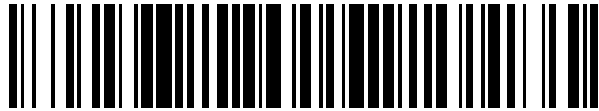


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 396 258**

51 Int. Cl.:

G01D 5/353 (2006.01)

A61B 5/022 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.11.2007 E 07868829 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.10.2012 EP 2111532**

54 Título: **Modulación de potencia óptica**

30 Prioridad:

31.01.2007 US 898269 P

15.10.2007 US 998745 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
20.02.2013

73 Titular/es:

TARILIAN LASER TECHNOLOGIES, LIMITED
(100.0%)

26 Valley View, Barnet
Hertfordshire EN5 2NY, GB

72 Inventor/es:

BORGOS, JOHN, A.;
BORGOS, THOMAS, A. y
PONGRATZ, TROY

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 396 258 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Modulación de potencia óptica

Campo técnico

5 Esta invención se relaciona con la detección de signos vitales, y más particularmente con un dispositivo para medir signos vitales.

Antecedentes

10 La presión sanguínea se refiere a la fuerza ejercida por la sangre circulante sobre las paredes de los vasos sanguíneos y constituye uno de los signos vitales principales. La presión sistólica es la presión pico en las arterias, que ocurre cerca del inicio del ciclo cardíaco. La presión diastólica es la presión más baja del ciclo cardíaco. La presión promedio a través del ciclo cardíaco se reporta como la presión arterial media. La presión diferencial refleja la diferencia entre las presiones máxima y mínima medidas.

15 Las presiones sanguíneas se pueden medir de forma invasiva (al penetrar la piel y medir dentro de los vasos sanguíneos) o de forma no invasiva. La primera se restringe de manera habitual a un ámbito hospitalario. Los métodos auscultatorios y oscilométricos no invasivos son más simples y más rápidos que los métodos invasivos, tienen menos complicaciones y son menos desagradables y dolorosos para el paciente. Los métodos de medición no invasivos se utilizan más comúnmente para exámenes de rutina y monitoreo.

20 El método de auscultación normalmente utiliza un estetoscopio y un esfigmomanómetro. Un manguito inflable se coloca alrededor del brazo superior a aproximadamente la misma altura vertical que el corazón y se conecta de forma neumática a un manómetro de mercurio o manómetro anerode. El manómetro de mercurio mide la altura de una columna de mercurio, proporcionando una medición de presión de manguito absoluta sin necesidad de calibración y por consiguiente no se somete a errores ni se desvía de la calibración que afecta otros manómetros. El manguito se infla de forma manual al apretar repetidamente una pera de goma hasta que se ocluye completamente la arteria braquial. Mientras se escucha con el estetoscopio sobre la arteria braquial distal al manguito de presión, el examinador libera lentamente la presión en el manguito. Cuando la sangre comienza a fluir sólo en la arteria, el flujo turbulento crea un "silbido" o ruido pulsátil (primer ruido de Korotkoff). La presión que se escucha en este primer ruido es la presión arterial sistólica. La presión del manguito se ve liberado hasta que no se escucha el ruido (quinto ruido de Korotkoff), en la presión arterial diastólica.

30 Se utilizan a veces {métodos oscilométricos para el monitoreo continuo y a veces para realizar una única medición. El equipo es funcionalmente similar a aquel del método de auscultación pero no se basa en el uso de un estetoscopio y el oído del examinador. En su lugar, el medio de detección es un sensor de presión que se conecta de forma neumática al manguito y registra las oscilaciones (relativamente pequeñas) en la presión del manguito que son sincrónicas con la forma de onda de la presión arterial. La primera oscilación en la presión del manguito no se produce a en presión sistólica, sino en una presión del manguito sustancialmente por encima de la presión sistólica. El manguito inicialmente se infla a una presión en exceso de la presión arterial sistólica. La presión del manguito luego se reduce gradualmente. Los valores de presión sistólica y diastólica se calculan a partir de las diferentes amplitudes de oscilación que se producen en diversas presiones de manguito mediante el uso de un algoritmo. Los algoritmos utilizados para calcular las presiones sistólica y diastólica a menudo utilizan coeficientes obtenidos de forma experimental destinados a coincidir los resultados oscilométricos con los resultados obtenidos utilizando el método de auscultación, así como sea posible.

40 Hong et al. ha presentado en "Fiber-optic transducer for blood pressure measurements", publicado en las Actas de la 10ª conferencia internacional de la IEEE en Ingeniería Medicine & Biology Society, páginas 810 y 811A, 1988, un nuevo tipo de transductor de presión de fibra óptica para la aplicación biomédica. Se compone de dos partes: una membrana de detección de presión y un transductor de desplazamiento de fibra óptica que se basa en la pérdida de intensidad de la luz provocada por la desalineación angular entre dos fibras. El cambio de intensidad de la luz se registra por un fotodiodo. El transductor de presión se registra por un fotodiodo. El transductor de presión se ha evaluado para mediciones de presión estática y dinámica. No sólo tiene la linealidad y respuesta de frecuencia adecuada, la seguridad, y pequeño tamaño, sino también puede ser un dispositivo atractivo para el desarrollo de catéteres de detección de presión para sitios múltiples. Se conoce otro dispositivo de la técnica anterior de

Gagnadre, Electronic letters, 15.10.1998, vol. 34, No. 21.

50

Resumen

La presente invención se relaciona con un dispositivo de detección de movimiento óptico de acuerdo con la reivindicación 1. Se describen las realizaciones preferidas en las reivindicaciones dependientes 2 a 15.

5 En algunos aspectos, un dispositivo para medir signos vitales incluye un dispositivo de fijación de sensor, un marco de sensor sostenido por el dispositivo de fijación de sensor, un sistema de detección óptico sostenido por el marco de sensor, y una unidad de salida. El dispositivo de fijación de sensor se adapta para ser colocado contra una ubicación anatómica de un sujeto, dentro de la que hay una arteria. El sistema de detección óptico incluye una guía de onda óptica, un dispositivo de fuente óptico para suministrar energía óptica a la guía de onda óptica, y un detector óptico para detectar una cantidad de energía óptica que sale de la guía de onda óptica. El sistema de detección
10 óptico se adapta para detectar un pulso arterial a partir de la compresión o flexión de por lo menos una porción de la guía de onda óptica, lo que resulta en la reducción de la cantidad de energía óptica que sale del segundo extremo de la guía de onda óptica. La unidad de salida se configura para recibir una señal indicadora de la cantidad de luz que sale de la guía de onda óptica y genera una medición de los signos vitales con base por lo menos es parte en la señal recibida.

15 El dispositivo para medir signos vitales opera sobre el principio de modulación de potencia óptica, a saber, que un pulso arterial puede provocar la flexión o compresión de una guía de onda óptica para resultar en un cambio en una cantidad de energía óptica transmitida al segundo extremo de la guía de onda óptica. Al monitorear la cantidad de luz que sale del segundo extremo de la guía de onda óptica, se pueden obtener datos con respecto al pulso arterial y utilizar para determinar diversos signos vitales. El sistema de detección óptico se puede configurar para detectar
20 señales ópticas representativas de una serie de pulsos arteriales y la unidad de salida se puede adaptar para determinar una forma de onda de pulso para cada una de las series de pulsos arteriales con base en la cantidad de energía óptica que sale del segundo extremo de la guía de onda óptica. El sistema de detección óptico se puede adaptar para detectar la apertura pulsátil de la arteria mediante la compresión y flexión de la guía de onda óptica comprensible que resulta en una reducción pulsátil en una cantidad de luz detectada. El detector óptico se puede
25 acoplar ópticamente a la guía de onda óptica de tal manera que el detector óptico recibe sustancialmente toda la energía óptica desde la fuente óptica que no escapa desde los lados de la guía de onda óptica. La fuente óptica puede incluir una fuente de luz coherente.

30 En algunas implementaciones, el dispositivo de fijación de sensor puede ser un manguito que incluye una vejiga inflable dentro del manguito. La vejiga inflable puede rodear parcialmente la extremidad. El manguito se puede hacer de un material de tela. El manguito se puede adaptar para aplicar presión a la ubicación anatómica y comprime por lo tanto una arteria dentro de la ubicación anatómica. Por ejemplo, el manguito puede aplicar presión cuando se infla la vejiga inflable. El marco de sensor se puede adherir al manguito en una ubicación que no es coincidente con ninguna parte de la vejiga. El marco de sensor se puede tener en oposición a la extremidad mediante su adhesión al manguito de tal manera que la presión aplicada a la extremidad por el marco de sensor es sustancialmente igual a la
35 presión aplicada a la extremidad por el manguito circundante cuando se infla la vejiga inflable.

El dispositivo incluye una almohadilla de sensor dentro del marco de sensor, que se puede ubicar adyacente a la ubicación anatómica. La almohadilla de sensor se puede configurar de tal manera que se mueva como resultado de la presión de contacto incrementada provocada por el inflado de la vejiga. El movimiento de la almohadilla de sensor resulta en la compresión o flexión de la guía de onda óptica. En algunas implementaciones, la almohadilla de sensor
40 se puede ubicar en un punto medio del dispositivo de fijación de sensor. En otras implementaciones, la almohadilla de sensor se puede ubicar en una ubicación distal del dispositivo de fijación de sensor. En algunas implementaciones, la almohadilla de sensor se puede configurar de tal manera que el tensado pulsátil del dispositivo de fijación de sensor no produzca movimiento pulsátil de la almohadilla de sensor, mientras que la apertura pulsátil de la arteria dentro de la ubicación anatómica produce un movimiento pulsátil de la almohadilla de sensor. En
45 algunas implementaciones, una presión máxima de contacto aplicada a la almohadilla de sensor puede provocar una reducción de 20-80% (por ejemplo, una reducción de 50-70%) en la cantidad total de luz que sale de la guía de onda óptica.

50 El dispositivo incluye un resorte de carga adherido a por lo menos una porción del marco de sensor y también soporta la almohadilla de sensor. El resorte de carga se configura para contrarrestar por lo menos algo de la presión ejercida contra la almohadilla de sensor en la ubicación anatómica de un sujeto. El resorte de carga se adapta para permitir un desplazamiento deseable de la almohadilla de sensor a una máxima presión. En algunas implementaciones, el resorte de carga se puede adaptar para proporcionar un desplazamiento máximo de la almohadilla de sensor entre 0.5 y 3 milímetros a una máxima presión.

55 En algunas implementaciones, el dispositivo puede incluir un sensor de presión para detectar una presión aplicada a la ubicación anatómica. La unidad de salida puede recibir una entrada de presión indicadora de la presión aplicada a la ubicación anatómica desde el sensor de presión. En algunas implementaciones, la unidad de salida puede generar los signos vitales utilizando la señal indicadora de la señal óptica recibida y la entrada de presión.

- 5 En algunas implementaciones, la ubicación anatómica del sujeto es un brazo superior. El marco de sensor se puede configurar sobre el dispositivo de fijación de sensor de tal manera que el sistema de detección óptico se ubica para detectar movimiento debido a un pulso de una arteria braquial que resulta en la compresión o flexión de por lo menos una porción de la guía de onda óptica compresible. En algunas implementaciones, los signos vitales pueden ser por lo menos uno de una frecuencia cardíaca, una forma de onda de presión arterial, una presión sanguínea sistólica, una presión sanguínea diastólica, una presión sanguínea arterial promedio, una presión diferencial, y una elasticidad arterial.
- 10 En algunas implementaciones, el dispositivo puede incluir una estructura de soporte de onda de guía que tiene una superficie no dúctil para soportar por lo menos una porción de la guía de onda óptica. El sistema de detección óptico se puede adaptar para provocar una deformación por flexión en una porción no soportada de la guía de onda óptica en respuesta a un pulso arterial.
- 15 En algunas implementaciones, el dispositivo puede incluir una superficie de soporte flexible incompresible que soporta la guía de onda óptica sobre sustancialmente toda su longitud. Por ejemplo, la superficie de soporte de guía de onda puede ser un tablero de circuitos electrónico flexible. La guía de onda se puede unir a la superficie de soporte con un adhesivo de elastómero flexible. En algunas implementaciones, el dispositivo de fuente óptico, el detector óptico, y/o componentes electrónicos asociados se pueden montar sobre la superficie de la superficie de soporte de guía de onda. En algunas implementaciones, la superficie de soporte de guía de onda puede incluir un elemento de retorno de soporte que se configura dentro de la superficie de soporte y adaptado para oponerse a la flexión de la superficie de soporte. En algunas implementaciones que incluyen una almohadilla de sensor, el elemento de retorno de soporte se puede adaptar para proporcionar una presión de contacto incrementada entre la almohadilla de sensor y la guía de onda óptica cuando la almohadilla de sensor se mueve desde una posición en reposo hasta una posición de desplazamiento máximo. La guía de onda óptica se puede adaptar de tal manera que dicha presión de contacto incrementada provoque una cantidad reducida de luz que sale del segundo extremo de la guía de onda óptica.
- 25 En algunos aspectos, un dispositivo de detección de movimiento óptico puede incluir un marco de sensor que define una apertura, una almohadilla de sensor dispuesta en la apertura, un sistema de detección óptico adaptado para detectar una cantidad de movimiento de la almohadilla de sensor en el marco de sensor, y una unidad de salida. El sistema de detección óptico incluye una guía de onda óptica, un dispositivo de fuente óptico, y un detector óptico. La guía de onda óptica se ubica dentro del marco de sensor de tal manera que el movimiento de la almohadilla de sensor resulta en la flexión o compresión de la guía de onda óptica. El dispositivo de fuente óptico suministra energía óptica a la guía de onda óptica. El detector óptico detecta una cantidad de energía óptica que sale de la guía de onda óptica. La unidad de salida se configura para recibir una señal indicadora de la cantidad de energía óptica que sale de la guía de onda óptica y opera para generar una medida de la cantidad de movimiento de la almohadilla de sensor desde la señal recibida.
- 30 En algunos aspectos, una guía de onda compatible para detectar pulsos arteriales incluye un revestimiento que tiene una superficie plana y que define un lumen y un núcleo dispuesto dentro del lumen. El revestimiento incluye un elastómero que tiene una dureza Shore A de entre 25 y 75. El núcleo también incluye un elastómero que tiene una dureza Shore A de entre 25 y 75. El núcleo tiene un índice refractivo mayor que el índice refractivo del revestimiento.
- 35 En algunas implementaciones, el revestimiento puede tener un durómetro Shore A de entre 45 y 55 y el núcleo puede tener una dureza Shore A entre 30 y 45. En algunas implementaciones, la guía de onda puede ser capaz de guiar por lo menos 10,000 modos (por ejemplo, por lo menos 50,000 modos). En algunas implementaciones, el núcleo puede tener un índice refractivo entre 1.43 y 1.50 (por ejemplo, entre 1.45 y 1.47) y el revestimiento puede tener un índice refractivo entre 1.39 y 1.48 (por ejemplo, entre 1.39 y 1.41). En algunas implementaciones, el núcleo puede tener un radio de por lo menos 45 micrómetros (por ejemplo, entre 150 y 200 micrómetros).
- 40 En algunas implementaciones, la guía de onda óptica puede incluir un elastómero (por ejemplo, un elastómero de siloxano). El elastómero se puede seleccionar del grupo que consiste de polisiloxano, poliuretano, caucho de polibutadieno, y combinaciones de los mismos.
- 45 Los detalles de una o más implementaciones de la invención se establecen en los dibujos acompañantes y la descripción adelante. Otras características, objetos y ventajas de la invención serán evidentes a partir de la descripción, dibujos, y reivindicaciones.
- 50

DESCRIPCIÓN DE DIBUJOS

La Figura 1 representa una implementación del dispositivo para medir signos vitales

Las Figuras 2A, 2B, y 2C representan diversas implementaciones del dispositivo para medir signos vitales posicionadas sobre un brazo superior, y muestran tres diferentes niveles de presión de manguito que se relaciona con las presión sistólica arterial

5 La Figura 3 representa una serie de pulsos durante el desinflado de un manguito detectado por un sensor de presión acoplado de forma neumática al manguito en comparación con los pulsos obtenidos de forma simultánea detectados por un sistema de detección óptico sostenido por un dispositivo de fijación de sensor.

La Figura 4 representa una implementación de un dispositivo para medir signos vitales que tiene un dispositivo de fijación de sensor con una vejiga inflable.

10 Las Figuras 5A, 5B, y 5C representan una implementación de un marco de sensor que contiene los componentes de un sistema de detección óptico.

La Figura 6 representa una implementación del sistema de detección óptico sobre una superficie de soporte de guía de onda incompresible, flexible.

Las Figuras 7A-7C representan implementaciones de sistemas de detección ópticos.

15 Las Figuras 8A y 8B representan cómo una guía de onda comprimida resulta en una reducción en la cantidad de luz transmitida.

Las Figuras 9A y 9B representan cómo una guía de onda flexionada resulta en una reducción en la cantidad de luz transmitida.

Las Figuras 10A-10D son vistas seccionales transversales de diferentes implementaciones de la guía de onda.

20 La Figura 11 representa la transmisión de luz pulsátil en una guía de onda sometida a una deformación de oscilación debido a un pulso arterial.

La Figura 12 representa una implementación de un método analítico utilizado para determinar uno o más signos vitales por la unidad de salida.

Los símbolos de referencia en los diversos dibujos indican los mismos elementos.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

25 Como se muestra en la Figura 1, un dispositivo para medir signos vitales puede incluir un dispositivo de fijación de sensor 102, un marco de sensor 200 que sostiene un sistema de detección óptico, y una unidad de salida 106. Una salida desde el sistema de detección óptico en el marco de sensor 200 se puede utilizar para determinar la medición de un signo vital, por ejemplo, presión sanguínea de un paciente, y específicamente mediciones sistólicas y diastólicas para la presión sanguínea del paciente.

30 El dispositivo de fijación de sensor 102 sostiene el marco de sensor 200 y se aplica contra una ubicación anatómica de un sujeto 112, dentro de la que hay una arteria 118. En la Figura 1, por ejemplo, la ubicación anatómica 112 es un brazo superior de un paciente humano. El marco de sensor 200 se puede ubicar de tal manera que el sistema de detección óptico 104 detecta el movimiento que corresponde a un pulso arterial cuando el marco de sensor 200 se coloca contra la ubicación anatómica 112 del sujeto. De esta forma es posible detectar pulsos arteriales con el sistema de detección óptico cuando el dispositivo de fijación de sensor 102 ejerce una presión sobre el brazo del sujeto 112 que está en o por debajo de la presión sistólica, pero no detecta los pulsos arteriales cuando el dispositivo de fijación de sensor 102 está por encima de la presión sistólica. De acuerdo con lo anterior, se puede determinar la presión sistólica como la presión aplicada a la ubicación anatómica 112 cuando se detecta el primer pulso arterial por el sistema de detección óptico, como una presión se reduce desde una presión que excede la presión sistólica. Alternativamente, se puede determinar la presión sistólica como la última presión en la que se observa un pulso arterial por el sistema de detección óptico, ya que la presión se incrementa a una presión que excede la presión sistólica. Adicionalmente, el dispositivo para medir signos vitales puede medir la fuerza relativa de uno o más pulsos arteriales, y/o detectar una forma de onda de pulso, cuando el dispositivo de fijación de sensor ejerce una presión menor que la presión sistólica sobre el brazo del paciente, y a partir de esas mediciones, determina un número de diferentes mediciones de signos vitales que incluyen mediciones de presión sistólica y diastólica para el sujeto. Por ejemplo, la presión diastólica se puede determinar con base en las características predeterminadas de forma de onda de pulso, tal como una relación de amplitudes de pulso y/o la forma de la forma de onda de pulso entre pulsos arteriales.

45

El sistema de detección óptico 104 emplea lo que se puede denominar como un método de modulación de potencia óptica para detectar y medir los pulsos arteriales. Un sistema de detección óptico de ejemplo que implementa tal un método de modulación de potencia óptica, que se refiere en particular a la Figura 5C, incluye una guía de onda óptica 212 sostenida por el marco de sensor 200, una fuente óptica 202 posicionada para suministrar energía óptica a un primer extremo de la guía de onda óptica 212, y un detector óptico 240 posicionado para detectar una cantidad de energía óptica que sale de un segundo extremo opuesto de la guía de onda óptica 212. Una unidad de salida 106, por ejemplo como se muestra en la Figura 1, se conecta con el fin de recibir una señal, por ejemplo una señal eléctrica, desde el sistema de detección óptico, y en particular desde el detector óptico 240, en donde la señal es indicativa de una cantidad de luz en un punto dado en el momento que sale del segundo, extremo opuesto de la guía de onda óptica que se detecta por el detector óptico 240. A partir de aquella señal recibida, la unidad de salida 106 genera una medición de los signos vitales. El sistema de detección óptico 104 se acciona, o responde a, un pulso arterial en virtud de la compresión o flexión de por lo menos una porción de la guía de onda óptica 212 del sistema de detección, lo que resulta en una reducción de la cantidad de energía óptica que sale de la guía de onda óptica y de acuerdo con lo anterior una reducción en la cantidad de energía óptica recibida por el detector óptico.

Por vía de ejemplo, un signo vital puede incluir una frecuencia cardíaca, una forma de onda de presión arterial, una medición de presión sanguínea sistólica, una medición de presión sanguínea diastólica, una medición de presión sanguínea arterial promedio, una medición de presión diferencial, y/o una medición de elasticidad arterial. En algunas implementaciones, los signos vitales se pueden determinar a partir del tiempo pulsos arteriales, la amplitud y/o magnitud de pulsos arteriales, y/o de formas de onda de pulso arterial. En algunas implementaciones, los signos vitales se pueden determinar desde la salida recibida solo desde el sistema de detección óptico 104, mientras que en otras implementaciones los signos vitales se pueden determinar desde esa salida en combinación con otros datos (por ejemplo, los datos con respecto a la presión dentro de un manguito neumático). Como ejemplo del caso anterior, se puede determinar una frecuencia cardíaca desde solo la salida recibida desde el sistema de detección óptico 104. Las presentes mediciones de signos vitales se pueden tomar en cualquier ubicación de extremidad, que incluye pero no se limita al brazo superior, el área de muñeca, las piernas, y los dedos. El dispositivo de fijación de sensor

El dispositivo de fijación de sensor puede ser cualquier estructura adaptada para apoyar y posicionar un marco de sensor 200 o una porción del mismo adyacente a una ubicación anatómica de un sujeto 112 de tal manera que el sistema de detección óptico 104 dentro del marco de sensor 200 puede detectar un pulso arterial. El dispositivo de fijación de sensor puede sostener el marco de sensor 200 adyacente a una ubicación anatómica de un sujeto 112 en una presión de fijación de sensor predeterminada o en una presión de fijación de sensor ajustable. Por ejemplo, el dispositivo de fijación de sensor puede ser una venda adhesiva o un manguito (por ejemplo, un manguito elástico o un manguito ajustable).

Como se muestra en la Figura 4, un dispositivo de fijación de sensor 102 puede ser un manguito ajustable 120 que tiene una vejiga inflable 122. Por ejemplo, el dispositivo de fijación de sensor 102 puede ser un ensamble que incluye un manguito que comprende un material de tela que se configura para rodear o cercar una ubicación anatómica (por ejemplo, una extremidad) de un sujeto. La vejiga inflable 122 se puede ubicar dentro del manguito para rodear o cercar parcialmente una extremidad. Como tal, el dispositivo de fijación de sensor 102 se adapta para aplicar presión a la extremidad cuando se infla y por lo tanto comprima una arteria dentro de la extremidad.

De manera general, un dispositivo de fijación de sensor tipo manguito 102 para uso en los sistemas y métodos descritos actualmente pueden ser de un tipo que ya sea parcial o completamente rodea la extremidad, o puede ser de un tipo que aplica presión localmente ya que puede ser ventajosos en ciertos sitios anatómicos, que incluyen la muñeca sobre la arteria radial. La vejiga 122 en dicho un dispositivo 102 se puede conectar neumáticamente a una bomba 124 a través de una manguera 116, como es el caso en la Figura 4. En algunas implementaciones tales como aquellas mostradas en la Figura 4, se puede inflar un manguito neumáticamente ajustable (por ejemplo, a través de una bomba 124) y se desinfla (por ejemplo, a través de una válvula 126) para ajustar la presión aplicada a una porción de un cuerpo del sujeto 112. En algunas implementaciones, un sistema puede incluir un controlador inflado 452, tal como se incluye en la unidad de salida 106 como se muestra en la Figura 12, para controlar el inflado y desinflado del manguito. En otras implementaciones, se puede incluir un controlador inflado como una unidad de controlador separada para controlar la operación del dispositivo para medir signos vitales.

Tal como, diversas formas de un dispositivo de fijación de sensor se pueden aplicar a diferentes porciones de un cuerpo del sujeto. El dispositivo de fijación de sensor se puede calibrar y disponer para colocación en una ubicación anatómica de un cuerpo del sujeto adyacente a una arteria predeterminada del sujeto. Como se muestra en las Figuras 1 y 2A-2C, el dispositivo de fijación de sensor 102 se puede ubicar sobre un brazo superior (por encima del codo de un sujeto) de tal manera que el sistema de detección óptico dentro del marco de sensor 200 puede detectar el movimiento que corresponde a un pulso arterial en la arteria braquial 118. El dispositivo de fijación de sensor también se puede adaptar para colocación en la muñeca de tal manera que el sistema de detección óptico en el marco de sensor puede detectar el movimiento que corresponde a un pulso arterial en la arteria radial. El dispositivo

de fijación de sensor también se puede ubicar sobre una pierna (por ejemplo, en el tobillo para detectar pulsos en una arteria), el cuello, o cualquier otra parte del cuerpo donde se puede detectar un pulso arterial.

5 Como se muestra en las Figuras 2A-2C, el marco de sensor 200 se puede ubicar próximo al punto medio del dispositivo de fijación de sensor 102 (como se muestra en la Figura 2A), en el punto medio del dispositivo de fijación de sensor 102 (como se muestra en las Figuras 2B y 2C), o distal al punto medio del dispositivo de fijación de sensor 102 (no mostrado). La colocación del marco de sensor 200, y más específicamente la porción de detección (por ejemplo, una almohadilla de sensor) del marco de sensor 200, con respecto a un dispositivo que imparte presión puede impactar los datos obtenidos. En las implementaciones donde el dispositivo de fijación de sensor 102 aplica presión a la ubicación anatómica, tal como se muestra en las Figuras 2A-2C, la posición de la porción de detección del marco de detección 200 dentro del dispositivo de fijación de sensor 102 puede impartir los datos obtenidos. En algunas implementaciones, una presión aplicada a una arteria que yace por debajo de la superficie de una ubicación anatómica puede ser no uniforme. Por ejemplo, aunque un dispositivo de colocación que imparte presión 102 puede aplicar una presión uniforme, la presión transmitida a través de las capas de tejido puede resultar en una presión no uniforme contra una arteria que yace a alguna distancia por debajo de la superficie. En algunas implementaciones, la presión aplicada a una arteria que yace a alguna distancia por debajo de la piel mediante un manguito ajustable puede ser mayor en la línea media del manguito y menor en las márgenes del manguito. La ubicación del marco de sensor 200 relacionado con el dispositivo de fijación de sensor 102 se puede fijar para optimizar la sensibilidad para seleccionar las características del pulso arterial. En algunas implementaciones, el marco de sensor 200 y la porción de detección (por ejemplo, la almohadilla de sensor) del marco de sensor 200 se puede ubicar en la línea media 134 del manguito de tal manera que no es sensible a la ampliación pulsátil del segmento arterial bajo la parte próxima del manguito cuando la presión de manguito excede la presión sistólica, permitiendo por lo tanto una determinación precisa de la presión sistólica cuando se abre la sección media del segmento arterial.

25 En otras implementaciones, no mostradas, el marco de sensor 200 y la porción de detección (por ejemplo, una almohadilla de sensor) del marco de sensor 200 se puede ubicar cerca de la margen distal del manguito de tal manera que es sensible específicamente a los cambios de dimensión arterial pulsátil en aquella ubicación. De acuerdo con lo anterior, se pueden identificar las únicas características de la forma de onda del pulso arterial en la presión diastólica en una posición distal, y se pueden detectar los efectos de la elasticidad arterial en las arterias más distales. La flexión hacia afuera de la piel en la línea media 134 del manguito, y también distal a la línea media 30 134, ocurre durante la sístole cuando la presión de manguito está por debajo de la presión sistólica. En las presiones de manguito que exceden la presión sanguínea sistólica, las oscilaciones arteriales se limitan al área próxima del manguito, como se discutió anteriormente.

35 En algunas implementaciones, no mostradas, el dispositivo puede incluir un segundo dispositivo que imparte presión deparado del dispositivo de fijación de sensor que sostiene el marco de sensor que tiene el sistema de detección óptico. El segundo dispositivo que imparte presión se puede adaptar para ser colocado contra una segunda ubicación anatómica de un sujeto próxima a la ubicación anatómica del dispositivo de fijación de sensor para permitir la detección de pulso arterial por el sistema de detección óptico en una posición distal a y separada del dispositivo que imparte presión. De acuerdo con lo anterior, el sistema de detección óptico puede detectar una forma de onda de presión arterial en una posición espaciada y distal al punto de oclusión arterial, y permitir así la detección de 40 únicas características de una forma de onda arterial. El segundo dispositivo que imparte presión puede ser un manguito ajustable. En algunas implementaciones, el dispositivo que imparte presión y el dispositivo de fijación de sensor pueden ser manguitos ajustables.

45 La Figura 2A representa un dispositivo de fijación de sensor 102 que imparte una presión sobre el brazo que excede la presión sistólica arterial de la arteria braquial lo suficiente para resultar en una apertura de arteria mínima bajo el borde delantero del dispositivo de fijación de sensor 102 en la sístole. La cantidad de presión impartida contra el dispositivo de fijación de sensor 102 se pulsará ligeramente debido a la expansión arterial en el borde delantero durante un pulso arterial. No ocurre apertura arterial en el posicionamiento del marco de sensor 200, y por lo tanto el sistema de detección óptico 104 en el marco de sensor 200 no produce una señal pulsátil. Sin embargo, una señal pulsátil, ocurrirá en una mayor presión si el marco de sensor 200 se ubica en una posición próxima al punto medio del dispositivo de fijación de sensor 102 que si se ubica en el punto medio del dispositivo de fijación de sensor 102.

55 La Figura 2B representa un dispositivo de fijación de sensor 102 que imparte una presión que excede ligeramente la presión sistólica arterial, de tal manera que la apertura arterial 118 se extiende cerca al punto medio del dispositivo de fijación de sensor 102 en la sístole. La oscilación en la presión impartida durante el dispositivo de fijación de sensor 102 durante una presión diferencial arterial sería más grande que en el caso de la Figura 2A, cuando la expansión arterial ocurre sobre casi la mitad del segmento ubicado dentro del dispositivo de fijación de sensor. No obstante, no ocurre apertura arterial en el punto medio del dispositivo de fijación de sensor 102, y por lo tanto el sistema de detección óptico 104 en el marco de sensor 200 no produce una señal pulsátil.

La Figura 2C representa un dispositivo de fijación de sensor 102 que imparte una presión por debajo de la presión sistólica arterial, de tal manera que el segmento de arteria completo 118 se abre momentáneamente en la sístole. Las oscilaciones en la presión impartida contra el dispositivo de fijación de sensor 102 durante un pulso arterial será incluso mayor en amplitud. La apertura arterial en la ubicación bajo el marco de sensor 200 provoca que el sistema de detección óptico 104 registre una señal pulsátil.

La porción superior de la Figura 3 representa los pulsos de presión detectados en un dispositivo de fijación de sensor 102 impartidos por la serie de pulsos arteriales como la presión impartida por el dispositivo de fijación de sensor 102 se reduce desde una presión que excede la presión sanguínea sistólica de un sujeto a una presión por debajo de la presión sanguínea diastólica de un sujeto. La porción inferior de la Figura 3 representa pulsos determinados a partir del sistema de detección óptico con el marco de sensor en el punto medio de un dispositivo de fijación de sensor 102 como la presión impartida por el dispositivo de fijación de sensor que se reduce a partir de una presión que excede la presión sanguínea sistólica de un sujeto a una presión por debajo de presión sanguínea diastólica de un sujeto. Como se muestra, el sistema de detección óptico dentro del marco de sensor no detecta ningún pulso hasta que la presión impartida está en o por debajo de la presión sanguínea sistólica. Esto puede permitir una determinación exacta de la presión sanguínea sistólica y la forma de onda detectada por el sistema de detección óptico puede permitir el cálculo de otros signos vitales.

La Figura 4 representa una implementación de un dispositivo de fijación de sensor 102. El dispositivo de fijación de sensor puede ser un manguito ajustable 120 que tiene una vejiga inflable 122. El manguito puede incluir un material de tela configurado alrededor de una extremidad de un sujeto. La vejiga inflable 122 puede parcialmente, pero no completamente, rodear la extremidad, y se puede adaptar para aplicar presión a la extremidad cuando se infla y de esta manera se comprime una arteria dentro de la extremidad. El manguito ajustable 120 se puede adaptar para ser envuelto alrededor del brazo superior de un sujeto y sostener un marco de sensor 200 en una posición para aplicar igual presión a la extremidad. Se puede ubicar un sistema de detección óptico dentro del marco de sensor 200 para detectar pulsos arteriales desde la arteria braquial. El manguito 120 puede incluir sujetadores de gancho y bucle 132 (por ejemplo, Velcro®) u otros dispositivos sujetadores, que se pueden utilizar para asegurar el manguito 120 alrededor de una extremidad de un sujeto. El manguito 120 se puede envolver alrededor de una extremidad del sujeto y la vejiga 122 se puede inflar para impartir una presión sobre la extremidad. La vejiga 122 se puede conectar a una bomba 124 por una manguera 116. La vejiga 122 también se puede adherir a una válvula 126 que puede controlar el desinflado de la vejiga 122. La presión en la vejiga 122 se puede medir con un transductor de presión 128. El transductor de presión 128 se puede ubicar en la vejiga, como se muestra, o se puede conectar de forma neumática a la vejiga 122 (por ejemplo, a través de la manguera 116).

Los componentes del sistema de detección óptico se pueden empacar dentro del marco de sensor 200 (por ejemplo, una carcasa) ubicada en el punto medio 134 del manguito 120. El marco de sensor 200 se puede adherir al manguito en una ubicación que no es coincidente con la parte de la vejiga. El marco de sensor 200 puede estar en oposición sobre el manguito de tal manera que la presión aplicada a la extremidad por el marco de sensor es sustancialmente igual a la presión aplicada a la extremidad por la tela de manguito circundante cuando se infla la vejiga inflable 122. Por ejemplo, la superficie superior del marco de sensor 200 puede estar aproximadamente a ras con una superficie interna del manguito. El marco de sensor 200 se puede ubicar sobre el manguito 120 de tal manera que el sistema de detección óptico 104 puede detectar un pulso de una arteria cuando el manguito 120 se envuelve alrededor de una ubicación anatómica de un paciente.

Unidad de salida

Como se muestra en las Figuras 4 y 12, la unidad de salida recibe señales (por ejemplo, señales eléctricas) representativas de una cantidad de energía óptica (por ejemplo, luz) que sale del segundo extremo de la guía de onda óptica y se detecta así por el detector óptico 240. Estas señales se pueden transmitir a través de cables eléctricos 108. En algunas implementaciones, la unidad de salida 106 también puede recibir otros datos. Por ejemplo, como se muestra en la Figura 4, los cables 108 pueden transmitir los datos en la forma de señales (por ejemplo, señales eléctricas) desde un transductor de presión en la vejiga 122 de un manguito 120 hasta la unidad de salida 106 para permitir que la unidad de salida 106 determine una cantidad de presión aplicada a una ubicación anatómica de un paciente. En algunas implementaciones, la unidad de salida 106 puede recibir datos con respecto a la cantidad de energía óptica recibida por un detector óptico desde el sistema de detección óptico a través de transmisión inalámbrica.

Como se muestra en las Figuras 1, 4, y 12, el dispositivo para medir signos vitales puede incluir una unidad de pantalla 114 para representar uno o más signos vitales (por ejemplo, frecuencia cardiaca, presión sistólica, y presión diastólica). Como se muestra en la Figura 4, la unidad de salida 106 se puede empacar con la unidad de pantalla 114. En algunas implementaciones, no mostradas, la unidad de salida puede estar dentro del marco de sensor, puede estar en otra porción del ensamble de manguito, o se puede ubicar remotamente y en comunicación con el sistema de detección óptico a través de transmisiones inalámbricas. Los cables pueden transmitir datos (por ejemplo, a través de señales eléctricas) desde la unidad de salida 106 al dispositivo de pantalla 114. En otras

implementaciones, la unidad de salida 106 puede transmitir mediciones de signos vitales a través de la transmisión inalámbrica.

5 En algunas implementaciones, la unidad de salida puede incluir un sistema de alarma para producir una señal detectable humana cuando una medición de signos vitales generada por la unidad de salida cumple unos criterios predeterminados. Por ejemplo, la unidad de salida se puede adaptar para crear una alarma visual o de audio para alertar a un usuario de que los signos vitales están por fuera de un rango predeterminado.

10 La unidad de salida 106 puede realizar un número de etapas de procesamiento de datos, cálculos, o funciones de estimación, algunas de las cuales se discuten adelante. La unidad de salida 106 puede incluir un procesador para determinar los signos vitales a partir de las señales del sistema de detección óptico con o sin otros datos (por ejemplo, datos con respecto a una presión aplicada a una ubicación anatómica por un manguito ajustable como se muestra en la Figura 4).

Marco de Sensor

15 Como se muestra en las Figuras 5A, 5B, y 5C, se puede contener un sistema de detección óptico 104 dentro de un marco de detección 200 (por ejemplo, una carcasa). La función del marco de sensor 200 es mantener la presión contra la piel y transmitir el impulso mecánico de los pulsos arteriales al sistema de detección óptico 104 sin transmitir la el pulso de presión de manguito neumático. La función del sistema de detección óptico 104 es generar una señal representativa del pulso arterial.

20 El marco de sensor 200 se puede colocar contra una ubicación anatómica (por ejemplo, contra la piel de un sujeto) para detectar pulsos arteriales mediante el movimiento de la almohadilla de sensor 232, que se puede posicionar adyacente a la ubicación anatómica. La almohadilla de sensor 232 se puede configurar de tal manera que se mueva como resultado de la presión de contacto incrementada provocada por el inflado de la vejiga. El movimiento de la almohadilla de sensor 232 puede resultar en la compresión o flexión de la guía de onda óptica 212. El marco de sensor 200 también puede incluir un resorte de carga 234 adherido a la almohadilla de sensor 232 para contar la fuerza aplicada a la almohadilla de sensor 232 por la ubicación anatómica del sujeto. El resorte de carga 234 también se puede adherir a por lo menos una porción del marco de sensor 200. El marco de sensor 200 también puede incluir estructuras para soportar la guía de onda, tal como una superficie de soporte de guía de onda flexible e incompresible 233, luego que la guía de onda descansa, y/o una estructura no dúctil de soporte de onda de guía 235 para soportar la guía de onda óptica 212 contra las fuerzas aplicadas a la guía de onda óptica 212 por la almohadilla de sensor 232. El marco de sensor 200 también puede incluir cables 108 para transmitir datos desde el detector óptico 240 a la unidad de salida 106. En algunas implementaciones, no mostradas, el marco de sensor 200 puede incluir una unidad de salida y puede incluir cables que transmiten datos desde la unidad de salida hasta una fuente externa (por ejemplo, una pantalla). En algunas implementaciones, el marco de sensor 200 puede tener un ancho de entre 0.7 y 1.3 pulgadas (por ejemplo, aproximadamente 1 pulgada), una longitud de entre 1.5 y 2.2 pulgadas (por ejemplo, aproximadamente 1.7 pulgadas), y un espesor de entre 0.3 y 0.9 pulgadas (por ejemplo, aproximadamente 0.6 pulgadas).

40 Como se muestra en las Figuras 5A, 5B, y 5C, una almohadilla de sensor 232 adaptada para colocación contra una ubicación anatómica de un sujeto se puede adherir a un resorte de carga 234. La almohadilla de sensor 232 se puede extender afuera del marco de sensor 200 cuando está en un estado relajado. Por ejemplo, la almohadilla de sensor 232 se puede extender fuera del marco de sensor 200 mediante por lo menos 0.1 pulgada (por ejemplo, entre 0.1 y 0.3 pulgadas). Como se muestra, la almohadilla de sensor 232 se extiende fuera desde la carcasa de sensor 200 por 0.161 pulgadas. La almohadilla de sensor 232 puede tener cualquier forma. La almohadilla de sensor 232 puede tener un diámetro de por lo menos 0.3 pulgadas, por ejemplo entre 0.3 y 0.8 pulgadas (por ejemplo, aproximadamente 0.6 pulgadas). En algunas implementaciones, por ejemplo como se muestra en la Figura 5C, la almohadilla de sensor 232 se puede adherir al resorte 234 mediante una bisagra 236 que permite un movimiento de vaivén de la almohadilla de sensor 232. En algunas implementaciones, como se muestra en la Figura 5C, la almohadilla de sensor 232 puede tener una superficie superior inclinada. La almohadilla de sensor 232 se puede adherir a o de otra forma posicionar para provocar la compresión o flexión de la guía de onda óptica 212 del sistema de detección óptico 104. Como se muestra en la Figura 5C, la almohadilla de sensor 232 puede incluir una porción de presión 238 adaptada para provocar la compresión localizada de la guía de onda óptica 212. La almohadilla de sensor 232 también se puede posicionar dentro de un recorte 252. La separación entre el recorte 252 y la almohadilla de sensor 232 puede impartir la cantidad de movimiento de la almohadilla de sensor 232 permitida por la carcasa de sensor 200 debido a los pulsos arteriales. La separación entre el recorte 252 y la almohadilla de sensor 232 puede ser de aproximadamente 0.1 pulgadas.

55 Los cables 108 pueden transmitir datos desde el detector óptico 240 hasta una unidad de salida 106, como se discutió anteriormente. En algunas implementaciones, no mostradas, la unidad de salida se puede incluir dentro del marco de sensor y los cables pueden transmitir datos de signos vitales a los dispositivos por fuera de la carcasa. En

algunas implementaciones, no mostradas, el sistema de detección óptico 104 puede transmitir datos desde el marco de sensor 200 mediante transmisión inalámbrica.

5 El resorte de carga 234 puede contar una fuerza aplicada a la almohadilla de sensor 232 desde un pulso arterial y devuelve la almohadilla de sensor a un estado inicial después del pulso arterial. El resorte de carga 234 puede así limitar la cantidad de compresión y deformación por flexión de la guía de onda debido a un pulso arterial. El resorte de carga 234 se puede seleccionar de tal manera que el factor de transmisión óptica es más sensible a la deformación de guía de onda dentro del rango útil de presiones de manguito. La combinación del resorte de carga 234 y otras características del marco de sensor 200 y el sistema de detección óptico 104 pueden proporcionar fuerzas para contrarrestar de tal manera que una presión aplicada de mm Hg desplazará la almohadilla de sensor mediante por lo menos 1 mm desde un estado en reposo. En algunas implementaciones, el marco de sensor 200 y el sistema de detección óptico 104 se puede adaptar de tal manera que una presión aplicada de 150 mmHg desplazará la almohadilla de sensor mediante por lo menos 2 mm desde el estado en reposo. En algunas implementaciones, el resorte de carga 234 se puede adaptar para proporcionar un desplazamiento máximo de la almohadilla de sensor entre 0.5 y 3 milímetros a una máxima presión (por ejemplo, entre 0.8 y 1.5 milímetros a una máxima presión). En algunas implementaciones, el marco de sensor 200 y sistema de detección óptico 104 se pueden adaptar de tal manera que una presión aplicada de entre 80 y 150 mmHg (por ejemplo, entre 100 y 130 mmHg) pueden hacer que una superficie superior de la almohadilla de sensor esté aproximadamente a ras con una superficie superior del marco de sensor 200. En algunas implementaciones, la almohadilla de sensor 232 puede estar casi a ras con el marco de sensor 200 cuando se coloca contra la ubicación anatómica de un paciente mediante el dispositivo de oclusión 102 con el dispositivo de oclusión que proporciona una presión a la ubicación anatómica que excede la presión sistólica. En algunas implementaciones, la superficie superior del marco de sensor 200 puede estar aproximadamente a ras con una superficie interna del dispositivo de fijación de sensor (por ejemplo, el manguito ajustable).

25 El marco de sensor 200 también puede incluir estructuras que soportan guía de onda, tal como la superficie de soporte de guía de onda flexible e incompresible 233 y/o una estructura no dúctil de soporte de onda de guía 235 para soportar la guía de onda 212 del sistema de detección óptico 104 contra la fuerza aplicada por la almohadilla de sensor 232. La superficie de soporte de guía de onda 233 puede tener una superficie de soporte flexible incompresible y se puede extender a lo largo de la longitud completa de la guía de onda óptica 212. En algunas implementaciones, como se muestra en la Figura 6, el soporte de guía de onda 233 puede tener un elemento de retorno de soporte 237 configurado dentro de la superficie de soporte y adaptado para oponerse a la flexión de la superficie de soporte. Por ejemplo, el elemento de soporte de retorno 237 dentro del soporte de guía de onda 233 puede ser un miembro con una alta memoria, tal como un resorte de acero, que puede retornar la guía de onda a su posición no deformada siguiendo cada deformación pulsátil. El elemento de retorno de soporte 237 se puede adaptar para proporcionar una presión de contacto incrementada entre la almohadilla de sensor y la guía de onda óptica cuando la almohadilla de sensor se mueve desde una posición en reposo hasta una posición de desplazamiento máximo, con la guía de onda óptica adaptada de tal manera que dicha presión de contacto incrementada provoca una cantidad reducida de luz que sale de la guía de onda óptica. En algunas implementaciones, el elemento de retorno de soporte 237 puede trabajar con el resorte de carga 234 para llevar a cabo la presión de contacto incrementada. En algunas implementaciones, la superficie de soporte de guía de onda 40 233 puede tener un tablero de circuitos electrónico flexible, al cual se une la guía de onda con un adhesivo de elastómero flexible. Como se muestra en la Figura 6, la superficie de soporte de guía de onda 233 también puede soportar y llevar la fuente óptica 202 y/o el detector óptico 240. En algunas implementaciones, se pueden montar otros componentes electrónicos asociados sobre la superficie de soporte de guía de onda 233.

45 La estructura de soporte de onda de guía 235 no es dúctil. En algunas implementaciones, como se muestra en la Figura 7A la estructura de soporte de onda de guía 235 puede soportar la porción de la guía de onda 212 que es accionada por la almohadilla de sensor 232 (por ejemplo, sobre sustancialmente toda su longitud). De acuerdo con lo anterior, la guía de onda 212 se puede comprimir entre el soporte de guía de onda 235 y la porción de presión 238. Las Figuras 8A y 8B, discutidas adelante, representan cómo la compresión de la guía de onda 212 puede resultar en una reducción en la cantidad de luz transmitida al detector óptico 240. En otras implementaciones, como se muestra en las Figuras 7B y 7C, la estructura de soporte de onda de guía 235 puede soportar una porción de la guía de onda espaciada desde la porción de la guía de onda que se acciona por la almohadilla de sensor 232. En algunas implementaciones, el movimiento de la almohadilla de sensor 232 puede resultar en la flexión de la guía de onda 212. La Figura 7B representa una implementación donde la almohadilla de detección actúa directamente contra la guía de onda para resultar en una flexión de la guía de onda óptica 212. La Figura 7C representa una implementación donde una porción de presión 238 se presiona contra una porción ubicada de la guía de onda. Esto puede resultar en alguna compresión combinada con alguna flexión de la guía de onda en una región adyacente. Las Figuras 9A, y 9B, discutidas adelante, representan cómo la flexión de la guía de onda 212 puede resultar en una reducción en la cantidad de luz transmitida al detector óptico 240.

60 El sistema de detección óptico 104 dentro del marco de sensor 200 puede actuar como un sistema de detección de movimiento (por ejemplo, un sistema de detección de movimiento adaptado para detectar el movimiento localizado asociado con un pulso arterial). El sistema de detección óptico 104 dentro del marco de sensor 200 puede detectar

el movimiento que corresponde a un pulso arterial cuando el dispositivo de fijación de sensor se coloca contra la ubicación anatómica del sujeto, en lugar de simplemente una presión aplicada a la almohadilla de sensor 232. Por ejemplo, un sensor de presión de superficie (por ejemplo, un sensor de presión tipo piezoresistivo) puede detectar los cambios en la presión debido a un pulso arterial incluso cuando la presión aplicada a la ubicación anatómica por el dispositivo de oclusión 102 excede la presión sistólica. En alta presión de manguito (por encima de la presión sistólica) la arteria próxima al dispositivo de oclusión 102 (por ejemplo, un manguito ajustable) puede impartir un impacto pulsátil a la ubicación anatómica suministrada a través del tejido, que provoca un incremento de presión pulsátil dentro del dispositivo de oclusión 102. Este efecto provoca un tensado pulsátil del dispositivo de oclusión 102, que podría ser detectado por un sensor de presión de superficie adherido a la superficie interna del dispositivo de oclusión 102, a pesar de que no hay contracción del manguito debido a que el tejido es esencialmente "incompresible" y la arteria se ocluye de forma continua en el área por debajo del sensor de presión. Una señal de una cantidad de presión aplicada por el dispositivo de oclusión (es decir, un sensor de presión de vejiga de manguito) y el sensor de presión de superficie será similar por encima y por debajo de la presión sistólica debido a que el efecto de la apertura de la arteria permite el flujo sanguíneo es más pequeño que el efecto del impacto pulsátil para el manguito descrito anteriormente. En contraste, un sistema de detección óptico dentro de un marco de sensor que actúa como un sensor de movimiento puede tener poca o ninguna respuesta debido al tensionado del manguito en altas presiones de manguito y evita la detección del movimiento durante los pulsos arteriales en presiones por encima de la presión sistólica. De acuerdo con lo anterior, el uso de un sistema de detección óptico dentro de un marco de sensor como un sensor de movimiento puede indicar más exactamente la presión sanguínea sistólica que un sensor de presión. Adicionalmente, no se necesita medición de presión sanguínea exacta separada para calibración o establecimiento de un punto de referencia.

Sistema de Detección Óptico que utiliza Modulación de Potencia Óptica

Como se muestra en las Figuras 5C, 6, y 7A-7C, el sistema de detección óptico 104 puede incluir una fuente óptica 202, una guía de onda óptica 212 y un detector óptico 240. Como se discutió anteriormente, el sistema de detección óptico 104 puede ser soportado por un marco de sensor 200 (por ejemplo, una carcasa) sostenido por el dispositivo de fijación de sensor 102. La fuente óptica 202 se puede acoplar ópticamente a la guía de onda óptica 212, de tal manera que la energía óptica (por ejemplo, ondas de luz 218) viaja desde la fuente óptica 202 en un primer extremo de la guía de onda óptica 212. En algunas implementaciones, se puede utilizar un LED como la fuente óptica 202. Un detector óptico 240 recibe la energía óptica que sale de un segundo extremo opuesto de la guía de onda óptica 212 y puede generar una señal indicadora de la cantidad de luz recibida. En algunas implementaciones, el detector óptico 240 recibe sustancialmente toda la luz que sale del segundo extremo de la guía de onda óptica 212. En algunas implementaciones, el detector óptico 240 puede ser un fotodetector de diodo PIN, un detector CCD (Dispositivo Acoplado de Carga), o un detector CMOS (Semiconductor e óxido de Metal Complementario).

Guía de Onda Óptica

La guía de onda óptica 212 puede ser una fibra óptica o cualquier líquido, gel, o sólido que transmite ondas de luz por reflexión interna o refracción. Una guía de onda óptica 212 puede incluir una longitud de material ópticamente transparente, comúnmente referido como el "núcleo" 215, que está rodeado por un material de índice de refracción menor, comúnmente referido como el "revestimiento" 217. El núcleo 215 puede tener un índice de refracción relativamente alto (N_2), con respecto al índice de refracción menor (N_1) del revestimiento 217. La diferencia entre el núcleo y los índices de revestimiento de refracción define la apertura numérica (NA) de la guía de ondas, de acuerdo con la relación:

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

Es la NA y el ángulo crítico (θ_c) de una guía de ondas que gobiernan el confinamiento de la luz dentro del núcleo de la guía de ondas. Si el ángulo de incidencia de un rayo de luz en la interfaz núcleo/revestimiento con respecto a un vector normal a la interfaz es menor que el ángulo crítico (θ_c), entonces el rayo no se refleja internamente pero escapará del núcleo y se perderá. Si N_2 está muy cerca de N_1 (es decir, $NA \rightarrow 0$), el ángulo crítico se acercará a 90 grados y casi toda la luz se escapa dentro de un período corto de guía de ondas. Si N_2 y N_1 son lo suficientemente diferentes en valor, una gran porción de luz permanecerá confinado. La energía óptica (por ejemplo, luz) se pierde de la guía de ondas óptica cuando la onda de luz llega a la interfaz entre los dos materiales (el núcleo 215 y el revestimiento 217) en un ángulo menor que el ángulo crítico (θ_c). El ángulo crítico (θ_c) se puede calcular mediante la siguiente ecuación:

$$\theta_c = \arcsin (N_1/N_2)$$

Otra característica de una fibra óptica o guía de ondas óptica es el número de modos que son excitables. En una guía de ondas óptica, el término "modo" se refiere a un patrón de intensidad específica en un plano transversal al eje de guía de ondas ópticas. Existe una estrecha relación entre el patrón de modo interno y el externo moteado de una fibra óptica. En una fibra de modo único, sólo un pico de intensidad está permitido. En fibras multi-modo, un gran número de picos de intensidad se puede producir en cualquier lugar a lo largo de la guía de ondas. En cualquier guía de ondas con sección transversal circular, el modo "orden cero" se forma por luz que se propaga a lo largo del eje de guía de ondas (suponiendo una guía de ondas perfectamente recta). Los así llamados "modos de orden superior" se forman por la luz que no se pone en marcha en la dirección axial, pero en algún ángulo con el eje. Estos modos son guiados por la diferencia del índice de refracción entre el núcleo y el revestimiento y cada uno de ellos por lo general tendrá menor intensidad que el modo de orden cero. Cuando una guía de ondas de índice de etapa se flexiona en alguna ubicación, los modos de orden inferior y de orden cero se convierten en modos de orden superior porque ya no se mantienen en o cerca de la línea central. Con el fin de que la luz ocupe los modos de orden superior en una guía de onda, ya sea que la fuente de luz deba estar compuesta en parte de rayos de luz que están en un ángulo distinto de cero con respecto al eje (pero aún dentro de la apertura numérica de la guía de ondas), o también la guía de ondas se debe enrollar o flexionar. En general, algunos modos de orden superior existirán en una guía de onda que se ilumina por una fuente de luz colimada, y por el contrario un gran número de modos de orden superior existirán en una guía de onda que se ilumina por una fuente de luz divergente.

Como se puede observar a partir de las Figuras. 8A, 8B, 9A y 9B, la compresión y/o flexión de una guía de ondas elimina preferentemente los modos de orden superior, y tiene un efecto relativamente menor en los modos de orden inferior. La sensibilidad del sistema óptico para compresiones pequeñas y/o pequeñas cantidades de flexión depende de la disponibilidad de un número suficiente de modos de guía de ondas excitados. Por ejemplo, en un caso de sólo cinco modos excitados, teóricamente sólo cinco diferentes niveles de pérdida de potencia óptica de transmisión podría ser detectados, lo que produciría una relación bastante gruesa entre la deformación y la cantidad de óptica detectada por el detector óptico del sistema de detección óptico. Por otra parte, si hay 10,000 modos excitados, la relación entre la deformación y la energía óptica detectada se podría determinar más finamente y se pueden detectar cambios de deformación relativamente pequeños. De acuerdo con lo anterior, en algunas implementaciones, la fuente óptica puede proporcionar un haz divergente de un NA que es aproximadamente igual o mayor que el de la guía de ondas. Si la fuente de luz NA es mayor que la guía de ondas NA, el resultado es que la porción de luz emitida en el ángulo más grande del eje escapa en el revestimiento inmediatamente. La guía de ondas óptica también se puede formar de tal manera que es capaz de guiar por lo menos 10,000 modos (por ejemplo, mayor que 50,000 modos). El número de modos posibles en una guía de ondas de índice de etapa se proporciona por:

$$N = V^2/2$$

donde V es la frecuencia normalizada. La frecuencia normalizada (V) se calcula como sigue:

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

donde a es el radio del núcleo de la guía de onda óptica, NA es la apertura numérica de la guía de onda, como se discutió anteriormente, y λ es la longitud de onda de luz. Las fuentes de luz más prácticas tienen una longitud de onda (λ) de entre 0.7 a 0.85 micrómetros. Por consiguiente el producto de a y NA debe ser del orden de 40 micrómetros para satisfacer los criterios para 50,000 modos. El rango práctico de NA es 0.2 a 0.4 aproximadamente. De acuerdo con lo anterior, una guía de onda que tiene un NA de 0.4 necesitaría tener un mínimo de un radio de núcleo de 100 micrómetros para permitir 50,000 modos, y un radio mínimo de aproximadamente 45 micrómetros para permitir 10,000 modos. En algunas implementaciones, el núcleo de guía de onda 215 tiene un radio de por lo menos 45 micrómetros (por ejemplo, entre 150 y 200 micrómetros). El tamaño óptico depende en parte también de la deformación actual encontrada por la guía de onda (que es en cambio dependiente del Durómetro de guía de onda, la presión mecánica actualmente aplicada a la guía de onda, y la cantidad de flexión de la guía de onda). En algunas implementaciones, la guía de onda puede tener un núcleo de elastómero suave con durómetro Shore A entre 45 y 55, un NA entre 0.35 y 0.4 (que corresponde a un índice refractivo de núcleo de 1.46 y un índice de revestimiento refractivo de 1.41), y radio de núcleo de 150-200 micrómetros. Este diseño puede producir una pérdida de transmisión de 50-70% en una longitud corta de guía de onda (2-4 cm) cuando la deformación de flexión es de 5-20 grados sobre una longitud de 1-2 cm y/o donde el núcleo se comprime por 5-50%.

Una NA de 0.2-0.4 se puede lograr al tener una diferencia de índice de refracción entre el núcleo y el revestimiento de 2-4% en los materiales de grado óptico comunes. En las aplicaciones de transmisión de luz, la luz se introduce en un extremo de una guía de ondas. Si la guía de ondas es recta, la reflexión total interna hará que el confinamiento de toda la luz de entrada que se encuentra dentro de la NA de la guía de ondas, y la pérdida de luz sean mínimos. Si una guía de ondas no es recta, sino que tiene cierta curvatura, parte de la luz se somete a reflexión interna total hasta que alcanza una curva, donde se llega a la interfaz núcleo/revestimiento menor que el ángulo crítico (θ_c) y se escapa en el revestimiento. De manera similar, si una guía de onda se comprime, parte de la luz se somete a

reflexión interna total hasta que se alcanza un área comprimida, donde se llega a la interfaz núcleo/revestimiento menor que el ángulo crítico (θ_c) y se escapa en el revestimiento. Las pérdidas variables de transmisión debido a la flexión o compresión pulsátil se pueden medir con un detector óptico 240 (por ejemplo, un fotosensor) en la salida de guía de ondas óptica y se utiliza para caracterizar la fuerza pulsátil que actúa sobre la guía de ondas.

5 Como aquella mostrada en las Figuras 8A, 8B, 9A, y 9B, una guía de onda óptica 212 provoca la reflexión interna de ondas ópticas 218 dentro del núcleo de la guía de onda óptica 212. Sin embargo, la compresión, como se muestra en la Figura 8B, o la flexión, como se muestra en la Figura 9B, de la guía de onda óptica 212 resulta en una pérdida de energía óptica porque la compresión o flexión de la guía de onda óptica 212 resulta en ondas de luz adicionales (tales como ondas de luz 263) que alcanzan la interfaz entre el núcleo 215 y el revestimiento 217 en ángulos menores que el ángulo crítico (θ_c). Como se muestra en las Figuras 8A y 8B, la compresión de la guía de onda óptica 212, resulta en una reducción en la energía óptica transmitida 261, debido a la pérdida de energía óptica 263. Como se muestra en las Figuras 9A y 9B, la flexión de la guía de onda óptica 212, resulta en una reducción en la energía óptica transmitida 261, debido a la pérdida de energía óptica 263.

15 La guía de onda óptica 212 puede ser flexible y/o compresible. En algunas implementaciones, la guía de onda óptica 212 puede incluir un elastómero. Por ejemplo, el núcleo 215, el revestimiento 217, o una combinación de los mismos pueden incluir un elastómero. Las fibra ópticas de plástico y vidrio convencional, exhiben pérdidas de doblado, pero son de manera general no deformables a un grado significativo mediante compresión mecánica. Las guías de onda compatibles, sin embargo, se pueden fabricar utilizando materiales más suaves. En contraste a las guía de ondas de vidrio, dichas guías de onda compatibles se pueden deformar fácilmente mediante pequeñas fuerzas de compresión. Ejemplos de elastómeros adecuados incluyen polisiloxano, poliuretano, y caucho de polibutadieno. En algunas implementaciones, el núcleo 215 y el revestimiento 217 incluyen un elastómero de siloxano. Por ejemplo, la guía de onda óptica puede tener un revestimiento 217 compuesto de elastómero de silicona y un núcleo 215 compuesto de un segundo elastómero de silicona de diferente índice refractivo. En algunas implementaciones, el elastómero de revestimiento puede ser un material que no inhibe la cura del material del núcleo. Por ejemplo, el elastómero de revestimiento puede tener química de cura de adición y el elastómero del núcleo puede tener química de cura de platino.

30 El revestimiento 217 puede ser ópticamente transparente o puede tener una apariencia translúcida. El núcleo 215 puede ser ópticamente transparente. En algunas realizaciones, el revestimiento puede tener un índice refractivo entre 1.39 y 1.48 (por ejemplo, entre 1.39 y 1.41). En algunas realizaciones, el núcleo 215 puede tener un índice refractivo entre 1.43 y 1.50 (por ejemplo, entre 1.45 y 1.47). El revestimiento puede tener un durómetro Shore A de entre 25 y 75 (por ejemplo, entre 45 y 55). El núcleo 215 puede tener un durómetro Shore A de entre 25 y 75 (por ejemplo, entre 30 y 45).

35 La guía de onda óptica 212 puede tener un número de configuraciones. Como se muestra en la Figura 10A, el revestimiento 217 puede tener una forma seccional transversal circular. En algunas implementaciones, el revestimiento puede tener una superficie de cojinete amplia, plana a lo largo de su longitud que puede servir como una superficie de unión adhesiva para la adhesión de la guía de onda óptica 212 a una superficie flexible, por ejemplo, un tablero de circuitos flexible utilizado para soportar la guía de onda óptica dentro del sistema de detección óptico. Por ejemplo, la superficie de cojinete amplia, plana se puede unir a una superficie de soporte de guía de onda mediante un adhesivo de elastómero flexible. Las Figuras 10B-10D muestran secciones transversales de ejemplos de guías de onda ópticas 212 que tienen una superficie de cojinete amplia, plana 271.

45 El revestimiento 217 de la guía de onda óptica 212 se puede formar mediante un proceso de extrusión. En algunas implementaciones, el núcleo 215 y el revestimiento 217 se puede formar en un proceso de co-extrusión. En algunas implementaciones, el revestimiento 217 se puede extrudir en un primer proceso para producir una forma seccional transversal constante que define un lumen hueco. El núcleo 215 luego se puede realizar al llenar el lumen del revestimiento 217 con un material de núcleo. Por ejemplo, se puede utilizar un proceso de extrusión para hacer cualquiera de las formas seccionales transversales del revestimiento mostradas en las Figuras 10A-10D. En algunas implementaciones, la ubicación de la línea central del núcleo se puede configurar para coincidir la ubicación del haz de salida de la fuente óptica 202, después se montan la fuente óptica 202 y guía de onda óptica 212 sobre el soporte de guía de onda flexible 235, facilitando de esta manera la facilidad de alineación óptica de la guía de onda óptica 212 a la fuente óptica 202.

Métodos Analíticos

55 El detector óptico 240 de un sistema de detección óptico 104 puede generar una señal eléctrica 420 que indica la cantidad de luz recibida. La señal eléctrica 420 puede ser una función de tiempo. La señal de detector óptico eléctrica 420 se analiza para determinar un número de signos vitales. La unidad de salida 106 puede determinar la amplitud y/o magnitud de cada pulso arterial para determinar uno o más signos vitales. En algunas implementaciones, se puede determinar las amplitudes y/o magnitudes para una serie de pulsos arteriales para determinar uno o más signos vitales. En algunas implementaciones, el intervalo de tiempo entre pulsos se puede

medir durante una serie de pulsos arteriales detectados y utilizados para determinar la frecuencia cardiaca. Por ejemplo, La Figura 11 demuestra la transmisión de luz pulsátil en una guía de onda sometida a una deformación de oscilación debido a un pulso arterial. Algunas mediciones de signos vitales, tal como una frecuencia cardiaca, no requiere entrada son respecto a la presión aplicada a la ubicación anatómica mediante, por ejemplo, un manguito neumático.

La presión sanguínea, por ejemplo, se puede medir al colocar el manguito (por ejemplo, como se muestra en la Figura 4) sobre un brazo del paciente; al inflar el manguito a una presión de por lo menos 10 mmHg mayor que la presión sistólica del paciente; desinflar gradualmente la presión de manguito a una presión de por lo menos 10 mmHg por debajo de la presión diastólica ; registrar las formas de onda del pulso arterial producidas por el sistema de detección óptico 104; analizar las formas de onda para determinar una o más características que corresponden a la presión sistólica; analizar adicionalmente las formas de onda para determinar una o más características que corresponden a la presión diastólica; desinflar completamente el manguito; y visualizar la presión sistólica y diastólica. En algunas implementaciones, las formas de onda se pueden registrar durante el inflado y desinflado del manguito y se utilizan ambas formas de onda para determinar la presión sistólica y/o diastólica.

Al observar la forma de onda arterial formada a través de este proceso, se pueden determinar diversos signos vitales y/o estimar, tal como presión sistólica, presión diastólica, y presión arterial promedio. En algunas implementaciones, el método para medir la presión sanguínea puede incluir analizar las formas de onda del pulso arterial al medir las amplitudes de la secuencia de formas de onda registradas durante el desinflado del manguito; determinar la presión de manguito en la que la amplitud de forma de onda de pulso es significativamente mayor que la amplitud de forma de onda del pulso precedente que ocurre a mayor presión de manguito durante el desinflado del manguito; y visualizar esa presión como la presión sistólica.

Se puede determinar la presión sistólica en un número de formas con base en los datos recibidos desde el sistema de detección óptico 104 y desde los datos desde el dispositivo de fijación de sensor 102. En algunas implementaciones, la presión sistólica se puede determinar en la presión de manguito en la que la amplitud de forma de onda de pulso es significativamente menor que la amplitud de forma de onda del pulso precedente que ocurre a menor presión de manguito durante el inflado del manguito. En algunas implementaciones, la presión diastólica se puede determinar durante el desinflado del manguito a la presión de manguito donde la forma de onda de pulso es indicadora de la acción pulsátil del segmento arterial bajo el sensor. Más específicamente, la presión diastólica se puede determinar donde la forma de onda de pulso indica primero que la arteria no cierra completamente en algún momento durante el ciclo cardiaco. También son posibles diferentes métodos de análisis de forma de onda. Una presión arterial sistólica del paciente también se puede monitorear continuamente al medir la presión sistólica de punto de referencia por uno de los métodos descritos anteriormente y luego presurizar el manguito a una presión constante y, luego monitoreare continuamente la forma de onda. La presión constante se puede determinar por la lectura de presión sanguínea medida previamente (por ejemplo, presión arterial de pico). Una primera amplitud del pulso arterial medida, luego se puede utilizar como una amplitud de pulso de referencia y amplitudes de pulso posteriores se pueden comparar con la amplitud del pulso de referencia para estimar los cambios en la presión sanguínea. En algunas implementaciones, la morfología de las ondas del pulso se puede determinar por pulsos, mientras que el manguito se mantiene a presión constante. La morfología de las ondas del pulso se puede medir continuamente y se utiliza para monitorear los cambios de presión sanguínea con respecto a un valor de punto de referencia.

En algunas implementaciones, tales como se muestra en la Figura 12 la unidad de salida 106 puede determinar signos vitales mediante una o más de las técnicas descritas anteriormente. Por ejemplo, la unidad de salida 106 puede determinar una amplitud, una magnitud y/o una forma de onda de uno o más pulsos arteriales en un generador de forma de onda 436. En algunas implementaciones, la unidad de salida 106 puede incluir una calculadora de presión sistólica 442 para determinar una presión sistólica para un sujeto con base en una amplitud determinada, magnitud y/o forma de onda y una presión aplicada al sujeto, que se puede detectar (por ejemplo, una presión detectada en un manguito ajustable mediante un sensor de presión). En algunas implementaciones, la unidad de salida 106 puede incluir una calculadora de presión diastólica 444 para determinar una presión diastólica para un sujeto con base en una amplitud determinada, magnitud y/o forma de onda y una presión aplicada al sujeto, que se puede detectar (por ejemplo, una presión detectada en un manguito ajustable mediante un sensor de presión 128). En algunas implementaciones, una calculadora de frecuencia cardiaca 446 puede determinar una frecuencia cardiaca desde ya sea una forma de onda determinada del pulso arterial desde la señal óptica o desde las presiones detectadas en un manguito ajustable mediante un sensor de presión 128.

La unidad de salida 106 mostrada en la Figura 12, también incluye un sensor de presión 128 conectado de forma neumática a una vejiga en el manguito, que transmite datos con respecto a la presión en el manguito como una función del tiempo para el convertidor análogo digital 435. En algunas implementaciones, la unidad de salida 106 puede generar una forma de onda de pulso como una función de presión de manguito. La unidad de salida 106 mostrada en la Figura 12 también incluye un controlador inflado 452, que puede controlar los medios de inflado y desinflado del manguito para controlar la operación del dispositivo. En algunas implementaciones, la unidad de

salida 106 puede ajustar dinámicamente el inflado y desinflado del manguito con base en las características del pulso arterial detectado.

5 Se ha descrito un número de implementaciones. No obstante, se entenderá que se pueden realizar diversas modificaciones sin apartarse del alcance de la invención. De acuerdo con lo anterior, otras implementaciones están dentro del alcance de las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de detección de movimiento óptico que comprende:
un marco de sensor (200) que define una apertura (118);
una almohadilla de sensor (232) dispuesta en la apertura (118);
- 5 un sistema de detección óptico (104) adaptado para detectar una cantidad de movimiento de la almohadilla de sensor (232) en el marco de sensor (200), el sistema de detección óptico (104) comprende:
 - 10 (a) una guía de onda óptica (212) con un núcleo (215) rodeado por un revestimiento (217) posicionado dentro del marco de sensor (200) de tal manera que el movimiento de la almohadilla de sensor (232) resulta en la flexión y/o compresión de la guía de onda óptica (212), en donde la compresión y/o flexión de la guía de onda (212) resulta en ondas de luz adicionales que alcanzan un interfaz entre el núcleo (215) y el revestimiento (217) en ángulos menores que un ángulo crítico (θ_c) provocando una pérdida de energía óptica desde la guía de onda,
 - (b) un dispositivo de fuente óptico (202) para suministrar energía óptica a un primer extremo de la guía de onda óptica (212), y
 - 15 c) un detector óptico (240) para detectar una cantidad de energía óptica que sale de un segundo extremo de la guía de onda óptica (212), y
 - (d) una unidad de salida (106) configurada para recibir una señal indicadora de la cantidad de energía óptica que sale de la guía de onda óptica (212) y generar una medida de la cantidad de movimiento de la almohadilla de sensor (232) desde la señal recibida; caracterizada por el dispositivo que comprende adicionalmente:
 - 20 un resorte de carga (234) adherido a por lo menos una porción del marco de sensor (200) y que también soporta la almohadilla de sensor (232), y configurado para contrarrestar por lo menos algo de una presión ejercida contra la almohadilla de sensor (232), y adaptado adicionalmente para permitir un desplazamiento deseable de la almohadilla de sensor (232) a una máxima presión.
- 25 2. El dispositivo de detección de movimiento óptico de la reivindicación 1, en donde el resorte de carga (234) se adapta para proporcionar un desplazamiento máximo de la almohadilla de sensor (232) entre 0.5 y 3 milímetros a una máxima presión.
3. El dispositivo de detección de movimiento localizado de la reivindicación 1, en donde la guía de onda óptica (212) comprende un elastómero seleccionado del grupo que consiste de polisiloxano, poliuretano, caucho de polibutadieno, y combinaciones de los mismos.
- 30 4. El dispositivo de detección de movimiento localizado de la reivindicación 1, en donde la guía de onda óptica (212) comprende una apertura numérica de entre 0.2 y 0.4.
5. El dispositivo de detección de movimiento localizado de la reivindicación 1, en donde la guía de onda óptica (212) comprende un núcleo y un revestimiento, el núcleo tiene un índice refractivo entre 1.43 y 1.50, el revestimiento tiene un índice refractivo entre 1.39 y 1.48, el núcleo, el revestimiento, o ambos el núcleo y el revestimiento tienen una dureza Shore A de entre 25 y 75.
- 35 6. El dispositivo de detección de movimiento localizado de la reivindicación 1, comprende adicionalmente una estructura de soporte de onda de guía (233) que comprende una superficie no dúctil, el soporte de guía de onda que soporta por lo menos una porción de la guía de onda óptica (212), en donde el sistema de detección óptico (104) se adapta adicionalmente para el movimiento de la almohadilla de sensor (232) para provocar una deformación por flexión en una porción no soportada de la guía de onda óptica en respuesta a un pulso arterial.
- 40 7. El dispositivo de detección de movimiento localizado de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente una superficie de soporte flexible incompresible que soporta la guía de onda óptica (212) sobre sustancialmente toda su longitud.
- 45 8. El dispositivo de detección de movimiento localizado de la reivindicación 7, que comprende adicionalmente un elemento de retorno de soporte que se configura dentro de la superficie de soporte para la guía de onda óptica (212) y adaptado para oponerse a la flexión de la superficie de soporte.

9. El dispositivo de detección de movimiento localizado de la reivindicación 1, en donde la compresión y flexión de la guía de onda óptica (212) en la posición de presión de contacto máxima provoca una reducción de 50-70% en la cantidad total de luz que sale de la guía de onda óptica (212).
- 5 10. Un dispositivo para medir signos vitales que comprende los dispositivos de detección de movimiento ópticos de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, que comprende:
- un dispositivo de fijación de sensor (102) adaptado para ser colocado contra una ubicación anatómica de un sujeto, dentro de la que hay una arteria que sostiene el marco de sensor (200);
- en donde la unidad de salida (106) se configura para generar una medición de los signos vitales con base por lo menos es parte en la señal recibida.
- 10 11. El dispositivo para medir signos vitales de la reivindicación 10, en donde el dispositivo de fijación de sensor (102) es un manguito (120) que comprende una vejiga inflable (122) adaptada para aplicar presión a la extremidad cuando se infla inflated y por lo tanto comprime la arteria dentro de la extremidad.
- 15 12. El dispositivo para medir signos vitales de la reivindicación 10, que comprende adicionalmente un sensor de presión para detectar una presión aplicada a la ubicación anatómica, en donde la unidad de salida recibe una entrada de presión indicadora de la presión aplicada a la ubicación anatómica desde el sensor de presión, y en donde la unidad de salida genera los signos vitales que utilizan la señal indicadora de la señal óptica recibida y la entrada de presión.
13. El dispositivo para medir signos vitales de la reivindicación 10, comprende adicionalmente una superficie de soporte flexible incompresible que soporta la guía de onda óptica (212) sobre sustancialmente toda su longitud.
- 20 14. El dispositivo para medir signos vitales de la reivindicación 10, en donde el sistema de detección óptico (104) se configura para detectar señales ópticas representativas de una serie de pulsos arteriales y la unidad de salida se adapta para determinar una forma de onda de pulso para cada una de las series de pulsos arteriales.
- 25 15. El dispositivo para medir signos vitales de la reivindicación 10, en donde el signo vital es por lo menos uno de una frecuencia cardíaca, una forma de onda de presión arterial, una presión sanguínea sistólica, una presión sanguínea diastólica, una presión sanguínea arterial promedio, una presión diferencial, y una elasticidad arterial.

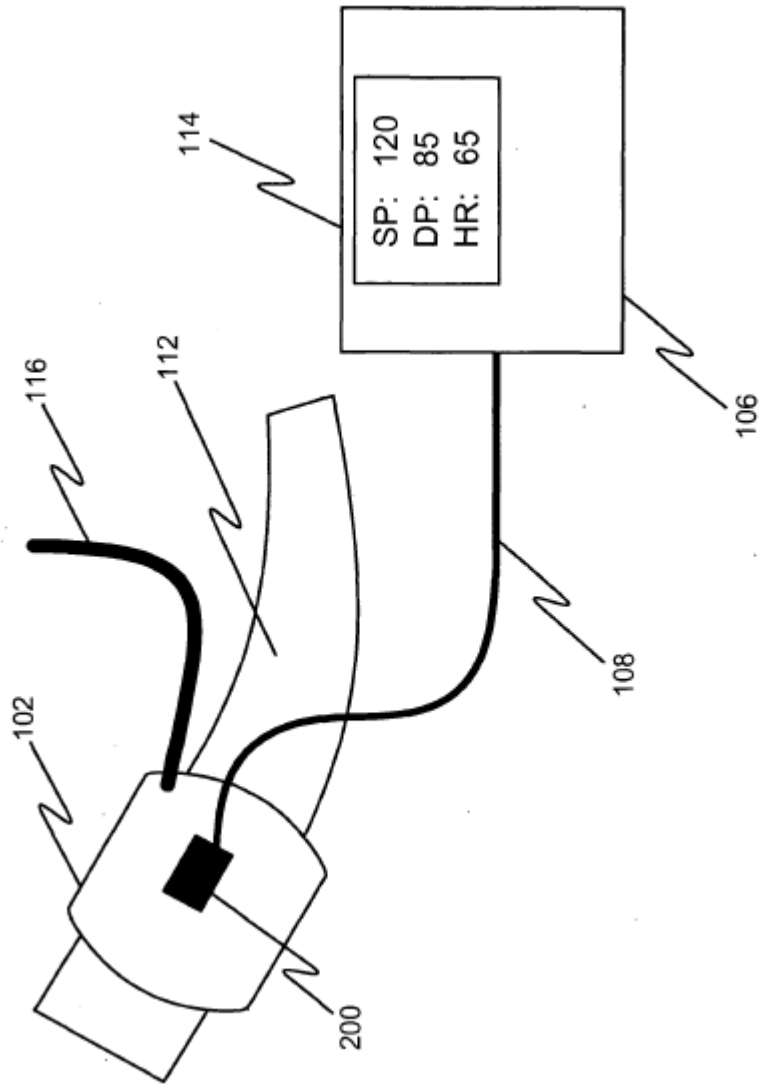


Fig 1



Fig. 2B

Fig. 2A

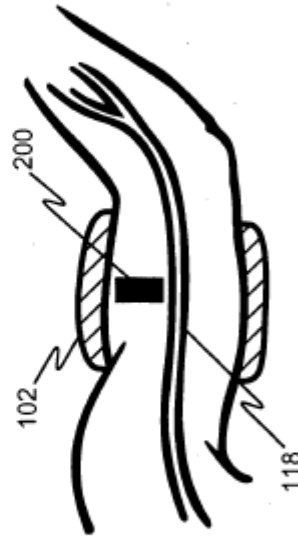


Fig. 2C

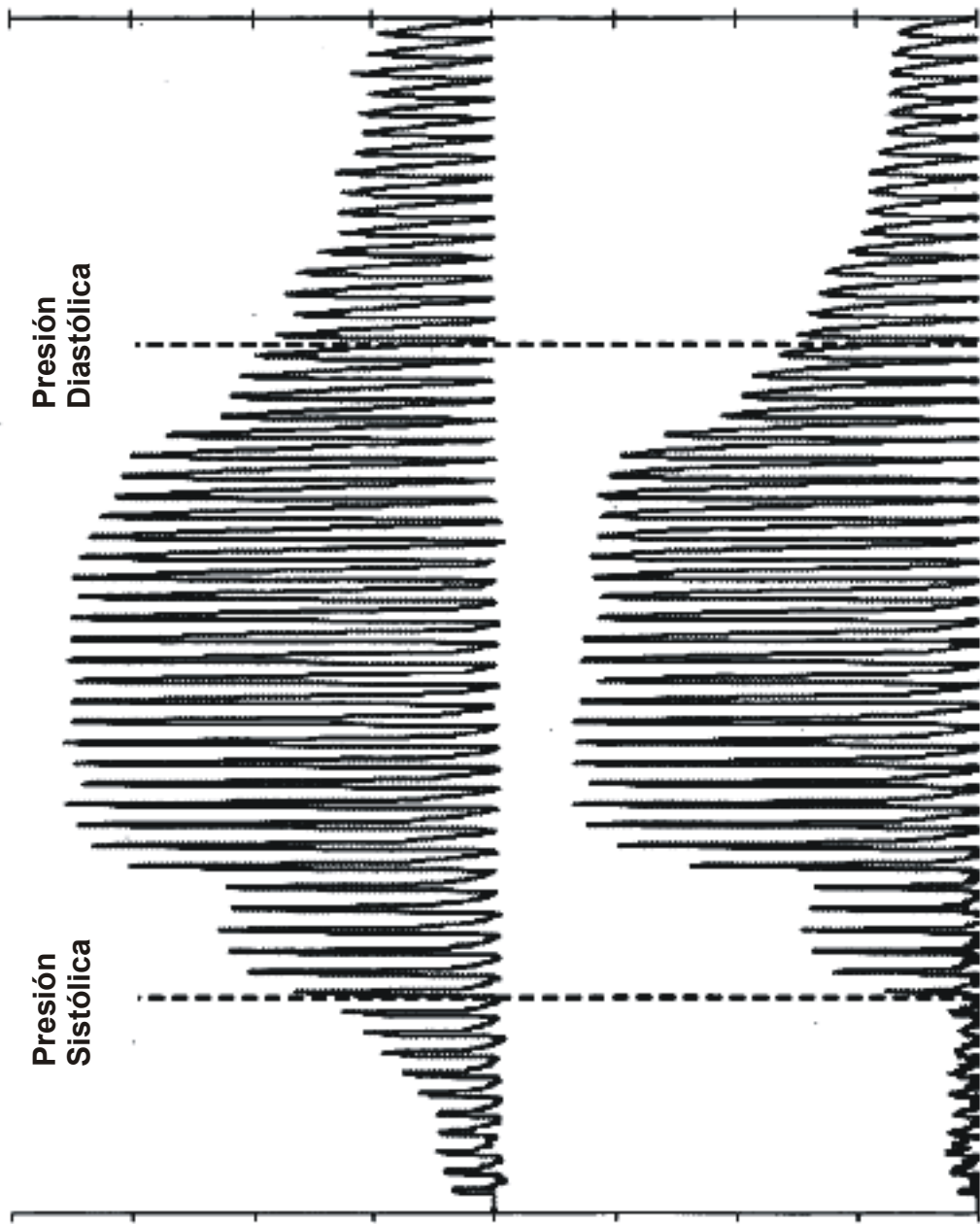


Fig. 3

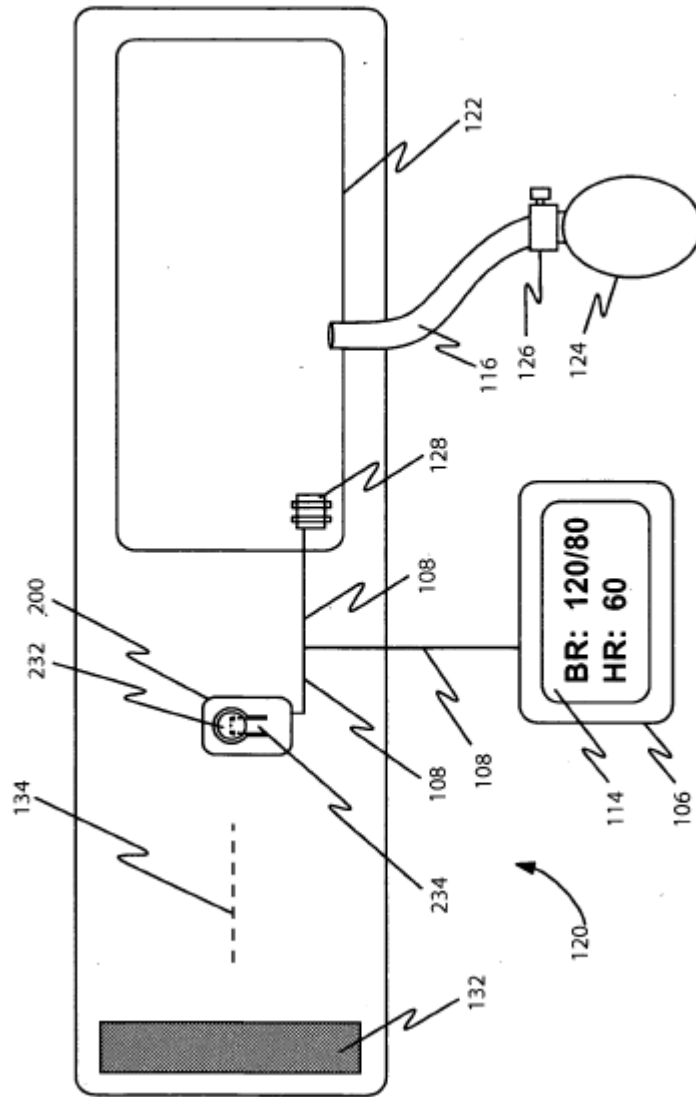


Fig 4

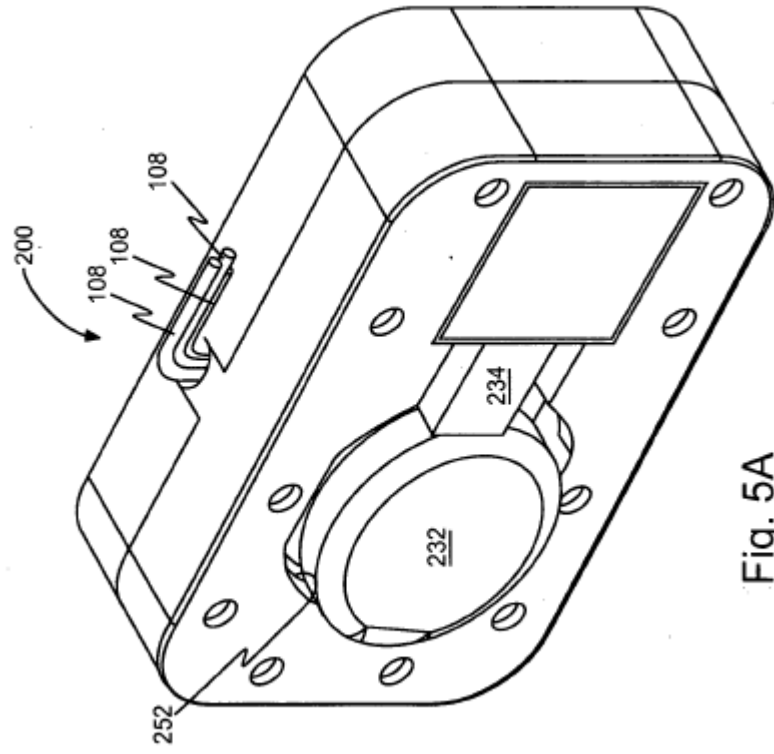


Fig. 5A

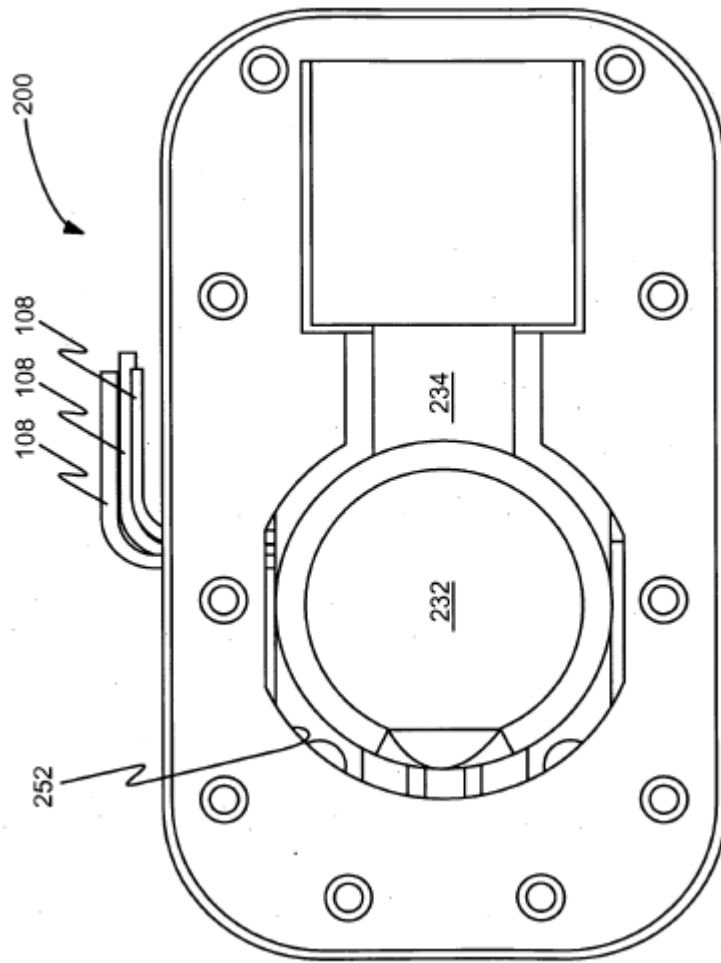


Fig. 5B

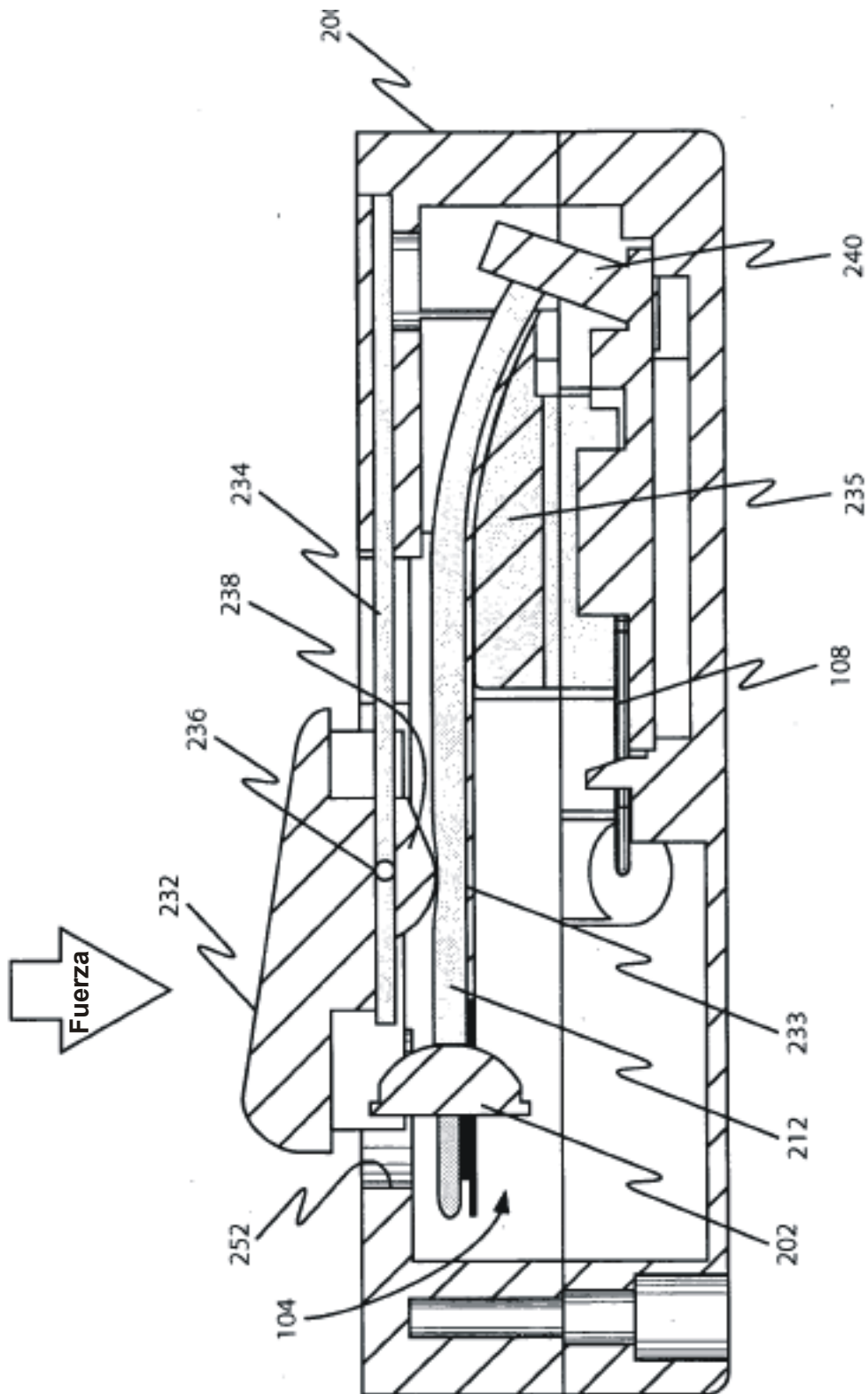
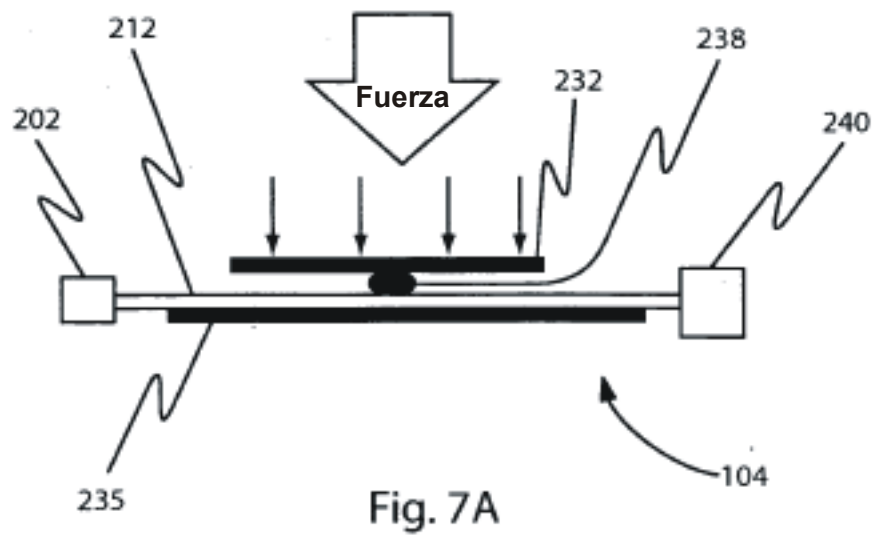
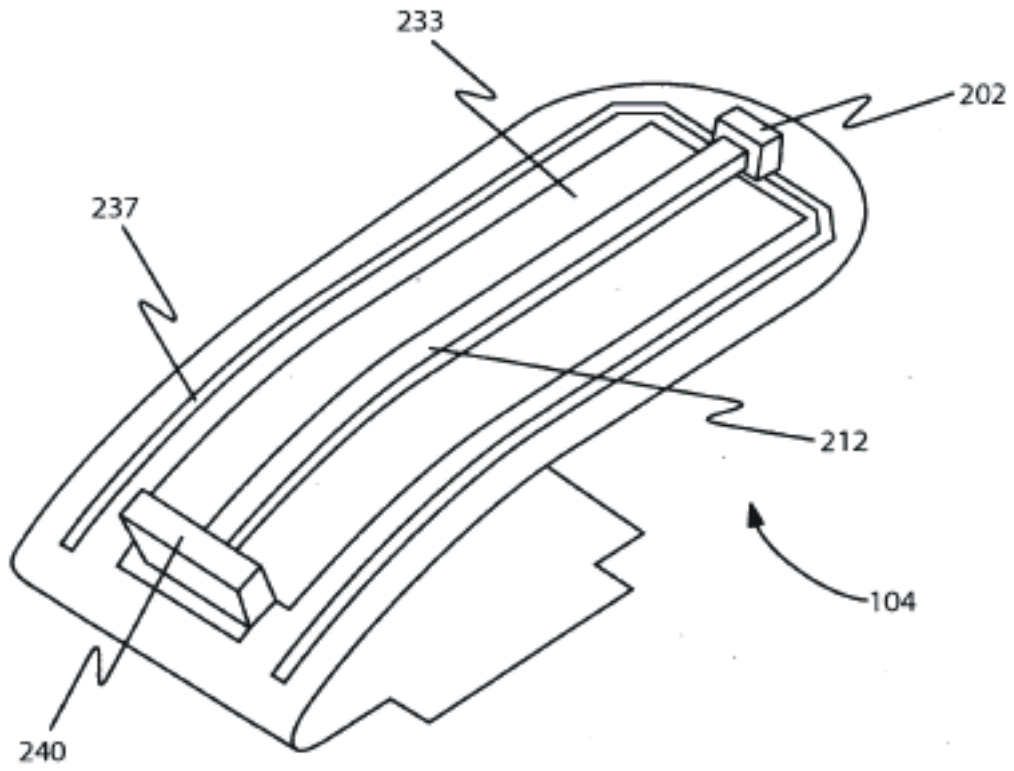


Fig. 5C



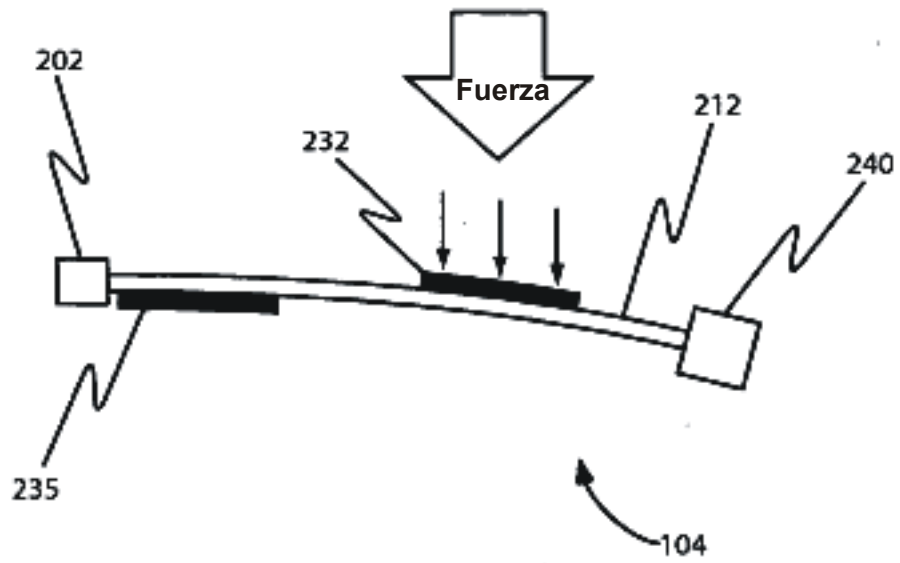


Fig. 7B

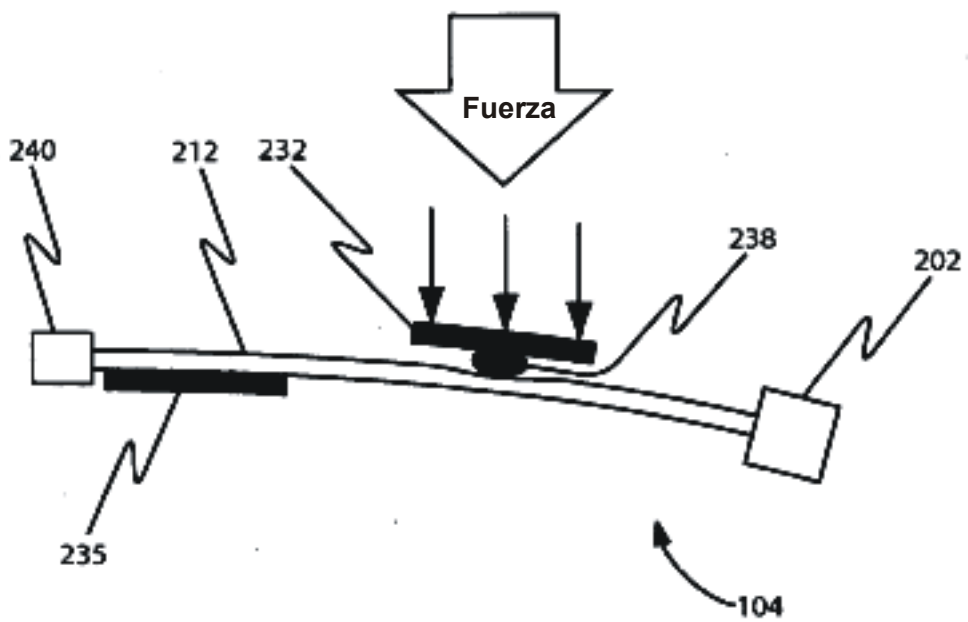
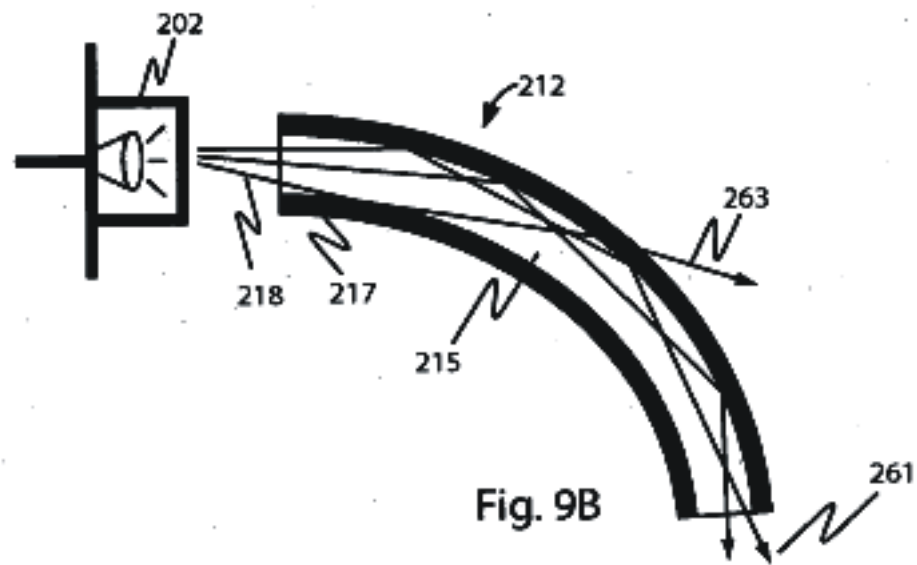
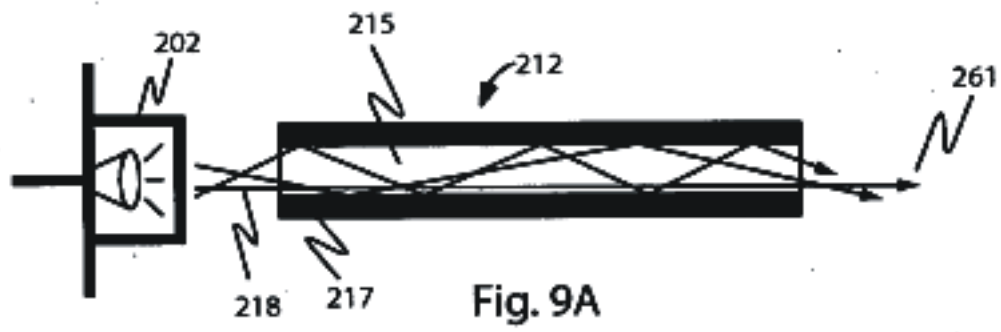
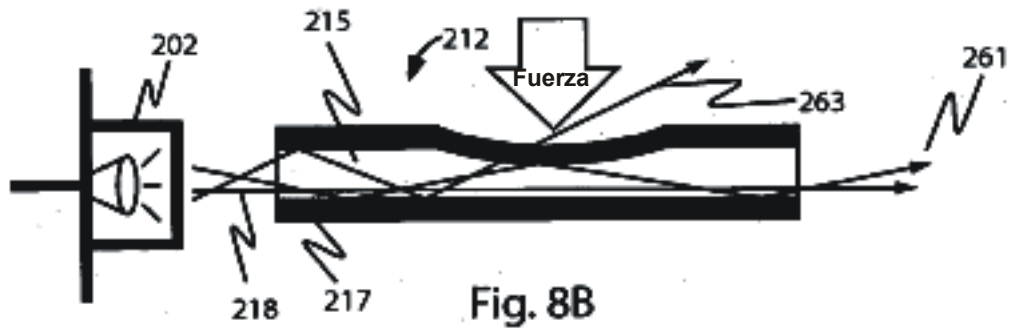
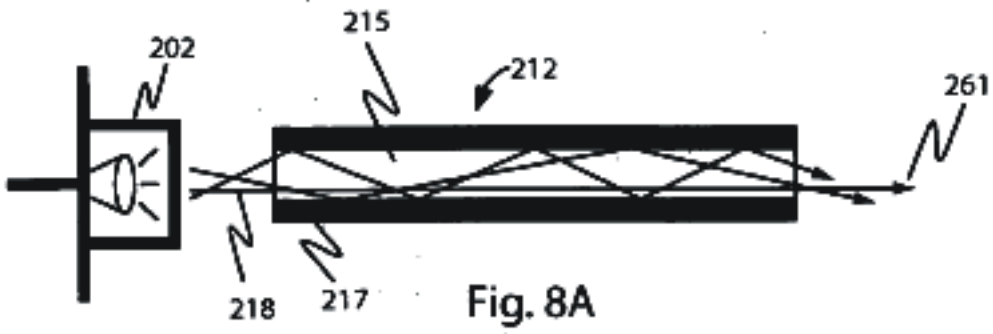


Fig. 7C



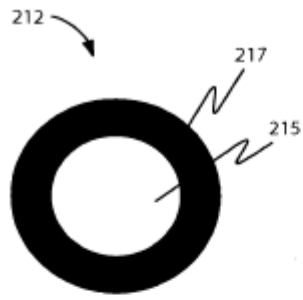


Fig 10A

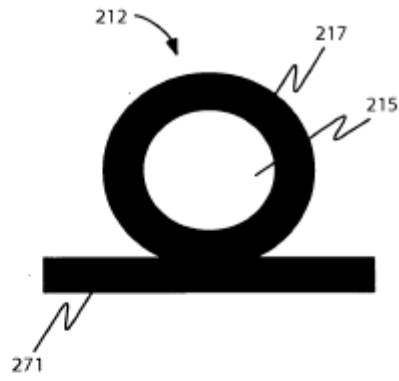


Fig 10B

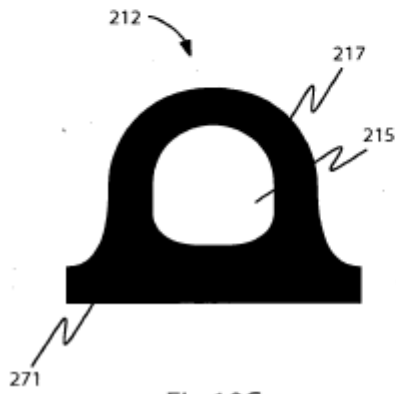


Fig 10C

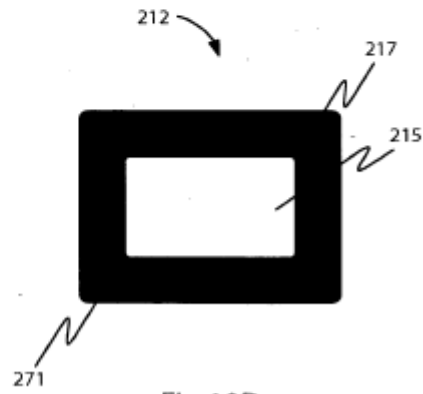


Fig 10D



Fig. 11

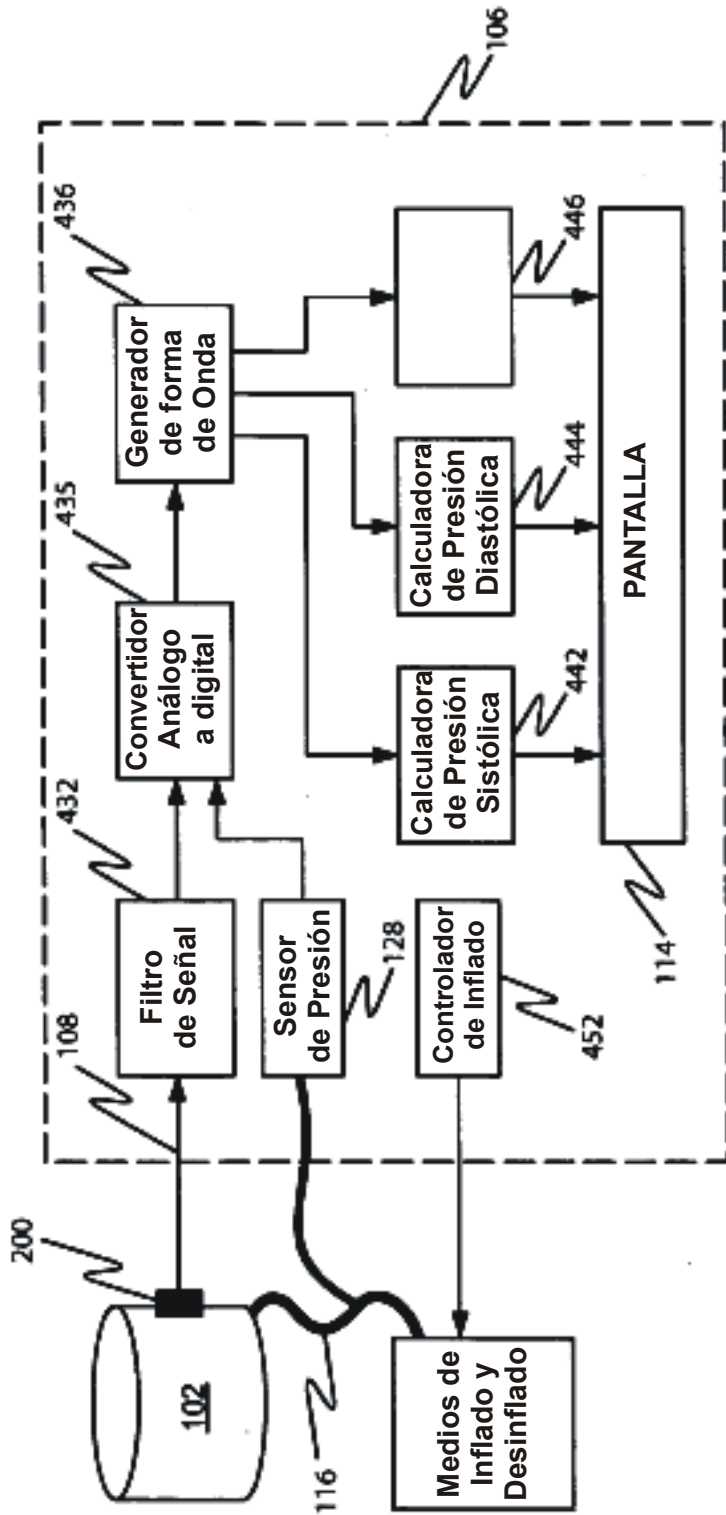


Fig. 12