



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410039955.4

[45] 授权公告日 2006 年 9 月 20 日

[11] 授权公告号 CN 1275570C

[22] 申请日 2004.3.19

[21] 申请号 200410039955.4

[30] 优先权

[32] 2003.3.19 [33] JP [31] 75838/2003

[71] 专利权人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 小须田司 川船豊 座光寺诚

长尾昭一

审查员 胡玉连

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司
代理人 李 辉

权利要求书 2 页 说明书 18 页 附图 19 页

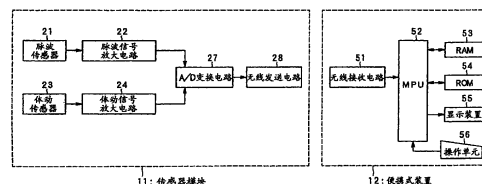
[54] 发明名称

信息收集装置及脉搏计

[57] 摘要

一种信息收集装置及脉搏计，即使在产生加速度小的体动成分时，也能从脉波成分中可靠去除体动成分，准确算出脉搏数。体动检测单元检测伴随安装部位的形状变化而产生的体动成分，将体动检测信号输出到发送单元；脉波检测单元检测脉波成分，向发送单元输出脉波检测信号。发送单元发送所收集的信息。这样，脉搏计的脉搏数算出单元根据接收单元从外部的信息接收装置所接收的信息中包含的体动检测信号和脉波检测信号，算出脉搏数。

10



1. 一种安装在人体上收集与脉搏有关的信息的信息收集装置，其特征在于，具有：

- 5 第 1 体动检测单元，检测伴随安装部位的人体表面的形状变化而产生的体动成分，输出第 1 体动检测信号；和
 脉波检测单元，检测脉波成分，输出脉波检测信号，
 在没有检测到人体的活动时，根据所述第 1 体动检测信号，从所述脉波检测信号中除去体动成分。

- 10 2. 根据权利要求 1 所述的信息收集装置，其特征在于，还具有第 2 体动检测单元，其检测伴随所述人体的活动产生的体动成分，并输出第 2 体动检测信号，
 在检测到了所述人体的活动时，根据所述第 2 体动检测信号，从所述脉波检测信号中除去体动成分。

- 15 3. 根据权利要求 1 或 2 所述的信息收集装置，其特征在于，所述人体表面是手腕的表面。

 4. 根据权利要求 1 和 2 的任一个所述的信息收集装置，其特征在于，所述第 1 体动检测单元具有压力传感器、重量传感器或位移传感器中的任一种。

- 20 5. 根据权利要求 2 所述的信息收集装置，其特征在于，所述第 2 体动检测单元具有加速度传感器。

 6. 根据权利要求 1 和 2 的任一个所述的信息收集装置，其特征在于，所述脉波检测单元具有脉波传感器，在所述脉波传感器的附近设置所述体动检测单元的检测位置。

- 25 7. 根据权利要求 6 所述的信息收集装置，其特征在于，所述脉波检测单元具有脉波传感器，在相对于所述脉波传感器的安装部位背面侧或同一面侧，在从所述脉波传感器的检测位置通过的同轴上附近设置所述第 1 体动检测单元和所述第 2 体动检测单元的检测位置。

 8. 一种脉搏计，其特征在于，具有：

接收单元，从权利要求 2 所述的信息收集装置接收所收集的信息；
和

脉搏数算出单元，根据所接收的信息中包含的所述第 1 体动检测信号、所述第 2 体动检测信号和脉波检测信号算出脉搏数。

5 9. 根据权利要求 8 所述的脉搏计，其特征在于，具有将收集的信息发送到外部的发送部。

10. 根据权利要求 8 所述的脉搏计，其特征在于，所述脉搏数算出单元具有：

第 1 频率分析单元，对所述体动检测信号进行频率分析，生成第 1
10 频率分析数据；

第 2 频率分析单元，对所述脉波检测信号进行频率分析，生成第 2 频率分析数据；和

去除处理单元，对所述第 2 频率分析数据进行减去所述第 1 频率分析数据的减法处理。

15

信息收集装置及脉搏计

5 技术领域

本发明涉及一种信息收集装置及脉搏计，特别涉及一种安装在人体局部用于测定步行或跑步时的脉搏的信息收集装置及脉搏计。

背景技术

10 已知以往有一种安装在人体局部用于测定步行或跑步时的脉搏的脉搏计。

例如，专利文献1公开了手表型脉搏计。

上述专利文献1所公开的脉搏计采用的结构是，根据用加速度传感器检测的体动信号的频率分析结果，从脉搏信号的频率分析结果中去除
15 相当于体动信号的所有高谐波成分的频率成分，从去除了体动信号的高谐波成分的脉波信号的频率分析结果中抽出具有最大功率的频率成分，根据该抽出的频率成分算出脉搏数。

专利文献1 专利第2816944号公报

上述以往的脉搏计，通过加速度传感器进行体动成分的检测，因此，
20 对于加速度小的动作，即使对脉波信号的影响大时也检测不到，具有不能抽出准确的脉波成分的问题。

手表型的脉搏形式中，作为这种加速度小的动作，有握手或松开手的动作。进行握手或松开手的动作时，手腕直径产生数毫米级的变化。

其影响很大程度上表现于脉波成分中，但在体动成分中表现不出来。

25 因此，有时具有不产生影响的问题。

发明内容

本发明的目的是，提供一种信息收集装置及脉搏计，即使在产生加速度小的体动成分时，也能从脉波成分中可靠去除体动成分，准确算出

脉搏数。

为了解决上述问题，一种安装在人体上收集与脉搏有关的信息的信息收集装置，其特征在于，具有：体动检测单元，检测伴随安装部位的形状变化而产生的体动成分，输出体动检测信号；和脉波检测单元，检测脉波成分，输出脉波检测信号。

根据上述结构，体动检测单元检测伴随安装部位的形状变化而产生的体动成分，输出体动检测信号。

脉波检测单元检测脉波成分，输出脉波检测信号。

该场合时，所述体动检测单元也可以具有压力传感器、重量传感器或位移传感器中的任一种。

此外，所述脉波检测单元具有脉波传感器，可以在所述脉波传感器的附近设置所述体动检测单元的检测位置。

另外，所述脉波检测单元具有脉波传感器，可以在相对所述脉波传感器的安装部位背面侧或同一面侧，在从所述脉波传感器的检测位置通过的同轴上附近设置所述体动检测单元的检测位置。

此外，也可以具有向外部发送所收集的信息的发送单元。

还可以具有发电装置，把伴随所述人体的运动而形成的动能变换为电能，提供作为该信息收集装置的电源。

一种脉搏计，其特征在于，具有：接收单元，从上述各信息收集装置接收所收集的信息；和脉搏数算出单元，根据所接收的信息中包含的所述体动检测信号和脉波检测信号算出脉搏数。

根据上述结构，脉搏数算出单元根据接收单元从外部的信息收集装置所接收的信息中包含的所述体动检测信号和脉波检测信号算出脉搏数。

该场合时，所述脉搏数算出单元也可以具有去除处理单元，从所述脉波检测信号中减去所述体动检测信号。

此外，所述脉搏数算出单元也可以具有：第1频率分析单元，对所述体动检测信号进行频率分析，生成第1频率分析数据；第2频率分析单元，对所述脉波检测信号进行频率分析，生成第2频率分析数据；和

去除处理单元，对所述第 2 频率分析数据进行减去所述第 1 频率分析数据的减法处理。

另外，所述脉搏数算出单元还可以具有：滤波系数生成单元，根据所述脉波检测信号和所述体动检测信号，生成自适应滤波系数；和去除
5 处理单元，从所述脉波检测信号减去应用了所述自适应滤波系数的所述体动成分检测信号。

此外，一种安装在人体上收集与脉搏有关的信息的信息收集装置，其特征
在于，具有：第 1 体动检测单元，检测伴随安装部位的形状变化而产生的体动成分，输出第 1 体动检测信号；第 2 体动检测单元，检测
10 伴随所述人体的运动而产生的体动成分，输出第 2 体动检测信号；和脉波检测单元，检测脉波成分，输出脉波检测信号。

根据上述结构，第 1 体动检测单元检测伴随安装部位的形状变化而产生的体动成分，输出第 1 体动检测信号。

第 2 体动检测单元检测伴随所述人体的运动而产生的体动成分，输出第 2 体动检测信号
15 输出第 2 体动检测信号

脉波检测单元检测脉波成分，输出脉波检测信号。

该场合时，在检测到所述人体的运动时，可以根据所述第 2 体动检测信号除去体动成分，在未检测到所述人体的运动时，也可以根据所述第 1 体动检测信号除去体动成分。

而且，所述第 1 体动检测单元也可以具有压力传感器、重量传感器或位移传感器中的任一种。
20

另外，所述第 2 体动检测单元也可以具有加速度传感器。

而且，所述脉波检测单元具有脉波传感器，可以在所述脉波传感器的附近设置所述第 1 体动检测单元和所述第 2 体动检测单元的检测位置。

另外，所述脉波检测单元具有脉波传感器，可以在相对所述脉波传感器的安装部位背面侧或同一面侧，在从所述脉波传感器的检测位置通过
25 的同一轴上附近设置所述第 1 体动检测单元和所述第 2 体动检测单元的检测位置。

此外，也可以具有向外部发送所收集的信息的发送单元。

还可以具有发电装置，把伴随所述人体的运动而形成的动能变换为电能，提供作为该信息收集装置的电源。

一种脉搏计，其特征在于，具有：接收单元，从上述信息收集装置接收所收集的信息；和脉搏数算出单元，根据所接收的信息中包含的所述第 1 体动检测信号、所述第 2 体动检测信号和脉波检测信号算出脉搏数。

根据上述结构，脉搏数算出单元根据通过接收单元所接收的信息中包含的所述第 1 体动检测信号、所述第 2 体动检测信号和脉波检测信号算出脉搏数。

10 该场合时，所述脉搏数算出单元也可以具有：滤波系数生成单元，根据所述第 1 体动检测信号和所述第 2 体动检测信号中的至少一方以及所述脉波检测信号，生成自适应滤波系数；和去除处理单元，从所述脉波检测信号减去应用了所述自适应滤波系数的所述第 1 体动成分检测信号或应用了所述自适应滤波系数的所述第 2 体动成分检测信号中的至少
15 一方。

附图说明

图 1 是第 1 实施方式的脉搏测定系统的概要结构图。

图 2 是传感器模块的安装状态说明图。

20 图 3 是传感器模块及便携式装置的概要结构方框图。

图 4 是传感器模块的概略剖面图。

图 5 是 MPU 接收的脉波检测数据的频率分析结果的说明图。

图 6 是 MPU 接收的体动检测数据的频率分析结果的说明图。

图 7 是频率分析后的脉波检测数据和频率分析后的体动检测数据之
25 差即差数据的说明图。

图 8 是差数据的频率分析结果的说明图。

图 9 是脉波检测数据的频率分析结果的说明图。

图 10 是体动检测数据的频率分析结果的说明图。

图 11 是频率分析后的脉波检测数据和频率分析后的体动检测数据

之差即差数据的说明图。

图 12 是自适应滤波器的一个示例的概要结构方框图。

图 13 是把脉波检测数据的一个示例按时间序列顺序排列时的曲线图。

5 图 14 是把对应图 13 的脉波检测数据的体动检测数据在同一时间轴上按时间序列顺序排列的曲线图。

图 15 是把自适应滤波器应用于图 13 的脉波检测数据和图 14 的体动检测数据，对所得到的差数据按时间序列顺序排列的曲线图。

图 16 是对图 15 的差数据进行 FFT 而得到的频率分析结果。

10 图 17 是第 2 实施方式的传感器模块及便携式装置的概要结构方框图。

图 18 是传感器模块的概略剖面图。

图 19 是自适应滤波的一个示例的概要结构方框图。

图 20 是自适应滤波的一个示例的概要结构方框图。

15 图 21 是脉搏测定系统的应用示例说明图。

图 22 是表示发电装置的结构平面图。

图 23 是向图 22 的箭头方向观看时的发电装置的概略侧面图。

图 24 是电压控制电路的概要结构图。

图 25 是转子的变形示例说明图。

20 图 26 是通过手腕把体动检测传感器设在同一轴上时的说明图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的最佳实施方式。

[1] 第 1 实施方式

25 图 1 是第 1 实施方式的脉搏测定系统的概要结构图。

如果大致划分脉搏测定系统 10，具有：安装在使用者手腕上的传感器模块 11；和便携式装置 12，被作成为 PDA（个人数字助理）、便携式电话等，同时通过无线连接传感器模块 11。

图 2 是传感器模块的安装状态说明图。

传感器模块 11 通过支撑体 15 安装在手腕上并使其密贴。支撑体 15 具有伸缩性，将手腕插入并使其与手腕相适合，从而使传感器模块 11 密贴于手腕的手背侧（参照图 1）。

图 3 是传感器模块及便携式装置的概要结构方框图。

5 如果大致划分传感器模块 11，具有：脉波传感器 21；脉波信号放大电路 22；体动传感器 23；体动信号放大电路 24；A/D 变换电路 27；和无线发送电路 28。

脉波传感器 21 具有 LED（发光二极管）和 PD（光电探测器），把对应于流过血管内的血液因心搏而形成的脉动电流的脉波检测信号输出给
10 脉波信号放大电路 22。

脉波信号放大电路 22 以规定的放大率放大所输入的脉波检测信号，作为放大脉波信号输出给 A/D 变换电路 27。

体动传感器 23 是用于检测传感器模块 11 的安装部位的形状变化、具体讲是检测握手或松开手时手腕直径变化的传感器，把体动检测信
15 号输出给体动信号放大电路 24。该场合时，体动传感器可以由重量传感器、压力传感器或位移传感器等构成，在以下说明中，以使用重量传感器的场合为例。

体动信号放大电路 24 以规定的放大率放大所输入的体动检测信号，作为放大体动信号输出给 A/D 变换电路 27。

20 A/D 变换电路 27 把所输入的放大脉波信号进行模拟/数字变换，作为脉波检测数据输出给无线发送电路 28。并且，A/D 变换电路 27 把所输入的放大体动信号进行模拟/数字变换，作为体动检测数据输出给无线发送电路 28。

无线发送电路 28 根据所输入的脉波检测数据和体动检测数据，对载
25 波进行调制，并发送到便携式装置 12 侧。

下面，说明传感器模块 11 的机械结构。

图 4 是传感器模块的概略剖面图。

在图 4 中，传感器模块 11 的下侧密贴使用者的手臂。因此，在传感器模块 11 的壳体 11A 的下侧，构成脉波传感器 21 的 LED31 和 PD32 以由

防护玻璃 30 保护的状态被放置在第 1 基板 33 上。第 1 基板 33 由壳体 11A 支撑着。在第 1 基板 33 的上侧装有无线发送电路 28 及各种电路元件 34、35、电池支架 36、37。

第 1 基板 33 通过挠性布线板 38 连接第 2 基板 39。该第 2 基板 39
5 由壳体 11A 支撑着。

在第 2 基板 39 的下侧装有各种电路元件 40、41。电源 42 由电池支架 36、37 支撑着并接触。

壳体 11A 的上侧支撑体动传感器 23，该体动传感器 23 与第 2 基板 39 电连接。

10 下面，说明便携式装置 12 的结构。

如图 3 所示，如果大致划分便携式装置 12，具有：无线接收电路 51；MPU52；RAM53；ROM54；显示装置 55 和操作单元 56。

无线接收电路 51 接收从传感器模块 11 的无线发送电路 28 发送的脉波检测数据和体动检测数据，并输出给 MPU52。

15 MPU52 控制便携式装置 12。

RAM53 临时存储各种数据。

ROM54 预先存储 MPU52 使用的各种控制程序等。

显示装置 55 具有液晶显示器等，在 MPU52 的控制下，显示脉搏数数据等各种数据。

20 操作单元 56 具有操作按钮等操作器件，进行数据输入和命令输入等。

下面，说明接收了脉波检测数据和体动检测数据的 MPU 的脉搏数算出处理。

图 5 是 MPU52 接收的脉波检测数据的频率分析结果的说明图。

25 图 6 是 MPU52 接收的体动检测数据的频率分析结果的说明图。

首先，MPU52 通过无线接收电路 51 接收脉波检测数据和体动检测数据，并依次存储在 RAM53 中。

然后，MPU52 在 RAM 存储有规定数的数据时，分别依次读出存储在 RAM53 中的脉波检测数据和体动检测数据，并进行 FFT 及频率分析。

图 7 是频率分析后的脉波检测数据和频率分析后的体动检测数据之差即差数据的说明图。

MPU52 比较频率分析后的脉波检测数据和频率分析后的体动检测数据，求出同一频率成分的差，生成差数据。

5 图 8 是差数据的频率分析结果的说明图。

由此，作为所得到的差数据的频率分析结果，实质上已从脉波传感器的输出信号（脉波成分+体动成分）中去除、例如以因握手或松手动作用而形成的手腕变形（手腕直径的增减）为起因的体动成分，即形成主要对应脉波成分的脉波数据。

10 另外，MPU52 把所得到的脉波数据中的最大频率成分作为脉搏波谱，根据其频率算出脉搏数。

接着，MPU52 把脉搏数显示在显示装置 55 上。

如上所述，根据本第 1 实施方式，能够可靠地检测把握以因握手或松手动作用而形成的手腕变形（手腕直径的增减）为代表的安装部位的变形为起因而产生的体动成分。所以，能够可靠去除因安装部位的变形而产生的体动成分，进行准确的脉波成分检测，进而进行准确的脉搏数测定。

[1.1] 第 1 变形例

20 以上说明的结构是在进行频率分析（FFT）之前从脉波检测数据中减去体动检测数据并算出差数据的结构，但本第 1 变形例是在对脉波检测数据和体动检测数据进行频率分析之后算出差数据时的变形例。以下将说明第 1 变形例。

在本第 1 变形例中，MPU52 分别对存储在 RAM53 中的脉波检测数据和体动检测数据进行频率分析（FFT）。

25 然后，MPU52 求出频率分析后的脉波检测数据和频率分析后的体动检测数据之差即差数据。

接着，从所得到的差数据中抽出脉波的高谐波成分，根据其频率算出脉搏数。

以下，具体说明脉搏数算出处理。

图 9 是脉波检测数据的频率分析结果的说明图。

图 10 是体动检测数据的频率分析结果的说明图。

首先, MPU52 分别依次读出存储在 RAM53 中的脉波检测数据和体动检测数据, 并进行 FFT 和频率分析。

5 图 11 是频率分析后的脉波检测数据和频率分析后的体动检测数据之差即差数据的说明图。

然后, MPU52 比较频率分析后的脉波检测数据和频率分析后的体动检测数据, 求出同一频率成分的差, 生成差数据。

10 由此, 作为所得到的差数据的频率分析结果, 实质上已从脉波传感器的输出信号(脉波成分+体动成分)中去除、例如以因握手或松手动作用而形成的手腕变形(手腕直径的增减)为起因的体动成分, 即形成主要对应脉波成分的脉波数据。

另外, MPU52 把所得到的脉波数据中的最大频率成分作为脉搏波谱, 根据其频率算出脉搏数。

15 接着, MPU52 把脉搏数显示在显示装置 55 上。

如上所述, 根据本第 1 变形例, 也能够可靠地检测把握以因握手或松手动作用而形成的手腕变形(手腕直径的增减)为代表的安装部位的变形为起因而产生的体动成分。所以, 能够可靠去除体动成分, 进行准确的脉波成分检测, 进而进行准确的脉搏数测定。

20 [1.2] 第 2 变形例

以上说明的结构是, 作为 MPU 的内部处理, 在进行频率分析(FFT)之前和之后从脉波检测数据中减去体动检测数据并算出差数据的结构, 但本第 2 变形例是使用自适应滤波从脉波检测数据中去除体动成分时的变形例。

25 图 12 是自适应滤波的一个示例的概要结构方框图。

如果大致划分自适应滤波器 60, 具有滤波系数生成单元 61 和合成单元 62。

滤波系数生成单元 61 起着体动成分去除单元的功能, 根据应用了合成单元 62 前次输出的滤波后的数据, 生成自适应滤波系数 h 。然后, 把

自适应滤波系数 h 应用于所输入的起着体动成分检测信号的功能的体动检测数据 ($=k(n)$), 生成体动去除数据 ($=h \cdot k(n)$), 并输出给合成单元 62。

合成单元 62 起着去除处理单元的功能, 将前次抽出的脉波检测数据
5 ($=$ 脉波成分+体动成分) 和体动去除数据进行合成, 从实质上去除(减去) 此次的脉波检测数据中包含的体动成分, 抽出脉波成分。

下面, 进一步具体说明本第 2 变形例的脉搏数算出处理。

图 13 是把脉波检测数据的一个示例按时间序列依次排列的曲线图。

图 14 是把对应图 13 的脉波检测数据的体动检测数据在同一时间轴
10 上按时间序列顺序排列的曲线图。

首先, MPU52 依次读出存储在 RAM53 中的脉波检测数据及体动检测数据, 把某个取样时间中的脉搏检测数据输出给合成单元 62。

MPU52 把对应于各脉波检测数据的体动检测数据输出给滤波系数生成单元 61。

15 这样, 滤波系数生成单元 61 根据应用了合成单元 62 前次输出的滤波后的数据, 生成自适应滤波系数 h 。然后, 把自适应滤波系数 h 应用于所输入的起着体动成分检测信号的功能的体动检测数据 ($=k(n)$), 把体动去除数据 ($=h \cdot k(n)$) 输出给合成单元 62。

由此, 合成单元 62 将此次的脉波数据和体动去除数据进行合成, 从
20 实质上去除(减去) 此次的脉波检测数据中包含的体动成分, 抽出脉波成分, 输出差数据 ($=$ 应用了滤波后的数据)。

图 15 是把自适应滤波器应用于图 13 的脉波检测数据和图 14 的体动检测数据, 对所得到的差数据按时间序列顺序排列时的曲线图。

然后, MPU52 对差数据进行 FFT。

25 图 16 是向图 15 的差数据进行 FFT 而得到的频率分析结果。

这样, 所得到的频率分析结果, 实质上已从脉波传感器的输出信号(脉波成分+体动成分) 中去除、例如以因握手或松手动作用而形成的手腕变形(手腕直径的增减) 为代表的安装部位的变形为起因而产生的体动成分, 即形成主要对应脉波成分的脉波数据。

MPU52 把所得到的主要含有脉波成分的脉波数据中的最大频率成分作为脉波波谱，根据其频率算出脉搏数。

接着，MPU52 把脉搏数显示在显示装置 55 上。

如上所述，根据本第 2 变形例，也能够可靠地检测把握以因握手或松手动作用形成的手腕变形（手腕直径的增减）为代表的安装部位的变形为起因而产生的体动成分。所以，能够可靠去除体动成分，进行准确的脉波成分检测，进而进行准确的脉搏数测定。

[2] 第 2 实施方式

图 17 是第 2 实施方式的传感器模块及便携式装置的概要结构方框图。对图 17 中和图 3 的第 1 实施方式相同的部分赋予同一标号。

如果大致划分传感器模块 11，具有：脉波传感器 21；脉波信号放大电路 22；第 1 体动传感器 23；第 1 体动信号放大电路 24；第 2 体动传感器 25；第 2 体动信号放大电路 26；A/D 变换电路 27；和无线发送电路 28。

脉波传感器 21 具有 LED（发光二极管）和 PD（光电探测器），把对应于流过血管内的血液因心搏而形成的脉动电流的脉波检测信号输出给脉波信号放大电路 22。

脉波信号放大电路 22 以规定的放大率放大所输入的脉波检测信号，作为放大脉波信号输出给 A/D 变换电路 27。

第 1 体动传感器 23 是用于检测传感器模块 11 的安装部位的形状变化、具体讲是检测握手或松开手时手腕直径变化的传感器，把第 1 体动检测信号输出给第 1 体动信号放大电路 24。该场合时，第 1 体动传感器可以由重量传感器、压力传感器或位移传感器等构成，在以下说明中，以使用重量传感器的场合为例。

第 1 体动信号放大电路 24 以规定的放大率放大所输入的第 1 体动检测信号，作为第 1 放大体动信号输出给 A/D 变换电路 27。

第 2 体动传感器 25 是用于检测伴随使用者的手臂摆动等手臂运动而产生的体动成分的传感器，把第 2 体动检测信号输出给第 2 体动信号放大电路 26。

第 2 体动信号放大电路 26 以规定的放大率放大所输入的第 2 体动检

测信号，作为第 2 放大体动信号输出给 A/D 变换电路 27。

A/D 变换电路 27 把所输入的放大脉波信号进行模拟/数字变换，作为脉波检测数据输出给无线发送电路 28。并且，A/D 变换电路 27 把所放大的第 1 体动信号进行模拟/数字变换，作为第 1 体动检测数据输出给无线发送电路 28。另外，A/D 变换电路 27 还把所放大的第 2 体动信号进行模拟/数字变换，作为第 2 体动检测数据输出给无线发送电路 28。

无线发送电路 28 根据所输入的脉波检测数据、第 1 体动检测数据和第 2 体动检测数据，对载波进行调制，并发送到便携式装置 12 侧。

图 18 是传感器模块的概略剖面图。对图 18 中和图 4 相同的部分赋予同一标号。

在图 18 中，传感器模块 11 的下侧密贴使用者的手臂。因此，在传感器模块 11 的壳体 11A 的下侧，构成脉波传感器 21 的 LED31 和 PD32 由防护玻璃 30 保护的状态被放置在第 1 基板 33 上。第 1 基板 33 由壳体 11A 支撑着。在第 1 基板 33 的上侧放置有起着第 2 体动传感器 25 的功能的加速度传感器、各种电路元件 34、35、及电池支架 36、37。

第 1 基板 33 通过挠性布线板 38 连接第 2 基板 39。该第 2 基板 39 由壳体 11A 支撑着。

在第 2 基板 39 的上侧放置有无线发送电路 28 和各种电路元件 40、41。电源 42 由电池支架 36、37 支撑着并接触。

壳体 11A 的上侧支撑第 1 体动传感器 23，该体动传感器 23 通过导通部件 43、44 与第 2 基板 39 电连接。

在本第 2 实施方式中，使用自适应滤波器从脉搏检测数据中去除体动成分。

图 19 是自适应滤波器的一个示例的概要结构方框图。

如果大致划分自适应滤波器 70，具有：滤波系数控制单元 71；第 1 自适应滤波系数生成单元 72；第 2 自适应滤波系数生成单元 73；和合成单元 74。

滤波系数控制单元 71、第 1 自适应滤波系数生成单元 72 及第 2 自适应滤波系数生成单元 73 起着体动成分去除单元的功能。

滤波系数控制单元 71 根据应用了合成单元 74 前次输出的滤波后的数据，生成自适应滤波系数 h ，把自适应滤波系数 h 输出给第 1 自适应滤波系数生成单元 72 及第 2 自适应滤波系数生成单元 73。

5 这样，第 1 自适应滤波系数生成单元 72 把自适应滤波系数 h 应用于第 1 体动检测数据，生成第 1 体动去除数据，并输出给合成单元 74，其中，第 1 体动检测数据是通过对体动传感器 23 所输出的体动检测信号（第 1 体动检测信号）进行 A/D 变换而得到的。

另一方面，第 2 自适应滤波系数生成单元 73 把自适应滤波系数 h 应用于第 2 体动检测数据，生成第 2 体动去除数据，并输出给合成单元 74，10 其中，第 2 体动检测数据是通过对加速度传感器 45 所输出的体动检测信号（第 2 体动检测信号）进行 A/D 变换而得到的。

合成单元 74 起着去除处理单元的功能，将脉波检测数据（=脉波成分+体动成分）、第 1 体动去除数据和第 2 体动去除数据进行合成，从实质上去除（减去）此次的脉波检测数据中包含的体动成分，抽出脉波成分。15 然后，通过和第 1 实施方式的第 2 变形例相同的处理，进行脉搏数的算出及显示。

[2.1] 变形例

下面，说明第 2 实施方式的变形例。

上述第 2 实施方式使用所有脉波检测数据（=脉波成分+体动成分）、第 1 体动检测数据和第 2 体动检测数据来抽出脉波成分，与此相对，20 本第 1 变形例是利用了下述现象的变形例，即，相当于因安装部位的形状变化而造成的体动成分的第 1 体动检测数据的影响在平静状态下大，在运动状态（步行、跑步）下小，相反第 2 体动检测数据在平静状态下小，在运动状态（步行、跑步）下大。

25 在没有大的体动时，即在平静状态下，使用脉波检测数据和第 1 体动检测数据抽出脉波成分。另一方面，在有大的体动时，即在运动状态下，使用脉波检测数据和第 2 体动检测数据抽出脉波成分。

因此，仅设置一个自适应滤波系数生成单元即可，所以能够简化装置结构及处理。

图 20 是自适应滤波器的一个示例的概要结构方框图。

如果大致划分自适应滤波器 80，具有：体动有无判定单元 81；数据切换单元 82；滤波系数生成单元 83；和合成单元 84。

体动有无判定单元 81 根据第 2 体动检测数据判别有无大的体动，并向数据切换单元 82 输出切换信号。

结果，在判别为没有大的体动时，根据切换信号，数据切换单元 82 切换到第 1 体动检测数据侧。

因此，滤波系数生成单元 83 根据应用了合成单元 84 前次输出的滤波后的数据，生成自适应滤波系数 h ，把自适应滤波系数 h 应用于所输入的起着体动成分检测信号的功能的第 1 体动检测数据 ($=k(n)$)，生成第 1 体动去除数据 ($=h \cdot k(n)$)，并输出给合成单元 84。

合成单元 84 起着去除处理单元的功能，将前次抽出的脉波检测数据 ($=$ 脉波成分+体动成分) 和第 1 体动去除数据进行合成，从实质上去除 (减去) 此次的脉波检测数据中包含的体动成分，抽出脉波成分。

另一方面，通过体动有无判定单元 81 判别为有大的体动时，根据切换信号，数据切换单元 82 切换到第 2 体动检测数据侧。

因此，滤波系数生成单元 83 根据应用了合成单元 84 前次输出的滤波后的数据，生成自适应滤波系数 h ，把自适应滤波系数 h 应用于起着所输入的体动成分检测信号的功能的第 2 体动检测数据 ($=k(n)$)，生成第 2 体动去除数据 ($=h \cdot k(n)$)，并输出给合成单元 84。

合成单元 84 起着去除处理单元的功能，将前次抽出的脉波检测数据 ($=$ 脉波成分+体动成分) 和第 2 体动去除数据进行合成，从实质上去除 (减去) 此次的脉波检测数据中包含的体动成分，抽出脉波成分。

如上所述，根据本第 2 实施方式的变形例，可以简化装置结构，使处理简化，能够可靠抽出脉波成分。结果，可以准确检测脉搏数。

[3] 应用例

下面，说明本发明的脉搏测定系统的应用示例。

图 21 是脉搏测定系统的应用示例的说明图。

如图 21 所示，使用者在自己家中时，把传感器模块 11 安装在手臂

上,同时使固定装置 12A 处于工作状态,该固定装置 12A 在自己家中具有和便携式装置 12 相同的结构,通过电话线路等网络与脉搏数数据的发送地即医院等相连接。

5 这样,利用传感器模块 11 所检测的脉波检测数据和体动检测数据通过无线发送电路 28,并通过固定装置 12A 的无线接收电路被接收,通过网络通知医院方。

另外,当使用者外出时,把传感器模块 11 安装在手臂上,同时携带便携式装置 12。

10 这样,利用传感器模块 11 所检测的脉波检测数据和体动检测数据通过无线发送电路 28,并通过便携式装置 12 的无线接收电路 15 被接收,脉搏数数据被存储在 RAM53 中。

然后,通过固定装置中未图示的通信接口把便携式装置 12 连接固定装置 12A,从而通过电话线路等网络把脉搏数数据通知给医院方。

[4] 实施方式的变形例

15 [4.1] 第 1 变形例

在以上说明中,作为传感器模块的电源,说明了使用电池时的情况,但也可以使用小型发电装置取代电池。

图 22 是表示发电装置的结构平面图,图 23 是图 22 的发电装置的概要侧面图。

20 发电装置 90 由发电机构单元 90a、电压控制电路 90b 和电容器 90c 构成。

发电机构单元 90a 的结构是利用由于使用者的手的摆动等形成的旋转锤 91 的旋转,来进行发电。

25 即,如图 22 和图 23 所示,发电机构单元 90a 具有由基座 92 和护罩 93 构成的壳体,在该壳体内设有旋转锤 91,该旋转锤 91 被固定在基座 92 上,并以旋转轴 91a 为中心旋转。该旋转锤 91 形成其重心位于从旋转轴 91a 的位置偏移很大的位置处的形状。另外,在旋转锤 91 上固定着齿轮 91b,齿轮 91b 随旋转锤 91 的旋转而一起旋转。

另外,在上述壳体内设有伴随齿轮 91b 的旋转而旋转的中间轮 94,

和伴随该中间轮的旋转而旋转的发电转子 95。通过这些齿轮 91b、中间轮 94，形成一般被称为转轮串机构的旋转运动传递机构。

发电转子 95 由其旋转轴，和在与该旋转轴垂直的方向具有 N 极和 S 极、并被固定在旋转轴上的永磁铁构成。另外，还配置有把发电转子 95 夹在两端部间、由大致呈 C 型的高导磁率材料构成的定子 96，在该定子 96 的中央部分形成缠有导线的线圈 97。

另外，在基座 92 和旋转锤 91 之间配置支持旋转锤 91 的旋转的轴承 98。

在基座 92 的旋转轴 91a 的周围空闲区域配置电压控制电路 90b 和电容器 90c。

上述的发电机构单元 90a 按以下所述进行发电。即，通过使用者的手臂摆动等，旋转锤 91 旋转，该旋转运动被传递到发电转子 95，发电转子 95 旋转。

发电转子 95 一旋转，发电转子 95 的永磁铁旋转，永磁铁的两磁极伴随着旋转而与定子 96 的两端部交替相对，在相对的瞬间从永磁铁 N 极产生的磁通通过定子 96 到达 S 极。这样，磁通沿着线圈 97 的绕线轴瞬时通过。从线圈 97 中通过的磁通与发电转子 95 的旋转同步反转。由此，在线圈 97 产生基于楞次定律的感应电动势，并进行发电，伴随旋转锤 91 的旋转，从线圈 97 的两端输出交流电。

如图 24 所示，电压控制电路 90b 由限制电路 101、二极管 102、电容器 103 和升压电路 104 构成。

限制电路 101 并联连接线圈 97，在超过规定的上限值时，不输出线圈 97 的感应电流。这样，即使产生大的感应电流时，也能防止对后面连接的电路的破坏等。

二极管 102 和电容器 103 串联连接，该串联电路并联连接限制电路 101。产生于线圈 97 的感应电流通过该二极管 102 被整流，并暂时存储在电容器 103 中。

升压电路 104 是众所周知的把输入电压增加规定倍数输出的电路，其输入端连接电容器 103 的两端。这样，存储在电容器 103 中的电压通

过升压电路 104 被升压后输出。

在升压电路 104 的输出端并联连接电容器 90c，从升压电路 104 输出的电力被存储在电容器 90c 中。

另外，在电容器 90c 连接未图示的二次电池，所以利用升压电路 104 5 的输出也将二次电池充电，将存储在这些电容器 90c 和二次电池中的电能作为电源提供。

因此，传感器模块 11 通过利用使用者安装着它时的动能而发生的电力被驱动，所以能够半永久地使用，没必要象以往那样进行电池更换。

传感器模块 11 通过并用发电装置 90 和二次电池，即使在非发电状 10 态时也能充分发挥功能。并且，二次电池通过发电装置 90 而充电，所以能够有效利用所发电的电能中传感器模块不能消耗的电能。

发电装置 90 不会产生因以往示例的使用压电元件的发电装置中能看到的裂痕而造成的故障，可以长时间稳定发电，可靠性及耐久性良好。

如图 25 所示，也可以使用具有插入发电转子 95 的大致圆形开口 96a 15 的一体型定子 96A 取代定子 96。

通过把上述结构应用于节拍计或步数计，可以构成不需更换电池、能够半永久地使用的节拍计或步数计。

[4.2] 第 2 变形例

在以上说明中，如图 2 所示，在传感器模块 11 内设置脉波检测传感 20 器及体动检测传感器，但如图 26 所示，也可以形成在传感器模块 11 内仅设置脉波检测传感器，在通过手腕（安装部位）对称的位置、即通过手腕在同一轴 AX 上设置体动检测传感器 23（25）的结构。

[4.3] 第 3 变形例

以上说明的是预先在控制单元 5 的 ROM310 内存储了控制用程序的情 25 况，但也可以形成把控制用程序预先记录在各种磁盘、光盘、存储卡等记录介质中，从这些记录介质中读取并安装的结构。另外，也可以形成通过因特网、LAN 等网络下载控制用程序，然后安装并执行的结构。

发明效果

根据本发明，在从脉波传感器和体动传感器的各自的频率分析结果抽出脉波成分时，即使产生加速度小的体动成分时，也能从脉波成分中可靠去除体动成分，准确算出脉搏数，提高脉搏检测精度。

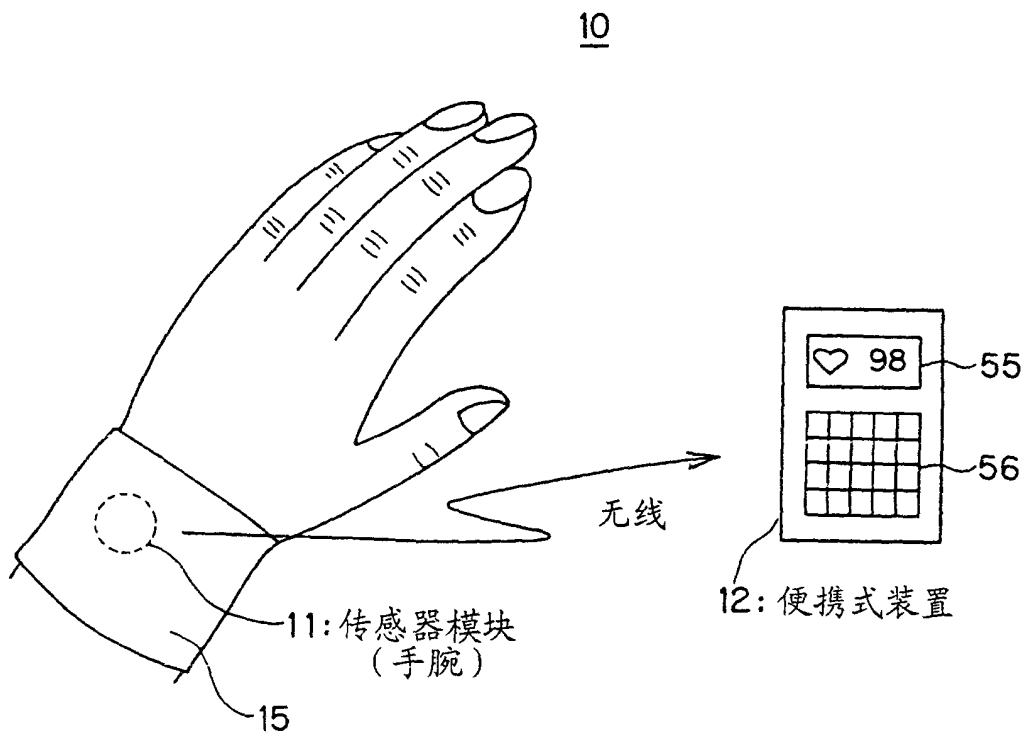


图 1

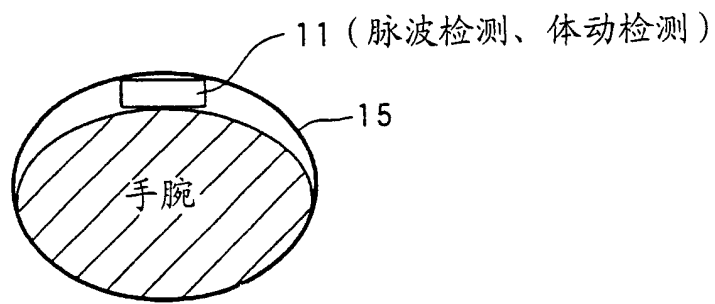


图 2

10

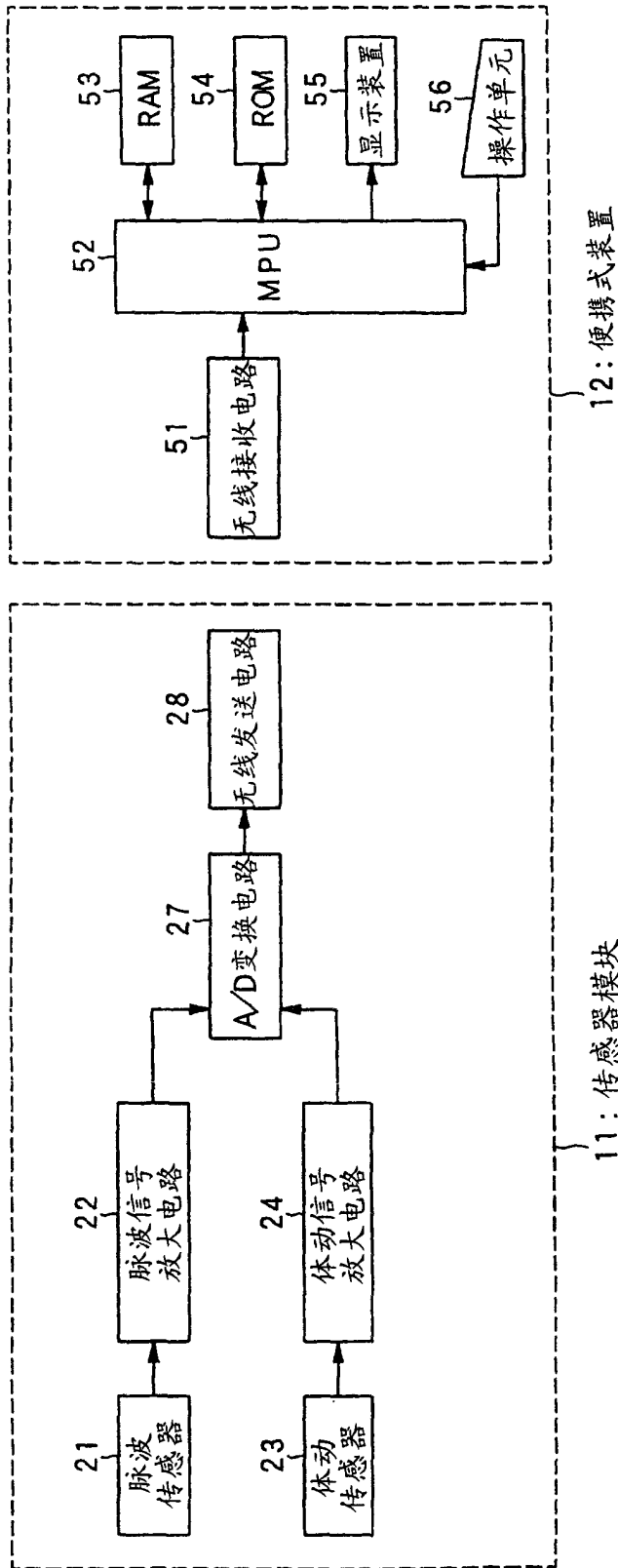


图 3

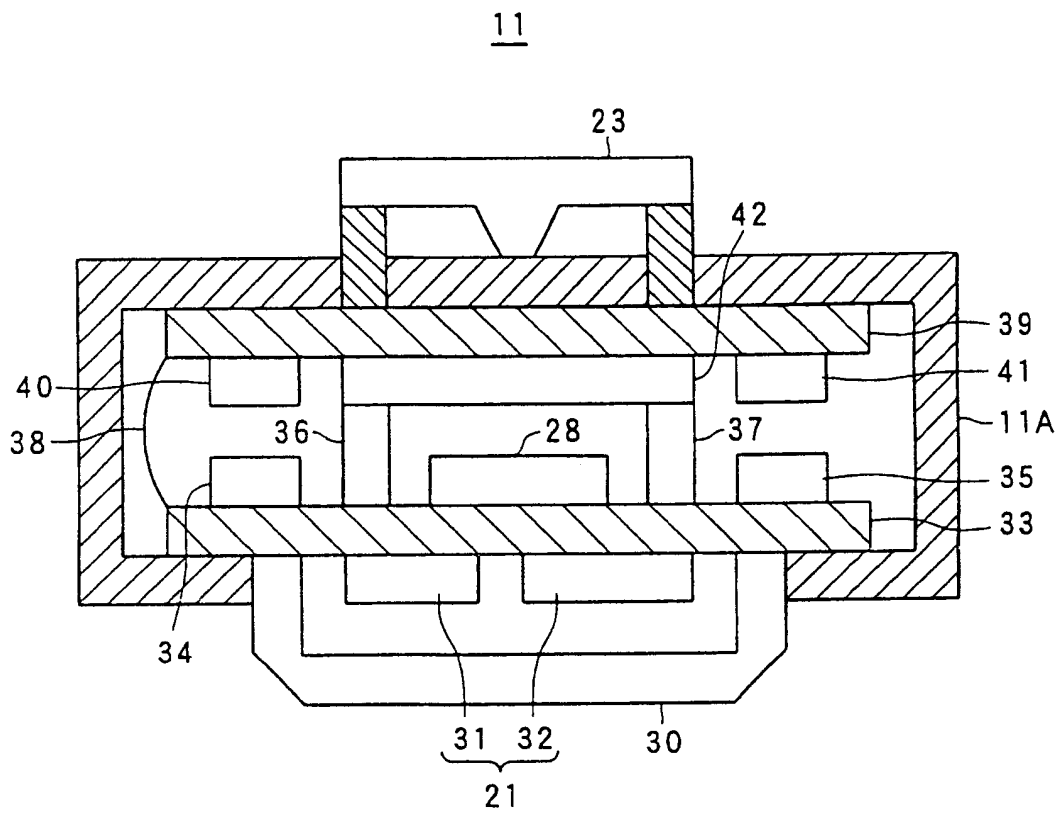


图 4

减算

脉 + 体动 n3 (脉波传感器输出)

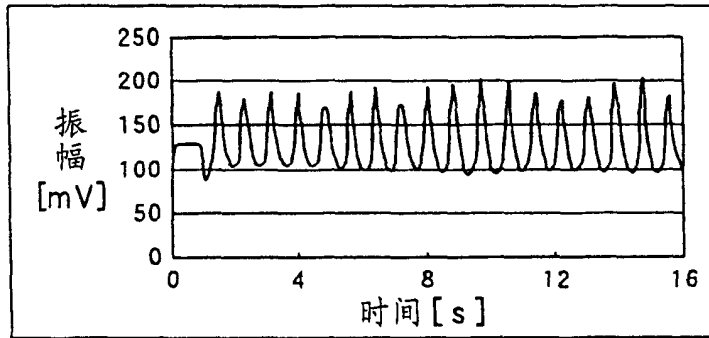


图 5

体动 t3 (重量传感器输出)

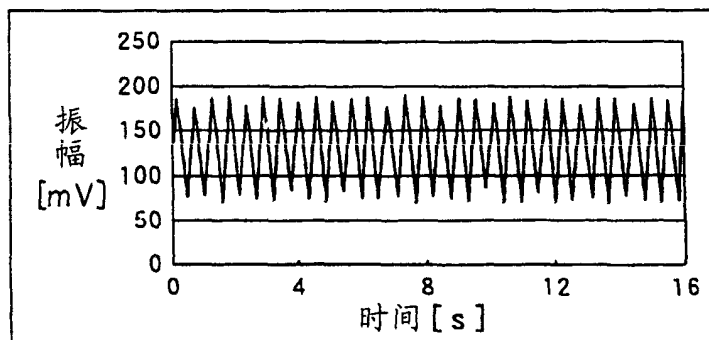


图 6

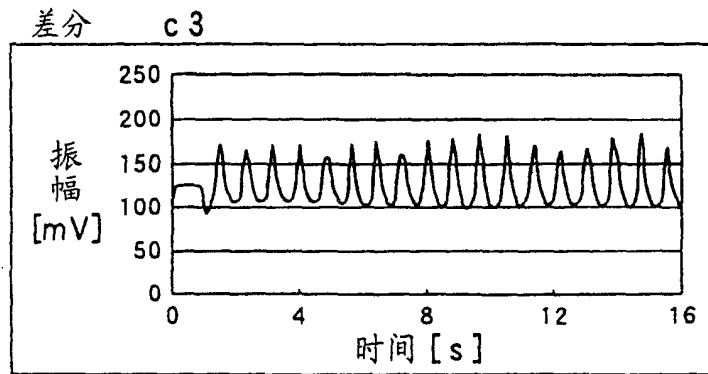


图 7

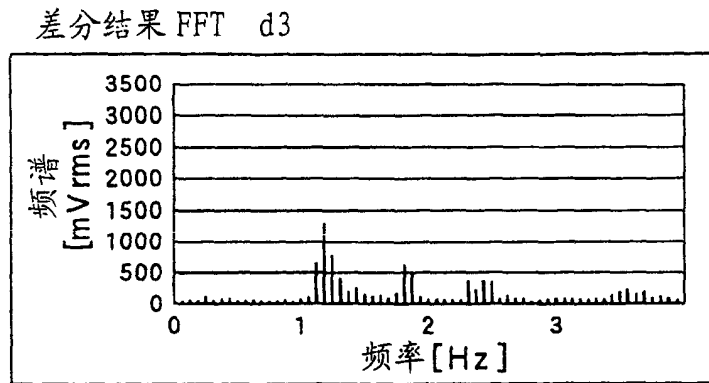


图 8

手的握紧松开

FFT 减算

脉动 + 体动 n3 (脉波传感器输出的 FFT 结果)

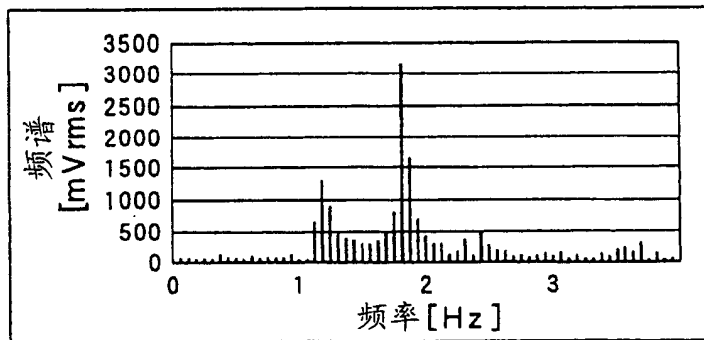


图 9

t3 (重量传感器输出的 FFT 结果)

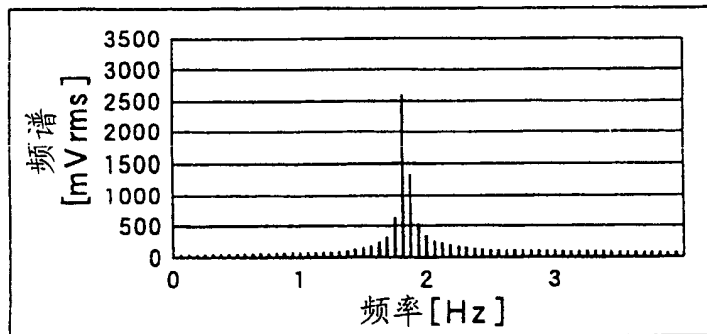


图 10

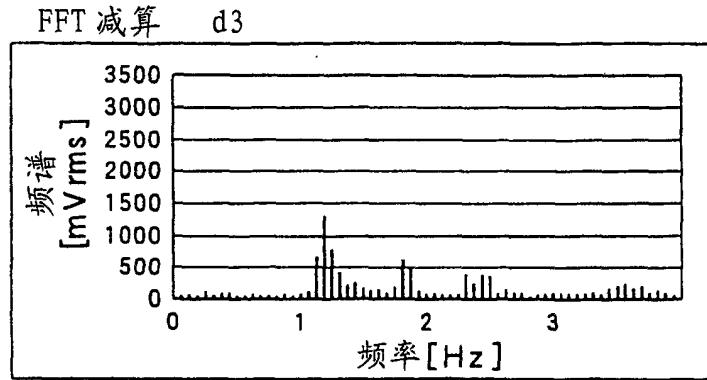


图 11

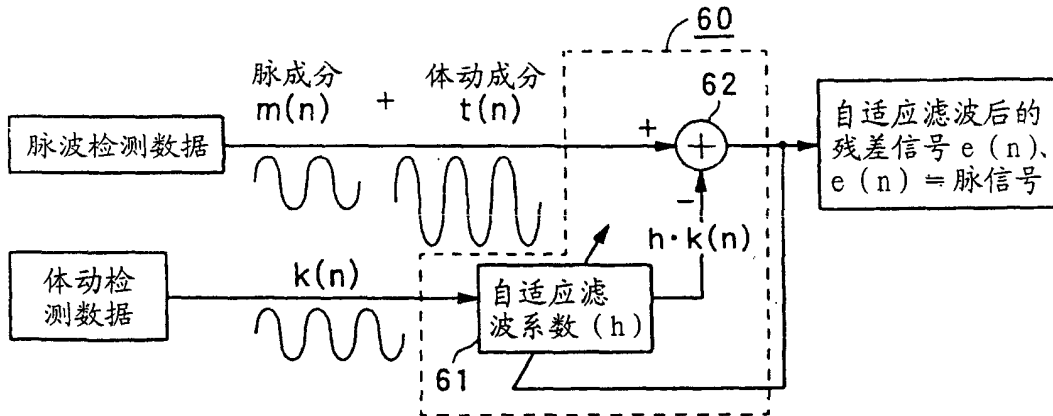


图 12

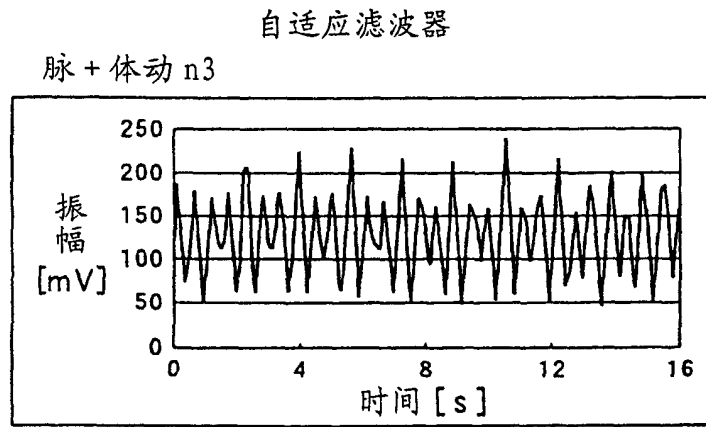


图 13

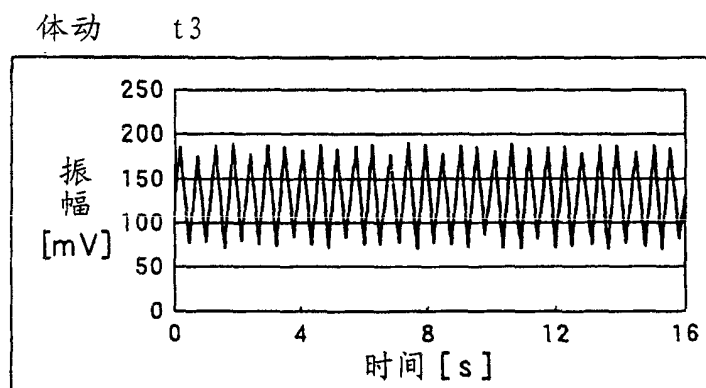


图 14

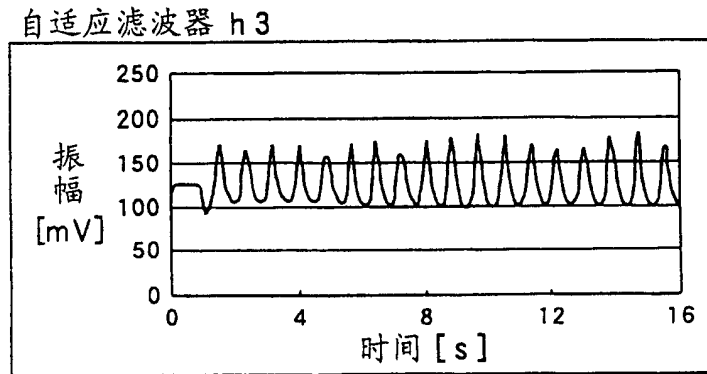


图 15

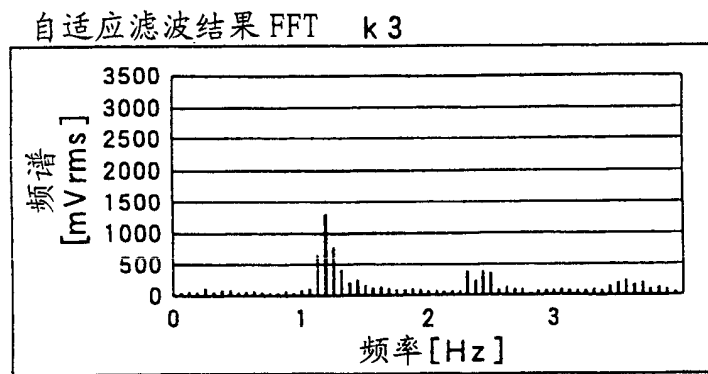


图 16

10

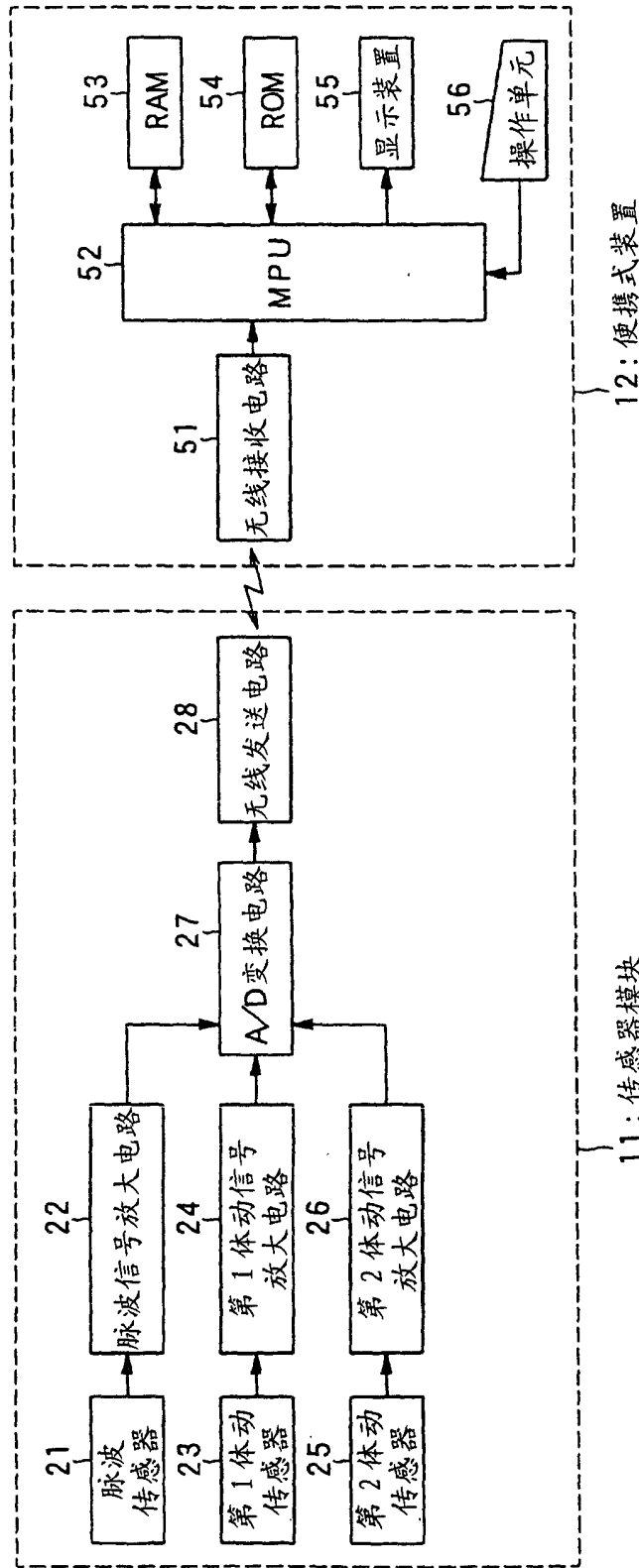


图 17

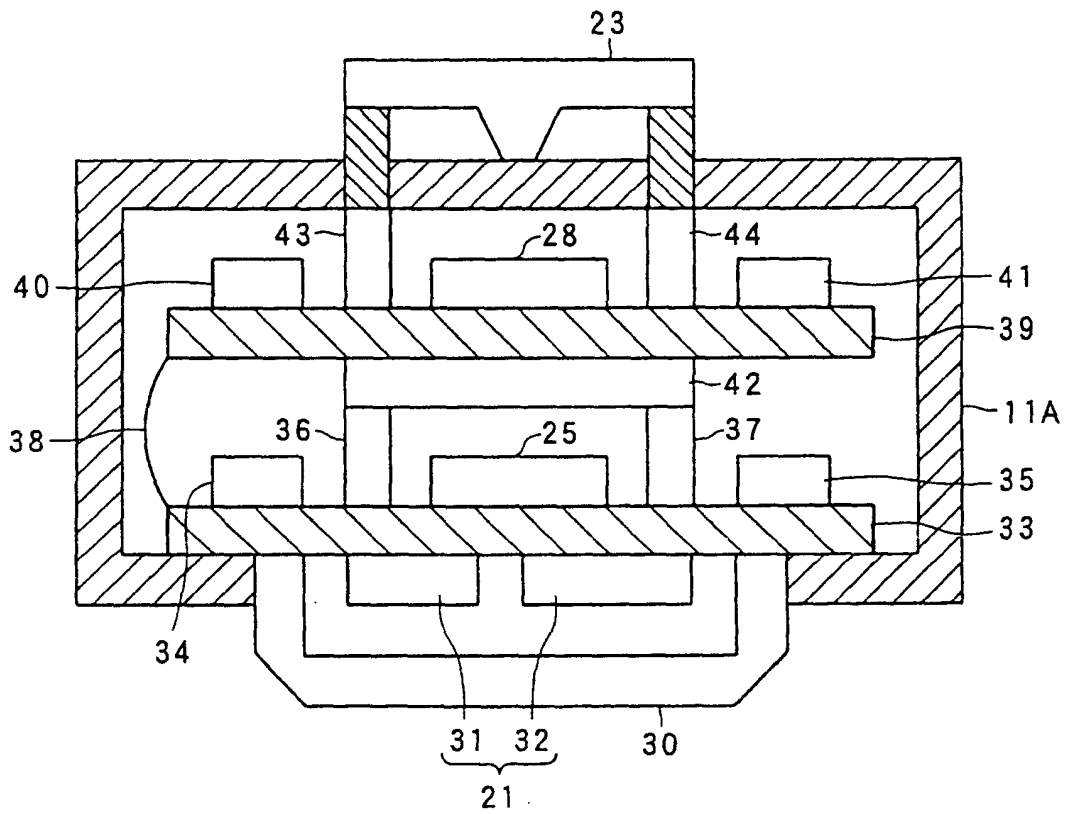


图 18

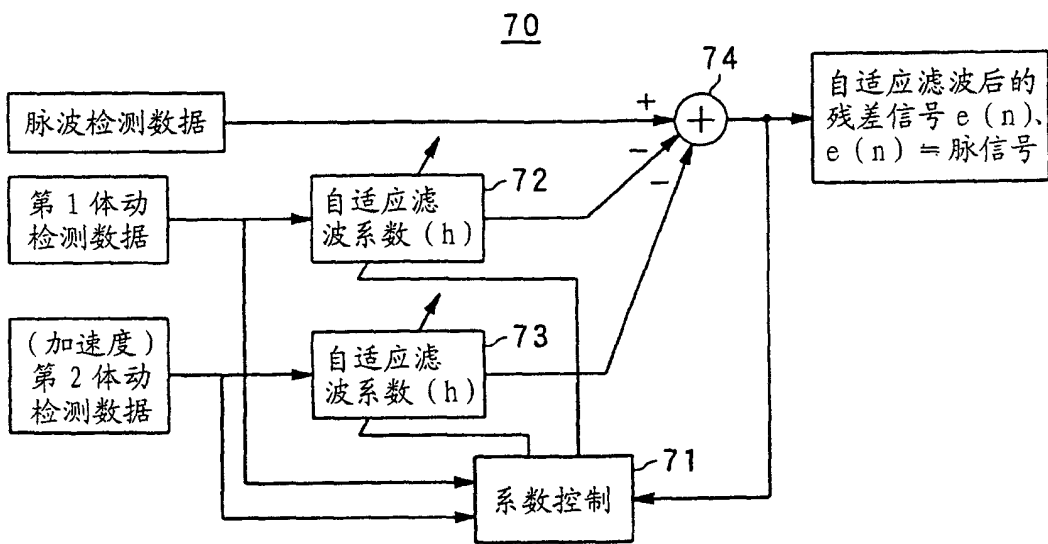


图 19

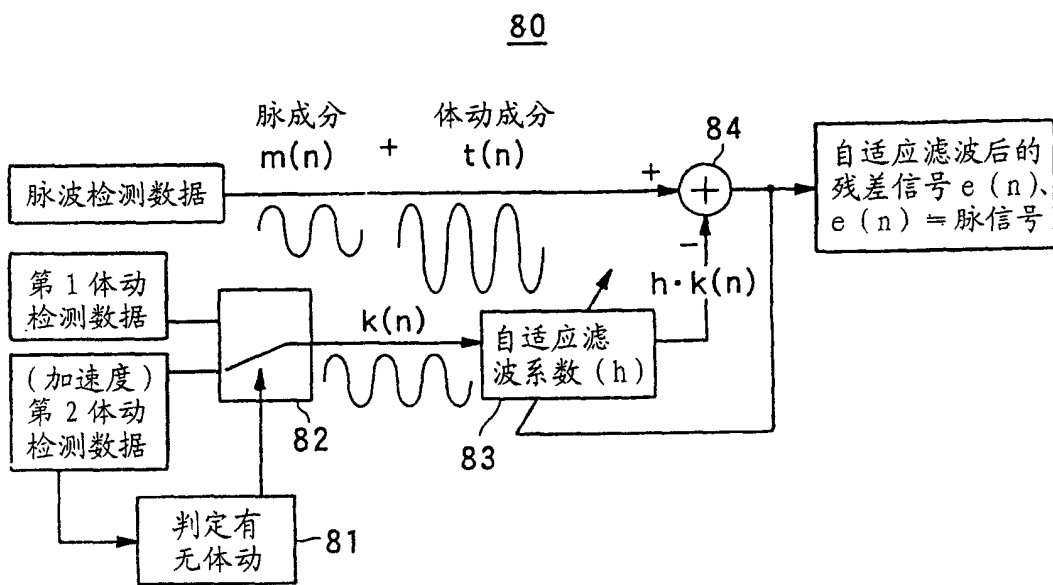


图 20

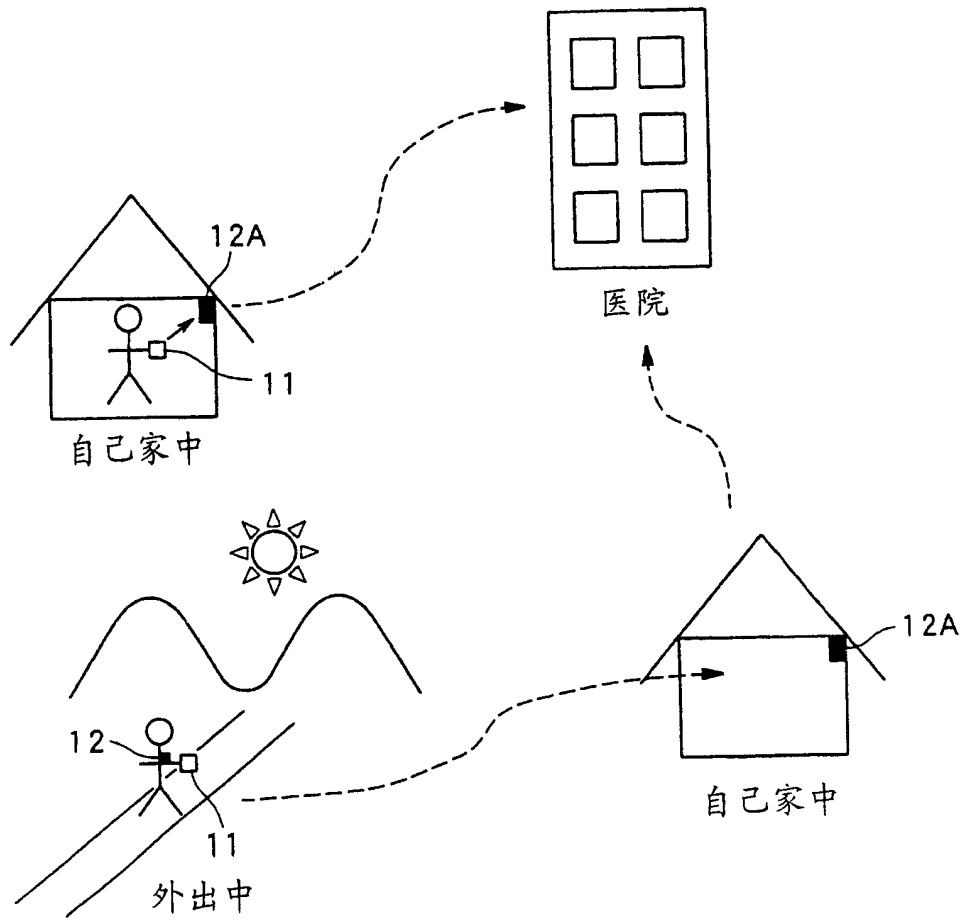


图 21

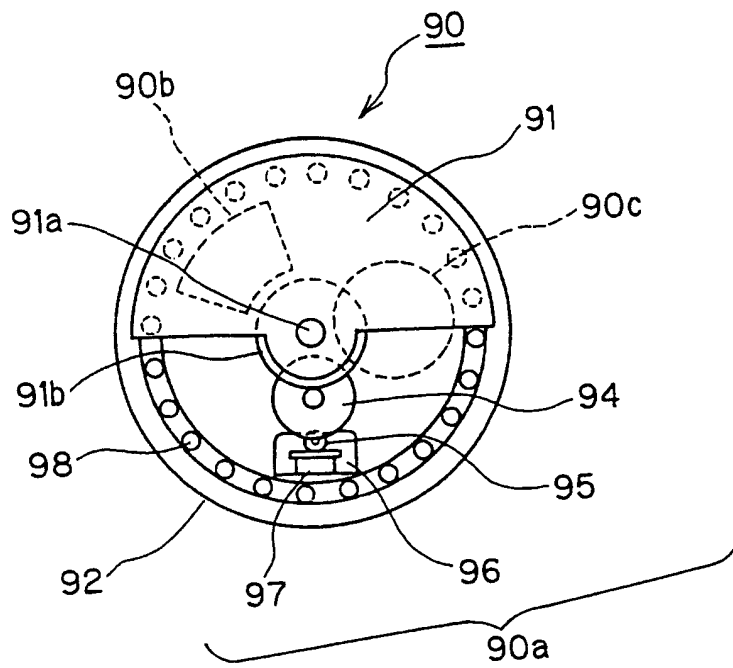


图 22

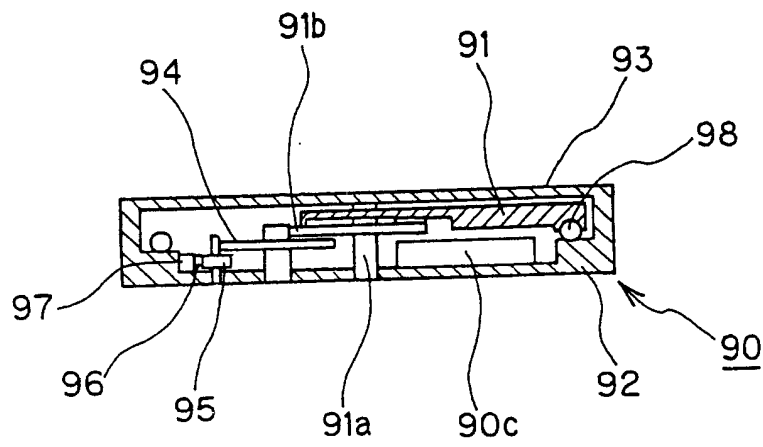


图 23

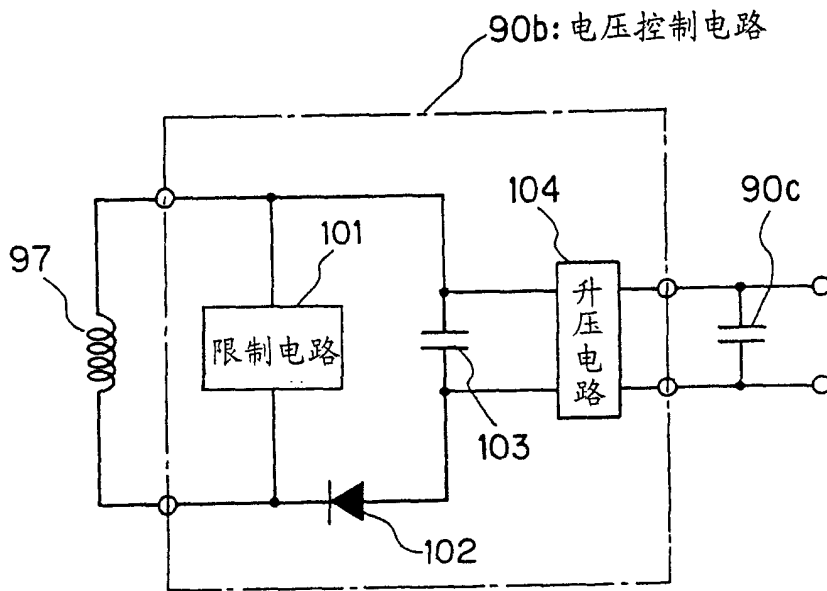


图 24

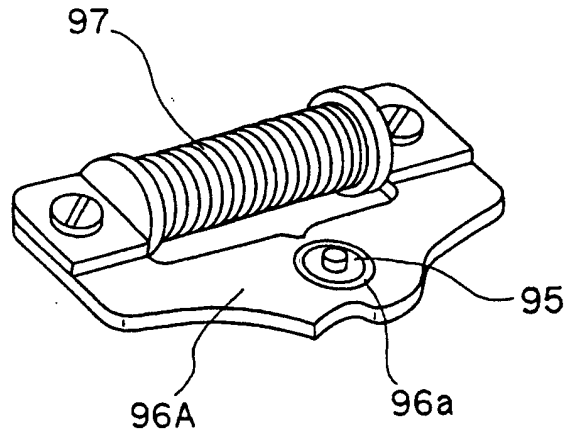


图 25

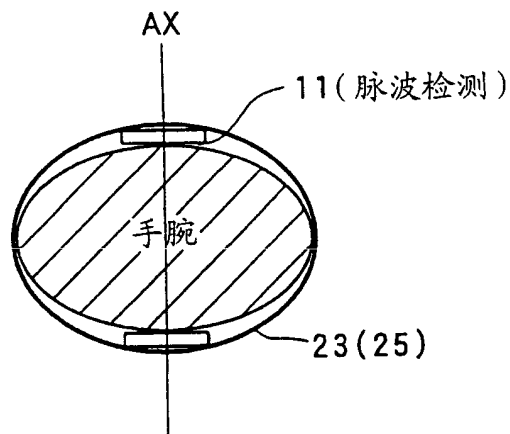


图 26