



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

(21) PI 0721198-8 A2



(22) Data de Depósito: 21/11/2007
(43) Data da Publicação: 18/03/2014
(RPI 2254)

(51) Int.Cl.:
G01D 5/353
A61B 5/022

(54) Título: DISPOSITIVOS DE MEDIÇÃO DE SINAL VITAL, E DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO, MÉTODOS PARA MEDIR UM SINAL VITAL EM UM INDIVÍDUO, PARA MEDIR A PRESSÃO SANGUÍNEA DE UM INDIVÍDUO, E PARA DETECTAR UMA QUANTIDADE DE DESLOCAMENTO LOCALIZADO USANDO O DISPOSITIVO DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO LOCALIZADO, E, GUIA DE ONDA COMPLACENTE PARA DETECTAR PULSOS ARTERIAIS.

(57) Resumo:

(30) Prioridade Unionista: 31/01/2007 US 60/898269, 15/10/2007 US 60/998745, 15/10/2007 US 60/998745, 31/01/2007 US 60/898269

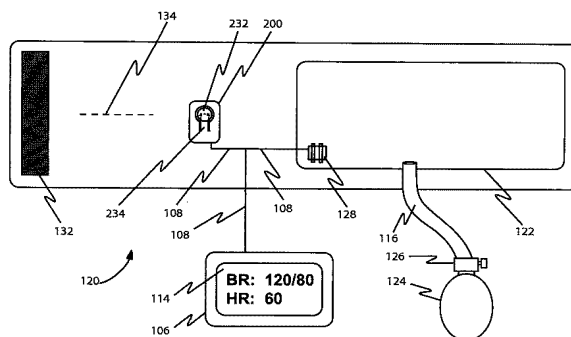
(73) Titular(es): Tarillan Laser Technologies, Limited

(72) Inventor(es): John A. Borgos, Thomas A. Borgos, Troy Pongratz

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

(86) Pedido Internacional: PCT US2007085397 de 21/11/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2008/094340 de 07/08/2008



“DISPOSITIVOS DE MEDIÇÃO DE SINAL VITAL, E DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO, MÉTODOS PARA MEDIR UM SINAL VITAL EM UM INDIVÍDUO, PARA MEDIR A PRESSÃO SANGUÍNEA DE UM INDIVÍDUO, E PARA DETECTAR UMA QUANTIDADE DE DESLOCAMENTO LOCALIZADO USANDO O DISPOSITIVO DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO LOCALIZADO, E, GUIA DE ONDA COMPLACENTE PARA DETECTAR PULSOS ARTERIAIS”

REFERÊNCIA CRUZADA A PEDIDOS RELACIONADOS

Este pedido reivindica o benefício e prioridade para o pedido de patente provisório U.S. número de série 60/898.269, depositado em 31 de janeiro de 2007 e para o pedido de patente provisório número de série _____, depositado em ____ de outubro de 2007, intitulado "Method for Measurement of Physiological Pulses Using a Deformable Optical Waveguide", todos os quais estão aqui incorporados nas suas íntegras pela referência.

CAMPO TÉCNICO

Esta invenção diz respeito à detecção de sinais vitais e, mais particularmente, a um dispositivo de medição de sinal vital.

FUNDAMENTOS DA INVENÇÃO

Pressão sanguínea refere-se à força exercida pelo sangue circulante nas paredes dos vasos sanguíneos e constitui um dos principais sinais vitais. Pressão sistólica é a pressão de pico nas artérias, que ocorre próximo ao início do ciclo cardíaco. A pressão diastólica é a pressão mais baixa, que é na fase de descanso do ciclo cardíaco. A pressão média em todo o ciclo cardíaco é reportada com a pressão arterial média. A pressão do pulso reflete a diferença entre as pressões máxima e mínima medidas.

Pressões sanguíneas podem ser medidas invasivamente (penetrando a pele e realizando medição dentro dos vasos sanguíneos) ou não invasivamente. O primeiro é normalmente restrito a um ambiente hospitalar. Métodos auscultatórios e oscilométricos não invasivos são mais simples e

mais rápidos do que métodos invasivos, têm menos complicações e são menos desagradáveis e menos doloridos para o paciente. Métodos de medição não invasivos são mais normalmente usados para exames e monitoramento de rotina.

5 O método auscultatório tipicamente usa um estetoscópio e um esfigmomanômetro. Um manguito inflável é colocada em torno do braço aproximadamente na mesma altura vertical do coração e pneumaticamente conectado a um manômetro de mercúrio ou manômetro aneróide. O manômetro de mercúrio mede a altura de uma coluna de mercúrio, dando uma
10 medição de pressão absoluta do manguito sem a necessidade de calibração e conseqüentemente não indivíduo a erros e flutuações de calibração que afetam outros manômetros. O manguito é inflada manualmente comprimindo-se repetidamente um bulbo de borracha até que a artéria braquial seja completamente oclusa. Enquanto se lê com o estetoscópio sobre a artéria
15 braquial distal do manguito pressurizado, o examinador libera lentamente a pressão no manguito. Quando o sangue logo começa escoar na artéria, o fluxo turbulento cria um som "sibilante" ou sopro pesado (primeiro som de Korotkoff). A pressão na qual este som é primeiramente ouvido é a pressão sanguínea sistólica. A pressão do manguito é adicionalmente liberada até que
20 nenhum som possa ser ouvido (quinto som de Korotkoff) na pressão sanguínea diastólica.

Métodos oscilométricos são algumas vezes usados para monitoramento contínuo e algumas vezes para fazer uma única medição. O equipamento é funcionalmente similar ao do método auscultatório, mas não se
25 baseia no uso de um estetoscópio e ouvido do examinador. Em vez disso, o dispositivo de detecção é um sensor de pressão que é conectado pneumaticamente no manguito e registra as oscilações (relativamente pequenas) na pressão do manguito que são síncronas com a forma de onda da pressão arterial. A primeira oscilação na pressão do manguito não ocorre na

pressão sistólica, mas a uma pressão do manguito substancialmente acima da pressão sistólica. O manguito é inicialmente inflada a uma pressão superior à pressão sanguínea sistólica. A pressão do manguito é então gradualmente reduzida. Os valores da pressão sistólica e diastólica são calculados a partir de diferentes amplitudes de oscilação que ocorrem em várias pressões do manguito pelo uso de um algoritmo. Algoritmos usados para calcular pressão sistólica e diastólica geralmente usam coeficientes obtidos experimentalmente visando casar os resultados oscilométricos com resultados obtidos usando o método auscultatório, sempre que possível.

10 SUMÁRIO DA INVENÇÃO

Em alguns aspectos, um dispositivo de medição de sinal vital inclui um dispositivo de fixação do sensor, um sistema de detecção óptico mantido pela armação do sensor e uma unidade de saída. O dispositivo de fixação do sensor é adaptado para ser colocado contra um local anatômico de um indivíduo, dentro do qual fica uma artéria. O sistema de detecção óptico inclui uma guia de onda óptica, um dispositivo de fonte óptica para suprir energia óptica à guia de onda óptica, e um detector óptico para detectar uma quantidade de energia óptica que sai da guia de onda óptica. O sistema de detecção óptico é adaptado para detectar um pulso arterial proveniente da compressão ou flexão de pelo menos uma parte da guia de onda óptica, que resulta na redução da quantidade de energia óptica que sai da segunda extremidade da guia de onda óptica. A unidade de saída é configurada para receber um sinal indicativo da quantidade de luz que sai da guia de onda óptica e para gerar uma medição do sinal vital com base pelo menos em parte no sinal recebido.

O dispositivo de medição de sinal vital opera com base no princípio de modulação da energia óptica, a saber, que o pulso arterial pode causar flexão ou compressão de uma guia de onda óptica para resultar em uma mudança na quantidade de energia óptica transmitida para a segunda

extremidade da guia de onda óptica. Pelo monitoramento da quantidade de luz que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica, dados relativos ao pulso arterial podem ser obtidos e usados para determinar vários sinais vitais. O sistema de detecção óptico pode ser configurado para detectar sinais

5 ópticos representativos de uma série de pulsos arteriais e a unidade de saída pode ser adaptada para determinar uma forma de onda de pulso para cada um da série de pulsos arteriais com base na quantidade de energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica. O sistema de detecção óptico pode ser adaptado para detectar a abertura pulsátil da artéria pela compressão

10 e flexão da guia de onda óptica compressível que resulta em uma diminuição pulsátil na quantidade de luz detectada. O detector óptico pode ser ópticamente acoplado na guia de onda óptica de maneira tal que o detector óptico receba substancialmente toda a energia óptica da fonte óptica que não escapa pelos lados da guia de onda óptica. A fonte óptica pode incluir uma fonte de luz

15 coerente.

Em algumas implementações, o dispositivo de fixação do sensor pode ser um manguito incluindo uma bexiga inflável dentro do manguito. A bexiga inflável pode circundar parcialmente o membro. O manguito pode ser feito de um material de tecido. O manguito pode ser

20 adaptada para aplicar pressão no local anatômico e assim comprimir uma artéria dentro do local anatômico. Por exemplo, o manguito pode aplicar pressão quando a bexiga inflável é inflada. A armação do sensor pode ser anexada no manguito em um local que não é coincidente com nenhuma parte da bexiga. A armação do sensor pode ser retida em oposição ao membro pela

25 sua anexação no manguito de maneira tal que a pressão aplicada no membro pela armação do sensor seja substancialmente igual à pressão aplicada no membro pelo manguito em volta quando a bexiga inflável é inflada.

Em algumas implementações, o dispositivo pode incluir um bloco do sensor dentro da armação do sensor, que pode ser posicionada

adjacente ao local anatômico. O bloco do sensor pode ser configurada de maneira tal que ela mova-se em decorrência da maior pressão de contato causada pela inflação da bexiga. O movimento do bloco do sensor pode resultar na compressão ou flexão da guia de onda óptica. Em algumas modalidades, o bloco do sensor pode ser posicionada em um ponto intermediário do dispositivo de fixação do sensor. Em outras implementações, o bloco do sensor pode ficar posicionada em um local distal do dispositivo de fixação do sensor. Em algumas implementações o bloco do sensor pode ser configurada de maneira tal que o tensionamento pulsátil do dispositivo de fixação do sensor não produza movimento pulsátil do bloco do sensor, ao passo que a abertura pulsátil da artéria no local anatômico produz um movimento pulsátil do bloco do sensor. Em algumas implementações, uma pressão de contato máxima aplicada no bloco do sensor pode causar uma redução de 20-80% (por exemplo, uma redução de 50-70%) na quantidade total de luz que sai da guia de onda óptica.

Em algumas implementações, o dispositivo pode incluir uma mola de carga anexada em pelo menos uma parte da armação do sensor e também suportando o bloco do sensor. A mola de carga pode ser configurada para contrabalançar pelo menos parte da pressão exercida contra o bloco do sensor no local anatômico de um indivíduo. A mola de carga pode ser adaptada para permitir um deslocamento desejável do bloco do sensor a uma pressão máxima. Em algumas implementações, a mola de carga pode ser adaptada para prover um deslocamento máximo do bloco do sensor entre 0,5 e 3 milímetros a uma pressão máxima.

Em algumas implementações, o dispositivo pode incluir um sensor de pressão para detectar uma pressão aplicada no local anatômico. A unidade de saída pode receber uma entrada de pressão indicativa da pressão aplicada no local anatômico pelo sensor de pressão. Em algumas implementações, a unidade de saída pode gerar um sinal vital usando um sinal

indicativo do sinal óptico recebido e da entrada de pressão.

Em algumas implementações, o local anatômico do indivíduo fica no braço. A armação do sensor pode ser configurada no dispositivo de fixação do sensor de forma que o sistema de detecção óptico fique posicionado para detectar movimento em virtude de um pulso de uma artéria braquial resultar na compressão ou flexão de pelo menos uma parte da guia de onda óptica compressível. Em algumas implementações, o sinal vital pode ser pelo menos um de uma frequência cardíaca, uma forma de onda do pulso arterial, uma pressão sanguínea sistólica, uma pressão sanguínea diastólica, uma pressão sanguínea arterial média, uma pressão do pulso e uma complacência arterial.

Em algumas implementações, o dispositivo pode incluir uma estrutura de suporte da guia de onda com uma superfície não flexível para suportar pelo menos uma parte da guia de onda óptica. O sistema de detecção óptico pode ser adaptado para causar uma deformação flexural em uma parte não suportada da guia de onda óptica em resposta a um pulso arterial.

Em algumas implementações, o dispositivo pode incluir uma superfície de suporte flexível e incompressível que suporta a guia de onda óptica substancialmente em todo seu comprimento. Por exemplo, a superfície de suporte da guia de onda pode ser uma placa de circuito eletrônico flexível. A guia de onda pode ser ligada na superfície de suporte com um adesivo de elastômero flexível. Em algumas implementações, o dispositivo de fonte óptica, o detector óptico e/ou componentes eletrônicos associados podem ser montados na superfície da superfície de suporte da guia de onda. Em algumas implementações, a superfície de suporte da guia de onda pode incluir um elemento de retorno do suporte que é configurado dentro da superfície de suporte e adaptado para contrabalançar a flexão da superfície de suporte. Em algumas implementações incluindo um bloco do sensor, o elemento de retorno do suporte pode ser adaptado para prover uma pressão de contato

crescente entre o bloco do sensor e a guia de onda óptica à medida que o bloco do sensor move-se de uma posição de descanso para uma posição de máximo deslocamento. A guia de onda óptica pode ser adaptada de maneira tal que a dita pressão de contato crescente faça com que uma quantidade decrescente de luz saia na segunda extremidade da guia de onda óptica.

Em alguns aspectos, um método de medição de um sinal vital em um indivíduo pode incluir transmitir energia óptica para uma primeira extremidade da guia de onda óptica, detectar uma quantidade de energia óptica que sai em uma segunda extremidade da guia de onda óptica, e gerar uma medida do sinal vital com base na quantidade detectada de energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica. A guia de onda óptica fica posicionada com uma armação do sensor, e a armação do sensor fica posicionada contra um local anatômico de um indivíduo, no qual está uma artéria. A guia de onda óptica fica posicionada para comprimir ou flexionar em resposta a um pulso arterial. A quantidade de energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica é detectada usando um detector óptico retido pela armação do sensor. O detector óptico gera um sinal indicativo de uma quantidade de energia óptica recebida. A quantidade de energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica muda em resposta aos pulsos arteriais.

Em algumas implementações, a armação do sensor pode ser retida por um dispositivo de fixação do sensor e o método pode incluir adicionalmente aplicar uma pressão no local anatômico do indivíduo com o dispositivo de fixação do sensor. Em algumas implementações, o método pode incluir adicionalmente variar a pressão aplicada no local anatômico com o dispositivo de fixação do sensor por um período de tempo e determinar uma série de características de pulso para pulsos arteriais durante o período de tempo de mudanças na quantidade de energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica no período de tempo. A medida gerada do

sinal vital pode ser baseada na série de características de pulso durante o período de tempo.

Em algumas implementações, o método pode incluir obter uma medição da pressão sanguínea medida e então estimar uma segunda medição de pressão sanguínea. A estimativa da pressão sanguínea pode ser baseada em uma característica do pulso inicial, obtida em um momento inicial, e uma característica de pulso subsequente obtida em um momento subsequente, usada para estimar a segunda medição da pressão sanguínea. O momento inicial é mais próximo do tempo da estimativa da pressão sanguínea medida do que o momento subsequente. A medição gerada do sinal vital é baseada na medição da pressão sanguínea, na característica do pulso inicial e na característica de pulso subsequente. Em algumas implementações, a característica do pulso inicial e as características dos pulsos subsequentes podem ser amplitudes de pulso.

Em alguns aspectos, um método de medição de uma pressão sanguínea de um indivíduo pode incluir aplicar uma pressão variada a um local anatômico de um indivíduo, no qual está uma artéria, detectar uma forma de onda do pulso arterial com um sensor de modulação da potência óptica e determinar uma pressão sanguínea sistólica e uma pressão sanguínea diastólica com base na forma de onda do pulso arterial detectada em função da pressão aplicada e variada. O sensor de modulação da potência óptica inclui uma guia de onda óptica adaptada para ser comprimida ou flexionada em resposta a um pulso arterial. A compressão ou flexão da guia de onda óptica resulta em uma redução na quantidade de luz transmitida a uma extremidade da guia de onda óptica. A forma de onda do pulso arterial sendo detectada a partir da quantidade de luz que sai na extremidade da guia de onda óptica.

Em alguns aspectos, um dispositivo de detecção de movimento óptico pode incluir uma armação do sensor que define uma abertura, um

bloco do sensor disposta na abertura, um sistema de detecção óptico adaptado para detectar uma quantidade de movimento do bloco do sensor na armação do sensor, e uma unidade de saída. O sistema de detecção óptico inclui uma guia de onda óptica, um dispositivo de fonte óptica e um detector óptico. A

5 guia de onda óptica fica posicionada dentro da armação do sensor de maneira tal que o movimento do bloco do sensor resulte na flexão ou compressão da guia de onda óptica. O dispositivo de fonte óptica supre energia óptica à guia de onda óptica. O detector óptico detecta uma quantidade de energia óptica que sai na guia de onda óptica. A unidade de saída é configurada para receber

10 um sinal indicativo da quantidade de energia óptica que sai na guia de onda óptica e gerar uma medida da quantidade de movimento do bloco do sensor a partir do sinal recebido.

Em alguns aspectos, um método de detectar uma quantidade de deslocamento localizado pode incluir transmitir energia óptica para uma

15 primeira extremidade da guia de onda óptica, detectar uma quantidade de energia óptica que sai em uma segunda extremidade da guia de onda óptica, e gerar uma medida de uma quantidade de deslocamento para baixo de um bloco do sensor com base na quantidade de energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica. A guia de onda óptica é posicionada

20 dentro da armação do sensor incluindo dum bloco do sensor de maneira tal que o deslocamento para baixo do bloco do sensor resulte na compressão ou flexão da guia de onda óptica. A quantidade de energia óptica que sai na guia de onda óptica é detectada usando um detector óptico retido pela armação do sensor. O detector óptico gera a partir disto um sinal indicativo da energia

25 óptica recebida. A medida gerada da quantidade de deslocamento para baixo do bloco do sensor é gerada usando o sinal indicativo da energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica. A quantidade de energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica é reduzida em resposta ao deslocamento para baixo do bloco do sensor.

Em alguns aspectos, uma guia de onda complacente para detectar pulsos arteriais inclui um revestimento com uma superfície plana e definindo um lúmen e um núcleo disposto dentro do lúmen. O revestimento inclui um elastômero com uma dureza Shore A entre 25 e 75. O núcleo também inclui um elastômero com uma dureza Shore A entre 25 e 75. O núcleo tem um índice refrativo maior que o índice refrativo do revestimento.

Em algumas implementações, o revestimento pode ter uma dureza Shore A entre 45 e 65 e o núcleo pode ter uma dureza Shore A entre 30 e 45. Em algumas implementações, a guia de onda pode ser capaz de guiar pelo menos 10.000 modos (por exemplo, pelo menos 50.000 modos). Em algumas implementações, o núcleo pode ter um índice refrativo entre 1,43 e 1,50 (por exemplo, entre 1,45 e 1,47) e o revestimento pode ter um índice refrativo entre 1,39 e 1,48 (por exemplo, entre 1,39 e 1,41). Em algumas implementações, o núcleo pode ter um raio de pelo menos 45 micrômetros (por exemplo, entre 150 e 200 micrômetros).

Em algumas implementações, a guia de onda óptica pode incluir um elastômero (por exemplo, um elastômero de siloxano). O elastômero pode ser selecionado do grupo que consiste em polissiloxano, poliuretano, borracha de polibutadieno e combinações destas.

Os detalhes de uma ou mais implementações da invenção são apresentados nos desenhos anexos e na descrição seguinte. Outros recursos, objetivos e vantagens da invenção ficarão aparentes a partir da descrição, desenhos e reivindicações.

DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

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

As figuras 2A, 2B e 2C representam várias implementações do dispositivo de medição de sinal vital posicionado em um braço, e mostrando três diferentes níveis de pressão de manguito relativas à pressão sistólica

arterial.

5 A figura 3 representa uma série de pulsos durante esvaziamento de um manguito detectados por um sensor de pressão acoplado pneumaticamente no manguito comparados com pulsos obtidos simultaneamente detectados por um sistema de detecção óptico mantido por um dispositivo de fixação do sensor.

A figura 4 representa uma implementação de um dispositivo de medição de sinal vital com um dispositivo de fixação do sensor com uma bexiga inflável.

10 As figuras 5A, 5B e 5C representam uma implementação de uma armação do sensor contendo os componentes de um sistema de detecção óptico.

15 A figura 6 representa uma implementação do sistema de detecção óptico em uma superfície de suporte de guia de onda flexível e incompressível.

As figuras 7A-7C representam implementações de sistemas de detecção ópticos.

As figuras 8A e 8B representam como uma guia de onda comprimida resulta em uma redução na quantidade de luz transmitida.

20 As figuras 9A e 9B representam como uma guia de onda flexionada resulta em uma redução na quantidade de luz transmitida.

As figuras 10A-10D são vistas seccionais transversais de diferentes implementações da guia de onda.

25 A figura 11 representa uma transmissão de luz pulsátil em uma guia de onda submetida a uma deformação oscilante por causa de um pulso arterial.

A figura 12 representa uma implementação de um método analítico usado para determinar um ou mais sinais vitais por uma unidade de saída.

Símbolos de referência iguais nos vários desenhos indicam elementos iguais.

DESCRIÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

5 Como mostrado na figura 1, um dispositivo de medição de sinal vital pode incluir um dispositivo de fixação do sensor 102, uma armação do sensor 200 que retém um sistema de detecção óptico, e uma unidade de saída 106. Uma saída do sistema de detecção óptico na armação do sensor 200 pode ser usada para determinar a medição de um sinal vital, por exemplo, pressão sanguínea, de um paciente, e especificamente medidas sistólica e
10 diastólica da pressão sanguínea do paciente.

O dispositivo de fixação do sensor 102 retém a armação do sensor 200 e aplica-a contra um local anatômico de um indivíduo 112, no qual fica uma artéria 118. Na figura 1, por exemplo, o local anatômico 112 é um braço de um paciente humano. A armação do sensor 200 pode ficar
15 posicionada de forma que o sistema de detecção óptico 104 detecte movimento correspondente a um pulso arterial quando a armação do sensor 200 é colocada contra o local anatômico 112 do indivíduo. Desta maneira, é possível detectar pulsos arteriais com o sistema de detecção óptico quando o dispositivo de fixação do sensor 102 estiver exercendo uma pressão no braço
20 do indivíduo 112 que está a uma pressão sistólica, ou abaixo desta, mas não detectar pulsos arteriais quando o dispositivo de fixação do sensor 102 estiver acima da pressão sistólica. Dessa maneira, a pressão sistólica pode ser determinada como a pressão aplicada no local anatômico 112 quando o primeiro pulso arterial é detectado pelo sistema de detecção óptico, à medida
25 que a pressão é reduzida de uma pressão acima da pressão sistólica. Alternativamente, a pressão sistólica pode ser determinada como a última pressão na qual um pulso arterial é observado pelo sistema de detecção óptico, à medida que a pressão é aumentada até uma pressão superior à pressão sistólica. Além disso, o dispositivo de medição de sinal vital pode

medir a intensidade relativa de um ou mais pulsos arteriais e/ou detectar uma forma de onda do pulso, quando o dispositivo de fixação do sensor estiver exercendo uma pressão menor que a pressão sistólica no braço do paciente e, a partir dessas medições, determinar diversas diferentes medições de sinal vital incluindo medições de pressão sistólica e diastólica do indivíduo. Por exemplo, a pressão diastólica pode ser determinada com base em características de forma de onda de pulso predeterminadas, tais como a razão de amplitudes de pulso e/ou da forma de onda do pulso entre pulsos arteriais.

O sistema de detecção óptico 104 emprega o que pode ser referido como um método de modulação da potência óptica para detectar e medir pulsos arteriais. Um sistema de detecção óptico de exemplo que implementa um método de modulação da potência óptica como este, referindo-se em particular à figura 5C, inclui uma guia de onda óptica 212 retida pela armação do sensor 200, uma fonte óptica 202 posicionada para suprir energia óptica a uma primeira extremidade da guia de onda óptica 212, e um detector óptico 240 posicionado para detectar uma quantidade de energia óptica que sai em uma segunda extremidade oposta da guia de onda óptica 212. Uma unidade de saída 106, por exemplo, mostrada na figura 1, é conectada de maneira a receber um sinal, por exemplo, um sinal elétrico, do sistema de detecção óptico, e, em particular, do detector óptico 240, em que o sinal é indicativo de uma quantidade de luz em um dado ponto de tempo que sai na segunda extremidade oposta da guia de onda óptica que é detectada pelo detector óptico 240. A partir do sinal recebido, a unidade de saída 106 gera uma medida do sinal vital. O sistema de detecção óptico 140 é atuado por um pulso arterial, ou responde a ele, em virtude da compressão ou flexão de pelo menos uma parte da guia de onda óptica 212 do sistema de detecção, que resulta em uma redução na quantidade de energia óptica que sai na guia de onda óptica e, dessa maneira, uma redução na quantidade de energia óptica recebida pelo detector óptico.

A título de exemplo, um sinal vital pode incluir uma frequência cardíaca, uma forma de onda de pulso arterial, uma medida da pressão sanguínea sistólica, uma medida da pressão sanguínea diastólica, uma medida da pressão sanguínea arterial média, uma medida da pressão do pulso e/ou uma medição da complacência arterial. Em algumas implementações, os sinais vitais podem ser determinados a partir do sincronismo de pulsos arteriais, da amplitude e/ou magnitude de pulsos arteriais e/ou de formas de onda do pulso arterial. Em algumas implementações, os sinais vitais podem ser determinados a partir da saída recebida do sistema de detecção óptico 104 sozinho, ao passo que, em outras implementações, os sinais vitais podem ser determinados a partir dessa saída em combinação com outros dados (por exemplo, dados relativos à pressão interna em um manguito pneumática). Como um exemplo do primeiro caso, uma frequência cardíaca pode ser determinada a partir da saída recebida do sistema de detecção óptico 140 sozinho. As medições de sinal vital presentes podem ser feitas em qualquer local do membro, incluindo, mas sem limitações, o braço, a área do pulso, as pernas e os dedos.

Dispositivo de Fixação do Sensor

O dispositivo de fixação do sensor pode ser qualquer estrutura adaptada para reter e posicionar uma armação do sensor 200 ou uma parte deste adjacente a um local anatômico de um indivíduo 112 de maneira tal que o sistema de detecção óptico 140 dentro da armação do sensor 200 possa detectar um pulso arterial. O dispositivo de fixação do sensor pode reter a armação do sensor 200 adjacente a um local anatômico de um indivíduo 112 a uma pressão de fixação do sensor predeterminada ou a uma pressão de fixação do sensor ajustável. Por exemplo, o dispositivo de fixação do sensor pode ser uma bandagem adesiva ou um manguito (por exemplo, um manguito elástica ou um manguito inflável).

Como mostrado na figura 4, um dispositivo de fixação do

sensor 102 pode ser um manguito inflável 120 com uma bexiga inflável 122. Por exemplo, o dispositivo de fixação do sensor 102 pode ser um conjunto que inclui um manguito compreendendo um material de tecido que é configurado para envolver ou circundar um local anatômico (por exemplo, um membro de um indivíduo). A bexiga inflável 122 pode ficar posicionada dentro do manguito para envolver ou circundar parcialmente um membro. Como tal, o dispositivo de fixação do sensor 102 é adaptado para aplicar pressão no membro quando inflado e comprimir assim uma artéria dentro do membro.

Em geral, o dispositivo de fixação do sensor tipo manguito 102 para uso nos sistemas e métodos atualmente descritos pode ser de um tipo que circunda tanto completa quanto parcialmente o membro, ou pode ser de um tipo que aplica pressão localmente, que pode ser vantajoso em certos locais anatômicos, incluindo o pulso sobre a artéria radial. A bexiga 122 em um dispositivo 102 como este pode ser conectada pneumaticamente a uma bomba 124 por meio de uma mangueira 116, como é o caso na figura 4. Em algumas implementações, tal como a mostrada na figura 4, um manguito pneumaticamente inflável pode ser inflada (por exemplo, por meio de uma bomba 124) e esvaziada (por exemplo, por meio de uma válvula 126) para ajustar a pressão aplicada a uma parte do corpo de um indivíduo 112. Em algumas implementações, um sistema pode incluir um controlador de inflação 452, tal como incluído na unidade de saída 106, como mostrado na figura 12, para controlar a inflação e esvaziamento do manguito. Em outras implementações, um controlador de inflação pode ser incluído como uma unidade de controlador separada para controlar a operação do dispositivo de medição de sinal vital.

Como tal, várias formas de um dispositivo de fixação do sensor podem ser aplicadas a várias diferentes partes do corpo de um indivíduo. O dispositivo de fixação do sensor pode ser dimensionado e

arranjado para colocação em um local anatômico do corpo de um indivíduo adjacente a uma artéria predeterminada do indivíduo. Como mostrado nas figuras 1 e 2A-2C, o dispositivo de fixação do sensor 102 pode ficar posicionado em um braço (acima do cotovelo do indivíduo) de forma que o sistema de detecção óptico dentro da armação do sensor 200 possa detectar movimento correspondente a um pulso arterial na artéria braquial 118. O dispositivo de fixação do sensor pode também ser adaptado para colocação no pulso de forma que o sistema de detecção óptico na armação do sensor possa detectar movimento correspondente a um pulso arterial na artéria radial. O dispositivo de fixação do sensor pode também ser posicionado em uma perna (por exemplo, no tornozelo para detectar pulsos em uma artéria), no pescoço ou em qualquer outra parte do corpo onde um pulso arterial pode ser detectado.

Como mostrado nas figuras 2A-2C, a armação do sensor 200 pode ser posicionada proximal ao ponto intermediário do dispositivo de fixação do sensor 102 (como mostrado na figura 2A), no ponto intermediário do dispositivo de fixação do sensor 102 (como mostrado nas figuras 2B e 2C) ou distal do ponto intermediário do dispositivo de fixação do sensor 102 (não mostrado). A colocação da armação do sensor 200 e, mais especificamente, da parte de detecção (por exemplo, bloco do sensor) da armação do sensor 200, com relação a um dispositivo de aplicação de pressão, pode afetar os dados obtidos. Em implementações onde o dispositivo de fixação do sensor 102 aplica pressão no local anatômico, tal como mostrado nas figuras 2A-2C, a posição da parte de detecção da armação de detecção 200 dentro do dispositivo de fixação do sensor 102 pode afetar os dados obtidos. Em algumas implementações, uma pressão aplicada a uma artéria que fica disposta abaixo da superfície de um local anatômico pode ser não uniforme. Por exemplo, embora um dispositivo de colocação do corpo que aplica pressão 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 fica disposta a uma certa distância abaixo da superfície. Em algumas implementações, a pressão aplicada a uma artéria que fica disposta a uma certa distância abaixo da pele por um manguito inflável pode ser máxima na linha intermediária do manguito e menor nas margens do manguito. O local da armação do sensor 200 relativo ao dispositivo de fixação do sensor 102 pode ser fixo para otimizar a sensibilidade dos recursos selecionados do pulso arterial. Em algumas implementações, a armação do sensor 200 e a parte de detecção (por exemplo, o bloco do sensor) da armação do sensor 200 podem ficar localizadas na linha intermediária 134 do manguito de maneira tal que ela não seja responsiva a ampliação pulsátil do segmento arterial sob a parte proximal do manguito quando a pressão do manguito excede a pressão sistólica, permitindo assim uma determinação precisa da pressão sistólica quando a seção intermediária do segmento arterial se abre.

Em outras implementações, não mostradas, a armação do sensor 200 e a parte de detecção (por exemplo, bloco do sensor) da armação do sensor 200 podem ficar localizadas próximas da margem distal do manguito de maneira tal que ela seja responsiva especificamente a mudanças de dimensão arterial pulsátil nesse local. Dessa maneira, os recursos exclusivos da forma de onda do pulso arterial na pressão diastólica em uma posição distal podem ser identificados, e efeitos da complacência arterial em artérias mais distais podem ser detectados. A flexão para fora da pele na linha intermediária 134 do manguito, e também distal da linha intermediária 134, ocorre durante a sístole, quando a pressão do manguito está abaixo da pressão sistólica. A pressões do manguito superiores à pressão sanguínea sistólica, as oscilações arteriais são limitadas à área proximal do manguito, como discutido anteriormente.

Em algumas implementações, não mostradas, o dispositivo pode incluir um segundo dispositivo de aplicação de pressão separado do

dispositivo de fixação do sensor que retém a armação do sensor com o sistema de detecção óptico. O segundo dispositivo de aplicação de pressão pode ser adaptado para ser colocado contra um segundo local anatômico de um indivíduo proximal ao local anatômico do dispositivo de fixação do sensor para permitir a detecção do pulso arterial pelo sistema de detecção óptico em uma posição distal e separada do dispositivo de aplicação de pressão. Dessa maneira, o sistema de detecção óptico pode detectar uma forma de onda do pulso arterial em uma posição espaçada e distal do ponto de oclusão arterial, e assim permitir a detecção de recursos exclusivos de uma forma de onda arterial. O segundo dispositivo de aplicação de pressão pode ser um manguito inflável. Em algumas implementações, tanto o dispositivo de aplicação de pressão quanto o dispositivo de fixação do sensor podem ser braçadeiras de pressão arterial infláveis.

A figura 2A representa um dispositivo de fixação do sensor 102 aplicando uma pressão no braço que excede a pressão sistólica arterial da artéria braquial suficiente para resultar em uma mínima abertura arterial sob a borda de avanço do dispositivo de fixação do sensor 102 na sístole. A quantidade de pressão aplicada contra o dispositivo de fixação do sensor 102 pulsará ligeiramente por causa da expansão arterial na borda de avanço durante um pulso arterial. Não ocorre abertura arterial no posicionamento da armação do sensor 200 e, portanto, o sistema de detecção óptico 104 na armação do sensor 200 não produz um sinal pulsátil. Entretanto, um sinal pulsátil ocorrerá a uma maior pressão se a armação do sensor 200 ficar localizada em uma posição proximal ao ponto intermediário do dispositivo de fixação do sensor 102 do que se ele ficar localizado no ponto intermediário do dispositivo de fixação do sensor 102.

A figura 2B representa um dispositivo de fixação do sensor 102 aplicando uma pressão ligeiramente maior que a pressão sistólica arterial, de maneira tal que a abertura arterial 118 estenda-se praticamente até o ponto

intermediário do dispositivo de fixação do sensor 102 em sístole. A oscilação na pressão aplicada contra o dispositivo de fixação do sensor 102 durante uma pressão do pulso arterial seria muito maior que no caso da figura 2A, já que a expansão arterial ocorre praticamente na metade do segmento localizado dentro do dispositivo de fixação do sensor. No entanto, não ocorre abertura arterial do dispositivo de fixação do sensor 102 no ponto intermediário e, portanto, o sistema de detecção óptico 104 na armação do sensor 200 não produz um sinal pulsátil.

A figura 2C representa um dispositivo de fixação do sensor 102 aplicando uma pressão abaixo da pressão sistólica arterial, de maneira tal que todo o segmento arterial 118 abra-se momentaneamente em sístole. As oscilações na pressão aplicada contra o dispositivo de fixação do sensor 102 durante um pulso arterial será ainda maior na amplitude. A abertura arterial no local sob a armação do sensor 200 faz com que o sistema de detecção óptico 104 registre um sinal pulsátil.

A parte superior da figura 3 representa pulsos de pressão detectados em um dispositivo de fixação do sensor 102 aplicada por uma série de pulsos arteriais à medida que a pressão aplicada pelo dispositivo de fixação do sensor 102 é aumentada de uma pressão superior à pressão sanguínea sistólica de um indivíduo para uma pressão abaixo da pressão sanguínea diastólica de um indivíduo. A parte inferior da figura 3 representa pulsos determinados a partir de um sistema de detecção óptico com a armação do sensor no ponto intermediário de um dispositivo de fixação do sensor 102 à medida que a pressão aplicada pelo dispositivo de fixação do sensor é reduzida de uma pressão superior à pressão sanguínea sistólica de um indivíduo para uma pressão abaixo da pressão sanguínea diastólica de um indivíduo. Como mostrado, o sistema de detecção óptico dentro da armação do sensor não detecta nenhum pulso até que a pressão aplicada fique igual ou menor que a pressão sanguínea sistólica. Isto pode permitir uma determinação

precisa da pressão sanguínea sistólica e a forma de onda detectada pelo sistema de detecção óptico pode permitir o cálculo de outros sinais vitais.

A figura 4 representa uma implementação de um dispositivo de fixação do sensor 102. O dispositivo de fixação do sensor pode ser um manguito inflável 120 com uma bexiga inflável 122. O manguito pode incluir um material de tecido configurado para envolver um membro de um indivíduo. A bexiga inflável 122 pode circundar parcialmente, mas não completamente, o membro, e pode ser adaptada para aplicar pressão no membro quando inflada e assim comprimir uma artéria dentro do membro. O manguito inflável 120 pode ser adaptada para ser envolta no braço de um indivíduo e conter uma armação do sensor 200 em uma posição para aplicar pressão igual no membro. Um sistema de detecção óptico pode ficar localizado dentro da armação do sensor 200 para detectar pulsos arteriais da artéria braquial. O manguito 120 pode incluir prendedores tipo gancho e laço 132 (por exemplo, Velcro®) ou outros dispositivos de fixação, que podem ser usados para prender o manguito 120 em torno de um membro de um indivíduo. O manguito 120 pode ser envolta no membro de um indivíduo e a bexiga 122 pode ser inflada para transmitir uma pressão no membro. A bexiga 122 pode ser conectada a uma bomba 124 por meio de uma mangueira 116. A bexiga 122 pode também ser anexada a uma válvula 126 que pode 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 ficar localizado na bexiga, como mostrado, ou pode ser pneumaticamente conectado na bexiga 122 (por exemplo, por meio da mangueira 116).

Os componentes do sistema de detecção óptico podem ser empacotados na armação do sensor 200 (por exemplo, um alojamento) localizado no ponto intermediário 134 do manguito 120. A armação do sensor 200 pode ficar em oposição no manguito de maneira tal que a pressão aplicada no membro pela armação do sensor seja substancialmente igual à

pressão aplicada no membro pelo tecido do manguito em volta quando a bexiga inflável 122 é inflada. Por exemplo, a superfície superior da armação do sensor 200 pode ficar aproximadamente nivelada com uma superfície interna do manguito. A armação do sensor 200 pode ficar posicionada no manguito 120 de forma que o sistema de detecção óptico 104 possa detectar um pulso de uma artéria quando o manguito 120 é envolta em um local anatômico de um paciente.

Unidade de Saída

Como mostrado nas figuras 4 e 12, a unidade de saída recebe sinais (por exemplo, sinais elétricos) representativos de uma quantidade de energia óptica (por exemplo, luz) que sai da segunda extremidade da guia de onda óptica e assim detectada pelo detector óptico 240. Esses sinais podem ser transmitidos por meio de cabos elétricos 108. Em algumas implementações, a unidade de saída 106 pode também receber outros dados. Por exemplo, como mostrado na figura 4, cabos 108 podem transmitir dados na forma de sinais (por exemplo, sinais elétricos) de um transdutor de pressão na bexiga 122 de um manguito 120 para a unidade de saída 106 para permitir que a unidade de saída 106 determine uma quantidade de pressão aplicada a um local anatômico de um paciente. Em algumas implementações, a unidade de saída 106 pode receber dados relativos à quantidade de energia óptica recebida por um detector óptico proveniente do sistema de detecção óptico por meio de transmissão sem fio.

Como mostrado nas figuras 1, 4 e 12, o dispositivo de medição de sinal vital pode incluir uma unidade de exibição 114 para representar um ou mais sinais vitais (por exemplo, frequência cardíaca, pressão sistólica e pressão diastólica). Como mostrado na figura 4, a unidade de saída 106 pode ser empacotada com a unidade de exibição 114. Em algumas implementações, não mostradas, a unidade de saída pode ficar dentro da armação do sensor, pode ser em uma outra parte do conjunto de manguito, ou pode ser localizada

remotamente e em comunicação com o sistema de detecção óptico por meio de transmissões sem fio. Cabos podem transmitir dados (por exemplo, por meio de sinais elétricos) da unidade de saída 106 para o dispositivo de exibição 114. Em outras implementações, a unidade de saída 106 pode transmitir medições de sinais vitais por meio de transmissão sem fio.

Em algumas implementações, a unidade de saída pode incluir um sistema de alarme para produzir um sinal detectável humano quando uma medição de sinal vital gerada pela unidade de saída atender a um critério predeterminado. Por exemplo, a unidade de saída pode ser adaptada para criar um alarme visual ou audível para alertar um usuário que um sinal vital detectado está fora de uma faixa predeterminada.

A unidade de saída 106 pode realizar inúmeras etapas de processamento de dados, cálculos, ou funções de estimativa, algumas das quais são discutidas a seguir. A unidade de saída 106 pode incluir um processador para determinar o sinal vital a partir de sinais do sistema de detecção óptico com ou sem outros dados (por exemplo, dados relativos a uma pressão aplicada a um local anatômico por um manguito inflável mostrada na figura 4).

Armação do Sensor

Como mostrado nas figuras 5A, 5B e 5C, um sistema de detecção óptico 104 pode ser contido em uma armação de detecção 200 (por exemplo, um alojamento). A função da armação do sensor 200 é manter a pressão contra a pele e transmitir o impulso mecânico de pulsos arteriais ao sistema de detecção óptico 104 sem transmitir um pulso de pressão do manguito pneumática. A função do sistema de detecção óptico 104 é gerar um sinal representativo do pulso arterial.

A armação do sensor 200 pode ser colocada contra um local anatômico (por exemplo, contra a pele de um indivíduo) para detectar pulsos arteriais pelo movimento do bloco do sensor 232, que pode ser posicionada

adjacente ao local anatômico. A armação do sensor 232 pode ser configurada de maneira tal que ela mova-se em decorrência de maior pressão de contato causada pela inflação da bexiga. O movimento do bloco do sensor 232 pode resultar na compressão ou flexão da guia de onda óptica 212. A armação do sensor 200 pode também incluir uma mola de carga 234 anexada no bloco do sensor 232 para contrabalançar a força aplicada no bloco do sensor 232 pelo local anatômico do indivíduo. A mola de carga 234 pode também ser anexada em pelo menos uma parte da armação do sensor 200. A armação do sensor 200 pode também incluir estruturas para suportar a guia de onda, tal como uma superfície de suporte da guia de onda flexível e incompressível 233, sobre a qual a guia de onda apóia-se, e/ou uma estrutura de suporte da guia de onda não complacente 235 para suportar a guia de onda óptica 212 contra as forças aplicadas na guia de onda óptica 212 pelo bloco do sensor 232. A armação do sensor 200 pode também incluir cabos 108 para transmitir dados do detector óptico 240 para a unidade de saída 106. Em algumas implementações, não mostradas, a armação do sensor 200 pode incluir uma unidade de saída e pode incluir cabos 108 que transmitem dados da unidade de saída a uma fonte externa (por exemplo, um monitor). Em algumas implementações, a armação do sensor 200 pode ter uma largura entre 0,7 e 1,3 polegada (17,8 e 33,0 milímetros) (por exemplo, cerca de 1 polegada (25,4 milímetros)), um comprimento entre 1,5 e 2,2 polegadas (38,1 e 55,9 milímetros) (por exemplo, cerca de 1,7 polegada (43,2 milímetros)) e uma espessura entre 0,3 e 0,9 polegada (7,6 e 22,9 milímetros) (por exemplo, cerca de 0,6 polegada (15,2 milímetros)).

Como mostrado nas figuras 5A, 5B e 5C, um bloco do sensor 232 adaptada para colocação contra um local anatômico de um indivíduo pode ser anexada a uma mola de carga 234. O bloco do sensor 232 pode estender-se para fora da armação do sensor 200 quando em um estado relaxado. Por exemplo, o bloco do sensor 232 pode estender-se para fora da

armação do sensor 200 em pelo menos 0,1 polegada (2,54 milímetros) (por exemplo, entre 0,1 e 0,3 polegada (2,54 e 7,6 milímetros)). Como mostrado, o bloco do sensor 232 estende-se para fora do alojamento do sensor 200 em 0,161 polegada (4,09 milímetros). O bloco do sensor 232 pode ter qualquer
5 forma. O bloco do sensor 232 pode ter um diâmetro de pelo menos 0,3 polegada (7,6 milímetros), por exemplo, entre 0,3 e 0,8 polegada (7,6 e 20,3 milímetros) (por exemplo, cerca de 0,6 polegada (15,2 milímetros). Em algumas implementações, por exemplo, mostrada na figura 5C, o bloco do sensor 232 pode ser anexada na mola 234 por uma articulação 236 que
10 permite o movimento para frente e para trás do bloco do sensor 232. Em algumas implementações, mostradas na figura 5C, o bloco do sensor 232 pode ter uma superfície superior inclinada. O bloco do sensor 232 pode ser anexada ou de outra forma posicionada para causar a compressão ou flexão da guia de onda óptica 212 do sistema de detecção óptico 104. Como mostrado na figura
15 5C, o bloco do sensor 232 pode incluir uma parte de pressão 238 adaptada para causar a compressão localizada da guia de onda óptica 212. O bloco do sensor 232 pode também ser posicionada dentro de um recorte 252. O espaçamento entre o recorte 252 e o bloco do sensor 232 pode afetar a quantidade de movimento do bloco do sensor 232 permitida pelo alojamento
20 do sensor 200 por causa de pulsos arteriais. O espaçamento entre o recorte 252 e o bloco do sensor 232 pode ser cerca de 0,1 polegada (2,54 milímetros).

Cabos 108 podem transmitir dados do detector óptico 240 para uma unidade de saída 106, como discutido anteriormente. Em algumas implementações, não mostradas, a unidade de saída pode ser incluída na
25 armação do sensor e cabos podem transmitir dados de sinais vitais aos dispositivos fora do alojamento. Em algumas implementações, não mostradas, o sistema de detecção óptico 104 pode transmitir dados da armação do sensor 200 por transmissão sem fio.

A mola de carga 234 pode contrabalançar a uma força aplicada

no bloco do sensor 232 por um pulso arterial e retornar o bloco do sensor para um estado inicial depois do pulso arterial. A mola de carga 234 pode assim limitar a quantidade de deformação por compressão e flexural da guia de onda atribuída a um pulso arterial. A mola de carga 234 pode ser selecionada de maneira tal que o fator de transmissão óptico seja mais sensível à deformação da guia de onda dentro da faixa usual de pressões do manguito. A combinação da mola de carga 234 e outros recursos da armação do sensor 200 e o sistema de detecção óptico 104 pode prover forças de compensação de maneira tal que uma pressão aplicada de 150 mmHg desloque o bloco do sensor em pelo menos 1 mm de um estado de descanso. Em algumas implementações, a armação do sensor 200 e o sistema de detecção óptico 104 podem ser adaptados de maneira tal que uma pressão aplicada de 150 mmHg desloque o bloco do sensor em pelo menos 2 mm do estado de repouso. Em algumas implementações, a mola de carga 234 pode ser adaptada para prover um deslocamento máximo do bloco do sensor entre 0,5 e 3 milímetros a uma pressão máxima (por exemplo, entre 0,8 e 1,5 milímetro a uma pressão máxima). Em algumas implementações, a armação do sensor 200 e o sistema de detecção óptico 104 podem ser adaptados de maneira tal que uma pressão aplicada entre 80 e 150 mmHg (por exemplo, entre 100 e 130 mmHg) possa tornar uma superfície superior do bloco do sensor aproximadamente nivelada com a superfície superior da armação do sensor 200. Em algumas implementações, o bloco do sensor 232 pode ficar praticamente nivelada com a armação do sensor 200 quando colocada contra o local anatômico de um paciente pelo dispositivo de oclusão 102, com o dispositivo de oclusão provendo uma pressão no local anatômico superior à pressão sistólica. Em algumas implementações, a superfície superior da armação do sensor 200 pode ficar aproximadamente nivelada com a superfície interna do dispositivo de fixação do sensor (por exemplo,, o manguito inflável).

A armação do sensor 200 pode também incluir uma estrutura

de suporte da guia de onda, tal como uma superfície de suporte da guia de onda flexível e incompressível 233 e/ou uma estrutura de suporte da guia de onda não complacente 235 para suportar a guia de onda 212 do sistema de detecção óptico 104 contra a força aplicada pelo bloco do sensor 232. A

5 superfície de suporte da guia de onda 233 pode ter uma superfície de suporte flexível e incompressível e pode estender-se ao longo de todo o comprimento da guia de onda óptica 212. Em algumas implementações, mostradas na figura 6, o suporte da guia de onda 233 pode ter um elemento de retorno de suporte 237 configurado na superfície de suporte e adaptado para contrabalançar à

10 flexão da superfície de suporte. Por exemplo, o elemento de retorno do suporte 237 no suporte da guia de onda 233 pode ser um elemento com uma alta memória, tal como uma mola de aço, que pode retornar a guia de onda para sua posição não deformada após cada deformação pulsátil. O elemento de retorno do suporte 237 pode ser adaptado para prover uma pressão de

15 contato crescente entre o bloco do sensor e a guia de onda óptica à medida que o bloco do sensor move-se de uma posição de descanso para uma posição de máximo deslocamento, com a guia de onda óptica adaptada de maneira tal que a dita pressão de contato crescente faça com que uma quantidade decrescente de luz saia da guia de onda óptica. Em algumas implementações,

20 o elemento de retorno do suporte 237 pode funcionar com a mola de carga 234 para conseguir a pressão de contato crescente. Em algumas implementações, a superfície de suporte da guia de onda 233 pode ser uma placa de circuito eletrônico flexível, na qual a guia de onda é ligada com um adesivo de elastômero flexível. Como mostrado na figura 6, a superfície de

25 suporte da guia de onda 233 pode também suportar e levar a fonte óptica 202 e/ou o detector óptico 240. Em algumas implementações, outros componentes eletrônicos associados podem ser montados na superfície de suporte da guia de onda 233.

A estrutura de suporte da guia de onda 235 é não complacente.

Em algumas implementações, mostradas na figura 7A, a estrutura de suporte da guia de onda 235 pode suportar a parte da guia de onda 212 que está sendo atuada pelo bloco do sensor 232 (por exemplo, substancialmente em todo seu comprimento). Dessa maneira, a guia de onda 212 pode ser comprimida entre o suporte da guia de onda 235 e a parte de pressão 238. As figuras 8A e 8B, discutidas a seguir, representam como a compressão da guia de onda 212 pode resultar em uma redução na quantidade de luz transmitida ao detector óptico 240. Em outras implementações, mostradas nas figuras 7B e 7C, a estrutura de suporte da guia de onda 235 pode suportar uma parte da guia de onda espaçada da parte da guia de onda que está sendo atuada pelo bloco do sensor 232. Em algumas implementações, o movimento do bloco do sensor 232 pode resultar na flexão da guia de onda 212. A figura 7B representa uma implementação onde o bloco de detecção age diretamente contra a guia de onda para resultar em uma flexão da guia de onda óptica 212. A figura 7C representa uma implementação onde uma parte de pressão 238 pressiona uma parte localizada da guia de onda. Isto pode resultar em uma certa compressão combinada com um pouco de flexão da guia de onda em uma região adjacente. As figuras 9A e 9B, discutidas a seguir, representam como a flexão da guia de onda 212 pode resultar em uma redução na quantidade de luz transmitida ao detector óptico 240.

O sistema de detecção óptico 104 dentro da armação do sensor 200 pode agir como um sistema de detecção de movimento (por exemplo, um sistema de detecção de movimento adaptado para detectar movimento localizado associado com um pulso arterial). O sistema de detecção óptico 104 dentro da armação do sensor 200 pode detectar movimento correspondente a um pulso arterial quando o dispositivo de fixação do sensor for colocado contra o local anatômico do indivíduo, em vez de meramente uma pressão aplicada no bloco do sensor 232. Por exemplo, um sensor de pressão superficial (por exemplo, um sensor de pressão tipo piezoresistivo)

pode detectar mudanças na pressão atribuídas a um pulso arterial mesmo quando a pressão aplicada no local anatômico pelo dispositivo de oclusão 120 exceder a pressão sistólica. A uma alta pressão do manguito (acima da pressão sistólica) a artéria proximal ao dispositivo de oclusão 102 (por exemplo, um manguito inflável) pode conferir um impacto pulsátil no local anatômico distribuído através do tecido, que causa um aumento da pressão pulsátil dentro do dispositivo de oclusão 102. Este efeito causa um tensionamento pulsátil do dispositivo de oclusão 102, que seria detectado por um sensor de pressão superficial anexado na superfície interna do dispositivo de oclusão 102, mesmo que não exista contração do manguito em virtude de o tecido ser essencialmente "incompressível" e a artéria ser continuamente oclusa na área por baixo do sensor de pressão. Um sinal de uma quantidade de pressão aplicada pelo dispositivo de oclusão (isto é, um sensor de pressão de bexiga do manguito) e o sensor de pressão superficial será similar acima e abaixo da pressão sistólica em virtude de o efeito da abertura da artéria para permitir que o fluxo sanguíneo ocorra ser menor que o efeito do impacto pulsátil no manguito supradescrita. Ao contrário, um sistema de detecção óptico dentro de uma armação do sensor agindo como um sensor de movimento pode ter pouca ou nenhuma resposta por causa do tensionamento do manguito a altas pressões do manguito e impedir a detecção de movimento durante pulsos arteriais a pressões acima da pressão sistólica. Dessa maneira, o uso de um sistema de detecção óptico dentro de uma armação do sensor como um sensor de movimento pode indicar mais precisamente a pressão sanguínea sistólica do que um sensor de pressão. Além disso, não é necessária medição da pressão sanguínea sistólica separada para calibração ou estabelecimento de uma linha de base.

Sistema de Detecção Óptico usando Modulação da Potência Óptica

Como mostrado nas figuras 5C, 6 e 7A-7C, o sistema de detecção óptico 104 pode incluir uma fonte óptica 202, uma guia de onda

óptica 212 e um detector óptico 240. Como discutido anteriormente, o sistema de detecção óptico 104 pode ser retido por uma armação do sensor 200 (por exemplo, um alojamento) retida pelo dispositivo de fixação do sensor 102. A fonte óptica 202 pode ser óticamente acoplada na guia de onda óptica 212, de maneira tal que a energia óptica (por exemplo, ondas de luz 218) desloque da fonte óptica 202 para uma primeira extremidade da guia de onda óptica 212. Em algumas implementações, um LED pode ser usado como a fonte óptica 202. Um detector óptico 240 recebe a energia óptica que sai em uma segunda extremidade oposta da guia de onda óptica 212 e pode gerar um sinal indicativo da quantidade de luz recebida. Em algumas implementações, o detector óptico 240 recebe substancialmente toda a luz que sai da segunda extremidade da guia de onda óptica 212. Em algumas implementações, o detector óptico 240 pode ser um fotodetector de diodo PIN, um detector CCD (Dispositivo Acoplado por Carga) ou um detector CMOS (Semicondutor de Óxido de Metal Complementar).

Guia de Onda Óptica

A guia de onda óptica 212 pode ser uma fibra óptica ou qualquer líquido, gel ou sólido que transmita ondas de luz pela reflexão ou refração interna. Uma guia de onda óptica 212 pode incluir um comprimento de material óticamente transparente, normalmente referido como "núcleo" 215, que é envolto por um material de menor índice refrativo, normalmente referido como o "revestimento" 217. O núcleo 215 pode ter um índice de refração relativamente alto (N_2), com relação ao índice de refração inferior (N_1) do revestimento 217. A diferença entre os índices refrativos do núcleo e do revestimento define a abertura numérica (NA) da guia de onda, de acordo com o relacionamento:

$$NA = (N_2^2 - N_1^2)^{1/2}$$

É o NA e o ângulo crítico (θ_c) de uma guia de onda que governam o confinamento da luz dentro do núcleo da guia de onda. Se o ângulo de

incidência de um raio de luz na interface núcleo/revestimento com relação a um vetor normal à interface for menor que o ângulo crítico (θ_c), então o raio não será refletido internamente, mas escapará do núcleo e se perderá. Se N_2 for muito próximo de N_1 (isto é, $NA \rightarrow 0$), o ângulo crítico se aproximará de 90 graus e praticamente toda a luz escapará em um comprimento pequeno da guia de onda. Se N_2 e N_1 forem de valores suficientemente diferentes, uma grande parte da luz permanecerá confinada. Energia óptica (por exemplo, luz) se perde da guia de onda óptica quando a onda luminosa atinge a interface dos dois materiais (o núcleo 215 e o revestimento 217) em um ângulo menor que o ângulo crítico (θ_c). O ângulo crítico (θ_c) pode ser calculado pela seguinte equação:

$$\theta_c = \text{arc seno } (N_1/N_2)$$

Uma outra característica de uma fibra óptica ou guia de onda óptica é o número de modos que são excitáveis. Em uma guia de onda óptica, o termo "modo" refere-se a um padrão de intensidade específico em um plano transversal ao eixo geométrico da guia de onda óptica. Um relacionamento estreito existe entre o padrão do modo interno e o padrão manchado externo de uma fibra óptica. Em uma fibra do modo simples, somente um pico de intensidade pode ocorrer. Em fibras multimodos, um grande número de picos de intensidade pode ocorrer em qualquer local ao longo da guia de onda. Em qualquer guia de onda com seção transversal circular, o modo de "ordem zero" é formado pela propagação da luz ao longo do eixo geométrico da guia de onda (considerando uma guia de onda perfeitamente reta). Os assim chamados modos de "ordem superior" são formados pela luz que não é lançada na direção axial, mas em um certo ângulo com o eixo geométrico. Esses modos são guiados pela diferença de índice refrativo entre o núcleo e o revestimento, e cada um normalmente terá uma menor intensidade do que o modo de ordem zero. Quando uma guia de onda de índice escalonado é flexionada em algum lugar, os modos de ordem inferior e ordem zero tornam-

se modos de ordem superior, em virtude de eles não mais permanecerem na linha de centro, ou próximo a ela. A fim de que a luz ocupe os modos de ordem superior em uma guia de onda, tanto a fonte de luz tem que ser compreendida parcialmente de raios de luz que estão em um ângulo não zero com o eixo geométrico (mas ainda dentro de uma abertura numérica da guia de onda) quando senão a guia de onda tem que ser bobinada ou flexionada. Em geral, menos modos de ordem superior existirão em uma guia de onda que é iluminada por uma fonte de luz colimada e, ao contrário, um grande número de modos de ordem superior existirá em uma guia de onda que é iluminada por uma fonte de luz divergente.

Conforme pode-se ver pelas figuras 8A, 8B, 9A e 9B, a compressão e/ou flexão da guia de onda preferivelmente remove os modos de ordem superior, e tem relativamente menos efeito nos modos de ordem inferior. A sensibilidade do sistema óptico a pequenas compressões e/ou pequenas quantidades de flexão depende da disponibilidade de um número suficiente de modos de guia de onda excitados. Por exemplo, em um caso de apenas cinco modos excitados, teoricamente apenas cinco diferentes níveis de perda de transmissão de potência óptica diferentes poderiam ser detectados, que produziriam um relacionamento bem grosseiro entre a deformação e a quantidade de óptica detectada pelo detector óptico do sistema de detecção óptico. Por outro lado, se houver 10.000 modos excitados, o relacionamento entre a deformação e energia óptica detectada poderia ser muito mais finamente determinado e mudanças de deformação relativamente pequenas poderiam ser detectadas. Dessa maneira, em algumas implementações, a fonte óptica pode prover um feixe divergente de um NA que é aproximadamente igual ou maior que o da guia de onda. Se a fonte de luz NA for maior que a NA da guia de onda, o resultado é que a parte da luz emitida no maior ângulo do eixo geométrico escapa para o revestimento imediatamente. A guia de onda óptica pode também ser formada de maneira que ela possa guiar em pelo

menos 10.000 modos (por exemplo, acima de 50.000 modos). O número de modos possíveis em um guia de onda de índice escalonado é dado por:

$$N = V^2/2,$$

onde V é a frequência normalizada. A frequência normalizada (V) é calculada da seguinte maneira:

$$V = 2 \pi a \cdot NA / \lambda,$$

5 onde a é o raio do núcleo da guia de onda óptica, NA é a abertura numérica da guia de onda, discutida anteriormente, e λ é o comprimento de onda da luz. As fontes de luz mais práticas têm um comprimento de onda (λ) entre 0,7 e 0,85 micrômetro. Conseqüentemente, o produto de a e NA tem que ser da ordem de 40 micrômetros para satisfazer o critério para 50.000 modos. A

10 faixa prática de NA é 0,2 a 0,4 aproximadamente. Dessa maneira, uma guia de onda com um NA de 0,4 precisaria ter um mínimo de um raio do núcleo de 100 micrômetros para permitir 50.000 modos, e um raio mínimo de cerca de 45 micrômetros para permitir 10.000 modos. Em algumas implementações, o núcleo da guia de onda 215 tem um raio de pelo menos 45 micrômetros (por

15 exemplo, entre 150 e 200 micrômetros). O tamanho ideal depende em parte também da deformação real encontrada pela guia de onda (que, por sua vez, depende da dureza da guia de onda, da pressão mecânica realmente aplicada na guia de onda e da quantidade de flexão da guia de onda). Em algumas implementações, a guia de onda pode ter um núcleo de elastômero macio com

20 uma dureza Shore A entre 45 e 55, um NA entre 0,35 e 0,4 (correspondente a um índice refrativo do núcleo de 1,46 e um índice refrativo do revestimento de 1,41) e o raio do núcleo de 150-200 micrômetros. Este desenho pode produzir uma perda de transmissão de 50-70% em um pequeno comprimento da guia de onda (2-4 cm) quando a deformação por flexão é de 5-20 graus em

25 um comprimento de 1-2 cm e/ou onde o núcleo é comprimido 5-50%.

Um NA de 0,2-0,4 pode ser alcançado tendo-se uma diferença de índice refrativo entre o núcleo e o revestimento de 2-4% em materiais de

grau óptico comuns. Em aplicações de transmissão de luz, luz é introduzida em uma extremidade de uma guia de onda. Se a guia de onda for reta, a reflexão interna total causará o confinamento de toda luz que entra que está dentro do NA da guia de onda, e a perda de luz será mínima. Se uma guia de onda não for reta, mas tiver uma certa curvatura, parte da luz passará por reflexão interna total até que ela atinja uma curva, onde ela chega na interface núcleo/revestimento em um ângulo menor que o crítico (θ_c) e escapa para o revestimento. Similarmente, se uma guia de onda for comprimida, parte da luz passará por reflexão interna total até que ela atinja uma área comprimida, onde ela chega na interface núcleo/revestimento em um ângulo (θ_c) menor que o crítico e escapa para o revestimento. Perdas de transmissão variáveis atribuídas a dobramento e compressão pulsáteis podem ser medidas com um detector óptico 240 (por exemplo, um fotossensor) na saída da guia de onda óptica e usada para caracterizar a força pulsátil que age na guia de onda.

Como mostrado nas figuras 8A, 8B, 9A e 9B, uma guia de onda óptica 212 causa a reflexão interna das ondas ópticas 218 dentro do núcleo da guia de onda óptica 212. Entretanto, a compressão, mostrada na figura 8B, ou a flexão, mostrada na figura 9B, da guia de onda óptica 212 resulta em uma perda de energia óptica em virtude de a compressão ou flexão da guia de onda óptica 212 fazer com ondas de luz adicionais (tal como uma onda de luz 263) que cheguem na interface entre o núcleo 215 e o revestimento 217 em ângulos menores que o ângulo crítico (θ_c). Como mostrado nas figuras 8A e 8B, a compressão da guia de onda óptica 212 resulta em uma redução na energia óptica transmitida 261 em virtude da energia óptica perdida 263. Como mostrado nas figuras 9A e 9B, a flexão da guia de onda óptica 212 resulta em uma redução na energia óptica transmitida 261 em virtude da energia óptica perdida 263.

A guia de onda óptica 212 pode ser flexível e/ou compressível. Em algumas implementações, a guia de onda óptica 212 pode incluir um

elastômero. Por exemplo, o núcleo 215, o revestimento 217, ou uma combinação destes pode incluir um elastômero. Fibras ópticas de vidro e plástico convencionais apresentam perdas de dobramento, mas geralmente não são deformáveis até um ponto significativo pela compressão mecânica.

5 Guias de onda complacentes entretanto podem ser fabricadas usando materiais mais macios. Ao contrário das guias de onda de vidro, tais guias de onda complacentes podem ser facilmente deformadas por pequenas forças de compressão. Exemplos de elastômeros adequados incluem polissiloxano, poliuretano e borracha de polibutadieno. Em algumas implementações, tanto
10 o núcleo 215 quanto o revestimento 217 incluem um elastômero de siloxano. Por exemplo, a guia de onda óptica pode ter um revestimento 217 composto de elastômero de silicone e um núcleo 215 composto de um segundo elastômero de silicone de diferente índice refrativo. Em algumas implementações, o elastômero do revestimento pode ser um material que não
15 inibe a cura do material do núcleo. Por exemplo, o elastômero do revestimento pode ter composição química de cura de adição e o elastômero do núcleo pode ter composição química de cura de platina.

O revestimento 217 pode ser oticamente transparente ou pode ter uma aparência translúcida. O núcleo 215 pode ser oticamente transparente.
20 Em algumas modalidades, o revestimento pode ter um índice refrativo entre 1,39 e 1,48 (por exemplo, entre 1,39 e 1,43). Em algumas modalidades, o núcleo 215 pode ter um índice refrativo entre 1,42 e 1,50 (por exemplo, entre 1,45 e 1,47). O revestimento pode ter uma dureza Shore A entre 25 e 75 (por exemplo, entre 45 e 55). O núcleo 215 pode ter uma dureza Shore A entre 25
25 e 75 (por exemplo, entre 30 e 45).

A guia de onda óptica 212 pode ter inúmeras configurações. Como mostrado na figura 10A, o revestimento 217 pode ter uma forma seccional transversal circular. Em algumas implementações, o revestimento pode ter uma superfície de apoio plana alargada ao longo de seu comprimento

que pode servir como uma superfície de ligação adesiva para adesão da guia de onda óptica 212 a uma superfície flexível, por exemplo, uma placa de circuito flexível usada para suportar a guia de onda óptica dentro do sistema de detecção óptico. Por exemplo, a superfície de apoio plana alargada pode ser ligada a uma superfície de suporte da guia de onda por um adesivo de elastômero flexível. As figuras 10B-10D mostram seções transversais de exemplos de guias de onda ópticas 212 com uma superfície de apoio plana alargada 271.

O revestimento 217 da guia de onda óptica 212 pode ser formado por um processo de extrusão. Em algumas implementações, o núcleo 215 e o revestimento 217 podem ser formados em um processo de coextrusão. Em algumas implementações, o revestimento 217 pode ser extrudado em um primeiro processo para produzir uma forma seccional transversal constante definindo um lúmen oco. O núcleo 215 pode então ser feito enchendo-se o lúmen do revestimento 217 com um material do núcleo. Por exemplo, um processo de extrusão pode ser usado para fazer qualquer forma seccional transversal do revestimento mostradas nas figuras 10A-10D. Em algumas implementações, o local da linha de centro do núcleo pode ser estabelecido para casar com o local do feixe de saída da fonte óptica 202, depois que a fonte óptica 202 e a guia de onda óptica 212 forem montados no suporte da guia de onda óptica flexível 235, facilitando assim o alinhamento óptico da guia de onda óptica 212 na fonte óptica 202.

Métodos Analíticos

O detector óptico 240 de um sistema de detecção óptico 104 pode gerar um sinal elétrico 420 indicando a quantidade de luz recebida. O sinal elétrico 420 pode ser função do tempo. O sinal do detector óptico elétrico 420 é analisado para determinar o número de sinais vitais. A unidade de saída 106 pode determinar a amplitude e/ou magnitude de cada pulso arterial para determinar um ou mais sinais vitais. Em algumas

implementações, as amplitudes e/ou magnitudes para uma série de pulsos arteriais podem ser determinadas para determinar um ou mais sinais vitais. Em algumas implementações, o intervalo de tempo entre pulsos pode ser medido durante uma série de pulsos arteriais detectados e usado para determinar a frequência cardíaca. Por exemplo, a figura 11 demonstra a transmissão de luz pulsátil em uma guia de onda sujeita a uma deformação por oscilação atribuída a um pulso arterial. Algumas medições de sinais vitais, tal como frequência cardíaca, não exigem entrada relativa à pressão aplicada no local anatômico, por exemplo, por um manguito pneumática.

A pressão sanguínea, por exemplo, pode ser medida colocando-se o manguito (por exemplo, mostrada na figura 4) no braço de um paciente; inflando o manguito a uma pressão de pelo menos 10 mmHg acima da pressão sistólica do paciente; esvaziando gradualmente a pressão do manguito a uma pressão pelo menos 10 mmHg abaixo da pressão diastólica; registrando as formas de onda do pulso arterial produzidas pelo sistema de detecção óptico 104; analisando as formas de onda para determinar um ou mais recursos que correspondem à pressão sistólica; adicionalmente analisando as formas de onda para determinar um ou mais recursos que correspondem à pressão diastólica; esvaziando completamente o manguito; e exibindo a pressão sistólica e diastólica. Em algumas implementações, as formas de onda podem ser registradas tanto durante a inflação quando esvaziamento do manguito e ambas as formas de onda podem ser usadas para determinar a pressão sistólica e/ou diastólica.

Pela observação da forma de onda arterial formada por este processo, vários sinais vitais podem ser determinados e/ou estimados, tais como pressão sistólica, pressão diastólica, e pressão arterial média. Em algumas implementações, o método de medir pressão sanguínea pode incluir analisar as formas de onda do pulso arterial medindo-se as amplitudes da sequência de formas de onda registradas durante o esvaziamento do manguito;

determinar a pressão do manguito na qual a amplitude da forma de onda do pulso é significativamente mais alta que a amplitude da forma de onda do pulso anterior que ocorre a uma maior pressão do manguito durante o esvaziamento do manguito; e exibir esta pressão como a pressão sistólica.

5 A pressão sistólica pode ser determinada de inúmeras maneiras com base nos dados recebidos do sistema de detecção óptico 104 e dos dados do dispositivo de fixação do sensor 102. Em algumas implementações, a pressão sistólica pode ser determinada na pressão do manguito na qual a amplitude da forma de onda do pulso é significativamente menor que a
10 amplitude da forma de onda do pulso anterior que ocorre a uma pressão do manguito mais baixa durante a inflação do manguito. Em algumas implementações, a pressão diastólica pode ser determinada durante o esvaziamento do manguito na pressão do manguito onde a forma de onda do pulso é indicativa da ação pulsátil do segmento arterial sob o sensor. Mais
15 especificamente, a pressão diastólica pode ser determinada onde a forma de onda do pulso primeiro indica que a artéria não fecha completamente a nenhum momento durante o ciclo cardíaco. Diferentes métodos de análise de forma de onda são também possíveis. A pressão sanguínea sistólica do paciente pode também ser monitorada continuamente medindo-se a pressão
20 sistólica da linha de base por um dos métodos supradescritos e em seguida pressurizando o manguito a uma pressão constante e em seguida monitorando continuamente a forma de onda. A pressão constante pode ser determinada pela leitura de pressão sanguínea previamente medida (por exemplo, pressão arterial no pico). Uma primeira amplitude de pulso arterial medida então pode
25 ser usada como uma amplitude de pulso de referência e amplitudes de pulso subsequentes podem ser comparadas com a amplitude de pulso de referência para estimar mudanças na pressão sanguínea. Em algumas implementações, a morfologia da forma de onda do pulso pode ser determinada para pulsos enquanto o manguito é mantida na pressão constante. A morfologia da forma

de onda de pulso pode ser medida continuamente e usada para monitor mudanças na pressão sanguínea relativa a um valor da linha de base.

Em algumas implementações, tal como mostrada na figura 12, a unidade de saída 106 pode determinar um sinal vital por uma ou mais das técnicas supradescritas. Por exemplo, a unidade de saída 106 pode determinar uma amplitude, uma magnitude e/ou uma forma de onda de um ou mais pulsos arteriais em um gerador de forma de onda 436. Em algumas implementações, a unidade de saída 106 pode incluir um calculador de pressão sistólica 442 para determinar uma pressão sistólica para um indivíduo com base em uma amplitude, magnitude e/ou forma de onda determinada e uma pressão aplicada ao indivíduo, que pode ser detectada (por exemplo, uma pressão detectada em um manguito inflável por um sensor de pressão). Em algumas implementações, a unidade de saída 106 pode incluir um calculador de pressão diastólica 444 para determinar uma pressão diastólica para um indivíduo com base em uma amplitude, magnitude e/ou forma de onda determinada e uma pressão aplicada no indivíduo, que pode ser detectada (por exemplo, uma pressão detectada em um manguito inflável por um sensor de pressão 128). Em algumas implementações, um calculador de frequência cardíaca 446 pode determinar uma frequência cardíaca tanto de uma forma de onda de pulso arterial determinada a partir do sinal óptico quanto de pressões detectadas em um manguito inflável por um sensor de pressão 128.

A unidade de saída 106 mostrada na figura 12 também inclui um sensor de pressão 128 conectado pneumaticamente a uma bexiga no manguito, que transmite dados relativos a pressão no manguito em função do tempo para o conversor analógico em digital 435. Em algumas implementações, a unidade de saída 106 pode gerar uma forma de onda de pulso em função da pressão do manguito. A unidade de saída 106 mostrada na figura 12 também inclui um controlador de inflação 452, que pode controlar os dispositivos de inflação e esvaziamento do manguito para controlar a

operação do dispositivo. Em algumas implementações, a unidade de saída 106 pode ajustar dinamicamente a inflação e esvaziamento do manguito com base em características de pulso arterial detectadas.

5 Inúmeras implementações foram descritas. No entanto, entende-se que várias modificações podem ser feitas sem fugir do espírito e escopo da invenção. Dessa maneira, outras implementações estão de acordo com o escopo das reivindicações anexas.

REIVINDICAÇÕES

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

5 um dispositivo de fixação do sensor adaptado para ser colocado contra um local anatômico de um indivíduo, no qual está uma artéria;

uma armação do sensor retida pelo dispositivo de fixação do sensor;

10 um sistema de detecção óptico mantido pela armação do sensor e compreendendo uma guia de onda óptica, um dispositivo de fonte óptica para suprir energia óptica a uma primeira extremidade da guia de onda óptica, e um detector óptico para detectar uma quantidade de energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica, o sistema de detecção óptico adaptado para detectar um pulso arterial proveniente da compressão ou
15 flexão de pelo menos uma parte da guia de onda óptica que resulta na redução da quantidade de energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica; e

uma unidade de saída configurada para receber um sinal indicativo da quantidade de luz que sai na segunda extremidade da guia de
20 onda óptica e gerar uma medida do sinal vital com base pelo menos em parte no sinal recebido.

2. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de fixação do sensor é um manguito compreendendo uma bexiga inflável adaptada para
25 aplicar pressão no membro quando inflada e comprimir assim a artéria dentro do membro.

3. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente um bloco do sensor dentro da armação do sensor que é

posicionável adjacente ao local anatômico, em que o movimento do bloco do sensor resulta na compressão ou flexão da guia de onda óptica compressível, e a modulação do movimento do bloco do sensor resulta em modulação da compressão ou flexão da guia de onda óptica.

5 4. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente uma mola de carga anexada em pelo menos uma parte da armação do sensor e também suportando o bloco do sensor, e configurada para contrabalançar a pelo menos parte da pressão exercida contra o bloco do sensor no local
10 anatômico de um indivíduo.

 5. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de que a mola de carga é adaptada para prover um máximo deslocamento do bloco do sensor entre 0,5 e 3 milímetros a uma pressão máxima.

15 6. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de que a compressão e flexão da guia de onda óptica na posição de máxima pressão de contato causa uma redução de 50-70% na quantidade total de luz que sai na guia de onda óptica.

 7. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a
20 reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente um sensor de pressão para detectar uma pressão aplicada no local anatômico, em que a unidade de saída recebe uma entrada de pressão indicativa da pressão aplicada no local anatômico proveniente do sensor de pressão, e em que a unidade de saída gera um sinal vital usando o sinal indicativo do sinal
25 óptico recebido e a entrada de pressão.

 8. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a guia de onda óptica compreende um elastômero selecionado do grupo que consiste em polissiloxano, poliuretano, borracha de polibutadieno e combinações destas.

9. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente uma estrutura de suporte de guia de onda compreendendo uma superfície não complacente, a estrutura de suporte da guia de onda suportando uma parte da
5 guia de onda óptica, em que o sistema de detecção óptico é adaptado para causar uma deformação flexural em uma parte não suportada da guia de onda óptica em resposta a um pulso arterial.

10. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente
10 uma superfície de suporte flexível e incompressível que suporta a guia de onda óptica substancialmente por todo seu comprimento.

11. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de fonte óptica e o detector óptico são montados na superfície da superfície de suporte da
15 guia de onda.

12. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente um elemento de retorno de suporte que é configurado na superfície de suporte e adaptado para opor à flexão da superfície de suporte.

13. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o sistema de detecção óptico é configurado para detectar sinais ópticos representativos de uma série de pulsos arteriais e a unidade de saída é adaptada para determinar uma forma de
20 onda de pulso para cada um da série de pulsos arteriais.

14. Dispositivo de medição de sinal vital, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o sinal vital é pelo menos um de uma frequência cardíaca, uma forma de onda do pulso arterial, uma pressão sanguínea sistólica, uma pressão sanguínea diastólica, uma pressão
25 sanguínea arterial média, uma pressão de pulso e uma complacência arterial.

15. Método para medir um sinal vital em um indivíduo utilizando um dispositivo de medição como definido na reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o método compreende:

5 posicionar o dispositivo de medição contra um local anatômico de um indivíduo;

 transmitir energia óptica a uma primeira extremidade da guia de onda óptica com a fonte óptica;

10 detectar uma quantidade de energia óptica que sai em uma segunda extremidade da guia de onda óptica usando o detector óptico retido pela armação do sensor, e gerar daí um sinal indicativo de energia óptica recebida; e

 gerar uma medida do sinal vital usando o sinal gerado indicativo da energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica.

15 16. Método, de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que o método compreende adicionalmente:

 aplicar uma pressão no local anatômico do indivíduo com o dispositivo de fixação do sensor;

20 variar a pressão aplicada no local anatômico com o dispositivo de fixação do sensor por um período de tempo; e

 determinar uma série de características de pulso para pulsos arteriais durante o período de tempo a partir das mudanças na quantidade de energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica no período de tempo, em que a medida gerada do sinal vital é baseada na série de
25 características de pulso durante o período de tempo.

 17. Método, de acordo com a reivindicação 16, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente:

 obter uma medição da pressão sanguínea medida;

 obter uma característica do pulso inicial, em um momento

inicial, e uma característica de pulso subsequente, em um momento subsequente, usando uma entrada indicativa da quantidade de energia óptica que sai na segunda extremidade da guia de onda óptica, em que a medição da pressão sanguínea medida foi obtida em um momento de medição mais próximo do momento inicial do que do momento subsequente, em que a medição gerada do sinal vital é baseada na medição da pressão sanguínea medida, na característica do pulso inicial e na característica do pulso subsequente.

18. Método para medir a pressão sanguínea de um indivíduo usando o dispositivo, como definido na reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o método compreende:

posicionar o dispositivo de medição contra o local anatômico de um indivíduo;

aplicar uma pressão variada no local anatômico de um indivíduo com o dispositivo de fixação do sensor;

detectar uma forma de onda do pulso arterial com o sistema de detecção óptico; e

determinar uma pressão sanguínea sistólica e uma pressão sanguínea diastólica com base na forma de onda do pulso arterial detectada em função da pressão aplicada e variada.

19. Dispositivo de detecção de movimento óptico, caracterizado pelo fato de que compreende:

uma armação do sensor que define uma abertura;

um bloco do sensor disposta na abertura;

um sistema de detecção óptico adaptado para detectar uma quantidade de movimento do bloco do sensor na armação do sensor, o sistema de detecção óptico compreendendo:

(a) uma guia de onda óptica posicionada dentro da armação do sensor de maneira tal que o movimento do bloco do sensor resulte na flexão

ou compressão da guia de onda óptica;

(b) dispositivo de fonte óptica para suprir energia óptica a uma primeira extremidade da guia de onda óptica; e

(c) um detector óptico para detectar uma quantidade de energia óptica que sai em uma segunda extremidade da guia de onda óptica; e

uma unidade de saída configurada para receber um sinal indicativo da quantidade de energia óptica que sai da guia de onda óptica e gerar uma medida da quantidade de movimento do bloco do sensor a partir do sinal recebido.

20. Dispositivo de detecção de movimento óptico, de acordo com a reivindicação 19, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente uma mola de carga anexada em pelo menos uma parte da armação do sensor e também suportando o bloco do sensor, e configurada para contrabalançar pelo menos parte de uma pressão exercida contra o bloco do sensor, e adicionalmente adaptada para permitir um deslocamento desejável do bloco do sensor a uma pressão máxima.

21. Dispositivo de detecção de movimento óptico, de acordo com a reivindicação 20, caracterizado pelo fato de que a mola de carga é adaptada para prover um máximo deslocamento do bloco do sensor entre 0,5 e 3 milímetros a uma pressão máxima.

22. Dispositivo de detecção de movimento localizado, de acordo com a reivindicação 19, caracterizado pelo fato de que a guia de onda óptica compreende um elastômero selecionado do grupo que consiste em polissiloxano, poliuretano, borracha de polibutadieno e combinações destas.

23. Dispositivo de detecção de movimento localizado, de acordo com a reivindicação 19, caracterizado pelo fato de que a guia de onda óptica compreende uma abertura numérica entre 0,2 e 0,4.

24. Dispositivo de detecção de movimento localizado, de acordo com a reivindicação 19, caracterizado pelo fato de que a guia de onda

óptica compreende um núcleo e um revestimento, o núcleo tendo um índice refrativo entre 1,43 e 1,50, o revestimento tendo um índice refrativo entre 1,39 e 1,48, o núcleo, o revestimento, ou tanto o núcleo quanto o revestimento têm uma dureza Shore A entre 25 e 75.

5 25. Dispositivo de detecção de movimento localizado, de acordo com a reivindicação 19, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente uma estrutura de suporte da guia de onda compreendendo uma superfície não complacente, o suporte da guia de onda suportando pelo menos uma parte da guia de onda óptica, em que o sistema de detecção óptico é
10 adicionalmente adaptado para o movimento do bloco do sensor para causar uma deformação flexural em uma parte não suportada da guia de onda óptica em resposta a um pulso arterial.

 26. Dispositivo de detecção de movimento localizado, de acordo com a reivindicação 19, caracterizado pelo fato de que compreende
15 adicionalmente uma superfície de suporte flexível e incompressível que suporta a guia de onda óptica substancialmente em todo seu comprimento.

 27. Dispositivo de detecção de movimento localizado, de acordo com a reivindicação 26, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente um elemento de retorno de suporte que é configurado na
20 superfície de suporte para a guia de onda óptica e adaptado para opor à flexão da superfície de suporte.

 28. Dispositivo de detecção de movimento localizado, de acordo com a reivindicação 19, caracterizado pelo fato de que a compressão e flexão da guia de onda óptica na posição de máxima pressão de contato causa
25 uma redução de 50-70% na quantidade total de luz que sai da guia de onda óptica.

 29. Método para detectar uma quantidade de deslocamento localizado usando o dispositivo de detecção de movimento localizado, como definido na reivindicação 19, caracterizado pelo fato de que o método

compreende:

transmitir energia óptica para a primeira extremidade da guia de onda óptica;

detectar a quantidade de luz que sai da segunda extremidade da guia de onda óptica usando o detector óptico; e

gerar uma medida de uma quantidade de deslocamento para baixo do bloco do sensor usando o sinal gerado indicativo da energia óptica que sai na extremidade da guia de onda óptica.

30. Guia de onda complacente para detectar pulsos arteriais, caracterizada pelo fato de que compreende:

um revestimento com uma superfície plana e definindo um lúmen, o revestimento compreendendo um elastômero com uma dureza Shore A entre 25 e 75; e

um núcleo disposto no lúmen, o núcleo compreendendo um elastômero com uma dureza Shore A entre 25 e 75 e um índice refrativo maior que o índice refrativo do revestimento.

31. Guia de onda complacente, de acordo com a reivindicação 30, caracterizada pelo fato de que o revestimento tem uma dureza Shore A entre 45 e 55 e o núcleo tem uma dureza Shore A entre 30 e 45.

32. Guia de onda complacente, de acordo com a reivindicação 30, caracterizada pelo fato de que a guia de onda é capaz de guiar pelo menos 10.000 modos.

33. Guia de onda complacente, de acordo com a reivindicação 32, caracterizada pelo fato de que o núcleo tem um índice refrativo entre 1,43 e 1,50 e o revestimento tem um índice refrativo entre 1,39 e 1,48.

34. Guia de onda complacente, de acordo com a reivindicação 30, caracterizada pelo fato de que o núcleo tem um raio de pelo menos 45 micrômetros.

35. Guia de onda complacente, de acordo com a reivindicação

30, caracterizada pelo fato de que o núcleo compreende um elastômero selecionado do grupo que consiste em polissiloxano, poliuretano, borracha de polibutadieno e combinações desses, tem uma dureza Shore A entre 30 e 45, tem um índice refrativo entre 1,45 e 1,47 e tem um raio entre 150 e 200
5 micrômetros;

em que o revestimento tem uma dureza Shore entre 45 e 55 e tem um índice refrativo entre 1,39 e 1,41; e

em que a guia de onda tem um NA entre 0,35 e 0,4 e é capaz de guiar pelo menos 50.000 modos.

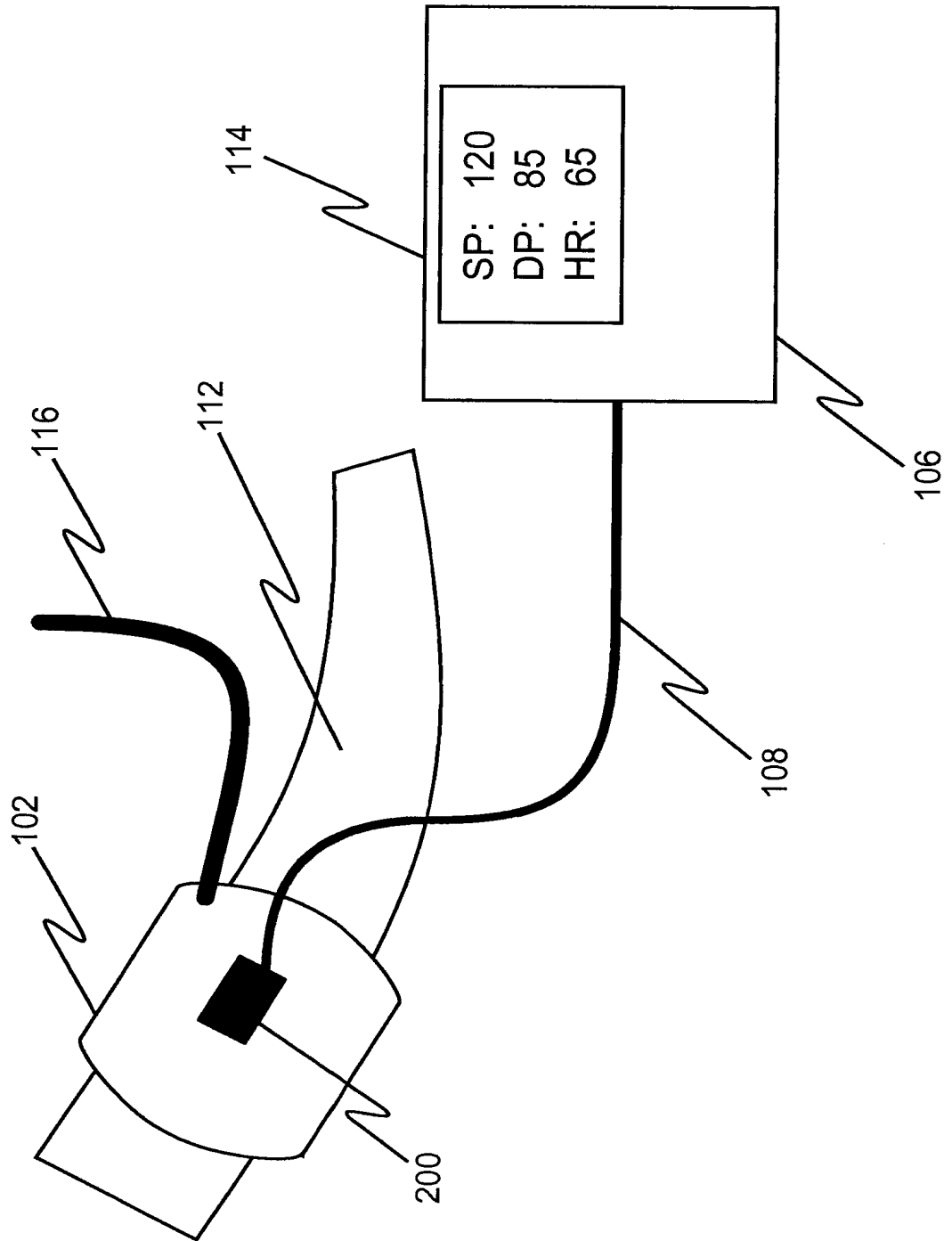


Fig 1

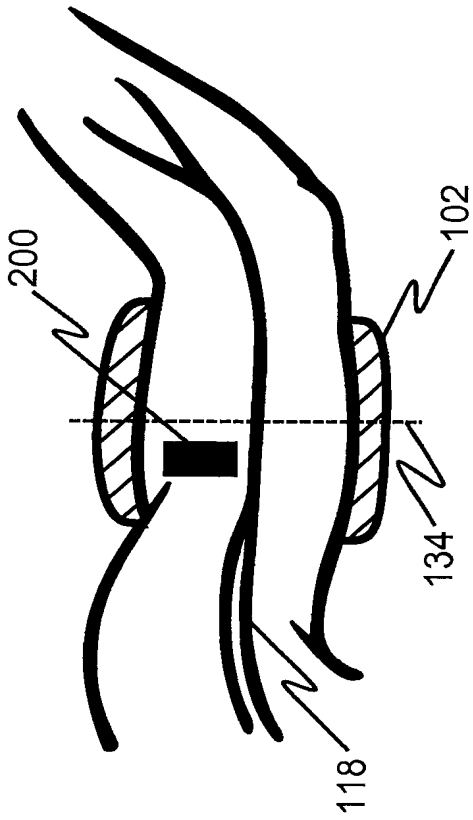


Fig. 2A

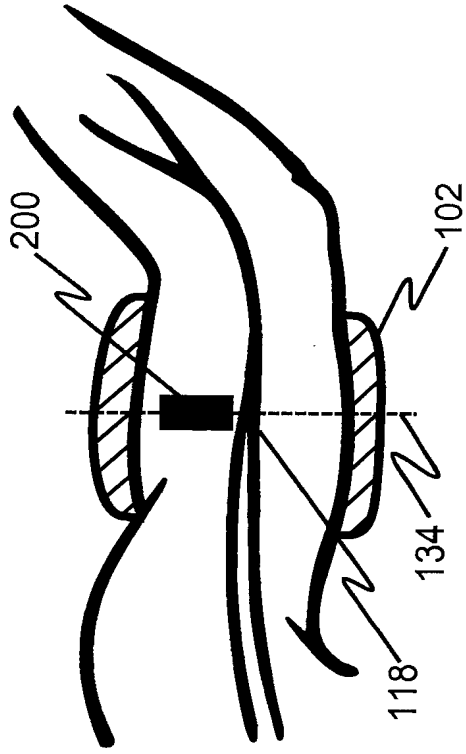


Fig. 2B

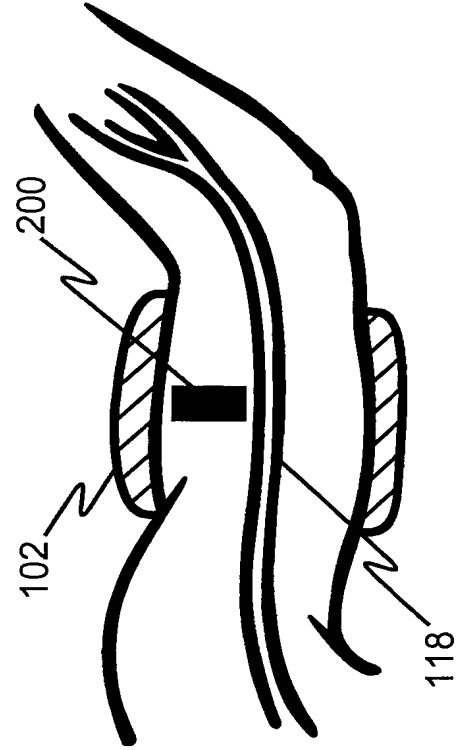


Fig. 2C

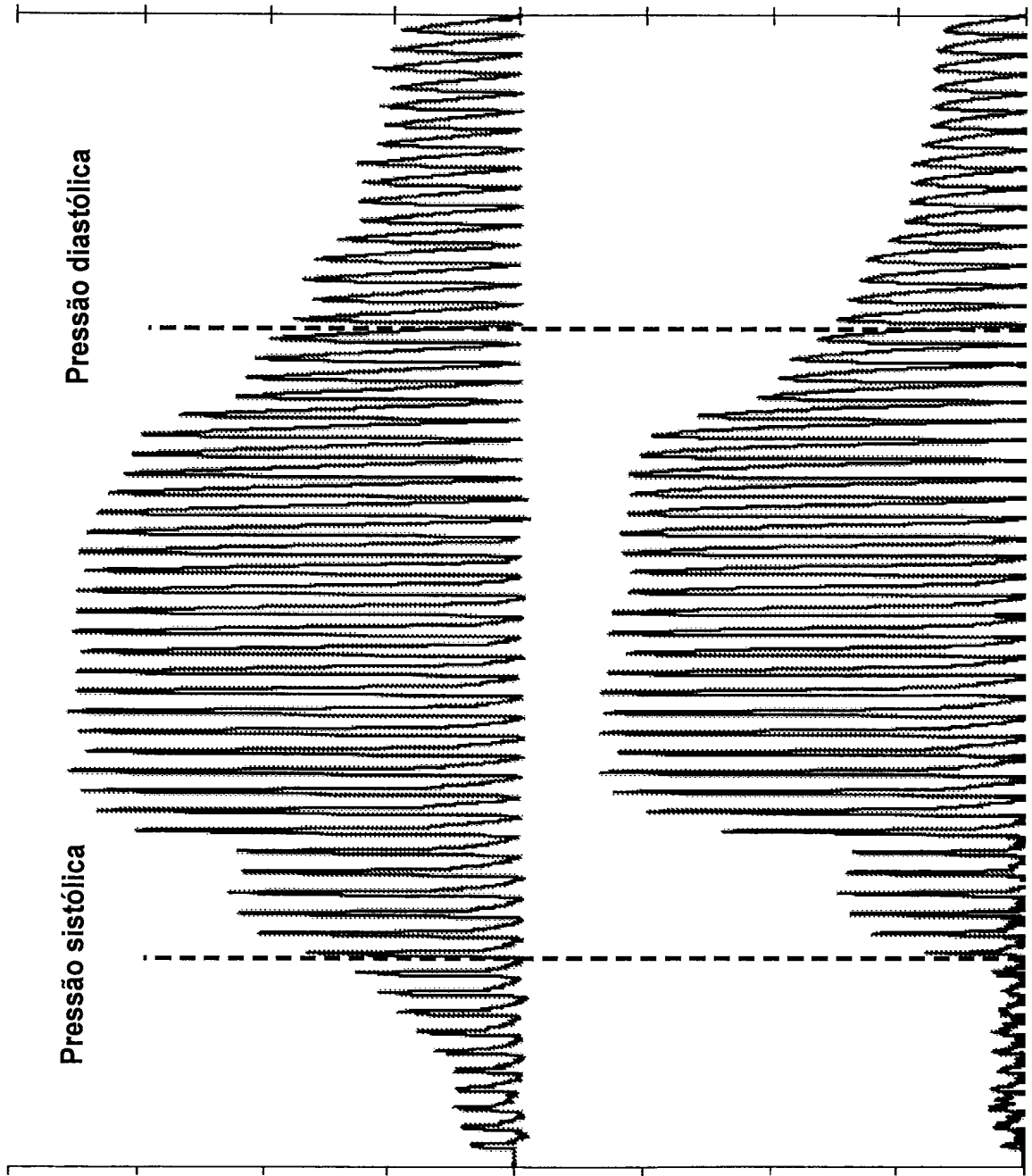


Fig. 3

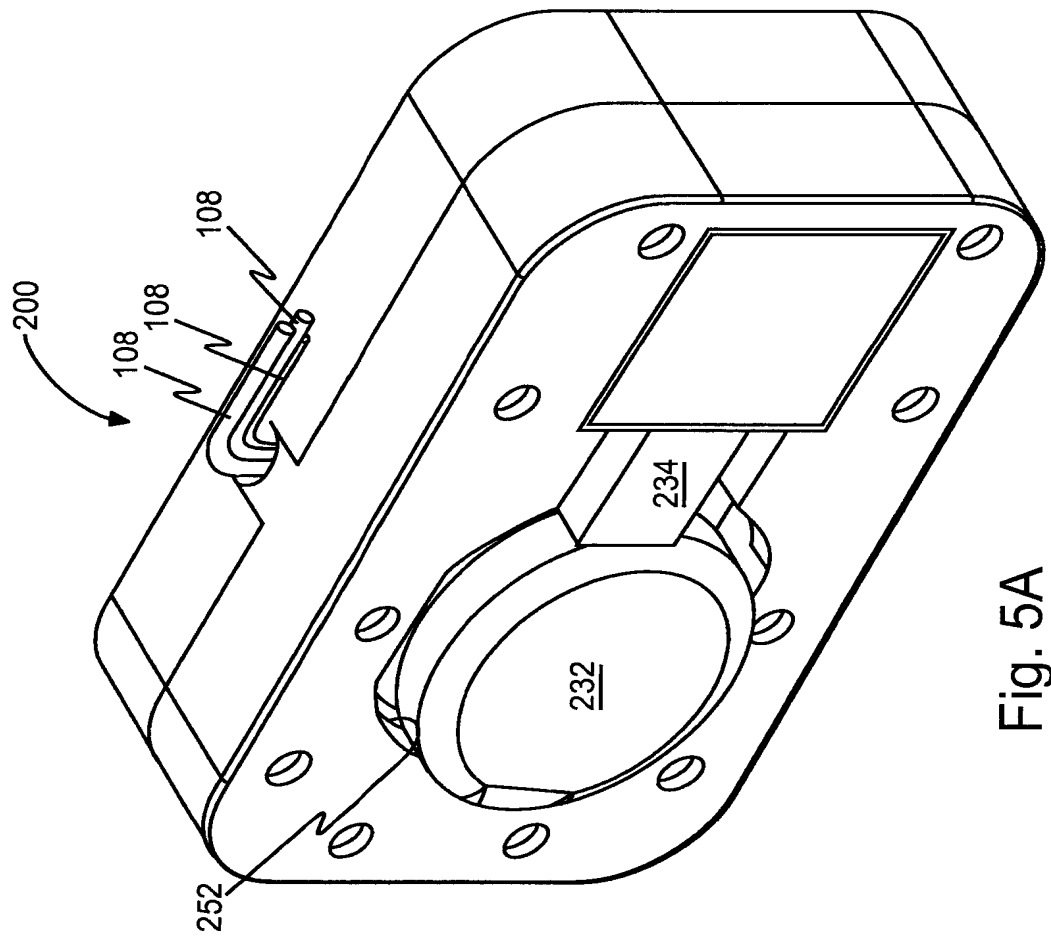


Fig. 5A

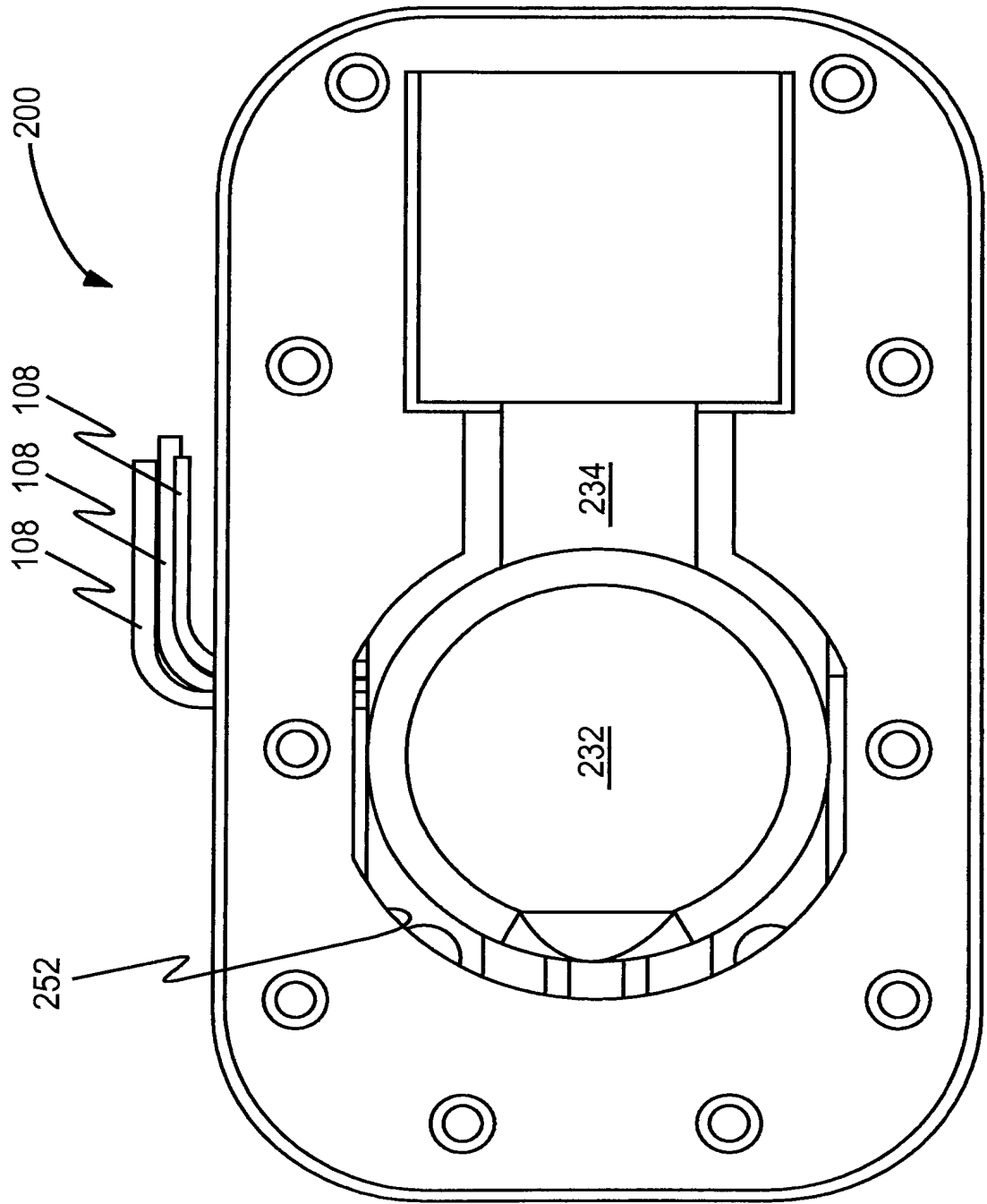


Fig. 5B

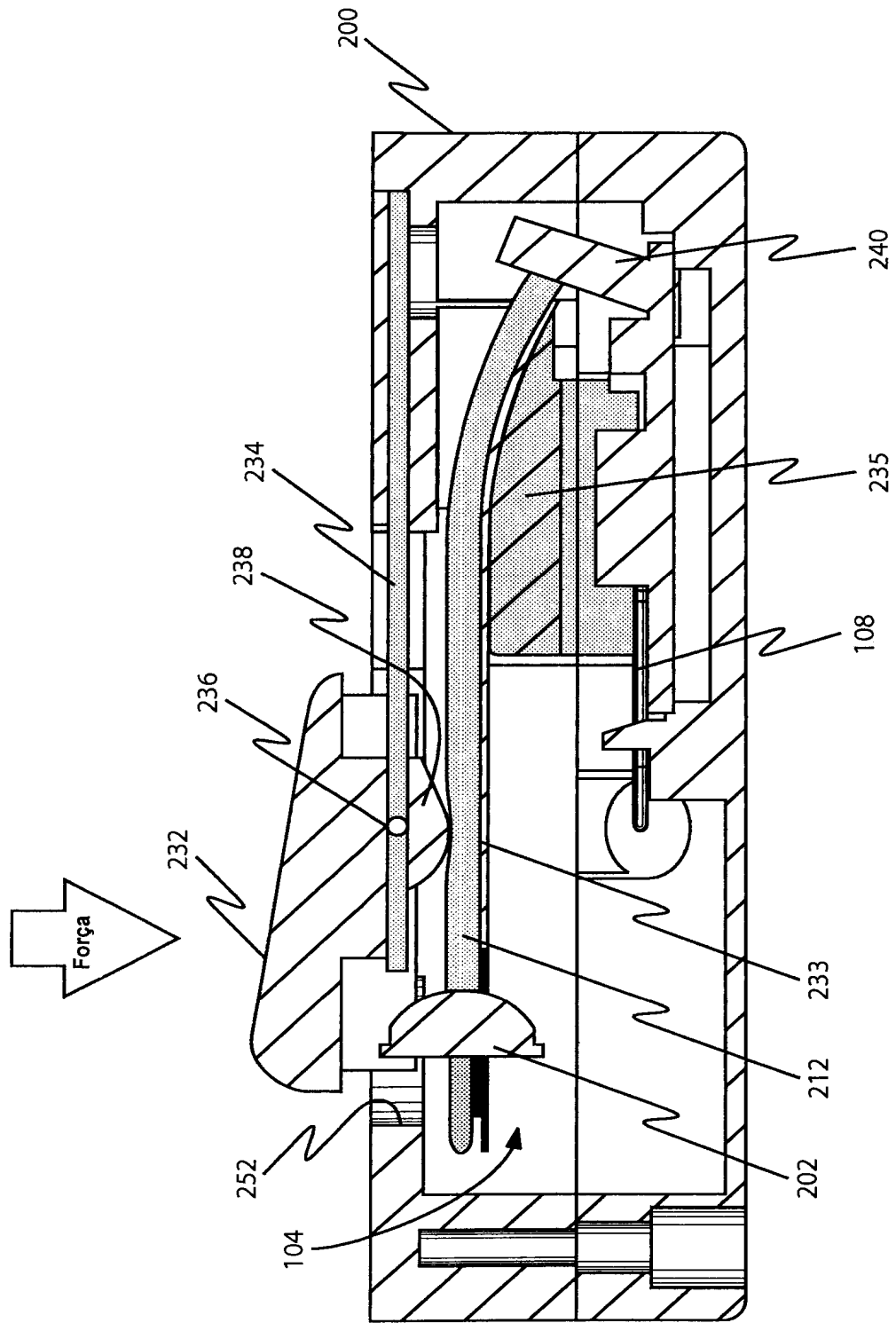


Fig. 5C

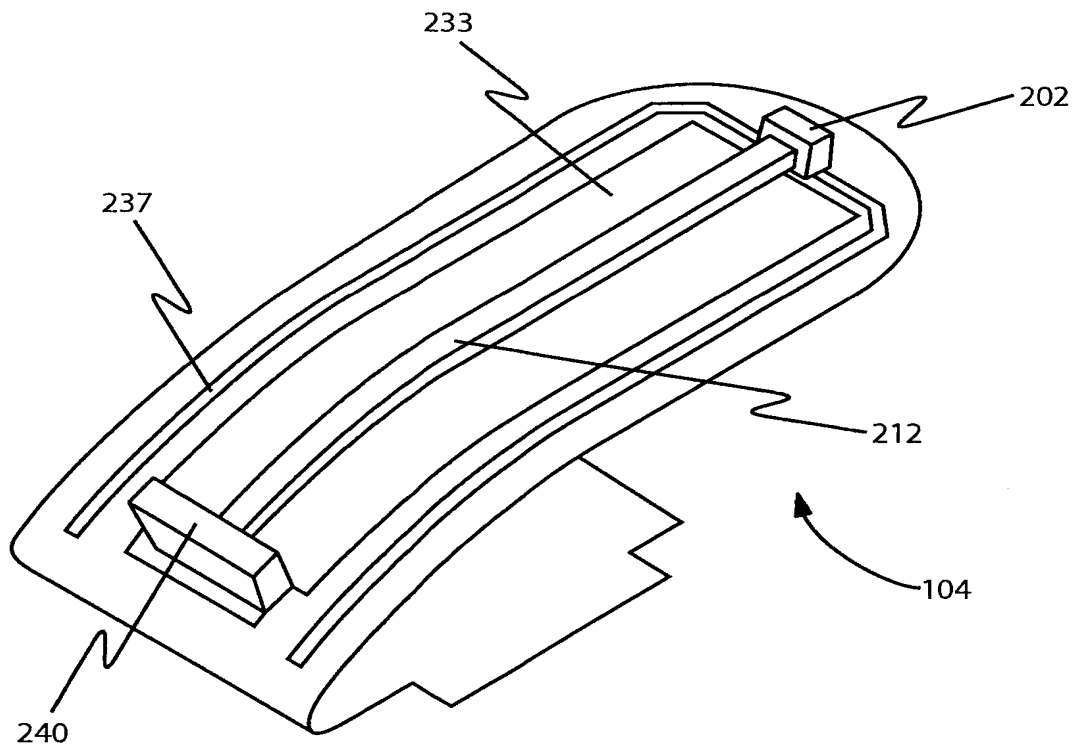


Fig. 6

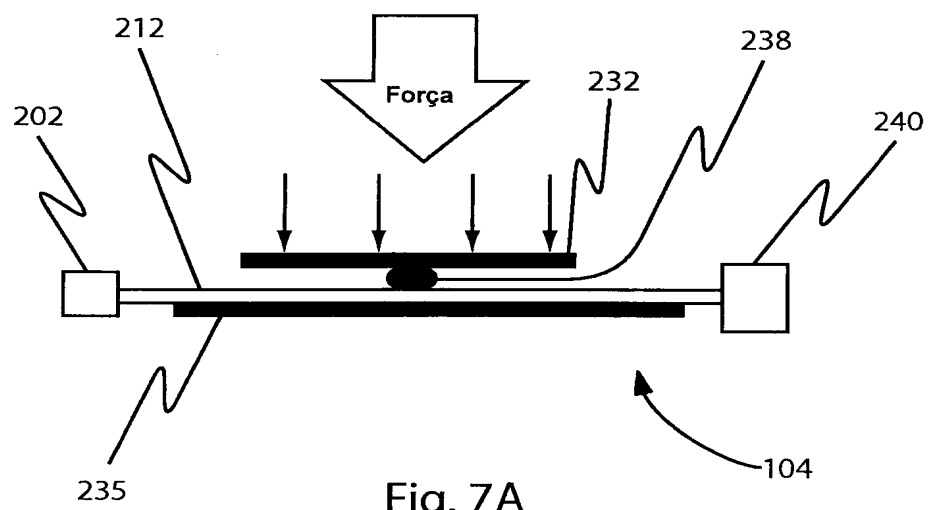


Fig. 7A

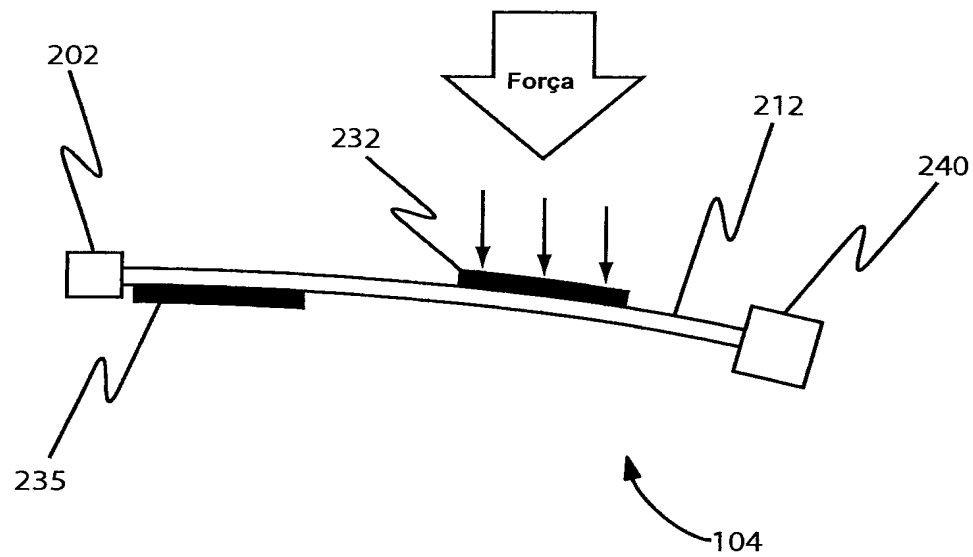


Fig. 7B

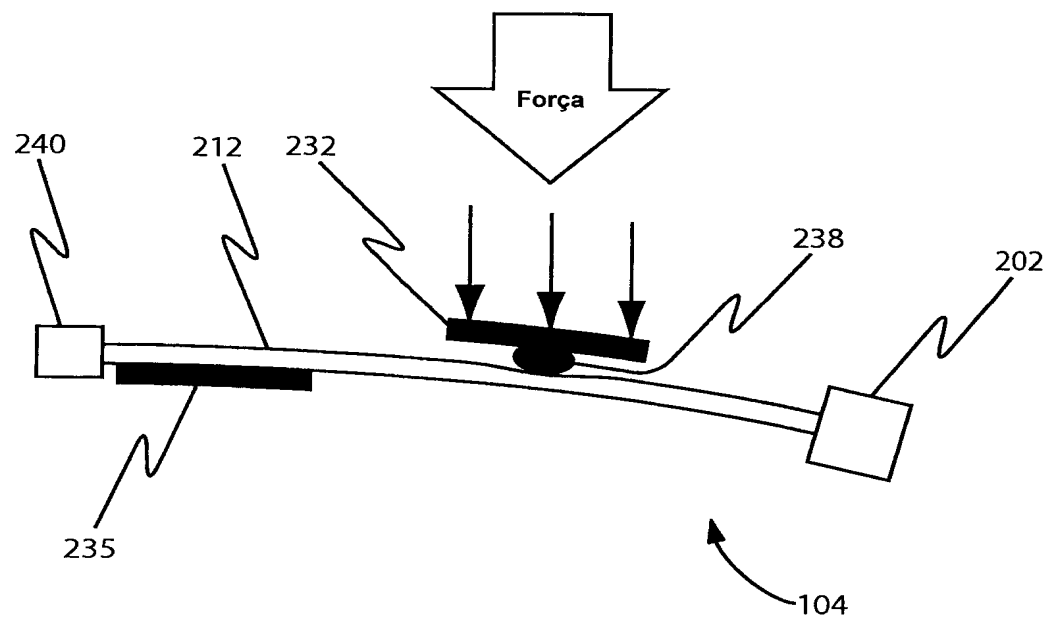
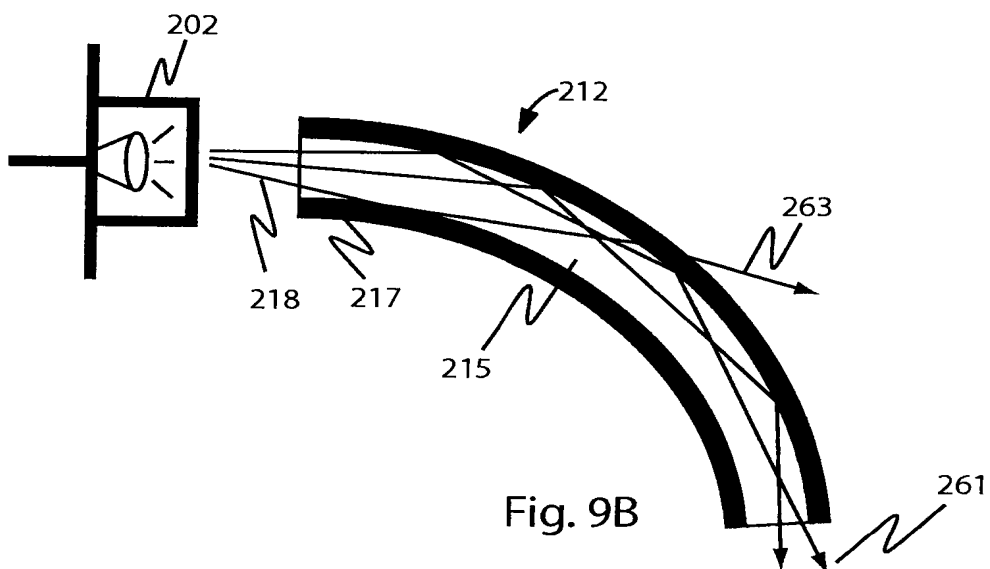
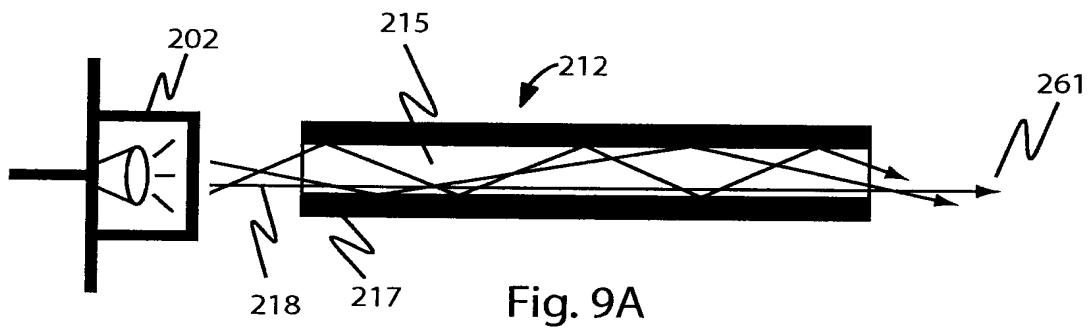
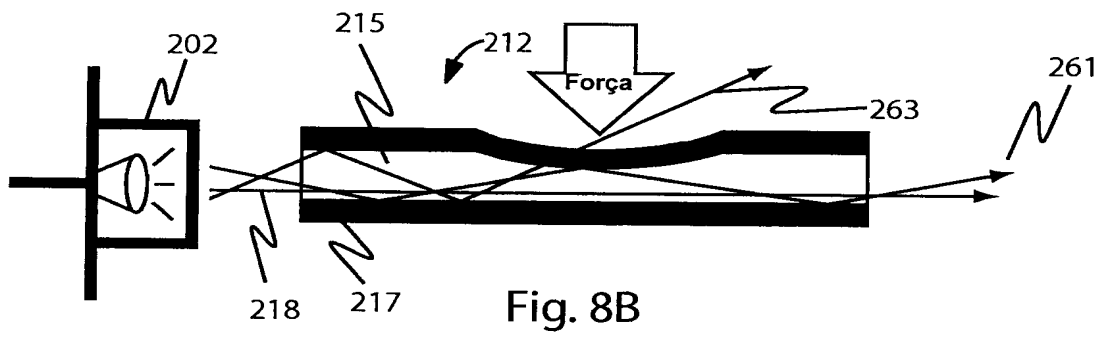
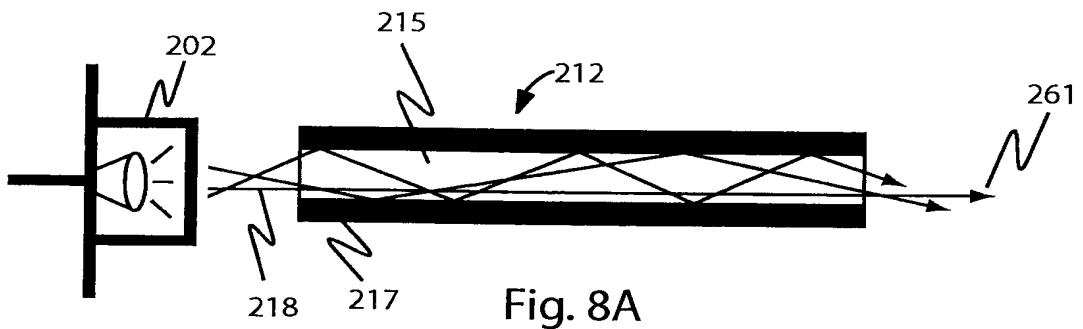


Fig. 7C



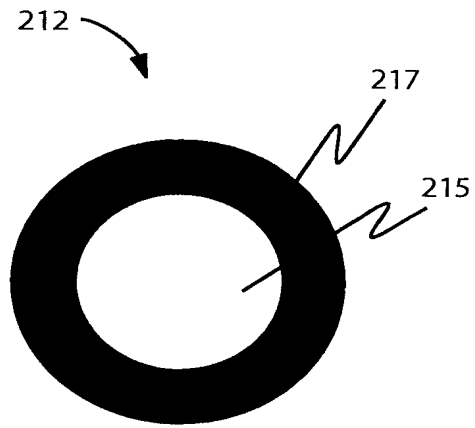


Fig 10A

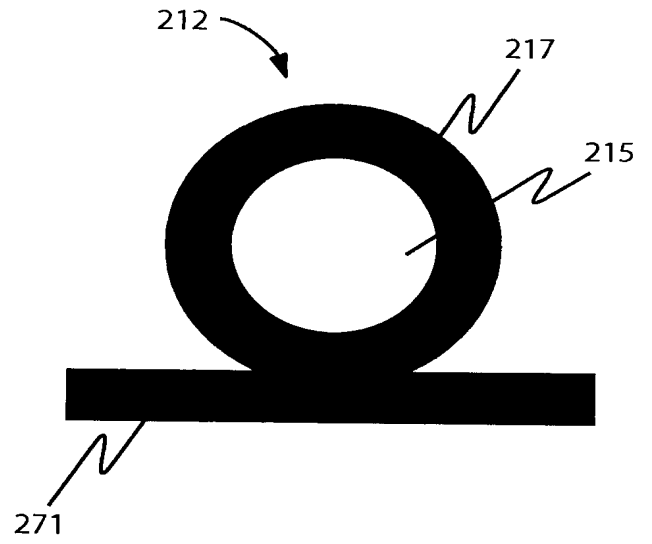


Fig 10B

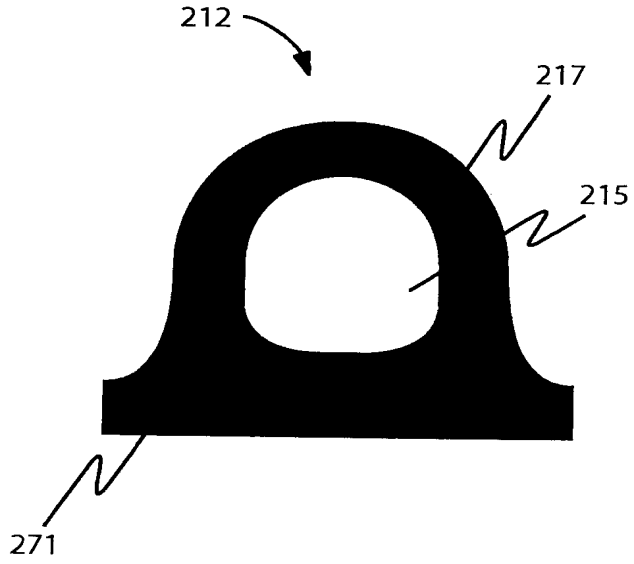


Fig 10C

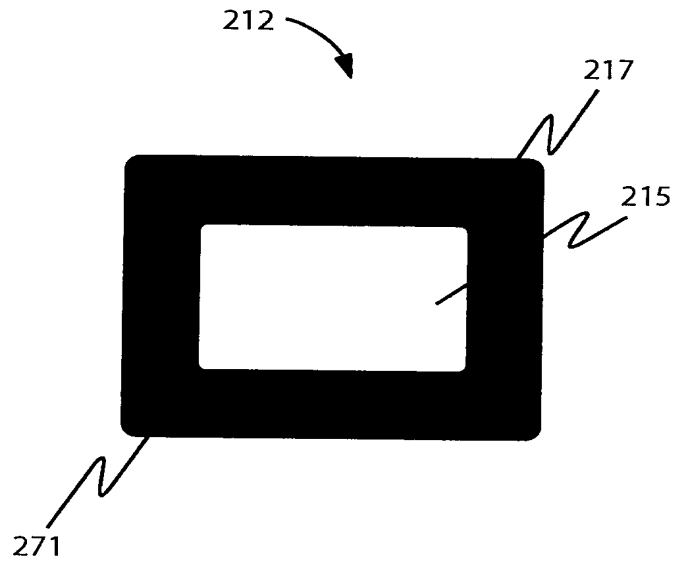


Fig 10D



Fig. 11

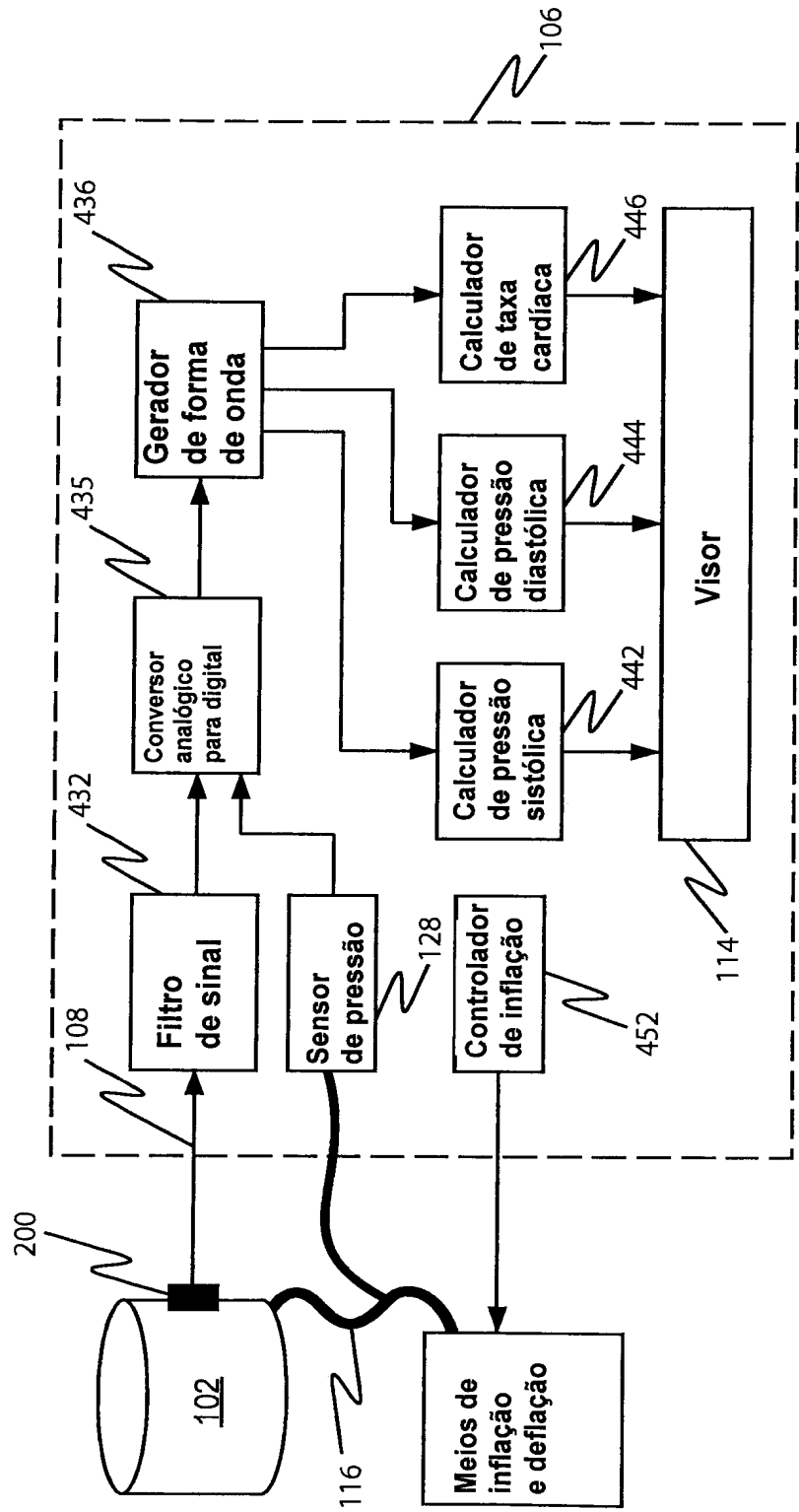


Fig. 12

RESUMO

“DISPOSITIVOS DE MEDIÇÃO DE SINAL VITAL, E DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO, MÉTODOS PARA MEDIR UM SINAL VITAL EM UM INDIVÍDUO, PARA MEDIR A PRESSÃO SANGUÍNEA DE UM INDIVÍDUO, E PARA DETECTAR UMA QUANTIDADE DE DESLOCAMENTO LOCALIZADO USANDO O DISPOSITIVO DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO LOCALIZADO, E, GUIA DE ONDA COMPLACENTE PARA DETECTAR PULSOS ARTERIAIS”

A presente invenção diz respeito a um dispositivo de medição de sinal vital que inclui um dispositivo de fixação do sensor, uma armação do sensor retida pelo dispositivo de fixação do sensor, um sistema de detecção óptico 104 mantido pela armação do sensor, e uma unidade de saída. O dispositivo de fixação do sensor é adaptado para ser colocado contra um local anatômico de um indivíduo, dentro do qual fica uma artéria. O sistema de detecção óptico 104 inclui uma guia de onda óptica, um dispositivo de fonte óptica para suprir energia óptica ao guia de onda óptica, e um detector óptico para detectar uma quantidade de energia óptica que sai da guia de onda óptica. O sistema de detecção óptico 104 detecta um pulso arterial proveniente da compressão ou flexão de pelo menos uma parte da guia de onda óptica, que resulta em uma redução da quantidade de luz que sai da guia de onda óptica. A unidade de saída gera uma medida do sinal vital com base pelo menos em parte em um sinal recebido do detector óptico.