[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl[7]
A61B 5/021

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02801307.7

[43] 公开日 2003 年 12 月 10 日

[11] 公开号 CN 1461200A

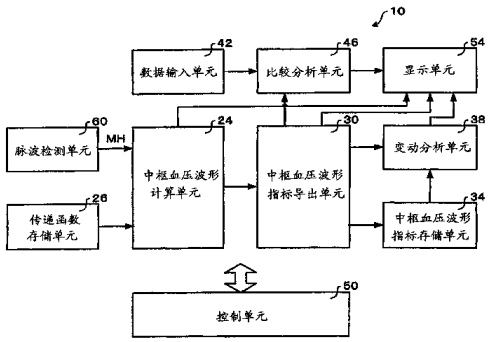
[22] 申请日 2002.4.19 [21] 申请号 02801307.7
[30] 优先权
[32] 2001. 4.19 [33] JP [31] 121583/2001
[86] 国际申请 PCT/JP02/03909 2002.4.19
[87] 国际公布 WO02/085203 日 2002.10.31
[85] 进入国家阶段日期 2002.12.19
[71] 申请人 精工爱普生株式会社
地址 日本东京都
[72] 发明人 天野和彦 高泽谦二
[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 刘宗杰 王忠忠

权利要求书 5 页 说明书 20 页 附图 14 页

[54] 发明名称 中枢血压波形推断装置以及末梢血压波形检测装置

[57] 摘要

本发明的中枢血压波形推断装置具备脉波检测单元 60，传递函数存储单元 26 以及中枢血压波形计算单元 30，脉波检测单元 60 非创伤性地检测末梢中的脉波，传递函数存储单元 26 存储根据由脉波检测单元 60 检测出的末梢中的脉波波形以及非创伤性地测定的中枢血压波形预先计算的传递函数，中枢血压波形计算单元 30 根据由脉波检测单元 60 新检测出的末梢中的脉波波形和来自传递函数存储单元 26 的传递函数，计算与该脉波波形相对应的中枢血压波形。



ISSN1008-4274

1. 一种中枢血压波形推断装置，其特征在于具有：

非创伤性地检测末梢中的脉波的脉波检测单元；

存储根据由上述脉波检测单元检测出的上述末梢中的脉波波形和与该脉波波形相对应的中枢血压波形预先计算出的传递函数的传递函数存储单元；

使用由上述脉波检测单元新检测出的上述末梢中的脉波波形和上述传递函数，计算与该脉波波形相对应的中枢血压波形的中枢血压波形计算单元。

2. 一种中枢血压波形推断装置，其特征在于具有：

非创伤性地检测末梢中的脉波的脉波检测单元；

存储根据预先检测出的上述末梢中的脉波波形和与该脉波波形相对应的中枢血压波形预先计算出的传递函数的传递函数存储单元；

使用上述传递函数和由上述脉波检测单元新检测出的上述末梢中的脉波波形，计算与该脉波波形相对应的中枢血压波形的中枢血压波形计算单元。

3. 一种中枢血压波形推断装置，其特征在于具有：

非创伤性地检测末梢中的脉波的脉波检测单元；

测定上述脉波检测单元检测出脉波的部位附近的血压的血压测定单元；

使用上述血压测定单元测定的血压值，把上述脉波检测单元检测出的脉波波形变换为上述末梢中的血压波形的变换单元；

存储根据由上述脉波检测单元检测出的并且通过上述变换单元的变换得到的血压波形和与该血压波形相对应的中枢血压波形预先计算出的传递函数的传递函数存储单元；

使用由上述脉波检测单元新检测出的并且通过上述变换单元的变换得到的上述末梢中的血压波形和上述传递函数，计算与该血压波形相对应的中枢血压波形的中枢血压波形计算单元。

4. 一种中枢血压波形推断装置，其特征在于具有：

非创伤性地检测末梢中的脉波的脉波检测单元；

存储在上述脉波检测单元检测出脉波的部位附近预先测定的血压值的血压值存储单元；

使用存储在上述血压值存储单元中的血压值，把上述脉波检测单元检测出的脉波波形变换为上述末梢中的血压波形的变换单元；

存储根据通过上述变换单元进行的变换得到的血压波形和与该血压波形相对应的中枢血压波形预先计算出的传递函数的传递函数存储单元；

使用由上述脉波检测单元新检测出的并且通过上述变换单元进行的变换得到的上述末梢中的血压波形和上述传递函数，计算与该血压波形相对应的中枢血压波形的中枢血压波形计算单元。

5. 根据权利要求 1 至权利要求 4 的任一项所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：

还具有从由上述中枢血压波形计算单元计算出的中枢血压波形，导出该中枢血压波形的指标的中枢血压波形指标导出单元。

6. 根据权利要求 5 所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：

上述中枢血压波形指标导出单元导出的指标是收缩期前期血压。

7. 根据权利要求 5 所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：

上述中枢血压波形指标导出单元导出的指标是收缩期后期血压。

8. 根据权利要求 5 所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：

上述中枢血压波形指标导出单元导出的指标是舒张期血压。

9. 根据权利要求 5 所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：

上述中枢血压波形指标导出单元导出的指标是收缩期后期血压与压痕的血压的压差。

10. 根据权利要求 5 所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：

上述中枢血压波形指标导出单元导出的指标是收缩期后期血压与退潮波峰值的血压之比。

11. 根据权利要求 5 至权利要求 10 的任一项所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于还具有：

存储上述中枢血压波形的指标的中枢血压波形指标存储单元；

根据由上述中枢血压波形指标导出单元导出的中枢血压波形的指标以及存储在上述中枢血压波形指标存储单元中的中枢血压波形的指标，分析中枢血压波形指标的变动的变动分析单元。

12. 根据权利要求 11 所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：上述变动分析单元具有

根据存储在上述中枢血压波形指标存储单元中的上述中枢血压波形的指标，导出在预定期间中，当被检查者的基础代谢处于最低区域时的作为上述中枢血压波形的指标的基底中枢血压波形指标的基底中枢血压波形指标导出单元，以及存储由上述基底中枢血压波形指标导出单元导出基底中枢血压波形指标的基底中枢血压波形指标存储单元，

根据由上述中枢血压波形指标导出单元导出的上述中枢血压波形的指标以及存储在上述基底中枢血压波形指标存储单元中的上述基底中枢血压波形指标，分析上述中枢血压波形的指标的变动。

13. 根据权利要求 5 至权利要求 12 的任一项所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：

还具有输入被检查者的实际年龄的数据输入单元；

根据由上述中枢血压波形指标导出单元导出的中枢血压波形的指标以及上述实际年龄中的标准的中枢血压波形的指标，进行中枢血压波形的指标的比较分析的比较分析单元。

14. 根据权利要求 1 至权利要求 13 的任一项所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：

上述脉波检测单元形成为使得把与血流量对应变动的容积脉波检测为存在于皮肤附近的毛细血管中的红血球量的变动。

15. 根据权利要求 1 至权利要求 14 的任一项所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：

上述传递函数存储单元存储与对于同一个被检查者不同的多个状况相对应的多个传递函数。

16. 根据权利要求 15 所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：

上述中枢血压波形计算单元根据上述脉波检测单元检测出的信息，从上述多个传递函数中选择一个，计算中枢血压波形。

17. 根据权利要求 1 至权利要求 16 的任一项所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于：

上述传递函数存储单元存储与不同的年龄相对应的多个传递函数，

上述中枢血压波形计算单元从上述多个传递函数中选择使用与上

述脉波检测单元检测出脉波的被检查者的年龄相对应的传递函数，计算中枢血压波形。

18. 根据权利要求 1 至权利要求 16 的任一项所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于:

上述传递函数存储单元存储与不同的生理年龄相对应的多个传递函数，

上述中枢血压波形计算单元从上述多个传递函数中选择与上述脉波检测单元检测出脉波的被检查者的生理年龄相对应的传递函数，计算中枢血压波形。

19. 根据权利要求 4 所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于:

在上述血压值存储单元中，存储着与对于同一个检查者的各种状况相对应的多种血压值。

20. 根据权利要求 19 所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于:

根据来自上述脉波检测单元的信息，从存储在上述血压值存储单元中的上述多种血压值中选择出的血压值被读出到上述变换单元中。

21. 根据权利要求 19 所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于:

还具有输入上述被检查者的状况的输入单元，根据来自上述输入单元的信息，从存储在上述血压值存储单元中的上述多种血压值中选择出的血压值被读出到上述变换单元。

22. 一种末梢血压波形检测装置，其特征在于具有:

非创伤性地检测末梢中的脉波的脉波检测单元;

测定上述脉波检测单元检测出脉波的部位中的血压的血压测定单元;

使用上述血压测定单元测定的血压值，把上述脉波检测单元检测出的脉波波形变换为上述末梢中的血压波形的变换单元。

23. 一种末梢血压波形检测装置，其特征在于具有:

非创伤性地检测末梢中的脉波的脉波检测单元;

存储在上述脉波检测单元检测出脉波的部位中预先测定的血压值的血压值存储单元;

使用存储在上述血压值存储单元中的血压值，把上述脉波检测单

元检测出的脉波波形变换为上述末梢中的血压波形的变换单元。

24. 根据权利要求 22 或权利要求 23 所述的末梢血压波形检测装置，其特征在于:

上述脉波检测单元检测出的脉波是与血流量对应变化的容积脉波。

25. 根据权利要求 23 所述的末梢血压波形推断装置，其特征在于:

在上述血压值存储单元中存储着与对于同一个被检查者的不同的多个状况相对应的多种血压值。

26. 根据权利要求 25 所述的末梢血压波形推断装置，其特征在于:

根据来自上述脉波检测单元的信息，从存储在上述血压值存储单元中的上述多种血压值中选择出的血压值被读出到上述变换单元。

27. 根据权利要求 25 所述的中枢血压波形推断装置，其特征在于:

还具有输入上述被检查者的状况的输入单元，根据来自上述输入单元的信息，从存储在上述血压值存储单元中的上述多种血压值中选择出的血压值被读出到上述变换单元。

中枢血压波形推断装置以及末梢血压波形检测装置

技术领域

本发明涉及中枢血压波形推断装置以及末梢血压波形检测装置。

背景技术

中枢血压即大动脉起始部分中的血压或者血压波形在对于心脏病患者治疗方针的立案，手术或者治疗后的豫后管理，运动疗法中的强度管理等中成为重要的信息。但是，中枢血压难以非创伤性地进行测定。另外，在患者进行运动等的情况下特别难以进行测定。因此，当前的现实情况是中枢血压或者血压波形在临床中几乎没有被利用。

而末梢血管中的血压波形能够作为中枢血压波形根据传递压波的管路的传递特性发生变化的结果获得。根据这样考虑方法，已知预先测定大动脉起始部分中的血压波形与末梢动脉例如上腕动脉或者桡骨动脉中的血压波形即压脉波波形之间的传递函数，利用这样的传递函数，能够从末梢动脉中的压脉波波形相当高精度地导出中枢中的血压波形。

另外，还已经知道末梢动脉例如桡骨动脉中的压脉波波形通过使得血管壁的一部分成为平坦状态那样用按压在动脉上的压力传感器测定压力的压平压力测定法，也能够高精度地非创伤性地进行检测。

有关这方面的研究，例如详细地记载在 Nichols, W. W. 以及 O'Rourke, M. F. 著“McDonald's Blood Flow in Arteries - Theoretical, experimental and clinical principles”(Fourth Edition)的第 22 章中。

但是，为了使用压平压力测定法稳定地检测末梢动脉例如桡骨动脉等中的脉波，需要使测定者处于安静状态进行测定。

另外，在从末梢动脉中的脉波导出大动脉中的血压波形时，由于与被检查者的年龄或者状态无关，仅使用一个传递函数，因此不能够保证所导出的大动脉中的血压波形的精度。

发明的公开

本发明是鉴于以上的问题点而产生的，其目的在于提供至少能够

起到下述某种作用效果的中枢血压波形推断装置。

1）能够使用非创伤性地检测出的末梢中的脉波波形，导出中枢中的血压波形。

2）能够稳定地检测末梢动脉中的脉波，而不使被检查者限定在安静状态。

3）与被检查者的年龄或者状态无关，能够从末梢动脉中的脉波高精度地导出中枢中的血压波形。

本发明第 1 方案的中枢血压波形推断装置的特征在于具有

非创伤性地检测末梢中的脉波的脉波检测单元;

存储根据由上述脉波检测单元检测出的上述末梢中的脉波波形和与该脉波波形相对应的中枢血压波形，预先计算出的传递函数的传递函数存储单元;

使用由上述脉波检测单元新检测出的上述末梢的脉波波形和上述传递函数，计算与该脉波波形相对应的中枢血压波形的中枢血压波形计算装置。

如果依据本发明的第 1 方案，则能够使用非创伤性地检测出的末梢中的脉波波形，导出中枢即大动脉起始部分中的血压波形。

本发明第 2 方案的中枢血压波形推断装置的特征在于具有

非创伤性地检测末梢中的脉波的脉波检测单元;

存储根据预先检测出的上述末梢中的脉波波形和与该脉波波形将对应的中枢血压波形预先计算出的传递函数的传递函数存储单元;

使用上述传递函数以及由上述脉波检测单元新检测出的上述末梢中的脉波波形，计算与该脉波波形相对应的中枢血压波形的中枢血压波形计算单元。

这里所叙述的「预先检测出的末梢中的脉波波形」例如由与上述脉波检测单元同样形成的脉波检测单元进行检测。

如果依据本发明的第 2 方案，则能够使用非创伤性地检测出的末梢中的脉波波形，导出大动脉中的血压波形。

另外，由于把使用与由中枢血压波形推断装置的脉波检测单元同样形成的脉波检测单元检测出的末梢中的脉波波形预算计算出的传递函数存储在传递函数存储单元中，因此不需要按照每个中枢血压波形推断装置计算传递函数。

本发明第 3 方案的中枢血压波形推断装置的特征在于具有

非创伤性地检测末梢中的脉波的脉波检测单元;

测定上述脉波检测单元检测出脉波的部位附近的血压的血压测定单元;

使用上述血压测定单元测定出的血压值，把上述脉波检测单元检测出的脉波波形变换为上述末梢中的血压波形的变换单元;

存储根据由上述脉波检测单元检测出的并且由上述变换单元进行变换得到的血压波形和与该血压波形相对应的中枢血压波形预先计算出的传递函数的传递函数存储单元;

使用由上述脉波检测单元新检测出的并且由上述变换单元进行变换得到的上述末梢中的血压波形和上述传递函数，计算与该血压波形相对应的中枢血压波形的中枢血压波形计算单元。

如果依据本发明的第 3 方案，则能够使用把非创伤性地检测出的末梢中的脉波波形进行变换得到的末梢中的血压波形，导出大动脉中的血压波形。

本发明第 4 方案的中枢血压波形推断装置的特征在于具有

非创伤性地检测值末梢中的脉波的脉波检测单元;

存储在上述脉波检测单元检测出脉波的部位附近预先测定出的血压值的血压值存储单元;

使用存储在上述血压值存储单元中的血压值，把上述脉波检测单元检测出的脉波波形变换为上述末梢中的血压波形的变换单元;

存储根据由上述变换单元进行变换得到的血压波形和与该血压波形相对应的中枢血压波形预先计算出的传递函数的传递函数存储单元;

使用由上述脉波检测单元新检测出的并且由上述变换单元进行变换得到的上述末梢中的血压波形和上述传递函数，计算与该血压波形相对应的中枢血压波形的中枢血压波形计算单元。

如果依据本发明的第 4 形态，则能够代替本发明的第 3 形态中的血压测定单元使用血压值存储单元，而且使用非创伤性地检测出的末梢中的脉波波形，导出大动脉中的血压波形。

本发明的第 1～第 4 方案中的中枢血压波形推断装置还可以具备从上述中枢血压波形计算装置计算出的中枢血压波形，导出该中枢血

压波形的指标的中枢血压波形指标导出单元。

上述中枢血压波形导出单元导出的指标可以是收缩期前期血压。

上述中枢血压波形指标导出单元导出的指标可以是收缩期后期血压。

上述中枢血压波形指标导出单元导出的指标可以是舒张期血压。

上述中枢血压波形指标导出单元导出的指标可以是收缩期后期血压与压痕中的血压的压差。

上述中枢血压波形指标导出单元导出的指标可以是收缩期后期血压与退潮波峰值的血压之比。

上述具备中枢血压波形指标导出单元的中枢血压波形推断装置还可以具备

存储上述中枢血压波形的指标的中枢血压波形指标存储单元；根据导出的中枢血压波形的指标以及存储在上述中枢血压波形指标存储单元中的中枢血压波形的指标，分析中枢血压波形的指标的变动的变动分析单元。

上述变动分析单元具备

根据上述中枢血压波形指标存储单元存储的上述中枢血压波形的指标，导出在预定期间中，被检查者的基础代谢处于最低区域时的作为上述中枢血压波形指标的基底中枢血压波形指标的基底中枢血压波形指标导出单元；存储由上述基底中枢血压波形指标导出单元导出的基底中枢血压波形指标的基底中枢血压波形指标存储单元。

还可以根据由上述中枢血压波形指标导出单元导出的上述中枢血压波形的指标以及存储在上述基底中枢血压波形指标存储单元中的上述基底中枢血压波形指标，分析上述中枢血压波形的指标的变动。

具备上述中枢血压波形指标导出单元的中枢血压波形推断装置还可以具备

输入被检查者的实际年龄的数据输入单元；

根据由上述中枢血压波形指标导出单元导出的中枢血压波形的指标以及上述实际年龄中的标准的中枢血压波形的指标，进行中枢血压波形的指标的比较分析的比较分析单元。

在本发明的第 1～第 4 方案中的中枢血压波形推断装置中，可以把上述脉波检测单元形成为把对应于血流量的变动容积脉波检测为存

在于皮肤附近的毛细血管中的红血球量的变动。

由此，能够使被检查者不限定于安静状态，稳定地检测末梢动脉中的脉波。

对应于血流量的变化的容积脉波能够作为存在于皮肤附近的毛细血管网中的红血球量的变动获得。该变动例如能够检测为照射皮肤的光的透射量或者反射量的变化，因此能够不使传感器与末梢动脉例如桡骨动脉的位置相吻合而进行检测。从而，脉波检测单元能够把存在于皮肤附近的毛细血管中的红血球量的变动稳定地检测为末梢动脉中的脉波（容积脉波）。

在本发明的第 1～第 4 方案的中枢血压波形推断装置中，上述传递函数存储单元能够存储与对于同一个检查者的多种状况，例如心功能状态以及动脉状态的至少一方不同的多个状况相对应的多个传递函数。即使是同一个被检查者，传递函数也不是恒定的，而是依赖于心功能状态，动脉状态，精神的紧张状或者精神的松弛状态等，传递函数发生变动。由于测定脉波中枢血压波形的测定时的被检查者的状态也多种多样，因此能够使得与各种状况相对应存储传递函数。这种情况下，上述中枢血压波形计算单元可以根据上述脉波检测单元检测出的信息，从上述多个传递函数选择例如与从脉波导出的脉搏数相对应的传递函数，计算中枢血压波形。

如果这样做，则能够与被检查者的活动状态无关，从末梢动脉中的脉波高精度地导出中枢中的血压波形。

在本发明的第 1～第 4 方案的中枢血压波形推断装置中，上述传递函数存储单元还可以存储与不同年龄相对应的多个传递函数，上述中枢血压波形计算单元还可以从上述多个传递函数中选择与上述脉波检测单元检测脉波的被检查者的年龄相对应的传递函数，计算中枢血压波形。

如果这样做，则能够与被检查者的年龄无关，从末梢动脉中的脉波高精度地导出中枢中的血压波形。

在本发明的第 1～第 4 方案的中枢血压波形推断装置中，上述中枢血压波形计算单元还可以从上述多个传递函数中选择并使用与上述脉波检测单元检测脉波的被检查者的生理年龄相对应的传递函数计算中枢血压波形。

如果这样做，则能够与被检查者的生理年龄无关，从末梢动脉中的脉波高精度地导出中枢中的血压波形。

在本发明第 4 方案的中枢血压波形推断装置中，能够在上述血压值存储单元中，存储例如与对于同一个被检查者的心功能状态以及动脉状态的至少一方不同的多个状态相对应的多种血压值。这种情况下，根据来自上述脉波检测单元的信息，能够把从存储在上述血压值存储单元中的上述多种血压值中选择出的血压值读出到上述变换单元。

即使是同一个被检查者，血压值也不是恒定，例如，依赖于心功能状态，动脉状态，精神的紧张状态，精神的松弛状态等血压值发生变动。由于测定脉波，推断中枢血压波形的测定时的被检查者的状态也多种多样，因此使得对应各种状况存储血压值。由于这些各种状况例如与以心跳数（脉搏数）或者脉波波形的形状为特征的指标值具有相关性，因此能够使得与心跳数或者上述指标相对应存储各种状态的血压值。这种情况下，根据来自脉波检测单元的信息取出心跳数或者上述指标值等，根据其心跳数或者上述指标值，能够把从多种血压值中选择出的血压值读出到变换单元。

或者，也可以输入测定时的被检查者的状况，作为成为血压值变动原因的被检查者的状况，例如，能够举出与安静时不同的运动后，入浴后，饭后，精神的紧张状态或者精神的松弛状态。在血压值存储单元中，在安静时的血压值基础上，能够与上述各状况相对应预先存储多种血压值。而且，根据从输入单元输入的信息，能够把从多种血压值中选择出的血压值读出到变换单元。

本发明第 5 方案的末梢血压波形检测装置的特征在于具有

非创伤性地检测末梢中的脉波的脉波检测单元；

测定上述脉波检测单元检测出脉波的部位的血压的血压测定单元；

使用上述血压测定单元测定的血压值，把上述脉波检测单元检测出的脉波波形变换为上述末梢中的血压波形的变换单元。

本发明第 6 方案的末梢血压波形检测装置的特征在于具有

非创伤性地检测值末梢中的脉波的脉波检测单元；

存储在上述脉波检测单元检测出脉波的部位预先测定出的血压值

的血压值存储单元;

使用存储在上述血压值存储单元中的血压值，把上述脉波检测单元检测出的脉波波形变换为上述末梢中的血压波形的变换单元。

在本发明第 5 或者第 6 方案的末梢血压波形检测装置中，上述脉波检测单元检测出的脉波能够作为与血流量相对应变化的容积脉波。

另外，在本发明第 6 方案的末梢血压波形检测装置中，也能够在上述血压值存储单元中对于同一个被检查者，存储例如与心功能状态或者动脉状态的至少一方不同的多种状况相对应的多种血压值。

附图的简单说明

图 1A，图 1B，图 1C 是第 1 实施形态的中枢血压波形推断装置的外观图。

图 2 是示出第 1 实施形态的中枢血压波形推断装置的功能结构的框图。

图 3 是示出脉波检测单元的电路结构一例的电路图。

图 4A 以及图 4B 示出把存储在传递函数存储单元中的传递函数的一例作为与各个高次谐波相对应的系数以及相位的曲线。

图 5 示出典型的中枢血压波形。

图 6 是示出第 2 实施形态的中枢血压波形推断装置的功能结构的框图。

图 7 是示出使用血压测定单元进行血压测定状况的模式图。

图 8 是示出血压测定单元的功能结构的框图。

图 9 是示出使用了变形例的脉波检测单元的中枢血压波形推断装置的外观的透视图。

图 10 是示出把图 9 所示的中枢血压波形推断装置安装在手腕上的状态的透视图。

图 11A 以及图 11B 是示出把存储在变形例中的传递函数存储单元中的传递函数的一例作为对于各个高次谐波的系数以及相位的曲线。

图 12 是示出变形例的中枢血压波形推断装置的功能结构的框图。

图 13 是代替图 6 所示的血压测定单元，设置了血压值存储单元的本发明其它实施形态的中枢血压波形推断装置的框图。

图 14A～图 14C 是用于说明第 2 实施形态的动作的波形图。

用于实施发明的最佳形态

以下，参照附图，更具体地说明本发明的最佳实施形态。

1.第 1 实施形态

1.1 中枢血压波形推断装置的外观结构

本实施形态的中枢血压波形推断装置例如能够采用图 1A，图 1B 以及图 1C 所示的外观结构。中枢血压波形推断装置 10 构成为包括具有手表形构造的装置本体 12，经过该装置本体 12 的连接单元 20 的连接接头 57 进行连接的线缆 58，安装在该线缆 58 的顶端一侧的脉波检测单元 60。在装置本体 12 上安装着肘节带 56，用肘节带 56 把装置本体 12 安装在被检查者的手腕上。

装置本体 12 具备连接单元 20，在连接单元 20 上装卸自由地安装着成为线缆 58 顶端的连接接头 57。

图 1C 示出卸下了该连接接头 57 的接收单元 20，例如，具备与线缆 58 的连接销 21 以及用于进行数据传送的 LED22，光电晶体管 23。

另外，在装置本体 12 的表面一侧，设置由液晶屏构成的显示单元 54。显示单元 54 具有段显示区以及点显示区等，显示中枢血压波形，中枢血压波形指标，或者分析结果等。另外，在显示单元 54 中也可以使用液晶屏以外的其它显示装置。

在装置本体 12 的内部，具备控制各种运算或者变换等的 CPU（中央处理单元），存储使 CPU 动作的程序的存储器（省略图示），在装置本体 12 的外周部分分别设置着用于进行各种操作或者输入的按钮开关 14。

另一方面，脉波检测单元 60 如图 1B 所示，由传感器固定带 62 遮光的同时，安装在被检查人的食指的根部附近。这样，如果把脉波检测单元 60 安装在手指的根部附近，则由于线缆 58 可以很短，因此即使安装也不会产生麻烦。另外，由于手指的根部附近与指尖相比较，由气温引起的血流量的变化少，因此气温等对于检测出的脉波波形的影响也比较少。

1.2 中枢血压波形推断装置的功能结构

图 2 是示出本实施形态的中枢血压波形推断装置 10 的功能结构的框图。如该图所示，中枢血压波形推断装置 10 构成为具备脉波检测单元 60，传递函数存储单元 26，中枢血压波形计算单元 24，中枢

血压波形指标检测单元 30，数据输入单元 42，比较分析单元 46，中枢血压波形指标存储单元 34，变动分析单元 38，显示单元 54 以及控制单元 50。另外，这些各部分既可以组装到装置本体 12 中，也可以形成为单独的个体，与脉波检测单元 60 或者显示单元 54 等电连接。

脉波检测单元 60 例如，如图 3 所示，包括 LED64，光电晶体管 65 等，使得构成为能够非创伤性体即不破坏皮肤，检测末梢中的脉波。该脉波检测单元利用脉波波形成为与血流量的变动波形（容积脉波波形）几乎相同的波形这一点，使用形成为进行对于毛细血管网的光照射以及由毛细血管内的血液产生的反射光量的变动或者透射光量的变动的检测的光学传感器，检测脉波（容积脉波）。

更具体地讲，脉波检测单元 60 如果开关 SW 为接通状态，加入电源电压，则从 LED64 照射光。该照射光由被检查者的血管或者组织反射了以后，由光电晶体管 65 感光。从而，把光电晶体管 65 的光电流变换为电压，作为脉波检测单元 60 的信号 MH 输出。

这里，LED64 的发光波长选择为血液中的血色蛋白质的吸收波长峰值附近。这样，感光量根据血流量变化。从而，通过检测感光量，能够检测脉波波形。例如，作为 LED64，最好是 InGaN（铟—镓—氮）的蓝色 LED。该 LED 的发光频谱以 450nm 附近为峰值，其发光波带能够取为 350nm～600nm 的范围。

作为与具有这样发光特性的 LED 相对应的光电晶体管 65，在本实施形态中，例如能够使用 GaAsP 系列（镓—砷—磷系列）的器件。该光电晶体管 65 的感光波长区的主要感光区为 300nm～600nm 的范围，在 300nm 以下也具有感光区。

如果把这样的蓝色 LED64 与光电晶体管 65 组合起来，则在其重叠区域的 300nm～600nm 的波长区域，能够检测脉波，具有以下的优点。

首先，包含在外光的光中，波长区域为 700nm 以下的光由于具有难以透过手指的组织的倾向，因此即使在没有用传感器固定带覆盖的手指部分中照射外光，也不会经过手指的组织到达光电晶体管 65，只有对于检测不带来影响的波长区域的光到达光电晶体管 65。另一方面，比 300nm 长的波长区域的光由于几乎被皮肤表面吸收，因此即使把感光波长区域取为 700nm 以下，实质的感光波长区域也成为 300nm～

700nm。从而，即使没有大规模地覆盖手指，也能够抑制外光的影响。另外，血液中的血色蛋白质对于波长 300nm～700nm 的光的光吸收系数大，与对于波长 880nm 的光的光吸收系数相比较，大数倍～大约 100 倍以上。从而，如本例这样，与血色蛋白质的光吸收特性相吻合，如果把光吸收特性大的波长区域（300nm～700nm）的光用作为检测光，则由于其检测值根据血量变化灵敏地发生变化，因此能够提高基于血量变化的脉波波形 MH 的 SN 比。

这样，脉波检测单元 60 作为存在于皮肤附近的毛细血管网中的红血球量的变动，获得与血流量相对应变化的脉波即容积脉波，能够检测为照射皮肤的光的透数量或者反射量的变动，因此不用使传感器与末梢动脉例如桡骨动脉或者侧指动脉对位就能够进行检测。从而，脉波检测单元 60 能够把存在于皮肤附近的毛细血管中的红血球量的变动稳定地检测为末梢动脉中的脉波（容积脉波）。

传递函数存储单元 26 存储着例如根据由使用了探针的微型血压计预先测定了的中枢血压波形即大动脉起始部分的血压波形和由上述脉波检测单元 60 预先检测出的末梢中的脉波波形预先计算出的传递函数。图 4A 以及图 4B 把这样的传递函数的一例示出为对于各个高次谐波的系数以及相位的曲线。

另外，传递函数存储单元 26 还能够存储根据由与脉波检测单元 60 同样形成的脉波检测单元预先检测出的脉波波形和预先非创伤性地测定的中枢血压波形预先计算出的传递函数。另外，由于已知该传递函数在各个人中显著的差异很小，因此一般也可以用作为适当的通用传递函数。

中枢血压波形计算单元 24 使用存储在传递函数存储单元 26 中的传递函数和由脉波检测单元 60 检测出的末梢中的脉波波形，计算与该脉波波形相对应的中枢血压波形。例如，中枢血压波形计算单元 24 通过把由脉波检测单元 60 检测出的末梢中的脉波波形进行付立叶变换，然后用存储在传递函数存储单元 26 中的传递函数除该值，最后把其结果进行逆付立叶变换计算。

中枢血压波形指标导出单元 30 从由中枢血压波形计算单元 24 计算出的中枢血压波形，导出该中枢血压波形的指标。而且，中枢血压波形指标导出单元 30 对于中枢血压波形指标存储单元 34，变动分析

单元 38，比较分析单元 46 以及显示单元 54 输出所导出的中枢血压波形的指标。中枢血压波形指标导出单元 30 例如构成为包括 CPU 以及用于保存了使该 CPU 动作的程序的存储器。

这里，参照示出图 5 所示的典型中枢血压波形即大动脉起始部分中的血压波形的附图说明中枢血压波形。如该图所示，中枢血压波形的特征有时用收缩期前期血压，收缩期后期血压，退潮波峰值，压痕，压痕波等的名称表现。

中枢血压波形指标导出单元 30 例如从中枢血压波形，作为指标导出收缩期后期血压与压痕的血压的压差，收缩期后期血压与退潮波峰值的血压之比，收缩期前期血压，收缩期后期血压或者舒张期血压。

数据输入单元 42 例如形成为使得由经过了按钮开关 14 的操作或者未图示的麦克风的声音输入被检查者的实际年龄。而且，把该实际年龄作为数据输出到比较分析单元 46。

比较分析单元 46 与各个实际年龄相对应，存储收缩期后期血压与压痕的血压的压差，中枢血压与退潮波峰值的血压之比的标准值。而且，比较分析单元 46 例如把从中枢血压波形指标导出单元 30 输出的中枢血压的指标与输入到数据输入单元 42 中的被检查者的实际年龄中的标准的指标值进行比较分析，把其差输入到显示单元 54。比较分析单元 46 构成为包括 CPU 和保存了用于使该 CPU 动作的程序的存储器。

中枢血压波形指标存储单元 34 构成为利用了半导体存储器或者磁或光的存储媒体与半导体存储器的组合，至少在预定的期间内存储从中枢血压波形指标导出单元 30 输出的指标。

变动分析单元 38 根据由中枢血压波形指标导出单元 30 导出的指标和存储在中枢血压波形指标存储单元 34 中的指标，分析指标的变动，计算变化量或者变化率。对于显示单元 54 输出其分析结果。

显示单元 54 把中枢血压波形指标导出单元 30 导出的指标，由比较分析单元进行的分频结果，由变动分析单元 38 进行的分析结果或者中枢血压波形计算单元 24 计算出的中枢血压波形即大动脉起始部分中的血压波形的信息显示为文字或符号或者曲线等。

控制单元 50 构成为包括 CPU 和保存了用于使该 CPU 动作的程序的存储器，控制上述各部分的动作。

1.3 中枢血压波形推断装置的动作

中枢血压波形推断装置 10 例如像以下那样进行动作，推断被检查者的中枢血压波形，进行其分析。

首先，在手腕上缠绕形成为手表形状的中枢血压波形推断装置 10 的肘节带 56。而且，如图 1A 以及图 1B 所示那样，在被检查者的食指的根部附近安装脉波检测单元 60，把连接接头 57 安装到装置本体 12 的连接单元 20 上，使脉波检测单元 60 与本体装置 12 连接。

接着，例如在形成为具备按钮开关 14 的数据输入单元 42，或者形成为使得经过麦克风输入声音的数据输入单元 42 中，输入通过其操作或者声音输入被检查者的实际年龄。该数据存储在比较分析单元 46 中。

接着，如果通过按钮开关 14 的预定操作或者利用声音图形的发声，在控制单元 50 中输入了检测指示，则脉波检测单元 60 开始脉波的检测。即，如果输入检测指示，则光电晶体管 65 检测与手指的毛细血管网中的血流量的变化相对应变化的光量，脉波检测单元 60 作为与其检测光量的变化相对应的信号 MH，对于中枢血压波形计算单元 24 输出脉波波形。

然后，中枢血压波形计算单元 24 使用从脉波检测单元 60 输入的脉波波形和存储在传递函数存储单元 26 中的传递函数，计算与其脉波波形相对应的中枢血压波形。计算出的中枢血压波形输出到大动脉血压波形指标计算单元 30 以及显示单元 54。

输入了由中枢血压波形计算单元 24 计算出的中枢血压波形的中枢血压波形指标导出单元 30 从其中枢血压波形导出中枢血压波形的指标，例如收缩期血压与压痕的血压的压差，或者，收缩期血压与退潮波峰值的血压比。而且，中枢血压波形指标导出单元 30 把所导出的中枢血压波形的指标输出到中枢血压波形指标存储单元 34，变动分析单元 38，比较分析单元 46 以及显示单元 54。在变动分析单元 38 或者比较分析单元 46 中使用所输入的指标进行分析。

然后，例如构成为包括液晶显示装置的显示单元 54 把大动脉血压波形计算单元 24 计算出的中枢血压波形，中枢血压波形指标导出单元 30 导出的指标，或者，比较分析单元 46 或变动分析单元 38 进行的分析结果显示为文字或者曲线等。

1.4 第 1 实施形态的作用效果

如以上那样，本实施形态的中枢血压波形推断装置 10 能够使用非创伤性地检测出的末梢中的脉波波形，导出中枢即大动脉起始部分中的血压波形。

2. 第 2 实施形态

第 2 实施形态的中枢血压波形推断装置在构成为具备血压测定单元以及变换单元这一点与第 1 实施形态不同。以下，以与第 1 实施形态不同的点为中心进行说明。对于除此以外的点，由于与第 1 实施形态相同因此省略说明。另外，在图面中相对应的部分上标注相同的符号。

2.1 中枢血压波形推断装置的外观结构

本实施形态的中枢血压波形推断装置例如外观上构成为具备形成为与第 1 实施形态的中枢血压波形推断装置 10 几乎相同的外观的部分和血压测定单元的部分。

2.2 中枢血压波形推断装置的功能结构

图 6 是示出本实施形态的中枢血压波形推断装置 70 的功能结构的框图。如该图所示，构成为在第 1 实施形态的中枢血压波形推断装置 10 中的各部分的基础上，还具备血压测定单元 80 以及变换单元 72。除去这两个部分，本实施形态的中枢血压波形推断装置 70 的各部分与第 1 实施形态的中枢血压波形推断装置 10 几乎同样构成。

血压测定单元 80 测定脉波检测单元 60 检测出脉波的部位中的血压。在后面进一步叙述血压测定单元 80 的一个例子。

变换单元 72 使用血压测定单元 80 测定的血压值，把脉波检测单元 60 检测出的脉波波形变换为其部位即末梢中的血压波形。例如，通过使得变换单元 72 具有血压测定单元测定的舒张期血压与收缩期后期血压之间的振幅，把脉波波形变换为相对应的血压波形。

或者，如图 13 所示，代替图 6 所示血压测定单元 80，也可以设置血压值存储单元 100。该血压值存储单元 100 存储在脉波检测单元 60 检测出脉波的部位预先测定了的血压值。变换单元 72 使用存储在该血压值存储单元 100 中的血压值，把脉波检测单元 60 检测出的脉波波形变换为末梢中的血压波形。如果这样做，则例如可以用图 7 所

示那样的血压测定单元 80 测定 1 次血压，存储在血压值存储单元 100 中，然后不需要血压测定单元 80，能够大幅度地减小装置的体积。

中枢血压波形计算单元 24 使用存储在传递函数存储单元 26 中的传递函数和通过变换单元 72 的计算得到的血压波形，计算与该血压波形相对应的中枢血压波形。例如，中枢血压波形计算单元 24 把通过变换单元 72 的计算得到的末梢中的血压波形实施付立叶变换，用存储在传递函数存储单元 26 中的传递函数除该值，然后把其结果实施逆付立叶变换进行计算。

2.3 血压测定单元

图 7 示出血压测定单元的一个例子。另外，图 8 是图 7 所示的血压测定单元 80 的功能结构的框图。如图 7 所示，血压测定单元 80 在作为脉波检测单元60检测脉波的部位的手指的根部附近安装带形体91进行血压测定。带形体 91 在其内侧面具备袋形的加压单元 89，缠绕在手指上使得加压单元 89 成为与侧指动脉 98 相对的位置。

加压单元 89 形成为袋形，经过管路 87 连接泵 86 以及排气阀 88。通过用泵 86 或者排气阀 88 等调节充填在加压单元 89 中的流体例如空气的量，控制加压单元 89 的体积，由此，调节加压单元 89 按压侧指动脉 98 的压力。

另外，在上述的管路 87 中，安装着检测流体的压力变化的压力传感器 90。压力传感器 90 形成为使得检测加压单元 89 以及经过加压单元 89 作为流体的压力变化传输的侧指动脉 98 的震动。即，位于侧指动脉 98 上的加压单元 89 由于与侧指动脉 98 的震动相对应进行按压，因此加压单元 89 内的流体的压力根据侧指动脉 98 的震动变化。从而，检测出这种压力变化的压力传感器 90 能够输出与侧指动脉 98 的震动相对应的信号。

另外，如作为图 8 的一部分所示那样，血压测定单元 82 构成为在上述各部分的基础上，还具备控制单元 84 以及血压决定单元 92。

控制单元 84 控制泵 86 或者排气阀 88 的动作，调节充填在加压单元 89 内的流体的量，使加压单元 89 加入的压力改变，控制成使得加压单元 89 以预定范围内的各种压力按压侧指动脉 98。控制单元 84 例如构成为包括 CPU 和保存了用于使该 CPU 动作的程序的存储器。

血压决定单元 92 从控制单元 84 取入加压单元 89 加入的各种压

力的信息，取入来自这些各种压力下的压力传感器 90 的检测信号，根据这些信息，决定最高血压和最低血压。血压决定单元 92 例如构成为包括 CPU 和保存了用于使该 CPU 动作的程序的存储器。

这里，说明上述那样构成的血压测定单元 82 进行血压测定的动作。

首先，使得加压单元 89 成为与侧指动脉 98 相对应的位置，在手指的根部附近缠绕袖口形的带形体 91。

接着，由控制单元 84 控制泵 86 以及排气阀 88，调节充填在加压单元 89 内的流体的量，使加压单元 89 加入的压力变化，控制成使得加压单元 89 以预定范围的各种压力按压侧指动脉 98。即，加压单元 89 的压力由控制单元 84 进行控制使得成为稍稍超过作为血压值一般可以遇到的范围，例如 250～20mmHg 的范围。

在加压单元 89 的这些各种压力中，检测侧指动脉 98 的震动的压力传感器 90 根据加压单元 89，检测与由沿着成为狭窄状态的血管流动的血流引起的血管壁的震动相对应的信号。其结果，使得与加压单元 89 的各种压力相对应，存储在血压测定单元 92 中。另外，加压单元 89 加入的各种压力值从控制该压力的控制单元 84 传送到血压决定单元 92。

接着，在分布于加压单元 89 的上述压力的设定范围内，可以得到充分的抽样数的时刻，血压决定单元 92 进行血压决定。即，决定如下，把压力传感器 90 检测出的伴随着流过狭窄状态的血管中的血流的震动下的加压单元 98 的最高压力作为最高血压，把压力传感器 90 检测出的伴随着流过狭窄状态的血管中的血流的震动下的加压单元 89 的最低压力作为最低血压。另外，该血压决定的原理与使加入在腕带上的压力变化，同时，监视在由腕带按压的动脉末梢一侧中，伴随着流过通过按压狭窄了的血管中的血流产生的血管壁的震动，决定血压的血压测定法，即听诊法相同。

2.4 中枢血压波形推断装置的动作

本实施形态的中枢血压波形推断装置 70 除去加入了上述的血压测定的动作和以下的点以外，与第 1 实施形态的中枢血压推断装置 10 同样地进行动作，推断被检查者的中枢血压波形，进行其分析。

参照图 14A～图 14C 说明本实施形态的动作。图 14A 是示出硝酸

甘油投入前后中的大动脉压波形。图 4A 中的虚线是向被检查者进行硝酸甘油投入之前的大动脉压波形。已知一般在投入硝酸甘油以后血压下降。在本实施形态中，设推断投入硝酸甘油以后的被检查者的大动脉压波形（图 14A 中的实线）。

在本实施形态中，向被检查者投入了硝酸甘油以后，与第 1 实施形态的情况相同，输入作为由脉波检测单元 60 检测出的信号 MH 的脉波波形。该脉波波形例如是图 14C 所示的指尖脉波。其中，不伴随图 14C 所示那样的血压值而进行检测。变换单元 72 使用血压测定单元 80 测定的血压值，把脉波波形变换为检测部位中的血压波形。图 14B 示出用血压测定单元 80 测定的桡骨动脉压波形。如果把这样的数据预先存储在图 13 的血压值存储单元 100 中，则在测定时不需要每次测定血压。

变换单元 72 根据用图 6 的血压测定单元 80 测定的，或者存储在图 13 的血压值存储单元 100 的舒张期血压（最低血压值）和收缩期后期血压（最高血压值），使得具有其最低、最高血压值的振幅那样，把脉波波形变换为相对应的血压波形。由此，如图 14C 所示那样，可以得到伴随着血压值的振幅的指尖脉波波形（血压波形）。

中枢血压波形计算单元 24 如果输入通过变换单元 72 的计算得到血压波形（图 14C）和存储在传递函数存储单元 26 中的传递函数，则使用这些数据，计算与该血压波形相对应的中枢血压波形。图 14A 的实线是计算（推断）出的中枢血压波形（大动脉压波形）。如果与在图 14A 中用虚线示出的硝酸甘油投入前的大动脉压波相比较，则如图 14 的实线所示那样，投入硝酸甘油以后的大动脉压波形的血压下降，能够推断与实际上一致的大动脉压波形。

2.5 第 2 实施形态的作用效果

如以上那样，本实施形态的中枢血压波形推断装置 70 能够使用把非创伤性地检测出的末梢中的脉波波形进行变换得到的末梢中的血压波形，导出中枢即大动脉起始部分中的血压波形。

3. 变形例

3.1 在上述的各个实施形态中，示出脉波检测单元使用利用了发光元件和感光元件的传感器的例子。而脉波检测单元也可以是利用了

位于末梢动脉例如桡骨动脉上的压力传感器的脉波检测单元。这种情况下，用使得血管壁的一部分成为平坦状态那样按压动脉的压力传感器测定压力的压平压力测定法，进行脉波（压脉波）的检测。

图 9 以及图 10 示出使用了这样的脉波测定单元的中枢血压波形推断装置 10a，图 9 是示出中枢血压波形推断装置 10a 的外观的透视图，图 10 是示出把中枢血压波形推断装置 10a 安装在手腕上的状态的透视图。

如这些图所示，中枢血压波形推断装置 10a 具备传感器保持单元 67，该传感器保持单元 67 能够沿着安装在装置本体 12 上的肘节带 56 移动那样，安装在肘节带 56 上，包括从该传感器保持单元 67 突出设置的压力传感器 68，构成脉波检测单元 60a。脉波检测单元 60a 与装置本体 12 由传递来自脉波检测单元 60a 的检测信号等的未图示的布线例如 FPC（柔性印刷电路）基板连接。

而且，在中枢血压波形推断装置 10a 的使用时，如图 10 所示，在被检查者的手腕上缠绕中枢血压波形推断装置 10a，使得传感器保持单元 67 位于桡骨动脉 99 附近。而且，沿着肘节带 56 滑动传感器保持单元 67 进行定位，使得设置在传感器保持单元 67 上的脉波检测单元 60a 例如位于桡骨动脉 99 上。

这样，脉波检测单元 60a 如果适当地按压被检查者的桡骨动脉 99，则与伴随着该动脉中的血流变动的血管壁的震动相对应的脉波传递到脉波检测单元 60a，中枢血压波形推断装置 10a 能够随时检测脉波。该脉波波形检测为具有与其血管中的血压波形几乎相同形状的波形。

图 11A 以及图 11B，把对外这样在桡骨动脉中检测出的脉波波形，计算容的对于中枢血压波形即大动脉起始部分中的血压波形的传递函数的结果的一个例子示出为对于各个高次谐波的系数和相位的曲线。如果把图 11A 以及图 11B 与上述的图 4A 以及图 4B 相比较，可知在本实施例中对于桡骨动脉的脉波波形计算出的传递函数与在第 1 实施形态中对于用光传感器检测出的手指根部附近的毛细血管网中的血流量的变化的脉波波形（容积脉波形）计算出的传递函数具有几乎相同的特征。另外，即使在本实施例中，这样的传递函数也存储在传递函数存储单元 26 中。

3.2 在上述的各个实施形态中，示出传递函数存储单元 26 存储根

据使用了探针的微型血压计预先非创伤地测定的中枢血压波形即大动脉起始部分中的血压波形，以及由上述的脉波检测单元 60 或者与上述的脉波检测单元 60 同样形成的脉波检测单元预先检测出的末梢中的脉波波形，预先计算出的一个传递函数的例子。

而传递函数存储单元 26 还能够存储与被检查者的各种状态相对应多个传递函数。所谓被检查者的各种状态是心功能状态以及脉动状态的至少一方不同的状态，例如，可以举出饭后，入浴后，运动后等。传递函数存储单元 26 例如能够存储与不同的脉搏数相对应的多个传递函数。这种情况下，中枢血压波形计算单元 24 根据从脉波检测单元 60 检测出的脉波导出的信息，能够从多个传递函数选择使用例如与脉搏数相对应的传递函数。由此，使用与被检查者的各种状态相对应的传递函数计算中枢血压波形。因此，能够与被检查者的活动状态无关，从末梢动脉中的脉波高精度地导出中枢中的血压波形。

同样，图 13 所示的血压值存储单元 100 也能够存储与被检查者的各种状态相对应的多个血压值。这是因为依赖于例如，饭后、入浴后、运动后等被检查者的心功能状态以及动脉状态的至少一方不同的各种状态，血压值也不同。于是，图 13 所示的血压值存储单元 100 能够存储例如与不同的脉搏数相对应的多个血压值。这种情况下，图 6 的变换单元 72 能够根据从脉波检测单元 60 检测出的脉波导出的信息，从多个血压值选择使用例如与脉搏数相对应的血压值。由此，使用与被检查者的各种状态相对应的血压值计算中枢血压波形。代替脉搏数，还能够使用把由脉波检测单元 60 检测出的脉波波形的形状添加了特征的指标（例如收缩期前期血压与收缩期后期血压的波高的比例）。进而，还可以从图 13 的数据输入单元 42 输入测定时的被检查者的状况。作为血压值变动的主要原因的被检查者的状况，例如可以举出与安静时不同的运动后，入浴后，饭后，精神的紧张状态或者精神的松弛状态。在血压值存储单元 100 中，在安静时的血压值基础上，与上述各个状况相对应，预先存储多种血压值。而且，根据从数据输入单元 42 输入的信息，能够把从多种血压值中选择出的血压值读出到变换单元 72。

或者，传递函数存储单元 26 存储与不同的年龄相对应的多个传递函数，中枢血压波形计算单元 24 也可以从这些多个传递函数选择

使用与脉波检测单元 60 检测出脉波的被检查者的年龄或者生理年龄相对应的传递函数，计算中枢血压波形。由此，由于使用与被检查者的年龄或者生理年龄相对应的传递函数计算中枢血压波形，因此能够从末梢动脉中的脉波高精度地导出中枢中的血压波形。

3.3 另外，具备以下那样的变动分析单元 39 的变形例也是可能的。本变形对于下述以外的点，与上述第 1 实施形态同样地构成，同样地进行动作。

图 12 是示出本变形例中的中枢血压波形推断装置 75 的功能结构的框图。在该中枢血压波形推断装置 75 中，变动分析单元 39 构成为具备基底中枢血压波形指标导出单元 39a 和基底中枢血压波形指标存储单元 39b。

基底中枢血压波形指标导出单元 39a 根据存储在中枢血压波形指标存储单元 34 中的指标，导出被检查者的基础代谢处于预定期间例如 1 天中的最低区域时的中枢血压波形的指标。另外，人的基础代谢在 1 天内一般在睡眠中的凌晨 2 时到凌晨 4 时成为最低的状态即基底状态。所谓基底指标例如是 1 天中成为基底状态的中枢血压波形的指标。

另外，基底中枢血压波形指标导出单元 39a 不限于导出 1 天中被检查者的基础代谢处于最低区域时的中枢血压波形的指标，作为基底指标，也可以导出在预定期间，例如 1 周，1 个月，3 个月，或者 1 年这样的期间中，被检查者的基础代谢处于最低区域时的中枢血压波形的指标。

基底中枢血压波形指标存储单元 39b 存储由基底中枢血压波形指标导出单元 39a 导出的基底指标。

而且，变动分析单元 39 根据由中枢血压波形指标导出单元 30 导出的指标和存储在基底中枢血压波形指标存储单元 39b 中的基底指标，分析指标的变动，把其结果输出到显示单元 54。

另外，变动分析单元 39 也可以构成为在基底中枢血压波形指标存储单元 39b 中预先存储作为在 1 天，1 周，1 个月，3 个月，或者 1 年这样的期间基础代谢处于最低区域时的中枢血压波形的指标所导出的基底指标，并且能够与在预定期间后，例如 1 个月后，半年后，或者 1 年后导出的基底指标进行比较，把其结果输出到显示单元 54。

另外，还可以把基底中枢血压波形指标导出单元 39a 导出的基底指标直接输出到显示单元 54，使得显示单元 54 显示基底指标本身。

3.4 在上述的各个实施形态中，示出脉波检测单元检测脉波的部位是手指的根部。而脉波检测单元 60 检测脉波的部位只要是在皮肤附近大量分布毛细血管的毛细血管网存在的部位则可以是任一个部位。

3.5 在上述的各个实施形态中，示出了使用构成为具备液晶显示装置等的显示装置的显示单元 54，通过显示单元 54 显示为文字或者曲线等，通告中枢血压波形指标导出单元 30 导出的指标，由比较分析单元进行的分析结果，由变动分析单元 38 进行的分析结果或者中枢血压波形计算单元 24 计算出的中枢血压波形即大动脉起始部分中的血压波形等信息。而也可以代替显示单元 54 或者与显示单元 54 一起，使用构成为包括打印机或者声音合成装置以及扬声器等的设备，把这些信息作为文字或者曲线等进行显示、印字，或者作为声音通告。

3.6 本发明并不限定于上述的各个实施形态，在本发明宗旨的范围内，或者在与权利要求的范围均等的范围内，能够进行各种变形实施。

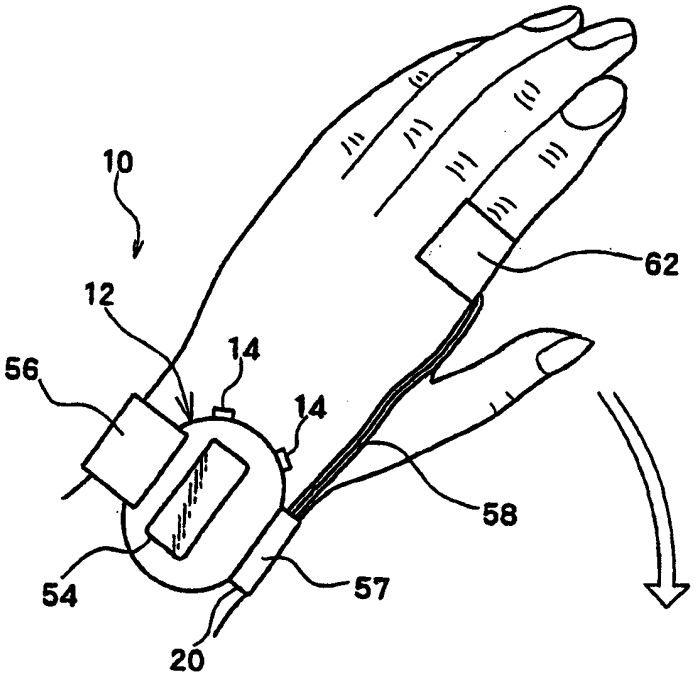


图 1A

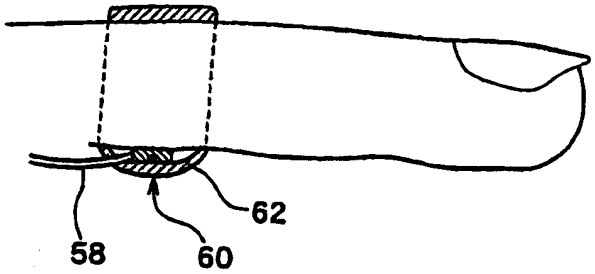


图 1B

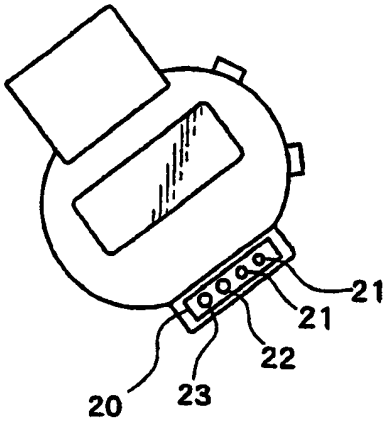


图 1C

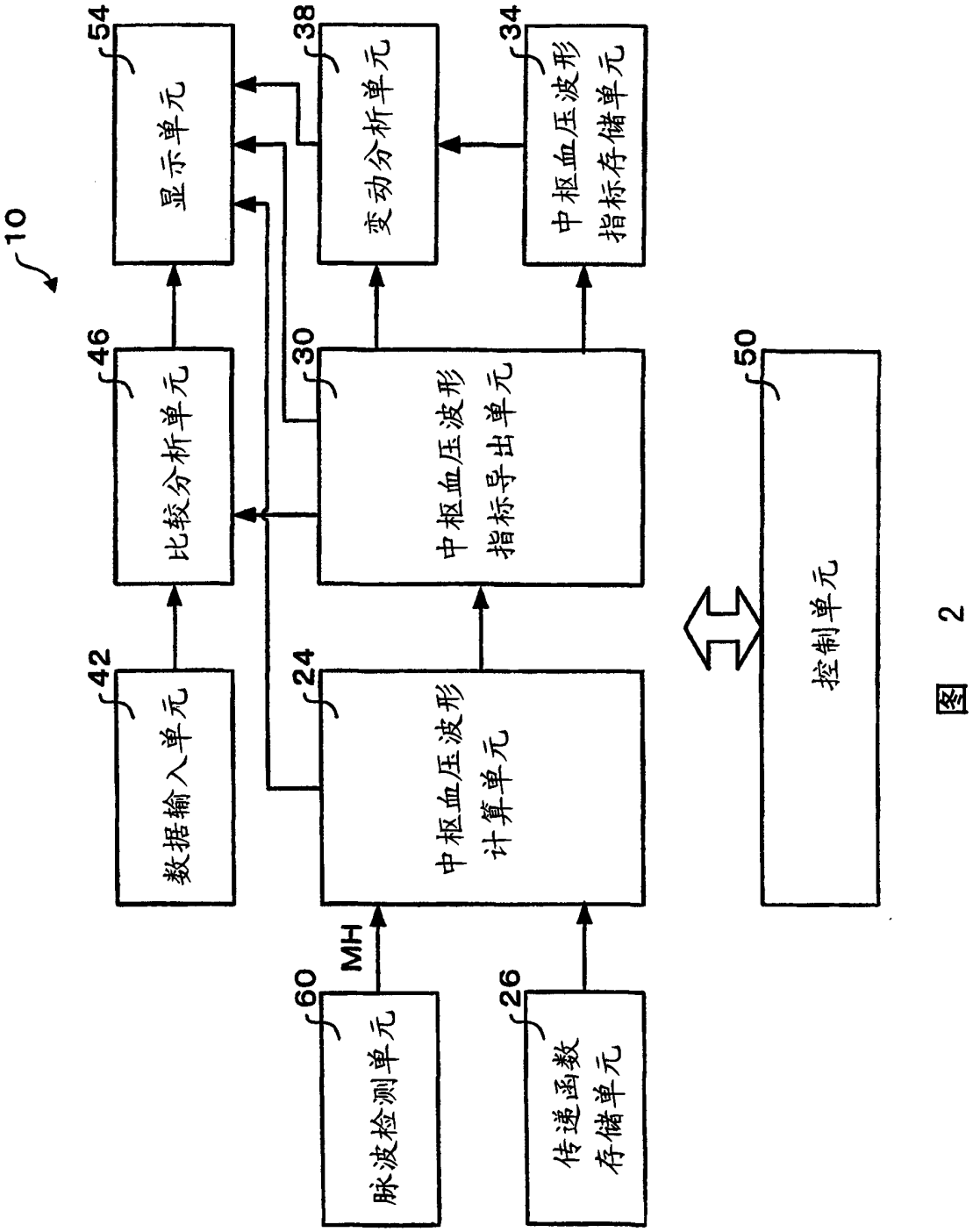

10
54
显示单元
38
变动分析单元
34
中枢血压波形指标存储单元
46
比较分析单元
30
中枢血压波形指标导出单元
50
控制单元
42
数据输入单元
24
中枢血压波形计算单元
MH
60
脉波检测单元
26
传递函数存储单元

图 2

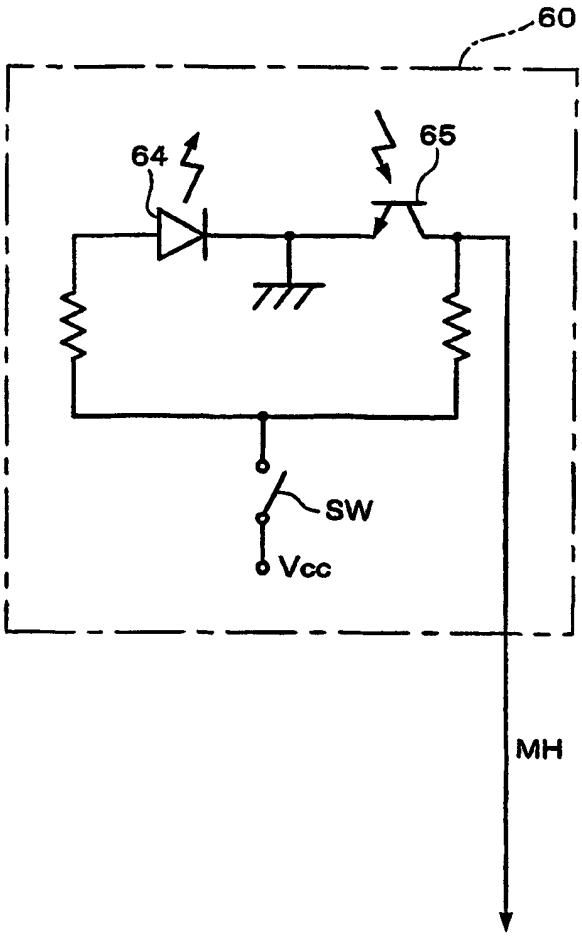


图 3

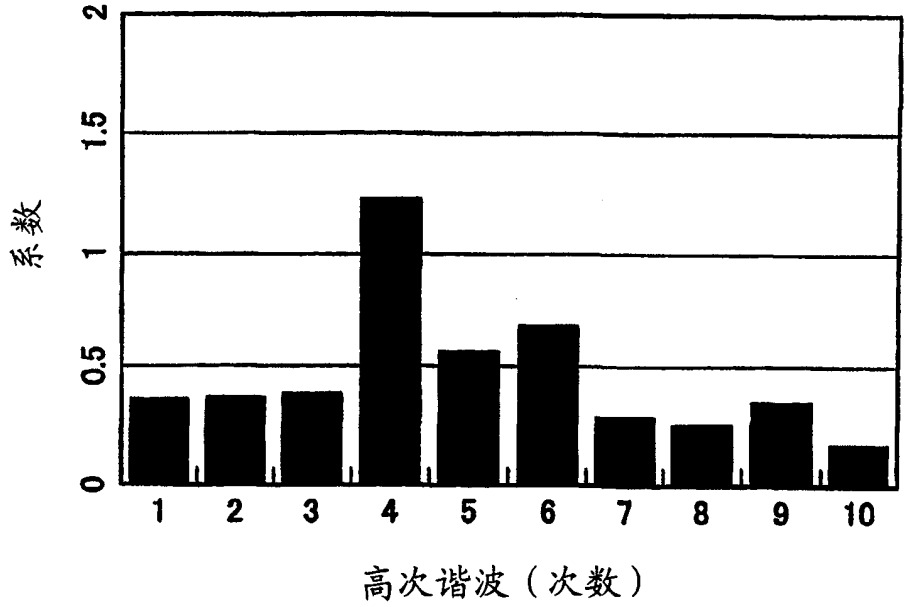

系数
0
0.5
1
1.5
2
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
高次谐波（次数）

图 4A

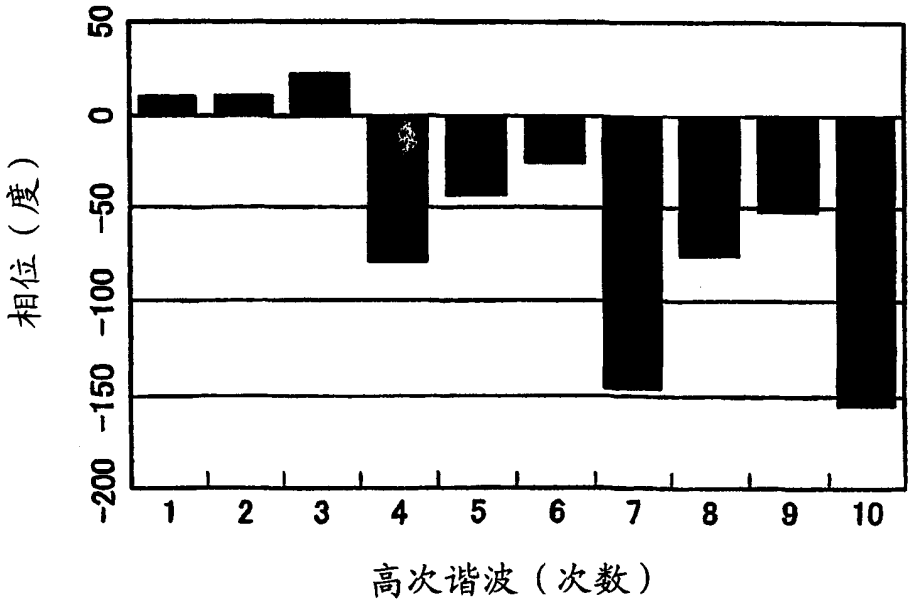

相位（度）
50
0
-50
-100
-150
-200
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
高次谐波（次数）

图 4B

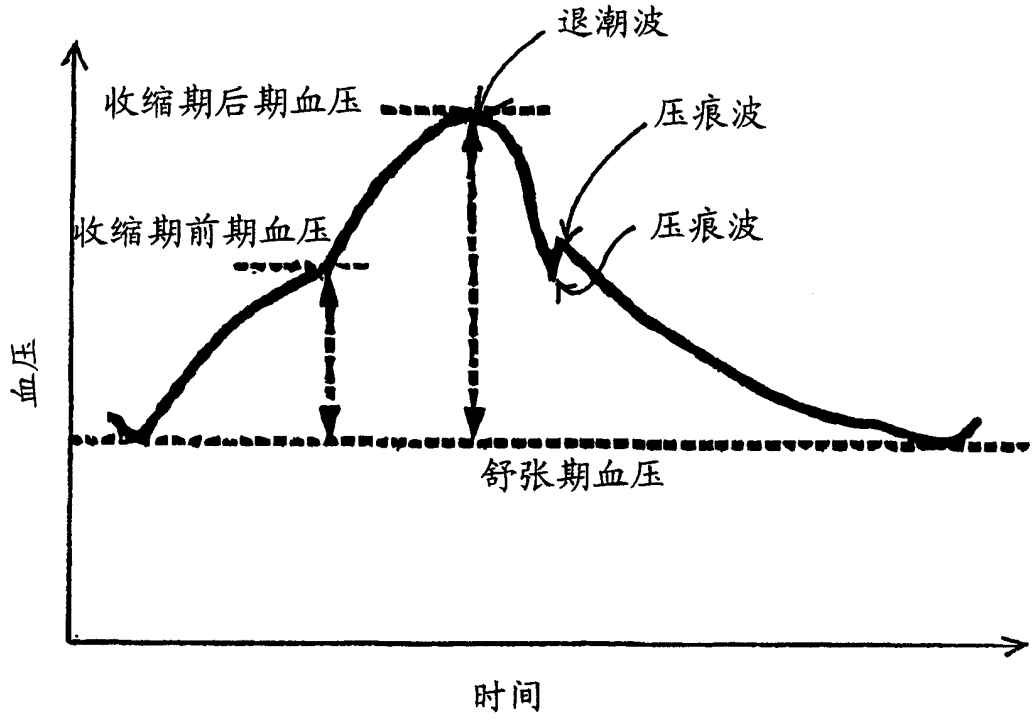


图 5

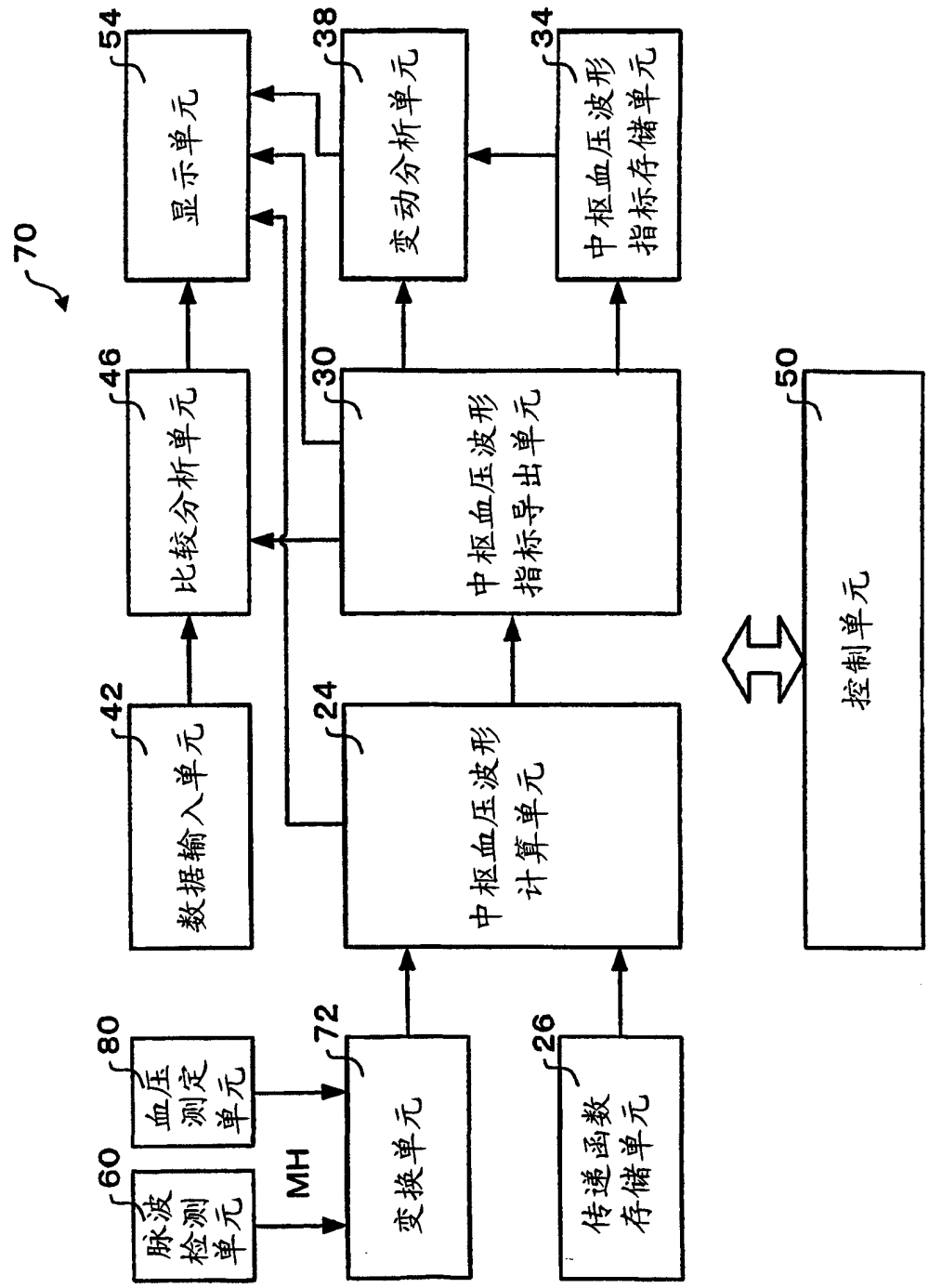

70
54
显示单元
38
变动分析单元
34
中枢血压波形指标存储单元
46
比较分析单元
30
中枢血压波形指标导出单元
50
控制单元
42
数据输入单元
24
中枢血压波形计算单元
80
血压测定单元
72
变换单元
26
传递函数存储单元
60
脉波检测单元
MH

图 6

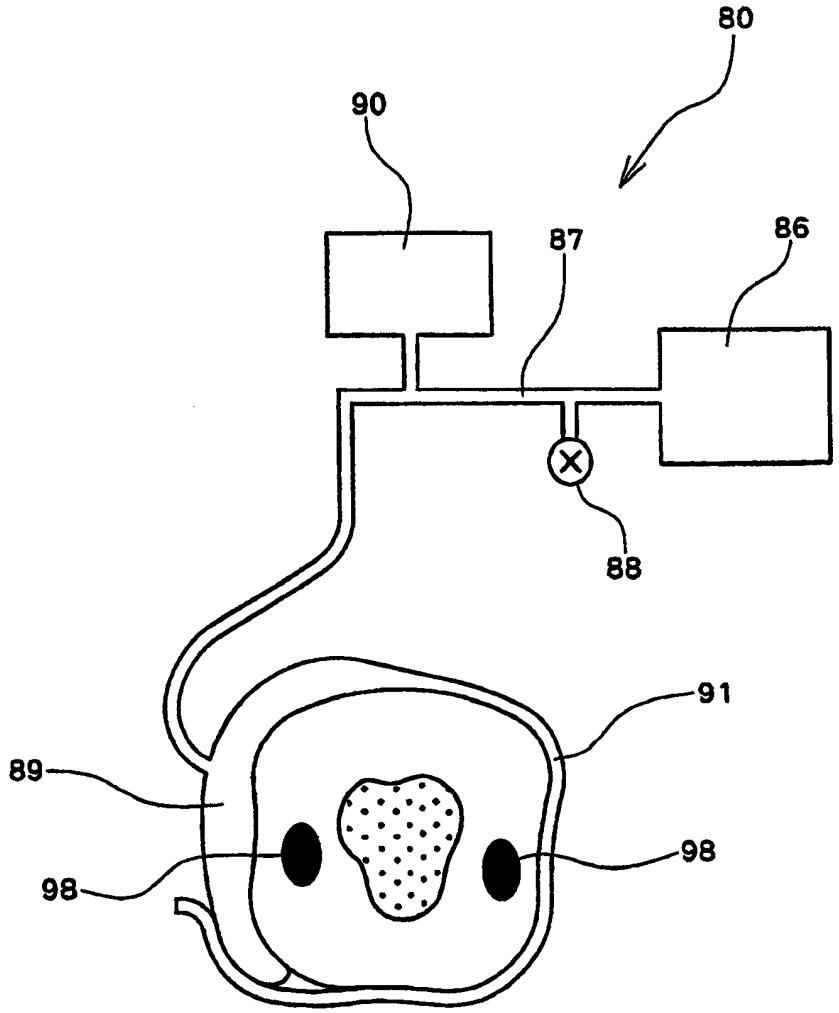


图 7

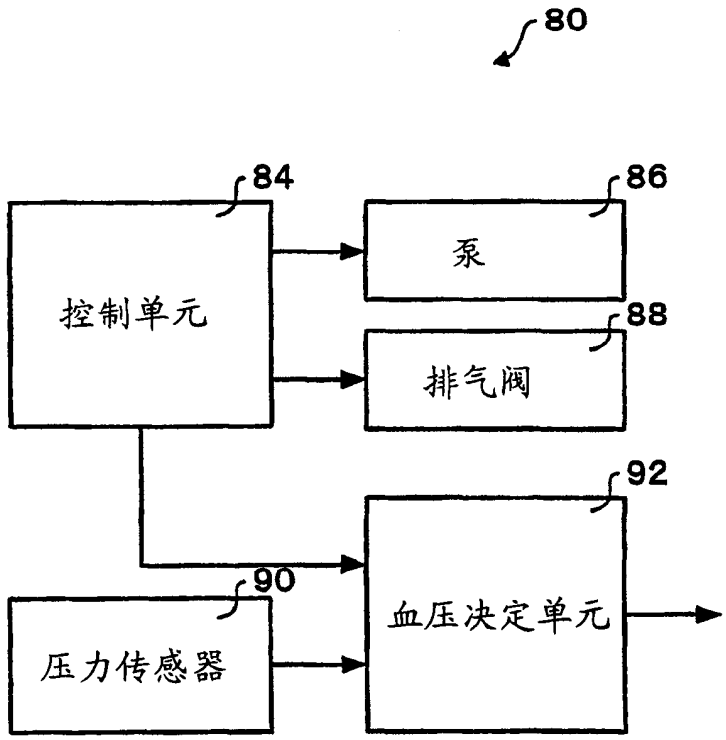


图 8

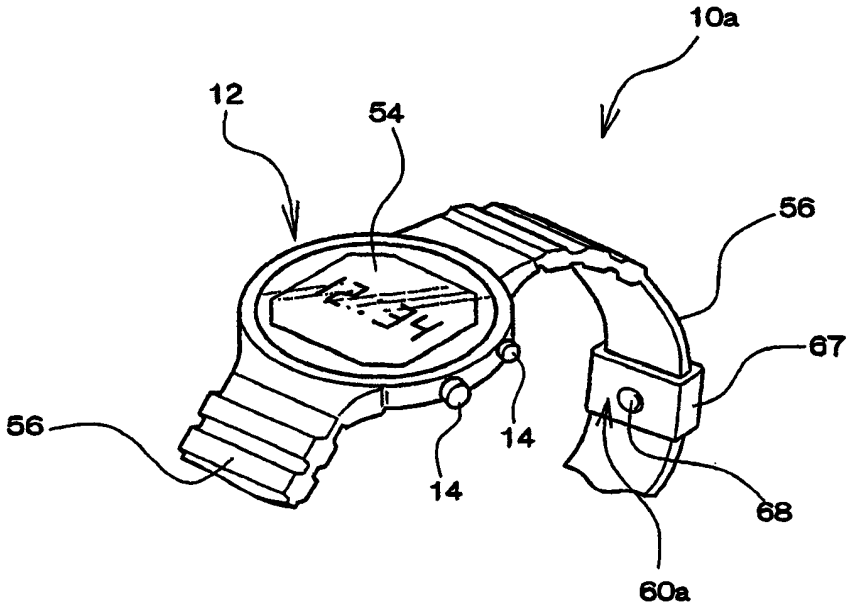


图 9

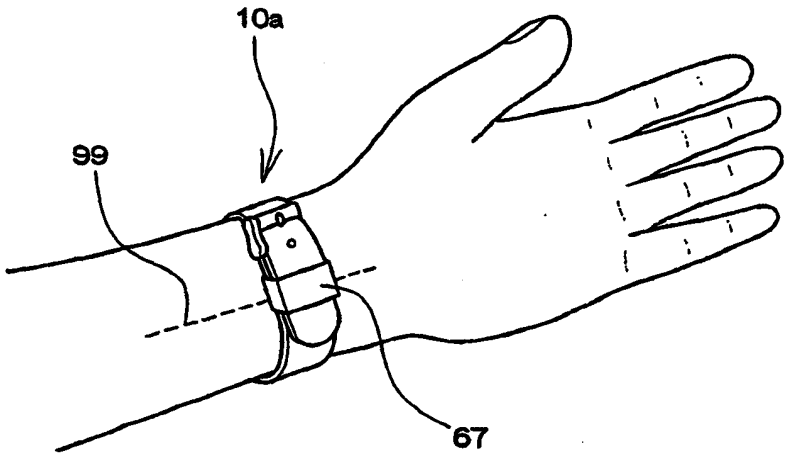


图 10

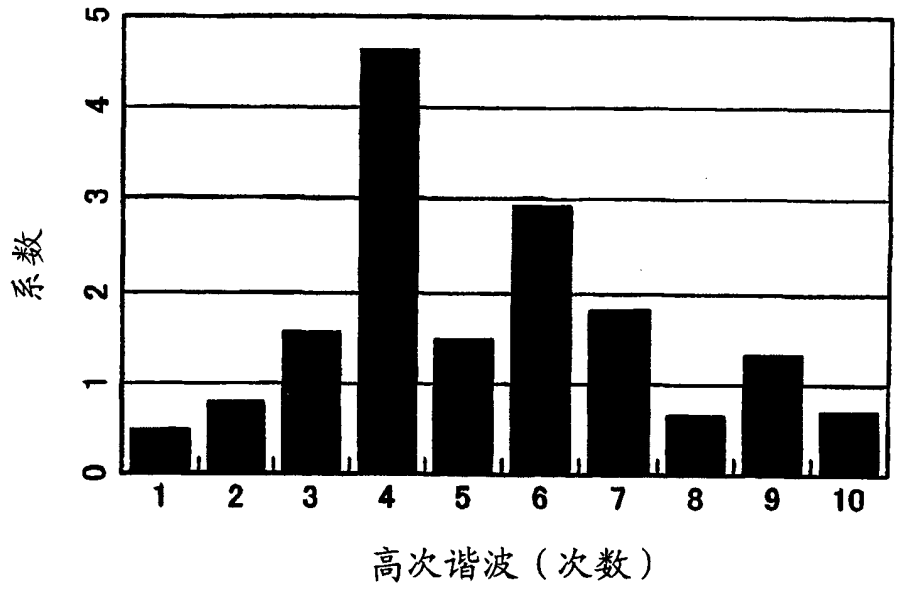

系数
0
1
2
3
4
5
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
高次谐波（次数）

图 11A

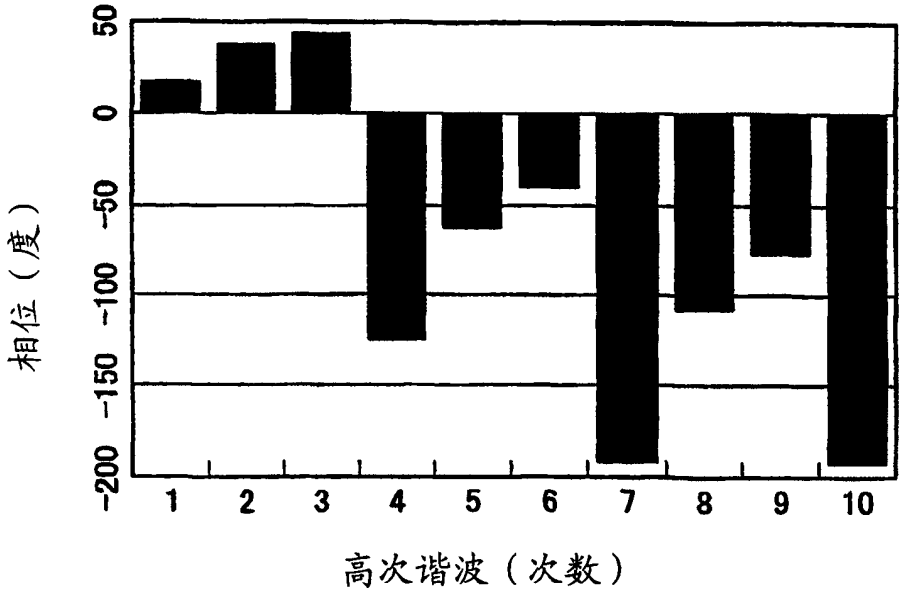

相位（度）
50
0
-50
-100
-150
-200
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
高次谐波（次数）

图 11B

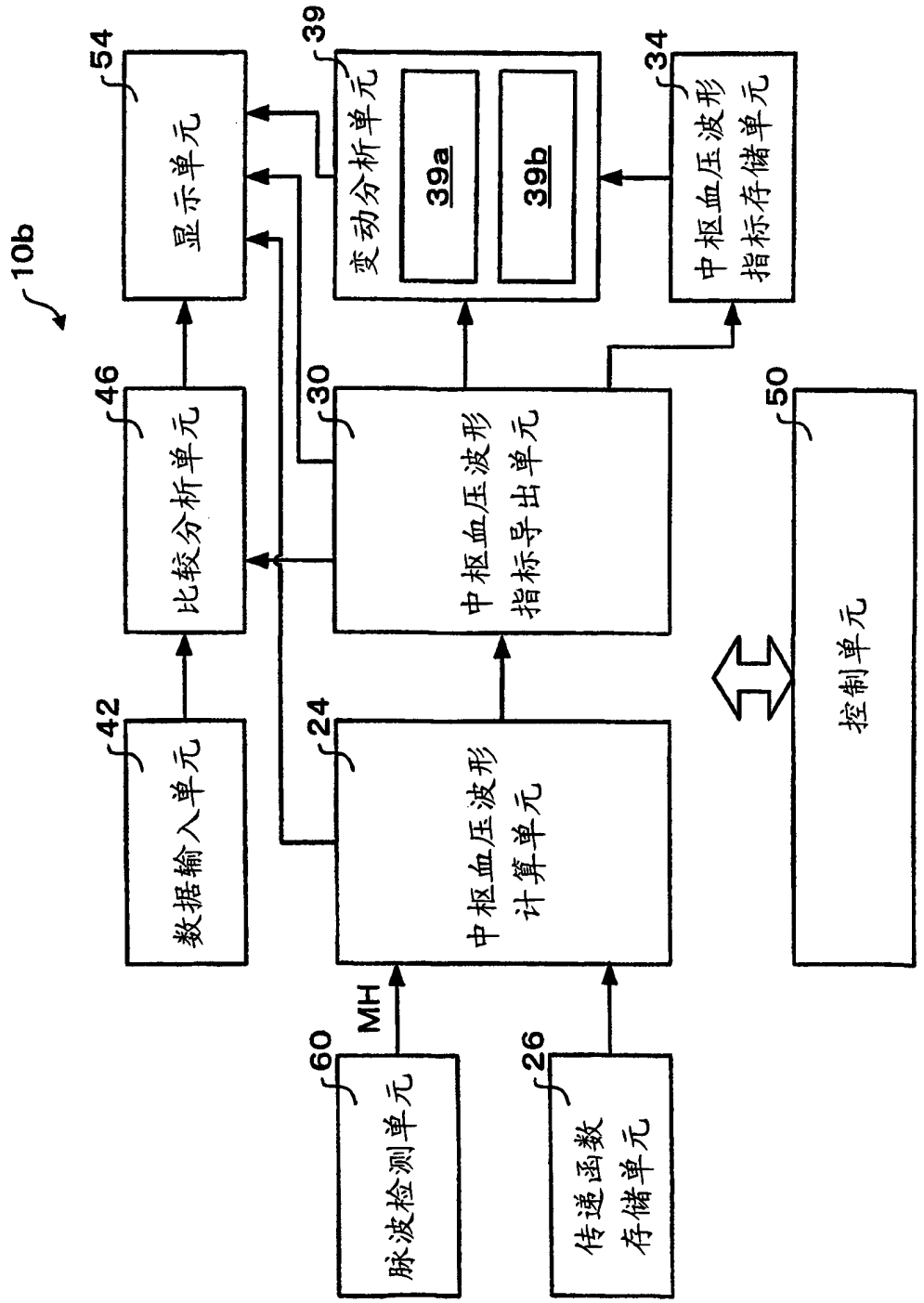

10b
54
显示单元
39
变动分析单元
39a
39b
34
中枢血压波形指标存储单元
46
比较分析单元
30
中枢血压波形指标导出单元
50
控制单元
42
数据输入单元
24
中枢血压波形计算单元
MH
60
脉波检测单元
26
传递函数存储单元

图 12

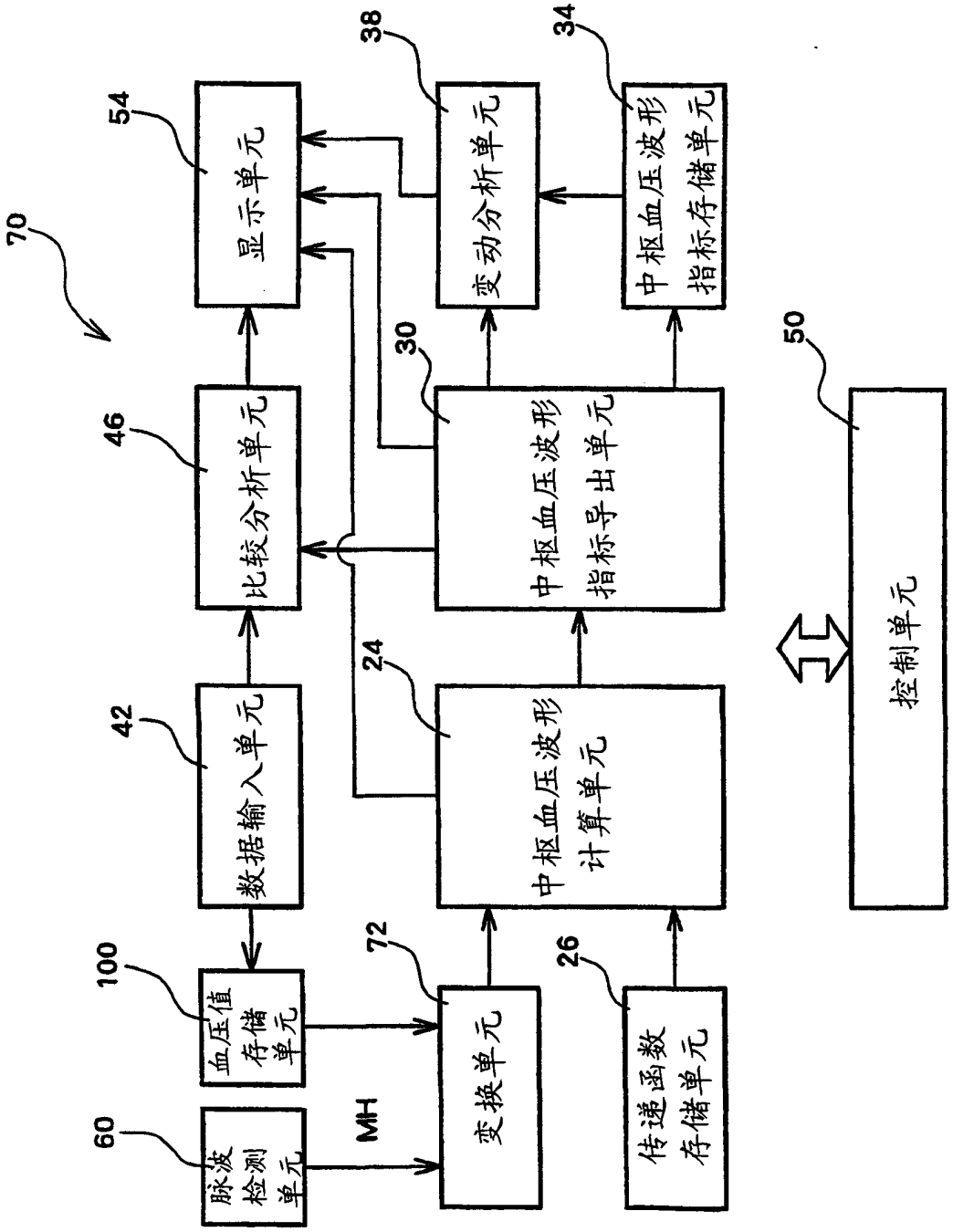

70
显示单元
54
变动分析单元
38
中枢血压波形指标存储单元
34
比较分析单元
46
中枢血压波形指标导出单元
30
50
数据输入单元
42
中枢血压波形计算单元
24
控制单元
血压值存储单元
100
变换单元
72
传递函数存储单元
26
脉波检测单元
60
MH

图 13

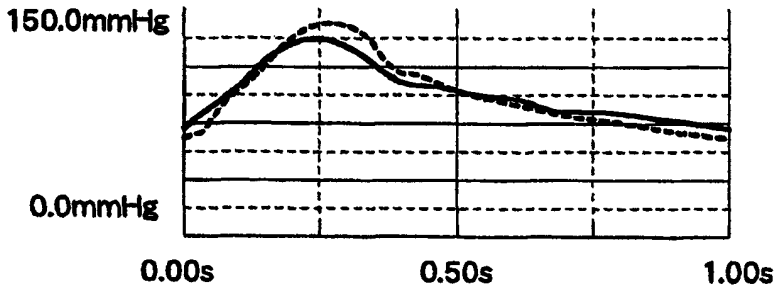


图 14A

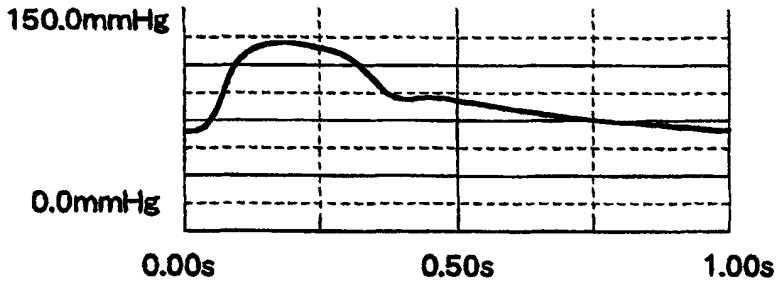


图 14B

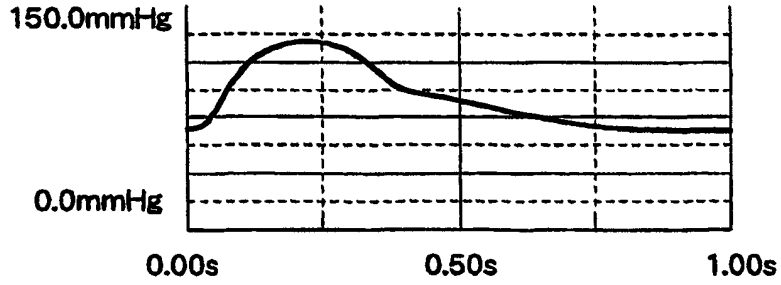


图 14C