以呈现为 BTT 区域位置的直接热传输，这一点可从红外图像图片（图 1 至 8）看出。BTT 和生理通道在本说明书中还被称作“目标区域”。

从物理的角度看，BTT 等价于一个脑热能通道，其具有高的

总辐射功率和高热流。脑温度取决于代谢率产生的热能加上动脉向脑供应的热能减去脑血流量排出的热量所得到的值的平衡。组织与毛细血管之间的热对流很高，并且大脑静脉血的温度与大脑组织相平衡。这样，通过测量大脑静脉血的温度和热能，可以测定出脑的主体温度和热能。眼上静脉具有与海绵窦之间的直接、无干扰的联系，并且在血细胞比容为45%的情况下以3.6 $J.mol^{-1}.(℃)^{-1}$ 的热能容量携带大脑静脉血。通过安置一个传感器，以便在俘获BTT末端由大脑静脉血传输的热能，可以测定出大脑热动力学响应、热能和脑温度。

有关BTT和生理通道的研究涉及到多种工作和探索，其中包括：1）粘膜和浅层人体区域的体外组织学分析；2）人和动物外部区域温度测定的体内研究；3）热源的体内功能性血管造影测定；4）BTT 区域的组织形态测定特征的形态学研究；5）热电偶、热敏电阻和远红外对BTT区域的温度进行体内测定；6）将BTT区域测量值与眼内解剖学以及目前标准的最常使用的（口腔）温度测量结果作比较；7）进行冷热激发，以确定BTT的温度稳定性；8）进行红外成像和确定等温线。用于测定通道几何形状的软件也被研制出来并被使用。利用预先同等校准的热敏电阻同时测量基准温度和BTT区域温度。具有多通道的专用电路被设计出来，以用于实验和数据收集。

BTT区域温度测量显示出，BTT区域和作为中央神经系统延续部分的眼内结膜解剖学结构的温度信号几乎相同。在实验中测量眼内结膜解剖学结构的温度被 Abreu 描述于美国专利 No. 6,120,460 和 6,312,393 中。BTT 和眼内之间的平均温度级别差值在0.1℃（0.18℉）之内，并且平均正常体温值为：BTT处37.1℃（98.8℉），眼内37℃（98.6℉）。此外，进行了同标准的最常使用

的口腔温度的比较。BTT 区域的温度电压信号显示出，BTT 区域的平均温度级别比口腔温度高 0.3℃（0.5℉）。

通过锻炼或者加热房间，对象经受冷激发和热激发。BTT 区域的温度降低和升高与口腔温度的降低和升高成比例。然而，BTT 区域的温度变化速度比口腔快大约 1.2 分钟，并且在某些情况下 BTT 区域的温度要高 0.5℃（0.9℉）。不同人种、性别和年龄的对象被测定，以确定出不同人的 BTT 区域的精确位置并识别任何解剖学差异。我们发现 BTT 区域对于所有对象而言均位于相同位置，而没有显著的解剖学差异，这一点可以从不同对象的红外成像样品看出。

通道位于密集解剖学区域，因此，对传感器定位需要有特殊的几何形状，以便光学对准通道末端。只有通过将传感器相对于解剖学界标（解剖学界标）和支承结构专门定位，才能实现临床实用性。通道位于独一无二的位置，其具有独特的解剖学界标，以有助于限定外部几何形状和通道末端的位置。通道的主入口点（main entry point）是定位传感器的优选位置，要求传感器优选被安置在支承结构的外边缘。通过接触生理通道而测量生物学参数的优选实施例包括安置在支承结构的特定几何位置上的传感器。

支承结构包括装有传感器的贴片。出于解释的目的，任何包含粘结剂用以在通道末端固定在皮肤上的结构可被称作贴片，其中包括带有粘结性表面的粘带，例如邦迪创可贴即粘结性绷带。可以理解，各式各样的附着结构可以被使用，包括粘结剂、采用弹簧张紧压力的结构以及基于其它附着方法例如弹性、橡胶、胶垫等的结构。

贴片适合于将传感器定位在通道末端，以光学获取信号。为固定在所述区域上，贴片优选具有贴附在皮肤上的粘结性衬垫，

当然，也可以采用将粘结剂与其它用于将传感器稳定贴附在通道上的结构例如紧固或压力结构相组合。

支承结构还包括夹子或结构，它们通过或不通过粘结剂定位在通道末端并且通过压力方式固定在所述区域。任何利用压力方式在通道末端固定在皮肤上的结构可以被称作夹子。

头部安装结构是安装在头部和颈部的结构，其用于将传感器定位在通道末端，并且包括带有与通道相邻的配件的头箍、护目镜、头盔、头戴式耳机、包围着耳朵的结构等等。为了便于描述，术语 TempAlert（温度闹钟）在这里被采用，其为用于测量 BTT 区域温度并且报告测量值的装置，同时其装有在特定级别达到后启动的警报装置。支承结构还包括任何具有传感装置并且该传感装置被安置在通道末端的物品。

支承结构还包括眼镜上的内眦部件。内眦部件在此也被称作内眦垫（medial canthal pad）并且包括一个垫或片，用以将传感装置在位于通道顶部的内眦区域定位在皮肤上，其中所述内眦部件可以永久性连接或安装在眼镜上。组合在眼镜上（固定地或可拆下地）以便接触通道的任何传感装置这里称作 EyEXT，其包括用于探测物理和化学参数的装置。任何具有视觉功能、眼睛保护或面部保护功能并且具有一个与通道相接触的部分的制品在这里被称为眼镜，并且包括传统眼镜、处方眼镜、阅读用眼镜、太阳镜、任何类型的护目镜、面罩（包括气体防护面罩、手术用面罩、服装面罩、潜水面罩、睡眠用眼罩等）、安全眼镜等等。

为了进行脑温度测定，通道区域包括内眦区域和沿内角的上侧部位。为了进行脑功能测定，通道区域主要包括上眼睑区域。为了进行代谢功能测定，通道区域包括毗邻眼内角的区域以及上下眼睑。

测量代谢功能、脑功能、致免疫功能、物理参数、物理-化学参数等需要使用各种支承结构，支承结构带有与生理通道相接触的传感器。传感器贴附在皮肤上，紧邻眼内角，优选位于内眦区域的上侧部位。传感器还可以安置在上眼睑的内侧 1 / 3 部分。传感器最优选位于通道的主入口点，该主入口点在皮肤上位于眼内角内侧 2.5 mm 并且高于眼内角大约 3 mm。主入口点的直径为大约 6 至 7 mm。将传感器定位在通道的主入口点，提供了测量人体物理和化学参数的最佳位置。

可以理解，除了在目标区域与皮肤接触的传感器以外，还可以使用不与皮肤接触的传感器。例如，可以使用基于红外线的温度测量系统。测量采用物理中的斯蒂芬－玻尔兹曼定律，其中总辐射与绝对温度的四次方成比例；以及维恩位移定律，其中输出峰值波长和温度是恒定的。本发明的非接触型红外装置被构造成匹配于皮肤上的 BTT 区域的尺寸和形状。

本领域中各种公知的透镜可以被用于实现本发明的应用所需的视场。例如，但不局限于此，热电偶可被构造和按职称具有指向 BTT 区域在皮肤上的主入口点的视场。然后，信号被放大，转换成电压输出，并被 MCU（微控制器）数字化。

基于红外的系统可被集成在与人体相接触的支承结构例如本发明的支承结构中。此外，可以理解，本发明的基于红外的系统可以被集成为便携式或手持式单元，其可以完全与人体分离。本发明的装置可以被一个操作者保持，以将该装置指向 BTT 区域以实施测量。该装置还包括一个延伸部，该延伸部被成形为可被舒适地安置在 BTT 部位以便测量生物学参数，而不会使受测对象感到不舒服。在 BTT 部位与皮肤相接触的延伸部被根据解剖学界标以及 BTT 部位的几何形状和尺寸来成形。红外辐射传感器被安置

在延伸部中，以接触皮肤，从而接收从 BTT 部位发出的辐射。

本发明提供了一种用于测量生物学参数的方法，包括以下步骤：将一个传感装置在脑通道的末端定位在皮肤上；产生代表由所述传感装置测量到的生物学参数的信号；报告测量到的生物学参数的值。

本发明还包括一种利用非接触红外测温技术测量生物学参数的方法，包括以下步骤：将红外检测器安置在 BTT 部位，其中检测器的视场包围着 BTT 部位；产生与测量到的红外辐射相对应的信号。生物学参数包括温度、血液化学性能、代谢功能等。

血液成分的温度和被用于化学分析的能力与血液灌流量成比例。本发明发现，通道区域，这里也称为目标区域，具有头部最大浅层血液灌流量，具有与脑的直接联系，血管是大脑血管的直接分支，并且没有温度调节动静脉短路。我们认识到，目标区域具有最高人体表面温度，这一点可从对人体和眼睛发出的红外射线的实验测量所产生的图片中看出。

我们发现的目标区域不但具有整个人体上最薄和且最均质的皮肤，而且是唯一不带脂肪层的皮肤区域。由于脂肪吸收大量辐射，因此信号会被显著衰减。此外，其它皮肤区域只能提供不精确和不准确的信号，这是因为不同人体内的脂性组织差别很大，并且脂肪组织随着人的年龄增长而显著改变。脂肪层干扰不会出现在目标区域。此外，与人体其它皮肤不同，目标区域的综合特性使得能够获取精确的信号和良好信噪比，即信号远远超过背景噪音。此外，体温，例如人体其它部位的皮肤表面的温度，会随环境而变化。

本发明另一个重要发现是证实了目标区域不会受环境变化的

影响（所做实验包括冷热激发）。目标区域提供了温度测量用最佳位置，其具有稳定的温度，并且可抵抗外界条件。我们发现的目标区域与脑具有直接联系，不受外界影响，并且能够以自然、完全热密封且稳定的方式提供体中心温度。本发明的装置和方法可实现精确性临床实用性，其以非侵袭的方式将温度传感器安置在皮肤上以直接接触来自脑的热源，而不会受到吸热成分的干扰。

目标区域被高度血管化，并且是唯一的下述皮肤区域，即大脑血管位于浅层并被薄皮肤覆盖，而没有脂肪层。眼静脉的末端分支的主干刚好位于 BTT 区域并且位于内眦腱的紧邻上方，并且设有睑内侧动脉和框内静脉。皮肤上的 BTT 区域被一个终端和浅层血管供血，该血管终止于一个不包含温度调节动静脉短路的特定区域，因此 BTT 区域可提供无干扰的浅层生物学信号源，所述信号包括脑温度、代谢功能、物理信号和人体化学性能例如葡萄糖级别等等。

红外频谱是一种基于物质对红外辐射的吸收的技术，其根据该物质的独一无二的分子振荡模式来识别该物质，其中分子振荡模式以电磁频谱红外区中的特定谐振吸收峰值来描绘。每种化学物质均以独一无二的方式吸收红外辐射，并且具有唯一的吸收频谱，该吸收频谱取决于物质的原子和分子结构以及振动和旋转振荡模式。这种独一无二的吸收频谱使得每种化学物质基本上具有其自己的红外频谱，这种红外频谱类似于指纹或签字，可被用于识别每种所述物质。包含各种红外波长的辐射发射到受测物质，根据比尔-朗伯定律，辐射的吸收值取决于所述受测化学物质的浓度。

干扰成分和变量例如脂肪、骨头、肌肉、韧带和软骨会构成重大的误差源，由于背景噪音显著超过所需测量的物质的信号，

因此它们特别有害。由于这些干扰成分不存在于 BTT 区域的皮肤上，因此安置在 BTT 处的传感系统能够获取具有最小噪音的光学信号，包括基于频谱测量方法的测量信号。

集成在本发明所公开的支承结构中的频谱测量装置可以精确地、非侵袭地测量血液成分，因为主要偏差和误差源例如脂肪组织不存在于目标区域中。此外，其它对发射的电磁能量造成干扰的关键成分例如肌肉、软骨和骨头也不存在于目标区域中。传输红外辐射的血管位于浅层，并且红外辐射被传输到通道末端而被会受到其它结构的作用。红外辐射所必须穿过的唯一结构是非常薄的皮肤，其不会吸收红外波长。本发明包括红外频谱测量装置，以提供临床实用的测量，以便在通道末端精确且准确地确定血液成分的浓度。

除了利用传输到目标区域的电磁能量的频谱测量方法以外，本发明还公开了一种装置和方法，其通过从目标区域射出的远红外辐射来测量相关物质。另外，除了近红外频谱和热辐射以外，其它措施也被公开以便在目标区域测量相关物质，其中包括电渗透方法，作为一种通量，电渗透通过离子透入或反向离子透入而被加强，其中通过施加电能而增大穿过皮肤的流体量。另外，经皮光学装置也可以被集成在包括内眦部件、改型鼻垫和眼镜架等在内的支承结构中，其中该装置被按职称接触通道。

可以理解，通过施加电流、超声波以及化学流动增强剂，电穿孔和其它装置可以被使用，以提高通道部位的渗透性，例如使用碱性盐来增加葡萄糖的流量。此外，可以利用激光或其它方式在目标区域产生穿透皮肤的微孔，然后将传感器安置在 BTT 部位，这样就可以测量化合物。

此外，安装或布置在诸如眼镜架或鼻垫等支承结构中的液囊

可以利用各种途径向 BTT 部位透皮传输物质，这些途径包括离子透入、超声波导入、电压缩（electrocompression）、电穿孔、化学或物理渗透增强剂、静液压等等。

除了测量血液中的实际含氧量以外，本发明还公开了用于测量氧饱和度以及氧合血红蛋白的量。在本实施例中，支承结构的内眦部件或眼镜改型鼻垫包含 LED，用以发出大约 940 和 660 纳米两个波长的光。随着血液含氧量变化，以两个频率发出的光的比例改变，从而指示出氧饱和度。由于血液级别是在生理学脑通道末端测量的，因此可测出脑的动脉血中的氧合血红蛋白的量，这是运动行为和健康监视中的最有价值和关键的参数。

本发明还提供了用于测量生物学参数的方法，其包括以下步骤：将电磁辐射引导至位于皮肤上的 BTT 区域；产生代表所产生的辐射的信号；将该信号转换成生物学参数的测量值。

除了通过电缆进行无源（被动）无线电发送或通信以外，也可以使用有源（主动）发射器进行有源无线电传送，其中具有超小型电池的发射器被安装在支承结构上。无源发射器利用从外界源供应的能量进行操作。转发传感器（transensor）利用代表生物学参数级别的不同频率将信号发射到远程位置。超声波微电路也可以被安装在支承结构中，并且被能够检测目标区域化学和物理变化的传感器调制。信号可以以调制声音信号的形式传送，特别是在水中，因为在水中声音的衰减小于无线电波。

一个优选实施例包括支承结构，该支承结构由利用粘结剂而被佩带或附着在通道上的贴片构成，并且包含结构支撑部、用于测量生物学参数的传感器、电源、微控制器和发射器。各个元件可以被组合在一个系统中，或者也可以以分立元件的形式工作。传感器优选安置在距离贴片的外边缘 7 mm 的范围内。本发明的装

置可以包括一个位于贴片外边缘以检测温度的温度传感器。发射器、电源和其它元件可以具有任何尺寸，并且可以安置在贴片中的任何位置上或是连接到贴片上，只要根据本发明的原理将传感部分安置在贴片边缘即可。贴片中的传感器毗邻皮肤安置在内眦区域（眼内角）上，并且位于距离内眦腱大约 2 mm 处。传感器优选包括电传感器，但也可以采用非电类系统，例如响应于温度变化的化学系统，包括 Mylar（聚酯薄膜）。

除了贴片，用于在生理通道测量生物学参数的另一个优选实施例包括内眦垫。这种内眦部件具有容纳着传感器以接触通道的专门结构，并且适于被佩带或附着在眼镜上以贴附通道，而且包含结构支撑部、用于测量生物学参数的传感器、电源、微控制器和发射器。各个元件可以被组合在一个系统中，或者也可以以分立元件的形式工作。传感器安置在 BTT 区域。发射器、电源和其它元件可以安置在内眦垫中或眼镜的任何部位。通过内眦部件或是眼镜鼻垫的延伸部，可以接触生理通道，以将传感装置贴附在 BTT 区域上。

本发明的装置包括位于内眦垫中的温度传感器。对于温度测量，传感系统安置在包含眼的内眦角和上眼睑的区域内。内眦垫中的传感器优选毗邻内眦区域（眼内角）安置在皮肤上。尽管用于测量脑温度的一个优选实施例由内眦垫构成，但可以理解，本发明的范围还包括具有能够接触通道的几何形状和尺寸的鼻垫，鼻垫配备有温度传感器，后者优选位于鼻垫的外边缘，以实现测量脑温度和其它功能。包含有传感器并且通过特定的几何形状来适当地定为在 BTT 区域的加大尺寸或改型的鼻垫同样包含在本发明中。

通过本发明的公开内容，并且根据本发明利用解剖学界标，

传感器可以在通道末端精确安置在皮肤上。然而，由于皮肤上不存在有关通道尺寸和几何形状的外部可见标识，因此可通过附件来实现通道末端在皮肤上的可视化、测绘成分布图或测量。这些附件对于装配内眦垫或眼镜改型鼻垫特别有用。

因此，可以使用热电偶或热电堆的红外检测器可被用作附件，以识别最大热辐射点并且对所述区域进行测绘。红外成像系统或温场照相装置优选被采用。在这种情况下，出售眼镜的光学器材商店可以配备有热成像系统。光学人员、技师等对该区域生成红外图像的图片或胶片，并且对特定使用者的通道进行实时局部定位。然后，可以基于热红外图像对内眦垫或改型鼻垫进行调节，以匹配于特定使用者。这样就产生了基于热红外图像进行了适配调节后的眼镜。这使得能够根据使用者的单独需求来定制适配。任何温场照相型系统可被使用，包括一些具有极大视觉冲击性和解析度的系统，例如三维彩色热波成像系统。

本发明的另一个方面是提供了一种局部定位通道的方法，其可被用于例如光学器材商店中，包括以下步骤：测量热红外辐射；基于红外辐射产生图像；检测具有最大红外辐射量的区域。还可以包括另一个步骤，即在支承结构中调节传感器，以匹配于最大红外辐射区域。

一种支承结构包括内眦部件或眼镜鼻垫。可以利用热成像方法进行适配处理，但贴片也可以通过下述方法定位在通道上：贴片具有外部指示器，使所述指示器对准一个永久性解剖学界标例如眼内角。尽管眼镜的内眦部件可以具有用于精确定位的外部指示器，但由于光学人员习惯于根据使用者的解剖学结构来调配眼镜，因此通过热成像方法，可以比内眦部件或眼镜改型鼻垫上的外部指示器更好地调配眼镜。

信号源对于测量的临床实用性而言是一项关键因素。脑是人体健康状态的关键且独一无二的指示器。来自脑或脑区域的信号可以提供大部分的临床实用数据。下面将描述根据另一个实施例来测量生物学参数。汗液中的钠或其它元素的含量是运动员和军人的安全性和身体性能的关键因素，也是健康监视的关键因素。

例如，低钠血（钠含量减小）可能导致身体性能下降甚至死亡。低钠血可能会因过量喝水而导致，并且通常出现在大强度物理锻炼和军事训练中。汗液被认为是血液的超滤液。在头部向皮肤供血的血管是中央神经系统血管的分支。来自这些血管的汗液中的化学物质可代表大脑血管中存在的化学物质的量。例如，来自头部血管的汗液中的钠的浓度随出汗速度而变化。根据本发明的装置和方法，可以在汗液中的钠级别达到对于特定佩带者而言的某一阈值时提供警报信号。利用集成在眼镜和其它安装在头部或配合在头部或面部的支承结构上的适宜的电极和适宜的传感器，可以确定汗液和皮肤表面存在的各种化学元素、电解质和pH值。所述电极优选为微电极，可以被汗液和皮肤表面的多种反应性化学成分激活。不同的化学成分和物质可以扩散穿过适宜的渗透膜，以激活适宜的传感器。

作为示例，但不局限于此，电化学传感器可以被用于测量各种分析物，例如用葡萄糖氧化酶传感器测量葡萄糖，而毛果芸香碱离子透入方法可以单独或与维流体系统组合使用以测量电解质。还可以理解，除了本发明的支承结构，其它物品例如钟表、服装、鞋袜等等也可以被构造成用于测量汗液中存在的物质例如电解质，然而，这些物品对于在中央神经系统之外测定个体代谢状态而言的临床适用性较低。

身体异常可能导致源于头部和颈部血管的汗液的pH值、渗透

压和温度的变化，以及下述物质的浓度变化：乳酸、葡萄糖、脂类、荷尔蒙、气体、界标、感染因子、抗原、抗体、酶类、电解质例如钠、钾和氯化物。眼镜和任何头部机构可以被构造成用于测量汗液中物质的浓度。安装在眼镜腿端部并且位于耳朵后面或者安装在镜片边框并且抵靠着前额的超微玻璃电极可以被用于检测二价阳离子例如钙以及钠和钾离子，以及检测 pH 值。氯化物离子检测器可以被用于检测汗液和皮肤表面的盐浓度。

汗液中存在许多制剂，包括生物战剂和 HIV 病毒，并且可以通过下述方式检测出它们：利用眼镜或位于头部或面部的支承结构，使涂覆了抗体的传感器抵靠在制剂上，以产生具有比色反应外观的光化学反应和 / 或随后将造成电压或温度变化的势移，这些结果可被检测并发送到监视站，或者利用声频或视频装置局部报告。当存在抗原-抗体反应时，电催化抗体也能产生电信号。还可以理解，其它物品例如钟表、服装、鞋袜等，或者任何能够俘获汗液的物品，可以被构造成用于根据本发明的原理来识别抗原、抗体、感染因子、界标（癌症、心脏、遗传、代谢、药物等等）。然而，离开中央神经系统识别这些元素具有较低的临床适用性。

汗液中的流体的不同的量可以容易地被量化，并且可以基于汗液中的流体量校准物质的浓度。血液中的化学物质和分子的浓度以及汗液中所述化学物质的量可以被数学描述和在计算机中编程。

本发明还包括眼镜或支承结构，其中能够测量神经纤维负电阻的射频转发传感器安装在眼镜或支承结构上。通过测量电阻，可以检测出微生物、药物和毒药的作用。系统还包括眼镜，其中超微射线感应型转发传感器被安装在所述眼镜或支承结构中。

脑富含血管并且接收大约 15%的静态心排血量，而且由于没

有脂肪，因此通道可以提供出一个光学信号获取区域，以用于测定血液动力学。因此，通过安装在眼镜或支承结构中的振荡石英微晶体的衰减的变化，可以测定血粘度的变化；此外，本发明可以用于通过来自脑的血管的不会受损的管壁来测量血压并且提供瞬时和连续的血压监测，并且测定血液动力学和流体动力学特性。此外，通过提供一个接触型麦克风，可以利用声波装置测量动脉压力。

通过安装在内眦垫中的微套箍或是通过眼镜腿，可以向血管施加压力。也可以通过刚性结构施加压力，并且在需要产生与血液湍流相关的声音时应触及优选的通道末端点。心缩期（心脏收缩）和心舒期（心脏舒张）的特征性声音可以被麦克风俘获。集成在内眦垫中的麦克风可以被构造成用于识别心脏声音。集成了信号处理用电子器件和麦克风的压力传感器例如电容式压力传感器可以被组合在相同的硅结构中，并且可以安装在内眦垫内。运动传感器和／或压力传感器可以安装在内眦垫内以测量脉搏。

可逆的机械膨胀方法、光度测定方法或电化学方法以及电极可以被用在本发明的眼镜或支承结构中，并且用于检测酸度、气体、分析物浓度等等。利用安装在眼镜或其它支承结构中的微极谱传感器，氧气可以根据其磁特性而被测定或是被分析。安装在眼镜或其它支承结构中的超微麦克风也可以被构造成用于检测来自心脏、呼吸、流动、声腔和环境的声音，该声音可被检测和传送到远程接收器，或者被局部声频和视频装置报告。传感器被构造和定位成在通道末端监视生物学参数。

眼镜或其它支承结构还可以产生和发射可识别信号的元件，而且这一程序可以被用于定位和跟踪个体，特别是在军事形动中。永磁体也可以被安装在眼镜中并且用于实现前述安装。定频率发

射器可以安装在眼镜中并被用作跟踪装置，其利用卫星跟踪系统来接收从定频率发射器项运行的卫星发射的频率，或者通过全球定位系统记录频率。通过在眼镜中安装加速度计，可以检测出运动和减速。将眼镜用作跟踪装置可以被用于定位被绑架的个体或者用在营救行动中，因为眼镜通常是不受怀疑的物品。

通过使用集成电路，并且采用对传感器、电源和信号处理技术所作改进，可以使得组成元件被显著小型化，从而允许将多个传感器安装在一个单元中。

本发明提供了连续自动监视脑温度的途径，而不需要护士参与。本发明可以识别体温峰值（temperature spike）。因此，可以及时进行适当的诊断和启动治疗。对于识别出体温峰值和引起感染的生物而言，时间是非常重要的。如果延迟了识别峰值以及启动对感染的治疗，可能导致患者死亡。本发明可及时且自动地识别体温峰值，并且防止出现并发症。

本发明还能警告使用者过热或低体温，以实现：

1. 适当的水合作用；

2. 提高身体性能；

3. 提高安全性；

4. 在脚踏车和其它运动器材中实现反馈控制，以保持适当的水合作用合能力。

每年都有许多运动员、建筑工人、大学生和普通公众因中暑而意外死亡。一旦脑达到一定温度级别例如 40℃，就会出现几乎不可逆的过程。由于没有特殊症状，并且在达到一定点后脑温度会迅速升高，因此中暑是具有最高死亡率的疾病之一。中暑发作得越严重、越拖长，预期出现的后果越坏，特别是在延迟了冷却

的情况下。如果不能测量体中心温度并且在温度超出安全级别后启动警告系统，就不能防止高体温和中暑。本发明提供了利用警告系统连续监视温度的装置，其能够防止达到危险级别，并且如果需要则采取冷却措施。本发明的装置可以被构造成以无阻碍的方式被运动员、军人、工人和普通公众使用。

人体的化学反应取决于体温。高体温可能导致酶变化和蛋白质变性，而低体温可能使生命化学反应减速。水合作用取决于脑温度，而且流体损失会导致脑温度升高。提问的最小波动就可能对身体性能有负面影响，并且增大发生疾病和威胁生命事件的危险。因此，使运动员、体育锻炼者、军人、警察、消防员、森林巡护员、工厂工人、农民、建筑工人以及其它专业人员具有精确的装置来让他们知道自身的脑温度是必要的。

在体中心温度升高时，在其它情况下被用于肌肉的血液此时被用于通过呼吸和出汗而进行冷却。当体温变化到超过了狭窄的优选范围后，人体会自动进行这种冷却。这部分血液的功能转移会最终损害身体物理性能，并且脑组织热感应损失会干扰正常认知功能。高强度锻炼可能会使肌肉中产生 20 倍的热量。为了防止因中暑而导致高体温和死亡，运动员会饮水。由于水是以随机的方式摄入的，因此有时会发生可能导致死亡的水中毒，这种情况会发生在许多健康人包括马拉松运动员和军人身上。水过多（水合过度）和缺水（脱水）均会导致身体性能降低，甚至死亡。因此，使个体具有精确的装置来使其知道何时饮水和引水量是必要的。通过利用本发明监视脑温度，可以实现适当的水合作用，运动员和军人可以精确地知道何时饮水和引水量。

根据体中心温度及时摄取流体，可以使心血管功能最佳，并且避免热应变。由于从摄取流体到人体吸收所述流体具有一定延

时，因此本发明的方法包括在较低的体中心温度例如 38.5℃时给出需要摄取的信号，以应对所述延时，并因此而避免发生耗尽。可以根据每个个体、体育锻炼者、外界温度来调节温度阈值。

此外，可以根据在 BTT 部位所获得的数据编制程序，以使身材适合度、运动员身体性能和安全性最佳。可以确定出特定运动员的为维持最佳身体性能所需的体温上限值以及用于产生软件以便在运动员比赛时进行引导所需的数据。例如，可以通知运动员需要引用冷流体，以防止达到特定脑温度级别，该特定脑温度级别被确定为可导致运动员的身体性能下降。所确定的最佳身体性能所需的脑温度级别可以被用于指导运动员在进行比赛和训练时如何分配体力。高体温还会影响心理能力，而且基于来自 BTT 的数据的软件可以被制作出来，从而以针对个体的方式为消防员产生最佳的心理和肉体性能。不同人受高体温有害影响的阈值不同，因此为所有使用者设置同一个级别将导致某些人的人体功能利用不充分，而另外一些人会有身体性能降低的危险。同样，低体温会显著降低运动耐久力和心理能力，因此同样的措施可被用于低体温状态。确定脑温度、氧和乳酸级别也能够用于提高运动员训练、减肥训练，以及监视训练效果。本发明的系统,、方法和装置提供了用于提高安全性、使职业运动员和业余运动员减肥的途径。

本发明一个方面提供了一种用于精确且及时地摄取流体的方法，其包括以下步骤：报告实测信号；基于实测信号摄取一定量的流体。还可以包括其它步骤，例如利用可复制声音的报告装置或是视频装置，以指导饮用何种饮料以及引用多少饮料，以降低体中心温度。可以理解，根据本发明的原理，本发明的方法可以将温度测量与汗液或血液中的钠的测量相组合。

儿童不能像成人那样耐热，因为他们的身体的发热与身体尺

寸之比高于成人。儿童也不能对温度变化作出快速调节。此外，儿童的皮肤表面积与他们的身体尺寸之间的比值较大，这意味着他们会因皮肤蒸发而损失更多的水。可以理解，内眦垫的不同尺寸、形状和设计，包括儿童规格，可以用在本发明中。配备有传感器的儿童眼镜可以具有增益无线电发射器，其能够将信号传送到远程接收器，并且向儿童家长发出危险温度级别警告。眼镜可以配备有检测系统，以便在眼镜被摘下后或者温度传感器不能以适当方式获取信号时发出信号。出于解释的目的，但并不局限于此，压力传感装置可以组合在眼镜腿末端，以检测眼镜是否被佩戴着，而且压力信号的突降代表眼镜被摘下，或者，传感器的错位也能够产生一个可识别的信号。粘结剂、双面胶带或其它用于提高抓持力的装置可以用在内眦垫中，以确保更稳定的位置。可以理解，眼镜可以配备用于检测外界温度和湿度的传感器，以精确地警告佩带者任何可能影响热状态的因素。

在当前的工业、核能和军事设施中，个人可能需要穿戴防护服。尽管防护服可以保护人不受有害物质侵袭，但这种服装增加了储热率。可以理解，本发明可以连接到具有调节渗透性功能的防护服，以自动地将体中心温度保持在安全极限内。

另外，本发明可在个体处在海边或进行室外活动时警告个体热损伤的危险（起皱纹和癌症的危险）。当人处在海边、在体育场观看比赛、野营或者暴露在太阳下时，太阳的辐射能量被人体吸收并转化成热能。向人体传输热量的各种途径之间的组合会导致体温升高，这一点可从脑温度反映出来。在没有阳光的情况下，热对流和传导同样会导致体温升高。从环境中吸取热量将导致分子的平均动能增加，从而导致体中心温度升高。

体中心温度的级别与皮肤热损伤的危险有关。在达到一定的

热级别后，又导致皮肤中的蛋白质改性和胶原断裂的危险。这一点可以用煎蛋时出现的变化做比喻。在一定量的热辐射传输到蛋上后，蛋白从流体透明状态变为硬质白色结构。在蛋白达到特定温度级别后，结构变化成为永久性的。在因暴露在阳光下而导致体中心温度升高到特定级别后，例如在静态下（例如日光浴）达到 37.7℃至 37.9℃，可能会发生热损伤，并且用于蛋白质和胶原的破裂，有形成皱纹的危险。升高的脑温度与人体吸收的热辐射量相关，并且在某一体温级别下持续的时间乘以体温级别所得到的值可以作为热损伤、皱纹形成和皮肤癌的指标。

本发明提供了一种警报系统，其能够在需要避免阳光暴晒时启动实施警告，以便防止进一步吸收热辐射和降低皮肤发生变化的危险，这种皮肤变化可能会发生在进行室外活动或位于海边时。另外，皮肤热损伤会阻碍皮肤自我冷却，并且可能导致发生脱水以进一步增加体温的危险。本发明有助于使暴露在阳光下和进行室外活动的人保持美丽和健康，同时又使得他们能够享受阳光并获得阳光所带来的益处。

通过本发明，一种定时阳光照射的方法包括以下步骤：测量体温；报告实测值，并且基于实测级别避免阳光照射超出特定时段。

在美国和欧洲，低体温是室外活动中的第一号杀手。低体温也会降低运动员身体性能并导致伤害。很难检测低体温，因为其症状是完全模糊不清的，例如丧失方向感和感到笨拙，这难以从正常行为中分辨出来。如果不测量体中心温度并且配备警告系统，那么当体温超出安全级别后，由于症状模糊不清，因此不能防止低体温。本发明可以在个体进行滑雪、潜水、登山、徒步旅行时警告其低体温。本发明提供了在达到特定温度阈值时精确提示的

途径，不论是温度过高还是过低。

本发明连续监视脑温度，并且一旦出现体温峰值或发烧，就会启动诊断系统以确定是否有感染因子存在，这一点可在 BTT 部位局部进行，或者感染因子可以从人体其它部位例如血流或眼囊中识别。本发明还可以连接到药物投放装置，以根据 BTT 部位产生的信号而自动实施药物治疗，包括利用经皮装置、离子透入或利用泵来注射。

本发明还包括用于计划生育的工具。这种系统可以检测基础体温的峰值和变化，并且识别出排卵时间和确定月经周期。这使得妇女能够计划怀孕和避孕。这样，不必使用侵袭性装置来监视人工授精的时间，不但适用于人类，也适用于动物。本发明还能够检测子宫收缩（分娩）的开始，并且使得动物能够安全生育。支承结构可以同样用于动物的 BTT。

本发明还包括根据 BTT 的测量值进行自动气候控制。可通过使用者的体温控制汽车内的温度。在人体开始变暖时，本发明的装置根据使用者的设置自动启动空调，或者在人体变冷时启动加热器。这种自动功能使得驾驶员能够将精力集中在道路上，因此而降低撞车的危险。可以理解，其它能够影响体温的物品例如车辆座椅可以通过本发明而被控制。同样，通过直接启动恒温器，或者通过蓝牙技术，可以在家中、办公室或任何限定区域中进行自动气候控制。除了方便和舒适以外，这种自动功能还能够节约能量，因为恒温器的全部手动切换将导致能量消耗的急剧增加。

可以理解，根据本发明的原理，任何体温测量系统可以提供自动气候控制和调节物体温度的功能。

本发明还包括用于减肥的方法。该方法包括在减肥过程中基

于人体热量的增加而坚实温度，以达到减肥的目的。该系统可以在减肥过程中警告减肥运动者，以防止其因过热而受伤或死亡。该系统可以监视作为减肥过程的一部分而进行桑拿浴、温泉浴等的人的体温，以防止损伤并提高效果。

此外，还提供了除保持健康之外增强记忆力和身体性能的方法，其中利用自动机构基于本发明测量的脑温度来控制外界温度和周围温度。人类用大约三分之一的时间睡眠。在睡眠时会发生很多体温变化。人体的所有新陈代谢和酶促反应取决于适宜的温度级别。作为示例，在睡眠中，适宜地控制外界温度，使之匹配于体温需要，是新陈代谢的关键因素。与体温相匹配的适宜的外界温度和对象周围温度不但能使人更好地睡眠，而且能提高酶促反应效率，从而增强心理能力和免疫反应。各式各样的物品例如毯子、衣服、帽子、床垫、枕头或者任何与身体向接触或位于人体附近的物体可以被构造成能够根据本发明提供的温度信号来升高或降低其温度。

人体在夜间会自然变冷，而且许的人会因温度影响而经历不安静睡眠并在被子中连续翻身。由于摇晃和翻身是无意识动作，并且人是不清醒的，因此人不能改变外界刺激因素如升高室温或升高电热毯温度。本发明可自动改变外界温度和物品温度，使之与人体所需温度相匹配。这一点对于婴儿、老人、糖尿病人、心脏病人、各种其它病状的人特别具有实用性，因为这些人对温度变化的神经性反应下降，并且这些人在夜间受到的痛苦更大，从而不但会因睡眠不良而造成身体能力下降，还会有并发症的危险。

本发明还提供了用于生物学反馈活动的装置和方法。从位于 BTT 部位的传感器发出的脑温度信号将产生指示温度的语音或视频显示，并且在脑温度增加（频率加快且为红色）或降低时（频

率减慢且为蓝色）提供一系列的声调或色彩识别信号。显著装置通过电线连接到用于将传感器保持在 BTT 部位的支承结构上。

头部冷却不会导致脑温度变化。运动员、军人、消防员、建筑工人和其它人即使向他们的头部浇冷水或使用风扇，仍会有中暑的危险。从医学角度讲，这是一种危险状态，因为人在头部的凉快感会被误认为是内部冷却，从而维持体力活动，而实际上此时脑具有热感应损伤和中暑的危险。其它医学挑战涉及与反应时间有关的体温紊乱。脑对温度变化的恢复反应比体中心温度（直肠、膀胱、食道和其它内部器官中测量到的体内温度）变化慢。即使内部测量显示出稳定的温度，脑温度仍可能位于安全级别之外，从而有因低体温或高体温诱发大脑组织损伤的危险。用于防治因体温紊乱导致大脑组织损伤的唯一医学可行措施是连续监视脑温度，正如本发明所提供的那样。

本发明采用多个组合在支承结构的有源或无源传感器，用于接触生理通道以测量生物学参数。本发明优选将所有功能包含在微半导体芯片中，该芯片是一个集成电路并且包括传感器、处理和发射装置以及控制电路。

本发明包括用于接收来自 BTT 部位的热辐射的装置、用于定位温度传感装置以便从 BTT 部位接受热辐射的装置以及用于将所述热辐射转换成脑温度的装置。本发明用于确定脑温度的方法，该方法包括以下步骤：收集来自 BTT 部位的热辐射；产生与所收集的热辐射相对应的信号；处理该信号并报告温度级别。本发明还包括用于将温度传感器以稳定的方式适宜定位在 BTT 部位上的装置和方法。

本发明的另一个目的是提供一种支承结构，其用于将传感器在通道末端定位在皮肤上，以测量生物学参数。

本发明的一个目的是提供一种用于测量脑（体中心）温度的装置和方法，其利用贴片、胶条、弹性装置、夹子等等容纳传感器，以将其安置在生理通道上。

本发明的一个目的是提供一种多功能眼镜，其配备有内眦垫，该内眦垫容纳着传感器，以将其安置在生理通道上，从而测量生物学参数。

本发明的另一个目的是提供一种新式方法和装置，用于测量脑温度、化学功能、物理功能中的至少一种。

本发明的另一个目的是提供一种装置，其同时适合于成人和儿童身上。

本发明的另一个目的是提供一种装置，其能够通过下述方式中的至少一种报告通道处产生的信号：与报告装置有线连接，向报告装置无线传送，以及通过支承结构中组合的视频、声频、触觉装置进行局部报告。

本发明的另一个目的是提供一种装置，其能够时佩带者避免脱水或水合过度（水中毒）。

本发明的另一个目的是提供一种方法和装置，其能够使运动员和体育运动参加者提高身体性能和安全性。

本发明的另一个目的是提供一种用于将传感器定位在通道上的支承结构，其可被下述人中的至少一种配戴：练习和比赛中的运动员、训练和战斗中的军人、体力劳动中的工人、常规活动中的普通大众。

本发明的另一个目的是基于车辆乘坐者的体中心温度而提供自动气候控制和车辆座椅控制，以提高车辆内的安全性和舒适性。

本发明的一个目的是提供一种方法和装置，其能够基于测量到的生物学参数的级别而作用于第二个装置上。

本发明的另一个目的是提供一种方法和装置，其通过防止因太阳热辐射而造成的损伤并且在温度达到预定阈值时警告佩戴者，以保持皮肤健康，降低出现皱纹的危险，以及降低皮肤癌的危险。

本发明的另一个目的是提供一种方法和装置，其利用基于热量的减肥方法来实现控制体重损失。

本发明的另一个目的是提供一种方法和装置，其基于体温的增加而警告进行减肥的运动员，以防止因过热而受伤或死亡。

本发明的另一个目的是提供一种方法和装置，其能够监视发烧和体温峰值。

本发明的另一个目的是提供一种通过检测排卵时间来进行计划生育的措施。

本发明的另一个目的是提供一种方法和装置，其用于根据通道处产生的信号来传输药物。

本发明的另一个目的是提供一种方法和装置，其能够连续监视生物学参数，以提高职业安全性。

本发明的另一个目的是提供一种带有传感装置的制品，传感装置安置在通道上用以监视生物学参数，并且传感装置可以装配或安装在眼镜架、眼镜鼻垫、头部安装机构和服装中的至少一个上。

本发明的特征还在于从支承结构传送信号，以作用于锻炼设备、自行车、运动机构、防护服装、鞋袜、医疗装置中的至少一

种。

本发明的另一个目的是提供一种支承结构，其将通道产生的信号传送到脚踏车和其它体育器械，以保持适当的水合作用并且防止使用者体温紊乱。

本发明的另一个目的是提供一种装置和方法，其利用有源或无源装置接触生理通道，以监视生物学参数。

本发明的特征还在于，从支承结构向种表、寻呼机、移动电话、计算机等传送信号。

通过下面结合附图所作的描述，本发明的上述以及其它目的和各种预期优点将清楚地展现出来。

附图说明

图 1A 是人面部的热红外图像，显示了脑温度通道。

图 1B 是计算机生成的人面部热红外彩色图像，显示了脑温度通道。

图 2A 是生理通道的示意图。

图 2B 是示出了通道的人头部示意性剖视图。

图 2C 是图 2B 中的海绵窦的示意性冠状切面图。

图 3A 是示出了通道的人面部热红外图像。

图 3B 是图 3A 中的图像的示意图，示出了通道末端的几何形状。

图 4A 是人面部的侧面热红外图像，示出了脑温度通道的主入口点总体图像。

图 4B 是图 4A 中的图像的示意图。

图 5A 是人面部的前侧热红外图像，示出了脑温度通道的主入口点。

图 5B 是图 5A 中的图像的示意图。

图 5C 是图 5A 中人面部的侧面热红外图像，示出了脑温度通道的主入口点。

图 5D 是图 5C 中的图像的示意图。

图 6 是面部示意图，示出了通道主入口点的总体区域及周边部分。

图 6A 是脑温度通道和代谢通道的示意图。

图 7A 和 7B 是冷激发之前和之后的热红外图像。

图 8A 和 8B 是不同对象的示出了通道的人面部热红外图像。

图 9A 和 9B 是示出了通道的动物热红外图像。

图 10 是根据本发明的一个优选实施例的透视图，显示了一个人佩带着由贴片构成的支承结构，其中一个无源传感器安置在通道末端的皮肤上。

图 11 是根据本发明的另一个优选实施例的透视图，显示了一个人佩带着由贴片构成的支承结构，其中一个无源传感器安置在通道末端的皮肤上。

图 12A 是根据本发明的前侧透视图，显示了一个人佩带着由贴片构成的支承结构，其中一个有源传感器安置在通道末端的皮肤上。

图 12B 是示出了图 12A 所示支承结构的柔性实质的示意性侧视图。

图 13 是一个优选实施例的示意性框图。

图 14 是本发明的一个优选实施例的示意图，示出了其与装置和制品的相互作用。

图 15A 至 15E 是本发明的使用指示器的优选实施例的示意图。

图 16A 至 16C 是优选实施例的透视图，显示了一个人佩带着由贴片构成的支承结构。

图 17 是根据本发明的另一个优选实施例的透视图，显示了一个人佩带着由夹子构成的支承结构，其中一个传感器安置在通道末端的皮肤上。

图 18 是另一个优选实施例的透视图，显示了一个人佩带着支承结构，其中一个传感器安置在通道末端的皮肤上并且与电线相连。

图 19A1、19A2、19B、19C 和 19D 是支承结构和传感装置的几何形状和尺寸的示意图。

图 20A 至 20C 是支承结构外边缘与传感装置外边缘之间优选尺寸关系的示意图。

图 21A 和 21B 是传感装置的优选位置的示意图。

图 22A 至 22C 是根据本发明的优选实施例的透视图，显示了一个人佩带着由内眦垫构成的支承结构，其中一个传感器安置在通道末端的皮肤上。

图 23A 和 23B 是根据本发明的优选实施例的透视图，显示了一个人佩带着由鼻垫构成的支承结构，其中一个传感器安置在通道末端的皮肤上。

图 24 是根据本发明的支承结构的另一个优选实施例的透视

图。

图 25 是根据本发明的支承结构的另一个优选实施例的透视图，示出了用于保持传感器的附加结构。

图 26A 是带有显示装置的支承结构的优选实施例的后侧透视图。

图 26B 是带有显示装置的支承结构的优选实施例的前侧透视图。

图 27 是三件式支承结构的优选实施例的分解透视图。

图 28A 是支承结构的优选实施例的分解透视图，示出了可拆下的内眦部件。

图 28B 是图 28A 中的可拆下的内眦部件的后侧透视图。

图 28C 是图 28B 中的可拆下的内眦部件的前侧透视图。

图 29 是支承结构的一个优选实施例的后侧透视图，支承结构采用的是眼镜夹子的形式。

图 30 是支承结构的一个替代性优选实施例的透视图，内眦垫利用粘结性衬垫固定在其它结构上。

图 31A 是支承结构的一个替代性优选实施例的顶部透视图，支承结构具有用于固定内眦垫的孔。

图 31B 是图 31A 中的支承结构的一部分的放大透视图。

图 31C 是图 31B 中的支承结构的一部分的侧向透视图。

图 31D 是固定在支承结构上的内眦垫的侧向透视图。

图 32A 是一个人配戴着由内眦盖构成的支承结构时的透视图，其中内眦盖固定在眼镜的常规鼻垫上。

图 32B 是图 32A 中的内眦盖的透视图。

图 33A 是固定在鼻垫上的内眦盖的分解透视图。

图 33B 是固定在鼻垫上的内眦盖的最终结果透视图。

图 34 是根据本发明的改型可旋转鼻垫的透视图，其用于将传感器安置在通道末端的皮肤上。

图 35 是本发明的使用频谱反射的另一个优选实施例的示意图。

图 36 是一个人的示意图，示出了本发明的使用频谱发射器的另一个优选实施例。

图 37 是本发明的使用热辐射的另一个优选实施例的示意性剖视图。

图 38 是将头部安装机构用作支承结构时的替代性实施例的侧向透视图。

图 39 是产生热电能以便向传感系统供电的优选实施例的示意图。

图 40 是用于动物时的优选实施例的透视图。

图 41A 和 41B 是便携式支承结构的替代性实施例的透视图，其中传感器被安置在通道处。

具体实施方式

在对附图所示的本发明优选实施例进行描述时，为了清楚，采用了一些特定术语。然而，本发明并不局限于选择出的这些特定术语，可以理解，每个特定术语均包含以相似方式实现相似目的的所述技术性等同替代。

图 1A 示出了人面部的热红外图像，以显示一个生理通道。图中示出了脑温度通道（BTT）在内眦区域和上眼睑内半部中的末端的图像，其表现为白色亮斑。BTT 在皮肤上的末端具有特定的几何形状、边界和内部区域，并且主入口点位于内眦区域的上内侧部位（supero-medial aspect），即位于与上眼睑的下侧部分径向相反、且在眼内角内侧 4 mm 的位置。从这里开始，所述边界在与眼内角径向相反、并且位于眼内角下方 5 mm 以内的内眦区域中向下延伸，然后向上延伸到上眼睑，其中外侧边界以狭窄区域的形式起始于上眼睑中部并且以扇形的方式侧向延伸，而上侧边界起始于上眼睑的中半部。

图中显示的程度代表在人面部测出的温度。最热的区域以最亮的白斑表示，最冷的区域是黑色的，最热和最冷区域之间的温度利用以灰度表示的色度表示。鼻部主要由软骨和骨头构成，因此是冷的（显示为黑色），并因此而具有低血量。这也是鼻部最容易发生冻疮的原因。

围绕着上下眼睑的眼周区域（显示为灰色）因高血管化和脂性组织量减小而变得温度升高。眼睑下面的皮肤非常薄且同样没有脂性组织。然而，本区域不能提供确定脑温度通道所需的其它条件。

BTT 的所需条件还包括存在用于传输总热量的末端分支、直接从来自脑的血管分支出来的末端分支、位于浅位以避免远红外线被其它结构吸收的末端分支，并且不能有温度调节性动静脉短路。因此，BTT 即眼内角和上眼睑的皮肤区域是能够到达脑温度通道的独一无二的位置。围绕着眼睑的皮肤可以为利用频谱的化学测量传输提供无扰动信号，并且被定义为具有化学评估用信号最佳获取途径的代谢通道，而非具有脑总辐射功率评估用信号最

佳获取途径的代谢通道。

图 1B 是计算机产生的人面部热红外线色斑图像，示出了脑温度通道的几何结构和不同区域以及周围区域的细节。只有少数生物例如某些甲虫和响尾蛇可以看到这种类型的辐射，人类则不能。红外线图像使得不可见变为可见。因此，通道的几何形状和尺寸可被更好地量化。在由等温线形成的色斑中，以红色显示通道周边区域，以黄－白色显示中央区域，其中 BTT 末端的主入口点位于内眦腱上方的内眦区域上内侧部位。

主入口点是具有最多光学信号获取量的区域。该图像还显示出两个 BTT 部位的热能对称情况。由于包括前额在内的其它区域不具有确定 BTT 所需的前述六个特性，因此这些区域具有浅和暗绿显示的低总辐射功率。所以，前额不适于测量总辐射量。整个鼻部具有以蓝色和紫色区域显示的非常低的辐射功率，显示为棕色的鼻末端具有整个面部的最低温度。因此，鼻部区域不适合于测量生物学参数。

图 2A 是生理通道特别是脑温度通道的示意图。从物理的角度看，BTT 是脑热能通道，它的特征是高总辐射功率和高热流，并且可以定义为脑热能通道。该通道中储存着热能，并且提供了一个无扰动路径，用以将热能从位于脑内海绵窦中的通道一端传输到位于皮肤上的相反端，其中热能在通道末端以远红外辐射的形式传输到皮肤表面。高热流以薄界面为特点出现在通道末端，并且热流与界面厚度成反比。

位于通道末端的总辐射功率（P）定义为 $P=\sigma *e*A*T^4$，其中 σ 是斯蒂芬－玻尔兹曼常数，其值为 $\sigma=5.67\times10^{-8}\ W.m^{-2}.K^{-4}$；e 是区域的辐射率。由于通道的末端提供了最佳辐射区域，因此，在上述公式中因 T^4 项所起的作用，总辐射功率随着脑温度的升高

而快速上升。如本发明的前述实验所示，BTT 中的辐射功率变化得比舌头和口腔中的辐射功率快。

皮肤上的 BTT 部位是非常小的区域，其面积值仅为人体总面积的 0.5%以下。然而，人体的这一非常小的皮肤区域却提供了可同时用于测量物理和化学参数的最佳信号获取途径。

图 2A 中示出了脑 10，其具有储存在其本体中的热能 12。BTT 20 包括脑 10、储存在脑中的热能 12、储存在通道中的热能 14 以及在通道末端传输到外界的热能 16。热能 12、14、16 以相同尺寸和形状的黑色箭头表示。具有相同尺寸的箭头表示从通道一端至另一端的无扰动热能，并且代表着通道中的等价温度。

通过无阻碍的大脑静脉血液路径，来自脑 10 内的海绵窦的热能以高传热速率传输至通道末端热能 16。通道还具有一个壁 18，其表示血管壁；该血管中储存着热能和等价温度，并且用作从脑 10 的本体通向外界（皮肤表面）19 且终止于终端血管 17 的导管，用以将总量的热能传输到皮肤 19。

皮肤 19 非常薄并且可实现高热流。同无通道区域 30、40 中的皮肤 39、49 相比，皮肤 19 的厚度是可忽略的。由于皮肤 19 的特点，可实现高热流，并且在传感器在 BTT 20 的末端时，可快速实现热平衡。

在面部其它皮肤区域以及总体上人体其它皮肤区域中，例如图 2 中的无通道区域 30、40 这个例子中，除了没有直接血管与脑相连以外，还会出现一些干涉现象，其中包括自吸收和热梯度。1. 自吸收：该现象为在红外能量被发射到表面之前，深层组织选择性吸收某些波长的红外能量。红外能量的自吸收量和类型是未知的。因其它层的自吸收作用而导致表面处的希望有的辐射较弱，

这会导致无序热辐射和被分析物质的频谱特性不明显，如图 2 中的不同尺寸、形状和方向的箭头 34a 至 36g 和 44a 至 46g 所示。因此，无通道区域的自吸收会自然阻碍用于测量的有用热辐射被传输到表面 2 上。2. 热梯度：存在以下热梯度，即深层温度高于浅层，这在图中表示为深层中的粗箭头 36d 和 46d 与浅层中的细箭头 36e 和 46e 之间的比较。在穿过不同的层例如脂肪和肌肉等其它组织时，存在光子的过量且高度可变的漫射，这也会导致热能损失。

与此不同，BTT 20 的区域是没有红外能量被吸收的均相状态的，并且血管位于通道表面上。这使得红外线能够无扰动地传输到皮肤 19 的表面上，并且传输到贴着皮肤 19 安置的温度传感器例如红外线传感器上。在 BTT 区域中，由于仅存在皮肤 19 的薄层组织和位于所述薄界面皮肤 19 正下方的终端血管 17，因此没有热梯度。终端血管 17 产生的排放到皮肤 19 的热能 16 对应于脑本体中的无扰动脑（实际体中心）温度。用于实现与脑组织温度之间热平衡的优选路径为中央静脉系统，其离开大脑并且作为眼上静脉进入眼窝。动脉血的温度比中央静脉血低 0.2 至 0.3℃，并且动脉血温度实际上不等于脑温度。因此，尽管在某些情况下希望利用动脉血温度，但静脉系统是用于测量脑温度的优选热能载体。在某些情况下，希望利用动脉血温度来确定利用动脉血进行的可能脑冷却。

无通道区域 30、40 的特点是存在吸热成分。无通道区域 30、40 以图中的虚线限定，其中由于吸热成分以及在无通道区域 30、40 中无序传热，因此存在受干扰的弱点。在深层发出的红外能量到达皮肤表面之前，无通道区域 30、40 中的各个层和其它成分选择性地吸收所述能量，不同的热能和不同区域以不同形状和尺寸

的箭头以及箭头头部表示。

无通道区域 30 可以代表将传感器放在心脏 32 的解剖学上方的皮肤顶侧以测量温度时的情况。箭头 34 表示心脏 32 中的热能。无通道区域 30 包括储存着热能的心脏 32 和各个血管及分支血管 36a、36b、36c、36d。

基于血管 36a、36b、36c 的位置和解剖部位，不同量的热能被传输，并且不同的温度被测量到。各个血管从主干血管 34a 广泛分支出来。无通道区域 30 还包含吸热结构 37，例如骨头和肌肉，来自心脏 32 的热能 34 需要穿越它们才能到达皮肤 39。无通道区域 30 还包含一个变化的脂肪组织层 38，其进一步吸收热能。因存在脂肪组织层 38 而导致的热能减少量以箭头 36d 和 36e 表示，其中箭头 36d 的温度高于箭头 36e。无通道区域 30 还包含厚的皮肤 39，其具有以箭头 36f 表示的低热流。

厚的皮肤 39 对应于胸部区域的皮肤，脂肪组织层 38 对应于胸部区域中的可变量的脂肪。箭头 36g 代表的是在热能传越了无通道区域中的包括厚界面和吸热结构在内的干扰成分后的无序且减小了的总辐射功率。此外，BTT 20 不具有所述可存在于无通道区域 30、40 中的脂肪层。由于没有厚皮肤和脂肪等厚界面，没有脂肪等热隔离体，以及没有诸如肌肉等吸热成分，因此辐射可以无扰动地在 BTT 端部发射出来。即没有厚皮肤和脂肪等厚界面，没有脂肪等热隔离体，以及没有诸如肌肉等吸热成分，辐射无扰动地在 BTT 端部发射出来。

还请参看图 2，无通道区域 40 可以代表利用放在臂部 42 的皮肤顶侧的传感器测量温度时的情况。在无通道区域 40 中传输的热量类似于无通道区域 30，其中端部结果为无序且减小了的总辐射功率，不能代表内部相反端的温度。血管从主干血管 44a 广泛分

支出来。血管 46a、46b、46c 中的热能和温度与血管 36a、36b、36c 不同。需要被热能 44 传越才能使之到达皮肤的结构也与无通道区域 30 中不同。吸热结构 47 是不同的，因此无通道区域 40 的端部温度也与无通道区域 30 不同。脂肪 48 的量也是变化的，这导致区域 46d 和 46e 中的能量变化，其中区域 46d 比区域 46e 更深。厚的皮肤 49 也降低了区域 46f 中的热流和温度。同辐射能量 36g 相比，以箭头 46g 表示的减小了的辐射功率也通常完全不同，因此，在人体不同区域将测量出不同皮肤温度。除了位于 BTT 端部的皮肤以外，这一点适用于人体的整个皮肤表面。

诸如直肠等体内的温度测量值不具有同样的与脑部温度测量值的临床适用性。已经在实验室条件下对多种哺乳类动物进行了选择性脑冷却实验，相同的过程也可以发生在人类身上。例如，膀胱和直肠中的温度可能与脑部有很大不同。脑中的高或低的温度可能无法从其它内部器官的温度测量值中反应出来。

图 2B 是人头部 9 的示意性剖视图，显示了脑 10、脊髓 10a、由眼上静脉代表的通道 20、作为脑的热能储存室的海绵窦 1、用于将脑保持为完整绝热结构的各个绝热隔离体 2、2a、3、4、4a、4b、5。绝热隔离体包括：对应于头皮的皮肤 2，覆盖着面部的皮肤 2a，覆盖着颅部和面部的整个表面的脂肪组织 3，颅骨 4，围绕着脊髓 10a 的脊骨 4a，覆盖着面部的面骨 4b，以及脑脊液（CSF）5。隔离体 2、3、4、5 将脑隔离的组合厚度可以达到 1.5 cm 至 2.0 cm，这是一个很显著的厚度，并且构成了整个人体中抵抗外界环境的最大单一隔离体。由于这种完全封闭的环境，脑不能高效地排出热量，而且热量以极低的速度损失。皮肤 2 对应于头皮，其为覆盖着颅部的皮肤和相关结构，并且其具有低导热率而被用作绝热体。脂肪组织 3 吸收远红外波长的大部分，并且用作热阻尼

体。颅骨 4 具有低导热率，并且 CSF 用作物理阻尼体且具有零放热性。

脑中的代谢率所产生的热量等于人体所产生全部热量的 20%，并且这一庞大热量被保持在封闭和热密封的空间内。脑组织是最容易受到热能感应损坏的组织，不论是高或低级别的热能。由于上述绝热结构以及脑对获得热量或失去热量均无能为力，因此低体温（冷）和高体温（热）状态均会快速导致脑损伤，这种情况出现在每年数以千计的健康人身上，还有因高发热而导致发病和死亡的病人。除非通过连续监视脑温度而提供适宜且及时的警告，否则任何出现冷或热紊乱的人均有脑部热损伤的危险。

图 2B 中还示出了一个非常小的入口点 20a，其对应于通道 20 在皮肤 2b 上的末端，并且其测量值小于人体表面的 0.5%以下。同厚度为皮肤 2b 的 5 倍或以上的皮肤 2 和 2a 相比，皮肤 2b 极薄，厚度为 1 mm 或以下。

通道 20 起始于海绵窦 1，海绵窦是一个导管，用于脑的静脉引流并且用于在通道 20 的末端传输作为辐射能的热量。通道 20 提供了一个通向海绵窦 1 的有阻碍通路，海绵窦是位于脑中部的结构并且直接接触脑的两个热源：1）因脑的代谢率而产生并且由静脉系统携带的热能；以及 2）由从人体其它部位向脑供应的动脉供血传输的热能。这种直接接触结构详细显示于图 2C 中，该图为沿图 2 中对应于以“A”标记的线所作的冠状切面。

图 2C 是通过海绵窦 1 的冠状切面，海绵窦为腔状结构，其中多个空间 1a 中充填着来自静脉 9 和来自眼上静脉 6 的静脉血。海绵窦 1 收集来自脑组织 7、来自左右颈内动脉 8a、8b 的动脉血以及来自静脉 9 的静脉血的热能。所有上述结构 7、8a、8b、9 均沿海绵窦 1 紧密布置。构成通道上的海绵窦 1 的特殊特征是与颈内

动脉 8a、8b 紧密相关联。颈内动脉携带者来自人体的血液，并且由所述血管传输到脑部的热能可以导致低体温或高体温状态。例如，在暴露于低温时，人体变冷，来自人体的低温血液被颈内动脉 8a、8b 携带到脑部，海绵窦 1 是这些颈内动脉 8a、8b 向脑中的入口点。

一旦低温血液到达海绵窦 1，相应的热能状态即被传输到通道和位于通道末端的皮肤表面，从而可以立即提供出警报信号，甚至是在血液分布到整个脑中之前。高温血液具有同样的情况，高温血液可以产生于例如运动时，这会导致同基准状态相比发出 20 倍的热量。由颈内动脉 8a、8b 携带的热量被传输到海绵窦 1，并且可以在通道末端探测到。此外，脑部产生的热量被大脑静脉血液携带，并且海绵窦 1 是充有静脉血的结构。

图 3A 是人面部的热红外图像，其中通道在皮肤上的末端的几何形状被可视化。白亮斑限定了通道中央区域。图 3B 是通道在皮肤表面的末端的代表性几何形状的示意图。通道 50 的内侧部位 52 是圆形的。侧面部位 54 限定了眼 60 的上眼睑边缘 58 与肉阜 56 之间的边界。通道从以牛角状突起的形式从内眦区域 52 延伸到上眼睑 62。

通道 50 的内部区域包括图 4A 至 5D 所示的构成主入口点的总体区域和各个主入口点。图 4A 是人面部侧面的热红外图像，显示了脑温度通道的主入口点的总体图，其呈现为内眦角的内上方的白亮点。图 4B 是主入口点的总体区域 70 及其与眼 60、内眦角 61、眉毛 64、鼻子 66 之间关系的示意图。主入口点的总体区域 70 提供了这样一个区域，即其能够更忠实地再现脑温度，因为该总体区域 70 比通道周边区域具有更少的干涉因素。

图 5A 是人面部前侧的热红外图像，其中右眼闭合，以显示脑

温度通道的主入口点，其呈现为内眦角的上内侧白亮斑。容易观察到，通过闭眼，辐射能量仅仅来自 BTT 在皮肤上的末端。

图 5B 是主入口点 80 及其与内眦角 61、闭合的眼 60、眼睑 62 之间关系的示意图。通道的主入口点 80 提供了这样一个区域，即其能够更忠实地再现脑温度，因为该主入口点 80 具有最少量的干涉因素，并且其在等同的解剖学位置广泛存在于所有人上。主入口点 80 具有最高的总辐射功率，并且具有一个高辐射率表面。主入口点 80 位于内眦区域 63 的上侧部位的皮肤上，并且位于内眦角 61 的中上部位中。

图 5C 是图 5A 中的人面部的侧面热红外图像，其中左眼闭合，以显示脑温度通道的主入口点的侧视图，其呈现为白亮斑。可以看到，通过闭眼，辐射能量仅仅来自 BTT 在皮肤上的末端。

图 5D 示出了位于内眦角 61 上方的内眦区域的上侧部位中的主入口点 80，还示出了主入口点 80 相对于眼 60、眉毛 64、鼻子 66 的相对位置。支承结构可以将传感器精确地安置在通道的主入口点的顶部，因为主入口点完全由解剖学界标划界。一般而言，传感器安置在位于内眦角上方的内眦皮肤区域上并靠近眼睛。尽管指示器可以安置在支承结构上以更好地引导传感器的定位，但广泛存在的各种永久性解剖学界标使得任何非专业人员也能够精确定位。

主入口点是利用支承结构对传感器定位的优选位置，但通过将传感器安置在通道末端的任何部分，包括总入口点区域和周边区域，均能基于实际应用而提供临床实用的测量。测量所需的精度将决定传感器的定位。在神经手术、心血管手术或患者存在低体温或恶性高体温的高度危险的其它手术的情况下，传感器的优选位置为主入口点。对于休闲或专业运动、军事、工人作业、家

庭发烧检查、阳光下防皱纹保护等等场合，将传感器定位在通道末端的任何部分均能提供临床实用所需的经度。

根据本发明，图 6 是面部的示意图，显示了通道的主入口点的总体区域 90 和通道末端的总体区域以及该末端与内眦腱 67 之间的关系。通道末端包括主入口点的总体区域 90 和上眼睑区域 94。总体区域 90 具有周边区域 92。两个内眦区域均具有内眦腱，但为了便于解释采用了左眼。内眦腱 67 在眼 60 的内眦角 61 处升高。左侧的内眦腱 67 如虚线 61a 所示径向面对着从眼 61 的内角开始的右侧内眦腱。尽管主入口点位于内眦腱 67 上方，但通道的周边区域 92 的一部分位于内眦腱 67 之下。

图 6A 是两个生理通道的示意图。图中上面部分显示了对应于 BTT 10 的区域。图中下面部分显示了对应于代谢通道 13 的区域，其包括上眼睑区域 13a 和下眼睑区域 13b，如图 1B 中的浅蓝色区域所示。为了测量化学物质的浓度，总辐射功率不是强制性的。临床实用频谱测量的关键因素是来自大脑区的信号以及其被干扰成分消减或消除，其中主要干扰成分是脂性组织。通过去除脂性组织并接收由来自脑的血管所携带的频谱信息，可以实现精确的临床测量。由支承结构支撑着的传感器被设置成具有与代谢通道 13 的整体或部分相匹配的视场，以获取来自所述代谢通道 13 的热辐射。

为了确定通道区域相对于环境变化的热稳定性，进行了冷热激发试验。图 7A 和 7B 是代表性实验的热红外图像，显示了在冷激发之前和之后的人面部。在图 7A 中，面部具有浅的外观；而在图 7B 中变暗，这意味着低温。图 7A 中的鼻部具有整体发白外观；而图 7B 中鼻部具有整体发暗外观。由于通道外侧的区域具有温度调节动静脉短路构造以及包含脂肪在内的干扰成分，因此环境温

度的激发会在该区域反映出来。因此，在面部的这些非通道区域进行测量反映的是环境温度而非实际体温。随着外界温度变化，面部和身体皮肤的非通道区域会发生变化。通道区域的辐射功率保持稳定，且热能的量没有变化，从而致使该区域的热辐射的稳定性。仅在脑温度变化时，通道区域的热辐射才会变化，这可以对人体的热状态提供最可靠的测量。

图 8A 和 8B 是人类不同对象的面部热红外图像，显示出通道在内眦区域呈现为亮白斑。生理通道广泛存在于所有个体中，尽管存在解剖学差异和人种差异。图 9A 和 9B 是热红外图像，显示出白亮斑同样存在于动物身上，这里示出的是猫（图 9A）和狗（图 9B）。

一个优选实施例中包括具有测量处理电子器件的温度传感器，其容纳在贴片状支承结构中，该支承结构将一个无源传感器安置在与脑温度通道部位上的皮肤直接接触的位置上。为此，图 10 是优选实施例的透视图，显示了一个人 100，其佩带着一个由贴片 72 构成的支承结构，其中一个无源传感器 74 安置在通道末端的皮肤上。人 100 躺在床垫 76 上，床垫中装有天线 78。电线 82 从天线 78 延伸到控制单元 84，该控制单元通过通讯线路 86 与装置 88 通讯。代表性的装置 88 包括位于床边或护理站的解码和显示单元。可以理解，处了利用线路 86 进行通讯以外，控制单元 84 还可以包含无线传输装置，用于将所需信号无线传输到远程站。这种感应式射频动力遥测系统可以使用同一天线 78 来传输能量和接收信号。

天线 78 可以以可拆除或永久性方式被固定在床垫、枕头、床架等上。优选实施例包括由固定在床垫上且不被使用者看到的柔性聚合物封装的薄平天线。或者，天线可以安置在患者周围的任

何区域中，例如床头柜上。

天线 78 和控制单元 84 用作接收器 / 询问器。接受 / 询问型天线 78 可引起 RF 能量发射到贴片 72 中的微电路上。能量被储存和转换，以便用于温度测量过程以及从贴片 72 向天线 78 传送数据。一旦足够的能量被传输，微电路将进行测量并将数据传送到接受 / 询问型天线 78，其中数据被控制单元 84 处理；此外，还与装置 88 进行通讯，以便进行显示或进一步传送。在获取传感器数据（测量能量）的过程中，切换元件被按次序操作，以获得量化的应答结果并在富含噪音（杂波）的传送信号被激活之前将其存储。这样，两个本质上不相容的过程可以并存，因为它们不是同时启动的。

在存在噪音的情况下，可通过下述方式“扩展”传送能量的频谱含量来获得与通讯相关的 RF 传输装置的能力，即从本质上增加传送的冗余度，同时降低传送被接受 / 询问型天线 78 中断的可能性，因为其它传送和噪音可能引起接受 / 询问型天线 78 传送和显示错误信息。这种无线传送方案可以利用非常少的有源元件实现。通过调制，可有目的地将传送能量扩展到整个频谱，并且提供噪音免疫性，而且系统最终可以通过批量加工并因此而以极低的成本制作出来。

由于用于操作贴片 72 中的传感器 74 的能量来自天线 78，因此贴片 72 中的微电路可以非常小和超薄。通过设计，以将 RF 传输装置的所有处理功能均安置在控制单元 84 中以用作接收器，贴片 72 的尺寸可以进一步被最小化到极小尺寸。RF 通信协定和传感器 74 的控制被组合在接受 / 询问型控制单元 84 中，后者由商业供应的电池或 AC 电流供电。因此，RF 通信协定和传感器 74 的控制被控制器 84 的 MCU 直接控制。贴片 72 中的电路优选为完

全独立的。传感器 74 和贴片 72 优选为硅制微电路，其包含支持传感器、对来自传感器的数据进行量化、为射频传送而对数据进行编码以及传送数据所需的电路，以及功率调节电路和数字状态控制电路。传感器、支持电路、RF 功率和通讯电路均附着在一个微芯片模具上，以使这些电路和器件能够以及低成本大量加工。这一方案优选用于无源和有源器件。

操作过程包括两个模式，即手动模式或自动模式。在手动模式，操作者例如护士启动系统，发射到贴片 72 中的微电路上的 RF 能量被储存和转换，以用于温度测量过程和从 BTT 末端向天线 78 传送数据。一旦足够的能量被传输（1 秒钟以内），微电路将进行测量，并且向作为接收器的天线 78 以及控制器 84 传送数据，以便显示于例如护理站中的背光 LCD 显示器上。通过声频“蜂鸣”，可指示数据已被接收并且可被查看。在自动模式下，通过在预设频率问答而自动且连续地完成过程，在读数超出预定范围时，启动警报。也可以使用三维天线，且控制器 84 被设置成搜索天线的三维输出，以确保天线 78 与传感器 74 之间的连续且正确的连接。还可以理解，传感器可以对反射的 RF 能量进行调制。这样，能量将触发系统以获得温度测量，然后，系统将调制反射的能量。反射的能量和信息将被应答器接收和显示，如前所述。

本发明还提供了一种监视生物学参数的方法，包括以下步骤：将无源传感器固定在人体上；由一个固定在床垫、枕头、床架中的至少一个上的装置产生电磁辐射；由所述无源传感器产生信号；由一个固定在床垫、枕头、床架中的至少一个上的装置接受所述信号；基于所述信号确定生物学参数的值。

可以理解，可以使用诸如电磁耦合器件等外界动力源，包括可通过电磁感应耦合而从外部充电的超电容、可由外界振荡器再

充电的电池。还可以理解，传感系统可以通过超声波而远程驱动。

图 11 是另一个优选实施例的透视图，显示了佩带着由贴片 72 构成的支承结构的人 100 的近距离细节，该贴片带有传感器 74、发射器 71、数字转换和控制器 73，并且在通道末端安置在皮肤上。人 100 佩带着一个用作天线 78 的项圈，项圈中的一个悬吊部分用作控制单元和传送单元 79。太阳能电池和 / 或专用电池为单元 79 供电。患者习惯于携带 Holter 监视装置和卡，并且软线环绕着他们的颈部；而且，本实施例可以与目前使用的系统良好地匹配。可以理解，除了项圈，各式各样的物品包括服装和电气装置也可以用作接收器 / 应答器，并且这种功能可以容易地组合在移动电话、笔记本电脑、手持式电脑、用于连接互联网的互联网装置等等中，以使患者使用其自己的移动电话或电脑来监视其脑温度。

图 10 和 11 中所示的优选实施例优选为任何手术连续监视发烧或体温峰值，以用于任何被允许进入医院的患者，用于护理家庭患者，用在急救车中，并且防止因医院传染而造成死亡或受伤。医院传染是住院期间造成的传染。在美国，医院传染是每年导致 100,000 以上患者死亡的第四大死因，并且主要是由于未能在早期确认发烧或体温峰值而造成的。本发明可 24 小时自动监视体温，因此提供了及时确认和治疗传染的途径。如果出现体温峰值，将启动警报。这使得发烧能够被及时确诊并处理，并因此而防止死亡或导致诸如感染性休克等高费用的复杂症状，这种复杂症状可能是因传染疾病治疗过程中的延误引起的。此外，上述优选实施例提供了对儿童和成人进行连续（包括睡眠过程中）发烧监视的措施。

图 12A 是一个优选实施例的前侧透视图，显示了一个人 100 佩带着由贴片 109 构成的支承结构，该贴片带有指示线 111 并且

容纳着一个在通道末端安置在皮肤上的有源传感器 102。图 12 所示的优选实施例提供了发射装置 104、处理器 106、AD 转换器 107 和传感器 102，它们通过柔性电路 110 连接到电源 108。作为示例，发射装置可以包括 RF、声或光发射装置。图 12B 是图 12A 中所示支承结构的柔性本质，其中柔性电路 110 将位于贴片 109 左侧的容纳着发射装置、处理器和传感器的微电子封装 103 连接到位于贴片 109 右侧的电源 108。代表性的实施例将在后面描述。

根据上述温度测量的代表性实施例，BTT 发出的热能被温度传感器 102 例如小型热敏电阻检测到，后者产生一个代表所检测到的热能的信号。然后，该信号被转换成数字信息，并被处理器 106 通过用于确定温度的标准程序处理。一个代表性的用于脑温度测量的声波型系统包括温度传感器、输入耦合电路、信号处理电路、输出耦合电路和输出显示电路。在内眦区域安置在皮肤表面上的贴片 109 中的温度传感器 102（例如热敏电阻）响应于脑温度的变化，并呈现为 DC 电压信号。

通过输入耦合电路耦合到信号处理电路中的信号被用于调制一个振荡器的输出，该振荡器可以是例如在声频范围之内或之上操作的多谐振荡电路或者压电系统。振荡器是信号处理电路的主要元件。振荡器的输出被输入到放大器，该放大器是信号处理电路中的第二个主要元件。

放大器增大振荡器的输出级别，以使信号处理电路的输出足以驱动输出显示电路。基于输出显示电路的本质，例如声频的扬声器、视频的 LED 显示器或其它可行的显示装置实施例，一个输出耦合电路被用于使来自信号处理电路的信号匹配于输出显示电路。对于要求数字输出信号的输出显示电路，输出耦合电路可以包括模数（A/D）转换电路。DC 电源电路是信号处理模块中的另

一个主要元件。需要利用 DC 电源支持线号处理电路中的振荡器和放大器的操作。DC 电源的实施例可以包括超小型 DC 电池、光敏 DC 电源或它们的组合。微换能器、信号处理电子器件、发射器和电源优选被构造成专用集成电路或混合电路，或者与 MEMS（微机电系统）技术相组合。

热敏电阻电压被输入到一个微控制器单元，即单芯片式微处理器，其被预编程，以将热敏电阻电压处理成数字信号，该数字信号对应于在 BTT 部位测量到的以℃（或℉）表示的患者体温。可以理解，可以使用不同的程序和方案。例如，传感器电压可以直接供应到微控制器中，以转换成温度值，然后在屏幕上显示温度值例如 98.6℉。另一方面，电压可以在被输入到微控制器之前被一个模数转换器（ADC）处理。

在附加的数字调节后，微控制器的输出被用作压电声频（超声）发射器的激励。压电发射器无线发射数字脉冲，该数字脉冲可被时钟收音机尺寸的接收器模块中的软件识别，该接收器模块包括麦克风、低通声频过滤器、放大器、微控制器单元、局部温度显示器和预选温度级警报机构。信号处理软件被预编程到接收器的微控制器单元中。尽管本发明可以包含用于在有噪音的情况下进行 RF 传送的装置，但采用麦克风作为接收器单元的特定实施例能够在医院场所提供附加优点，因为在这种情况下 RF 干扰为零，而在医院场所通常存在很多其它 RF 装置。微控制器单元驱动为每个被监视的患者提供的温度显示器。每个发射器被利用其自己的 ID 标记。因此，一个接收器模块可以被用于多个患者。装有麦克风的钟表、移动电话等也可以用作接收器模块。

在另一个实施例中，微控制器的输出被用于驱动压电蜂鸣器。微控制器向压电蜂鸣器输出激励，以警告使用者健康威胁状况。

在这种结构中，微控制器的输出可以被供应到数模转换器（DAC），其将来自微控制器的数字数据信号转换成用于驱动蜂鸣器的等价模拟信号。

在另一个实施例中，来自 DAC 的输出被用于驱动语音合成器芯片，后者被编程，以便向使用者输出适宜的声频警报，例如在运动员有中暑的危险时。如果检测出的温度高于 39℃，则信息可能是“你体温偏高，到阴凉地方，喝凉液体，休息”。如果检测出的温度低于 36℃，则信息可能是“你体温偏低，到防寒庇护场所，喝热液体，暖合起来”。

在另一个实施例中，输出被用于驱动光发射器，后者被编程，以输出适宜的光信号。光发射器包括红外光发射器，其在体温达到特定值时启动。光信号被用于遥控单元，以启动远程装置，使之发出警报声音。本实施例可以用于，例如，在夜间儿童睡眠并且具有体温峰值时警告患者。

用于局部报告的平台的实施例包括三个电子模块，它们机械式容纳在一个织物或塑料保持器例如贴片 100 中，贴片中容纳着用于安置在 BTT 部位的皮肤上的传感器 102。这些模块是温度传感器模块、微控制器模块和输出显示模块，此外，还有一个电池。电子界面被用在整个装置的各模块之间以发挥适宜的功能。这一系统包括一个条形件，例如贴片 100，其通过自粘垫贴附在 BTT 区域中。一个连接着微控制器的热敏电阻驱动声频压电发射器或 LED。这一系统提供了局部报告温度的功能，而没有使用接收器。在达到特定的阈值时，声频声音信号或光可以警告使用者。声音信号可以是钟声或再现的人声音。

另一个用于远程报告的代表性实施例包括四个电子模块：传感器模块、微控制器模块、输出发射器模块、接收器 / 监视器模

块。从机械的角度看，前三个模块在实质上与前一实施例相同。从电学角度看，温度传感器模块和微控制器模块与前一实施例相同。在本实施例中，输出发射器模块被设计成用于将微处理器模块判断出的温度结果无线发送到远程安置的接收器／监视器模块。电子界面被用在各模块之间以发挥适宜的功能。这一装置可以被医院或家庭中的患者使用。通过获取接收器／监视器模块提供的数据，可以获得连续形式的温度级别。

各式各样的温度传感元件可以被用作温度传感器，其中包括热敏电阻、热电偶、RTD（电阻式温度检测器）、铂丝、表面安装型传感器、半导体、用于测量表面温度的热电系统、荧光光纤、双金属器件、液体膨胀器件、状态变化器件、热通量传感器、液晶测温计、包含液晶 Mylar 片材的可逆温度显示器。两种优选的温度传感器是日本 Semitec 公司提供的 ET-503 和 104JT 型热敏电阻器。

图 13 示出了本发明的发射器 120 与接收器 130 之间连接关系的优选实施例的框图。发射器 120 优选包括：组合有微控制器（MCU）114、射频发射器（RF）116 和 A／D 转换器 118 的芯片 112，以及电源 122、放大器（A）124、传感器 126 和天线 128，该天线优选内置于芯片中。代表性的芯片包括：（1）rfPIC12F675F，来自美国亚利桑那州 Microchip 公司，其为 MCU+ADC+433 Mhz 发射器；（2）CC1010，来自挪威 Chipcon 公司。

接收器 130 优选包括芯片式 RF 收发器 132（例如 CC1000，来自 Chipcon 公司）、微控制器单元（MCU）134、放大和滤波单元（A/F）136、显示器 138、时钟 140、键盘 142、LED 144、扬声器 146、电源 150 和输入／输出单元（I／O）148，以及相关的调制解调器 152、光收发器 154 和通信口 156。

除了前面提到的商业供应的 RF 发射器芯片以外，各式各样的其它装置可以在传送方案中被使用。一个简单的发射装置包括带有 916.48 MHz 频段单通道发射器的装置，其以与温度读取值成比例的频率向床侧面接收器发送温度读取值。热敏电阻的电阻值可以用于控制供应 RF 发射器数据输入的振荡器的频率。如果负荷系数低于 1%，则可以使用 318 MHz 频段。除了频率外，可以使用定期测量技术。这种模式可以使用一个简单的射频载体作为信息传输和调制器件，其承载着来自转换装置的脑温度信息，并且能够将该信息变成作为温度的函数的电特性值（例如热敏电阻）。载体的频率和幅值可以被温度信息调制，以使调谐到该频率的接收器能够对变化着的载体进行解调，以恢复缓慢变化着的温度数据。

另一种适于将信号从支承结构中的传感器传送出来的技术是线性调频装置。在这种技术中，在启动后，发射器输出一个载体，其从 ISM 频段中的低频开始，并且随着时间而平滑地增加频率，直至达到最大频率。脑温度信息被用于修改线性调频的频率变化率。接收器被设计成通过查询两个或更多个特定频率而非常精确地测量线性调频输入。在检测到第一个频率后，计时器将测量直至第二个频率出现所经历的时间。这样，第三个、第四个等等频率被加入，以有助于排除噪音。由于事实上所有直接序列展频发射器和跳频发射器均在它们的 ISM 频段的一部分中随机扩展，因此它们在实际应用中在完全正确的时间产生正确的频率序列的可能性是很小的。

一旦接收器测量到目标频率之间的时间值，该时间值可以代表脑温度。如果预期的第二个、第三个或第四个频率没有在“已知的”时间区段内被接收器接收到，则接收器会将初始输入作为噪音排除。这就提供了一种展频系统，其利用宽频谱传送信息，

同时以下述方式对信息进行编码，即与来自 ISM 频段的其它使用者的预期噪音不相似。线性调频发射器成本低且制造简单，而且脑温度传感器是可被用于控制频率变化律的有源元件中的一种。

用于局部报告的其它优选实施例中包括传感器、运算放大器（LM358，来自 National Semicondutor 公司）、LED 以及电源。可以理解，运算放大器（Op Amp）可以被替换成 MCU，LED 可以被替换成压电元件。

图 14 是示意图，示出了支承结构 160，其带有传感器 158、MCU 164、控制和 / 或调节单元 162。MCU 164 与单元 162 之间的通信可通过电线 168 或无线方式 166 实现。作为示例，但非局限于此，代表性单元 162 可以是设在下述物体中的气候控制单元：汽车、恒温器、车辆座椅、家具、锻炼器材、服装、鞋袜、医疗装置、给药泵等等。例如，MCU 164 被编程，以将温度级别传送到位于锻炼器材中的接收器单元 162。接收器单元 162 中的 MCU 被编程，以根据 MCU 164 产生的信号来调节速度或其它设置。

在优选实施例中，可以利用支承结构将传感器精确定位在 BTT 部位上。支承结构被设计成与 BTT 区域的解剖学界标相符合，以确保在所有时间将传感器适当定位。眼角被认为是永久性解剖学界标，即其在相同位置存在于在所有人身上。BTT 区域也是永久性解剖学界标，如本发明所阐述。为了便于恒定地定位在 BTT 部位，可以使用支承结构中的指示器，如图 15A 至 15E 所示。

图 15A 中示出了一条指导线 170，其位于支承结构 170 的外表面上。指导线 170 对准眼 174 的内角。传感器 176 安置在指导线 170 的上方并且位于支承结构 172 的外边缘上，因此，一旦支承结构 172 的指导线 170 对准眼 174 的内角，传感器 176 即被定位在通道的主入口点上。这样，支承结构 172 可以被精确且恒定

地施加，以使传感器 176 总是覆盖 BTT 区域。

图 15B 中示出了贴片 172 的不同结构，但相同的指导线 170 对准眼 174 的内角，因而即使结构不同，传感器 176 也能够恒定地定位在 BTT 部位上。

图 15C 是另一个优选实施例，显示了传感器 176 对准眼 174 的内角。因此，在本实施例中，不需要指导线，而是利用传感器 176 本身指导定位。

在图 15D 中，当传感器 176 精确定位在 BTT 部位时，贴片 172 的 MCU 175 和电池 177 位于 BTT 部位的外侧。可以理解，位于支承结构上的任何类型的指示器可以被用于实现在 BTT 部位上的适当定位，例如外部标记、叶片、支承结构上的切口、与眼角对准的不同几何结构等等。

图 15E 是另一个优选实施例，显示了传感器 176 以其上边缘 176a 对准眼 174 的内角并且位于内眦区域的下侧部位中，而微芯片控制器 175 位于内眦区域的上侧部位中。支承结构 172 具有几何指示器 179，其由支承结构 172 上的小凹坑构成。可以理解，用作支承结构的类似于创可贴的条形件，可以将其与传感器和其它硬件相反的一侧由可撕片构成。传感器所在一侧首先被贴附在皮肤上，任何多余的条形件部分可容易撕下。两种尺寸，即成人和儿童尺寸，可覆盖所有潜在使用者。

作为以贴片的形式工作的支承结构的材料，可以是软质的并且具有各种隔离性能，例如聚乙烯就具有多种隔离性能。根据应用，可以采用多层结构的贴片，其中从外侧到皮肤侧包括：Thinsulate 层；双面泡沫粘结剂（聚乙烯）；传感器（热敏电阻）；以及 Mylar 片材。传感器表面可以覆盖 Mylar 片材，后者又被泡

沫的粘结侧包围。任何具有高耐热性和低导热率的软薄材料优选被用作传感器与外界之间的界面，例如聚氨酯泡沫（K=0.02 W/m.C）。任何支承结构可以设有所述优选的隔离材料。

用于贴片的优选电源包括本质上的热电器件，例如本发明所公开的。此外，使用塑料的组合例如将氟苯基噻吩用作电极的标准轻质薄塑料电池可以使用，该电池同时具有柔性，以使其能够更好地符合 BTT 部位的解剖学结构。其它代表性的适宜电源包括轻质超薄固态锂电池，其具有大约 300 微米厚的半固态塑性电极。

这种系统可以具有两个模式：在室温下，该系统是静止的，在体温下，该系统启动。系统还可以具有一个通 / 断开关，以便利用皮肤电阻产生一个电路，从而只有在传感器被放置在皮肤上时系统才启动。贴片还可以具有一个内置开关，其中通过剥离一个导电性衬垫，可打开电路（垫板），并且接通系统。此外，在从人体上取下后，贴片可以被放置在一个包含磁体的壳内。壳中的磁体将用作断路开关，并且在贴片位于壳中时，信号传送被终止。

图 16A 至 16C 是优选实施例的透视图，其中一个人 100 佩带着采用贴片形式的支承结构 180。在图 16A 所示的实施例中，支承结构 180 中容纳着 LED 184、电池 186 和传感器 182。传感器 182 毗邻眼 25 的内角安置在内眦区域上侧部位中的主入口点处。在信号达到特定的阈值后，根据本发明的原理，LED 184 启动。图 16B 是另一个优选实施例，其中一个人 100 佩带着支承结构 180，其中传感器 182 安置在通道主入口点的总体区域，支承结构 180 的上边缘 181 对准眼 25 的角部。支承结构 180 包含一个延伸部，其抵靠在面颊区域 189 上并且容纳着用于无线电传送的发射装置 183、处理装置 185 和电源 187。图 16C 是一个代表性优选实施例，其中一个人 100 佩带着两件式结构 180a，其中包括支承结构 180b

和容纳结构 180c，二者通过电线 192 优选柔性电路相连。支承结构 180b 中容纳着传感器 182，其安置在 BTT 部位。容纳结构 180c 包含贴附在前额 21 上的胶条，并且容纳着处理装置 183a、发射装置 183b 和电源 187，用于将信号发送到一个单元 194 例如移动电话。

图 17 是另一个优选实施例的示意图，显示了支承结构 180，其中传感器 182 被夹子 196 保持在鼻子 191 上。支承结构 180 向上延伸到前额 193。支承结构 180 的外壳 195 包含压力附着装置例如夹子 196。前额上的外壳 197 容纳着发射装置和电源。夹子 196 采用弹簧结构 196a，用以施加轻柔的压力，以将支承结构 180 和传感器 182 固定在稳定位置。外壳 197 还可以具有 LCD 19。LCD 19 可以具有翻转的图像，以使使用者能够利用镜子观看。此外，LCD 19 可以具有铰链或者是可折叠的，以实现适宜定位，从而使得使用者容易观察显示的数值。

图 18 是另一个优选实施例的透视图，显示了一个人 100 佩带着由贴片构成的支承结构 180，其中传感器 182 在通道末端安置在皮肤上，并且通过电线 199 连接到解码和显示单元 200。支承结构 180 具有可视指示器 170，其对准眼 174 的角部。电线 199 包括位于距离其在传感器 182 处的起始端 20 cm 范围内的粘带 201，最优选地，粘带在距离电线的起始端 10 cm 范围内连接着起始端。

图 19A1 至 19D 是支承结构 180 和传感器 182 的优选几何形状和尺寸的示意图。为了实现本发明的最佳功能，传感器和支承结构的特定几何形状和尺寸是必需的。支承结构 180 的尺寸和结构被构造成用于实现最佳功能，并且要根据通道的不同部位的几何形状和尺寸来构造。图 19A1 示出了采用贴片形式的支承结构 180。贴片 180 容纳着传感器 182。贴片 180 可以还容纳其它硬件，

或者只容纳传感器 182。代表性传感器 182 是片式热敏电阻或表面安装型热敏电阻。贴片的优选最大尺寸称为“z”，其等于或小于 12 mm，优选等于或小于 8 mm，最优选等于或小于 5 mm。从传感器 182 的外边缘至贴片 180 的外边缘的最短距离称作“x”。“x”等于或小于 11 mm，优选等于或小于 6 mm，最优选等于或小于 2.5 mm。为了解释的目的，传感器 182 具有不等边，距离“y”对应于传感器 182 的外边缘至贴片 180 的外边缘的最长距离。尽管具有不等边，但最短距离“x”是优选实施例中的需要确定的因素。可以理解，传感器 182 的整个表面可以被粘结剂覆盖，因此传感器与支承结构的外边缘之间没有距离。

一个代表性实施例包括一个传感器，它的在 BTT 部位与皮肤相接触的表面由 Mylar 制成。构成了传感器本身的 Mylar 表面可以在其与皮肤相接触的一面上具有粘结剂。

如图 19A2 所示，传感器 182 的用于固定在皮肤 11 上的表面上具有粘结剂。这样，传感器可以根据本发明的原理而被施加在 BTT 部位上。优选的距离“x”等于或小于 2.5 mm，以便将传感器 182 精确定点安置在通道的主进入部位，并因此而获得最佳信号，而且可以应用在要求最高测量精度的场合，例如用于监视手术过程。尽管贴片被用作支承结构，以描绘优选尺寸，但可以理解，相同的尺寸可以应用于根据本发明原理的任何支承结构，包括夹子、内眦垫、头部安装机构等等。

图 19B 是圆形贴片 180 的代表性实施例，其带有片式传感器 182。优选的尺寸“x”和“z”可以与图 19A1 中所示情况一样采用。图 19C 是贴片 180 的代表性实施例，其带有珠状传感器 182。优选的尺寸“x”和“z”可以与图 19A1 中所示情况一样采用。图 19D 是支承结构 180 的代表性实施例，其带有传感器芯片 15。传

感器芯片 15 包括集成为芯片一部分的传感器，例如专用集成电路（ASIC）。例如，传感器芯片 15 包括传感器 15a、处理器 15b 和发射器 15c。优选的尺寸“x”可以与图 19A1 中所示情况一样采用。其它硬件例如电源 27 可以容纳在支承结构 180 中，该支承结构具有一个长尺寸“d”，只要尺寸“x”得以保证，尺寸“d”就不会影响性能。

支承结构和传感器被调节，以便与通道的几何形状和尺寸相匹配，从而实现接触测量或传感器不在 BTT 部位与皮肤接触的非接触测量。

图 20A 至 20C 示出了根据本发明的适用于任何支承结构的优选尺寸“x”。从支承结构 180 的外边缘 180a 至传感器 182a 的外边缘的距离为 11 mm，如图 20A 所示。优选地，从支承结构的外边缘 180a 至传感器 182a 的外边缘的距离为 6 mm，如图 20B 所示。最优选地，从支承结构的外边缘 180a 至传感器 182a 的外边缘的距离为 2.5 mm，如图 20C 所示。

传感器 182 相对于眼内角 184 的位置显示于图 21A 和 21B 中。支承结构 180 将传感器 182 定位成与眼内角 184 对准（图 21B）。优选地，如图 21A 所示，支承结构 180 将传感器 182 定位在眼内角 184 上方。

采用贴片或夹子形式的支承结构的优选实施例由选用在医院场所和健康护理场所，包括用于连续监视发烧和体温峰值。采用内眦垫或头部安装机构形式的支承结构优选用于监视业余运动员、专业运动员、军人、消防员、建筑工人和其它大体力劳动者的高体温、低体温和水合状态，监视职业安全性，以及防止因阳光造成的热损失而产生皱纹。

图 22A 至 22C 是优选实施例的透视图，其中一个人 100 佩带着的支承结构采用设在眼镜 206 上的内眦垫 204 的形式。在图 22A 所示的优选实施例中，内眦垫 204 容纳着传感器 202。连接臂 208 将内眦垫 204 毗邻眼镜的常规鼻垫 212 连接到眼镜 206 的镜架。传感器 202 毗邻眼 210 的内角安置在内眦区域的上侧部位。

图 22B 是一个代表性实施例，其中一个人 100 佩带着的支承结构采用的是带有传感器 202 的内眦垫 204 的形式，其集成在特殊结构的眼镜架 216 上并且包含 LED 228、230。连接着左侧镜片边框 222 与右侧镜片边框 224 的连接件 220 被构造和安置成高于与镜片边框 222、224 相关的常规眼镜结构中的连接件。由于连接件 220 的抬高位置以及眼镜架 216 的特殊结构，左侧镜片边框 222 的上边缘 222a 安置在眉毛 226 的略微上方。通过这种结构，内眦垫 204 可被安置在 BTT 部位，同时 LED 228、230 对准视轴线。内眦垫 204 的臂 232 可以是柔性和可调的，以适当地将传感器 202 在 BTT 部位定位在皮肤上，并且在不需要测量时从 BTT 部位移开。LED 228 是绿色的，LED 230 是红色的。并且在信号到达特定阈值时 LED 228、230 启动。

图 22C 是一个代表性实施例，其中一个人 100 佩带着的支承结构采用的是带有传感器 202 的内眦垫 204 的形式。来自传感器 202 的信号从容纳在眼镜 236 的镜腿中的发射器 234 无线发送出来。接收单元 238 接收来自发射器 234 的信号，以便处理和显示。代表性接收单元 238 包括钟表、移动电话、寻呼机、手持式计算机等。

图 23A 至 23B 是替代性实施例的透视图，显示了眼镜 244 上的改型鼻垫 242。图 23A 中的透视图示出的眼镜 244 包含一个带有传感器 240 和处理器 241 的改型鼻垫 242，由眼镜腿 250 支撑着

的汗液传感器 246 和电源 248，以及由眼镜腿 254 支撑着的发射器 252，所有上述元件均被电连接着。改型鼻垫 242 由加大尺寸的鼻垫构成，其具有牛角状向上延伸部 243，用于将传感器 240 定位在通道末端的顶部。

图 23B 中的透视图示出的眼镜 256 包含一个带有传感器 240 的加大尺寸的改型鼻垫 258、由眼镜腿 262 支撑着的汗液传感器 260、由眼镜腿 266 支撑着的发射器 264。加大尺寸的改型鼻垫 258 优选在其上侧部位具有 12 mm 或以上的尺寸，并且根据本发明的尺寸和原理在其外边缘包含传感器 240。

图 24 中所示的另一个优选实施例提供了支撑着内眦垫 260 的护目镜 268，该内眦垫 260 适合于将传感器 262、264 在通道末端定位在皮肤上。如图所示，护目镜 268 还支撑着发射装置 261、电源 263、诸如 LED 等局部报告装置 265 以及用于远程报告的天线 267。天线 267 优选集成为护目镜 268 的镜片边框 269 的一部分。

如图 25 所示，与内眦垫 272 中的传感器 270 产生的信号相关的附加装置包括电源开关 274、构成了模式选择器的设置开关 276、用于无线传送信号的发射器 278、扬声器 282、压电装置 283、输入装置 284 和处理装置 286。这些装置 274、276、278、282、284 和 286 优选由眼镜 280 的任一部位支撑着。可以理解，能够存储数据的各式各样的器件、开关和控制装置，计时和其它多功能开关，以及用于有线传送信号的电线，可以组合在装置中。

图 26A 是一个优选实施例的后侧透视图，显示了由眼镜 292 的内眦垫 290、289 支撑着的传感器 299、300，此外，还示出了镜片边框 297、显示器 298，以及发射器 288、汗液传感器 294 和布置在眼镜 292 的眼镜腿 295 和镜片边框 293 中用于连接至显示装置 296 的电线 296。

图 26B 是眼镜 292 的前侧透视图，眼镜包括汗液传感器 294、发射器 288 以及布置在眼镜 292 的眼镜腿 295 和镜片边框 293 中用于连接至显示装置的电线 296。在本实施例中，汗液传感器 294 产生代表汗液中的物质浓度并且在左侧显示器 296 上的信号（例如钠浓度 9 mmol/L），由内眦垫 290 支撑着的传感器 300 产生显示在右侧显示器 298 上的代表脑温度的信号例如 98°F 。汗液传感器可以是多孔的或多微孔的，以使在测量化学成分时同向传感器的流体通道最佳。

各式各样的显示装置和用于适当聚焦的相关透镜可以使用，其中包括液晶显示器、LED、光纤、微投影仪、等粒子装置等。可以理解，显示装置可以直接安装在透镜上或者与透镜集成为一体。还可以理解，显示装置可以包括容纳在镜片边框内或镜片边框外侧的分立部分。此外，保持在镜片边框 293、297 中的两个透镜和显示装置 296、298 可以被替换为单一的单元，其可以直接安装在眼镜 292 的眼镜架上，使用或不使用镜片边框 293、297。

图 27 是另一个优选实施例的透视图，显示了三件式支承结构 304，其优选包括一个用作可互换连接件的内眦垫连接部件 303。本实施例包括三个部件。部件 301 包括左侧镜片边框 301a 和左侧眼镜腿 301b。部件 302 包括右侧镜片边框 302a 和右侧眼镜腿 302b。部件 303 称作内眦垫连接部件，其包括眼镜跨接件 303a 和眼镜垫结构 303b。连接部件 303 特别适合于提供内眦垫 306，以将传感器 308 定位在 BTT 部位。在本实施例中，使用者可以根据本发明而购买三件式眼镜，其中连接部件 303 不具有传感能力，因此其成本低。然而，三件式支承结构 304 提供了通用性，即能够用具有传感性能的连接部件 303 替换不具有传感性能的连接部件 303。如图 27 所示，带有内眦垫 306 和传感器 308 的连接部件 303 还包

括射频发射器 310 和电池 312。因此，连接部件 303 提供了所有必需的硬件，包括用于传感、发射和报告信号的装置。本领域中任何用于连接的装置可以使用，包括压力装置、滑动装置、销钉等等。

图 28A 所示的另一个优选实施例提供了支撑着传感器 316 的可拆下的内眦部件 314。如图所示，眼镜 318 的跨接件 320 以可释放的方式连接着内眦部件 314。眼镜 318 还包括由前部 311 支撑着的汗液传感器 322、324 以及由眼镜腿 313 支撑着的发射装置 326。眼镜 318 的前部 311 限定出一个前额部分，其延伸横跨佩带者的前额并且容纳着汗液传感器 322、324。汗液穿过汗液传感器 322、324 中的薄膜并且到达一个电极，以产生与汗液中的分析物的量成正比的电流。

图 28B 是可拆下的内眦部件 314 的后侧透视图，显示了位于左侧臂 328 中的视频报告装置 323、325 例如绿色 LED 和红色 LED，还显示了用于定位在通道末段的传感器 316 以及用于将内眦部件 314 的右侧臂 329 和左侧臂 328 的电连接起来的电线 326。图 28C 是可拆下的内眦部件 314 的前侧透视图，显示了位于臂 329 中的电源 330、发射器 332 和传感器 316 以及用于将内眦部件 314 的右侧臂 329 和左侧臂 328 的电连接起来的电线 326。内眦部件 314 可以被替换为不带传感器的常规鼻垫，其具有与内眦部件 314 相同的大小和尺寸，用于与图 28A 所示的眼镜 318 上的跨接件 320 适当地匹配。除了 LED 以外，可拆下的内眦部件还可以具有用于显示数值的内置式 LCD 显示器和 / 或 RF 发射器。因此，可拆下的内眦部件可以具有一个或多个报告装置，它们被集成为单一的传感报告单元。

图 29 是支承结构的一个优选实施例的后侧透视图，支承结构

采用的是眼镜夹子 340 的形式，并且包括诸如钩子或磁体等连接器件 338、发射装置 342、处理装置 344、电源 346、安装在三轴旋转结构 349 上以便适当定位在 BTT 部位上的内眦垫 348、传感器 350。夹子 340 适于安装在常规眼镜上并且将内眦垫 348 装配在眼镜的常规鼻垫上。

传感内眦垫优选连接在安装结构例如眼镜上，而不需要使用专门的连接或安装装置例如凹槽、销钉等等将其安装在该眼镜上。这一实施例提供了将传感内眦垫通用于任何类型或牌号的安装结构上的途径。图 30 中示出了内眦垫 352 的前侧透视图，内眦垫包括粘结性衬垫 354，用于将内眦垫 352 固定在安装结构例如眼镜或是其它支承结构上。粘结性表面 354 适于匹配眼镜上的一个能够用于将内眦垫 352 固定在眼镜上的区域，例如对应于眼镜的常规鼻垫的区域。内眦垫 352 用作一个完全独立的单元，并且容纳着传感器 356、电源 358 和报告装置 360，它们通过电线 361、362 而彼此电连接着。报告装置 360 包括视觉局部包括装置（例如 LED）、声频装置（例如压电器件、语音芯片或扬声器）、利用无线电传送的远程报告装置。

图 31A 是支承结构的一个替代性实施例的顶部透视图，该支承结构采用的是眼镜 380，其中常规鼻垫 366、376 中带有孔 364、365，用以固定专门的内眦垫。眼镜 380 包括电线 368，其布置在眼镜 380 的眼镜架的右侧镜片边框 371 中，该电线 368 将容纳在右侧眼镜腿 369 中的发射器 370 连接到鼻垫 366。眼镜 380 还包括安装在左侧镜片边框 365 的顶部的电线 363，该电线 363 将安装在左侧眼镜腿 374 顶部的发射其 372 连接到鼻垫 376。图 31B 是支承结构 380 的一部分的放大透视图，其中常规鼻垫 376 中带有孔 365。图 31C 是带有孔 364 的常规鼻垫 366 的侧面透视图。图 31D

是固定在常规鼻垫 366 的孔 364 上的内眦垫 382 的侧面透视图。

图 32A 是一个佩带着支承结构的人 100 的透视图，该支承结构包括内眦盖 390，其固定在眼镜 394 的常规鼻垫 392 的顶部。图 32B 是内眦盖 390 的后侧透视图，示出了传感器 396、发射器芯片 398 和用于将内眦盖 390 固定在鼻垫上的开口 397。

图 33A 是固定在鼻垫 392 上的内眦盖 390 的透视图。内眦盖 390 包含传感器 396、发射器芯片 398 和开口 397。图 33B 中的透视图示出了将内眦盖 390 固定在鼻垫 392 上后的最终结构。

本发明提供了专用鼻垫，用于将传感器适当地定位在 BTT 部位上。图 34 是改型的左侧可旋转鼻垫 400 的透视图，其适用于将传感器安置在通道末端的皮肤上，并且包括鼻垫 402，该鼻垫具有传感器 401、臂 402、容纳着转动机构的外壳 406，该转动机构允许鼻垫像刻度盘那样转动，以将传感器 401 定位在以 1 和 2 标记的通道不同位置上。在位置 1，传感器对准内眦角并且到达通道主入口点的总体区域，在位置 2，传感器被安置在内眦角上方，并且正好位于通道主入口点处。通过这一实施例，可自动启动传感系统并且利用了鼻梁部温度低这一优点，如图 1（鼻部是暗的）和图 2（鼻部是紫色和蓝色的）。当鼻垫位于静止位置（零位）时，传感器 401 停靠在温度为 35.7℃的低温区域，此处对应于鼻垫在鼻子上的常规位置。在零位，传感器处于休息模式（温度为 35.8℃或以下）。通过将传感器切换到高温区域例如总体区域（位置 1）或主入口点（位置 2），可自动启动传感器，使之进入启动模式，并且开始发挥传感功能。

可以理解，根据本发明的原理，可以采用各式各样的专用鼻垫和内眦垫，包括可以使得垫全部或部分折叠的可枢转铰链，使用弹簧、可回转或者可在槽中滑动的自调节垫等等，以及适用于

不同人种身上的不同解剖学结构的自调节机构。可以理解，改型的鼻垫优选在眼镜架中安置在靠上位置，最优选连接在镜片边框的上部或位于距镜片边框上边缘 6 mm 范围内。

各式各样的材料可以被使用，包括具有超级粘着性的材料，以便能够将传感装置紧密贴附在 BTT 部位上。各式各样的具有超强弹性的金属线可以被用作铰链组装机构，以将传感装置适当定位在 BTT 部位上。内眦垫可以由柔性树脂材料制成，例如硅橡胶、导电塑料、导电弹性体材料、金属、柔韧材料等，以适宜地在内眦区域定位在 BTT 部位上，并且实现适当的功能。还可以理解，内眦垫可以具有弹性和可模制性，并且包括这样的材料，即其在受到应力后会保持承受应力形状，即使应力被取消。任何类型的橡胶、硅酮等具有形状记忆功能的材料可以被用在内眦垫和改型鼻垫中。

通过使用适于俘获来自 BTT 的热辐射的传感器，以极大地降低或消除干扰成分并且提供高信噪比，本发明提供了利用光学途径例如红外频谱来准确且高精度测量活体中生物学参数包括化学参数的措施。另外，本发明的装置和方法通过增强信号而能够通过多种技术和使用不同类型的电磁辐射来获得临床实用读取值。除了近红外频谱，本发明还可以使用其它形式的电磁辐射来获得优异结果和高信噪比，例如中红外辐射、声波阻抗、光声频谱、喇曼频谱、可见光频谱、紫外线频谱、荧光频谱、散射频谱、偏振光偏振面转动，以及其它技术例如荧光（包括梅纳反应，光感应荧光，以及利用紫外光感应出的葡萄糖荧光）、比色技术、折射率、光反射、热梯度、衰减全内反射、分子印迹等等。适合于在 BTE（脑热能）通道部位俘获热能的传感器提供了利用电磁器件测量生物学参数的光学途径。BTE 通道是生理学 BTT 的物理等同

物，并且这里被用来定义通道的物理特性。BTT 和 BTE 在皮肤表面的几何形状和尺寸相同。

BTE 通道的下述光学特性可以实现光学信号的获取。BTE 通道末端的皮肤薄。如果皮肤厚，则辐射可能无法穿透并到达被测量物质。BTE 通道的皮肤是均质的，即沿整个表面具有恒定厚度。其它区域出现的皮肤的随机厚度会阻碍实现所需精度。BTE 通道没有脂肪。根据患者个人物理特性例如脂肪量的不同，不同患者的反射或传送的信号的强度会显著不同。位于 BTE 末端的血管是浅的、位于终端并且没有温度调节短路。在皮肤的其它部分，深层血管位于深位，并且在不同人的体内其位置和深度区别极大。BTE 通道在其末端不被覆盖散光元件例如骨头、软骨等。热辐射不必穿过软骨或骨头就能到达被测量物质。BTE 通道在皮肤上的末端具有特殊但固定的几何形状，并且由永久性解剖学界标划分界限。在人体的其它皮肤表面，通道末端以及检测器的位置不定性是造成误差和可变性的重要因素。

在天然热辐射作用于被测量物质上并被其吸收后，远红外辐射频谱可测量该热辐射。本发明提供了热稳定介质，干扰成分数量少，且来自 BTE 通道的热辐射在到达检测器之前仅需要穿过薄皮肤这一结构。因此，通过将 BTE 发射的热能转化成被测量物质的浓度，可以获得高准确度和精度。

BTE 通道的天然频谱发射随着化学物质的存在与否及其浓度而变化。远红外热辐射附合普朗克辐射定律，并且热辐射的预期量可以计算出来。通过测量相关物质频段之外的热能吸收，可计算出基准强度。通过比较 BTE 通道部位的实测和预期值，可以利用频谱法确定出相关物质频段内的热能吸收。然后，根据吸收的热能的量，信号被转化成受测物质的浓度。

适用于观测 BTE 通道的传感器提供了这样的途径，即其利用 BTE 通道部位发出的远红外辐射并且将比尔-朗伯定律应用于活体来测量相关物质。来自 BTE 通道部位表面的红外辐射能量频谱对应于化学物质的频谱信息。以 38℃发射的热辐射可以包含 4,000 至 14,000 nm 的波长范围。例如，葡萄糖强烈吸收 9,400 nm 频段左右的光。在远红外辐射从 BTE 通道部位发出后，葡萄糖将对应其吸收频段而吸收部分辐射。葡萄糖频段所吸收的热能与 BTE 通道中存在的热封闭和热稳定环境中的血液葡萄糖浓度呈线性关系。

支承结构中包含至少一个发射源，其用于发射与 BTE 部位的受测物质相互作用的红外线至可见光，以及一个检测器，其用于收集所产生辐射。

本发明提供了用于测量生物学参数的方法，其包括以下步骤：测量 BTE 通道部位的红外热辐射；产生代表辐射强度的输出电信号；将所产生输入信号进行转换；将转换所产生输入信号发送到处理器。处理器适用于提供所需的信号分析，以确定出受测物质的浓度并显示结果。

本发明包括用于将优选近红外能量引导至 BTE 通道末端处皮肤表面中的装置、用于对反射频谱或背散射频谱进行分析和转换成受测物质浓度的装置、用于将光源和检测装置毗邻 BTE 通道末端处皮肤表面定位的支承装置。

本发明还提供了用于确定物质浓度的方法，其包括以下步骤：将电磁辐射例如近红外辐射引导至 BTE 通道处的皮肤；检测从 BTE 通道处的皮肤发出的近红外能量；收取所产生频谱并且提供出基于检测的电信号；处理该信号并报告基于所述信号的相关物质浓度。本发明还包括用于对光源和检测装置进行定位的装置和

方法，用于相对于被导入了辐射并从此接收辐射的表面在稳定位置并且以稳定的压力和温度定位。

本发明还包括利用内眦垫引导红外能量通过鼻部的装置、用于将发射源和检测器彼此径向对置着定位的装置、用于对发射所产生频谱进行分析并转换成受测物质浓度的装置。本发明还提供了用于测量生物学参数的方法，其包括以下步骤：利用内眦垫引导电磁辐射例如近红外辐射通过鼻部、收集从鼻部辐射的近红外能量、收取所产生频谱并且提供出基于检测的电信号；处理该信号并报告基于所述信号测量出的相关物质浓度。本发明还包括用于对光源和检测装置进行定位的装置和方法，用于相对于使辐射被引导通过的表面在稳定位置并且以稳定的压力和温度定位。

本发明还包括用于收集来自 BTE 通道的天然远红外热辐射的装置、用于对辐射收集器进行定位以接收辐射的装置、用于将从 BTE 通道收集的辐射转换成受测物质浓度的装置。本发明还提供了用于测量生物学参数的方法，其包括以下步骤：将从 BTE 通道发出的天然远红外辐射用作所产生辐射以测量相关物质；收集所产生辐射的频谱；提供基于检测的电信号；处理该信号并报告基于所述信号的受测物质浓度。

包含注入泵的药物投放系统可以根据 BTE 通道处的受测物质级别而启动，例如，可以根据需要自动注射胰岛素，以将葡萄糖级别维持正常，从而构成一个人造胰脏。

血液中的任何能够被电磁装置分析的物质可以在 BTE 通道处测量出来。作为示例，但不局限于此，所述物质可以包括外来化学物质例如药物和酒精，以及内生化学物质例如葡萄糖、氧、乳酸、胆固醇、碳酸氢盐、荷尔蒙、谷氨酸盐、尿素、脂肪酸、甘油三酸酯、蛋白质、肌酸酐、氨基酸等。各种数值例如 pH 值也可

以通过反射频谱计算出来，因为 pH 值与光的吸收有关。

根据图 35，显示了根据本发明的一种优选反射测量装置的示意图。图 35 中示出了诸如红外线 LED 等光源 420 以及光电检测器 422，二者并排安置并且布置在支承结构 426 中，该支承结构可以是例如内眦垫或眼镜上的改型鼻垫，用于将辐射引导至 BTE 通道 430，其中所述光源 420 贴附在 BTE 通道 430 处的皮肤 428 上。光源 420 向 BTE 通道 430 处的皮肤 428 传输辐射 424，该辐射因与受测物质 432 相互作用而被部分地吸收，从而产生衰减了的辐射 425。辐射 424 的一部分被受测物质 432 吸收，从 BTE 通道 430 发出的辐射 425 被光电检测器 422 收集，并被处理器转换成血液中的受测物质 432 的浓度。薄皮肤 428 是界于辐射 424、425 与受测物质 432 之间的唯一组织。通过检测所收集到的辐射的因受测物质的衰减特性所导致的衰减量级，可得到受测物质 432 的浓度。

红外线 LED（特定波长 LED）是本实施例中的优选光源，因为这种 LED 可以发出已知强度和波长的光，尺寸很小，成本低，光可以精确地传输到预期部位。光源 420 优选发射至少一种近红外波长的光，或者，也可以发射多种不同波长的光。光源发出的辐射 424 的波长优选在 750 和 3000 nm 之间，并且包括用于受测物质 432 的典型吸收频谱的波长。优选的光电检测器包括具有 400 微米直径感光区域的半导体光电二极管，其连接着放大器，并且构成一个集成电路。

图 36 示意性地示出了一个配戴者支承结构 434 的人 100，其中光源 436 和检测器 438 用于通过频谱传输途径来测量生物学参数。光源 436 和检测器 438 彼此径向对置着定位，以使光源 436 的输出穿过含有受测物质 440 的鼻界面 442，然后被检测器 438 接收。光电检测器 438 收集穿过鼻界面 442 后的所产生的传输辐

射。各式各样的布置在支承结构 434 例如内眦垫、鼻垫和眼镜架中的 LED 和光纤优选用来实现光源 436 和检测器 438 之间的光传输。

支承结构 434 例如内眦垫的臂是可移动的，并且可被调节到不同位置，以产生固定的或可变化的光路。优选的受测物质包括氧和葡萄糖。脑维持恒定的血流，其中根据心排血量和外界条件，手足中的血流会变化。生理通道中的氧级别反映中央氧合作用。生理通道中的氧监视可体现出人体全身血液动力学状态。许多能够改变人体大部分灌注状况的危重状态例如败血症（弥散性感染）或心脏问题可被监视到。BTE 通道中的氧可以用来连续监视灌注并且检测到早期的血液动力学变化。

图 37 是本发明的利用 BTE 通道热辐射的另一个优选实施例的示意性剖视图。图 37 中示出了一个支承结构 450，其容纳着一个热红外检测器 444，该热红外检测器具有滤波器 446 和传感元件 448，其中该传感元件 448 优选为热电堆，并且响应于 BTE 通道 454 自然发出的热红外辐射 452。支承结构 450 适于具有这样的传感装置 448，即其视场对应于 BTE 通道 454 末端处的皮肤 462 的几何形状和尺寸。支承结构 450 提供了与皮肤 462 相接触的壁 456、458，其中所述壁产生了一个内腔 460，内腔中容纳着穿过薄皮肤 462 后的热辐射 453。

作为示例，在 BTE 通道 454 的热封闭和热稳定环境中，在 38℃的温度下以 9,400 nm 的频段发射的频谱辐射 453 被葡萄糖吸收，并且由于葡萄糖分子中存在的吡喃环中的碳－氧－碳键，吸收量与葡萄糖浓度呈线性关系。所产生的辐射 453 等于热辐射 452 减去受测物质 464 所吸收的辐射。所产生的辐射 453 进入红外检测器 444 中，后者产生与所产生的辐射 453 的频谱特性和强度相对

应的电信号。然后，根据与受测物质 464 频段之外的基准吸收强度有关的热能吸收量，所产生的辐射 453 被转换成受测物质 464 的浓度。

根据本发明的相同原理可以用于近红外发射测量，以及用于连续波组织血氧计，用来评估血细胞比容、血细胞和其它血液成分。受测物质可以是内生性的例如葡萄糖，也可以是外来性的例如酒精和药物，包括感光性药物。

多种支承结构可以用于将传感器定位在 BTT 部位，以便测量生物学参数。为此，图 38 是一种替代性实施例的侧面透视图，其中一个人 100 利用作为支承结构的头部安装机构 470 将电线 478 和传感器 476 定位在 BTT 部位的皮肤上。一个容纳着发射装置、处理装置和电源的微电子封装件 472 布置在头箍 470 内或安装在其上，所述头箍 470 提供了从微电子封装件 472 伸出的电线 478，用于与位于 BTT 部位皮肤上的传感装置 476 相连。

可以理解，传感装置可以是支承结构的一个整体部分，或者连接到任何支承结构上，例如使用传统紧固件，包括螺钉、销钉、夹子、舌槽配合结构、互锁件、直接附着结构、粘结剂、机械接头等等，并且所述支承结构包括贴片、夹子、眼镜、头部安装机构等等。

前面公开了各种项传感系统提供电能的装置。BTE 通道本身也提供了一种天然产生电能的新途径。为此，图 39 是一个优选实施例的示意图，其中从 BTE 通道产生热电能，以便为传感系统供电。本发明的发电机将来自通道的热能转化成为系统供电所需的电力。一个热电模块集成在支承结构中，以便为传感系统供电。热电模块优选包括热电堆或热电偶，其包括不同的金属丝以产生一个结点（junction）。随着热量从通道开始移经热电模块，将产生

电流。由于 BTE 通道被冷区围绕，因此利用由 BTE 通道温度所产生的热电路的表面和界面处的电荷分布，可以通过塞贝克效应而在存在温度梯度的地方感应出电动势（emf），以提供出用于产生电能的装置。

为此，图 39 中示出了金属丝 A 470 和金属丝 B 472 之间的结点 T1 和 T2，通过将结点 T1 安置在通道的主入口点、将结点 T2 安置在低温区例如鼻梁（图 1B 中以蓝色或紫色表示，这里称作蓝紫鼻部），将这两个结点保持在不同温度。金属丝 A 470 和金属丝 B 472 由不同材料制成，并且因为存在热梯度而导致电流从热区流向冷区，电流的大小与热电势成比例。电势 U 可以表示为 $U=(Q_a-Q_b)*(T_1-T_2)$，其中 Q_a 和 Q_b 表示金属 A 和金属 B 的塞贝克系数（热电能），T_1 表示 BTE 通道入口点的温度，T_2 表示蓝紫鼻部的温度。所产生的热电势可以为传感系统充电，一个内置于系统中的电容 474 可以用于收集和储存电能，MCU 476 用于根据信号的测量、处理和传送的需要来传输能量。

可以理解，也可以使用其它用于将 BTE 通道的热能转化成电能的装置。还可以理解，眼的表面和眼中的肉阜也可以提供热梯度和塞贝克效应，然而，同 BTE 通道末端皮肤相比，这些区域非常不理想，因为接触眼的表面和 / 或从眼引出的硬件和电线非常不舒服且会造成感染。

另一方面，本发明所公开的包括眼镜在内各式各样的支承结构可以容易地改造，以便以无阻碍的方式提供出本发明的电能产生系统，例如借助于支承结构例如眼镜，利用内眦垫将热结点定位在 BTE 部位，利用眼镜的常规鼻垫将冷结点定位在鼻子上。还可以理解，尽管利用脑热能的电能产生系统被设计成为本发明的传感系统供电，但其它电气装置也可以被供应从脑热能通道获得

的电能。

附加的实施例包括用于将传感器定位在动物的 BTT 部位的支承结构。可以获得许多有用的应用方式，包括通过检测排卵时间而改进哺乳类动物人工受精，通过连续监视脑温度而监视牲畜的健康状况，检测分娩状况等等。

为此，图 40 中的优选实施例的透视图显示了一头动物 101，其中传感器 480 安置在 BTT 部位，电线 482 连接着传感器 480 和微电子封装件 484，微电子封装件容纳着发射装置、处理装置和电源并且安置在动物 101 的眼睑囊 486 中。来自微电子封装件 484 的信号优选以无线电波 489 的方式传送。来自微电子封装件 484 中的发射器的信号可以被传输到一个 GPS 颈圈，以便通过 GPS 装置对动物进行定位而识别具有高体温的动物。一旦被传感装置 480 时别的脑温度出现升高，高温信号将启动 GPS 颈圈，以便对出现情况的动物进行定位。或者，接收到无线电波 489 的远程无线电站将在接收到异常信号后启动 GPS 系统。在这种情况下，微电子封装件 484 中的发射器只向远程无线电站发送信号，而不向 GPS 颈圈发送信号。

图 41A 是一种便携式支承结构 490 的透视图，该支承结构将传感器 492 定位于在 BTT 部位接触皮肤 494，以测量生物学参数。采用测温计的形式并且带有接触型传感器 492 的支承结构 490 被第二人 17 保持，以将传感器 492 定位在皮肤 494 上并实施测量。图 41B 是一种便携式支承结构 496 的透视图，该支承结构具有壁部 500，用于将非接触型传感器 498 例如热电堆定位，该传感器具有与 BTT 末端的皮肤区域的几何形状和尺寸的整体或部分相匹配的视场。采用红外线测温计形式的支承结构 496 被第二人 105 保持，以定位传感器 498 并测量生物学参数。尽管可以理解，可根

据本发明而将红外探测器指向 BTT 部位，但由于外界温度的作用，因此不能获得同样高的临床实用性。因此，支承结构 496 包含壁部 500，以产生一个限定的环境，使热辐射从通道上的皮肤到达传感器 498。支承结构的壁部 500 被构造成与通道的几何形状相匹配，并且提供出内腔 499，该内腔的边界由传感器 492 的表面与通过所述传感器 498 进行观测的皮肤区域 493 构成，类似于参照图 37 所描述的方式。

还可以理解，对于本领域的技术人员而言，在本发明的范围内，显然可以作出各种修改。例如，可以将一个传感器安置在 BTT 部位的皮肤上，然后，将粘带置于传感器顶部，以将传感器固定就位于 BTT 部位。因此，在本实施例中，传感器不需要具有粘结性表面或用于永久性连接上述传感器的支承结构。

可以理解，任何电化学传感器、热电传感器、声传感器、压电传感器、光学传感器等等可以被根据本发明原理的用于测量生物学参数的支承结构支撑。可以理解，电流型、电势型、电导型、重力型、阻抗型、系统型等等传感器可以用在本发明的用于测量生物学参数的装置中。还可以理解，其它生物传感形式可被采用，例如离子电导、焓、重量等的变化，以及免疫生物交互作用等等。

前面的描述仅被认为是用来解释本发明的原理。由于本领域的技术人员容易作出各种修改和变化，因此本发明并不局限于这里显示和描述的具体结构和操作，并且所有适宜的修改和等同替代均被落入本发明的范围内。

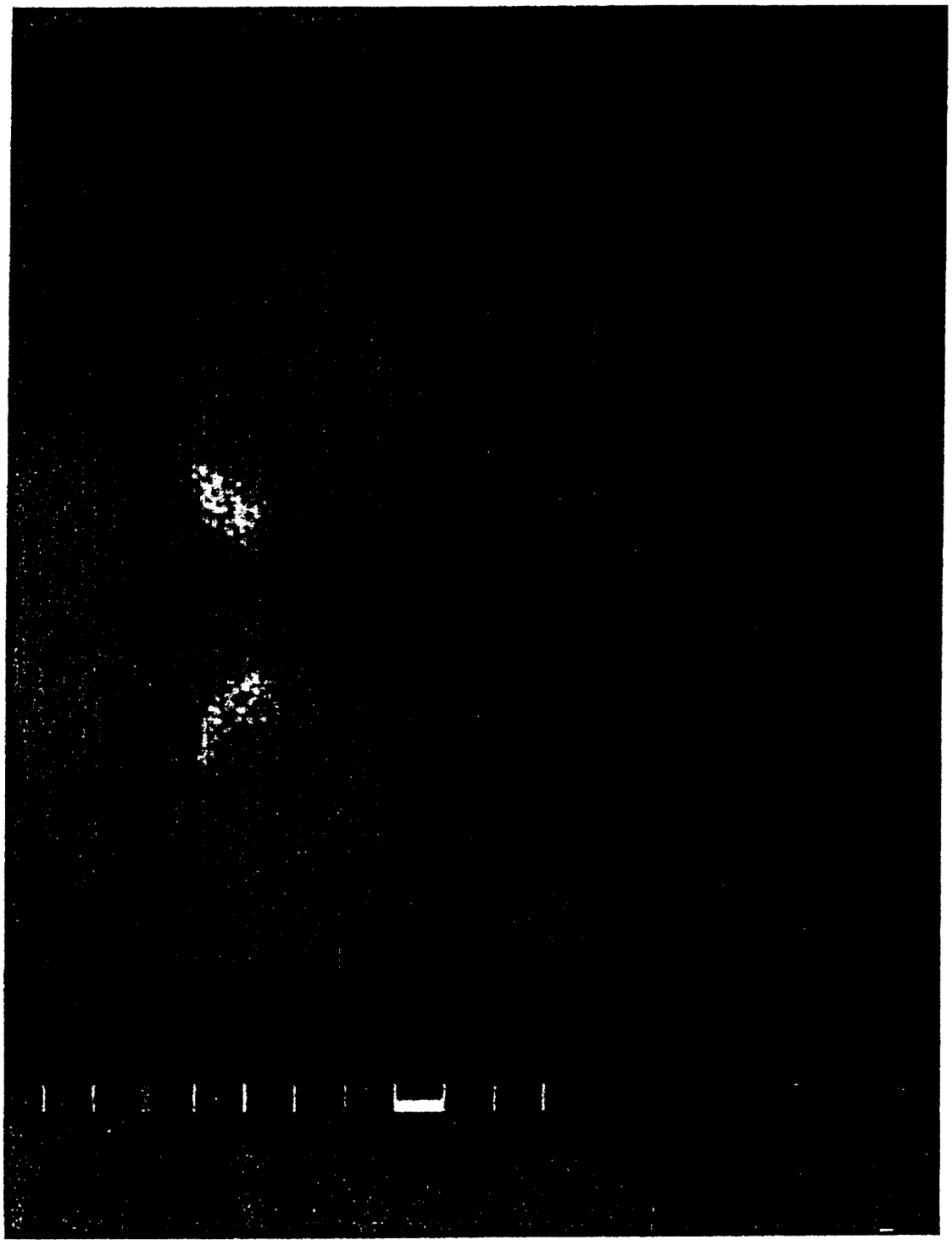


图 1A

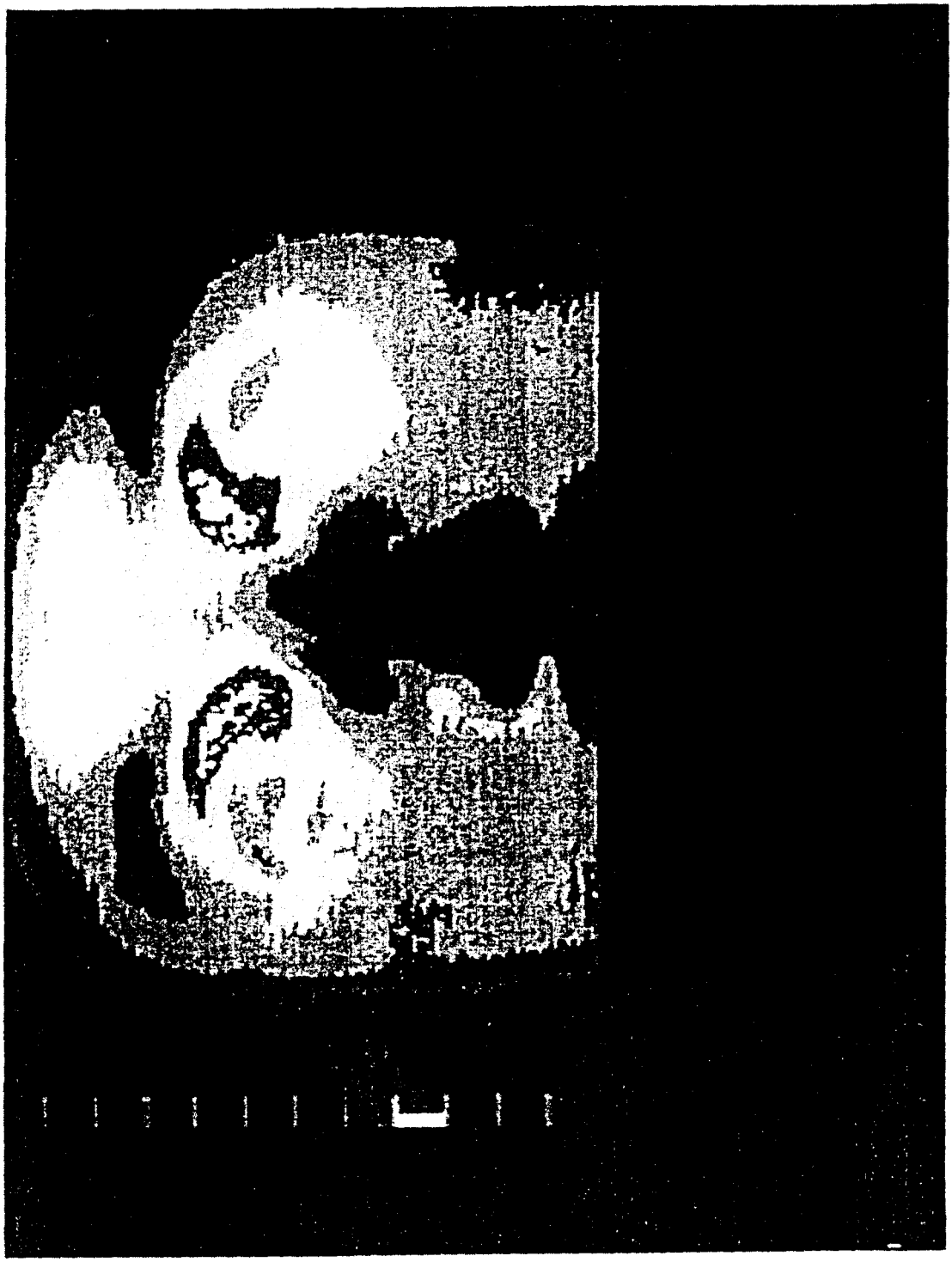


图 1B

图 2A

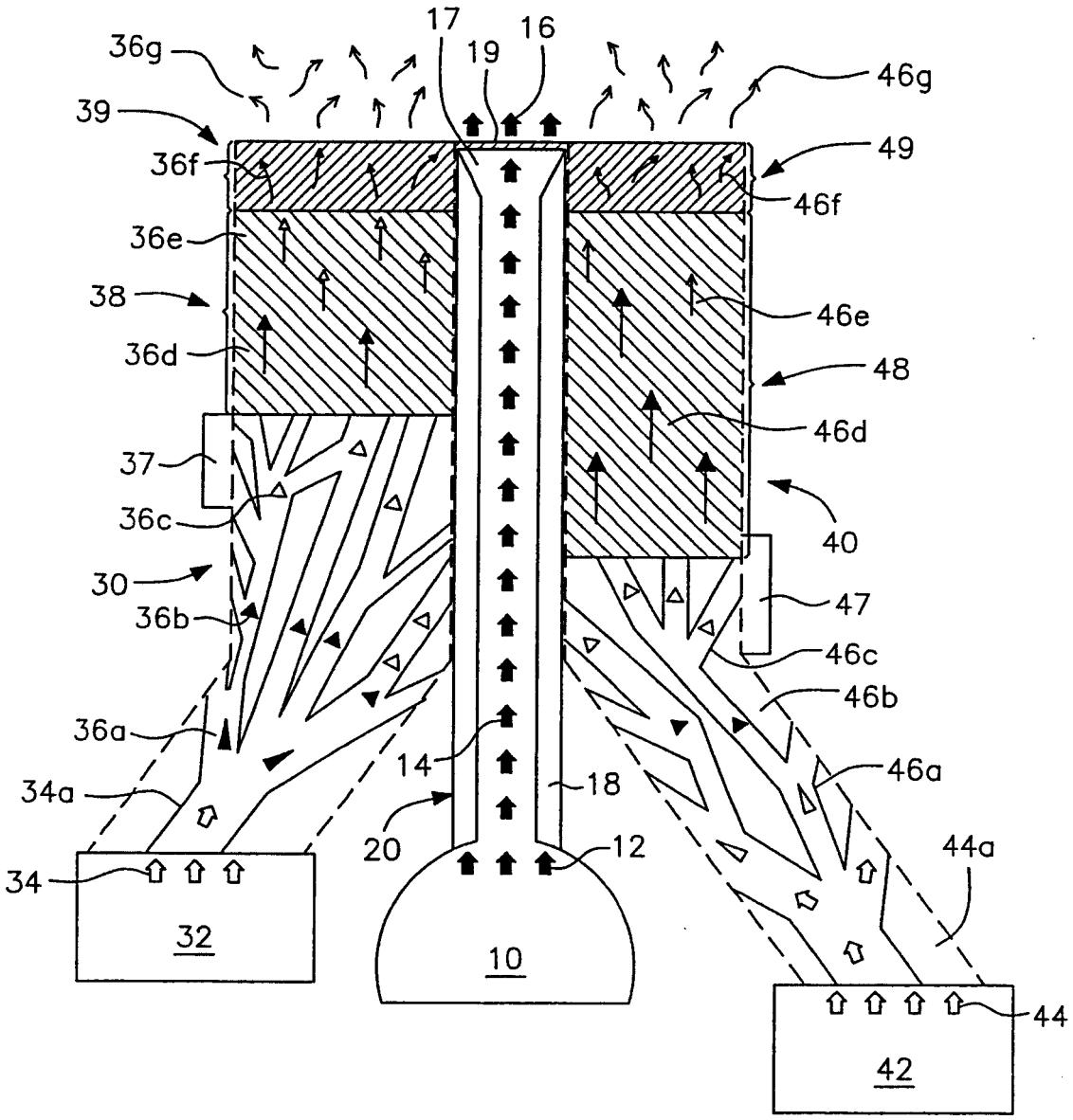

17
16
19
36g
46g
39
49
36f
46f
36e
38
46e
36d
48
46d
37
36c
40
30
47
36b
46c
46b
36a
14
18
46a
34a
20
12
44a
34
32
10
44
42

图 2B

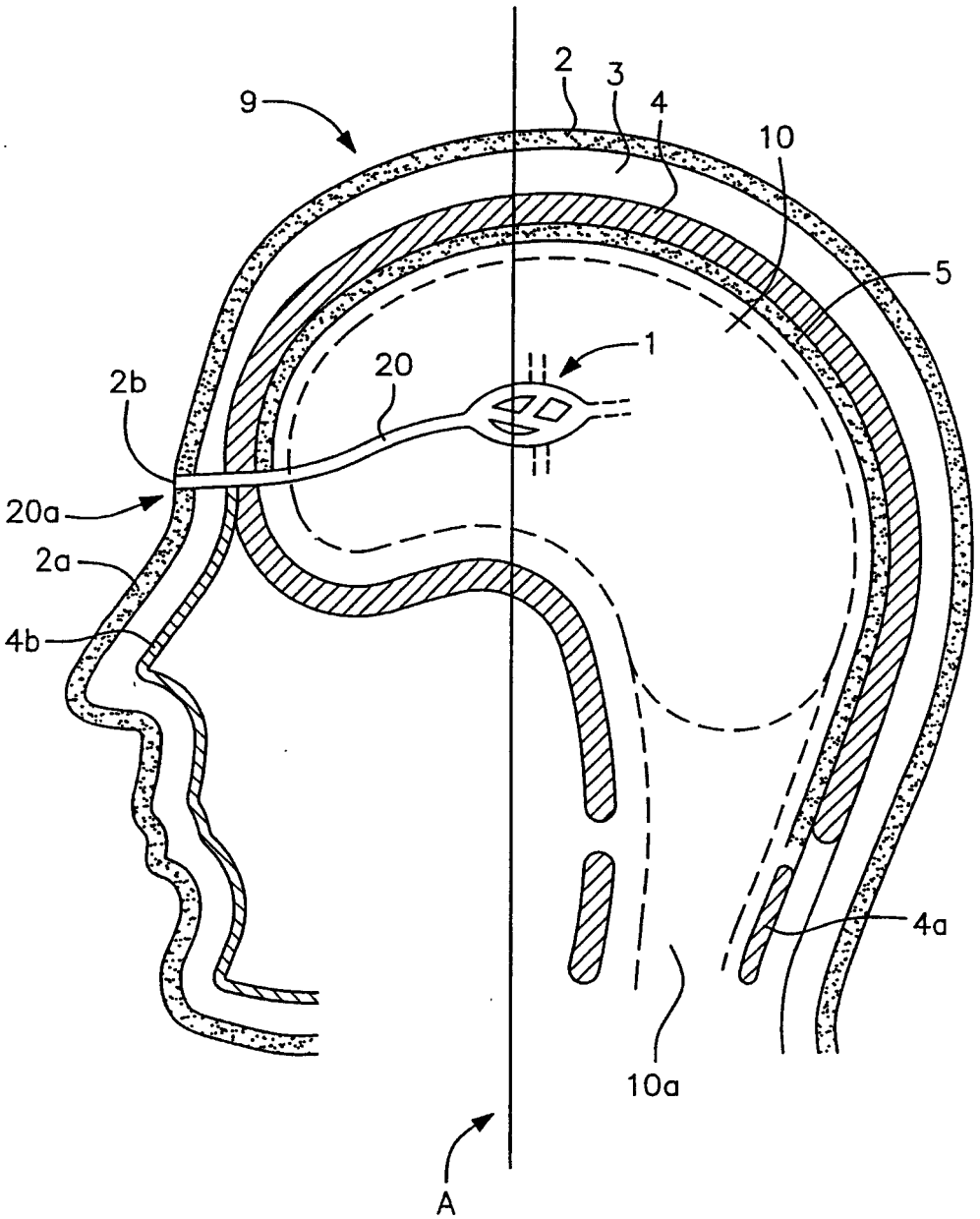


图 2C

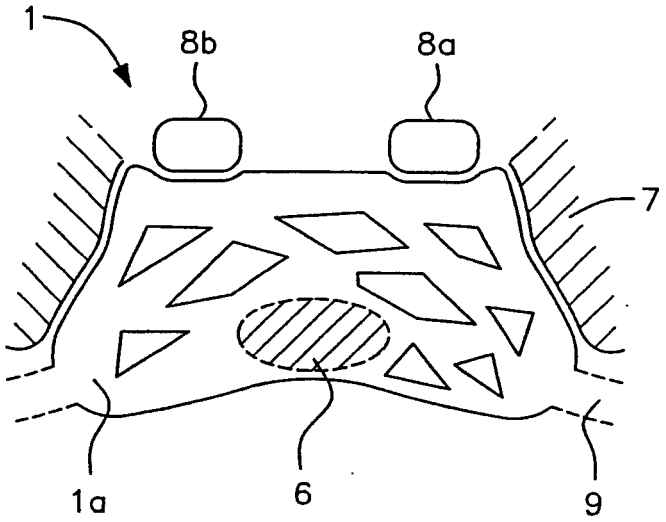


图 3B

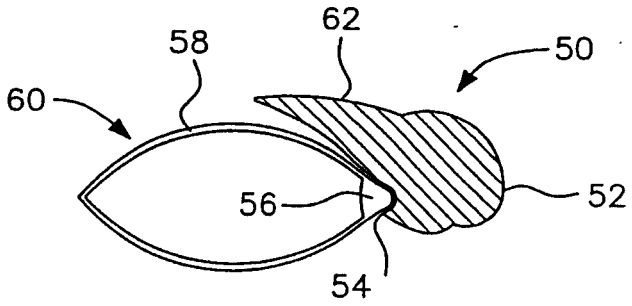


图 3A

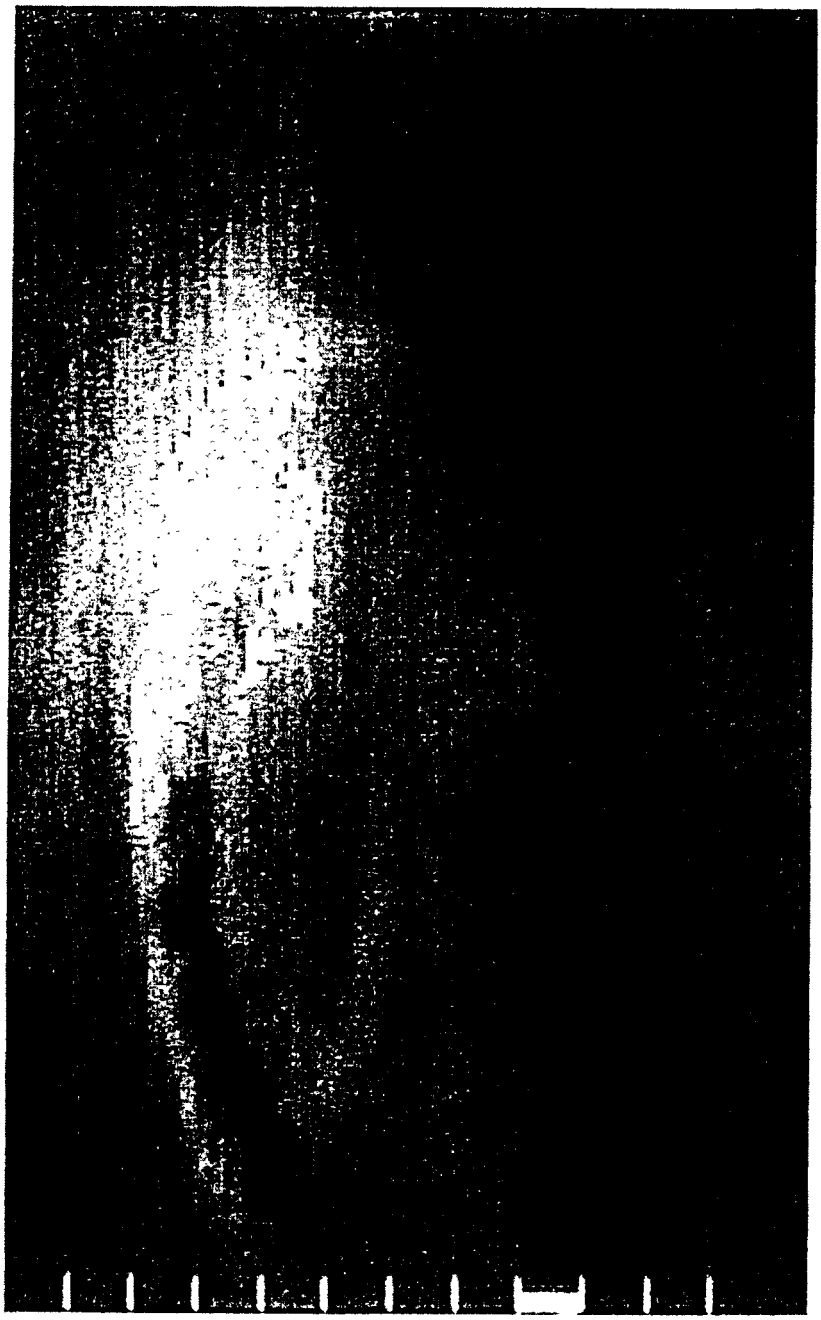


图 4A

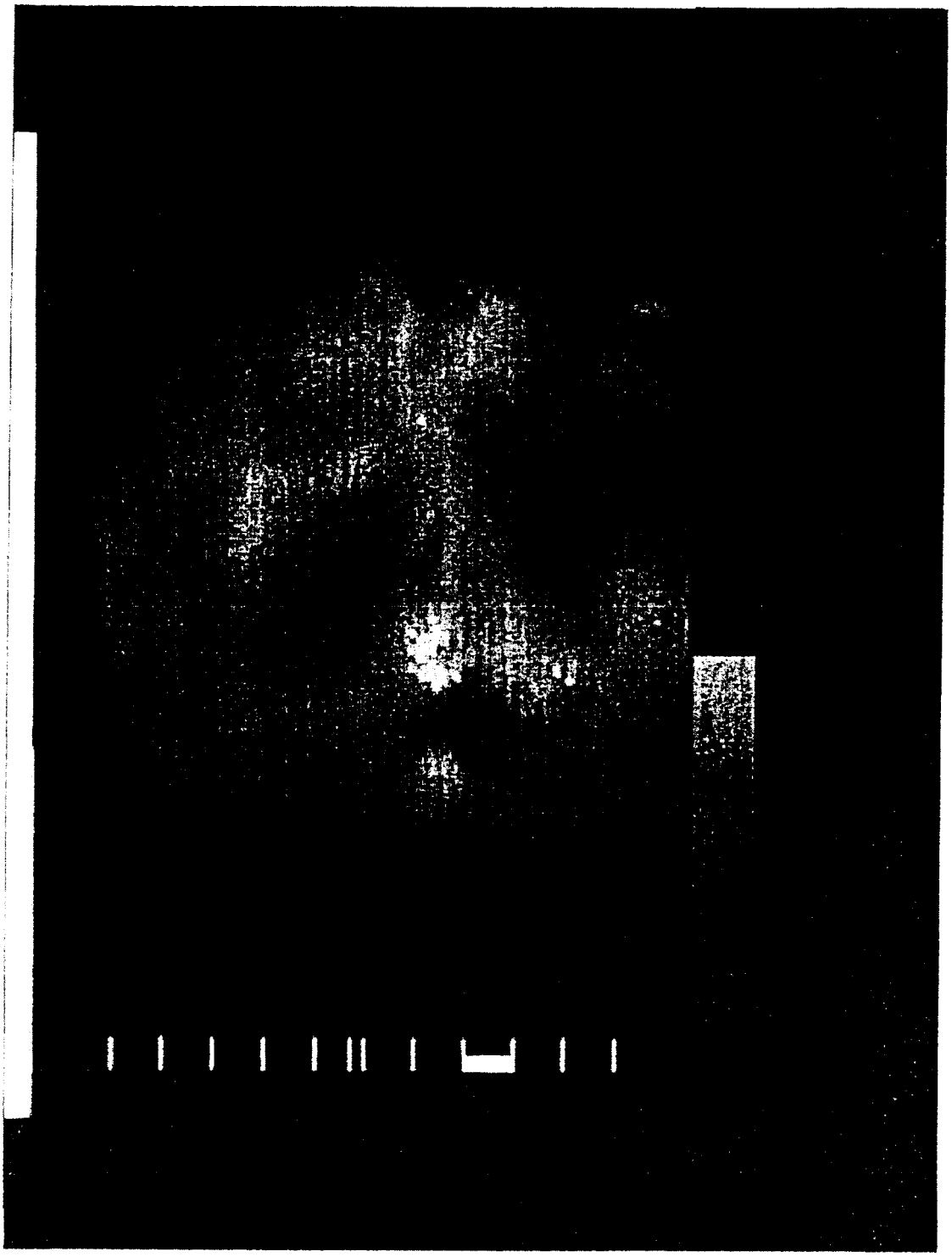


图 4B

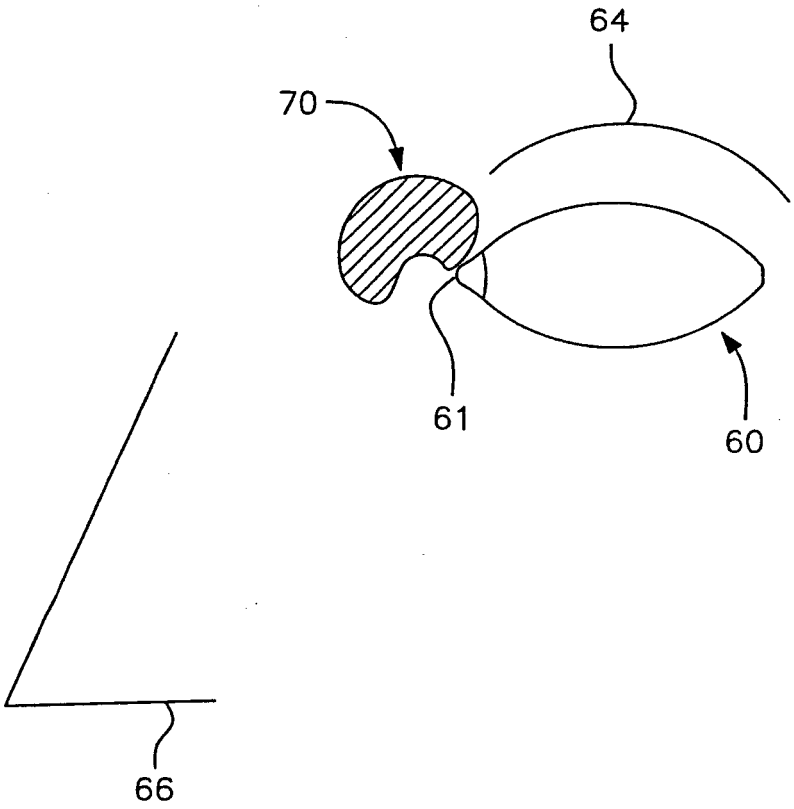


图 5B

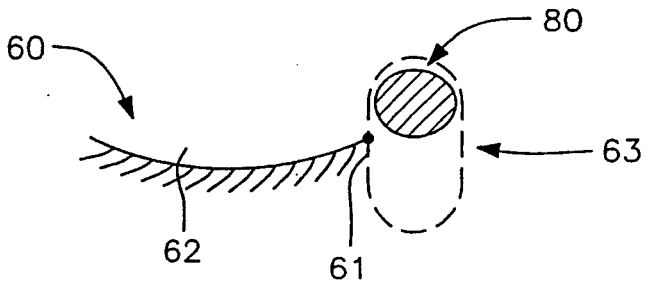


图 5A

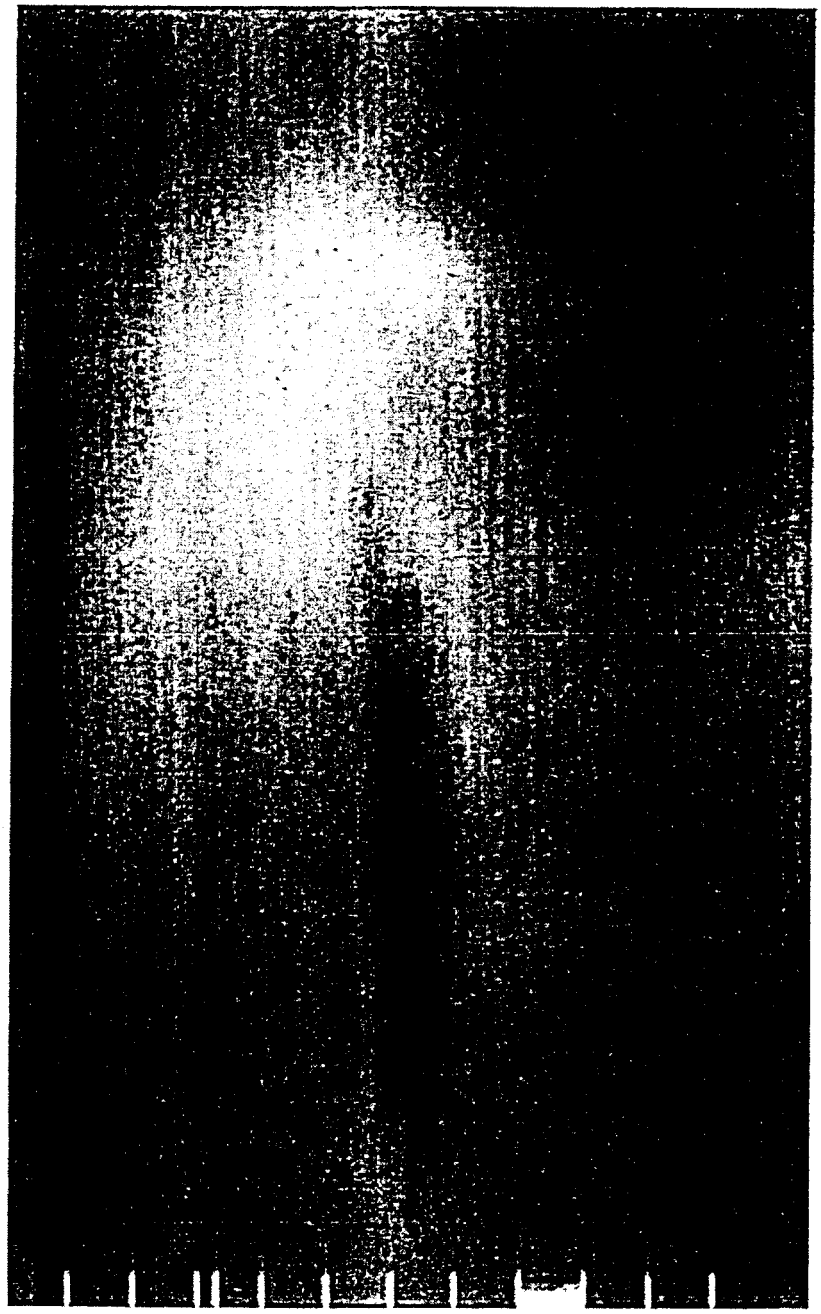


图 5C

图 5D

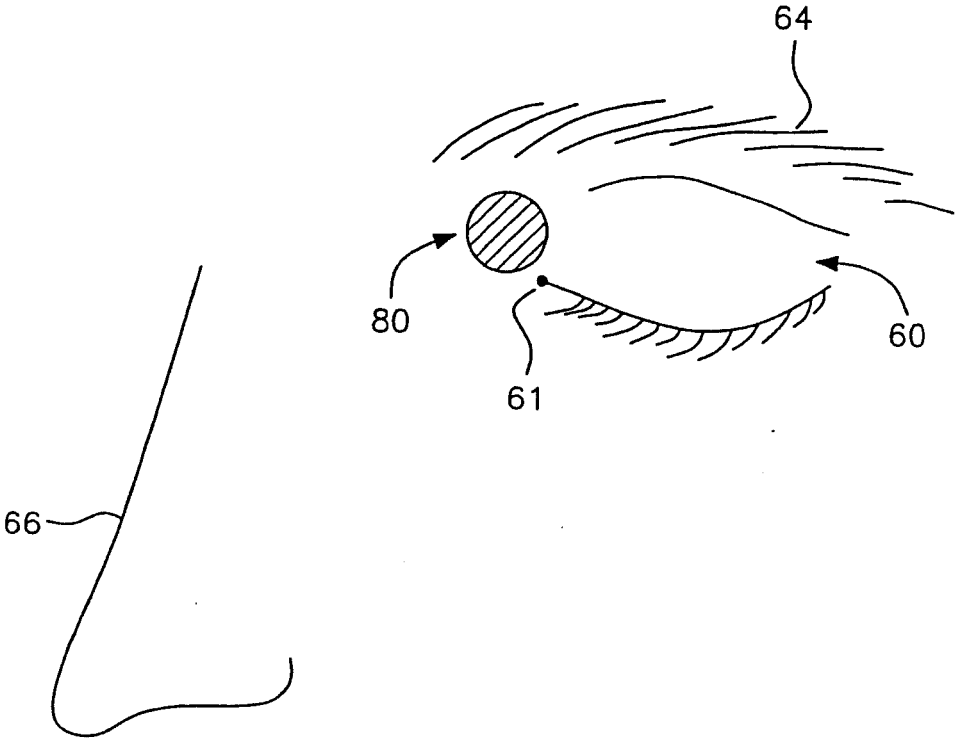


图 6

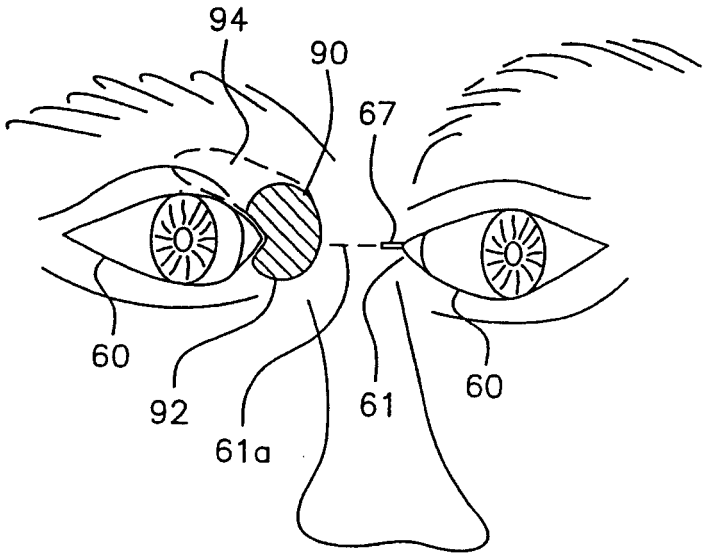
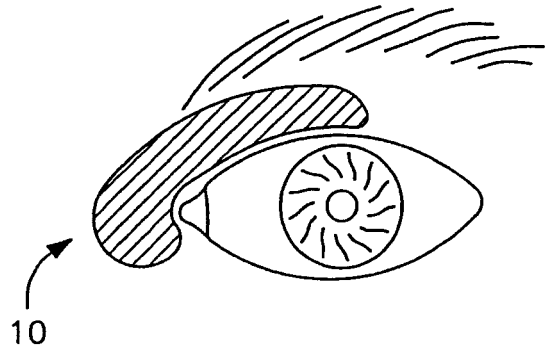


图 6A



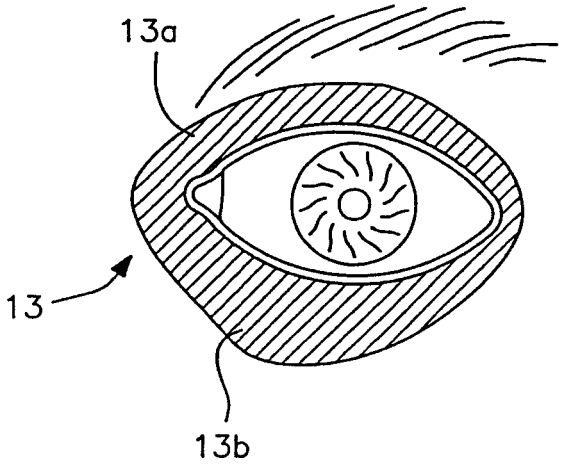


图 7A

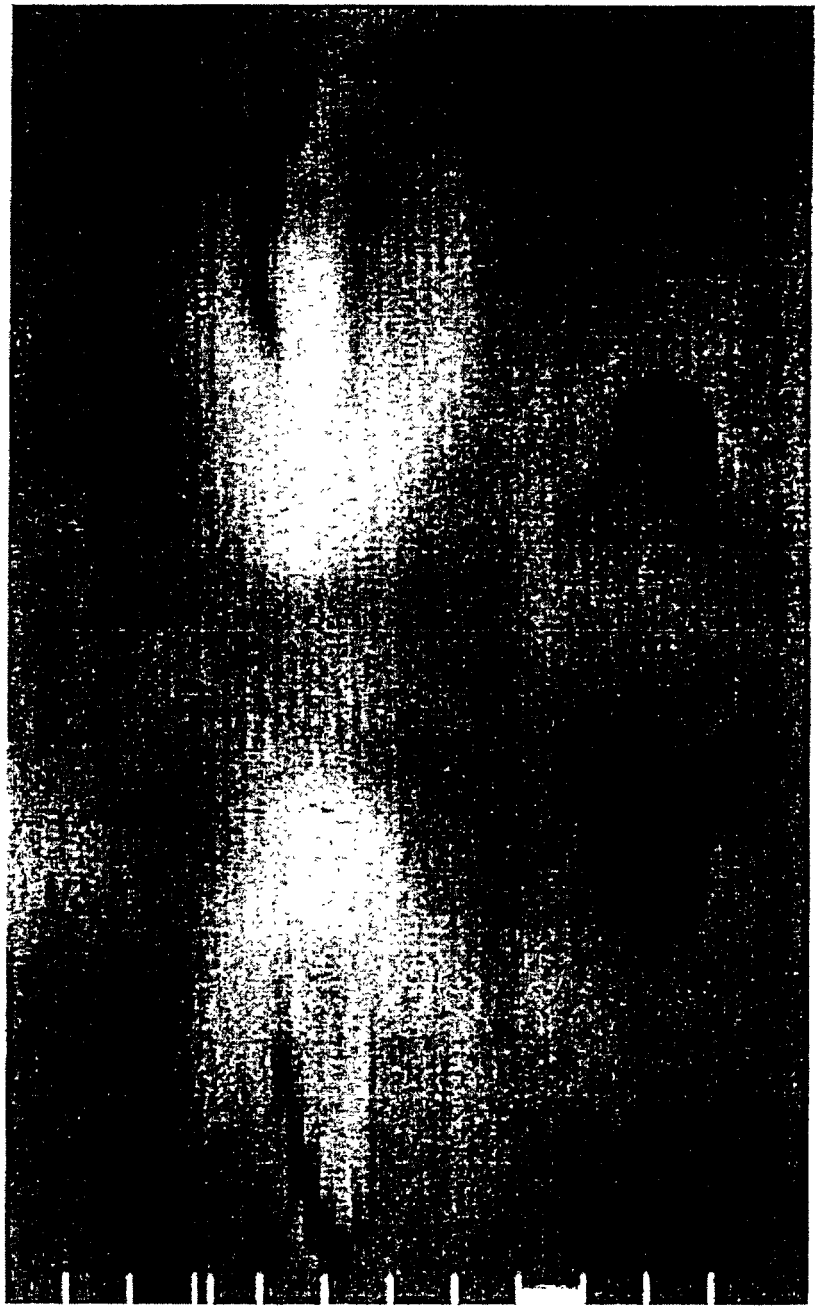


图 7B

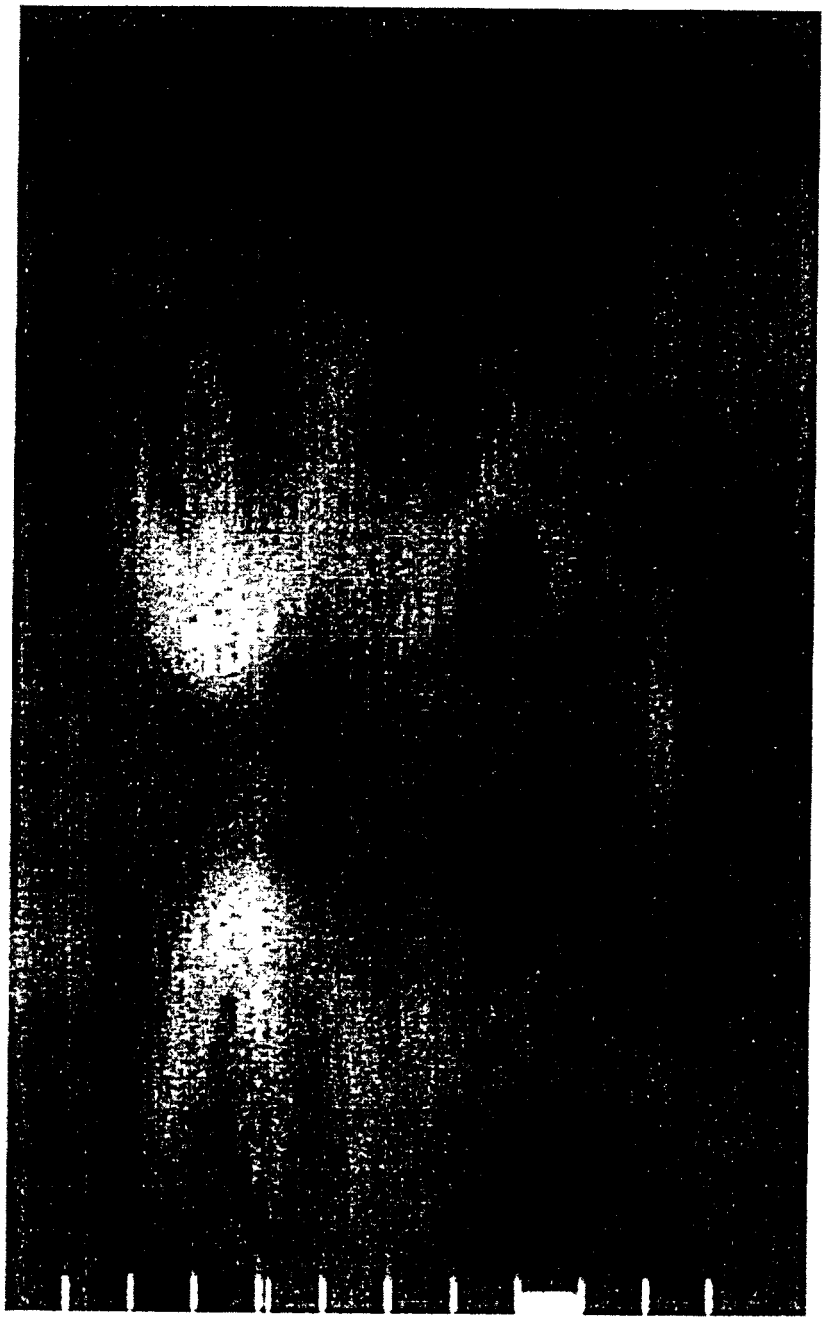


图 8A

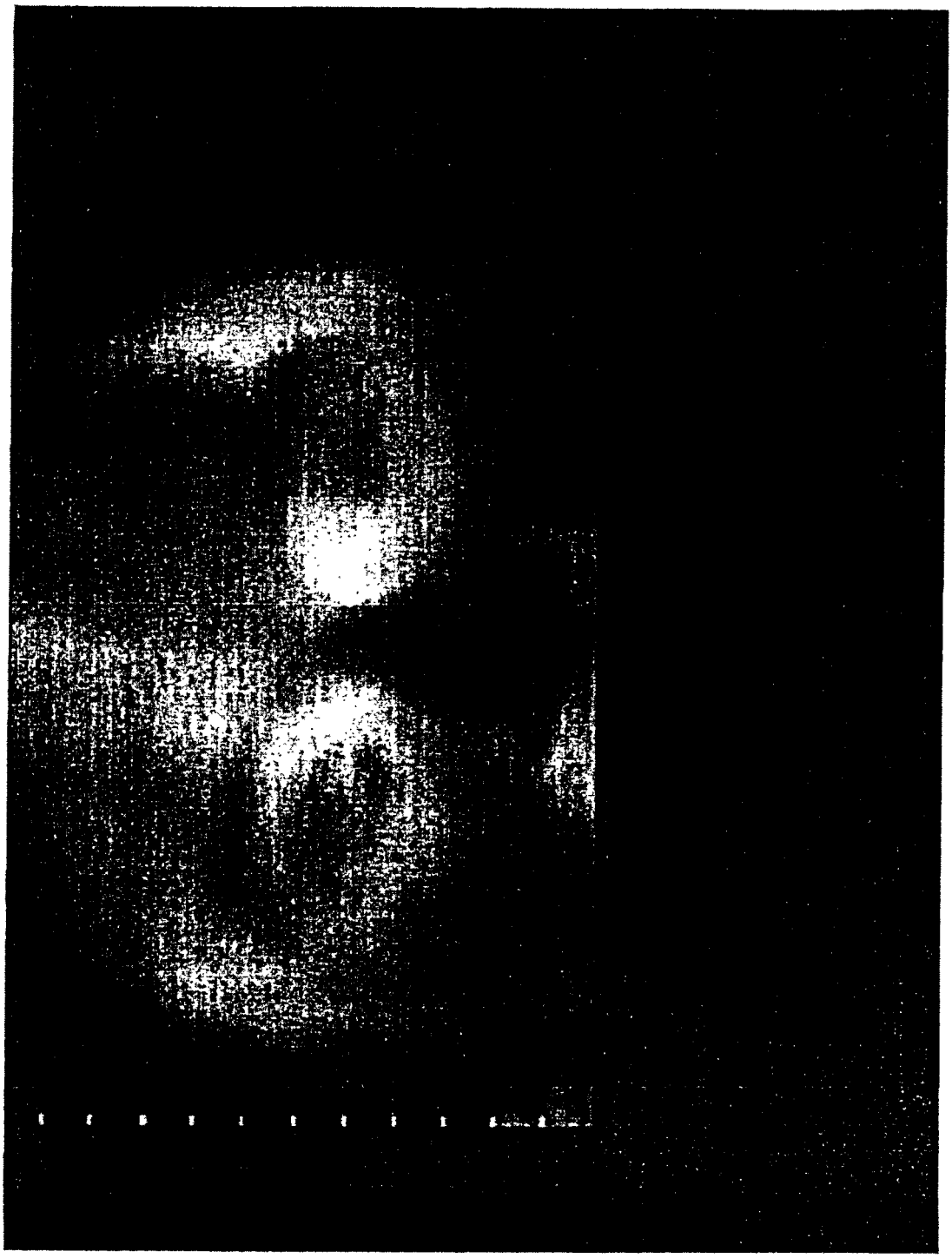


图 8B

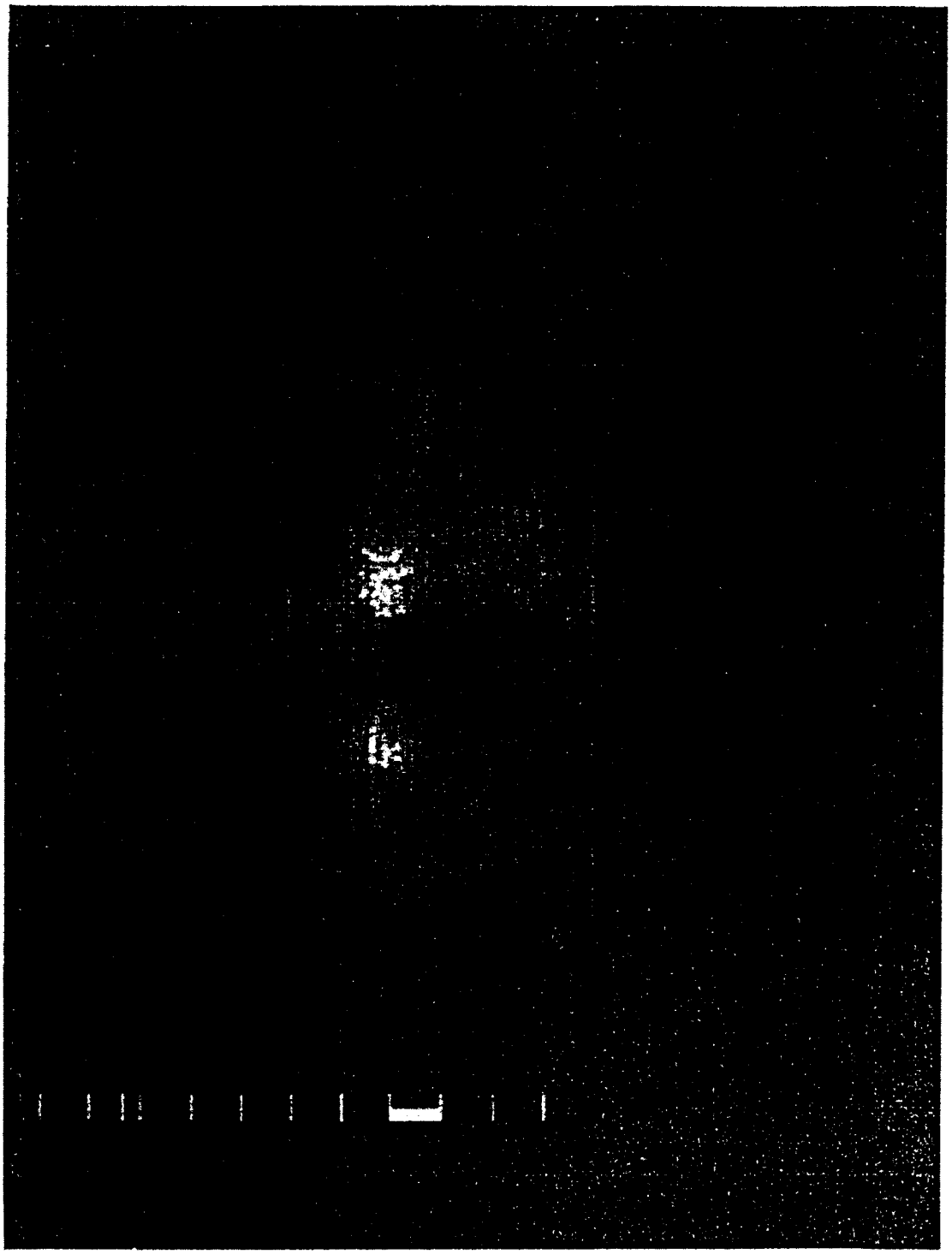


图 9A

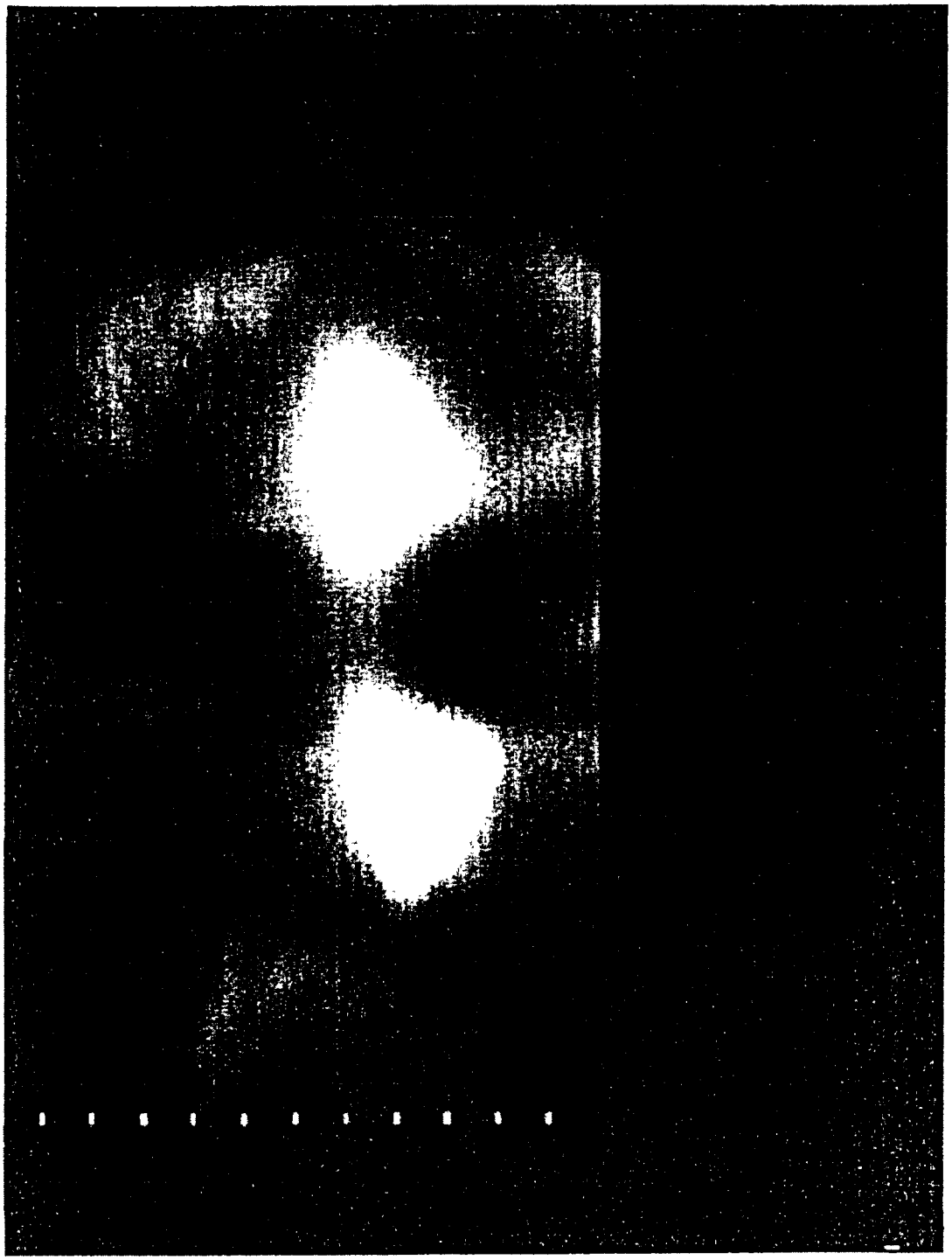


图 9B

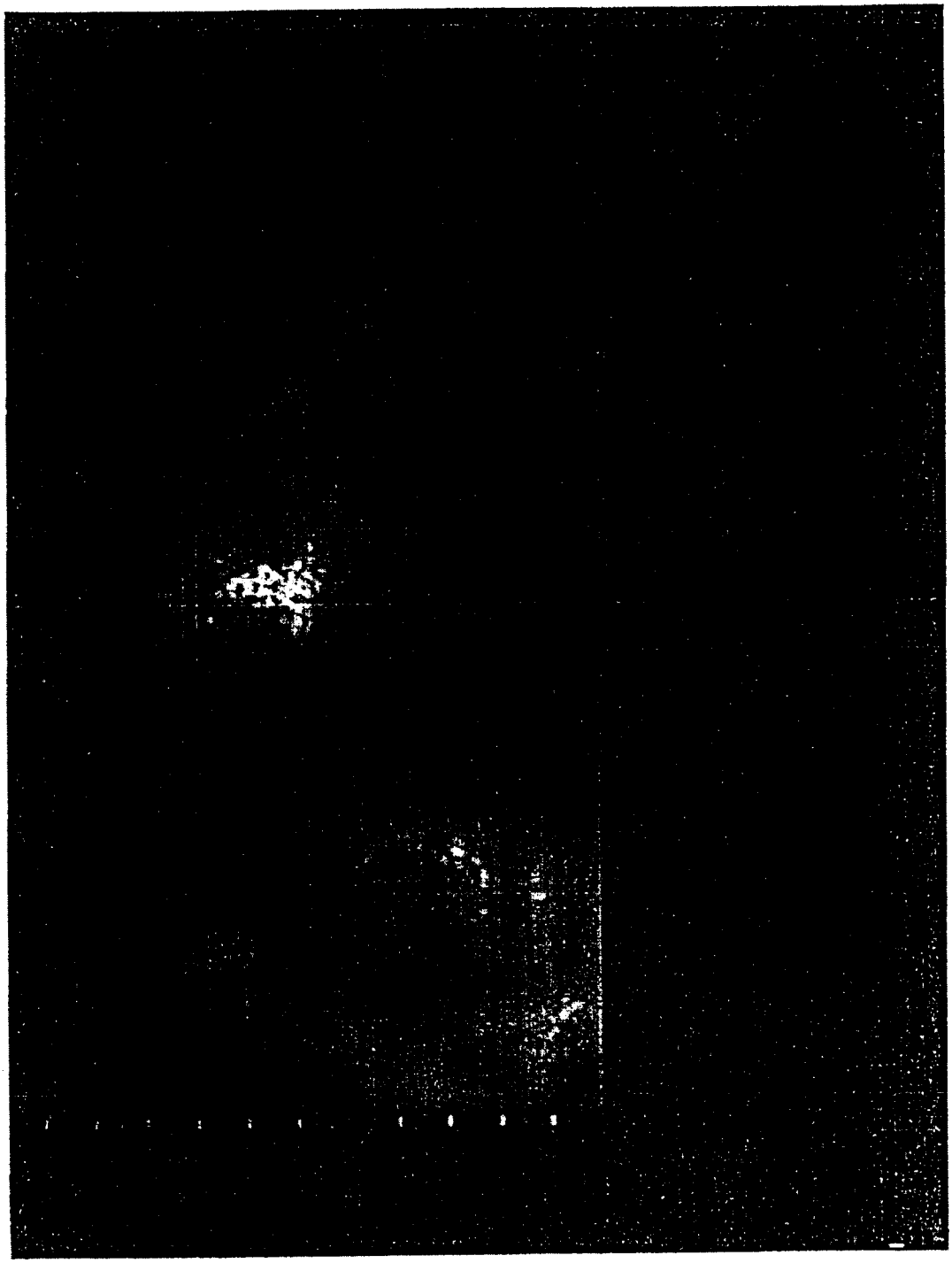


图 10

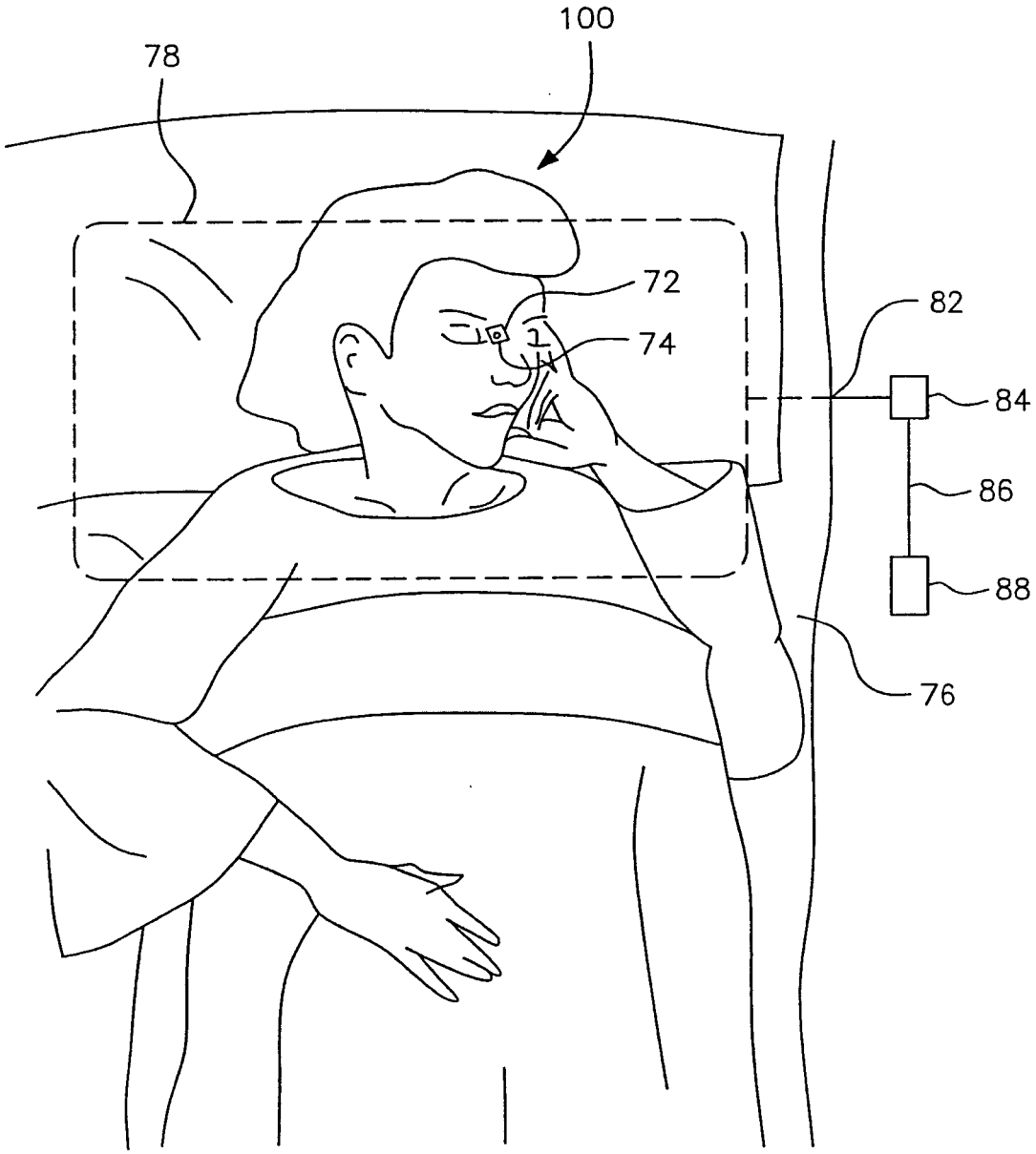


图 11

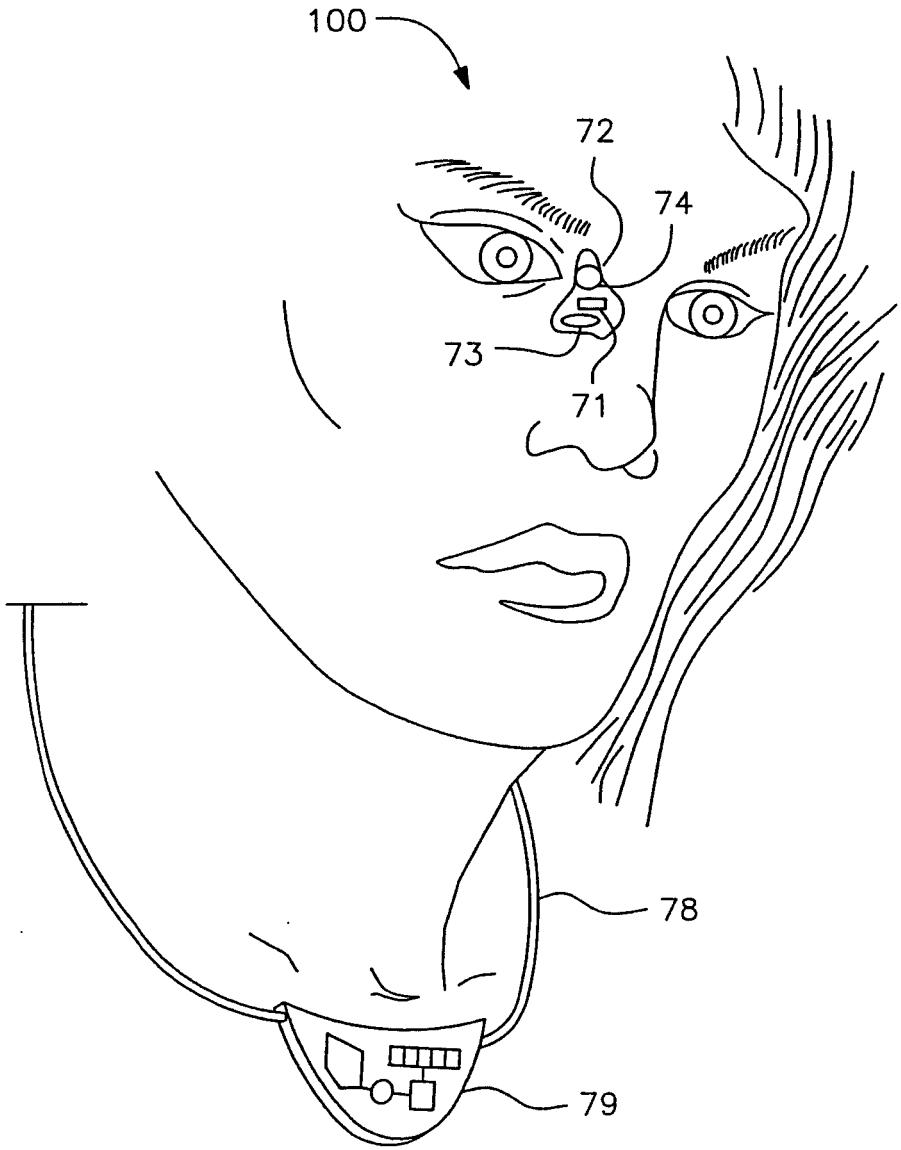


图 12A

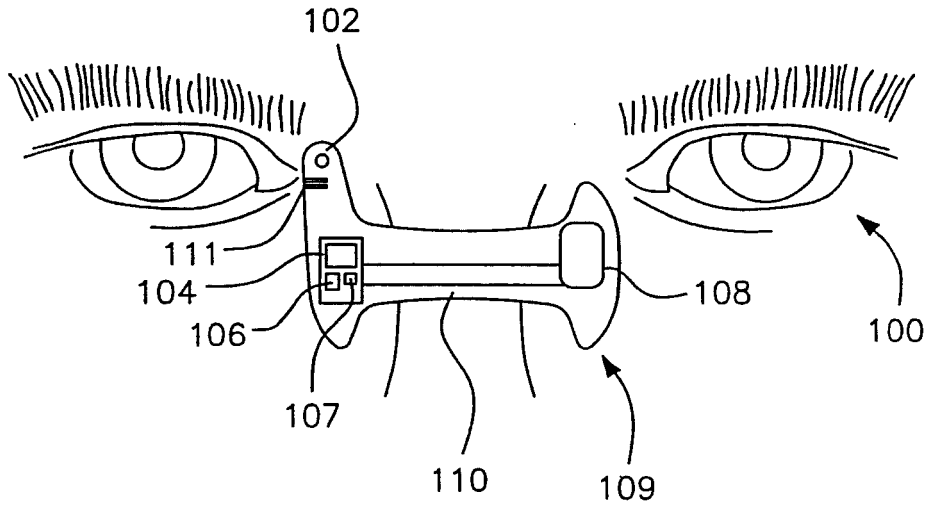


图 12B

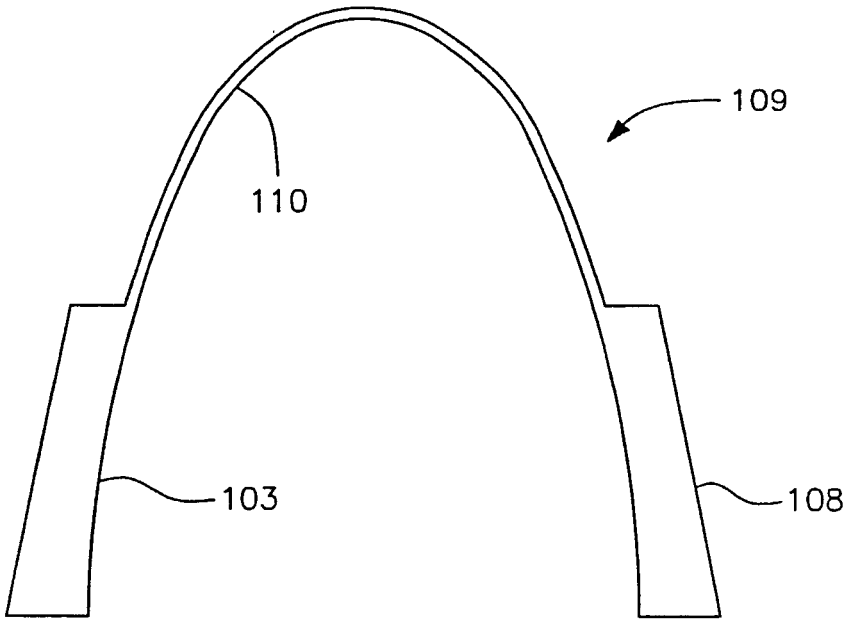


图 13

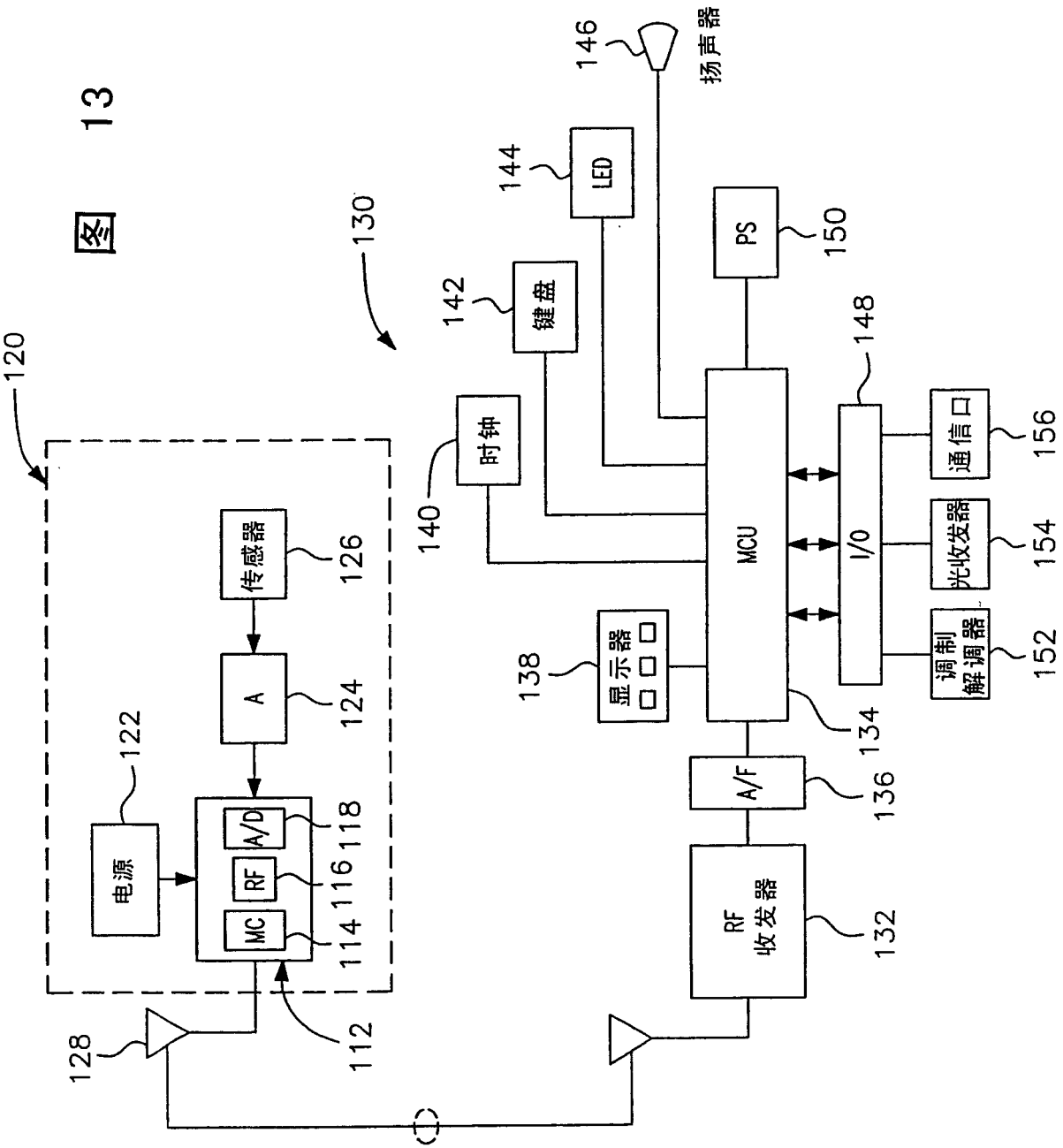

120
130
146
扬声器
144
LED
142
键盘
140
时钟
PS
150
148
MCU
I/O
通信口
156
光收发器
154
调制解调器
152
显示器
138
134
A/F
136
RF
收发器
132
传感器
126
A
124
122
电源
A/D
RF
MC
118
116
114
112
128

图 14

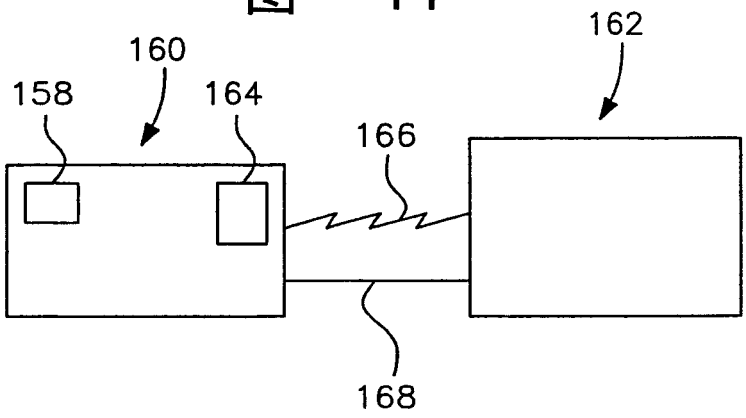


图 15A

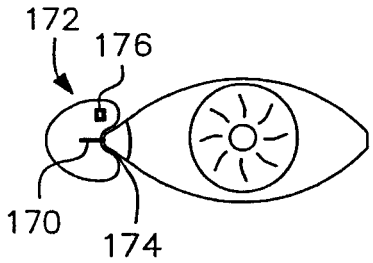


图 15B

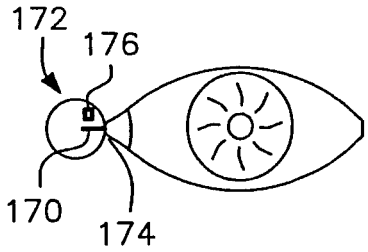


图 15C

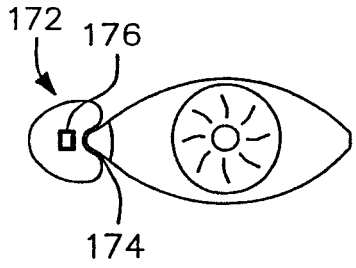


图 15D

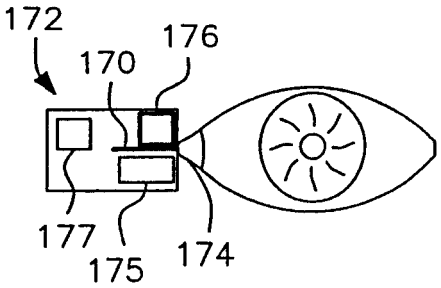


图 15E

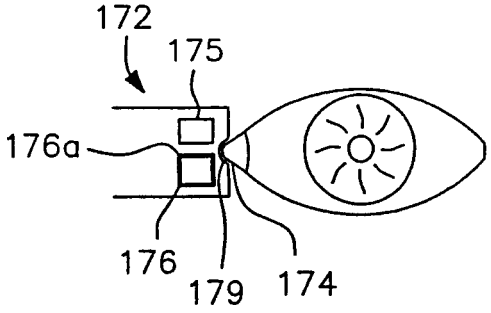


图 16A

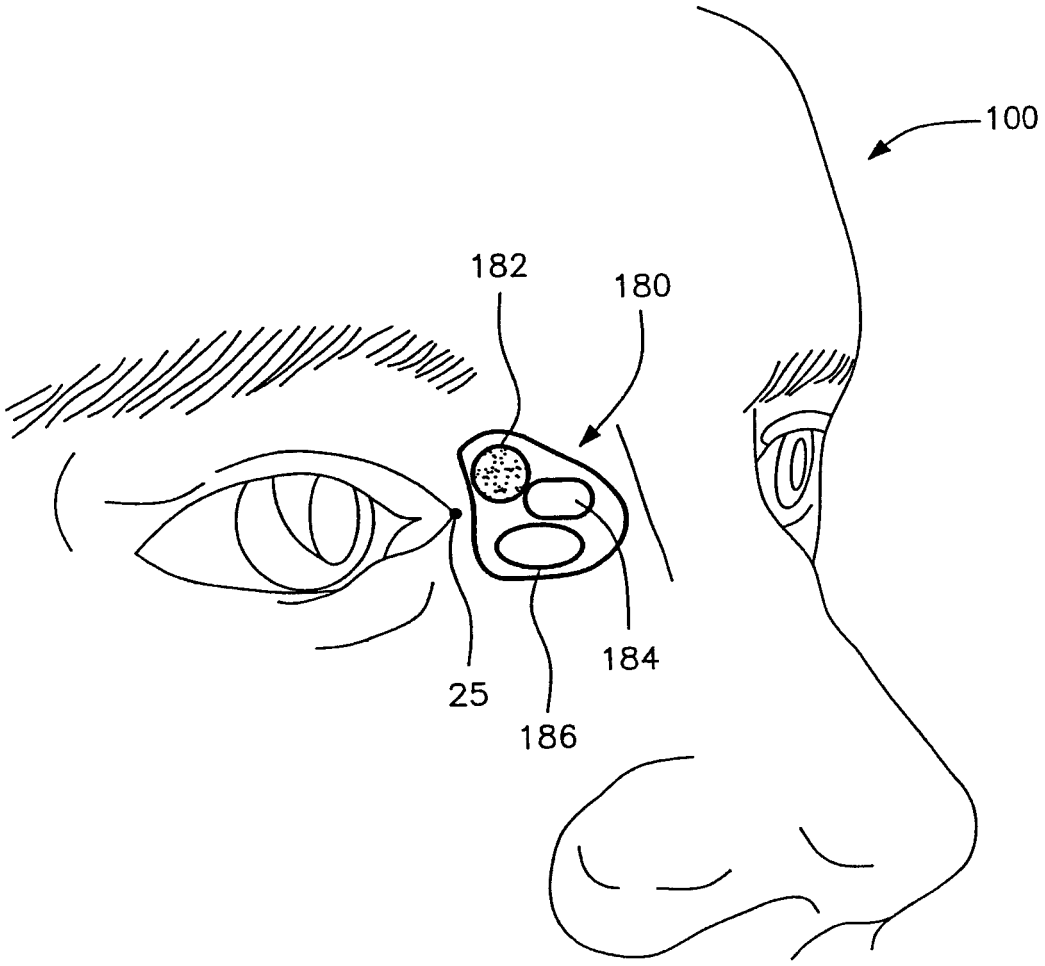


图 16B

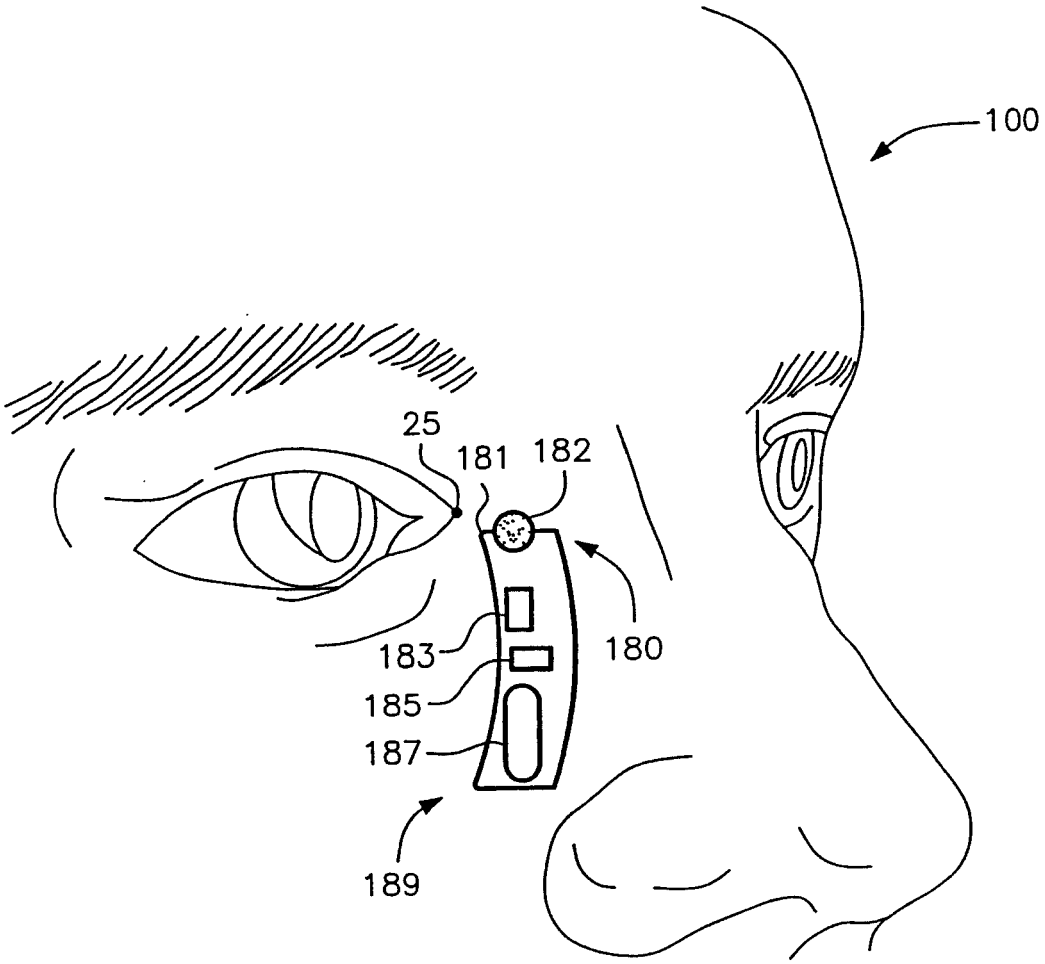


图 16C

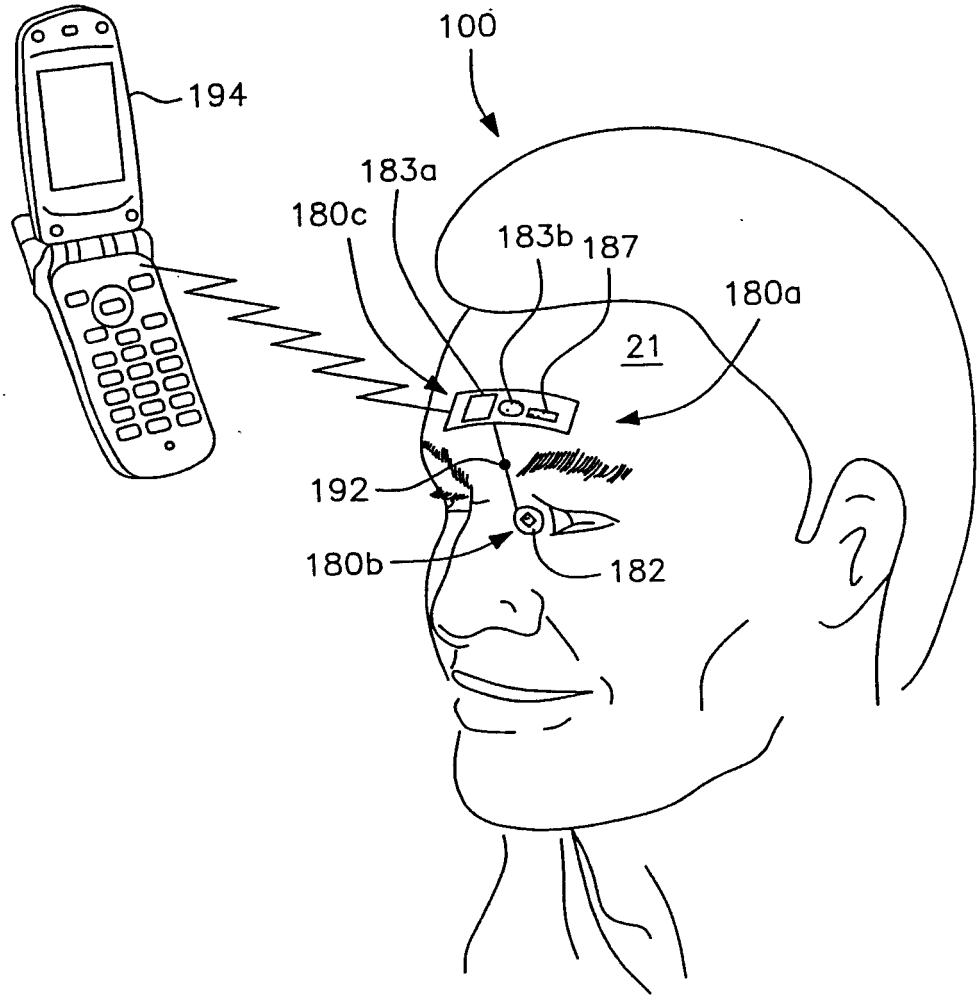


图 17

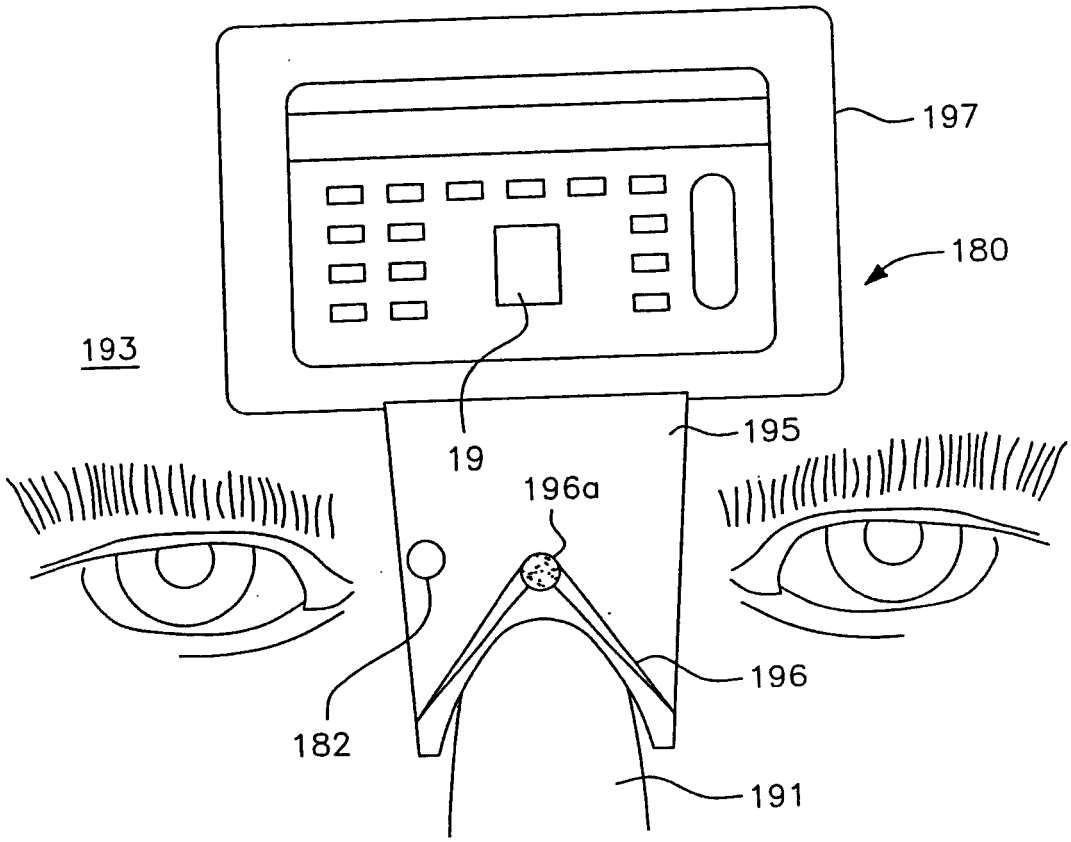


图 18

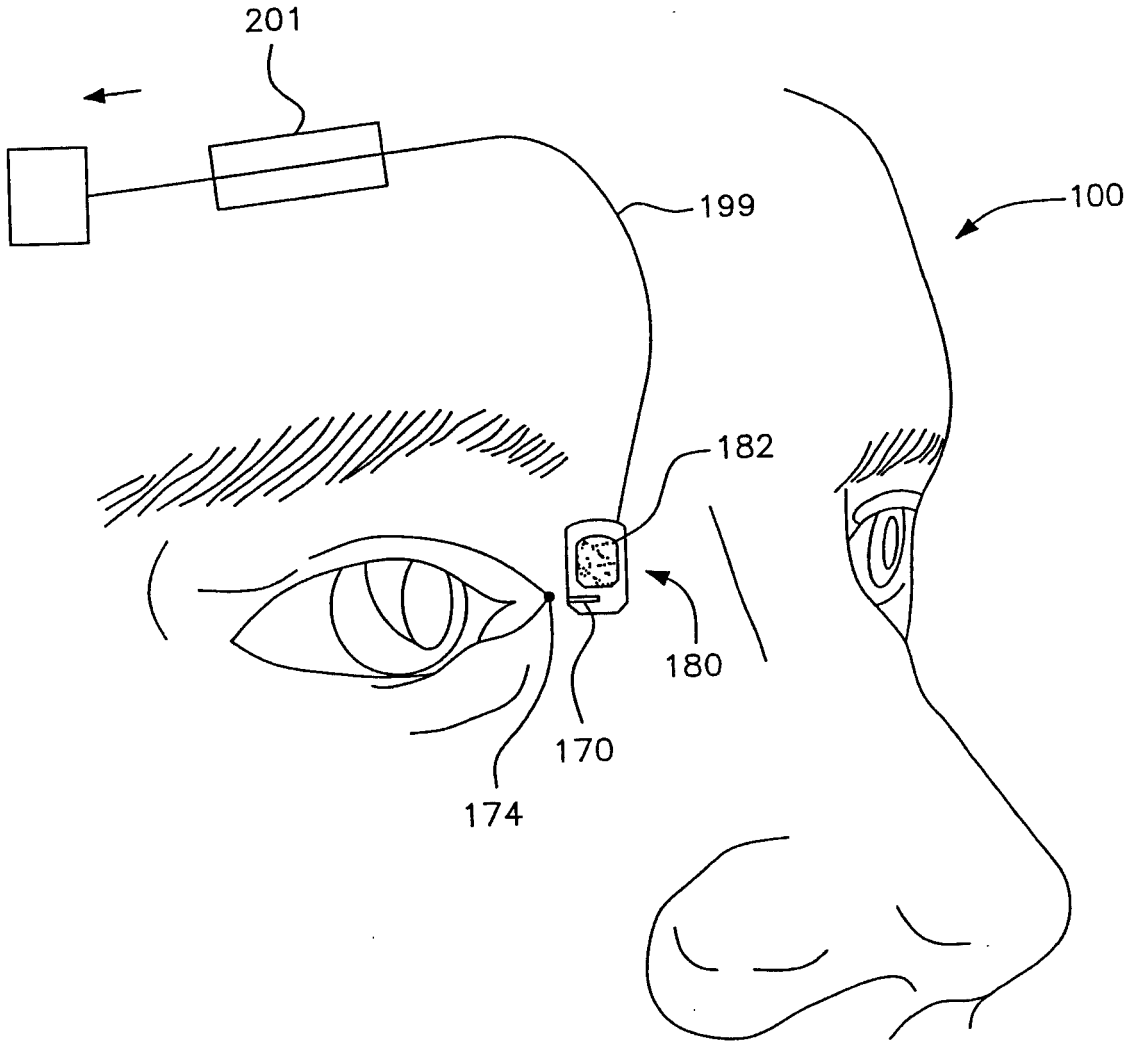


图 19A1

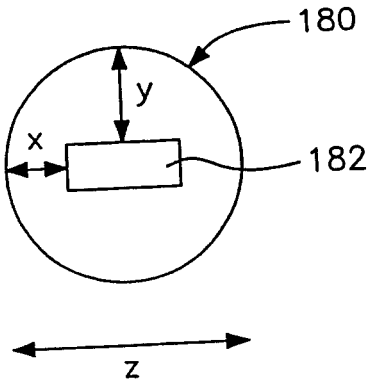


图 19A2

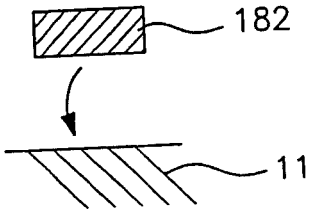


图 19B

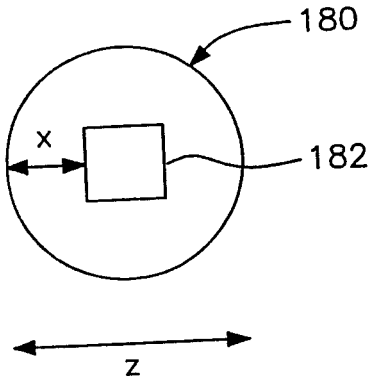


图 19C

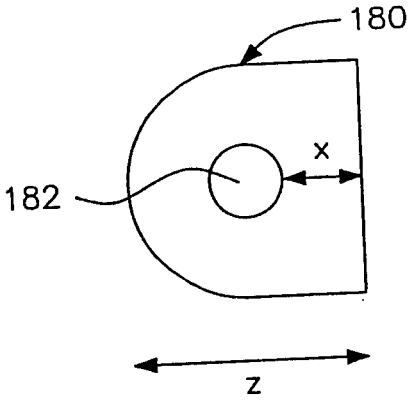


图 19D

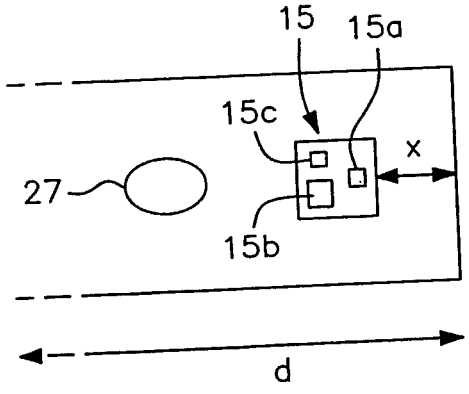


图 20A

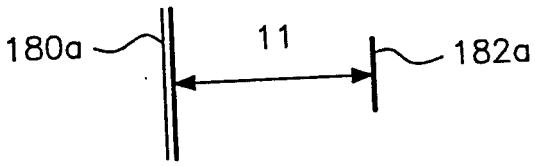


图 20B

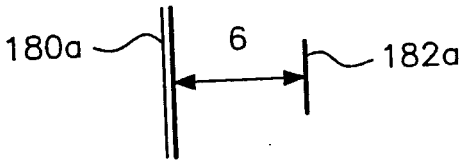


图 20C

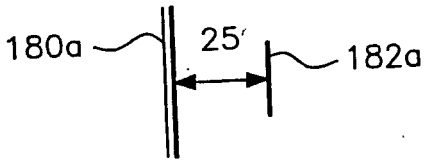


图 21A

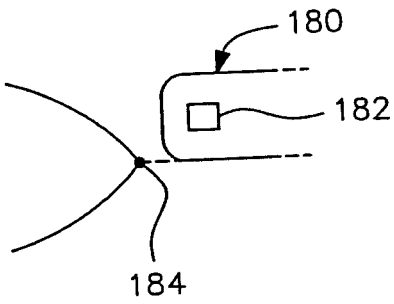


图 21B

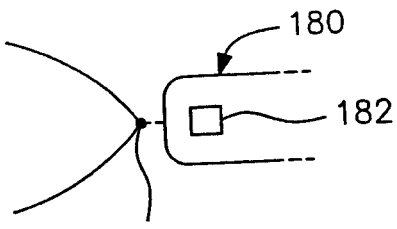


图 22A

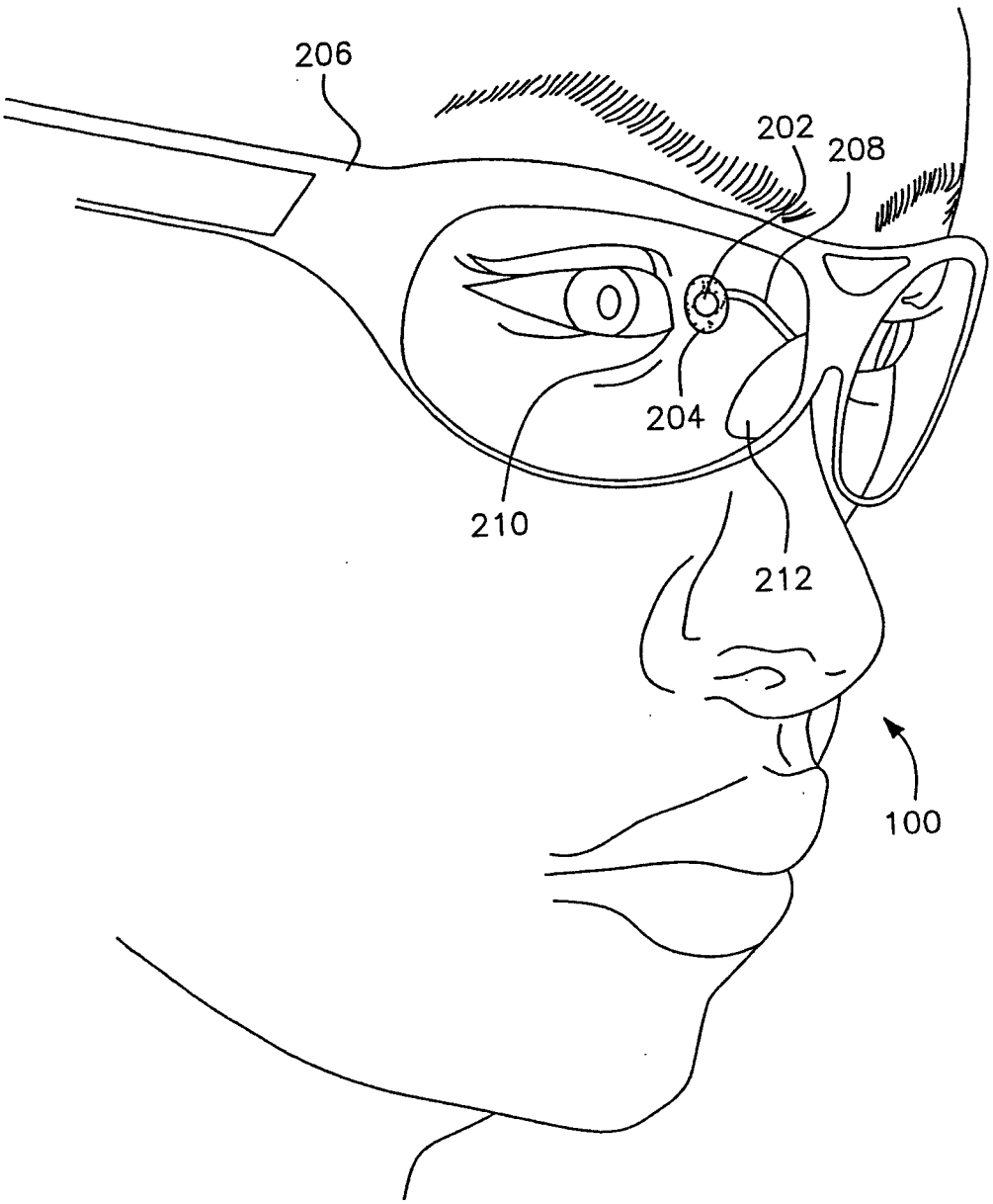


图 22B

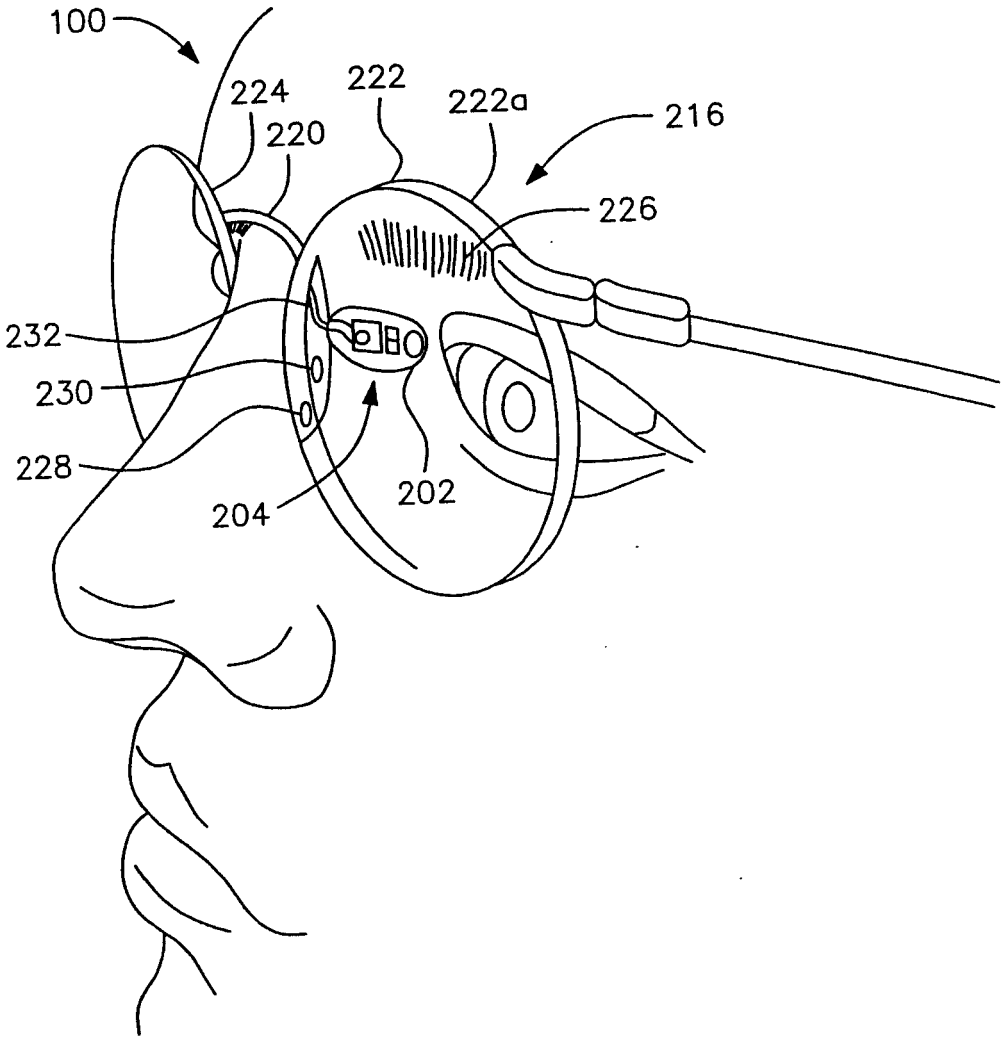


图 22C

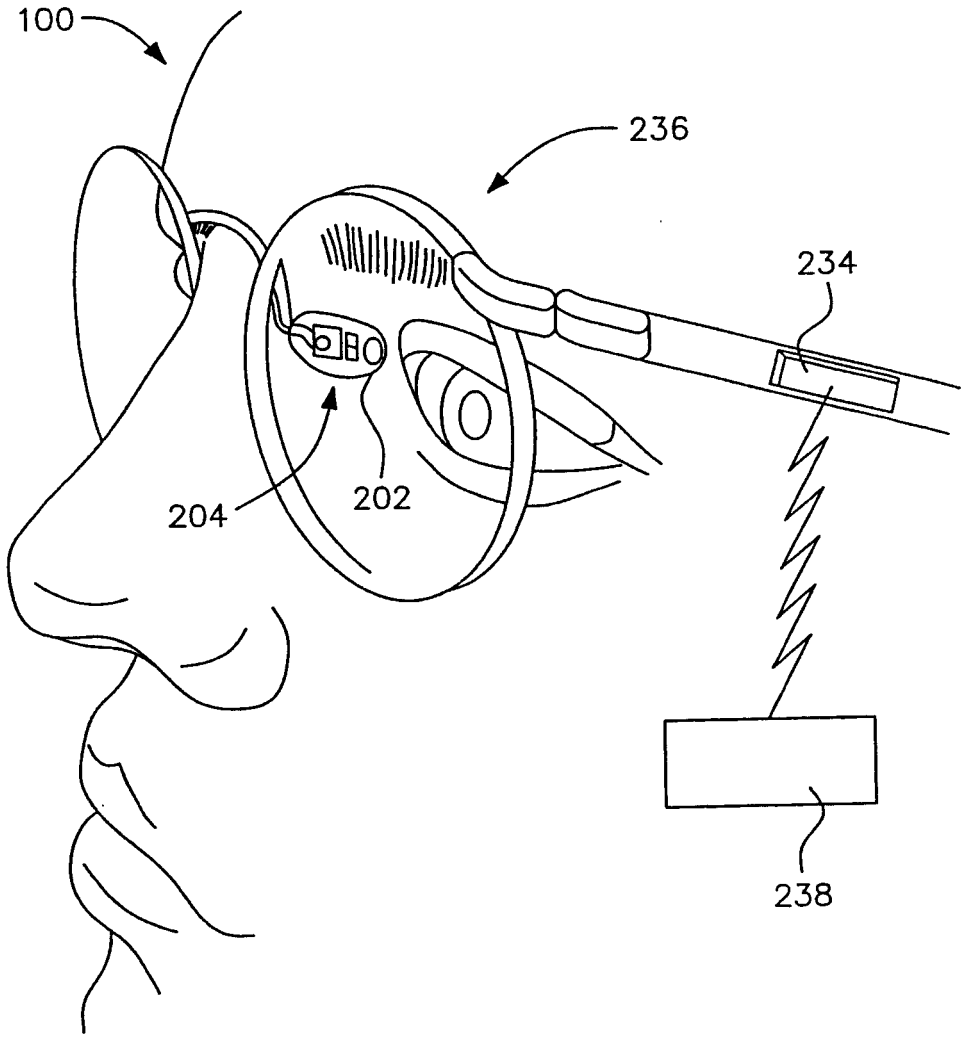


图 23A

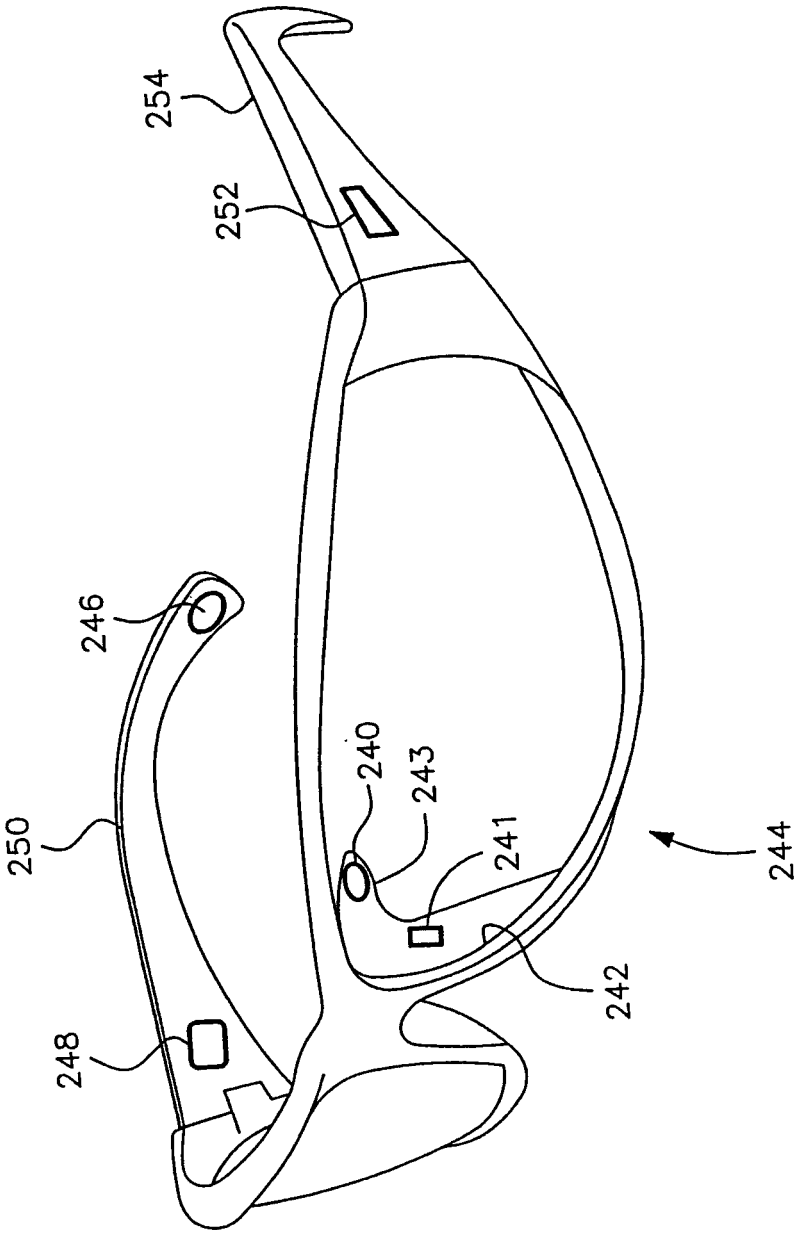


图 23B

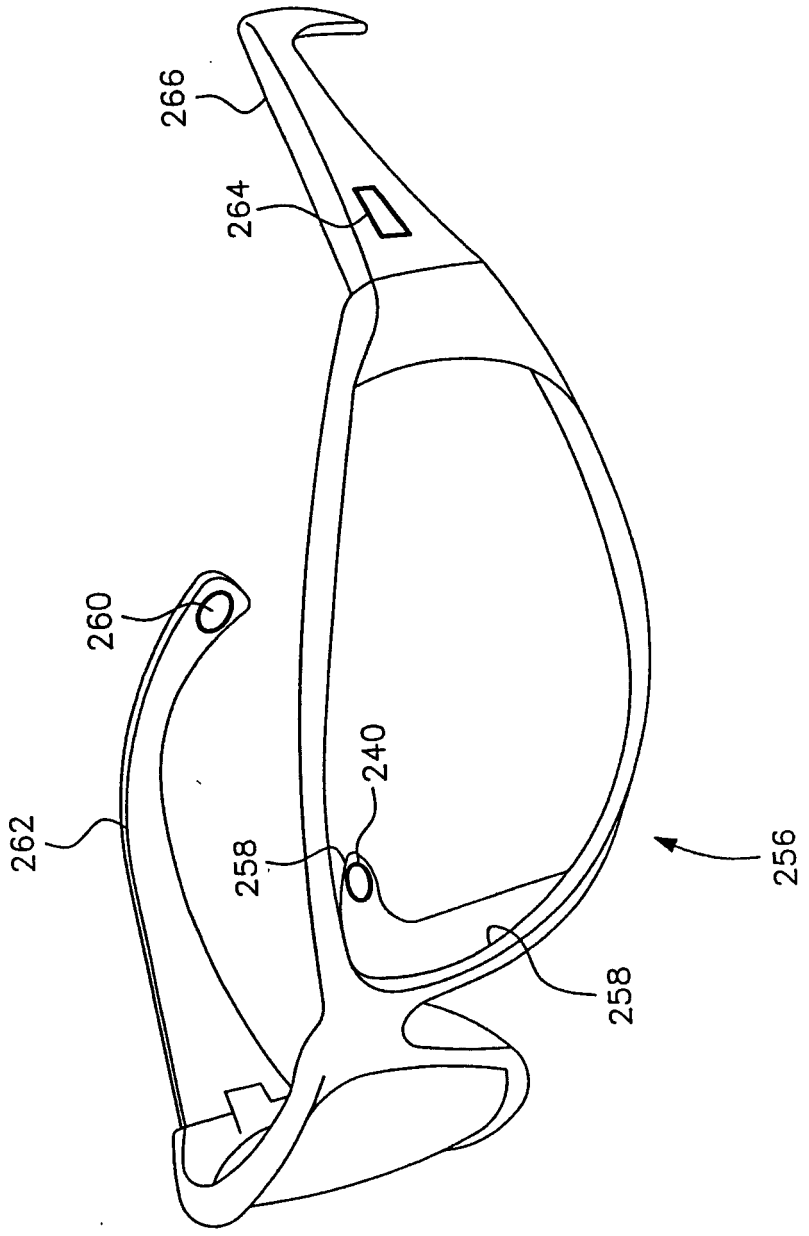


图 24

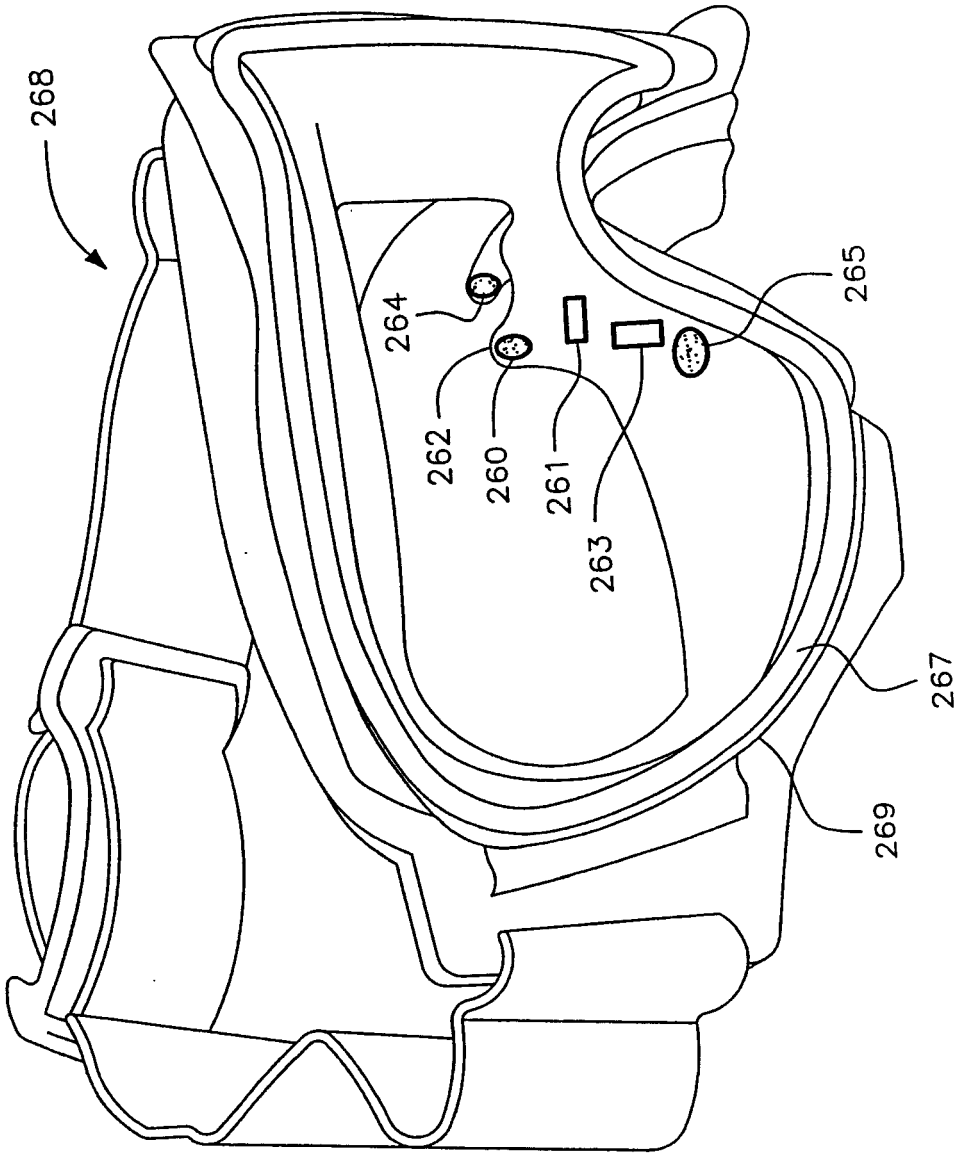


图 25

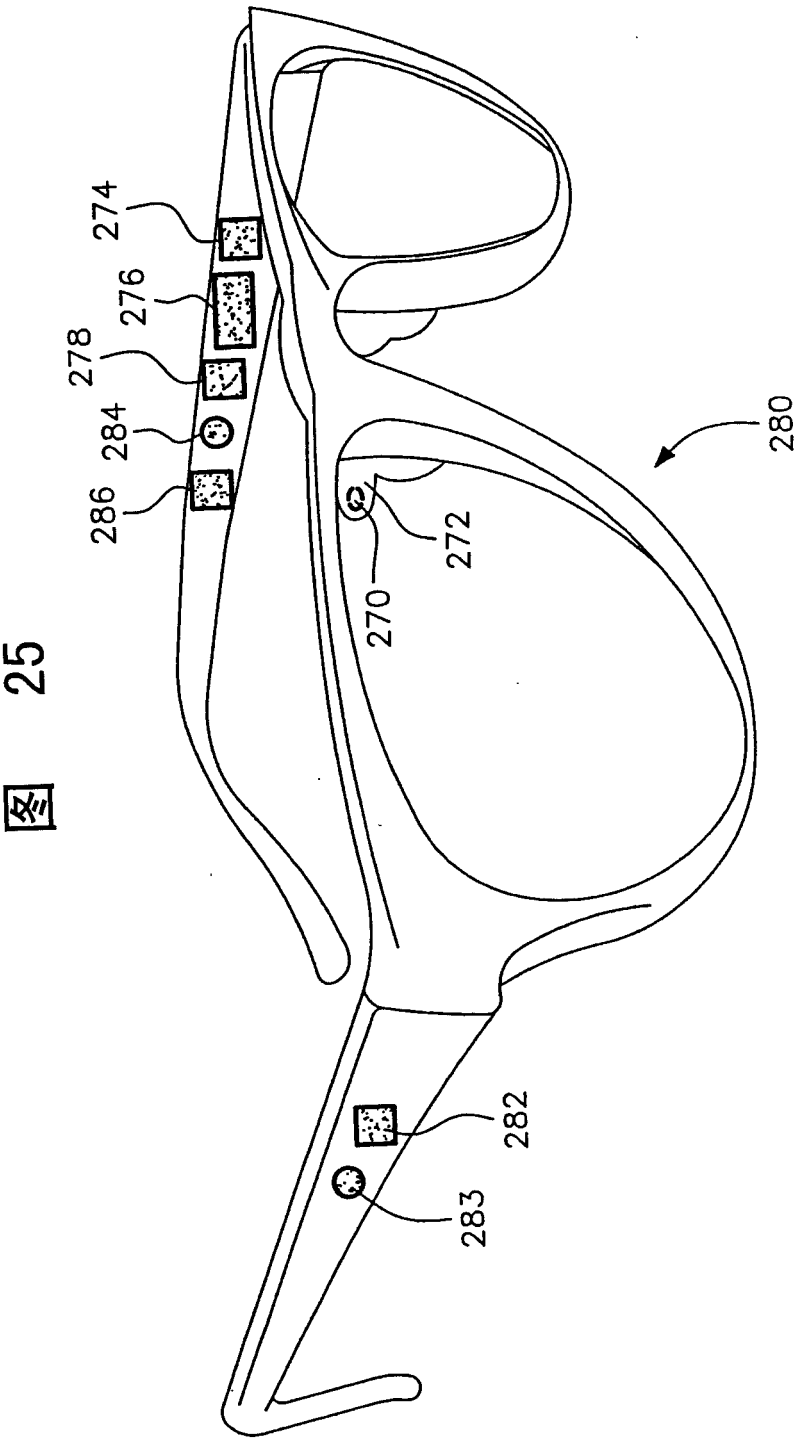


图 26A

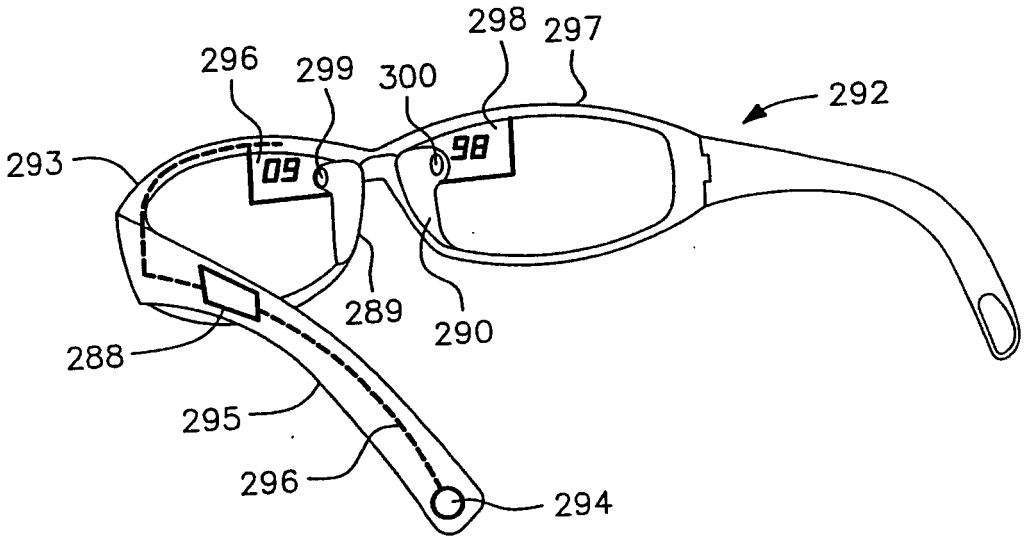

298
297
296
299
300
292
293
09
98
289
290
288
295
296
294

图 26B

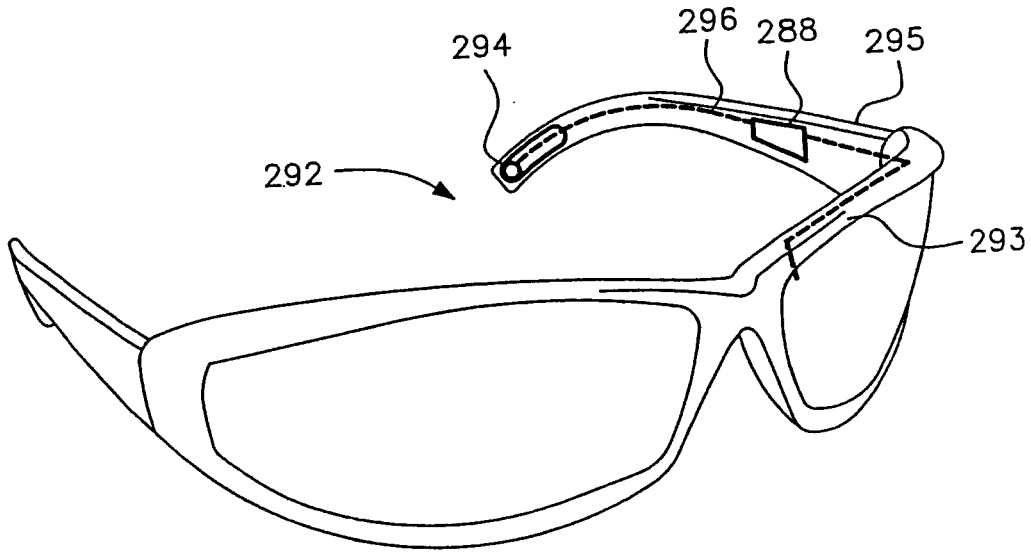

294
296
288
295
292
293

图 27

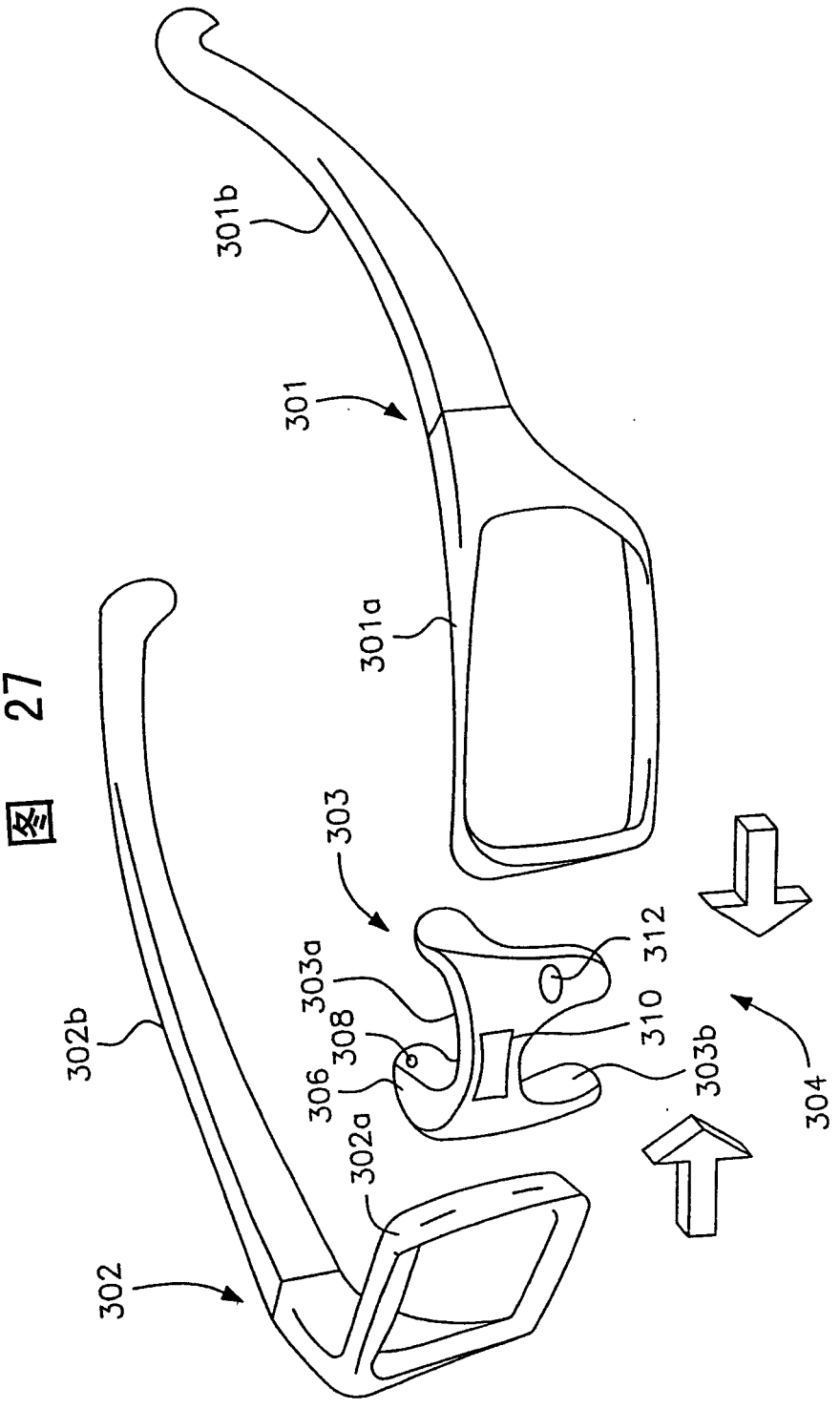


图 28A

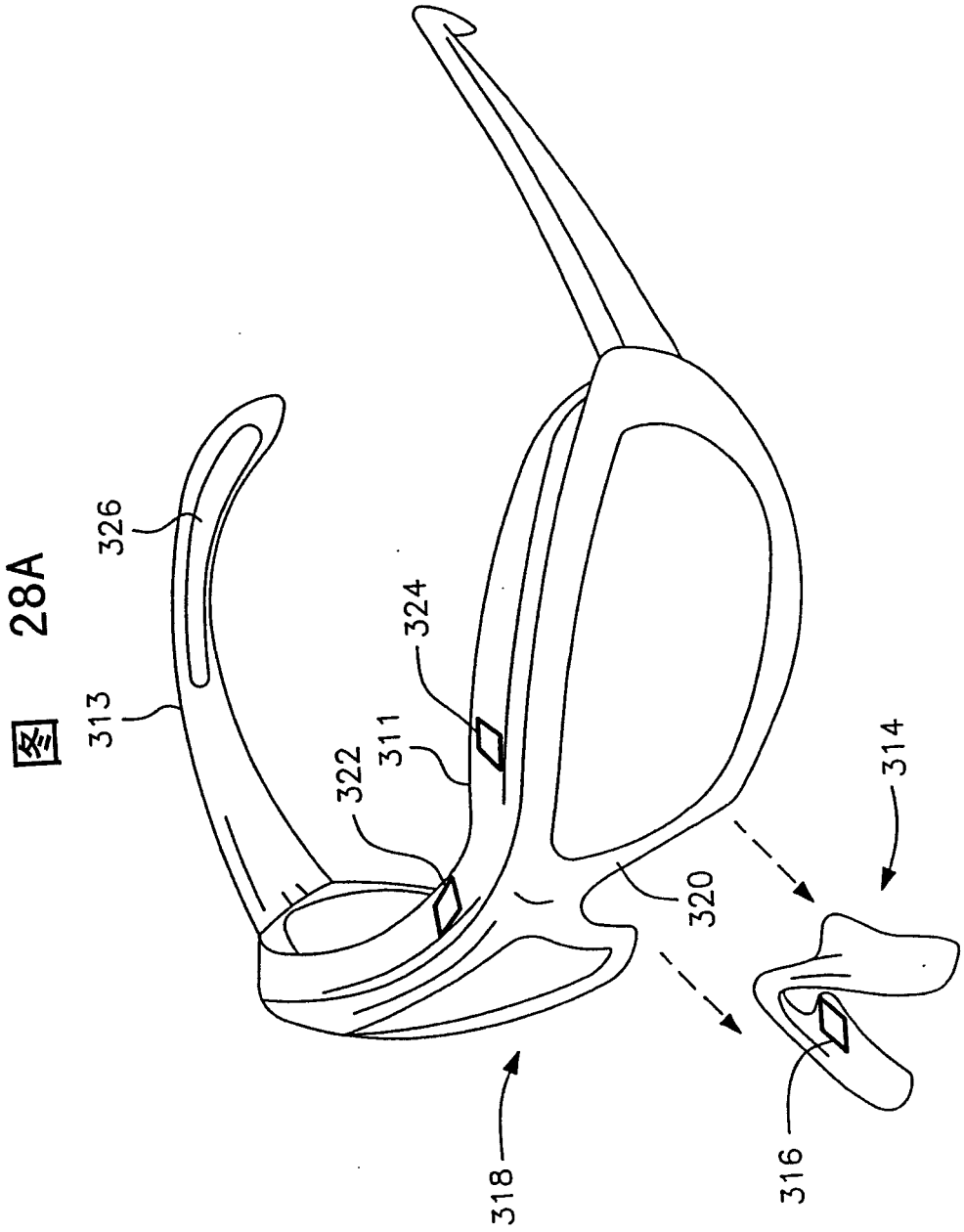


图 28B

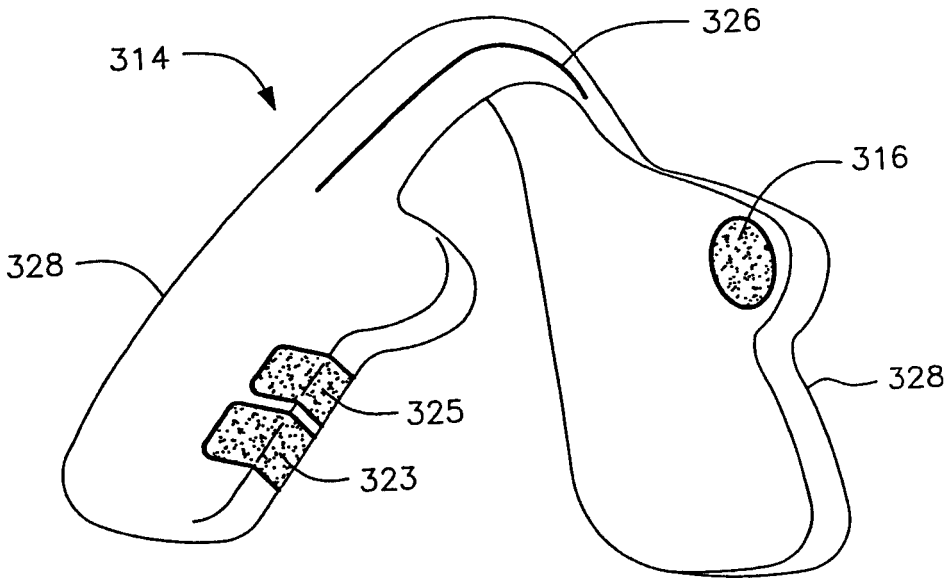


图 28C

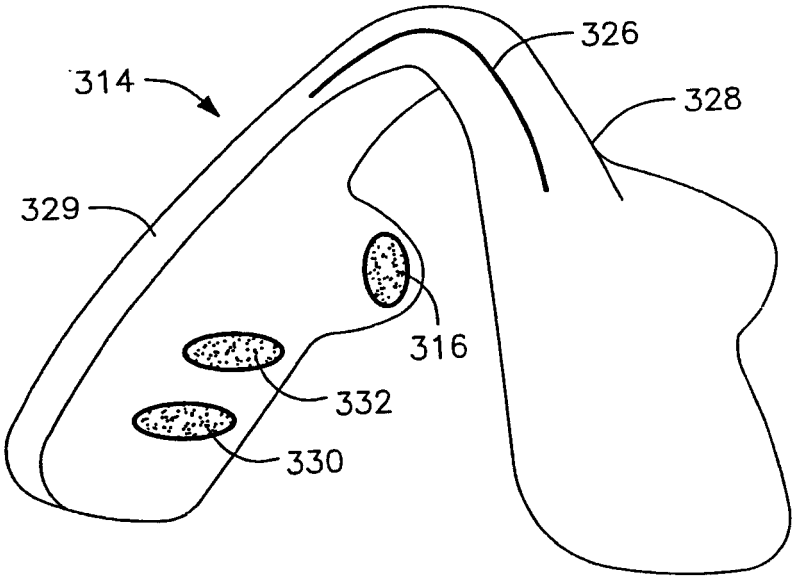


图 29

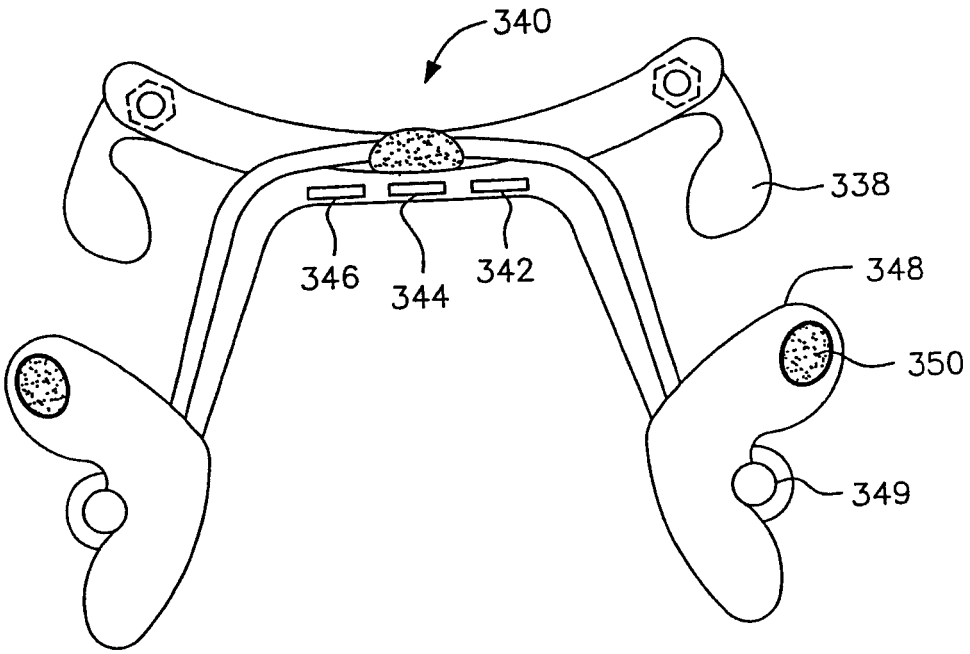


图 30

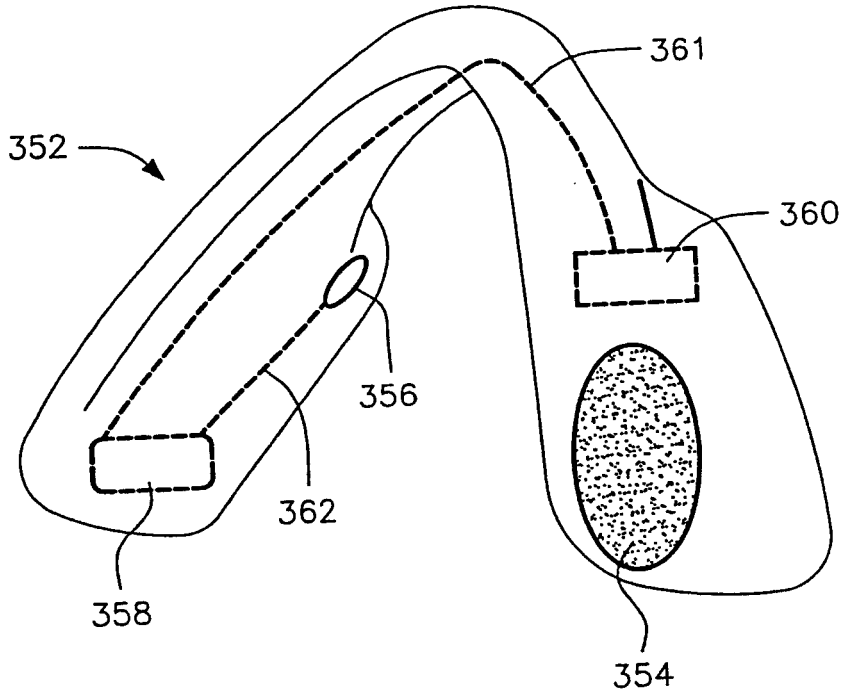


图 31A

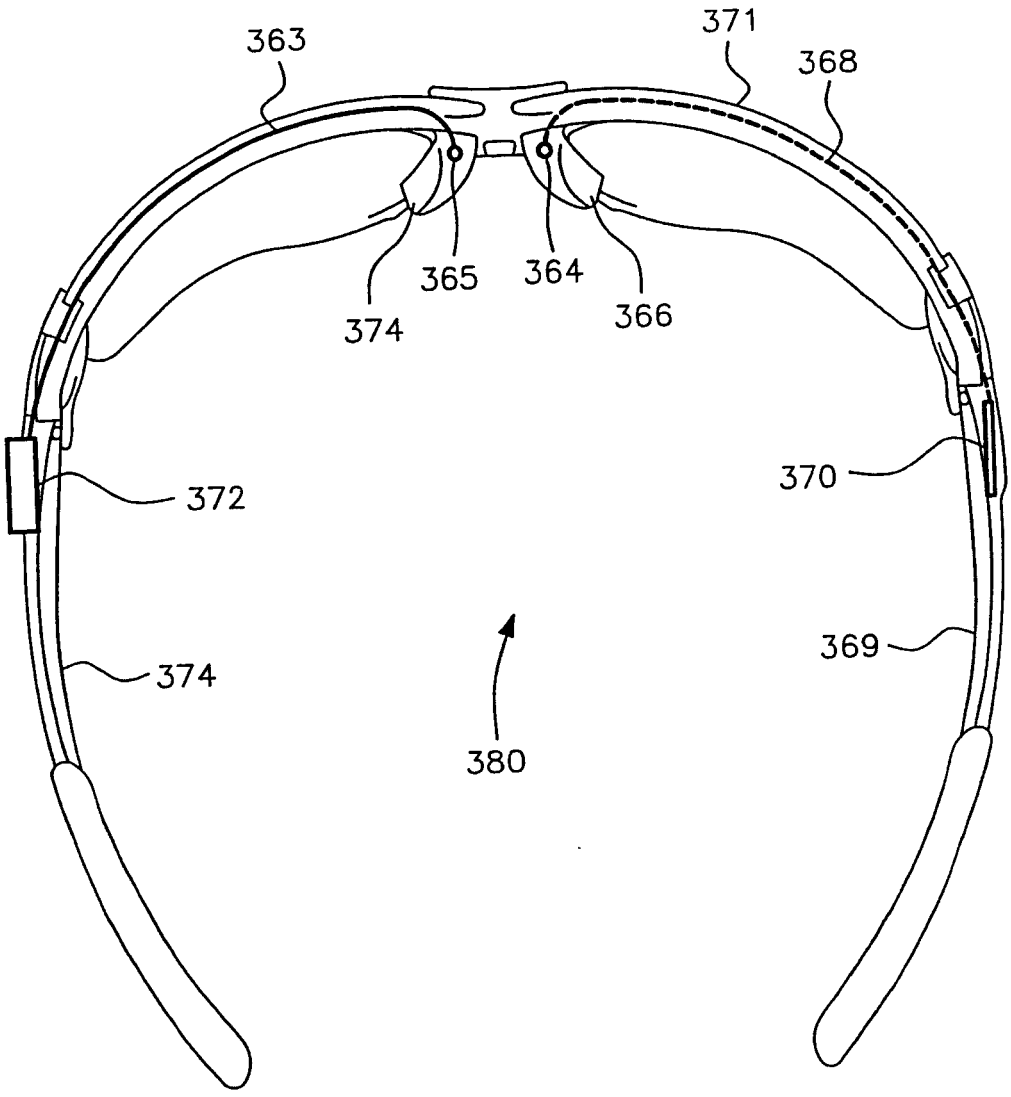


图 31B

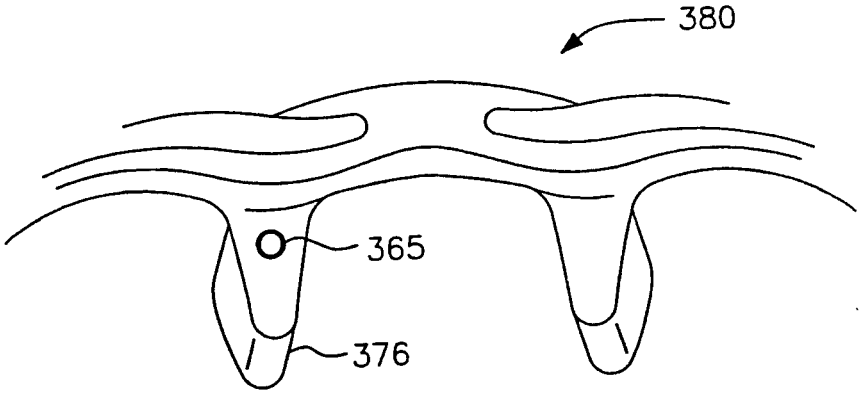


图 31D

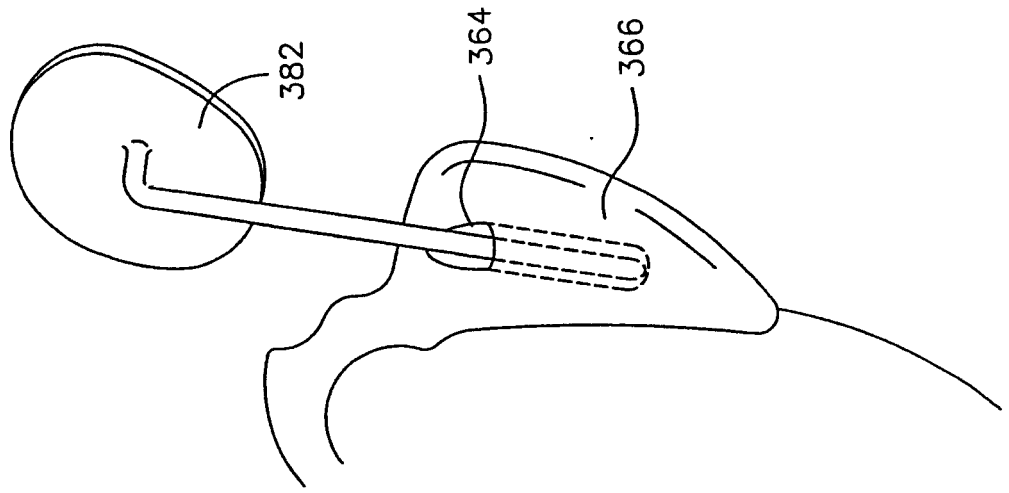


图 31C

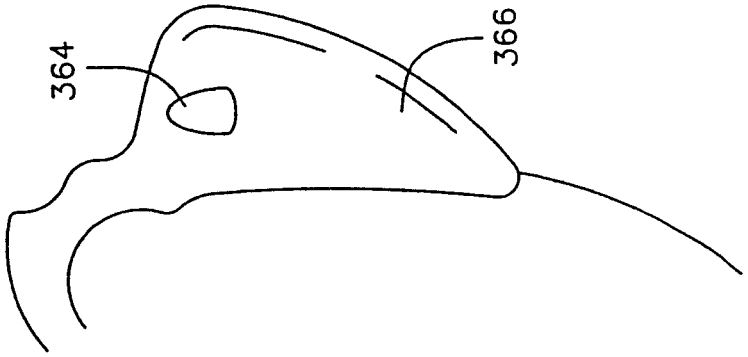


图 32A

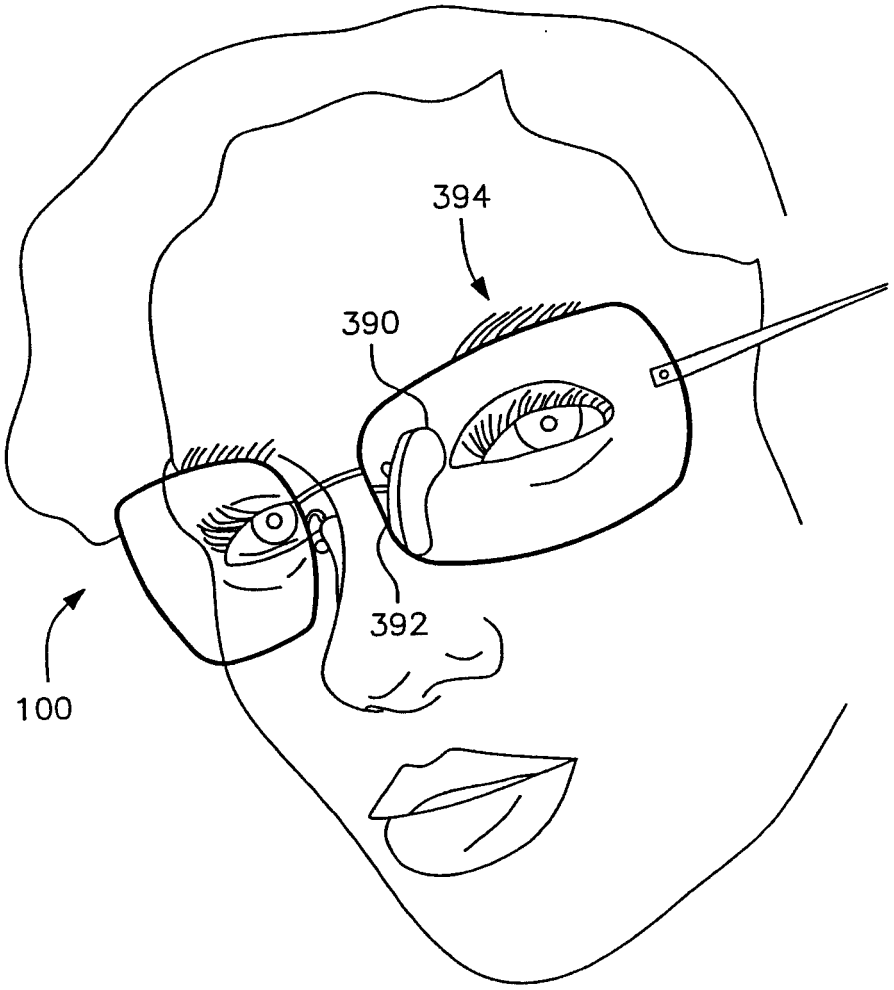


图 32A

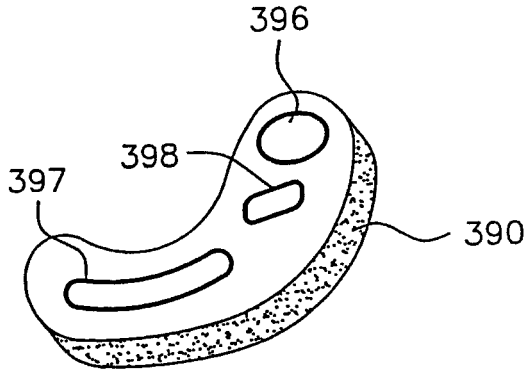


图 33A

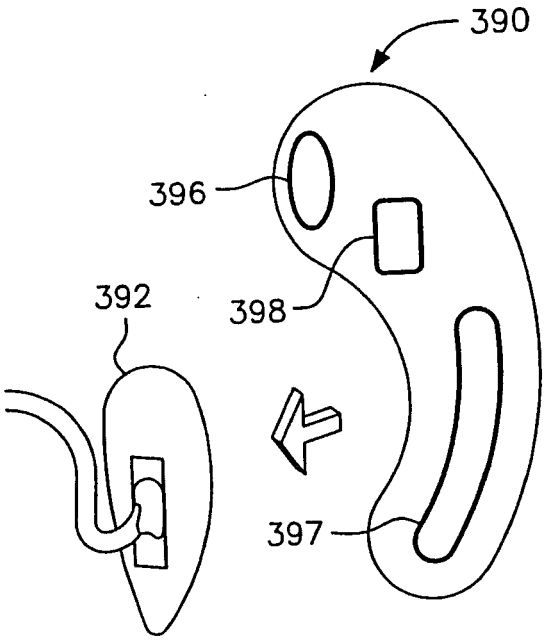


图 33B

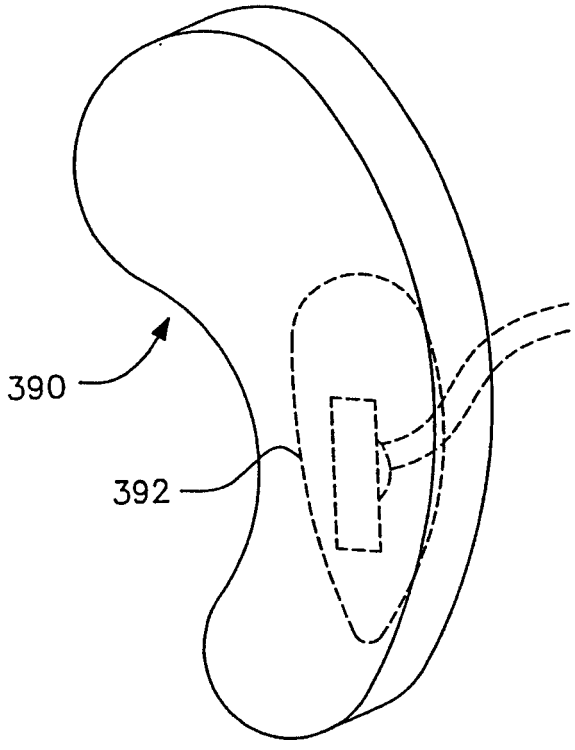


图 34

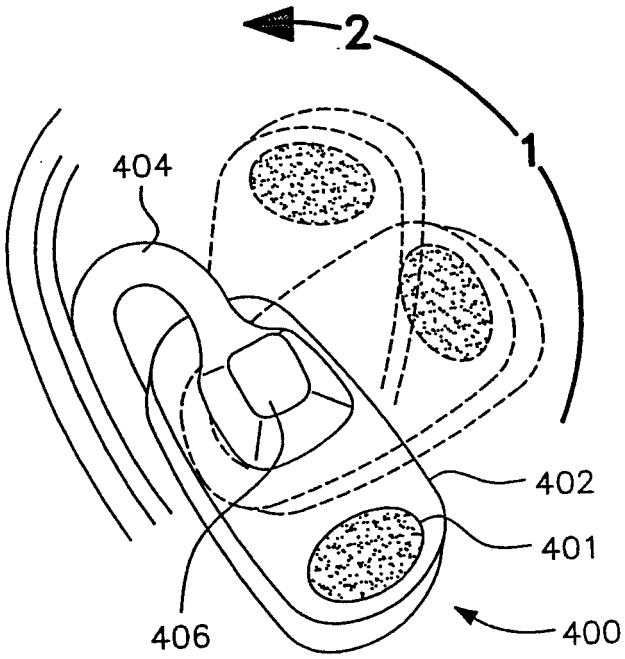


图 35

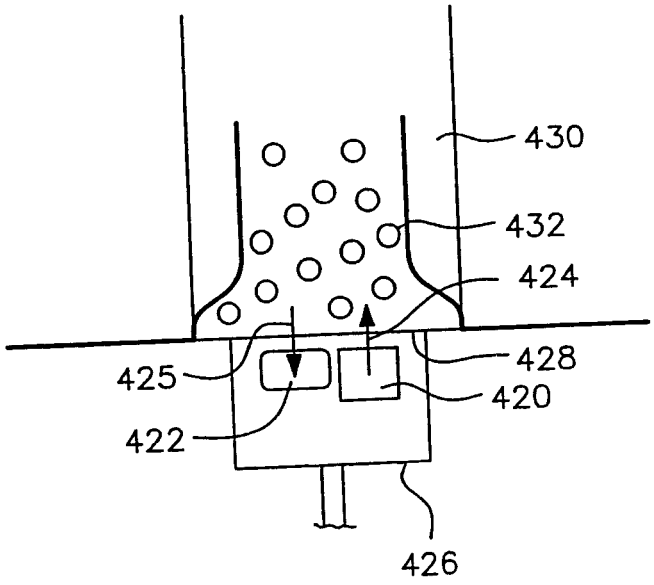


图 36

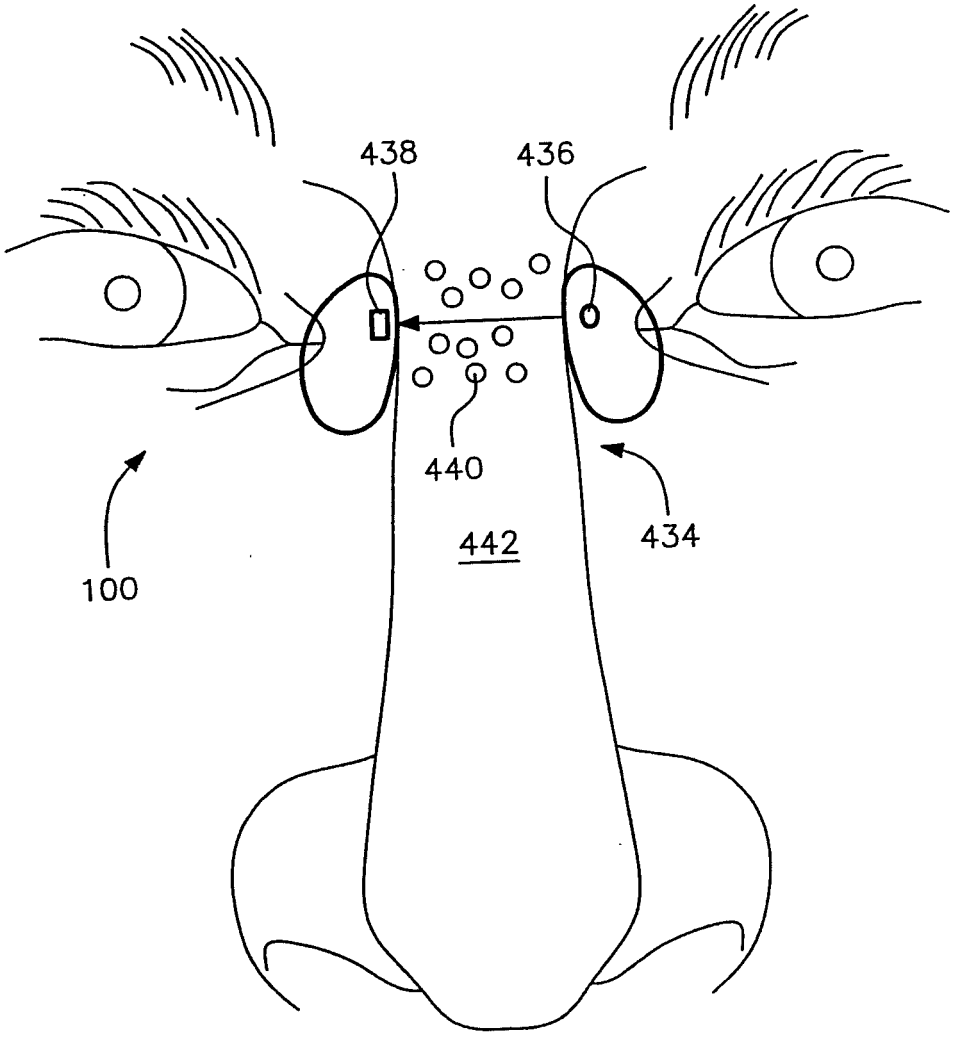


图 37

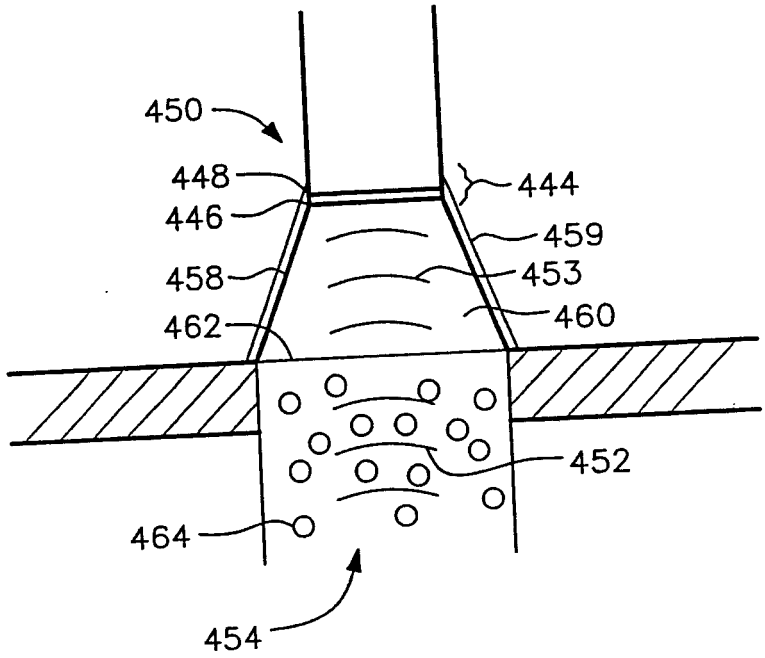

450
448
446
458
462
444
459
453
460
452
464
454

图 39

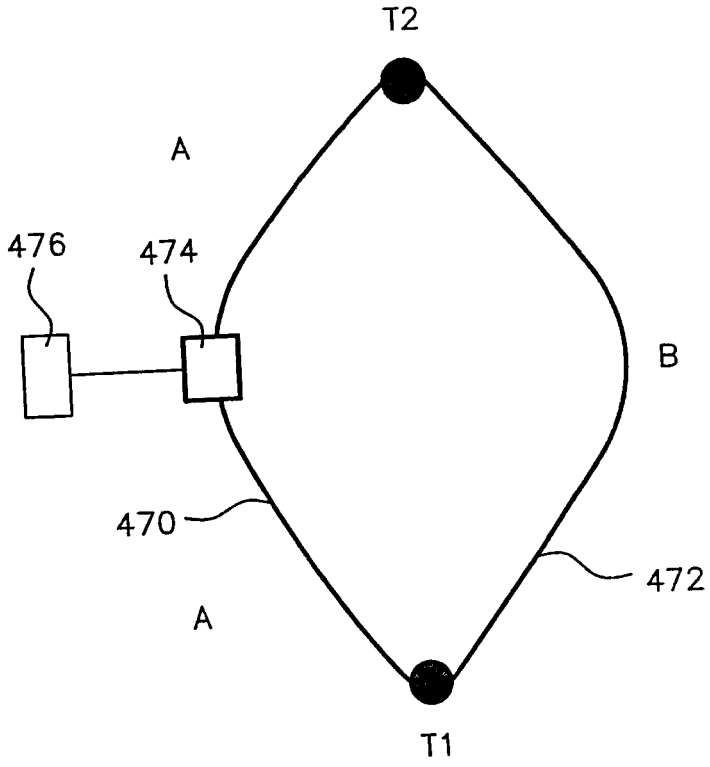

T2
A
476
474
B
470
472
A
T1

图 38

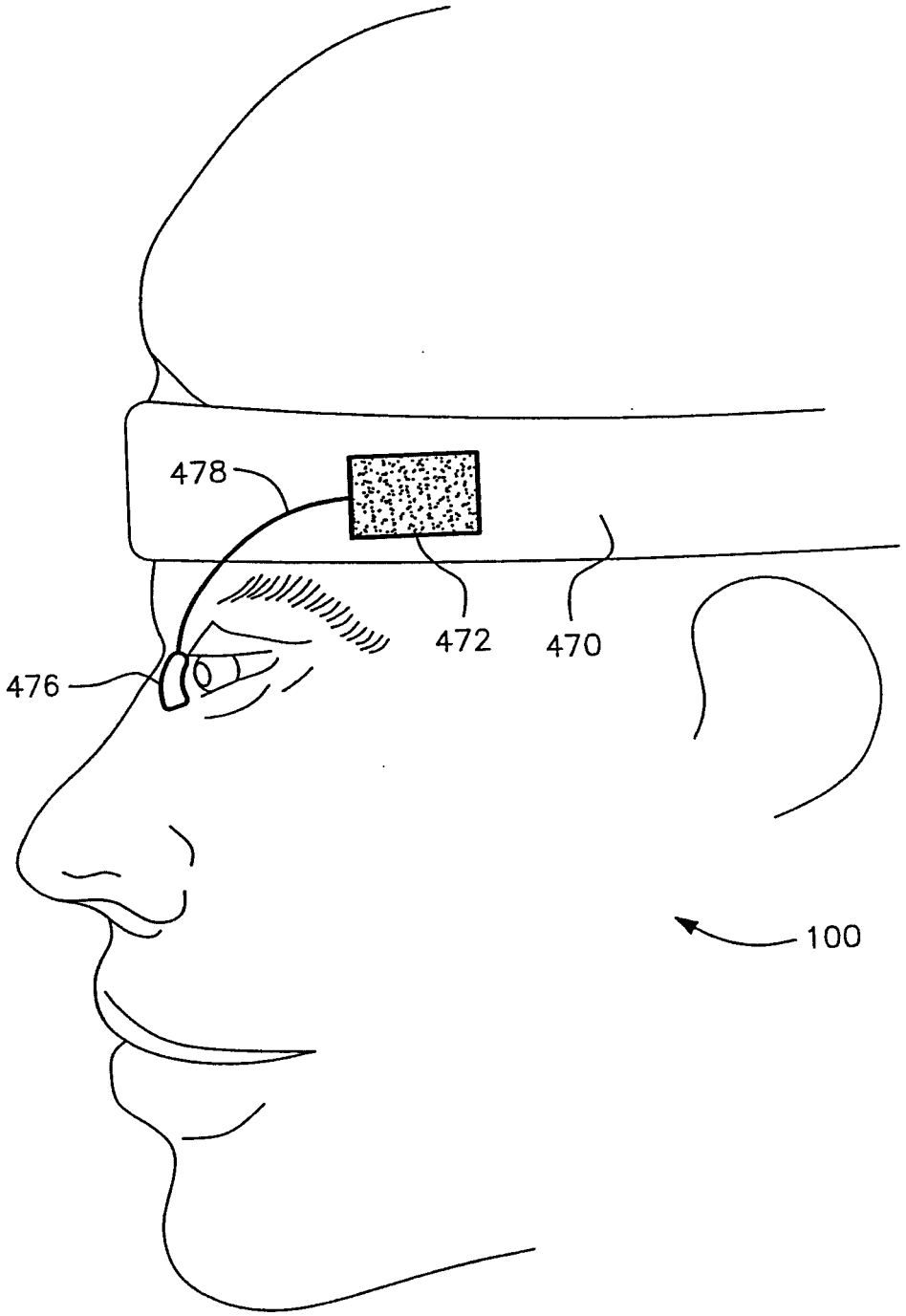


图 40

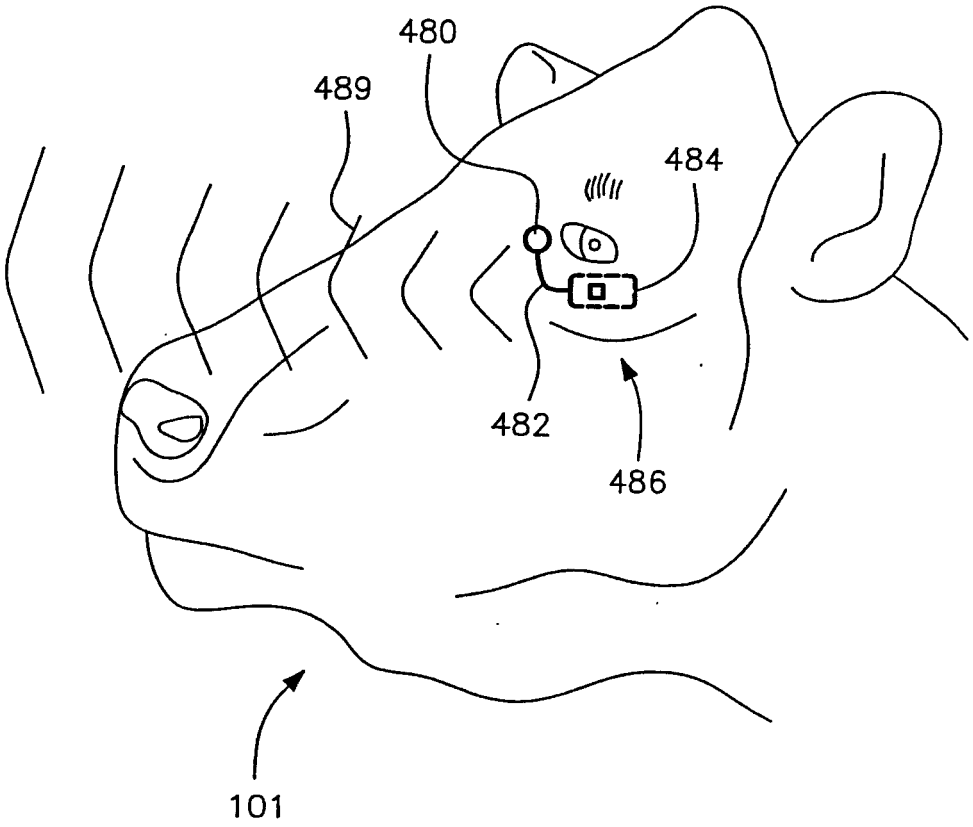


图 41A

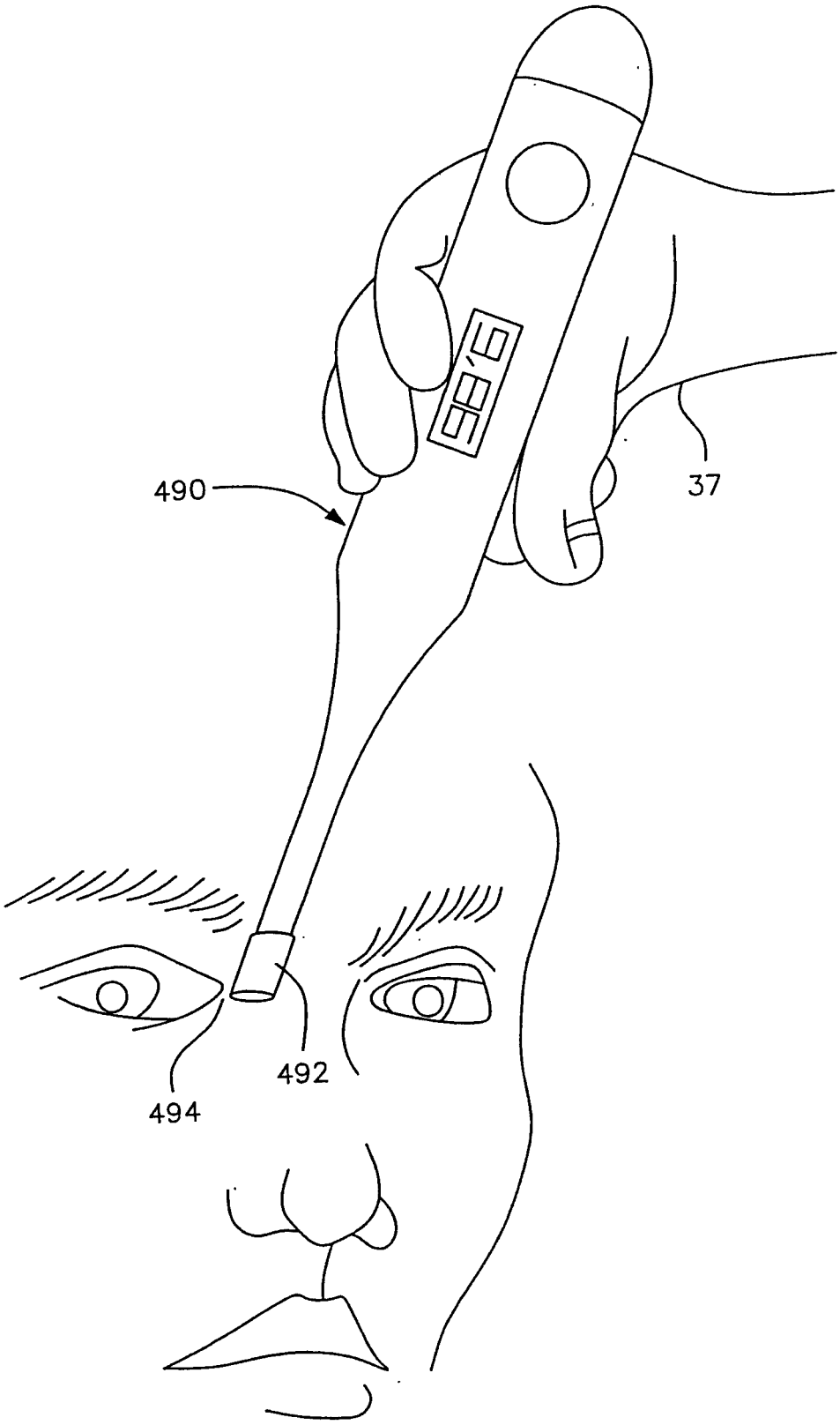
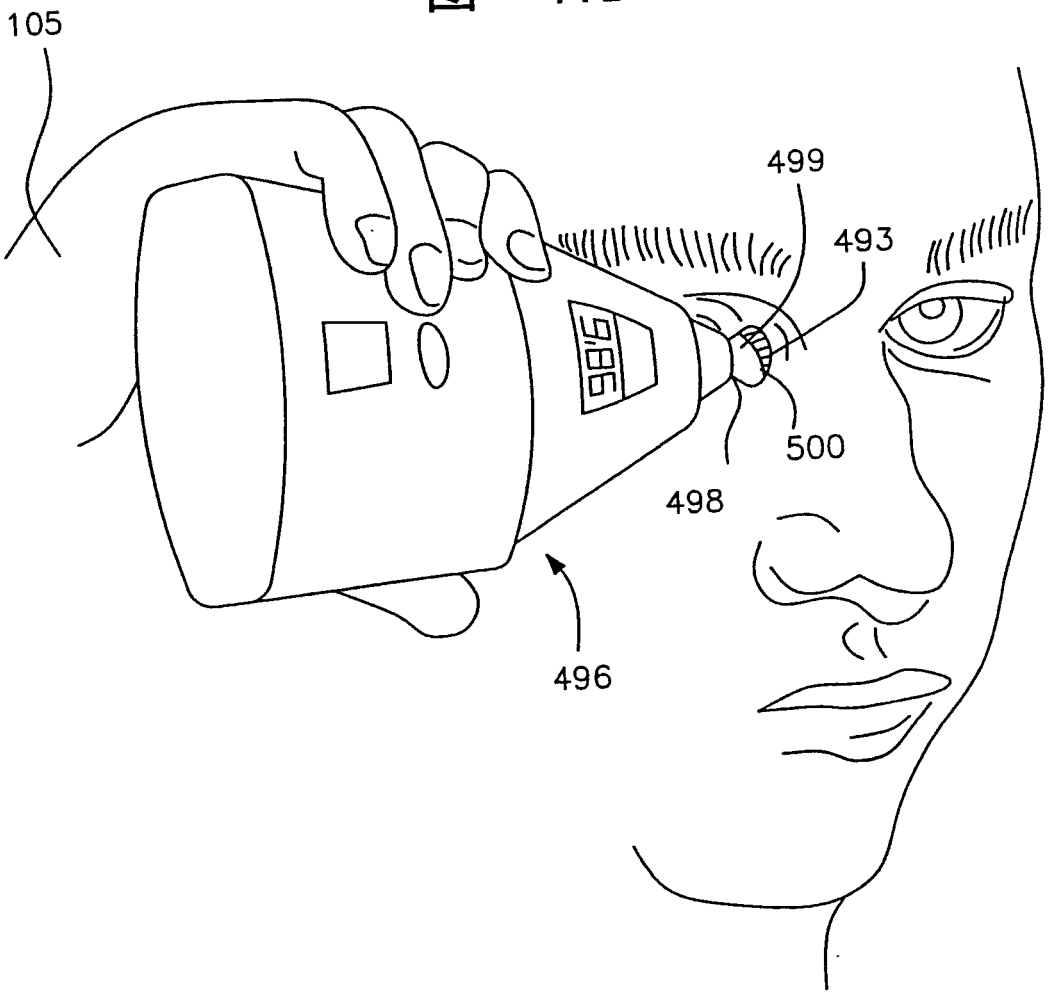
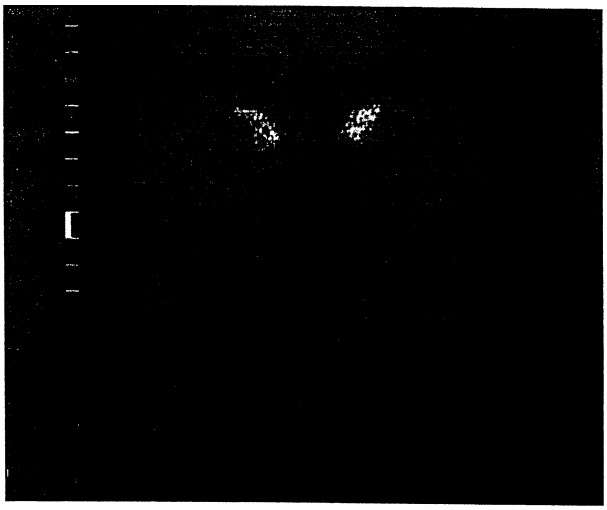


图 41B



专利名称(译)	用于测量生物学参数的装置和方法		
公开(公告)号	CN1856269A	公开(公告)日	2006-11-01
申请号	CN03814591.X	申请日	2003-04-22
[标]申请(专利权)人(译)	马尔西奥·马克·阿布雷乌		
申请(专利权)人(译)	马尔西奥·马克·阿布雷乌		
当前申请(专利权)人(译)	MARCIO MARC AURIELO马丁斯AB		
[标]发明人	马尔西奥马克阿布雷乌		
发明人	马尔西奥·马克·阿布雷乌		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/04 G01K13/00		
CPC分类号	A61B5/015 A61B5/0008 A61B5/0017 A61B5/0026 A61B5/0042 A61B5/0059 A61B5/01 A61B5/0205 A61B5/02055 A61B5/0476 A61B5/0537 A61B5/14517 A61B5/14551 A61B5/14553 A61B5/1486 A61B5/4064 A61B5/412 A61B5/6803 A61B5/6814 A61B5/6821 A61B5/72 A61B5/7271 A61B5/742 A61B5/746 A61B2560/0214 G01K13/002 G02C11/10 G08B5/36		
代理人(译)	蔡胜利		
优先权	60/374133 2002-06-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了支承结构，用于将传感器定位在生理通道上，以便测量人体物理、化学和生物学参数并且根据参数的测量值来产生行动。支承结构中包含利用特殊几何形状装配在支承结构上的传感器，用以获取连续且无干扰的人体生理数据。通过无线传送，例如电磁波、无线电波、红外线、声波等通过视频或声频传送而被局部报告。物理和化学参数包括脑功能、代谢功能、流体动力学功能、血液中化合物级别等等。安置在生理通道末端的支承结构包括贴片、夹子、眼镜、头部安装机构等等，其容纳着无源或有源传感器，使传感器定位于并接触生理通道。