

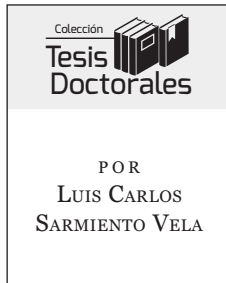
Interfaces cerebro-computador para el reconocimiento automático del habla silenciosa

Luis Carlos Sarmiento Vela



INTERFACES CEREBRO-COMPUTADOR PARA
EL RECONOCIMIENTO AUTOMÁTICO DEL HABLA SILENCIOSA

INTERFACES CEREBRO-COMPUTADOR PARA
EL RECONOCIMIENTO AUTOMÁTICO DEL HABLA SILENCIOSA



UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA
NACIONAL
Educadora de educadores

Sarmiento Vela, Luis Carlos
Interfaces cerebro-computador para el reconocimiento automático del habla silenciosa / Luis Carlos Sarmiento Vela. – 1ª. ed. – Bogotá : Universidad Pedagógica Nacional, 2019
142 páginas. — (Colección tesis doctorales). ilustraciones

Incluye: Referencias
Incluye: Índice temático
Incluye: Anexo
ISBN impreso: 978-958-5503-38-0
ISBN PDF: 978-958-5503-39-7
ISBN ePub: 978-958-5503-40-3

1. Electroencefalografía. 2. Neurolingüística. 3. Cerebro Humano. 4. Modelo Broca. 5. Modelo de Wernicke. 6. Modelo de Litchtheim. 7. Modelo Globalista. 8. Modelo de Geshwind. 9. Modelo Cognitivo de Benedit. 10. Modelo de Compresión Oral de Hickok y Poeppel. 11. Interfaces (computadores) – Programación. 12. Señales Cerebrales. 13. Neurociencia. I.Tit.

INTERFACES CEREBRO-COMPUTADOR PARA EL RECONOCIMIENTO AUTOMÁTICO DEL HABLA SILENCIOSA

Universidad Pedagógica Nacional - UPN
Carrera 16A n.º 79 - 08
editorial.pedagogica.edu.co
Teléfono: (57 1)347 1190 - (57 1)594 1894
Bogotá, Colombia

Leonardo Fabio Martínez Pérez
RECTOR

John Harold Córdoba Aldana
VICERRECTOR DE GESTIÓN UNIVERSITARIA

Lyda Constanza Mora Mendieta
VICERRECTORA ACADÉMICA

Fernando Méndez Díaz
VICERRECTOR ADMINISTRATIVO Y FINANCIERO

Gina Paola Zambrano Ramírez
SECRETARIA GENERAL

© Universidad Pedagógica Nacional

© Luis Carlos Sarmiento Vela

ISBN impreso: 978-958-5503-38-0
ISBN PDF: 978-958-5503-39-7
ISBN ePub: 978-958-5503-40-3
doi: <http://dx.doi.org/10.17227/td.2019.3397>

Primera edición, 2019

PREPARACIÓN EDITORIAL
Universidad Pedagógica Nacional

Grupo Interno de Trabajo Editorial

Alba Lucía Bernal Cerquera
COORDINACIÓN

Miguel Ángel Pineda Cupa
EDICIÓN

Alejandra Muñoz Suárez
CORRECCIÓN DE ESTILO

Claudia Patricia Rodríguez Ávila
DISEÑO DE CUBIERTA Y DIAGRAMACIÓN

Johny Adrián Díaz Espitia
FINALIZACIÓN DE ARTES

Impreso en Xpress Estudio Gráfico y Digital S.A.S./Kimpres
Bogotá, D. C., 2019

Hecho el depósito legal que ordena la Ley 44 de
1993 y decreto reglamentario 460 de 1995.

Fechas de evaluación: 23-02-2018/02-03-2018/07-06-2018
Fecha de aprobación: 29-06-2018

Prohibida la reproducción total o parcial sin
permiso escrito.

CONTENIDO

Agradecimientos	15
Prólogo	17
Introducción	19
Capítulo 1. El procesamiento del lenguaje en los seres humanos	23
El cerebro humano	23
Modelos neurocognitivos del lenguaje en los seres humanos	28
Capítulo 2. Interfaces cerebro-computador	37
Arquitectura de las BCI	37
Métodos para capturar señales cerebrales	38
Imágenes de resonancia magnética funcional	39
Electroencefalografía	39
Potencial de acción generado en las neuronas	40
Generación de las señales EEG	42
Ritmos cerebrales	43
Convención para la colocación de los electrodos	43
BCI invasivas	45
Estrategias mentales no invasivas	46
Capítulo 3. El habla silenciosa	55
Captura del movimiento de puntos fijos en el aparato articulador usando sensores de articulografía electromagnética (EMA)	56

Caracterización del tracto vocal usando ultrasonido (US) e imágenes ópticas de la lengua y los labios	56
Electromiografía superficial (SEMG) basada en reconocimiento del habla	57
Habla silenciosa con BCI utilizando electrocorticografía	58
Habla silenciosa con BCI empleando electroencefalografía (EEG)	59
Capítulo 4. Análisis de datos funcionales	63
Fundamentación de los datos funcionales	63
Funciones base para datos funcionales	64
Número óptimo de funciones base para datos funcionales	66
Derivada para datos funcionales	67
Capítulo 5. Diseño basado en el vector de características con datos funcionales para señales cerebrales con habla silenciosa	69
Protocolo experimental	69
Adquisición de datos para vocales con ss	71
Arquitectura basada en vector de características con datos funcionales	72
Filtraje	73
Consideración de artefactos	74
Remoción de artefactos de parpadeo	75
Transformación a densidad espectral de potencia	76
Transformación posición de los electrodos y PSD a datos funcionales	79
Aplicación de los datos funcionales al habla silenciosa	79
Clasificador multiclase con máquinas de soporte vectorial	82
Clasificador multiclase SVM con <i>one against-one</i>	83
Capítulo 6. Análisis del desarrollo utilizando un vector de características con datos funcionales para señales cerebrales con habla silenciosa	87
Análisis de señales EEG para vocales con habla silenciosa utilizando vector de características con datos funcionales	87
Análisis por localización	93
Observaciones sobre señales EEG para vocales con habla silenciosa utilizando vector de características con datos funcionales	116
Conclusiones	119
Anexo. Datos sobre vectores de características con datos funcionales	123
Referencias	127
Índice temático	137

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Sistema nervioso central	24
Figura 1.2. Cubierta protectora del encéfalo	24
Figura 1.3. Planos de referencia para el cerebro	25
Figura 1.4. Vista lateral izquierda de la corteza cerebral	26
Figura 1.5. Lóbulos del cerebro	27
Figura 1.6. Áreas de Brodmann de la corteza cerebral	27
Figura 1.7. Modelo de Broca señalado con color rojo	29
Figura 1.8. Modelo de Wernicke	30
Figura 1.9. Modelo de Litchtheim	30
Figura 1.10. Modelo neurológico de Geshwind	31
Figura 1.11. Diagrama del modelo cognitivo de Benedet	33
Figura 1.12. Diagrama de bloques modelo de comprensión oral de Hickok y Poeppel	34
Figura 1.13. Modelo neurológico de comprensión oral de Hickok y Poeppel	35
Figura 2.1. Arquitectura general de una BCI	38
Figura 2.2. Esquema de una neurona	40
Figura 2.3. Potencial de acción en la membrana de una neurona	40
Figura 2.4. Comportamiento de los canales de Na^+ , K^+ ante un potencial de acción	41
Figura 2.5. Generación de una señal EEG	42
Figura 2.6. Colocación de los electrodos EEG en el sistema 10-20	44

Figura 5.1. Sujeto usando el EEG neuroheadset en la experimentación de vocales con habla silenciosa	70
Figura 5.2. Arreglo de 21 electrodos cubriendo el área de Broca, Wernicke y la corteza auditiva primaria para vocales con ss	71
Figura 5.3. Intervalos seleccionados para el procesamiento de vocales con ss	72
Figura 5.4. Diagrama del modelo propuesto con datos funcionales para vocales con ss	73
Figura 6.1. Valor promedio por sujeto y por vocal con habla silenciosa (ss) del PSD estimado-ritmos δ	88
Figura 6.2. Diagrama de dispersión del valor promedio de PSD estimado por vocal con habla silenciosa (ss) - ritmos δ	89
Figura 6.3. Valor promedio por sujeto y por vocal con habla silenciosa (ss) del PSD estimado - ritmos $\delta\theta$	90
Figura 6.4. Diagrama de dispersión del valor promedio de PSD estimado por vocal con habla silenciosa (ss) - ritmos $\delta\theta$	91
Figura 6.5. Valor promedio por sujeto y por vocal con habla silenciosa (ss) del PSD estimado - ritmos $\delta\theta\alpha$	92
Figura 6.6. Diagrama de dispersión del valor promedio de PSD estimado por vocal con habla silenciosa (ss) - ritmos $\delta\theta\alpha$	93
Figura 6.7. Representación espacial del valor promedio por electrodo del PSD estimado para vocales con habla silenciosa (ss) - ritmos δ	96
Figura 6.8. Valor promedio de PSD estimado por electrodo para vocales con habla silenciosa (ss) - ritmos δ	97
Figura 6.9. Representación espacial del valor promedio por electrodo del PSD estimado para vocales con habla silenciosa (ss) - ritmos $\delta\theta$	99
Figura 6.10. Valor promedio de PSD estimado por electrodo para vocales con habla silenciosa (ss) - ritmos $\delta\theta$	100
Figura 6.11. Representación espacial del valor promedio por electrodo del PSD estimado para vocales con habla silenciosa (ss) - ritmos $\delta\theta\alpha$	103
Figura 6.12. Valor promedio de PSD estimado por electrodo para vocales con habla silenciosa (ss) - ritmos $\delta\theta\alpha$	103
Figura 6.13. Error medio cuadrático (MSE) relacionado con el número de bases para vocales con habla silenciosa (ss), utilizando ritmos $\delta\theta\alpha$	104
Figura 6.14. Datos funcionales con ritmos δ	107
Figura 6.15. Datos funcionales con ritmos δ	108

Figura 6.16. Datos funcionales con ritmos $\delta\theta$	109
Figura 6.17. Datos funcionales con ritmos $\delta\theta$	110
Figura 6.18. Datos funcionales con ritmos $\delta\theta\alpha$	112
Figura 6.19. Datos funcionales con ritmos $\delta\theta\alpha$	113
Figura 6.20. Clasificación de vocales con habla silenciosa utilizando (ss) SVM (1-1) - ritmos δ	114
Figura 6.21. Clasificación de vocales con habla silenciosa (ss) utilizando SVM (1-1)- ritmos $\delta\theta$	114
Figura 6.22. Clasificación de vocales con habla silenciosa (ss) utilizando SVM (1-1) - ritmos $\delta\theta\alpha$	114

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 5.1. Valores óptimos de la distancia angular Θ_i^* para vocales con habla silenciosa, usando un algoritmo genético	81
Tabla 5.2. Clasificación multiclase usando el método <i>one against-one</i>	84
Tabla 6.1. MSE variando el número de bases para vocales con habla silenciosa (ss) - ritmos cerebrales δ , $\delta\theta$ y $\delta\theta\alpha$	104
Tabla A1. Metodología basada en vector de características con datos funcionales. Exactitud para vocales con ss - ritmos δ	123
Tabla A2. Metodología basada en vector de características con datos funcionales. Exactitud para vocales con ss - ritmos $\delta\theta$	124
Tabla A3. Metodología basada en vector de características con datos funcionales. Exactitud para vocales con ss - ritmos $\delta\theta\alpha$	125

LISTADO DE SIGLAS Y ABREVIATURAS

AR	Modelo autorregresivo
ATM	Afasia transcortical motora
ATS	Afasia transcortical sensorial
BCI	Interfaces cerebro-computador
BD	Brodmann
CA	Circunvolución angular
CFI	Circunvolución frontal inferior
CFM	Circunvolución frontal medial
CFS	Circunvolución frontal superior
CPI	Circunvolución parietal inferior
Cpos	Circunvolución poscentral
Cpre	Circunvolución precentral
CPS	Circunvolución parietal superior
CS	Circunvolución supramarginal
CSP	Patrones espaciales comunes
CTI	Circunvolución temporal inferior
CTM	Circunvolución temporal medial
CTS	Circunvolución temporal superior
ECoG	Electrocorticografía
EEG	Electroencefalografía

ERD	Eventos relacionados con la desincronización
ERP	Potenciales de eventos relacionados
ERS	Eventos relacionados con la sincronización
fMRI	Imágenes por resonancia magnética funcional
HMM	Modelo oculto de Markov
PET	Tomografía por emisión de positrones
PO	Pars opercular
Por	Pars orbitaria
PSD	Densidad espectral de potencia
PT	Pars triangular
SCSSP	Patrones espacio-espectrales comunes
SEMG	Electromiografía superficial
SS	Habla silenciosa
SSVEP	Potencial evocado visual de estado estable
STI	Surco temporal inferior
STS	Surco temporal superior
SVM	Máquina de soporte vectorial
TMS	Estimulación magnética intracraneal

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a la Universidad Pedagógica Nacional por su importante apoyo académico, administrativo y de gestión para la publicación de este libro.

Al doctor Carlos Julio Cortés y al doctor Andrés Tovar por sus valiosos y constantes aportes en la elaboración de este libro.

Al doctor Pablo Lorenzana por sus esenciales contribuciones desde el campo de la neurología y la neurociencia.

Al doctor Jan Bacca por sus relevantes comentarios en el campo del procesamiento de señales.

A la Universidad Nacional de Colombia por el valioso apoyo académico y de laboratorios especializados que fueron fundamentales para el desarrollo de esta obra.

PRÓLOGO

El lenguaje es uno de los procesos cerebrales más complejos que caracteriza a los seres humanos. Diferentes modelos se han desarrollado para entender cómo es capaz el cerebro de realizar este proceso cognitivo de alta complejidad. Investigadores como Broca, Wernicke, Geschwind y Poppel han planteado modelos que buscan explicar la manera como el cerebro desarrolla esta tarea. Áreas como la lingüística, la neurociencia y la ciencia cognitiva contribuyen a la comprensión de este proceso cerebral.

Una de las actividades que realiza el cerebro es el habla silenciosa y se diferencia del habla en voz alta por la utilización del aparato fonador. Para poder interpretar el habla silenciosa existen diferentes tecnologías, una de ellas es la interfaz cerebro-computador utilizada en procesos no invasivos como el que se trata en este libro.

Las interfaces cerebro-computador (BCI, por su sigla en inglés [*brain computer interfaces*]) son consideradas una nueva área de la ingeniería, con ellas se pretende comunicar directamente el cerebro con sistemas computacionales. Las aplicaciones potenciales de estas interfaces se proyectan de gran utilidad para la humanidad. Es posible usarlas en personas con discapacidad, pues pueden ayudar a controlar prótesis y exoesqueletos. En el caso de las personas, en general, pueden ayudar a comunicarse en ambientes ruidosos y hostiles, entre otros.

Los BCI actuales aún están en un periodo inicial de desarrollo, sus métodos tienden a utilizar estímulos externos al sujeto o procesos cognitivos complejos que hacen difícil la aplicación en contextos fuera de laboratorio. Se requiere el desarrollo de nuevos métodos cerebrales donde los procesos cognitivos sean más naturales para el sujeto.

Este libro plantea un novedoso método de BCI basado en el reconocimiento de señales electroencefalográficas (EEG), registradas sobre el área del lenguaje durante tareas de habla silenciosa. Los algoritmos desarrollados permiten la identificación de las señales EEG para vocales con habla silenciosa utilizando como vector de características datos funcionales. La potencialidad de utilizar esta metodología en interfaces cerebro-computador tiene ventajas significativas sobre otros métodos de BCI como no requerir estímulos externos, procesos de atención rigurosos, altos niveles de concentración o tareas cognitivas que generen fatiga.

En el capítulo 1, la obra le presenta al lector una introducción al procesamiento del lenguaje en los seres humanos; el capítulo 2 hace una exposición sobre las interfaces cerebro-computador; el capítulo 3 presenta el habla silenciosa; en el capítulo 4 se muestra el análisis de datos funcionales; el capítulo 5 presenta los algoritmos desarrollados para el reconocimiento de señales cerebrales con EEG; en el capítulo 6 se estudian los análisis de los resultados y, finalmente, están las conclusiones.

El libro pretende ser una ayuda para las personas que deseen estudiar los modelos de procesos neurocognitivos más representativos relacionados con el lenguaje. De forma complementaria, se podría considerar apropiado para aquellos lectores que estén interesados en el estudio de las interfaces cerebro-computador y los sistemas de habla silenciosa. Su contenido presenta el desarrollo y resultado de un novedoso algoritmo para el reconocimiento de vocales con habla silenciosa utilizando señales EEG.

Jan Bacca Rodríguez, Ph. D.
Profesor asociado
Universidad Nacional de Colombia

INTRODUCCIÓN

Existe un conjunto de enfermedades que afectan las neuronas motoras y que generan en los individuos paresias en actividades motoras como el habla, la respiración, caminar y agarrar objetos (Snell, 2010). En este grupo de enfermedades se encuentran las siguientes patologías: la esclerosis lateral amiotrófica, la esclerosis lateral primaria, la atrofia muscular progresiva y la atrofia muscular espinal. La esclerosis lateral amiotrófica (ALS), o enfermedad de Lou Gehrig, afecta progresivamente las señales motoras de todos los músculos voluntarios (Mitsumoto, 2009). La esclerosis lateral primaria (PLE) afecta las neuronas motoras superiores y contribuye a la parálisis del control voluntario de los músculos del cuerpo. La atrofia muscular progresiva afecta a las neuronas motoras inferiores, comprometiendo, inicialmente, el movimiento de las manos y, de manera progresiva, el resto de los movimientos del cuerpo (Sontheimer, 2015). La atrofia muscular espinal (SMA) es una enfermedad que afecta las neuronas de la médula espinal generando parálisis en las piernas y los brazos (Younger, 2005).

Del conjunto de enfermedades que afectan al ser humano, el 6.2 % está relacionado con desórdenes neurológicos. De acuerdo con las estadísticas de la Organización Mundial de la Salud (OMS) referidas al 2005, la población afectada por cada 10.000 habitantes debido a desórdenes neurológicos se dividió en lesiones neurológicas: 425.4, enfermedades cerebrovasculares: 176.8, neuroinfecciones: 98.4, esclerosis múltiple: 20 (OMS, 2006). Esto sugiere el desarrollo de investigaciones desde el área de la medicina y la ingeniería que mejoren la calidad de vida de estas personas, y que les brinde la posibilidad de recuperar parcial o totalmente los movimientos que han perdido.

Otra de las causas para la inactividad motora está relacionada con las amputaciones de miembros superiores o miembros inferiores. Dentro de las causas más comunes para amputaciones están la diabetes, los traumas, la falta de flujo sanguíneo y las infecciones, entre otros (May, 1996). En Estados Unidos, por ejemplo, hay aproximadamente 1.9 millones de personas que han perdido alguna extremidad. Una estimación sugiere que una de cada 200 personas tiene algún tipo de amputación. De los casos de amputación, el 82 % corresponde a amputaciones relacionadas con problemas vasculares. Dentro de los casos de amputación traumática, el 68.6 % corresponde a extremidades superiores (Adams, Hendershot y Marano, 1999; Dillingham, Pezzin y MacKenzie, 2002).

Como una forma de suplir la problemática de personas con amputación de un miembro superior se han desarrollado prótesis que capturan las señales eléctricas generadas por músculos residuales en forma no invasiva (Muzumdar, 2004). Este tipo de bioseñales tiende a ser utilizado en uno o dos músculos y posibilita procesos de prensión, generalmente de agarre, siendo necesario un largo proceso de entrenamiento para adaptar el músculo a la tarea requerida. La posibilidad de utilizar más señales musculares se dificulta en función de la carga cognitiva que el sujeto tiene que realizar para desarrollar las tareas de prensión.

En un trabajo previo se desarrolló una prótesis de 10 grados de libertad para personas con amputaciones de mano y muñeca (Sarmiento, 2007). Esta prótesis se controló con señales mioeléctricas y señales de voz. Dentro de las conclusiones de esa tesis se encontró que, para el caso de estudio, las señales de voz eran más eficientes y eficaces que las señales mioeléctricas. Pero, entonces, ¿cuál es el tipo de señal más adecuada para controlar una prótesis? Lee y Roberson (2007) sugieren que controlar una prótesis con el pensamiento es el medio más natural.

Para afrontar la paresia debido a enfermedades o amputaciones, desde la ingeniería se han desarrollado interfaces cerebro-computador (*brain-computer interfaces*) (BCI) que buscan solucionar este problema, siendo la atención selectiva y la imaginación motora dos de los métodos más explorados. En el caso de la atención selectiva, el sujeto requiere focalizar su atención en un estímulo determinado, con el potencial P300 y el potencial evocado visual de estado estable (*steady-state visual evoked potentials* [SSVEP]) como dos patrones cerebrales representativos.

En el caso de los potenciales evocados P300, una de las ventajas de este método aplicado a las BCI es no requerir un entrenamiento dispendioso y poder utilizarlas con P300 en pocos minutos. Dentro de las limitaciones está requerir un estímulo externo (fuentes luminosas, auditivas o hápticas) y la fatiga que produce el hecho de prestar atención a fuentes luminosas, auditivas o hápticas por un largo lapso de tiempo.

En el caso de SSVEP, una de las ventajas de este método es que no requiere un entrenamiento dispendioso. Entre las limitaciones está requerir un estímulo

externo (fuentes luminosas), la cantidad limitada de fuentes luminosas en relación con el rango de frecuencias y la fatiga que produce mirar una fuente luminosa que parpadea por largo tiempo.

La imaginería motora aplicada a las BCI tiene ventajas frente a los métodos de atención, como el hecho de no requerir un estímulo externo. Sus limitaciones son la necesidad de una fase de entrenamiento, en la que el tiempo está en función de la cantidad y la complejidad de las tareas. Otra limitación consiste en la fatiga cognitiva que se incrementa con el número de tareas y el tiempo respectivo.

En la última década se ha buscado desarrollar nuevos métodos de BCI que puedan realizar una amplia cantidad de tareas y que no requieran un estímulo externo, procesos cognitivos de atención con alta concentración, tiempos de respuesta factibles para manejar dispositivos y tiempos de entrenamiento dispendiosos, entre otros.

Una reciente línea de investigación en las BCI es el habla silenciosa con señales EEG. Dentro de las características que presenta esta nueva línea de las BCI están: no ser invasiva, no requerir procesos de entrenamiento dispendiosos como en el caso de la imaginería motora (Sharma, Pomeroy y Barón, 2006), no requerir un proceso de atención riguroso como en SSVEP (Chumerin et al., 2013), P300 (Rebsamen et al., 2006) o imaginería motora (Graumann, Allison y Pfurtscheller, 2010), no requerir un estímulo externo como en el caso de SSVEP (Tan y Nijholt, 2010) o P300 (Sanei y Chambers, 2008), y no requerir tareas cognitivas que generen fatiga muscular o cognitiva, como en el caso de la imaginería motora (Drubach, Benarroch y Mateen, 2007). Adicionalmente, utiliza señales cerebrales que están relacionadas con el área del lenguaje y tienen la posibilidad de utilizar la innumerable cantidad de palabras (léxico) de un lenguaje. A pesar de estas ventajas sus aplicaciones aún son limitadas. Una de las causas está en que áreas como la neurociencia todavía intentan entender los procesos neuronales cerebrales relacionados con el lenguaje. A pesar de esta dificultad se han logrado algunos avances en el reconocimiento de vocales (DaSalla, Kambara, Sato y Koike, 2009; Fujimaki, Takeuchi, Kobayashi, Kuriki y Hasuo, 1994; Matsumoto, 2014); sílabas (Brigham y Kumar, 2010; Deng, Srinivasan, Lappas y D’Zmura, 2010), y palabras (Kazi y Sudhir, 2014; Salama, ElSherif, Lashin y Gamal, 2014); a pesar de estos esfuerzos, aún se requiere una mayor cantidad de investigaciones para su aplicación práctica en las BCI, siendo un área abierta de investigación.

Partiendo de lo expuesto, se busca responder la siguiente pregunta de investigación: ¿Qué señales cerebrales EEG, desarrollos numéricos y protocolos experimentales permiten el reconocimiento del habla silenciosa como base para el desarrollo de interfaces cerebro-computador?

El estudio de los procesos cerebrales se aborda desde diferentes campos como la neurociencia, la biología, la ingeniería, la psicología, entre otras áreas de conocimiento. Se ha buscado diferentes técnicas para visualizar los procesos que ocurren en el cerebro, entre ellas se encuentran las señales electroencefalográficas que se destacan por su alta resolución temporal. Dentro de los procesos cognitivos más complejos que realiza el cerebro humano se encuentra el lenguaje. Para su estudio se ha desarrollado modelos clásicos (Broca, Wernicke) y modernas técnicas de neuroimágenes utilizando resonancia magnética funcional y señales electroencefalográficas. Este libro presenta el desarrollo de un modelo computacional que permite identificar los procesos cognitivos del lenguaje relacionados al habla silenciosa de las vocales en español a través de señales electroencefalográficas ubicadas sobre el hemisferio izquierdo.

Asimismo, en la obra se hace una revisión detallada de los principales modelos de procesamiento del lenguaje en los seres humanos y las interfaces cerebro-computador. Además, se especifican los diferentes modelos de habla silenciosa y una descripción del campo de análisis de datos funcionales. Posteriormente, se expone el modelo computacional desarrollado y el procedimiento experimental respectivo. Los resultados y conclusiones invitan al lector a profundizar sobre los procesos cognitivos del lenguaje, generar modelos computacionales que lo expliquen y desarrollar interfaces cerebro-computador que interactúen con el ser humano.

