[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl[7]
A61H 39/02
A61B 5/00

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02143754.8

[43] 公开日 2003 年 3 月 19 日

[11] 公开号 CN 1403068A

[22] 申请日 2002.8.22 [21] 申请号 02143754.8

[30] 优先权

[32] 2001. 8.22 [33] JP [31] 251876/2001

[71] 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 天野和彦

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

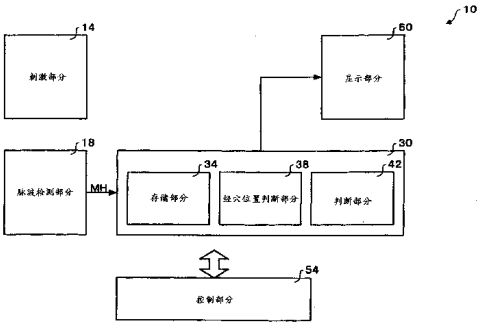
代理人 章社杲

权利要求书 2 页 说明书 17 页 附图 9 页

[54] 发明名称 经穴位置探测装置和治疗效果判断装置

[57] 摘要

本发明提供了能够客观探测经穴位置，且再现性良好的经穴位置探测装置。 经穴位置探测装置 10 可以具有检测脉波用的脉波检测部分 18；具有按照能够刺激皮肤的方式形成的端部的刺激部分 14；存储部分 34，该部分 34 可以存储在刺激部分 14 施加刺激的前后由脉波检测部分 18 测出的脉波波形；脉波波形指标导出部分 38，该导出部分 38 可以利用存储部分 34 所存储的脉波波形导出脉波波形指标；以及经穴位置判断部分 30，该部分可以利用刺激部分 14 施加刺激的前后时的脉波波形指标来判断刺激部分 14 刺激的部位是否为经穴位置。



ISSN 1008-4274

知识产权出版社出版

1 一种经穴位置探测装置，具有：

检测脉波的脉波检测部分，

具有形成为能刺激皮肤的端部的刺激部分，

存储部分，该部分对在所述刺激部分施加刺激的前后由所述脉波检测部分测出的脉波波形实施存储，

其特征在于：

该装置还具有经穴位置判断部分，该部分利用该存储部分所存储的脉波波形，来判断所述刺激部分刺激的部位是否为经穴位置。

2 如权利要求 1 所述的经穴位置探测装置，其特征在于所述经穴位置判断部分还具备导出脉波波形指标的脉波波形指标导出部分，从而可以使用所述指标判断所述刺激部分刺激的部位是否为经穴位置。

3 一种经穴位置探测装置，具有：

检测脉波的脉波检测部分，

具有形成为能刺激皮肤的端部的刺激部分，

存储部分，该部分对在所述刺激部分在多个部位分别给出刺激之后，由所述脉波检测部分测出的脉波波形实施存储，

其特征在于：

该装置还具有经穴位置判断部分，该部分利用该存储部分所存储的脉波波形判断各刺激部位是否为经穴位置。

4 如权利要求 3 所述的经穴位置探测装置，其特征在于所述经穴位置判断部分还具备导出脉波波形指标的脉波波形指标导出部分，从而可以使用所述指标判断所述刺激部分刺激的部位是否为经穴位置。

5 如权利要求 4 所述的经穴位置探测装置，其特征在于所述脉波波形指标导出部分可以从所述存储部分存储的脉波波形导出：由收缩期血压和扩张期血压之间的压差形成的脉压，由重脉血压和收缩期血压之间的压差形成的喷射后期压，重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高，用所述脉压对由重脉血压和收缩期血压之间的压差形成的喷射后期压进行标准化处理后的喷射后期压比，用所述脉压对由重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血

压差形成的降线重脉波高进行标准化处理后的降线重脉波高比，用所述脉压对由扩张期血压和退潮波峰血压之间的血压差形成的退潮波高进行标准化处理后的退潮波高比以及脉拍。

6 一种治疗效果判断装置，具有：

检测脉波的脉波检测部分，

至少前端部形成为用于针灸的针状体的针状部分，

存储部分，该部分对在所述针状部分进行针灸的前后，由所述脉波检测部分测出的脉波波形实施存储，

其特征在于：

该装置还具有治疗效果判断部分，该部分利用该存储部分所存储的脉波波形判断针灸的治疗效果。

7 如权利要求 6 所述的治疗效果判断装置，其特征在于所述治疗效果判断部分还具备导出上述脉波波形指标的脉波波形指标导出部分，从而可以使用所述指标判断用所述针状部位进行针灸的治疗效果。

8 如权利要求 7 所述的治疗效果判断装置，其特征在于所述脉波波形指标导出部分可以从所述存储部分存储的脉波波形导出：由收缩期血压和扩张期血压之间压差形成的脉压，由重脉血压和收缩期血压之间的压差形成的喷射后期压，由重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高，用所述脉压对由重脉血压和收缩期血压之间压差形成的喷射后期压进行标准化处理后的喷射后期压比，用所述脉压对由重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高进行标准化处理后的降线重脉波高比，用所述脉压对由扩张期血压和退潮波峰血压之间的血压差形成的退潮波高进行标准化处理后的退潮波高比以及脉拍。

经穴位置探测装置和治疗效果判断装置

技术领域

本发明涉及与东方医学中的经穴（穴位）治疗方式相关联的经穴位置探测装置和治疗效果判断装置。

背景技术

在针灸治疗中，东方医学是在身体被称作经穴（穴位）的位置处，通过针、灸等等器械来进行治疗的。众所周知，这种治疗是否在正确经穴位置处实施，其治疗效果有很大差别。因此对于针灸治疗方式，确定正确的经穴位置是很重要的。

然而现在的常规针灸治疗方式，是根据东方医学文献中经络图给出的大概位置信息，以及基于临床经验的直觉和试验等等，来主观地探测经穴位置的，因此经穴位置的确定缺乏客观性，且再现性也存在问题。

而且，对由此确定的经穴位置实施针灸治疗的效果，是通过对患者进行的问诊以及针灸治疗师的脉诊，即用手指尖触摸患者的桡骨动脉以诊断脉波状态的方式进行的，因此这种判断结果也缺乏客观性。

在另一方面，尽管某些可以将皮肤接触阻抗比周围小的点作为经穴位置的经穴位置探测装置已经问世，但是这些装置的探测结果的信赖度也存在问题。

发明内容

本发明就是针对上述问题的发明，其目的是提供能获得以下至少一种作用效果的经穴位置探测装置和治疗效果判断装置。

1）能客观且再现性良好地探测经穴位置。

2）能客观地判断针灸治疗的效果。

（1）根据本发明构造的一种经穴位置探测装置，可以具有：

检测脉波的脉波检测部分，

具有形成为能刺激皮肤的端部的刺激部分，

存储部分，该部分对在所述刺激部分施加刺激的前后由所述脉波检测部分测出的脉波波形实施存储，

其特征在于：

该装置还具有经穴位置判断部分，该部分利用该存储部分所存储的脉波波形，来判断所述刺激部分刺激的部位是否为经穴位置位置。

依据本发明构造的这种经穴位置探测装置，在刺激部分施加刺激的前后，利用脉波检测部分进行检测，并通过存储部分所存储的脉波波形，由经穴位置判断部分判断刺激部分刺激的部位是否为经穴位置，由此这种装置能够客观地判断经穴位置，且探测位置的再现性高。

（2）根据本发明构造的一种经穴位置探测装置，可以具有：

检测脉波的脉波检测部分，

具有形成为能刺激皮肤的端部的刺激部分，

存储部分，该部分对在所述刺激部分在多个部位分别给出刺激之后，由所述脉波检测部分测出的脉波波形实施存储，

其特征在于：

该装置还具有经穴位置判断部分，该部分利用该存储部分所存储的脉波波形判断各刺激部位是否为经穴位置。

依据本发明构造的这种经穴位置探测装置，在刺激部分对多个部位分别给出刺激之后，利用脉波检测部分进行检测，并通过存储部分所存储的脉波波形，由经穴位置判断部分判断刺激部分刺激的各个部位是否为经穴位置，由此能够客观地判断经穴位置，且探测位置的再现性高。

（3）而且上述经穴位置探测装置中的经穴位置判断部分还可以具备导出上述脉波波形指标用的脉波波形指标导出部分，从而可以使用所述指标判断所述刺激部分刺激的部位是否为经穴位置。

（4）而且所述经穴位置探测装置中的脉波波形指标导出部分可以从所述存储部分存储的脉波波形导出：由收缩期血压和扩张期血压之间压差形成的脉压，由重脉血压和收缩期血压之间的压差形成的喷射后期压，重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高，用所述脉压对重脉血压和收缩期血压之间压差形成的喷射后期压进行标准化处理后的喷射后期压比，用所述脉压对重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高进行标准化处理后的降线重脉波高比，用所述脉压对扩张期血压和退潮波峰血压之间的血压差形成的退潮波高进行标准化处理后的退潮波高比以及脉拍。

（5）根据本发明构造的一种治疗效果判断装置，可以具有：

检测脉波的脉波检测部分，

至少前端部形成为用于针灸的针状体的针状部分，

存储部分，该部分对在所述针状部分进行针灸的前后，由所述脉波检测部分测出的脉波波形实施存储，

其特征在于：

该装置还具有治疗效果判断部分，该部分利用该存储部分所存储的脉波波形判断针灸的治疗效果。

依据本发明构造的这种治疗效果判断装置，可以在针状部分进行针灸前后，由脉波检测部分进行检测，并通过存储部分所存储的脉波波形，由治疗效果判断部分能够判断用针状体进行针灸的治疗效果，因此这种装置能够客观地判断针灸治疗效果。

(6) 而且，上述治疗效果判断装置中的治疗效果判断部分还可以具备导出上述脉波波形指标用的脉波波形指标导出部分，从而可以使用所述指标判断用所述针状体进行针灸的治疗效果。

（7）而且所述治疗效果判断装置中的脉波波形指标导出部分可以从所述存储部分存储的脉波波形导出：由收缩期血压和扩张期血压之间压差形成的脉压，由重脉血压和收缩期血压之间的压差形成的喷射后期压，重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高，用所述脉压对重脉血压和收缩期血压之间压差形成的喷射后期压进行标准化处理后的喷射后期压比，用所述脉压对重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高进行标准化处理后的降线重脉波高比，用所述脉压对扩张期血压和退潮波峰血压之间的血压差形成的退潮波高进行标准化处理后的退潮波高比以及脉拍。

附图说明

图 1 为表示动脉中的典型血压波形用的示意性曲线图。

图 2 为表示作为实施形式 A 的经穴位置探测装置的功能性构成部分用的示意性方框图。

图 3 表示的是作为实施形式 A 的经穴位置探测装置除去刺激部分之外部分的示意性外观图。

图 4 表示的是将图 3 所示的经穴位置探测装置戴在手腕处时状态用的示意

性斜视图。

图 5（A），（B）和（C）表示的是具有作为变形实例的脉波检测部分的经穴位置探测装置除去刺激部分之外部分的实例用的示意性外观图。

图 6 表示的是作为实施形式 B 的经穴位置探测装置的功能性构成部分用的示意性方框图。

图 7 表示的是作为实施形式 C 的治疗效果判断装置的功能性构成部分用的示意性方框图。

图 8 为表示针状部分形状的一个实例用的示意性外观图。

图 9 表示的是血压测定部分的功能性构成部分及其与血压测定部分 80 相连部分的关系的示意性方框图。

图 10 为表示用血压测定部分测定血压时的情况用的示意图。

附图中参考标号的含义为：

10、11 经穴位置探测装置

12 治疗效果判断装置

14 刺激部分

15 针状部分

18 脉波检测部分

30、31 经穴位置判断部分

32 治疗效果判断部分

34、35、36 存储部分

38 脉波波形指标导出部分

42、43、44 判断部分

68 压力传感器

具体实施方式

（实施形式）

下面将参考附图，对本发明的优选实施形式进行更具体的说明。

1 〈基本原理〉

图 1 为表示例如桡骨动脉等等的典型动脉血压波形用的示意性曲线图。在该图显示的动脉血压波形中，通常包含有具有最高峰的喷射波（ejection wave），具有次高峰的退潮波（tidal wave），和具有第 3 高峰的降线重脉波（dicrotic

notch）。退潮波和降线重脉波之间的极小点即曲线拐点被称作重脉搏（dicrotic notch）。喷射波的波峰对应于血压波形中形成最高血压的收缩期血压（最高血压）BPsys。扩张期血压（最低血压）BPdia 对应于血压波形中的最低血压。收缩期血压 BPsys 和扩张期血压 BPdia 之间的压差称作脉压△BP。而且，对血压波形进行积分，求出其时间平均值还可以得到平均血压 BPmean。

在本说明书中，分别将收缩期血压 BPsys 和重脉搏处的血压之间的压差称作喷射后期压△BPp，将重脉搏处的血压和降线重脉波波峰处的血压之间的压差称作降线重脉波高△BP_D，将扩张期血压和退潮波波峰血压之间的血压差称作退潮波高 BP_{Tp}。

目前已知，作为具有血管扩张作用的钙对抗剂的利心平(nifedipine)，具有使血管的伸展性得到暂时提高的药理作用，这一作用与交感神经被抑制、副交感神经处于支配地位的生理状态时的场合相类似。本申请的发明者对多个被测试者进行了如下测定：在向被测试者进行利心平给药的前后，分别测定喷射后期压△BPp（mmHg）。表 1 示出了测量结果，在该表中，给药前的喷射后期压△BPp（mmHg）是在利心平给药的 1 小时之前，对桡骨动脉压波形实施叠加平均得出的喷射后期压△BPp，给药后的喷射后期压△BPp（mmHg）是在利心平给药的 1 小时之后，对桡骨动脉压波形实施叠加平均得出的喷射后期压△BPp。

表 1

	给药前的喷射后期压△BPp（mmHg）	给药后的喷射后期压△BPp（mmHg）
A	28	30
B	43	52
C	24	52
D	32	48
E	23	32
F	22	40

如该表所示，虽然对于被测试者 A 和 B，难以看出在利心平给药前后喷射后期压△BPp 出现明显变化，但是由其他的 4 名被测试者 C 到 F，显然能够确认在利心平给药前后的喷射后期压△BPp 会明显增加。即可以知道，作为从桡

骨脉压波形得到的指标之一的喷射后期压△BPp，在不同的生理状态下会显示出显著不同的数值。

据此可知，可以通过监测从桡骨脉压波形得到的指标，比如说喷射后期压△BPp 变化的方式测出被测试者的生理状态变化。

2 〈实施形式 A〉

2.1 经穴位置探测装置功能性构成部分

图 2 为表示作为本发明实施形式的经穴位置探测装置 10 的功能性构成部分用的示意性方框图。如该图所示，经穴位置探测装置 10 可以由刺激部分 14，脉波检测部分 18，经穴位置判断部分 30，显示部分 50 和控制部分 54 构成。

刺激部分 14 具有按照能摩压刺激皮肤的方式形成的端部。

脉波检测部分 18 具有例如压力传感器等部件，可以对脉波，即由左心室收缩引起的动脉进行性膨胀波形实施检测。

经穴位置判断部分 30 可以在刺激部分 14 施加刺激的前后，利用脉波检测部分 18 检测出的脉波波形，判断刺激部分 14 所刺激的部位是否为经穴位置。经穴位置判断部分 30 可以由例如存储部分 34，脉波波形指标导出部分 38 和判断部分 42 构成。更具体而言，经穴位置判断部分 30 可以包含有中央处理单元（CPU）和存储操作该 CPU 用程序的存储器。

存储部分 34 用于对在刺激部分 14 进行刺激的前后由脉波检测部分 18 检测出的脉波波形实施存储。存储部分 34 可以由半导体存储器，以及利用磁或光实施存储的存储介质等等形成。

脉波波形指标导出部分 38 可以利用存储部分 34 存储的脉波波形，导出例如喷射后期压△BPp 等等的脉波波形指标，。

判断部分 42 可以利用在刺激部分 14 进行刺激前后，由脉波波形指标导出部分 38 所导出的例如喷射后期压△BPp 等等的指标，判断刺激部分 14 刺激的部位是否为经穴位置。

显示部分 50 将经穴位置判断部分 30 对刺激部分 14 刺激的部位是否为经穴位置的判断结果，用文字，记号或图表等形式表示出来。

2.2 经穴位置探测装置的外观构成

作为本实施形式的经穴位置探测装置 10 除去刺激部分 14 之外的部分，可呈例如图 3 和图 4 所示的手表形式。图 3 表示的是其外观的示意性斜视图，图

4 是将其带在手腕部时的示意性斜视图。

如图所示，经穴位置探测装置 10 除去刺激部分 14 之外的部分，可以具有本体部分 62，安装在本体部分 62 上的一对表带 58，以及可沿着表带 58 移动并安装在表带 58 上的传感器支撑部分 59。在传感器支撑部分 59 上可设置有脉波检测部分 18，而且该脉波检测部分 18 可包含有突出设置着的压力传感器 68。压力传感器 68 和本体部分 62 由图中未示出的柔性印刷线路（FBC：flexible printed circuit）布线基板等等连接在一起，以便能够对压力传感器 68 测出的信号实施传递。

本体部分 62 具有至少一个图中未示出的半导体集成电路（IC）。在图 3 显示的例子中，该半导体集成电路（IC）还具有计时功能，显示部分 59 还可以显示出时间信息。此外，还可以利用实施各种操作用的操作按钮 61，在例如检测脉波的测定模式和显示时刻的计时模式之间进行切换，或者实施各种输入操作。

在使用经穴位置探测装置 10 时可以如图 4 所示，将传感器支撑部分 59 放置在桡骨动脉 98 的附近，将手表状的经穴位置探测装置 10 缠绕在被测试者的手腕上。这时设置在传感器支撑部分 59 上的压力传感器 68 可处于桡骨动脉 98 的位置上，并且可以通过沿着表带 58 滑动的方式，使传感器支撑部分 59 定位设置。

当压力传感器 68 按压住被测试者的桡骨动脉 98 时，相应于伴随着该动脉中血流变动的血管壁振动的脉波将传递至具有压力传感器 68 的脉波检测部分 18 处，因此经穴位置探测装置 10 能够对脉波实施随时检测。由于脉波波形与该血管中的血压波形形状大致相同，所以可以对波形实施检测。

2.3 经穴位置探测装置 10 的运行方式

经穴位置探测装置 10 可以按照以下方式，判断被测试者的被刺激部分所刺激的部位是否具有经穴位置。

首先，将表带 58 缠绕在手腕上，使传感器支撑部分 59 位于桡骨动脉 98 附近的位置处。

然后在刺激部分 14 对被测试者施加刺激之前，利用具有诸如压力传感器 68 等等的脉波检测部分 18，检测出作为压力波形的、伴随着诸如桡骨动脉 98 等等的手腕部动脉处的血液流动所产生的血管壁振动波形，即脉波波形。存储

部分 34 存储由压力传感器 68 检测出的脉波波形。利用存储部分 34 存储的该脉波波形，脉波波形指标导出部分 38 便可以导出脉波波形指标。

随后，用刺激部分 14 在被测试者身上被推定为经穴的部位进行刺激。

在刺激部分 14 对被测试者施加刺激之后，压力传感器 68 再次检测脉波波形。存储部分 34 存储由压力传感器 68 检测出的脉波波形。随后，利用存储部分 34 存储的该脉波波形，脉波波形指标导出部分 38 可以导出例如喷射后期压△BPp 等等的脉波波形指标。

利用脉波波形指标导出部分 38 所导出的、刺激部分 14 对被测试者施加刺激前后的例如喷射后期压△BPp 等等的指标，判断部分 42 可以对刺激部分 14 刺激的部位是否为经穴位置作出判断。

这一判断结果可以在用如液晶显示装置等构成的显示部分 50 上，用文字和图像等等表示出来。

2.4 实施形式 A 的变形实施形式

2.4.1 在此前所记载的本实施形式是以喷射后期压△BPp 为例，对经穴位置判断部分 30 中使用的、由脉波波形指标导出部分 38 导出的、由判断被刺激的部位是否为经穴位置的判断部分 42 实施判断时的指标进行说明的，然而在经穴位置判断部分 30 中，由脉波波形指标导出部分 38 导出的、由判断部分 42 用于判断的指标还可以为：由收缩期血压和扩张期血压之间压差形成的脉压△BP，由重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高△BP_D，用脉压对由重脉血压和收缩期血压之间压差形成的喷射后期压进行标准化处理后的喷射后期压比△BP_P/△BP，用脉压对由重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高进行标准化处理后的降线重脉波高比△BP_D/△BP，用所述脉压对由扩张期血压和退潮波峰血压之间的血压差形成的退潮波高进行标准化处理后的退潮波高比 BP_{Tp}/△BP，以及脉拍等等。

2.4.2 在此前所记载的本实施形式，是以脉波检测部分检测脉波所用的动脉是桡骨动脉 98 的场合为例进行说明的，然而脉波检测部分检测脉波所用的动脉也可以是四肢和手指中任一种的动脉，比如说也可以是腕部的尺骨动脉，手指动脉中的掌侧指动脉，上腕部的上腕动脉，以及下肢的膝窝动脉等等。而且，脉波检测部分检测脉波所用的动脉还可以是离体表不远位置处的其它动脉，例如颈动脉和大腿动脉等等。

2.4.3 在此前所记载的本实施形式，是以采用压力传感器作为脉波检测部分为例进行说明的，然而为了能够得到与血流量变化波形大致相同的脉波波形，还可以用光传感器代替压力传感器作为脉波检测部分，其中光传感器可以通过对动脉进行光照射，检测动脉内血液反射光量变化或者透过光量变化的方式实施检测。

如果举例来说，这种光传感器可以用发光二极管（LED：light-emitting diode）和光敏晶体管等构成。发光二极管（LED）的发光波长可以选择在血液中血红蛋白的反射波长或吸收波长峰值附近，光敏晶体管的受光波长范围可以选择在血红蛋白的反射波长或吸收波长峰值的附近，从而使光接受值可以相应于血流量发生变化。采用这种方式，便可以可通过检测光接受值来检测脉波波形。

这种光传感器在未贴合在桡骨动脉等的位置处时，也能够对相应于血流量变化的脉波或称容积脉波实施检测，即能够将存在于皮肤附近毛细血管网中红血球量的变动，作为照射向皮肤的光束透过量或反射量的变动而进行检测。因而，使用这种光传感器的脉波检测部分可以稳定地将存在于皮肤附近毛细血管中红血球量的变动，作为末梢动脉中的脉波（容积脉波）实施检测。

如上所述，作为本实施形式的经穴位置检测装置 10，用来判断刺激部分 14 所刺激的部位是否为经穴位置的指标可以是：用由最高血压和最低血压之间压差形成的脉压对由重脉血压和最高血压之间压差形成的喷射后期压进行标准化处理后的喷射后期压比$\triangle BP_P/\triangle BP$，用脉压对由重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高进行标准化处理后的降线重脉波高比$\triangle BP_D/\triangle BP$，用脉压对由退潮波峰血压进行标准化处理后的 $BP_{Tp}/\triangle BP$，以及脉拍等等。因此，脉波检测部分也可以不使用检测绝对血压的传感器。 可以使用光电式传感器构成的脉波检测部分得到与血压波形形状相同的波形，因此可以构成为和前述经穴位置检测装置具有同样技术作用效果的经穴位置检测装置。

图 5（A），图 5（B）和图 5（C）表示的是除刺激部分 14 之外的、具有上述脉波检测部分 18A 的经穴位置检测装置 10A 的一个实例用的示意性外观图，该经穴位置检测装置 10A 是由呈手表形状的本体部分 62A，通过连接件 57 连接在该本体 62A 的连接部分 20 处的电缆 64，和设置在该电缆 64 的前端侧面处的脉波检测部分 18A 构成的。在本体部分 62A 上安装有腕带，而且该腕

带 56 可以将本体部分 62A 戴在被测试者的手腕部。

本体部分 62A 具有连接部分 20，而且作为电缆 64 端部的连接件 57 以能够自如脱戴的方式，安装在连接部分 20 处。

图 5（C）表示的是取下连接件 57 之后的连接部分，如果举例来说，它可以具有和电缆 64 连接的插销 21，传输数据用的发光二极管（LED）22 以及光晶体管 23 等等。

在本体部分 62A 的表面侧还设置了由液晶板形成的显示部分 50A。显示部分 50A 可以具有段显示区域和点显示区域等，以显示中枢血压波形，中枢血压波形指标以及解析结果等。而且，在显示部分 50A 中也可以使用除液晶板之外的其它显示装置。

在本体部分 62A 的内部具有控制各种演算和变换等的中央处理单元（CPU），和存储用于操作中央处理单元（CPU）用的程序等的存储器（图示中省略），且在本体部分 62A 的外周部还分别设置了实施各种操作和输入用的操作按钮 61A。

另一方面，脉波检测部分 18A 可以如图 5（B）所示，被固定传感器用条带 65 遮光，并被戴在被测试者的食指根部附近。当将脉波检测部分 18A 戴在指根附近处时，电缆 64 可以较短，且戴起来也不会觉得累赘。而且，由于指根附近对气温造成的血流量变化比指尖要少，所以检测出的脉波波形受气温等的影响将比较少。

2.4.4 在此前所记载的本实施形式，是以用经穴位置判断部分 30，显示部分 50 和控制部分 54 组成本体部分 62 的实例进行说明的，然而也可以使它们分体形成，并且与脉波检测部分 18 和刺激部分 14 等实施电连接。

2.4.5 在此前所记载的本实施形式，是以显示部分 50 由具有作为告知部分的、诸如液晶显示装置等构成的，并且可以通过显示部分 50 所显示的文字和图案等进行告知的场合为例进行说明的，但是也可采用打印机，以及音声合成装置和扬声器等等构成的告知部，来代替显示部分 50 或者和显示部分 50 结合使用，由此也可以将作为文字和图案等的各种信息，通过显示、打印或者音声的形式实施告知。

2.5 实施形式 A 的作用效果

如上所述，依据本实施形式构成的经穴位置探测装置 10，可以通过使用在刺

激部分 14 施与刺激前后由脉波检测部分 18 所检测到的，并由存储部分 34 存储的脉波波形，由经穴位置判断部分 30 判断刺激部分 14 刺激的部位是否为经穴位置，因此能客观地对经穴位置进行探测，且探测位置的再现性高。

3. 〈实施形式B〉

本实施形式中的经穴位置探测装置和实施形式 A 的不同点在于：由上述刺激部分向多个位置分别进行刺激之后，由存储部分对上述脉波检测部分检测出的脉波波形实施存储，经穴位置判断部分利用该存储部分存储的脉波波形判断各刺激部位是否为经穴位置。在下文中仅将与实施形式 A 不同的地方为中心进行说明。除此之外，由于与实施形式 A 相同，因此省去了详细说明。而且，附图中的相应部分已经用同一符号标记。

3.1 经穴位置探测装置的功能性构成部分

图 6 为表示作为本实施形式的经穴位置探测装置 11 的功能性构成部分用的示意性方框图。本实施形式的功能性构成部分与实施形式 A 的功能性构成部分基本相同，只是经穴位置判断部分的运行方式有一些差异。

在本实施形式中，经穴位置判断部分 31 存储的是由刺激部分 14 向多个位置分别进行刺激之后由脉波检测部分 18 检测出的脉波波形。在对多个部位进行刺激之后，使用所存储的该脉波波形判断各刺激部位是否为经穴位置。经穴位置判断部分 31 和实施形式 A 相类似，也可以由存储部分 35，脉波波形指标导出部分 38 和判断部分 43 形成。

存储部分 35 存储的是由刺激部分 14 向多个位置分别进行刺激之后由脉波检测部分 18 检测出的多个脉波波形。

脉波波形指标导出部分 38 可以利用存储部分 35 存储的脉波波形，导出例如喷射后期压△BPp 等等的各种脉波波形指标。

判断部分 43 可以使用与存储部分 35 所存储的多个脉波波形各自对应的指标，判断刺激部分 14 所刺激的各个部位是否为经穴位置。例如判断部分 43 可以对存储部分 35 存储的多个脉波波形，与由脉波波形指标导出部分 38 导出的喷射后期压△BPp 实施相互比较的方式，判断刺激部分 14 所刺激的各个部位是否为经穴位置。

3.2 经穴位置探测装置的外观构成

作为本实施形式的经穴位置探测装置 10 的外观构成可以和实施形式 A 一

样。

3.3 经穴位置探测装置的运行方式

作为本实施形式的经穴位置探测装置 11 可以按照以下方式，判断用刺激部分 14 对被测试者进行刺激的部位是否为经穴位置。

首先，将表带 58 缠绕在手腕上，使传感器支撑部分 59 位于桡骨动脉 98 的附近位置处。

然后用刺激部分 14 对推定为经穴的位置进行刺激。

在利用刺激部分 14 对被测试者实施预定时间的刺激之后，利用压力传感器 68 检测脉波波形。利用存储部分 35 存储压力传感器 68 检测出的脉波波形。

在利用刺激部分 14 进行刺激时，对多个部位重复实施在刺激预定时间之后，对被检测脉波波形实施检测和存储的操作。

此后，利用存储部分 35 所存储的、与各刺激部分对应的脉波波形，由脉波波形指标导出部分 38 导出与各刺激部分对应的例如喷射后期压△BPp 等等的脉波波形指标。通过对与多个刺激部位对应的指标进行相互比较的方式，由判断部分判断各刺激部位是否为经穴位置。

该判断结果由例如液晶显示装置等等构成的显示部分 50，用文字和图案等表示出来。

3.4 实施形式 B 的变形实施形式

3.4.1 在此前所记载的本实施形式中，是以存储部分存储与多个刺激部位对应的脉波，脉波波形指标导出部分在得到与该多个部位对应的脉波后导出指标的场合为例进行说明的，然而脉波波形指标导出部分也可以一边得到与各刺激部位对应的脉波，一边实施指标的导出。

3.4.2 在实施形式 A 中所示的各种变形实施形式也同样适用本实施形式。

3.5 实施形式 B 的作用效果

如上所述，这种装置可以在由刺激部分 14 向多个位置分别进行刺激之后，由脉波检测部分 18 进行检测并由存储部分 35 存储脉波波形，而且经穴位置判断部分 31 能够使用该脉波波形，判断刺激部分 14 刺激的各部位是否为经穴位置，由此能够客观地探测经穴位置，且探测位置的再现性高。

4 〈实施形式 C〉

作为本实施形式的针灸治疗效果判断装置与作为实施形式 A 的经穴位置

探测装置间的主要不同点在于：使用针状部分代替刺激部分，用治疗效果判断部分代替经穴位置判断部分。在下文中将以与实施形式 A 的不同点为中心进行说明。除此之外的地方由于和实施形式 A 相同而省略了详细说明。附图中对应的部分已经用同一符号标记。

4.1 治疗效果判断装置的功能性构成部分

图 7 为表示作为本实施形式的治疗效果判断装置 12 的功能性构成部分用的示意性方框图。本实施形式的功能性构成部分几乎与实施形式 A 的功能性构成部分一样，只是用针状部分代替了刺激部分，用治疗效果判断部分代替了经穴位置判断部分。

针状部分 15 具有形成为实施针灸用针状体的前端部。

治疗效果判断部分 32 可以利用在针状部分进行针灸的前后由脉波检测部分 18 检测的脉波波形，判断针灸的治疗效果。治疗效果判断部分 32 可以由例如存储部分 36，脉波波形指标导出部分 38 和判断部分 44 等构成。更具体的说，治疗效果判断部分 32 可以包含有中央处理单元（CPU）和存储操作该 CPU 用程序的存储器。

存储部分 36 用于对在针状部分 15 进行针灸的前后由脉波检测部分 18 检测出的脉波波形实施存储。存储部分 36 可以用半导体存储器，以及利用磁或光实施存储的存储介质等等形成。

脉波波形指标导出部分 38 可以利用存储部分 36 存储的脉波波形，导出例如喷射后期压△BPp 等等的脉波波形指标。

判断部分 44 可以利用在针状部分 15 进行针灸的前后，由脉波检测部分 18 检测出的脉波波形来判断针灸的治疗效果。如果举例来说，判断部分 44 可以利用在针灸前后，从脉波波形导出的、作为指标的喷射后期压△BPp 的变化来判断针灸的治疗效果。

显示部分 50 可以将针状部分 15 针灸效果判断结果用文字，记号或图表等形式表示出来。

4.2 治疗效果判断装置的外观构成

作为本实施形式的治疗效果判断装置 10 除针状部分 15 之外的外观构成，可以和实施形式 A 相同。

图 8 为表示针状部分 15 的一个形状实例用的示意性外观图。由该实例所

示的针状部分 15，可以由与皮肤直接接触的针头构件 16 和支撑针状部分的被保持构件 17 构成。

4.3 治疗效果判断装置的运行方式

治疗效果判断装置 10 可以按照以下方式来判断针灸的治疗效果。

首先，将表带 58 缠绕在手腕上，使传感器支撑部分 59 位于桡骨动脉 98 附近的位置处。

然后在针状部分 15 进行针灸之前，利用具有诸如压力传感器 68 等等的脉波检测部分 18 检测出脉波波形。存储部分 36 存储由压力传感器 68 检测出的脉波波形。利用存储部分 36 存储的该脉波波形，脉波波形指标导出部分 38 便可以导出诸如喷射后期压△BPp 等等的脉波波形指标。

此后，利用针状部分 15 沿着治疗方向对被测试者身上的部位进行针刺。

用针状部分 15 对被测试者进行针灸之后，压力传感器 68 再次检测出脉波波形。此后存储部分 36 存储由压力传感器 68 检测出的脉波波形。随后，利用存储部分 36 存储的该脉波波形，脉波波形指标导出部分 38 导出脉波波形的指标。

此后，判断部分 44 利用在用针状部分 15 对被测试者进行刺激前后时由脉波波形指标导出部分 38 所导出的指标，判断由针状部分 15 实施的针刺效果。

可以利用如包括有液晶显示装置等等的显示部分 50，用文字和图像表示出该判断结果。

4.4 实施形式 C 的变形实施形式

4.4.1 在此前所记载的本实施形式，是以喷射后期压△BPp 为例，对在经穴位置判断部分 32 中使用的、由脉波波形指标导出部分 38 导出的、由判断治疗效果部分 44 用于实施判断的指标进行说明的，然而在经穴位置判断部分 32 中，由脉波波形指标导出部分 38 导出的、由判断部分 44 用于判断的指标还可以为：由收缩期血压和扩张期血压之间压差形成的脉压△BP，由重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高$\triangle BP_D$，用脉压对由重脉血压和收缩期血压之间压差形成的喷射后期压进行标准化处理后的喷射后期压比$\triangle BP_P/\triangle BP$，用脉压对由重脉血压和降线重脉波峰血压之间的血压差形成的降线重脉波高进行标准化处理后的降线重脉波高比$\triangle BP_D/\triangle BP$，用脉压对由扩张期血压和退潮波峰血压之间的血压差形成的退潮波高进行标准化处理后的退

潮波高比 $BP_{Tp}/\triangle BP$，以及脉拍等等。

4.4.2 作为实施形式 A 的变形实施形式 2.4.2、变形实施形式 2.4.3、变形实施形式 2.4.4 和变形实施形式 2.4.5，也同样适用于本实施形式。

4.5 实施形式 C 的作用效果

5 如上所述，依据本实施形式构成的治疗效果判断装置 10，可以利用在针状部分 15 进行针灸的前后由脉波检测部分 18 进行检测并由存储部分 36 实施存储脉波波形，由治疗效果判断部分 32 判断用针状部分 15 进行针灸的治疗效果，因此能够客观地判断针灸的治疗效果。

5 〈实施形式 D〉

10 在上述各种实施形式中，是以利用脉波检测部分 18 或 18A 检测出的脉波波形，进行经穴位置探测或治疗效果判断的实例进行说明的然而也可以在脉波检测部分上增加以如下所示的血压测定部分和变化部分构成的部件的方式，将脉波波形变换成血压波形，进而利用该血压波形进行经穴位置探测或者治疗效果的判断。

15 图 9 为表示血压检测部分 80 的功能性构成部分和与血压检测部分 80 相连的部分，即脉波检测部分 18 和变换部分 72 间关系用的示意性方框图。而且，脉波检测部分并不仅限于上述各实施形式中所示的脉波检测部分 18 或者脉波检测部分 18A，还可以使用具有检测脉波波形用传感器的其它类型的脉波检测部分。

20 血压检测部分 80 用于在脉波检测部分 18 检测脉波的部位测定血压。血压测定部分 80 的构成实例将在下文进一步描述。

变换部分 72 可以利用血压检测部分 80 测定的血压值，将脉波检测部分 18 检测出的脉波波形变换成该部位处的血压波形。例如，变化部分 72 可以根据由血压检测部分 80 测定的扩张期血压和收缩期后期血压之间的振幅，将脉波波形变换成相应的血压波形。由此所得到的血压波形可输入到经穴位置判断部分 30 或 31，或者治疗效果判断部分 32 处,从而可以使用血压波形代替脉波波形进行判断。

图 10 为表示使用作为一个血压测定部分实例的血压测定部分 82 进行血压测定时的示意图。血压测定部分 82 可以利用戴在脉波检测部分 18 检测脉波用的部位，例如手腕处的带状体 91 进行血压测定。在带状体 91 的内侧还具有袋

状压力附加部分 89，并且可以将压力附加部分在与桡骨动脉 98 相对的位置处缠绕在手指上。

压力附加部分 89 形成为袋状，并通过管路 87 与泵 86 和排气阀 88 相连。在压力附加部分 89 中填充着诸如空气等等的流体，并且可以用泵 86 和排气阀 88 等调整该流体的量，进而控制压力附加部分 89 的体积，并由此调节压力附加部分 89 按压桡骨动脉 98 的按压力。

在所述管路 87 处还可以设置检测流体压力变化的压力传感器 90。压力传感器 90 可以通过压力附加部分 89 以及管路 87,检测作为流体压力变化的、所传递出的桡骨动脉 98 的振动。换句话说就是，置于桡骨动脉 98 上的压力附加部分 89 可相对于桡骨动脉 98 的振动进行按压，进而使压力附加部分 89 内的流体压力可以随着桡骨动脉 98 的振动而变化。因此，检测该压力变化用的压力传感器 90 能够输出与桡骨动脉 98 的振动相对应的信号。

正如图 9 中一部分所示，血压测定部分 80 还可以在前述各部分处，添加有控制部分 84 和血压确定部分 92 等等部件。

控制部分 84 的控制方式可以为：通过控制调节泵 86 和排气阀 88 的动作来调节充填在压力附加部分 89 内的流体量，改变压力附加部分 89 施加的压力，进而通过压力附加部分 89 用预定范围内的各种按压力按压桡骨动脉 98。控制部分 84 可以具有中央处理单元（CPU）和存储操作该中央处理单元（CPU）用程序的、如半导体存储器等等的存储部分。

血压确定部分 92 可以从控制部分 84 处获得压力附加部分 89 施加的各种按压力信息，并且可以在施加各种按压力时获得从压力传感器 90 输出的检测信号，此后确定最高血压和最低血压。血压确定部分 92 可以包含有中央处理单元（CPU）和存储操作该中央处理单元（CPU）用程序的存储器等等。

下面对采用具有上述构成形式的血压测定部分 82 进行血压测定时的操作方式进行说明。

首先，使压力附加部分 89 处于与桡骨动脉 98 相对应的位置处，并将护腕状带状体 91 缠绕在手腕上。

然后由控制部分 84 对泵 86 和排气阀 88 进行控制，调节充填在压力附加部分 89 内的流体量，使压力附加部分 89 施加的压力产生变化，进而使压力附加部分 89 用预定范围内的各种按压力按压桡骨动脉 98。换句话说就是，由控

制部分 84 将压力附加部分 89 的按压力控制在稍微超出通常血压值范围的范围内，例如控制在 250 mmHg 到 20 mmHg 的范围内。

在该压力附加部分 89 用各种按压力进行按压时，压力附加部分 89 将使血管变窄，流经该血管的血流将使血管壁振动，所以检测桡骨动脉 98 振动用的压力传感器 90 将可以检测到与该血管壁振动相对应的信号。检测结果按照与压力附加部分 89 施加的各种按压力相对应的方式，由血压确定部分 92 实施存储。此外，压力附加部分 89 施加的各种按压力值，是从控制该按压力用的控制部分 84 传输到血压确定部分 92 的。

此后，在获得分布在上述压力附加部分 89 按压力设定范围内的、足够的试样数目时，由血压确定部分 92 进行血压的确定。即确定最高血压和最大血压，最高血压是随着流经处于狭窄状态的血管中的血流的振动，由压力传感器 90 检测到的压力附加部分 89 的最高压力，最低血压是随着流经处于狭窄状态的血管中的血流的振动，由压力传感器 90 检测到的压力附加部分 89 的最低压力。这种血压确定原理是与施加在腕带处的压力发生变化，用腕带按压住动脉末梢，并且对流经由于按压而变窄的该血管的血流所产生的血管壁振动实施检测，以确定血压的血压测定法，即所谓的听诊法是相同的。

上面对本发明的实施形式进行了说明，但是本发明并不仅限于上述各实施形式，在本发明的要素范围内，即在与权利要求请求范围相当的范围内，还可以获得各种变形实施形式。

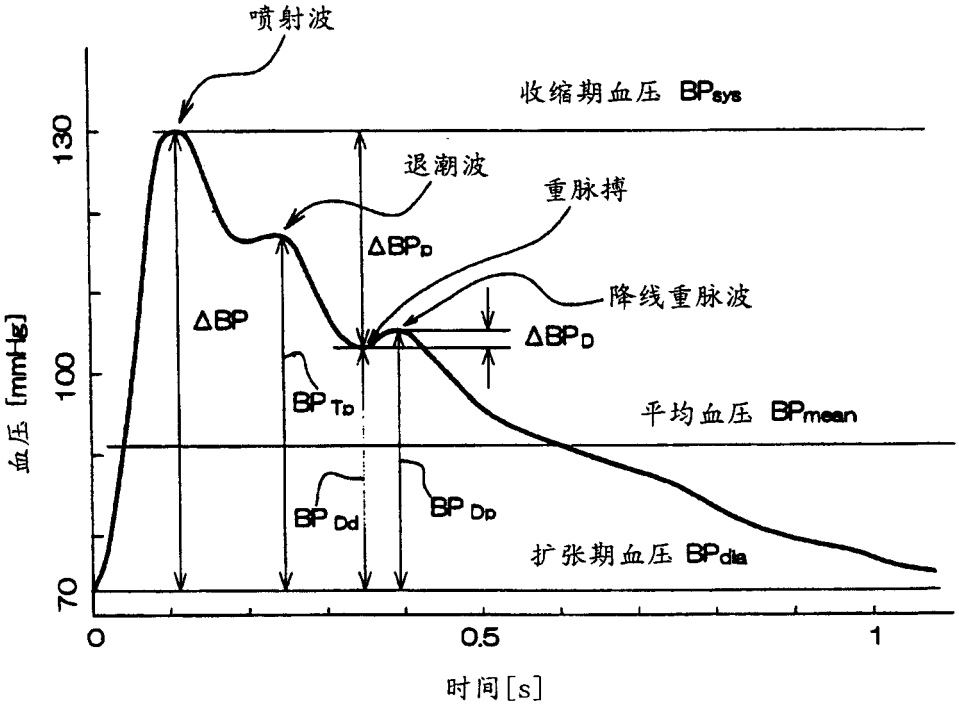

喷射波
收缩期血压 BPsys
退潮波
重脉搏
ΔBPD
降线重脉波
ΔBP
ΔBPD
BP Tp
平均血压 BPmean
BP Dd
BP Dp
扩张期血压 BPdia
血压 [mmHg]
130
100
70
0
0.5
1
时间[s]

图 1

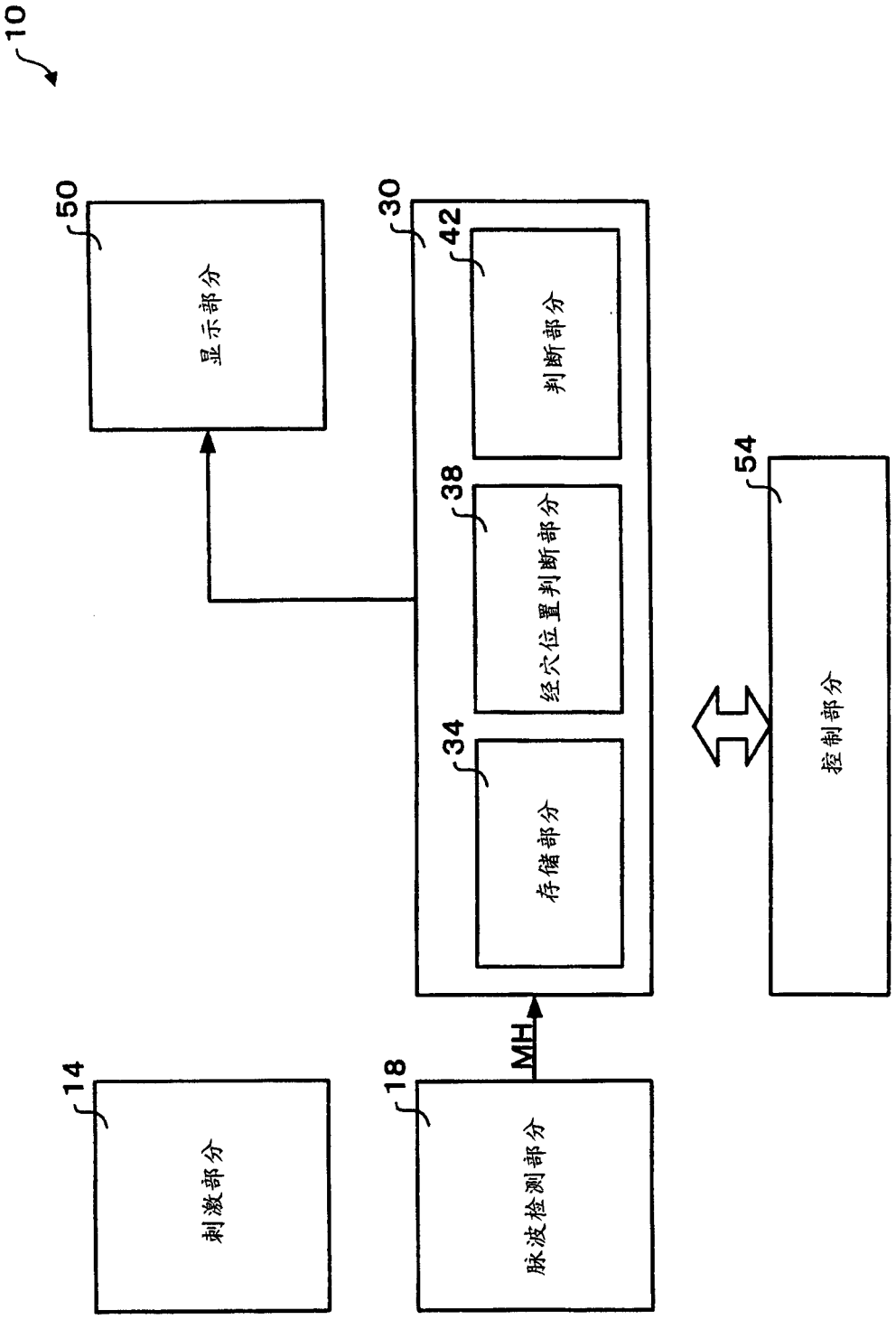

10
50
显示部分
30
42
判断部分
38
经穴位置判断部分
34
存储部分
54
控制部分
14
刺激部分
18
脉波检测部分
MH

图 2

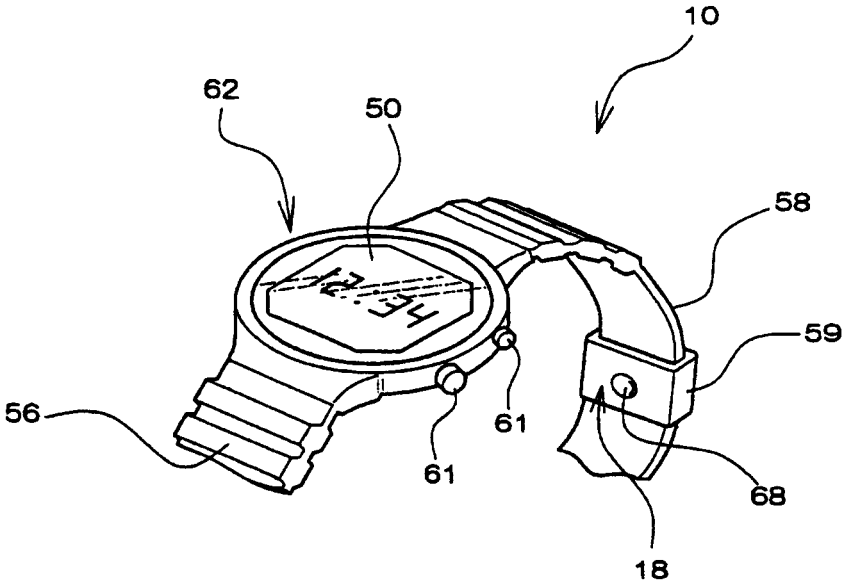


图 3

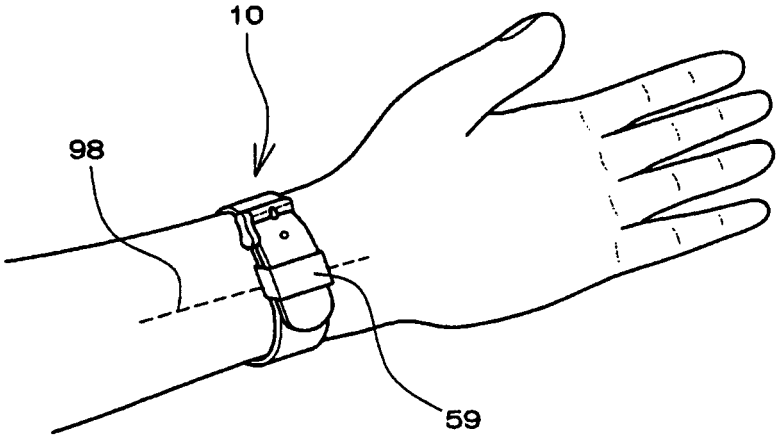


图 4

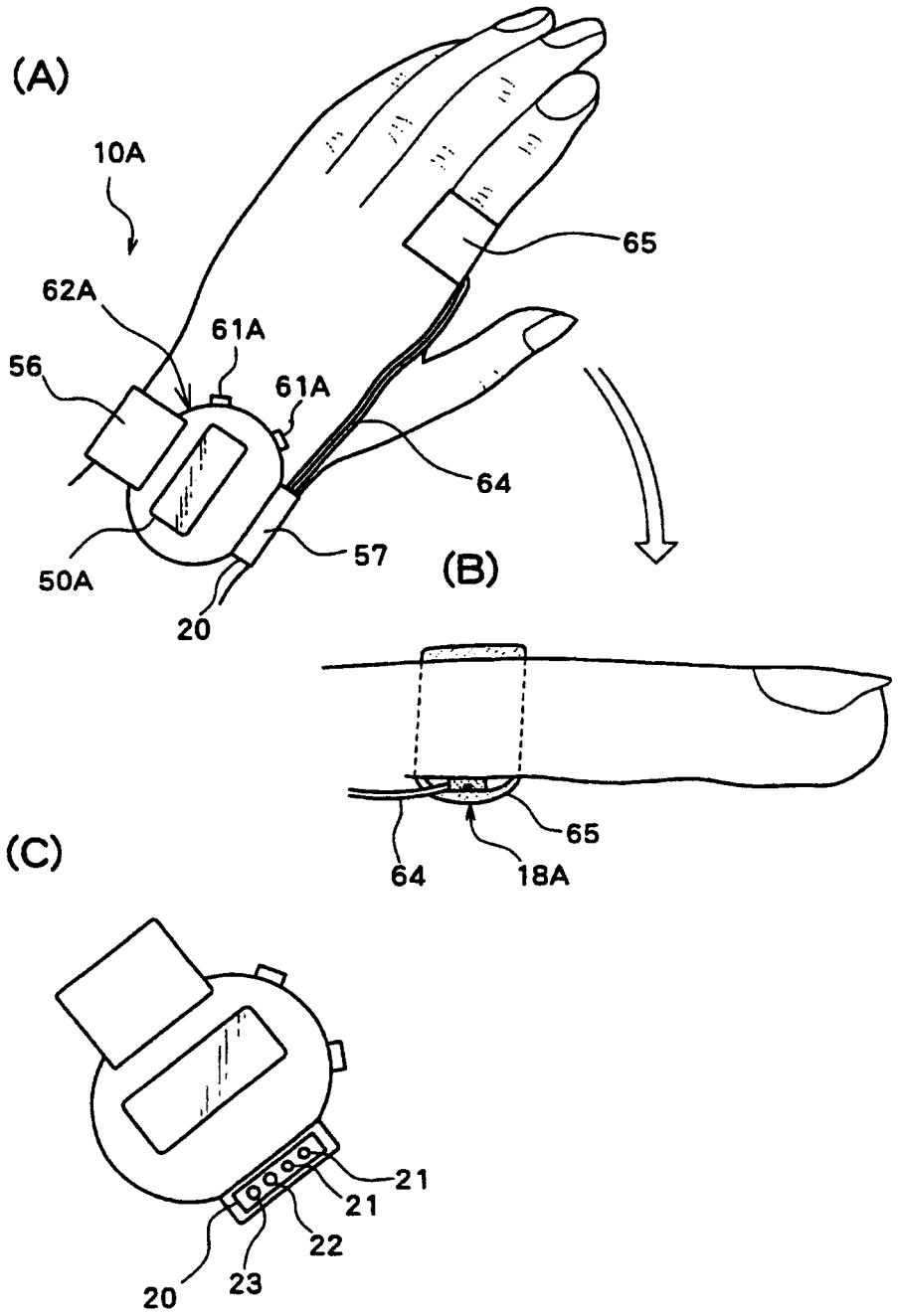


图 5

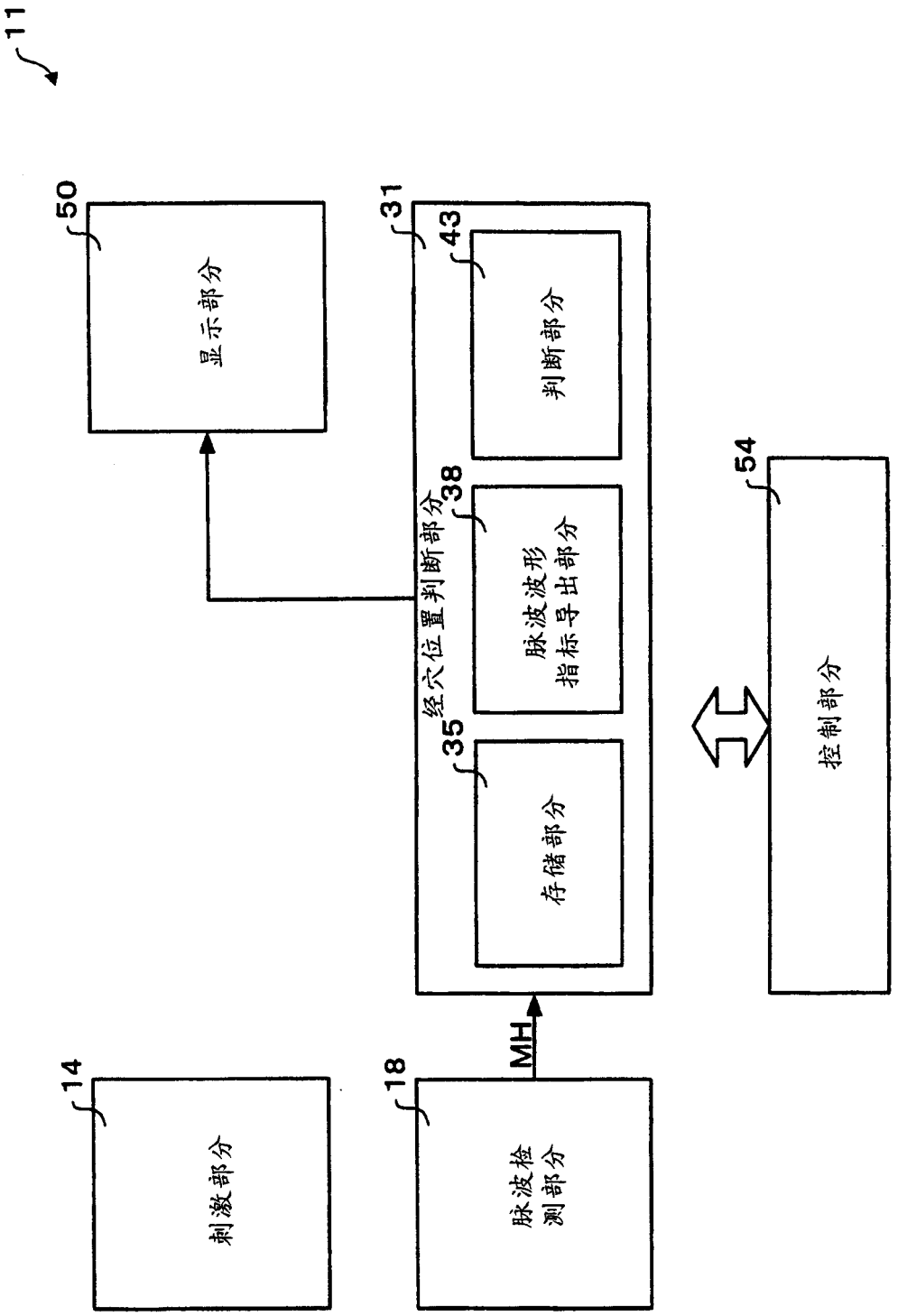

11
50
显示部分
31
经穴位置判断部分
43
判断部分
38
脉波波形
指标导出部分
35
存储部分
54
控制部分
14
刺激部分
18
脉波检
测部分
MH

图 6

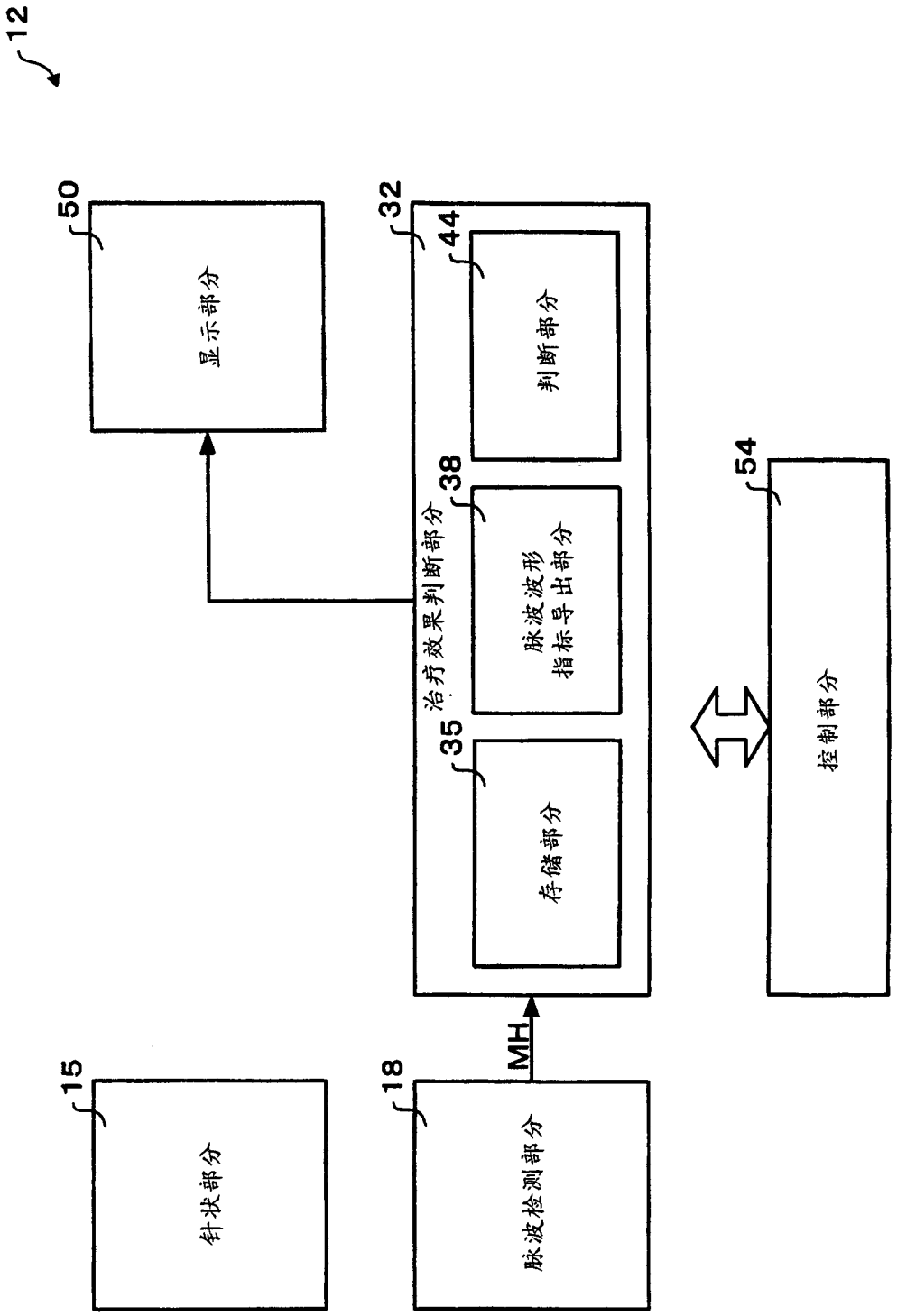

12
50
显示部分
32
治疗效果判断部分
44
判断部分
38
脉波波形
指标导出部分
35
存储部分
54
控制部分
15
针状部分
18
脉波检测部分
MH

图 7

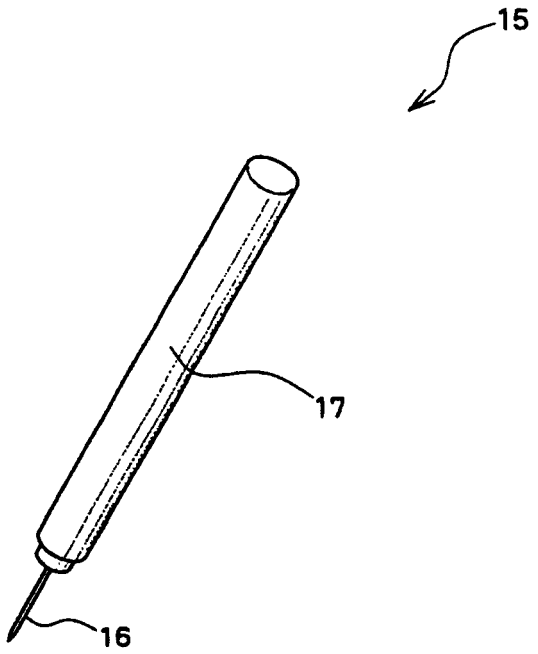


图 8

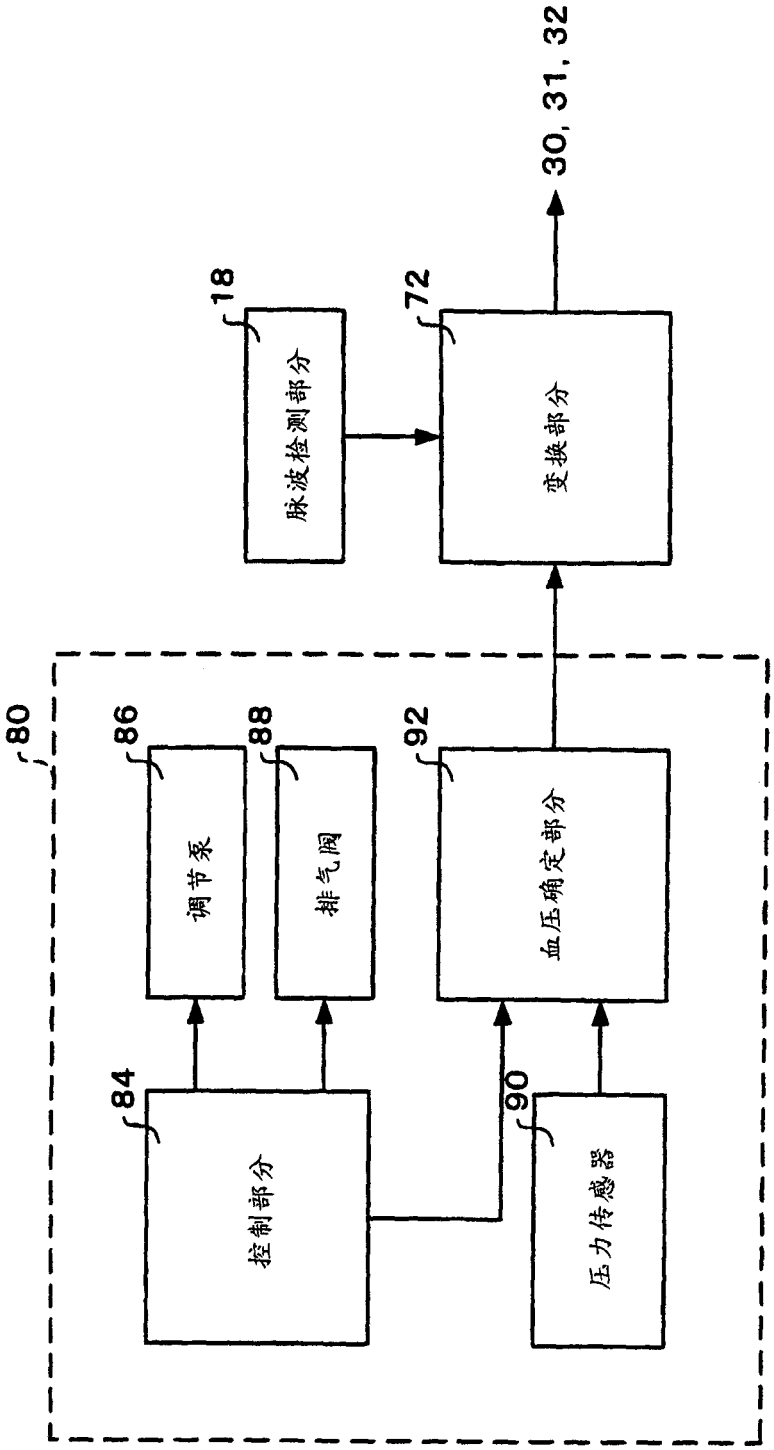

80
86
调节泵
88
排气阀
84
控制部分
92
血压确定部分
90
压力传感器
18
脉波检测部分
72
变换部分
30, 31, 32

图 9

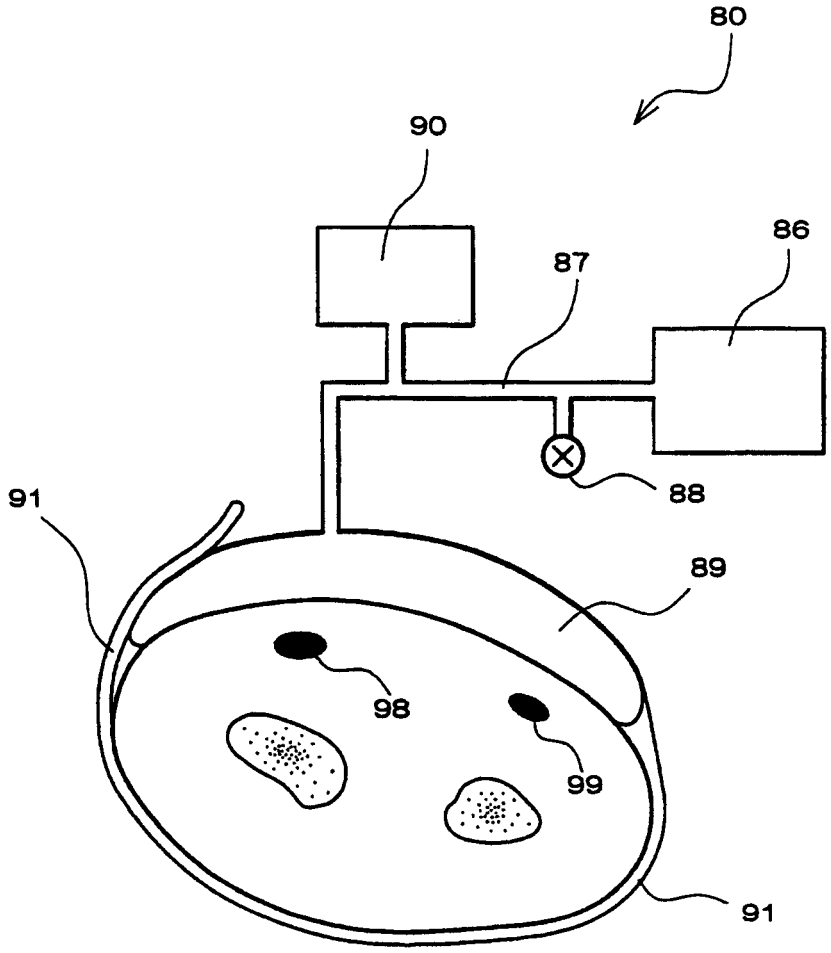
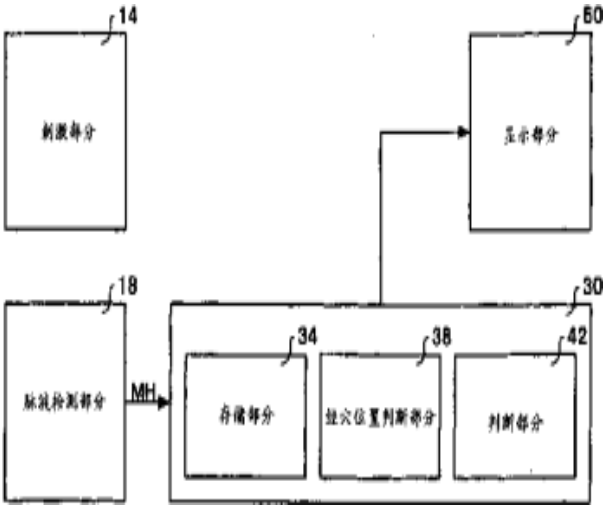


图 10

专利名称(译)	经穴位置探测装置和治疗效果判断装置		
公开(公告)号	CN1403068A	公开(公告)日	2003-03-19
申请号	CN02143754.8	申请日	2002-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	天野和彦		
发明人	天野和彦		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/021 A61B5/053 A61H39/00 A61H39/02 A61H39/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61H39/02 A61B5/02116 A61B5/681 A61B5/6838 A61B5/0532 A61B5/021 A61B5/6826		
优先权	2001251876 2001-08-22 JP		
其他公开文献	CN1256928C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了能够客观探测经穴位置，且再现性良好的经穴位置探测装置。经穴位置探测装置10可以具有检测脉波用的脉波检测部分18；具有按照能够刺激皮肤的方式形成的端部的刺激部分14；存储部分34，该部分34可以存储在刺激部分14施加刺激的前后由脉波检测部分18测出的脉波波形；脉波波形指标导出部分38，该导出部分38可以利用存储部分34所存储的脉波波形导出脉波波形指标；以及经穴位置判断部分30，该部分可以利用刺激部分14施加刺激的前后时的脉波波形指标来判断刺激部分14刺激的部位是否为经穴位置。