

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/053 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610001681.9

[45] 授权公告日 2008 年 5 月 21 日

[11] 授权公告号 CN 100388904C

[22] 申请日 2006.1.24

[21] 申请号 200610001681.9

[30] 优先权

[32] 2005. 1. 24 [33] JP [31] 2005 - 015871

[73] 专利权人 株式会社百利达

地址 日本东京都

[72] 发明人 竹原克 福田好典

[56] 参考文献

CN1287823A 2001. 3. 21

US2004/0158167A1 2004. 8. 12

WO2004/047635A1 2004. 6. 10

CN1220858A 1999. 6. 30

审查员 彭 韵

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所

代理人 刘新宇 权鲜枝

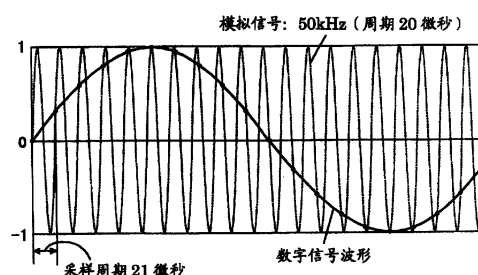
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 4 页

[54] 发明名称

生物体电阻抗测定装置及体组分测定装置

[57] 摘要

提供一种生物体电阻抗测定装置及体组分测定装置，使用廉价的内置于通用微控制器中的 AD 转换器，运算上述生物体电阻抗的参数值。在对根据施加到生物体的规定频率的交流电流而在生物体上产生的电压进行测定的生物体电阻抗测定装置中，具备数字数据取得装置和运算装置，从而在转换到数字数据时不需要高速处理，因此可以通过廉价的通用微控制器的 AD 转换器进行处理，能够降低成本，其中，上述数字数据取得装置，以小于等于奈奎斯特频率的采样频率对上述电压的测定信号进行采样，取得数字数据；上述运算装置，根据上述数字数据，运算生物体电阻抗的参数值。



1. 一种生物体电阻抗测定装置，对根据施加到生物体的规定频率的交流电流而在生物体上产生的电压进行测定，所述生物体电阻抗测定装置具备：

数字数据取得装置，以小于等于奈奎斯特频率的采样频率对上述电压的测定信号进行采样，取得数字数据；

运算装置，根据上述数字数据，运算生物体电阻抗的参数值，所述生物体电阻抗测定装置的特征在于，

上述数字数据取得装置具备采样频率切换装置，该采样频率切换装置根据上述测定信号的频率，自动切换采样频率。

2. 根据权利要求1所述的生物体电阻抗测定装置，其特征在于，

上述数字数据取得装置，以跨越上述测定信号的多个周期而取得的采样频率，采样对上述测定信号的1个周期进行数字变换所需的样本数。

3. 根据权利要求1或2所述的生物体电阻抗测定装置，其特征在于，

上述数字数据取得装置将上述采样的周期设为整数周期。

4. 根据权利要求1所述的生物体电阻抗测定装置，其特征在于，

上述数字数据取得装置具有整形装置，该整形装置在上述测定信号的1个周期进行了多个采样时，对通过上述采样形成的波形进行整形。

5. 根据权利要求1所述的生物体电阻抗测定装置，其特征在于，

上述运算装置根据上述数字数据，通过DFT处理运算上述参数值。

6. 一种体组分测定装置，

---

具有权利要求1至5中任意一项所述的生物体电阻抗测定装置和体组分运算装置，该体组分运算装置根据上述取得的参数值，运算与体组分有关的指标。

## 生物体电阻抗测定装置及体组分测定装置

### 技术领域

本发明涉及一种测定生物体电阻抗的装置及使用了该装置的体组分测定装置。

### 背景技术

现有的使用了通用微控制器的低价的体组分测定装置，仅使用基于根据对生物体施加的交流电流产生的电压的、生物体电阻抗的绝对值，进行体组分的推定，但在近年的研究中，得知不仅生物体电阻抗的绝对值对体组分的推定有用，而且根据生物体电阻抗的相位差、上述绝对值和上述相位差求出的生物体电阻抗的电阻成分值及电容成分值等的生物体电阻抗的参数值也对体组分的推定有用。

在此，简单说明基于现有的生物体电阻抗测定的各参数的运算原理。首先，设生物体电阻抗的参数值有以下关系。

生物体电阻抗的绝对值： $|Z|=(R^2+X^2)^{1/2}$

施加电流和测定电压的相位差： $\phi=\tan^{-1}(X/R)$

生物体电阻抗的电阻成分（以下称为电阻值）： $R=|Z|\cos(\phi)$

生物体电阻抗的电容成分（以下称为电抗值）： $X=|Z|\sin(\phi)$

下面，图7示出了公知的生物体电阻抗的参数算出模型。上述模型为如下结构：产生生物体电阻抗测定用电流*i*的电流源100被连接以向电阻值已知的基准电阻（Ref）101及生物体（Obj）102施加上述电流*i*，上述基准电阻（Ref）101及生物体（Obj）102连接到将通过施加上述电流*i*而分别产生的电位差作为模拟信号A<sub>Ref</sub>及A<sub>Obj</sub>接收的差动放大器103及104，通过切换与上述差动放大器103及104的任一个连接的SW105，连接到从上述各模拟信号

$A_{Ref}$ 及 $A_{Obj}$ 转换到各数字信号 $D_{Ref}$ 及 $D_{Obj}$ 的高速AD转换器106, 连接到包含根据上述各数字信号 $D_{Ref}$ 及 $D_{Obj}$ 求出各振幅频谱及相位频谱的DFT (Discrete Fourier Transform: 离散傅立叶变换) 处理的阻抗参数运算部107。

在此, 上述高速AD转换器106是能够进行从各模拟信号转换到各数字信号的采样的高速处理的AD转换器。即, 以大于等于奈奎斯特频率(测定信号频率的倍数的频率)的采样频率进行采样; 由于测定对象为生物体, 因此在上述模拟信号波形的1个周期中准确地取得从20到30点左右的样本数。另外, 此时设从上述施加的电流 $i$ 的相同相位开始采样, 进行采样的模拟信号的周期为整数周期。

在此, 说明上述阻抗参数运算部107的DFT处理。首先, 傅立叶变换是指对于沿时间轴对某模拟信号进行采样获得的数字信号, 分解为包含在上述数字信号中的正弦波成分的处理, 算出上述正弦波成分的振幅和相位的各频谱。

在上述模型中, 如下所示, 对于上述各数字信号 $D_{Ref}$ 及 $D_{Obj}$ , 算出通过进行上述傅立叶变换得到的正弦波成分的振幅和相位的频谱, 并利用上述各频谱, 根据公知的运算生物体电阻抗的参数的式子, 算出各参数。

首先, 对于上述各数字信号 $D_{Ref}$ 及 $D_{Obj}$ , DFT处理通过下式进行, 由实数部和虚数部构成的复傅立叶频谱 $S_k$ 表示, 即,

$$S_k = \sum [D(n) \times \cos\{(2\pi kn)/N\}] - j \times \sum [D(n) \times \sin\{(2\pi kn)/N\}]。$$

在此,  $n$ 表示采样号码,  $N$ 表示总样本数,  $k$ 表示频谱号码,  $D(n)$ 表示第 $n$ 个采样数据。另外, 上述频谱号码 $k$ 在上述采样中设为对上述模拟信号的整数周期部分进行采样, 但与其整数值是等值。

另外, 设上述实数部为 $Real_k$ 、虚数部为 $Img_k$ , 由下式表示。

$$S_k = \text{Real}_k + j\text{Img}_k$$

因此，对于上述各数字信号 $D_{\text{Ref}}$ 及 $D_{\text{Obj}}$ ，上述复傅立叶频谱分别由如下的式子表示。

$$S_{\text{Ref}} = \text{Real}_{\text{Ref}} + j\text{Img}_{\text{Ref}}$$

$$S_{\text{Obj}} = \text{Real}_{\text{Obj}} + j\text{Img}_{\text{Obj}}$$

另外，上述振幅频谱通过上述复傅立叶频谱 $S_{\text{Ref}}$ 和 $S_{\text{Obj}}$ 的绝对值，由下式表示。

$$|S_{\text{Ref}}| = \{(\text{Real}_{\text{Ref}})^2 + (\text{Img}_{\text{Ref}})^2\}^{1/2}$$

$$|S_{\text{Obj}}| = \{(\text{Real}_{\text{Obj}})^2 + (\text{Img}_{\text{Obj}})^2\}^{1/2}$$

并且，上述相位频谱 $\theta_{\text{Ref}}$ 及 $\theta_{\text{Obj}}$ 由下式表示。

$$\theta_{\text{Ref}} = \tan^{-1}(\text{Img}_{\text{Ref}}/\text{Real}_{\text{Ref}})$$

$$\theta_{\text{Obj}} = \tan^{-1}(\text{Img}_{\text{Obj}}/\text{Real}_{\text{Obj}})$$

因此，生物体电阻抗的绝对值 $|Z_{\text{Obj}}|$ 与上述基准电阻(Ref) 101和生物体(Obj) 102中流动的电流 $i$ 相同，上述基准电阻(Ref) 101的阻抗已知，因此可通过上述振幅频谱的比，由下式求出。

$$|Z_{\text{Obj}}| = |Z_{\text{Ref}}| \times |S_{\text{Obj}}| / |S_{\text{Ref}}|$$

另外，施加电流和测定电压的相位差 $\phi$ 根据上述相位频谱，由下式求出。

$$\phi = \theta_{\text{Obj}} - \theta_{\text{Ref}}$$

并且，根据上述生物体电阻抗的绝对值 $|Z_{\text{Obj}}|$ 及相位差 $\phi$ ，生物体电阻抗的电阻成分 $R$ 及电容成分 $X$ 分别由下式求出。

$$R = |Z_{\text{Obj}}| \cos(\phi)$$

$$X = |Z_{\text{Obj}}| \sin(\phi)$$

通过运算并利用如上求出的上述生物体电阻抗的参数值，提出了一种进行更详细的体组分推定的体组分测定装置（例如参照专利文献1）。

## 专利文献1：日本特开2004-255120号公报

### 发明内容

但是，使用上述生物体电阻抗的参数值而进行更详细的体组分推定的体组分测定装置，需要用于运算上述参数值的专用IC、复杂的模拟电路等，特别是，为了运算生物体电阻抗而用于对所测定的模拟电压信号进行数字转换的AD转换器，为了提高测定精度，需要以大于等于奈奎斯特频率的采样频率进行采样、并处理得到的采样数据的高速AD转换器，会导致成本提高。

因此，本发明解决上述问题点，提供一种生物体电阻抗测定装置及体组分测定装置，使用廉价的内置于通用微控制器中的AD转换器，运算上述生物体电阻抗的参数值。

为解决上述问题，本发明提供一种生物体电阻抗测定装置，对根据施加到生物体的规定频率的交流电流而在生物体上产生的电压进行测定，具备：数字数据取得装置，以小于等于奈奎斯特频率的采样频率对上述电压的测定信号进行采样，取得数字数据；运算装置，根据上述数字数据，运算生物体电阻抗的参数值。

另外，上述数字数据取得装置，以跨越上述测定信号的多个周期而取得的采样频率，采样对上述测定信号的1个周期进行数字变换所需的样本数。

另外，上述数字数据取得装置将上述采样的周期设为整数周期。

另外，上述数字数据取得装置具有整形装置，该整形装置在上述测定信号的1个周期进行了多个采样时，对通过上述采样形成的波形进行整形。

另外，上述数字数据取得装置具备采样频率切换装置，该采样频率切换装置根据上述测定信号的频率，自动切换采样频率。

另外，上述运算装置根据上述数字数据，通过DFT(Discrete Fourier Transform: 离散傅立叶变换)处理运算上述参数值。

并且，提供一种体组分测定装置，具备上述生物体电阻抗测定装置和体组分运算装置，该体组分运算装置根据上述取得的参数值，运算与体脂肪、肌肉、体水分或者骨骼等体组分有关的指标。

本发明的生物体电阻抗测定装置，对根据施加到生物体的规定频率的交流电流而在生物体上产生的电压进行测定，具备：数字数据取得装置，以小于等于奈奎斯特频率的采样频率对上述电压的测定信号进行采样，取得数字数据；运算装置，根据上述数字数据，运算生物体电阻抗的参数值，另外，上述数字数据取得装置，以跨越上述测定信号的多个周期而取得的采样频率，采样对上述测定信号的1个周期进行数字变换所需的样本数，从而在转换到数字数据时不需要进行高速处理，因此，可通过内置于通用微控制器中的廉价的AD转换器进行处理，可降低成本。

另外，上述数字数据取得装置将上述采样的周期作为整数周期，并且，上述数字数据取得装置具备整形装置，该整形装置在上述测定信号的1个周期进行了多个采样时，对通过上述采样形成的波形进行整形，从而，根据采样数据，得到适合用于运算生物体电阻抗的参数值的上述DFT变换处理的光滑连续的数据。这在以采样数据无限连续为前提进行的DFT处理中，可以防止存在不连续的数据时产生的误差。

另外，上述数字数据取得装置具备采样周期切换装置，该采样周期切换装置根据上述测定信号的频率，自动切换采样频率，从而，不需烦杂的操作等，就可适用在根据多个频率进行的生物体电阻抗测定中。

另外，上述运算装置根据上述数字数据，通过DFT处理运算

上述参数值，从而比起高速进行傅立叶变换的FFT(Fast Fourier Transform: 高速傅立叶变换)处理，能够更简便地进行上述生物体电阻抗的参数运算。

并且，本发明的体组分测定装置，具备所述生物体电阻抗测定装置和体组分运算装置，该体组分运算装置根据上述取得的参数值，运算与体脂肪、肌肉、体水分或者骨骼等体组分有关的指标，由于上述生物体电阻抗测定装置特别是可精确测量根据低频率的生物体电阻抗，因此，例如以50kHz测定的生物体电阻抗与总水分量、体脂肪量、体脂肪率、基础代谢、骨骼量等体组分的相关性高，以6.25kHz测定的生物体电阻抗与细胞外液量的相关性高。另外，由于从上述总水分量减去上述细胞外液量得到的细胞内液量与肌肉量的相关性高，因此在体组分运算中，能够得到可靠性高的数据。

另外，本发明提供一种生物体电阻抗测定装置，对根据施加到生物体的规定频率的交流电流而在生物体上产生的电压进行测定，所述生物体电阻抗测定装置具备：数字数据取得装置，以小于等于奈奎斯特频率的采样频率对上述电压的测定信号进行采样，取得数字数据；运算装置，根据上述数字数据，运算生物体电阻抗的参数值，所述生物体电阻抗测定装置的特征在于，上述数字数据取得装置具备采样频率切换装置，该采样频率切换装置根据上述测定信号的频率，自动切换采样频率。

## 附图说明

图1是表示本实施例的体组分测定装置的结构框图。

图2是表示本实施例的体组分测定装置的主要动作的流程图。

图3是表示实施例1的生物体电阻抗测定动作子程序的流程图。

图4是表示测定频率为50kHz时的欠采样的一个例子的图。

图5是表示实施例2的生物体电阻抗测定动作的子程序的流程图。

图6是表示测定频率为5kHz时的欠采样的一个例子的图。

图7是用于说明生物体电阻抗的参数的运算原理的模型图。

#### 符号说明

1: 体组分测定装置; 2: 显示部; 3: 键开关; 4: 生物体电阻抗测定用电极组; 5: 微控制器; 6: AD转换器; 7: 体重测定

部；8：信号整形滤波器；9：交流电流输出电路；10：基准电阻；11：差动放大器；12：差动放大器；13：切换部；14：EEPROM；15：电源。

## 具体实施方式

本发明的生物体电阻抗测定装置，测定根据施加到生物体的规定频率的交流电而在生物体上产生的电压，具有：数字数据取得装置，以小于等于奈奎斯特频率的采样频率对上述电压的测定信号进行采样，取得数字数据；运算装置，根据上述数字数据，运算生物体电阻抗的参数值。

另外，上述数字数据取得装置，以跨越上述测定信号的多个周期而取得的采样频率，采样对上述测定信号的1个周期进行数字变换所需的样本数。

另外，上述数字数据取得装置将上述采样的周期设为整数周期。

另外，上述数字数据取得装置具有整形装置，该整形装置在上述测定信号的1个周期进行了多个采样时，对通过上述采样形成的波形进行整形。

另外，上述数字数据取得装置具有采样频率切换装置，该采样频率切换装置根据上述测定信号的频率，自动切换采样频率。

另外，上述运算装置根据上述数字数据，通过DFT处理运算上述参数值。

并且，本发明的体组分测定装置具备上述生物体电阻抗测定装置和体组分运算装置，其中，该体组分运算装置根据上述取得的参数值，运算与体脂肪、肌肉、体水分或者骨骼等体组分有关的指标。

### 实施例1

本发明的实施例1以具备生物体电阻抗测定装置的体组分测定装置为例进行说明，该生物体电阻抗测定装置使用了对模拟信号波形1个周期进行一点采样的欠采样。

首先，利用图1说明本发明的体组分测定装置的结构。体组分测定装置1具备：显示部2，显示测定结果、向导；键开关3，进行各种设定及输入操作；生物体电阻抗测定用电极4，由为测定生物体电阻抗而用于向生物体施加规定电流的电流施加电极4a及4b、用于测定生物体间的电位差的电压测定电极4c及4d组成。

上述显示部2及键开关3，与进行体组分测定装置1的控制及运算等的微控制器5连接，上述微控制器5是内置了低速度处理能力的AD转换器6的通用微控制器。另外，上述微控制器5与测定体重的体重测定部7连接，并且，通过为了测定生物体电阻抗将从上述微控制器5输出的矩形波整形为所希望频率的正弦波信号的信号整形滤波器8，与作为交流电流进行输出的交流电流输出电路9连接。上述交流电流输出电路9与上述电流施加电极4a及4b连接，与上述电流施加电极4b经由基准电阻10连接。

根据施加的电流取得在基准电阻10上产生的电位差的差动放大器11、以及为了取得在生物体中产生的电位差而取得电压测定电极4c及4d间的电位差的差动放大器12被分别连接，它们通过切换来自各差动放大器11及12的电位差信号的切换部13，与上述微控制器5连接。另外，临时存储被测定的数据等的EEPROM14和向体组分测定装置1提供电力的电源15与上述微控制器5连接而成。

在上述微控制器5的内部除上述AD转换器6以外，具有：控制部，进行体组分测定装置1的控制；运算部，运算与生物体电阻抗参数及体组分有关的指标等；矩形波输出部，为测定生物体电阻抗而输出矩形波；存储部，存储各种数据及事先设定的运算式等；

以及采样周期设定部，根据测定频率，设定上述AD转换器的采样周期。

下面，利用图2至图4说明体组分测定装置1的动作。图2是表示主要动作的流程图，图3是表示生物体电阻抗测定动作的子程序的流程图，图4是表示对50kHz的测定频率的采样的图。

首先，在图2中接通体组分测定装置1的电源时，在步骤S1中，用于运算年龄、性别及身高等体组分的个人信息被存储在微控制器5内的存储部，判断是否已进行个人登记。如果是个人登记完成则进入“是”，在步骤S3中进行上述体组分测定装置1的初始设定。如果个人登记未完成则进入“否”，在步骤S2中，按照由微控制器5显示在显示部2的促使个人登记的向导，使用键开关3输入个人信息进行了个人登记后，进入上述步骤S3。在上述步骤S3中进行初始设定时，在步骤S4中通过体重测定部7测定体重，在步骤S5中使用图3的流程图，进行后述的生物体电阻抗测定。在步骤S6中根据上述个人信息、上述测定到的体重以及生物体电阻抗，在微控制器5的运算部中运算与体脂肪、体水分、肌肉以及骨骼等的体组分有关的指标，在步骤S7中将测定结果显示在显示部2上，并且，在步骤S8中判断上述显示是否经过了固定时间，如果没有经过则进入“否”继续显示，经过时进入“是”，自动断开电源，结束测定。

在此，按照图3的流程图说明上述生物体电阻抗测定。转移到生物体电阻抗测定时，在步骤S11中，在上述微控制器5内的矩形波输出部输出矩形波，在步骤S12中，为了将上述矩形波作为测定生物体电阻抗的测定频率而将其整形为所希望的频率的波形，通过上述微控制器5的控制部控制上述信号整形滤波器8，选择适当的滤波器整形为正弦波形。

在此，设生物体电阻抗测定频率是50kHz和6.25kHz两个频率

进行测定,设上述信号整形滤波器也具备整形为50kHz和6.25kHz的两种滤波器。

例如,在上述步骤S12中,通过上述微控制器5内的控制部选择50kHz的滤波器时,在步骤S13中,根据上述整形得到的正弦波信号,由上述交流电流输出电路9输出50kHz的交流电流,施加在上述基准电阻10以及电流施加电极4a及4b间。在步骤S14中,通过上述微控制器5内的控制部控制上述切换器13,为取得在上述基准电阻10间产生的电位差,切换到差动放大器11侧(在此设为ch0)。

在步骤S15中,将上述取得的电位差作为模拟电压信号,通过微控制器5内具备的AD转换器变换成数字数据。此时,根据上述测定频率,通过微控制器5内的采样设定部,自动设定AD转换器6的采样周期。如在上述背景技术中所述,在生物体电阻抗测定中,根据其测定精度,对于测定信号的1个周期需要20点的样本数,也就是说,在现有的可进行高速数据处理的AD转换器中,采样周期需要1MHz。

但是,在此如图4所示,设在上述测定信号的1个周期中进行1点采样,在测定信号20个周期中进行20点采样。此时对于上述测定周期,采样周期设定为长为(信号波形1个周期/样本数)秒。即,如果上述测定频率为50kHz,则测定周期为20微秒,因此,采样周期设定为 $20\text{微秒} + (20\text{微秒}/20\text{点}) = 21\text{微秒}$ 。由此,对于上述测定信号每进行1次采样,相位就移位( $360^\circ / 20\text{点}$ )进行采样,得到如图4所示的数字信号波形。即,得到与能够进行上述高速数据处理的AD转换器的采样周期1MHz相当的以20点的样本数对测定信号1个周期部分进行采样得到的数字数据,上述数字数据被存储到微控制器5内的存储部。

在步骤S16中,与上述步骤S14同样,将上述切换器13切换到

差动放大器12侧（这里设为ch1），以取得上述电压测定电极4c及4d间产生的生物体间的电位差。在步骤S17，与上述步骤S15同样地，取得数字数据并存储在微控制器5的存储部。

接着，在步骤S18中进行上述的DFT处理，在步骤S19中，运算作为上述生物体电阻抗的参数的绝对值 $|Z_{Obj}|$ 、相位差 $\phi$ 、生物体电阻抗的电阻成分R及电容成分X，存储到微控制器5内的存储部中。

在接下来的步骤S20中，判断事先设定的多个测定频率的测定是否全部结束。在本实施例中，通过50kHz和6.25kHz两个测定频率进行测定，因此，在上述测定频率为50kHz的测定结束后，还没有进行6.25kHz的测定时进入“否”，作为频率为6.25kHz的测定，再次重复进行从步骤S11到步骤S19。在两个测定频率的测定结束后进入“是”，返回到图2的主动作的流程图。

## 实施例2

在上述实施例1中一边对测定信号移动相位一边进行1个周期1点采样，但是在实施例2中示出能够同样一边对测定信号移动相位一边进行1个周期多点采样的例子与实施例1的差异而进行说明。

首先，对于装置结构，与图1所示的实施例1的体组分测定装置相同，但在上述微控制器5内，还具备将在AD转换器6中进行采样得到的数据整形为规定波形的采样波形整形部。

另外，实施例2的主要动作与图2所示的实施例1的主要动作同样地进行动作。图5示出了生物体电阻抗测定的子程序的动作。与图3所示的子程序的不同在于，在步骤S15及步骤S17的AD转换中，由微控制器5的采样设定部进行采样周期的设定，并增加在上述AD转换后由上述微控制器5内的采样波形整形部进行的波形整形处理。另外，作为采样的例子，图6示出了模拟测定频率为5kHz

时的采样例。

首先,根据图5,与实施例1相同进入图2的主流程图的步骤S5的生物体电阻抗测定时,转移到图5的生物体电阻抗的子程序。在此,从步骤S51到步骤S54与从图3的步骤S11到步骤S14进行同样的动作。在接下来的步骤S55中,通过AD转换器6对基准电阻10间的电位差信号进行数字化,但是在此,如图6所示在测定信号的1个周期进行2点采样,在测定信号的10个周期进行20点采样。与实施例1相同,对测定信号每进行1次采样,移动相位得到所希望的数字数据,在测定信号1个周期进行2点采样,因此对于测定半周期,上述采样周期设定为长为(信号波形半周期/样本数)秒。即,如图6的例子所示,如果测定频率为5kHz则测定半周期为100微秒,因此采样周期设定为105微秒。由此,对于上述测定信号每进行1次采样,移动( $180^\circ/20$ 点)相位进行采样,对测定信号1个周期部分以20点的样本数得到采样数据,将其存储到微控制器5内的存储部。

由此,在测定信号的1个周期1点的采样中,20个周期(4000微秒)所花费的采样时间只要一半时间即可。

在接下来的步骤S56中,根据上述采样数据对1个周期部分的波形进行整形。如图6所示,根据得到的各数据的采样号码,分为第奇数个组与第偶数个组,在第偶数个组之后接着第奇数个组,从而得到1个周期部分的信号。各数据的处理在微控制器5内的波形整形部中进行,依次读入并整形上述被存储的各采样数据,存储到微控制器5内的存储部。

步骤S57与图3的步骤S16同样进行动作,从ch0切换到ch1。步骤S58及步骤S59,与上述步骤S55及步骤S56的基准电阻10间的电位差信号的AD转换及波形整形同样,对生物体间的电位差进行AD转换及波形整形。

从接下来的步骤S60到步骤S62,与从上述图3的步骤S18到步骤S20的动作相同。

此外,在实施例2中示出了对测定信号的1个周期进行2点采样的例子,但如果上述AD转换器6的处理能力不是以上的采样周期,则对于上述1个周期也能够取得更多的点,能够缩短该部分测定所花的时间。

此外,在实施例1中,对于测定信号设为1个周期1点采样,在实施例2中,对于测定信号设为1个周期2点采样,但既可以根据通用微控制器5中内置的AD转换器6的处理性能及测定频率,事先设定使用哪个,也可以根据测定频率自动地进行切换。例如,也可以在测定频率为50kHz时设为1个周期1点(采样周期21为微秒)、在测定频率为5kHz时设为1个周期2点(采样周期105为微秒)等。

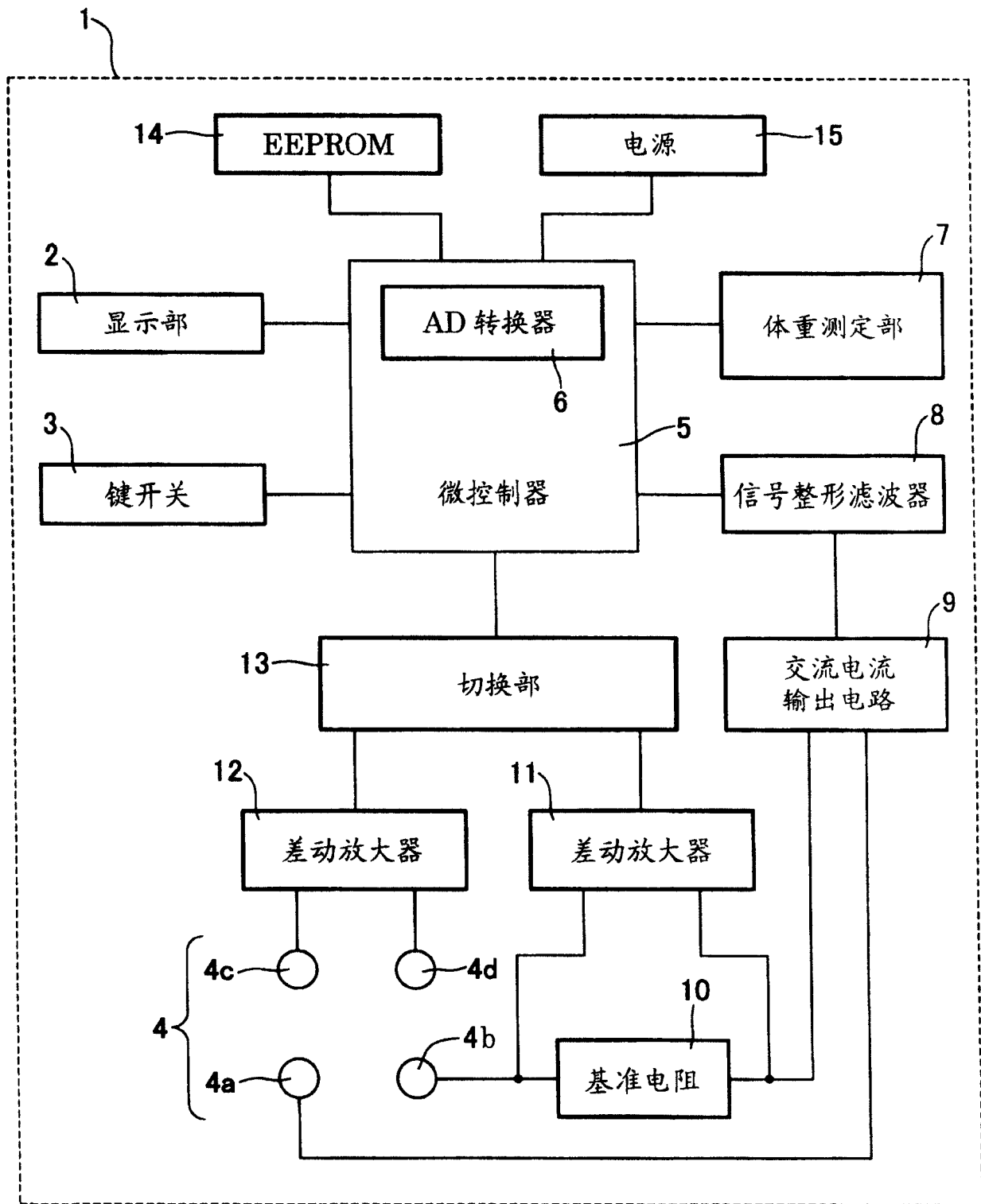


图 1

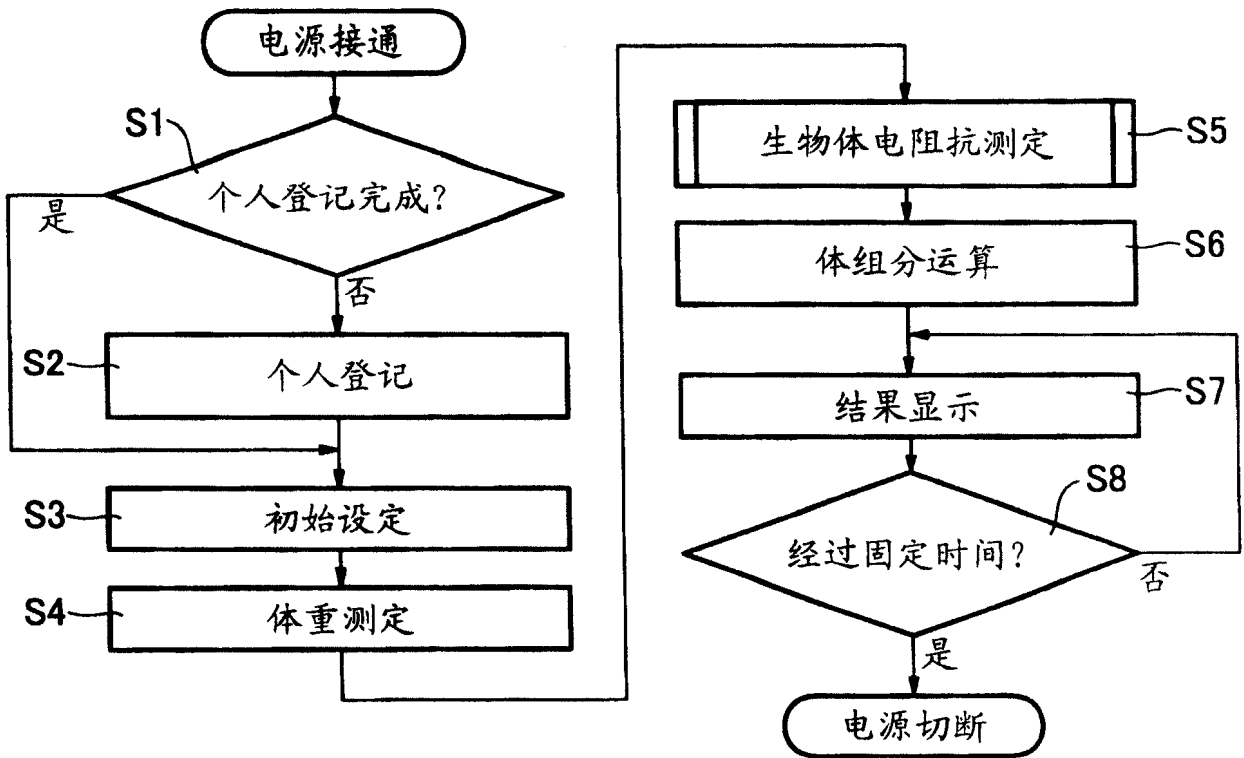


图 2

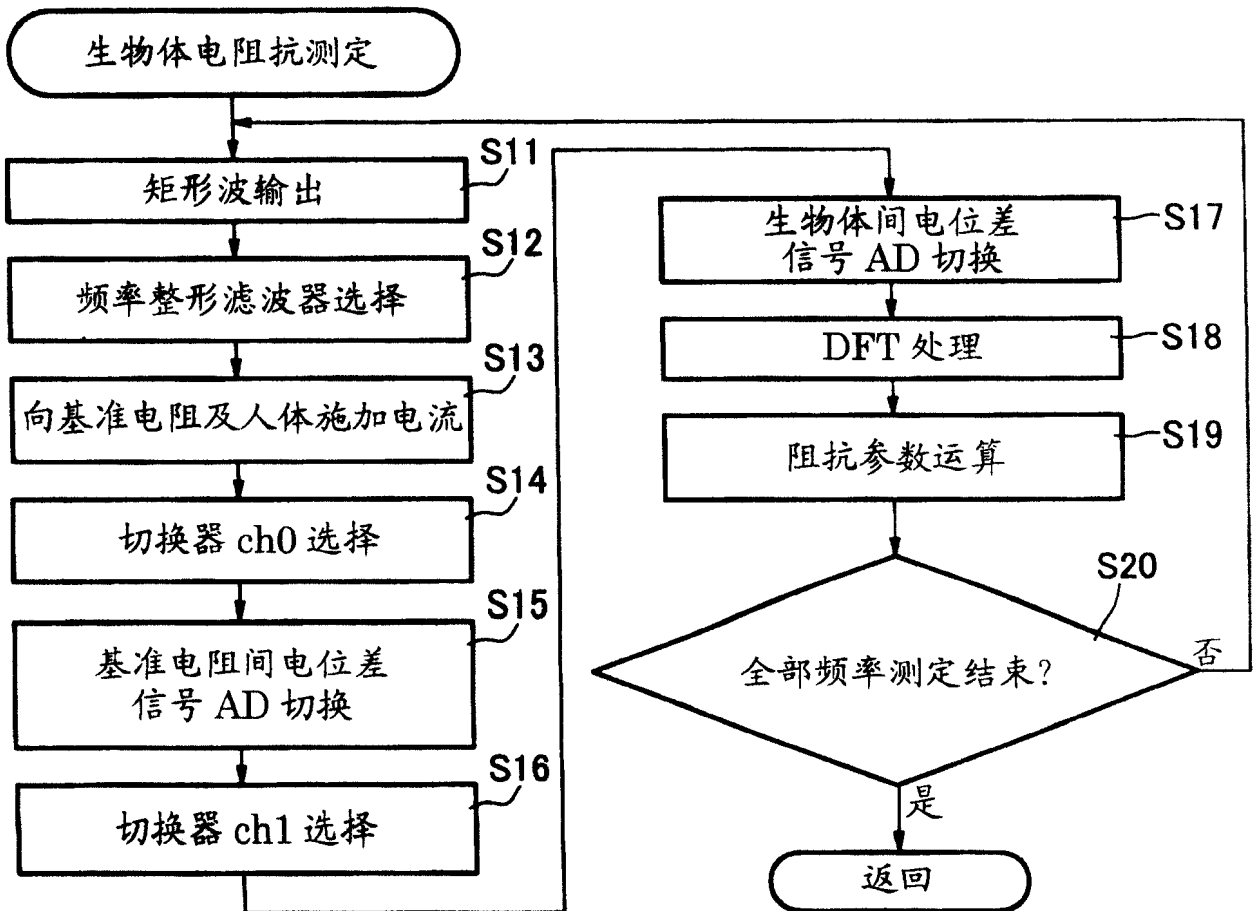


图 3

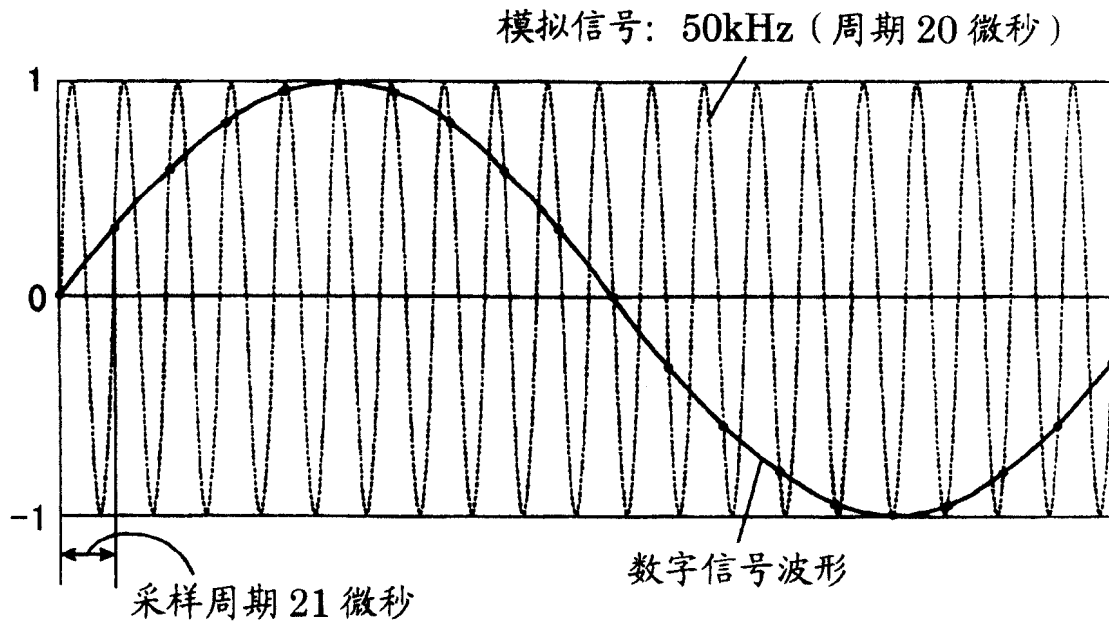


图 4

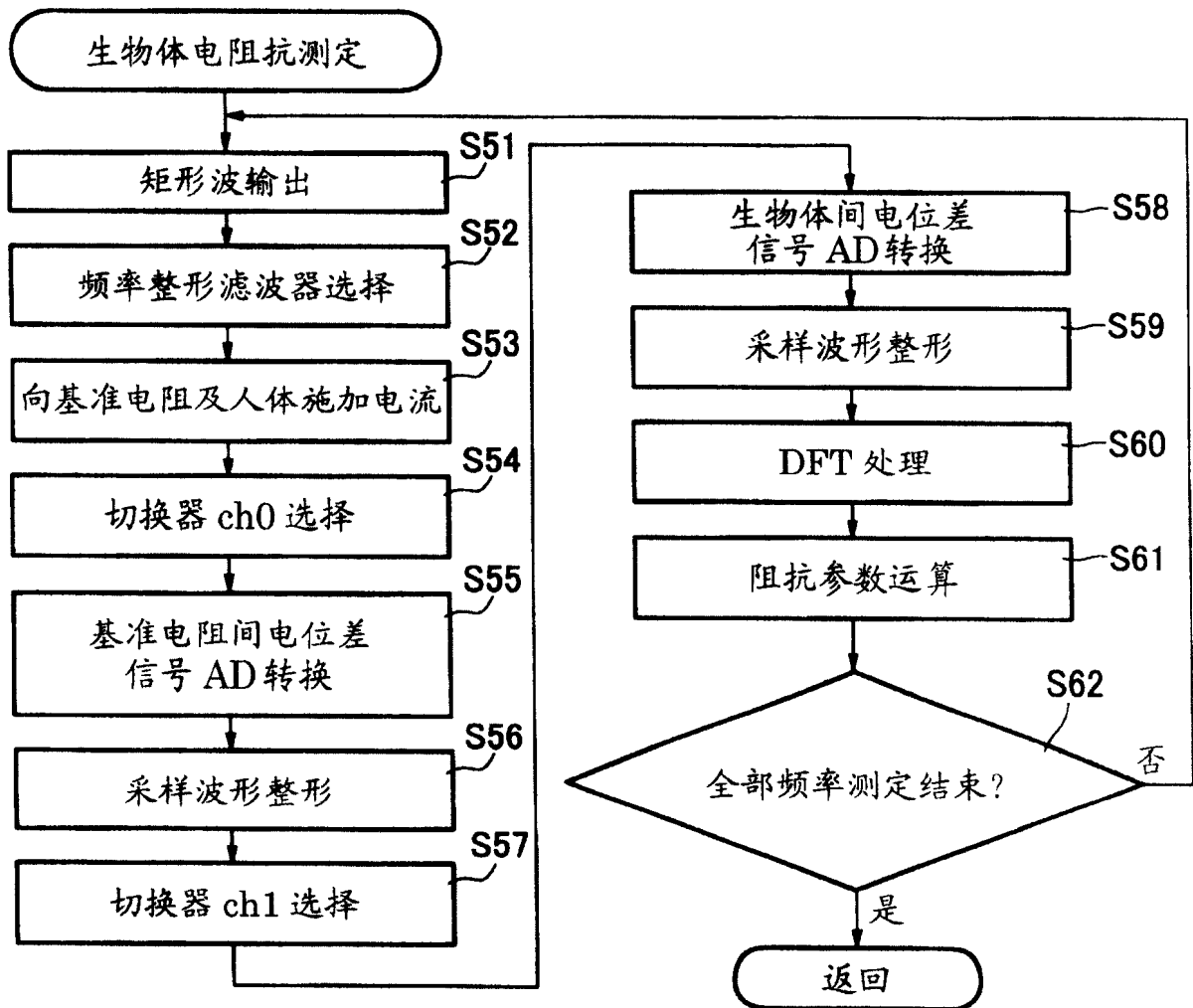


图 5

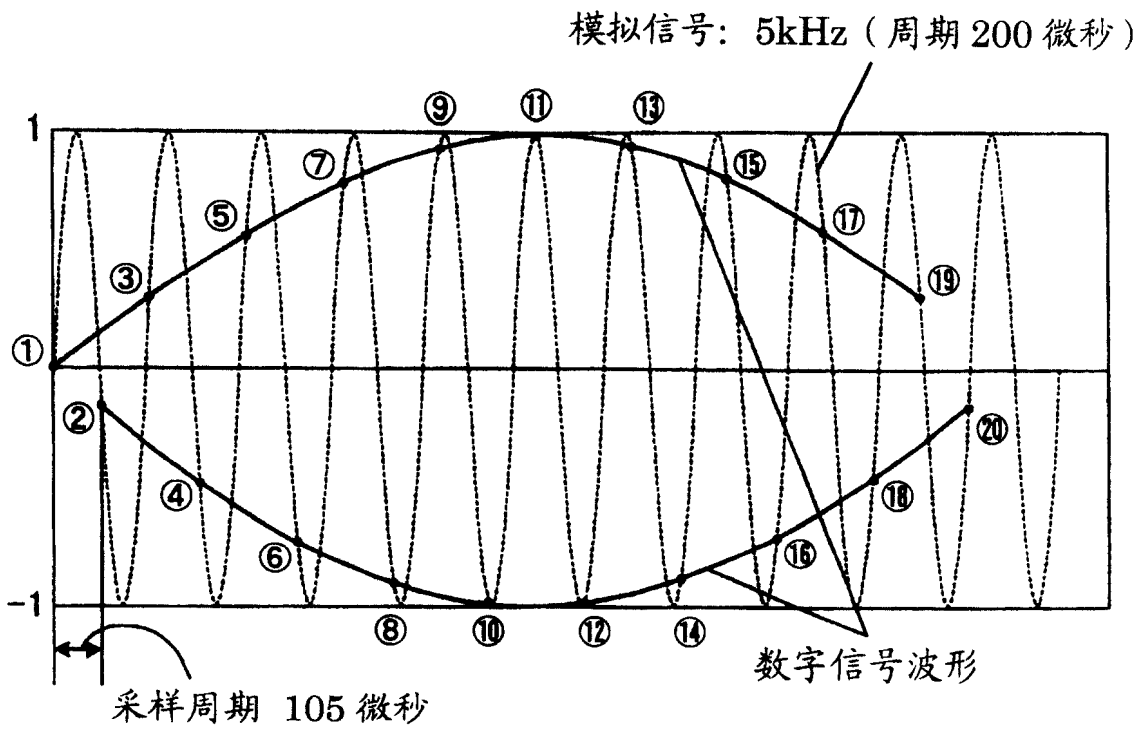


图 6

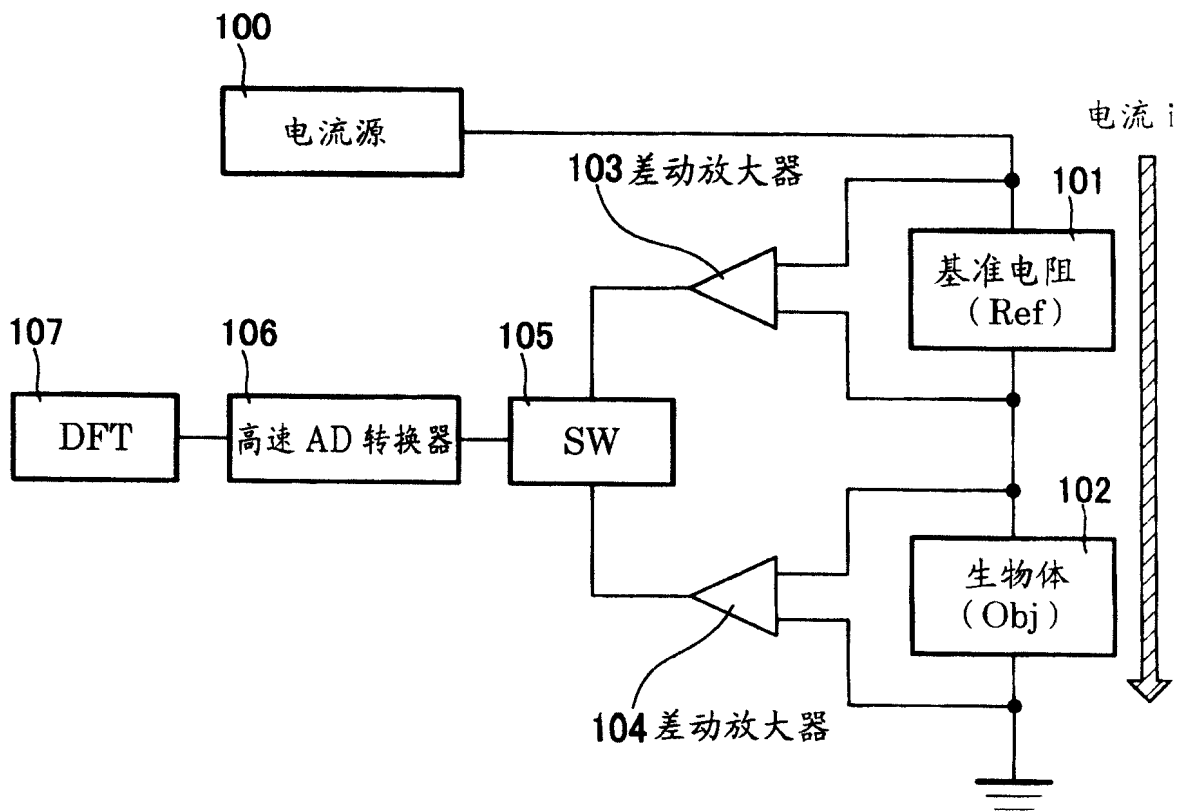


图 7

专利名称(译)	生物体电阻抗测定装置及体组分测定装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN100388904C</a>	公开(公告)日	2008-05-21
申请号	CN200610001681.9	申请日	2006-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社百利达		
申请(专利权)人(译)	株式会社百利达		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社百利达		
[标]发明人	竹原克 福田好典		
发明人	竹原克 福田好典		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7257 A61B5/0537		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2005015871 2005-01-24 JP		
其他公开文献	CN1810204A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种生物体电阻抗测定装置及体组分测定装置，使用廉价的内置于通用微控制器中的AD转换器，运算上述生物体电阻抗的参数值。在对根据施加到生物体的规定频率的交流电流而在生物体上产生的电压进行测定的生物体电阻抗测定装置中，具备数字数据取得装置和运算装置，从而在转换到数字数据时不需要高速处理，因此可以通过廉价的通用微控制器的AD转换器进行处理，能够降低成本，其中，上述数字数据取得装置，以小于等于奈奎斯特频率的采样频率对上述电压的测定信号进行采样，取得数字数据；上述运算装置，根据上述数字数据，运算生物体电阻抗的参数值。

