

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 992 809**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00** (2006.01)

**G06F 3/01** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.08.2017 PCT/US2017/047349**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.02.2018 WO18035327**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.08.2017 E 17758017 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.08.2024 EP 3468452**

54 Título: **Sistema y procedimiento para la identificación no invasiva de objetivos cognitivos y conductuales**

30 Prioridad:

**17.08.2016 US 201662376361 P**

**11.11.2016 US 201662420950 P**

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

**18.12.2024**

73 Titular/es:

**TELEDYNE SCIENTIFIC & IMAGING, LLC (100.0%)**

**1049 Camino Dos Rios**

**Thousand Oaks, CA 91360, US**

72 Inventor/es:

**CONNOLLY, PATRICK, M.;**

**SIMONS, STEPHEN;**

**ZACHERY, KAREN;**

**AHRENS, BARRY;**

**REYNOLDS, WILLIAM;**

**AGUILAR-SIMON, MARIO y**

**KRNAVEK, DAVID**

74 Agente/Representante:

**DEL VALLE VALIENTE, Sonia**

ES 2 992 809 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

Sistema y procedimiento para la identificación no invasiva de objetivos cognitivos y conductuales

**Declaración de interés gubernamental en el campo de la tecnología**

Esta divulgación está dirigida en general a un sistema y procedimiento para utilizar un electroencefalograma (EEG) u otro procedimiento de detección cerebral para detectar los objetivos cognitivos o conductuales de una persona con el fin de mejorar la calidad de las interfaces cerebro-máquina (BMI). Otros procedimientos de detección cerebral pueden incluir espectroscopía funcional por infrarrojo cercano (fNIRS), magnetoencefalografía (MEG) e imagen por resonancia magnética funcional (fMRI).

**Estado de la técnica**

La publicación de Il-Hwa Kim et al, "Detection of braking intention in diverse situations during simulated driving based on EEG feature combination", Journal of Neural Engineering, Institute of Physics Publishing, Bristol, GB, vol. 12, n.º 1, doi:10.1088/1741-2560/12/1/016001, ISSN 1741-2552, (20141126) divulga un entorno de conducción simulada para estudiar los correlatos neuronales del frenado de emergencia en diversas situaciones de conducción. Los autores también investigaron hasta qué punto estos correlatos neuronales pueden utilizarse para detectar la intención de frenado de un participante antes de la respuesta conductual.

La publicación de Das Bitopan et al: "Multiple Feature Extraction of Electroencephalograph Signal for Motor Imagery Classification through Bispectral Analysis", Procedia Computer Science, Elsevier, Amsterdam NL, vol. 84, 11 de mayo de 2016 (2016-05-11), páginas 192-197 divulga que las señales del electroencefalograma (EEG) asociadas con imágenes motoras (MI) son altamente no gaussianas, no estacionarias y tienen características no lineales. El análisis bispectral es una técnica avanzada de procesamiento de señales que cuantifica las no linealidades cuadráticas (acoplamiento de fase) entre los componentes de una señal y es prometedora para caracterizar el EEG relacionado con MI. Se han documentado estudios sobre la aplicabilidad del bispectro para la clasificación de MI; a menudo con diferentes opciones de características espectrales de orden superior. Queda la pregunta de cuáles de las diferentes características de las interacciones no lineales sobre los componentes de frecuencia son las más adecuadas para la clasificación MI. En este artículo, se informa sobre un análisis basado en el bispectro para extraer múltiples características espectrales de orden superior del EEG para la clasificación MI. En el análisis se utilizan señales MI de los canales C3 y C4 para dos tareas. A partir del análisis bispectral, se extraen cuatro características espectrales de orden superior. Los resultados de la clasificación indican que las características extraídas podrían diferenciar las dos tareas MI con una exactitud del  $90 \pm 4,71$  %.

El EEG detecta la actividad eléctrica en el cerebro utilizando electrodos que comprenden pequeños discos metálicos planos que se adhieren al cuero cabelludo de una persona. Los electrodos pueden montarse sobre una gorra elástica. El EEG puede medir el campo eléctrico generado por un grupo de neuronas que generan impulsos eléctricos en sincronización. El EEG también puede proporcionar información sobre el momento de la actividad eléctrica, tal como qué áreas del cerebro se activan en un momento determinado. A menudo, se utiliza un clasificador para analizar las señales del EEG, fNIRS, MEG o fMRI para inferir la existencia de determinados estados cerebrales. Por ejemplo, la patente estadounidense publicada con el n.º 2007/0185697 titulada "Using Electroencephalograph Signals for Task Classification and Activity Recognition" describe un clasificador espacial promediado por prueba para discriminar tareas realizadas por el operador en señales del EEG. Los avances recientes en el procesamiento adaptativo de señales han demostrado una importante capacidad de detección de pruebas individuales mediante la integración de datos del EEG espacialmente a través de múltiples canales de sensores del EEG de alta densidad (L. Parra et al, "Single Trial Detection in EEG and MEG: Keeping it Linear", Neurocomputing, vol. 52-54, junio de 2003, págs. 177-183, 2003 y L. Parra et al, "Recipes for the Linear Analysis of EEG", NeuroImage, 28 (2005), págs. 242-353)). El clasificador lineal (LOA) proporciona una suma ponderada de todos los electrodos en una ventana temporal predefinida como una nueva señal compuesta que sirve de componente discriminador entre las respuestas a los estímulos objetivo frente a los distractores. La orientación de la cabeza y la actividad ocular proporcionan una manera de determinar si es probable que el usuario perciba la información presentada en la pantalla.

La técnica relacionada con la descodificación de la intención motora en el control protésico incluye la publicación de la solicitud de patente 2012141714 M, titulada Multi-Modal Neural Interfacing For Prosthetic Devices. Otros trabajos relacionados incluyen Royer, Audrey S. y Bin He, "Goal Selection Versus Process Control In A Brain-Computer Interface Based On Sensorimotor Rhythms", Journal of Neural Engineering, 6 (2009) 016005 (12pp) y, Royer, Audrey S., Minn L. Rose y Bin He, "Goal Selection Versus Process Control While Learning To Use A Brain-Computer Interface", Journal of Neural Engineering, 8 (2011) 036012 (12pp). La técnica relacionada no divulga la detección de señales relacionadas con el objetivo utilizando EEG. Asimismo, Royer y He (2009, 2011) no divulgan interfaces cerebro-ordenador (BCI) dirigidas a un objetivo que determinen directamente objetivos conductuales utilizando señales del EEG. En vez de ello, Royer y He describen la implementación de una estrategia de selección de objetivo para el control motor directo en lugar de una clasificación del estado objetivo para la detección directa de la intención conductual. Específicamente, la estrategia de selección de objetivo puede ser determinar si un usuario de BCI tiene la intención de mover un brazo protésico hacia la izquierda o hacia la derecha. Por lo tanto, la estrategia de selección de objetivo comprende el uso de las BCI para controlar comandos motores de bajo nivel que no representan directamente

objetivos conductuales de alto nivel tal como se entiende en el contexto de la presente divulgación. Dadas estas limitaciones de la tecnología actual, puede ser útil idear un sistema y un procedimiento para utilizar el EEG como una metodología para que las BMI prácticas detecten los objetivos cognitivos o conductuales de una persona. Los objetivos cognitivos o conductuales pueden referirse a la intención conductual de una persona, a diferencia de acciones de control directo de bajo nivel discretas, tal como mover un brazo protésico.

La presente invención se define en las reivindicaciones independientes, otras realizaciones se definen en las reivindicaciones dependientes.

**Compendio**

En un aspecto, la presente divulgación proporciona un sistema que utiliza retroalimentación de seguimiento ocular y EEG para extraer objetivos conductuales previstos por parte de un usuario de la BMI en la medida en que se relacionan con las respuestas a los estímulos encontrados durante su interacción con un entorno real o simulado, tal como, por ejemplo, una estación de tripulación de un vehículo del ejército. El sistema está configurado para descodificar el contexto del objetivo previsto, tal como una respuesta a eventos visuales o auditivos. El sistema también está configurado para descodificar el objetivo conductual relevante dado el contexto descodificado. Una aplicación específica permite a los usuarios categorizar automáticamente los vehículos como "amenaza", "amigable" o "neutro". Estas respuestas previstas (es decir, la categorización prevista) conllevan un traspaso de objetivo y/o a la selección automática de un vehículo amenaza, o al etiquetado y actualización automáticos adecuados de una interfaz gráfica de usuario. Cuando el sistema descodifica objetivos conductuales en respuesta a señales auditivas, el sistema permite a los usuarios categorizar los estímulos como "cercano", "alcance medio" o "lejano". Estas respuestas previstas pueden, por ejemplo, dar lugar a las acciones siguientes: alertar al artillero, indicar a un vehículo aéreo no tripulado (UAV) que observe o indicar a otro escuadrón sobre la amenaza potencial, respectivamente.

En un aspecto, la presente divulgación proporciona un sistema de interfaz cerebro-máquina para su uso con EEG para identificar la intención conductual de una persona. El sistema comprende un EEG configurado para detectar señales electromagnéticas generadas por el cerebro de una persona, en el que las señales electromagnéticas comprenden un componente de tiempo y un componente de frecuencia; un monitor configurado para monitorizar una respuesta de la persona a un estímulo y una característica del estímulo; un módulo de sincronización configurado para sincronizar las señales electromagnéticas detectadas con la respuesta y la característica para determinar un conjunto de señales electromagnéticas correspondientes a la respuesta monitorizada de la persona y la característica; un procesador configurado para procesar el conjunto de señales electromagnéticas y extraer vectores de características, en el que cada uno de los vectores de características define una clase de intención conductual; y en el que el procesador está configurado además para determinar la intención conductual de la persona en función de los vectores de características.

En otro aspecto, la presente divulgación proporciona una interfaz cerebro-máquina que comprende un EEG configurado para detectar señales electromagnéticas generadas por el cerebro de una persona, en el que las señales electromagnéticas comprenden un componente de tiempo y un componente de frecuencia; un monitor de seguimiento ocular configurado para determinar que la persona mira un primer estímulo; un monitor auditivo configurado para determinar la presencia de un segundo estímulo a partir de un volumen auditivo correspondiente al segundo estímulo; un procesador configurado para segmentar las señales electromagnéticas en un primer segmento y un segundo segmento, en el que el primer segmento corresponde al primer estímulo y el segundo segmento corresponde al segundo estímulo; en el que el procesador está configurado para procesar el primer segmento y el segundo segmento y en el que el procesador está configurado para extraer un primer conjunto de vectores de características del primer segmento y un segundo conjunto de vectores de características del segundo segmento, en el que cada uno del primer conjunto y el segundo conjunto de vectores de características definen una clase de intención conductual; y determinar una primera intención conductual basada en el primer conjunto de vectores de características y una segunda intención conductual basada en el segundo conjunto de vectores de características.

En otro aspecto más, la presente divulgación proporciona un procedimiento para identificar un objetivo conductual de una persona. El procedimiento comprende detectar, mediante un EEG conectado a una persona, señales electromagnéticas generadas por el cerebro de la persona, en el que las señales electromagnéticas comprenden un componente de tiempo y un componente de frecuencia; detectar, mediante un monitor, un movimiento ocular de la persona y un volumen de un estímulo auditivo; extraer, mediante un procesador, un primer conjunto de vectores de características correspondientes a un estímulo visual y un segundo conjunto de vectores de características correspondientes al estímulo auditivo, en el que cada uno de los vectores de características define una clase de intención conductual; y determinar, mediante el procesador, la intención conductual de la persona basada en el primer conjunto de vectores de características y el segundo conjunto de vectores de características.

Además de los párrafos anteriores, diversos otros aspectos del producto de los procedimientos y/o sistema y/o programa se establecen y describen en las enseñanzas tales como el texto (p. ej., reivindicaciones y/o descripción detallada) y/o los dibujos de la presente divulgación.

Los párrafos anteriores son un resumen y, por tanto, pueden contener simplificaciones, generalizaciones, inclusiones y/o omisiones de detalles; en consecuencia, los expertos en la materia apreciarán que el resumen es solo ilustrativo y

NO pretende ser de ninguna manera limitante. Otros aspectos, características y ventajas de los dispositivos y/o procesos y/o demás materia objeto descritos en la presente memoria se harán evidentes en las enseñanzas expuestas en la presente memoria.

5 En uno o más aspectos diversos, los sistemas relacionados incluyen, pero no se limitan a, circuitos y/o programación para efectuar los aspectos de los procedimientos a los que se hace referencia en la presente memoria; los circuitos y/o la programación pueden ser prácticamente cualquier combinación de hardware, software y/o firmware configurados para efectuar los aspectos de los procedimientos a los que se hace referencia en la presente memoria dependiendo de las opciones de diseño del diseñador del sistema. Además de los párrafos anteriores, diversos otros aspectos de los procedimientos y/o sistema se establecen y describen en las enseñanzas tales como el texto (p. ej.,  
10 reivindicaciones y/o descripción detallada) y/o los dibujos de la presente divulgación.

El resumen anterior es solo ilustrativo y no pretende ser en ningún caso limitante. Además de los aspectos y características ilustrativos descritos anteriormente, otros aspectos y características se harán evidentes por referencia a los dibujos y a la descripción detallada siguiente.

### Breve descripción de los dibujos

15 Las características novedosas de los aspectos descritos en la presente memoria se exponen con particularidad en las reivindicaciones adjuntas. Sin embargo, los aspectos relacionados con la organización y los procedimientos de funcionamiento se pueden entender mejor por referencia a la descripción siguiente, tomada en conjunto con los dibujos adjuntos a continuación.

20 La figura 1 muestra una interfaz de una estación de tripulación simulada para su uso con una interfaz cerebro-máquina (BMI), según un aspecto de la presente divulgación.

La figura 2 es un diagrama de una clasificación de las respuestas previstas por el usuario a estímulos visuales y auditivos, según un aspecto de la presente divulgación.

25 La figura 3 es un diagrama de un sistema BMI que utiliza un dispositivo EEG y un dispositivo de seguimiento ocular para detectar los objetivos cognitivos o conductuales del usuario de una BMI con el fin de mejorar la calidad de las BMI, según un aspecto de la presente divulgación.

La figura 4 muestra la extracción y selección de características biespectrales, así como la clasificación del contexto y del objetivo con más detalle, según un aspecto de la presente divulgación.

Las figuras 5A, 5B, 5C son diagramas que representan un proceso de regularización de clasificador, según un aspecto de la presente divulgación.

30 La figura 6 ilustra una vista arquitectónica o de componentes de un sistema 700 informático que puede emplearse para implementar el sistema y el procedimiento para la identificación no invasiva de objetivos cognitivos y conductuales descritos en relación con las figuras 1-5, según un aspecto de la presente divulgación.

35 La figura 7 muestra un gráfico de sombras que ilustra la alta frecuencia (región de suma) y la baja frecuencia (región de diferencia) de la autobicoherencia de las ondículas para el par de canales del EEG 18-18 en un contexto visual y una barra de escala del gráfico de sombras que representa la presencia de características a la derecha del gráfico de sombras, según un aspecto de la presente divulgación.

40 La figura 8 muestra otro gráfico de sombras que ilustra la alta frecuencia (región de suma) y la baja frecuencia (región de diferencia) de la autobicoherencia de las ondículas para el par de canales del EEG 18-18 en un contexto auditivo, una barra de escala del gráfico de sombras que representa la presencia de características a la derecha del gráfico de sombras, según un aspecto de la presente divulgación.

La figura 9 muestra un gráfico de sombras que analiza la distribución de las características biespectrales de la fase entre múltiples sujetos usuarios para clasificar el contexto (es decir, discriminación del contexto) y una barra de escala del gráfico de sombras que representa la probabilidad a la derecha del gráfico de sombras, según un aspecto de la presente divulgación.

45 La figura 10 muestra un gráfico que analiza la distribución de las características biespectrales de la fase entre sujetos usuarios de la BMI para clasificar el contexto, según un aspecto de la presente divulgación.

50 La figura 11 muestra un gráfico del resultado de la clasificación de la BMI en el curso de las pruebas con 15 sujetos usuarios para el contexto de atención visual y auditiva combinadas, el contexto de atención visual, el contexto de atención auditiva y las seis clases de respuesta visual y auditiva del usuario combinadas, según un aspecto de la presente divulgación.

La figura 12 muestra un gráfico de sombras del EEG que representa un mapa cerebral que ilustra la distribución espacial de las características biespectrales del acoplamiento de frecuencia delta-beta y delta-gamma en todos los sujetos para la discriminación del contexto y una barra de escala del gráfico de sombras que representa la presencia

de características a la derecha del gráfico de sombras del EEG, según un aspecto de la presente divulgación.

5 La figura 13 muestra otros gráficos de sombras del EEG que representan mapas cerebrales del EEG que comprenden un mapa cerebral del EEG de amenaza, un mapa cerebral del EEG amigable y un mapa cerebral del EEG neutro y una barra de escala de gráficos de sombras que representa la presencia de características a la derecha de los gráficos de sombras del EEG, según un aspecto de la presente divulgación.

La figura 14 muestra otros gráficos de sombras del EEG que representan mapas cerebrales del EEG que comprenden un mapa cerebral del EEG de alcance cercano, un mapa cerebral del EEG de alcance medio y un mapa cerebral del EEG de alcance lejano y una barra de escala de gráficos de sombras que representa la presencia de características a la derecha de los gráficos de sombras del EEG, según un aspecto de la presente divulgación.

10 Las figuras 15A-15D muestran las curvas características de funcionamiento del receptor (ROC) para la clasificación del (a) contexto, (b) la atención visual, (c) la atención auditiva y (d) de 6 clases mediante el clasificador discriminante lineal en 15 sujetos, según un aspecto de la presente divulgación.

15 La figura 16 muestra un aspecto de un sistema EEG MOBITA-W-32EEG que comprende un sistema amplificador de señal fisiológica ponible que registra 32 canales de datos del EEG inalámbricos de alta fidelidad con electrodos de agua, según un aspecto de la presente divulgación.

La figura 17 es un diagrama lógico de un procedimiento para identificar la intención conductual de una persona, según un aspecto de la presente divulgación.

La figura 18 es un diagrama lógico que ilustra elementos adicionales de un procedimiento para identificar la intención conductual de una persona, según un aspecto de la presente divulgación.

## 20 Descripción detallada

En la descripción detallada siguiente, se hace referencia a los dibujos adjuntos, que forman parte de la misma.

25 En los dibujos, símbolos y caracteres de referencia similares típicamente identifican componentes similares en las varias vistas, a menos que el contexto indique lo contrario. Los aspectos ilustrativos descritos en la descripción detallada, los dibujos y las reivindicaciones no pretenden ser limitantes. Se podrán utilizar otros aspectos y realizar otros cambios, sin apartarse del alcance de la materia objeto aquí presentada.

30 Antes de explicar en detalle los diversos aspectos del sistema y procedimiento para la identificación no invasiva de objetivos cognitivos y conductuales, obsérvese que los diversos aspectos que se divulgan en la presente memoria no están limitados en su aplicación o uso a los detalles de construcción y disposición de las partes ilustradas en los dibujos y la descripción adjuntos. Más bien, los aspectos divulgados pueden posicionarse o incorporarse en otros aspectos, variaciones y modificaciones de los mismos, y pueden ponerse en práctica o llevarse a cabo de diversas maneras. En consecuencia, los aspectos del sistema y procedimiento para la identificación no invasiva de objetivos cognitivos y conductuales divulgados en la presente memoria son de naturaleza ilustrativa y no pretenden limitar el alcance o la aplicación de los mismos. Además, a menos que se indique lo contrario, los términos y expresiones empleados en la presente memoria se han elegido con el propósito de describir los aspectos para la comodidad del lector y no limitar su alcance. Además, debe entenderse que cualquiera de uno o más de los aspectos divulgados, expresiones de aspectos y/o ejemplos de los mismos, pueden combinarse con cualquiera de uno o más de los otros aspectos divulgados, expresiones de aspectos y/o ejemplos de los mismos, sin limitación.

35 La presente divulgación está relacionada en general con EEG u otros procedimientos de detección cerebral para detectar los objetivos cognitivos o conductuales de una persona con el fin de mejorar la calidad de las BMI. En un aspecto, la presente divulgación está dirigida a mejorar las técnicas para extraer directamente la intención relacionada con un objetivo del cerebro de un individuo.

40 En un aspecto, la presente divulgación proporciona un sistema y un procedimiento para utilizar EEG u otros procedimientos de detección cerebral para detectar los objetivos cognitivos o conductuales de una persona con el fin de mejorar la calidad de las BMI. En una aplicación específica, la presente divulgación proporciona un sistema y un procedimiento para determinar la intención de un usuario ubicado en una estación de tripulación simulada de un vehículo del ejército. Por ejemplo, las BMI utilizan señales para codificar información sencilla (p. ej., etiquetas de objetos binarios) y esquemas de mapeo no intuitivos y complejos. La presente divulgación proporciona un sistema y un procedimiento para descodificar estados cerebrales naturales a través de múltiples modalidades. La descodificación de objetivos cognitivos o conductuales da como resultado un amplio conjunto de aplicaciones en las que la cadena de decisiones del usuario puede descodificarse y utilizarse para interactuar con ordenadores.

45 En diversos aspectos, la presente divulgación proporciona un sistema y un procedimiento de descodificación de una intención. Por ejemplo, la presente divulgación proporciona una aplicación del sistema y procedimiento de descodificación de una intención a un entorno de estación de tripulación del ejército. El sistema y procedimiento divulgados utilizan EEG y/u otras modalidades de detección cerebral que proporcionan una resolución temporal y una resolución de frecuencia adecuadas para detectar las características deseadas. El sistema y el procedimiento

divulgados detectan una respuesta prevista de un individuo. En un aspecto, el sistema y el procedimiento implementan una BMI que emplea señales cerebrales para interactuar con un ordenador o máquina o sistema automatizado para determinar la intención de un usuario y, en particular, la intención de un usuario ubicado en una estación de tripulación de un vehículo del ejército, por ejemplo. En un aspecto, el sistema y el procedimiento divulgados pueden reducir el número de personas y sus vehículos.

En un aspecto, el sistema y procedimiento divulgados permiten que el operador de los vehículos militares pueda manejar mayores cargas de información. Así, los aspectos del sistema y procedimiento divulgados proporcionan una técnica para determinar rápidamente una respuesta prevista de un usuario que puede traspasar parte o toda la carga de información a un sistema automatizado para que la gestione o la transfiera a otra persona que la gestionará mientras el usuario se ocupa del evento siguiente o la información entrante siguiente a la que debe prestar atención. En consecuencia, una vez que el usuario decide que el evento es una amenaza, amigable o neutro, el sistema y el procedimiento divulgados pueden informar a los demás sobre el evento identificado (p. ej., un ordenador notifica al resto de la tripulación sobre el evento). Por ejemplo, si el evento es una amenaza, el ordenador notifica a la tripulación sobre la existencia y la ubicación de la amenaza a partir de la información obtenida de los sensores y cámaras alrededor de la amenaza. En consecuencia, en función de la amenaza, el artillero que apunta al objetivo asociado con la amenaza identificada puede buscar otras amenazas en el área. Además, mientras el artillero se enfrenta a la amenaza, el usuario puede ir preparando la siguiente amenaza.

En diversos aspectos, el sistema y procedimiento divulgados proporcionan una interfaz cerebro-máquina no invasiva para identificar y etiquetar un evento como amenaza, amigable o neutro. Esta técnica se puede ampliar para identificar y etiquetar tres o más eventos que van más allá de la clasificación binaria convencional de un evento que es una amenaza o nada (p. ej., ninguna amenaza). El sistema y procedimiento divulgados proporcionan tres clases y dos modalidades diferentes. Muy eficazmente, el sistema y el procedimiento proporcionan al usuario seis respuestas de intención diferentes disponibles. Se apreciará que el sistema y el procedimiento pueden ampliarse a más de tres clases y más de dos modalidades según sea práctico implementarlos.

Las implementaciones convencionales de las BMI no invasivas incluyen el dominio de las prótesis, en las que se emplean sensores no invasivos para descodificar instrucciones de muy bajo nivel. Un ejemplo ilustrativo de una aplicación protésica incluye a alguien con una extremidad protésica (extremidad robótica), tal como un brazo, con un auricular EEG en la cabeza que puede usar la extremidad protésica para intentar alcanzar un objeto (p. ej., una taza). Los sistemas convencionales descodifican el pensamiento de la persona cuando intenta alcanzar la taza y extraen, a tasas de información relativamente bajas, las instrucciones de muy bajo nivel para mover el brazo protésico. La serie de instrucciones máquina son análogas a las instrucciones tales como: extender ligeramente el brazo, moverlo hacia la izquierda, abrir la mano, acercarla, cerrar la mano y otras instrucciones. La ejecución de este tipo de instrucciones discretas de bajo nivel se conoce como enfoque de control directo.

A diferencia del enfoque de control directo, el sistema y procedimiento divulgados descodifican la intención de coger la taza en lugar de una serie de instrucciones discretas para mover el brazo protésico. En lugar de que la máquina descodifique una pluralidad de instrucciones discretas de bajo nivel del usuario, lo cual es extremadamente lento, el sistema y procedimiento divulgados proporcionan un enfoque a nivel de objetivo donde la máquina está configurada para descodificar directamente el intento previsto de coger la taza y entregársela a un ordenador y múltiples sistemas diferentes que ejecutan instrucciones para conseguir la tarea. Por ejemplo, una vez que se identifica la intención del usuario de coger la taza, la máquina puede determinar cómo extender la mano y coger la taza. En una implementación, se puede utilizar una cámara como visión artificial para ver la taza y determinar la ubicación del brazo robótico. El ordenador puede utilizar esta información para mover el brazo robótico sobre la trayectoria adecuada muy rápidamente.

Además, el sistema y el procedimiento divulgados proporcionan un contexto auditivo además de la monitorización EEG. En el contexto auditivo, se le indica al usuario que existen tres opciones. Una opción es alertar al artillero o girar al artillero, como se denomina habitualmente en la técnica. Otra opción es lanzar un vehículo aéreo no tripulado (UAV). Una tercera opción es ignorarlo o, en el paradigma divulgado, alertar a los equipos bravo. En función del alcance indicado en el estímulo auditivo se puede alertar a los usuarios del equipo alfa ubicados en su vehículo de la respuesta correcta. En un ejemplo, una alerta auditiva tal como "equipo alfa 500" puede significar 500 metros (m), lo que puede indicar que el evento está ubicado fuera del alcance de intervención. Una alerta auditiva tal como "equipo alfa 300" puede ser una instrucción al equipo de que el evento está ubicado a 300 m y así alertar al artillero. Entre 300 m y 1.000 m, por ejemplo, la instrucción podría ser lanzar un UAV con una cámara para la vigilancia electrónica del evento. Un evento que se encuentre más allá de los 1.000 m puede clasificarse como fuera de la esfera de interés.

En diversos aspectos, más allá de los requisitos de adquisición inmediata, un vehículo terrestre puede incluir un vehículo de ataque equipado con múltiples cámaras y sensores de audio para poder detectar disparos. El vehículo de ataque puede incluir múltiples cámaras para el comandante, el artillero y el conductor, y puede proporcionar una visión de 360 grados.

La figura 1 representa una interfaz 100 de una estación de tripulación simulada para su uso con una BMI, según un aspecto de la presente divulgación. La interfaz 100 de una estación de tripulación simulada comprende una interfaz de ventana dividida que incluye una ventana 102 amplia con vista panorámica, una ventana 104 estrecha de la vista

de enfoque y una ventana 106 del panel de control de la interfaz de usuario. En la ventana 102 amplia con vista panorámica se representa una vista amplia de un escenario. El escenario puede incluir, por ejemplo, un desierto que comprende arena, un cielo y un horizonte. Los aspectos gráficos del escenario se pueden generar mediante la interfaz 100 de una estación de tripulación simulada. La interfaz 100 de una estación de tripulación simulada puede proporcionar un cardán a un usuario de la BMI para que un objeto percibido a través del cardán pueda girar a lo largo de un eje. El eje puede ser un eje seleccionado de un grupo que comprende un eje de balanceo, cabeceo y guiñada. El usuario puede utilizar el cardán para girar la ventana 102 amplia con vista panorámica a lo largo de cualquiera de los ejes de balanceo, cabeceo y guiñada. La interfaz 100 de una estación de tripulación simulada puede configurarse para simular que el usuario realiza un reconocimiento de una tripulación militar simulada. En consecuencia, el usuario puede monitorizar la ventana 102 amplia con vista panorámica para realizar un reconocimiento. Se puede simular que la tripulación está ubicada en un vehículo 108 de tripulación en la ventana 102 amplia con vista panorámica. La ventana 102 amplia con vista panorámica representa el vehículo de la tripulación 108 y un puntero 110 configurado para ser controlado por el cardán.

En diversos aspectos, la ventana 102 amplia con vista panorámica puede representar diversos estímulos visuales. Un estímulo visual puede ser, por ejemplo, un camión, tal como un camión de plataforma, un vehículo de combate blindado, tal como un tanque, o una camioneta, tal como un camión de carga. Como se describe más adelante con más detalle, los estímulos visuales identificados pueden categorizarse dentro de una categoría de amenaza, amigable o neutra. En algunos aspectos, el puntero 110 aparece en la ventana 102 amplia con vista panorámica como una forma rectangular que encierra una cruz que intersecta un círculo y puede usarse para enfocar estímulos visuales. El usuario puede utilizar el cardán para controlar el puntero 110, por ejemplo, al girar o pivotar el cardán en una dirección concreta para hacer que el puntero se mueva en una dirección correspondiente. Por lo tanto, el usuario puede utilizar el cardán para ajustar la vista representada en la ventana 102 amplia con vista panorámica para realizar el reconocimiento. Al ajustar la vista, el usuario puede identificar un estímulo visual. En diversos aspectos, la BMI se puede configurar para identificar automáticamente un estímulo visual e informar al usuario. En otros aspectos, la tripulación puede identificar inicialmente un estímulo visual e informar al usuario. El estímulo visual se puede identificar al ajustar el puntero 110 en una dirección para detectar el estímulo visual. La detección mediante el puntero 110 puede referirse, por ejemplo, a girar el puntero 110 de modo que el estímulo visual identificado se ubique dentro de los límites de la forma rectangular o del círculo del puntero 110. Una vez identificado el estímulo visual, los ojos del usuario pueden moverse desde la ventana 102 amplia con vista panorámica a la ventana 106 estrecha de la vista de enfoque. En algunos aspectos, la ventana 106 estrecha de la vista de enfoque puede mostrar una vista ampliada. Una vista ampliada puede referirse, por ejemplo, a una vista estrecha de enfoque que comprende una representación ampliada de un área. La ventana 106 estrecha de la vista de enfoque puede proporcionar una representación ampliada del área encerrada dentro del puntero 110. El área encerrada dentro del puntero 110 puede comprender un estímulo visual ampliado, tal como un camión 112 como se representa en la figura 1. Aunque el estímulo visual ampliado se muestra como un camión 112, el estímulo visual ampliado también puede ser un vehículo de combate blindado, una camioneta o cualquier estímulo visual adecuado ubicado dentro del puntero en la ventana 102 de la vista panorámica.

Así, el usuario podrá visualizar inicialmente un estímulo visual dentro del puntero 110. Posteriormente, el usuario podrá girar el puntero 110 para identificar el estímulo visual. El usuario puede indicar interés en el estímulo visual identificado basándose en el movimiento de sus ojos para mirar una representación más grande del estímulo visual en la ventana 104 estrecha de la vista de enfoque. En algunos aspectos, los ojos del usuario pueden fijarse visualmente en el estímulo visual identificado durante un tiempo predeterminado para indicar interés. El estímulo visual identificado puede ser, por ejemplo, el camión 112. La BMI detecta este movimiento ocular a través de un dispositivo de seguimiento ocular y determina que el usuario mira un estímulo visual de interés identificado. Después de que el usuario se centra en el camión 112 en la ventana 104 estrecha de la vista de enfoque, el usuario piensa en formular una respuesta ante el estímulo visual identificado. La respuesta puede ser, por ejemplo, determinar una categoría o clase del camión 112, tal como por ejemplo si el camión 112 es una amenaza, amigable o neutro. En algunos aspectos, el estímulo visual puede ser, en cambio, un estímulo auditivo, como se describe más adelante con más detalle.

En diversos aspectos, la BMI comprende un dispositivo EEG acoplado al cerebro de un usuario. El dispositivo EEG aplica EEG al usuario para detectar señales electromagnéticas generadas en el cerebro del usuario. El dispositivo EEG puede comprender un monitor EEG acoplado a una red de electrodos adheridos al cuero cabelludo que rodea el cerebro del usuario (véanse las figuras 12-14 y 16, por ejemplo). Como se describe a continuación, la red de electrodos puede disponerse en un diseño estándar, tal como un diseño de electrodos estándar de 10 por 10, en una gorra que se coloca en el cuero cabelludo del usuario. Las señales electromagnéticas pueden referirse, por ejemplo, a las ondas cerebrales del usuario. En particular, una pluralidad de neuronas se activa para transmitir señales electromagnéticas en función de la aparición de potenciales de acción. La diferencia de tensión entre la pluralidad de neuronas que se activan y una ubicación de referencia se puede medir mediante la red de electrodos y se amplifica mediante un amplificador del EEG. Por lo tanto, los datos del EEG se pueden muestrear en función de los canales del EEG correspondientes a cada electrodo de la red de electrodos. En diversos aspectos, cuando el cerebro del usuario genera señales electromagnéticas en respuesta al estímulo visual identificado, el EEG puede determinar la intención del usuario basándose en las señales electromagnéticas generadas. La intención del usuario puede ser, por ejemplo, la respuesta formulada. La intención del usuario puede descodificarse por la BMI basándose en el procesamiento de señales electromagnéticas generadas para determinar si el estímulo visual identificado debe categorizarse como amenaza, amigable o neutro. En diversos aspectos, se produce un retraso en el tiempo entre el momento en que los

ojos del usuario se mueven para mirar el estímulo visual de interés y el momento en que el usuario piensa en formular una respuesta ante el estímulo visual identificado. El retraso puede ser cualquier retraso adecuado tal como, por ejemplo, 800 milisegundos (ms) o un intervalo de tiempos de retraso tal como, por ejemplo, de 600 ms a 1000 ms.

5 La ventana 106 del panel de control de la interfaz de usuario comprende elementos de interfaz gráfica de usuario (GUI) tales como botones. El usuario puede activar un botón para activar una función concreta de la BMI. En algunos aspectos, la ventana 106 del panel de control de la interfaz de usuario comprende diversos botones, incluidos los botones Marcar objetivo 114, Marcar amigable 116, Marcar nulo 118, LRF 120, Avisar artillero 122, Girar cámara 124, Tarea UAV 126, Iniciar 128 e Iniciar autónomo 130. El usuario puede activar el botón Iniciar 128 para que comience una prueba simulada de la BMI. El usuario puede activar el botón Iniciar autónomo 128 para hacer que la BMI no descodifique la intención del usuario en una prueba simulada. En diversos aspectos, la ventana 106 del panel de control de la interfaz de usuario puede configurarse para probar la exactitud de la función de descodificación de la BMI. Por ejemplo, el usuario puede activar uno o más de un grupo que consiste en los botones Marcar objetivo 114, Marcar amigable 116 y Marcar nulo 118 para indicar que un estímulo visual se ha clasificado o categorizado incorrectamente y, en su lugar, debería categorizarse de manera diferente. Por lo tanto, activar el botón Marcar objetivo 114 indica que el estímulo visual está en la clase amenaza, el botón Marcar amigable 116 indica que el estímulo visual está en la clase amigable y el botón Marcar nulo 118 indica que el estímulo visual está en la clase neutro. De forma similar, si la BMI determina de manera incorrecta la intención del usuario, el usuario puede activar los botones LRF 120, Avisar artillero 122, Girar cámara 124 y Tarea UAV 126 para indicar la intención del usuario correcta correspondiente. El botón LRF 120 indica que se debe implementar un telémetro láser (LRF). El botón Avisar artillero 122 indica que se debe alertar a un artillero, por ejemplo, para que esté listo para disparar un arma ante una amenaza. El botón Girar cámara 124 indica que se debe girar la cámara, por ejemplo, para enfocar un estímulo visual. El botón de tarea UAV 126 indica que se debe lanzar un vehículo aéreo no tripulado (UAV), por ejemplo, para monitorizar desde el aire un estímulo visual.

25 La figura 2 es un diagrama de una clasificación 200 de las respuestas previstas por el usuario a estímulos visuales y auditivos, según un aspecto de la presente divulgación. En diversos aspectos, la fila superior 202 representa un conjunto de diversos estímulos visuales tales como un camión 212, un vehículo de combate blindado 214 y una camioneta 216 y una primera pluralidad de posibles clases de respuestas tales como objetivo 206, amigable 208 y neutro 210 para un primer contexto de atención. El primer contexto de atención puede ser, por ejemplo, un contexto visual. En algunos aspectos, la fila inferior 204 representa diversos alcances de los estímulos auditivos en un alcance bajo 224 menor que 300 m, en un alcance medio 226 entre 300 m y 1000 m, y en un alcance alto 228 mayor que 1000 m y una segunda pluralidad de posibles clases de respuestas tales como girar a un artillero 218, lanzar un UAV 220 y tratar el estímulo auditivo como neutro 222 en un segundo contexto de atención. El segundo contexto de atención puede ser, por ejemplo, un contexto auditivo. Como se describe con referencia a la figura 1, los diversos estímulos pueden ser un camión 212, un vehículo de combate blindado 214, una camioneta 216 o cualquier estímulo visual adecuado. La primera pluralidad de posibles clases de respuestas puede incluir una clase amenaza 206, amigable 208 o visualmente neutra 210. Los distintos alcances de los estímulos pueden ser un alcance bajo 224, medio 226 o alto 228. La clase de tratar el estímulo auditivo como neutro 222 puede referirse, por ejemplo, a alertar a un equipo de respuesta militar, tal como un equipo Bravo, de que puede ser necesario un análisis más detenido de un estímulo. En algunos aspectos, los distintos alcances de los estímulos pueden constituir señales auditivas tales como sonidos u otros factores que indican la ubicación relativa de un estímulo. Por ejemplo, un evento auditivo tal como el sonido de unos pasos puede ser rastreado desde una estación de tripulación mediante un dispositivo detector de volumen auditivo para indicar que un estímulo se encuentra a 300 m de una estación de tripulación.

45 En algunos aspectos, dos o más del conjunto de diversos estímulos 212, 214, 216 y los diversos alcances de los estímulos 224, 226, 228 pueden ser variantes de un mismo tipo de estímulo. Por ejemplo, tanto el camión 212 como el de alcance bajo 224 pueden ser estímulos de tipo amenaza, el vehículo de combate blindado 214 y el de alcance medio 226 pueden ser estímulos de tipo amigable, y la camioneta 216 y el de alto alcance 228 ambos pueden ser estímulos de tipo neutro. El uso de variantes del contexto visual y variantes del contexto auditivo del mismo tipo de estímulo puede garantizar que la BMI no detecte un solo tipo de respuesta a un tipo concreto de estímulo en lugar de detectar o descodificar realmente la intención del usuario. Con referencia a la figura 1, en algunos aspectos, el dispositivo de seguimiento ocular puede usarse para el contexto visual, mientras que el dispositivo detector de volumen auditivo puede usarse para el contexto auditivo. En diversos aspectos, mientras el usuario mira la ventana 102 amplia con vista panorámica de la interfaz 100 de una estación de tripulación simulada según se describe con respecto a la figura 1, la BMI puede comunicar estímulos auditivos al usuario. Los estímulos auditivos pueden comunicarse de forma similar al audio que se comunica a través de un canal radioeléctrico. Basándose en el dispositivo detector de volumen auditivo (p. ej., un micrófono), la BMI puede detectar cuándo se comunican estímulos auditivos. Esta detección por parte de la BMI puede utilizarse para determinar si el usuario escucha un estímulo auditivo de interés.

60 En diversos aspectos, de forma adicional o alternativa, el usuario puede realizar alguna acción que indique que ha escuchado un estímulo auditivo de interés. En diversos aspectos, el usuario piensa en formular una respuesta al estímulo auditivo de interés. La respuesta puede ser, por ejemplo, determinar una clase de estímulo auditivo de interés. Como se ha divulgado previamente en la figura 2, la clase puede seleccionarse de la segunda pluralidad de posibles clases de respuestas 218, 220, 222. De forma similar a la divulgación con referencia a la figura 1, el dispositivo EEG de la BMI puede aplicar un EEG para determinar la intención del usuario basándose en el procesamiento de señales de las señales electromagnéticas generadas. La intención del usuario puede ser, por ejemplo, la respuesta formulada.

En diversos aspectos, se produce un retraso en el tiempo entre el momento en que el usuario detecta la aparición del estímulo auditivo de interés y el momento en que el usuario piensa en formular una respuesta al estímulo auditivo. El retraso puede ser cualquier retraso adecuado como, por ejemplo, 800 ms, o un retraso en el alcance de 600 ms a 1000 ms. En diversos aspectos, como se describe a continuación con más detalle, la BMI puede ser multimodal contextual, de modo que el usuario puede percibir estímulos en uno o ambos contextos, tanto visual como auditivo (es decir, estímulos auditivos o visuales). Además, el usuario puede cambiar la atención entre los contextos. En otras palabras, el usuario puede pasar de prestar atención o asignar la mayor parte de su atención a un estímulo visual a un estímulo auditivo. De forma alternativa, el usuario puede pasar de prestar atención o asignar la mayor parte de su atención a un estímulo auditivo a un estímulo visual. La BMI puede determinar dicho cambio en el contexto de atención por parte del usuario a través de un análisis discriminante lineal, como se describe más adelante en relación con las figuras 3 y 4.

La figura 3 es un diagrama de un sistema 300 de BMI que utiliza un dispositivo 302 EEG y un dispositivo 304 de seguimiento ocular para detectar los objetivos cognitivos o conductuales del usuario de una BMI con el fin de mejorar la calidad de las BMI, según un aspecto de la presente divulgación. La detección de los objetivos cognitivos o conductuales del usuario puede incluir la detección de la intención del usuario. El dispositivo 302 EEG comprende electrodos EEG adheridos de forma no invasiva al cuero cabelludo del usuario. El dispositivo 302 EEG está configurado para aplicar 304 una prueba EEG al usuario. El dispositivo 302 EEG puede ser un sistema EEG inalámbrico de 32 canales tales como, por ejemplo, MOBITA-W-32EEG disponible en Biopac Systems, Inc. de Goleta, CA. Pasando brevemente a la figura 16, se muestra un aspecto de un sistema 1700 EEG MOBITA-W-32EEG que comprende un sistema amplificador de señal fisiológica ponaible que registra 32 canales de datos del EEG inalámbricos de alta fidelidad con electrodos 1708 de agua, según un aspecto de la presente divulgación. El sistema 1700 EEG incluye una unidad base MOBITA 1702 con un acelerómetro 3D integrado y un canal de disparo, una gorra de configuración configurada para EEG de 32 canales, una gorra para la cabeza 1704 con 32 ojales 1706 para recibir los electrodos 1708 de agua, electrodos 1708 de agua y un software 1710 que se ejecuta en un ordenador 1712 de propósito general. El sistema 1700 EEG MOBITA está configurado para registrar señales del EEG inalámbricas para la interfaz cerebro-ordenador o la BMI. El sistema 1700 EEG MOBITA puede registrar muchos tipos de señales diferentes. En algunos aspectos, la configuración del electrodo o el tipo de señal se pueden cambiar rápidamente al intercambiar la gorra de configuración. El sistema 1700 EEG MOBITA puede telemedir 1714 datos al ordenador 1712 de propósito general que ejecuta el software 1710 de visualización 1716 en tiempo real y análisis de las señales 1718, o registrarlos localmente en una memoria de la unidad 1702 base para descargarlos posteriormente al ordenador 1710. El sistema 1700 EEG MOBITA puede conmutar entre el modo wifi, modo registrador o modo híbrido para adaptarse a un protocolo de aplicación concreto. El sistema 1700 EEG MOBITA funciona con batería, es recargable y su tamaño compacto, conectividad wifi integrada y flexibilidad se combinan en un dispositivo de medición fisiológica móvil.

Con referencia ahora nuevamente a la figura 3, en diversos aspectos, los electrodos activos del dispositivo 302 EEG pueden estar dispuestos en un diseño de electrodos estándar de 10 por 10 o cualquier otro diseño adecuado de electrodos en el cuero cabelludo del usuario de la BMI. La disposición de electrodos estándar se puede utilizar para mapear diversas áreas del cerebro, tales como el lóbulo temporal, el lóbulo occipital y el lóbulo parietal. En otras palabras, cada electrodo del diseño corresponde a un área o subárea del cerebro. Como se describe previamente, los electrodos del diseño pueden medir la diferencia de tensión entre la pluralidad de neuronas que se activan y una ubicación de referencia basada en las señales electromagnéticas generadas por las neuronas que se activan en el cerebro del usuario de la BMI. Los datos del EEG generados por el dispositivo 302 EEG pueden transmitirse a través del protocolo de comunicación protocolo de control de transmisión/protocolo de Internet (TCP/IP) o cualquier otro protocolo adecuado. El monitor 306 de seguimiento ocular, tal como por ejemplo una cámara, un teléfono inteligente o un ordenador, está configurado para hacer un seguimiento 308 de los movimientos oculares del usuario y generar datos de seguimiento ocular. En algunos aspectos, el monitor 306 de seguimiento ocular es un dispositivo de cámara e iluminación de infrarrojo cercano conectado a un ordenador de escritorio de la estación de la tripulación. Los datos de seguimiento ocular pueden transmitirse a través del protocolo de comunicación protocolo de datagramas de usuario (UDP). El monitor 306 de seguimiento ocular puede muestrear datos de seguimiento ocular a una frecuencia de muestreo de 250 Hz. Se pueden seleccionar otras frecuencias de muestreo de seguimiento ocular, entre 50 Hz y 500 Hz, por ejemplo. Los eventos auditivos pueden monitorizarse mediante el dispositivo detector de volumen auditivo, tal como, por ejemplo, un circuito de detección de sonido que comprende un micrófono, un amplificador y un microcontrolador. Además, el sistema 300 de BMI puede comprender sensores biométricos para detectar datos biométricos asociados con el usuario de la BMI. Por ejemplo, los sensores biométricos pueden detectar movimientos en las partes del cuerpo del usuario de la BMI y/o cambios fisiológicos del usuario de la BMI, tales como mayores tasas de sudoración. Estos datos biométricos podrán tratarse y comunicarse a la BMI.

Con referencia ahora a las figuras 1 y 3, un usuario sujeto monitoriza una interfaz tal como, por ejemplo, la interfaz 100 de una estación de tripulación simulada, en busca de estímulos visuales y auditivos de interés. La atención del usuario puede cambiar entre estímulos visuales y auditivos. Dichos cambios pueden detectarse para clasificar 320 el contexto de atención, como se describe más adelante. En diversos aspectos, un ordenador del sistema BMI puede implementar la interfaz 100 de una estación de tripulación simulada. El ordenador puede configurarse para ejecutar una aplicación de unidad personalizada para proporcionar los estímulos y la retroalimentación. El ordenador puede sincronizar 310 datos del EEG, oculares y de simulación utilizando cualquier programa de software adecuado para

asegurar que todos los datos se midan o generen en una escala de tiempo congruente. En diversos aspectos, los datos del EEG, los datos de seguimiento ocular y los datos asociados con la interfaz 100 de una estación de tripulación simulada pueden transmitirse a través de una red común. La sincronización puede referirse a la señalización de eventos comunes a través de la red común. La señalización de eventos comunes se puede lograr al determinar el tiempo común en el que cada instancia de datos del EEG, seguimiento ocular e interfaz de simulación indican que el usuario de la BMI tiene conocimiento de un estímulo visual de interés o ha formulado una respuesta al estímulo visual de interés. En diversos aspectos, los datos auditivos también pueden sincronizarse. Como se describe con referencia a las figuras 1-3, el dispositivo 304 de seguimiento ocular está configurado para detectar 312 eventos de fijación ocular y el dispositivo detector de volumen auditivo está configurado para detectar eventos auditivos. En algunos aspectos, un evento de fijación ocular se refiere a que el usuario de la BMI tiene conocimiento de un estímulo visual de interés al mirar y fijar la mirada en el estímulo visual, y un evento auditivo se refiere a que el usuario de la BMI tiene conocimiento de un estímulo auditivo de interés al escuchar el estímulo auditivo. El dispositivo 304 de seguimiento ocular puede detectar un evento de fijación ocular basándose en una o más mediciones de posición y velocidad. Un algoritmo de detección de eventos de fijación ocular puede comprender la una o más mediciones de posición y velocidad. El dispositivo detector de volumen auditivo puede detectar un evento auditivo al detectar la salida auditiva de la estación de la tripulación.

En diversos aspectos, se utiliza un filtro de paso de banda adecuado del sistema 300 de BMI para preprocesar 314 al filtrar los datos del EEG tal como, por ejemplo, para permitir solo canales de frecuencia de los datos del EEG dentro del intervalo de frecuencias de 1 Hz a 50 Hz. Por lo tanto, el filtrado puede ser un filtrado de paso bajo. Los canales de frecuencia para cada canal del EEG pueden segmentarse en bandas de frecuencia tales como las bandas de ejemplo siguientes: una banda de frecuencias delta que va de 1 Hz a 4 Hz; una banda de frecuencias theta que va de 4 Hz a 8 Hz; una banda de frecuencias alfa que va de 8 Hz a 14 Hz; una banda de frecuencias beta que va de 13 Hz a 30 Hz; y una banda de frecuencias gamma que va de 30 a 40 Hz. Es bien conocido que estas bandas de frecuencia del EEG indican información diferente sobre el funcionamiento de un cerebro, tal como las características emocionales y neurológicas de la función cerebral contemporánea. Los datos del EEG pueden generarse mediante la red de electrodos dispuestos en el cuero cabelludo del usuario. La red de electrodos puede conducir señales electromagnéticas generadas desde el cerebro del usuario a un amplificador para visualizarlas en el monitor EEG del dispositivo EEG (p. ej., el sistema 1700 EEG MOBITA que se muestra en la figura 17). Como se describe previamente, la red de electrodos corresponde a los canales del EEG. Se pueden monitorizar los potenciales eléctricos correspondientes a los canales del EEG. Además, los datos del EEG filtrados pueden volver a referenciarse en canales mastoideos vinculados que actúan como ubicaciones de referencia para la diferencia de tensión medida en cada canal del EEG. Un primer electrodo de referencia vinculado puede colocarse en el hueso mastoideo derecho del usuario y un segundo electrodo de referencia vinculado puede colocarse en el hueso mastoideo izquierdo del usuario. Por lo tanto, se puede definir o determinar una diferencia en cada uno de los potenciales eléctricos monitorizados en relación con el nivel base de los electrodos de referencia vinculados. Se puede utilizar un amplificador diferencial con los electrodos y los electrodos de referencia vinculados para filtrar ruidos tales como la actividad eléctrica no específica del cerebro, por ejemplo, un cambio en el potencial eléctrico provocado por la sudoración del usuario. Una diferencia determinada de potencial eléctrico entre un canal del EEG y los canales mastoideos vinculados puede corresponder a una actividad en la zona del cerebro correspondiente a la ubicación del electrodo en el cuero cabelludo correspondiente al canal del EEG. La frecuencia de las ondas cerebrales de los datos del EEG correspondientes al electrodo puede indicar el grado de activación del área correspondiente del cerebro.

En un aspecto, el preprocesamiento 314 puede ser casi instantáneo. El preprocesamiento 314 puede maximizar la relación señal/ruido (SNR) de los datos del EEG. En diversos aspectos, para cada canal del EEG, los datos del EEG pueden segmentarse en bloques de datos para, por ejemplo, centrarse en los datos del EEG correspondientes al estímulo de interés. Puesto que los datos del EEG no son estacionarios en el tiempo, de modo que el espectro de los datos del EEG cambia con el tiempo, los datos del EEG pueden segmentarse en función de intervalos de tiempo. Los intervalos de tiempo pueden ser, por ejemplo, datos del EEG muestreados en un intervalo de tiempo de un segundo (p. ej., 1 Hz) o contenedores. La segmentación de los datos del EEG en función de intervalos de tiempo o contenedores adecuados genera una secuencia de segmentos de datos del EEG. En algunos aspectos, cuando un usuario de la BMI indica interés en un estímulo visual, el evento de fijación ocular puede ser un punto que define un intervalo de tiempo utilizado para segmentar los datos del EEG en bloques. El evento de fijación ocular se puede determinar basándose en las fijaciones oculares del usuario para medir las respuestas cerebrales del usuario a los estímulos visuales. De forma similar, la BMI puede identificar cuándo se comunica un estímulo auditivo al usuario para definir un intervalo de tiempo.

En diversos aspectos, un procesador de unidad de procesamiento de gráficos (GPU) 316 del sistema 300 de BMI está configurado para extraer 318 características del EEG de los datos del EEG preprocesados, clasificar 320 el contexto de atención, clasificar 322 el objetivo y la respuesta prevista del usuario, y generar 324 una respuesta y retroalimentación del sistema. Se apreciará que el procesador 316 GPU, ocasionalmente llamado unidad de procesamiento visual (VPU), es un circuito electrónico especializado diseñado para manipular y alterar rápidamente la memoria para acelerar la creación de imágenes en un búfer de tramas destinado a enviarse a un dispositivo de visualización. El procesador 316 GPU puede estar ubicado en sistemas integrados, teléfonos móviles, ordenadores personales, estaciones de trabajo y consolas de videojuegos. El procesador 316 GPU manipula eficazmente los gráficos de ordenador y el procesamiento de imágenes basados en los datos del EEG, e incluye una estructura

altamente paralela que lo hace más eficaz que las unidades centrales de procesamiento (CPU) de propósito general en los algoritmos en los que el procesamiento de grandes bloques de datos se realiza en paralelo. En un ordenador personal, un procesador GPU puede estar presente en una tarjeta de vídeo, o puede estar integrado en la placa base o, en determinadas CPU, en la matriz de la CPU. El procesador 316 GPU está disponible en una variedad de fuentes tales como, por ejemplo, Intel, Nvidia, AMD/ATI S3 Graphics (propiedad de VIA Technologies) y Matrox. De forma adicional o alternativa, una matriz de puertas programables in situ (FPGA), un ordenador u otro circuito integrado (IC) adecuado pueden realizar las funciones del procesador 316 GPU. En diversos aspectos, el procesador 316 GPU puede extraer 318, por ejemplo, características espectrales de orden superior basadas en fuentes de características tales como la fase o amplitud de los datos del EEG. Las características espectrales de orden superior pueden ser, por ejemplo, características biespectrales. La extracción se puede lograr al aplicar una transformada de ondículas continua (CWT), tal como una transformada de ondículas de Morlet, a los datos del EEG segmentados. En otros aspectos, se pueden utilizar otros procedimientos de procesamiento de señales adecuados, tales como la transformada de Fourier de tiempo corto (STFT) o la transformada de ondículas discreta (DWT), junto con la transformada de ondículas de Morlet. La transformada de ondículas de Morlet se define como el producto interno o convolución de la función de ondículas de Morlet y los datos del EEG segmentados. El análisis de Fourier convencional solo descompone los datos del EEG para determinar los componentes de frecuencia de los datos del EEG. La determinación de los componentes temporales de los datos del EEG no se produce en el análisis de Fourier tradicional. Además, el análisis de Fourier convencional no analiza el aspecto no estacionario de la información proporcionada por los datos del EEG. En otras palabras, las características de frecuencia que varían en el tiempo de los datos del EEG dentro de un canal del EEG concreto y entre canales del EEG no se detectan debido a la mala resolución temporal del análisis de Fourier. Por el contrario, la transformada de ondículas de Morlet descompone los datos del EEG con respecto a la frecuencia y el tiempo simultáneamente basándose en la escala y los parámetros tau de la transformada de ondículas de Morlet. Por lo tanto, la transformada de ondículas de Morlet genera información que representa las características de frecuencia variables en el tiempo de los datos del EEG para un canal concreto y las interacciones entre los espectros variables en el tiempo de dos o más canales del EEG. Además, a diferencia del análisis de Fourier convencional, la transformada de ondículas de Morlet se puede utilizar para detectar interacciones entre canales del EEG con respecto a la fase, amplitud, frecuencia y/o tiempo.

Como se describe con más detalle con referencia a la figura 4, las características biespectrales se refieren a un cálculo biespectral de las ondículas para cada par posible de canales del EEG. El cálculo biespectral de las ondículas representa el grado en que los dos canales del EEG de un par concreto de canales del EEG, o los componentes de frecuencia dentro de un canal del EEG concreto, están correlacionados en fase o sincronizados entre sí. Por ejemplo, en un par concreto de canales del EEG, la pluralidad de características biespectrales correspondientes al par concreto cuantificarían el grado de información del acoplamiento de fase para el par concreto de canales del EEG. Como se describe previamente, en diversos aspectos, el cálculo biespectral de las ondículas se puede realizar para cada par diferente posible de canales del EEG. Así, el espacio de características biespectrales consiste en la pluralidad total de características biespectrales correspondientes para cada combinación posible emparejada de canales del EEG y para cada canal del EEG individualmente. El espacio de características biespectrales se puede utilizar para observar la dinámica de corto plazo y las interacciones no lineales destacadas entre diversos pares de canales del EEG. El cálculo biespectral de las ondículas también se puede calcular dentro de un canal del EEG para cada uno de los canales del EEG. En otras palabras, el cálculo biespectral de las ondículas puede representar hasta qué punto dos frecuencias variables en el tiempo están correlacionadas en fase con respecto a su suma (o diferencia). Como se describe más adelante en la figura 4, el biespectro de las ondículas puede analizar los datos del EEG de dos canales del EEG para representar el grado en que los ángulos de fase de dos frecuencias  $f_1$  y  $f_2$  presentes en un canal del EEG están correlacionados con el ángulo de fase de la frecuencia que es igual a la suma (o diferencia) de  $f_1$  y  $f_2$  en el otro canal del EEG. Además, el biespectro de las ondículas puede analizar la amplitud espectral para cada frecuencia  $f_1$  y  $f_2$ , así como la suma (o diferencia) de  $f_1$  y  $f_2$ . El biespectro calculado de las ondículas es un número complejo de modo que la magnitud del biespectro calculado de las ondículas indica la fuerza de la correlación del ángulo de fase entre las frecuencias  $f_1$  y  $f_2$  y su suma o diferencia y las amplitudes espectrales correspondientes a esas frecuencias.

Este cálculo biespectral de las ondículas se repite para todas las frecuencias representadas en las respectivas transformadas de las ondículas de Morlet de los dos canales del EEG. Por lo tanto, la variación de las correlaciones del ángulo de fase entre las frecuencias de los dos canales del EEG se puede medir mediante la amplitud y la fase del biespectro de las ondículas. Específicamente, la fase del biespectro se puede aplicar a través de múltiples canales e interacciones de frecuencia para determinar la intención de un usuario de la BMI con un alto grado de exactitud, tal como, al crear un espacio de características biespectrales que se puede utilizar para discriminar entre múltiples respuestas previstas del usuario. Como se describe previamente, se puede observar la variación temporal de las interacciones no lineales entre los dos canales del EEG puesto que la transformada de ondículas retiene la información temporal. El uso del procesador 316 GPU para extraer 318 características biespectrales de los datos del EEG segmentados para cada par posible de canales del EEG se puede utilizar para analizar la interacción armónica no lineal y variable en el tiempo de las señales del EEG.

En diversos aspectos, para clasificar 320 el contexto de atención, el procesador 316 GPU analiza datos de múltiples sujetos usuarios de la BMI en un primer proceso de conjunto de entrenamiento para seleccionar características del espacio de características. Se pueden seleccionar características para proporcionar la mejor segregación entre las diferentes respuestas previstas de los múltiples sujetos (correspondientes a un contexto de atención) y la fase del

biespectro. El proceso del conjunto de entrenamiento puede comprender la partición del espacio de características en subconjuntos y el entrenamiento de la BMI para reconocer el efecto de un estímulo de interés identificado por el sujeto usuario para cada subconjunto del espacio de características. La  $d$  de Cohen se puede utilizar para comparar y evaluar los tamaños del efecto de cada subconjunto. Se apreciará que la  $d$  de Cohen es un tamaño del efecto utilizado para indicar la diferencia estandarizada entre dos medias. La  $d$  de Cohen es un tamaño del efecto apropiado para la comparación entre dos medias. Como se describe a continuación con más detalle, los conjuntos de entrenamiento pueden comprender tanto un componente de entrenamiento de prueba auditiva como un componente de entrenamiento de prueba visual. Se puede utilizar cualquier número adecuado de pruebas para clasificar el contexto. Cuando se utiliza junto con la  $d$  de Cohen, el conjunto de pruebas auditivas se puede utilizar para identificar cómo los subconjuntos del espacio de características corresponden al reconocimiento del usuario y la respuesta a los estímulos auditivos, y el conjunto de pruebas visuales se puede utilizar para identificar cómo los subconjuntos del espacio de características corresponden al reconocimiento del usuario y a la respuesta a los estímulos visuales. Como se describe previamente, en diversos aspectos, la BMI puede ser multimodal, de modo que pueden superponerse apariciones tanto de estímulos auditivos como visuales y/o el usuario puede cambiar la atención entre estímulos auditivos y visuales. En algunos aspectos, algunos subconjuntos del espacio de características corresponden a cambios en la atención del usuario entre estímulos auditivos y visuales. Los conjuntos de entrenamiento y la  $d$  de Cohen se pueden utilizar para seleccionar el subconjunto de características que mejor corresponden al reconocimiento por parte del usuario de estímulos auditivos y visuales, respectivamente. El subconjunto seleccionado se puede utilizar para construir un vector de características. Como se describe más adelante, el procesador 316 GPU puede usar un clasificador discriminante para aplicar un análisis discriminante lineal para clasificar los cambios en el contexto de atención.

De forma similar, para clasificar la respuesta del usuario prevista, el procesador 316 GPU analiza los datos de múltiples sujetos usuarios de la BMI en un segundo proceso de conjunto de entrenamiento para seleccionar características del espacio de características. En algunos aspectos, el segundo proceso del conjunto de entrenamiento puede seguir secuencialmente al primer proceso del conjunto de entrenamiento. Sin embargo, en otros aspectos, los procesos del primer y segundo conjunto de entrenamiento pueden producirse simultáneamente de modo que todas las características seleccionadas se seleccionan en un solo proceso. El proceso del conjunto de entrenamiento puede comprender la partición del espacio de características en subconjuntos y el entrenamiento de la BMI para reconocer el efecto de una respuesta a un estímulo de interés identificado por el sujeto usuario para cada subconjunto del espacio de características. Como se describe previamente, la BMI puede clasificar la respuesta del usuario como amenaza 206, amigable 208 o visualmente neutra 210 ante los estímulos visuales identificados y clasificar la respuesta del usuario como girar a un artillero 218, lanzar un UAV 220 o tratar el estímulo auditivo como neutro 222 ante los estímulos auditivos identificados en función de si los estímulos auditivos identificados son de alcance bajo 224, medio 226 o alto 228. Los conjuntos de entrenamiento y la  $d$  de Cohen se pueden utilizar para seleccionar el subconjunto de características que mejor corresponden a la respuesta del usuario a los estímulos auditivos y visuales identificados, respectivamente. Se puede utilizar cualquier número adecuado de pruebas para clasificar el objetivo. El subconjunto seleccionado se puede utilizar para construir un vector de características para la clasificación. Como se describe más adelante, el procesador 316 GPU puede usar un clasificador discriminante para aplicar un análisis discriminante lineal para clasificar las respuestas del usuario a estímulos visuales o auditivos concretos basándose en un clasificador discriminante que aplica un análisis discriminante lineal. La BMI puede generar respuestas y retroalimentación del sistema en función del éxito de la clasificación del análisis discriminante lineal. En algunos aspectos, la clasificación fallida se puede utilizar para implementar procesos de conjuntos de entrenamiento adicionales. Además, una clasificación fallida se puede utilizar para ajustar los parámetros o la sensibilidad de la interfaz de una estación de tripulación simulada.

La figura 4 muestra la extracción y selección de características biespectrales, así como la clasificación del contexto y del objetivo con más detalle, según un aspecto de la presente divulgación. En diversos aspectos, la extracción y selección se pueden realizar para medir el acoplamiento de fase no lineal para clasificar el contexto y clasificar el objetivo dado la no estacionariedad a corto plazo de los datos del EEG. La figura 4 representa un proceso para detectar señales del EEG sin procesar a partir de estímulos visuales y auditivos (donde  $n$  es un número entero positivo), extraer características de orden superior de la señal del EEG sin procesar, e intervenir en el objetivo identificado. Se aplica una transformación de las ondículas de Morlet a las señales del EEG sin procesar para calcular el biespectro, extraer las características biespectrales, seleccionar un subconjunto del espacio de las características biespectrales de las ondículas, clasificar el contexto de atención y clasificar la respuesta prevista por el usuario, como se muestra en la figura 3. Según diversos aspectos, como se describe previamente, el dispositivo EEG de la BMI puede detectar señales del EEG sin procesar durante el tiempo en el que el usuario de la BMI identifica diversos estímulos de interés, tales como estímulos visuales y estímulos auditivos, y formula diferentes respuestas u objetivos conductuales ante los estímulos identificados, tales como: intervenir en un objetivo, comunicarse con un vehículo amigo o ignorar los elementos neutros en la escena. Después de segmentar los datos del EEG en función de intervalos de tiempo predeterminados, la BMI puede aplicar una CWT, tal como la transformación de ondículas de Morlet, a cada canal del EEG de los datos del EEG segmentados para obtener una representación en la escala de tiempo de los datos del EEG segmentados no estacionarios. En la representación en la escala de tiempo, el tiempo se puede medir según un parámetro  $\tau$  y la escala está inversamente relacionada con la frecuencia.

La extracción 404 de las características de orden superior se puede explicar mediante el análisis del gráfico 408 donde el eje x 410 representa una primera frecuencia  $f_1$  y el eje y 412 representa una segunda frecuencia  $f_2$  de las señales 403a-n del EEG sin procesar detectadas 402 a partir de los estímulos visuales 405 y auditivos 47. El gráfico 408 define cuatro regiones, una región 414 de suma ( $f_1+f_2$ ), una región 416 de diferencia ( $f_1-f_2$ ), una región 418 simétrica y una región 420 principal. La región 414 de suma se define como el área sombreada entre el eje x 410 positivo y la línea  $f_2 = f_1$ . La región 416 de diferencia se define como el área sombreada entre el eje x positivo y la línea  $f_2 = -f_1$ . La región 418 simétrica se define como el área sombreada entre el eje y positivo, la línea  $f_2 = f_{3\text{máx}} - f_1$  y la línea  $f_2 = f_1$ . El biespectro de alta frecuencia 422 se puede extraer a partir de la región 414 de suma y el biespectro de baja frecuencia se puede extraer a partir de la región 416 de diferencia.

El biespectro de las ondículas se puede calcular y utilizar para extraer 404 características biespectrales intracanal (es decir, calculado para un canal del EEG de forma aislada) e intercanal (es decir, calculado para un par concreto de canales del EEG). En diversos aspectos, el espacio de características biespectrales consiste en la pluralidad total de características biespectrales correspondientes a cada combinación posible de pares de canales del EEG y a cada canal del EEG individualmente. El espacio de características biespectrales se puede utilizar para observar la dinámica de corto plazo y las interacciones no lineales destacadas entre diversos pares de canales del EEG. El cálculo biespectral de las ondículas también se puede calcular dentro de un canal del EEG para cada uno de los canales del EEG. Para dos canales del EEG X e Y, el biespectro de las ondículas entre el canal X ( $C_X$ ) y el canal Y ( $C_Y$ ) se define como:

$$B_{X,Y}^W(f_1, f_2) = \int_{\tau} W_X(f_1, \tau) W_X(f_2, \tau) W_Y^*(f_3, \tau) d\tau \quad (1)$$

donde las frecuencias  $f_1$ ,  $f_2$ , y  $f_3$  satisfacen la regla de la suma de frecuencias:  $f_3 = f_1 + f_2$ ,  $W_X(f, \tau)$ , y  $W_Y(f, \tau)$  denota la transformada de ondículas compleja de Morlet de  $C_X$  y  $C_Y$  en la frecuencia  $f$ .  $W_Y(f_3, \tau)$  es el complejo conjugado de la  $f_1$  y  $f_2$ . El biespectro de las ondículas es una ondícula que representa el grado de acoplamiento de fase o sincronía a lo largo del tiempo entre  $f_1$ ,  $f_2$  y su suma  $f_3$ . Por lo tanto, la fuerza de la interacción entre las respectivas frecuencias de  $C_X$ , y  $C_Y$  se mide por la amplitud normalizada (bicoherencia) y la fase (bifase) del biespectro (Ec. 1).

La bicoherencia se puede utilizar para medir el cambio en la potencia (amplitud) del biespectro en diversos contenedores de tiempo. La bifase puede indicar la existencia de un acoplamiento de fase no lineal (p. ej., cuadrático). En particular, para frecuencias  $f_1$ ,  $f_2$  y  $f_3$  que satisfacen la regla de la suma de frecuencias especificada anteriormente, la fase de un componente senoide de suma (o diferencia) en la frecuencia  $f_3$  es igual a la fase de un primer componente senoide en la frecuencia  $f_1$  y a la fase de un segundo componente senoide en la frecuencia  $f_2$ . En algunos aspectos, la bifase indica hasta qué punto los ángulos de fase de  $f_1$ ,  $f_2$  y  $f_3$  están alineados o acoplados en fase. Como se describe previamente, el acoplamiento de fase del EEG puede referirse al acoplamiento de fase intracanal o intercanal de modo que, por ejemplo, el componente senoide en  $f_3$  existe en el mismo canal del EEG o en uno diferente que los componentes sinusoidales en las frecuencias  $f_1$ ,  $f_2$ . En algunos aspectos, este acoplamiento de fase puede indicar que los componentes sinusoidales en las frecuencias  $f_1$ ,  $f_2$  se generan habitualmente o se sintetizan habitualmente mediante el componente senoide en la frecuencia  $f_3$ . Los componentes sinusoidales en las frecuencias  $f_1$ ,  $f_2$  puede corresponder a un aumento o disminución de la bicoherencia de un contenedor de tiempo a otro. Basándose en estos cálculos, el procesador 316 GPU puede extraer 406 características biespectrales de la fase para todos los canales del EEG individualmente y para cada par posible de canales del EEG. Así, el espacio de características biespectrales consiste en toda la pluralidad de las características biespectrales de la fase correspondientes a cada combinación posible de pares de canales del EEG y a cada canal del EEG individualmente.

En diversos aspectos, se utilizan los datos del EEG recopilados del sistema 302 EEG a partir de electrodos activos inalámbricos de 32 canales, los datos de fijación ocular del dispositivo 304 de seguimiento ocular que funciona a 250 Hz a partir de 15 sujetos usuarios de la BMI que realizan las tareas de identificación de estímulos en la interfaz 100 de una estación de tripulación simulada, y los datos auditivos a partir del dispositivo detector de volumen auditivo para seleccionar 408 un subconjunto de las características biespectrales de las ondículas a partir del espacio de características biespectrales. Más específicamente, como se describe previamente, se puede aplicar un proceso de conjunto de entrenamiento que comprende un componente de entrenamiento de prueba auditiva y un componente de entrenamiento de prueba visual. El subconjunto seleccionado de características del espacio de características biespectrales pueden ser las características que más corresponden a la identificación por parte del usuario de estímulos visuales o auditivos y la respuesta prevista del usuario ante los estímulos identificados. Para el entrenamiento en el contexto de atención visual, los usuarios deben identificar el estímulo como un tipo de estímulo visual y generar una respuesta prevista ante el estímulo visual identificado. Como se describe previamente, los estímulos visuales pueden incluir un camión 212, un vehículo de combate blindado 214 y una camioneta 216. Los usuarios de la BMI pueden tener la intención de responder ante los estímulos visuales identificados como amenaza 206, amigable 208 o visualmente neutro 210. Para el entrenamiento en el contexto de la modalidad auditiva, los usuarios deben escuchar un estímulo auditivo y responder en función de si el alcance del estímulo auditivo pertenece a las categorías de alcance bajo 224, medio 226 o alto 228. Como se describe previamente, las respuestas a los estímulos auditivos pueden incluir disparar a un artillero 218, lanzar un UAV 220 o tratar el estímulo auditivo como neutro 222.

Los resultados del entrenamiento se pueden aplicar para seleccionar 408 subconjuntos del espacio de las

características biespectrales de la fase. Específicamente, cada par de canales y frecuencias del EEG en todos los contenedores de tiempo representados en el espacio de las características biespectrales de la fase se analiza con la *d* de Cohen para determinar las características biespectrales que son congruentes con la identificación por parte del usuario de un estímulo auditivo o visual o la formulación de una respuesta ante el estímulo identificado. Basándose en las fijaciones oculares y la detección de sonido, respectivamente, el dispositivo 304 de seguimiento ocular y el detector de volumen auditivo pueden indicar los contenedores de tiempo o épocas correspondientes a cuando el dispositivo ha identificado un estímulo auditivo o visual. La *d* de Cohen se puede aplicar para determinar el tamaño del efecto de diversas características biespectrales antes y después del estímulo identificado. Más específicamente, la generación de características incluye segmentar las señales del EEG en épocas superpuestas ( $T_E$ ); calcular la transformada de ondículas en el intervalo de frecuencias deseado (3-40 Hz); calcular (1) para cada par de canales y combinación de bifrecuencia en cada época; determinar el conjunto de características óptimo en función del *tamaño del efecto D de Cohen*; generar la firma de característica  $G = \{T_E, f_1, f_2, f_3, C_X, C_Y, b_{X,Y}(f_1, f_2), f(f_1, f_2)\}$ . Se podrán completar conjuntos de entrenamiento adicionales según sea necesario.

En algunos aspectos, en función del entrenamiento, las características biespectrales de la fase se clasifican según su congruencia con la identificación del contexto de atención por parte del usuario y el procesador 316 GPU selecciona 408 un número predeterminado de las características biespectrales más congruentes. El subconjunto seleccionado se puede utilizar para construir un vector de características. El vector de características se puede introducir en un clasificador discriminante lineal para clasificar 320 el contexto de atención. El clasificador discriminante lineal puede generar un hiperplano que divida el vector de características en una partición que corresponde a los estímulos visuales y a una partición que corresponde a los estímulos auditivos. Como se describe previamente, la BMI puede ser multimodal, de modo que un usuario de la BMI puede encontrar estímulos auditivos y visuales o ambos. Por ejemplo, en algunos aspectos, el usuario puede percibir visualmente un camión 212 y también escuchar el ruido del motor. En dichos aspectos, el procesador 316 GPU puede utilizar el hiperplano, el aprendizaje automático y un sistema de clasificación ponderada para determinar el grado de atención que el usuario asigna a los estímulos auditivos y visuales, respectivamente. Por ejemplo, como se describe con referencia a las figuras 8 y 9, el hiperplano se puede utilizar para identificar pares de frecuencias (en el espacio de características biespectrales) que corresponden a estímulos auditivos o visuales identificados, respectivamente. En algunos aspectos, el sistema de clasificación ponderada y el aprendizaje automático se pueden utilizar para permitir que la BMI cuantifique la contribución relativa de aquellos pares de frecuencias identificados que corresponden a estímulos auditivos o visuales identificados. En otras palabras, se puede asignar un peso a cada uno de los diversos pares de frecuencias identificados de las características seleccionadas en función del grado en que cada par se correlaciona con la atención del usuario asignada a los estímulos en los contextos de atención auditiva y visual. En aspectos, como se describe más adelante en la figura 5, al aplicar el clasificador a datos de prueba adicionales para la regularización del clasificador, el clasificador puede reducir el número de entradas de las características biespectrales de la fase necesarias para clasificar 320 el contexto de atención, en función de los pesos asignados a pares de frecuencias correlacionadas relativamente más altas de las características biespectrales seleccionadas.

De forma similar, en función del entrenamiento, el procesador 316 GPU puede seleccionar otro subconjunto de las características biespectrales de la fase en función de la correlación entre la variación de la fase de cada una de las características biespectrales de la fase y la respuesta prevista por el usuario, para los contenedores de tiempo correspondientes a la respuesta del usuario ante los estímulos identificados. En consecuencia, el espacio de las características biespectrales de la fase se puede clasificar para seleccionar el subconjunto de las características biespectrales de la fase con la mejor correlación con la respuesta del usuario. Después de que el procesador 316 GPU selecciona un número predeterminado de las características biespectrales de la fase más correlacionadas, el subconjunto seleccionado se puede utilizar para construir un vector de características. El vector de características se puede introducir en el clasificador discriminador lineal para clasificar 322 las respuestas previstas por el usuario. El clasificador discriminante lineal puede generar un hiperplano que divida el vector de características en una partición que corresponde a los estímulos visuales y a una partición que corresponde a los estímulos auditivos. El clasificador discriminante lineal se puede aplicar a tres clases (es decir, tres respuestas del usuario para cualquiera de los dos contextos de atención). En otros aspectos, el clasificador discriminante lineal puede aplicarse para seis clases (es decir, seis respuestas posibles para ambos contextos de atención). Para cada característica biespectral seleccionada, la función de discriminación del clasificador de discriminación lineal calcula la probabilidad condicional de que la característica de la fase biespectral seleccionada se clasifique dentro de cada una de las posibles clases de respuesta del usuario. Por lo tanto, el procesador 316 GPU puede determinar la clase de respuesta del usuario para cada característica biespectral seleccionada. En diversos aspectos, como se describe más adelante en la figura 6, el procesador 316 GPU puede aplicar la regularización del clasificador al aplicar el clasificador a datos de prueba adicionales para la regularización del clasificador de modo que el clasificador pueda reducir el número de entradas de las características biespectrales necesarias para clasificar 322 las respuestas previstas por el usuario. En otras palabras, múltiples características biespectrales de la fase pueden estar correlacionadas con una respuesta prevista por el usuario, pero no todas las características biespectrales correlacionadas son necesarias para clasificar 322 satisfactoriamente las respuestas previstas por el usuario. Por lo tanto, la regularización del clasificador puede tener como objetivo reducir el número de las características biespectrales de la fase correlacionadas al número mínimo necesario para clasificar 322 satisfactoriamente las respuestas previstas por el usuario.

El resultado de la clasificación para determinar el contexto de atención fue en promedio del 91,8 % (probabilidad =

50 %) entre los sujetos. El resultado de la clasificación en la selección del objetivo para los estímulos auditivos fue en promedio del 94,3 % (probabilidad = 33 %) y del 98,0 % (probabilidad = 33 %) en la modalidad visual.

5 Siguiendo con la clasificación basada en el EEG de las respuestas previstas en una simulación de estación de tripulación multimodal, las interfaces cerebro-ordenador (BCI) son muy prometedoras para aumentar las capacidades de las personas. Los procedimientos no invasivos, tal como el EEG, tienen dos señales de control fundamentales. El primero es el control directo, que utiliza los potenciales del cuero cabelludo para descodificar los detalles de la ejecución motora (posición, velocidad, ángulo, etc.) medidos en áreas corticales motoras primarias. El planteamiento del control alternativo es la selección del objetivo. En una BMI dirigida a un objetivo, los objetivos se seleccionan al detectar señales neuronales asociadas con los objetivos conductuales del usuario, mientras que la máquina ejecuta los detalles normalmente controlados por comandos motores de grano más fino. Para desarrollar la BMI dirigida a un objetivo según la presente divulgación, se sometió a prueba la capacidad de descodificar la intención de un sujeto al realizar tareas de identificación en una estación de tripulación simulada de un vehículo militar. Dado que las estaciones de la tripulación (y muchas otras aplicaciones) son intrínsecamente multimodales, se construyó la tarea para tener estímulos tanto auditivos como visuales. Por lo tanto, la intención se definió como la selección de una respuesta que tiene tanto un contexto de atención (visual o auditivo) como un objetivo (categoría de estímulo). Dentro de cada contexto de atención, los sujetos tenían que seleccionar entre tres respuestas previstas cuando se les presentaba una respuesta a la categoría de estímulo identificada. Es importante destacar que la respuesta motora específica (pulsación del botón) se aleatorizó en cada prueba y se insertó un período de retraso entre la presentación del estímulo y la presentación del mapeo de respuesta aleatorio.

20 Las figuras 5A, 5B, 5C son diagramas 600A, 600B, 600C que representan un proceso de regularización de clasificador, según un aspecto de la presente divulgación. La figura 5A muestra un gráfico 602 de sombras del error de clasificación con el índice 608 delta a lo largo del eje x, el índice 610 gamma a lo largo del eje y y una barra 616 de escala del gráfico de sombras que se muestra a la derecha del gráfico 602 de sombras. La figura 5B muestra un gráfico 604 de sombras del número de predicciones en el modelo con el índice 608 delta a lo largo del eje x, el índice 610 gamma a lo largo del eje y y una barra 618 de escala del gráfico de sombras que se muestra a la derecha del gráfico 604 de sombras.

30 La figura 5C es un gráfico 606 del número de predictores 614, mostrado a lo largo del eje, en función de la tasa 612 de error, mostrada a lo largo del eje x. En diversos aspectos, la regularización del clasificador puede referirse al refinamiento del espacio de características biespectral seleccionado correspondiente al modelo matemático del clasificador mediante la reducción del número de muestras de características necesarias como entrada para el modelo matemático del clasificador. En otras palabras, se puede reducir el número de muestras correspondientes a los valores de los hiperparámetros determinados al mismo tiempo que se mantiene un nivel predeterminado de clasificación 320 del contexto y clasificación 322 del resultado del objetivo según el modelo matemático del clasificador. En algunos aspectos, la regularización puede comprender la determinación de parámetros delta y gamma óptimos del modo matemático del clasificador para minimizar los predictores de las características biespectrales al mismo tiempo que se mantiene la capacidad predictiva.

40 Los parámetros del índice 608 delta y del índice 610 gamma son parámetros de regularización que forman los ejes x e y de los gráficos 600A, 600B de sombras que se muestran en las figuras 5A, 5B que pueden usarse para identificar y eliminar predictores de características redundantes. Los parámetros del índice 608 delta y del índice 610 gamma se pueden utilizar para buscar combinaciones de predictores de características validados de forma cruzada que tengan la mayor capacidad predictiva. Se puede utilizar un número adecuado de niveles de parámetros del índice 608 delta y del índice 610 gamma. Los niveles discretos de los parámetros del índice 608 delta y del índice 610 gamma corresponden a diversas combinaciones de predictores de características validados de forma cruzada con un porcentaje concreto de predictores de características que comprenden coeficientes distintos de cero en el modelo matemático del clasificador. Se puede calcular un error de clasificación o una tasa de predicción y graficarlo frente al número de predictores del modelo matemático del clasificador de análisis discriminante. En consecuencia, el gráfico 606 de sombras de la figura 5C muestra la tasa 612 de error a lo largo del eje x y el número de predictores 614 a lo largo del eje y. El gráfico 606 representa la calidad predictiva de las diversas combinaciones de predictores de características validados de forma cruzada (es decir, clasificadores regularizados). Como se puede observar en el gráfico 606, la tasa de error se acerca a 0 a medida que el número de predictores se acerca a 100. En otras palabras, la tasa de error es muy baja (entre 0 y 0,1) cuando el número de predictores de características está entre 50 y 100.

55 Los gráficos 602, 604 de sombra se muestran en las figuras 5A y 5B muestran un equilibrio entre un bajo número de predictores y una baja tasa de error. Como se indica previamente, cada uno de los gráficos 602, 604 de sombras muestra el índice 608 delta a lo largo del eje x y el índice 610 gamma a lo largo del eje y. En consecuencia, como se muestra en el gráfico 602 de sombras, se obtienen mejores tasas de error de clasificación (es decir, tasas de error bajas) cuando el índice del parámetro delta es bajo. Sin embargo, como se muestra en el gráfico 604 de sombras, se obtiene un mejor número de predictores (es decir, un número bajo de predictores) cuando el índice del parámetro 608 delta es alto. En diversos aspectos, para obtener el mejor resultado de regularización del clasificador, el procesador 316 GPU puede determinar la combinación óptima de número de predictores y la exactitud de clasificación al iterar a través de las posibles combinaciones de los valores del índice 608 delta y del índice 610 gamma para determinar la combinación de los valores del índice 608 delta y del índice 610 gamma correspondientes a la tasa de error más baja para un número de predictores menor o igual que un nivel predeterminado. Por lo tanto, los parámetros del índice 608 delta y del índice 610 gamma se pueden utilizar para reducir el número de predictores de las características

biespectrales del modelo matemático del clasificador necesarios para generar un hiperespacio que exceda un nivel predeterminado de capacidad predictiva.

5 Las tablas 1 a 3 ilustran los resultados de las pruebas de la capacidad de la BMI para clasificar 320 el contexto y clasificar 322 el objetivo. La primera columna de las tablas 1-3 indica un identificador de cada usuario de la BMI que es sujeto para someter a prueba la capacidad de la BMI para clasificar 320 el contexto y/o clasificar 322 el objetivo.

10 La tabla 1 es un gráfico que muestra el resultado en el contexto auditivo frente al visual. La tabla 1 es un gráfico que representa el resultado en la clasificación 320 del contexto de atención auditivo frente al contexto de atención visual, según algunos aspectos. En la tabla 1, la segunda y tercera columnas indican el porcentaje de clasificación 320 satisfactoria del contexto por la BMI según las clases del contexto auditivo y visual, respectivamente. La cuarta columna de la tabla 1 es un porcentaje basado en la clase de clasificación satisfactoria (es decir, el promedio de los valores de la segunda y tercera columnas).

Tabla 1

Sujeto	Audio	Visual	Exactitud
01OA	99,2 %	98,3 %	98,7 %
02OA	81,6 %	84,0 %	82,9 %
03OA	95,2 %	92,2 %	93,9 %
04OA	92,0 %	93,6 %	92,7 %
05D	92,5 %	91,4 %	92,0 %
05OA	92,0 %	85,6 %	88,7 %
06OA	72,9 %	82,9 %	78,3 %
07OA	92,0 %	80,0 %	86,5 %
08OA	85,5 %	90,0 %	87,9 %
09OA	97,0 %	96,0 %	96,6 %
33M	93,4 %	85,0 %	89,3 %
37G	77,2 %	84,7 %	81,1 %
738	92,3 %	96,4 %	94,5 %
78S	79,2 %	87,7 %	84,5 %
79D	76,3 %	83,6 %	80,2 %
124	96,3 %	98,7 %	97,5 %
858	100,0 %	98,7 %	99,5 %
1.205	98,3 %	100,0 %	99,2 %
1206	96,3 %	98,2 %	97,3 %
1208	96,7 %	97,9 %	97,3 %
1299	94,5 %	96,0 %	95,3 %
1910	95,0 %	95,2 %	95,1 %
4394	97,0 %	93,8 %	95,4 %
4478	98,3 %	98,1 %	98,3 %
<b>Promedio</b>	<b>91,3 %</b>	<b>92,0 %</b>	<b>91,8 %</b>

15 La tabla 2 es un gráfico que muestra el resultado en estados del objetivo visual. La tabla 2 es un gráfico que muestra el resultado de la BMI para clasificar 322 estados del objetivo correspondientes al contexto de atención visual, según algunos aspectos. La tabla 2 es un gráfico que muestra el resultado de la BMI para clasificar 322 estados del objetivo correspondientes al contexto de atención visual, según algunos aspectos. En la tabla 2, las columnas segunda a cuarta indican el porcentaje de clasificación 322 satisfactoria del objetivo mediante la BMI según las clases de amenaza 206, amigable 208 o visualmente neutro 210 correspondientes a los estímulos visuales identificados, respectivamente. La quinta columna de la tabla 2 es un porcentaje de clasificación satisfactoria basado en las clases (es decir, el promedio de los valores de la segunda a la cuarta columna).

Tabla 2

Sujeto	Amenaza	Amigable	Neutro	Basado en las clases
01OA	100,0 %	100,0 %	100,0 %	100,0 %
02OA	98,9 %	97,7 %	98,9 %	98,5 %
03OA	100,0 %	98,5 %	96,8 %	98,4 %
04OA	98,6 %	95,9 %	98,3 %	97,5 %
05D	93,2 %	97,1 %	96,9 %	95,6 %
05OA	98,3 %	100,0 %	98,1 %	98,7 %
06OA	100,0 %	98,5 %	100,0 %	99,5 %
07OA	100,0 %	100,0 %	100,0 %	100,0 %

## ES 2 992 809 T3

Sujeto	Amenaza	Amigable	Neutro	Basado en las clases
08OA	98,5 %	98,4 %	100,0 %	99,0 %
09OA	97,9 %	97,9 %	98,1 %	98,0 %
33M	95,2 %	92,9 %	100,0 %	95,4 %
37G	98,9 %	98,8 %	98,9 %	98,9 %
738	96,1 %	92,4 %	95,7 %	94,6 %
78S	88,1 %	83,3 %	98,9 %	89,4 %
79D	98,7 %	96,1 %	98,7 %	97,9 %
124	100,0 %	100,0 %	100,0 %	100,0 %
858	100,0 %	100,0 %	96,4 %	98,7 %
1.205	100,0 %	97,4 %	97,5 %	98,3 %
1206	100,0 %	100,0 %	100,0 %	100,0 %
1208	100,0 %	95,1 %	100,0 %	98,5 %
1299	96,9 %	98,6 %	97,1 %	97,5 %
1910	100,0 %	100,0 %	100,0 %	100,0 %
4394	94,3 %	98,6 %	100,0 %	97,6 %
4478	100,0 %	100,0 %	100,0 %	100,0 %
<b>Promedio</b>	<b>98,1 %</b>	<b>97,4 %</b>	<b>98,8 %</b>	<b>98,0 %</b>

5 La tabla 3 es un gráfico que muestra el resultado en estados del objetivo auditivo. En la tabla 3, las columnas segunda a cuarta indican el porcentaje de clasificación 322 satisfactoria del objetivo mediante la BMI según las clases de girar a un artillero 218, lanzar un UAV 220 o tratar el estímulo auditivo como neutro 222 correspondientes a los estímulos auditivos identificados, respectivamente. La quinta columna de la tabla 2 también es un porcentaje de clasificación satisfactoria basado en las clases (es decir, el promedio de los valores de la segunda a la cuarta columna).

Tabla 3

Sujeto	Girar A	UAV	Neutro	Basado en las clases
01OA	100,0 %	98,0 %	95,8 %	97,9 %
02OA	69,0 %	72,0 %	74,0 %	71,7 %
03OA	97,0 %	99,0 %	96,0 %	97,3 %
04OA	86,0 %	88,0 %	89,0 %	87,7 %
05D	100,0 %	98,8 %	98,9 %	99,3 %
05OA	98,8 %	96,3 %	100,0 %	98,3 %
06OA	97,5 %	95,1 %	96,3 %	96,3 %
07OA	98,8 %	98,8 %	97,5 %	98,3 %
08OA	100,0 %	97,5 %	95,0 %	97,5 %
09OA	97,5 %	97,5 %	100,0 %	98,3 %
33M	95,2 %	97,3 %	98,9 %	97,0 %
37G	99,0 %	97,0 %	96,0 %	97,3 %
73B	97,0 %	95,5 %	96,9 %	96,5 %
78S	97,1 %	96,9 %	97,3 %	97,1 %
79D	97,0 %	98,9 %	97,9 %	97,9 %
124	95,3 %	89,1 %	100,0 %	93,8 %
858	95,8 %	95,8 %	100,0 %	96,7 %
1.205	91,7 %	95,8 %	100,0 %	95,0 %
1206	93,8 %	92,2 %	100,0 %	94,4 %
1208	84,7 %	91,7 %	100,0 %	90,6 %
1299	91,3 %	86,3 %	100,0 %	91,0 %
1910	90,6 %	90,6 %	100,0 %	92,5 %
4394	88,8 %	85,0 %	100,0 %	89,5 %
4478	87,5 %	88,9 %	100,0 %	90,6 %
<b>Promedio</b>	<b>93,7 %</b>	<b>93,4 %</b>	<b>97,1 %</b>	<b>94,3 %</b>

10 En consecuencia, con referencia a las tablas 1 a 3, como se analiza previamente, la BMI del sistema y procedimiento divulgados puede detectar directamente la intención relacionada con la conducta o el objetivo de un usuario de la BMI al determinar el contexto de atención de los estímulos identificados y/o las respuestas previstas por el usuario de la BMI. En las tablas 1-3 se presentan los porcentajes correspondientes al resultado de clasificar 320 el contexto y clasificar 322 el objetivo por la BMI. En resumen, para todos los sujetos usuarios de la BMI, el sistema y el procedimiento divulgados pueden detectar si el usuario responde a los estímulos auditivos o estímulos visuales con

una exactitud estimada del 91,8 %, como se ilustra en la tabla 1. Esta es una mejora significativa en comparación con la tasa de exactitud del 50 % que corresponde a una probabilidad igual de seleccionar una de dos clases. De forma similar, la tabla 2 puede proporcionar una clasificación del resultado para las clases de respuesta correspondientes a los estímulos de tipo amenaza, tipo amigo y tipo neutro, como se describe previamente. Los valores porcentuales de las quintas columnas basados en las clases de las tablas 2 y 3 constituyen el promedio de la clasificación según estos tipos de estímulos. Como se muestra en la tabla 2, para todos los sujetos usuarios de la BMI, la BMI detectó con exactitud la respuesta prevista del usuario de la BMI ante los estímulos visuales identificados el 98 % del tiempo. Como se muestra en la tabla 3, para todos los sujetos usuarios de la BMI, la BMI detectó con exactitud la respuesta prevista del usuario de la BMI ante los estímulos visuales identificados el 94,3 % del tiempo.

La detección de señales relacionadas con el objetivo mediante el EEG no se ha demostrado y aumenta la viabilidad del EEG como metodología para la BMI práctica. El sistema y el procedimiento para la identificación no invasiva de objetivos cognitivos y conductuales se pueden aplicar a un amplio conjunto de aplicaciones de la interfaz cerebro-máquina, incluida la automatización de tareas, la simplificación del control protésico, la interacción hombre-ordenador y/o la mejora humana (p. ej., el control de la robótica).

La figura 6 ilustra una vista arquitectónica o de componentes de un sistema 700 informático que puede emplearse para implementar el sistema y el procedimiento para la identificación no invasiva de objetivos cognitivos y conductuales descritos en relación con las figuras 1-5, según un aspecto de la presente divulgación. En diversos aspectos, haciendo referencia también a la figura 16, la unidad 1702 base y/o el ordenador 1712 de propósito general pueden comprender el sistema 700 informático o partes del sistema 700 informático para implementar la BMI según la presente divulgación. El sistema 700 informático puede comprender uno o más del procesador 316 GPU o la FPGA descritos previamente. En diversos aspectos, como se ilustra, el sistema 700 informático comprende uno o más procesadores 702 (p. ej., microprocesador, microcontrolador) acoplados a diversos sensores 704 (p. ej., sensores de movimiento, sensores biométricos, sensores auditivos, sensores de seguimiento ocular, sensores del EEG) y por lo menos un componente 708 de retroalimentación de salida por medio de un circuito 706 adecuado. Por ejemplo, el componente 708 de retroalimentación de salida puede proporcionar información de clasificación de la respuesta prevista por el usuario a la BMI por medio de un circuito 706 adecuado tal como un controlador 706 de dispositivo. El uno o más procesadores 702 pueden ser uno cualquiera de un número de procesadores de un solo núcleo o múltiples núcleos conocidos en la técnica. Los sensores 704 pueden referirse, por ejemplo, al dispositivo 302 EEG, al dispositivo 304 de seguimiento ocular y al detector de volumen auditivo descritos anteriormente. Además, uno o más dispositivos 710 de almacenamiento que comprenden una lógica 712 operativa para su funcionamiento están acoplados al uno o más procesadores 702. El uno o más dispositivos 710 de almacenamiento pueden incluir cualquier dispositivo adecuado, tal como un disco duro, una memoria de acceso aleatorio (RAM), una memoria de solo lectura (ROM) o unidades de memoria flash conectadas mediante bus serie universal (USB). El uno o más dispositivos 710 de almacenamiento pueden comprender medios de almacenamiento volátiles y no volátiles configurados para almacenar copias persistentes y temporales de la lógica 712 operativa. La interfaz 714 de comunicación también puede estar acoplada al uno o más procesadores 702. En algunos aspectos, uno o más procesadores 702 pueden empaquetarse junto con la lógica 712 operativa para, por ejemplo, formar un sistema en paquete (SiP) o un sistema en un chip (SoC). En otros aspectos, uno o más procesadores 702 pueden estar integrados en la misma matriz con la lógica 712 operativa.

Como se describe previamente, los sensores 704 pueden comprender sensores biométricos configurados para detectar y recopilar información de un usuario de la BMI, tal como datos biométricos y de movimiento asociados con la posición, la postura y/o el movimiento de cualquier parte del cuerpo del usuario, tal como, por ejemplo, los brazos, manos, dedos, piernas, pies, dedos del pie, cabeza, cuello, torso, ojos, ondas cerebrales, entre otras partes del cuerpo del usuario de la BMI. El uno o más procesadores 702 procesan los datos biométricos y de los sensores de movimiento recibidos de los sensores 704. En algunos aspectos, los datos procesados se envían al componente 708 de retroalimentación de salida por medio del controlador 706 para proporcionar retroalimentación a la BMI. El uno o más procesadores 702 también pueden configurarse para ejecutar la lógica 712 operativa para procesar los datos biométricos y de movimiento recopilados del usuario de la BMI, como se describe anteriormente. En diversos aspectos, la lógica 712 operativa puede configurarse para proporcionar retroalimentación a la BMI. Por lo tanto, la lógica 712 operativa puede realizar el procesamiento inicial y transmitir los datos a un ordenador que aloja la aplicación de la BMI para determinar y generar instrucciones sobre la retroalimentación que se proporcionará. Para estos aspectos, la lógica 712 operativa puede configurarse además para recibir los datos biométricos, de movimiento y del EEG asociados con el usuario y proporcionar retroalimentación a un ordenador de alojamiento. En aspectos alternativos, la lógica 712 operativa puede configurarse para asumir un papel más importante en la recepción de los datos biométricos, del movimiento y del EEG y en la determinación de la retroalimentación. Por lo tanto, la lógica 712 operativa puede determinar independientemente la retroalimentación o en respuesta a instrucciones de un ordenador de alojamiento.

En diversos aspectos, la lógica 712 operativa puede implementarse en instrucciones admitidas por la arquitectura del conjunto de instrucciones (ISA) de uno o más procesadores 702, o en lenguajes de nivel superior que se compilan en la ISA admitida. La lógica 712 operativa puede comprender una o más unidades o módulos lógicos. En diversos aspectos, la lógica 712 operativa se implementa de forma orientada a objetos. La lógica 712 operativa también se puede configurar para ejecutarse de manera multitarea y/o con múltiples hilos de ejecución. En otros aspectos, la lógica 712 operativa puede implementarse en hardware adecuado, tal como una matriz de puertas. En algunos aspectos, la interfaz 714 de comunicación puede configurarse para facilitar la comunicación entre un dispositivo periférico y el sistema 700 informático. La comunicación puede incluir la transmisión de los datos biométricos, del

movimiento y del EEG recopilados asociados con la posición, la postura y/o los datos de movimiento de las partes del cuerpo o las ondas cerebrales del usuario a un ordenador de alojamiento, y la transmisión de los datos asociados con los mismos desde el ordenador de alojamiento a un dispositivo periférico. En diversos aspectos, la interfaz 714 de comunicación puede ser una interfaz de comunicación cableada o inalámbrica. Un ejemplo de una interfaz de comunicación cableada puede incluir, pero no se limita a, una interfaz USB. Un ejemplo de una interfaz de comunicación inalámbrica puede incluir, pero no se limita a, una interfaz Bluetooth, wifi, entre otras.

En referencia de nuevo a las figuras 1 y 2, se pueden recopilar datos de un número predeterminado de sujetos, tales como por ejemplo 15 sujetos, con un sistema 302 EEG de electrodos activos de 32 canales y un dispositivo 304 de seguimiento ocular que funciona a 250 Hz. En diversos aspectos, la interfaz 100 de una estación de tripulación simulada es un software personalizado de BMI adecuado desarrollado para recopilar y sincronizar 310 EEG, seguimiento ocular, eventos de simulación y respuesta conductual. Por ejemplo, el software personalizado puede ser un motor de juego Unity para generar el entorno 3D de la interfaz 100 de una estación de tripulación simulada. Como se describe previamente, en el contexto visual, los sujetos tuvieron que generar las respuestas previstas a estímulos que caían en las categorías de amenaza 206, amigable 208 o visualmente neutro 210. En el contexto auditivo, los sujetos escucharon indicaciones de alcance y generaron las respuestas previstas para los alcances en las categorías de alcance bajo 224, medio 226 o alto 228. Para evitar asociaciones triviales entre los estímulos identificados y la respuesta del usuario, cada categoría tenía dos estímulos identificados ejemplares diferentes. Por lo tanto, la BMI se sometió a prueba para garantizar que puede determinar directamente la respuesta prevista del usuario de la BMI basándose en el procesamiento de señales de los datos recopilados.

En algunos aspectos, durante los experimentos de prueba de la BMI, la correlación entre los estímulos identificados y las respuestas previstas del usuario se aleatorizó y retrasó de modo que el botón correcto que se debía pulsar en el controlador solo se sabía después de un período de retraso de por lo menos 900 ms (0,9-1,1 s), de modo que la BMI tuviera tiempo suficiente para determinar directamente las respuestas previstas del usuario. Como se describe en la presente memoria, en algunos aspectos, las BMI no invasivas típicamente emplean una de dos señales de control. Las dos señales de control incluyen una señal de control directo para descodificar comandos momento a momento (p. ej., al controlar una extremidad) y una señal dirigida a un objetivo para detectar señales de intención de alto nivel en las que la máquina debe planificar y ejecutar los detalles de la respuesta detectada. La BMI de la presente divulgación utiliza señales dirigidas a un objetivo para determinar directamente la respuesta prevista del usuario. Las BMI en general se centran en una modalidad a la vez: visual, motora o auditiva. Por lo tanto, la intención se define como la selección de una de tres respuestas que tienen tanto un contexto de atención (visual o auditivo) como un objetivo (respuesta a la categoría de estímulo). El resultado de la clasificación de intención superó el 94,3 % de exactitud tanto en el contexto auditivo como en el visual, como se muestra en las tablas 2 y 3. La clasificación de intención para el problema de las seis clases superó el 80 % de exactitud (no se muestra).

La figura 7 muestra un gráfico 800 de sombras que ilustra la alta frecuencia (región de suma) y la baja frecuencia (región de diferencia) de la autobicoherencia de las ondículas para el par de canales del EEG 18-18 en un contexto visual y una barra 808 de escala del gráfico de sombras que representa la presencia de características a la derecha del gráfico 800 de sombras, según un aspecto de la presente divulgación. La frecuencia  $f_1$ (Hz) 802 se muestra a lo largo del eje x y la frecuencia  $f_2$ (Hz) 804 se muestra a lo largo del eje y. El valor de la frecuencia  $f_1$  a lo largo del eje x y el valor de la frecuencia  $f_2$  a lo largo del eje y el eje y ambos varían de 0 a 40 Hz. Como se muestra en la figura 7, cada una de las regiones 806 amarillas del gráfico 800 de sombras corresponde a un valor de autobicoherencia (es decir, la amplitud o potencia normalizada del biespectro para un canal del EEG concreto) para los dos valores de frecuencia acoplados en fase  $f_1$  y  $f_2$  correspondientes a los ejes x e y, respectivamente. Las regiones 806 amarillas se representan según la barra 808 de escala del gráfico de sombras. El valor de autobicoherencia se mide en función de un índice que va de 0 a 1. Las diversas sombras de la barra 808 de escala del gráfico de sombras corresponden a valores numéricos de autobicoherencia entre 0 y 1. En algunos aspectos, los valores de autobicoherencia pueden indicar el grado en que la amplitud normalizada del biespectro aumenta o disminuye. En algunos aspectos, un amarillo 806 del gráfico 800 de sombras de la figura 7 puede corresponder a un fragmento del espacio de características biespectrales basado en la región 806 amarilla que comprende las frecuencias correlacionadas en fase  $f_1$ ,  $f_2$  que definen regiones de suma correspondientes a la frecuencia  $f_3$  según se determina en función de la bifase del biespectro. Pueden aparecer características biespectrales y extraerse de las regiones de suma.

En diversos aspectos, las características biespectrales extraídas comprenden información sobre un conjunto de frecuencias  $f_1$ ,  $f_2$  dentro de un canal del EEG o entre dos canales del EEG concretos que aparecen dentro de un contenedor de tiempo por primera vez y que están correlacionados en fase con la frecuencia de suma  $f_3$  del conjunto que aparece dentro de un segundo contenedor de tiempo. Como se describe previamente, las características biespectrales extraídas seleccionadas se pueden utilizar para clasificar 320 el contexto. Por ejemplo, el conjunto de frecuencias podría comprender 38 Hz para  $f_2$  y 5 Hz para  $f_1$  de modo que el conjunto de frecuencias representa el acoplamiento de frecuencias delta y gamma, lo que puede indicar la atención visual del usuario. En particular, el cambio en la amplitud normalizada como se indica con la bicoherencia y la correlación de fase como se indica con la bifase se pueden utilizar para determinar el contexto de atención del usuario de la BMI. La interacción no lineal de dos frecuencias de componentes sinusoidales del EEG correspondientes a los intervalos de frecuencia delta y beta/gamma con una frecuencia de suma o diferencia puede indicar procesamiento visual por parte del usuario. Como se describe previamente, se puede seleccionar 408 un subconjunto de las características biespectrales extraídas para construir un vector de características que se introducirá en un clasificador discriminante lineal para clasificar 320 los cambios

en el contexto de atención. En diversos aspectos, las regiones 806 amarillas pueden determinarse basándose en los cálculos de la autobicoherencia de las ondículas.

La figura 8 muestra otro gráfico 900 de sombras que ilustra la alta frecuencia (región de suma) y la baja frecuencia (región de diferencia) de la autobicoherencia de las ondículas para el par de canales del EEG 18-18 en un contexto auditivo. Una barra 910 de escala del gráfico de sombras representa la presencia de características a la derecha del gráfico 900 de sombras, según aspectos de la presente divulgación. De forma similar al gráfico 800 de sombras que se muestra en la figura 7, la frecuencia  $f_1$ (Hz) 902 se muestra a lo largo del eje x y la frecuencia  $f_2$ (Hz) 904 se muestra a lo largo del eje y. El valor de la frecuencia  $f_1$  a lo largo del eje x y el valor de la frecuencia  $f_2$  a lo largo del eje y y ambos varían de 0 a 40 Hz. De forma similar a la región 806 amarilla (figura 7), las regiones 906, 908 del gráfico 900 de sombras corresponden a valores de autobicoherencia (es decir, la amplitud o potencia normalizada del biespectro para un canal del EEG concreto) para los dos valores de frecuencia acoplados en fase  $f_1$  y  $f_2$  correspondientes a los ejes x e y, respectivamente. Las diversas sombras de la barra 910 de escala del gráfico de sombras corresponden a valores numéricos de autobicoherencia entre 0 y 1. En algunos aspectos, una región 906 naranja y una región 908 verde del gráfico 900 de sombras pueden corresponder a un fragmento del espacio de características biespectrales basado en la región 806 amarilla (figura 7) que comprende las frecuencias correlacionadas en fase  $f_1$ ,  $f_2$  que definen regiones de suma correspondientes a la frecuencia  $f_3$  según se determina en función de la bifase del biespectro. Pueden aparecer características biespectrales y extraerse de las regiones de suma. La región 906 naranja y la región 908 verde están representadas según la barra 910 de escala del gráfico de sombras.

En algunos aspectos, las características biespectrales extraídas comprenden información sobre un conjunto de frecuencias  $f_1$ ,  $f_2$  dentro de un canal del EEG o entre dos canales del EEG concretos que aparecen dentro de un contenedor de tiempo por primera vez y que están correlacionados en fase con la frecuencia de suma  $f_3$  del conjunto que aparece dentro de un segundo contenedor de tiempo. Como se describe previamente, las características biespectrales extraídas seleccionadas se pueden utilizar para clasificar 320 el contexto. Por ejemplo, el conjunto de frecuencias podría representar una correlación o acoplamiento de fase que puede indicar la atención auditiva del usuario (p. ej., delta y gamma o alguna otra combinación de frecuencias). En particular, el cambio en la amplitud normalizada como se indica con la bicoherencia y la correlación de fase como se indica con la bifase se pueden utilizar para determinar el contexto de atención del usuario de la BMI. La interacción no lineal de dos frecuencias de componentes sinusoidales del EEG correspondientes a los intervalos de frecuencia delta y beta/gamma con una frecuencia de suma o diferencia puede indicar procesamiento visual por parte del usuario. Como se describe previamente, se puede seleccionar 408 un subconjunto de las características biespectrales extraídas para construir un vector de características que se introducirá en un clasificador discriminante lineal para clasificar 320 los cambios en el contexto de atención. En diversos aspectos, la región 906 naranja y la región 908 verde pueden determinarse basándose en cálculos de la autobicoherencia de las ondículas.

La figura 9 muestra un gráfico 1000 de sombras que analiza la distribución de las características biespectrales de la fase en múltiples sujetos usuarios para clasificar 320 el contexto (es decir, discriminación del contexto) y una barra 1006 de escala del gráfico de sombras que representa la probabilidad a la derecha del gráfico 1000 de sombras, según un aspecto de la presente divulgación. El gráfico 1000 representa una distribución de probabilidad de los conjuntos de frecuencias acopladas en fase de las características biespectrales para todo el espacio de características, que se distribuyen en función de cinco bandas de frecuencias. En algunos aspectos, el eje x 1002 y el eje y 1004 indican cada uno las cinco bandas de frecuencias (delta, theta, alfa, beta, gamma). Como se describe previamente, las cinco bandas son bandas de frecuencia delta: 1-4 Hz, theta: 4-8 Hz, alfa 8-14 Hz, beta: 13-30 Hz y gamma: 30-40 Hz. Es bien conocido que el acoplamiento de las bandas de frecuencia delta-beta y delta-gamma corresponde a la atención visual y/o la atención auditiva (Romero et al., 2015; Lakatos et al., 2008). La barra 1006 de escala del gráfico de sombras de probabilidad está indexada en función de diversas sombras que corresponden a un intervalo de 0 a 0,6. Por ejemplo, como se indica en el gráfico 1000, las características que implican el acoplamiento de la banda de frecuencias delta-gamma representan aproximadamente el 60 % del espacio de características, mientras que las características que implican el acoplamiento en la banda de frecuencias delta-beta representan aproximadamente el 25 % del espacio de características. Por lo tanto, aproximadamente el 85 % o más de las características implican el acoplamiento de las frecuencias delta a beta y gamma. Además, el examen de la distribución espacial de los pares de canales del EEG también muestra que la mayoría de las características tienden a ser de acoplamiento de frecuencia cruzada en el mismo canal del EEG (no se muestra). Este resultado concuerda con los hallazgos publicados que han demostrado el acoplamiento delta-beta y delta-gamma durante la atención del usuario.

La figura 10 muestra un gráfico 1100 que analiza la distribución de las características biespectrales de la fase entre sujetos usuarios de la BMI para clasificar 320 el contexto, según un aspecto de la presente divulgación. La frecuencia (Hz) 1104 que va de 0 a 40 Hz se muestra a lo largo del eje x, los índices del contenedor 1102 de tiempo que van de 0 a 20 se muestran a lo largo del eje y, y las apariciones 1106 que van de 0 a 6 se muestran a lo largo del eje z. En algunos aspectos, los contenedores de tiempo se pueden incrementar en un valor adecuado, tal como 100 ms. Las diversas sombras del eje del espectro 1108 corresponden a valores numéricos entre 0 y 40. En diversos aspectos, las características biespectrales se seleccionan principalmente en contenedores de tiempo tempranos, lo que sugiere la capacidad de la BMI para separar rápidamente entre los contextos de atención visual y auditiva. Como se describe previamente, en algunos aspectos, las características pueden seleccionarse en función de un proceso de conjunto de entrenamiento.

La figura 11 muestra un gráfico 1200 del resultado de la clasificación de la BMI en el curso de las pruebas con 15 sujetos usuarios para el contexto 1202 de atención visual y auditiva combinadas, el contexto 1204 de atención visual, el contexto 1206 de atención auditiva y las seis clases 1208 de respuesta visual y auditiva del usuario combinadas, según un aspecto de la presente divulgación. El resultado de la clasificación se mide en función de la media más o menos la desviación estándar. Como se muestra en el gráfico 1200, la clasificación del contexto 1202 tiene una media de aproximadamente el 81 % con una desviación estándar de aproximadamente el 3 %. En diversos aspectos, la clasificación del contexto 1202 de atención visual y auditiva combinadas comprende la BMI que clasifica 320 el contexto entre los contextos de atención visual y auditivo (es decir, identifica si el estímulo identificado por el usuario es visual o auditivo) en los usuarios de la BMI que perciben la aparición de estímulos visuales y auditivos, y/o un cambio en los estímulos visuales y auditivos, en el curso de una o más pruebas. Como se describe previamente en relación con la figura 2, las seis clases de respuesta de usuario 1208 comprenden amenaza 206, amigable 208 o visualmente neutro 210 para el contexto de atención visual y girar a un artillero 218, lanzar un UAV 220 o tratar el estímulo auditivo como neutro 222 para el contexto de atención auditiva. La clasificación del contexto 1204 de atención visual comprende la BMI que clasifica 322 el objetivo entre las clases amenaza 206, amigable 208 o visualmente neutro 210 para los usuarios de la BMI que perciben la aparición de estímulos visuales y/o un cambio en los estímulos visuales. La clasificación del contexto 1204 de atención visual tiene una media de aproximadamente el 97 % con una desviación estándar de aproximadamente el 2 %. La clasificación del contexto de atención auditivo 1206 comprende la BMI que clasifica 322 el objetivo entre las clases de girar a un artillero 218, lanzar un UAV 220 o tratar el estímulo auditivo como neutro 222 para los usuarios de la BMI que solo perciben la aparición de estímulos auditivos y/o un cambio en los estímulos auditivos. Como se muestra en el gráfico 1200, la clasificación 1206 auditiva tiene una media de aproximadamente el 94 % con una desviación estándar de aproximadamente el 6 %. Como se muestra en el gráfico 1200, la clasificación combinada en seis clases 1208 tiene una media de aproximadamente el 82 % con una desviación estándar de aproximadamente el 2 %. La clasificación combinada en seis clases 1208 comprende la BMI que clasifica el objetivo 322 entre las clases de amenaza 206, amigable 208, visualmente neutro 210, girar a un artillero 218, lanzar un UAV 220 y tratar el estímulo auditivo como neutro 222 para los usuarios de la BMI que perciben la aparición de estímulos visuales y auditivos y/o un cambio en los estímulos visuales y auditivos.

La figura 12 muestra un gráfico de sombras del EEG 1300 que representa un mapa cerebral que ilustra la distribución espacial de las características biespectrales del acoplamiento en frecuencia delta-beta y delta-gamma en todos los sujetos para la discriminación del contexto y una barra 1304 de escala del gráfico de sombras que representa la presencia de características a la derecha del gráfico de sombras del EEG 1300, según un aspecto de la presente divulgación. El diagrama 1300 de sombras puede comprender electrodos 1302 del EEG dispuestos en la cabeza 1306 de un usuario del EEG según un diseño de electrodos de 10 por 10. La cabeza 1306 del usuario se muestra en vista superior con la nariz 1308 y las orejas 1310 para proporcionar un contexto de orientación izquierda/derecha. Como se describe previamente, cada uno de los electrodos 1302 del EEG corresponde a un canal del EEG. Los valores que se visualizan en cada sitio de electrodo representan el porcentaje de características implicadas en ese canal (normalizado al electrodo con el número máximo de características). El gráfico 1300 de sombras muestra que las características utilizadas para la discriminación del contexto presentan un fuerte sesgo hacia los canales parietales y centroparietales con una preferencia por el hemisferio 1312 izquierdo. Trabajos anteriores han demostrado coherencia en las frecuencias delta y beta/gamma en estas ubicaciones relacionadas con la atención visual. El fuerte sesgo del hemisferio 1312 izquierdo también puede estar relacionado con las demandas de procesamiento del lenguaje en las tareas humanas. La barra 1304 de escala del gráfico de sombras está indexada en función de diversas sombras que corresponden a un intervalo de 0 a 1. El intervalo entre 0 y 1 corresponde a un porcentaje de características biespectrales asociadas con cada canal 1302 del EEG concreto. En cada canal 1302 del EEG, el color indica el porcentaje de características asociadas.

La figura 13 muestra otros gráficos 1400 de sombras del EEG que representan mapas cerebrales del EEG que comprenden un mapa 1402 cerebral del EEG de amenaza, un mapa 1404 cerebral del EEG amigable y un mapa 1406 cerebral del EEG neutro y una barra 1304 de escala de gráficos de sombras que representa la presencia de características a la derecha de los gráficos 1400 de sombras del EEG, según un aspecto de la presente divulgación. Los mapas 1402, 1404, 1406 cerebrales del EEG corresponden a las clases de amenaza 206, amigable 208 y visualmente neutro 210 para el contexto de atención visual, como se describe en relación con la figura 2. La barra 1304 de escala del gráfico de sombras que se muestra en la figura 13 también aparece en la figura 14. Los mapas 1402, 1404, 1406 cerebrales del EEG muestran la distribución espacial de las características de acoplamiento de frecuencia delta-beta/gamma entre sujetos para la discriminación de objetivos visuales. Si bien están altamente distribuidas, las características implican áreas implicadas con el procesamiento visoespacial. El mapa 1402 cerebral del EEG de amenaza muestra porcentajes relativamente altos de características asociadas con los canales del EEG T3, F4, C4, P2, etc. Estos canales del EEG corresponden a diversas porciones del cerebro. El mapa 1404 cerebral del EEG amigable muestra porcentajes relativamente altos de características asociadas con los canales del EEG P2, O2, T4, A2. El mapa 1406 cerebral del EEG amigable muestra porcentajes relativamente altos de características asociadas con los canales del EEG C2, C4, P2, P4.

La figura 14 muestra otros gráficos 1500 de sombras del EEG que representan mapas 1500 cerebrales del EEG que comprenden un mapa 1502 cerebral del EEG de alcance cercano, un mapa 1504 cerebral del EEG de alcance medio y un mapa 1506 cerebral del EEG alcance lejano y una barra 1304 de escala de gráfico de sombras que representa la presencia de características a la derecha de los gráficos 1400 de sombras del EEG, según un aspecto de la presente

divulgación. Los mapas 1502, 1504, 1506 cerebrales del EEG corresponden a las clases de alcance bajo 224, medio 226 o alto 228 para el contexto de atención auditiva como se describe en relación con la figura 2. La barra 1304 de escala del gráfico de sombras que representa la presencia de características que se muestra en la figura 12 también aparece en la figura 14. Los mapas 1502, 1504, 1506 cerebrales del EEG muestran la distribución espacial de las características de acoplamiento de frecuencia delta-beta/gamma entre sujetos para la discriminación de objetivos auditivos. En general las características se agrupan alrededor de los electrodos frontales y frontocentrales. Esta agrupación puede reflejar la implicación documentada de las regiones corticales premolares en las representaciones lingüísticas de proximidad. El mapa 1502 cerebral EEG de alcance cercano muestra porcentajes relativamente altos de características asociadas con los canales del EEG FCz, Fz, F8, etc. Estos canales del EEG corresponden a diversas porciones del cerebro. El mapa 1504 cerebral del EEG de alcance medio muestra porcentajes relativamente altos de características asociadas con los canales del EEG FC4, F4, FC2, C4, FC6. El mapa 1506 cerebral del EEG de alcance lejano muestra porcentajes relativamente altos de características asociadas con los canales del EEG F4, C4, CP6.

Las figuras 15A-15D muestran las curvas 1600 características de funcionamiento del receptor (ROC) para la clasificación del (a) contexto, (b) la atención visual, (c) la atención auditiva y (d) de 6 clases mediante el clasificador discriminante lineal en los 15 sujetos, según un aspecto de la presente divulgación. Las curvas 1600 ROC proporcionan una representación gráfica del equilibrio entre la sensibilidad y la especificidad de un hiperplano generado por el clasificador discriminante lineal. En otras palabras, la sensibilidad del clasificador discriminador lineal para alertar a la BMI de que se ha producido una clasificación 320 del contexto o una clasificación 322 del objetivo, como se describe en relación con la figura 3, varía inversamente con la capacidad del clasificador discriminador lineal para identificar específicamente las características que indican que se ha producido una clasificación 320 del contexto o una clasificación 322 del objetivo exactas. Por lo tanto, la sensibilidad puede medirse mediante una tasa de verdaderos positivos y la especificidad puede medirse mediante una tasa de falsos positivos. En la figura 15A, el eje x indica e indexa la tasa 1602 de falsos positivos que va de 0 a 1 en incrementos indicados de 0,2. El eje y indica e indexa la tasa 1604 de verdaderos positivos de que va de 0 a 1 en incrementos indicados de 0,2. En las figuras 15B-15D, el eje x indica e indexa la probabilidad 1608 de falsa alarma (es decir, 1 menos la especificidad) que va de 0 a 1 en incrementos indicados de 0,1. El eje y indica e indexa la probabilidad 1610 de detección (es decir, sensibilidad) que va de 0 a 1 en incrementos indicados de 0,1. Para la clasificación de intención visual y auditiva, el área debajo de la curva (AUC) 1606 es consistentemente más alta para los contrastes de amenaza frente a otros y cercano frente a otros.

La figura 17 es un diagrama 1800 lógico de un procedimiento para identificar la intención conductual de una persona, según un aspecto de la presente divulgación. El procedimiento puede ejecutarse en un entorno de hardware divulgado en relación con las figuras 3, 6 y 16. Según el procedimiento, un electroencefalograma aplicado a una persona detecta 1802 señales electromagnéticas generadas por el cerebro de la persona, en el que las señales electromagnéticas comprenden un componente de tiempo y un componente de frecuencia. Un monitor detecta 1804 un movimiento ocular de la persona y un volumen de un estímulo auditivo, correspondiendo el movimiento ocular a un estímulo visual. Un procesador extrae 1806 un primer conjunto de vectores de características correspondientes al estímulo visual y un segundo conjunto de vectores de características correspondientes al estímulo auditivo, en el que cada uno de los vectores de características define una clase de intención conductual. El procesador determina 1808, mediante el procesador, la intención conductual de la persona basada en el primer conjunto de vectores de características y el segundo conjunto de vectores de características.

La figura 18 es un diagrama 1900 lógico que ilustra elementos adicionales de un procedimiento para identificar la intención conductual de una persona, según un aspecto de la presente divulgación. El procedimiento puede ejecutarse en un entorno de hardware divulgado en relación con las figuras 3, 7 y 17. En un aspecto, las funciones adicionales del procesador, después de que el monitor detecta 1804 un movimiento ocular de la persona y un volumen de un estímulo auditivo, incluyen que el procesador sincroniza 1902 las señales electromagnéticas con el estímulo visual y el estímulo auditivo. En otro aspecto más, el procesador preprocesa 1904 las señales electromagnéticas, en el que el preprocesamiento comprende filtrar y referenciar las señales electromagnéticas; y extraer 1906, mediante el procesador, características espectrales de las señales electromagnéticas. El procesador también puede determinar 1908 una primera banda de frecuencias y una segunda banda de frecuencias de las características espectrales. El procesador puede aplicar 1910 una transformación de ondículas a las señales electromagnéticas, en el que la transformación de ondículas se aplica durante un período de tiempo correspondiente al componente de tiempo; y determinar 1912 un elemento de bicoherencia para definir una medida del acoplamiento de fase basada en la primera banda de frecuencias y la segunda banda de frecuencia, en el que la medida del acoplamiento de fase corresponde al primer conjunto y al segundo conjunto de vectores de características. En otro aspecto más, el primer conjunto y el segundo conjunto de vectores de características pueden extraerse 1806 en función de la medida del acoplamiento de fase.

La presente divulgación ha demostrado la capacidad de clasificar las respuestas previstas a los estímulos auditivos y visuales, tal como en una simulación multimodal de una estación de tripulación de un vehículo del ejército. La clasificación de las respuestas previstas en las condiciones del objetivo tanto auditivas como visuales superó el 94 % de exactitud. Las características de bifrecuencia más útiles estaban en el intervalo de delta-gamma y delta-beta. Esto es congruente con la literatura existente sobre la asignación de atención. La distribución espacial de las características fue congruente con la anatomía funcional conocida del procesamiento multimodal, visual y auditivo. Estos resultados

sugieren que el análisis espectral de orden superior (HOS) puede ser útil para desarrollar sistemas de BMI y ampliar las capacidades de los sistemas no invasivos más allá de la clasificación binaria y la descodificación motora.

Si bien se han establecido diversos detalles en la descripción anterior, se apreciará que los diversos aspectos del sistema y procedimiento para la identificación no invasiva de objetivos cognitivos y conductuales pueden llevarse a la práctica sin estos detalles específicos. Por ejemplo, para mayor concisión y claridad, los aspectos seleccionados se han mostrado en forma de diagrama de bloques en lugar de en detalle. Algunas porciones de las descripciones detalladas provistas en la presente memoria pueden presentarse en términos de instrucciones que operan sobre datos almacenados en la memoria de un ordenador. Los expertos en la materia utilizan dichas descripciones y representaciones para describir y transmitir la esencia de su trabajo a otros expertos en la materia. En general, un algoritmo se refiere a una secuencia autocongruente de etapas que conducen a un resultado deseado, donde una "etapa" se refiere a una manipulación de cantidades físicas que pueden, aunque no necesariamente, adoptar la forma de señales eléctricas o magnéticas capaces de ser almacenadas, transferidas, combinadas, comparadas y manipuladas de otro modo. Es de uso común referirse a estas señales como bits, valores, elementos, símbolos, caracteres, términos, números o similares. Estos y otros términos similares pueden asociarse con las cantidades físicas apropiadas y son meramente etiquetas convenientes aplicadas a estas cantidades.

A menos que se indique específicamente lo contrario como se desprende del análisis anterior, se entiende que, a lo largo de la descripción anterior, los análisis que utilizan términos tales como "procesamiento", "cálculo", "calcular", "determinar", "visualizar" o similares, se refieren a la acción y a los procesos de un sistema informático, o un dispositivo informático electrónico similar, que manipula y transforma los datos representados como cantidades físicas (electrónicas) dentro de los registros y memorias del sistema informático en otros datos representados de forma similar como cantidades físicas dentro de las memorias o registros del sistema informático u otros dispositivos de almacenamiento, transmisión o visualización de la información similares.

Es importante señalar que cualquier referencia a "un aspecto" significa que una función, estructura o característica concreta descrita en relación con el aspecto está incluida en por lo menos un aspecto. Así, la aparición de la expresión "en un aspecto" en diversos lugares a lo largo de la memoria descriptiva no necesariamente se refiere siempre al mismo aspecto. Además, las funciones, estructuras o características concretas pueden combinarse de cualquier manera adecuada en una o más realizaciones.

Aunque en la presente memoria se han descrito diversos aspectos, se pueden implementar muchas modificaciones, variaciones, sustituciones, cambios y equivalentes a esos aspectos que se les ocurrirán a los expertos en la materia. Asimismo, cuando se divulgan materiales para determinados componentes, se pueden utilizar otros materiales. Por lo tanto, debe entenderse que la descripción anterior y las reivindicaciones adjuntas tienen por objeto cubrir todas las modificaciones y variaciones que se encuentran dentro del alcance de los aspectos divulgados. Las reivindicaciones siguientes pretenden cubrir todas esas modificaciones y variaciones.

Algunos o todos los aspectos descritos en la presente memoria pueden comprender, en general, tecnologías de sistemas y procedimientos para la identificación no invasiva de objetivos cognitivos y conductuales, o de otro modo según las tecnologías descritas en la presente memoria. En un sentido general, los expertos en la materia reconocerán que los diversos aspectos descritos en la presente memoria que pueden implementarse, individual y/o colectivamente, mediante una amplia gama de hardware, software, firmware o cualquier combinación de los mismos pueden considerarse como compuestos de diversos tipos de "circuitos eléctricos". Por consiguiente, tal como se utiliza en la presente memoria, "circuitos eléctricos" incluye, pero no se limita a, circuitos eléctricos que tienen por lo menos un circuito eléctrico discreto, circuitos eléctricos que tienen por lo menos un circuito integrado, circuitos eléctricos que tienen por lo menos un circuito integrado específico de una aplicación, circuitos eléctricos que forman un dispositivo informático de propósito general configurado por un programa informático (p. ej., un ordenador de propósito general configurado por un programa informático que lleva a cabo por lo menos parcialmente los procesos y/o dispositivos descritos en la presente memoria, o un microprocesador configurado por un programa informático que lleva a cabo por lo menos parcialmente los procesos y/o dispositivos descritos en la presente memoria), circuitos eléctricos que forman un dispositivo de memoria (p. ej., formas de memoria de acceso aleatorio) y/o circuitos eléctricos que forman un dispositivo de comunicaciones (p. ej., un módem, un conmutador de comunicaciones o un equipo óptico-eléctrico). Los expertos en la materia reconocerán que la materia objeto descrita en la presente memoria puede implementarse de forma analógica o digital o alguna combinación de ambas.

La descripción detallada anterior ha expuesto diversos aspectos de los dispositivos y/o procesos mediante el uso de diagramas de bloques, diagramas de flujo y/o ejemplos. En la medida en que dichos diagramas de bloques, diagramas de flujo y/o ejemplos contengan una o más funciones y/o operaciones, los expertos en la materia entenderán que cada función y/u operación dentro de dichos diagramas de bloques, diagramas de flujo o ejemplos puede implementarse, individual y/o colectivamente, mediante una amplia gama de hardware, software, firmware o prácticamente cualquier combinación de los mismos. En un aspecto, varias porciones de la materia objeto descrita en la presente memoria pueden implementarse por medio de circuitos integrados específicos de una aplicación (ASIC), matrices de puertas programables in situ (FPGA), procesadores de señales digitales (DSP) u otros formatos integrados. Los expertos en la materia reconocerán, sin embargo, que algunos aspectos divulgados en la presente memoria, en su totalidad o en parte, se pueden implementar de forma equivalente en circuitos integrados, como uno o más programas informáticos que se ejecutan en uno o más ordenadores (p. ej., como uno o más programas que se ejecutan en uno o más sistemas

- informáticos), como uno o más programas que se ejecutan en uno o más procesadores (p. ej., como uno o más programas que se ejecutan en uno o más microprocesadores), como firmware, o como prácticamente cualquier combinación de los mismos, y que diseñar los circuitos y/o escribir el código para el software y/o firmware estaría dentro de la habilidad de un experto en la materia a la luz de esta divulgación. Además, los expertos en la materia apreciarán que los mecanismos de la materia objeto descrita en la presente memoria pueden distribuirse como un producto de programa en una variedad de formas, y que un aspecto ilustrativo de la materia objeto descrita en la presente memoria se aplica independientemente del tipo concreto de medio portador de señales utilizado para llevar a cabo realmente la distribución. Los ejemplos de un medio portador de señales incluyen, pero no se limitan a, los siguientes: un medio de tipo grabable tal como un disquete, una unidad de disco duro, un disco compacto (CD), un disco de vídeo digital (DVD), una cinta digital, una memoria de ordenador, etc.; y un medio de tipo de transmisión tal como un medio de comunicación digital y/o analógico (p. ej., un cable de fibra óptica, una guía de ondas, un enlace de comunicaciones por cable, un enlace de comunicación inalámbrica (p. ej., transmisor, receptor, lógica de transmisión, lógica de recepción, etc.), etc.).
- Un experto en la materia reconocerá que los componentes (p. ej., operaciones), dispositivos, objetos y el análisis que los acompaña descritos en la presente memoria se utilizan como ejemplos en aras de la claridad conceptual y que se contemplan diversas modificaciones de configuración. En consecuencia, tal como se utilizan en la presente memoria, los ejemplos específicos establecidos y el análisis que los acompaña pretenden ser representativos de sus clases más generales. En general, el uso de cualquier ejemplar específico pretende ser representativo de su clase, y la no inclusión de componentes específicos (p. ej., operaciones), dispositivos y objetos no debe considerarse una limitación.
- Con respecto al uso de sustancialmente cualquier término plural y/o singular en la presente memoria, los expertos en la materia pueden traducir del plural al singular y/o del singular al plural según sea apropiado para el contexto y/o la aplicación. Las diversas permutaciones de singular/plural no se establecen expresamente en la presente memoria para mayor claridad.
- La materia objeto descrita en la presente memoria a veces ilustra diferentes componentes contenidos dentro de, o relacionados con, otros componentes diferentes. Se ha de entender que las arquitecturas representadas son meramente ejemplares y que, de hecho, se pueden implementar muchas otras arquitecturas que logren la misma funcionalidad. En un sentido conceptual, cualquier disposición de componentes para lograr la misma funcionalidad está eficazmente "asociada" de modo que se logra la funcionalidad deseada. Así pues, dos componentes cualesquiera combinados en la presente memoria para lograr una funcionalidad concreta pueden considerarse "asociados" entre sí de modo que se logra la funcionalidad deseada, independientemente de las arquitecturas o los componentes intermedios. Asimismo, dos componentes cualesquiera así asociados también pueden ser vistos como "conectados de forma operativa" o "acoplados de forma operativa" entre sí para lograr la funcionalidad deseada, y dos componentes cualesquiera capaces de ser así asociados también pueden ser vistos como "acoplables de forma operativa" entre sí para lograr la funcionalidad deseada. Los ejemplos específicos de componentes acoplables de forma operativa incluyen, pero no se limitan a, otros componentes acoplables físicamente y/o que interactúan físicamente, y/o componentes que pueden interactuar de forma inalámbrica, y/o componentes que interactúan de forma inalámbrica, y/o componentes que interactúan lógicamente y/o que pueden interactuar lógicamente.
- Algunos aspectos pueden describirse utilizando la expresión "acoplado" y "conectado" junto con sus derivados. Debe entenderse que estos términos no están destinados a ser sinónimos entre sí. Por ejemplo, algunos aspectos pueden describirse utilizando el término "conectado" para indicar que dos o más elementos están en contacto directo físico o eléctrico entre sí. En otro ejemplo, algunos aspectos pueden describirse utilizando el término "acoplado" para indicar que dos o más elementos están en contacto directo físico o eléctrico entre sí. Sin embargo, el término "acoplado" también puede significar que dos o más elementos no están en contacto directo entre sí, pero aun así cooperan o interactúan entre sí.
- En algunos casos, uno o más componentes pueden denominarse en la presente memoria "configurados para", "configurables para", "operativos/operables para", "adaptados/adaptables", "capaces de", "conformables/conformados para", etc. Los expertos en la materia reconocerán que "configurado para" en general puede abarcar componentes de estado activo y/o componentes de estado inactivo y/o componentes de estado de espera, a menos que el contexto requiera lo contrario.
- Si bien se han mostrado y descrito aspectos particulares de la presente materia objeto descrita en la presente memoria, será evidente para los expertos en la materia que, a partir de las enseñanzas de la presente memoria, se pueden realizar cambios y modificaciones sin apartarse de la materia objeto descrita en la presente memoria y sus aspectos más amplios y, por lo tanto, las reivindicaciones adjuntas deben abarcar dentro de su alcance todos los cambios y modificaciones que estén dentro del verdadero espíritu y alcance de la materia objeto descrita en la presente memoria. Los expertos en la materia entenderán que, en general, los términos utilizados en la presente memoria, y especialmente en las reivindicaciones adjuntas (p. ej., los cuerpos de las reivindicaciones adjuntas) en general se entienden como términos "abiertos" (p. ej., el término "incluyendo" debe interpretarse como "que incluyendo pero sin limitarse a", el término "que tiene" debe interpretarse como "que tiene por lo menos", el término "incluye" debe interpretarse como "incluye pero no se limita a", etc.). Los expertos en la materia comprenderán además que si se pretende mencionar un número específico en la recitación de una reivindicación introducida, dicha intención se mencionará explícitamente en la reivindicación y, en ausencia de dicha recitación, dicha intención no está presente.

Por ejemplo, como ayuda para la comprensión, las reivindicaciones siguientes adjuntas pueden contener el uso de las frases introductorias "por lo menos uno" y "uno o más" para introducir las recitaciones de las reivindicaciones. Sin embargo, el uso de dichas frases no debe interpretarse en el sentido de que la introducción de la recitación de una reivindicación con los artículos indefinidos "un" o "uno" limita cualquier reivindicación concreta que contenga dicha recitación introducida de la reivindicación a reivindicaciones que contengan solo dicha recitación, incluso cuando la misma reivindicación incluye las expresiones introductorias "uno o más" o "por lo menos uno" y los artículos indefinidos tales como "un" o "uno" (p. ej., "un" y/o "uno" típicamente deben interpretarse como "por lo menos uno" o "uno o más"); lo mismo se aplica al uso de artículos definidos utilizados para introducir recitaciones en las reivindicaciones.

Además, incluso si se menciona explícitamente un número específico en la recitación introducida de una reivindicación, los expertos en la materia reconocerán que dicha recitación típicamente debería interpretarse como que significa por lo menos el número mencionado (p. ej., la simple recitación de "dos recitaciones", sin otros modificadores, típicamente significa por lo menos dos recitaciones, o dos o más recitaciones). Además, en los casos en que se utiliza una convención análoga a "por lo menos uno de A, B y C, etc.", en general, dicha construcción pretende ser en el sentido de que una persona experta en la materia entendería la convención (p. ej., "un sistema que tiene por lo menos uno de A, B y C" incluiría, pero no se limitaría a, sistemas que tienen A solo, B solo, C solo, A y B juntos, A y C juntos, B y C juntos y/o A, B y C juntos, etc.). En los casos en que se utiliza una convención análoga a "por lo menos uno de A, B o C, etc.", en general, dicha construcción pretende ser en el sentido de que una persona experta en la materia entendería la convención (p. ej., "un sistema que tiene por lo menos uno de A, B o C" incluiría, pero no se limitaría a, sistemas que tienen A solo, B solo, C solo, A y B juntos, A y C juntos, B y C juntos y/o A, B y C juntos, etc.). Los expertos en la materia comprenderán además que, típicamente, una palabra y/o frase disyuntiva que presenta dos o más términos alternativos, ya sea en la descripción, las reivindicaciones o los dibujos, debe entenderse que contempla las posibilidades de incluir uno de los términos, cualquiera de los términos o ambos términos, a menos que el contexto indique lo contrario. Por ejemplo, la frase "A o B" típicamente se entenderá que incluye las posibilidades de "A" o "B" o "A y B".

Con respecto a las reivindicaciones adjuntas, los expertos en la materia apreciarán que las operaciones mencionadas en la presente memoria en general pueden realizarse en cualquier orden. Además, aunque se presentan diversos flujos operativos en secuencia(s), debe entenderse que las diversas operaciones pueden realizarse en órdenes diferentes a los que se ilustran, o pueden realizarse simultáneamente. Ejemplos de dichos órdenes alternativos pueden incluir órdenes superpuestos, intercalados, interrumpidos, reordenados, incrementales, preparatorios, complementarios, simultáneos, inversos u otros órdenes variantes, a menos que el contexto indique lo contrario. Además, los términos como "en respuesta a", "relacionado con" u otros adjetivos en tiempo pasado en general no pretenden excluir dichas variantes, a menos que el contexto indique lo contrario.

En determinados casos, el uso de un sistema o procedimiento puede producirse en un territorio incluso si los componentes están ubicados fuera del territorio. Por ejemplo, en un contexto de informática distribuida, el uso de un sistema de informática distribuida puede producirse en un territorio aunque partes del sistema puedan estar ubicadas fuera del territorio (p. ej., relé, servidor, procesador, medio portador de señales, ordenador transmisor, ordenador receptor, etc. ubicados fuera del territorio).

La venta de un sistema o procedimiento también puede producirse en un territorio incluso si los componentes del sistema o procedimiento se encuentran y/o utilizan fuera del territorio. Además, la implementación de por lo menos parte de un sistema para ejecutar un procedimiento en un territorio no excluye el uso del sistema en otro territorio.

Aunque en la presente memoria se han descrito diversos aspectos, se pueden implementar muchas modificaciones, variaciones, sustituciones, cambios y equivalentes a esos aspectos que se les ocurrirán a los expertos en la materia. Asimismo, cuando se divulgan materiales para determinados componentes, se pueden utilizar otros materiales. Por lo tanto, debe entenderse que la descripción anterior y las reivindicaciones adjuntas tienen por objeto cubrir todas las modificaciones y variaciones que se encuentran dentro del alcance de los aspectos divulgados. Las reivindicaciones siguientes pretenden cubrir todas esas modificaciones y variaciones.

En resumen, se han descrito numerosos beneficios que resultan del empleo de los conceptos descritos en la presente memoria. La descripción anterior del uno o más aspectos se ha presentado con fines de ilustración y descripción. No pretende ser exhaustivo ni limitarse a la forma exacta divulgada. Son posibles modificaciones o variaciones a la luz de las enseñanzas anteriores. Se han elegido y descrito el uno o más aspectos que ilustran los principios y aplicación práctica para permitir de ese modo que un experto en la materia utilice los diversos aspectos y con diversas modificaciones que sean adecuadas para el uso concreto contemplado. Se pretende que las reivindicaciones adjuntas definan el alcance global.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de interfaz cerebro-máquina para su uso con un electroencefalograma para identificar la intención conductual de una persona, comprendiendo el sistema:
- 5 un electroencefalograma (302) configurado para detectar (1802) señales electromagnéticas generadas por el cerebro de una persona, en el que las señales electromagnéticas comprenden un componente de tiempo y un componente de frecuencia;
- un monitor (312) configurado para monitorizar (1804) una respuesta de la persona a un estímulo y una característica del estímulo;
- 10 un módulo (310) de sincronización configurado para sincronizar (1902) las señales electromagnéticas detectadas con la respuesta y la característica para determinar un conjunto de señales electromagnéticas correspondientes a la respuesta monitorizada de la persona y la característica;
- 15 un procesador (700) configurado para procesar el conjunto de señales electromagnéticas y extraer (1806) vectores de características, en el que cada uno de los vectores de características define una clase de intención conductual, y en el que cada uno de los vectores de características se construye a partir de las características biespectrales de la fase de las ondículas que representan la correlación de fase no lineal de una pluralidad de componentes de frecuencia variables en el tiempo, y en el que el procesador está configurado además para determinar (1808) la intención conductual de la persona en función de los vectores de características.
2. El sistema de interfaz cerebro-máquina según la reivindicación 1, en el que el estímulo es un estímulo (405) visual y el monitor es un monitor (306) de seguimiento ocular para determinar que la persona mira el estímulo (405) visual; o en el que el estímulo es un estímulo (407) auditivo y el monitor es un monitor (312) auditivo para determinar la presencia de un estímulo (407) auditivo a partir de un volumen auditivo correspondiente al estímulo (407) auditivo.
- 20 3. El sistema de interfaz cerebro-máquina de la reivindicación 1, que además comprende: una interfaz (100) de simulación configurada para visualizar el estímulo.
4. El sistema de interfaz cerebro-máquina de la reivindicación 1, que además comprende:
- 25 un módulo de clasificación del contexto configurado para clasificar (320) un contexto de las señales electromagnéticas, en el que el contexto es uno de un contexto auditivo o visual; y
- un módulo (322) de clasificación de intención conductual para clasificar los vectores de características; o que además comprende:
- 30 una extremidad protésica configurada para realizar una acción basada en instrucciones ejecutables por máquina ejecutadas por el
- procesador, en el que las instrucciones ejecutables por máquina corresponden a la intención conductual determinada; o que además comprende:
- 35 un sensor (704) configurado para detectar los datos biométricos y del sensor de movimiento correspondientes a la persona, en el que el procesador está configurado además para generar retroalimentación basada en los datos biométricos y del sensor de movimiento.
5. Una interfaz cerebro-máquina según la reivindicación 1, que además comprende:
- un monitor (306) de seguimiento ocular configurado para determinar (1804) que la persona mira un primer estímulo;
- un monitor (312) auditivo configurado para detectar un estímulo auditivo en el que la característica del estímulo es un volumen auditivo,
- 40 en el que el procesador (700) está configurado además para segmentar las señales electromagnéticas en un primer segmento y un segundo segmento, en el que el primer segmento corresponde al estímulo y el segundo segmento corresponde a un segundo estímulo,
- en el que el procesador (700) está configurado además para procesar el primer segmento y el segundo segmento y en el que el procesador (700) está configurado para:
- 45 extraer (1806) un primer conjunto de vectores de características del primer segmento y un segundo conjunto de vectores de características del segundo segmento, en el que cada uno del primer conjunto y el segundo conjunto de vectores de características definen una clase de intención conductual, y en el que cada uno del primer y el segundo conjunto de vectores de características se construyen a partir de las características biespectrales de la fase de las ondículas que representan una correlación de fase no lineal de una pluralidad
- 50 de componentes de frecuencia variables en el tiempo; y

determinar (1808) una primera intención conductual basada en el primer conjunto de vectores de características y una segunda intención conductual basada en el segundo conjunto de vectores de características.

5 6. La interfaz cerebro-máquina según la reivindicación 5, en la que el primer estímulo es uno de los siguientes: un estímulo amenaza (212), un estímulo amigable (214) o un estímulo neutro (216).

7. La interfaz cerebro-máquina de la reivindicación 6, en la que la primera intención conductual es una de las siguientes: intervenir (206) ante un estímulo amenaza (212), comunicarse (208) con un estímulo amigable (214), ignorar (210) un estímulo neutro (216).

10 8. Interfaz cerebro-máquina según la reivindicación 5, en la que el segundo estímulo es uno de un estímulo de alcance cercano (222), un estímulo de alcance medio (224) y un estímulo de alcance lejano (226).

9. La interfaz cerebro-máquina de la reivindicación 8, en la que la segunda intención conductual es una de girar a un artillero (218), lanzar un vehículo aéreo no tripulado (220) o alertar a un equipo (222).

15 10. La interfaz cerebro-máquina de la reivindicación 5, en la que el procesamiento además comprende aplicar (404) una transformación de ondículas a las señales eléctricas para determinar que una primera frecuencia está presente en una primera banda de frecuencias y una segunda frecuencia está presente en una segunda banda de frecuencia; opcionalmente en la que la primera banda de frecuencias es una banda de frecuencias delta y la segunda banda de frecuencias es una de una banda de frecuencias beta y una banda de frecuencias gamma.

11. Un procedimiento para identificar la intención conductual de una persona, comprendiendo el procedimiento:

20 detectar (1802), mediante un electroencefalograma (302) adherido a una persona, señales electromagnéticas generadas por el cerebro de la persona, en el que las señales electromagnéticas comprenden un componente de tiempo y un componente de frecuencia;

detectar (1804), mediante un monitor (312), un movimiento ocular de la persona y un volumen de un estímulo auditivo, en el que el movimiento ocular corresponde a un estímulo visual;

25 extraer (1806), mediante un procesador (700), un primer conjunto de vectores de características correspondientes al estímulo visual y un segundo conjunto de vectores de características correspondientes al estímulo auditivo, en el que cada uno del primer conjunto y el segundo conjunto de vectores de características define una clase de intención conductual, y en el que cada uno del primer y el segundo conjunto de vectores de características se selecciona en función de las características biespectrales de la fase de las ondículas que representan una correlación de fase no lineal de una pluralidad de componentes de frecuencia variables en el tiempo; y

30 determinar (1808), mediante el procesador (700), una primera intención conductual de la persona basada en el primer conjunto de vectores de características y una segunda intención conductual basada en el segundo conjunto de vectores de características.

12. El procedimiento de la reivindicación 11, que además comprende:

35 sincronizar (1902), mediante el procesador (700), las señales electromagnéticas con el estímulo (405) visual y el estímulo (407) auditivo;

determinar, mediante el procesador (700), un primer grado de atención que la persona asigna al estímulo (405) visual y un segundo grado de atención que la persona asigna a los estímulos (407) auditivos.

13. El procedimiento de la reivindicación 11, que además comprende:

40 preprocesamiento (1904), mediante el procesador (700), de las señales electromagnéticas, en el que el preprocesamiento comprende filtrar y referenciar las señales electromagnéticas; y

extraer (1906), mediante el procesador (700), las características biespectrales de la fase de las ondículas de las señales electromagnéticas.

14. El procedimiento de la reivindicación 13, que además comprende:

45 determinar (1908), mediante el procesador (700), una primera banda de frecuencias y una segunda banda de frecuencias de las características biespectrales de la fase de las ondículas.

15. El procedimiento de la reivindicación 14, que además comprende:

aplicar (1910), mediante el procesador (700), una transformación de ondículas a las señales electromagnéticas, en el que la transformación de ondículas se aplica durante un período de tiempo correspondiente al componente de tiempo;

determinar (1912), mediante el procesador (700), un elemento de bicoherencia de las características biespectrales de

la fase de las ondículas para definir una medida del acoplamiento de fase basada en la primera banda de frecuencias y la segunda banda de frecuencia, en el que la medida del acoplamiento de fase corresponde al primer conjunto y al segundo conjunto de vectores de características; opcionalmente el procedimiento que además comprende:

- 5 extraer (1806), mediante el procesador (700), el primer conjunto y el segundo conjunto de vectores de características en función de la medida del acoplamiento de fase.

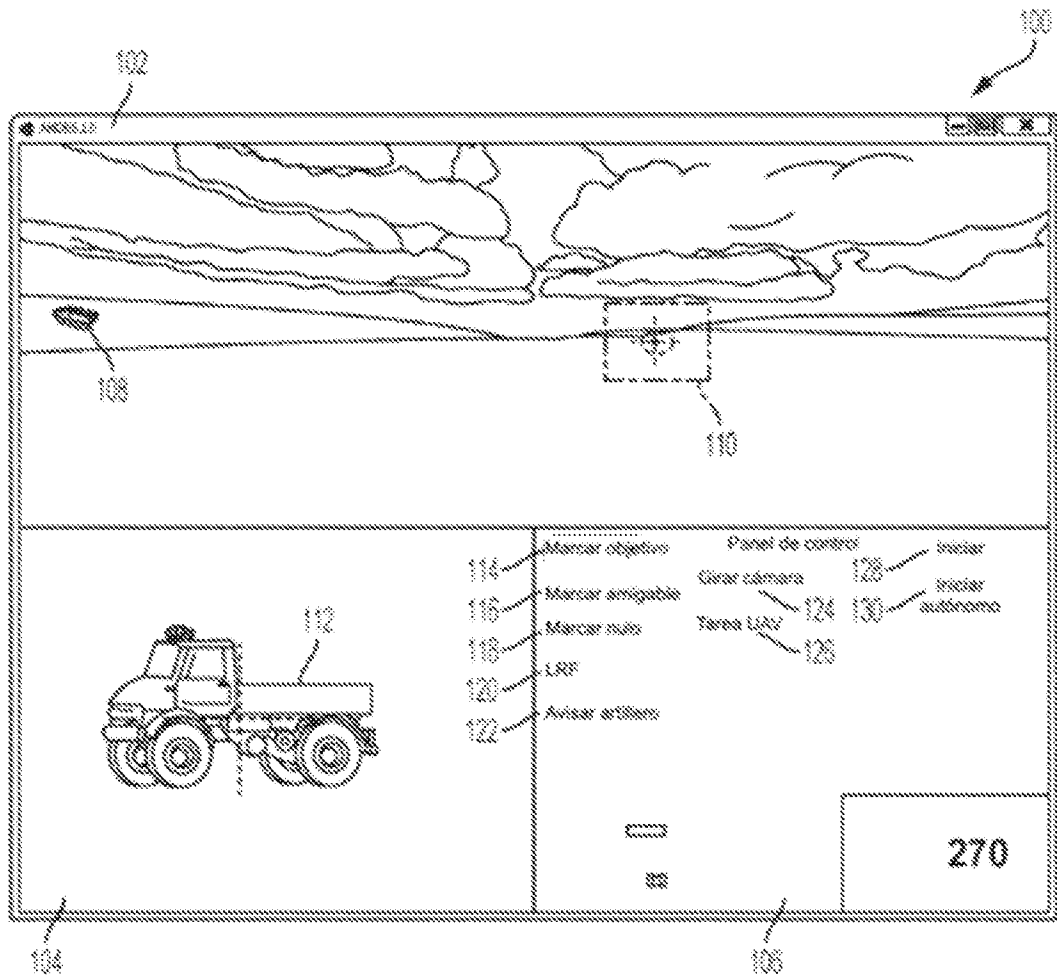


FIG. 1

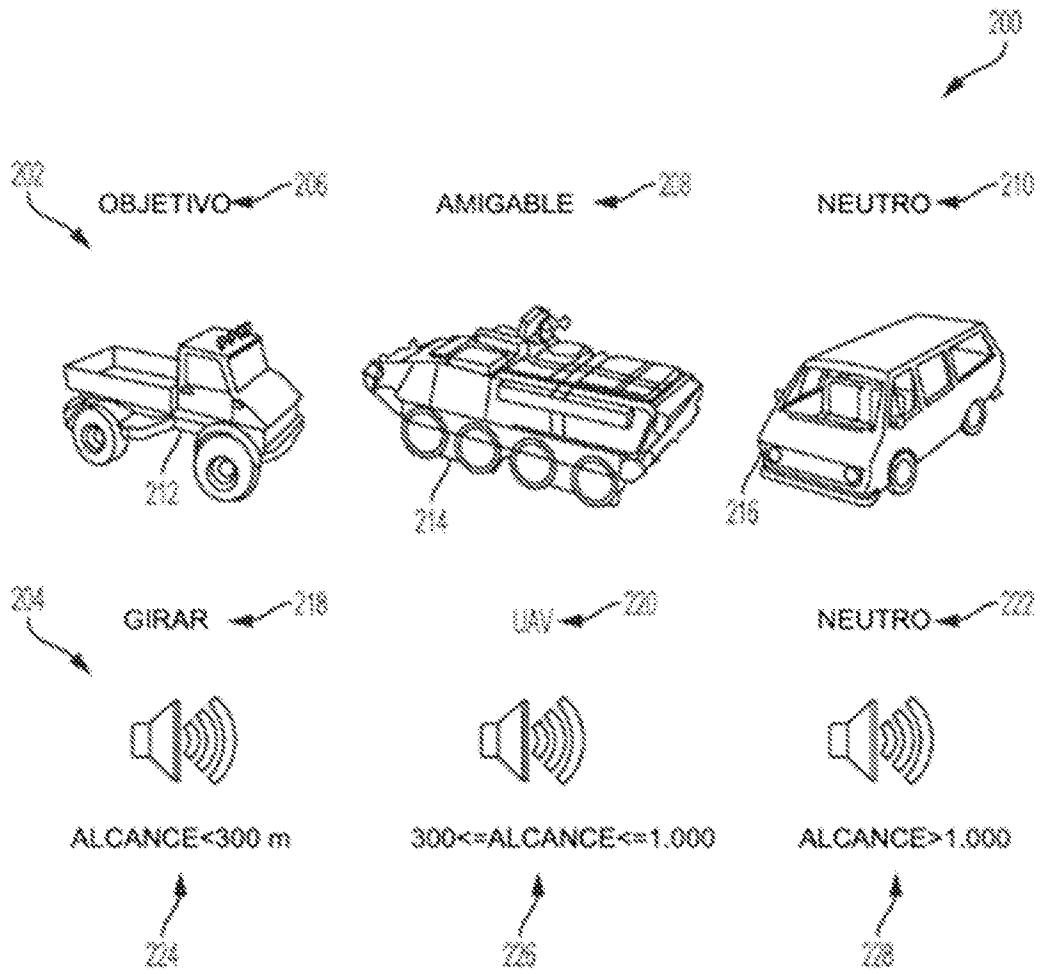


FIG. 2

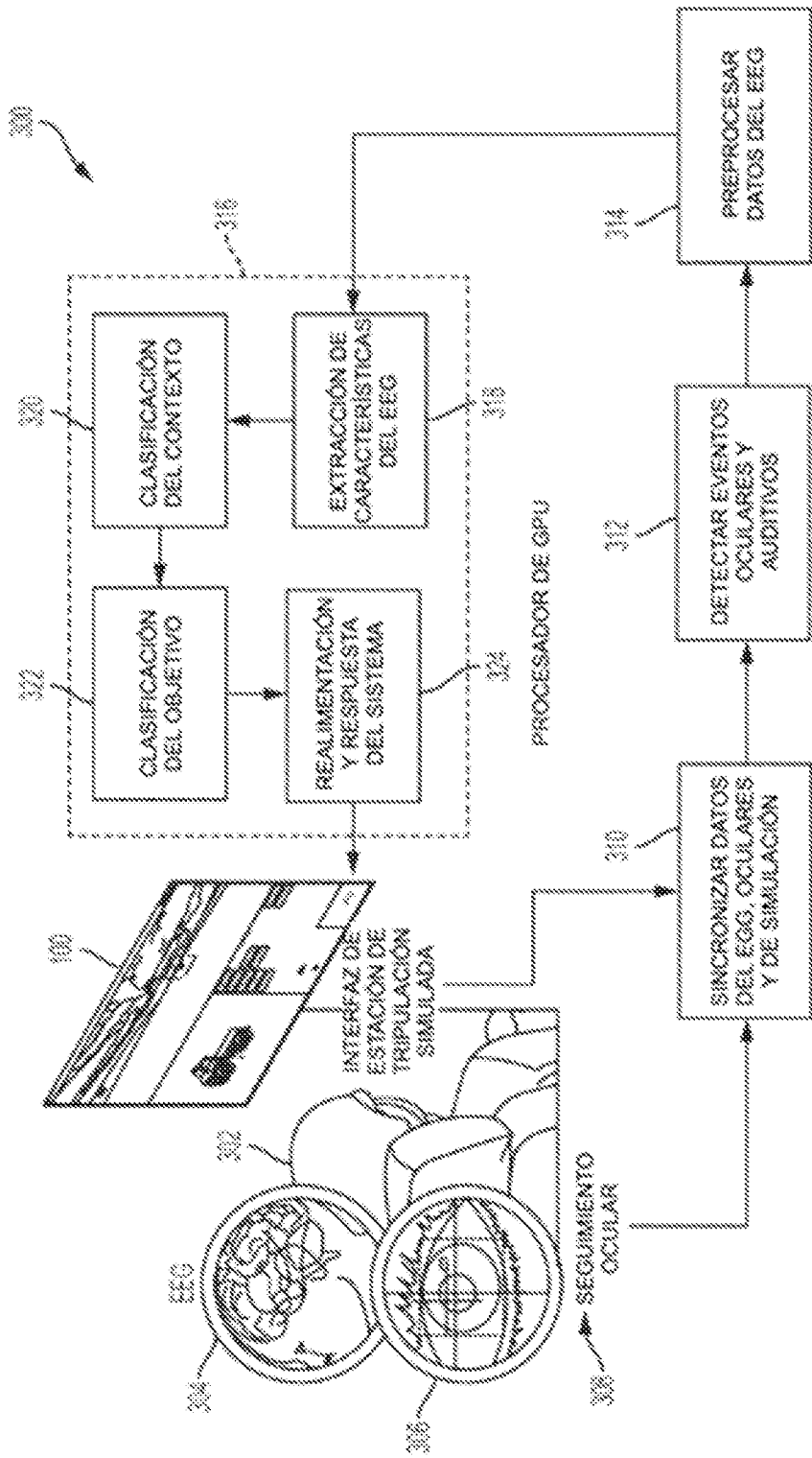


FIG. 3



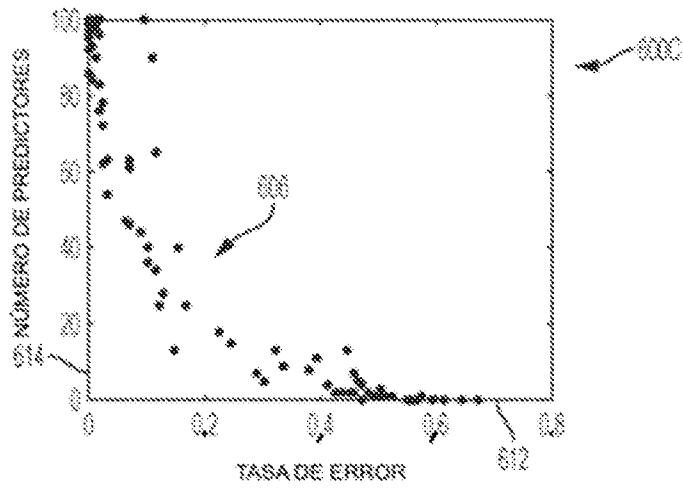
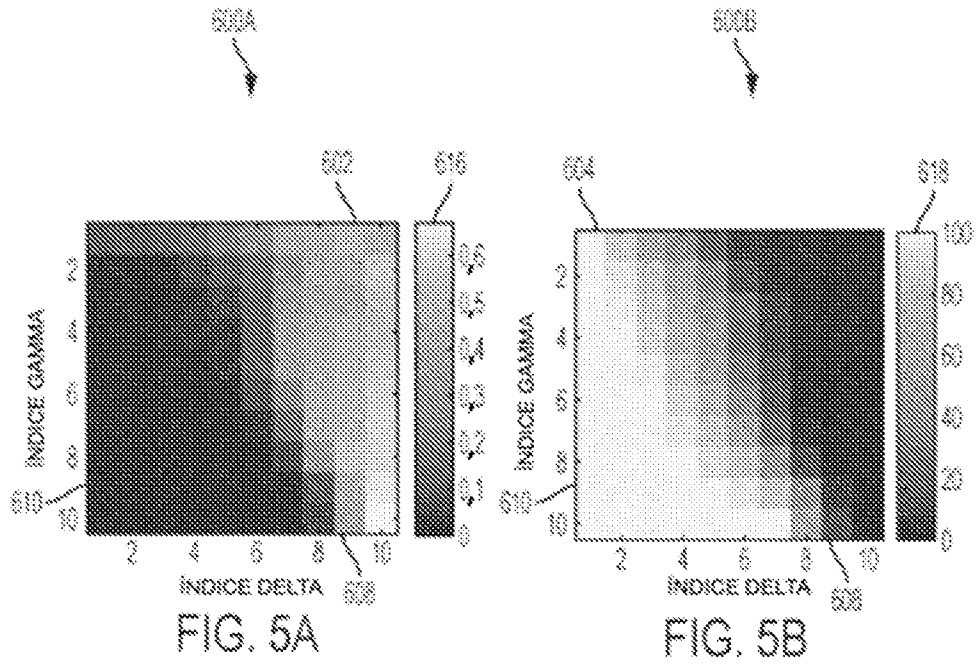


FIG. 5C

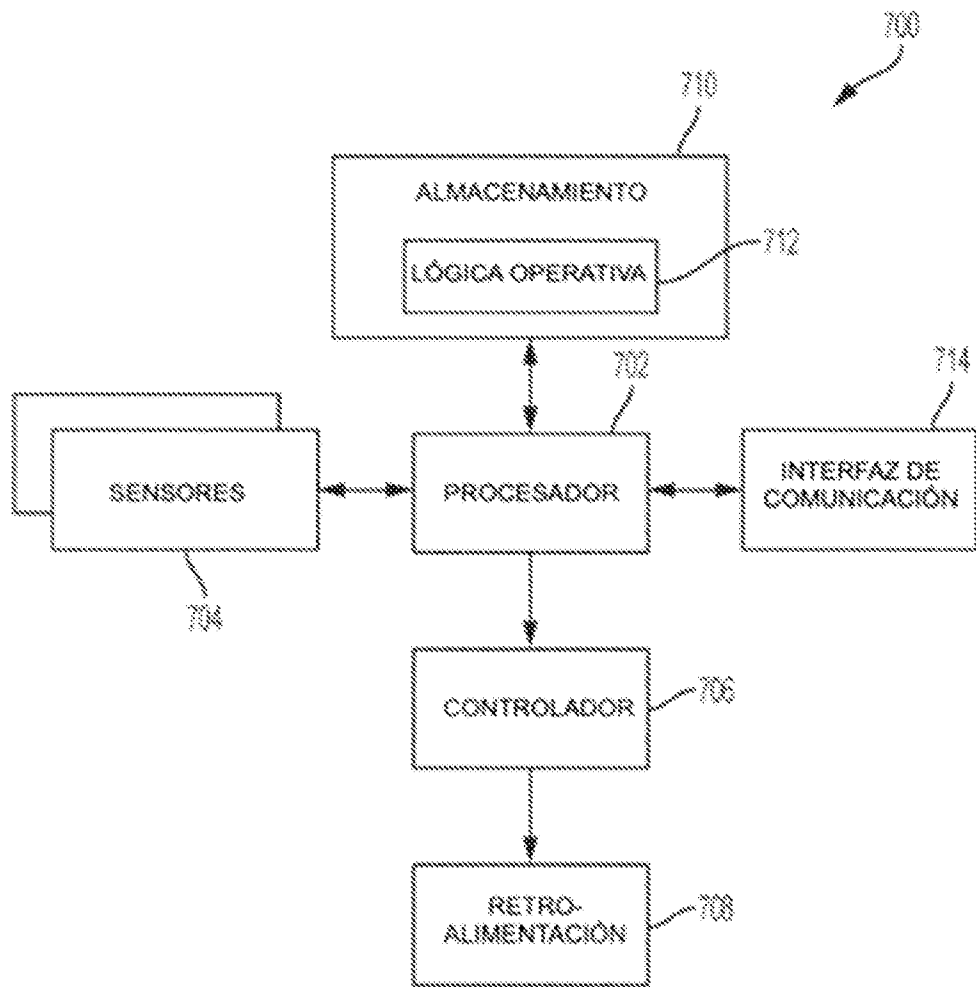


FIG. 6

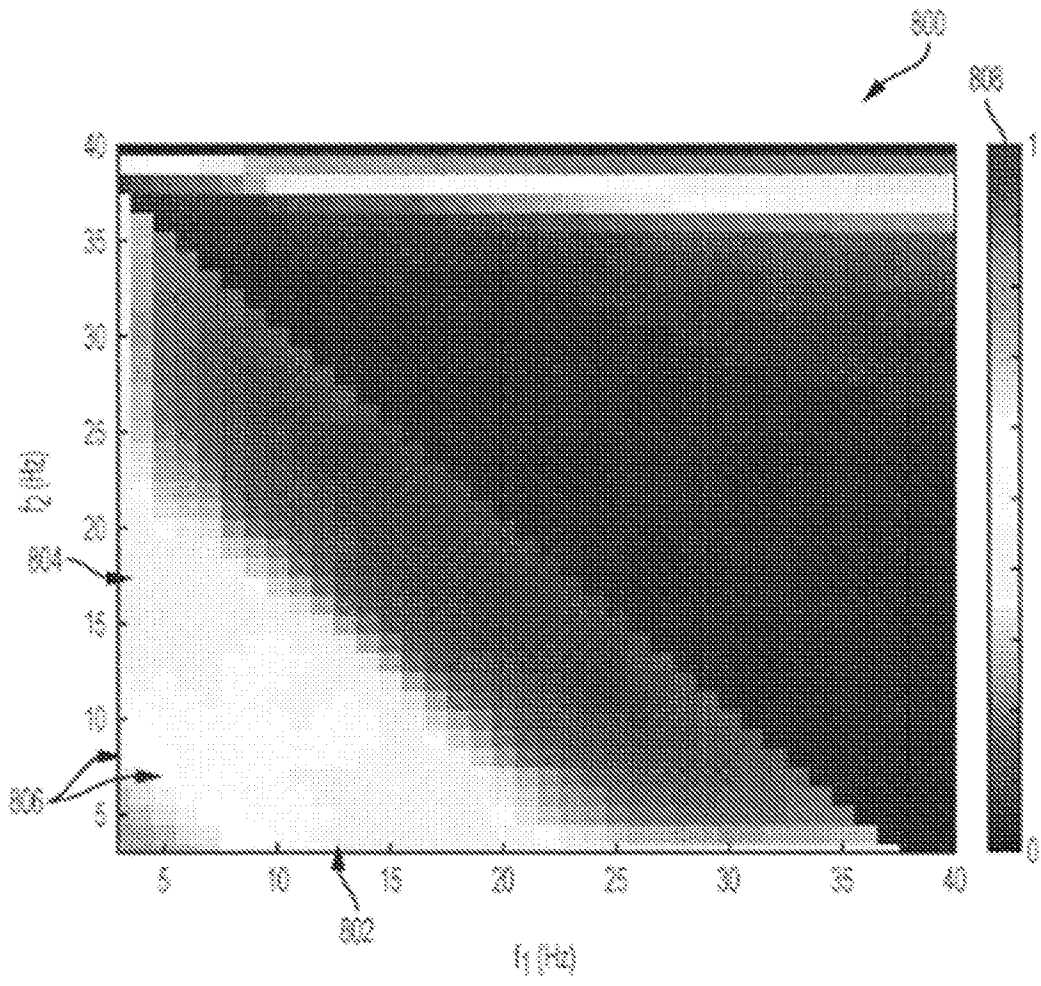


FIG. 7

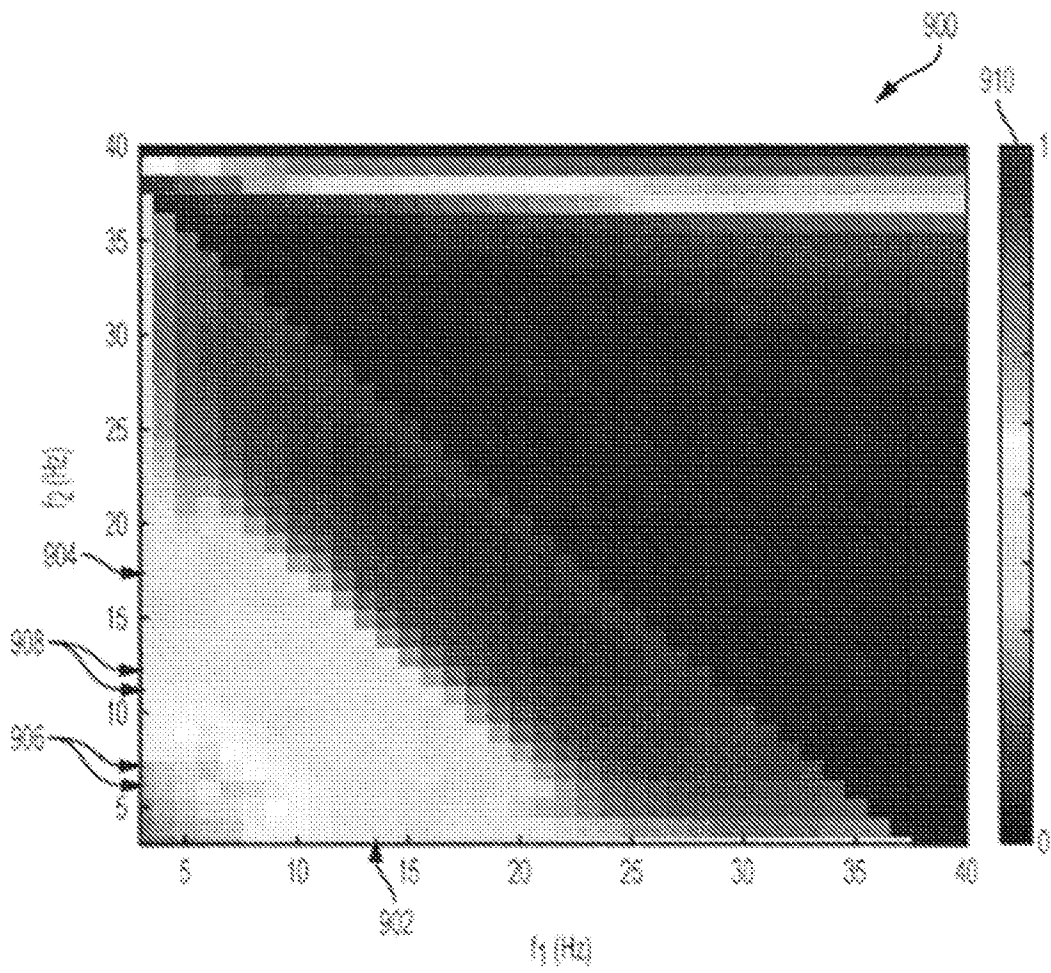


FIG. 8

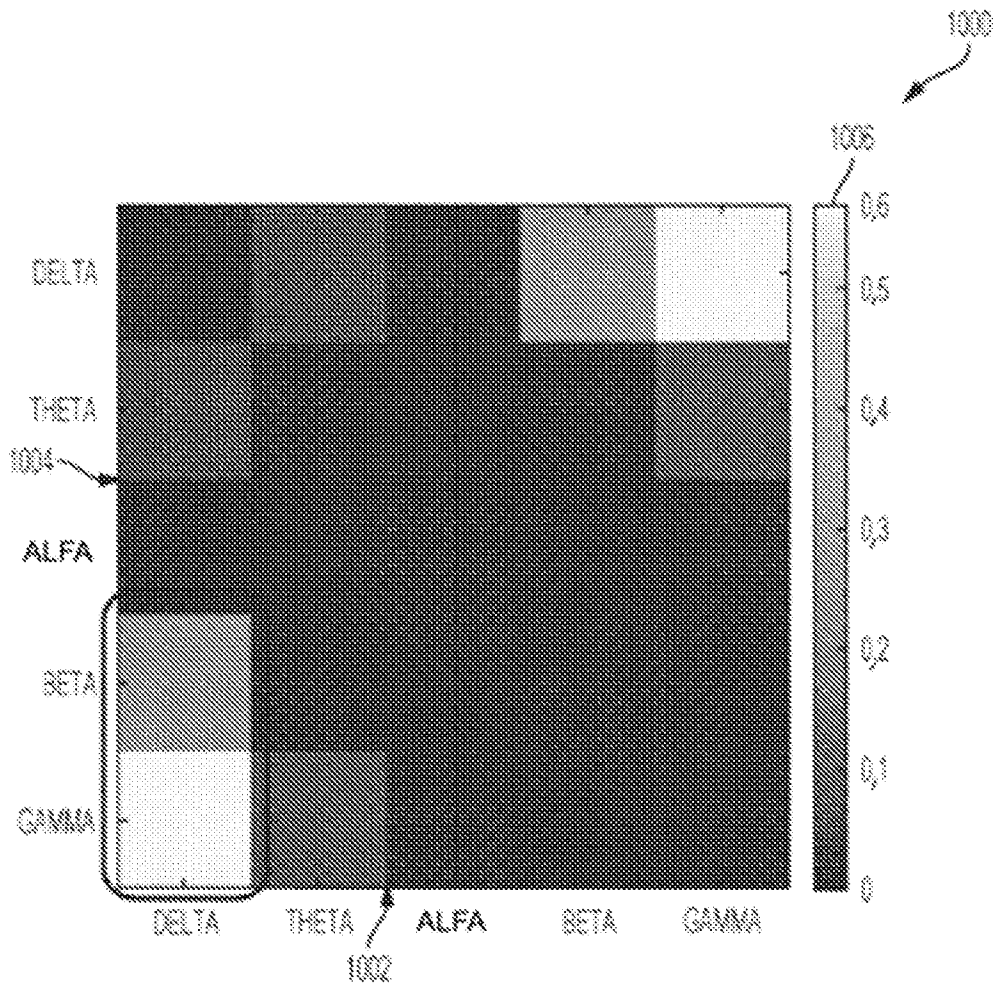


FIG. 9

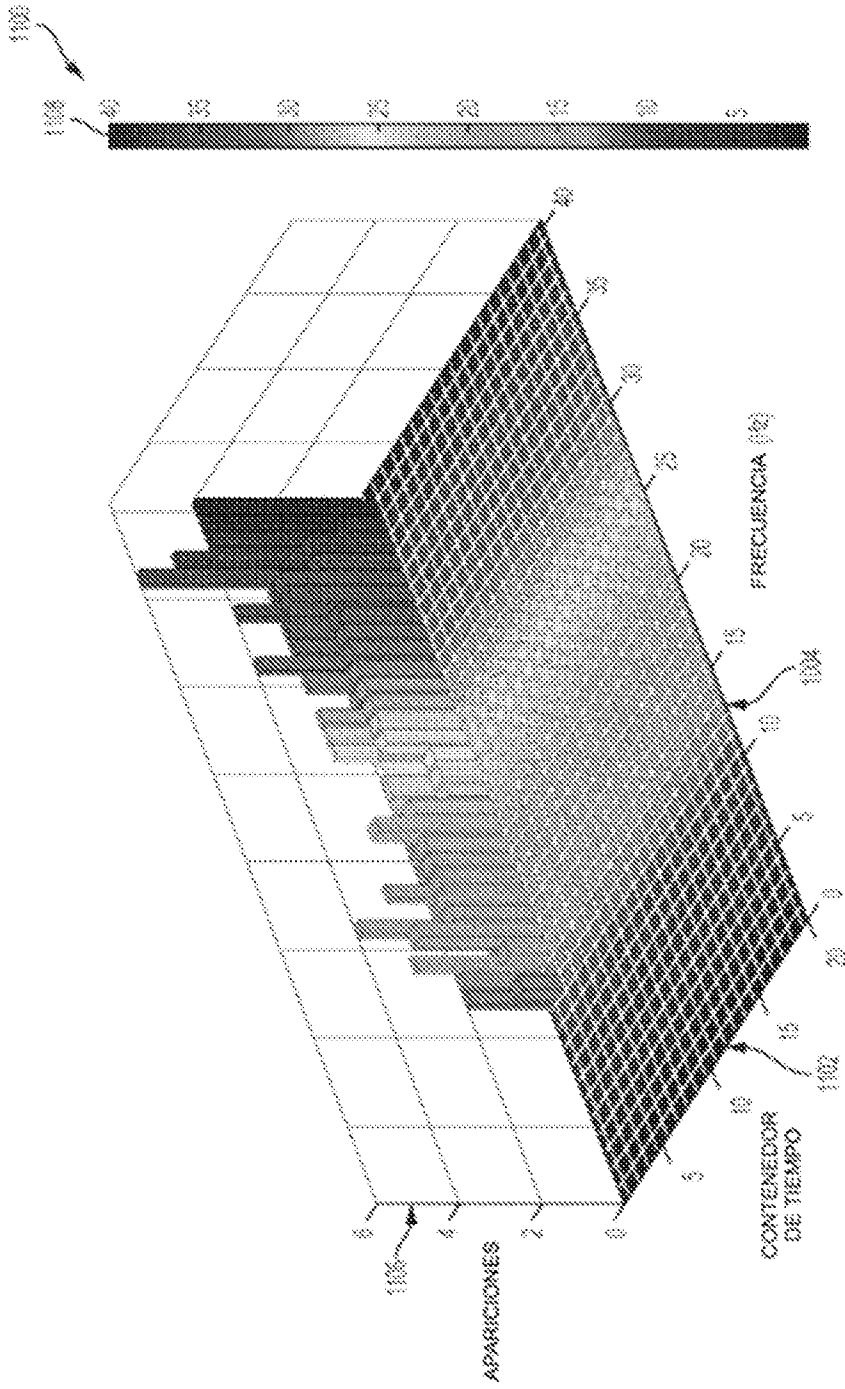


FIG. 10

1200

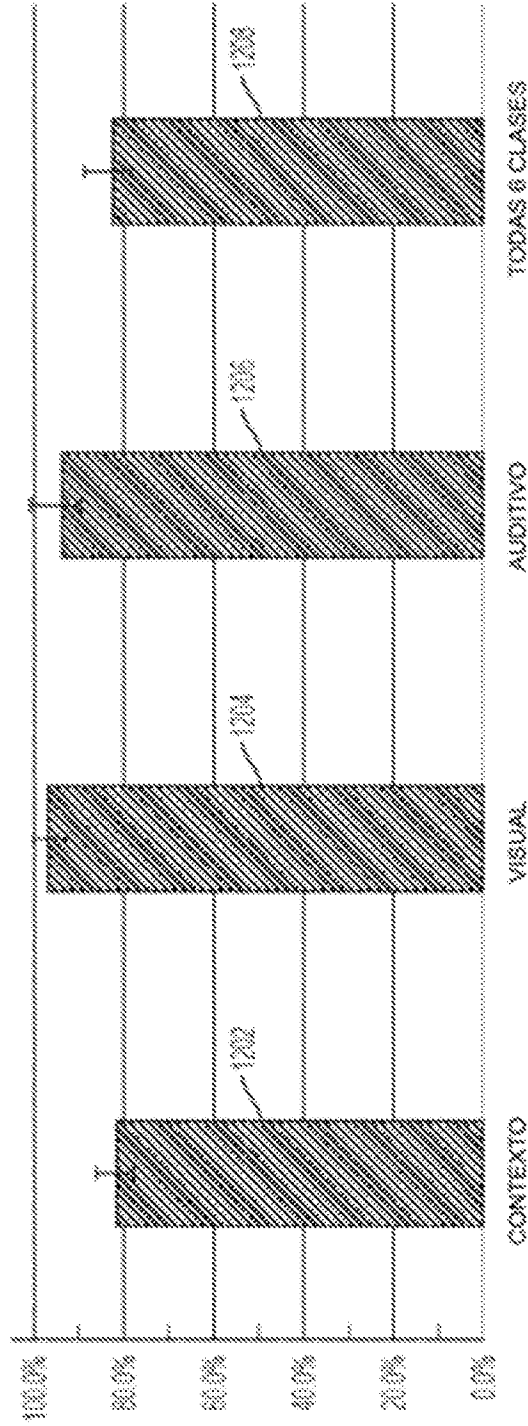


FIG. 11

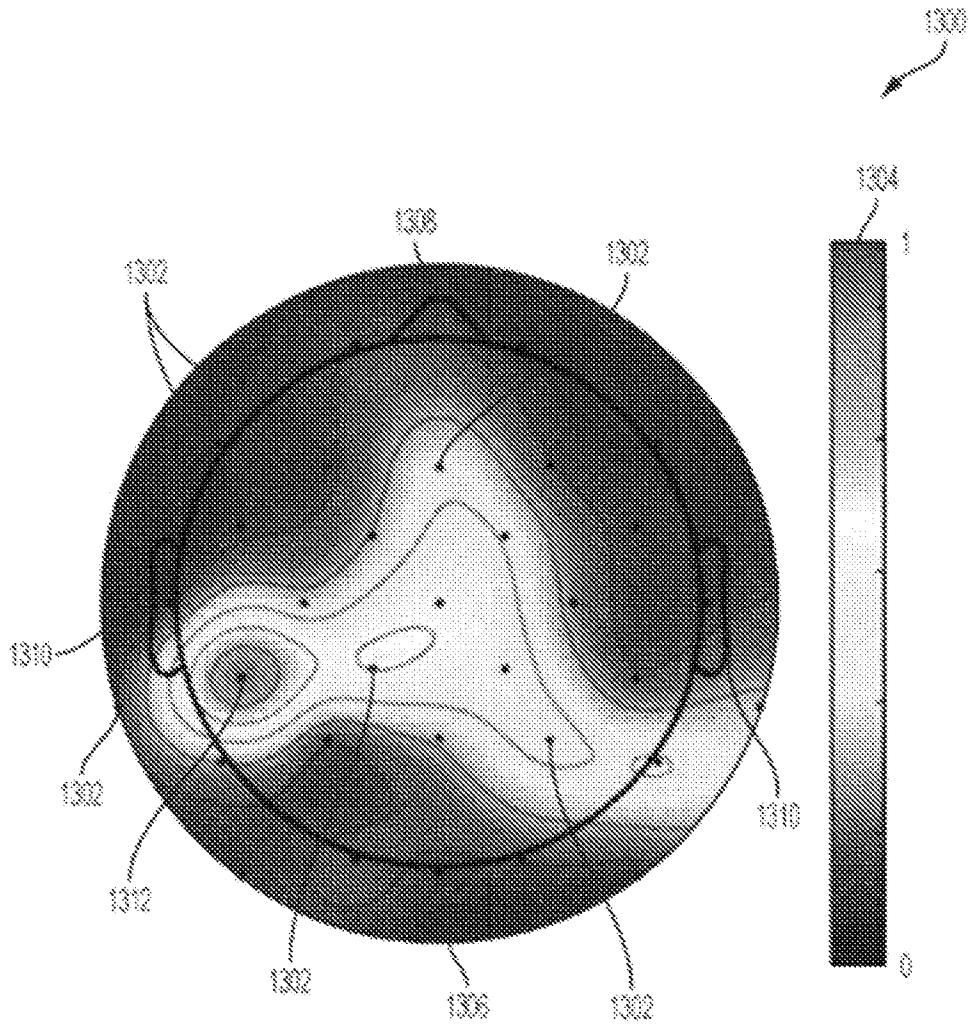


FIG. 12

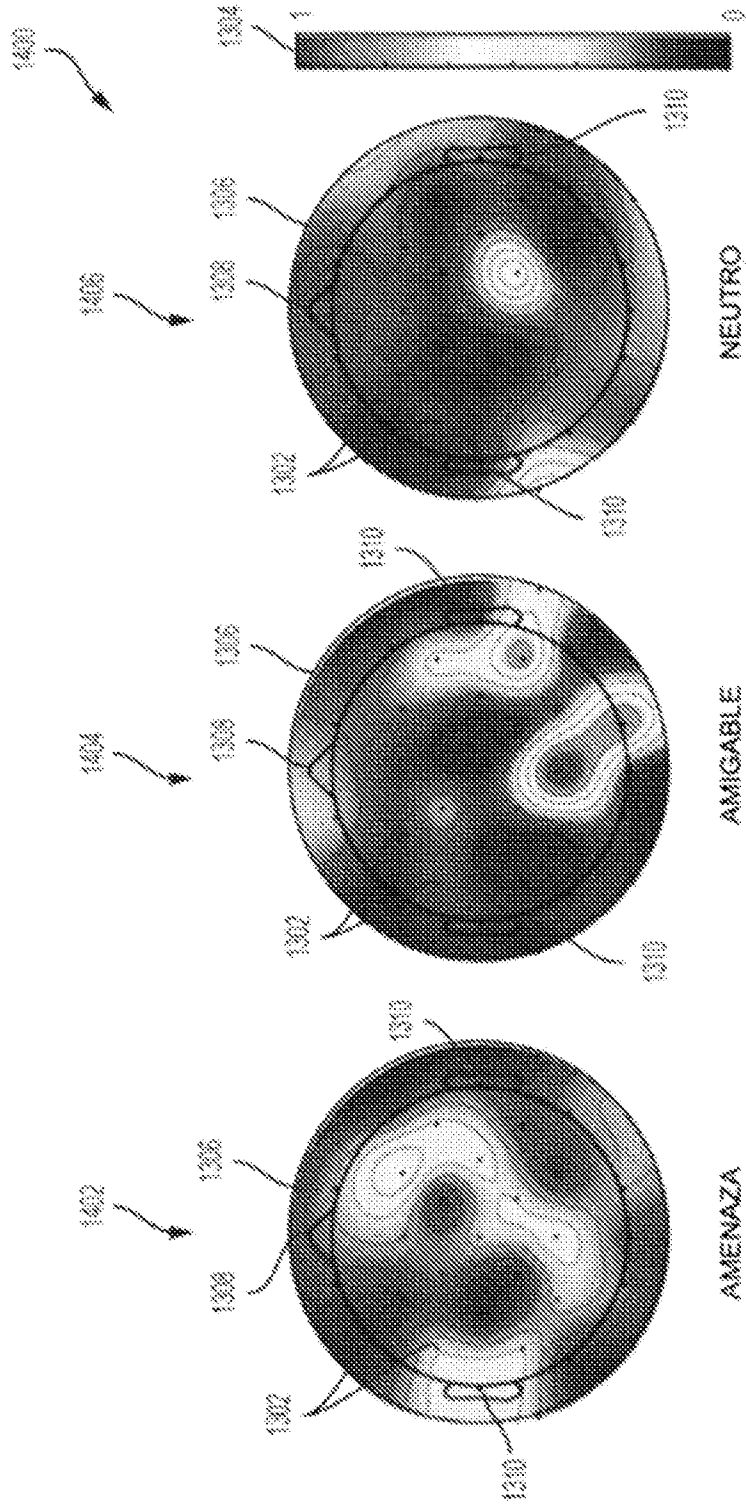


FIG. 13

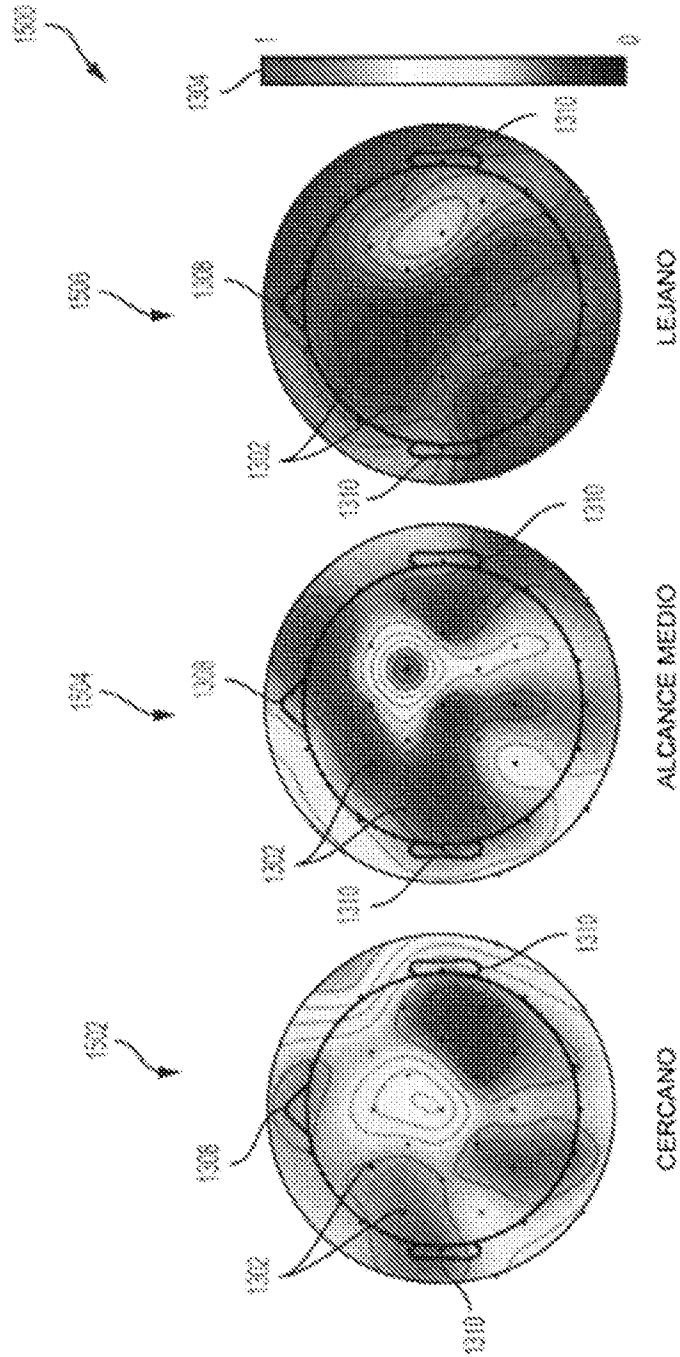


FIG. 14

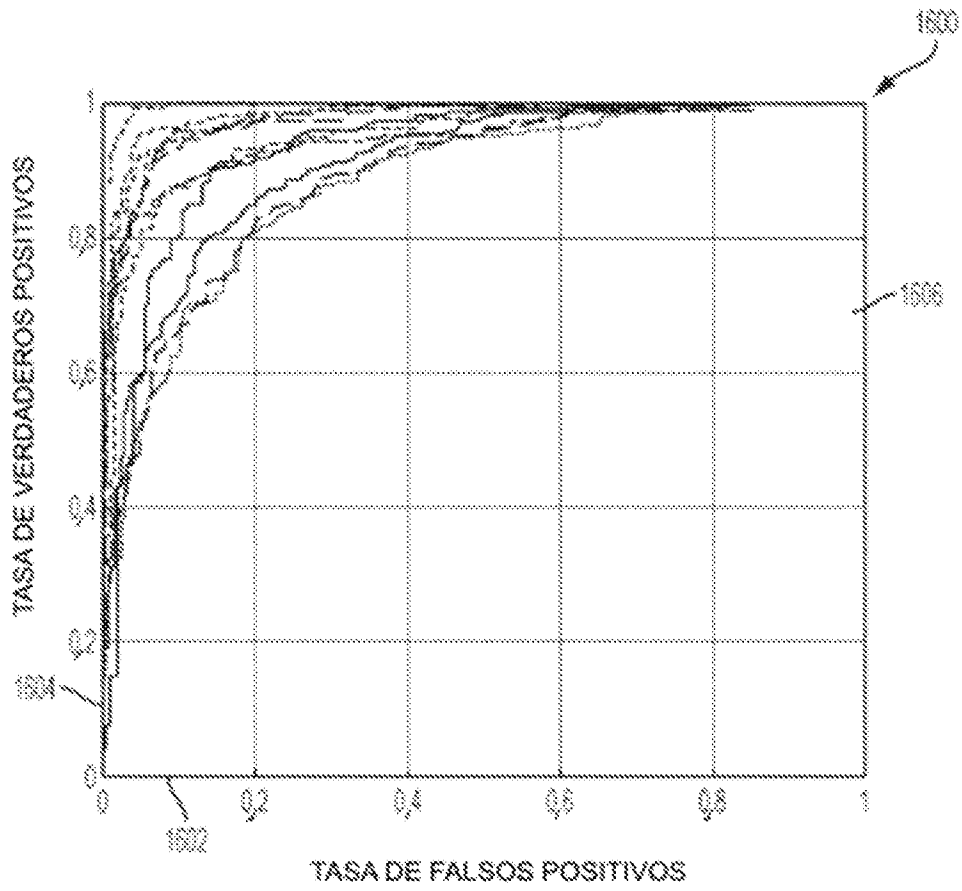


FIG. 15A

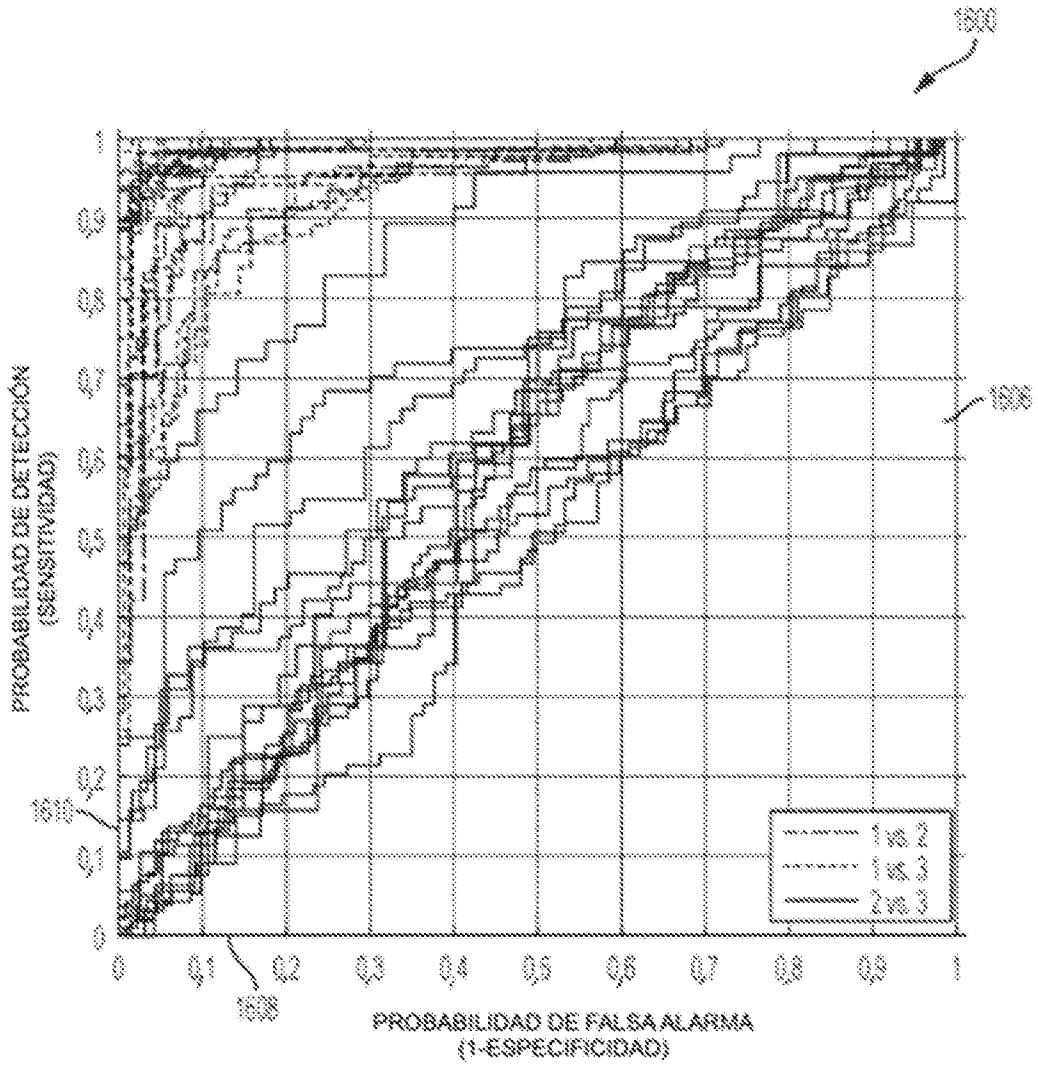


FIG. 15B

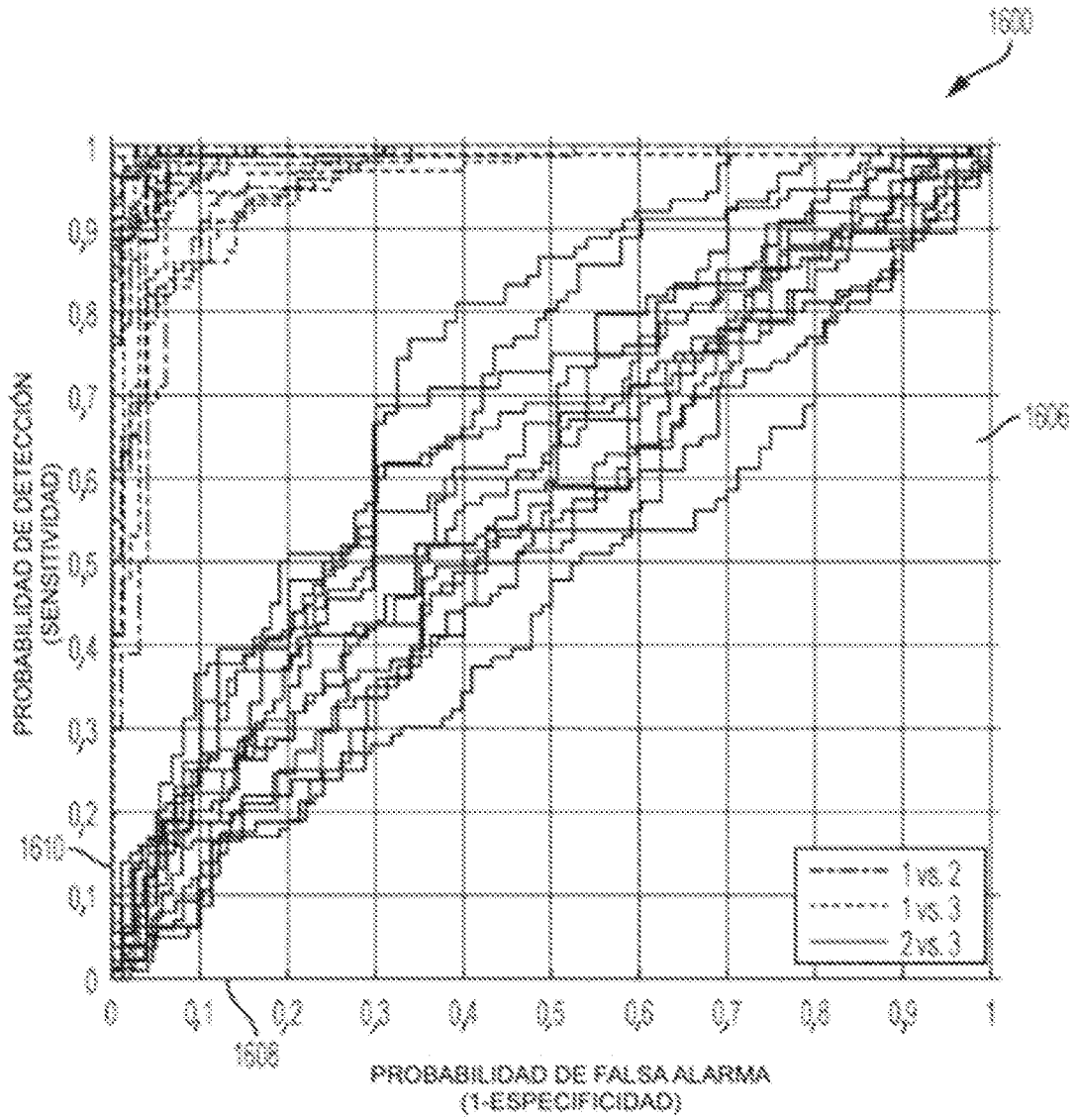


FIG. 15C

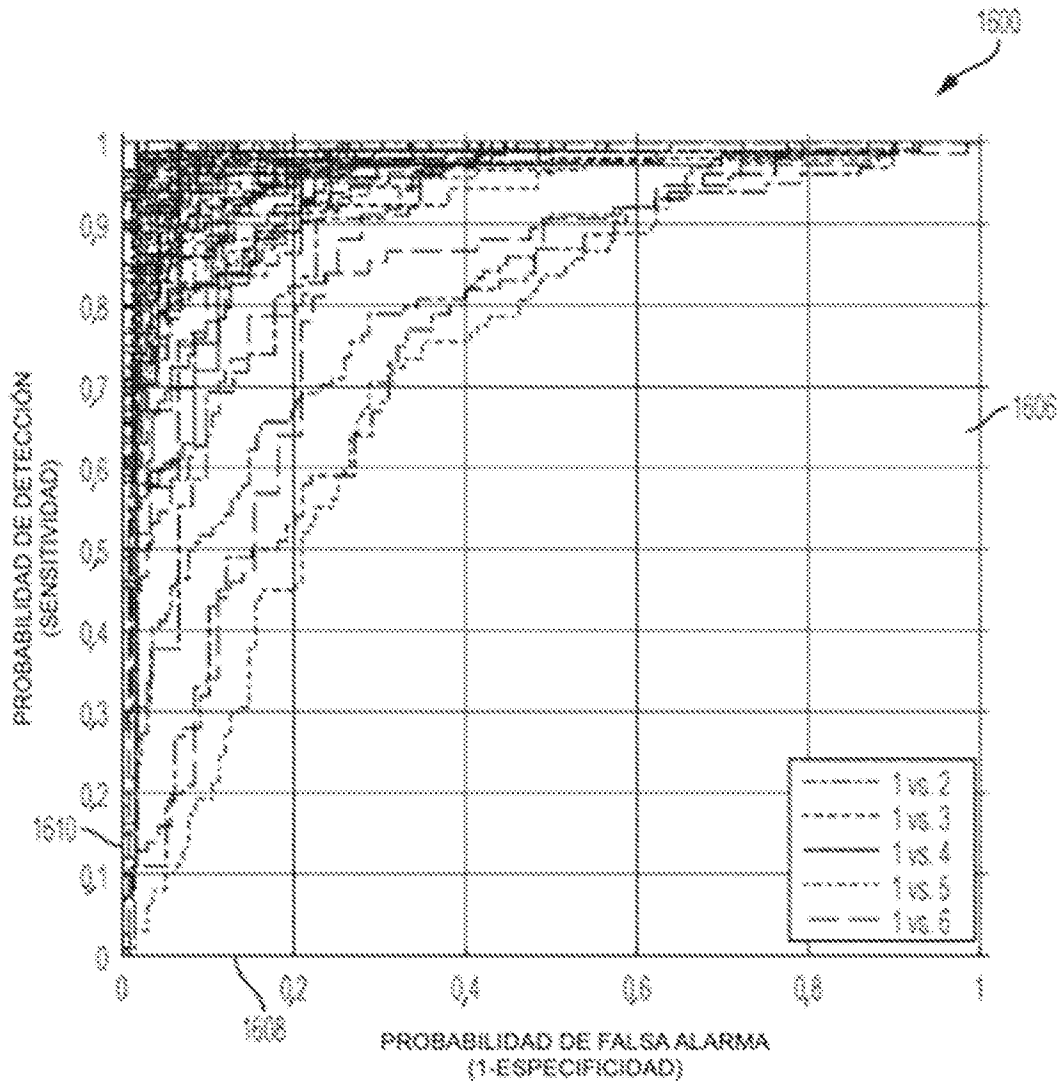


FIG. 15D

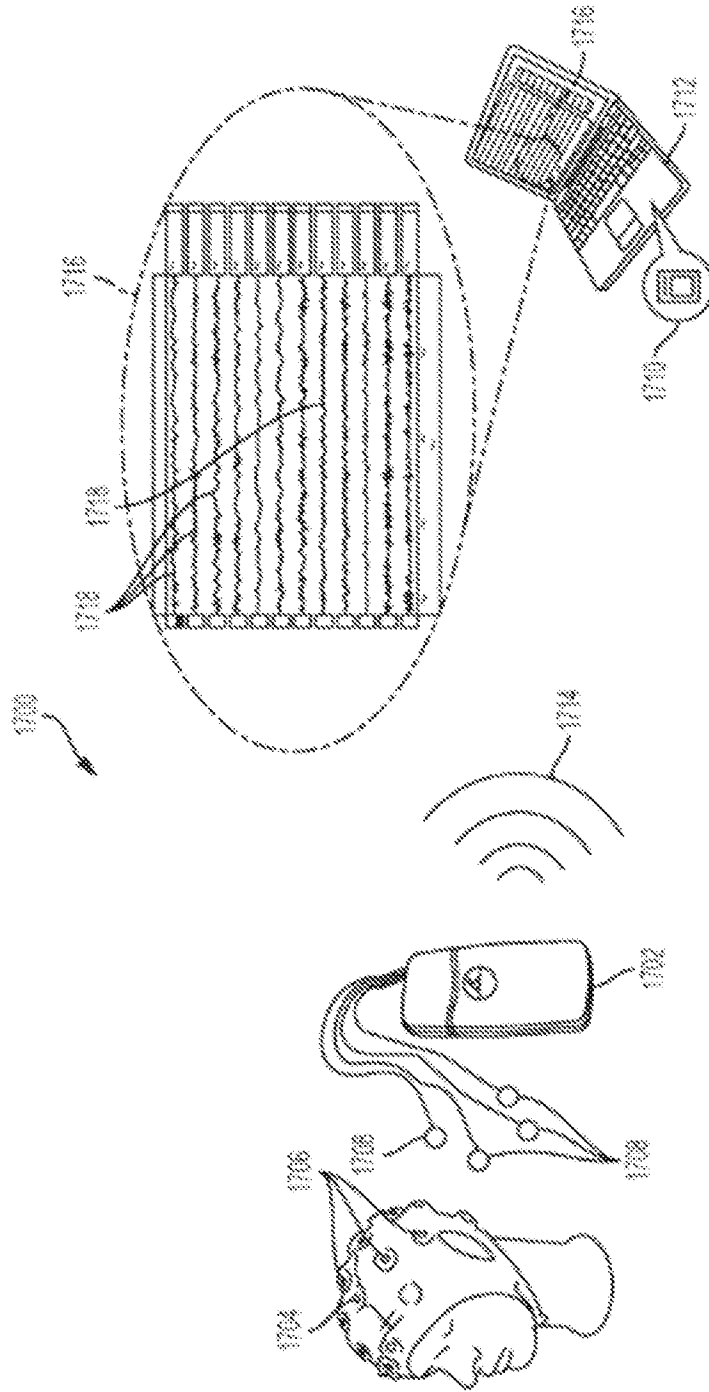


FIG. 16

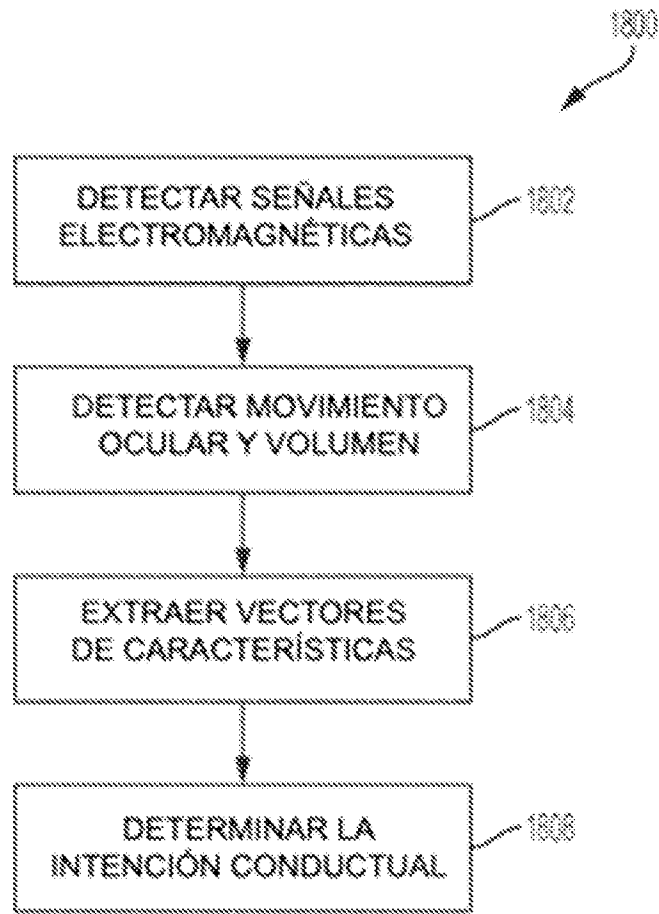


FIG. 17

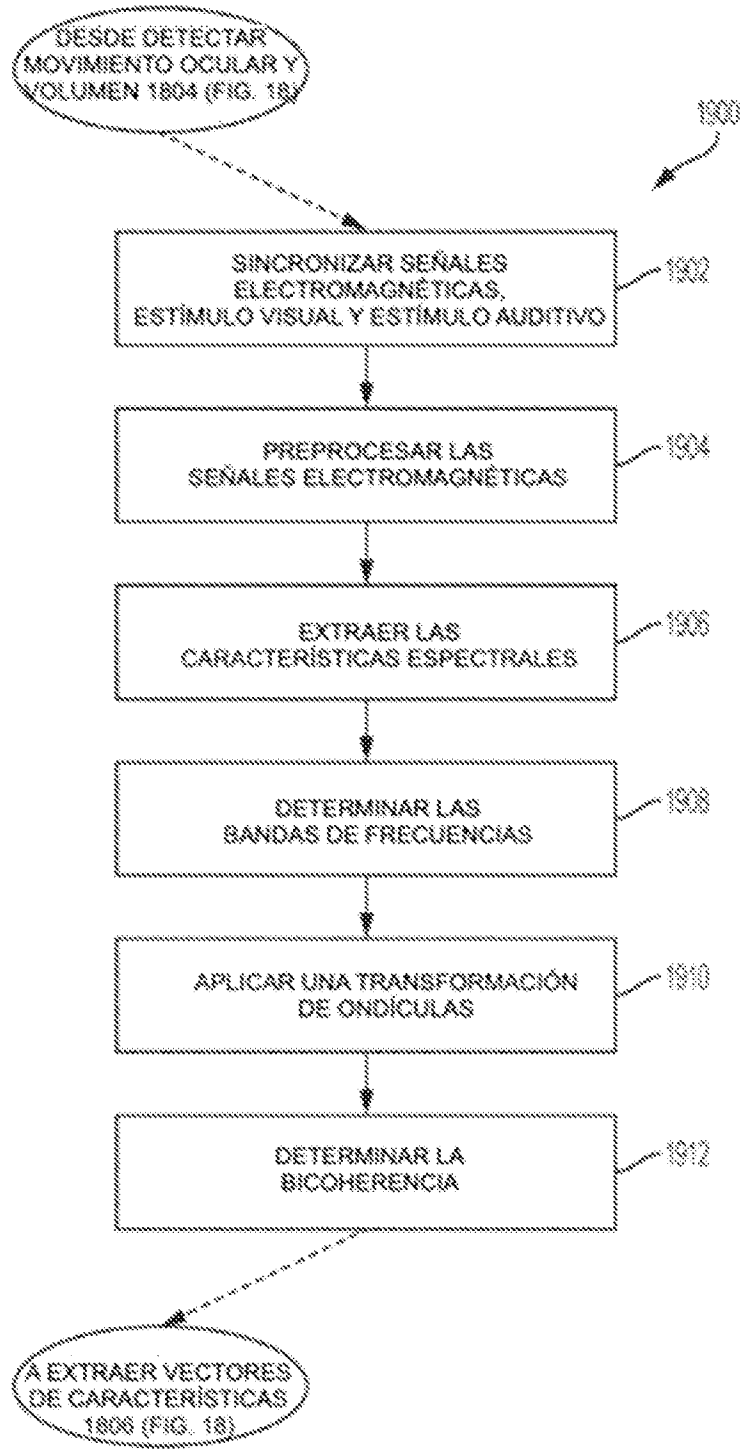


FIG. 18