



República Federativa do Brasil  
Ministério do Desenvolvimento, Indústria  
e do Comércio Exterior  
Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

(21) **PI 0712467-8 A2**

(22) Data de Depósito: 23/05/2007  
(43) Data da Publicação: 31/07/2012  
(RPI 2169)



(51) *Int.Cl.:*  
A61B 5/021

**(54) Título:** DISPOSITIVO DE MEDIÇÃO DE SINAL VITAL, E, MÉTODO PARA MEDIR UM SINAL VITAL EM UM INDIVÍDUO

**(30) Prioridade Unionista:** 24/05/2006 US 60/802810,  
13/12/2006 US 60/874665, 31/01/2007 US 60/898269

**(73) Titular(es):** Tarilian Laser Technologies, Limited

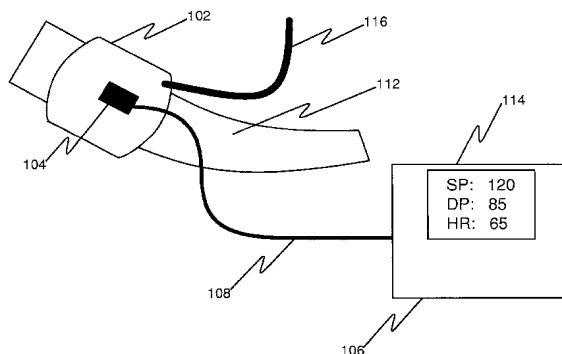
**(72) Inventor(es):** John Borgos

**(74) Procurador(es):** Momsen, Leonardos & CIA.

**(86) Pedido Internacional:** PCT US2007069545 de  
23/05/2007

**(87) Publicação Internacional:** WO 2007/140210 de  
06/12/2007

**(57) Resumo:** DISPOSITIVO DE MEDIÇÃO DE SINAL VITAL, E, MÉTODO PARA MEDIR UM SINAL VITAL EM UM INDIVÍDUO. Um dispositivo de medição de sinal vital inclui um dispositivo de fixação de sensor, um sistema de sensoriamento óptico, e uma unidade de saída. O dispositivo de fixação de sensor é adaptado para ser colocado contra uma localização anatômica de um indivíduo, dentro do qual está uma artéria. O sistema de sensoriamento óptico inclui uma fonte óptica, um refrator óptico, e um detector óptico, que são presos pelo dispositivo de fixação de sensor e se movem com a movimentação do dispositivo de fixação de sensor. O sistema de sensoriamento óptico é posicionado em relação ao dispositivo de fixação de sensor para sensoriar movimentação correspondente a uma pulsação arterial quando o dispositivo de fixação de sensor é colocado contra a localização anatômica do indivíduo. O sistema de sensoriamento óptico pode sensoriar uma pulsação arterial a partir da movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoriamento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoriamento óptico resultando em uma mudança em um sinal óptico recebido pelo detector óptico. A unidade de saída recebe, do sistema de sensoriamento óptico, uma entrada indicativa da movimentação correspondente a uma pulsação arterial e gera, usando a entrada, uma medida do sinal vital.



# “DISPOSITIVO DE MEDIÇÃO DE SINAL VITAL, E, MÉTODO PARA MEDIR UM SINAL VITAL EM UM INDIVÍDUO”

## REFERÊNCIA CRUZADA A PEDIDOS RELACIONADOS

Este pedido reivindica o benefício do, e a prioridade para o pedido de patente provisório U.S. 60/802.810, depositado em 24 de maio de 2006, pedido de patente provisório U.S. 60/874.665, depositado em 13 de dezembro de 2006, e pedido de patente provisório U.S. 60/898.269, depositado em 31 de janeiro de 2007, todos aqui incorporados em sua totalidade, pela referência.

## CAMPO TÉCNICO

Esta invenção refere-se à detecção de sinais vitais e, mais particularmente, a um dispositivo de medição de sinal vital.

## FUNDAMENTOS

Pressão sanguínea refere-se à força exercida pelo sangue circulando sobre as paredes de vasos sanguíneos e constitui um dos sinais vitais principais. A pressão sistólica é a pressão de pico nas artérias, que ocorre perto do começo do ciclo cardíaco. A pressão diastólica é a pressão mais baixa, que ocorre na fase de repouso do ciclo cardíaco. A pressão média durante todo o ciclo cardíaco é relatada como a pressão arterial média. A pulsação da pressão reflete a diferença entre as pressões máxima e mínima medidas.

Pressões sanguíneas podem ser medidas invasivamente (penetrando-se a pele e medindo-se dentro dos vasos sanguíneos) ou não invasivamente. A primeira está limitada geralmente a um ambiente hospitalar. Métodos por auscultação e oscilométricos não invasivos são métodos mais simples e mais rápidos do que os invasivos, têm menos complicações, e são menos desagradáveis e menos dolorosos para o paciente. Os métodos de medição não invasivos são usados mais comumente para exames de rotina e monitoração.

O método por auscultação usa tipicamente um estetoscópio e um esfigmanômetro. Um balão pneumático inflável é colocado ao redor da parte superior do braço, aproximadamente na mesma altura vertical que o coração, e é conectada pneumaticamente a um manômetro de mercúrio ou a um medidor aneróide. O manômetro do mercúrio mede a altura de uma coluna de mercúrio, dando uma medida da pressão absoluta do balão pneumático sem necessidade de calibração e, conseqüentemente, não estando sujeita aos erros e desvios de calibração que afetam outros medidores de pressão. O balão pneumático é inflado manualmente apertando-se repetidamente um bulbo de borracha até que a artéria braquial seja fechada completamente. Ao escutar com o estetoscópio sobre a artéria braquial, longe do balão pneumático pressurizado, o examinador libera lentamente a pressão no balão pneumático. Assim que o sangue começa fluir na artéria, o fluxo turbulento cria um som "sibilante", ou de martelamento (primeiros sons de Korotkoff). A pressão em que este som é primeiramente ouvido é a pressão sanguínea sistólica. A pressão do balão pneumático é liberada ainda mais até que nenhum som possa ser ouvido (quinto som de Korotkoff), na pressão sanguínea diastólica.

Os métodos oscilométricos são usados, às vezes, para monitoração contínua e algumas vezes para fazer uma única medição. O equipamento é funcionalmente similar àquele do método por auscultação, mas não se baseia no uso de um estetoscópio e do ouvido de lugar disto, o meio de detecção é um sensor de pressão que é conectado pneumaticamente ao balão pneumático e registra as oscilações (relativamente pequenas) na pressão do balão pneumático que são síncronas com a forma de um examinador. Em onda da pressão arterial. A primeira oscilação na pressão do balão pneumático não ocorre na pressão sistólica, mas em uma pressão do balão pneumático substancialmente acima da pressão sistólica. O balão pneumático é inflado inicialmente a uma pressão acima da pressão sanguínea sistólica. A pressão

do balão pneumático é, então, reduzida gradualmente. Os valores das pressões sistólica e diastólica são calculados a partir das diferentes oscilação de amplitudes que ocorrem em várias pressões do balão pneumático pelo uso de um algoritmo. Os algoritmos usados para calcular as pressões sistólica e diastólica usam freqüentemente coeficientes obtidos experimentalmente visando casar, o melhor possível, resultados oscilométricos com resultados obtidos usando-se o método por auscultação.

### SUMÁRIO

Em alguns aspectos, um dispositivo de medição de sinal vital inclui um dispositivo de fixação de sensor, um sistema de sensoreamento óptico, e uma unidade de saída. O dispositivo de fixação de sensor é adaptado para ser colocado contra uma localização anatômica de um indivíduo, dentro do qual está uma artéria. O sistema de sensoreamento óptico inclui uma fonte óptica, um refrator óptico, e um detector óptico, todos presos pelo dispositivo de fixação de sensor e se movendo com a movimentação do dispositivo de fixação de sensor. O sistema de sensoreamento óptico é posicionado em relação ao dispositivo de fixação de sensor para sensorear a movimentação correspondente a uma pulsação arterial quando o dispositivo de fixação de sensor é colocado contra a localização anatômica do indivíduo. O sistema de sensoreamento óptico pode sensorear uma pulsação arterial a partir da movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoreamento óptico, o que pode resultar em uma mudança em um sinal óptico recebido pelo detector óptico. A unidade de saída recebe do sistema de sensoreamento óptico uma entrada indicativa da movimentação correspondente a uma pulsação arterial e gera, usando a entrada, uma medida de sinal vital.

Em algumas implementações, o dispositivo de fixação de sensor pode ser um balão pneumático inflável. Em algumas implementações,

o dispositivo de medição de sinal vital pode incluir um sensor de pressão para sensorear uma pressão aplicada a uma localização anatômica. Em algumas implementações, a unidade de saída pode receber, a partir de um sensor de pressão, uma entrada de pressão indicativa da pressão aplicada à posição anatômica e gerar um sinal vital usando a entrada a partir do sistema de sensoreamento óptico e a entrada de pressão.

Em algumas implementações, a localização anatômica no corpo do indivíduo pode ser uma parte superior do braço, e o dispositivo de fixação de sensor pode ser configurado de modo que o sistema de sensoreamento óptico seja posicionável para sensorear a movimentação devido a uma pulsação de uma artéria braquial. Em algumas implementações, a localização anatômica do indivíduo pode ser um punho, e o dispositivo de fixação de sensor pode ser configurado de modo que o sistema de sensoreamento óptico seja posicionável para sensorear a movimentação devido a uma pulsação de uma artéria radial. Em algumas implementações, a localização anatômica do indivíduo pode ser um tornozelo, e o dispositivo de fixação de sensor pode ser configurado de modo que o sistema de sensoreamento óptico seja posicionável para sensorear a movimentação devido a uma pulsação de uma ou mais artérias no tornozelo.

Em algumas implementações, o refrator óptico pode ser um guia de ondas compressível e/ou flexível. Em algumas implementações, o refrator óptico pode ser um difusor.

Em algumas implementações, a fonte óptica e o refrator óptico podem ser configurados para produzir uma saída de padrão de granularidade.

O detector óptico pode ser posicionado para detectar uma porção da saída do padrão de granularidade e gerar, a partir da mesma, um sinal indicativo da energia óptica recebida dentro da porção detectada da saída do padrão de granularidade. Em algumas implementações, o sensor óptico pode incluir um componente oclutor óptico espacial que impeça que o detector óptico receba

uma porção da saída do padrão de granularidade. Em algumas implementações, o detector óptico pode ter uma porção receptora de energia óptica tendo uma área de superfície menor do que a saída do padrão de granularidade. Por exemplo, a área de superfície da porção receptora de energia óptica pode ser 100 vezes menor que o tamanho de um grânulo médio.

Em algumas implementações, a fonte óptica pode ser uma fonte de luz coerente (por exemplo, um laser).

Em algumas implementações, o sinal vital pode ser pelo menos um dentre uma frequência cardíaca, uma forma de onda de pulsação arterial, uma pressão sanguínea sistólica, uma pressão sanguínea diastólica, uma pressão sanguínea arterial média, uma pressão de pulsação, e uma conformidade arterial.

Em algumas implementações, a unidade de saída pode gerar uma medida de sinal vital usando um sinal indicativo do sinal óptico recebido pelo detector óptico.

Em algumas implementações, o dispositivo de medição de sinal vital pode incluir um visor para apresentar uma medição do sinal vital gerado pela unidade de saída. Em algumas implementações, o dispositivo de medição de sinal vital pode incluir um sistema de alarme para produzir um sinal detectável por humano, quando uma medição de sinal vital gerado pela unidade de saída satisfaça critérios predeterminados.

Em algumas implementações, o dispositivo de medição de sinal vital pode incluir uma mola anexada à pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento óptico para se opor a uma força da pulsação arterial e retornar o sistema de sensoreamento óptico a um estado inicial, após a pulsação arterial.

Em algumas implementações, o dispositivo de medição de sinal vital pode incluir um dispositivo de transmissão de pressão, adaptado

para ser colocado contra uma segunda localização anatômica de um indivíduo, próxima da localização anatômica do dispositivo de fixação de sensor, para permitir a detecção da pulsação arterial pelo sistema de sensoramento óptico em uma posição distal e separada do dispositivo de transmissão de pressão.

Em algumas implementações, o sistema de sensoramento óptico e a unidade de saída podem ser adaptados para sensorar uma amplitude de pulsação da pulsação arterial a partir da movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoramento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoramento óptico, o que pode resultar em uma mudança no sinal óptico recebido pelo detector óptico. Em algumas implementações, o sistema de sensoramento óptico pode ser configurado para detectar sinais ópticos representativos de uma série de pulsações arteriais e a unidade de saída pode ser adaptada para determinar uma forma de onda de pulsação para cada uma das séries de pulsações arteriais.

Em alguns aspectos, um método de medir um sinal vital de um indivíduo inclui colocar um dispositivo de fixação de sensor contra uma localização anatômica de um indivíduo, sensorar a movimentação correspondente a uma pulsação arterial, e gerar uma medida de sinal vital. O dispositivo de fixação de sensor prende um sistema de sensoramento óptico compreendendo uma fonte óptica, um refrator óptico e um detector óptico, todos presos pelo dispositivo de fixação de sensor e se movendo com a movimentação do dispositivo de fixação de sensor. Uma pulsação arterial pode resultar na movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoramento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoramento óptico, o que pode resultar em uma mudança em um sinal óptico recebido pelo detector óptico. O sinal vital é gerado usando-se uma entrada indicativa das mudanças na quantidade de energia óptica

recebida pelo detector óptico.

Em algumas implementações, o método pode incluir a aplicação de uma pressão à localização anatômica do indivíduo com o dispositivo de fixação de sensor. Por exemplo, o método pode incluir a  
5 redução da pressão aplicada à localização anatômica com o dispositivo de fixação de sensor sobre o período de tempo e determinar uma série de características de pulsação para pulsações arteriais durante o período de tempo a partir de mudanças no sinal óptico recebido pelo detector óptico sobre o período de tempo. A medida de sinal vital gerada pode ser baseada na  
10 série de características de pulsação durante o período de tempo.

Em algumas implementações, o método pode incluir a obtenção de uma medição de pressão sanguínea medida, de uma característica da pulsação inicial, e de uma característica da pulsação subsequente e a geração de um sinal vital baseado na medição de pressão sanguínea medida,  
15 na característica da pulsação inicial, e na característica da pulsação subsequente. A característica da pulsação inicial pode ser obtida em um momento inicial, e uma característica da pulsação subsequente pode ser obtida em um momento subsequente, usando-se uma entrada indicativa da movimentação sensoreada a partir do sistema de sensoreamento óptico. A  
20 medição de pressão sanguínea medida pode ser obtida em um momento de medição mais perto do momento inicial do que do momento subsequente.

Em algumas implementações, a fonte óptica e o refrator óptico podem ser configurados para produzir uma saída de padrão de granularidade que mude em resposta à movimentação relativa da fonte óptica e o refrator  
25 óptico.

Em algumas implementações, o sinal vital pode ser pelo menos um dentre uma frequência cardíaca, uma forma de onda de pulsação arterial, uma pressão sanguínea sistólica, uma pressão sanguínea diastólica, uma pressão sanguínea arterial média, uma pressão de pulsação, e uma



conformidade arterial.

Em algumas implementações, gerar a medida do sinal vital pode incluir a determinação de uma amplitude de pulsação a partir de mudanças na quantidade de energia óptica recebida pelo detector óptico.

5                   Em alguns aspectos, um dispositivo de medição de sinal vital inclui um dispositivo de fixação de sensor, um sistema de sensoreamento óptico, e uma unidade de saída. O dispositivo de fixação de sensor é adaptado para ser colocado contra uma localização anatômica de um indivíduo, dentro do qual está uma artéria. O sistema de sensoreamento óptico inclui um  
10                   dispositivo de fonte óptica e um detector óptico, ambos presos pelo dispositivo de fixação de sensor e se movendo com a movimentação do dispositivo de fixação de sensor. O dispositivo de fonte óptica é configurado para produzir uma saída de padrão de granularidade e o detector óptico é posicionado para detectar pelo menos uma porção da saída do padrão de  
15                   granularidade e para gerar, a partir da mesma, a porção detectada da saída do padrão de granularidade. O sistema de sensoreamento óptico pode sensorear uma pulsação arterial a partir da movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoreamento óptico, o que pode resultar em  
20                   uma mudança no sinal óptico recebido dentro da porção detectada da saída do padrão de granularidade. A unidade de saída gera uma medida de sinal vital usando um sinal indicativo do sinal óptico recebido dentro da porção detectada do padrão de granularidade.

                  Em algumas implementações, o dispositivo de fixação do  
25                   sensor pode ser um balão pneumático inflável. Em algumas implementações, o dispositivo de medição de sinal vital pode incluir um sensor de pressão para detectar uma pressão aplicada à localização anatômica. Em algumas implementações, a unidade de saída pode receber, a partir de um sensor de pressão, uma entrada de pressão indicativa da pressão aplicada à localização

anatômica e gerar um sinal vital usando a entrada do sistema de sensoreamento óptico e a entrada de pressão.

Em algumas implementações, a localização anatômica do indivíduo é uma parte superior do braço, e o dispositivo de fixação de sensor é configurado de modo que o sistema de sensoreamento óptico seja posicionável para sensorear a movimentação devido a uma pulsação de uma artéria braquial.

Em algumas implementações, o dispositivo de fonte óptica pode incluir uma fonte óptica e um difusor que difunda um sinal óptico produzido pela fonte óptica para produzir a saída do padrão de granularidade. Por exemplo, o difusor pode incluir polioximetileno, um fluoropolímero branco, poliamida, ou uma combinação destes. Em algumas implementações, o sinal óptico pode se deslocar através de uma porção do difusor tendo uma espessura entre 0,2mm e 1,0mm.

Em algumas implementações, o dispositivo de fonte óptica pode incluir uma fonte óptica e um espelho com imperfeições de superfície que refrata um sinal óptico produzido pela fonte óptica para produzir o padrão de granularidade.

Em algumas implementações, o dispositivo de medição de sinal vital pode incluir um oclisor óptico espacial adaptado para impedir que o detector óptico receba uma porção da saída do padrão de granularidade. Por exemplo, o oclisor óptico espacial pode ser uma estrutura de bloqueio tendo um orifício óptico formado na mesma.

Em algumas implementações, o detector óptico pode ter uma porção receptora de energia óptica tendo uma área de superfície menor do que a área da saída do padrão de granularidade. Por exemplo, a porção detectada do padrão de granularidade pode ser 100 vezes menor do que uma área de um grânulo médio do padrão de granularidade. Em algumas implementações, a porção detectada do padrão de granularidade pode ser entre 1 e 25 vezes a

área de um grânulo médio da saída do padrão de granularidade.

Em algumas implementações, a fonte óptica inclui uma fonte de luz coerente.

Em algumas implementações, o detector óptico pode incluir uma pluralidade de regiões de detecção óptica, cada região de detecção óptica adaptada para receber energia óptica a partir do padrão de granularidade de uma pluralidade de regiões detectadas da saída do padrão de granularidade. Em algumas implementações, o detector óptico pode ser um detector CCD ou CMOS.

Em algumas implementações, o sinal vital pode ser pelo menos um dentre uma frequência cardíaca, uma forma de onda de pulsação arterial, uma pressão sanguínea sistólica, uma pressão sanguínea diastólica, uma pressão sanguínea arterial média, uma pressão de pulsação, e uma conformidade arterial.

Em algumas implementações, o dispositivo de medição de sinal vital pode incluir uma mola anexada a pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento óptico para opor uma força a partir da pulsação arterial e retornar o sistema de sensoreamento óptico a um estado inicial, após a pulsação arterial. Em algumas implementações, o dispositivo de medição de sinal vital pode incluir um bloco sensor preso pelo dispositivo de fixação de sensor adjacente à localização anatômica. A modulação do bloco sensor pode resultar em movimentação relativa, compressão, ou dobramento de porções da fonte óptica o que pode resultar em uma modulação da saída do padrão de granularidade.

Em algumas implementações, o sistema de sensoreamento óptico pode ser adaptado para sensorear uma amplitude de pulsação da pulsação arterial a partir da movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoreamento óptico, o que pode resultar em

uma série de mudanças na porção detectada da saída do padrão de granularidade. Em algumas implementações, o sistema de sensoriamento óptico pode ser configurado para sensoriar sinais ópticos representativos de uma série de pulsações arteriais e a unidade de saída pode ser adaptada para  
 5 determinar uma forma de onda de pulsação para cada uma das séries de pulsações arteriais.

Em alguns aspectos, um método de medir um sinal vital em um indivíduo pode incluir a colocação de um dispositivo de fixação de sensor contra uma localização anatômica de um indivíduo, gerando um padrão de  
 10 granularidade usando um dispositivo de fonte óptica preso pelo dispositivo de fixação de sensor, detectando, usando um detector óptico preso pelo dispositivo de fixação de sensor, uma porção da saída do padrão de granularidade e gerando, a partir da mesma, um sinal indicativo da energia óptica recebida na porção detectada do padrão de granularidade, a porção  
 15 detectada do padrão de granularidade mudando em resposta a uma pulsação arterial, e gerando uma medida de sinal vital usando o sinal indicativo gerado da energia óptica recebida na porção detectada do padrão de granularidade.

Em algumas implementações, o sinal vital pode ser pelo menos um dentre uma frequência cardíaca, uma forma de onda de pulsação  
 20 arterial, uma pressão sanguínea sistólica, uma pressão sanguínea diastólica, uma pressão sanguínea arterial média, uma pressão de pulsação, e uma conformidade arterial.

Em algumas implementações, a medida de sinal vital pode incluir detectar um número de oscilações na energia óptica recebida pelo  
 25 detector óptico durante uma pulsação arterial. Em algumas implementações, a geração da medida de sinal vital usando a entrada indicativa da movimentação sensorizada pode incluir considerar a derivada de tempo da entrada indicativa da movimentação sensorizada.

Em alguns aspectos, um dispositivo de medição de sinal vital

inclui um dispositivo de fixação de sensor, um sistema de sensoreamento óptico, e uma unidade de saída. O dispositivo de fixação de sensor é adaptado para ser colocado contra uma localização anatômica de um indivíduo, dentro do qual está uma artéria. O sistema de sensoreamento óptico inclui uma fonte  
5 óptica, um difusor, e um detector óptico. Pelo menos um dentre a fonte óptica, o difusor, e o detector óptico é preso pelo dispositivo de fixação de sensor e adaptado para se mover em resposta a uma pulsação arterial em relação à pelo menos um dos outros componentes do sistema de sensoreamento óptico. A fonte óptica e o difusor são configurados para produzir um padrão de  
10 granularidade. O detector óptico é posicionado para sensorear uma porção da saída do padrão de granularidade e para gerar, a partir da mesma, um sinal indicativo da energia óptica recebida dentro da porção detectada do padrão de granularidade. A unidade de saída gera uma medida de sinal vital usando o sinal indicativo gerado da energia óptica recebida dentro da porção detectada  
15 do padrão de granularidade.

Detalhes de um ou mais modos de realização da invenção estão apresentados nos desenhos anexos e na descrição abaixo. Outras características, objetivos, e vantagens da invenção serão aparentes da descrição, desenhos, e reivindicações.

## 20 DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

A fig. 1 representa uma implementação do dispositivo de medição de sinal vital.

As figs. 2A, 2B, e 2C representam várias implementações do dispositivo de medição de sinal vital posicionado sobre uma porção superior  
25 do braço, e mostrando três níveis diferentes de pressão do balão pneumático em relação à pressão arterial sistólica.

A fig. 3 representa uma implementação de um dispositivo de medição de sinal vital tendo um dispositivo de fixação de sensor com uma bexiga inflável.

A fig. 4 representa uma série de pulsações durante o esvaziamento de um balão pneumático detectadas por um sensor de pressão anexado pneumaticamente ao balão pneumático, comparadas às pulsações obtidas simultaneamente, detectadas por um sistema de sensoreamento óptico preso por um dispositivo de fixação de sensor.

As figs. 5A, 5B, e 5C representam uma implementação de um alojamento de sensor óptico contendo os componentes de um sistema de sensoreamento óptico.

As figs. 6A, 6B, e 6C representam uma implementação de um alojamento de sensor óptico contendo os componentes de um sistema de sensoreamento óptico.

As figs. 7A e 7B representam um padrão de granularidade produzido por um dispositivo de fonte óptica incluindo uma fonte óptica e um guia de onda.

As figs. 8A e 8B representam um padrão de granularidade produzido por um dispositivo de fonte óptica incluindo uma fonte óptica e um difusor.

As figs. 9A, 9B, e 9C representam implementações do sistema de sensoreamento óptico incluindo um oclutor óptico espacial.

As figs. 10A, 10B, e 10C representam implementações do sistema de sensoreamento óptico incluindo um detector óptico com uma pluralidade de regiões de detecção óptica.

As figs. 11A, 11B, e 11C representam padrões de granularidade produzidos por várias implementações do dispositivo de medição de sinal vital.

A fig. 12 representa um sinal elétrico produzido por um detector óptico que recebe uma porção de um padrão de granularidade modulado por uma pulsação arterial.

A fig. 13 representa uma implementação de um detector óptico

tendo uma pluralidade de regiões de detecção óptica cada uma delas produzindo sinais elétricos.

As figs. 14A, 14B, e 14C representam implementações de diferentes métodos analíticos usados para determinar um ou mais sinais vitais pela unidade de saída.

Símbolos de referência iguais nos vários desenhos indicam elementos iguais.

### DESCRIÇÃO DETALHADA

Como mostrado na fig. 1, um dispositivo de medição de sinal vital pode incluir um dispositivo de fixação de sensor 102, um sistema de sensoreamento óptico 104, e uma unidade de saída 106. Uma saída do sistema de sensoreamento óptico 104 pode ser usada para determinar a medição de um sinal vital. O dispositivo de fixação de sensor 102 pode ser colocado contra uma localização anatômica de um indivíduo 112, dentro do qual está uma artéria 118. O sistema de sensoreamento óptico 104 pode ser posicionado para sensorear a movimentação correspondente a uma pulsação arterial quando o dispositivo de fixação de sensor 102 é colocado contra a localização anatômica do indivíduo 112. O sistema de sensoreamento óptico 104 pode incluir uma fonte óptica 202, um refrator óptico 212, 214, ou 216 e um detector óptico 240, todos presos pelo dispositivo de fixação de sensor 102 e se movendo com a movimentação do dispositivo de fixação de sensor 102. Uma unidade de saída 106 pode receber dados de entrada do sistema de sensoreamento óptico 104 que são indicativos da movimentação que corresponde a uma pulsação arterial e pode gerar uma medida de um sinal vital. O sistema de sensoreamento óptico 104 pode sensorear uma pulsação arterial a partir da movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoreamento óptico o que resulta em mudanças ao sinal óptico recebido pelo detector óptico.

Por exemplo, um sinal vital pode incluir uma frequência cardíaca, uma forma de onda de pulsação arterial, uma pressão sanguínea sistólica, uma pressão sanguínea diastólica, uma pressão sanguínea arterial média, uma pressão de pulsação, e/ou uma medida de conformidade arterial.

- 5 Em algumas implementações, os sinais vitais podem ser determinados a partir do tempo das pulsações arteriais, da amplitude e/ou valor das pulsações arteriais, ou de formas das ondas das pulsações arteriais. Em algumas implementações, os sinais vitais podem ser determinados a partir da saída recebida do sistema de sensoramento óptico 104 sozinha ou em combinação
- 10 com outros dados (por exemplo, dados relativos à pressão dentro de um balão pneumático). Por exemplo, em algumas implementações, uma frequência cardíaca pode ser determinada a partir da saída recebida a partir do sistema de sensoramento óptico 104, sozinha.

#### Dispositivo de Fixação de Sensor

- 15 O dispositivo de fixação de sensor 102 pode ser qualquer estrutura adaptada para prender e posicionar um sistema de sensoramento óptico 104 ou uma porção deste, adjacente a uma localização anatômica de um indivíduo 112, de modo que o sistema de sensoramento óptico 104 possa detectar uma pulsação arterial. O dispositivo de fixação de sensor 102 pode
- 20 prender o sistema de sensoramento óptico 104 adjacente à localização anatômica de um indivíduo 112 em uma pressão predeterminada de fixação do sensor ou em uma pressão ajustável de fixação do sensor. Por exemplo, o dispositivo de fixação de sensor 102 pode ser uma bandagem adesiva ou um balão pneumático (por exemplo, um balão pneumático elástico ou um balão
- 25 pneumático inflável). Em algumas implementações, o dispositivo de fixação de sensor 102 pode ser um balão pneumático inflável 120 tendo uma bexiga inflável 122. A bexiga 122 pode ser conectada pneumaticamente a uma bomba 124 via uma mangueira 116. Em algumas implementações, o dispositivo de fixação de sensor 102 pode aplicar uma pressão a uma



localização anatômica de um indivíduo 112. Por exemplo, um balão pneumático pneumaticamente inflável pode ser inflada (por exemplo, via bomba 124) e esvaziada (por exemplo, via uma válvula 126) para ajustar a pressão aplicada a uma porção do corpo 112 do indivíduo. Em algumas implementações, o dispositivo pode incluir um dispositivo transmissor de pressão (por exemplo, um balão pneumático inflável) adaptado para colocação próximo à colocação do dispositivo de fixação de sensor 102, que prende o sistema de sensoreamento óptico 104.

O dispositivo de fixação de sensor 102 pode ser aplicado a qualquer porção do corpo de um indivíduo. Em algumas implementações, o dispositivo de fixação de sensor 102 é dimensionado e arranjado para colocação em uma localização anatômica do corpo de um indivíduo adjacente a uma artéria predeterminada 118 do indivíduo. Como mostrado nas figs. 2A, 2B, e 2C, o dispositivo de fixação de sensor 102 pode ser posicionado sobre uma porção superior do braço (acima do cotovelo de um indivíduo), de modo que o sistema de sensoreamento óptico 104 possa sensorear a movimentação correspondente a uma pulsação arterial, na artéria braquial 118. O dispositivo de fixação de sensor 102 pode igualmente ser adaptado para colocação no pulso, de modo que o sistema de sensoreamento óptico 104 possa sensorear a movimentação correspondente a uma pulsação arterial, na artéria radial. O dispositivo de fixação de sensor 102 pode igualmente ser posicionado sobre uma perna (por exemplo, no tornozelo, para detectar pulsações em uma artéria), no pescoço, ou em qualquer outra parte do corpo onde uma pulsação arterial possa ser detectada.

Como mostrado nas figs. 2A, 2B, e 2C, o sistema de sensoreamento óptico 104 pode ser posicionado próximo ao ponto médio do dispositivo de fixação de sensor 102 (como mostrado na fig. 2A), no ponto médio do dispositivo de fixação de sensor 102 (como mostrado nas figs. 2B e 2C), ou longe do ponto médio do dispositivo de fixação de sensor 102 (não

mostrado). A colocação do sistema de sensoreamento óptico 104 dentro do dispositivo de fixação e sensor 102 pode impactar os dados obtidos. Em algumas implementações, uma pressão aplicada a uma artéria que se encontra abaixo da superfície de uma localização anatômica pode ser não-uniforme.

- 5 Por exemplo, embora um dispositivo de colocação no corpo 102 possa aplicar uma pressão uniforme, a pressão transmitida através das camadas de tecido pode resultar em uma pressão não-uniforme contra uma artéria que se encontre a alguma distância abaixo da superfície. Em algumas implementações, a pressão aplicada a uma artéria que se encontra a alguma
- 10 distância abaixo da pele, por um balão pneumático inflável, pode ser maior no plano mediano do balão pneumático e menor nas bordas do balão pneumático. A localização do sistema de sensoreamento óptico 104, em relação ao dispositivo de fixação de sensor 102, pode ser fixa para otimizar a sensibilidade de selecionar características da pulsação arterial. Em algumas
- 15 implementações, o sistema de sensoreamento óptico 104 pode ser localizado no plano mediano do balão pneumático de modo que não responda à ampliação pulsátil do segmento arterial sob a parte proximal do balão pneumático, quando a pressão do balão pneumático exceder a pressão sistólica, permitindo, desse modo, uma determinação precisa da pressão
- 20 sistólica quando a secção média do segmento arterial se abre.

- Em outras implementações, o sistema de sensoreamento óptico 104 pode ser localizado perto da borda distal do balão pneumático que responde especificamente às mudanças da dimensão arterial pulsátil nessa posição. Conseqüentemente, as características únicas da forma de onda da
- 25 pulsação arterial na pressão diastólica, em uma posição distal, podem ser identificadas, e os efeitos da conformidade arterial, em artérias mais distais, podem ser detectados. Flexionamento, para fora da pele, no plano mediano do balão pneumático, e também afastado do plano mediano, ocorre durante a sístole, quando a pressão do balão pneumático está abaixo da pressão

sistólica. Nas pressões do balão pneumático que excedem a pressão sanguínea sistólica, as oscilações arteriais são limitadas à área proximal do balão pneumático, como discutido acima. Em algumas implementações, o sistema de sensoreamento óptico 104 pode ser localizado em um dispositivo de  
5 fixação de corpo 102, separado de um dispositivo transmissor de pressão adaptado para ser colocado contra uma segunda localização anatômica de um indivíduo próxima à localização anatômica do dispositivo de fixação de sensor 102, para permitir a detecção de pulsação arterial pelo sistema de sensoreamento óptico em uma posição distal e separada do dispositivo  
10 transmissor de pressão. Por exemplo, o dispositivo transmissor de pressão pode ser um balão pneumático inflável. Em algumas implementações, tanto o dispositivo transmissor de pressão quanto o dispositivo de fixação de corpo 102 podem ser braçadeiras infláveis.

A fig. 2A representa um dispositivo de fixação de sensor 102  
15 transmitindo uma pressão sobre o braço excedendo, a pressão sistólica arterial da artéria braquial, o suficiente para resultar em uma abertura arterial mínima sob a borda de ataque do dispositivo de fixação de sensor 102, na sístole. A quantidade de pressão transmitida contra o dispositivo de fixação de sensor 102 pulsará ligeiramente devido à expansão arterial na borda de ataque  
20 durante uma pulsação arterial. Nenhuma abertura arterial ocorre no posicionamento do sistema de sensoreamento óptico 104, e, conseqüentemente, o sistema de sensoreamento óptico 104 não produz um sinal pulsátil. Entretanto, um sinal pulsátil ocorrerá em uma pressão mais alta caso o sistema de sensoreamento óptico 104 esteja localizado em uma posição  
25 próximo ao ponto médio do dispositivo de fixação de sensor 102 do que se estivesse localizado no ponto médio do dispositivo de fixação de sensor 102.

A fig. 2B representa um dispositivo de fixação de sensor 102 transmitindo uma pressão excedendo ligeiramente a pressão sistólica arterial, de modo que a abertura arterial 118 se estenda quase até o ponto médio do

dispositivo de fixação de sensor 102, na sístole. A oscilação na pressão transmitida contra o dispositivo de fixação de sensor 102 durante uma pressão de pulsação arterial seria muito maior do que no caso da fig. 2A, uma vez que a expansão arterial ocorre sobre quase a metade do segmento localizado dentro do dispositivo de fixação de sensor. Não obstante, não ocorre nenhuma abertura arterial no ponto médio do dispositivo de fixação de sensor 102, e conseqüentemente o sistema de sensoreamento óptico 104 não produz um sinal pulsátil.

A fig. 2C representa um dispositivo de fixação de sensor 102 transmitindo uma pressão abaixo da pressão arterial sistólica, de modo que o segmento inteiro da artéria 118 se abra, momentaneamente, na sístole. As oscilações na pressão transmitidas contra o dispositivo de fixação de sensor 102 durante uma pulsação arterial serão mesmo maiores na amplitude. A abertura arterial na posição abaixo do sistema de sensoreamento óptico faz com que o sistema de sensoreamento óptico registre um sinal pulsátil.

A fig. 3 representa uma implementação de um dispositivo de fixação de sensor 102. O dispositivo de fixação de sensor pode ser um balão pneumático inflável 120 tendo uma bexiga inflável 122. O balão pneumático inflável 120 pode ser adaptada para ser enrolada ao redor da parte superior do braço de um indivíduo para permitir que o sistema de sensoreamento óptico 104 detecte pulsações arteriais a partir da artéria braquial. Os componentes do sistema de sensoreamento óptico 104 podem ser acondicionados dentro de um alojamento de sensor óptico 200 localizado no ponto médio 134 do balão pneumático 120. O balão pneumático 120 pode incluir fixadores de gancho e laço 132 (por exemplo, Velcro®) ou outros dispositivos fixadores que possam ser usados para fixar o balão pneumático 120 ao redor de um membro de um indivíduo. O balão pneumático 120 pode ser enrolada ao redor do membro de um indivíduo e a bexiga 122 inflada para transmitir uma pressão sobre o membro. A bexiga 122 pode ser conectada a uma bomba 124 por uma

mangueira 116. A bexiga 122 também pode ser anexada a uma válvula 126 que possa controlar o esvaziamento da bexiga 122. A pressão na bexiga 122 pode ser medida com um transdutor de pressão 128. O transdutor de pressão 128 pode ser localizado na bexiga, como mostrado, ou pode ser conectado pneumaticamente à bexiga 122 (por exemplo, via mangueira 116).

A porção de topo da fig. 4 representa pulsações de pressão sensoreadas em um dispositivo de fixação de sensor 102 transmitidas pela série de pulsações arteriais quando a pressão transmitida pelo dispositivo de fixação do sensor 102 é reduzida de uma pressão que excede a pressão sanguínea sistólica de um indivíduo para uma pressão abaixo da pressão sanguínea diastólica de um indivíduo. A porção de fundo da fig. 4 representa as pulsações determinadas a partir do sistema de sensoreamento óptico 104 no ponto médio do dispositivo de fixação de sensor 102, quando a pressão transmitida pelo dispositivo de fixação do sensor 102 é reduzida de uma pressão que excede a pressão sanguínea sistólica de um indivíduo para uma pressão abaixo da pressão sanguínea diastólica de um indivíduo. Como mostrado, o sistema de sensoreamento óptico 104 não detecta quaisquer pulsações até que a pressão transmitida esteja na, ou abaixo da pressão sanguínea sistólica. Em algumas implementações, isto pode permitir uma determinação exata da pressão sanguínea sistólica.

#### Unidade de Saída

Movimentações detectadas a partir do sistema de sensoreamento óptico 104 podem ser transmitidas via fios elétricos 108 para um dispositivo de exibição 114. Em algumas implementações, como mostrado na fig. 3, os fios elétricos 108 podem conectar um transdutor de pressão 128 a um dispositivo de exibição 114. Uma unidade de saída 106 (não mostrada na fig. 3) pode ser parte da unidade de exibição 114, pode estar dentro do alojamento do sensor óptico 200, pode estar em outra porção do conjunto de balão pneumático, ou pode estar localizada remotamente e em

comunicação com o sistema de sensoriamento óptico 104 através de transmissão sem fio. Em algumas implementações, a unidade de saída 106 pode transmitir medições de sinal vital via transmissão sem fio. Em algumas implementações, o sistema de sensoriamento óptico 104 pode transmitir

5 dados a respeito da quantidade de luz recebida por um detector óptico para uma unidade de saída 106 via transmissão sem fio. A unidade de saída 106 pode compreender um processador para determinar o sinal vital a partir dos sinais do sistema de sensoriamento óptico 104 com, ou sem outros dados. Em algumas implementações, como mostrado na Fig. 1, a unidade de saída pode

10 incluir um visor para apresentar o sinal vital. Em algumas implementações, a unidade de saída pode incluir um sistema de alarme para produzir um sinal detectável por humano quando uma medição de um sinal vital gerada pela unidade de saída satisfaça critérios predeterminados. Por exemplo, a unidade de saída pode ser adaptada para criar um alerta visual ou de áudio para alertar

15 um usuário que um sinal vital detectado está fora de uma faixa predeterminada. A unidade de saída 106 pode executar um número de etapas de processamento de dados, cálculos, ou funções de avaliação, algumas das quais serão discutidas abaixo.

### Sistema de Sensoriamento Óptico

20 O sistema de sensoriamento óptico 104 pode incluir uma fonte óptica 202, um refrator óptico 212, 214, ou 216 e um detector óptico 240, que podem ser presos pelo dispositivo de fixação de sensor 102 e se mover com a movimentação do dispositivo de fixação de sensor 102. Em algumas implementações, o sistema de sensoriamento óptico 104 pode atuar como um

25 sistema de sensoriamento de movimento (por exemplo, um sistema de sensoriamento de movimento adaptado para sensoriar movimento localizado associado com uma pulsação arterial). O sistema de sensoriamento óptico 104 pode sensoriar movimento correspondente a uma pulsação arterial quando o dispositivo de fixação de sensor é colocado contra a localização anatômica do

indivíduo. Como mostrado nas figs. 5A, 5B, 5C, 6A, 6B, e 6C, um sistema de sensoramento óptico 104 pode ser contido dentro de um alojamento do sensor óptico 200.

Em algumas implementações, o sistema de sensoramento óptico 104 pode incluir uma fonte óptica 202 anexada opticamente a um refrator óptico 212, 214, ou 216, de modo que ondas de luz se desloquem da fonte óptica 202 para o refrator óptico 212, 214, ou 216. A fonte óptica 202 pode ser uma fonte de luz coerente, por exemplo, um laser. Em algumas implementações, um LED pode ser usado como a fonte óptica 202.

Em algumas implementações, o refrator óptico pode ser um guia de ondas óptico 212, um difusor 214, um espelho com imperfeições de superfície 216, ou outro material refrativo. A movimentação, dobramento, ou compressão do refrator óptico 212, 214, ou 216 podem alterar o trajeto tomado pelas ondas ópticas 218 que se deslocam através do guia de ondas óptico 212, através do difusor 214, ou refratando para fora do espelho 216, fazendo, desse modo, que a quantidade de energia óptica (por exemplo, luz) recebida pelo detector óptico 240 ou 242 mude. Do mesmo modo, a movimentação da fonte óptica 202 ou do detector óptico 240 ou 242 pode resultar em mudanças na quantidade de energia óptica (por exemplo, luz) recebida pelo detector óptico 240 ou 242. Monitorando-se as mudanças na quantidade de energia óptica recebida, uma pulsação arterial pode ser caracterizada, a qual pode ser usada para determinar um sinal vital. Por exemplo, a amplitude de pulsação pode ser determinada, ou a forma da forma de onda da pulsação pode ser determinada.

Em algumas implementações, o detector óptico 240 ou 242 pode ser um fotodetector de diodo PIN, um detector CCD (Dispositivo Anexado de Carga), ou um detector CMOS (Semicondutor Complementar de Metal-Óxido). Em algumas implementações, o sistema de sensoramento óptico 104 pode incluir um ou mais detectores ópticos 240 ou 242. Por

exemplo, em algumas implementações, uma série de detectores ópticos pode, cada um, receber energia óptica refratada pelo refrator óptico 212, 214, ou 216. Em algumas implementações, um detector óptico 242 pode incluir uma pluralidade de regiões de detecção óptica. Por exemplo, os detectores CCD e CMOS podem ser configurados para permitir a detecção da quantidade de energia óptica recebida por uma pluralidade de regiões de detecção discretas ou podem ser configurados para produzir um sinal indicando a quantidade total de energia óptica recebida pelo detector CCD ou CMOS.

Em algumas implementações, como aquelas discutidas abaixo, a fonte óptica 202 e o refrator óptico 212, 214, ou 216 são arranjos para produzir um padrão de granularidade. Em algumas implementações, a compressão e/ou dobramento de um guia de ondas ópticas compressível ou flexível pode resultar em uma mudança na quantidade total de luz saindo do guia de ondas ópticas ou uma mudança no padrão de granularidade.

As figs. 5A, 5B, 5C, 6A, 6B, e 6C mostram exemplos de alojamentos miniaturizados de sensor óptico que podem ser colocados contra a pele de um indivíduo para sensores pulsações arteriais. O alojamento do sensor óptico 200, como mostrado, inclui um bloco sensor 232, uma mola 234 anexada ao bloco sensor 232, uma fonte óptica 202, um refrator óptico 212, 214, ou 216, um detector óptico 240 ou 242, e fios 108 a partir do detector óptico 240. Em algumas implementações, o alojamento do sensor óptico 200 também pode incluir elementos adicionais, como um oclisor óptico espacial 222 (por exemplo, um orifício de furo de pino) entre o refrator óptico 212, 214, ou 216 e o detector óptico 240 ou 242, como apresentado na fig. 5C. Em algumas implementações, o alojamento do sensor 200 pode ter uma largura entre de 1,778 e 3,302cm (por exemplo, aproximadamente 2,54cm), um comprimento entre 3,81 e 5,588cm (por exemplo, aproximadamente 4,318cm), e uma espessura entre de 0,762 e 3,048cm (por exemplo, aproximadamente 1,524cm).



Como mostrado nas figs. 5A, 5B, 5C, 6A, 6B, e 6C, um bloco sensor 232 adaptado para colocação contra uma localização anatômica de um indivíduo pode ser anexada a uma mola 234. O bloco sensor 232 pode se estender para fora do alojamento do sensor óptico 200 quando em um estado relaxado. Por exemplo, o bloco sensor 232 pode se estender para fora do alojamento do sensor óptico 200 pelo menos por 0,254cm (por exemplo, entre 0,254 e 0,762cm). Como mostrado, o bloco sensor 232 se estende para fora do sensor 200 de alojamento por 0,40894cm. O bloco sensor 232 pode ter qualquer forma. O bloco sensor 232 pode ter um diâmetro de pelo menos 0,762cm, por exemplo, entre 0,762 e 2,032cm (por exemplo, aproximadamente 1,524cm). Em algumas implementações, por exemplo, como mostrado na fig. 6C, o bloco sensor 232 pode ser anexado à mola 234 por uma articulação 236 que permita movimento para frente e para trás do bloco sensor 232. Em algumas implementações, como mostrado na fig. 6C, o bloco sensor 232 pode ter uma superfície superior inclinada.

O bloco sensor 232 pode ser anexado, ou posicionada de outra maneira, para provocar a movimentação relativa da fonte óptica 202, refrator óptico 212, 214, ou 216, qualquer oclusor óptico espacial 222, se usado, detector óptico 240, ou uma combinação destes. Como mostrado na fig. 6C, o bloco sensor 232 pode incluir uma porção de pressão 238 adaptada para provocar dobramento, compressão, ou movimentação de um guia de ondas ópticas 212. Em alguns modos de realização, como mostrado na fig. 5C, a mola 234 pode ser anexada a uma fonte óptica 202, de modo que a modulação da mola 234 provoque a movimentação da fonte óptica 202 enquanto o refrator óptico 214 permanece estacionário. A mola 234 pode ter um comprimento de pelo menos 1,524cm, por exemplo, entre 1,524cm e 4,572cm (por exemplo, 2,794cm). Várias outras configurações podem permitir que a modulação da mola 234 resulte em movimentação relativa da fonte óptica 202 e do refrator óptico 212, 214, ou 216.

O bloco sensor 232 também pode ser posicionada dentro de um recorte 252. O afastamento entre o recorte 252 e o bloco sensor 232 pode impactar a quantidade de movimentação do bloco sensor 232 permitida pelo alojamento do sensor 200 devido às pulsações arteriais. O afastamento entre o recorte 252 e o bloco sensor 232 pode ser aproximadamente 0,254cm.

Os fios 108 podem transmitir dados do detector óptico 240 ou 242 para uma unidade de saída 106, como discutido acima. Em algumas implementações, a unidade de saída pode ser incluída dentro do alojamento do sensor óptico 200 e fios 108 podem transmitir dados do sinal vital para dispositivos fora do alojamento 200. Em algumas implementações (não mostradas), o sistema de sensoreamento óptico 104 pode transmitir dados de um alojamento 200 por transmissão sem fio.

#### Padrão de Granularidade

As figs. 7A, 7B, 8A, e 8B representam o princípio básico de modulação do padrão de granularidade. Uma fonte óptica 202 pode ser anexada opticamente a um refrator óptico 212, 214, ou 216, de modo que ondas ópticas 218 se desloquem da fonte óptica 202 para o refrator óptico 212, 214, ou 216. A fonte óptica 202 pode fornecer luz coerente. A fonte óptica 202, como um laser, pode ser usada para iluminar o refrator óptico 212, 214, ou 216 para criar um "padrão de granularidade" 260, assim chamado porque o efeito óptico, na iluminação do campo distante, é na aparência de grânulos 262. Por exemplo, o refrator óptico pode ser o guia de ondas ópticas 212, um difusor 214, um espelho com imperfeições de superfície 216 (por exemplo, como mostrado nas figs. 9C e 10C), ou outro material refrativo capaz de formar um padrão de granularidade 260. A refração pode provocar variações espaciais nas ondas ópticas transmitidas 218 que aparecem como regiões de escuridão em um fundo de luz. Estas regiões escuras, ou grânulos 262, podem ser de característica, mas de forma e tamanho aleatórios, determinada pelas características refrativas do refrator óptico 212, 214, ou

216. As ondas ópticas 218 (somente algumas delas estão ilustradas) que iluminam o refrator óptico 212, 214, ou 216 podem interferir construtivamente para formar um padrão de granularidade 260 de uma série de grânulos 262. A movimentação relativa, dobramento, ou compressão do refrator óptico 212, 214, ou 216 em relação à fonte óptica 202 alteram o trajeto seguido pelas ondas ópticas 218 que se deslocam através do refrator óptico 212 ou 210 ou refratando para fora do refrator 310, fazendo, assim, com que o padrão de granularidade 260 mude. Por exemplo, quando um refrator óptico 212, 214, ou 216 é movido em relação à fonte óptica 202, o padrão de granularidade 260 pode parecer cintilar ou, em alguns casos, pode parecer girar. Embora a luz total se deslocando através do refrator óptico 212 ou 210, ou refratando para fora do espelho 216, possa permanecer relativamente constante, monitorando-se uma porção detectada selecionada, por exemplo, 264, do padrão de granularidade, muda a quantidade de energia óptica (por exemplo, luz) em uma porção detectada 264, caso o padrão de granularidade 260 possa ser observado. Monitorando-se as mudanças na quantidade de luz na porção detectada, por exemplo, 264, a quantidade e/ou velocidade da movimentação relativa, dobramento, ou compressão podem ser determinadas.

A porção detectada, por exemplo, 264, pode ser limitada restringindo-se a porção do padrão de granularidade formado 260 permitida para ser recebida pelo detector óptico 240 ou 242. Restringir a porção do padrão de granularidade 260 recebido por um detector óptico 240 pode ser conseguido de várias maneiras. Por exemplo, como mostrado nas figs. 9A, 9B, e 9C, um oclisor óptico espacial 222, como uma estrutura de bloqueio tendo um orifício óptico formado dentro dele (por exemplo, um orifício de furo de pino), pode ser posicionado entre o refrator óptico 212, 214, ou 216 e um detector óptico 240. Em algumas implementações, a porção detectada 264 do padrão de granularidade 260 pode ser restringida usando-se um detector

óptico 240 tendo uma área de recepção de energia óptica menor do que a área do padrão de granularidade produzido 260. O detector óptico 240 ou 242, e qualquer oclisor óptico espacial intermediário 222 usado, podem ser colocados adjacentes ao refrator óptico 212 ou 214, para assegurar que o

5 detector óptico 240 ou 242 receba luz apenas de grânulos dentro de uma porção detectada predeterminada, por exemplo, 264. Ao usar um espelho com imperfeições de superfície 216 como o refrator óptico, o afastamento do detector óptico 240 e de qualquer oclisor óptico espacial intermediário usado, determinará o tamanho da porção detectada 264 e do padrão de granularidade

10 produzido 260.

A fonte óptica 202 pode ser uma fonte de luz coerente, por exemplo, um laser.

O refrator óptico pode ser um guia de ondas ópticas 212, um difusor 214, ou um espelho tendo imperfeições de superfície 216, ou outro

15 material refrativo capaz de formar um padrão de granularidade 260. Em algumas implementações, um dispositivo pode usar uma combinação de elementos ópticos múltiplos e/ou diferentes. Por exemplo, um guia de ondas ópticas 212 pode ser usado para guiar ondas de luz 218 para um difusor 214.

Um guia de ondas ópticas 212 pode ser uma fibra óptica ou

20 qualquer líquido, gel, ou sólido que transmita ondas de luz por reflexão interna ou refração. Em algumas implementações, o guia de ondas ópticas 212 pode transmitir quase 100% da luz provendo refração interna quase total. Por exemplo, um guia de ondas ópticas 212 pode incluir um material óptico com o índice de refração relativamente alto ( $n_h$ ), envolvido por um material com

25 índice de refração menor ( $n_l$ ). Nestes guias de ondas ópticas 212, a luz é perdida apenas quando a onda de luz alcança a interface entre os dois materiais em um ângulo menor do que o ângulo crítico ( $\theta_c$ ). O ângulo crítico ( $\theta_c$ ) pode ser calculado pela seguinte equação.

$$\theta_c = \arcsen(n_l/n_h)$$

Em algumas implementações, o material circunvizinho com índice de refração menor pode ser o ar. Em algumas implementações, os guias de ondas podem igualmente estar na forma de um tubo vazado com uma superfície interna altamente refletora. As superfícies internas podem ser metal polido.

Em algumas implementações, como aquelas mostradas nas figs. 7A e 7B, um guia de ondas ópticas 212 provoca a reflexão interna das ondas ópticas 218 dentro do núcleo do guia de ondas ópticas 212. Quando o guia de ondas ópticas 212 é movido ou dobrado, o trajeto para cada onda de luz 115 é alterado, resultando em mudanças em um padrão de granularidade resultante. Em algumas implementações, o guia de ondas ópticas 212 pode ser um guia de ondas flexível. Em algumas implementações, o guia de ondas ópticas 212 pode ser um guia de ondas compressível.

Um difusor 214 pode ser qualquer dispositivo compreendido de material refrativo que difunda, espalhe para fora, ou disperse luz de algum modo, como quaisquer líquidos semitransparentes, géis, ou sólidos; partículas transportadas por via aérea; ou, e pele, ou outro tecido. Por exemplo, um difusor 214 pode incluir polioximetileno (POM) (por exemplo, resina de acetal Delrin®), fluoropolímero branco (por exemplo, fluoropolímero de Teflon®), poliamida (PA) (Nylon®), ou vidro jateado ou opaco. Em algumas implementações, o material do difusor pode ter absorção óptica baixa no comprimento de onda do laser, e pode ter propriedades refrativas que produzam dispersão de luz suficiente sobre um comprimento de trajeto curto, para segurar que padrão de granularidade será gerado sobre a superfície oposta ao laser, com tamanho e uniformidade apropriados do grânulo. Por exemplo, o difusor pode incluir uma parte de polioximetileno (resina de acetal Delrin®) tendo uma espessura entre 0.2mm e 1mm (por exemplo, entre 0,4 e 0,6mm), de modo que a intensidade óptica não seja diminuída excessivamente no lado da saída, mas que seja suficientemente espessa para efetuar a

dispersão de luz necessária para criar o padrão de granularidade 260.

Em algumas implementações, tais como aquelas mostradas nas figs. 8A e 8B, um difusor 214 provoca a refração de ondas de luz dentro do corpo do difusor 214. A refração de ondas de luz dentro do difusor pode ser causada por variações no índice de refração dentro do difusor 214 que resultem em dispersão aleatória de fóton. Quando o difusor 214 é movido, as áreas do difusor que provocam a refração das ondas de luz também são movidas fazendo com que as ondas ópticas 218 se refratam diferentemente dentro do difusor 214, resultando em mudanças em um padrão de granularidade resultante 260.

Em alguma implementação, tal como mostrada nas figs. 9C e 10C, o elemento óptico também pode ser um espelho com imperfeições de superfície 216. As imperfeições no espelho podem resultar em ondas de luz impactando as imperfeições para refletir em ângulos diferentes. A reflexão de luz para fora das imperfeições do espelho 216 também pode resultar em um padrão óptico 260. A movimentação relativa do espelho 216, em relação à fonte óptica 202, resulta, similarmente, em mudanças no padrão óptico 260.

Em algumas implementações, o tamanho característico e o número de grânulos individuais 262 podem ser controlados. Por exemplo, o tamanho característico e o número de grânulos individuais 262 podem ser controlados com um guia de ondas ópticas 212 tendo o diâmetro ótimo e características refrativas para as características desejadas do grânulo 125. Ilustrados nas figs. 11A e 11B estão padrões de grânulo 260 de um laser 202, cujo feixe é passado através de diferentes fibras ópticas. Na fig. 11A, está mostrado um padrão de granularidade com relativamente poucos, grânulos grandes 262, que é formado a partir de um guia de ondas ópticas 212 tendo um diâmetro pequeno e gradiente de índice refração pequeno. Ao contrário, o padrão de granularidade 260 mostrado na fig. 11B, com relativamente muitos grânulos pequenos 262, é formado com um guia de ondas ópticas 212 que

permite muito mais interferência óptica por causa de um diâmetro maior e de um gradiente de índice de refração maior, resultando em um padrão de granularidade 260 com relativamente muitos, grânulos pequenos 262.

5 Similarmente, a fig. 11C é uma ampliação de um padrão de granularidade 260 formado passando-se luz coerente através de um difusor 214. A barra no lado direito superior da figura indica o tamanho da ampliação.

10 Em algumas implementações, o tamanho médio do grânulo da porção amostrada de um padrão de granularidade 260 pode ser pelo menos 10 micra (por exemplo, entre 25 e 100 micra).

15 A sensibilidade da movimentação relativa, dobramento, ou compressão da fonte óptica e do refrator óptico 212, 214, ou 216 podem ser otimizadas dimensionando-se corretamente a porção detectada 264 e fixando-se a separação do refrator óptico 212, 214, ou 216, do detector óptico 240, e de qualquer oclisor óptico espacial interveniente 222, se usado. A porção detectada 264 pode ser dimensionada em relação ao tamanho médio do grânulo de modo a otimizar a amplitude das flutuações na saída elétrica do detector óptico 240, que correspondam à modulação do padrão de granularidade 260 que é causado pela movimentação relativa, dobramento, ou  
20 compressão do refrator óptico 212, 214, ou 216, da fonte óptica 202, ou do detector óptico 240 ou 242. Por exemplo, dimensionando-se um orifício de um oclisor óptico espacial 222 para coletar apenas um pequeno número de grânulos, como menos de um por cento da área do padrão de granularidade 260, e empregando-se processamento de sinal apropriado para a saída do  
25 detector óptico variável no tempo, a derivada de tempo do sinal de pulsação pode ser medida para permitir um cálculo de um sinal vital. Em algumas implementações, a porção receptora de energia óptica do detector óptico 240 também pode ter uma área menor do que a área do padrão de granularidade produzido 260.

Em algumas implementações, a porção detectada 264 do padrão de granularidade 260 pode ser menos de cem vezes o tamanho médio do grânulo, por exemplo, entre 1 e 25 vezes o tamanho médio do grânulo. Em algumas implementações, o detector óptico 240 pode receber até uma média de 50 grânulos, por exemplo, entre 1 e 5 grânulos. Por exemplo, um orifício de furo de pino tendo um diâmetro de 125 micra, pode ser usado para restringir a porção detectada 264 do padrão de granularidade 260 recebido por um detector óptico 240 ou 242.

### Métodos Analíticos

O detector óptico 240 ou 242 de um sistema de sensoriamento óptico 104 pode gerar um sinal elétrico 420 que indique a quantidade de luz recebida. O sinal elétrico 420 pode ser uma função do tempo. O sinal elétrico do detector óptico 420 é analisado para determinar a taxa de modulação do padrão de granularidade 260. Por exemplo, a fig. 12 representa um sinal elétrico possível 420 que indica a modulação em uma quantidade de energia óptica recebida por um detector óptico 240 ou 242. Como mostrado na fig. 12, a quantidade de luz recebida pelo detector óptico 240 pode oscilar. A frequência da oscilação da energia óptica recebida pelo detector óptico 240 ou 242 pode geralmente ser compreendida como o inverso da quantidade de tempo em que uma mudança característica ocorre no número ou no brilho dos grânulos, dentro da porção detectada predeterminada, por exemplo, 264, que é recebida pelo detector óptico 240 ou 242. Uma mudança característica que ocorre no número de brilho dos grânulos pode geralmente ser escalada para representar uma característica da movimentação relativa, dobramento, ou compressão da fonte óptica e do refrator óptico. Monitorando-se a taxa de oscilação da quantidade de luz recebida pelo detector óptico 240, a amplitude e/ou valor de uma pulsação arterial podem ser determinados.

Em algumas implementações, a quantidade média de luz recebida pelo detector óptico 240 pode variar sobre o tempo em resposta ao



posicionamento da fonte de luz em relação ao refrator óptico 212, 214, ou 216 e, a quantidade de luz recebida pelo detector óptico 240 pode oscilar sobre essa quantidade média de luz recebida, devido à movimentação relativa da fonte óptica e o refrator óptico.

5                   Em algumas implementações, esta variação de frequência baixa na quantidade de luz recebida pode ser filtrada para fora do sinal recebido. Em algumas implementações, o "ruído" de alta frequência pode também ser filtrado para fora. Em algumas implementações, as variações de frequência alta e/ou baixa, na quantidade de luz recebida por um detector  
10   óptico, podem ser filtradas para fora do sinal a partir de um detector óptico 240 ou 242, antes de determinar um sinal vital a partir dos dados. Em algumas implementações, a filtração do sinal pode ser executada por um pré-filtro de forma de onda óptica 432.

                  A unidade de saída 106 pode determinar a amplitude e/ou o  
15   valor de cada pulsação arterial para determinar um ou mais sinais vitais. Em algumas implementações, as amplitudes e/ou valores para uma série de pulsações arteriais podem ser determinadas para determinar um ou mais sinais vitais. Por exemplo, para determinar a amplitude e/ou valor de uma pulsação arterial a partir de oscilações da quantidade de luz recebida pelo detector  
20   óptico 240, um circuito elétrico de diferenciação pode ser aplicado a uma saída do detector óptico 240 para produzir um sinal proporcional à sua derivada de tempo,  $dE/dt$ . Este sinal de derivada de tempo pode aumentar em proporção ao conteúdo da frequência do sinal elétrico do detector óptico, que é proporcional à taxa de modulação do padrão de granularidade. Cada  
25   pulsação arterial (que corresponde a um ciclo cardíaco) pode, por exemplo, exibir caracteristicamente um aumento de pressão, seguido por uma redução de pressão, e, então, um período inativo antes do início da pulsação seguinte. O aumento da pressão pode fazer com que a fonte óptica 202 se mova ou que o refrator óptico 212, 214, ou 216 se mova, dobre, ou comprima de modo que

o padrão de granularidade 260 module, a taxa de modulação aumentará no início da pulsação e se reduzirá à zero no momento da pressão de pulsação máxima (isto é, onde a onda de pulsação para de subir, e está quase a ponto de começar sua descida). Quando a pressão diminui, uma movimentação oposta

5 do guia de ondas ocorrerá, modulando outra vez o padrão de granularidade, de modo que sua taxa de modulação aumente após a pressão de pulsação máxima e, caia a zero, quando a pulsação arterial termina. A fig. 12 representa um exemplo de um sinal elétrico do detector óptico criado por uma pulsação arterial. O sinal da  $dE/dt$  começará, conseqüentemente, em zero, aumentando,

10 então, até um máximo, a seguir decrescerá até zero, aumentará outra vez, e finalmente diminuirá até zero, tudo durante o curso de uma pulsação arterial. A amplitude de pulsação pode ser, como uma primeira aproximação, proporcional à taxa de modulação máxima do padrão de granularidade, que por sua vez pode ser calculada do valor máximo de  $dE/dt$ , baseado na relação

15 entre uma função senoidal e sua derivada, isto é:

$$dE/dt = d/dt [\sin(\omega t)] = \omega \cos(\omega t),$$

cuja amplitude máxima é proporcional à taxa de modulação máxima durante o ciclo arterial da pulsação, ou  $\omega_{\max}$ .

O sinal da  $dE/dt$  pode ser analisado com um analisador de espectro de tempo real, como um processador de sinal digital (DSP), para

20 determinar a frequência máxima durante o ciclo de pulsação arterial. A frequência máxima,  $\omega_{\max}$ , ocorre no máximo da  $dE/dt$ , e do mesmo modo de acordo com a amplitude de pulsação. A frequência dominante mais elevada,  $\omega_{\max}$  pode ser usada para a análise ou, se uma faixa de frequências estiver presente, o primeiro, segundo, ou outro momento do espectro da frequência

25 pode ser usado.

A saída do detector óptico 240 também pode ser ligada em CA e alimentada em um detector de troca de sinal, que proveja uma contagem do número de eventos de troca de sinal por unidade de tempo (uma "taxa de troca

de sinal") e uma contagem total de eventos de troca de sinal durante uma pulsação arterial (a "contagem de troca de sinal"). Limitando-se corretamente o tamanho da porção detectada 264, a taxa instantânea de troca de sinal é facilmente mostrada como sendo proporcional à taxa de modulação do padrão de granularidade 260. Um algoritmo pode ser aplicado para sensorear a subida da taxa de troca de sinal acima de zero, e, então, contar o número de trocas de sinal até que a taxa de troca de sinal retorne a zero. Um limiar ligeiramente acima de zero pode ser usado, no lugar de uma taxa verdadeira de troca de sinal, para considerar o "ruído." do sistema Alternativamente, ruído de alta frequência pode ser filtrado para fora de um sinal, a partir do detector óptico 240 ou 242. A contagem pode ser repetida após a taxa de troca de sinal subir outra vez acima de zero, até seu retorno a zero. Este ciclo, incluindo duas contagens de troca de sinal, é considerado como correspondendo a uma pulsação arterial. As duas contagens, tirada a média, podem ser proporcionais à amplitude da movimentação oscilatória do guia de ondas em conexão com a pulsação arterial, e conseqüentemente também podem ser proporcionais à amplitude da pulsação arterial. Um algoritmo pode ser aplicado à taxa de troca de sinal que mede o tempo em que esta taxa permanece em zero entre episódios diferentes de zero. Em uma seqüência de pulsações arteriais, um tempo relativamente mais longo pode ocorrer entre o fim de uma pulsação arterial e o início da seguinte. Um tempo relativamente mais curto pode ocorrer na pressão de pulsação máxima, onde a pressão para de subir e começa a diminuir, no qual a taxa de troca de sinal pode ser momentaneamente zero.

Em algumas implementações, o sinal da  $dE/dt$  pode ser passado através de um circuito de integração e ser integrado sobre o tempo a partir de sua subida acima de zero até seu retorno a zero. Este tempo corresponde à metade do ciclo da pulsação arterial, que pode ser determinado medindo-se separadamente um valor médio no tempo da  $dE/dt$  para

determinar de quando ela parte, e retorna a zero. A integração resultante pode ser proporcional à amplitude da movimentação oscilatória do guia de ondas, e também pode, conseqüentemente, ser proporcional à amplitude da pulsação arterial. Esta integração da primeira derivada de uma posição do indivíduo durante um período especificado de tempo pode produzir um resultado proporcional à mudança de posição durante o período especificado de tempo.

Em alguma implementação, como mostrado nas figs. 10A, 10B, e 10C, uma pluralidade de regiões de detecção óptica 244 pode ser usada. Estas regiões de detecção óptica 244 podem ser parte de um detector óptico 242 que contém um número de regiões de detecção óptica discretas 244. Por exemplo, o detector óptico 242 pode ser um detector CCD (Dispositivo Anexado de Carga) ou CMOS (Semicondutor Complementar de Metal-Óxido). Cada região de detecção óptica 244 pode ser configurada para receber apenas uma porção restrita de um padrão de granularidade 260, por exemplo, como mostrado nas figs 10A, 10B, e 10C. Usando uma pluralidade de regiões de detecção óptica 244 alguém pode obter dados que representem mais confiantemente as amplitudes relativas de uma série de formas de onda da pressão de pulsação. Em algumas implementações, a saída de uma pluralidade de regiões de detecção óptica 244 pode, cada uma, ser ligada a CA e alimentada em um detector de sinal trocado. Os sinais elétricos 420 que correspondem às diferentes regiões de detecção óptica 244, como mostrado, por exemplo, na Fig. 13, podem ser comparados no fim de cada pulsação arterial ou no fim de cada ciclo de medição da pressão sanguínea, para determinar qual tem a mais alta qualidade de sinal. A qualidade de um sinal elétrico 420 também pode ser determinada detectando-se uma contagem de troca de sinal para cada sinal. Por exemplo, o sinal elétrico 420 com a contagem maior pode ser considerado como tendo a mais alta qualidade de sinal. Também pode ser calculada a média das diferentes contagens de troca de sinal para cada um dos diferentes detectores (ou subconjunto de diferentes

detectores) para cada pulsação arterial, para produzir uma estimativa mais confiável da amplitude da pulsação.

Em algumas implementações, a saída de uma pluralidade de detectores ópticos pode, cada uma delas, ser anexada a um circuito de  
 5 diferenciação para medir a  $dE/dt$ . Os diferentes valores da  $dE/dt$  correspondendo aos diferentes detectores podem ser comparados no fim de cada pulsação arterial ou no fim de cada ciclo de medição da pressão sanguínea para determinar qual tem a qualidade mais alta de sinal. Por exemplo, aquele com o valor mais alto de  $dE/dt_{\max}$  pode ser considerado como  
 10 tendo a qualidade mais alta de sinal. A média da pluralidade de diferentes valores da  $dE/dt$ , correspondendo aos diferentes detectores (ou subconjunto de diferentes detectores), também pode ser calculada para cada pulsação arterial para produzir uma estimativa mais confiável da amplitude da pulsação.

Em algumas implementações, um detector CCD (Dispositivo  
 15 Anexado de Carga) ou CMOS (Semicondutor Complementar de Metal-Óxido) pode ser usado como um único detector óptico 240 ou como uma pluralidade de regiões de detecção óptica 244. Um detector CCD ou CMOS típico pode ter mais de 1 milhão pixéis, e aqueles em câmaras digitais da classe de consumidor podem ter até 8 milhão ou mais de pixéis, em um sensor  
 20 retangular de 1-2cm. Cada pixel, ou região de sensoreamento endereçável separadamente, podem funcionar como uma região de detecção óptica separada 244. "Binagem" pode igualmente ser usado para ampliar efetivamente as áreas de sensoreamento do detector combinando as saídas de um grupo  $N \times M$  de pixéis (por exemplo,  $2 \times 2$ ,  $2 \times 3$ ,  $3 \times 3$ , etc.). Em algumas  
 25 implementações, o tamanho da porção detectada 264 para cada região de detecção óptica 244 pode ser ajustada dinamicamente por "binagem." Por exemplo, durante a vida de um sensor as características ópticas do refrator óptico 212, 214, ou 216 podem mudar e o tamanho do grupo de pixéis "binada" pode ser ajustado dinamicamente durante a vida do sistema de

sensoreamento óptico 104 para re-otimizar o tamanho da porção detectada  
 264. Em algumas implementações, cada grupo de pixéis que atua como uma  
 região de detecção óptica 244 pode ter o mesmo, ou diferentes tamanhos, que  
 podem ser otimizados dependendo da porção do padrão de granularidade 260  
 5 recebido por esse grupo de pixéis. O uso de um detector óptico 240 ou 242  
 CCD ou CMOS pode permitir que um dispositivo sem um orifício óptico  
 colocado entre o elemento óptico e os detectores ópticos CCD ou CMOS,  
 devido ao pequeno tamanho (tipicamente 2-5 micra transversalmente) de  
 pixéis CCD e CMOS, resulta em uma limitação automática na área da porção  
 10 detectada 264 do padrão de granularidade 260.

Em algumas implementações, a pluralidade de detectores CCD  
 ou CMOS pode estar em um arranjo 1xN de pixéis individuais ou de  
 combinações de pixéis binados. Por exemplo, as figs. 10A, 10B, e 10C  
 representam um arranjo 1x8 e a fig. 13 representa um arranjo 1x4. Além  
 15 disso, como mostrado na fig. 13, o processamento do sinal digital pode ser  
 executado em cada uma das n saídas digitais separadas 420. Cada saída digital  
 420 pode conter informação sobre a modulação do padrão óptico em uma  
 diferente porção detectada 264 do padrão de granularidade 260, observado  
 para cada região de detecção óptica 244. Cada análise do processamento do  
 20 sinal digital pode prover, em tempo real, uma avaliação da taxa de modulação  
 (análoga à  $dE/dt$ ) em uma das regiões de detecção, e pode ser usada para  
 determinar a taxa de modulação máxima durante cada pulsação arterial. A  
 média das n medições pode ser calculada para cada pulsação arterial para  
 produzir uma estimativa mais confiável das amplitudes da pulsação e do  
 25 envelope da amplitude de pulsação.

Nas implementações usando um detector óptico CCD ou  
 CMOS 240 ou 242 (como um detector óptico único ou como uma pluralidade  
 de detectores), um nível médio de saída do detector óptico pode ser ajustado e  
 definido como um "limiar". Os sinais individuais do detector podem ser

medidos com suficiente frequência (tipicamente 100-2000 vezes por segundo) para resolver a modulação do padrão de granularidade. A taxa de dados verdadeiros pode ser dependente do tamanho característico do grânulo em relação à área(s) do detector e da taxa de movimentação do elemento óptico em relação à fonte de luz. Cada cruzamento de limiar, definido como uma ocorrência na qual a diferença entre uma medição de saída de detector e o limiar é de polaridade oposta àquela da medição subsequente de detector e o limiar, pode corresponder a uma "troca de sinal". Os cruzamentos de limiar podem ser contados e analisados de maneira equivalente às contagens de troca de sinal descritas acima.

Em alguma implementação, um processador de sinal digital (DSP) pode ser usado para analisar a saída de um ou mais detectores ópticos 240 ou 244. Vários métodos de análise de processamento do sinal digital podem ser aplicados para determinar as taxas de modulação, incluindo, mas não de modo limitativo, Transformações Rápidas de Fourier (FFT), autocorrelações, e cruzamento de limiar de saídas digitais CCD ou CMOS digitais.

Na análise FFT, um sinal pode ser analisado para determinar uma frequência média pelo seguinte algoritmo:

$$\langle \omega \rangle = \int \omega \cdot G(\omega) d\omega,$$

onde  $\omega$  é a frequência angular,  $G(\omega)$  é o espectro da potência, e  $\int G(\omega) d\omega$  é normalizado para um valor de 1.

$G(\omega)$  é determinado pela convolução conhecida:

$$G(\omega) = \left[ \int g(t) \cdot \exp(-j\omega t) dt \right]^2,$$

onde  $g(t)$  é o sinal variável no tempo, ou, neste caso, a saída  $E$  do detector óptico

Durante cada pulsação arterial, o valor de  $\langle \omega \rangle$  pode subir e cair em proporção ao sinal  $dE/dt$  descrito anteriormente. Conseqüentemente um valor de  $\langle \omega \rangle_{\max}$  pode indicar a taxa de modulação máxima dentro de um

dado ciclo de pulsação arterial, e pode ser escalado e usado para gerar um envelope da amplitude de pulsação para uso na determinação das pressões sistólica, diastólica, e arterial média.

Em algumas implementações, um método da autocorrelação pode ser usado a fim de determinar as amplitudes de pulsação e o envelope da amplitude de pulsação. Na autocorrelação, o sinal pode ser autocorrelacionado de acordo com a relação:

$$\langle G(\tau) \rangle = \int g(t) \cdot g(t-\tau) dt,$$

onde  $G(\tau)$  é a função de autocorrelação no retardo de tempo  $= \tau$ , e  $g(t)$  é o sinal variável no tempo. O valor de  $G(0)$  é igual à raiz quadrada da amplitude do sinal. O espectro da frequência é simplesmente uma convolução da função de autocorrelação, de modo que:

$$G(\omega) = (1/2\pi) \cdot \int G(\tau) \cdot \exp(-j\omega\tau) d\tau.$$

A determinação da frequência média de um sinal variável no tempo usando um método da autocorrelação já foi descrita anteriormente e não está apresentada aqui em maior detalhe. Este cálculo de  $G(\omega)$  é usado para calcular a frequência média de acordo com a mesma fórmula que na análise FFT:

$$\langle \omega \rangle = \int \omega \cdot G(\omega) d\omega,$$

Em algumas implementações, o valor máximo da  $dE/dt$  pode ser calculado para cada pulsação arterial durante um intervalo de tempo quando a pressão no balão pneumático de pressão sanguínea cai constantemente a partir de um nível acima da pressão sistólica, onde a pulsação arterial está ausente. O início de cada pulsação é detectado, durante o intervalo de tempo, medindo-se e gravando-se o aumento periódico da  $dE/dt$ . Para cada pulsação, o valor máximo da  $dE/dt$  ( $dE/dt_{\max}$ ) pode ser gravado como um número adimensional, e a pressão do balão pneumático pode igualmente ser gravada de modo a permitir a criação de um envelope de amplitudes de pulsação em que a ordenada do gráfico é  $dE/dt_{\max}$  em vez da



amplitude da oscilação em mmHg. Um algoritmo pode ser aplicado a este envelope para determinar as pressões sistólica, diastólica, de pulsação, e/ou arterial média.

Em algumas implementações, a contagem de troca de sinal de saída do detector óptico ligado em CA pode ser registrada para cada pulsação arterial durante um intervalo de tempo quando a pressão, em um balão pneumático inflável 120, cai constantemente a partir de um nível acima da pressão sistólica, onde a pulsação arterial está ausente. Uma série de pulsações arteriais pode ser detectada durante o intervalo de tempo e, para cada pulsação, a contagem de troca de sinal pode ser medida e gravada. Para cada pulsação, a contagem (ou média de duas contagens correspondendo à subida e queda da pulsação arterial) pode ser gravada, e a pressão do balão pneumático também pode ser gravada para permitir a criação de um envelope das amplitudes de pulsação em que a ordenada do gráfico é a contagem de troca de sinal em vez da amplitude da oscilação em mmHg. Um algoritmo pode ser aplicado a este envelope para determinar as pressões sistólica, diastólica, de pulsação e/ou arteriais média.

Em algumas implementações, o intervalo de tempo entre pulsações pode ser medido durante uma série de pulsações arteriais detectadas e usado para determinar a frequência cardíaca.

Em algumas implementações, quando a pressão do balão pneumático é reduzida, a pressão sistólica pode ser determinada para ser uma pressão do balão pneumático inflável 120 na qual a primeira evidência de modulação do padrão de granularidade ocorre (ou seja, a subida da taxa de troca de sinal acima de zero, ou a primeira aparição de um valor diferente de zero para a  $dE/dt$ ). Em algumas implementações, a pressão diastólica pode ser determinada para ser uma pressão do balão pneumático inflável 120 na qual uma característica predeterminada da modulação do padrão de granularidade ocorre. Por exemplo, a última pulsação arterial detectada, onde a última taxa

de troca de sinal tem um valor diferente de zero, ou onde o último valor diferente de zero para a  $dE/dt$  ocorre e depois do qual a  $dE/dt$  permanece em zero enquanto a pressão do balão pneumático cai ainda mais, pode ser considerada como a pressão diastólica. Ou a aparência da primeira pulsação arterial em uma seqüência de pulsações arteriais declinantes onde o valor da  $dE/dt_{\max}$  é 50% do valor máximo da  $dE/dt_{\max}$  (isto é, o ponto mais alto sobre o envelope de amplitudes de pulsação). Em algumas implementações, a pressão arterial média pode ser determinada para ser uma pressão do balão pneumático inflável 120 correspondendo ao evento da pulsação arterial no qual a contagem máxima de troca de sinal, ou o valor máximo da  $dE/dt_{\max}$  ocorrem (isto é, o ponto mais alto no envelope de amplitudes de pulsação).

Em algumas implementações, a pressão sistólica pode ser calculada para estar em alguma pressão abaixo da pressão do balão pneumático na qual, a primeira evidência de modulação do padrão de granularidade ocorre durante o esvaziamento do balão pneumático, baseada em um algoritmo determinado empiricamente, que calcule a contribuição de alguma quantidade de artefato nas pulsações arteriais atuando contra o sistema de sensoramento óptico 104, junto com o outro artefato relacionado ao ruído elétrico e à modulação do padrão de granularidade.

Em algumas implementações, a pressão diastólica pode ser calculada como alguma pressão acima da pressão do balão pneumático na qual uma característica predeterminada da modulação do padrão de granularidade ocorre, baseada em um algoritmo correspondente que calcula a contribuição do artefato a partir de pulsações arteriais atuando contra o sistema de sensoramento óptico 104, e outro artefato.

Em algumas implementações, um referencial de medição da medição da pressão sanguínea é determinado (o "referencial") e as medições subseqüentes da pressão sanguínea são estimadas baseadas em uma monitoração contínua de um sinal vital. Por exemplo, a leitura do referencial

da pressão sanguínea pode ser obtida usando-se amplitudes de pulsação relativas de uma série de pulsações obtidas pela medida da  $dE/dt_{Max}$ , ou da contagem da troca de sinal como descritas acima, e usando-se um detector óptico 240, uma pluralidade de regiões de detecção óptica 244, um arranjo de sensoreamento CCD, ou um arranjo de sensoreamento CMOS. Então o dispositivo de fixação de sensor 102 pode ser ajustado a um nível de pressão com uma amplitude de pulsação conhecida (em virtude da mencionada medição da pressão sanguínea já executada) (a "amplitude de referência"), e a amplitude da pulsação arterial pode ser medida continuamente e comparada à amplitude de referência. Qualquer medição subsequente da amplitude de pulsação que diferir da amplitude de referência pode ser usada, com um algoritmo apropriado, para medir quantitativamente mudanças da pressão sanguínea em relação à referência. Neste modo de realização, a finalidade primária do método é a monitoração contínua ou periódica de mudanças da pressão sanguínea em relação a um referencial de valor. Em algumas implementações, o referencial de medição da pressão sanguínea pode ser determinado por outros métodos padrão, como o método por auscultação.

Em algumas implementações, uma morfologia da forma da onda da pulsação pode ser determinada medindo-se o valor variável no tempo da  $dE/dt$ . A morfologia da forma de onda da pulsação pode ser representada pela curva da  $dE/dt$  versus tempo no curso de uma pulsação arterial. Alternativamente a taxa de troca de sinal variável no tempo pode ser usada, ou a taxa de cruzamento do limiar em um sistema de detecção CCD ou CMOS digital.

Em algumas implementações, como as mostradas nas figs. 14A, 14B, e 14C, a unidade de saída 106 pode determinar um sinal vital por uma ou mais das técnicas descritas acima. Por exemplo, a unidade de saída 106 pode determinar uma amplitude, um valor e/ou uma forma de onda de uma ou mais pulsações arteriais em um gerador de forma de onda 436. Em

algumas implementações, a unidade de saída 106 pode incluir um detector de forma de onda da pressão sistólica para determinar uma pressão sistólica para um indivíduo, baseada em uma amplitude determinada, valor e/ou forma de onda e, uma pressão aplicada ao indivíduo, que possa ser detectada (por exemplo, uma pressão detectada em um balão pneumático inflável por um sensor de pressão). Em algumas implementações, a unidade de saída 106 pode incluir uma calculadora da pressão diastólica para determinar uma pressão diastólica para um indivíduo baseada em uma amplitude determinada, valor e/ou forma de onda e uma pressão aplicada ao indivíduo, que possa ser detectada (por exemplo, uma pressão detectada em um balão pneumático inflável por um sensor de pressão 128). Em alguma implementação, uma calculadora 446 da frequência cardíaca pode determinar uma frequência cardíaca de uma forma de onda da pulsação arterial determinada a partir do sinal óptico ou de pressões detectadas em um balão pneumático inflável por um sensor de pressão 128. Em algumas implementações, a unidade de saída 106 pode incluir um detector de tempo da onda de pulsação 434, que possa assegurar que cada pulsação arterial detectada pelo sistema de sensoriamento óptico 104 corresponda a uma pulsação detectada por um sensor de pressão do balão pneumático inflável 128. Em algumas implementações, o detector de tempo da onda de pulsação 434 provê dados para os geradores de forma de onda 436 para assegurar que cada gerador de forma de onda 436 determine uma forma de onda consistente com as pulsações detectadas por um sensor de pressão do balão pneumático inflável 128.

Em algumas implementações, como mostradas na fig. 14C, a unidade de saída 106 pode determinar uma amplitude, um valor e/ou uma forma de onda de uma ou mais pulsações arteriais para cada região de detecção óptica 244 em uma série de geradores de forma de onda 436. Em algumas implementações, a unidade de saída 106 pode incluir um comparador de forma de onda 438 para comparar a pluralidade de amplitudes, valores,

e/ou formas de onda. O comparador de forma de onda 438 pode selecionar as melhores regiões de detecção óptica 244, calcular a média dos sinais de duas ou mais das regiões de detecção óptica ou, de outro modo, computar uma amplitude única, valor, e/ou forma de onda baseado nos dados a partir da pluralidade de regiões de detecção óptica 244. Em alguma implementação, uma calculadora da frequência cardíaca 446 pode determinar uma frequência cardíaca a partir de uma única forma de onda a partir do comparador de forma de onda 438 do sinal óptico ou de pressões detectadas em um balão pneumático inflável por um sensor de pressão 128.

10                   Numerosas implementações foram descritas. Não obstante, será entendido que várias modificações podem ser feitas sem fugir do espírito e do escopo da invenção. Conseqüentemente, outras implementações estão dentro do escopo das seguintes reivindicações.

## REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo de medição de sinal vital, caracterizado pelo fato de compreender:

um dispositivo de fixação de sensor adaptado para ser  
5 colocado contra uma localização anatômica de um indivíduo, dentro do qual está uma artéria;

um sistema de sensoreamento óptico compreendendo uma fonte óptica, um refrator óptico, e um detector óptico, que são presos pelo dispositivo de fixação de sensor e se movem com a movimentação do  
10 dispositivo de fixação de sensor, o sistema de sensoreamento óptico posicionado em relação ao dispositivo de fixação do sensor para sensorear a movimentação correspondente a uma pulsação arterial, quando o dispositivo de fixação de sensor é colocado contra a localização anatômica do indivíduo, o sistema de sensoreamento óptico sensoreando uma pulsação arterial a partir  
15 da movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoreamento óptico resultando em uma mudança em um sinal óptico recebido pelo detector óptico; e

uma unidade de saída que recebe, do sistema de  
20 sensoreamento óptico, uma entrada indicativa da movimentação correspondente a uma pulsação arterial e que gera, usando a entrada, uma medição de sinal vital.

2. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato do dispositivo de fixação de sensor  
25 ser um balão pneumático inflável.

3. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente um sensor de pressão para detectar uma pressão aplicada à localização anatômica, onde a unidade de saída recebe do sensor de pressão, uma entrada de pressão

indicativa da pressão aplicada à posição anatômica, onde a unidade de saída gera o sinal vital usando a entrada do sistema de sensoriamento óptico e da entrada de pressão.

4. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato da localização anatômica no corpo do indivíduo ser uma parte superior do braço, e o dispositivo de fixação de sensor ser configurado de modo que o sistema de sensoriamento óptico seja posicionável para sensorar a movimentação devido a uma pulsação de uma artéria braquial.

5. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato da localização anatômica do indivíduo ser um punho, e o dispositivo de fixação de sensor ser configurado de modo que o sistema de sensoriamento óptico seja posicionável para sensorar a movimentação devido a uma pulsação de uma artéria radial.

6. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato da localização anatômica do indivíduo ser um tornozelo, e o dispositivo de fixação de sensor ser configurado de modo que o sistema de sensoriamento óptico seja posicionável para sensorar a movimentação devido a uma pulsação de uma ou mais artérias no tornozelo.

7. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato do refrator óptico ser um guia de ondas compressível.

8. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato do refrator óptico ser um guia de ondas flexível.

9. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato do refrator óptico ser um difusor.

10. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato da fonte óptica e o refrator óptico

serem configurados para produzir uma saída de padrão de granularidade.

11. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato do detector óptico ser posicionado para detectar uma porção da saída do padrão de granularidade e gerar, a partir da mesma, um sinal indicativo da energia óptica recebida dentro da porção detectada da saída do padrão de granularidade.

12. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 11, caracterizado pelo fato do sensor óptico compreender adicionalmente um componente oclutor óptico espacial que impeça o detector óptico de receber uma porção da saída do padrão de granularidade.

13. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 11, caracterizado pelo fato do detector óptico compreender uma porção receptora de energia óptica tendo uma área de superfície menor do que a saída do padrão de granularidade.

14. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 13, caracterizado pelo fato da área de superfície da porção receptora de energia óptica ser 100 vezes menor do que um tamanho médio do grânulo.

15. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato da fonte óptica ser uma fonte de luz coerente.

16. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato do sinal vital ser pelo menos um dentre uma frequência cardíaca, uma forma de onda de pulsação arterial, uma pressão sanguínea sistólica, uma pressão sanguínea diastólica, uma pressão sanguínea arterial média, uma pressão de pulsação, e uma conformidade arterial.

17. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato da unidade de saída gerar uma medida



do sinal vital usando um sinal indicativo do sinal óptico recebido pelo detector óptico.

18. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente um visor para apresentar uma medição de vital gerada pela unidade de saída.

19. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente um sistema de alarme para produzir um sinal detectável por humano quando uma medição de sinal vital gerado pela unidade de saída satisfizer critérios predeterminados.

20. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente uma mola anexada a pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento óptico para opor uma força a partir da pulsação arterial e para retornar o sistema de sensoreamento óptico a um estado inicial após a pulsação arterial.

21. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente um dispositivo transmissor de pressão adaptado para ser colocado contra uma segunda localização anatômica de um indivíduo próxima da localização anatômica do dispositivo de fixação de sensor para permitir a detecção da pulsação arterial pelo sistema de sensoreamento óptico em uma posição distal e separada do dispositivo transmissor de pressão.

22. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato do sistema de sensoreamento óptico e a unidade de saída serem adaptados para sensorear uma amplitude de pulsação da pulsação arterial a partir da movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoreamento óptico resultando em uma mudança no sinal óptico recebido pelo detector óptico.

23. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 22, caracterizado pelo fato do sistema de sensoreamento óptico ser configurado para sensorear sinais ópticos representativos de uma série de pulsações arteriais e a unidade de saída ser adaptado para determinar uma forma de onda da pulsação para cada uma das séries de pulsações arteriais.

24. Método para medir um sinal vital em um indivíduo, caracterizado pelo fato de compreender:

colocar um dispositivo de fixação de sensor contra uma localização anatômica de um indivíduo, dentro do qual está uma artéria, o dispositivo de fixação de sensor prendendo um sistema de sensoreamento óptico compreendendo uma fonte óptica, um refrator óptico e um detector óptico, todos presos pelo dispositivo de fixação de sensor e se movendo com a movimentação do dispositivo de fixação de sensor;

sensorear a movimentação correspondente a uma pulsação arterial operando o sistema de sensoreamento óptico, a pulsação arterial resultando em movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoreamento óptico resultando em uma mudança em um sinal óptico recebido pelo detector óptico; e

gerar uma medida do sinal vital usando uma entrada indicativa das mudanças na quantidade de energia óptica recebida pelo detector óptico.

25. Método de acordo com a reivindicação 24, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente:

aplicar uma pressão à localização anatômica do indivíduo com o dispositivo de fixação do sensor.

26. Método de acordo com a reivindicação 25, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente:

reduzir a pressão aplicada à localização anatômica com o dispositivo de fixação de sensor durante o período de tempo;

determinar uma série de características de pulsação para pulsações arteriais durante o período de tempo a partir de mudanças no sinal óptico recebido pelo detector óptico durante o período de tempo, onde a medida gerada do sinal vital é baseada na série de características de pulsação durante o período de tempo.

27. Método de acordo com a reivindicação 25, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente:

obter uma medição de pressão sanguínea medida;

obter uma característica de pulsação inicial, em um tempo inicial, e uma característica de pulsação subsequente, em um tempo subsequente, usando uma entrada indicativa da movimentação sensoreada a partir do sistema de sensoreamento óptico, onde a medição da pressão sanguínea medida foi obtida em um tempo de medida mais perto do tempo inicial do que do tempo subsequente, onde a medição gerada de sinal vital é baseada na medição da pressão sanguínea medida, na característica da pulsação inicial, e na característica da pulsação subsequente.

28. Método de acordo com a reivindicação 24, caracterizado pelo fato da fonte óptica e o refrator óptico serem configurados para produzir uma saída de padrão de granularidade que mude em resposta à movimentação relativa da fonte óptica e do refrator óptico.

29. Método de acordo com a reivindicação 24, caracterizado pelo fato do sinal vital ser pelo menos um dentre uma frequência cardíaca, uma forma de onda da pulsação arterial, uma pressão sanguínea sistólica, uma pressão sanguínea diastólica, uma pressão sanguínea arterial média, uma pressão de pulsação, e uma conformidade arterial.

30. Método de acordo com a reivindicação 24, caracterizado pelo fato da geração da medida do sinal vital usando a entrada indicativa da movimentação sensoreada compreender a determinação de uma amplitude de pulsação a partir de mudanças na quantidade de energia óptica recebida pelo

detector óptico.

31. Dispositivo de medição de sinal vital, caracterizado pelo fato de compreender:

um dispositivo de fixação de sensor adaptado para ser colocado contra uma localização anatômica de um indivíduo, dentro do qual está uma artéria;

um sistema de sensoreamento óptico compreendendo um dispositivo de fonte óptico e um detector óptico, ambos presos pelo dispositivo de fixação de sensor e se movendo com a movimentação do dispositivo de fixação de sensor, o dispositivo de fonte óptica configurado para produzir uma saída de padrão de granularidade, o detector óptico posicionado para detectar pelo menos uma porção da saída do padrão de granularidade e gerar, a partir da mesma a porção detectada da saída do padrão de granularidade, sistema de sensoreamento óptico sensoreando uma pulsação arterial a partir da movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoreamento óptico resultando em uma mudança no sinal óptico recebido dentro da porção detectada da saída do padrão de granularidade; e

uma unidade de saída que gere uma medida do sinal vital usando um sinal indicativo do sinal óptico recebido dentro da porção detectada da saída do padrão de granularidade.

32. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato, do dispositivo de fixação de sensor ser um balão pneumático inflável.

33. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente um sensor de pressão para sensorear uma pressão aplicada à localização anatômica, onde a unidade de saída recebe, a partir do sensor de pressão, uma

entrada de pressão indicativa da pressão aplicada à localização anatômica, onde a unidade de saída gera o sinal vital usando o sinal indicativo do sinal óptico recebido dentro da porção detectada da saída do padrão de granularidade e a entrada de pressão.

5                    34. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato, da localização anatômica do indivíduo ser uma parte superior do braço, e o dispositivo de fixação do sensor ser configurado de modo que o sistema de sensoreamento óptico seja posicionável para sensorear a movimentação devido a uma pulsação de uma  
10                    artéria braquial.

                    35. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato, do dispositivo de fonte óptica compreender uma fonte óptica e um difusor que difunda um sinal óptico produzido pela fonte óptica para produzir a saída do padrão de granularidade.

15                    36. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 35, caracterizado pelo fato, do difusor compreender polioximetileno, um fluoropolímero branco, poliamida, ou uma combinação destes.

                    37. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a  
20                    reivindicação 35, caracterizado pelo fato, do sinal óptico se deslocar através de uma porção do difusor tendo uma espessura entre de 0,2mm e 1,0mm.

                    38. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato do dispositivo de fonte óptica compreender uma fonte óptica e um espelho com imperfeições de superfície  
25                    que refrata o sinal óptico produzido pela fonte óptica para produzir a saída do padrão de granularidade.

                    39. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato de compreender:

                    um oclisor óptico espacial adaptado para impedir que o

detector óptico receba uma porção da saída do padrão de granularidade.

40. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 39, caracterizado pelo fato do oclusor espacial óptico ser uma estrutura de bloqueio que tem um orifício óptico formado no mesmo.

5 41. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato do detector óptico compreender uma porção de recepção de energia óptica tendo uma área de superfície menor do que a área da saída do padrão de granularidade.

10 42. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato da porção detectada da saída do padrão de granularidade ser 100 vezes menor do que a área de um grânulo médio da saída do padrão de granularidade.

15 43. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato da porção detectada da saída do padrão de granularidade ser entre 1 e 25 vezes a área de um grânulo médio da saída do padrão de granularidade.

44. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato da fonte óptica compreender uma fonte de luz coerente.

20 45. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato do detector óptico compreender uma pluralidade de regiões de detecção óptica, cada região de detecção óptica adaptada para receber a energia óptica a partir da saída do padrão de granularidade, a partir de uma pluralidade de regiões detectadas da saída do  
25 padrão de granularidade.

46. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato do detector óptico ser um detector CCD ou CMOS.

47. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a

reivindicação 31, caracterizado pelo fato do sinal vital ser pelo menos um dentre uma frequência cardíaca, uma forma de onda da pulsação arterial, uma pressão sanguínea sistólica, uma pressão sanguínea diastólica, uma pressão sanguínea arterial média, uma pressão de pulsação, e uma conformidade arterial.

48. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato de compreender uma mola anexada a pelo menos uma porção do sistema de sensoriamento óptico para opor uma força a partir da pulsação arterial e para retornar o sistema de sensoriamento óptico a um estado inicial após a pulsação arterial.

49. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato de compreender um bloco sensor preso pelo dispositivo de fixação do sensor adjacente à localização anatômica, onde a modulação do bloco sensor resulta em movimentação relativa, compressão, ou dobramento de porções da fonte óptica que resultam em uma modulação da saída do padrão de granularidade.

50. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato do sistema de sensoriamento óptico ser adaptado para sensoriar uma amplitude de pulsação da pulsação arterial a partir da movimentação, dobramento, ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoriamento óptico em relação a outras porções do sistema de sensoriamento óptico resultando em uma série de mudanças na porção detectada da saída do padrão de granularidade.

51. Dispositivo de medição de sinal vital de acordo com a reivindicação 50, caracterizado pelo fato do sistema de sensoriamento óptico ser configurado para sensoriar sinais ópticos representativos de uma série de pulsações arteriais e da unidade de saída ser adaptada para determinar uma forma de onda da pulsação para cada uma das séries de pulsações arteriais.

52. Método de medir um sinal vital em um indivíduo,

caracterizado pelo fato de compreender:

colocar um dispositivo de fixação do sensor contra uma localização anatômica de um indivíduo, dentro do qual está uma artéria;

5 gerar uma saída de padrão de granularidade usando um dispositivo de fonte óptica preso pelo dispositivo de fixação do sensor;

detectar, usando um detector óptico preso pelo dispositivo de fixação do sensor, uma porção da saída do padrão de granularidade e gerar, a partir da mesma, um sinal indicativo da energia óptica recebida na porção detectada da saída do padrão de granularidade, a porção detectada da saída do padrão de granularidade mudando em resposta a uma pulsação arterial; e

10 gerar uma medida de sinal vital usando o sinal indicativo gerado da energia óptica recebida na porção detectada da saída do padrão de granularidade.

53. Método de acordo com a reivindicação 52, caracterizado pelo fato do sinal vital ser pelo menos um dentre uma frequência cardíaca, uma forma de onda da pulsação arterial, uma pressão sanguínea sistólica, uma pressão sanguínea diastólica, uma pressão sanguínea arterial média, uma pressão de pulsação, e de uma conformidade arterial.

20 54. Método de acordo com a reivindicação 52, caracterizado pelo fato da geração da medida do sinal vital usando os dados de entrada indicativas da movimentação sensoreada compreender sensorear um número de oscilações na energia óptica recebida pelo detector óptico durante uma pulsação arterial.

25 55. Método de acordo com a reivindicação 52, caracterizado pelo fato da geração da medida do sinal vital usando a entrada indicativa da movimentação sensoreada compreender considerar a derivada de tempo da entrada indicativa da movimentação sensoreada.

56. Dispositivo de medição de sinal vital, caracterizado pelo fato de compreender:



um dispositivo de fixação de sensor adaptado para ser colocado contra uma localização anatômica de um indivíduo, dentro do qual está uma artéria;

5 um sistema de sensoreamento óptico compreendendo uma fonte óptica, um difusor, e um detector óptico, pelo menos um dentre a fonte óptica, o difusor, e o detector óptico preso pelo dispositivo de fixação de sensor e adaptado para se mover em resposta a uma pulsação arterial em relação à pelo menos um dos outros componentes do sistema de sensoreamento óptico, a fonte óptica e o difusor configurados para produzir  
10 uma saída de padrão de granularidade, o detector óptico posicionado para detectar uma porção da saída do padrão de granularidade e gerar, a partir da mesma, um sinal indicativo da energia óptica recebida dentro da porção detectada da saída do padrão de granularidade; e

uma unidade de saída que gera uma medida de sinal vital  
15 usando o sinal gerado indicativo da energia óptica recebida dentro da porção detectada da saída do padrão de granularidade.

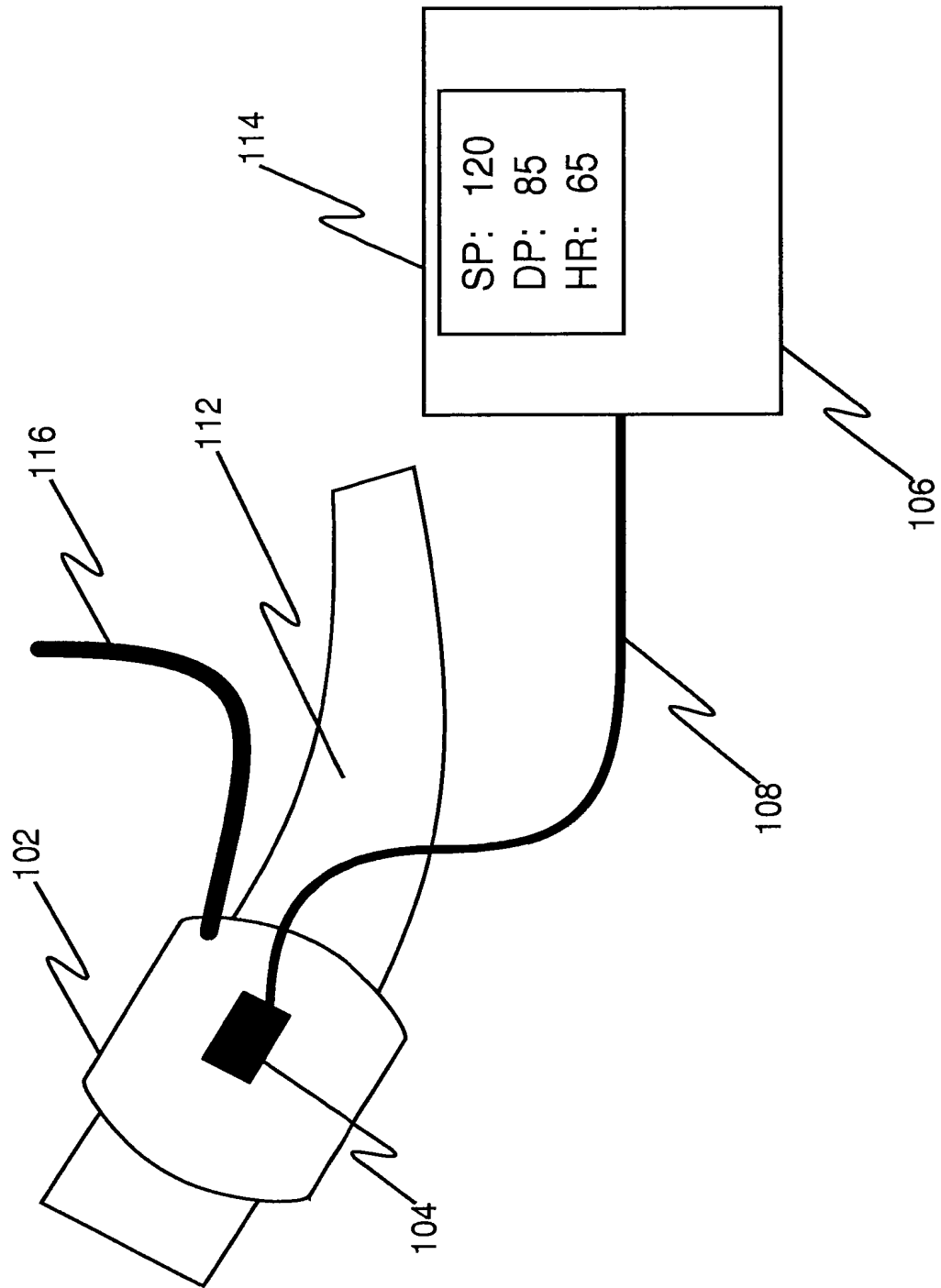


Fig 1



Fig. 2B

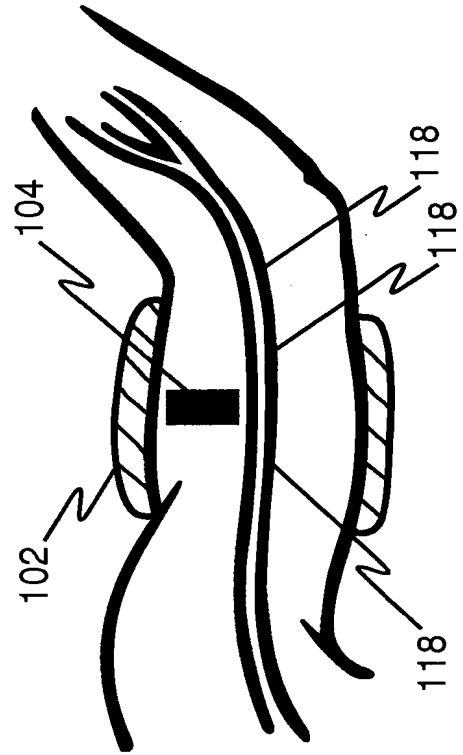


Fig. 2C

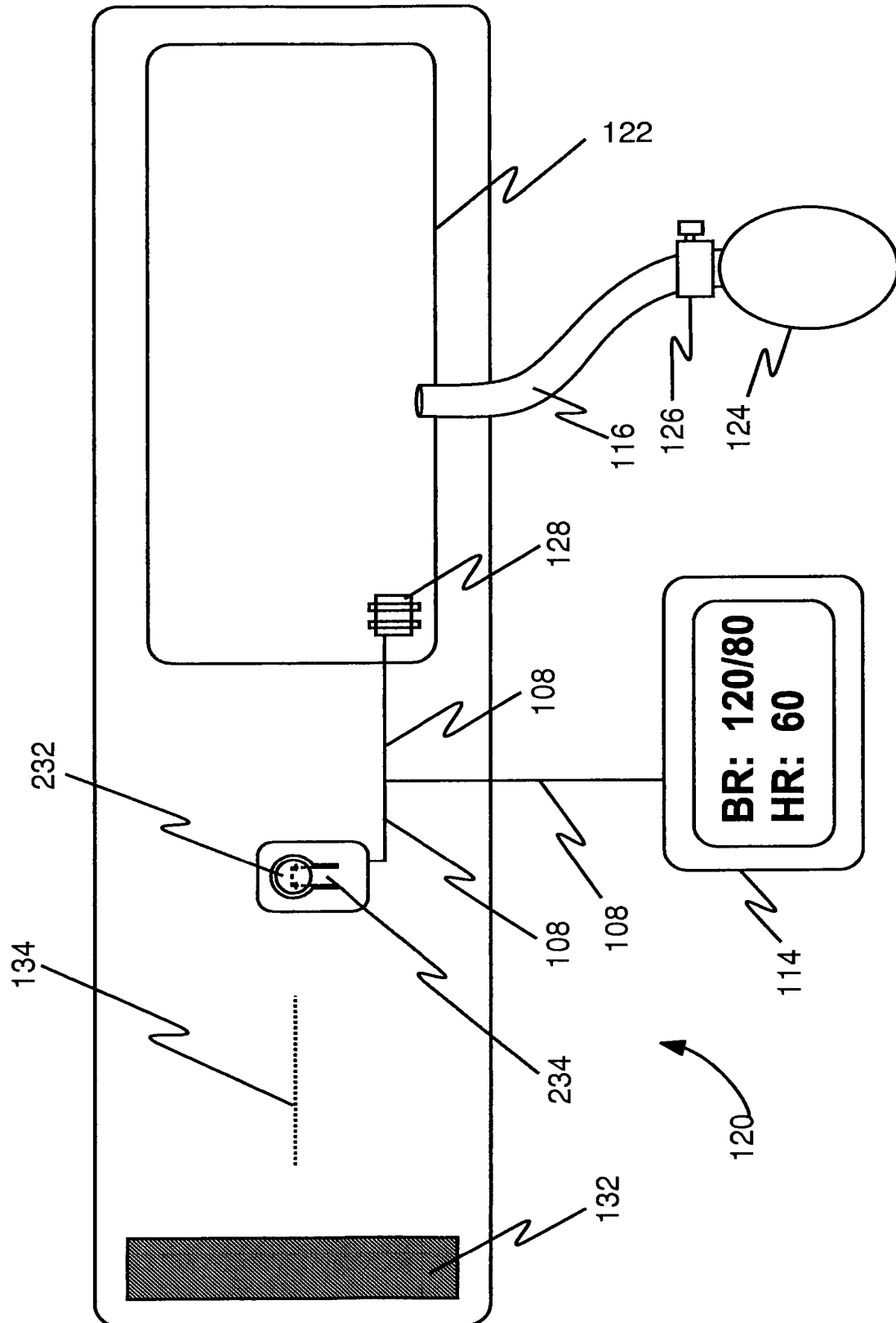


Fig 3

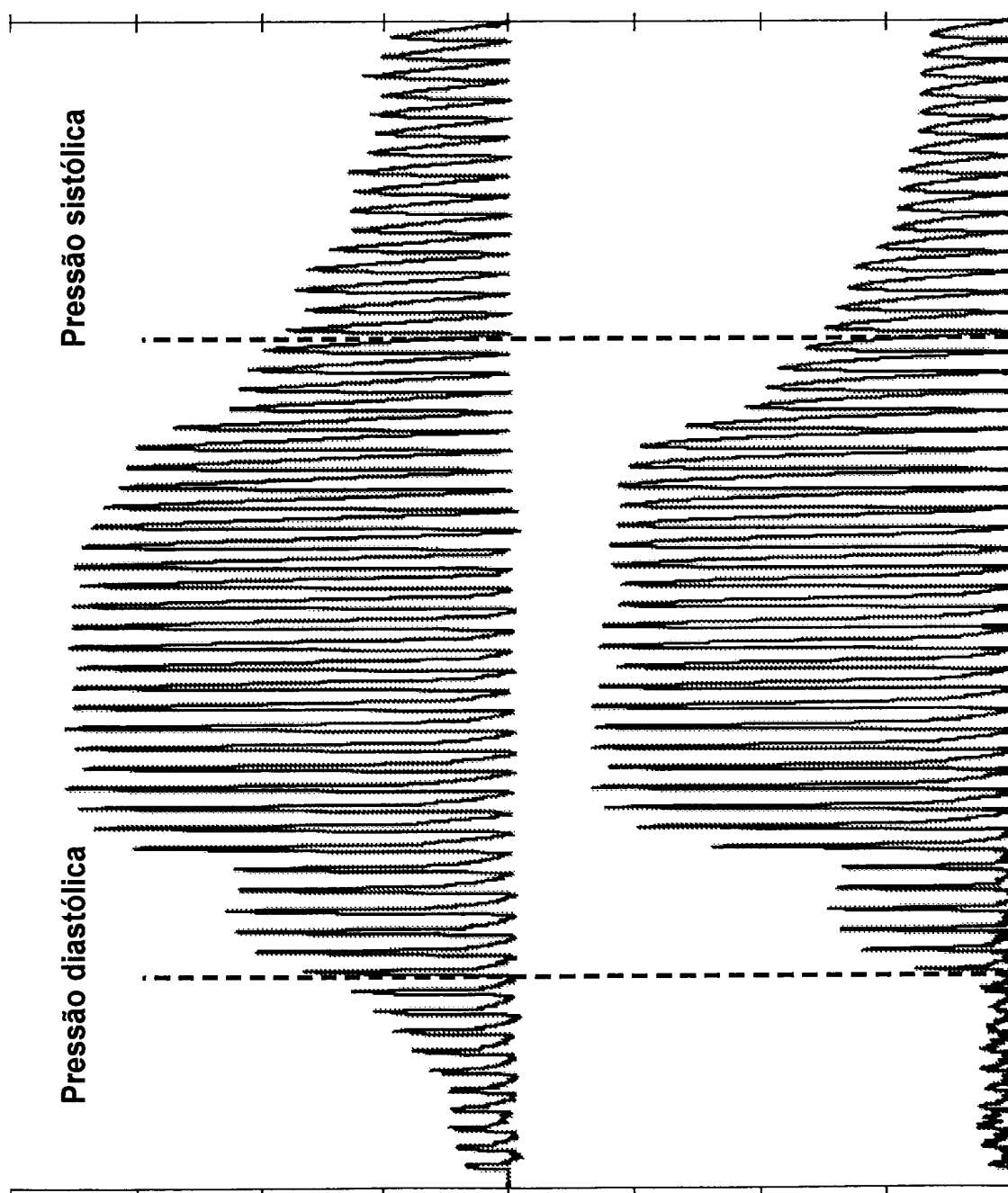


Fig. 4

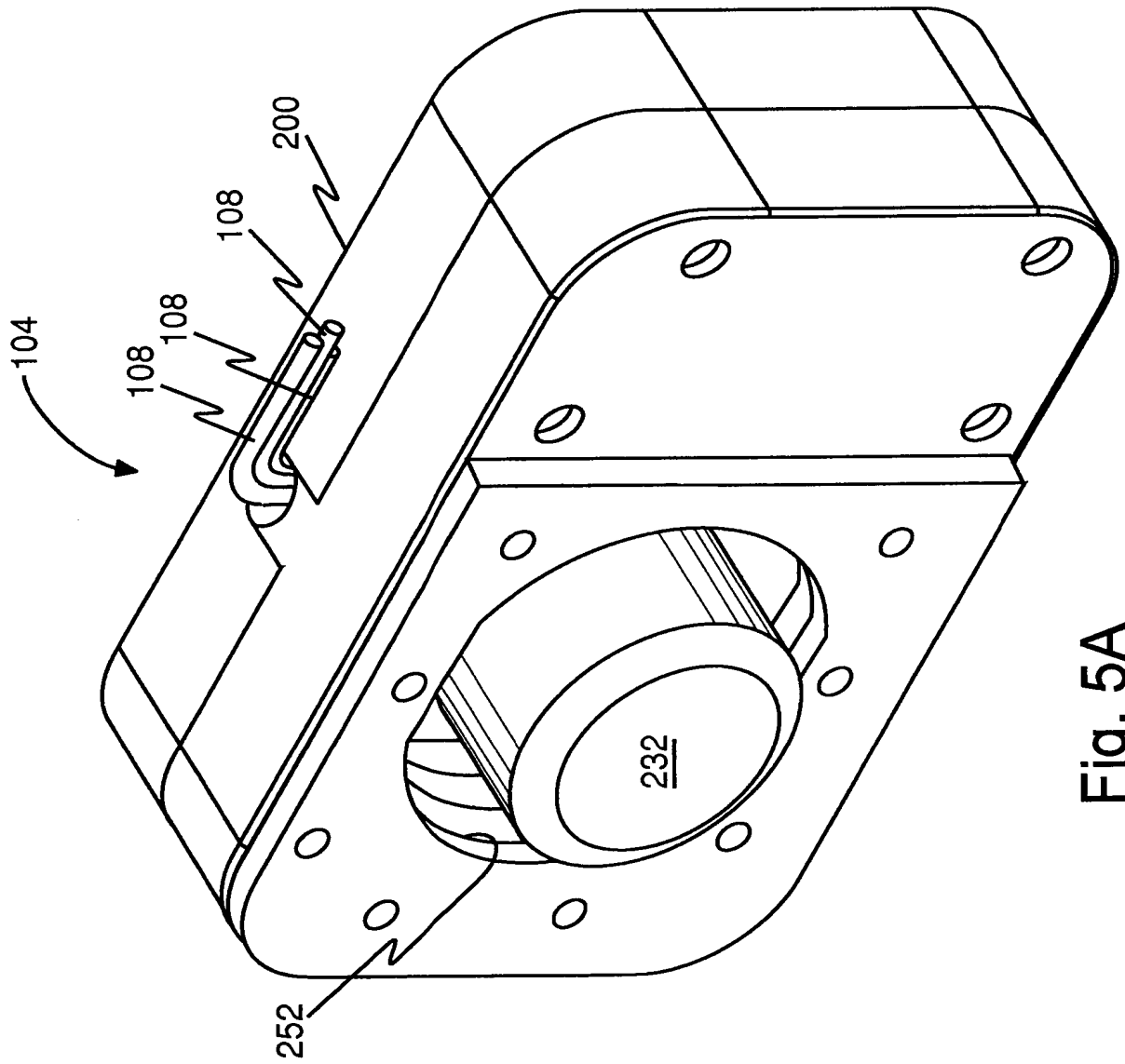


Fig. 5A

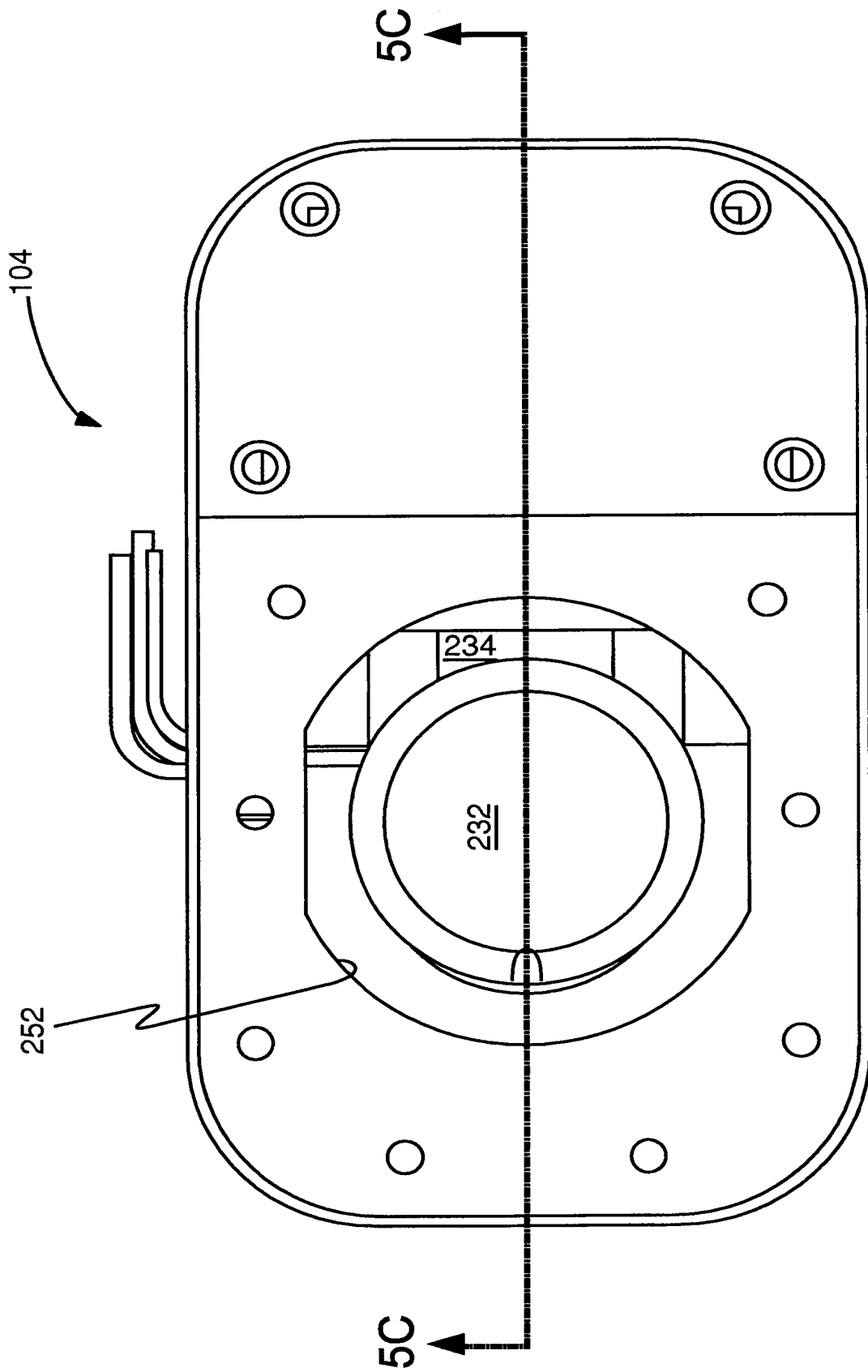


Fig. 5B

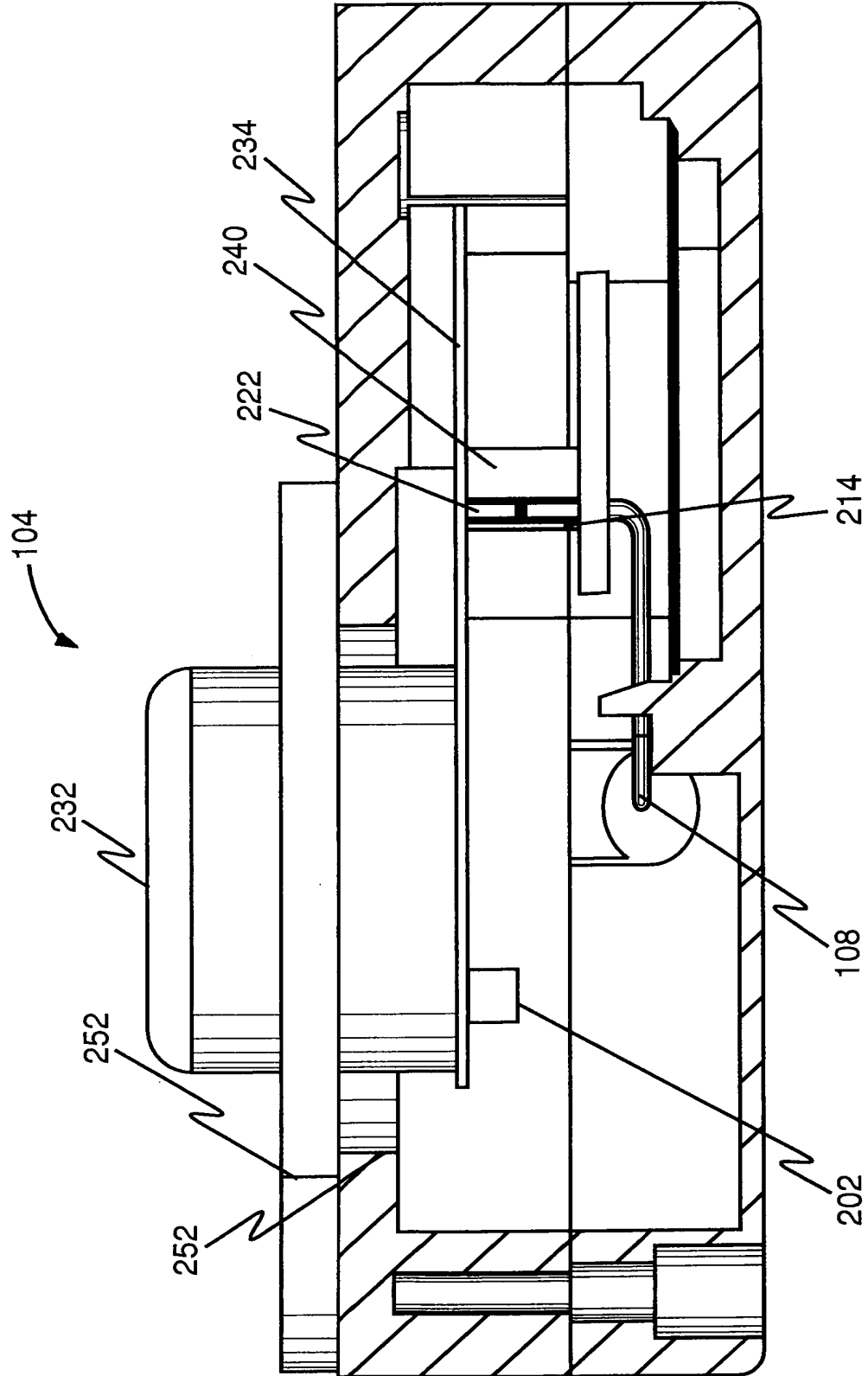


Fig. 5C



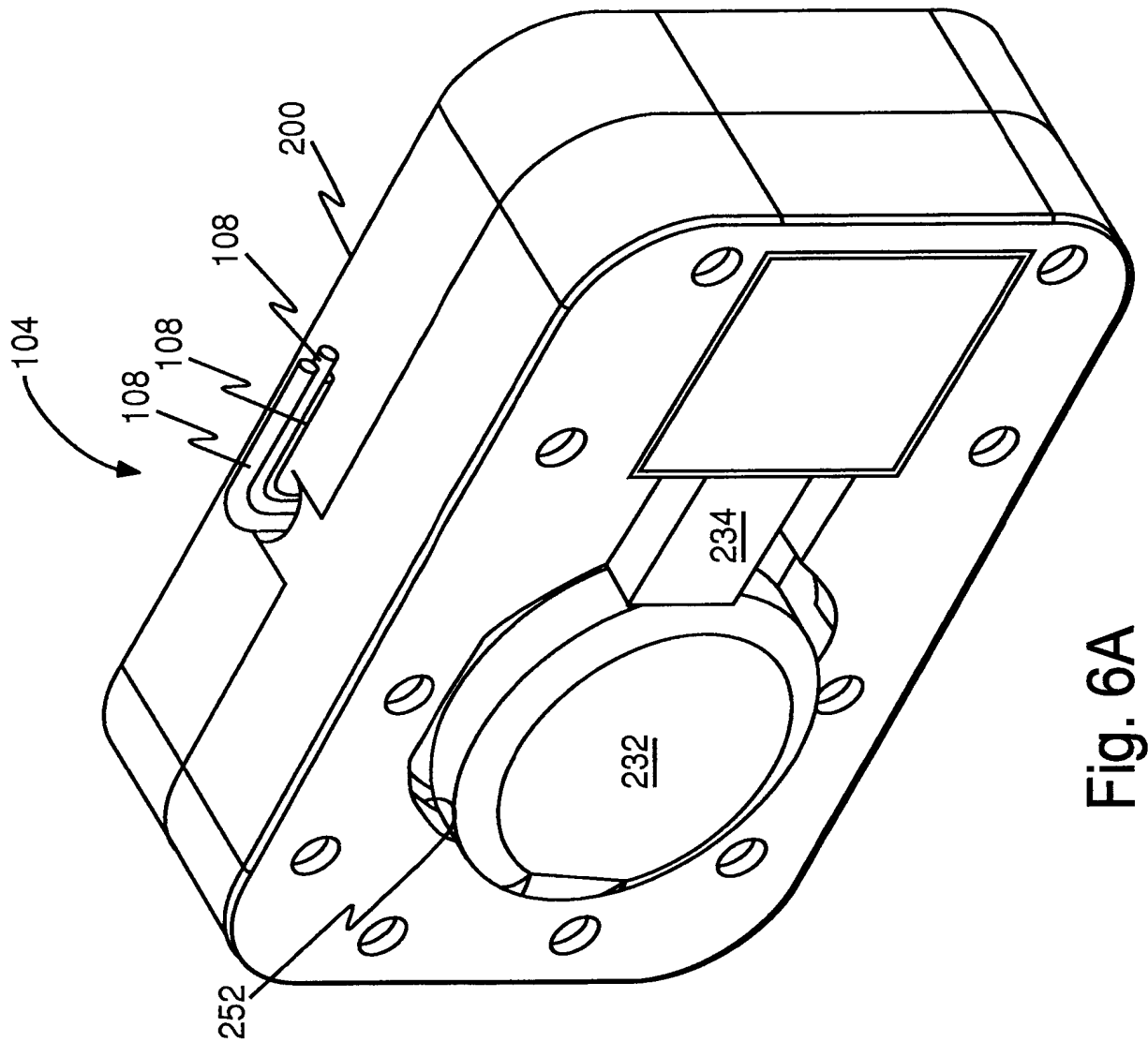


Fig. 6A

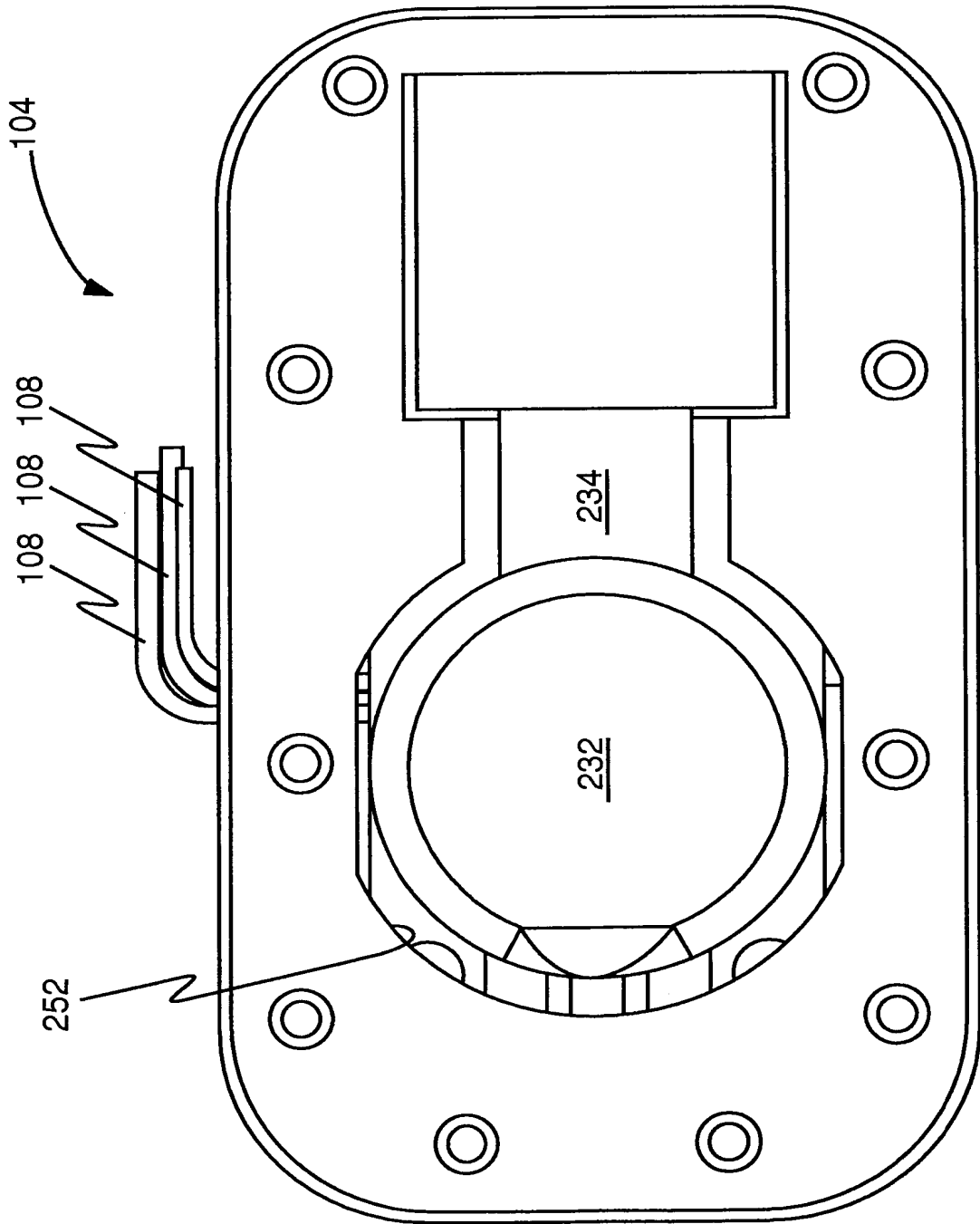


Fig. 6B

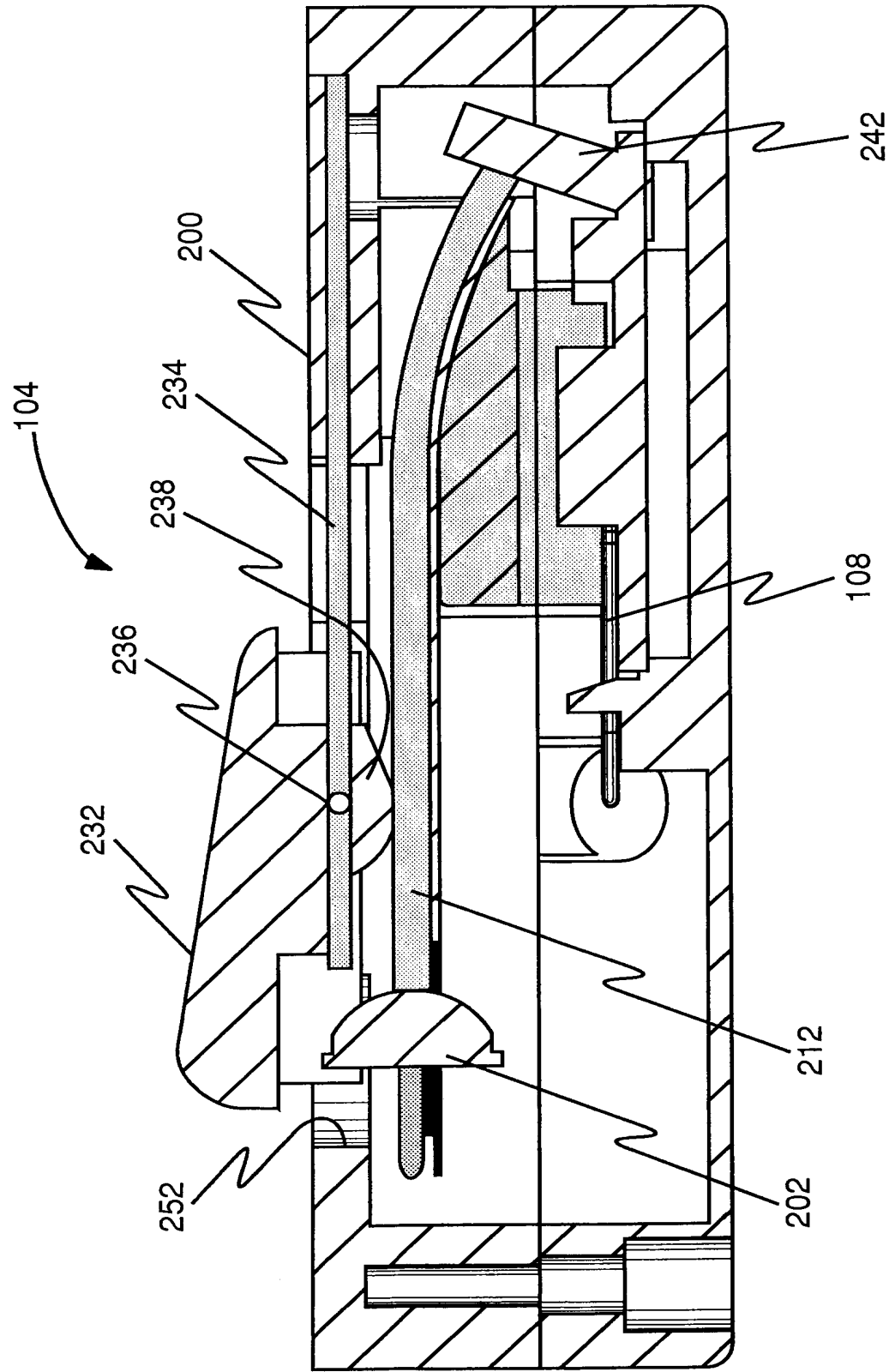
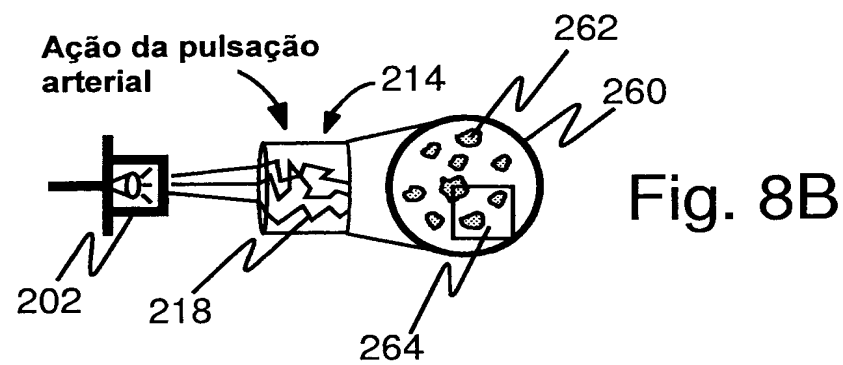
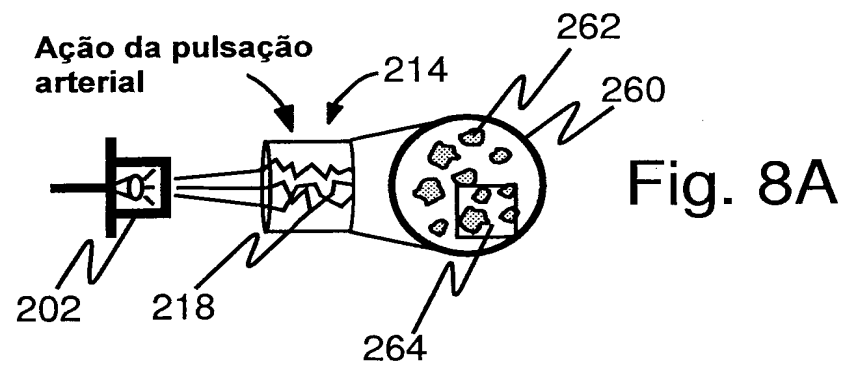
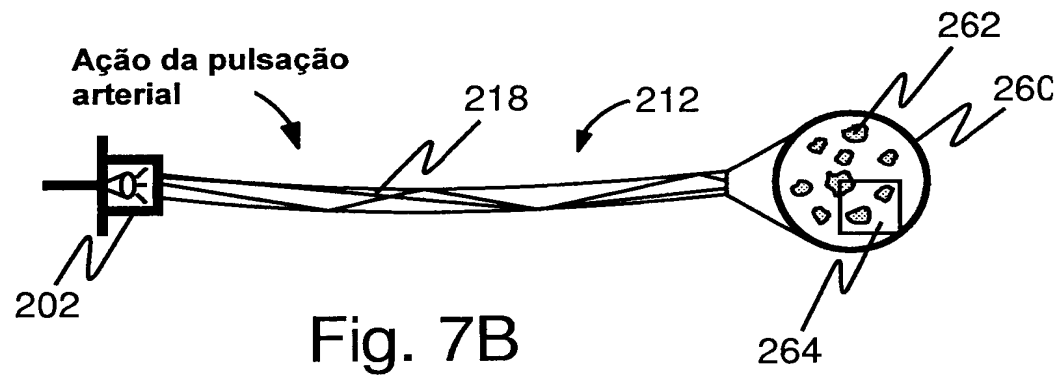
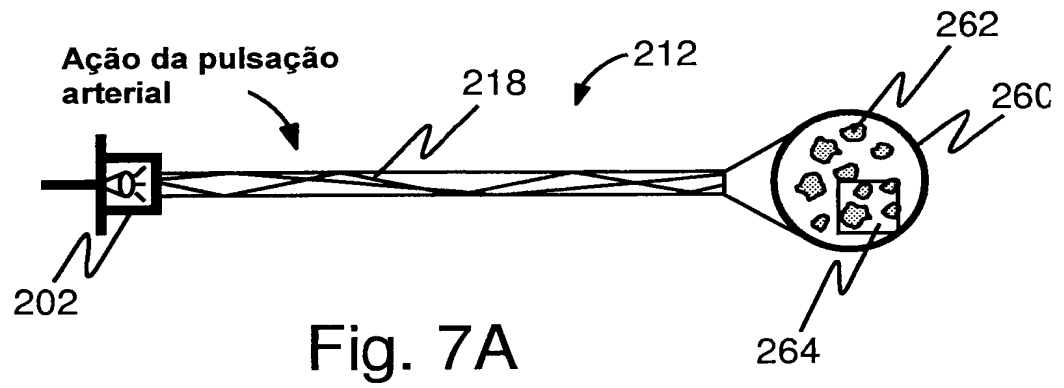


Fig. 6C



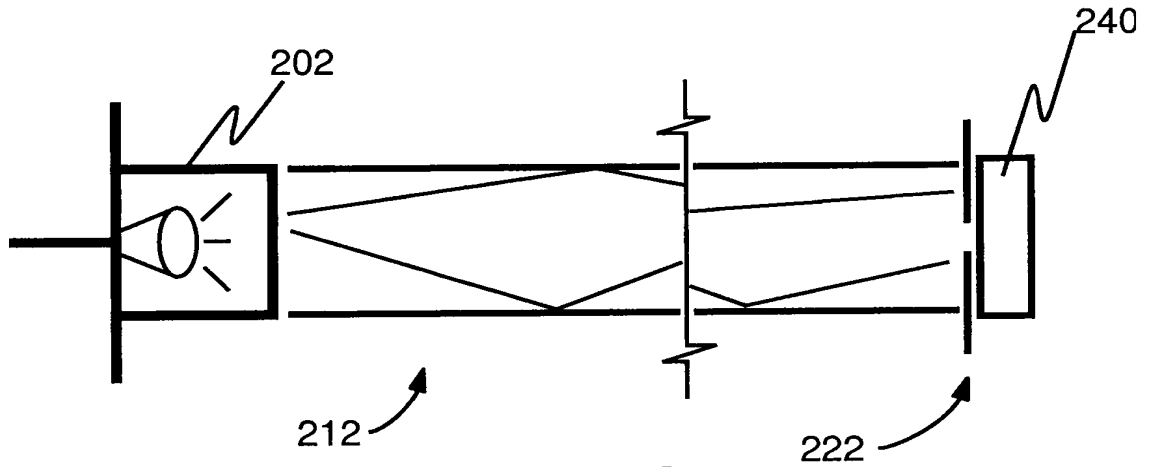


Fig. 9A

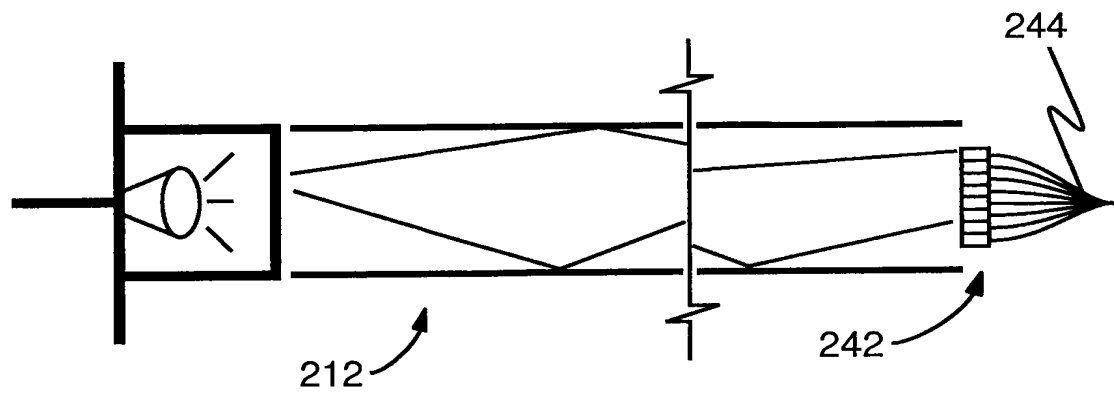


Fig. 10A

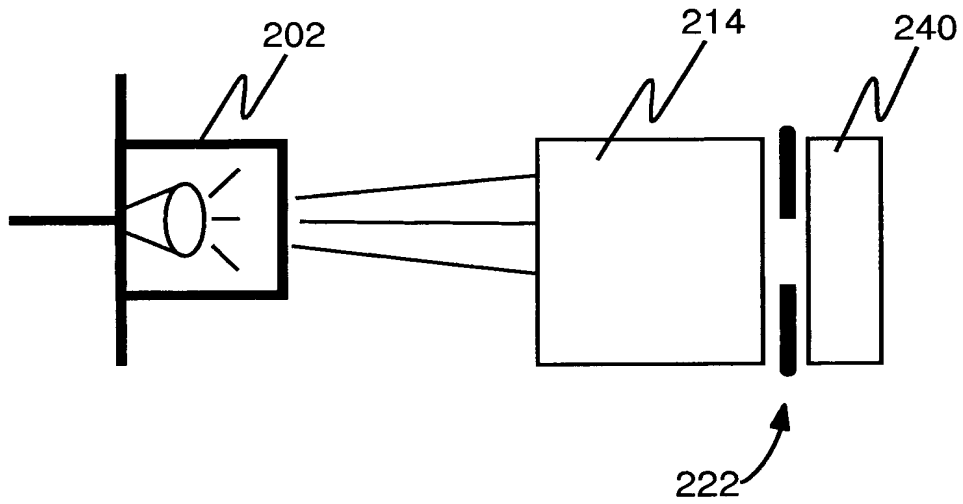


Fig. 9B

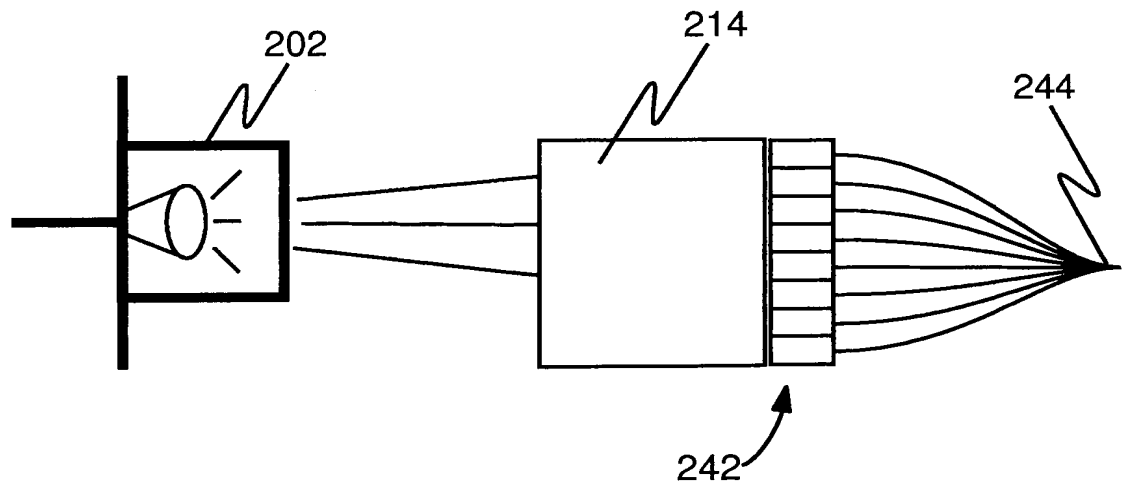


Fig. 10B

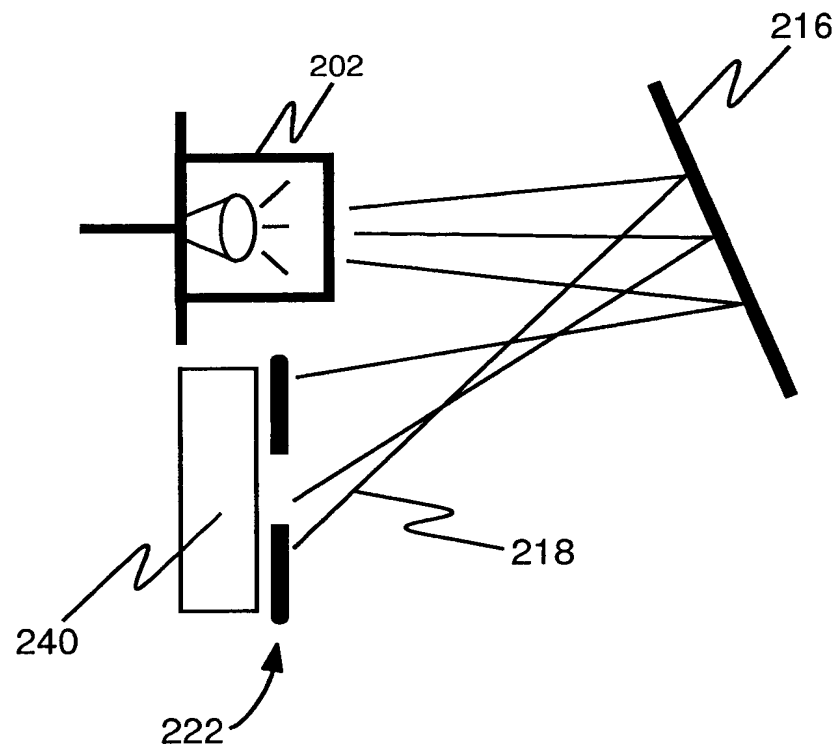


Fig. 9C

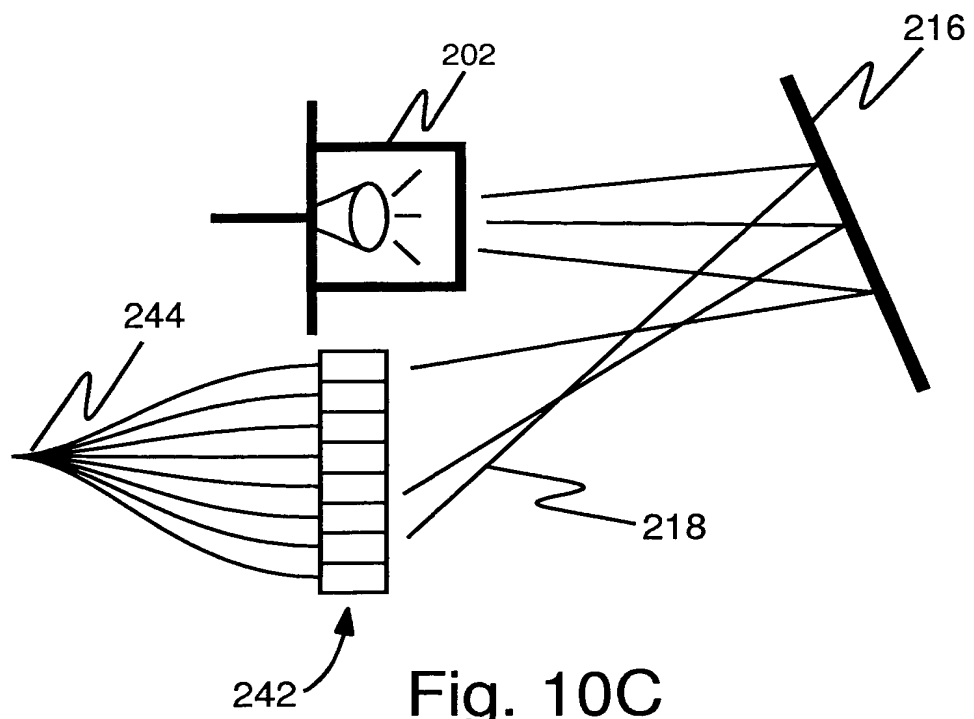


Fig. 10C

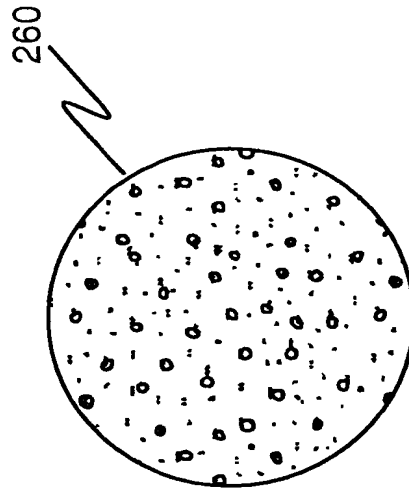


Fig. 11B

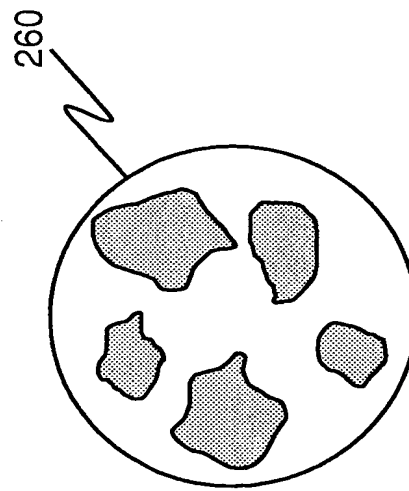


Fig. 11A



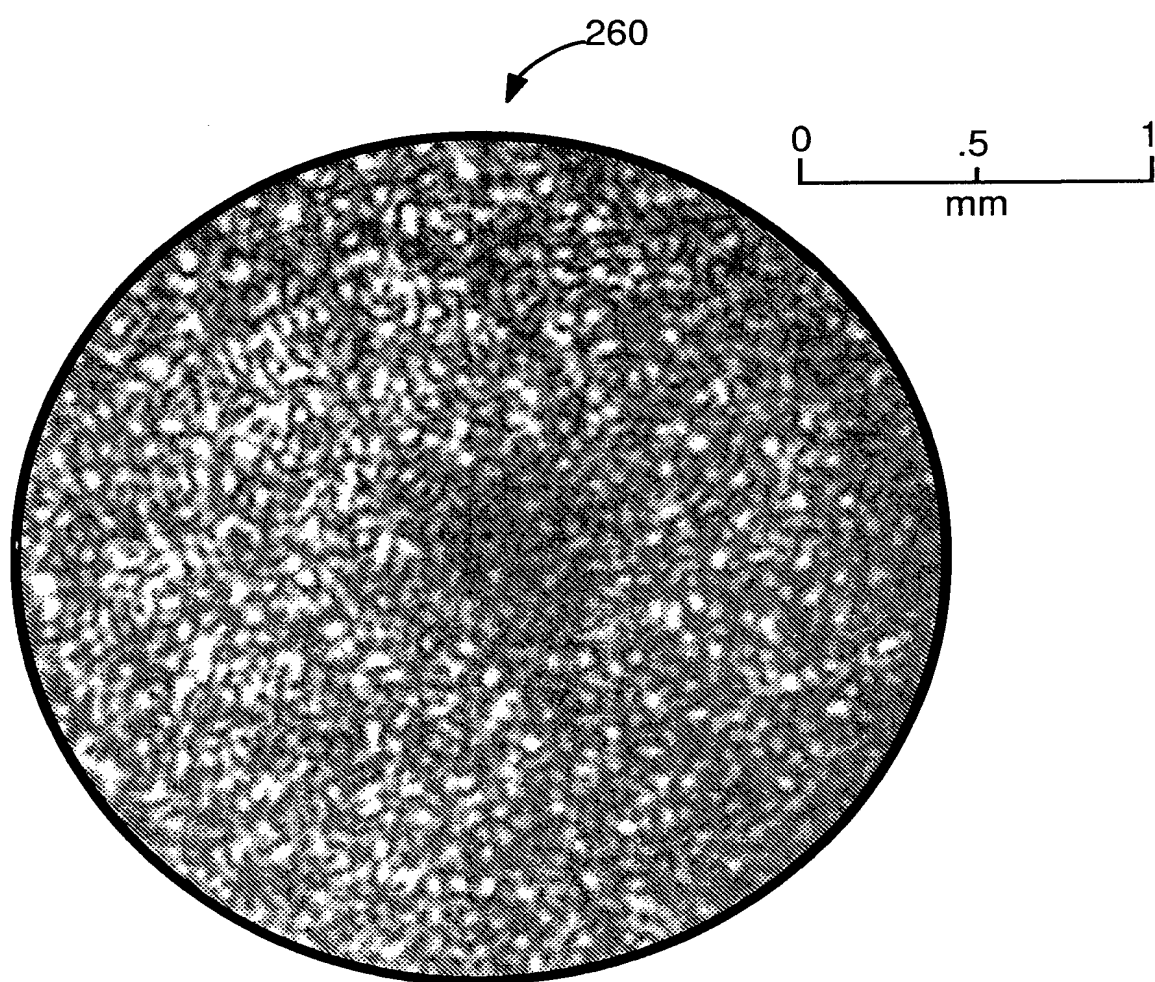


Fig. 11C

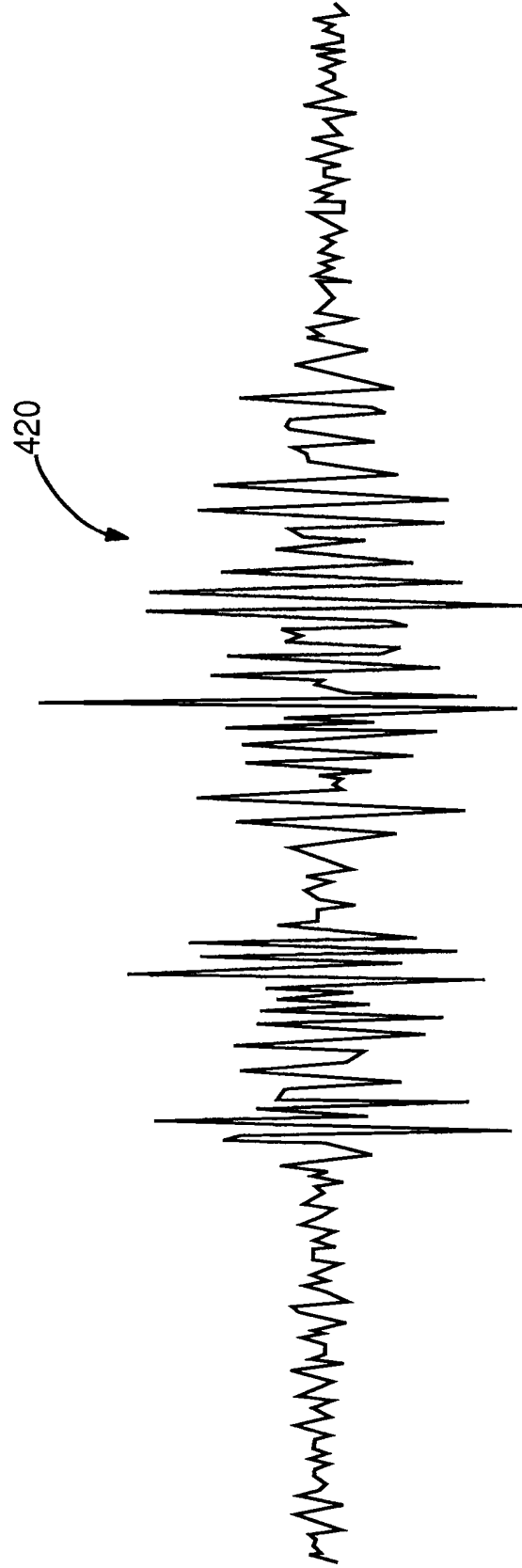


Fig. 12

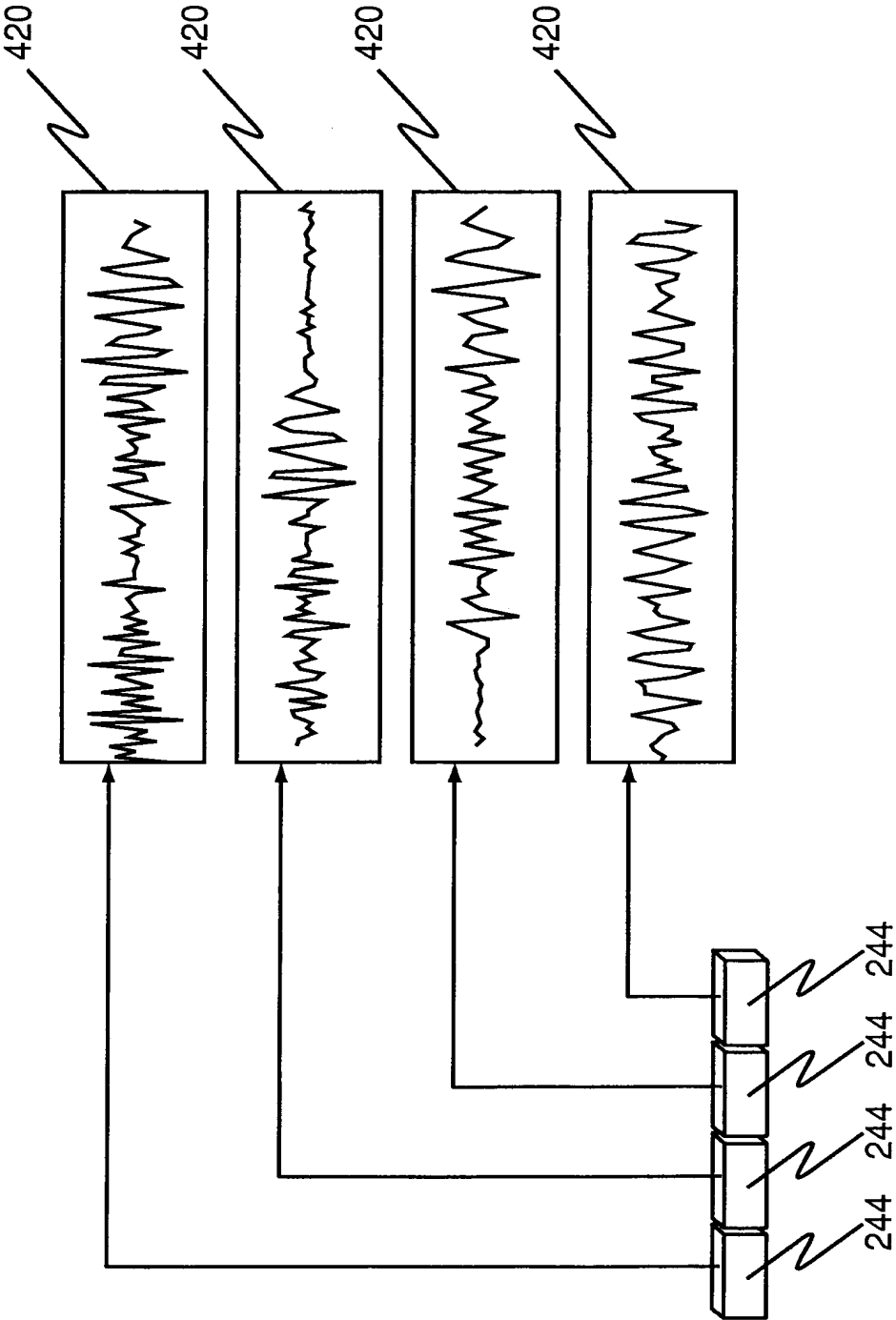


Fig. 13

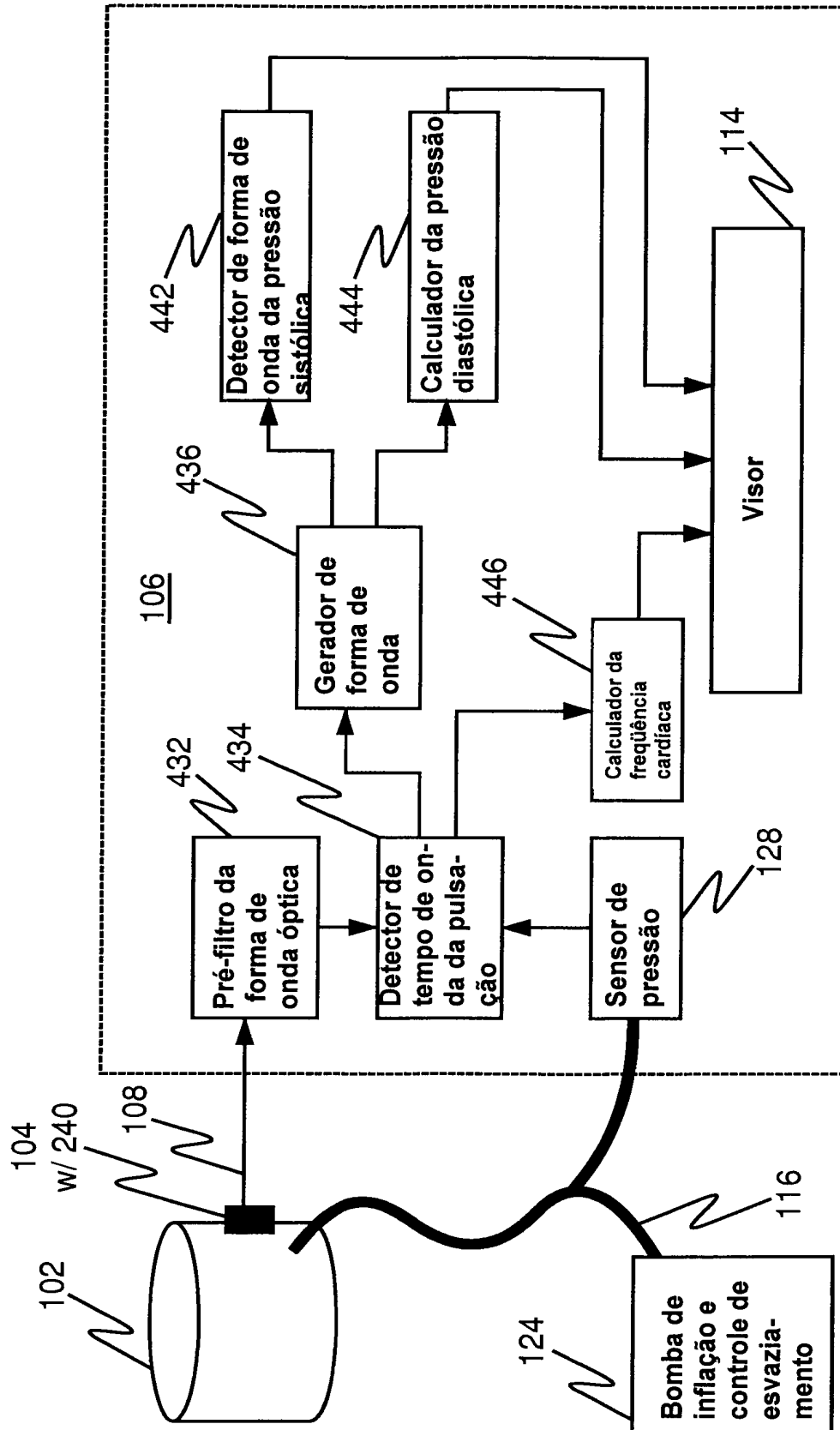


Fig. 14A

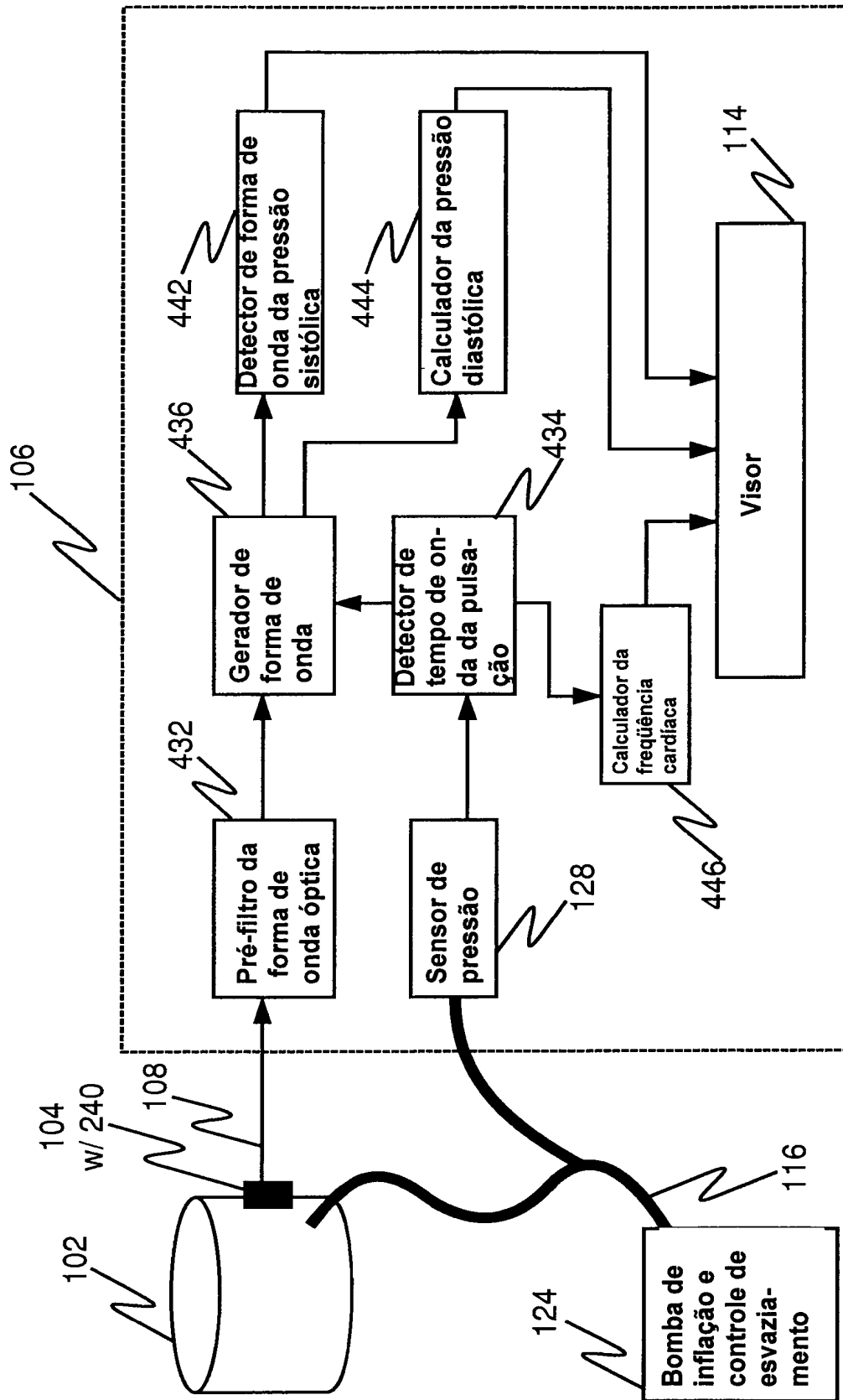


Fig. 14B

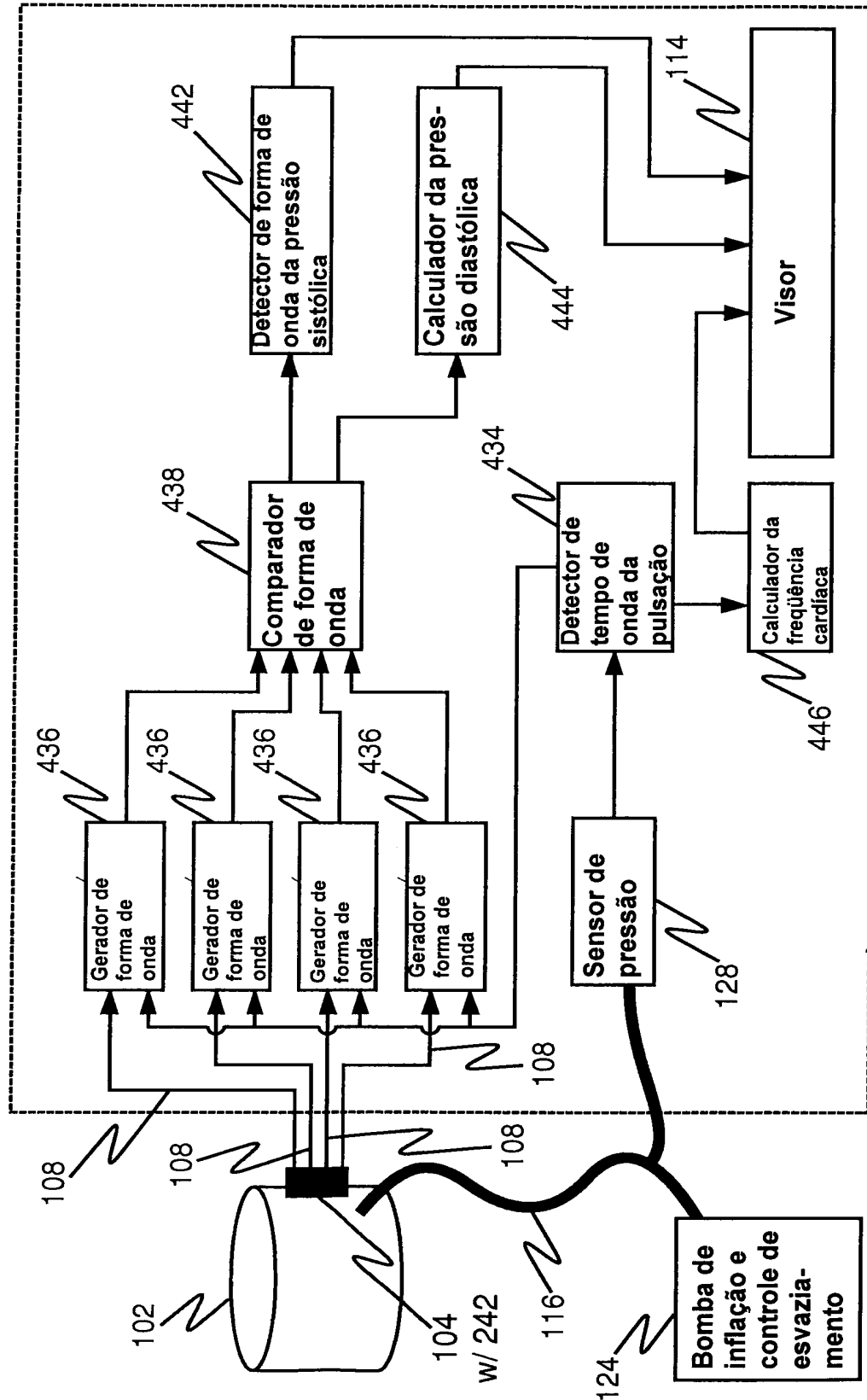


Fig. 14C

RESUMO

“DISPOSITIVO DE MEDIÇÃO DE SINAL VITAL, E, MÉTODO PARA MEDIR UM SINAL VITAL EM UM INDIVÍDUO”

Um dispositivo de medição de sinal vital inclui um dispositivo  
5 de fixação de sensor, um sistema de sensoreamento óptico, e uma unidade de  
saída. O dispositivo de fixação de sensor é adaptado para ser colocado contra  
uma localização anatômica de um indivíduo, dentro do qual está uma artéria.  
O sistema de sensoreamento óptico inclui uma fonte óptica, um refrator  
óptico, e um detector óptico, que são presos pelo dispositivo de fixação de  
10 sensor e se movem com a movimentação do dispositivo de fixação de sensor.  
O sistema de sensoreamento óptico é posicionado em relação ao dispositivo  
de fixação de sensor para sensorear movimentação correspondente a uma  
pulsação arterial quando o dispositivo de fixação de sensor é colocado contra  
a localização anatômica do indivíduo. O sistema de sensoreamento óptico  
15 pode sensorear uma pulsação arterial a partir da movimentação, dobramento,  
ou compressão de pelo menos uma porção do sistema de sensoreamento  
óptico em relação a outras porções do sistema de sensoreamento óptico  
resultando em uma mudança em um sinal óptico recebido pelo detector  
óptico. A unidade de saída recebe, do sistema de sensoreamento óptico, uma  
20 entrada indicativa da movimentação correspondente a uma pulsação arterial e  
gera, usando a entrada, uma medida do sinal vital.