



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本 (11)證書號數：TW I681757 B

(45)公告日：中華民國 109 (2020) 年 01 月 11 日

(21)申請案號：104126880

(22)申請日：中華民國 104 (2015) 年 08 月 18 日

(51)Int. Cl. : A61B8/00 (2006.01)

(30)優先權：2014/08/26	世界智慧財產權組織	PCT/JP2014/072247
2014/08/26	世界智慧財產權組織	PCT/JP2014/072250
2014/08/26	世界智慧財產權組織	PCT/JP2014/072251

(71)申請人：日商大塚醫療設備股份有限公司 (日本) OTSUKA MEDICAL DEVICE CO., LTD.
(JP)

日本

(72)發明人：吉村康生 YOSHIMURA, YASUO (JP)；角耀 SUMI, AKIRA (JP)；白崎功
SHIRASAKI, ISAO (JP)

(74)代理人：林志剛

(56)參考文獻：

TW	201004605A	US	5058591
US	2006/0111633A1	US	2008/0294047A1
US	2009/0030326A1		

審查人員：郭炎淋

申請專利範圍項數：14 項 圖式數：26 共 85 頁

(54)名稱

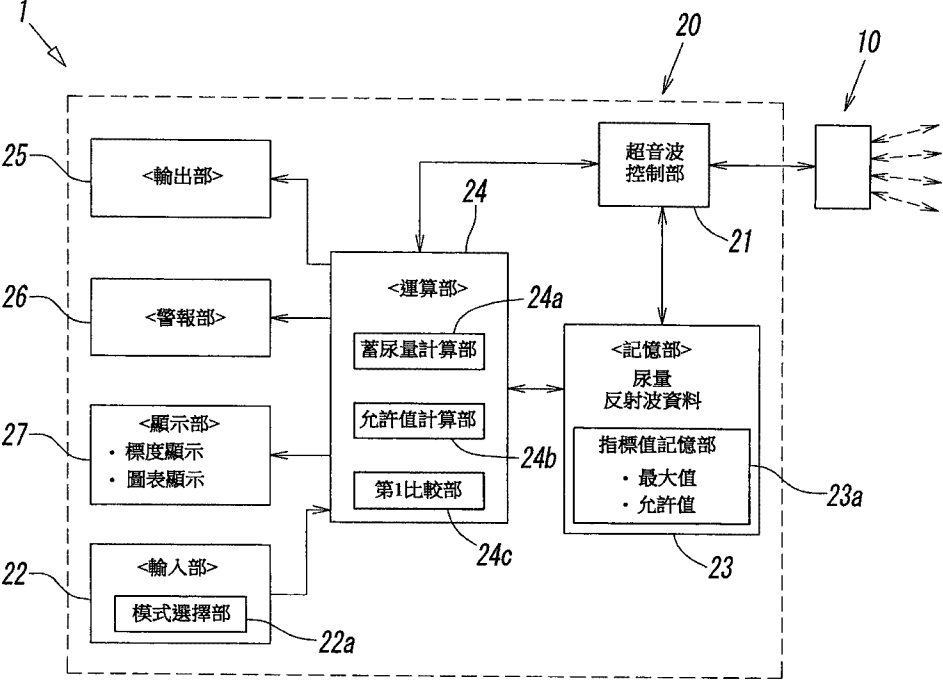
超音波尿量測定器

(57)摘要

提供可高精度地測定被測定者的尿量，對於被測定者來說高便利性的超音波尿量測定器。具有可選擇在將超音波探頭(10)安裝於前述被測定者的腹部之所測定位置之狀態下測定尿量的測定模式，及為了決定該測定模式中適合安裝超音波探頭(10)的前述測定位置，於腹部的複數暫定測定位置一邊使超音波探頭(10)移動一邊測定尿量的定位模式之任一的模式選擇部(22a)，與記憶在選擇定位模式之間，藉由運算部(24)所計算出之複數暫定測定位置之尿量中的最大值及/或依據最大值所訂定之允許值的指標值記憶部；最大值及/或允許值，作為用以將超音波探頭(10)定位的定位指標值，顯示於顯示部(27)的圖表上。

指定代表圖：

圖 6



- 符號簡單說明：
- 1 . . . 超音波尿量測定器
 - 10 . . . 超音波探頭
 - 20 . . . 控制部
 - 21 . . . 超音波控制部
 - 22 . . . 輸入部
 - 22a . . . 模式選擇部
 - 23 . . . 記憶部
 - 23a . . . 指標值記憶部
 - 24 . . . 運算部
 - 24a . . . 蓄尿量計算部
 - 24b . . . 允許值計算部
 - 24c . . . 第 1 比較部
 - 25 . . . 輸出部
 - 26 . . . 警報部
 - 27 . . . 顯示部

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】(中文/英文)

超音波尿量測定器

【技術領域】

[0001] 本發明係關於利用超音波，測定膀胱內之尿量的超音波尿量測定器者。

【先前技術】

[0002] 先前，作為使用超音波來測定膀胱內之尿量的測定器，例如專利文獻 1（日本專利第 4677615 號公報）所記載般，公知有藉由超音波 A 模式，依據來自膀胱之前壁的反射波與來自後壁的反射波的振幅及時間，時間序列性測定膀胱內的尿量者。

[0003] 於此種使用超音波來測定膀胱內之尿量的測定器中，作為將該測定器配置於被測定者的腹部的方法，例如專利文獻 2（日本特開 2009-512532 號公報）所記載般，揭示有藉由使用多數超音波元件的超音波 B 模式，作成膀胱的畫像，並藉由觀察被作成的畫像，調整超音波元件的最佳位置。但是，在該方法中，是邊觀察超音波 B 模式測定所致之膀胱畫像的位置調整，調整會耗費時間。又，僅可利用具有多數超音波元件的大型超音波尿量測定器來實現。

[0004] 又，在專利文獻 3（日本特開 2000-210286 號公報）中，揭示有固定被配置成行列狀之多數超音波元件，使用其中感度最高的超音波元件列來求得指標值。但是，在該超音波尿量測定器中，無法調整超音波元件的位置及角度。又，因為不是依據實際計測的尿量，而僅依據接收感度來進行超音波元件的選擇，無法將超音波元件配置於最適切的位置及角度。

[0005] 又，於超音波尿量測定器中，作為改變其測定頻率者，例如於專利文獻 4（US6565512 號公報），揭示有使用 2 維配置之多數超音波元件，監視膀胱內的尿量，在其尿量超過所定值時發出警報，及在尿量超過前述所定值的 75%時提高監視頻率。

進而，在專利文獻 5（日本特開 2007-508857 號公報）中，使用頻率掃描法來測定膀胱內的尿量。在此，揭示在膀胱滿時，使用更高的取樣率。

但是，在專利文獻 4、5 中，並未有針對使測定頻率變化的具體構造的記載。

[0006] 又，作為使用超音波尿量測定器而作成排尿日誌者，在專利文獻 6（日本特開 2011-183142 號公報）中，記載有使用 12 個超音波元件來求出膀胱體積，進而藉由資料處理裝置來自動記錄排尿日誌。但是，在該專利文獻 6 中並未有針對用以記錄排尿日誌的具體構造的記載。

[0007] 又，在專利文獻 7（日本特開 2014-23813 號

公報) 中，揭示有在測定對象者至少有對於尿意的迫切感及/或殘尿感時，該等申訴資訊藉由測定對象者輸入，並被記憶於排尿記憶手段。但是，在該專利文獻 7 中，雖記錄申訴資訊，但是該記錄僅可在之後確認，無法直接幫助因膀胱過動症等而受苦的測定對象者的排尿活動。

〔先前技術文獻〕

〔專利文獻〕

[0008]

〔專利文獻 1〕日本專利第 4677615 號公報

〔專利文獻 2〕日本特開 2009-512532 號公報

〔專利文獻 3〕日本特開 2000-210286 號公報

〔專利文獻 4〕美國專利第 6565512 號說明書

〔專利文獻 5〕日本特開 2007-508857 號公報

〔專利文獻 6〕日本特開 2011-183142 號公報

〔專利文獻 7〕日本特開 2014-23813 號公報

【發明內容】

〔發明所欲解決之課題〕

[0009] 本發明係提供可高精度地測定被測定者的尿量，對於被測定者來說高便利性的超音波尿量測定器。

〔用以解決課題之手段〕

[0010] 為了解決上述之課題，本發明的超音波尿量測定器，係具備：超音波探頭，係具備被安裝於被測定者

的腹部，朝向該被測定者的膀胱以所定測定週期發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；超音波控制部，係控制前述超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；運算部，係依據前述反射波，依每一前述測定週期來計算出前述膀胱內的尿量；及顯示部，係將以前述運算部所計算之尿量，時間序列性地圖表顯示；其特徵為：且具有：模式選擇部，係可選擇在將前述超音波探頭安裝於前述被測定者的腹部之所定測定位置之狀態下測定尿量的測定模式，及為了決定該測定模式中適合安裝前述超音波探頭的前述測定位置，於腹部的複數暫定測定位置一邊使前述超音波探頭移動一邊測定尿量的定位模式之任一；及指標值記憶部，係記憶在選擇前述定位模式之間，藉由前述運算部所計算出之複數暫定測定位置之尿量中的最大值及/或依據前述最大值所訂定之允許值；前述最大值及/或前述允許值，作為用以將前述超音波探頭定位的定位指標值，而顯示於前述顯示部的圖表上。

[0011] 於此時，前述超音波尿量測定器，係具有在選擇前述定位模式之間所測定之尿量到達前述定位指標值以上時進行通知的通知部為佳。

[0012] 又，前述超音波控制部，係以前述測定模式的測定週期為一測定週期，前述定位模式的測定週期為比前述一測定週期還短的其他測定週期之方式，控制前述超音波元件為佳。

[0013] 又，前述顯示部，係可因應前述最大值，變更前述圖表標度的顯示為佳。

[0014] 然後，前述顯示部，係藉由以條形的長度來表示被測定的尿量，以並排於時間軸方向的條形圖來顯示在所定時間範圍內所測定之複數尿量，於該條形圖上以延伸於時間軸方向的直線來顯示前述定位指標值為佳。

[0015] 進而，前述顯示部，係顯示如廁訓練或膀胱訓練的至少一方所用之膀胱內的尿量亦可。

[0016] 又，本發明的超音波尿量測定器，係具備：超音波探頭，係具備被安裝於被測定者之腹部的測定位置，朝向該被測定者的膀胱發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；超音波控制部，係控制前述超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；及運算部，係依據前述反射波，計算出前述膀胱內的尿量；其特徵為：前述運算部，係於決定適合安裝前述超音波探頭的前述測定位置的定位模式中，在腹部的複數暫定測定位置配置前述超音波探頭之狀態下計算出膀胱內的尿量；前述超音波尿量測定器，係具有：指標值記憶部，係記憶在前述定位模式之間藉由前述運算部所計算出之尿量中的最大值及/或依據前述最大值所訂定之允許值；及比較部，係檢測出於前述定位模式中，藉由前述運算部所計算出的尿量，與被記憶於前述指標值記憶部的最大值及/或前述允許值的差。

[0017] 又，前述超音波尿量測定器，係具有依據比

較部的比較結果，通知警報的通知部為佳。

[0018] 又，前述超音波尿量測定器，係更具備將於前述定位模式中以前述運算部所計算出的尿量，與被記憶於前述指標值記憶部的前述最大值及/或前述允許值，進行圖表顯示的顯示部為佳。

[0019] 然後，前述超音波尿量測定器，係具備將以前述運算部在複數時刻分別計算出的尿量，進行圖表顯示的顯示部；前述顯示部，係在前述定位模式，與在安裝於前述測定位置之狀態下測定膀胱內之尿量的測定模式中，可變更前述圖表顯示的時間標度亦可。

[0020] 進而，前述超音波尿量測定器，係更具有顯示如廁訓練或膀胱訓練的至少一方所用之膀胱內的尿量的顯示部亦可。

[0021] 又，本發明的超音波尿量測定器，係具備：超音波探頭，係具備被安裝於被測定者之腹部的測定位置，朝向該被測定者的膀胱發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；超音波控制部，係控制前述超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；及運算部，係依據前述反射波，計算出前述膀胱內的尿量；其特徵為：前述運算部，係於決定適合安裝超音波探頭的前述測定位置的定位模式中，利用與前述測定位置中計算出尿量的測定模式不同的計算方法，來計算出尿量；前述定位模式之尿量的計算方法，係相較於前述測定模式之尿量的計算方法，對於前述超音波探頭的位置變化

之回應性比較高。

[0022] 於此狀況中，前述運算部，係依據連續接收之複數前述反射波來計算出尿量，在前述定位模式中，前述尿量的計算所用之反射波的個數比前述測定模式還少為佳。

[0023] 進而，前述運算部，係於前述定位模式時，於複數時刻的尿量計算重複利用前述複數反射波為佳。

[0024] 然後，前述超音波尿量測定器，係更具有顯示如廁訓練或膀胱訓練的至少一方所用之膀胱內的尿量的顯示部為佳。

〔發明的效果〕

[0025] 依據本發明，在選擇前述定位模式之間，藉由前述運算部所計算出之複數暫定測定位置之尿量中的最大值及/或依據前述最大值所訂定之允許值，作為用以將前述超音波探頭定位的定位指標值，顯示於前述顯示部的圖表。因此，依據該定位指標值，可容易決定可高精度地測定被測定者之尿量的超音波探頭的位置。

【圖式簡單說明】

[0026]

〔圖 1〕本發明的實施形態之概略區塊圖。

〔圖 2〕揭示將超音波元件安裝於被測定者之狀態的概略圖。

〔圖 3〕揭示超音波尿量測定器的畫面與模式選擇按鈕的概略圖。

〔圖 4〕以超音波元件接收之反射波的波形的概略圖。

〔圖 5〕用以說明超音波元件的發送週期與測定週期的時序圖。

〔圖 6〕為了說明定位模式而具體記述圖 1 的概略區塊圖。

〔圖 7〕揭示定位模式之顯示部的顯示例與模式選擇按鈕的概略圖。

〔圖 8〕用以說明依據 5 個超音波反射波之蓄尿量值的時序圖。

〔圖 9〕說明定位模式的流程圖。

〔圖 10〕用以說明依據 10 個超音波反射波之蓄尿量值的時序圖。

〔圖 11〕揭示警報模式之顯示部的顯示例的概略圖。

〔圖 12〕為了說明低消費電力模式而具體記述圖 1 的概略區塊圖。

〔圖 13〕說明低消費電力模式的流程圖。

〔圖 14〕將使運算部可成為休眠狀態的計時器部具體標示於圖 1 的概略區塊圖。

〔圖 15〕揭示作成尿量管理資料的尿量測定系統之一例的概略區塊圖。

11 之超音波的發送控制之外，也進行放大大利用該超音波元件 11 接收的反射波，並且轉換成數位訊號而作為反射波資料的接收控制者。該反射波資料被前述記憶部 23 記憶。

前述輸入部 22 係作為輸入資料，輸入後述之模式選擇相關的訊號及其他資料者。該等輸入資料被記憶於前述記憶部 23。

[0031] 前述運算部 24 係具有依據前述反射波資料，依每一測定週期，計算出膀胱內之尿量的蓄尿量計算部 24a。以前述蓄尿量計算部 24a 計算出的尿量被記憶於前述記憶部 23。

[0032] 前述顯示部 27 係將以前述蓄尿量計算部 24a 所計算出之尿量時間序列性地圖表顯示，或顯示尿量測定相關之各種資料者，具體來說，相當於如圖 3 所示之超音波尿量測定器 1 的畫面。作為顯示於該畫面之圖表顯示的具體例，可舉出將橫軸設為時間，縱軸設為尿量，將所定時間範圍內所測定之複數尿量並排於時間軸方向的條形圖的顯示。又，前述畫面中的 186 之數值，表示最新的測定尿量。再者，膀胱內之尿量的顯示例如作為線圖所致之顯示亦可。

[0033] 前述輸出部 25 係將以前述蓄尿量計算部 24a 所計算之膀胱內的尿量等的運算資料及以前述輸入部 22 所輸入之輸入資料等的各種資料，輸出至與超音波尿量測定器 1 連接的外部機器者。此時，超音波尿量測定器 1 與

外部機器的連接不限有線、無線。

[0034] 接著，依據圖 4、圖 5，針對本實施形態中所用之膀胱內的尿量的計算方法進行說明。

首先，從超音波元件 11 發送的超音波於組織之間的邊際被反射。因此，從超音波元件 11 朝向膀胱發送的超音波，在膀胱的前壁與後壁反射，該反射波被超音波元件 11 接收。

[0035] 圖 4 係以各超音波元件 11 接收之反射波的波形的概略圖。該概略圖係以將縱軸設為反射強度，橫軸設為發送起的時間（或距離）的圖來表示。在此，將以第 i 個超音波元件 11 接收之波形中來自後壁的反射波的尖峰強度設為 P_i ，將來自前壁及後壁的反射波強度的尖峰間距離設為 D_i 的話，膀胱內的蓄尿量 EU 可依據以下式（1）、（2）來計算出。

$$PD_j = \sum P_i \times D_i \cdots (1)$$

$$EU = PD \times R \cdots (2)$$

在此， PD_j 是測定指標值，EU 表示被計算出之膀胱內的尿量，PD 表示後述之平均指標值，R 表示對應依據解剖構造之個人差及測定中的姿勢所訂定的係數。又， PD_j 的 j 代表後述之以所定發送週期發送之超音波的順序，在此為 1 到 10 為止的整數。又， P_i 、 D_i 的 i 代表設置於前述超音波探頭 10 之複數超音波元件 11 附加的號碼，在此為 1 到 4 為止的整數。

[0036] 在本實施形態的超音波尿量測定器中，藉由

超音波 A 模式進行測定，故測定結果容易受到雜訊的影響。因此，在膀胱內尿量的測定中，使用複數時刻所得之超音波反射波，藉由統計處理來去除雜訊為佳。具體來說，前述超音波元件 11 係每隔一定的發送週期，例如每隔 0.1 秒 1 次，計 10 次（1 秒鐘間）發送超音波。各發送週期之各測定指標值 PD_j 係可藉由以各超音波元件 11 接收之反射波的反射強度 P_i 與尖峰間的距離 D_i 的積，針對 $i=1\sim 4$ 來加算所得，結果，於 1 次的測定中可取得 10 個測定指標值 PD_j 。然後，對於該等測定指標值 PD_j （ $j=1\sim 10$ ），利用去除成為雜訊之最高值・最低值等，進而進行適切的平均化處理，可取得平均指標值 PD 。然後，利用將該平均指標值 PD 乘以係數 R ，可計算出各測定週期之膀胱內的尿量 EU 。再者，如此計算出的尿量 EU ，與測定時刻一起時間序列性地被記憶於前述記憶部 23。

[0037] 此種本實施形態的超音波尿量測定器，係依據來自外部之對輸入部 22 的輸入，進行以下動作。

- （A）超音波元件的定位（定位模式）
- （B）殘尿測定（殘尿模式）
- （C）定時測定（定時模式）
- （D）尿量通知測定（警報模式）
- （E）低消費電力尿量通知測定（低消費電力模式）
- （F）尿量管理資料的作成/記錄

以下，說明該等動作。再者，在以下將前述（B）～（E）總稱為測定模式。

[0038]

(A) 超音波元件的定位 (定位模式)

於超音波尿量測定器 1 中，如上所述，有將超音波探頭 10 如圖 2 所示，以其下端部位於對應恥骨上端部的腹部表面上之方式安裝的必要性，但是，其測定值對於超音波探頭 10 的安裝位置・角度會有敏感反應。所以，對於為了更正確地測定前述尿量來說，有將超音波探頭 10 高精度地定位於適合測定的安裝位置・角度的必要性，但是，該定位不一定容易達成，需要某種程度的經驗。因此，於本實施形態的超音波尿量測定器 1 中，可選擇性切換在將超音波探頭 10 安裝於被測定者的腹部之所定測定位置之狀態下，用以依每一所定測定週期測定被積存於膀胱內的尿量的前述之測定模式（後述之（B）（C）（D）（E）的動作），與於該測定模式中為了決定適合安裝超音波探頭 10 的前述測定位置，一邊使超音波探頭 10 移動至腹部的複數暫定測定位置，一邊測定前述尿量的定位模式。在此，所謂暫定測定位置係指以找到能以高精度測定膀胱內之尿量的位置為目的，暫時安裝超音波探頭 10 的位置。

[0039] 以下，針對前述定位模式，具體進行說明。

圖 6 係為了說明定位模式而具體記述圖 1 的圖。如圖 6 所示，前述控制部 20 係大略分為具有超音波控制部 21、輸入部 22、記憶部 23、運算部 24、輸出部 25、警報部 26、顯示部 27，該等概略構造係如前述＜基本構造的

實施形態＞的項目中所示，所以，除必要狀況以外，省略重複的說明。

[0040] 前述顯示部 27 係將以前述蓄尿量計算部 24a 所計算出之尿量時間序列性地圖表顯示，或顯示尿量測定相關之各種資料者，具體來說，相當於如圖 7 所示之超音波尿量測定器 1 的畫面。作為顯示於該畫面之圖表顯示的具體例，可舉出將橫軸設為時間，縱軸設為尿量，將所定時間範圍內所測定之複數尿量並排於時間軸方向的條形圖的顯示。又，前述畫面中之 186 的數值表示最新的測定尿量，243 的數值表示作為後述之定位指標值得最大感度值（定位時之最大尿量值，以下稱為「最大值」）。再者，膀胱內之尿量的顯示例如作為線圖所致之顯示亦可。

[0041] 前述輸入部 22 係具有利用按下模式選擇按鈕群 43 之任一，切換前述各種測定模式與定位模式的切換模式選擇部 22a。具體來說，利用在測定模式的選擇中按下模式選擇按鈕群 43 中預先訂定之按鈕，模式選擇部 22a 係切換成定位模式，利用在定位模式的選擇中按下模式選擇按鈕群 43 之任一，模式選擇部 22a 係切換成各種測定模式之任一。

又，定位係每於測定開始時實施為佳，故藉由電源投入按鈕（未圖示）來進行定位模式的切換亦可。此時，電源投入時一定成為定位模式，會實施定位。

[0042] 在此，前述超音波控制部 21 係以前述各種測定模式的測定週期成為一測定週期，例如 1 分鐘之間，前

述定位模式的測定週期成為比前述一測定週期還短的其他測定週期，亦即 1 秒鐘之間之方式，控制前述超音波元件 11 亦可（參照圖 5）。當然，一測定週期與其他測定週期相同亦可。又，1 次測定時之超音波的發送次數，係如圖 5 所示，例如為 10 次，但並不限於此。又，因應測定時之被測定者的身體動作等，每於測定時改變發送次數亦可。

如上所述，膀胱內尿量的計算係利用對依據過去及現在的複數時刻之超音波反射波（第 1 個數的反射波）的資料進行統計處理來進行。在本實施形態的範例中，在前述各種測定模式中，依據 10 個連續的時刻之超音波反射波，計算出膀胱內尿量。亦即，從獲得 10 個反射波後，才開始計算膀胱內尿量值。因此，到計算出膀胱內尿量值為止，會產生若干的時滯。又，因使用多數的超音波反射波，故相對於超音波元件 10 之位置的變更，被計算出之膀胱內尿量的回應性較差。因此，在定位模式時，將尿量測定所用之反射波的數量從第 1 個數減少成第 2 個數，例如以不是依據通常測定模式之 10 個超音波反射波，而依據 5 個超音波反射波，計算出膀胱內尿量之方式，變更統計處理的方法亦可。此時，從進入定位模式後到初始輸出膀胱內尿量為止的時間，係比進入通常得測定模式厚到初始輸出膀胱內尿量為止的時間還短，且對於超音波探頭 10 的位置變化之回應性也變高。

進而，如圖 8 所示，於複數膀胱內尿量值得計算中，

重複利用相同的超音波反射波亦可。亦即，在依據 5 個超音波反射波來計算出膀胱內尿量時，依據超音波反射波 U1～U5 在時刻 T5 計算出尿量 M1，依據超音波反射波 U2～U6 在時刻 T6 計算出尿量 M2 亦可。此時，可將尿量的計算間隔縮短到超音波的發送間隔為止。例如，在超音波的發送間隔為 0.1 秒的範例中，可以 0.1 秒間隔，連續取得膀胱內尿量值。

[0043] 如圖 6 所示，前述記憶部 23 係具有記憶在選擇前述定位模式之間所測定的複數暫定測定位置之尿量中最大值的指標值記憶部 23a。又，前述運算部 24 係具有比較在選擇定位模式之間所測定之尿量與表示用以定位超音波探頭 10 的適當值之定位指標值的第 1 比較部 24c。在被計算出的尿量值是最大值以上時，被記憶於指標值記憶部 23a 的最大值會更新為該計算出的尿量值。又，在被計算出的尿量值小於最大值時，則維持被記憶於指標值記憶部 23a 的最大值。再者，被記憶於指標值記憶部 23a 的前述最大值，設為被計算出的尿量值大於該最大值時更新亦可。

[0044] 又，作為於前述指標值記憶部 23a，也記憶代表可允許最大值之感度的允許值亦可。該允許值作為可在不超出最大值的範圍中設定，利用最大值乘以所定比例，自動設定者亦可，作為從輸入部 22 手動輸入者亦可。於此狀況中，前述允許值的自動設定，係藉由運算部 24 所具備的允許值計算部 24b 來進行。

[0045] 如圖 7 所示，在顯示於構成前述顯示部 27 的畫面的條形圖上，前述最大值藉由延伸於時間軸方向的直線，作為第 1 定位指標值 41 來顯示。又，在使用前述允許值時，該允許值藉由延伸於時間軸方向的直線，作為第 2 定位指標值 42 來顯示。又，前述顯示部 27 可因應前述最大值，變更前述圖表標度的顯示。例如，前述最大值被更新而變大的話，伴隨此狀況，條形圖的尿量軸的最大值也變大。又，於前述條形圖上，顯示前述第 1 定位指標值 41 或第 2 定位指標值 42 的至少一方即可，不一定需要顯示第 1 定位指標值 41 及第 2 定位指標值 42。

[0046] 又，前述警報部 26 係在定位模式中計算出的尿量到達前述第 1 定位指標值 41 或第 2 定位指標值 42 以上時，利用發送警報，通知被測定者等。作為警報，有聲音、畫面或振動所致之發送，但並不限於此。又，第 1 定位指標值 41 與第 2 定位指標值 42 所用的警報作為不同者亦可。進而，警報部 26 係以因應被計算出的尿量與第 1 定位指標值 41 或第 2 定位指標值 42 之差的倒數的間隔，發出音響訊號或振動亦可。例如，被計算出的尿量接近第 1 定位指標值 41 或第 2 定位指標值 42 時，警報部 26 係發出發送間隔短的振動或音響，另一方面，被計算出的尿量與第 1 定位指標值 41 或第 2 定位指標值 42 的差較大時，則發出發送間隔長的音響訊號或振動亦可。此係藉由利用運算部 24，求出被計算出的尿量與第 1 指標值 41 或第 2 定位指標值 42 的差，並將其乘上係數來決定警報間

隔，或比較前述的差與複數臨限值，依據其比較結果來階段性決定警報間隔所實現。

[0047] 接著，依據圖 9，針對使用超音波尿量測定器 1 之超音波探頭 10 的定位方法進行說明。在以下所說明的定位方法中，作為不設定前述允許值（第 2 定位指標值 42）的範例來進行說明。

[0048] 首先，藉由按下安裝於超音波尿量測定器 1 的前述模式選擇按鈕 43，從測定模式變更成定位模式（步驟 S10）。該步驟 S10 相當於本發明的第 1 步驟。接著，重設被記憶於前述指標值記憶部 23a 的最大值（步驟 S11）。接著，前述蓄尿量計算部 24a 係以前述其他測定週期，測定膀胱內的尿量（步驟 S12）。被測定的尿量係作為數值及條形圖而顯示於顯示部 27（步驟 S13）。

[0049] 接著，被測定的尿量與最大值以前述第 1 比較部 24c 進行比較（步驟 S14）。該步驟 S14 相當於本發明的第 4 步驟。在被測定的尿量是最大值以上時，被測定的尿量作為最大值，以第 1 比較部 24c 更新（步驟 S15）。該步驟 S15 相當於本發明的第 2 步驟。另一方面，在被測定的尿量未滿最大值時，則不進行前述之步驟 S15 及後述之步驟 S16～S18，判斷可否解除定位模式（步驟 S19）。

[0050] 步驟 S15 之後，遵從被更新的最大值，更新顯示於畫面上的條形圖之定位指標值 41（步驟 S16），並且遵從其被更新的定位指標值 41，變更條形圖的標度

（步驟 S17）。然後，利用發送警報，將定位指標值 41 被更新之狀況通知被測定者等（步驟 S18）。又，該步驟 S17 相當於本發明的第 3 步驟，步驟 S18 相當於本發明的第 5 步驟。

[0051] 接著，判斷於前述之步驟 S19 中，是否有執行定位模式解除。在未執行定位模式解除時，則回到步驟 S12。所以，到定位模式結束為止，重複執行前述之步驟 S12～S19。該步驟 S19 相當於本發明的第 1 步驟。然後，在重複執行前述步驟 S12～S19 中，依據前述最大值，確認適合測定模式之尿量測定的安裝位置・角度之後，解除定位模式。定位模式的解除係利用按下前述模式選擇按鈕群 43 之任一來進行，藉此，切換成測定模式（步驟 S20）。然後，利用切換成各種測定模式，超音波探頭 10 的定位方法結束。決定超音波元件 10 的安裝位置・角度的話，則在其狀態下將超音波元件 10 固定於腹部。固定可藉由接著膠帶或凍膠/凝膠等來進行。

依據本實施形態的定位模式，在選擇定位模式之間，在各暫定測定位置所測定之尿量值中的最大尿量值，亦即最大值及/或允許值，作為用以對前述超音波探頭定位的定位指標值，顯示於顯示部之前述定位位置模式中測定之尿量值的圖表上，又，藉由警報輔助定位。因此，依據該指標值，可將超音波探頭對於適合各種測定模式的尿量測定的安裝位置・角度，容易地定位。

[0052]

（B）殘尿測定（殘尿測定模式）

接著，針對殘尿測定進行說明。在殘尿測定中，測定測定時間點中被積存於膀胱內的尿量。

殘尿測定係藉由上述之定位模式在已決定超音波元件 10 的位置之狀態下實施為佳。此時，例如在定位模式中已決定超音波元件 10 的位置時，利用按壓模式選擇按鈕群 43 中的殘尿測定用按鈕，與定位模式結束同時開始殘尿測定模式。

在殘尿測定時，從超音波探頭 10 內的各超音波元件 11 發送超音波。各超音波元件 11 係接收其反射波，運算部 24 使用前述之〈基本構造的實施形態〉中所示之（1）（2）式，計算出膀胱內尿量。具體來說，各超音波元件 11 係例如以 0.1 秒間隔發送 10 次超音波，取得 10 個反射波資料。然後，運算部 24 使用該 10 個反射波資料，藉由統計處理的手法，計算出去除了雜訊的膀胱內尿量。

顯示部 27 係從運算部 24 接收已計算出的膀胱內尿量，並顯示該數值。

[0053]

（C）定時測定（定時測定模式）

定時測定係藉由上述之定位模式在已固定超音波元件 10 的位置之狀態下實施為佳。此時，例如在定位模式中已決定超音波元件 10 的位置時，利用按壓模式選擇按鈕群 43 中的定時測定用按鈕，與定位模式結束同時開始定時測定模式。

在定時測定模式中，如殘尿測定般，不僅只是測定 1 次膀胱內尿量，而是所定期間連續性計算出尿量，並藉由數值及/或圖表來顯示計算結果。例如，以 1 分鐘 1 次的一定間隔持續測定膀胱內尿量，對其結果進行圖表顯示，並且與測定時刻建立關聯並予以記憶。亦即，蓄尿量計算部 24a 每隔所定測定週期，例如每 1 分鐘 1 次，計算出膀胱內的尿量。此時，前述超音波元件 11 係計算出該 1 次的測定週期之尿量，以一定發送週期例如每隔 0.1 秒 1 次，計 10 次（1 秒鐘間）發送超音波。所以，各發送週期之各測定指標值 PD_j 係可藉由以各超音波元件 11 接收之反射波的反射強度 P_i 與尖峰間的距離 D_i 的積，針對 $i=1\sim 4$ 來加算所得，結果，於 1 次的測定週期中可取得 10 個測定指標值 PD_j （參照前述（1）（2）式）。然後，利用對於該等測定指標值 PD_j （ $j=1\sim 10$ ）進行適切的平均化處理，可取得平均指標值 PD ，並利用將該平均指標值 PD 乘以係數 R ，可計算出各測定週期之膀胱內的尿量 EU 。再者，如此計算出的尿量 EU ，與測定時刻一起時間序列性地被記憶於前述記憶部 23。又，藉由顯示部 27，如圖 3 所示，進行圖表顯示及數值顯示。

[0054] 再者，在此，將測定週期設為 1 分鐘來進行說明，但是，在每隔 0.1 秒發送超音波時，測定週期最短可設定為 0.1 秒。圖 10 係說明此時的測定間隔的圖。如圖 10 所示，從定時測定模式開始於時刻 T_{10} 初始計算出的膀胱內尿量值 N_1 ，係根據 $U_1\sim U_{10}$ 之超音波發送的超

測定器 1 中更高精度地取得膀胱內之尿量及其時間變化的資料來說，盡可能縮短超音波的測定週期來進行測定為佳，但是，有消費電力會增大的問題。另一方面，測定尿量的期間也不一定需要在全期間中均勻的資料。以下，作為此種狀況之一例，舉出膀胱內的尿量接近應催促排尿之所定第 2 臨限值（警報尿量）時，亦即被測定的尿量達到小於前述警報尿量的所定第 1 臨限值（預警尿量）時，則到警報尿量為止的期間中取得更正確的尿量，故在縮短尿量的測定週期時，相反來說，即於測定模式中膀胱內尿量到達預警尿量為止，延長測定週期而抑制消費電力的範例來進行說明。

[0064] 首先，針對前述測定週期的變更之基準的所定第 1 臨限值進行說明。如上所述，前述第 1 臨限值係用以判斷膀胱的尿量是否快到達警報尿量之值。在本實施形態中，該預警尿量係以前述輸入部 22 輸入，或依據前述警報尿量計算出。如此設定的預警尿量被記憶於記憶部 23。

[0065] 在前述第 2 比較部 24d 中，比較以前述蓄尿量計算部 24a 所計算出之膀胱內的尿量與預警尿量。在前述膀胱內的尿量未滿前述預警尿量時，膀胱的尿量被判斷為不會馬上到達警報尿量，不縮短測定週期而以所定第 1 時間間隔來測定膀胱內的尿量。在本實施形態中，此時的第一時間間隔如圖 5 所示，為 1 分鐘。另一方面，在前述膀胱內的尿量是前述預警尿量以上時，膀胱的尿量被判斷

為會馬上到達警報尿量，則縮短測定週期而以所定第 2 時間間隔來測定膀胱內的尿量。在本實施形態中，此時的第 2 時間間隔為 10 秒鐘。

如上所述，在測定模式開始之前，通常實施定位模式。在本實施形態中，膀胱內的尿量未滿預警尿量時的測定週期（第 3 週期），係比定位模式之測定週期（第 1 週期）及膀胱內尿量是預警尿量以上時之測定週期（第 2 週期）還長。藉此，使定位正確並且在警報尿量附近的測定間隔變短，故可實現高精度的測定。再者，定位時的測定週期（第 1 週期）與膀胱內尿量為預警尿量以上時的測定週期（第 2 週期）相同亦可。

又，於 1 次的測定中所利用之超音波反射波的數量，係在膀胱內尿量未滿預警尿量時（第 3 個數），比是預警尿量以上時（第 2 個數）還少亦可，但是，為了確保資料精度，相同數量為佳。再者，在定位模式中，於 1 次的測定中所利用之超音波反射波的數量（第 1 個數），設為比是預警尿量以上時所利用之超音波反射波的數量（第 2 個數）還少的次數為佳。

[0066] 前述超音波控制部 21 係以可每隔前述測定週期測定膀胱內的尿量之方式，控制從超音波元件 11 發送的超音波。亦即，在膀胱內的尿量未滿預警尿量時，以所定第 1 時間間隔從超音波元件 11 發送超音波。又，在膀胱內的尿量是預警尿量以上時，至少到達前述警報尿量為止之間，以比前述第 1 時間間隔還短的所定第 2 時間間

隔，從超音波元件 11 發送超音波。

[0067] 前述顯示部 27 係將被前述記憶部 23 記憶的預警尿量，顯示於前述條形圖上。此時，前述測定週期係在該膀胱內的尿量未滿預警尿量時與預警尿量以上時不同，但是，前述條形圖的顯示間隔，是配合前述第 1 時間間隔的間隔亦可，是前述第 2 時間間隔亦可，或與該等不同的時間間隔亦可。在顯示間隔為第 1 時間間隔時，在測定週期為第 1 時間間隔的時間帶中，可將被測定之所有膀胱內的尿量，作為條形圖來顯示，但是，在測定週期為第 2 時間間隔的時間帶中，無法將成為預警尿量以上之所有膀胱內的尿量，作為條形圖來顯示。此時，從被記憶於記憶部 23 之膀胱內的尿量中抽出每一前述顯示間隔的資料，並顯示於條形圖上。作為該資料的抽出方法，有抽出前述顯示間隔中所計算出之膀胱內的尿量之最大值的方法，及計算出平均值的方法。

另一方面，顯示間隔為第 2 時間間隔時，在測定週期為第 2 時間間隔的時間帶中，成為預警尿量以上之所有膀胱內的尿量作為條形圖而進行顯示，但是，在測定週期為第 1 時間間隔的時間帶中，成為未被測定的時刻之測定值被去除的條形圖。此時，第 2 時間間隔是第 1 時間間隔的整數倍的話，可將更多實際的測定值顯示於圖表上。

[0068] 接著，依據圖 13，針對使用低消費電力模式之超音波尿量測定器 1 的尿量的測定方法進行說明。首先，警報尿量藉由被測定者等輸入至輸入部 22（步驟

S30)。接著，設定預警尿量（步驟 S31）。此時，預警尿量係作為藉由前述輸入部 22 輸入者亦可，作為利用將警報乘以所定常數所計算出者亦可。

[0069] 接著，前述超音波元件 11 朝向被測定者的膀胱發送超音波，並且接收其反射波，接收之反射波利用前述超音波控制部 21 轉換成反射波資料，前述蓄尿量計算部 24a 依據該反射波資料來計算出膀胱內的尿量，藉此，測定膀胱內的尿量（步驟 S32）。此時的前述膀胱內的尿量的測定週期，係第 1 時間間隔（1 分鐘間隔）。然後，被測定之膀胱內的尿量被顯示於前述顯示部 27，被前述輸出部 25 輸出，或被前述記憶部 23 記憶。

[0070] 接著，以前述第 2 比較部 24d，比較計算出之膀胱內的尿量與預警尿量（步驟 S33）。在被測定之膀胱內的尿量未滿預警尿量時，則回到步驟 S32，繼續進行以第 1 時間間隔將超音波發送至膀胱的控制。所以，超音波元件 11 係到膀胱內的尿量成為預警尿量以上為止，以第 1 時間間隔將超音波發送至膀胱，測定膀胱內的尿量。

[0071] 又，於步驟 S33 中，被測定之膀胱內的尿量是預警尿量以上時，則膀胱內的尿量馬上會到達警報尿量，故利用前述超音波控制部 21 將測定週期變更為第 2 時間間隔（測定週期 10 秒），前述超音波元件 11 係以第 2 時間間隔將超音波發送至膀胱，接收來自膀胱的反射波。又，超音波控制部 21 之反射波資料的轉換、蓄尿量計算部 24a 之膀胱內的尿量的計算，係與步驟 S32 同樣地

進行（步驟 S34）。

[0072] 接著，以前述第 2 比較部 24d，比較測定之膀胱內的尿量與警報尿量（步驟 S35）。膀胱內的尿量未滿警報尿量時，則回到步驟 S34，繼續進行以第 2 時間間隔將超音波發送至膀胱，測定膀胱內的尿量的控制。又，膀胱內的尿量是警報尿量以上時，則以警報部 26 發送警報（步驟 S36）。

[0073] 如上所述，在低消費電力模式中，因應計算出之膀胱內的尿量，變更前述測定週期。具體來說，因膀胱內的尿量成為所定第 1 臨限值以上，判斷馬上會到達前述警報尿量時，利用縮短前述測定週期，可更正確地計算出膀胱內的尿量。另一方面，因膀胱內的尿量未滿所定第 1 臨限值，故判斷並不會馬上到達前述警報尿量時，利用延長前述測定週期，可抑制超音波尿量測定器 1 的消費電力。

[0074] 又，除了如前述般縮短測定週期之外，藉由將構成運算部 24 的 CPU 設為休眠狀態，可更抑制消費電力。

圖 14 係也包含電池 100、及將 CPU 設為休眠狀態，或使 CPU 復原的計時器部 28 之本實施形態的超音波尿量測定器的構造圖。前述計時器部 28 係具有電源控制電路 101 與計時器・時脈電路 102，在被計算出之膀胱內尿量是預警尿量以上時，來自電池 100 的電力透過電源控制電路 101，供給至構成運算部 24 的 CPU，CPU 進行通常動

作。然後，依據計時器・時脈電路 102 的計數，實施較短測定間隔之超音波發送・膀胱內尿量計算。

另一方面，在被計算出之膀胱內尿量未滿預警尿量時，則將 CPU 設為休眠狀態。此時，從電池 100 至 CPU，透過電源控制電路 101 僅供給將 CPU 維持為休眠狀態的電力。然後，根據計時器・時脈電路 102 的計數，指示下個超音波發送及膀胱內尿量測定的話，從電源控制電路 101 供給至 CPU 的電力供給成為測定用的較大電力，CPU 復原而成為通常動作狀態。

再者，CPU 為休眠狀態時從輸入部 22 有某種輸入時，CPU 從休眠狀態回復為佳。因此，即使 CPU 的休眠時，也對輸入部 22 從電源控制電路 101 供給一定電力為佳。

如此，在低消費電力定時測定模式中，藉由到膀胱內尿量到達預警尿量為止，增加尿量測定間隔，進而將 CPU 設為休眠狀態，可抑制消費電力。

[0075]

(F) 排尿日誌記錄

以下，針對使用前述超音波尿量測定器的尿量管理資料的作成/記錄系統進行說明。該系統係例如適合利用於對持有膀胱過動症等之排尿障礙的被測定者（患者）的膀胱訓練進行計畫時，自動作成並記錄被測定者的各測定時刻之蓄尿量（=膀胱內尿量）、排尿量與排尿時刻等的各種資料被時間序列性地記錄之排尿日誌等的尿量管理資料

意時刻者。

[0082] 對前述尿意輸入部輸入尿意訊號時，如上所述，其尿意時刻被記憶於測定資料記憶部 23b，並且對應其尿意時刻的尿意時膀胱內尿量利用前述運算部 24 計算出。然後，尿意時膀胱內尿量係以運算部 24 之第 3 比較部 24e 與所定警報臨限值（警報尿量）進行比較，如圖 19（a）、圖 19（b）中作為一例所示，該尿意時膀胱內尿量被顯示於前述顯示部 27。以前述第 3 比較部 24e 比較的警報尿量，係例如作為預先訂定之值亦可，但是，作為透過前述輸入部 22，被測定者及醫療從事者等所輸入者亦可，被設為適當之值。

[0083] 於本實施形態中，前述尿意時膀胱內尿量係依據對尿意輸入部輸入尿意訊號之輸入時之前的測定週期之膀胱內尿量來計算。具體來說，該尿意時膀胱內尿量係在尿意輸入部的尿意訊號的輸入時，被記憶於前述測定資料記憶部 23b 之最近的膀胱內尿量。但是，在發生起因於體位變更等之測定錯誤，沒有尿意訊號的輸入前的所定時間內（例如 1 分鐘）所計算出之膀胱內尿量時，則不記錄尿意時膀胱內尿量。

然後，前述第 3 比較部 24e 係比較其尿意時膀胱內尿量值與前述警報尿量，在尿意時膀胱內尿量不超過警報尿量的所定比例（例如 80%）時，例如利用數值表示等，以可認知對於被測定者不需要進行排尿之方式顯示。如此，對尿意輸入部輸入尿意訊號（按壓按鈕）的話，透過前述

顯示部 27 尿意時膀胱內尿量被數值化，並且第 3 比較部 24e 所致之比較結果作為數值來顯示，故例如被測定者可知道即使在無關於膀胱內尿量只有少量也察覺到尿意時，也沒有進行排尿的必要性，伴隨此狀況，逐漸增加尿可充滿膀胱內的時間，可逐漸放寬排尿間隔。

[0084] 再者，前述尿意時膀胱內尿量係考率測定不均等狀況，依據尿意訊號的輸入時之前的測定週期之複數膀胱內尿量值，求出尿意時膀胱內尿量亦可。此時，例如，對前述尿意輸入部的尿意訊號輸入時，也可求得作為從被記憶於測定資料記憶部 23b 的複數膀胱內尿量值去除最大值與最小值之膀胱內尿量的平均。又，尿意訊號的輸入時，從被記憶於前述測定資料記憶部 23b 的複數膀胱內尿量值內插，求出尿意時膀胱內尿量亦可。

[0085] 或者，前述尿意時膀胱內尿量係作為對尿意輸入部輸入尿意訊號時，藉由前述超音波元件 11 將超音波朝向膀胱發送，依據其反射波，以前述膀胱內尿量計算部 24a 所計算出的膀胱內尿量值亦可。此時，前述尿意時膀胱內尿量並不適依據各測定週期單位所推測且記憶之過去的膀胱內尿量者，而是在按壓相當於尿意輸入部的前述按鈕之時間點所測定之膀胱內尿量值。

[0086] 被測定者的膀胱內尿量值係被監控，以膀胱內尿量計算部 24a 所計算出之膀胱內尿量中最大膀胱內尿量作為 MAX 值而記錄於前述記憶部 23。具體來說，於運算部 24 中，比較每一測定週期所得之膀胱內尿量與被記

錄於記憶部 23 的 MAX 值，在膀胱內尿量超過 MAX 值時，則該膀胱內尿量值作為新的 MAX 值而被記錄於記憶部 23。又，前述 MAX 值係從前述記憶部 23 讀取出，例如圖 16 所示，顯示於前述顯示部 27（畫面右上）。又，來自輸出部 25 的輸出時，從前述記憶部 23 讀取出 MAX 值，例如與膀胱內尿量及尿意時刻等一起輸出亦可。

該 MAX 值係藉由數小時～1 天的測定，成為貯存於被測定者的膀胱內之大約的最大膀胱內尿量，作為以後之膀胱訓練的指標。又，伴隨 MAX 值顯示於顯示部 27 等，被測定者可自覺本身的膀胱內，可保持更多的尿之狀況。

[0087] 又，本實施形態之前述運算部 24 具有係依據被記憶於前述記憶部 23 的資料，將至少所定每一測定週期的蓄尿資料、包含尿意時刻的尿意資料、及包含依據蓄尿資料所計算出的排尿量與其排尿時刻的排尿資料，時間序列性並排來作成尿量管理資料的管理資料作成部 24f。該管理資料作成部 24f 係例如利用合成被記憶於測定資料記憶部 23b 的各時刻之膀胱內尿量與尿意時刻，作成尿量管理資料。該尿量管理資料係以從前述輸出部 25 輸出，或顯示於顯示部 27 之方式構成。

[0088] 前述尿量管理資料係可使用來作為對於膀胱過動症等的被測定者的排尿日誌，例如，作為尿量管理資料的範例，如圖 20 所示，有將各時刻之膀胱內尿量（每 1 分鐘的測定週期）、被測定者查覺尿意而對尿意輸入部輸入尿意訊號的時刻、排尿量與其時刻，時間序列性地以

表格形式來表示者。又，在本實施形態中，於前述尿量管理資料，表示作為最大膀胱內尿量的 MAX 值。

[0089] 針對排尿量與排尿時刻，藉由前述運算部 24，根據被記憶於前述測定資料記憶部 23b 的各時刻之膀胱內尿量的時間性變化，並依據膀胱內尿量大幅減少的時刻來計算。具體來說，利用前述運算部 24 之排尿量計算部 24g，比較被記憶於前述測定資料記憶部 23b 的某時刻之膀胱內尿量，與下個時刻之膀胱內尿量的尿量差，並且找出該差成為被記憶於前述記憶部 23 之所定排尿臨限值以上的時刻，作為排尿量而計算出排尿臨限值以上時的尿量差，將該排尿量顯示於前述顯示部 27，或輸出至輸出部 25。設定排尿臨限值是因為不將依據測定誤差之若干的尿量減少判斷成「排尿」。再者，該排尿臨限值係預先設定亦可，或者，被測定者等透過前述輸入部 22 設定亦可。再者，作為排尿臨限值，例如可舉出 50cc，但並不限於該值。

[0090] 又，排尿時刻係依據被測定者所致之輸入來記錄亦可。亦即，將被測定者操作為了記錄排尿時所分配的按鈕（按鈕 43 之任一）時的時刻，記錄為排尿時刻。此時的排尿量可根據按鈕操作前後之所定時間內的膀胱內尿量的降低量來求得。排尿時刻的輸入及記錄，係藉由排尿開始與排尿結束的時刻個別的輸入來進行亦可。此時，即使藉由運算部 24 計算出排尿開始時或最接近其的膀胱內尿量，與排尿結束時或最接近其之膀胱內尿量的差，也

可求出排尿量。

又，具有引起膀胱內尿量之降低的排尿是自發性的排尿所致者或漏尿所致者的功能亦可。例如，利用被測定者所致之按鈕操作來進行排尿記錄時，在沒有該按鈕操作所致之排尿記錄之狀態下，觀察到膀胱內尿量的降低時，可記錄為漏尿。具體來說，藉由運算部 24，根據被記憶於前述測定資料記憶部 23b 之各時刻的膀胱內尿量的時間性變化，探索出膀胱內尿量大量減少的時刻，並利用運算部 24 計算出該時刻與之前的排尿記錄時間的差，在其超出所定時間時，則可判定為漏尿。又，利用運算部 24 計算出觀察到膀胱內尿量的降低的時刻，與之前的尿意的記錄時間的差，在其超出所定時間時也同樣地可判定為漏尿。此時，於圖 20、圖 21、圖 23、圖 24 中，可輸出/顯示排尿量是否是漏尿所致者。

[0091] 在圖 20 中，將前述尿意時刻，作為對尿意輸入部輸入尿意訊號之時間點的時刻，但是，將該尿意時刻，作為在尿意訊號的輸入時刻附近，藉由前述膀胱內尿量計算部 24a 計算出膀胱內尿量的時刻並予以顯示亦可（參照圖 21）。或者，如圖 22 所示，以將縱軸設為膀胱內尿量，橫軸設為時刻的條形圖來表現，並且也可使用箭頭等的記號來表示前述尿意時刻。再者，在圖 22 中，每 5 分鐘間隔的膀胱內尿量值作為條形圖而予以顯示，根據在 11 點 20 分與 11 點 30 分之間，膀胱內尿量值急遽下降，可視認到其間有發生排尿。

[0092] 又，在此範例中，前述尿量管理資料是依據前述定時測定模式的測定結果來作成及記錄，但是，例如，從對尿意輸入部輸入尿意訊號的時刻到排尿時刻為止之間（例如，圖 21 之時刻 11：17：00～時刻 11：24：00）係縮短測定週期，正確掌握查覺尿意後之膀胱內的蓄尿量，關於其以外的所定期間，則延長尿量的測定週期，藉此，也可抑制消費電力。

[0093] 又，於本實施形態中，可將尿量管理資料，對比被記憶於前述測定資料記憶部 23b 的各時刻之膀胱內尿量與尿意時刻，抽出對應該尿意時刻的膀胱內尿量，並且根據上述之計算出排尿量的方法來計算出排尿時刻，抽出排尿時刻之膀胱內尿量，藉此，如圖 23 所示的表格形式地進行顯示。再者，在圖 23 中，抽出排尿時刻之膀胱內尿量，但是，除此之外，也抽出快到排尿時刻前所計算出的膀胱內尿量，如圖 24 般輸出亦可。依據此種尿量管理資料，僅表示尿意時刻、及排尿量與排尿時刻之膀胱內尿量，該等係於排尿日誌中僅表示成為重點的活動，故例如醫院的門診時可有效利用。

[0094] 又，以管理資料作成部 24f 所作成的尿量管理資料，係例如也可使前述記憶部 23 之管理資料記憶部 23c 記憶，在需要該尿量管理資料時也可從該管理資料記憶部 23c 讀取出。

再者，在此僅記錄尿意的有無，但是，可以例如 1～5 的 5 階段來記錄尿意的強度（迫切感）亦可。此係例如

讓被測定者在尿意的強度為 5（非常強）時按 5 次尿意輸入部，在尿意的強度為 1（有尿意）時按 1 次尿意輸入部的話，則可利用超音波尿量測定器來判別。此時，於圖 23、圖 24 之尿意的欄位，可輸出/顯示表示尿意的強度之數字或記號等。在以上說明之本發明的實施形態中，超音波探頭 10 及控制部 20 的所有要素不需要一體形成。例如，控制部 20 之輸出部 25、警報部 26、顯示部 27、輸入部 22 等，也可利用不同樣式的資訊終端來構成。此時，也將記憶部 23 設置於資訊終端，以在與進行超音波測定的部分之間，藉由 wifi 或藍芽等來發送接收測定資料之方式構成即可。

[0095] 又，在前述超音波尿量測定系統中，在作成如排尿日誌等的尿量管理資料時，該被測定者不需要每次計測膀胱內尿量（排尿量）及尿意時刻等，該尿量管理資料被自動地作成，故對於被測定者的負擔比較小，可簡單且正確地作成。又，本實施形態中所作成的尿量管理資料，係因為膀胱內的各時刻之膀胱內尿量、尿意時刻、及排尿量與其時刻，時間序列性地被建立關聯，以被測定者本身可視覺地理解尿意與各時刻之膀胱內尿量（排尿量）的關係的方式作成，即使是醫療從事者，也可藉由該尿量管理資料，掌握被測定者的自覺症狀與實際的膀胱功能，可計畫出適合被測定者之適當的膀胱訓練。

[0096] 接著，依據圖 25，針對利用外部通訊終端作成尿量管理資料的實施形態進行說明。以下，與其構造一

起針對關於本發明的尿量管理資料的作成方法進行說明。但是，在此為了避免說明的重複，關於與前述相同構造部分及依據其的作用效果，附加相同符號，省略詳細的說明。

在使用前述外部通訊終端的尿量測定系統 30 中，在由具有前述超音波元件 11 的測定器本體 31（尿量測定裝置），與連接於該測定器本體 31 的外部通訊終端 32（尿量管理資料作成終端）所構成之處，與前述第 1 實施形態不同。

作為外部通訊終端 32，並不特別限定機器，例如作為智慧型手機亦可，作為手機、平板電腦型終端、個人電腦等亦可。

[0097] 如圖 25 所示，前述測定器本體 31 係至少具有前述運算部中本體側的運算部 24，與將利用該本體側的運算部 24 所計算出的膀胱內尿量與其測定時刻發送至前述外部通訊終端 32 的第 1 通訊部 33。又，測定器本體 31 係具有前述超音波控制部 21，與記憶膀胱內尿量及測定時刻等的第 1 記憶部 34。於本實施形態中，前述本體側運算部 24 具有依據反射波資料，運算膀胱內尿量的前述膀胱內尿量計算部 24a。

另一方面，外部通訊終端 32 係具有前述運算部中終端側的運算部 37、在與前述第 1 通訊部 33 之間進行發送接收的第 2 通訊部 35（接收部）、前述尿意輸入部、前述管理資料作成部 37b、包含記憶透過前述第 2 通訊部 35

所接收之膀胱內尿量與其測定時刻、及前述尿意時刻的測定資料記憶部 36a 的第 2 記憶部 36。進而，在接收被測定者所致之排尿時刻的輸入時，排尿時刻資料（排尿開始時刻或排尿結束時刻亦可）也可藉由未圖示的記憶部記憶。又，該外部通訊終端 32 係具有前述輸入部 22、前述顯示部 27、前述輸出部 25。再者，於本實施形態中，前述終端側運算部 37 具有比較尿意時膀胱內尿量與警報尿量的第 3 比較部 37a、作成尿量管理資料的管理資料作成部 37b、計算出排尿量與排尿時刻的排尿量計算部 37c。

[0098] 被記憶於前述測定器本體 31 之第 1 記憶部 34 的前述膀胱內尿量等的資料，係依據外部通訊終端 32 的指示（例如，前述輸入部 22 的輸入操作），從第 1 通訊部 33 透過第 2 通訊部 35 發送至該外部通訊終端 32。測定器本體 31 與外部通訊終端 32 之間的通訊，係例如使用 Wi-Fi（Wireless Fidelity）、藍芽、NFC（Near Field Communication）等的無線通訊方式。又，關於測定器本體 31 與外部通訊終端 32 的資料發送接收的時機，作為常時亦可，作為每隔一定時間亦可。或者，作為對外部通訊終端 32 之輸入部 22 的輸入時亦可，設為以適當的時機發送接收者。

[0099] 如圖 25 所示，外部通訊終端 32 係透過第 2 通訊部 35，接收從測定器本體 31 發送之膀胱內尿量與該測定時刻相關的資料，記憶於第 2 記憶部 36 內的測定資料記憶部 36a。又，在有對尿意輸入部之尿意訊號的輸入

時，尿意時刻被記憶於測定資料記憶部 36a，並且對應尿意時刻的尿意時尿量值從該測定資料記憶部 36a 讀取出。

[0100] 又，於外部通訊終端 32 中，依據被記憶於第 2 記憶部 36 的資料，利用終端側運算部 37 之管理資料作成部 37b 作成排尿日誌等的尿量管理資料，例如，以上述之圖 20～圖 22 的形式，顯示於前述顯示部 27，從輸出部 25 輸出。又，例如圖 26 般，也可依據前述資料，本體側運算部 24 計算並顯示被指定之每 3 天之間的前述 MAX 值、被指定之每天的排尿次數、尿意的次數。進而，如上所述，也可將排尿時刻包含於前述尿量管理資料。又，將膀胱內尿量降低的時刻，利用本體側運算部 24 檢測出並記憶為排尿量，並且計算出尿量降低的時刻，與被測定者所致之排尿時刻（排尿開始時刻或排尿結束時刻）及尿意時刻的時間差，將其包含於尿量管理資料亦可。進而，依據前述時間差，判別是否有意識到膀胱內尿量的降低，亦即是否是漏尿，也可將其判別結果包含於尿量管理資料。

再者，外部通訊終端的運算及顯示資料，係能以醫療關係者等的利用可任意選擇之方式構成。

作成之尿量管理資料，係可於雲端上設置前述管理資料記憶部 38，例如從第 2 通訊部 35 經由 Wi-Fi 等來保存或讀取出該資料。或者，於測定器本體 31 或外部通訊終端 32 的記憶部等的記憶區域，設置管理資料記憶部亦可。

[0101] 再者，在圖 25 所示範例中，於前述外部通訊

終端 32 側，設置輸入部 22 及尿意輸入部 22a、顯示部 27、輸出部 25、第 3 比較部 37a、管理資料作成部 37b、排尿量計算部 37c，但並不限於此，也將該等設置於測定器本體 31 側亦可。

[0102] 本實施形態的超音波尿量測定器，也利用作為如廁訓練及膀胱訓練用的裝置。如廁訓練係主要為了對經過 1 歲的小孩養成上廁所的習慣所進行者，一般來說，利用預測排尿的時機，並在該時機將被測定者引導至廁所來進行。但是，膀胱內的尿量會因為飲食物及氣溫等被左右，難以進行排尿之時機的預測，結果，有無法以適切的時機誘導致廁所之狀況。在本超音波尿量測定器中，監視被測定者之膀胱內的尿量，故可在適切的時機將被測定者誘導至廁所。尤其在警報模式及低消費電力模式中，依據實際測定之膀胱內尿量，膀胱內充滿尿的時機會作為警報來通知，故被測定者可準確得知排尿時機，可有效地實施如廁訓練。

[0103] 又，膀胱訓練係有膀胱過動症等主要有頻尿的患者及夜尿症的小孩等，盡可能忍耐排尿，增加可貯留於膀胱之尿量的訓練。在此訓練中，在感到尿意時，重點是了解真的感覺到尿貯留在膀胱的暗號，或單只是膀胱的緊張所致之尿意的感覺的不同。依據本實施形態的超音波尿量測定器，實際測試膀胱內的尿量，故被測定者可理解是否是應忍耐排尿的時機。尤其，藉由顯示有尿意之時間點的尿量與膀胱內最大尿量，可更正確地判斷是否應忍耐

排尿，可有效率地實施膀胱訓練。具體來說，藉由以下的步驟實施。

<步驟 300> 在被測定者感到尿意時，如前述般，對超音波尿量測定器輸入尿意。

<步驟 301> 超音波尿量測定器顯示前述尿意時膀胱內尿量與前述膀胱內最大尿量。

<步驟 302> 依據顯示之前述尿意時膀胱內尿量與前述膀胱內最大尿量，判斷是否忍耐排尿。

[0104] 本實施形態具有以下的特徵。

(1) 一種超音波尿量測定器，係具備：

超音波探頭，係具備被安裝於被測定者的腹部，朝向該被測定者的膀胱以所定測定週期發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；

超音波控制部，係控制前述超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；

運算部，係依據前述反射波，依每一前述測定週期來計算出前述膀胱內的尿量；及

顯示部，係將以前述運算部所計算之尿量，時間序列性地圖表顯示；

具有：

模式選擇部，係可選擇在將前述超音波探頭安裝於前述被測定者的腹部之所定測定位置之狀態下測定尿量的測定模式，及為了決定該測定模式中適合安裝前述超音波探頭的前述測定位置，於腹部的複數暫定測定位置一邊使前

述超音波探頭移動一邊測定尿量的定位模式之任一；及

指標值記憶部，係記憶在選擇前述定位模式之間，藉由前述運算部所計算出之複數暫定測定位置之尿量中的最大值及/或依據前述最大值所訂定之允許值；

前述最大值及/或前述允許值，作為用以將前述超音波探頭定位的定位指標值，顯示於前述顯示部的圖表上。

[0105]

(2) 一種超音波尿量測定器，係具備：

超音波探頭，係具備被安裝於被測定者之腹部的測定位置，朝向該被測定者的膀胱發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；

超音波控制部，係控制前述超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；及

運算部，係依據前述反射波，計算出前述膀胱內的尿量；

前述運算部，係於決定適合安裝前述超音波探頭的前述測定位置的定位模式中，在腹部的複數暫定測定位置配置前述超音波探頭之狀態下計算出膀胱內的尿量；

前述超音波尿量測定器，係具有：

指標值記憶部，係記憶在前述定位模式之間藉由前述運算部所計算出之尿量中的最大值及/或依據前述最大值所訂定之允許值；及

比較部，係檢測出於前述定位模式中，藉由前述運算部所計算出的尿量，與被記憶於前述指標值記憶部的最大

值及/或前述允許值的差。

[0106]

(3) 於前述(2)的超音波尿量測定器中，
具有：通知部，係依據比較部的比較結果，通知警報。

[0107]

(4) 於前述(2)或(3)的超音波尿量測定器中，
具備：顯示部，係將以前述運算部在複數時刻分別計算出的尿量值，進行圖表顯示；

前述顯示部，係在前述定位模式，與在安裝於前述測定位置之狀態下測定膀胱內之尿量的測定模式中，可變更前述圖表顯示的時間標度。

[0108]

(5) 一種超音波尿量測定器，係具備：

超音波探頭，係具備被安裝於被測定者之腹部的測定位置，朝向該被測定者的膀胱發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；

超音波控制部，係控制前述超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；及

運算部，係依據前述反射波，計算出前述膀胱內的尿量；

前述運算部，係於決定適合安裝超音波探頭的前述測定位置的定位模式中，利用與前述測定位置中計算出尿量的測定模式不同的計算方法，來計算出尿量；

前述定位模式之尿量的計算方法，係相較於前述測定模式之尿量的計算方法，對於前述超音波探頭的位置變化之回應性比較高。

[0109]

(6) 於前述(5)中，

前述運算部，係依據連續接收之複數前述反射波來計算出尿量，在前述定位模式中，前述尿量的計算所用之反射波的個數比前述測定模式還少。

[0110]

(7) 一種超音波尿量測定器，係具備：

超音波探頭，係具備朝向被測定者的膀胱以所定測定週期發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；

超音波控制部，係控制該超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；及

運算部，係依據前述反射波，依每一前述測定週期來計算出前述膀胱內的尿量；

前述運算部，係具有比較被計算出之膀胱內的尿量與所定第1臨限值的比較部；

從前述超音波元件發送之超音波的測定週期，係於前述比較部中被計算出之膀胱內尿量未滿前述第1臨限值時，成為比是前述第1臨限值以上時還長的週期；

具有：計時器部，係於前述比較部中被計算出之膀胱內尿量未滿前述第1臨限值時，可於各測定週期之間使前

述運算部成為用以抑制消費電力的休眠狀態，並於各測定週期使前述運算部復原。

[0111]

(8) 一種超音波尿量測定器，係具備：

超音波探頭，係具備朝向被測定者的膀胱以所定週期發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；

超音波控制部，係控制該超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；及

運算部，係依據前述反射波，依每一前述測定週期來計算出膀胱內的尿量；

該超音波尿量測定器，係具有：模式選擇部，係可選擇在將前述超音波探頭安裝於前述被測定者的腹部之所定測定位置之狀態下測定尿量的測定模式，及為了決定該測定模式中適合安裝前述超音波探頭的前述測定位置，於腹部的複數暫定測定位置一邊使前述超音波探頭移動一邊測定尿量的定位模式之任一；

前述運算部，係具有比較被計算出之膀胱內的尿量與所定第 1 臨限值的比較部；

前述超音波控制部，係可於前述定位模式中，以所定第 1 週期從前述超音波元件發送超音波，

於前述測定模式中，在利用前述比較部所比較之膀胱內尿量是前述第 1 臨限值以上時，以所定第 2 週期從前述超音波元件發送超音波，

於前述測定模式中，在利用前述比較部所比較之膀胱內尿量未滿前述第 1 臨限值時，以比前述第 1 週期、第 2 週期還長的第 3 週期從前述超音波元件發送超音波。

[0112]

(9) 一種超音波尿量測定器，係具備：

超音波探頭，係具備朝向被測定者的膀胱以所定測定週期發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；

超音波控制部，係控制該超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；及

運算部，係依據前述反射波，依每一前述測定週期來計算出前述膀胱內的尿量；

該超音波尿量測定器，係具有：模式選擇部，係可選擇在將前述超音波探頭安裝於前述被測定者的腹部之所定測定位置之狀態下測定尿量的測定模式，及為了決定該測定模式中適合安裝前述超音波探頭的前述測定位置，於腹部的複數暫定測定位置一邊使前述超音波探頭移動一邊測定尿量的定位模式之任一；

前述運算部，係具有比較被計算出之膀胱內尿量與所定第 1 臨限值的比較部；

前述運算部，係可於前述定位模式中，依據在所定第 1 週期中時間序列性接收之第 1 個數的前述反射波，計算出膀胱內尿量，

於前述測定模式中，利用前述比較部所計算出之膀胱

內尿量是前述第 1 臨限值以上時，則依據比在所定第 2 週期中時間序列性接收之前述第 1 個數還多的所定第 2 個數的前述反射波，測定膀胱內尿量，

於前述測定模式中，利用前述比較部所計算出之膀胱內尿量未滿前述第 1 臨限值時，則依據在比前述第 1 週期、第 2 週期還長的所定第 3 週期中時間序列性接收之複數的前述反射波，測定膀胱內尿量。

[0113]

(10) 於前述 (7) ~ (9) 之任一項中，

前述比較部，係進而比較被計算出之膀胱內尿量與比前述第 1 臨限值還大的所定第 2 臨限值者；

前述超音波尿量測定器，係具有在前述比較部中被計算出之膀胱內尿量是前述第 2 臨限值以上時進行通知的通知部。

[0114]

(11) 具有：

尿意輸入部，係在被測定者查覺到尿意時輸入尿意訊號；

測定資料記憶部，係記憶以前述運算部所計算出之膀胱內的尿量與其測定時刻、及對應前述尿意訊號之輸入時刻的尿意時刻；

最大尿量記憶部，係記憶所定期間內以前述運算部所計算出之膀胱內的尿量中的最大值即膀胱內最大尿量；及

顯示部，係在前述尿意訊號的輸入時，顯示對應前述

間差所計算出的資料。

[0122]

(19) 於前述(1)～(18)之任一項中，

以顯示部顯示之膀胱內的尿量，係如廁訓練或膀胱訓練的至少一方所用之膀胱內的尿量。

[0123]

(20) 一種膀胱訓練方法，係使用安裝於被測定者的腹部，朝向該被測定者的膀胱發送超音波，並計算出前述膀胱內之尿量的超音波尿量測定器的膀胱訓練方法，包含：

(a) 記憶藉由前述超音波尿量測定器在所定期間中測定之尿量值的最大值即膀胱內最大尿量的步驟；

(b) 在感覺到尿意時對前述超音波尿量測定器輸入尿意的步驟；

(c) 將尿意的輸入時刻之膀胱內的尿量，與前述膀胱內最大尿量，顯示於前述超音波尿量測定器的步驟；

(d) 依據被顯示之前述膀胱內的尿量與前述膀胱內最大尿量，判斷是否要排尿的步驟。

【符號說明】

[0124]

1：超音波尿量測定器

10：超音波探頭

11：超音波元件

21：超 音 波 控 制 部

22a：模 式 選 擇 部

24：運 算 部

27：顯 示 部

※申請案號：104126880

※申請日：104 年 08 月 18 日

※IPC 分類： **A61B 8/00** (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

超音波尿量測定器

【中文】

〔課題〕提供可高精度地測定被測定者的尿量，對於被測定者來說高便利性的超音波尿量測定器。

〔解決手段〕具有可選擇在將超音波探頭（10）安裝於前述被測定者的腹部之所定測定位置之狀態下測定尿量的測定模式，及為了決定該測定模式中適合安裝超音波探頭（10）的前述測定位置，於腹部的複數暫定測定位置一邊使超音波探頭（10）移動一邊測定尿量的定位模式之任一的模式選擇部（22a），與記憶在選擇定位模式之間，藉由運算部（24）所計算出之複數暫定測定位置之尿量中的最大值及/或依據最大值所訂定之允許值的指標值記憶部；最大值及/或允許值，作為用以將超音波探頭（10）定位的定位指標值，顯示於顯示部（27）的圖表上。

【英文】

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第(6)圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

1：超音波尿量測定器

10：超音波探頭

20：控制部

21：超音波控制部

22：輸入部

22a：模式選擇部

23：記憶部

23a：指標值記憶部

24：運算部

24a：蓄尿量計算部

24b：允許值計算部

24c：第1比較部

25：輸出部

26：警報部

27：顯示部

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：無

圖 式

圖 1

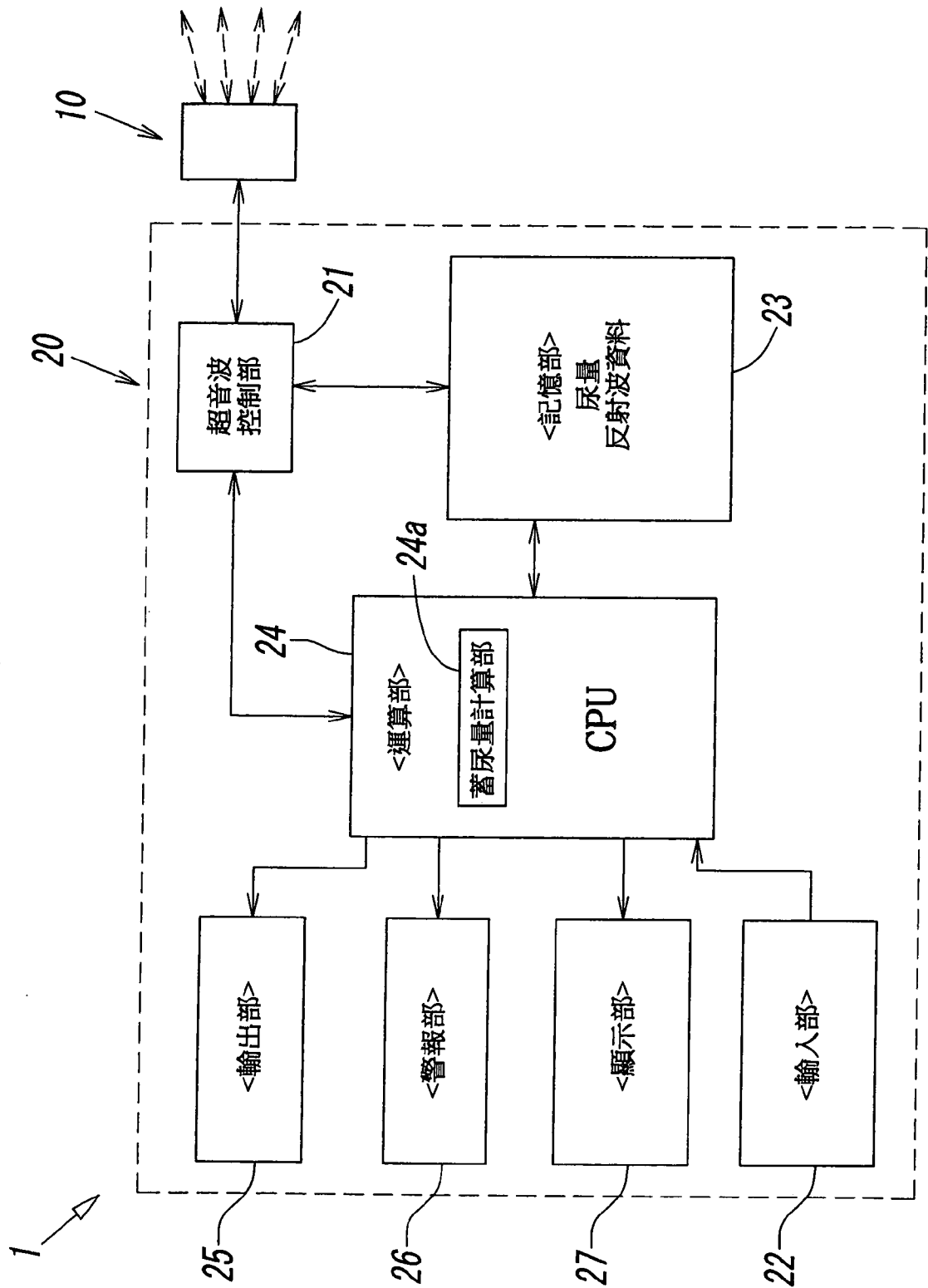


圖 2

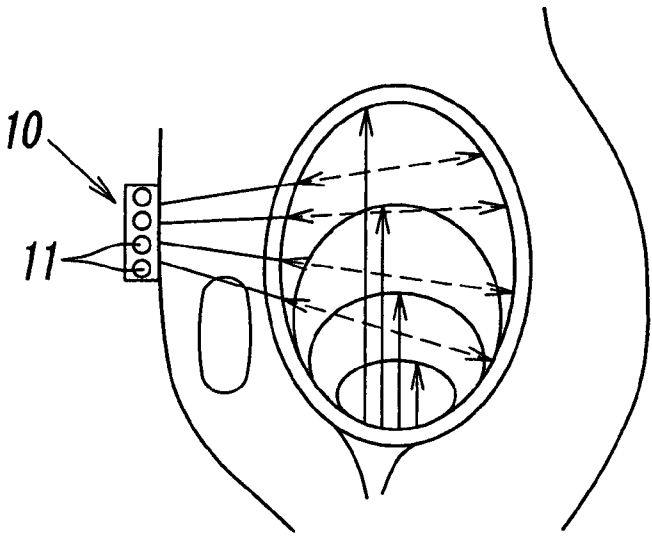


圖 3

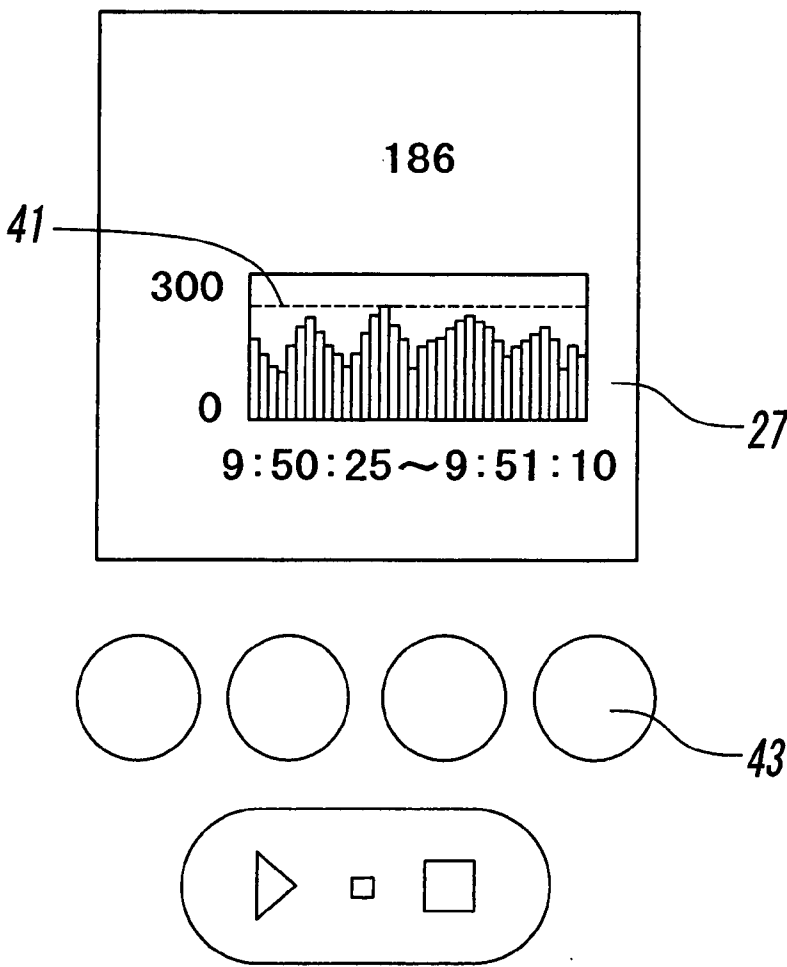


圖 4

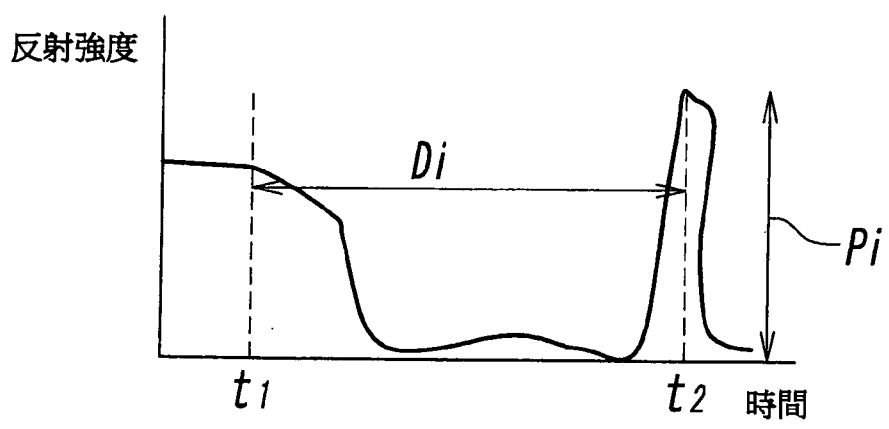


圖 5

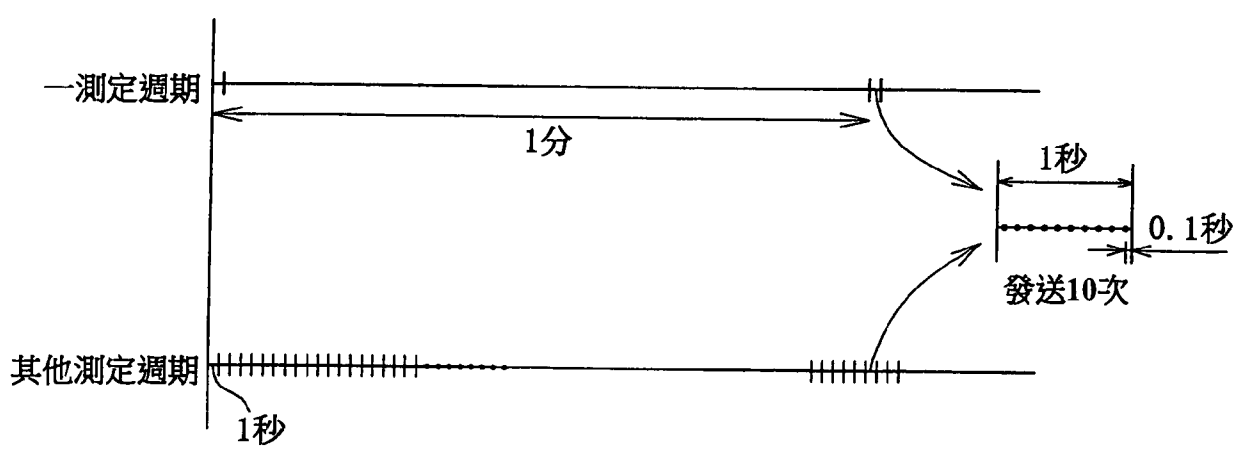


圖 6

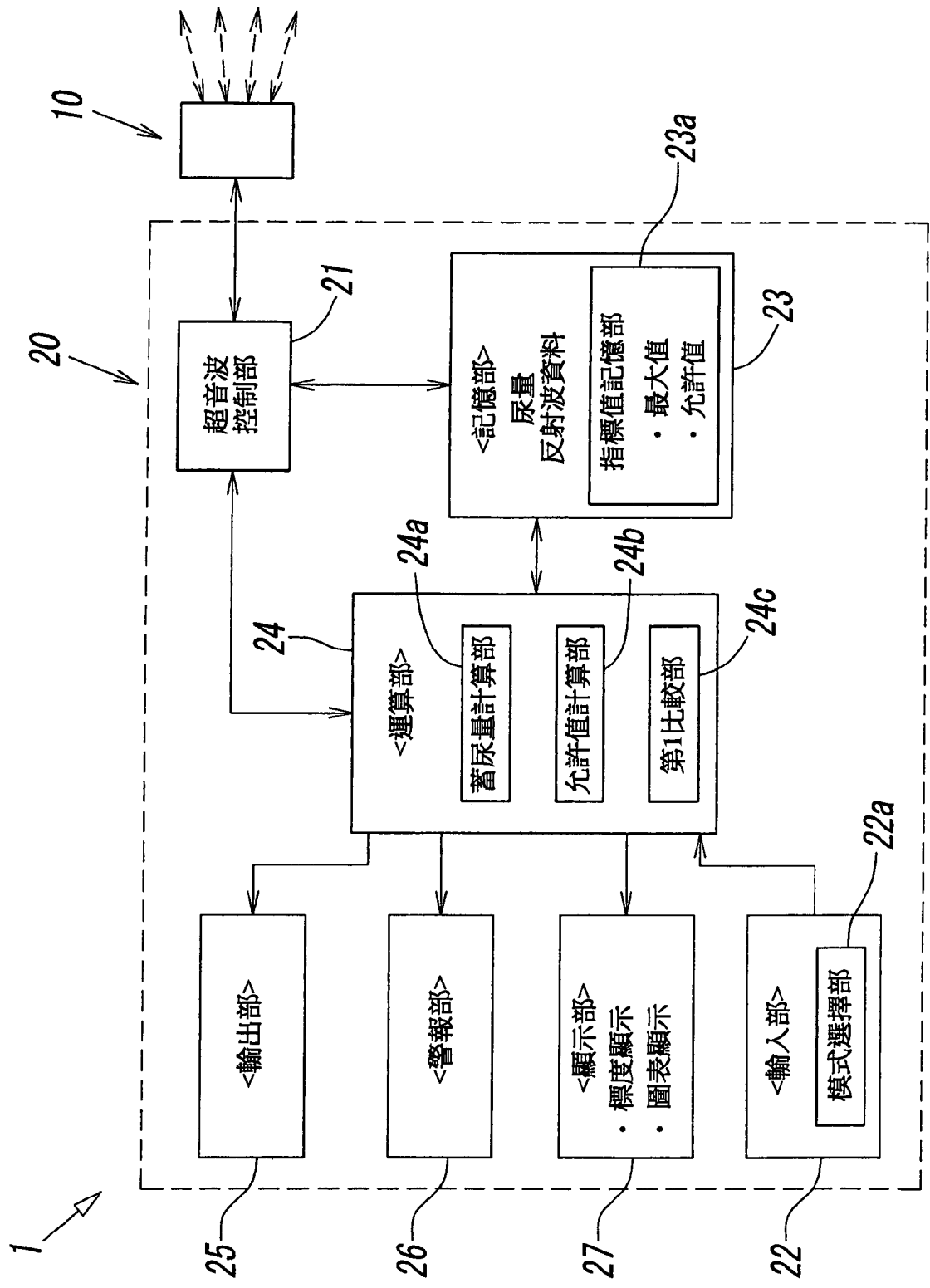


圖 7

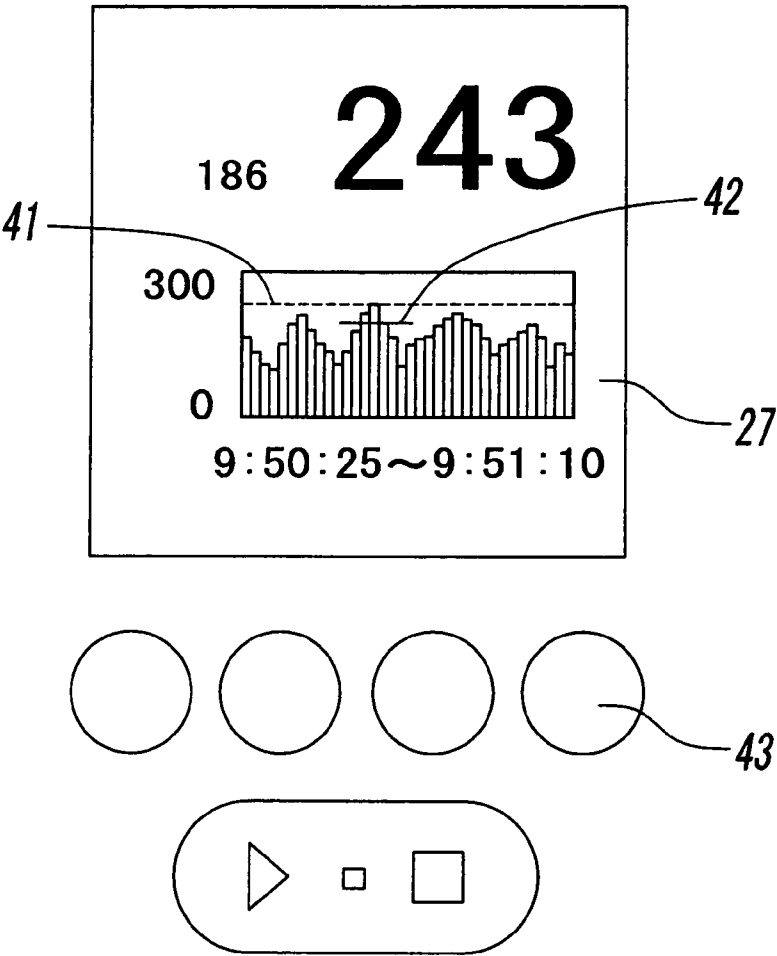


圖 8

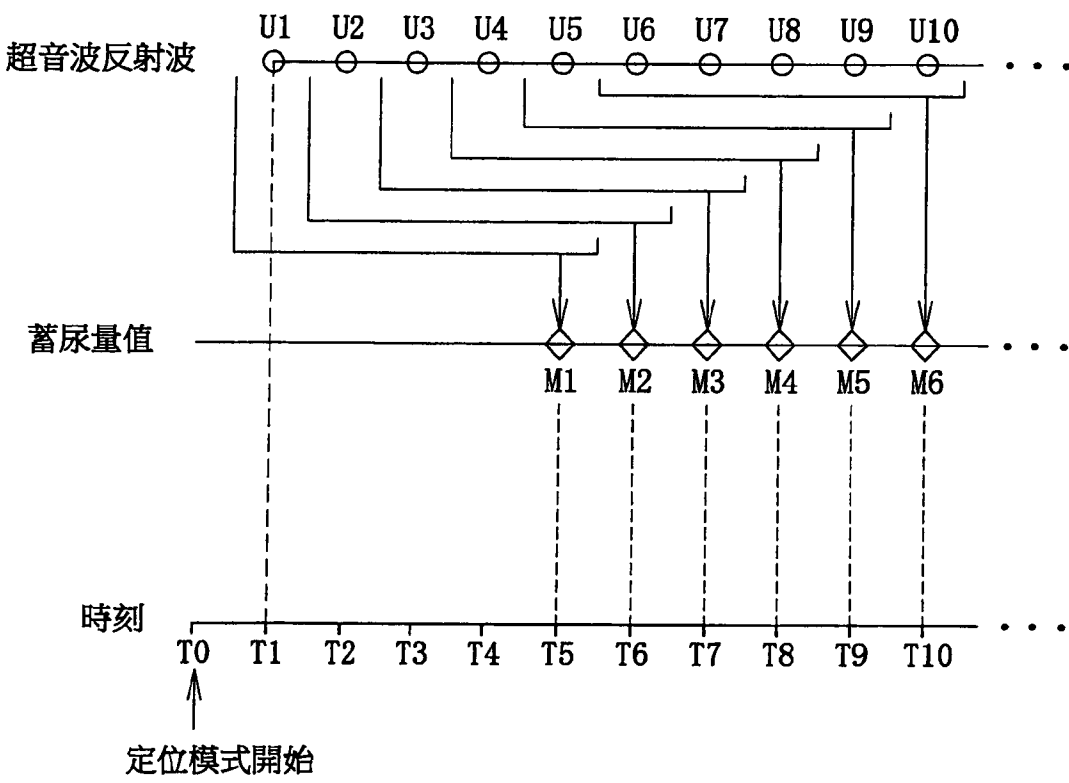


圖 9

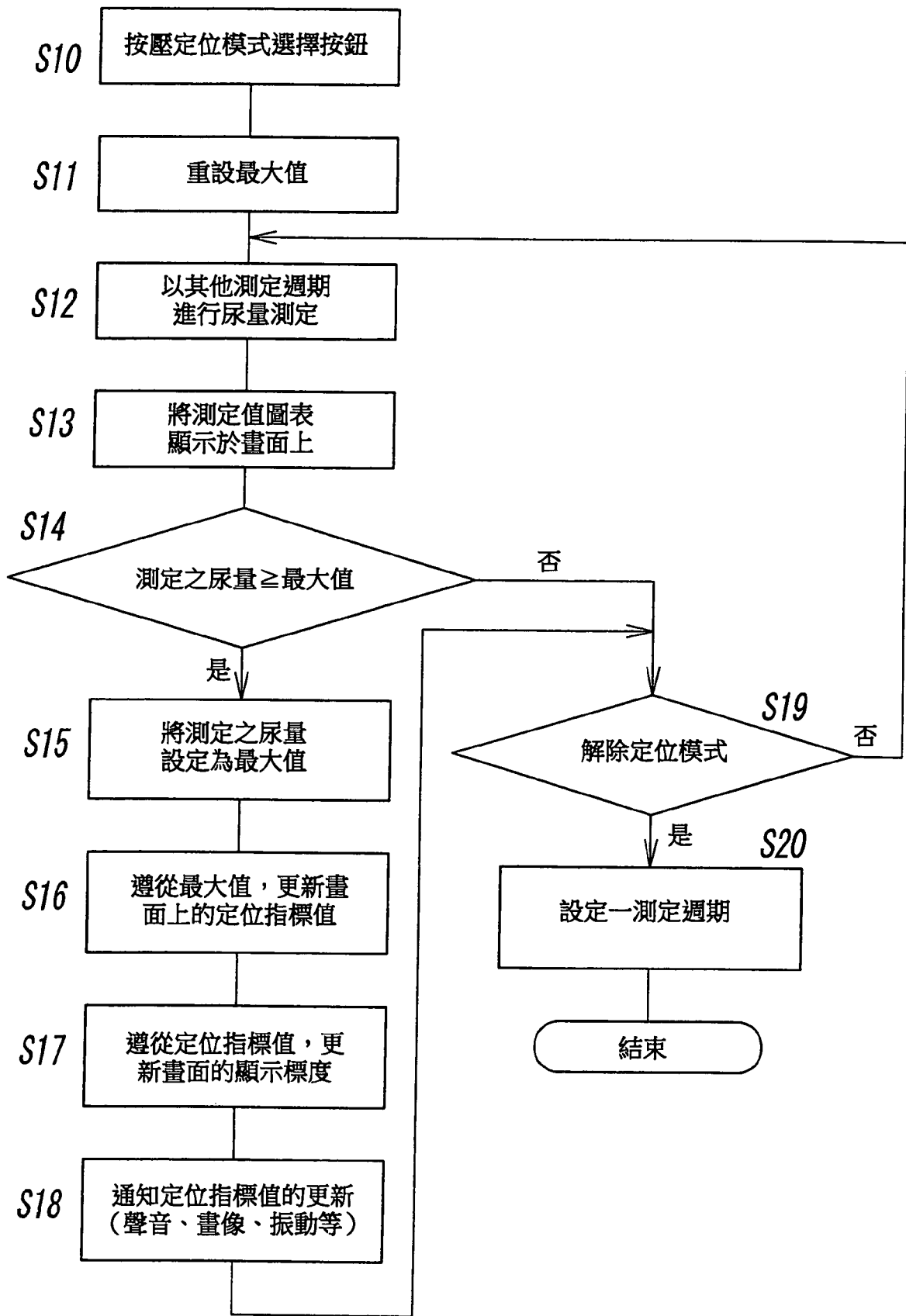


圖 10

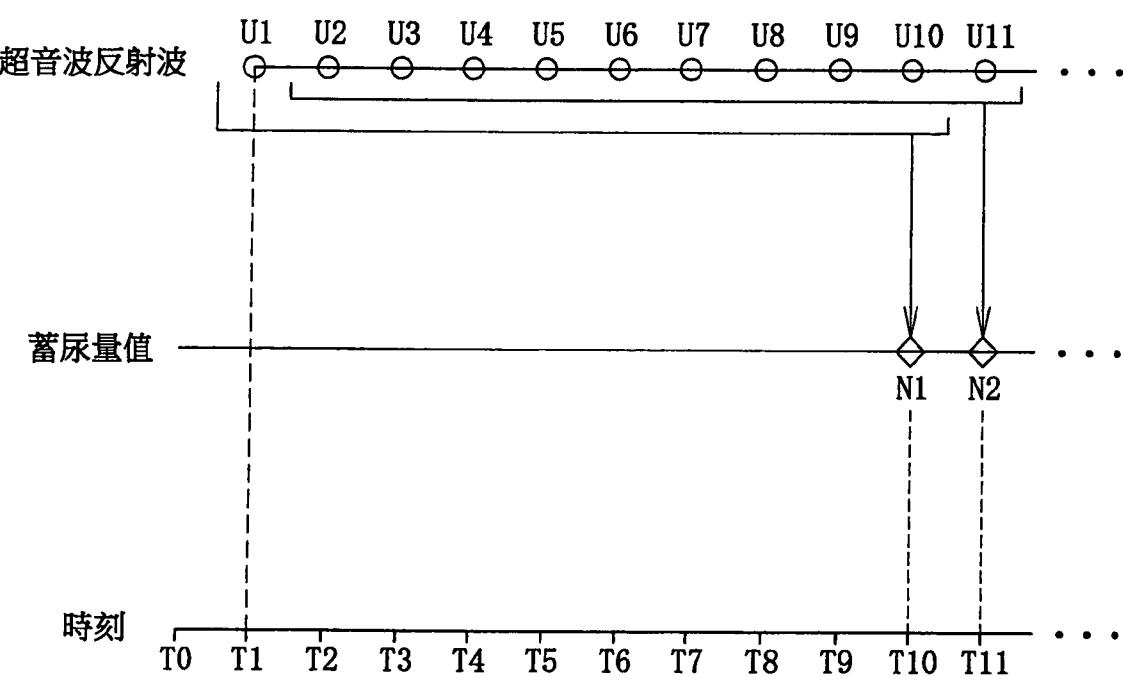


圖 11

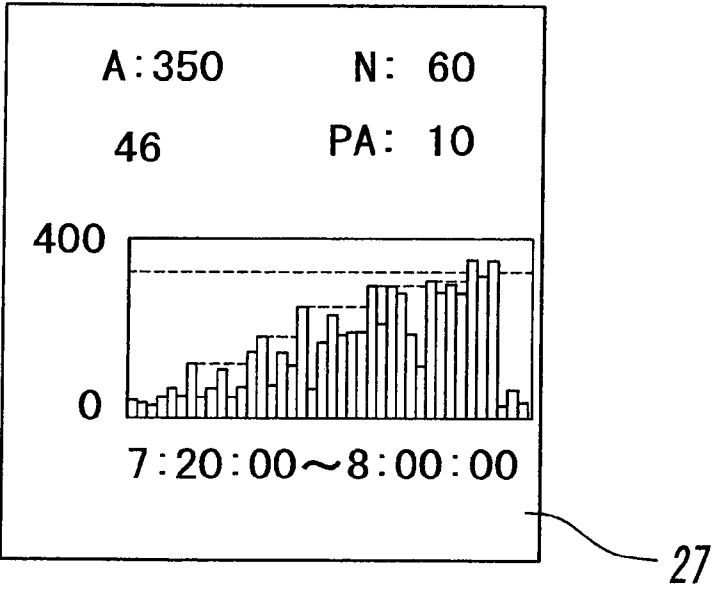


圖 12

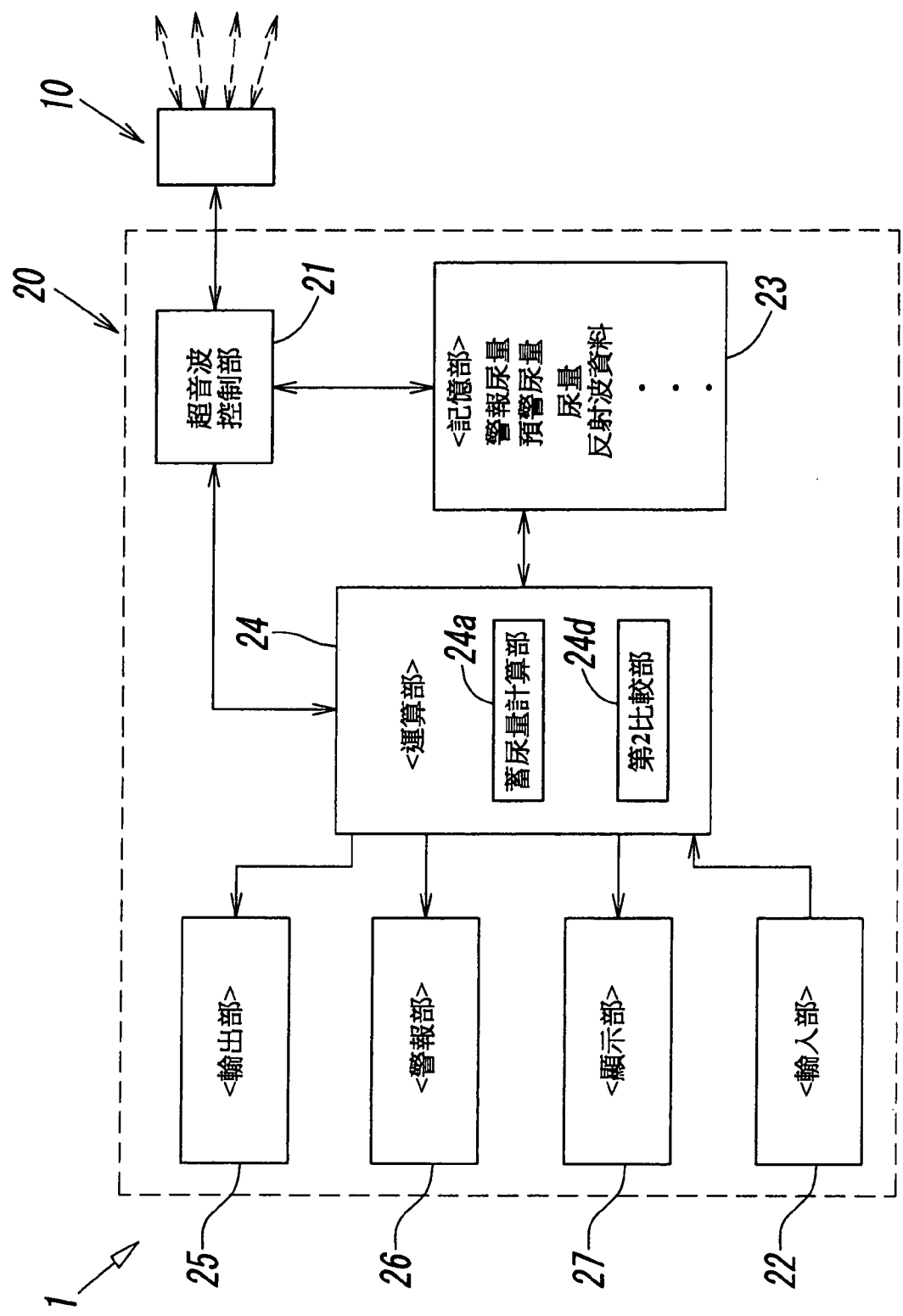


圖 13

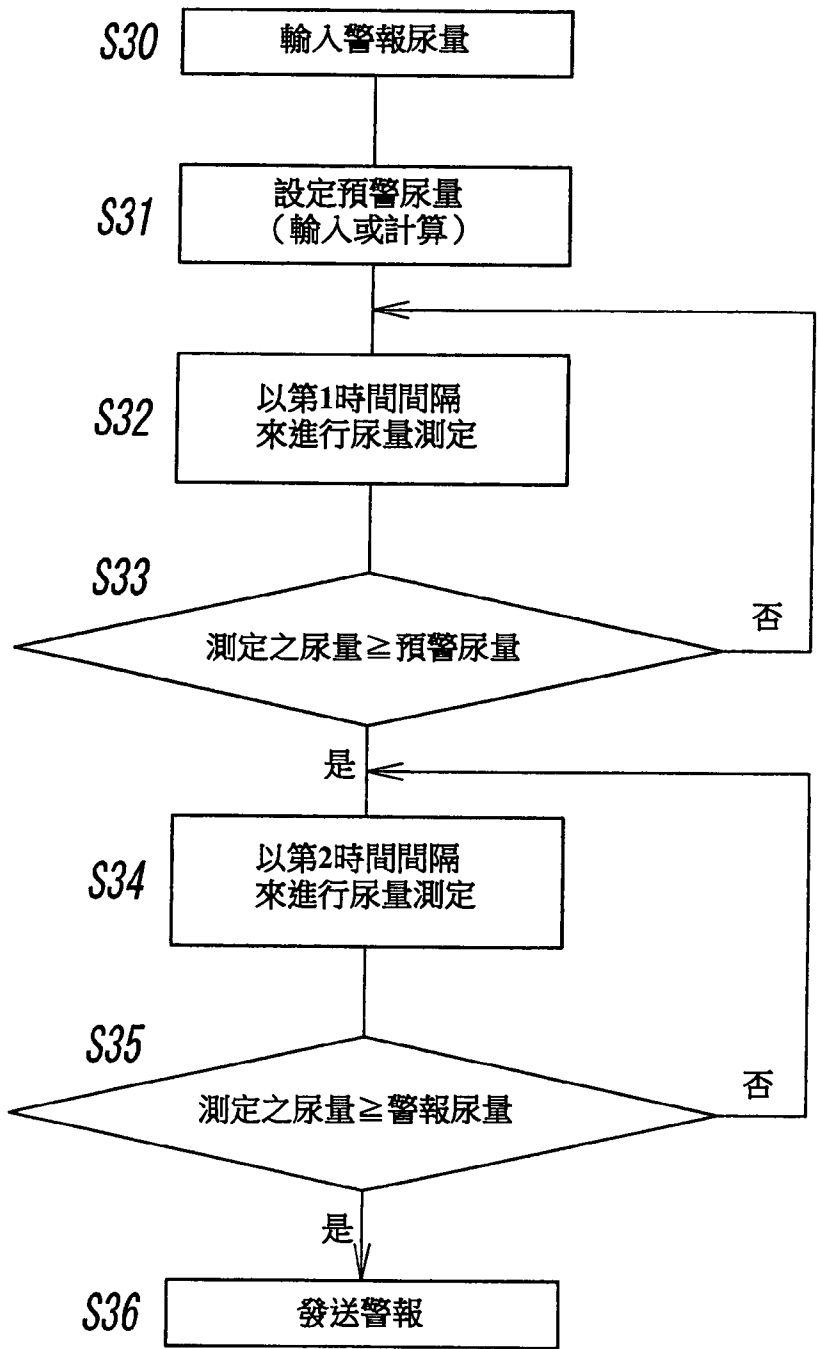


圖 14

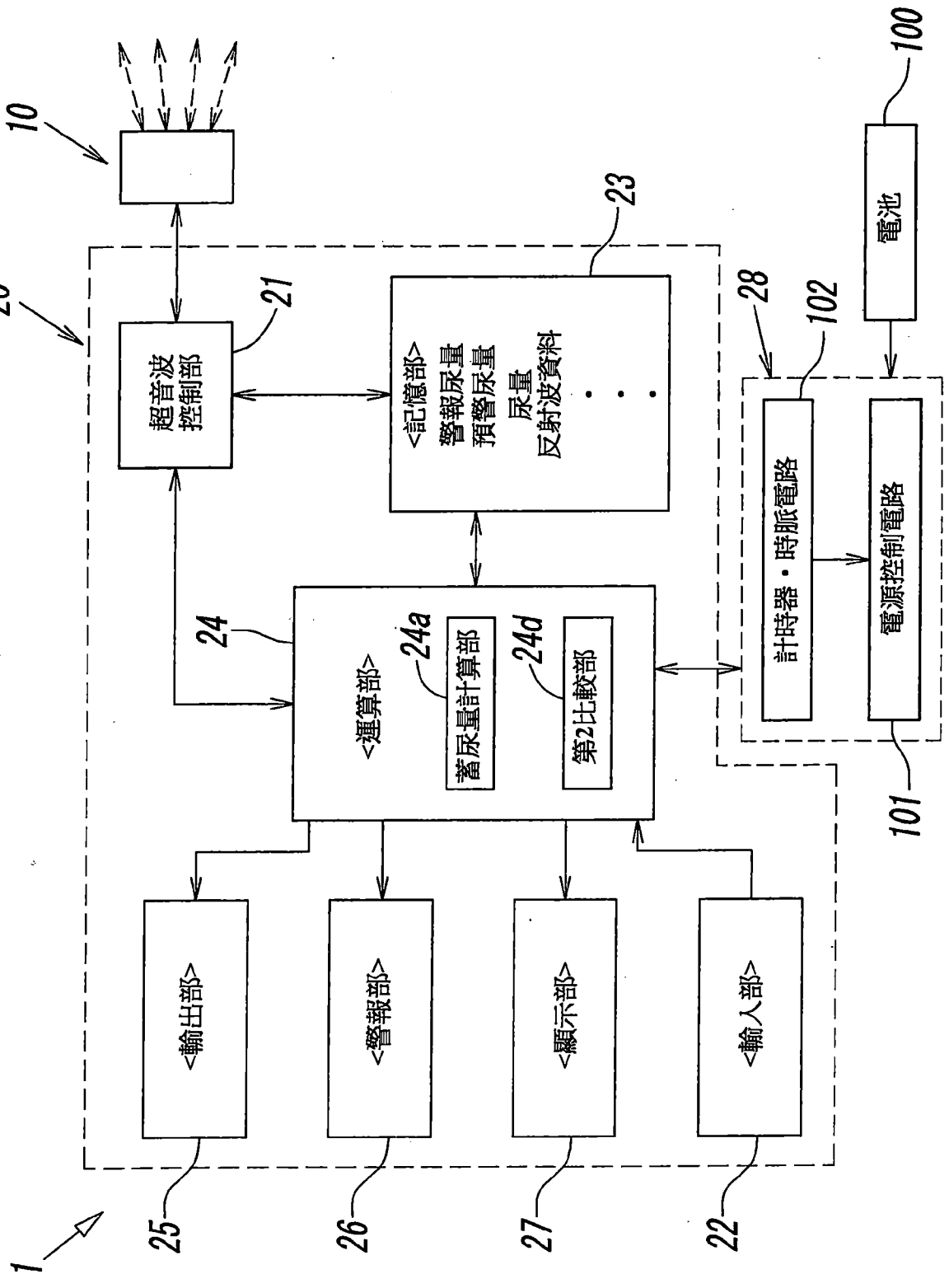


圖 16

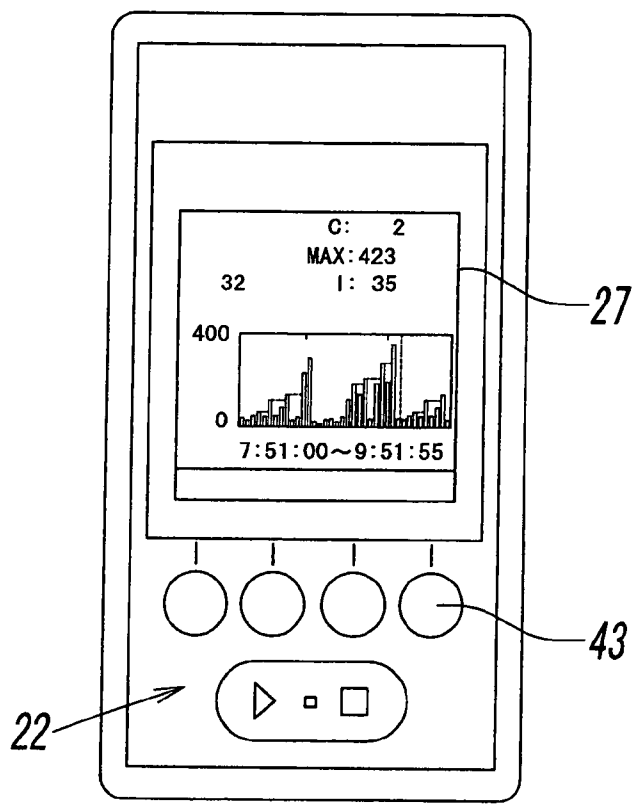


圖 17

時刻	膀胱内尿量
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

圖 18

尿意時刻
9:41:16
11:17:38

圖 19

(a)

9:41 尿量:62ml

(b)

11:17 尿量:410ml

圖 20

時刻	排尿量	膀胱内尿量	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値 423

圖 21

時刻	排尿量	膀胱内尿量	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値 423

圖 22

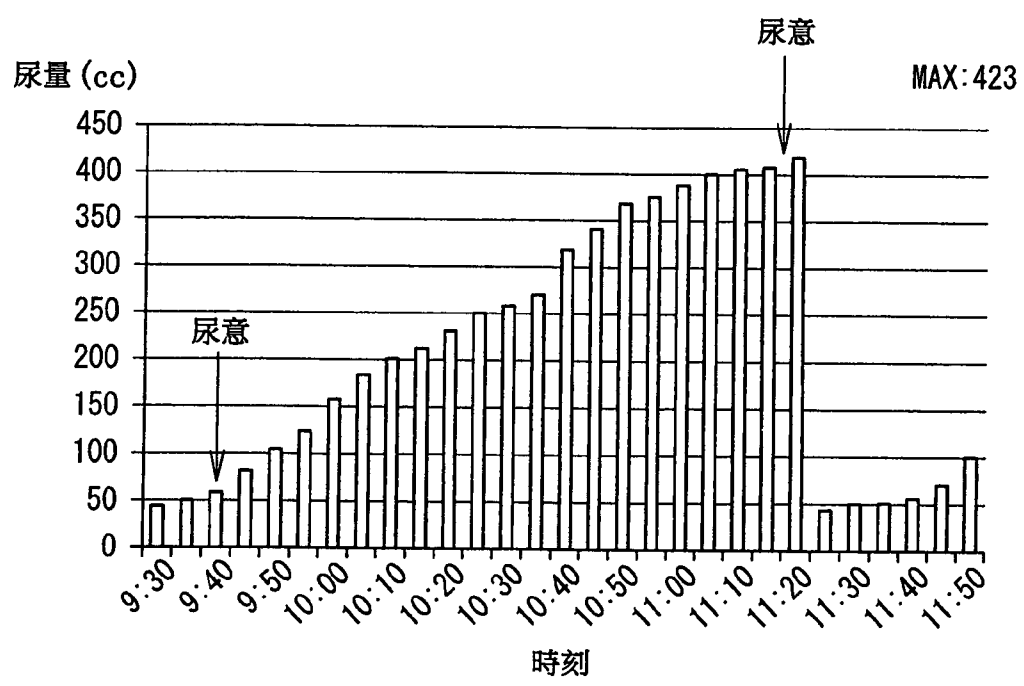


圖 23

時刻	排尿量	膀胱內尿量	尿意
9:41		64	○
11:17		410	○
11:23	378	43	

Max值 423

圖 24

時刻	排尿量	膀胱內尿量	尿意
9:41		64	○
11:17		410	○
11:22		421	
11:23	378	43	

Max值 423

圖 25

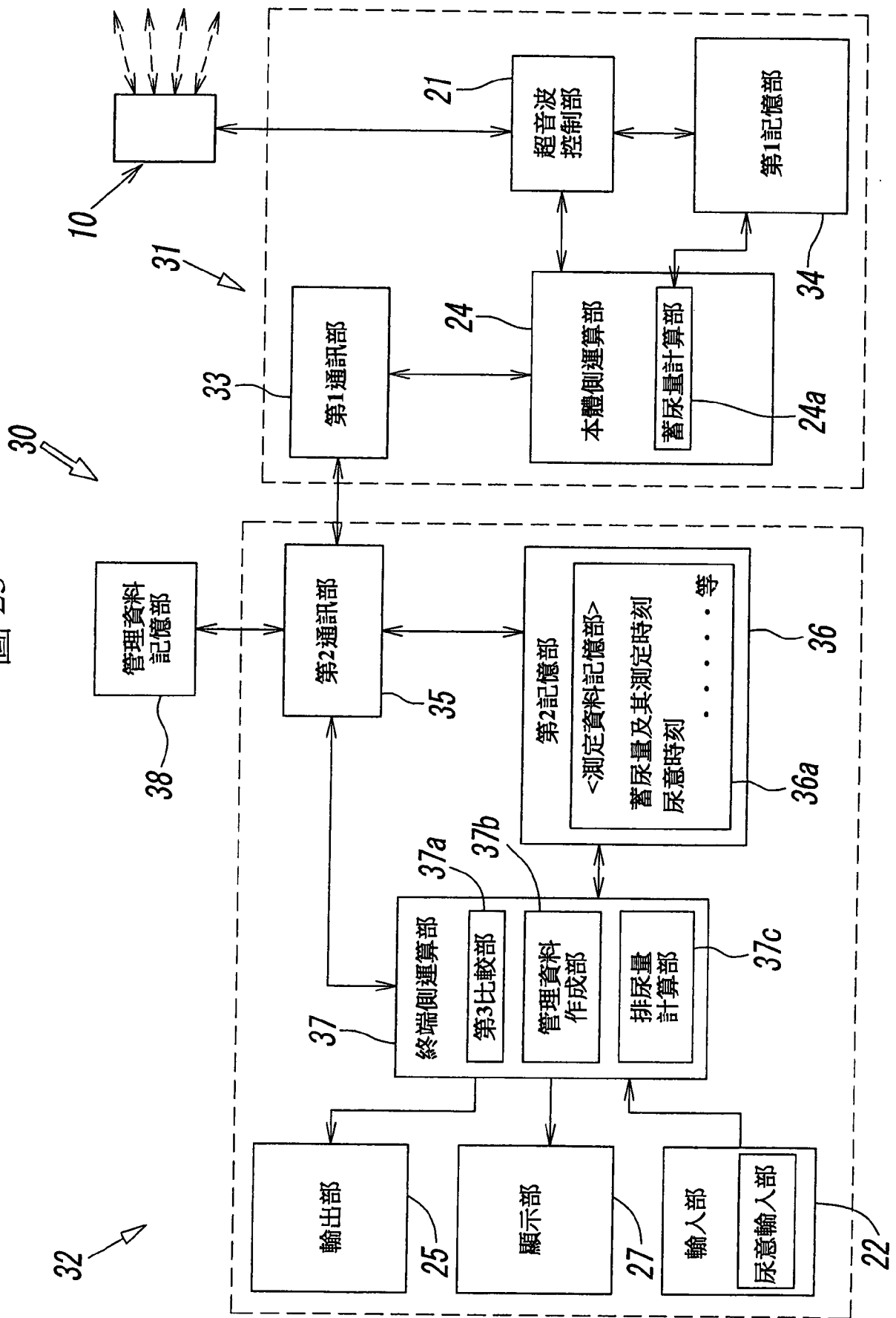


圖 26

最大膀胱尿量	4月1日～4月3日	382ml
排尿次數	4月3日	10次
排尿量	4月3日	1,400ml
尿意次數	4月3日	14次

〔圖 16〕將以圖 15 的系統所測定之蓄尿量等的各種資料顯示於畫面的測定器本體的前視圖。

〔圖 17〕以表格形式表示被記憶於測定資料記憶部的各時刻之蓄尿量的一例者。

〔圖 18〕以表格形式表示被記憶於測定資料記憶部的尿意時刻的一例者。

〔圖 19〕（a）及（b）係對尿意輸入部輸入尿意訊號時，將尿意時蓄尿量值顯示於顯示部的顯示例。

〔圖 20〕以表格形式表示尿量管理資料的一例的第 1 顯示例。

〔圖 21〕以表格形式表示尿量管理資料的一例的第 2 顯示例。

〔圖 22〕作為圖表而表示尿量管理資料的一例者。

〔圖 23〕以表格形式表示尿量管理資料的一例的第 3 顯示例。

〔圖 24〕以表格形式表示尿量管理資料的一例的第 4 顯示例。

〔圖 25〕揭示作圖 15 的尿量測定系統之其他例的概略區塊圖。

〔圖 26〕以表格形式表示尿量管理資料的一例的第 5 顯示例。

【實施方式】

[0027]

< 基本構造的實施形態 >

以下，依據圖 1、圖 2、圖 3，針對本發明的實施形態之超音波尿量測定器的構造進行說明。如圖 1 所示，超音波尿量測定器 1 係主要由超音波探頭 10 與控制部 20 所構成。

[0028] 如圖 2 所示，於前述超音波探頭 10，以可對於膀胱將超音波往上下放射的扇狀地發送，並接收來自膀胱的該反射波之方式，複數（圖中為 4 個）超音波元件 11 以直線狀地並排為一系列來設置。具體來說，以其下端部位於對應恥骨上端部的腹部表面上，前述複數超音波元件 11 沿著膀胱的上下方向並排之方式，隔著超音波凝膠等的超音波傳導媒體而固定。

[0029] 如圖 1 所示，前述控制部 20 係大略分為具備控制超音波元件 11 所致之超音波及其反射波的發送接收的超音波控制部 21、被測定者及醫生等的醫療從事者輸入輸入資料的輸入部 22、記憶關於尿量之各種資料的記憶部 23、依據來自前述超音波控制部 21 的反射波資料等，進行關於尿量之各種運算的運算部 24、用以輸出利用該運算部 24 之運算資料及輸出資料等的輸出部 25、作為用以依據前述運算資料及輸入資料，發送警報的通知部的警報部 26、用以顯示運算資料及輸入資料等的顯示部 27。運算部 24 也擔任控制控制部 20 內之其他要素的功用，由 CPU 等所構成。

[0030] 前述超音波控制部 21 係除了進行超音波元件

音波反射波所求出，接著於時刻 T11 所計算出的膀胱內尿量值 N2，係根據 U2～U11 之超音波發送的超音波反射波所求出。如此，藉由重複使用相同超音波反射波來計算出膀胱內尿量值的檢測，到超音波的發送間隔為止，可縮小膀胱內尿量值的測定間隔。

[0055]

(D) 尿量通知測定（警報模式）

警報模式係藉由上述之定位模式在已固定超音波元件 10 的位置之狀態下實施為佳。此時，例如在定位模式中已決定超音波元件 10 的位置時，利用按壓模式選擇按鈕群 43 中的警報模式用按鈕，與定位模式結束同時開始警報模式。

在警報模式中，與定時測定相同，連續地計算出膀胱內尿量。例如，以 1 分鐘 1 次的一定間隔進行計算。然後，在被計算出的膀胱內尿量成為第 2 臨限值（警報尿量）以上時發出警報，通知被測定者。

亦即，參照圖 1，依據來自超音波控制部 21 的訊號，從超音波元件 10 例如以所定間隔發送超音波。然後，超音波元件 10 接收該反射波，運算部 24 依據反射波來計算出膀胱內尿量。計算方法係與前述的定時測定模式相同，但是，在警報模式中，運算部 24 比較計算出的膀胱內尿量與第 2 臨限值（警報尿量），在膀胱內尿量成為警報尿量以上時，發出警報。作為警報，有聲音、畫面或振動所致之發送，但並不限於此，只要可對被測定者傳達

警報者即可。

[0056] 於該警報模式中，前述顯示部 27 係顯示警報尿量、膀胱內的尿量等之尿量測定相關的各種資料，或時間序列性地圖表顯示前述尿量者，具體來說，相當於如圖 11 所示之超音波尿量測定器 1 的畫面。作為顯示於該畫面之資料的具體例，可舉出表示警報尿量的 A：350、表示後述之第 1 時間間隔的 N：60、表示最新的膀胱內之尿量的數值 46、表示後述之第 2 時間間隔的 PA：10 的顯示。又，作為顯示於該畫面之圖表顯示的具體例，可舉出將橫軸設為時間，縱軸設為尿量，將複數尿量並排於時間軸方向的條形圖的顯示。再者，條形圖係例如線圖所致者亦可。

警報尿量係通常是被測定者應排尿的尿量所決定的尿量，依據各被測定者的膀胱大小及生活習慣，預先設定。具體來說，可利用執行幾天前述之定時模式的測定，觀察膀胱內尿量的變化，決定應排尿的尿量。又，在其他實施例中，根據定時模式之測定的履歷資料，求出膀胱內最大尿量，依據該膀胱內最大尿量，例如膀胱內最大尿量的 95%等，自動設定警報尿量亦可。

依據該警報模式，可對膀胱過動症的患者等，察覺尿意有所問題的患者在適當的時機通知膀胱內充滿尿之狀況。

[0057]

(E) 低消費電力尿量通知測定（低消費電力模式）

本實施形態的超音波尿量測定器，係藉由電池來驅動圖 1 之控制部 20 及/或超音波元件 10。在上述之定時模式及警報模式中，會長時間連續進行測定，故被要求抑制消費電力。在低消費電力模式中，抑制消費電力來執行前述的警報模式。

低消費電力模式係經由上述之定位模式，在已固定超音波元件 10 的位置之狀態下實施。例如，藉由按下按鈕群 43 中開始定位模式的按鈕，或藉由電源投入，如上所述，開始定位模式，在定位完成之後，選擇低消費電力模式，藉此，與定位模式結束同時開始低消費電力模式。在本實施形態中，利用 2 次按下按鈕群 43 中之一，選擇低消費電力模式。

[0058] 以下，針對低消費電力模式，具體進行說明。

圖 12 係用以說明低消費電力模式而具體記述圖 1 的構造圖的構造圖。如圖 12 所示，前述控制部 20 係大略分為具有超音波控制部 21、輸入部 22、記憶部 23、運算部 24、輸出部 25、警報部 26、顯示部 27，該等概略構造係如前述〈基本構造的實施形態〉的項目中所示，所以，除必要狀況以外，省略重複的說明。

[0059] 前述運算部 24 係具有比較膀胱內之尿量與後述之所定第 1 臨限值及第 2 臨限值的第 2 比較部 24d，與依據前述反射波資料，計算出膀胱內之尿量的蓄尿量計算部 24a。以該蓄尿量計算部 24a 計算出之膀胱內的尿量被

記憶於前述記憶部 23。

[0060] 前述警報部 26 係利用第 2 比較部 24d 比較以前述蓄尿量計算部 24a 運算之膀胱內的尿量，與代表催促被測定者排尿之尿量的警報尿量，前述膀胱內的尿量是前述警報尿量以上時，發送警報者。又，該警報尿量相當於前述第 2 臨限值。作為警報，有聲音、畫面或振動所致之發送，但並不限於此，只要可對被測定者傳達警報者即可。

[0061] 前述顯示部 27 係顯示警報尿量、膀胱內的尿量等之尿量測定相關的各種資料，或時間序列性地圖表顯示前述尿量者，具體來說，相當於如圖 11 所示之超音波尿量測定器 1 的畫面。作為顯示於該畫面之資料的具體例，可舉出表示警報尿量的 A：350、表示後述之第 1 時間間隔的 N：60、表示最新的膀胱內之尿量的數值 46、表示後述之第 2 時間間隔的 PA：10 的顯示。又，作為顯示於該畫面之圖表顯示的具體例，可舉出將橫軸設為時間，縱軸設為尿量，將複數尿量並排於時間軸方向的條形圖的顯示。再者，條形圖係例如線圖所致者亦可。

[0062] 關於膀胱內的蓄尿量的計算方法，使用前述之〈基本構造的實施形態〉的項目所示之（1）及（2）的計算方法，藉由該計算方法來計算出每一測定週期之膀胱內的尿量 EU。計算出的尿量 EU，係序列性地被記憶於前述記憶部 23。

[0063] 對於依據以上計算方法，於前述超音波尿量

者。再者，尿量管理資料可使用於前述之（B）殘尿模式、（C）定時模式、（D）警報模式、（E）低消費電力模式中所計算出之膀胱內尿量來作成。

[0076] 圖 15 係為了說明尿量管理資料作成方法而具體記述圖 1 的圖。如圖 15 所示，於本實施形態中，尿量測定系統 30 係以主要由超音波探頭 10 與控制部 20 所成的測定器本體構成。前述控制部 20 係大略分為具有超音波控制部 21、輸入部 22、記憶部 23、運算部 24、輸出部 25、顯示部 27，關於該等概略構造係如上所述，所以，除必要狀況以外，省略重複的說明。

[0077] 前述輸入部 22 係如圖 16 所示，由按壓式的複數操作子（按鈕）所成者，利用按壓該按鈕，輸入適切輸入資料。

[0078] 前述運算部 24 係具有比較膀胱內尿量與所定臨限值的第 3 比較部 24e，與依據前述反射波資料，運算膀胱內尿量的膀胱內尿量計算部 24a。以該膀胱內尿量計算部 24a 運算的膀胱內尿量與其測定時刻，係被記憶於前述記憶部 23 之測定資料記憶部 23b。再者，前述運算部 24 也可依據被記憶於前述測定資料記憶部 23b 的膀胱內尿量與其測定時刻等，計算出與之後詳述的尿意時刻對應之膀胱內尿量（尿意時膀胱內尿量）等，特定時刻之膀胱內尿量。

[0079] 前述顯示部 27 係對膀胱內的各時刻之膀胱內尿量等的各種資料進行畫面顯示者。如圖 16 中作為一例

所示，例如，於顯示部 27，顯示有將橫軸設為時間，縱軸設為膀胱內尿量的條形圖，可根據該圖表來得知膀胱內尿量及其時間性的變化。於畫面上，顯示後述之 MAX 值等的各種資料。

[0080] 關於膀胱內的蓄尿量的計算方法，藉由使用前述之〈基本構造的實施形態〉的項目所示之（1）及（2）的數式的計算方法，計算出每一測定週期之膀胱內的尿量 EU。計算出的尿量 EU，係序列性地被記憶於前述記憶部 23。

再者，如此計算出的膀胱內尿量 EU，係時間序列性地被記憶於前述測定資料記憶部 23b。圖 17 係以表格型式來表示被記憶於前述測定資料記憶部 23b 之各時刻（每一分鐘的測定週期）之膀胱內尿量。

[0081] 接著，使用圖 15、圖 16～圖 24，針對本實施形態之尿量測定系統 30，更具體進行說明。再者，在此，針對前述之定時測定模式之測定的狀況之尿量管理資料的作成及記錄進行說明。

前述輸入部 22 係具有在被測定者查覺到尿意時輸入尿意訊號的尿意輸入部。如圖 16 所示，前述尿意輸入部係以由構成前述輸入部 22 的複數按鈕 43 中任一按鈕所成，利用按壓該按鈕，對該尿意輸入部輸入尿意訊號，對應該尿意訊號的輸入時刻（按壓時刻）的尿意時刻，被記錄於前述測定資料記憶部 23b 之方式構成。再者，圖 18 係以表格形式表示被記憶於測定資料記憶部 23b 的前述尿

尿意時刻之蓄尿量即尿意時蓄尿量與前述膀胱內最大尿量。

[0115]

(12) 於前述 (11) 中，

前述尿意時蓄尿量，係在前述尿意訊號的輸入時之前的所定時間內被前述運算部所計算出之膀胱內的尿量。

[0116]

(13) 於前述 (11) 或 (12) 的超音波尿量測定器中，具有：

排尿開始輸入部，係在被測定者開始排尿之前輸入排尿開始訊號；及

排尿結束輸入部，係在被測定者排尿之後輸入排尿結束訊號；

前述測定資料記憶部，係記憶與前述排尿開始訊號及排尿結束訊號個別的輸入時刻對應的排尿開始時刻、排尿結束時刻。

[0117]

(14) 具有：

依據記憶於前述 (11) ~ (13) 之任一項所記載之超音波尿量測定器的膀胱內尿量及其測定時刻、前述尿意時刻，至少時間序列性並排包含前述膀胱內尿量與其測定時刻的膀胱內尿量資料、及包含前述尿意時刻的尿意資料，來作成尿量管理資料的步驟；及

將該尿量管理資料的至少一部分以表格形式或圖表形

式來進行顯示的步驟。

[0118]

(15) 於前述 (14) 中，

前述尿量管理資料，係更包含由排尿開始時刻及排尿結束時刻之至少一方所成的排尿時刻資料。

[0119]

(16) 於前述 (15) 中，具有：

依據前述尿意資料，計算出所定期間之前述尿意訊號的個數即尿意次數，並且依據前述排尿時刻資料，計算出所定期間之前述排尿開始訊號或前述排尿結束訊號的個數即排尿次數的步驟；及

顯示前述膀胱內最大尿量、前述尿意次數及前述排尿次數的步驟。

[0120]

(17) 於前述 (14) ~ (16) 之任一項中，

更具有：從前述膀胱內尿量資料中偵測膀胱內尿量與時間一起降低的尿量降低時刻，作為排尿量而記憶該降低量的步驟；

前述尿量管理資料，係包含前述排尿量。

[0121]

(18) 於前述 (17) 中，

更具有：計算出各前述尿量降低時刻，與前述排尿時刻或前述尿意時刻的時間差的步驟；

前述尿量管理資料，係包含前述時間差或根據前述時

申請專利範圍

1. 一種超音波尿量測定器，係具備：超音波探頭，係具備被安裝於被測定者的腹部，朝向該被測定者的膀胱以所定測定週期發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；

超音波控制部，係控制前述超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；

運算部，係依據前述反射波，依每一前述測定週期來計算出前述膀胱內的尿量；及

顯示部，係將以前述運算部所計算之尿量，時間序列性地圖表顯示；

其特徵為：

且具有：

模式選擇部，係可選擇在將前述超音波探頭安裝於前述被測定者的腹部之所定測定位置之狀態下測定尿量的測定模式，及為了決定該測定模式中適合安裝前述超音波探頭的前述測定位置，於腹部的複數暫定測定位置一邊使前述超音波探頭移動一邊測定尿量的定位模式之任一；及

指標值記憶部，係記憶在選擇前述定位模式之間，藉由前述運算部所計算出之複數暫定測定位置之尿量中的最大值及/或依據前述最大值所訂定之允許值；

前述最大值及/或前述允許值，作為用以將前述超音波探頭定位的定位指標值，而顯示於前述顯示部的圖表上；

前述運算部，係依據連續接收之複數前述反射波來計算出尿量，在前述定位模式中，前述尿量的計算所用之反射波的個數比前述測定模式還少；

尿量的測定，係以 A 模式進行。

2. 如申請專利範圍第 1 項所記載之超音波尿量測定器，其中，

前述超音波尿量測定器，係具有在選擇前述定位模式之間所測定之尿量到達前述定位指標值以上時進行通知的通知部。

3. 如申請專利範圍第 1 項所記載之超音波尿量測定器，其中，

前述超音波控制部，係以前述測定模式的測定週期為一測定週期，前述定位模式的測定週期為比前述一測定週期還短的其他測定週期之方式，控制前述超音波元件。

4. 如申請專利範圍第 1 項所記載之超音波尿量測定器，其中，

前述顯示部，係可因應前述最大值，變更前述圖表的顯示標度。

5. 如申請專利範圍第 1 項所記載之超音波尿量測定器，其中，

前述顯示部，係藉由以條形的長度來表示被測定的尿量，以並排於時間軸方向的條形圖來顯示在所定時間範圍內所測定之複數尿量，於該條形圖上以延伸於時間軸方向的直線來顯示前述定位指標值。

6. 如申請專利範圍第 1 項所記載之超音波尿量測定器，其中，

前述顯示部，係顯示如廁訓練或膀胱訓練的至少一方所用之膀胱內的尿量。

7. 一種超音波尿量測定器，係具備：

超音波探頭，係具備被安裝於被測定者之腹部的測定位置，朝向該被測定者的膀胱發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；

超音波控制部，係控制前述超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；及

運算部，係依據前述反射波，計算出前述膀胱內的尿量；

其特徵為：

前述運算部，係於決定適合安裝前述超音波探頭的前述測定位置的定位模式中，在腹部的複數暫定測定位置配置前述超音波探頭之狀態下計算出膀胱內的尿量；

前述超音波尿量測定器，係具有：

指標值記憶部，係記憶在前述定位模式之間藉由前述運算部所計算出之尿量中的最大值及/或依據前述最大值所訂定之允許值；及

比較部，係檢測出於前述定位模式中，藉由前述運算部所計算出的尿量，與被記憶於前述指標值記憶部的最大值及/或前述允許值的差；

前述運算部，係依據連續接收之複數前述反射波來計

算出尿量，在前述定位模式中，前述尿量的計算所用之反射波的個數比前述測定模式還少；

尿量的測定，係以 A 模式進行。

8. 如申請專利範圍第 7 項所記載之超音波尿量測定器，其中，具有：

通知部，係依據前述比較部的比較結果，通知警報。

9. 如申請專利範圍第 7 項所記載之超音波尿量測定器，其中，更具備：

顯示部，係將於前述定位模式中以前述運算部所計算出的尿量，與被記憶於前述指標值記憶部的最大值及/或前述允許值，進行圖表顯示。

10. 如申請專利範圍第 7 項所記載之超音波尿量測定器，其中，

具備：顯示部，係將以前述運算部在複數時刻分別計算出的尿量，進行圖表顯示；

前述顯示部，係在前述定位模式，與在安裝於前述測定位置之狀態下測定膀胱內之尿量的測定模式中，可變更前述圖表顯示的時間標度。

11. 如申請專利範圍第 7 項所記載之超音波尿量測定器，其中，

前述超音波尿量測定器，係更具有：顯示部，係顯示如廁訓練或膀胱訓練的至少一方所用之膀胱內的尿量。

12. 一種超音波尿量測定器，係具備：

超音波探頭，係具備被安裝於被測定者之腹部的測定

位置，朝向該被測定者的膀胱發送超音波，並且接收來自前述膀胱之壁面的反射波的超音波元件；

超音波控制部，係控制前述超音波元件所致之超音波及其反射波的發送接收；及

運算部，係依據前述反射波，計算出前述膀胱內的尿量；

其特徵為：

前述運算部，係於決定適合安裝超音波探頭的前述測定位位置的定位模式中，利用與前述測定位位置中計算出尿量的測定模式不同的計算方法，來計算出尿量；

前述定位模式之尿量的計算方法，係相較於前述測定模式之尿量的計算方法，對於前述超音波探頭的位置變化之回應性比較高；

前述運算部，係依據連續接收之複數前述反射波來計算出尿量，在前述定位模式中，前述尿量的計算所用之反射波的個數比前述測定模式還少；

尿量的測定，係以 A 模式進行。

13. 如申請專利範圍第 12 項所記載之超音波尿量測定器，其中，

前述運算部，係於前述定位模式時，於複數時刻的尿量計算重複利用前述複數反射波。

14. 如申請專利範圍第 12 項所記載之超音波尿量測定器，其中，

前述超音波尿量測定器，係更具有：顯示部，係顯示

如廁訓練或膀胱訓練的至少一方所用之膀胱內的尿量。

圖 15

