



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 288 491**

51 Int. Cl.:
A63B 24/00 (2006.01)
A61B 5/22 (2006.01)
A63B 69/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **01000042 .0**
86 Fecha de presentación : **06.03.2001**
87 Número de publicación de la solicitud: **1147790**
87 Fecha de publicación de la solicitud: **24.10.2001**

54 Título: **Método y equipo para mediciones relacionadas con los seres humanos.**

30 Prioridad: **07.03.2000 FI 20000522**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.01.2008

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.01.2008

73 Titular/es: **Polar Electro Oy**
Professorintie 5
90440 Kempele, FI

72 Inventor/es: **Kinnunen, Hannu y**
Nissilä, Seppo

74 Agente: **García-Cabrerizo y del Santo, Pedro María**

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

Método y equipo para mediciones relacionadas con los seres humanos.

5 **Campo de la invención**

La invención se refiere a ejercicio y deportes, en particular a aplicaciones en las que se mide el consumo de energía humano en relación con el ejercicio.

10 **Antecedentes de la invención**

Para determinar el consumo de energía en relación con el ejercicio, es importante cuando se planea una relación correcta entre la nutrición de un atleta y la intensidad del ejercicio. Un ejercicio de duración excesiva, por ejemplo, puede reducir las reservas de energía de la persona hasta un nivel desventajoso. Además, si el objetivo es perder peso, es importante obtener información sobre la cantidad de energía consumida durante el ejercicio.

La intensidad de una sesión de gimnasia o ejercicio puede describirse por medio de la frecuencia cardíaca de la persona. La frecuencia cardíaca representa la frecuencia de latidos del corazón por unidad de tiempo, siendo la unidad por ejemplo latidos por minuto. El deporte y el ejercicio aumentan la masa muscular cardíaca y la capacidad del sistema para suministrar oxígeno al organismo. La capacidad del corazón para bombear sangre oxigenada al organismo mejora, y por consiguiente, mediante una contracción, es decir latido, el corazón puede bombear una mayor cantidad de sangre en el organismo, mediante lo cual la frecuencia de latido puede ser inferior que la de una persona en baja forma. La frecuencia cardíaca de la persona durante el ejercicio se mide con un monitor de frecuencia cardíaca, por ejemplo. El monitor de frecuencia cardíaca es un dispositivo que mide la frecuencia cardíaca, por ejemplo, sobre el tórax a partir de una señal eléctrica transmitida por el corazón y visualiza la frecuencia cardíaca medida en su pantalla. Los monitores de frecuencia cardíaca comprenden a menudo una pluralidad de otras prestaciones aparte de la medición de la frecuencia cardíaca, tales como evaluación de consumo de energía durante el ejercicio. En la técnica anterior, el consumo de energía de los monitores de frecuencia cardíaca se ha evaluado basándose en la frecuencia cardíaca y el peso, el sexo y la edad de la persona, por ejemplo. El documento US-4 566 461 describe un método para evaluar el consumo de energía de una persona correspondiente al preámbulo de la reivindicación 1 y 2 la disposición de medición de la frecuencia cardíaca correspondiente al preámbulo de la reivindicación 14. El documento EP 0 845 241 describe un aparato de medición de calorías consumidas, que determina una fórmula de regresión que representa la correlación entre la frecuencia del pulso y las calorías consumidas en el momento de reposo y en el momento de actividad. Durante su uso, se valora si el sujeto está en reposo o activo y se selecciona la fórmula de regresión aplicable según el estado del sujeto.

Por lo tanto, está claro que los monitores de frecuencia cardíaca de la técnica anterior que evalúan el consumo de energía tienen una desventaja significativa. El método no tiene en cuenta que una persona que está en forma realiza una mayor cantidad de trabajo a un nivel dado de frecuencia cardíaca que una persona que no está en forma, por lo que la cantidad de energía consumida por la persona que está en forma es mayor que la de la persona que no está en forma.

Breve descripción de la invención

El objeto de la invención es proporcionar un método y equipo mejorados que ponen en práctica el método para evaluar el consumo de energía durante el ejercicio. Esto se logra mediante el método descrito a continuación. Este es un método para evaluar el consumo de energía de una persona durante el ejercicio. El método proporciona una evaluación del consumo de energía de una persona por medio de al menos dos parámetros de cálculo, uno de los cuales es un parámetro de frecuencia cardíaca durante el ejercicio medida a partir de la información de frecuencia cardíaca de la persona. Como parámetro de cálculo, el método emplea un valor de referencia de consumo de energía que es el valor de consumo de energía máximo obtenido usando uno o más parámetros de rendimiento que representan el rendimiento físico de la persona, en el que el valor máximo del parámetro de rendimiento corresponde al valor de consumo de energía máximo. El método comprende además las etapas de la parte caracterizadora de la reivindicación 1.

La invención también se refiere a una disposición de medición de frecuencia cardíaca que comprende medios de medición para medir la frecuencia cardíaca de una persona durante el ejercicio y una unidad de cálculo para calcular una evaluación del consumo de energía de la persona durante el ejercicio usando al menos dos parámetros de cálculo, uno de los cuales es un parámetro de frecuencia cardíaca incluido en la información de frecuencia cardíaca medida de la persona, disposición de medición de frecuencia cardíaca que comprende además medios de presentación para presentar la evaluación formada del consumo de energía de la persona. La unidad de cálculo se dispone para usar un valor de referencia de consumo de energía como un parámetro de cálculo, en el que el valor de referencia es el valor de consumo de energía máximo, valor de referencia que se obtiene usando uno o más parámetros de rendimiento que representan el rendimiento físico de la persona, en el que el valor máximo del parámetro de rendimiento corresponde al valor de consumo de energía máximo. La disposición de medición de frecuencia cardíaca comprende además las características de la parte caracterizadora de la reivindicación 14.

Las realizaciones preferidas de la invención se describen en las reivindicaciones dependientes.

Por lo tanto, la invención se refiere a un método y a un equipo para evaluar el consumo de energía de una persona durante el ejercicio. En la descripción de la invención, el ejercicio hace referencia a un ejercicio físico que se realiza a un nivel de frecuencia cardíaca superior que la frecuencia cardíaca en reposo. En líneas generales, la invención se refiere a evaluar el consumo de energía de un ser humano como el nivel de frecuencia cardíaca que supera los 80 latidos por minuto.

Según el método de una realización preferida de la invención, el equipo que pone en práctica el método, tal como un monitor de frecuencia cardíaca, se ajusta personalmente para cada persona que realice el ejercicio en una fase de personalización del método. La fase de personalización se realiza preferiblemente antes del ejercicio y en esa etapa se realiza una evaluación del estado físico de la persona, evaluación que se utiliza en la evaluación del consumo de energía basándose en la información de frecuencia cardíaca durante el ejercicio. Una ventaja de esto es que tiene en cuenta que en un nivel de frecuencia cardíaca dado una persona que está en forma consume más energía que una persona que no está en forma. El estado físico se describe mediante el valor del parámetro de rendimiento máximo, tal como el valor de captación de oxígeno máxima, valor máximo de velocidad de carrera o natación, rendimiento máximo cuando se pedalea en una bicicleta estática o similar.

En una realización preferida de la invención, se determina la interdependencia entre la frecuencia cardíaca y el consumo de energía de la persona en una fase de personalización por medio de un parámetro de rendimiento, tal como la captación de oxígeno. En primer lugar, se forma un valor máximo de captación de oxígeno a un nivel de frecuencia cardíaca superior, que preferiblemente es el nivel de frecuencia cardíaca máximo que corresponde al rendimiento máximo de la persona. Basándose en el valor máximo de captación de oxígeno formado, es posible formar un valor máximo de consumo de energía que representa el consumo de energía máximo de la persona en concordancia con los principios conocidos de fisiología humana. El nivel de frecuencia cardíaca superior permite formar un nivel de frecuencia cardíaca inferior, cuyo consumo de energía inferior se forma correspondientemente por medio del consumo de energía máximo. Entre el nivel de frecuencia cardíaca superior formado y el nivel de frecuencia cardíaca inferior, hay una dependencia sustancialmente lineal entre la frecuencia cardíaca y el consumo de energía.

Se designa un nivel frecuencia cardíaca intermedio entre el nivel de frecuencia cardíaca inferior y el nivel de frecuencia cardíaca superior, mediante el cual la interdependencia de la frecuencia cardíaca y el consumo de energía es lineal por tramos comprendiendo interdependencias lineales entre los niveles de frecuencia cardíaca inferior e intermedio y los niveles de frecuencia cardíaca intermedio y superior, respectivamente. El uso del nivel de frecuencia cardíaca intermedio permite precisar los valores del consumo de energía reales. Está claro que el método de la invención puede comprender una pluralidad de niveles de frecuencia cardíaca intermedios. Está claro que la dependencia fisiológica entre la frecuencia cardíaca y el consumo de energía no es una dependencia lineal exacta. En las realizaciones descritas anteriormente, la expresión sustancialmente lineal hace referencia a dependencias que están dentro de un intervalo de variación del 10% en cualquier dirección con respecto a la dependencia lineal, siendo por ejemplo lineal por tramos o formas curvas de grado superior.

El nivel de frecuencia cardíaca superior que se va a usar para formar el valor máximo del parámetro de rendimiento es preferiblemente el nivel de frecuencia cardíaca máximo que puede generarse, por ejemplo, mediante evaluación, calculando mediante una fórmula ($220 - \text{edad}$), midiendo la frecuencia cardíaca correspondiente a la carga de trabajo máxima, o formando una evaluación del nivel de frecuencia cardíaca máximo por medio de un modelo de red neuronal, en el que se introduce al menos un parámetro fisiológico de la persona, tal como la edad, el peso, la altura, el sexo o similar, como un parámetro de entrada.

El valor máximo del parámetro de rendimiento correspondiente al nivel de frecuencia cardíaca superior se forma, por ejemplo, midiendo el esfuerzo durante el ejercicio o por medio de un modelo de red neuronal. En una realización preferida de la invención, el modelo de red neuronal es de tal forma que se introducen en la misma uno o más parámetros de frecuencia cardíaca obtenidos a partir de la información de frecuencia cardíaca, uno o más parámetros fisiológicos y uno o más parámetros de esfuerzo de ejercicio como parámetros de entrada. En una realización de la invención, se realiza un ejercicio de referencia en la fase de personalización, refiriéndose entonces los parámetros de esfuerzo de ejercicio anteriores a los parámetros que representan la carga de trabajo del ejercicio de referencia, tal como resistencia de una bicicleta estática, velocidad de natación, velocidad de carrera o similares. Basándose en las fórmulas fisiológicas conocidas que determinan la interdependencia de los gases respiratorios y el consumo de energía es posible calcular el valor del consumo de energía correspondiente al valor máximo del parámetro de rendimiento, mediante el cual se obtiene la dependencia entre la frecuencia cardíaca y el consumo de energía en el nivel de frecuencia cardíaca superior. Si se usa una variable que representa el rendimiento o velocidad como parámetro de rendimiento, el consumo de energía se facilita mediante una fórmula que tiene la estructura: $\text{rendimiento/velocidad} * \text{peso} * \text{constante}$, constante que determina la eficacia de la persona en el ejercicio, por ejemplo.

El nivel de frecuencia cardíaca inferior se forma a partir del nivel de frecuencia cardíaca superior, por ejemplo, calculando aproximadamente del 50 al 60% del nivel de frecuencia cardíaca máximo. El nivel de frecuencia cardíaca inferior se selecciona de tal forma que se conoce la dependencia entre la frecuencia cardíaca y el consumo de energía en niveles de frecuencia cardíaca que superan el nivel inferior, es decir la dependencia es lineal o al menos lineal por tramos. El consumo de energía correspondiente al nivel de frecuencia cardíaca inferior se obtiene a partir del consumo de energía máximo correspondiente a la frecuencia cardíaca máxima, por ejemplo, calculando aproximadamente el 40% del consumo de energía máximo. Si se usa un nivel de frecuencia cardíaca intermedio, el nivel de frecuencia

cardiaca intermedio es aproximadamente del 80% de la frecuencia cardiaca máxima y el consumo de energía es aproximadamente del 75% del consumo de energía máximo.

En la fase de uso del método, es decir durante un ejercicio, se forma una evaluación del consumo de energía por medio de al menos dos parámetros de cálculo. Uno de los parámetros de cálculo es la frecuencia cardiaca de la persona durante el ejercicio. En lugar de o además de la frecuencia cardiaca, también es posible usar cualquier otra variable de frecuencia cardiaca que describa la carga de trabajo del rendimiento, tal como la desviación estándar de la frecuencia cardiaca. En la evaluación del consumo de energía, un parámetro de cálculo es uno o más valores de referencia del consumo de energía, tal como el consumo de energía máximo, el consumo de energía inferior, el consumo de energía intermedio, generado en la fase de personalización. Además, una realización emplea una o más de las siguientes variables como parámetro de cálculo: nivel de frecuencia cardiaca superior, nivel de frecuencia cardiaca inferior, nivel intermedio.

En una realización del equipo de la invención que pone en práctica el método de la invención es un monitor de frecuencia cardiaca. El monitor de frecuencia cardiaca es un dispositivo que se emplea en el deporte que mide la información de frecuencia cardiaca humana o bien a partir de un impulso eléctrico transmitido por el corazón o bien a partir de la presión producida por el latido cardiaco sobre una arteria, o de forma óptica a partir del flujo sanguíneo en un vaso sanguíneo. Los monitores de frecuencia cardiaca tienen una variedad de estructuras diferentes, pero la invención no se limita a ningún tipo de monitor de frecuencia cardiaca particular. Por ejemplo, el monitor de frecuencia cardiaca puede ser de tal forma que comprende un cinturón de electrodos que ha de ajustarse alrededor del tórax del usuario midiendo la frecuencia cardiaca por medio de dos o más electrodos. El cinturón de electrodos transmite información de frecuencia cardiaca medida por inducción a una unidad receptora que se lleva en la muñeca. Basándose en los pulsos magnéticos recibidos, la unidad receptora calcula la frecuencia cardiaca y, cuando sea necesario, otras variables de frecuencia cardiaca, tales como la desviación estándar de la frecuencia cardiaca en movimiento. La unidad receptora, es decir el monitor de la muñeca, incluye a menudo una pantalla para visualizar la información de frecuencia cardiaca u otros parámetros generados en el monitor de frecuencia cardiaca. En relación con la presente invención, las variables, tales como la energía consumida acumulada o la energía consumida por unidad de tiempo, que representan el consumo de energía durante el ejercicio se presentan preferiblemente en la pantalla. Ventajosamente, el monitor de frecuencia cardiaca también comprende medios para introducir información fisiológica específica del usuario, así como información del ejercicio y la carga de trabajo. Los medios de introducción pueden ser, por ejemplo, un teclado del monitor de frecuencia cardiaca, equipo de visualización que soporta el control, control de voz, un puerto de telecomunicaciones para el control externo, o similares. En la situación descrita anteriormente, el monitor de frecuencia cardiaca hace referencia a un todo formado por el cinturón de electrodos y la unidad receptora.

El monitor de frecuencia cardiaca también puede ser un dispositivo de una pieza, es decir, de tal forma que los medios de presentación también se ubican sobre el tórax, por lo que no es necesario transmitir la información a una unidad receptora separada. Además, la estructura del monitor de frecuencia cardiaca puede ser de tal forma que comprende sólo un monitor que se lleva en la muñeca que funciona sin el cinturón de electrodos que se va a ajustar alrededor del tórax que mide la información de frecuencia cardiaca a partir de la presión del vaso u ópticamente. En la descripción de la invención, la disposición de medición de frecuencia cardiaca hace referencia a las soluciones del monitor de frecuencia cardiaca descritas anteriormente. La disposición de medición de frecuencia cardiaca también comprende las soluciones, en las que la información de frecuencia cardiaca se transmite a un ordenador externo o a una red de datos, que tiene medios de presentación, tal como una pantalla de ordenador, para presentar la información medida o generada por el monitor de frecuencia cardiaca. En una realización, la información de la frecuencia cardiaca y el consumo de energía durante el ejercicio se almacenan en una memoria del monitor de frecuencia cardiaca y se descarga después mediante un ordenador externo.

En el caso de un monitor de frecuencia cardiaca de dos piezas, las funciones que requiere el método de la invención se realizan preferiblemente en la unidad receptora. Preferiblemente, se ponen en práctica uno o más modelos matemáticos, tales como una red neuronal, según la invención y otras funciones requeridas por los modelos, por medio de software para un procesador de uso general de la unidad receptora. Los modelos y las funciones también pueden ponerse en práctica como ASIC, mediante componentes lógicos separados o de cualquier otra manera correspondiente.

Se logra un método mejorado para evaluar el consumo de energía durante el ejercicio como una ventaja de la invención. El método tiene la ventaja de que en la evaluación del consumo de energía se tiene en cuenta el estado físico de la persona. Una ventaja adicional es que se tienen en cuenta la frecuencia cardiaca máxima de la persona y el valor de consumo de energía correspondiente.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se describirá la invención con mayor detalle haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que la figura 1 muestra cómo se forma un modelo de una realización; la figura 2A es un diagrama de flujo de una realización del método de la invención; la figura 2B es un diagrama de flujo de una realización del método de la invención;

la figura 3 es un diagrama de bloques de una estructura modelo de una realización de la invención;

las figuras 4A y 4B muestran una realización de la puesta en práctica de un modelo de red neuronal;

la figura 5 muestra una realización del equipo de la invención.

Descripción detallada de la invención

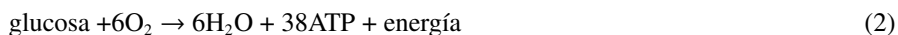
A continuación la invención se describirá por medio de realizaciones preferidas con referencia a los dibujos 1 a 5 adjuntos. La figura 1 muestra la formación de los puntos 104A a 104C sustanciales que se lleva a cabo en una fase de personalización del equipo que pone en práctica el método. En la figura 1, sobre el eje 100 horizontal aparece la frecuencia cardíaca HR, como una función de la cual aparece sobre el eje 102 vertical el consumo de energía de una persona EE. Los puntos 104A a 104C representan el rendimiento físico de la persona como una función de la frecuencia cardíaca, siendo el parámetro de rendimiento físico uno o más de los siguientes: captación de oxígeno, velocidad o rendimiento. Por medio de los valores 104A a 104C del parámetro de rendimiento físico, a su vez, es posible formar evaluaciones del consumo de energía, mediante las que se obtiene la dependencia entre la frecuencia cardíaca y el consumo de energía mostrada en la figura 1.

En la solución de la figura 1, se forma en primer lugar un valor máximo 104C de una variable de la forma física, tal como la captación de oxígeno, a la frecuencia cardíaca máxima $HR_{máx}$, por ejemplo, calculando con una fórmula $220 - \text{edad}$, mediante la cual la frecuencia cardíaca máxima de una persona de 30 años será 190. El valor máximo 104C de la captación de oxígeno se mide durante el rendimiento máximo basándose en los gases respiratorios. También es posible formar el valor máximo 104C mediante evaluación por medio de un modelo de red neuronal. La evaluación puede llevarse a cabo basándose en meros parámetros fisiológicos de un usuario o mediante un ejercicio de referencia, en cuyo caso se introducen opcionalmente uno o más parámetros de esfuerzo de ejercicio que representan la carga de trabajo del ejercicio de referencia y/o uno o más parámetros fisiológicos en la red neuronal además de uno o más parámetros de frecuencia cardíaca. La captación de oxígeno se indica mediante una cantidad en ml/kg/min, y la captación de oxígeno máxima $VO_{2máx}$ puede variar dentro del intervalo de 20 a 80 ml/kg/min dependiendo de la forma física del usuario y sus propiedades fisiológicas, por ejemplo, de forma que una persona puede considerarse que está en forma si su $VO_{2máx}$ es de aproximadamente 60 ml/kg/min y que no está en forma si su $VO_{2máx}$ es de aproximadamente 30 ml/kg/min. $EE_{máx}$, a su vez, puede formarse utilizando el valor de $VO_{2máx}$ formado de la manera anteriormente descrita según la fórmula (1):

$$EE_{máx} = [VO_{2máx} * \text{Peso} * (1,2 * RER + 3,8)]/1000, \quad (1)$$

en la que RER indica la proporción de dióxido de carbono exhalado con respecto al oxígeno inhalado, siendo la proporción en el rendimiento máximo de aproximadamente 1:1. Según la fórmula (1), el consumo de energía máximo $EE_{máx}$ de una persona cuyo peso es de 80 kg y $VO_{2máx}$ es de 50 ml/kg/min es 20,7 kcal/min. La fórmula (1) de cálculo se facilita a modo de ejemplo, y es obvio que si el parámetro de rendimiento usado es, por ejemplo, velocidad de carrera, natación o ciclismo o resistencia de una bicicleta estática, la captación de oxígeno en la ecuación de la fórmula (1) se sustituiría por cualquier otro parámetro de rendimiento. Es posible usar una pluralidad de parámetros de rendimiento para evaluar el consumo de energía, por ejemplo, la resistencia de una bicicleta estática y la captación de oxígeno pueden usarse simultáneamente.

La fórmula (1) anterior se basa en los principios energéticos de la fisiología humana. Concretamente, los hidratos de carbono, las grasas y las proteínas constituyen principalmente los principios energéticos. Su uso y proporciones dependen del estado del organismo, la cantidad de nutrientes disponible y la intensidad del ejercicio. Los hidratos de carbono proporcionan glucosa que se almacena en los músculos en forma de glucógeno. En la glucólisis se degrada el glucógeno liberando energía según la fórmula (2). La degradación de grasas en energía tiene lugar correspondientemente según la fórmula (3), sin embargo, requiere más oxígeno que la de los hidratos de carbono. Por las fórmulas (2) y (3) parece que la evaluación de la cantidad de energía consumida puede realizarse basándose en los gases respiratorios O_2 y CO_2 .



El punto 104A de la figura 1 se determina a continuación, cuando se han calculado el punto 104C y el $EE_{máx}$ correspondiente tal como se describió anteriormente. Según una realización de la invención, se obtiene una frecuencia cardíaca inferior HR_{inf} calculando aproximadamente del 50 al 60% de la $HR_{máx}$, es decir en relación con la presente invención, la frecuencia cardíaca inferior no hace referencia a la frecuencia cardíaca en reposo de la persona, sino a una frecuencia mediante la que puede calcularse el consumo de energía inferior EE_{inf} . El EE_{inf} , a su vez, no hace referencia al valor mínimo absoluto de consumo de energía sino a un valor entre el cual y el valor máximo se conoce la interdependencia del consumo de energía y la frecuencia cardíaca. También puede usarse un valor constante, tal como 100 latidos por minuto, como el valor de HR_{inf} para todos los usuarios. La HR_{inf} también puede calcularse mediante la fórmula $[(HR_{máx} - HR_{rep}) * x \%] + HR_{rep}$, en la que HR_{rep} representa una frecuencia cardíaca en reposo

y x es un porcentaje predeterminado. El EE_{inf} correspondiente a la HR_{inf} , se obtiene, a su vez, calculando el 40% del $EE_{máx}$. El EE_{inf} también puede determinarse midiendo el consumo de oxígeno correspondiente a la HR_{inf} . Se conoce la interdependencia de la frecuencia cardíaca y el consumo de energía entre los puntos 104A y 104C determinada de esta manera, es decir, es sustancialmente lineal.

Sin embargo, el uso de un tercer punto, es decir, el punto 104B que corresponde a un nivel de frecuencia cardíaca intermedio HR_{med} , mejora adicionalmente el resultado del cálculo. La HR_{med} se determina calculando aproximadamente el 85% de la $HR_{máx}$, el punto cuyo equivalente sobre el eje y 102 es EE_{med} que es aproximadamente el 75% del $EE_{máx}$. El punto 104B se mueve horizontalmente, dependiendo del nivel de forma física de la persona, de tal forma que una persona que no está en forma tiene este punto con bastante exactitud entre los puntos 104A y 104C, mientras que el punto 104B de una persona que está en forma se ha movido más a la derecha. Cuando se usa el nivel de frecuencia cardíaca intermedio HR_{med} , la línea recta entre los puntos 104A y 104C es lineal por tramos, de forma que el espacio entre los puntos 104A y 104B es sustancialmente lineal y el espacio entre los puntos 104B y 104C es sustancialmente lineal. Puede tenerse en cuenta la correcta ubicación del punto 104B, por ejemplo, de tal forma que el nivel de forma física de la persona se infiere a partir de $VO_{2máx}$ y por consiguiente se usa un porcentaje superior de la $HR_{máx}$ para una persona que está en forma que para una persona que no está en forma según se calcule la HR_{med} . Otra forma alternativa de tener en cuenta el nivel de forma física con respecto al punto intermedio es mantener la HR_{med} en su sitio y cambiar el punto de EE_{med} hacia arriba o hacia abajo dependiendo de la forma física. El EE_{med} de una persona que está en forma es inferior que el de una persona que no está en forma.

Las etapas descritas anteriormente se realizan en la fase de personalización del método, en la que se forman uno o más parámetros de cálculo, basándose en los cuales se forma una evaluación del consumo de energía en la fase de uso, es decir durante el ejercicio. El consumo de energía en la fase de uso, en la que la dependencia entre la frecuencia cardíaca y el consumo de energía se forma por medio de tres puntos, se calcula por ejemplo por medio de las siguientes fórmulas (4) y (5), de las cuales la fórmula (4) describe el consumo de energía entre el nivel de frecuencia cardíaca inferior y el nivel de frecuencia cardíaca intermedio y la fórmula (5) describe el consumo de energía entre el nivel de frecuencia cardíaca intermedio y el nivel de frecuencia cardíaca superior. Para frecuencias cardíacas por debajo del nivel de frecuencia cardíaca inferior puede extrapolarse la fórmula (4) cuando sea necesario.

$$(4) \quad EE_1 = EE_{inf} + \frac{(HR - HR_{inf}) (EE_{med} - EE_{inf})}{HR_{med} - HR_{inf}}$$

$$(5) \quad EE_2 = EE_{med} + \frac{(HR - HR_{med}) (EE_{máx} - EE_{inf})}{HR_{máx} - HR_{med}}$$

Por lo tanto, en la fase de uso, la evaluación del consumo de energía EE se forma por medio de la frecuencia cardíaca (HR) y otros parámetros de cálculo. Los valores de referencia del consumo de energía EE_{inf} , EE_{med} y $EE_{máx}$, así como otros parámetros de cálculo obtenidos a partir de la frecuencia cardíaca, se forman en la fase de personalización.

A continuación, se describirá el método de la invención por medio de una realización con referencia a las figuras 2A y 2B, de las cuales la figura 2A describe una fase de personalización anterior al ejercicio y la figura 2B describe una fase de uso durante el ejercicio. El objetivo de la fase de personalización es ajustar el método y el equipo que pone en práctica el método de tal forma que den los mejores resultados posibles para la evaluación del consumo de energía en la fase de uso. Las etapas 202 a 208 de la fase de personalización se describen en relación a la figura 1. En una realización preferida, se realiza una medición, es decir, medición del valor máximo de un parámetro de rendimiento, en el nivel de frecuencia cardíaca máximo del usuario en la fase de personalización. Basándose en el valor máximo del parámetro de rendimiento y la frecuencia cardíaca máxima se obtienen el consumo de energía máximo, la frecuencia cardíaca inferior y el consumo de energía inferior correspondiente, y opcionalmente uno o más niveles de frecuencia cardíaca intermedios y el consumo de energía intermedio correspondiente.

La figura 2B describe la fase de uso del método y el equipo que pone en práctica el método, tal como el monitor de frecuencia cardíaca. La fase de uso es un ejercicio, una actividad atlética, una competición atlética o similar, en la que el nivel de frecuencia cardíaca crece por encima del nivel en reposo. La zona de frecuencia cardíaca, dentro de la cual se conoce la interdependencia de la frecuencia cardíaca y el consumo de energía formados en la fase de personalización, es normalmente la zona de frecuencia cardíaca que supera el nivel de frecuencia cardíaca de aproximadamente 80 latidos por minuto hasta la frecuencia cardíaca máxima. La información de frecuencia cardíaca durante el ejercicio, tal como la frecuencia cardíaca, y posiblemente otros parámetros que se pueden calcular a partir de la frecuencia cardíaca, tales como la desviación estándar de la frecuencia cardíaca y la tasa de cambio de la frecuencia cardíaca se miden en la etapa 222 del método. En la etapa 224 del método se obtiene un valor de consumo de energía calculando, por ejemplo, mediante la fórmula (4), qué valor se presenta al usuario, instructor de ejercicio, entrenador o similar. La información de consumo de energía que va a presentarse comprende, por ejemplo, la cantidad de energía consumida acumulada desde el comienzo del ejercicio o una intensidad de consumo de energía en un momento dado por unidad de tiempo, por ejemplo, por minuto. En el presente documento, la presentación hace referencia a la presentación inmediata en la pantalla de un monitor de frecuencia cardíaca, por ejemplo. La presentación también puede ponerse en práctica de tal forma que la información de consumo de energía se almacena en la memoria del monitor de frecuencia cardíaca

y se transfiere a un ordenador externo, en el que se descarga tras el ejercicio, por ejemplo. En una realización, la presentación se pone en práctica de tal forma que sólo se almacena la información de frecuencia cardiaca en la memoria durante el ejercicio y la información del consumo de energía se procesa posteriormente a partir de la información de frecuencia cardiaca con un ordenador externo basándose en la información formada en la fase de personalización.

Las fórmulas de cálculo según una realización de la invención se ilustran a continuación haciendo referencia a la figura 3. MM-I 300 representa la fórmula de cálculo que va a usarse en la fase de personalización para formar un valor del parámetro de rendimiento. Una realización de MM-I es un modelo matemático, tal como una red neuronal. Se introducen preferiblemente uno o más parámetros 304 de frecuencia cardiaca obtenidos a partir de la información de frecuencia cardiaca en el modelo como parámetros de entrada. Además, se introducen uno o más parámetros fisiológicos y uno o más parámetros de esfuerzo de ejercicio en el modelo 300 como parámetros de entrada. El modelo 300 proporciona uno o más parámetros 310 de rendimiento como parámetros de salida. MM-2 302, una realización del cual se presenta en las fórmulas (4) y (5), representa el modelo que se va a emplear en la fase de uso durante el ejercicio. Se aplican la información 304 de frecuencia cardiaca y uno o más parámetros 310 de rendimiento formados en la fase de personalización a la fórmula 302 de cálculo como parámetros de entrada. La fórmula facilita información 312 de consumo de energía que representa el consumo de energía acumulado y/o en un momento dado.

En una realización de la invención, el modelo matemático que pone en práctica el método de la invención se pone en práctica como una red neuronal cuyo principio de funcionamiento se describe por medio de las figuras 4A y 4B. La red neuronal es una forma de modelar aplicaciones complejas, tales como formación de imágenes e identificación por voz, aplicaciones en robótica y aplicaciones en análisis fisiológicos, cuya presentación es muy difícil como modelo matemático. Con referencia a la figura 4A, una red neuronal comprende neuronas, por ejemplo de 400A a 400C, 404A a 404B, que tienen un gran número de interdependencias, por ejemplo 402A a 402B. Las interdependencias 402A a 402B de las neuronas se denominan sinapsis, y se determina un coeficiente de ponderación, por ejemplo W11, W12, para cada sinapsis. Las neuronas, es decir, nodos, pueden realizar cálculos simples tal como la neurona 404A que calcula la suma, ponderada mediante coeficientes de ponderación, de las sinapsis de una capa anterior. La red neuronal comprende al menos una capa de entrada, que incluye las neuronas 400A a 400C, y una capa de salida, que incluye las neuronas 406A a 406C. Puesto que el rendimiento de la red neuronal de dos capas es bastante limitado, la red neuronal comprende ventajosamente al menos una capa HL oculta, que incluye las neuronas 404A a 404B. No existe sinapsis entre las neuronas de la misma capa, pero el nodo tiene una sinapsis con todas las neuronas de las capas adyacentes. La figura 4B muestra la estructura de una neurona 404A en mayor detalle. La neurona 404A se introduce con los parámetros de entrada respectivos 400A a 400C, ponderados mediante coeficientes de ponderación P1 a P3, parámetros de entrada para los que la neurona forma una suma S ponderada. La neurona aplica la suma S a una función de activación, que normalmente es una función no lineal de tipo sigmoideo. La neurona 404A da el valor T final, y si dicho valor final se suministra a la sinapsis 402B de la figura 4A, se multiplica por el coeficiente T11 de ponderación, mientras que, si dicho valor final se suministra al nodo 406B, se multiplica por el coeficiente T12 de ponderación.

El entrenamiento es una característica esencial de la red neuronal. En una fase de entrenamiento particular, los valores de entrada y salida reales se presentan al modelo y el modelo los compara con los valores de salida calculados. Una diferencia entre los valores real y calculado, es decir un error, se procesa en el modelo, procesamiento que da como resultado el ajuste de los coeficientes de las sinapsis de forma que se minimice el error. Como consecuencia de la fase de entrenamiento, aumenta el peso de las sinapsis significativas y se reduce el peso de las sinapsis menos significativas.

A continuación se describe el equipo que pone en práctica las etapas de la invención por medio de una realización a modo de ejemplo con referencia a la figura 5. La frecuencia cardiaca de una persona que realiza un ejercicio se mide por medio de un cinturón de electrodos transmisor ajustado alrededor del tórax, un conjunto que consiste en las partes 500A a 508 del dispositivo que representan dicho cinturón de electrodos transmisor. Ventajosamente, la frecuencia cardiaca medida se transmite por inducción a un receptor que se lleva en la muñeca representado por un conjunto que consiste en las partes 520 a 532 del dispositivo. El conjunto formado por el cinturón de electrodos transmisor y el receptor se denomina monitor de frecuencia cardiaca. Las operaciones que pertenecen tanto a la fase de personalización como a la fase de uso del método de la invención también se realizan mediante el monitor de frecuencia cardiaca.

El cinturón de electrodos transmisor mide la información de frecuencia cardiaca por medios para medir información 500A a 500B de frecuencia cardiaca. Los medios de medición son, por ejemplo, electrodos de los que el monitor de frecuencia cardiaca comprende al menos dos pero pueden ser más. Desde los electrodos 500A a 500B se aplica la señal de la frecuencia cardiaca a un preamplificador 502 de ECG, desde el que se transfiere la señal mediante un amplificador 504 AGC y un amplificador 506 de potencia a un transmisor 508. El transmisor se pone en práctica ventajosamente como una bobina que envía la información 510 de frecuencia cardiaca por inducción a un receptor, tal como una unidad receptora que se lleva en la muñeca o un ordenador externo, por ejemplo. Un estallido 510A de 5 kHz corresponde a un latido del corazón, por ejemplo, o un conjunto de una pluralidad de estallidos 510A a 510C puede corresponder a un latido. Los intervalos 512A a 512B de estallidos 510A a 510C pueden ser iguales en longitud o diferentes en longitud entre sí. La información entre el cinturón de electrodos y la unidad receptora puede transmitirse por inducción o, alternativamente, de forma óptica o mediante un conductor, por ejemplo. La unidad receptora 520 a 532, tal como el receptor que se lleva en la muñeca, comprende en una realización una bobina 520 receptora, a partir de la cual se aplica la señal recibida a través de un receptor 522 de señal a un procesador 524 central, que coordina el funcionamiento de las diferentes partes de la unidad receptora. Ventajosamente, la unidad receptora también comprende una memoria 528 para almacenar la información de frecuencia cardiaca y/o la información de consumo

de energía y el medio 530 de presentación para presentar la frecuencia cardiaca o las variables de frecuencia cardiaca derivadas de la misma, tales como la desviación estándar. Mediante el medio 530 de presentación también es posible mostrar al usuario la información que sea importante en vista del método de la invención, tal como el consumo de energía acumulado desde el comienzo del ejercicio y/o el consumo de energía en un momento dado por unidad de tiempo. El medio 530 de presentación comprende, por ejemplo, una pantalla, un controlador de voz o medios para transmitir la frecuencia cardiaca y/o retroalimentar la información a un ordenador externo o red de datos para presentarlas por separado del monitor de frecuencia cardiaca. Los medios de transmisión pueden ponerse en práctica, por ejemplo, mediante una bobina de inducción, un transmisor óptico o un conector para transmisión mediante un cable de conexión. Una disposición de medición de frecuencia cardiaca cuestiona si la información medida o generada por el monitor de frecuencia cardiaca se transmite a un equipo fuera del monitor de frecuencia cardiaca, tal como un ordenador. Según una realización preferida, los medios de presentación se ubican entonces en el ordenador, mediante el cual puede visualizarse la información medida en tiempo real o almacenada en la memoria 528 del monitor de frecuencia cardiaca.

El monitor de frecuencia cardiaca y el receptor según una realización del mismo, mostrada en la figura 5, comprenden además una unidad 532 de cálculo para proporcionar una evaluación del consumo de energía del organismo basándose en la información de frecuencia cardiaca medida. La unidad 532 de cálculo pone en práctica ventajosamente las etapas de método del método según la invención tanto en la fase de personalización como en la fase de uso durante el ejercicio. La unidad 532 de cálculo comprende, por lo tanto, uno o más modelos 300 a 302 matemáticos necesarios para la puesta en práctica del método según la invención. La unidad 532 de cálculo se comunica con la unidad 524 central, a través de la cual la unidad de cálculo recibe los valores de parámetro de entrada necesarios para las operaciones de cálculo. Los parámetros de entrada se introducen con los medios 526 de introducción del monitor de frecuencia cardiaca, que son por ejemplo un teclado, un controlador de voz o un puerto de telecomunicaciones para introducir datos desde un equipo externo. Está claro que no es necesario poner en práctica la unidad 532 de cálculo como una parte separada del dispositivo, sino que las funciones incluidas en la misma pueden ponerse en práctica en el procesador 524 central, por ejemplo.

Las funciones, medios y modelos que ponen en práctica las etapas de método de la invención se ponen en práctica, por ejemplo, por medio de software para un procesador de uso general, como ASIC, mediante componentes lógicos separados o de cualquier manera conocida, correspondiente. Es obvio para un experto en la técnica que el monitor de frecuencia cardiaca también puede comprender partes distintas a las de la figura 5, pero no es relevante describirlas en el presente documento.

Aun cuando la invención se describe anteriormente con referencia a los ejemplos de los dibujos adjuntos, es obvio que la invención no se limita a los mismos sino que puede modificarse en una variedad de formas dentro del alcance de la idea inventiva de las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Método para evaluar el consumo de energía de una persona durante el ejercicio, método que mide la información de frecuencia cardíaca de la persona durante el ejercicio (222), proporciona una evaluación del consumo (224) de energía de la persona por medio de al menos dos parámetros de cálculo, uno de los cuales es un parámetro de frecuencia cardíaca durante el ejercicio medido a partir de la información de la frecuencia cardíaca de la persona, y uno de los cuales es el valor de consumo de energía máximo obtenido usando uno o más parámetros de rendimiento que describen el rendimiento físico de la persona, en el que el valor máximo del parámetro de rendimiento corresponde al valor de consumo de energía máximo, **caracterizado** porque se usan adicionalmente un valor inferior del consumo de energía y un valor intermedio del consumo de energía entre el valor máximo y el valor inferior como parámetros de cálculo, siendo la dependencia del consumo de energía sobre la frecuencia cardíaca una dependencia sustancialmente lineal entre el valor máximo y el valor intermedio, y siendo la dependencia del consumo de energía sobre la frecuencia cardíaca una dependencia sustancialmente lineal entre el valor intermedio y el valor inferior, y en el que la posición del punto intermedio se determina basándose en el nivel de forma física de la persona.

2. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el parámetro de rendimiento que representa el rendimiento físico es la captación de oxígeno.

3. Método según la reivindicación 2, **caracterizado** porque el valor máximo de captación de oxígeno se obtiene midiendo la captación de oxígeno en un ejercicio que corresponde a la frecuencia cardíaca máxima, por medio de una red neuronal o de cualquier manera correspondiente.

4. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque se han usado uno o más parámetros fisiológicos que describen la fisiología de la persona para formar el valor de referencia del consumo de energía.

5. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el parámetro de rendimiento que describe la fisiología de la persona es uno o más de los siguientes: captación de oxígeno, velocidad.

6. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque se usan dos valores de referencia del consumo de energía como parámetros de cálculo: el valor máximo de consumo de energía y un valor inferior de consumo de energía, entre los cuales la dependencia del consumo de energía sobre la frecuencia cardíaca es una dependencia sustancialmente lineal.

7. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el consumo de energía mínimo se obtiene calculando aproximadamente el 40% del consumo de energía máximo.

8. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el consumo de energía intermedio se obtiene calculando aproximadamente el 75% del consumo de energía máximo.

9. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque se usan uno o más de los siguientes como parámetros de cálculo: la frecuencia cardíaca máxima correspondiente al rendimiento máximo de la persona, la frecuencia cardíaca inferior menor que la frecuencia cardíaca máxima, la frecuencia cardíaca intermedia entre las frecuencias cardíacas máxima e inferior.

10. Método según la reivindicación 9, **caracterizado** porque la frecuencia cardíaca máxima se obtiene mediante una o más de las siguientes formas: evaluación, medición de la frecuencia cardíaca en el esfuerzo de ejercicio máximo, evaluación basándose en la edad de la persona, o formación de una evaluación por medio de un modelo de red neuronal, en el que al menos un parámetro fisiológico que representa la fisiología de la persona se introduce como un parámetro de entrada.

11. Método según la reivindicación 9, **caracterizado** porque la frecuencia cardíaca inferior se obtiene mediante una o más de las siguientes formas: evaluación, cálculo de aproximadamente el 50 al 60% de la frecuencia cardíaca máxima o realización de una evaluación basándose en la frecuencia cardíaca en reposo de la persona.

12. Método según la reivindicación 9, **caracterizado** porque la frecuencia cardíaca intermedia se obtiene mediante una o más de las siguientes formas: evaluación, cálculo de aproximadamente el 85% de la frecuencia cardíaca máxima o cálculo de aproximadamente el 85% de la frecuencia cardíaca superior y precisión de la evaluación basándose en el estado físico de la persona.

13. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque la información de frecuencia cardíaca se mide con un monitor de frecuencia cardíaca durante el ejercicio, información de frecuencia cardíaca basándose en la cual se forma una evaluación del consumo de energía de la persona en el monitor de frecuencia cardíaca, evaluación del consumo de energía que se presenta en la pantalla del monitor de frecuencia cardíaca.

14. Disposición de medición de frecuencia cardíaca que comprende medios (500A a 500B) de medición para medir la frecuencia cardíaca de una persona durante el ejercicio y una unidad (532) de cálculo para calcular una evaluación del consumo de energía de la persona durante el ejercicio usando al menos dos parámetros de cálculo, uno de los cuales

es un parámetro de frecuencia cardiaca incluido en la información de frecuencia cardiaca medida de la persona, y uno de los cuales es el valor máximo del consumo de energía obtenido usando uno o más parámetros de rendimiento que representan el rendimiento físico de la persona, en la que el valor máximo del parámetro de rendimiento corresponde al valor de consumo de energía máximo, comprendiendo adicionalmente la disposición de medición de frecuencia cardiaca el medio (530) de presentación para presentar la evaluación formada del consumo de energía de la persona, **caracterizada** porque la unidad de cálculo se dispone adicionalmente para usar, como parámetros de cálculo, un valor inferior de consumo de energía y un valor intermedio de consumo de energía entre el valor máximo y el valor inferior, siendo la dependencia del consumo de energía sobre la frecuencia cardiaca una dependencia sustancialmente lineal entre el valor máximo y el valor intermedio, y siendo la dependencia del consumo de energía sobre la frecuencia cardiaca una dependencia sustancialmente lineal entre el valor intermedio y el valor inferior, y en la que la posición del punto intermedio entre el valor máximo y el valor inferior se determina basándose en el nivel de forma física de la persona.

15. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 14, **caracterizada** porque la unidad de cálculo se dispone para usar captación de oxígeno como el parámetro de rendimiento que representa el rendimiento físico.

16. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 15, **caracterizada** porque la unidad de cálculo se dispone para usar como el valor máximo de captación de oxígeno la captación de oxígeno medida en un ejercicio que corresponde a la frecuencia cardiaca máxima, o el valor de captación de oxígeno máximo obtenido por medio de una red neuronal o de cualquier manera correspondiente.

17. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 14, **caracterizada** porque la unidad de cálculo se dispone para usar uno o más parámetros fisiológicos que representan la fisiología de la persona para formar un valor de referencia de consumo de energía.

18. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 14, **caracterizado** porque la unidad de cálculo se dispone para usar uno o más de los siguientes como el parámetro de rendimiento que representa el rendimiento físico de la persona: captación de oxígeno, velocidad.

19. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 14, **caracterizada** porque la unidad de cálculo se dispone para usar dos valores de referencia de consumo de energía como parámetros de cálculo: el valor máximo de consumo de energía y un valor inferior de consumo de energía, entre los que la dependencia del consumo de energía sobre la frecuencia cardiaca es una dependencia sustancialmente lineal.

20. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 14, **caracterizada** porque la unidad de cálculo se dispone para generar el consumo de energía inferior calculando aproximadamente el 40% del consumo de energía máximo.

21. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 14, **caracterizada** porque la unidad de cálculo se dispone para generar un consumo de energía intermedio calculando aproximadamente el 75% del consumo de energía máximo.

22. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 14, **caracterizada** porque la unidad de cálculo se dispone para usar uno o más de los siguientes como un parámetro de cálculo: la frecuencia cardiaca máxima que corresponde al rendimiento máximo de la persona, la frecuencia cardiaca inferior más baja que la frecuencia cardiaca máxima, la frecuencia cardiaca intermedia entre las frecuencias cardíacas máxima e inferior.

23. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 22, **caracterizada** porque la unidad de cálculo se dispone para usar la frecuencia cardiaca máxima formada mediante una o más de las siguientes formas: la frecuencia cardiaca evaluada, la frecuencia cardiaca medida durante el ejercicio que corresponde al esfuerzo de ejercicio máximo, la evaluación basada en la edad de la persona o realizada por medio de un modelo de red neuronal, en la que se introduce al menos un parámetro fisiológico que representa la fisiología de la persona como un parámetro de entrada.

24. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 22, **caracterizada** porque la unidad de cálculo se dispone para usar la frecuencia cardiaca inferior formada mediante una o más de las siguientes formas: la frecuencia cardiaca evaluada, la frecuencia cardiaca calculada aproximadamente del 50 al 60% de la frecuencia cardiaca máxima o la evaluación realizada basándose en la frecuencia cardiaca en reposo de la persona.

25. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 22, **caracterizada** porque la unidad de cálculo se dispone para usar la frecuencia cardiaca intermedia formada mediante una o más de las siguientes formas: la frecuencia cardiaca evaluada, la frecuencia cardiaca intermedia calculada aproximadamente del 85% de la frecuencia cardiaca máxima o la evaluación calculada aproximadamente del 85% del nivel de frecuencia cardiaca superior y precisada basándose en el estado físico de la persona.

26. Disposición de medición de frecuencia cardiaca según la reivindicación 14, **caracterizada** porque los medios de presentación son la pantalla de la disposición de medición de frecuencia cardiaca.

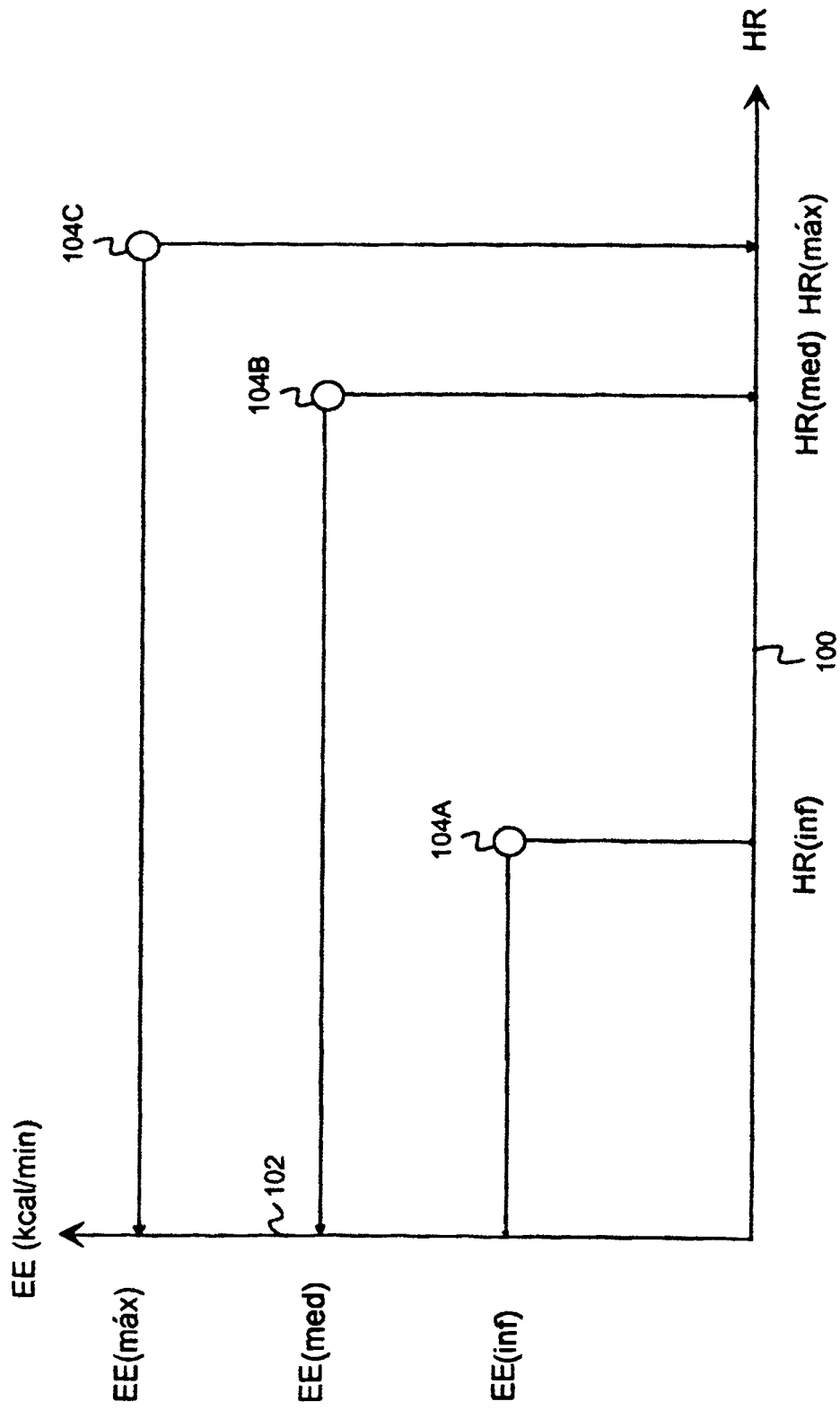


FIG. 1

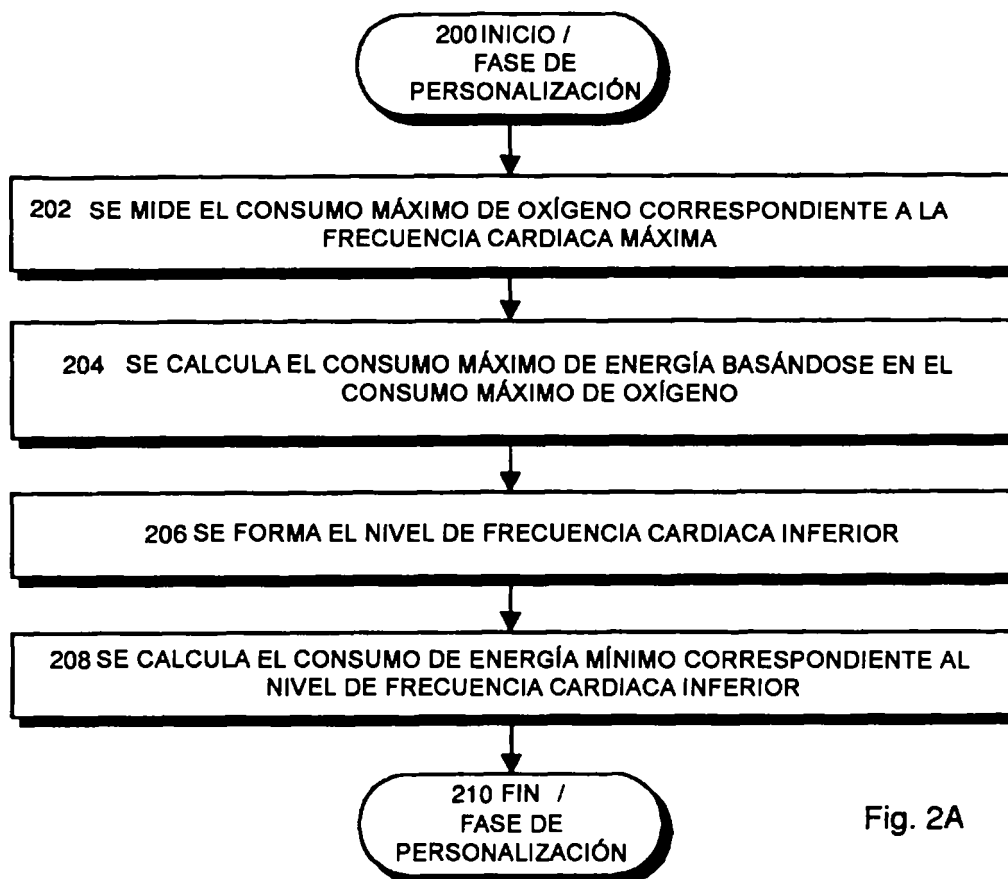


Fig. 2A

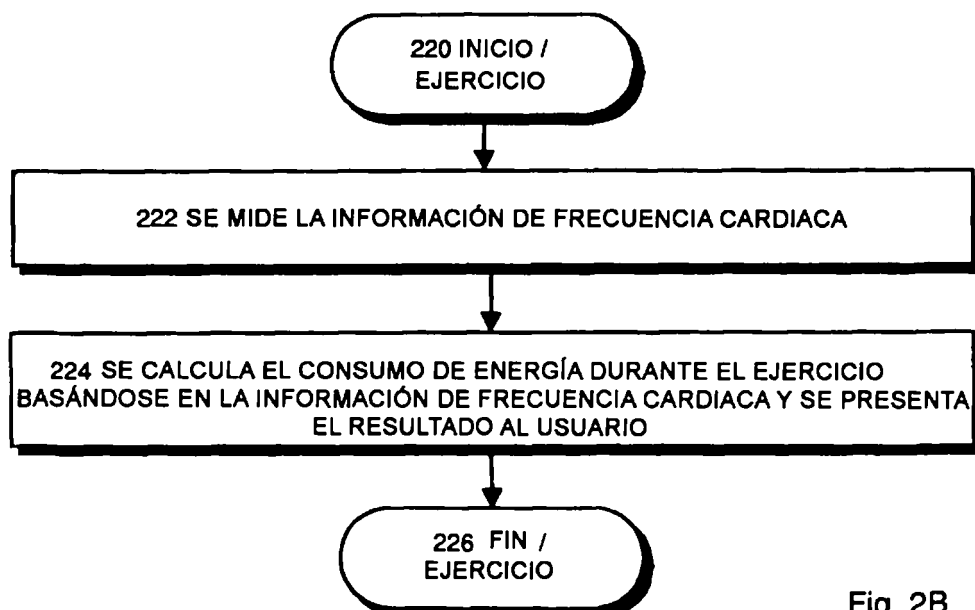


Fig. 2B

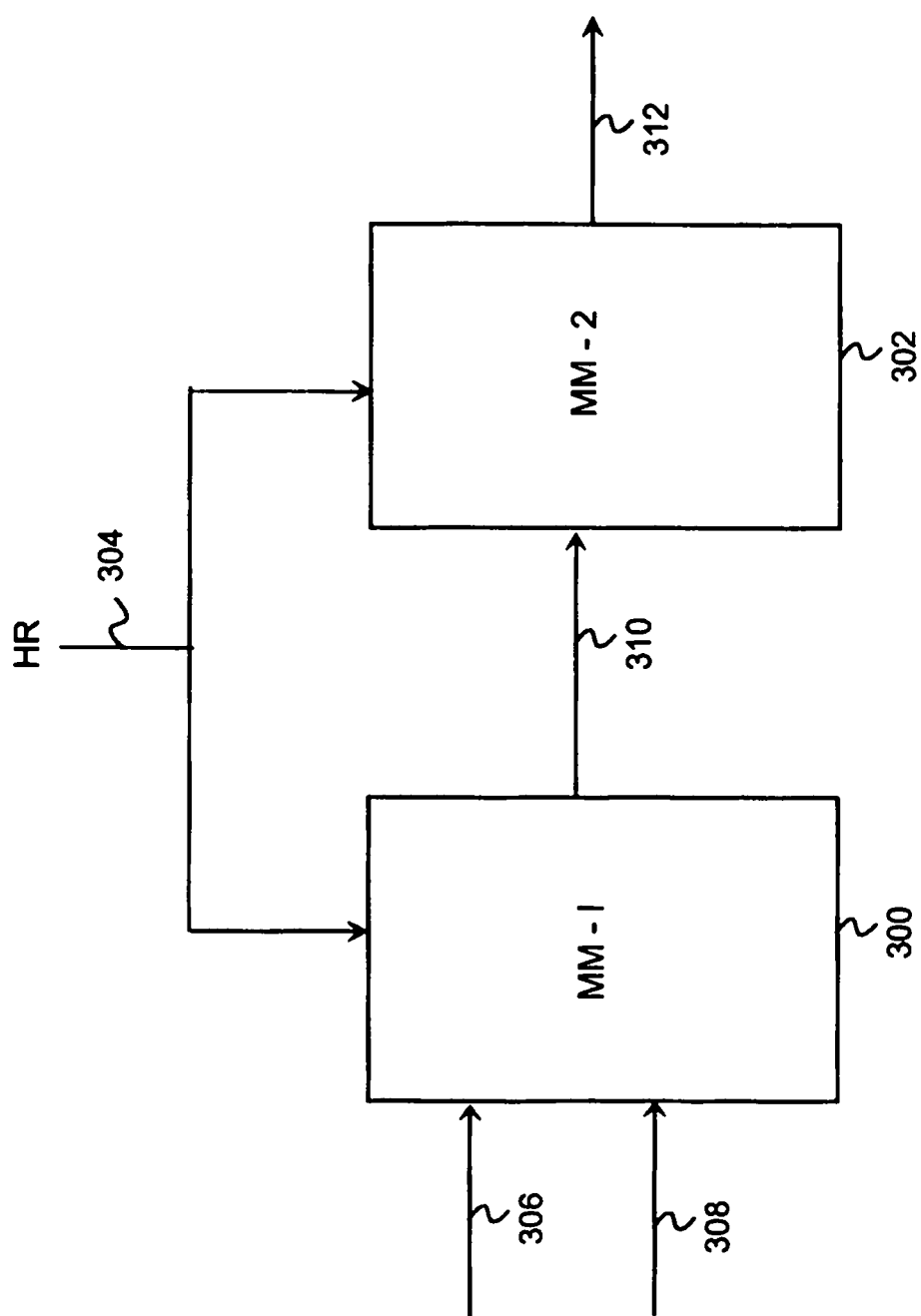


FIG.3

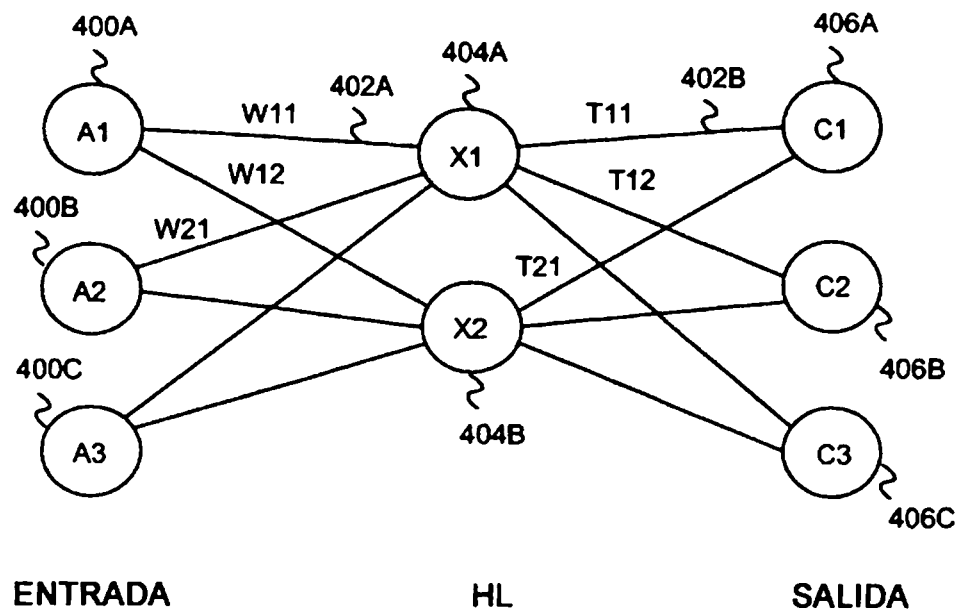


Fig. 4A

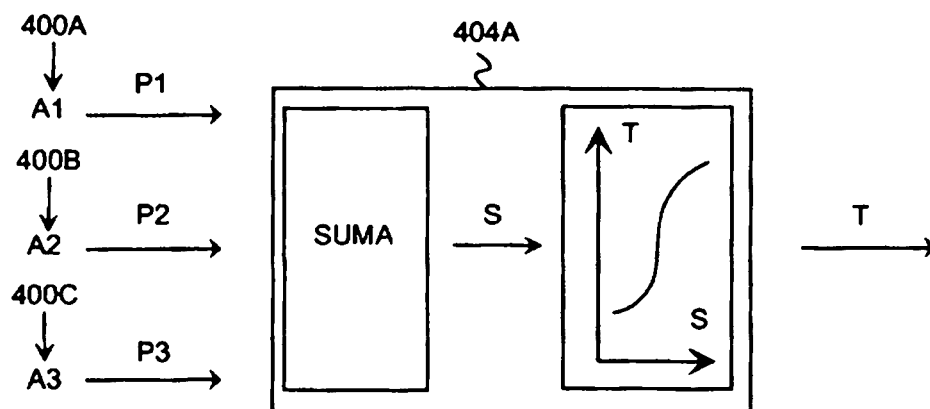


Fig. 4B

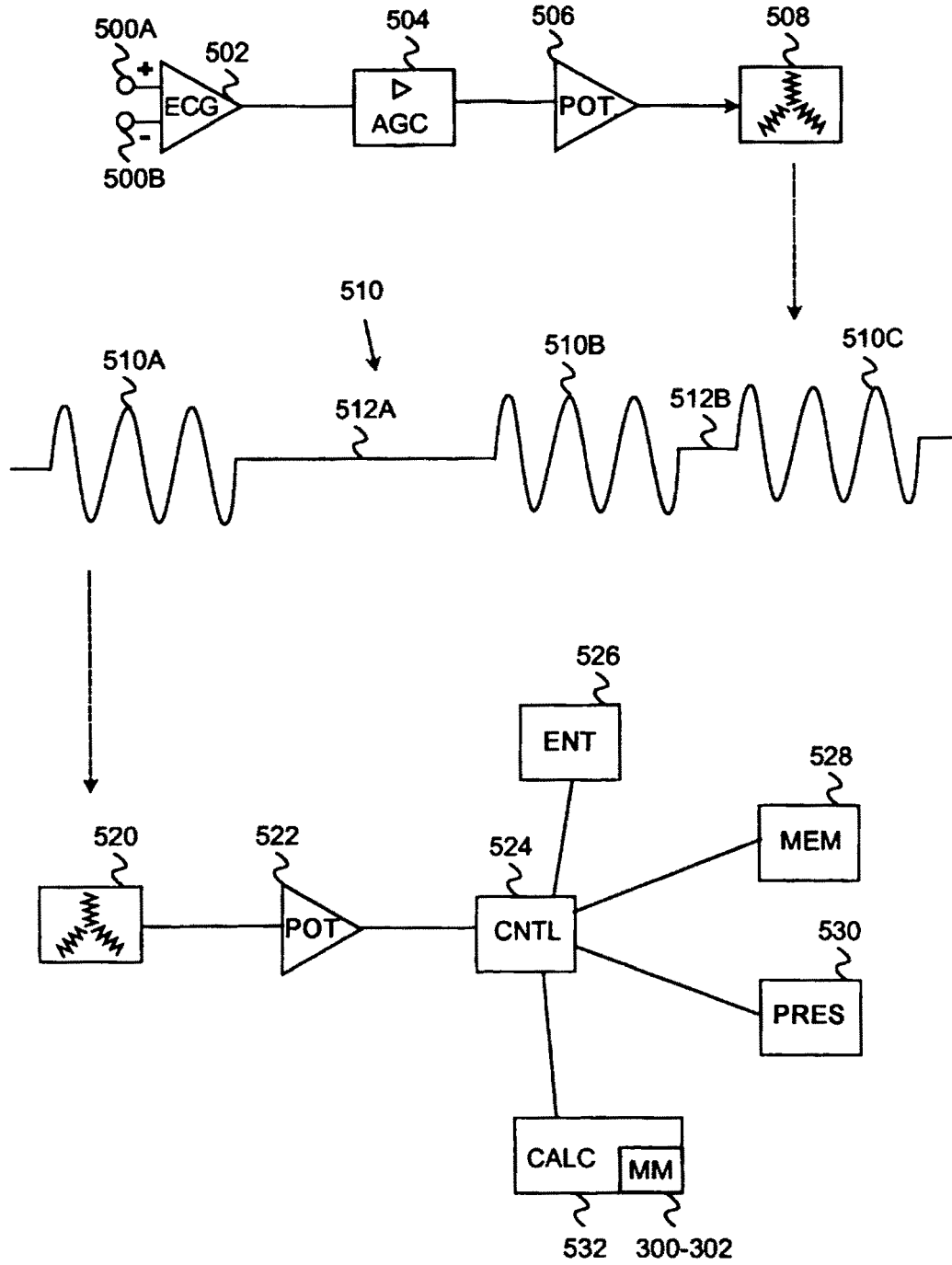


FIG. 5