

Interfaces Cerebrales

José del R. Millán

IDIAP Research Institute, Rue du Simplon 4, 1920 Martigny, Switzerland

jose.millan@idiap.ch

1. Introducción

La posibilidad de controlar una máquina, no manualmente, sino por el mero “pensamiento” (esto es, la actividad cerebral), ha fascinado a la humanidad desde casi siempre y, ahora, este sueño está comenzando a realizarse gracias a científicos multidisciplinares que trabajan en la intersección entre las neurociencias, la informática y la ingeniería biomédica. Efectivamente, en los últimos años, ya se han desarrollado los primeros prototipos de *interfaces cerebrales* que, en tiempo real, analizan la actividad cerebral y detectan ciertos estados mentales del usuario que son transformados en órdenes tales como seleccionar una letra de un teclado virtual o mover una silla de ruedas [1],[2],[3]. Todo ello sin que la persona ejecute ningún movimiento; basta que imagine movimientos de diferentes partes del propio cuerpo, o bien que ejecute mentalmente tareas tales como la relajación, la rotación de figuras geométricas o la selección de palabras que comiencen por la misma letra. Pero, aunque estos primeros prototipos de interfaces cerebrales son recientes, los ensayos iniciales y las ideas básicas datan de los años setenta, cuando se comprobó que los monos podían aprender a regular la actividad eléctrica de sus neuronas [4] y que era posible predecir la dirección de la mirada de una persona a partir de la actividad eléctrica global del cerebro (los así llamados potenciales visuales evocados) [5].

Esta posibilidad de enviar órdenes mentales directamente a una máquina se sustenta en el hecho de que el cerebro codifica de manera distribuida cada una de nuestras capacidades tanto motoras (por ejemplo, mover una mano) como cognitivas (por ejemplo, el lenguaje); es decir, cada región cerebral participa en más de una tarea mental al tiempo que cada tarea activa diversas regiones con intensidad y ritmos sutilmente diferentes. El desafío consiste en reconocer los patrones de actividad de diferentes regiones cerebrales asociados a varias tareas mentales en tiempo real y de manera fiable, porque entonces será posible que personas con graves discapacidades físicas puedan controlar máquinas que les proporcionen la movilidad y comunicación que perdieron.

Una interfaz cerebral puede monitorizar la actividad cerebral de diferentes maneras que, en una primera instancia, se clasifican entre modalidades invasivas y no invasivas. Las interfaces invasivas usan microelectrodos implantados en el cerebro que miden la actividad de neuronas individuales. Así, algunos investigadores han logrado que monos, a los que se implantaron decenas de microelectrodos en su cerebro, aprendieran a controlar mentalmente un brazo robotizado [6]. La experimentación de este tipo de implantes cerebrales en pacientes humanos también está en sus albores, aunque no en

Europa donde existe una normativa ética bastante estricta. Uno de estos pacientes fue capaz de controlar el cursor de un ordenador para escribir mensajes [7]. Sin embargo, sus prestaciones fueron similares a las obtenidas por otras personas con interfaces cerebrales no invasivas [2].

La mayoría de las interfaces no invasivas se basan en el electroencefalograma (EEG); esto es, la actividad eléctrica del cerebro medida simplemente con electrodos superficiales colocados sobre el cuero cabelludo. El EEG refleja principalmente la actividad sincronizada de miles de neuronas corticales, con lo que no proporciona información detallada sobre la actividad local de pequeñas regiones cerebrales. Además, el EEG se caracteriza por señales de pequeñísima amplitud (unos pocos μV) y de gran variabilidad en el tiempo. A pesar de estas limitaciones, diferentes personas han conseguido utilizar un teclado virtual, que aparece en la pantalla del ordenador, para seleccionar letras y escribir mensajes [8],[9] (Figura 1), así como conducir un robot móvil, semejante a una silla de ruedas, de una habitación a otra [10] (Figura 2).

Para ciertos estímulos, tales como luces e imágenes que centellean, el EEG muestra un componente característico, el llamado potencial evocado, que refleja la respuesta automática e inmediata del cerebro a esos estímulos exteriores. Estos potenciales evocados son, en principio, fáciles de detectar y algunos grupos los utilizan para desarrollar interfaces cerebrales. Sin embargo, la necesidad de una estimulación externa restringe su utilidad a un número limitado de tareas. Una alternativa más apropiada y natural para la interacción es el análisis de componentes asociados a la actividad mental espontánea y voluntaria del usuario. A este respecto, es posible medir tanto los potenciales corticales lentos como ciertos ritmos cerebrales asociados a diferentes tareas motoras y cognitivas. En el primer caso de los potenciales corticales lentos, cuya amplitud negativa refleja el estado preparatorio a la utilización de una cierta zona cortical, diversos pacientes en un estado total de inmovilidad han conseguido utilizar un teclado virtual y escribir mensajes [8]. En el segundo caso, un ritmo particularmente bien estudiado y usado en las interfaces cerebrales es el ligado a la imaginación de movimientos de brazos, manos y otras partes del cuerpo, que se origina en el córtex sensoriomotor y que se puede medir en la zona central del cuero cabelludo (por ejemplo, las posiciones C3 y C4 en la Figura 3) [11],[12]. En nuestro caso, además de los ritmos generados por la imaginación de movimientos de la mano izquierda o derecha, nuestra interfaz también usa ritmos ligados a tareas cognitivas tales como la relajación, la visualización de figuras geométricas (un cubo) en rotación, la selección de palabras relacionadas y el cálculo aritmético (sustracción de dos números).

La actividad neuronal no sólo genera corrientes eléctricas, sino que también produce señales magnéticas y metabólicas que, en principio, podrían usarse igualmente para desarrollar una interfaz cerebral. Un magnetoencefalograma (MEG) mide campos magnéticos, mientras que para observar la actividad metabólica del cerebro, que se refleja en cambios del flujo sanguíneo, se pueden utilizar varias técnicas entre las cuales destaca la resonancia magnética funcional (functional magnetic resonance imaging, fMRI). Desgraciadamente, el registro de estos tipos de señales requiere el uso de equipos sofisticados y de grandes dimensiones, que sólo funcionan en lugares especialmente

acondicionados. Más aún, las técnicas para medir el flujo sanguíneo tienen tiempos de respuesta lentos con lo que son poco apropiadas para la interacción.

2. Interfaces Cerebrales Adaptativas

Dados los riesgos asociados a los implantes cerebrales permanentes, además de los interrogantes éticos que conllevan, nuestro grupo se ha concentrado en métodos no invasivos, en particular el EEG. El objetivo es reconocer la tarea mental en la que está concentrada la persona mediante el análisis de los ritmos del EEG en diferentes regiones corticales. Para ello usamos un gorro con electrodos integrados que están situados según el estándar del sistema internacional 10-20, aunque sólo se analiza el EEG proveniente de los 8 electrodos fronto-centro-parietales F3, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz y P4. La Figura 3 muestra el posicionamiento de estos electrodos sobre el cuero cabelludo, mientras que las Figuras 1 y 2 muestran usuarios de nuestra interfaz cerebral con dos tipos diferentes de sistemas EEG, el primero más antiguo donde los electrodos son los discos blancos del gorro y el segundo más compacto donde los electrodos son los discos de colores.

Una vez el EEG ha sido registrado y digitalizado con la ayuda de un sistema portátil, se envía a un ordenador para su análisis. El primer paso es calcular los ritmos en cada zona cortical bajo los 8 electrodos mencionados anteriormente. Para ello, se estima, basándose en la transformada de Fourier, la densidad espectral en la banda 8-30 Hz del último segundo de señal para cada electrodo. Todo ello 16 veces por segundo. La concatenación de estas densidades espectrales forma el vector de entrada para un *clasificador* (programa de ordenador encargado de discriminar entre las diferentes tareas mentales deseadas según los ritmos de actividad cerebral apenas calculados), que es el corazón de la interfaz cerebral. Y, a medida que el clasificador responde, cada tarea se transforma en una orden para el sistema que se desea controlar.

Pero, ¿qué formas tienen los ritmos del EEG que representan las tareas mentales que se desean reconocer? A pesar de que no se conoce con exactitud cómo son estos patrones, debido a la variabilidad individual entre personas y a la variabilidad temporal, ello no es un problema insuperable ya que es posible utilizar técnicas de *aprendizaje estadístico* para entrenar al clasificador que extraiga del EEG los componentes principales que caracterizan de manera personal cada tarea mental y descarte la parte variable. Pero esta capacidad de adaptación por parte de la máquina no es todavía suficiente, puesto que la persona también necesita aprender a regular su EEG de forma que el clasificador pueda codificar un patrón (o más) para cada tarea mental que sea fácilmente distinguible de los de otras tareas. Para ello el usuario recibe un feedback, normalmente visual (ver Figura 2), que le indica cual es la tarea mental que el clasificador ha reconocido, de manera que la estrategia mental que el usuario utiliza para ejecutar cada una de las tareas es reforzada positiva o negativamente en función de la respuesta correcta o incorrecta del clasificador.

Así pues, nuestro enfoque se basa en un *aprendizaje mutuo* entre la persona y la interfaz cerebral: el

clasificador extrae los patrones EEG característicos de cada tarea mental específicos para cada persona, mientras que el usuario adquiere las estrategias mentales que le permiten hacerse entender por su interfaz cerebral personal. Un análisis de los patrones aprendidos por el clasificador confirma que para que una persona pueda operar satisfactoriamente su interfaz, ésta debe codificar características del EEG que son particulares de esa persona (Figura 4). Este aprendizaje mutuo acelera considerablemente el proceso de adaptación, mientras que cuando el proceso de entrenamiento recae completamente sobre la persona, entonces el usuario necesita largas sesiones de entrenamiento antes de poder utilizar la interfaz cerebral.

Brevemente, el clasificador de la interfaz cerebral desarrollada por nuestro equipo está formado por diferentes conjuntos de unidades de procesamiento, donde cada grupo está asociado a una de las tareas mentales que se desean reconocer y cada unidad representa un prototipo de esa tarea. La respuesta del clasificador es la estimación de la distribución de probabilidad de las tareas en función del vector de entrada que, recordémoslo, se obtiene 16 veces por segundo. La interfaz, por su parte, toma una decisión cada 0.5 segundos calculando la media de las últimas 8 respuestas del clasificador. El objetivo del aprendizaje consiste en encontrar la posición (media) y radio de influencia (varianza) de cada prototipo en el espacio multidimensional definido por el vector de entrada. Para ello se utiliza un algoritmo de descenso del gradiente estocástico que minimiza el error cuadrático medio entre la respuesta del clasificador y la distribución de probabilidad correcta. Intuitivamente, durante el aprendizaje, los prototipos tratan de aproximarse a los vectores de la clase que representan y, simultáneamente, alejarse de los vectores de las otras clases.

Las actuales interfaces cerebrales basadas sobre el EEG poseen una capacidad de comunicación limitada (número de comandos diferentes que se pueden enviar en un minuto) y son consideradas demasiado lentas para controlar, por ejemplo, secuencias rápidas y complejas de movimientos de un robot. Las razones de tales limitaciones son dos. La principal es la utilización de protocolos síncronos para el análisis del EEG, donde el usuario debe seguir una secuencia fija de pasos para enviar un nuevo comando mental (esto es, ejecutar una nueva tarea mental que la interfaz cerebral pueda reconocer y transformar en una orden) que se repiten cada varios segundos, de 4 a 10 según la interfaz. Este modo de operación facilita el análisis y clasificación del EEG puesto que se conoce con precisión el momento en que la persona ejecuta una tarea, pero es lento. Por el contrario, nuestra interfaz cerebral se basa en un *protocolo asíncrono* que permite al usuario decidir libremente cuándo ejecutar una tarea, lo que conlleva tiempos de respuesta más rápidos (0.5 segundos en nuestro caso) al tiempo que facilita una interacción más natural y flexible puesto que la persona puede ejecutar una tarea mental tan pronto esté lista para ello y continuar ejecutándola hasta que la interfaz reconozca la tarea deseada.

La segunda razón es que la mayoría de las interfaces sólo intentan discriminar entre 2 tareas mentales diferentes. Nuestra interfaz consigue reconocer 3 tareas, que cada usuario escoge de entre las 6 posibilidades mencionadas anteriormente (esto es, imaginación de un movimiento de la mano derecha o izquierda, relajación, visualización de un *cubo* en rotación, asociación de *palabras* y

aritmética). Al final de un corto periodo de aprendizaje, unas pocas horas normalmente divididas en varios días, el usuario consigue controlar su interfaz cerebral satisfactoriamente. En particular, el porcentaje de errores en la detección de la tarea que la persona ejecuta es inferior a 5% (e incluso menos del 2% para ciertos usuarios), mientras que el porcentaje de aciertos es igual o supera 70% (más del doble de una respuesta aleatoria que, en el caso de 3 posibilidades, sería del 33.3%). Y el restante 25% son rechazos; esto es, la interfaz no responde en aquellas ocasiones en las que el clasificador no consigue discriminar claramente la intención del usuario. Técnicamente, la respuesta de la interfaz es aquella tarea a la que el clasificador asigna mayor probabilidad, pero para ello esta probabilidad tiene que ser superior a un umbral suficientemente alto. Esta es una característica importante desde el punto de vista práctico ya que reduce la probabilidad de error, evitando así la frustración del usuario que tendría consecuencias desastrosas para el buen funcionamiento de la interfaz, al tiempo que disminuye el coste asociado a corregir las consecuencias de acciones erróneas (por ejemplo, hacer retroceder el robot hasta la puerta que se deseaba cruzar). La combinación de estas prestaciones, aunque modestas, con una rápida velocidad de respuesta ha permitido a diferentes personas el control y la comunicación mental tal como veremos a continuación.

3. Control y Comunicación Mental

Hasta ahora se consideraba que sólo las interfaces cerebrales invasivas podrían en un futuro cercano permitir el control de movimientos rápidos y complejos de robots y de prótesis para la ayuda a personas con graves discapacidades físicas, ya que las interfaces basadas sobre el EEG eran demasiado lentas. Pero, recientemente, hemos mostrado por primera vez la posibilidad de controlar en tiempo real un robot móvil [10], y esto con una interfaz cerebral no invasiva (Figura 2). Una de las claves ha sido la utilización de protocolos asíncronos para el análisis del EEG. La segunda clave reside en el hecho de que, para controlar mentalmente a un robot, el usuario no necesita enviar comandos de manera continua y con gran precisión, como si estuviera usando un joystick. Por el contrario, basta determinar cuál es la intención de la persona y pasar esta orden mental de alto nivel (por ejemplo, girar a la derecha en la próxima puerta) al robot que la ejecutará autónomamente ocupándose de todos los detalles necesarios para que el robot no colisione ni haga movimientos bruscos. En otras palabras, la interfaz asocia a cada una de las tres tareas mentales que es capaz de reconocer, y que dependen de cada sujeto, una orden de alto nivel. Con la ayuda de esta interfaz no invasiva, dos personas han conseguido guiar el robot mentalmente de una habitación a otra en la maqueta de una casa, haciéndolo girar a la derecha, girar a la izquierda y moverse hacia adelante. Y, cosa extraordinaria, el tiempo necesario para controlar mentalmente el robot fue sólo ligeramente más lento que el empleado con control manual para una misma trayectoria a lo largo de varias habitaciones. La Figura 4 muestra, para cada uno de los dos usuarios que han controlado el robot, los mapas de activación cortical generados a partir del prototipo medio de cada tarea mental aprendido tras la fase de entrenamiento. Para cada

usuario se indican las 3 tareas mentales escogida por cada uno. Esta figura ilustra claras diferencias entre los prototipos de las diferentes clases, esencial para el correcto funcionamiento de la interfaz cerebral, y entre los prototipos de las dos personas, una evidencia definitiva de la necesidad de personalizar la interfaz a cada usuario.

Además de permitir el control de dispositivos tan complejos como una silla de ruedas, una interfaz cerebral también puede facilitar la comunicación [9], ya que el usuario selecciona letras de un teclado virtual que aparece en la pantalla y escribe mensajes (Figura 1). Al principio, el teclado está dividido en tres bloques, cada uno asociado a una tarea mental diferente (Figura 5). A medida que la interfaz reconoce una de estas tareas, el bloque correspondiente del teclado se selecciona y se divide de nuevo en tres bloques más pequeños hasta que se selecciona una letra. Esta letra se escribe en el mensaje (la parte inferior de la pantalla) y el proceso vuelve a comenzar. La asociación entre bloques y tareas mentales se indica mediante colores. Otro elemento del proceso de escritura es la incorporación de una serie de medidas para reducir los errores a la hora de seleccionar un bloque e incluso para corregir eventuales errores. Diferentes usuarios han utilizado este teclado virtual, entre los cuales una persona con una grave discapacidad física. La primera de estas personas utilizó el teclado durante bastantes meses consiguiendo escribir a una velocidad de media de 22 segundos por letra, aunque sin las medidas de verificación suplementarias este tiempo se puede reducir a 7 segundos. Por comparación, el tiempo medio de escritura de una letra es de 1 a 2 segundos para otros teclados virtuales operados mediante una interfaz cerebral basada sobre el EEG. En el caso de la persona discapacitada que se ofreció voluntariamente a validar nuestra interfaz, el entrenamiento tuvo lugar en su propia casa de Londres y, tras un par de horas de entrenamiento, también consiguió manejar el teclado con una cierta habilidad, aunque claramente no alcanzó el nivel de nuestro primer usuario dado el poco tiempo de entrenamiento del que dispuso.

4. Conclusiones

Aunque las interfaces cerebrales es un campo todavía en su infancia, ya no es una mera especulación de ciencia ficción. En los próximos años veremos cómo una interfaz cerebral controlará prótesis y otros sistemas que paliarán la falta de movilidad y comunicación de los discapacitados, permitiéndoles así conquistar una cierta independencia y facilitando su incorporación a nuestra sociedad de la información. Pero para ello será necesario realizar progresos sustanciales en los tres campos de confluencia de las interfaces cerebrales, a saber: las neurociencias, la bioingeniería y la informática; por ejemplo, cómo simplificar el registro de la actividad cerebral, cuáles son las técnicas que extraen el máximo de información de esa actividad y qué nuevos métodos de aprendizaje estadístico permitirán mejorar las prestaciones de los clasificadores.

Y una vez se haya logrado desarrollar interfaces cerebrales con un alto grado de fiabilidad y robustez, esta tecnología podría llegar a ser utilizada por el resto de la población al integrarse con otras

modalidades de comunicación (por ejemplo, la palabra y los gestos) y otros tipos de señales fisiológicas (como la conductividad de la piel y la actividad muscular), de manera a que la interacción sea más natural y directa, tanto entre humanos y máquinas como entre personas.

Bibliografía

- [1] M.A.L. Nicolelis. Actions from thoughts. *Nature*, **409**:403–407, 2001.
- [2] J. del R. Millán. Brain-computer interfaces. In M.A. Arbib (ed.), *Handbook of Brain Theory and Neural Networks*, pp. 178–181. MIT Press, 2002.
- [3] I. Wickelgren. Tapping the mind. *Science*, **299**:496–499, 2003.
- [4] E.E. Fetz and D.V. Finocchio. Operant conditioning of specific patterns of neural and muscular activity. *Science*, **174**:431–435, 1971.
- [5] J.J. Vidal. Real-time detection of brain events in EEG. *Proceedings of the IEEE*, **65**:633–664, 1977.
- [6] J.M. Carmena, M.A. Lebedev, R.E. Crist, J.E. O’Doherty, D.M. Santucci, D.F. Dimitrov, P.G. Patil, C.S. Henriquez, and M.A.L. Nicolelis. Learning to control a brain-machine interface for reaching and grasping by primates. *Public Library of Science Biology*, **1**:193–208, 2003.
- [7] P.R. Kennedy, R. Bakay, M.M. Moore, K. Adams, and J. Goldwaithe. Direct control of a computer from the human central nervous system. *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, **8**:198–202, 2000.
- [8] N. Birbaumer, N. Ghanayim, T. Hinterberger, I. Iversen, B. Kotchoubey, A. Kübler, J. Perelmouter, E. Taub, and H. Flor. A spelling device for the paralysed. *Nature*, **398**:297–298, 1999.
- [9] J. del R. Millán, F. Renkens, J. Mouriño, and W. Gerstner. Brain-actuated interaction. *Artificial Intelligence*, **159**:241–259, 2004.
- [10] J. del R. Millán, F. Renkens, J. Mouriño, and W. Gerstner. Non-invasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, **51**:1026–1033, 2004.
- [11] J.R. Wolpaw and D.J. McFarland. Multichannel EEG-based brain-computer communication. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, **90**:444–449, 1994.
- [12] G. Pfurtscheller and C. Neuper. Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proceedings of the IEEE*, **89**:1123–1134, 2001.



Figura 1. Interfaz cerebral no invasiva para la comunicación. El usuario lleva un gorro con electrodos incorporados (los discos blancos) apoyados sobre el cuero cabelludo y que, con la ayuda de un gel conductor, mide el EEG en diferentes regiones corticales. El usuario selecciona letras del teclado virtual y escribe mensajes. El teclado está dividido inicialmente en 3 partes, una por cada tarea mental que la interfaz puede reconocer, que se dividen en bloques más pequeños a medida que el usuario las selecciona.

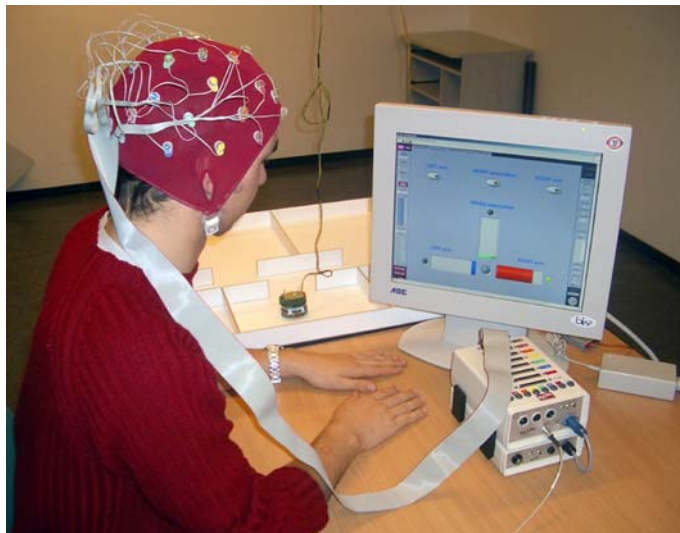


Figura 2. Control mental de un robot, similar a una silla de ruedas, mediante una interfaz cerebral portátil basada en el análisis del EEG. El usuario conduce el robot de una habitación a otra en una maqueta de una casa, haciéndolo girar a la derecha, girar a la izquierda y moverse hacia adelante. La pantalla del ordenador muestra cómo el usuario recibe feedback, que indica la respuesta de la interfaz cerebral, mediante tres barras de colores.

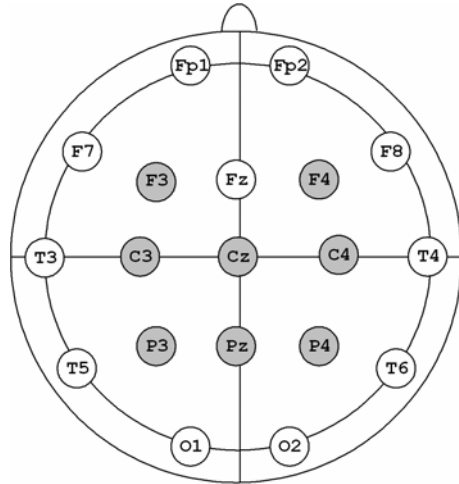


Figura 3. Posiciones de los electrodos sobre el cuero cabelludo según el sistema internacional 10-20. El reconocimiento de la tarea mental se basa en el análisis del EEG proveniente de los 8 electrodos fronto-centro-parietales indicados en gris.

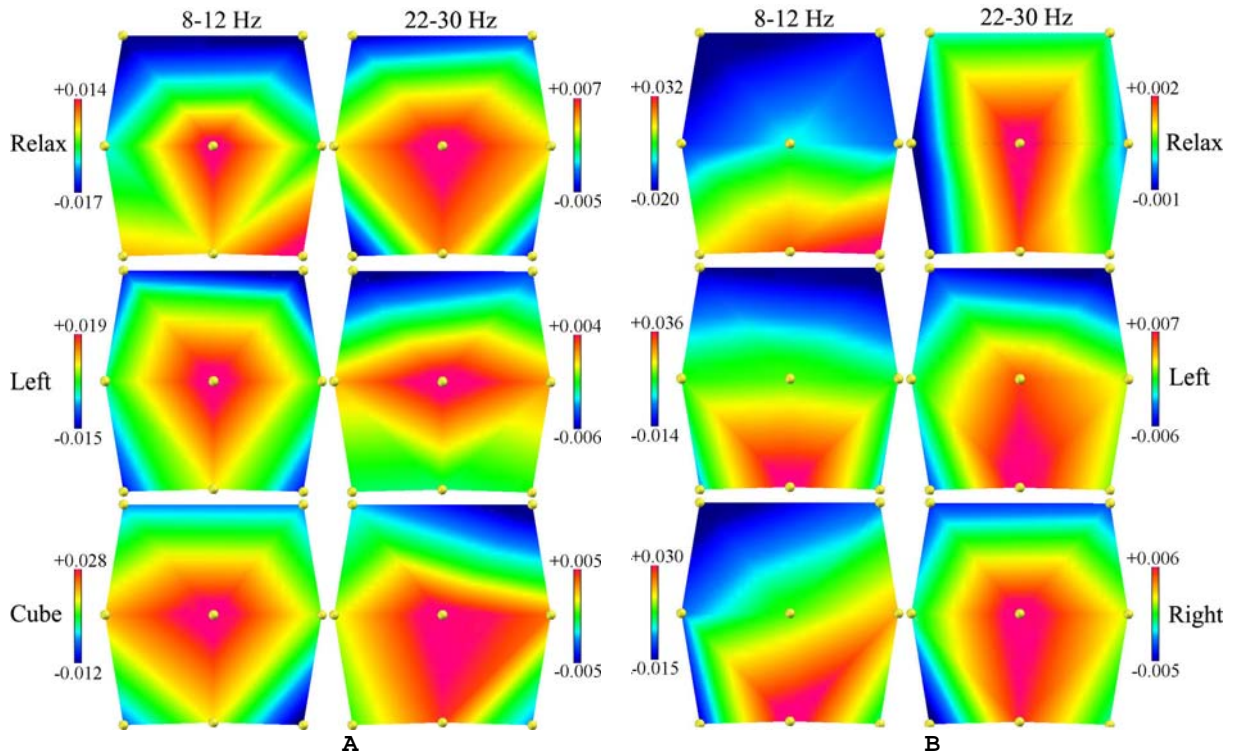


Figura 4. Mapas de activación cortical, para cada uno de los dos usuarios que han controlado el robot (paneles A y B, respectivamente), generados a partir del prototipo medio de cada tarea mental aprendido tras la fase de entrenamiento. Los mapas muestran la forma de los ritmos en dos bandas diferentes, 8-12 Hz y 22-30 Hz. Para cada usuario se indican las 3 tareas mentales escogida por cada uno. Los pequeños círculos amarillos indican la posición de los 8 electrodos, con los frontales en la parte superior.

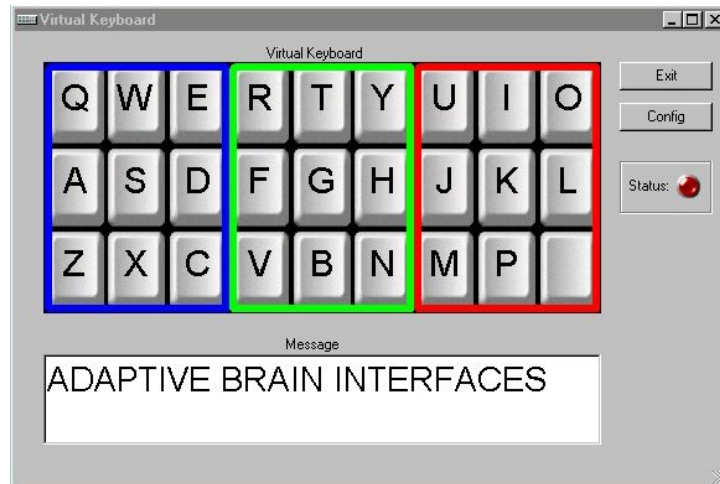


Figura 5. Teclado virtual. Al principio, el teclado está dividido en tres bloques, cada uno asociado a una tarea mental diferente. A medida que la interfaz reconoce una de estas tareas, el bloque correspondiente del teclado se selecciona y se divide de nuevo en tres bloques más pequeños hasta que se selecciona una letra. Esta letra se escribe en el mensaje (la parte inferior de la pantalla) y el proceso vuelve a comenzar. La asociación entre bloques y tareas mentales se indica mediante colores, que permanece constante a lo largo del proceso.