

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 399 872**

51 Int. Cl.:

A61B 5/01 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.10.2006** **E 06826452 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.10.2012** **EP 1951110**

54 Título: **Aparato para medir parámetros biológicos**

30 Prioridad:

24.10.2005 US 729232 P
23.05.2006 US 802503 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
04.04.2013

73 Titular/es:

ABREU, MARCIO MARC AURELIO MARTINS
(100.0%)
72 HIGHLAND PARK ROAD
NORTH HAVEN, CT 06473, US

72 Inventor/es:

ABREU, MARCIO MARC AURELIO MARTINS

74 Agente/Representante:

TRIGO PECES, José Ramón

ES 2 399 872 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

Aparato para medir parámetros biológicos.

5 **Sector de la técnica**

[0001] La presente invención se refiere a estructuras de soporte y detección colocadas en un túnel fisiológico para la medición de funciones corporales y para gestionar las condiciones anormales indicadas por las mediciones.

10 **Estado de la técnica**

[0002] Variables y componentes interferentes pueden introducir una importante fuente de errores que impidan que parámetros biológicos medidos tengan un valor clínico. A fin de superar dichos componentes interferentes y conseguir señales no perturbadas, se han utilizado técnicas invasivas y semi-invasivas. Dichas técnicas presentan muchos inconvenientes incluyendo dificultades para permitir un seguimiento continuo durante largos periodos de tiempo. Las técnicas no invasivas tampoco han resultado adecuadas para suministrar la utilidad clínica necesaria. La colocación de un sensor sobre la piel caracterizada por la presencia de componentes interferentes no permite obtener señales precisas ni clínicamente útiles debido a la presencia de dichos componentes interferentes y de ruido de fondo que supera con mucho a la señal relacionada con el parámetro fisiológico que se está midiendo.

[0003] La manera más precisa, exacta y clínicamente útil de evaluar el estado térmico del cuerpo en humanos y animales es medir la temperatura cerebral. La medición de la temperatura cerebral es el indicador clave y universal tanto de la salud como de la enfermedad, y es el único signo vital que no puede ser artificialmente cambiado por estados emocionales. Los otros signos vitales (ritmo cardíaco, presión sanguínea y frecuencia respiratoria) pueden verse influidos y artificialmente alterados por estados emocionales por un esfuerzo voluntario.

[0004] La temperatura corporal está determinada por la temperatura de la sangre, que emite calor en forma de radiación infrarroja lejana. El tejido adiposo (tejido graso) absorbe la radiación infrarroja lejana y el cuerpo está prácticamente protegido en su totalidad por una capa de tejido adiposo adherente a la piel. Por lo tanto la medición de la temperatura utilizando la piel no ha conseguido precisión ni exactitud debido a que las técnicas anteriores utilizaron sensores colocados en la piel caracterizada por la presencia del tejido adiposo.

[0005] Dado que con la tecnología actual parecía imposible medir de forma no invasiva la temperatura cerebral, se intentó determinar la temperatura corporal interna, también conocida como temperatura basal. Actualmente se utiliza un proceso invasivo, artificial, incómodo y costoso para medir la temperatura interna (basal) consistente en introducir un catéter con un sensor de temperatura en el canal urinario, el recto o el esófago. Pero dicha metodología no es adecuada para la medición rutinaria, es dolorosa y tiene potenciales complicaciones de carácter mortal.

[0006] También se han probado técnicas semi-invasivas. Abreu presentó en la Patente U.S. No. 6,120,460 aparatos y métodos para medir la temperatura basal utilizando de manera continua una lente de contacto en la bolsa del párpado, pero la lente de contacto es un dispositivo semi-invasivo que requiere prescripción médica y a veces no es sencillo colocar la lente de contacto en el ojo de un niño o incluso de adultos y mucha gente tiene miedo de que le toquen los ojos.

[0007] Existen varios inconvenientes y limitaciones en la técnica anterior para la medición continua y/o basal de la temperatura.

[0008] La medición de la temperatura hoy en día es no continua, no basal y dependiente de las enfermeras. Las enfermeras tienen que colocar un termómetro en la boca, recto u oído del paciente. Para obtener la temperatura basal las enfermeras tienen que colocar invasivamente un tubo dentro del cuerpo que puede provocar infecciones y costosas complicaciones.

[0009] La medición de la temperatura basal de forma rutinaria en el hospital y/o de forma continua es muy difícil y peligrosa porque requiere un procedimiento invasivo por medio de una inserción de tubos dentro del cuerpo o ingiriendo una píldora termómetro. La píldora termómetro puede provocar diarrea, medir la temperatura del fluido/alimento ingerido y no la temperatura corporal, y tener complicaciones mortales si la píldora obstruye el páncreas o los conductos del hígado. La colocación de sensores en la piel no proporciona mediciones clínicamente útiles por la presencia de muchos componentes interferentes incluyendo el tejido graso.

[0010] Es imposible conseguir mediciones clínicamente útiles y precisas no solamente de la temperatura cerebral, sino también de parámetros metabólicos, parámetros físicos, parámetros químicos, etc. mediante la simple colocación de un sensor sobre la piel. Una razón clave es la presencia de tejido graso. La grasa varía de una persona a otra, la grasa varía con la edad, el contenido graso varía en la misma persona según las épocas, la grasa atenúa la señal procedente de los vasos sanguíneos, la grasa absorbe el calor, la grasa impide la llegada sin perturbaciones de la radiación infrarroja lejana, la grasa aumenta la distancia recorrida por el elemento que se está midiendo dentro del cuerpo y un sensor externo colocado sobre la piel.

[0011] Existe la necesidad de identificar un método y un aparato que pueda monitorizar de forma no invasiva, cómoda y continua la temperatura cerebral de una manera indolora, sencilla, externa y segura con sensores colocados sobre la piel.

[0012] También existe la necesidad de identificar un método y un aparato que pueda monitorizar de forma no invasiva, segura y precisa parámetros biológicos incluyendo parámetros metabólicos, parámetros físicos, parámetros químicos, y similares.

[0013] Existe la necesidad de identificar un método y un aparato capaces de medir parámetros biológicos colocando un sensor en un túnel fisiológico para la adquisición de señales biológicas continuas y no perturbadas.

[0014] Los documentos US 5 042 432 y US 2002/0035340 describen un sensor de temperatura alojado en una pieza aislante cilíndrica adaptada para detectar la temperatura dentro del oído.

[0015] El documento US 2004/0242976 describe diversos sistemas de detección para detectar la temperatura del túnel cerebral. Por ejemplo, con referencia a las figuras 29, este documento revela un sistema sensor que comprende un circuito de lectura y de proceso y una estructura de soporte de detección térmica fijada de forma desmontable a una parte del cuerpo que comprende:

- un primer cuerpo para su colocación sobre gafas,
- un brazo y
- una parte medidora que comprende un sensor para recibir energía desde la superficie de la piel,
- un extremo libre del brazo que termina en la parte medidora,
- alojando dicha parte medidora un cable que conecta el sensor a un transmisor, siendo el sensor un sensor de contacto que toca la superficie de la piel durante una medición,
- el transmisor está adaptado para recibir una señal del sensor a través de un cable, el sensor está adaptado para medir la temperatura de la piel en el túnel de temperatura cerebral y el brazo está adaptado para ser colocado de manera que el sensor se apoye contra la piel en el túnel de temperatura cerebral,
- una primera parte del cable termina en el sensor y un extremo opuesto de la primera parte del cable termina en el brazo,
- una segunda parte del cable está fijada al brazo y termina en el primer cuerpo,
- el brazo está adaptado para distribuir fuerza y para aplicar fuerza a la zona del túnel de temperatura cerebral en el techo de la órbita, en donde el sensor no está rodeado de adhesivo.

Descripción breve de la invención

[0016] La presente invención está definida en las reivindicaciones y proporciona métodos, aparatos y sistemas que abordan de manera efectiva las necesidades de la técnica anterior.

[0017] En general, la invención proporciona una serie de sistemas de detección y medios de notificación que pueden ser utilizados individualmente o de forma combinada, que están diseñados para acceder a un túnel fisiológico para medir parámetros biológicos, físicos y químicos. Hablando en términos anatómicos y fisiológicos, el túnel descubierto por la presente invención es una vía anatómica que transmite al exterior señales fisiológicas no perturbadas. El túnel consiste en una conexión directa y sin perturbaciones entre la fuente de la función (señal) dentro del cuerpo y un punto exterior al final del túnel situado sobre la piel. Un túnel fisiológico transmite datos continuos y esenciales sobre la fisiología del cuerpo. Una señal no perturbada procedente del cuerpo es transmitida a un punto externo en el extremo del túnel. Un sensor colocado sobre la piel en el extremo del túnel permite la recepción óptima de la señal sin componentes interferentes ni fuentes de error.

[0018] En la presente invención están incluidas las estructuras de soporte para colocar un sensor sobre la piel en el extremo del túnel. La presente invención muestra dispositivos destinados a medir la temperatura cerebral.

[0019] La búsqueda de una manera mejor de medir parámetros biológicos ha tenido como resultado una larga y cuidadosa investigación, que incluyó el descubrimiento de un Túnel de Temperatura Cerebral (TTC) y otros túneles fisiológicos en humanos y animales. La presente invención fue la primera en reconocer el túnel fisiológico en el cuerpo.

[0020] Se han emprendido estudios minuciosos, incluyendo desarrollo de software, para caracterizar la radiación infrarroja y determinar con precisión los diferentes aspectos del túnel. Estos estudios han determinado que la medición de la temperatura (basal) del cerebro y otros parámetros corporales puede realizarse de manera no invasiva y continua en humanos y animales con sensores colocados en un área confinada de la piel al final de un túnel fisiológico.

[0021] La función clave y el factor crítico para la conservación de la vida y el funcionamiento humano es la temperatura cerebral. El tejido cerebral es el tejido del cuerpo más susceptible al daño térmico, tanto por bajas como

por altas temperaturas. La temperatura cerebral es el parámetro clínico más relevante para determinar la situación térmica del cuerpo y el cerebro humano es responsable del 18 al 20% del calor producido por el cuerpo, lo cual es un hecho extraordinario teniendo en cuenta que el cerebro representa solamente el 2% del peso corporal. La gran cantidad de energía térmica generada en el cerebro es mantenida en un espacio cerrado y el cuero cabelludo, el cráneo, grasa y el FCE (fluido cerebro espinal) forman una capa aislante. El reconocimiento del TTC por la presente invención salva las barreras aislantes y proporciona una conexión directa con la física y fisiología cerebral interna.

[0022] En términos anatómicos y fisiológicos, un Túnel de Temperatura Cerebral consiste en una conexión continua, directa y sin perturbaciones entre la fuente de calor interior del cerebro y un punto externo en el extremo del túnel. Los eventos físicos y fisiológicos en un extremo del túnel dentro del cerebro son reproducidos en el extremo opuesto sobre la piel. Un TTC posibilita la transferencia íntegra y directa de calor a través del túnel sin la interferencia de elementos que absorben el calor, es decir, elementos que pueden absorber la radiación infrarroja lejana transmitida como valor por la sangre dentro del cerebro. Son seis las características que definen a un TTC. Estas características son:

- 1) una zona sin elementos que absorban el calor, es decir, la zona no debe contener tejido adiposo (tejido graso); ésta es una característica clave y necesaria para definir un túnel de temperatura,
- 2) la zona debe tener una rama terminal de un vaso sanguíneo para suministrar la cantidad integral de calor,
- 3) la rama terminal tiene que ser un rama directa de un vaso sanguíneo del cerebro,
- 4) la rama terminal tiene que estar superficialmente situada para evitar la absorción de calor por estructuras profundas tales como los músculos,
- 5) la zona debe tener una interfaz delgada e insignificante entre un sensor y la fuente de energía térmica para lograr un elevado flujo de calor y
- 6) la zona no debe tener derivaciones arteriovenosas termorreguladoras.

Las seis características están presentes en la piel en la zona cantal medial adyacente al canto medial del ojo sobre el tendón cantal medial y en el tercio medial del párpado superior. Más concretamente, el extremo de la zona TTC sobre la piel mide aproximadamente 11 mm de diámetro medido a partir del canto medial del ojo a la altura del tendón cantal medial desde donde se extiende superiormente unos 6 mm y luego se prolonga unos 22 mm por el párpado superior como una proyección en forma de cuerno.

[0023] La zona TTC es la única zona del cuerpo sin tejido adiposo, que está provista además de una rama terminal, que tiene un vaso sanguíneo superficial procedente de la vasculatura del cerebro, y que tiene una interfaz delgada pero no tiene derivaciones termorreguladoras. La zona TTC está suministrada por una rama terminal de la vena oftálmica superior que es una conexión directa con el seno cavernoso, siendo dicho seno cavernoso un sistema revestido de endotelio de canales venosos dentro del cerebro que recoge y almacena energía térmica. El vaso sanguíneo que suministra la zona TTC está desprovisto de derivaciones arteriovenosas termorreguladoras y termina en la piel adyacente al canto medial del ojo y en la zona superior del área cantal medial justo al comienzo del párpado superior. Los vasos sanguíneos proporcionan calor sin perturbaciones a la piel en la zona cantal medial y el párpado superior tal como puede verse en las fotografías en color y en las fotografías en blanco y negro de imágenes infrarrojas. La radiación térmica no perturbada del cerebro es entregada a la superficie de la piel en el extremo del túnel. El calor es suministrado a una zona de la piel sin grasa situada en el extremo del túnel. El vaso sanguíneo que suministra calor está situado justo debajo de la piel y por lo tanto no hay absorción de radiación infrarroja por estructuras profundas.

[0024] Si el vaso sanguíneo está profundamente situado, otros tejidos y sustancias químicas absorberán el calor y ello puede invalidar la utilidad clínica de la medición. Hay una transferencia directa de calor y la piel de la zona TTC es la piel más delgada del cuerpo y no tiene derivaciones arteriovenosas termorreguladoras. Un aspecto muy importante para la óptima medición de la temperatura es que no haya interferencias de tejido graso y que haya transmisión directa del calor.

[0025] La ausencia de tejido graso en esta zona particular y única del cuerpo en el extremo del túnel permite recibir la señal sin perturbaciones. La combinación de esos seis elementos permite la emisión integral y sin perturbaciones de radiación infrarroja desde el cerebro en forma de transmisión de calor directa a la zona del TTC, lo cual puede verse en las fotografías de imágenes infrarrojas. El TTC y los túneles fisiológicos también son denominados en la presente descripción como "Zona Objetivo".

[0026] Desde un punto de vista físico, el TTC es el equivalente a un túnel de Energía Térmica Cerebral con un elevado poder radiante total y un elevado flujo de calor. La temperatura del cerebro está determinada por el equilibrio entre la energía térmica producida debido al metabolismo más la energía térmica aportada por el suministro arterial al cerebro menos el calor que es eliminado por el flujo sanguíneo cerebral. La convección de calor entre tejido y capilares es elevada y la temperatura de la sangre venosa cerebral se encuentra en equilibrio con el tejido cerebral. Por consiguiente, la temperatura parenquimal y la energía térmica del cerebro pueden ser evaluadas midiendo la temperatura y la energía térmica de la sangre venosa cerebral. La vena superior oftálmica tiene una conexión directa y no perturbada con el seno cavernoso y transporta sangre venosa cerebral con una capacidad de energía térmica de $3,6 \text{ J.ml}^{-1} \cdot (^{\circ}\text{C})^{-1}$ a un valor de hematocrito del 45%. La respuesta termodinámica cerebral, la

energía térmica y la temperatura cerebral pueden ser evaluadas colocando un sensor para captar la energía térmica transportada por la sangre venosa cerebral al final del TTC.

[0027] La investigación relativa al TTC y túneles fisiológicos implicó diversas actividades y estudios incluyendo: 1) el análisis histológico in-vitro de zonas corporales superficiales y mucosales; 2) estudios in-vivo con evaluación de la temperatura de zonas externas en humanos y animales; 3) la evaluación angiográfica funcional in-vivo de fuentes de calor; 4) estudios morfológicos de las características histomorfométricas de la zona TTC; 5) la evaluación in-vivo de la temperatura en la zona TTC utilizando: termopares, termistores, e infrarrojos lejanos; 6) la comparación de las mediciones de la zona TTC con la anatomía interna del ojo y estándar actual más utilizado (oral) para la medición de la temperatura; 7) choques de calor y de frío para determinar la estabilidad de temperatura del TTC; y 8) la captación de imágenes por infrarrojos y determinación de isotermas. También se desarrolló y utilizó software para evaluar la geometría del túnel. Se realizó la medición simultánea de una temperatura de referencia y de una temperatura en la zona TTC utilizando termistores previa e igualmente calibrados. Un circuito específico con múltiples canales fue diseñado para los experimentos y la recogida de datos.

[0028] La medición de temperatura en la zona TTC mostró una señal de temperatura casi idéntica entre la zona TTC y la anatomía conjuntiva interna del ojo, que es una continuación del sistema nervioso central. La medición de la temperatura en la anatomía conjuntiva interna del ojo tal como se utilizó en el experimento fue descrita por Abreu en las Patentes U.S. No. 6,120,460 y 6,312,393. Los niveles de temperatura medios del TTC y del ojo interno se encontraban dentro de 0,1 °C (0,18 °F) con un valor de la normotermia equivalente a 37,1 °C (98,8 °F) para el TTC y 37 °C (98,6 °F) para el ojo interno. También se realizó la comparación con el estándar más utilizado, la temperatura oral. La señal de tensión de temperatura de la zona TTC mostró un nivel de temperatura medio más elevado en la zona TTC de un equivalente a 0,3 °C (0,5 °F) al ser comparada con la oral.

[0029] Los sujetos fueron sometidos a choques de frío y de calor mediante ejercicio y calentamiento de la habitación. El descenso y el aumento de la temperatura en la zona TTC fueron proporcionales al descenso y el aumento en la cavidad oral. Sin embargo, el cambio de temperatura en la zona TTC fue aproximadamente 1,2 minutos más rápido que en la cavidad oral y en pocas ocasiones la temperatura en el TTC fue 0,5 °C (0,9 °F) más alta. Para determinar la ubicación precisa de la zona TTC y para identificar cualquier variación anatómica fueron evaluados sujetos de diferente raza, género y edad en una población variada. La ubicación del TTC fue la misma en todos los sujetos con variaciones anatómicas insignificantes, lo cual puede verse en una muestra de imágenes infrarrojas de diferentes sujetos.

[0030] El túnel está situado en una zona anatómica abarrotada y por lo tanto la colocación del sensor requiere una geometría especial para una alineación óptima con el extremo del túnel. La utilidad clínica del túnel solo puede lograrse con el posicionamiento especial del sensor con relación a las marcas anatómicas y la estructura de soporte. El túnel está situado en una posición única con marcas anatómicas exclusivas que ayudan a definir la geometría externa y la situación del final del túnel. El principal punto de entrada del túnel, que es la situación preferente para colocar el sensor, requiere que el sensor esté preferentemente colocado en el borde exterior de una estructura de soporte. El modo de realización preferente para la medición de parámetros biológicos a través de un túnel fisiológico incluye sensores colocados en una posición geométrica particular en la estructura de soporte.

[0031] La estructura de soporte comprende parches que contienen sensores. A efectos de la descripción cualquier estructura que contenga un adhesivo como medio para fijar dicha estructura a la piel en el extremo del túnel es denominada parche, incluyendo bandas con superficies adhesivas tales como las tiras adhesivas sanitarias "tiritas". Se entiende que se puede utilizar una variedad de medios de fijación, incluyendo bandas adhesivas, diseños que incorporen fijaciones mediante tensión de resorte y diseños basados en otros métodos de fijación tales como elásticos, goma, almohadillas de gel, y similares.

[0032] Los parches se adaptan para colocar los sensores en el extremo del túnel para una recepción óptima de la señal. Preferentemente, el parche se fija a la zona por la capa adhesiva que se coloca sobre la piel, aunque también se puede utilizar una combinación de adhesivo y de otros medios para crear una fijación estable del sensor al túnel mediante presión o sujeción.

[0033] Las estructuras de soporte incluyen también clips o estructuras colocadas en el extremo del túnel con o sin adhesivo y que se fijan a la zona mediante presión. Cualquier estructura que utilice presión para fijar dicha estructura a la piel en el extremo del túnel se denomina clip.

[0034] Las estructuras de montaje en la cabeza son estructuras que se montan en la cabeza o en el cuello para permitir la colocación de sensores en el extremo del túnel. A efectos de esta descripción, TempAlert se considerará aquí como un sistema que mide la temperatura en la zona TTC y dispone de medios para notificar el valor medido y que puede incorporar dispositivos de alarma que son activados cuando se alcanzan ciertos niveles. Las estructuras de soporte incluyen sin embargo cualquier artículo que comprenda dispositivos de detección y en el cual dichos dispositivos de detección están colocados en el extremo del túnel.

[0035] Para evaluar la temperatura cerebral, la zona del túnel consiste en el área cantal medial y en la zona superior

del canto medial del ojo. Para la evaluación de la función cerebral, la zona del túnel consiste fundamentalmente en la zona del párpado superior. Para la evaluación de la función metabólica, la zona del túnel consiste en una zona adyacente al canto medial del ojo y los párpados superior e inferior.

[0036] Los sensores están colocados en yuxtaposición a la piel inmediatamente adyacente al canto medial del ojo preferentemente en la cara superior de la zona cantal medial. El sensor también puede ser colocado en el tercio medial del párpado superior. De manera preferente el sensor se coloca en el punto de entrada principal del túnel que está situado sobre la piel a 2,5 mm medial al canto del ojo y a aproximadamente 3 mm por encima del canto interno del ojo. El diámetro del principal punto de entrada es de aproximadamente 6 a 7 mm. El posicionamiento del sensor en el principal punto de entrada del túnel proporciona el lugar óptimo para medir parámetros físicos o químicos del cuerpo.

[0037] La presente invención proporciona un método para medir parámetros biológicos incluyendo los pasos de colocar un dispositivo detector sobre la zona de la piel en el extremo de un túnel, producir una señal correspondiente al parámetro biológico medido y notificar el valor del parámetro medido.

[0038] La temperatura y la capacidad de realizar análisis químicos de componentes sanguíneos son proporcionales a la perfusión sanguínea. La presente invención reconoce que la zona del túnel, también denominada aquí como Zona Objetivo, tiene la mayor perfusión sanguínea superficial en la cabeza y tiene una comunicación directa con el cerebro, y que los vasos sanguíneos son ramas directas de la vasculatura cerebral y carentes de derivaciones arteriovenosas termorreguladoras. También se reconoce que el Zona Objetivo tiene la temperatura más elevada de la superficie corporal tal como puede apreciarse en las fotografías de experimentos que miden la emisión de infrarrojos del cuerpo y el ojo.

[0039] El Zona Objetivo descubierto no sólo tiene la piel más fina y homogénea de todo el cuerpo sino es también la única zona de la piel que no tiene una capa de grasa. Dado que la grasa absorbe cantidades importantes de radiación, se produce una reducción significativa de la señal. Además, otras zonas de la piel proporcionan señales imprecisas e inexactas debido a la gran variación de tejido adiposo de una persona a otra y también a la gran variabilidad del tejido graso debido a la edad. Esta interferencia debida a una capa de grasa no se produce en el Zona Objetivo. Además, las características combinadas del Zona Objetivo, a diferencia de la piel en el resto del cuerpo, permiten la recepción de señales precisas y una buena relación señal-ruido que supera con mucho al ruido de fondo. Además, la temperatura corporal tal como se encuentra en la superficie de la piel en otras partes del cuerpo es variable con respecto al entorno.

[0040] Otro descubrimiento importante de la presente invención fue la demostración de que el Zona Objetivo no se ve afectada por los cambios en el entorno (los experimentos incluyeron choques de frío y de calor). El Zona Objetivo proporciona un emplazamiento óptimo para la medición de la temperatura dado que dispone de una temperatura estable y resistente a las condiciones ambientales. El Zona Objetivo descubierta tiene una conexión directa con el cerebro, no se ve afectada por el entorno y proporciona un sellado térmico natural y completo y una temperatura basal estable. El aparato y métodos de la presente invención logran la precisión y utilidad clínica necesarias con la colocación no invasiva de un sensor de temperatura sobre la piel en contacto directo con la fuente de calor procedente del cerebro sin la interferencia de elementos que absorben el calor.

[0041] El Zona Objetivo está extremadamente vascularizada y es la única zona de la piel en la que una rama directa de la vasculatura cerebral está superficialmente localizada y cubierta por una piel delgada carente de capa de grasa. El tronco principal de la rama terminal de la vena oftálmica está situado justo en la zona TTC y encima del tendón cantal medial alimentado por la arteria palpebral medial y la vena orbital medial. La zona TTC sobre la piel alimentada por un vaso sanguíneo terminal y superficial que termina en una zona particular sin grasa y sin derivaciones arteriovenosas termorreguladoras proporciona una fuente superficial de señales biológicas no perturbadas que incluyen la temperatura cerebral, la función metabólica, señales físicas y química corporal tal como el nivel de glucosa y similar.

[0042] La espectroscopia de infrarrojos es una técnica basada en la absorción de radiación infrarroja por sustancias y la identificación de dichas sustancias de acuerdo con su modelo oscilatorio molecular exclusivo representado como picos específicos de absorción de resonancia en la región de infrarrojos del espectro electromagnético. Cada sustancia química absorbe radiación infrarroja de una manera única y tiene su propio espectro de absorción en función de su disposición atómica y molecular y su patrón oscilatorio vibracional y rotacional. Este espectro de absorción único permite que cada sustancia química tenga su propio espectro de infrarrojos, también denominado huella o firma, que puede ser utilizado para identificar dicha sustancia. La radiación que contiene diversas longitudes de onda infrarrojas es emitida en la sustancia a medir y la cantidad de absorción de radiación depende de la concentración de dicha sustancia química que se está midiendo según la Ley de Beer-Lambert.

[0043] Componentes y variables perturbadores como grasa, hueso, músculo, ligamentos y cartílago introducen una importante fuente de errores que son especialmente críticos dado que el ruido de fondo supera en gran medida a la señal de la sustancia de interés. Dado que esos componentes interferentes no están presentes sobre la piel de la zona TTC, los sistemas de detección colocados en dicha zona TTC pueden adquirir una señal óptima con el mínimo

ruido incluyendo mediciones con instrumentos espectroscópicos.

[0044] Los dispositivos espectroscópicos integrados en estructuras de soporte pueden medir componentes sanguíneos de forma precisa y no invasiva dado que las principales fuentes de variación y error, como el tejido graso, no están presentes en el Zona Objetivo. Además, otros componentes importantes que interfieren en la emisión de energía electromagnética como músculos, cartílagos y huesos, tampoco están presentes en el Zona Objetivo. Los vasos sanguíneos que suministran la radiación de infrarrojos están localizados superficialmente y la radiación infrarroja es depositada en el extremo del túnel sin interactuar con otras estructuras. La única estructura que debe atravesar la radiación infrarroja es una piel muy delgada, que no absorbe la longitud de onda de la radiación infrarroja.

[0045] Se entiende que se puede utilizar la aplicación de ondas de corriente y de ultrasonidos así como potenciadores químicos del flujo, electroporación y otros dispositivos para aumentar la permeabilidad en el túnel como por ejemplo un aumento del flujo de glucosa con el uso de sales alcalinas. Además, se pueden crear micro agujeros en la zona objetivo con un láser, u otros medios que penetren en la piel con la subsiguiente colocación de dispositivos de detección en la zona TTC, siendo dichos dispositivos capaces de medir los compuestos químicos.

[0046] Además, reservorios montados en o dispuestos dentro de estructuras de soporte, como la montura y almohadillas de las gafas, pueden suministrar sustancias transdérmicamente en la zona TTC mediante diversos dispositivos como por iontoforesis, sonoforesis, electrocompresión, electroporación, permeación química o física, potenciadores, presión hidrostática, etc.

[0047] Además de medir la cantidad real de oxígeno en la sangre, la descripción también revela dispositivos para medir la saturación de oxígeno y la cantidad de hemoglobina oxigenada que no forman parte de la invención reivindicada. La pieza cantal medial de una estructura de soporte o las almohadillas modificadas de gafas contienen LEDs que emiten a dos longitudes de onda en torno a los 940 y 660 nanómetros. A medida que cambia la oxigenación de la sangre, la relación de la luz transmitida por las dos frecuencias cambia indicando la saturación de oxígeno. Dado que el nivel de sangre se mide al final del túnel fisiológico cerebral, se mide la cantidad de hemoglobina oxigenada en la sangre arterial del cerebro, lo cual constituye el parámetro clave y más valioso a efectos del control de la salud y deportivos.

[0048] La presente descripción también proporciona un método, que no forma parte de la invención reivindicada, para medir parámetros biológicos incluyendo dicho método los pasos de dirigir radiación electromagnética a la zona TTC sobre la piel, producir una señal correspondiente a la radiación resultante y convertir la señal en un valor del parámetro biológico medido.

[0049] Además de utilizar transmisión pasiva por radio o comunicación por cable, también se puede utilizar transmisión activa por radio con transmisores activos que contienen una batería microminiatura montada en la estructura de soporte. Los transmisores pasivos funcionan a partir de energía suministrada desde una fuente externa. El transensor transmite señales a emplazamientos remotos utilizando diferentes frecuencias que indican los niveles de parámetros biológicos. También se pueden montar en la estructura de soporte micro-circuitos ultrasónicos, los cuales pueden ser modulados por sensores capaces de detectar cambios químicos y físicos en el Zona Objetivo. La señal puede ser transmitida utilizando señales sonoras moduladas particularmente bajo el agua porque el sonido es atenuado en menor medida por el agua que las ondas de radio.

[0050] Un modo de realización no reivindicado comprende una estructura de soporte que incluye un parche que se lleva encima o que se fija al túnel con adhesivos e incluye un soporte estructural, un sensor para medir parámetros biológicos, una fuente de alimentación, un microcontrolador y un transmisor. Las piezas pueden ser incorporadas en un sistema o funcionar como unidades individuales. El sensor se coloca preferentemente como máximo a 7 mm del borde exterior del parche. El aparato de la invención puede incluir un sensor de temperatura situado en el borde exterior del parche para detectar la temperatura. El transmisor, la fuente de alimentación y otros componentes pueden ser de cualquier tamaño y ser colocados en cualquier parte del parche o ser conectados al parche siempre y cuando la pieza sensora sea colocada en el borde del parche de acuerdo con los principios de la invención. El sensor del parche se coloca sobre la piel adyacente a la zona cantal medial (canto medial del ojo) y se sitúa aproximadamente a 2 mm del tendón cantal medial. El sensor puede incluir de manera preferente sensores eléctricos, pero también pueden utilizarse sistemas no eléctricos tales como productos químicos que reaccionen a cambios de temperatura, incluyendo el Mylar.

[0051] Además de parches, otro modo de realización no reivindicado para medir parámetros biológicos en el túnel fisiológico incluye una almohadilla cantal medial. La pieza cantal medial es una estructura especializada que contiene sensores para acceder al túnel y está adaptada para ser llevada o fijada a las gafas en yuxtaposición al túnel e incluye un soporte estructural, un sensor para medir parámetros biológicos, una fuente de alimentación, un microcontrolador y un transmisor. Las piezas pueden ser incorporadas en un sistema o funcionar como unidades individuales. Los sensores están colocados sobre la zona TTC. El transmisor, la fuente de alimentación y otros componentes pueden ser colocados en la almohadilla cantal medial o en cualquier parte de las gafas. Una pieza cantal medial o una prolongación de las almohadillas nasales de las gafas permiten acceder al túnel fisiológico con

dispositivos de detección situados en yuxtaposición con la zona TTC.

[0052] Los aparatos no reivindicados incluyen un sensor de temperatura situado en la almohadilla cantal medial. Para la medición de temperatura el sistema sensor está situado en una zona de la piel que incluye el canto medial del ojo y el párpado superior. El sensor de la almohadilla cantal medial está colocado preferentemente sobre la piel adyacente a la zona cantal medial (canto medial del ojo). Aunque una de las realizaciones no reivindicadas para la medición de la temperatura cerebral consiste en una almohadilla cantal medial, se entiende que también están excluidas del alcance de la invención almohadillas nasales de gafas con una geometría y un tamaño que llegan al túnel y equipadas con sensores de temperatura preferentemente en el borde exterior de dichas almohadillas para medir la temperatura cerebral y otras funciones. La invención también incluye una almohadilla nasal modificada y sobredimensionada que contiene sensores con una geometría especial para un adecuado posicionamiento en la zona TTC.

[0053] Con la divulgación de la presente invención y utilizando marcas anatómicas de acuerdo con la invención el sensor puede ser colocado con precisión sobre la piel en el extremo del túnel. Sin embargo, dado que no existe ninguna indicación visible externa sobre la piel relacionada con el tamaño o geometría del túnel, pueden utilizarse medios accesorios no reivindicados para visualizar, situar o medir el extremo del túnel sobre la piel. Estos medios accesorios pueden ser especialmente útiles para colocar almohadillas cantales mediales o almohadillas nasales de gafas modificadas.

[0054] Así, se puede utilizar un detector de infrarrojos que use termopares o termopilas como accesorio no reivindicado para identificar el punto de máxima emisión térmica y para delimitar la zona. Se puede utilizar de manera preferente un sistema de imagen infrarroja o sistema de termografía. En este caso, el comercio de óptica que vende las gafas puede tener un sistema de imagen térmica. El óptico, el técnico o similar toma una imagen infrarroja o filma la zona y localiza en tiempo real el túnel del usuario particular. Las almohadillas cantales mediales o almohadillas nasales modificadas pueden ser ajustadas a continuación para que se adapten a un usuario particular basándose en la imagen infrarroja térmica. Las gafas se ajustan en base a la imagen térmica creada. Ello permitirá un ajuste personalizado de acuerdo con las necesidades individuales del usuario. Se puede utilizar cualquier sistema basado en la termografía incluyendo algunos con gran impacto visual y resolución como una imagen de onda térmica en color tridimensional.

[0055] Otra característica excluida de la invención es proporcionar un método para ser utilizado por ejemplo en las tiendas ópticas para localizar el túnel, incluyendo los pasos de medir la emisión térmica infrarroja, producir una imagen basada en la emisión de infrarrojos y detectar la zona con la cantidad más elevada de emisión de infrarrojos. Otro paso que puede ser incluido es el de ajustar los sensores en estructuras de soporte para adaptarse a la zona de emisión infrarroja más elevada.

[0056] Una de dichas estructuras de soporte incluye piezas cantales mediales o almohadillas de gafas. El método de imagen térmica excluido puede ser utilizado para ajustar un parche, pero dicho parche puede ser colocado en el túnel por medio de un indicador externo, alineando dicho indicador con una marca anatómica permanente como el canto medial del ojo. Aunque las piezas cantales mediales de gafas pueden tener un indicador externo para una colocación precisa, dado que los ópticos están habituados a ajustar las gafas de acuerdo con la anatomía del usuario, el método de imagen térmica puede ser una solución mejor que un indicador externo en las piezas cantales mediales o almohadillas nasales modificadas de gafas.

Descripción breve de las figuras

Los detalles de la invención se aprecian en las figuras que se acompañan, no pretendiendo éstas ser limitativas del alcance de la invención:

[0057]

La Figura 1A es una vista en perspectiva de una estructura de soporte para el conjunto sensor del túnel de temperatura cerebral de la presente invención.

La Figura 1B muestra una forma alternativa de realización con un brazo de soporte giratorio en la estructura de soporte.

La Figura 1C es una vista detallada de un sensor en un extremo de la estructura de soporte.

La Figura 1D es una vista esquemática en planta de un modo de realización no reivindicado de la estructura de soporte y del conjunto sensor.

La Figura 1E es una vista lateral esquemática del modo de realización no reivindicado visible en la Figura 1D.

La Figura 1F muestra una forma geométrica irregular de un cuerpo no reivindicado soportado por un brazo de forma triangular.

La Figura 1G es una vista en perspectiva esquemática de un modo de realización alternativo, no reivindicado, de una estructura de soporte y conjunto sensor.

La Figura 1H es una vista en sección transversal del modo de realización no reivindicado que se muestra en la Figura 1G.

La Figura 1I es una vista en planta invertida del conjunto sensor, no reivindicado, que muestra el alojamiento del detector de luz y emisor de luz.

La Figura 1J es una vista en planta esquemática de un modo de realización alternativo, no reivindicado, de la estructura de soporte y del conjunto sensor.

La Figura 1K muestra un modo de realización no reivindicado portado por un usuario que incluye un parche adhesivo y un par emisor de luz-detector de luz situado adyacente al borde del parche adhesivo.

La Figura 1L muestra un modo de realización alternativo, no reivindicado, del parche adhesivo.

La Figura 1M muestra un modo de realización del parche adhesivo en forma de hoja de trébol.

La Figura 1M(1) muestra una vista trasera de un parche adhesivo.

La Figura 1N muestra los detalles de un par emisor-detector de luz.

La Figura 1P muestra un modo de realización alternativo, no reivindicado, de un conjunto sensor.

La Figura 1P(1) muestra esquemáticamente la medición sin contacto, no reivindicada, del túnel cerebral.

La Figura 1P(2) muestra esquemáticamente una fuente de luz dirigiendo radiación al túnel cerebral y la medición de la radiación reflejada.

La Figura 1P(3) muestra esquemáticamente un dispositivo detector portátil, no reivindicado, para la medición sin contacto del túnel cerebral.

La Figura 1P(4) muestra una medición sin contacto del túnel cerebral.

La Figura 1P(5) muestra un dispositivo detector no reivindicado y un sensor montado en una cámara web para la medición de la radiación procedente del túnel cerebral.

La Figura 1Q es una vista en sección de un dispositivo detector mostrado con detalle.

La Figura 1Q(1) es una vista en perspectiva esquemática de una parte medidora de un conjunto sensor.

La Figura 1R muestra una vista en perspectiva de un dispositivo detector montado en una estructura de soporte.

La Figura 1R(1) muestra un dispositivo detector portado por un usuario.

La Figura 1R(2) muestra un dispositivo detector que tiene un mecanismo giratorio en el punto de unión de un brazo y un cuerpo.

La Figura 1R(3) muestra el montaje giratorio de un dispositivo detector y una estructura de soporte portados por un usuario.

La Figura 1S(1) es una vista lateral de un dispositivo detector que tiene un cable extensible recto.

La Figura 1S(2) muestra un dispositivo detector portado por un usuario con un brazo doblado en posición.

La Figura 1T(1) muestra un dispositivo detector, incluyendo un brazo, parte medidora y placa.

La Figura 1T(2) muestra un dispositivo detector y una estructura de soporte formada por piezas separables.

La Figura 1T(3) es un modo de realización alternativo de un dispositivo detector y estructura de soporte con piezas separables diferentes a las de la Figura 1T(2).

La Figura 1U muestra la zona de la piel particular del túnel cerebral con un parche colocado sobre la zona del túnel cerebral.

La Figura 2 muestra esquemáticamente una comparación entre mediciones trans-subcutáneas de la presión de oxígeno arterial tal como se conocían antes y tal como resultan por la presente invención.

La Figura 2A muestra el uso ventajoso de un pequeño elemento calefactor.

La Figura 2B muestra una superficie de detección convexa para un sistema de detección.

La Figura 2C muestra una superficie especializada bi-planar incluyendo una superficie convexa y una superficie central plana.

La Figura 3 muestra esquemáticamente la colocación de un conjunto sensor y su estructura de soporte sobre el rostro de un portador.

La Figura 4 es una vista en perspectiva esquemática de una parte medidora del conjunto sensor montada sobre una estructura de soporte.

La Figura 5A muestra el recorrido de un cable de transmisión a través de la estructura de soporte.

La Figura 5B es una vista en perspectiva que muestra el recorrido del cable a través de la estructura de soporte.

La Figura 5C es una vista lateral que muestra el recorrido del cable de transmisión.

La Figura 5D es una vista superior que muestra el recorrido del cable de transmisión.

La Figura 5E muestra un recorrido del cable de transmisión desde una vista inferior.

La Figura 5F muestra el recorrido del cable desde una vista del extremo.

La Figura 5G muestra un dispositivo detector incluyendo su cuerpo de soporte y la cabeza del sensor.

La Figura 5H muestra la localización del conjunto detector en el rostro de un usuario portador.

La Figura 5I muestra un dispositivo detector portado por un usuario y sujeto a la cabeza por una banda.

La Figura 5J muestra un dispositivo detector de dos piezas separable portado por un usuario y sujeto a la cabeza por una banda.

La Figura 6 muestra un tabique nasal y un clip para montar un dispositivo detector.

La Figura 7A muestra una estructura de detección y soporte especializada.

La Figura 7B muestra una estructura de detección y soporte especializada portada por un usuario.

La Figura 7C muestra el montaje de un dispositivo detector especializado sobre gafas.

La Figura 7D muestra la estructura de detección y soporte montada en la montura de unas gafas.

La Figura 7E muestra una vista inferior de unas gafas de detección basadas en LED.

La Figura 7F muestra unas gafas de detección sin cables.

La Figura 8A muestra un sistema de detección de parche.

La Figura 9A muestra un sistema para montar un dispositivo detector sobre un animal.

La Figura 9B muestra una tapa de protección multicapa montada sobre un sistema de detección para un animal.

- La Figura 10A muestra el montaje de un dispositivo de alarma en el zapato de un usuario.
 La Figura 10B-1 muestra la transmisión de señales a dispositivos portados por un usuario.
 La Figura 10B-2 es una vista ampliada de un dispositivo de alarma portado por un usuario.
 La Figura 10C-1 muestra esquemáticamente un algoritmo para la monitorización cardíaca.
 5 La Figura 10C-2 muestra esquemáticamente un algoritmo para la monitorización de la temperatura corporal.
 La Figura 10D muestra esquemáticamente un sistema transmisor de túnel de temperatura cerebral, un sistema transmisor de la frecuencia cardíaca y un sistema receptor en zapato.
 La Figura 11 muestra un aparato para medir parámetros biológicos.
 La Figura 11A muestra una conocida punta detectora de contacto de una varilla.
 10 La Figura 11B muestra un dispositivo de medición de la temperatura especializado.
 La Figura 11C es una vista en perspectiva esquemática de la punta de la varilla.
 La Figura 11D muestra una varilla alternativa que tiene un sensor.
 La Figura 11E es un termómetro conocido.
 La Figura 11F muestra un sensor alojado en el extremo de un lápiz óptico de lectura.
 15 La Figura 11-G1 muestra un dispositivo para detectar la glucosa.
 La Figura 11-G2 muestra un tapón especializado de un dispositivo detector.
 La Figura 11H muestra un extremo especializado de un termómetro.
 La Figura 11J muestra una lápiz óptico de lectura con un extremo táctil y un extremo detector.
 La Figura 11K muestra un lápiz óptico de lectura conectado por un sistema inalámbrico a un dispositivo electrónico.
 20 La Figura 11L muestra un instrumento de escritura y detección.
 La Figura 11M muestra un teléfono con una antena detectora.
 La Figura 11N muestra una antena detectora.
 La Figura 11P muestra una antena detectora.
 La Figura 11Q-1 es una vista en planta de un dispositivo detector en forma de varilla.
 25 La Figura 11Q-2 es una vista lateral de la estructura en forma de varilla.
 La Figura 11Q-3 muestra un par de sensores de detección de luz y emisión de luz en el extremo de la varilla.
 La Figura 11Q-4 muestra un par emisor y detector de luz saliente.
 La Figura 11R-1 muestra una parte medidora con resorte, de una varilla de detección.
 La Figura 11R-2 es una vista plana de la parte medidora con resorte.
 30 La Figura 11S-1 muestra una parte medidora que tiene un tapón convexo.
 La Figura 11S-2 muestra una parte medidora y una disposición de sensor.
 La Figura 11S-3 muestra una parte medidora con tapón plano.
 La Figura 11S-4 muestra una parte medidora con tapón metálico sólido.
 La Figura 11T-1 muestra una disposición de sensor.
 35 La Figura 11T-2 muestra una vista detallada de una porción de cable que presiona un resorte en la parte medidora.
 La Figura 11U es una vista en sección de una parte medidora o conjunto detector.
 La Figura 11V-1 muestra un dispositivo portátil para medir parámetros biológicos.
 La Figura 11V-2 es una vista en perspectiva alternativa del dispositivo portátil.
 La Figura 11V-3 muestra una sonda portátil que incluye una punta detectora.
 40 La Figura 11V-4 muestra una sonda portátil que incluye una barrera a la luz infrarroja.
 La Figura 11V-5 muestra una configuración en J de la sonda.
 La Figura 12A muestra una parte medidora en un sensor conectado a un cable.
 La Figura 12B muestra un pasillo para un sensor y un cable.
 La Figura 12C muestra una curva en el extremo del cable del sensor.
 45 La Figura 12D muestra la fijación del cable.
 La Figura 12E muestra una placa dispuesta a lo largo de la parte inferior de una parte medidora.
 La Figura 12F muestra la inserción de un manguito cauchutado y la subsiguiente termocontracción del manguito.
 La Figura 12G muestra un dispositivo detector terminado.
 La Figura 12H muestra un sensor ampliado y un cable insertado a través de un pasillo.
 50 La Figura 12J muestra una parte detectora de un conjunto detector.
 La Figura 12K-1 muestra un cable adyacente a una estructura de soporte de un conjunto detector.
 La Figura 12K-2 muestra el paso de la fabricación en el cual se monta un cable en una estructura de soporte.
 La Figura 12L muestra el paso del cable a través de una ranura en una estructura de soporte.
 La Figura 12M-1 muestra una placa perforada para recibir una parte detectora de un conjunto medidor.
 55 La Figura 12M-2 muestra una parte detectora de un conjunto detector.
 La Figura 13A muestra un detector de radiación portátil aproximándose a la cara de un usuario.
 La Figura 14A muestra un clip detector para su montaje en un par de gafas.
 La Figura 14B es una vista lateral del clip de montaje que aparece en la Figura 14A.
 La Figura 14C muestra un clip detector que incluye un sensor.
 60 La Figura 14D es una vista lateral del clip detector que aparece en la Figura 14C.
 La Figura 14E muestra el clip detector en posición abierta.
 La Figura 14F muestra una barra de tensión en posición de reposo.
 La Figura 14G es una vista lateral del dispositivo detector mostrado en la Figura 14F.
 La Figura 14H es una vista lateral de la barra de tensión en posición abierta.
 65 La Figura 14J muestra un dispositivo detector destinado a ser fijado a la montura de unas gafas.
 La Figura 14K muestra un dispositivo detector montado en un par de gafas.

La Figura 14L muestra un dispositivo detector clipado a un par de gafas.
 La Figura 14M muestra un dispositivo detector fijado a la montura de unas gafas.
 La Figura 14N-1 es una vista lateral de un dispositivo detector.
 La Figura 14N-2 es una vista frontal del dispositivo clip detector de la Figura 14N-1.
 La Figura 14N-3 muestra el montaje de un dispositivo clip detector en un par de gafas.
 La Figura 14P es una vista frontal de un clip detector doble y su interacción con una pluralidad de dispositivos.
 La Figura 15A muestra una banda para cabeza, a la cual se encuentra fijado de forma desmontable un alojamiento.
 La Figura 15B muestra una vista detallada de un módulo de temperatura de un túnel de temperatura cerebral.
 La Figura 15C muestra a un sujeto portando en su cabeza una banda modular detectora.
 La Figura 15D muestra una banda modular detectora alternativa.
 La Figura 15E muestra otra banda modular detectora.
 La Figura 15F muestra una banda modular detectora que tiene ocho módulos de parámetros biológicos.
 La Figura 15G es una vista en sección de una banda modular detectora.
 La Figura 15H es una vista en planta de una banda modular detectora.
 La Figura 15J muestra la disposición de módulos en una superficie externa de una banda modular detectora.
 La Figura 15K es una vista externa de una banda modular detectora.
 La Figura 15L muestra una superficie adhesiva de una zona interna de una banda modular detectora.
 La Figura 15M muestra una cavidad para recibir un módulo en una banda modular detectora.
 La Figura 15N muestra una gorra portada por un usuario que incluye un conjunto detector.
 La Figura 15P muestra una gorra portada por un usuario que incluye un conjunto detector.
 La Figura 15Q muestra una gorra portada por un usuario que incluye un conjunto detector.
 La Figura 15R muestra un equipamiento montado en la cabeza que incluye un conjunto detector.
 La Figura 15T muestra un equipamiento montado en la cabeza con un visor detector portado por un usuario.
 La Figura 15U muestra una camisa con capacidad detectora.
 La Figura 15V muestra un casco que incluye un sensor de temperatura.
 La Figura 15X es una montura detectora que incluye siete módulos de parámetros biológicos.
 La Figura 15Y muestra una montura detectora portada por un usuario.
 La Figura 15Z muestra una montura detectora con patillas.
 La Figura 16 muestra una bomba de infusión conectada a un sistema de control de temperatura.
 La Figura 17 muestra un dispositivo de alimentación portátil acoplado a un dispositivo detector pasivo.
 La Figura 18A muestra a dispositivo detector incluyendo una parte medidora y un brazo.
 La Figura 18B muestra una cubierta de sonda para una parte medidora de un dispositivo detector.
 La Figura 19-A muestra una sonda de medición de superficie interna no invasiva.
 La Figura 19-B es una vista en planta de un cabezal sensor.
 La Figura 19-C muestra una sonda detectora portátil.
 La Figura 19-D muestra una sonda sensora con forma de boomerang.
 La Figura 19-E muestra la sonda sensora con forma de boomerang mostrando la superficie detectora del cabezal sensor.
 La Figura 19-F muestra el cabezal sensor con forma de boomerang y su relación con estructuras anatómicas.
 La Figura 19-G muestra un cabezal sensor y un asa.
 La Figura 19-H muestra un sensor sobresaliente en la superficie de un material aislante.
 La Figura 20 muestra la localización de un conjunto detector mediante la fijación de una estructura de soporte a la mejilla del usuario.

Descripción de los modos de realización preferentes

[0058] Es importante observar que debido a la configuración física y anatómica especializada del Túnel de Temperatura Cerebral (TTC), se necesitan dimensiones y configuraciones especiales de un dispositivo detector y quedarán reflejadas en las dimensiones y estructura especializadas de la presente invención que aquí se describe. De este modo, la FIG. 1A muestra la estructura especializada de soporte 2000, referida aquí como dispositivo detector 2000 que incluye el cuerpo especializado 2002, el cual se compone de un sustrato esencialmente flexible, un brazo 2004, y una parte detectora tal como la parte medidora 2006.

[0059] El dispositivo detector 2000, a efectos de ilustración, aparece compuesto de tres partes, el cuerpo 2002, el brazo 2004, y la parte medidora 2006. El cuerpo 2002 está delimitado por la línea EF y la línea CD. El brazo 2004 está delimitado por la línea CD y la línea AB. La parte detectora 2006 está delimitada por la línea AB, y funciona como el extremo libre del dispositivo detector 2000. El brazo 2004 está conectado a la parte medidora 2006 y al cuerpo 2002. El cuerpo 2002 del sistema sensor 2000 puede comprender de manera preferente una configuración en placa, teniendo dicha placa de manera preferente características esencialmente flexibles como para ser moldeada y/o para adaptarse a una parte del cuerpo de un humano o un animal. La placa 2002 puede fijarse de manera preferente a una parte del cuerpo mediante adhesivos o medios de fijación. La parte del cuerpo a efectos de la descripción incluye el cuerpo de cualquier criatura viviente incluyendo humanos y animales de cualquier tipo así como pájaros y otras especies como insectos. El cuerpo 2002 también puede incluir una superficie adhesiva o cualquier otro medio de fijación, medios de clipado, y similares, que se utilizan para fijar el cuerpo 2002 a una zona adyacente al TTC o sobre el TTC.

[0060] La presente invención incluye una estructura de soporte 2000 que monta de forma desmontable a una parte del cuerpo y que tiene un sensor para medir parámetros biológicos a partir de un túnel cerebral. Los sensores y/o detectores se colocan de manera preferente sobre o de forma adyacente al párpado superior o inferior, y de manera más preferente aún sobre o adyacente al párpado superior o incluso de manera más preferente aún sobre o adyacente a una zona entre el ojo y la ceja.

[0061] El dispositivo detector 2000 comprende: el cuerpo 2002, que tiene una superficie interior para su disposición hacia la parte del cuerpo e incluye de manera preferente una superficie adhesiva para fijar con seguridad y adaptar el cuerpo 2002 a una parte del cuerpo, y una superficie exterior para colocarla alejada de la parte del cuerpo; el brazo 2004 conectado al cuerpo 2002, colocándose dicho brazo 2004 de forma ajustable y adaptable para colocar el sensor 2010 adyacente, sobre, o firmemente contra el túnel cerebral; y una parte medidora 2006 conectada al brazo 2004, alojando dicha parte medidora un sensor 2010. El cuerpo 2002 es físicamente adaptable a la parte del cuerpo e incluye de manera preferente una capa exterior y una capa interior, estando formada la capa interior esencialmente de material blando e incluyendo una superficie adhesiva, siendo fijada dicha capa interior a una capa exterior, incluyendo dicha capa exterior un sustrato flexible, como una lámina metálica delgada, para adaptarse a la parte del cuerpo y para proporcionar una fijación estable. Un cable está situado de manera preferente sobre la capa exterior o entre la capa interior y la capa exterior.

[0062] Aunque el dispositivo detector 2000, a efectos de ilustración se muestra en tres piezas, se entiende que el dispositivo detector 2000 puede comprender un dispositivo integral fabricado como una sola pieza. El dispositivo detector 2000 puede comprender también un dispositivo integral de una sola pieza que esté fabricado como una pieza, pero que tenga tres partes diferentes. Además, por ejemplo, el brazo 2004 y parte medidora 2006 pueden ser considerados como una sola pieza. Cualquier combinación de las piezas, a saber, el cuerpo, el brazo y la parte medidora, descritas aquí, puede ser utilizada como la estructura de soporte para un sensor, molécula, o detector.

[0063] La FIG. 1B muestra con más detalle el sistema sensor 2000 de la FIG. 1A incluyendo el cuerpo especializado 2002, el brazo 2004, y la parte medidora 2006, alojando dicha parte medidora 2006 un sensor 2010. El sistema sensor 2000 comprende de manera preferente una placa 2002 para fijar el dispositivo 2000 a una parte del cuerpo, y comprende además un brazo 2004, conectando dicho brazo 2004 la placa de soporte 2002 a una parte medidora 2006. El brazo 2004 es de manera preferente un brazo posicionable de forma ajustable, que es capaz de moverse con relación a la placa 2002. El brazo 2004 comprende de manera preferente una aleación con memoria de forma o cualquier material, incluyendo plásticos y polímeros que tengan memoria. De manera preferente, el brazo 2004 es deformable y tiene memoria. El extremo 2026 del brazo 2004 termina en la parte medidora 2006. Aunque el brazo 2004 comprende de manera preferente un brazo posicionable de forma ajustable, el brazo 2004 también puede ser un brazo rígido. Los materiales preferentes para el brazo 2004 incluyen una delgada lámina de metal como el acero inoxidable, el aluminio o similar, o polímeros y plásticos de varias clases. El material también puede incluir caucho, silicona u otros materiales. El sensor 2010 en el extremo del brazo 2004 está conectado a un circuito de lectura y proceso 2012, referido también aquí como un monitor de parámetros biológicos, a través de la porción de cable 2065. El sensor 2010 está eléctricamente acoplado al monitor de parámetros biológicos, que recibe una señal del sensor 2010, y determina el valor del parámetro biológico, y notifica el valor incluyendo una representación visual y una indicación acústica.

[0064] La presente invención puede emplear un soporte en voladizo para el sistema sensor 2000, en el que el brazo 2004 está rígidamente fijado en la placa 2002 para soportar una carga, tal como la parte medidora 2006, estando dispuesta dicha parte medidora 2006 a lo largo del extremo libre 2026 de dicho brazo 2004. El brazo 2004 está fijado en una base del cuerpo 2002, siendo dicho cuerpo 2002 una estructura de soporte descrita en modos de realización como una placa; un alojamiento fijado a un equipamiento de montaje en la cabeza incluyendo una banda, la montura de las gafas, sombreros, cascos, visores, accesorios para sujetar el cabello; la montura de unas gafas o de cualquier equipamiento montado en la cabeza, prendas de vestir de cualquier tipo incluyendo una camisa, una estructura rígida fijada a un artículo manufacturado como prendas de vestir; y similares. El extremo libre 2006 del brazo 2004 está conectado a la parte medidora 2006 que aloja el sensor 2010. De este modo, el dispositivo detector 2000 de la invención tiene un brazo 2004 que distribuye fuerza y que puede aplicar fuerza a una parte del cuerpo. Una de las formas en que puede colocarse el brazo 2004 y/o aplicar presión a una parte del cuerpo es gracias a un material con memoria de forma de dicho brazo 2004. En el sistema sensor 2000 se puede utilizar cualquier medio para aplicar presión a una parte del cuerpo, incluyendo un sistema accionado por resorte, en el que el resorte puede estar situado en la unión 2024 del cuerpo 2002 y el brazo 2004, o el resorte está situado en el extremo libre 2026 del brazo 2004. Se contempla que en el dispositivo detector 2000 se pueda utilizar cualquier material con capacidades elásticas y cualquier otro material comprimible y materiales con capacidades elásticas y/o comprimibles tales como espumas, esponjas, geles, anillos tensores, aceros para muelles de alto contenido en carbono, aceros para muelles de aleación, aceros inoxidables, aleaciones a base de cobre, aleaciones a base de níquel, y similares, para aplicar presión para una mejor yuxtaposición de la parte medidora 2006 a la parte del cuerpo. La invención presenta aparatos y métodos para crear una mejor yuxtaposición y/o aplicar presión a una parte del cuerpo o artículo por el sensor. El sensor 2010 alojado en una parte medidora 2006 puede aplicar por lo tanto presión a la zona del túnel de temperatura cerebral en el techo de la órbita.

[0065] El extremo del brazo 2004 termina preferentemente como una pieza prominente, como la parte detectora

2006, que aloja el sensor 2010. El brazo 2004 se puede mover con relación a la placa 2002, permitiendo de ese modo el movimiento del sensor 2010 alojado en el extremo libre 2026 del brazo 2004. Aunque el sistema sensor 2000 se describe para una parte del cuerpo, se entiende que el dispositivo detector 2000 puede aplicarse en un entorno industrial o en cualquier otro entorno en el que sea necesario realizar la medición de un objeto o artículo. A modo de ejemplo, el sensor 2010 puede incluir un sensor de temperatura y presión mientras la placa 2006 va fijada sobre una estructura de soporte, como una viga o pared de una máquina, y el sensor 2010 se aplica contra un globo o una superficie, procurando así una medición continua de la presión y la temperatura dentro del globo o superficie. La superficie externa del cuerpo 2002 puede incluir una superficie adhesiva para la fijación de dicho cuerpo 2002 a una segunda superficie tal como una parte del cuerpo o la superficie de una máquina o cualquier artículo manufacturado.

[0066] A fin de adaptarse a la anatomía especializada y configuración física del túnel cerebral, se necesitan dispositivos detectores especializados con dimensiones y configuraciones especiales. Las dimensiones y configuraciones preferentes descritas aquí pueden aplicarse a cualquiera de las realizaciones de esta invención y a realizaciones ajenas a esta invención incluyendo las realizaciones descritas de la FIG. 1 a la FIG. 19. La configuración preferente de un dispositivo detector 2000 comprende un cuerpo 2002 que tiene una anchura mayor que la del brazo 2004. La anchura del cuerpo 2002 es mayor que la del brazo 2004. Preferentemente, la anchura del cuerpo 2002 es por lo menos el doble de la anchura del brazo 2004. Y de manera más preferente, el brazo 2004 tiene una anchura que preferentemente es un tercio o menos de la anchura del cuerpo 2002. Y de manera más preferente aún, el brazo 2004 tiene una anchura que es preferentemente un cuarto o menos que la anchura del cuerpo 2002.

[0067] El dispositivo detector 2000, como se ilustra con ejemplos, incluye una parte extrema del brazo 2004 esencialmente curva y una parte restante del brazo 2004 esencialmente plana, estando dicha parte plana conectada al cuerpo 2002. Durante el uso el brazo 2004 está posicionado en una configuración curvada para ajustarse alrededor del hueso de la ceja. El brazo 2004 tiene dos partes extremas, a saber, la parte extrema 2024 que termina en el cuerpo 2002 y una parte extrema libre 2026 que termina en la parte medidora 2006. La longitud preferente del brazo 2004 es igual o no superior a 15 cm, y preferentemente igual o no superior a 8 cm de longitud, y de manera más preferente aún igual o no superior a 5 cm de longitud. Dependiendo del tamaño de la persona se consideran otras dimensiones del brazo 2004, siendo una longitud aún más preferente igual o no superior a 4 cm, y para los niños una longitud igual o no superior a 3 cm, y para los bebés o niños pequeños la longitud preferente del brazo 2004 es igual o no superior a 2 cm. Dependiendo del tamaño de un animal o de la estructura de soporte que se esté utilizando como la banda de la FIG. 15R, gorra de la FIG. 15P, o el visor de la FIG. 15T se contemplan otras dimensiones, como la longitud del brazo 2004 igual o no superior a 40 cm.

[0068] La anchura o diámetro preferente del brazo 2004 es igual o no superior a 6 cm, y preferentemente igual o no superior a 3 cm, y de manera más preferente igual o no superior a 1,0 cm. Dependiendo del tamaño de la persona se contemplan otras dimensiones para el brazo 2004, siendo una anchura o diámetro aún más preferentes igual o no superior a 0,5 cm, y para los niños una anchura o diámetro igual o no superior a 0,3 cm, y para bebés o niños pequeños la anchura o diámetro preferente es igual o no superior a 0,2 cm. Dependiendo del tamaño de una persona mayor o del tamaño de un animal o estructura de soporte que se esté utilizando se contemplan otras dimensiones para el brazo 2004, como por ejemplo una anchura o diámetro igual o no superior a 12 cm.

[0069] La altura preferente (o espesor) del brazo 2004 es igual o no superior a 2,5 cm, y de manera preferente igual o no superior a 1,0 cm de espesor, y de manera más preferente igual o no superior a 0,5 cm de espesor. Dependiendo del tamaño de la persona se contemplan otras dimensiones para el brazo 2004, siendo una anchura aún más preferente igual o no superior a 0,3 cm, y para los niños un espesor igual o no superior a 0,2 cm, y para bebés o niños pequeños el espesor preferente es igual o no superior a 0,1 cm. Dependiendo del tamaño de una persona adulta o el tamaño de un animal se contemplan otras dimensiones para el brazo 2004, como el espesor igual o no superior a 3,0 cm.

[0070] En los dispositivos en los que la configuración preferente del brazo 2004 es un cilindro, el diámetro preferente del brazo 2004 es igual o no superior a 2,0 cm, y preferentemente igual o no superior a 1,0 cm de espesor, y de manera más preferente aún igual o no superior a 0,5 cm de espesor. Dependiendo del tamaño de la persona se contemplan otras dimensiones del brazo 2004, siendo un diámetro aún más preferente igual o no superior a 0,25 cm, y de manera más preferente aún igual o no superior a 0,15 cm, y para los niños el espesor igual o no superior a 0,2 cm, y para bebés o niños pequeños el espesor preferente es igual o no superior a 0,1 cm. Dependiendo del tamaño de una persona o del tamaño de un animal o la estructura que se esté utilizando, se contemplan otras dimensiones para el brazo 2004, como el diámetro igual o no superior a 3,0 cm.

[0071] La mayor dimensión preferente del brazo 2004 es igual o no superior a 30 cm, y preferentemente igual o no superior a 20 cm, y de manera más preferente aún igual o no superior a 10 cm. Las dimensiones preferentes están basadas en el tamaño de la persona o animal y la estructura que se esté utilizando, tal como una banda, visores, gorra, etc. La longitud preferente del brazo 2004 no supera los 40 cm, y preferentemente es igual o no superior a los 20 cm, y de manera más preferente aún es igual o no superior a 10 cm de longitud. Dependiendo del tamaño de la persona se contemplan otras dimensiones preferentes del brazo 2004, siendo una longitud aún más preferente igual

o no superior a 8 cm, y de manera más preferente aún es igual o no superior a 6 cm, y para adultos de pequeño tamaño la longitud es igual o no superior a 5 cm, y para niños la longitud es igual o no superior a 4 cm y para bebés o niños pequeños la longitud preferente es igual o no superior a 2 cm. El brazo 2004 es preferentemente curvo en su extremo libre 2026 para ajustarse a la anatomía del túnel cerebral y del hueso facial.

[0072] Las dimensiones generales preferentes para uso humano por una persona de tamaño medio del brazo 2004 son: altura (o espesor o diámetro) igual o inferior a 0,4 cm, longitud igual o inferior a 6 cm, y anchura igual o inferior a 0,5 cm. La altura preferente (o espesor o diámetro) del brazo 2004 es igual o superior a 0,1 cm y es igual o inferior a 0,5 cm. La longitud preferente del brazo 2004 es igual o superior a 1,0 cm e igual o inferior a 8 cm. La anchura preferente del brazo 2004 es igual o superior a 0,1 cm e igual o inferior a 1 cm.

[0073] Debe tenerse en cuenta que para pequeños animales como ratas, ratones, pollos, pájaros y otros animales en los que se utilice el túnel cerebral se contemplan tamaños más pequeños y configuraciones diferentes.

[0074] En un modo de realización las partes extremas del brazo 2004 terminan en la placa 2002 y en la parte medidora 2006. Preferentemente, el brazo 2004 está fabricado de un material del tipo del acero inoxidable o aluminio; sin embargo, se contemplan otros materiales, incluyendo otros metales, plásticos, polímeros, caucho, madera, cerámica, etc. El brazo 2004 debería ser lo suficientemente flexible como para que la distancia relativa entre el sensor 2010 y la parte del cuerpo pueda ser ampliada o reducida según las necesidades de acuerdo con la medición que se esté realizando.

[0075] Aunque la FIG. 1B muestra el brazo 2004 de diferente tamaño en comparación con la placa 2002, se entiende que el brazo 2004 puede tener el mismo tamaño que la placa 2002 o tener un tamaño mayor que la placa 2002. La mayor dimensión preferente de la parte extrema 2026 del brazo 2004 es igual o no mayor de 3 cm, y preferentemente igual o no superior a 2 cm, y de manera más preferente aún igual o no superior a 1 cm. Dependiendo del tamaño de la persona, también se contempla que la parte 2026 tiene un tamaño aún más preferente igual o no superior a 0,8 cm, y de manera más preferente aún igual o no superior a 0,6 cm. Para adultos de tamaño pequeño la parte extrema 2026 tiene un tamaño aún más preferente igual o no mayor de 0,4 cm. Mientras que para los bebés el tamaño contemplado es igual o no superior a 0,2 cm.

[0076] A medida que avanza la nanotecnología, los MEMS (sistemas microelectromecánicos), y los NEMS (sistemas nanoelectromecánicos) se contemplan otras configuraciones, dimensiones, y aplicaciones de la presente invención.

[0077] Aunque la FIG. 1B muestra el brazo 2004 de diferente anchura (o diámetro) en comparación con la parte medidora 2006, se entiende que el brazo 2004 puede tener la misma anchura (o diámetro) de la parte medidora 2006 o tener una mayor anchura (o diámetro) que la parte medidora 2006. Preferentemente, la anchura (o diámetro) del brazo 2004 es de menor tamaño que la dimensión (o diámetro) de la parte medidora 2006. De manera preferente, la porción de la parte medidora 2006 conectada al brazo 2004 tiene una dimensión mayor que la anchura del brazo 2004.

[0078] A efectos de la descripción, espesor y altura se usan indistintamente. La configuración preferente del dispositivo detector 2000 comprende un cuerpo 2002 (incluyendo el cuerpo de cualquiera de los modos de realización de las FIG. 1 a 19, y en particular el cuerpo correspondiente a un alojamiento o estructura que sujete los sensores/detector descritos en todas las figuras, desde la FIG. 14A a la FIG. 15Z) que es más grueso que el brazo 2004. La altura o espesor del cuerpo 2002 es preferentemente de mayor tamaño que el espesor (o altura o diámetro) del brazo 2004. El brazo 2004 tiene un espesor (o altura o diámetro) que es preferentemente de menor tamaño que el espesor (o altura) del cuerpo 2002. El brazo 2004 tiene un espesor (o altura) que es preferentemente la mitad o menos del espesor (o altura) del cuerpo 2002. El brazo 2004 tiene un espesor (o altura) que es de manera aún más preferente un tercio o menos del espesor (o la altura) del cuerpo 2002.

[0079] La configuración preferente del dispositivo detector 2000 comprende una parte medidora 2006 que es más gruesa que el brazo 2004. La parte medidora 2006 comprende de manera preferente una parte sobresaliente que es más gruesa que el brazo 2004. El brazo 2004 es más delgado que la parte medidora 2006. El brazo 2004 tiene un espesor (o altura o diámetro) que es preferentemente la mitad o menos que el espesor (o altura o diámetro) de la parte medidora 2006. El brazo 2004 tiene un espesor (o altura o diámetro) que es de manera más preferente un tercio o menos que el espesor (o altura o diámetro) de la parte medidora 2006. Incluso de manera más preferente el brazo 2004 tiene un espesor (o altura o diámetro) que es un sexto o menos que el espesor (o altura o diámetro) de la parte medidora 2006. Sin embargo se contempla que para el correcto funcionamiento de acuerdo con el tamaño del usuario y los principios de la invención, la parte medidora 2006 tiene un espesor (o altura o diámetro) que es 3 veces o más que el espesor (o altura o diámetro) del brazo 2004.

[0080] La configuración preferente del dispositivo detector 2000 comprende un brazo 2004 que es más largo que la altura (o espesor o diámetro) de la parte medidora 2006. La longitud del brazo 2004 es preferentemente de mayor dimensión que la dimensión más grande de la parte medidora 2006. En el modo de realización del ejemplo, la parte medidora 2006 es esencialmente cilíndrica y por lo tanto incluye un círculo, teniendo dicho círculo un diámetro.

[0081] A efectos de la descripción, un modo de realización en el que el círculo sea sustituido por un rectángulo, cuadrado u otra forma, la longitud de dicho rectángulo, cuadrado u otra forma, está considerada una "dimensión equivalente" al diámetro. Por consiguiente, la parte medidora 2006 tiene un diámetro (o "dimensión equivalente"), que es preferentemente la mitad o menos que la longitud del brazo 2004. La parte medidora 2006 tiene un diámetro (o "dimensión equivalente"), que es preferentemente un tercio o menos que la longitud del brazo 2004. Se contempla sin embargo que para el funcionamiento correcto de acuerdo con los principios de la invención, el brazo 2004 tiene una longitud aún más preferente, que es 5 veces o más superior al diámetro (o "dimensión equivalente") de la parte medidora 2006.

[0082] La configuración preferente del dispositivo detector 2000 comprende una parte medidora 2006, que es más gruesa que el cuerpo 2002, tal como se ilustra en la FIG. 1B. Se entiende que en la FIG. 15A a la FIG. 15Z el cuerpo tal como está representado por la banda y el alojamiento para los dispositivos electrónicos está considerado más grueso que la parte medidora 2006. El espesor (o altura) de la parte medidora 2006 es preferentemente de mayor dimensión que el espesor o altura del cuerpo 2002. El cuerpo 2002 tiene un espesor (o altura) que es preferentemente la mitad o menos que el espesor (o altura) de la parte medidora 2006. El cuerpo 2002 tiene un espesor (o altura) que es preferentemente un tercio o menos que el espesor (o altura) de la parte medidora 2006. Se contempla sin embargo que para el funcionamiento correcto de acuerdo con los principios de la invención, la parte medidora 2006 tiene un espesor (o altura) que es 4 veces o más superior al espesor (o altura) del cuerpo 2002. Cuando el modo de realización incluya el hecho de que el cuerpo 2002 aloje un transmisor inalámbrico y/u otro circuito electrónico, en ese caso el cuerpo 2002 puede preferentemente tener un espesor (o altura) igual o de mayor dimensión que el espesor (o altura) de la parte medidora 2006.

[0083] La longitud del cuerpo 2002 es preferentemente mayor que la dimensión más grande de la parte medidora 2006. Preferentemente, la configuración del dispositivo detector 2000 comprende un cuerpo 2002 que tiene una longitud mayor que la longitud de la parte medidora 2006. Si la parte medidora 2006 incluye una configuración circular entonces preferentemente el cuerpo 2002 tiene una longitud mayor que el diámetro de la parte medidora 2006. La parte medidora 2006 tiene una longitud (o diámetro) que es preferentemente la mitad o menos que la longitud (o diámetro) del cuerpo 2002. La parte medidora 2006 tiene una longitud (o diámetro) que es preferentemente un tercio o menos de la longitud (o diámetro) del cuerpo 2002. Se contempla sin embargo que para el funcionamiento correcto de acuerdo con los principios de la invención, el cuerpo 2002 tiene una longitud (o diámetro) que es 4 veces o más la longitud (o diámetro) de la parte medidora 2006.

[0084] La configuración preferente del dispositivo detector 2000 comprende un brazo 2004, donde la mayor dimensión de dicho brazo 2004 es mayor que la mayor dimensión de la parte medidora 2006. La configuración preferente del dispositivo detector comprende un cuerpo 2002, donde la mayor dimensión de dicho cuerpo 2002 es mayor que la mayor dimensión de la parte medidora 2006. La configuración preferente del dispositivo detector comprende un brazo 2004, en el que la dimensión más pequeña de dicho brazo 2004 es igual o menor que la dimensión más pequeña de la parte medidora 2006. La configuración preferente del dispositivo detector 2000 comprende un cuerpo 2002, representado en la FIG. 1B, donde la dimensión más pequeña de dicho cuerpo 2002 es igual o menor que la dimensión más pequeña de la parte medidora 2006. La configuración preferente del dispositivo detector 2000 comprende un brazo 2004, donde el espesor de dicho brazo 2004 tiene una dimensión más pequeña que el espesor de la parte medidora 2006.

[0085] Queda contemplado que pueden utilizarse otras configuraciones geométricas, además del cuadrado, el círculo y los rectángulos, como por ejemplo una estrella, un pentágono, formas irregulares o cualquier forma geométrica, y en dichos modos de realización la dimensión mayor o la dimensión menor de la placa 2002 (por ejemplo, el cuerpo) del dispositivo detector 2000 se miden por comparación con la dimensión mayor o menor de la otra pieza, por ejemplo el brazo 2004 o parte medidora 2006. Lo mismo se aplica cuando se fabrica el dispositivo detector 2000 y la referencia es el brazo 2004, en este caso comparando con el cuerpo 2000 y/o la parte medidora 2006. Lo mismo también se aplica cuando se fabrica el dispositivo detector 2000 y la referencia es la parte medidora 2006, en este caso comparando con el cuerpo 2002 y/o brazo 2004. La mayor dimensión de una pieza se compara con la mayor dimensión de la otra pieza. La menor dimensión de una pieza se compara con la menor dimensión de la otra pieza.

[0086] Siempre con referencia a la FIG. 1B, el extremo 2024 del brazo 2004 conectado a la placa 2002 puede incluir además un mecanismo giratorio 2008, que permite la rotación del brazo 2004, y/o el movimiento hacia arriba o hacia debajo de la parte medidora 2006. El mecanismo giratorio 2008 puede incluir un bloqueo para sujetar el brazo 2004 en diferentes ángulos. Los diferentes ángulos y posiciones pueden basarse en una cantidad predeterminada de presión de dicho brazo 2004 aplicada a una parte del cuerpo. Además, el brazo 2004 puede operar como un brazo móvil deslizándose por una ranura en el cuerpo 2002. De acuerdo con esta disposición, el brazo móvil 2004 funciona como un eje deslizante que aloja la parte medidora 2006 en su extremo libre. Este modo de realización puede comprender una placa más grande 2002 que se fija a la mejilla o nariz, y el mecanismo deslizante se utiliza para colocar el sensor 2010 de la parte medidora 2006 contra la piel del túnel cerebral (TC) por debajo de la ceja, con el cuerpo 2002 posicionado debajo del ojo o a nivel del ojo. Este modo de realización puede comprender modos de realización en los que el brazo 2004 se fija a la frente por ejemplo mediante una banda, y el mecanismo deslizante se utiliza para colocar el sensor 2010 de la parte medidora 2006 contra la piel del túnel cerebral (TC) debajo de la

ceja, con el cuerpo del dispositivo detector colocado encima del ojo o en la frente. Se contemplan otros modos de realización que incluyen el mecanismo deslizante y el mecanismo giratorio formando parte de una banda y los modos de realización descrita en las FIG. 14 a FIG. 15Z. Además, otro modo de realización puede incluir un mecanismo de disco en el que el brazo 2004 se mueve de izquierda a derecha como las manecillas de un reloj frente al plano de la cara. En este modo de realización se puede acceder a la zona derecha del túnel cerebral por ejemplo de un sujeto con un puente nasal ancho moviendo el disco hasta la posición de las 7 o las 8 en punto, siendo observado dicho reloj imaginario desde el punto de vista de un observador externo.

[0087] El sensor 2010 en el extremo de la parte medidora 2006 está conectado a la unidad de proceso y visualización 2012 a través del cable 2014. El cable 2014 tiene tres partes 2060, 2062, 2064. Así, en la FIG. 1B vemos la porción de cable 2060 fijada a la parte medidora 2006 con el extremo libre 2066 de dicha porción de cable 2060 terminando en el sensor 2010 y el extremo opuesto 2068 de dicha porción de cable 2060 terminando en el brazo 2004. El extremo 2068 de la porción de cable 2060 termina preferentemente en un ángulo de 90 grados entre la parte medidora 2006 y el brazo 2004. La segunda porción de cable 2062 está fijada al brazo 2004 y termina en el cuerpo 2002 preferentemente en un ángulo de 180 grados mientras el extremo opuesto del cable 2062 forma el ángulo de 90 grados con la porción de cable 2068. Además, la porción de cable 2062 fijada al brazo 2004 puede terminar en un alojamiento y/o tarjeta de circuito impreso fijada por ejemplo a una banda o a cualquier accesorio montado en la cabeza. La tercera parte del cable 2064 está fijada al cuerpo 2002 y se mantiene esencialmente plana en el cuerpo 2002. La porción de cable 2064 termina en la unidad de lectura y proceso 2012 a través de una cuarta porción de cable 2065. La porción de cable 2065 conecta el cuerpo 2002 a la unidad de visualización y proceso 2012, que procesa la señal y puede visualizar el resultado. Aunque el modo de realización preferente es que la parte medidora 2006 y el brazo 2004 formen un ángulo de 90 grados, se entiende que se puede utilizar cualquier ángulo entre la parte medidora 2006 y el brazo 2004, incluyendo un ángulo de 180 grados. En un modo de realización alternativo, el eje de la parte medidora 2006 puede ser paralelo al brazo 2004 y el cuerpo 2002, y las tres porciones de cable 2060, 2062 y 2064 del cable 2014 pueden estar dispuestas en el mismo plano del dispositivo detector 2000. Por lo tanto el cable 2014 no necesita tener una inclinación de 90 grados para funcionar en este modo de realización alternativo.

[0088] El sensor 2010 en el extremo 2026 del brazo 2004 comprende cualquier sensor o detector, o cualquier elemento, molécula, fracción, o elemento capaz de medir una sustancia o analizar un analito o tejido.

[0089] La mayor dimensión preferente del sensor 2010 es igual o no superior a 3 cm, y preferentemente igual o no superior a 1,5 cm, y más preferentemente aún igual o no superior a 0,5 cm. Las dimensiones preferentes están basadas en el tamaño de la persona o animal. Dependiendo del tamaño de la persona se contemplan otras dimensiones del sensor 2010, como la mayor dimensión igual o no superior a 0,3 cm, y para adultos de pequeño tamaño la dimensión igual o no superior a 0,2 cm, y para niños pequeños la dimensión igual o no superior a 0,1 cm y para los bebés la dimensión preferente es igual o no superior a 0,05 cm. Si se utiliza más de un sensor las dimensiones son mayores, y si se utiliza una molécula o fracción como elemento detector las dimensiones son muy pequeñas y mucho más pequeñas que cualquiera de las dimensiones arriba indicadas.

[0090] La mayor dimensión preferente del sensor es igual o inferior a 5 mm, y preferentemente igual o inferior a 4 mm, y más preferentemente aún igual o inferior a 3 mm, e incluso más preferentemente igual o inferior a 2 mm. Si el sensor de temperatura tiene una configuración rectangular, una anchura preferente es igual o inferior a 1 mm, y preferentemente igual o inferior a 500 micras. Estas pequeñas dimensiones especializadas son necesarias para el ajuste correcto del sensor a la estructura térmica del túnel y al punto de entrada del TTC.

[0091] En un modo de realización el sistema sensor 2010 puede comprender también un sensor de temperatura e incluir un elemento calentador o de refrigeración. Se entiende que una variedad de sistemas sensores como detección óptica, detección fluorescente, detección eléctrica, detección electroquímica, detección química, detección enzimática, etc. pueden ser alojados en el extremo del brazo 2004 o en la parte medidora 2006 de acuerdo con la presente invención. A modo de ejemplo, pero sin ánimo exhaustivo, un sistema de detección de analitos como un sistema de detección de glucosa y/o un sensor de pulsioximetría compuestos de un emisor de luz (denominado también fuente de luz) y un detector de luz pueden ser alojados en el extremo del brazo 2004 y funcionar como sistema sensor 2010. Igualmente, se puede utilizar una combinación de emisor de luz y fotodetector diametralmente opuestos y alojados en el extremo del brazo 2004 para detectar la saturación de oxígeno, niveles de glucosa, o niveles de colesterol por medios ópticos y similares, entrando dentro del alcance de la presente invención. Además, un detector de radiación puede estar alojado en el extremo del brazo 2004 para detectar la radiación emitida de forma natural desde el túnel cerebral y/o la zona de piel del túnel cerebral entre el ojo y la ceja o en el techo de la órbita.

[0092] El brazo 2004 está colocado de tal manera que el sensor 2010 se apoya contra la piel en el TTC y está en contacto con la piel durante la medición.

[0093] El sensor 2010 puede estar cubierto de resina epoxi, chapa y otro material, y en esos modos de realización las dimensiones de acuerdo con la invención son las del material que cubre el sensor 2010.

[0094] Las mayores dimensiones preferentes para el cuerpo 2002, representadas a modo de ejemplo por una placa rectangular en la FIG. 1B, son igual o no superiores a 18 cm, y preferentemente igual o no superiores a 10 cm, y más preferentemente igual o no superiores a 6 cm. Las dimensiones preferentes de la placa 2002 para uso humano son igual o inferiores a 8 cm de longitud, igual o inferiores a 6 cm de anchura, e igual o inferiores a 2 cm de espesor. Las dimensiones más preferentes para la placa 2002 para uso humano son igual o inferiores a 6 cm de longitud, igual o inferiores a 4 cm de anchura, e igual o inferiores a 1 cm de espesor. Más preferentemente, las dimensiones de la placa 2002 son igual o inferiores a 4 cm de longitud, igual o inferiores a 2 cm de anchura, e igual o inferiores a 0,5 cm de espesor. Aunque la placa 2002 es mostrada en forma rectangular, se puede utilizar cualquier otra forma o configuración incluyendo la forma circular, oval, cuadrada, oblonga, irregular, etc. También se contempla que un alojamiento, como por ejemplo una caja, tal como se describe para una banda y en el modo de realización de las FIG. 14 a 15Z puede tener diferentes dimensiones. Para esos modos de realización los componentes electrónicos pueden estar repartidos a lo largo de la banda haciendo que sea muy estrecha. De manera alternativa, si se utiliza un gran número de componentes incluyendo transmisores Bluetooth, que normalmente son de tamaño más grande, se contemplan mayores dimensiones.

[0095] Se entiende que la placa 2002 puede alojar preferentemente componentes electrónicos, microchips, cables, circuitos, memoria, procesadores, sistemas de transmisión inalámbricos, fuentes de luz, avisadores, vibradores, acelerómetro, LED, y cualquier otro dispositivo y fuente de energía necesarios para realizar funciones de acuerdo con la presente invención. Se entiende también que el brazo 2004 puede alojar también el mismo soporte físico que la placa 2002, y preferentemente contiene LED o luces que están dentro del campo de visión del usuario, para alertarlo cuando sea necesario. El dispositivo detector 2000 puede ser alimentado por una fuente de energía alojada en la placa 2002. Se entiende que el dispositivo detector 2000 puede ser alimentado por una fuente de alimentación externa y que el cable 2014 puede ser conectado a dicha fuente de alimentación externa. La fuente de alimentación externa puede incluir de manera preferente la unidad de circuito de proceso y visualización.

[0096] Se entiende también que cualquier estructura de soporte, dispositivos montados en la cabeza, montura de gafas, banda, etc. pueden ser empleados como cuerpo 2002, o ser acoplados a la parte medidora 2006, o ser conectados al brazo 2004. Cuando el brazo 2004 y su sensor 2010 en el extremo de dicho brazo 2004 es acoplado a otra estructura de soporte, como la montura de unas gafas, un casco, etc., la montura de dichas gafas o dicho casco funcionan como cuerpo 2002, y se utilizan como el punto de conexión para el brazo 2004.

[0097] En referencia a la FIG. 1C, la parte medidora 2006, como se representa a modo de ejemplo en la FIG. 1C, tiene una forma esencialmente cilíndrica. La parte medidora 2006 comprende un cuerpo 2020 y una parte de conexión 2011, que conecta la parte medidora 2006 al brazo 2004. El cuerpo 2020 tiene dos partes extremas, a saber el extremo superior 2016 y el extremo inferior 2018, estando dicho extremo superior 2016 unido a la parte de conexión 2011 y al brazo 2004 y alojando dicho extremo inferior 2018 el sensor 2010. El cuerpo 2020 alberga el cable 2060 para conectar el sensor 2010 a un dispositivo de transmisión y/o circuito de proceso y/o visualización (no mostrado). El cuerpo 2020 incluye en un modo de realización una parte blanda 2009 que está preferentemente fabricada con material aislante y dicho cuerpo 2020 tiene propiedades aislantes. El extremo inferior 2018 tiene propiedades aislantes y carece de elementos termoconductores como metal, cerámica conductora de calor y gel conductor de calor, polímeros conductores de calor, etc. Contrariamente al estado anterior de la técnica que utiliza material conductor de calor para rodear un sensor de temperatura a fin de incrementar la transferencia de calor desde el artículo o cuerpo que se está midiendo, la sonda de esta invención carece de materiales conductores de calor.

[0098] El cuerpo 2020 y la parte de conexión 2011 pueden albergar también componentes electrónicos, chips, y/o circuitos de proceso. En un modo de realización el cuerpo 2020 incluye una parte blanda y la parte de conexión 2011 comprende una parte dura.

[0099] Para la medición de temperatura y para monitorizar ciertos parámetros biológicos, la parte medidora 2006 incluye preferentemente un cuerpo no metálico 2020, alojando dicho cuerpo no metálico la porción de cable 2060. El cuerpo 2020 comprende preferentemente material aislante, siendo dicho material aislante preferentemente un material blando y con características comprimibles. Aunque las características comprimibles son preferibles, se entiende que el cuerpo 2020 puede incluir también características rígidas o una combinación de partes rígidas y blandas. De manera más preferente el cuerpo 2020 comprende la combinación de una parte rígida y una parte blanda, estando situada dicha parte blanda en el extremo libre del cuerpo 2020, y estando en contacto con una parte del cuerpo, como el de un mamífero.

[0100] En un modo de realización no reivindicado el sensor 2010 comprende un sensor de presión o elemento piezoeléctrico y funciona como una parte medidora de pulsos y/o presión. En otro modo de realización no reivindicado el sensor 2010 comprende un sensor electroquímico para la medición de analitos como glucosa. En otro modo de realización no reivindicado el sensor 2010 comprende un sistema de detección de ultrasonidos. En otro modo de realización no reivindicado el sensor 2010 comprende un sistema de detección fotoacústico para medir sustancias químicas como glucosa. En otro modo de realización no reivindicado el sensor 2010 comprende un elemento fluorescente o molécula de fluoresceína para evaluar la temperatura, presión, pulso, y sustancias químicas incluyendo analitos como glucosa. En otro modo de realización no reivindicado el sensor 2010 comprende un

detector de infrarrojos para medir la temperatura y/o concentración de sustancias químicas en la sangre a partir de la radiación emitida de forma natural desde el túnel cerebral.

[0101] El diámetro preferente de la parte medidora 2006, representado como el diámetro del cuerpo 2020, que alberga un sensor de temperatura, es igual o no superior a 4 cm, y preferentemente igual o no superior a 3 cm, y más preferentemente aún igual o no superior a 2 cm. Dependiendo del tamaño de la persona se contemplan otras dimensiones más preferibles para la parte medidora 2006, como el diámetro igual o no superior a 1,2 cm, y más preferentemente aún igual o inferior a 0,8 cm. Para niños el diámetro preferente es igual o no superior a 0,6 cm, y para bebés y niños pequeños el diámetro preferido no es mayor de 0,4 cm. Dependiendo del tamaño de un animal o una persona, se contemplan otras dimensiones para la parte medidora 2006, como un diámetro igual o no superior a 5 cm.

[0102] En la forma cilíndrica que se está utilizando, el diámetro preferente de la parte medidora 2006 para la medición química o cierta medición física no es mayor de 4 cm, y preferentemente no mayor de 3 cm, y más preferentemente aún no mayor de 2 cm. Las mismas dimensiones se aplican a una forma no cilíndrica, no reivindicada, tal como un rectángulo, y la longitud del rectángulo no es superior a 4 cm, y preferentemente no superior a 3 cm, y más preferentemente aún no superior a 2 cm. Dependiendo del tamaño de la persona se contemplan otras dimensiones para la parte medidora 2006 como un diámetro igual o no superior a 1,2 cm, e igual o no superior a 0,8 cm. Para niños el diámetro es igual o no superior a 0,7 cm, y para bebés o niños pequeños el diámetro es igual o no superior a 0,5 cm. Dependiendo del tamaño de un animal o una persona, se contemplan otras dimensiones para la parte medidora 2006 como un diámetro igual o no superior a 6 cm.

[0103] Cuando se utiliza una forma no cilíndrica no reivindicada, como un rectángulo, la anchura de la parte medidora 2006 es igual o no superior a 2 cm, igual o no superior a 1,5 cm, e igual o no superior a 1 cm. Dependiendo del tamaño de la persona se contemplan otras dimensiones para la parte medidora 2006 como la anchura igual o no superior a 0,8 cm, igual o no superior a 0,5 cm, y para niños una anchura igual o no superior a 0,4 cm, y para bebés y niños pequeños la anchura es igual o no superior a 0,3 cm. Dependiendo del tamaño de un animal o una persona se contemplan otras dimensiones para la parte medidora 2006 como una anchura igual o no superior a 5 cm.

[0104] La altura (o espesor) preferente de la parte medidora 2006, considerando una forma cilíndrica, es igual o no superior a 4 cm, y preferentemente igual o no superior a 2,0 cm de espesor (o altura), y más preferentemente igual o no superior a 1,5 cm de espesor (o altura), y más preferentemente aún igual o no superior a 1,3 cm. Dependiendo del tamaño de la persona se contemplan otras dimensiones de la parte medidora 2006, como la altura (o espesor) igual o no superior a 1,0 cm, y para niños el espesor (o altura), igual o no superior a 0,8 cm, y para bebés o niños pequeños igual o no superior a 0,5 cm. Dependiendo del tamaño de un animal se contemplan otras dimensiones de la parte medidora 2006, como el espesor (o altura) igual o no superior a 5 cm. En el caso de una parte medidora que tenga una forma rectangular, el espesor o altura a que se hace referencia aquí, es sustituido por la longitud del rectángulo, y se aplican las dimensiones anteriores.

[0105] Las siguientes dimensiones preferentes de este apartado pertenecen a un sensor. En este modo de realización la dimensión más grande preferente de la parte medidora 2006 es igual o no superior a 6 cm, y preferentemente igual o no superior a 3 cm, y más preferentemente aún igual o no superior a 1,5 cm. Las dimensiones generales preferentes para uso humano para la parte medidora 2006 de forma cilíndrica son una altura (o espesor) igual o inferior a 1,2 cm y un diámetro igual o inferior a 0,8 cm, y más preferentemente una altura igual o inferior a 1,0 cm y diámetro igual o inferior a 0,6 cm. La longitud de una parte medidora 2006 no cilíndrica no reivindicada es igual o inferior a 1,2 cm y la anchura igual o inferior a 0,8 cm, y más preferentemente la longitud igual o inferior a 1,0 cm y la anchura igual o inferior a 0,6 cm. La altura (o espesor) preferente de la parte medidora 2006 varía entre igual o superior a 0,4 cm e igual o inferior a 2,0 cm. El diámetro preferente de la parte medidora 2006 varía entre igual a o más de 0,4 cm e igual a o menos de 2,0 cm.

[0106] La parte medidora 2006 puede formar parte integral del brazo 2004 creando una pieza única compuesta de un brazo y de una parte medidora. Preferentemente, al menos una parte del material utilizado para la parte medidora 2006 es diferente del material utilizado para el brazo 2004. El brazo 2004 y la parte medidora 2006 comprenden preferentemente dos piezas separadas. En un modo de realización para medir la temperatura el brazo 2004 está fabricado fundamentalmente de un material posicionable y ajustable como metal deformable, mientras que la parte medidora 2006 incluye una porción de materiales no metálicos como polímeros, plásticos, y/o materiales comprimibles. La parte metálica del brazo 2004 puede estar preferentemente cubierta de caucho para mayor comodidad. Los materiales preferentes para la parte medidora 2006 incluyen espumas, caucho, polipropileno, poliuretano, plásticos, polímeros de todo tipo, etc. Preferentemente, la parte medidora 2006 que alberga un sensor de temperatura comprende un material aislante e incluye un material comprimible y/o un material blando. La parte medidora 2006 puede incluir cualquier material comprimible. La parte medidora 2006 puede incluir también un resorte alojado en el cuerpo 2020. Cualquier otro material con capacidades elásticas puede ser utilizado en el cuerpo 2020 de la parte medidora 2006.

[0107] Preferentemente, el extremo 2018 de la parte medidora 2006 comprende un material aislante.

Preferentemente el extremo 2018 comprende un material no conductor de calor incluyendo material no metálico o material que no sea un metal. Preferentemente, el extremo 2018 comprende un material blando incluyendo polímeros como poliuretano, polipropileno, Thinsulate o similar, además de espuma, esponja, caucho, etc.

[0108] La mayor dimensión de la parte extrema 2018 de la parte medidora 2006 es preferentemente igual o inferior a 4 cm, y más preferentemente igual o inferior a 2 cm, e incluso aún más preferentemente igual o inferior a 1,5 cm. De este modo, las dimensiones del sensor 2010 siguen preferentemente esas dimensiones de la parte extrema 2018, siendo dicho sensor 2010 de menor dimensión que la dimensión de la parte extrema 2018. La mayor dimensión de la parte extrema 2018 es preferentemente igual o inferior a 1 cm, y más preferentemente igual o inferior a 0,8 cm, e incluso aún más preferentemente igual o inferior a 0,6 cm.

[0109] La parte extrema 2018 de la parte medidora 2006 no tiene una superficie adhesiva y la superficie en torno al sensor 2010 también está exenta de adhesivo. En la técnica anterior, los sensores están colocados mediante superficies adhesivas, rodeando dicho adhesivo al sensor. Contrariamente a la técnica anterior, los sensores de la presente invención no tienen adhesivo a su alrededor, y los sensores de la presente invención están fijados en el lugar de medición al cuerpo de un mamífero mediante el brazo 2004, estando localizada la superficie adhesiva lejos de la superficie del sensor. Por lo tanto, la superficie del sensor y la superficie del material que rodea el sensor están exentas de adhesivo.

[0110] Ahora en referencia a la FIG. 1D, a modo de ejemplo, la FIG. 1D muestra una vista esquemática en planta de un modo de realización, que no forma parte de la invención reivindicada, que incluye un cuerpo 2002-a en forma de cuadrado, un brazo 2004-a configurado en zigzag y una parte medidora 2006-a en forma de hexágono. En este modo de realización no reivindicado, la altura (o espesor) de la parte medidora 2006 (representada aquí por la altura o el espesor del hexágono 2006-a) es de mayor dimensión que la altura o espesor del brazo 2004 (representada aquí por el espesor del brazo 2004-a en zigzag). El espesor del cuerpo cuadrado 2002-a es la menor dimensión de dicho cuerpo cuadrado 2002-a, en comparación con la menor dimensión del hexágono 2006-a, que es la longitud de dicho hexágono 2006-a desde el punto (a) al (b). De este modo, el espesor del cuadrado 2002-a (cuerpo) es menor que la longitud del hexágono 2006-a, representando dicho hexágono 2006-a una parte medidora. La longitud del brazo 2004-a es la mayor dimensión del brazo 2004-a, en comparación con la mayor dimensión del hexágono 2006-a, que es la altura o espesor de dicho hexágono 2006-a, desde el punto (c) al punto (d), tal como se aprecia en la FIG. 1E.

[0111] La FIG. 1E es una vista lateral esquemática del modo de realización no reivindicado de la FIG. 1D y representa el espesor (o altura) del modo de realización de la FIG. 1D. Por lo tanto, según los principios de la invención, la longitud del brazo 2004-a en zigzag, desde el punto (e) al (f), es de mayor dimensión que el espesor del hexágono 2006-a, desde el punto (c) al (d). La FIG. 1F muestra un modo de realización, no incluido en la invención reivindicada, que incluye un cuerpo 2002-b con forma geométrica irregular, un brazo 2004-b con configuración triangular y una parte medidora 2006-b con forma de rectángulo. El espesor del brazo 2004-b es la menor dimensión del brazo 2004-b, en comparación con la menor dimensión del rectángulo 2006-b, que es la anchura de dicho rectángulo 2006-b desde el punto (g) al punto (h). Por lo tanto, el espesor del brazo 2004-b es igual a o menor que la anchura del rectángulo 2006-b, representando dicho rectángulo 2006-b una parte medidora.

[0112] La FIG. 1G es una vista en perspectiva esquemática de otro modo de realización, que no forma parte de la invención reivindicada, mostrando la parte extrema 2018 de la parte medidora 2006 dotada de una pareja de emisor de luz y detector de luz 2030, también denominada como pareja de fuente de radiación y detector de radiación. La parte extrema 2018 de la parte medidora 2006 en este modo de realización no reivindicado tiene una dimensión mayor que el diámetro (o dimensión) del cuerpo 2020 de dicha parte medidora 2006. La pareja fuente y detector de radiación 2030 está alojada en un sustrato fundamentalmente rígido 2024, por ejemplo una placa de plástico. Aunque el sustrato 2024 puede tener cualquier forma, a modo de ejemplo y preferentemente el sustrato 2024 tiene una forma rectangular. La placa rectangular 2024 alberga al menos un emisor de luz 2032 en un lado y al menos un detector de luz 2034 en el lado opuesto. El emisor de luz 2032 está conectado al menos a un cable 2036 fijado al cuerpo 2020 de la parte medidora 2006. El detector 2034 está conectado a al menos un cable 2038 fijado al cuerpo 2020 de la parte medidora 2006. Los cables 2036, 2038 comienzan en la pareja de emisor de luz y detector de luz 2030 en la placa 2024 y recorren el cuerpo 2020. El cable 2036 y el cable 2038 forman preferentemente un único cable multifilar 2040 que abandona el cuerpo 2020 en la porción superior 2016 de la parte medidora 2006, estando dispuesto dicho cable 2040 sobre o dentro del brazo 2004, y dispuesto además sobre o dentro del cuerpo 2002 para conectar la pareja de emisor y detector de luz 2030 a una unidad de circuito de proceso y visualización y/o a un transmisor 2031. El cuerpo 2020 de la parte medidora 2006 puede incluir un material rígido. El emisor 2032 y el detector 2034 de luz están centrímicamente situados en la placa 2024. Se entiende que el emisor 2032 y el detector 2034 de luz pueden estar situados de manera excéntrica en la placa 2024 dependiendo de la configuración anatómica del sujeto que se está midiendo.

[0113] La FIG. 1H es una vista en sección esquemática de un modo de realización preferente que no forma parte de la invención reivindicada, y describe un dispositivo detector 2000 que incluye el cuerpo 2020 de la parte medidora 2006 que tiene en su extremo libre la pareja fuente de luz y detector de luz 2030, estando el detector de luz 2034 adyacente a la fuente de luz 2032. La pareja fuente y detector de radiación 2030 está montada en un soporte

sustancialmente rígido, como la placa 2024. La placa 2024 puede comprender un material rígido o semi rígido que permita realizar mediciones de reflectancia estable. El detector 2034 incluye un fotodetector adaptado a la radiación detectada, incluyendo radiación infrarroja, recibida de la fuente de luz 2032 y puede incluir una tarjeta de circuito impreso. La unidad de emisión de luz 2032 está adaptada para emitir radiación, incluyendo radiación infrarroja, dirigida al túnel cerebral y puede incluir una tarjeta de circuito impreso. La placa 2024 puede alojar una única o una pluralidad de fuentes de luz y un único o una pluralidad de detectores de luz. Por ejemplo, en un sensor de pulsioximetría, la unidad de emisión de luz puede incluir una pluralidad de fuentes de luz, como un diodo emisor de luz roja y un diodo emisor de luz infrarroja. A modo de ejemplo se muestra la placa 2024 alojando una fuente de luz 2032 en un lado y un detector 2034 en el lado opuesto. El emisor de luz 2032 está conectado al menos a un cable 2036 fijado al cuerpo 2020 de la parte medidora 2006. El detector 2034 está conectado al menos a un cable 2038 fijado al cuerpo 2020 de la parte medidora 2006. El cuerpo 2020 es mostrado formando parte integral del brazo 2004. En este modo de realización el cuerpo 2020 de la parte medidora 2006 forma una pieza con el brazo 2004. Los cables 2036, 2038 comienzan en la pareja de emisor de luz y detector de luz 2030 en la placa 2024 y recorren el cuerpo 2020. Los cables 2036 y 2038 forman preferentemente un cable único multifilar que sale del cuerpo 2020 y recorre el brazo 2004, y está además colocado sobre o dentro del cuerpo 2002. Las señales eléctricas son transportadas hacia y desde el conjunto emisor de luz y detector de luz 2030 por el cable eléctrico multifilar 2040, que termina en un conector eléctrico para su conexión a una unidad de circuito de proceso y visualización y/o un transmisor (no mostrado). Los cables 2036, 2038, y 2040 pueden estar dispuestos sobre o dentro de la parte medidora 2006, el brazo 2004, o el cuerpo 2002. La placa 2024 puede ser adaptada para proporcionar protección contra la luz ambiental que llegue a la pareja de emisor y detector 2030.

[0114] La FIG. 1-I es una vista inferior en planta de la placa 2024 que muestra un ejemplo de modo de realización de dicha placa 2024. La placa 2024 tiene preferentemente dos aberturas 2035, 2033 para alojar respectivamente el emisor de luz 2032 y el detector de luz 2034. El emisor de luz 2032 y el detector de luz 2034 están colocados adyacentes entre sí y en el centro de la placa 2024. La fuente de luz 2032 y el detector de luz 2034 pueden estar revestidos de un material protector transparente como silicona.

[0115] Aunque el modo de realización preferente incluye un brazo 2004 para la estructura de soporte que funciona como el dispositivo detector 2000, se entiende que, en los modos de realización que no forman parte de las reivindicaciones de la invención, el brazo 2004 puede ser sustituido por un cable o cordón. De este modo, la FIG. 1J muestra una vista esquemática en planta de un modo de realización no reivindicado que comprende un parche adhesivo 2025 que fija la placa 2024, estando conectado dicho parche adhesivo a través del cable 2041 a una unidad de lectura y visualización 2043. La parte medidora en este modo de realización no reivindicado comprende un parche adhesivo que alberga un conjunto de sensores, estando dicho parche adhesivo conectado mediante un cable a una unidad de visualización. A modo de ejemplo, el sensor o la parte sensorial está representado por la pareja de emisor de luz y detector de luz 2030. La placa 2024 incluye el emisor 2032 y el detector 2034, conectados respectivamente al cable 2036 y al cable 2038. Los cables 2036 y 2038 terminan en el cordón 2041. El cordón 2041 alberga los cables 2036, 2038, y es de naturaleza flexible. Para adaptarse al túnel, son necesarias dimensiones especializadas para que funcione. La distancia más larga preferente entre el borde de la placa 2024 y el parche adhesivo 2025 es igual o inferior a 12 mm, igual o inferior a 6 mm, e igual o inferior a 3 mm. La mayor dimensión del parche 2025 es igual o inferior a 3 cm, igual o inferior a 2 cm, e igual o inferior a 1,5 cm. La placa 2024 está situada en una posición excéntrica sobre el parche adhesivo 2025.

[0116] La FIG. 1J muestra a modo de ilustración el borde 2023 de la placa 2024 y el borde 2027 del parche 2025, situados ambos en el extremo libre del parche 2025 frente al cordón 2041. El borde 2023 está colocado a una distancia igual o inferior a 8 mm desde el borde 2027 del parche adhesivo 2025, igual o inferior a 5 mm del borde 2027 del parche adhesivo 2025, e igual o inferior a 3 mm del borde 2027 del parche adhesivo 2025. Las dimensiones de la placa 2024 se describen en la FIG. 1N. Una dimensión del parche adhesivo 2025 incluye la anchura o diámetro igual o inferior a 25 mm, igual o inferior a 20 mm, igual o inferior a 15 mm, e igual o inferior a 10 mm. Esas dimensiones se utilizan para un único sensor centrímicamente colocado, para múltiples sensores, para la pareja de emisor de luz y detector de luz, o para un sensor colocado excéntricamente. La configuración del parche adhesivo es rectangular u oblonga, o cualquier configuración en la que los lados de la figura geométrica no sean de igual tamaño. En este modo de realización no incluido en las reivindicaciones no existe un cuerpo para la estructura de soporte como en el modo de realización de la FIG. 1H y la FIG. 1G. La estructura de soporte se compone de un parche adhesivo 2025 especializado conectado a un cordón 2041, terminando dicho cordón 2041 en una unidad de circuito de proceso y visualización 2043. El cordón 2041 puede salir del parche 2025 por cualquiera de sus lados.

[0117] La FIG. 1K muestra otro modo de realización no incluido en las reivindicaciones cuando es portado por un usuario que comprende un parche adhesivo 2060 que alberga una pareja de emisor de luz y detector de luz 2062, que está alojada en un soporte como la placa 2064, estando dicha placa 2064 adyacente al borde de dicho parche adhesivo 2060. Al menos una porción del parche adhesivo 2060 y la pareja de emisor de luz y detector de luz 2062 están situados entre la ceja 2066 y el ojo 2068. Al menos un sensor, tal como la pareja de emisor de luz y detector de luz 2062, está situado entre el ojo 2066 y la ceja 2068. El parche adhesivo 2062 puede incluir una parte de la frente 2070 situado sobre la frente y una parte del párpado superior 2072 situado en el párpado superior. Cualquier sensor incluyendo una pareja de emisor de luz y detector de luz está colocado adyacente a la unión 2074, representando dicha unión la unión del extremo de la ceja 2066 con la parte superior de la nariz 2075, estando

representada dicha unión 2074 como un círculo oscuro en la FIG. 1K. Un sensor alojado en el parche adhesivo está situado en el techo de la órbita, justo debajo de la ceja. El parche adhesivo 2060 incluye también el cable 2076 que termina en una unidad de circuito de proceso y visualización 2078.

[0118] La FIG. 1L muestra otro modo de realización, que no forma parte de las reivindicaciones de la invención, siendo portado por un usuario, incluyendo un parche adhesivo 2080 que alberga una pareja de emisor de luz y detector de luz 2082, estando situados dicho emisor y detector 2082 separados entre sí, y adyacentes al borde 2084 de dicho parche adhesivo 2080. Al menos una porción de parche adhesivo 2080 y un sensor, tal como la pareja de emisor de luz y detector de luz 2082, están situados entre la ceja 2086 y el ojo 2088. Al menos la pareja de emisor de luz y detector de luz 2082 está situada entre el ojo 2086 y la ceja 2088. El parche adhesivo 2080 comprende una porción nasal 2090 situada sobre la nariz y una porción del párpado superior 2092. Un sensor incluyendo una pareja de emisor de luz y detector de luz está colocado adyacente a la ceja 2086. El sensor alojado en el parche adhesivo está situado sobre el ojo 2088 y justo debajo de la ceja 2086. El parche adhesivo 2080 incluye también el cable 2094 que termina en una unidad de circuito de proceso y visualización 2096, que procesa la señal de una manera convencional para detectar la saturación de oxígeno y/o concentración de analitos.

[0119] La FIG. 1M muestra otro modo de realización, que no forma parte de las reivindicaciones de la invención, compuesto de un parche adhesivo 2100 en forma de trébol que aloja una pareja de emisor de luz y detector de luz 2102 albergada en la placa 2104, y preferentemente adyacente al borde 2106 de dicho parche adhesivo 2100. El parche adhesivo 2100 comprende una parte detectora 2108 que alberga la placa 2104 y una parte de soporte 2110 que incluye una superficie adhesiva. La pareja de emisor y detector 2102 está colocada excéntricamente sobre el parche 2100 y comprende además el cable 2113 del emisor de luz 2114 y el cable 2116 del detector 2118. Los cables 2113 y 2116 se juntan en el borde de la placa 2104 para formar el cordón 2112 que termina en la unidad 2120 que alberga el circuito de proceso 2124, la memoria 2126, y la unidad de visualización 2122.

[0120] El emisor de luz 2114 emite al menos una longitud de onda infrarroja y un detector 2118 está adaptado para recibir y detectar al menos una longitud de onda infrarroja. La pareja de emisor y detector de luz 2102 está excéntricamente colocada en el parche adhesivo 2100, estando situada dicha pareja de emisor y detector de luz 2102 en el borde del parche 2100. La línea imaginaria desde el punto (A) al punto (B) recorre 3,0 cm y mide igual a o menos de 2,0 cm, e igual a o menos de 1,5 cm. La distancia del borde externo 2103 de la pareja de emisor y detector de luz 2102 al borde 2105 del parche 2100 es inferior a 14 mm, menos de 10 mm y menos de 5 mm.

[0121] Otro modo de realización, que no forma parte de las reivindicaciones de la invención, incluye un parche adhesivo que aloja un sensor compuesto de una superficie adhesiva intersecada por una superficie no adhesiva. De este modo, la FIG. 1M(1) muestra la parte trasera del parche adhesivo 2131, estando colocada dicha parte hacia la piel y en contacto con la piel y compuesta de una primera superficie adhesiva 2121, una segunda superficie no adhesiva 2123, y una tercera superficie adhesiva 2125 que aloja el sensor 2127. La superficie adhesiva está intersecada por una superficie no adhesiva. La superficie no adhesiva 2123 está adaptada para colocarse sobre la ceja, impidiendo que el adhesivo se pegue al pelo de la ceja.

[0122] LA FIG. 1N es otro modo de realización que no forma parte de las reivindicaciones de la invención, y que muestra la configuración y dimensiones de la pareja de emisor y detector de luz 2130 y la placa 2136. El emisor de luz 2132 y el detector 2134 están dispuestos como una pareja y colocados uno junto al otro para medir la reflectancia. La mayor dimensión del emisor de luz 2132 no es mayor de 1,5 cm, no es mayor de 0,7 cm, no es mayor de 0,5 cm, y es igual o inferior a 0,4 cm. La mayor dimensión del detector 2034 es igual o no superior a 1,5 cm, e igual o no superior a 0,7 cm, e igual o no superior a 0,5 cm, e igual o no inferior a 0,4 cm. La distancia entre el borde interno 2138 del emisor de luz 2132 y el borde interno 2140 del detector 2134 es igual o inferior a 0,7 cm, es igual o no superior a 0,5 cm, e igual o no superior a 0,25 cm. Se entiende que para ajustarse mejor a la configuración anatómica del túnel cerebral de una gran parte de la población, el emisor de luz 2132 y el detector 2134 están dispuestos uno al lado del otro y la distancia entre el borde interno 2138 del emisor de luz 2132 y el borde interno 2140 del detector 2134 es igual o no superior a 0,1 cm.

[0123] Aunque se ha descrito una pareja de emisor y detector de radiación, se entiende que otro modo de realización no incluido en las reivindicaciones puede incluir solamente un detector de radiación y la parte medidora 2006 puede estar compuesta de un detector de radiación para detectar la radiación emitida de forma natural por el túnel cerebral. Este modo de realización no incluido en las reivindicaciones puede incluir un detector de infrarrojos y es adecuado para la medición no invasiva de analitos incluyendo la glucosa así como la temperatura, estando adaptado el detector para entrar en contacto con la piel o adaptado como detectores sin contacto, para no tocar la piel durante la medición.

[0124] La FIG. 1P muestra otro modo de realización no incluido en las reivindicaciones de la invención, compuesto de una parte detectora y medidora esencialmente cilíndrica 2150. La estructura cilíndrica 2150 funciona como parte medidora y aloja una pareja de emisor y detector 2152 y una porción de cable 2153, estando dicha parte medidora 2150 conectada al brazo 2154. El brazo 2154 comprende un brazo ajustable que alberga la porción de cable 2155. El brazo 2154 es cilíndrico al contrario que el brazo 2004 que tiene una configuración plana. El brazo 2154 conecta la parte medidora 2150 a la parte de soporte 2151 que comprende medios de fijación y/o adhesivos. El emisor de luz

2156 y el detector de luz 2158 están colocados adyacentes entre sí dentro del soporte 2150, representado por una estructura cónica. La pareja de emisor y detector de luz 2152 puede tener una parte saliente, que sobrepasa el plano del borde 2162 de la parte medidora cilíndrica 2150. La parte medidora cilíndrica 2150 puede incluir también un resorte 2160, o cualquier otro material comprimible o material con características elásticas, estando colocado dicho resorte 2160 o material comprimible a lo largo de la porción de cable 2153. La pareja de emisor y detector de luz 2152 está colocada en el extremo libre de dicho resorte 2160. Se entiende que cualquier sensor, molécula, detector, sensores químicos, y similares pueden ser colocados en el extremo libre del resorte 2160. La porción de cable 2155 termina en la porción de cable 2149 colocado sobre o dentro del cuerpo 2151. El cuerpo 2151 puede incluir cualquier estructura de soporte, preferentemente una placa como la que se muestra en la FIG. 1A, así como la montura de unas gafas, una banda, la estructura de un casco, la estructura de un sombrero, o cualquier accesorio para la cabeza. El cable 2149 puede estar también conectado a una unidad de circuito de proceso y visualización 2147.

[0125] El diámetro en el extremo libre de la parte medidora 2150 es igual o no superior a 3,5 cm, igual o no superior a 2,0 cm, igual o no superior a 1,5 cm, o igual o no superior a 1,0 cm. Dependiendo del tamaño del sujeto y del tipo de sensor, como un sensor de temperatura, presión, etc. el diámetro preferente en el extremo libre de la parte medidora 2150 es igual o no superior a 0,8 cm, igual o no superior a 0,6 cm, e igual o no superior a 0,4 cm. La longitud del punto 2150(a) al punto 2150(b) de la parte medidora 2150 es igual o no superior a 3 cm, igual o no superior a 1,5 cm, o igual o no superior a 1 cm. Dependiendo del tamaño del sujeto la longitud preferente desde el punto 2150(a) al punto 2150(b) de la estructura cónica 2150 es igual o no superior a 0,8 cm, igual o no superior a 0,6 cm, o igual o no superior a 0,4 cm. La parte medidora 2150 puede incluir un sensor de contacto donde el sensor entra en contacto con la piel en el túnel cerebral o un sensor sin contacto donde el sensor no toca la piel en el túnel cerebral durante la medición.

[0126] La FIG. 1 P(1) es un dispositivo detector 2191 para mediciones sin contacto en el túnel cerebral 2187 y muestra la parte detectora 2181 que aloja un sensor representado como un sensor de infrarrojos 2183 para detectar la radiación infrarroja 2185 procedente del túnel cerebral 2187. La parte detectora 2181 que alberga el sensor 2183 está conectada al cuerpo 2193 a través de un brazo 2189 posicionable de forma ajustable. El cable 2195 conecta el sensor 2183 al cuerpo 2193. El sensor 2183 puede incluir cualquier detector de infrarrojos, y se adapta para recibir y detectar radiación infrarroja procedente del túnel cerebral 2187 para determinar la temperatura, la concentración de sustancias incluyendo la glucosa, y cualquier otra medición de analitos o tejido. El sensor 2183 también puede actuar como sensor fluorescente, y puede incluir una fuente de luz fluorescente o moléculas de fluoresceína. Además, el sensor 2183 puede incluir sensores enzimáticos o sensores ópticos.

[0127] La FIG. 1 P(2) es un dispositivo detector 2197 para mediciones sin contacto en el túnel cerebral 2187 y muestra la parte detectora 2199 que alberga una pareja de emisor y detector de luz 2201, como un sensor de infrarrojos o un elemento fluorescente. Cualquier radiación electromagnética incluyendo ondas de radio puede ser dirigida hacia el túnel cerebral para determinar la concentración de analitos y/o presencia de analitos y/o ausencia de analitos y/o evaluar tejido. La fuente de luz 2203 dirige la radiación 2207 como la radiación infrarroja media y/o cercana al túnel cerebral 2187 que contiene moléculas 2205 (incluyendo analitos como la glucosa), generando dicha radiación 2207 una radiación reflejada que contiene la radiación signatura del analito que está siendo medido después de que dicha radiación 2207 haya interactuado con el analito que está siendo medido. La radiación reflejada 2209 es detectada a continuación por el detector 2211. La señal eléctrica generada por el detector 2211 es trasladada entonces a un circuito de proceso (no representado) alojado en el cuerpo 2217 a través del cable 2213 alojado en el brazo 2215. La parte detectora 2199 que alberga la pareja 2201 está conectada al cuerpo 2217 a través de un brazo posicionable de forma ajustable. El detector 2211 puede incluir cualquier detector de infrarrojos, y se adapta para recibir y detectar radiación infrarroja procedente del túnel cerebral 2187 para determinar la temperatura, la concentración de sustancias incluyendo la glucosa, y cualquier otra medición de analitos o tejido. El detector 2211 puede actuar también como un detector fluorescente para detectar la luz fluorescente generada.

[0128] La FIG. 1P(3) es un dispositivo detector portátil 2219 para mediciones sin contacto en el túnel cerebral 2187 y muestra una pareja de emisor y detector de luz 2221. La fuente de luz 2223 dirige radiación 2225 al túnel cerebral 2187 que contiene las moléculas 2205 (incluyendo analitos como glucosa), generando dicha radiación 2225 una radiación reflejada 2227 que contiene la signatura de radiación del analito que está siendo medido después de que dicha radiación 2225 haya interactuado con el analito que está siendo medido. La radiación reflejada 2227 es entonces detectada por el detector 2231. La señal eléctrica generada por el detector 2231 es trasladada a continuación a un circuito de proceso 2233 que calcula la concentración de un analito sobre la base de una referencia de calibración almacenada en la memoria 2235, y visualiza dicha concentración en la pantalla 2237. Se entiende que, en lugar de una pareja de emisor y detector de luz, también puede utilizarse un detector autónomo para detectar la radiación infrarroja emitida de forma natural desde el túnel cerebral en el modo de realización no reivindicado. El dispositivo detector 2219 puede incluir un espejo 2229, para permitir al usuario colocar correctamente el conjunto 2221 al mismo nivel que la piel del TTC 2187 en la zona del párpado. El dispositivo detector 2219 puede comprender un espejo en el que están montados los componentes electrónicos, el visualizador y el conjunto 2221, permitiendo así que la medición de la temperatura y la concentración de analitos se realice cada vez que el usuario mire al espejo. Se entiende que cualquiera de los modos de realización de la presente invención puede incluir un espejo para obtener mediciones precisas y una correcta alineación del sensor con el TTC.

[0129] La FIG. 1P(4) es un dispositivo detector 2239 para mediciones sin contacto en el túnel cerebral 2187, estando dicho dispositivo 2239 montado sobre una estructura de soporte 2267, como en un muro o sobre un artículo manufacturado o un dispositivo electrónico incluyendo un refrigerador, una televisión, un horno microondas, un horno convencional, un teléfono móvil, una cámara de fotos, una videocámara, etc. En este modo de realización no reivindicado el realizar de simples actividades rutinarias como abrir la puerta de un refrigerador permite al usuario comprobar la temperatura basal, medir la glucosa, comprobar marcadores cancerígenos y similares. La información espectral contenida en la radiación procedente del túnel cerebral es captada por un sensor colocado de forma deslizante en esos artículos de acuerdo con individuos de diferente altura. Para alinear mejor la zona del túnel cerebral 2187 con el dispositivo detector 2239, se utiliza una fuente de luz 2241, como un LED u otra fuente de luz delimitada. Cuando el ojo 2243 del usuario está a nivel de la luz 2241 que se proyecta desde un tubo u otro dispositivo que delimita o constriñe la trayectoria de la luz, la zona TTC está a nivel de la pareja de emisor y detector de luz 2251 situada a una distancia predeterminada del ojo. La fuente de luz 2253 dirige la radiación 2255 al túnel cerebral 2187 que contiene moléculas 2205 (incluyendo analitos como glucosa, colesterol, etanol, etc.), generando dicha radiación 2255 una radiación reflejada 2257 que contiene la signatura de radiación del analito que está siendo medido. La radiación reflejada 2257 es detectada a continuación por el detector 2259. La señal eléctrica generada por el detector 2259 es transmitida a continuación a un circuito de proceso 2261 que está acoplado a la memoria 2263 y la pantalla 2265. Se entiende que se puede acoplar al dispositivo detector 2239 un escáner del iris, un escáner de la retina o cualquier dispositivo biométrico como detectores de huella digital o dispositivos de cámara. En este modo de realización no reivindicado, la pareja de emisor y detector de luz es sustituida por un detector como por ejemplo una termopila o una serie de termopilas como se ha descrito previamente. Por lo tanto, la fuente de luz 2241 puede incluir o ser sustituida por un escáner de iris que identifique a la persona mientras mide su temperatura basal. Este modo de realización no reivindicado puede ser útil en las entradas de aeropuertos para impedir la entrada de gente con fiebre no identificada que podría provocar graves trastornos como SRAS, gripe aviar, gripe y otros. La temperatura de la persona, medida en el sensor no reivindicado, dirigido al TTC, es relacionada con la identidad de la persona a través del escáner del iris, siendo almacenados dichos datos de temperatura y de exploración del iris en una memoria. El sistema puede incluir una cámara digital, permitiendo que una fotografía de la persona sea relacionada con la temperatura basal corporal y el escáner del iris. Un procesador identifica si la temperatura es irregular y activa una alarma siempre que se detecta fiebre. El sistema permite realizar la medición de temperatura y la concentración de analitos siempre que el usuario mire al escáner de iris.

[0130] Se entiende que un sensor no reivindicado para detectar la radiación o captar una señal del túnel cerebral puede estar montado en cualquier dispositivo o artículo manufacturado. De este modo, la FIG. 1P(5) muestra un dispositivo detector 2273 incluyendo un sensor 2269 montado en una cámara web 2271 que está fijado a un ordenador 2275 para realizar mediciones de la radiación procedente del túnel cerebral 2187, teniendo dicho dispositivo detector 2273 un cable 2277 que está conectado al ordenador 2275 y transporta una señal eléctrica generada por el detector 2269, siendo transmitida la señal eléctrica al ordenador 2275. En este modo de realización no reivindicado, el procesador, la pantalla y otros componentes electrónicos están alojados en el ordenador. Siempre que un usuario mira a la cámara web, se puede obtener la medición de la temperatura corporal y/o la determinación de la concentración de analitos.

[0131] La FIG. 1Q es una vista en sección lateral de dispositivo detector 2000 que muestra con detalle la parte detectora 2006. La parte detectora 2006, como se representa en la figura, incluye dos partes, la parte externa 2162 y la parte interna 2164, teniendo dichas partes 2162, 2164 diferentes diámetros. La parte detectora 2006 se compone preferentemente de una estructura de dos niveles (o dos alturas) 2163. La parte externa 2162 tiene un diámetro mayor en comparación con la parte interna 2164. La altura (o espesor) de la parte interna 2164 tiene una mayor dimensión que la altura (o espesor) de la parte externa 2162. Cada parte, la parte externa 2162 y la parte interna 2164, tiene preferentemente un espesor (o altura) diferente. La parte externa 2162 y la parte interna 2164 se conectan a un extremo libre 2165 del brazo 2161, terminando dicho brazo 2161 en el cuerpo 2159.

[0132] La parte detectora 2006 tiene una configuración esencialmente circular y una porción de cable 2166 dispuesta en la parte interna 2164. La parte externa 2162 puede comprender una arandela o anillo en torno a la parte interna 2164. La parte interna 2164 tiene preferentemente una forma cilíndrica y alberga la porción de cable 2166 dentro de su estructura y aloja el sensor 2170 en su extremo libre. La porción de cable 2166 termina en la porción de cable 2167 fijada al brazo 2161.

[0133] La FIG. 1Q(1) es una vista en perspectiva esquemática de la parte detectora 2006 de la FIG. 1Q mostrando una parte externa de dos niveles 2162 y una parte interna 2164, alojando dicha parte interna 2164 el cable 2166 que termina en el sensor 2170. Para adaptarse al túnel cerebral, se necesitan dimensiones y una geometría especializadas. El diámetro preferente de la parte 2162 es igual o no superior a 3,0 cm, y su diámetro o longitud es preferentemente igual o no superior a 1,5 cm, y más preferentemente aún igual o no superior a 1,0 cm. Para una configuración no reivindicada y no circular que incluye una anchura, la anchura preferente de la parte 2162 es igual o no superior a 3,0 cm, es igual o no superior a 2,0 cm, o igual o no superior a 1,0 cm. La altura (o espesor) de la parte 2162 es igual o no superior a 3,5 cm, igual o no superior a 2,5 cm, igual o no superior a 1,5 cm de espesor, o igual o no superior a 0,5 cm. La mayor dimensión de la parte 2162 no es mayor de 3,5 cm, no es mayor de 2,0 cm, o es no mayor de 1,5 cm.

[0134] La parte 2164 tiene preferentemente una configuración esencialmente cilíndrica, aunque se contempla y se puede utilizar cualquier otra configuración o geometría de acuerdo con la invención. El diámetro preferente de la parte 2164 es igual o no superior a 3,0 cm, su diámetro o longitud es igual o no superior a 2,0 cm, o igual o no superior a 1,0 cm. Para una configuración no circular que incluye una anchura, la anchura preferente de la parte 2164 es igual o no superior a 3,0 cm, igual o no superior a 1,5 cm, o igual o no superior a 1,0 cm. La altura (o espesor) preferente de la parte 2164 es igual o no superior a 3,5 cm, igual o no superior a 2,5 cm, igual o no superior a 1,0 cm, o igual o no superior a 0,7 cm. La mayor dimensión preferente de la parte 2164 es no mayor de 3,5 cm, su diámetro o longitud no es mayor de 2,0 cm, o no mayor de 1,5 cm.

[0135] Para monitorizar la temperatura, preferentemente, la parte 2162 y la parte 2164 están fabricadas con un material aislante como poliuretano, polipropileno, Thinsulate, y similares, aunque se contemplan otros materiales, incluyendo otros polímeros, espumas, y similares. La parte 2162 y la parte 2164 comprenden preferentemente un material comprimible para ciertas aplicaciones.

[0136] La FIG. 1R muestra una vista en perspectiva esquemática del dispositivo detector 2000 incluyendo la parte 2180, teniendo dicha parte 2180 preferentemente una porción blanda y flexible 2172, como una almohadilla, para amortiguación, incluyendo dicha almohadilla espuma, silicona, poliuretano, o materiales similares, teniendo dicha porción blanda 2172 una superficie adhesiva 2174 que está cubierta por una parte despegable 2176. En el momento de su utilización, se despegla la parte despegable 2176 tirando de la pestaña 2175, y la superficie adhesiva 2174 se aplica sobre la piel, preferentemente sobre la piel de la frente o cualquier otra parte de la cara y cabeza, pero también es apropiada y se puede utilizar cualquier otra parte del cuerpo para fijar la placa de soporte 2180. La placa 2180 comprende además preferentemente una porción esencialmente semirrígida 2281, estando conectada dicha porción semirrígida 2281 a una porción blanda 2172. La porción semirrígida 2281 puede comprender preferentemente una lámina delgada de metal como un metal con memoria de forma como el acero. La porción semirrígida 2281 también puede incluir plásticos y polímeros. Se entiende que preferentemente dicha porción semirrígida 2281 tiene características flexibles para adaptarse a una parte del cuerpo. Aunque la porción semirrígida 2281 es descrita como un modo de realización preferente, alternativamente, la placa 2180 puede funcionar solamente con la porción blanda 2172.

[0137] La porción rígida 2281 de la placa 2180 continúa como brazo 2184, teniendo dicho brazo 2184 un extremo libre 2188 que se conecta a la parte detectora 2186. La parte detectora 2186 incluye un sensor 2190, estando dicho sensor 2190 preferentemente colocado como una parte sobresaliente. Durante el uso, el método incluye los pasos de aplicar la placa 2180 a la piel, doblar el brazo 2184 para que se adapte a la anatomía particular del usuario y posicionar el sensor 2190 sobre o adyacente a la piel del TTC u otros túneles de la invención. Otros pasos incluyen medir un analito o analizar un tejido, producir una señal correspondiente a la medición y el análisis, y notificar los resultados. Otros pasos pueden incluir procesar la señal y visualizar el resultado en formato alfanumérico, formato acústico, una combinación de los mismos y similares. Otro paso puede incluir transmitir la señal a otro dispositivo utilizando un transmisor cableado o inalámbrico.

[0138] La FIG. 1 R(1) muestra una vista esquemática de un dispositivo detector 2289 siendo portado por un usuario 2293 e incluyendo una banda 2283 en torno a la frente, estando dicha banda 2283 fijada a la placa 2291, teniendo dicha placa 2291 un brazo 2285 y un sensor 2287 que recibe radiación del túnel cerebral 2187.

[0139] La FIG. 1R(2) muestra una vista esquemática de un dispositivo detector 2295 no reivindicado que tiene un mecanismo giratorio 2297 en la unión del brazo 2299 y el cuerpo 2301, permitiendo dicho mecanismo giratorio la rotación y movimiento (representado por flechas discontinuas) del brazo 2299 para posicionar el sensor 2303 sobre o adyacente a un túnel cerebral. El sensor 2303 está representado como una pareja de emisor y detector de luz, conectando el cable 2305 dicho sensor 2303 a una unidad de proceso y visualización 2307.

[0140] La FIG. 1R(3) muestra el modo de realización no reivindicado de la FIG. 1R(2) cuando es portado por un usuario 2309, y mostrando una pareja de emisor y detector de luz 2303 colocada sobre el túnel cerebral 2187. El cuerpo 2301 está fijado a la frente 2311 preferentemente con medios adhesivos 2313 colocados en la superficie interna del cuerpo 2301, estando dicho cuerpo 2301 conectado al brazo 2299 por un mecanismo giratorio 2297, que está colocado sobre la ceja.

[0141] La FIG. 1S(1) muestra una vista lateral del dispositivo detector 2000 incluyendo el cable 2198 que está colocado plano y sin estar doblado, y va desde el sensor 2210 en la parte detectora 2196 al cuerpo 2192. La parte detectora 2196 está alineada con el brazo 2194 y el cuerpo 2192. En este modo de realización, el eje de la parte detectora 2196 está a nivel del brazo 2194, y forma un ángulo de 180 grados. Durante la fabricación se obtiene la configuración en ángulo de 180 grados y la forma plana. Durante el uso, de acuerdo con el método de la invención, el brazo 2194 está doblado. Dado que el brazo 2194 es flexible y ajustable, durante el uso el brazo 2194 está doblado para posicionar la parte detectora 2196 al nivel del túnel cerebral.

[0142] De este modo, la FIG. 1S(2) muestra el dispositivo detector 2000 portado por un usuario con el brazo 2194 doblado a fin de colocar el sensor 2210 de la parte detectora 2196 sobre o adyacente a la zona del túnel cerebral 2214 entre la ceja 2212 y el ojo 2216. El cable 2198 conecta el sensor 2210 al cuerpo 2192, estando dicho cuerpo

2192 fijado preferentemente a la frente.

[0143] El dispositivo detector 2000 puede ser accionado por potencia activa incluyendo baterías fijadas al cuerpo 2002, energía solar, o cables que conecten el dispositivo detector 2000 a una unidad de proceso. Se entiende también que cualquiera de los sensores alojados en un parche adhesivo o albergados en la estructura de soporte 2000 pueden operar de forma pasiva, sin que haya una fuente de alimentación alojada en dicho sistema de detección. En caso de sistemas pasivos, la energía puede ser suministrada a distancia por ondas electromagnéticas. Un ejemplo de modo de realización incluye la metodología de Identificación por Radiofrecuencia, en la que una enfermera activa de forma remota el parche o sistema sensor 2000 de la presente invención que a continuación notifica la identificación del paciente con la temperatura medida en el momento de la activación. El sistema sensor también puede incluir un transpondedor que es accionado de forma remota por un segundo dispositivo, el cual emite una señal radioeléctrica o cualquier onda electromagnética adecuada para activar el sistema sensor. Además de la temperatura, se puede medir cualquier otro parámetro biológico como el pulso, la presión sanguínea, los niveles de sustancias químicas como glucosa, el colesterol, etc. además de gases en la sangre, niveles de oxígeno, saturación de oxígeno, etc.

[0144] Se entiende sin embargo que el brazo 2004 conectado a la parte detectora 2006 puede estar conectado de forma desmontable a la placa 2002, convirtiéndose dicho brazo 2004 y parte detectora 2006 en una pieza desechable, mientras la placa 2002 que alberga preferentemente el costoso transmisor inalámbrico y otros componentes electrónicos y la fuente de alimentación, funciona como la parte duradera del dispositivo 2000. También se entiende que la parte detectora 2006 puede estar conectada de forma desmontable al brazo 2004, siendo dicha parte detectora 2006 desechable. Se entiende sin embargo que el extremo libre de la parte detectora 2006 puede estar conectado a un cable dentro del cuerpo 2020 de la parte detectora 2006, albergando dicho extremo libre un sensor 2010 que es la parte desechable. También se contempla que la presente invención está enfocada a un método y aparato donde la parte desechable es el cuerpo 2002 y la parte duradera y reutilizable es la parte detectora 2006 y el brazo 2004. En este modo de realización se puede colocar un costoso sensor como un detector de infrarrojos en la parte detectora 2006, y estar conectado de manera desmontable a la placa 2002, siendo dicho sensor la parte reutilizable mientras que el cuerpo 2002 es la parte desechable. De este modo, la FIG. 1T(1) muestra el dispositivo detector 2000 incluyendo el brazo 2004, la parte detectora 2006 con el sensor 2010, y la placa 2002, alojando dicha placa 2002 la tarjeta de circuito impreso 2200 incluyendo un procesador 2222 acoplado a una memoria 2228, una fuente de alimentación 2224 y un transmisor 2226. El cable 2220 conecta el sensor 2010 a la tarjeta de circuito impreso 2200.

[0145] La FIG. 1T(2) muestra un modo de realización del dispositivo detector 2000 compuesto de dos piezas separables incluyendo una parte duradera 2230, representada por el cuerpo, y una parte desechable 2232, representada por el brazo y la parte medidora. Se entiende que el dispositivo detector puede comprender una o más piezas y una combinación de piezas duraderas y desechables. De este modo, en la FIG. 1T(2) se ve la pieza duradera 2230 representada por la placa 2002, teniendo dicha placa 2002 una tarjeta de circuito impreso 2200 incluyendo el procesador 2222 acoplado a una memoria 2228, la fuente de alimentación 2224, y el transmisor 2226. La parte desechable 2232 comprende el brazo 2204 y la parte detectora 2006. La placa 2002 tiene un conector eléctrico 2234 que está conectado eléctricamente y de forma desmontable a un conector eléctrico 2236 del brazo 2004, creando preferentemente una interfaz macho-hembra de conexión eléctrica en la que el cable 2220 del brazo 2004 termina como un conector macho 2236 adaptado a un conector hembra 2234 de la placa 2002.

[0146] La FIG. 1T(3) muestra un modo de realización, que no forma parte de las reivindicaciones de la invención del dispositivo detector 2000, compuesto de dos piezas separables incluyendo una parte duradera 2240 compuesta también por el brazo 2004 y la placa 2002 y una parte desechable 2242 compuesta de la parte detectora 2006, incluyendo dicha parte detectora 2006 la pareja de emisor y detector de luz 2244. El brazo 2004 tiene un conector eléctrico 2246 que está conectado eléctricamente y de forma desmontable a un conector eléctrico 2248 de la parte detectora 2006.

[0147] La parte duradera representada por la placa 2002 puede comprender la fuente de alimentación y un LED para avisar de cambios en el parámetro biológico que se está midiendo o para identificar que la vida útil del dispositivo ha terminado. La placa 2002 también puede alojar una fuente de alimentación y un transmisor inalámbrico, o una fuente de alimentación y una pantalla para la visualización numérica y/o combinación de ambas. De manera alternativa la placa 2002 funciona como un dispositivo pasivo y comprende una antena y otras piezas para la interacción electromagnética con una fuente de alimentación remota. Otro modo de realización incluye un dispositivo pasivo o un dispositivo activo compuesto de un parche que tiene un sensor y un LED, siendo activado dicho LED cuando el sensor detecta ciertos valores, permitiendo que una enfermera identifique por ejemplo a un paciente con fiebre observando un parche en el que el LED está encendido o parpadeando.

[0148] Se describirán un analizador de gases sanguíneos y un analizador químico que no forman parte de las reivindicaciones de la invención. El modo de realización no reivindicado se refiere a un dispositivo para la determinación transcutánea electroquímica u óptica de la presión parcial del oxígeno y/o analitos en la sangre de humanos o animales en el Túnel de Temperatura Cerebral (TTC), también denominado túnel cerebral (TC). Comprende una parte detectora 2006 que incluye una célula de medición que tiene electrodos, teniendo dicha célula

una superficie que tiene que ser colocada en contacto con la piel en el TTC. La célula en la parte detectora 2006 puede incluir un elemento calefactor o refrigerador para cambiar la temperatura del túnel cerebral. La parte detectora 2006 puede incluir un elemento calefactor eléctrico. Además de estar en contacto con la piel, la superficie de medición de la parte detectora 2006 puede estar separada de la piel en el túnel cerebral para medir analitos y la presión parcial de oxígeno.

[0149] Para medir el oxígeno la parte detectora 2006 no reivindicada incluye un sensor de tipo Clark, pero se entiende que puede ser utilizado cualquier sistema óptico o electroquímico que queda fuera del alcance de la presente invención. Pueden utilizarse sensores, electrodos, dispositivos incluyendo sensores polarográficos, sensores enzimáticos, sensores fluorescentes, sensores ópticos, huella molecular, detectores de radiación, fotodetectores y similares en modos de realización ajenos a la presente invención.

[0150] En un modo de realización excluido, la parte detectora 2006 incluye un elemento para incrementar el flujo sanguíneo, como por ejemplo un elemento calefactor, un elemento de succión, o un fluido que aumente la permeabilidad de la piel. Se incluye un elemento calefactor, mediante el cual la superficie detectora (o superficie medidora) de la parte detectora 2006 es adaptada para aumentar la temperatura de la piel en el túnel cerebral. Este elemento calefactor aumenta el flujo sanguíneo en la entrada del TC y acelera la difusión de oxígeno a través de la piel en el TC. La parte detectora 2006 está situada adyacente a la zona del TC asociada al suministro arterial y la arteria de la órbita o cualquiera de las ramas arteriales situadas en la zona del TC, a fin de lograr la medición ideal del oxígeno arterial y la presión parcial del oxígeno arterial. La presión de oxígeno medida transcutáneamente en la piel en la entrada del TC se obtiene colocando una parte detectora 2006 especializada y de geometría y dimensiones especializadas sobre la piel en el TTC, y por las dimensiones especializadas y la forma del sensor y estructuras de soporte tal como se describen aquí.

[0151] En la sangre arterial existe un equilibrio entre el porcentaje de hemoglobina oxidada y la presión parcial de oxígeno. Cuando se calienta la sangre, este equilibrio cambia de manera que aumenta la presión parcial de oxígeno. Por lo tanto, cuando se utiliza el método del TC, la presión parcial de oxígeno en los vasos sanguíneos periféricos en el TC es más elevada que en las arterias. El oxígeno procedente de la región arterial del TC se difunde a través de la piel en el TTC.

[0152] A excepción de la piel del TC, las células de la piel en todo el cuerpo consumen oxígeno durante la difusión del oxígeno a través de la piel, debido a que dicha piel es gruesa y tiene una capa subyacente de tejido subcutáneo (tejido graso). Por lo tanto, la presión de oxígeno en la zona de la epidermis en todo el cuerpo, a excepción de la zona del TC, es mucho menor que la presión real de oxígeno en los vasos sanguíneos periféricos. Sin embargo, en las zonas especializadas de la piel del TC los niveles de oxígeno permanecen estables dado que la piel del TC es la más delgada de todo el cuerpo y exenta de tejido adiposo (graso).

[0153] La zona especializada de la piel del TC entre las cejas y el ojo, en el techo de la órbita mostrado en la FIG. 1U tiene niveles estables de sustancias químicas, incluyendo oxígeno, glucosa, gases sanguíneos, medicamentos y analitos en general. En la FIG. 1U se aprecia la zona del TC 2260 que incluye la zona del párpado superior 2250 y la zona del techo de la órbita 2252 situado justo debajo de la ceja 2254, y encima del ojo 2256. La zona del TC 2260 está situada debajo de la ceja 2254, y entre la ceja 2254 y el ojo 2256, formando con la nariz 2258 otro límite de la zona del TC. Por lo tanto, la FIG. 1U muestra un primer límite formado por la ceja 2254, un segundo límite formado por el ojo 2256, y un tercer límite formado por la nariz 2258, estando el principal punto de entrada 2262 del TC situado en el techo de la órbita, en la unión entre la nariz 2258 y la ceja 2254. Un segundo túnel fisiológico está situado en la zona adyacente al párpado inferior que se extiende 10 mm por debajo del borde del párpado inferior. Sin embargo, la zona más estable para medir parámetros biológicos comprende la zona del TC 2260 con el principal punto de entrada 2262 en el techo de la órbita 2252 por debajo de la ceja 2254. En la zona del TC los gases sanguíneos, como el oxígeno, y otras moléculas incluyendo la glucosa permanecen estables.

[0154] Dado que el consumo de oxígeno es proporcional al espesor de la piel y del tejido subcutáneo (que contiene el tejido graso), y considerando también que el TC, tal como se ha descrito anteriormente y los túneles fisiológico-anatómicos circundantes descritos en la presente invención tienen una piel muy delgada y carecen de tejido subcutáneo, la cantidad de oxígeno en la epidermis (piel) de la entrada de dichos túneles no disminuye y sigue siendo proporcional a la cantidad presente en los vasos sanguíneos periféricos. Por lo tanto, la cantidad de gases como el oxígeno, dióxido de carbono y otros gases así como los analitos presentes en la piel del TTC es proporcional a la cantidad presente en la sangre.

[0155] El elemento calefactor no necesita alcanzar altos niveles de temperatura, como los 44 grados Celsius, dado que la zona del túnel está extremadamente vascularizada y asociada a un vaso sanguíneo singular que es terminal (lo cual significa que la cantidad total de sangre es suministrada al sitio) además de tener la piel más delgada de todo el cuerpo, permitiendo utilizar por lo tanto una menor temperatura del elemento calefactor para aumentar el flujo sanguíneo en la zona. La temperatura del elemento calefactor es igual a o menor de 44 grados Celsius, igual a o menor de 41 grados Celsius, igual a o menor de 39 grados Celsius, o igual a o menor de 38 grados Celsius.

[0156] El sensor electroquímico de la parte detectora 2006 para el análisis de gases sanguíneos y la glucosa tiene

las mismas dimensiones y forma especializadas descritas para los sensores de la invención, y se aplica lo mismo respecto a la anatomía especializada del TC y otros túneles circundantes. El dispositivo no incluido en las reivindicaciones incluye una parte detectora 2006 que tiene un sensor, siendo dicho sensor un sensor óptico o electroquímico, y un elemento calefactor asociado de dimensiones especializadas, con dicha parte detectora 2006 situada adyacente al TC o sobre la piel en el TC u otros túneles descritos de la invención. Uno de los objetos que no forman parte de la invención incluye proporcionar un dispositivo del tipo descrito para ser utilizado en el TC para la medición de la presión de oxígeno arterial y otros gases sanguíneos como dióxido de carbono, monóxido de carbono, gases anestésicos, etc.

[0157] La FIG. 2 representa una comparación entre mediciones transcutáneas de la presión de oxígeno arterial. La FIG. 2 muestra la piel 2270 con sus tres gruesas capas, presentes en todo el cuerpo. Los métodos de la técnica anterior utilizan esta piel 2270, que tiene varias capas espesas, a saber, el tejido subcutáneo (tejido graso) 2272, la dermis gruesa 2274 y la epidermis gruesa 2276. Debajo de este tejido grueso de la piel 2270 están los pequeños vasos sanguíneos 2278. El oxígeno representado por pequeños cuadrados 2280 se difunde a través de las paredes de los pequeños vasos sanguíneos 2278, como se indica mediante las dos pequeñas flechas en cada vaso sanguíneo 2278. A diferencia de la piel gruesa con múltiples capas 2270 presente en otras partes del cuerpo, incluida en el método utilizado por la técnica anterior, el método y aparato no pertenecientes a la presente invención utiliza la piel especializada 2290 en el TC 2282, que tiene un gran lecho vascular 2284, nada de tejido graso, una dermis delgada 2286, y una fina epidermis 2288. Un gran vaso sanguíneo y un gran lecho vascular 2284 presentes en el túnel cerebral proporcionan un nivel más estable y preciso de moléculas y sustancias como el nivel de oxígeno así como el nivel de otras sustancias sanguíneas como la glucosa. A diferencia del método de la técnica anterior que trataba de medir sustancias en áreas sujetas a vasoconstricción y sujetas al efecto de medicamentos, el presente dispositivo y métodos no incluidos en las reivindicaciones utiliza un lecho vascular 2284 en el túnel cerebral que no está sujeto a vasoconstricción.

[0158] La piel 2270 de la técnica anterior es gruesa y tiene una espesa capa subcutánea 2272 en comparación con la piel 2290 del TC. En el método de la técnica anterior, moléculas de oxígeno 2280 del pequeño vaso sanguíneo 2278, que está situado a nivel profundo en el cuerpo, tienen que atravesar gruesas capas de piel 21742 (tejido graso), 2174 (dermis), 2176 (epidermis y células muertas) presentes en dicha piel 2270 para que dichas moléculas de oxígeno 2280 lleguen a un sensor convencional de la técnica anterior. De este modo, en el método de la técnica anterior el oxígeno 2280 del vaso 2278 tiene que realizar un largo recorrido antes de llegar al sensor de la técnica anterior. El oxígeno 2280 se difunde a través de la pared del pequeño vaso sanguíneo 2278 y a través del tejido subcutáneo 2272 para llegar finalmente a una dermis gruesa 2274 y a una gruesa capa de células muertas 2276 de la piel 2270, para solo entonces alcanzar los sensores convencionales de la técnica anterior. Como puede verse, el número de moléculas de oxígeno 2280 se disminuye drásticamente desde el vaso 2278 hasta la superficie de la piel 2271 mientras recorre el largo camino de la piel gruesa convencional 2270 presente en el cuerpo.

[0159] A diferencia de la técnica anterior, el método y dispositivo no pertenecientes a la presente invención utiliza la piel especializada y extremadamente fina 2290 del TC, en la que las moléculas de oxígeno 2280 del vaso 2284 tienen un camino extremadamente corto para llegar al sensor especializado 2000 no perteneciente a la presente invención. La molécula de oxígeno 2280 está justo debajo de la piel fina 2290 dado que la gran zona vascular terminal 2284 se encuentra justo debajo de la piel fina 2290, y por lo tanto el oxígeno 2280 llega de manera rápida y sin obstáculos al sensor especializado 2000. Ello permite una difusión ininterrumpida de oxígeno desde el vaso 2284 al sensor 2000 sin ninguna caída de la presión parcial de oxígeno. Dado que la piel especializada 2290 del TC produce una difusión rápida e ininterrumpida de oxígeno (y otros gases sanguíneos) al sensor especial 2000 no perteneciente a la presente invención y la zona medida está caracterizada por un estado natural de hiperperfusión, el resultado es una medición más precisa que las estimaciones previamente disponibles de presiones de gases sanguíneos parciales.

[0160] Un ejemplo de sensor de gas sanguíneo transcutáneo que no forma parte de la presente invención consiste en un electrodo combinado de platino y plata recubierto por una membrana hidrófoba permeable al oxígeno, con un reservorio de tampón de fosfato y cloruro de potasio encerrado dentro del electrodo. La FIG. 2A muestra un pequeño elemento calefactor 2298, que está colocado dentro del ánodo de plata. El oxígeno 2280 se difunde a través de la piel 2290 y llega al sensor 2292 donde se produce una reducción de oxígeno generando una corriente que es convertida en presión parcial de oxígeno. Se entiende que se pueden medir otras sustancias. Se puede medir el dióxido de carbono, cuyas moléculas se difunden a través de una membrana plástica permeable en el compartimento interior del electrodo donde la molécula reacciona reversiblemente con una solución tampón que modifica el pH, lo cual produce una señal mensurable, correspondiendo dicha señal a la cantidad de la sustancia o presión parcial del gas. Se puede utilizar un circuito de proceso para calcular la presión parcial de la sustancia en base a líneas de calibración predeterminadas.

[0161] Con referencia a la FIG. 2A, la parte detectora 2006 del sistema sensor no reivindicado está dispuesta sobre la piel 2290 en el TC 2282 e incluye el elemento 2294. El elemento 2294 puede funcionar como un sensor de gas sanguíneo, un sensor de saturación de oxígeno, un sensor de glucosa, o cualquier otro sensor que mida sustancias de la sangre o el tejido corporal. El elemento detector 2294 en este modo de realización incluye un sensor tipo Clark 2292 para detectar la molécula de oxígeno 2280 y un elemento calefactor 2298 que se adapta para que genere calor

periódicamente. La parte detectora 2006 incluye una célula 2300 y un sensor de temperatura 2296. La célula 2300, que es la parte detectora química, incluye el sensor 2292 y el elemento calefactor 2298. La longitud o diámetro máximo de la célula 2300 es igual o inferior a 2,5 cm, igual o inferior a 1,5 cm o igual o inferior a 1,0 cm tal como se representa en la línea C a D. El dispositivo detector 2000 está conectado a un circuito de proceso 2302 y al circuito de suministro de energía 2304 a través del cable 2306. La parte detectora 2006 está fijada a la piel 2290 de una manera completamente estanca, para evitar que el oxígeno procedente del aire llegue al sensor 2292. La superficie 2308 de la parte detectora 2006 está provista con una capa adhesiva u otros medios de estanqueidad. La superficie 2310 del sensor 2292 es permeable al oxígeno, el dióxido de carbono, la glucosa y cualquier otro componente sanguíneo en función del analito que está siendo medido. La parte detectora 2006 tiene una longitud o diámetro máximo igual o inferior a 4 cm, igual o inferior a 2,5 mm o igual o inferior a 1,5 cm, tal como se representa por la línea A-B en la FIG. 2A.

[0162] La piel 2290 en el TC 2282 es calentada por la fuente de calefacción 2298 adyacente al área del sensor 2292 con el consiguiente aumento del flujo de sangre arterial. Electrodo y una fuente de tensión en el circuito de proceso 2302 proporcionan un circuito en el que el flujo de corriente eléctrica depende de la presión parcial de oxígeno en el sensor 2292.

[0163] Aunque se han mostrado un método y un dispositivo de contacto, se entiende que un método y un dispositivo sin contacto están igualmente excluidos de la invención. También se entiende que se puede utilizar una variedad de estructuras de soporte, divulgadas en la presente invención, para albergar los elementos de la parte detectora 2006 incluyendo parches adhesivos, accesorios para la cabeza como gafas y bandas, y similares. Además de, o como sustituto de la transmisión por cable, se puede utilizar un transmisor inalámbrico para la transmisión de la señal y el sistema sensor de la invención puede incluir un transmisor inalámbrico.

[0164] La FIG. 2B muestra un sistema sensor 2320 que incluye una superficie detectora esencialmente convexa 2322. Aunque se describe ilustrativamente una superficie convexa, una superficie plana también está excluida. El sistema sensor 2320 es un sensor de reflectancia que incluye una parte detectora compuesta de dos partes, el emisor de luz 2324, 2326 y el detector 2328, que recibe la luz emitida por el emisor de luz 2324, 2326. El sistema sensor 2320 no incluido en las reivindicaciones utiliza una fuente de luz infrarroja 2324, 2326 y un detector 2328 en forma de almohadillas especializadas que se fijan firmemente a la piel 2290 del TC 2282 para detectar la saturación regional de oxígeno en la sangre. La parte detectora 2330 tiene una dimensión desde el punto C al punto D que es igual o inferior a 2,1 cm, igual o inferior a 1,6 cm, o igual o inferior a 1,1 cm. El sistema sensor 2320 incluye un circuito de proceso 2332, comprendiendo dicho circuito de proceso 2332 un procesador que está acoplado a un transmisor inalámbrico 2334 para transmitir datos inalámbricamente, utilizando preferentemente tecnología Bluetooth™. El emisor de luz puede incluir un emisor de infrarrojos cercanos. Queda excluida toda fuente de radiación infrarroja cercana. La radiación con longitudes de onda entre 700 a 900 nm es utilizada para medir el oxígeno y otras sustancias. Las fuentes de radiación incluyen la longitud de onda de infrarrojos cercanos. Se entiende que la fuente de radiación 2324, 2326 también puede incluir la longitud de onda de radiación infrarroja media. Se entiende también que la fuente de radiación 2324, 2326 puede incluir también la longitud de onda de radiación infrarroja lejana. También se entiende que la fuente de radiación 2324, 2326 puede incluir una combinación de varias longitudes de onda o cualquier radiación electromagnética. La región del espectro y longitud de onda utilizadas depende de la sustancia o analito que se está midiendo. Se entiende que también se puede utilizar una fuente de luz infrarroja media, con una longitud de onda entre 3.000 nm y 30.000 nm. La fuente de luz también puede incluir luz visible y luz fluorescente dependiendo del analito o tejido que estén siendo evaluados.

[0165] La FIG. 2C muestra un sensor 2340 no reivindicado que incluye una superficie especializada de dos planos formada por una superficie esencialmente convexa 2334 y una superficie central plana 2336. La superficie plana 2336 es preferentemente la superficie detectora del sensor 2340. La superficie de dos planos, convexa-plana-convexa, permite la colocación en la piel 2290 en el TC 2282. La parte detectora 2006 incluye un sensor de reflectancia compuesto de dos partes, el emisor de luz 2338 y un detector 2342, que recibe la luz emitida desde el emisor de luz 2338. La parte detectora 2006 alberga un emisor de luz 2338, que utiliza una fuente de luz infrarroja cercana o infrarroja media, y un fotodetector 2342, y un émbolo mecánico 2344, el cual cuando es activado a través del cable 2346 provoca un movimiento rítmico, tocando suavemente la piel 2290 en el TC 2282, para aumentar la perfusión en casos de hipoperfusión. Aunque se describe un émbolo mecánico, se entiende que cualquier dispositivo o artículo que mediante el movimiento comprima y descomprima la piel en el TTC creará un aumento de la perfusión y no pueden ser utilizados en la invención así como una ventosa y aparatos similares, todos los cuales quedan fuera del alcance de la invención. Las dimensiones de la parte detectora 2006 desde el punto A1 al punto B1 tienen una longitud o diámetro máximo igual o inferior a 3,1 cm, igual o inferior a 2,1 cm o igual o inferior a 1,6 cm.

[0166] Dado que la piel del TC está altamente oxigenada y tiene un alto flujo sanguíneo, no es necesario en la mayoría de los pacientes el elemento calefactor o cualquier elemento que provoque un aumento del flujo sanguíneo.. Así, otro modo de realización excluido de la presente invención es el mostrado en la FIG. 3, y dicho modo de realización excluido no incluye un elemento calefactor. La FIG. 3 muestra un rostro con ojos 2350 y 2352, ceja 2354, y nariz 2356, con un dispositivo detector 2000 que incluye el cuerpo 2002, el brazo 2004, y la parte medidora 2006 con el sensor 2358 fijado a la piel encima del ojo 2350 y debajo de la ceja 2354. A modo de ilustración, el sensor 2358 funciona como un detector de gas sanguíneo previamente descrito, estando colocado dicho sensor 2358 sobre

la piel en el túnel cerebral o adyacente a la piel 2290 en el túnel cerebral, estando dicho sensor en contacto con la piel o alejado de la piel en el túnel cerebral durante la medición.

[0167] El dispositivo está adaptado para medir cualquier componente presente en la sangre utilizando una pluralidad de sensores adyacentes a o yuxtapuestos a la piel del TC y otros túneles fisiológicos y anatómicos de la presente invención. Se entiende que un sensor electroquímico o un sensor óptico puede ser utilizado para medir otros componentes sanguíneos como la glucosa, el dióxido de carbono, el colesterol, el pH, electrolitos, el lactato, la hemoglobina, y cualquier otro componente de la sangre.

[0168] El sistema sensor fuera de la invención incluye la medición de la presión de oxígeno superficial de la piel, la medición de la presión del dióxido de carbono y la medición de la presión parcial arterial de oxígeno o dióxido de carbono aplicando localmente un dispositivo especializado sobre la piel en el TTC compuesto por diversas estructuras de soporte nuevas y especializadas. Un circuito de proceso utiliza la presión de dióxido de carbono o de oxígeno superficial en la piel en el TTC y otros túneles de la invención para calcular la presión parcial arterial del oxígeno o el dióxido de carbono. El circuito de proceso puede ser acoplado a una memoria para correlacionar el valor obtenido con un valor almacenado. Un circuito de proceso puede ser acoplado también a una pantalla para la notificación visual o acústica de los valores.

[0169] La presente invención también excluye un método que comprende los pasos de aplicar un sensor electroquímico o un sensor óptico o un detector de radiación sobre o adyacente a la piel a la entrada del TC y otros túneles, aplicar energía eléctrica y medir al menos un analito incluyendo al menos uno de glucosa, oxígeno, colesterol, oxígeno, y dióxido de carbono. Un paso alternativo incluye aumentar el flujo sanguíneo en la zona utilizando al menos uno de los siguientes: utilizando un elemento calefactor, provocando aspiración, dando golpecitos mecánicamente en la zona, utilizando ondas sonoras como ultrasonidos, aumentando la permeabilidad de la piel del TC con luz láser, aumentando la permeabilidad de la piel del TC con sustancias químicas, y similares.

[0170] El sensor 2358 no reivindicado también puede funcionar como un detector de infrarrojos para la medición de analitos como la glucosa. Igualmente, el sensor 2358 puede funcionar como una pareja de emisor y detector de luz para medir analitos. Los métodos de medición no invasivos que no forman parte de la presente invención se benefician del hecho que el TC es un emisor ideal de radiación infrarroja en la radiación espectral correcta para medir sustancias como la glucosa. La emisión a partir del TC funciona como una emisión de un cuerpo negro. La emisión a partir del TC contiene la signature de radiación de analitos. A diferencia de otras partes del cuerpo en las que la radiación se encuentra a gran profundidad dentro del cuerpo, la radiación en el TC es la más cercana a la superficie del cuerpo. Se puede incorporar una variedad de elementos de calefacción o refrigeración para mejorar la medición de la glucosa en el TC. Además de la radiación infrarroja media, se entiende también que se puede utilizar la espectroscopia de infrarrojos cercanos para la medición de la glucosa en el TTC. Se entiende también que se puede utilizar la espectroscopia de infrarrojos medios para la medición de la glucosa en el TTC. Se entiende también que se puede utilizar la espectroscopia de infrarrojos lejanos para la medición de la glucosa en el TTC.

[0171] Además, técnicas como la espectroscopia Raman no pueden ser utilizadas para medir las concentraciones de analitos en sangre en el TTC y otros túneles de la presente invención. La espectroscopia Raman tiene características espectrales nítidas para cada molécula. Este punto fuerte es muy adecuado para las mediciones de analitos en sangre, donde hay muchos espectros interferentes, muchos de los cuales son mucho más fuertes que los de los analitos. Por lo tanto, se genera luz Raman en el tejido del TC y se recoge mediante un espejo fijado a cualquiera de las estructuras de soporte de la presente invención como la montura de unas gafas, clips, parches adhesivos fijados a la piel, estructuras con la forma de un dedo con una placa y un brazo, etc. Un haz de fibra guía la luz Raman recogida hasta un espectrógrafo portátil y/o un procesador y un dispositivo CCD. Dado que no hay elementos interferentes en el TC, las características espectrales nítidas Raman permiten la detección precisa de espectros de analitos en sangre incluyendo la glucosa, la urea, los triglicéridos, la proteína total, la albúmina, la hemoglobina y el hematocrito.

[0172] Una fuente de luz puede iluminar la piel en la zona del túnel cerebral y generar un espectro Raman detectable para detectar analitos basándose en dicho espectro. Por lo tanto, otro modo de realización no reivindicado incluye un aparato y un método para la determinación no invasiva de un analito que comprenden una fuente de luz para generar una luz de excitación dirigida al túnel cerebral y un sistema óptico acoplado a dicha luz de excitación, estando configurado dicho sistema óptico para dirigir la luz de excitación al túnel cerebral para generar un espectro Raman detectable del mismo, un detector de luz acoplado a dicho sistema óptico y configurado para detectar un espectro Raman a partir del túnel cerebral, un procesador acoplado operativamente con dicho detector incluyendo dicho procesador un circuito de proceso, teniendo dicho circuito de proceso un medio legible por ordenador con un código para un programa legible por ordenador incorporado en el mismo para comparar el espectro Raman procedente del túnel cerebral con una radiación de referencia correspondiente a la concentración de un analito, y una memoria operativamente acoplada a dicho procesador. La señal eléctrica correspondiente al espectro Raman del túnel cerebral es transmitida al circuito de proceso y comparada con el espectro Raman del túnel cerebral correspondiente a la concentración de analitos almacenados en la memoria.

[0173] Se entiende también que la glucosa en el TTC puede medirse con sensores enzimáticos no reivindicados

como la glucosa oxidasa así como receptores de glucosa artificial. No se pueden emplear técnicas de fluorescencia y se incluyen el uso de moléculas modificadas, que muestran características espectrales o de intensidad de fluorescencia o características espectrales por la unión de glucosa, o el uso de ensayos de unión competitivos que emplean dos moléculas fluorescentes en la técnica de transferencia de energía de resonancia fluorescente. Tampoco se puede utilizar la "iontoforesis inversa", con un dispositivo colocado en las estructuras de soporte especializadas de la invención como unas gafas, y el fluido intersticial de la zona del TC retirado para análisis. No se pueden utilizar ultrasonidos aplicados al TC y/o una corriente eléctrica de bajo nivel sobre la piel del TC, por transporte convectivo (electro-ósmosis) para transportar glucosa a través de la delgada piel del TC y otros túneles alrededor del ojo. Tampoco se puede utilizar la espectroscopia fotoacústica y la dispersión de luz para medir diversas sustancias como la glucosa. La luz infrarroja pulsada dirigida al TC, cuando es absorbida por moléculas, produce ondas de ultrasonidos detectables desde el TC, cuya intensidad y patrones no pueden ser utilizados para medir los niveles de glucosa. El aparato y métodos excluidos de la presente invención determinan entonces la concentración de un analito utilizando un procesador que correlaciona señales del túnel cerebral con una tabla de referencia, teniendo dicha tabla de referencia valores de analitos correspondientes a señales del túnel cerebral.

[0174] Además, un detector dotado de una fuente de luz y de ultrasonidos ilumina la piel en la zona del túnel cerebral con una longitud de onda que es absorbida por el analito que se está midiendo y genera una onda de ultrasonidos detectable a partir del túnel cerebral para detectar analitos sobre la base de dicha onda de ultrasonidos y absorción luminosa. Por lo tanto, otro modo de realización no reivindicado incluye un aparato y un método para la determinación no invasiva de un analito que comprende una fuente de luz para generar luz dirigida al túnel cerebral y un ultrasonido configurado en ondas generadas a partir del túnel cerebral, un procesador operativamente acoplado a dicho ultrasonido e incluyendo dicho procesador un circuito de proceso, teniendo dicho circuito de proceso un medio legible por ordenador con un código para un programa legible por ordenador incorporado en él para comparar la absorción de radiación del túnel cerebral en base a la señal del ultrasonido comparada con una radiación de referencia correspondiente a la concentración de un analito, y una memoria operativamente acoplada a dicho procesador. La señal eléctrica correspondiente a la intensidad de las ondas sonoras se utiliza para determinar la absorción de radiación de la luz procedente del túnel cerebral, que se utiliza para determinar la concentración del analito, siendo transmitida dicha señal al circuito de proceso y comparada con la absorción de radiación del túnel cerebral correspondiente a la concentración analitos almacenados en la memoria.

[0175] La presente invención excluye los métodos y dispositivos ópticos no invasivos para medir la concentración de un analito presente en el TC. Una variedad de enfoques ópticos incluyendo espectroscopia infrarroja, espectroscopia fluorescente, y luz visible no pueden ser utilizados en la presente invención para realizar las mediciones en el TC incluyendo la transmisión, la reflectancia, la medición de la dispersión, el dominio de la frecuencia, o por ejemplo el cambio de fase de la luz modulada transmitida a través de la sustancia de interés o reflejada por el TC, o una combinación de ellos.

[0176] La presente invención excluye utilizar la signatura de radiación de la emisión de radiación natural del cuerpo negro del túnel cerebral. Las emisiones espectrales naturales de radiación infrarroja del TC y de los vasos del TC incluyen información espectral de componentes sanguíneos como la glucosa. La radiación emitida por el TC como el calor no puede ser utilizada como la fuente de energía infrarroja que puede ser correlacionada con la identificación y medición de la concentración de la sustancia de interés. La emisión infrarroja en el TC atraviesa solamente una distancia extremadamente pequeña desde el TC al sensor lo cual significa que no hay atenuación por componentes interferentes. Los dispositivos y métodos pueden incluir el contacto directo del instrumento con la superficie de la piel en el TC.

[0177] Los métodos, aparatos y sistemas no correspondientes a la presente invención pueden utilizar el análisis espectroscópico de la radiación del TC para determinar la concentración de sustancias químicas presentes en dicho TC mientras se eliminan o reducen todas las fuentes reales o potenciales de errores, fuentes de interferencia, variabilidad, y artefactos. La emisión espectral natural del TC cambia según la presencia y concentración de una sustancia de interés. Uno de los métodos y aparatos no reivindicados implican utilizar una fuente de radiación para dirigir radiación electromagnética al TC interactuando dicha radiación con la sustancia de interés y siendo recogida por un detector. Otro método y aparato excluidos implican recibir radiación electromagnética emitida de forma natural desde el TC interactuando dicha radiación con la sustancia de interés y siendo recogida por un detector. Los datos recogidos son procesados a continuación para obtener un valor indicativo de la concentración de la sustancia de interés.

[0178] La radiación térmica infrarroja emitida desde el túnel cerebral sigue la Ley de Planck, que puede ser utilizada para determinar la concentración de sustancias químicas. Un modo de realización no reivindicado incluye determinar la signatura de radiación de la sustancia que se está midiendo para calcular la concentración de la sustancia. Otro modo de realización no reivindicado incluye utilizar una intensidad de referencia que se calcula midiendo la absorción de energía térmica fuera de la banda de la sustancia de interés. La absorción de energía térmica en la banda de la sustancia de interés puede ser determinada por medios espectroscópicos comparando los valores medidos y previstos en el TC. La señal es convertida a continuación en la concentración de la sustancia de interés de acuerdo con la cantidad de energía infrarroja absorbida.

[0179] El aparato no reivindicado utiliza los pasos de producir señales eléctricas de salida representativas de la intensidad de la signature de radiación y de enviar la señal a un procesador. El procesador es adaptado para que suministre el análisis necesario de la señal para determinar la concentración de la sustancia de interés y está acoplado a una pantalla para mostrar la concentración de la sustancia de interés, también denominada aquí analito.

[0180] El analito medido o detectado puede ser cualquier molécula, marcador, compuesto, o sustancia que tenga una signature de radiación. La signature de radiación incluye preferentemente una signature de radiación en la gama de longitud de onda infrarroja incluyendo infrarrojas cercanas, infrarrojas medias e infrarrojas lejanas. El analito que se mide puede tener preferentemente una signature de radiación en la gama infrarroja media o la gama infrarroja cercana.

[0181] La espectroscopia infrarroja es una técnica basada en la absorción de radiación infrarroja por sustancias identificándose dichas sustancias de acuerdo con su patrón oscilatorio molecular exclusivo descrito como picos de absorción de resonancia específicos en la región infrarroja del espectro electromagnético. Cada sustancia química absorbe radiación infrarroja de una manera única y tiene sus propios espectros de absorción exclusivos dependiendo de su disposición molecular y atómica y el modelo oscilatorio rotacional y vibracional. Estos espectros únicos de absorción permiten que cada sustancia química tenga básicamente su propio espectro infrarrojo, denominado también huella o signature de radiación que puede ser utilizada para identificar cada una de esas sustancias.

[0182] Se emite radiación que contiene varias longitudes de onda infrarroja a la sustancia o componente a medir, denominado aquí "sustancia de interés", a fin de identificar y cuantificar dicha sustancia de acuerdo con su espectro de absorción. La cantidad de absorción de radiación depende de la concentración de dicha sustancia química que está siendo medida de acuerdo con la Ley de Beer-Lambert.

[0183] Un modo de realización no reivindicado incluye un método y un aparato para la medición de analitos, como la medición de glucosa en la sangre, en la región de longitud de onda infrarroja cercana entre 750 y 3.000 nm y preferentemente en la región donde se sabe que se producen los picos de absorción más altos, como la absorción de la signature de radiación de la sustancia que está siendo medida. Para la glucosa, por ejemplo, la región infrarroja cercana incluye la región entre 2.080 a 2.200 nm y para el colesterol la signature de radiación está centrada en torno a 2.300 nm. La región espectral también puede incluir una longitud de onda visible para detectar otras sustancias químicas incluyendo la glucosa o el colesterol.

[0184] El aparato no reivindicado incluye al menos una fuente de radiación de infrarrojos a luz visible que interactúa con la sustancia de interés y es recogida por un detector. El número y valor de las longitudes de onda de interrogación procedentes de la fuente de radiación depende de la sustancia química que se está midiendo y el grado de precisión requerido. Como el presente aparato no reivindicado procura la reducción o eliminación de fuentes de interferencia y errores, es posible reducir el número de longitudes de onda sin sacrificar la precisión. Previamente, la región infrarroja media no ha sido considerada viable para la medición de analitos en humanos debido a la presencia de tejido graso y la elevada absorción de agua que reduce la profundidad de penetración a micras. El presente aparato no reivindicado puede utilizar esta región infrarroja media dado que la sangre con la sustancia de interés está localizada muy superficialmente en una zona desprovista de tejido graso que permite la suficiente penetración de radiación para medir dicha sustancia de interés.

[0185] El presente aparato no reivindicado reduce la variabilidad debida a la estructura del tejido, los componentes perturbadores y la aportación de ruido a la señal de la sustancia de interés, reduciendo en última instancia de forma sustancial el número de variables y la complejidad del análisis de datos, ya sea por métodos empíricos o físicos. Los métodos empíricos incluyen los Mínimos Cuadrados Parciales (PLS), el análisis de componentes principales, las redes neurales artificiales, y similares, mientras que los métodos físicos incluyen técnicas quimiométricas, modelos matemáticos, etc. Además, se desarrollaron algoritmos utilizando datos in vitro que no tienen tejido extraño ni sustancias perturbadoras completamente conocidas como ocurre con mediciones en tejidos profundos o con exceso de ruido de fondo como sucede en la piel con tejido graso. En cambio, los algoritmos estándar para pruebas in-vitro se correlacionan con las pruebas in vivo de la presente invención dado que las estructuras del túnel cerebral se aproximan a una superficie lambertiana y la piel en el túnel cerebral es una estructura homogénea que puede encajar con la condición de dispersión de luz y transmisión de luz caracterizada por la Ley de Beer-Lambert.

[0186] La radiación espectral de energía infrarroja procedente del túnel cerebral puede corresponder a información espectral de la sustancia de interés o analito. Estas emisiones térmicas irradiadas como calor a 38 grados Celsius pueden incluir la gama de longitud de onda 3.000 nm a 30.000 nm, y de manera más precisa la gama 4.000 nm a 14.000 nm. Por ejemplo, la glucosa absorbe fuertemente la luz en torno a la banda de 9.400 nm, que corresponde a la signature de radiación de la glucosa. Cuando es emitida radiación de calor infrarroja media por el túnel cerebral, la glucosa absorberá parte de la radiación correspondiente a su banda de absorción. La absorción de la energía térmica por bandas de glucosa está relacionada de una manera lineal a la concentración de glucosa en sangre en el túnel cerebral.

[0187] La radiación infrarroja emitida por el TTC contiene la signature de radiación de la sustancia que está siendo

medida y la determinación de la concentración de analitos se realiza correlacionando las características espectrales de la radiación infrarroja emitida desde el túnel cerebral con la concentración de analitos para esa signatura de radiación. La concentración de analitos puede ser calculada a partir de la intensidad detectada de la signatura de la radiación infrarroja, generando dicha signatura de radiación una señal eléctrica por un detector, siendo transmitida dicha señal a un microprocesador. El microprocesador puede ser acoplado a una memoria que almacena la concentración del analito de acuerdo con la intensidad de la signatura de radiación del analito que está siendo medido. El procesador calcula la concentración de la sustancia en base al valor almacenado en la memoria. El procesador es acoplado operativamente a dicho detector, incluyendo dicho procesador un circuito de proceso, teniendo dicho circuito de proceso un medio legible por ordenador que tiene un código para un programa legible por ordenador incorporado en él para comparar el espectro infrarrojo del túnel cerebral con una radiación de referencia correspondiente a la concentración de un analito, y una memoria operativamente acoplada a dicho procesador. La señal eléctrica correspondiente al espectro infrarrojo del túnel cerebral es transmitida al circuito de proceso y comparada con el espectro infrarrojo del túnel cerebral correspondiente a la concentración de analitos almacenados en la memoria. El espectro infrarrojo incluye radiación infrarroja cercana o infrarroja media.

[0188] Un modo de realización no reivindicado incluye un dispositivo y un método para medir una concentración de analitos en la sangre o tejido del TC. Un modo de realización no reivindicado incluye el nivel de radiación infrarroja emitida de forma natural por el TC. Un modo de realización no reivindicado incluye detectar el nivel de la radiación infrarroja emitida por el TC después de dirigir la radiación al TTC.

[0189] Un modo de realización no reivindicado incluye un dispositivo que mide el nivel de radiación infrarroja media de la superficie de un túnel cerebral y determina la concentración de un analito en base a la radiación infrarroja signatura del analito. La signatura de radiación puede estar en la región infrarroja del espectro incluyendo la infrarroja cercana o infrarroja media. El dispositivo puede incluir un filtro, un detector, un microprocesador y una pantalla.

[0190] Un detector que tiene una fuente de luz puede iluminar la piel en la zona del túnel cerebral y generar una radiación infrarroja detectable para detectar analitos sobre la base de dicho espectro infrarrojo. La radiación infrarroja detectable procedente del túnel cerebral contiene la signatura de la radiación del analito que se está midiendo. De esta forma, otro modo de realización no reivindicado incluye un aparato y un método para la determinación no invasiva de un analito que comprende una fuente de luz para generar una luz infrarroja dirigida hacia el túnel cerebral y un detector de radiación infrarroja configurado para detectar radiación infrarroja del túnel cerebral, un procesador operativamente acoplado con dicho detector, incluyendo dicho procesador un circuito de proceso, teniendo dicho circuito de proceso un medio legible por ordenador con un código para un programa legible por ordenador incorporado en el mismo para comparar la radiación infrarroja del túnel cerebral con una radiación de referencia correspondiente a la concentración de un analito, y una memoria operativamente acoplada a dicho procesador. La señal eléctrica correspondiente a la signatura de la radiación infrarroja del túnel cerebral es transmitida al circuito de proceso y comparada con la signatura de la radiación infrarroja del túnel cerebral correspondiente a la concentración de analitos almacenada en la memoria.

[0191] Se puede utilizar una variedad de fuentes de radiación incluyendo LEDs con o sin un filtro espectral, una variedad de láseres incluyendo láseres de diodo, un diodo emisor de luz de banda ancha de lámpara Nernst, diodos emisores de luz de banda estrecha, cable de níquel-cromo, luces halógenas, una fuente Globar, y fuentes de luz blanca con una potencia de salida máxima en la región infrarroja con o sin filtro, y similares. Las fuentes de radiación tienen la suficiente potencia y longitud de onda requerida para las mediciones y una elevada correlación espectral con la sustancia de interés. La gama de longitudes de onda elegida corresponde a una gama conocida e incluye la banda de absorción para la sustancia de interés o signatura de radiación de la sustancia. El instrumento comprende una fuente de luz que puede ser cualquier fuente de luz infrarroja adecuada, incluyendo una fuente de luz infrarroja media, una fuente de luz infrarroja cercana, una fuente de luz infrarroja lejana, una fuente de luz fluorescente, una fuente de luz visible, ondas de radio, etc.

[0192] Una fuente de luz puede suministrar el ancho de banda de interés siendo dirigida dicha luz a la sustancia de interés en el túnel cerebral. Se puede utilizar una variedad de filtros para hacer pasar selectivamente una o más longitudes de onda que tengan una elevada correlación con la sustancia de interés. El filtro puede seleccionar la longitud de onda e incluye el filtro paso de banda, el filtro de interferencias, el filtro de absorción, el monocromador, el monocromador de rejilla, el monocromador de prisma, el filtro variable lineal, el filtro variable circular, el filtro sintonizable acusto-óptico, el prisma, y cualquier dispositivo dispersor de longitud de onda.

[0193] La radiación puede ser directamente emitida desde una fuente de luz y directamente recogida por un fotodetector, o la radiación puede ser suministrada y recogida utilizando cables de fibra óptica. Se puede utilizar un sistema de lentes de interfaz para convertir los rayos en rayos paralelos espaciales, como desde un haz divergente incidente a un haz espacialmente paralelo.

[0194] El detector no reivindicado puede incluir un detector refrigerado por nitrógeno líquido, un fotodiodo semiconductor con un área fotosensible de diámetro de 400 μm acoplado a un amplificador como un circuito integrado, y similares. El fotodetector tiene una sensibilidad espectral en la gama de la luz transmitida. El

fotodetector recibe una radiación reflejada atenuada y convierte la radiación en una señal eléctrica. El detector también puede incluir un termopar, un termistor, y un microbolómetro.

[0195] El analito tal como se utiliza aquí describe cualquier sustancia particular que se quiera medir. El detector de radiación infrarroja se refiere a cualquier detector o sensor capaz de registrar radiación infrarroja. Ejemplos de detectores adecuados de radiación infrarroja, incluyen pero no se limitan a un microbolómetro, un termopar, un termistor, y similares. La radiación infrarroja detectada combinada puede ser correlacionada con las longitudes de onda correspondientes a concentraciones de analitos utilizando medios como una transformación de Fourier.

[0196] El TC proporciona la signatura de radiación infrarroja media y las signaturas de radiación infrarroja cercana de los analitos presentes en él. La signatura de radiación infrarroja del TC está afectada por la concentración de analitos en el TC. Una de las moléculas presentes en el TC es la glucosa, y la signatura de radiación infrarroja media y cercana natural de la glucosa contenida en la radiación infrarroja natural del túnel cerebral permite la medición no invasiva de la glucosa. Cambios en la concentración de ciertos analitos como la glucosa, el colesterol, el etanol, y otros, pueden provocar un incremento o cambio en la emisión natural de radiación infrarroja del túnel cerebral que se puede utilizar para medir la concentración de un analito.

[0197] El TC emite radiación electromagnética dentro del espectro de radiación infrarroja. Las características espectrales de la radiación infrarroja emitida por el TC pueden correlacionarse con la concentración de analitos. Por ejemplo, la glucosa absorbe radiación infrarroja media a longitudes de onda de entre 8,0 micras a 11,0 micras aproximadamente. Si la radiación infrarroja media pasa a través de o se refleja desde el túnel cerebral donde está presente la glucosa, se puede detectar una signatura de radiación distinta a partir de la radiación atenuada o la radiación restante que no es absorbida por el analito. La absorción de cierta cantidad de la radiación que se aplica al túnel cerebral (que contiene la sustancia de interés), puede tener como resultado una disminución mensurable de la cantidad de energía de radiación, lo cual puede ser utilizado para determinar la concentración de un analito.

[0198] Un modo de realización no reivindicado proporciona un método y un dispositivo para la medición no invasiva de la concentración de analitos en sangre y otros tejidos, e incluye los pasos de detectar la radiación infrarroja media emitida de forma natural por el túnel cerebral, y determinar la concentración de dichos analitos correlacionando las características espectrales o signatura de radiación de la radiación infrarroja detectada con una signatura de radiación que corresponde a la concentración de analitos. El método puede incluir también un paso de filtrado anterior a la detección, mediante el filtrado de la radiación infrarroja emitida de forma natural por el túnel cerebral. En el caso de la medición de glucosa, el filtrado permite únicamente el paso a través del filtro de longitudes de onda de 8.000 a 11.000 nanómetros aproximadamente. El método también incluye un paso de detección en el que se utiliza un detector de radiación infrarroja, que genera una señal eléctrica basada en la radiación recibida y transmite la señal a un procesador. Un detector de radiación infrarroja media puede medir la radiación infrarroja media emitida de forma natural por el túnel cerebral. Se puede utilizar una variedad de detectores incluyendo termopares, termistores, microbolómetros, MTC refrigerado por nitrógeno líquido como Nicolet, y similares. Se puede utilizar un procesador para analizar y correlacionar las características espectrales o la signatura de radiación de la radiación infrarroja media detectada con una signatura de radiación de un analito. Para la glucosa la signatura de radiación generada se encuentra dentro de la longitud de onda entre 8.000 nm a 11.000 nm aproximadamente. El método puede incluir un paso de análisis utilizando algoritmos basados en la Ley de Plank para correlacionar la signatura de radiación con la concentración de glucosa. El método puede incluir también un paso de notificación, como mediante visualización o medios acústicos.

[0199] Se han proporcionado muchos modos de realización ilustrativos de detección química, pero se entiende que no se puede utilizar otro sistema sensor de acuerdo con la invención. Por ejemplo, no se pueden utilizar transductores que utilicen fluorescencia para medir la presión parcial del oxígeno, el dióxido de carbono, el pH, el óxido nítrico, el lactato, y gases anestésicos así como tampoco sensores químicos ópticos como absorbencia, reflectancia, luminiscencia, birrefringencia, etc.

[0200] La FIG. 4 es una vista en perspectiva esquemática de otro modo de realización preferente que muestra la parte medidora 2006 compuesta de una pluralidad de sensores y/o detectores. Se ve la parte medidora 2006 que tiene una pareja de emisor y detector de luz 2360 y un sensor de temperatura 2362 alojado en dicha parte medidora 2006. La pareja de fuente y detector de radiación 2360 está preferentemente alojada en una placa 2364. La placa 2364 puede tener cualquier forma, y a modo de ejemplo y preferentemente la placa 2364 tiene una forma esencialmente rectangular. La placa rectangular 2364 alberga al menos un emisor de luz 2366 en un lado y al menos un detector 2368 en el lado opuesto. El emisor de luz 2366 está conectado a al menos un cable 2372 y el detector 2368 está conectado a al menos un cable 2374. El cable 2372, 2374 comienza en la pareja de emisor y detector de luz 2360, y recorre la parte medidora 2006, y termina en un cable multifilar 2382 del brazo 2004. La porción de cable 2382 termina en la porción de cable 2384 del cuerpo 2002. La parte detectora de temperatura 2370 es esencialmente cilíndrica y alberga la porción de cable 2375 (mostrado en líneas discontinuas) en su cuerpo 2380 y el sensor de temperatura 2362 está situado en el extremo libre 2378 de la parte detectora de temperatura 2370. La parte detectora de temperatura 2370 está dispuesta adyacente a la pareja de emisor y detector de luz 2360, preferentemente cerca del detector de luz 2368, para evitar que el calor generado por el emisor de luz 2366 afecte a la medición de la temperatura corporal. Los cables 2372, 2374, y 2376 preferentemente forman un único cable

multifilar 2385 que sale de la parte medidora 2006. La porción de cable 2382 está dispuesta sobre o dentro del brazo 2004, y dispuesta además sobre o dentro del cuerpo 2002. El extremo libre 2378 de la parte detectora de temperatura 2370 que alberga el sensor de temperatura 2362 se proyecta preferentemente más allá del plano inferior 2386 de la parte medidora 2006. La parte detectora de temperatura 2370 de la parte medidora 2006 puede comprender preferentemente un material blando y comprimible. La pareja de emisor y detector de luz 2360 se puede proyectar también más allá del plano inferior 2386. La porción de cable 2384 puede estar conectada a un circuito de proceso, memoria, y pantalla y/o un transmisor. Cualquier combinación de sensores, moléculas sensoras, y detectores puede estar alojada en la parte medidora 2006. Otro modo de realización incluye un sensor de pulso combinado con un sensor de temperatura y un sensor de glucosa. La parte medidora 2006 puede incluir también un sensor de oxígeno, incluyendo un sensor óptico para medir la saturación de oxígeno como oximetría de pulsos y un sensor electroquímico para medir la presión parcial de oxígeno. Se puede utilizar cualquier combinación de medición física incluyendo la temperatura, la presión y el pulso con cualquier medición química o medición óptica.

[0201] La FIG. 5A es una vista en planta en perspectiva de otro modo de realización que muestra un dispositivo detector 2000 compuesto del cuerpo 2002, el brazo 2004 con el orificio 2001 para alojar un cable, y la parte medidora 2006 con el orificio 2003 para alojar un cable.

[0202] La FIG. 5B es una vista lateral en perspectiva de otro modo de realización del dispositivo detector 2000 que muestra el cuerpo 2002 con una estructura de túnel 2005 para alojar un cable, y el brazo 2004 con dos orificios 2007, 2009 para alojar un cable, y una porción de cuello extensible y ajustable 2011 tipo acordeón para permitir un doblado más flexible y/o alargar el brazo 2004 para colocar un sensor en la zona del TC. La parte medidora 2006 comprende un cilindro 1999 con un cable 2013 introducido en dicho cilindro 1999 y terminando dicho cable 2013 en un sensor. El cable 2013 está preferentemente alojado en un tubo de Teflon™, penetrando dicho tubo en el brazo 2004 por el orificio 2007 adyacente a la parte tipo acordeón 2011 y saliendo por el extremo opuesto del brazo 2004 por un segundo orificio 2009.

[0203] La FIG. 5C es una vista lateral de otro modo de realización del dispositivo detector 2000 que muestra el cuerpo 2002 con una estructura de túnel 2005 para alojar una porción de cable 2015 y una delgada lámina de metal representando el brazo 2004, teniendo dicho brazo 2004 dos orificios 2007, 2009 para alojar una porción de cable 2017. Para la medición de temperatura, la parte medidora 2006 comprende un cilindro 1999 de material aislante con un cable 2013 introducido en dicho cilindro 1999 y recorriendo el centro de dicho cilindro 1999, terminando dicho cable 2013 en un sensor de temperatura 2010. El cable 2017 está preferentemente alojado en un tubo de Teflon™, penetrando dicho tubo en el brazo 2004 en su parte media y saliendo por el extremo del brazo 2004 en la unión con el cuerpo 2002. El cuerpo 2002 tiene dos partes, una parte superior semirrígida 2019, preferentemente de metal o plástico, y una parte inferior blanda 2021 fabricada en caucho, poliuretano, polímeros y cualquier otro material blando. La porción de cable 2015 recorre el túnel 2005 del cuerpo 2002 y termina en la unidad de proceso y lectura 2012.

[0204] La FIG. 5D es una vista en planta del dispositivo detector 2000 de la FIG. 5C mostrando el cuerpo 2002, el brazo 2004 con los orificios 2007 y 2009 para alojar un cable, teniendo dicho brazo 2004 una parte extensible 2011, y una parte medidora 2006.

[0205] La FIG. 5E es una vista inferior en planta de un dispositivo detector 2000 que muestra el cuerpo 2002 con dos partes, una parte superior semirrígida 2019, preferentemente una fina lámina de metal o plástico, y una parte inferior blanda 2021 fabricada en caucho, poliuretano, polímeros y cualquier otro material blando. La porción de cable 2017 está fijada al brazo 2004, teniendo dicho brazo 2004 una parte ajustable extensible 2011. La parte medidora 2006 comprende un soporte 1999, representado por un cilindro con un sensor 2010 dispuesto en el extremo del cilindro 1999.

[0206] La FIG. 5F es una vista inferior del dispositivo detector 2000 que muestra el cuerpo 2002 con dos partes, una parte superior semirrígida 2019, preferentemente una fina lámina de metal, y una parte inferior blanda 2021 fabricada en caucho, poliuretano, polímeros y cualquier otro material blando. La porción de cable 2017 está fijada al brazo 2004, teniendo dicho brazo 2004 una parte ajustable extensible 2011. La parte medidora 2006 comprende un soporte 1999 representado como un cilindro, teniendo dicho cilindro 1999 una ranura 2023 para facilitar la fijación del cable 2013 a dicho cilindro 1999, con un sensor 2010 dispuesto en el extremo del cilindro 1999.

[0207] La FIG. 5G es ilustrativa de una vista inferior del dispositivo detector 2000 que muestra el cuerpo 2002, el brazo 2004 doblado para el uso, y la parte medidora 2006 con un material aislante a dos niveles 2027 de dos alturas diferentes y un cable 2025 que sale del cuerpo 2002. El cable en este modo de realización no está a la vista sino completamente cubierto por goma aislante en el brazo 2004, y por el cilindro de poliuretano en la parte medidora 2006, y colocado entre la placa de metal 2019 y la almohadilla blanda 2021 en el cuerpo 2002.

[0208] La FIG. 5H muestra un dispositivo detector 2000 cuando es portado por un usuario 2031, con la parte medidora 2006 colocada en la unión entre la nariz y la ceja. El cuerpo 2002 está conectado al brazo 2004, estando fijado dicho cuerpo 2002 a la frente 2033 a través de la superficie adhesiva blanda 2021.

[0209] La FIG. 5I muestra el dispositivo detector 2000 cuando es portado por un usuario 2035, estando compuesto dicho dispositivo detector de un brazo plástico 2004 con características elásticas, teniendo dicho brazo de plástico 2004 un sensor 2010 en su extremo libre colocado en la unión entre la nariz y la ceja. El cuerpo 2002 comprende una banda que puede alojar un circuito electrónico, un circuito de proceso, una fuente de alimentación y un transmisor, así como una pantalla.

[0210] La FIG. 5J muestra un dispositivo detector 2450 separable, de dos partes, siendo portado por un usuario 2035, estando dicho dispositivo detector 2450 separable compuesto de dos partes: (1) un dispositivo de soporte 2451 incluyendo el brazo plástico 2454 con características elásticas, y (2) un parche 2462 que aloja un sensor 2460, sujetando dicho brazo de plástico 2454 a dicho parche 2462 en una posición estable para realizar mediciones. El sensor 2460 puede estar colocado centrímicamente en el parche 2462, y sujeto mediante presión aplicada por el brazo 2454. El brazo 2454 está conectado al cuerpo 2452, mostrado a modo de ejemplo montado en una banda 2456, pero se puede utilizar cualquier otra estructura como una placa, montura de gafas, accesorio de cabeza, y similares así como cualquier estructura de soporte de la presente invención como el cuerpo 2452 conectado al brazo 2454. En este modo de realización el sensor 2460 está situado en el parche 2462. El brazo 2454 y el cuerpo 2452 no tienen piezas eléctricas o electrónicas y actúan como soporte mecánico. De manera alternativa, el brazo 2454 y/o el cuerpo 2452 pueden tener un conector eléctrico para conectarse con un cable del parche 2462. Las dimensiones del brazo 2454 son similares a las dimensiones descritas para el brazo 2004 del dispositivo detector 2000. El brazo 2454 ayuda a colocar el parche 2462 en la unión entre la nariz y la ceja. El cuerpo 2452 comprende una banda que puede alojar un circuito electrónico, un circuito de proceso, una fuente de alimentación y un transmisor, así como una pantalla. Para más comodidad se puede acoplar una almohadilla 2458 al brazo 2454.

[0211] La FIG. 6 es otro modo de realización que muestra un dispositivo detector 2500 con tabique nasal o clip compuesto de una pieza de tabique nasal 2502, un brazo 2504 posicionable de forma ajustable y una parte medidora 2506. La pieza de tabique nasal 2502 incluye preferentemente dos almohadillas 2512 y 2514 y el puente 2520 que conecta las dos almohadillas 2512, 2514, teniendo preferentemente dichas almohadillas una superficie adhesiva. El brazo 2504 parte de la pieza de tabique nasal 2502 y termina en la parte medidora 2506. La parte medidora 2506 es mostrada ilustrativamente como una estructura de dos niveles 2516 que aloja el sensor 2510, a modo de capas de tarta de boda de dos niveles. El brazo 2504 apunta hacia arriba al techo de la órbita para posicionar el sensor 2510 sobre o adyacente al TC. Se puede fijar un cordón o correa 2518 a la pieza del tabique nasal 2502 para mejorar la estabilidad y fijación a la cabeza.

[0212] Las FIG. 7A a 7F muestran modos de realización preferentes del sistema sensor 2400 de la presente invención. Así, con referencia a la FIG. 7A, la estructura de detección y soporte especializada 2400 de la presente invención incluye un cuerpo 2402 (como la montura de unas gafas de sol, una banda, un casco, una gorra, etc.), ilustrado aquí como la montura de unas gafas, para fijar el sistema sensor 2400 a una parte del cuerpo como la cabeza (no mostrado). El sistema sensor 2400 incluye un brazo 2404 posicionable de forma ajustable fabricado preferentemente en una aleación con memoria de forma o cualquier material que sea deformable y tenga memoria, en el que el extremo de este brazo 2404 termina en una parte medidora 2406 que aloja un sensor 2410 conectado eléctricamente al cuerpo 2402 a través del cable 2419. La porción de cable 2418 en la parte medidora 2406 está rodeada por un elemento comprimible 2422, preferentemente un resorte. El resorte 2422 está conectado al sensor 2410. Durante el uso, el resorte 2422 presiona el sensor 2410 contra la piel creando una pequeña compresión. El cable 2418 termina en la porción de cable 2419, y preferentemente recorre el interior del brazo 2404 y sale por el extremo opuesto para conectarse a la estructura 2402, que aloja el circuito impreso 2420 incluyendo el circuito de proceso 2422 y elementos transmisores 2424 y la fuente de alimentación 2421. La parte medidora 2406 comprende preferentemente una carcasa exterior 2407, estando compuesta preferentemente dicha carcasa de un material similar al caucho. El sensor 2410 comprende un sensor de temperatura, estando cubierto preferentemente dicho sensor por una lámina metálica, realizándose dicha fijación mediante un adhesivo de transferencia térmica.

[0213] Las gafas de la presente invención pueden incluir el uso de un sistema en voladizo. La presente invención incluye preferentemente un brazo 2404 sujeto rígidamente en un extremo del cuerpo 2402, representado por una montura de gafas, teniendo dicho brazo 2404 un extremo libre que incluye una parte medidora 2406 con paredes 2407 que aloja un sensor 2410.

[0214] La FIG. 7B muestra la estructura de detección y soporte especializada 2400 de la FIG. 7A cuando es portada por un usuario 2401, y comprende la parte medidora 2406 que tiene preferentemente una estructura esencialmente en forma de cono posicionada en el túnel cerebral 2409 en la unión de la ceja y la nariz, por debajo de la ceja y por encima del ojo. La parte medidora 2406 está conectada a un brazo 2404 posicionable de forma ajustable que es flexible y está representado en una posición doblada, estando conectado dicho brazo 2404 a una banda 2405, que funciona como el cuerpo de una estructura detectora para sujetar la parte medidora 2406 a una parte del cuerpo. El centro 2446 de la banda 2405 tiene una extensión 2443 que alberga circuitos electrónicos, el procesador, la fuente de alimentación, y el transmisor inalámbrico. La banda 2405 puede funcionar como la montura de unas gafas con lentes desmontables.

[0215] La FIG. 7C muestra otro modo de realización de las gafas de detección especializadas 2430 de la presente invención compuesto de un sistema sensor doble con dos brazos 2434, 2444 que se bifurcan en la parte superior

2438 de la montura de gafas 2440, prologándose dichos brazos 2434, 2444 a partir de la parte media 2446 de la montura 2440 y estando situados encima de las almohadillas 2442. Los brazos 2434, 2444 están situados aproximadamente en el medio de la montura de gafas 2440. Los brazos 2434, 2444 pueden incluir una abertura para alojar las varillas 2438, 2439, estando conectadas dichas varillas a la parte medidora 2436, 2437 y pudiendo dichas varillas 2438, 2439 deslizarse y moverse dentro de dicha abertura en los brazos 2434, 2444. La parte medidora 2436, 2437 aloja el sensor 2410, 2411 en su extremo externo, mostrado a modo de ejemplo como un sensor de medición de temperatura 2410 y un sensor de medición de pulsos 2411. La parte media de la montura 2440 puede tener un receptáculo que alberga la fuente de alimentación eléctrica, el transmisor y el circuito de proceso.

[0216] La FIG. 7D muestra otro modo de realización de la estructura de detección y soporte especializada 2400-a de la invención y comprende una montura de gafas 2440-a, lentes 2421-a, almohadillas 2423-a, un brazo 2404-a posicionable de forma ajustable, y la parte medidora 2406-a que tiene una estructura cilíndrica, alojando dicha parte medidora 2406-a un resorte 2422-a que está conectado al sensor 2410-a. La parte medidora 2406-a está conectada al brazo 2404-a, estando conectado dicho brazo 2404-a a la montura de las gafas 2440-a. El resorte 2422-a proyecta el sensor 2410-a más allá de la parte medidora 2406-a.

[0217] La FIG. 7E es una fotografía de un modo de realización preferente que muestra una vista inferior de las gafas de detección 2480, basadas en LEDs, compuestas de un sensor 2470 en el soporte 2476 representando una parte medidora de las gafas de detección 2480, un brazo ajustable 2474 que parte de la montura 2477 de las gafas de detección 2480, un LED 2478, estando colocado dicho LED 2478 en el borde de las lentes 2482 y encima de la almohadilla nasal 2484, y estando operativamente conectado dicho LED 2478 a un procesador alojado en la montura 2477, de manera que se active dicho LED 2478 cuando el valor del parámetro biológico que está siendo medido se desvía del rango normal.

[0218] La FIG. 7F es una fotografía de un modo de realización preferente que muestra unas gafas de detección inalámbricas 2490 compuestas de un sensor 2486 en el soporte 2488 representando una parte medidora de las gafas de detección inalámbricas 2490, un brazo ajustable 2492 que parte de la montura 2494 de las gafas de detección 2490, un alojamiento 2496, prolongándose dicho alojamiento desde la montura 2494 y sobre la almohadilla nasal 2498. Un procesador, una fuente de alimentación y un transmisor pueden ser montados dentro de dicho alojamiento 2496 y ser eléctricamente conectados al sensor 2486. Una señal inalámbrica correspondiente al parámetro biológico medido es transmitida a un receptor por un transmisor situado en el alojamiento 2496.

[0219] La FIG. 8A muestra otro modo de realización del parche detector no perteneciente a la invención reivindicada. Así, la FIG. 8A muestra un parche en forma de trébol 2530 compuesto de dos piezas: (1) una pieza flexible grande y delgada con forma de trébol 2522, y (2) una pieza más gruesa de forma redonda 2524, representada como un botón, que sujeta un sensor 2528, siendo dicho botón 2524 más grueso que la pieza grande con forma de trébol 2522 subyacente. El botón 2524 que sujeta el sensor 2528 está fijado a una pieza grande y más delgada 2522. La parte grande del parche 2530 comprende la pieza delgada 2522, y la parte del parche 2530 que sujeta el sensor 2528 comprende una pieza de menor tamaño en comparación con la pieza delgada 2522. La parte que sujeta el sensor 2528 es más pequeña y gruesa que la parte subyacente del parche 2530. La pieza grande 2522 es más delgada y de mayor tamaño que dicha parte que sujeta el sensor 2500. El sensor 2528 está conectado a un cable 2526 que tiene un ángulo de aproximadamente 90 grados entre la parte lateral del botón 2524 y el plano de la parte grande 2522. El cable 2526 recorre el botón 2524 y luego recorre la parte delgada 2522, y sale de la parte delgada 2522. El botón 2524 que sujeta el sensor 2528 se proyecta más allá de la superficie de la parte delgada 2522, estando dicho botón 2524 colocado preferentemente de forma excéntrica sobre la parte subyacente delgada 2524 del parche 2530. Tanto la parte delgada 2522 como la parte gruesa 2524 del parche 2530 pueden tener una superficie adhesiva sobre la superficie del parche 2530 que se coloca sobre la parte del cuerpo.

[0220] Las FIG. 9A a 9B muestran una ilustración de otro modo de realización de la estructura de soporte o sistema sensor 2540 de la invención, para su uso en animales, estando colocado el sensor 2550 sobre la zona del párpado 2538 de un animal 2536 en el túnel cerebral 2532. El dispositivo detector del TTC del animal 2540 incluye un cuerpo 2542, representado por una placa, un brazo alargado 2544, posicionable de forma ajustable y fijado a dicha placa 2542, y un sensor 2550 colocado en el extremo libre de dicho brazo 2544. El brazo 2544 está fijado a la placa 2542, teniendo preferentemente dicho brazo 2544 un mecanismo deslizante y una placa 2542 que tiene preferentemente una ranura 2552, permitiendo así al brazo 2544 moverse con relación a la placa 2542 para colocar el sensor 2550 sobre la zona TTC 2532 mientras la placa 2542 está en una posición fija sobre la piel del animal 2536. El mecanismo ranurado 2552 tiene una pluralidad de posiciones de bloqueo, permitiendo al brazo 2544 ser bloqueado en diferentes posiciones. El brazo 2544 está conectado a una unidad de transmisor y proceso (no mostrada) a través del cable 2546. El sensor 2550 tiene preferentemente una forma rectangular. Preferentemente el sensor 2550, o el material que rodea el sensor 2550 como resina epoxi, tiene un espesor de entre 1 mm y 6 mm, y más preferentemente una espesor entre 2 mm y 4 mm, y más preferentemente un espesor entre 1 mm y 3 mm. El sensor 2550 puede estar cubierto por material aislante o cualquier material que presione el sensor 2550 haciendo que el sensor entre en el túnel cerebral, pudiendo dichos otros materiales aumentar el grosor total de la parte del sensor.

[0221] Se entiende que la placa 2542 puede funcionar como un circuito impreso y alojar un procesador, un transmisor inalámbrico y una fuente de alimentación. De manera alternativa, la placa 2542 aloja un transmisor y la

fuelle de alimentaci3n siendo transmitidas las se1ales a un receptor remoto para su proceso y la visualizaci3n de los resultados, o la placa 2542 sujeta una antena para la alimentaci3n electromagn3tica incluyendo dispositivos pasivos. Queda excluido que los componentes electr3nicos, el transmisor, el procesador y la fuente de alimentaci3n puedan estar alojados en una caja para su implantaci3n bajo la piel del animal. En este modo de realizaci3n excluido la placa 2542 es sustituida por esta caja, y el m3todo incluye el paso de crear una abertura en la piel, e implantar la caja bajo la piel o sobre la piel mientras el brazo 2544 permanece preferentemente sobre la piel, y dicha caja queda fijada bajo la piel. Otro paso excluido puede incluir suturar la piel en torno al sensor 2550 a fin de proporcionar mejor estabilidad y protecci3n del sensor, sujetando dicha sutura la piel 2554 sobre la parte superior del t3nel cerebral 2532 y la piel 2556 en la parte inferior del t3nel cerebral 2532, y aplicando un punto en el borde de dicha piel 2554, 2556, estando situado dicho punto justo sobre el sensor 2550.

[0222] La FIG. 9B muestra otro modo de realizaci3n no reivindicado de un dispositivo detector para un animal 2540, compuesto de una cubierta de protecci3n multi-capas 2558 que est3 montada sobre la parte superior de la placa 2542 y el sensor (no mostrado porque est3 cubierto por la capa 2558), teniendo preferentemente dicha capa 2558 propiedades aislantes, un brazo 2544, y un cable 2546. Preferentemente, se coloca un soporte grueso como una pieza dura de material como madera con la forma del sensor encima de dicho sensor para crear una mejor yuxtaposici3n entre el sensor y la piel en el TTC.

[0223] El m3todo excluido incluye fijar la placa 2542 a la cabeza de un mam3fero, pegando preferentemente la superficie interna de la placa 2542 a la piel del animal utilizando cola o una superficie adhesiva; colocar el sensor 2550 sobre el TTC 2532 en la zona del p3rpado 2538, siendo realizado dicho paso preferentemente deslizando el brazo 2544 en una ranura 2552 en la placa 2542 hasta que el sensor 2550 est3 sobre o adyacente a la zona TTC 2532. Otro paso excluido puede incluir doblar el extremo libre del brazo 2544 y aplicar presi3n en el TTC 2532 mediante el sensor 2550 y producir una se1al mediante dicho sensor 2550. Otros pasos incluyen aplicar una corriente el3ctrica, y generar una se1al mediante el sensor 2550. Otros pasos pueden incluir procesar y analizar dicha se1al, y notificar el valor de dicha se1al. Pasos similares pueden ser utilizados cuando se aplica el dispositivo detector 2000, pero preferentemente durante el uso m3dico con humanos la colocaci3n puede no incluir un paso deslizando.

[0224] Ahora con referencia a la FIG. 10A, vemos otro m3todo y aparato de la invenci3n, consistente en acoplar se1ales de un t3nel fisiol3gico, como por ejemplo, acoplar la se1al del TTC a medios de alarma montados sobre la ropa, como una prenda de vestir o acoplados al calzado. Debe entenderse que cualquier art3culo de calzado incluyendo zapatillas deportivas, sandalias, botas y calzado similar entran dentro del alcance de esta invenci3n as3 como cualquier tipo de prenda de vestir.

[0225] La t3cnica anterior confiaba en valores num3ricos para orientar al usuario sobre la intensidad del ejercicio, como por ejemplo consultando un reloj de mu1eca para ver el ritmo cardiaco a partir de una banda en el pecho para monitorizar los latidos. Mirar un n3mero tiene varias desventajas como incrementar el estr3s y la distracci3n, lo cual puede reducir el rendimiento. Adem3s, el cerebro humano est3 organizado para asociar c3digos como por ejemplo n3meros, con una informaci3n o condici3n particular, y ello puede reducir brevemente la concentraci3n en el ejercicio para que el cerebro realice la asociaci3n, que en este caso es por ejemplo que el n3mero 100 latidos por minuto (lpm) queda fuera de una zona de pulsos 3ptima o el n3mero 39,5 grados Celsius significa que se est3 fuera de una zona t3rmica 3ptima. El simple gesto de sujetar el brazo para mirar un n3mero puede restar preciosos segundos de rendimiento, ya que para ver un n3mero es necesario utilizar el m3sculo ciliar el ojo para enfocar, as3 como mantener la pantalla en una posici3n esencialmente inm3vil para mantener el brazo quieto y alineado con el ojo. Adem3s, una persona mayor de 45 a1os puede tener presbicia y por lo tanto tener dificultades para ver un valor num3rico a menos que utilice gafas. A diferencia de todas estas desventajas de la t3cnica anterior, la presente invenci3n conf3a en medios de notificaci3n que no requieren utilizar el m3sculo ciliar del ojo para enfocar y para poder leer un n3mero. La presente invenci3n es tambi3n aconsejable para ser utilizada por personas de todas las edades incluyendo mayores de 45 a1os que tengan presbicia e incluso cataratas. Adem3s la presente invenci3n no requiere sujetar una pantalla en una posici3n esencialmente inm3vil. En realidad los medios de notificaci3n de la presente invenci3n est3n preferentemente en movimiento constante durante el tiempo que se est3 suministrando la informaci3n al usuario. Adem3s no hay distracciones al tratar de leer un n3mero y asociar dicho n3mero con un estado biol3gico. Adem3s no aumenta el estr3s como ocurre cuando se mira un valor num3rico, ni incluye trabajo cerebral adicional para interpretar un n3mero. Todas estas ventajas se consiguen utilizando una fuente de luz como medio de notificaci3n, estando, de acuerdo con esta invenci3n, adaptada dicha fuente de luz para proporcionar informaci3n seg3n el valor del par3metro biol3gico. Adem3s, una fuente de luz, como la colocada en un zapato, est3 presente de forma natural en el campo visual de un humano sin que dicho sujeto tenga que mirar directamente o enfocar a la luz. Ello permite que la informaci3n sea suministrada de forma natural y recibida sin esfuerzo por el usuario. Adem3s el cerebro a trav3s del c3rtex occipital est3 mejor adaptado para reconocer un est3mulo visual que un est3mulo num3rico y el cerebro est3 tambi3n mejor adaptado para memorizar est3mulos visuales como un LED amarillo que informe sobre el potencial peligro que para memorizar un n3mero como 147 lpm o 38,9 grados Celsius. Adem3s, la informaci3n como una fuente de luz est3 inmediatamente disponible y sin necesidad de realizar una asociaci3n como ocurre con los n3meros. Adem3s, el cerebro humano est3 entrenado diariamente para reconocer y procesar est3mulos visuales, como las luces verdes, amarillas y rojas de los sem3foros o el LED de un dispositivo electr3nico para indicar que el dispositivo est3 encendido. Por lo tanto, la presente invenci3n asocia los aspectos

biológicos relacionados con estímulos visuales a la ingeniería y describe dicho dispositivo de monitorización, que incluye LEDs de manera preferente montados sobre o en un artículo de vestir como prendas de vestir, accesorios o zapatos como medios de notificación en lugar de valores numéricos.

[0226] La FIG. 10A ilustra la asociación de señales fisiológicas como la temperatura y el pulso con el calzado, funcionando dicho calzado como receptor de la señal para alertar al usuario de valores fisiológicos anormales. Este modo de realización está destinado a un artículo de calzado que tenga una o una pluralidad de medios de alerta como fuentes de luz, representadas por LEDs, vibración, timbres, altavoces y similares, que se activan de acuerdo con el valor fisiológico medido por un sensor. Se entiende que cualquier sonido puede ser producido o cualquier indicio visual puede ser utilizado para informar fácilmente y de forma natural al usuario sobre el nivel de parámetros biológicos sin necesidad de mostrar ningún valor numérico ni requerir que el usuario busque la información como por ejemplo mirando un reloj. La información es adquirida por el usuario de forma pasiva y sin esfuerzo. El campo visual de un usuario permite recibir el estímulo visual sin tener que hacer ningún movimiento adicional como sujetar el brazo para mirar un reloj. El valor numérico real durante el ejercicio físico es de interés secundario ya que el aspecto clave para evaluar el nivel de ejercicio es una serie de valores o valores umbrales (por ejemplo demasiado altos o demasiado bajos) que son representados por estímulos visuales y acústicos, según la presente invención. Con la iluminación de una luz correspondiente al valor de un parámetro biológico, el usuario es asesorado con respecto al nivel del ejercicio para que pueda permanecer dentro de las zonas de seguridad, de una forma sencilla en la que el usuario tiene una respuesta inmediata sin tener que pensar en el número que aparece en pantalla y luego analizar si el número corresponde a un nivel de ejercicio correcto.

[0227] Además de la temperatura y el pulso, se puede utilizar cualquier otra señal incluyendo el nivel de oxígeno, la presión sanguínea, el nivel de glucosa, la presión ocular, y similares, así como señales de otros dispositivos como un podómetro, y similares. Además, los medios de notificación de la invención basados en luz pueden incluir la activación de una fuente de luz, tal como un LED, para indicar la distancia o en el caso de un velocímetro para indicar la velocidad del usuario. Por ejemplo, un usuario puede programar el podómetro para activar una luz cada 1.000 pasos o cada milla, por ejemplo durante un maratón. El programa también está adaptado para activar un LED cuando el usuario está corriendo a cierta velocidad, estando predeterminada dicha velocidad por el usuario. En este modo de realización por ejemplo, el podómetro tiene 3 LEDs: azul, verde y rojo, que están programados para ser activados de acuerdo con una velocidad o distancia predeterminadas. Por ejemplo, el LED azul se activa si la velocidad es inferior a 6 minutos por milla, el LED verde se activa si la velocidad está entre 6 y 7 millas por minuto, y el LED rojo se activa si la velocidad es más de 7 millas por minuto. El sistema puede incluir también un sistema de posicionamiento global u otro sistema para rastrear la velocidad y/o distancia, en el que se active una luz cuando se alcanza la velocidad o distancia deseadas, o de manera alternativa, la luz se activa cuando la velocidad y/o distancia programadas no han sido alcanzadas.

[0228] Los medios de alerta avisan al usuario cuando las señales recibidas de un sensor se encuentran dentro de los niveles adecuados o avisan al usuario cuando la señal se encuentra fuera de los niveles de seguridad. Por ejemplo, los medios de alerta informan al usuario sobre si dicho usuario se encuentra en una zona térmica óptima (ZTO), en la que la temperatura corporal se encuentra dentro de los niveles ideales para estimular la formación de proteínas de choque térmico. La ZTO se considera como el nivel adecuado para la salud y el rendimiento físico, y se encuentra en el rango de temperatura entre 37,0 grados C y 39,4 grados C, y preferentemente en torno a los 38,0 grados C, e incluso más preferentemente es de 38,5 grados aproximadamente, hasta los 39 grados C, para estimular la formación de proteínas de choque térmico. La ZTO indica un margen de temperatura que es seguro y permite el mejor rendimiento sin sobrecalentamiento. Diferentes niveles de ZTO pueden permitir quemar grasa de forma eficiente, ya que el quemado genera calor que se refleja en un aumento de la temperatura corporal. Igualmente, una zona de pulso óptima (ZPO) indica el margen óptimo de funcionamiento cardiovascular. Una segunda zona ZPO-F indica la frecuencia de pulsaciones que puede provocar el quemado de grasa. Se puede utilizar y programar una variedad de zonas óptimas de forma que se activen los LEDs de acuerdo con la zona óptima de interés para la condición física, resistencia, ejercicio cardio-pulmonar, mejorar el estado cardiovascular, quemar grasa, etc.

[0229] Los medios de alerta del calzado o prendas de vestir incluyen preferentemente una serie de luces que se activan de acuerdo con el nivel de un parámetro biológico, como la temperatura o el pulso del usuario. Un aspecto de esta invención incluye proporcionar un calzado o prenda de vestir interactivo que ayude al usuario a mantener la actividad física dentro de un margen óptimo visualizando luces y/o escuchando sonidos procedentes del calzado y/o prendas de vestir. Una serie de LEDs se montan sobre una parte del calzado o prenda de vestir que son fácilmente visualizados, como por ejemplo la parte superior de un calzado o la parte de una prenda de vestir que cubre el pecho o la parte delantera de las extremidades inferiores. Se entiende que cualquier accesorio de cabeza puede ser utilizado con la serie de LEDs montados en un lugar fácilmente visualizado durante la actividad física. La información acerca del nivel de ejercicio es obtenida a continuación de forma fácil y natural. En el modo de realización preferente no es necesario un número particular, ya que la serie de luces puede indicar el nivel de esfuerzo y si el usuario se encuentra en la zona óptima para la actividad planificada. Por ejemplo, una serie de LEDs montados en la lengüeta de un zapato o en la parte superior de un zapato se encienden de una cierta manera o parpadean en secuencia para indicar el nivel de un parámetro biológico, como el nivel de pulsaciones, el nivel de oxígeno, la presión sanguínea, o el nivel de temperatura, o para identificar la presencia de una sustancia química como medicamentos o cualquier

analito presente en el cuerpo.

[0230] En un modo de realización, una serie de LEDs está montada en la parte superior o lengüeta de un zapato, estando dichos LEDs conectados eléctricamente a un procesador que controla y acciona la serie de LEDs en base a una señal eléctrica, recibida desde un transmisor conectado a un sensor que monitoriza un parámetro fisiológico. El procesador está operativamente acoplado a un receptor, recibiendo dicho receptor señales de dicho sensor que monitoriza cualquier parámetro incluyendo parámetros fisiológicos o parámetros ambientales como la temperatura ambiente, la humedad, el viento, y similares, siendo dichas señales de dicho sensor preferentemente transmitidas inalámbricamente al receptor en el zapato. En otro modo de realización el sensor está colocado en el zapato incluyendo sensores para parámetros fisiológicos como el flujo sanguíneo, la temperatura, las pulsaciones y cualquier otro parámetro fisiológico y/o para detectar condiciones ambientales como la temperatura ambiente, la humedad, los rayos ultravioletas, el viento, y similar. En esos modos de realización no es necesario transmitir la señal como con los sensores colocados a distancia ya que la fuente de luz está también colocada en el zapato, y dicha fuente de luz puede estar integrada en el sensor. El procesador funciona para iluminar el LED durante un cierto periodo de tiempo, preferentemente cuando el usuario se encuentra en la ZTO y/o ZPO, encendiendo por ejemplo un LED verde. Alternativamente, el circuito de proceso enciende un LED rojo para informar al usuario que la temperatura o las pulsaciones son demasiado elevadas o un LED azul para informar de que la temperatura o pulsaciones son demasiado bajas, o cualquier combinación de ambos implicando cualquier color o número de LEDs.

[0231] La señal del transmisor acoplado al sensor es transmitida al receptor en un zapato o prenda de vestir, accionando dicha señal un LED o un altavoz en dicho zapato o prenda de vestir. Por ejemplo, cuando un sujeto humano que está monitorizando las pulsaciones y la temperatura con unas gafas de sol TTC envía una señal inalámbrica desde dichas gafas de sol TTC a un receptor en un zapato portado por dicho usuario, y dicha señal corresponde a una zona térmica óptima o una zona de pulsaciones óptima, entonces dicha señal hace que dos LEDs verdes se enciendan en el zapato para indicar que tanto la temperatura como las pulsaciones se encuentran dentro de los niveles ideales, y provoca que el zapato produzca el sonido "zona óptima". Se entiende que cualquier sonido puede ser producido o se puede utilizar cualquier indicio visual para informar de manera sencilla y natural al usuario acerca del nivel de los parámetros biológicos. Por lo tanto, si la señal recibida indica que el usuario tiene demasiado calor o el pulso demasiado alto, entonces un indicio representando un logo de Coca-Cola™ o un logo de Pepsi-Cola™ se enciende para indicar que el usuario debería tomar líquido e hidratarse, para evitar lesiones térmicas. Igualmente, la señal que indica una elevada temperatura puede hacer que el altavoz del zapato o prenda de vestir produzca el sonido "agua", "hora de tomar una Coca-Cola™", "hora de tomar una Pepsi™", y similares. Además de monitorizar el pulso con un dispositivo TTC, se puede utilizar cualquier otro dispositivo para el monitoreo de las pulsaciones incluyendo una banda de pecho convencional para monitorizar las pulsaciones, transmitiendo dichos dispositivos de monitorización una señal a un zapato o prenda de vestir para accionar luces, altavoz, y similares. Se entiende también que se puede utilizar cualquier señal de un dispositivo que monitoriza parámetros fisiológicos. Por lo tanto, un dispositivo que monitoriza la glucosa, la presión ocular, los niveles de medicamentos, el colesterol y similares puede transmitir la señal a un calzado o prenda de vestir, haciendo que se encienda por ejemplo un LED que representa bajos niveles de glucosa, y que el altavoz produzca un sonido "bajada de azúcar – beba un zumo" o que se encienda el nombre de un medicamento en el zapato o prenda de vestir para indicar el valor fisiológico. Por lo tanto, cuando un diabético es el usuario del sistema biológico de luz y/o sonido de esta invención y si el usuario está monitorizando su glucosa y la palabra "insulina" se enciende en el zapato, prenda de vestir o accesorios, en ese caso el usuario sabe que los niveles de azúcar están demasiado altos.

[0232] Se entiende que el alojamiento, al que aquí se denomina módulo o módulo LED electrónico de monitoreo biológico, conteniendo el receptor de radiofrecuencia, la fuente de alimentación, el procesador, el LED, y el altavoz puede ser fijado de manera desmontable al zapato o accesorio o montado de manera permanente en el zapato o prenda de vestir. Por ejemplo, se puede utilizar un bolsillo en el zapato o prenda de vestir como un bolsillo en la lengüeta del zapato para albergar el módulo LED electrónico de monitoreo biológico. Se admite y se puede utilizar cualquier bolsillo u otro medio para fijar uno o una pluralidad de módulos a un zapato o prenda de vestir. En un ejemplo de dos módulos, uno para monitorizar la temperatura desde unas gafas de sol TTC se fija mediante un gancho y correa (como un Velcro™) a una camisa, mientras un segundo módulo para monitorizar las pulsaciones desde una banda de pecho se coloca en un bolsillo situado en la lengüeta de un zapato. Cuando las gafas de sol TTC envían una señal de temperatura para informar al usuario del nivel de temperatura, se enciende el LED fijado a la camisa. Lo mismo ocurre con el LED en el zapato que se activa por una señal de pulsaciones a partir de la banda de pecho.

[0233] Ahora con respecto a la FIG. 10A, vemos un zapato 2600 que tiene una parte superior 2602 que incluye una lengüeta 2604 con un alojamiento 2606, como un bolsillo, para albergar el módulo 2610, incluyendo dicho módulo 2610 una fuente de alimentación 2612, un circuito receptor inalámbrico 2614, y al menos un LED 2620 operativamente acoplado al circuito receptor inalámbrico 2614 que funciona como un activador del LED. El módulo 2610 puede incluir también un procesador 2616 y un altavoz 2618. El módulo 2610 está preferentemente fabricado en plástico o cualquier material impermeable. Aunque el módulo 2610 aparece montado en una lengüeta 2604 del zapato 2600, se entiende que el módulo 2610 puede estar montado en cualquier parte de cualquier zapato y en cualquier tipo de zapato. También se entiende que el módulo 2610 puede incluir dispositivos electrónicos montados en una parte del zapato conectados a una fibra óptica o LED montado en una segunda parte del zapato. Por ejemplo

la batería, el receptor inalámbrico, y el controlador están alojados en una cavidad del tacón del zapato, y dichos dispositivos electrónicos y batería del tacón están conectados mediante cables a un LED en la lengüeta del zapato, o un circuito electrónico en la suela del zapato puede estar conectado a transmisores de fibra óptica situados en la parte frontal del zapato. Se puede utilizar cualquier tipo de fuente de luz incluyendo LEDs, fibra óptica, fuentes de luminiscencia química como una barra de luz, luz fluorescente, y similares. El emplazamiento de la fuente de luz y los altavoces incluye cualquier parte de la prenda de vestir o zapato, estando situada preferentemente la fuente de luz en el campo visual natural de un humano. Se entiende que se pueden utilizar todas las disposiciones descritas para un accesorio o prenda de vestir.

[0234] El módulo 2610 puede incluir un interruptor 2622, que puede activarse mediante la aplicación de presión cuando se está utilizando el zapato o el módulo 2610 puede incluir un interruptor que se activa manualmente. El módulo 2610 puede incluir cualquier tipo de interruptor accionado por inercia que permita la activación automática de un sistema receptor del módulo 2610. Por lo tanto, cuando el zapato no está en uso o ningún interruptor que funciona por presión está activando el sistema receptor del zapato, éste se desconecta automáticamente. Además, si el sistema receptor del zapato no recibe ninguna señal durante cierto periodo de tiempo, como por ejemplo 10 minutos, entonces el sistema receptor del zapato también se desconecta automáticamente. Esas disposiciones para encender y apagar el zapato permiten ahorrar batería y/o hacer que el sistema de esta invención sea más fácil de utilizar. Si el usuario quiere conocer el número real correspondiente al parámetro biológico, se puede activar un interruptor situado en el dispositivo de monitoreo acoplado al sensor o se puede activar un segundo interruptor en el zapato o prenda de vestir y puede visualizarse un número en el zapato o prenda de vestir, o en el dispositivo de monitoreo. En este modo de realización, el zapato o prenda de vestir, o dispositivo de monitoreo puede incluir un visualizador numérico. Por ejemplo, se contempla que las gafas de sol TTC pueden ser adaptadas para mostrar un valor numérico en las lentes si lo solicita el usuario.

[0235] En la FIG. 10B-1, se muestra una ilustración esquemática de esta invención para la medición de las pulsaciones y la temperatura e incluye un dispositivo de monitoreo 2624, representado por una banda de pecho para detectar el ritmo cardíaco, un termómetro 2626, representado por gafas para detectar la temperatura corporal, y un zapato 2630, teniendo dicho zapato 2630 un logo 2628 compuesto de LEDs. El logo 2628 aparece en una vista ampliada en la FIG. 10B-2, que muestra un primer LED 2632 y un segundo LED 2634 correspondiente a una zona del corazón, estando acoplado dicho primer LED 2632 a una señal que representa un ritmo cardíaco lento, y estando acoplado dicho segundo LED 2634 a una señal que representa un ritmo cardíaco rápido. Además de los LEDs 2632, 2634 acoplados a una zona de monitoreo del corazón, un tercer LED 2636 corresponde a una zona de temperatura corporal, estando acoplado dicho LED 2636 a una señal que representa un nivel de temperatura peligroso, es decir una temperatura corporal elevada.

[0236] Con la invención se pueden poner en práctica varios programas de ejercicio. A fin de alcanzar la intensidad de ejercicio correcta, el usuario puede utilizar teclados o botones para introducir información en el dispositivo de monitoreo que puede ser unas gafas o una banda de pecho, o de manera alternativa, el usuario puede introducir información en el zapato, siendo adaptado dicho zapato para recibir información y dicha información incluye edad, peso corporal, altura, objetivos de ejercicio y similares. Un procesador puede calcular a continuación la zona de temperatura óptima y la zona de pulsaciones óptima para esos objetivos de ejercicio particulares y activar los LEDs de acuerdo con la señal recibida y los objetivos de ejercicio. Por ejemplo, un usuario de 40 años, de 1,80 m de altura y que pese 95 kg, que quiere realizar una sesión de entrenamiento larga (de más de 45 min) con el objetivo de quemar grasa (perder peso), introduce la información que es transmitida a un procesador. El procesador está operativamente conectado a una memoria que almacena la ZTO y ZPO asociadas a una meta de ejercicio y a los datos del usuario. Según los datos del usuario del ejemplo, la ZTO se encuentra entre 38,1 grados Celsius y 38,5 grados Celsius y la ZPO se encuentra entre 117 y 135 latidos por minuto (lpm), lo que significa que el pulso óptimo se encuentra entre 117 y 135 lpm. Una forma preferente de calcular la ZPO consiste en restar 220 de la edad, lo cual da un valor de 180, y calcular a continuación un porcentaje del número ZPO (180) basado en las metas de ejercicio y en el usuario, que en este ejemplo se encuentra entre el 65% y 75%.

[0237] El procesador se acopla operativamente a los LEDs, y en un ejemplo de modo de realización si la señal de temperatura de las gafas termómetro 2626 corresponde a una temperatura superior a 38,5 grados entonces el LED 2636 se enciende para indicar la elevada temperatura, traduciéndose por ejemplo en la necesidad de hidratación o reducción de intensidad del ejercicio ya que el usuario se encuentra fuera de su zona de temperatura óptima (ZTO). Igualmente, si una señal de pulsaciones del dispositivo de monitoreo cardíaco 2624 corresponde a un ritmo cardíaco inferior a 117 latidos por minuto, que es el umbral superior para el ritmo cardíaco más lento, el procesador activa el LED 2632 que se enciende e indica por lo tanto un ritmo cardíaco por debajo de la meta del ejercicio. Si la señal recibida del dispositivo de monitoreo cardíaco 2624 corresponde a un ritmo cardíaco superior a 135 lpm, que es el umbral inferior del ritmo cardíaco más rápido, entonces el LED 2636 se activa y se enciende.

[0238] En otro modo de realización con cuatro LEDs compuesto de dos LEDs marcados con la letra T y dos LEDs marcados con la letra P, si la temperatura cae por debajo de 38,1 grados Celsius se enciende un "LED amarillo marcado con la letra T" indicando baja temperatura para la ZTO y si está por encima de 38,5 grados Celsius entonces se enciende "un LED rojo marcado con la letra T". Si las pulsaciones son inferiores a 117 lpm se enciende un "LED Amarillo marcado con la letra P" y si las pulsaciones son más rápidas que 135 lpm se enciende un "LED

rojo marcado con la letra P".

[0239] En la FIG. 10C-1 se aprecia un algoritmo de ejemplo para el monitoreo cardiaco de acuerdo con esta invención e incluye el paso 2640 para "obtener la señal del ritmo cardiaco", que es preferentemente recibida inalámbricamente a partir del dispositivo de monitoreo cardiaco 2624. El paso 2642 determina a continuación si "el ritmo cardiaco es por debajo del umbral superior del ritmo cardiaco más lento", ilustrado en el modo de realización como un ritmo cardiaco inferior a 117 lpm. En caso afirmativo, el paso 2644 activa el LED 2632 para indicar un ritmo cardiaco lento y luego procede con el programa del paso 2640 para obtener la señal del ritmo cardiaco. En caso negativo, el paso 2646 determina si el "ritmo cardiaco es por encima del umbral inferior del ritmo cardiaco más rápido" ilustrado en el modo de realización como un ritmo cardiaco más rápido que 135 lpm. En caso afirmativo, el paso 2648 activa el LED 2634 para indicar un ritmo cardiaco rápido y luego procede con el paso 2640. En caso negativo, se continúa el procesado y el programa procede al paso 2640. Igualmente, la FIG. 10C-2 muestra un algoritmo para el monitoreo de la temperatura corporal de acuerdo con esta invención. El paso 2650 adquiere el nivel de temperatura corporal, y el paso 2652 determina si "la temperatura es por encima del umbral inferior de la temperatura más elevada", ilustrada en el modo de realización como temperatura superior a 38,5 grados C. En caso afirmativo, el paso 2654 activa el LED 2636 para indicar una temperatura elevada y procede luego al paso 2650. En caso negativo, el programa continúa con el paso 2650 y el procesado continúa.

[0240] La invención incluye un método para detectar y transmitir un parámetro biológico, recibiendo la señal transmitida mediante un receptor conectado a un zapato o prenda de vestir, procesando la señal recibida, determinando el valor del parámetro biológico, y activando una fuente de luz basada en el valor. Otro paso puede incluir activar un altavoz. Otros pasos pueden incluir visualizar un valor numérico y transmitir la señal a otro dispositivo.

[0241] Se entiende que el programa puede realizarse en secuencias e incluir otros parámetros como el nivel y absorción de oxígeno, el nivel de glucosa, la presión sanguínea, el nivel de ácido láctico, la proteína de choque térmico, y cualquier otro parámetro biológico o parámetro medioambiental como la temperatura ambiente, la humedad, la velocidad del viento, y similares. Todos estos parámetros son notificados utilizando medios de notificación de la invención como el sistema LED de la invención. De acuerdo con ello, en otro modo de realización de esta invención se ha previsto una pluralidad de LEDs. Por ejemplo una primera serie de LEDs detecta un parámetro (por ejemplo el pulso), separándose dicha serie de LEDs de una segunda serie de LEDs que miden un segundo parámetro (por ejemplo la temperatura), y tanto la primera como la segunda serie de LEDs está separada de una tercera serie de LEDs que miden un tercer parámetro (por ejemplo la humedad ambiental). Cada grupo de LEDs puede ser activado por una señal desde un transmisor independiente conectado a cada serie específica de LEDs.

[0242] Se entiende también que cada LED puede estar marcado con indicios que indican el estado fisiológico. Por lo tanto, un LED puede tener por ejemplo las palabras "Alta Temp", y/o "RC rápido" y/o "RC lento" a fin de notificar el estado fisiológico. Además, un altavoz o un sintetizador de voz pueden ser incluidos y activados al mismo tiempo para producir, por ejemplo, el sonido "Alta Temp", y/o "RC rápido" y/o "RC lento". Se entiende también que se puede utilizar un LED de diferentes colores para indicar diferentes niveles para los parámetros biológicos. Por ejemplo, un LED verde representa un ritmo cardiaco inferior a 130 lpm, un LED amarillo representa un ritmo cardiaco de más de 130 lpm pero inferior a 170 lpm, y un LED rojo representa un ritmo cardiaco de más de 170 lpm. También se puede utilizar una serie de barras, indicando una barra iluminada un ritmo cardiaco inferior a 130 lpm, dos barras iluminadas indicando un ritmo cardiaco inferior a 170 lpm, y tres barras iluminadas indicando un ritmo cardiaco superior a 170 lpm. La invención también incluye un equipo que contiene un dispositivo para monitorizar parámetros biológicos y un zapato o una prenda de vestir. El equipo también puede incluir instrucciones. El dispositivo de alumbrado, como un LED, también puede ser desmontable para permitir la selectividad intercambiable del color de luz que se encienda.

[0243] Con referencia ahora a la FIG. 10D, se incluye un diagrama esquemático de bloques, que incluye un sistema transmisor TTC 2656, un sistema transmisor del ritmo cardiaco 2658, y un sistema receptor en zapato 2660. El sistema transmisor TTC 2656 incluye un sensor TTC 2662 (por ejemplo un sensor de temperatura), un procesador y circuito de proceso 2664 incluyendo algoritmos de temperatura, un transmisor 2666, una antena 2668 y una batería 2670. El sistema transmisor del ritmo cardiaco 2658 incluye un sensor de ritmo cardiaco 2672, un procesador y circuito de proceso 2674 incluyendo algoritmos de ritmo cardiaco, un transmisor 2676, una antena 2678 y una batería 2680. El sistema transmisor del ritmo cardiaco 2658 puede incluir un sistema compuesto de electrodos y un transmisor fijado al cuerpo del usuario, que puede estar alojado por ejemplo en una banda de pecho. El sistema de monitoreo del ritmo cardiaco 2658 puede incluir también una muñequera, una banda, un accesorio de cabeza o cualquier otro medio para monitorizar el pulso o accesorio adaptado para detectar el pulso de un usuario. El sistema receptor en zapato 2660 incluye un receptor 2682, un procesador y un circuito de control de visualización 2684, una antena 2686, y unos LEDs 2688, 2690, 2692, correspondiendo dichos LEDs 2688, 2690, 2692, a diferentes estados fisiológicos como se ha descrito previamente. Por lo tanto, los LEDs 2688, 2690, 2692, pueden corresponder a las funciones de los LEDs 2632, 2634, y 2636. Se entiende que cada uno de los sistemas 2656, 2658, 2660 puede incluir interruptores, conexiones eléctricas, y otros circuitos integrados para realizar las funciones necesarias. Los sensores 2662, 2672 generan una señal eléctrica que es transmitida al sistema receptor zapato 2660. En respuesta

a la señal recibida de los sistemas de transmisión 2666, 2676 el procesador y circuito de control de visualización 2684 puede activar uno o más LEDs durante un cierto periodo de tiempo incluyendo señales intermitentes. Esencialmente se puede utilizar una combinación de secuencias de iluminación de los LEDs y señales intermitentes como respuesta a una señal recibida. El sistema de la invención proporciona una nueva forma en la que el nivel de un parámetro biológico es indicado mediante el encendido de LEDs específicos. Al hacer que se encienda una luz correspondiente al valor de un parámetro biológico, el usuario es orientado respecto al nivel de ejercicio para permanecer dentro de las zonas de seguridad, de una manera sencilla en la que el usuario tiene respuesta inmediata sin tener que pensar en un número que aparece en una pantalla y luego analizar si el número entra dentro de un nivel de ejercicio deseado y/o nivel seguro.

[0244] Se entiende que se contemplan otros dispositivos receptores y que estos pueden beneficiarse de la presente invención. Por ejemplo, una máquina de ejercicio puede recibir la señal y una serie de LEDs montados en dicha máquina indican al usuario el estado del ejercicio y los valores del parámetro biológico sin que el usuario tenga que depender de un valor numérico. Otros dispositivos contemplados incluyen una muñequera montada con al menos un LED que se activa en base al nivel del parámetro biológico, detectando dicha muñequera el nivel y notificando el nivel a través de al menos un LED. En este modo de realización no hay necesidad de transmisión inalámbrica dado que la muñequera puede detectar el pulso y por lo tanto la función de detección y notificación se realizan en el mismo aparato. Igualmente, una banda de pecho puede tener una o más fuentes de luz para indicar el nivel de pulsaciones, siendo dicha banda de pecho preferentemente parte de una prenda o estando debajo de una fina camiseta para facilitar la visualización de los LEDs intermitentes. En otro modo de realización la banda de pecho que monitoriza el ritmo cardíaco puede incluir un altavoz para la notificación acústica de un valor numérico o para notificar una zona óptima para el ejercicio como la ZPO o ZTO. Se entiende también que un reloj de muñeca puede incluir una serie de luces que se encienden para indicar la ZPO o ZTO, o cualquier otro valor óptimo de un parámetro biológico. Además, aparte de un rango y valores umbrales, se puede también calcular un valor medio, y un LED se activa para indicar que se ha alcanzado ese valor medio, o que se está fuera de ese valor medio, como por ejemplo un valor de pulsaciones medio. Se entiende que, además de las luces para recibir información, si el usuario lo desea puede ser alertado por información hablada en tiempo real cuando alcance hitos, como un número de millas, durante una sesión de entrenamiento. También se contempla que el zapato o la prenda de vestir puede incluir un chip que reconozca el módulo 2610, que puede funcionar como un módulo fijado de forma desmontable, de manera que un usuario puede retirar el módulo 2610 de un zapato e insertar el mismo módulo 2610 en o sobre una prenda de vestir o en o sobre otro zapato, de manera que cualquier zapato o prenda de vestir con el chip puede utilizar el módulo 2610.

[0245] Básicamente hay dos tipos de sondas termométricas que utilizan sensores de contacto en la técnica anterior: (1) una para medir la temperatura interna, tal como termómetros para alimentos, y la temperatura corporal, tal como los termómetros orales, que se introducen dentro del objeto que está siendo medido, y (2) otra para medir la temperatura superficial, como por ejemplo medir la temperatura de una parrilla. A diferencia de la técnica anterior, esta invención describe un nuevo método y aparato que combina en el mismo termómetro características de sonda de medición de temperatura interna y de medición de temperatura superficial, que es una disposición necesaria para medir la temperatura en el túnel cerebral.

[0246] Las sondas termométricas para la medición de la temperatura interna de la técnica anterior, como termómetros orales/rectales, tienen sensores de temperatura cubiertos por una tapa metálica o por otros materiales que son buenos conductores de calor. La punta de los termómetros de la técnica anterior eran metálicas o de otros materiales conductores del calor como cerámica, y similar, incluyendo el sensor de temperatura en la punta rodeado de una cubierta metálica. A diferencia de la técnica anterior, esta invención muestra un termómetro en el que el sensor de temperatura está rodeado de un material aislante. A diferencia de la técnica anterior, el termómetro de esta invención comprende una punta en la que no hay ningún metal ni material conductor en torno al sensor de temperatura. Los lados de la punta del termómetro de esta invención comprenden material aislante, y por lo tanto los lados de la punta tienen al menos una capa aislante. Además, esta invención asocia dimensiones especializadas con una nueva punta detectora de temperatura que incluye una punta aislante en lugar de una punta metálica, alojando dicha punta aislante al sensor de temperatura.

[0247] Las sondas termométricas que miden la temperatura superficial están relacionadas únicamente con la superficie que se está midiendo y por lo tanto no necesitan aislamiento en una gran zona de la sonda ni una cubierta metálica para incrementar la transferencia de calor. Básicamente esas sondas termométricas de superficie de la técnica anterior tienen un termopar al final de la sonda, siendo dicho extremo rígido y fabricado en material duro.

[0248] El diseño de esta invención permite realizar simultáneamente la medición de la temperatura interna y la medición de la temperatura superficial. A fin de obtener una medición precisa de la superficie, el sensor TTC está completamente rodeado de aislamiento en el extremo de la sonda. A fin de medir la temperatura interna, el sensor tiene que entrar en el túnel lo cual provoca una hendidura en la piel. Cuando la sonda es empujada dentro del túnel debido a las características de la zona del TTC y de la piel, se produce una hendidura importante, lo cual hace que la piel se ciña y rodee la punta, lo cual afectaría a la temperatura del sensor térmico ya que la piel está fría. Para evitarlo, la sonda de la invención tiene, además de las dimensiones especiales previamente descritas, una superficie bastante larga (longitud) de material aislante encima del sensor y carece de material conductor alrededor de la punta

de la sonda. Igualmente, para adaptarse a la geometría especializada de la piel en el TTC, el material aislante de esta invención comprende un material aislante blando y preferentemente comprimible en la punta. A diferencia de esta invención, la técnica anterior ha utilizado materiales duros en la punta, dado que esas sondas se utilizan para medir superficies duras y/o planas y no superficies irregulares como la de la piel en el TTC. Además, dado que la geometría del TTC es cóncava por naturaleza, el modo de realización preferente del extremo de la sonda de esta invención es esencialmente convexo. Además, la punta de la sonda puede comprender uno o más sensores, y preferentemente una pluralidad de sensores dispuestos en una superficie esencialmente convexa. La programación en el procesador selecciona la temperatura más alta entre todos los sensores facilitando la lectura de la temperatura en el punto de entrada principal del túnel, que tiene la temperatura más alta. Preferentemente, una punta de la sonda o superficie de medición de la sonda incluye al sensor y el material aislante en dicha superficie, y dicha sonda es esencialmente cilíndrica. El sensor de esta invención que está situado en la punta de la sonda está rodeado de material aislante, tanto en la parte superior de dicho sensor como alrededor de los lados de dicho sensor. El sensor de esta invención está preferentemente expuesto en la punta de la sonda sin que ningún material cubra dicho sensor. A diferencia del material aislante duro de la técnica anterior, el sensor de esta invención está rodeado de material aislante blando. La sonda está preferentemente configurada como una varilla portátil. A diferencia de la técnica anterior que utiliza material duro para sujetar la punta de la sonda, como el que se utiliza en el termómetro de medición superficial, la presente invención utiliza exclusivamente material blando en torno al sensor térmico en su totalidad, y no hay material duro ni metálico adyacente al sensor o situado a menos de 4 mm de la punta del sensor, estando este material ilustrativamente representado en varios modos de realización incluyendo el cuerpo 2020. La forma de la punta de la sonda de esta invención está diseñada para adaptarse tomando la forma de la superficie del TTC debajo y adyacente a la ceja y la nariz, y de manera más específica para adaptarse al techo de la órbita por la zona del párpado y la nariz. La técnica anterior tiene una cantidad muy pequeña de material aislante alrededor de la punta ya que ésta no estaba diseñada para medir la temperatura interna. A diferencia de la técnica anterior, esta invención, al tener necesidad de evitar la temperatura de la piel que puede circundar a la sonda durante la entrada del sensor en el túnel afectando así a la medición, se utiliza una gran cantidad de aislamiento. La longitud preferente del material en la punta de la sonda, estando dicho material aislante orientado hacia fuera, es igual o inferior a 3,5 mm, y preferentemente igual o no superior a 5 mm, y más preferentemente igual o no superior a 10 mm. El material aislante en la punta está preferentemente no cubierto por ningún otro material. La sonda térmica de esta invención tiene características exclusivas de ambos tipos de termómetro, de los termómetros invasivos y los de medición superficial. La punta del termómetro de esta invención utiliza preferentemente material deformable y se adapta a la superficie que se está midiendo. La punta de la sonda adopta el contorno de la zona que está siendo medida de manera que detiene cualquier temperatura ambiente, e impide que el tejido dérmico que rodea al túnel toque el elemento térmico. Preferentemente, un material aislante autónomo es lo que soporta la punta de la sonda, siendo dicho material preferentemente material comprimible con características elásticas. Las características mencionadas aquí han sido descritas en varios modos de realización de esta invención incluyendo la parte medidora y la FIG. 11V-1 a FIG. 12M-2.

[0249] Además, la presente invención describe nuevos métodos y aparatos para medir parámetros biológicos, como la temperatura. Sin embargo y con referencia a la FIG. 11, la presente invención no comprende un lápiz óptico inteligente 2700 asociado a un dispositivo electrónico 2702, como un PDA, un dispositivo computarizado portátil, una tableta, un ordenador portátil, o cualquier dispositivo electrónico que utilice una varilla (lápiz) para tocar la pantalla para realizar una función. El dispositivo de la invención incluye el lápiz inteligente 2700 representado aquí por un lápiz óptico para pantalla táctil o cualquier varilla para tocar la pantalla del dispositivo electrónico 2702. El lápiz 2700 alberga un sensor 2704 en un extremo 2706, estando opuesto dicho extremo al extremo del lápiz adaptado para tocar la pantalla, siendo denominado aquí dicho extremo 2706 como el extremo detector del lápiz 2700, e incluyendo también un extremo opuesto 2708, denominado en lo sucesivo como el extremo táctil del lápiz 2700. El lápiz 2700 también incluye el cableado 2710 dispuesto sobre o dentro del lápiz 2700, y preferentemente dentro del cuerpo 2712 del lápiz 2700 para conectar dicho lápiz 2700 al dispositivo electrónico 2702. El extremo libre del cable 2710 se conecta al sensor 2704 y el otro extremo sale del lápiz 2700, y se conecta con una porción de cable exterior más gruesa 2714 que está conectada al dispositivo electrónico 2702. El cable 2710 sale preferentemente de dicho lápiz 2700 en la parte media 2716. En la técnica anterior, el cable sale de una varilla a través del extremo o la punta de dicha varilla, y no a través de la parte media de la varilla. Esta nueva disposición no perteneciente a la presente invención que incluye el cable que sale de la parte media de la varilla, permite a ambos extremos, el extremo detector 2706 y el extremo de la pantalla táctil 2708, estar libres, con el extremo táctil 2708 para tocar la pantalla 2718 del dispositivo electrónico 2702 y el extremo detector 2706 que aloja al sensor 2704 para tocar el cuerpo para realizar la medición.

[0250] El dispositivo electrónico 2702 comprende una pantalla táctil 2718 que incluye un cuadro de visualización 2720 para visualizar el valor numérico de la señal obtenida por el sensor 2704, una segunda ventana 2722 para visualizar valores almacenados de la señal que está siendo medida, un cable 2714 para conectar el dispositivo electrónico 2702 al lápiz 2700, incluyendo también preferentemente un cuadro de diálogo 2724 para mostrar al usuario información como la identificación del paciente, además de un procesador 2726 y la fuente de alimentación 2728. Si el dispositivo electrónico 2702 está dispuesto como un PDA (Asistente Digital Personal), incluye preferentemente un teclado convencional 2730 para PDA.

[0251] La FIG. 11A se refiere a la técnica anterior y muestra una varilla 2732 con una punta detectora de contacto

2734 para un dispositivo medidor de la temperatura corporal, como un termómetro interno, estando compuesta dicha punta detectora 2734 de metal o de otro material con elevadas propiedades de conductividad térmica. El sensor 2745 en la punta 2734 de la varilla 2732 está cubierto por un material de alta conductividad térmica 2735. La punta 2734 de la técnica anterior también comprende un material duro. Además, la punta de un termómetro de la técnica anterior cubierta por metal o un material con conductividad térmica tiene una dimensión igual a o mayor de 10 mm para dicho material con conductividad térmica.

[0252] A diferencia de la técnica anterior, la FIG. 11B muestra el dispositivo medidor de temperatura especializado 2760 de esta invención, en el que una varilla 2742 tiene una punta detectora 2740 que aloja un sensor de temperatura 2736 y está rodeada por un material aislante 2738, estando dicho material aislante 2738 compuesto de cualquier material que tenga una baja conductividad térmica. La varilla 2742 está conectada a un cuerpo principal 2752, alojando dicho cuerpo 2752 una tarjeta de circuito impreso con microprocesador 2754, una batería 2756 y una pantalla 2758. La punta 2740 que alberga el sensor de temperatura está compuesta de material de baja conductividad térmica 2738. La punta 2740 de la varilla del termómetro de esta invención incluye una combinación de un sensor de temperatura 2736 y material de baja conductividad térmica 2738. El sensor de temperatura 2736 está rodeado del material aislante 2738, con solo la superficie detectora 2746 de dicho sensor 2736 no estando cubierta por material aislante 2738. Las superficies laterales externas 2744 de la punta 2740 comprenden material aislante 2738. El sensor de temperatura 2736 está rodeado por el material aislante 2738. El material aislante 2738 tiene una superficie detectora externa 2748 que toca el cuerpo o la piel durante la medición y sujeta el sensor 2736, una superficie lateral externa 2744 que es esencialmente perpendicular a la superficie detectora 2748, y una superficie interna 2750 que está de cara a la parte interna de la varilla 2742. La FIG. 11-C es una vista en perspectiva esquemática de la punta 2740 de la varilla 2742 de la FIG. 11-B mostrando el sensor 2736 y el material aislante 2738, teniendo dicho material aislante 2738 una superficie detectora externa 2748 y una cara lateral externa 2744. La mayor dimensión preferente de la superficie detectora externa 2748 de material aislante 2738 es igual o inferior a 20 mm, y preferentemente igual o inferior a 15 mm, y más preferentemente igual o inferior a 10 mm en su dimensión más larga, e incluso más preferentemente igual o inferior a 8 mm. La mayor dimensión preferente del sensor de temperatura 2736 es igual o inferior a 6 mm, y preferentemente igual o inferior a 4 mm, y más preferentemente igual o inferior a 2 mm en su dimensión más larga, e incluso más preferentemente igual o inferior a 1 mm, de acuerdo con el principal punto de entrada y punto de entrada general del túnel cerebral. Las dimensiones de otros sensores son similares, como sensores de presión, piezoeléctricos y similares y una pareja de emisor y detector de luz puede incluir dimensiones mayores. Las dimensiones y la descripción del material aislante son aplicables a cualquiera de los modos de realización similares a varillas de esta invención no incluyendo el lápiz inteligente 2700, y cualquier otro dispositivo detector en forma de varilla como una pluma, una antena y cualquier estructura tipo varilla. El alojamiento de la punta para sujetar un sensor de temperatura de la técnica anterior comprende esencialmente una punta dura. A diferencia de la técnica anterior, la punta de esta invención que alberga o sujeta el sensor de temperatura es esencialmente blanda. La FIG. 11D muestra otro modo de realización que comprende una varilla 2764 que tiene un sensor prominente 2762 rodeado del material aislante 2766, que se prolonga más allá del extremo de la varilla 2764.

[0253] El lápiz inteligente no perteneciente a la invención puede ser utilizado de la manera convencional con un casquillo de metal, pero a diferencia de los termómetros de la técnica anterior, el cable del lápiz inteligente de esta invención sale de dicho lápiz en la parte media del lápiz. Como se aprecia en la FIG. 11-E, que muestra la técnica anterior, el cable 2782 del termómetro 2784 de la técnica anterior sale de la varilla 2786 en el extremo 2788 de dicha varilla 2786. El cable 2782 conecta el sensor 2790 al dispositivo electrónico 2792. Los termómetros de la técnica anterior que incluyen una varilla y un cable comprenden un extremo que tiene el sensor y el extremo opuesto de la varilla que contiene el cable, como se encuentra en los termómetros Welch Allyn, termómetros Filac y similares.

[0254] La FIG. 11-F muestra otro modo de realización no reivindicado, en el que el sensor 2770 está alojado en el extremo del lápiz 2768, en el que el sensor 2770 está cubierto con la funda 2772 preferentemente hecha de metal, cerámica u otro material térmicamente conductivo y más preferentemente hecha de metal, cubriendo dicha funda 2772 completamente el extremo 2774 del lápiz 2768, y dicho sensor 2770 está conectado a un cable 2778 que sale del lápiz 2768 en la parte media 2776 de dicho lápiz 2768. La distancia desde la punta de la funda de metal 2772 a la parte media 2776 del lápiz 2768, mostrada por la flecha 2769, mide preferentemente al menos 30 mm y menos de 300 mm, y más preferentemente al menos 30 mm y menos de 200 mm, e incluso más preferentemente al menos 20 mm y menos de 40 mm. El cable 2778 que conecta el lápiz 2768 a un dispositivo electrónico 2780 sale exclusivamente del lápiz 2768 en la parte media 2776. La parte media o porción media es considerada en esta invención cualquier parte que está situada entre los dos extremos del lápiz o de cualquier estructura tipo varilla.

[0255] La FIG. 11-G1 muestra otro modo de realización no reivindicado, en el que una funda 2794 que aloja un reactivo 2796 como glucosa oxidasa está adaptada a la parte superior del extremo detector 2798 que alberga el sensor 2800 del lápiz 2802. La funda 2794 tiene brazos 2804 para sujetar la funda 2794 en la parte superior del extremo detector 2798. Cuando la sangre que contiene glucosa es depositada en la parte superior de la funda 2794, el reactivo 2796 genera una reacción que es detectada por el sensor 2800, como un sensor óptico o electroquímico, generando una señal que es traducida en nivel de glucosa según un proceso estándar. La FIG. 11G-2 muestra con más detalle la funda especializada 2794 de la FIG. 11-G1 que es preferentemente esencialmente cilíndrica y alberga al reactivo 2796. La funda también incluye los brazos 2804 y la extensión 2806 a efectos de manipulación y

colocación.

[0256] La FIG. 11H muestra un extremo especializado 2807 del termómetro no reivindicado que incluye una varilla 2811 que tiene una funda 2805 hecha de metal o de material térmicamente conductivo, cubriendo dicha funda un sensor de temperatura 2809. La dimensión "2813", representada por la flecha 2813, extendiéndose dicha dimensión desde el borde de la funda 2805 hasta la punta de la funda 2805, corresponde a la mayor dimensión de una funda metálica de esta invención. La longitud preferente de la dimensión 2813 es igual o inferior a 3 mm, y preferentemente igual o inferior a 2 mm, y más preferentemente igual o inferior a 1,5 mm, e incluso aún más preferentemente igual o inferior a 1 mm.

[0257] La FIG. 11J es otro modo de realización no reivindicado, en el que el lápiz 2810 incluye un extremo táctil 2812 y un extremo detector 2814, teniendo dicho extremo detector 2814 una ranura 2808, estando adaptada dicha ranura para recibir una tira 2818 tal como una tira reactiva para una reacción química que incluya la detección por glucosa oxidasa de la glucosa presente en la sangre aplicada a dicha tira 2818. El lápiz 2810 incluye también una zona de detección 2816, que está adaptada para recibir una tira 2818, y detecta la reacción química que se produjo en dicha tira 2818, y produce una señal correspondiente a la cantidad de una sustancia química o analito presente en la tira 2818. El cable 2820 está conectado en un extremo a la zona de detección 2816 y sale del lápiz 2810 a través de la parte media 2822 de dicho lápiz 2810. La porción de cable externa 2826 conecta el lápiz 2810 a una unidad de proceso y visualización 2824. El extremo táctil 2812 comprende un extremo adaptado para tocar una pantalla, o alternativamente un extremo adaptado para escribir, como una pluma o un lápiz.

[0258] Aunque un modo de realización no reivindicado incluye un sistema cableado, se entiende que el lápiz inteligente de la invención también incluye un sistema inalámbrico. En este modo de realización, como se indica en la FIG. 11K, el lápiz 2830 está conectado por onda inalámbrica 2828 a un dispositivo electrónico inalámbrico 2832. El lápiz 2830 tiene tres partes, el extremo detector 2836, el extremo táctil 2844, y la parte media 2838. El sensor 2834 está alojado en el extremo detector 2836 del lápiz 2830, y la parte media 2838 del lápiz 2830 alberga una tarjeta de circuito impreso 2840 que incluye un transmisor inalámbrico, y la fuente de alimentación 2842. La parte media 2838 tiene preferentemente una mayor dimensión que el extremo detector 2836 que alberga el sensor 2834 y es mayor que el extremo táctil 2844. La dimensión A-A1 de la parte media 2838 es preferentemente mayor que la dimensión B-B1 del extremo táctil 2844 y mayor que la dimensión C-C1 del extremo detector 2836.

[0259] El extremo opuesto al extremo detector 2836 comprende referentemente el extremo táctil 2844, estando dicho extremo táctil 2844 del lápiz 2830 preferentemente libre de sensores y utilizado para tocar una superficie 2846 del dispositivo electrónico inalámbrico 2832. Esta disposición impide que la superficie 2846 del dispositivo electrónico inalámbrico 2832 se raye o sufra daños lo que ocurriría si el extremo táctil alojara también un sensor. Igualmente la disposición impide que el sensor 2834 sufra daños al tocar una superficie como la superficie 2846.

[0260] Con referencia a la FIG. 11-L, otro modo de realización no reivindicado incluye un instrumento detector y escritor 2850 que comprende preferentemente un elemento en forma de varilla con una parte detectora 2870 y una parte de escritura 2872. La parte detectora 2870 contiene las piezas electrónicas 2864, 2866 y la batería 2868 e incluye un extremo detector 2852 que alberga un sensor 2854. La parte de escritura 2872 alberga un elemento de escritura 2856 e incluye un extremo para escribir 2874. El elemento de escritura 2856 contiene tinta 2858 teniendo dicho elemento de escritura 2856 un extremo distal 2860 adaptado para suministrar dicha tinta 2858. El instrumento detector y escritor 2850 también incluye un cable 2862 que conecta el sensor 2854 al circuito electrónico y de visualización 2864, que muestra un valor medido con el sensor 2854, una tarjeta de circuito impreso/microchip 2866, que calcula el valor en base a la señal del sensor 2854, y una fuente de alimentación 2868, todo lo cual está preferentemente alojado en la parte superior del instrumento 2850. Se entiende que el elemento de escritura 2856 puede estar montado en un resorte 2876. La parte detectora 2870 es preferentemente de mayor diámetro que la parte de escritura 2872. Aunque el modo de realización preferente incluye el sensor 2854 que está alojado en el extremo opuesto al extremo de escritura 2874, se entiende que el sensor 2854 puede estar alojado en el extremo de escritura 2874, que tiene preferentemente un tambor giratorio y un resorte que incluye el sensor 2854 y el elemento de escritura 2856 colocados adyacentes entre sí en el tambor (no mostrado). Cuando este se acciona, queda expuesto el extremo del sensor, y si se acciona otra vez, se retrae el extremo del sensor y queda expuesto el extremo de escritura. El elemento de escritura 2856 puede incluir un tubo para la tinta, y a efectos de la descripción puede incluir cualquier artículo que pueda suministrar una sustancia que permita escribir, dibujar, pintar y similar e incluye plumas de cualquier tipo, lápices de cualquier tipo, instrumentos de escritura basados en cera como lápices, un pincel y similares.

[0261] Se entiende que cualquier dispositivo electrónico tal como un dispositivo electrónico que reconozca caracteres alfabéticos, numéricos y de dibujo no entra en el alcance de la invención. Un dispositivo electrónico incluye un dispositivo con una superficie electrónica que reconoce trazos de un instrumento de escritura en el que se puede colocar papel normal sobre dicha superficie electrónica a efectos de escribir y convertir dicha escritura en información digital mediante una variedad de sistemas de reconocimiento de caracteres ópticos o sistemas similares, alojando dicho instrumento de escritura un sensor.

[0262] A modo de ilustración, pero sin carácter limitativo, serán descritos a continuación sensores y sistemas para el

lápiz inteligente, no reivindicados. El sensor puede comprender al menos uno o una combinación de los siguientes: un sensor de temperatura, un sensor electroquímico (tal como un sensor de gases sanguíneos para medir el oxígeno), un sensor enzimático (como un sensor de glucosa oxidasa para medir la glucosa), un sensor fluorescente, y un sistema sensor de infrarrojos incluyendo un emisor de luz y un fotodetector adaptados de forma yuxtapuesta, y utilizando preferentemente reflectancia para medir el nivel de una sustancia, como la glucosa o la saturación de oxígeno.

[0263] Una pluralidad de sistemas sensores y detectores incluye un lápiz inteligente que comprende un micrófono y un sensor de presión para la medición de las pulsaciones y la presión sanguínea. El extremo del lápiz aloja preferentemente un sensor piezoeléctrico para detectar sonidos y un mecanismo para aplicar presión, como un tensiómetro, a fin de cambiar el flujo sanguíneo y provocar un cambio en el sonido. El tensiómetro tiene un transmisor de presión inalámbrico que transmite la información de presión al dispositivo electrónico, como un PDA. Cuando el piezoeléctrico o micrófono del lápiz detecta un cambio en el sonido, envía una señal al PDA, que almacena la presión transmitida por el tensiómetro, creando por lo tanto un acoplamiento entre la presión que se está midiendo con el tensiómetro y el cambio de sonido detectado por el lápiz. Se entiende que el lápiz puede incluir un sensor de presión acoplado a un medio de presión mecánico que aplica presión al vaso sanguíneo para detectar la presión arterial media y el cambio de presión correspondiente a la presión arterial. Se entiende también que el extremo del lápiz puede alojar un sistema de fibra óptica u otro sistema óptico como un sistema para medir luz fluorescente, y para iluminar la zona que se está midiendo e identificar el pulso arterial.

[0264] Otro modo de realización preferente incluye una antena con capacidades de detección, comprendiendo preferentemente el elemento antena detectora una antena en forma de varilla que incluye una antena látigo y una antena alámbrica que alberga en su extremo libre un sensor mientras el extremo opuesto está exento de sensores y conectado a dispositivos convencionales electrónicos o de comunicación y a un plano de masa como las antenas que se encuentran en los teléfonos móviles y radios. Aunque el sensor está preferentemente situado en el extremo de la antena, se entiende que el sensor puede estar alojado adyacente al extremo libre de la antena. Un modo de realización excluido comprende un teléfono móvil que alberga un sensor de temperatura en el extremo libre de la antena, comprendiendo dicho teléfono móvil medios electrónicos para convertir la señal del sensor en una señal de temperatura, y otros medios para notificar mediante indicadores visuales, acústicos u otros la temperatura medida. La radio o teléfono móvil de la presente invención están adaptados para generar y procesar la señal de un parámetro biológico que se está midiendo con la antena, por lo tanto el teléfono móvil, radio u otro dispositivo con una antena puede entonces funcionar como un termómetro para medir la temperatura corporal utilizando un sensor alojado en la antena. Además de medir la temperatura corporal, la antena puede ser adaptada para medir la temperatura en general como de líquidos y también para medir la temperatura ambiente.

[0265] Así, la FIG. 11-M es otro modo de realización no reivindicado que muestra un teléfono 2880 incluyendo un teclado 2888, un visualizador 2890, dispositivos electrónicos 2892 y una antena detectora 2882 que tiene un sensor 2884 en su extremo libre 2886. El sensor 2884 está conectado a un plano de masa y a dispositivos electrónicos 2894 a través del cable 2895.

[0266] La FIG. 11-N y la FIG. 11-P muestran con detalle ejemplos de disposiciones de la antena con capacidades detectoras. La FIG. 11-N muestra la antena detectora 2900 que tiene dos compartimentos, un compartimento 2898 que aloja el sensor 2896 y el cable 2902, y un segundo compartimento compuesto de la antena 2904 para transmitir y recibir ondas electromagnéticas. El sensor 2896 puede ser colocado en la parte superior o parte lateral del compartimento 2898. La FIG. 11-P muestra la antena 2910 que tiene un sensor 2906 y un cable 2908 dentro de la antena 2910. El método no reivindicado incluye el paso de colocar el extremo libre de la antena que aloja un sensor en yuxtaposición con la zona que está siendo medida, como la piel del TC; generar una señal eléctrica basada en el valor del parámetro biológico que está siendo medido, y notificar el valor del parámetro biológico como por ejemplo visualizando un valor numérico. Se entiende que cualquier sensor o detector de contacto y sin contacto pueden ser alojados dentro o sobre la antena.

[0267] El sistema no reivindicado puede incluir también un sistema para medir el efecto del viento. En este modo de realización el sensor de temperatura es un termistor. Cuando se activa, la electrónica del teléfono móvil aplica corriente al termistor a fin de incrementar la temperatura de dicho termistor. Dado que la antena está expuesta al aire, el ritmo de aumento de temperatura del termistor es inversamente proporcional a la velocidad del viento. A mayor velocidad del viento, existe proporcionalmente una necesidad de incrementar la energía a fin de mantener la temperatura del sensor constante. Se puede adaptar un software para identificar la velocidad del viento, y con ello el índice de frío o de calor, en base a la temperatura ambiente y al cambio de temperatura del termistor que se está calentando.

[0268] Se entiende que el sensor no reivindicado en el extremo de la antena detectora o en el extremo de los instrumentos de detección y escritura pueden incluir también una funda de sonda para evitar la contaminación cruzada al tocar una parte del cuerpo o cuando se toca una bebida para medir la temperatura de esa bebida. Se entiende sin embargo que se puede adaptar un software para permitir detectar cambios sutiles en la temperatura correspondiente a la ovulación o pre-ovulación, teniendo dicho teléfono móvil o radio medios para identificar dichos cambios e indicadores para notificar la información sobre la ovulación.

[0269] Se entiende que una variedad de disposiciones de sensores y detectores están excluidas de la invención como se indica en las FIG. 11-Q1 a FIG. 96-Q4. La FIG. 11-Q1 es una vista en planta de un dispositivo detector de tipo varilla como un termómetro, un lápiz, un instrumento de escritura, una antena y similar mostrando la superficie detectora 2912 de un dispositivo detector en forma de varilla con un sensor 2914. La superficie detectora 2912 puede estar formada enteramente de un sensor o detector. La mayor dimensión preferente de la superficie detectora 2912 es igual o inferior a 21 mm, y preferentemente igual o inferior a 15 mm, y más preferentemente igual o inferior a 10 mm. Considerando el sensor 2914 como un sensor único, la mayor dimensión preferente de sensor 2914 es igual o inferior a 15 mm, y preferentemente igual o inferior a 10 mm, y más preferentemente igual o inferior a 5 mm. La FIG. 11-Q2 es una vista lateral de otro modo preferente de realización mostrando una estructura en forma de varilla 2916 que tiene un detector de radiación infrarroja 2918 y una superficie detectora 2920. La FIG. 11-Q3 muestra una pareja de emisor y detector de luz 2922 montada en una estructura en forma de varilla 2924, estando dispuesto dicho sensor al mismo nivel con relación al extremo de dicha varilla 2924. La FIG. 11Q-4 muestra una pareja de emisor y detector de luz prominente 2926 de una estructura detectora en forma de varilla 2928.

[0270] La FIG. 11R-1 es otro modo de realización excluido que muestra una parte medidora con resorte 2930 que incluye una varilla hueca 2932 que funciona como un túnel, un brazo 2944 posicionable de forma ajustable, un resorte 2936, y un sensor 2934, estando fijado dicho sensor 2934 a una estructura de soporte de detección 2940 y cubierto por una funda 2938. El resorte 2936 está cubierto por una estructura esencialmente cilíndrica 2952 que tiene un extremo libre 2946 y un segundo extremo 2942 fijado a la varilla 2932 y/o brazo 2944. La estructura de soporte de detección 2940 incluye preferentemente dos partes, una parte distal 2948 que aloja un sensor 2934, y una parte proximal 2950 compuesta de una parte tipo varilla, estando adaptada dicha parte para fijar un extremo del resorte 2936. El resorte 2936 está conectado a la parte proximal 2950 de la estructura de soporte 2940 en un extremo y está conectado a la varilla 2932 en el extremo opuesto. Se puede utilizar cualquier medio de fijación como cola, calor y similar para fijar el resorte 2936 a la estructura de soporte 2940 y a la varilla 2932. La longitud preferente de la parte proximal 2950, en la que está fijado el resorte 2936, es igual o inferior a 7 mm, y preferentemente igual o inferior a 3 mm, y más preferentemente igual o inferior a 2 mm. La longitud preferente de la varilla 2932, en la que está fijado el resorte 2936, es igual o inferior a 7 mm, y preferentemente igual o inferior a 3 mm, y más preferentemente igual o inferior a 2 mm. La varilla 2932 termina en un brazo 2944 posicionable de forma ajustable, que es preferentemente hueco y tiene características flexibles y memoria, y es similar al brazo 2004 que ha sido previamente descrito. La longitud preferente desde el borde de la parte proximal 2950 hasta el borde de la varilla 2932, que corresponde a la longitud en la que el resorte 2936 no está en contacto con cualquier estructura, es igual o inferior a 9 mm, igual o inferior a 4 mm, o igual o inferior a 3 mm. El diámetro preferente del resorte 2936 es igual o inferior a 10 mm, igual o inferior a 4 mm, o igual o inferior a 2 mm. El diámetro preferente de la varilla 2932 es igual o inferior a 10 mm, igual o inferior a 4 mm, o igual o inferior a 2 mm. El sensor 2934 está conectado al cable 2947 que está dispuesto dentro del resorte 2936, y dentro de la varilla 2932 y brazo 2944. La longitud preferente desde el borde de la funda 2938 hasta la parte 2932 es igual o inferior a 14 mm, igual o inferior a 11 mm, o igual o inferior a 8 mm. La mayor dimensión preferente del sensor 2934 es igual o inferior a 14 mm, igual o inferior a 10 mm, o igual o inferior a 5 mm, o igual o inferior a 2 mm. El modo de realización de la FIG. 11R-1 no puede ser utilizado con ninguna estructura de soporte incluyendo las de los modos de realización de las FIG. 1A, FIG. 6, FIG. 7A, FIG. 7B y FIG. 7D, mostrando dicha FIG. 7D a modo de ejemplo el modo de realización de la FIG. 11R-1 integrado en unas gafas.

[0271] La FIG. 11R-2 es una vista en planta de la parte medidora con resorte 2930 que muestra la superficie de la funda 2938 mostrando un ejemplo de chip sensor 2960 dispuesto bajo dicha funda 2938, estando hecha dicha funda 2938 preferentemente de metal o de otro material conductor de calor. Una junta de soldadura 2962 conecta el chip sensor 2960 a un cable 2964, y un segundo cable 2966 está conectado a la funda 2938 a través de la junta de soldadura 2968. El diámetro preferente de la funda 2938 es igual o inferior a 14,8 mm, igual o inferior a 10,8 mm, igual o inferior a 5,8 mm, o igual o inferior a 2,8 mm.

[0272] La FIG. 11S-1 a 96S-4 muestra un modo de realización no reivindicado de una parte medidora. La FIG. 11S-1 muestra la parte medidora 2970 compuesta de una funda convexa 2972 hecha preferentemente de cobre, e incluye un conjunto sensor dispuesto bajo dicha funda 2972, estando compuesto dicho conjunto de un chip sensor 2974 colocado entre el electrodo 2976 y el electrodo 2978 y conectado al cable 2982, e incluye un segundo cable 2980 conectado a la funda 2972. La FIG. 11S-2 muestra la parte medidora 2984 compuesta de una funda convexa 2986, e incluye un conjunto sensor dispuesto bajo dicha funda 2986, estando compuesto dicho conjunto de un chip sensor 2988 colocado entre el electrodo 2990 y el electrodo 2992. El cable 2994 está soldado al electrodo 2992 y el cable 2996 está dispuesto entre el electrodo 2990 y la funda 2986. La FIG. 11S-3 muestra el modo de realización no reivindicado de la FIG. 11S-1 en el que la funda convexa 2972 es sustituida por una funda plana 2998. Este modo de realización preferente proporciona la menor cantidad de pérdida de calor. La FIG. 11S-4 muestra el modo de realización no reivindicado de la FIG. 11S-1 en el que la funda de cobre plana 2998 es sustituida por una funda de metal sólida 3000.

[0273] La FIG. 11T-1 muestra la parte medidora 3002 incluyendo el conjunto sensor del modo de realización no reivindicado de la FIG. 11S-3, además del resorte 3004, ilustrada en una vista transversal, estando dicho resorte 3004 adyacente a la porción de cable 3006, que es mostrado en su posición doblada (mediante una flecha pequeña)

después de la compresión del resorte 3004, estando adaptada dicha porción de cable 3006 para doblarse por la compresión del resorte 3004, e incluyendo también la varilla 3008 que está fijada al resorte 3004 y aloja la porción de cable 3010, siendo dicha porción de cable 3010 incapaz de moverse o deslizarse. La FIG. 11T-2 muestra con detalle la porción de cable 3006 formando una curva por la presión del resorte 3004. La curva formada por el cable 3006 por compresión está limitada por el diámetro del resorte. Se entiende que el método no reivindicado incluye el paso de posicionar el sensor, comprimir el resorte y generar una señal eléctrica desde dicho sensor. La dimensión de la curva del cable se ajusta para adaptarse al diámetro del resorte.

[0274] La FIG. 11U es una vista esquemática transversal de un modo de realización preferente de la parte medidora o conjunto detector 3012 de esta invención, e incluye una funda plana 3014. El espesor preferente de la funda 3014 desde el borde de dicha funda 3014 hasta la punta de dicha funda 3014 es igual o inferior a 2 mm, y el diámetro preferente de dicha funda 3014 es igual o inferior a 2 mm. Esas dimensiones se utilizan preferentemente para medir la temperatura. La funda 3014 está fijada al sensor 3016, cubriendo dicha funda 3014 el sensor 3016. El resorte 3018 está conectado en un extremo a la funda 3014 y en el extremo opuesto a la varilla 3020. Un cable 3022 conectado al sensor 3016 se muestra en posición doblada y dentro de un área comprendida por el resorte 3018. El resorte 3018 está fijado a la funda 3014 en un extremo y a la varilla 3020 en el otro extremo. El cable 3022 está fijado al sensor 3016 en un extremo y a la varilla 3020 en el otro extremo a fin de permitir a dicho cable 3022 doblarse y extenderse por compresión y descompresión del resorte 3018. La parte medidora 3012 está cubierta por una estructura 3024 hecha preferentemente de un plástico blando y adaptado para proteger el resorte 3018 y componentes asociados como el cable 3022, estando dicha estructura 3024 conformada como un cilindro en el que el extremo distal 3026 está abierto, permitiendo por lo tanto el movimiento sin obstáculos de la funda 3014 y el sensor 3016. Se entiende que se puede utilizar cualquier material que funcione como un resorte o que tenga capacidad de compresión y descompresión de una manera similar al resorte 3018. Se puede utilizar cualquier espuma, geles, o material comprimible con capacidades elásticas.

[0275] La FIG. 11V-1 es otro modo de realización que no forma parte de la invención reivindicada, que muestra otro dispositivo portátil para medir parámetros biológicos, y muestra ilustrativamente el ejemplo de un dispositivo portátil 3030 incluyendo un cuerpo 3032 dividido en dos partes, una parte recta 3036 y una parte curvada 3034, dicha parte recta 3036 siendo de mayor diámetro que la parte curvada 3034, y dicha parte recta 3036 terminando en un cable 3042, e incluyendo también una punta 3038, que sujeta el sensor 3044 e incluye un material aislante 3040 que rodea el sensor 3044. La FIG. 11V-2 es una vista en planta del dispositivo portátil 3030 que muestra una punta detectora 3038 y un sensor 3044 posicionado en el centro de la punta detectora 3038 y rodeado del material aislante 3040.

[0276] La FIG. 11V-3 es una vista en perspectiva esquemática de una sonda portátil no reivindicada 3046 que incluye una punta detectora 3050, siendo dicha punta 3050 esencialmente convexa, y un sensor 3048 dispuesto en el extremo de dicha sonda 3046. La punta detectora 3050 incluye el sensor 3048 y la estructura de soporte 3052 que sujeta y aísla dicho sensor 3048, estando formada dicha estructura 3052 preferentemente de material aislante blando. El sensor 3048 está conectado a una unidad de proceso y visualización 3054 a través del cable 3056 dispuesto preferentemente dentro de la sonda 3046. La FIG. 11V-4 es una vista en perspectiva esquemática de una sonda portátil no reivindicada 3058 que tiene una pareja de emisor y detector de luz 3060 en la punta detectora 3062, teniendo dicha punta detectora 3062 una estructura de soporte 3064 que incluye preferentemente material que crea una barrera a la luz infrarroja. El emisor y detector de radiación 3060 está conectado a una unidad de proceso y visualización 3066 a través del cable 3068. La FIG. 11V-5 es otro modo de realización no reivindicado que muestra una configuración de sonda en forma de J 3070 del dispositivo medidor 3080, incluyendo dicha sonda 3070 dos brazos, 3074, 3072 dichos dos brazos 3074, 3072 siendo de longitud diferente. El brazo 3074 termina en la punta detectora 3076, sujetando dicha punta 3076 al sensor 3078. El brazo 3074 es más largo que el brazo opuesto 3072. La curva 3082 entre los dos brazos 3074 y 3072 está adaptada para ser colocada sobre la nariz, con el brazo 3074 estando posicionado de manera que se coloque el sensor 3078 sobre o adyacente al túnel cerebral. El sensor 3078 está conectado a través del cable 3084 a una tarjeta de circuito impreso 3086 que aloja al procesador 3088 y visualizador 3090, estando conectada dicha tarjeta de circuito impreso a una fuente de alimentación 3092. El sensor 3078 incluye sensores y detectores de contacto y sin contacto como un detector de radiación infrarroja autónomo, estando separado dicho sensor del sitio que está siendo medido o apoyado sobre el sitio que está siendo medido.

[0277] Las FIG. 12A a 12M muestran los pasos de fabricación de un dispositivo detector de acuerdo con esta invención. La FIG. 12A muestra un ejemplo de parte medidora 3102 y un sensor 3110 conectados a un cable 3108. La parte medidora 3102 incluye material aislante 3104 dispuesto de manera que se cree una punta detectora a dos niveles 3106. El primer paso de fabricación incluye crear un pasaje 3116 en el material 3104 para acomodar el sensor 3110 y el cable 3108. La FIG. 12B muestra el material 3104 con el pasaje 3116 y dos agujeros 3112 y 3114 en los extremos del pasaje 3116. El sensor 3110 y el cable 3108 se insertan a través del material 3104. La FIG. 12C muestra un siguiente paso opcional que incluye doblar el extremo 3109 del cable 3108 del sensor 3110. El pasaje 3116 está hecho preferentemente excéntricamente para permitir al sensor 3110 estar en el centro geométrico de la punta detectora 3106 después de ser doblado. Este paso de doblar el cable de un largo sensor rectangular, como el termistor de esta invención, permite que el pasaje 3116 a través del material 3104 sea de pequeñas dimensiones. La fabricación puede incluir un paso de fijar el cable 3108 al material 3104 tal como se indica en la FIG. 12D, utilizando por ejemplo un poco de cola 3120 u otro medio de fijación. La FIG. 12E muestra la placa 3118 dispuesta a lo largo de la porción inferior 3122 de la parte medidora 3102. La placa 3118 está preferentemente hecha de chapa metálica

delgada, teniendo dicha chapa 3118 dos extremos 3124, 3126 y formando el brazo y cuerpo del dispositivo detector de esta invención, representado dicho brazo por la porción 3134 de la placa 3118 y el cuerpo representado por la porción 3132 de la placa 3118. Un extremo 3124 de la placa 3118 está fijado a la porción inferior 3122, metiendo el cable 3108 entre el extremo 3124 de la placa 3118 y la parte medidora 3102. El paso siguiente, como se indica en la FIG. 12F, puede incluir introducir un manguito de goma 3128 incluyendo tubo termoretráctil en la placa 3118, pero dicho paso puede producirse también antes de fijar la placa 3118 a la parte medidora 3102, que se utiliza preferentemente si el extremo 3126 de la placa 3118 es de mayor dimensión que el extremo 3124. También se conoce en la FIG. 12F el paso compuesto de fijar una placa blanda 3130 al extremo 3126, teniendo dicha placa blanda 3130 preferentemente una superficie adhesiva 3136. La FIG. 12G muestra el dispositivo detector acabado 3100 incluyendo el manguito de goma 3128 cubriendo la porción 3134 correspondiente al brazo del dispositivo detector 3100, estando fijada la placa blanda 3130 al extremo 3126 de la placa 3118 correspondiente al cuerpo del dispositivo detector 3100, y la parte medidora 3102 con el sensor 3110. Debe tenerse en cuenta que, de acuerdo con esta invención, el sensor mostrado en las FIG. 12A a 12M-2 está sujeto y rodeado por el material aislante únicamente y por ningún otro material, siendo dicho material aislante esencialmente blando.

[0278] La FIG. 12H muestra un sensor más grande 3138 con el cable 3142 que son insertados a través del pasaje 3140. En este modo de realización el paso de fabricación no incluye doblar el cable. Se ha realizado un pasaje más grande 3140 para insertar a través del material 3142 un sensor 3138, incluyendo un termistor encapsulado, un sensor cubierto por una funda, una termopila, un detector de radiación y similares.

[0279] La FIG. 12J muestra otro modo de realización preferente de una parte medidora de acuerdo con esta invención. La FIG. 12J muestra la estructura de soporte 3144 de una parte medidora 3148 compuesta de una punta detectora de un nivel 3146, sujetando dicha punta detectora 3146 un sensor 3150. El cable 3152 se inserta a través del orificio 3154 en la estructura de soporte 3144 y se coloca dentro de la estructura de soporte 3144 de la parte medidora 3148. El cable 3152 está conectado al sensor 3150 en un extremo y a una unidad de proceso (no mostrada) en el otro extremo. La FIG. 12K-1 es otro modo de realización que muestra el cable 3156 dispuesto sobre la superficie externa 3157 de la estructura de soporte 3158 de una parte medidora. En este modo de realización no hay orificio en la estructura de soporte 3158 y el paso de fabricación incluye colocar el cable 3156 en la superficie 3157 de la estructura 3158. Como se muestra en la FIG. 12K-2, la fabricación puede incluir el paso de fijar o sujetar el cable 3156 y/o sensor 3160 a la estructura 3158 utilizando cola o material adhesivo representado por el material 3162. La FIG. 12L es otro modo de realización que muestra una ranura 3164 siendo cortada a través de la estructura de soporte 3166, y el cable 3168 estando dispuesto a lo largo de la ranura 3164 y fijado a dicha ranura 3164. La fabricación puede también incluir los pasos descritos en las FIG. 12E y 12F.

[0280] La FIG. 12M-1 es otro modo de realización que muestra una placa perforada 3170 que tiene en un extremo 3182 una abertura 3172 para recibir una parte medidora representada aquí por la estructura 3174 que está adaptada para fijar un sensor. La placa perforada está dividida en brazo 3184 y cuerpo 3186, teniendo dicho cuerpo una estructura tipo túnel 3188. El paso de una placa perforada que recibe una parte medidora que sujeta un sensor puede estar seguido de la inserción de un cable a través de la perforación en la placa. De este modo, la FIG. 12M-2 muestra la parte medidora 3176 compuesta de una estructura 3174, un cable 3178 y un sensor 3180, estando fijada dicha parte medidora 3176 a la placa perforada 3170 en el extremo 3182. El sensor 3180 está conectado por un cable 3178 que atraviesa la estructura 3174 y recorre la superficie del brazo 3184 y luego entra en el cuerpo 3186 a través de un orificio 3190 y recorre el túnel 3188 del cuerpo 3186. Cualquiera de las partes medidoras descritas en esta invención puede ser utilizada en un dispositivo portátil y ser colocada en el extremo de una sonda.

[0281] Este modo de realización de la presente invención no incluye aparatos y métodos para medir la temperatura cerebral y detectar analitos en vasos sanguíneos directamente del cerebro detectando radiación infrarroja procedente de un túnel cerebral. Como se ha indicado anteriormente el túnel cerebral permite la comunicación directa con la fisiología y física del cerebro. El vaso sanguíneo del túnel cerebral permanece abierto a pesar de los cambios circulatorios y/o vasoconstricción en otras partes del cuerpo y/o cabeza.

[0282] La representación más indicativa y clínicamente significativa de la situación térmica del cuerpo es la temperatura cerebral, y en particular la temperatura del centro termorregulador hipotalámico. Esta invención ha identificado una zona de almacenamiento térmico central en el cerebro en torno al centro termorregulador hipotalámico y ha descrito el camino de menor resistencia térmica hacia la superficie del cuerpo, llamado Túnel de Temperatura Cerebral (TTC) debido a su capacidad de funcionar como un túnel fisiológico en el que se pueden reproducir los eventos térmicos y biológicos en un extremo del túnel de una manera ininterrumpida en el otro extremo del túnel. El TTC es una conexión térmica directa e ininterrumpida entre esta zona de almacenamiento térmico en el cerebro y una piel periorbital termoconductora especializada.

[0283] Esta zona central de almacenamiento térmico está representada por el seno cavernoso (SC). El SC es un sistema revestido de endotelio de canales venosos en la base del cráneo que crea una cavidad que funciona como un depósito de sangre venosa adyacente al centro termorregulador hipotalámico. La sangre venosa en el SC se mueve lentamente lo que produce una distribución homogénea de energía térmica. La sangre venosa es el tipo de sangre más representativo de la temperatura cerebral. Desde un punto de vista físico la sangre que se mueve más lentamente generará un gradiente térmico menor entre los dos extremos de un vaso. La sangre arterial, como la

utilizada en la técnica anterior incluyendo el termómetro de la arteria temporal, es una sangre de avance rápido que genera un importante gradiente térmico y por lo tanto impide reproducir de forma precisa la temperatura basal o la temperatura cerebral.

[0284] Esta invención identifica características térmicas exclusivas que solo se encuentran en el SC. El SC recoge y almacena energía térmica procedente de diversas partes del cerebro transportada por sangre desoxigenada de avance lento que se encuentra en equilibrio térmico con el tejido cerebral, a saber, sangre de las venas cerebrales, venas meníngeas, seno esfenopalatino, seno petroso superior, seno petroso inferior, y el plexo venoso pterigoideo. Al recoger sangre de diversas partes del cerebro, estar situado en la proximidad del centro termorregulador hipotalámico, y al tener sangre de avance lento, que permite el equilibrio térmico con el tejido circundante y pequeña pérdida de calor, el SC funciona como una zona de almacenamiento térmico central. Al comunicarse térmicamente de forma exclusiva con diversas partes del cerebro y al estar situado adyacente al centro termorregulador, esta invención identifica que el SC se comunica térmicamente de una manera ininterrumpida con la superficie del cuerpo a través de un camino de mínima resistencia térmica representada por la vena oftálmica superior (VOS).

[0285] Para examinar el camino térmico desde el cerebro hasta la piel y crear una función para determinar la temperatura del tejido cerebral, esta invención analizó desde un punto de vista térmico cada capa biológica entre el cerebro y la piel en el túnel cerebral y asignó una valor de resistencia térmica a cada estructura. El gradiente de temperatura entre el cerebro y la piel en el túnel cerebral es la suma de los gradientes de temperatura individuales en cada estructura. Cuanto menor es la resistencia térmica entre el cerebro y el lugar de medición, menor es la diferencia de temperatura.

[0286] Dado que de acuerdo con la segunda ley de la termodinámica el calor fluirá automáticamente desde los puntos de mayor temperatura a los puntos de menor temperatura, el flujo de calor será positivo cuando el gradiente de temperatura es negativo. El metabolismo que se produce en el cerebro genera una considerable cantidad de calor, que el cerebro debe disipar para mantener una temperatura de funcionamiento segura y continua dentro del cráneo. Ello genera un flujo de calor positivo. Cuando la temperatura de la zona de la piel del túnel cerebral y la temperatura del aire en torno a la piel del túnel cerebral es más alta que el calor producido por el cerebro se producirá una reducción del flujo de calor positivo hasta un punto de equilibrio entre el cerebro y la zona de la piel del túnel cerebral.

[0287] La mayor parte de la disipación de calor se realiza mediante conducción directa a través del sistema circulatorio. Sin embargo, la estructura que engloba al cerebro proporcionando protección física también produce aislamiento térmico. Como puede verse, estos dos requisitos son contrapuestos. Múltiples capas de protección (1. piel gruesa, 2. tejido subcutáneo, 3. aponeurosis de tejido conectivo (epicraneal), 4. tejido areolar suelto, 5. pericráneo, 6. hueso craneal, 7. duramadre, y 8. fluido espinal cerebral) también representan múltiples capas de aislamiento térmico. Esas capas aislantes están representadas por resistencia térmica TR1, TR2, TR3, TR4, TR5, TR6, TR7 y TR8.

[0288] Esta invención identifica que con la excepción del camino térmico a través del TTC, la energía térmica que fluye desde dentro del cerebro al entorno exterior, incluyendo la frente, debe pasar a través de aproximadamente 8 estructuras aislantes, y se produce una caída de temperatura asociada a cada capa TR1 a TR8. A medida que el calor fluye en dirección al entorno más frío fuera del cuerpo, trazamos su recorrido a través de múltiples capas de resistencia que dan lugar a una considerable caída de la temperatura en la superficie de la piel en todas las áreas del cuerpo incluyendo la cabeza. La capa exterior, especialmente con una piel gruesa, tejido graso y glándulas sudoríparas (de aproximadamente 5 mm de espesor) contribuye en gran medida a la ecuación de resistencia térmica. La variabilidad resultante de esas capas producirá mediciones irregulares que se producen en cualquier zona de piel en todo el cuerpo fuera del TTC, que fueron observadas durante los ensayos y mostraron que las zonas de la piel fuera del área del TTC tienen una diferencia de 1,8 a 7,5 grados Celsius entre la temperatura basal y la temperatura de la piel en las zonas de la piel fuera del TTC.

[0289] Se realizó el análisis del recorrido de menor resistencia térmica desde el cerebro a la superficie del cuerpo y se caracterizó la arquitectura funcional y anatómica del recorrido. Se realizó un modelo para la temperatura cerebral y el camino de resistencia térmica. El modelo incluye la relación para la transferencia de calor por conducción propuesta por el científico francés J. J. Fourier en 1822. Establece que la velocidad de flujo térmico en un material es igual al producto de las siguientes tres cantidades:

1. k , la conductividad térmica del material.
2. A , el área de la sección a través de la cual fluye el calor por conducción.
3. dT/dx , el gradiente de temperatura en la sección, es decir, la velocidad de cambio de temperatura T con respecto a la distancia en la dirección del flujo térmico x .

Los fundamentos de la transferencia térmica por conducción muestran que cuanto mayor es la conductividad térmica, menor es la caída o pérdida de temperatura para una cantidad dada de flujo térmico. A la inversa, cuanto mayor es la resistencia térmica en el recorrido del flujo térmico, mayor es la caída de temperatura. El flujo de calor a través de una resistencia térmica es análogo al flujo de corriente directa a través de una resistencia eléctrica porque

ambos tipos de flujo cumplen similares ecuaciones.

El circuito térmico: $q = \Delta T / R$ Ecuación 1-1

5 q = flujo de energía térmica,
 ΔT = diferencia de temperatura entre dos puntos,
 R = resistencia térmica que separa los dos puntos de medición

El circuito eléctrico: $i = \Delta E / R_e$ Ecuación 1-2

10 i = caudal de electricidad, es decir, corriente
 ΔE = diferencia de voltaje
 R_e = resistencia eléctrica

15 [0290] La resistencia térmica de las diversas capas aislantes que rodean el cerebro fue representada con resistores para evaluar el grado relativo de resistencia entre diferentes trayectos térmicos posibles desde el cerebro a la piel. Se construyeron sensores de flujo térmico para medir la temperatura de superficie real. Se trata de una sonda de temperatura especial con dos sensores. Se coloca un aislante delgado entre los dos sensores de temperatura. Un sensor (S1) está en contacto con la superficie cuya temperatura debe ser medida (TTC), el otro sensor (S2) está en el lado opuesto del aislante (de espaldas al lugar de medición). Si no hay un flujo térmico claro a través de la capa aislante ($Q = 0$ en Ecuación 1-1), no puede haber diferencia de temperatura (ΔT en Ecuación 1-1 debe ser = 0) entre los dos sensores. El circuito de control de la sonda de temperatura del flujo térmico proporciona justo la suficiente energía a un pequeño elemento calentador junto al sensor S2 para igualar o poner a cero la diferencia de temperatura entre S1 y S2. Al eliminar el flujo térmico hacia el entorno exterior minimizamos, si no cancelamos totalmente, el flujo térmico desde la vena oftálmica superior a la superficie de la piel bajo el S1. Esto permite realizar una medición muy precisa de la temperatura superficial (si $Q = 0$ no hay diferencia de temperatura entre la vena y la piel). Al comparar las mediciones de temperatura realizadas con la sonda de temperatura del flujo térmico en el TTC con las realizadas con una sonda de temperatura miniatura (masa muy baja, cables de conexión de 38 galgas, y bien aislados), ha sido posible calcular la temperatura de la fuente de calor (representada por el CS) en el cuerpo.

30 [0291] Un modo de realización incluye obtener la radiación emitida desde un túnel cerebral. Preferentemente, la radiación se obtiene utilizando la región entre el ojo y la ceja incluyendo escanear y/o posicionar un detector de radiación en el túnel cerebral. Preferentemente, la zona del túnel cerebral es escaneada durante 5 a 10 segundos y se obtiene el pico más alto de radiación infrarroja del túnel cerebral, que refleja la temperatura máxima de la zona del túnel cerebral. Cada vez que se detecta una temperatura más alta se produce un pitido o sonido, por lo tanto, cuando no se producen más pitidos, el usuario sabe que se ha obtenido la temperatura máxima. La temperatura obtenida es representativa de la temperatura cerebral reflejada por la sangre del cerebro. Para obtener la temperatura basal del cerebro, se utiliza un proceso especializado. El proceso puede tener en cuenta la resistencia térmica (RT) del trayecto entre la piel del túnel cerebral y el cerebro, que puede ser simplificado utilizando las dos principales resistencias térmicas, a saber RTB1 (representando la resistencia térmica debida a la piel) y RTB2, (representando la resistencia térmica debida a la pared vascular y estructuras asociadas). Otro factor en el cálculo de la temperatura basal puede incluir el gradiente térmico entre los dos extremos del túnel. Mediante nuestros experimentos que incluyeron el uso de nuestros sensores de flujo térmico se estableció que la resistencia térmica por RTB1 y RTB2 representa hasta 0,65 grados Celsius. Por lo tanto, a fin de determinar la temperatura basal del cerebro esta invención incluye aparatos y métodos adaptados para realizar el proceso de determinar la temperatura corporal interna, representada por la temperatura basal del cerebro, ilustrada por la ecuación:

$$T_b = T_{bt} + TR \quad (\text{Ecuación 1-3})$$

50 donde T_b es la temperatura basal del cerebro, T_{bt} es la temperatura máxima de la piel del túnel cerebral tal como es obtenida por el detector de radiación, y TR es un factor empíricamente determinado que incluye la resistencia térmica entre la piel del túnel cerebral y el cerebro.

55 [0292] El proceso incluye una suma de resistencias térmicas entre la fuente de energía térmica dentro del cuerpo más la temperatura de la zona de la piel que está siendo medida. Específicamente, la temperatura basal del cerebro incluye la temperatura de la piel en el túnel cerebral más la suma de las resistencias térmicas de las estructuras entre la piel del túnel cerebral y el cerebro. De manera más específica, el circuito de proceso y el proceso preferentes incluyen la temperatura máxima de la zona de la piel del túnel cerebral más la suma de las resistencias térmicas entre la piel del túnel cerebral y el cerebro, comprendiendo dicha resistencia térmica un factor igual o inferior a 0,20 grados Celsius e igual o superior a 0,05 grados Celsius. Preferentemente, el circuito de proceso y el proceso incluyen la temperatura máxima de la zona de la piel del túnel cerebral más la suma de las resistencias térmicas entre la piel del túnel cerebral y el cerebro, estando compuesta dicha resistencia térmica de un factor igual o inferior a 0,30 grados Celsius y más de 0,20 grados Celsius. Más preferentemente, el circuito de proceso y el proceso incluyen la temperatura máxima de la zona de la piel del túnel cerebral más la suma de las resistencias térmicas entre la piel del túnel cerebral y el cerebro, estando compuesta dicha resistencia térmica de un factor igual

o inferior a 0,65 grados Celsius y más de 0,30 grados Celsius. El detector de radiación incluye un procesador y circuito de proceso que tiene un medio legible por ordenador con un código para un programa legible por ordenador incorporado en el mismo para realizar los cálculos para determinar la temperatura basal, y también puede incluir una memoria operativamente acoplada a dicho procesador, y un notificador, acústico o visual, para notificar un valor.

Otro modo de realización incluye otro paso para determinar la temperatura del tejido cerebral utilizando la temperatura de la piel del túnel cerebral que incluye un factor perteneciente al flujo térmico y la temperatura ambiente en torno al túnel cerebral. Para obtener la temperatura del tejido cerebral (temperatura parenquimal), se puede utilizar una función descrita por la presente invención e incluye el procesado en el dispositivo para calcular la temperatura del tejido cerebral basada en la resistencia térmica y la temperatura ambiente en torno al túnel cerebral.

Los aparatos y métodos incluyen un circuito de proceso que calcula la temperatura cerebral como una función de la temperatura de la piel en el extremo del túnel cerebral y un factor relacionado con la temperatura del aire dentro de un radio de 90 cm desde la entrada del túnel cerebral en la piel, descrito aquí como BT-ET300 (Temperatura Ambiental del túnel cerebral en un radio de 300 cm), también denominado aquí como BT-300. El factor BT-300 varía con la temperatura ambiente en torno a la zona que está siendo medida y se basa en el flujo térmico. Se entiende que esta función que incluye un factor para cada rango de temperatura ambiente puede ser utilizada en otras partes del cuerpo además del túnel cerebral.

[0293] El BT-300 varía de acuerdo con la temperatura ambiente en torno al túnel cerebral, o la zona objetivo de la piel que está siendo medida. Si hay flujo térmico negativo, entonces el valor del BT-300 es igual a cero en la siguiente Ecuación 1-4, e igual a 1 (uno) en la Ecuación 1-5. Si hay flujo térmico positivo desde el cerebro al ambiente de 0,1 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1.003. Ilustrativamente, si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia de 0,2 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1.006. Si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia de 0,3 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1.009. Si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia de 0,5 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1,012. Si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia de 0,5 grados Celsius, entonces el factor BT-300 factor es igual a 1.015. Si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia de 0,6 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1.018. Si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia de 0,7 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1.021. Si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia de 0,8 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1,024. Si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia de 0,9 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1.027. Si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia de 1,0 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1,030. Si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia igual o superior a 1,0 grados Celsius y menos de 1,5 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1.045. Si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia igual o superior a 1,5 grados Celsius y menos de 2,0 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1.060. Si hay flujo térmico positivo del cerebro al ambiente con una diferencia igual o superior a 2,0 grados Celsius, entonces el factor BT-300 es igual a 1,090. Por lo tanto, la ecuación 1-4 proporciona un método para calcular la temperatura cerebral corregida.

$$T_{bc} = T_{bt} * BT-300 \quad (\text{Ecuación 1-4})$$

donde T_{bc} es la temperatura basal del cerebro corregida para flujo térmico del cerebro, T_{bt} es la temperatura máxima de la piel del túnel cerebral obtenida por el detector de radiación, y BT-300 es un factor basado en el flujo térmico.

[0294] Utilizando la Ecuación 1-4, la temperatura corregida del tejido cerebral puede ser determinada mediante la ecuación siguiente:

$$T_{ct} = TR + (T_{bt} * BT-300) \quad (\text{Ecuación 1-5})$$

donde T_{ct} es la temperatura basal corregida del tejido cerebral, T_{bt} es de nuevo temperatura máxima de la piel del túnel cerebral obtenida por el detector de radiación, TR es un factor determinado empíricamente que incluye la resistencia térmica entre la piel del túnel cerebral y el cerebro, y BT-300 es un factor basado en el flujo térmico.

[0295] La FIG. 13A es otro modo de realización del aparato y método no perteneciente a la invención reivindicada que muestra un detector de radiación portátil 3200 sostenido por la mano de un sujeto 3202 y posicionado de manera preferente diagonalmente con relación al plano de la cara 3204. El método no reivindicado incluye posicionar el extremo 3208 de un detector de infrarrojos 3200, o alternativamente la punta de un detector de infrarrojos, en una zona por debajo de la ceja 3210, teniendo el detector de infrarrojos una vista de la zona del túnel cerebral 3206. El método no reivindicado incluye posicionar un detector de infrarrojos con un ángulo entre 15 y 75 grados con relación al plano de la cara, y preferentemente entre 30 y 60 grados, y más preferentemente entre 40 y 50 grados, e incluso más preferentemente en un ángulo de 45 grados con respecto a los ejes x, y, z. La punta del detector de infrarrojos está posicionada de manera que el sensor de infrarrojos tenga una visión óptima de la zona del túnel cerebral. El detector de infrarrojos, como por ejemplo una termopila, apunta hacia el techo de la órbita adyacente a y debajo de la ceja. Preferentemente el sensor apunta a la zona del túnel próxima a la nariz. Preferentemente el sensor apunta a una zona entre el ojo y la ceja. Se entiende que el plano de cara puede incluir el

plano de la frente, la superficie de la cara o la frente, o una estructura anatómica similar. El punto de referencia para determinar el ángulo del método puede incluir también el suelo o una estructura física similar cuando se mantiene la cabeza recta. Aunque el detector infrarrojo puede estar posicionado perpendicular a la cara con el sensor apuntando a la zona del túnel cerebral desde esta posición perpendicular, la posición óptima es diagonal y en una manera tridimensional el eje Z tiene preferentemente un ángulo entre 15 y 75 grados, y preferentemente entre 30 y 60 grados, y más preferentemente entre 40 y 50 grados, e incluso más preferentemente un ángulo de 45 grados.

[0296] El método no reivindicado incluye los pasos de colocar un detector infrarrojo en una posición diagonal apuntando al túnel cerebral desde debajo de la ceja, recibiendo radiación infrarroja del túnel cerebral, y generando una señal eléctrica basada en la radiación infrarroja recibida. El túnel cerebral puede incluir una zona entre el ojo y la ceja. Otro paso puede incluir generar radiación o dirigir radiación por el detector antes del paso de recibir radiación del túnel cerebral. Otro paso incluye procesar la señal y determinar la temperatura corporal o concentración de una sustancia química o analito. La temperatura corporal de acuerdo con esta invención se encuentra preferentemente entre los 15 grados Celsius y los 45 grados Celsius.

[0297] Otro modo de realización no perteneciente a la invención reivindicada incluye un dispositivo para montar sensores desmontables en gafas o más concretamente un clip para montar un sensor en gafas que incluye un resorte o un anillo de tensión que proporciona la fuerza para ser fijado en las gafas, y un sensor posicionable de forma ajustable sujeto al clip. El dispositivo detector puede incluir también componentes electrónicos como un procesador y medios de notificación como un LED y/o un transmisor inalámbrico para notificar el valor de un parámetro biológico. Se entiende que se puede adaptar una abrazadera para montar sensores desmontables sobre cualquier accesorio de cabeza como gafas, bandas, gorras, cascos, sombreros, antifaces de dormir y similares.

[0298] La invención incluye sensores, sistemas sensores, o detectores adaptados a un clip desmontable en gafas de una manera que permita a los sensores ser colocados sobre o adyacentes a un túnel cerebral. El sensor es preferentemente posicionable de forma ajustable, y más preferentemente colocado en el techo de la órbita y entre el ojo y la ceja. La presente invención está diseñada para montar sensores o detectores desmontables en gafas o en accesorios de cabeza. Se entiende que el clip de esta invención puede estar adaptado para sujetar cualquier sistema terapéutico incluyendo sistemas de suministro de medicamentos como por ejemplo sistemas basados en iontoforesis, dispositivos de suministro de energía térmica como por ejemplo sistemas termo-voltaicos incluyendo sistemas Peltier y geles que cambian la temperatura de la zona como el polipropilenglicol. Cualquier accesorio de cabeza de esta invención puede sujetar o alojar un elemento físico, dispositivo eléctrico, sustancias, dispositivos Peltier, resistores, elementos de refrigeración, elementos calefactores de manera que se puedan posicionar esos elementos de refrigeración o calefacción en la zona del túnel cerebral para cambiar la temperatura del túnel cerebral, y por consiguiente la temperatura del cerebro. Por lo tanto, este modo de realización puede ser útil para la terapia del choque térmico y la hipotermia.

[0299] De acuerdo con esta invención, se suministra un clip para montar sensores sobre gafas. Preferentemente se utiliza un resorte para mantener la parte frontal y parte trasera del clip unidas y proporcionar la fuerza necesaria para ser fijado en la montura de las gafas o el accesorio de cabeza. Preferentemente la parte frontal aloja la fuente de alimentación y componentes electrónicos mientras que la parte trasera aloja el sensor. El clip incluye medios para alojar elementos electrónicos, medios de soporte, medios para sujetar el sensor montado de manera que se pueda mover con relación a los medios de soporte, medios de fijación sobre las gafas montados de manera que se puedan mover con relación a los medios de soporte y medios de fijación como un resorte o anillo de tensión.

[0300] La FIG. 14A es una vista frontal esquemática de un clip detector 3212 de la invención montado en unas gafas como se ilustra en la lente derecha 3244 y lente izquierda 3246. El clip detector 3212 comprende medios de soporte 3214, medios de detección 3216, sistema de fijación derecho 3218 y sistema de fijación izquierdo 3222, y medios de fijación 3220 como los medios de aplicación de presión representados aquí por un resorte, que está preferentemente alojado en los medios de soporte 3214 centralmente situados. Los sistemas de fijación, el derecho y el izquierdo 3218, 3222 comprenden cada uno elementos de fijación, un frontal y un trasero, que son esencialmente similares y por lo tanto solo se representa un lado. En este ejemplo de modo de realización el lado izquierdo es el lado detector y por lo tanto el sistema de fijación izquierdo 3222 es el lado representado aquí, estando formado dicho sistema de fijación izquierdo 3222 del elemento de fijación frontal izquierdo 3224 y del elemento de fijación trasero izquierdo 3226. El resorte 3220 proporciona la fuerza para que los sistemas de fijación derecho e izquierdo 3218, 3222 agarren unas gafas o una parte de un accesorio de cabeza. Los medios de detección 3216 incluyen un sensor 3240 y pueden comprender cualquier sensor o detector mencionado o descrito en la presente invención. Los medios de detección 3216 parten preferentemente desde la parte superior de la estructura de soporte 3214 o alternativamente el sensor 3240 está incorporado en la parte superior de la estructura de soporte 3214.

[0301] La parte de soporte 3214 está situada centralmente y conecta el sistema de fijación derecho 3218 y el sistema de fijación izquierdo 3222, alojando dicha parte de soporte 3214 mostrada un microprocesador 3236. El elemento de fijación frontal izquierdo 3224 alberga preferentemente la fuente de alimentación 3232 y el elemento de fijación trasero izquierdo 3226 en la proximidad de la piel, alberga preferentemente una fuente de luz como el LED 3234. Se entiende, sin embargo, que el LED 3234 puede estar alojado en el elemento de fijación frontal izquierdo 3224, y en este modo de realización, el LED 3234 puede estar sobre un elemento como plástico, teniendo dicho

plástico un logo u otro componente que se ilumina cuando se activa el LED 3234, lo cual permite que el logo sea visto por un observador externo. El cable 3242 conecta el circuito electrónico 3236 y la fuente de alimentación 3232 a la fuente de luz 3234 y al sensor 3240.

[0302] Los sistemas de fijación derecho e izquierdo 3218, 3222 están preferentemente posicionados a cualquier lado de la nariz del usuario. El elemento de fijación frontal 3224 y el elemento de fijación trasero 3226 se extienden hacia abajo desde la parte de un soporte central 3214 y están adaptados para ser fijados sobre una estructura como lentes y monturas de gafas y accesorios de cabeza. El elemento de fijación frontal 3224 y el elemento de fijación trasero 3226 pueden funcionar como patillas que están alineadas entre sí a fin de agarrar una estructura como la de unas gafas o cualquier accesorio de cabeza. El resorte 3220 está preferentemente alojado en la parte de soporte central 3214 y sirve para conectar los sistemas de fijación derecho e izquierdo 3218, 3222 y para proporcionar las fuerzas necesarias para agarrar la montura de unas gafas y para mantener el clip detector 3212 en posición estable..

[0303] La FIG. 14B es una vista lateral del modo de realización de la FIG. 14A que muestra un clip detector 3212 montado en la parte superior de la lente izquierda 3246. El clip detector 3212 tiene preferentemente una parte frontal y una parte trasera a cada lado, derecho e izquierdo. La parte frontal y trasera izquierda es similar a la parte frontal y trasera derecha, y por lo tanto solo se ha representado el lado izquierdo. El lado izquierdo ha sido ilustrado aquí como la parte trasera izquierda 3228 y parte frontal izquierda 3230, estando unidas dicha parte frontal 3230 y parte trasera 3228 por el resorte 3220. La parte trasera 3228 y la parte frontal 3230 incluyen en su extremo el elemento de fijación trasero y el elemento de fijación frontal respectivamente, ilustrados aquí como el elemento de fijación frontal izquierdo 3224 y el elemento de fijación trasero izquierdo 3226. El elemento de fijación trasero izquierdo 3226 está situado adyacente al ojo 3248. La batería 3232 está preferentemente alojada en la abrazadera de la parte frontal izquierda 3230, y más específicamente en el elemento de fijación frontal 3224. El LED 3234 está preferentemente alojado en el elemento de fijación trasero 3226. El cable 3242 conecta los componentes de la parte frontal 3230 a los componentes de la parte trasera 3228 incluyendo el sensor 3240. Se entiende que la batería, microchip, y fuente de luz también pueden estar alojados en la parte de soporte central 3214 o en la parte trasera 3228.

[0304] El sensor 3240 está preferentemente dispuesto a lo largo de la parte trasera 3228 adyacente a la piel o sobre la piel. El sensor 3240 tiene preferentemente un brazo 3238 para colocar de forma ajustable dicho sensor 3240. También se entiende que el sensor 3240 puede incluir cualquier otra estructura adaptada para colocar de forma ajustable un sensor o detector como un detector infrarrojo sobre o adyacente a una zona objetivo para medir un parámetro. Cualquiera de los sensores o detectores descritos en esta invención pueden funcionar como el sensor 3240. El cable 3242 conecta los componentes electrónicos, la fuente de luz y la fuente de alimentación en la parte frontal 3230 a un sistema sensor en la parte trasera 3228.

[0305] El brazo 3238 puede alojar un cable y puede tener también una fuente de luz dispuesta en su superficie. Se entiende que los medios sensores 3216 no requieren un brazo para funcionar. Los medios sensores de esta invención pueden incluir un sensor incorporado sin brazo, estando alojado dicho sensor incorporado en la parte de soporte 3214 o en cualquier de los elementos de fijación de esta invención. Una variedad de sistemas de fijación y agarre pueden tener un sensor y ser utilizados para medir un parámetro de acuerdo con esta invención incluyendo un clip fijado a unas lentes que cuando se encuentra en posición operativa una lente cruza el eje visual y cuando está en posición no operativa dicha lente está colocada fuera del eje visual del usuario.

[0306] Cuando se accionan y aprietan las abrazaderas, el extremo superior de la parte frontal 3230 y el extremo superior de la parte trasera 3228 se unen, haciendo que el elemento de fijación frontal 3224 y el elemento de fijación trasero 3226 se separen creando una abertura para recibir una estructura como la de unas gafas. Cuando se libera la parte frontal del extremo superior 3230 y el extremo superior de la parte trasera 3228 el resorte 3220 hace que el elemento de fijación frontal 3224 y el elemento de fijación trasero 3226 se unan resultando en la fijación sobre las gafas o cualquier accesorio de cabeza por medio de los elementos de fijación 3224 y 3226.

[0307] En otro modo de realización preferente, como se muestra en la FIG. 14C, se ve una vista frontal de un clip detector 3250, incluyendo dicho clip detector dos partes componentes principales, un clip 3252 y medios sensores 3260 incluyendo el sensor 3261. El clip 3252 incluye la parte central 3258, que aloja un resorte 3262, y los sistemas de fijación derecho e izquierdo 3264 y 3266. El sistema de fijación derecho 3264 tiene una abrazadera frontal y una abrazadera trasera y el sistema de fijación izquierdo 3266 tiene una abrazadera frontal y una abrazadera trasera, ilustradas aquí como abrazadera frontal izquierda 3270 y abrazadera trasera izquierda 3256. El sensor 3260 está fijado a un elemento de fijación trasero 3256 del clip 3252 mediante el brazo 3254. El elemento de fijación trasero izquierdo tiene preferentemente una almohadilla, ilustrada aquí como la almohadilla izquierda 3268 para sujetar firmemente las gafas entre dicha abrazadera trasera 3256 y una abrazadera frontal 3270.

[0308] La FIG. 14D es una vista lateral de un modo de realización de un clip detector 3272 en posición de reposo que muestra la abrazadera frontera 3274 y la abrazadera trasera 3276. La patilla de la abrazadera trasera 3276 tiene preferentemente una almohadilla 3278 y aloja al sensor 3280. Aunque se ha descrito un brazo sujeto a un sensor, se entiende que un sensor puede ser fijado o formar parte de un clip detector en una variedad de formas. Así, en este modo de realización de la FIG. 14D el sensor 3280 está íntegramente moldeado en construcción unitaria con la abrazadera trasera 3276. En posición de reposo la abrazadera frontal 3274 se apoya contra la abrazadera trasera

3276. Preferentemente, el elemento de la abrazadera frontal 3274 es más largo que el elemento de la abrazadera trasera 3276, estando colocada dicha abrazadera frontal 3274 en la parte frontal de una lente de cara al entorno y dicha abrazadera trasera 3276 situada adyacente a la piel y/o al ojo. La FIG. 14E muestra el clip detector 3272 en posición abierta con la almohadilla 3278 de la abrazadera trasera 3276 situada lejos de la abrazadera frontal 3274, para recibir una estructura como una montura de gafas o cualquier accesorio de cabeza.

[0309] Se contempla que se pueda utilizar cualquier otro montaje para sujetar, agarrar o fijar un dispositivo detector a unas gafas o accesorio de cabeza que incluya un conjunto de fijación sin resorte. Por lo tanto, a modo de ejemplo, la FIG. 14F muestra la vista frontal de un dispositivo detector 3280 que incluye una parte central 3286 que aloja una barra tensora izquierda y derecha 3282, 3284, sistemas de fijación izquierdo y derecho 3294, 3296, almohadilla izquierda y derecha 3288 y 3290 acoplada a la barra tensora 3282, 3284, y el brazo 3292 que conecta el sensor 3294 al elemento de fijación trasero 3298, teniendo dicha abrazadera trasera 3298 un LED 3300. La FIG. 14G es una vista lateral de un dispositivo detector 3280 de la FIG. 14F mostrando la barra tensora 3282 en posición de reposo, en la que la almohadilla izquierda 3290 se apoya contra un elemento trasero de fijación izquierdo 3300. La FIG. 14H es una vista lateral de un dispositivo detector 3280 que muestra la barra tensora 3282 en posición abierta. En este modo de realización la montura de las gafas o cualquier estructura puede separar la almohadilla 3290 de la abrazadera trasera 3298 y colocar la barra tensora 3282 en posición abierta para sujetar las gafas.

[0310] Se contempla cualquier medio de fijación con un sensor para sujetar a unas gafas o accesorio de cabeza o cualquier dispositivo detector adaptado para ser fijado a gafas o accesorio de cabeza. De este modo, la FIG. 14J muestra el dispositivo detector 3302 adaptado para ser fijado a la montura de unas gafas mediante una estructura de gancho 3304 que se bifurca de la parte de soporte principal 3306 e incluye el sensor 3312. La parte de soporte principal 3306 tiene una configuración en U con dos patillas 3308, 3310 que aloja los componentes electrónicos, la fuente de luz y la fuente de alimentación (no mostrada).

[0311] La FIG. 14K muestra un dispositivo detector 3320 montado en las gafas 3322 que tienen una lente derecha 3314 y una lente izquierda 3316. El dispositivo detector 3320 incluye un gancho 3334 y está adaptado para que sea sujetado por la montura de las gafas e incluye la patilla derecha 3324 y la patilla izquierda 3326. La patilla derecha 3324 alberga el circuito de proceso electrónico 3328 y la patilla izquierda 3326 alberga la fuente de alimentación 3330 y la fuente de luz 3332. La patilla derecha 3324 y la patilla izquierda 3326 están de cara al entorno y dispuestas en frente de la lente 3316. Un sensor 3336 en el lado opuesto de la lente 3316 está frente a la cara del usuario.

[0312] La FIG. 14L muestra el dispositivo detector 3340 sujeto a las gafas 3338 incluyendo dicho dispositivo detector 3340 un sistema sensor doble, que se representa a modo de ejemplo como sistema sensor derecho 3342 para detectar el pulso y el sistema sensor izquierdo 3344 para detectar la temperatura. La estructura del dispositivo detector 3340 es similar a la estructura descrita para los dispositivos detectores de las FIG. 14A a 14K. El dispositivo detector 3340 tiene un sistema de notificación doble, representado aquí como LED derecho 3346 y LED izquierdo 3348.

[0313] La FIG. 14M es una vista lateral de un ejemplo de modo de realización del dispositivo detector 3350 que tiene una parte trasera 3354 y una parte frontal 3356 y está fijado a la montura de las gafas 3352, mostrado como imagen fantasma. Un sensor 3360 está fijado a la parte trasera 3354 y un LED 3358 está colocado en alineación con el eje visual del usuario 3362.

[0314] En otro modo de realización preferente, como se indica en la FIG. 14N-1, se aprecia una vista lateral de un dispositivo detector 3370, que tiene una abertura 3364 y una configuración en forma de U invertida para recibir la montura de unas gafas o un accesorio de cabeza. El dispositivo detector 3370 tiene una parte frontal 3374 y una parte trasera 3376 y está preferentemente hecho de plástico o polímero que tiene memoria o una aleación con memoria de forma. Preferentemente, las superficies internas 3382 y 3384 tienen una superficie de agarre o están cauchutadas para sujetar una estructura como la montura de unas gafas. Un sensor 3380 está fijado a la parte trasera 3376 preferentemente mediante el brazo 3366 posicionable de forma ajustable. La parte trasera 3376 aloja el LED 3378 que está operativamente conectado al sensor 3380. En este modo de realización no hay resorte, barra tensora, elemento de fijación, y similar. Se obtiene una posición estable gracias a la configuración en forma de U.

[0315] La FIG. 14N-2 es una vista frontal del dispositivo de clip detector 3370 de la FIG. 14N-1 mostrando la parte frontal 3374 provista de una tarjeta de circuito impreso 3378 y una zona de memoria 3386, transmisor inalámbrico 3388, y procesador 3390. Una batería 3392 está alojada en la parte frontal 3374. La batería 3392 puede estar permanentemente fijada al clip detector 3370 o estar fijada de manera desmontable a dicho clip detector 3370. La parte trasera 3376 aloja el LED 3394 y medios de detección compuestos de un porta-sensor 3396 que sujeta al sensor 3380, estando conectado dicho porta-sensor 3396 por el brazo 3366 al clip detector 3370. La FIG. 14N-3 es una vista frontal esquemática del clip detector 3370 de la FIG. 14N-1 montado en las gafas 3398, mostrado como una imagen fantasma.

[0316] La FIG. 14P es una vista frontal de un clip detector doble 3400, que no forma parte de la invención reivindicada, mostrado a modo de ejemplo como una pareja de emisor de luz y detector de luz 3402, representado

en el lado izquierdo, incluyendo el emisor de radiación 3404 y el detector de radiación 3406, para detectar glucosa, y una segunda pareja de emisor de luz y detector de luz 3408 situada en el lado opuesto incluyendo el emisor de radiación 3410 y el detector de radiación 3412 para detectar oxígeno y para la pulsioximetría. Además, se puede utilizar un sensor de temperatura como un sustituto o además de la pareja de emisor de luz y detector de luz. El clip detector 3400 está adaptado para realizar mediciones y detectar analitos tocando la zona que está siendo medida o estando separado de la zona que está siendo medida. El transmisor inalámbrico 3414 está adaptado para transmitir una señal inalámbrica a un dispositivo remoto incluyendo un teléfono 3416, un reloj 3418, un zapato 3420 y un dispositivo digital 3422 como un reproductor de música u ordenador.

[0317] Además, un dispositivo detector puede tener brazos que envuelvan o que están fijados a las patillas de las gafas o a una parte de un accesorio de cabeza. Los medios detectores pueden bifurcarse del dispositivo detector que está adaptado para colocar un sensor sobre o adyacente a una zona objetivo, como un túnel cerebral. También se contempla que cualquier gafa de sol de lentes acoplables o gafa de sol con lentes de clip desmontables puede incluir sensores para medir un parámetro.

[0318] La presente invención muestra una construcción modular de un accesorio de cabeza para medir parámetros biológicos. De este modo, la FIG. 15A es una vista esquemática en perspectiva de otra estructura de soporte compuesta de una banda especializada 3430 que comprende un hueco 3432 para recibir una caja 3434, siendo preferentemente dicha caja un módulo desmontable que se puede fijar a dicha banda 3430 e incluye el brazo derecho 3436 y el brazo izquierdo 3438. Los brazos 3436 y 3438 terminan en la parte detectora derecha e izquierda 3440, 3442. La caja 3434 puede comprender una caja que aloja los cables de los sensores 3440, 3442, e incluir además el cable 3444 que sale de la caja 3434 y está dispuesto a lo largo de la superficie 3446 de la banda 3430, y más concretamente dispuesto dentro de una ranura 3448. La ranura 3448 está adaptada para ser cubierta por una tira 3450 fijada a la banda 3430. La tira 3450 está preferentemente hecha de tejido y tiene un mecanismo de bisagra, estando posicionada dicha tira 3450 sobre la ranura 3448 para sujetar el cable 3444 a la banda 3430. El borde 3456 de la tira 3450 comprende preferentemente un material de tipo velcro que se adapta a otro material de tipo velcro 3454 fijado a la banda 3430. El cable 3444 termina en el conector 3452, para conectarse con un dispositivo procesador y visualizador (no mostrado).

[0319] La FIG. 15B muestra con más detalle el módulo de temperatura TTC 3460 que incluye una caja 3434 y una varilla de acero 3458 con forma de U invertida y fijada a la caja 3434. El cable 3462 recorre o está en la varilla derecha 3466, y conecta el sensor 3470 al PCB 3464 y procesador 3478. El cable 3472 recorre o está en la varilla izquierda 3474 y conecta el sensor 3468 a la tarjeta de circuito impreso 3464 y al procesador 3478. El procesador 3478 selecciona la mejor señal, representado aquí seleccionando la más alta de dos señales de temperatura que están siendo medidas en el lado izquierdo y derecho, ilustrado por los sensores 3470 y 3468. El procesador 3478 puede estar operativamente acoplado a la memoria 3476 y está conectado a un visualizador por el cable 3482, saliendo dicho cable 3482 de la caja 3434 y terminando en un conector eléctrico. La parte detectora 3468 y 3470 pueden tener cualquiera de las configuraciones descritas aquí, y en particular la configuración y dimensiones de la parte medidora 2006. La varilla derecha 3466 y la varilla izquierda 3474 pueden tener cualquiera de las configuraciones descritas aquí, y en particular la configuración y las dimensiones del brazo 2004. El espesor de dicho brazo 2004 puede ser convertido en un diámetro de dicho brazo 2004 dado que las varillas 3466, 3474 son esencialmente de naturaleza cilíndrica y pueden funcionar como el brazo 2004.

[0320] La FIG. 15C es una vista en perspectiva frontal de otro modo de realización de una banda modular de detección 3500 de esta invención cuando es portada por un usuario 3486 e incluye una banda 3480 que tiene una superficie 3488 para recibir el módulo de temperatura TTC 3490, teniendo dicha superficie 3488 un conector eléctrico 3492 para conectar eléctricamente el módulo 3490 a la banda 3480. El módulo de temperatura 3490 incluye el procesador 3494, la memoria 3496 y brazos 3498 y 3502, terminando dichos brazos 3498 y 3502 en la parte medidora 3504 y 3506 respectivamente. Las partes medidoras 3504 y 3506 están dispuestas sobre o adyacentes a la zona del túnel cerebral 3508 y 3510, y situadas por debajo de las cejas 3512 y 3514. El conector eléctrico 3492 puede funcionar como un amortiguador eléctrico y está conectado al cable 3516 dispuesto sobre la superficie o dentro de la banda 3480.

[0321] La FIG. 15D es una vista lateral de otra banda modular de detección 3520 de esta invención cuando es portada por un usuario (como imagen fantasma) e incluye cuatro módulos diferentes de parámetros biológicos, a saber un módulo de temperatura TTC 3522, un módulo de temperatura del oído 3524, un módulo de detección infrarroja 3526 representado aquí como un módulo de pulsioximetría, y un módulo de la temperatura detrás del oído 3528. El módulo de temperatura TTC 3522 está colocado en la superficie 3580 de la banda modular de detección 3520 de espaldas a la piel 3536 e incluye el brazo 3530 posicionable de forma ajustable y la parte medidora 3532 colocada debajo y adyacente a la ceja 3534. El módulo de temperatura del oído 3524 puede incluir un módulo desmontable sujetado por el clip 3538 al borde de la banda 3520. El módulo 3524 puede incluir además una bobina de cordón retráctil 3540 que sujeta el cordón 3542 que termina en la sonda de detección 3544 que se apoya en el canal auditivo, incluyendo dicha sonda 3544 al menos un detector infrarrojo, una pareja de emisor infrarrojo y detector infrarrojo, un sensor de temperatura tal como un termistor, un RTD y un termopar, y similares. El módulo 3524 también recibe alimentación eléctrica del módulo de temperatura de detrás del oído 3528, que mide la temperatura detrás del oído y más concretamente en la parte inferior del oído 3546 y/o alrededor del lóbulo de la

oreja 3548. El módulo de temperatura de detrás del oído 3528 puede estar sujeto de manera desmontable a la banda 3520 por la estructura de fijación 3556, como con un velcro, e incluye una funda en forma de C 3550 y un sensor 3552, estando conectado dicho sensor 3552 al módulo 3524 por el cable 3554 que está dispuesto sobre o a lo largo de la funda en forma de C 3550 y termina en dicho módulo de temperatura del oído 3524.

[0322] El módulo de pulsioximetría 3526 está situado justo encima de la ceja 3534 y dispuesto en la cara interna de la banda 3520 adyacente a la piel 3536 e incluye una pareja de emisor de luz- y detector de luz 3582 alojada en un parche adhesivo 3558 e incluye además un cable 3560 que recorre la superficie externa 3562 de la banda 3520 después de atravesar el orificio 3564 situado en la banda 3520. El cable 3566 del módulo de temperatura del oído 3524, el cable 3568 del módulo TTC 3522 y el cable 3560 del módulo de pulsioximetría 3526, recorren todos la superficie externa 3562 y más específicamente intercalados entre una pestaña móvil 3570 que cubre los cables 3566, 3568, 3560 y la superficie externa 3562 de la banda 3520. Los cables 3566, 3568, 3560 salen de la banda 3520 y se conectan a un dispositivo de proceso y visualización 3572 a través de los conectores 3574, 3576, y 3578.

[0323] La FIG. 15E es una vista en perspectiva frontal de otra banda modular de detección 3590 de esta invención llevada por un usuario 3592 e incluye dos módulos diferentes de parámetros biológicos, a saber un módulo de temperatura TTC 3594 y un módulo de monitoreo del oído 3596, incluyendo dicho módulo 3596 cualquier sensor descrito en esta invención y cualquier sensor de temperatura como radiación infrarroja y termistores. El módulo de temperatura TTC 3594 está dispuesto en la superficie 3598 de la banda modular de detección 3590 e incluye brazos posicionables de forma ajustable 3600, 3602 y la parte medidora 3604, 3608 colocada debajo y adyacente a la ceja 3606, 3610, incluyendo además el cable 3612 que sale de la banda 3590 y recorre detrás del oído 3628 terminando en el conector 3614 que se conecta al cable 3616, estando conectado dicho cable 3616 a un visualizador e interfaz 3618. El módulo de monitoreo del oído 3596 incluye un transmisor inalámbrico 3620 conectado inalámbricamente al receptor y visualizador 3622, incluyendo además el cable 3624 que termina en la sonda de oído 3626.

[0324] La FIG. 15F es una vista esquemática de otra banda modular de detección 3630 de esta invención con los ojos 3674, 3678 y nariz 3680 vistos por debajo, incluyendo dicha banda 3630 ocho módulos diferentes de parámetros biológicos, a saber el módulo del túnel cerebral 3632, un módulo de temperatura del oído 3638, un módulo de detección infrarroja 3640 representado aquí como un módulo de pulsioximetría, un módulo de detección del pulso 3642, un módulo de detección de la presión sanguínea 3644, un módulo de monitoreo cerebral como un módulo EEG digitalizado (electroencefalograma) representado aquí por tres electrodos 3648, 3650, 3652, un módulo de temperatura dérmica 3654, utilizando preferentemente un sensor sobre la arteria temporal, y un dispositivo médico que sujeta el módulo 3656, representado aquí por el módulo de cánula nasal. El módulo del túnel cerebral 3632 incluye un brazo ajustable en posición 3660 que termina en la parte medidora 3636 representado aquí por una pareja de emisor y detector de infrarrojos para la detección de analitos como la glucosa y un brazo 3662 posicionable de forma ajustable que termina en la parte medidora 3634 representado por un detector infrarrojo colocado sobre o adyacente al túnel cerebral próximo al puente de la nariz y/o sobre el párpado.

[0325] El módulo de pulsioximetría 3640 está colocado en la cavidad o hueco 3666 sobre la cara interna de la banda 3630 e incluye una pareja de emisor y detector de luz 3664. El módulo de temperatura del oído 3638 puede incluir un cordón 3646 que termina en la sonda detectora 3658 que se apoya sobre el canal del oído 3668 y recibe radiación 3670 desde dicho canal del oído. El módulo de detección del pulso 3642 y el módulo de detección de la presión sanguínea 3644 pueden incluir cualquier dispositivo detector de presión, dispositivos piezoeléctricos y similares. El módulo de monitoreo cerebral permite el seguimiento directo del nivel de conciencia de un paciente para facilitar la determinación y administración de la cantidad precisa de medicamento para satisfacer las necesidades de cada paciente individual y para evitar la percepción intraoperatoria. El módulo de monitoreo cerebral funciona utilizando un sensor que está colocado sobre la frente del paciente para medir la actividad eléctrica en el cerebro procedente del EEG y la actividad es digitalizada y visualizada como un valor numérico. El módulo de monitoreo cerebral permite administrar la cantidad adecuada de anestesia y medicación sedativa al paciente y por lo tanto garantiza que esté inconsciente y libre de dolor, aunque capaz de despertarse rápidamente y experimentar los mínimos efectos secundarios de la anestesia y sedación. El módulo de monitoreo cerebral 3646 está representado aquí por tres electrodos 3648, 3650, y 3652. La información de los electrodos 3648, 3650, 3652 es procesada y proporciona un número que aporta la medida directa del nivel de conciencia del paciente permitiendo a los profesionales clínicos determinar la mezcla más efectiva de anestesia y sedantes, con lo que los pacientes pueden despertarse de manera más rápida, previsible y tener recuperaciones de mayor calidad con menos náuseas y vómitos. El módulo de monitoreo cerebral puede incluir un monitor externo que analiza y muestra señales EEG, y luego convierte las señales EEG en datos digitales para transferir después los datos al monitor externo para procesar, analizar y visualizar. El módulo de cánula nasal incluye una cánula que va por encima de la nariz, y preferentemente no hacia los lados como en la técnica anterior. La cánula nasal modular 3672 está sujeta mediante medios de fijación de tipo velcro y colocada en la superficie de la banda 3630. El aparato y método para sujetar la cánula nasal incluye una pluralidad de ganchos en el accesorio de cabeza como por ejemplo una banda de la FIG. 15F o la montura de la FIG. 15X, suspendiendo por lo tanto la cánula y sujetando la cánula a lo largo de la superficie del accesorio de cabeza, impidiendo que se mueva durante el sueño y transporte.

[0326] La FIG. 15G es una vista transversal esquemática de la banda modular detectora 3680 de esta invención que muestra la disposición de los módulos en la superficie interna 3682 frente a la piel 3684 y la superficie externa 3686

de la banda 3680 de espaldas a la piel 3684. La correa 3688 está adaptada para ser fijada a la piel 3684 como se indica por las flechas grandes, teniendo dicha correa 3688 una zona y/o hueco 3690 en la superficie externa 3686 para recibir un módulo de túnel cerebral 3692, estando hecha dicha zona o hueco 3690 preferentemente de una delgada lámina de plástico o de otro polímero adaptada para dar estabilidad al módulo; y dos zonas o huecos 3694, 3696 en la superficie interna 3682 para recibir un módulo infrarrojo 3698 y un módulo de temperatura de la piel 3700. El túnel cerebral incluye dos zonas 3702, 3704 indicando la unión de los brazos ajustables derecho e izquierdo (no mostrados en la vista transversal) a la caja 3730, con los cables 3706, 3708 conectando los cables de los brazos ajustables a un procesador 3712. El cable 3710 conecta el procesador 3712 con un visualizador (no mostrado), estando dispuesto dicho cable 3710 entre la superficie externa 3686 y una pestaña 3714, hecha preferentemente de tejido o de cualquier material plegable. La zona 3690 tiene preferentemente dos tapones 3716, 3718 para sujetar y fijar un módulo de manera rápida al hueco o cavidad. Los tapones 3716, 3718 también pueden funcionar como conectores eléctricos.

[0327] El módulo de pulsioximetría 3698 está dispuesto en la cavidad o hueco 3696 en la cara interna 3682 de la correa 3688 e incluye una pareja de emisor y detector de luz 3720. El cable 3722 conecta la pareja 3720 con un visualizador (no mostrado), estando dispuesto dicho cable 3722 entre la superficie externa 3686 y una pestaña 3714 después de que dicho cable 3722 atraviesa un orificio 3724. El módulo sensor de temperatura de la piel 3700 está colocado en la cavidad o hueco 3694 sobre la cara interna 3682 de la correa 3688 e incluye un sensor 3726. El cable 3728 conecta el sensor 3726 con un dispositivo de proceso y visualización (no mostrado), estando dispuesto dicho cable 3728 a lo largo de la superficie interna 3682 frente a la piel 3684. También se muestra la solapa 3714, también denominada pestaña, que está sujeta a la superficie externa 3686 por un fijador de tipo velcro. El cable 3710 conecta el procesador 3712 a un visualizador (no mostrado), estando dispuesto dicho cable 3710 entre la superficie externa 3686 y una pestaña 3714, hecha preferentemente de tejido o de cualquier material plegable.

[0328] La FIG. 15H es una vista en planta esquemática de una banda modular detectora 3680 que muestra la superficie externa 3686 de la correa 3688, teniendo dicha superficie externa 3686 una zona o hueco 3690 para recibir un módulo de túnel cerebral 3692. La zona 3690 tiene preferentemente dos tapones de cierre rápido 3716, 3718 para sujetar y asegurar un módulo. También se ve el orificio 3724 y la impresión de la lámina de plástico de la zona 3696 sobre la superficie externa 3686, que sujeta un módulo de detección infrarroja. También se muestra la solapa 3714, también denominada pestaña, que está conectada a la superficie externa 3686 por un fijador de tipo velcro 3732.

[0329] La FIG. 15J es una vista transversal esquemática de la banda modular detectora 3740 de esta invención que muestra la disposición de los módulos sobre la superficie externa 3742 de la banda 3740 de espaldas a la piel 3744. La correa 3746 está adaptada para ser fijada a la piel 3744 como se indica mediante una flecha grande, teniendo dicha correa 3746 una zona y/o hueco 3750 en la superficie externa 3742 para recibir un módulo de túnel cerebral 3744, estando hecha dicha zona, cavidad, o hueco 3750 preferentemente de una delgada lámina de plástico o de otro polímero adaptado para dar estabilidad al módulo; y otra zona o hueco especializado 3752 para recibir un módulo infrarrojo 3754. El cable 3756 conecta el módulo de túnel cerebral 3744 con un dispositivo de proceso y visualización (no mostrado), estando dispuesto dicho cable 3756 entre la superficie externa 3742 y una solapa 3758. La zona 3750 tiene preferentemente dos tapones 3760, 3762 para sujetar y asegurar un módulo.

[0330] El módulo de pulsioximetría 3754 está dispuesto en la cavidad o hueco 3752 en la superficie externa 3742, incluyendo dicho módulo de pulsioximetría 3754 una pareja de emisor de luz y detector de luz 3756. La zona, hueco, o cavidad 3752 de la correa 3746 tiene preferentemente dos aberturas 3758, 3748 para recibir respectivamente el emisor de luz 3770 y el detector de luz 3772. El emisor de luz 3770 y el detector de luz 3772 están preferentemente dispuestos de manera que dicho emisor 3770 y detector 3772 presionen la piel 3744 y creen una hendidura. Las aberturas 3758 permiten que la luz sea dirigida a la piel 3744 por el emisor 3770 y que el detector 3772 reciba luz a través de la abertura 3748. Los tapones 3764 y 3766 están colocados en el fondo del hueco 3752 para sujetar y asegurar firmemente el módulo 3754 a la correa 3746. El cable 3768 conecta el módulo de pulsioximetría 3754 con un dispositivo de proceso y visualización (no mostrado), estando colocado dicho cable 3768 entre la superficie externa 3742 y una solapa 3758. La superficie interna 3778 de la correa 3746 puede incluir un adhesivo despegable 3776, que deja a la vista una superficie adhesiva para fijar la correa de forma más estable 3746 a una parte del cuerpo. El módulo de oximetría está preferentemente situado en la parte de banda que está encima del ojo, estando dicho módulo de oximetría cerca del módulo para la medición de la temperatura.

[0331] Todos los módulos descritos aquí se conforman de manera preferente físicamente a una parte del cuerpo de un paciente, como la frente, y proporcionan un firme acoplamiento de presión entre los sensores y la parte del cuerpo del ser vivo. La pareja de emisor y detector de luz puede incluir una estructura flexible como un parche flexible, que es físicamente conformable y sujetable a la parte del cuerpo del sujeto. La pareja de emisor y detector de luz incluye un conjunto de fuente de luz para iluminar la parte del cuerpo del paciente y un conjunto de detector de luz para medir la luz reflejada. Cuando la pareja de emisor y detector de luz se aplica al hueco o cavidad de la banda detectora, utilizando preferentemente los tapones de cierre rápido de dicha banda, se ejerce una presión localizada sobre la parte del cuerpo en los puntos de contacto con los conjuntos de emisión de luz y detección de luz, y/o los electrodos, y/o los sensores de temperatura y/o los sensores de presión y los sensores de pulsaciones, y cualquier otro de los sensores de esta invención.

[0332] Como en los sensores de pulsioximetría convencionales, el emisor de luz o fuente de luz puede incluir dos diodos emisores de luz que emitan luz en longitudes de onda roja e infrarroja, y el conjunto de detector de luz puede incluir dos o más fotodetectores. Se entiende que se puede utilizar un único detector de luz para detectar luz en ambas longitudes de onda. Las señales eléctricas son transportadas a y desde los conjuntos de emisor y detector de luz por un cable eléctrico que termina en un conector eléctrico, estando conectado dicho conector a la circuitería de control y proceso y la visualización.

[0333] La presente invención describe un método y aparatos donde las piezas costosas se reutilizan, mientras la pieza menos cara es la única pieza desechable. Los sensores médicos y dispositivos electrónicos son caros y debido a la disposición de la invención, estas piezas caras no permanecen en contacto con la piel y no tienen superficies adhesivas que se adhieren a la piel. La construcción modular en la que un sensor óptico es la única parte que toca la superficie de la piel, permite una fácil limpieza de dicho sensor óptico y su reutilización, como para pulsioximetría. Para medir la temperatura, una funda desechable de coste muy bajo es el único material desechable, el cual es necesario para cubrir el sensor que se apoya sobre el TTC. Dado que en la disposición de la invención, preferentemente, los dispositivos electrónicos, sensores, y otras piezas caras no tocan la piel, dichas piezas pueden ser reutilizadas. Dado que la disposición se hace de una manera en la que solo el material de la frente toca el cuerpo, el material de la frente es el menos caro y tiene un coste realmente bajo. El dispositivo de la invención incluye piezas reutilizables y piezas desechables.

[0334] La FIG. 15K es una vista en planta esquemática de la superficie externa de la banda modular detectora 3740 mostrando la superficie externa 3742 de la correa 3746, teniendo dicha superficie externa 3742 una zona o hueco 3750 para recibir un módulo de túnel cerebral 3744; y una zona o hueco 3752 para recibir un módulo de pulsioximetría 3754. La zona 3750 tiene preferentemente dos tapones de cierre rápido 3760, 3762 para sujetar y asegurar un módulo. La zona 3752 tiene preferentemente dos tapones de cierre rápido 3764, 3766 para sujetar y asegurar un módulo infrarrojo, y aberturas 3758, 3748 para permitir el paso de la luz a/desde la piel a la pareja de emisor y detector de luz 3756. También se muestra la solapa 3758, también denominada pestaña, que está conectada a la superficie externa 3742 por un elemento de fijación de velcro 3774.

[0335] La FIG. 15L es una vista en planta esquemática de la superficie interna 3778 de la banda modular detectora 3740 que muestra una superficie adhesiva 3780 a la vista después de retirar la protección 3776. El método incluye utilizar correas que tengan una superficie adhesiva en diferentes emplazamientos, permitiendo por lo tanto a la piel respirar más correctamente. Por lo tanto, una primera correa tiene superficie adhesiva en el centro, dicha correa se utiliza durante 3 días por ejemplo. Después de 3 días, se aplica una nueva correa, a saber, una segunda correa que tiene adhesivo solo en los laterales pero no en la parte central como en la primera tira, permitiendo por lo tanto a la zona previamente cubierta por adhesivo respirar ya que dicha zona no estará cubierta consecutivamente con adhesivos.

[0336] La FIG. 15M es una vista en planta esquemática de un ejemplo de cavidad o hueco 3782 para recibir un módulo 3784 para monitorizar parámetros biológicos. La cavidad 3782 puede incluir un bolsillo adyacente para alojar un circuito electrónico y una tarjeta de circuito impreso 3786 además de un procesador 3788, un transmisor inalámbrico 3790 y un visualizador 3792.

[0337] La FIG. 15N es una vista lateral esquemática de otro modo de realización compuesto de un accesorio de cabeza 3800, representado aquí como una gorra portada por un usuario, incluyendo el brazo 3796 que termina en la parte medidora 3794, estando fijado dicho brazo 3796 a la gorra 3800 e incluyendo también un cable 3798 dispuesto a lo largo de la gorra 3800 y conectado a un dispositivo de proceso y notificación 3802. El dispositivo de notificación 3802 puede notificar acústicamente el valor del parámetro que se está midiendo, e incluye también un conjunto de auriculares 3804 conectado por el cable 3806 al dispositivo de proceso y notificación 3802.

[0338] La FIG. 15P es una vista en perspectiva esquemática de otro modo de realización compuesto de un accesorio de cabeza 3804, representado aquí como una gorra portada por un usuario 3822, incluyendo el brazo 3806 que termina en la parte medidora 3808, estando fijado dicho brazo 3806 a la gorra 3804, e incluyendo también un cable 3810 dispuesto a lo largo de la gorra 3804 y conectado a una segunda parte medidora 3812, teniendo dicha parte medidora 3812 una cubierta 3816 y un sensor 3814. La parte medidora 3812 está colocada bajo el ala de la gorra 3804, teniendo dicha parte medidora 3812 una cubierta 3816 que está fijada a la gorra 3804. El sensor 3814 está presionado contra la piel por la cubierta 3816, comprendiendo dicho sensor cualquiera de los sensores, o pareja de emisor y detector de luz, o detector infrarrojo de esta invención. El cable 3818 conecta las partes medidoras 3808 y 3812 al dispositivo de proceso, transmisión y notificación 3820 colocado en la espalda del usuario 3822.

[0339] La FIG. 15Q es una vista en perspectiva esquemática de otro modo de realización compuesto de un accesorio de cabeza 3824, representado aquí por una gorra, incluyendo la parte medidora 3828 y 3826 que albergan respectivamente un sistema de detección infrarrojo y un sistema piezoeléctrico 3832 que están fijados a la gorra 3824, e incluyendo también una ranura 3826. Las partes medidoras 3828 y 3826 son móviles y se pueden deslizar por una ranura mostrada por una flecha y representada aquí como la ranura 3840 para el posicionamiento correcto

del sensor 3830. El cable 3834 y el cable 3836 se unen en la parte trasera de la gorra 3824 y forman un único cable 3838 que se conecta a un dispositivo de proceso y notificación (no mostrado). Se entiende que las partes medidoras pueden ser fabricadas como módulos desmontables como se ha descrito previamente para las bandas.

[0340] La FIG. 15R es una vista en perspectiva esquemática de otro modo de realización compuesto de un accesorio de cabeza 3842, representado aquí por una banda portada por un usuario 3844, incluyendo el brazo 3846 que termina en la parte medidora 3848, que está dispuesta sobre o adyacente a un túnel fisiológico 3850 entre el ojo 3866 y la ceja 3868 al lado de la nariz 3852, estando fijado dicho brazo 3846 a la banda 3842, e incluyendo también una porción de cable 3854 dispuesta a lo largo de la banda 3842 y conectada a un dispositivo de proceso y transmisión 3856. Un segundo brazo 3858 termina en una segunda parte medidora 3860, que está dispuesta sobre o adyacente a un segundo túnel fisiológico 3862 entre el ojo 3866 y la ceja 3868 cerca del oído 3864, estando fijado dicho brazo 3858 a la banda 3842, e incluyendo también una porción de cable 3870 dispuesta a lo largo de la banda 3842 y conectada a un dispositivo de proceso y transmisión 3856. Un tercer brazo 3872 termina en una tercera parte medidora 3874, que está dispuesta sobre o adyacente a un tercer túnel fisiológico 3876 detrás del oído 3864, estando fijado dicho brazo 3872 a la banda 3842, e incluyendo además una porción de cable 3878 dispuesta a lo largo de la banda 3842 y conectada a un dispositivo de proceso y transmisión 3856. Se entiende que cualquiera de los brazos de esta invención se puede ajustar en posición y extender de acuerdo con la aplicación.

[0341] La FIG. 15S es una vista en perspectiva esquemática de otro modo de realización compuesto de un accesorio de cabeza 3880, representado aquí por una fuente de luz portada por un usuario 3882, e incluyendo el brazo 3884 que termina en la parte medidora 3886, que está dispuesto sobre o adyacente a un túnel fisiológico 3888 adyacente a la ceja 3890, estando fijado dicho brazo 3884 a la lámpara frontal detectora 3880, e incluyendo también una porción de cable 3892 dispuesta sobre o dentro de la lámpara frontal 3880 y conectada a un dispositivo de proceso y transmisión 3894. La lámpara frontal 3880 tiene un brazo 3896 para fijar dicha lámpara frontal 3880 a la cabeza 3898 del usuario 3882, teniendo dicho brazo 3896 una cubierta que incluye un dispositivo medidor de analitos u oxígeno 3900, representado aquí por una pareja de emisor de radiación y detector de radiación 3902, que está conectada por el cable 3904 a un dispositivo de proceso y transmisión 3894.

[0342] La FIG. 15T es una vista en perspectiva esquemática de otro modo de realización compuesto de un accesorio de cabeza 3910, representado aquí por un visor detector portado por un usuario 3912, e incluyendo el brazo 3914 que termina en la parte medidora 3916, y termina en una segunda parte medidora 3918 que mide un segundo parámetro, estando fijado dicho brazo 3914 al visor detector 3910 por medios de fijación 3920 como un anillo de acoplamiento enganchado a dicho visor detector 3910. El visor detector 3910 puede incluir un micrófono 3928 dispuesto en el lado de la cara y conectado a un circuito de proceso, transmisión y notificación 3922 a través de la varilla 3930, y puede incluir también un visualizador 3924 para visualizar datos o información que se conecta a un circuito de proceso, transmisión y notificación 3922 a través del cable 3932. El visor detector 3910 puede incluir un audífono 3926 conectado a un circuito de proceso, transmisión y notificación 3922 a través del cable 3934. Este modo de realización incluye aplicaciones atléticas en las que un atleta notifica a un entrenador un dato de valor biológico u otra información. Por lo tanto, el usuario recibe la información acústica mediante los auriculares 3926 o visualmente mediante el visualizador 3924, y comunica luego la información a través del micrófono 3928.

[0343] La FIG. 15U es una vista en perspectiva esquemática de otro modo de realización compuesto de un accesorio o prenda de vestir 3940, representado aquí por una camisa adaptada como detector portada por un usuario 3942, e incluyendo un cable moldeable 3944 preferentemente con memoria para mayor estabilidad y que está sujetado por la oreja u otro elemento de sujeción (no mostrado). El cable 3944 termina en un brazo que se ajusta en posición 3946, que termina además en la parte medidora 3948. El brazo 3946 también incluye una parte medidora que tiene un sistema sensor 3958 contenido en un parche adhesivo 3956 y aplicado a la frente del usuario 3942. El cable 3944 termina en una estructura de soporte 3950 fijada al cuello 3952 de la camisa detectora 3940, estando dicha estructura de soporte 3950 eléctricamente conectada a través del cable 3960 a un dispositivo de notificación y visualización 3954 preferentemente sujeto a una pieza de ropa.

[0344] La FIG. 15V es una vista en perspectiva esquemática de otro modo de realización compuesto de un accesorio de cabeza 3962, representado aquí como un casco, e incluyendo el brazo 3964 que termina en la parte medidora 3966 compuesta de un sensor de temperatura, estando dispuesto dicho brazo 3964 sobre o dentro del casco 3962 y estando conectado a un circuito de proceso, transmisión y notificación 3968 a través del cable 3970. El casco adaptado como detector 3962 puede incluir unos auriculares 3972 conectados a un circuito de proceso, transmisión y notificación 3968 a través del cable 3976. El casco detector 3962 puede incluir también un segundo sensor 3974 para medir las pulsaciones dispuesto en un lado de la cabeza, estando conectado dicho sensor 3974 a un dispositivo de proceso, transmisión y notificación 3974 a través del cable 3978. El dispositivo 3974 puede incluir también un reproductor de música, que se ajusta a un volumen más bajo en caso de que el valor del parámetro biológico se transmita acústicamente.

[0345] La FIG. 15X es una vista esquemática de otra montura detector 3980 de esta invención, incluyendo dicha montura 3980 siete módulos diferentes de parámetros biológicos, a saber, un módulo de túnel cerebral 3982 representado por un emisor y detector de radiación 3984 a la izquierda y una pareja de emisor y detector de radiación 3986 a la derecha; un módulo de monitoreo del oído 3988, un módulo de detección infrarroja 3990

representado aquí como un módulo de pulsioximetría, un módulo de detección del pulso 3992, un módulo de detección detrás del oído 3994, un módulo de temperatura de la piel 3996, utilizando preferentemente un sensor sobre la arteria temporal, y un módulo que sujeta un dispositivo médico 3998, representado aquí como un módulo de cánula nasal. Se entiende que aunque se describen módulos de montaje desmontable, la invención incluye módulos que están fijados de manera permanente y la montura funciona como una pieza integral o alternativamente, algunos dispositivos son desmontables y otros están colocados de forma permanente en el accesorio de cabeza o gafas, y esas configuraciones se aplican a todos los dispositivos descritos en esta aplicación.

[0346] El módulo de túnel cerebral 3982 incluye el brazo 3400 posicionable de forma ajustable que termina en la parte medidora 3984 representada aquí por una pareja de emisor y detector para la detección de analitos como la glucosa y un brazo 3402 posicionable de forma ajustable que termina en la parte medidora 3986 representada aquí por un emisor y detector de infrarrojos colocados sobre o adyacente al túnel cerebral cerca al puente de la nariz y/o sobre el párpado y que detecta el pulso y oxígeno. La cubierta 3414 del módulo de pulsioximetría 3990 se bifurca de la montura 3980 y se aprecia situada en el lado derecho de la montura 3980 con la pareja de emisor y detector situada sobre la ceja 3404. El módulo de monitoreo del oído 3988 puede incluir un cordón 3406, con o sin un cable retráctil, desde la montura 3980, terminando dicho cordón 3406 en la sonda de detección 3408 que se apoya en el canal auditivo y recibe radiación de dicho canal. El módulo de detección del pulso 3992 se bifurca de la montura 3980 y se adapta para detectar la pulsación de un vaso sanguíneo utilizando el sensor 3416 colocado en dicho módulo 3992, estando situado dicho sensor 3416 por encima de la ceja 3410 e incluyendo cualquier dispositivo detector de presión, dispositivos piezoeléctricos, dispositivo tonométrico, y similares. El módulo de temperatura de la piel 3996 se bifurca de la montura 3980 e incluye un sensor de temperatura 3412 preferentemente colocado sobre la arteria temporal o cerca de la arteria temporal. El módulo de monitoreo detrás del oído 3994 incluye un sensor 3420 situado en la montura 3980, y más específicamente en el extremo de las patillas 3418, e incluso más concretamente en el extremo libre 3422 de las patillas 3418. El módulo de cánula nasal 3998 incluye una cánula 3999 que va por encima de la nariz, y preferentemente no por los lados como en la técnica anterior. La cánula nasal modular 3998 se sujeta mediante elementos de fijación como por ejemplo de tipo velcro dispuestos a lo largo de la montura 3980 y representados aquí por el velcro 3424, 3426, 3428, en el lado izquierdo y un gancho 3430 representado en el lado derecho de la montura 3980. A modo de ilustración la cánula nasal se muestra en el lado izquierdo como líneas discontinuas a lo largo de la montura 3980, pero se entiende que dicha cánula nasal está colocada de la misma manera en el lado derecho. Se puede utilizar cualquier elemento de fijación para sujetar una cánula nasal a la montura de las gafas.

[0347] El cable 3432 conecta el módulo infrarrojo 3390 a un circuito de proceso y visualización 3434 a través del conector eléctrico 3436. El cable 3438 conecta el módulo de monitoreo de oído 3988 al circuito de proceso y visualización 3434 a través del conector eléctrico 3436. El cable 3440 conecta el módulo de monitoreo detrás del oído 3994 al circuito de proceso y visualización 3434 a través del conector eléctrico 3436. El módulo de túnel cerebral 3982, el módulo de detección del pulso 3992, y el módulo de temperatura de la piel 3996 se conectan a un circuito de proceso y visualización 3442 mediante el cable 3446 y el conector eléctrico 3444.

[0348] La FIG. 15Y es una vista lateral esquemática de otro modo de realización que muestra la montura detectora 3450 portada por un usuario 3448, e incluyendo: una parte detectora detrás del oído 3452 compuesta de un sensor químico 3456 y un sensor de temperatura 3458, siendo dicha parte detectora 3452 parte integral de la montura 3450; una parte detectora de la temperatura de la piel 3454 compuesta de un sensor de temperatura 3460 que forma parte integral de la montura 3450; un emisor y detector de infrarrojos 3462 situado a lo largo del borde de la lente 3464; y un detector de radiación 3466 sujeto por un brazo 3468 posicionable de forma ajustable para detectar la radiación naturalmente emitida desde el túnel cerebral. El sensor químico 3456 puede incluir sensores para analizar el sudor como sensores de glucosa, sensores de electrolitos, sensores de proteínas, y cualquier analito presente en el sudor o en la superficie del cuerpo.

[0349] La FIG. 15Z es una vista en planta esquemática de otro modo de realización que muestra una montura de detección especializada 3470 compuesta de una montura esencialmente redonda para ajustar dicha montura 3470 a la cabeza de un usuario y con las patillas 3472, 3474 que están adaptadas para sujetar la montura 3470 a la cabeza del usuario con medios de presión. Contrariamente a la técnica anterior la montura detector de esta invención no tiene bisagras. También se aprecia un sensor de temperatura doble 3476, 3478 sujeto por los brazos 3480, 3482, una almohadilla 3484 para soporte de la nariz, y un circuito de proceso 3488. El cable 3486 que conecta los sensores 3476, 3478 está colocado sobre o dentro de la montura 3470. El circuito de proceso 3488 está adaptado para seleccionar la temperatura más alta de los sensores 3476 y 3478 y notificar dicho valor más alto, o alternativamente el circuito de proceso 3488 está adaptado para seleccionar la señal más estable de los sensores 3476 y 3478, y notificar dicho valor.

[0350] Otro modo de realización incluye métodos y aparatos para determinar e impedir la percepción intraoperativa y detectar la actividad cerebral basada en la temperatura corporal procedente del TTC.

[0351] El método y aparatos incluyen control de retroalimentación automático de una bomba de infusión basado en la temperatura TTC para el ajuste preciso y automático de la tasa de goteo de medicamentos, como anestesia o sedantes, sobre la base de la temperatura corporal, y más en concreto la temperatura basal cerebral.

[0352] Un primer paso determina la temperatura corporal, y un segundo paso determina si la temperatura ha aumentado. En caso afirmativo la bomba aumenta la tasa de goteo. Con un aumento de la temperatura basal durante la anestesia aumentará el metabolismo de medicamentos, y éstos se consumirán con mayor rapidez, requiriendo por lo tanto un aumento de la tasa de goteo. Con un descenso de la temperatura basal durante la anestesia se reducirá el metabolismo de medicamentos, en el que estos se consumirán más lentamente, requiriendo por lo tanto una tasa de goteo menor.

[0353] En la Unidad de Cuidados Intensivos, los aparatos y métodos ajustan la tasa de goteo de medicamentos, como medicamentos vasoactivos, basados en la temperatura corporal. Con un descenso de la temperatura basal el paciente requiere ser calentado, lo cual produce vasodilatación que en exceso conduce a la hipotensión, lo cual requiere entonces la administración de medicamentos costosos y peligrosos como vasoconstrictores como la epinefrina. Por lo tanto, con la presente invención se pueden evitar todas esas cuestiones valorando cuidadosa y precisamente el calentamiento o enfriamiento del cuerpo de acuerdo con la temperatura basal.

[0354] Además, esta invención proporciona un método y aparatos para determinar la percepción cerebral y detectar el riesgo de percepción intraoperatoria. Si se produce un aumento de la temperatura durante la cirugía, produciendo un aumento del metabolismo de los medicamentos, y provocando un nivel más superficial de anestesia y riesgo de percepción intraoperatoria, entonces el método y aparatos de la invención ajustan la tasa de goteo y aumentan la tasa de goteo. Cuando se produce un aumento de la temperatura cerebral hay un aumento del flujo sanguíneo al cerebro, lo cual incrementa el riesgo de percepción intraoperatoria, por lo tanto el método y aparatos de la invención ajustan la tasa de goteo e incrementan la tasa de goteo. Si hay un descenso de la temperatura durante la cirugía, se produce un descenso del metabolismo de los fármacos, haciendo que estén en acción más medicamentos anestésicos, lo cual hace que el paciente se encuentre a un nivel más profundo de anestesia, y lo cual puede provocar complicaciones y la muerte además de un incremento de la estancia hospitalaria y del tiempo de recuperación. Por lo tanto, con la presente invención el nivel de anestesia es valorado con precisión y si la temperatura basal es menor, se produce un ajuste consiguiente de la tasa de goteo consistente en su reducción. Si baja la temperatura también se reduce el flujo sanguíneo al cerebro, lo cual reduce el riesgo de percepción intraoperatoria, por lo tanto el método y aparatos de la invención ajustan la tasa de goteo y disminuyen la tasa de goteo. La integración de cualquier fármaco de goteo con la señal del TTC pueden beneficiar al ajuste de la tasa de goteo de algunos de los procedimientos quirúrgicos más comunes como los cardíacos, cardiorácicos, traumatológicos, neurocirugía, operaciones de larga duración y de alto riesgo y operaciones en las que no se pueden emplear vasodilatadores, o pacientes con predisposición al choque térmico o hipotensión.

[0355] Existen muchos beneficios clínicos debidos a la integración de una señal TTC a la bomba de infusión, incluyendo:

- 1) Ajuste más preciso y automático de la tasa de goteo
- 2) Conseguir una mayor profundidad de la anestesia
- 3) Reducir el riesgo de percepción intraoperatoria (mayor temperatura cerebral asociada al riesgo de percepción intraoperatoria)
- 4) Eliminar/reducir el potencial de dosificar en exceso o por defecto
- 5) Mantenimiento de los niveles de fármacos dentro del nivel deseado
- 6) Administración óptima de medicamentos
- 7) Uso reducido de medicamentos
- 8) Disminución del tiempo de cirugía
- 9) Menor tiempo de ventilación asistida
- 10) Menor tiempo en la UCI
- 11) Recuperación postoperatoria más rápida
- 12) Menor tiempo de hospitalización
- 13) Menor índice de complicaciones intraoperatorias
- 14) Menor índice de complicaciones posoperatorias
- 15) Menos tiempo para despertarse tras la operación
- 16) Menor índice de complicaciones debido a la hipotermia e hipertermia
- 17) Reducción de los costos sanitarios
- 18) Mejores resultados para el paciente

[0356] La integración de la bomba de infusión con la señal continua del TTC puede mejorar el ajuste de la tasa de goteo de algunos de los medicamentos más comunes incluyendo todos los anestésicos inyectables, propofol, fentanil, midazolam y otras benzodiazepinas, insulina, y medicamentos vasoactivos como el óxido nítrico y todos los vasodilatadores, fenilefrina y todos los vasoconstrictores. El nivel de temperatura basal también puede ser utilizado para identificar el efecto de medicamentos y el diagnóstico y pronosis de enfermedades como la enfermedad de Parkinson, el Alzheimer y la depresión. Por lo tanto la FIG. 16 es una vista esquemática de una bomba de infusión 3500 conectada a un sistema de monitoreo de temperatura 3502, estando dicho sistema de monitoreo de temperatura fijado a un ser vivo 3504. La bomba 3500 recibe la señal del sistema de monitoreo de temperatura 3502 y dicha bomba incluye un montaje 3506 para suministrar medicamentos a un ser vivo 3504.

[0357] La FIG. 17 muestra un dispositivo de control remoto portátil 3510 acoplado a un dispositivo detector pasivo TTC 3516. El dispositivo 3510 incluye una pantalla 3528 y una antena 3532, visto llevado en la mano de un sujeto y posicionado para activar el dispositivo detector TTC 3516 situado encima del ojo 3522. El dispositivo detector TTC 3516 incluye un sensor 3520 y una antena 3518 para emitir energía electromagnética. El dispositivo 3510 activa el dispositivo pasivo 3516 con energía electromagnética 3514, y recibe de vuelta una energía reflejada representada como la onda 3524 que contiene la identificación del sujeto que está siendo medido y el nivel del parámetro biológico que está siendo medido. A modo de ilustración, la temperatura es medida y el nivel se visualiza en la pantalla 3528. El dispositivo 3510 está adaptado para proporcionar información basada en la señal recibida y en el nivel del parámetro biológico. En este modo de realización la temperatura es elevada, provocando que el dispositivo 3510 muestre información de fiebre, así como antibióticos y medicación contra la fiebre mostrada en la ventana de diálogo 3526 de la pantalla 3528. Además, la señal hace que el dispositivo 3510 produzca una ventana de diálogo 3530 con nombres de farmacias y doctores relacionados con el paciente identificado por la señal recibida.

[0358] La FIG. 18A es una vista esquemática de otro modo de realización de un dispositivo detector 3540 incluyendo una parte medidora 3550 y un brazo 3554. El extremo 3552 del brazo 3554 termina en el soporte 3550 y el extremo opuesto 3564 termina en un cuerpo del dispositivo detector (no mostrado). La parte medidora 3550 incluye una estructura 3542 compuesta de un material aislante comprimible como poliuretano. El cuerpo 3542 tiene una abertura 3544 que alberga una porción de cable 3548 que termina en un cable 3556 del brazo 3544. El cuerpo 3542, representado aquí por el material 3542, tiene una superficie inferior expuesta 3560 y una superficie lateral expuesta mostrada como 3562. Un soporte 3550 rodea el material 3542 y se conecta con el brazo 3554. El borde 3558 del soporte 3550 está preferentemente situado a una distancia igual o no superior a 2 mm de la superficie 3560, y más preferentemente igual o no superior a 4 mm de la superficie 3560, e incluso más preferentemente igual o no superior a 6 mm de la superficie 3560, estando representada dicha distancia por una dimensión mostrada como 3562. La superficie 3560 incluye un sensor 3546. Por lo tanto la superficie 3560 tiene una combinación de un termistor representado aquí por el sensor 3546 y un material aislante como poliuretano representado por el cuerpo 3542.

[0359] La FIG. 18B es una vista esquemática de una funda de sonda 3570 para una parte medidora y/o un brazo de un dispositivo detector de esta invención. La funda de sonda de esta invención es esencialmente blanda y delgada y está adaptada para ajustarse a las dimensiones de los dispositivos sensores y estructuras de soporte de la presente invención. La funda de sonda 3570 tiene un cuerpo 3576 y dos extremos 3574 y 3572; un extremo 3574 es abierto y adaptado para recibir una parte medidora y un extremo opuesto 3572 es cerrado y adaptado para montar un sensor. El extremo abierto 3574 tiene una superficie adhesiva 3578 que está colocada adyacente al extremo abierto 3574, formando dicha superficie adhesiva una extensión del extremo distal 3580 del cuerpo 3576. La superficie adhesiva puede incluir una pestaña despegable en una extensión del cuerpo 3576, y durante el uso la pestaña despegable se retira dejando a la vista la superficie adhesiva. La superficie adhesiva 3578 fija la funda de la sonda a un cuerpo de un dispositivo detector como el cuerpo 2002, montura de gafas, banda, y similar. Se puede utilizar cualquier medio para sujetar o fijar firmemente la funda de la sonda a un brazo o cuerpo de un dispositivo detector. Si la parte medidora es de mayor dimensión que el brazo, la funda de la sonda está adaptada para cubrir y adaptarse a las dos piezas incluyendo la parte medidora.

[0360] Se entiende que cualquier sistema sensor de la invención puede ser acoplado con una estructura tipo dedo, puente de la nariz, y otras estructuras descritas en las FIG. 1A a 6 o acoplados a monturas de gafas y accesorios de cabeza descritos en las FIG. 7 a 15. También se entiende que las gafas de esta invención pueden comprender dos partes separadas, preferentemente con un sensor desmontable, que se convierte en la pieza desechable. La punta de un termómetro de varilla o detector del pulso de varilla puede alojar también un chip de identificación o identificación de radiofrecuencia (RF ID), siendo dicha punta reutilizable pero solo para un paciente que sea identificado por la RF ID o el chip ID, permitiendo por lo tanto plena trazabilidad (de humanos y animales) y portabilidad del dispositivo detector. También se entiende que otros modos de realización incluyen utilizar una variedad de medios de detección alojados en los dispositivos detectores de esta invención, incluyendo evaluar el flujo sanguíneo por medios convencionales y determinar la concentración de analitos como usando un láser Doppler colocado en el túnel cerebral para determinar la concentración de analitos incluyendo la glucosa. También se entiende que cualquiera de los dispositivos detectores y sensores de esta invención pueden ser accionados por energía solar u otras fuentes de energía renovable.

[0361] Otro modo de realización no perteneciente a la invención reivindicada incluye un estetoscopio conectado a un PDA, escuchando dicho estetoscopio los sonidos corporales como los sonidos del corazón y los pulmones y el PDA registrando en archivo digital el sonido del corazón y los pulmones y comparando luego el sonido captado con los sonidos almacenados en la memoria del PDA para determinar el diagnóstico del estado.

[0362] La invención también incluye métodos para determinar la vida útil o función de un sensor en base al espesor de un revestimiento aplicado a ese sensor. El sensor puede estar cubierto con parileno y el espesor de la cobertura ser utilizado para determinar la vida del dispositivo. A modo de ejemplo, un sensor de temperatura está cubierto de una capa de 100 micras de espesor de parileno que mantiene el sensor funcionando durante X número de días. Una capa de 200 micras de espesor de parileno mantiene funcionando el sensor durante 2X número de días (el doble) y una capa de 50 micras de espesor mantiene funcionando al sensor durante 1/2X (la mitad). Mientras el sensor sigue

siendo utilizado la capa de revestimiento se disuelve gradualmente hasta que la disolución total del revestimiento deja a la vista el sensor, volviéndolo no operativo. Por ejemplo, un sensor de temperatura deja de funcionar correctamente cuando el agua y la sal del cuerpo llegan al sensor y cambian la resistencia después de la eliminación de la capa de parileno.

[0363] Otro modo de realización no reivindicado incluye métodos y aparatos para detectar el flujo sanguíneo y diagnosticar enfermedades. El modo de realización incluye además cambios en el flujo sanguíneo de la zona del túnel cerebral después de aplicar medicamentos localmente en la zona del túnel cerebral o sistémicamente por medios orales o invasivos. El método incluye aplicar, por ejemplo, un parche con acetilcolina para identificar una disfunción autonómica y el diagnóstico de diabetes, una enfermedad cardíaca, trastornos vasculares, y similares. Los pasos incluyen medir el flujo sanguíneo, aplicar o suministrar un medicamento, y medir el flujo sanguíneo en el mismo lugar, como la zona del túnel cerebral. Si hay un cambio sostenido en el flujo sanguíneo en la zona del túnel cerebral, entonces se determina que la función es normal. Si después de aplicar un medicamento el cambio en el flujo sanguíneo no es sostenido, ello indica una disfunción autonómica.

[0364] Otro modo de realización incluye la terapia y/o la prevención de la obesidad y la reducción del peso mediante el enfriamiento del cerebro y el monitoreo de la temperatura en el TTC. Al poner el sujeto bajo anestesia, lo cual reduce la temperatura basal, desciende la temperatura del cerebro. Un paso preferente antes de la anestesia es un estudio de imagen médica como Imagen por Resonancia Magnética para determinar y cuantificar la actividad neuronal en el centro del apetito u otras áreas cerebrales. La refrigeración del cuerpo y del cerebro se realiza para enfriar el centro del apetito y por lo tanto reducir el disparo neuronal en el centro del apetito, reduciendo así el apetito de forma natural. Una vez determinada la actividad de referencia, se realiza el enfriamiento hasta que la temperatura cerebral basal alcanza los 34 grados Celsius. Cuando la señal del sensor de temperatura, como el TTC, indica dicho nivel de temperatura u otro nivel predeterminado, suena una alarma indicando que se ha alcanzado la temperatura deseada. Dependiendo del nivel de disparo de neuronas, y el valor de referencia, la anestesia continúa, con periodos prolongados de anestesia para personas con obesidad severa para cerrar el centro del hambre y apetito, lo cual puede durar 6 meses o más. El método y dispositivo pueden incluir utilizar la zona del TTC entre el ojo y la ceja y enfriar esta zona para reducir directamente la actividad cerebral. Si un centro es hiperactivo, el enfriamiento puede ayudar a estabilizar el disparo de neuronas. El método y aparatos también pueden ser utilizados para terapia de una variedad de trastornos neurológicos incluyendo el ictus, Alzheimer, Parkinson, depresión, y similares.

[0365] La invención también incluye un chip de memoria alojado en el dispositivo con una cantidad predeterminada de memoria, que se correlaciona con la vida del dispositivo. Por lo tanto, un chip con capacidad para 100 horas de mediciones llena la memoria del chip en 100 horas, y después de que eso ocurre el dispositivo detector no funciona, y preferentemente una luz en el dispositivo, como el cuerpo 2002 o una alarma en la pantalla de la unidad de lectura informa al usuario que la vida del dispositivo ha terminado.

[0366] La FIG. 19-A es otro modo de realización que muestra una vista esquemática de una sonda de medición de temperatura superficial interna especializada 3590 que no forma parte de la invención. El cabezal sensor 3594 de la sonda 3590 puede realizar la medición de la temperatura superficial y la medición de la temperatura interna. Al ser capaz de detectar la temperatura interna a través del cabezal sensor 3594 penetrando en el túnel cerebral a través de la piel, la sonda 3590 mide la temperatura interna. Tocando la superficie de la piel con una punta no conductiva térmicamente, el cabezal sensor 3594 funciona como una sonda de medición de temperatura superficial. La sonda 3590 solo se utiliza en áreas especializadas como el TTC, que tiene una forma cóncava pero geometría irregular y con algunas variaciones anatómicas en el punto de entrada principal del túnel. En la FIG. 19-A se aprecia la sonda 3590 incluyendo el cabezal multi-sensor 3594, el asa recta 3600, y el asa curva 3606. El cabezal sensor 3594 para la medición de temperatura comprende cualquier material aislante 3596 poblado por una pluralidad de sensores térmicos 3598, como termistores, termopares, silicona, y similares. El material aislante funciona como una estructura de soporte sujetando los sensores 3598. Preferentemente, los sensores térmicos 3598 comprenden termistores según modos preferentes de realización de esta invención. Una serie de sensores térmicos 3598 está dispuesta en la superficie del material aislante 3596 del cabezal multi-sensor 3594. El cabezal multi-sensor tiene preferentemente una configuración convexa y dimensiones especiales. La distancia desde la punta 3592 del cabezal sensor 3594 al borde inferior 3602 del cabezal sensor 3594 es preferentemente igual o no superior a 2,5 mm, y más preferentemente igual o no superior a 4,5 mm, e incluso más preferentemente igual o no superior a 6,5 mm, e incluso aún más preferentemente es una distancia igual o no superior a 5 mm. El cabezal sensor 3594 tiene uno o más sensores térmicos, y preferentemente una serie de sensores 3598, cada sensor conectado con un cable respectivo representado como cable 3604. En la transición entre el asa recta 3600 y el asa curva 3606, todos los cables de los sensores representados aquí como el cable 3604 se unen para formar un cable multifilar que termina en la porción de cable 3610, estando conectada dicha porción de cable 3610 a un circuito de proceso y visualización 3612.

[0367] La FIG. 19-B es una vista en planta de un cabezal sensor 3594 que muestra la estructura aislante 3596 poblada por una serie de sensores 3598. El cabezal sensor 3594 tiene esencialmente una forma circular. El diámetro preferente del cabezal sensor 3594 es igual o no superior a 5,0 mm, y más preferentemente igual o no superior a 8,0 mm, e incluso más preferentemente igual o no superior a 12 mm, e incluso aún más preferentemente igual o no superior a 20 mm. La FIG. 19-C es una vista esquemática de un modo de realización de una sonda detectora portátil

3620 compuesta de un cabezal sensor esencialmente plano 3616, que no forma parte de la invención. La sonda 3620 incluye tres partes, una punta detectora plana 3634, también denominada cabezal sensor; un asa 3630 que alberga los cables 3604 y el cable multifilar 3618; y la parte electrónica y de visualización 3628 que alberga el chip 3624, la batería 3626 y el visualizador 3622. El cabezal sensor 3634 incluye una superficie detectora 3616, incluyendo dicha superficie detectora un material aislante 3632 y uno o más sensores 3614 dispuestos a lo largo de la superficie, y teniendo una configuración similar al modo de realización de la FIG. 19-A.

[0368] Como se ve en la FIG. 19-C el asa 3630 tiene preferentemente un diámetro más pequeño que el cabezal sensor 3634. La distancia desde la punta 3616 del cabezal sensor 3634 al borde inferior 3602 del cabezal sensor 3634 es preferentemente igual o no superior a 2,0 mm, y más preferentemente igual o no superior a 4,0 mm, e incluso más preferentemente igual o no superior a 7,0 mm, e incluso aún más preferentemente es una distancia igual o no superior a 5,0 mm.

[0369] La FIG. 19-D es una vista en perspectiva lateral de un cabezal sensor en forma de bumerán 3640 incluyendo el cabezal sensor en forma de bumerán 3656 y el asa 3650, no formando parte de la invención. Se entiende que el asa 3650 puede ser reemplazada por el brazo 2004 u otros brazos descritos en esta invención, y cualquiera de los cabezales sensores descritos aquí pueden ser utilizados en una parte medidora de otros modos de realización. El cabezal sensor en forma de bumerán 3656 incluye dos alas 3642 y 3644, pero contrariamente a la forma convencional del bumerán que es esencialmente plano, las alas 3642 y 3644 tienen una superficie prominente y esencialmente convexa a fin de adaptarse a la anatomía del punto de entrada del túnel cerebral. El cabezal sensor en forma de bumerán 3656 también incluye una parte de conexión 3658 que conecta las dos alas 3642 y 3644, teniendo dicha parte de conexión una superficie esencialmente prominente y convexa 3648, teniendo dicha superficie convexa 3648 un radio mucho menor que el radio de la superficie convexa de las alas 3642 y 3644, por lo tanto la parte de conexión 3658 es mucho más prominente que las alas 3642 y 3644. La parte de conexión 3658 tiene una configuración esencialmente sobresaliente y alberga al menos un sensor 3646, pero preferentemente alberga una pluralidad de sensores a lo largo de su superficie, teniendo dichos sensores preferentemente también una configuración prominente. Los sensores están representados aquí como pequeños puntos, pero para evitar la repetición excesiva solo se utiliza un número 3646 para describir la pluralidad de sensores. Los sensores 3646 están ilustrados como un tipo de sensor, como un sensor térmico, pero se entiende que se pueden utilizar sensores que midan diferentes parámetros, y se contempla cualquier combinación de sensores, por ejemplo un cabezal sensor que comprende sensores infrarrojos de saturación de oxígeno, sensores de gases electroquímicos, sensores térmicos, y sensores del pulso. Cada sensor 3646 conecta con el asa 3650, representado aquí como comunicación cableada, utilizando cables 3652, que preferentemente se convierten en un cable multifilar 3654 en el asa 3650. El asa 3650 está fijada al cabezal sensor 3656 a través de los puntos de conexión 3660 y 3662, situados en el extremo de dicha asa 3650. Las dimensiones preferentes de la sonda 3640 se corresponden con las dimensiones y forma de un área de túnel cerebral, y más concretamente con la geometría del área entre el ojo y la ceja sobre el párpado superior y el techo de la órbita.

[0370] La FIG. 19-E es una vista en planta de una sonda de sensor en forma de bumerán 3640 que no forma parte de la invención, mostrando la superficie detectora 3664 del cabezal sensor 3656, que es la superficie que toca la piel durante las mediciones de contacto o la superficie que está enfocando la piel para mediciones sin contacto. La superficie detectora 3664 comprende la parte prominente de conexión 3658, y las alas 3642 y 3644, teniendo dicha superficie detectora 3662 uno o más sensores 3646 en su superficie. Los puntos de conexión 3660 y 3662 que conectan un asa al cabezal sensor 3656 se ven como líneas discontinuas.

[0371] La FIG. 19-F es una vista esquemática en planta de un cabezal sensor con forma de bumerán 3656, y su relación con estructuras anatómicas como la nariz 3672, ceja 3666, y ojo 3674. El ala 3642 que está situada debajo de la ceja 3666 es preferentemente más larga que el ala 3644 que se apoya adyacente a la nariz 3672. También se aprecia la parte de conexión prominente situada de forma central 3658, y su punto central 3668, y la impresión de los puntos de conexión del asa 3660 y 3662. La sonda en forma de bumerán 3640 de esta invención tiene preferentemente un ángulo más estrecho en comparación con una configuración convencional de un bumerán. Por lo tanto el ángulo preferente 3670 entre las alas 3642 y 3644 es igual o inferior a 45 grados, y preferentemente igual o inferior a 65 grados, y más preferentemente igual o inferior a 90 grados. La longitud preferente del ala que va a lo largo de la ceja 3666, representada aquí como ala 3642, es igual o inferior a 35 mm, y preferentemente igual o inferior a 25 mm, y más preferentemente igual o inferior a 20 mm, e incluso más preferentemente igual o inferior a 14 mm, yendo dicha longitud del punto 3668 al borde 3676 del ala 3642. La longitud preferente del ala 3642 es igual o inferior a 30 mm, y preferentemente igual o inferior a 20 mm, y más preferentemente igual o inferior a 15 mm, e incluso más preferentemente igual o inferior a 10 mm. El espesor preferente del ala 3642 es igual o inferior a 25 mm, y preferentemente igual o inferior a 20 mm, y más preferentemente igual o inferior a 15 mm, e incluso más preferentemente igual o inferior a 10 mm.

[0372] La longitud preferente del ala que va sobre la nariz 3672, representada aquí como ala 3644, es igual o inferior a 33 mm, y preferentemente igual o inferior a 23 mm, y más preferentemente igual o inferior a 18 mm, e incluso más preferentemente igual o inferior a 12 mm, extendiéndose dicha longitud del punto 3668 al borde 3678 del ala 3644. La anchura preferente del ala 3644 es igual o inferior a 30 mm, y preferentemente igual o inferior a 20 mm, y más preferentemente igual o inferior a 15 mm, e incluso más preferentemente igual o inferior a 10 mm. El espesor

preferente del ala 3644 es igual o inferior a 25 mm, y preferentemente igual o inferior a 20 mm, y más preferentemente igual o inferior a 15 mm, e incluso más preferentemente igual o inferior a 10 mm.

[0373] La parte de la conexión prominente 3658 es la parte adaptada para ajustarse mejor al punto de entrada principal del túnel y está situado adyacente a la unión de la ceja 3666 con el puente de la nariz 3672. La dimensión preferente o diámetro de la parte de conexión prominente 3658 es igual o inferior a 30 mm, y preferentemente igual o inferior a 25 mm, y más preferentemente igual o inferior a 20 mm e incluso más preferentemente igual o inferior a 15 mm. El espesor preferente de la parte 3658 es igual o inferior a 30 mm, y preferentemente igual o inferior a 20 mm, y más preferentemente igual o inferior a 15 mm, e incluso más preferentemente igual o inferior a 10 mm.

[0374] El circuito de proceso, como el procesador 3624, busca y selecciona la señal más óptima, dependiendo de la aplicación, a partir de la pluralidad de señales recibidas de la pluralidad de sensores. En el caso de sensores térmicos, el proceso continuo detecta y luego selecciona la temperatura más alta, que es notificada a continuación. Uno o múltiples puntos de detección pueden ser periódicamente comprobados y una o más señales pueden ser seleccionadas y visualizadas. Para la medición de temperatura los sensores térmicos están incrustados en un material aislante conformado para ajustarse a las características anatómicas y térmicas de la zona del TTC para una colocación fácil y transferencia térmica óptima. El sensor térmico está preferentemente encapsulado y rodeado de un material aislante grueso, blando y no conductor de calor que adoptará la forma/contorno de la superficie irregular de la piel para evitar toda temperatura ambiente externa e impedir también que la piel o tejidos fuera de la entrada del TTC toquen el sensor.

[0375] Dado que pliegues de piel pueden tocar la punta del cabezal sensor cuando es presionado contra el TTC, el cabezal sensor tiene una envoltura única y especializada de material aislante alrededor del sensor, de una dimensión preferentemente de entre 3 mm y 5 mm, y más preferentemente de entre 2 mm y 7 mm, e incluso más preferentemente de entre 1,5 mm y 10 mm tal como se aprecia en la FIG. 19-G y FIG. 19-H. La FIG. 19-G muestra un cabezal sensor 3680 y el asa 3682. El cabezal sensor 3680 tiene tres sensores térmicos 3684, 3686 y 3688. El cabezal sensor 3680 comprende el material aislante 3690 y los tres sensores térmicos 3684, 3686 y 3688, que están colocados a lo largo de la superficie del material aislante 3690. Todas las superficies de los sensores 3684, 3686 y 3688 están rodeadas por el material aislante 3690, con la excepción de la superficie del sensor expuesto al medio ambiente. La dimensión del material aislante 3690 está basada en la posición de un sensor térmico lo más cercano a la parte no aislante 3692, representada como una parte que está hecha de material conductor térmico o metal como el asa 3682. Dado que el sensor 3688 está colocado más bajo en comparación con los sensores 3684 y 3686, el punto de partida para determinar la longitud o dimensión 3694 del material aislante 3690 se basa en dicho sensor 3688, comenzando la dimensión 3694 en el sensor 3688 y terminando en el material no aislante 3692.

[0376] La FIG. 19-H muestra un sensor prominente 3696 en la superficie de un material aislante 3690, que termina en material conductor térmico 3692. Todas las superficies del sensor 3696 están rodeadas por el material aislante 3690, con la excepción de la superficie del sensor expuesta al medio ambiente o la zona objetivo que está siendo medida. La dimensión del material aislante 3690 está basada en la posición de un sensor térmico más cercano a la parte no aislante 3692. Dado que el sensor 3696 es el único sensor térmico, dicho sensor 3696 determina la dimensión del material aislante 3690, comenzando la dimensión 3694 en el sensor 3696 y terminando en el material no aislante 3692. La dimensión 3694 es la misma para ambos modos de realización, mostrados en las FIG. 19-G y FIG. 19-H. El aislamiento del sensor necesita tener el espesor descrito, a diferencia de las sondas de temperatura superficial convencionales de la técnica anterior, que necesitan ser delgadas. La razón es que el sensor del TTC es empujado dentro de la abertura del túnel TTC y el material con aislamiento más grueso impide que las influencias del ambiente externo y los tejidos entren en contacto con la totalidad del sensor de temperatura que mide la zona de la abertura del TTC. El material aislante y la dimensión o longitud del material aislante según la presente invención incluye cualquier material aislante en torno a un cabezal sensor o pieza de medición, incluyendo un soporte aislante como el soporte aislante 3550.

[0377] Los sistemas sensores de esta invención miden, registran y/o procesan información de realimentación para un sistema de circuito cerrado y controlan un segundo dispositivo, como la bomba de infusión de la FIG. 16 y permiten realizar por lo tanto aplicaciones terapéuticas, como enfriamiento o calentamiento del cerebro de acuerdo con la señal recibida, o aumentar el oxígeno suministrado sobre la base de la señal de un sensor de oxígeno o aumentar el flujo de glucosa o insulina sobre la base de la señal de un sensor de glucosa.

[0378] Se entiende que otras configuraciones del diseño modular de la invención resultarían evidentes para los expertos en la técnica. Se contemplan otras configuraciones que utilizan otros accesorios de cabeza como una gorra, gafas, y similares. Esos accesorios de cabeza adaptan y sujetan el montaje del sensor como un dispositivo de acoplamiento y pueden medir, registrar, realimentar múltiples parámetros en un diseño modular como la pulsioximetría, el ritmo cardíaco, la temperatura, y similares.

[0379] La FIG. 20 representa el mantenimiento de un sensor en el TTC mediante adhesivo aplicado al cuerpo de la estructura de soporte. La estructura de soporte se aplica a la mejilla del usuario.

[0380] Debe tenerse en cuenta que esta invención proporciona no solo mediciones, registros y procesado de un

parámetro biológico como la temperatura sino que también incluye un dispositivo que albergará la terapia. A modo de ejemplo, el sistema de acoplamiento del modular de la frente de esta invención puede incluir un soporte mecánico y una estructura de posicionamiento de un elemento o sustancia fría o caliente que está colocada en el lugar del TTC para enfriar o calentar el cerebro incluyendo un dispositivo termo-voltaico como un dispositivo Peltier, un serpentín para la circulación de fluidos, y similares. El accesorio de cabeza como la banda de esta invención también puede ser un dispositivo de control, activación y posicionamiento de estructura electrónica para calentar y enfriar el TTC. El módulo de la banda detectora incluye un circuito de proceso/control que puede funcionar como un dispositivo de circuito cerrado para terapia teniendo en un lado un termómetro TTC y al otro lado el dispositivo frío/caliente en el sitio del TTC, proporcionando por lo tanto un dispositivo de enfriamiento/calefacción, control y seguimiento de circuito cerrado independiente.

[0381] El módulo del accesorio de cabeza detector está también diseñado para analizar una señal de temperatura u otra señal biológica y correlacionarla con otros datos del paciente y visualizar otros parámetros ya sea en el dispositivo de la banda o transmitir la información por medios cableados o inalámbricos a otro monitor o dispositivo. Los parámetros que el sistema correlaciona/calcula/analiza incluye patrones de trastorno del sueño, síndromes de Alzheimer, parámetros de obesidad, quema de calorías para controlar el peso, fatiga, somnolencia, electrocardiografía, patrones de ondas cerebrales, y similares.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema sensor que comprende un circuito de lectura y proceso (2012) y una estructura de soporte de detección térmica fijada de manera desmontable a una parte del cuerpo, comprendiendo:

un primer cuerpo (2002) para su colocación sobre una superficie de la piel, incluyendo dicho primer cuerpo (2002) un sustrato flexible, un brazo (2004) y una parte medidora (2006), donde un extremo libre del brazo (2004) termina en la parte medidora (2006), comprendiendo dicha parte medidora (2006) una forma cilíndrica y comprendiendo un segundo cuerpo (2020) y una parte de conexión (2011) que conecta la parte medidora (2006) al brazo (2004), teniendo dicho segundo cuerpo (2020) un extremo superior (2016) que está conectado a la parte de conexión (2011) y un extremo inferior (2018) que aloja un sensor (2010) para recibir energía de la superficie de la piel, donde dicho segundo cuerpo (2020) aloja un cable (2060) que conecta el sensor (2010) a un circuito de lectura y proceso (2012), donde el extremo inferior (2018) tiene propiedades aislantes y está exento de elementos conductores de calor, y el sensor (2010) es un sensor de contacto que toca la superficie de la piel durante una medición, donde el circuito de lectura y proceso está adaptado para recibir una señal del sensor (2010) y está adaptado para determinar el valor de la temperatura de la piel en el túnel de temperatura cerebral y está adaptado para notificar el valor, incluyendo una notificación visual y acústica, donde el sensor está adaptado para medir la temperatura de la piel en el túnel de temperatura cerebral y es un termistor capaz de analizar tejido, donde el brazo (2004) está adaptado para ser colocado de manera que el sensor (2010) quede colocado contra la piel en el túnel de temperatura cerebral, donde el cable (2014) tiene una primera porción, una segunda porción (2062) y una tercera porción (2064), estando fijada la primera porción de cable (2060) a la parte medidora (2006), donde un extremo libre (2066) de la primera porción de cable (2060) termina en el sensor (2010) y el extremo opuesto (2068) de la primera porción de cable (2060) termina en el brazo (2004), estando fijada la segunda porción de cable (2062) al brazo (2004) y terminando en el primer cuerpo (2002), estando fijada la tercera porción de cable al primer cuerpo (2002) y siendo plana en el primer cuerpo (2002), terminando la tercera porción de cable (2064) en el circuito de lectura y proceso (2012) a través de una cuarta porción de cable (2065), conectando la cuarta porción de cable el primer cuerpo (2002) al circuito de lectura y proceso, en donde el brazo (2004) está adaptado para distribuir fuerza y aplicar fuerza a la zona del túnel de temperatura cerebral en el techo de la órbita, no habiendo material adhesivo en torno al sensor.

2. La estructura de soporte según la reivindicación 1, donde

dicha parte medidora (2006) incluye un cuerpo no metálico (2020) que comprende material aislante, siendo dicho material aislante un material blando y con características comprimibles.

3. La estructura de soporte según la reivindicación 1, donde

dicha parte medidora (2006) incluye un cuerpo no metálico, donde dicho cuerpo no metálico (2020) comprende una combinación de una parte rígida y una parte blanda, estando situada dicha parte blanda en el extremo libre de dicho cuerpo (2020), donde dicha parte blanda está adaptada para estar en contacto con la zona del túnel de temperatura cerebral.

FIG. 1A

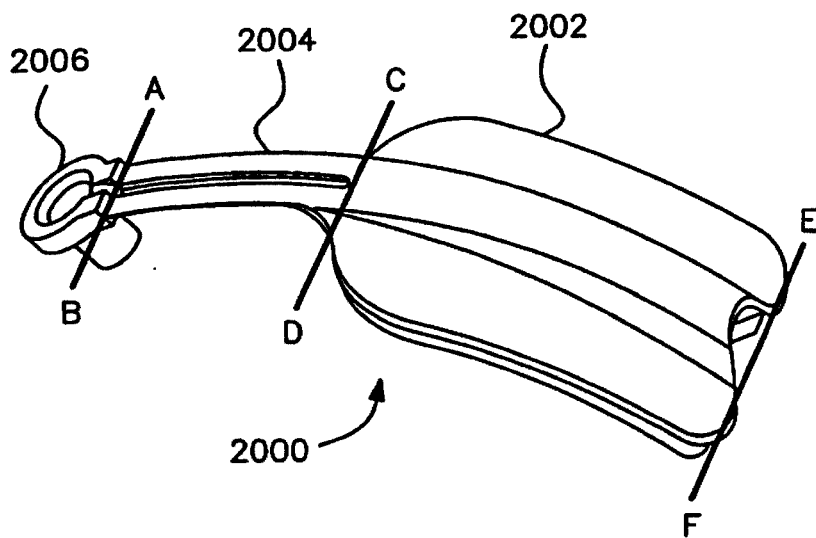


FIG. 1B

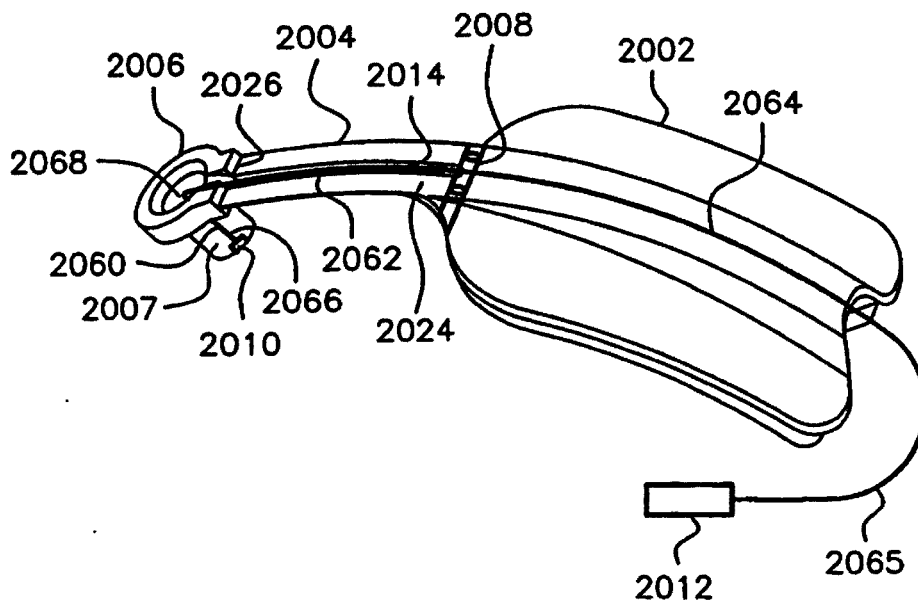


FIG. 1C

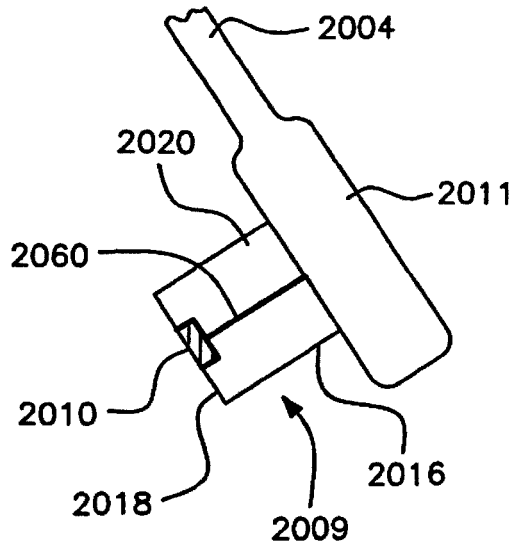


FIG. 1D

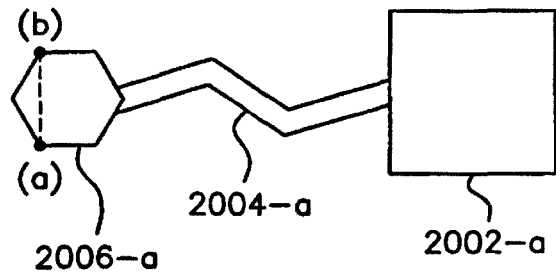


FIG. 1E

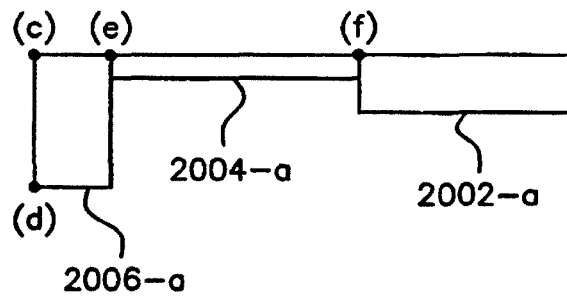


FIG. 1F

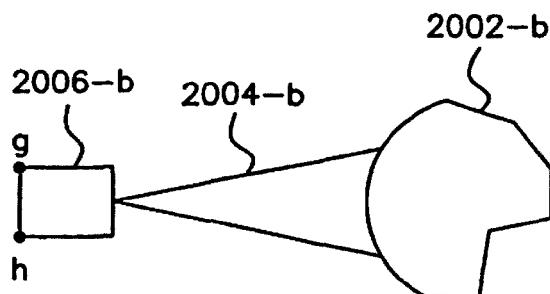


FIG. 1G

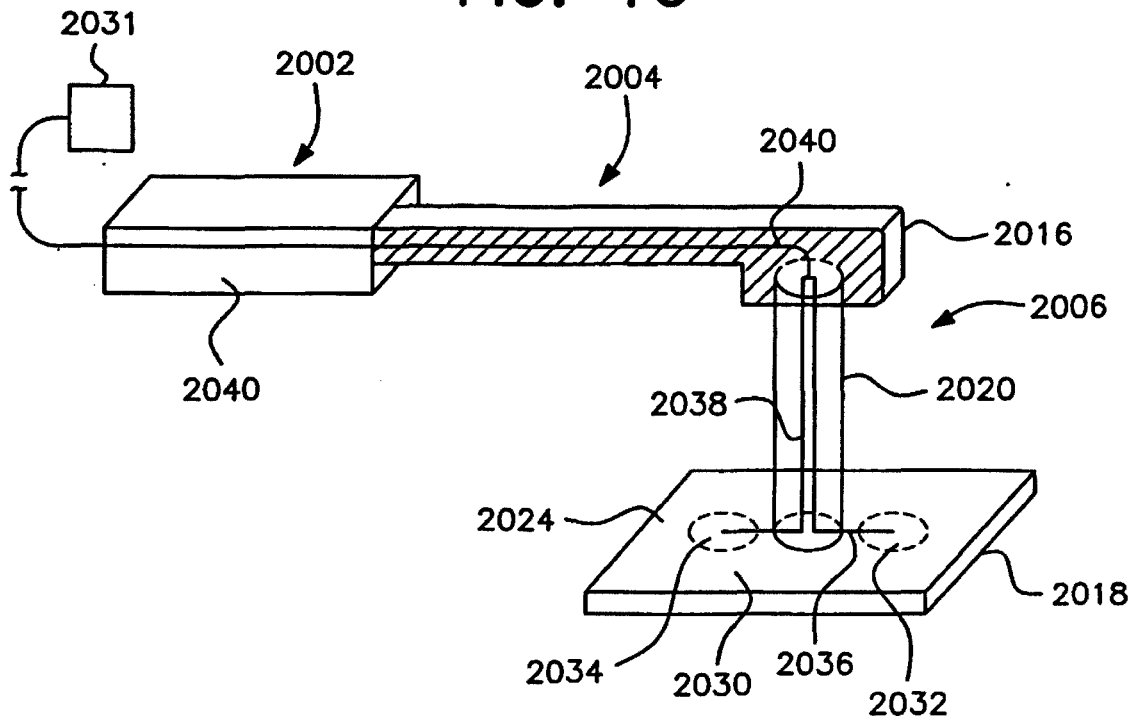


FIG. 1H

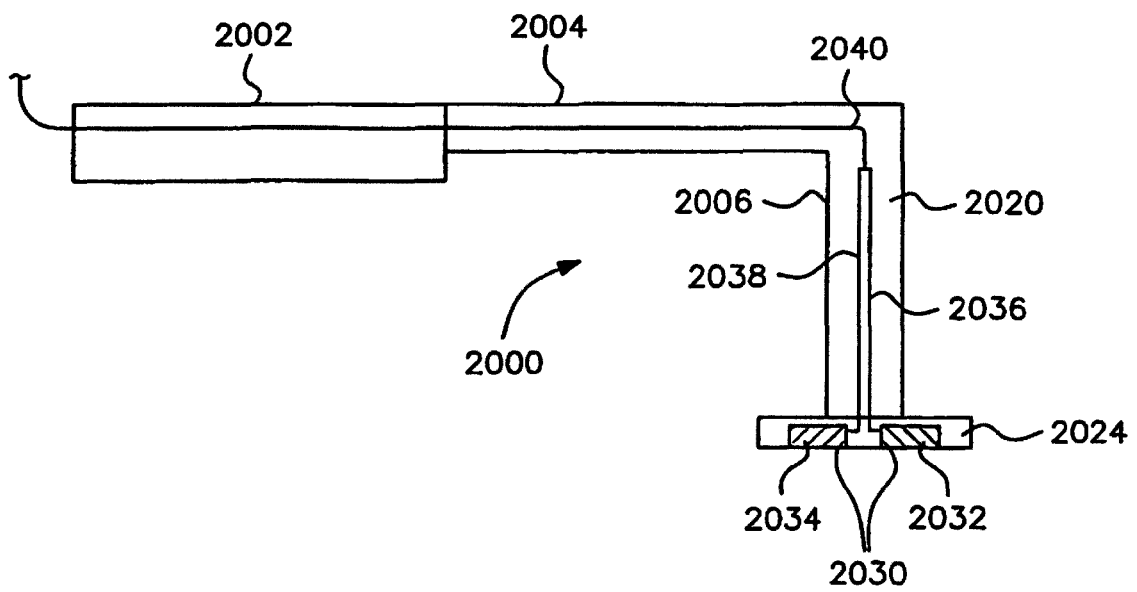


FIG. 1I

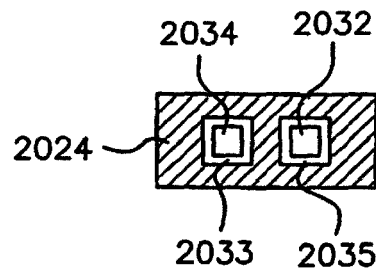


FIG. 1J

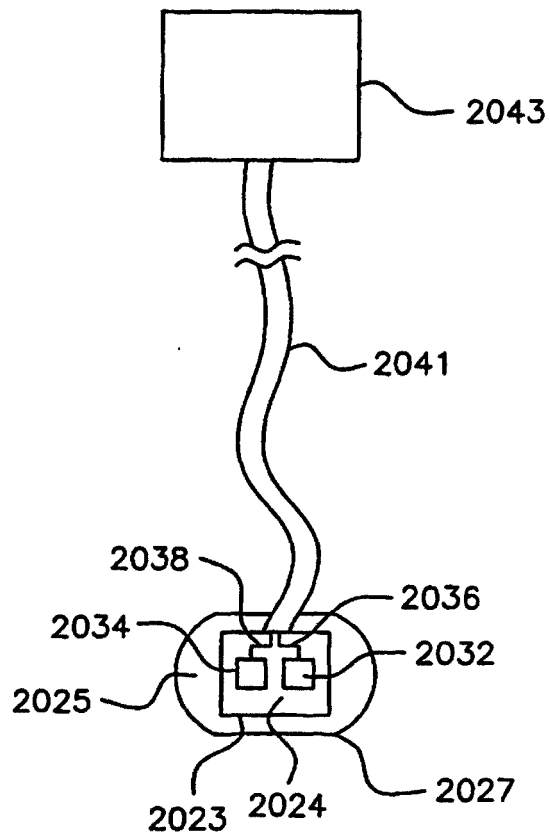


FIG. 1K

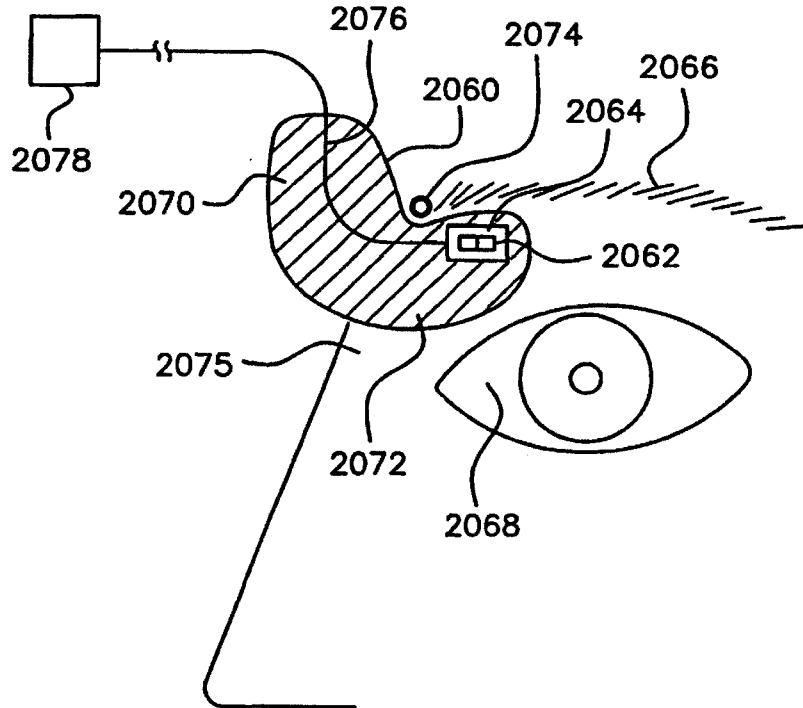


FIG. 1L

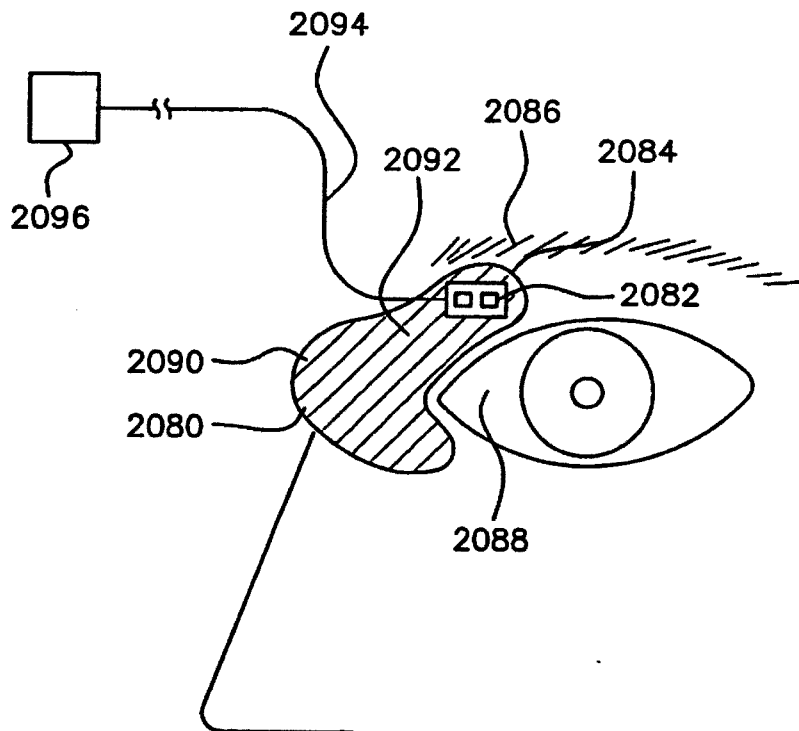


FIG. 1M

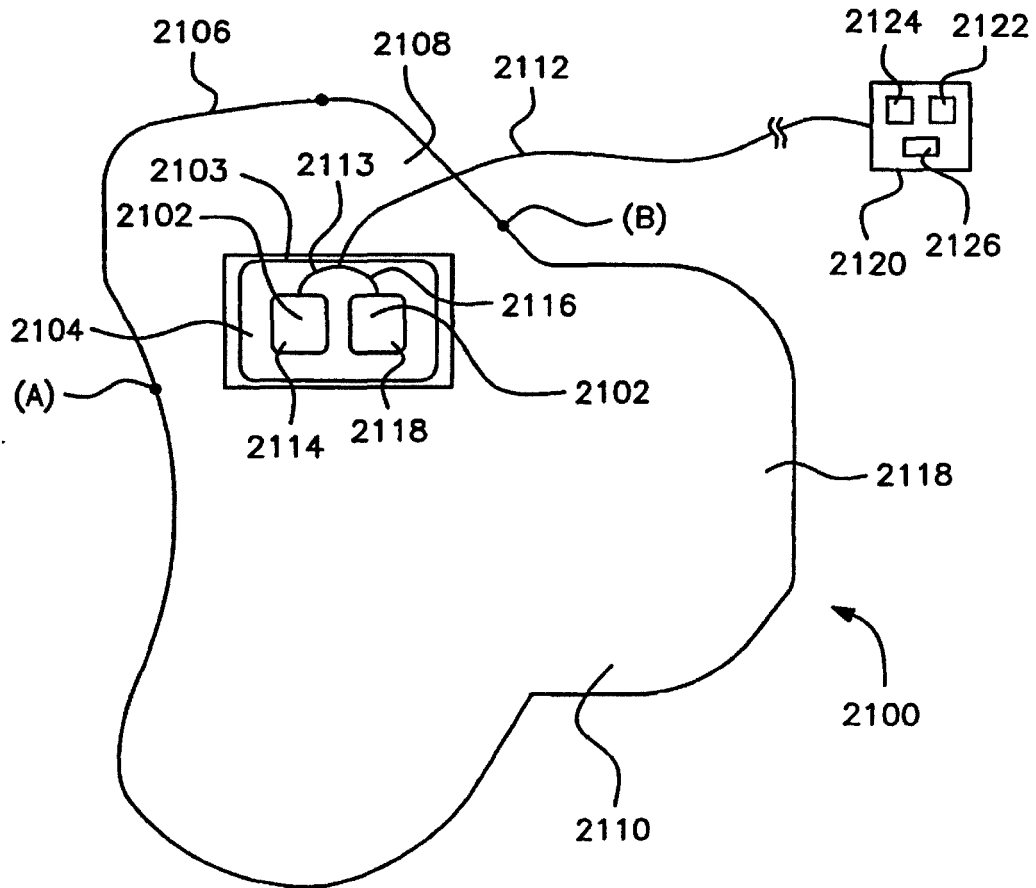


FIG. 1M(1)

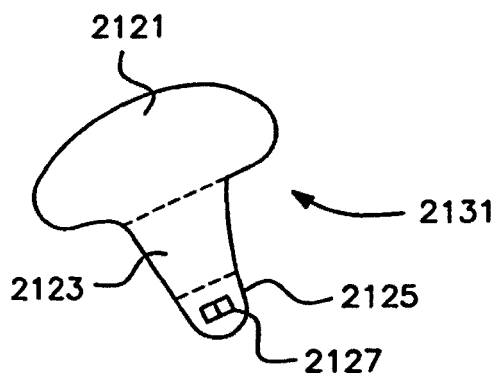
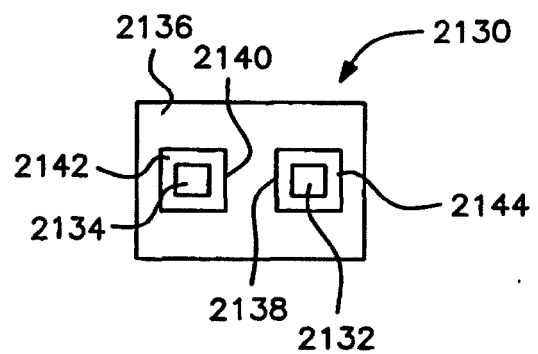


FIG. 1N



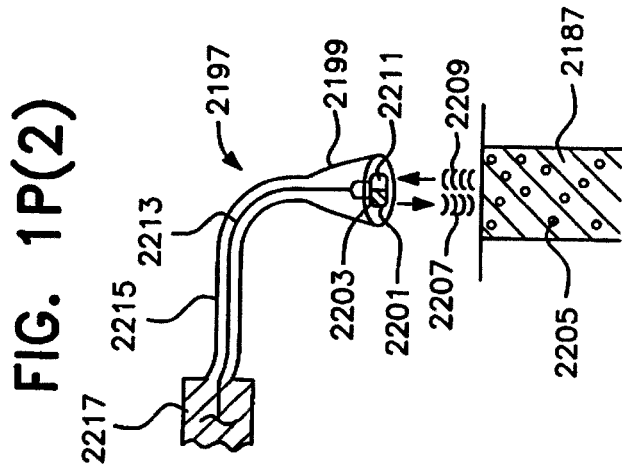
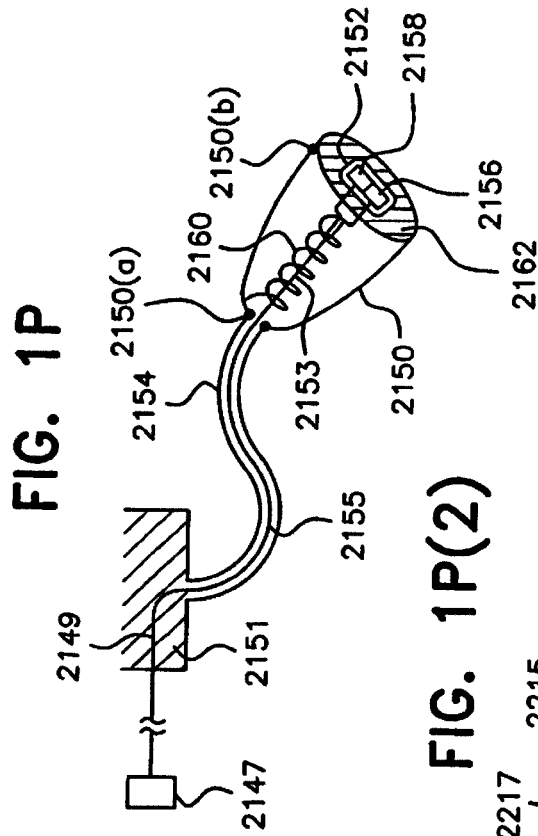
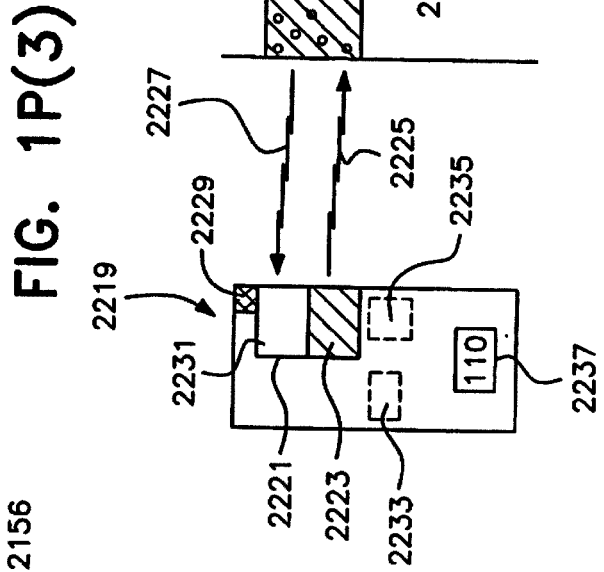
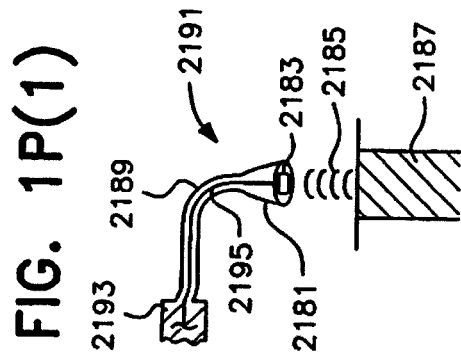


FIG. 1P(5)

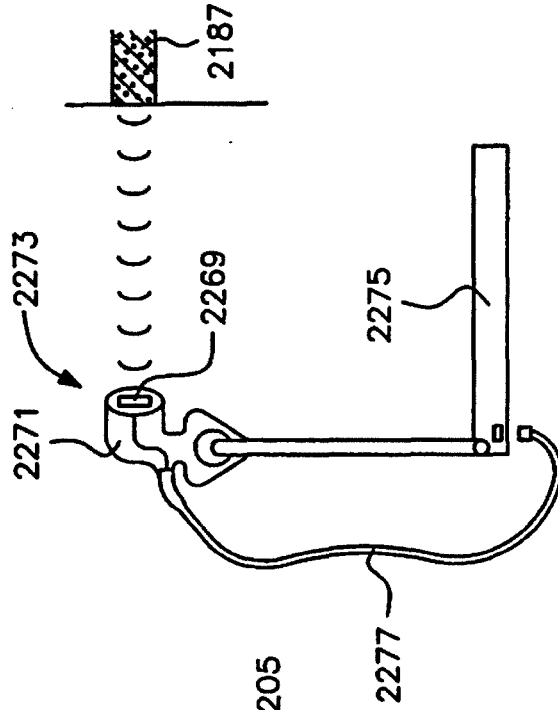


FIG. 1P(4)

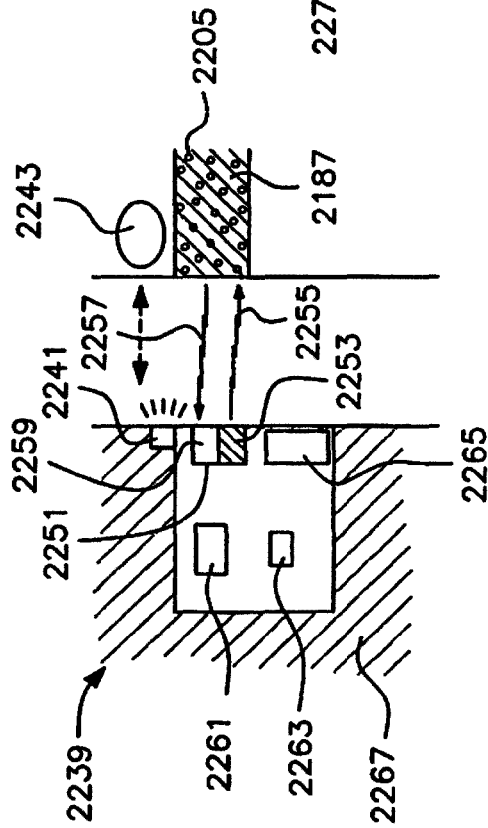


FIG. 1Q(1)

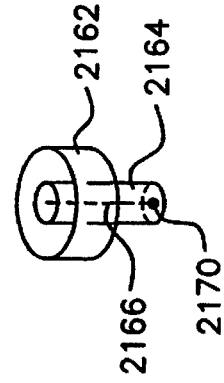


FIG. 1Q

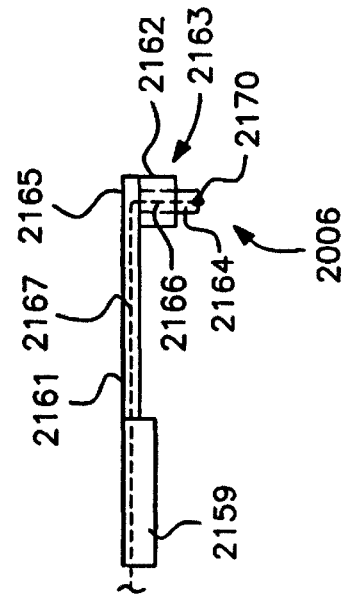


FIG. 1R

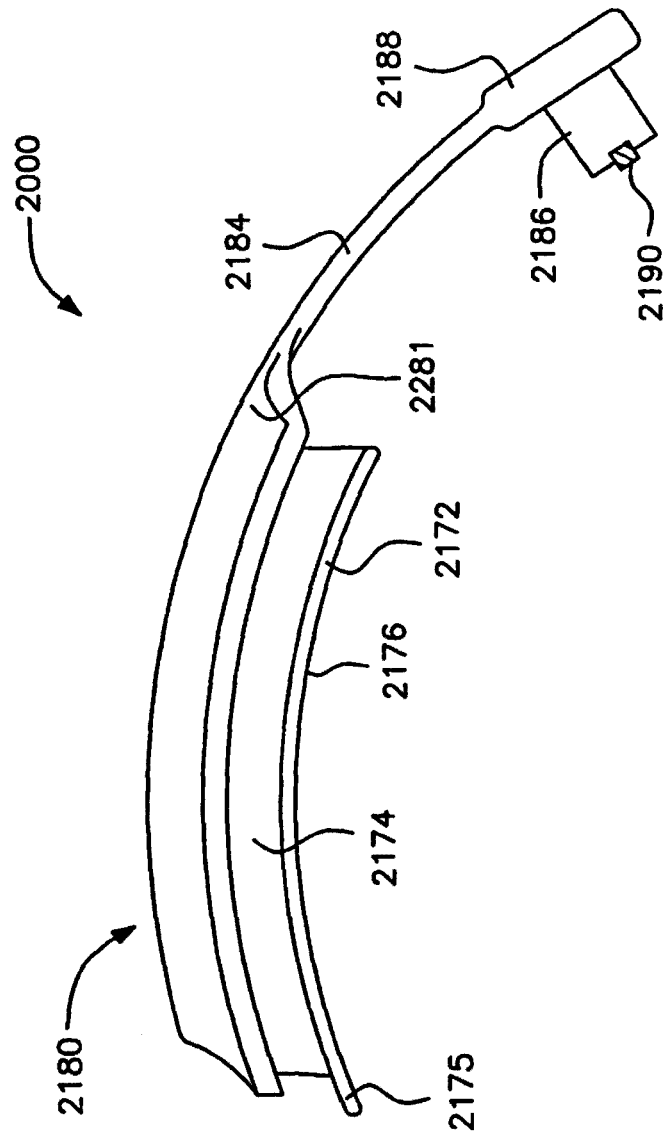


FIG. 1R(1)

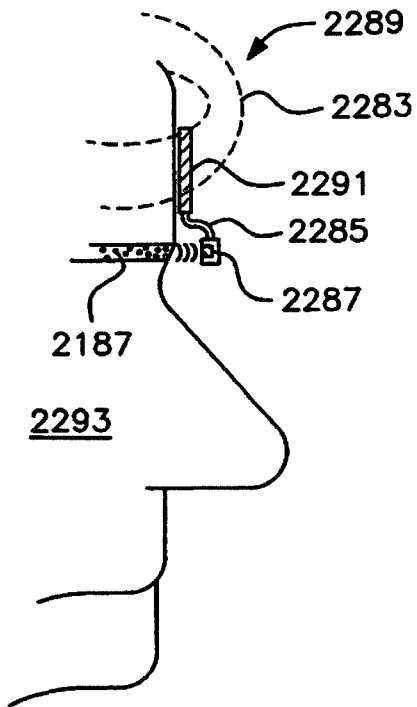


FIG. 1R(2)

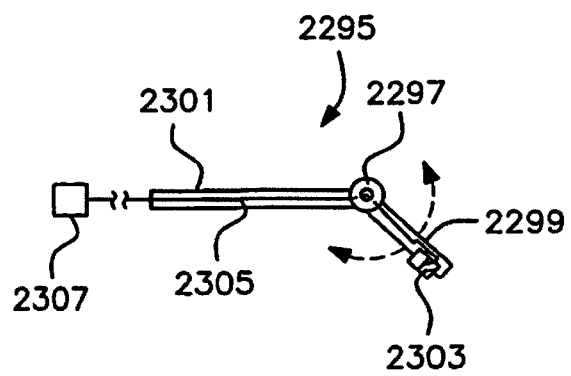


FIG. 1R(3)

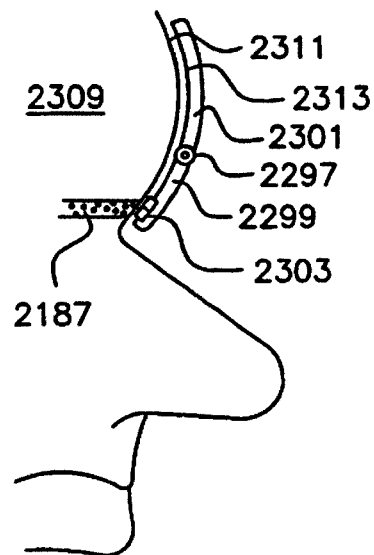


FIG. 1S(1)

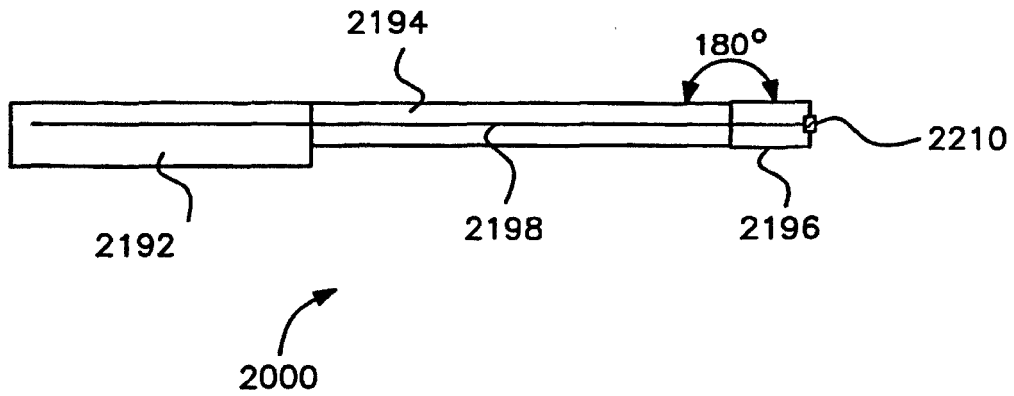


FIG. 1S(2)

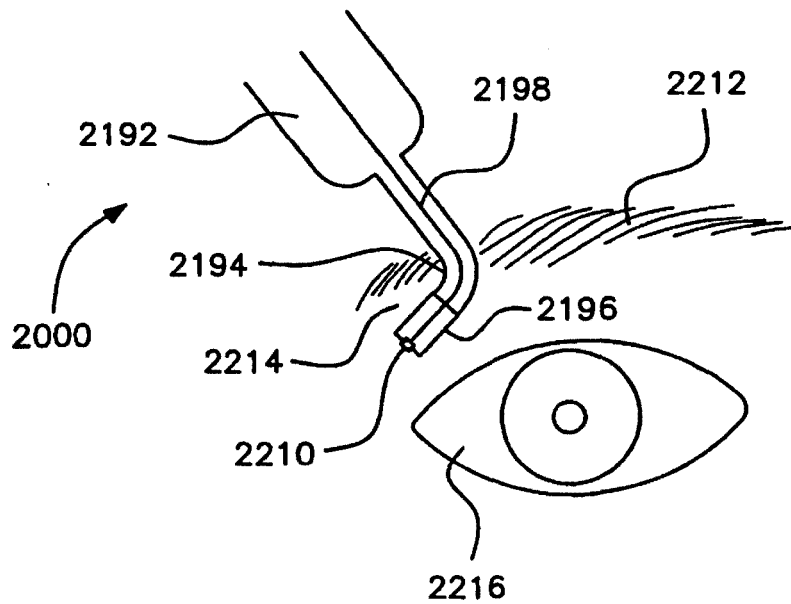


FIG. 1T(1)

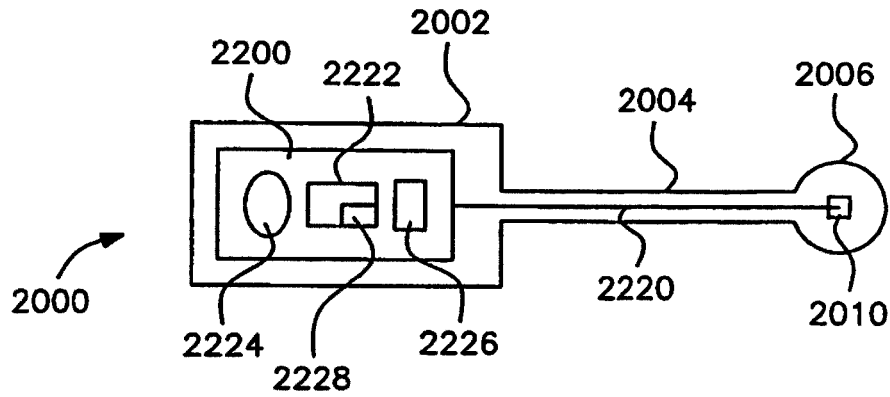


FIG. 1T(2)

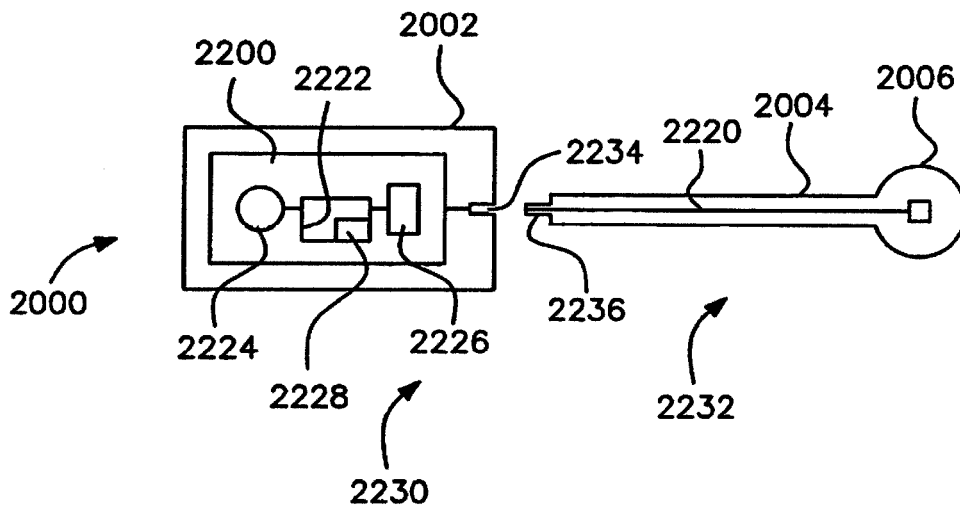


FIG. 1T(3)

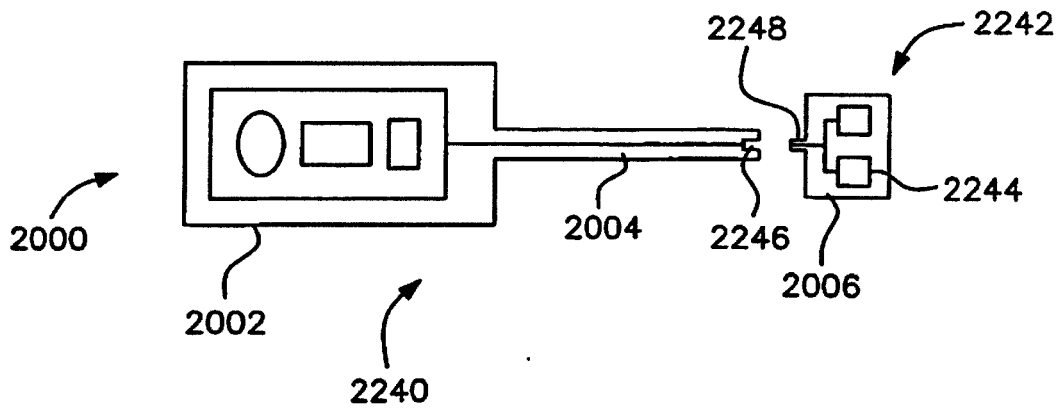


FIG. 1U

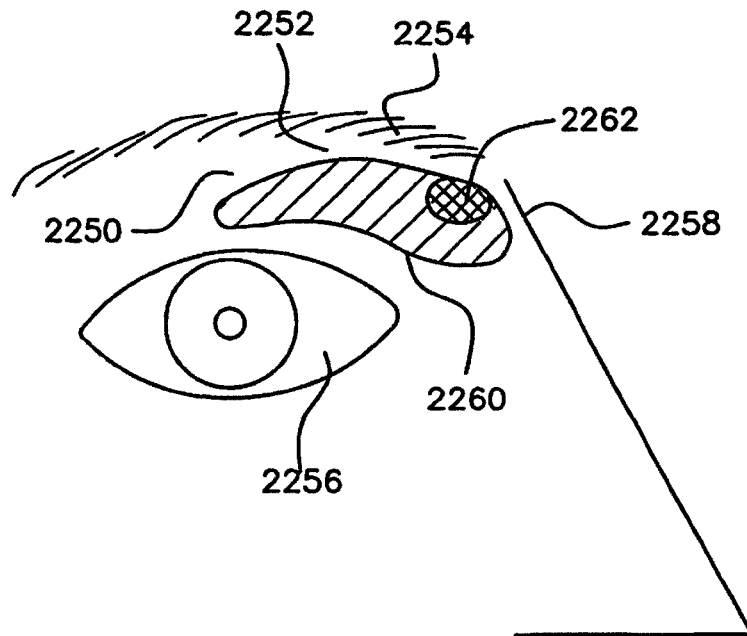


FIG. 2

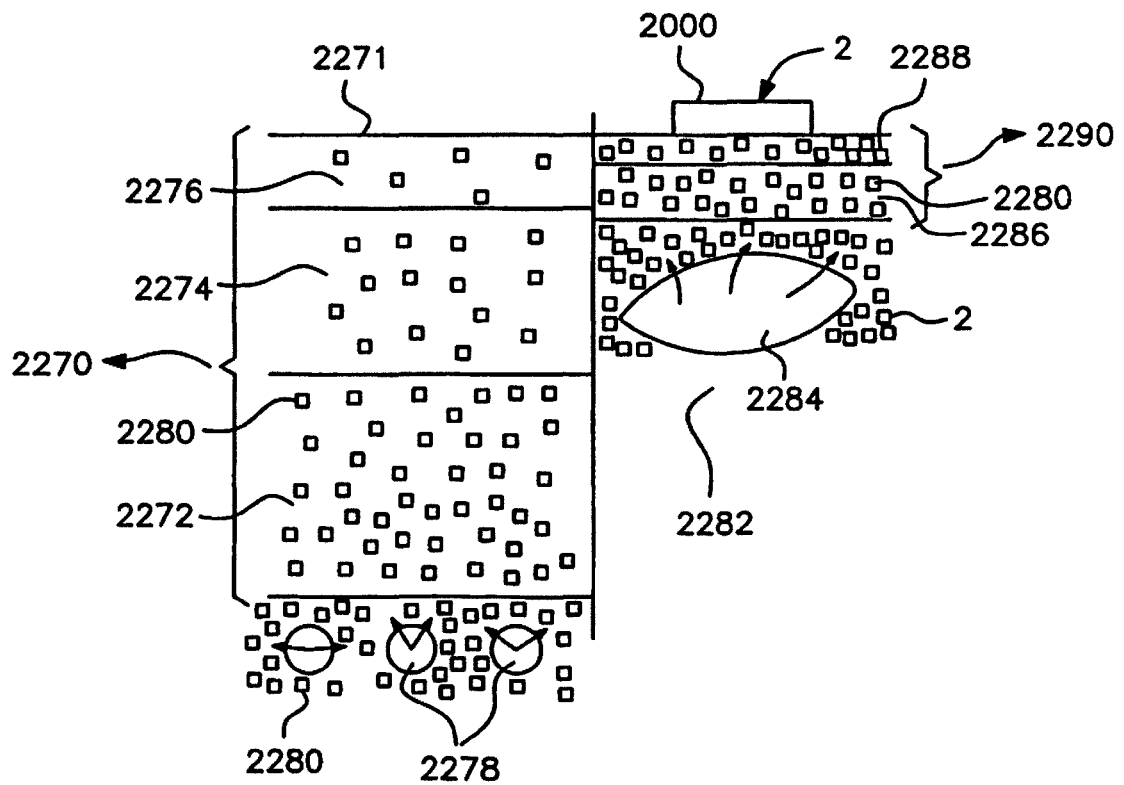


FIG. 2A

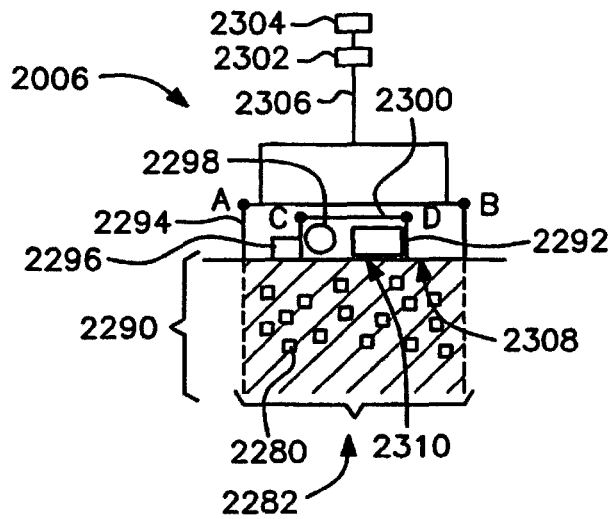


FIG. 2B

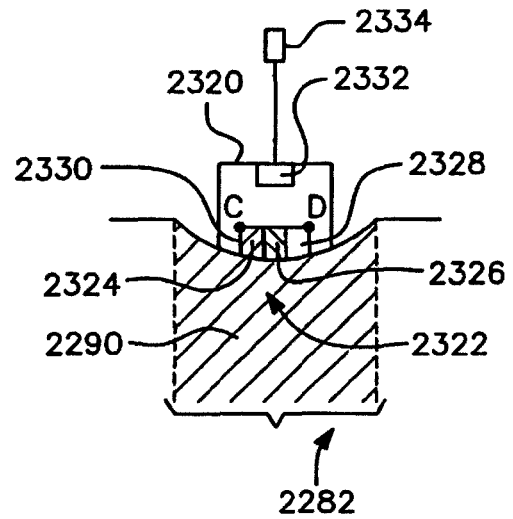


FIG. 2C

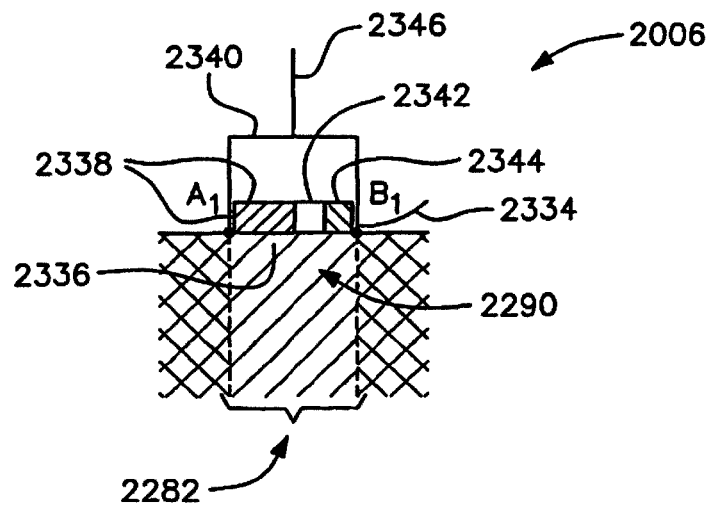


FIG. 3

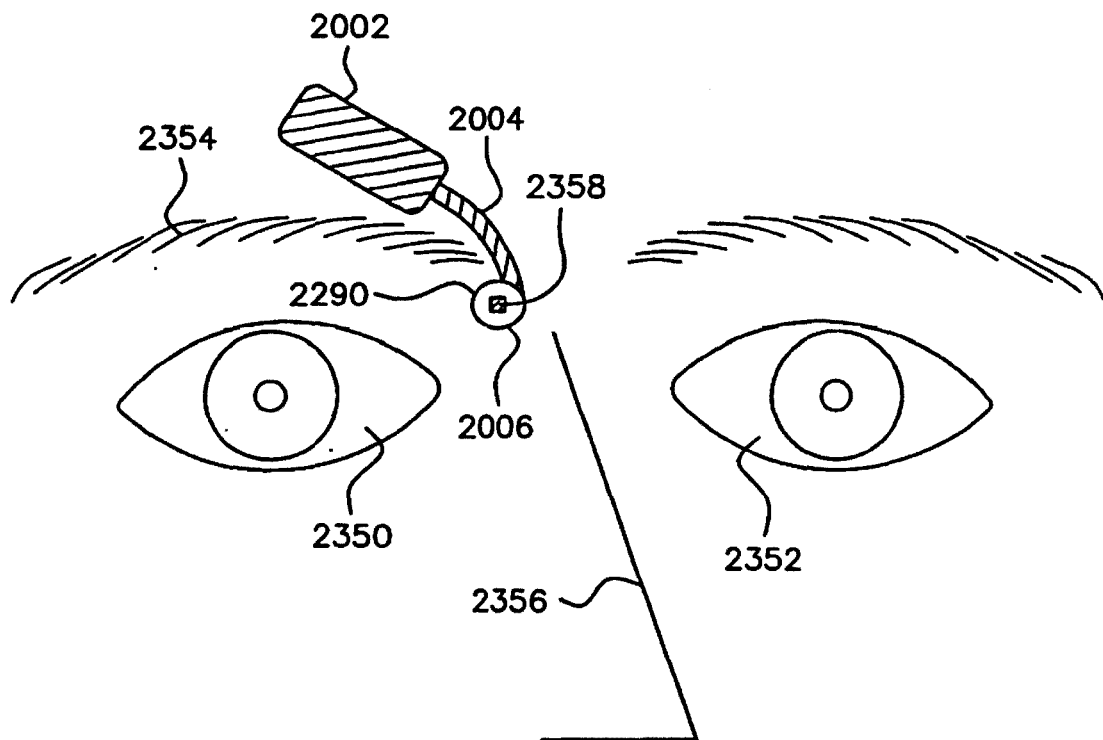


FIG. 4

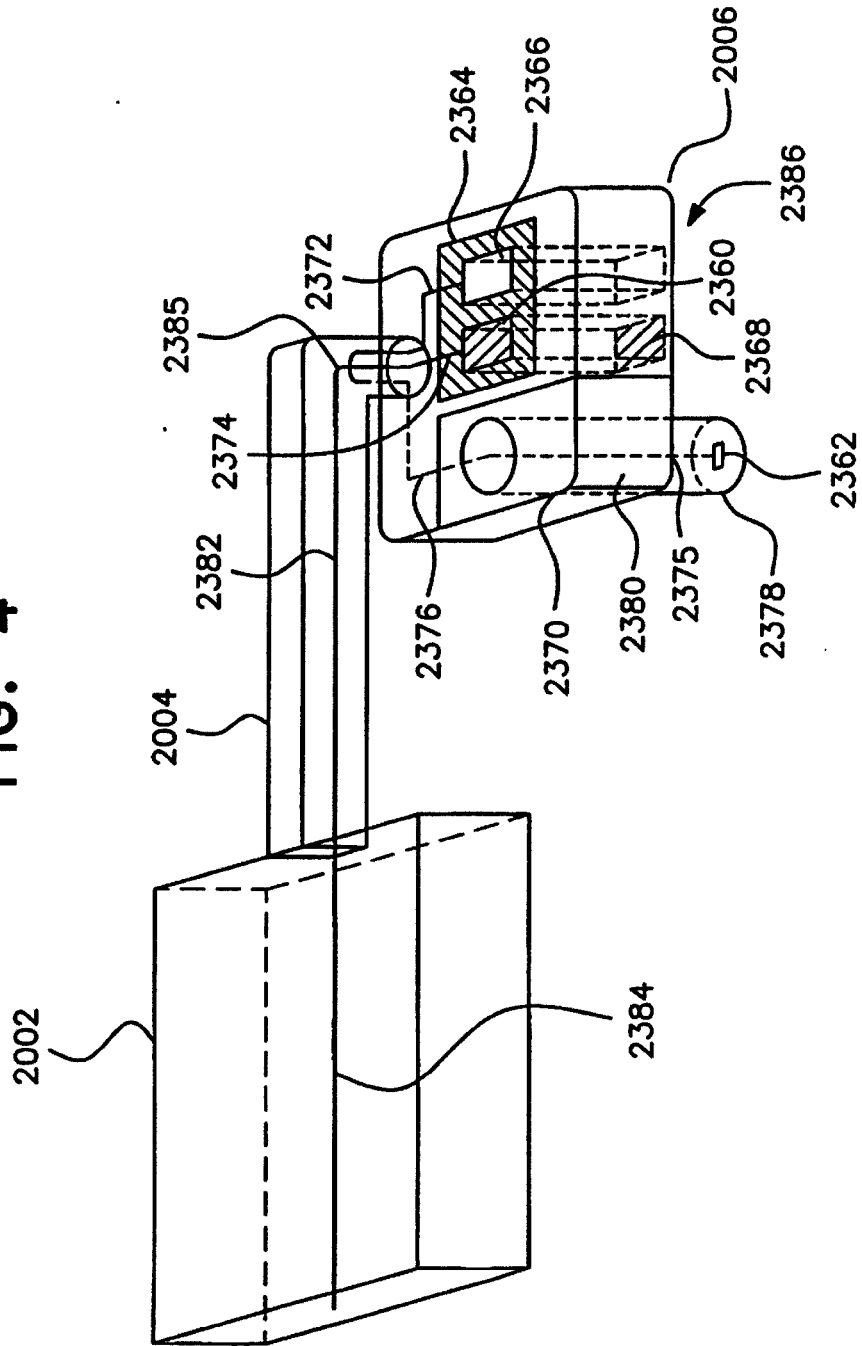


FIG. 5A

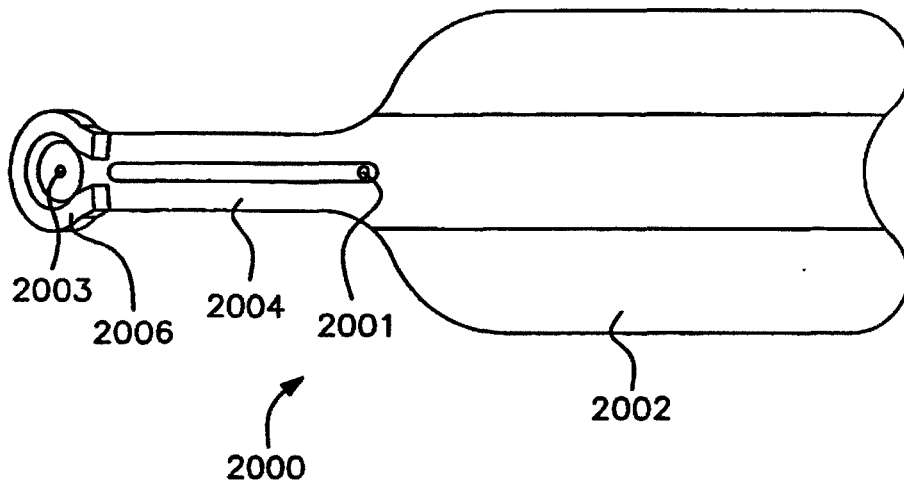


FIG. 5B

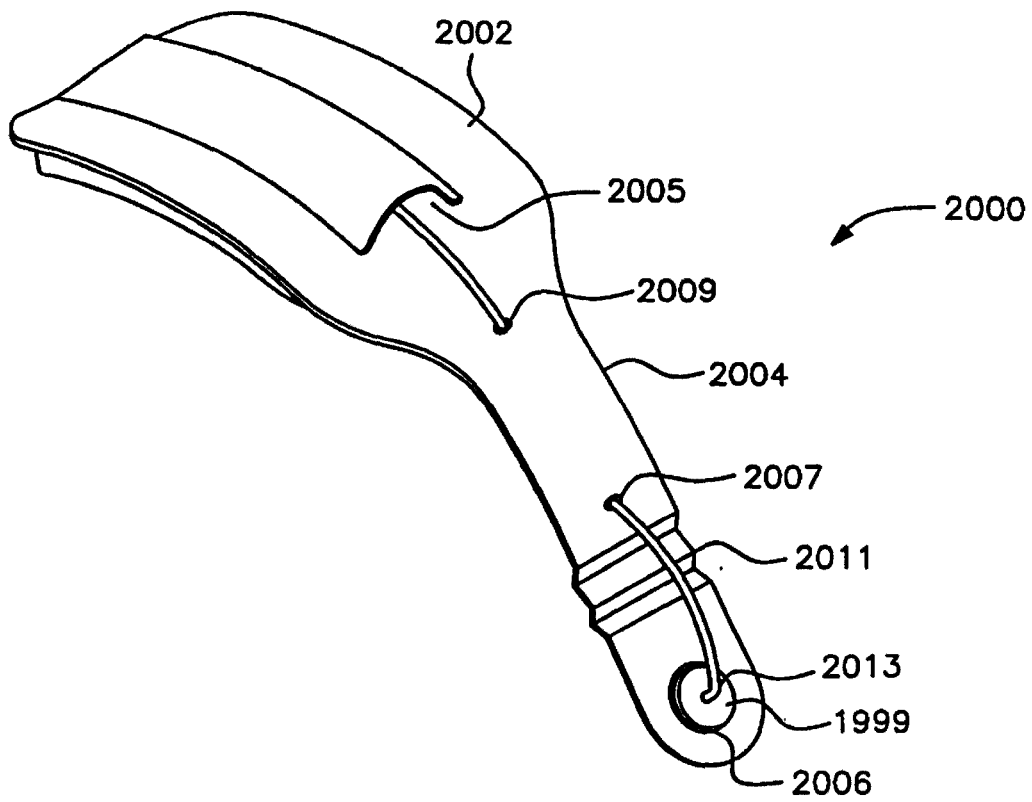


FIG. 5C

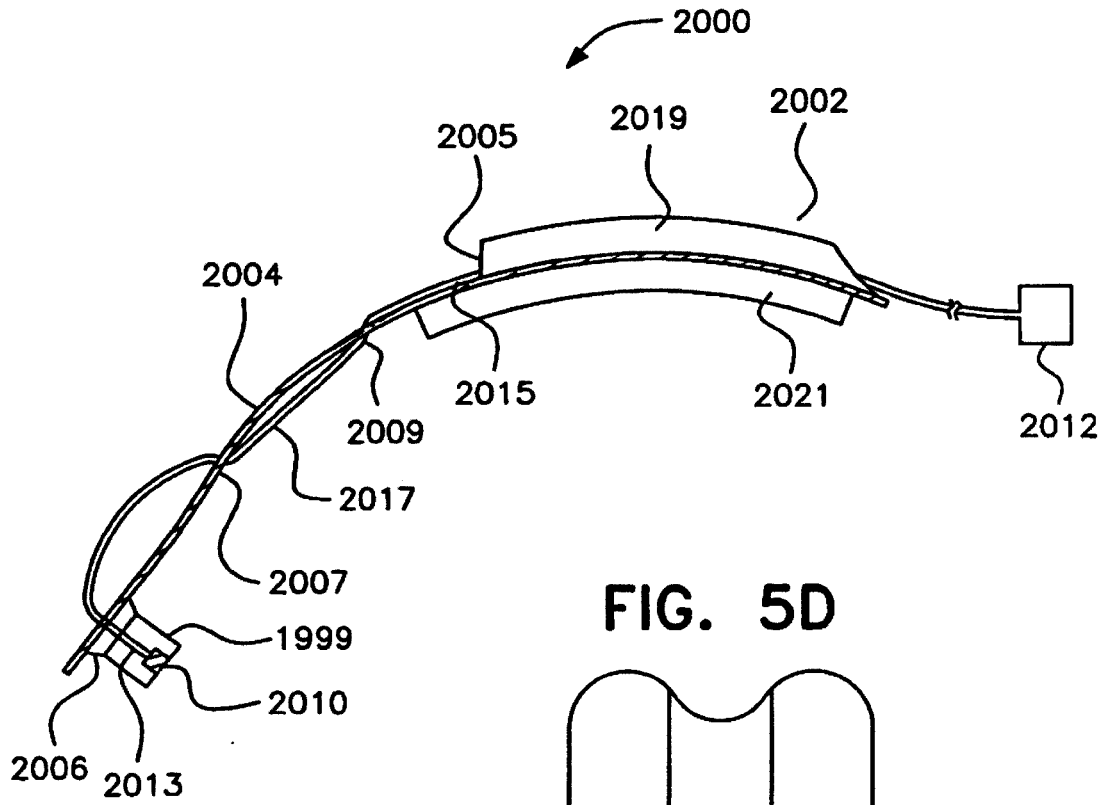


FIG. 5D

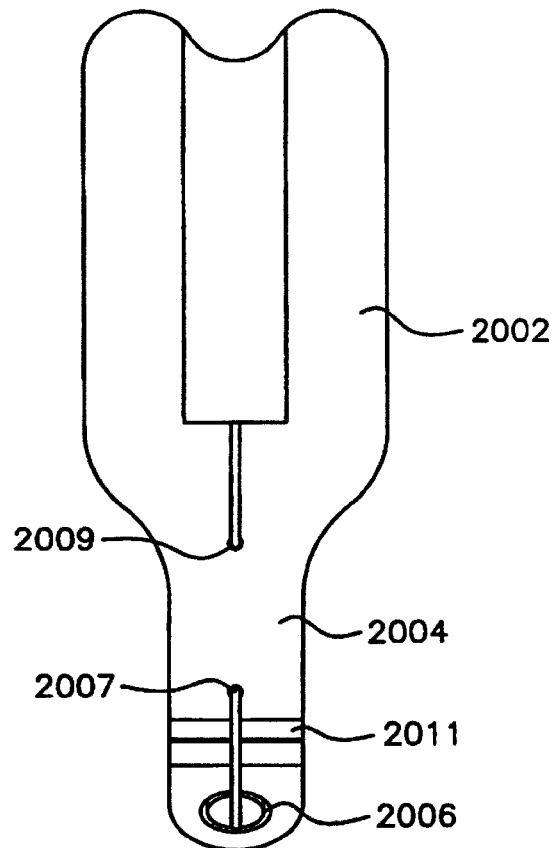


FIG. 5E

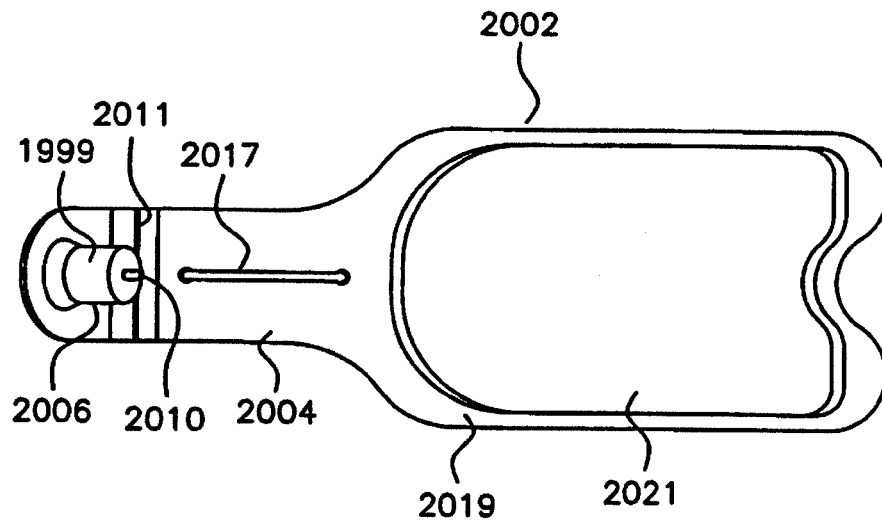


FIG. 5F

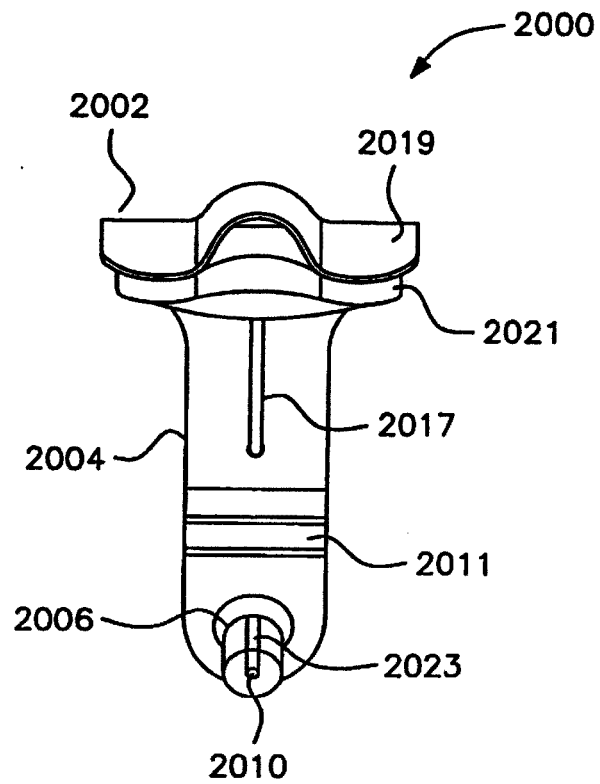


FIG. 5G

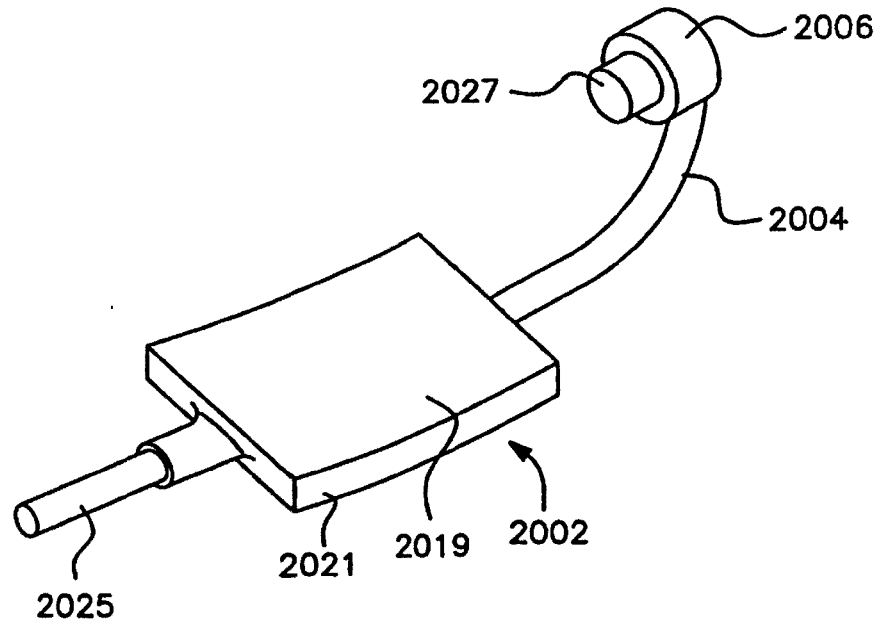


FIG. 5H

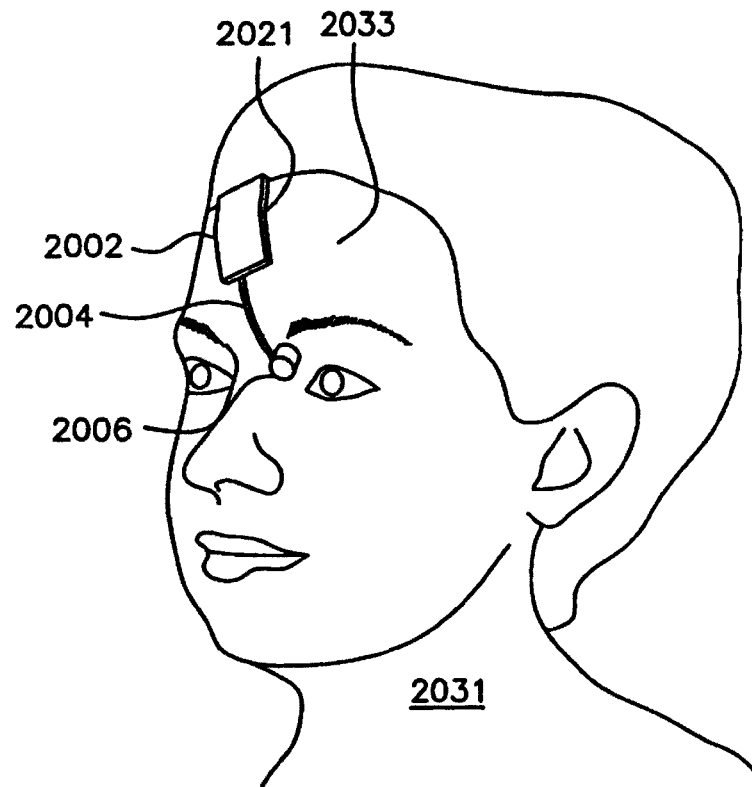


FIG. 5I

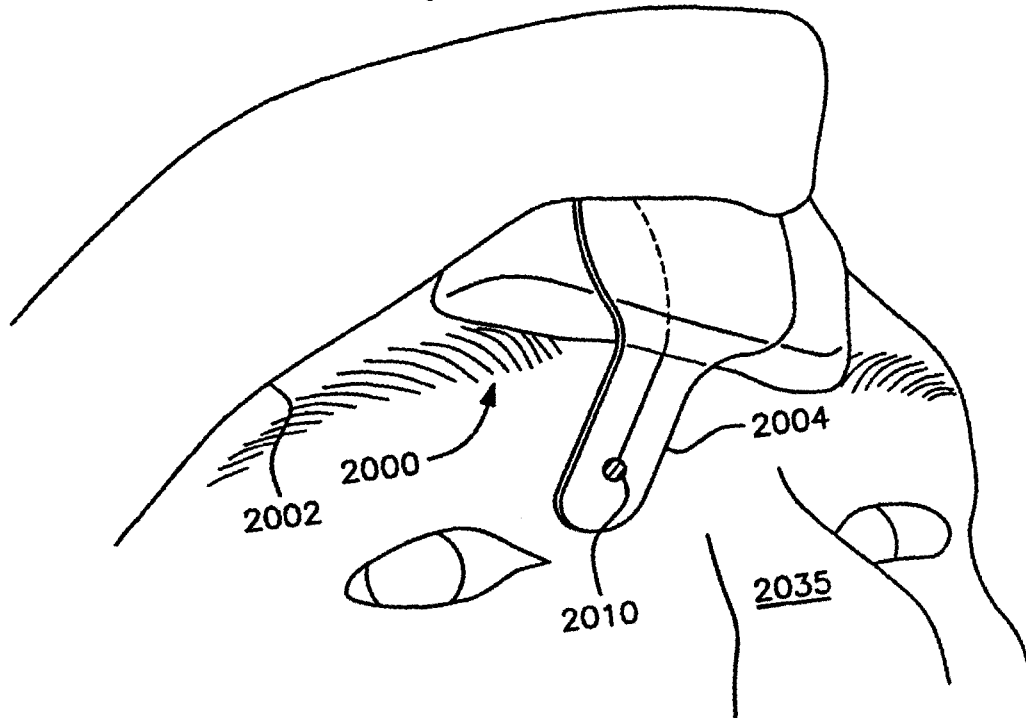


FIG. 5J

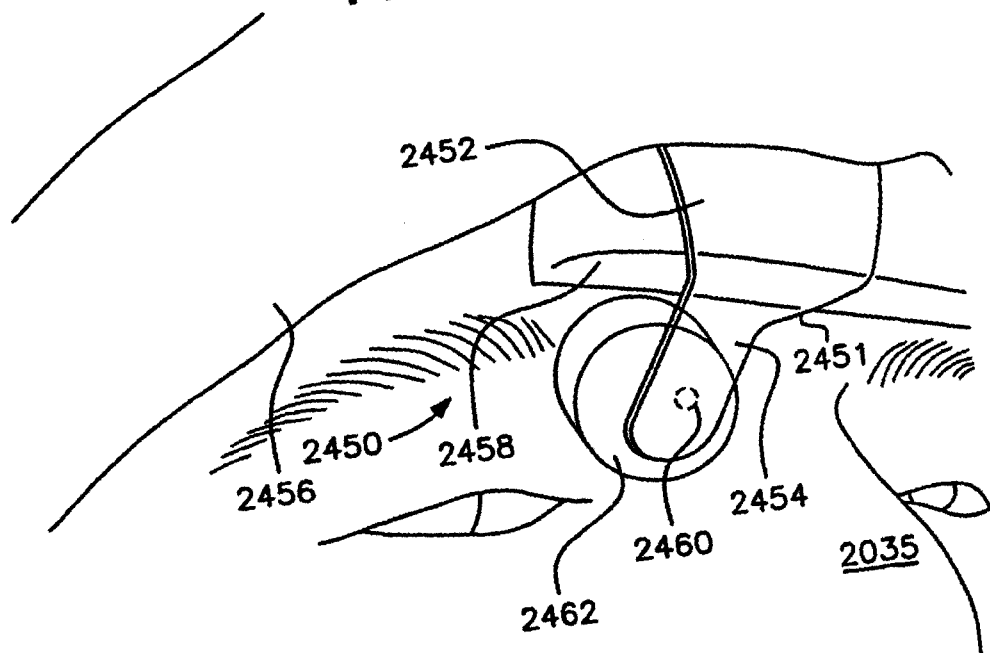


FIG. 6

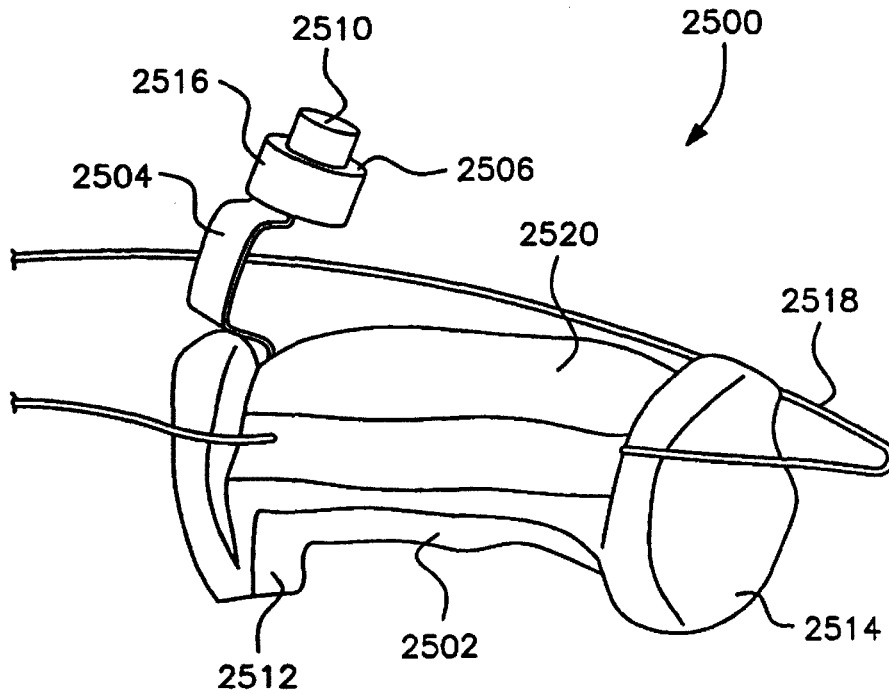


FIG. 7A

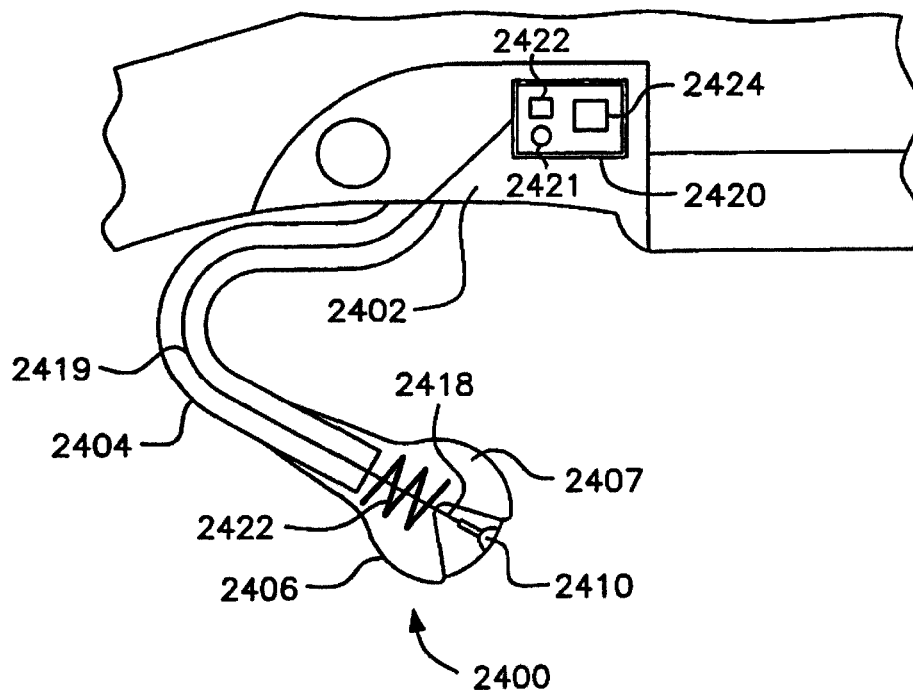


FIG. 7B

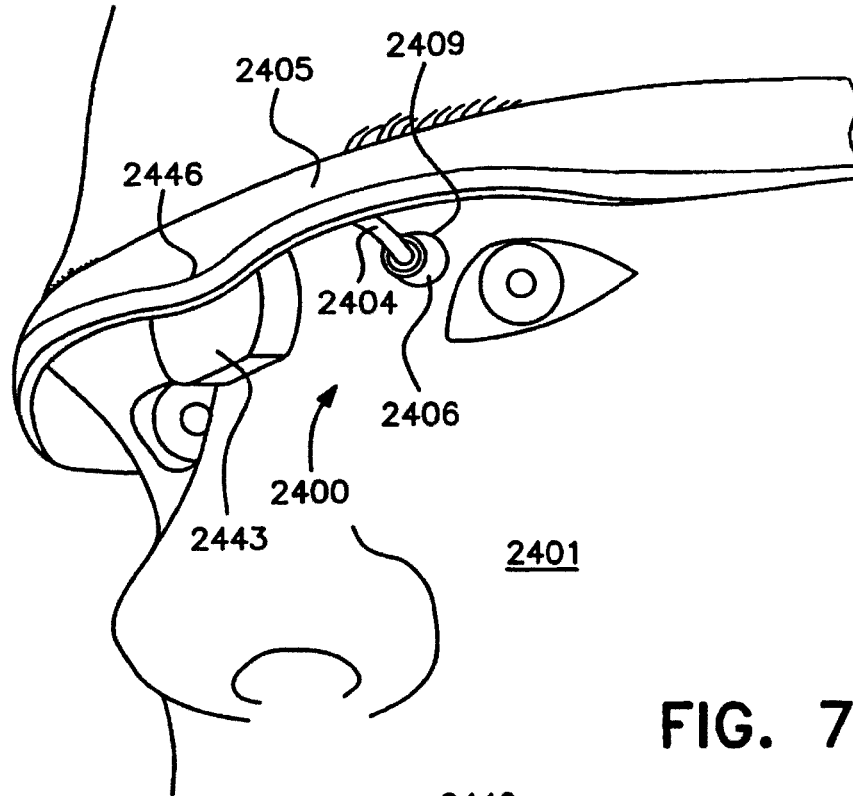


FIG. 7C

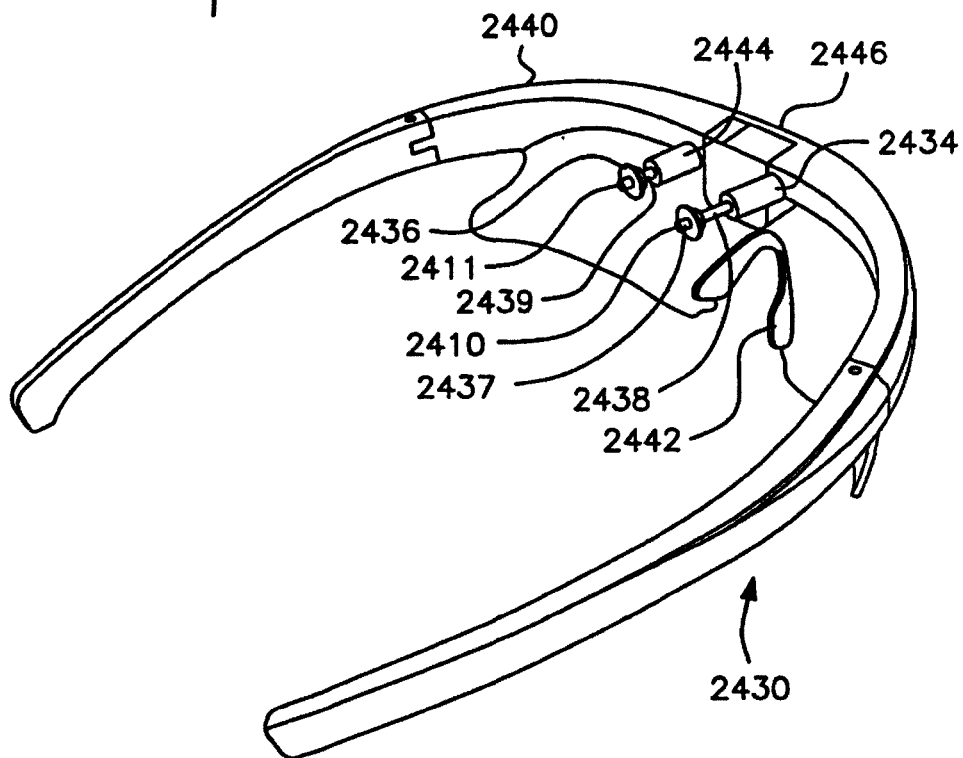


FIG. 7D

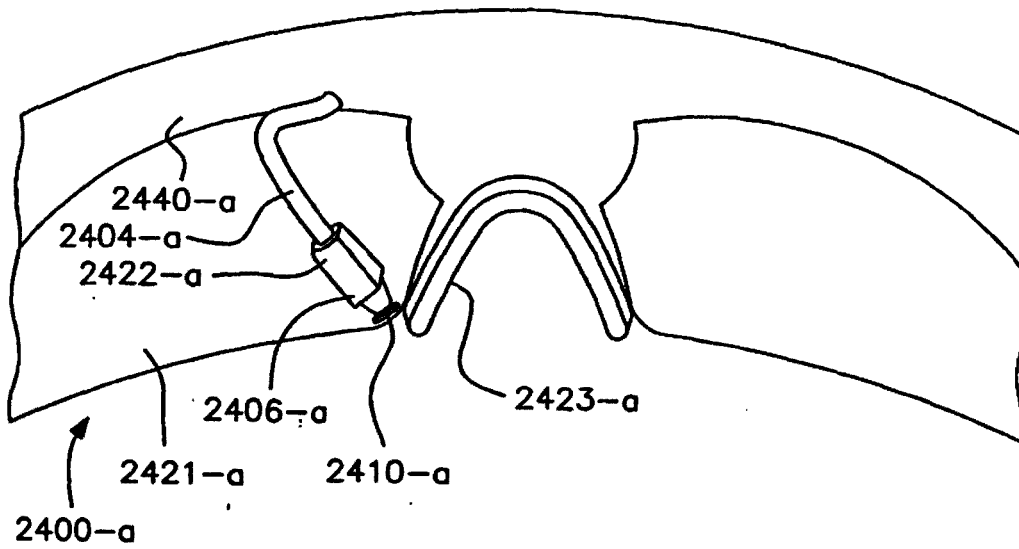


FIG. 7E

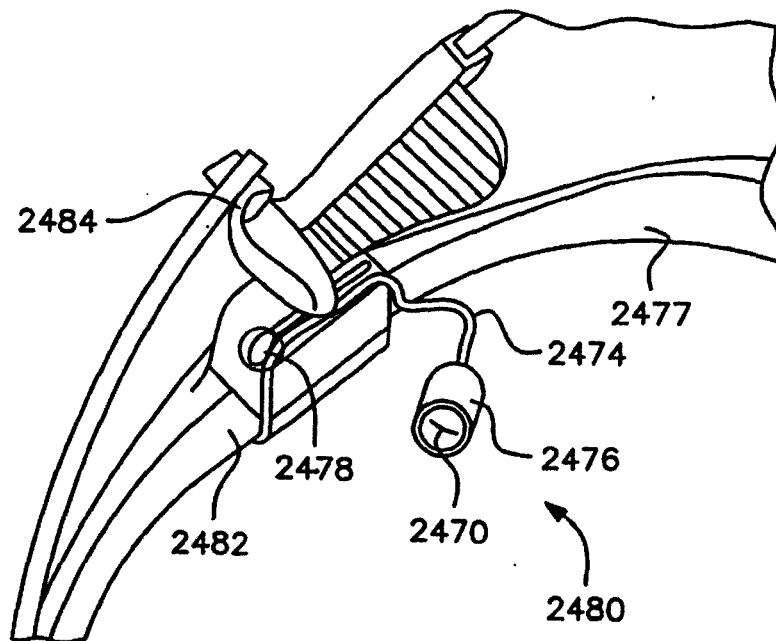


FIG. 7F

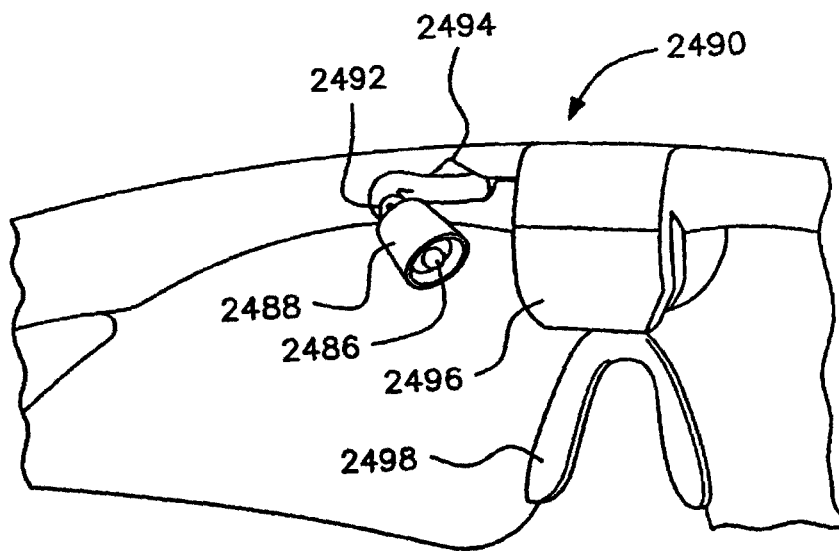


FIG. 8A

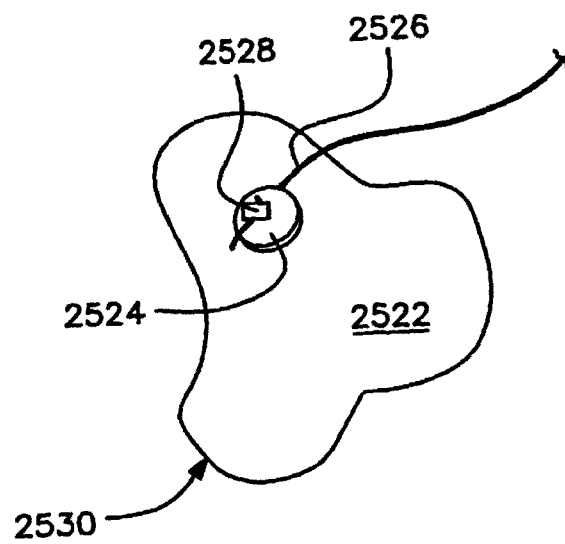


FIG. 9A

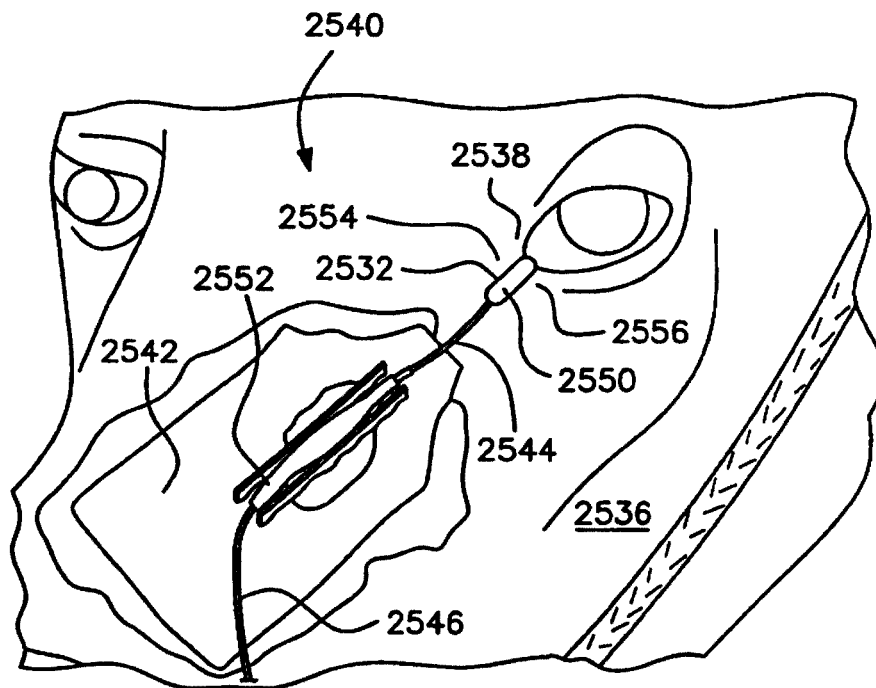


FIG. 9B

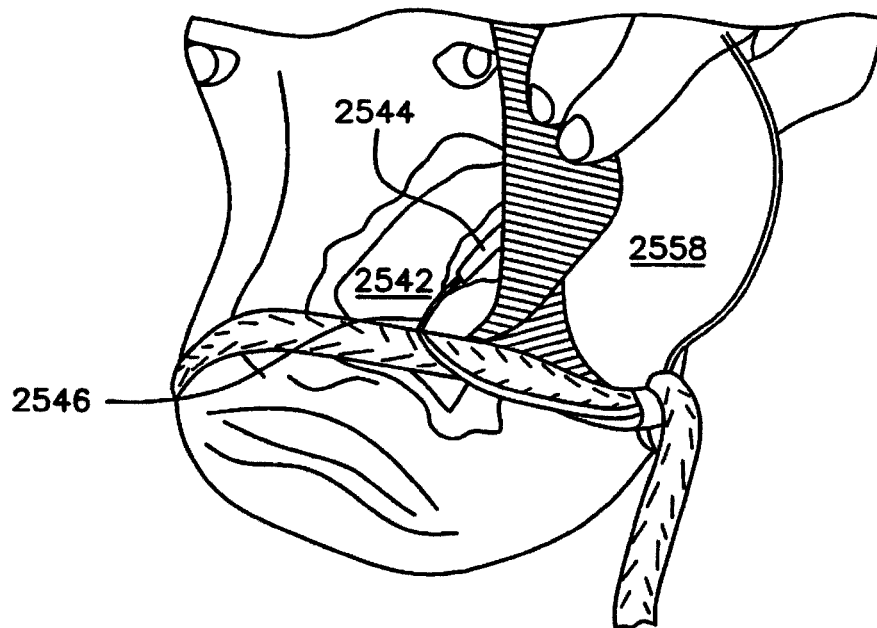


FIG. 10A

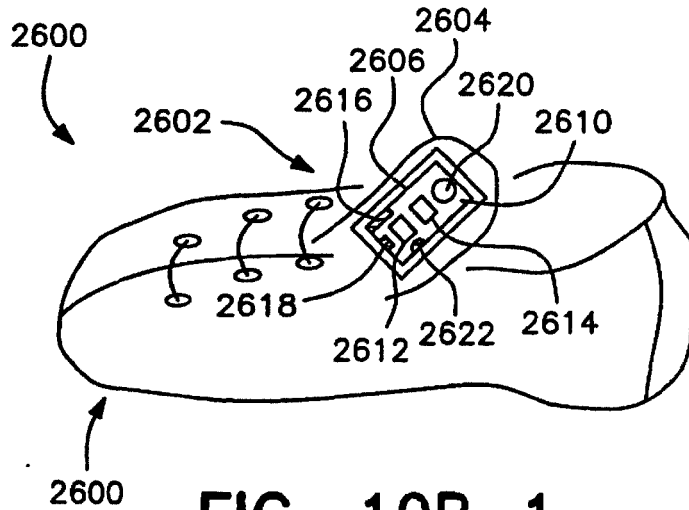


FIG. 10B-1

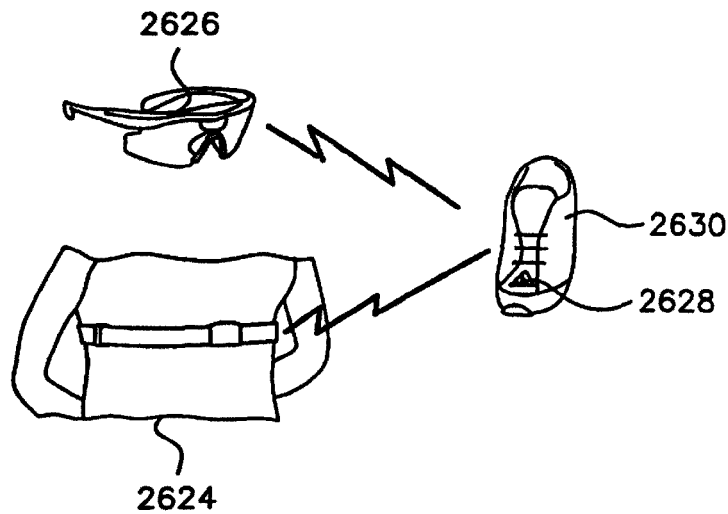


FIG. 10B-2

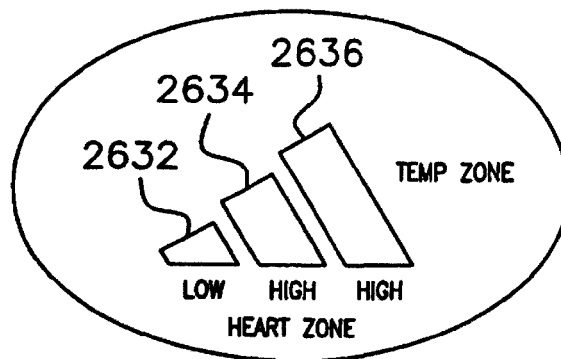


FIG. 10C-1

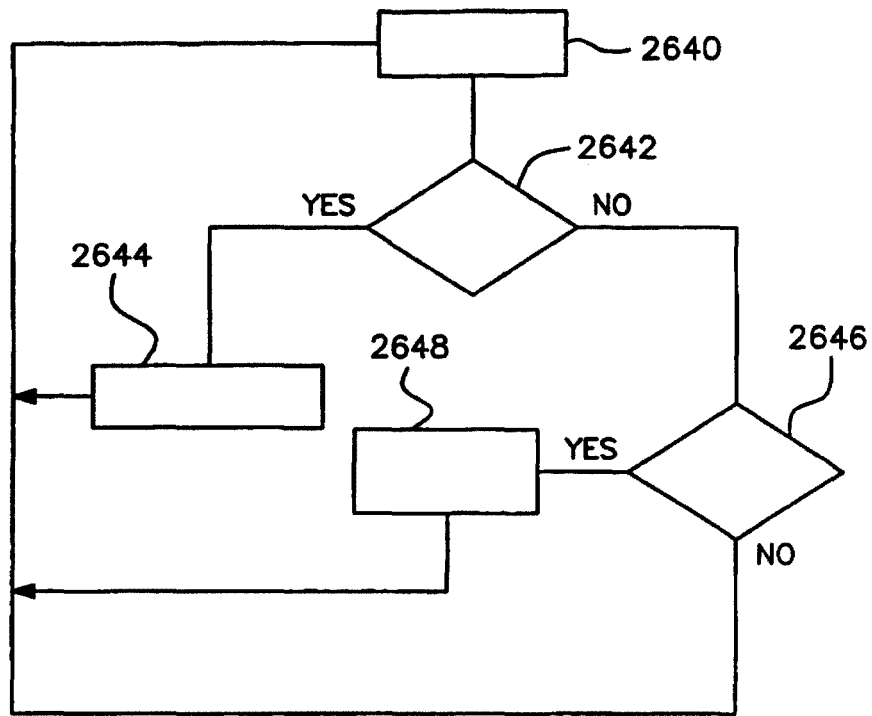


FIG. 10C-2

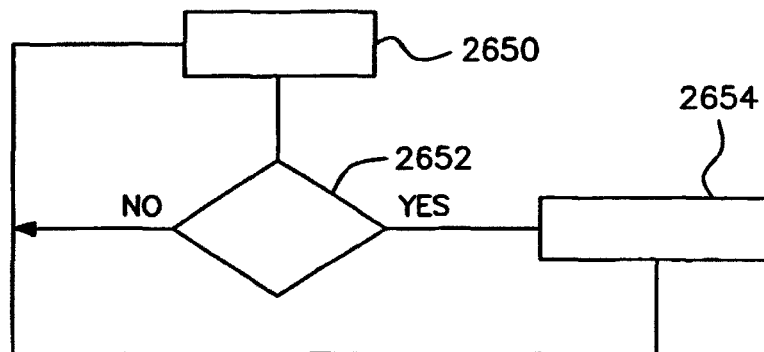


FIG. 10D

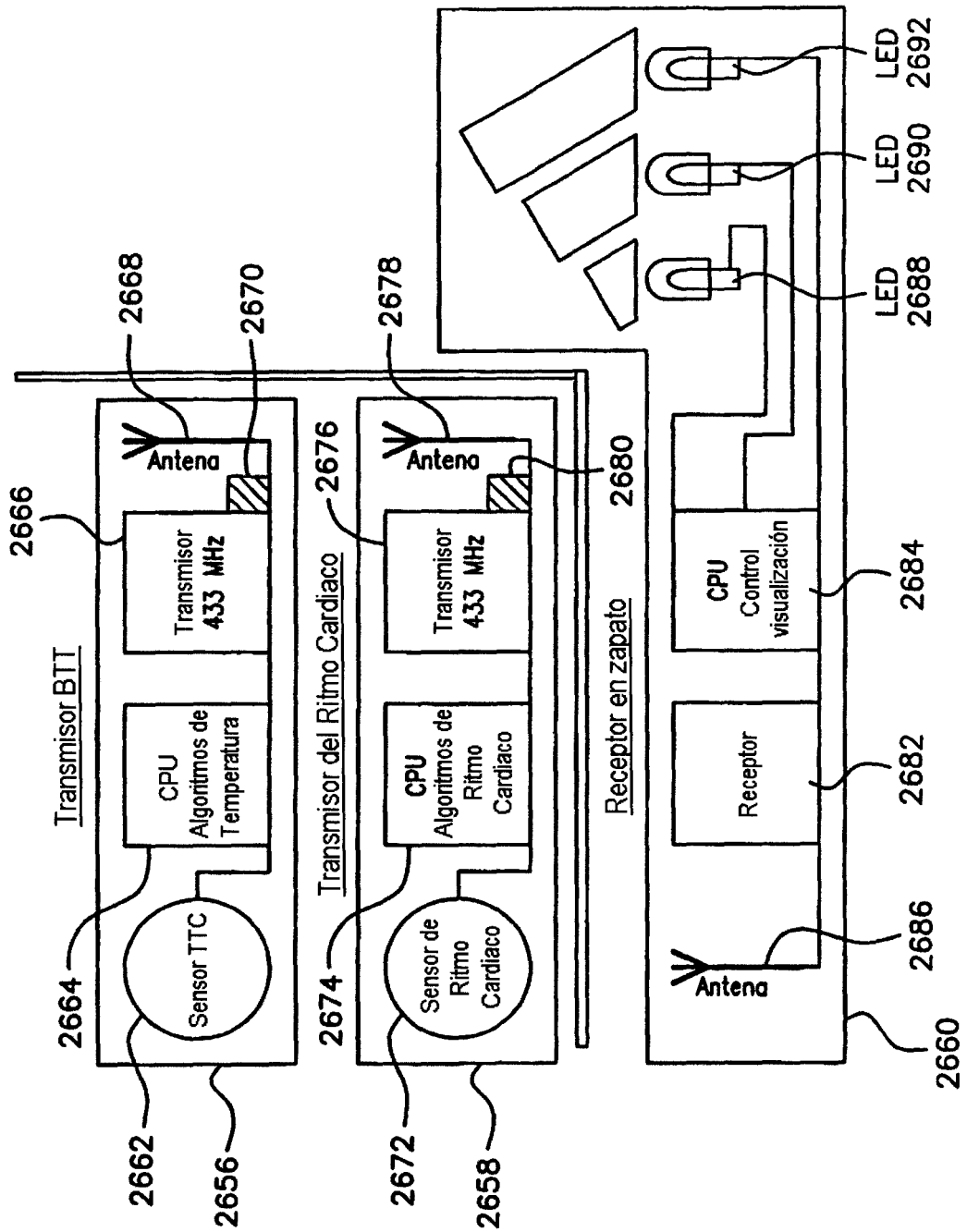


FIG. 11

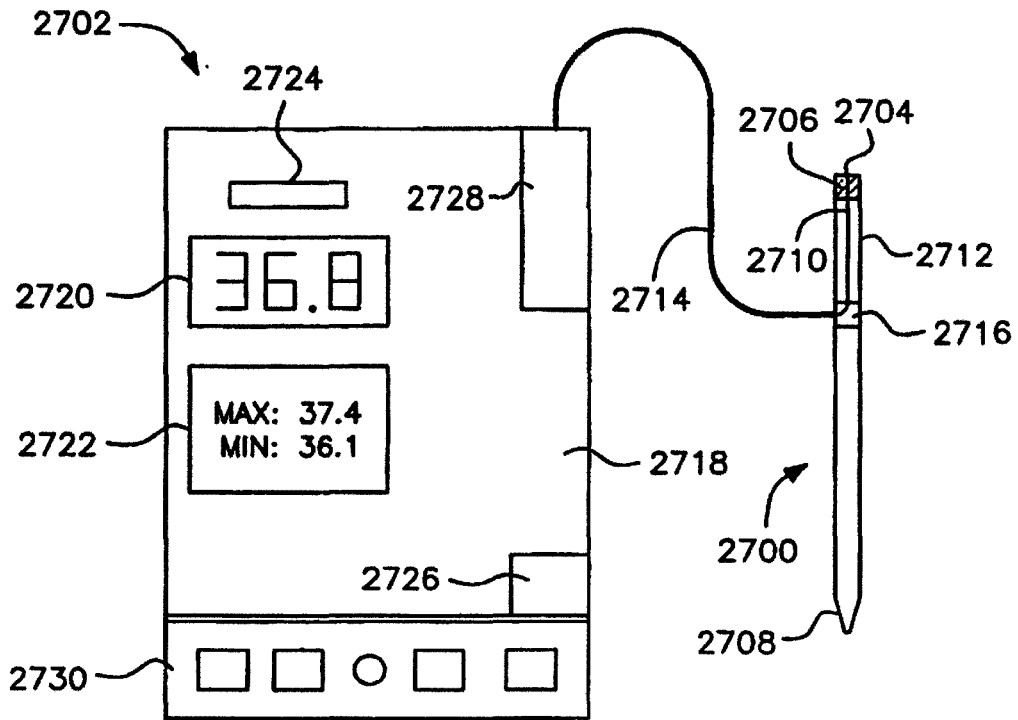


FIG. 11A
(ESTADO DE LA TÉCNICA)

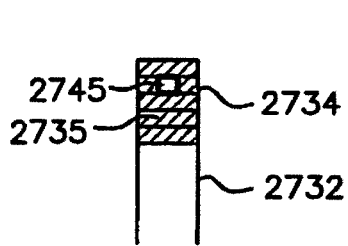


FIG. 11B

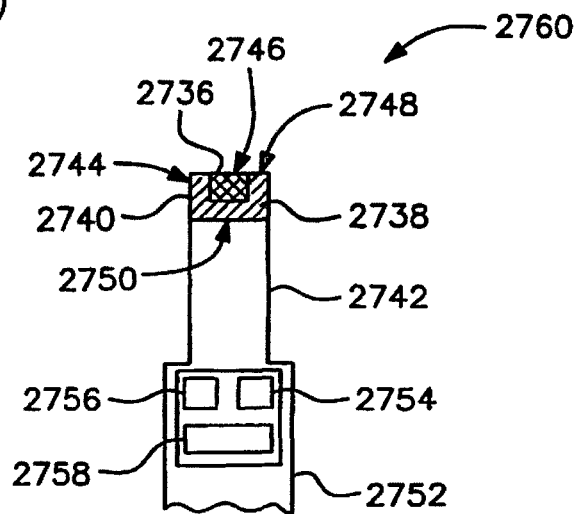


FIG. 11C

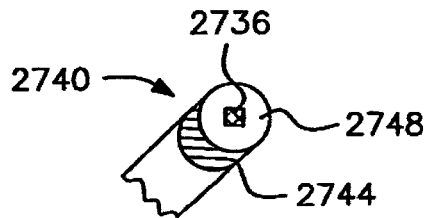


FIG. 11D

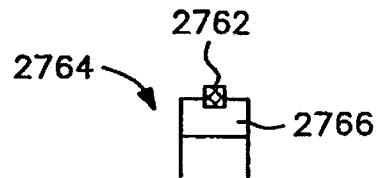


FIG. 11E
(ESTADO DE LA TÉCNICA)

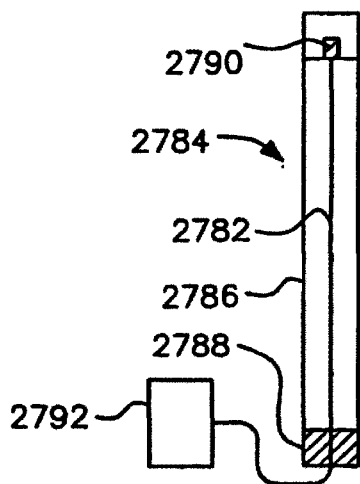


FIG. 11F

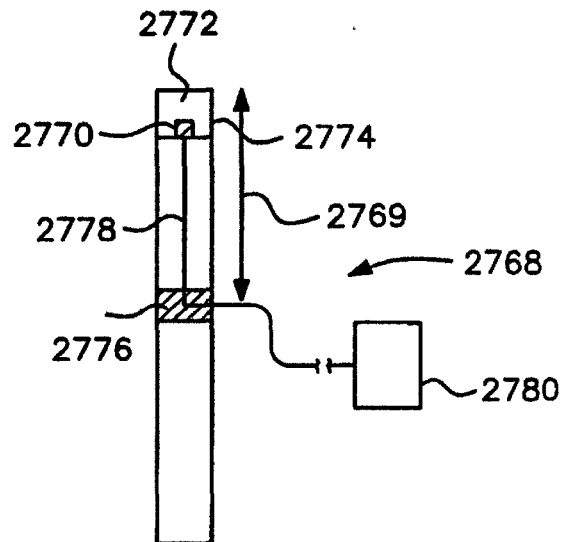


FIG. 11-G1

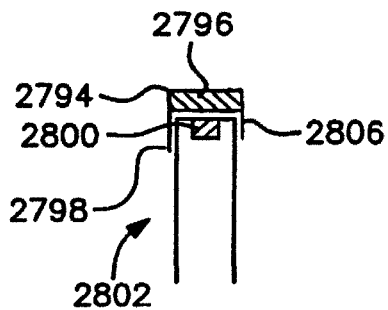


FIG. 11-G2

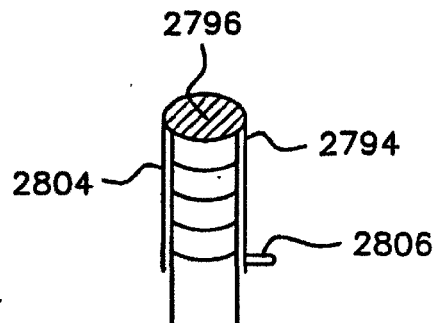


FIG. 11H

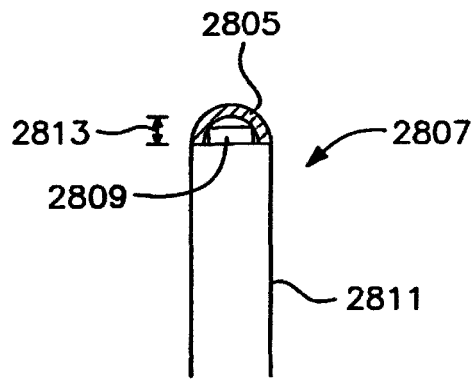


FIG. 11J

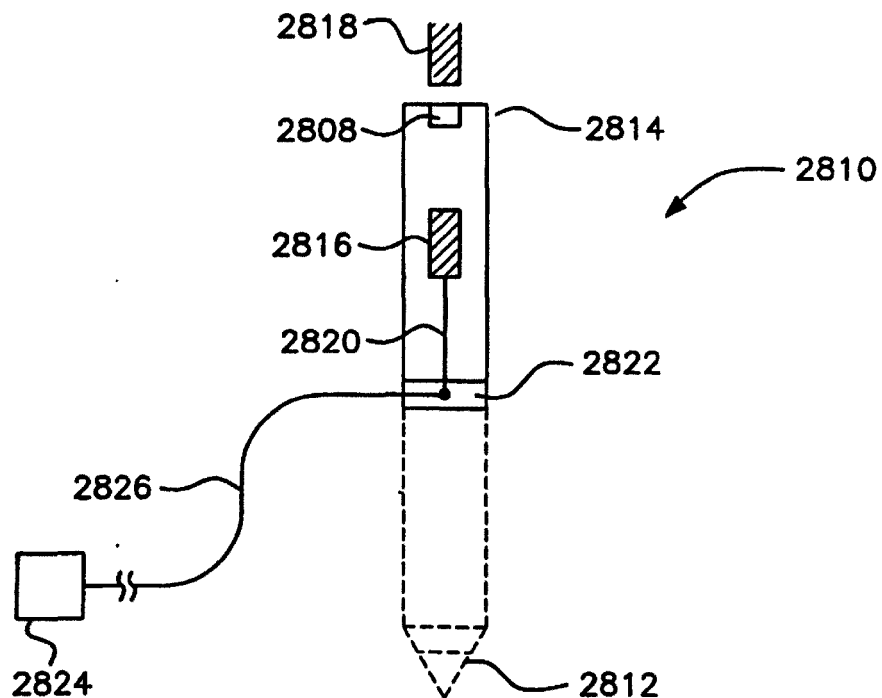


FIG. 11K

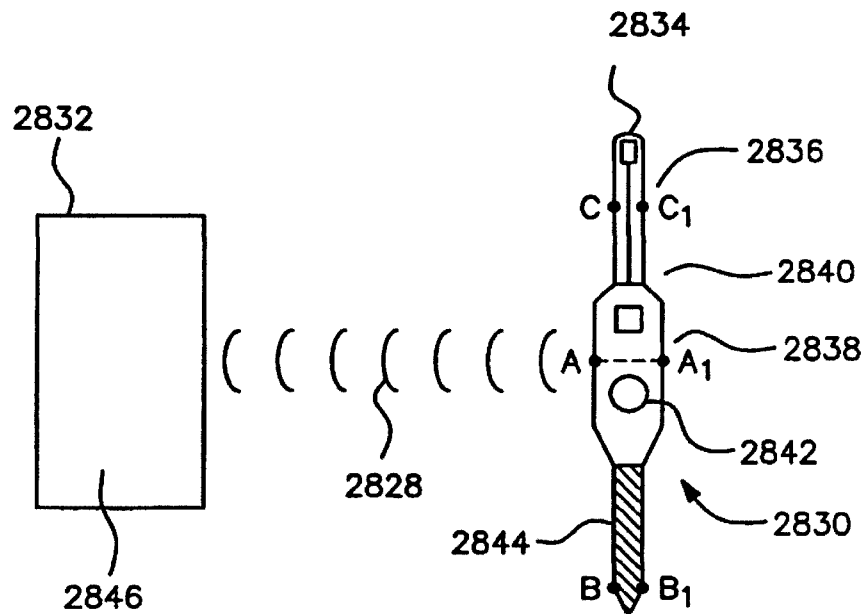


FIG. 11L

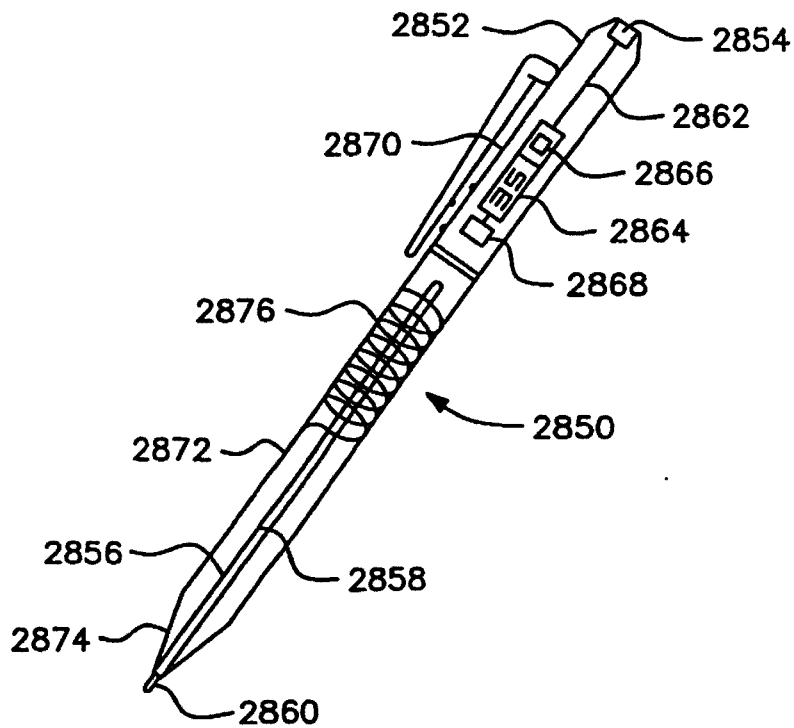


FIG. 11M

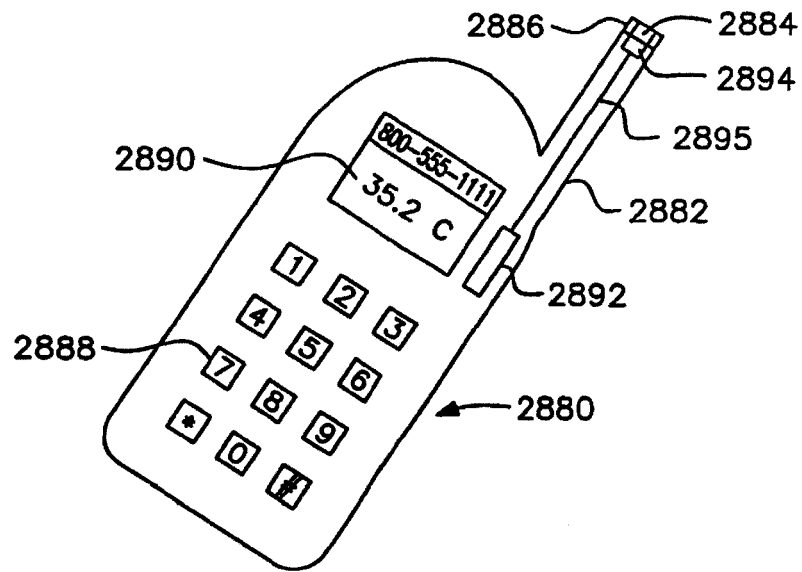


FIG. 11N

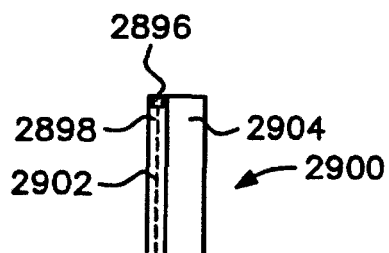


FIG. 11P

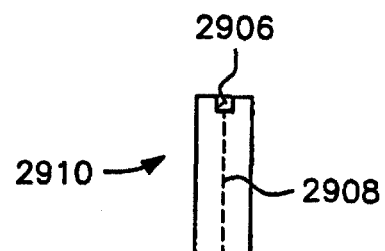


FIG. 11-Q1

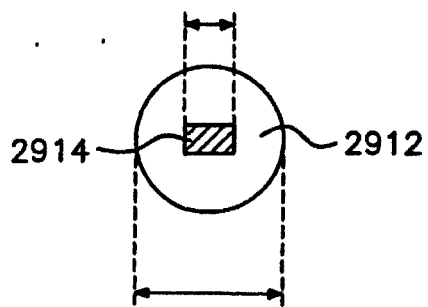


FIG. 11-Q2

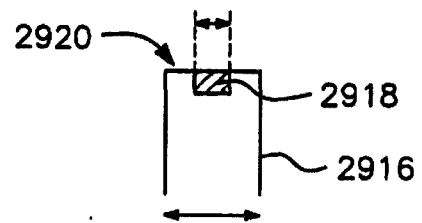


FIG. 11-Q3

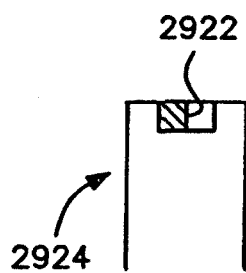


FIG. 11-Q4

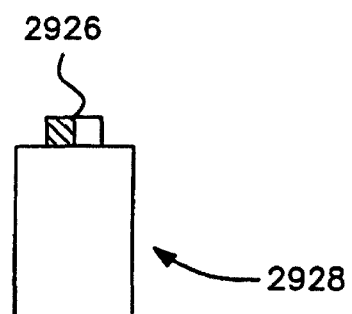


FIG. 11R-1

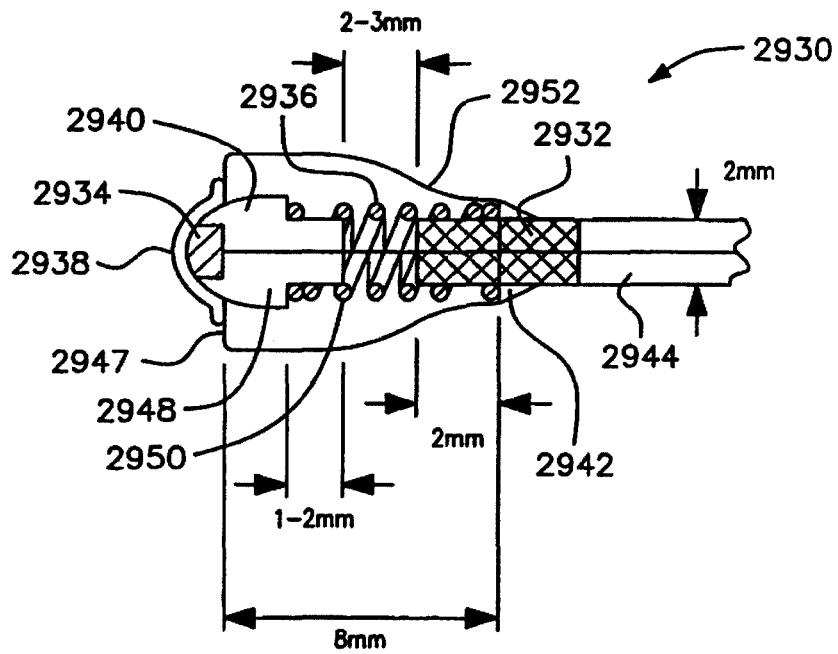


FIG. 11R-2

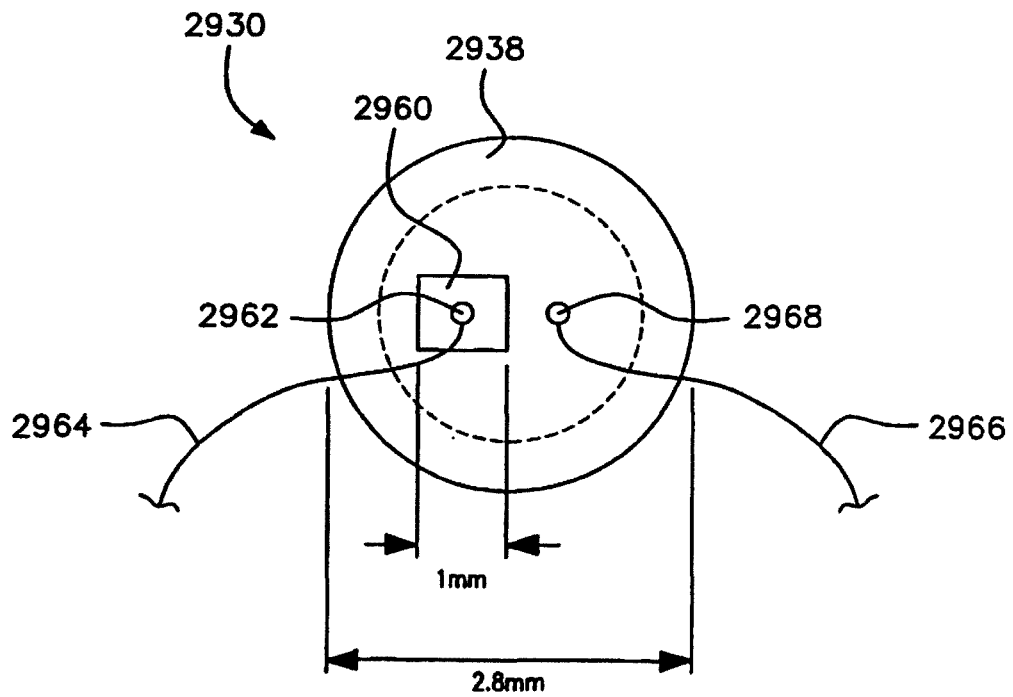


FIG. 11S-1

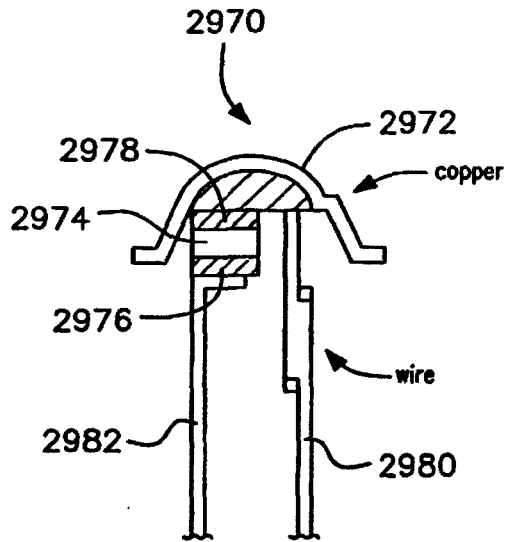


FIG. 11S-2

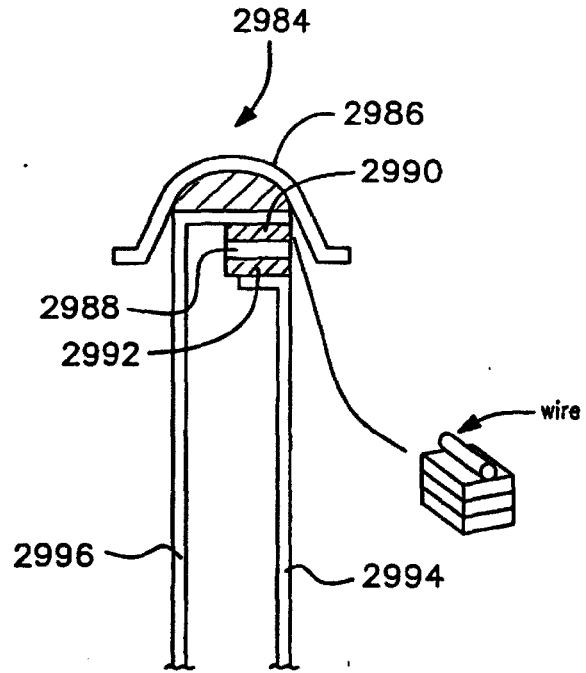


FIG. 11S-3

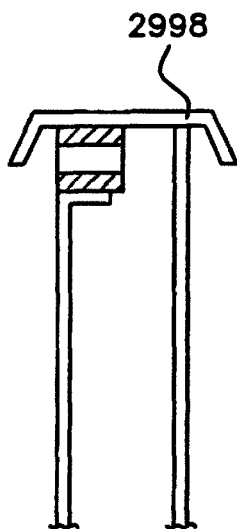


FIG. 11S-4

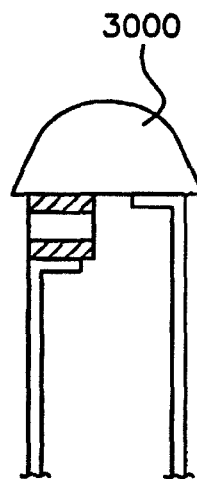


FIG. 11T-1

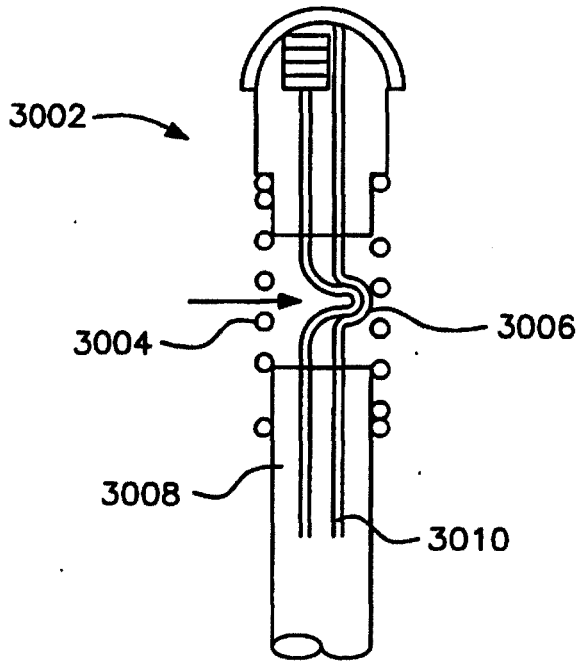


FIG. 11T-2

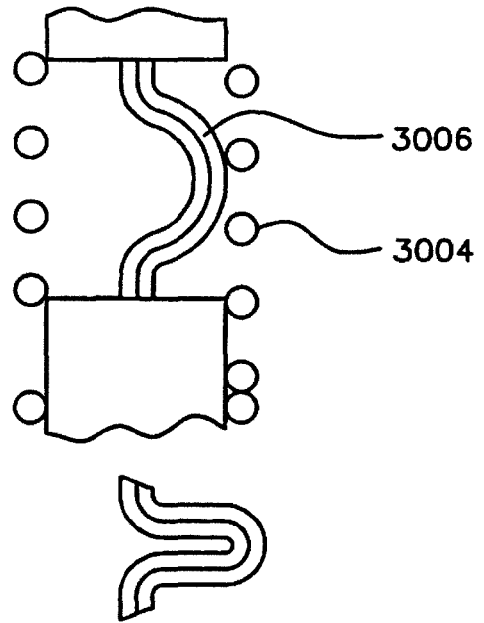


FIG. 11U

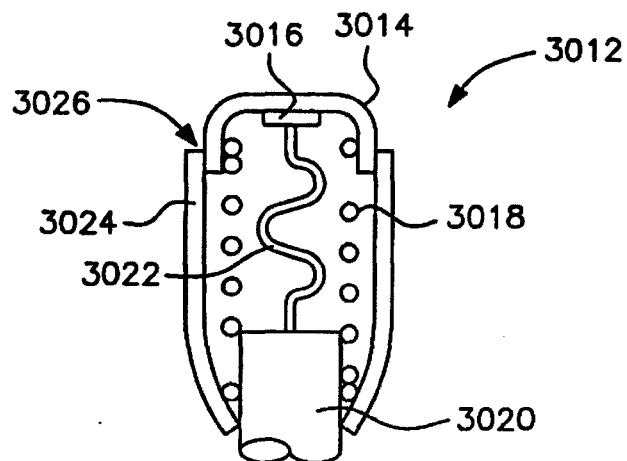


FIG. 11V1

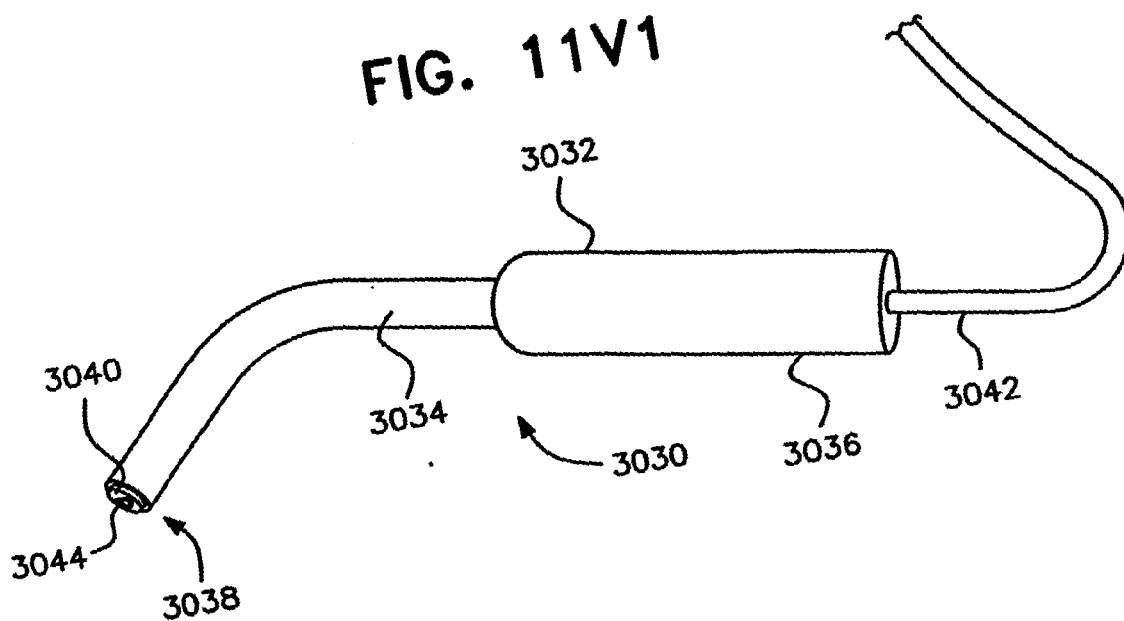


FIG. 11V2

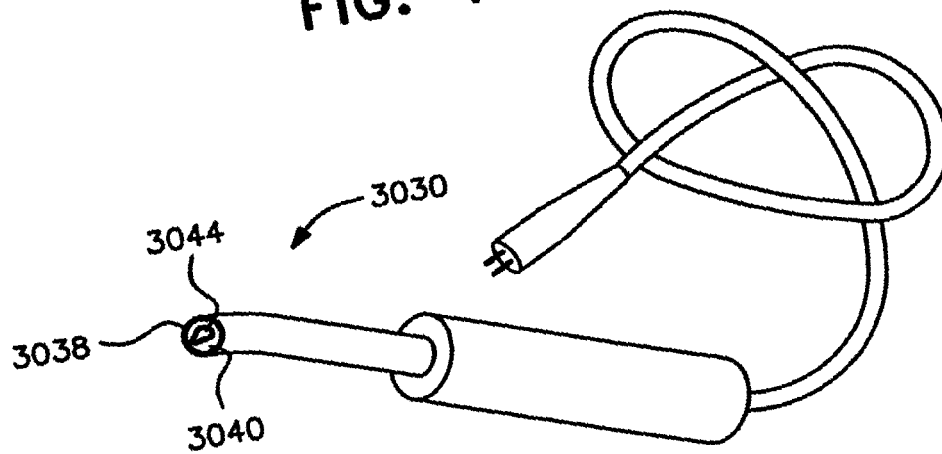


FIG. 11V-3

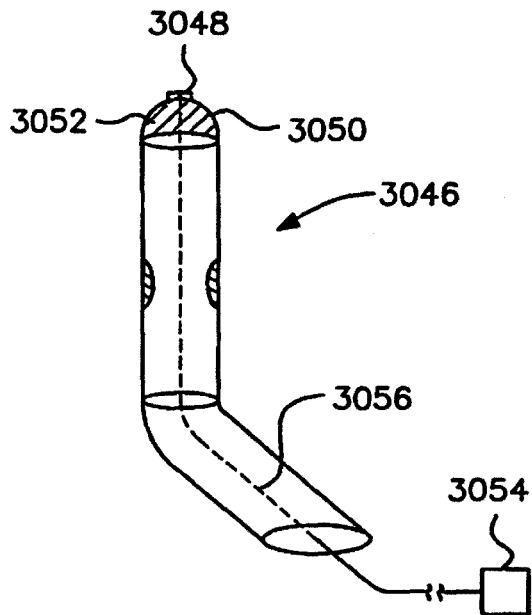


FIG. 11V-4

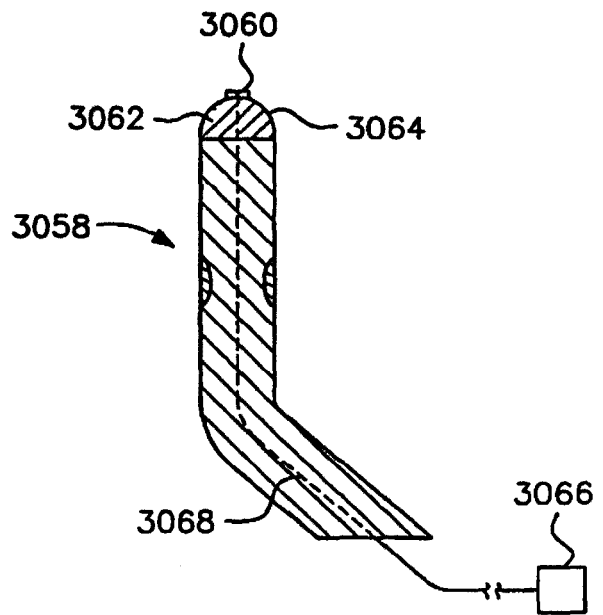


FIG. 11V-5

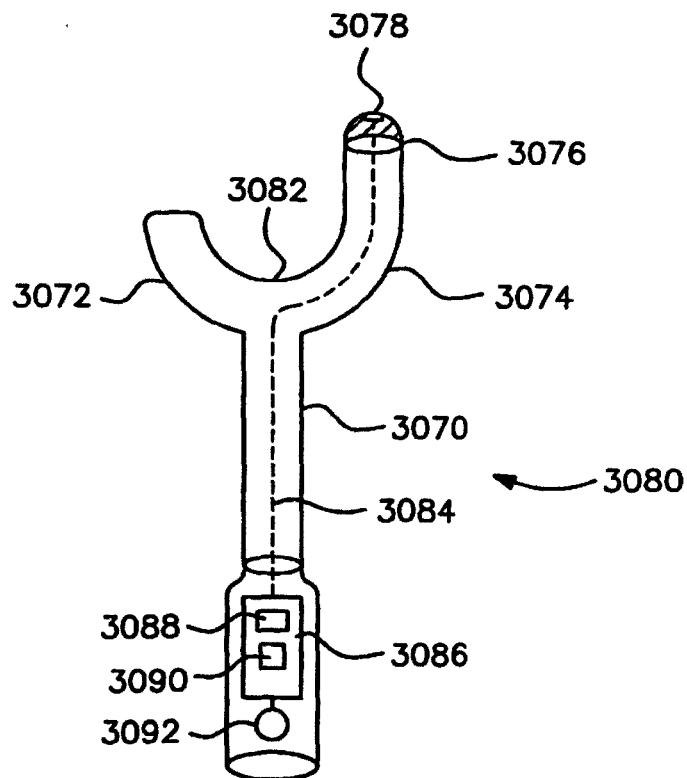


FIG. 12A

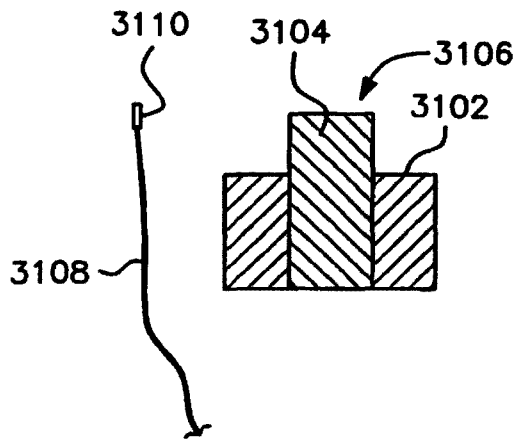


FIG. 12B

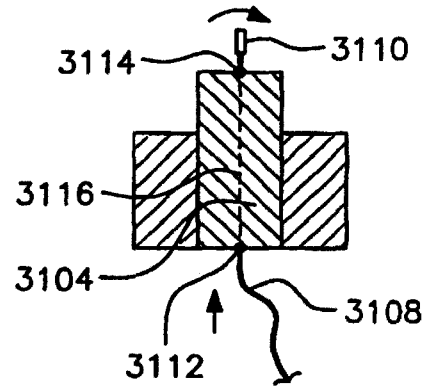


FIG. 12C

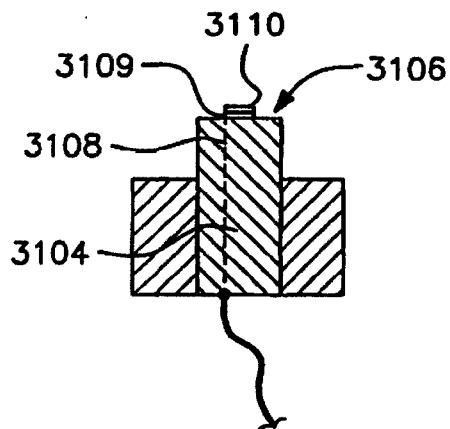


FIG. 12D

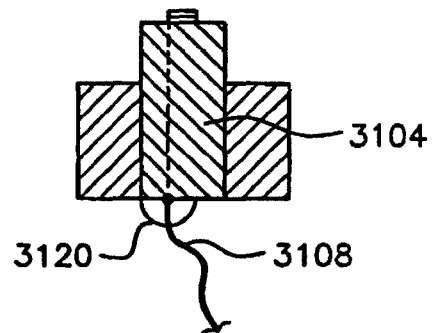


FIG. 12H

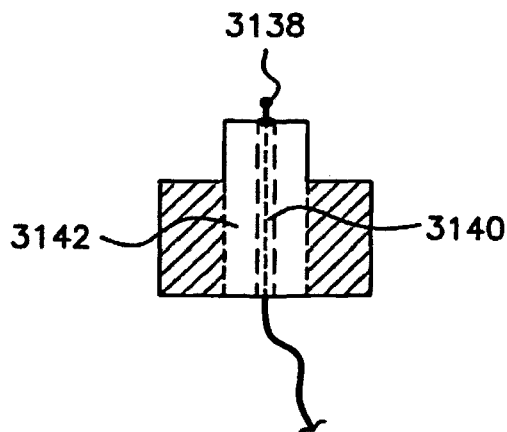


FIG. 12E

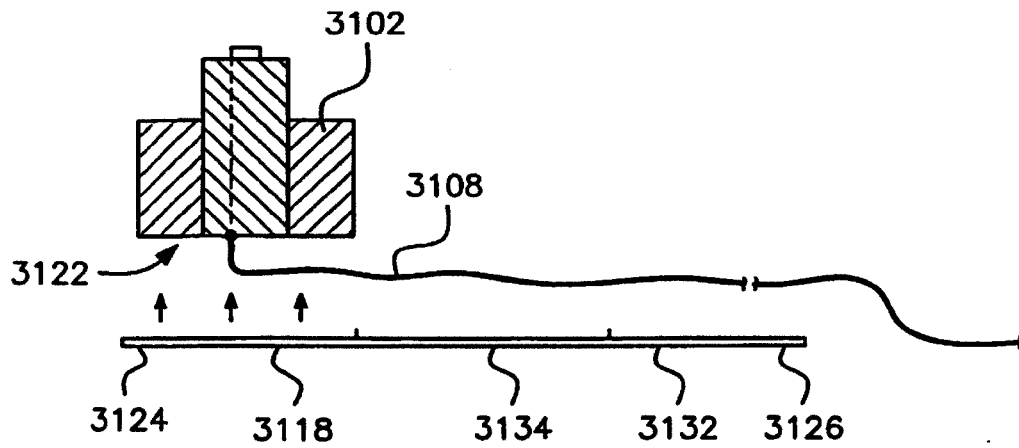


FIG. 12F

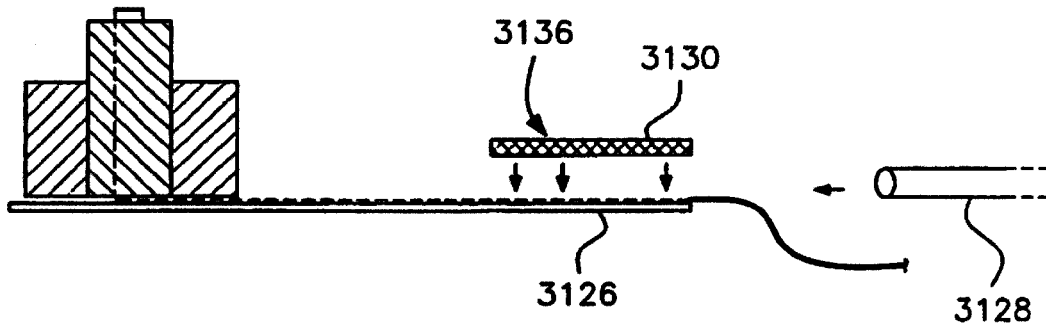


FIG. 12G

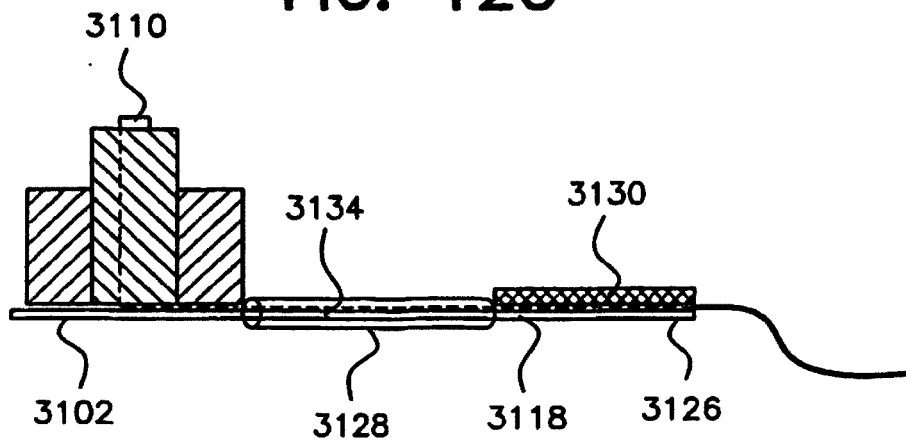


FIG. 12J

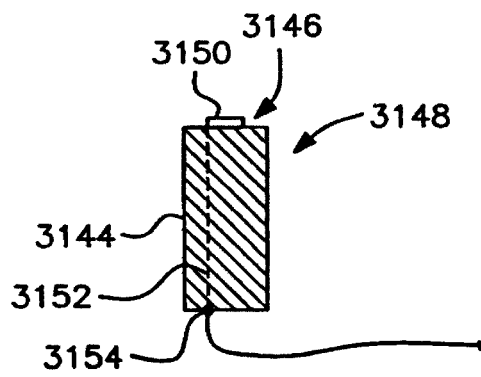


FIG. 12K-1

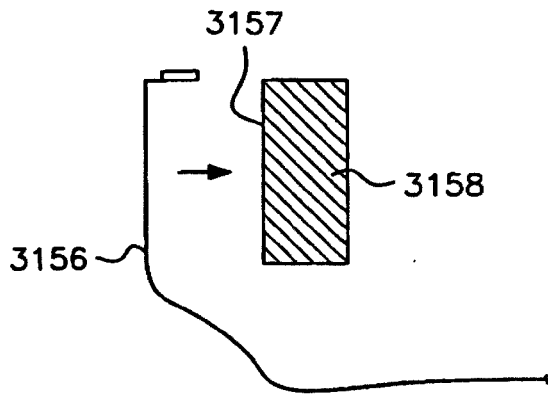


FIG. 12K-2

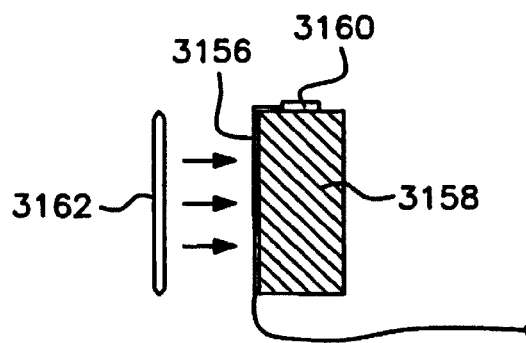


FIG. 12L

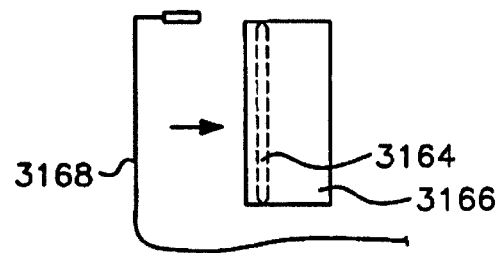


FIG. 12M-1

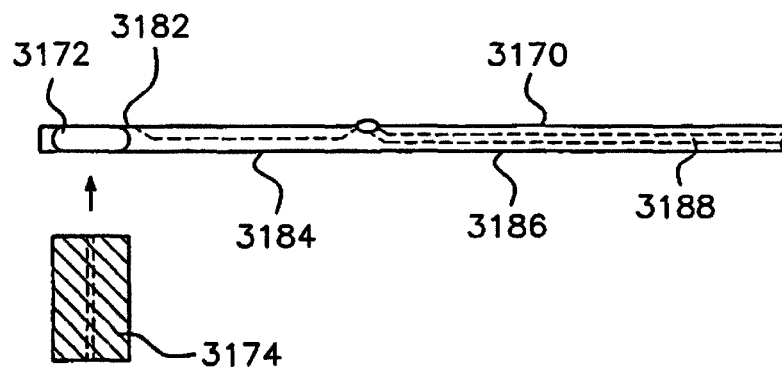


FIG. 12M-2

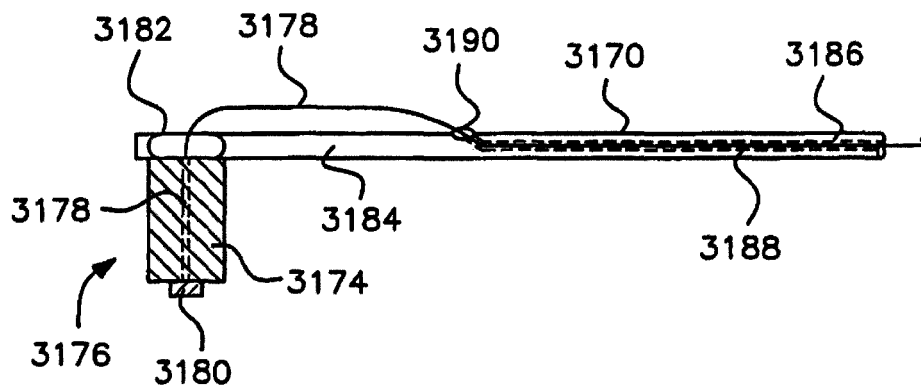


FIG. 13A

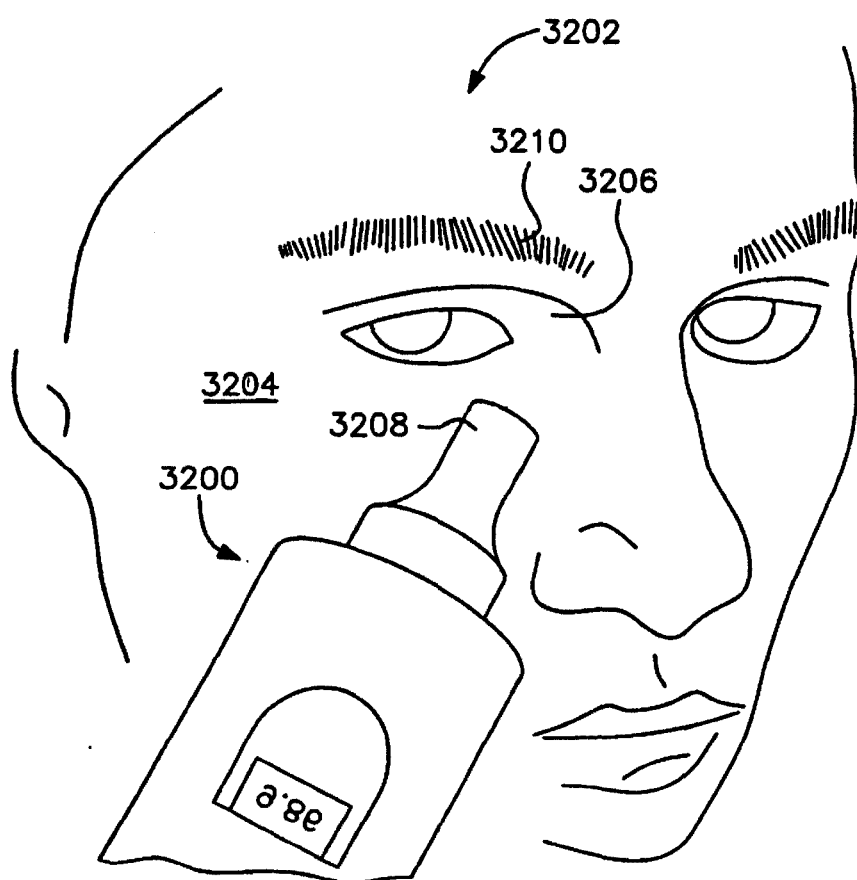


FIG. 14A

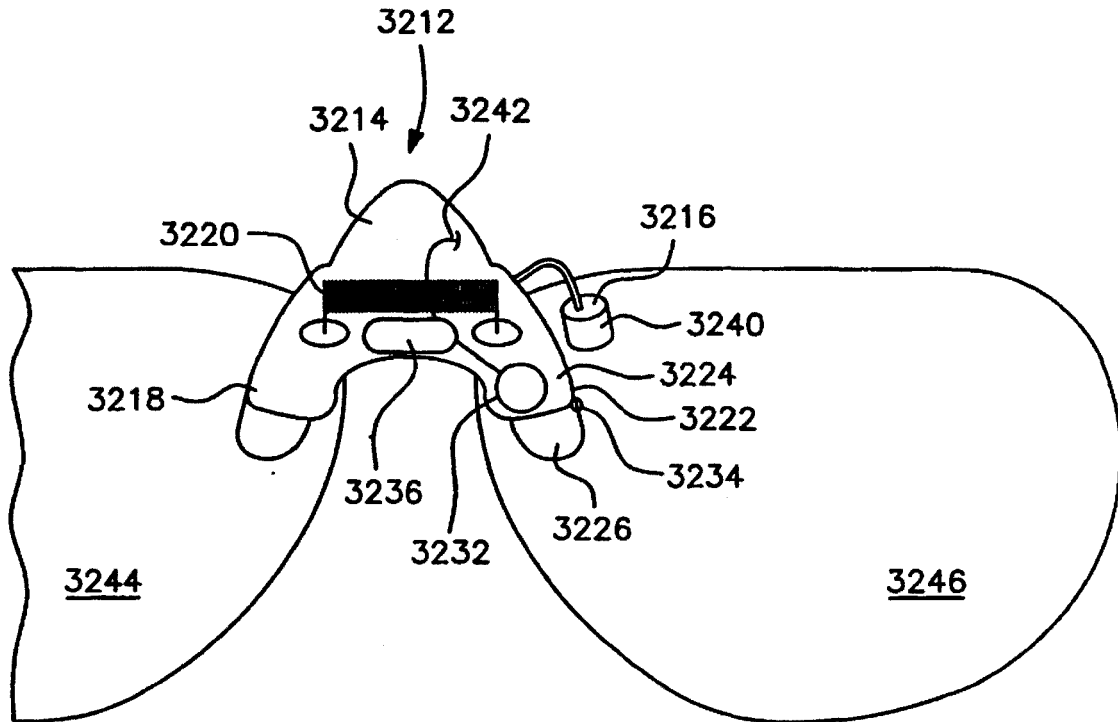
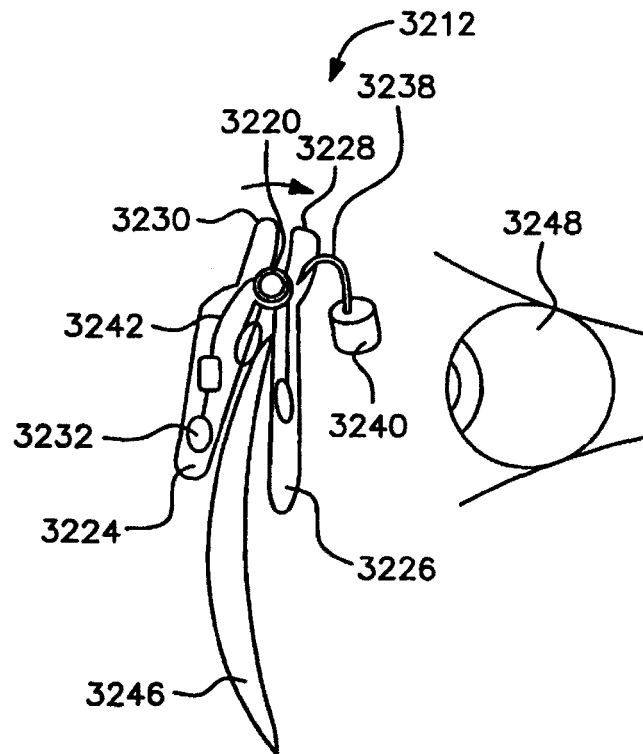


FIG. 14B



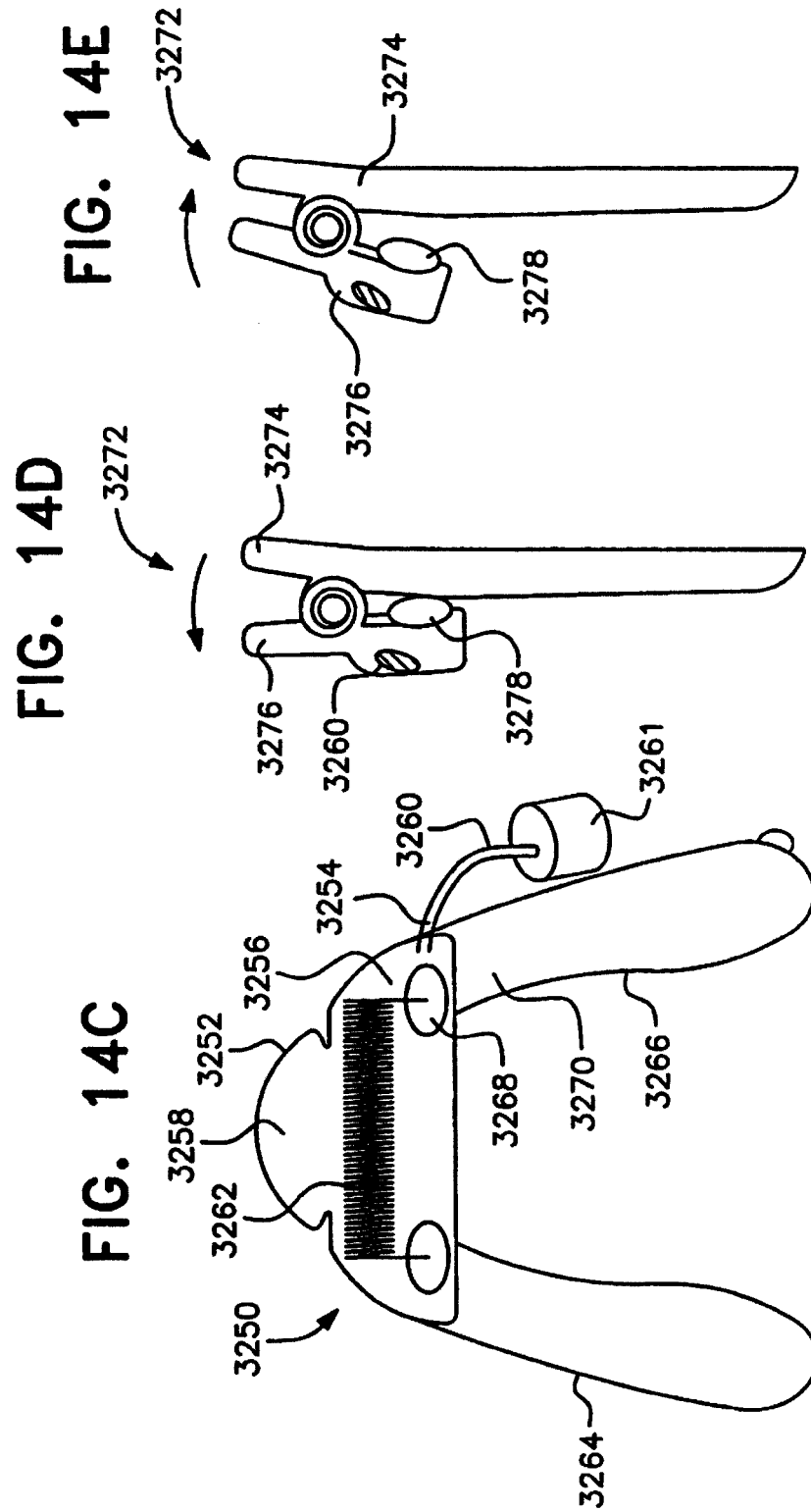


FIG. 14F

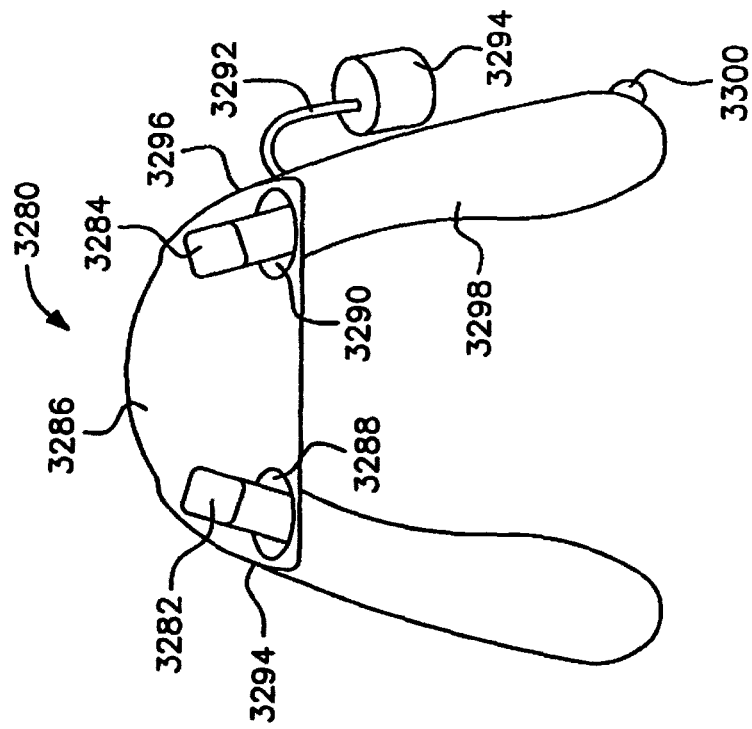


FIG. 14G

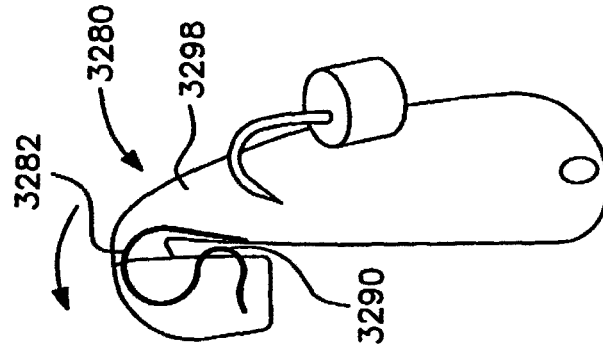


FIG. 14H

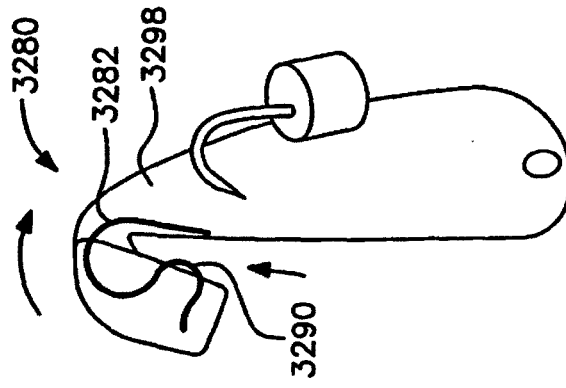


FIG. 14J

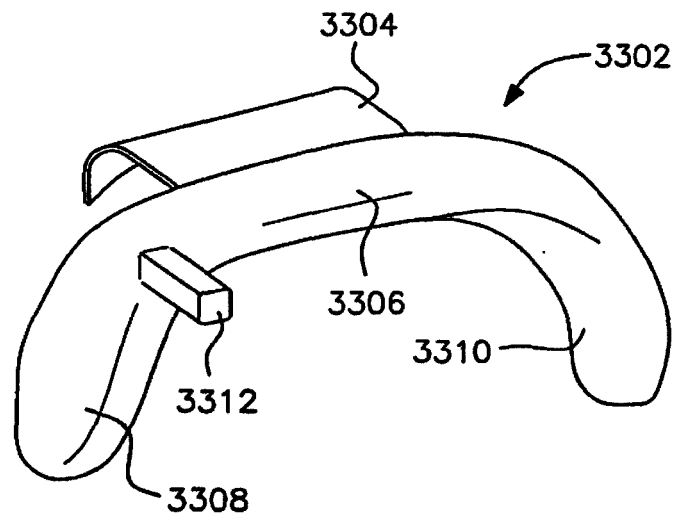


FIG. 14K

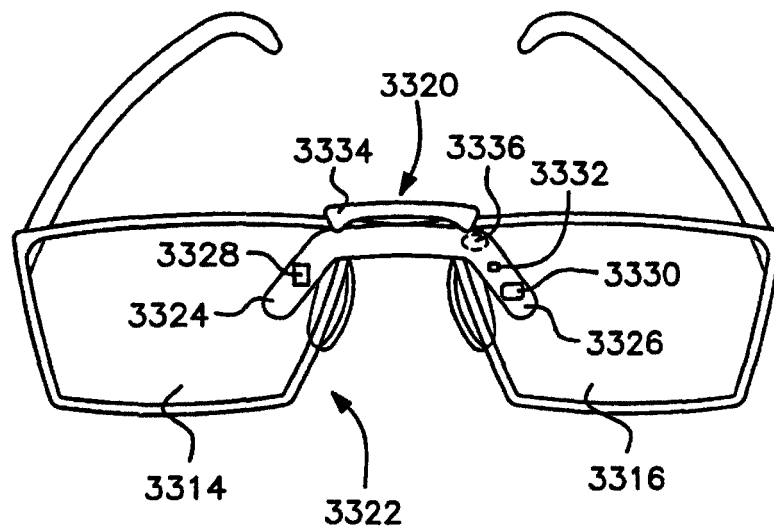


FIG. 14L

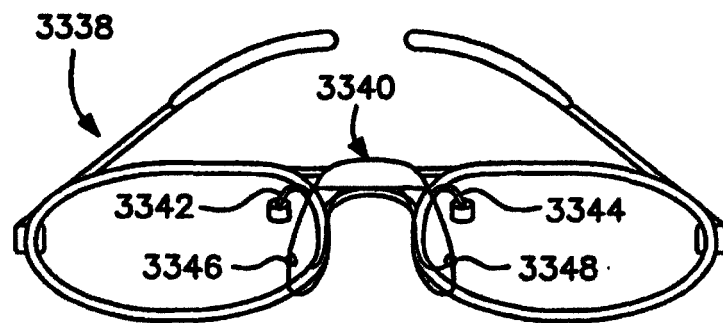


FIG. 14M

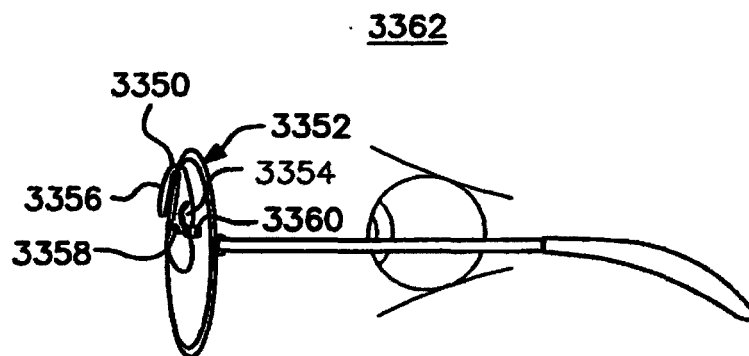


FIG. 14N-1

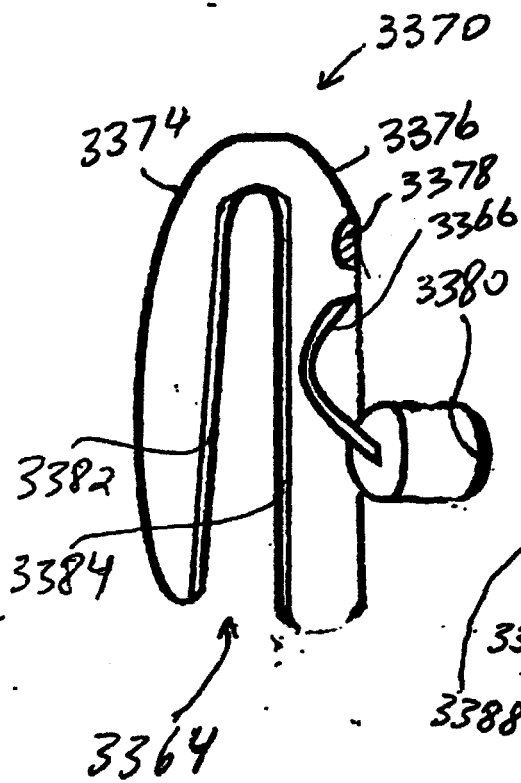


FIG. 14N-2

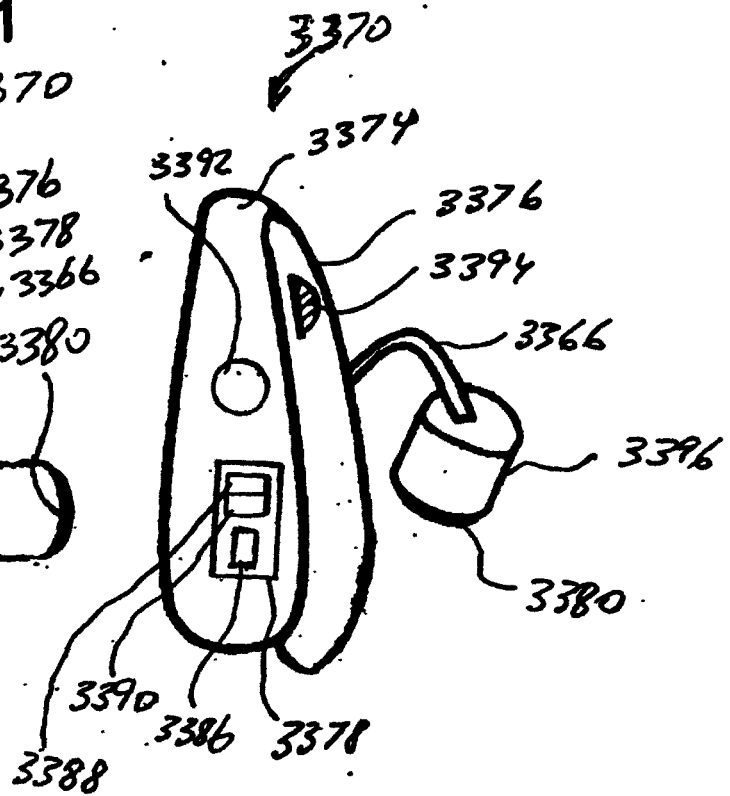


FIG. 14N-3

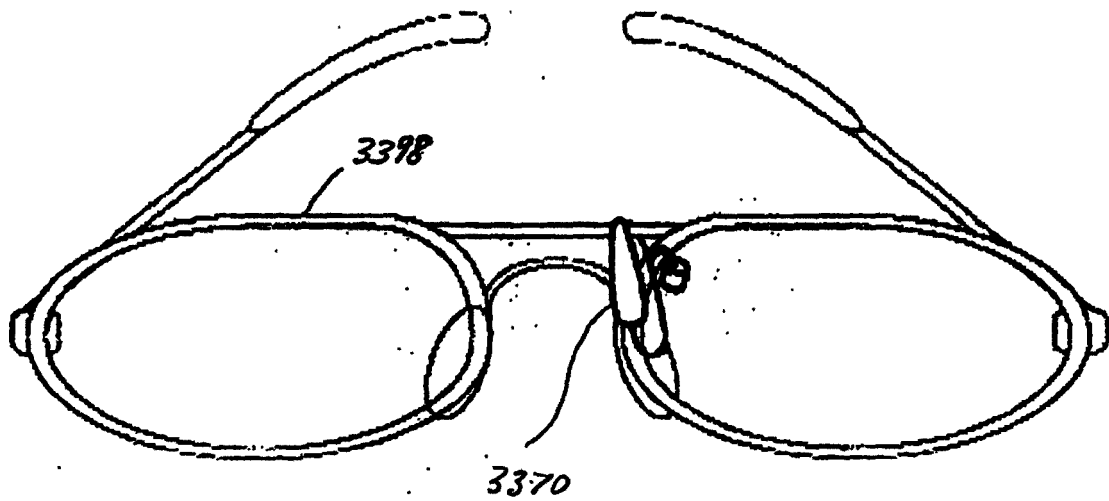


FIG. 14P

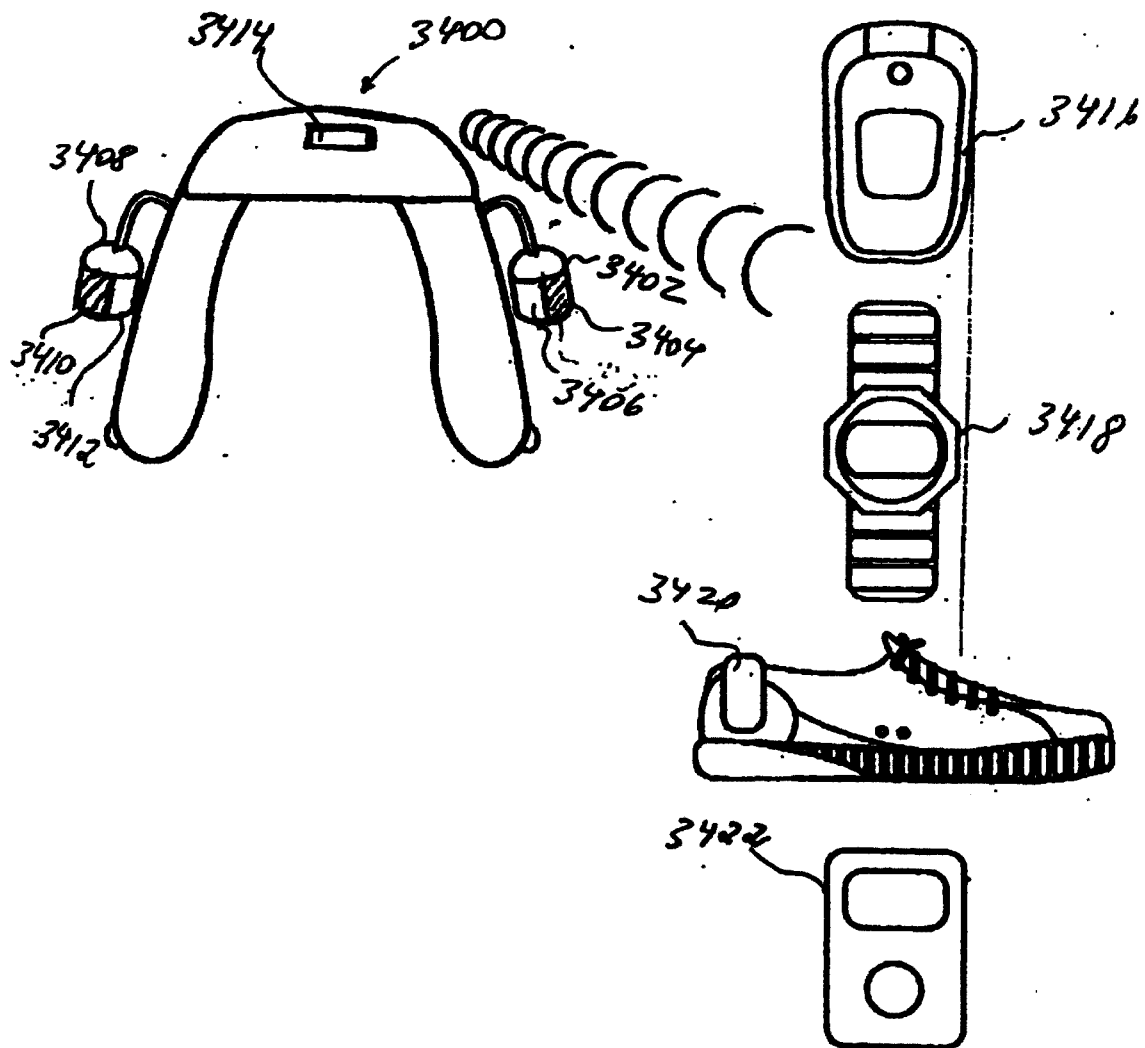


FIG. 15A

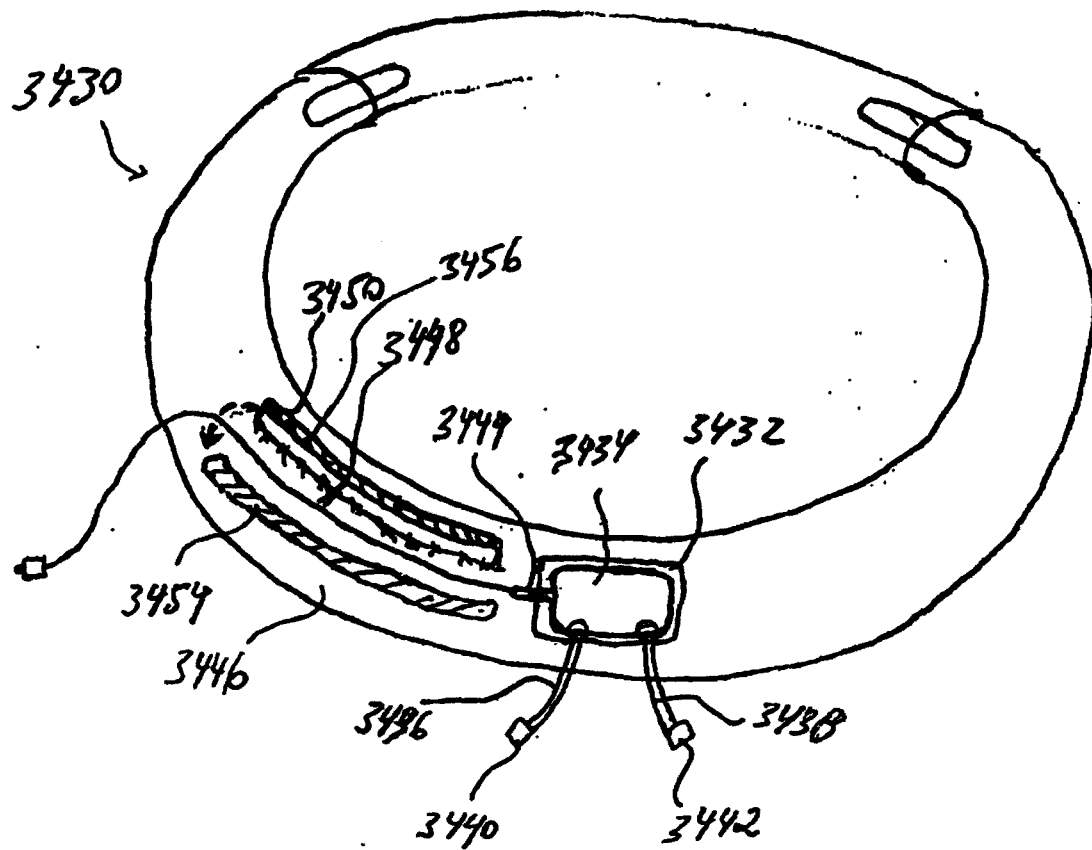


FIG. 15B

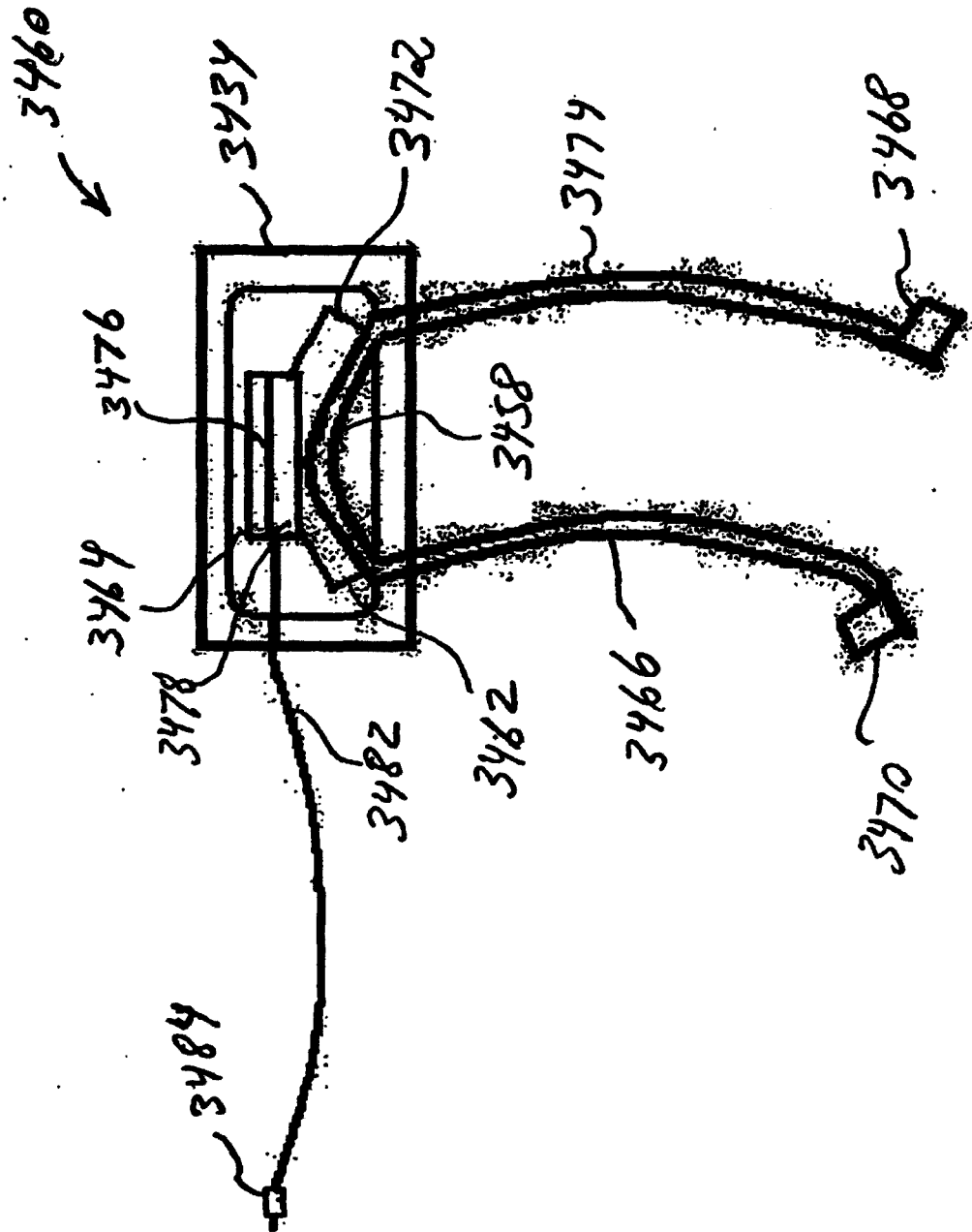


FIG. 15C

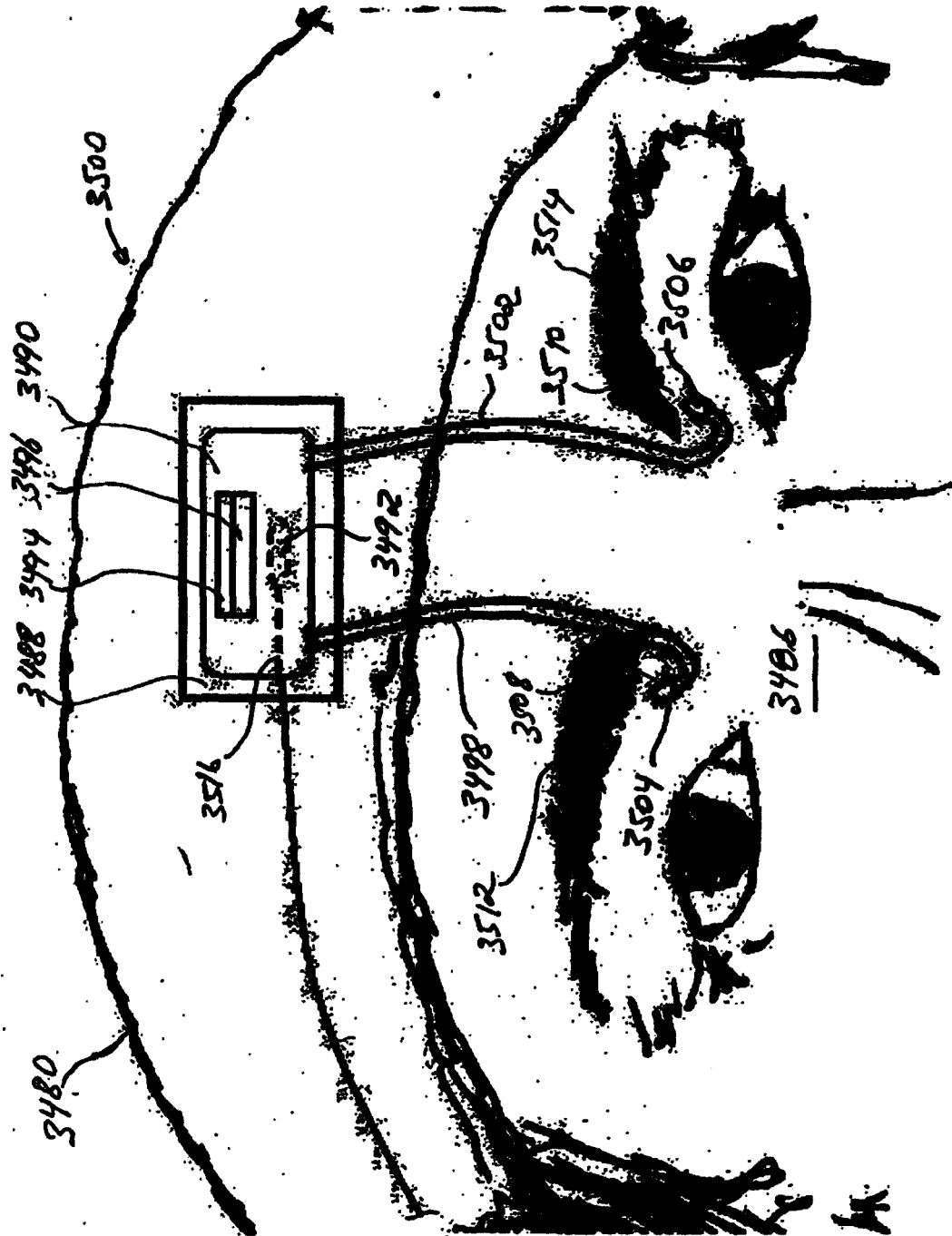


FIG. 15D

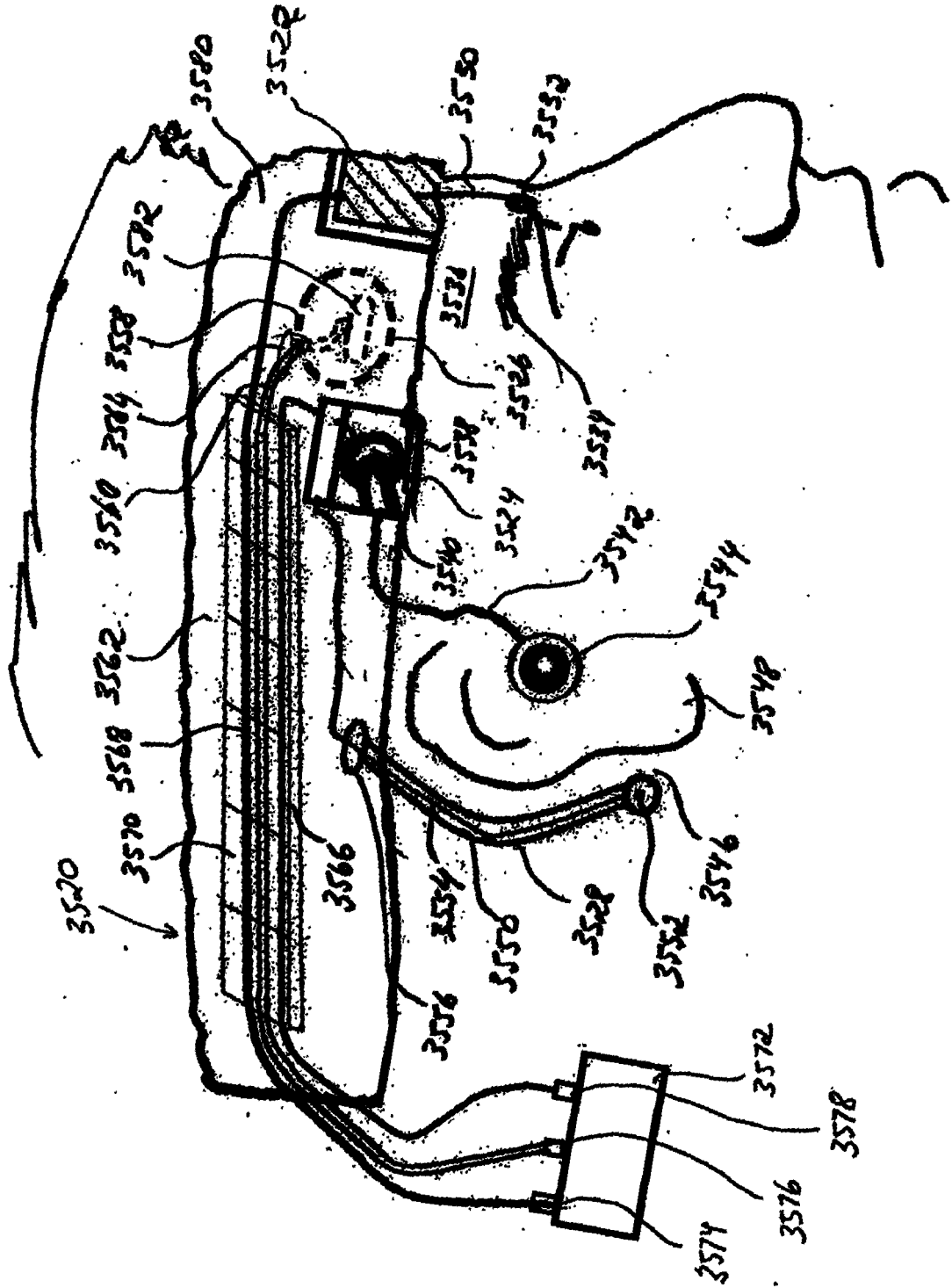


FIG. 15E

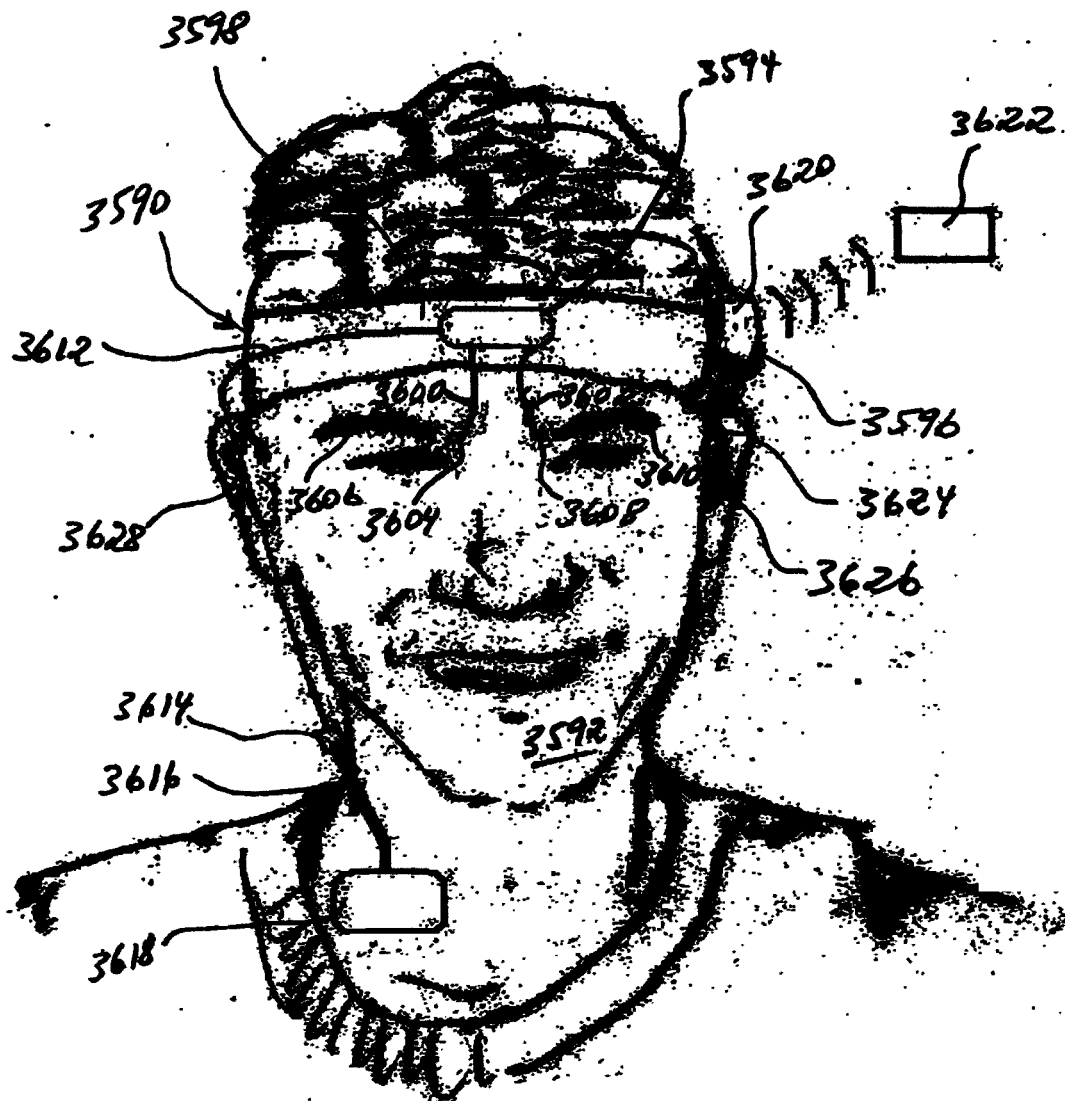


FIG. 15F

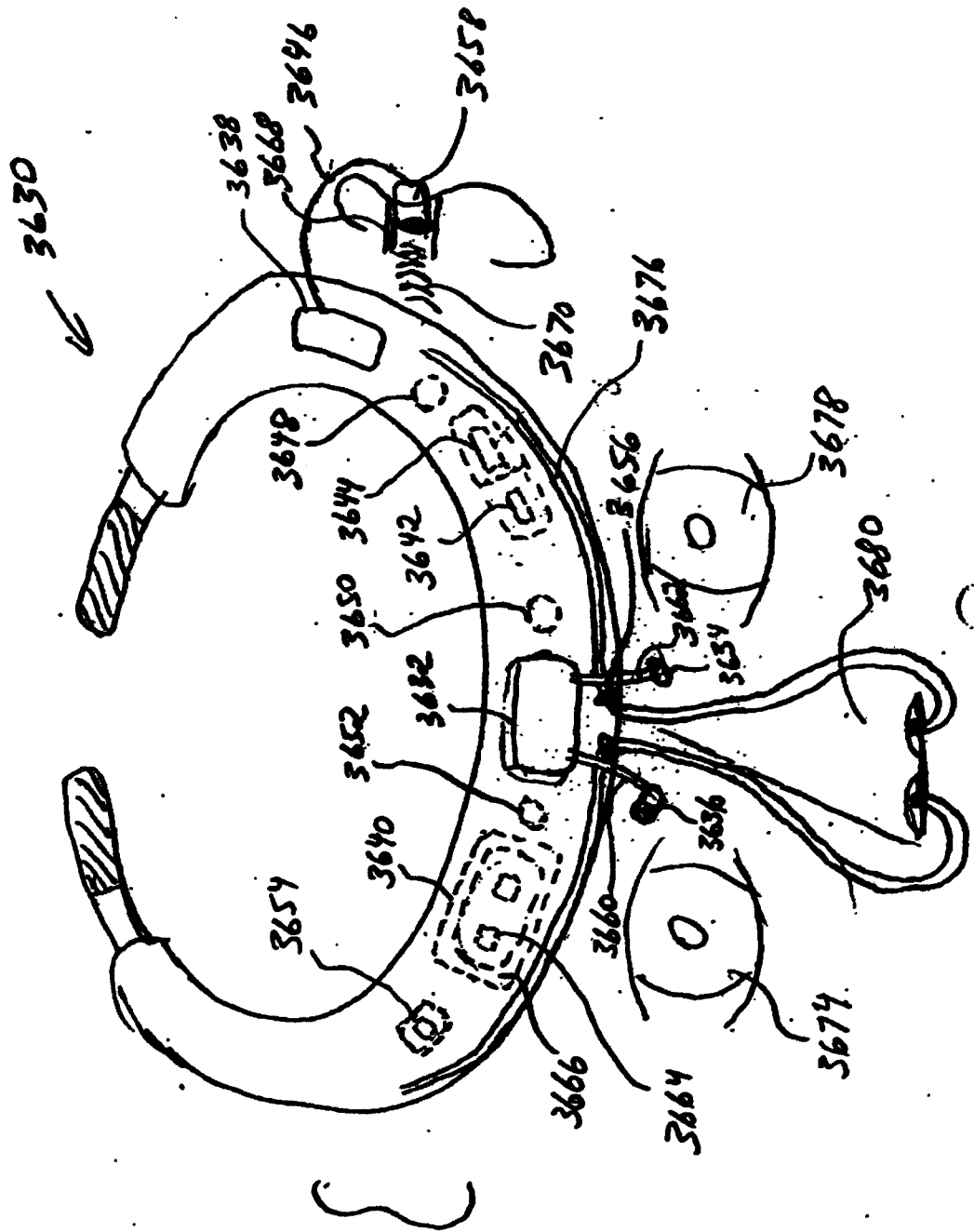


FIG. 15H

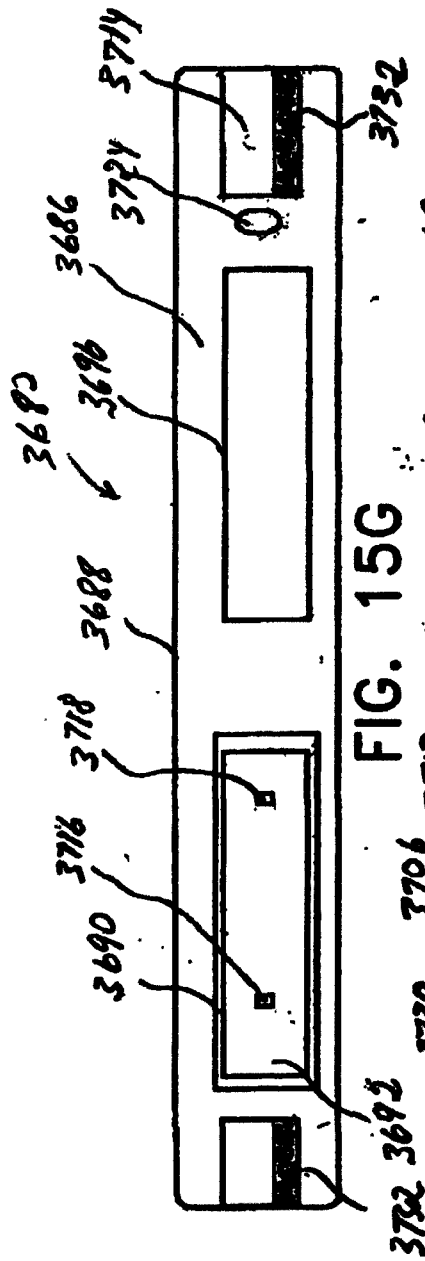


FIG. 15G

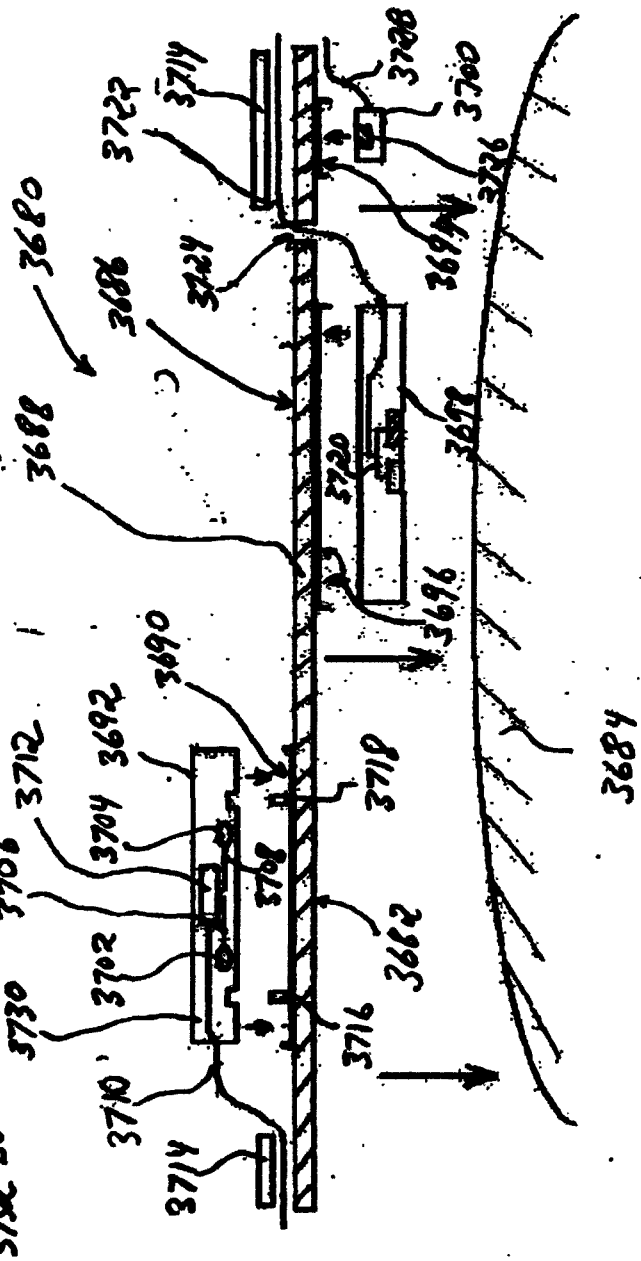


FIG. 15J

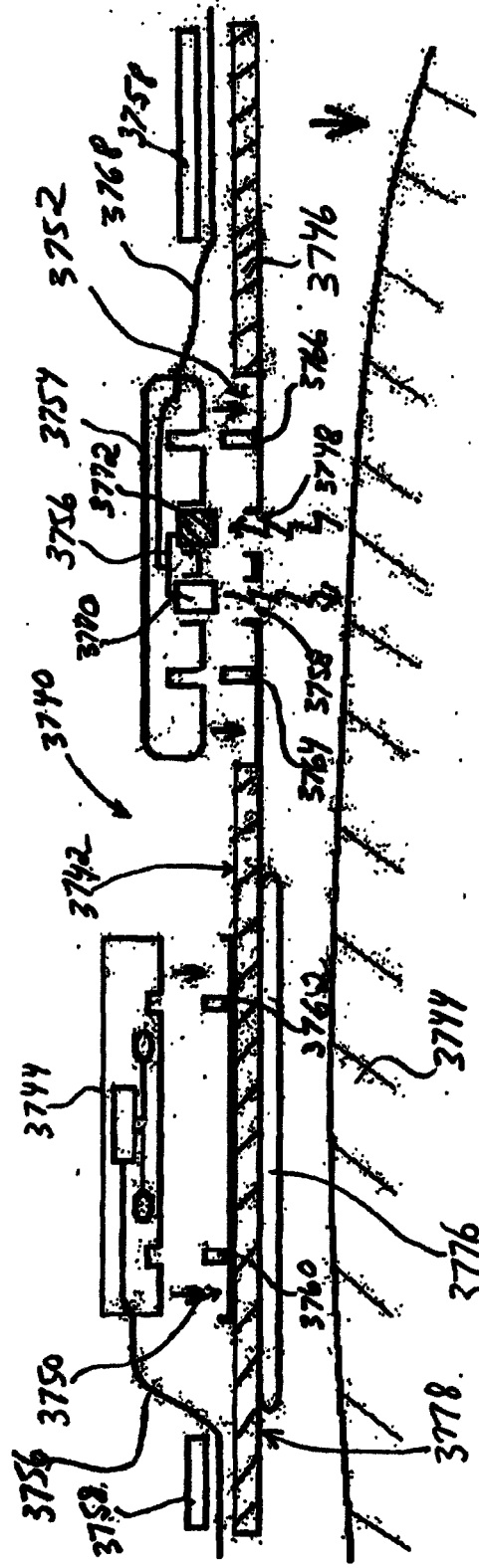


FIG. 15K

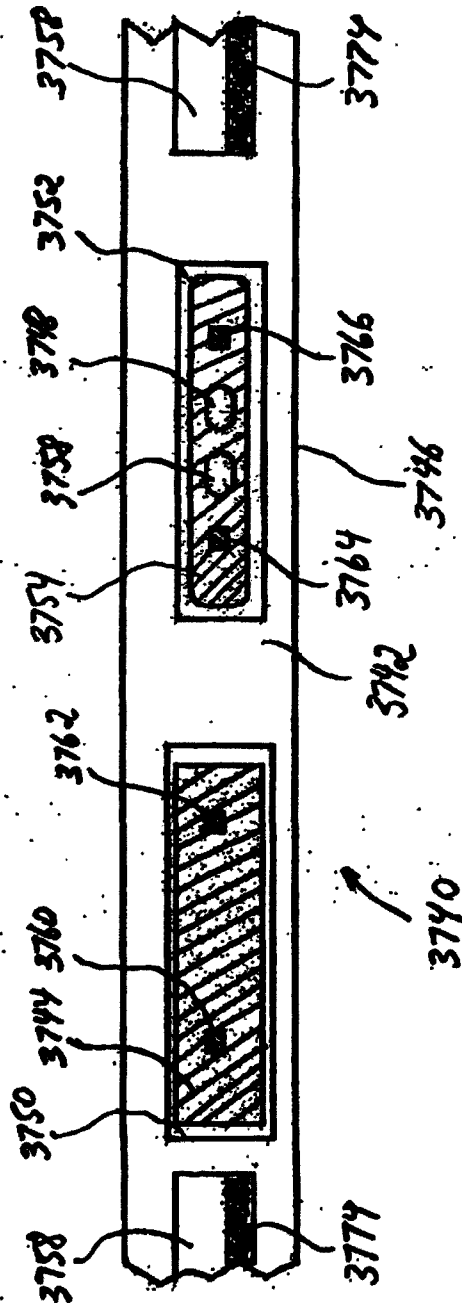


FIG. 15L

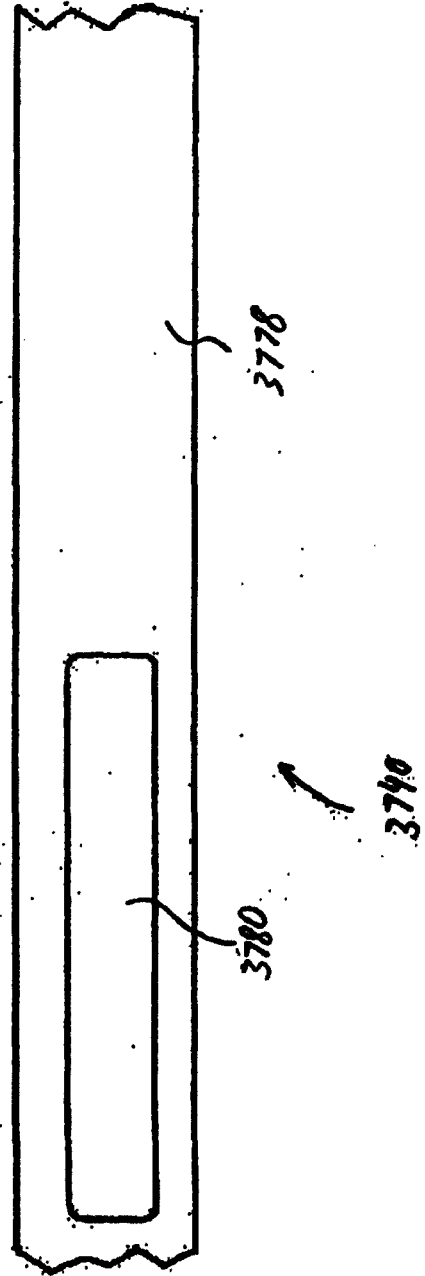


FIG. 15M

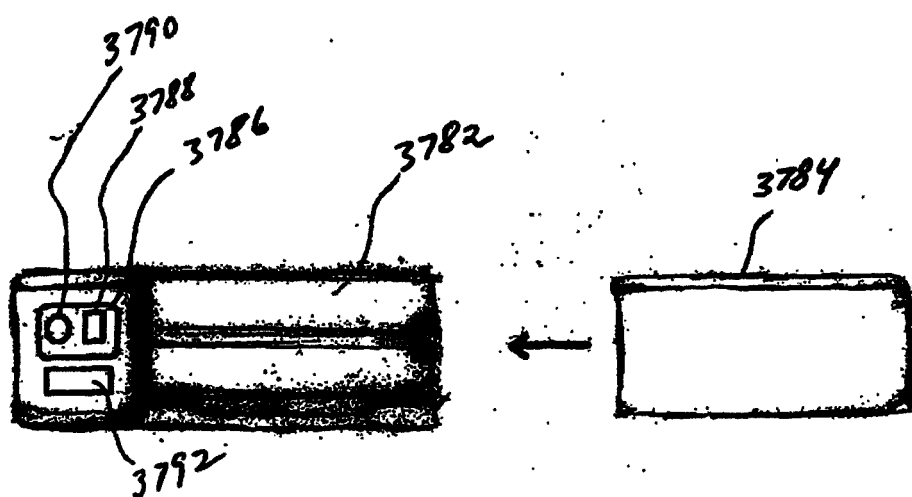


FIG. 15N

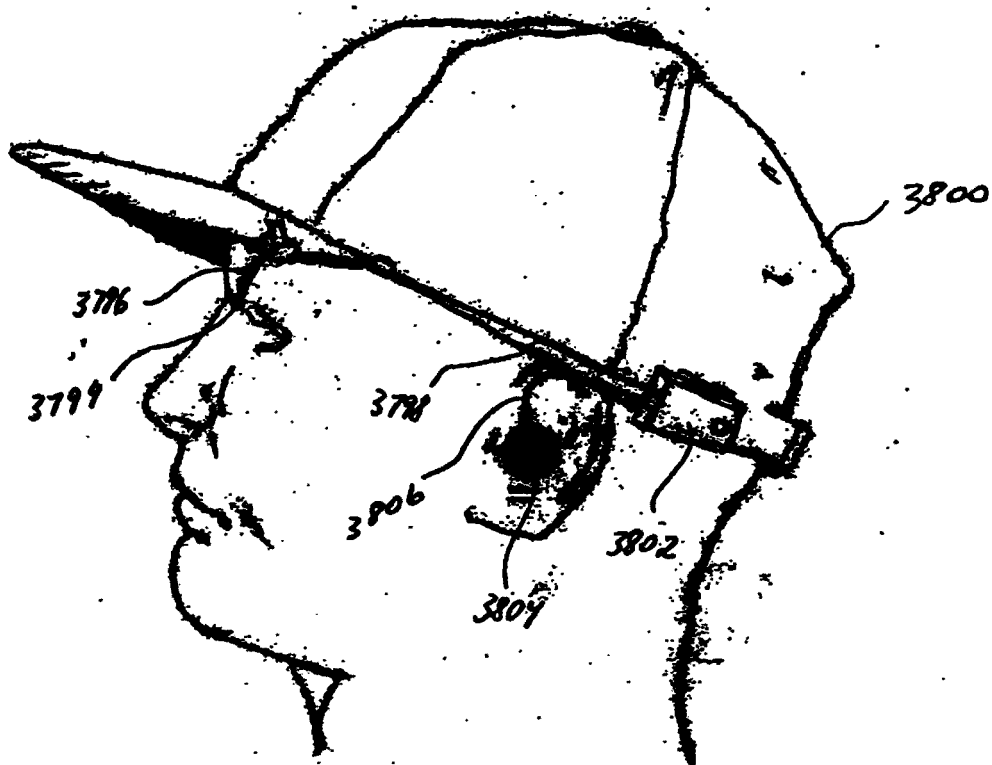


FIG. 15P

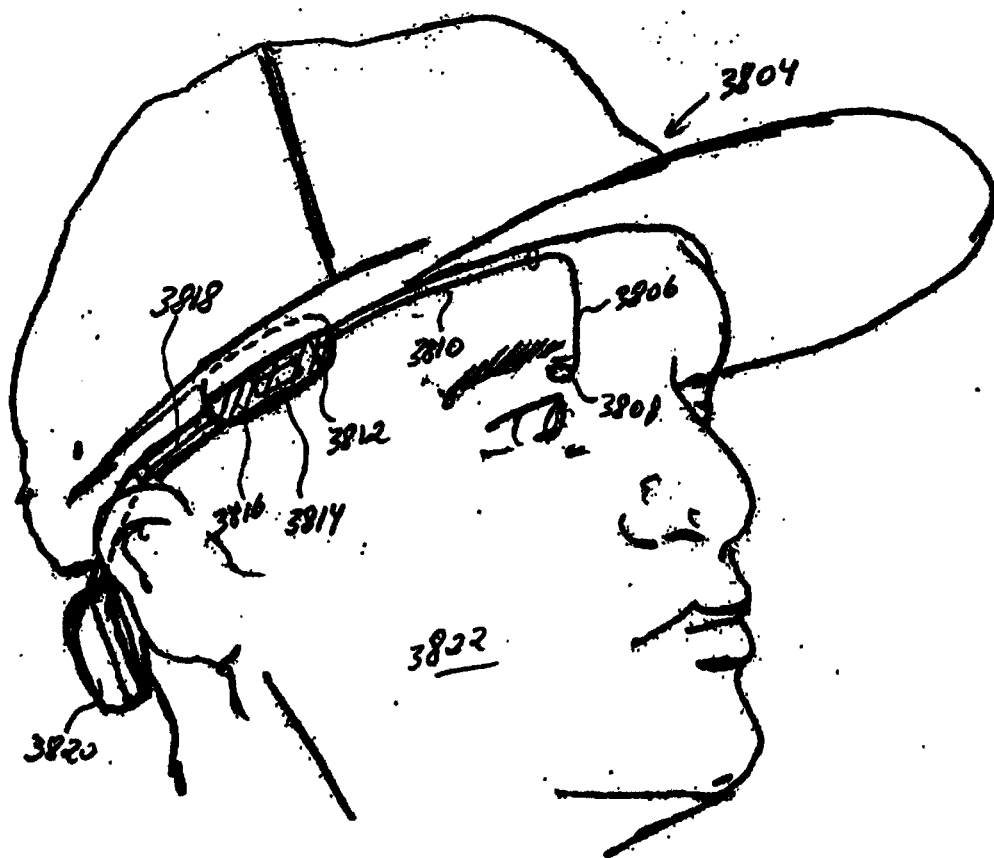


FIG. 15Q

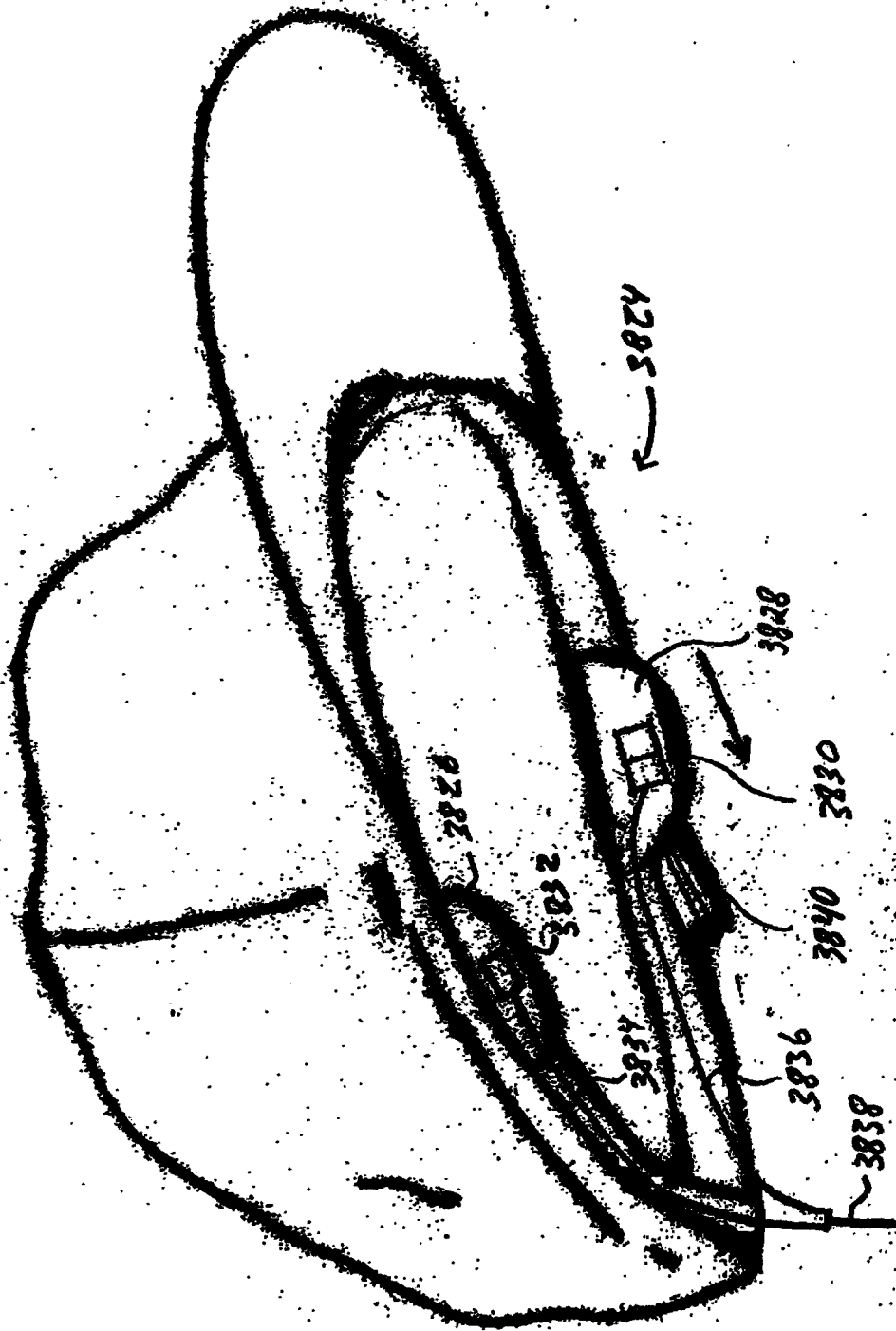


FIG. 15R

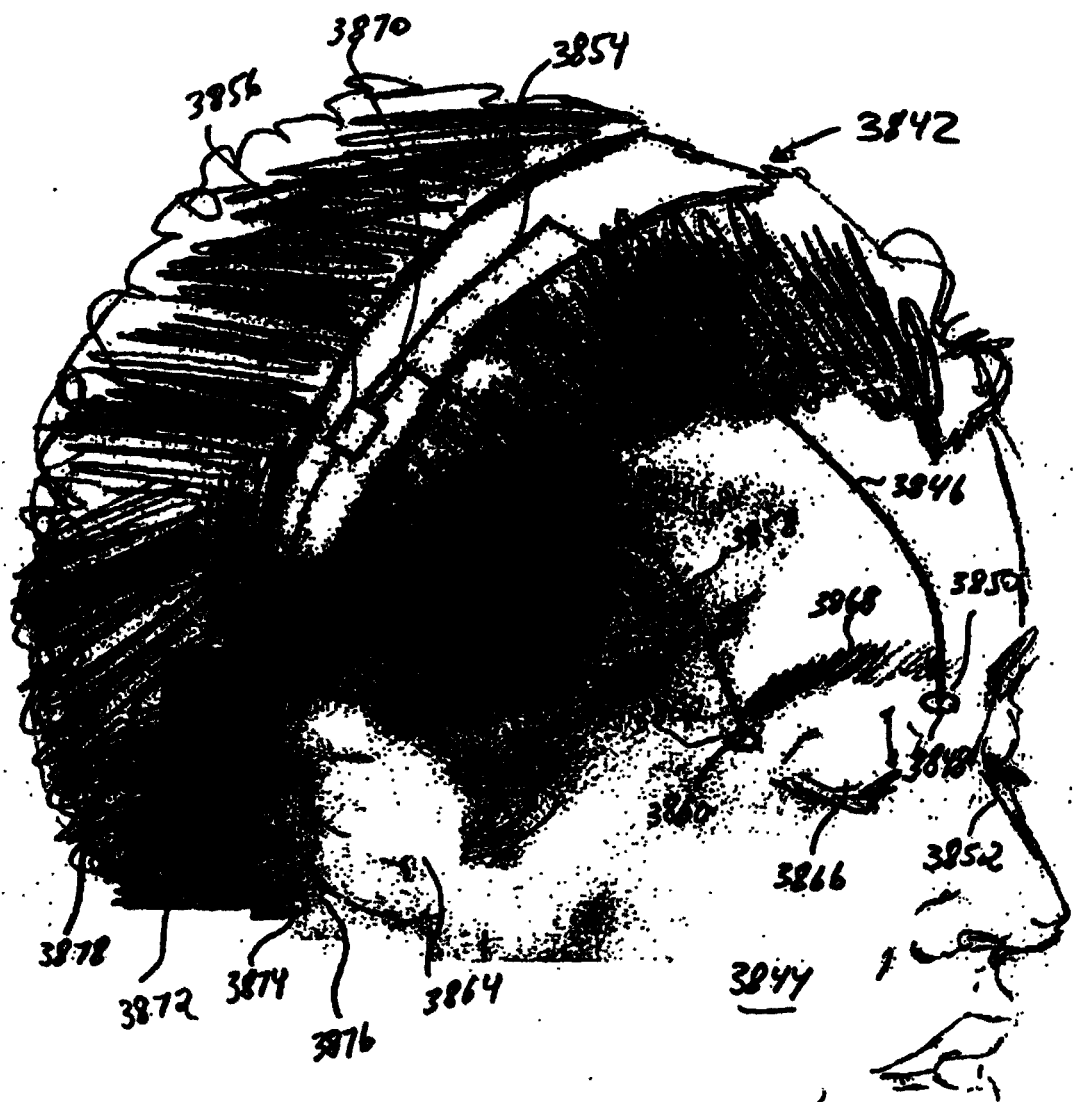


FIG. 15S

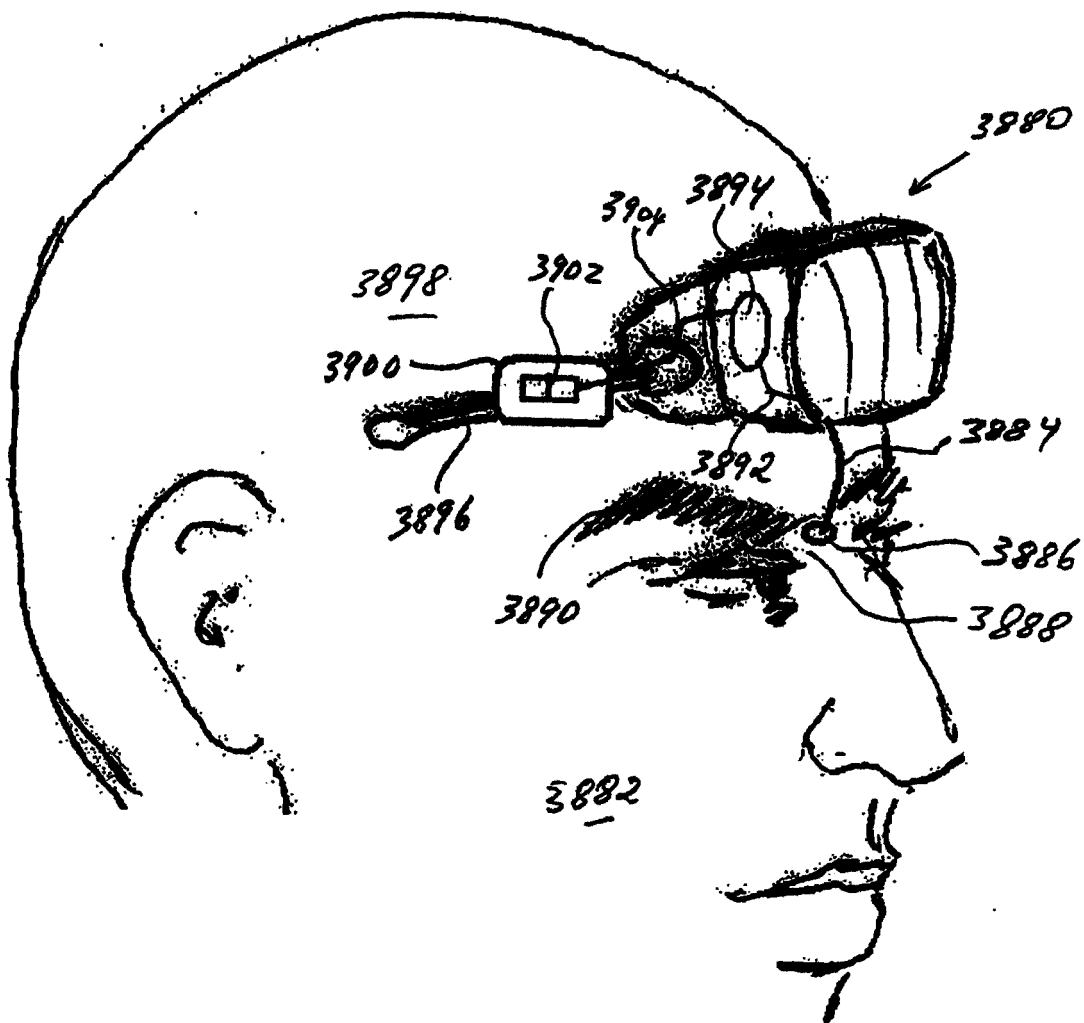


FIG. 15T

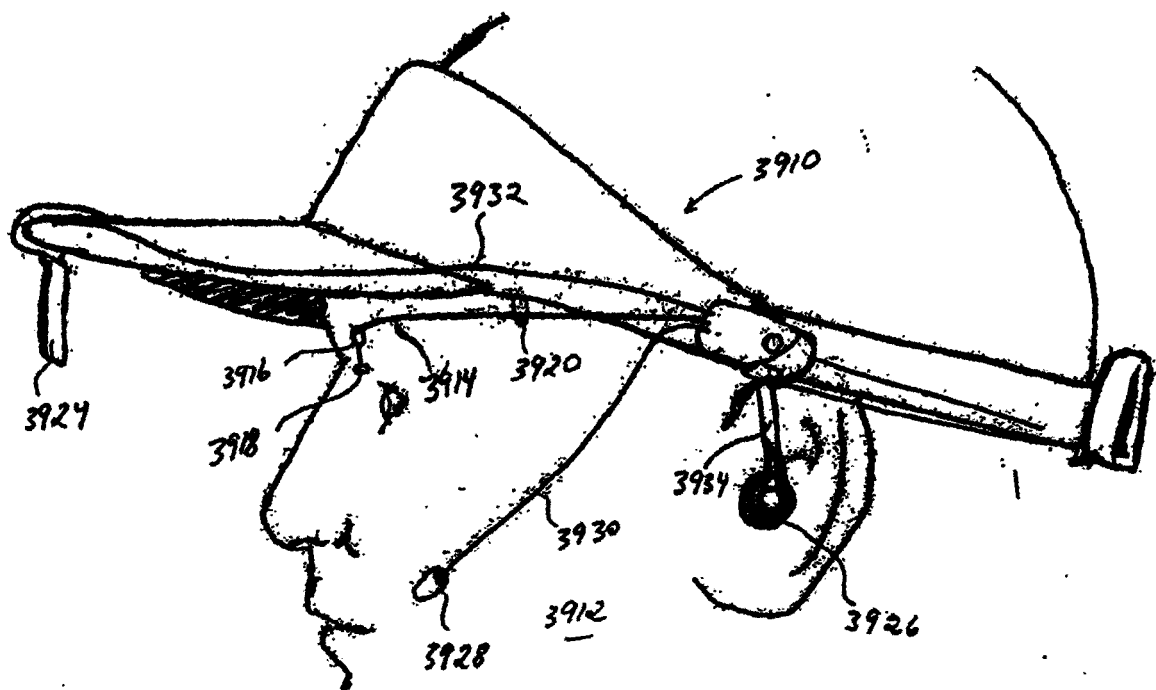


FIG. 15U

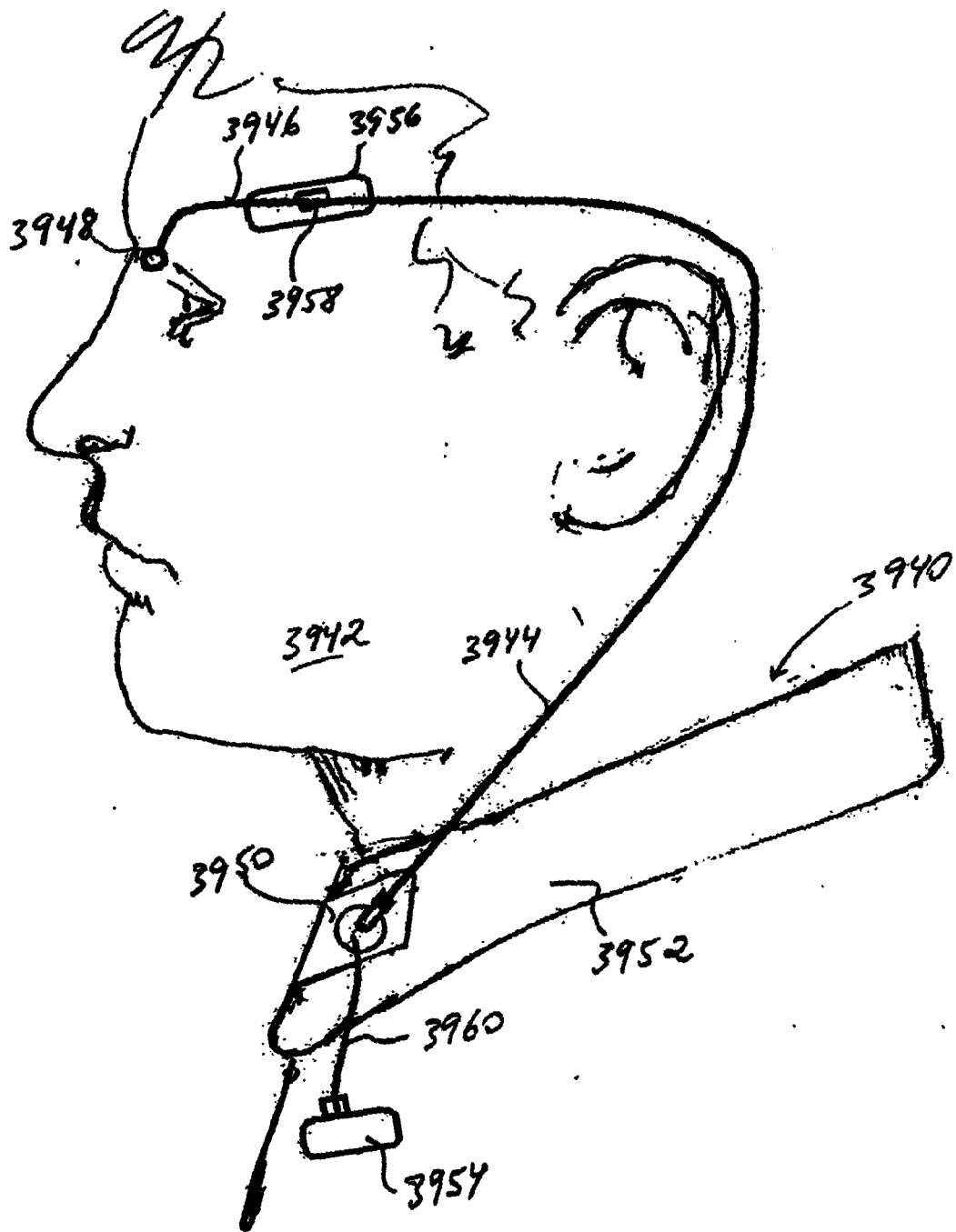


FIG. 15V

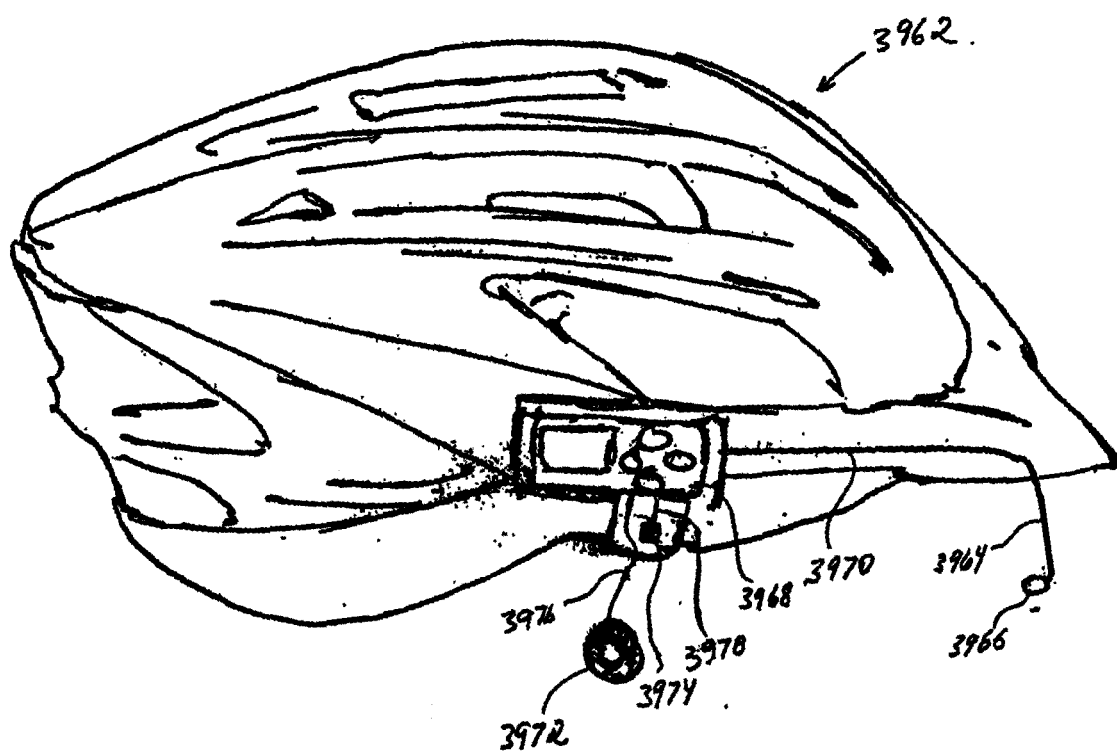


FIG. 15X

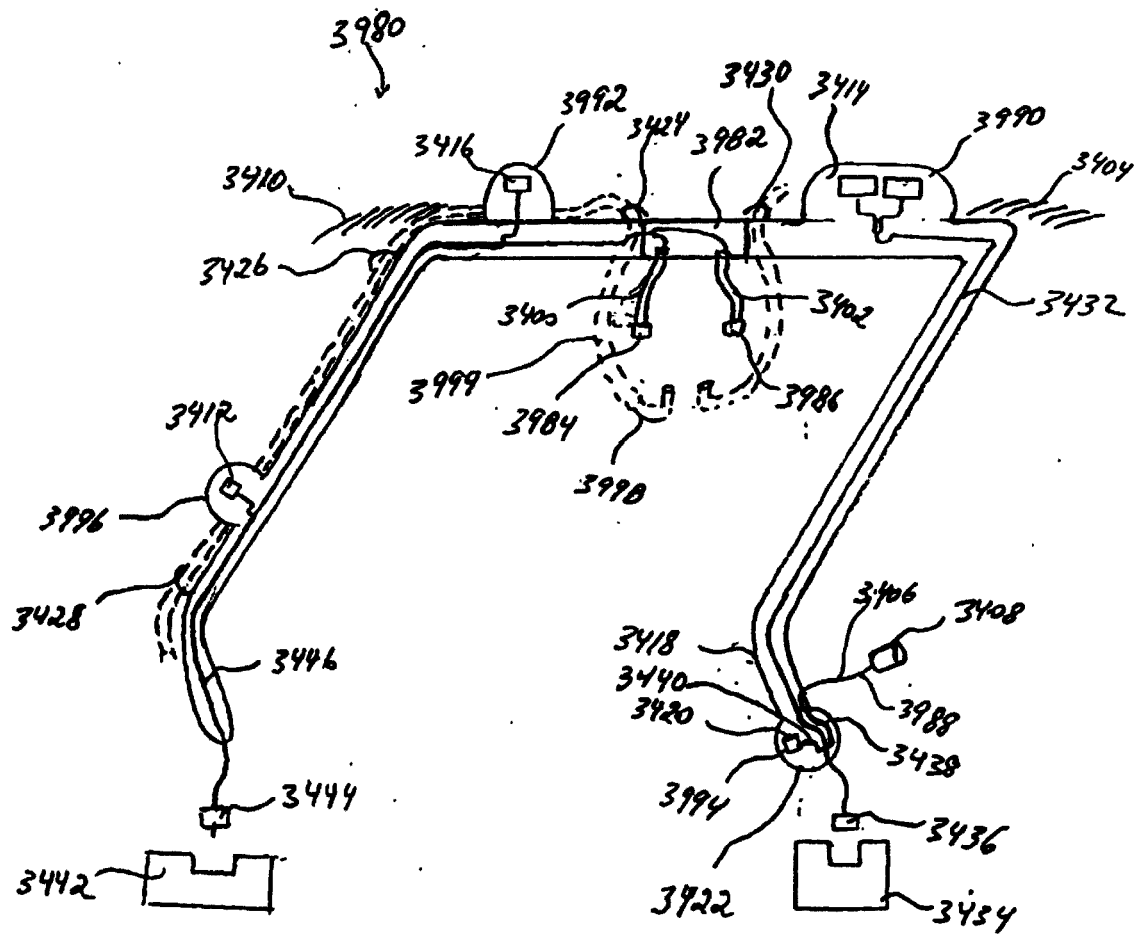


FIG. 15Z

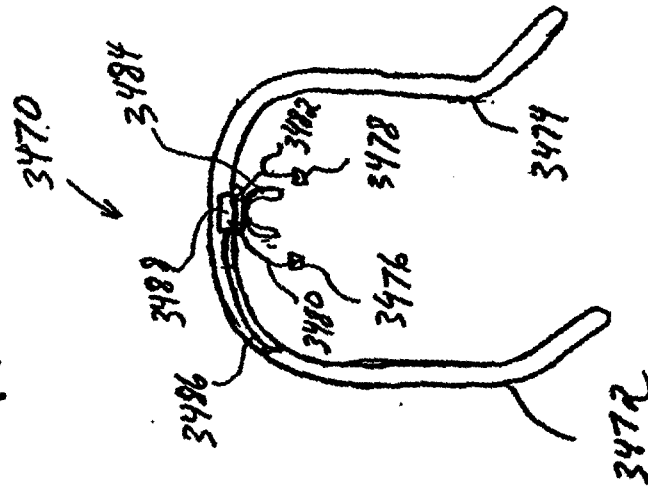


FIG. 15Y

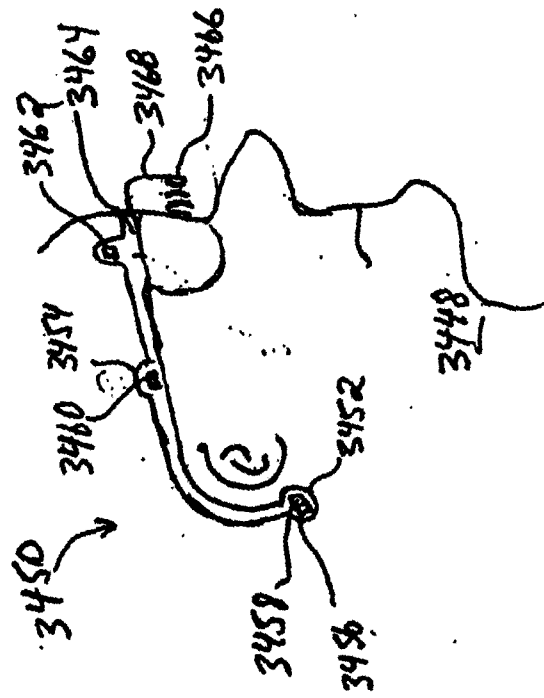


FIG. 16

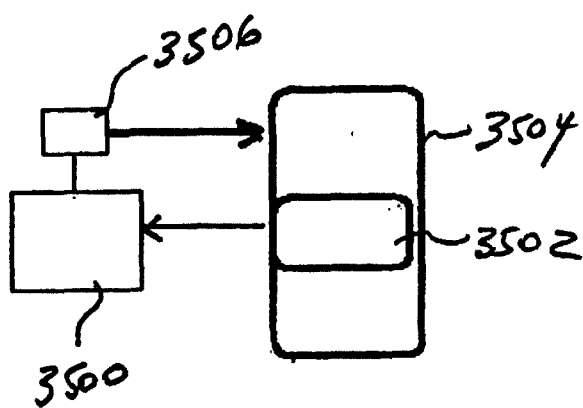


FIG. 17

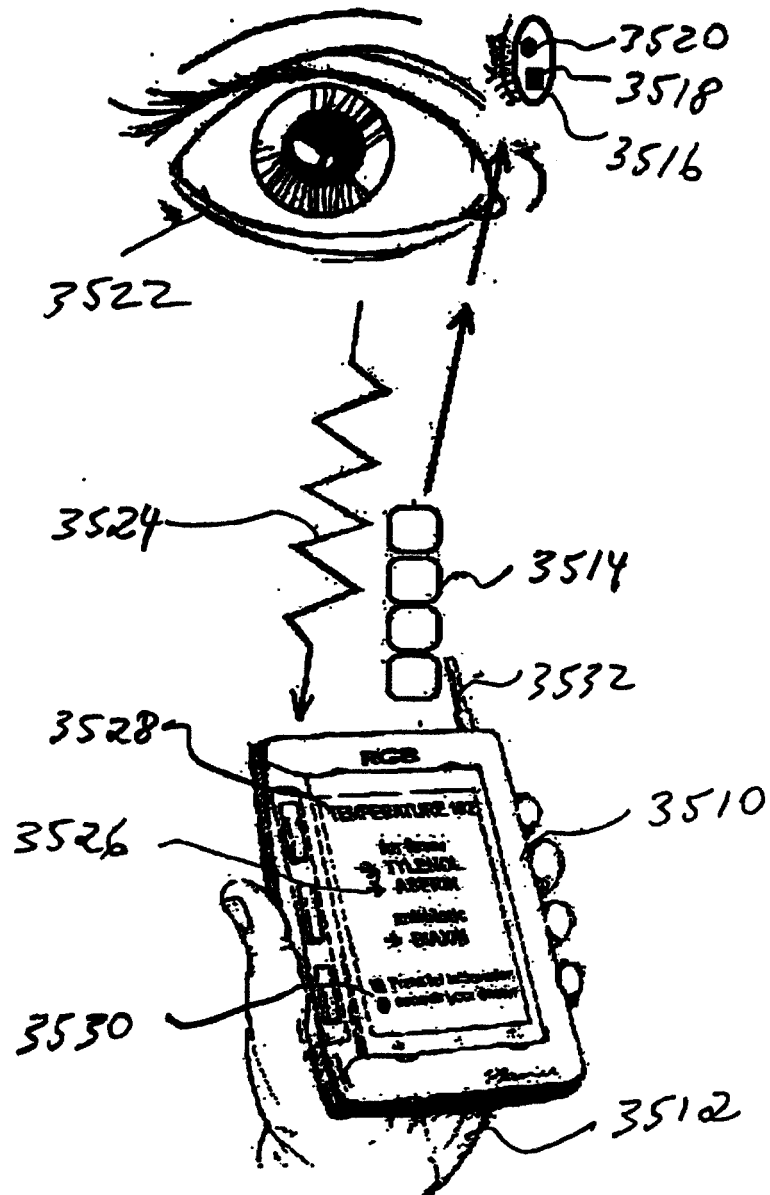


FIG. 18A

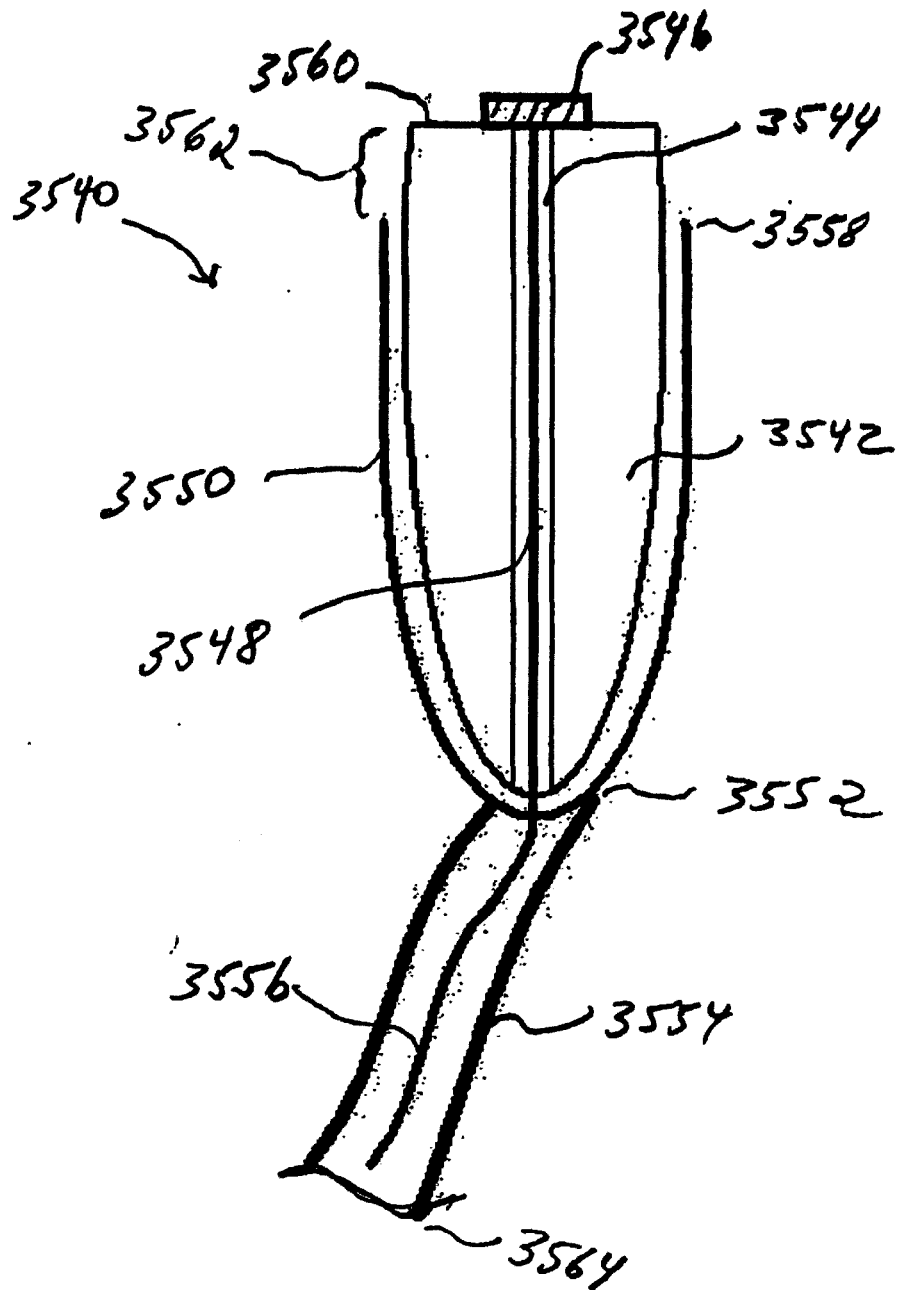


FIG. 18B

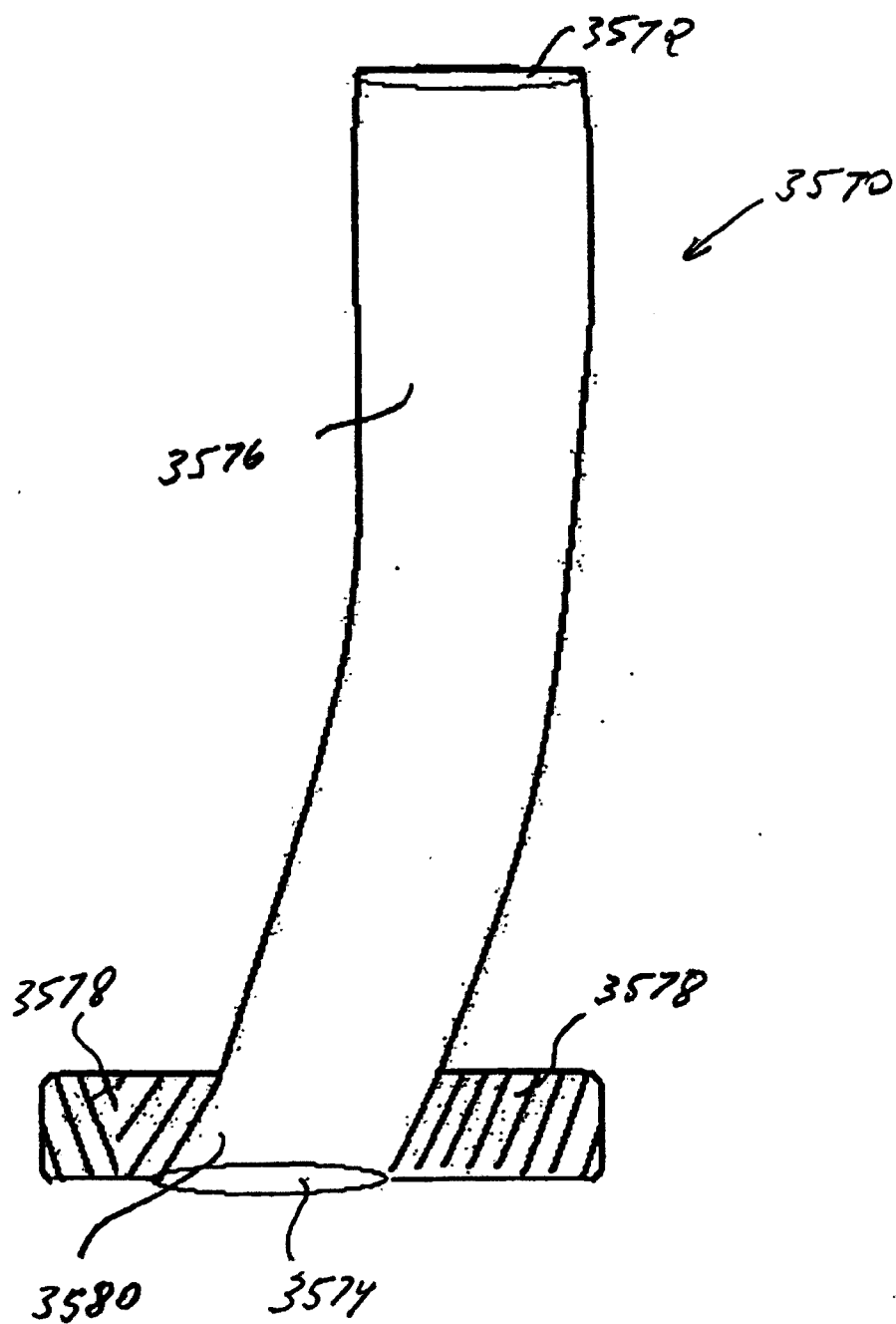


FIG. 19-A

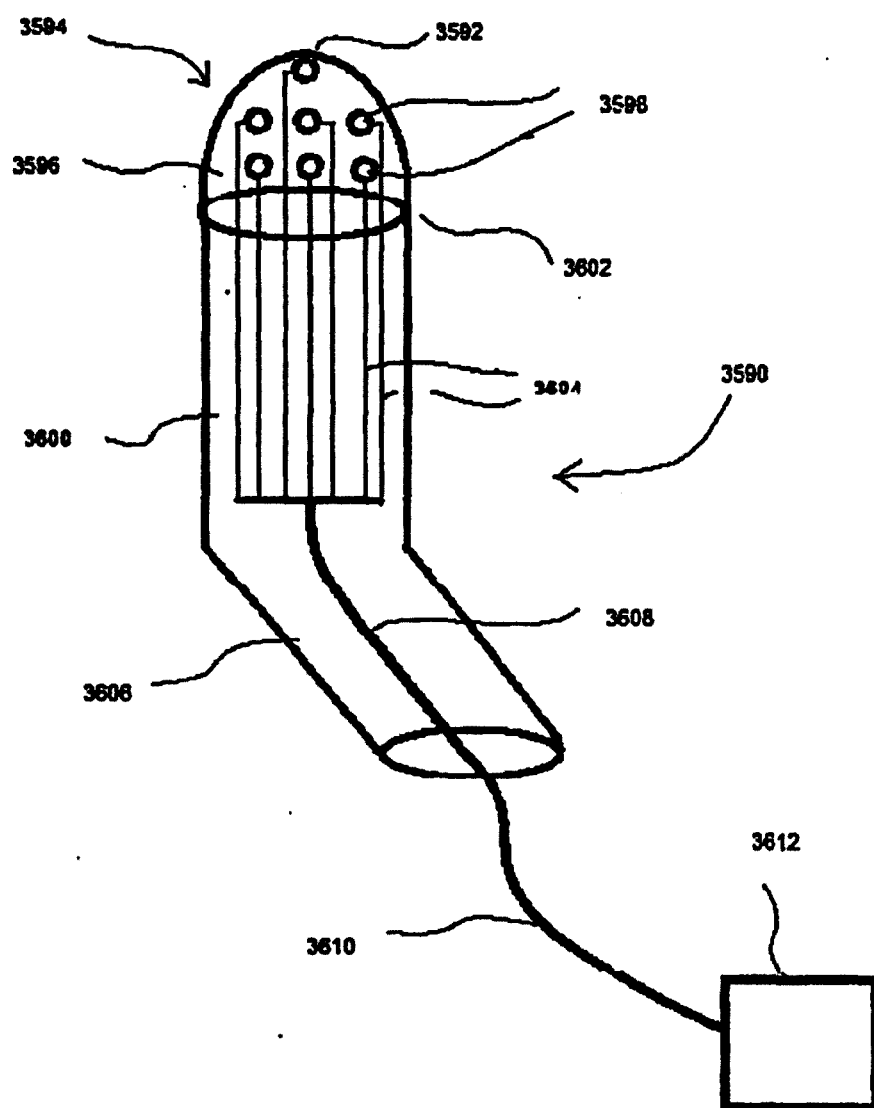


FIG. 19-B

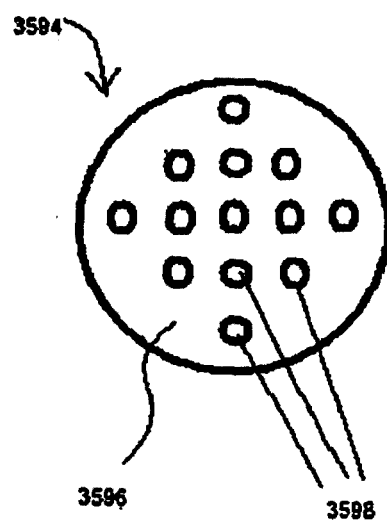


FIG. 19-C

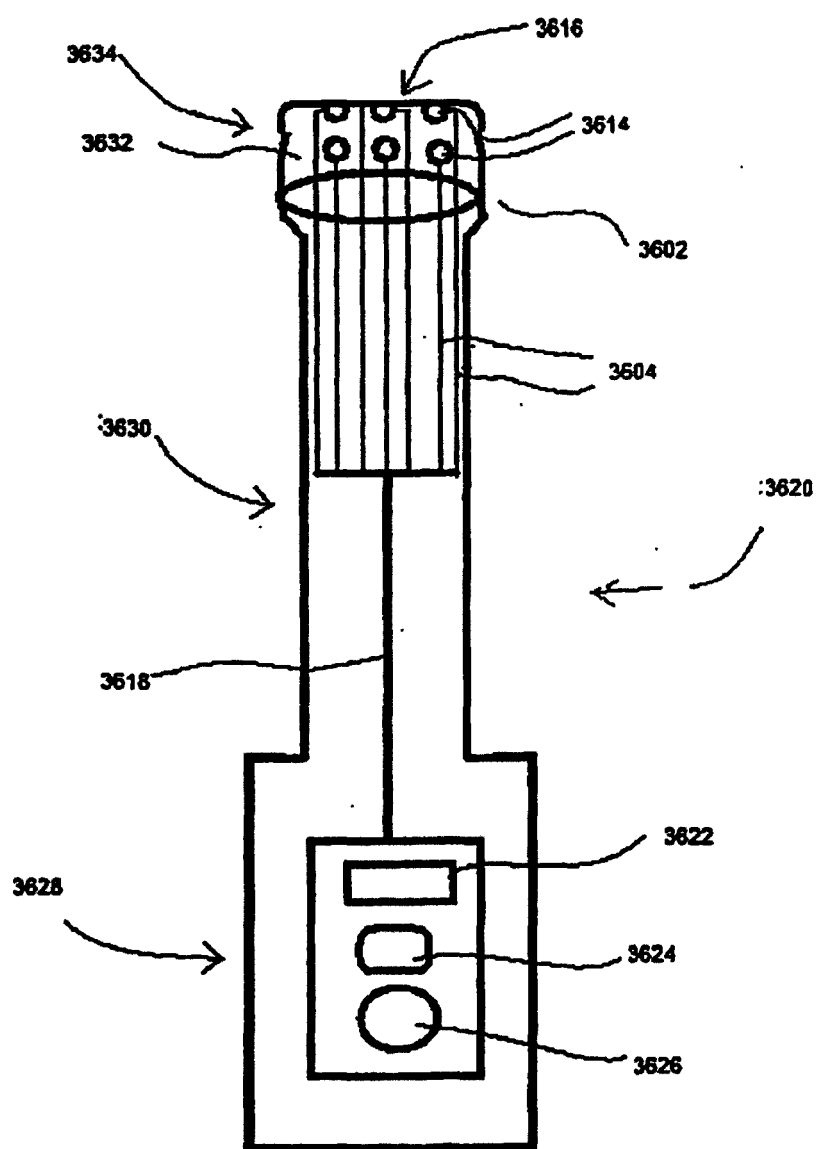


FIG. 19-D

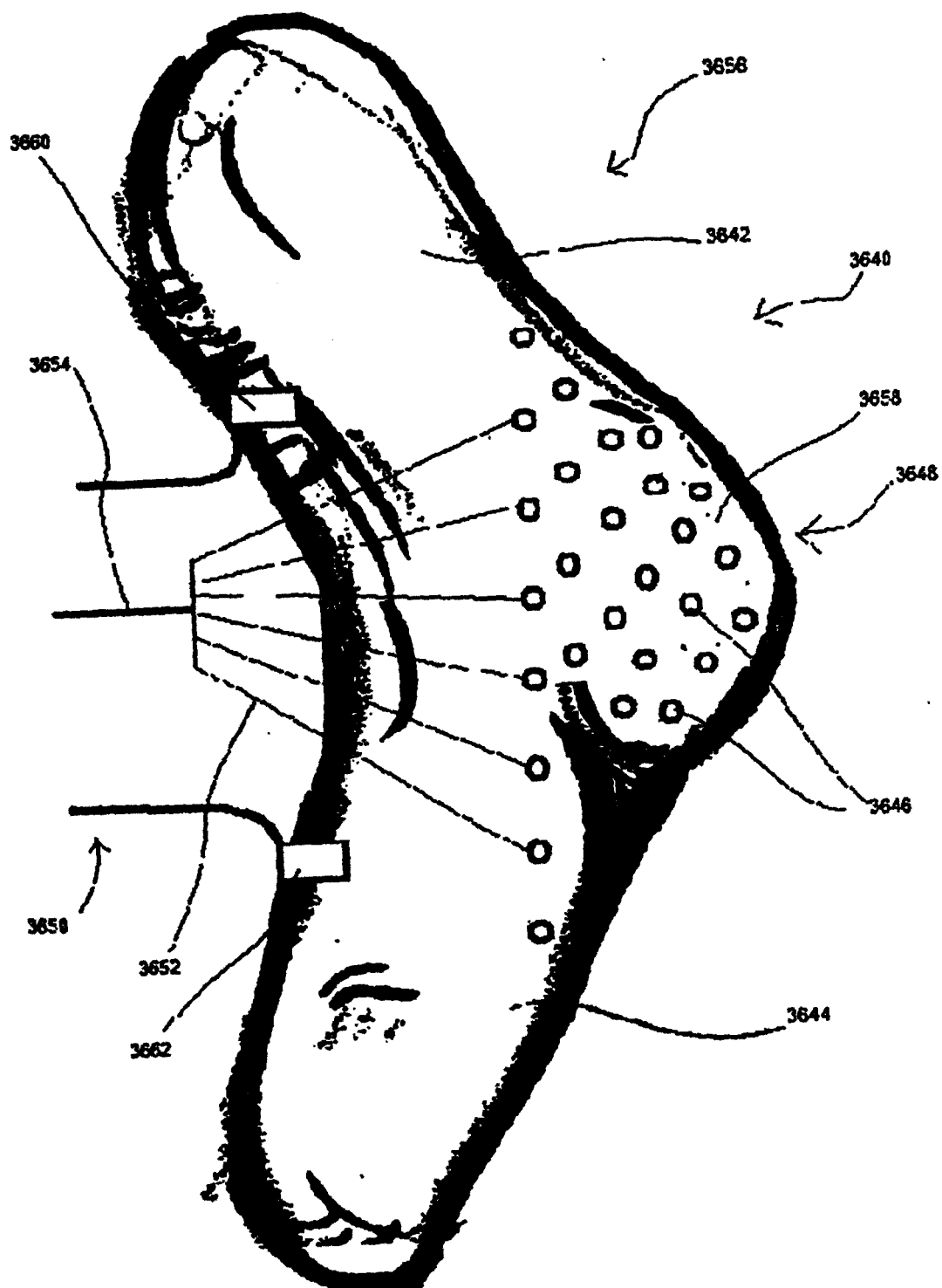


FIG. 19-E

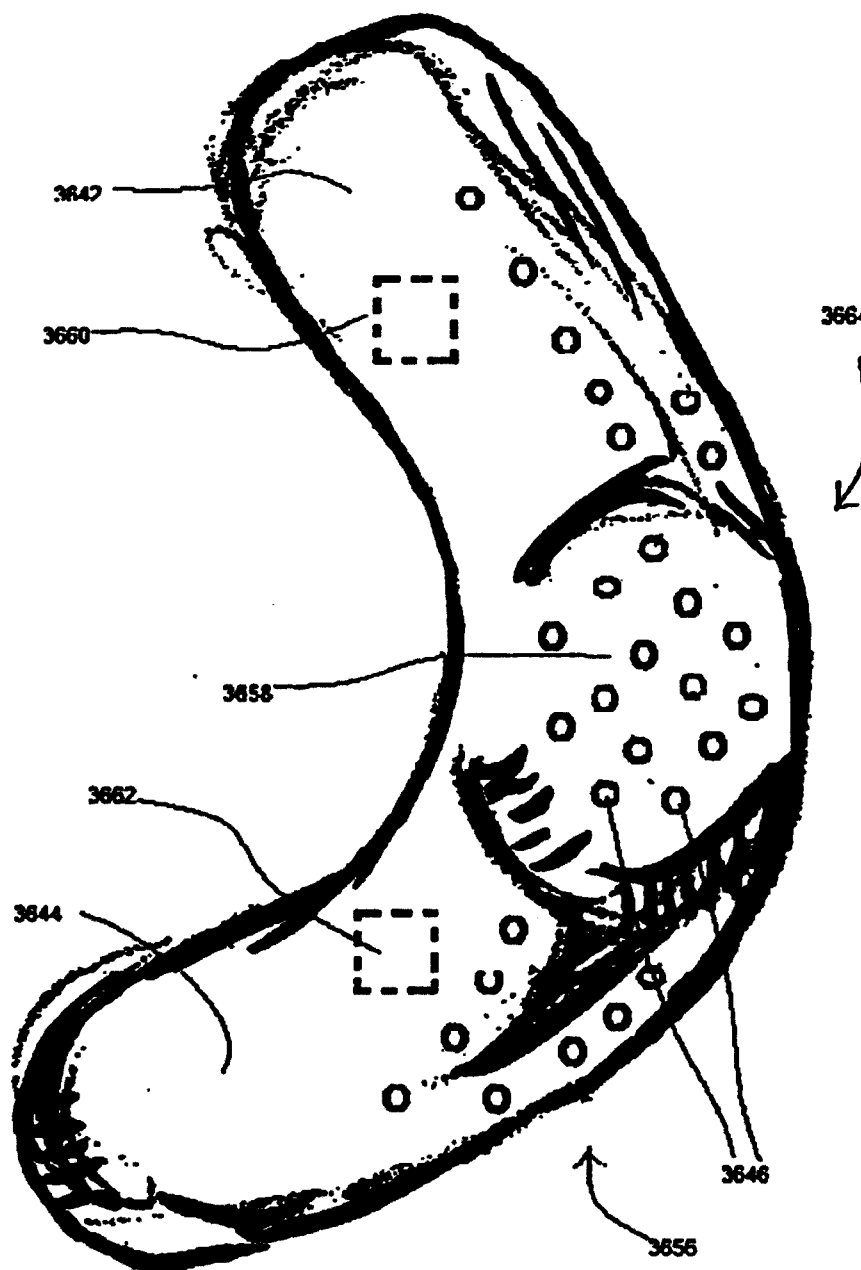


FIG. 19-F

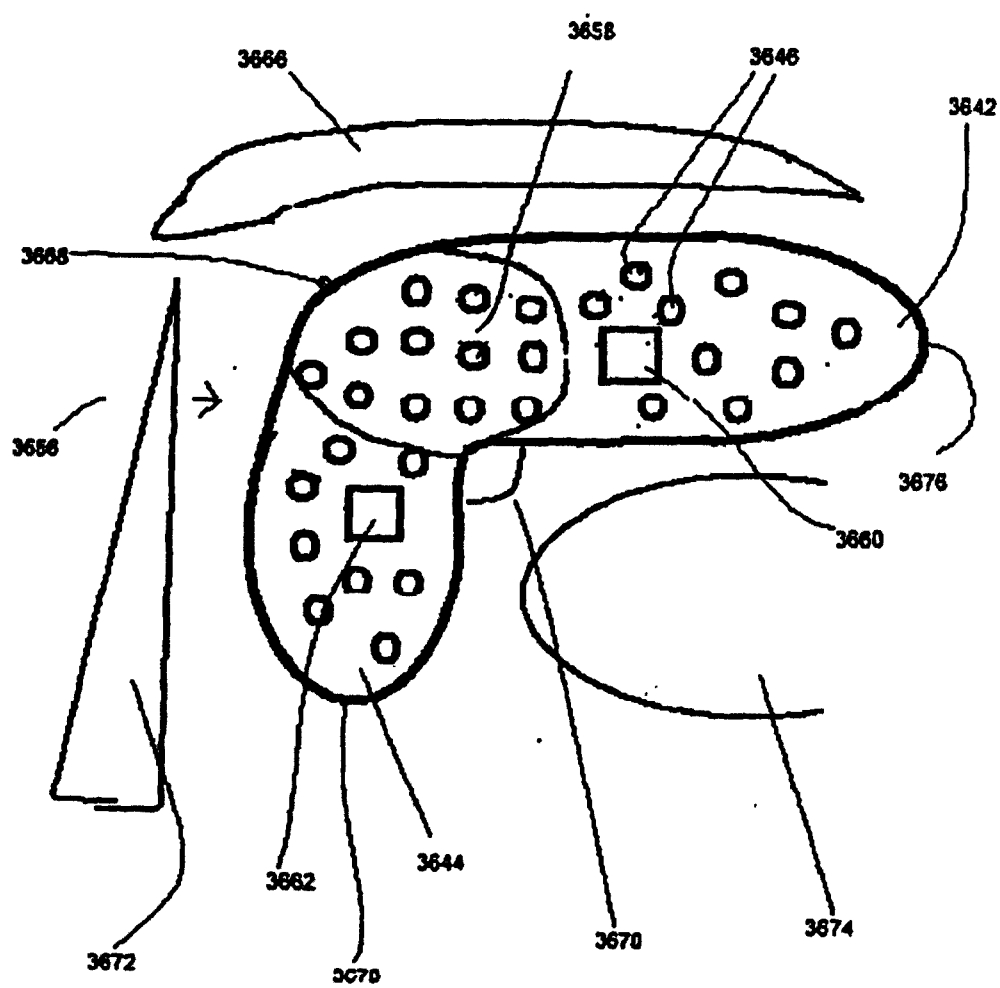


FIG. 19-G

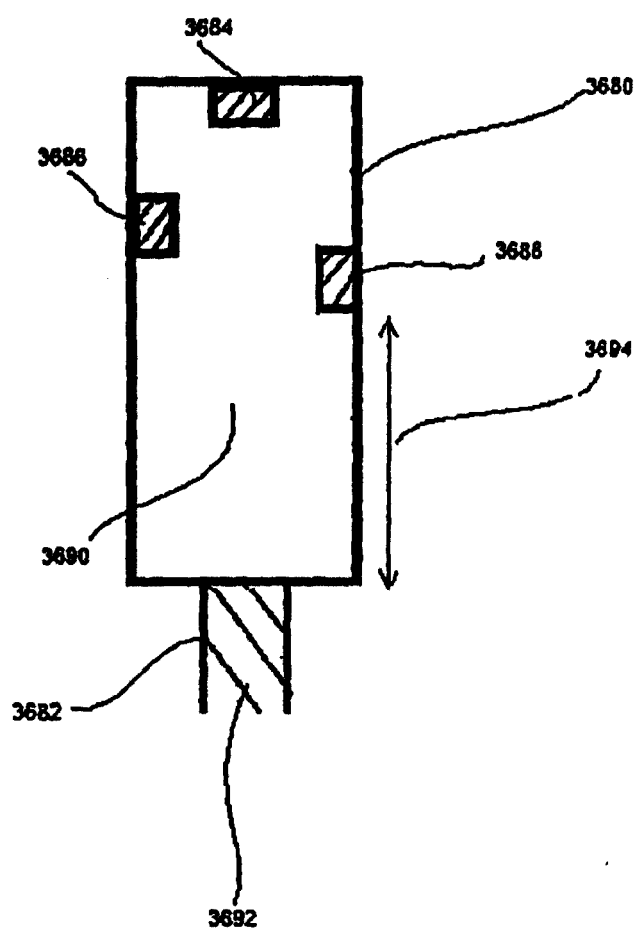


FIG. 19-H

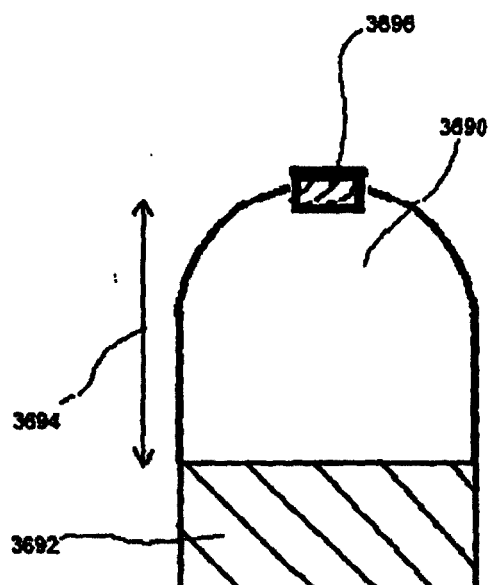


FIG. 104-H

FIG. 20

