



República Federativa do Brasil  
Ministério da Economia  
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

**(11) BR 112014011659-8 B1**



**(22) Data do Depósito: 15/11/2012**

**(45) Data de Concessão: 01/12/2020**

---

**(54) Título:** DISPOSITIVO E MÉTODO PARA MANIPULAÇÃO DE PRODUÇÃO DE URINA

**(51) Int.Cl.:** G01F 3/38; G01F 23/26; G01F 25/00; G01N 27/22; A61B 5/20.

**(30) Prioridade Unionista:** 16/11/2011 SE 1151089-8.

**(73) Titular(es):** OBSERVE MEDICAL APS.

**(72) Inventor(es):** MIKAEL LÖFGREN; MIKAEL CHARLEZ.

**(86) Pedido PCT:** PCT EP2012072771 de 15/11/2012

**(87) Publicação PCT:** WO 2013/072430 de 23/05/2013

**(85) Data do Início da Fase Nacional:** 15/05/2014

**(57) Resumo:** DISPOSITIVO E MÉTODO PARA MANIPULAÇÃO DE PRODUÇÃO DE URINA. A presente invenção refere-se a método para automaticamente, com a ajuda de um processador, determinar uma degeneração de superfície de uma primeira superfície de um sistema de manipulação de urina, a primeira superfície sendo planejada para entrar em contato com a urina, o método compreende as etapas principais seguintes: a) medir repetidamente um ou mais valores capacitivos da primeira superfície, formando medições capacitivas; b) armazenar todos, ou instantes representativos das medições capacitivas, c) decidir, com base nas mudanças das medições capacitivas armazenadas, que uma degeneração de superfície significativa da primeira superfície ocorreu.

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**DISPOSITIVO E MÉTODO PARA MANIPULAÇÃO DE PRODUÇÃO DE URINA**".

Campo técnico

[001] A presente invenção refere-se a um dispositivo e a um método para medições eletrônicas aperfeiçoadas de urina. Mais especificamente, ela refere-se a uma disposição de sensor, processamento de sinal e métodos de interpretação de sinal de sinais que vêm de um sistema sensor capacitivo de um sistema de manipulação de urina para manipular a produção de urina de um paciente tendo um cateter de urina.

Técnica precedente

[002] Sistemas eletrônicos de medição de urina são conhecidos.

[003] WO 2010/149708 A1 revela um dispositivo de medição de urina para medir a produção da urina de um paciente tendo um cateter de urina. O dispositivo usa medições capacitivas feitas por eletrodos dispostos perto de uma câmara de medição de esvaziamento automático para calcular o nível da urina na câmara de medição.

[004] US3919455 descreve um dispositivo compreendendo uma câmara de sifão para a urina com uma função de esvaziamento automático e em que o volume da urina é medido com a ajuda de um sensor ótico e/ou elétrico. Quando o nível da urina na câmara do sifão aumenta, a capacitância entre os dois eletrodos nas paredes da câmara do sifão muda. Dessa maneira, um sinal é criado que corresponde com a quantidade de urina na câmara do sifão. Ver, por exemplo, a figura 4 e a coluna 4, linhas 34 a 52.

[005] Mais detalhes relacionados com infecções nosocomiais do trato urinário e desenvolvimento de biofilmes podem ser encontrados em

*Burke JP, Riley DK. Nosocomial urinary tract infection. In: Mayhall CG, editor. Hospital epidemiology and infection control. Balti-*

more: Williams and Wilkins; 1996.p.139-53.

*D.J Stickler, S.D Morgan, Observations on the development of the crystalline bacterial biofilms that encrust and block Foley catheters, Cardiff School of bioscience 2007*

### Sumário da invenção

[006] Uma porcentagem significativa de infecções nosocomiais da bexiga entre pacientes é intraluminal devido à contaminação do sistema de drenagem urinário fechado usado para tratar o paciente. Isso ocorre pelo refluxo (contaminação retrógrada) de micro-organismos obtendo acesso a um lúmen do cateter do sistema de drenagem e a bexiga urinária. Através do tempo, a superfície intraluminal do sistema fechado (cateter, outras tubulações, câmara de medição e sacos de coleta) será degradada pela formação do biofilme contendo os micro-organismos infectantes embutidos em uma matriz de proteínas hospedeiras e exoglicocálix microbiano. As bactérias usam esse biofilme para alcançar a bexiga de urina do paciente. A taxa de formação do biofilme é muito individual e um sistema de medição de urina de acordo com a invenção detectará quando a superfície interna fica degradada para um nível crítico e alertará o usuário para substituir a parte descartável. Sistemas medidores de urina, em geral, são dependentes da conexão em um cateter de urina, a fim de obter acesso a bexiga da urina e drenar a urina da bexiga através de um sistema de tubulação via uma unidade de medição e depois coletar a saída urinária em um saco de coleta. A infecção do trato urinário (UTI) é a infecção nosocomial mais comum dentro do sistema de cuidado da saúde atualmente. A UTI estende a duração da permanência, aumenta os custos e contribui para o risco adicional para o estado de saúde dos pacientes. Ela está geralmente relacionada com a instalação do dito cateter de urina. Foi revelado através de pesquisa clínica que o risco da UTI aumenta por 10% a cada dia que o cateter permanece no trato urinário. As bacté-

rias conseguem entrar pelo exterior do corpo (64%) ou do interior (36%).

[007] Foi entendido através de estudos literários que no sistema in-vitro a colonização bacteriana gera um biofilme que se torna mineralizado (incrustação). Na urina estéril, o desenvolvimento da incrustação mostrou ser dependente das propriedades urinárias, tais como pH e resistência iônica, bem como das propriedades hidrofóbicas do biomaterial. A urina é geralmente livre de bactérias e, assim, é a química da urina em um ambiente de medição e/ou coleta que domina as variáveis. Na urina infectada, a uréase da enzima produzida pelas bactérias aderidas hidrolisa a ureia para produzir amônia. Isso eleva o pH da urina, uma condição que favorece a precipitação de magnésio e cálcio na forma de estruvite e hidroxiapatita (HA). Esses minerais são dois componentes principais da incrustação.

[008] A dita formação do biofilme e o risco relacionado das UTIs nosocomiais inicialmente não são visíveis ao olho nu humano. A presente invenção, provendo um método de processamento do sinal, pode revelar um estágio precoce da formação do biofilme antes que ele leve ao crescimento excessivo de bactérias e elevação relacionada do pH, que pode estimular mais o crescimento das bactérias. Um sistema de medição de urina de acordo com a presente invenção supera o dito problema de detecção de uma formação não visível de biofilme e pode alertar subsequentemente o pessoal de cuidado da saúde para a substituição de uma parte descartável degenerada do sistema.

[009] Assim, um sistema de medição de urina de acordo com a presente invenção compreende uma câmara de medição, submetida ao fluxo da urina. A câmara pode ser de um tipo de sifão de esvaziamento automático, isto é, a câmara, quando fica cheia, esvazia por si própria por meio da técnica do sifão. Um problema que pode surgir é que a câmara de medição pode, dentro de um tempo imprevisível, so-

frer de uma degeneração de superfície na sua superfície interna causada pela formação de um biofilme não macroscópico devido às propriedades agressivas da urina, ver também acima. Nesse contexto "não macroscópico" deve ser interpretado como "invisível ao olho nu". A degeneração da superfície pode causar erros de medição do sistema sensor capacitivo planejado para medir a quantidade de urina produzida e pode também causar procedimentos de esvaziamento disfuncionais da câmara de medição de sifão de esvaziamento automático. A presente invenção controla a dita degeneração de superfície e é também capaz de manipular o uso não apropriado dotando o sistema de medição com um método de processamento de sinal inteligente.

#### O problema

[0010] A urina é um líquido do corpo que pode ser muito agressivo nas superfícies artificiais, em particular em superfícies dentro de um sistema de medição de urina. O sistema de medição de urina de acordo com a invenção é um sistema fechado que compreende um sistema de tubulação conectado no cateter de um paciente, uma câmara de medição e um saco de coleta. O sistema de tubulação leva a urina da bexiga da urina para a câmara de medição onde um sistema sensor capacitivo sem contato sente os sinais através da parede da câmara de medição e, com isso, calcula o volume. A parede da câmara é de um material polimérico rígido, mas pode ser de outro material adequado, por exemplo, vidro. A urina é coletada em um saco de coleta depois que ela foi medida. Tal saco de coleta pode ser de um material polimérico flexível e ter um volume consideravelmente maior do que o volume da câmara de medição.

[0011] A câmara de medição pode ser um tipo de câmara de esvaziamento automático e ela é planejada para esvaziar em um determinado volume (15 a 20 mL). O desafio na dita câmara de medição de esvaziamento automático é manipular os efeitos de um processo de-

generativo comprometendo as propriedades elétricas e físicas das superfícies delicadas da câmara de medição causado pela urina através do tempo.

[0012] Assim, o inventor verificou que, dentro de uma duração de tempo imprevisível, existe uma diminuição de sinal através da parede da câmara de medição que precisa ser causada pela formação de um biofilme na superfície(s) correspondendo com onde os sensores são dispostos. Pode também surgir uma degeneração da superfície delicada dentro da região do sistema de esvaziamento automático que pode levar a uma disfunção do mecanismo de esvaziamento automático.

[0013] O tempo de duração imprevisível da câmara de medição é muito individual e pode ser ainda reduzido se o paciente sofre de infecção urinária ou se existe a existência da elevação do pH devido à decomposição da urina, drogas farmacêuticas, diabetes, ingestão não apropriada de alimento ou metabolismo perturbado (acidose, alcalose).

[0014] O dito sistema de medição da urina com um determinado volume de esvaziamento pode também ser submetido ao esvaziamento antes do nível onde o volume predeterminado é atingido.

[0015] O dito sistema pode também ser submetido a uma rápida descarga de urina (ordenha) através da câmara de medição e, como uma consequência, o sistema sensor poderia não ser capaz de medir o volume que chega durante o procedimento de esvaziamento. A ordenha é geralmente causada pela ação imprópria do pessoal de cuidado.

[0016] A câmara de medição pode ser descartável e interpermutável.

#### A solução

[0017] A solução para os desafios descritos do sistema de medição é colocar mais inteligência na interpretação dos sinais do sistema sensor. Se os sinais são analisados e então interpretados no significa-

do de se eles estão corretos ou incorretos revelaria quando existe uma degeneração não macroscópica da superfície delicada que dentro de muito pouco pode causar um desvio de precisão significativo no volume de urina medido. Uma unidade de processamento de sinal adaptada de acordo com a invenção pode alertar o usuário para mudar a unidade de medição descartável e montar uma nova antes do mau funcionamento de ambos a transferência de sinal e do mecanismo de esvaziamento automático.

[0018] Se o sistema começa a executar sequências de esvaziamento prematuras, é provável que a superfície(s) da câmara de medição crítica para a iniciação da sequência de esvaziamento automático tenha sido comprometida. A solução de acordo com a invenção para evitar esses procedimentos de esvaziamento prematuros e medições de volume perturbados é dispor um sensor de referência em uma maneira inteligente, nesse caso no meio do sistema sensor que pode servir como um ponto de equivalência ou ponto de verificação. Adicionalmente, a solução inclui um método de processamento de sinal compreendendo várias etapas. O ponto de equivalência ou ponto de verificação pode servir como um sensor de calibragem automática e proporcionar valores de sensor que podem ser usados por uma função de calibragem automática para executar com sucesso uma calibragem automática, isto é, para estabelecer quais valores de sensor que correspondem com certos níveis de urina na câmara de medição. Nessa maneira, também uma câmara cheia pela metade poderia ser adicionada corretamente ao registro de medição depois do procedimento de esvaziamento.

[0019] A câmara de medição pode também ser submetida a uma descarga de urina durante o procedimento de enchimento ou esvaziamento. Quando isso acontece, o sinal se torna respectivamente mais pronunciado ou mais estendido do que o normal. A unidade de pro-

cessamento é dotada com recurso para calcular o ângulo da curva do sensor, isto é, a assim chamada inclinação da curva do sensor, durante o enchimento e o esvaziamento.

[0020] Para compensar a descarga de urina, uma constante pode ser adicionada no volume esperado para representar o valor verdadeiro (o volume esperado + constante = volume verdadeiro).

[0021] Assim, de acordo com um primeiro aspecto da invenção, é apresentado um dispositivo de medição de urina para medir a produção de urina de um paciente usando um cateter de urina, em que o dispositivo compreende uma câmara de medição de esvaziamento automático 120 para a qual a urina do paciente é transportada via o cateter, o dispositivo é também dotado com um conjunto de eletrodos 620 dispostos para sentir uma capacitância variável ( $C_m(t)$ ) correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição de esvaziamento automático 120, em que o conjunto de eletrodos compreende:

- um primeiro eletrodo 140, 310, 652,
- um segundo eletrodo 320, 654

entre os quais a capacitância variável ( $x$ ,  $C_m(t)$ ) é medida e em que o dispositivo ainda compreende um soquete 350, 136, 137, 138, 139, 660 para a câmara de medição de esvaziamento automático (120) e em que a câmara de medição de esvaziamento automático 120 é substituível e em que o primeiro e o segundo eletrodos 140, 310, 652, 320, 654 para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição 120 são dispostos na parede do soquete 137, 139, 330 para fazer face com a câmara de medição 120, o dispositivo ainda compreende uma unidade de processamento de dados 610 conectada nos eletrodos 140, 310, 652, 320, 654 para acompanhar o volume produzido de urina e um rastreador do nível da linha de referência 650 disposto para determinar e acompanhar o nível da linha de referência variável, isto é, o valor de capaci-

tância correspondendo com uma câmara de medição de esvaziamento automático vazia, com base na capacitância variável, quando múltiplos esvaziamentos automáticos da câmara de medição de esvaziamento automático acontecem.

[0022] De acordo com um segundo aspecto da invenção, é apresentado um dispositivo de medição de urina para medir a produção de urina de um paciente usando um cateter de urina, em que o dispositivo compreende uma câmara de medição de esvaziamento automático 120 para a qual a urina do paciente é transportada via o cateter, o dispositivo é também dotado com um conjunto de eletrodos 620 disposto para sentir uma capacitância variável ( $C_m(t)$ ) correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição de esvaziamento automático 120, em que o conjunto de eletrodos compreende:

- um primeiro eletrodo 140, 310, 652,
- um segundo eletrodo 320, 654

entre os quais a capacitância variável ( $x$ ,  $C_m(t)$ ) é medida e em que o dispositivo ainda compreende um soquete 660, 350, 136, 137, 138, 139 para a câmara de medição de esvaziamento automático 120 e em que a câmara de medição de esvaziamento automático é substituível e em que o primeiro e o segundo eletrodos para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição são dispostos na parede do soquete para fazer face com a câmara de medição e que o dispositivo de medição da urina ainda compreende um sensor de referência 655 disposto para detectar e determinar um primeiro ponto no tempo quando o nível de urina na câmara de medição alcança um nível predeterminado conhecido correspondendo com um volume conhecido, o dispositivo ainda compreende uma unidade de processamento de dados 610 conectada nos eletrodos 140, 310, 652, 320, 654 e disposta para acompanhar o volume produzido de urina e uma unidade de calibragem automática 657

disposta para determinar e acompanhar o um ou mais parâmetros de calibragem automática, isto é, parâmetros que podem ser usados para melhorar as estimativas do volume de urina calculado a partir de um valor de capacitância medido, com base no primeiro ponto determinado no tempo, no volume predeterminado conhecido e na capacitância variável, quando múltiplos esvaziamentos automáticos da câmara de medição de esvaziamento automático acontecem.

[0023] Adicionalmente, o dispositivo de acordo com o diretamente acima pode ainda compreender um rastreador do nível da linha de referência 650 para determinar e acompanhar o nível da linha de referência variável 451, 452, 453, isto é, um valor de capacitância correspondendo com uma câmara de medição de esvaziamento automático vazia 120, com base no primeiro ponto determinado no tempo, no volume conhecido e na capacitância variável, quando múltiplos esvaziamentos automáticos da câmara de medição de esvaziamento automático acontecem.

[0024] O dispositivo de acordo com o acima pode compreender uma unidade de alarme 662 capaz de emitir um alarme quando o nível da linha de referência alcança um valor limiar predeterminado.

[0025] O dispositivo de acordo com o acima em que as determinações do nível da linha de referência e/ou parâmetros de calibragem automática são também baseadas na detecção do início dos eventos de esvaziamento automático, isto é, queda vertical abrupta do valor de capacitância medido.

[0026] O dispositivo de acordo com o acima em que as determinações do nível da linha de referência e/ou dos parâmetros de calibragem automática são também, ou alternativamente, baseadas na detecção do ponto final 462, 463 dos eventos de esvaziamento automático, isto é, interrupção abrupta do valor de capacitância medido em queda vertical.

[0027] De acordo com um terceiro aspecto da invenção, é apresentado um dispositivo de medição de urina para medir a produção da urina de um paciente usando um cateter de urina, em que o dispositivo compreende uma câmara de medição para a qual a urina do paciente é transportada via o cateter, o dispositivo é também dotado com um conjunto de eletrodos dispostos para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição, em que o conjunto de eletrodos compreende:

- um primeiro eletrodo (E1) tendo uma primeira porção (E1a) e uma segunda porção (E1b),

- um segundo eletrodo (E2) tendo uma primeira porção (E2a) e uma segunda porção (E2b) em que a primeira porção e a segunda porção são dispostas, respectivamente, separadas por uma primeira e uma segunda distâncias, respectivamente, na direção de aumento do nível da urina na câmara de medição e são também conectadas entre si por um material condutor, o conjunto de eletrodos ainda compreende

- um terceiro eletrodo (E3),

- um quarto eletrodo (E4),

em que o primeiro e o segundo eletrodos são dispostos paralelos entre si e com um eixo de comprimento paralelo à direção de aumento do nível da urina e

em que o terceiro eletrodo (E3) é disposto tendo uma porção principal entre a primeira porção (E1a) e a segunda porção (E1b) do primeiro eletrodo na direção de aumento do nível da urina e

em que o quarto eletrodo (E4) é disposto tendo uma porção principal entre a primeira porção (E1a) e a segunda porção (E1b) do primeiro eletrodo na direção de aumento do nível da urina e

em que uma unidade de processamento 610 é conectada no primeiro, segundo, terceiro e quarto eletrodos (E1, E2, E3, E4) e

disposta para interpretar mudanças nos níveis de capacitância entre os eletrodos como correspondendo com níveis diferentes de urina e também correspondendo com condições físicoquímicas diferentes dentro da câmara de medição.

[0028] O dispositivo de medição de urina de acordo com o acima em que a câmara de medição é de um tipo de sifão de esvaziamento automático.

[0029] O dispositivo de medição de urina de acordo com o acima em que a câmara de medição é facilmente substituível em um recesso ou local de acoplamento do dispositivo de medição de urina, e os eletrodos são dispostos nas paredes do recesso ou local de acoplamento, tal que eles encostam perfeitamente em uma câmara de medição colocada no recesso ou local de acoplamento.

[0030] De acordo com um quarto aspecto da invenção, é apresentado um método para detectar uma câmara de medição comprometida durante a medição da produção de urina usando um dispositivo de medição de urina compreendendo:

uma câmara de medição substituível para a qual a urina de um paciente é transportada via um cateter para encher a câmara de medição,

um conjunto de eletrodos, compreendendo pelo menos dois eletrodos, conectados em um processador, e disposto para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição substituível,

recurso de esvaziamento para esvaziar a câmara de medição quando cheia,

um sensor de nível para indicação de quando o nível da urina alcança uma posição conhecida da câmara de medição,

o método compreendendo as etapas seguintes:

- medir e/ou derivar o valor de capacitância sentido (x,

$C_m(t)$ ) correspondendo com uma capacitância entre os primeiros dois eletrodos do conjunto de eletrodos,

- determinar um nível da linha de referência original igual a um valor de capacitância sentido correspondendo com uma câmara de medição vazia,

- detectar eventos de esvaziamento da câmara de medição,
- medir a capacitância correspondendo com eventos de esvaziamento acabados para medir o novo nível da linha de referência,
- acompanhar o nível da linha de referência variável quando múltiplos eventos de esvaziamento acontecem.

[0031] O método de acordo com o acima ainda compreendendo a etapa de:

- emitir um alarme quando o nível da linha de referência alcança um limiar predeterminado.

[0032] O método de acordo com o acima em que a detecção dos eventos de esvaziamento é baseada na detecção do ponto final dos eventos de esvaziamento automático, isto é, interrupção abrupta de um valor de capacitância medido em queda vertical.

[0033] De acordo com um quinto aspecto da invenção, é apresentado um método para medir a produção da urina usando um dispositivo de medição de urina compreendendo

- uma câmara de medição para a qual a urina do paciente é transportada via um cateter para encher a câmara de medição,

- um conjunto de eletrodos, compreendendo pelo menos dois eletrodos, conectados em um processador, e disposto para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição,

- recurso de esvaziamento para esvaziar a câmara de medição quando cheia,

- um sensor de nível para indicação quando o nível da urina

alcança uma posição conhecida,

o método compreendendo as etapas seguintes:

medir e/ou derivar um primeiro valor de capacitância ( $x$ ,  $C_m(t)$ ) correspondendo com uma capacitância entre os primeiros dois eletrodos do conjunto de eletrodos.

[0034] Definir pontos de referência correspondendo com um volume de urina conhecido na câmara de medição,

prover um sensor que indica quando o volume conhecido de urina é alcançado,

usar a informação reunida nas etapas acima para calibrar efetivamente uma função de cálculo do volume, durante cada ciclo de enchimento e esvaziamento,

calcular o volume estimado de urina usando a função de cálculo do volume calibrado.

[0035] O método de acordo com o acima em que a função da estimativa do volume é provida do tipo

$$y = kx + m$$

em que  $y$  é o volume estimado,  $k$  é um primeiro parâmetro de calibragem,  $x$  é um valor de capacitância medido e/ou derivado e  $m$  é um segundo parâmetro de calibragem e

em que a função da estimativa do volume é usada para estimar a produção do volume da urina e

em que os parâmetros de calibragem  $k$  e  $m$  são determinados resolvendo, com a ajuda do processador, a equação  $y = kx + m$  para pelo menos dois valores conhecidos de  $y$ , durante a operação normal do sistema de medição de urina do método.

[0036] De acordo com um sexto aspecto da invenção, é apresentado um método para medir a produção de urina usando um dispositivo de medição de urina compreendendo uma câmara de medição para a qual a urina do paciente é transportada via um cateter para encher a

câmara de medição, o dispositivo também sendo dotado com um conjunto de eletrodos conectados em uma unidade de processamento de sinal, e disposto para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição, o dispositivo também sendo dotado com recurso de esvaziamento para esvaziar a câmara de medição quando cheia, o método compreendendo as etapas seguintes:

medir a capacitância principal  $C_m(t)$  entre os primeiros dois eletrodos do conjunto de eletrodos

medir a capacitância de referência  $C_r(t)$  entre os segundos dois eletrodos do conjunto de eletrodos,

definir pontos de referência correspondendo com limites físicos reais do primeiro e do segundo eletrodos (que a superfície do nível de urina passará durante o enchimento e esvaziamento),

usar as curvas de  $C_m(t)$  e  $C_r(t)$  para identificar a capacitância(s) correspondendo com limites físicos reais do primeiro e/ou do segundo eletrodos,

usar a informação reunida nas etapas acima para calibrar efetivamente os sensores durante cada ciclo de enchimento e esvaziamento e exibir leituras de volume tão precisas quanto possível.

[0037] O método de acordo com o acima ainda compreendendo a etapa(s) seguinte:

- determinar o volume atual da câmara de medição  $V_{sip}$  para ser uma função da capacitância principal  $C_m(t)$ , capacitância de referência  $C_r(t)$  e parâmetros de calibragem correspondendo com as capacitâncias medidas quando o nível de urina é igual a uma extremidade superior ou inferior de um eletrodo.

[0038] O método de acordo com o acima ainda compreendendo as etapas de:

- determinar o valor do volume momentâneo mais alto  $V_{top}$

durante um ciclo de enchimento e esvaziamento para o máximo do volume na câmara de medição  $V_{sip}$  e o volume momentâneo mais alto anterior  $V_{top}$ ,

- determinar o volume produzido nessa hora,  $V_{th}$ , para ser a soma da soma presente dos volumes de esvaziamento durante a hora presente,  $V_{th\_bag}$ , e o volume da urina na câmara de medição,  $V_{sip}$ ,

- decidir se a derivada  $dV/dt$  é menor do que a constante de descarga  $K_{flush}$ , e se afirmativo, ajustar a soma dos volumes de esvaziamento durante a presente hora  $V_{th\_bag}$  para a soma do volume momentâneo mais alto  $V_{top}$  e volume de influxo durante o esvaziamento  $V_{in\_while\_flush}$  e ajustar o volume momentâneo mais alto  $V_{top}$  subsequentemente para 0.

[0039] O método de acordo com o acima ainda compreendendo a etapa(s) de:

- decidir se uma nova hora começou, e se afirmativo, ajustar o volume total de urina acumulada  $V_{acc}$  para a soma do volume total de urina acumulada  $V_{acc}$  e volume produzido nessa hora  $V_{th}$  e ajustar o volume produzido na hora prévia  $V_{ph}$  para o volume produzido nessa hora  $V_{th}$  e ajustar a soma dos volumes de esvaziamento durante a presente hora  $V_{th\_bag}$  para menos o volume na câmara de medição  $V_{sip}$ ,

- ajustar o volume produzido nessa hora,  $V_{th}$  para zero.

#### Breve descrição dos desenhos

[0040] A invenção será agora ainda explicada com a ajuda de uma ou mais modalidades da invenção em conjunto com os desenhos acompanhantes dos quais:

[0041] A figura 1a mostra uma vista em perspectiva do dispositivo de medição de urina para medir a produção da urina,

[0042] A figura 1b mostra o dispositivo da figura 1a em um corte

planar.

[0043] As figuras 1c e 1d mostram em mais detalhes uma parte da estação de base do dispositivo da figura 1a.

[0044] A figura 1e mostra em corte uma câmara de medição de sifão (bureta) disposta em uma caverna da estação de base.

[0045] A figura 1f mostra a bureta por detrás e em corte.

[0046] A figura 1g mostra uma disposição do eletrodo do sensor.

[0047] A figura 2a mostra um diagrama exemplar de como valores de capacitância da disposição do eletrodo de sensor da figura 1f podem variar através do tempo dada uma produção constante de urina sob condições ideais.

[0048] A figura 2b mostra um diagrama exemplar de como os valores de capacitância da disposição do eletrodo do sensor da figura 1f podem variar através do tempo dada uma produção constante de urina sob condições de más condições envolvendo a formação de biofilme e incrustações.

[0049] A figura 3a mostra um dispositivo de medição de urina em que uma bureta é presa em uma unidade de base tendo eletrodos de capacitância dispostos em uma superfície plana.

[0050] A figura 3b mostra uma unidade de base do dispositivo da figura 3a com a bureta removida.

[0051] A figura 3c mostra a unidade de base da figura 3b em corte.

[0052] A figura 4a mostra uma disposição de eletrodo junto com certa referência.

[0053] A figura 4b mostra uma curva de capacitância para a capacitância principal como uma função do tempo.

[0054] A figura 4c mostra uma curva para a capacitância de referência como uma função do tempo.

[0055] A figura 4d mostra uma curva para o volume de medição da câmara como uma função do tempo.

[0056] A figura 4e mostra um fluxograma de um método para a determinação da produção de urina incluindo calibragem automática. A figura 4f mostra uma curva de capacitância simplificada de um sistema de medição de urina exibindo a alteração da linha de referência.

[0057] As figuras 5a, 5b e 5c mostram diagramas de blocos gerais possíveis dos sistemas de medição.

[0058] A figura 5d mostra um diagrama de blocos de um sistema de medição com um rastreador da linha de referência e uma unidade de calibragem automática.

[0059] A figura 6 mostra um fluxograma de um método para medição precisa da produção de urina de um paciente.

[0060] A figura 7 mostra um fluxograma de um método para detectar a degradação da câmara de medição usando um rastreador da linha de referência.

[0061] A figura 8 mostra um fluxograma de um método de cálculo de volume incluindo etapas de calibragem automática.

#### Descrição detalhada

[0062] As figuras 1a a 1f mostram um dispositivo de medição de urina 100 para medir a produção da urina de um paciente transportando um cateter de urina, o dispositivo compreendendo um recipiente de medição, ou câmara 120, também chamada bureta, dotada com um sifão para esvaziamento automático quando a bureta 120 fica cheia até um volume predeterminado. A bureta 120 ainda compreende uma entrada 122 e uma saída 130, 160 para a urina cujo volume deve ser medido. Adicionalmente, o dispositivo compreende uma estação de base 105 dotada com uma caverna 138 para colocar a bureta 120 dentro, as paredes laterais da caverna 138 tendo paredes laterais esquerda 139, direita 137 e traseira 136 e sendo dotadas com dois eletrodos de capacitância 140, 141 colocados separados em relação um ao outro e capazes de sentir um sinal de capacitância que ocorre entre os

dois eletrodos de capacitância. A bureta 120 é dotada com uma abertura de ventilação 106 para permitir que o ar escape da bureta quando a urina entra. O sinal de capacitância muda à medida que o nível da urina na bureta 120 muda e o sinal de capacitância constitui uma medida da quantidade produzida de urina. Um processador 610 é disposto para, com a ajuda do processamento de sinal do sinal de capacitância, manter o registro de quantas vezes a bureta foi esvaziada e para monitorar continuamente a produção do volume da urina entre procedimentos de esvaziamento. O processador é configurado para calcular a produção da urina como uma função do tempo. O processador é disposto, de preferência, na estação de base 105.

[0063] A bureta 120 pode ser um artigo descartável. Uma vantagem de ter a bureta como um artigo descartável é que a etapa de lavagem e esterilização de uma estrutura complicada para uso com um outro paciente, ou com o mesmo paciente em um estágio posterior, é eliminada. A bureta não tem que ser fabricada em um material reutilizável irregular capaz de suportar lavagem e manipulação repetidas.

[0064] Os eletrodos de capacitância 140 são preferivelmente de um comprimento que alcança de uma posição correspondendo com uma extremidade inferior da bureta e para uma posição correspondendo com a extremidade superior da bureta. Os eletrodos de capacitância podem terminar em um nível de enchimento máximo da bureta. Acima desse nível, o esvaziamento automático acontece. A bureta esvazia adequadamente em um saco de coleta urinário convencional que pode ser preso na saída da bureta 130, 160.

[0065] Pelo pensamento inventivo e pela experimentação, o inventor(es) verificou que se os eletrodos são dispostos ao lado um do outro, a distância entre eles deve ser grande em comparação com a espessura da parede da bureta. Os eletrodos tendo uma largura de 5 a 20 mm devem funcionar bem. Entretanto, os eletrodos devem ser con-

sideravelmente mais estreitos do que a bureta. Isso reduziria o risco de captar perturbações ou interferência. Eletrodos mais estreitos do que 5 mm podem proporcionar um sinal um tanto fraco mesmo se um pequeno nível de sinal aparenta aparecer primeiro quando a largura se torna menor do que um mm.

[0066] Os eletrodos podem ser feitos mais largos à medida que a bureta alarga para cima, tal que o sinal de capacitância se torna linear com o volume, ao invés de com a altura. Por razões de tecnologia de fabricação, a bureta pode ter ângulos de conicidade. Se a bureta é fabricada de duas metades, é possível ter largura constante no interior.

[0067] A caverna 138, que também pode ser chamada de "soquete", da estação de base 105 pode ser uma caverna aberta, isto é, não circundando completamente as paredes da bureta 120, permitindo que a bureta, incluindo os cateteres conectados na entrada e na saída, seja colocada na caverna sem a necessidade de desconectar um ou mais dos cateteres. A caverna é dotada, de preferência, com três paredes; uma parede traseira 136, uma parede lateral esquerda 139 e uma parede lateral direita 137, a caverna 138 é preferivelmente aberta, ou parcialmente aberta, para cima e para baixo para deixar a entrada e a tubulação do cateter passar por cima e para deixar a saída passar por baixo. A caverna é, preferivelmente, aberta na frente para possibilitar a inspeção visual do nível da urina na bureta 120. As paredes laterais esquerda 139 e direita 137 podem ser preferivelmente dispostas ligeiramente inclinadas para conferir uma seção transversal mais estreita para a caverna na direção descendente. De modo correspondente, a bureta pode ter uma forma ligeiramente cônica para proporcionar um encaixe justo e consistente da bureta na caverna. O encaixe justo e consistente garante boas condições de medição para particularmente os eletrodos de capacitância.

[0068] A bureta pode ter preferivelmente um volume de medição

entre 10 e 30 mililitros e, até mais preferido, um volume de medição entre 14 e 16 mililitros. Esses volumes demonstraram ser particularmente vantajosos quanto ao tempo que a urina gasta na bureta 120. É uma vantagem ter urina fresca na bureta. Entretanto, em uma bureta muito pequena, as forças capilares podem interferir com a função do sifão e/ou o enchimento da bureta. A bureta pode ser dotada com uma escala de medição para fácil verificação da função de medição eletrônica.

[0069] A bureta 120 pode ter uma seção transversal oval ou quadrática e ser dotada com duas paredes laterais planares para se ajustar perfeitamente para os eletrodos de capacitância 140 da caverna da estação de base 105.

[0070] Uma parede frontal da bureta 120 pode ser feita vantajosamente de um polímero transparente para permitir a inspeção visual do sifão e do nível da urina no interior. Uma escala de medição visual pode ser impressa ou fundida na superfície da bureta para a medição visual do nível da urina.

[0071] Podem ser dispostos dois eletrodos de condutância 148 no interior da bureta para entrar em contato com a urina e cujos eletrodos de condutância 148 são conectados nas placas de contato 150 dispostas no exterior da bureta 120. As placas de contato 150 dispostas no exterior da bureta 120 podem ser dispostas na parede traseira 152 da bureta 120. Adicionalmente, dois contatos de conexão 145 podem ser dispostos na parede traseira 136 da caverna para fazer contato com as placas de contato 150 da bureta 120 para transportar o sinal de condutância para a estação de base para processamento do sinal e medições.

[0072] O dispositivo pode ainda ser dotado com recurso para combinar as medições de capacitância e resistência/condutância para melhorar as medições do volume.

[0073] O tubo de saída 160 pode ser de um determinado comprimento e pode ser dotado com uma área de seção transversal que gradualmente aumenta em direção à extremidade de saída.

Método de processamento do sinal(is) de medição

[0074] O processamento dos sinais é almejado para prover um sinal de produção de urina como uma função do tempo. A estação de base pode ser dotada com um monitor 125 para exibir a produção da urina como uma função do tempo. Um valor representando a produção da última hora pode ser exibido. Um valor representando a produção das últimas 24 horas pode ser exibido. Um valor representando o volume atual na bureta pode ser exibido. Um valor representando o volume da urina desde a última substituição do saco pode ser exibido.

[0075] A invenção apresenta um método para processamento do sinal dos sinais medidos. O método compreende a determinação de pelo menos um ponto de calibragem automática com a ajuda de um sensor de referência. Isso permite que o sistema se ajuste a ambos uma nova câmara de medição e identifique e ajuste sequências de esvaziamento pela metade. No contexto da presente invenção, um "ponto de calibragem automática" é um ponto na curva de medição do sensor que pode ser determinado facilmente para corresponder com um valor conhecido do que é finalmente para ser medido, isto é, o volume da urina.

[0076] O método é planejado para ser capaz de revelar se os sinais são aceitáveis ou não para processamento adicional e para alertar se uma degeneração não macroscópica possível das superfícies delicadas aparenta estar em andamento. O método alerta o usuário para substituir a câmara de medição descartável quando um determinado nível de degeneração da superfície é detectado como presente. O método permite a substituição da câmara de medição descartável durante o decorrer do tratamento sem perda de informação. O método

é planejado para detectar quando a urina está descarregando para dentro da câmara de medição durante o procedimento de enchimento e esvaziamento e compensa cálculos a fim de impedir leituras imprecisas do volume real.

#### Calibragem automática

[0077] A figura 3a mostra um dispositivo de medição de urina em que uma bureta, isto é, uma câmara de medição, é presa em uma unidade de base tendo eletrodos capacitivos dispostos em uma superfície plana. A figura 2 mostra a disposição do eletrodo do sensor da figura 3a em mais detalhes. A disposição do eletrodo do sensor compreende:

- um primeiro eletrodo (E1) tendo uma primeira porção (E1a) e uma segunda porção (E1b),
- um segundo eletrodo (E2) tendo uma primeira porção (E2a) e uma segunda porção (E2b)

em que a primeira porção e a segunda porção são dispostas separadas, respectivamente, por uma primeira e uma segunda distância respectivamente, na direção de aumento do nível da urina na câmara de medição e são também conectadas entre si por um material condutor.

[0078] O conjunto de eletrodos ainda compreende:

- um terceiro eletrodo E3,
- um quarto eletrodo E4,

em que o primeiro e o segundo eletrodos são dispostos com um eixo de comprimento paralelo entre si e com o eixo de comprimento paralelo à direção de aumento do nível da urina e

em que o terceiro eletrodo E3 é disposto tendo uma porção principal situada entre a primeira porção E1a e a segunda porção E1b do primeiro eletrodo na direção de aumento do nível da urina e

em que o quarto eletrodo E4 é disposto tendo uma porção principal entre a primeira porção E1a e a segunda porção E1b do pri-

meiro eletrodo na direção de aumento do nível de urina.

[0079] O primeiro e o segundo eletrodos são aqui chamados eletrodos principais. O terceiro eletrodo E3 e o quarto eletrodos E4 são chamados eletrodos de referência. Pela colocação de um eletrodo de referência no meio do sensor principal no sistema de sensor revelado, o sistema pode ser capaz de calcular qual a leitura do sensor que corresponde com o nível de urina alcançando o limite inferior do eletrodo de referência. Uma vantagem do sistema descrito sobre um sistema com eletrodos principais retangulares tendo largura igual sobre todo o seu comprimento é que a área que os eletrodos ocupam pode ser menor e mais compacta. A solução é uma adaptação linear ao sinal do sensor no volume conhecido. Ver mais abaixo.

#### Processamento do sinal

[0080] O sistema de medição de urina compreende uma unidade de processamento de sinal conectada nos sensores capacitivos, isto é, os eletrodos. Contudo que a superfície da câmara de medição seja aceitável, isto é, sem ou com somente pequenas quantidades de biofilme e incrustação como descrito acima, o sinal seguirá o nível do líquido. Isto é, um aumento no volume corresponderá com um aumento no sinal. Quando a superfície fica degenerada para um nível inaceitável, o sinal não será capaz de seguir o nível do líquido além da porção degenerada da superfície delicada. A constante de tempo seria uma medida da superfície degenerada.

[0081] A figura 2a mostra um diagrama exemplar de como os valores de capacitância da disposição do eletrodo do sensor da figura 1g podem variar através do tempo dada uma produção constante de urina sob condições ideais, isto é, as medições começaram recentemente e a câmara de medição está fresca. A capacitância  $C_m(t)$  medida entre os eletrodos principal é representada pela curva com os pontos de deflexão e trechos representados 210, 215, 220, 225, 230, 235, 240, 250,

290. A curva entre os pontos 210 e 290 representa um ciclo de enchimento e esvaziamento. A capacitância  $C_r(t)$  medida entre os eletrodos de referência é representada pela curva com os pontos de deflexão e trechos 260, 265, 270, 275, 280, 285, 290. A curva entre o começo do trecho 260 e o ponto 290 representa um ciclo de enchimento e esvaziamento para os eletrodos de referência.

[0082] A figura 2b mostra um diagrama exemplar de como os valores de capacitância da disposição do eletrodo de sensor da figura 1g podem variar através do tempo dada uma produção constante de urina sob condições menos favoráveis envolvendo a formação de biofilme e incrustações. A figura ilustra dois procedimentos de esvaziamento 210 horas mais tarde do que os sinais da figura 2a. Aqui, os sensores começam claramente a ficar saturados devido à incrustação e/ou biofilme. Claramente leva mais tempo para o sinal do sensor cair depois de um esvaziamento e o sensor aparenta saturado até ligeiramente acima  $C_{ref}$  do sensor. Na figura 2b, a capacitância  $C_m(t)$  medida entre os eletrodos principais é representada pela curva com os pontos de deflexão e trechos representados 292, 293, 294, 295, 296, 297, 298. Nessa figura, a capacitância  $C_r(t)$  medida entre os eletrodos de referência é representada pela curva com os pontos de deflexão e trechos 261, 262, 263, 264, 266. Como pode ser observado quando comparando as figuras 2a e 2b, fica mais difícil para um ser humano identificar as fases de enchimento, isto é, quando o nível da urina está dentro da área da porção inferior do sensor principal, sensor de referência e porção mais alta do sensor principal, respectivamente.

#### Função linear da calibragem automática

[0083] A invenção apresenta um método para a calibragem automática do volume medido e exibido na e/ou passando a câmara de medição. Uma função

$$y = kx + m$$

é fornecida para calcular um volume estimado  $y$  na câmara de medição com base em uma variável  $x$ , representando um valor do sensor ou um valor do sensor combinado derivado de múltiplos valores de sensor. A variável  $x$  aumenta quando o volume da urina na câmara de medição aumenta. O fator  $k$  é um fator de proporcionalidade que é determinado pelo método de calibragem automática da presente invenção e proporciona subsequentemente um valor de quanto o volume  $y$  aumenta para cada unidade de aumento da variável  $x$ . O termo  $m$  é um termo de ajuste que é também determinado pelo método de calibragem automática da presente invenção e representa um termo de correção para garantir que o volume estimado  $y$  seja zero quando a câmara de medição está vazia a despeito do valor medido do sensor ou valores combinados do sensor nesse momento. Assim, para resumir,  $y$  é o volume da urina,  $k$  é um fator de proporcionalidade,  $x$  é um valor do sensor,  $m$  é um termo de ajuste.

[0084] O método de calibragem automática da presente invenção determina  $k$  e  $m$  resolvendo a equação

$$y = kx + m$$

para  $y = 0$ , e para  $y = y_1$  (um volume conhecido).

[0085] O sistema fica ciente que o nível correspondendo com o volume conhecido  $y_1$  é alcançado, quando um sinal de sensor adicional indica idem, por exemplo, quando um sensor ótico disposto nesse nível indica uma mudança, ou um sensor capacitivo adicional apropriadamente disposto indica uma mudança.

[0086] O método de calibragem automática da presente invenção executa um cálculo renovado dos parâmetros de calibragem automática, isto é, um novo cálculo do fator  $k$  e do termo  $m$  toda vez que a câmara de medição é cheia e/ou esvaziada.

[0087] Um sistema de medição de urina pode ser fornecido com sensores adicionais, tal que um volume conhecido adicional  $y_2$  pode

ser medido e usado para aumentar a precisão dos parâmetros  $k$  e  $m$ .  $y_2$  pode ser maior do que  $y_1$ .

[0088] Método para determinação de quando a degeneração da superfície está além de níveis aceitáveis.

[0089] Quando a superfície fica degenerada para um nível inaceitável, o sinal não será capaz de seguir o nível do líquido além da porção degenerada da superfície delicada. A unidade de processamento do sinal compreende recurso para determinar uma constante de tempo que constitui uma medida da superfície degenerada. O sistema é também dotado com recurso para alertar o usuário para mudar a parte descartável, isto é, a câmara de medição.

[0090] O sistema pode ser dotado com uma memória do valor da linha de referência. O valor da linha de referência é definido como a leitura do sensor correspondendo com uma câmara recentemente esvaziada. O inventor(es) verificou que o valor da linha de referência aumenta com o tempo. Por prover uma memória do valor da linha de referência e comparar o valor da linha de referência real com o no primeiro ou segundo esvaziamento em relação à leitura do sensor na câmara de medição cheia, o sistema é dotado com recurso de alarme para emitir um alarme quando o valor da linha de referência alcança um certo limiar. O limiar pode ser expresso como uma porcentagem do valor do sensor na câmara de medição cheia. A primeira linha de referência medida depois de uma mudança da câmara de medição é chamada "linha de referência inicial". No contexto da presente invenção, o fenômeno de aumento do valor da linha de referência é escolhido para ser chamado "alteração da linha de referência". Uma função ou unidade que monitora ou acompanha a alteração da linha de referência pode ser chamada um "rastreador do nível da linha de referência".

[0091] Os inventores também planejaram um método mais geral para automaticamente, com a ajuda de um processador, determinar a

degeneração de superfície de uma superfície que pode não ser a superfície de uma câmara de medição de esvaziamento automático de sifão, mas uma superfície geral de um sistema de manipulação de urina incluindo, por exemplo, uma superfície luminal de um cateter. O método compreende as etapas principais seguintes:

medir repetidamente um ou mais valores capacitivos da superfície, formando medições capacitivas,

armazenar todos, ou os instantes representativos das medições capacitivas,

decidir, com base nas mudanças particulares das medições capacitivas armazenadas, que uma degeneração de superfície significativa ocorreu.

[0092] Na etapa b) o armazenamento dos instantes representativos das medições capacitivas pode ser executado regularmente em intervalos de tempo definidos ou controlado por um método selecionando a medição capacitiva mais baixa durante um "ciclo". Um ciclo pode ser definido como um ciclo de enchimento e esvaziamento de uma câmara de medição ou como um período de tempo predeterminado. Tal período de tempo predeterminado é preferivelmente selecionado na faixa de 30 a 60 minutos desde que a urina produzida pelos rins de um paciente aparenta estar entrando na bexiga e, assim, saindo do corpo via o cateter em córregos ou gotas, em que podem existir períodos de não descarga da urina. Durante esses períodos de inatividade, é melhor fazer uma medição, desde que não é provável que o valor capacitivo seja perturbado pela urina fluente, e pelo menos um tal período sem descarga deve ocorrer provavelmente durante tal período de tempo predeterminado.

[0093] Na etapa c) a decisão é preferivelmente executada pela comparação do último valor com valores anteriores, tal que um primeiro valor mais baixo medido durante o primeiro período predeterminado

ou um segundo valor mais baixo medido durante o segundo período predeterminado, por exemplo, entre 0 e 60 e 60 a 120 minutos, respectivamente, é comparado com um último valor mais baixo medido durante o último período, isto é, a última hora. Se é verificado que o último valor mais baixo é significativamente mais alto do que o primeiro ou o segundo valor mais baixo, então é decidido que uma degeneração da superfície significativa ocorreu. Pode ser vantajoso comparar com um valor anterior, mas talvez não o primeiro. Os inventores reconheceram que pode existir um curto tempo de valor de capacitância muito baixo antes que a primeira urina umedeça as superfícies do sistema de urina quando ele é primeiro conectado no paciente, portanto o ensinamento para usar o segundo intervalo de tempo como descrito acima. Entretanto, esse efeito inicial de superfície completamente seca e não afetada pode também ser manipulado por métodos manuais, por exemplo, umedecendo a superfície manualmente com uma gota de urina do paciente.

[0094] Adicionalmente, os inventores também planejaram um dispositivo para executar o método de automaticamente, com a ajuda de um processador e um sensor capacitivo, determinar a degeneração da superfície de uma superfície que pode ou não ser uma superfície de uma câmara de medição de esvaziamento automático de sifão, mas uma superfície geral de um sistema de manipulação de urina incluindo, por exemplo, uma superfície luminal de um cateter. O dispositivo compreende

- uma superfície de um sistema de manipulação de urina, por exemplo, uma superfície luminal de um cateter de urina ou tubo, cuja superfície fica exposta à urina,

- um sensor capacitivo, capaz de medir repetidamente um ou mais valores de capacitância de uma estrutura envolvendo a superfície, formando uma sequência de medições,

- um sistema de processamento de sinal, conectado no sensor capacitivo, e capaz de processar medições capacitivas consecutivas, em que o sistema de processamento de sinal é configurado para decidir, com base nas mudanças particulares das medições capacitivas armazenadas, que uma degeneração de superfície significativa da superfície ocorreu.

[0095] A decisão é preferivelmente executada comparando o último valor com valores anteriores, tal que se é verificado que o último valor mais baixo é significativamente mais alto do que o primeiro ou segundo valor mais baixo, então é decidido que uma degeneração de superfície significativa ocorreu, como explicado para o método acima. Se é decidido que uma degeneração de superfície significativa ocorreu, o sistema de processamento de sinal pode indicar isso para um usuário acionando um indicador, por exemplo, uma lâmpada, um diodo emissor de luz, um símbolo em uma tela ou similar.

[0096] A disposição dos eletrodos do sensor capacitivo é preferivelmente tal que uma mudança de capacitância medida devido à degeneração da superfície forma uma grande porção da capacitância medida total. Os eletrodos são dispostos para permitir a medição da capacitância e eles podem ser dispostos na parte substituível, por exemplo, em uma parede. Mais preferido é não dispor os eletrodos como parte da parte substituível, mas em uma estrutura de suporte. Isso tem a vantagem de eliminar a necessidade das conexões elétricas. A estrutura de suporte é disposta para suportar a parte substituível no lado não luminal da parte substituível. Os eletrodos são dispostos, de preferência, no lado externo de uma parede separando a urina do ambiente externo.

[0097] Método para gerenciar a substituição da câmara de medição durante o decorrer do tratamento e tornar a unidade de processamento de sinal ciente da mesma.

[0098] Quando a câmara de medição é removida da sua posição, o sinal(is) capacitivo instantaneamente cairá para zero. Ou quase zero. Ou em qualquer caso bem abaixo do último valor estabelecido da linha de referência para uma câmara vazia. Essa queda repentina de sinal serve como uma indicação para o sistema de medição que a parte descartável está removida e será substituída por uma nova parte. O sistema de medição pode, com isso, escolher parar de medir e automaticamente começar as medições quando a parte descartável está na sua posição correta. A inserção de uma nova câmara 120 é detectada por um aumento repentino no sinal(is) capacitivo. A unidade de processamento do sinal é dotada com um detector de nova câmara no lugar para detectar quando uma nova câmara 120 está no lugar.

#### EXEMPLO 1

[0099] Por favor considere o seguinte exemplo de um método para determinação robusta da urina produzida.

#### Definições

$V_{th}$  volume produzido nessa hora

$V_{ph}$  volume produzido na hora prévia; saída urinária (em mL por hora)

$V_{sip}(t)$  volume na câmara de medição de sifão como uma função do tempo

$C_m(t)$  capacitância medida entre os eletrodos principais como uma função do tempo

$C_r(t)$  capacitância medida entre os eletrodos de referência como uma função do tempo.

[00100] Os sinais de capacitância são afetados por vários fatores externos, tais como alinhamento e montagem do sensor, alinhamento e posicionamento da câmara de medição, compensações da eletrônica, etc. A invenção apresenta recurso para a calibragem automática adaptável para compensar esses fatores externos.

[00101] O conceito da invenção pode ser mais facilmente entendido se considerando um caso ideal com produção constante de urina, isto é, com um influxo constante. Em tal caso, a relação entre os sinais do sensor capacitivo e o volume parece com as representadas nas figuras 4a, 4b, 4c, 4d. A curva de capacitância 410 do sensor principal  $C_m$  é mostrada na figura 4b. A curva de capacitância 415 do sensor de referência  $C_r$  é mostrada na figura 4c. A curva de volume 420 correspondendo com as curvas do sensor 410 e 415 é mostrada na figura 4d.

#### Definições auxiliares

$V_a$  volume fixo conhecido correspondendo com um nível de urina no limiar inferior do sensor de referência

$V_b$  volume fixo conhecido correspondendo com um nível de urina no limiar superior do sensor de referência

$V_{th\_bag}$  a soma dos volumes de esvaziamento durante a hora presente

$V_{top}$  o volume momentâneo mais alto durante um ciclo de enchimento e esvaziamento.

$V_{in\_while\_flush}$  Volume de influxo durante o esvaziamento

$K_{flush}$  uma constante usada para detectar o esvaziamento.

Com base em uma derivada do volume.

[00102]  $V_a$  e  $V_b$  são conhecidos, enquanto que  $C_{m-ab}(t)$ ,  $C_{r-a}(t)$  e  $C_{r-b}(t)$  são determinados via medições e são usados como parâmetros para calibragem automática. No seguinte, "Cal" é usado para representar o conjunto comum dos parâmetros de calibragem automática  $C_{m-ab}$ ,  $C_{r-a}$  e  $C_{r-b}$ .

[00103] O volume momentâneo  $V_{sip}(t)$  é calculado pelo alinhamento dos sinais de medição com a ajuda dos parâmetros de calibragem automática  $C_{m-ab}$ ,  $C_{r-a}$  e  $C_{r-b}$ .

[00104] O volume no esvaziamento é calculado como o volume mais alto durante um ciclo de enchimento e esvaziamento ajustado

adicionando um volume estimado que flui para dentro durante o procedimento de esvaziamento.

[00105] O volume da hora atual  $V_{th\_bag}$  é calculado como a soma dos volumes de procedimentos de esvaziamento anteriores e o momentâneo.

[00106] A figura 4e mostra um fluxograma de um método para determinar a produção da urina incluindo a calibragem automática. O método inclui as etapas de:

- medir  $C_m$  e  $C_r$ ,
- decidir se o ponto A ou o ponto B é encontrado e, se afirmativo, atualizar o  $Cal$ ,
- ajustar  $V_{sip}$  para uma função de  $C_m$ ,  $C_r$  e  $Cal$ ,
- ajustar  $V_{top}$  para o máximo de  $V_{sip}$  e  $V_{top}$  anterior,
- ajustar  $V_{th}$  para  $V_{th\_bag} + V_{sip}$ ,
- decidir se a derivada  $dV_{sip}/dt$  é menor do que a constante de descarga  $K_{flush}$  e, se afirmativo, ajustar  $V_{th\_bag}$  para  $V_{top} + V_{in\_while\_flush}$  e  $V_{top}$  subsequentemente para 0,
- decidir se uma nova hora iniciou e, se afirmativo, ajustar  $V_{acc}$  para soma de  $V_{acc}$  e  $V_{th}$ , ajustar  $V_{ph}$  para  $V_{th}$ , ajustar  $V_{th\_bag}$  para menos  $V_{sip}$  – ajustar  $V_{th}$  para zero.

## EXEMPLO 2

[00107] Com referência agora à figura 4f, é encontrada abaixo uma lista descritiva das ações e etapas de um dispositivo de medição de urina no uso prático.

[00108] A unidade de medição é instalada na unidade de base e o sinal estabelece uma linha de referência onde o sinal começa.

[00109] A unidade recebe um influxo de líquido e, portanto, o sinal aumenta em um determinado ângulo para cima.

[00110] O nível de líquido alcança um primeiro ponto de calibragem automática em um volume estimado de 5 mL.

[00111] O nível do líquido alcança um segundo ponto de calibragem automática em um volume estimado de 10 mL.

[00112] O líquido continua a encher a unidade até o nível máximo em um volume estimado de 15 mL.

[00113] A câmara de esvaziamento automático esvazia automaticamente e o sinal cai rapidamente logo ligeiramente acima da linha de referência inicial.

[00114] Quando a superfície fica degenerada devido às propriedades agressivas do dito líquido, a linha de referência fica mais alta.

[00115] Quando a unidade está cheia e então, esvaziada, o sinal rapidamente cairá, mas somente para a linha de referência alterada.

[00116] Quando a alteração da linha de referência fica muito alta (40% do desvio do ponto de partida, por exemplo) e com referência à precisão, aspectos de segurança do paciente e desempenho, o sistema indicará para o usuário que a unidade deve ser substituída por uma nova unidade.

[00117] Quando a unidade é removida, o sinal rapidamente cai para a linha de referência de origem.

[00118] (De volta para 2 a 10).

[00119] Uma rápida descarga do líquido aumenta a velocidade de passagem do dito líquido e o sinal muda sua curva para ficar mais pronunciada durante o influxo e mais estendida durante a vazão. O novo sinal será compensado devido à mudança no volume pelo cálculo do ângulo da curva de influxo e adição de uma constante ao volume esperado e, portanto, nenhum, ou somente um volume limitado, será perdido durante a medida do dito líquido.

### EXEMPLO 3

[00120] Com referência agora às figuras 5d e 7, um método para acompanhamento do nível da linha de referência e detecção de uma câmara de esvaziamento automático substituível comprometida é des-

crito. O dispositivo de medição de urina compreende:

uma câmara de medição substituível (120) para a qual a urina de um paciente é transportada via um cateter para encher a câmara de medição,

um conjunto de eletrodos (620), compreendendo pelo menos dois eletrodos, conectados em um processador, e disposto para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição substituível,

recurso de esvaziamento para esvaziar a câmara de medição quando cheia,

um sensor de nível (655) para indicação quando o nível da urina alcança uma posição conhecida da câmara de medição.

[00121] O método compreende as etapas seguintes:

- medir (810) e/ou derivar um valor de capacitância sentido ( $x$ ,  $C_m(t)$ ) correspondendo com uma capacitância entre os primeiros dois eletrodos do conjunto de eletrodos sucessivamente correspondendo com um nível de urina,

- determinar (820) o nível da linha de referência original igual a um valor de capacitância sentido correspondendo com uma câmara de medição vazia,

- detectar (815) os eventos de esvaziamento da câmara de medição,

- medir a capacitância correspondendo com os eventos de esvaziamento acabados para medir o novo nível da linha de referência,

- acompanhar (820) a mudança do nível da linha de referência quando múltiplos eventos de esvaziamento acontecem.

[00122] Adicionalmente, uma função de calibragem automática, por exemplo, do tipo descrito nesse documento, pode ser usada para melhorar de modo sinérgico o acompanhamento do nível da linha de refe-

rência.

#### EXEMPLO 4

[00123] É apresentado um dispositivo para determinar a degeneração de superfície de uma superfície de um sistema de manipulação de urina, o dispositivo compreende

- uma primeira superfície de um sistema de manipulação de urina, cuja primeira superfície fica exposta à urina,

- um sensor capacitivo, capaz de medir repetidamente um ou mais valores de capacitância de uma estrutura envolvendo a primeira superfície, formando uma sequência de medições,

- um sistema de processamento de sinal, conectado no sensor capacitivo e capaz de processar as medições capacitivas consecutivas, em que o sistema de processamento de sinal é configurado para decidir, decidindo, com base nas mudanças das medições capacitivas armazenadas, que uma degeneração de superfície significativa da primeira superfície ocorreu.

[00124] A decisão é preferivelmente executada comparando o último valor com valores anteriores, tal que um primeiro valor mais baixo medido durante um primeiro período predeterminado ou um segundo valor mais baixo medido durante um segundo período predeterminado é comparado com um último valor mais baixo medido durante um último período, se é verificado que o último valor mais baixo é mais alto por uma quantidade predeterminada do que o primeiro, alternativamente o segundo, valores mais baixos, então é decidido que uma degeneração de superfície significativa da primeira superfície ocorreu.

[00125] A primeira superfície é uma superfície de um lado luminal de uma parte substituível do sistema de manipulação de urina e o lado luminal é disposto para entrar em contato com a urina e a parte substituível tem um lado externo de proximidade, não planejado para entrar em contato com a urina, mas estando em proximidade com a primeira

superfície do lado luminal e em que eletrodos a ser usados para as medições capacitivas são dispostos para se ajustarem próximos do lado externo de proximidade da parte substituível.

[00126] O lado externo de proximidade é, de preferência, uma superfície diretamente se opondo a primeira superfície, mas do outro lado de uma parede de separação.

[00127] A parede de separação é, preferivelmente, uma parede de uma câmara de medição, ou um tubo ou um cateter.

#### EXEMPLO 5

[00128] Também é apresentado um método para automaticamente, com a ajuda de um processador, determinar uma degeneração de superfície de uma primeira superfície de um sistema de manipulação de urina, a primeira superfície sendo planejada para entrar em contato com a urina, o método compreende as etapas principais seguintes:

medir repetidamente um ou mais valores capacitivos da primeira superfície, formando medições capacitivas,

armazenar todos, ou os instantes representativos das medições capacitivas,

determinar, com base nas mudanças das medições capacitivas armazenadas, que uma degeneração de superfície significativa da primeira superfície ocorreu.

[00129] A decisão é executada comparando o último valor com valores anteriores, tal que um primeiro valor mais baixo medido durante um primeiro período predeterminado, ou um segundo valor mais baixo medido durante um segundo período predeterminado, é comparado com um último valor mais baixo medido durante um último período, se é verificado que o último valor mais baixo é mais alto por uma quantidade predeterminada do que o primeiro, alternativamente o segundo, valores mais baixo, então é decidido que uma degeneração de superfície significativa da primeira superfície ocorreu.

[00130] A primeira superfície é uma superfície de uma parte substituível do sistema de manipulação de urina e a parte substituível tem um lado luminal entrando em contato com a urina e um lado externo de proximidade, não planejado para entrar em contato com a urina, mas em proximidade com o lado luminal e em que eletrodos a ser usados para as medições capacitivas são dispostos para se ajustarem próximos do lado externo de proximidade da parte substituível.

[00131] O lado externo de proximidade é, de preferência, uma superfície diretamente se opondo a primeira superfície, mas do outro lado de uma parede de separação.

[00132] A parede de separação é preferivelmente uma parede de uma câmara de medição ou um tubo ou um cateter.

#### Declarações descritivas

[00133] Diretamente abaixo estão várias declarações descritivas organizadas como parágrafos numerados 1, 2, etc. correspondendo com as reivindicações do documento de prioridade. As reivindicações do PCT seguirão sob o título "REIVINDICAÇÕES".

[00134] Dispositivo de medição de urina para medir a produção de urina de um paciente usando um cateter de urina, em que o dispositivo compreende uma câmara de medição de esvaziamento automático (120) para a qual a urina do paciente é transportada via o cateter, o dispositivo é também dotado com um conjunto de eletrodos (620) dispostos para sentir uma capacitância variável ( $C_m(t)$ ) correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição de esvaziamento automático (120), em que o conjunto de eletrodos compreende:

- um primeiro eletrodo (140, 310, 652),
- um segundo eletrodo (320, 654)

entre os quais a capacitância variável ( $x$ ,  $C_m(t)$ ) é medida e em que o dispositivo ainda compreende um soquete (350, 136, 137, 138, 139, 660) para a câmara de medição de esvaziamento automáti-

co (120) e em que a câmara de medição de esvaziamento automático (120) é substituível e em que o primeiro e o segundo eletrodos (140, 310, 652, 320, 654) para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição (120) são dispostos na parede do soquete (137, 139, 330) para fazer face com a câmara de medição (120), o dispositivo ainda compreende uma unidade de processamento de dados (610) conectada nos eletrodos (140, 310, 652, 320, 654) para acompanhar o volume produzido de urina e um rastreador do nível da linha de referência (650) disposto para determinar e acompanhar o nível da linha de referência variável, isto é, o valor de capacitância correspondendo com uma câmara de medição de esvaziamento automático vazia, com base na capacitância variável, quando múltiplos esvaziamentos automáticos da câmara de medição de esvaziamento automático acontecem.

[00135] 2. Dispositivo de medição de urina para medir a produção de urina de um paciente usando um cateter de urina, em que o dispositivo compreende uma câmara de medição de esvaziamento automático (120) para a qual a urina do paciente é transportada via o cateter, o dispositivo é também dotado com um conjunto de eletrodos (620) disposto para sentir uma capacitância variável ( $C_m(t)$ ) correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição de esvaziamento automático (120), em que o conjunto de eletrodos compreende:

- um primeiro eletrodo (140, 310, 652),
- um segundo eletrodo (320, 654)

entre os quais a capacitância variável ( $x$ ,  $C_m(t)$ ) é medida e em que o dispositivo ainda compreende um soquete (660, 350, 136, 137, 138, 139) para a câmara de medição de esvaziamento automático (120) e em que a câmara de medição de esvaziamento automático é substituível e em que o primeiro e o segundo eletrodos para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na

câmara de medição são dispostos na parede do soquete para fazer face com a câmara de medição e em que o dispositivo de medição da urina ainda compreende um sensor de referência (655) disposto para detectar e determinar um primeiro ponto no tempo quando o nível de urina na câmara de medição alcança um nível predeterminado conhecido correspondendo com um volume conhecido, o dispositivo ainda compreende uma unidade de processamento de dados (610) conectada nos eletrodos (140, 310, 652, 320, 654) e disposta para acompanhar o volume produzido de urina e uma unidade de calibragem automática (657) disposta para determinar e acompanhar o um ou mais parâmetros de calibragem automática, isto é, parâmetros que podem ser usados para melhorar as estimativas do volume de urina calculado a partir de um valor de capacitância medido, com base no primeiro ponto determinado no tempo, no volume predeterminado conhecido e na capacitância variável, quando múltiplos esvaziamentos automáticos da câmara de medição de esvaziamento automático acontecem.

[00136] 3. Dispositivo, de acordo com o parágrafo 2, ainda compreendendo um rastreador do nível da linha de referência (650) para determinar e acompanhar o nível da linha de referência variável (451, 452, 453), isto é, um valor de capacitância correspondendo com uma câmara de medição de esvaziamento automático vazia (120), com base no primeiro ponto determinado no tempo, no volume conhecido e na capacitância variável, quando múltiplos esvaziamentos automáticos da câmara de medição de esvaziamento automático acontecem.

[00137] 4. Dispositivo, de acordo com o parágrafo 1 ou 3, ainda compreendendo uma unidade de alarme (662) capaz de emitir um alarme quando o nível da linha de referência alcança um valor limiar predeterminado.

[00138] 5. Dispositivo, de acordo com qualquer um dos parágrafos precedentes, em que as determinações do nível da linha de referência

e/ou parâmetros de calibragem automática são também baseadas na detecção do início dos eventos de esvaziamento automático, isto é, queda vertical abrupta do valor de capacitância medido.

[00139] 6. Dispositivo, de acordo com qualquer um dos parágrafos precedentes, em que as determinações do nível da linha de referência e/ou dos parâmetros de calibragem automática são também, ou alternativamente, baseadas na detecção do ponto final (462, 463) dos eventos de esvaziamento automático, isto é, interrupção abrupta do valor de capacitância medido em queda vertical.

[00140] 7. Dispositivo de medição de urina para medir a produção da urina de um paciente usando um cateter de urina, em que o dispositivo compreende uma câmara de medição para a qual a urina do paciente é transportada via o cateter, o dispositivo é também dotado com um conjunto de eletrodos dispostos para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição, em que o conjunto de eletrodos compreende:

- um primeiro eletrodo (E1) tendo uma primeira porção (E1a) e uma segunda porção (E1b),

- um segundo eletrodo (E2) tendo uma primeira porção (E2a) e uma segunda porção (E2b) em que a primeira porção e a segunda porção são dispostas, respectivamente, separadas por uma primeira e uma segunda distâncias, respectivamente, na direção de aumento do nível da urina na câmara de medição e são também conectadas entre si por um material condutor, o conjunto de eletrodos ainda compreende

- um terceiro eletrodo (E3),

- um quarto eletrodo (E4),

em que o primeiro e o segundo eletrodos são dispostos paralelos entre si e com um eixo de comprimento paralelo à direção de aumento do nível da urina e

em que o terceiro eletrodo (E3) é disposto tendo uma porção principal entre a primeira porção (E1a) e a segunda porção (E1b) do primeiro eletrodo na direção de aumento do nível da urina e

em que o quarto eletrodo (E4) é disposto tendo uma porção principal entre a primeira porção (E1a) e a segunda porção (E1b) do primeiro eletrodo na direção de aumento do nível da urina e

em que uma unidade de processamento (610) é conectada no primeiro, segundo, terceiro e quarto eletrodos (E1, E2, E3, E4) e disposta para interpretar mudanças nos níveis de capacitância entre os eletrodos como correspondendo com níveis diferentes de urina e também correspondendo com condições fisicoquímicas diferentes dentro da câmara de medição.

[00141] 8. Dispositivo de medição de urina, de acordo com o parágrafo 1, em que a câmara de medição é de um tipo de sifão de esvaziamento automático.

[00142] 9. Dispositivo de medição de urina, de acordo com o parágrafo 2, em que a câmara de medição é facilmente substituível em um recesso ou local de acoplamento do dispositivo de medição de urina, e os eletrodos são dispostos nas paredes do recesso ou local de acoplamento, tal que eles encostam perfeitamente em uma câmara de medição colocada no recesso ou local de acoplamento.

[00143] 10. Método para detectar uma câmara de medição comprometida durante a medição da produção de urina usando um dispositivo de medição de urina compreendendo:

uma câmara de medição substituível para a qual a urina de um paciente é transportada via um cateter para encher a câmara de medição,

um conjunto de eletrodos, compreendendo pelo menos dois eletrodos, conectados em um processador, e disposto para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na

câmara de medição substituível,

recurso de esvaziamento para esvaziar a câmara de medição quando cheia,

um sensor de nível para indicação de quando o nível da urina alcança uma posição conhecida da câmara de medição,

o método compreendendo as etapas seguintes:

- medir e/ou derivar o valor de capacitância sentido ( $x$ ,  $C_m(t)$ ) correspondendo com uma capacitância entre os primeiros dois eletrodos do conjunto de eletrodos,

- determinar um nível da linha de referência original igual a um valor de capacitância sentido correspondendo com uma câmara de medição vazia,

- detectar eventos de esvaziamento da câmara de medição,

- medir a capacitância correspondendo com eventos de esvaziamento acabados para medir o novo nível da linha de referência,

- acompanhar o nível da linha de referência variável quando múltiplos eventos de esvaziamento acontecem.

[00144] 11. Método, de acordo com o parágrafo 10, ainda compreendendo a etapa de:

- emitir um alarme quando o nível da linha de referência alcança um limiar predeterminado.

[00145] 12. Método, de acordo com o parágrafo 10 ou 11, em que a detecção dos eventos de esvaziamento é baseada na detecção do ponto final dos eventos de esvaziamento automático, isto é, interrupção abrupta de um valor de capacitância medido em queda vertical.

[00146] 13. Método para medir a produção da urina usando um dispositivo de medição de urina compreendendo

uma câmara de medição para a qual a urina do paciente é transportada via um cateter para encher a câmara de medição,

um conjunto de eletrodos, compreendendo pelo menos dois

eletrodos, conectados em um processador, e disposto para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição,

recurso de esvaziamento para esvaziar a câmara de medição quando cheia,

um sensor de nível para indicação quando o nível da urina alcança uma posição conhecida,

o método compreendendo as etapas seguintes:

medir e/ou derivar um primeiro valor de capacitância ( $x$ ,  $C_m(t)$ ) correspondendo com uma capacitância entre os primeiros dois eletrodos do conjunto de eletrodos.

[00147] Definir pontos de referência correspondendo com um volume de urina conhecido na câmara de medição,

prover um sensor que indica quando o volume conhecido de urina é alcançado,

usar a informação reunida nas etapas acima para calibrar efetivamente uma função de cálculo do volume, durante cada ciclo de enchimento e esvaziamento,

calcular o volume estimado de urina usando a função de cálculo do volume calibrado.

[00148] 14. Método, de acordo com o parágrafo 13, em que a função da estimativa do volume é provida do tipo

$$y = kx + m$$

em que  $y$  é o volume estimado,  $k$  é um primeiro parâmetro de calibragem,  $x$  é um valor de capacitância medido e/ou derivado e  $m$  é um segundo parâmetro de calibragem e

em que a função da estimativa do volume é usada para estimar a produção do volume da urina e em que os parâmetros de calibragem  $k$  e  $m$  são determinados resolvendo, com a ajuda do processador, a equação  $y = kx + m$  para pelo menos dois valores conhecidos

de  $y$ , durante a operação normal do sistema de medição de urina do método.

[00149] 15. Método para medir a produção de urina usando um dispositivo de medição de urina compreendendo uma câmara de medição para a qual a urina do paciente é transportada via um cateter para encher a câmara de medição, o dispositivo também sendo dotado com um conjunto de eletrodos conectados em uma unidade de processamento de sinal, e disposto para sentir a capacitância variável correspondendo com níveis variáveis de urina na câmara de medição, o dispositivo também sendo dotado com recurso de esvaziamento para esvaziar a câmara de medição quando cheia, o método compreendendo as etapas seguintes:

medir a capacitância principal  $C_m(t)$  entre os primeiros dois eletrodos do conjunto de eletrodos

medir a capacitância de referência  $C_r(t)$  entre os segundos dois eletrodos do conjunto de eletrodos,

definir pontos de referência correspondendo com limites físicos reais do primeiro e do segundo eletrodos (que a superfície do nível de urina passará durante o enchimento e esvaziamento),

usar as curvas de  $C_m(t)$  e  $C_r(t)$  para identificar a capacitância(s) correspondendo com limites físicos reais do primeiro e/ou do segundo eletrodos,

usar a informação reunida nas etapas acima para calibrar efetivamente os sensores durante cada ciclo de enchimento e esvaziamento e exibir leituras de volume tão precisas quanto possível.

[00150] 16. Método, de acordo com o parágrafo 13 ou 15, ainda compreendendo a etapa(s) seguinte:

- determinar o volume atual da câmara de medição  $V_{sip}$  para ser uma função da capacitância principal  $C_m(t)$ , capacitância de referência  $C_r(t)$  e parâmetros de calibragem correspondendo com as

capacitâncias medidas quando o nível de urina é igual a uma extremidade superior ou inferior de um eletrodo.

[00151] 17. Método, de acordo com o parágrafo 13 ou 14, ainda compreendendo as etapas de:

- determinar o valor do volume momentâneo mais alto  $V_{top}$  durante um ciclo de enchimento e esvaziamento para o máximo do volume na câmara de medição  $V_{sip}$  e o volume momentâneo mais alto anterior  $V_{top}$ ,

- determinar o volume produzido nessa hora,  $V_{th}$ , para ser a soma da soma presente dos volumes de esvaziamento durante a hora presente,  $V_{th\_bag}$ , e o volume da urina na câmara de medição,  $V_{sip}$ ,

- decidir se a derivada  $dV/dt$  é menor do que a constante de descarga  $K_{flush}$ , e se afirmativo, ajustar a soma dos volumes de esvaziamento durante a presente hora  $V_{th\_bag}$  para a soma do volume momentâneo mais alto  $V_{top}$  e volume de influxo durante o esvaziamento  $V_{in\_while\_flush}$  e ajustar o volume momentâneo mais alto  $V_{top}$  subsequentemente para 0.

[00152] 18. Método, de acordo com o parágrafo 15, 16 ou 17, ainda compreendendo a etapa(s) de:

- decidir se uma nova hora começou, e se afirmativo, ajustar o volume total de urina acumulada  $V_{acc}$  para a soma do volume total de urina acumulada  $V_{acc}$  e volume produzido nessa hora  $V_{th}$  e ajustar o volume produzido na hora prévia  $V_{ph}$  para o volume produzido nessa hora  $V_{th}$  e ajustar a soma dos volumes de esvaziamento durante a presente hora  $V_{th\_bag}$  para menos o volume na câmara de medição  $V_{sip}$ ,

- ajustar o volume produzido nessa hora,  $V_{th}$  para zero.

## REIVINDICAÇÕES

1. Método para automaticamente, com a ajuda de um processador, determinar uma degeneração de superfície de uma primeira superfície de um sistema de medição (100) de uma câmara (120) de medição de esvaziamento automático de urina, a primeira superfície sendo planejada para entrar em contato com a urina, o método **caracterizado pelo** fato de que compreende as etapas principais seguintes:

a) medir repetidamente um ou mais valores capacitivos da primeira superfície, formando medições capacitivas,

b) armazenar todos, ou os instantes representativos das medições capacitivas,

c) decidir, com base nas mudanças das medições capacitivas armazenadas, que uma degeneração de superfície significativa da primeira superfície ocorreu e

em que a decisão é executada pela comparação do último valor com valores anteriores, tal que um primeiro valor mais baixo medido durante um primeiro período predeterminado, ou um segundo valor mais baixo medido durante um segundo período predeterminado, é comparado com um último valor mais baixo medido durante um último período, sendo que cada período compreende pelo menos um procedimento de esvaziamento de uma câmara de medição de esvaziamento automático (120), e se é verificado que o último valor mais baixo é mais alto por uma quantidade predeterminada do que o primeiro, alternativamente o segundo, valor mais baixo, então é decidido que uma degeneração da superfície significativa da primeira superfície ocorreu.

2. Método, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo** fato de que a primeira superfície é uma superfície de uma parte substituível do sistema de manipulação de urina e em que a parte substituível tem um lado luminal entrando em contato com a urina e um lado externo de proximidade, não planejado para entrar em contato

com a urina, mas em proximidade com o lado luminal e em que eletrodos (140, 310, 320) a ser usados para as medições capacitivas são dispostos para se ajustarem próximos do lado externo de proximidade da parte substituível.

3. Método, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizado pelo** fato de que o lado externo de proximidade é uma superfície diretamente se opondo a primeira superfície, mas do outro lado de uma parede de separação.

4. Dispositivo para determinar a degeneração de superfície de uma superfície de um sistema de medição de urina, o dispositivo compreende

- uma primeira superfície de uma câmara de medição de esvaziamento automático (120) de um sistema de medição de urina (100), cuja primeira superfície fica exposta à urina,

- um sensor capacitivo (140, 310, 320), capaz de medir repetidamente um ou mais valores de capacitância de uma estrutura envolvendo a primeira superfície, formando uma sequência de medições,

- um sistema de processamento de sinal, conectado no sensor capacitivo e capaz de processar as medições capacitivas consecutivas,

**caracterizado pelo** fato de que o sistema de processamento de sinal é configurado para decidir, decidindo, com base nas mudanças das medições capacitivas armazenadas, que uma degeneração de superfície significativa da primeira superfície ocorreu e

em que a decisão é executada comparando o último valor com valores anteriores, tal que um primeiro valor mais baixo medido durante um primeiro período predeterminado ou um segundo valor mais baixo medido durante um segundo período predeterminado é comparado com um último valor mais baixo medido durante um último período, sendo que cada período compreende pelo menos um proce-

dimento de esvaziamento de uma câmara de medição de esvaziamento automático (120), e se é verificado que o último valor mais baixo é mais alto por uma quantidade predeterminada do que o primeiro, alternativamente o segundo, valores mais baixos, então é decidido que uma degeneração de superfície significativa da primeira superfície ocorreu.

5. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 4, **caracterizado pelo** fato de que a primeira superfície é uma superfície de um lado luminal de uma parte substituível do sistema de manipulação de urina e em que o lado luminal é disposto para entrar em contato com a urina e em que a parte substituível tem um lado externo de proximidade, não planejado para entrar em contato com a urina, mas estando em proximidade com a primeira superfície do lado luminal e em que eletrodos (140, 310, 320) a ser usados para as medições capacitivas são dispostos para se ajustarem próximos do lado externo de proximidade da parte substituível.

6. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 4, **caracterizado pelo** fato de que o lado externo de proximidade é uma superfície diretamente se opondo a primeira superfície, mas do outro lado de uma parede de separação.

7. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 6, **caracterizado pelo** fato de que a parede de separação é a parede de uma câmara de medição (120).

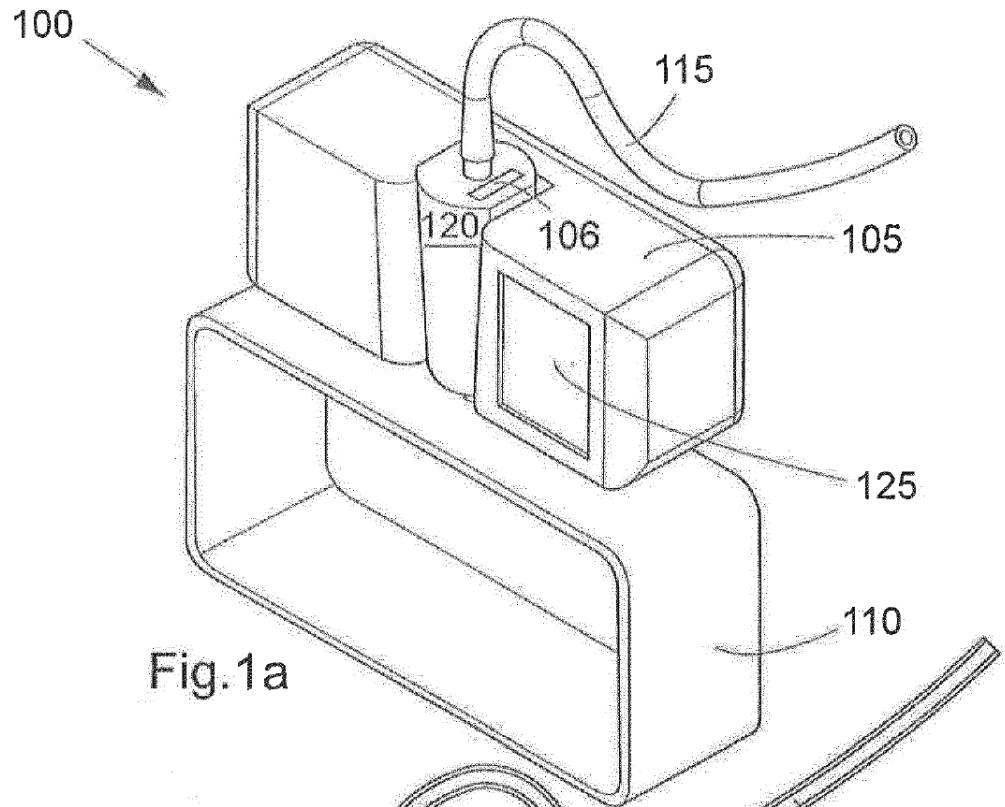


Fig.1a

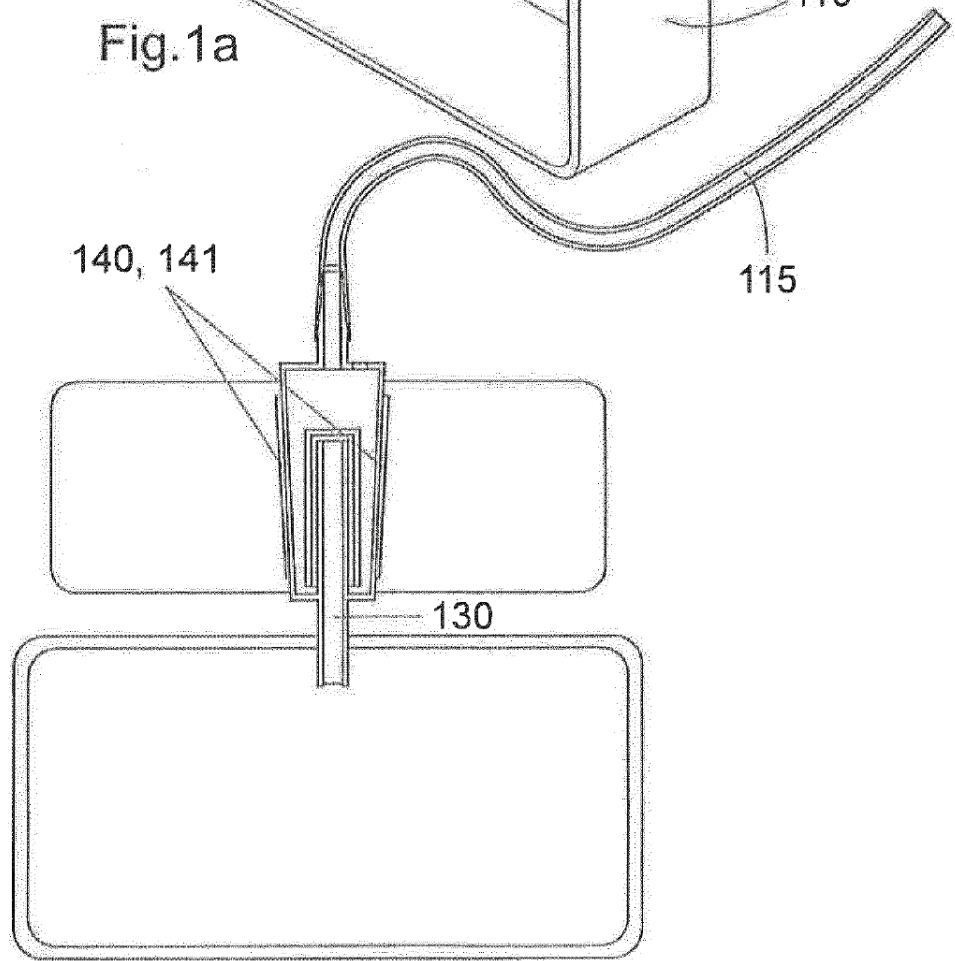


Fig.1b

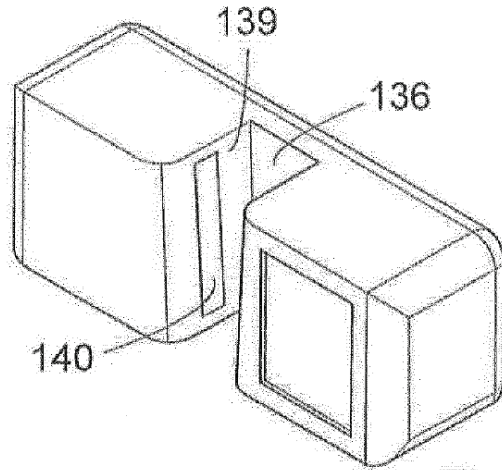


Fig. 1c

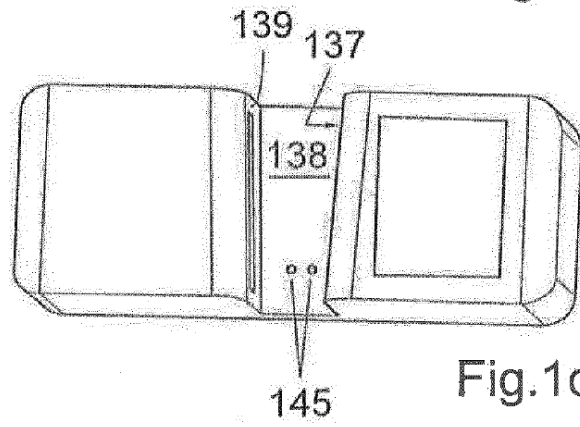


Fig. 1d

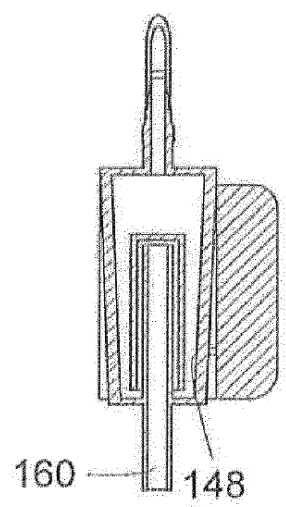


Fig. 1e

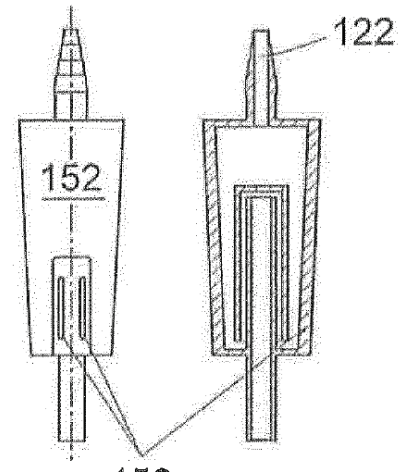


Fig. 1f

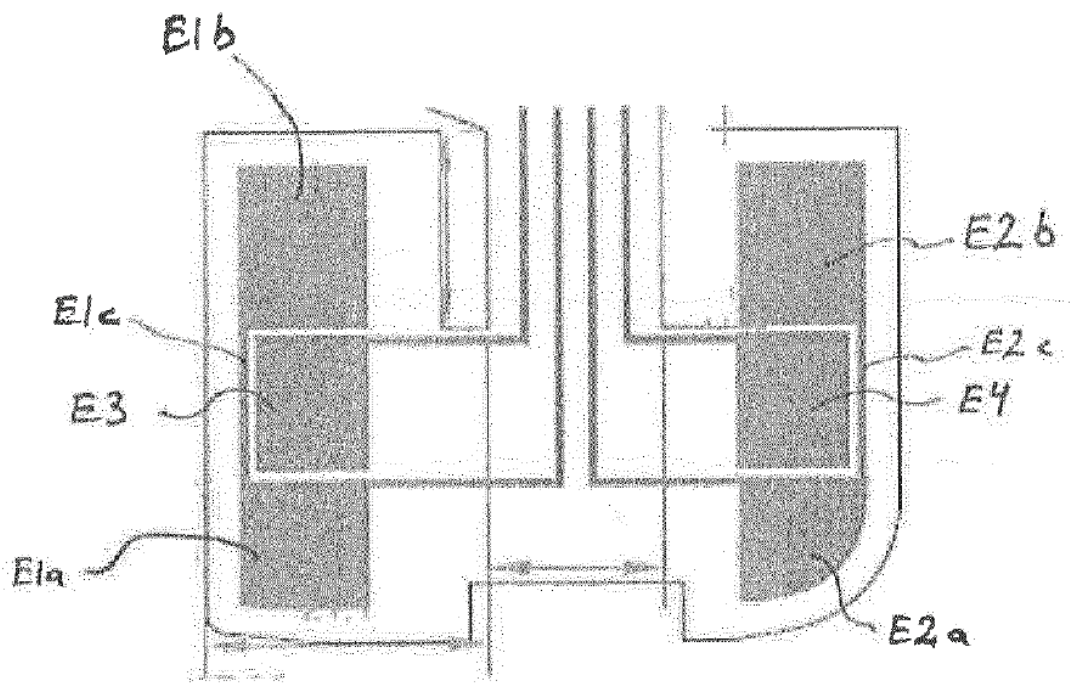
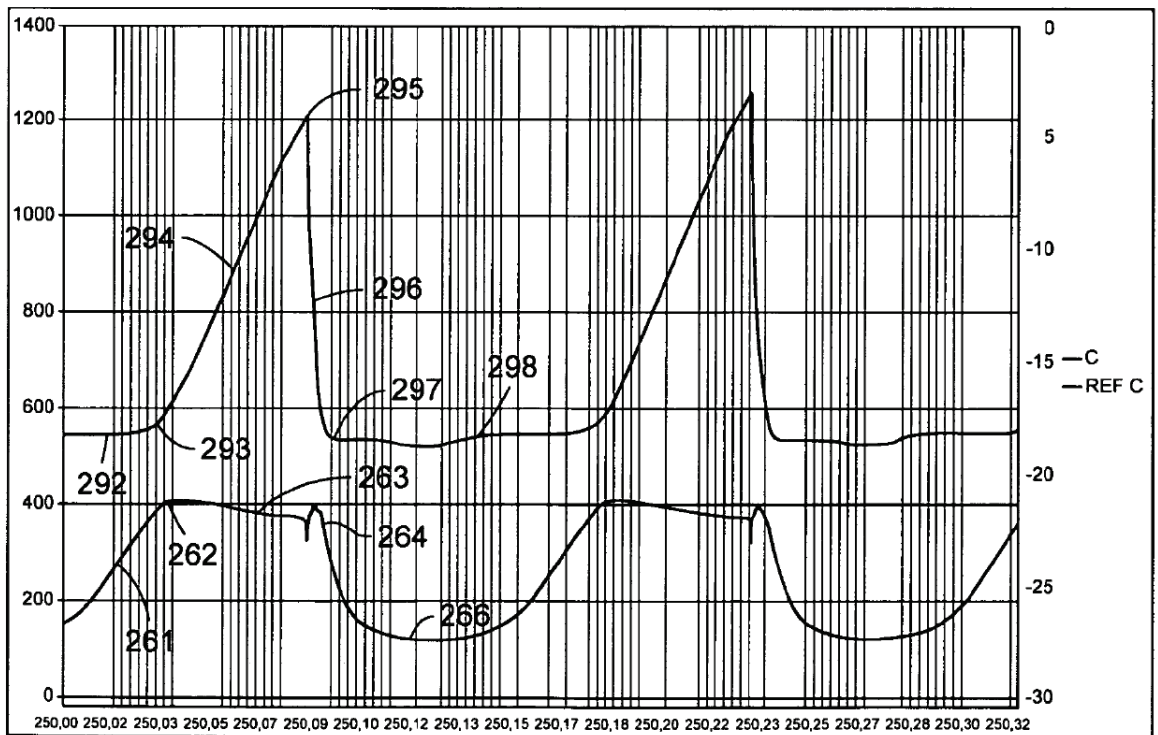
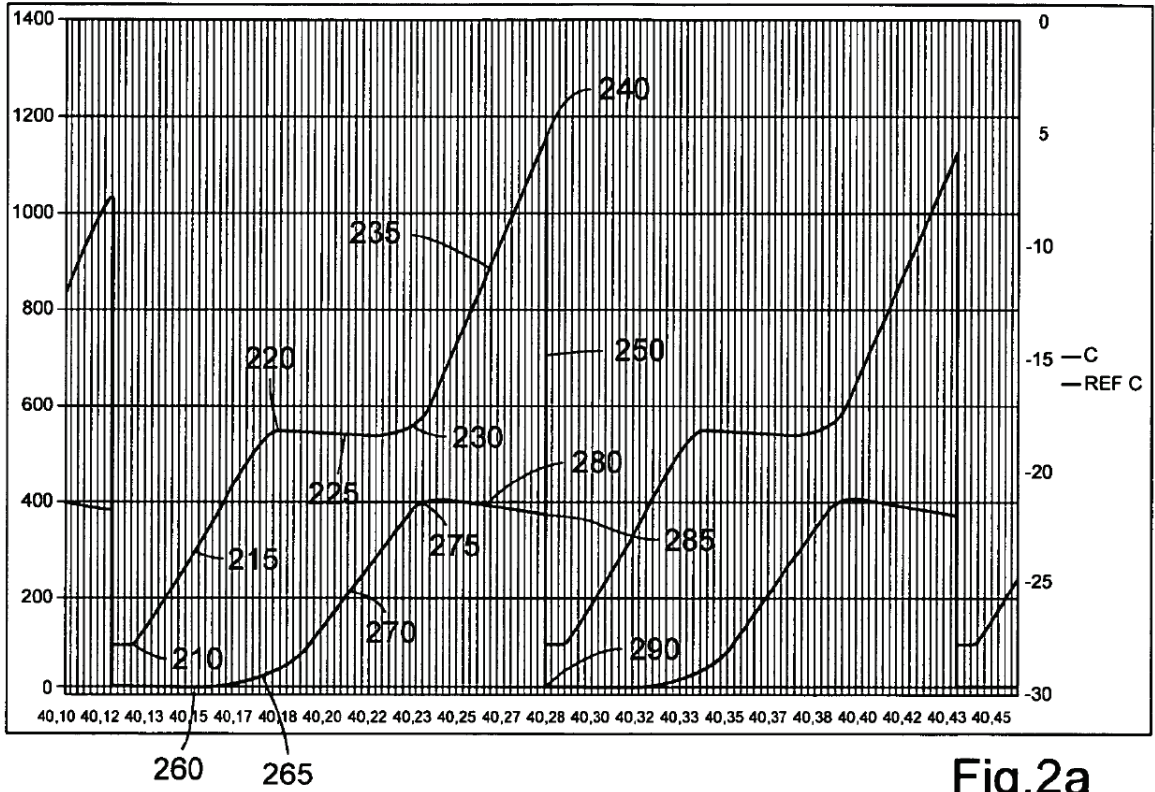


Fig. 1g



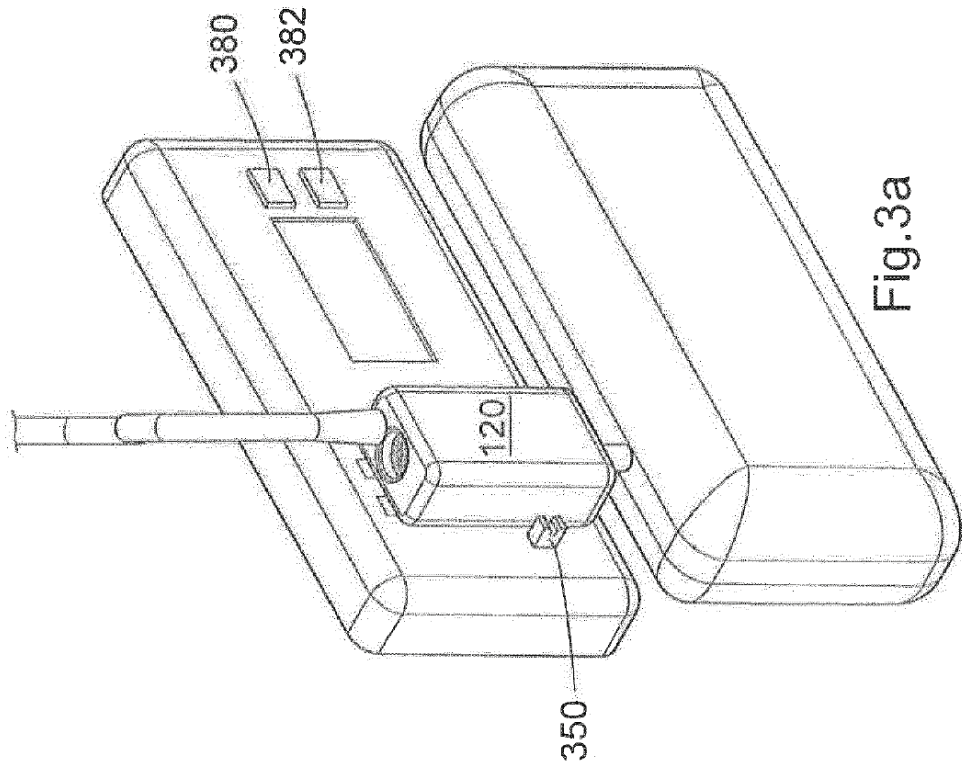


Fig. 3a

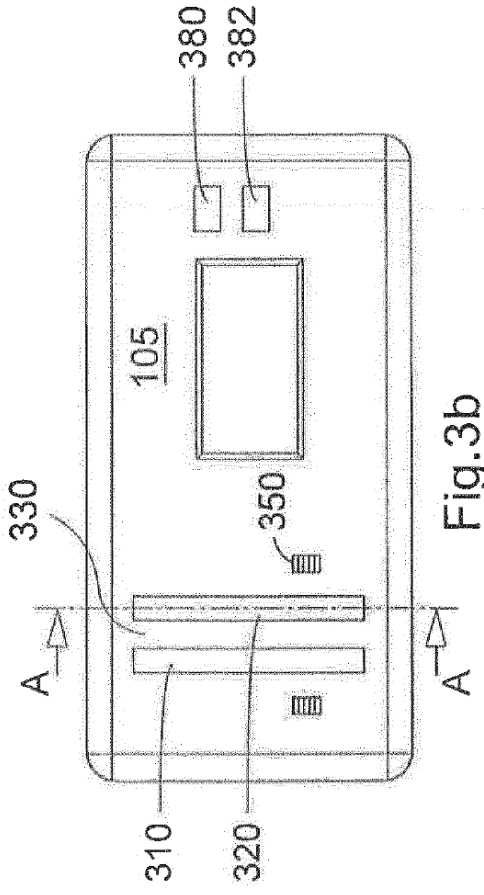


Fig. 3b

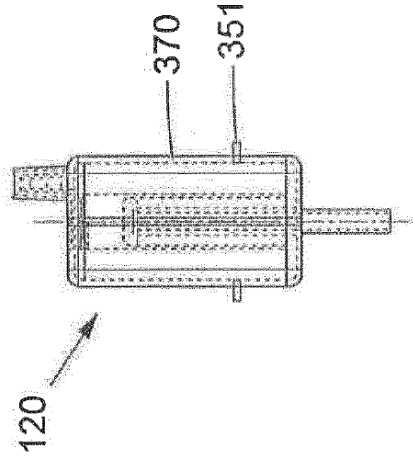
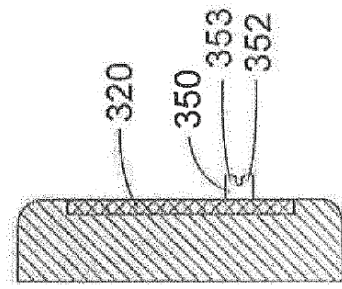


Fig. 3d



SNITT A-A  
Fig. 3c

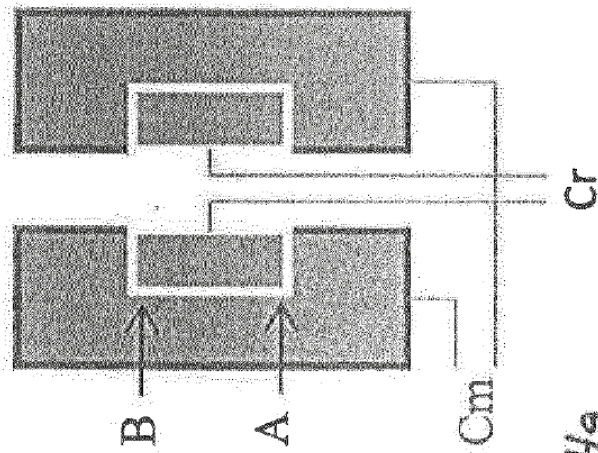
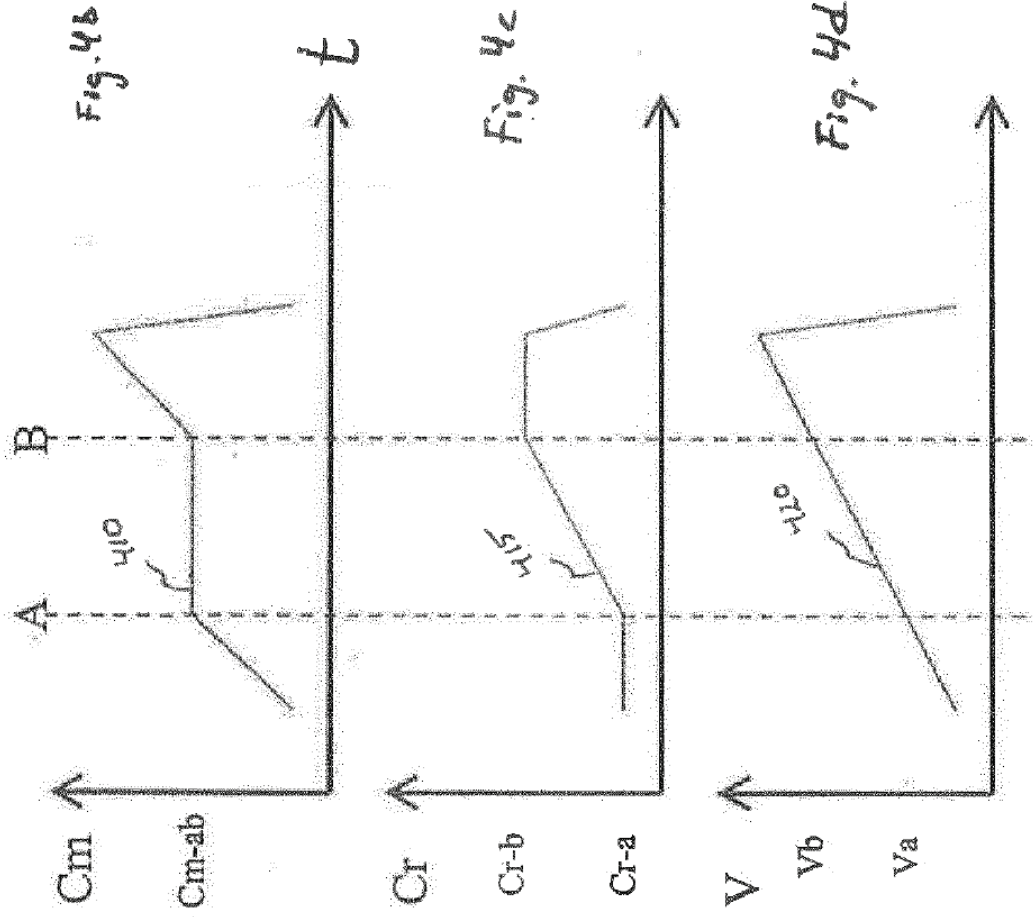


Fig. 4a

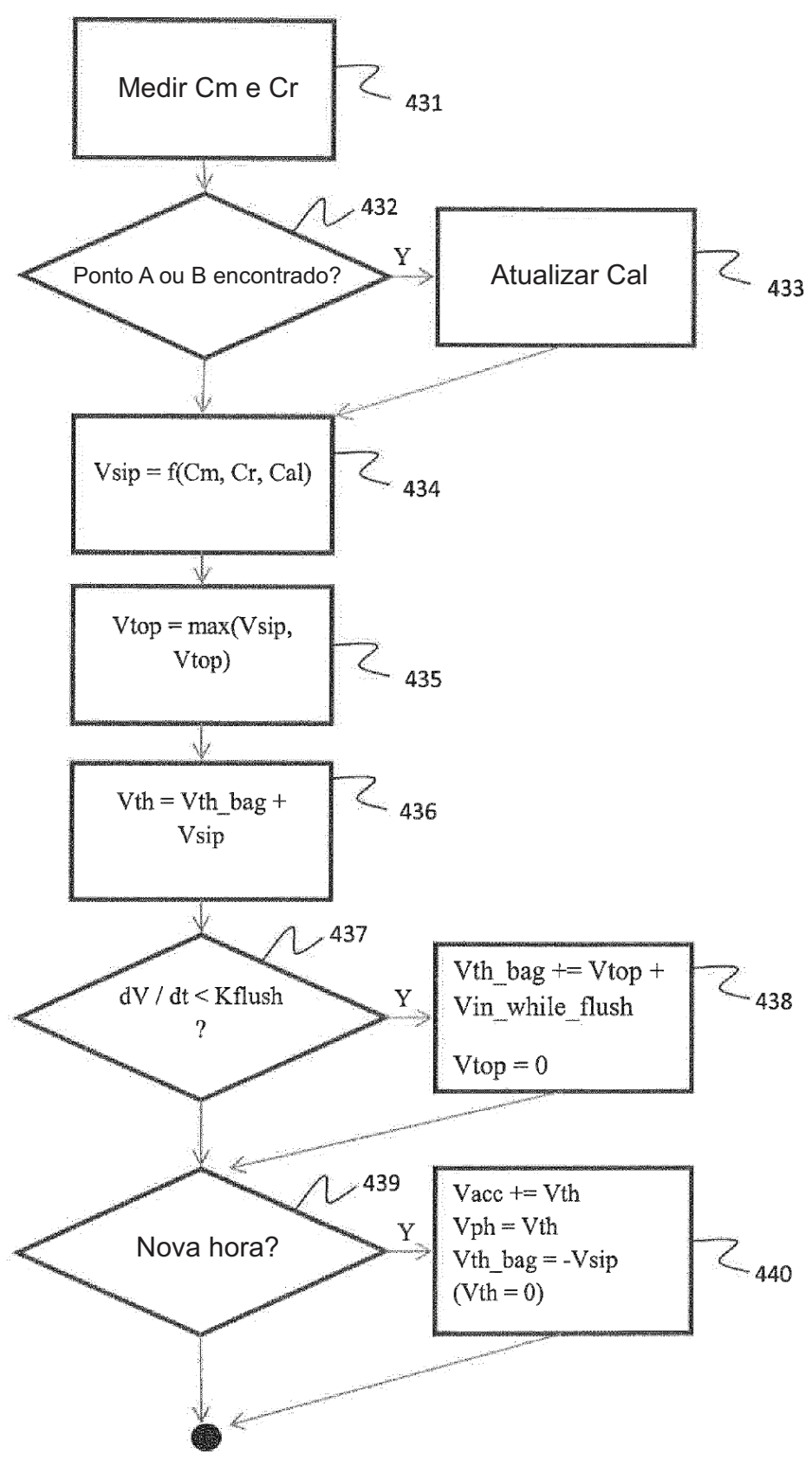


Fig. 4e

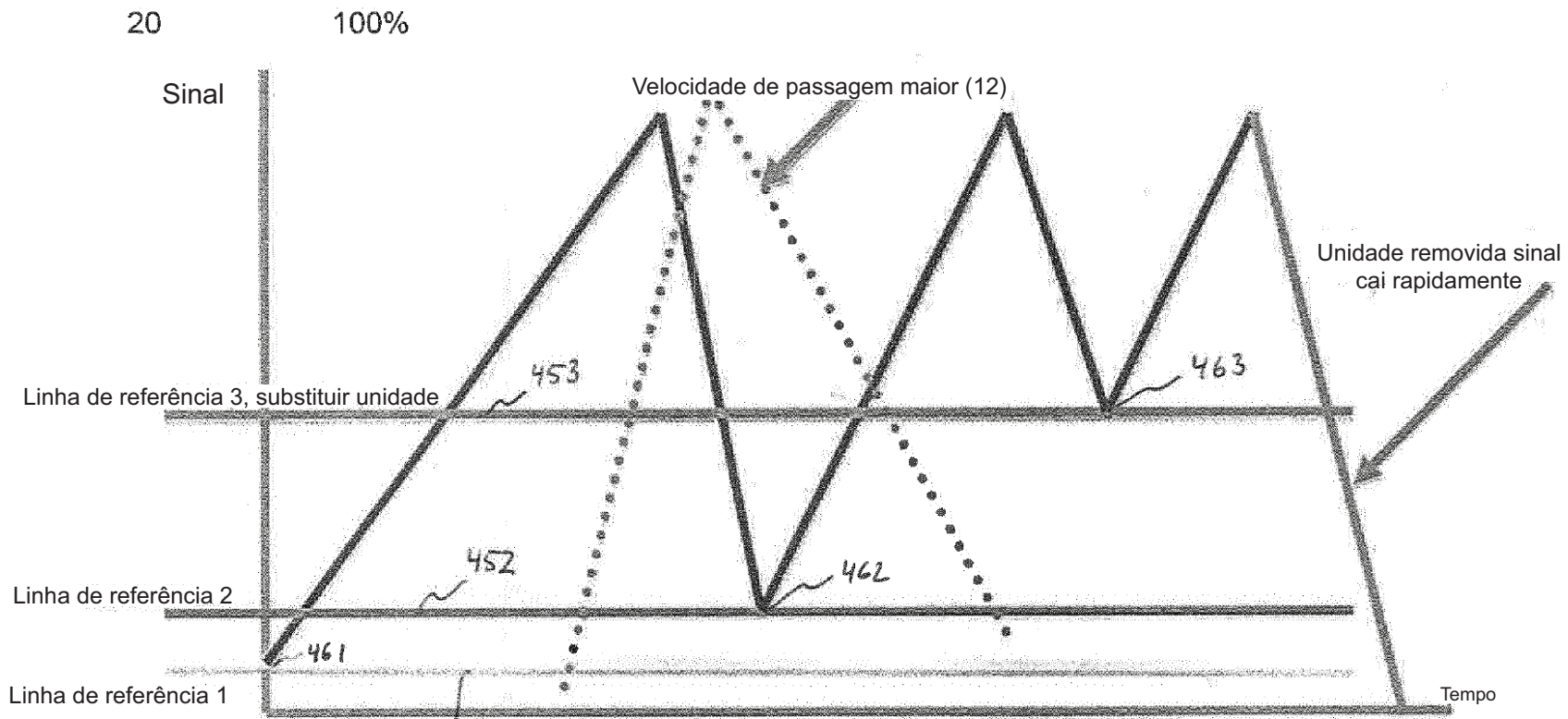


Fig. 4f

451

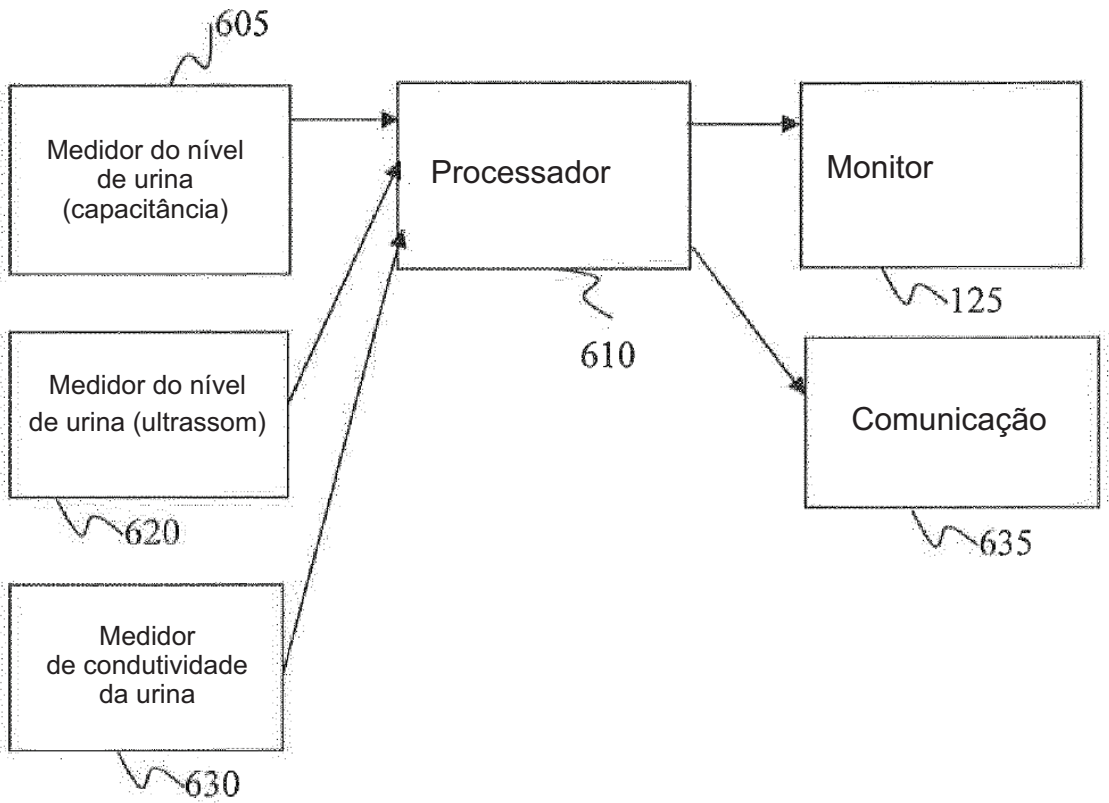
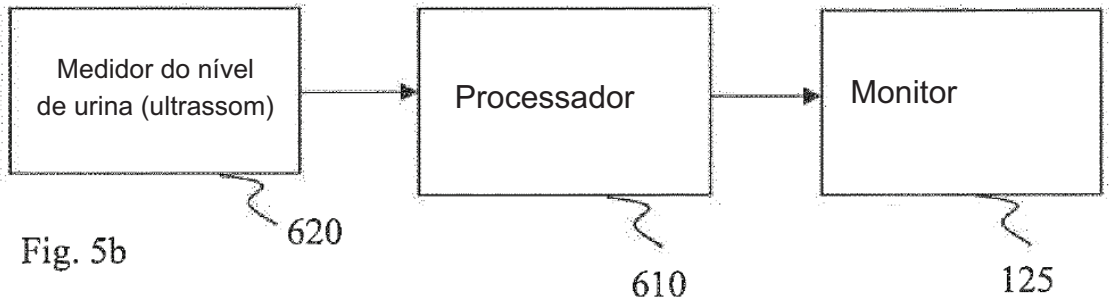
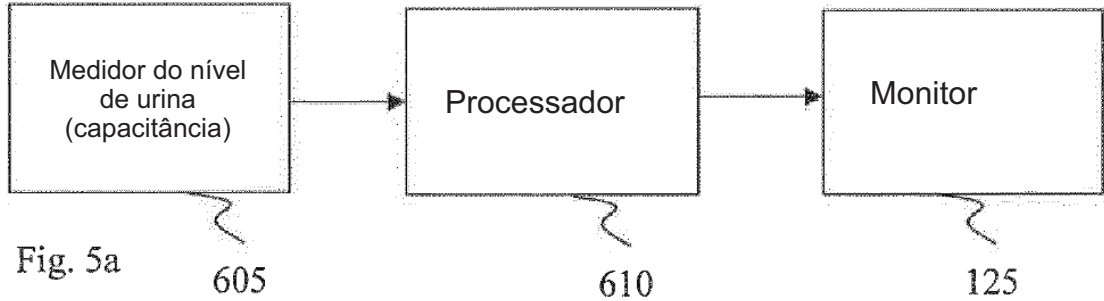


Fig. 5c

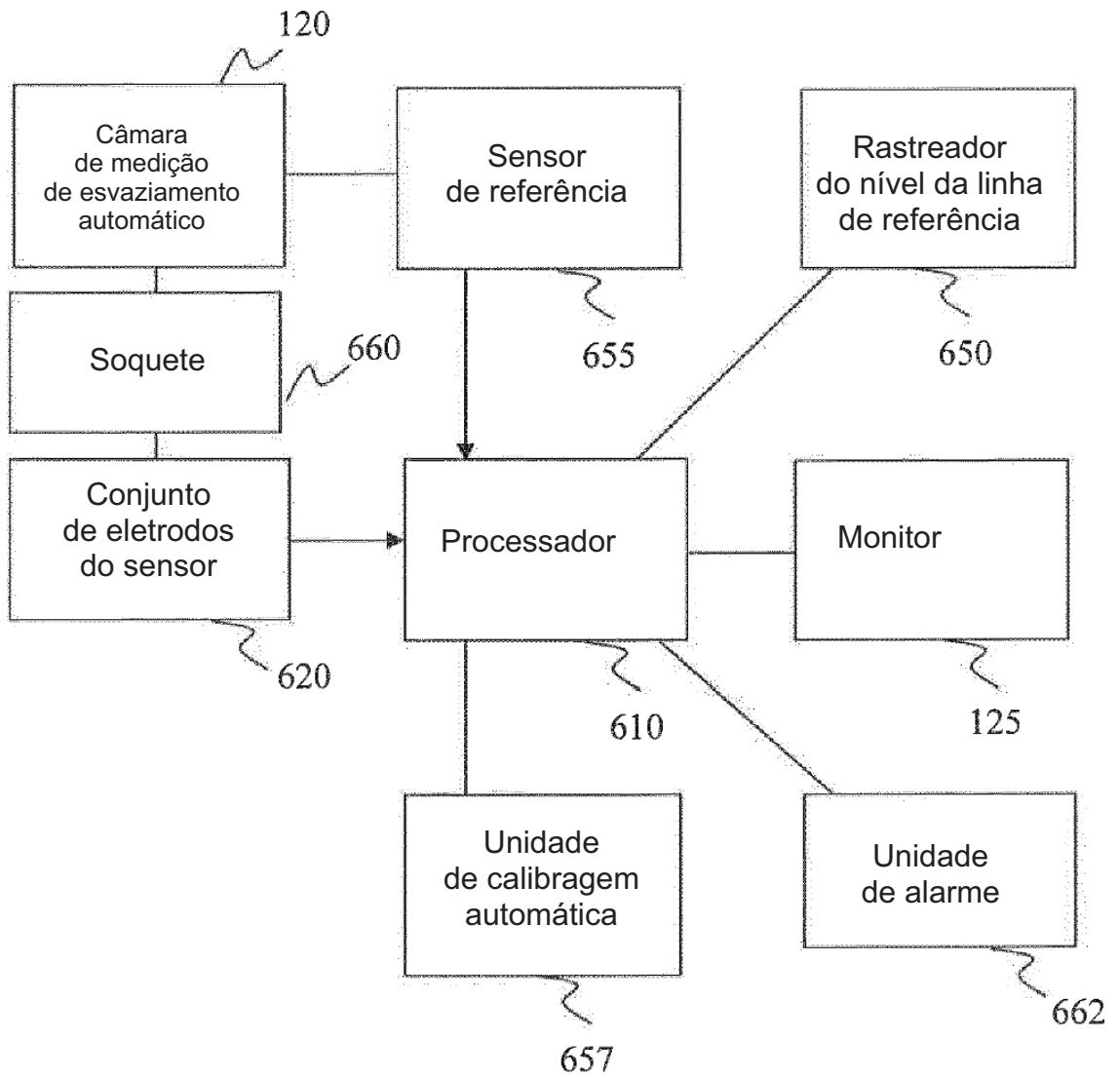


Fig. 5d

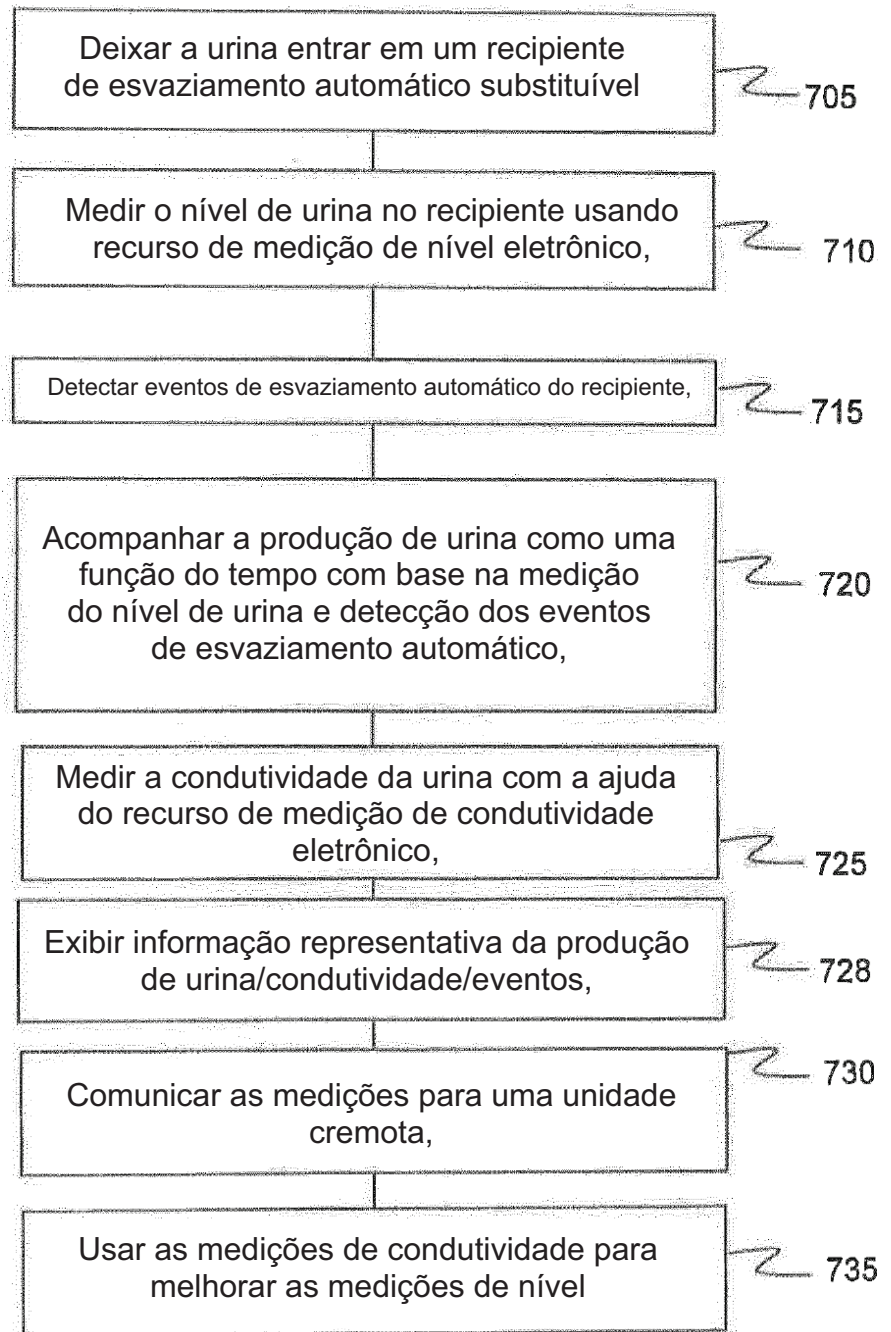


Fig. 6

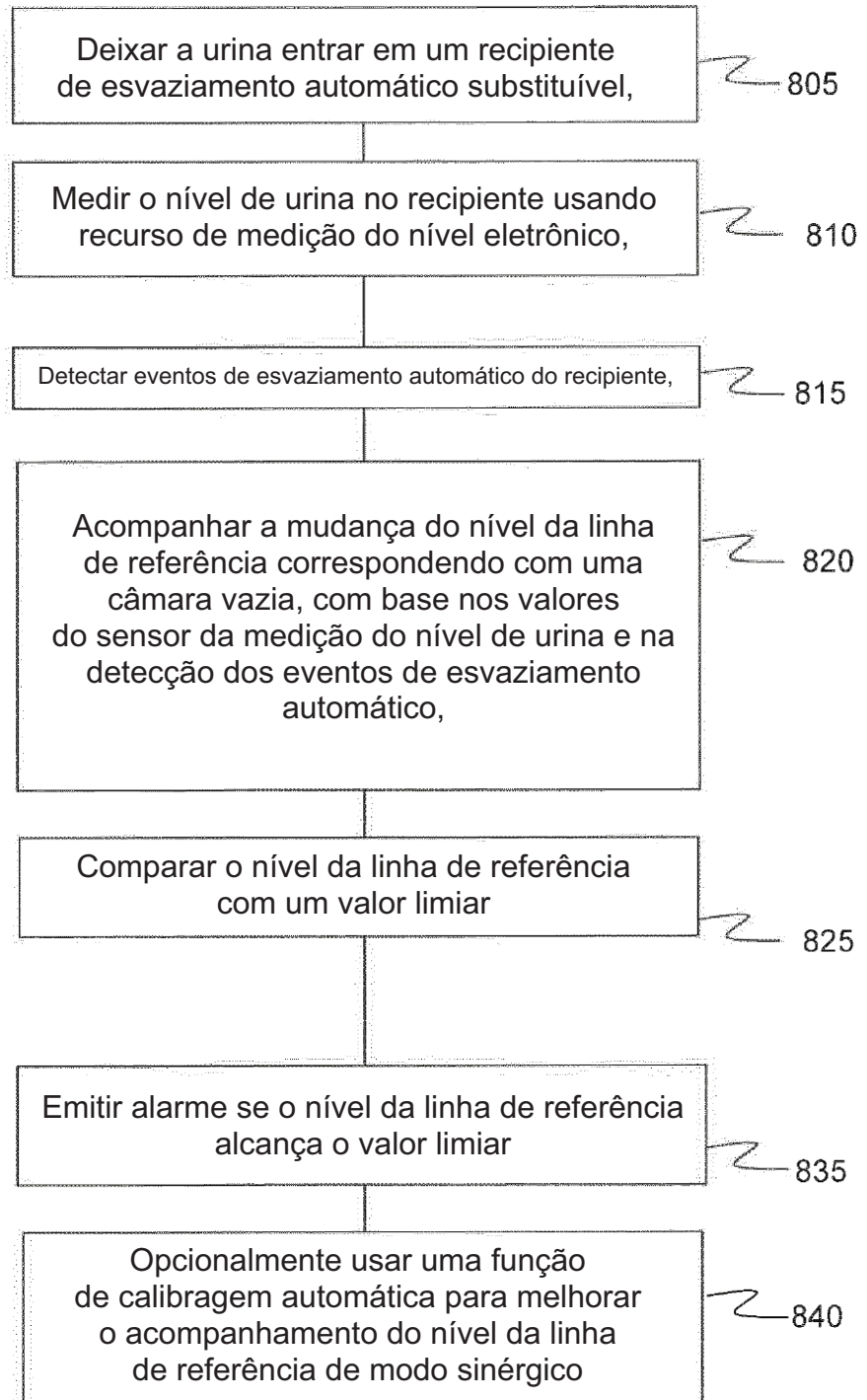


Fig. 7

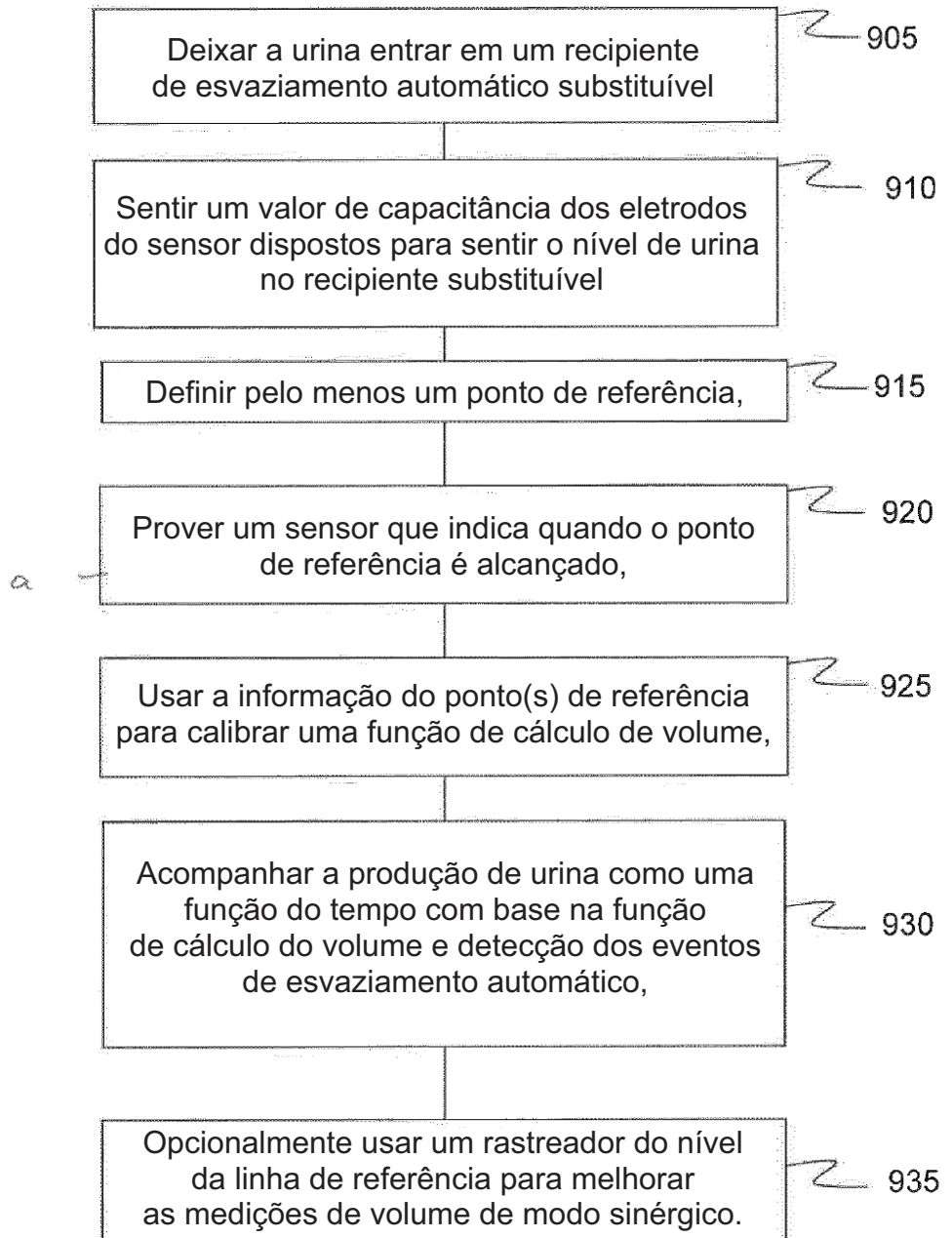


Fig. 8