



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

(11) PI 0922002-0 B1



(22) Data do Depósito: 11/11/2009

(45) Data de Concessão: 10/03/2020

(54) Título: ESFIGMOMANÔMETRO ELETRÔNICO DE PRESSURIZAÇÃO MANUAL

(51) Int.Cl.: A61B 5/022; A61B 5/0225.

(30) Prioridade Unionista: 20/11/2008 JP 2008-296509.

(73) Titular(es): OMRON HEALTHCARE CO., LTD..

(72) Inventor(es): HIROYUKI KINOSHITA.

(86) Pedido PCT: PCT JP2009069190 de 11/11/2009

(87) Publicação PCT: WO 2010/058724 de 27/05/2010

(85) Data do Início da Fase Nacional: 20/05/2011

(57) Resumo: ESFIGMOMANÔMETRO ELETRÔNICO DE PRESSURIZAÇÃO MANUAL A presente de invenção refere-se a um esfigmomanômetro eletrônico de pressurização manual que inclui uma unidade de detecção do componente específico (104) para detectar uma onda sintética de uma onda de flutuação manual e uma onda de pulso da pressão como um componente específico de um sinal de pressão da braçadeira obtido durante a pressurização; uma unidade de processamento de derivação (106) para derivar um valor alvo de pressurização com base no resultado de detecção da unidade de detecção do componente específico (104); e uma unidade de exibição (40) para informar a urgência da pressurização até o valor alvo de pressurização. A unidade de processamento de derivação (104) calcula um componente da onda de pulso baseado na forma de onda antes e depois do componente específico e na forma de onda do componente específico, e determina um valor obtido pela adição de um valor predeterminado para o valor estimado da pressão arterial sistólica com base na amplitude do componente da onda de pulso como o valor alvo de pressurização.

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para
**"ESFIGMOMANÔMETRO ELETRÔNICO DE PRESSURIZAÇÃO
MANUAL "**.

CAMPO TÉCNICO

[001] A presente invenção refere-se aos esfigmomanômetros eletrônicos e, em particular, a um esfigmomanômetro eletrônico de pressurização manual.

ANTECEDENTES DA TÉCNICA

[002] Um esfigmomanômetro de pressurização automática incluindo uma bomba e similares, e um esfigmomanômetro de pressurização manual, incluindo um bulbo de borracha e similares existentes em técnica anterior.

[003] Em relação ao esfigmomanômetro de pressurização automática, uma técnica para estimar uma pressão arterial sistólica em um processo de pressurização, terminando a pressurização no momento em que a pressão arterial sistólica estimada + o valor predeterminado são alcançados, e a transição para deflação existe (publicação de patente japonesa não examinada No. 4-261639 (Documento de patente 1)).

[004] Em relação ao esfigmomanômetro de pressurização manual, por outro lado, a determinação da pressão final de pressurização ótima muitas vezes depende da experiência de um usuário. Na maioria dos produtos atuais, a instrução é feita para pressurizar atingindo o valor da pressão arterial sistólica normal da pessoa a ser medida + 30 a 40 mmHg. O usuário, portanto, não sabe até que valor de pressão realmente deve pressurizar.

[005] Portanto, em relação ao esfigmomanômetro de pressurização manual, é proposto que o esfigmomanômetro informe o usuário quando re-pressurizar até um novo valor alvo de pressurização, o novo valor alvo de pressurização sendo um valor

obtido pela adição de um valor constante previamente definido a um valor de pressurização imediatamente anterior, quando a falta de pressurização é detectada (publicação de patente japonesa não examinada No. 57-145640 (Documento de patente 2)).

[006] Documento de patente 1: publicação de patente japonesa não examinada No. 4-261639

[007] Documento de patente 2: publicação de patente japonesa não examinada No. 57-145640

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

PROBLEMAS A SEREM SOLUCIONADOS PELA INVENÇÃO

[008] Na invenção da publicação de patente japonesa não examinada No. 57-145640 (Documento de patente 2), se a pressurização deficiente ou não for detectada após a pressurização uma vez terminada, então a pressurização-alvo de reintensificação será informada. Portanto, o usuário não pode saber o valor alvo de pressurização a menos que a pressurização tenha terminado.

[009] Assim, o usuário não pode determinar especificamente quanto pressurizar na primeira operação de pressurização e pode se sentir inseguro, mesmo se a técnica da patente japonesa não examinada No. 57-145640 (Documento de Patente 2) for usada. Em alguns casos, tal insegurança pode afetar o valor da pressão arterial. A carga do usuário quando excessivamente pressurizada ou quando a repressurização for necessária devido à falta de pressurização não é necessariamente pequena.

[0010] Portanto, a técnica na qual o usuário pode saber quanto pressurizar durante a pressurização faz sentido do ponto de vista da precisão de medição e usabilidade.

[0011] A presente invenção foi concebida para resolver os problemas descritos acima e um objetivo da mesma é proporcionar um esfigmomanômetro eletrônico de pressurização manual capaz de

informar o usuário quanto pressurizar em uma série de operações de pressurização.

MEIOS PARA SOLUCIONAR O PROBLEMA

[0012] Um aspecto da presente invenção é dirigido a um esfigmomanômetro eletrônico de pressurização manual, incluindo uma braçadeira a ser colocada em volta de um local predeterminado do corpo, uma unidade de pressurização manual para pressurizar a pressão na braçadeira através de uma operação manual por um usuário, um sensor de pressão para detectar um sinal de pressão da braçadeira representando a pressão na braçadeira, uma unidade de detecção do componente específico para a detecção de uma onda sintética de uma onda de flutuação manual e uma onda de pressão de pulso como um componente específico do sinal de pressão da braçadeira obtido durante a pressurização, uma unidade de processamento de derivação para derivar um valor alvo de pressurização com base no resultado de detecção da unidade de detecção do componente específico, e uma unidade de notificação para notificar a urgência da pressurização até o valor alvo de pressurização.

[0013] Preferencialmente, a unidade de processamento de derivação inclui uma primeira parte do cálculo para calcular uma curva de interpolação da onda de flutuação manual para a parte do componente específico de formas de ondas antes e depois do componente específico, uma segunda parte do cálculo para calcular o componente de onda de pulso, subtraindo a curva de interpolação do componente específico, uma parte estimada para estimar um valor de pressão arterial sistólica, com base numa amplitude do componente da onda de pulso, e uma parte determinante para determinar um valor obtido pela adição de um valor predeterminado para o valor da pressão arterial sistólica estimada como o valor alvo de pressurização.

[0014] Preferencialmente, o esfigmomanômetro eletrônico inclui ainda uma unidade de detecção de valor de pressão para detectar um valor da pressão atual do sinal de pressão da braçadeira obtido durante a pressurização, onde a unidade de notificação exibe o valor da pressão atual e o valor alvo de pressurização em associação uns com os outros.

[0015] Preferencialmente, a unidade de notificação informa o final da pressurização, quando o valor da pressão atual atinge o valor alvo de pressurização.

[0016] Preferencialmente, a unidade de processamento de derivação inclui uma parte determinante para determinar o valor obtido pela adição de um valor predeterminado a um valor de pressão no momento em que o componente específico é detectado como o valor alvo de pressurização toda vez que o componente específico for detectado.

[0017] Preferencialmente, a unidade de detecção do componente específico detecta um componente de flutuação de pressão no qual um valor de amplitude é menor que um primeiro valor limite no sinal da pressão da braçadeira obtido durante a pressurização como o componente específico.

[0018] Preferencialmente, o esfigmomanômetro eletrônico inclui ainda uma unidade de determinação para determinar se uma amplitude manual representando ou não uma amplitude de onda de flutuação manual é maior ou igual a um segundo valor limite, onde o segundo valor limite representa um valor maior ou igual ao primeiro valor limite. A unidade de notificação ainda informa para guiar o usuário de modo que a amplitude manual torna-se maior ou igual ao segundo valor limite, quando determinado pela unidade de determinação de que a amplitude manual é menor do que o segundo valor limite.

EFEITO DA INVENÇÃO

[0019] De acordo com a presente invenção, a pressurização pode ser informada para ser realizada até o valor alvo de pressurização, mesmo em um esfigmomanômetro de pressurização manual. Portanto, o usuário pode continuar a operação de pressurização com uma sensação de segurança, até atingir o valor alvo de pressurização. Além disso, a compressão excessiva pode ser evitada.

BREVE DESCRIÇÃO DAS FIGURAS

[0020] A figura 1 é uma visão que mostra uma aparência exterior de um esfigmomanômetro de acordo com uma modalidade da presente invenção.

[0021] A figura 2 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de hardware do esfigmomanômetro de acordo com a modalidade da presente invenção.

[0022] As figuras 3 (A) e 3 (B) são diagramas que mostram a diferença na forma de onda da pressão (forma de sinal de pressão da braçadeira) causada pela diferença no método de pressurização.

[0023] As figuras 4 (A) e 4 (B) são diagramas que mostram a diferença na forma de onda da pressão no momento da pressurização causada pela diferença no método de pressurização.

[0024] A figura 5 é um diagrama de bloco da função que mostra uma configuração da função do esfigmomanômetro de acordo com a modalidade da presente invenção.

[0025] A figura 6 é um diagrama que mostra um método para detectar um componente específico (onda sintética da onda manual de flutuação e onda de pulso da pressão) de acordo com a modalidade da presente invenção.

[0026] As figuras 7 (A) a 7 (C) são diagramas que mostram exemplos da detecção do componente específico e da extração do componente da onda de pulso quando a carga for grande (caso de

pressurização rápida).

[0027] As figuras 8 (A) a 8 (C) são diagramas que mostram exemplos da detecção do componente específico e da extração dos componentes da onda de pulso quando a carga for normal (caso de velocidade comum).

[0028] As figuras 9 (A) a 9 (C) são diagramas que mostram exemplos da detecção do componente específico e da extração do componente da onda de pulso quando a carga for pequena (caso de pressurização de baixa velocidade).

[0029] As figuras 10 (A) a 10 (C) são diagramas que mostram exemplos da detecção do componente específico e da extração do componente da onda de pulso quando a magnitude da carga for irregular.

[0030] As figuras 11 (A) e 11 (B) são diagramas que mostram a diferença na forma de onda da pressão causada pela diferença na periferia do braço.

[0031] A figura 12 é um fluxograma que mostra o fluxo de um processo de medição da pressão arterial de acordo com a modalidade da presente invenção.

[0032] A figura 13 é um diagrama que mostra um método para extrair o componente da onda de pulso durante a pressurização manual na modalidade da presente invenção.

[0033] A figura 14 é um diagrama que mostra um exemplo de exibição da falta de compressão e do valor alvo de pressurização na modalidade da presente invenção.

[0034] A figura 15 é um fluxograma que mostra o fluxo de um processo de medição da pressão arterial de acordo com uma variante da modalidade da presente invenção.

MODO PARA EXECUTAR A INVENÇÃO

[0035] As modalidades da presente invenção serão descritas em

detalhe com referência aos desenhos. Os mesmos numerais de referência são estipulados para as mesmas partes ou correspondentes nas figuras, e a descrição da mesma não será repetida.

(Em relação à aparência externa)

[0036] Primeiro, a aparência externa de um esfigmomanômetro eletrônico (doravante abreviado como "esfigmomanômetro") de acordo com a presente modalidade será descrita com referência à figura 1.

[0037] A figura 1 é uma visão que mostra uma aparência exterior de um esfigmomanômetro de acordo com uma modalidade da presente invenção.

[0038] Com referência à figura 1, o esfigmomanômetro 1 inclui um corpo principal 10, uma braçadeira 20 para se anexar a um predeterminado local do corpo, como a parte superior do braço de uma pessoa a ser medida, e um tubo de ar 24A para conectar o corpo principal 10 e a braçadeira 20. O esfigmomanômetro 1 inclui um mecanismo de pressurização manual e, por exemplo, inclui um bulbo de borracha 30 e um tubo de ar 24B para conectar o bulbo de borracha 30 e o corpo principal 10. O bulbo de borracha 30 envia ar para a braçadeira 20 através do tubo de ar 24 (24A, 24B) pela operação de compressão realizada pelo usuário.

[0039] Uma unidade de exibição 40 para exibir os resultados de medição e assim por diante, e uma unidade de operação 41 para aceitar a entrada de instrução do usuário (representativamente, a pessoa a ser medida) são dispostas sobre uma superfície 10A do corpo principal 10. A unidade de operação 41 inclui um interruptor 41A para ligar/desligar a fonte de alimentação, um interruptor de medida 41B para introduzir instruções para iniciar a medição, e um interruptor de memória 41C para a instrução de introdução para a leitura e exibição dos últimos resultados da medição.

[0040] A unidade de exibição 40 é configurada através de um

monitor como um monitor de cristal líquido.

[0041] Os tubos de ar 24A, 24B são conectados a uma superfície esquerda lateral 10B do corpo principal 10.

[0042] A forma do corpo principal 10 do esfigmomanômetro 1 não se limita a tal exemplo. O bulbo de borracha 30 é disposto como um mecanismo de pressurização manual, mas esse não é o único caso. Além disso, o fluido para pressurização da braçadeira 20 não se limita ao ar.

(A respeito da configuração do hardware)

[0043] A figura 2 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de hardware do esfigmomanômetro 1 de acordo com a modalidade da presente invenção.

[0044] Com referência à figura 2, a braçadeira 20 do esfigmomanômetro 1 inclui um manguito 21 no qual o ar está confinado. O bulbo de borracha 30 fornece ou descarrega o ar de e para o manguito 21 através de tubos de ar 24 (incluindo 24A, 24). Uma porta de escape muito pequena 31 para expelir o ar a uma velocidade constante é disposta em uma posição predeterminada do bulbo de borracha 30. O bulbo de borracha 30 pode expelir rapidamente o ar quando um interruptor dedicado (não mostrado) disposto na unidade de operação 41 é apertado. O usuário pode suprir ar para o manguito 21 realizando operação de compressão no bulbo de borracha 30.

[0045] O corpo principal 10 inclui uma CPU (Unidade central de processamento) 100 para controlar e monitorar intensivamente cada unidade, um sensor de pressão 32, um circuito de oscilação 35, uma unidade de memória não volátil 39, uma unidade de exibição 40, uma unidade de operação 41, uma unidade de fonte de alimentação 42, uma unidade de tempo 43 para realizar a operação de tempo, um alarme sonoro 44 para emitir um som de alarme ou um som de bipe, e um LED (Diodo emissor de luz) 45 para saída de luz.

[0046] O sensor de pressão 32 é um dispositivo para detectar um sinal de pressão da braçadeira representando a pressão no manguito 21 (referido aqui como "pressão da braçadeira"). O valor de capacitância do sensor de pressão 32 muda pela pressão detectada. O circuito de oscilação 35 emite um sinal tendo uma frequência de oscilação correspondente ao valor de capacitância do sensor de pressão 32 para a CPU 100. A CPU 100 converte o sinal obtido do circuito de oscilação 35 para pressão, e detecta a pressão (pressão da braçadeira).

[0047] A unidade de memória 39 armazena vários tipos de informação, tais como programas para fazer com que a CPU 100 execute uma operação predeterminada e informação do resultado da medição.

[0048] A unidade de fonte de alimentação 42 fornece energia para a CPU 100 em resposta a instrução para ligar a alimentação da unidade de operação de 41.

(Em relação às características do esfigmomanômetro de pressurização manual)

[0049] Antes de descrever a configuração da função do esfigmomanômetro 1 de acordo com a presente modalidade, as características do esfigmomanômetro de pressurização manual serão descritas em comparação com o esfigmomanômetro de pressurização automática.

[0050] As figuras 3 (A) e 3 (B) são diagramas que mostram a diferença na forma de onda da pressão (forma do sinal de pressão da braçadeira), causada pela diferença de método de pressurização, onde a figura 3 (A) mostra a forma de onda da pressão do método de pressurização manual e a figura 3 (B) mostra a forma de onda da pressão do método de pressurização automática.

[0051] Com referência à figura 3 (A), no esfigmomanômetro de

pressurização manual, a braçadeira é insuflada quando o usuário (representativamente, a pessoa a ser medida) opera manualmente (operação de compressão) o bulbo de borracha muitas vezes. Uma grande flutuação da pressão envolvida na operação manual, assim, aparece na forma de onda da pressão no momento da pressurização. A onda indicando a flutuação da pressão gerada com a operação manual, ou seja, a onda da flutuação da pressão provocada pela operação manual é referida como uma "onda de flutuação manual".

[0052] Com referência à figura 3 (B), por outro lado, uma grande flutuação de pressão como parecia no caso da operação manual não existe no método de pressurização automático. Portanto, no caso do método de pressurização automático, o componente da onda de pulso de pressão (doravante referido como um "componente de onda de pulso") pode ser facilmente captado a partir da forma de onda de pressão no momento da pressurização. A "onda de pulso da pressão" é a onda de flutuação de pressão que representando a flutuação na capacidade intravascular envolvida na pulsação do coração.

[0053] Os detalhes da forma de onda de pressão no momento da pressurização serão ainda descritos com referência às figuras 4 (A) e 4 (B). As figuras 4 (A) e 4 (B) são diagramas que mostram a diferença na forma de onda da pressão no momento da pressurização causada pela diferença no método de pressurização, onde a figura 4 (A) mostra a forma de onda da pressão em um período TA da figura 3 (A) de uma forma ampliada e a figura 4 (B) mostra a forma de onda da pressão em um período TB da figura 3 (B) em uma forma ampliada.

[0054] Com referência à figura 4 (B), o componente da onda de pulso sobreposto ao sinal de pressão da braçadeira pode ser facilmente extraído uma vez que a pressurização pode ser feita em uma velocidade substancialmente constante usando a bomba e similares no caso do método de pressurização automática. Ou seja, o

componente de flutuação de pressão aparecendo na forma de onda da pressão pode ser reconhecido como a onda de pulso de pressão. Na presente modalidade, o "componente de flutuação de pressão" representa a forma de onda a partir do valor mínimo até o próximo valor mínimo quando a diferença entre o valor mínimo e o próximo valor máximo da forma de onda de pressão é definida como uma "amplitude".

[0055] Com referência à figura 4 (A), por outro lado, o componente de flutuação da pressão aparecendo na forma de onda da pressão é essencialmente configurado pela onda de flutuação manual no caso do método de pressurização manual. No entanto, a velocidade no momento da liberação da compressão (diminuindo a pressão da braçadeira) é mais lenta (constante) do que a velocidade no momento da compressão (aumento da pressão da braçadeira). Portanto, o componente de onda de pulso pode ser sobreposto ao sinal de pressão da braçadeira no momento da liberação de compressão. Portanto, uma pluralidade de componentes de flutuação de pressão (formas de onda) aparecendo na forma de onda da pressão no caso do método de pressurização manual inclui o componente configurado apenas com a onda de flutuação manual (doravante referida como um "componente de pressurização manual") e da onda sintética da onda de flutuação manual e da onda de pulso de pressão (referido como um "componente específico").

[0056] O esfigmomanômetro 1 de acordo com a presente modalidade produz o valor alvo de pressurização ao detectar o componente específico da forma de onda da pressão (sinal de pressão da braçadeira) durante a pressurização. O exemplo de configuração da função específica do esfigmomanômetro 1 de acordo com a presente modalidade será descrito a seguir.

(A respeito da configuração da função)

[0057] A figura 5 é um diagrama de bloco da função mostrando uma configuração da função do esfigmomanômetro 1 de acordo com a modalidade da presente invenção.

[0058] Com referência à figura 5, a CPU 100 do esfigmomanômetro 1 inclui uma unidade de determinação 102, uma unidade de detecção do componente específico 104, uma unidade de processamento de derivação 106, uma unidade de detecção do valor da pressão 108, uma unidade de cálculo da pressão arterial 110, e uma unidade de controle de exibição 112 para as funções. Na figura 5, apenas o hardware periférico que, diretamente troca os sinais com cada unidade da CPU 100, é mostrado visando simplificar a descrição.

[0059] A unidade de detecção do componente específico 104 é conectada ao circuito de oscilação 35 e detecta o componente específico, ou seja, a onda sintética da onda de flutuação manual e a onda de pulso da pressão da forma de onda da pressão (sinal de pressão da braçadeira) durante a pressurização.

[0060] A figura 6 é um diagrama que mostra um método para detectar o componente específico.

[0061] Com referência à figura 6, quando a diferença de um valor mínimo 61 e um valor máximo 62 é expressa em uma amplitude, como descrito acima, a partir de uma pluralidade de componentes de pressão de flutuação, o componente em que a amplitude é inferior a um nível constante predeterminado pode ser reconhecido como o componente específico e componente no qual a amplitude é maior ou igual ao nível constante pode ser reconhecido como o componente de pressurização manual.

[0062] Portanto, a unidade de detecção do componente específico 104 detecta o componente de flutuação de pressão em que a amplitude é menor do que um valor limite predeterminado V_a (nível constante) como o componente específico. No exemplo da figura 6,

uma curva 63 representa o componente de pressurização manual e uma curva 64 representa o componente específico.

[0063] Assim, a amplitude da onda de flutuação manual (doravante referida como a “amplitude manual”) precisa ser maior ou igual ao valor limite V_a a fim de separar (classificar) a forma de onda da pressão no componente específico e no componente de pressurização manual de acordo se é ou não maior ou igual ao valor limite V_a . Portanto, se a amplitude maior ou igual ao valor limite V_a não pode ser detectada, a informação (processo de orientação) de ter uma pressurização adequada é preferencialmente realizada. Tal processo de orientação é executado pela unidade de determinação 102 e pela unidade de controle de exibição 112.

[0064] A necessidade de orientar o usuário de modo que a amplitude manual se torne maior ou igual ao valor limite V_a (isto é, de modo que uma carga da operação manual se torne grande), será mais especificamente descrita abaixo.

[0065] As figuras 7 (A) a 7 (C) são diagramas que mostram exemplos da detecção do componente específico e da extração do componente da onda de pulso quando a carga for grande (caso de pressurização rápida). As figuras 8 (A) a 8 (C) são diagramas que mostram exemplos da detecção do componente específico e da extração do componente de onda de pulso quando a carga for normal (no caso de velocidade comum). As figuras 9 (A) a 9 (C) são diagramas que mostram exemplos da detecção do componente específico e da extração do componente da onda de pulso quando a carga for pequena (caso de pressurização de baixa velocidade). As figuras 10 (A) a 10 (C) são diagramas que mostram exemplos de detecção do componente específico e da extração do componente da onda de pulso quando a magnitude da carga for irregular.

[0066] Com referência às figuras 7 (A) a 7 (C), a figura 7 (A)

mostra sinal de pressão da braçadeira em um caso onde a compressão do bulbo de borracha é de 1,7 pitch/s, a velocidade da aceleração média é de 43 mmHg/s ao longo do eixo de tempo para quando a carga for grande a título de exemplo. Uma vez que o valor da amplitude manual é grande, se a carga da operação de compressão for grande, a diferença entre a amplitude manual e a amplitude da onda de pulso real (a amplitude da onda de pulso de pressão) é muito grande. Assim, em tal caso, o componente específico tendo uma amplitude pequena pode ser detectado em alta exatidão. A figura 7 (B) mostra a forma de onda (eixo vertical: amplitude) do componente da onda de pulso extraída do componente específico detectado ao longo do eixo do tempo, mesmo que o gráfico da figura 7 (A). Este é o mesmo para os gráficos a seguir. O método específico para extrair (calculando) o componente da onda de pulso do componente específico será descrito a seguir.

[0067] Com referência às figuras 8 (A) a 8 (C), a figura 8 (A) mostra o sinal de pressão da braçadeira no caso onde a compressão do bulbo de borracha é de 2,0 pitch/s e a velocidade de aceleração média é de 15 mmHg/s ao longo do eixo de tempo para quando a carga for normal a título de exemplo. A diferença entre a amplitude do manual e a amplitude da onda de pulso real é relativamente grande, mesmo se a carga da operação de compressão for normal. Portanto, nesse caso também, o componente específico tendo uma pequena amplitude pode ser detectada com exatidão satisfatória.

[0068] Com referência às figuras 9 (A) a 9 (C), a figura 9 (A) mostra o sinal de pressão da braçadeira no caso onde a compressão do bulbo de borracha é de 1,3 pitch/s, a velocidade de aceleração média é de 7,8 mmHg/s ao longo do eixo de tempo para quando a carga for pequena a título de exemplo. Já que o valor da amplitude manual é pequeno comparado aos exemplos acima, se a carga da

operação de compressão for pequena, a diferença entre a amplitude manual e a amplitude da onda de pulso real é também pequena. Assim, em tal caso, o componente de pressurização do manual pode ser equivocadamente reconhecido como um componente específico.

[0069] Com referência às figuras 10 (um) a 10 (C), do mesmo modo, o componente de pressurização manual e o componente específico são impossíveis de identificar nas áreas onde a carga é extremamente pequena quando a magnitude da carga é irregular. Nesse caso, é feita a suposição de que o componente de flutuação da pressão menor do que o valor limite V_a é detectado, e uma curva de interpolação é calculada para a parte relevante (especificamente descrito mais tarde). Então, não pode ser distinguido se a curva calculada realmente representa o componente da onda de pulso.

[0070] Nos gráficos das figuras 7 (C), 8 (C), 9 (C), e 10 (C), a pressão da braçadeira é mostrada no eixo horizontal e o valor da amplitude do componente de onda do pulso extraído é mostrado no eixo vertical. A pressão arterial sistólica (SYS) e a pressão arterial diastólica (DIA) estimadas pela aplicação de um algoritmo predeterminado no valor da amplitude do componente da onda de pulso extraído são mostradas no lado direito de tais gráficos.

[0071] Portanto, a amplitude manual deve ser pelo menos maior ou igual ao valor limite V_a a fim de detectar de forma satisfatória o componente específico sem reconhecimento equivocado. O valor limite V_a precisa apenas ser um valor maior que o valor máximo da amplitude da onda do pulso obtido através de experiências clínicas esimilares. Por exemplo, suponha que o valor máximo da amplitude da onda do pulso obtido no experimento é de 1,5 mmHg e o valor mínimo da amplitude manual é de 6,0 mmHg. O valor médio e o desvio padrão da amplitude da onda do pulso são de 0,34 mmHg e de 0,3 mmHg, respectivamente, e o valor médio e o desvio-padrão da amplitude

manual são de 16,16 mmHg e de 7,12 mmHg, respectivamente. O valor limite V_a é então definido de antemão como 2,0 mmHg, por exemplo de 1,5 a 6,0 mmHg. O valor limite V_a é definido para tal valor já que o desvio-padrão da amplitude da onda de pulso é pequeno.

[0072] A fim de evitar de forma mais confiável o componente de pressurização manual de ser equivocadamente reconhecido como o componente específico, o valor limite exigindo uma carga de compressão adequada é preferencialmente maior que o valor limite V_a usado para a detecção do componente específico. Ou seja, o valor limite V_b é preferencialmente um valor maior do que o valor limite V_a , onde " V_b " é um valor limite incitando uma carga de compressão adequada. Portanto, o valor limite V_b pode ser definido de antemão como 4,0 mmHg de 1,5 a 6,0 mmHg no exemplo acima. No entanto, ele não é restritivo, o valor limite V_a e o valor limite V_b pode ser o mesmo valor.

[0073] O valor limite V_b pode ser um valor maior ou igual a um valor mínimo (6,0 mmHg no exemplo acima) da amplitude manual obtida pelo experimento. No entanto, se o valor for ajustado para ser muito grande, o usuário com fraco poder de compressão pode ser constantemente informado para obter uma carga grande e, portanto, um valor tão pequeno quanto possível é para ser preferencialmente definido.

[0074] Se a espessura do braço da pessoa a ser medida difere, a velocidade da aceleração difere mesmo se o bulbo de borracha 30 é comprimida operada da mesma maneira. As figuras 11 (A) e 11 (B) mostram a diferença na forma da onda da pressão causada pela diferença na periferia do braço. A figura 11 (A) mostra a forma da onda da pressão da pessoa a ser medida tendo um braço de espessura normal (periferia do braço de 26,5 cm), e a figura 11 (B) mostra a forma onda da pressão da pessoa a ser medida tendo um braço

grosso (periferia do braço de 42 cm). Como mostrado nas figuras 11 (A) e 11 (B), a velocidade de aceleração se a espessura do braço da pessoa a ser medida difere, mas o componente específico pode ser precisamente detectado independentemente da espessura do braço ao definir o valor limite V_b para um valor apropriado.

[0075] Com referência novamente à figura 5, a unidade de determinação 102 é conectada ao circuito de oscilação 35 para determinar se a amplitude manual é maior ou igual ao valor limite V_b .

[0076] Se a amplitude manual é menor do que o valor limite V_b , a informação notificando o mesmo é emitida para a unidade de controle de exibição 112. A unidade de controle de exibição 112 realiza a exibição para guiar o usuário de modo que a amplitude manual se torne maior ou igual ao valor limite V_b (faz a carga da operação de compressão maior) com base na informação da unidade determinação 102.

[0077] A unidade de processamento de derivação 106 deriva o valor alvo de pressurização com base no resultado de detecção pela unidade de detecção do componente específico 104. Na presente modalidade, a unidade de processamento de derivação 106 estima o valor da pressão arterial sistólica ao extrair o componente da onda de pulso do componente específico. O valor obtido pela adição de um valor predeterminado (por exemplo, 40 mmHg) para a pressão arterial sistólica é determinado como o valor alvo de pressurização. Os processos específicos a serem executados pela unidade de processamento de derivação 106 serão descritos mais adiante.

[0078] A unidade de detecção do valor da pressão 108 é conectada ao circuito de oscilação 35 para detectar o valor da pressão atual do sinal da pressão da braçadeira obtido durante a pressurização. O método para detectar o valor da pressão atual não é particularmente limitado já que a detecção e visualização do valor da

pressão atual têm sido realizadas durante a pressurização manual da técnica anterior. Especificamente, o valor médio da pressão (média do valor mínimo e do valor máximo) de cada componente de flutuação de pressão pode ser detectado como o valor da pressão atual.

[0079] A unidade de cálculo da pressão arterial 110 é conectada ao circuito de oscilação 35 para calcular a pressão arterial (por exemplo, pressão arterial sistólica, pressão arterial diastólica) a partir do sinal de pressão da braçadeira obtido durante a despressurização a uma velocidade constante. Os processos pela unidade de cálculo da pressão arterial 110 podem ser realizados pelo método oscilométrico, e similares.

[0080] A unidade de controle de exibição 112 exibe diferentes tipos de informações na unidade de exibição 40 de acordo com o sinal de cada unidade.

[0081] A operação de cada bloco de função pode ser realizada pela execução do software armazenado na unidade de memória 39, ou pelo menos um pode ser realizado por hardware.

Com referência à operação

[0082] A figura 12 é um fluxograma que mostra o fluxo do processo de medição da pressão arterial de acordo com a modalidade da presente invenção. O processo mostrado no fluxograma da figura 12 é armazenado na unidade de memória 39 como um programa antecipadamente, onde a função do processo de medição da pressão arterial é realizada quando a CPU 100 lê e executa tal programa.

[0083] O processo de medição da pressão arterial descrito abaixo começa quando a chave de alimentação 41A e o interruptor de medição 41B são pressionados, e o usuário começa a operação de compressão do bulbo de borracha 30. Quando a chave de alimentação 41A é pressionada, a CPU 100 inicializa a memória de trabalho e realiza o ajuste de 0 mmHg do sensor de pressão 32.

[0084] O processo pela unidade de detecção do valor da pressão 108 é supostamente realizado em paralelo ao processo de medição da pressão arterial. Assim, o valor da pressão atual detectado pela unidade de detecção do valor da pressão 108 durante o processo de medição da pressão arterial é exibido em uma região de exibição predeterminada da unidade de exibição 40 pela unidade de controle de exibição 112.

[0085] Com referência à figura 12, quando a operação de pressurização pelo usuário começa, a unidade de determinação 102 determina ou não se a amplitude do componente de pressurização manual da forma de onda de pressão, ou seja, a amplitude manual é maior ou igual ao valor limite V_b (etapa S2). O componente do pulso não é sobreposto ao sinal de pressão da braçadeira imediatamente após o início do processo de medição da pressão arterial já que o local de medição ainda não é comprimido pela braçadeira 20. O componente de flutuação da pressão detectado imediatamente após o início é assim definido como o componente de pressurização manual.

[0086] O processo prossegue para a etapa S6 se a amplitude manual for maior ou igual ao valor limite V_b (Sim na etapa S2).

[0087] Se a amplitude manual for menor do que o valor limite V_b (Não na etapa S2), a unidade de controle de exibição 112 informa para fazer a carga de pressurização maior (etapa S4). O usuário é então orientado a fazer a carga de pressurização maior (aumentar a aceleração da velocidade). Após a operação manual ser realizada algumas vezes, o componente de flutuação da pressão pode ser um componente específico (onda sintética de onda de flutuação manual e onda de pulso de pressão). Assim, o processo da etapa S4 é preferencialmente realizado somente quando o caso em que a amplitude é menor do que o valor limite V_b for sucessivamente detectado por uma pluralidade de vezes (por exemplo, duas vezes).

[0088] O processo prossegue para a etapa S6 após o processo da etapa S4 ser concluído.

[0089] Na etapa S6, a unidade de detecção do componente específico 104 detecta o componente de flutuação da pressão em que a amplitude é menor que o valor limite V_a como o componente específico. Este processo é realizado preferencialmente apenas quando o caso em que a amplitude do componente de flutuação da pressão é maior ou igual ao valor limite V_b detectado pelo menos uma vez na etapa S2. O componente de pressurização manual pode ser equivocadamente reconhecido como o componente específico, se o respectivo processo for realizado com uma carga pequena de pressurização.

[0090] Depois que o componente específico é detectado, a unidade de processamento de derivação 106 interpola a forma da onda em um caso em que o componente da onda do pulso não estiver presente para a parte do componente específico da forma da onda antes e depois (etapa S8). Em outras palavras, a curva de interpolação da onda de flutuação manual é calculada para a parte do componente específico. O processo da etapa S8 será descrito em detalhes com referência à figura 13.

[0091] A figura 13 é um diagrama que mostra um método para extrair o componente da onda do pulso durante a pressurização manual.

[0092] Com referência à figura 13, a forma da onda de pressão durante a pressurização é configurada por um componente de pressurização manual 81 e um componente específico 82. O componente específico 82 mostra a onda (componente de flutuação da pressão) do ponto mínimo P2 para o próximo ponto mínimo P3. O componente de flutuação da pressão 83 imediatamente antes do componente específico 82 mostra a forma da onda do ponto mínimo

P0 para o próximo ponto mínimo P2. O componente de flutuação da pressão 84 imediatamente após o componente específico 82 mostra a onda do ponto mínimo P3 para o próximo ponto mínimo P5.

[0093] Depois que o componente específico é detectado, a onda de flutuação manual é estimada pelo processo de interpolação para a parte do componente específico das formas da onda antes e depois, isto é, os componentes de flutuação da pressão (componentes de pressurização manual) 83, 84.

[0094] Mais especificamente, um ponto P6 onde uma linha que passa o ponto máximo P1 do componente de flutuação da pressão 83 e um ponto mínimo (ponto de aumento) P2 do componente específico 82, e uma linha passando o ponto mínimo (ponto de aumento) P3 e um ponto máximo P4 do componente de flutuação da pressão 84, a interseção é obtida. A curva de interpolação 85 é calculada admitindo tal ponto P6 como o ponto mínimo da onda de flutuação manual.

[0095] Posteriormente, a unidade de processamento de derivação 106 calcula o componente de onda do pulso, subtraindo a forma da onda interpolada da forma da onda do componente específico (etapa S10). Especificamente, com referência novamente à figura 13, o componente da onda do pulso 88 é extraído ao subtrair a curva de interpolação 85 do componente específico 82.

[0096] A unidade de processamento de derivação 106 pressupõe o componente da onda do pulso calculado como a forma de onda da onda do pulso para um pulso. O processo que estima da pressão arterial sistólica é executado com base na amplitude do componente de onda do pulso calculado através do método existente a partir da técnica anterior (etapa S12). Especificamente, por exemplo, a pressão arterial sistólica pode ser estimada com base na mudança da amplitude da onda do pulso usando a técnica da Publicação de Patente não examinada japonesa No. 4-261639 (Documento de

patente 1). Se a onda do pulso for detectada apenas em um pulso, a pressão arterial sistólica pode ser estimada com o valor da pressão no momento da detecção + valor predeterminado como a pressão arterial sistólica.

[0097] O processo retorna para a etapa S2, e o processo acima é repetido se a estimativa da pressão arterial sistólica não for concluída. O processo prossegue para a etapa S14 se o processo que estima da pressão arterial sistólica for concluído.

[0098] Na etapa S14, a unidade de processamento de derivação 106 determina o valor em que um valor predeterminado α (por exemplo, 40 mmHg) é adicionado ao valor da pressão arterial sistólica estimada como o valor alvo de pressurização. A unidade de controle de exibição 112 exibe o valor alvo de pressurização predeterminado em uma região de exibição predeterminada de exibição 40. Como descrito acima, o valor alvo de pressurização e o valor da pressão atual são exibidos em associação com cada um dos outros, uma vez que o valor da pressão atual é exibido em diferentes regiões de exibição da unidade de exibição 40. Portanto, o usuário pode entender quanto tempo mais a operação de pressurização deve ser realizada.

[0099] A exibição do valor alvo de pressurização é executada até que a pressurização seja interrompida (Não na etapa S16). Quando a pressurização é parada (Sim na etapa S16), a despressurização é iniciada (etapa S18). A unidade de cálculo da pressão arterial 110 calcula então a pressão arterial sistólica e a pressão arterial diastólica (etapa S20).

[00100] Por último, a pressão arterial sistólica e a pressão arterial diastólica calculadas são exibidas na unidade de exibição 116 como os resultados das medições, e armazenado na unidade de memória 39 (etapa S22).

[00101] O processo de medição da pressão arterial é terminado

desta maneira.

[00102] Portanto, de acordo com a presente modalidade, a pressão arterial sistólica pode ser estimada mesmo durante a pressurização com a mão. Portanto, o valor igual ao valor da pressão (valor estimado da pressão arterial sistólica + α) no final da pressurização no método de pressurização automático pode ser exibido como o valor alvo de pressurização. Como resultado, o usuário pode compreender especificamente até que mmHg pressurizar em um série de operações de pressurização, de modo que a falta de pressurização possa ser evitada e a compressão excessiva possa ser prevenida.

[00103] Além disso, o usuário pode resolver o estresse psicológico (insegurança) de quanto pressurizar. Portanto, o erro pode ser impedido de ocorrer no valor da pressão arterial devido ao estresse psicológico. A precisão da medição, portanto, pode ser reforçada como resultado.

(Exemplo de exibição)

[00104] A figura 14 é um diagrama que mostra um exemplo de exibição da falta de compressão e do valor alvo de pressurização na modalidade da presente invenção.

[00105] Se for determinado que a carga é pequena (amplitude manual é menor que o valor limite V_b) após iniciar o processo de medição da pressão arterial, a unidade de controle de exibição 112 exibe um monitor como o monitor SC10 da figura 14 (etapa S4). No monitor SC10, um valor da pressão atual 401 e um ponto predeterminado 402 indicando a falta de compressão são exibidos. O usuário é, portanto, guiado para fazer a carga da maior operação de compressão.

[00106] Na presente modalidade, a falta de compressão é notificada pelo ponto predeterminado 402, mas pode ser notificado com uma mensagem. Alternativamente, a falta de compressão pode ser exibida

em níveis de acordo com a diferença entre a amplitude manual e o valor limite Vb.

[00107] Quando a carga se torna maior e o valor alvo de pressurização é derivado, a unidade de controle de exibição 112 exibe o monitor como um monitor SC12 na figura 14. No monitor SC12, o valor da pressão atual 401 e o valor alvo de pressurização 403 são exibidos em contraste.

[00108] Na presente modalidade, o valor da pressão atual 401 e o valor alvo de pressurização 403 são exibidos em contraste (em associação), mas não são limitados a tal exemplo, desde que o quanto pressurizar possa ser reconhecido. Por exemplo, a exibição pode ser feita com o nível, etc., com o valor alvo de pressurização como 100% de uma forma que o percentual do valor da pressão atual possa ser reconhecido.

[00109] Além disso, o valor alvo de pressurização é notificado pela exibição na presente modalidade, mas esse não é o único caso. Por exemplo, pode ser notificado com áudio pela unidade de saída de áudio (não mostrado) no lugar do/ além do monitor.

[00110] A pressurização é impulsionada até o valor alvo de pressurização ao informar o usuário no momento em que o valor alvo de pressurização é calculado. Entretanto, o final da pressurização pode ser notificado (monitor, som do alarme, áudio, luz, etc.) no momento em que o valor da pressão atual atingiu o valor alvo de pressurização no lugar dos / além dos mesmos. Mesmo o usuário com deficiência visual, portanto, pode facilmente determinar que a pressurização possa ser terminada.

[00111] Quando orientado para ampliar a rolagem, esta pode ser notificada com o áudio ou o som do alarme no lugar do/ além do monitor. Alternativamente, um sinal sonoro, etc., pode ser a saída somente quando a amplitude manual torna-se maior ou igual ao valor

limite V_b , de modo que o usuário possa reconhecer a compressão adequada.

[00112] Na presente modalidade, a carga da operação manual é notificada para ser maior, a fim de evitar o componente de pressurização manual de ser reconhecido erradamente como um componente específico. No entanto, se a carga for muito grande, o número detectado de componentes específicos reduz comparado a quando a carga é pequena, como mostrado nos gráficos das figuras 7 (A) a 9 (C). Como descrito acima, a pressão arterial sistólica pode ser estimada a partir de um valor de amplitude da onda de pulso (valor de amplitude do componente da onda de pulso), mas a precisão estimada é maior quanto maior o número de valores de amplitude da onda de pulso. Assim, a carga pode ser notificada para ser feito um pouco menor se a amplitude manual for maior ou igual a um valor limite predeterminado V_c (valor superior ao valor limiar V_b). Alternativamente, a amplitude manual atual e a faixa de amplitude manual adequada (maior ou igual ao valor limite V_b e menor que o valor limite V_c) podem ser exibidas de um modo comparativo de forma a obter uma faixa de carga apropriada.

Variante

[00113] Na modalidade descrita acima, a pressão arterial sistólica é estimada, e o valor obtido pela adição de um valor predeterminado para a pressão arterial sistólica é notificado como o valor alvo de pressurização final.

[00114] Na presente variante, por outro lado, um valor obtido pela adição de um valor predeterminado para um valor da pressão em um momento relevante toda vez que o componente específico for detectado pode ser notificado como o valor alvo de pressurização. Ou seja, o valor alvo de pressurização é atualizado na variante presente.

[00115] Somente a operação diferente da modalidade descrita

acima será descrita abaixo.

[00116] Na presente variante, apenas o processo da unidade de processamento de derivação 106 é diferente comparada à modalidade descrita acima. Portanto, unidade de processamento de derivação 106 será descrita como uma unidade de processamento de derivação 106A na presente variante.

[00117] A figura 15 é um fluxograma que mostra o fluxo de um processo de medição da pressão arterial na variante da modalidade da presente invenção. O mesmo número da etapa é indicado para o processo semelhante ao fluxograma da figura 12. Portanto, a descrição do mesmo não será repetida.

[00118] Com referência à figura 15, o processo da etapa S14A é executado depois que os processos das etapas S2 a S6 tenham terminado sem executar as etapas S8, S10.

[00119] Na etapa S14A, a unidade de processamento de derivação 106A determina um valor obtido pela adição de um valor α predeterminado (por exemplo, 40 mmHg) ao valor da pressão no momento relevante como o valor alvo de pressurização. A unidade de controle de exposição 112 exibe o valor alvo de pressurização determinado em uma região de exibição predeterminada da unidade de exibição 40. O exemplo de exibição aqui pode ser semelhante ao monitor SC12 da figura 14.

[00120] O “valor da pressão no momento relevante” é o valor da pressão no momento em que o componente específico é detectado, e pode ser um valor da pressão exibido como um valor da pressão atual no momento em que o componente específico é detectado (isto é, o valor da pressão atual detectado pela unidade de detecção do valor da pressão 108). Alternativamente, pode ser um valor dentro da faixa de pressão do componente específico, como um valor máximo ou um valor médio do componente específico detectado.

[00121] Depois que o processo da etapa S14A é finalizado, é determinado se a pressurização é parada ou não (etapa S16). Se a pressurização não for parada (Não na etapa S16), o processo retorna para a etapa S2, e os processos acima são repetidos. O valor alvo da pressurização é, assim, atualizado e exibido toda vez que o componente específico for detectado na etapa S6.

[00122] Se a pressurização é parada (Sim na etapa S16), os processos (etapas S18, S20, S22) semelhantes á modalidade acima são executados.

[00123] Portanto, de acordo com a presente modalidade, o usuário só precisa continuar a pressurização até que o valor da pressão atual atinja o valor alvo de pressurização, embora o valor alvo de pressurização seja atualizado e, portanto, a pressurização possa ser realizada até finalmente chegar a um valor adequado em uma série de operações de pressurização na presente variante também.

[00124] A modalidade descrita aqui é ilustrativa em todos os aspectos e não deve ser interpretada como sendo restritiva. O escopo técnico da presente invenção é definido pelas reivindicações, e não pela descrição feita acima, e todas as modificações inseridas no significado e no alcance de equivalência das reivindicações são pretendidas a serem adotadas neste.

Listagem de referência

1. Esfigmomanômetro
10. Corpo principal
20. Braçadeira
21. Manguito
- 24, 24A, 24B. Tubo de ar
30. Bulbo de borracha
31. Porta de exaustão
32. Sensor de pressão

- 35. Circuito de oscilação
- 39. Unidade de memória
- 40. Unidade de exibição
- 41. Unidade de operação
- 42. Unidade de fonte de alimentação
- 43. Unidade de tempo
- 44. Alarme sonoro
- 100. CPU
- 102. Unidade de determinação
- 104. Unidade de detecção do componente específico
- 106, 106A. Unidade de processamento de derivação
- 108. Unidade de detecção do valor da pressão
- 110. Unidade de cálculo da pressão arterial
- 112. Unidade de controle de exibição
- 116. Unidade de exibição

REIVINDICAÇÕES

1. Esfigmomanômetro eletrônico de pressurização manual (1) compreendendo:

uma braçadeira (20) a ser enrolada em torno de um determinado local do corpo;

uma unidade de pressurização manual (30) para pressurizar a pressão na braçadeira (20) através de uma operação manual por um usuário;

um sensor de pressão (32) para detectar um sinal de pressão da braçadeira representando a pressão na braçadeira (20);

uma unidade de detecção do componente específico (104) para detectar uma onda sintética de uma onda de flutuação manual e uma onda de pressão do pulso como um componente específico do sinal da pressão da braçadeira (20) obtidos durante a pressurização;

uma unidade de processamento de derivação (106, 106A) para derivar um valor alvo de pressurização com base no resultado de detecção da unidade de detecção do componente específico; e

uma unidade de notificação (40, 112) para informar a exigência de pressurização até o valor alvo de pressurização, caracterizado pelo fato de que a unidade de processamento de derivação (106, 106A) inclui,

uma primeira parte do cálculo (S8) para calcular uma curva de interpolação da onda de flutuação manual para a parte do componente específico das formas de ondas antes e depois do componente específico,

uma segunda parte do cálculo (S10) para calcular um componente de onda de pulso, subtraindo a curva de interpolação do componente específico,

uma parte de estimação (S12) para estimar um valor de pressão arterial sistólica, com base em uma amplitude do componente

de onda de pulso, e

uma parte de determinação (S14) para determinar um valor obtido pela adição de um valor predeterminado para o valor da pressão arterial sistólica estimada como o valor alvo de pressurização.

2. Esfigmomanômetro eletrônico, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que compreende ainda uma unidade de detecção do valor da pressão (108) para detectar um valor da pressão atual do sinal da pressão da braçadeira obtido durante a pressurização, em que

a unidade de notificação (40, 112) exibe o valor da pressão atual e o valor alvo de pressurização em associação entre si.

3. Esfigmomanômetro eletrônico, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a unidade de notificação (40, 112) notifica o término da pressurização, quando o valor da pressão atual atinge o valor alvo de pressurização.

4. Esfigmomanômetro eletrônico, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a unidade de processamento de derivação inclui uma parte de determinação (S14A) para determinar um valor obtido pela adição de um valor predeterminado para um valor da pressão em um momento em que o componente específico é detectado como o valor alvo de pressurização toda vez que o componente específico for detectado.

5. Esfigmomanômetro eletrônico, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a unidade de detecção do componente específico (104) detecta um componente de flutuação de pressão em que um valor de amplitude é menor que um primeiro valor limite no sinal de pressão da braçadeira (20) obtido durante a pressurização como o componente específico.

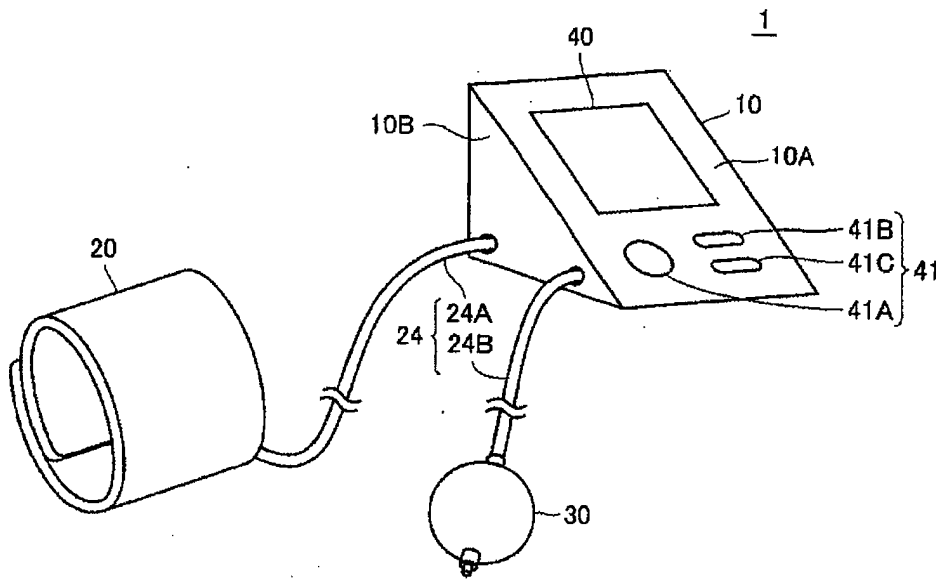
6. Esfigmomanômetro eletrônico, de acordo com a reivindicação 5, caracterizado pelo fato de que compreende ainda uma

unidade de determinação (102) para determinar ou não uma amplitude manual representando uma amplitude de onda de flutuação manual é maior ou igual a um segundo valor limite; em que

o segundo valor limite representa um valor maior ou igual ao primeiro valor limite; e

a unidade de notificação (40, 112) notifica ainda para guiar o usuário de modo que a amplitude manual torna-se maior ou igual ao segundo valor limite quando determinado pela unidade de determinação que a amplitude manual é menor que o segundo valor limite.

Fig. 1



1

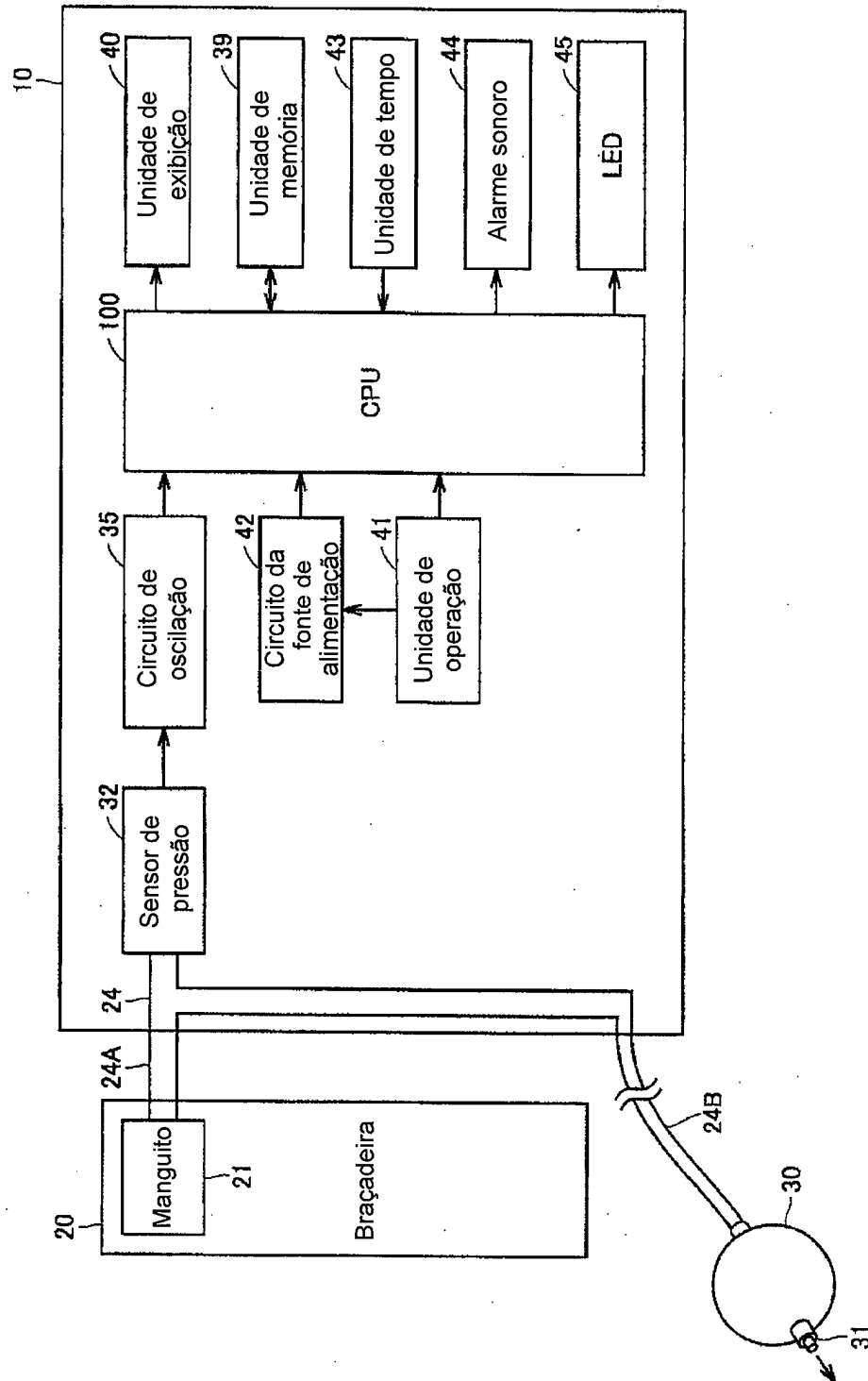
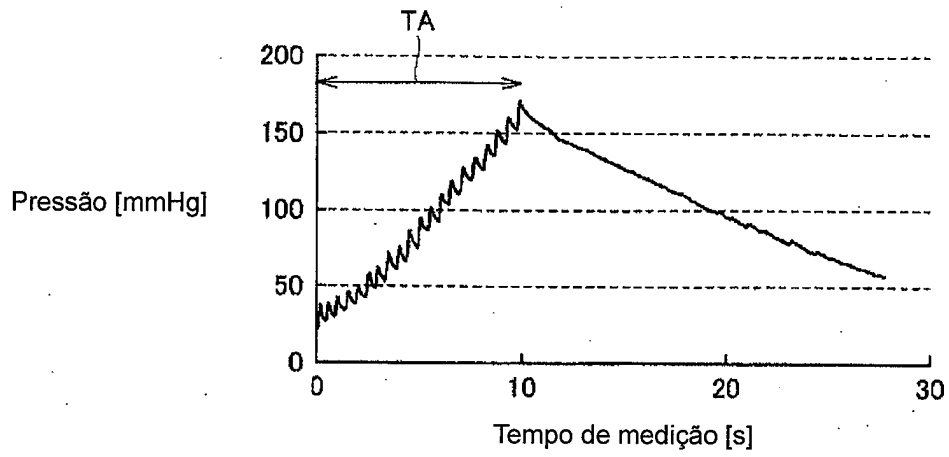


Fig. 2

Fig. 3

(A)



(B)

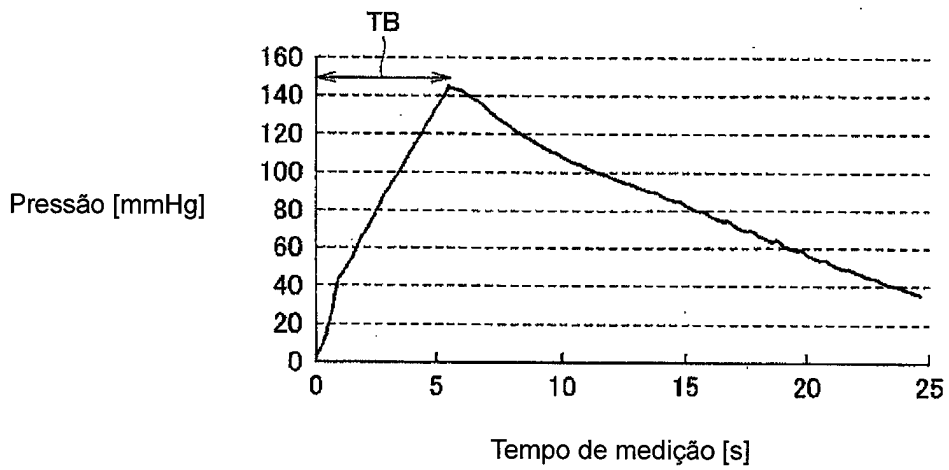
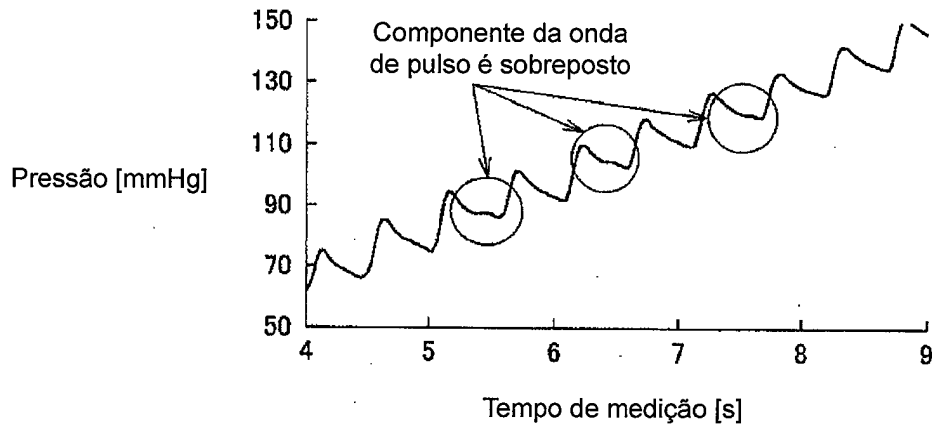
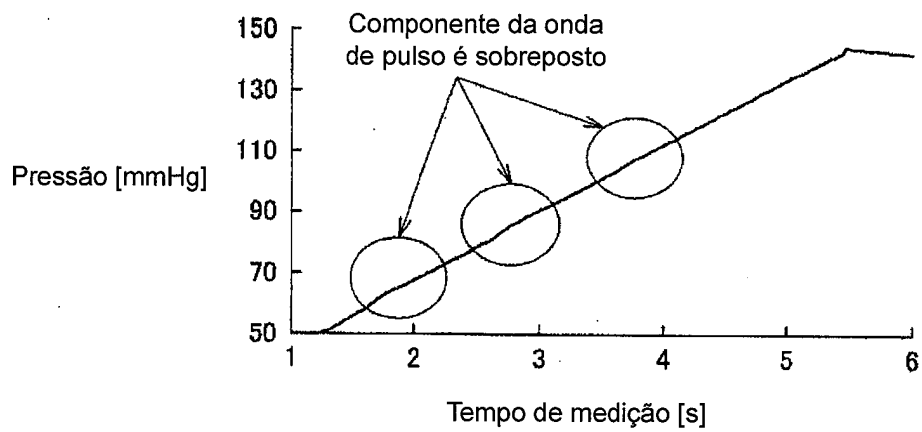


Fig. 4

(A)



(B)



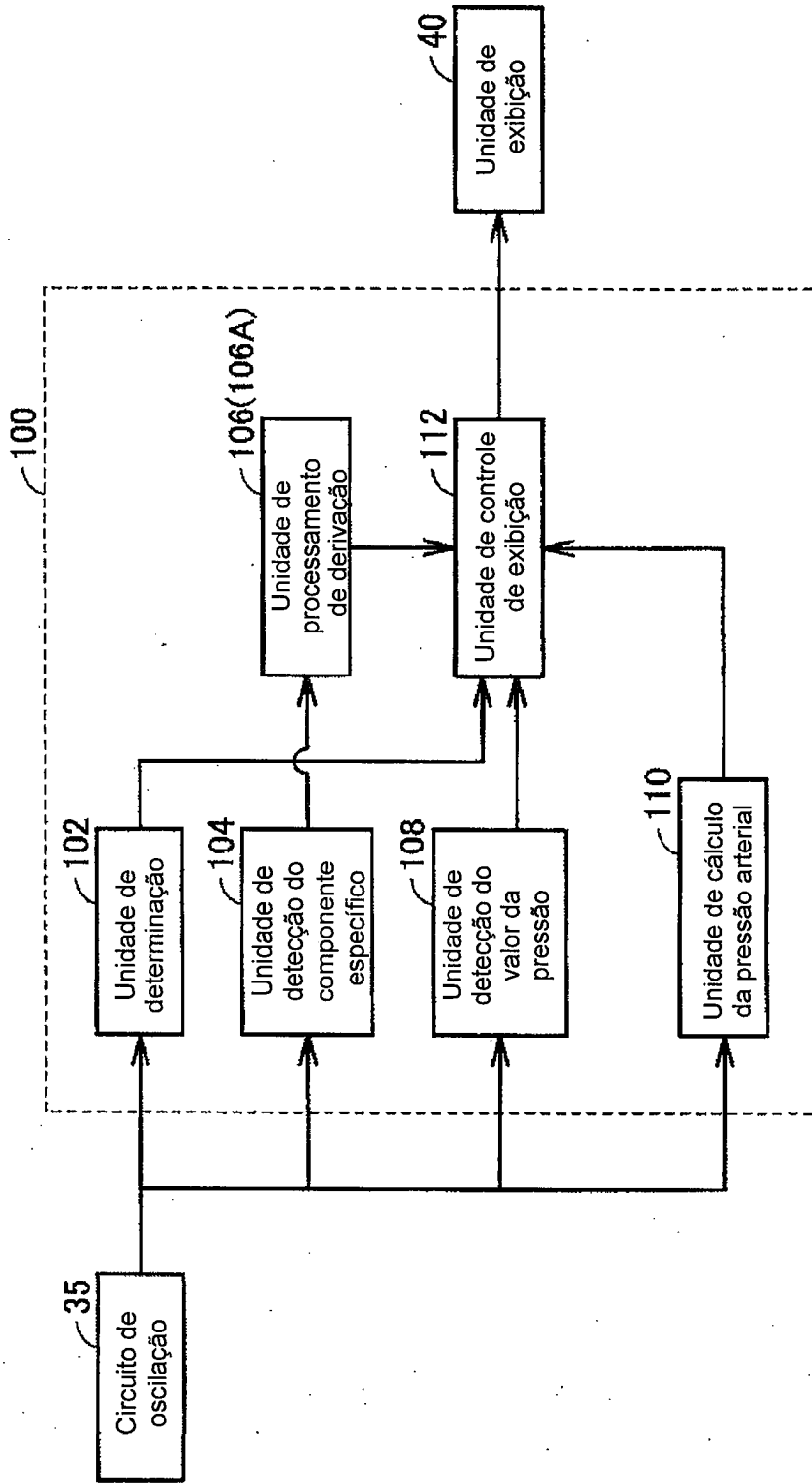


Fig. 5

Fig. 6

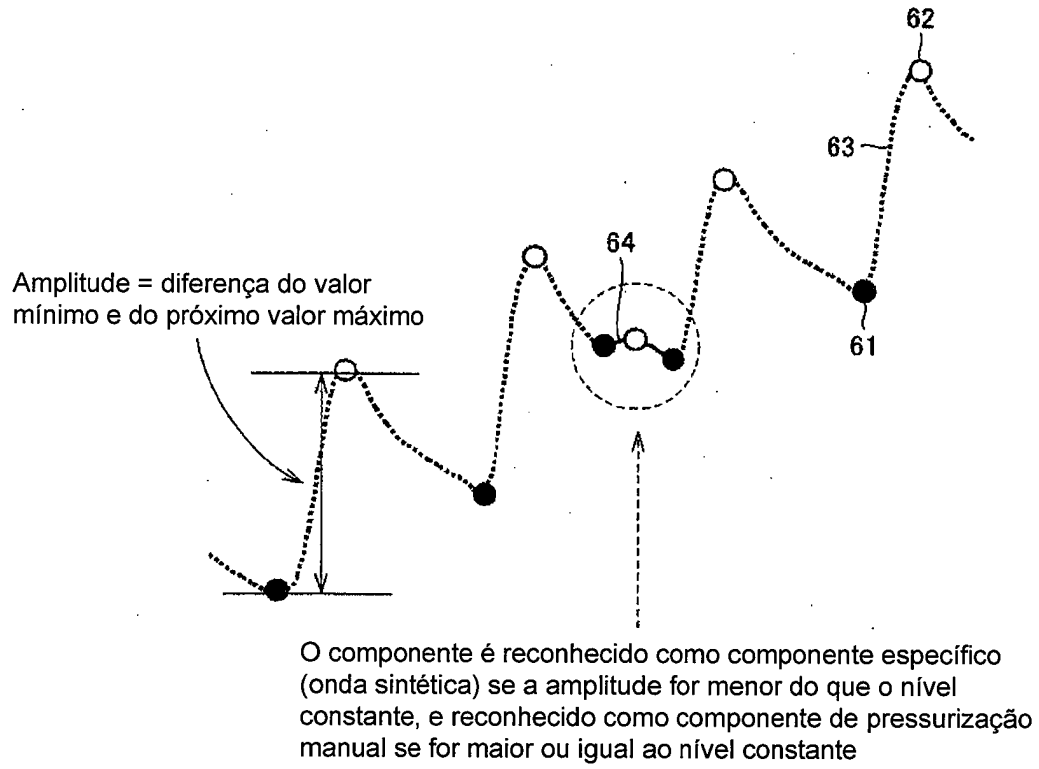
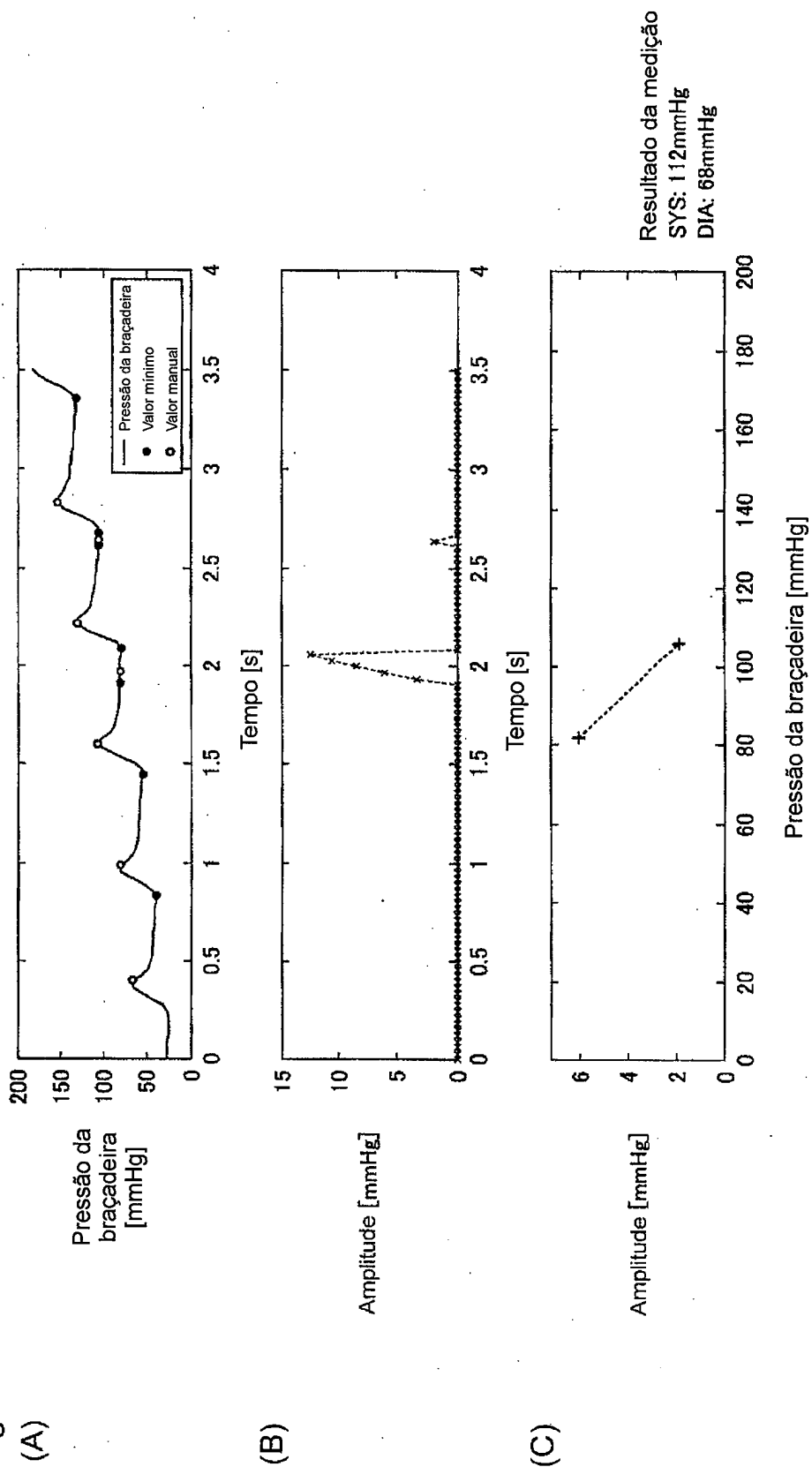
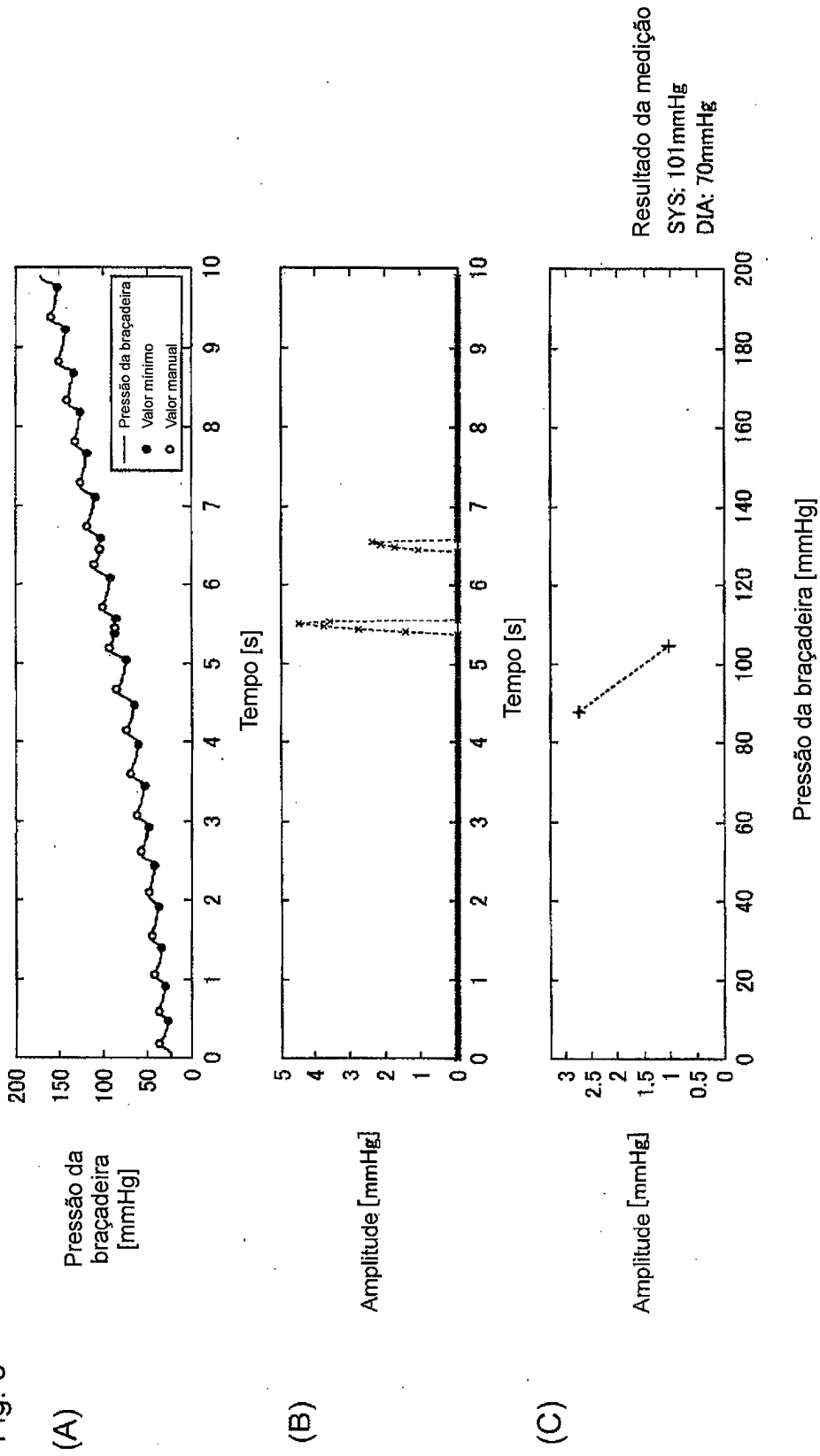


Fig. 7



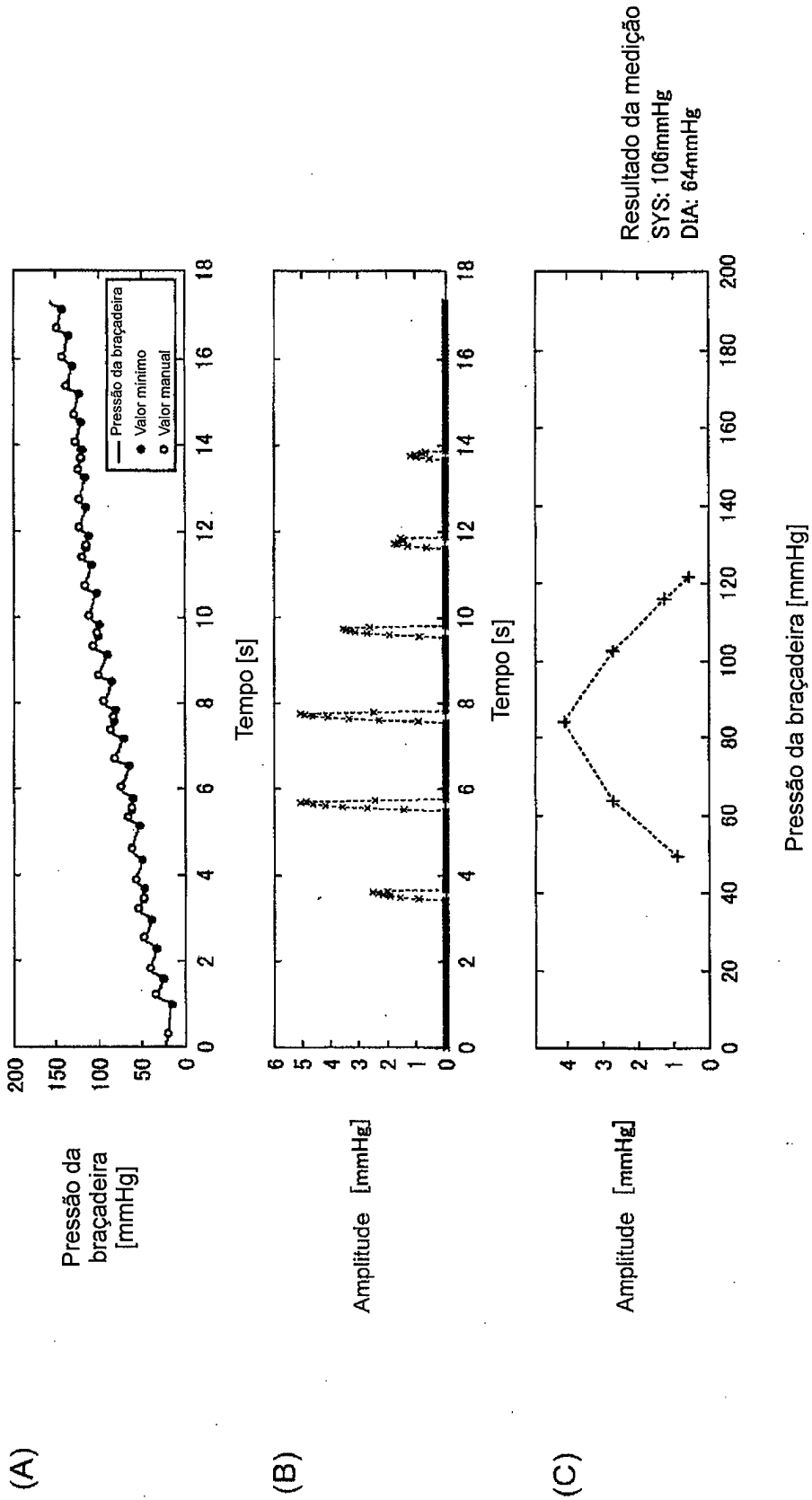
Compressão da pera de borracha: 1,7 pitch/s / Velocidade média de aceleração: 43 mmHg/s

Fig. 8



Compressão da pera de borracha: 2,0 pitch/s / Velocidade média de aceleração: 15 mmHg/s

Fig. 9



Compressão da pera de borracha: 2.0 pitch/s / Velocidade média de aceleração: 15 mmHg/s

Fig. 10

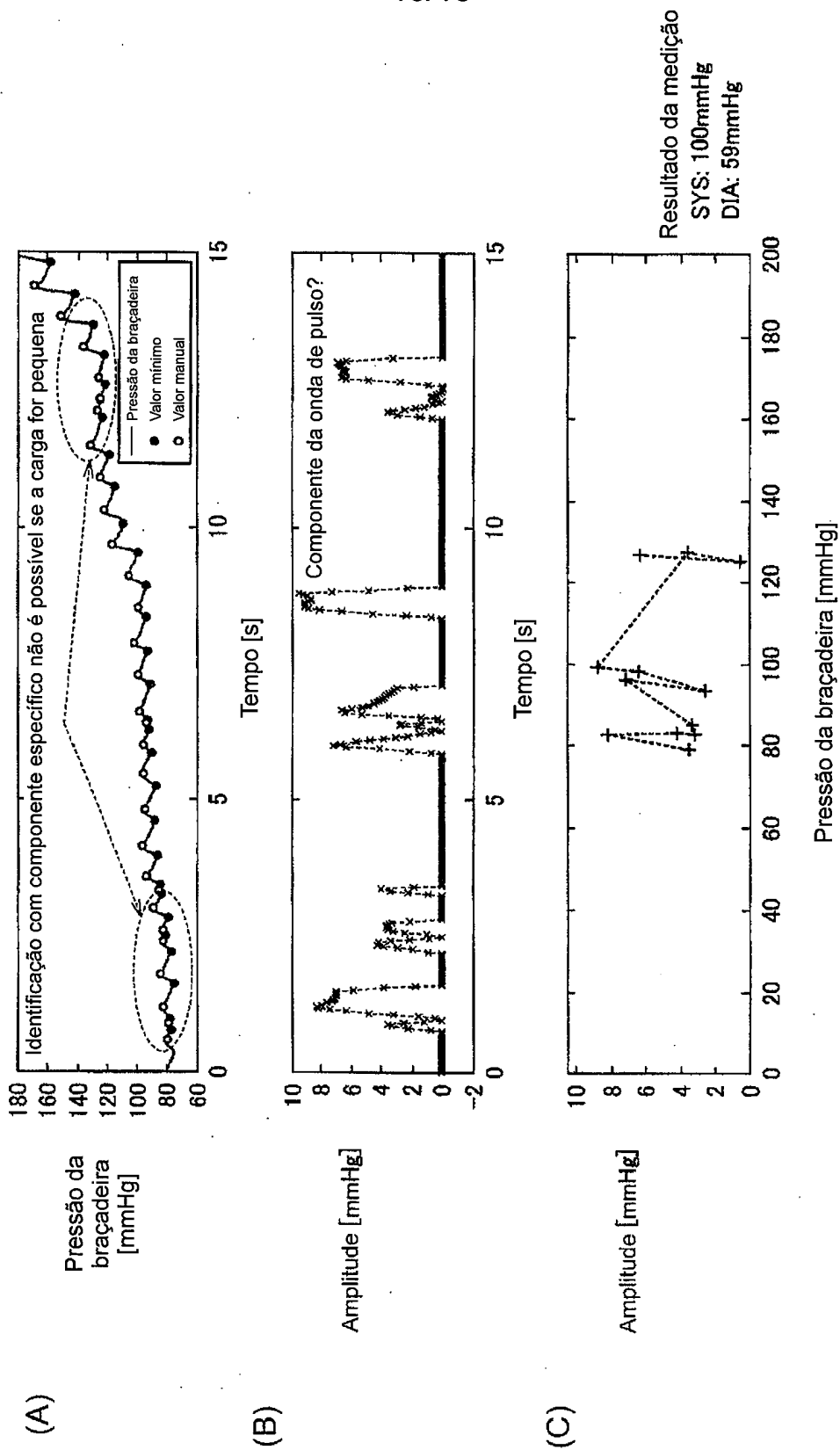


Fig. 11

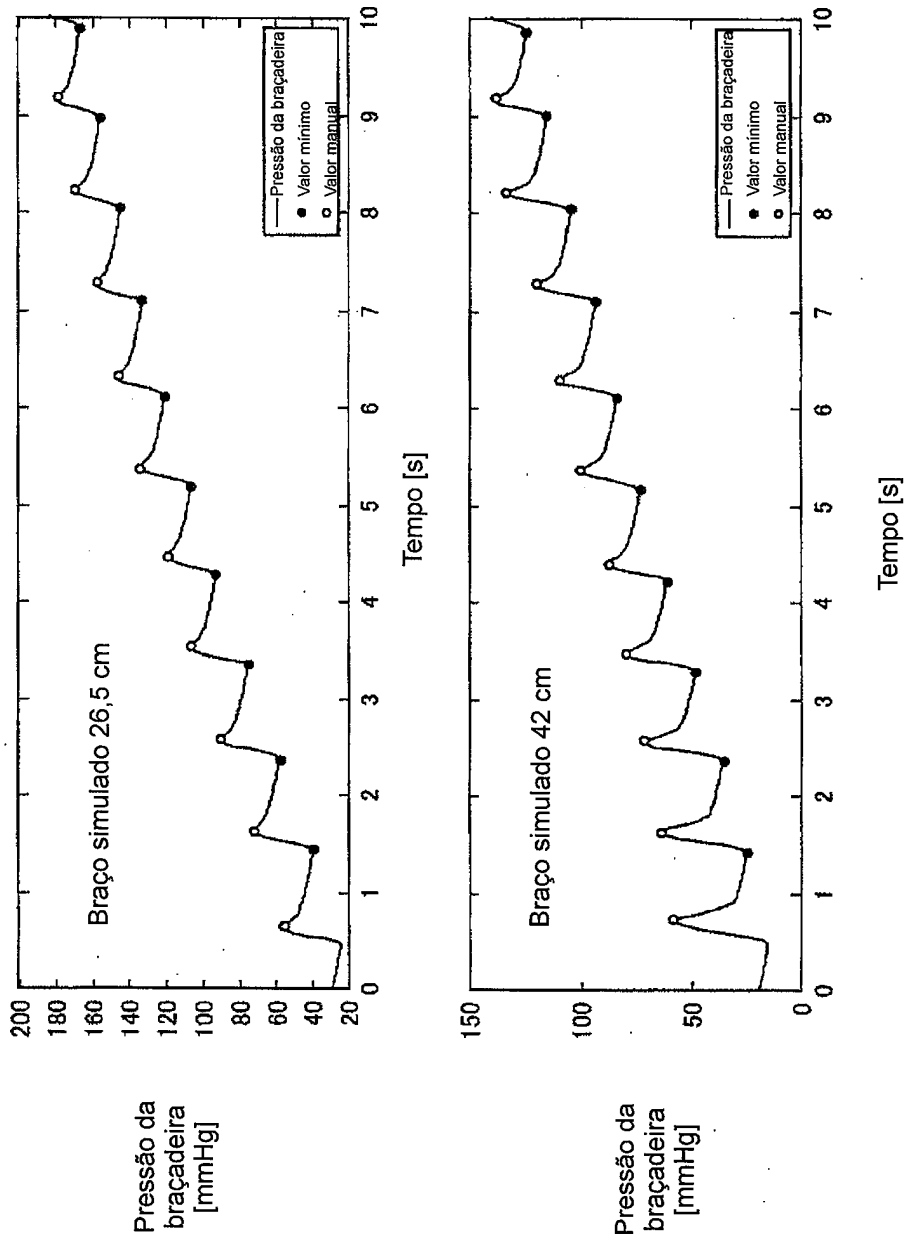


Fig. 12

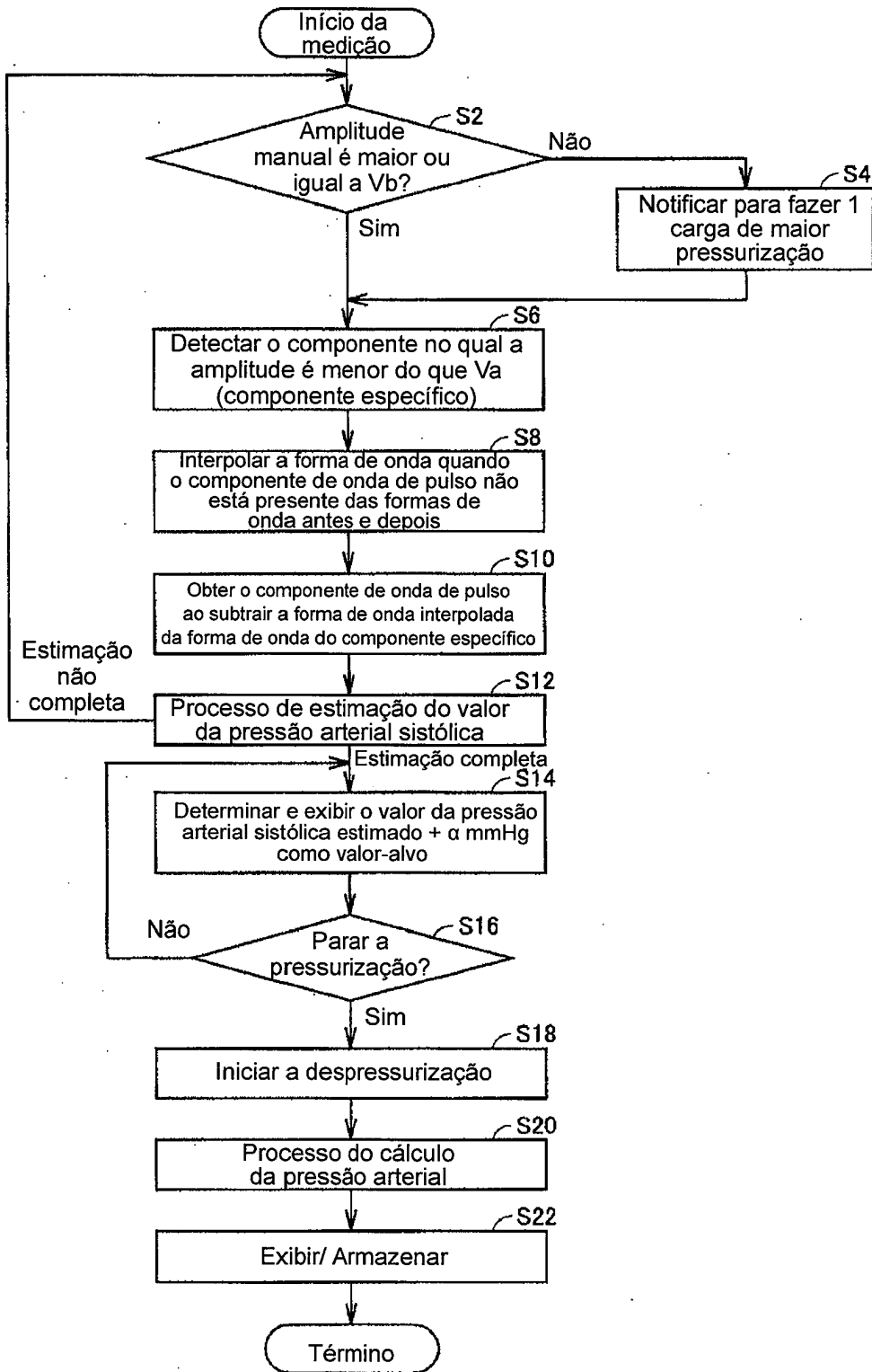


Fig. 13

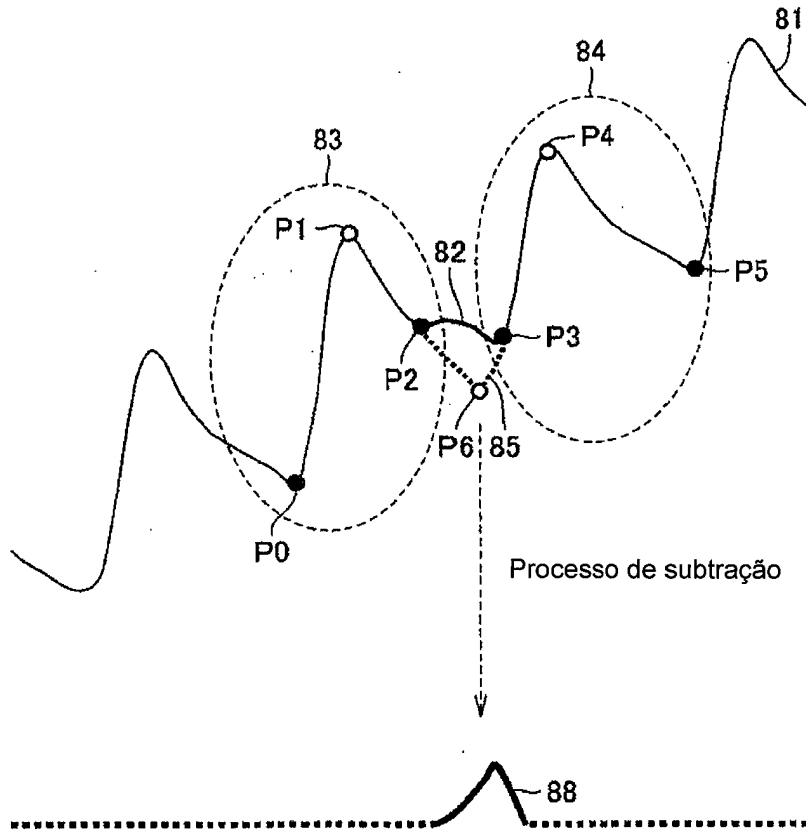


Fig. 14

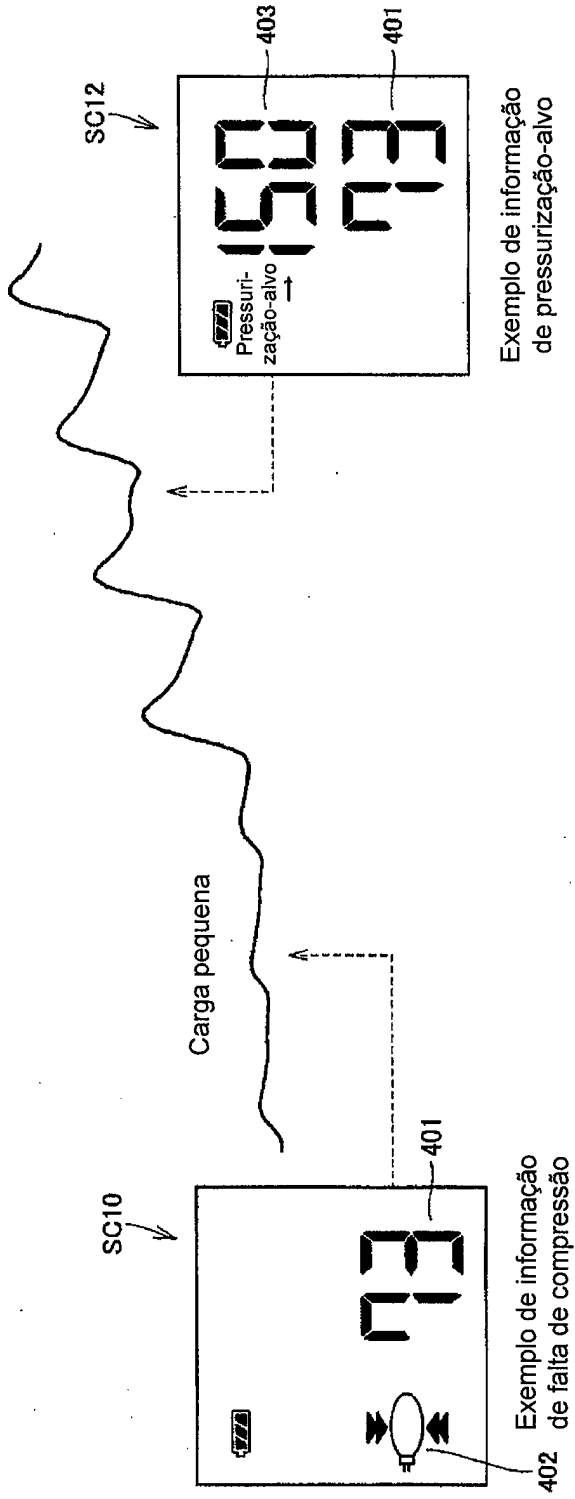


Fig. 15

