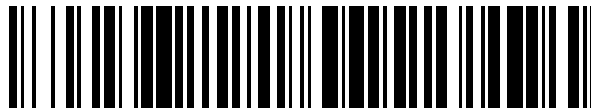


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 728 930**

51 Int. Cl.:

**A61N 5/06**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.05.2015 PCT/EP2015/061747**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.12.2015 WO15181251**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.05.2015 E 15725335 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.02.2019 EP 3148642**

54 Título: **Aparato y método para la profilaxis de deficiencia auditiva o vértigo**

30 Prioridad:

**27.05.2014 DE 102014107447**  
**27.05.2014 DE 102014107448**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**29.10.2019**

73 Titular/es:

**ERNST, ARNEBORG (50.0%)**  
**Biesalski**trasse 3  
**14169 Berlin, DE y**  
**BASTA, DIETMAR (50.0%)**

72 Inventor/es:

**ERNST, ARNEBORG y**  
**BASTA, DIETMAR**

74 Agente/Representante:

**INGENIAS CREACIONES, SIGNOS E**  
**INVENCIONES, SLP**

**ES 2 728 930 T3**

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

## DESCRIPCIÓN

Aparato y método para la profilaxis de deficiencia auditiva o vértigo

5 La invención se refiere a un aparato de irradiación para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo, un sistema de componentes del aparato operativamente conectados que interactúan entre sí, y métodos que usan el aparato de irradiación para la irradiación profiláctica del oído interno con fotones para prevenir la deficiencia auditiva y/o el vértigo en un usuario del aparato de irradiación.

10 El oído representa un sentido importante para los seres humanos para percibir su entorno, y es necesario para la comunicación oral con otros seres humanos. Como resultado de diversas fuentes de sonido y ruido en sus alrededores, el oído humano se expone a un grave estrés que se manifiesta como el daño a la cóclea en el oído interno. Además de la cóclea, el oído interno comprende el sistema vestibular, que es un componente clave del órgano del equilibrio en los seres humanos. El sentido del equilibrio se usa para determinar la postura y la orientación en el espacio, y es, por tanto, esencial para la postura y el movimiento estables. Una disminución en las células ciliadas sensoriales en la cóclea y el sistema vestibular, así como en las neuronas aguas abajo, se conoce como un signo neuroanatómico de desarrollo degenerativo en los sistemas auditivos y de equilibrio debido a influencias medioambientales, enfermedades, o procesos de envejecimiento. Las estructuras auditivas periféricas y vestibulares en el oído interno, es decir, las estructuras receptoras y neuronales usadas para la audición y percepción del sentido del equilibrio, se afectan en etapas tempranas. Inicialmente, mueren las células ciliadas sensoriales externas y las células del ganglio espiral. A medida que progresa el desarrollo, se dañan las células ciliadas sensoriales internas y las estructuras auditivas y vestibulares del sistema nervioso central.

25 Existen en el estado de la técnica métodos de tratamiento de la deficiencia auditiva. Prell, et al., Hear Res. 226 (1-2): 22-43 (2007) describen el tratamiento de traumatismo por ruido por administración de antioxidantes. Sin embargo, el tomar una sustancia activa se puede asociar a efectos secundarios.

30 Los documentos de patente DE 29720442 U1 y DE 29808193 U1 describen cada uno un aparato en el que un láser se integra en el auricular de un dispositivo de transmisión de sonido o un dispositivo de protección del oído, teniendo la radiación del láser la finalidad de prevenir el daño al oído interno. Sin embargo, estos métodos profilácticos se restringen a situaciones en las que la percepción acústica de los alrededores es limitada, y por tanto no son adecuados para la profilaxis a largo plazo durante un día entero. Además, los intervalos de parámetros preferidos para la salida de radiación láser se especifican a 1 mW a 50 mW y una longitud de onda de 600 nm a 900 nm. No se logra profilaxis eficaz cuando el aparato se usa con una selección general de parámetros de estos intervalos.

35 El documento de patente US 2013/0172960 A1 desvela un método para la inversión de sordera parcial usando terapia con láser de bajo nivel (LLLT) tras el traumatismo por ruido. En este método, el oído interno es preferentemente irradiado diariamente durante un periodo de 60 minutos con luz de láser que tiene una longitud de onda de 780 nm, 830 nm o 980 nm y una intensidad de salida de 165 mW/cm<sup>2</sup>. El método define parámetros preferidos para el tratamiento tras el traumatismo por ruido, y logra éxito terapéutico, en particular después de más de 10 días de tratamiento. Sin embargo, el método desvelado no es adecuado para la profilaxis de deficiencia auditiva.

45 Además, los documentos de patente US 2011/295331 A1, US 2013/023962 A1, US 2010/174329 A1 y US 2011/282417 A1 desvelan dispositivos para irradiar un oído interno con luz en el intervalo infrarrojo para generar impresiones sensoriales auditivas en las células nerviosas por estimulación óptica. La potencia de la radiación se modula en respuesta a las señales acústicas y se optimiza para provocar potenciales de acción. No se logra un efecto protector sobre el oído interno para prevenir el daño por la radiación estimulante.

50 El objeto de la invención es proporcionar un aparato, un sistema que comprende este aparato, y un método que logra la profilaxis eficaz de deficiencia auditiva y/o vértigo y eliminar las desventajas del estado de la técnica.

55 Este objeto se logra por un aparato de irradiación de fotones según la reivindicación 1. El aparato de irradiación para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo se caracteriza porque el aparato comprende un emisor de fotones para irradiar el oído interno, y una unidad de control controlada por ordenador que controla la potencia de salida del haz de fotones basándose en datos de medición.

60 El aparato según la invención se puede incorporar ventajosamente en un sistema de aparato que comprende una pluralidad de componentes de aparato, en el que se miden las señales referentes a un usuario del aparato de irradiación y/o los alrededores del usuario, y además, se calcula una potencia de salida (P) de un emisor de fotones para la irradiación protectora del oído interno basándose en estos datos de medición, y la potencia de salida del emisor de fotones se establece al valor P calculado y el oído interno se irradia con la potencia de salida P. Es decir, en el sistema según la invención, sistema que se refiere a un grupo de elementos de aparato interconectados u operativamente conectados, interactúan funcionalmente entre sí una pluralidad de componentes de aparato para lograr el objetivo según la invención.

65

Un método para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo, usando el aparato de irradiación según la invención, se desvela en las reivindicaciones independientes. Las realizaciones preferidas son la materia de las reivindicaciones dependientes.

5 Según la reivindicación 1, el aparato de irradiación para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo se caracteriza porque el aparato comprende un emisor de fotones para irradiar el oído interno, y una unidad de control automática basada en datos de medición para controlar la potencia de salida del emisor de fotones.

10 Se entiende preferentemente que un emisor de fotones significa una fuente de radiación que emite fotones. Las realizaciones muy preferidas de dichos emisores de fotones son láseres emisores de fotones o diodos emisores de luz.

15 Se entiende en particular que la potencia de salida del emisor de fotones significa la potencia de radiación total del haz de fotones emitida por el emisor de fotones. En particular, por tanto, se entiende que la potencia de salida del emisor de fotones significa la energía emitida del haz de fotones por unidad de tiempo. La unidad preferida para la potencia de salida del emisor de fotones es el vatio (W) o mW. Se conoce por los expertos en la técnica cómo se puede determinar la potencia de salida de un haz de fotones, preferentemente por medio de un fotómetro. En el enfoque del haz de fotones sobre una diana dada, preferentemente el oído interno, se entiende en particular que la potencia de salida del emisor de fotones significa la potencia de radiación que es incidente sobre la diana a irradiar, en particular el oído interno. Esto también se aplica en particular cuando los fotones se absorben por elementos ópticos en la trayectoria óptica del haz de fotones dentro del emisor de fotones, así como por elementos ópticos, por ejemplo para conducir el haz de fotones, fuera del emisor de fotones. Se entiende preferentemente que la potencia de salida del emisor de fotones significa la potencia de radiación que es biológicamente relevante, es decir, en particular la potencia de radiación que es incidente sobre tejido biológico, preferentemente el oído interno. Además, se entiende preferentemente que la potencia del haz de fotones y la potencia del haz significan la potencia de salida del emisor de fotones. En realizaciones en las que el emisor de fotones se limita a un cierto intervalo de longitud de onda, se entiende preferentemente que la potencia de salida del emisor de fotones significa la potencia de radiación integrada a lo largo de este intervalo de longitud de onda. Además, se entiende que el aumento o la disminución de la potencia del haz de fotones, el aumento o la disminución de la irradiación, el aumento o la disminución de la irradiación de fotones, y expresiones análogas, significan la irradiación de fotones con un aumento o disminución de la potencia de salida del emisor de fotones. La intensidad del haz de fotones, la intensidad de irradiación y la intensidad de la irradiación de fotones se expresan en particular por la potencia de salida del emisor de fotones dividida entre el área en sección transversal del haz de fotones, en particular el área en sección transversal del haz de fotones con la que el haz de fotones es incidente sobre tejido biológico durante la irradiación del oído interno. La unidad preferida de la intensidad del haz de fotones es mW/cm<sup>2</sup>.

40 Se entiende preferentemente que una unidad de control automática basada en datos de medición para controlar la potencia de salida del emisor de fotones significa un aparato que controla la potencia de salida del emisor de fotones basada en datos de medición referentes a, por ejemplo, el nivel de ruido ambiental, la reproducibilidad de emisiones otoacústicas evocadas, o el cambio en las posiciones corporales del usuario. En particular, la unidad de control automática basada en datos de medición controla la potencia de salida del emisor de fotones hasta un valor que ha sido calculado por la unidad de control basado en los datos de medición. Se entiende en particular que datos de medición significan datos o información que se puede registrar midiendo dispositivos, por ejemplo micrófonos o girómetros. Los datos de medición se refieren particularmente preferentemente a información referente a los alrededores del usuario del aparato de irradiación, por ejemplo referentes a señales acústicas, ruido ambiental, o el nivel de presión sonora en los alrededores. Además, los datos de medición se refieren preferentemente a información referente al propio usuario, por ejemplo referente a la audición del usuario u oscilación del cuerpo del usuario. Los datos de medición se refieren particularmente preferentemente a esa información que proporciona una indicación del estado del oído interno del usuario del aparato de irradiación, o referentes a factores que influyen en el estado del oído interno del usuario. Además, la potencia del emisor de fotones se controla preferentemente de una forma automática, es decir, preferentemente sin entrada por el usuario del aparato de irradiación, en particular preferentemente sin entrada manual por el usuario por la pulsación de un botón giratorio, una corredera de control, u otros dispositivos para controlar manualmente la potencia de salida del emisor de fotones. También se entiende preferentemente que una unidad de control automática basada en datos de medición significa un aparato no solo al que se pueden transmitir los datos de medición, sino también en el que se pueden procesar los datos de medición. Por tanto, la unidad de control automática basada en datos de medición para controlar la potencia de salida del emisor de fotones comprende preferentemente un dispositivo para el registro, procesamiento y transmisión de datos, en particular datos de medición. La unidad de control automática basada en datos de medición así comprende preferentemente un circuito electrónico, un chip de ordenador, o algún otro dispositivo de procesamiento de datos.

60 Según la invención, se entiende preferentemente que una unidad de control controlada por ordenador, un controlador, una unidad de control basada en datos de medición, o una unidad de control automática significa una unidad de control automática basada en datos de medición para controlar la potencia de salida del emisor de fotones.

65 La unidad de control automática basada en datos de medición para controlar la potencia de salida del haz de fotones permite ventajosamente la optimización de la irradiación de fotones del oído interno para aumentar el efecto

profiláctico del aparato de irradiación. La unidad de control automática basada en datos de medición controla la potencia de salida del emisor de fotones para irradiar el oído interno basada en señales referentes al usuario del aparato de irradiación y/o los alrededores del usuario. El control basado en datos de medición de la potencia de irradiación de fotones del oído interno permite así en particular una adaptación de la potencia de irradiación al estado de las estructuras auditivas y/o vestibulares del oído interno del usuario del aparato de irradiación, y a factores ambientales que afectan el estado del oído interno. El control basado en datos de medición de la radiación de fotones permite así sorprendentemente la irradiación de fotones profiláctica eficaz para prevenir daño a la audición y/o equilibrio.

Se entiende en particular que el efecto protector de la irradiación de fotones en el oído interno significa que la irradiación de fotones del oído interno da como resultado un aumento en la función protectora del oído interno. El efecto protector resulta así en particular en la protección del oído interno del posible daño. El efecto protector también empieza en particular simultáneamente con la irradiación de fotones, que significa que el efecto protector incluso aumenta la protección del oído interno para tensiones que el oído interno experimenta durante la irradiación de fotones. Sin embargo, el efecto protector de la irradiación de fotones en el oído interno persiste particularmente preferentemente durante un periodo de tiempo prolongado, que en particular puede ser al menos un mes. El efecto protector así da como resultado una acumulación de protección del oído interno, en particular las estructuras auditivas y vestibulares del oído interno, que comprenden células ciliadas sensoriales, células del ganglio espiral, y neuronas, protección que se mantiene durante un periodo de tiempo prolongado, en particular al menos un mes. Debido a este aumento en la protección, un estrés en el oído interno da como resultado poco desarrollo o ningún desarrollo degenerativo de las estructuras auditivas y/o vestibulares. En particular, el efecto protector de la irradiación de fotones no es el mismo que un efecto terapéutico de la irradiación de fotones, que invierte la deficiencia auditiva o vértigo existentes. Así, preferentemente no se proporciona que la irradiación del oído interno tenga lugar significativamente después del evento de daño (por ejemplo, un día después). En particular, para el tratamiento terapéutico de deficiencia auditiva, la potencia del haz de fotones tendría que establecerse de forma diferente que en el caso para la irradiación profiláctica de fotones. Según la invención, la potencia del aparato de irradiación se optimiza preferentemente para un alto efecto protector, y así para la irradiación profiláctica de fotones.

Se entiende preferentemente que irradiación profiláctica de fotones significa que la irradiación de fotones tiene lugar para prevenir deficiencia auditiva y/o vértigo. La irradiación profiláctica de fotones se lleva a cabo preferentemente antes o simultáneamente con el posible daño al sentido del oído y/o equilibrio. En particular, la irradiación profiláctica de fotones no implica preferentemente irradiación terapéutica de fotones para el tratamiento de daño al oído o equilibrio después de que dicho daño haya ocurrido. La irradiación profiláctica de fotones se basa preferentemente en el efecto protector descubierto mejor entendido de la irradiación de fotones. Puesto que el momento en el tiempo del posible daño al sentido del oído y/o equilibrio es frecuentemente imprevisible, la irradiación profiláctica de fotones tiene lugar preferentemente durante periodos prolongados durante todo el día. La irradiación profiláctica continua de fotones intensifica en particular la función protectora de las estructuras auditivas y/o vestibulares. Puesto que el efecto protector de la irradiación de fotones persiste durante un periodo de tiempo prolongado incluso después de la irradiación, en particular se puede prevenir daño al oído interno que es imprevisible por la irradiación profiláctica de fotones durante todo el día. Como resultado de la irradiación profiláctica de fotones, así se puede prevenir preferentemente a largo plazo el desarrollo degenerativo del sentido del oído y/o equilibrio. La irradiación profiláctica de fotones, por tanto, no se refiere preferentemente a tratamiento terapéutico de daño al oído o equilibrio con el objetivo de inversión.

Se entiende preferentemente que el estado del oído interno significa el estado de las estructuras auditivas o vestibulares del oído interno, que comprende células ciliadas sensoriales, células del ganglio espiral y neuronas. Se entiende en particular que el estado del oído interno significa la funcionalidad del oído interno para el sentido del equilibrio y para el sentido del oído. Un estado del oído interno satisfactorio indica así en particular un alto nivel de funcionalidad del oído interno, es decir, en particular buena audición y un buen sentido del equilibrio. Mala audición o alterada, tal como con los trastornos de audición y acúfenos, indica en particular un mal estado del oído interno. Asimismo, una disminución del sentido del equilibrio, por ejemplo en el caso de mareos frecuentes, indica un mal estado del oído interno. Biológicamente, el estado del oído interno depende en particular del estado de las estructuras auditivas o vestibulares del oído interno, que comprende células ciliadas sensoriales, células del ganglio espiral y neuronas. Una reducción en la funcionalidad de las estructuras auditivas y vestibulares del oído interno, en particular una reducción en la funcionalidad de las células ciliadas sensoriales o una reducción en el número de células ciliadas sensoriales, indica así un deterioro del estado del oído interno.

Se entiende en particular que factores que influyen en el estado del oído interno significa factores externos e internos que afectan al oído interno. En particular, se entiende que dichos factores significan los que afectan las estructuras auditivas o vestibulares del oído interno, que comprende células ciliadas sensoriales, células del ganglio espiral y neuronas. En particular, se entiende que dichos factores significan los que puede alterar el estado del oído interno, es decir, que pueden dañar el oído interno, en particular las estructuras auditivas y vestibulares del oído interno. Un alto nivel de exposición a ruido debido a un aumento del nivel de ruido ambiental es en particular un factor externo que daña el oído interno. Los factores internos que pueden dañar el oído interno son en particular enfermedades que alteran la funcionalidad de las células ciliadas sensoriales o que pueden dar como resultado la muerte de células ciliadas sensoriales. Estos incluyen en particular trastornos circulatorios vertebrobasilares,

enfermedades cardiovasculares, arteriosclerosis, trastornos metabólicos, enfermedades autoinmunitarias, anemia, enfermedades inflamatorias y diabetes mellitus.

5 La irradiación de fotones del oído interno en las células del oído interno, en particular las células ciliadas sensoriales, provoca ventajosamente ciertas reacciones fotoquímicas que tienen un efecto protector sobre las células, en particular cuando el emisor de fotones para irradiar el oído interno comprende una unidad de control automática basada en datos de medición para controlar la potencia de salida del emisor de fotones. Estas reacciones fotoquímicas también se denominan bioestimulación, fotoestimulación y fotobioestimulación. El hallazgo de que las reacciones fotoquímicas descritas a continuación tienen un efecto protector particularmente grande sobre las células irradiadas según la invención fue novedoso y sorprendente. Los fotones de luz incidente son absorbidos en particular por los cromóforos en las células del tejido irradiado, en particular del oído interno. Debido al proceso de absorción, se excitan electrones del cromóforo y saltan desde un orbital de baja energía a un orbital de mayor energía. La energía así obtenida es utilizada por el sistema biológico para llevar a cabo numerosas funciones celulares diferentes. En particular, los cromóforos en las mitocondrias se excitan de tal forma por la fotoestimulación. 10 La irradiación de tejido con fotones según la invención da entonces como resultado un sorprendente aumento en los productos mitocondriales, por ejemplo adenosina trifosfato (ATP), NADH (la forma reducida de nicotinamida adenina dinucleótido (NAD)), proteínas, y ácido ribonucleico (ARN), así como un aumento recíproco en el consumo de oxígeno. La respiración celular aumenta ventajosamente cuando las mitocondrias se estimulan por irradiación con fotones según la invención. Debido a la optimización de los espectros de acción para la actividad biológica fotoinducida en los espectros de absorción de cuatro complejos unidos a la membrana en las mitocondrias, ha sido posible identificar el cromóforo que desempeña una función clave en la fotoestimulación según la invención. Este método identificó el complejo IV, también denominado citocromo c oxidasa (CCO), como un cromóforo clave para el efecto protector de la irradiación de fotones.

25 CCO es un gran complejo de proteína transmembranaria que contiene dos centros de cobre y dos centros de hierro hemo como componentes de la cadena respiratoria. En la cadena de transporte de electrones de la respiración, electrones de alta energía son transportados por vehículos de electrones a una serie de complejos transmembranarios (incluyendo CCO), y por último lugar a aceptores de electrones. Así se crea un gradiente de protones que se utiliza para producir ATP. La irradiación por fotones influye directamente en la producción de ATP debido a la excitación de un complejo transmembranario en la cadena de transporte de electrones. La irradiación de fotones según la invención da ventajosamente como resultado un aumento en la producción de ATP. Además, en particular se libera óxido nítrico (NO) en las células que se irradian con los fotones según la invención. Esta observación indica que la CCO y la liberación de óxido nítrico están asociadas entre sí en al menos dos posibles formas. Primera, la fotoestimulación según la invención puede dar como resultado la disociación fotoinducida de óxido nítrico. La respiración celular se regula por disminución por la producción de óxido nítrico por óxido nítrico sintasas mitocondriales (mtNOS, una isoforma específica de mitocondrias de NOS), en las que el óxido nítrico se une a CCO y lo inhibe. Debido a la unión a CCO, el óxido nítrico desplaza oxígeno y así inhibe la respiración celular y la producción de ATP. A diferencia, la irradiación de fotones o la fotoestimulación disocia óxido nítrico de CCO, dando así como resultado la elevada producción de ATP. Segunda, un mecanismo alternativo puede dar como resultado una liberación de óxido nítrico debido a la irradiación de fotones. La CCO puede funcionar 30 enzimáticamente como una nitrito reductasa, reduciendo nitrito en óxido nítrico. Esto ocurre en particular cuando la presión parcial del oxígeno es baja. Así se puede aumentar la concentración de óxido nítrico debido a la excitación fotoinducida de la función de CCO como nitrito reductasa. En particular, los estudios han mostrado que la irradiación de fotones aumenta la síntesis de CCO/NO a concentraciones fisiológicas de nitrito en condiciones isquémicas. 45 Además, en particular, el efecto de la irradiación de fotones según la invención sobre la cadena de transporte de electrones no se limita a la producción de ATP de las células. En particular, se entiende que radiación de fotones según la invención significa la radiación cuya potencia de radiación se regula, basándose en datos de medición, controlando la potencia de salida del emisor de fotones. Fue inesperado que en particular esta radiación de fotones controlada permitiera sorprendentemente el buen logro del objeto según la invención, principalmente mediante el aumento anteriormente mencionado en los productos mitocondriales, en particular en usuarios o personas que podrían no ser ayudadas por aparatos del estado de la técnica con respecto a la profilaxis de deficiencia auditiva y vértigo. Fue muy sorprendente que de esta forma se pudiera prevenir tanto el daño auditivo como el vértigo. El oxígeno actúa de un aceptor de electrones en la cadena de transporte de electrones, y en este proceso se convierte en agua. Una porción del oxígeno metabolizado por ella genera especies reactivas de oxígeno (ROS) como un subproducto natural. Las ROS son moléculas químicamente activas que desempeñan una función importante en las cascadas de señalización celular, regulación del ciclo celular, activación de enzimas y síntesis de ácido nucleico y proteínas. Puesto que la irradiación de fotones da como resultado un aumento en oxígeno, también provoca un aumento en la producción de ROS. Las ROS también activan factores de transcripción para la expresión de diversos genes estimulantes y protectores. Estos genes estimulantes y protectores regulan en particular la proliferación y migración celulares, así como la producción de citocinas y factores de crecimiento. La irradiación de fotones según la invención estimula ventajosamente estos procesos. Además, las ROS son parte de los mecanismos celulares que dan como resultado la muerte de, o el deterioro del estado de, las células ciliadas sensoriales del oído interno. Este es el caso en particular cuando el ruido da como resultado daño a las estructuras auditivas y/o vestibulares. Se ha descubierto de manera sorprendente que el efecto protector de la irradiación de fotones tiene preferentemente una fuerte dependencia bifásica de la potencia de irradiación y/o el periodo de irradiación. Si la irradiación tiene lugar con una potencia que es demasiado baja, o durante un periodo de tiempo demasiado corto, esto solo da como resultado 60

fotoestimulación limitada. Por otra parte, si el oído interno se irradia con una potencia que es demasiado alta, o si la irradiación tiene lugar durante un periodo de tiempo demasiado largo, se inhibe la fotoestimulación eficaz de las células, y efectos secundarios negativos pueden inhibir adicionalmente un efecto protector de la irradiación de fotones. La dependencia bifásica descrita de la potencia de irradiación y/o el periodo de radiación justifica la necesidad de regular la potencia de irradiación y/o el periodo de radiación en función de las influencias externas y/o internas para que sean capaces de llevar a cabo la estimulación de fotones en el intervalo de dosificación óptimo para el efecto protector. En particular, se ha reconocido según la invención que la magnitud de la potencia del haz de fotones para un efecto protector óptimo depende del estado del oído interno del usuario e incluso de factores que influyen en el estado del oído interno. Por ejemplo, se ha determinado que en el caso de estrés en el oído interno debido a ruido, son activados procesos celulares que contrarrestan el mecanismo funcional del efecto protector. Así, por ejemplo, se reduce la producción de ATP celular debido al estrés en las células ciliadas sensoriales de la irradiación acústica. Este efecto puede ser sorprendentemente compensado, y lograrse un efecto protector óptimo, por un aumento preferido en la irradiación de fotones, en particular por la radiación de fotones controlada durante la irradiación acústica. Además, disminuye la capacidad de excitar la cadena de transporte de electrones, en particular el complejo transmembranario citocromo c oxidasa, por la irradiación de fotones en células ciliadas sensoriales que tienen una baja funcionalidad. Fue totalmente inesperado que se pudiera lograr un efecto protector óptimo aumentando la potencia del haz de fotones durante la irradiación de células ciliadas sensoriales que tienen funcionalidad reducida. Esto resulta en particular en una nueva situación clínica. También se hace posible irradiación preventiva para pacientes que ya tienen deficiencia auditiva o vértigo, en particular enfermedades que son causadas por funcionalidad reducida de las células ciliadas sensoriales. Esto preocupa en pacientes particulares con trastornos auditivos, acúfenos, o mareos. Previamente, no había opciones de irradiación profiláctica para estos pacientes usando los medios del estado de la técnica.

La intensidad de irradiación y el periodo de radiación para un efecto protector óptimo de la irradiación de fotones sobre las estructuras auditivas y/o vestibulares del oído interno se puede así establecer ventajosamente según la invención en particular por la unidad de control basada en datos de medición. El control basado en datos de medición de la potencia y/o duración de la irradiación de fotones del oído interno da así como resultado la profilaxis sorprendentemente eficaz de deficiencia auditiva y/o vértigo, en particular las causadas por daño en particular a las células ciliadas sensoriales, las células del ganglio espiral y neuronas aguas abajo.

Además, la adaptación basada en datos de medición de la potencia del emisor de fotones permite en particular el uso a largo plazo del aparato de irradiación diariamente, durante hasta 24 horas al día, como medio profiláctico para deficiencia auditiva y vértigo. Esto es posible debido al hecho de que el control basado en datos de medición de la potencia de fotones permite la adaptación a las necesidades individuales del usuario y a condiciones medioambientales cambiantes. La potencia de irradiación se puede establecer por control informático, basado en datos de medición, para un efecto profiláctico óptimo para evitar deficiencia auditiva y vértigo. Así se evita el estrés innecesario en el oído interno debido a irradiación de fotones excesivamente alta, que puede ocurrir durante la irradiación a largo plazo del oído interno dentro del alcance de la irradiación profiláctica de fotones. Además, se evita un nivel de irradiación demasiado bajo del oído interno, que da como resultado un efecto profiláctico insuficiente.

Así es posible un uso preferido del aparato de irradiación diariamente durante hasta 24 horas al día durante múltiples días, semanas, o meses, por lo que la potencia del emisor de fotones se puede adaptar a la audición y/o equilibrio del usuario y a condiciones medioambientales, en particular condiciones medioambientales que pueden dañar el sentido del oído o equilibrio. El uso del aparato de irradiación durante un largo periodo de tiempo, diariamente durante al menos 10 horas al día durante múltiples días, meses, o años, usando una potencia del haz de fotones que está adaptada al usuario y/o las condiciones medioambientales, da sorprendentemente como resultado un aumento particularmente fuerte en el efecto protector, que previene particularmente eficazmente la deficiencia auditiva, así como el vértigo. El efecto protector de la irradiación de fotones se refiere en particular a la protección de las células ciliadas sensoriales del oído interno del desarrollo degenerativo. Como resultado, la irradiación de fotones previene ventajosamente la deficiencia auditiva, así como el vértigo. La posibilidad de adaptación individualizada de la potencia del haz de fotones ha producido inesperadamente un sorprendente aumento en la aceptación de uso por los usuarios del aparato. El aumento de la aceptación de uso da a su vez como resultado el uso diario durante un periodo extendido de tiempo, aumentando así el efecto protector del aparato en ensayos prácticos. Además, la potencia del haz de fotones que se adapta de esta forma optimiza la eficiencia de energía del aparato de irradiación y permite un uso prolongado del aparato de irradiación diariamente durante hasta 24 horas al día durante múltiples días. En realizaciones en las que el aparato de irradiación funciona con una batería, es posible en particular el funcionamiento prolongado sin cambiar las baterías. Además, con el aparato de irradiación la energía de irradiación se puede optimizar con respecto a la hora durante el día. En particular, el efecto protector de la radiación de fotones sobre células ciliadas sensoriales del oído interno es una función del estado de las células ciliadas sensoriales, así como de factores externos que afectan el estado de las células ciliadas sensoriales. El adaptar la radiación de fotones al estado de las células ciliadas sensoriales y a factores que influyen en el estado de las células ciliadas sensoriales permite la profilaxis individualizada a largo plazo de la deficiencia auditiva y el vértigo. En particular, la adaptación basada en datos de medición de la potencia del haz de fotones logra un efecto protector sorprendentemente mayor que la irradiación profiláctica de fotones usando aparatos que, por ejemplo, irradian el oído interno con una potencia constante del haz de fotones.

Se desvela además el uso del aparato de irradiación según la invención para proporcionara medios para la irradiación profiláctica de fotones que tiene las características técnicas mencionadas del aparato según la invención. En particular, la irradiación profiláctica de fotones tiene lugar de una forma automática, de manera que preferentemente no se necesitan profesionales médicos para proporcionar los medios y/o para llevar a cabo la irradiación profiláctica de fotones.

En ciertas realizaciones, la invención se refiere además a un aparato que comprende un emisor de fotones con potencia de salida controlable y/o regulable para irradiar el oído interno de un usuario del aparato para prevenir daño de deficiencia auditiva y/o vértigo. En particular, la invención se refiere además a un aparato que comprende un emisor de fotones con potencia de salida controlable y/o regulable para irradiar el oído interno de un usuario del aparato para prevenir el daño de deficiencia auditiva y/o el vértigo, en combinación con un dispositivo de medición para medir señales acústicas, un dispositivo de medición para medir emisiones otoacústicas evocadas y/o un dispositivo de medición para determinar el cambio en la posición corporal del usuario del aparato. Fue muy sorprendente que estas combinaciones dieran como resultado el logro particularmente bueno del objeto según la invención. Se logra un éxito inesperado por las combinaciones mencionadas.

En otra realización preferida, el aparato de irradiación según la invención comprende un dispositivo para medir señales acústicas en los alrededores. Se sabe que un aumento en el nivel de ruido ambiental da como resultado el desarrollo degenerativo del órgano auditivo y de equilibrio. En particular, un aumento en el nivel de ruido ambiental daña estructuras auditivas y vestibulares en el oído interno, que comprende células ciliadas sensoriales, células del ganglio espiral y neuronas de las auditivas vías ascendentes. Las pruebas han mostrado que el efecto protector de la irradiación de fotones sobre estas estructuras aumenta cuando la potencia de radiación se adapta al estrés en el oído interno, es decir, preferentemente cuando la potencia del haz de fotones aumenta al aumentar el estrés en el oído interno debido al ruido ambiental. Para medir el nivel de ruido ambiental, el dispositivo para medir señales acústicas comprende preferentemente un medidor del nivel de sonido que comprende preferentemente un micrófono de medición, por el cual el medidor del nivel de sonido determina el nivel de presión sonora en los alrededores. Los datos de medición referentes a las señales acústicas en los alrededores del usuario para determinar el nivel de ruido ambiental se transmiten preferentemente, en forma de valores de parámetros referentes al nivel de presión sonora en los alrededores, a la unidad de control automática basada en datos de medición. Basándose en los valores de parámetros referentes al nivel de presión sonora, la unidad de control automática basada en datos de medición puede adaptar la irradiación de fotones para proteger el oído interno al estrés en el oído interno de una forma controlada por ordenador en tiempo real. En particular, la irradiación de fotones se puede aumentar a medida que aumenta el nivel de ruido ambiental, de un modo monótono creciente, pero no necesariamente de un modo continuamente creciente. El efecto protector de la radiación de fotones en el oído interno, en particular en las estructuras auditivas y/o vestibulares del oído interno, que comprenden células ciliadas sensoriales, células del ganglio espiral y neuronas, es ventajosamente particularmente grande cuando la irradiación tiene lugar durante el estrés en el oído interno debido a un aumento del nivel de ruido. Durante el tiempo que el oído interno se expone a la irradiación de ruido posiblemente dañina, es en particular necesario un aumento de potencia de radiación de los haces de fotones para lograr un efecto protector y así prevenir el posible daño al oído interno en particular debido a la irradiación de ruido. Fue muy sorprendente el hallazgo de que es ventajoso aumentar la irradiación de fotones cuando el oído interno se expone a un estrés por ruido durante la irradiación de fotones. Una posible explicación es que la irradiación acústica somete a las células ciliadas sensoriales a estrés, y desencadena procesos celulares que contrarrestan el mecanismo funcional de la irradiación protectora de fotones. El aumentar simultáneamente la potencia del haz de fotones durante la exposición al ruido puede compensar este efecto.

En una realización preferida, el nivel de ruido que actúa sobre el oído interno debido a un nivel de presión sonora se determina en un intervalo de frecuencias de sonido preferidas de 50 Hz a 20.000 Hz, particularmente preferentemente 250 Hz a 8000 Hz. El aumento del daño a las estructuras auditivas y vestibulares del oído interno ocurre como resultado de irradiación de ruido en el intervalo de 50 Hz a 20.000 Hz, en particular 250 Hz a 8000 Hz. Además, los experimentos han mostrado que es ventajosa la irradiación de fotones más poderosa del oído interno para proteger el oído interno de un modo particularmente eficaz del daño debido a estrés por fuerte ruido cuando el oído interno se expone a estrés por fuerte ruido debido a irradiación acústica, en particular en un intervalo de frecuencia de sonido de 50 Hz a 20.000 Hz, muy particularmente preferentemente 250 Hz a 8000 Hz. El aumentar la potencia de la irradiación protectora de fotones cuando existe un aumento en el nivel de presión sonora, medida en los alrededores, en un intervalo de frecuencia de en particular 50 Hz a 20.000 Hz, muy particularmente preferentemente 250 Hz a 8000 Hz, da como resultado un efecto preventivo particularmente alto. Además, el nivel de presión sonora se determina preferentemente usando un filtro de ponderación, preferentemente ponderación en dB (A) según DIN EN 61672-1:2014-07. La ponderación en dB (A) o los filtros de ponderación equivalentes refleja(n) particularmente bien el efecto biológico del sonido sobre las células ciliadas sensoriales del oído interno, en particular el oído interno humano.

La cuantificación del nivel de ruido ambiental en el intervalo de frecuencia de sonido de 250 Hz a 8000 Hz y la determinación del nivel de presión sonora en este intervalo de frecuencia en ponderación en dB (A) permite así en particular la determinación de un parámetro biológicamente relevante que refleja el efecto del sonido sobre el estado de las células ciliadas sensoriales con un nivel particularmente alto de relevancia médica. El ajuste de la radiación de fotones permite así la adaptación particularmente eficaz de la potencia del haz de fotones al efecto acústico

biológico sobre las células ciliadas sensoriales y el estado de las células ciliadas sensoriales. La adaptación de la radiación de fotones al nivel de ruido ambiental permite la irradiación profiláctica individualizada del oído interno, irradiación que se ajusta a las posibilidades de daño por el ruido ambiental. Además, así aumenta en particular la aceptación de uso del dispositivo, y se hace posible la irradiación profiláctica a largo plazo durante todo el día. Esto da como resultado sorprendentemente una prevención mucho más eficaz del daño auditivo o al equilibrio en comparación con la irradiación profiláctica cuya potencia de irradiación se proporciona independientemente del ruido ambiental.

En una realización preferida, el aparato de irradiación comprende un dispositivo para medir emisiones otoacústicas evocadas del oído interno. Los dispositivos y métodos adecuados para llevar a cabo dichas mediciones son conocidos para los expertos en la técnica, y se desvelan, entre otras fuentes, en bibliografía estándar tal como Robinette R. M. (Ed.), Glatke T. (Ed.), *Otoacoustic Emissions - Clinical Applications*, 3ª Edición, New York: Thieme 2007.

Las mediciones de emisiones otoacústicas evocadas se basan en el principio de que las estructuras en el oído interno, en particular las células ciliadas sensoriales externas del oído interno, emiten activamente señales acústicas. Estas señales se denominan emisiones otoacústicas. Las emisiones otoacústicas pueden ocurrir espontáneamente o pueden ser evocadas, es decir, inducidas por estímulos acústicos. El dispositivo para medir emisiones otoacústicas evocadas del oído interno comprende, por tanto, preferentemente un generador de sonido, preferentemente un altavoz, que es capaz de generar señales acústicas que son adecuadas para estimular las células ciliadas sensoriales del oído interno, y un micrófono de medición que es capaz de grabar las emisiones otoacústicas del oído interno, y que es, por tanto, preferentemente capaz de grabar una señal acústica entre -5 dB y 5 dB.

Basándose en la bibliografía estándar anteriormente mencionada, entre otras fuentes, se conoce por los expertos en la técnica cómo determinar, a partir de estos datos de medición, parámetros que proporcionan información referente al estado del oído interno, en particular información que describe el estado de las células ciliadas sensoriales externas o el número de células ciliadas sensoriales externas. Un parámetro preferido es la denominada reproducibilidad. Para determinar la reproducibilidad, se transmite una pluralidad de señales acústicas al oído interno, preferentemente por un generador de sonido o altavoz, y para cada una de estas señales acústicas se determina, preferentemente por un micrófono de medición, si una emisión otoacústica ha sido evocada por la señal acústica. La reproducibilidad es igual a la relación entre el número de emisiones otoacústicas evocadas detectadas y el número de señales acústicas transmitidas. Si, por ejemplo, se transmiten un total de 100 señales acústicas, y, de estas 100 señales, se detectan 60 emisiones otoacústicas, la reproducibilidad es 60 %. La reproducibilidad, como un particularmente parámetro informativo, refleja ventajosamente la funcionalidad del oído interno para responder a señales acústicas. La reproducibilidad es, por tanto, un parámetro particularmente relevante para determinar la funcionalidad biológica del oído interno, en particular el estado o el número de células ciliadas sensoriales.

El aparato de irradiación también comprende preferentemente un dispositivo de procesamiento de datos que calcula automáticamente los parámetros anteriormente descritos basándose en los datos de medición de las emisiones otoacústicas evocadas. Los datos de medición de las emisiones otoacústicas evocadas y/o los parámetros que son calculados a partir de los datos de medición se transmiten preferentemente a la unidad de control automática basada en datos de medición. La unidad de control controlada por ordenador es así capaz de ajustar la potencia de salida de la radiación de fotones basándose en, es decir, en función de, los parámetros que han sido determinados por la medición de emisiones otoacústicas, y que corresponden preferentemente al estado o el número de células ciliadas sensoriales externas. Se entiende preferentemente que el estado de las células ciliadas sensoriales significa la capacidad de las células ciliadas sensoriales para responder a señales acústicas, es decir, para transmitir, por ejemplo, señales acústicas para percepciones de un acontecimiento auditivo a neuronas, o para generar emisiones otoacústicas basadas en las señales acústicas. Las pruebas han mostrado que la radiación de fotones para la profilaxis de deficiencia auditiva o vértigo actúa en particular sobre las células ciliadas sensoriales del oído interno y logra allí un efecto protector. Una adaptación preferida de la radiación de fotones al estado de las células ciliadas sensoriales o al número de células ciliadas sensoriales permite sorprendentemente un aumento en el efecto protector sobre las células ciliadas sensoriales. En particular, la irradiación de la radiación de fotones se puede aumentar cuando existe una reducción en el número de células ciliadas sensoriales o un deterioro en el estado de las células ciliadas sensoriales. Dicha adaptación de la potencia de la radiación de fotones al estado y/o número de células ciliadas sensoriales logra un nivel de protección sorprendentemente alto del oído interno, y así previene en particular la deficiencia auditiva y el vértigo a largo plazo, en comparación con la posible en el estado de la técnica.

En otra realización preferida, el dispositivo para medir emisiones otoacústicas evocadas comprende uno o más generadores de sonido para generar señales acústicas que estimulan las células ciliadas externas del oído interno con respecto a emisiones otoacústicas, y un micrófono de medición para medir estas emisiones otoacústicas. En una realización particularmente preferida, el dispositivo es adecuado para medir emisiones otoacústicas evocadas para medir las emisiones otoacústicas producto de distorsión (DPOAE). Basándose en la bibliografía estándar anteriormente mencionada, *Otoacoustic Emissions - Clinical Applications*, entre otras fuentes, se conoce por los expertos en la técnica cómo se puede medir DPOAE. En particular, el dispositivo puede generar dos tonos sinusoidales simultáneos que tienen frecuencias  $f_1$  y  $f_2$ , usando uno o más generadores de sonido, y puede medir el



producto de distorsión de las emisiones otoacústicas a al menos una frecuencia  $f_3$ , usando un micrófono de medición. Esta realización preferida, que comprende un dispositivo para llevar a cabo DPOAE [mediciones], es particularmente muy apto para determinar el estado y/o el número de células ciliadas sensoriales. En particular, se ha mostrado que las mediciones de DPOAE basadas en el aumento de la especificidad de frecuencia son sorprendentemente y particularmente aptas para realizar mediciones de emisiones otoacústicas en entornos que tienen un alto nivel de ruido ambiental. En particular, el dispositivo preferido para medir DPOAE permite así una medición del estado y/o el número de células ciliadas sensoriales del oído interno en diversas situaciones cotidianas, por ejemplo en la sala de estar, en el trabajo, en un concierto, o cuando se viaja. Es posible la adaptación de la potencia de la radiación de fotones a las estructuras auditivas y/o vestibulares internas, en particular durante todo el día, con poca complejidad. Este uso cotidiano particularmente bueno del aparato de irradiación da como resultado la protección particularmente eficaz del oído interno de cualquier deficiencia auditiva y/o vértigo.

En otra realización preferida, el micrófono de medición para medir las emisiones otoacústicas también se usa para medir el nivel de ruido ambiental. En esta realización particularmente preferida, el micrófono de medición es así una parte esencial del dispositivo para medir señales acústicas de los alrededores, y también del dispositivo para medir las emisiones otoacústicas. Esta utilización doble del micrófono de medición para determinar datos de medición mejora en particular el nivel de esfuerzo para la fabricación del aparato de irradiación y para hacer funcionar el aparato de irradiación. En particular, así es posible la producción más rentable del aparato de irradiación. Además, debido al uso sinérgico de un micrófono de medición para diferentes funciones, se reduce sorprendentemente el consumo de energía para el funcionamiento del aparato de irradiación. La adaptación individualizada de la radiación de fotones al estado del oído interno, hecha posible por el dispositivo para medir las emisiones otoacústicas, también aumenta en particular la aceptación de uso. Según pruebas, esto se puede atribuir, al menos en parte, al hecho de que un usuario del aparato es consciente de que la irradiación para su oído interno no está establecida ni demasiado alta, que podría posiblemente conducir a efectos secundarios no deseables, ni demasiado baja, que no proporcionaría un efecto protector óptimo. La elevada aceptación de uso permite el uso a largo plazo de los medios profilácticos durante todo el día, y así puede lograr una prevención más eficaz de la deficiencia auditiva o vértigo que la que ha sido posible en el estado de la técnica.

En una variante preferida, el aparato de irradiación comprende un dispositivo para medir el cambio en una posición corporal del usuario del aparato de irradiación, transmitiendo el dispositivo datos de medición a la unidad de control para controlar la potencia de salida del emisor de fotones. Usando dicho dispositivo de medición, es preferentemente posible adaptar la irradiación protectora de fotones al estado del sentido del equilibrio o a factores que influyen en el estado del sentido del equilibrio. En particular, se ha determinado un efecto protector ventajoso cuando la irradiación de fotones aumenta cuando existe una perturbación en el sentido del equilibrio. Una perturbación en el sentido del equilibrio se manifiesta en personas en particular por un aumento del cambio en la posición corporal como ocurre durante, por ejemplo, oscilaciones o caídas. Ha sido posible prevenir la exacerbación adicional del vértigo en estas personas de un modo particularmente eficaz aumentando la potencia de la radiación de fotones en función de la gravedad del vértigo. El vértigo es frecuentemente atribuible a una reducción en la funcionalidad o número de células ciliadas sensoriales en el oído interno, en particular en el vestíbulo. Un aumento en la radiación de fotones en el acontecimiento de vértigo se adapta, por tanto, al estado y/o el número de células ciliadas sensoriales, y así aumenta el efecto protector sobre las células ciliadas sensoriales. El efecto protector aumenta así debido a un aumento preferido en la irradiación de fotones en función del cambio medido en la posición corporal, en particular una reducción medida en el control del centro de gravedad del cuerpo.

En otra realización preferida, el dispositivo descrito en el párrafo precedente determina el cambio en la posición corporal del usuario del aparato de irradiación en el espacio tridimensional como el cambio en la velocidad angular de movimientos hacia adelante, hacia detrás y laterales del centro de gravedad del cuerpo en el usuario. Numerosas pruebas indican que este tipo de determinación del cambio en la posición corporal describe de un modo particularmente realista la oscilación del cuerpo y/o los movimientos corporales que ocurren cada vez más cuando se afecta el sentido del equilibrio de una persona. En particular, se usa el cambio en la velocidad angular de movimientos hacia adelante, hacia detrás y laterales del centro de gravedad del cuerpo del usuario como un parámetro informativo para distinguir entre movimientos voluntarios y movimientos causados por el vértigo.

En una realización preferida, el cambio en la velocidad angular de movimientos hacia adelante, hacia detrás y laterales del centro de gravedad del cuerpo en tres dimensiones se determina por un chip de girómetro de 3 ejes. El chip de girómetro de 3 ejes comprende preferentemente tres girómetros situados ortogonalmente entre sí. Un chip de girómetro de 3 ejes particularmente preferido es L3G4200D de STMicroelectronics. Se entiende preferentemente que girómetros significan dispositivos que son capaces de medir movimientos giratorios, en particular velocidades angulares de los movimientos giratorios. Los girómetros adecuados son conocidos para los expertos en la técnica y están comercialmente disponibles. En particular, se conocen girómetros en el estado de la técnica que determinan la fuerza de Coriolis como una fuerza de inercia en sistemas de referencia en rotación. En estos girómetros, se registran los cambios en la capacitancia en función del cambio en la fuerza de Coriolis durante un movimiento. Puesto que la fuerza de Coriolis está en una relación fija con respecto a la velocidad angular de rotación, los cambios medios en la capacitancia se pueden convertir en valores numéricos de la velocidad angular usando un microprocesador. Los chips de girómetro de 3 ejes están asimismo comercialmente disponibles. Debido a la disposición ortogonal de tres girómetros en los chips de girómetro de 3 ejes, la velocidad angular de una rotación del

dispositivo para medir el cambio en una posición corporal se puede determinar en tres dimensiones, es decir, a lo largo de tres ejes de referencia. Las velocidades angulares determinadas de esta forma se representan preferentemente como los denominados vectores de desplazamiento en la forma  $a=(x, y, z)$ . A este respecto,  $x, y, z$  indican cada uno los valores de las velocidades angulares en grados por segundo ( $^{\circ}/s$ ) en la dimensión espacial particular del sistema de coordenadas cartesianas que es atravesado por los ejes de referencia de los girómetros. Los ejes  $z$  de referencia se corresponden preferentemente al eje del cuerpo del usuario del aparato de irradiación, y el valor de  $z$  del vector de desplazamiento indica preferentemente movimientos hacia arriba y hacia abajo del usuario. La velocidad angular a lo largo del eje  $x$  de referencia, el valor  $x$  del vector de desplazamiento, describe preferentemente movimientos laterales del usuario, y la velocidad angular a lo largo del eje  $y$  de referencia, el valor  $y$  del vector de desplazamiento, describe preferentemente movimientos hacia adelante y hacia atrás del usuario.

En particular, los cambios en la posición corporal del usuario del aparato de irradiación se determinan preferentemente como vectores de desplazamiento en la forma  $a=(x, y, z)$  para cada cuadrante espacial (véase la Figura 5).

En otra realización, el dispositivo para medir el cambio en una posición corporal comprende dos girómetros dispuestos ortogonalmente entre sí. Estos dos girómetros determinan la velocidad angular en dos ejes de referencia ortogonales. Los dos girómetros determinan preferentemente los valores de  $x$  e  $y$  del vector de desplazamiento  $a=(x, y, z)$  definido anteriormente. El valor de la velocidad angular  $z$  en el tercer eje de referencia, que es ortogonal con respecto a los otros dos ejes, se calcula en esta realización. Las siguientes fórmulas matemáticas se pueden aplicar en particular para el cálculo:

$$\alpha' = \arccos \frac{(b'^2 + c'^2 - a'^2)}{2b'c'}$$

donde

$$a' = \frac{b}{\cos \alpha} - b$$

$$b' = \sqrt{c^2 - b^2}$$

$$c'^2 = a'^2 + b'^2 - 2a'b' \cos \gamma'$$

$$c = a' + b$$

$$\gamma' = 180^{\circ} - 90^{\circ} - \alpha$$

Como se ilustra en la Figura 6, el punto de giro  $\alpha$  corresponde al ángulo a lo largo del eje  $x$  o  $y$ . Para calcular el ángulo ( $\alpha'$ ) a lo largo del eje  $z$  usando funciones trigonométricas, este ángulo se transpone una distancia  $b$ . Sin embargo, esto no tiene efecto sobre el resultado del cálculo angular. En particular, esto significa que  $b$  puede asumir valores arbitrarios superiores a 0 para el cálculo sin cambiar el resultado del cálculo de  $\alpha'$ .

Para calcular una velocidad angular en  $^{\circ}/s$  a lo largo del eje  $x$  basándose en las velocidades angulares conocidas en los ejes  $x$  e  $y$  en  $^{\circ}/s$ , los ángulos calculados llegan a ser, mediante la referencia conjunta a la unidad de tiempo de un segundo, una medida del movimiento en el sentido de la velocidad angular. En particular, para calcular una velocidad angular a lo largo del eje  $x$  basándose en las velocidades angulares conocidas en los ejes  $x$  e  $y$ , se usa el mayor valor de la velocidad angular a lo largo de los ejes  $x$  e  $y$ . En las fórmulas anteriores, este valor de la velocidad angular se establece igual al ángulo  $\alpha$  con referencia a la unidad de tiempo (s). La magnitud buscada del valor de la velocidad angular en el tercer eje de referencia a lo largo del eje  $z$  corresponde al ángulo  $\alpha'$  con referencia a la unidad de tiempo (s).

Se puede ahorrar ventajosamente un girómetro calculando la velocidad angular en el tercer eje de referencia ortogonal ( $z$ ) basándose en las velocidades angulares conocidas a lo largo del eje  $x$  o  $y$ . Es decir, solo se usan dos girómetros en esta realización en lugar de tres girómetros como en el girómetro de 3 ejes. Esto da como resultado en particular un diseño de peso más ligero del dispositivo para determinar el cambio en la posición corporal, y es particularmente rentable.

Una ventaja del dispositivo para medir el cambio en una posición corporal del usuario del aparato de irradiación es que se pueden determinar los cambios en la posición corporal en reposo y durante el movimiento en el espacio.

En una realización preferida, el dispositivo para medir el cambio en la posición corporal se une en la sección media del usuario del aparato de irradiación. En una realización particularmente preferida, esto tiene lugar usando una correa que fija el dispositivo para medir el cambio en la posición corporal en la proximidad de la cadera. En otras realizaciones preferidas, la sujeción tiene lugar usando una banda de caucho o una tira textil que contiene fibras de caucho. Por supuesto, la sujeción al cuerpo también puede tener lugar usando un arnés de cuero, un arnés textil, o un arnés de cuero sintético.

El cambio medido en la posición corporal corresponde ventajosamente exactamente al cambio en la posición del centro de gravedad del cuerpo del usuario cuando el dispositivo de medición se sitúa en la proximidad de la cadera. En particular, se ha mostrado que un cambio en la posición corporal determinado de esta forma detecta oscilaciones, y posiblemente caídas, de forma muy realista. Además, debido a dicha colocación del dispositivo de medición, se puede distinguir particularmente bien un movimiento controlado de un movimiento no controlado, que ocurre más frecuentemente con usuarios del aparato que tienen vértigo.

En una variante particularmente preferida, en el dispositivo para medir el cambio, se guardan adicionalmente valores estándar para vectores de desplazamiento durante diversas actividades. Los valores estándar se determinan usando el dispositivo para medir el cambio en la posición corporal en una pluralidad de personas de diversos grupos de edad que realizan las actividades indicadas. En particular, los valores estándar corresponden a los máximos valores de vectores de desplazamiento específicos en los cuadrantes espaciales particulares, como se ilustra en la Figura 5. Los valores estándar para los vectores de desplazamiento máximo a1-a4 para el cuadrante espacial particular engloban así una elipse que se determina por los vectores de desplazamiento espacial máximo. En particular, usando el dispositivo en 100 personas sanas (48 mujeres, 52 hombres), se crearon valores estándar específicos de la edad para los vectores de desplazamiento espacial máximo para secuencias de movimiento específicas para cada cuadrante espacial (a1-a4, véase la Figura 5) en la forma  $a=(x, y, z)$  (véase la Tabla 1). Como resultado de guardar valores estándar para las diversas actividades, que incluyen levantarse, balancearse, caminar, o subir escaleras, entre otros, el dispositivo para determinar el cambio en la posición corporal tiene un amplio espectro de valores de referencia.

Así, es ventajosamente posible estimar el movimiento del usuario del aparato de irradiación particularmente bien en una variedad de situaciones cotidianas. Esto permite una estimación particularmente buena de si el movimiento corresponde a un movimiento involuntario dentro del alcance de la actividad. Esto es el caso en particular cuando el vector de desplazamiento medido sea más pequeño que el valor estándar guardado del vector de desplazamiento en el cuadrante espacial particular para la actividad particular. Un movimiento involuntario también indica en particular la pérdida de equilibrio. Dicho movimiento involuntario se detecta en particular por el vector de desplazamiento medido que supera el valor estándar del vector de desplazamiento en el cuadrante espacial particular y para las actividades y grupos de edad particulares.

En variantes preferidas, los programas que indican al dispositivo qué actividad está realizando el usuario del aparato o tiene intención de realizar se seleccionan en el dispositivo para medir el cambio en la posición corporal. El programa se puede seleccionar preferentemente manualmente o mediante reconocimiento de voz. Además, el dispositivo también puede activar los programas automáticamente, por ejemplo por reconocimiento de secuencias de movimiento evaluando actividades cerebrales o musculares.

En una realización particularmente preferida, los vectores de desplazamiento medidos se transforman no linealmente para determinar el cambio en la posición corporal del usuario del aparato de irradiación. La base de esta realización particularmente preferida es el novedoso hallazgo de que los ejes espaciales tienen una relación no lineal entre sí cuando se desplaza el centro de gravedad del cuerpo. En particular, un movimiento en el eje x o eje y no corresponde al mismo grado a un movimiento involuntario, tal como para caídas u oscilaciones, como es el caso de un movimiento a lo largo del eje z. Los vectores de desplazamiento medidos de la forma  $a=(x, y, z)$  se transforman, por tanto, preferentemente para determinar el movimiento de la posición corporal. Las velocidades angulares en los ejes x, y y z se adaptan, por este documento, para cuantificar el cambio en el centro de gravedad del cuerpo de forma tan realista como sea posible.

El siguiente método compensatorio se aplica preferentemente para este fin: Primero, usando a una fórmula recién desarrollada, se determina el valor f para cada cuadrante espacial en función de los valores de x e y de los vectores de desplazamiento espacial  $a=(x, y, z)$ . Si  $x>y$ , f es una función de x. f es preferentemente una función de x de la forma  $f=ax^2$ . Si  $y>x$ , f es una función de y. Para  $y>x$ , f es preferentemente una función de la forma  $f=ay^2$ .

En una forma muy particularmente preferida, la función f adopta la siguiente forma si el valor x del vector de desplazamiento espacial es mayor que el valor y del vector de desplazamiento espacial; es decir, para  $x>y$ , f es:

$$f = \frac{z}{z_{\text{estándar}}} 0,0017 \cdot x^{1,9462}$$

Si  $y > x$ ,  $f$  es:

$$f = \frac{z}{z_{\text{estándar}}} 0,0017 \cdot x^{1,9462}$$

5 En la fórmula,  $z$  corresponde al valor  $z$  del vector de desplazamiento del cuadrante espacial en consideración. Lo mismo se aplica correspondientemente para  $x$  e  $y$ . El valor  $z$  estándar se lee preferentemente de la Tabla 1 para la actividad particular (por ejemplo, permanecer en la oscuridad) y el grupo de edad particular. El resultado ( $f$ ) se resta del valor  $x$  del vector de desplazamiento del cuadrante espacial en consideración cuando  $x > y$ . El resultado ( $f$ ) se resta del valor  $y$  cuando  $x < y$ . Los vectores de desplazamiento transformados de esta forma también se pueden denominar vectores de desplazamiento eficaces de la forma  $a^*=(x^*, y^*, z^*)$ , puesto que reflejan particularmente bien el cambio relevante en el centro de gravedad del cuerpo del usuario del aparato de irradiación. En particular, en los vectores de desplazamiento transformados, las velocidades angulares a lo largo del eje  $x$  e  $y$  de referencia (los valores  $x^*$  e  $y^*$ ) son más pequeños en comparación con la velocidad angular a lo largo del eje  $z$  ( $z^*=z$ ). Esto refleja particularmente bien las condiciones reales de las secuencias de movimiento humano en el espacio y durante las oscilaciones o caídas debido a movimientos involuntarios. Usando esta realización preferida, la potencia de irradiación de fotones se puede adaptar así de un modo particularmente preciso al estado del sentido del equilibrio del usuario del aparato de irradiación.

20 El dispositivo para medir el cambio en la posición corporal determina así preferentemente el cambio en la posición corporal como un vector de desplazamiento de la forma  $a=(x, y, z)$ , donde  $x, y, z$  se expresan en °/s. El dispositivo para medir el cambio en la posición corporal determina particularmente preferentemente el cambio en la posición corporal como un vector de desplazamiento, transformado usando el método anterior, de la forma  $a^*=(x^*, y^*, z^*)$ , donde  $x^*, y^*$  y  $z^*$  se expresan en °/s y los valores  $x^*$  e  $y^*$  se ajustan usando el método descrito en el párrafo precedente.

25 Se detecta un movimiento involuntario en particular por un exceso del vector de desplazamiento medido, preferentemente del vector de desplazamiento transformado usando el método anterior, en comparación con el valor estándar del vector de desplazamiento máximo en el cuadrante espacial particular. Se ha mostrado sorprendentemente que el aumentar la irradiación profiláctica de fotones proporciona un efecto particularmente protector para detectar estos tipos de movimientos involuntarios. La potencia de irradiación de fotones aumenta ventajosamente en particular en función del cambio en la posición corporal que supera el valor estándar correspondiente. Sorprendentemente, se intensifica en particular el sentido del equilibrio del usuario, aumentando la irradiación de fotones del oído interno en el caso de grandes cambios en la posición corporal. Se ha mostrado que la irradiación profiláctica de fotones que se adapta de esta forma es particularmente adecuada para prevenir el vértigo. Además, en particular, es posible una aplicación del aparato de irradiación para pacientes con vértigo integrando el dispositivo para medir el cambio en la posición corporal en el aparato de irradiación. Esto permite una aplicación preferida del aparato de irradiación para una población totalmente nueva de pacientes que comprende pacientes con mareos causados por hipertensión arterial, trastornos de función de otolitos, neuritis vestibular, trastornos de la función de los canales semicirculares, enfermedad de Ménière y diversos síntomas de mareo tales como vértigo rotatorio, vestibular vértigo y vértigo vertical.

40 Previamente, no ha sido posible llevar a cabo la irradiación de fotones de pacientes con vértigo usando potencia del haz de fotones óptimamente ajustada. En particular, algunos pacientes se quejaron de una sensación de mareo adicional que se podrían disminuir solo reduciendo la potencia del haz de fotones. Además, sin embargo, no se determinó mejora en la sensación de equilibrio en pacientes cuando se usó una baja potencia del haz de fotones. Como resultado de aumentar la irradiación de fotones cuando el cambio en las posiciones corporales supera los valores estándar guardador por los vectores de desplazamiento máximo en el cuadrante espacial particular, la oscilación del cuerpo ocurre sorprendentemente mucho menos frecuentemente en las personas afectadas. Esto se ha demostrado basándose en medición de los vectores de desplazamiento o el cambio en la posición corporal determinada a partir de los mismos. Estos pacientes ya no se quejaron de una sensación de mareo adicional o sensación de sentirse indispuestos, que indica que la potencia del haz de fotones se establece de un modo particularmente satisfactorio por la adaptación descrita a los datos de medición del dispositivo para determinar el cambio en la posición corporal.

55 En una variante particularmente preferida, el aparato de irradiación comprende activadores que se unen al cuerpo, en la que la actividad de los activadores es proporcional al cambio determinado en una posición corporal, y la activación no ocurre dentro de los límites de los valores del cambio en una posición corporal basándose en la secuencia de movimiento. En esta realización, el aparato de irradiación comprende preferentemente activadores o estimuladores que, basándose en los datos de medición del dispositivo para determinar el cambio en la posición corporal, proporcionan una señal al usuario del aparato. En una realización particular de la invención, la intensidad de la resistencia eléctrica es ventajosamente tan grande que la actividad de estimuladores (activadores) es igual a cero. A diferencia, los estimuladores (activadores) se activan tan pronto como los vectores de desplazamiento espacial medidos o transformados superan los valores estándar de los vectores de desplazamiento máximo en los

cuadrantes espaciales particulares. El sentido del equilibrio se entrena ventajosamente por la estimulación cuando se superan los valores estándar para los vectores de desplazamiento. En particular, se puede prevenir eficazmente el deterioro adicional del sentido del equilibrio por una señal de retroalimentación que se proporciona de esta forma cuando ocurren oscilaciones o pérdida de equilibrio.

Además, la integración de activadores en el aparato de irradiación da como resultado un efecto sinérgico muy sorprendente con respecto a la profilaxis del vértigo. Se ha encontrado que, debido al uso de activadores con irradiación de fotones concurrente del oído interno, el éxito de aprendizaje, es decir, el entrenamiento del sentido del equilibrio, tiene sorprendentemente un mayor efecto protector que el que cabría esperar sumando los efectos protectores de usar solo activadores o solo el emisor de fotones para irradiar el oído interno. En particular, las estructuras del oído interno situadas aguas abajo de las células ciliadas sensoriales se excitan por la estimulación con activadores. A su vez, como resultado del aumento de actividad del oído interno, la fotoestimulación de las células irradiadas logra un efecto protector particularmente grande.

Los activadores preferidos dentro del significado de la invención son activadores de vibración tales como el motor de ruedas en equilibrio 6CH-1201-WL-00 de Namiko Corp., Tokio. La velocidad rotacional del motor de ruedas en equilibrio es preferentemente una función de la frecuencia de los pulsos que son salida. En una realización preferida de la invención, el ciclo de trabajo de los pulsos de salida es 50 %. Si esto no es posible, la anchura de pulsos del componente negativo o positivo del pulso no debe encontrarse por debajo de 5  $\mu$ s. En una realización particularmente preferida de la invención, el motor de ruedas en equilibrio tiene una resolución de 1,8°. A este respecto, la electrónica del conductor puede conducir el motor usando tecnología de microetapas. La electrónica del conductor se puede establecer ventajosamente de tal forma que 64 pulsos muevan más el eje del motor 1,8°, de manera que la frecuencia (F) del pulso se calcula del siguiente modo:

$$F[1/s] = \frac{X[^\circ/s]}{1.8^\circ} \cdot 64$$

donde

X [°/S] = la velocidad angular deseada;  
 1,8° = la resolución de base de la anchura de etapa del motor; y  
 64 = la resolución fina de la resolución de base de la anchura de etapa del motor.

El motor se va a activar preferentemente a la velocidad nominal durante un periodo de aproximadamente un segundo. En una realización particularmente preferida de la invención, la frecuencia no debe superar 25 kHz.

Activadores adicionalmente preferidos son estimuladores galvánicos, estando los estimuladores diseñados para actuar por estimulación eléctrica de la superficie del cuerpo, por estimulación eléctrica de nervios motores o la musculatura, y/o por estimulación eléctrica de nervios sensoriales u órganos sensoriales o sus porciones.

En otra variante preferida, al menos un activador es una fuente de luz, preferentemente una fuente de luz en el campo de visión del usuario del aparato de irradiación, de manera que el usuario perciba la estimulación de luz durante la actividad de los activadores. En una variante preferida, la intensidad de la luz de estimulación o el color de la luz de estimulación se selecciona de tal forma que tenga un mayor efecto de señal cuanto mayor sea la cantidad por la que el cambio determinado en la posición corporal supera los valores estándar guardados.

En otra variante preferida, al menos un activador es un generador de sonido, de manera que el usuario percibe una señal acústica durante la actividad del activador. En una variante particularmente preferida, el volumen del sonido y/o la frecuencia de la señal acústica aumenta(n) cuanto mayor sea la cantidad por la que el cambio determinado en la posición corporal supera los valores estándar guardados para el cuadrante espacial particular y las actividades y grupos de edad (véase la Tabla 1).

Además, debido a la pluralidad de valores estándar guardados, el dispositivo para medir el cambio en la posición corporal también permite el uso en los sectores médico y de rehabilitación. Esto es preferentemente posible debido a la amplia programabilidad incluso en áreas que implican el entrenamiento de un sentido del equilibrio sano para ser adicionalmente mejorado, por ejemplo en ejercicios de equilibrio en atletas o en el entrenamiento de paracaidistas militares. En una variante preferida, se usa un modulador o botón de control para activar diversos programas (por ejemplo, 1 a 5) que, dependiendo del diseño, entonces activan el activador desde "muy suave" (por ejemplo, para que un gimnasta entrene el equilibrio) hasta "muy intenso" (por ejemplo, para un paciente después de un accidente cerebrovascular en el que se han destruidos porciones de los centros de equilibrio). La integración del dispositivo para medir el cambio en la posición corporal tiene ventajosamente un intervalo sorprendentemente amplio en la diversidad de sistemas, puesto que se puede usar en el intervalo inferior al normal para gimnasta, por ejemplo, o en el intervalo superior al normal para pacientes gravemente enfermos. Otra ventaja, previamente tratada, es la programabilidad libre seleccionando programas de movimiento individuales, soportados por los valores estándar y la base de datos según la Tabla 1.

En una variante preferida, los valores estándar guardados para los vectores de desplazamiento máximo en los cuadrantes espaciales particulares también se adaptan individualmente al usuario del aparato de irradiación. Para este fin, es preferentemente posibles que el usuario del aparato de irradiación sea capaz de proporcionar una entrada referente a qué movimientos percibe como controlados. Por ejemplo, si un cambio en la posición corporal supera un valor estándar guardado para el vector de desplazamiento máximo para la actividad particular, y se activa así un activador, haciendo una entrada el usuario puede indicar que el movimiento era involuntario. De esta forma, el aparato de irradiación aprende que el cambio en la posición corporal no corresponde a un movimiento no controlado. En particular, debido a la entrada por el usuario, el valor estándar superado se sustituye por un nuevo valor estándar que corresponde al cambio en la posición corporal que el usuario ha clasificado como controlada. Los valores estándar para los vectores de desplazamiento máximo en los cuadrantes espaciales se pueden adaptar así ventajosamente al equilibrio del usuario. En particular, el uso óptimo del aparato de irradiación por usuarios con un sentido del equilibrio muy altamente desarrollado, por ejemplo gimnastas, es precisamente tan posible como el uso por personas con vértigo grave que experimentan mareos frecuentes, por ejemplo. Además, como resultado de esta realización preferida, la potencia de la irradiación profiláctica de fotones se puede adaptar particularmente bien al sentido del equilibrio del usuario. En particular, se hace posible la irradiación profiláctica de fotones particularmente eficaz para personas que tienen vértigo. Esto no era el caso con métodos o aparatos del estado de la técnica conocido.

En otra realización preferida, el emisor de fotones es un láser, particularmente preferentemente un diodo láser, muy particularmente preferentemente un diodo láser que comprende un material semiconductor. La selección preferida de un láser o un diodo láser como fuente de radiación para el aparato de irradiación permite el ajuste particularmente preciso de la potencia del haz de fotones usando la potencia de salida del láser. En particular, la potencia de salida de los láseres o diodos láser es regulable de un modo particularmente estable para largos periodos de tiempo, así como cortos. La unidad de control automática puede así controlar la potencia de salida de un láser o un diodo láser de un modo particularmente flexible y preciso. Además, los láseres o diodos láser emiten en particular haces que tienen una baja divergencia del haz. Como resultado, es posible el enfoque particularmente bueno de los haces de fotones, y así, la irradiación dirigida de regiones o subregiones del oído interno. Sorprendentemente, así se evitan efectos secundarios debido a la absorción de fotones en otras regiones de tejido, por ejemplo el canal auditivo externo, y aumenta la comodidad de uso. La selección particularmente preferida de diodos láser semiconductores también es ventajosa para la operación y la fabricación del aparato de irradiación por varios motivos. Por una parte, los diodos láser semiconductores son baratos. Por otra parte, debido a su pequeño tamaño en comparación con otros tipos de láseres tales como los láseres de gas, etc., los diodos láser semiconductores son particularmente aptos para ser integrados en el aparato de irradiación.

En una realización muy particularmente preferida, el emisor de fotones es un diodo emisor de luz, muy particularmente preferentemente un diodo emisor de luz que comprende un material semiconductor. Las pruebas han mostrado sorprendentemente que la irradiación del oído interno usando diodos emisores de luz tiene un efecto protector particularmente grande. En particular, el efecto protector de la radiación de fotones emitidos por diodos emisores de luz es mayor que el efecto protector de los láseres. Esto puede ser al menos parcialmente atribuido al hecho de que los diodos emisores de luz, a diferencia de los láseres, emiten radiación incoherente que activa preferentemente los mecanismos protectores de las células ciliadas sensoriales. Además, es posible aplicar la radiación de fotones por diodos emisores de luz en una distribución particularmente uniforme sobre el oído interno. Como resultado, se logra un efecto protector para un número particularmente grande de células ciliadas sensoriales. Además, el excelente enfoque de los haces de fotones, y así, la irradiación dirigida de regiones o subregiones del oído interno, es ventajosamente posible usando diodos emisores de luz. En particular, se pueden evitar los efectos secundarios que ocurren debido a la irradiación de otras regiones de tejido, por ejemplo el canal auditivo externo, usando diodos emisores de luz. Además, se ha mostrado que los diodos emisores de luz tienen generación de calor muy baja, incluso a alta potencia del haz de fotones. En particular, el canal auditivo externo sufre poco o ningún calentamiento, y aumenta la comodidad de uso. Además, los diodos emisores de luz son particularmente energéticamente eficientes, puesto que convierten la energía eléctrica en radiación de fotones con eficiencia particularmente alta. La baja generación de calor de los diodos emisores de luz, incluso a alta potencia del haz de fotones, también facilita la integración del diodo emisor de luz en el aparato de irradiación. La generación global de calor del aparato de irradiación también se reduce cuando se utilizan diodos emisores de luz como fuente de radiación. Esto minimiza los posibles efectos secundarios debido a un aumento relacionado con la operación en la temperatura del aparato de irradiación, y da como resultado una sensación más agradable para el usuario del aparato de irradiación. Además, el pequeño tamaño del diodo emisor de luz es particularmente ventajoso para integrarlo en el aparato de irradiación, y preferentemente da como resultado un pequeño tamaño y bajo peso de todo el aparato de irradiación. El pequeño tamaño, el bajo peso y la baja generación de calor del aparato de irradiación preferido hecho posible usando los diodos emisores de luz son particularmente ventajosos para la aceptación de uso, y permite el uso protector del aparato de irradiación durante un largo periodo de tiempo.

En una realización muy particularmente preferida, la longitud de onda de los haces de fotones está entre 600 nm y 1200 nm, preferentemente entre 700 nm y 900 nm, particularmente preferentemente a 790 nm y 820 nm, y en particular es 808 nm. En particular, se ha mostrado sorprendentemente que el efecto protector de la radiación de fotones sobre el oído interno es una función de la longitud de onda del haz de fotones. En particular, se ha mostrado que la irradiación del oído interno con luz que tiene una longitud de onda en el intervalo infrarrojo cercano entre 600

nm y 1200 nm, preferentemente entre 700 nm y 900 nm, y particularmente preferentemente a 790 nm y 820 nm, en particular 808 nm, tiene un efecto protector particularmente grande sobre el oído interno, y así previene eficazmente el desarrollo o la exacerbación de deficiencia auditiva y/o vértigo. También se pretende en particular que 808 nm signifique 807,5 nm, 808,8 nm, 806,9 nm, o 808,2 nm a modo de ejemplo. Similarmente, también se pretende en particular que 790 nm signifique 789,2 nm, 791,2 nm, 788,7 nm, o 790,3 nm a modo de ejemplo. Asimismo, también se pretende en particular que 820 nm signifique 821,4 nm, 818,3 nm, 819,1 nm, o 820,5 nm a modo de ejemplo.

El efecto profiláctico particularmente fuerte de los haces de fotones según los intervalos particularmente preferidos se puede atribuir en particular al espectro de absorción de moléculas que participan en el mecanismo para proteger las células ciliadas sensoriales. Como se ha descrito anteriormente, en particular la citocromo c oxidasa (CCO) desempeña una función clave en el mecanismo en el que se basa el efecto protector del aparato de irradiación según la invención. En particular, debido a un solapamiento de los intervalos de longitud de onda preferidos mencionados con el espectro de absorción de CCO, la irradiación de fotones según la invención tiene así un efecto protector particularmente grande sobre las células ciliadas sensoriales. Además, la dispersión o la diseminación de la radiación de fotones en tejido biológico es una función de la longitud de onda. Las pruebas han mostrado que la radiación de fotones que tiene una longitud de onda entre 600 nm y 1200 nm, preferentemente entre 700 nm y 900 nm, y particularmente preferentemente a 808 nm, tiene un comportamiento de diseminación particularmente adecuado en el tejido del oído interno. Debido a este comportamiento de diseminación adecuado, en particular la radiación de fotones también alcanza células ciliadas sensoriales en capas de tejido más profundas. Como resultado, se puede lograr un efecto protector particularmente grande, y se puede prevenir de un modo particularmente eficaz deficiencia auditiva y/o vértigo cuando se irradia el oído interno, usando el aparato de irradiación según la invención, con fotones que tienen la longitud de onda preferida mencionada.

En realizaciones particularmente preferidas, el diodos láser o los diodos emisores de luz comprenden un material semiacabado seleccionado del grupo que comprende arseniuro de galio (GaAs), arseniuro de aluminio y galio (AlGaAs), arseniuro de indio y galio (InGaAs), arseniuro fosfuro de galio (GaAsP), fosfuro de aluminio, galio e indio (AlGaInP) y fosfuro de galio (GaP), arseniuro fosfuro de galio (GaAsP), fosfuro de aluminio, galio e indio (AlGaInP) y fosfuro de galio (GaP). Estos materiales semiconductores son particularmente adecuados para generar haces de fotones en el intervalo infrarrojo cercano. En particular, los materiales son particularmente adecuados para generar, con alta eficiencia, haces de fotones que tienen longitudes de onda de 600 nm y 1200 nm. Además, los diodos láser o diodos emisores de luz fabricados usando estos materiales semiconductores son particularmente rentables y energéticamente eficientes, y generan haces de fotones con baja generación de calor.

En otra realización preferida, la unidad de control automática basada en datos de medición puede establecer la potencia de salida del emisor de fotones en un intervalo entre 0,1 mW y 1000 mW, preferentemente entre 0,5 mW y 300 mW, particularmente preferentemente entre 1 mW y 120 mW. La irradiación del oído interno con una potencia del haz de fotones de los intervalos cada vez más pequeños mencionados es particularmente adecuada para prevenir el daño a las células ciliadas sensoriales. El diseño electrónico de la unidad de control automática basada en datos de medición permite, por tanto, preferentemente la regulación particularmente precisa de la potencia de salida del haz de fotones en los intervalos mencionados. El control particularmente flexible de la potencia de fotones en el intervalo de potencia biológicamente relevante es así posible debido a un control preciso y rápido preferido de la potencia de salida entre 0,1 mW y 1000 mW, preferentemente entre 0,5 mW y 300 mW, particularmente preferentemente entre 1 mW y 120 mW. Esto da como resultado un aumento del efecto profiláctico del aparato de irradiación sobre el oído interno. En particular, la irradiación del oído interno con potencia del haz de fotones en el intervalo particularmente preferido de 1 mW a 120 mW en combinación con los intervalos de longitud de onda particularmente preferidos de la radiación de fotones a 790 nm, 820 nm, o en particular 808 nm, da como resultado un efecto particularmente protector sobre las estructuras auditivas y vestibulares del oído interno. La profilaxis particularmente eficaz de la deficiencia auditiva y/o vértigo así lograda no se conoce del estado de la técnica.

En una realización particularmente preferida, el haz de fotones se realiza por un sistema de conducción de haces de fotones. La comparación experimental de diversas realizaciones ha mostrado que es particularmente ventajoso que el emisor de fotones no irradie protones directamente sobre el oído interno, sino, más bien, que los protones sean conducidos por un sistema de conducción de haces de fotones sobre todo el oído interno o regiones predeterminadas del oído interno. Ha sido posible lograr un efecto profiláctico particularmente grande cuando las regiones predeterminadas preferentemente irradiadas del oído interno implican preferentemente la cóclea y el vestíbulo, que comprende los órganos de otolitos y ampollas de los canales auditivos. Esto se ha logrado preferentemente conduciendo el haz de fotones a través del sistema de conducción de haces de fotones de tal forma que el haz de fotones tenga un diámetro preferido de 12-18 mm, particularmente preferentemente 15 mm, durante la irradiación de una región del oído interno. La dimensión preferida mencionada no es fácilmente derivable de la anatomía del oído interno. En particular, se seleccionaría un diámetro más pequeño basado en la anatomía.

Es decir, las dimensiones y propiedades del aparato no implican una selección de tamaños y propiedades comunes, que para los expertos en la técnica son solo una posibilidad de diseño que proporcionarían sin actividad inventiva.

Sin embargo, los diámetros preferidos dan como resultado ventajosa y sorprendentemente un efecto protector particularmente grande. Esto es debido, al menos en parte, a un efecto de enfoque inesperado de los haces de

fotones a medida que pasan a través de las capas de tejido situadas enfrente de las células ciliadas sensoriales.

En realizaciones particularmente preferidas, el sistema de conducción de haces de fotones también comprende un sistema que comprende lentes y/o espejos que agrupan, expanden o coliman el haz de fotones. Este sistema constituido de lentes y espejos hace posible en particular ajustar el haz de fotones de tal forma que irradie una región predeterminada del oído interno, y cuando incide sobre el oído interno tiene un diámetro preferido de 12-18 mm, particularmente preferentemente 15 mm. Estos diámetros no implican una selección de tamaños y propiedades comunes que para los expertos en la técnica son solo una posibilidad de diseño que proporcionarían sin actividad inventiva. Como resultado de la irradiación homogénea de la cóclea y el vestíbulo del oído interno, que así se logra preferentemente, el haz de fotones desarrolla un efecto protector sobre un número sorprendentemente grande de células ciliadas sensoriales.

En otra realización preferida, el sistema de conducción de haces de fotones comprende un cable de fibra óptica que tiene un diámetro externo preferido de 1 a 8 mm, particularmente preferentemente 3 mm a 5 mm. El cable de fibra óptica tiene preferentemente un diseño flexible. El cable de fibra óptica es así capaz de conducir el haz de fotones desde la fuente de radiación hasta el oído interno. Es decir, las dimensiones y propiedades del aparato no implican una selección de tamaños y propiedades comunes, que para los expertos en la técnica son solo una posibilidad de diseño que proporcionarían sin actividad inventiva. En particular, como resultado de las dimensiones externas preferidas del cable de fibra óptica, en una realización preferida el aparato de irradiación se puede insertar en el canal auditivo externo y puede tener una sujeción particularmente buena en esa localización. La inserción de un cable de fibra óptica da así como resultado un nivel particularmente alto de comodidad de uso para el usuario del aparato de irradiación, que aumenta el cumplimiento del usuario y así el periodo de irradiación eficaz. En realizaciones particularmente preferidas, el cable óptico comprende fibras de vidrio o fibras ópticas poliméricas. Estos materiales tienen eficacia particularmente alta en transmitir la radiación de fotones, y así preferentemente dan como resultado irradiación energéticamente eficiente del oído interno. Además, la reducción de las pérdidas de potencia de fotones en el cable de fibra óptica debido al uso de fibras de vidrio o fibras ópticas poliméricas da como resultado la disminución de la generación de calor, que sorprendentemente aumenta la comodidad para el usuario del aparato de irradiación. Puesto que incluso solo una pequeña cantidad de generación de calor da como resultado una sensación molesta para el usuario, la realización preferida aumenta enormemente la aceptación de uso.

En una realización preferida, el emisor de fotones y/o el sistema de conducción de haces de fotones está/están presentes incorporados en un dispositivo retenedor que comprende un árbol en forma de varilla que tiene una abertura y/o una ventana situada en un extremo de forma que al menos parte del haz de fotones salga de la abertura o la ventana. En una realización particularmente preferida, el árbol en forma de varilla también tiene un diámetro de 0,5 mm a 1 mm y una longitud de 3 mm a 5 mm. Como resultado de dicha configuración preferida de un dispositivo retenedor, el aparato de irradiación es particularmente fácilmente insertable en el canal auditivo externo, e irradia eficazmente el oído interno. Las longitudes y dimensiones preferidas mencionadas no resultan automáticamente de la anatomía del canal auditivo externo del usuario. En su lugar, se seleccionan para ser más pequeñas, de manera que fue muy sorprendente que las longitudes y diámetros preferidos permitieran el posicionamiento particularmente seguro del aparato en el oído, también para atletas (incluso para montar a caballo o bucear). Debido a la configuración geométrica del dispositivo retenedor, el uso del aparato de irradiación para irradiación profiláctica eficaz del oído interno se puede llevar a cabo particularmente fácilmente y de forma fiable. En particular, la configuración geométrica del dispositivo retenedor, y en particular las dimensiones del árbol en forma de varilla, garantizan la irradiación eficaz de las regiones preferidas del oído interno, que comprende la cóclea y el vestíbulo. En particular, así se evita la situación en la que el oído interno no se irradia suficientemente homogéneamente. Además, se evita en particular la situación en que se irradian regiones que no son parte del oído interno, dando así como resultado efectos secundarios no deseables.

En una realización muy preferida, en un extremo el árbol en forma de varilla tiene un protector de silicona con un diámetro de 3 mm a 15 mm. Durante el uso del aparato de irradiación en el que el aparato se inserta en el canal auditivo externo, el protector de silicona da como resultado el posicionamiento sorprendentemente estable del aparato en el canal auditivo externo, y así da como resultado la irradiación sorprendentemente exacta de la región preferida del oído interno, que comprende la cóclea y el vestíbulo. Además, el protector de silicona tiene biocompatibilidad particularmente alta y aumenta la comodidad de uso. Así, el uso del aparato de irradiación durante un periodo de tiempo prolongado, e irradiación preventiva a largo plazo concomitante, se facilita en gran parte por el protector de silicona. Además, el protector de silicona previene sorprendentemente que bacterias y patógenos penetren a través del canal auditivo externo, protegiendo así adicionalmente el oído interno. Además, el protector de silicona da como resultado el soporte particularmente amortiguador del emisor de fotones, que sorprendentemente da como resultado la irradiación particularmente homogénea de fotones del oído interno, incluso durante actividades dinámicas tales como atletismo, bailar o subir escaleras.

En una realización preferida, el aparato de irradiación está presente en combinación con un audífono. La irradiación profiláctica de fotones es ventajosamente particularmente significativa para personas que ya tienen el daño auditivo, en particular para pacientes con deficiencia auditiva. Como se ha descrito, se puede lograr un efecto protector particularmente grande en particular adaptando la potencia de irradiación al estado del oído interno, en particular a la audición del usuario del aparato de irradiación. En particular, se puede prevenir eficazmente el deterioro adicional de



la audición usando el aparato de irradiación preventivo. La combinación del aparato de irradiación con un audífono aumenta ventajosamente la aceptación de uso para el aparato de irradiación. Por tanto, la irradiación profiláctica tiene lugar durante todo el tiempo que se lleva el audífono, en particular todo el día durante 10 horas o más diariamente. Un paciente con deficiencia auditiva está acostumbrado a llevarlo, en particular debido a que lleva un audífono durante muchos años, y no percibe la integración adicional de un emisor de fotones como molesta. A diferencia, los sujetos de prueba que llevan un aparato de irradiación combinado con un audífono incluso más frecuentemente que solo un audífono, puesto que se motivan más por la irradiación profiláctica simultánea. La combinación del aparato de irradiación con un audífono también aumenta ventajosamente la comodidad de uso. Debido a una integración preferida del emisor de fotones en un audífono, es ventajosamente necesario introducir solo el audífono en el canal auditivo externo. El oído interno se puede irradiar sorprendentemente de un modo particularmente estable y fiable por dicha integración del emisor de fotones en un audífono. En una realización preferida, el aparato de irradiación se combina con un audífono amplificador del sonido, preferentemente se combina con un dispositivo detrás de la oreja o un dispositivo en el oído. Una combinación preferida del aparato de irradiación con un dispositivo detrás de la oreja se ilustra en la Figura 3. Una combinación preferida del aparato de irradiación con un dispositivo en el oído se ilustra en la Figura 4. Sorprendentemente, es particularmente ventajosa la irradiación del oído interno por la combinación del aparato de irradiación con un dispositivo detrás de la oreja o un dispositivo en el oído. Se hace posible la irradiación sorprendentemente homogénea del oído interno debido a una disposición del emisor de fotones con preferentemente múltiples diodos emisores de luz en un anillo en el extremo audífono. En particular, así se hace posible un efecto protector de la irradiación de fotones sobre un número particularmente grande de células ciliadas sensoriales. Además, fue muy sorprendente que la integración de emisores de fotones en los audífonos amplificadores del sonido no comprometiera la función de los audífonos amplificadores del sonido. Además, fue muy sorprendente que resultaran sinergias funcionales de la combinación del aparato de irradiación con un audífono amplificador del sonido. Así, el micrófono del audífono se puede usar asimismo ventajosamente para medir emisiones otoacústicas. Además, el micrófono de medición del dispositivo amplificador de sonido se puede usar para determinar el nivel de ruido ambiental, en particular el nivel de presión sonora en los alrededores. Además, el generador de sonido del audífono se puede usar ventajosamente para emitir señales acústicas para excitar emisiones otoacústicas. El generador de sonido del audífono amplificador del sonido también se puede utilizar preferentemente como activador para transmitir al usuario una señal acústica de aviso del aparato de irradiación que indica que el cambio en la posición corporal supera un valor estándar. Fue muy sorprendente que dicha utilización funcional doble e incluso triple de un generador de sonido o un micrófono de medición fuera posible para medir señales acústicas, para medir emisiones otoacústicas evocadas, para entrenar el sentido del equilibrio mediante señales de aviso y para un audífono amplificador del sonido. La combinación de un aparato de irradiación con un audífono amplificador del sonido ha producido así una realización sorprendentemente rentable y energéticamente eficiente.

En otra realización preferida, el audífono es un audífono implantable o un implante de cóclea. La combinación del aparato de irradiación con un audífono implantable o un implante de cóclea es particularmente ventajosa, puesto que esto permite irradiación preventiva a largo plazo del oído interno diariamente durante hasta 24 horas al día durante múltiples meses o años. Además, la combinación del aparato de irradiación con un audífono implantable o un implante de cóclea da como resultado una incorporación particularmente estable del aparato de irradiación, y así da como resultado la irradiación particularmente estable del oído interno. Además, por la combinación del aparato de irradiación con un audífono implantable o un implante de cóclea, el emisor de fotones o el sistema de conducción de haces de fotones se puede posicionar preferentemente particularmente próximo a estructuras auditivas y/o vestibulares del oído interno. Esto da como resultado un efecto protector particularmente elevado debido al uso del aparato de irradiación según la invención, y previene el daño al oído y/o equilibrio a largo plazo de un modo sorprendentemente eficaz.

En una realización preferida, los componentes del aparato de irradiación según la invención se conectan entre sí por transmisión inalámbrica de datos, preferentemente usando tecnología Bluetooth. Así, por ejemplo, preferentemente al menos dos componentes, seleccionados de un grupo que comprende la unidad de control automática basada en datos de medición para controlar la potencia de salida del emisor de fotones, el dispositivo para medir señales acústicas de los alrededores, el dispositivo para medir emisiones otoacústicas evocadas del oído interno y el dispositivo para medir el cambio en la posición corporal del usuario, se conectan entre sí por transmisión inalámbrica de datos, preferentemente usando tecnología Bluetooth.

La invención se refiere además a un sistema para la irradiación protectora del oído interno de un usuario para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo, que comprende un aparato de irradiación según la invención, en el que

- a) se miden señales referentes al usuario del aparato de irradiación y/o los alrededores del usuario,
- b) se calcula la potencia de salida (P) del emisor de fotones para la irradiación protectora del oído interno basándose en estos datos de medición,
- c) se establece la potencia de salida del emisor de fotones al valor calculado P, y tiene lugar la irradiación del oído interno con la potencia del haz de fotones P.

En el sistema según la invención, que implica un grupo de elementos de aparato interconectados u operativamente conectados, múltiples componentes de aparato interaccionan entre sí para lograr el objetivo de la invención. El objeto según la invención se puede lograr sorprendentemente particularmente bien con este sistema.

5 Además del aparato, el uso del aparato y el sistema, que comprende el aparato según la invención junto con otros componentes, la invención también se refiere además a un método para la irradiación protectora del oído interno para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo, usando el aparato de irradiación según la invención, comprendiendo el método:

- 10 a) medir señales referentes al usuario del aparato de irradiación y/o los alrededores del usuario,
- b) calcular, basándose en estos datos de medición, la potencia de salida (P) de la radiación de fotones para la irradiación protectora del oído interno,
- 15 c) controlar la potencia de salida del emisor de fotones al valor calculado P e irradiar el oído interno con la potencia del haz de fotones P.

20 Las características técnicas que se han desvelado para el método según la invención para la irradiación protectora del oído interno para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo también se aplican en particular al aparato de irradiación según la invención y al sistema según la invención. El experto medio en la técnica es consciente de que en particular las características de las realizaciones preferidas del método según la invención también se pueden usar para la descripción técnica del aparato de irradiación según la invención y el sistema según la invención (por ejemplo, junto con el [método] según la invención, se desvela un valor limitante preferido del nivel de presión sonora de 85 dB; es evidente para los expertos en la técnica que este valor limitante preferido del nivel de presión sonora también se puede usar ventajosamente para el aparato de irradiación según la invención y/o para el sistema según la invención).

30 Es decir, las características del método para la irradiación protectora del oído interno para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo, así como las características de las realizaciones preferidas de este método se pueden asimismo usar por el experto medio en la técnica para el aparato de irradiación según la invención, para su uso, y para el sistema para la irradiación protectora del oído interno. Las realizaciones del aparato de irradiación según la invención tienen en particular preferentemente características que son adecuadas para llevar a cabo el método y las realizaciones preferidas del método. Las características técnicas desveladas que se han desvelado junto con el método y las realizaciones preferidas se pueden así lograr en particular también con el aparato de irradiación según la invención y el sistema de aparato, el sistema según la invención, para la irradiación protectora del oído interno.

40 La deficiencia auditiva y/o el vértigo se pueden prevenir sorprendentemente de un modo particularmente eficaz usando el método para irradiar el oído interno. Se puede registrar la medición de señales referentes al usuario del aparato de irradiación, en particular datos, que proporciona información sobre la funcionalidad del sentido del oído o equilibrio del usuario del aparato de irradiación. Estos datos describen preferentemente el estado de las estructuras auditivas y/o vestibulares del oído interno del usuario del aparato de irradiación. Las estructuras auditivas y/o vestibulares comprenden en particular las células ciliadas sensoriales externas, las células del ganglio espiral, las células ciliadas sensoriales internas y neuronas aguas abajo para procesar señales acústicas y señales para determinar la posición corporal. Dichos datos se obtienen preferentemente midiendo emisiones otoacústicas evocadas. Además, como resultado de medir señales referentes a los alrededores del usuario, se incorporan en el método datos referentes a factores externos que influyen en el estado de las estructuras auditivas y/o vestibulares del usuario. Estos factores medioambientalmente relacionados (factores externos) incluyen en particular el nivel de ruido ambiental. Un aumento del nivel de sonido debido a ruido resulta en particular en la alteración del estado del oído interno, es decir, una alteración de la funcionalidad del oído interno para el sentido del oído y/o equilibrio. La alteración del estado del oído interno se puede atribuir en particular a un desarrollo degenerativo de las estructuras auditivas y/o vestibulares del oído interno. El método, usando el aparato de irradiación, contrarresta preferentemente dicho desarrollo degenerativo. El desarrollo degenerativo del oído interno se contrarresta de un modo particularmente eficaz debido al cálculo de la potencia de salida (P) de la radiación de fotones para la irradiación protectora del oído interno, basándose en los datos de medición referentes al usuario del aparato de irradiación y/o los alrededores del usuario, y controlando la potencia de salida a este valor calculado. La adaptación de la potencia de salida a las necesidades del usuario del aparato de irradiación muestra sorprendentemente un efecto profiláctico particularmente grande en comparación con los métodos profilácticos que irradian el oído interno a una potencia constante. Las etapas del método a) a c) se pueden llevar preferentemente a cabo múltiples veces en sucesión a intervalos regulares. El periodo de radiación del método puede ser preferentemente superior a 10 horas al día, y puede tener lugar durante múltiples días, semanas, meses, o años. Debido a la grabación continua de datos de medición y la adaptación de la potencia del haz de fotones a estos datos de medición, es posible la irradiación profiláctica con adaptación óptima al mecanismo funcional protector de la irradiación de fotones del oído interno. Como se ha descrito anteriormente, los experimentos han mostrado que el efecto protector de la irradiación de fotones del oído interno depende críticamente de la potencia de irradiación de fotones. En particular, el mecanismo funcional de la estimulación protectora de fotones comprende la excitación de complejos transmembranarios de la cadena respiratoria, que comprende en particular citocromo c oxidasa. Además, el mecanismo funcional protector de

la irradiación de fotones tiene en particular una dependencia bifásica sobre la potencia del haz de fotones. Como se muestra por los experimentos, el resultado es en particular que la potencia del haz de fotones que es demasiado baja logra solo un ligero efecto protector. Además, el efecto protector no aumenta continuamente aumentando continuamente la potencia del haz de fotones. En su lugar, como resultado de la potencia del haz de fotones que es demasiado alta, las estructuras auditivas y/o vestibulares se afectan adversamente por la radiación de fotones excesivamente alta y pueden degenerar. La radiación de fotones que es demasiado alta, por tanto, da como resultado solo un ligero efecto protector, o incluso da como resultado efectos secundarios. Sorprendentemente, por tanto, la potencia del haz de fotones excesivamente alta no da como resultado la profilaxis eficaz de la deficiencia auditiva y/o vértigo, y en su lugar puede incluso dar como resultado un efecto protector minimizado debido a la aparición de efectos secundarios no deseables. El establecimiento de la potencia del haz de fotones a un valor óptimo que se calcula basándose en datos de medición muestra sorprendentemente un efecto protector particularmente grande. El establecimiento de la radiación de fotones en el método a un valor que se optimiza para la profilaxis de deficiencia auditiva o vértigo se puede implementar ventajosamente por la unidad de control automática basada en datos de medición.

En una variante preferida, los datos de medición comprenden emisiones otoacústicas evocadas de las células ciliadas externas del oído interno, y se determina al menos un primer parámetro A para calcular la potencia de salida P de la radiación de fotones basándose en estos datos de medición. La medición de emisiones otoacústicas evocadas refleja ventajosamente el estado de las células ciliadas sensoriales del oído interno. Las células ciliadas sensoriales tienen un alto nivel de funcionalidad para la percepción de señales acústicas y/o equilibrio cuando se estimulan para emitir emisiones otoacústicas. Así, es ventajosamente posible establecer la potencia de salida de la radiación de fotones a un valor que es óptimo para la irradiación profiláctica, y que se calcula teniendo en cuenta el estado de las células ciliadas sensoriales del oído interno, es decir, la funcionalidad eficaz del oído interno como el órgano para el sentido del oído y/o equilibrio. Basándose en la bibliografía estándar, tal como la anteriormente mencionada *Otoacoustic Emissions – Clinical Applications*, entre otros, los expertos en la técnica están familiarizados con métodos adecuados para medir emisiones otoacústicas y calcular parámetros biológicamente relevantes. En una variante particularmente preferida, el parámetro de reproducibilidad se determina en el método, usando emisiones otoacústicas. Múltiples señales acústicas se transmiten por este documento al oído interno, y para cada una de estas señales acústicas se determina si una emisión otoacústica ha sido evocada por la señal acústica. La reproducibilidad se calcula a partir de la relación entre el número de emisiones otoacústicas evocadas detectadas y el número de señales acústicas emitidas. Por ejemplo, si se emiten un total de 100 señales acústicas, y de estas 100 señales se detectan 60 emisiones otoacústicas, la reproducibilidad es 60 %. La reproducibilidad, como un parámetro particularmente informativo, refleja ventajosamente la funcionalidad del oído interno para responder a señales acústicas. La reproducibilidad es, por tanto, un parámetro particularmente relevante para determinar la función biológica del oído interno. En una variante particularmente preferida, la reproducibilidad se determina una vez al mes, usando las emisiones otoacústicas.

En otra variante preferida, los datos de medición comprenden señales acústicas de los alrededores del usuario, y a partir de estos datos de medición se determina al menos un segundo parámetro B para calcular la potencia de salida P de la radiación de fotones. Midiendo señales acústicas de los alrededores del usuario, es ventajosamente posible grabar datos de medición que proporcionan información referente al estrés en el oído interno debido a irradiación acústica. Las estructuras auditivas y vestibulares del oído interno se pueden dañar a partir de un alto nivel de irradiación acústica, en particular debido a ruido ambiental, por ejemplo ruido de construcción, ruido de motor, o música alta. Se puede establecer ventajosamente en el método un valor óptimo para la potencia de irradiación adaptando la potencia del haz de fotones al ruido ambiental. De esta forma se puede lograr un efecto protector particularmente grande sobre el oído interno, que comprende en particular células ciliadas sensoriales sensibles al ruido. Los expertos en la técnica están familiarizados con métodos por los que se pueden determinar parámetros informativos referentes al ruido ambiental. En una variante preferida, el parámetro B, que [representa] el nivel de ruido ambiental, cuantifica el nivel de presión sonora. En una variante particularmente preferida, el nivel de presión sonora se determina en un intervalo preferido de frecuencia de sonido de 250 Hz a 8000 Hz, particularmente preferentemente en ponderación en dB (A). El nivel de presión sonora, en particular en los intervalos de frecuencia mencionados, es una medida particularmente buena del estrés biológico experimentado por el oído interno debido a ruido ambiental.

En otra variante preferida, los datos de medición comprenden cambios en la posición corporal del usuario del aparato de irradiación, y a partir de estos datos de medición se determina al menos un tercer parámetro C para calcular la potencia de salida P de la radiación de fotones. Adaptando la potencia del haz de fotones a datos de medición referentes al cambio en la posición corporal, la irradiación protectora de fotones se puede adaptar al estado del sentido del equilibrio o a factores que influyen en el estado del sentido del equilibrio. En particular, se ha determinado un efecto protector ventajoso cuando aumenta la irradiación de fotones cuando existe una perturbación en el sentido del equilibrio. Una perturbación en el sentido del equilibrio se manifiesta en personas en particular por un aumento del cambio en la posición corporal como ocurre durante, por ejemplo, oscilaciones o caídas. El parámetro C describe preferentemente el grado por el que el cambio en la posición corporal supera valores estándar para movimientos involuntarios. En una realización particularmente preferida, el cambio en la posición corporal se determina en función de los vectores de desplazamiento espacial, usando girómetros. El parámetro C determina preferentemente el porcentaje por el que el cambio en la posición corporal supera valores estándar

guardados para vectores de desplazamiento máximo en el cuadrante espacial para la actividad particular y el grupo de edad particular.

5 En una variante preferida, la potencia de salida del haz de fotones se calcula a partir de la suma de tres sumandos positivos, en la que el primer sumando PA se calcula usando el parámetro A, el segundo sumando PB se calcula usando el parámetro B, y el tercer sumando PC se calcula usando el parámetro C, y si la suma de PA, PB y PC supera un valor máximo M, entonces  $P=M$ . Así se calcula ventajosamente la irradiación total en una base proporcional de sumandos que se basan tanto en parámetros que proporcionan información referente al estado del oído interno, como factores que influyen en el estado del oído interno. En particular, el parámetro A (calculado a partir de datos de medición referentes a las emisiones otoacústicas) se refiere a la funcionalidad del oído interno para el sentido del oído, y el parámetro C (calculado a partir de datos de medición referentes al cambio en la posición corporal) se refiere a la funcionalidad del oído interno para el sentido del equilibrio. Además, el parámetro B (calculado a partir de datos de medición referentes a señales acústicas ambientales) se refiere en particular a una tensión en el oído interno debida a ruido ambiental, y así se refiere en particular al posible daño al oído interno y la alteración de su funcionalidad como el órgano de los sentidos del oído y el equilibrio. En una variante preferida, la potencia del haz de fotones no supera un valor máximo. Para este fin, la unidad de control basada en datos de medición controla la potencia del emisor de fotones, preferentemente de tal forma que la potencia del emisor de fotones no supere un valor máximo de preferentemente 120 mW a 300 mW. Tras alcanzar un valor máximo para la potencia con la que se irradia el oído interno, preferentemente tras alcanzar un valor máximo para la potencia con la que se irradia el oído interno que es entre 120 mW y 300 mW, pueden ocurrir efectos secundarios debido al calentamiento y/o sobredosis de potencia del haz de fotones. Los efectos secundarios de la irradiación protectora se pueden minimizar y/o evitar en el método regulando la unidad de control controlada por ordenador de manera que no se supere un valor máximo de la radiación de fotones. Como resultado de la potencia de irradiación de fotones que no supera 300 mW, en particular 120 mW, se puede minimizar y/o evitar el calentamiento involuntario del oído interno, la sobreestimulación de las células ciliadas sensoriales, y otros efectos secundarios que incluyen mareos y/o deficiencia auditiva.

En una variante particularmente preferida, el parámetro A, que se determina midiendo las emisiones otoacústicas evocadas, es la reproducibilidad, y el sumando de la potencia del haz de fotones PA, que se basa en el parámetro A, es una función monótona decreciente de A. Así aumenta ventajosamente la intensidad de la irradiación de fotones del oído interno cuando disminuye la reproducibilidad de la medición de emisiones otoacústicas. Como se ha descrito anteriormente, la reproducibilidad refleja en particular la capacidad de las células ciliadas sensoriales para percibir señales acústicas. Se ha mostrado ventajosamente que se puede lograr un efecto profiláctico particularmente grande cuando la irradiación de fotones aumenta cuando peor es el estado del oído interno, es decir, cuanto más baja es la reproducibilidad. En una variante particularmente preferida, para  $A \geq 59\%$ ,  $PA=1$  mW y para  $A < 59\%$ ,  $PA=(60\%-A)*1$  mW. Como resultado de dicho cálculo, PA, como el valor base para la irradiación, se establece en 1 mW para una reproducibilidad superior o igual a 59 %. Un valor de reproducibilidad que es superior o igual a 59 % indica un buen sentido del oído y un alto nivel de funcionalidad de las células ciliadas sensoriales. Para dicha reproducibilidad, el valor base para la irradiación de fotones se establece así ventajosamente en 1 mW basado en las emisiones otoacústicas. Sin embargo, si está presente reproducibilidad de menos de 59 %, esto es una indicación de que la funcionalidad de las células ciliadas sensoriales está alterada. Esto puede ser debido al hecho de que el usuario tiene demasiadas pocas células ciliadas sensoriales, por ejemplo debido a que las células ciliadas sensoriales han muerto, o debido a que la mayoría de las restantes células ciliadas sensoriales solo tienen una respuesta reducida a la estimulación acústica. En este caso, ha demostrado ser particularmente eficaz un método de irradiación profiláctica en el que la potencia proporcional del haz de fotones PA aumenta linealmente cuando disminuye la reproducibilidad. Se ha mostrado sorprendentemente que en particular un aumento lineal de PA en función de la reproducibilidad decreciente A ( $PA=(60\%-A)*1$  mW para  $A < 59\%$ ) da como resultado un nivel de potencia óptimo para la irradiación de fotones que contrarresta particularmente bien el desarrollo degenerativo de las estructuras auditivas o vestibulares del oído interno.

En una variante particularmente preferida, el segundo parámetro B, que se determina midiendo señales acústicas de los alrededores del usuario, es el nivel de presión sonora, y el sumando de la potencia del haz de fotones PB, que se basa en el parámetro B, es una función monótona creciente de B. Como se ha descrito en los párrafos precedentes, el nivel de presión sonora del nivel de ruido ambiental es un parámetro particularmente adecuado para cuantificar el posible estrés en el oído interno debido a señales acústicas de los alrededores. Este es el caso en particular en una variante particularmente preferida en la que el nivel de presión sonora se determina en un intervalo de frecuencia de 250 Hz a 8000 Hz en ponderación en dB (A). Cuando se mide un aumento del nivel de presión sonora en los alrededores por el aparato de irradiación, el oído interno se somete a estrés por el aumento del nivel de ruido ambiental, y se pueden dañar las estructuras auditivas o vestibulares del oído interno. Se ha mostrado sorprendentemente que un aumento en la potencia de irradiación en el oído interno durante un aumento del nivel de presión sonora en los alrededores previene el daño al oído y/o el equilibrio de un modo particularmente eficaz. En particular, se ha mostrado que para células ciliadas sensoriales que se han sometido a estrés por un aumento del nivel de presión sonora, por ejemplo debido a ruido, el daño se puede evitar cuando las células ciliadas sensoriales se irradian con fotones por adelantado o al mismo tiempo. Esto se puede atribuir, al menos en parte, al hecho de que el efecto protector de la irradiación de fotones, debido, entre otras cosas, a la excitación de citocromo c oxidasa como se ha descrito anteriormente, se optimiza cuando las células ciliadas sensoriales sometidas a estrés por ruido

se irradian con elevada potencia de salida del emisor de fotones. El daño a las estructuras auditivas o vestibulares del oído interno debido a un aumento del nivel de ruido ambiental se puede evitar ventajosamente particularmente bien cuando el oído interno se irradia con fotones antes de, o al mismo tiempo que, la exposición al ruido. Además, la irradiación profiláctica que se adapta al nivel de ruido ambiental da como resultado un efecto protector particularmente grande. Esto significa que, en particular cuando el oído interno del usuario se irradia profilácticamente durante un periodo prolongado de preferentemente al menos una semana durante preferentemente al menos 3 horas diarias, incluso un alto nivel de exposición a ruido posterior de por encima de 100 dB, por ejemplo, da como resultado daño auditivo muy pequeño. La irradiación profiláctica de fotones que se adapta al nivel cotidiano de exposición a ruido también previene así en particular la deficiencia auditiva que ocurriría debido a un nivel de exposición a ruido muy alto posterior. El mecanismo protector de la irradiación de fotones previene así no solo la deficiencia auditiva que ocurre debido a un estrés durante la irradiación, sino también en particular la deficiencia auditiva que puede ocurrir debido a los posteriores estreses, por ejemplo debidos al ruido.

En una variante preferida, la potencia proporcional del haz de fotones PB es 0 mW para valores del nivel de presión sonora B, medido en los alrededores, que están por debajo de un valor limitante del nivel de presión sonora G. En una variante preferida, el valor del valor limitante del nivel de presión sonora es entre 75 dB y 95 dB, preferentemente aproximadamente 85 dB, por lo que "aproximadamente 85 dB" significa, por ejemplo, 85,3 dB, 85,9 dB, 83,5 dB, 84,7 dB, 86 dB o 85,0 dB. Las pruebas han mostrado sorprendentemente que el efecto protector de la irradiación de fotones es particularmente grande cuando el oído interno se somete a estrés por irradiación acústica que se caracteriza por un nivel de presión sonora que es superior al valor limitante del nivel de presión sonora, en particular para las regiones mencionadas que llegan a ser cada vez más pequeñas. Para una exposición de sonido al oído interno que está por debajo de un valor limitante para el nivel de presión sonora, el aumentar la irradiación de fotones en función del nivel de presión sonora no da como resultado un efecto protector particularmente elevado. Por debajo del valor limitante del nivel de presión sonora, la irradiación tiene lugar, por tanto, preferentemente a una potencia  $P=PA+PC$ . Con respecto al nivel de ruido ambiental, los sumandos del componente de potencia PA y PC se pueden entender, por tanto, como valores base. El oído interno se irradia a la potencia base  $P=PA+PC$  cuando el usuario del aparato de irradiación está en un entorno en el que el nivel de ruido ambiental no somete el oído interno a estrés particularmente alto, es decir, en particular cuando el nivel de presión sonora está por debajo del valor limitante del nivel de presión sonora.

La tensión en el oído interno debido a un nivel de ruido ambiental aumenta en particular a o por encima de un nivel de presión sonora limitante de 70 dB, en particular a o por encima de 85 dB, y da como resultado daño al oído interno que es más grave cuanto más alto sea el nivel de presión sonora. Se puede evitar el daño al oído interno de un modo particularmente eficaz aumentando la potencia de la irradiación protectora de fotones en función del nivel de presión sonora a o por encima del valor limitante G.

En una realización muy preferida, cuando se alcanza un valor limitante del nivel de presión sonora, la potencia proporcional del haz de fotones PB se establece a  $PB=2^{\text{suelo}((B-G)/3dB)+1} * (PA+PC)-(PA+PC)$ . "Suelo" se refiere a la función de redondeo que redondea un número real al siguiente número entero más pequeño. Es decir, en particular el suelo de un número real R es igual al número entero N para el que es válido  $N \leq R$  y  $N+1 > R$ ; por ejemplo,  $\text{suelo}(3,3)=3$ . Como se ha descrito en los párrafos precedentes, PA y PC son sumandos de la potencia de fotones que son independientes del valor del nivel de presión sonora medido. En particular, la suma de PA y PC es el valor de la potencia del haz de fotones con el que el oído interno se irradia cuando el nivel de ruido ambiental está por debajo del valor limitante del nivel de presión sonora G. Así, PA+PC también se denomina la potencia base. Determinando PB a partir de  $PB = 2^{\text{suelo}((B-G)/3dB)+1} * (PA+PC)-(PA+PC)$  para valores del nivel de presión sonora B que son mayores o iguales al valor limitante del nivel de presión sonora G, la potencia P total resultante para  $B \geq G$  es así  $P = 2^{\text{suelo}((B-G)/3dB)+1} * (PA+PC)$ . Cuando se alcanza el valor limitante del nivel de presión sonora, es decir, para  $B=G$ ,  $P=2*(PA+PC)$ , y así corresponde a dos veces el valor de la potencia base (PA+PC). La potencia de irradiación de fotones se duplica por 3 dB con cada aumento adicional del nivel de presión sonora B. Como resultado de la función de redondeo en el exponente de  $P = 2^{\text{suelo}((B-G)/3dB)+1} * (PA+PC)$ , la potencia del haz de fotones aumenta cuando un valor de B en cada caso supera G por una diferencia de 3 dB o sus múltiplos integrales. De esta forma se evita ventajosamente la alta volatilidad de la potencia del haz de fotones debida a fluctuaciones de la medición durante la determinación del nivel de presión sonora. El duplicado descrito de la potencia del haz de fotones cuando el nivel de presión sonora sube 3 dB tiene sorprendentemente un efecto protector particularmente grande. Se ha mostrado en experimentos que dicho aumento en la potencia del haz de fotones da como resultado un efecto protector particularmente grande sobre el oído interno, de manera que no resulta daño, o daño enormemente reducido, al oído interno, en particular a las células ciliadas sensoriales, células del ganglio espiral y neuronas, de un aumento del nivel de ruido ambiental. La potencia del haz de fotones de  $2^{\text{suelo}((B-G)/3dB)+1} * (PA+PC)$  que se establece para  $B \geq G$  se adapta óptimamente a la tensión en el oído interno debido a un aumento del nivel de ruido ambiental. En particular, la adaptación descrita de la potencia del haz de fotones permite la irradiación profiláctica individualizada del oído interno que se ajusta óptimamente a las posibilidades de daño del ruido ambiental. Así aumenta la aceptación de uso del dispositivo, y se hace posible la irradiación profiláctica a largo plazo durante todo el día. Esto da como resultado sorprendentemente mucha más prevención eficaz de la alteración de la audición y el equilibrio en comparación con la irradiación preventiva con potencia de irradiación proporcionada independientemente del ruido ambiental.

En otra variante muy particularmente preferida, el parámetro C se determina preferentemente una vez a la semana, una vez al mes, o una vez cada seis meses realizando una prueba de equilibrio normalizada, y se calcula a partir de los movimientos hacia adelante, hacia detrás y/o laterales del usuario del aparato de irradiación, basándose en valores estándar que son específicos para la edad, sexo y ejercicio. C se mide muy particularmente preferentemente en %, y corresponde a la puntuación combinada de la prueba de déficit de equilibrio estándar (SBDT). La SBDT es una prueba de equilibrio normalizada en la que el usuario del aparato de irradiación realiza diversos ejercicios. En particular, la prueba de equilibrio comprende preferentemente los siguientes ejercicios:

- Permanecer de pie sobre las dos piernas con los ojos abiertos
- Permanecer de pie sobre las dos piernas con los ojos cerrados
- Permanecer de pie sobre una pierna con los ojos abiertos
- Permanecer de pie sobre una pierna con los ojos cerrados
- Ocho etapas simultáneas (un pie enfrente del otro) con los ojos abiertos
- Permanecer de pie sobre las dos piernas con los ojos abiertos sobre una superficie de soporte de espuma (altura 10 cm, densidad 25 kg/m<sup>3</sup>) y permanecer de pie sobre las dos piernas con los ojos cerrados sobre una superficie de soporte de espuma
- Permanecer de pie sobre una pierna sobre una superficie de soporte de espuma
- Ocho etapas simultáneas sobre una superficie de soporte de espuma
- Caminar 3 m mientras se gira la cabeza
- Caminar 3 m mientras se vuelve alternativamente la cabeza hacia la izquierda y la derecha llevando el ritmo
- Caminar 3 m inclinando la cabeza llevando el ritmo
- Caminar 3 m con los ojos cerrados
- Caminar sobre cuatro barreras, con una altura de barrera de 26 cm y una distancia de 1 m entre las barreras
- Sentarse y levantarse

Para cada uno de estos ejercicios, se hace una determinación, usando el dispositivo para medir el cambio en una posición corporal, referente al grado por el que el cambio en la posición corporal se desvía de los valores estándar para el grupo de edad particular. La puntuación combinada de SBDT cuantifica la desviación del cambio en la posición corporal de los valores estándar, y se calcula del siguiente modo:

$$\text{Puntuación combinada de SBDT} = \frac{(\sum_i p_i + \sum_i r_i) * 100}{n * 400}$$

A este respecto, n se refiere al número de ejercicios realizados durante la prueba de equilibrio. El índice i se refiere en cada caso al i-ésimo ejercicio, y es así i=1, 2, . . . , n.

Además, pi es igual a la "oscilación de inclinación" medida durante el i-ésimo ejercicio, dividida entre el valor estándar de la oscilación de inclinación para el i-ésimo ejercicio para el grupo de edad correspondiente en %, por lo que la oscilación de inclinación cuantifica los movimientos de oscilación hacia adelante y hacia detrás del usuario. La oscilación de inclinación se determina preferentemente usando el dispositivo para medir el cambio en la posición corporal, que comprende un girómetro, como la velocidad angular en °/s a lo largo del eje y de referencia, y preferentemente corresponde a la mediana del valor de y de los vectores de desplazamiento que se determinan durante el i-ésimo ejercicio. Además, ri es igual a la "oscilación de cabeceo" medida durante el i-ésimo ejercicio, dividida entre el valor estándar de la oscilación de cabeceo para el i-ésimo ejercicio para el grupo de edad correspondiente en %, por lo que la oscilación de cabeceo cuantifica los movimientos de oscilación laterales del usuario. La oscilación de cabeceo se determina preferentemente usando el dispositivo para medir el cambio en la posición corporal, que comprende un girómetro, como la velocidad angular en °/s a lo largo del eje x de referencia, y preferentemente corresponde a la mediana del valor de x de los vectores de desplazamiento que son determinados durante el i-ésimo ejercicio.

Si, por ejemplo, la oscilación del cuerpo del usuario del aparato corresponde a los valores estándar para el ejercicio particular, es decir, pi y ri son iguales a 100 % para todos los i-ésimos ejercicios, la puntuación combinada de SBDT es igual a 50 %. Una puntuación combinada de SBDT inferior a 50 % indica que la oscilación del cuerpo de la persona probada durante los ejercicios es inferior a los valores estándar para el grupo de edad correspondiente. Una puntuación de SBDT baja, en particular una puntuación de SBDT inferior a 50 %, indica así un buen sentido del equilibrio. Además, una puntuación combinada de SBDT superior a 50 % indica que la oscilación del cuerpo de la persona tratada durante los ejercicios es mayor que los valores estándar para el grupo de edad correspondiente. Una puntuación de SBDT alta, en particular una puntuación de SBDT superior a 50 %, así indica un sentido reducido del equilibrio.

En una variante particularmente preferida, C corresponde a la puntuación combinada de SBDT, y para C inferior a 50 %, PC=0 mW, y para C superior o igual a 50 %, PC=(C-45 %)\*0,2 mW. En esta realización preferida, la potencia del haz de fotones, basada en los datos de medición referentes al cambio en la posición corporal, no aumenta ventajosamente cuando el usuario probado del aparato de irradiación tiene una puntuación combinada de SBDT de

50 % o menos. En este caso, el usuario tiene un buen sentido del equilibrio, y se logra preferentemente un efecto protector óptimo con una potencia del haz de fotones de  $P=PA+PC$ . Para una puntuación combinada de SBDT superior o igual a 50 %,  $PC=(C-45\%)*0,2$  mW, y la potencia de fotones así aumenta linealmente con la puntuación combinada de SBDT. Para una puntuación combinada de SBDT de 55 %, por ejemplo, y así  $C=55\%$ ,  $PC=2$  mW, y para  $C=60\%$ ,  $PC=3$  mW, etc. El aumento lineal de la potencia del haz de fotones para personas con un aumento de la puntuación combinada de SBDT, y así una disminución del sentido del equilibrio, da ventajosamente como resultado un efecto protector particularmente grande. La deficiencia auditiva y/o el vértigo se previene/previene sorprendentemente a un grado particularmente grande por dicha adaptación de la potencia del haz de fotones al sentido del equilibrio de los usuarios del aparato. En particular, la exacerbación adicional del vértigo se puede prevenir de un modo particularmente eficaz aumentando la potencia de la radiación de fotones en función de la gravedad del vértigo. El vértigo es frecuentemente atribuible a una reducción en la funcionalidad o el número de células ciliadas sensoriales en el oído interno, en particular en el vestíbulo. Por tanto, el aumento preferido en la radiación de fotones en el caso de vértigo se adapta al estado y/o el número de células ciliadas sensoriales, y así aumenta en particular el efecto protector sobre las células ciliadas sensoriales.

### Breve descripción de los dibujos

Objetivos, características, ventajas y aplicaciones adicionales del aparato según la invención resultan de la siguiente descripción de las realizaciones a modo de ejemplo con referencia a los dibujos. Todas las características que son descritas y/o gráficamente ilustradas, solas o en cualquier combinación arbitraria, constituyen la materia de la invención, independientemente de su recapitulación en reivindicaciones individuales o su referencia inversa.

Los dibujos muestran lo siguiente:

La Figura 1 muestra una ilustración esquemática de una realización del aparato de irradiación y su uso a modo de ejemplo;

la Figura 2 muestra una combinación del aparato de irradiación con un audífono detrás de la oreja;

la Figura 3 muestra una combinación del aparato de irradiación con un audífono en el oído;

la Figura 4 muestra un diagrama de bloques del uso del aparato de irradiación a modo de ejemplo, con control de la potencia de irradiación de fotones;

la Figura 5 muestra una ilustración esquemática de los vectores de desplazamiento; y

la Figura 6 muestra un diagrama para el cálculo de la velocidad angular en el eje z.

La Figura 1 ilustra esquemáticamente una realización preferida, y uso modo de ejemplo, del aparato de irradiación. El oído interno del usuario 1 del aparato de irradiación se irradia profilácticamente con luz infrarroja cercana en la localización 2 mediante el emisor de fotones situado en el canal auditivo externo. La medición del nivel de ruido ambiental y la medición de emisiones otoacústicas tienen lugar asimismo en la localización 2. El cambio en la posición corporal del usuario del aparato se mide usando girómetros 4 que están unidos al usuario en la cadera. Los datos de medición pueden ser inalámbricamente transmitidos usando tecnología Bluetooth 3.

La Figura 2 ilustra una realización preferida de la combinación del aparato de irradiación con un audífono detrás de la oreja 8. La parte A) muestra la combinación del aparato de irradiación con el audífono detrás de la oreja 8 en sección transversal, como se usa por un usuario del aparato. Se introducen la unidad amplificadora de sonido del audífono junto con diodos emisores de luz 6 en el canal auditivo externo del usuario del aparato. Se usa un protector de silicona 5 para la estabilización. La parte B) muestra una vista frontal del protector de silicona con los diodos emisores de luz 6 unidos al mismo. Los diodos emisores de luz 6 están situados en un anillo alrededor de la abertura 7 a través de la que el audífono provee el oído interno con sonido.

La Figura 3 ilustra esquemáticamente una realización preferida de la combinación del aparato de irradiación con un audífono en el oído 9. La parte C) muestra la combinación del aparato de irradiación con el audífono en el oído 9 en sección transversal, como se usa por un usuario del aparato. Se introducen la unidad amplificadora de sonido del audífono junto con diodos emisores de luz 6 en el canal auditivo externo del usuario del aparato. Se usa un protector de silicona 5 para la estabilización. La parte D) muestra una vista frontal del protector de silicona con los diodos emisores de luz 6 unidos al mismo. Los diodos emisores de luz 6 están situados en un anillo alrededor de la abertura 7 a través de la que el audífono proporciona el oído interno con sonido.

La Figura 4 ilustra una realización preferida y uso del aparato de irradiación. El módulo de audífono del aparato de irradiación comprende un dispositivo para medir la reproducibilidad de emisiones otoacústicas producto de distorsión (DPOAE). Además, el aparato de irradiación comprende un módulo de cadera que comprende dos giroscopios con los que se crea una posturografía del usuario del aparato de irradiación. Se determina el riesgo de caída por el usuario del aparato de irradiación basándose en los datos del posturógrafo. Se usan la reproducibilidad global, que

se determina por la medición de DPOAE, así como el riesgo de caída por el usuario del aparato de irradiación, para calcular un valor de base de la potencia para el láser irradiación del oído interno con luz infrarroja cercana. Además, el módulo de audífono del aparato de irradiación comprende un dispositivo para medir el nivel de ruido ambiental. Basándose en el valor del nivel de ruido ambiental, la potencia base del láser se modula de tal forma que tenga lugar irradiación infrarroja cercana del oído interno con un efecto protector óptimo.

Además, se determinan los cambios en la posición corporal del usuario usando los giroscopios y se comparan con valores limitantes. Estos valores limitantes se pueden normalizar a la edad, sexo o actividad, o se pueden adaptar individualmente por el usuario. Si el cambio medido en la posición corporal, por ejemplo en el caso de oscilación no controlada del cuerpo, supera los valores limitantes, se envía una señal de aviso acústica, visual, galvánica y/o vibrotáctil al usuario del aparato.

La Figura 5 ilustra los vectores de desplazamiento máximo en cada cuadrante espacial del sistema de coordenadas cartesianas como flechas de líneas discontinuas (a1 a a4) para un cambio en la posición corporal en el espacio a modo de ejemplo. Una elipse es atravesada por los vectores de desplazamiento máximo para el movimiento.

La Figura 6 ilustra un diagrama esquemático por medio del que se calcula la velocidad angular en el eje z ( $\alpha'$ ) basándose en los valores determinados a lo largo del eje x o y de referencia.

## Ejemplos

La invención se explica con mayor detalle a continuación con referencia a ejemplos, sin estar limitada a estos.

En estudios, pacientes con deficiencia auditiva periféricamente relacionada y vértigo se proveyeron con el aparato de irradiación según la invención para contrarrestar la reducción adicional en sus funciones auditivas y de equilibrio. Para este fin, un diodo emisor de luz situado en el canal auditivo irradió luz que tenía una longitud de onda de 808 nm y una potencia de irradiación base en la dirección de las células ciliadas sensoriales presentes en el órgano del oído y del equilibrio. La irradiación se llevó a cabo en los pacientes a una potencia base tal mientras que no se expusieran los pacientes a un nivel de ruido ambiental perjudicial. El nivel de ruido ambiental se midió continuamente usando un micrófono. Se clasificó un nivel de ruido ambiental inferior a 85 dB como un nivel de ruido ambiental no perjudicial. Se determinó mensualmente el nivel de la potencia de irradiación base basándose en el grado de células ciliadas todavía presentes. Para este fin, el dispositivo llevó a cabo la medición de las emisiones otoacústicas como se conoce en el estado de la técnica. Cuando se determinó una disminución en la respuesta de las células ciliadas, la reproducibilidad, el dispositivo aumentó la potencia de irradiación base de la irradiación en función de la pérdida de células ciliadas. Se determinó reproducibilidad superior a 60 % para los pacientes afectados. PA fue, por tanto, 1 mW. Además, se determinó la potencia base para pacientes usando una prueba de equilibrio normalizada como SBDT (véase anteriormente). La puntuación de SBDT fue inferior a 50 % para los pacientes afectados, y, por tanto, no aumentó la potencia de irradiación base, y en su lugar PC fue 0 mW. Así, la potencia de irradiación base fue 1 mW para los pacientes.

Los pacientes pasaron la mayor parte del día con un nivel de ruido ambiental no perjudicial. Se midió continuamente el nivel de ruido ambiental usando un micrófono. Sin embargo, si el nivel de ruido ambiental en ciertas situaciones superó 85 dB, se duplicó la intensidad de la irradiación para cada aumento adicionalmente por 3 dB. Los resultados muestran que este pretratamiento reduce la sordera parcial temporal en aproximadamente 40 dB después de trabajar con motores muy ruidosos (105 dB) durante 3 horas sin protección, y así protege la función del oído interno a un grado significativo.

Adicionalmente, además de la irradiación de fotones, los pacientes recibieron una breve estimulación vibrotáctil en la cadera en la dirección en que oscilaron excesivamente. Si los pacientes presentaron temporalmente más de dos veces la oscilación relacionada con la edad y el sexo, se provocó un breve mensaje de aviso vibrotáctil o acústico intenso. Para guardar el mensaje de aviso para la prevención de caídas, el umbral para desencadenar el mensaje de aviso se adaptó por los pacientes a sus movimientos de oscilación cotidianos típicos rechazando el mensaje de aviso en situaciones que no implicaban un riesgo de caída. Esta individualización tiene lugar en el dispositivo por aprendizaje de los nuevos movimientos de oscilación máximos posibles para los que el paciente no requiere un mensaje de aviso.

En los pacientes, el módulo del dispositivo para medir el cambio en la posición corporal en la cadera estuvo en contacto inalámbrico continuo con el módulo del dispositivo para la irradiación de fotones sobre o en el oído mediante un módulo de Bluetooth (Figura 1) para convertir los resultados de la determinación de la función de equilibrio para la irradiación de fotones. En algunas situaciones, los pacientes percibieron que el uso de ambos módulos del dispositivo era incómodo. En estos casos, los pacientes solo usaron el módulo para la irradiación de fotones en el canal auditivo (mientras están en un concierto, por ejemplo), o se usó solo el módulo en la cadera (cuando se camina, por ejemplo). Esto se hizo posible por el hecho de que ambos módulos son utilizables independientemente entre sí.



5 Se debe observar que las diversas alternativas a las realizaciones descritas de la invención se pueden usar para llevar a cabo la invención y llegar al objeto según la invención. Por tanto, las realizaciones del aparato según la invención, del método según la invención, y del sistema según la invención, no se limitan a las realizaciones preferidas anteriores. Más bien, son posibles numerosas variantes de realización que pueden diferir del enfoque descrito. El objetivo de las reivindicaciones es definir el alcance de protección de la invención. El alcance de protección de las reivindicaciones se refiere a cubrir el aparato, el método y el sistema según la invención y sus realizaciones equivalentes.

Tabla 1: Valores estándar en °/s para 4 vectores de desplazamiento espacial máximo a1-a4 en la forma a = (x, y, z) para secuencias de movimiento específicas

**Grupo de edad : 20-30**

Tarea:

Permanecer de pie	a1 = (0,69, 1,36, -0,68)	a2 = (-1,73, 1,36, -0,86)	a3 = (0,69, -1,85, -0,93)	a4 = (-1,73, -1,85, -0,93)
Permanecer de pie en la oscuridad	a1 = (0,81, 1,38, -0,69)	a2 = (-1,90, 1,38, -0,95)	a3 = (0,81, -2,29, -1,14)	a4 = (-1,90, -2,29, -1,14)
Permanecer de pie sobre una pierna	a1 = (3,35, 3,82, -1,91)	a2 = (-4,36, 3,82, -2,18)	a3 = (3,35, -4,92, -2,46)	a4 = (-4,36, -4,92, -2,46)
Permanecer de pie sobre una pierna en la oscuridad	a1 = (15,98, 22,54, -11,27)	a2 = (-16,16, 22,54, -11,27)	a3 = (15,98, -20,51, -10,26)	a4 = (-16,16, -20,51, -10,26)
Balancearse	a1 = (13,46, 16,68, -8,34)	a2 = (-20,01, 16,68, -10,01)	a3 = (13,46, -25,55, -12,77)	a4 = (-20,01, -25,55, -12,77)
Permanecer de pie sobre suelo blando	a1 = (0,71, 1,83, -0,92)	a2 = (-2,46, 1,83, -1,23)	a3 = (0,71, -3,07, -1,53)	a4 = (-2,46, -3,07, -1,53)
Permanecer de pie sobre suelo blando en la oscuridad	a1 = (0,94, 1,83, -0,91)	a2 = (-2,39, 1,83, -1,20)	a3 = (0,94, -2,69, -1,35)	a4 = (-2,39, -2,69, -1,35)
Permanecer de pie sobre una pierna (suelo blando)	a1 = (4,83, 5,95, -2,97)	a2 = (-5,94, 5,95, -2,97)	a3 = (4,83, -6,75, -3,38)	a4 = (-5,94, -6,75, -3,38)
Balancearse sobre suelo blando	a1 = (17,19, 24,20, -12,10)	a2 = (-25,17, 24,20, -12,59)	a3 = (17,19, -34,65, -17,32)	a4 = (-25,17, -34,65, -17,32)
Caminar con un movimiento de cabeza lateral	a1 = (20,69, 27,20, -13,60)	a2 = (-25,04, 27,20, -13,60)	a3 = (20,69, -27,43, -13,71)	a4 = (-25,04, -27,43, -13,71)
Caminar con un movimiento de cabeza vertical	a1 = (21,41, 27,13, -13,56)	a2 = (-26,20, 27,13, -13,56)	a3 = (21,41, -32,91, -16,45)	a4 = (-26,20, -32,91, -16,45)
Caminar en la oscuridad	a1 = (18,19, 25,36, -12,68)	a2 = (-26,82, 25,36, -13,41)	a3 = (18,19, -33,33, -16,66)	a4 = (-26,82, -33,33, -16,66)
Subir escaleras	a1 = (29,06, 33,86, -16,93)	a2 = (-32,96, 33,86, -16,93)	a3 = (29,06, -43,91, -21,95)	a4 = (-32,96, -43,91, -21,95)
Caminar sobre obstáculos	a1 = (37,81, 49,18, -24,59)	a2 = (-36,01, 49,18, -24,59)	a3 = (37,81, -49,13, -24,57)	a4 = (-36,01, -49,13, -24,57)
Caminar	a1 = (21,23, 27,77, -13,88)	a2 = (-30,11, 27,77, -15,06)	a3 = (21,23, -33,94, -16,97)	a4 = (-30,11, -33,94, -16,97)
Sentarse	a1 = (30,77, 26,80, -15,39)	a2 = (-41,64, 26,80, -20,82)	a3 = (30,77, -41,85, -20,93)	a4 = (-41,64, -41,85, -20,93)
Levantarse	a1 = (53,49, 48,60, -26,75)	a2 = (-29,55, 48,60, -24,30)	a3 = (53,49, -24,24, -26,75)	a4 = (-29,55, -24,24, -14,78)

**Grupo de edad: 31-40**

## Tarea:

Permanecer de pie	a1 = (0,92, 1,28, -0,64)	a2 = (-1,75, 1,28, -0,88)	a3 = (0,92, -2,35, -1,17)	a4 = (-1,75, -2,35, -1,17)
Permanecer de pie en la oscuridad	a1 = (0,75, 1,14, -0,57)	a2 = (-1,54, 1,14, -0,77)	a3 = (0,75, -2,00, -1,00)	a4 = (-1,54, -2,00, -1,00)
Permanecer de pie sobre una pierna	a1 = (2,77, 2,95, -1,47)	a2 = (-4,16, 2,95, -2,08)	a3 = (2,77, -3,71, -1,86)	a4 = (-4,16, -3,71, -2,08)
Permanecer de pie sobre una pierna en la oscuridad	a1 = (18,34, 20,18, -10,09)	a2 = (-17,27, 20,18, -10,09)	a3 = (18,34, -19,46, -9,73)	a4 = (-17,27, -19,46, -9,73)
Balancearse	a1 = (15,30, 16,63, -8,31)	a2 = (-21,55, 16,63, -10,77)	a3 = (15,30, -25,66, -12,83)	a4 = (-21,55, -25,66, -12,83)
Permanecer de pie sobre suelo blando	a1 = (2,57, 3,15, -1,58)	a2 = (-3,62, 3,15, -1,81)	a3 = (2,57, -3,46, -1,73)	a4 = (-3,62, -3,46, -1,81)
Permanecer de pie sobre suelo blando en la oscuridad	a1 = (0,94, 1,49, -0,75)	a2 = (-2,24, 1,49, -1,12)	a3 = (0,94, -3,25, -1,62)	a4 = (-2,24, -3,25, -1,62)
Permanecer de pie sobre una pierna (suelo blando)	a1 = (8,86, 7,98, -4,43)	a2 = (-10,28, 7,98, -5,14)	a3 = (8,86, -8,01, -4,43)	a4 = (-10,28, -8,01, -5,14)
Balancearse sobre suelo blando	a1 = (18,30, 23,97, -11,99)	a2 = (-25,94, 23,97, -12,97)	a3 = (18,30, -32,33, -16,16)	a4 = (-25,94, -32,33, -16,16)
Caminar con un movimiento de cabeza lateral	a1 = (21,60, 26,38, -13,19)	a2 = (-25,29, 26,38, -13,19)	a3 = (21,60, -32,72, -16,36)	a4 = (-25,29, -32,72, -16,36)
Caminar con un movimiento de cabeza vertical	a1 = (21,88, 23,20, -11,60)	a2 = (-21,79, 23,20, -11,60)	a3 = (21,88, -28,50, -14,25)	a4 = (-21,79, -28,50, -14,25)
Caminar en la oscuridad	a1 = (16,03, 21,38, -10,69)	a2 = (-23,40, 21,38, -11,70)	a3 = (16,03, -28,18, -14,09)	a4 = (-23,40, -28,18, -14,09)
Subir escaleras	a1 = (24,62, 39,98, -19,99)	a2 = (-30,64, 39,98, -19,99)	a3 = (24,62, -41,38, -20,69)	a4 = (-30,64, -41,38, -20,69)
Caminar sobre obstáculos	a1 = (33,25, 55,01, -27,50)	a2 = (-32,23, 55,01, -27,50)	a3 = (33,25, -55,35, -27,67)	a4 = (-32,23, -55,35, -27,67)
Caminar	a1 = (19,95, 25,43, -12,72)	a2 = (-27,39, 25,43, -13,70)	a3 = (19,95, -31,01, -15,51)	a4 = (-27,39, -31,01, -15,51)
Sentarse	a1 = (37,80, 35,72, -18,90)	a2 = (-40,22, 35,72, -20,11)	a3 = (37,80, -43,72, -21,86)	a4 = (-40,22, -43,72, -21,86)
Levantarse	a1 = (50,08, 49,36, -25,04)	a2 = (-29,87, 49,36, -24,68)	a3 = (50,08, -31,24, -25,04)	a4 = (-29,87, -31,24, -25,62)

**Grupo de edad: 41-50**

Tarea:

Permanecer de pie	a1 = (0,69, 1,08, -0,54)	a2 = (-1,78, 1,08, -0,89)	a3 = (0,69, -2,26, -1,13)	a4 = (-1,78, -2,26, -1,13)
Permanecer de pie en la oscuridad	a1 = (0,65, 1,02, -0,51)	a2 = (-1,88, 1,02, -0,94)	a3 = (0,65, -2,43, -1,22)	a4 = (-1,88, -2,43, -1,22)
Permanecer de pie sobre una pierna	a1 = (6,67, 7,64, -3,82)	a2 = (-7,12, 7,64, -3,82)	a3 = (6,67, -6,76, -3,38)	a4 = (-7,12, -6,76, -3,56)
Permanecer de pie sobre una pierna en la oscuridad	a1 = (26,21, 31,79, -15,90)	a2 = (-25,62, 31,79, -15,90)	a3 = (26,21, -33,98, -16,99)	a4 = (-25,62, -33,98, -16,99)
Balancearse	a1 = (14,75, 19,55, -9,77)	a2 = (-20,77, 19,55, -10,38)	a3 = (14,75, -32,58, -16,29)	a4 = (-20,77, -32,58, -16,29)
Permanecer de pie sobre suelo blando	a1 = (1,53, 2,09, -1,05)	a2 = (-2,94, 2,09, -1,47)	a3 = (1,53, -3,53, -1,77)	a4 = (-2,94, -3,53, -1,77)
Permanecer de pie sobre suelo blando en la oscuridad	a1 = (1,24, 1,46, -0,73)	a2 = (-3,01, 1,46, -1,50)	a3 = (1,24, -3,65, -1,82)	a4 = (-3,01, -3,65, -1,82)
Permanecer de pie sobre una pierna (suelo blando)	a1 = (11,88, 13,09, -6,55)	a2 = (-11,16, 13,09, -6,55)	a3 = (11,88, -13,13, -6,57)	a4 = (-11,16, -13,13, -6,57)
Balancearse sobre suelo blando	a1 = (20,97, 24,87, -12,43)	a2 = (-26,00, 24,87, -13,00)	a3 = (20,97, -36,75, -18,37)	a4 = (-26,00, -36,75, -18,37)
Caminar con un movimiento de cabeza lateral	a1 = (18,87, 29,07, -14,53)	a2 = (-26,50, 29,07, -14,53)	a3 = (18,87, -30,44, -15,22)	a4 = (-26,50, -30,44, -15,22)
Caminar con un movimiento de cabeza vertical	a1 = (17,83, 22,81, -11,41)	a2 = (-24,71, 22,81, -12,35)	a3 = (17,83, -29,32, -14,66)	a4 = (-24,71, -29,32, -14,66)
Caminar en la oscuridad	a1 = (16,21, 21,97, -10,98)	a2 = (-23,39, 21,97, -11,69)	a3 = (16,21, -29,72, -14,86)	a4 = (-23,39, -29,72, -14,86)
Subir escaleras	a1 = (23,21, 40,15, -20,07)	a2 = (-30,01, 40,15, -20,07)	a3 = (23,21, -46,22, -23,11)	a4 = (-30,01, -46,22, -23,11)
Caminar sobre obstáculos	a1 = (17,78, 26,08, -13,04)	a2 = (-35,03, 26,08, -13,88)	a3 = (17,78, -32,92, -16,46)	a4 = (-35,03, -32,92, -16,46)
Caminar	a1 = (38,42, 31,36, -19,21)	a2 = (-46,14, 31,36, -23,07)	a3 = (38,42, -45,03, -22,51)	a4 = (-46,14, -45,03, -23,07)
Sentarse	a1 = (54,58, 46,19, -27,29)	a2 = (-33,15, 46,19, -23,09)	a3 = (54,58, -28,31, -27,29)	a4 = (-33,15, -28,31, -16,58)
Levantarse				

**Grupo de edad: 51-60**

**Tarea:**

Permanecer de pie	a1 = (1,31, 1,18, -0,66)	a2 = (-1,82, 1,18, -0,91)	a3 = (1,31, -2,83, -1,42)	a4 = (-1,82, -2,83, -1,42)
Permanecer de pie en la oscuridad	a1 = (0,90, 1,10, -0,55)	a2 = (-1,83, 1,10, -0,92)	a3 = (0,90, -2,53, -1,26)	a4 = (-1,83, -2,53, -1,26)
Permanecer de pie sobre una pierna	a1 = (3,83, 5,00, -2,50)	a2 = (-4,28, 5,00, -2,50)	a3 = (3,83, -5,76, -2,88)	a4 = (-4,28, -5,76, -2,88)
Permanecer de pie sobre una pierna en la oscuridad	a1 = (23,80, 35,06, -17,53)	a2 = (-24,60, 35,06, -17,53)	a3 = (23,80, -30,47, -15,23)	a4 = (-24,60, -30,47, -15,23)
Balancearse	a1 = (15,06, 18,79, -9,39)	a2 = (-19,62, 18,79, -9,81)	a3 = (15,06, -27,10, -13,55)	a4 = (-19,62, -27,10, -13,55)
Permanecer de pie sobre suelo blando	a1 = (1,60, 1,58, -0,80)	a2 = (-3,23, 1,58, -1,61)	a3 = (1,60, -3,75, -1,87)	a4 = (-3,23, -3,75, -1,87)
Permanecer de pie sobre suelo blando en la oscuridad	a1 = (1,56, 1,92, -0,96)	a2 = (-2,76, 1,92, -1,38)	a3 = (1,56, -3,34, -1,67)	a4 = (-2,76, -3,34, -1,67)
Permanecer de pie sobre una pierna (suelo blando)	a1 = (15,44, 17,67, -8,83)	a2 = (-16,37, 17,67, -8,83)	a3 = (15,44, -16,27, -8,13)	a4 = (-16,37, -16,27, -8,13)
Balancearse sobre suelo blando	a1 = (24,61, 26,51, -13,25)	a2 = (-22,83, 26,51, -13,25)	a3 = (24,61, -29,69, -14,84)	a4 = (-22,83, -29,69, -14,84)
Caminar con un movimiento de cabeza lateral	a1 = (22,53, 31,92, -15,96)	a2 = (-24,79, 31,92, -15,96)	a3 = (22,53, -31,95, -15,97)	a4 = (-24,79, -31,95, -15,97)
Caminar con un movimiento de cabeza vertical	a1 = (16,52, 22,94, -11,47)	a2 = (-21,48, 22,94, -11,47)	a3 = (16,52, -24,11, -12,06)	a4 = (-21,48, -24,11, -12,06)
Caminar en la oscuridad	a1 = (16,14, 20,72, -10,36)	a2 = (-20,44, 20,72, -10,36)	a3 = (16,14, -23,97, -11,98)	a4 = (-20,44, -23,97, -11,98)
Subir escaleras	a1 = (26,53, 44,67, -22,34)	a2 = (-27,79, 44,67, -22,34)	a3 = (26,53, -39,80, -19,90)	a4 = (-27,79, -39,80, -19,90)
Caminar sobre obstáculos	a1 = (43,24, 71,09, -35,55)	a2 = (-34,88, 71,09, -35,55)	a3 = (43,24, -61,64, -30,82)	a4 = (-34,88, -61,64, -30,82)
Caminar	a1 = (19,36, 28,46, -14,23)	a2 = (-25,80, 28,46, -14,23)	a3 = (19,36, -29,91, -14,95)	a4 = (-25,80, -29,91, -14,95)
Sentarse	a1 = (44,06, 42,20, -22,03)	a2 = (-40,96, 42,20, -21,10)	a3 = (44,06, -46,81, -23,41)	a4 = (-40,96, -46,81, -23,41)
Levantarse	a1 = (51,90, 55,69, -27,84)	a2 = (-35,93, 55,69, -27,84)	a3 = (51,90, -38,22, -25,95)	a4 = (-35,93, -38,22, -25,95)

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de irradiación para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo, que comprende un emisor de fotones para irradiar un oído interno a una longitud de onda entre 600 nm y 1200 nm, preferentemente entre 700 nm y 900 nm, y un dispositivo para medir señales acústicas de alrededores, en el que dicho dispositivo determina el nivel de presión sonora, y una unidad de control automática,  
**caracterizado porque**  
 la unidad de control automática controla la potencia de salida del emisor de fotones basándose en el nivel de presión sonora medida en un intervalo entre 0,1 mW y 1000 mW, en el que la potencia de salida del emisor de fotones es una función constante del nivel de presión sonora hasta un valor limitante del nivel de presión sonora y una función monótona creciente desde el valor limitante del nivel de presión sonora.
2. El aparato de irradiación para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo según la reivindicación precedente,  
**caracterizado porque**  
 el valor limitante del nivel de presión sonora es entre 75 dB y 95 dB.
3. El aparato de irradiación para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo según las reivindicaciones precedentes,  
**caracterizado porque**  
 la unidad de control automática controla la potencia de salida del emisor de fotones en un intervalo entre 0,5 mW y 300 mW, en el que no se supera un valor máximo de 300 mW.
4. El aparato de irradiación según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes,  
**caracterizado porque** el dispositivo para medir señales acústicas de alrededores mide el nivel de presión sonora en un intervalo preferido de frecuencia de sonido desde 50 Hz hasta 20000 Hz, particularmente preferentemente desde 250 Hz hasta 8000 Hz, y determina lo más preferentemente la ponderación en dB (A).
5. El aparato de irradiación según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes,  
**caracterizado porque** el aparato comprende un dispositivo para medir emisiones otoacústicas evocadas del oído interno, en el que dicho dispositivo transmite datos medidos a la unidad de control para controlar la potencia de salida del emisor de fotones.
6. El aparato de irradiación según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes,  
**caracterizado porque** el aparato de irradiación comprende un dispositivo para medir el cambio en una posición corporal del usuario del aparato de irradiación, en el que dicho dispositivo transmite datos medidos a la unidad de control para controlar la potencia de salida del emisor de fotones, en el que el cambio en una posición corporal del usuario del aparato de irradiación se determina preferentemente en el espacio tridimensional como un cambio en la velocidad angular de movimientos hacia adelante, hacia detrás y laterales de un centro de gravedad del cuerpo del usuario.
7. El aparato de irradiación según la reivindicación 6,  
**caracterizado porque** el dispositivo para medir el cambio en una posición corporal del usuario del aparato de irradiación comprende múltiples girómetros mutuamente ortogonales que determinan el cambio en la velocidad angular de movimientos hacia adelante, hacia detrás y laterales del cuerpo.
8. El aparato de irradiación según una de las reivindicaciones 6 o 7,  
**caracterizado porque** el aparato de irradiación comprende activadores que están unidos al cuerpo del usuario, en el que una actividad de los activadores es proporcional a un cambio determinado en una posición corporal, y la activación no ocurre dentro de límites de valores de cambio en una posición corporal basada en la secuencia de movimiento.
9. El aparato de irradiación según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes,  
**caracterizado porque** el emisor de fotones es un láser, particularmente preferentemente un diodo láser, lo más preferentemente un diodo láser que comprende un material semiconductor seleccionado del grupo que consiste en arseniuro de galio (GaAs), arseniuro de aluminio y galio (AlGaAs), arseniuro de indio y galio (InGaAs), arseniuro fosfuro de galio (GaAsP), fosfuro de aluminio, galio e indio (AlGaInP), fosfuro de galio (GaP), arseniuro fosfuro de galio (GaAsP), fosfuro de aluminio, galio e indio (AlGaInP) y arseniuro fosfuro de galio (GaAsP); o en el que el emisor de fotones es un diodo emisor de luz, preferentemente un diodo emisor de luz que comprende un material semiconductor seleccionado del grupo que consiste en arseniuro de galio (GaAs), arseniuro de aluminio y galio (AlGaAs), arseniuro de indio y galio (InGaAs), arseniuro fosfuro de galio (GaAsP), fosfuro de aluminio, galio e indio (AlGaInP), fosfuro de galio (GaP), arseniuro fosfuro de galio (GaAsP), fosfuro de aluminio, galio e indio (AlGaInP) y arseniuro fosfuro de galio (GaAsP).
10. El aparato de irradiación según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes,  
**caracterizado porque** el haz de fotones del emisor de fotones se realiza mediante un sistema de conducción de haces de fotones, que comprende preferentemente un cable de fibra óptica que tiene un diámetro externo preferido

de 1 mm a 8 mm, particularmente preferentemente de 3 mm a 5 mm, en el que el sistema de conducción de haces de fotones comprende preferentemente lentes y/o espejos que agrupan, expanden y/o coliman el haz de fotones y el sistema de conducción de haces de fotones conduce el haz de fotones a una región predeterminada del oído interno, en el que dicha región predeterminada comprende preferentemente la cóclea y/o el vestíbulo.

5 11. El aparato de irradiación según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** el aparato de irradiación está presente en combinación con un audífono, en el que el audífono es preferentemente un dispositivo amplificador de sonido, particularmente preferentemente un dispositivo en el oído o un dispositivo detrás de la oreja, o el audífono es un audífono implantable, preferentemente un implante coclear.

10 12. Un sistema para la irradiación protectora de un oído interno de un usuario para la profilaxis de deficiencia auditiva y/o vértigo, que comprende un aparato de irradiación según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que

- 15 a) se miden señales referentes al usuario del aparato de irradiación y/o alrededores del usuario,
- b) se calcula una potencia de salida (P) del emisor de fotones para la irradiación protectora del oído interno basándose en estos datos medidos,
- 20 c) se establece la potencia de salida del emisor de fotones al valor P calculado, y se efectúa la irradiación del oído interno con la potencia de salida P,

25 en el que los datos medidos comprenden señales acústicas de los alrededores del usuario y al menos un parámetro B para calcular la potencia de salida P de la radiación de fotones se determina basándose en dichos datos medidos, y los datos medidos comprenden emisiones otoacústicas evocadas de las células ciliadas externas del oído interno, y al menos un parámetro A para calcular la potencia de salida P de la radiación de fotones se determina a partir de estos datos medidos y/o los datos medidos comprenden cambios en la posición corporal del usuario del aparato de irradiación, y al menos un parámetro C para calcular la potencia de salida P de la radiación de fotones se determina de estos datos medidos

30 en el que la potencia de salida P se calcula a partir de la suma de tres sumandos positivos, en el que el primer sumando PA se calcula usando el parámetro A, el segundo sumando PB se calcula usando el parámetro B, y el tercer sumando PC se calcula usando parámetro C, y si la suma de PA, PB y PC supera un valor máximo M, entonces P=M, en el que el valor máximo es preferentemente entre 100 mW y 300 mW, y lo más preferentemente es 120 mW.

35 13. El sistema según la reivindicación 12, **caracterizado porque** el parámetro A, determinado midiendo las emisiones otoacústicas evocadas, es la reproducibilidad, y PA es una función monótona decreciente de A, en el que preferentemente PA=1 mW para A>=59 % y PA=(60 %-A)\*1 mW para A<59 %.

40 14. El sistema según una de las reivindicaciones 12 o 13, **caracterizado porque** el parámetro B es el nivel de presión sonora y PB es una función monótona creciente de B, PB es 0 mW para valores de B que está por debajo de un valor limitante del nivel de presión sonora (G), estando el valor limitante del nivel de presión sonora G entre 75 dB y 95 dB, preferentemente a 85 dB, y calculándose preferentemente para B>=G PB por  $PB = 2^{\text{suelo}((B-G)/3dB)+1} * (PA+PC) - (PA+PC)$ .

45 15. El sistema según una de las reivindicaciones 12-14, **caracterizado porque** el parámetro C se determina en una prueba de equilibrio, y se calcula a partir de los movimientos hacia adelante, hacia detrás y/o laterales del usuario del aparato de irradiación, basándose en valores estándar que son específicos para la edad, sexo y ejercicio, en el que C se mide preferentemente en %, y corresponde a la puntuación combinada de la prueba de déficit de equilibrio estándar (SBDT), en el que preferentemente PC=0 mW para C inferior a 50 %, y PC=(C-45 %)\*0,2 mW para C superior o igual a 50 %.

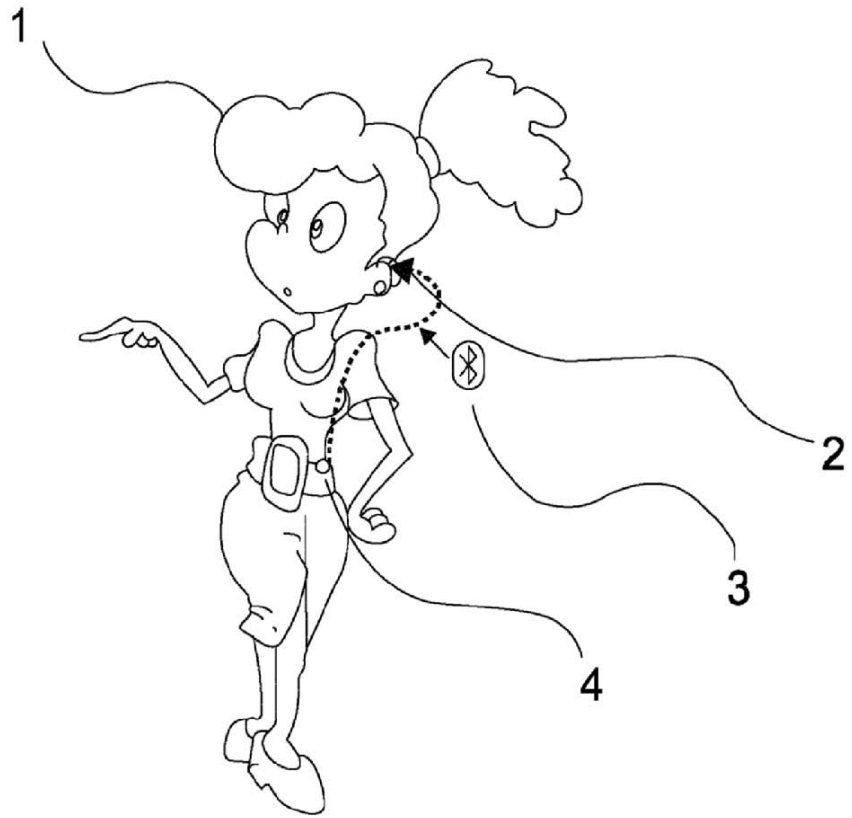


Fig. 1



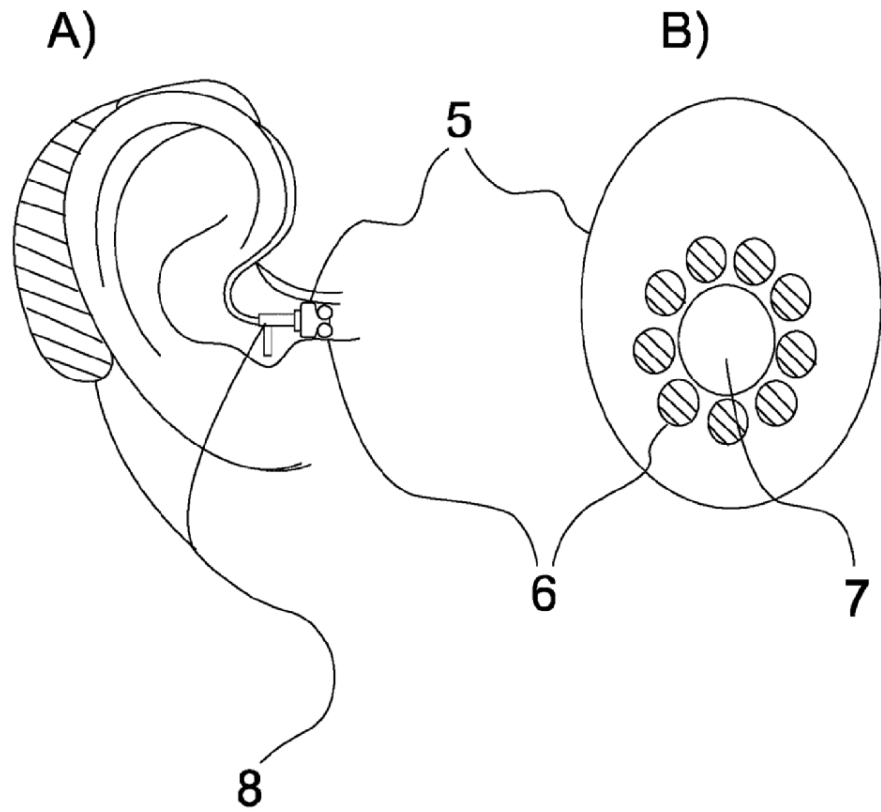


Fig. 2

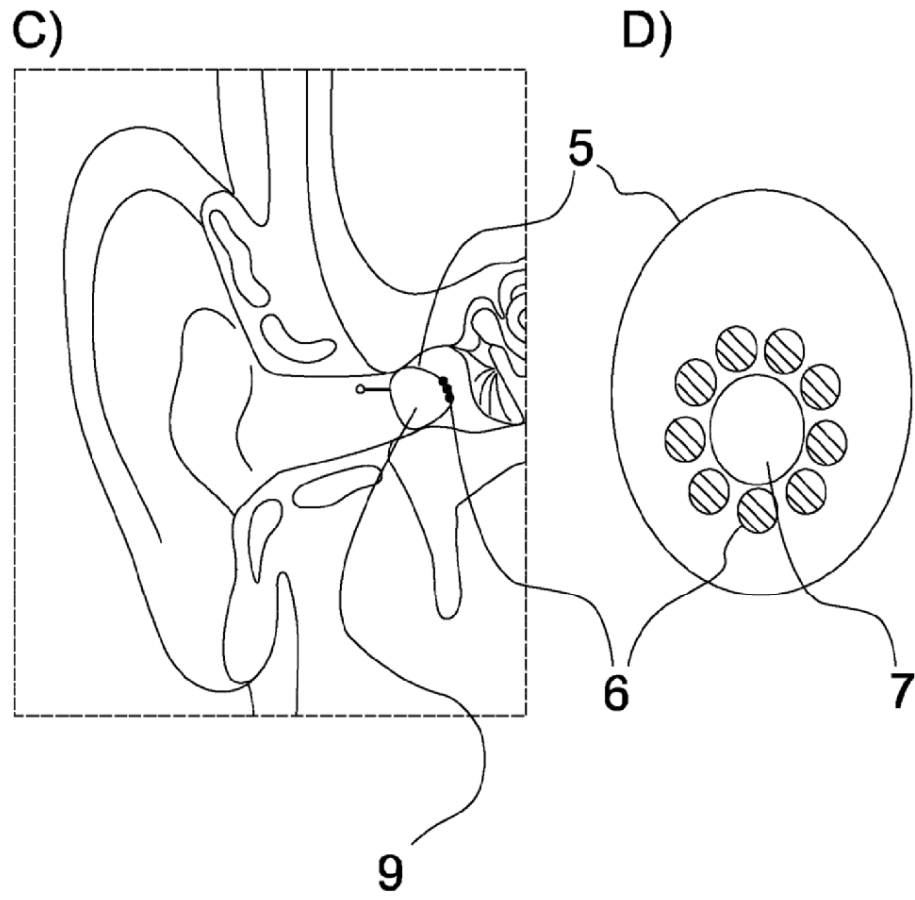


Fig. 3

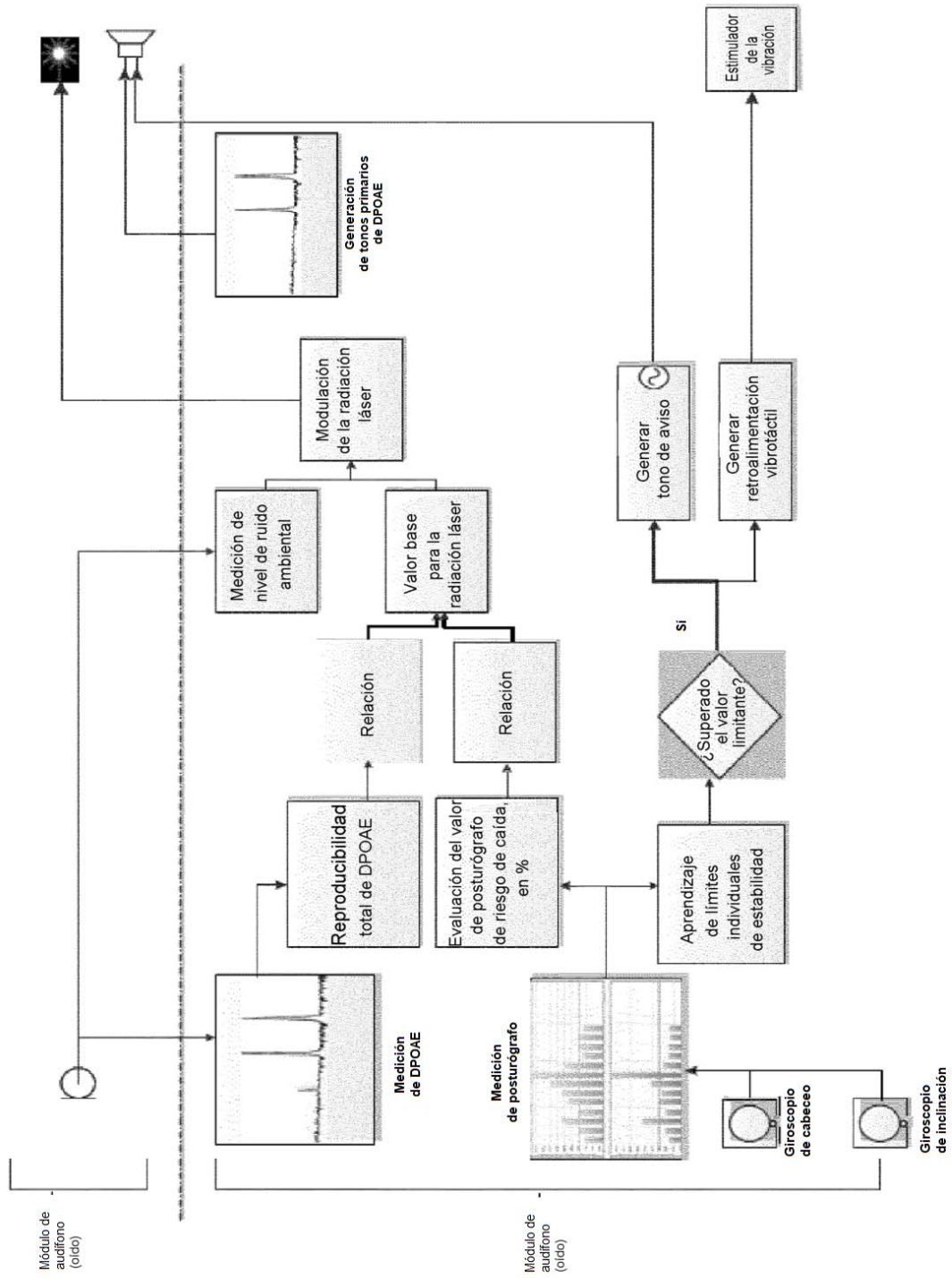


Fig. 4

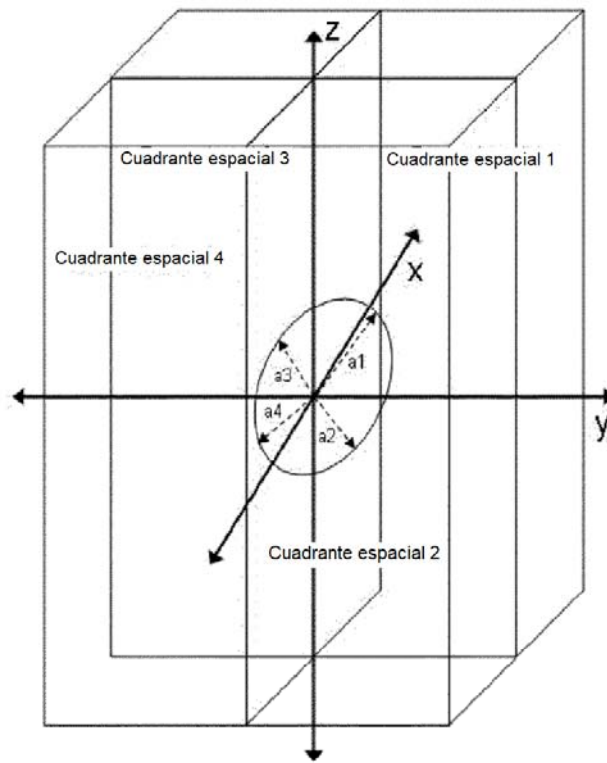


Fig. 5

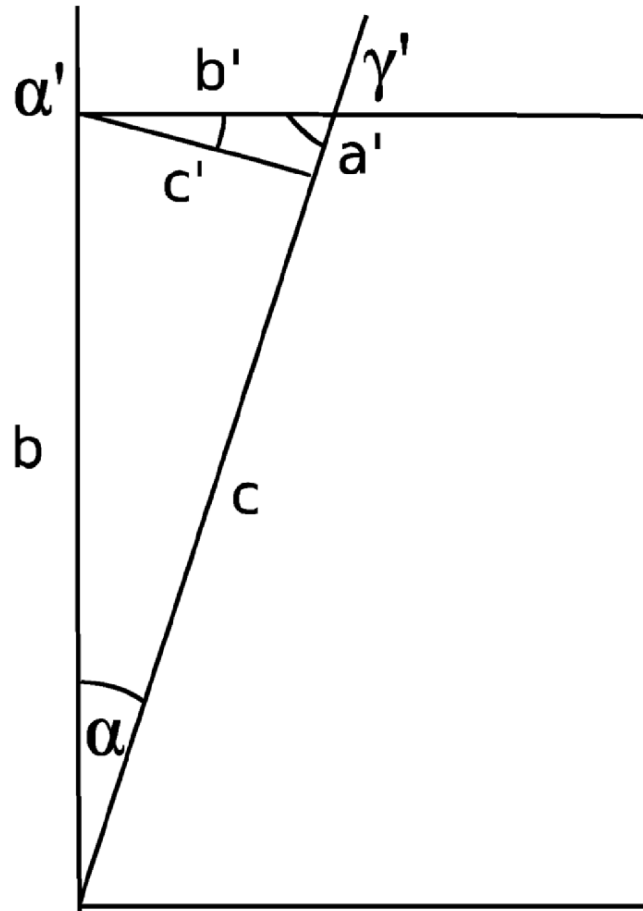


Fig. 6