



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111297332 A

(43)申请公布日 2020.06.19

(21)申请号 202010212124.1

A61B 5/0205(2006.01)

(22)申请日 2016.04.14

A61B 5/026(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 5/1455(2006.01)

2015-091577 2015.04.28 JP

(62)分案原申请数据

201680024124.0 2016.04.14

(71)申请人 京瓷株式会社

地址 日本京都

(72)发明人 安岛弘美

(74)专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理

有限责任公司 11204

代理人 王达佐 王艳春

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

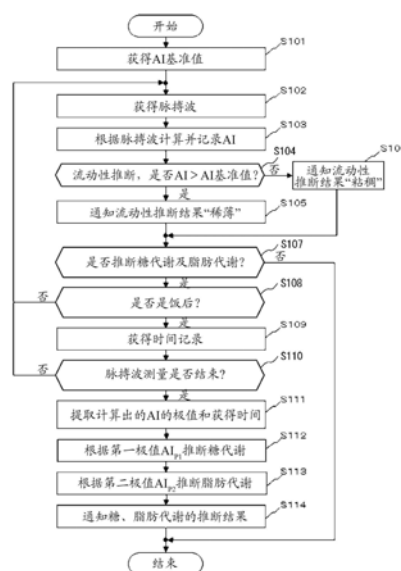
权利要求书1页 说明书16页 附图18页

(54)发明名称

电子设备及系统

(57)摘要

一种电子设备,具备:传感器部,获得脉搏波;以及控制部,基于所获得的脉搏波计算基于脉搏波的指标,控制部根据计算出的基于脉搏波的指标推断被测者的糖代谢或脂肪代谢的状态。



1. 一种电子设备,其特征在于,具备:
传感器部,获得脉搏波;以及
控制部,基于所获得的脉搏波计算与反射波相关的指标,
所述控制部根据所计算的指标推断被测者的糖代谢的状态,
所述控制部基于预先获得的被测者的血糖值和与在获得所述血糖值的时刻相同的时刻处获得的脉搏波的反射波相关的指标的相关性来推断所述被测者的糖代谢。
2. 根据权利要求1所述的电子设备,其特征在于,所述预先获得的被测者的血糖值包括多个不同被测者的血糖值。
3. 一种电子设备,其特征在于,具备:
传感器部,获得脉搏波;以及
控制部,基于所获得的脉搏波计算与反射波相关的指标,
所述控制部根据所计算的指标推断被测者的脂肪代谢的状态,
所述控制部基于预先获得的被测者的脂肪值和与在获得所述脂肪值的时刻相同的时刻处获得的脉搏波的反射波相关的指标的相关性来推断所述被测者的脂肪代谢。
4. 根据权利要求3所述的电子设备,其特征在于,所述预先获得的被测者的脂肪值包括多个不同被测者的脂肪值。
5. 根据权利要求1-4中任一项所述的电子设备,其特征在于,所述控制部根据所获得的脉搏波计算增强指数作为与反射波相关的指标。
6. 一种系统,其特征在于,具备:
包括获得被测者的脉搏波的传感器部的装置;以及
根据基于所获得的脉搏波的指标来推断所述被测者的糖代谢的状态的设备,
所述设备基于预先获得的被测者的血糖值和基于与所述血糖值相关联的所述被测者的脉搏波的指标的相关性来推断所述被测者的糖代谢的状态。
7. 一种系统,其特征在于,具备:
包括获得被测者的脉搏波的传感器部的装置;以及
根据基于所获得的脉搏波的指标来推断所述被测者的脂肪代谢的状态的设备,
所述设备基于预先获得的被测者的脂肪值和基于与所述脂肪值相关联的所述被测者的脉搏波的指标的相关性来推断所述被测者的脂肪代谢的状态。

电子设备及系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请为于2016年4月14日提交的名称为“电子设备及系统”的第201680024124.0号中国专利申请的分案申请。本申请要求日本国专利申请2015-091577号(2015年4月28日申请)的优先权,该申请的全部内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及根据测量到的生物体信息推断被测者的健康状态的电子设备及系统。

背景技术

[0004] 目前,有进行血液成分的测量、血液的流动性的测量作为推断被测者(用户)的健康状态的方案。这些使用从被测者采集到的血液进行测量。另外,已知从被测者的手腕等被测部位测量生物体信息的电子设备。例如,专利文献1记载了通过由被测者佩戴于手腕来测量被测者的脉搏的电子设备。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2002-360530号公报

发明内容

[0008] 发明所要解决的课题

[0009] 但是,采血产生疼痛,因此难以日常性地对自身的健康状态进行推断。另外,专利文献1记载的电子设备仅测量脉搏,无法推断脉搏被测者以外的被测者的健康状态。

[0010] 本发明鉴于上述情况而做出,其目的在于提供能够无创且简便地推断被测者的健康状态的电子设备及系统。

[0011] 解决问题所需手段

[0012] 为了解决上述课题,本发明的一实施方式的电子设备可以具备:

[0013] 传感器部,获得脉搏波;以及

[0014] 控制部,基于所获得的脉搏波计算基于脉搏波的指标,

[0015] 控制部根据计算出的基于脉搏波的指标推断被测者的糖代谢或脂肪代谢的状态。

[0016] 另外,本发明的一实施方式的电子设备可以具备:

[0017] 传感器部,获得脉搏波;以及

[0018] 控制部,基于所获得的所述脉搏波计算基于脉搏波的指标,

[0019] 其中,所述控制部根据计算出的所述基于脉搏波的指标推断被测者的血液的流动性。

[0020] 另外,为了解决上述课题,本发明的一实施方式的系统可以具备:

- [0021] 终端,具备获得脉搏波的传感器部;
- [0022] 根据所获得的所述脉搏波推断被测者的糖代谢或脂肪代谢的状态的设备;以及
- [0023] 通知装置,向所述被测者通知推断出的所述糖代谢或脂肪代谢的状态。
- [0024] 发明效果
- [0025] 根据本发明,能够提供能够无创且简便地推断被测者的健康状态的电子设备及系统。

附图说明

- [0026] 图1是示出本发明第一实施方式的电子设备的概要结构的示意图。
- [0027] 图2是示出图1的主体部的概要结构的剖视图。
- [0028] 图3是示出图1的电子设备的状态的一个实施例的图。
- [0029] 图4是示出图1的电子设备的概要结构的功能块图。
- [0030] 图5是示出由传感器部所获得的脉搏波的一个实施例的图。
- [0031] 图6是示出计算出的AI的时间变动的图。
- [0032] 图7是示出计算出的AI与血糖值的测量结果的图。
- [0033] 图8是示出计算出的AI与血糖值的关系的图。
- [0034] 图9是示出计算出的AI与脂肪值的测量结果的图。
- [0035] 图10是示出基于AI推断血液的流动性及糖代谢或脂肪代谢的状态的步骤的流程图。
- [0036] 图11是说明基于本发明第二实施方式的电子设备中的脉搏波的变化推断方法的一个实施例的图。
- [0037] 图12是示出加速度脉搏波的一个实施例的图。
- [0038] 图13A是示出说明基于本发明第二实施方式的电子设备的脉搏波的变化推断方法的另外一个实施例的脉搏波的图。
- [0039] 图13B是示出对图13A的脉搏波进行FFT而得到的结果的图。
- [0040] 图14是本发明的第二实施方式的电子设备使用的推断式的作成流程图。
- [0041] 图15是使用根据图14的流程而作成的推断式来推断被测者的血糖值的流程图。
- [0042] 图16是示出使用根据图14的流程而作成的推断式进行推断而得到的血糖值与实际测量得到的血糖值的比较的图。
- [0043] 图17是本发明第三实施方式的电子设备使用的推断式的作成流程图。
- [0044] 图18是使用根据图17的流程而作成的推断式来推断被测者的血糖值的流程图。
- [0045] 图19是示出使用根据图17的流程而作成的推断式进行推断而得到的血糖值与实际测量得到的血糖值的比较的图。
- [0046] 图20是本发明第四实施方式的电子设备使用的推断式的作成流程图。
- [0047] 图21是使用根据图20的流程而作成的推断式来推断被测者的脂肪值的流程图。
- [0048] 图22是示出使用根据图20的流程而作成的推断式进行推断而得到的脂肪值与实际测量而得到的脂肪值的比较的图。
- [0049] 图23是示出本发明的一实施方式的系统的概要结构的示意图。

具体实施方式

[0050] 以下,参照附图,对本发明的实施方式进行说明。

[0051] (第一实施方式)

[0052] 图1是示出本发明第一实施方式的电子设备的概要结构的示意图。电子设备100具备佩戴部110和测量部120。图1是从与被测部接触的背面120a观察电子设备100的图。

[0053] 在被测者佩戴着电子设备100的状态下,电子设备100测量被测者的生物体信息。电子设备100测量的生物体信息是能够由测量部120测量的被测者的脉搏波。在本实施方式中,作为一个实施例,电子设备100是佩戴于被测者的手腕来获得脉搏波的设备,进行以下说明。

[0054] 在本实施方式中,佩戴部110是直线状的细长的带。脉搏波的测量例如是在被测者将电子设备100的佩戴部110缠绕于手腕的状态下进行的。具体而言,被测者以使测量部120的背面120a接触被测部位的方式将佩戴部110缠绕于手腕,进行脉搏波的测量。电子设备100在被测者的手腕处测量在尺骨动脉或桡骨动脉流动的血液的脉搏波。

[0055] 图2是示出图1的测量部120的概要结构的剖视图。在图2中,示出测量部120和测量部120的周边的佩戴部110。

[0056] 测量部120具有佩戴时接触被测者的手腕的背面120a、以及在背面120a相反一侧的表面120b。测量部120在背面120a侧具有开口部111。传感器部130在弹性体140未被按压的状态下以一端从开口部111向背面120a侧突出的状态支持于测量部120。在传感器部130的一端具备搭脉部(pulse pad)132。传感器部130的一端能够在与背面120a的平面大致垂直的方向上位移。传感器部130的另一端以使传感器部130的一端能够位移的方式由支持部133支持于测量部120。

[0057] 传感器部130的一端经由弹性体140与测量部120接触,且能够位移。弹性体140例如是弹簧。但是,弹性体140不限于弹簧,能够采用其他任意的弹性体,例如树脂、海绵等。

[0058] 此外,虽然未示出,但是在测量部120也可以配置有控制部、存储部、通信部、电源部、通知部、以及使它们动作的电路、连接它们的电缆等。

[0059] 传感器部130具备检测传感器部130的位移的角速度传感器131。角速度传感器131只要能够检测传感器部130的角度位移即可。传感器部130具备的传感器不限于角速度传感器131,例如也可以采用加速度传感器、角度传感器、其他运动传感器,也可以具备这些多个传感器。

[0060] 图3是示出被测者的电子设备100的使用状态的一个实施例。被测者将电子设备100缠绕于手腕来使用。电子设备100以测量部120的背面120a接触被测部的状态被佩戴。在将佩戴部110缠绕于手腕的状态下,测量部120能够调整位置,以使搭脉部132接触存在尺骨动脉或桡骨动脉的位置。

[0061] 在图3中,在电子设备100的佩戴状态下,传感器部130的一端接触被测者的左手的大拇指侧的动脉,即桡骨动脉上的皮肤。利用配置于测量部120与传感器部130之间的弹性体140的弹力,传感器部130的一端接触被测者的桡骨动脉上的皮肤。传感器部130根据被测者的桡骨动脉的活动、即脉动而位移。角速度传感器131通过检测传感器部130的位移获得脉搏波。脉搏波是从体表面将因血液的流入而产生的血管的容积时间变化作为波形而捕捉到的。

[0062] 再次参照图2,传感器部130在弹性体140未被按压的状态下处于一端从开口部111突出的状态。当将电子设备100佩戴于被测者时,传感器部130的一端接触被测者的桡骨动脉上的皮肤,根据脉动,弹性体140伸缩,传感器部130的一端位移。弹性体140使用具有合适的弹性率的部件,以不妨碍脉动,且根据脉动伸缩。开口部111的开口宽度W具有比血管径、在本实施方式中比桡骨动脉径充分大的宽度。通过将开口部111设置于测量部120,从而在电子设备100的佩戴状态下,测量部120的背面120a不会压迫桡骨动脉。因此,电子设备100能够获得噪声少的脉搏波,提高测量的精度。

[0063] 图3中示出了将电子设备100佩戴于手腕,且获得桡骨动脉的脉搏波的实施例,但是本发明不限于此。例如,电子设备100也可以在被测者的脖颈获得在颈动脉流动的血液的脉搏波。具体而言,被测者也可以将搭脉部132轻压抵接于颈动脉的位置,进行脉搏波的测量。另外,被测者也可以将佩戴部110缠绕于脖颈来佩戴,以使搭脉部132处于颈动脉的位置。

[0064] 图4是示出电子设备100的概要结构的功能块图。电子设备100具备传感器部130、控制部143、电源部144、存储部145、通信部146、以及通知部147。本实施方式中,控制部143、电源部144、存储部145、通信部146以及通知部147包含于测量部120或佩戴部110的内部。

[0065] 传感器部130包含角速度传感器131,从被测部位检测脉动,获得脉搏波。

[0066] 控制部143是,控制及管理以电子设备100的各功能块为代表的整个电子设备100的处理器。另外,控制部143是根据所获得的脉搏波计算基于脉搏波的传播现象的指标的处理器。控制部143由执行规定控制步骤的程序及计算基于脉搏波的传播现象的指标的程序的CPU(Central Processing Unit,中央处理器单元)等处理器构成,该程序例如存储于存储部145等的存储介质。另外,控制部143基于计算出的指标推断与被测者的糖代谢或脂肪代谢等相关的状态。控制部143进行向通知部147的数据的通知。

[0067] 电源部144例如具备锂离子电池及用于其充电及放电的控制电路等,且向整个电子设备100供给电力。

[0068] 存储部145存储程序及数据。存储部145可以包含半导体存储介质、及磁存储介质等任意的非暂时性(non-transitory)的存储介质。存储部145可以包含多种存储介质。存储部145可以包含存储卡、光盘、或光磁盘等便携式存储介质、与存储介质的读取装置的组合。存储部145可以包含RAM(Random Access Memory,随机访问存储器)等用作临时性的存储区域的存储盘。存储部145存储各种信息、用于使电子设备100动作的程序等,并且还作为工作存储器发挥功能。存储部145例如可以存储由传感器部130所获得的脉搏波的测量结果。

[0069] 通信部146通过与外部装置进行有线通信或无线通信,从而进行各种数据的发送/接收。通信部146例如为了管理健康状态而与存储被测者的生物体信息的外部装置进行通信,将电子设备100测量出的脉搏波的测量结果、电子设备100推断出的健康状态发送至该外部装置。

[0070] 通知部147以声音、振动以及图像等进行信息的通知。通知部147可以具备扬声器、振子、以及液晶显示器(LCD:Liquid Crystal Display)、有机EL显示器(OELD:Organic Electro-Luminescence Display)、或无机EL显示器(IELD:Inorganic Electro-

Luminescence Display) 等显示设备。在本实施方式中, 通知部147例如通知被测者的糖代谢或脂肪代谢的状态。

[0071] 图5是示出使用电子设备100在手腕所获得的脉搏波的一个实施例的图。图5是使用角速度传感器131作为脉动的探测装置的情况。图5是对由角速度传感器131所获得的角速度进行了时间积分而得到的图, 横轴表示时间, 纵轴表示角度。所获得的脉搏波例如存在含有起因于被测者的身体活动的噪声的情况, 因此也可以进行去除DC (Direct Current) 成分的过滤器的补正, 仅提取脉动成分。

[0072] 使用图5, 对根据所获得的脉搏波计算基于脉搏波的指标的方法进行说明。脉搏波的传播是从心脏压出的血液产生的震动在动脉管壁、血液传导的现象。从心脏压出的血液产生的震动作为前进波而达到手足的末梢, 其一部分被血管的分支部、血管径的变化部等反射而形成反射波返回。基于脉搏波的指标例如是前进波的脉搏波传播速度PWV (Pulse Wave Velocity, 脉搏波传播速度)、脉搏波的反射波的大小 P_R 、脉搏波的前进波与反射波的时间差 Δt 、以脉搏波的前进波和反射波的大小的比所表现的AI (Augmentation Index, 增强指数) 等。

[0073] 图5所示的脉搏波是利用者的n次的脉搏, n是1以上的整数。脉搏波是因来自心脏的血液的排出而产生的前进波、和从血管分支、血管径的变化部产生的反射波重合在一起而成的合成波。在图5中, 将每个脉搏的前进波产生的脉搏波的峰的大小用 P_{Fn} 表示, 将每个脉搏的反射波产生的脉搏波的峰的大小用 P_{Rn} 表示, 将每个脉搏的脉搏波的最小值用 P_{Sn} 表示。另外, 在图5中, 将脉搏的峰的间隔用 T_{PR} 表示。

[0074] 基于脉搏波的指标是将根据脉搏波得到的信息定量化而得到的。例如, 基于脉搏波的指标之一的PWV是基于在上臂和脚踝等两点的被测部测量到的脉搏波的传播时间差和两点间的距离而计算的。具体而言, PWV是同步地获得动脉的两点的脉搏波(例如上臂和脚踝), 用两点的脉搏波的时间差(PTT)除以两点的距离差(L)来计算的。例如, 基于脉搏波的指标之一的反射波的大小 P_R 可以计算为反射波产生的脉搏波的峰的大小 P_{Rn} , 也可以计算为对n次的值取平均而得到的 P_{Rave} 。例如, 基于脉搏波的指标之一的脉搏波的前进波与反射波的时间差 Δt 也可以计算为预定脉搏的时间差 Δt_n , 也可以计算为对n次的时间差取平均而得到的 Δt_{ave} 。例如, 基于脉搏波的指标之一的AI是用前进波的大小除以反射波的大小而得到的, 表达为 $AI_n = (P_{Rn} - P_{Sn}) / (P_{Fn} - P_{Sn})$ 。 AI_n 是每个脉搏的AI。AI例如也可以是在数秒间进行脉搏波的测量, 并计算每个脉搏的 AI_n ($n=1 \sim n$ 的整数) 的平均值 AI_{ave} , 从而作为基于脉搏波的指标。

[0075] 脉搏波传播速度PWV、反射波的大小 P_R 、前进波与反射波的时间差 Δt 、以及AI依赖于血管壁的硬度而变化, 因此, 能够用于推断动脉硬化状态。例如, 若血管壁硬, 则脉搏波传播速度PWV变大。例如, 若血管壁硬, 则反射波的大小 P_R 变大。例如, 若血管壁硬, 则前进波与反射波的时间差 Δt 变小。例如, 若血管壁硬, 则AI变大。而且, 电子设备100能够使用这些基于脉搏波的指标推断动脉硬化的状态, 并且推断血液的流动性(粘性)。特别地, 电子设备100能够根据在同一被测者的同一被测部、及动脉硬化的状态基本未变化的期间(例如数日内)所获得的基于脉搏波的指标的变化, 推断血液的流动性的变化。在此, 血液的流动性表示血液的流动容易度, 例如, 若血液的流动性低, 则脉搏波传播速度PWV变小。例如, 若血液的流动性低, 则反射波的大小 P_R 变小。例如, 若血液的流动性低, 则前进

波与反射波的时间差 Δt 变大。例如，若血液的流动性低，则AI变小。

[0076] 在本实施方式中，作为基于脉搏波的指标的一个实施例，示出了电子设备100计算脉搏波传播速度PWV、反射波的大小 P_R 、前进波与反射波的时间差 Δt 、以及AI的实施例，但是基于脉搏波的指标不限于此。例如，电子设备100也可以使用后方收缩期血压作为基于脉搏波的指标。

[0077] 图6是示出计算出的AI的时间变动的图。在本实施方式中，使用具备角速度传感器131的电子设备100获得约五秒钟的脉搏波。控制部143 根据所获得的脉搏波计算每个脉搏的AI，再计算出它们的平均值 AI_{ave} 。在本实施方式中，电子设备100在饭前及饭后的多个时刻获得脉搏波，计算出AI的平均值（以下，设为AI）作为所获得的基于脉搏波的指标的一个实施例。图6的横轴将饭后的最初测量时间设为0来表示时间的经过。图6的纵轴表示根据在该时间所获得的脉搏波计算出的AI。被测者在安静的状态下，在桡骨动脉上获得脉搏波。

[0078] 电子设备100在饭前、刚吃完饭、以及饭后每三十分钟获得脉搏波，基于各个脉搏波计算出多个AI。根据饭前所获得的脉搏波计算出的AI 是约0.8。与饭前相比，刚吃完饭的AI变小，在饭后约一时间，AI为最小的极值。到饭后三小时结束测量为止，AI逐渐变大。

[0079] 电子设备100能够根据计算出的AI的变化推断血液的流动性的变化。例如，若血液中的红血球、白血球、血小板凝固成团球状或粘着力变大，则血液的流动性降低。例如，若血液中的血浆的含水率变小，则血液的流动性变低。这些血液的流动性的变化例如根据后述的糖脂肪状态、中暑、脱水症、低体温等被测者的健康状态而变化。在被测者的健康状态严重恶化前，被测者能够使用本实施方式的电子设备100了解自身的血液的流动性的变化。根据图6所示的饭前后的AI的变化，能够推断在饭后血液的流动性变低，在饭后约一小时血液的流动性降到最低，之后血液的流动性逐渐变高。电子设备100也可以将血液的流动性低的状态表现为“粘稠”、将血液的流动性高的状态表现为“稀薄”来进行通知。例如，电子设备100也可以以被测者的实际年龄下的AI的平均值为基准进行“粘稠”“稀薄”的判断。电子设备100可以在计算出的AI比平均值大时判断为“稀薄”，计算出的AI比平均值小时判断为“粘稠”。电子设备100例如也可以以饭前的AI为基准来进行“粘稠”“稀薄”的判断。电子设备100也可以将饭后的AI与饭前的AI进行比较来推断“粘稠”程度。电子设备100例如能够将饭前的AI，即空腹时的AI用作被测者的血管年龄（血管的硬度）的指标。电子设备100例如若以被测者的饭前的AI，即空腹时的AI为基准计算计算出的AI的变化量，则能够减少因被测者的血管年龄（血管的硬度）而引起的推断误差，因此能够进一步精度良好地推断血液的流动性的变化。

[0080] 图7是示出计算出的AI和血糖值的测量结果的图。脉搏波的获得方法及AI的计算方法与图6所示的实施方式相同。图7的右纵轴表示血中的血糖值，左纵轴表示计算出的AI。图7的实线表示根据所获得的脉搏波计算出的AI，虚线表示测量出的血糖值。血糖值是在获得脉搏波后立即测量到的。血糖值是使用泰尔茂（テルモ）株式会社制造的血糖测量器“medisafe fit（メデイセーフフィット）”测量到的。相比饭前的血糖值，刚吃过饭的血糖值上升了约20mg/dl。在饭后约一小时，血糖值成为最大极值。之后，直到结束测量为止，血糖值逐渐变小，在饭后约三小时，基本与饭前的血糖值相同。

[0081] 如图7所示，饭前饭后的血糖值与根据脉搏波计算出的AI具有负相关。若血糖值

变高,则红血球及血小板因血液中的糖而凝固成球状,或粘着力变强,其结果,血液的流动性可能变低。若血液的流动性变低,则存在脉搏波传播速度PWV变小的情况。若脉搏波传播速度PWV变小,则存在前进波与反射波的时间差 Δt 变大的情况。若前进波与反射波的时间差 Δt 变大,则存在反射波的大小 P_R 相对于前进波的大小 P_F 变小的情况。若反射波的大小 P_R 相对于前进波的大小 P_F 变小,则存在AI变小的情况。饭后数小时内(在本实施方式中为三小时)的AI因为与血糖值存在相关,所以能够根据AI的变动推断被测者的血糖值的变动。另外,若预先测量被测者的血糖值,获得与AI的相关,则电子设备100能够根据计算出的AI推断被测者的血糖值。

[0082] 基于饭后最初检测的AI的最小极值,即 AI_P 的发生时间,电子设备100能够推断被测者的糖代谢的状态。电子设备100例如推断血糖值作为糖代谢的状态。作为推断糖代谢的状态的实施例,例如在经过预定时间以上(例如,饭后约1.5小时以上)后检测到饭后最初检测的AI的最小极值 AI_P 的情况下,电子设备100能够推断出被测者糖代谢异常(糖尿病患者)。

[0083] 基于饭前的AI即 AI_B 、与饭后最初检测的AI的最小极值即 AI_P 的差($AI_B - AI_P$),电子设备100能够推断被测者的糖代谢的状态。作为推断糖代谢的状态的实施例,例如在($AI_B - AI_P$)为预定数值以上(例如,0.5以上)的情况下,能够推断出被测者糖代谢异常(饭后高血糖患者)。

[0084] 图8是示出计算出的AI与血糖值的关系的图。计算出的AI和血糖值是在血糖值的变动较大的饭后一小时以内所获得的。图8的数据包含同一被测者的多次不同的饭后数据。如图8所示,计算出的AI和血糖值显示出负相关。计算出的AI与血糖值的相关系数是0.9以上,示出了非常高的相关。例如,若预先对每位被测者获得图8所示的计算出的AI与血糖值的相关,则电子设备100也能够根据计算出的AI推断被测者的血糖值。

[0085] 图9是示出计算出的AI和中性脂肪的测量结果的图。脉搏波的获得方法及AI的计算方法与图6所示的实施方式相同。图9的右纵轴表示血中的中性脂肪值,左纵轴表示AI。图9的实线表示根据所获得的脉搏波计算出的AI,虚线表示测量到的中性脂肪值。中性脂肪值是在脉搏波获得后立即测量到的。中性脂肪值使用Techno Medica(テクノメディカ)株式会社制的脂肪测量装置“Pocket Lipid(ポケットリピッド)”测量。与饭前的中性脂肪值相比,饭后的中性脂肪值的最大极值上升了约30mg/dl。在饭后约两小时后,中性脂肪成为最大极值。之后,直到结束测量为止,中性脂肪值逐渐变小,在饭后约3.5小时大致与饭前的中性脂肪值相同。

[0086] 与之相对,计算出的AI的最小极值是在饭后约30分钟检测到第一最小极值 AI_{P1} ,以及在饭后约2小时检测到第二最小极值 AI_{P2} 。能够推断在饭后约30分钟检测到的第一最小极值 AI_{P1} 受前述的饭后的血糖值的影响。在饭后约2小时检测到的第二最小极值 AI_{P2} 与在饭后约2小时检测到的中性脂肪的最大极值的发生时间大致一致。因此,能够推断从吃饭开始在预定时间以后检测的第二最小极值 AI_{P2} 受中性脂肪的影响。可知,饭前饭后的中性脂肪值与血糖值同样地与根据脉搏波计算出的AI具有负相关。特别地,从吃饭开始在预定时间以后(在本实施方式中是约1.5小时以后)检测的AI的最小极值 AI_{P2} 与中性脂肪值存在相关,因此能够根据AI的变动推断被测者的中性脂肪值的变动。另外,若预先测量被测者的中性脂肪值,获得与AI的相关,则电子设备100能够根据计算出的AI推断被测者的中

性脂肪值。

[0087] 基于饭后预定时间以后检测的第二最小极值 AI_{P2} 的发生时间,电子设备100能够推断被测者的脂肪代谢的状态。电子设备100例如推断脂肪值作为脂肪代谢的状态。作为推断脂肪代谢的状态的实施例,例如在 经过饭后预定时间以上(例如,4小时以上)后检测到第二最小极值 AI_{P2} 的情况下,电子设备100能够推断出被测者脂肪代谢异常(高脂血症患者)。

[0088] 基于饭前的AI即 AI_B 、与饭后预定时间以后检测的第二最小极值 AI_{P2} 的差($AI_B - AI_{P2}$),电子设备100能够推断被测者的脂肪代谢的状态。作为推断脂肪代谢异常的实施例,例如在($AI_B - AI_{P2}$)为0.5以上的情况下,电子设备100推断出被测者脂肪代谢异常(饭后高脂血症患者)。

[0089] 另外,根据图7至图9所示的测量结果,本实施方式的电子设备100 能够基于饭后最早检测到的第一最小极值 AI_{P1} 及其发生时间推断被测者 的糖代谢的状态。而且,本实施方式的电子设备100能够基于在第一最小极值 AI_{P1} 之后预定时间以后检测的第二最小极值 AI_{P2} 及其发生时间,推断被测者的脂肪代谢的状态。

[0090] 本实施方式中,作为推断脂肪代谢的实施例说明了中性脂肪的情况,但是脂肪代谢的推断不限于中性脂肪。电子设备100推断的脂肪值例如 包含总胆固醇、高密度脂蛋白(HDL:High Density Lipoprotein)胆固醇 及低密度脂蛋白(LDL:Low Density Lipoprotein)胆固醇等。这些脂肪 值也表示与上述的中性脂肪的情况相同的倾向。

[0091] 图10是示出基于AI推断血液的流动性以及糖代谢及脂肪代谢的状态的步骤的流程图。使用图10,说明实施方式的电子设备100进行的对 血液流动性、以及糖代谢及脂肪代谢的状态的推断的流程。

[0092] 如图10所示,作为初始设定,电子设备100获得被测者的AI基准 值(步骤S101)。AI基准值也可以使用根据被测者的年龄推断的平均AI,也可以使用预先所获得的被测者空腹时的AI。另外,电子设备100在步骤S102~S108中也可以将判断为饭前的AI作为AI基准值,也可以将在 脉搏波测量前刚计算出的AI作为AI基准值。在这种情况下,电子设备 100在步骤S102~S108后执行步骤S101。

[0093] 然后,电子设备100获得脉搏波(步骤S102)。例如,电子设备100 对在预定测量时间(例如,5秒)所获得的脉搏波判断是否得到了预定振幅以上。对于所获得的脉搏波,若得到了预定振幅以上,则进入步骤S103。若未得到预定振幅以上,则反复进行步骤S102(未示出这些步骤)。

[0094] 电子设备100根据在步骤S102所获得的脉搏波,计算AI作为基于 脉搏波的指标,并存储于存储部145(步骤S103)。电子设备100也可以 根据每个预定脉搏数(例如,3拍)的 AI_n ($n=1\sim n$ 的整数)计算平均值 AI_{ave} ,并将此作为AI。或者,电子设备100也可以计算特定脉搏下的AI。

[0095] AI可以根据例如脉搏数PR、脉压($P_F - P_S$)、体温、被检测部的温度等进行补正而计算。已知脉搏与AI及脉压与AI均为负相关,温度和 AI为正相关。进行补正时,例如在步骤S103中,电子设备100在AI的基础上,还计算脉搏、脉压。例如,电子设备100也可以在传感器部130 搭载温度传感器,在步骤S102中获得脉搏波时获得被检测部的温度。通过向预先做成的补正式带入所获得的脉搏、脉压、温度等,从而补正AI。

[0096] 然后,电子设备100比较在步骤S101中所获得的AI基准值和在被测者S103中计算出的AI,从而推断被测者的血液的流动性(步骤S104)。在计算出的AI比AI基准值大的情况下(步骤S104中“是”的情况下),推断为血液的流动性高,电子设备100例如通知“血液稀薄”(步骤S105)。在计算出的AI不比AI基准值大的情况下(步骤S104中“否”的情况下),推断为血液的流动性低,电子设备100例如通知“血液粘稠”(步骤S106)。

[0097] 然后,电子设备100向被测者确认是否推断糖代谢及脂肪代谢的状态(步骤S107)。当在步骤S107中不推断糖代谢及脂肪代谢时(步骤S107中“否”的情况下),电子设备100结束处理。当在步骤S107推断糖代谢及脂肪代谢时(步骤S107中“是”的情况下),电子设备100确认计算出的AI是在饭前还是饭后所获得的(步骤S108)。在不是饭后(饭前)的情况下(步骤S108中“否”的情况下),返回步骤S102,获得接下来的脉搏波。在是饭后的情况下(步骤S108中“是”的情况下),电子设备100存储与计算出的AI对应的脉搏波的获得时间(步骤S109)。然后,在获得脉搏波的情况下(步骤S110中“否”的情况下),返回步骤S102,获得接下来的脉搏波。在结束脉搏波测量的情况下(步骤S110中“是”的情况下),进入步骤S111及之后,电子设备100进行被测者的糖代谢及脂肪代谢的状态的推断。

[0098] 然后,电子设备100从在步骤S104计算出的多个AI提取最小极值及其时间(步骤S111)。例如,在计算出如图9的实线所示的AI的情况下,电子设备100提取饭后约30分钟的第一最小极值 AI_{P1} 、及饭后约2小时的第二最小极值 AI_{P2} 。

[0099] 然后,电子设备100根据第一最小极值 AI_{P1} 及其时间,推断被测者的糖代谢的状态(步骤S112)。而且,电子设备100根据第二最小极值 AI_{P2} 及其时间,推断被测者的脂肪代谢的状态(步骤S113)。推断被测者的糖代谢及脂肪代谢的状态的实施例与上述的图9相同,因此省略。

[0100] 然后,电子设备100通知步骤S112及步骤S113的推断结果(步骤S114),结束图10所示的处理。通知部147进行例如“糖代谢正常”、“疑似糖代谢异常”、“脂肪代谢正常”、“疑似脂肪代谢异常”等通知。另外,通知部147也可以通知“去医院检查吧”、“更正饮食习惯”等建议。然后,电子设备100结束图10所示的处理。

[0101] 在上述的实施方式中,电子设备100能够根据基于脉搏波的指标推断被测者的血液的流动性以及糖代谢及脂肪代谢的状态。因此,电子设备100能够无创且短时间地推断被测者的血液的流动性以及糖代谢及脂肪代谢的状态。

[0102] 在上述的实施方式中,电子设备100能够根据基于脉搏波的指标的极值及其时间进行糖代谢的状态的推断、和脂肪代谢的状态的推断。因此,电子设备100能够无创且短时间地推断被测者的糖代谢及脂肪代谢的状态。

[0103] 在上述的实施方式中,电子设备100例如能够以饭前(空腹时)的基于脉搏波的指标为基准推断被测者的糖代谢及脂肪代谢的状态。因此,能够不考虑短期无变化的血管径、血管的硬度等而准确地推断被测者的血液的流动性及糖代谢及脂肪代谢的状态。

[0104] 在上述的实施方式中,电子设备100若预先进行了基于脉搏波的指标和血糖值、脂肪值的校正,则能够无创且短时间地推断被测者的血糖值、脂肪值。

[0105] (第二实施方式)

[0106] 在第一实施方式中,对电子设备100基于根据脉搏波、作为基于脉搏波的指标而计算出的AI推断被测者的糖代谢及脂肪代谢的情况的实施例进行了说明。在第二实施方式

式中,对电子设备100基于利用回归分析而作成的推断式来推断被测者的糖代谢的情况的实施例进行说明。在本实施方式中,电子设备100推断血糖值作为被测者的糖代谢。此外,本实施方式的电子设备100的结构与第一实施方式相同,因此省略其说明。

[0107] 电子设备100将用于基于脉搏波推断血糖值的推断式例如预先存储于存储部145。电子设备100使用这些推断式推断血糖值。

[0108] 在此,首先,对与推断基于脉搏波的血糖值相关的推断理论进行说明。饭后,血中的血糖值上升,由此发生血液的流动性的降低(粘性的增加)、血管的扩张及循环血液量的增加,以使它们的状态平衡的方式决定血管动态及血液动态。血液的流动性的降低例如因血浆的粘度增加、红血球的可变形性降低而产生。另外,血管的扩张因胰岛素的分泌、消化荷尔蒙的分泌、以及体温的上升等而产生。当血管扩张,则为了抑制血压降低,脉搏数增加。另外,循环血液量的增压补充用于消化及吸收的血液消耗。这些因素引起的饭前与饭后的血管动态及血液动态的变化也反应于脉搏波。因此,电子设备100获得脉搏波,能够基于所获得的脉搏波的变化推断血糖值。

[0109] 基于上述推断理论,能够基于多个从被测者得到的饭前及饭后的血糖值及脉搏波的采样数据进行回归分析,从而作成用于推断血糖值的推断式。在推断时,对基于被测者的脉搏波的指标应用作成的推断式,从而能够推断被测者的血糖值。在推断式的作成中,特别地,对于血糖值的分散使用接近正态分布的采样数据进行回归分析而作成推断式,从而不管饭前及饭后,均能够推断作为检查对象的被测者的血糖值。

[0110] 图11是说明基于脉搏波的变化推断方法的一个实施例的图,示出脉搏波的一个实施例。用于推断血糖值的推断式例如根据与表示脉搏波的上升的指标(上升指标)SI、AI、以及脉搏数PR相关的回归分析作成。上升指标SI基于在图11的区域D1所示的波形而导出。具体而言,上升指标SI是对脉搏波进行二阶微分而导出的加速度脉搏波中的、最初的极小值相对于最初的极大值的比。例如在图12中作为一个实施例而表示的加速度脉搏波中,由 $-b/a$ 表示上升指标SI。上升指标SI因饭后的血液的流动性的降低、胰岛素的分泌及体温的上升引起的血管的扩张(松弛)等而变小。AI基于在图11的区域D2所示的波形而导出。AI因饭后血液的流动性的降低及因体温上升而引起的血管的扩张等而变低。基于图11的周期 T_{PR} ,导出脉搏数PR。脉搏数PR在饭后上升。根据基于这些上升指标SI、AI以及脉搏数PR而作成的推断式,能够推断血糖值。

[0111] 图13A是示出说明基于脉搏波的变化推断方法的另外一个实施例的脉搏波的图。图13B表示对图13A的脉搏波进行了FFT(高速傅里叶变换:Fast Fourier Transform)的结果。用于推断血糖值的推断式例如根据与由FFT导出的基本波及谐波成分(傅里叶系数)相关的回归分析而作成。图13B所示的FFT的结果中的峰值基于脉搏波的变化而变化。因此,能够利用基于傅里叶系数而作成的推断式推断血糖值。

[0112] 在本说明书中,将上述的上升指标SI、AI以及脉搏数PR、以及用于利用回归分析作成推断式的脉搏波的特征相关的系数(例如傅里叶系数等)称为特征系数。电子设备100基于脉搏波的特征系数,使用推断式推断被测者的糖代谢作为基于脉搏波的指标。

[0113] 在此,对用于电子设备100基于脉搏波的特征系数推断被测者的糖代谢的情况的推断式的作成方法进行说明。在此,作为特征系数,对使用傅里叶系数的情况的例子进行说明。此外,推断式的作成无需由电子设备100执行,也可以预先使用其他的计算机等作

成。在本说明书中，将作成推断式的设备称作推断式作成装置来进行说明。作成的推断式在利用电子设备100对被测者进行血糖值的推断前例如预先存储于存储部145。

[0114] 图14是本实施方式的电子设备100使用的推断式的作成流程图。通过使用脉搏波计测量被测者的饭前及饭后的脉搏波，并且使用血糖测量器测量被测者的饭前及饭后的血糖值，并基于测量所获得的采样数据进行回归分析，从而作成推断式。此外，这里的饭前是指被测者空腹时，饭后是指吃饭预定时间后的血糖值上升的时间（例如，开始吃饭后1小时左右）。对于饭前及饭后的定义，在本说明中以下同样。获得的采样数据不限于饭前及饭后，只要是血糖值的变动大的时段的数据即可。

[0115] 在推断式的作成中，首先向推断式作成装置输入由各脉搏波计及血糖测量器测量到的、与饭前的被测者的脉搏波及血糖值相关的信息（步骤S201）。

[0116] 再向推断式作成装置输入由各个脉搏波计及血糖测量器测量到的、与饭后的被测者的脉搏波及血糖值相关的信息（步骤S202）。

[0117] 推断式作成装置判断在步骤S201及步骤S202输入的采样数据的采样数是否为用于进行回归分析的足够的N以上（步骤S203）。推断式作成装置在判断出采样数不足N的情况下（步骤S203中“否”的情况下），反复进行步骤S201及步骤S202在直到采样数成为N以上为止。另一方面，推断式作成装置在判断出采样数为N以上的情况下（步骤S203中“是”的情况下），转移至步骤S204，执行推断式的计算。

[0118] 在推断式的计算中，推断式作成装置对输入的饭前及饭后的脉搏波进行FFT解析（步骤S204）。推断式作成装置通过FFT解析提取作为傅里叶系数的基本波和谐波成分。

[0119] 另外，推断式作成装置基于输入的脉搏波，计算各被测者的脉搏数（步骤S205）。

[0120] 然后，推断式作成装置执行回归分析（步骤S206）。回归分析能够采用任意的方法，例如能够采用PLS(Partial Least Squares, 偏最小二乘)法。在此，回归分析的因变量是血糖值，包含饭前及饭后的血糖值。另外，回归分析的自变量基于饭前及饭后的傅里叶系数（基本波和谐波成分）和脉搏数而计算。具体而言，推断式作成装置将基本波和谐波成分标准化，通过乘以脉搏数来计算说明系数。

[0121] 推断式作成装置基于回归分析的结果做成用于推断血糖值的推断式（步骤S207）。以下公式(1)及公式(2)表示用于推断血糖值的推断式的一个实施例。

[0122] [数1]

$$GLa = -26.9 + PRb \times (-1.61 \times Sb_1 + 0.59 \times Sb_2 + 2.89 \times Sb_3 + 4.31 \times Sb_4 - 1.66 \times Sb_5) + PRa \times (2.86 \times Sa_1 - 1.2 \times Sa_2 - 2.14 \times Sa_3 - 1.4 \times Sa_4 + 11.29 \times Sa_5) \quad (1)$$

$$GLb = 91.2 + PRb \times (-0.36 \times Sb_1 + 0.42 \times Sb_2 + 0.31 \times Sb_3 - 0.28 \times Sb_4 + 1.67 \times Sb_5) + PRa \times (0.49 \times Sa_1 - 0.29 \times Sa_2 - 0.14 \times Sa_3 - 1.23 \times Sa_4 - 0.21 \times Sa_5) \quad (2)$$

[0125] 在公式(1)及公式(2)中，GLa表示饭后的血糖值，GLb表示饭前的血糖值。另外，PRa是饭后的脉搏数，PRb是饭前的脉搏数。另外，Sb₁至Sb₅分别为对饭前的脉搏波进行了FFT解析的情况下的1阶至5阶的傅里叶系数。另外，Sa₁至Sa₅分别为对饭后的脉搏进行了FFT解析的情况下的1阶至5阶的傅里叶系数。

[0126] 此外，在图14中，对基于傅里叶系数和脉搏数计算自变量的情况的实施例进行了说明，但是自变量不限于此。例如，自变量也可以基于被测者的年龄、上升指标SI、AI以及脉搏数PR等而计算。在这种情况下，在图14的步骤S201及步骤S202中输入这些被测者的年

龄、上升指标 SI、AI以及脉搏数PR等。

[0127] 接下来,对使用了推断式的、被测者的血糖值的推断的流程进行说明。图15是使用根据图14的流程作成的推断式来推断被测者的血糖值的流程图。

[0128] 首先,电子设备100基于被测者进行的操作来测量被测者的饭前的脉搏波(步骤S301)。

[0129] 在被测者吃饭后,电子设备100基于被测者进行的操作来测量被测者的饭后的脉搏波(步骤S302)。

[0130] 然后,电子设备100基于测量到的脉搏波计算饭前及饭后的被测者的脉搏数(步骤S303)。

[0131] 另外,电子设备100基于测量到的脉搏波对前及饭后的被测者的脉搏波进行FFT解析(步骤S304)。通过FFT解析,电子设备100计算特征系数。

[0132] 电子设备100将在步骤S304中计算出的特征系数例如应用于上述的公式(1)及公式(2),推断饭前及饭后的被测者的血糖值(步骤S305)。推断出的血糖值例如从电子设备100的通知部147向被测者通知。

[0133] 此外,在图14的推断式的导出中,在基于被测者的年龄、上升指标 SI、AI以及脉搏数PR等而计算自变量的情况下,电子设备100在图14的流程图中的步骤S204中基于测量到的脉搏计算上升指标SI、AI以及脉搏数PR等。然后,电子设备100在步骤S305中基于计算出的上升指标 SI、AI以及脉搏数PR等,使用推断式推断被测者的血糖值。

[0134] 图16是示出使用根据图14的流程作成的推断式进行推断而得到的血糖值与实际测量出的血糖值的比较的图。在图16所示的图表中,横轴表示血糖值的测量值(实测值),纵轴表示血糖值的推断值。如图16所示,测量值和推断值包含在大致 $\pm 20\%$ 的范围内。即,可以说推断式的推断精度在20%以内。

[0135] 因此,电子设备100能够无创且短时间地推断被测者的糖代谢。

[0136] (第三实施方式)

[0137] 在第二实施方式中,对基于饭前及饭后的血糖值及脉搏波的采样数据进行回归分析来作成推断式的情况的实施例进行了说明。在第三实施方式中,对基于饭前及饭后的血糖值、和饭后的脉搏波的采样数据作成推断式的情况的例子进行说明。此外,对于与第二实施方式相同的点,适当省略其说明。

[0138] 图17是本实施方式的电子设备100使用的推断式的作成流程图。通过使用脉搏波计测量被测者的饭后的脉搏波,并且使用血糖测量器测量被测者的饭前及饭后的血糖值,并基于通过测量所获得的采样数据,进行回归分析,从而作成推断式。

[0139] 本实施方式的推断式的作成中,向推断式作成装置输入由血糖测量器测量到的、与饭前的被测者的血糖值相关的信息(步骤S401)。步骤S402及步骤S403分别与图14的步骤S202及步骤S203相同。

[0140] 推断式作成装置在判断出采样数为N以上的情况下(步骤S403中“是”的情况下),对输入的饭后的脉搏波进行FFT解析(步骤S404)。推断式作成装置通过FFT解析提取作为傅里叶系数的基本波和谐波成分。

[0141] 另外,推断式作成装置基于输入的脉搏波计算各被测者的脉搏数(步骤S405)。

[0142] 然后,推断式作成装置执行回归分析(步骤S406)。本实施方式的回归分析的因变

量是血糖值,包含饭前及饭后的血糖值。另外,本实施方式的分析的自变量是基于饭后的傅里叶系数(基本波及谐波成分)和脉搏数计算的。

[0143] 推断式作成装置基于回归分析的结果做成用于推断血糖值的推断式(步骤S407)。以下公式(3)及公式(4)表示根据图17的流程图作成的用于推断血糖值的推断式的一个实施例。

[0144] [数2]

$$[0145] \quad GLa = -39.7 + PRa \times (2.38 \times Sa_1 - 0.91 \times Sa_2 - 1.27 \times Sa_3 - 3.7 \times Sa_4 + 6.22 \times Sa_5) \quad (3)$$

$$[0146] \quad GLb = 81.4 + PRa \times (0.22 \times Sa_1 - 0.22 \times Sa_2 - 0.2 \times Sa_3 - 1.66 \times Sa_4 + 2.27 \times Sa_5) \quad (4)$$

[0147] 接下来,对使用了推断式的被测者的血糖值的推断的流程进行说明。图18是使用根据图17的流程作成的推断式推断被测者的血糖值的流程图。

[0148] 电子设备100在被测者吃饭后基于被测者的操作来测量被测者的饭后的脉搏波(步骤S501)。

[0149] 电子设备100基于测量到的脉搏波,计算饭前及饭后的被测者的脉搏数(步骤S502)。

[0150] 另外,电子设备100基于测量到的脉搏波对饭后的被测者的脉搏波进行FFT解析(步骤S503)。通过FFT解析,电子设备100计算特征系数。

[0151] 电子设备100将在步骤S503中计算出的特征系数例如应用于上述的公式(3)及公式(4),推断饭前及饭后的被测者的血糖值(步骤S504)。推断出的血糖值例如从电子设备100的通知部147向被测者通知。

[0152] 图19是示出使用根据图17的流程作成的推断式进行推断而得到的血糖值与实际测量出的血糖值的比较的图。在图19所示的图表中,横轴表示血糖值的测量值(实测值),纵轴表示血糖值的推断值。在本实施方式中,如图19所示,测量值和推断值包含在大致±20%的范围内。即,可以说推断式的推断精度在20%以内。

[0153] 因此,即使在基于饭后的脉搏波作成的推断式的情况下,只要能够获得可进行回归分析的采样数据,电子设备100就能够使用推断式无创且短时间地推断被测者的糖代谢。

[0154] (第四实施方式)

[0155] 在第二及第三实施方式中,对电子设备100推断被测者的血糖值(糖代谢)的情况的实施例进行了说明。在第四实施方式中,对电子设备100推断被测者的脂肪代谢的情况进行说明。在本实施方式中,电子设备100推断脂肪值作为被测者的脂肪代谢。在此,脂肪值包含中性脂肪、总胆固醇、HDL胆固醇以及LDL胆固醇等。在本实施方式的说明中,对于与第二实施方式相同的点,适当省略其说明。

[0156] 电子设备100将用于基于脉搏波推断脂肪值的推断式例如预先存储于存储部145。电子设备100使用这些推断式,推断脂肪值。

[0157] 对于与推断基于脉搏波的脂肪值相关的推断理论,与第二实施方式中说明了的血糖值的推断理论相同。即,饭后的血中的脂肪值与饭前的血中的脂肪值不同,该脂肪值的变化也反应于脉搏波的变化。因此,电子设备100获得脉搏波,并能够基于所获得的脉搏波的变化推断脂肪值。

[0158] 基于从多个被测者得到的饭前的脂肪值及脉搏波的采样数据,进行回归分析,从

而能够作成用于推断脂肪值的推断式。在推断时,对基于 被测者的脉搏波的指标应用作成的推断式,从而能够推断被测者的脂肪 值。

[0159] 图20是本发明的第四实施方式的电子设备100使用的推断式的作成 流程图。使用脉搏波计测量被测者的饭前的脉搏波,并且使用脂肪测量 装置测量被测者的饭前的脂肪值,并基于由测量所获得的采样数据进行 回归分析,从而作成推断式。

[0160] 在推断式的作成中,首先向推断式作成装置输入由各脉搏波计及脂 肪测量装置测量出的与饭前的被测者的脉搏波及脂肪值相关的信息(步 骤S601)。此时,还输入被测者的年龄。

[0161] 推断式作成装置判断在步骤S601中输入的采样数据的采样数是否为 用于进行回归分析的足够的N以上(步骤S602)。推断式作成装置在判 断出采样数不足N的情况下(步骤S602中“否”的情况下),反复进行 步骤S601直到采样数为N以上为止。另一方面,推断式作成装置在判断 出采样数为N以上的情况下(步骤S602中“是”的情况下),转移至步 骤S603,执行推断式的计算。

[0162] 在推断式的计算中,推断式作成装置对输入的饭前的脉搏波进行解 析(步骤S603)。具体而言,测量式作成装置例如对脉搏波的上升指标 SI、AI以及脉搏数PR进行解 析。

[0163] 然后,推断式作成装置执行回归分析(步骤S604)。回归分析中的因 变量是饭前的脂肪值。另外,回归分析中的自变量例如为在步骤S601输 入的年龄、在步骤S603解析而得到的饭前的脉搏波的上升指标SI、AI 以及脉搏数PR。此外,自变量例如也可以是作为FFT解 析的结果而计算 的傅里叶系数。

[0164] 推断式作成装置基于回归分析的结果做成用于推断脂肪值的推断式(步骤S605)。以下公式(5)至公式(8)表示用于推断脂肪值的推断式 的一个实施例。

[0165] [数3]

$$[0166] \quad HDL = -14.5 + 0.14 \times age - 0.37 \times PR + 0.07 \times AI - 0.42 \times SI \quad (5)$$

$$[0167] \quad LDL = -241.4 + 0.34 \times age + 0.79 \times PR + 3.18 \times AI - 1.69 \times SI \quad (6)$$

$$[0168] \quad Chol = -185.1 + 1.01 \times age + 0.35 \times PR + 2.41 \times AI - 2.01 \times SI \quad (7)$$

$$[0169] \quad Tg = 383 + 2.53 \times age - 0.27 \times PR - 4.59 \times AI + 0.67 \times SI \quad (8)$$

[0170] 在公式(5)至公式(8)中,HDL表示HDL胆固醇,LDL表示LDL 胆固醇,Chol表示总胆 固醇,Tg表示中性脂肪的数值。另外,age表示 年龄。

[0171] 接下来,对使用了推断式的被测者的脂肪值的推断的流程进行说明。图21是使用 根据图20的流程作成的推断式推断被测者的脂肪值的流程 图。

[0172] 首先,电子设备100基于被测者的操作输入被测者的年龄(步骤 S701)。

[0173] 电子设备100在被测者吃饭后,在预定时间基于被测者的操作测量 被测者的饭后的脉搏波(步骤S702)。在此,饭后的预定时间是因吃饭而 引起的脂肪值的变化反映于脉搏波的变化中的任意时间。此外,饭后的预 定时间也可以是除了血糖值上升的刚吃完饭的时间 以外的时间。

[0174] 然后,电子设备100对测量到的脉搏波进行解析(步骤S703)。具体 而言,电子设备 100例如对与测量到的脉搏波相关的上升指标SI、AI以 及脉搏数PR进行解析。

[0175] 电子设备100将在步骤S703中解析而得到的上升指标SI、AI以及 脉搏数PR、以及

被测者的年龄例如应用于上述的公式(5)至公式(8)，推断被测者的脂肪值(步骤S704)。推断出的脂肪值例如从电子设备100的通知部147向被测者通知。

[0176] 图22是示出使用根据图20的流程作成的推断式进行推断而得到的血糖值与实际测量出的血糖值的比较的图。在图22所示的图表中，横轴表示脂肪值的测量值(实测值)，纵轴表示脂肪值的推断值。各种脂肪值的测量值是使用roche-diagnostics(ロシュ・ダイアグノステックス)株式会社制的cobas(コバス)b101测量到的。如图22所示，测量值和推断值包含在大致±20%的范围内。即，可以说推断式的推断精度在20%以内。

[0177] 因此，电子设备100能够无创且短时间地推断被测者的脂肪代谢。

[0178] 图23是示出本发明的一实施方式的系统的概要结构的示意图。图23所示的实施方式的系统包含电子设备100、服务器151、便携式终端150、以及通信网络而构成。如图23所示，在电子设备100计算出的基于脉搏波的指标通过通信网络发送至服务器151，作为被测者的个人信息保存于服务器151。在服务器151中，通过与被测者的以往的获得信息、各种数据库进行比较，推断被测者的血液的流动性以及糖代谢及脂肪代谢的状态。服务器151还作成最适于被测者的建议。服务器151向被测者拥有的便携式终端150回复推断结果及建议。便携式终端150能够构筑从便携式终端150的显示部通知接收到的推断结果及建议的系统。通过利用电子设备100的通信功能，从而能够在服务器151收集多个来自利用者的信息，从而进一步提高推断精度。另外，因为将便携式终端150作为通知机构使用，所以电子设备100无需通知部147，从而进一步小型化。另外，由于被测者的血液的流动性以及糖代谢及脂肪代谢的状态的推断由服务器151进行，因此能够减轻电子设备100的控制部143的运算负担。另外，由于将被测者的以往的获得信息能够保存于服务器151，因此能够减轻电子设备100的存储部145的负担。因此，电子设备100能够进一步小型化、简单化。另外，也能够提高运算的处理速度。

[0179] 本实施方式的系统示出了经由服务器151将电子设备100和便携式终端150用通信网络连接的结构，但本发明的系统不限于此。也可以构成为，不使用服务器151，而将电子设备100和便携式终端150直接用通信网络连接。

[0180] 为了完全且清晰地公开本发明，记载了特征性的实施例。但是，所附权利要求并非应当被限定于上述实施方式，而是应该构成为，能够在本说明书所示的基础性的事项的范围内具体化本领域技术人员创作的所有的变形例及可代替的结构。

[0181] 例如，在上述的实施方式中对传感器部130具备角速度传感器131的情况进行了说明，但是本发明的电子设备100不限于此。传感器部130也可以具备由发光部和受光部构成的光学脉搏波传感器，也可以具备压力传感器。另外，电子设备100的佩戴不限于手腕。可以在头、脚踝、大腿、耳等的动脉上配置传感器部130。

[0182] 例如，在第一实施方式中，根据基于脉搏波的指标的第一极值及第二极值和它们的时间推断被测者的糖代谢及脂肪代谢的状态，但是本发明的电子设备不限于此。也存在仅表现一方的极值的情况、不表现极值的情况，也可以根据计算出的基于脉搏波的指标的时间变动的整体倾向(例如，积分值、傅里叶变换等)，推断被测者的糖代谢及脂肪代谢的状态。另外，也可以不提取基于脉搏波的指标的极值，而根据基于脉搏波的指标为规定值以下的时间范围推断被测者的糖脂肪代谢的状态。

[0183] 例如，在上述的实施方式中对推断饭前后的血液的流动性的情况进行了说明，但

本发明的电子设备不限于此。本发明的电子设备也可以推断运动前后的及运动中的血液的流动性,也可以推断洗澡前后及洗澡中的血液的流动性。

[0184] 符号说明

[0185] 100 电子设备

[0186] 110 佩戴部

[0187] 120 测量部

[0188] 120a 背面

[0189] 120b 表面

[0190] 111 开口部

[0191] 130 传感器部

[0192] 131 角速度传感器

[0193] 132 搭脉部

[0194] 133 支持部

[0195] 140 弹性体

[0196] 143 控制部

[0197] 144 电源部

[0198] 145 存储部

[0199] 146 通信部

[0200] 147 通知部

[0201] 150 便携式终端

[0202] 151 服务器

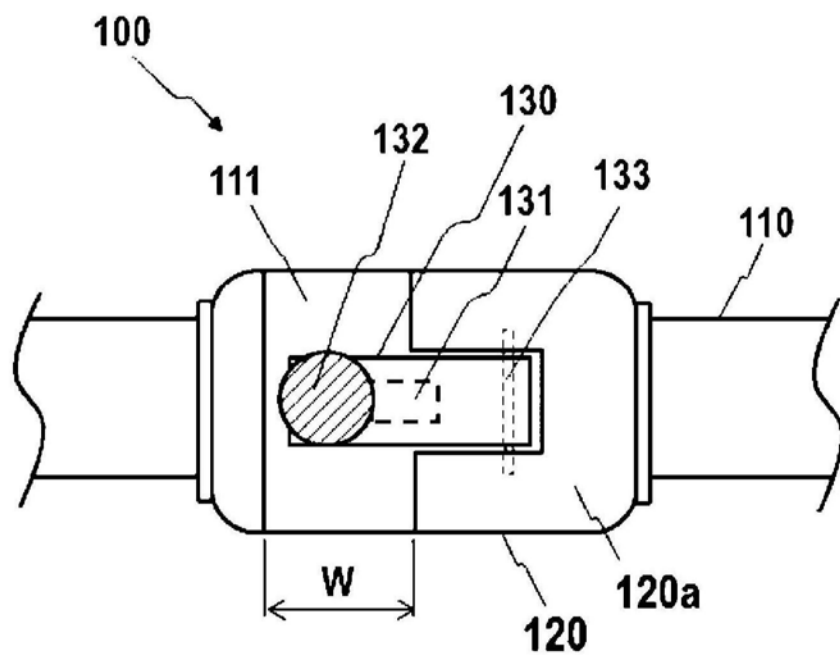


图1

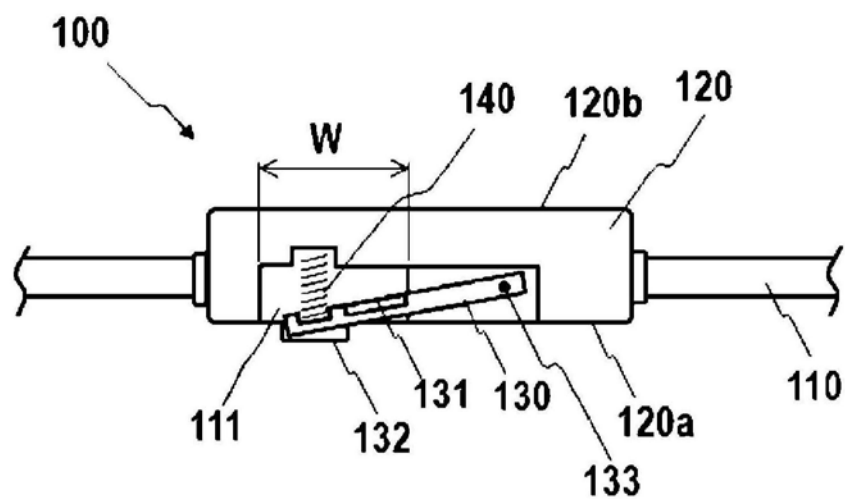


图2

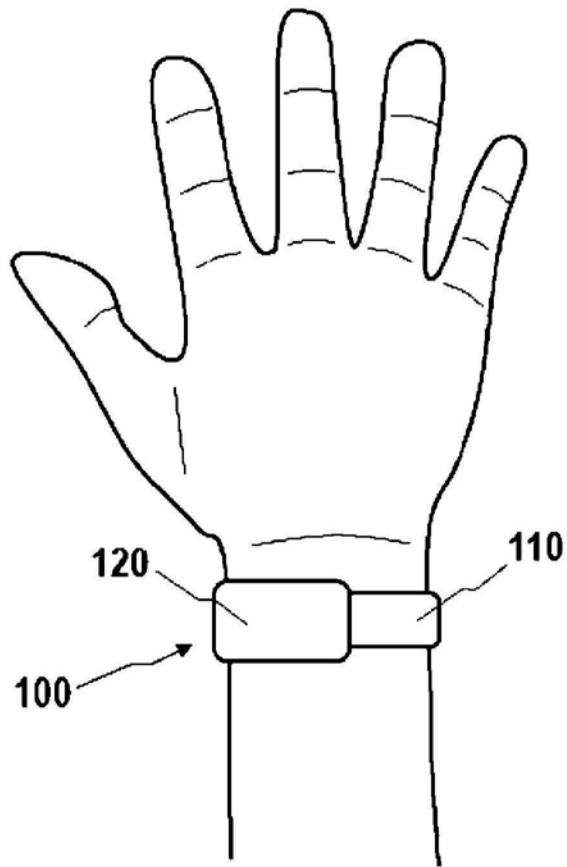


图3

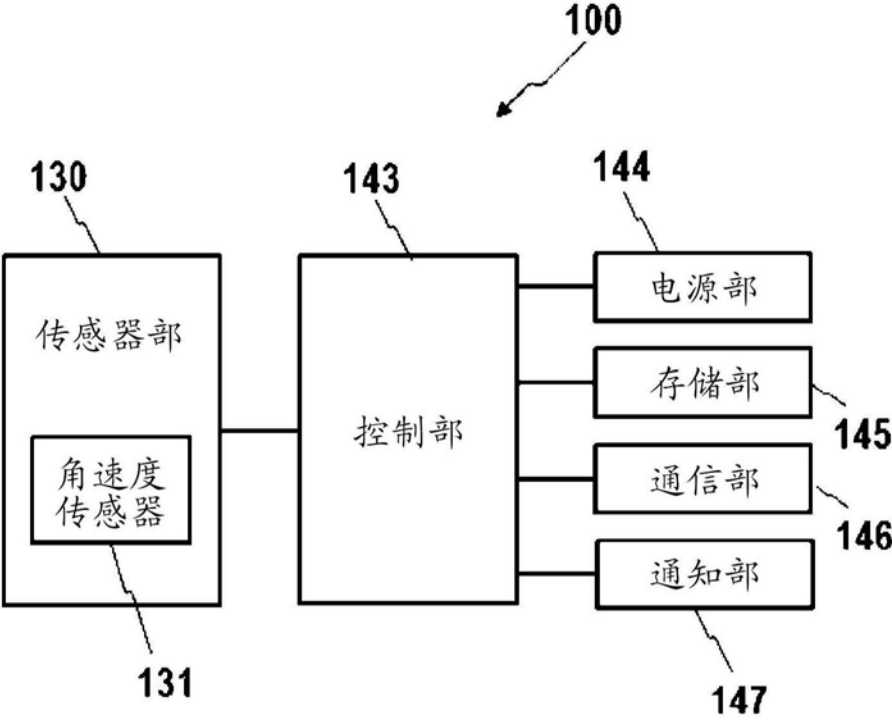


图4

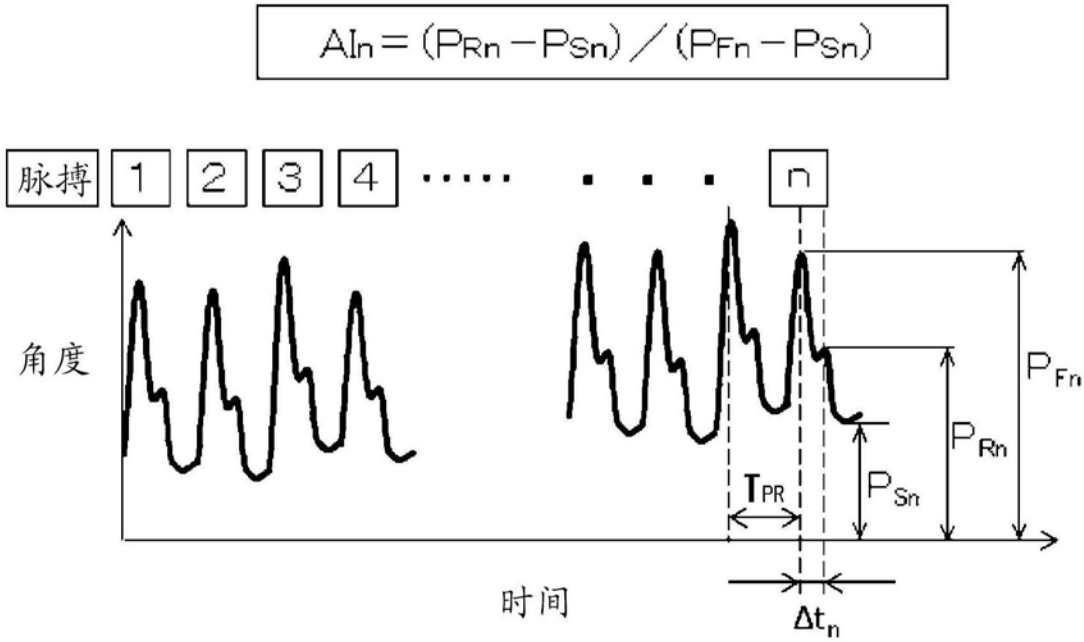


图5

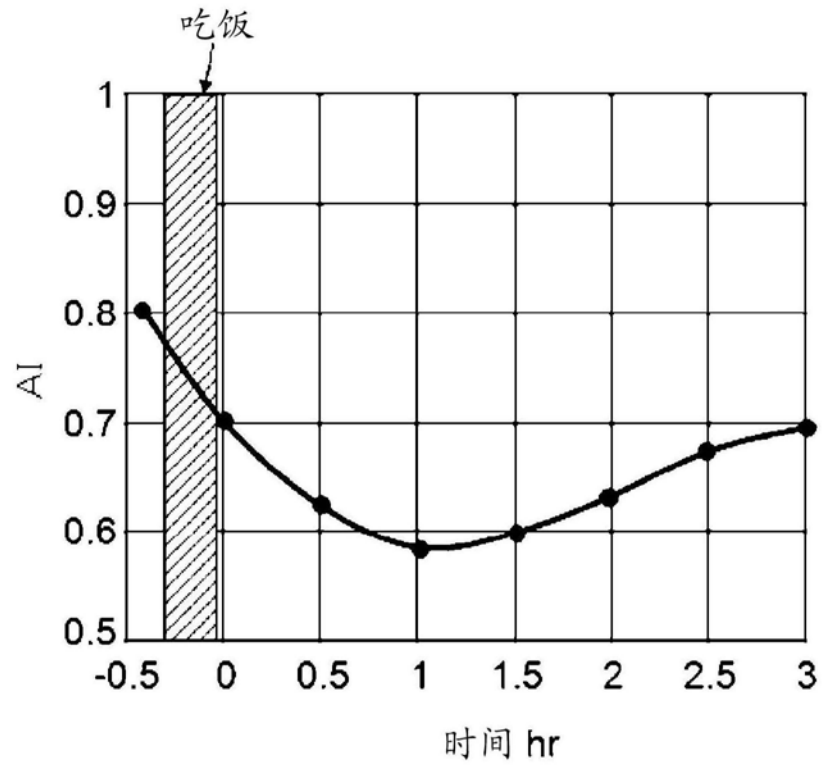


图6

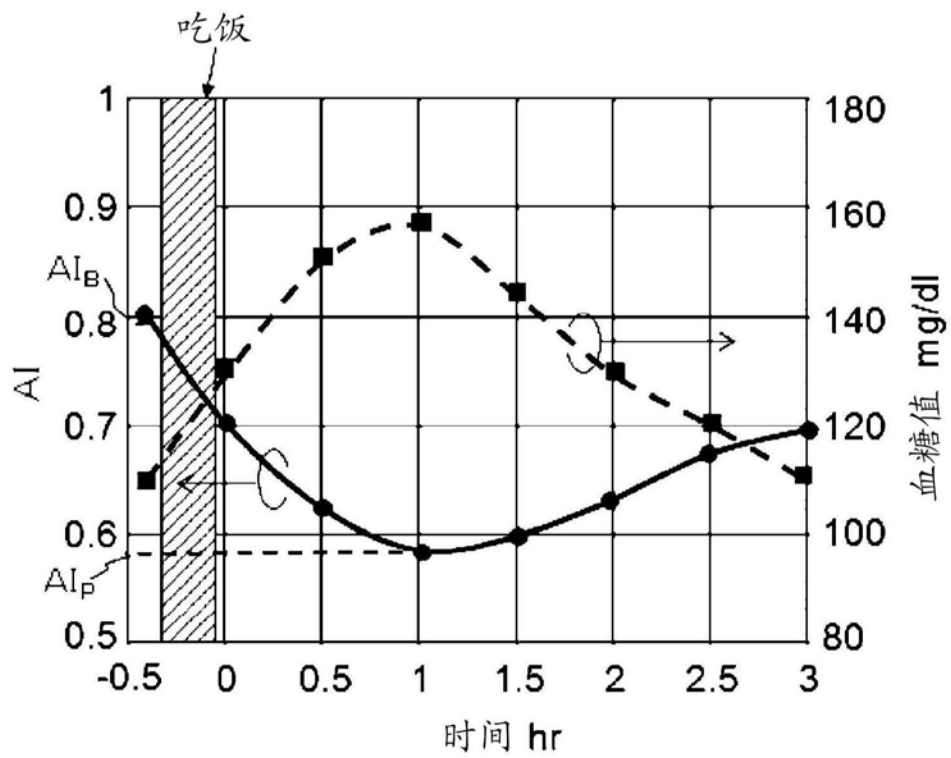


图7

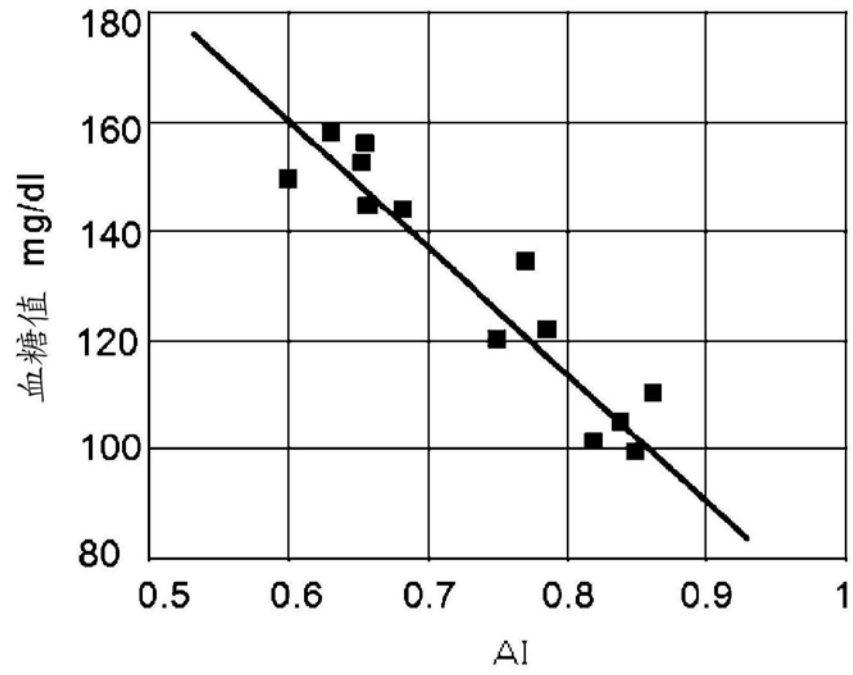


图8

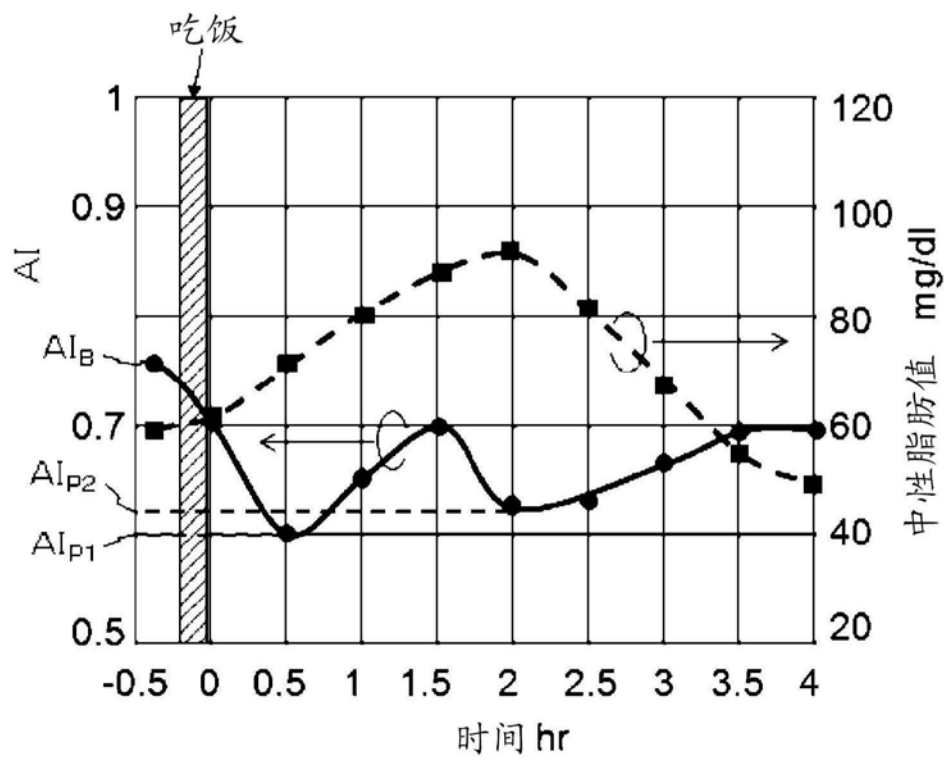


图9

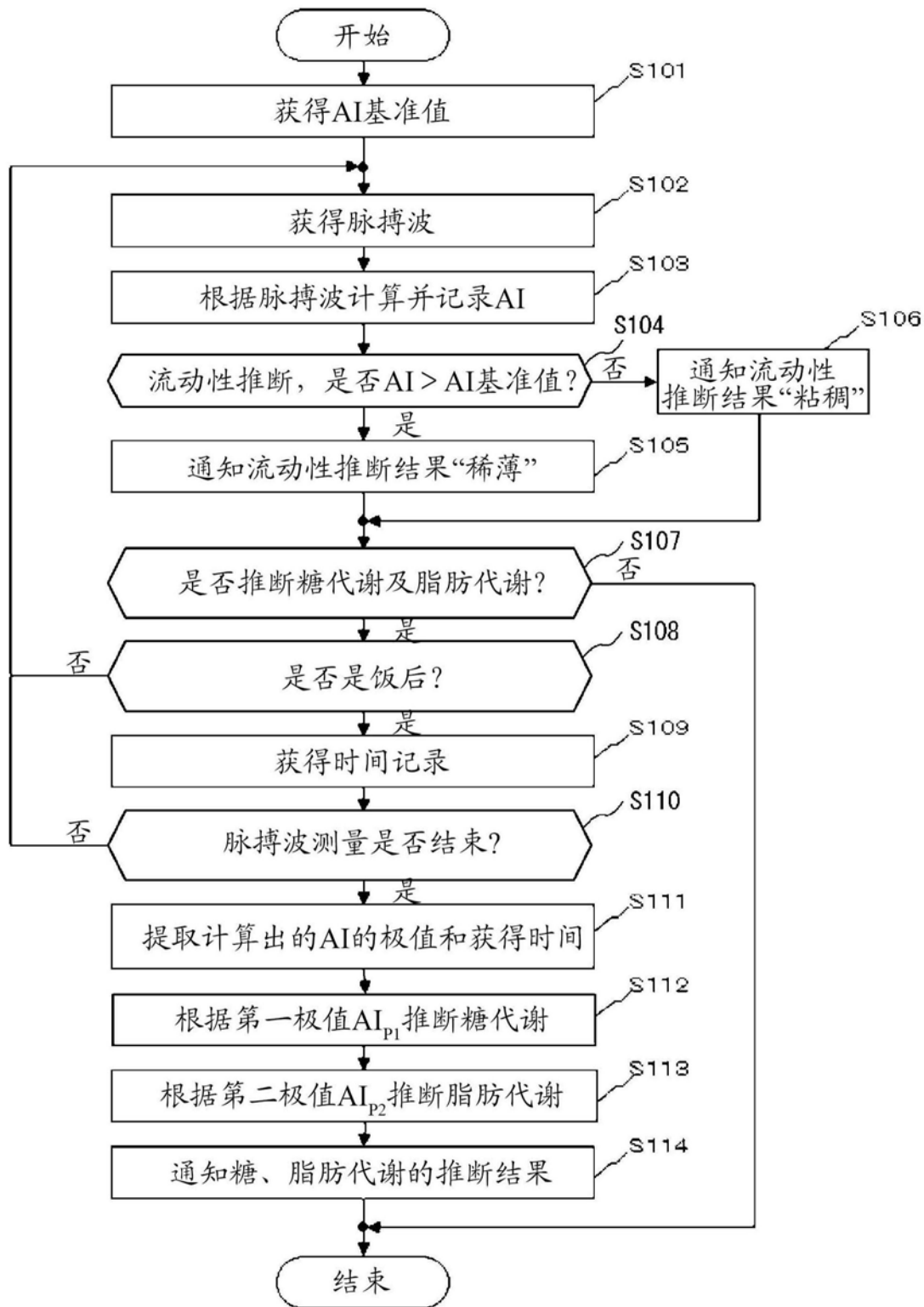


图10

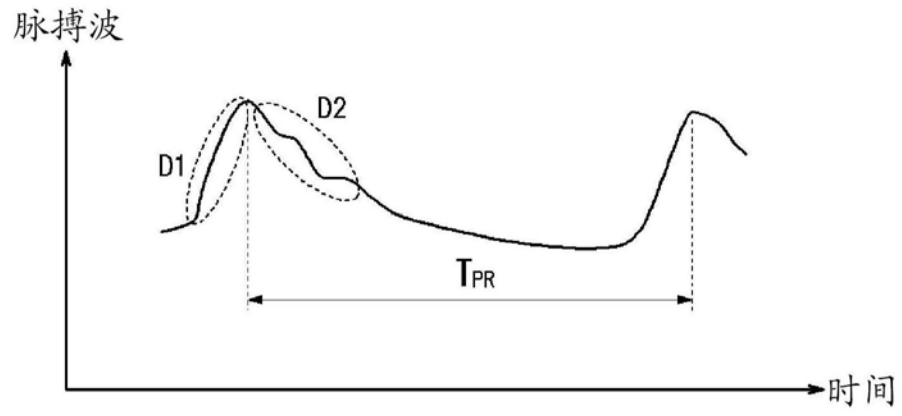


图11

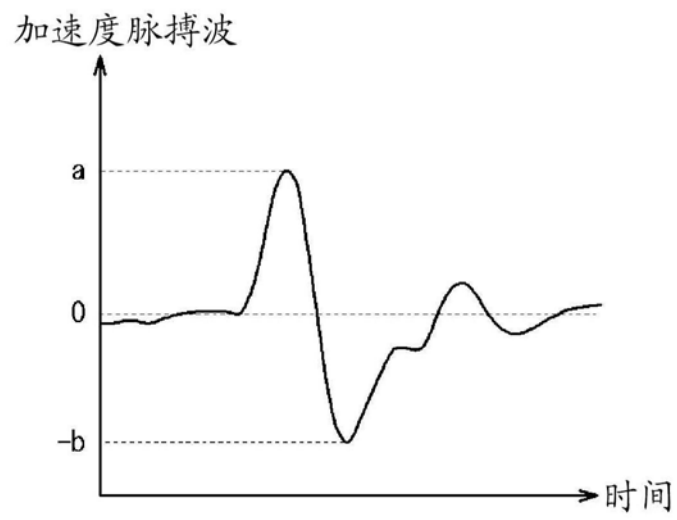


图12

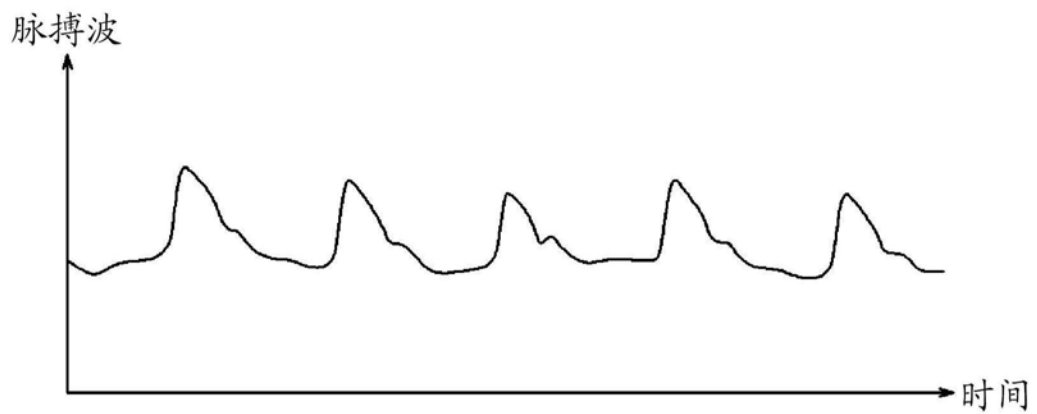


图13A

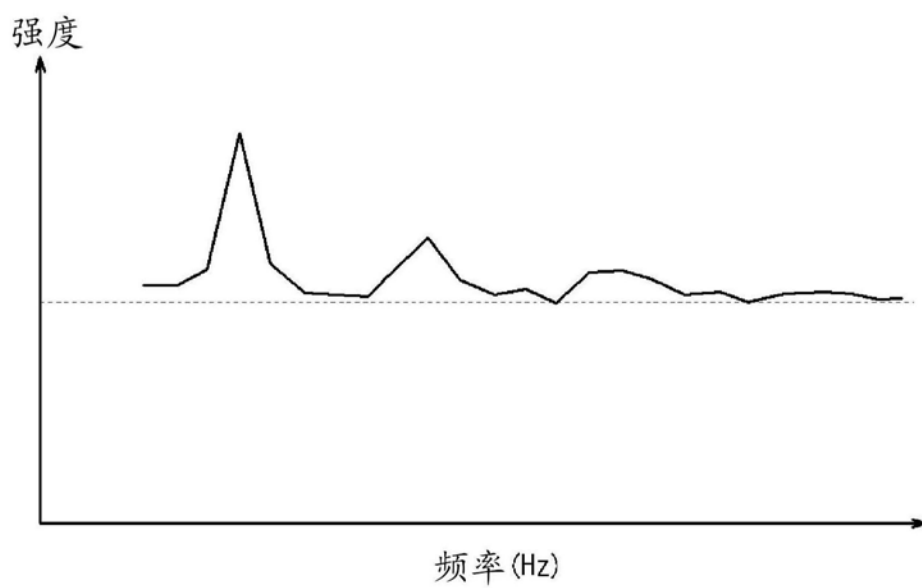


图13B

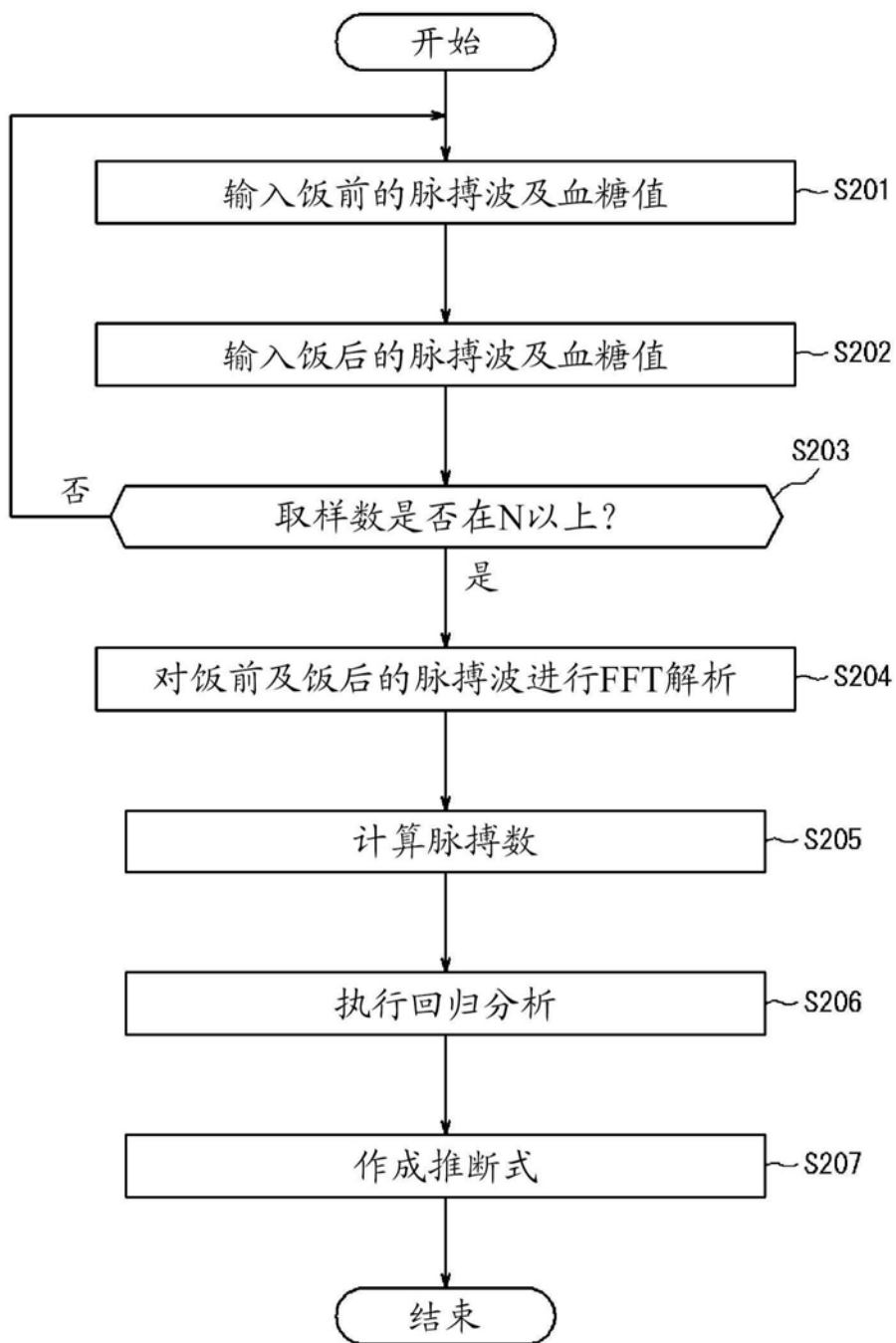


图14

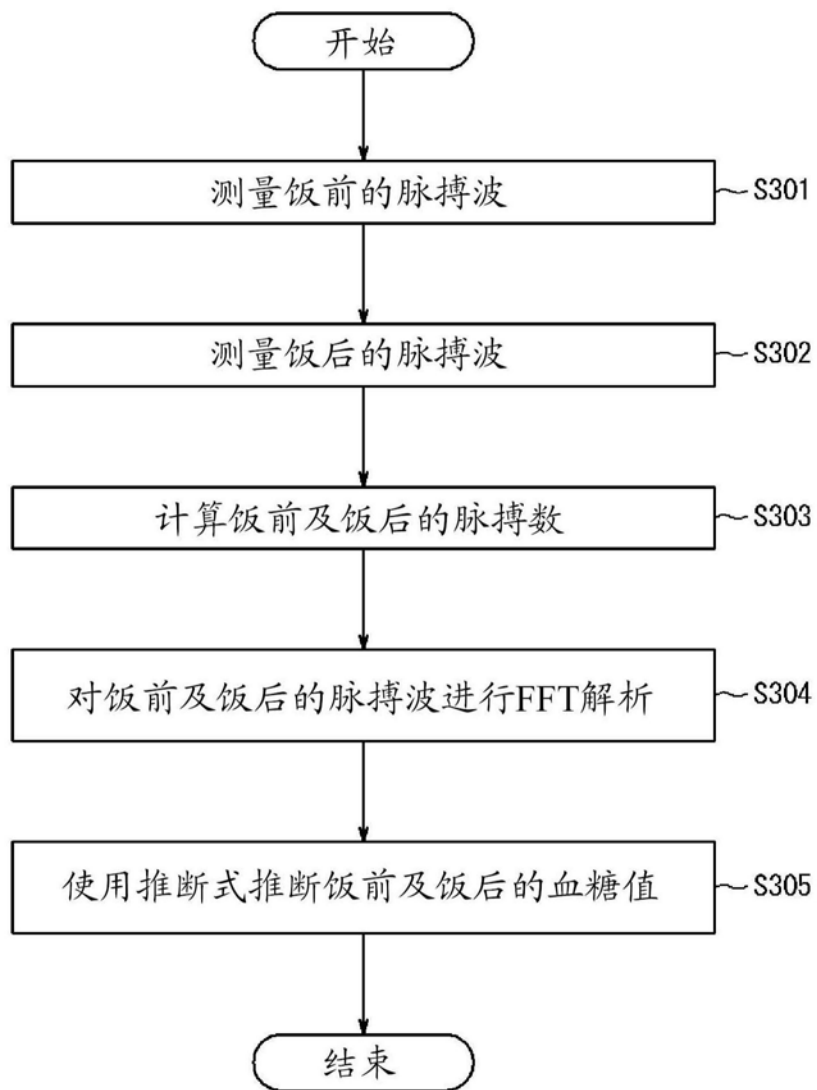


图15

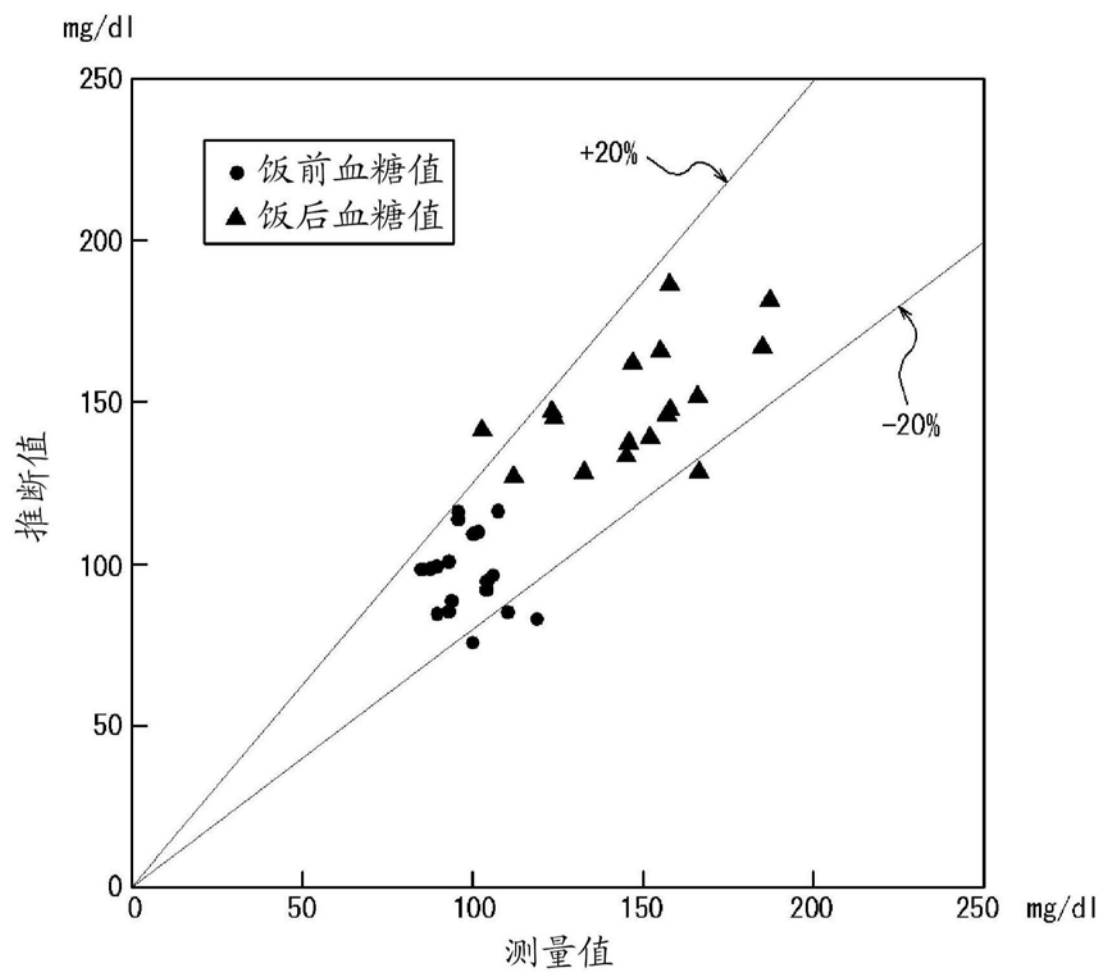


图16

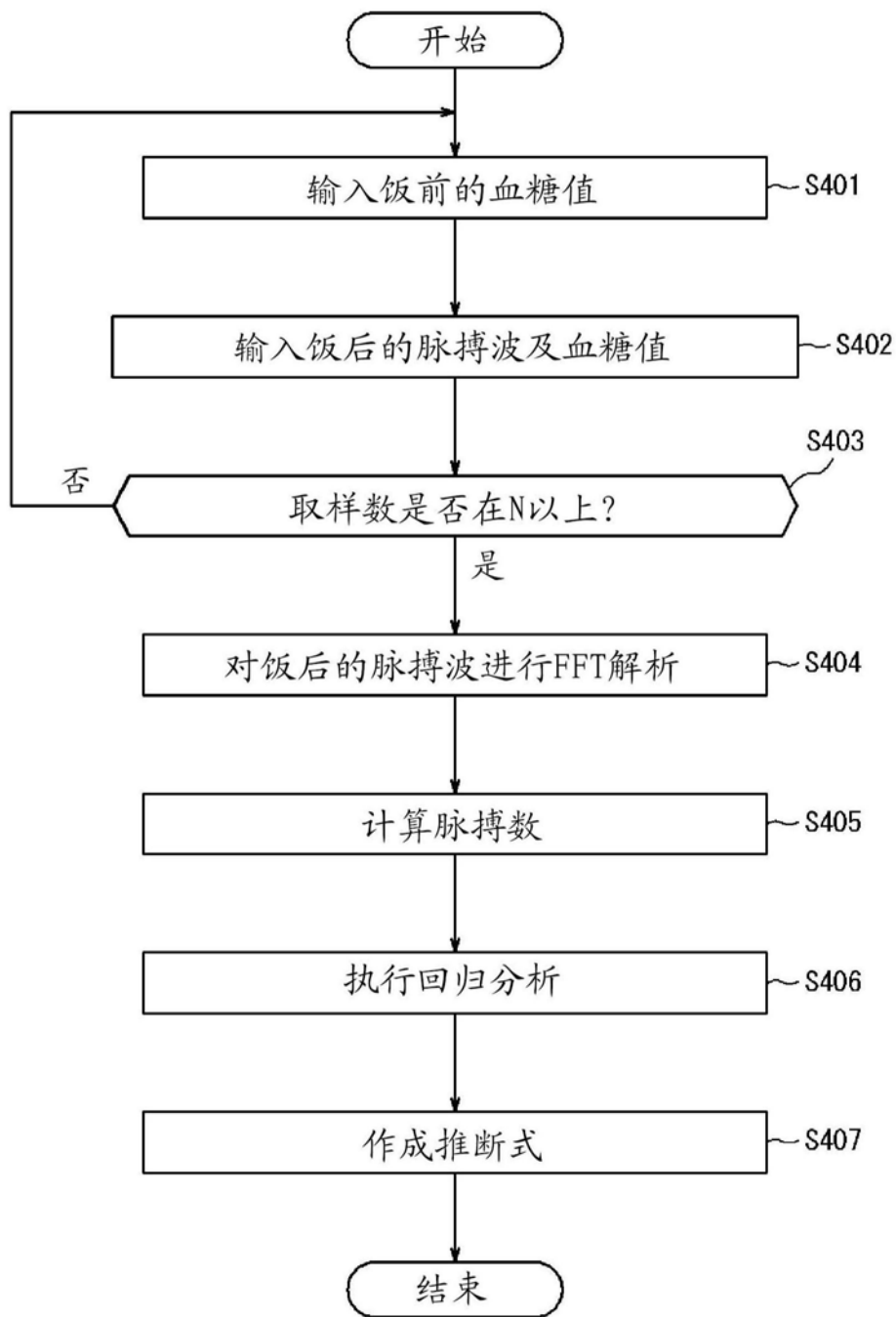


图17

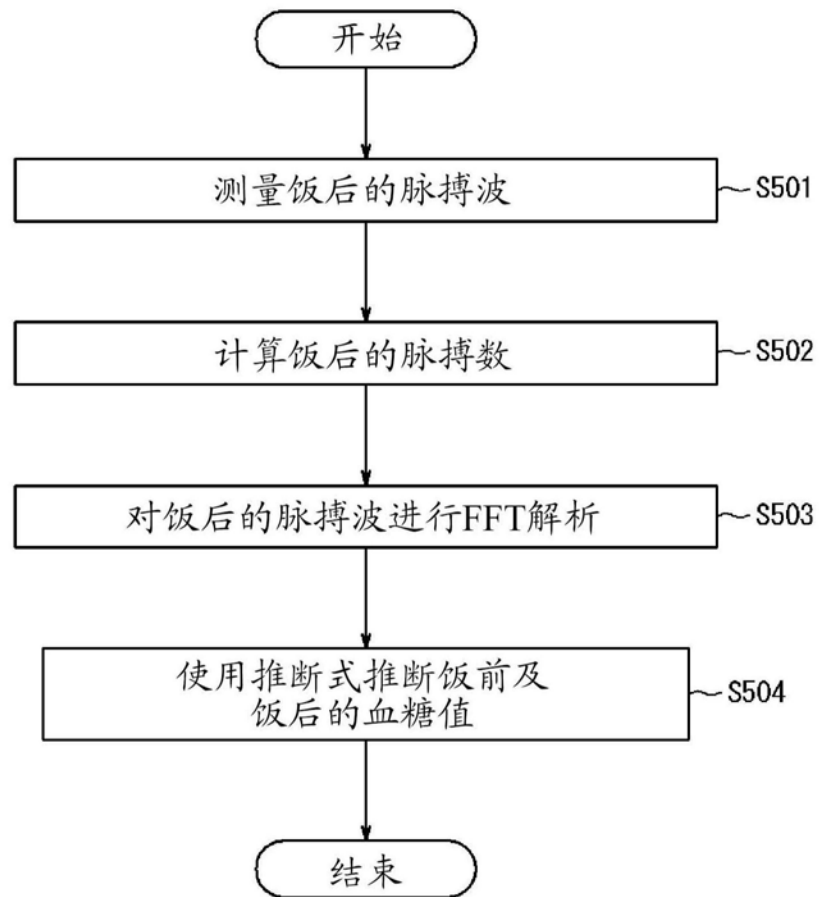


图18

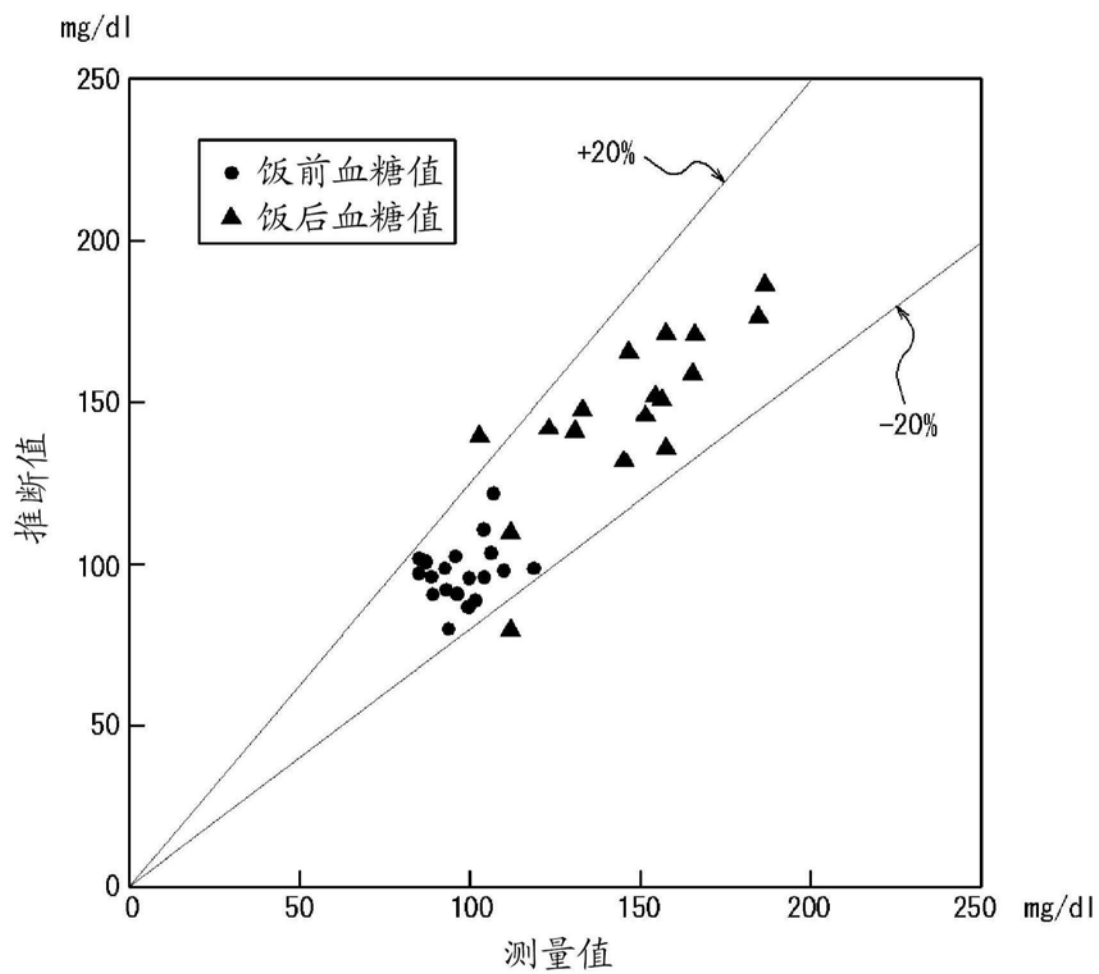


图19

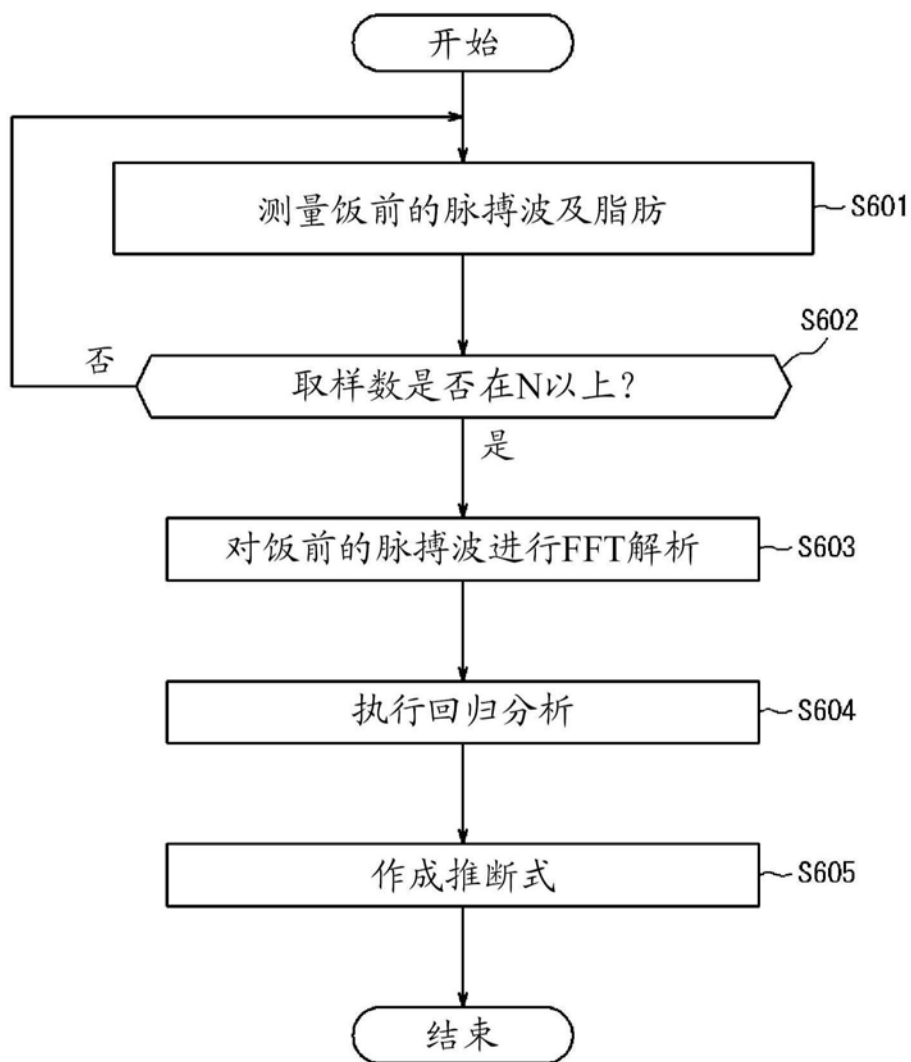


图20

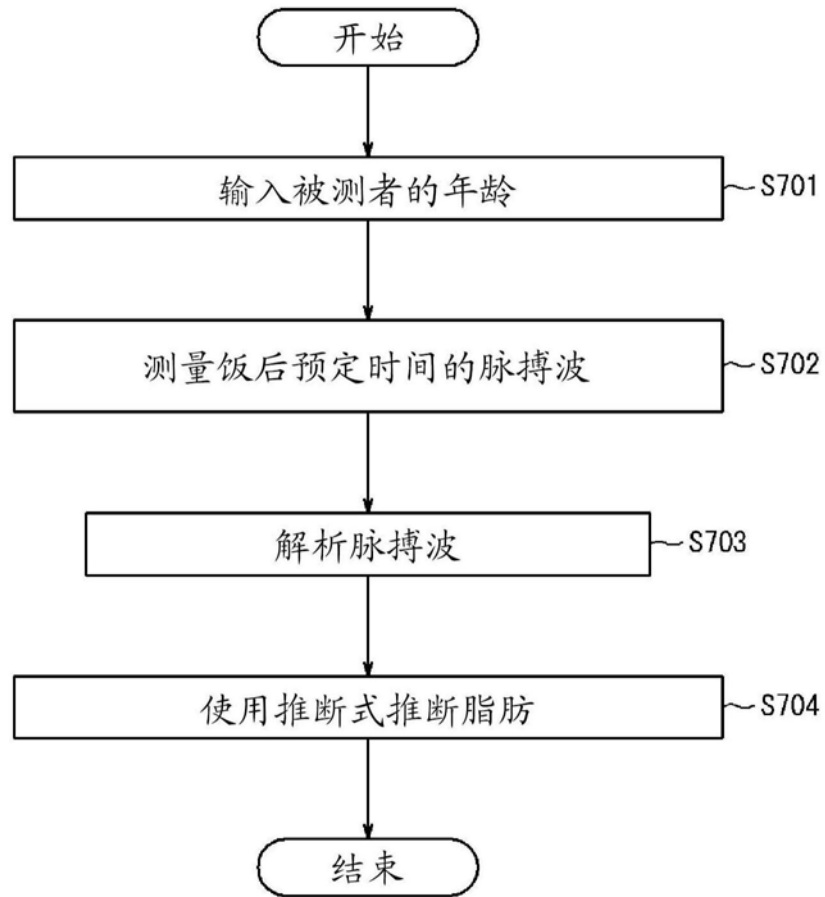


图21

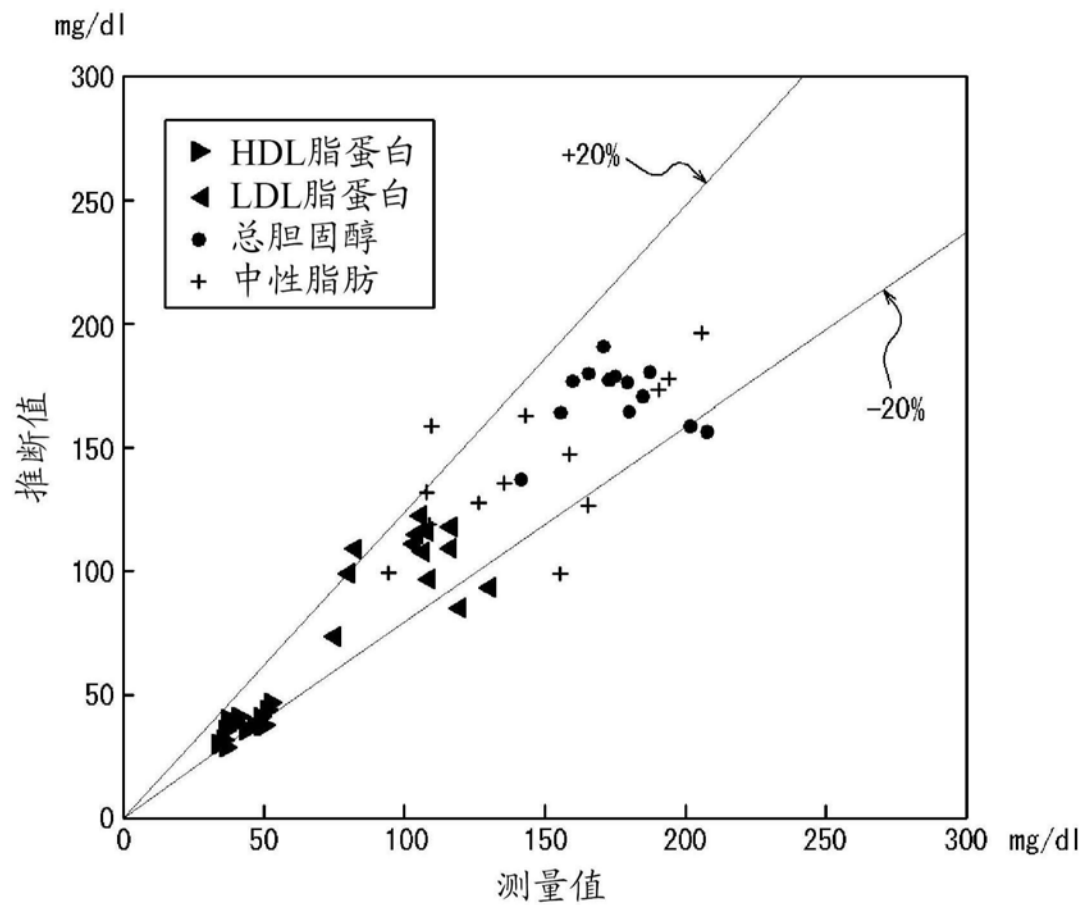


图22

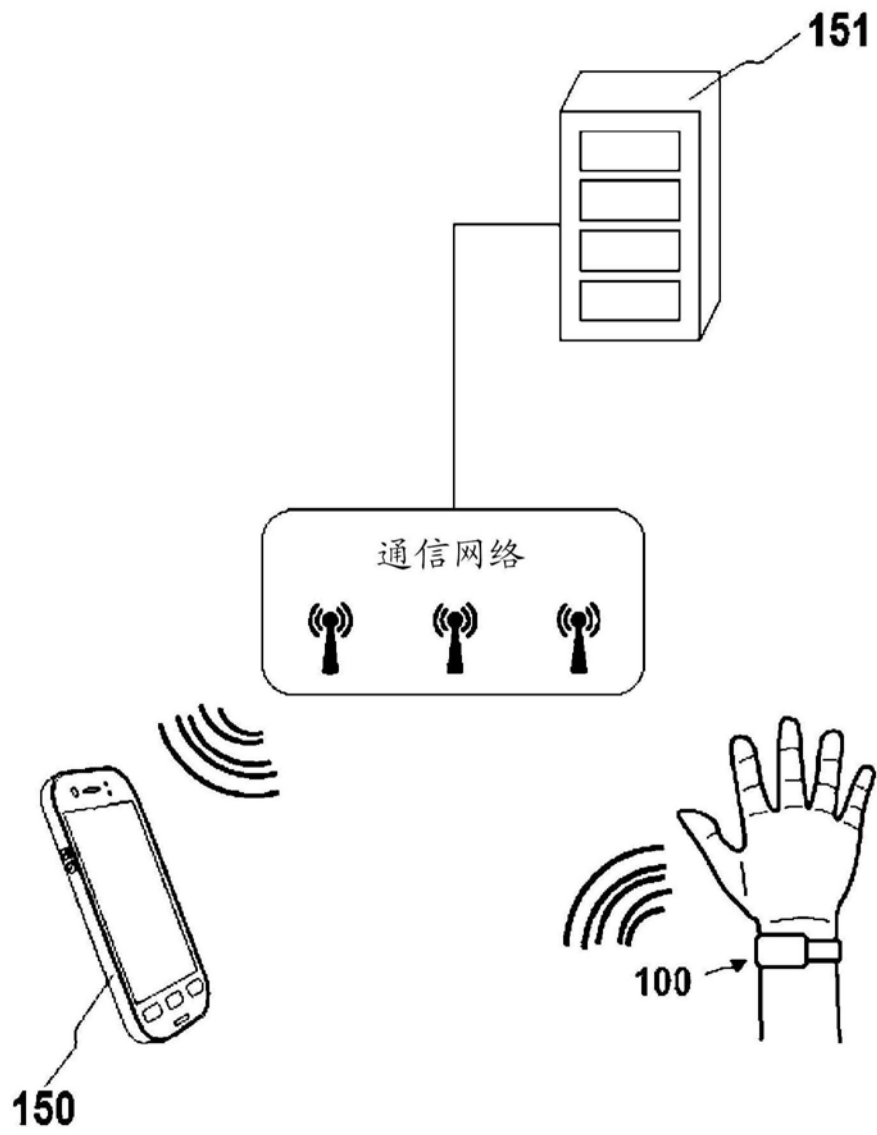


图23

专利名称(译)	电子设备及系统		
公开(公告)号	CN111297332A	公开(公告)日	2020-06-19
申请号	CN202010212124.1	申请日	2016-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	京瓷株式会社		
申请(专利权)人(译)	京瓷株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	京瓷株式会社		
[标]发明人	安岛弘美		
发明人	安岛弘美		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/026 A61B5/1455		
代理人(译)	王艳春		
优先权	2015091577 2015-04-28 JP		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

一种电子设备，具备：传感器部，获得脉搏波；以及控制部，基于所获得的脉搏波计算基于脉搏波的指标，控制部根据计算出的基于脉搏波的指标推断被测者的糖代谢或脂肪代谢的状态。

