

OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



1 Número de publicación: 2 672 937

51 Int. Cl.:

	TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA			Т3
 Fecha de presentación y Fecha y número de public 	número de la solicitud europea: cación de la concesión europea:	14.06.2013 14.03.2018	E 13305807 (3) EP 2682952	
54) Título: Cable eléctrico				
(30) Prioridad:		73 Titular/es:		
02.07.2012 SE 1250748 (45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente: 18.06.2018		NEXANS (100.0%) 4, Allée de l'Arche 92400 Courbevoie, FR (72) Inventor/es: BEXELL, PER		
		(74) Agente/Re	presentante: I NOVO, María Isabel	

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).

ES 2 672 937 T3

DESCRIPCION

Cable eléctrico

5 Campo técnico

La presente invención se refiere a un cable eléctrico y, más particularmente, a un cable de potencia. El cable eléctrico comprende una camisa estanca al agua y aislante eléctrica, en el que están previstos cuatro conductores y una toma de tierra.

Antecedentes

10

Los cables eléctricos son bien conocidos y comprenden generalmente una pluralidad de conductores, cada uno de los cuales está aislado eléctricamente por un material de plástico o de caucho aislante eléctrico. Éstos están
dispuestos, a su vez, dentro de una camisa estanca al agua y aislante eléctrica. Los conductores son de aluminio, y cada uno comprende una pluralidad de hebras de aluminio dobles, que forman el conductor, que entonces está cubierto, a su vez, por un material de plástico o de caucho aislante. Estos conductores se extienden a lo largo de la extensión longitudinal del cable de potencia, de tal manera que se pueden conectar en cada extremo para transmitir potencia a lo largo de su longitud y extensión longitudinal. El cable de potencia comprende también una matriz de
conductores de tierra, dispuestos alrededor de la periferia del conjunto de conductores, es decir, a lo largo del interior de la camisa.

Los conductores de aluminio son receptivos a corrosión, si se dañan la camisa y el revestimiento aislante del conductor. Si el conductor es un conductor de fases, se interrumpe la trayectoria de la corriente y el daño al cable y la corrosión del conductor serán apreciables a través de la pérdida de corriente. Sin embargo, si el conductor dañado es un conductor protector, es decir, un conductor de tierra, no se apreciará primero el conductor afectado. Sólo se descubrirá el daño en el cable cuando se necesita el conductor de tierra, tal como durante un fallo en el aparato conectado al cable, Por lo tanto, la instalación del cable puede no estar aislada eléctricamente, poniendo en peligro a personas en contacto con la instalación. Otro problema es el desplazamiento longitudinal de los conductores dentro de la camisa, que dificulta las características autoportantes del cable de potencia.

El documento GB 1 080 844 A describe un cable eléctrico de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

Sumario

De acuerdo con ello, la presente invención pretende con preferencia mitigar, aliviar o eliminar una o más de las deficiencias identificadas anteriormente en la técnica y los inconvenientes individuales o en cualquier combinación y soluciona al menos los problemas mencionados anteriormente proporcionando un cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1.

40

45

35

Breve descripción de los dibujos

Éstos y otros aspectos, características y ventajas de las que la invención es capas serán evidentes y se explicarán a partir de la siguiente descripción de formas de realización de la presente invención, con referencia a los dibujos que se acompañan, en los que:

La figura 1 es una vista de la sección transversal a lo largo de un plano transversal de un cable eléctrico de acuerdo con una forma de realización de la presente invención.

50 Descripción detallada

En la figura 1 se describe una vista de la sección a lo largo de un plano transversal de una forma de realización de un cable eléctrico 100 de acuerdo con la invención. Por lo tanto, el cable eléctrico 100 tiene una extensión longitudinal. El cable eléctrico 100 puede ser un cable de potencia.

55

El cable eléctrico 100 comprende una camisa exterior 101. La camisa exterior 101 es de un material estanco al agua y aislante eléctrico, tal como material polimérico o de caucho. La camisa 101 puede estar constituida, por ejemplo, de polietileno, o de otro material adecuado con flujo frío bajo. La camisa exterior 101 se extiende a lo largo de la longitud del cable eléctrico, de tal manera que el interior del cable 100 puede estar protegido del medio ambiente.

60

La camisa 101 puede ser extruida sobre cuatro conductores de fases 102 de un material extruible adecuado y aislante eléctrico, de tal manera que los cuatro conductores de fases 102 están dispuestos dentro de la camisa 101. Los cuatro conductores de fases 102 están configurados en forma de sector, con un vértice romo 103. Cada uno de los cuatro conductores de fases 102 comprende una pluralidad de hebras comprimidas y dobles, y se extienden a lo

ES 2 672 937 T3

largo de la extensión longitudinal del cable eléctrico 100. Las hebras son de aluminio o de cobre. En la periferia de las hebras comprimidas y dobles, una funda de cubierta aislante 104 está dispuesta individualmente sobre cada conductor de fases 102. La funda 104 está fabricada de material de plástico aislante eléctrico.

- 5 El vértice romo 103 de los conductores de fases 102 proporciona lados de cuatro conductores de fases a lo largo del plano transversal del cable 100; un lado, que es un lado de arco circular, mirando hacia fuera hacia la camisa 101; dos lados, que son lados radiales, mirando hacia los conductores de fases vecinos; y un lado, que es un lado de vértice romo, mirando hacia un espacio central 105. Por lo tanto, los vértices romos 103 de los cuatro conductores de frases 102 proporcionan el espacio central 105. Dentro del espacio central está dispuesto un conductor de tierra 106. El conductor de tierra 106 comprende una pluralidad de hebras comprimidas y dobles y se extiende a lo largo
- de la extensión longitudinal del cable eléctrico 100. Las hebras son de aluminio o de cobre.

La disposición de cada conductor de tierra 106 en el centro del cable 100 proporciona una serie de ventajas. En primer lugar, el conductor de tierra 106 puede estar protegido de daño por los conductores de fases 102 dispuestos en la periferia. De esta manera, los conductores de fases 102 se dañarán antes que el conductor de tierra 106 después del daño del cable 100. Por lo tanto, el daño del cable 100 será apreciable por pérdida de corriente antes de que la instalación de cable pierda aislamiento eléctrico. Además, no es necesario recoger la protección exterior de conductores de tierra, de acuerdo con la técnica anterior, en una toma de tierra en el sitio de la instalación. Cuando el conductor de tierra 106 está dispuesto en el centro, ya está recogido de una manera que facilita la instalación y evitando terminales de conexión de tierra complicados, etc.

El conductor de tierra central 106 está dispuesto sin un material plástico aislante periférico, de tal manera que las hebras dobles conductoras de electricidad del conductor de tierra 106 contactan con la funda 104 de al menos uno de los conductores de fases 102. De esta manera, las hebras dobles del conductor de tierra 106 proporcionarán una superficie de interacción ondulada 107 periférica. La superficie de interacción ondulada 107 estará aislada eléctricamente por las fundas 104 de los conductores de fases 102, incrementando de manera simultánea la superficie de interacción entre el conducto de tierra 106 y los conductores de fase 102 adyacentes, debido a su ondulación. Esta disposición mejorará la capacidad del cable 100 para resistir el desplazamiento longitudinal de los conductores de tierra 106 ya es doble, es más fácil y seguro de instalar que un conductor de tierra concéntrico, donde las hebras individuales están dispersas alrededor de los conductores de fases. Además, puesto que el conductor de tierra 106 está dispuesto sin un material de plástico aislante periférico, se reduce el riesgo de lesiones, debido a la acción de pelado del conductor de tierra durante la instalación.

35 Las interfaces entre los conductores de fases 102 y el conductor de tierra 106 se pueden proveer con hebras de relleno (no mostradas).

En las reivindicaciones, el término "comprende/que comprende" no excluye la presencia de otros elementos o etapas. Adicionalmente, aunque se pueden incluir características individuales en diferentes reivindicaciones, éstas se pueden combinar posiblemente con ventaja, y la inclusión en diferentes reivindicaciones no implica que no sea factible y/o ventajosa una combinación de características. Además, las referencias singulares no excluyen una pluralidad. Los términos "uno", "una; "primero", "segundo", etc. no excluyen una pluralidad. Los signos de referencia en las reivindicaciones se proporcionan meramente como un ejemplo de aclaración y no deben interpretarse como limitación del alcance de las reivindicaciones de ninguna manera.

45

25

ES 2 672 937 T3

REIVINDICACIONES

- 1.- Un cable eléctrico (100) que tiene una extensión longitudinal, que comprende
- 5 una camisa exterior aislante eléctrica (101);

un número de conductores de fases (102) dispuestos dentro de la camisa exterior (101), extendiéndose dichos conductores de fases (102) a lo largo de la extensión longitudinal del cable (100), y

estando provistos dichos conductores de fases (102) individualmente con una funda aislante eléctrica exterior (104), donde dichos conductores de fases (102) están dispuestos dentro de dicha camisa exterior (101), de tal manera que se forma un espacio central (105) entre los conductores de fases (102); y

cada conductor de tierra (106), dispuesto en dicho espacio central, comprende hebras dobles conductoras de electricidad, caracterizado por que el conductor de tierra (106) está dispuesto sin un material de plástico aislante periférico, de manera que las hebras dobles conductoras de electricidad del conductor de tierra (106) contactan con la funda (104) de al menos algunos de los conductores de fases (102).

15

10

2.- El cable de acuerdo con la reivindicación 1, en el que los conductores de fases (102) comprenden hebras dobles conductoras de electricidad dentro de la funda (104).

3.- El cable de acuerdo con la reivindicación 1 ó 2, en el que las hebras dobles conductoras de electricidad del conductor de tierra (106) contactan con la funda (104) de al menos algunos de los conductores de fases (102).

4.- El cable de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el número de conductores de fases (102) es tres o cuatro.

25 5.- El cable de acuerdo con la reivindicación 4, en el que los conductores de fases (102) están configurados en forma de sector con un vértice romo (103).

6.- El cable de acuerdo con la reivindicación 5, en el que el vértice romo (103) de los conductores de fases (102) proporciona cuatro lados de conductores de fases a lo largo del plano transversal del cable (100).

30

35

40

7.- El cable de acuerdo con la reivindicación 6, en el que los cuatro lados de conductores de fases comprenden un lado, que es un lado de arco circular, mirando hacia fuera hacia la camisa (101); dos lados, que son lados radiales, mirando hacia los conductores de fases vecinos (102); y un lado, que es un lado de vértice romo (103), mirando hacia el conductor de tierra (106).

8.- El cable de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que los conductores de fases (102) están fabricados de cobre o aluminio.

9.- El cable de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el conductor de tierra (106) es de cobre o aluminio.

10.- El cable de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que los conductores de fases (102) están fabricados de aluminio y el conductor de tierra (106) está fabricado de cobre.

45 11.- El cable de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la camisa (101) está fabricada de material polimérico o de caucho.



Fig. 1



(12)

OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11) Número de publicación: **2 619 577**

21 Número de solicitud: 201531911

51 Int. CI.:

SOLICITUD DE PATENTE





⁽⁵⁴⁾Título: LENTE OFTÁLMICA Y CONJUNTO DE LENTES OFTÁLMICAS PARA LA CORRECCIÓN DE LA PRESBICIA

57 Resumen:

Lente oftálmica y conjunto de lentes oftálmicas para la corrección de la presbicia.

La lente comprende un cuerpo de lente (1) dotado de: - un agujero pasante central (2) dimensionado para aumentar la profundidad del foco de lejos del ojo en el que se disponga la lente oftálmica; y

 - unos orificios pasantes (3) distribuidos alrededor del agujero pasante central (2), para permitir el paso de nutrientes a su través y también para generar un foco de cerca para el ojo, para lo cual los orificios pasantes (3) se encuentran distribuidos por una o más regiones anulares para que la luz difractada por ellos genere el mencionado foco de cerca.

El conjunto de lentes comprende dos lentes oftálmicas según la invención, una para cada ojo de un paciente, previstas para su uso simultáneo por parte del paciente para proporcionar una visión binocular.



Fig. 3a

DESCRIPCION

LENTE OFTÁLMICA Y CONJUNTO DE LENTES OFTÁLMICAS PARA LA CORRECCIÓN DE LA PRESBICIA

5

Sector de la técnica

La presente invención concierne, en general, en un primer aspecto, a una lente oftálmica para la corrección de la presbicia que comprende un agujero pasante central para aumentar 10 la profundidad de un foco de lejos y unos orificios pasantes distribuidos alrededor del mismo, y más particularmente a una lente oftálmica cuyos orificios pasantes se encuentran distribuidos por unas regiones anulares concéntricas para que la luz difractada por ellos genere un foco de cerca.

15 Un segundo aspecto de la invención concierne a un conjunto de lentes oftálmicas, que comprende dos lentes oftálmicas, según el primer aspecto, previstas para su uso simultáneo por parte de un paciente para proporcionar una visión binocular.

Estado de la técnica anterior

20

El tratamiento de la presbicia o "vista cansada", se ha abordado históricamente desde diversas perspectivas, desde las gafas y lentes de contacto bifocales y progresivas, hasta las lentes intraoculares multifocales, todas ellas para conseguir que el paciente pueda ver nítidamente a distancias cercanas e intermedias.

25

Las diferentes alternativas para la corrección quirúrgica de la presbicia, con sus ventajas e inconvenientes, se describen en Charman W.N. "*Developments in the correction of presbyopia II: surgical approaches*". Ophthalmic Physiol Opt 2014; 34:397–426.

30 La alternativa más reciente consiste en la utilización de implantes intracorneales. Dentro de este tipo de prótesis el más popular por sus resultados clínicos es el KAMRA® (Acufocus, Irving, CA, EE. UU.), en adelante Kamra, que consiste en un anillo opaco de fluoruro de polivinildeno (PVDF) de 3,8 mm de diámetro con una apertura central de 1,6 mm (menor que el diámetro pupilar) y un espesor de 6 µm. Con este tipo de implantes, y gracias al efecto estenopeico que produce el agujero central, se consigue aumentar la profundidad de foco del ojo en visión de lejos, llegando a proporcionar una buena visión a distancias intermedias

y una visión apenas aceptable a distancias cortas. Según el siguiente artículo: Seyeddain, Orang, et al. "*Small-aperture corneal inlay for the correction of presbyopia: 3-year follow-up*" Journal of Cataract & Refractive Surgery 38.1 (2012): 35-45, solo el 12,5% de los pacientes implantados con Kamra pudo prescindir de gafas de lectura al cabo de 2 y 3 años de seguimiento:

El Kamra tiene 8.400 microagujeros distribuidos aleatoriamente en su superficie, cuya única función es la del permitir el flujo de nutrientes a través de él a las células del estroma corneal.

10

20

25

30

5

Así, la lente oftálmica Kamra reúne las características del preámbulo de la reivindicación 1 de la presente invención, ya que constituye el antecedente más próximo a la invención.

Las siguientes patentes están relacionadas con la lente o "inlay" Kamra, o similares:
US7404637, US7628810, US7976577, US8287592, US8460374, así como el siguiente diseño: USD656526.

En US7628810, que constituye uno de los primeros documentos referentes a lentes intracorneales con microperforaciones, se planteaba una pluralidad homogénea de microperforaciones dispuestas en la parte periférica de la lente.

Los inventores de la lente Kamra consideran un problema los efectos de la difracción de la luz por las citadas microperforaciones o microagujeros, ya que estos efectos hacen disminuir la calidad de la imagen en la retina, por lo que para paliar parcialmente tales efectos, han planteado como mejor solución una distribución aleatoria de los mismos, tal y como se expone en la patente US7404637.

En el mismo sentido, en US7976577 se dice que los microagujeros se disponen de forma irregular en la superficie con el fin de minimizar la generación de artefactos visibles debidos a la transmisión de la luz a través de los mismos, es decir de la luz difractada, dejando una

La lente Kamra y los distintos documentos que la describen constituyen, por tanto, enseñanzas previas que alejan al experto en la materia de la idea de considerar a los 35 efectos de la difracción de la luz por los citados microagujeros como algo beneficioso y no como algo perjudicial.

región perimetral interior y una exterior substancialmente libres de microagujeros.

Aparece necesario ofrecer una alternativa al estado de la técnica que cubra las lagunas halladas en el mismo, proporcionando una lente oftálmica configurada de manera que los microagujeros, u orificios pasantes, no solamente no perjudiquen a la calidad de la imagen en la retina, sino que sean capaces de generar un foco de cerca real (cosa que el Kamra no

Explicación de la invención

5

10 Con tal fin, la presente invención concierne, en un primer aspecto, a una lente oftálmica para la corrección de la presbicia que comprende, de manera en sí conocida, un cuerpo de lente dotado de:

hace), cumpliendo así una función adicional a la del paso de nutrientes.

- un agujero pasante central dimensionado para aumentar la profundidad del foco de lejos
15 del ojo en el que se disponga la lente oftálmica; y

- unos orificios pasantes distribuidos alrededor de dicho agujero pasante central, previstos para permitir el paso de nutrientes a su través.

20 A diferencia de las lentes oftálmicas conocidas en el estado de la técnica, en la propuesta por el primer aspecto de la presente invención los citados orificios pasantes están previstos para cumplir una función adicional a la relativa a permitir el paso de nutrientes, siendo dicha función adicional la de generar un foco de cerca para dicho ojo, para lo cual los orificios pasantes se encuentran distribuidos por al menos una región anular para que la luz difractada por ellos genere dicho foco de cerca.

Es decir, a diferencia de la lente de Kamra, donde se consideraba que la luz difractada por los orificios pasantes tenía unos efectos nocivos que debían paliarse, en la lente oftálmica propuesta por el primer aspecto de la presente invención los efectos de la difracción de la

30 luz a través de los orificios pasantes no solamente no son combatidos sino que son aprovechados y optimizados, en especial su distribución, para crear el mencionado foco de cerca, con el fin de corregir la presbicia.

La lente oftálmica propuesta puede ser una lente de contacto, una lente intracorneal o una
lente intraocular. Para un ejemplo de realización preferido, la lente propuesta por el primer aspecto de la presente invención es una lente difractiva:

- de amplitud, constituida por un material opaco con orificios pasantes;

- de fase, constituida por un material transparente con orificios pasantes; ó

5 - híbrida de amplitud y fase, constituida por un material parcialmente transparente con orificios pasantes.

Ventajosamente, los orificios pasantes se encuentran distribuidos por dos o más regiones anulares concéntricas.

10

De acuerdo con un ejemplo de realización, los orificios pasantes están configurados, dimensionados y dispuestos para que parte de la luz difractada por ellos converja también en el citado foco de lejos, colaborando así con el agujero central para incrementar la intensidad de luz dirigida al foco de lejos.

15

Se constituye así una lente multifocal diseñada para al menos dichos focos de cerca y de lejos, donde, por interferencia constructiva, la luz difractada por la lente converge en los citados focos.

- 20 Opcionalmente, los orificios pasantes están configurados, dimensionados y dispuestos para que parte de la luz difractada por ellos converja en uno o más focos adicionales, incluyendo preferentemente dos o más focos de cerca, conformándose así una lente multifocal de más de dos focos.
- 25 Tanto el contorno de agujero pasante central como el de los orificios pasantes pueden tener cualquier forma, en función del ejemplo de realización, tal como circular, elíptica o irregular.

Para otro ejemplo de realización, alternativo o complementario al anterior, adicionalmente a los citados orificios pasantes, la lente del primer aspecto de la invención comprende,
distribuidos por las citadas regiones anulares, unos elementos difractivos de otra índole, ventajosamente porosos, los cuales están constituidos por, como mínimo, uno de los siguientes elementos ópticos:

elemento de material óptico transparente, para al menos parte de la radiación visible, de
 propiedades ópticas diferentes a las del material intersticial entre orificios pasantes, y

- elemento de topología sobresaliente o indentada por al menos una de las caras de la lente oftálmica.

Opcionalmente, los orificios pasantes están configurados, dimensionados y distribuidos con
el propósito adicional de compensar, al menos parcialmente, las aberraciones del ojo, en particular las de alto orden (especialmente la aberración esférica y la aberración cromática).

Según un ejemplo de realización, cada una de las regiones anulares donde se encuentran los orificios pasantes sigue radialmente una distribución periódica o aperiódica.

10

35

Para un ejemplo de realización, los orificios pasantes de cada una de las regiones anulares están equiespaciados angularmente o siguen una distribución aperiódica o irregular.

De manera preferida, el radio interno de cada una de las regiones anulares es el definido por 15 la siguiente ecuación:

$$r_n^2 = a^2 + n\lambda/A + n^2\lambda^2/4$$

donde r_n es el radio interno de la región anular n, n es un número entero mayor o igual que
 uno e inferior al número total de zonas, a es el radio del agujero pasante central, A es la potencia dióptrica correspondiente a la adición de cerca deseada y λ es la longitud de onda de diseño de la lente dentro del espectro visible.

Debe aclararse que la adición de cerca es la diferencia de potencia dióptrica que genera el 25 foco de cerca y la que genera el foco de lejos.

De acuerdo con un ejemplo de realización, los orificios pasantes se encuentran dispuestos en regiones anulares concéntricas de forma elíptica, de manera que los ejes de las elipses coincidan con los meridianos principales de un ojo con astigmatismo. Los semiejes de las

30 elipses se obtienen con la ecuación anterior.

Los orificios pasantes de cada una de las regiones anulares están distribuidos con una densidad determinada, que puede ser diferente en cada región anular, para proporcionar un efecto equivalente a un filtro de amplitud que permita obtener cualquier intensidad relativa deseada entre los distintos focos generados por la lente y/o para corregir aberraciones oculares residuales, especialmente la aberración esférica.

De acuerdo con un ejemplo de realización, las citadas regiones anulares están divididas en diferentes sectores angulares adyacentes, cada una con una distribución radial diferente de zonas para conseguir una mayor profundidad de foco. Este aspecto está estudiado de forma general, pero sólo para lentes refractivas, en la siguiente referencia: de Gracia, Pablo,

5 general, pero sólo para lentes refractivas, en la siguiente referencia: de Gracia, Pablo, Carlos Dorronsoro, and Susana Marcos. "*Multiple zone multifocal phase designs*" Optics letters 38.18 (2013): 3526-3529.

Para determinar la citada densidad de agujeros pasantes (así como su tamaño y disposición), también se tienen en cuenta criterios estructurales, en particular se tiene en cuenta que las porciones intersticiales de material remanente entre los orificios pasantes deben estar configuradas, dimensionadas y distribuidas de manera que garanticen la integridad estructural de la lente.

15 En función del ejemplo de realización, la lente oftálmica de la invención es una lente de contacto, una lente intraocular (fáquica o pseudofáquica) o, con preferencia, una lente intracorneal.

Por lo que se refiere al tamaño de los orificios pasantes, de acuerdo con un ejemplo de realización, la dimensión transversal mayor del contorno de cada uno de los orificios pasantes tiene un valor que está entre 4 µm y 300 µm. Cuando los orificios pasantes son circulares dicha dimensión transversal mayor se refiere al diámetro de los mismos.

En cuanto al tamaño del agujero pasante central, para un ejemplo de realización, la 25 dimensión transversal mayor de su contorno (es decir su diámetro, cuando el agujero es circular) tiene un valor que está entre 1,0 y 3,5 mm, y el diámetro total de la lente está entre 3,0 y 26 mm.

De acuerdo con un ejemplo de realización, para mejorar la eficiencia en difracción del foco 30 de cerca, como mínimo algunos de los orificios pasantes de una de las regiones anulares invaden espacialmente al menos una región anular adyacente. Para una variante preferida de dicho ejemplo de realización, los orificios pasantes (preferentemente parte de los mismos) de cada región anular invaden las dos regiones anulares contiguas entre las que se ubica la región anular.

35

De manera preferida, la lente oftálmica propuesta por el primer aspecto de la invención comprende únicamente el mencionado cuerpo de lente, el cual está constituido por un único substrato.

- 5 Para un ejemplo de realización, aplicable para el caso en que la lente oftálmica propuesta por la invención sea una lente de contacto o una lente intracorneal, la parte anterior de la lente oftálmica propuesta por la invención es convexa y la cara posterior cóncava, con el fin de adaptarse a la forma del ojo.
- 10 Para otro ejemplo de realización, también aplicable para el caso en que la lente oftálmica propuesta por la invención sea una lente de contacto o una lente intracorneal, la lente es plana, siendo de un material blando que permite su adaptación a la forma de la córnea.
- El material del que está hecho el substrato que conforma la lente de la invención es 15 biocompatible, y, para un ejemplo de realización, está coloreado para asemejarse al color del iris del paciente o para absorber selectivamente parte de la radiación visible actuando como un filtro de color.
- Dependiendo del tipo de aplicación, la lente objeto del primer aspecto de la invención puede 20 ser rígida o flexible, ser plana o tener cierto grado de curvatura para adaptarse a la estructura del ojo aneja (p. ej. para una lente de contacto o un implante intracorneal la cara interna sería cóncava y la cara externa convexa), y su perfil puede tener un espesor constante o disminuir del centro a la periferia. Dependiendo del tipo de aplicación, los espesores pueden variar entre 3 μm y 30 μm.
- 25

El carácter multifocal de la lente propuesta por la presente invención se adapta preferiblemente a pacientes présbitas de cualquier edad, por crear, al menos, un foco de cerca; no obstante, para algunos ejemplos de realización, la lente tiene cierta potencia refractiva para compensar otros defectos visuales y/o refractivos. Asimismo, la lente es

30 compatible con otras cirugías oculares que utilicen láseres de femtosegundo o de excímero, como por ejemplo LASIK, para corregir defectos refractivos.

En el caso de que la lente sea intracorneal o intraocular, para algunos ejemplos de realización, la lente es transparente a la radiación electromagnética fuera del rango visible 35 para no interferir con pruebas diagnósticas o terapéuticas que requieran la observación o el tratamiento de estructuras internas del ojo.

Asimismo, también en el caso de que la lente sea intracorneal o intraocular, para algunos ejemplos de realización, la lente está compuesta por un polímero polarizador que absorba radiación electromagnética en una dirección particular (dependiendo de la orientación) y transmita luz en la dirección perpendicular a la anterior (luz linealmente polarizada) para absorber reflejos en superficies brillantes y reducir deslumbramientos.

5

30

La lente de la presente invención crea un foco de cerca, por lo que la necesidad de gafas de lectura es menor que con el Kamra. A diámetros pupilares grandes (mayores que el diámetro externo de la invención, como los que pueden presentarse en visión nocturna), la invención potencia el foco de lejos y reduce la intensidad del foco de cerca por lo que los problemas de visión nocturna también desaparecen.

- Una desventaja obvia del diámetro reducido en monovisión es que las iluminancias en la
 retina (en las máculas de los dos ojos) son desiguales. La relación de las dos iluminancias cambia a medida que el diámetro natural de la pupila varía (llegando a haber diferencias relativas de intensidad de 5 a 1) al cambiar las condiciones de iluminación externas. Esto plantea el problema de que los pacientes pueden sufrir disturbios en la percepción de movimiento relativo de los objetos (efecto Pulfrich, ver: Charman W.N. "*Developments in the correction of presbyopia II: surgical approaches*". Ophthalmic Physiol Opt 2014; 34:397–426)
- además de posibles problemas de motilidad ocular. La lente del primer aspecto de la invención pude implantarse (o disponerse superficialmente, en el caso en que sea una lente de contacto) en ambos ojos con lo que estos problemas no existen. En caso de implantarse en un solo ojo la cantidad de luz que recibe es mayor que con el Kamra y el potencial efecto 25 Pulfrich sería mucho menos evidente.

Según un estudio reciente con 32 pacientes (Seyeddain O, Hohensinn M, Riha W et al. "*Small-aperture cornea inlay for the correction of presbyopia: 3-year follow- up*". J Cataract Refract Surg 2012; 38: 35–45), tal y como se ha mencionado en un apartado anterior, solo el 12,5% de los pacientes implantados con Kamra pudo prescindir de gafas de lectura al cabo de 2 y 3 años de seguimiento. Además, a los 3 años el 15,6% de los operados con Kamra

Un segundo aspecto de la invención concierne a un conjunto de lentes oftálmicas para la 35 corrección de la presbicia, que comprende dos lentes oftálmicas según el primer aspecto de la invención, una configurada para el ojo dominante de un paciente y la otra para el ojo no

reportaron severos problemas en visión nocturna.

dominante, estando las citadas dos lentes oftálmicas previstas para su uso simultáneo por parte de dicho paciente para proporcionar una visión binocular, a diferencia del implante Kamra que únicamente incluye una lente que debe disponerse unilateralmente en el ojo no dominante del paciente. Mediante este conjunto de dos lentes, se evitan los citados problemas relativos a los efectos Pulfrich y a la motilidad ocular.

Breve descripción de los dibujos

5

15

20

Las anteriores y otras ventajas y características se comprenderán más plenamente a partir
de la siguiente descripción detallada de unos ejemplos de realización con referencia a los dibujos adjuntos, que deben tomarse a título ilustrativo y no limitativo, en los que:

La Figura 1 muestra a la lente oftálmica del primer aspecto de la presente invención, para dos ejemplos de realización, ilustrándose en la vista a) de manera esquemática y en la vista b) de manera más realista;

La Figura 2a muestra otro ejemplo de realización de la lente propuesta por el primer aspecto de la presente invención, donde los orificios pasantes son arcos que constituyen segmentos de anillo, en este caso tanto la abertura central como los orificios pasantes han sido ilustrados en blanco y el resto de regiones en negro, aunque éstas últimas no son necesariamente opacas (ni en ésta ni en el resto de figuras adjuntas), pudiendo ser incluso de un material transparentes en función del ejemplo de realización;

La Figura 2b ilustra un ejemplo de realización de la lente del primer aspecto de la invención, para el que el cuerpo de la lente es de un material transparente a la radiación visible, y los orificios pasantes están configurados, dimensionados y distribuidos con una densidad determinada, que es diferente en cada región anular, para proporcionar un efecto equivalente a un filtro de amplitud que permita obtener cualquier intensidad relativa deseada entre los distintos focos generados por la lente y/o para corregir aberraciones oculares

- 30 residuales, especialmente la aberración esférica, estando las regiones anulares divididas en diferentes sectores angulares adyacentes, en particular en cuatro sectores (delimitados por las líneas de trazos mostradas en la figura) en los que la distribución radial de las zonas es diferente para proporcionar un aumento de la profundidad del foco de cerca.
- 35 Las Figuras 3a y 3b ilustran respectivamente, en sus vistas izquierdas, a la lente objeto del primer aspecto de la presente invención para un ejemplo de realización para el que ésta es

una lente difractiva de amplitud y a la lente de Kamra, y, en sus vistas derechas, unas respectivas gráficas de PSF (del inglés "Point Spread Function", o respuesta impulsional) axial normalizada vs. desenfoque que muestran las intensidades de los focos, para diferentes longitudes de onda, en el interior del ojo, obtenidas para las lentes correspondientes.

Descripción detallada de unos ejemplos de realización

En las Figuras 1, 2 y 3a se ilustran cinco ejemplos de realización de la lente oftálmica para la
corrección de la presbicia propuesta por el primer aspecto de la invención, la cual comprende, tal y como puede apreciarse en las figuras, un cuerpo de lente 1 dotado de:

- un agujero pasante central 2 dimensionado para aumentar la profundidad del foco de lejos del ojo en el que se disponga la lente oftálmica; y

15

5

- unos orificios pasantes 3 distribuidos alrededor de dicho agujero pasante central 2, previstos para permitir el paso de nutrientes a su través y para generar un foco de cerca para el ojo, para lo cual los orificios pasantes 3 se encuentran distribuidos por varias regiones anulares concéntricas para que la luz difractada por ellos genere el citado foco de cerca.

La difracción de la luz generada por el agujero central 2 y por los orificios 3 distribuidos en las zonas anulares crea como mínimo dos focos, de modo que la lente en su conjunto se comporta como una lente multifocal difractiva (preferentemente) de amplitud.

25

20

En las realizaciones de la Figura 1, los orificios pasantes 3 son circulares y se encuentran distribuidos por varias regiones anulares, en un número mucho mayor en la vista b) (tanto de orificios 3 como de regiones anulares), que se corresponde con un caso más realista de aplicación que el de la vista a).

30

En cambio, en los ejemplos de realización de la Figura 2a, los orificios pasantes 3 son porciones de arco en las que se encuentra dividida cada región anular.

En la Figura 2b se ilustra otro ejemplo de realización de la lente del primer aspecto de la invención, para el que las regiones anulares divididas en diferentes sectores angulares adyacentes, en particular en cuatro sectores (delimitados por las líneas de trazos mostradas

en la figura) en los que la distribución radial de las zonas es diferente para proporcionar un aumento de la profundidad del foco de cerca. Los orificios pasantes de cada una de las regiones anulares están distribuidos con una densidad variable en cada región anular, para proporcionar un efecto equivalente a un filtro de amplitud.

5

Con el fin de validar la eficiencia de la lente propuesta por la presente invención, los presentes inventores han realizado una serie de simulaciones tanto con la lente de la presente invención como con la lente Kamra, según las configuraciones ilustradas en las vistas izquierdas de dichas figuras, cuyos resultados se ilustran mediante las gráficas de las vistas derechas de tales figuras.

10 v

En las Figuras 3a y 3b ilustran respectivamente, en sus vistas izquierdas, a la lente objeto del primer aspecto de la presente invención para un ejemplo de realización para el que ésta es una lente difractiva de amplitud con un diámetro del agujero central de 1,2 mm y un diámetro externo de 3,3 mm, y a la lente de Kamra con un diámetro del agujero central de 1,6 mm y un diámetro externo de 3,8 mm y, en sus vistas derechas, unas respectivas gráficas de PSF axial normalizada versus desenfoque que muestran las intensidades de los focos, para diferentes longitudes de onda (450 nm, 550 nm y 650 nm), en el interior del ojo con una pupila de diámetro 3,8 mm, obtenidas para las lentes correspondientes.

20

En particular, en las vistas derechas de las Figuras 3a y 3b se muestran resultados comparativos de las intensidades de los focos, para diferentes longitudes de onda, en el interior del ojo con una córnea de 43 D de potencia media, para el "inlay" Kamra (Figura 3b) y para un ejemplo de realización de las lente objeto de la presente invención (de lente de amplitud) calculada para una adición de 3 dioptrías (Figura 3a). Puede verse que por efecto 25 de la difracción la lente de la invención genera focos de cerca correspondientes a una adición de tres dioptrías y que los focos correspondientes a 450 nm (azul) y 650 nm (rojonaranja) están separados axialmente cerca de una dioptría. En cambio, tal y como se aprecia en la Figura 3b, el "inlay" Kamra no presenta focos de cerca. En ese rango de 30 longitudes de onda, la aberración cromática longitudinal del ojo es aproximadamente del mismo valor pero de signo contrario (ver: Vinas, M., Dorronsoro, C., Cortes, D., Pascual, D., & Marcos, S. (2015). "Longitudinal chromatic aberration of the human eye in the visible and near infrared from wavefront sensing, double-pass and psychophysics". Biomedical optics express, 6(3), 948-962), por lo que, para el foco de cerca con iluminación policromática, la 35 aberración cromática estaría parcialmente compensada. Por otra parte, el foco de lejos generado por la lente de la invención para la longitud de onda de diseño (550 nm) es un

92% más intenso que para el "inlay" Kamra, lo que supone una ventaja adicional, ya que además de mejorar la visión de cerca, la lente de la invención proporciona una visión de lejos mucho mejor que la proporcionada con el "inlay" Kamra.

- 5 Puede observarse, por tanto, que la lente propuesta por la presente invención mejora claramente las prestaciones ofrecidas por la lente Kamra, optimizando la visión de objetos próximos y garantizando un amplio rango de visión nítida entre objetos cercanos y lejanos (mayor que el conseguido con las lentes conocidas).
- 10 Las referidas prestaciones son incluso mejores para el conjunto de lentes del segundo aspecto de la presente invención, ya que, a diferencia de la lente Kamra, el conjunto propuesto permite la aplicación de lentes en ambos ojos de un paciente sin crear problemas de visión binocular.
- 15 Un experto en la materia podría introducir cambios y modificaciones en los ejemplos de realización descritos sin salirse del alcance de la invención según está definido en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1.- Lente oftálmica para la corrección de la presbicia, que comprende un cuerpo de lente (1) dotado de:

5

- un agujero pasante central (2) dimensionado para aumentar la profundidad del foco de lejos del ojo en el que se disponga la lente oftálmica; y

- unos orificios pasantes (3) distribuidos alrededor de dicho agujero pasante central (2),
10 previstos para permitir el paso de nutrientes a su través;

estando la lente oftálmica **caracterizada** porque dichos orificios pasantes (3) están previstos para cumplir una función adicional a la relativa a permitir el paso de nutrientes, siendo dicha función adicional la de generar un foco de cerca para dicho ojo, para lo cual los orificios pasantes (3) se encuentran distribuidos por al menos una región anular (4) para que la luz

15 pasantes (3) se encuentran distribuidos por al menos una región anular (4) para que la luz difractada por ellos genere dicho foco de cerca.

2.- Lente oftálmica según la reivindicación 1, caracterizada porque es una lente difractiva:

- de amplitud, constituida por un material opaco (5) con orificios pasantes (3);
 - de fase, constituida por un material transparente (5) con orificios pasantes (3); ó

híbrida de amplitud y fase, constituida por un material parcialmente transparente (5) con
orificios pasantes (3).

3.- Lente oftálmica según la reivindicación 1 ó 2, caracterizada porque los orificios pasantes(3) se encuentran distribuidos por dos o más regiones anulares concéntricas (4).

30 4.- Lente oftálmica según la reivindicación 1, 2 ó 3, caracterizada porque el contorno del agujero pasante central (2) tiene una forma circular, elíptica o irregular.

5.- Lente oftálmica según la reivindicación 4, caracterizada porque dichos orificios pasantes
(3) están configurados, dimensionados y dispuestos para que al menos parte de la luz
difractada por ellos converja también en dicho foco de lejos.

6.- Lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el contorno de dichos orificios pasantes (3) tiene una forma circular, elíptica o irregular.

- 5 7.- Lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque, adicionalmente a dichos orificios pasantes (3), la lente comprende, distribuidos por dichas regiones anulares (4), unos elementos difractivos de otra índole, los cuales están constituidos por al menos uno de los siguientes elementos ópticos:
- 10 - elemento de material óptico transparente, para al menos parte de la radicación visible, de propiedades ópticas diferentes a las del material intersticial (5) entre orificios pasantes (3), y

- elemento de topología sobresaliente o indentada por al menos una de las caras de la lente oftálmica.

15

35

8.- Lente oftálmica según la reivindicación 7, caracterizada porque dichos elementos ópticos son porosos.

9.- Lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada 20 porque cada una de las regiones anulares (4) donde se encuentran los orificios pasantes (3) sigue radialmente una distribución periódica o aperiódica.

10.- Lente oftálmica según la reivindicación 9, caracterizada porque los orificios pasantes (3) de cada una de las regiones anulares (4) están equiespaciados angularmente o siguen una 25 distribución aperiódica o irregular.

11.- Lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque los orificios pasantes (3) se encuentran en regiones anulares concéntricas de forma elíptica, de manera que los ejes de las elipses coincidan con los meridianos principales de

30 un ojo con astigmatismo.

> 12.- Lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque los orificios pasantes (3) de cada una de las regiones anulares (4) están distribuidos con una densidad determinada, que es variable entre cada región anular, para proporcionar un efecto equivalente a un filtro de amplitud que permita obtener cualquier intensidad

relativa deseada entre los distintos focos generados por la lente y/o para corregir aberraciones oculares residuales.

13.- Lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada
porque las regiones anulares (4) están divididas en diferentes sectores angulares adyacentes, cada una con una distribución radial diferente de zonas para aumentar profundidad de foco.

14.- Lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizadaporque el radio interno de cada una de dichas regiones anulares es el siguiente:

$$r_n^2 = a^2 + n\lambda/A + n^2\lambda^2/4$$

donde r_n es el radio interno de la región anular n, n es un número entero mayor o igual que
uno e inferior al número total de zonas, a es el radio del agujero pasante central, A es la potencia dióptrica correspondiente a la adición de cerca deseada y λ es la longitud de onda de diseño de la lente, dentro del espectro visible.

15.- Lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizadaporque es una lente de contacto, una lente intracorneal o una lente intraocular.

16.- Lente oftálmica según la reivindicación 15, caracterizada porque la dimensión transversal mayor del contorno de cada uno de dichos orificios pasantes (3) tiene un valor que está entre 4 μ m y 300 μ m.

25

17.- Lente oftálmica según la reivindicación 15 ó 16, caracterizada porque la dimensión transversal mayor del contorno del agujero pasante central (2) tiene un valor que está entre 1,0 y 3,5 mm, y el diámetro total de la lente está entre 3,0 y 26 mm.

30 18.- Lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque al menos algunos de los orificios pasantes (3) de una de las regiones anulares invaden espacialmente una región anular adyacente, para mejorar la eficiencia en difracción del foco de cerca.

19.- Lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque comprende únicamente dicho cuerpo de lente (1), el cual está constituido por un único substrato.

5 20.- Conjunto de lentes oftálmicas para la corrección de la presbicia, que comprende dos lentes oftálmicas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, una configurada para el ojo dominante de un paciente y la otra para el ojo no dominante, estando dichas dos lentes oftálmicas previstas para su uso simultáneo por parte de dicho paciente para proporcionar una visión binocular.





Fig. 1





Fig. 2



D0

DESCRIPCIÓN

DETECTOR PARA LA MEDIDA NO INVASIVA DE LA FUNCIÓN DE ENTRADA ARTERIAL

SECTOR DE LA TÉCNICA

La presente invención se encuadra en el sector de la medicina nuclear y, en concreto, en el sector de la tomografía por emisión de positrones (PET) como técnica de imagen molecular. Dentro de este sector de la técnica, la invención se refiere a sistemas y métodos para la medición de la función de entrada arterial de forma no invasiva en estudios farmacocinéticos PET.

La tomografía por emisión de positrones (PET) es una técnica de medicina nuclear que produce imágenes de distribución de diferentes moléculas (radiofármacos), por lo que se considera una técnica de imagen molecular. Proporciona información funcional, que se complementa con la información suministrada por técnicas como la resonancia magnética (RM) o la tomografía axial computarizada (TC) para producir imágenes de gran utilidad en oncología, cardiología, neurología y otras especialidades. Para la realización de esta técnica, se administra un radiofármaco al paciente que consiste en cantidades traza de compuestos biológicamente activos marcados con radionucleidos emisores de positrones (¹¹C, ¹⁵0, ¹³N, ⁶⁸Ga, ⁶⁴Cu o ¹⁸F). Por ejemplo, el flujo sanguíneo puede medirse utilizando agua marcada con ¹⁵0 y el metabolismo se puede medir con fluorodesoxiglucosa marcada con ¹⁸F (¹⁸F-FDG).

Una de las áreas de mejora en los estudios farmacocinéticos realizados con PET se centra en la medición de la concentración de radiofármacos en sangre que, habitualmente, se obtiene partiendo de una extracción de sangre, es decir, de forma invasiva con los problemas y riesgos que ello conlleva. Existen ya trabajos que buscan la detección de la función de entrada arterial de forma no invasiva. Entre estos trabajos, cabe citar los documentos de patente US 2020163633 A1, WO 2018150348 A1 y US 2012232381 A1, y el artículo titulado "Non-invasive positron detector to monitor the input function in pet" (Turgeon V; Nejad Enger S A Kertzscher G, *60th Annual Meeting of the American-Association-of-Physicists-in-Medicine*, 2018).

Teniendo en cuenta las soluciones aportadas en los documentos citados, en el ámbito de la medicina nuclear aún es necesario mejorar la medición de radiofármacos en sangre de manera no invasiva, es decir, sin necesidad de obtener muestras de sangre del paciente, y desarrollar un dispositivo adecuado para ello.

EXPLICACIÓN DE LA INVENCIÓN

Detector para la medida no invasiva de la función de entrada arterial.

Para obtener de manera precisa la medida temporal de la concentración de radiofármacos en sangre arterial, es decir, de la función de entrada arterial o AIF, se presenta un dispositivo capaz de medir la AIF de manera no invasiva.

Un aspecto de la presente invención se refiere a un dispositivo para la medida no invasiva de la AIF que incluye una fibra centelleadora (*scintillating fiber*) con disposición esencialmente rectilínea, acoplada por uno de sus extremos a un único fotodetector, preferentemente un fotomultiplicador de silicio (SiPM), conectado con una placa electrónica, de tal manera que, para tomar las medidas, el dispositivo se pueda colocar de forma que la fibra centelleadora quede esencialmente alineada con el vaso sanguíneo u órgano en el que se quiere medir la concentración de radiofármaco.

Por otro lado, el detector para la medida no invasiva de la AIF puede tener más de una fibra centelleadora, hasta cinco fibras centelleadoras adyacentes unas a otras y dispuestas en un único plano cuando son 3 o más, con disposición esencialmente rectilínea. Aunque sean varias, todas las fibras centelleadoras se acoplan a un único fotodetector.

Se pueden utilizar fibras centelleadoras con características variadas: su diámetro puede estar comprendido entre 250 pm y 2 mm, su longitud puede ser de entre 1 y 20 cm; su sección puede ser circular, cuadrada o rectangular.

Opcionalmente, el detector para la medida no invasiva de la AIF puede incorporar un identificador de venas y arterias o de otros órganos de interés. Para la identificación de la localización de venas y arterias, se pueden utilizar LED de color rojo, naranja o infrarrojo.

Los positrones se propagan por los tejidos disminuyendo su energía hasta que eventualmente la pierden casi por completo y se aniquilan con un electrón del medio, emitiéndose mayoritariamente 2 fotones gamma de 511 keV. Sin embargo, en los tejidos superficiales, una parte de los positrones emitidos puede llegar hasta la piel del paciente y escapar al exterior. De este modo, la fibra centelleadora puede detectar estos positrones y proporcionar una medida directa del radiotrazador presente en el vaso sanguíneo o en el órgano junto al que está situada. Al tratarse de un detector con un volumen de detección pequeño y una densidad baja, la detección de fotones gamma provenientes del resto del cuerpo es muy baja mientras que la detección de los positrones se realiza de manera muy eficiente. Sin embargo, es posible que en algunos casos sea necesario estimar la cantidad de fotones gamma medidos por la fibra ya que constituyen un fondo que se debe diferenciar de los positrones.

Para ello, un segundo aspecto de la invención se refiere a un dispositivo para la medida no invasiva de la AIF que, además de disponer de una fibra centelleadora con disposición esencialmente rectilínea acoplada por uno de sus extremos a un único fotodetector conectado con una placa electrónica, de tal manera que, para tomar las medidas, el dispositivo se pueda colocar de forma que la fibra centelleadora quede alineada con el vaso sanguíneo u órgano en el que se quiere medir la concentración de radiofármaco, incluye una segunda fibra centelleadora situada de forma advacente y esencialmente paralela a la primera y recubierta de un material de alta densidad que permita absorber los positrones antes de que alcancen la propia fibra. El material de alta densidad puede ser un metal o un plástico, pudiendo seleccionarse del grupo formado por: aluminio, acero, plomo, cobre, tungsteno, polietileno, polimetilmetacrilato y/o teflón. revestimiento o blindaje apenas afecta a la Este detección de fotones gamma y, por tanto, esta fibra proporciona una estimación directa de la radiación de fondo medida en la primera fibra. La fibra recubierta con el blindaje de material de alta densidad se acopla a un segundo fotodetector y este a la placa electrónica con un canal de lectura independiente.

Preferentemente, como fotodetectores, se seleccionan fotomultiplicadores de silicio (SiPM).

La fibra centelleadora, tanto la que lleva blindaje como la que no lleva blindaje, puede tener una sección transversal de forma circular, cuadrada o rectangular, entre otras. El

tamaño de la fibra centelleadora, en ambos casos, puede variar en función de la aplicación. En términos generales la longitud de la fibra puede oscilar entre 1 y 20 cm en función de la extensión de la región a cubrir. El tamaño transversal de la fibra, con o sin blindaje, puede oscilar entre 250 pm y 2 mm en función del tamaño transversal de la región a cubrir y del rango de la partícula beta que se desee detectar. La fibra centelleadora puede estar formada por una única fibra del tamaño deseado o por una agrupación de entre 2 y 5 fibras más pequeñas que juntas alcanzan el tamaño deseado. En cualquiera de los casos, la fibra o agrupación de fibras se acoplan a un único SiPM para medir la luz visible en uno de los extremos de la fibra centelleadora.

Si el dispositivo incluye fibras centelleadoras con blindaje, estas pueden estar en el mismo número que las fibras sin blindaje y pueden estar distribuidas entre ellas o bien separadas en dos grupos: un grupo con blindaje y otro grupo sin blindaje, si bien todas ellas tendrán disposición esencialmente rectilínea, esencialmente paralelas unas a otras, adyacentes y en un único plano cuando sean más de dos.

El objetivo de esta invención es poder aplicar esta metodología tanto en estudios clínicos con humanos como en estudios preclínicos con animales. En cada caso se deberá adaptar el diseño del detector para obtener resultados óptimos. En el caso de estudios clínicos en humanos, los vasos sanguíneos tienen varios milímetros de diámetro y están situados a varios milímetros de profundidad bajo la piel. Por otro lado, el ratón, que es el animal más utilizado en ensayos preclínicos, posee unos vasos sanguíneos de unos pocos cientos de micras de diámetro y están situados a una profundidad también de pocas micras. Otra diferencia entre animales y humanos radica en la concentración de radiofármaco presente en sangre tras la inyección del radiofármaco, siendo mucho mayor en animales. La radiación de fondo que mide el detector proveniente del radiofármaco distribuido por el resto del cuerpo es también distinta ya que en humanos la actividad total es mayor y está distribuida por un volumen mucho mayor, mientras que en ratones la actividad total es menor, aunque se distribuye en un volumen mucho más pequeño y cercano al detector.

Otro aspecto importante en este dispositivo es la colocación de la fibra centelleadora a lo largo del vaso u órgano estudiado. Esta tarea se puede realizar mediante la utilización de emisores (LED, por ejemplo) y detectores de luz (fotodiodos, por ejemplo) para

detectar la posición del vaso u órgano aprovechando las diferentes características de absorción lumínica de los tejidos.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Para complementar la descripción que se está realizando y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención, se acompaña como parte integrante de dicha descripción un juego de figuras en donde, con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo que se muestra a continuación.

Se proporciona, además, una lista de los distintos elementos representados en las figuras que forman parte de esta memoria descriptiva:

- 1: fibra centelleadora
- 2: SiPM
- 3: placa electrónica
- 4: sistema de digitalización de la señal
- 5: ordenador
- 6: sección transversal de la cola de un ratón
- 7: vena
- 8: hueso
- 9: arteria
- 10: blindaje
- 11: antebrazo
- 12: luz LED

Figura 1. Detector basado en una fibra centelleadora (1) con disposición rectilínea y acoplada a un SiPM (2), y toda la cadena digitalizadora: placa electrónica (3), sistema de digitalización de la señal (4) y sistema de procesamiento de datos (5).

Figura 2. Esquema del posicionamiento del detector junto a la arteria (9) de la cola de un ratón. Se muestra una versión con una fibra centelleadora (1) y otra fibra centelleadora (1) adicional con blindaje (10) para la medida del fondo de radiación gamma.

Figura 3. Esquema del posicionamiento del detector cerca de la arteria (9) radial en el antebrazo (11) de un paciente. Se muestran 3 versiones: con 4 fibras centelleadoras (1) de sección cuadrada adyacentes y esencialmente paralelas entre sí (Fig. 3A), con 1 fibra centelleadora (1) de sección circular (Fig. 3B) y con 2 fibras centelleadoras (1) de sección circular adyacentes y esencialmente paralelas entre sí, una de las cuales incluye blindaje (10) y se utiliza para la medida del fondo de radiación gamma (Fig.3C).

Figura 4. Esquema de la utilización de un emisor de luz, luz LED (12), para ayudar en el correcto posicionamiento del detector sobre la arteria (9) de la cola de un ratón.

REALIZACIÓN PREFERENTE DE LA INVENCIÓN

La presente invención se ilustró adicionalmente mediante algunos ejemplos que no pretendían ser limitativos de su alcance. Se omiten aquí estos ejemplos al no considerarse información relevante para el presente examen.

REIVINDICACIONES

1. Detector para la medida no invasiva de la función de entrada arterial que consiste en:

- entre una y cinco fibras centelleadoras (1),
- un único fotodetector acoplado a la/las fibras centelleadoras (1),
- al menos, una placa electrónica,

donde la/las fibras centelleadoras (1) tienen una disposición esencialmente rectilínea.

2. Detector según la reivindicación 1 en el que las fibras centelleadoras (1) están dispuestas de forma adyacente cuando son más de una.

3. Detector según la reivindicación 1 en el que las fibras centelleadoras (1) están dispuestas esencialmente en un único plano cuando son más de dos.

4. Detector según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en el que la/las fibras centelleadoras (1) tienen un diámetro comprendido entre 250 pm y 2 mm y una longitud entre 1 y 20 cm.

5. Detector según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en el que la sección de la/las fibras centelleadoras (1) puede ser circular, cuadrada o rectangular.

6. Detector según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en el que el fotodetector es un fotomultiplicador de silicio (SiPM) (2).

7. Detector según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en el que se incorpora un identificador de venas y arterias.

8. Detector según la reivindicación 7 en el que el identificador de venas y arterias es un LED de color rojo, infrarrojo o naranja.

9. Detector para la medida no invasiva de la función de entrada arterial que consiste en:

- entre dos y diez fibras centelleadoras (1),
- dos únicos fotodetectores acoplados a las fibras centelleadoras (1),
- al menos, una placa electrónica (3),

donde las fibras centelleadoras (1) tienen una disposición esencialmente rectilínea, donde entre una y la mitad de las fibras centelleadoras (1) están recubiertas con un material de blindaje (10) capaz de absorber los positrones antes de que alcancen la fibra centelleadora (1), donde uno de los fotodetectores está acoplado a la/las fibras centelleadoras (1) sin blindaje y el otro fotodetector está acoplado a la/las fibras centelleadoras (1) con blindaje.

10. Dispositivo según la reivindicación 9 en el que las fibras centelleadoras (1) están dispuestas de forma adyacente y, cuando son más de dos, esencialmente en un mismo plano.

11. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 9-10 en el que el material de blindaje es un material de alta densidad.

12. Detector según la reivindicación 11 en el que el material de blindaje (10) se selecciona del grupo formado por aluminio, acero, plomo, cobre, tungsteno, polietileno, polimetilmetacrilato y/o teflón.

13. Detector según cualquiera de las reivindicaciones 9-12 en el que los fotodetectores son fotomultiplicadores de silicio (SiPM) (2).

14. Detector según cualquiera de las reivindicaciones 9-13 en el que la lectura de cada fotodetector es independiente de la lectura del otro fotodetector.

15. Detector según cualquiera de las reivindicaciones 9-14 en el que se incorpora un identificador de venas y arterias.

16. Detector según la reivindicación 15 en el que el identificador de venas y arterias es un LED de color rojo, infrarrojo o naranja.











Fig. 4



D1
CN 116184483 A (30/05/2023)

© EPODOC / EPO

AB - The invention relates to the technical field of nuclear emergency rescue, and provides a portable neutron dosimeter which comprises a test tube used for containing a blood sample, a detection unit used for testing the neutron dose of the blood sample in the test tube and a shielding shell. The detection unit comprises a detection crystal module and a photoelectric conversion module arranged below the detection crystal module; a deep well part for accommodating a test tube is arranged in the middle of the detection crystal module; the detection unit and the test tube are arranged in a shielding chamber of the shielding shell; according to the invention, neutron dose evaluation is carried out simply and quickly by measuring the radioactive activity of human blood-induced natrium-24, and the technical effects of improving the detection efficiency and reducing the interference of environmental radiation background are achieved.





图 2

D2

JP H04310891 A (02/11/1992)

Machine Translated by EPO

[0001] BACKGROUND OF THE INVENTION 1. Field of the Invention The present invention relates to a radiation detector, and more particularly to radiation detection suitable for measuring the concentration of a radioactive substance (hereinafter referred to as RI) in blood.

[0002] 2. Description of the Related Art Conventionally, this type of blood RI concentration measuring apparatus is generally used in combination with, for example, positron emission tomography (hereinafter referred to as PET). 8 to 10 are shown.

[0003] Fig. 8 shows that arterial blood is drawn from the injection needle 1 to the outside of the body by a syringe pump 2 or circulated, and the blood is collected by a scintillator 3 and a photodetector 4 surrounding a blood flow path 2A outside the body. There is one that measures scintillation light by RI.

[0004] As shown in FIG. 9, the field of view of the PET device 5 in the body axis direction is widened, and the head 6 A of the human body 6 to be measured is measured by the ring-shaped head detector 7 A. In some cases, a time-dependent change in the blood RI concentration flowing through the carotid artery is examined by a ring-shaped neck and carotid artery detector 7B.

[0005] Further, as shown in FIG. 10, TOF (Time of Flight) probes 8A and 8B are set in front of and behind the heart 6B in the human body 6, and a counter 9 detects a counter gamma ray to detect a heart blood. There is a method of examining the temporal change of the RI substance concentration in the inside.

[0006] [0008] The method shown in FIG. 8 involves a burden and pain on the subject due to the drawing of blood, and the flow in the flow path 2A on the way of sending blood to the detector. There is a problem that the measurement result tends to be different from the actual one due to the influence of the flow path resistance and the like.

[0007] The method of FIG. 9 does not allow real-time changes in the RI concentration to be observed during PET measurement and simultaneously measures the carotid artery and the like, so that the structure of the PET device 5 becomes very complicated. There is a problem that it is.

[0008] Further, in the method of FIG. 10, since the apparatus becomes relatively large, it is difficult to set the TOF probes 8A and 8B near the heart 6B during PET measurement, and it is difficult to perform accurate measurement. There is a problem.

[0009] The present invention has been made in view of the above-mentioned conventional problems, is non-invasive without drawing blood, and measures a blood RI concentration change in real time even during PET measurement. It is an object of the present invention to provide a radiation detector capable of performing accurate measurement with a simple configuration.

[0010] According to the present invention, there is provided a probe formed of a scintillator, and a reflector disposed on a side opposite to the signal incident side of the probe for returning

scattered electrons to the probe. The above object is achieved by a radiation detection device comprising: a light detector for detecting light emission in the probe section.

[0011] A part of the probe section is coated with a substance that blocks β -rays, and the photodetector is configured to separately output light from a portion of the probe section covered with the β -ray shielding substance and a portion not coated. You may make it detectable.

[0012] In the second aspect, a portion of the probe portion that is not coated with a substance that blocks β -rays may be disposed on the radiation source side, and a portion that is coated may be disposed outside the radiation source.

[0013] Further, the probe section may be a scintillation fiber.

[0014] Further, in claim 4, a plurality of the scintillation fibers may be arranged in parallel in an array.

[0015] Further, a light guide fiber for guiding the output light of the probe section to the photodetector may be provided.

[0016] According to the first aspect of the present invention, since a reflection plate for returning scattered electrons to the probe portion is provided on the opposite side of the probe portion from the radiation source, the rear portion is provided without applying energy to the probe portion. Thus, the signal from the radiation source can be efficiently detected by effectively utilizing the energy of the electrons that are trying to escape wastefully.

[0017] According to the second aspect, a part of the probe section is coated with a substance that shields with β -rays, and the output light of the coated probe section and the output light of the uncoated probe section are separately detected. Therefore, γ -rays can be detected from both, β -rays can be detected only from the uncovered probe portion, and β -rays and γ -rays can be discriminated and detected.

[0018] According to the third aspect of the present invention, a part of the probe which is not coated with the substance which blocks β -rays is disposed on the radiation source side, and the coated part is disposed outside the probe. The detected γ -ray is detected by the portion that is surely covered, and there is no measurement leakage.

[0019] According to the fourth aspect, since the probe portion is made of scintillation fiber, the probe portion can be made freely, and the probe shape can be changed depending on the state of the measurement site such as the neck, wrist, or thigh. Can be set optimally. Furthermore, since the probe section has a flexible structure, it can be installed in a shape that matches the shape of the subject's body. Further, since the scintillation fiber is small and lightweight, it does not give a burden or pain to the subject during the measurement, and the measurement is easy.

[0020] According to the fifth aspect, since a plurality of scintillation fibers are arranged in parallel in an array, measurement over a wide area is possible, and the detection sensitivity can be further improved.

[0021] According to the sixth aspect, the output light of the probe section is guided to the photodetector via the light guide fiber, so that the measurement is easy, the mounting position of the probe is less limited, and the probe section is light in weight. In addition, since it can be configured in a small size, the burden and pain on the subject are reduced and the handling is more convenient.

[0022] DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS Embodiments of the present invention will be described below with reference to the drawings.

[0023] In the embodiment shown in FIG. 1, the present invention is applied to a blood RI concentration detector. The blood RI concentration detector 10 includes a probe section 14 composed of one scintillation fiber, A light guide fiber 16 connected to an output end of the unit 14, a photodetector 18 connected to the output end of the light guide fiber 16, and a reflection plate 20 arranged so as to cover one side of the probe unit 14. And is composed of

[0024] The reflection plate 20 is made of a material having a large atomic number, such as lead, iron, and gold. In addition, a semicircular groove 20A is formed in the reflection plate 20 so that a part or all of the probe portion 14 enters.

[0025] The photodetector 18 comprises, for example, a photomultiplier tube, and its output is inputted to a counter 22.

[0026] Here, the scintillation fiber constituting the probe section 14 is 0.5 mm in diameter and about 3 mm in length, and the light guide fiber 16 is 0.5 mm in diameter and about 2 m in length.

[0027] Next, the operation of the above embodiment will be described.

[0028] As shown in FIG. 2, the probe section 14 is fixed to the body surface 23 at the site to be measured by the subject, in parallel with the artery 24, together with the reflection plate 20, for example, with an adhesive tape or the like. I do.

[0029] At this time, β -rays, γ -rays, and the like are emitted from the RI in the blood flowing through the artery 24. The emitted β -rays and γ -rays pass through the skin and enter the probe unit 14, where scintillation light is generated.

[0030] In the probe section 14, some of the electrons cause backscattering and escape to the outside of the probe section 14 as shown by the symbol e, but are returned into the probe section 14 by backscattering of the reflection plate 20, and Here, scintillation light is generated. Therefore, the detection sensitivity is greatly improved.

[0031] In particular, when measuring a part of the human body, when there are various restrictions on the measurement and a thick probe cannot be used, a thin and small probe as in the above-described embodiment composed of a scintillation fiber is used. The part 14 must be used, in which case the reflector 20 as described above is very effective.

[0032] Also, since it is not necessary to draw blood, there is no burden and pain on the subject, and blood is passed through the flow path as compared with the case where the syringe pump 2 of FIG. 8 is used, for example. It is possible to obtain a measurement value that is closer to the actual one without the influence of the above and the time lag.

[0033] Further, since the probe section 14 uses a scintillation fiber, there is an advantage that the measurement site is not limited and the degree of freedom is large. In particular, when one scintillation fiber is used, the degree of freedom increases.

[0034] Further, a change in the RI concentration can be measured in real time during the PET measurement.

[0035] Next, a second embodiment of the present invention shown in FIG. 3 will be described.

[0036] In the second embodiment, a plurality of scintillation fibers and light guide fibers 16 in the first embodiment shown in FIG. 1 are arranged in parallel.

[0037] In this embodiment, the reflection plate 26 is formed to be thin and to be in close contact with the surface of the scintillation fiber 15 constituting the probe portion 26 in order to make it lightweight.

[0038] In the case of this embodiment, a wide area can be measured.

[0039] Next, a third embodiment of the present invention shown in FIG. 4 will be described.

[0040] In the third embodiment, the probe section 28 is formed by forming a pair of a scintillation fiber 15A coated with the β -ray shielding substance 30 and a scintillation fiber 15B not coated.

[0041] Light guide fibers 16A and 16B are connected to these scintillation fibers 15A and 15B, respectively. Separate photodetectors 18A and 18B are connected to these fibers, and the outputs of the scintillation fibers 15A and 15B are separately connected. It has been made detectable.

[0042] In this way, as shown in FIG. 5, gamma rays generated from the artery 24 are detected by both the scintillation fibers 15A and 15B, but beta rays are detected only by the scintillation fiber 15B. .Beta.-rays can be detected by taking the difference between the two outputs. Further, the output of the scintillation fiber 15A is only the output from the γ-ray.

[0043] Further, in this embodiment, the influence of γ rays from another artery 24A close to the artery 24 can be eliminated.

[0044] It is sufficient that the reflection plate 20 covers only the scintillation fiber 15B not covered with the β -ray shielding substance 30.

[0045] In the embodiment shown in FIGS. 4 and 5, one scintillation fiber 15A coated with the β -ray shielding substance 30 and one scintillation fiber 15B not coated are arranged in parallel. A plurality of 15A and 15B may be provided, and in this case, they may be arranged as shown in FIGS.

[0046] In FIG. 6, a scintillation fiber 15B not coated with the β -ray shielding substance 30 is arranged on the radiation source side in parallel with the artery to be measured, and a reflector 20 is provided outside (upper side in the figure). A probe section is formed by arranging the scintillation fibers 15A coated with the β -ray shielding substance 30 in parallel with the scintillation fibers 15B via the reflection plate 20.

[0047] In the embodiment shown in FIG. 7, one scintillation fiber 15B not coated with the β -ray shielding substance 30 is surrounded by, for example, four scintillation fibers 15A coated with the β -ray shielding substance 30. It is arranged.

[0048] The operation and effect of the embodiment shown in FIGS. 6 and 7 are substantially the same as the operation and effect of the embodiment shown in FIG. 4, but a wider range can be measured. There is an advantage that the γ -ray penetrating the unscintilted scintillation fiber 15B can be reliably captured.

[0049] In the above embodiment, the scintillation fiber is used for the probe portion. However, the present invention is not limited to this, and any scintillator having a small diameter may be used.

[0050] Further, in each of the above embodiments, the space from the probe section made of scintillation fiber to the photodetector is connected by a light guide fiber, but instead of this light

guide fiber, the scintillation fiber is extended as it is. It may be. However, in this case, the portion corresponding to the light guide fiber must be covered with a shielding substance so that α rays, β rays and γ rays are not incident.

[0051] Further, all of the apparatuses in the above embodiments are for measuring a blood RI concentration, but the present invention is not limited to this, and can be used as a general radiation detector. Things.

[0052] BRIEF DESCRIPTION OF THE FIGURES

[0053] FIG. 1 is a perspective view including a partial block diagram showing an embodiment in which the radiation detector of the present invention is applied to a blood RI concentration detector.

[0054] FIG. 2 is a sectional view showing a measurement state according to the embodiment of FIG.

[0055] FIG. 3 is a perspective view similar to FIG. 1 showing a second embodiment of the present invention.

[0056] FIG. 4 is a perspective view similar to FIG. 1 showing a third embodiment of the present invention.

[0057] FIG. 5 is a sectional view showing a measurement state according to the embodiment of FIG.

[0058] FIG. 6 is a perspective view showing a modification of the embodiment of FIG.

[0059] FIG. 7 is a perspective view showing a main part of still another modification of the embodiment of FIG.

[0060] FIG. 8 is a perspective view showing a configuration of a conventional blood RI concentration detector.

[0061] FIG. 9 is a plan view showing a state in which the blood RI concentration is measured in the conventional PET device.

[0062] FIG. 10 is a perspective view showing a state of measuring a blood RI concentration using a conventional TOF probe.

[0063] Explanation of reference numerals

[0064] 10: Blood RI concentration detector, 14, 26, 28: Probe, 15, 15A, 15B: Scintillation fiber, 16: Light guide fiber, 18, 18A, 18B: Photodetector, 20, 26: Reflector, 20A ... Groove, 22 ... Counter.

[Claims]

1. A probe section formed of a scintillator, disposed on the side opposite to the signal incident side of the probe section, a reflecting plate that returns scattered electrons to the probe section, and a photodetector that detects light emission in the probe section. Radiation detector.

2. The method according to claim 1, wherein a part of the probe unit is coated with a substance that blocks β -rays, and the photodetector is configured to output light of a part of the probe unit that is coated with the β -ray shielding material and a part that is not coated. A radiation detector characterized in that the radiation detector is separately detected.

3. The probe part according to claim 2, wherein the part covered by the substance that shields the β -ray and the part that is not covered are arranged such that a part that is not covered on the radiation source side and a part that is covered on the outside are located. A radiation detector characterized in that:

4. The radiation detector according to claim 1, wherein the probe unit is a scintillation fiber.

5. The radiation detector according to claim 4, wherein a plurality of the scintillation fibers are arranged in an array.

6. The radiation detector according to any one of claims 1 to 5, further comprising a light guide fiber for guiding output light from the probe unit to the photodetector.

【図2】

20

20 A

23

24(動脈)









【図5】











【図7】



【図9】

【図10】





D3

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

WIPOPCT

(19) World Intellectual Property

Organization

International Bureau

(43) International Publication Date 06 December 2018 (06.12.2018)

(51) International Patent Classification:

(21) International Application Number:

PCT/CA2018/050644

- (22) International Filing Date: 31 May 2018 (31.05.2018)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 62/513,157 31 May 2017 (31.05.2017) US
- (71) Applicant: THE ROYAL INSTITUTION FOR THE ADVANCEMENT OF LEARNING/MCGILL UNIVERSITY [CA/CA]; 845 Sherbrooke Street West, Montreal, Québec H3A 0G4 (CA).
- (72) Inventors: ENGER, Shirin Abbasi Nejad; 4701 rue de Brebeuf, Montreal, Québec H2J 3L2 (CA). KERTZSCH-

(10) International Publication Number

WO 2018/218361 A1

ER SCHWENCKE, Gustavo Adolfo Vladimir; c/o Maria Kertzscher, Gasvagen 12, 27433 Skurup (SE).

- (74) Agent: NORTON ROSE FULBRIGHT CANADA LLP/ S.E.N.C.R.L., S.R.L.; Suite 2500, 1, Place Ville Marie, Montreal, Québec H3B 1R1 (CA).
- (81) Designated States (unless otherwise indicated, for every kind of national protection available): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) Designated States (unless otherwise indicated, for every kind of regional protection available): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ,

(54) Title: NON-INVASIVE MEASUREMENT OF ARTERIAL INPUT FUNCTION FOR POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY IMAGING



(57) Abstract: Methods and systems for establishing a kinetic model input function (IF) in positron emission tomography and single-photon emission computed tomography are provided. A position of interaction along a scintillating fiber coil is determined by: detecting a first plurality and second plurality of photons at first and second ends of the scintillating fiber coil; associating the first plurality of photons and the second plurality of photons with the interaction event based on a timing parameter; and determining a position of interaction for the interaction event based on a comparison between a first parameter of the first plurality of photons and a second parameter of the photons in the second plurality of photons. TM), European (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Published:

— with international search report (Art. 21(3))

NON-INVASIVE MEASUREMENT OF ARTERIAL INPUT FUNCTION FOR POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY IMAGING

TECHNICAL FIELD

[0001] The present disclosure relates generally to imaging techniques, and more particularly to the acquisition of an input function (IF) for use with positron emission tomography (PET) imaging, single-photon emission computed tomography (SPECT), and PET-magnetic resonance imaging (*PET-MRI*).

BACKGROUND OF THE ART

[0002] PET, SPECT and PET-MRI are functional imaging techniques using radioactive tracers to obtain anatomical and physiological information in a target volume. The PET technique is based on detection of positron-electron annihilation events and the SPECT technique is based on detection of gamma emission events. When performing a PET scan, a positron (β +) emitting radioactive tracer (also known as a radiotracer) is administered to the patient before or during the scan and the interaction of that molecule with the body's physiological processes can be monitored. A SPECT scan monitors physiological processes similarly to the PET scan, however, the SPECT scan uses a radiotracer that emits photons via gamma events. PET-MRI is a hybrid imaging technology that incorporates magnetic resonance imaging (MRI), soft tissue morphological imaging and PET functional imaging.

[0003] Images acquired with PET, SPECT, and PET-MRI are composite of various superimposed signals where only one is of interest. The desired signal may describe a tracer bound to a particular receptor or the amount of tracer trapped at the site of metabolism. In order to isolate the desired component of the signal, mathematical kinetic models are used. These models relate the dynamics of the tracer molecule and all its possible states (compartments) to the resultant PET/SPECT/PET-MRI image.

[0004] Mathematical kinetic models require an IF. The concentration of the unchanged (non-metabolized) compound in arterial plasma as a function of time is one such IF and is often referred to as a plasma time-activity curve (PTAC).

The traditional manner to obtain the IF is invasive, i.e. arterial blood can be withdrawn by manual or automated blood sampling. There are many issues that accompany this technique, including discomfort to the patient, increased risk of transferring a blood-borne disease, and the need for additional personnel and equipment in withdrawing and assaying the plasma samples.

[0005] Therefore, there is a need for a non-invasive technique to acquire the IF. While some non-invasive techniques have been proposed, they have issues with background rejection and spatial resolution. Improvement is desired.

SUMMARY

[0006] In accordance with a broad aspect, there is provided a method for determining a position of interaction along a scintillating fiber coil, comprising: detecting a first plurality and second plurality of photons at first and second ends of the scintillating fiber coil, respectively, the first and second pluralities of photons produced by an interaction event between a radiotracer and the scintillating fiber coil; associating the first plurality of photons and the second plurality of photons with the interaction event based on a timing parameter; and determining a position of interaction for the interaction event based on a second parameter of the second plurality of photons and a second plurality of photons.

[0007] In accordance with another broad aspect, there is provided a method for establishing a kinetic model input function in one of positron emission tomography and single-photon emission computed tomography, comprising: performing the method of determining a position of interaction along a scintillating fiber coil above multiple times for a plurality of interaction events to obtain a plurality of positions of interaction; and establishing the kinetic model input function based on the plurality of positions of interaction.

[0008] In some embodiments, the method further comprises measuring a level of background radiation proximate the scintillating fiber coil, wherein determining a position of interaction comprises adjusting the first and second levels of attenuation based on the level of background radiation.

- 2 -

[0009] In some embodiments, detecting the first plurality and second plurality of photons produced by the scintillating fiber coil comprises receiving the first and second pluralities of photons via an optical fiber.

[0010] In some embodiments, an attenuation coefficient of the optical fiber is lower than an attenuation coefficient of the scintillating fiber coil.

[0011] In some embodiments, detecting the first plurality and second plurality of photons produced by the scintillating fiber coil comprises determining, via a coincidence detector, that the first plurality of photons and the second plurality of photons are produced by the interaction event based on a time of receipt of the first plurality of photons and of the second plurality of photons.

[0012] In some embodiments, the first and second parameters are first and second attenuation levels, respectively.

[0013] In some embodiments, the method further comprises positioning the scintillating fiber coil to substantially cover a portion of a body.

[0014] In some embodiments, the portion of the body is a wrist.

[0015] In some embodiments, the method further comprises administering the radiotracer.

[0016] In accordance with a further broad aspect, there is provided a device for establishing a kinetic model IF in positron emission tomography and single-photon emission computed tomography, comprising: a scintillating fiber coil arranged for substantially covering a portion of a body, the scintillating fiber coil having a first end and a second end; at least one photon detector optically connected to the first and second ends of the scintillating fiber coil; and a processing device communicatively coupled to the at least one photon detector and configured for: for each of a plurality of interaction events between the scintillating fiber coil and a radiotracer: detecting first and second pluralities of photons at first and second ends of the scintillating fiber coil, respectively, the first and second pluralities of photons produced by the interaction event; associating the first plurality of photons and the second plurality of photons with

- 3 -

the interaction event based on a timing parameter; and determining a position of interaction for the interaction event based on a comparison between a first parameter of the first plurality of photons and a second parameter of the second plurality of photons; and establishing a kinetic model input function based on the positions of interaction.

[0017] In some embodiments, the device further comprises an ambient radiation monitor communicatively coupled to the processing device, wherein the processing device is further configured for obtaining a measurement of a level of background radiation proximate the scintillating fiber coil from the ambient radiation monitor, and wherein determining a position of interaction comprises adjusting the first and second levels of attenuation based on the level of background radiation.

[0018] In some embodiments, the level of background radiation comprises radiation produced by the body.

[0019] In some embodiments, the device further comprises an optical fiber, wherein the at least one photon detector is optically connected to the first and second ends of the scintillating fiber coil via the optical fiber.

[0020] In some embodiments, an attenuation coefficient of the optical fiber is lower than an attenuation coefficient of the scintillating fiber coil.

[0021] In some embodiments, the device further comprises a coincidence detector, wherein the processing device is configured for operating the coincidence detector to detect the first plurality and second plurality of photons produced by the scintillating fiber coil to determine that first plurality of photons and the second plurality of photons are produced by the interaction event based on a time of receipt of the first plurality of photons and of the second plurality of photons.

[0022] In some embodiments, the first and second parameters are first and second attenuation levels, respectively.

[0023] In some embodiments, the portion of the body is a wrist.

[0024] In some embodiments, the device further comprises a subsequent scintillating fiber coil optically connected to the at least one photon detector, wherein the processing device is further configured for performing the steps of detecting, associating, and determining for third and fourth pluralities of photons for a subsequent plurality of interaction events between the subsequent scintillating fiber coil and the radiotracer.

[0025] In some embodiments, wherein the subsequent scintillating fiber coil is arranged for substantially covering a subsequent portion of the body at least in part different from the portion of the body.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0026] Further features and advantages of the present invention will become apparent from the following detailed description, taken in combination with the appended drawings, in which:

[0027] Figure 1 is a diagram illustrating an example PET scan system or a SPECT scan system or PET-MRI scan system.

[0028] Figure 2 is a block diagram illustrating a first embodiment of a radiotracer activity monitor.

[0029] Figure 3A is a block diagram illustrating an example positron-electron disintegration emission.

[0030] Figure 3B is a block diagram illustrating an example photon emission.

[0031] Figure 4 is a block diagram illustrating a second embodiment of a radiotracer activity monitor.

[0032] Figure 5 is a block diagram illustrating a third embodiment of a radiotracer activity monitor.

[0033] Figure 6 is a flowchart of an example method for determining a position of interaction along a scintillating fiber coil.

[0034] Figure 7 is a flowchart of an example method for establishing a kinetic model IF in PET/SPECT/PET-MRI.

[0035] Figure 8 is a schematic diagram of an embodiment of a computing system for implementing the method of Figure 6 and/or 7 in accordance with an embodiment.

[0036] It will be noted that throughout the appended drawings, like features are identified by like reference numerals.

DETAILED DESCRIPTION

[0037] With reference to Figure 1, a scan system 100 is shown. The scan system 100 may be a PET scan system, a SPECT scan system, or a PET-MRI scan system. The scan system 100 includes a scanner 102, a scan analyzer 104, and a radiotracer activity monitor 110. The scanner 102 can be any suitable PET/SPECT/PET-MRI scanner providing PET/SPECT/PET-MRI scan data to the scan analyzer 104, and the scan analyzer 104 can be any suitable computer or processing system configured for analyzing the PET/SPECT/PET-MRI scan data received from the scanner 102, including by implementing mathematical kinetic models used to isolate desired components of the signals received from the scanner 102. The mathematical kinetic models implemented by the scan analyzer 104 require an input function (IF). The IF is supplied to the scan analyzer 104 by the radiotracer activity monitor 110.

[0038] With reference to Figure 2, an embodiment of the radiotracer activity monitor 110 is shown. The radiotracer activity monitor 110 includes a scintillating fiber coil 112 having first and second ends, a pair of fiber optic cables 114_1 , 114_2 connected at each end of the scintillating fiber coil 112, a pair of photon detectors 116_1 , 116_2 , each connected to a respective one of the fiber optic cables 114_1 , 114_2 , a coincidence detector 117 connected to the photon detectors 116_1 , 116_2 , and an interaction position determination module 118, to which the coincidence detector 117 is connected.

[0039] The scintillating fiber coil 112 is an optical fiber or other light-guiding filament having first and second ends 122, 124 and which is shaped into a

- 6 -

plurality of spaced curved patterns, for example circular-shaped loops, Sshaped patterns, zigzag patterns, and the like. The spacing between the curved patterns may be constant or vary along the length of the scintillating fiber coil 112, and the scintillating fiber coil 112 has any suitable number of curved patterns and of any suitable size. In some embodiments, the bending radius of the scintillating fiber coil is constant to generate a constant light attenuation constant within the scintillating fiber coil 112 is substantially fixed, and in other embodiments one or more of the spacing, size, and/or count of the curved patterns is adjustable. In some embodiments, the scintillating fiber coil 112 is mounted around or retained within a rigid structure. For example, a cylindrical shell featuring a spiral or cylindrical bore for receiving the scintillating fiber coil can be provided. The shell can be sized for receiving a body part, and can optionally include an inflatable bladder or similar device for securing the body part within the shell. In some cases, the shell can be produced by 3D printing.

[0040] The curved patterns of the scintillating fiber coil 112 are configured for receiving or otherwise having inserted therein a portion 200 of a body, for example of a human patient, an animal patient, or any other suitable patient. In some embodiments, the scintillating fiber coil 112 substantially encircles the portion 200. In other embodiments, the scintillating fiber coil 112 substantially covers part or all of the portion 200. The portion 200 may be a wrist, an arm, an ankle, a leg, a neck, a torso, or any other suitable portion.

[0041] Running within the portion 200 of the body are at least one artery 210, illustrated by the dashed lines, and/or at least one vein 220, illustrated by the unbroken lines. In some embodiments, the scintillating fiber coil 112 is positioned to be proximate or in contact with a surface of the portion 200 of the body, for example proximate or in contact with a skin surface of the portion 200. In some embodiments, a collimator is placed between the scintillating fiber coil 112 and the skin surface of the portion 200. In some embodiments, the curved patterns of the scintillating fiber coil 112 are positioned to increase the number of loops around sections of the portion 200 where the one or more arteries 210 and/or veins 220 are closest to the surface of the portion 200. In other

embodiments, the curved patterns of the scintillating fiber coil 112 are distributed substantially evenly along the portion 200.

[0042] With reference to Figures 3A and 3B, the scintillating fiber coil 112 incorporates a radioluminescent material, that is to say a material comprising a plurality of molecules 306 which emit light when the molecules 306 absorb radiation. This can include alpha radiation, beta radiation, gamma radiation, any suitable combination thereof, or any other suitable kind of radiation. The scintillating fiber coil 112 may be made of any one or more of glass, plastic, crystal, or in some cases may be a tube or other container filled with a liquid material. The radioluminescent material may be embedded within the scintillating fiber coil 112, for example the scintillating fiber coil 112 includes an organic material, for example BCF-12[™] and/or BCF-60[™]. Alternatively, the radioluminescent material can be obtained in powder form, mixed with an adhesive, and then applied to a surface of the scintillating fiber coil 112. Examples of radioluminescent materials in powder form include inorganic scintillators Y2O3:Eu and Gd2O2S:Tb. In some embodiments, a range of diameter of the scintillating fiber coil 112 is less than or equal to 5 mm. In other embodiments, other diameters of the scintillating fiber coil 112 are considered. The scintillating fiber coil 112 may have any suitable cross-section. When a positron or other radioactive particle collides with, or otherwise interacts with, the scintillating fiber coil 112, the molecules 306 of the scintillating fiber coil 112 produce a plurality of photons.

[0043] When a radiotracer is administered to the portion 200 of the body, or to the body generally, radiotracer particles, for example the particle 302, will flow through the artery 210. In some embodiments, the radiotracer can be any suitable positron-emitting radiotracer for administering to a body, including isotopes of carbon, nitrogen, oxygen, fluorine, gallium, zirconium, rubidium, and the like. In other embodiments, the radiotracer can be any suitable photon emitting radiotracer for administering to a body, including isotopes of technetium, indium, iodine, and the like. Although the particle 302 is shown as flowing through the artery 210, it should be understood that the particle 320 can also flow through the vein 220. In addition, although the following discussion

focuses on positron-emitting radiotracers, other types of radiotracers are considered.

[0044] With continued reference to Figure 3A, in some embodiments the radiotracer particle 302 is a positron-emitting particle. When the radiotracer particle 302, flowing through the artery 210, emits a positron 304, the positron 304 may be directed toward the scintillating fiber coil 112. During traversal of the scintillating fiber coil 112, the positron 304 causes the molecules 306 to produce photons, which are emitted isotropically. A first plurality of the photons, illustrated by the arrow 308₁, travels along the scintillating fiber coil 112 in a first direction, and a second plurality of the photons, illustrated by the arrow 308₁, travels along the scintillating fiber coil 112 in a first direction. Although the photons produced by the molecules 306 may scatter in multiple directions, the light-guiding properties of the scintillating fiber coil 112 cause at least some of the photons groduced by the molecules 306 to form the first and second pluralities of photons 308₁, 308₂ which travel along the scintillating fiber coil 112 in opposite directions, as illustrated by the arrows.

[0045] In some embodiments, the distance between the superficial artery 210 or the vein 220 and the surface of the portion 200 is approximately 2-3 mm. Depending on the radiotracer used, positrons 304 emitted by the radiotracer particles 302 used for PET imaging have a range of travel distances in tissue which composes the portion 200. For example, positrons emitted from Fluorine-18 have a range of 2.6 mm, and positrons emitted from Gallium-68 have a range of 10.3 mm. In embodiments which use a positron-emitting radiotracer, the scintillating fiber coil 112 is placed in close proximity to the surface of the portion 200. This may facilitate collisions between the emitted positrons 304 and the radioluminescent molecules 306 in the scintillating fiber coil 112.

[0046] With continued reference to Figure 3B, in some other embodiments the radiotracer particle 302 is a photon-emitting particle. In this embodiment, the radiotracer activity monitor 110 includes a microcollimator 320 which is located between the surface of the portion 200 and the scintillating fiber coil 112. The microcollimator 320 is made of a high-density material which is placed in

contact with a surface of the portion 200 and which connects to the scintillating fiber coil 112. The microcollimator 320 is provided with a plurality of lengthwise holes which traverse the microcollimator 320, which serve to narrow and/or focus photons from the portion 200 which is incident the microcollimator 320. When the radiotracer particle 302, flowing through the artery 210, emits a photon 314, the photon 314 is directed within the microcollimator 320 and carried to the scintillating fiber coil 112. It should be noted that the photons emitted by the radiotracer, including the photon 314 emitted by the radiotracer particle 302, are emitted isotropically, that is to say substantially uniformly in all directions. The microcollimator 320 is configured to direct a subset of the emitted photons via the holes in the microcollimator 320 to the scintillating fiber coil 112. The subset of photons is then collected by the scintillating fiber coil 112 and transmitted as the pluralities of photons 308_1 , 308_2 along the scintillating fiber coil 112.

[0047] With continued reference to Figure 2, the pluralities of photons 308₁, 308₂ travel along the scintillating fiber coil 112 toward the ends 122, 124 of the scintillating fiber coil 112. Connected at the first end 122 of the scintillating fiber coil 112 is the photon detector 116_1 , and connected at the second end 124 of the scintillating fiber coil 112 is the photon detector 116₂. The photon detectors 116₁, 116₂ may be implemented as photomultiplier tubes, silicon photomultipliers, avalanche photodiodes, PIN diodes, and the like, or any other suitable type of photodetector. In some embodiments, one photon detector can be used to implement both the photon detector 116₁ and the photon detector 1162. In embodiments where two separate photon detectors 1161, 1162 are used, the first plurality of photons 308_1 is detected by the photon detector 116_1 , and the second plurality of photons 308₂ is detected by the photon detector 116₂. In embodiments where one photon detector is used, the one photon detector is connected to both ends 122 and 124 of the scintillating fiber coil 112 and detects both the first and the second pluralities of photons 308₁, 308₂. In some embodiments, at least some of the scintillating fiber coil 112, the fiber optic cables 114_1 and 144_2 , and the photon detectors 116_1 and 116_2 are retained within a structure that substantially prevents stray photons from light

- 10 -

sources, for example nearby lamps or the sun, from interfering with the photons 308₁, 308₂ travelling along the scintillating fiber coil 112.

[0048] In some embodiments, the first end 122 of the scintillating fiber coil 112 is connected to the fiber optic cable 114₁, and the second end 124 of the scintillating fiber coil 112 is connected to the fiber optic cable 114₂. The fiber optic cables 114₁, 114₂ carry the pluralities of photons 308₁, 308₂ toward the photon detectors 116₁, 116₂. The fiber optic cables 114₁ and 114₂ are used to carry the pluralities of photons 308_1 , 308_2 to the photon detectors 116_1 and 116_2 when the photon detectors 116_1 and 116_2 are located remotely from the portion 200. Distancing the photon detectors 116_1 and 116_2 from the portion 200 may help to avoid contaminating signal interference by other emitted particles, for example by the radiotracer. In addition, in embodiments where the scanner 102 is a PET-MRI scanner, there are restrictions on the presence of magnetic materials in proximity to the scanner 102. The fiber optic cables 114₁, 114₂ are used to convey the pluralities of photons 308_1 , 308_2 away from the scanner 102, for example to an adjacent or remote room where the photon detectors 116₁, 116₂ and/or other components of the scan system 100. In other embodiments, the first and second ends 122, 124 of the scintillating fiber coil 112 are connected to the photon detectors 116₁, 116₂ without the fiber optic cables 114₁, 114₂. In some such embodiments, the photon detectors 116₁ and 116₂ can be provided with shielding to avoid contamination by the other emitted particles.

[0049] Due to the material properties of the material which constitutes the scintillating fiber coil 112, the photons of the pluralities of photons 308_1 , 308_2 are subjected to an attenuation effect, which is manifested by the absorption of at least some of the photons of the pluralities of photons 308_1 , 308_2 as the pluralities of photons 308_1 , 308_2 travel along the scintillating fiber coil 112. The rate at which the scintillating fiber coil 112 absorbs photons of the pluralities of photons 308_1 , 308_2 is defined as an attenuation coefficient, and is typically expressed as a decibel (dB) reduction in signal intensity. The fiber optic cables 114_1 , 114_2 also subject the pluralities of photons 308_1 , 308_2 to attenuation. In some embodiments, the attenuation coefficient of the scintillating fiber coil 112

WO 2018/218361

PCT/CA2018/050644

is higher than the attenuation coefficient of the fiber optic cables 114_1 , 114_2 . For example, the attenuation coefficient of the scintillating fiber coil 112 is one, two, three, or more orders of magnitude higher than the attenuation coefficient of the fiber optic cables 114_1 , 114_2 . In some other embodiments, the attenuation coefficient of the scintillating fiber coil 112 is less than that of the fiber optic cables 114_1 , 114_2 . In some other embodiments, the attenuation coefficient of the scintillating fiber coil 112 is less than that of the fiber optic cables 114_1 , 114_2 can have any suitable attenuation coefficient. In some embodiments, the attenuation coefficient for the scintillating fiber coil 112 and the fiber optic cables 114_1 , 114_2 can have any suitable attenuation coefficient. In some embodiments, the attenuation coefficient for the scintillating fiber coil 112 and/or the fiber optic cables 114_1 , 104_2 is selected to optimize the transmission of the pluralities of photons 308_1 , 308_2 . In other embodiments, the attenuation coefficient for the scintillating fiber coil 114_1 , 114_2 is selected to limit an intensity of the pluralities of photons 308_1 , 308_2 .

[0050] The photon detectors 116_1 , 116_2 each receive a respective one of the pluralities of photons 308_1 , 308_2 as attenuated first by the scintillating fiber coil 112, and second by the respective fiber optic cables 114_1 , 114_2 . The photon detectors 116_1 , 116_2 then transform the respective one of the pluralities of photons 308_1 , 308_2 received into respective electrical signals. The photon detector 116_1 transforms the first plurality of photons 308_1 into a first electrical signal, and the photon detector 116_2 transforms the second plurality of photons 308_2 into a second electrical signal. The photon detectors 116_1 , 116_2 can be any suitable type of photon detector, as described hereinabove.

[0051] The photon detectors 116_1 , 116_2 are connected to the coincidence detector 117 which is configured for associating photons received at the photon detector 116_1 with photons received at the photon detector 116_2 . More specifically, and with continued reference with Figure 3A, when the positron 304 interacts with the scintillating fiber coil 112, the two pluralities of photons 308_1 and 308_2 are generated due to a common interaction event and sent along toward the photon detectors 116_1 , 116_2 . Similar behaviour occurs in the example of Figure 3B. The coincidence detector 117 detects when the two pluralities of photons 308_1 and 308_2 are received at the photon detectors 116_1 , 116_2 . Similar behaviour occurs in the example of photons 308_1 and 308_2 are received at the photon detectors 116_1 , 116_2 and associates the two pluralities of photons 308_1 and 308_2 to one another.

WO 2018/218361

PCT/CA2018/050644

[0052] In some embodiments, the coincidence detector 117 operates on the electrical signals produced by the photon detectors 116_1 , 116_2 . For example, the coincidence detector 117 is configured to determine an electrical signal produced by the photon detector 116_1 is received at the same time as an electrical signal produced by the photon detectors 116_2 . In other embodiments, for example where the photon detectors 116_1 and 116_2 are implemented by a single photon detector, the functionality of the coincidence detector 117 is also provided by the single photon detector, and can operate on the received pluralities of photons 308_1 and 308_2 and/or on the electrical signals produced thereby.

[0053] The electrical signals produced by the photon detectors 116_1 , 116_2 are sent to the interaction position determination module 118. In addition, information associating pluralities of photons 308_1 and 308_2 to one another produced by the coincidence detector 117 is sent to the interaction position determination module 118. The electrical signal and the information from the coincidence detector 117 can be sent via one or more wires, via one or more wireless communication pathways, or via any other suitable communication medium. The photon detectors 116_1 , 116_2 and the coincidence detector 117 are equipped with any suitable communication interfaces for providing the electrical signals to the interaction position determination module 118.

[0054] The interaction position determination module 118 is configured for receiving the electrical signals produced by the photon detectors 116_1 , 116_2 and the information produced by the coincidence detector 117, and for determining a position along the scintillating fiber coil 112 at which the positron 304 interacted with the one of the molecules 306 of the scintillating fiber coil 112, called a position of interaction, based on the electrical signals produced by the photon detectors 116_1 , 116_2 and the associations between the pluralities of photons 308_1 and 308_2 .

[0055] In some embodiments, the electrical signals provided to the interaction position determination module 118 are analog signals having respective amplitudes which are indicative of a photon count received by the photon

detectors 116_1 , 116_2 . Put differently, the first electrical signal output by the photon detector 116_1 has a first amplitude which is indicative of a number of photons present in the first plurality of photons 308_1 , and the second electrical signal output by the photon detector 116_2 has a second amplitude which is indicative of a number of photons present in the second plurality of photons 308_2 . In some embodiments, the interaction position determination module 118 is configured to process the electrical signals received from the photon detectors 116_1 , 116_2 . For example, the interaction position detectors 116_1 , 116_2 . For example, the interaction position detectors 116_1 , 116_2 , for example using one or more op-amps. In another example, the interaction position detectors 116_1 , 116_2 .

[0056] Once the electrical signals received from the photon detectors 116_1 , 116_2 by the interaction position determination module 118 are processed, the interaction position determination module 118 associates the electrical signals with one another based on the information provided by the coincidence detector 117. The interaction position determination module 118 then compares parameters of the pluralities of photons 308_1 , 308_2 to determine the position of interaction for the first and second pluralities of photons 308_1 , 308_2 .

[0057] In some embodiments, the interaction position determination module 118 determines the position of interaction based on relative degrees of attenuation of the first and second pluralities of photons 308_1 , 308_2 . If the plurality of photons 308_1 is less attenuated than the plurality of photons 308_2 , then the position of interaction is closer to the end 122 than to the end 124 of the scintillating fiber coil, and vice-versa. For example, the interaction position of interaction of module 118 uses an algorithm to determine the position of interaction. In some embodiments, the interaction position determination module 118 uses the function R(z)

$$R(z) = \frac{2z}{\lambda_a} = \ln\left(\frac{S_2}{S_1}\right)$$

- 14 -

to determine the position of interaction, where *z* is the position of interaction, λ_a is the attenuation length of the scintillating fiber coil 112, S_1 is the amplitude of the electrical signal generated by the photon detector 116₁, and S_2 is the amplitude of the electrical signal generated by the photon detector 116₂.

[0058] In other embodiments, the interaction position determination module 118 determines the position of interaction based on a comparison of wavelength spectra of the first and second pluralities of photons 308_1 , 308_2 . For example, the interaction position determination module 118 compares the wavelength spectra for the plurality of photons 308_1 in a given wavelength region to the wavelength spectra for the plurality of photons 308_2 .

[0059] The radiotracer activity monitor 110 determines the position of interactions between particles emitted by the individual radiotracer particles 302 and the scintillating fiber coil 112. Additionally, the radiotracer activity monitor 110 is configured for performing determinations regarding positions of interactions for multiple particle-scintillating fiber coil interactions, and is further configured for using the multiple positions of interactions to determine an IF for the mathematical kinetic models implemented by the PET/SPECT/PET-MRI scan analyzer 104. For example, the positions of interaction are used to determine the extent to which the radiotracer has travelled along the portion 200, a rate at which the radiotracer has travelled along or through the portion 200, or to determine a rate of emission of positrons by the radiotracer to establish a benchmark or standard of particle emission output by the radiotracer.

[0060] In some embodiments, the radiotracer activity monitor 110 uses the interactions within an initial time period of the radiotracer administration to determine a geometrical extent of the arteries 210 and veins 220 in the portion 200, as described in greater detail hereinbelow. The initial time period may last for any suitable duration, for example short enough to rule out radiotracer migration outside the arteries 210 and veins 220. In some embodiments, the measured geometrical extent of the arteries 210 and veins 220 is used throughout the remainder of a monitoring period during the PET/SPECT/PET-

MRI scan, to rule out artificial ambient radiation, corresponding to radiotracer activity that originates from radiotracer particles outside the arteries 210 and veins 220.

[0061] With reference to Figure 4, in some embodiments the radiotracer activity monitor 110 further includes an ambient radiation monitor 400. The ambient radiation monitor 400 includes a pair of radiation detectors 412_1 , 412_2 , a pair of transmission cables 414_1 , 414_2 , a pair of readout modules 416_1 , 416_2 , and a coincidence detector 418. The radiation detectors 412_1 , 412_2 are each connected to a respective one of the readout modules 416_1 , 416_2 by way of one of the transmission cables 414_1 , 414_2 . The radiation detectors 412_1 , 412_2 are configured to produce signals which are carried by the transmission cables 414_1 , 414_2 and to the coincidence detector 418. In some embodiments, the transmission cables 414_1 , 414_2 are omitted and the radiation detectors 412_1 , 412_2 are connected to the readout modules 416_1 , 414_2 are omitted and the radiation detectors 412_1 , 412_2 are connected to the coincidence detector 418. In some embodiments, the transmission cables 414_1 , 414_2 are omitted and the radiation detectors 412_1 , 412_2 are connected to the readout modules 416_1 , 416_2 and to the coincidence detector 418.

[0062] In some embodiments, the ambient radiation monitor 400 is configured for determining a level of background radiation in the vicinity of the portion 200. In some other embodiments, the ambient radiation monitor 400 is configured for determining a level of artificial ambient radiation produced by the presence of the radiotracer in other portions of the body beyond the portion 200 and/or the presence of the radiotracer in the portion 200 other than in the artery 210 and/or the vein 220. In some embodiments, the ambient radiation monitor 400 is configured for determining both the level of background radiation and the level of artificial ambient radiation. The interaction position determination module 118 is provided with the level of background radiation and/or the level of artificial ambient radiation, which is used to further refine the determination of the positions of interaction. In some embodiments, the interaction position determination module 118 is configured to further refine the determination of the arterial IF based on the level of background radiation and/or the level of artificial ambient radiation.

[0063] In some embodiments, the radiation detectors 412₁ and 412₂ are connected to the readout modules 416₁ and 416₂ via respective transmission cables 414_1 , 414_2 . The radiation detectors 412_1 and 412_2 can be an ion chamber, scintillation detector, semiconductor detector, or any other suitable device for detecting radiation. The transmission cables 414₁ and 414₂ can be any suitable medium for transmitting information from the radiation detectors 412_1 and 412_2 to the photon detectors 416_1 and 416_2 , including electric wire to transmit electric signals, fiber optic cables to transmit pluralities of photons, or any other suitable transmission medium. The readout modules 4161 and 4162 can be op-amps, photon detectors, or any other suitable device for interpreting the readings obtained from the radiation detectors 412_1 and 412_2 . For example, in embodiments where the radiation detectors 412_1 and 412_2 are ion chambers, the transmission cables 414₁ and 414₂ are cables for transmitting electrical signals, and the readout modules 416_1 and 416_2 are amplifiers which amplify the analog electric signal produced by the ion chamber. The ambient radiation monitor 400 also includes a coincidence detector 418 to which the readout modules 416₁, 416₂ are connected. The coincidence detector 418 is configured for operating in much the same way as the coincidence detector 117, described hereinabove.

[0064] The radiation detectors 412_1 , 412_2 are positioned proximate the portion 200 of the body, for example on opposite sides thereof, and are proximate the scintillating coil 112. The radiation detectors 412_1 , 412_2 are configured for monitoring the level of background radiation and/or the level of artificial ambient radiation in the vicinity of the portion 200. For example, the detectors 412_1 and 412_2 can monitor stray radiation that is incident to the portion 200 from a different part of the body. The timing parameter that is associated with a background radiation event detected with the radiation detectors 412_1 and 412_2 can be compared with the timing parameters that are associated with the radiation detected with the scintillating fiber coil 112. If the timing parameters match, then the signal detected with the scintillating coil 112 is rejected, as it originates from another part of the body than the portion 200.

- 17 -

WO 2018/218361

PCT/CA2018/050644

[0065] In some embodiments, the ambient radiation monitor 400 is configured for monitoring the radiotracer activity in the portion 200. When a positron from the radiotracer interacts with an electron in the portion 200, two photons which travel in opposite directions are produced. The ambient radiation monitor 400, and more specifically the readout modules 416₁ and 416₂ and the coincidence detector 418 will be used to determine if the two photons originate from the same interaction event. The solid angle that the two radiation detectors 412₁, 412₂ span determines the subset of all photons from interaction events that can be detected. The solid angle, and the efficiency of the radiation detectors 412₁, 412₂, and the like, are used to determine the total radiotracer activity in the portion 200. In some embodiments, the radiation detectors 412₁ and 412₂ are composed of a scintillating material, which may be similar to the material used in the scintillating fiber coil 112. In some such embodiments, the radiation detectors 412₁, 412₂ and any associated light sensitive elements, for example the fiber optic cables 414_1 and 414_2 and the readout modules 416_1 and 416_2 , are retained within a structure that substantially prevents stray photons from light sources, for example nearby lamps or the sun, from interfering with the photons 308_1 , 308_2 travelling from the radiation detectors 412_1 and 412_2 .

[0066] With reference to Figure 5, in some embodiments the radiotracer activity monitor 110 further includes one or more secondary scintillating fiber coils 512 to enhance or augment the precision of the determination of positions of interaction. The secondary scintillating fiber coil 512 is connected at first and second ends to secondary fiber optic cables 514_1 , 514_2 , which carry pluralities of photons generated within the secondary scintillating fiber coil to photon detectors 516_1 , 516_2 . In this embodiment, three cascaded coincidence detectors 518_1 - 518_3 are included in the radiotracer activity monitor 110. It should be noted that the embodiment of the radiotracer activity monitor 110 shown in Figure 5 may be provided with or without the ambient radiation monitor 400. The embodiment of Figure 5 is used, for example, in situations of particularly high radiotracer activity in the portion 200.

[0067] In some embodiments, the secondary scintillating fiber coil 512 is substantially identical to the scintillating fiber coil 112, and is juxtaposed or

adjacent thereto. For example, loops of the secondary scintillating fiber coil 512 can be concentric with the loops of the scintillating fiber coil 112. In other embodiments, the secondary scintillating fiber coil 512 differs from the scintillating fiber coil in one or more ways, for example length, size, curved pattern spacing, curved pattern count, material, and the like. Additionally, in some other embodiments, the secondary scintillating fiber coil 512 is separated from the scintillating fiber coil 112 via an isolator, which can be a layer of opaque material, to prevent or minimize the risk of photons bleeding from one scintillating fiber coil to the other.

[0068] In the embodiment shown in Figure 5, the electrical signals output by the photon detectors 116_1 and 516_1 are fed to the first coincidence detector 518_1 , and the electrical signals output by the photon detectors 116_2 and 516_2 are fed to the second coincidence detector 518_2 . The coincidence detectors 518_1 and 518_2 output electrical signals which are sent to the third coincidence detector 518_3 , and the output of the third coincidence detector 518_3 is sent to the interaction position determination module 118.

[0069] The cascaded coincidence detectors 518_1 - 518_3 are used to ensure that the pluralities of photons received at the photon detectors 116_1 , 116_2 , 516_1 and 516_2 originate from a common set of interaction events. The cascade coincidence detectors 518_1 - 518_3 therefore reduce the risk of associating overlapping photon pluralities that originate from different interaction events with one and another.

[0070] It should also be noted that, although the embodiment of Figure 5 shows two separate scintillating fiber coils, 112 and 512, other embodiments of the radiotracer activity monitor 110 can include three, four, five, or more scintillating fiber coils, each with respective fiber optic cables and photon detectors. In addition, the cascaded coincidence detectors can be provided with additional levels to ensure that proper associations are made between received pluralities of photons.

[0071] In some embodiments, the length and/or loop count of the scintillating fiber coils 112, 512 is adjustable to compensate for the number of interaction

- 19 -

WO 2018/218361

PCT/CA2018/050644

events detected. For example, when too many interaction events are detected by the photon detectors 116_1 , 116_2 and/or 516_1 , 516_2 , the scintillating fiber coils 112, 512 can be shortened and/or have loops removed therefrom. In the converse case, where too few interaction events are detected, the scintillating fiber coils 112, 512 can be lengthened and/or have loops added thereto. For example, the scintillating fiber coil 112 and/or 512 is composed of a plurality of sections, each having one or more loops, and sections can be removed or added to adjust for the required level of activity in the scintillating fiber coil 112 and/or 512.

[0072] In addition, in some embodiments a radiation shield or other protective device is placed over a section of the portion 200 to improve a positional resolution of the radiotracer activity monitor 110. The radiation shield is configured for blocking any emissions by the radiotracer, such as positrons, from propagating. For example, if the positions of interaction cannot be determined with sufficient precision, the radiation shield can be placed on a top surface of the portion 200 between the portion 200 and the scintillating fiber coil 112, thereby blocking any emitted particles from the top of the portion 200 from reaching the scintillating fiber coil. As a result, the scintillating fiber coil 112 receives positrons only from lateral surfaces of the portion 200, which can lead to increased positional resolution.

[0073] With reference to Figure 6, there is shown a method 600 for determining a position of interaction along a scintillating fiber coil, for example the scintillating fiber coil 112. The method 600 may be implemented by the radiotracer activity monitor 110. At step 602, optionally a level of artificial ambient radiation proximate a scintillating fiber coil, for example the scintillating fiber coil 112, is measured. The artificial ambient radiation can include radiation produced by the radiotracer in other parts of the body (i.e. outside the portion 200) and/or radiation produced by the radiotracer outside the artery 210 and/or the vein 220. The level of artificial ambient radiation proximate a scintillating fiber coil can be determined by the ambient radiation monitor 400, as described hereinabove. WO 2018/218361

PCT/CA2018/050644

[0074] At step 604, the radiotracer activity monitor 110 detects a first plurality and a second plurality of photons, for example the pluralities of photons 308_1 , 308_2 , at first and second ends 122, 124 of the scintillating fiber coil 112. The radiotracer activity monitor 110 detects the pluralities of photons 308_1 , 308_2 using, for example, the photon detectors 116_1 , 116_2 .

[0075] At step 606, the radiotracer activity monitor 110 associates the first plurality of photons 308_1 and the second plurality of photons 308_2 with an interaction event based on a timing parameter. The interaction event, as described hereinabove, occurs when a radioactive particle, for example the positron 304 emitted by the radiotracer particle 302, collides or otherwise interacts with the scintillating fiber 112. For example, the association of the first plurality of photons 308_1 and the second plurality of photons 308_2 with the interaction event is performed by the interaction position determination module 118.

[0076] At step 608, a position of interaction for the interaction event is determined based on a comparison between first and second levels of attenuation to which the pluralities of photons 308_1 , 308_2 were subjected. The position of interaction is a particular location along the scintillating fiber coil 112 where the positron interacted with one or more molecules 306 of the scintillating fiber coil 112. For example, the interaction position determination module 118 uses an algorithm or equation to determine the position of interaction based on the first and second levels of attenuation. In some embodiments, the levels of attenuation are determined based on first and second amplitudes of electrical signals produced by the photon detectors 116_1 , 116_2 which are connected to the scintillating fiber coil 112.

[0077] Optionally, at step 610, the position of interaction is adjusted based on the level of artificial ambient radiation determined at step 602. In some embodiments, the adjustment includes adjusting the position value for the position of interaction, i.e. where along the scintillating fiber coil 112 the interaction occurred. In other embodiments, the adjustment includes discarding the position of interaction if the level of artificial ambient radiation indicates that

- 21 -

the photons produced were a result of an interaction from a radiotracer particle outside the portion 200, the artery 210, and/or the vein 220. It should be noted that step 610 can be performed based on the results of 602 and/or based on the results of 604, 606 and 608. For example, during a time period before the radiotracer is administered, the scintillating fiber coil 112 measures the background signal that is spontaneously generated in the system. This type of background is sometimes referred to as dark background. In another example, during initial seconds after the radiotracer has been administered, the scintillating fiber coil 112 can measure "well-defined" signals in the artery 210 and vein 220 before the radiotracers have migrated into smaller vessels adjacent to the artery 210 and vein 220. In a further example, during a later portion of a monitoring period, the radiotracer activity monitor 110 uses the welldefined signals discussed in the preceding example (i.e., the signals that define the artery 210 and vein 220) to reject radiation events that originate from radiotracers that have migrated into the smaller vessels. These events may be considered as the artificial ambient radiation and be rejected.

[0078] With reference to Figure 7, there is shown a method 700 for establishing a kinetic model IF in PET/SPECT/PET-MRI. In some embodiments, the method 700 is implemented at least in part by the radiotracer activity monitor 110. Optionally, at step 702, a level of background radiation proximate the portion 200, and the scintillating fiber coil 112, is measured. For example, the background radiation level is measured by the ambient radiation monitor 400, or by the scintillating fiber coil 112, or by any other suitable background radiation detection system. The level of background radiation is provided, for example, to the interaction position determination module 118, or to any other suitable processing element of the radiotracer activity monitor 110.

[0079] Optionally, at step 704, a radiotracer is administered to a body, for example the body to which the portion 200 belongs. The radiotracer can be any suitable radiotracer having any suitable radioactive element, for example a positron-emitting radioisotope, which includes isotopes of any one or more of carbon, nitrogen, oxygen, fluorine, gallium, zirconium, rubidium, and the like, or a photon-emitting radioisotope, which includes technetium, indium, iodine, and

WO 2018/218361

PCT/CA2018/050644

the like. The radiotracer can be administered to the body in any suitable fashion, for example orally, intravenously, or in any other suitable fashion. In some embodiments, the radiotracer is administered directly to the artery 210.

[0080] Optionally, at step 706, one or more initial iterations of the method 600 are performed to determine positions for the artery 210 and/or the vein 220. Shortly after the radiotracer is administered, the radiotracer is largely confined to the artery 210 and/or the vein 220, for example until the heart or other circulatory system in the body has begun to circulate the radiotracer throughout the body. The method 600 can be performed one or more times and, with the radiotracer confined to the artery 210 and/or the vein 220, the positions of the artery 210 and/or the vein 220 can be determined based on the positions of interactions detected by the method 600. This can include optional steps 602 and 610, which use the ambient radiation monitor 400 to measure artificial ambient radiation produced by the radiotracer or other radioactivity in other parts of the body and/or in the portion 200 that does not originate from the artery 210 and/or the vein 220. In some embodiments, the ambient radiation monitor 400 measures a total amount of radioactivity produced within the portion 200, and the radioactivity measured by the scintillating fiber coil 112 of the radiotracer activity monitor 110 is adjusted based on the measurements obtained from the ambient radiation monitor 400.

[0081] At step 708, the method 600 is performed to collect a position of interaction. The position of interaction can be stored in a memory or other data storage element of the radiotracer activity monitor 110 in any suitable fashion. Decision step 710 determines whether a sufficient number of positions of interaction have been collected by the radiotracer activity monitor 110. If not, the method 700 returns to step 708, and the method 600 is repeated to collect an additional position of interaction. If a sufficient number of positions of interaction have been collected, the method 700 proceeds to step 712. The requirement for a sufficient number of positions of interaction may be a few dozen, a few hundred, a few thousand, or any other suitable number.
PCT/CA2018/050644

[0082] At step 712, a kinetic model IF is established based on the positions of interaction. The kinetic model IF can be established in any suitable way, using any suitable algorithm or calculation. In embodiments where optional step 702 is performed, the level of background radiation is also used as part of the algorithm for establishing the kinetic model IF. Additionally, in embodiments of the method 700 where steps 702 and/or 706 are performed, establishing the kinetic model IF may include adjusting the positions of interaction and/or other elements of the kinetic model IF based on the level of background radiation and/or the arterial and/or veinal positions.

[0083] In embodiments where the radiotracer activity monitor 110 is the embodiment illustrated in Figure 5, therefore including the secondary scintillating coil 512 and the cascaded coincidence detectors 518_1-518_3 , the determination of the positions of interaction during the implementation of the method 600 at step 706 is performed based on the electrical signals received at both pairs of photon detectors 116_1 , 116_2 , and 516_1 , 516_2 . Thus, third and fourth pluralities of photons are received at the photon detectors 516_1 , 516_2 , in addition to the first and second pluralities of photons 308_1 , 308_2 which are received by the photon detectors 116_1 , 116_2 , and the method 600 is performed for both the interaction events causing the first and second pluralities of photons received by the photon detectors 516_1 , 516_2 , and the method 600 is performed for both the interaction events causing the first and second pluralities of photons received by the photon detectors 516_1 , 516_2 , and the kinetic model IF is based on both sets of positions of interaction.

[0084] With reference to Figure 8, the methods 600 and/or 700 may be implemented by a computing device 810, comprising a processing unit 812 and a memory 814 which has stored therein computer-executable instructions 816. The processing unit 812 may comprise any suitable devices configured to implement the method 200 such that instructions 816, when executed by the computing device 810 or other programmable apparatus, may cause the functions/acts/steps of the method 200 described herein to be executed. The processing unit 812 may comprise, for example, any type of general-purpose microprocessor or microcontroller, a digital signal processing (DSP) processor, a central processing unit (CPU), an integrated circuit, a field programmable gate

- 24 -

PCT/CA2018/050644

array (FPGA), a reconfigurable processor, other suitably programmed or programmable logic circuits, or any combination thereof.

[0085] The memory 814 may comprise any suitable known or other machinereadable storage medium. The memory 814 may comprise non-transitory computer readable storage medium, for example, but not limited to, an electronic, magnetic, optical, electromagnetic, infrared, or semiconductor system, apparatus, or device, or any suitable combination of the foregoing. The memory 814 may include a suitable combination of any type of computer memory that is located either internally or externally to device, for example random-access memory (RAM), read-only memory (ROM), compact disc readonly memory (CDROM), electro-optical memory, magneto-optical memory, erasable programmable read-only memory (EPROM), and electrically-erasable programmable read-only memory (EPROM), Ferroelectric RAM (FRAM) or the like. Memory 814 may comprise any storage means (e.g., devices) suitable for retrievably storing machine-readable instructions 816 executable by processing unit 812.

[0086] In some embodiments, a single computing device, such as the computing device 810, can be used to implement any one or more of the scan analyzer 104, the radiotracer activity monitor 110, and the interaction position determination module 118. In other embodiments, separate computing devices, for example the computing device 810, are provided for each of the scan analyzer 104, the radiotracer activity monitor 110, and the interaction position determination module 118.

[0087] The methods and systems for determining a position of interaction along a scintillating fiber coil and for establishing a kinetic model IF in PET/SPECT/PET-MRI described herein may be implemented in a high level procedural or object oriented programming or scripting language, or a combination thereof, to communicate with or assist in the operation of a computer system, for example the computing device 810. Alternatively, the methods and systems for determining a position of interaction along a scintillating fiber coil and for establishing a kinetic model IF in PET/SPECT/PET-

PCT/CA2018/050644

MRI may be implemented in assembly or machine language. The language may be a compiled or interpreted language. Program code for implementing the methods and systems for controlling operation of the deprime valve may be stored on a storage media or a device, for example a ROM, a magnetic disk, an optical disc, a flash drive, or any other suitable storage media or device. The program code may be readable by a general or special-purpose programmable computer for configuring and operating the computer when the storage media or device is read by the computer to perform the procedures described herein. Embodiments of the methods and systems for determining a position of interaction along a scintillating fiber coil and for establishing a kinetic model IF in PET/SPECT/PET-MRI may also be considered to be implemented by way of a non-transitory computer-readable storage medium having a computer program stored thereon. The computer program may comprise computerreadable instructions which cause a computer, or more specifically the processing unit 812 of the computing device 810, to operate in a specific and predefined manner to perform the functions described herein.

[0088] Computer-executable instructions may be in many forms, including program modules, executed by one or more computers or other devices. Generally, program modules include routines, programs, objects, components, data structures, etc., that perform particular tasks or implement particular abstract data types. Typically the functionality of the program modules may be combined or distributed as desired in various embodiments.

[0089] The above description is meant to be exemplary only, and one skilled in the relevant arts will recognize that changes may be made to the embodiments described without departing from the scope of the invention disclosed. For example, the blocks and/or operations in the flowcharts and drawings described herein are for purposes of example only. There may be many variations to these blocks and/or operations without departing from the teachings of the present disclosure. For instance, the blocks may be performed in a differing order, or blocks may be added, deleted, or modified. While illustrated in the block diagrams as groups of discrete components communicating with each other via distinct data signal connections, it will be understood by those skilled

PCT/CA2018/050644

in the art that the present embodiments are provided by a combination of hardware and software components, with some components being implemented by a given function or operation of a hardware or software system, and many of the data paths illustrated being implemented by data communication within a computer application or operating system. The structure illustrated is thus provided for efficiency of teaching the present embodiment. The present disclosure may be embodied in other specific forms without departing from the subject matter of the claims. Also, one skilled in the relevant arts will appreciate that while the systems, methods and computer readable mediums disclosed and shown herein may comprise a specific number of elements/components, the systems, methods and computer readable mediums may be modified to include additional or fewer of such elements/components. The present disclosure is also intended to cover and embrace all suitable changes in technology. Modifications which fall within the scope of the present invention will be apparent to those skilled in the art, in light of a review of this disclosure, and such modifications are intended to fall within the appended claims.

- 27 -

<u>CLAIMS:</u>

1. A method for determining a position of interaction along a scintillating fiber coil, comprising:

detecting a first plurality and second plurality of photons at first and second ends of the scintillating fiber coil, respectively, the first and second pluralities of photons produced by an interaction event between a radiotracer and the scintillating fiber coil;

associating the first plurality of photons and the second plurality of photons with the interaction event based on a timing parameter; and

determining a position of interaction for the interaction event based on a comparison between a first parameter of the first plurality of photons and a second parameter of the second plurality of photons.

2. The method of claim 1, further comprising measuring a level of background radiation proximate the scintillating fiber coil, wherein determining a position of interaction comprises adjusting the first and second levels of attenuation based on the level of background radiation.

3. The method of claim 1 or 2, wherein detecting the first plurality and second plurality of photons produced by the scintillating fiber coil comprises receiving the first and second pluralities of photons via an optical fiber.

4. The method of claim 3, wherein an attenuation coefficient of the optical fiber is lower than an attenuation coefficient of the scintillating fiber coil.

5. The method of any one of claims 1 to 4, wherein detecting the first plurality and second plurality of photons produced by the scintillating fiber coil comprises determining, via a coincidence detector, that the first plurality of photons and the second plurality of photons are produced by the interaction event based on a time of receipt of the first plurality of photons and of the second plurality of photons.

PCT/CA2018/050644

6. The method of any one of claims 1 to 5, wherein the first and second parameters are first and second attenuation levels, respectively.

7. The method of any one of claims 1 to 6, further comprising positioning the scintillating fiber coil to substantially cover a portion of a body.

8. The method of claim 8, wherein the portion of the body is a wrist.

9. The method of any one of claims 1 to 8, further comprising administering the radiotracer.

10. A method for establishing a kinetic model input function in one of positron emission tomography and single-photon emission computed tomography, comprising:

performing the method of any one of claims 1 to 9 multiple times for a plurality of interaction events to obtain a plurality of positions of interaction; and

establishing the kinetic model input function based on the plurality of positions of interaction.

11. A device for establishing a kinetic model IF in positron emission tomography and single-photon emission computed tomography, comprising:

a scintillating fiber coil arranged for substantially covering a portion of a body, the scintillating fiber coil having a first end and a second end;

at least one photon detector optically connected to the first and second ends of the scintillating fiber coil; and

a processing device communicatively coupled to the at least one photon detector and configured for:

for each of a plurality of interaction events between the scintillating fiber coil and a radiotracer in the body:

detecting first and second pluralities of photons at first and second ends of the scintillating fiber coil, respectively, the first and second pluralities of photons produced by the interaction event;

associating the first plurality of photons and the second plurality of photons with the interaction event based on a timing parameter; and

determining a position of interaction for the interaction event based on a comparison between a first parameter of the first plurality of photons and a second parameter of the second plurality of photons; and

establishing a kinetic model input function based on the positions of interaction.

12. The device of claim 11, further comprising an ambient radiation monitor communicatively coupled to the processing device, wherein the processing device is further configured for obtaining a measurement of a level of background radiation proximate the scintillating fiber coil from the ambient radiation monitor, and wherein determining a position of interaction comprises adjusting the first and second levels of attenuation based on the level of background radiation.

13. The device of claim 11 or 23, wherein the level of background radiation comprises radiation produced by the body.

14. The device of any one of claims 11 to 13, further comprising an optical fiber, wherein the at least one photon detector is optically connected to the first and second ends of the scintillating fiber coil via the optical fiber.

15. The device of claim 14, wherein an attenuation coefficient of the optical fiber is lower than an attenuation coefficient of the scintillating fiber coil.

16. The device of any one of claims 11 to 15, further comprising a coincidence detector, wherein the processing device is configured for operating

the coincidence detector to detect the first plurality and second plurality of photons produced by the scintillating fiber coil to determine that first plurality of photons and the second plurality of photons are produced by the interaction event based on a time of receipt of the first plurality of photons and of the second plurality of photons.

17. The device of any one of claims 11 to 16, wherein the first and second parameters are first and second attenuation levels, respectively.

18. The device of any one of claims 11 to 17, wherein the portion of the body is a wrist.

19. The device of any one of claims 11 to 18, further comprising a subsequent scintillating fiber coil optically connected to the at least one photon detector, wherein the processing device is further configured for performing the steps of detecting, associating, and determining for third and fourth pluralities of photons for a subsequent plurality of interaction events between the subsequent scintillating fiber coil and the radiotracer.

20. The device of claim 19, wherein the subsequent scintillating fiber coil is arranged for substantially covering a subsequent portion of the body at least in part different from the portion of the body.



FIGURE 1

100



















FIGURE 8

International application No. **INTERNATIONAL SEARCH REPORT** PCT/CA2018/050644 A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC: G01T 1/29 (2006.01), G01T 1/164 (2006.01), G01R 33/563 (2006.01) According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC **B. FIELDS SEARCHED** Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC: ALL Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic database(s) consulted during the international search (name of database(s) and, where practicable, search terms used) QUESTEL-ORBIT & IEEEXploreTM & www (Google) & keywords: "Positron Emission Tomography", PET, "PET scanner"; Time-of-Flight, TOF; photons opposite directions; radiopharamaceutical, radiotracer, radionuclide, radioisotope, "radioactive tracer", "photon-emitting tracer"; fiber/optical/scintillating/luminescent/radioluminescent/"light emitting" coil/spiral/helix; background radiation; adjust attenuation C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT Category* Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages Relevant to claim No. Y WO 2017/010896 A1 (Glowacz et al.) - 19 January 2017 (19-01-2017) 1, 3-11, 14-20 * Abstract; p. 1, 4th par, last par.; p. 2, 2nd par., last par ; p. 5, 1st par; p. 8, 1st par.; Fig. 4 US 4,413,184 (Marrone) - 1 November 1983 (01-11-1983) Y 1, 3-11, 14-20 * Abstract; col. 3, 11. 1-5; col. 2, 11. 65-68; col. 4, 11. 23, 33, 47-51; Fig. 5* Tatsuya Nakamura et al. 3.6.3 Development of position-sensitive scintillation neutron Α detectors at J-PARC/MLF, JAEA-Conf 2015-002, pages 391-398 * section "4.2 Scintillator WLS fiber coil detector" * Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex. later document published after the international filing date or priority Special categories of cited documents: "T" "A" document defining the general state of the art which is not considered date and not in conflict with the application but cited to understand to be of particular relevance the principle or theory underlying the invention "E" earlier application or patent but published on or after the international "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be filing date considered novel or cannot be considered to involve an inventive "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is step when the document is taken alone "V" document of particular relevance; the claimed invention cannot be cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) considered to involve an inventive step when the document is document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "O" combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "P" document published prior to the international filing date but later than "&" document member of the same patent family the priority date claimed Date of the actual completion of the international search Date of mailing of the international search report 03 August 2018 (03-08-2018) 03 August 2018 (03-08-2018) Name and mailing address of the ISA/CA Authorized officer Canadian Intellectual Property Office Place du Portage I, C114 - 1st Floor, Box PCT Cristian S. Popa (819) 639-8274 50 Victoria Street Gatineau, Quebec K1A 0C9 Facsimile No.: 819-953-2476

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (January 2015)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT International application PCT/CA2018	n No. 1 050644
Patent DocumentPublicationPatent FamilyPublicationCited in Search ReportDateMember(s)Date	
WO 2017/010896 A1 19 January 2017 (19-01-2017) EP 3323001 A1 23 May 2018 2018 PL 413150 A1 30 January 2017 (3 PL 228003 B1 28 February 2018	8-05-23 0-01-2017) (28-02-019\8)
US 4,413,184 1 November 1983 (01-11-1983)	