



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072634 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201580046286.X

(22)申请日 2015.08.26

(30)优先权数据

PCT/JP2014/072247 2014.08.26 JP

PCT/JP2014/072250 2014.08.26 JP

PCT/JP2014/072251 2014.08.26 JP

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 杨宏军 牛蔚然

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.02.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/004288 2015.08.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/031245 EN 2016.03.03

(71)申请人 大冢医疗器械有限公司

地址 日本东京都

(72)发明人 吉村康生 角耀 白崎功

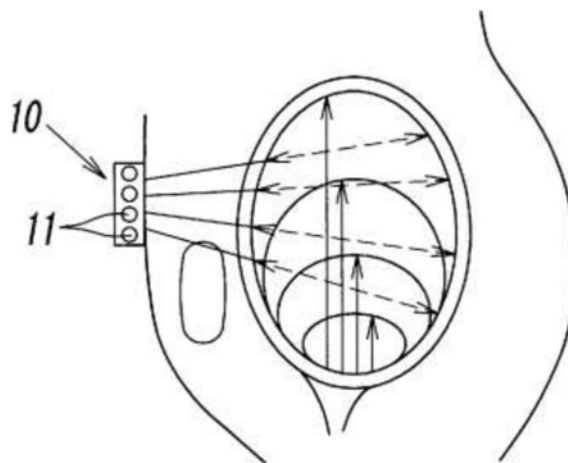
权利要求书5页 说明书25页 附图20页

(54)发明名称

超声波尿量测定设备、使用超声波尿量测定设备的尿量管理数据生成及显示方法

(57)摘要

本发明提供超声波尿量测定设备,其能够高度精确地对测定对象的尿量进行测定且对于测定对象而言是方便的。提供:模式选择器22a,其能够选择测定模式和定位模式中的一种,测定模式为在将超声波探头10放置在测定对象的腹部上的规定测定位置的同时测定尿量的模式,定位模式是为了确定适于放置超声波探头10的测定位置而在将超声波探头10移动至腹部上多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式;以及指标值存储部23a,当选择了定位模式时,其存储由运算单元24计算的、多个试验性测定位置处的尿量中的最大值,及/或基于最大值所确定的允许值。最大值及/或允许值作为用于将超声波探头10定位的定位指标值而显示在显示单元27上的图表上。



1. 一种超声波尿量测定设备,包括:

超声波探头,其将被放置于测定对象的腹部上,其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;

超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由所述超声波装置进行;

运算单元,其基于反射波在每个所述测定循环中计算膀胱中的尿量;以及

显示单元,其时序性地以图表的形式显示由运算单元计算的尿量,

所述超声波尿量测定设备进一步包括:

模式选择器,其能够选择测定模式和定位模式中的一种,所述测定模式为在将超声波探头放置在测定对象的腹部上的规定测定位置的同时测定尿量的模式,所述定位模式是为了确定适于放置超声波探头的测定位置而在将超声波探头移动至腹部上多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式;以及

指标值存储部,当选择了定位模式时,其存储由运算单元计算的、多个试验性测定位置处的尿量中的最大值,及/或基于所述最大值所确定的允许值,

其中所述最大值及/或允许值作为用于将超声波探头定位的定位指标值而显示在显示单元上的图表上。

2. 根据权利要求1所述的超声波尿量测定设备,进一步包括报告单元,当选择了定位模式时所测定的尿量达到或大于定位指标值时,所述报告单元报告尿量大于或等于定位指标值。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波尿量测定设备,其中,所述超声波控制器控制超声波装置,使得测定模式中的测定循环成为第一测定循环,且定位模式中的测定循环成为比所述第一测定模式短的第二测定循环。

4. 根据权利要求1或2所述的超声波尿量测定设备,其中,所述显示单元能够根据最大值而改变图表的显示比例。

5. 一种超声波尿量测定设备,包括:

超声波探头,其将被放置于测定对象的腹部上的测定位置,其包括向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;

超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;以及

运算单元,其基于反射波计算膀胱中的尿量,

其中,在确定适于放置超声波探头的测定位置的定位模式中,在将超声波探头配置在腹部上的多个试验性测定位置上的同时,运算单元计算膀胱中的尿量,并且,

所述超声波尿量测定设备进一步包括:

指标值存储部,所述指标值存储部在定位模式的过程中存储由运算单元计算的尿量中的最大值、及/或基于所述最大值所确定的允许值,以及

比较部,所述比较部在定位模式中检测由运算单元计算的尿量与存储在指标值存储部中的最大值及/或允许值之差。

6. 根据权利要求5所述的超声波尿量测定设备,进一步包括报告单元,其基于由比较部进行的比较结果而发出警报。

7. 根据权利要求5或6所述的超声波尿量测定设备,进一步包括显示单元,其以图表的形式显示在定位模式中由运算单元计算的尿量,和存储在指标值存储部中的最大值及/或允许值。

8. 根据权利要求7所述的超声波尿量测定设备,其中,所述显示单元显示在如厕训练和膀胱训练中的至少一者中使用的膀胱中的尿量。

9. 一种超声波尿量测定设备,包括:

超声波探头,其将被放置于测定对象的腹部上的测定位置,其包括向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;

超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;以及

运算单元,其基于反射波计算膀胱中的尿量,

其中,在确定适于放置超声波探头的测定位置的定位模式中,运算单元通过使用与在测定模式中在测定位置计算尿量的方法不同的计算方法,计算尿量,并且

其中与测定模式中的尿量计算方法相比,定位模式中的尿量计算方法对超声波探头的位置改变的响应性更高。

10. 根据权利要求9所述的超声波尿量测定设备,其中,所述运算单元基于多个连续接收到的反射波计算尿量,且与测定模式相比,定位模式中,尿量计算中所用的反射波的数量少。

11. 根据权利要求10所述的超声波尿量测定设备,其中,在定位模式中,运算单元在多个时间重叠使用多个反射波来计算尿量。

12. 根据权利要求9所述的超声波尿量测定设备,进一步包括显示单元,显示单元显示在如厕训练和膀胱训练中的至少一者中使用的膀胱中的尿量。

13. 一种超声波尿量测定设备,包括:

超声波探头,其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;

超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;以及

运算单元,其基于反射波在每个测定循环中计算膀胱中的尿量,

所述超声波尿量测定设备进一步包括模式选择器,其能够选择测定模式和定位模式中的一种,所述测定模式是在将超声波探头放置在测定对象的腹部上的规定测定位置的同时测定尿量的模式,所述定位模式是为了确定在测定模式中适于放置超声波探头的测定位置而在将超声波探头移动至腹部上多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式,

其中所述运算单元包括比较部,其对所计算的膀胱中的尿量与规定的第一阈值进行比较,

其中所述超声波控制器能够:

在定位模式中,使超声波装置以规定的第一循环发送超声波,

在测定模式中,在被比较部比较的膀胱中的尿量大于或等于第一阈值的情况下,使超声波装置以规定的第二循环发送超声波,并且,

在测定模式中,在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下,使超声波装

置以比第一循环和第二循环长的第三循环发送超声波。

14. 一种超声波尿量测定设备, 包括:

超声波探头, 其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;

超声波控制器, 其控制超声波及其反射波的发送和接收, 所述发送和接收由超声波装置进行; 以及

运算单元, 其基于反射波在每个测定循环中计算膀胱中的尿量,

所述超声波尿量测定设备进一步包括模式选择器, 其能够选择测定模式和定位模式中的一种, 所述测定模式为在将超声波探头放置在测定对象的腹部上的规定测定位置的同时测定尿量的模式, 所述定位模式是为了确定在测定模式中适于放置超声波探头的测定位置而在将超声波探头移动至腹部上多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式,

其中所述运算单元包括比较部, 其对所计算的膀胱中的尿量与规定的第一阈值进行比较,

其中所述运算单元能够: 在定位模式中, 基于以规定的第一循环时序性地接收的反射波的第一数量计算膀胱中的尿量; 并且, 在测定模式中, 在被比较部比较的膀胱中的尿量大于或等于第一阈值的情况下, 基于以规定的第二循环时序性地接收的反射波的第二数量测定膀胱中的尿量, 所述第二数量大于所述第一数量; 并且, 在测定模式中, 在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下, 基于以规定的第三循环时序性地接收的多个反射波测定膀胱中的尿量, 所述第三循环长于第一循环和第二循环。

15. 根据权利要求13或14所述的超声波尿量测定设备, 其中, 所述第一循环和所述第二循环为同样的循环。

16. 一种超声波尿量测定设备, 包括:

超声波探头, 其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;

超声波控制器, 其控制超声波及其反射波的发送和接收, 所述发送和接收由超声波装置进行; 以及

运算单元, 其基于反射波在每个测定循环中计算膀胱中的尿量,

其中运算单元包括比较部, 其对所计算的膀胱中的尿量与规定的第一阈值进行比较,

其中, 在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下, 从超声波装置发送的超声波的测定循环比当尿量大于或等于第一阈值的情况时更长, 并且

所述超声波尿量测定设备进一步包括计时器单元, 其能够: 在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下, 为了减少电力消耗, 使运算单元在每个测定循环之间进入休眠状态, 并使运算单元在每个测定循环苏醒。

17. 根据权利要求13、14或16中任一项所述的超声波尿量测定设备,

其中, 所述比较部进一步对所计算的膀胱中的尿量与大于所述第一阈值的规定的第二阈值进行比较, 并且

其中超声波尿量测定设备进一步包括报告单元, 在被比较部比较的膀胱中的尿量大于或等于所述第二阈值的情况下, 所述报告单元报告尿量大于或等于所述第二阈值。

18. 一种超声波尿量测定设备, 包括:

超声波探头,其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;

超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;以及

运算单元,其基于反射波在每个测定循环中计算膀胱中的尿量,

所述超声波尿量测定设备进一步包括:

尿意输入单元,由测定对象用以在测定对象感受到尿意时输入尿意信号;

测定数据存储器,其存储由运算单元计算的膀胱中的尿量、其测定时间、和尿意时间,所述尿意时间对应于尿意信号的输入时间;

最大尿量存储器,其存储膀胱中的最大尿量,所述最大尿量为由运算单元在规定期间计算的膀胱中的尿量中的最大值;以及

显示单元,在输入尿意信号时,其显示感受到尿意时的保留尿量和膀胱中的最大尿量,所述保留尿量为对应于尿意时间的保留尿量。

19. 根据权利要求18所述的超声波尿量测定设备,其中感受到尿意时的保留尿量是比输入尿意信号的时间早的规定时间处由运算单元计算的膀胱中的尿量。

20. 根据权利要求18所述的超声波尿量测定设备,其中感受到尿意时的保留尿量是在输入尿意信号时、在超声波装置发送超声波后由运算单元新计算的膀胱中的尿量。

21. 根据权利要求18所述的超声波尿量测定设备,进一步包括:

排尿输入单元,所述排尿输入单元由测定对象用以在所述测定对象进行排尿时输入排尿信号,

其中测定数据存储器进一步存储与使用排尿输入单元输入排尿信号时的输入时间对应的排尿时间。

22. 根据权利要求18至21中任一项所述的超声波尿量测定设备,其中,所述显示单元显示在如厕训练和膀胱训练中的至少一者中使用的膀胱中的尿量。

23. 一种尿量管理数据生成及显示方法,其使用根据权利要求18所述的超声波尿量测定设备,包括以下步骤:

生成尿量管理数据的步骤,其中,基于存储在超声波尿量测定设备中的膀胱中的尿量及其测定时间、和尿意时间,通过至少对膀胱内尿量数据、尿意数据进行时序性配置,从而生成尿量管理数据,其中所述膀胱内尿量数据包括膀胱中的尿量及其测定时间,所述尿意数据包括尿意时间;以及

以表格或图表的形式显示尿量管理数据的至少一部分的步骤。

24. 根据权利要求23所述的方法,进一步包括如下步骤:

在膀胱内尿量数据中查找出膀胱中的尿量随时间发生减少的尿量减少时间,并将减少量存储为排尿量的步骤,

其中尿量管理数据包含排尿量。

25. 一种尿量管理数据生成及显示方法,其使用根据权利要求21所述的超声波尿量测定设备,包括以下步骤:

生成尿量管理数据的步骤,其中,基于存储在超声波尿量测定设备中的膀胱中的尿量及其测定时间、和尿意时间,通过至少对膀胱内尿量数据、尿意数据进行时序性地配置,从

而生成尿量管理数据,其中所述膀胱内尿量数据包括膀胱中的尿量及其测定时间,所述尿意数据包括尿意时间;

在膀胱内尿量数据中查找出膀胱中的尿量随时间而减少的尿量减少时间,并将减少量存储为排尿量的步骤;

计算每个尿量减少时间与排尿时间或尿意时间之间的时间差的步骤;以及

以表格或图表的形式显示尿量管理数据的至少一部分的步骤,

其中尿量管理数据包含排尿量,以及时间差或由所述时间差计算得到的数据。

超声波尿量测定设备、使用超声波尿量测定设备的尿量管理 数据生成及显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及其中使用超声波测定膀胱中尿量的超声波尿量测定设备,以及使用该超声波尿量测定设备的尿量管理数据生成及显示方法。

背景技术

[0002] 迄今为止,作为使用超声波来测定膀胱中的尿量的测定设备,例如,如专利文献1(日本专利No.4677615)所述,已知下述这样的测定设备,其使用超声波A模式,基于从膀胱的前壁和后壁反射的波的振幅和时间,从而时序性地测定膀胱中的尿量。

[0003] 在上述使用超声波来测定膀胱中的尿量的测定设备中,作为在测定对象的腹部配置该测定设备的方法,例如,如专利文献2(日本未审查专利申请公布No.2009-512532)号所述,公开了下述这样的方法,其中,使用超声波B模式(其使用了许多超声波装置)产生膀胱的图像,并通过观察所产生的图像来将超声波装置的位置调节为最优。然而,由于在基于超声波B模式测定而观察膀胱图像的同时进行位置调节,因此使用该方法时需要在调节上花费时间。另外,上述方法仅能通过具有许多超声波装置的大型超声波尿量测定设备来实施。

[0004] 此外,专利文献3(日本未审查专利申请公布No.2000-210286)公开了,将以矩阵配置的超声波装置固定,并使用该许多超声波装置中的灵敏度最高的超声波装置列来获得指标值。然而,该超声波尿量测定设备不能调节超声波装置的位置或角度,由于仅基于接收灵敏度而不是基于实际测定的尿量来选择超声波装置,因此不能将超声波装置配置在最适合的位置或角度。

[0005] 作为改变其测定频率的超声波尿量测定设备,例如,专利文献4(美国专利NO.6565512)公开下述这样的超声波尿量测定设备,其使用在二维上配置的许多超声波装置来监测膀胱中的尿量,并且在尿量超过规定值的情况下发出警报,且在尿量超过该规定值的75%时,增加监测频率。

[0006] 另外,在专利文献5(日本未审查专利申请公布NO.2007-508857)中,使用频率扫描法来测定膀胱中的尿量。其中公开,当膀胱满了的时候,使用更高的取样速率。

[0007] 然而,专利文献4或5中均没有描述用于改变测定频率的具体构成。

[0008] 另外,作为使用超声波尿量测定设备来生成排尿日志的专利文献,专利文献6(日本未审查专利申请公布NO.2011-183142)描述了使用十二个超声波装置来获得膀胱体积的数据,并且通过数据处理装置自动记录排尿日志。然而,专利文献6没有描述用于记录排尿日志的具体构成。

[0009] 另外,专利文献7(日本未审查专利申请公布NO.2014-23813)公开了,当作为测定对象的人至少是感觉到尿意的紧迫感及/或感觉到膀胱并非全空时,由该作为测定对象的人输入上述抱怨信息并存储在排尿存储部件中。然而,虽然在专利文献7中记载了抱怨信息,该记录只能在事后被检查,并且这不会直接帮助到遭受过度活动的膀胱等的困扰的、作为测定对象的人排尿。

- [0010] 引用列表
- [0011] 专利文献
- [0012] [专利文献1]日本专利NO.4677615
- [0013] [专利文献2]日本未审查专利申请公布NO.2009-512532
- [0014] [专利文献3]日本未审查专利申请公布NO.2000-210286
- [0015] [专利文献4]美国专利NO.6565512
- [0016] [专利文献5]日本未审查专利申请公布NO.2007-508857
- [0017] [专利文献6]日本未审查专利申请公布NO.2011-183142
- [0018] [专利文献7]日本未审查专利申请公布NO.2014-23813

发明内容

[0019] 发明所要解决的问题

[0020] 本发明提供一种超声波尿量测定设备,以及使用超声波尿量测定设备的尿量管理数据生成及显示方法,该超声波尿量测定设备能够高度精确地对测定对象的尿量进行测定,且对于测定对象而言是方便的。

[0021] 解决问题的方案

[0022] 为了解决上述问题,根据本发明的超声波尿量测定设备包括:超声波探头,其将被放置于测定对象的腹部上,其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;运算单元,其基于反射波在每个所述测定循环中计算膀胱中的尿量;以及显示单元,其时序性地以图表的形式显示由运算单元计算的尿量。该超声波尿量测定设备进一步包括:模式选择器,其能够选择测定模式和定位模式中的一种,所述测定模式为在将超声波探头放置在测定对象的腹部上的规定测定位置的同时测定尿量的模式,所述定位模式是为了确定适于放置超声波探头的测定位置而在将超声波探头移动至腹部上多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式;以及指标值存储部,当选择了定位模式时,其存储由运算单元计算的、多个试验性测定位置处的尿量中的最大值,及/或基于该最大值所确定的允许值。该最大值及/或允许值作为用于将超声波探头定位的定位指标值而显示在显示单元上的图表上。

[0023] 这种情况下,优选地,超声波尿量测定设备进一步包括报告单元,当选择了定位模式时所测定的尿量达到或大于定位指标值时,所述报告单元报告尿量大于或等于定位指标值。

[0024] 还优选地,超声波控制器控制超声波装置使得:测定模式中的测定循环成为第一测定循环,且定位模式中的测定循环成为比该第一测定模式短的第二测定循环。

[0025] 另外,优选地,显示单元能够根据最大值而改变图表的显示比例。

[0026] 根据本发明的超声波尿量测定设备包括:超声波探头,其将被放置于测定对象的腹部上的测定位置,并且包括向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;运算单元,其基于反射波计算膀胱中的尿量。在确定适于放置超声波探头的测定位置的定位模式中,在将超声波探头配置在腹部上多个试验性测定位置上的同时,运

算单元计算膀胱中的尿量。超声波尿量测定设备进一步包括指标值存储部和比较部,所述指标值存储部在定位模式的过程中存储由运算单元计算的尿量中的最大值、及/或基于该最大值所确定的允许值,所述比较部在定位模式中检测由运算单元计算的尿量与存储在指标值存储部中的最大值及/或允许值之差。

[0027] 另外,优选地,超声波尿量测定设备进一步包括报告单元,其基于由比较部进行的比较结果而发出警报。

[0028] 还优选地,超声波尿量测定设备进一步包括显示单元,其以图表的形式显示在定位模式中由运算单元计算的尿量,和存储在指标值存储部中的最大值及/或允许值。

[0029] 此外,显示单元可显示在如厕训练和膀胱训练中的至少一者中使用的膀胱中的尿量。

[0030] 根据本发明的超声波尿量测定设备包括:超声波探头,其将被放置于测定对象的腹部上的测定位置,其包括向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;运算单元,其基于反射波计算膀胱中的尿量。在确定适于放置超声波探头的测定位置的定位模式中,运算单元通过使用与在测定模式中在测定位置计算尿量的方法不同的计算方法,计算尿量。与测定模式中的尿量计算方法相比,定位模式中的尿量计算方法对超声波探头的位置改变的响应性更高。

[0031] 这种情况下,优选地,运算单元基于多个连续接收到的反射波计算尿量,且与测定模式相比,定位模式中,尿量计算中所用的反射波的数量少。

[0032] 此外,优选地,在定位模式中,运算单元在多个时间重叠使用多个反射波来计算尿量。

[0033] 优选地,超声波尿量测定设备进一步包括显示单元,显示单元显示在如厕训练和膀胱训练中的至少一者中使用的膀胱中的尿量。

[0034] 另外,根据本发明的超声波尿量测定设备包括:超声波探头,其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;和运算单元,其基于反射波在每个测定循环中计算膀胱中的尿量。超声波尿量测定设备进一步包括模式选择器,其能够选择测定模式和定位模式中的一种,所述测定模式是在将超声波探头放置在测定对象的腹部上的规定测定位置的同时测定尿量的模式,所述定位模式是为了确定在测定模式中适于放置超声波探头的测定位置而在将超声波探头移动至腹部上多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式。所述运算单元包括比较部,其对所计算的膀胱中的尿量与规定的第一阈值进行比较。超声波控制器能够:在定位模式中,使超声波装置以规定的第一循环发送超声波;在测定模式中,在被比较部比较的膀胱中的尿量大于或等于第一阈值的情况下,使超声波装置以规定的第二循环发送超声波;并且,在测定模式中,在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下,使超声波装置以比第一循环和第二循环长的第三循环发送超声波。

[0035] 另外,根据本发明的超声波尿量测定设备包括:超声波探头,其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;和运算单

元,其基于反射波在每个测定循环中计算膀胱中的尿量。超声波尿量测定设备进一步包括模式选择器,其能够选择测定模式和定位模式中的一种,所述测定模式为在将超声波探头放置在测定对象的腹部上的规定测定位置的同时测定尿量的模式,所述定位模式是为了确定在测定模式中适于放置超声波探头的测定位置而在将超声波探头移动至腹部上多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式。运算单元包括比较部,其对所计算的膀胱中的尿量与规定的第一阈值进行比较。该运算单元能够:在定位模式中,基于以规定的第一循环时序性地接收的反射波的第一数量计算膀胱中的尿量;在测定模式中,在被比较部比较的膀胱中的尿量大于或等于第一阈值的情况下,基于以规定的第二循环时序性地接收的反射波的第二数量测定膀胱中的尿量,所述第二数量大于所述第一数量;并且,在测定模式中,在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下,基于以规定的第三循环时序性地接收的多个反射波测定膀胱中的尿量,所述第三循环长于第一循环和第二循环。

[0036] 这种情况下,优选地,第一循环和第二循环为同样的循环。

[0037] 为解决前文所述的问题,根据本发明的超声波尿量测定设备包括:超声波探头,其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;和运算单元,其基于反射波在每个测定循环中计算膀胱中的尿量。运算单元包括比较部,其对所计算的膀胱中的尿量与规定的第一阈值进行比较。在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下,从超声波装置发送的超声波的测定循环比当尿量大于或等于第一阈值的情况时更长。超声波尿量测定设备进一步包括计时器单元,其能够:在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下,为了减少电力消耗,使运算单元在每个测定循环之间进入休眠状态,并使运算单元在每个测定循环苏醒。

[0038] 另外,比较部可进一步对所计算的膀胱中的尿量与大于该第一阈值的规定的第二阈值进行比较,超声波尿量测定设备可进一步包括报告单元,在被比较部比较的膀胱中的尿量大于或等于该第二阈值的情况下,所述报告单元报告尿量大于或等于该第二阈值。

[0039] 为解决上述问题,根据本发明的超声波尿量测定设备包括:超声波探头,其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;和运算单元,其基于反射波在每个测定循环中计算膀胱中的尿量。优选地,根据本发明的超声波尿量测定设备进一步包括:尿意输入单元,由测定对象用以在测定对象感受到尿意时输入尿意信号;测定数据存储器,其存储由运算单元计算的膀胱中的尿量、其测定时间、和尿意时间,所述尿意时间对应于尿意信号的输入时间;最大尿量存储器,其存储膀胱中的最大尿量,所述最大尿量为由运算单元在规定期间计算的膀胱中的尿量中的最大值;和显示单元,在输入尿意信号时,其显示感受到尿意时的保留尿量和膀胱中的最大尿量,所述保留尿量为对应于尿意时间的保留尿量。

[0040] 这种情况下,感受到尿意时的保留尿量可以是比输入尿意信号的时间早的规定时间处由运算单元计算的膀胱中的尿量。

[0041] 或者,感受到尿意时的保留尿量可以是在输入尿意信号时,在超声波装置发送超声波后由运算单元新计算的膀胱中的尿量。

[0042] 另外,超声波尿量测定设备可进一步包括排尿输入单元,该排尿输入单元由测定

对象用以在该测定对象进行排尿时输入排尿信号,测定数据存储器可进一步存储与使用排尿输入单元输入排尿信号时的输入时间对应的排尿时间。

[0043] 此外,显示单元可显示在如厕训练和膀胱训练中的至少一者中使用的膀胱中的尿量。

[0044] 另外,使用根据本发明的超声波尿量测定设备的尿量管理数据生成及显示方法包括以下步骤:生成尿量管理数据的步骤,其中,基于存储在超声波尿量测定设备中的膀胱中的尿量及其测定时间、和尿意时间,通过至少对膀胱内尿量数据(包括膀胱中的尿量及其测定时间)、尿意数据(包括尿意时间)进行时序性配置,从而生成尿量管理数据;以及以表格或图表的形式显示尿量管理数据的至少一部分的步骤。

[0045] 还优选地,尿量管理数据生成及显示方法进一步包括如下步骤:在膀胱内尿量数据中查找出膀胱中的尿量随时间发生减少的尿量减少时间,并将减少量存储为排尿量的步骤。优选地,尿量管理数据包含排尿量。

[0046] 此外,使用根据本发明的超声波尿量测定设备的尿量管理数据生成及显示方法包括以下步骤:生成尿量管理数据的步骤,其中,基于存储在超声波尿量测定设备中的膀胱中的尿量及其测定时间、和尿意时间,通过至少对膀胱内尿量数据(包括膀胱中的尿量及其测定时间)、尿意数据(包括尿意时间)进行时序性地配置,从而生成尿量管理数据;在膀胱内尿量数据中查找出膀胱中的尿量随时间而减少的尿量减少时间,并将减少量存储为排尿量的步骤;计算每个尿量减少时间与排尿时间或尿意时间之间的时间差的步骤;以及,以表格或图表的形式显示尿量管理数据的至少一部分的步骤。尿量管理数据包含排尿量,以及时间差或由该时间差计算得到的数据。

附图说明

[0047] [图1]图1是根据本发明的一个实施方式的示意性框图。

[0048] [图2]图2是示出超声波装置连接于测定对象的状态的示意图。

[0049] [图3]图3是示出超声波尿量测定设备的屏幕和模式选择按钮的示意图。

[0050] [图4]图4是由每个超声波装置接收的反射波的波形的示意图。

[0051] [图5]图5是用于描述每个超声波装置的发送循环和测定循环时间图。

[0052] [图6]图6是为了描述定位模式,而具体示出图1的示意性框图。

[0053] [图7]图7是示出定位模式中的显示单元的显示例子、以及模式选择按钮的示意图。

[0054] [图8]图8是用于描述基于五个超声波反射波的保留尿量值的时间图。

[0055] [图9]图9是描述定位模式的流程图。

[0056] [图10]图10是用于描述基于十个超声波反射波的保留尿量值的时间图。

[0057] [图11]图11是说明警报模式中的显示单元的显示例子的示意图。

[0058] [图12]图12是为了描述低电力消耗模式而具体示出图1的示意性框图。

[0059] [图13]图13是描述低电力消耗模式的流程图。

[0060] [图14]图14是具体示出用于使图1中的运算单元进入休眠状态的计时器单元的示意性框图。

[0061] [图15]图15是示出产生尿量管理数据的尿量测定系统的例子的示意性框图。

[0062] [图16]图16是测定设备主体的正面图,其中包括由图15的系统所测定的保留尿量的、各种类型的数据显示于屏幕上。

[0063] [图17]图17以表格的形式表示存储在测定数据存储器中的、各个时间的保留尿。

[0064] [图18]图18以表格的形式表示存储在测定数据存储器中的尿意时间。

[0065] [图19]图19(a)和图19(B)为显示例子,在显示单元上显示了感受到尿意时(对应于尿意信号向尿意输入单元中的输入)的保留尿量值。

[0066] [图20]图20是以表格的形式表示尿量管理数据的第一显示例子。

[0067] [图21]图21以表格的形式表示尿量管理数据的第二显示例子。

[0068] [图22]图22以图表的形式表示尿量管理数据。

[0069] [图23]图23是以表格的形式表示尿量管理数据的第三显示例子。

[0070] [图24]图24是以表格的形式表示尿量管理数据的第四显示例子。

[0071] [图25]图25是示出图15的尿量测定系统的另一个例子的示意性框图。

[0072] [图26]图26是以表格的形式表示尿量管理数据的第五显示例子。

具体实施方式

[0073] (基本构成的实施方式)

[0074] 以下,将基于图1、2和3,说明根据本发明的一种实施方式的超声波尿量测定设备的构成。如图1所示,超声波尿量测定设备1主要包括超声波探头10和控制器20。

[0075] 如如图2所示,多个(图中为四个)超声波装置11以直线配置且被设置在超声波探头10内,从而以在相对于膀胱为垂直的方向上打开的扇形发送超声波、并接收从膀胱反射的波。具体而言,超声波探头10通过超声波发送介质(如超声波凝胶)被固定,以使得超声波探头10的下端位于对应于耻骨的上端的腹部表面上,多个超声波装置11沿膀胱的垂直方向配置。

[0076] 如图1所示,控制器20大体上包括:超声波控制器21,其控制通过超声波装置11进行的、超声波及其反射波的发送和接收;输入单元22,由测定对象或如医生的健康专业人员用以输入数据;存储器23,其存储各种与尿量有关的数据;运算单元24,其基于例如来自超声波控制器21的反射波数据,进行各种与尿量有关的运算操作;输出单元25,其输出由运算单元24获得的运算数据、输入数据等;警报单元26,其充当基于运算数据和输入数据而发出警报的报告单元;和显示单元27,其用于显示运算数据,输入数据等。该运算单元24还具有控制控制器20中的其他元件的作用,并且由CPU等构成。

[0077] 除了控制由超声波装置11进行的超声波的发送外,超声波控制器21还进行对放大由超声波装置11接收到的反射波的接收控制,并将所放大的波转换为数字信号,由此获得反射波数据。该反射波数据被存储在存储器23。

[0078] 输入单元22用于以输入数据的形式输入与模式选择(将在后文描述)有关的信号和其他数据。所述输入数据被存储在存储器23。

[0079] 运算单元24具有保留尿量计算器24a,其基于反射波数据而在每个测定循环中计算膀胱中的尿量。由保留尿量计算器24a计算的尿量被存储在存储器23。

[0080] 显示单元27时序性地以图表的形式显示由保留尿量计算器24a计算的尿量,及各种与尿量测定有关的数据,具体而言,如图3所示的超声波尿量测定设备1的屏幕对应于显

示单元27。以图表的形式在屏幕上显示的具体例子包括柱状图显示,其示出配置在时间轴方向上的规定时间范围内所测定的多个尿量,其中时间被绘制于横轴、尿量被绘制于纵轴。另外,屏幕上的数字186表示最近一次测定的尿量。需要说明的是,膀胱中的尿量可以例如线图的形式显示。

[0081] 输出单元25向连接于超声波尿量测定设备1的外部装置输出各种数据,如包括由保留尿量计算器24a计算的膀胱中的尿量的运算数据、以及使用输入单元22的输入数据。此时,超声波尿量测定设备1与外部装置的连接可以是有线的或无线的。

[0082] 下面,基于图4和5,说明在本实施方式中使用的计算膀胱中的尿量的方法。

[0083] 首先,由超声波装置11发送的超声波在组织之间的界面处被反射。因而,由超声波装置11向膀胱发送的超声波在膀胱的前壁和厚壁处被反射,这些反射波被超声波装置11接收。

[0084] 图4为由每个超声波装置11接收的反射波的波形的示意图。示意图以反射强度被绘制于纵轴且自超声波发送起的时间(或距离)被绘制于横轴的图的形式表示。这里,使 P_i 表示由第 i 个超声波装置11接收到的波形之中的来自后壁的反射波的峰强度,使 D_i 表示来自前壁和后壁的反射波的强度的顶点之间的峰与峰之间的距离,保留在膀胱中的尿量EU可基于下式(1)和(2)计算。

$$[0085] \quad PD_j = \sum P_i \times D_i \cdots (1)$$

$$[0086] \quad EU = PD \times R \cdots (2)$$

[0087] 这里, PD_j 表示测定指标值,EU表示计算的膀胱中的尿量,PD表示后述的平均指标值,R表示根据基于解剖结构的个体间差异、和在测定过程中的姿势所定义的系数。另外, PD_j 中的 j 表示在每个后述的发送循环中所发送的一系列超声波之中的位置,在本情况下, j 为1至10的整数。另外, P_i 和 D_i 中的 i 表示向包括在超声波探头10中的多个超声波装置11中的每个所赋予的数字,本情况中, i 为1至4的整数。

[0088] 在本实施方式的超声波尿量测定设备1中,由于测定是在超声波A模式下进行的,因此测定结果容易受到噪声的影响。因而,在膀胱中的尿量的测定中,期望的是,使用在多个时间得到的超声波反射波,并通过统计处理来消除噪声。具体而言,每个超声波装置11在每个规定的发送循环(如每0.1秒一次)中发送超声波10次(一秒)。每个发送循环中,每个测定指标值 PD_j 可通过对 P_i 与由每个超声波装置11接收的反射波的峰与峰之间的距离 D_i 之积进行加和($i=1$ 至4)而得到,因此,在一次测定中,可得到十个测定指标值 PD_j 。由这些测定指标值 PD_j ($j=1$ 至10),可消除最大值和最小值(可能是噪声),并且进一步进行适当的平均,由此得到平均指标值PD。通过平均指标值PD乘以系数R,可计算每个测定循环中的膀胱中的尿量EU。以这种方式计算的尿量EU、和其测定时间一起被时序性地存储在存储器23。

[0089] 上述的实施方式的超声波尿量测定设备1基于从外部向输入单元22中的输入而进行下述操作。

[0090] (A) 超声波装置的定位(定位模式)

[0091] (B) 余尿测定(余尿模式)

[0092] (C) 常规测定(常规模式)

[0093] (D) 尿量报告测定(警报模式)

[0094] (E) 低电力消耗尿量报告测定(低电力消耗模式)

[0095] (F) 尿量管理数据的生成/记录

[0096] 以下,将对这些操作进行说明。需要说明的是,在以下说明中,将上述(B)至(E)统称为测定模式。

[0097] (A) 超声波装置的定位(定位模式)

[0098] 在超声波尿量测定设备1中,如上所述,在测定时,如图2所示,需要以其下端位于对应于耻骨的上端的腹部表面的方式放置超声波探头10。由超声波探头10得到的测定值灵敏地对放置超声波探头10的位置和角度进行响应。因而,为了更精确地测定尿量,需要将高度精确地将超声波探头10放置在适于测定的位置和角度。定位并非总是简单的,并且需要一些经验。因此,在根据本实施方式的超声波尿量测定设备1中,在将声波探头10放置在测定对象的腹部上的规定的测定位置的同时,能够在每个规定的测定循环中,在测定保留在膀胱中的尿量的上述测定模式((B)、(C)、(D)和(E)操作,将在下文中描述)和定位模式中进行选择性切换,所述定位模式是为了确定在测定模式中适于放置超声波探头10的测定位置,而在将超声波探头10移动至在腹部上多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式。这里,试验性测定位置是为了找到能够以高精度测定膀胱中的尿量的位置而暂时放置超声波探头10的位置。

[0099] 以下,将具体描述定位模式。

[0100] 图6是为描述定位模式而具体示出图1的框图的图。如图6所示,控制器20大体上包括超声波控制器21、输入单元22、存储器23、运算单元24、输出单元25、警报单元26,和显示单元27,其示意性构成如(基本构成的实施方式)中所述。因此,若无必要,则省略重复说明。

[0101] 显示单元27时序性地以图表的形式显示由保留尿量计算器24a计算的尿量,及各种与尿量测定有关的数据,具体而言,如图7所示的超声波尿量测定设备1的屏幕对应于显示单元27。以图表的形式在屏幕上显示的具体例子包括柱状图显示,其表示多个配置在时间轴方向上的规定时间范围内所测定的尿量,其中时间被绘制于横轴、尿量被绘制于纵轴。另外,屏幕上的数字186表示最近一次测定的尿量,数字243表示充当定位指标值(将在后文描述,定位时的最大尿量值,以下称为“最大值”)的最大灵敏度值。需要说明的是,膀胱中的尿量可以例如线图的形式显示。

[0102] 输入单元22具有模式选择器22a,其通过按压模式选择按钮组43中包括的任一按钮从而在上述测定模式和定位模式之间切换模式。具体而言,当在正选择为测定模式时,模式选择器22a响应于按压在模式选择按钮组43中包括的预定按钮而将模式切换为定位模式,并且,当在正选择为定位模式时,模式选择器22a响应于按压在模式选择按钮组43中包括的对应按钮而将模式切换为不同的测定模式中的任一种。

[0103] 由于,期望的是,在每个测定开始时进行定位,因此,可随着按压按钮(未图示)上的电源,而进行将模式向定位模式的切换。这种情况下,总是在打开电源时就将模式切换为定位模式、并进行定位。

[0104] 这里,超声波控制器21可以下述方式控制超声波装置11:使得在各个测定模式中的测定循环成为第一测定循环(如一分钟),定位模式中的测定循环成为比测定模式中短的第二测定循环(一秒)(见图5)。当然,第一测定循环和第二测定循环可以相同。另外,虽然,如图5所示,在一次测定中发送超声波的次数为十次,但所述数量不限于十次。另外,可根据例如测定时测定对象的身体移动从而将发送超声波的次数从一个测定转换为另一个测定。

[0105] 如上所述,在过去和当前的多个时间,基于超声波反射波(反射波的第一数量)通过统计的方式处理数据从而进行膀胱中的尿量的计算。在本实施方式的例子中,在各个测定模式中,以连续十次基于超声波反射波计算膀胱中的尿量。换言之,仅在得到十个反射波之后,才能计算膀胱中的尿量的值。因此,到计算了膀胱中的尿量的值时,发生了轻微的时间延迟。另外,由于使用了许多超声波反射波,因此,所计算的膀胱中的尿量相对于超声波探头10的位置改变的响应性较差。因此,可以下述方式改变统计处理方法,以使得在定位模式中将尿量测定中所用的反射波的数量从第一数量减少至第二数量,如基于五个超声波反射波、而非在正常测定模式中的十个超声波反射波来计算膀胱中的尿量的情况。这种情况下,在进入定位模式后至首次输出膀胱中的尿量的时间变得比在进入正常测定模式后至首次输出膀胱中的尿量的时间短,从而对超声波探头10的位置改变的响应性变高。

[0106] 此外,如图8所示,同一超声波反射波可被重叠地用于计算膀胱中的尿量的多个值。换言之,在基于五个超声波反射波计算膀胱中的尿量的情况下,可基于超声波反射波U1至U5而在时间T5计算尿量M1,并基于超声波反射波U2至U6而在时间T6计算尿量M2。这种情况下,尿量计算间隔可被缩短至超声波发送间隔。例如,在超声波发送间隔为0.1秒的例子中,能够以0.1秒的间隔来连续获得膀胱中的尿量的值。

[0107] 如图6所示,存储器23具有指标值存储部23a,当选择了定位模式时,其存储在多个试验性测定位置所测定的尿量中的最大值。另外,运算单元24具有第一比较部24c,当选择了定位模式时,其对所测定的尿量与定位指标值(其指示用于将超声波探头10定位的适当值)进行比较。当计算的尿量值大于或等于该最大值的情况下,存储在指标值存储部23a的最大值被更新为计算的尿量值。另外,在计算的尿量值小于该最大值的情况下,维持存储在指标值存储部23a的最大值。需要说明的是,在计算的尿量值大于该最大值的情况下,可更新存储在指标值存储部23a的最大值。

[0108] 另外,指标值存储部23a可构成还存储允许值,其是指相对于最大值的允许灵敏度。允许值可在不超出最大值的范围内进行设定,且该允许值可通过将最大值乘以规定比例而自动设定、或可从输入单元22中手动输入。这种情况下,允许值的自动设定可通过包含在运算单元24中的允许值计算器24b进行。

[0109] 如图7所示,在显示于包括在显示单元27中的屏幕上的柱状图上,使用在时间轴方向上延伸的直线显示最大值作为第一定位指标值41。在使用允许值的情况下,使用在时间轴方向上延伸的直线显示允许值作为第二定位指标值42。显示单元27可根据最大值而改变图表的显示比例。例如,当最大值由于被更新而变得越大时,柱状图的尿量值的最大值变得越大。另外,只需将第一定位指标值41和第二定位指标值42中的至少一者显示在柱状图上,而无需将第一定位指标值41和第二定位指标值42均进行显示。

[0110] 当在定位模式计算的尿量达到或变得大于第一定位指标值41或第二定位指标值42时,警报单元26通过发出警报而通知测定对象等。存在几种类型的警报,包括声音、屏幕、和振动,但警报的种类不限于此。另外,用于第一定位指标值41的警报与用于第二定位指标值42的警报可不同。此外,警报单元26可以根据计算的尿量与第一定位指标值41或第二定位指标值42之差的倒数的间隔,来发出声音信号或振动。例如,在计算的尿量接近第一定位指标值41或第二定位指标值42的情况下,警报单元26可以短的发生间隔来发出振动或声音。相反,在计算的尿量与第一定位指标值41或第二定位指标值42之差大的情况下,警报单

元26可以长的发生间隔来发出声音信号或振动。这可以由运算单元24实施,该运算单元获得计算的尿量与第一定位指标值41或第二定位指标值42之差,并通过将该差乘以系数来确定警报间隔,或者该运算单元对该差与多个阈值进行比较,并阶段性地基于比较结果来确定警报间隔。

[0111] 下面,基于图9,说明使用超声波尿量测定设备1对超声波探头10进行定位的方法。在以下所述的定位方法中,将描述未设定允许值(第二定位指标值42)的例子。

[0112] 首先,随着按压连接于超声波尿量测定设备1的模式选择按钮组43包含的对应按钮,从而将模式从一个测定模式转换为定位模式(步骤S10)。这里,步骤S10对应于本发明的第一步骤。接着,重设存储在指标值存储部23a的最大值(步骤S11)。接着,每个第二测定循环中,保留尿量计算器24a测定膀胱中的尿量(步骤S12)。所测定的尿量以数字柱状图的形式显示在显示单元27上(步骤S13)。

[0113] 接着,由第一比较部24c对所测定的尿量与最大值进行比较(步骤S14)。这里,步骤S14对应于本发明的第四步骤。在所测定的尿量大于或等于最大值的情况下,由第一比较部24c将所测定的尿量更新为最大值(步骤S15)。这里,步骤S15对应于本发明的第二步骤。相反,在所测定的尿量小于最大值的情况下,不进行上述步骤S15和后述步骤S16至S18,并决定是否取消定位模式(步骤S19)。

[0114] 在步骤S15后,按照所更新的最大值,将定位指标值41显示于屏幕上的柱状图(步骤S16),并按照所更新的定位指标值41来改变柱状图的比例(步骤S17)。通过发出警报,测定对象被通知定位指标值41已被更新(步骤S18)。这里,步骤S17对应于本发明的第三步骤,步骤S18对应于本发明的第五步骤。

[0115] 接着,在上述步骤S19中,确定定位模式的取消是否在被执行。在定位模式的取消未在执行的情况下,操作返回到步骤S12。因而,上述步骤S12至S19在直至定位模式结束为止被反复执行。这里,步骤S19对应于本发明的第一步骤。在步骤S12至S19被反复执行的同时,在基于最大值而检查在测定模式中适于尿量测定的、放置超声波探头10的位置和角度之后,取消定位模式。随着按压包括在模式选择按钮组43中的按钮而进行定位模式的取消,由此模式被切换为一种测定模式(步骤S20)。当模式被切换为各种测定模式中的一种时,对超声波探头10进行定位的方法结束。确定了放置超声波探头10的位置和角度后,将超声波探头10固定于该状态。可通过使用胶带或凝胶来固定超声波探头10。

[0116] 根据本实施方式的定位模式,当选择了定位模式时,在试验性测定位置处测定的尿量值中的最大尿量值(即最大值),及/或允许值作为定位指标值在显示单元27上显示于在定位模式中测定的尿量值的图表上,用于对超声波探头10进行定位,定位由警报辅助。因而,可以基于该指标值,而简便地将超声波探头10定位于在各种测定模式中适于尿量测定的、放置超声波探头10的位置和角度。

[0117] (B) 余尿测定(余尿测定模式)

[0118] 接着,描述余尿测定。在余尿测定中,测定在测定时间点的、保留在膀胱内的尿量。

[0119] 优选地,以在上述定位模式中确定了超声波探头10的位置的状态下,进行余尿测定。这种情况下,例如,当在定位模式中确定了超声波探头10的位置时,按压包括在模式选择按钮组43中的、用于余尿测定的按钮,从而结束定位模式并开始余尿测定模式。

[0120] 在余尿测定中,超声波探头10中的每个超声波装置11发送超声波。每个超声波装

置11接收其反射波,运算单元24使用(基本构成的实施方式)中所述的(1)和(2)来计算膀胱中的尿量。具体而言,例如,每个超声波装置11以0.1秒的间隔发送超声波十次,并得到十组反射波数据。使用该十组反射波数据,运算单元24计算膀胱中的尿量,其中,已经通过统计处理技术从中除去了噪声。

[0121] 显示单元27从运算单元24中获得所计算的膀胱中的尿量,并显示其数字。

[0122] (C) 常规测定(常规测定模式)

[0123] 优选地,以超声波探头10被固定在上述定位模式的状态下,进行常规测定。这种情况下,例如,当在定位模式中确定了超声波探头10的位置时,按压包括在模式选择按钮组43中的、用于常规测定的按钮,从而结束定位模式并开始常规测定模式。

[0124] 在常规测定模式中,并非像余尿测定那样仅测定膀胱中的尿量一次,而是以规定期间连续计算尿量,并且使用数字及/或图表来显示计算结果。例如,以规定间隔连续测定膀胱中的尿量,即每分钟一次,并将测定结果显示于图表并与测定时间一起被存储。即,保留尿量计算器24a在每个规定的测定循环中计算膀胱中的尿量,如每分钟一次。此时,为了在测定循环中计算尿量,每个超声波装置11在每个规定的发送循环中发送超声波,如每0.1秒一次,发送十次(一秒)。因而,可通过对反射强度 P_i 与由每个超声波装置11接收的反射波的峰与峰之间的距离 D_i 之积进行加和($i=1$ 至4)而得到每个发送循环中的每个测定指标值 PD_j ,结果,可在一个测定循环中得到十个测定指标值 PD_j (见以上式(1)和(2))。通过对这些测定指标值 PD_j ($j=1$ 至10)进行适当的平均,可得到平均指标值 PD ,然后将其乘以系数 R 来在每个测定循环中计算膀胱中的尿量 EU 。以这种方式计算的尿量 EU 以时序性的方式与其测定时间一起被存储在存储器23。如图3所示,显示单元27显示图表和数字。

[0125] 虽然这里已描述了测定循环为一分钟,但若超声波每0.1秒进行发送,则最短可将测定循环设为0.1秒。图10为描述这种情况下的测定间隔的图。如图10所示,基于超声波发送从超声波反射波 U_1 至 U_{10} 获得从常规测定模式开始起在时间 T_{10} 被先计算的、膀胱中的尿量值 N_1 ,基于超声波发送从超声波反射波 U_2 至 U_{11} 获得在时间 T_{11} 而被随后计算的、膀胱中的尿量值 N_2 。通过使用上述同一超声波反射波来计算膀胱中的尿量值,由此可将膀胱中的尿量的值的测定间隔缩短至超声波发送间隔。

[0126] (D) 尿量报告测定(警报模式)

[0127] 优选在超声波装置11的位置在上述定位模式中被固定的状态下,进行警报模式。这种情况下,例如,当在定位模式中确定了超声波装置11的位置时,按压包括在模式选择按钮组43中的、用于警报模式的按钮,从而结束定位模式并开始警报模式。

[0128] 在警报模式中,如常规测定那样,连续计算膀胱中的尿量。例如,以规定间隔计算膀胱中的尿量,如每分钟一次。在所计算的膀胱中的尿量变为大于或等于第二阈值(警报尿量)的情况下,发出警报从而通知测定对象。

[0129] 即,参考图1,基于来自超声波控制器21的信号,每个超声波装置11以例如规定间隔发送超声波。每个超声波装置11接收其反射波,运算单元24基于该反射波来计算膀胱中的尿量。计算方法与上述常规测定模式中的计算方法相同。在警报模式中,运算单元24对所计算的膀胱中的尿量与第二阈值(警报尿量)进行比较,当膀胱中的尿量变得大于或等于警报尿量时,发出警报。存在几种类型的警报,包括声音、屏幕、和振动,但警报的种类不限于此。只要其能通知测定对象等,警报可以为任意类型。

[0130] 在警报模式中,显示单元27显示各种与尿量测定有关的数据,如警报尿量和膀胱中的尿量,并在图表中时序性地显示上述尿量。具体而言,如图11中所示的超声波尿量测定设备1的屏幕对应于显示单元27。显示于屏幕上的数据的具体例子包括显示A:350表示警报尿量,N:60表示后述的第一时间间隔,数字46表示最近的膀胱中的尿量,PA:10表示后述的第二时间间隔。另外,以图表的形式在屏幕上显示的具体例子包括柱状图显示,其表示多个配置在时间轴方向上的尿量,其中时间被绘制于横轴、尿量被绘制于纵轴。需要说明的是,柱状图可以是例如线图。

[0131] 一般而言,警报尿量是测定到的测定对象应该排尿的尿量,警报尿量基于测定对象的膀胱的大小和生活方式预先设定。具体而言,将在上述常规模式中的测定执行数日,观察膀胱中的尿量的变化,从而确定应被排尿的尿量。在另一实施方式中,可从在常规模式中的测定的对数数据获得膀胱中的最大尿量,并可基于膀胱中的最大尿量,将警报尿量自动设为例如膀胱中的最大尿量的95%。

[0132] 根据警报模式,能够在恰当的时间向在感受尿意方面存在困难的患者(如膀胱过度活动的患者)通知其膀胱已充满尿。

[0133] (E) 低电力消耗尿量报告测定(低电力消耗模式)

[0134] 在本实施方式的超声波尿量测定设备1中,由电池驱动图1中的控制器20及/或超声波探头10。由于测定在上述常规模式和警报模式中长期连续进行,因此期望的是,减少电力消耗。在低电力消耗模式中,在减少电力消耗的情况下执行警报模式。

[0135] 在经历过上述定位模式后,在固定超声波探头10的位置的状态下,进行低电力消耗模式。例如,如上所述,按压包括在按钮组43中的用于开始定位模式的按钮、或打开电源将开始定位模式。在定位模式完成后,选择低电力消耗模式从而结束定位模式并开始低电力消耗模式。在本实施方式中,按压包括在按钮组43中的按钮两次从而选择低电力消耗模式。

[0136] 以下,具体描述低电力消耗模式。

[0137] 图12是为了描述低电力消耗模式而具体示出图1的框图的框图。如图12所示,控制器20大体包括超声波控制器21、输入单元22、存储器23、运算单元24、输出单元25、警报单元26和显示单元27,其示意性构成示于(基本构成的实施方式)。因此,如无必要,则省略重复说明。

[0138] 运算单元24包括第二比较部24d(将在后文描述)和保留尿量计算器24a,第二比较部24d对膀胱中的尿量与规定的第一阈值和规定的第二阈值进行比较,保留尿量计算器24a基于反射波数据而计算膀胱中的尿量。由保留尿量计算器24a计算的膀胱中的尿量被存储在存储器23。

[0139] 警报单元26通过使用第二比较部24d而对由保留尿量计算器24a计算的膀胱中的尿量与警报尿量(促使测定对象排尿的尿量)进行比较,并且,在膀胱中的尿量大于或等于警报尿量的情况下,发出警报。警报尿量对应于第二阈值。存在几种类型的警报,包括声音、屏幕、和振动,但警报的种类不限于此。只要其能通知测定对象等,警报可以为任意类型。

[0140] 显示单元27显示各种与尿量测定有关的数据,如警报尿量和膀胱中的尿量,并在图表中时序性地显示上述尿量。具体而言,如图11中所示的超声波尿量测定设备1的屏幕对应于显示单元27。显示于屏幕上的数据的具体例子包括显示A:350表示警报尿量,N:60表示

后述的第一时间间隔,数字46表示最近的膀胱中的尿量,PA:10表示后述的第二时间间隔。另外,以图表的形式在屏幕上显示的具体例子包括柱状图显示,其表示配置在时间轴方向上的多个尿量,其中时间被绘制于横轴、尿量被绘制于纵轴。需要说明的是,柱状图可以是例如线图。

[0141] 关于计算膀胱中保留的尿量的方法,使用在(基本构成的实施方式)中所述的(1)和(2)的计算方法。使用该计算方法,在每个测定循环中计算膀胱中的尿量EU。计算的尿量EU时序性地存储在存储器23。

[0142] 为了使超声波尿量测定设备1得到(基于以上计算方法)更精确的膀胱中的尿量及其时间性变化,期望的是,在使超声波测定循环尽可能短的同时进行测定。然而,存在电力消耗增加的问题。相反,在尿量测定期间的整个期间,并非一定需要均匀的数据。以下,作为这种情况的例子,说明下述例子。即,当膀胱中的尿量正在接近促使测定对象排尿的规定的第二阈值(警报尿量)时,即当所测定的尿量达到规定的第一阈值(预警尿量,小于警报尿量)时,在要缩短尿量测定循环以获得更精确的尿量的情况下,在直至尿量达到警报尿量为止的期间(反之,在测定模式中时,是膀胱中的尿量达到预警尿量的期间)将测定循环保持为长从而减少电力消耗。

[0143] 首先,说明规定的第一阈值(其充当用于改变测定循环的参照)。如上所述,第一阈值是用于确定膀胱中的尿量是否马上要达到警报尿量的值。在本实施方式中,预警尿量使用输入单元22输入、或基于警报尿量计算。以这种方式设定的预警尿量被存储在存储器23。

[0144] 第二比较部24d对膀胱中的尿量(由保留尿量计算器24a计算)与预警尿量进行比较。在膀胱中的尿量小于预警尿量的情况下,判定为膀胱中的尿量不是马上要达到警报尿量,并且以规定的第一时间间隔测定膀胱中的尿量而不缩短测定循环。在实施方式中,如图5所示,这里的第一时间间隔为一分钟。相反,在膀胱中的尿量大于或等于预警尿量的情况下,判定为膀胱中的尿量为马上要达到警报尿量。缩短测定循环,并以规定的第二时间间隔测定膀胱中的尿量。在本实施方式中,这里的第二时间间隔为十秒。

[0145] 如上所述,通常,在一个测定模式开始前进行定位模式。在实施方式中,在膀胱中的尿量小于预警尿量的情况下的测定循环(第三循环)比定位模式中的测定循环(第一循环)、和在膀胱中的尿量大于或等于预警尿量的情况下的测定循环(第二循环)长。因而,定位变得精确,临近警报尿量的测定间隔变短,由此实施高度精确的测定。需要说明的是,定位时的测定循环(第一循环)可以与在膀胱中的尿量大于或等于预警尿量的情况下测定循环(第二循环)相同。

[0146] 另外,可以使在膀胱中的尿量小于预警尿量的情况下的一个测定中所用的反射波的数量(第三数量)小于在膀胱中的尿量大于或等于预警尿量的情况下的一个测定中所用的反射波的数量(第二数量),但为了确保数据精度,期望的是,这些数量为相同数量。在定位模式中,期望的是,一个测定中使用的超声波反射波的数量(第一数量)小于在尿量大于或等于预警尿量的情况下所使用的超声波反射波的数量(第二数量)。

[0147] 为了能够在每个测定循环中测定膀胱中的尿量,超声波控制器21控制从每个超声波装置11发送的超声波。即,当膀胱中的尿量小于预警尿量时,每个超声波装置11以规定的第一时间间隔发送超声波。当膀胱中的尿量大于或等于预警尿量时,每个超声波装置11以规定的第二时间间隔发送超声波至少至尿量达到警报尿量为止,其中,该第二时间间隔短

于第一时间间隔。

[0148] 显示单元27将存储于存储器23的预警尿量显示在柱状图上。此时,测定循环在膀胱中的尿量小于预警尿量的情况与膀胱中的尿量大于或等于预警尿量的情况之间不同。柱状图显示间隔可以是按照第一时间间隔的间隔,可以是第二时间间隔,或不同于这些间隔的时间间隔。在显示间隔为第一时间间隔的情况下,在测定循环为第一时间间隔时间空档中,能够将所有在膀胱中所测定的尿量以柱状图的形式显示。然而,在测定循环为第二时间间隔的时间空档中,所有大于或等于预警尿量的膀胱中的尿量均不能以柱状图的形式显示。此时,从存储在存储区23的膀胱中的尿量中,对于每个显示间隔提取数据,并显示在柱状图上。作为提取该数据的方法,存在如下方法:提取出在显示间隔内计算的膀胱中的尿量之中的最大值的方法,或计算平均值的方法。

[0149] 相反,在显示间隔为第二时间间隔的情况下,在测定循环为第二时间间隔的时间空档内,所有大于或等于预警尿量的膀胱中的尿量以柱状图的形式显示。在测定循环为第一时间间隔的时间空档内,所得柱状图变为其中在没有进行测定的时间的测定值消失的柱状图。此时,若第二时间间隔为第一时间间隔的整数倍,则能够在图表上显示更实际的测定值。

[0150] 接着,基于图13,说明在低电力消耗模式下使用超声波尿量测定设备1测定尿量的方法。首先,由测定对象等将警报尿量输入进输入单元22(步骤S30)。接着,设定预警尿量(步骤S31)。此时,预警尿量可以是使用输入单元22的一个输入,或者可以是通过将警报尿量乘以规定常数而计算的尿量。

[0151] 接着,每个超声波装置11向测定对象的膀胱发送超声波并接收其反射波,超声波控制器21将所接收的反射波转换为反射波数据,保留尿量计算器24a基于该反射波数据来计算膀胱中的尿量,由此测定膀胱中的尿量(步骤S32)。此时测定膀胱中的尿量的循环为第一时间间隔(一分钟间隔)。所测定的膀胱中的尿量显示在显示单元27上,输入到输出单元25,或存储在存储器23。

[0152] 接着,第二比较部24d对所计算的膀胱中的尿量与预警尿量进行比较(步骤S33)。在所测定的膀胱中的尿量小于预警尿量的情况下,超声波尿量测定设备1返回到步骤S32并进行控制从而以第一时间间隔持续对膀胱发送超声波。因而,每个超声波装置11以第一时间间隔向膀胱发送超声波,直到膀胱中的尿量变得大于或等于预警尿量,从而测定膀胱中的尿量。

[0153] 在步骤S33中,当所测定的膀胱中的尿量大于或等于预警尿量时,由于膀胱中的尿量马上要达到警报尿量,因此超声波控制器21将测定循环改为第二时间间隔(10秒的测定循环),从而每个超声波装置11以第二时间间隔向膀胱发送超声波,并从膀胱接收其反射波。如步骤S32中那样,进行通过超声波控制器21进行的向反射波数据的转换,以及通过保留尿量计算器24a进行的膀胱中的尿量的计算(步骤S34)。

[0154] 接着,第二比较部24d对所测定的膀胱中的尿量与警报尿量进行比较(步骤S35)。在膀胱中的尿量小于警报尿量的情况下,超声波尿量测定设备1返回到步骤S34,并且进行控制从而以第二时间间隔持续向膀胱发送超声波,并测定膀胱中的尿量。在膀胱中的尿量大于或等于警报尿量的情况下,警报单元26发出警报(步骤S36)。

[0155] 如上所述,在低电力消耗模式中,按照所计算的膀胱中的尿量改变测定循环。具体

而言,当由于尿量已大于或等于第一阈值而确定到膀胱中的尿量马上要达到警报尿量的情况下,可通过缩短测定循环而精确地计算膀胱中的尿量。相反,当由于尿量小于第一阈值而确定到膀胱中的尿量并非马上要达到警报尿量的情况下,可通过延长测定循环而减少超声波尿量测定设备1的电力消耗。

[0156] 除了如上所述的缩短测定循环外,可通过使包括在运算单元24中的CPU进入休眠状态,从而进一步减少电力消耗。

[0157] 图14为具有电池100和计时器单元28的实施方式的超声波尿量测定设备1,所述计时器单元28用于使CPU进入休眠状态或使CPU苏醒。计时器单元28具有供电控制电路101和计时器时钟电路102。在所计算的膀胱中的尿量大于或等于预警尿量的情况下,经供电控制电路101向包含在运算单元24中的CPU供给来自电池100的电力,从而使CPU正常运转。基于计时器时钟电路102的计数,以短预定循环来进行超声波发送和膀胱中的尿量的计算。

[0158] 相反,在所计算的膀胱中的尿量小于预警尿量的情况下,CPU进入休眠状态。此时,从电池100经供电控制电路101向CPU供给足以将CPU保持在休眠状态的电力。响应于基于计时器时钟电路102的计数的发送超声波、以及接着测定膀胱中的尿量的指令,从供电控制电路101向CPU供给的电力变为用于测定的大电力,CPU苏醒并正常运转。

[0159] 期望的是,在CPU处于休眠状态下,CPU响应于来自输入单元22的规定输入而从休眠状态苏醒。因此,即便CPU处于休眠状态,从供电控制电路101向输入单元22供给规定量的电力也是期望的。

[0160] 在低电力消耗测定模式中,提高尿量测定期间,直至膀胱中的尿量达到预警尿量,进一步使CPU进入休眠状态,由此减少电力消耗。

[0161] (F) 排尿日志的记录

[0162] 以下,将描述使用超声波尿量测定设备的尿量管理数据生成和记录系统。该系统适用于设计用于训练患有排尿紊乱(如膀胱过度活动症)的测定对象(患者)的膀胱的计划。该系统自动生成并记录尿量管理数据,如排尿日志,其中如测定对象的每个测定时间的保留尿量(=膀胱中的尿量)、排尿量和排尿时间的各种数据被时序性地记录。可使用上述(B)余尿模式、(C)常规模式、(D)警报模式和(E)低电力消耗模式中计算的膀胱中的尿量来生成尿量管理数据。

[0163] 图15是为了描述尿量管理数据生成方法而具体示出图1的框图的图。如图15所示,实施方式中的尿量测定系统1由主要包括超声波探头10和控制器20的测定设备主体构成。控制器20大体包括超声波控制器21、输入单元22、存储器23、运算单元24、输出单元25和显示单元27,其示意性构成如(基本构成的实施方式)所述。因此,如无必要,则省略重复说明。

[0164] 如图16所示,输入单元22包括多个按压型操作器(operator)(按钮),且按压每个按钮会适当地对输入数据进行输入。

[0165] 运算单元24包括第三比较部24e和保留尿量计算器24a,其对膀胱中的尿量与规定阈值进行比较,保留尿量计算器24a基于反射波数据计算膀胱中的尿量。由保留尿量计算器24a计算的膀胱中的尿量及其测定时间存储于存储器23中的测定数据存储部23b。需要说明的是,运算单元24还能够基于存储在测定数据存储部23b中的膀胱中的尿量及其测定时间,而在特定时间计算膀胱中的尿量,如对应于后述的尿意时间(感受到尿意时的膀胱中的尿量)的膀胱中的尿量。

[0166] 显示单元27在屏幕上显示各种数据,如各个时间的膀胱中的尿量。如作为例子而在图16中示出的那样,例如,显示单元27显示柱状图,其中时间绘制于横轴,膀胱中的尿量绘制于纵轴。能够从柱状图检测到膀胱中的尿量及其时间性变化。在屏幕上,显示了各种数据,包括后述的MAX值(最大值)。

[0167] 关于计算保留在膀胱内的尿量的方法,在每个测定循环中,将(基本构成的实施方式)中所述的、使用式(1)和(2)的算方法用于计算膀胱中的尿量。将计算的尿量EU时序性地存储在存储器23。

[0168] 以上述方式计算的膀胱中的尿量EU被时序性地存储在测定数据存储器23b。图17以表格的形式表示存储在测定数据存储器23b中的、各个时间的膀胱中的尿量(每分钟的测定循环)。

[0169] 接着,使用图15和图16至24,更具体地描述实施方式的尿量测定系统1。需要说明的是,这里,将描述在常规测定模式中的测定的情况下,尿量管理数据的生成和记录。

[0170] 输入单元22具有尿意输入单元,其由测定对象用以在该测定对象感受到尿意时输入尿意信号。如图16所示,尿意输入单元具有包括在输入单元22中的多个按钮43中的任一个。构成为按压按钮从而向尿意输入单元输入尿意信号,对应于尿意信号的输入时间(按压时间)的尿意时间记录在测定数据存储器23b中。需要说明的是,图18以表格的形式表示记录在测定数据存储器23b中的尿意时间。

[0171] 在尿意信号被输入尿意输入单元时,如上所述,尿意时间被存储于测定数据存储器23b,并通过运算单元24计算对应于尿意时间的,感受到尿意时的膀胱中的尿量。通过在运算单元24中的第三比较部24e而对感受到尿意时的膀胱中的尿量与规定警报阈值(警报尿量)进行比较,如作为例子而在图19(a)和图19(B)中示出的那样,感受到尿意时的膀胱中的尿量显示在显示单元27上。虽然由第三比较部24e比较的警报尿量可以是例如预定值,警报尿量也可以是由测定对象或健康专业人员经输入单元22而输入的尿量,其为适当值。

[0172] 在实施方式中,基于马上要向尿意输入单元输入尿意信号时之前的测定循环中的膀胱中的尿意,而计算感受到尿意时的膀胱中的尿量。具体而言,感受到尿意时的膀胱中的尿量为在向尿意输入单元输入尿意信号时存储在测定数据存储器23b中的、最近的膀胱中的尿量。当由于姿势改变等而导致测定错误、且在尿意信号的输入之前的规定时间(如一分钟)内没有计算膀胱中的尿量时,不记录感受到尿意时的膀胱中的尿量。

[0173] 第三比较部24e对感受到尿意时的膀胱中的尿量的值与警报尿量进行比较,在感受到尿意时的膀胱中的尿量不超过警报尿量的规定比例(如80%)的情况下,使用例如数字来显示感受到尿意时的膀胱中的尿量,从而使得测定对象觉察到,无需排尿。以这种方式,尿意信号向尿意输入单元(按压按钮)的输入使得感受到尿意时的膀胱中的尿量经显示单元27而以数字的形式显示,由第三比较部24e进行比较的结果以数字的形式显示。例如,即便在测定对象感受到尿意而膀胱中的尿仅有少量的情况下,也能向测定对象通知无需排尿。因而,能够逐渐增加膀胱充满尿的时间,由此增加排尿间隔。

[0174] 关于感受到尿意时的膀胱中的尿量,可基于在马上要输入尿意信号之前的测定循环之中的多个膀胱中的尿量值,来获得感受到尿意时的膀胱中的尿量。这种情况下,例如,在向尿意输入单元输入尿意信号时,可从存储在测定数据存储器23b中的多个、排除了最大值和最小值的膀胱中的尿量值,来获得感受到尿意时的膀胱中的尿量作为膀胱中的平均尿

量。另外,在输入尿意信号时,可对存储在测定数据存储器23b的多个膀胱中的尿量值进行内推,从而获得感受到尿意时的膀胱中的尿量。

[0175] 或者,感受到尿意时的膀胱中的尿量可以是基于向尿意输入单元输入尿意信号时,由每个超声波装置11向膀胱发送的超声波的反射波,而由保留尿量计算器24a计算的膀胱中的尿量的值。这种情况下,感受到尿意时的膀胱中的尿量不是基于估算的、且存储在测定循环的单元中的膀胱中的过去尿量,而是在对应于尿意输入单元的按钮被按压的时间点所测定的膀胱中的尿量的值。

[0176] 监测测定对象的膀胱中的尿量的值,在由保有尿量计算器24a计算的膀胱中的尿量之中,将膀胱中的最大尿量作为MAX值记录在存储器23。具体而言,运算单元24对在每个测定循环中得到的膀胱中的尿量与存储在存储器23中的MAX值进行比较,在膀胱中的尿量大于MAX值的情况下,膀胱中的尿量的值作为新的MAX值而被记录在存储器23。另外,例如,如图16所示,MAX值被从存储器23读出并显示在显示单元27(屏幕的右上角)上。另外,在从输出单元25输出时,可从存储器23读出MAX值,并可与例如膀胱中的尿量和尿意时间一起被输出。

[0177] 作为进行了数小时至一天的测定的结果,MAX值成为可被保留在测定对象的膀胱中的尿量的大体最大值,并充当后续用于训练的标准。根据显示在显示单元27等上的MAX值,测定对象能够发现其膀胱中能够保持更多尿的事实。

[0178] 另外,实施方式的运算单元24具有管理数据生成器24f,其能够基于存储在存储器23中的数据,通过对至少每个规定的测定循环中的保留尿数据、包括尿意时间的尿意数据、以及排尿数据(包括基于该保留尿数据而计算的排尿量、及排尿时间)进行时序性地配置,从而生成尿量管理数据。管理数据生成器24f通过组合例如各个时间的膀胱中的尿量和存储在测定数据存储器23b中的尿意时间,从而生成尿量管理数据。构成为,尿量管理数据从输出单元25输出或显示在显示单元27上。

[0179] 对于患有膀胱过度活动症等的测定对象而言,尿量管理数据可被用作排尿日志。例如,如图20所示,尿量管理数据的例子包括以表格的形式时序性地表示的:各个时间的膀胱中的尿量(每一分钟的测定循环),测定对象感受到尿意并向尿意输入单元输入尿意信号的时间,以及排尿量及排尿时间。在实施方式中,作为膀胱中的最大尿量的MAX值表示在尿量管理数据中。

[0180] 运算单元24基于膀胱中的尿量大幅减少的时间,从存储在测定数据存储器23b中的各个时间的膀胱中的尿量的时间性变化,来计算排尿量及其排尿时间。具体而言,运算单元24中的排尿量计算器24g对存储在测定数据存储器23b中的、规定时间的膀胱中的尿量与下一时间的膀胱中的尿量进行比较,从而获得尿量差,查找所述差变得大于或等于存储在存储器23中的规定的排尿阈值的时间,计算大于或等于该排尿阈值的尿量差作为排尿量,并将排尿量显示在显示单元27上或向输出单元25输出排尿量。排尿阈值的设定是为了避免基于测定错误而将小的排尿量判定为“排尿”。需要说明的是,排尿阈值可预先设定,或测定对象等可通过输入单元22而设定排尿阈值。排尿阈值的例子包括50cc,然而排尿阈值不限于上述值。

[0181] 另外,可基于测定对象的输入来记录排尿时间。即,将测定对象操作用以记录排尿时间的按钮(按钮43中的一个)的时间记录为排尿时间。可在按钮操作前后的规定时间内,

从膀胱中的尿量的减少量来获得此时的排尿量。可分别随着排尿开始时间的输入和排尿开始时间的输入,而进行排尿时间的输入和记录。这种情况下,也可通过由运算单元24计算排尿开始时(或最接近排尿开始时)的膀胱中的尿量与排尿结束时(或最接近排尿结束时)的膀胱中的尿量来获得该排尿量。

[0182] 另外,可提供判定导致膀胱中的尿量减少的排尿是主动排尿、或是漏尿。例如,在随着由测定对象实施的按钮操作而进行排尿记录的情况下,若在随着按钮操作而没有排尿记录的状态下存在膀胱中的尿量减少,则可记录为所述减少为漏尿。具体而言,运算单元24查找膀胱中的尿量大幅减少的时间,由存储在测定数据存储单元23b中的每个时间的膀胱中的尿量的时间性变化,计算该时间与前一排尿记录时间之差,在所述差大于规定时间的情况下,可判定所述减少为漏尿。或者,运算单元24可计算存在膀胱中的尿量减少的时间与前一尿意记录时间之差,并在所述差大于规定时间的情况下,可类似地判定为所述减少为漏尿。此时,参照图20、21、23、和24,可对排尿量是否为漏尿进行输出/显示。

[0183] 虽然图20中的尿意时间为尿意信号被输入尿意输入单元中的时间,但可将尿意时间显示为临近输入尿意信号的时间、且为由保留尿量计算器24a计算膀胱中的尿量的时间(见图21)。或者,如图22所示,可以表示其中膀胱中的尿量被绘制于纵轴且时间被绘制于横轴的柱状图,可使用诸如箭头的符号来表示尿意时间。在图22中,将每五分钟所获得的膀胱中的尿量的值显示为柱状图,且在11:20与11:30之间,膀胱中的尿量的值突然降低。从该点起,可以视觉辨认,在这些时间点之间发生了排尿。

[0184] 在上述例子中,基于常规测定模式中的测定结果,生成并记录尿量管理数据。例如,在从向尿意输入单元输入尿意信号时至排尿时间(在图21中,如从11:17:00至11:24:00),测定循环被缩短,由此,在感受到尿意后,精确地检测保留在膀胱中的尿量。在其他规定期间中,使尿量测定循环延长,从而减少电力消耗。

[0185] 在本实施方式中,可通过比较在各个时间与存储在测定数据存储单元23b中的尿意时间的膀胱中的尿量以提取出对应于尿意时间的膀胱中的尿量,使用上述排尿量计算方法来计算排尿时间,并提出在排尿时间的膀胱中的尿量,从而以图23中的表格的形式来显示尿量管理数据。虽然在图23中提取了在排尿时间的膀胱中的尿量,但除此以外,如图24那样,也可以提取并输出紧接着排尿时间之前所计算的膀胱中的尿量。根据这种尿量管理数据,仅显示了尿意时间、排尿量、以及排尿时间的膀胱中的尿量,并且由于仅表示了充当排尿日志中的点的上述活动,因此例如当患者造访门诊时,可有效使用上述项的数据。

[0186] 由管理数据生成器24f生成的尿量管理数据也可存储在例如存储器23中的管理数据存储单元23c中,可根据需要从该管理数据存储单元23c中读取尿量管理数据。

[0187] 虽然这里仅记载了尿意的存在,也可在从步骤1到步骤5的五个步骤中记载尿意强度(紧急度)。例如,当测定对象被要求在尿意强度为5(非常强)时按压尿意输入单元五次、并当尿意强度为1(有尿意)时按压尿意输入单元一次的时候,可通过超声波尿量测定设备来确定尿意强度。这种情况下,可在图23和24中的尿意栏中输入/显示表示尿意强度的数字或符号。在根据本发明的上述实施方式中,不一定要求超声波探头10和控制器20的所有元件以集成的方式形成。例如,控制器20中的输出单元25、警报单元26、显示单元27和输入单元22可以在单独的信息终端中构成。这种情况下,也在信息终端中设置存储器23,仅需要构成为,使用WiFi或蓝牙来发送/接收测定数据,并且带有进行超声波测定的部分。

[0188] 在超声波尿量测定系统1中,当在生成诸如排尿日志的尿量管理数据的情况下,测定对象无需时时测定膀胱中的尿量(排尿量)和尿意时间,且尿量管理数据自动生成。由此系统1对测定对象带来更小的负担并且能够简单且精确地生成尿量管理数据。由于实施方式中生成的尿量管理数据包括时序性地配置的各个时间的膀胱中的尿量、尿意时间、以及排尿量及其时间,因此所述数据以能够使测定对象视觉地了解各个时间的、尿意与膀胱中的尿量(排尿量)的关系的形式生成。尿量管理数据还能够使健康专业人员了解测定对象的主诉症状、和实际的膀胱功能,并且设计出示于测定对象的适当的膀胱训练计划。

[0189] 接着,基于图25,说明使用外部通信终端来生成尿量管理数据的实施方式。以下,将随其构成一起,说明根据本发明的尿量管理数据生成方法。为了方式重复说明,对与上述同一的组件、以及基于上述组件的效果标注相同的参考标记,并且省略详细说明。

[0190] 在尿量测定系统30具有测定设备主体31(尿量测定装置,具有每个超声波装置11)、和连接于该测定设备主体31的外部通信终端32(尿量管理数据生成终端)这一方面,使用外部通信终端的尿量测定系统30不同于第一实施方式。

[0191] 外部通信终端32不限于特定的装置,并且可以是例如智能电话、移动电话、平板终端、或个人电脑。

[0192] 如图25所示,测定设备主体31至少包括上述运算单元外的主体侧运算单元24、和向外部通信终端32发送由主体运算单元24计算的膀胱中的尿量及其测定时间的第一通信单元33。测定设备主体31还包括超声波控制器21、和存储膀胱中的尿量和测定时间的第一存储器34。在实施方式中,认为主体侧运算单元24包括基于反射波数据计算膀胱中的尿量的保留尿量计算器24a。

[0193] 相反,外部通信终端32包括上述运算单元外的终端侧运算单元37、与第一通信单元33进行发送和接收的第二通信单元35(接收单元)、尿意输入单元、管理数据生成器37b、和第二存储器36,第二存储器36包括测定数据存储单元36a,其存储经第二通信单元35接收的膀胱中的尿量及其测定时间,以及尿意时间。此外,在从测定对象接收排尿时间的输入的情况下,可将排尿时间数据(可以是排尿开始时间或排尿结束时间)存储在存储器(未示出)中。外部通信终端32包括输入单元22、显示单元27和输出单元25。在实施方式中,认为终端侧运算单元37包括第三比较部37a(其对感受到尿意时的膀胱中的尿量与警报尿量进行比较)、产生尿量管理数据的管理数据生成器37b、和计算排尿量及其排尿时间的排尿量计算器37c。

[0194] 响应于来自外部通信终端32(如输入单元22输入操作)的指令,注入存储在测定设备主体31中的第一存储器34中的膀胱中的尿量这样的数据经第二通信单元35被从第一通信单元33发送至外部通信终端32。测定设备主体31与外部通信终端32之间的通信使用诸如Wi-Fi(无线保真系统)、蓝牙或NFC(近场通信)的无线通信系统进行。

[0195] 关于测定设备主体31与外部通信终端32之间的数据发送/接收时机,该时机可以是恒定的、或者可以是每个规定的时间。或者,该时机可以是向外部通信终端32的输入单元22输入的时间。认为在适当的时机进行发送/接收。

[0196] 如图所示25,外部通信终端32经第二通信单元35接收、从测定设备主体31发送的与膀胱中的尿量及其测定时间有关的数据,并将所述数据存储在第二存储器36中的测定数据存储单元36a中。响应于尿意信号向尿意输入单元的输入,尿意时间被存储在测定数据存储

器36a中,对应于尿意时间的感受到的尿量值从测定数据存储单元36a中被读出。

[0197] 在外部通信终端32中,终端侧运算单元37中的管理数据生成器37b构成基于存储在第二存储器36中的数据从而生成诸如排尿日志的尿量管理数据。例如,所述数据可以以诸如参照图20至22而描述的形式显示在显示单元27上,或从输出单元25输出。例如,如图26,基于上述数据,主体侧运算单元24能够计算并显示每规定的三天的MAX值,以及每规定的天的排尿数和尿意数。此外,如上所述,排尿时间可包含于尿量管理数据。另外,可通过主体侧运算单元24检测膀胱中的尿量减少的时间,并基于此存储排尿量。另外,可计算尿量减少的时间、与由测定对象输入的排尿时间(排尿开始时间或排尿结束时间)或尿意时间之间的时间差,并可将该时间差包含于尿量管理数据。此外,可基于所述时间差来判定膀胱中的尿量的减少是否是有意进行的、即该减少是否为漏尿,表示该判定的结果的数据可包含于尿量管理数据。

[0198] 外部通信终端32的数据的计算与显示构成由诸如健康专业人员的用户可随意选择。

[0199] 通过提供云管理数据存储单元38,可通过Wi-Fi等使用第二通信单元35将所生成的尿量管理数据存储或读出。或者,可在测定设备主体31或外部通信终端32的存储器的存储区域中设置管理数据存储单元。

[0200] 在图25所示的例子中,在外部通信终端32侧设置输入单元22、尿意输入单元、显示单元27、输出单元25、第三比较部37a、管理数据生成器37b,以及排尿量计算器37c。然而,不限于上述构成,也可将上述组件设置在测定设备主体31侧。

[0201] 实施方式的超声波尿量测定设备1还可用于如厕训练或膀胱训练的装置。进行如厕训练,从而训练大于一岁年龄的儿童以掌握使用厕所的习惯。一般而言,通过预测排尿时间并在该时机将儿童引导至厕所,从而进行如厕训练。然而,膀胱中的尿量会根据食物以及水或温度而变动,因此难以预测排尿时机。因此,存在不能在适当的时机将儿童引导至厕所的情况。由于超声波尿量测定设备1监测测定对象的膀胱中的尿量,因此能够在适当的时机将测定对象引导至厕所。特别地,由于基于在警报模式或低电力消耗模式中实际测定的膀胱中的尿量从而将膀胱被尿充满的时机以警报的形式进行报告,因此可精确地通知测定对象排尿时机,由此能够有效进行如厕训练。

[0202] 进行膀胱训练,从而训练患有膀胱过度活动症等的、罹患尿频的患者,或者遗尿儿童来尽可能久地控制排尿,从而增加可在膀胱中保留的尿量。在该训练中,重要的是知道如下感觉的不同,当感受到尿意时,该尿意是真的由于膀胱充满尿而带来的提示感觉、亦或仅仅是由膀胱紧张而导致的尿意。根据实施方式的超声波尿量测定设备1,由于膀胱中的尿量被实际测定,因此,测定对象可以了解是否为控制排尿的时机。特别地,在测定对象感受到尿意的时间点的尿量以及膀胱中的最大尿量的显示能够使测定对象更精确地确定其是否应该控制排尿,即,能够有效地进行膀胱训练。具体而言,该训练通过下述步骤进行。

[0203] {步骤300} 如上所述,当测定对象感受到尿意时,测定对象向超声波尿量测定设备1输入尿意信号。

[0204] {步骤301} 超声波尿量测定设备1显示感受到尿意时的膀胱中的尿量以及膀胱中的最大尿量。

[0205] {步骤302} 基于所显示的感受到尿意时的膀胱中的尿量以及膀胱中的最大尿量,

测定对象确定是否控制排尿。

[0206] 实施方式具有如下特征。

[0207] (1) 一种超声波尿量测定设备, 包括:

[0208] 超声波探头, 其将被放置于测定对象的腹部上, 其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;

[0209] 超声波控制器, 其控制超声波及其反射波的发送和接收, 所述发送和接收由超声波装置进行;

[0210] 运算单元, 其基于反射波在每个所述测定循环中计算膀胱中的尿量; 以及

[0211] 显示单元, 其时序性地以图表的形式显示由运算单元计算的尿量。

[0212] 所述超声波尿量测定设备进一步包括:

[0213] 模式选择器, 其能够选择测定模式和定位模式中的一种, 所述测定模式为在将超声波探头放置在测定对象的腹部上的规定测定位置的同时测定尿量的模式, 所述定位模式是为了确定适于放置超声波探头的测定位置而在将超声波探头移动至腹部上移动至多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式; 以及

[0214] 指标值存储部, 当选择了定位模式时, 其存储由运算单元计算的、多个试验性测定位置处的尿量中的最大值, 及/或基于该最大值所确定的允许值,

[0215] 其中, 该最大值及/或允许值作为用于将超声波探头定位的定位指标值而显示在显示单元上的图表上。

[0216] (2) 一种超声波尿量测定设备, 包括:

[0217] 超声波探头, 其将被放置于测定对象的腹部上的测定位置, 并且包括向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;

[0218] 超声波控制器, 其控制超声波及其反射波的发送和接收, 所述发送和接收由超声波装置进行;

[0219] 运算单元, 其基于反射波计算膀胱中的尿量,

[0220] 其中, 在确定适于放置超声波探头的测定位置的定位模式中, 在将超声波探头配置在腹部上多个试验性测定位置上的同时, 所述运算单元计算膀胱中的尿量, 并且

[0221] 所述超声波尿量测定设备进一步包括:

[0222] 指标值存储部, 所述指标值存储部在定位模式的过程中存储由运算单元计算的尿量中的最大值、及/或基于该最大值所确定的允许值, 以及

[0223] 比较部, 所述比较部在定位模式中检测由运算单元计算的尿量与存储在指标值存储部中的最大值及/或允许值之差。

[0224] (3) (2) 所述的超声波尿量测定设备, 进一步包括报告单元, 其基于被比较部进行的比较结果而发出警报。

[0225] (4) (2) 或 (3) 所述的超声波尿量测定设备, 进一步包括显示单元, 其以图表的形式显示在由运算单元计算的尿量值,

[0226] 其中, 所述显示单元能够在定位模式与测定模式之间改变图表显示的时间比例, 所述测定模式为在将超声波探头放置在测定位置的同时测定膀胱中的尿量的模式。

[0227] (5) 一种超声波尿量测定设备, 包括:

[0228] 超声波探头, 其将被放置于测定对象的腹部上的测定位置, 其包括向测定对象的

膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置；

[0229] 超声波控制器，其控制超声波及其反射波的发送和接收，所述发送和接收由超声波装置进行；以及

[0230] 运算单元，其基于反射波计算膀胱中的尿量，

[0231] 其中，在确定适于放置超声波探头的测定位置的定位模式中，运算单元通过使用与在测定模式中在测定位置计算尿量的方法不同的计算方法，计算尿量，

[0232] 其中，与测定模式中的尿量计算方法相比，定位模式中的尿量计算方法对超声波探头的位置改变的响应性更高。

[0233] (6) (5)所述的超声波尿量测定设备，所述运算单元基于多个连续接收到的反射波计算尿量，且与测定模式相比，定位模式中，尿量计算中所用的反射波的数量少。

[0234] (7)一种超声波尿量测定设备，包括：

[0235] 超声波探头，其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置；

[0236] 超声波控制器，其控制超声波及其反射波的发送和接收，所述发送和接收由超声波装置进行；以及

[0237] 运算单元，其基于反射波在每个所述测定循环中计算膀胱中的尿量，

[0238] 其中，所述运算单元包括比较部，其对所计算的膀胱中的尿量与规定的第一阈值进行比较，

[0239] 其中，与尿量大于或等于第一阈值的情况相比，在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下，从超声波装置发送的超声波的测定循环更长，

[0240] 所述超声波尿量测定设备进一步包括计时器单元，在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下，为了减少电力消耗，其能够使运算单元在每个测定循环之间进入休眠状态，并使运算单元在每个测定循环苏醒。

[0241] (8)一种超声波尿量测定设备，包括：

[0242] 超声波探头，其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置；

[0243] 超声波控制器，其控制超声波及其反射波的发送和接收，所述发送和接收由超声波装置进行；以及

[0244] 运算单元，其基于反射波在每个所述测定循环中计算膀胱中的尿量，

[0245] 所述超声波尿量测定设备进一步包括模式选择器，其能够选择测定模式和定位模式中的一种，所述测定模式是在将超声波探头放置在测定对象的腹部上的规定测定位置的同时测定尿量的模式，所述定位模式是为了确定在测定模式中适于放置超声波探头的测定位置而在将超声波探头移动至腹部上多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式，

[0246] 其中，所述运算单元包括比较部，其对所计算的膀胱中的尿量与规定的第一阈值进行比较，

[0247] 其中，所述超声波控制器能够：

[0248] 在定位模式中，使超声波装置以规定的第一循环发送超声波，

[0249] 在测定模式中，在被比较部比较的膀胱中的尿量大于或等于第一阈值的情况下，使超声波装置以规定的第二循环发送超声波，

[0250] 并且,在测定模式中,在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下,使超声波装置以比第一循环和第二循环长的第三循环发送超声波。

[0251] (9) 一种超声波尿量测定设备,包括:

[0252] 超声波探头,其包括以规定的测定循环向测定对象的膀胱发送超声波并接收从膀胱的壁反射的波的超声波装置;

[0253] 超声波控制器,其控制超声波及其反射波的发送和接收,所述发送和接收由超声波装置进行;以及

[0254] 运算单元,其基于反射波在每个测定循环中计算膀胱中的尿量,

[0255] 所述超声波尿量测定设备进一步包括模式选择器,其能够选择测定模式和定位模式中的一种,所述测定模式为在将超声波探头放置在测定对象的腹部上的规定测定位置的同时测定尿量的模式,所述定位模式是为了确定在测定模式中适于放置超声波探头的测定位置而在将超声波探头移动至腹部上多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式,

[0256] 其中,运算单元包括比较部,其对所计算的膀胱中的尿量与规定的第一阈值进行比较,

[0257] 其中,该运算单元能够:

[0258] 在定位模式中,基于以规定的第一循环时序性地接收的反射波的第一数量计算膀胱中的尿量,

[0259] 在测定模式中,在被比较部比较的膀胱中的尿量大于或等于第一阈值的情况下,基于以规定的第二循环时序性地接收的反射波的第二数量测定膀胱中的尿量,所述第二数量大于所述第一数量;并且,

[0260] 在测定模式中,在被比较部比较的膀胱中的尿量小于第一阈值的情况下,基于以规定的第三循环时序性地接收的多个反射波测定膀胱中的尿量,所述第三循环长于第一循环和第二循环。

[0261] (10) 在(7)至(9)中任一项所述的超声波尿量测定设备中,

[0262] 所述比较部对所计算的膀胱中的尿量与大于该第一阈值的规定的第二阈值进行比较,并且,

[0263] 所述超声波尿量测定设备进一步包括报告单元,在被比较部比较的膀胱中的尿量大于或等于该第二阈值的情况下,所述报告单元报告尿量大于或等于该第二阈值。

[0264] (11) 所述超声波尿量测定设备进一步包括:

[0265] 尿意输入单元,由测定对象用以在测定对象感受到尿意时输入尿意信号;

[0266] 测定数据存储器,其存储由运算单元计算的膀胱中的尿量、其测定时间、和尿意时间,所述尿意时间对应于尿意信号的输入时间;

[0267] 最大尿量存储器,其存储膀胱中的最大尿量,所述最大尿量为由运算单元在规定的期间计算的膀胱中的尿量中的最大值;以及

[0268] 显示单元,在输入尿意信号时,其显示感受到尿意时的保留尿量和膀胱中的最大尿量,所述保留尿量为对应于尿意时间的保留尿量。

[0269] (12) 根据(11)所述的超声波尿量测定设备,其中,感受到尿意时的保留尿量是比输入尿意信号的时间早规定时间的、由运算单元计算的膀胱中的尿量。

[0270] (13) 根据(11)或(12)所述的超声波尿量测定设备,进一步包括:

[0271] 排尿开始输入单元,由测定对象用以在该测定对象开始排尿时输入排尿开始信号;以及

[0272] 排尿结束输入单元,由测定对象用以在该测定对象结束排尿后输入排尿结束信号,

[0273] 其中,所述测定数据存储器存储排尿开始时间和排尿结束时间,排尿开始时间和排尿结束时间分别对应于排尿开始信号的输入时间、和排尿结束信号的输入时间。

[0274] (14) 一种尿量管理数据生成及显示方法,包括以下步骤:

[0275] 生成尿量管理数据的步骤,其中,基于存储在根据(11)至(13)中的任一项所述的超声波尿量测定设备中的膀胱中的尿量及其测定时间、和尿意时间,通过至少对膀胱内尿量数据、尿意数据进行时序性地配置,从而生成尿量管理数据,其中,所述膀胱内尿量数据包括膀胱中的尿量及其测定时间,所述尿意数据包括尿意时间;

[0276] 以及以表格或图表的形式显示尿量管理数据的至少一部分的步骤。

[0277] (15) 根据(14)所述的方法,其中,所述尿量管理数据进一步包括排尿时间数据,所述排尿时间数据至少包括排尿开始时间和排尿结束时间中的一个。

[0278] (16) 根据(15)所述的方法,进一步包括以下步骤:

[0279] 基于尿意数据,计算在规定期间内尿意数量即尿意信号的数量,以及基于排尿时间数据,计算规定期间内排尿数量即排尿开始信号或排尿结束信号的数量;以及

[0280] 显示膀胱中的最大尿量、尿意数量、排尿数量的步骤。

[0281] (17) 根据(14)至(16)中任一项所述的方法,进一步包括在膀胱内尿量数据中查找出膀胱中的尿量随时间而减少的尿量减少时间,并将减少量存储为排尿量的步骤,

[0282] 其中,尿量管理数据包含排尿量。

[0283] (18) 根据(7)所述的方法,进一步包括计算各个尿量减少时间与排尿时间或尿意时间之间的时间差的步骤,

[0284] 其中,尿量管理数据包含时间差或由该时间差计算得到的数据。

[0285] (19) 在根据(1)至(18)中任一项中,在显示单元上显示的膀胱中的尿量为至少用于如厕训练和膀胱训练中的一个的尿量。

[0286] (20) 一种膀胱训练方法,其使用放置在测定对象的腹部上的超声波尿量测定设备,所述超声波尿量测定设备向测定对象的膀胱发送超声波,并且计算膀胱中的尿量,所述方法包括:

[0287] (a) 存储膀胱中的最大尿量的步骤,所述膀胱中的最大尿量为由超声波尿量测定设备在规定期间测定的尿量值之中的最大值;

[0288] (b) 当测定对象感受到尿意时,向所述超声波尿量测定设备输入尿意信号的步骤;

[0289] (c) 在所述超声波尿量测定设备上,显示在尿意信号的输入时间的膀胱中的尿量、以及膀胱中的最大尿量的步骤;以及

[0290] (d) 基于所显示的膀胱中的尿量和所显示的膀胱中的最大尿量,确定是否需要排尿。

[0291] 附图标记列表

[0292] 1 超声波尿量测定设备

[0293] 10 超声波探头

- [0294] 11 超声波装置
- [0295] 21 超声波控制器
- [0296] 22a 模式选择器
- [0297] 24 运算单元
- [0298] 27 显示单元

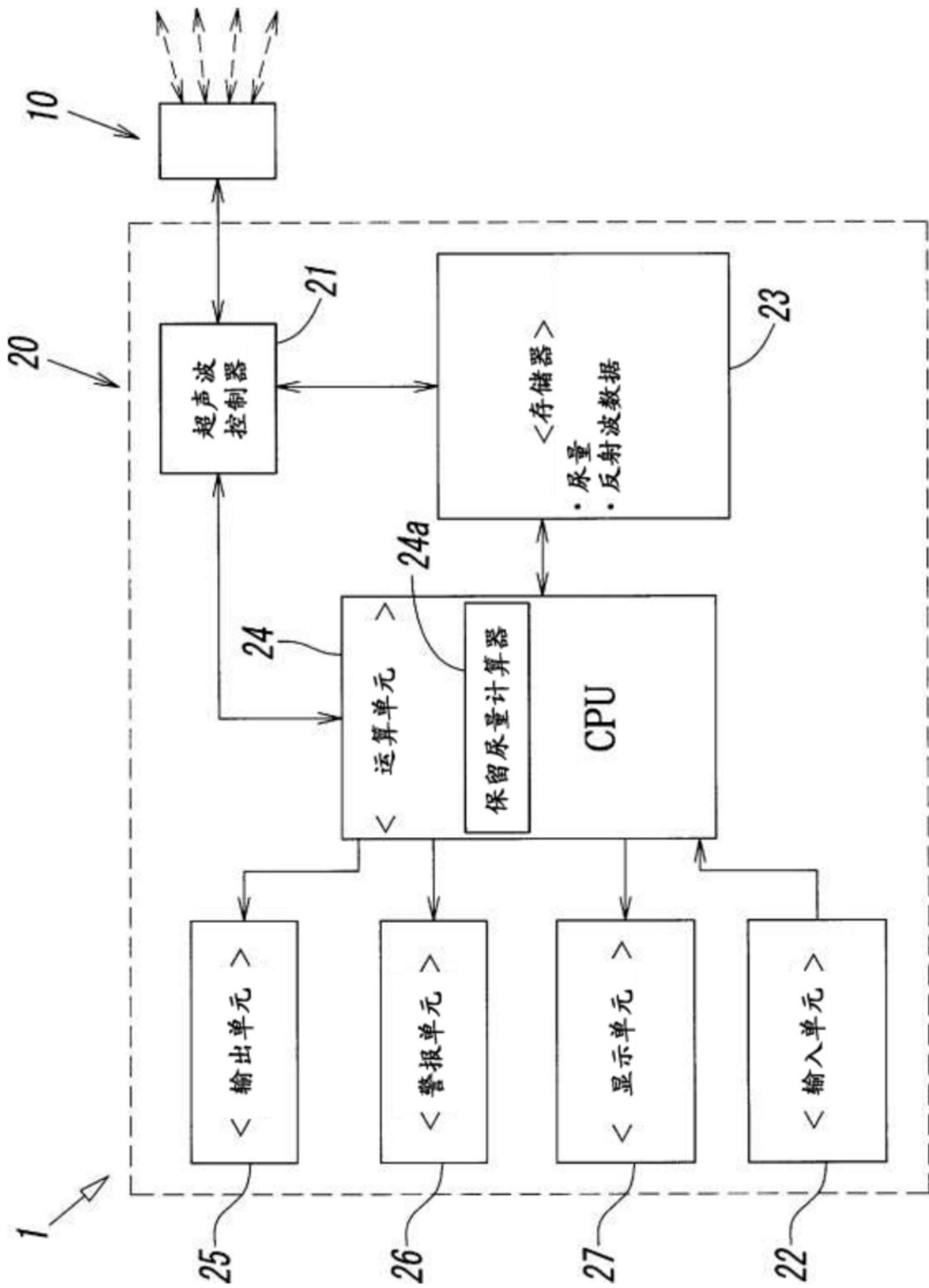


图1

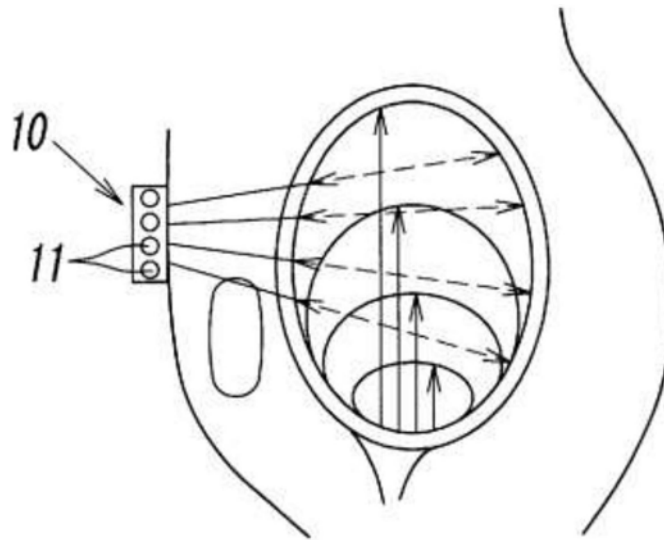


图2

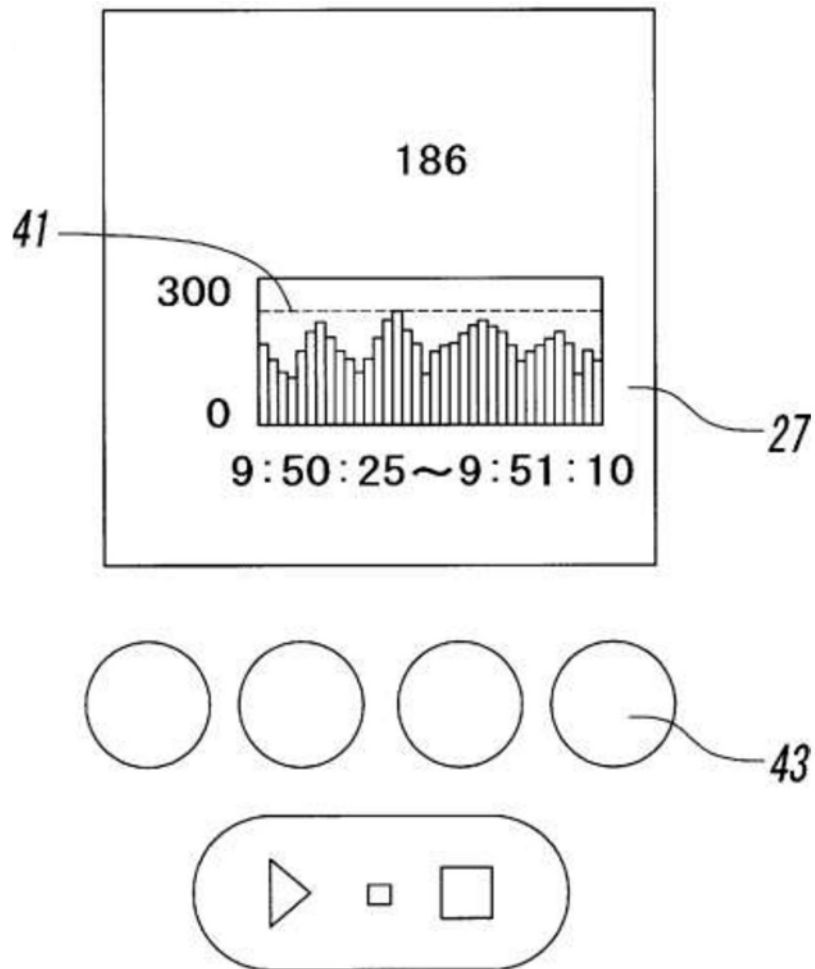


图3

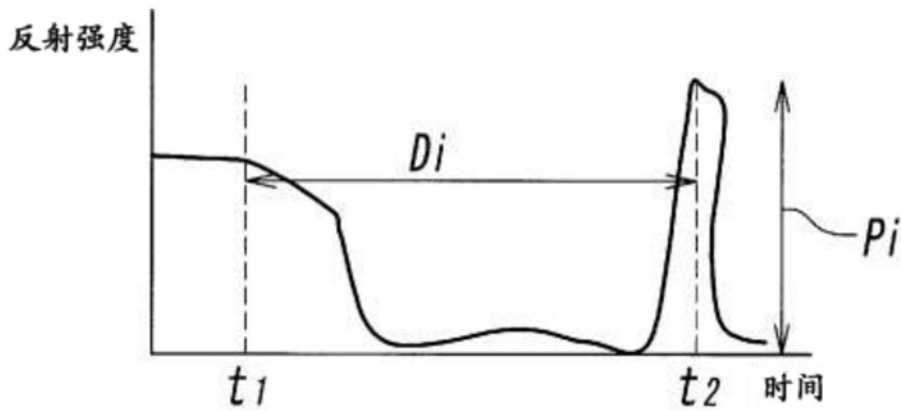


图4

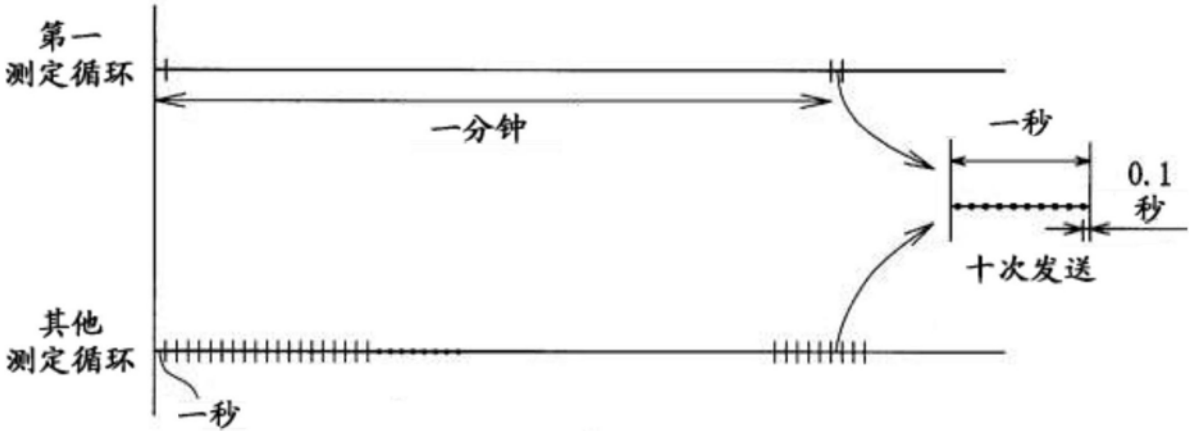


图5

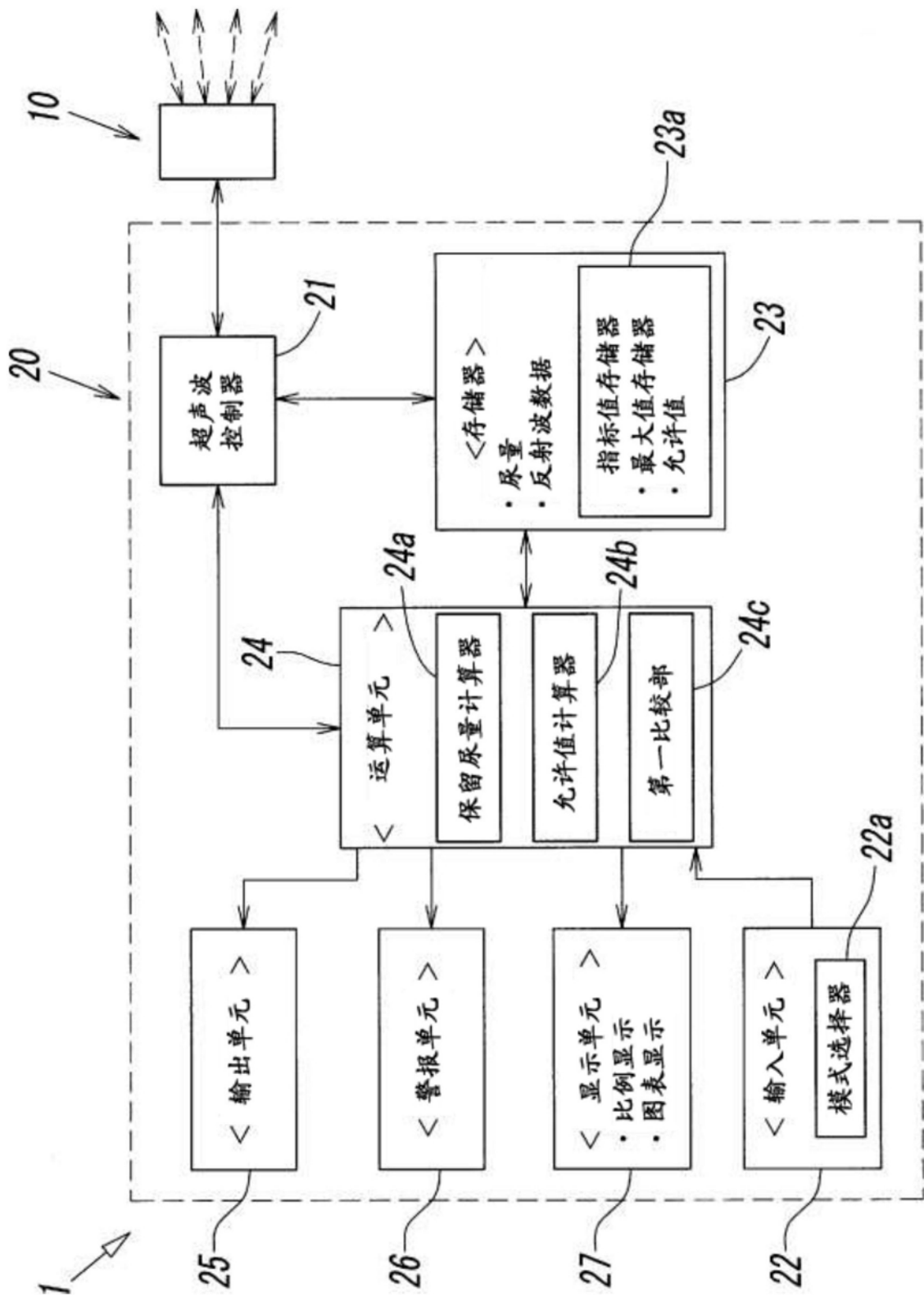


图6

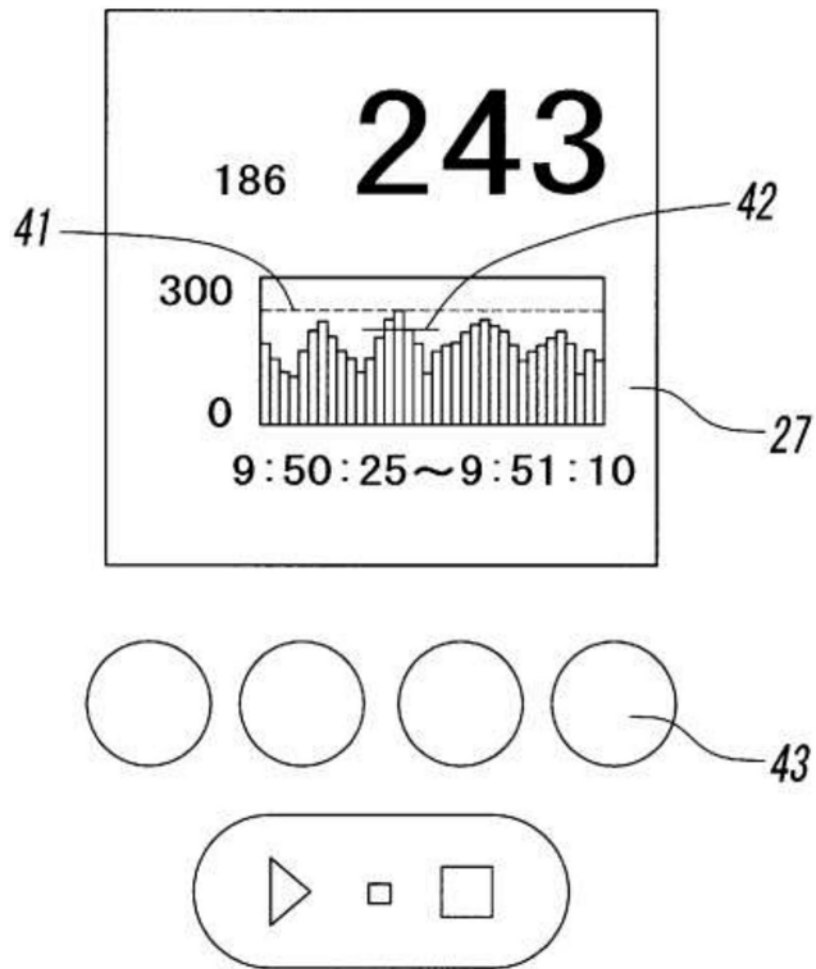


图7

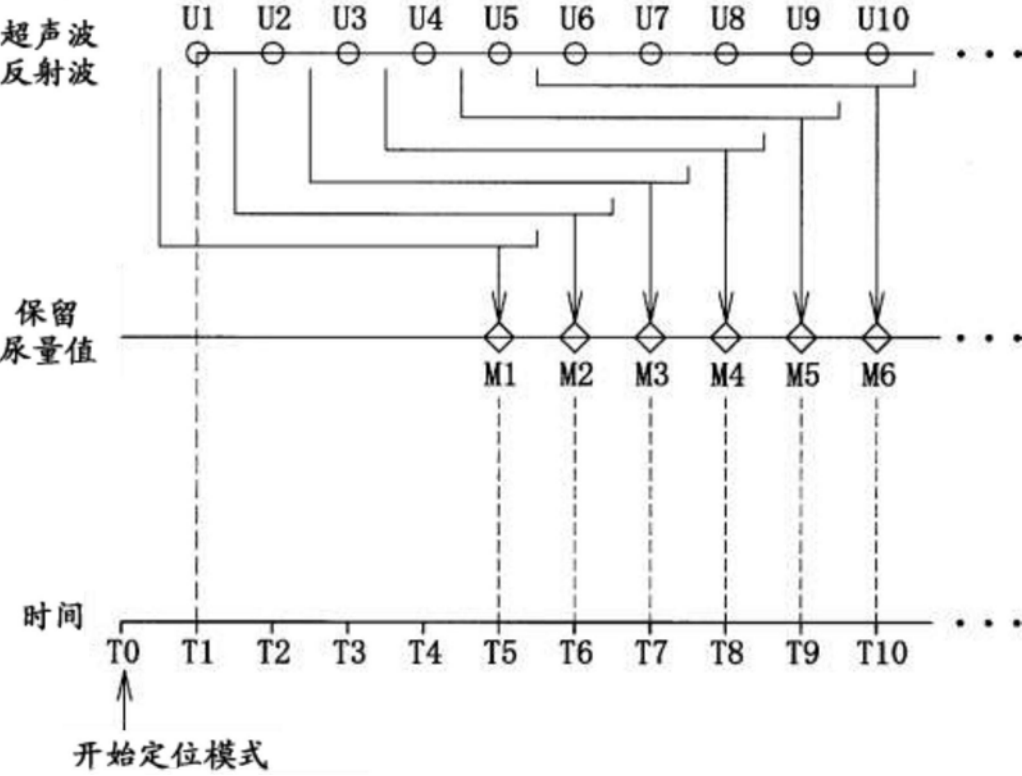


图8

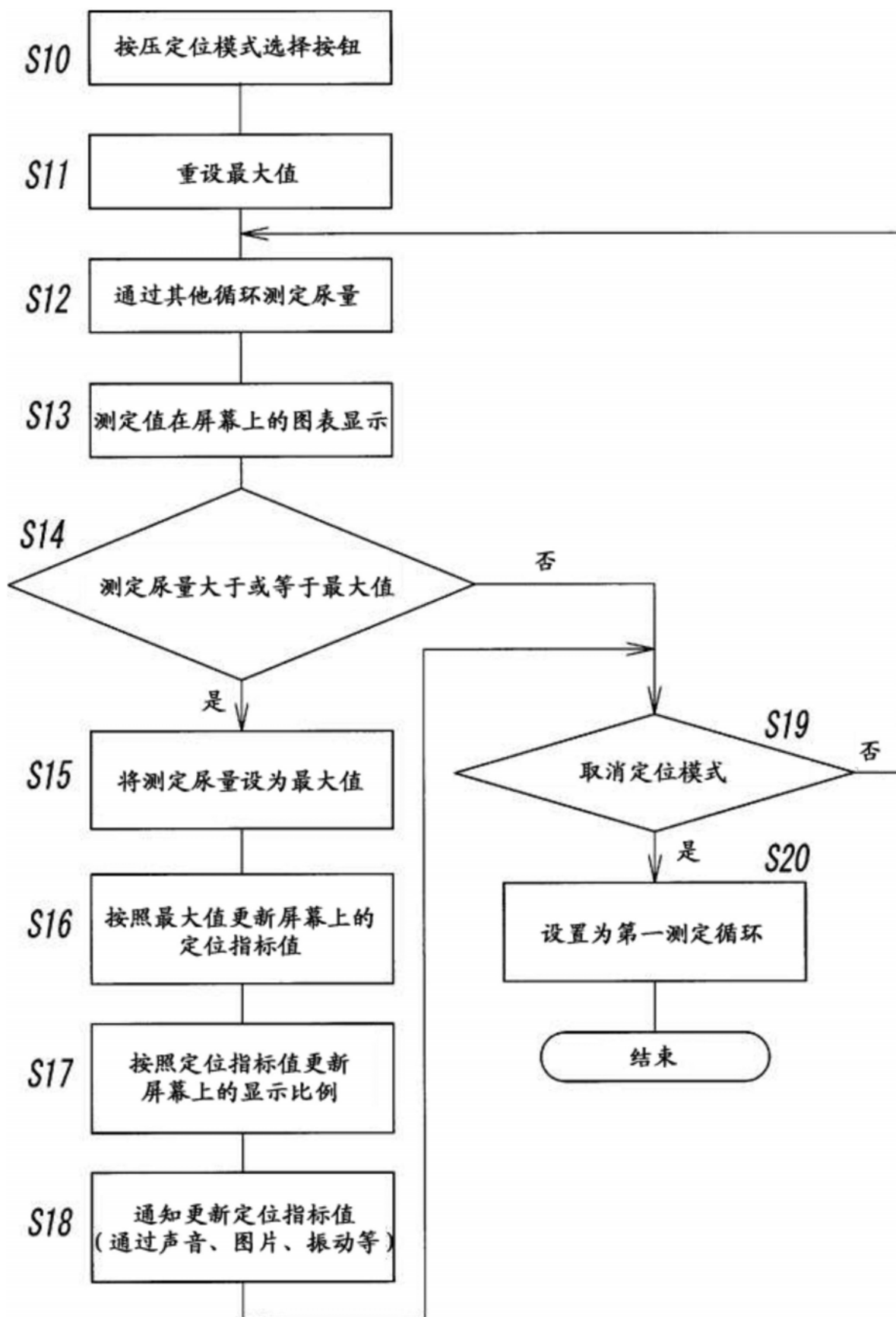


图9

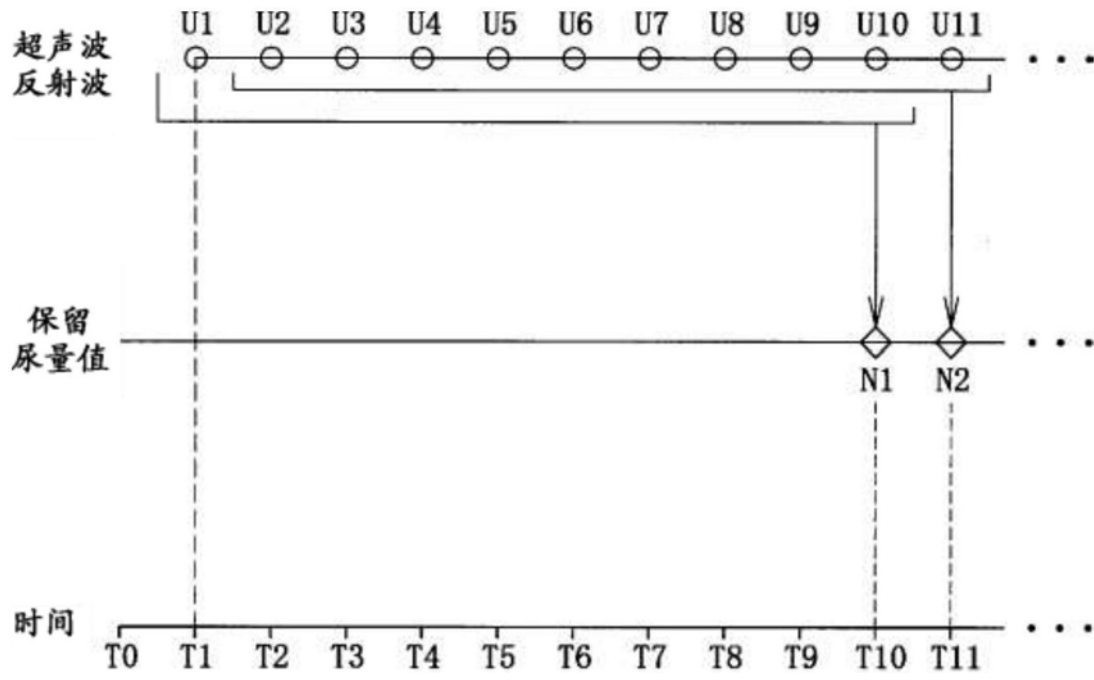


图10

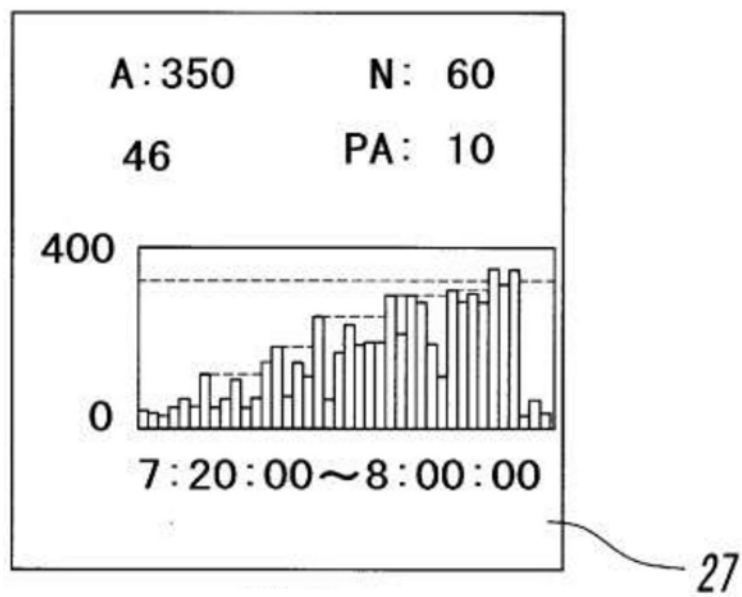


图11

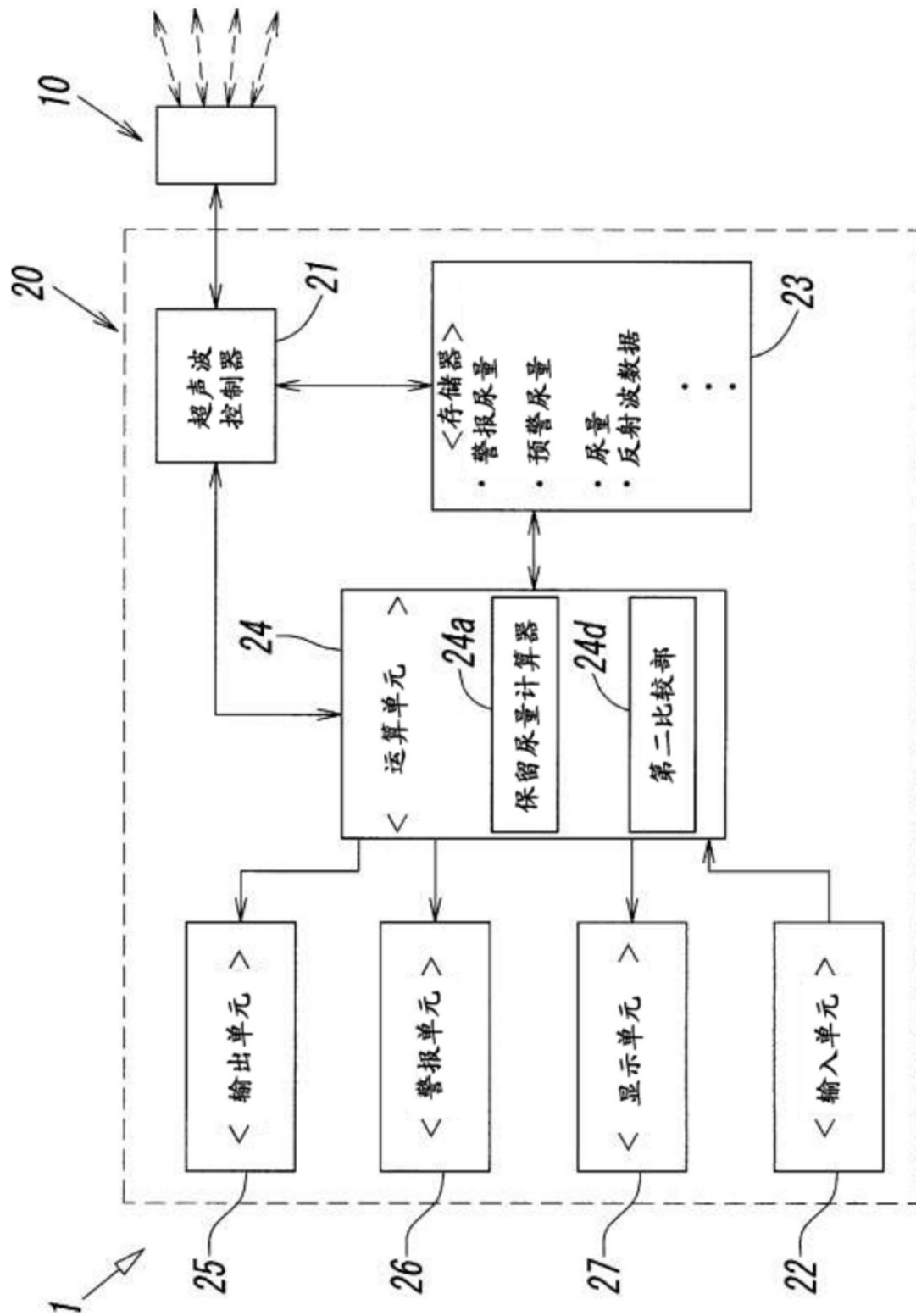


图12

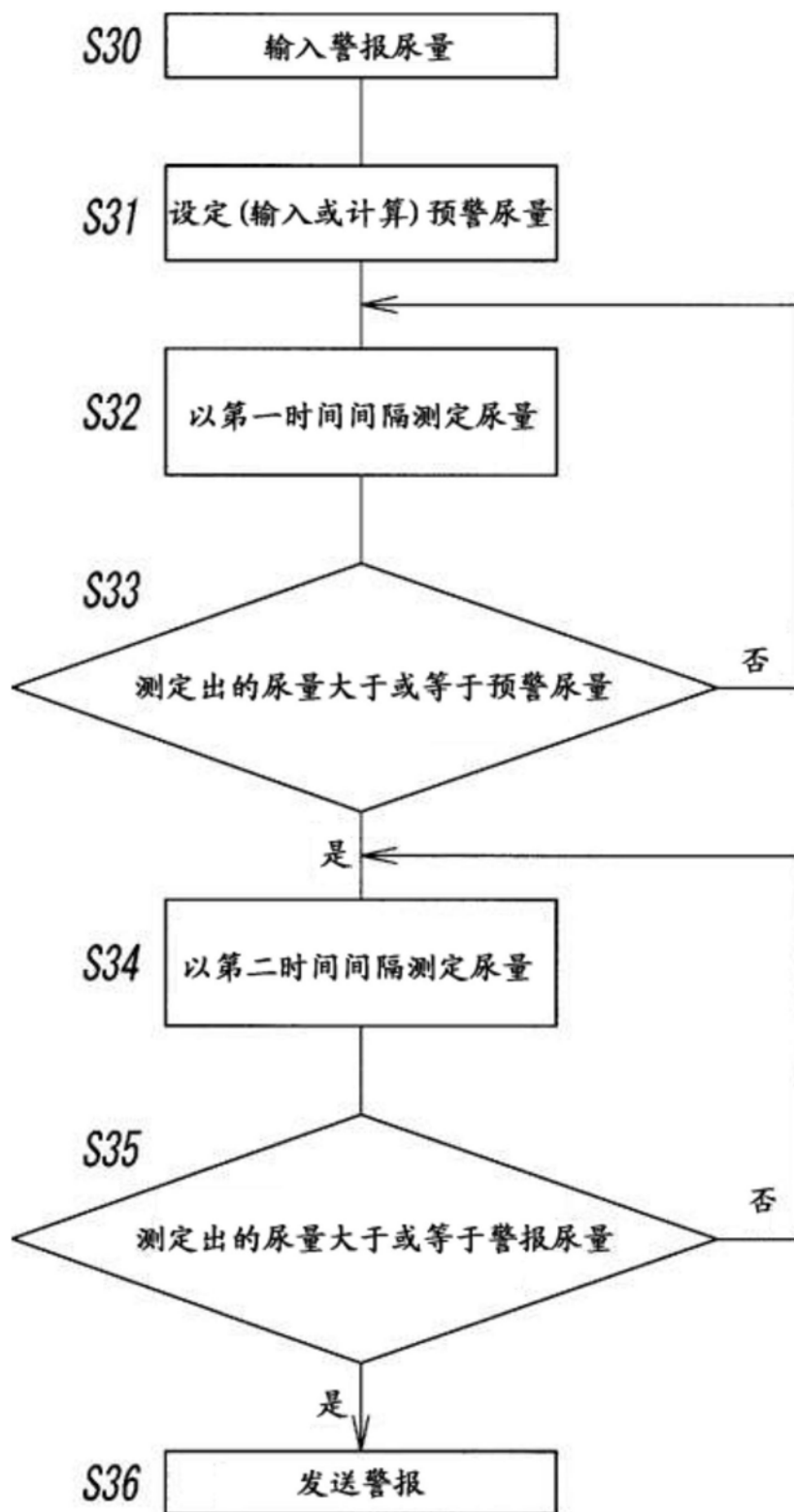


图13

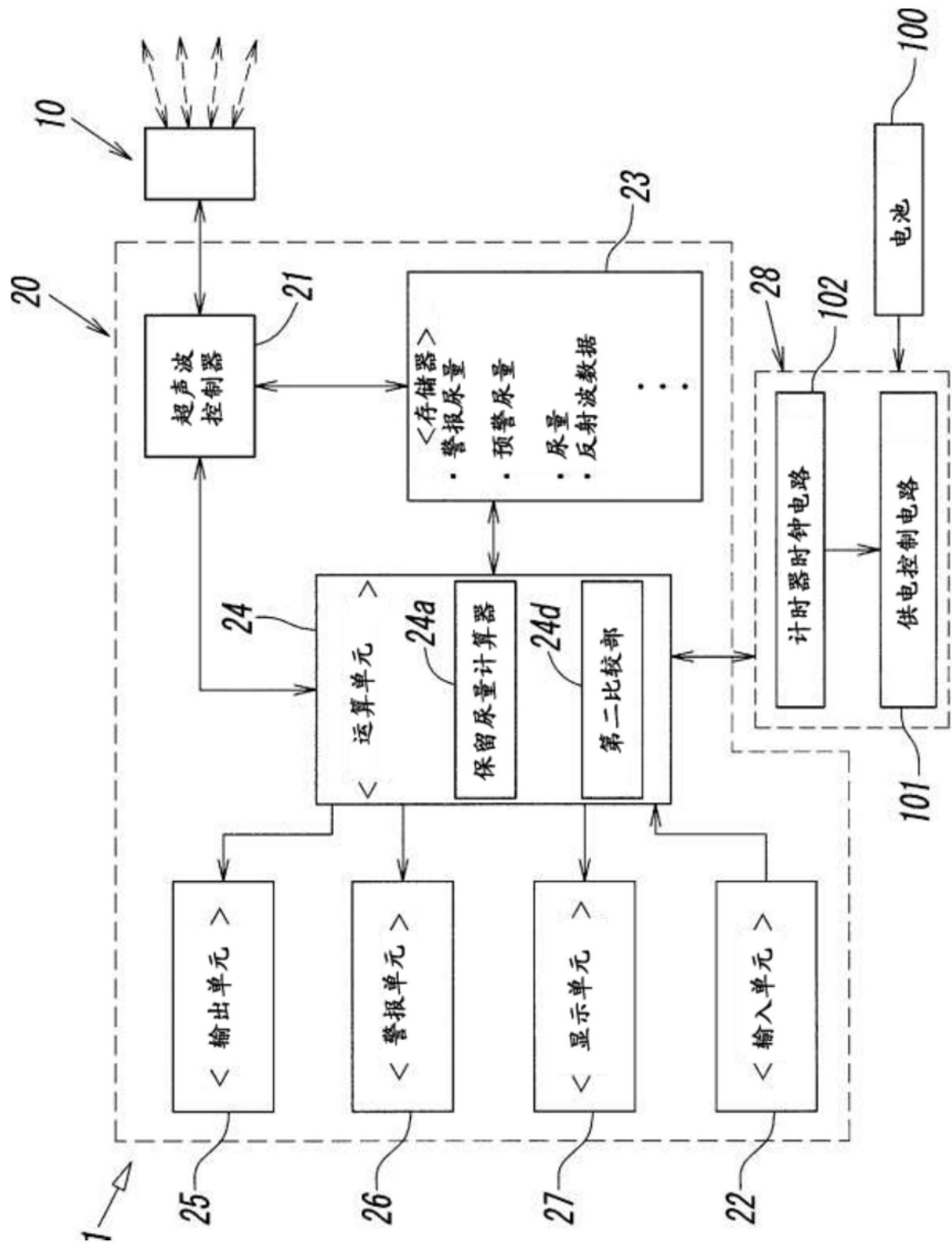


图14

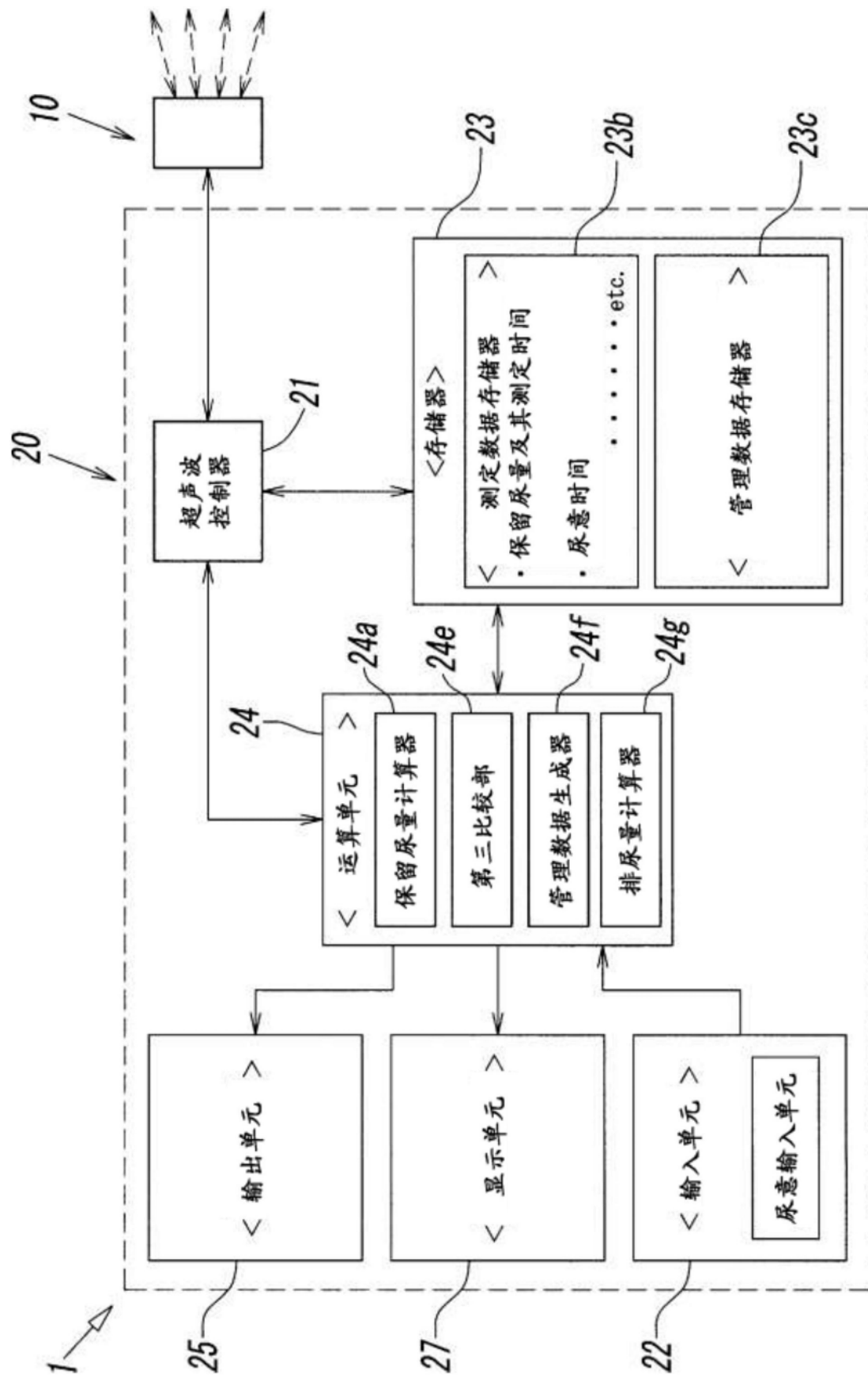


图15

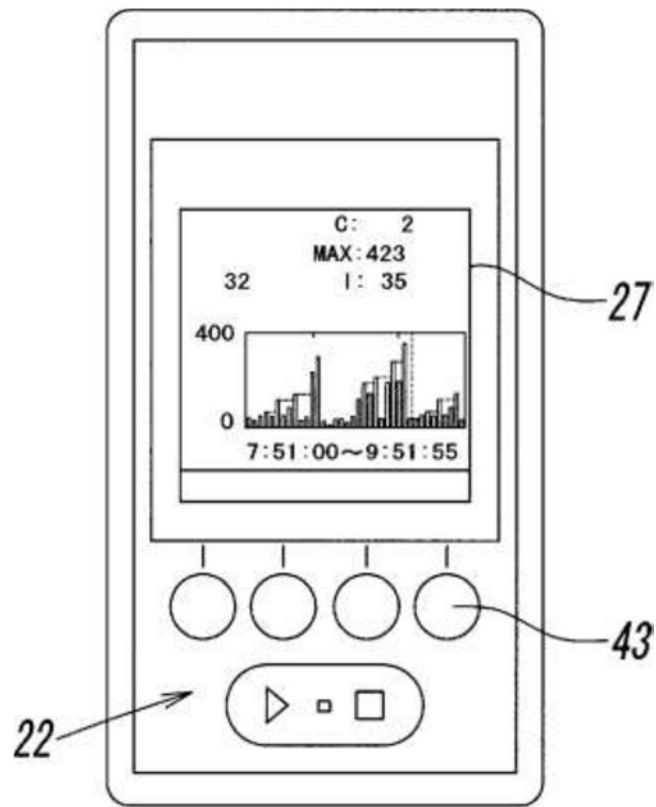


图16

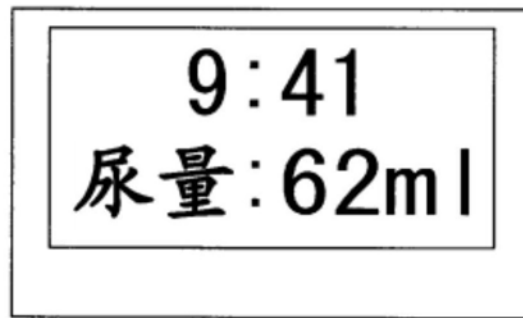
时间	膀胱中的尿量
9:30:00	45
9:31:00	47
9:32:00	45
9:33:00	48
9:34:00	48
9:35:00	51
9:36:00	53
9:37:00	57
⋮	⋮
⋮	⋮
⋮	⋮
⋮	⋮
11:09:00	403
11:10:00	405
11:11:00	406
11:12:00	405
11:13:00	408
11:14:00	407
11:15:00	407
11:16:00	409
11:17:00	411
11:18:00	413
11:19:00	417
11:20:00	419
11:21:00	420
11:22:00	420
11:23:00	421
11:24:00	43
11:25:00	45
11:26:00	49

图17

尿意时间
9:41:16
11:17:38

图18

(a)



(b)

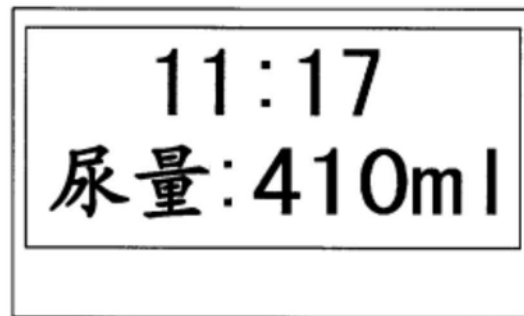


图19

时间	尿量	膀胱中的尿量	尿意
9:40:00		60	
9:41:00		66	
9:41:16			○
9:42:00		71	
9:43:00		75	
9:44:00		78	
9:45:00		81	
9:46:00		85	
9:47:00		88	
9:48:00		92	
9:49:00		97	
·	·	·	
·	·	·	
·	·	·	
·	·	·	
11:14:00		407	
11:15:00		407	
11:16:00		409	
11:17:00		411	
11:17:38			○
11:18:00		413	
11:19:00		417	
11:20:00		419	
11:21:00		420	
11:22:00		420	
11:23:00		421	
11:24:00	378	43	
11:25:00		45	
11:26:00		49	

MAX值 423

图20

时间	尿量	膀胱中的尿量	尿意
9:37:00		57	
9:38:00		59	
9:39:00		58	
9:40:00		60	
9:41:00		66	○
9:42:00		71	
9:43:00		75	
9:44:00		78	
⋮	⋮	⋮	
⋮	⋮	⋮	
⋮	⋮	⋮	
⋮	⋮	⋮	
11:10:00		405	
11:11:00		406	
11:12:00		405	
11:13:00		408	
11:14:00		407	
11:15:00		407	
11:16:00		409	
11:17:00		411	○
11:18:00		413	
11:19:00		417	
11:20:00		419	
11:21:00		420	
11:22:00		420	
11:23:00		421	
11:24:00	378	43	
11:25:00		45	
11:26:00		49	

MAX值 423

图21

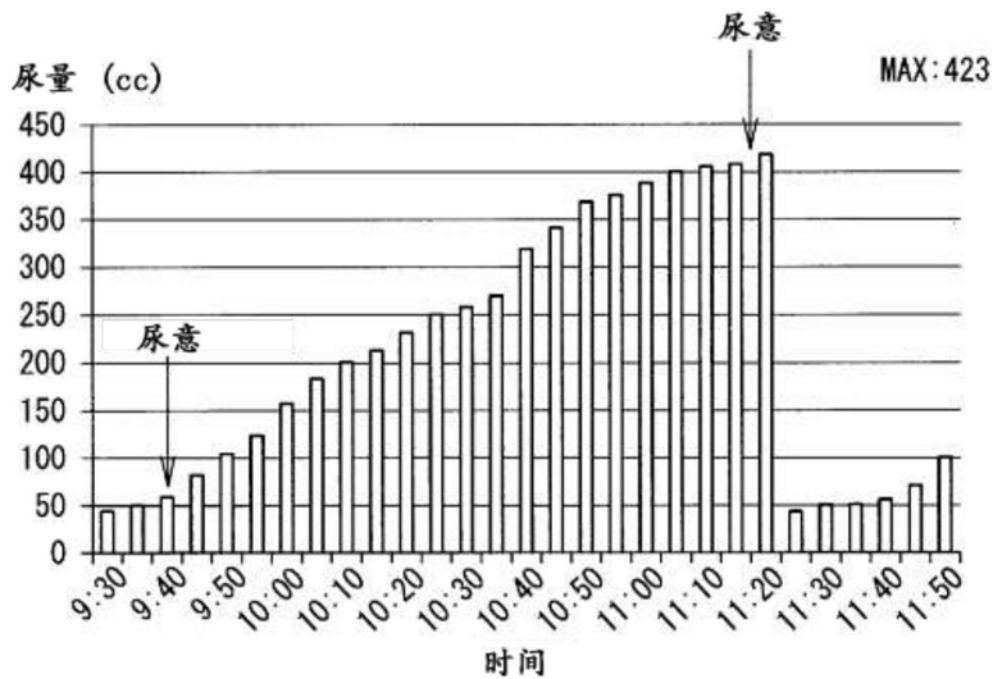


图22

时间	尿量	膀胱中的尿量	尿意
9:41		64	○
11:17		410	○
11:23	378	43	

MAX值

423

图23

时间	尿量	膀胱中的尿量	尿意
9:41		64	○
11:17		410	○
11:22		421	
11:23	378	43	

MAX值

423

图24

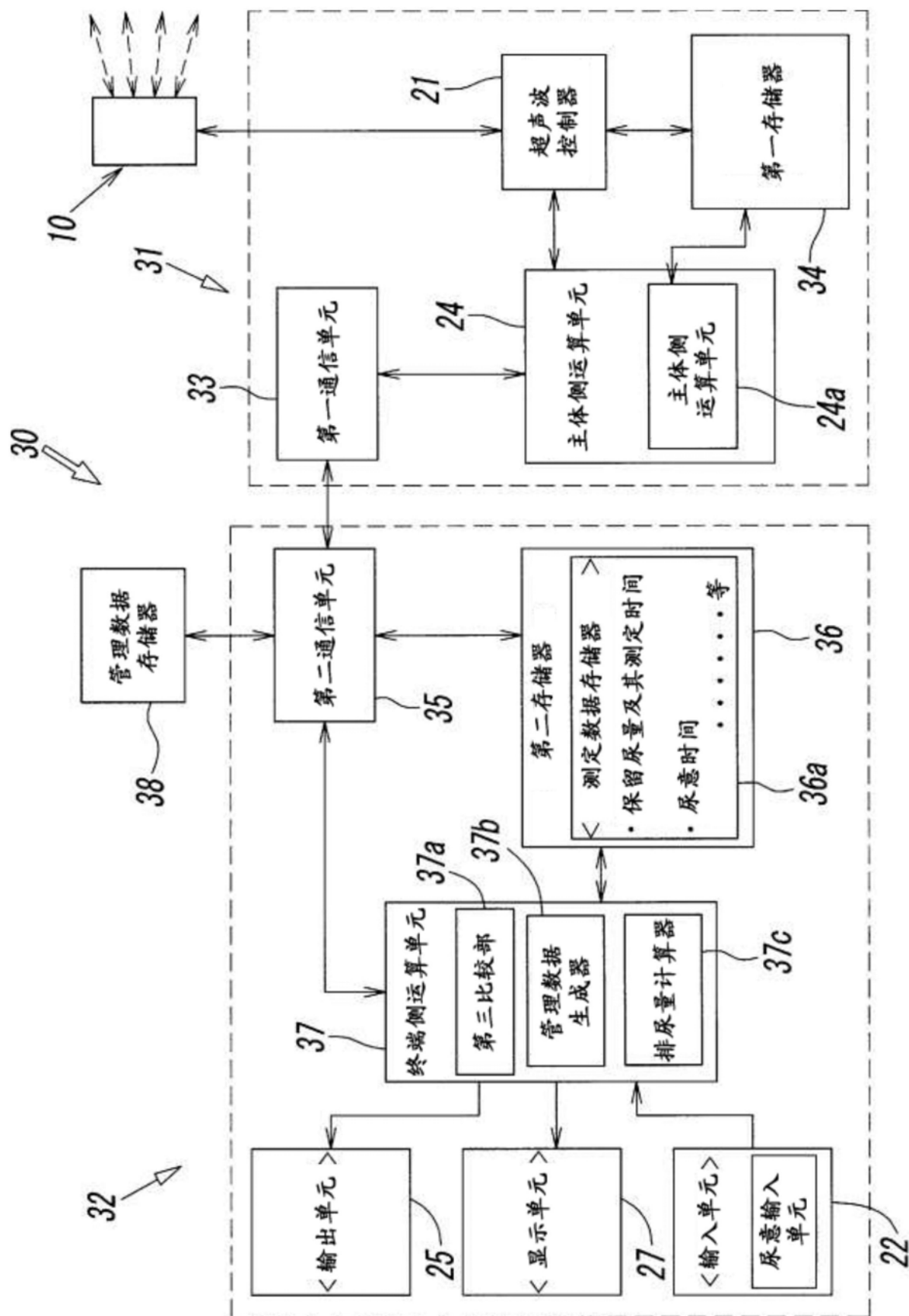


图25

膀胱中的最大尿量	从4月1日至4月3日	382ml
排尿数量	4月3日	10 次
排尿量	4月3日	1,400ml
尿意数量	4月3日	14 次

图26

专利名称(译)	超声波尿量测定设备、使用超声波尿量测定设备的尿量管理数据生成及显示方法		
公开(公告)号	CN107072634A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201580046286.X	申请日	2015-08-26
[标]发明人	吉村康生 角耀 白崎功		
发明人	吉村康生 角耀 白崎功		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0858 A61B8/42 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/56 A61B8/58 A61B2560/0209 A61B5/204 G16H50/30 A61B8/467		
代理人(译)	杨宏军 牛蔚然		
优先权	PCT/JP2014/072247 2014-08-26 WO PCT/JP2014/072250 2014-08-26 WO PCT/JP2014/072251 2014-08-26 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波尿量测定设备，其能够高度精确地对测定对象的尿量进行测定且对于测定对象而言是方便的。提供：模式选择器22a，其能够选择测定模式和定位模式中的一种，测定模式为在将超声波探头10放置在测定对象的腹部上的规定测定位置的同时测定尿量的模式，定位模式是为了确定适于放置超声波探头10的测定位置而在将超声波探头10移动至腹部上多个试验性测定位置的同时测定尿量的模式；以及指标值存储部23a，当选择了定位模式时，其存储由运算单元24计算的、多个试验性测定位置处的尿量中的最大值，及/或基于最大值所确定的允许值。最大值及/或允许值作为用于将超声波探头10定位的定位指标值而显示在显示单元27上的图表上。

