

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 665 268**

51 Int. Cl.:

A61B 5/11 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A42B 3/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.07.2011 PCT/US2011/044253**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.01.2012 WO12009677**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.07.2011 E 11807595 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.03.2018 EP 2593015**

54 Título: **Clasificación de impactos a partir de datos de sensor**

30 Prioridad:

15.07.2010 US 364639 P
18.02.2011 US 201161444281 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
25.04.2018

73 Titular/es:

THE CLEVELAND CLINIC FOUNDATION (100.0%)
9500 Euclid Avenue
Cleveland, OH 44195, US

72 Inventor/es:

BENZEL, EDWARD, C.;
MIELE, VINCENT, J. y
BARTSCH, ADAM, J.

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 665 268 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

Clasificación de impactos a partir de datos de sensor

Campo de la invención

La presente invención se refiere a métodos para clasificar impactos a partir de datos de sensor.

5 Antecedentes de la invención

En los Estados Unidos hay cada año más de cuarenta y siete millones de deportistas con una edad por debajo de los veinticuatro años que practican deportes de contacto como el fútbol americano, el baloncesto, el *hockey*, el fútbol, el boxeo y artes marciales mixtas (*mixed martial arts* (MMA)). Todos estos jóvenes deportistas corren el riesgo de sufrir traumatismos craneoencefálicos con conmoción cerebral (*concussive traumatic brain injuries* (cTBI)) y disfunción cerebral a largo plazo debido a los impactos reiterados en la cabeza. Estos jóvenes deportistas, con sistemas neurológicos en desarrollo, sufren una gran parte de los 3,8 millones de cTBI que se producen anualmente y corren un riesgo elevado de desarrollar a largo plazo déficits neurológicos, fisiológicos y cognitivos perjudiciales. Las condiciones de los impactos en la cabeza responsables de los cTBI y de déficits potenciales a largo plazo en los deportistas son desconocidas.

15 El documento US 2009/0000377 A1 describe un dispositivo de impacto montado en el cuerpo, que tiene un acelerómetro triaxial para detectar y medir impactos en el cuerpo de un individuo. El documento US 2009/0000377 A1 describe además que, para medir el impacto real en una parte concreta del cuerpo, el dispositivo ha de colocarse lo más cerca posible de esa parte del cuerpo.

20 El documento US 2006/0074338 A1 describe un sistema multicomponente que activamente mide, graba y transmite datos sobre parámetros fisiológicos para una pluralidad de jugadores acoplados en una actividad deportiva. El sistema usa unidades de reporte con un elemento telemétrico instalado en el equipo protector de cada jugador.

El documento US 2008/0306996 A1 describe un sistema para usar los datos de colisión para estimar las lesiones a los pasajeros y el daño material como resultado de una colisión de un vehículo.

25 El documento US 2008/0208073 A1 describe un aparato portátil para llevar a cabo una evaluación neurológica de emergencia en un sujeto que ha sufrido recientemente una lesión en la cabeza, para determinar si el sujeto tiene una conmoción. El aparato incluye un conjunto de electrodos que se coloca en la cabeza del sujeto para adquirir señales electrónicas del sujeto, que después se procesan para determinar la presencia y/o severidad de la conmoción.

Compendio de la invención

30 La invención se define en la reivindicación independiente 1 y en las reivindicaciones dependientes 2-10.

De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se proporciona un método para determinar un riesgo de lesión a un ser humano. Se mide al menos una de una aceleración lineal y una aceleración angular en un primer lugar en el ser humano, el primer lugar en uno de un protector bucal y un protector labial usados por el ser humano. Se determina una aceleración en un centro de gravedad de la cabeza del ser humano a partir de la medida de al menos una de una aceleración lineal y una aceleración angular en el primer lugar. El primer lugar está lejos del centro de gravedad de la cabeza. Se calcula una pluralidad de parámetros de impacto a partir de la aceleración determinada en el centro de gravedad de la cabeza. La pluralidad de parámetros de impacto calculada se asocia con una clase de lesión de una pluralidad de clases de lesión. Cada clase de lesión representa un intervalo de probabilidades de que el ser humano sufrirá una lesión en una estructura dentro de uno de la cabeza y el cuello del ser humano, dado la pluralidad de parámetros de impacto calculada. La clase de evento asociado se comunica a un observador mediante un dispositivo de salida asociado.

Breve descripción de los dibujos

45 Para los expertos en la técnica a la que se refiere la presente invención, las características anteriores y otras características de la presente invención se harán patentes al leer la descripción siguiente con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la Fig. 1 ilustra un sistema de vigilancia de impactos configurado para detectar y caracterizar impactos en la cabeza de un mamífero;

la Fig. 2 ilustra un sistema de clasificación para clasificar un impacto en una clase de evento asociada de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

50 la Fig. 3 ilustra un ejemplo de un procedimiento para determinar la cinemática y la cinética en un centro de gravedad de la cabeza de un usuario de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

la Fig. 4 ilustra un ejemplo de un procedimiento para clasificar un impacto en una clase de evento de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

5 la Fig. 5 ilustra una metodología para utilizar un sistema de vigilancia de impactos de acuerdo con un aspecto de la presente invención para aumentar la experiencia de una persona no participante en un evento deportivo;

la Fig. 6 ilustra una metodología para utilizar un sistema de vigilancia de impactos de acuerdo con un aspecto de la presente invención para vigilar el rendimiento y las condiciones de un deportista en un evento deportivo;

10 la Fig. 7 ilustra una metodología para utilizar sensores adicionales, es decir sensores no utilizados directamente para medir impactos, colocados en un conjunto de sensores de acuerdo con un aspecto de la presente invención para vigilar un estado de un deportista durante un evento deportivo;

la Fig. 8 ilustra una metodología para mejorar una presentación de un evento deportivo; y

15 la Fig. 9 ilustra un sistema informático que puede emplearse para implementar sistemas y procedimientos descritos en la presente memoria, tales como sistemas y procedimientos basados en instrucciones ejecutables por ordenador ejecutadas en el sistema informático.

Descripción detallada de la invención

De acuerdo con un aspecto de la presente descripción están previstos uno o más conjuntos de sensores para detectar y caracterizar impactos en la cabeza de un mamífero. Con este fin, los conjuntos de sensores pueden estar unidos fijamente a la cabeza en uno o más lugares, y las mediciones efectuadas en cada lugar pueden utilizarse para calcular las cinemáticas y cinéticas que se presenten en cualquier lugar deseado, incluyendo un centro de gravedad, dentro de la cabeza o el cuello. A partir de estos datos es posible estimar con exactitud los efectos de un determinado impacto en un usuario, lo que permite a un observador actuar para proteger a un usuario en respuesta a un impacto, o a una secuencia de impactos, de una gravedad que oscila entre poco grave y grave.

25 La Fig. 1 ilustra un sistema 10 de vigilancia de impactos configurado para detectar y caracterizar impactos en la cabeza de un mamífero. El término "cabeza" se utiliza en general en la presente memoria para indicar cualquier parte de las estructuras del cráneo, del cerebro, del maxilar superior, de la mandíbula y de la boca (por ejemplo los dientes), de la región occipitocervical, de la región cervical inferior (vértebras C5, C6 y C7) y partes asociadas de la médula espinal, así como cualesquiera otras estructuras de la cabeza y el cuello que puedan verse negativamente afectadas por una fuerza de impacto aplicada directamente y/o transmitida (por ejemplo la cabeza se mueve bruscamente hacia atrás después de un placaje al cuerpo). El sistema 10 incluye al menos un conjunto 12 de sensores colocado en las inmediaciones de la cabeza. De acuerdo con un aspecto de la presente descripción, cada conjunto 12 de sensores está configurado para medir al menos una de la aceleración lineal, velocidad angular, aceleración angular y orientación del conjunto 12 de sensores a lo largo de cualquier eje o conjunto de ejes ortogonales deseado. En una implementación, el conjunto 12 de sensores puede incluir sistemas microelectromecánicos (*microelectromechanical systems* (MEMS)) configurados para medir una o más de las siguientes: la aceleración lineal, la velocidad angular, la aceleración angular y la orientación (es decir la posición angular) de la cabeza en el punto de sujeción del sensor. Se apreciará que el conjunto 12 de sensores puede colocarse en cualquier aparato apropiado que pueda montarse fijamente en la cabeza de un mamífero, dentro de la misma, o en una relación operativa distinta con la misma, tal como un casco, un elemento bucal, un instrumento insertado en el conducto auditivo, montado en el conducto nasal, sujetado a la piel, colocado en una cinta para la cabeza, insertado en unas gafas o cualquier otro aparato adecuado.

45 En una implementación, el conjunto 12 de sensores puede montarse dentro de un aparato de elemento bucal. Aquí, un elemento bucal puede ser un aparato dental/de ortodoncia (por ejemplo un retenedor), un protector bucal, un protector labial, un implante dental (por ejemplo un diente protésico) o cualquier otro dispositivo adecuado situado, temporal o permanentemente, dentro de la cavidad oral de un usuario. De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se ha determinado que el uso de un elemento bucal tiene varias ventajas. Para empezar, los participantes en muchas actividades que se realizan con casco (por ejemplo fútbol americano, actividades militares, hockey, lacrosse, boxeo amateur, lucha libre, motocross, ciclismo) y actividades que se realizan sin casco (baloncesto, boxeo profesional y artes marciales mixtas, fútbol, hockey sobre hierba, rugby, fútbol australiano, disciplinas multideportivas, golf) ya utilizan un elemento bucal protector o estético, lo que puede facilitar una aceptación rápida y el uso general del conjunto detector de elemento bucal descrito. Además, se logra un acoplamiento firme entre los sensores asociados con el aparato de elemento bucal y la cabeza gracias al ajuste apretado entre los dientes y el material de sustrato del elemento bucal y a la tensión superficial proporcionada por la saliva, que se ve reforzado por el cierre de la mandíbula durante la actividad o en respuesta a un impacto inminente. Así pues, se espera que una implementación en forma de elemento bucal proporcione un alto grado de precisión de cálculo de cinemática y cinética, a la vez que se utiliza un dispositivo que presenta un formato ya conocido y aceptado por los participantes en la actividad recreativa, la actividad militar u otro tipo de actividad en la que se utilice un elemento bucal.

El elemento bucal puede estar hecho de cualquier material apropiado para absorber los golpes entre el maxilar superior (mandíbula superior) y la mandíbula (mandíbula inferior) y/o material diseñado para inducir una activación de los músculos de la columna vertebral cervical en respuesta a un impacto inminente en la cabeza, que tenga al mismo tiempo suficiente flexibilidad para adaptarse a la boca y contener el conjunto 12 de sensores. El conjunto 12 de sensores puede estar encerrado enteramente por el material circundante del elemento bucal, embutido parcialmente en el material (por ejemplo un sustrato) y/o colocado en contacto no circundante con el material (por ejemplo sujetado a una superficie de un elemento bucal). En una implementación, el elemento bucal está formado por múltiples capas de material, incluyendo una capa sensores montados, por ejemplo, en un patrón alargado. Esto permite una rápida inserción/retirada del conjunto 12 de sensores y permite la sustitución de piezas desgastadas. La tira de sensores puede comprender una pluralidad de sensores cinemáticos lineales y rotacionales basados en MEMS.

En una implementación ejemplar, la tira de sensores incluye seis acelerómetros lineales embutidos, tres sensores de velocidad angular embutidos y tres sensores de inclinación embutidos. Sin embargo, se apreciará que esta configuración de sensores se ofrece solamente con fines de ejemplificación y que también están previstas implementaciones que utilicen sólo una disposición de acelerómetros lineales o sólo una disposición de sensores de velocidad angular/aceleración angular. Básicamente puede utilizarse de acuerdo con un aspecto de la presente invención cualquier número apropiado y cualquier combinación apropiada de acelerómetros lineales, acelerómetros angulares, sensores de velocidad angular o sensores de orientación. Los acelerómetros lineales ejemplares que pueden utilizarse son capaces de medir una aceleración lineal de hasta dos mil veces la aceleración gravitacional estándar, los sensores de velocidad angular ejemplares que pueden utilizarse están configurados para medir una velocidad angular de hasta cien radianes por segundo, los acelerómetros angulares ejemplares que pueden utilizarse son capaces de medir una aceleración angular de hasta cincuenta mil radianes por segundo al cuadrado y los sensores de orientación ejemplares que pueden utilizarse están configurados para medir posición en el espacio en un arco completo de trescientos sesenta grados, lo que sobrepasa con mucho los impactos típicos en la cabeza de los deportistas, de cien a doscientas veces la aceleración gravitacional estándar, veinticinco a cincuenta radianes por segundo, cinco a diez mil radianes por segundo al cuadrado y una orientación de ciento ochenta grados. Cada sensor puede ocupar un volumen de aproximadamente cuatro milímetros por cuatro milímetros por dos milímetros. Además, se apreciará que, de acuerdo con un aspecto de la presente invención, debido a la naturaleza genérica del algoritmo utilizado para calcular cinemáticas y cinéticas de cabeza localizadas, la colocación y el número de los sensores pueden ser fundamentalmente arbitrarios, de manera que no se requiere ninguna relación específica entre las posiciones o el tipo de la pluralidad de sensores.

El elemento bucal puede incluir además un componente para una transmisión inalámbrica de datos con el fin de que los datos de sensor puedan proporcionarse a un procesador externo. Por ejemplo, el elemento bucal puede incluir un transmisor de radiofrecuencia (RF) o de microondas que funcione con un protocolo de transmisión apropiado y una antena miniatura.

Para facilitar la adquisición y la transferencia de los datos, el elemento bucal puede incluir una memoria *flash* accesible de forma alámbrica o inalámbrica. Por ejemplo, puede preverse en el elemento bucal un puerto que permita transferir datos a un ordenador a través de un bus serial universal (*universal serial bus* (USB)) u otra conexión. Los sensores y el transmisor pueden alimentarse mediante una batería de a bordo, a la que puede darse una forma que se ajuste al contorno del elemento bucal. Por ejemplo, el elemento bucal puede incluir un transmisor alámbrico de a bordo con memoria de datos. Se apreciará que el elemento bucal puede incluir además sensores fisicoquímicos para vigilar parámetros internos del cuerpo tales como, pero de forma no exclusiva, la temperatura, la hidratación, el pH, el nivel de glucosa, la concentración de sodio, la saturación de oxígeno, la troponina y la respiración.

De acuerdo con un aspecto de la presente descripción, los datos adquiridos mediante los sensores pueden proporcionarse a un componente 14 de transformación de datos configurado para calcular la cinemática y la cinética en un lugar de interés dentro de la cabeza y el cuello de un individuo que lleve el conjunto 12 de sensores. El lugar de interés puede incluir cualquier lugar dentro de la cabeza o el cuello del usuario, incluyendo, por ejemplo, cualquiera de los siguientes: lóbulo frontal, lóbulo parietal, lóbulo temporal, lóbulo occipital, cerebelo, bulbo raquídeo, puente de Varolio, tálamo, circunvolución, fórnix, amígdala, hipocampo, cráneo, huesos faciales, maxilar superior, mandíbula, líquido cefalorraquídeo, zona de unión occipitocervical, columna vertebral cervical, cuerpos vertebrales, médula espinal, nervios espinales, vasos espinales, ganglios basales, espacios perivasculares, tabique, zonas de unión de materia blanca-gris, venas puente, cuerpo calloso, fisura, cavidad de los senos, meninges, hoz, dura, aracnoides y piamadre del usuario. El lugar de interés puede incluir también un centro de gravedad de la cabeza o de la masa cabeza/cuello del usuario.

Se apreciará que el componente 14 de transformación de datos puede implementarse como hardware dedicado, software ejecutado en un procesador de uso general o alguna combinación de hardware dedicado y software. Además, el componente 14 de transformación de datos puede implementarse en una plataforma asociada con los sensores (por ejemplo un elemento bucal o un casco), en una unidad de procesamiento que lleve el jugador y que esté cableada o conectada de forma inalámbrica al conjunto de sensores, en un lugar remoto, o distribuido entre múltiples componentes de procesamiento separados. En el conjunto de sensores se miden una o más de las

siguientes: aceleración lineal, aceleración angular, velocidad angular y orientación; y pueden utilizarse datos obtenidos de la antropometría de la cabeza para calcular cinéticas y cinemáticas lineales y angulares correspondientes de la cabeza en cualquier lugar en o dentro de la cabeza y el cuello. Por ejemplo, la posición de cada conjunto 12 de sensores en relación con el lugar de interés puede determinarse y registrarse en el componente 14 de transformación de datos.

En una implementación, el lugar de interés puede representarse como un lugar estático durante el impacto, y la traducción de los datos de sensor en el componente 14 de transformación de datos puede llevarse a cabo según la siguiente relación de “cuerpo rígido” entre la cinemática medida en un sensor, $\tilde{a}_{boca}(t)$, $\tilde{\omega}(t)\tilde{\alpha}(t)$ y la aceleración en el lugar de interés, $\tilde{a}_{LUG}(t)$:

$$\tilde{a}_{LUG}(t) = \tilde{a}_{boca}(t) + \tilde{\omega}(t) \times (\tilde{\omega}(t) \times \tilde{\rho}) + \tilde{\alpha}(t) \times \tilde{\rho} \quad \text{Ec. 1}$$

donde $\tilde{\omega}(t)$ es la velocidad angular medida o calculada de la cabeza, $\tilde{\alpha}(t)$ es la aceleración angular medida o calculada de la cabeza y $\tilde{\rho}$ es un desplazamiento entre el sensor y el lugar de interés determinado a partir de la antropometría de la cabeza.

De acuerdo con un aspecto de la presente descripción, la posición de cada conjunto de sensores en relación con el lugar de interés puede representarse como una función variable en el tiempo. Con “función variable en el tiempo” quiere decirse que la relación espacial definida por la función puede variar a lo largo del periodo de tiempo de un determinado impacto. Por ejemplo, en cualquier impacto de importancia, el cerebro se moverá de un sitio a otro en el cráneo, de manera que la posición del tejido situado en el lugar de interés en relación con cualesquiera puntos de referencia externos en la cabeza varía durante un periodo de tiempo después del impacto. Por consiguiente, el lugar relativo puede expresarse como una función de los valores cinemáticos medidos en los sensores, así como la antropometría medida de la cabeza. De acuerdo con un aspecto de la presente descripción, el componente 14 de transformación de datos puede incluir un modelo del movimiento del cerebro, dado un conjunto de parámetros antropométricos que describan la cabeza, cuando se expone a diversas cinemáticas y cinéticas, incluyendo la aceleración lineal, la aceleración angular, la velocidad angular, el cambio de orientación, la fuerza de impacto y la absorción de energía, entre otras cosas. Por ejemplo, el lugar de interés puede estar representado como una pluralidad de funciones variables en el tiempo, con una función dada seleccionada según los valores cinemáticos medidos en el conjunto 12 de sensores. Siguiendo el movimiento del lugar de interés inducido por el impacto es posible, a través de este enfoque de “cuerpo deformable”, calcular con mayor exactitud la aceleración lineal, la aceleración angular, la velocidad angular y los cambios de orientación experimentados en el mismo y los efectos fisiológicos correspondientes.

En esta implementación, la traducción de los datos de sensor en el componente 14 de transformación de datos puede llevarse a cabo según la siguiente relación entre la aceleración en un sensor, $\tilde{a}_{boca}(t)$ y la aceleración en el lugar de interés $\tilde{a}_{INT}(t)$:

$$\tilde{a}_{INT}(t) = \tilde{a}_{boca}(t) + \tilde{\omega}(t) \times (\tilde{\omega}(t) \times \tilde{\rho}(t)) + \tilde{\alpha}(t) \times \tilde{\rho}(t) + \ddot{\tilde{\rho}}_r(t) + 2\tilde{\omega}(t) \times \dot{\tilde{\rho}}_r(t)$$

Ec. 2

donde $\tilde{\omega}(t)$ es la velocidad angular medida o calculada de la cabeza, $\tilde{\alpha}(t)$ es la aceleración angular medida o calculada de la cabeza, $\tilde{\rho}$, $\dot{\tilde{\rho}}_r(t)$ y $\ddot{\tilde{\rho}}_r(t)$ son funciones que representan desplazamiento, velocidad y aceleración variables en el tiempo, respectivamente entre el sensor y el lugar de interés de la cabeza, y determinadas a partir de la antropometría de la cabeza y los datos de cinemática medidos en los sensores.

La cinemática y la cinética calculadas en el lugar de interés, incluyendo la aceleración, se proporcionan a una interfaz 16 de sistema, donde la información se proporciona a un observador en una forma comprensible para un humano. Por ejemplo, los valores cinemáticos y cinéticos asociados con un impacto en la cabeza y los diversos parámetros fisiológicos de un usuario medidos en tiempo real pueden mostrarse a un observador en una pantalla asociada. Los datos medidos pueden, por ejemplo, utilizarse para tantear una competición de boxeo o de MMA o para proporcionar contenido suplementario destinado a enriquecer la experiencia de los hinchas, en persona o de manera remota.

Para aumentar la seguridad en estos eventos o en otros eventos en los que sea probable que se produzcan impactos de importancia en la cabeza y el cuello, los datos cinemáticos y cinéticos medidos y calculados pueden mostrarse a un observador y/o disparar uno o varios dispositivos de aviso remotos cuando un usuario sobrepase un umbral fisiológico o de impacto en la cabeza crítico. Por ejemplo, la interfaz 16 de sistema puede incluir un dispositivo de aviso de a bordo que alerte al observador cuando la aceleración calculada sobrepase un valor umbral.

5 Cuando se desee, los datos de sensor pueden utilizarse para activar un sistema de intervención asociado, humano o automatizado, para evitar lesiones en el usuario. La interfaz 16 de sistema puede también proporcionar medidas cuantitativas para una correlación con una valoración neurológica posterior al evento, incluyendo reconocimientos físicos, análisis de sangre, tipificación genética y modalidades de formación de imágenes tales como tomografía de coherencia, formación de imágenes por resonancia magnética, formación de imágenes con tensor de difusión y tomografía por emisión de positrones, y similares. Se cree que la propensión de un individuo a muchos trastornos neurocognitivos más adelante en la vida puede aumentar incluso con impactos de poca importancia reiterados en la cabeza. Por consiguiente, la interfaz 16 de sistema puede configurarse para tabular los impactos en la cabeza de forma acumulativa, por ejemplo durante el entrenamiento o en el curso de la carrera de un deportista o de una parte de la misma, como ayuda para el diagnóstico, el estudio o la prevención de trastornos neurocognitivos a largo plazo, incluyendo la enfermedad de Parkinson, la pérdida de memoria, la demencia pugilística, el síndrome del segundo impacto, trastornos psiquiátricos y la enfermedad de Alzheimer.

15 La Fig. 2 ilustra un sistema 100 de clasificación de acuerdo con un aspecto de la presente descripción. El sistema 100 de clasificación comprende al menos un conjunto 102 de sensores desplegado de manera que esté acoplado de manera sustancialmente fija a la cabeza de un humano. En la implementación ilustrada, el conjunto 102 de sensores está acoplado a la cabeza de un participante en un evento deportivo, por ejemplo, como parte de un elemento bucal o en la superficie de un casco, aunque puede utilizarse cualquier acoplamiento sustancialmente fijo adecuado. Por ejemplo, el conjunto 102 de sensores podría también, o en lugar de esto, estar situado en un implante dental de sustitución, un implante en el conducto auditivo, un forro de un casco, una cinta para la cabeza, unas gafas, pegado a la superficie de la piel, insertado en la cavidad nasal o incluso como una sujeción directa a la cabeza a través de un anclaje craneal o algo similar. El conjunto 102 de sensores funciona para medir la cinemática de la cabeza a lo largo de cualquier eje deseado, incluyendo tres ejes ortogonales entre sí, en la ubicación del sensor, así como medir la aceleración angular, la velocidad angular y la orientación de la cabeza alrededor de cualquier eje o conjunto de ejes coincidente o no coincidente.

25 De acuerdo con un aspecto de la presente descripción, el sistema 100 de clasificación está configurado para medir la cinemática inducida por un impacto en la cabeza vigilada por el conjunto 102 de sensores y clasificar el impacto en una de una pluralidad de clases de evento a través de la cinemática y la cinética calculadas en cualquier lugar deseado de la cabeza. En una implementación, las diversas clases de evento pueden corresponder a intervalos de probabilidad para diversas lesiones en la cabeza y el cuello dado el impacto medido, tales como traumatismos craneoencefálicos, conmociones cerebrales, lesiones por subconmociones cerebrales, fracturas faciales, fracturas craneales, fracturas de mandíbula y lesiones en la médula espinal. Se apreciará que los datos de aprendizaje para un sistema clasificador pueden obtenerse inicialmente de estudios realizados en cadáveres, estudios realizados en animales y/o simulaciones informáticas o mecánicas y refinarse con datos recogidos durante el uso del dispositivo. Por ejemplo, un primer conjunto de clases podría representar intervalos de probabilidad de una lesión por conmoción o subconmoción dado el impacto medido, un segundo conjunto de clases podría representar intervalos de probabilidad de una fractura craneal dado el impacto medido, y un tercer conjunto de clases podría representar intervalos de probabilidad de una lesión en el cuello dado el impacto medido. A partir de la clase determinada, un observador, tal como un instructor o un entrenador, puede tomar decisiones sobre la participación ulterior de un usuario, tal como un deportista, en un evento, o sobre la conveniencia de medidas de protección y/o diagnóstico adicionales. Además, la clase de evento determinada puede proporcionar una herramienta instantánea de triaje en el emplazamiento o fuera del emplazamiento para un médico en el diagnóstico y el tratamiento de una lesión potencial en la cabeza o el cuello resultante del impacto medido.

45 En otra implementación, las diversas clases de evento pueden representar un origen o un tipo asociado del impacto. Por ejemplo, cuando el evento deportivo sea un combate de boxeo, las diversas clases de evento podrían representar un *hook*, un *hook* oblicuo, un *jab* en la frente o la cara, un *uppercut*, un *cross* o un golpe dado por encima de la cabeza. Las clases podrían refinarse aun más para identificar el tipo de un puñetazo u otro golpe y la mano con que se efectúa el mismo (por ejemplo izquierda o derecha). En un combate de MMA, las clases podrían ampliarse aun más para incluir diversas patadas, así como el impacto de codos y rodillas en la cabeza. En el fútbol americano pueden determinarse el tipo y la dureza del contacto, por ejemplo casco con casco, casco con hombro, casco con pie, casco con objeto, casco con codo, casco con rodilla y/o casco con suelo. Y para el fútbol es posible delimitar los contactos cabeza con cabeza con respecto a los impactos de tipo cabeza con codo o cabeza con poste (de la portería). Para diversos deportes de contacto, las clases pueden representar el tipo y la gravedad de un impacto entre dos jugadores, de manera que la pluralidad de clases de impacto puede incluir una clase de contacto de tipo cabeza descubierta con cabeza descubierta, una clase de tipo cabeza descubierta con rodilla, una clase de tipo cabeza descubierta con codo, una clase de tipo cabeza descubierta con pie, una clase de tipo cabeza descubierta con hombro, una clase de tipo cabeza descubierta con objeto, una clase de tipo cabeza descubierta con cuerpo y una clase de tipo cabeza descubierta con suelo.

60 Tal información puede utilizarse con fines de tanteo, quizás proporcionándose a una interfaz gráfica de usuario para una "repetición" de la acción grabada o generada por ordenador, así como para resumir la acción de un partido o combate para su posterior revisión. Además, de acuerdo con un aspecto de la presente descripción, la información sobre la clase de evento puede utilizarse para proporcionar una simulación por ordenador del partido o combate, por

ejemplo, para mejorar la experiencia visual de los espectadores o para hacer funcionar un modelo de elementos finitos de lesiones cerebrales avanzado.

5 Con este fin, los datos de sensor se proporcionan a un componente 110 de procesamiento configurado para proporcionar una salida de los datos de sensor comprensible para un humano. Una interfaz 112 de sensores está configurada para determinar la cinemática y la cinética, incluyendo una aceleración lineal, en un lugar de interés, tal como el centro de gravedad de la cabeza, a partir de los datos de sensor. Se apreciará que la transformación de los datos de cinemática procedentes del sensor para proporcionar datos cinemáticos y cinéticos en el lugar de interés puede llevarse a cabo bien suponiendo una ubicación estática del tejido –“cuerpo rígido”–, bien con una ubicación dinámica del tejido representada por una función variable en el tiempo –“cuerpo deformable”–.

10 Los datos de sensor transformados se proporcionan a continuación a un extractor 114 de características, que extrae una pluralidad de características a partir de los datos transformados. De acuerdo con un aspecto de la presente descripción, la pluralidad de características puede seleccionarse para que incluya al menos una característica que sea una función de la cinemática y/o la cinética de la cabeza en el lugar de interés.

15 Un conjunto de parámetros útiles como características de clasificación puede obtenerse como funciones de la aceleración lineal en el lugar de interés. Por ejemplo, una magnitud de la aceleración en el lugar de interés puede determinarse a partir de la aceleración a lo largo de cada uno de los tres ejes de coordenadas, y una sobreaceleración resultante en el lugar de interés puede calcularse como la derivada temporal de la magnitud de la aceleración. De manera similar, una dirección de la aceleración puede determinarse a partir de la aceleración a lo largo de cada eje. El cambio en la velocidad de la cabeza en una determinada dirección, o delta-V, puede determinarse integrando la aceleración del lugar de interés determinada a lo largo de esa dirección, y una cantidad de movimiento lineal correspondiente puede determinarse como el producto del cambio de velocidad y una masa de la cabeza. Por ejemplo, la masa de la cabeza puede estimarse a partir de la antropometría de la cabeza. De manera similar, una energía cinética de la cabeza puede determinarse como la mitad del producto de la masa de la cabeza y el cuadrado del cambio de velocidad, y una potencia transmitida a la cabeza puede determinarse como la derivada temporal de la energía cinética. Las mediciones pueden incluir también cualquiera de las siguientes: una presión máxima, una deformación, una velocidad de deformación, un producto de la deformación y la velocidad de deformación, una tensión de von Mises, una energía de deformación y un esfuerzo de cizalla. Cada una de estas mediciones puede representarse como una serie temporal con múltiples valores para cada medición, que representan cada uno tiempos asociados durante el impacto.

20 A partir de los valores de aceleración lineal medidos y calculados pueden obtenerse varias mediciones adicionales cuando el lugar de interés es un centro de gravedad de la cabeza, tales como una fuerza de impacto a lo largo de cada eje, calculada como el producto de la masa de la cabeza y la aceleración en el centro de gravedad a lo largo de cada eje, y una magnitud de la fuerza de impacto. Una velocidad de carga puede determinarse como la derivada temporal de la fuerza de impacto, y los valores mínimo y máximo de esta velocidad de carga pueden utilizarse como características. Una duración del impacto puede calcularse sobre la base de la longitud del impulso de carga y descarga después del contacto inicial basado en la fuerza de impacto.

Un valor que representa el índice de severidad de Gadd (*Gadd Severity Index* (GSI)) puede calcularse como:

$$GSI = \int_0^T \tilde{a}_R(t)^{2.5} dt \quad \text{Ec. 3}$$

40 donde $\tilde{a}_R(t)$ es la magnitud resultante de la aceleración lineal calculada en el centro de gravedad expresada como un múltiplo de la aceleración gravitacional estándar en la superficie de la Tierra ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$), y el periodo $[0:T]$ es una duración esencial del impacto. En una implementación, esta duración está seleccionada para que sea de quince milisegundos.

Un valor para el criterio de lesión de cabeza (*Head Injury Criterion* (HIC)) puede calcularse como:

$$HIC = (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \tilde{a}_R(t) dt \right]^{2.5} \quad \text{Ec. 4}$$

45 donde $\tilde{a}_R(t)$ es la magnitud resultante de la aceleración lineal calculada en el centro de gravedad expresada como un múltiplo de la aceleración gravitacional estándar, y el periodo $[t_1:t_2]$ es un periodo de tiempo durante el cual el HIC está maximizado, al que se denomina duración HIC. En una implementación, la duración HIC, igual a $t_2 - t_1$, puede utilizarse también como característica de clasificación.

Un valor de correlación de fractura craneal (*Skull Fracture Correlate* (SFC)) puede calcularse como:

$$SFC = \left[\frac{\max(\Delta - V_R(t))}{\text{Duración HIC}} \right] \frac{1}{g} \quad \text{Ec. 5}$$

donde g es la aceleración gravitacional estándar y $\Delta - V_R(t)$ es el cambio de velocidad de la cabeza resultante.

Un segundo conjunto de parámetros útiles para la clasificación de eventos se obtienen como funciones de la velocidad angular y de la aceleración angular de la cabeza. Por ejemplo, una magnitud de la aceleración angular puede determinarse a partir de la aceleración alrededor de cada uno de los tres ejes de coordenadas, y una magnitud de la velocidad angular puede determinarse a partir de la velocidad alrededor de cada uno de los tres ejes de coordenadas. Una sobreaceleración resultante de la aceleración angular puede calcularse como la derivada temporal de la magnitud de la aceleración angular. Un momento angular de la cabeza puede determinarse a partir de la velocidad angular alrededor de cada eje y un momento de inercia correspondiente. Los momentos de inercia pueden estimarse a partir de la antropometría de la cabeza. Una magnitud del momento angular puede determinarse a partir del momento angular alrededor de cada uno de los tres ejes de coordenadas. Cada una de estas mediciones puede representarse también como una serie temporal con múltiples valores para cada medición, que representan cada uno tiempos asociados durante el impacto.

Un modelo de aceleración generalizado para el umbral de lesión cerebral (*Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold* (GAMBIT)) puede calcularse como:

$$GAMBIT(t) = \left[\left(\frac{\tilde{a}_R(t)}{\tilde{a}_C} \right)^{2.5} + \left(\frac{\tilde{\alpha}_R(t)}{\tilde{\alpha}_C} \right)^{2.5} \right]^{\frac{1}{2.5}} \quad \text{Ec. 6}$$

donde $\tilde{a}_R(t)$ es la magnitud resultante de la aceleración lineal calculada en el centro de gravedad expresada como un múltiplo de la aceleración gravitacional estándar, \tilde{a}_C es una aceleración lineal crítica igual a doscientas cincuenta veces la aceleración gravitacional estándar, $\alpha_R(t)$ es una magnitud resultante de la aceleración angular y α_C es una aceleración angular crítica igual a veinticinco mil radianes por segundo.

Una puntuación de componentes principales ponderada (*Weighted Principal Component Score* (wPCS)) puede calcularse como:

$$wPCS = k_{lat} \times 10 \left(\left[\begin{array}{l} k_{GSI} \left(\frac{GSI - GSI_m}{GSI_{sd}} \right) + k_{HIC} \left(\frac{HIC - HIC_m}{HIC_{sd}} \right) + \\ k_{LIN} \left(\frac{\max(\tilde{a}_R(t)) - a_m}{a_{sd}} \right) + k_{ROT} \left(\frac{\max(\tilde{\alpha}_R(t)) - \alpha_m}{\alpha_{sd}} \right) \end{array} \right] + 2 \right) \quad \text{Ec. 7}$$

donde k_{lat} es un peso con un valor de 1 para un impacto lateral, k_{GSI} es un peso con un valor de 0,4718, k_{HIC} es un peso con un valor de 0,4720, k_{LIN} es un peso con un valor de 0,4336, k_{ROT} es un peso con un valor de 0,2164, HIC_m es un valor medio del HIC en una pluralidad de impactos de muestra, HIC_{sd} es una desviación estándar del HIC en la pluralidad de impactos de muestra, GSI_m es un valor medio del GSI, GSI_{sd} es una desviación estándar del GSI, a_m es un valor medio de la aceleración lineal en el centro de gravedad, a_{sd} es una desviación estándar de la aceleración lineal en el centro de gravedad.

Una potencia de impacto en la cabeza (*Head Impact Power* (HIP)) puede calcularse como:

$$HIP = m_{cabeza} \left[\tilde{a}_{CGX}(t) \int \tilde{a}_{CGX}(t) dt + \tilde{a}_{CGY}(t) \int \tilde{a}_{CGY}(t) dt + \tilde{a}_{CGZ}(t) \int \tilde{a}_{CGZ}(t) dt \right] + I_X \tilde{\alpha}_X(t) \int \tilde{\alpha}_X(t) + I_Y \tilde{\alpha}_Y(t) \int \tilde{\alpha}_Y(t) + I_Z \tilde{\alpha}_Z(t) \int \tilde{\alpha}_Z(t) \quad \text{Ec. 8}$$

donde m_{cabeza} es una masa de la cabeza, determinada a partir de datos antropométricos, \tilde{a}_{CGX} es una aceleración en el centro de gravedad a lo largo de un eje anterior-posterior, \tilde{a}_{CGY} es una aceleración en el centro de gravedad a lo largo de un eje lateral, \tilde{a}_{CGZ} es una aceleración en el centro de gravedad a lo largo de un eje craneo-caudal, α_X es una aceleración angular alrededor de un eje anterior-posterior, α_Y es una aceleración angular alrededor de un eje lateral, α_Z es una aceleración angular alrededor de un eje craneo-caudal, I_X es un momento de inercia de la masa de la cabeza alrededor de un eje anterior-posterior, I_Y es un momento de inercia de la masa de la cabeza alrededor de un eje lateral e I_Z es un momento de inercia de la masa de la cabeza alrededor de un eje craneo-caudal.

Pueden determinarse varias características adicionales modelando el impacto medido en un modelo de elementos finitos del cerebro. Por ejemplo, pueden generarse características correspondientes a porcentajes del volumen del cerebro que experimentan diversos niveles de deformación principal. En la implementación ilustrada pueden utilizarse como características cada uno de los siguientes: un primer porcentaje del volumen del cerebro que experimente una deformación principal que sobrepase el cinco por ciento, un segundo porcentaje del volumen del cerebro que experimente una deformación principal que sobrepase el diez por ciento, y un tercer porcentaje del volumen del cerebro que experimente una deformación principal que sobrepase el quince por ciento. De manera similar, una medida de daño por dilatación (*dilation damage measure* (DDM)) puede calcularse a partir del modelo como un porcentaje del volumen del cerebro que experimente una presión negativa de menos de 101,4 kilopascales. Una medida de daño por movimiento relativo (*relative motion damage measure* (RMDM)) puede calcularse como:

$$RMDM = \frac{\varepsilon(t)}{\varepsilon_F(t, \dot{\varepsilon}(t))}$$

Ec. 9

donde $\varepsilon(t)$ es una deformación de una vena puente, determinada mediante el modelo de elementos finitos, y $\varepsilon_F(t, \dot{\varepsilon}(t))$ es una deformación asociada con un fallo de una vena puente a una velocidad de deformación dada, determinada mediante el modelo de elementos finitos.

De manera similar, puede accederse a una posibilidad de lesiones en el cuello a través de una fuerza calculada en la zona de unión occipital-cervical a lo largo de cada eje y un momento occipital determinado alrededor de cada eje, así como una magnitud de la fuerza y el momento occipital. Un criterio de lesión de cuello (*Neck Injury Criterion* (N_{ij})) puede calcularse como:

$$N_{ij} = \max \left[\frac{\tilde{F}_{occZ}(t)}{F_{Zcrit}} + \left(\frac{\tilde{F}_{occY}(t) * d + \tilde{M}_{occX}}{M_{Xcrit}} \right) \right]$$

Ec. 10

donde $\tilde{F}_{occZ}(t)$ es la fuerza occipital a lo largo de un eje craneo-caudal, $\tilde{F}_{occY}(t)$ es la fuerza occipital a lo largo de un eje lateral, \tilde{M}_{occX} es el momento occipital a lo largo de un eje anterior-posterior, F_{Zcrit} es una fuerza axial occipital crítica igual a 6.806 newtons, M_{Xcrit} es un momento occipital crítico igual a ciento treinta y cinco newtons-metro, y d es una distancia igual a 0,01778 metros.

Las características calculadas se proporcionan a continuación a un clasificador de reconocimiento de patrones, que selecciona una clase de evento que represente el impacto entre una pluralidad de clases de evento. El clasificador 116 de reconocimiento de patrones puede utilizar una cualquiera de varias técnicas de clasificación para seleccionar una clase de evento apropiada entre la pluralidad de características numéricas. Además, el clasificador 116 de reconocimiento de patrones puede utilizar características que no se hayan obtenido de los datos de sensor, tales como la edad, la altura o el peso del usuario y uno o más parámetros numéricos obtenidos de un historial médico del usuario, tales como un historial registrado de impactos en la cabeza detectados previamente. En una implementación, el clasificador 116 de reconocimiento de patrones comprende un clasificador basado en reglas, que determina una clase de evento según un conjunto de reglas lógicas. Como alternativa, el clasificador 116 de reconocimiento de patrones puede comprender un algoritmo de máquina de vectores de soporte (*Support Vector Machine* (SVM)) o un algoritmo de aprendizaje de red neuronal artificial (*artificial neural network* (ANN)) para determinar una clase de ocupante para el ocupante candidato. Un clasificador SVM puede utilizar una pluralidad de funciones, denominadas hiperplanos, para dividir conceptualmente límites en un espacio de características N-dimensional, donde cada una de las N dimensiones representa una característica (por ejemplo característica de capa) proporcionada al clasificador SVM. Los límites definen un intervalo de valores de características asociado a cada clase. Por consiguiente, una clase de salida puede determinarse para una entrada dada de acuerdo con su posición en el espacio de características en relación con los límites.

Un clasificador ANN comprende una pluralidad de nodos que tienen una pluralidad de interconexiones. Los valores característicos de capa se proporcionan a una pluralidad de nodos de entrada. Los nodos de entrada proporcionan cada uno estos valores de entrada a capas de uno o más nodos intermedios. Un nodo intermedio dado recibe uno o más valores de nodos previos. Los valores recibidos se ponderan según una serie de pesos establecidos durante el aprendizaje del clasificador. Un nodo intermedio traduce sus valores recibidos a una sola salida según una función de transferencia en el nodo. Por ejemplo, el nodo intermedio puede sumar los valores recibidos y someter la suma a una función escalonada binaria (*binary step function*). Estas salidas pueden proporcionarse a su vez a capas intermedias de adición, hasta alcanzarse una capa de salida. La capa de salida comprende una pluralidad de salidas, que representan las clases de salida del sistema. La clase de salida que tenga el mejor valor (por ejemplo el más grande, el más pequeño, o el más cercano a un valor objetivo) se selecciona como la clase de salida para el sistema.

La clase de evento seleccionada se proporciona a un componente 118 de procesamiento posterior configurado para proporcionar la clase de evento a un operador humano en una forma comprensible para un humano. Por ejemplo, el operador humano puede incluir uno o más de los siguientes: un deportista, un entrenador del deportista, un miembro de la familia del deportista, un instructor del deportista, un oficial asociado con un evento deportivo y un público asociado con un evento deportivo. El componente 118 de procesamiento posterior puede incluir una pantalla en la que simplemente se visualice una etiqueta asociada con la clase, una simulación o animación por ordenador o incluso un simple indicador auditivo o visual que avise a un observador de que un usuario puede haber sufrido un impacto que entra dentro de la clase de evento seleccionada. En una implementación, el componente 118 de procesamiento posterior incluye una interfaz gráfica de usuario para permitir a un usuario, tal como un miembro de un público, personalizar la presentación de la clase de evento u otros datos obtenidos del conjunto 102 de sensores. Por ejemplo, la interfaz gráfica de usuario podría estar configurada para permitir a un usuario definir una condición relacionada con la representación de la aceleración determinada y hacer una apuesta dependiendo de una futura existencia de la condición definida.

En vista de las características estructurales y funcionales descritas anteriormente, una metodología de acuerdo con diversos aspectos de la presente descripción se apreciará mejor con referencia a las Figuras 3-8. Aunque, con fines de simplicidad de explicación, las metodologías de las Figuras 3-8 se muestran y describen como ejecutadas en serie, debe entenderse y apreciarse que la presente descripción no está limitada por el orden ilustrado, dado que algunos aspectos podrían, de acuerdo con la presente descripción, ocurrir simultáneamente con otros aspectos y/o en un orden diferente del mostrado y descrito en la presente memoria. Además, existe la posibilidad de que no sean necesarias todas las características ilustradas para implementar una metodología de acuerdo con un aspecto de la presente descripción.

La Fig. 3 ilustra un ejemplo de un procedimiento 140 para determinar una cinemática y/o una cinética en un lugar arbitrario de la cabeza de acuerdo con un aspecto de la presente descripción. Con fines de ejemplificación, este procedimiento describe la determinación de la cinemática y la cinética en un centro de gravedad de la cabeza de un usuario, dado que se ha determinado, de acuerdo con un aspecto de la presente descripción, que los datos cinemáticos y cinéticos en el centro de gravedad son un elemento de predicción útil a la hora de clasificar los eventos de impacto en la cabeza. El procedimiento comienza en 142, donde un conjunto de sensores es inicializado para que lo utilice un usuario dado y es sujetado a la cabeza del usuario de una manera sustancialmente rígida, en una superficie de la cabeza del usuario con accesibilidad ambiental (por ejemplo en un elemento bucal o un implante dentro del conducto auditivo). Por ejemplo, pueden realizarse diversas mediciones de la cabeza del usuario y pueden determinarse uno o más valores o funciones variables en el tiempo que representen un centro de gravedad de la cabeza de ese usuario. En una implementación puede determinarse una posición y orientación del sensor dentro del elemento bucal, tal como éste es llevado por un usuario, a través de radiografías laterales y anteroposteriores para registrar directamente la ubicación de los sensores en relación con un centro de gravedad.

En 144 se producen desde el conjunto de sensores datos de aceleración lineal, que representan la aceleración experimentada por la cabeza del usuario en el sitio del o de los dispositivos sensores. En una implementación, el conjunto de sensores está configurado para ser sensible sólo a impactos que produzcan una aceleración predeterminada, de manera que los impactos por debajo de un umbral de aceleración no se almacenan ni se transmiten. El conjunto de sensores puede estar configurado para ahorrar energía en un modo de reposo, alimentándose plena energía a los sensores sólo cuando estén recogiendo datos en ráfagas. Se apreciará que el conjunto de sensores puede incluir uno o más elementos de acondicionamiento de señal configurados para extraer datos de tensión sin procesar de los sensores y convertirlos en una señal apropiada para el almacenamiento/la transmisión. Por ejemplo, los elementos de acondicionamiento de señal pueden incluir uno o más amplificadores, integradores, filtros y multiplexores para proporcionar una señal coherente para la transmisión y/o el almacenamiento. En 146, el conjunto de sensores proporciona datos de velocidad angular que indican una velocidad angular de la cabeza del usuario. En 148, el conjunto de sensores proporciona datos de aceleración angular que indican una aceleración angular de la cabeza del usuario. En 150, el conjunto de sensores proporciona datos de orientación que indican una orientación de la cabeza del usuario.

En 152, los datos de sensor se transmiten a un componente de procesamiento, por ejemplo, a través de una conexión alámbrica o inalámbrica de RF. En 154, se determina una ubicación del centro de gravedad de la cabeza del usuario en relación con una posición del o de los dispositivos sensores como una función del tiempo a partir de los datos de ubicación registrados y los datos de sensor. Por ejemplo, la unidad de procesamiento puede comprender una tabla de consulta que contenga diversas funciones variables en el tiempo, que representen la posición del centro de gravedad, y una función dada puede seleccionarse de acuerdo con intervalos asociados de datos de aceleración lineal, velocidad angular, aceleración angular y orientación medidos.

En 156, se calcula la aceleración en el centro de gravedad de la cabeza del usuario como una función de los datos de sensor, la ubicación representada del centro de gravedad de la cabeza del usuario, los datos de velocidad angular, los datos de aceleración angular y los datos de orientación. En 158, se proporcionan a continuación los datos cinemáticos y cinéticos calculados al usuario y/o a un observador en una forma perceptible por un humano. Por ejemplo, el elemento bucal podría estar configurado para proporcionar un estímulo auditivo, visual y/o táctil al usuario y/o a un observador en respuesta a un impacto que produzca un nivel peligroso de aceleración. Como

alternativa, los datos cinemáticos y cinéticos calculados pueden proporcionarse a un observador en una pantalla asociada.

La Fig. 4 ilustra una metodología 170 para clasificar un impacto en una clase de evento de acuerdo con un aspecto de la presente descripción. En 172, se adquieren de un conjunto de sensores al menos uno de los siguientes: datos de aceleración lineal, datos de velocidad angular, datos de aceleración angular y datos de orientación. Por ejemplo, el conjunto de sensores puede incluir uno o más de las siguientes: una pluralidad de acelerómetros lineales, una pluralidad de sensores de velocidad angular y una pluralidad de sensores de orientación; y la aceleración angular puede determinarse a partir de la velocidad angular. En 174, se acondicionan los datos de sensor para mejorar los datos de sensor sin procesar, eliminar ruido obvio y preparar de otros modos los datos de sensor para su posterior procesamiento. En 176, se utilizan los datos de sensor acondicionados y parámetros antropométricos conocidos de un usuario para calcular la cinemática y la cinética lineales y rotacionales en el centro de gravedad de la cabeza.

En 178, se extraen de los datos de sensor una pluralidad de características. De acuerdo con un aspecto de la presente descripción, un subconjunto de al menos dos de la pluralidad de características puede obtenerse a partir de la cinemática y la cinética calculadas para el centro de gravedad de la cabeza. Además, la pluralidad de características puede incluir la edad, la altura o el peso de un usuario, así como uno o más parámetros numéricos obtenidos de un historial médico del usuario. Las características extraídas representan las circunstancias del impacto como un vector de mediciones numéricas, denominado vector de características. En 180, se relaciona el vector de características con la clase de evento más probable, basándose en una técnica de clasificación apropiada. Por ejemplo, el vector de características puede clasificarse a través de una serie de reglas lógicas en un sistema experto basado en reglas apropiado. Como alternativa, la clasificación puede llevarse a cabo mediante un clasificador de red estadística o neuronal. En una implementación, la técnica de clasificación proporciona además un valor de confianza que representa la probabilidad de que el patrón sea un elemento de la clase de evento seleccionada. El valor de confianza proporciona una capacidad externa para evaluar la exactitud de la clasificación. Por ejemplo, una salida de clasificador puede tener un valor entre cero y uno, representando el uno una certeza máxima.

En 182, la clase de evento seleccionada se comunica al usuario o a un observador en una forma comprensible para un humano. Por ejemplo, puede visualizarse una etiqueta asociada con la clase, puede generarse una simulación por ordenador para representar el evento seleccionado, o un indicador auditivo o visual puede avisar a un observador, tal como un entrenador o instructor, cuando se haya seleccionado una clase de evento que represente una probabilidad de una lesión específica de cuello o de cabeza que esté por encima de un umbral predeterminado. Cuando se genere un valor de confianza, éste puede proporcionarse también al observador como ayuda para la toma de decisiones en cuanto a la participación ulterior del usuario en el evento o como ayuda para el diagnóstico médico.

La Fig. 5 ilustra una metodología 200 para utilizar un sistema de vigilancia de impactos de acuerdo con un aspecto de la presente descripción para aumentar la experiencia de una persona no participante en un evento deportivo. En 202, un usuario no participante proporciona al menos una condición, relacionada con el evento deportivo, que se recibe en el sistema de vigilancia de impactos. Por ejemplo, la o las condiciones pueden proporcionarse a una interfaz de sistema del sistema de vigilancia de impactos, de manera que los diversos impactos recibidos o asistados por individuos equipados con el conjunto de sensores anteriormente descrito puedan compararse con las condiciones definidas.

Se apreciará que la o las condiciones pueden variar con la aplicación deseada. Por ejemplo, una condición puede estar relacionada con un impacto recibido por un participante específico, por ejemplo que un participante especificado reciba un impacto que tenga una aceleración lineal en el centro de gravedad de la cabeza mayor que un valor umbral o un impacto que entre dentro de una clase de evento en particular (por ejemplo un impacto de tipo casco con casco en el fútbol americano). La condición podría ser tan sencilla como que se produzca un impacto importante en la cabeza de un participante. Se apreciará que no es necesario que la condición sea específica de un impacto en particular y que podría representar, por ejemplo, un umbral para una fuerza o aceleración acumulativa experimentada por un determinado participante. Como alternativa, una condición puede incluir la detección de una clase de evento específica, tal como una procedencia concreta del impacto. Por ejemplo, en un combate de boxeo la condición puede ser que se produzca un tipo concreto de golpe o un golpe que produzca una fuerza o una aceleración impuesta por encima de un valor umbral.

En 204, se vigilan los impactos recibidos por participantes en el evento deportivo. En 206, se determina al menos una característica para cualesquiera impactos detectados. La característica determinada puede incluir una magnitud de un impacto dado, un lugar asociado del impacto o una clase de evento del impacto, tal como una procedencia del impacto, una determinación de golpe "legal/ilegal" o una probabilidad de lesiones presentada por el impacto. En 208, se determina si la característica determinada cumple alguna de las condiciones definidas. En caso de que no (N) lo haga, la metodología 200 vuelve a 202 para continuar vigilando los impactos. En caso de que sí (S) lo haga, se avisa a un usuario de que se ha cumplido la condición en 210, y la metodología 200 vuelve a 202 para continuar vigilando los impactos.

Se apreciará que el procedimiento de la Fig. 5 puede utilizarse para uno cualquiera de varios propósitos. En un ejemplo, la persona no participante puede ser uno de los padres, un entrenador, un oficial u otra persona con un interés directo en el bienestar de un participante, y la condición puede ser cualquier impacto en la cabeza del participante o cualquier impacto en la cabeza del participante por encima de un nivel umbral de fuerza o aceleración.

5 Con el aumento de la rapidez de los deportistas y el aumento de la complejidad de las reglamentaciones, se ha vuelto cada vez más difícil para los árbitros aplicar correctamente las reglas del juego. Esta difícil tarea se vuelve aun más difícil con las acusaciones de parcialidad a la hora de aplicar estas reglas. Actualmente, la mayoría de las reglas se aplican sobre la base de las observaciones subjetivas de los árbitros. Para proporcionar a los oficiales una fuente objetiva de datos como ayuda para la aplicación de reglas, la condición puede definirse como la recepción o
10 la iniciación de diversos tipos de impacto. Esta información podría utilizarse para proporcionar un tanteo objetivo en diversos deportes (por ejemplo, boxeo y MMA) o una verificación de reglas en otros (por ejemplo, detección de un contacto ilegal con la cabeza en el fútbol americano).

El procedimiento puede utilizarse también para el entretenimiento directo de una persona no participante. Por ejemplo, las condiciones pueden representar apuestas hechas por observadores, representando las características determinadas un tanteo total acumulativo, a través del número o la magnitud de impactos asestados o recibidos dentro de la zona de interés. Se apreciará que las condiciones pueden definirse de manera que en el tanteo se incluyan sólo impactos por encima de una magnitud umbral. Como alternativa, las condiciones podrían representar categorías de tanteo en un juego de deportes de fantasía, por ejemplo para el boxeo, el fútbol americano o las MMA, representando las características diversas procedencias del impacto (por ejemplo, *uppercut*, *jab*, *patada*, etc.),
15 umbrales de impacto y totales acumulativos de impactos recibidos o asestados.

Por último, un beneficio adicional de la adquisición de estadísticas de impactos es la capacidad de compartir las estadísticas acumuladas con observadores, de manera tanto local como remota. El beneficio que un observador obtiene de ver un evento puede aumentarse con la capacidad de identificar las fuerzas que el jugador está recibiendo durante el evento. Esto sería incluso más útil para un observador con un interés particular en un deportista individual, tal como un padre que vea a su hijo jugar un partido de fútbol americano de escuela secundaria o un individuo que vea a su boxeador favorito durante un combate. El sistema de vigilancia de impactos puede incluir la capacidad de visualizar gráficamente la fuerza del impacto de forma tanto instantánea como acumulativa. De manera similar, pueden mostrarse a los observadores un número y un tipo de impactos que sobrepasen un umbral de fuerza o aceleración, junto con cualquier información relevante de cualquier tanteo llevado a cabo por el sistema.
25 Por último, cuando el sistema identifique la procedencia y el lugar del impacto puede mostrarse al observador una simulación del impacto generada por ordenador.

La Fig. 6 ilustra una metodología 250 para utilizar un sistema de vigilancia de impactos de acuerdo con un aspecto de la presente descripción para vigilar el rendimiento y las condiciones de un deportista en un evento deportivo. Según ha avanzado la tecnología, también lo han hecho los métodos de entrenamiento para los deportes. En el pasado era aceptable entrenar basándose solamente en información no biométrica, tal como la distancia o el tiempo de una carrera. Sin embargo, se ha comprobado que modulando la intensidad de las sesiones de entrenamiento pueden lograrse mejores resultados, a menudo en menos tiempo. El sistema de vigilancia de impactos puede ser una poderosa ayuda a la hora de medir la intensidad y la eficacia de diversos programas de entrenamiento, y éstos pueden ajustarse para una mejora óptima del rendimiento sobre la base de los datos obtenidos.
35

Un ejemplo de esto sería un entrenamiento para fortalecer el cuello. Se ha pensado desde hace mucho que hacer hincapié en el fortalecimiento del cuello podría mejorar los resultados en deportistas que reciben golpes reiterados en la cabeza, aumentando la capacidad de amortiguación de golpes del cuello a través de su musculatura. Asimismo, a los jugadores de fútbol americano propensos a lesiones del plexo braquial transitorias (denominadas comúnmente pinchazos/quemazones (*stingers/burners*)), o lesiones más graves tales como una tetraparesia transitoria, se les informa frecuentemente de que un fortalecimiento intensivo del cuello fuera de temporada disminuiría la incidencia de lesiones posteriores. El sistema de vigilancia de impactos podría objetivar los resultados de tal entrenamiento captando la cantidad de fuerza recibida antes y después del entrenamiento. Dado que el sistema de vigilancia de impactos puede reunir estas mediciones de manera acumulativa, los resultados podrían interpretarse más eficazmente que con un sistema que midiese sólo impactos con valores máximos. Por ejemplo, con fines de entrenamiento, probablemente será más útil saber que un deportista tiene un treinta por ciento menos de fuerza adquirida durante un partido que saber los resultados de cualquiera de los impactos. De manera similar, la información recibida por el sistema de vigilancia de impactos podría utilizarse para determinar si un competidor está perdiendo eficacia según avanza la competición. Por ejemplo, en un combate de boxeo, si la cantidad de fuerza que el adversario está recibiendo de un tipo concreto de golpe está disminuyendo, el observador podría interpretar que el deportista de interés está cansado o tiene una lesión potencial. Por ejemplo, el boxeador podría estar fatigado o tener una lesión en una mano.
40
45
50
55

Mejorar la técnica del deportista puede también evitar estas lesiones. Con este fin, los datos del sistema de vigilancia de impactos pueden utilizarse para determinar la eficacia del perfeccionamiento en la técnica apropiada. Muchas de las técnicas más recientes en los deportes están diseñadas para minimizar los traumatismos en la cabeza. Dado que éstas tendrían que tener como resultado una menor fuerza acumulativa registrada por el sistema de vigilancia de impactos, éste puede utilizarse para evaluar la eficacia de su aprendizaje. Por ejemplo, un jugador
60

de fútbol americano puede entrenarse para evitar poner la cabeza por delante durante un placaje. A la inversa, en diversos deportes se practican otras técnicas para aumentar la fuerza aplicada a un adversario. La eficacia de estas técnicas puede evaluarse mediante los datos del sistema de vigilancia de impactos del adversario. Por ejemplo, un boxeador puede trabajar para mejorar la técnica de un golpe con el fin de aumentar la fuerza, y medir su progreso mediante el aumento de la fuerza de los impactos asestados a los adversarios. La eficacia de esto podría aumentarse si se combina con vídeo en tiempo real, que actualmente está disponible en la mayoría de los eventos competitivos.

En 252, se vigilan los impactos en participantes en el evento deportivo. En 254, la fuerza o aceleración del impacto medido se añade a una biblioteca de datos históricos. Se apreciará que los datos históricos pueden representar datos adquiridos a lo largo de un determinado evento deportivo o una determinada sesión de entrenamiento, en el curso de toda una temporada o año o de parte de una temporada o año, o a lo largo de múltiples años, dependiendo de la aplicación deseada. Los datos históricos pueden estar representados por diversas estadísticas descriptivas, incluyendo una o más de las siguientes: media, mediana, variancia, desviación estándar, rango intercuartílico, pendiente y ordenada en el origen de la magnitud de impacto en función del tiempo, y cualesquiera otras estadísticas apropiadas. En general, los datos históricos serán específicos de un determinado deportista y sólo se almacenarán los impactos asociados con ese deportista. Sin embargo, se apreciará que un sistema de vigilancia de impactos puede almacenar múltiples bibliotecas de datos históricos asociados con diversos deportistas de interés.

En 256, se determina a partir de los datos históricos un intervalo previsto de impactos asociado con un determinado deportista. Por ejemplo, el intervalo previsto puede ajustarse alrededor de un valor medio (por ejemplo, media o mediana) de rendimiento del deportista a lo largo de un determinado periodo de tiempo durante o antes de un evento o una sesión de entrenamiento, y el intervalo puede ajustarse alrededor del valor medio o de otro valor obtenido del valor medio (por ejemplo el valor medio más o menos un valor de desviación deseado que represente una mejora), de acuerdo con una medida de desviación apropiada (por ejemplo desviación estándar o rango intercuartílico). Como alternativa, el intervalo puede ajustarse de acuerdo con una línea de tendencia establecida a partir de los datos históricos, para representar una continuación de la mejora observada. En 258, se determina si un determinado impacto o una determinada serie promediada de impactos asestados o recibidos por el deportista de interés entra dentro del intervalo establecido. Si el impacto o el promedio medido entra dentro del intervalo definido (N), la metodología 250 vuelve a 252 para continuar vigilando los impactos. Si el impacto o el promedio medido queda fuera del intervalo definido (S), en 260 se avisa a un usuario, tal como un entrenador o instructor, y la metodología 250 vuelve a 252 para continuar vigilando el estado del deportista.

En una implementación pueden calcularse múltiples parámetros de impacto a partir de una fuerza o aceleración determinada y pueden seguirse datos históricos para cada parámetro de impacto. Cada impacto puede entonces colocarse en una de una pluralidad de clases, incluyendo una primera clase en la que todos los parámetros de impacto calculados están dentro de sus intervalos deseados asociados, una segunda clase en la que ninguno de los parámetros de impacto calculados está dentro de su intervalo deseado asociado, y una tercera clase en la que al menos uno de los parámetros de impacto calculados está dentro de su intervalo deseado asociado y al menos uno de los parámetros de impacto calculados no está dentro de su intervalo deseado asociado. Un sistema de este tipo podría proporcionar información adicional a un entrenador o a otro observador que estuviese evaluando el rendimiento del deportista.

La Fig. 7 ilustra una metodología 300 para utilizar sensores adicionales, es decir sensores no empleados directamente para medir impactos, colocados en un conjunto de sensores de acuerdo con un aspecto de la presente descripción para vigilar un estado de un deportista durante un evento deportivo. En 302, se detecta en un sensor del conjunto de sensores un estado de un deportista. Por ejemplo, el conjunto de sensores puede incluir uno o más sensores para detectar una temperatura, una concentración de sodio o una ubicación asociadas con el usuario. En una implementación, el conjunto de sensores incluye un dispositivo activo de identificación por radiofrecuencia (*radio frequency identification* (RFID)), que funciona en cooperación con un sistema de seguimiento en un lugar asociado con el evento deportivo para proporcionar una actualización continua de la posición de cada deportista.

En 304, se determina si el estado medido está fuera de un intervalo definido. Por ejemplo, puede determinarse si la temperatura o la concentración de sodio del deportista está fuera de un intervalo fisiológico normal. Como alternativa, puede determinarse si el deportista ha abandonado el campo de juego o si el deportista ha entrado en una zona restringida del campo de juego. Si el estado medido está dentro del intervalo definido (N), la metodología 300 vuelve a 302 para continuar vigilando el estado del deportista. Si el estado está fuera del intervalo definido (S), en 306 se avisa a un usuario de la desviación del estado con respecto al intervalo definido, y la metodología 300 vuelve a 302 para continuar vigilando el estado del deportista.

Se apreciará que la función de seguimiento de ubicación del conjunto de sensores podría ser útil en múltiples contextos. Durante las competiciones por equipos, a menudo puede ser difícil determinar cuándo un deportista concreto de interés está dentro o fuera del campo. Un conjunto de sensores que funcione como se describe en la Fig. 7 podría avisar a un observador de que su jugador de interés ha entrado en la competición. Por ejemplo, los padres de un jugador de fútbol americano de escuela secundaria podrían recibir un aviso cuando su hijo estuviese compitiendo activamente. El procedimiento 300 puede utilizarse también para determinar si el jugador se halla en el campo de juego en cualquier momento en particular. En una implementación, el estado del deportista podría

actualizarse con regularidad, independientemente de si sobrepasa el intervalo definido, y podría proporcionarse a una interfaz gráfica la posición de todos los jugadores, representados por iconos, teniendo el jugador que le interesa al observador un icono de diferente forma o color.

5 La metodología de la Fig. 7 podría utilizarse también para la aplicación de las reglas. Una penalización frecuente que podría interpretarse más fácilmente con la metodología serían las penalizaciones relativas al número y la posición de los jugadores en el campo. Por ejemplo, pueden recibirse penalizaciones por tener demasiados jugadores en el campo o jugadores en posiciones incorrectas en el campo en el deporte del fútbol americano (por ejemplo, los jugadores pueden estar en fuera de juego o demasiado lejos de la línea de melé antes de un pase cuando no hay un receptor elegible). En una implementación, los jugadores pueden estar representados por iconos que cambien de color basándose en si éstos están dentro o fuera del área de juego o de acuerdo con la posición del deportista en el campo. Esta metodología podría ser utilizada también por el equipo propio para evitar penalizaciones.

10 En otras aplicaciones pueden utilizarse sensores adicionales colocados en el conjunto de sensores del sistema de vigilancia de impactos para detectar datos biométricos y disparar un evento. Los tiradores de élite minimizan el movimiento corporal para mejorar la precisión. El sistema de vigilancia de impactos puede utilizarse como un disparador por variación de presión. También puede sincronizar el disparador para que coincida con datos biométricos, por ejemplo los latidos del corazón o la respiración. Además, el conjunto de sensores puede incluir alguna forma de indicador táctil para mejorar la capacidad de deportistas discapacitados para participar. Un deportista con problemas de audición puede ser avisado al comienzo de un evento tal como una carrera mediante la transmisión de una señal al conjunto de sensores, vibrando un componente del conjunto de sensores para avisar al deportista de la señal de inicio. Así, el deportista no tendría que confiar en la visión para sustituir al sonido de una señal de inicio. También sería posible transmitir esta señal a deportistas no discapacitados. Esto permitiría una respuesta más rápida al inicio de una carrera que cuando se está atento para oír una señal, y podría mejorar el rendimiento.

15 La Fig. 8 ilustra una metodología 350 para mejorar una presentación de un evento deportivo de acuerdo con un aspecto de la presente descripción. En 352, se reciben datos, que representan un impacto asestado a un primer deportista por un segundo deportista, en un sensor situado en un primer lugar en el primer deportista. Por ejemplo, el sensor puede estar configurado para medir al menos una de las siguientes: una aceleración lineal, una aceleración angular, una velocidad angular y una orientación de la cabeza en el punto de medición asociado durante el impacto en la cabeza, estando el lugar de interés alejado del punto de medición asociado.

20 En 354, se determinan una aceleración o una fuerza inducidas por el impacto en un segundo lugar, tal como un centro de gravedad de la cabeza del primer deportista, en el primer deportista. Por ejemplo, puede determinarse una proyección de la aceleración o fuerza en el segundo lugar a lo largo de múltiples ejes, junto con una magnitud de la aceleración o fuerza. En una implementación, la aceleración o fuerza puede representarse como una serie temporal, con la aceleración o fuerza y el segundo lugar determinados en múltiples momentos dentro del impacto. En 356, se selecciona una clase de impacto asociada con el impacto a partir de la aceleración o fuerza determinada en el segundo lugar. Por ejemplo, la clase de impacto puede representar un tipo en particular de golpe que puede ser asestado al primer deportista por el segundo deportista.

25 En 358, se muestra a un público del evento deportivo una representación de la aceleración o la fuerza determinadas en el segundo lugar en el primer deportista. Por ejemplo, mostrar la representación de la aceleración o la fuerza determinada en el segundo lugar puede incluir mostrar una representación de la clase de impacto seleccionada. En una implementación puede mostrarse al público un gráfico o una etiqueta de texto para indicar la clase seleccionada. En una implementación alternativa, la clase seleccionada puede mostrarse como una animación del segundo deportista asestando un impacto asociado con la clase de impacto seleccionada, del primer deportista recibiendo un impacto de la clase de impacto seleccionada, o ambas. Como alternativa, mostrar la representación de la aceleración o fuerza puede incluir mostrar un histograma de una pluralidad de clases de impacto y actualizar el histograma cada vez que se seleccione una de la pluralidad de clases de impacto para mostrar que el segundo deportista ha asestado otro impacto del tipo seleccionado.

30 En otra implementación, la aceleración o fuerza transmitida al primer deportista puede mostrarse como una suma acumulativa, bien numéricamente, bien gráficamente, con un cursor o una tabla. En una implementación, la suma acumulativa puede mostrarse como una reducción de un valor inicial predeterminado cada vez que se recibe el impacto. En otra implementación, la representación de la aceleración o fuerza determinada puede incluir un parámetro calculado como una función de la aceleración o fuerza determinada. En otra implementación más, puede mostrarse al público un indicador cuando la aceleración o fuerza determinada en el segundo lugar sobrepase un valor umbral. Puede llevarse para cada deportista, durante un periodo de tiempo, un total acumulado de impactos separados en los que se haya sobrepasado el valor umbral y mostrarse el mismo al público.

35 La Fig. 9 ilustra un sistema informático 400 que puede emplearse para implementar sistemas y procedimientos descritos en la presente memoria, tales como sistemas y procedimientos basados en instrucciones ejecutables por ordenador ejecutadas en el sistema informático. El sistema informático 400 puede implementarse en uno o más sistemas informáticos de uso general en red, sistemas informáticos empotrados, encaminadores, conmutadores, dispositivos de servidor, dispositivos de cliente, diversos dispositivos/nodos intermedios y/o sistemas informáticos

autónomos. Adicionalmente, el sistema informático 400 puede implementarse como parte de la herramienta de ingeniería asistida por ordenador (*computer-aided engineering* (CAE)) que ejecuta instrucciones ejecutables por ordenador para llevar a cabo un procedimiento descrito en la presente memoria.

5 El sistema informático 400 incluye un procesador 402 y una memoria 404 de sistema. Como procesador 402 pueden utilizarse también microprocesadores dobles y otras arquitecturas multiprocesador. El procesador 402 y la memoria 404 de sistema pueden acoplarse mediante uno cualquiera de varios tipos de estructuras de bus, incluyendo un controlador de memoria o bus de memoria, un bus periférico y un bus local que utilicen una cualquiera de diversas arquitecturas de bus. La memoria 404 de sistema incluye una memoria 408 de sólo lectura (*read only memory* (ROM)) y una memoria 410 de acceso aleatorio (*random access memory* (RAM)). Un sistema básico de entrada/salida (*basic input/output system* (BIOS)) puede residir en la ROM 408, generalmente conteniendo las rutinas básicas que ayudan a transferir información entre elementos dentro del sistema informático 400, tales como una reinicialización (*reset*) o un encendido.

15 El sistema informático 400 puede incluir uno o más tipos de almacenamiento 414 de datos a largo plazo, incluyendo una unidad de disco duro, una unidad de disco magnético (por ejemplo para leer de un disco extraíble o escribir en el mismo) y una unidad de disco óptico (por ejemplo para leer un disco CD-ROM o DVD o para leer de otros medios ópticos o escribir en los mismos). El almacenamiento de datos a largo plazo puede estar conectado al procesador 402 mediante una interfaz 416 de unidad. Los componentes 414 de almacenamiento a largo plazo proporcionan un almacenamiento no volátil de los datos, de las estructuras de datos y de las instrucciones ejecutables por ordenador para el sistema informático 400. En una o más de las unidades, así como en la RAM 410, pueden estar almacenados también varios módulos de programa, incluyendo un sistema operativo, uno o más programas de aplicación, otros módulos de programa y datos de programa.

20 Un usuario puede introducir comandos e información en el sistema informático 400 a través de uno o más dispositivos 420 de entrada, tales como un teclado, una pantalla táctil y/o un dispositivo de puntero (por ejemplo un ratón). Se apreciará que el o los dispositivos 420 de entrada pueden incluir uno o más conjuntos de sensores que transmitan datos de aceleración al ordenador 400 para su posterior procesamiento. Éstos y otros dispositivos de entrada están frecuentemente conectados al procesador 402 a través de una interfaz 422 de dispositivo. Por ejemplo, los dispositivos de entrada pueden conectarse al bus de sistema mediante uno o más de los siguientes: un puerto paralelo, un puerto serie o un USB. También pueden conectarse al procesador 402 uno o más dispositivos 424 de salida, tales como un dispositivo de visualización o una impresora, a través de la interfaz 422 de dispositivo.

30 El sistema informático 400 puede funcionar en un entorno de red utilizando conexiones lógicas (por ejemplo una red de área local (*local area network* (LAN)) o una red de área amplia (*wide area network* (WAN)) con uno o más ordenadores remotos 430. Un ordenador remoto 430 dado puede ser una estación de trabajo, un sistema informático, un encaminador, un dispositivo asociado u otro nodo de red común e incluye típicamente muchos de los elementos descritos en relación con el sistema informático 400 o todos ellos. El sistema informático 400 puede comunicarse con los ordenadores remotos 430 a través de una interfaz 432 de red, tal como una tarjeta de interfaz de red alámbrica o inalámbrica o un módem alámbrico o inalámbrico. En un entorno de red, los programas de aplicación y datos de programa descritos en relación con el sistema informático 400, o partes de los mismos, pueden estar almacenados, o almacenadas, en memorias asociadas a los ordenadores remotos 430.

40 Se entenderá que la descripción anterior de la presente invención admite diversas modificaciones, cambios y adaptaciones y que la intención es que éstos estén comprendidos dentro del significado y el rango de equivalentes de las reivindicaciones adjuntas. Las realizaciones descritas en la presente memoria se consideran en todos los sentidos ilustrativas y no restrictivas. El alcance de la invención está indicado por las reivindicaciones adjuntas, más que por la descripción anterior, y la intención es que todos los cambios que entren dentro del significado y el rango de equivalencia de las mismas estén incluidos en las mismas.

45

REIVINDICACIONES

1. Un método para determinar un riesgo de lesión a un ser humano debido a un impacto, que comprende:
medir (144, 146, 148, 150) al menos una de una aceleración lineal y una aceleración angular en un primer lugar en el ser humano, el primer lugar en uno de un protector bucal y un protector labial usados por el ser humano;
- 5 determinar (156) una aceleración en un centro de gravedad de la cabeza del ser humano a partir de la medida de al menos una de una aceleración lineal y una aceleración angular en el primer lugar, estando el primer lugar lejos del centro de gravedad de la cabeza;
calcular (178) una pluralidad de parámetros de impacto a partir de la aceleración determinada en el centro de gravedad de la cabeza;
- 10 asociar (180) la pluralidad de parámetros de impacto calculada con una clase de lesión asociada de una pluralidad de clases de lesión, representando cada clase de lesión un intervalo de probabilidades de que el ser humano sufrirá una lesión en una estructura dentro de uno de la cabeza y el cuello del ser humano, dado la pluralidad de parámetros de impacto calculada; y
comunicar (182) la clase de evento asociado a un observador mediante un dispositivo de salida asociado.
- 15 2. El método de la reivindicación 1, en el que la pluralidad de clases de lesión representa intervalos de probabilidades de una conmoción.
3. El método de la reivindicación 1, en el que la pluralidad de clases de lesión representa intervalos de probabilidades de un traumatismo craneo encefálico (TBI).
- 20 4. El método de la reivindicación 1, en el que la pluralidad de clases de lesión representa intervalos de probabilidades de una lesión de subconmoción.
5. El método de la reivindicación 1, en el que la pluralidad de clases de lesión representa intervalos de probabilidades de una fractura craneal.
6. El método de la reivindicación 1, en el que la pluralidad de clases de lesión representa intervalos de probabilidades de una fractura facial.
- 25 7. El método de la reivindicación 1, en el que la pluralidad de clases de lesión representa intervalos de probabilidades de una fractura de mandíbula.
8. El método de la reivindicación 1, en el que la pluralidad de clases de lesión representa intervalos de probabilidades de una lesión en el cuello.
- 30 9. El método de la reivindicación 1, en el que la pluralidad de clases de lesión representa intervalos de probabilidades de una lesión en la médula espinal.
10. El método de la reivindicación 1, en el que la pluralidad de clases de lesión incluye un primer conjunto de clases que representan intervalos de probabilidades respectivos de un primer tipo de lesión y un segundo conjunto de clases, que representan intervalos de probabilidades respectivos de un segundo tipo de lesión.

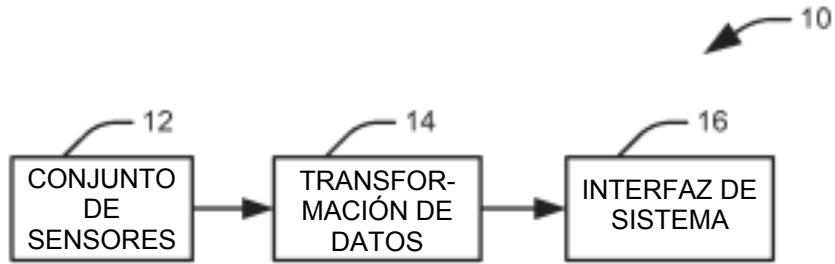


FIG. 1

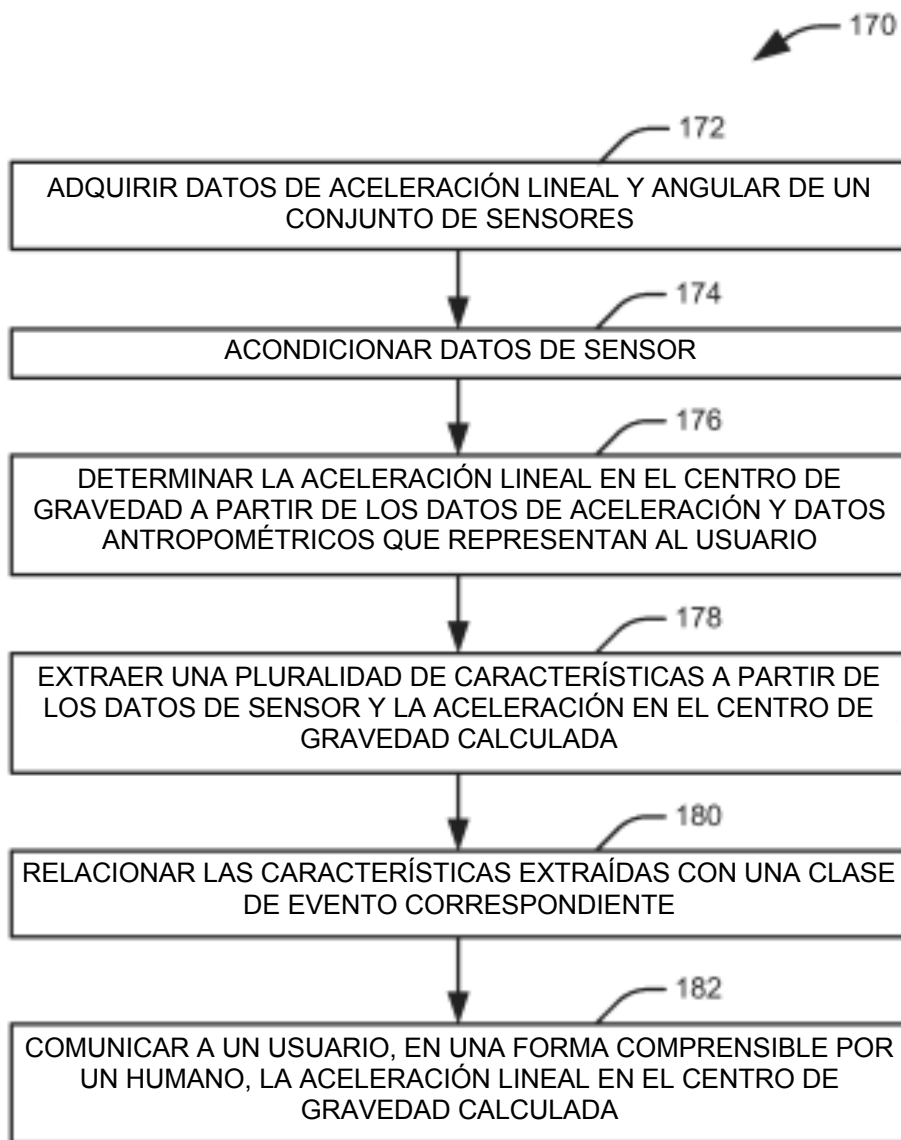


FIG. 4

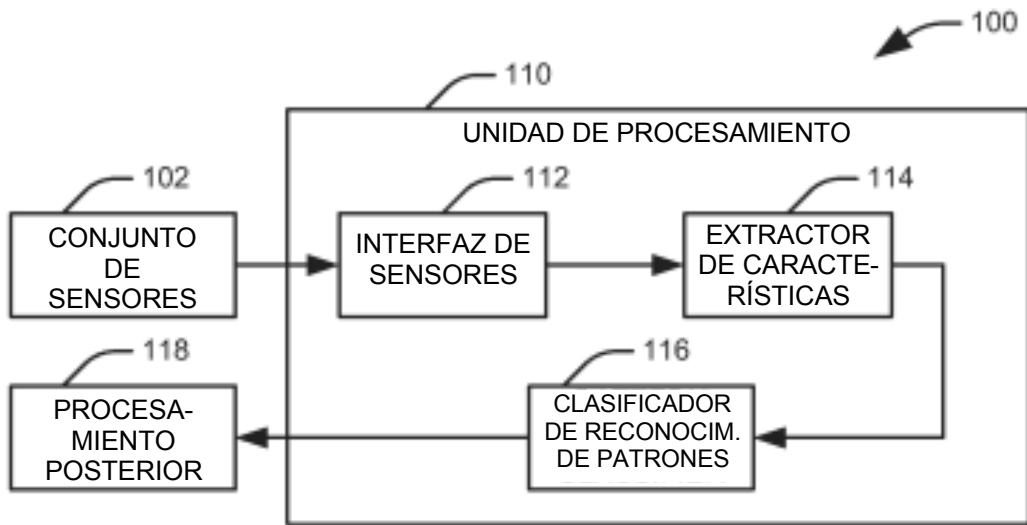


FIG. 2

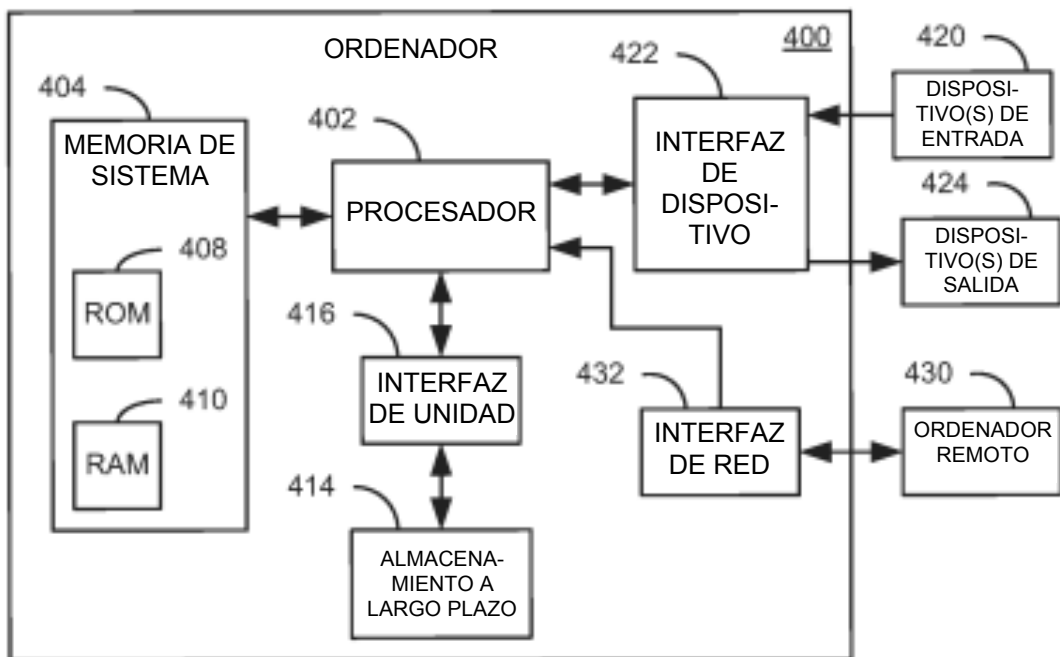


FIG. 9

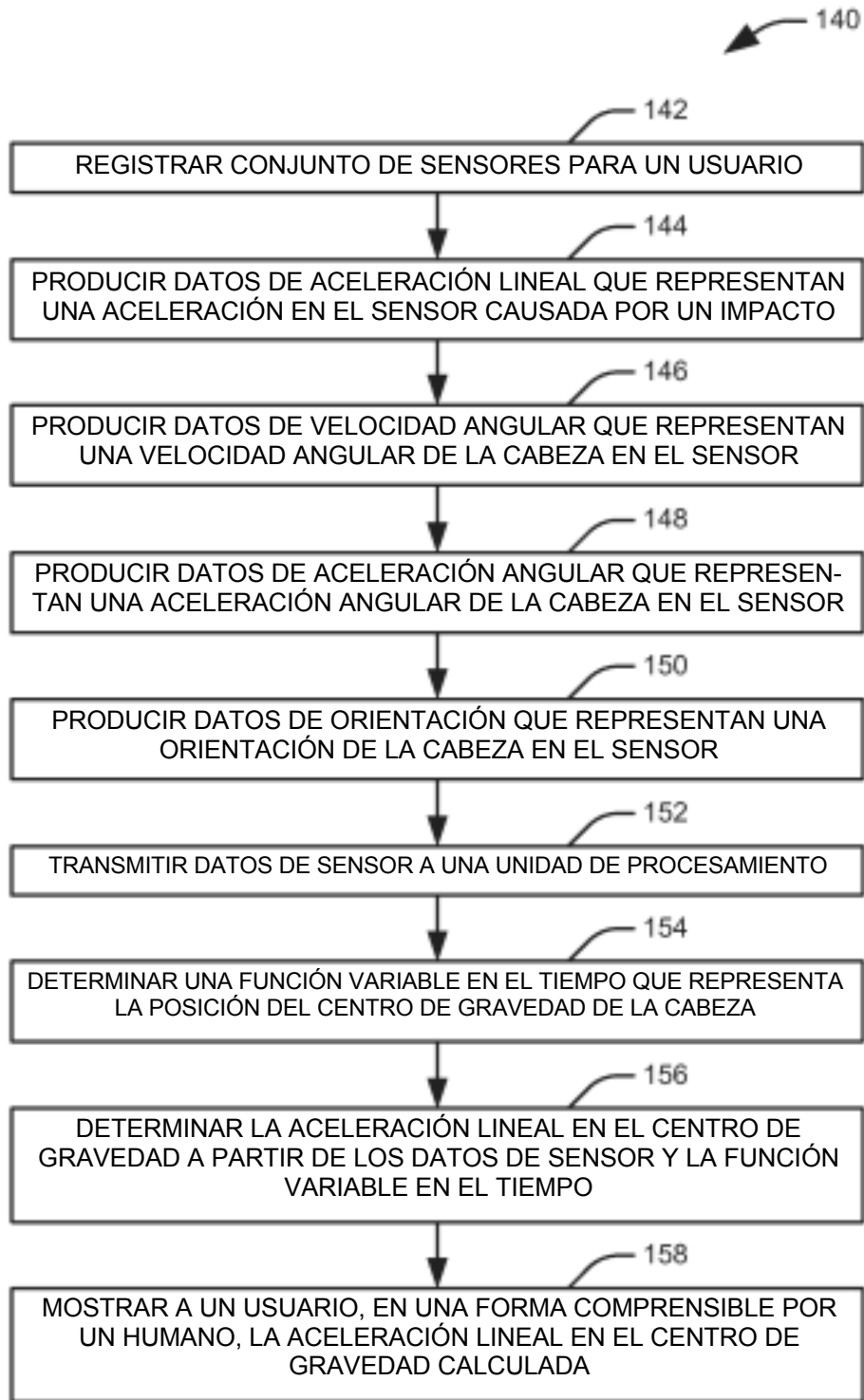


FIG. 3

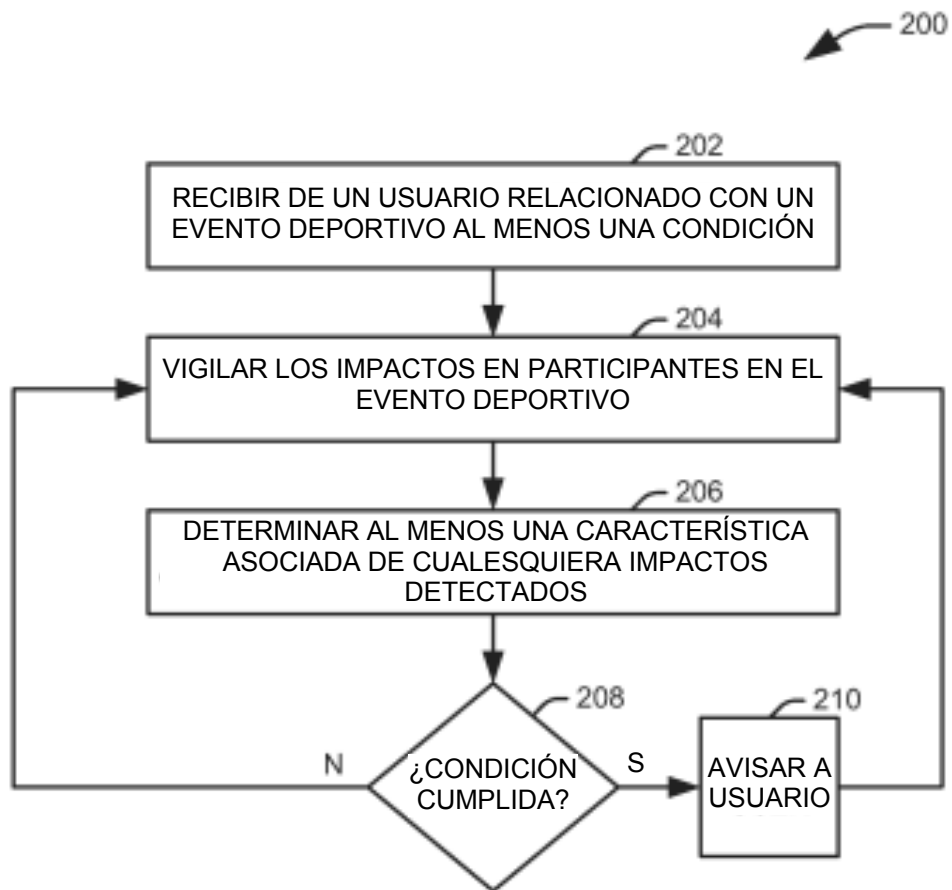


FIG. 5

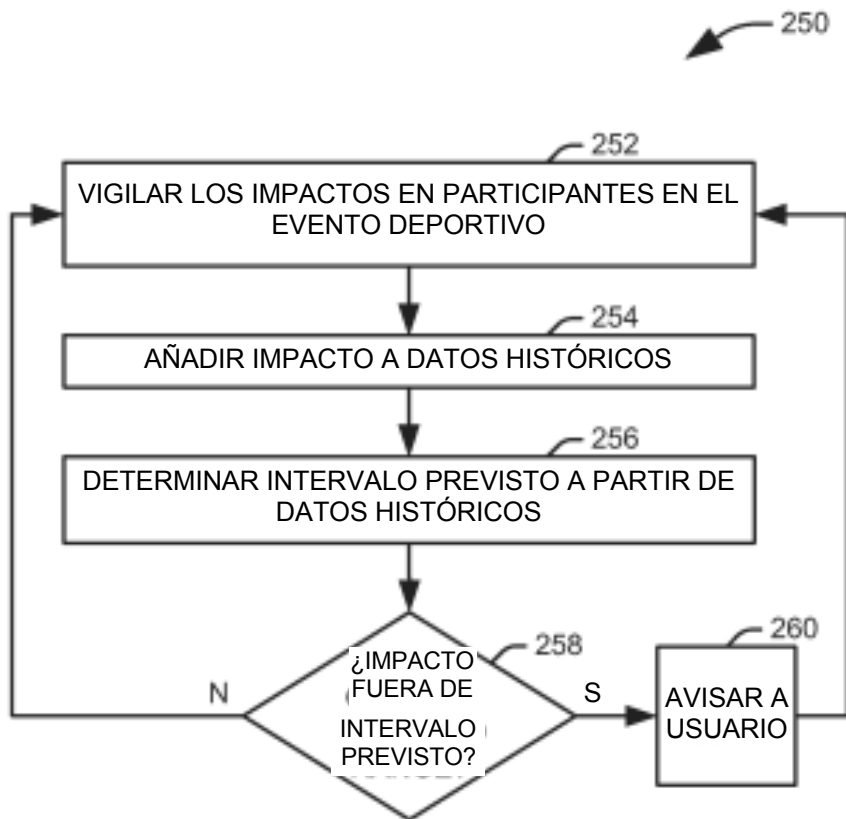


FIG. 6

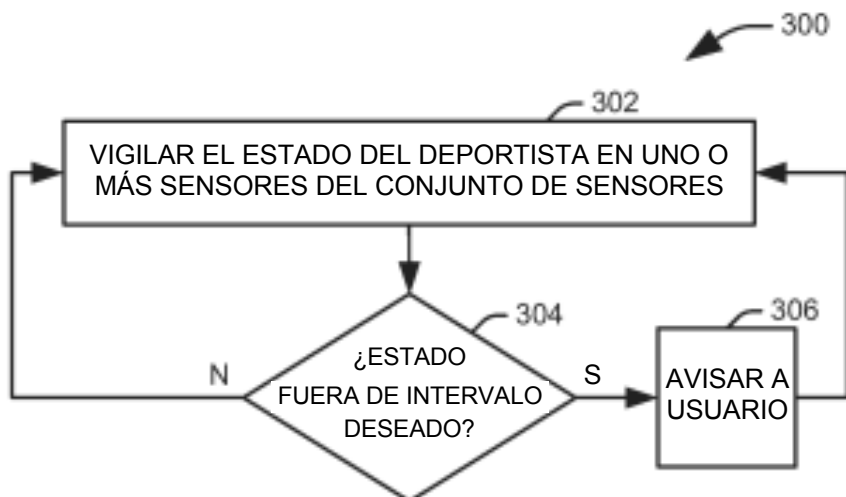


FIG. 7

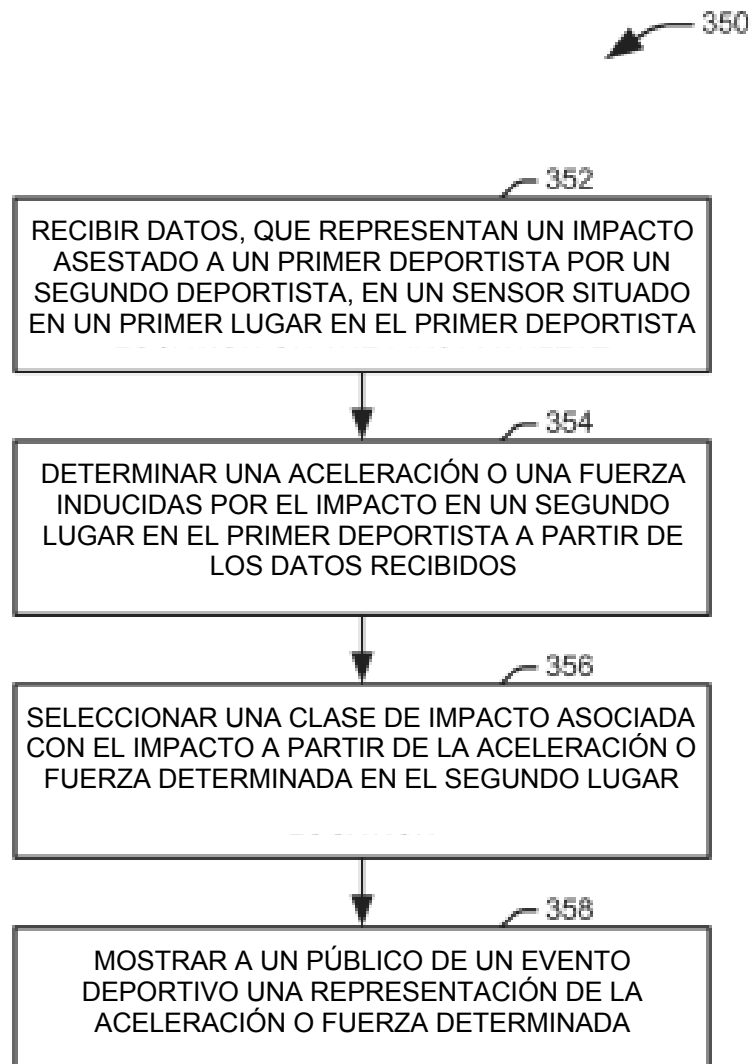


FIG. 8